

# Fundamentos de Física Médica

## Volumen 9

Radiaciones no ionizantes I.

Ultrasonidos.

Bases físicas, equipos y control de calidad

**Editor de la colección:**

Antonio Brosed Serreta

**Editora del volumen:**

Ana Paula Millán Armengol





# Fundamentos de Física Médica

## Volumen 9

Radiaciones  
no ionizantes I.

Ultrasonidos. Bases físicas,  
equipos y control de calidad

**Editor de la colección:**

Antonio Brosed Serreta

**Editor del volumen:**

Ana Paula Millán Armengol



© Sociedad Española de Física Médica  
E-mail: [secretaria@sefm.es](mailto:secretaria@sefm.es)  
Página web: [www.sefm.es](http://www.sefm.es)

**Edición:**



Depósito legal: M-34587-2018  
ISBN: 978-84-944186-6-2

Reservados todos los derechos. Ninguna parte de esta publicación podrá ser reproducida, almacenada o transmitida en cualquier forma ni por cualquier procedimiento electrónico, mecánico, de fotocopia, de registro o de otro tipo, sin el permiso de los editores.

## **ANTONIO BROSED SERRETA**

Licenciado en Ciencias Físicas por la Universidad de Zaragoza en 1959 y, tras dos años trabajando en la cátedra del Profesor Don Justiniano Casas, ingresó en la Junta de Energía Nuclear (JEN) en 1962. En Enero de 1966, fue enviado al "Laboratorio de dosimetría de radiaciones ionizantes" de la Oficina Internacional de Pesas y Medidas (BIPM) en Sévres (Francia). Bajo la dirección del Profesor André Allisy trabajó y aprendió la metrología correspondiente a la dosimetría con haces externos.



Desde 1968 hasta su jubilación en 2007 sus actividades se han desarrollado en dos vertientes: la primera corresponde a la investigación y desarrollo en metrología de radiaciones ionizantes (RI), que comprendió el establecimiento de patrones nacionales y laboratorios de calibración en el seno de la entonces JEN y en el Laboratorio de Metrología de RI (LMRI) de la actual CIEMAT, y la segunda corresponde a labores docentes relacionadas con la metrología de RI, dosimetría física en radioterapia y radioprotección y desarrolladas en diferentes ámbitos.

Coautor y autor de artículos en revistas nacionales y extranjeras, de capítulos de libros y de numerosas comunicaciones a Congresos, fue nombrado en 1969 miembro a título personal del Comité Consultivo de Radiaciones Ionizantes (CCRI, Section I) del BIPM, labor que desarrolló hasta su jubilación. Ha sido presidente del Comité de Dosimetría en Radioterapia (CDR) de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), desde su origen en 1979 hasta su desaparición en 1997 y presidente de la Comisión Científica de la SEFM desde su creación en 2000 hasta 2007.

Ha recibido distinciones de la SEPR (2000), de la SEFM (2001) y del BIPM (2009).



## **ANA PAULA MILLÁN ARMENGOL**

Licenciada en Ciencias Físicas y Diploma de estudios avanzados en Radiología y Medicina Física por la Universidad de Zaragoza, Diplôme de Qualification en Physique Radiologique et Medicale y Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Se forma en el área de Ultrasonidos en Christie Hospital en Manchester (Inglaterra). Miembro del subcomité de redacción del ANEXO II: Protocolo de Control de Calidad de parámetros técnicos de los equipos de Ecografía y Resonancia Magnética, del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico.



Desde 2002 trabaja en la empresa Técnicas Radiofísicas S.L. y en la Unidad Técnica de Protección Radiológica CONTECSAN S.L., siendo jefe de Protección Radiológica (PR) de la UTPR desde 2015, donde presta servicios de PR y de Física Médica en las áreas de Diagnóstico por la imagen y Radioterapia. Ha trabajado como profesor asociado en la Universidad de Zaragoza, en la Facultad de Medicina de Zaragoza y en la Facultad de Ciencias de la Salud y del Deporte de Huesca entre 2009 y 2013. Ha sido directora y docente en los cursos de formación continuada organizados por la SEFM en la temática de Ultrasonidos y en el curso de “Fundamentos de Física Médica”, módulo radiaciones no ionizantes, área de Ultrasonidos, de la Universidad Internacional de Andalucía, Antonio Machado.

## AGRADECIMIENTO

*La editora del volumen quisiera agradecer al Dr. McHugh, Jefe del Departamento de Física de Ultrasonidos del Christie Hospital de Manchester (Inglaterra), el apoyo prestado durante el periodo de formación de Ana Paula Millán Armengol, y su posterior colaboración en los cursos de formación continuada sobre Ultrasonidos organizados por la SEFM.*

## Presentación

Los contenidos del presente volumen y de toda la colección, surgen a partir de los textos del curso “FUNDAMENTOS DE FÍSICA MÉDICA”, organizado por la SEFM (Sociedad Española de Física Médica) y la UNIA (Universidad Internacional de Andalucía).

Desde el año 2004, en los meses de enero y febrero y celebrado en el magnífico recinto de la sede Antonio Machado de la UNIA, en Baeza (Jaén), el curso ha pretendido ofrecer una formación básica que cubre en gran medida los conocimientos teóricos que figuran en el programa de la especialidad de Radiofísica Hospitalaria (RFH), así como introducir a otros titulados superiores en el campo de la Física Médica.

En consecuencia, estos textos van dirigidos a especialistas en formación en la especialidad de RFH, (fundamentalmente los residentes de primero y segundo año de la especialidad), así como a titulados superiores que quieran adquirir o mejorar sus conocimientos en el área de la Física Médica.

Los objetivos del curso tal como fue concebido son:

- Cubrir gran parte del *programa teórico de formación* de la especialidad de RFH.
- *Uniformizar* los conocimientos teóricos de base para todos los especialistas en formación.
- *Armonizar* el léxico y la terminología en el ámbito de la Física Médica.

Por medio de esta colección, se pretende además, difundir el contenido de nuestros cursos entre todos los profesionales de la Física Médica de habla hispana que deseen acercarse a nuestros textos y tener a su disposición un libro de consulta en español.

El curso se estructura en 9 módulos, de duración entre 10 y 20 horas cada uno, que son eminentemente teóricos a fin de introducir a los especialistas en formación en las diversas áreas de la especialidad. A lo largo de estos años se ha desarrollado por medio de clases magistrales combinadas con seminarios, discusiones y trabajos en grupo. A partir de dichos módulos docentes han surgido los diez volúmenes que componen esta serie, revisados y ampliados con la participación de los autores y del editor de la colección, Antonio Brosed Serreta.

Mi agradecimiento sincero a todos los profesores participantes a lo largo de estos años, así como a los autores de los textos por su dedicación y esfuerzo desinteresado.

Finalmente, quiero agradecer a la Junta Directiva de la SEFM el apoyo incondicional recibido a lo largo de todas las ediciones del curso y el haber hecho realidad ahora, la publicación de sus contenidos. Mi agradecimiento especial, a Alejandro García Romero cuyo entusiasmo y dedicación han sido claves para llevar a buen término la publicación de estos libros.

*Teresa Eudaldo Puell*  
*Directora del curso*

## **Autores**

### **Coral Bodineau Gil**

*Licenciada en Ciencias Físicas por la Universidad de Sevilla. Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Experto Universitario en Protección Radiológica por la Universidad Complutense. Física adjunta del Servicio de Radiofísica Hospitalaria y Protección Radiológica del Hospital Regional de Málaga desde el año 1991, siendo tutora de residentes entre los años 2005 y 2012.*

*Miembro de las Sociedades Españolas de Física Médica, Protección Radiológica y Real Sociedad Española de Física. Ha participado como docente en los cursos de formación continuada de Ultrasonidos organizados por la SEFM. Ha desarrollado su trabajo clínico y de investigación, fundamentalmente en las áreas de dosimetría en Radioterapia, control de calidad y Protección Radiológica.*

### **Jesús María de Frutos Baraja**

*Doctor por la Universidad de Valladolid y Licenciado en Ciencias Físicas. Es Especialista en Radiofísica Hospitalaria/Física Médica.*

*Su experiencia profesional se ha desarrollado, sobre todo, en el Hospital Clínico Universitario y la Universidad de Valladolid. Es Supervisor de Instalaciones Radiactivas y miembro de diversas comisiones clínicas del hospital. Su actividad asistencial se ha centrado en la Radioterapia externa y la Braquiterapia. Es Radiofísico de la Unidad de Tumores Intraoculares del Hospital, (Unidad de Referencia Nacional).*

*Su trabajo de investigación ha consistido en trabajos publicados en revistas y en congresos nacionales e internacionales. Ha sido invitado para impartir po-*

*nencias invitadas en varios cursos, jornadas y congresos. Ha participado como investigador principal y colaborador en proyectos financiados, perteneciendo a un Grupo de Investigación Reconocido por la Administración. Ha sido miembro de varios grupos de trabajo de su especialidad.*

*Su principal Actividad docente la ha realizado como profesor de seminarios y clases prácticas en asignaturas de Radiología y Física Médica y como docente de cursos de Protección Radiológica, Gestión, Administración y Calidad y como profesor de cursos de varias sociedades científicas. Además es Director de varias tesis doctorales y trabajos de final de máster y grado, así como otros trabajos académicos.*

### **Manuel Llorente Manso**

*Licenciado en Ciencias Físicas por la Universidad Complutense de Madrid. Cursó formación como Radiofísico Hospitalario en el Hospital Clínico de Valladolid.*

*Desde 2001, trabaja en el Centro Oncológico MD Anderson, donde es en la actualidad Jefe de Radiofísica y Protección Radiológica. Su principal campo de trabajo es la dosimetría física y clínica en Radioterapia, Protección Radiológica y control de calidad de Radiodiagnóstico.*

### **Ana Paula Millán Armengol**

#### **Javier Salceda Artola**

*Licenciado en Ciencias Físicas, Licenciado en Medicina y Cirugía, y Diploma de Estudios Avanzados por la Universidad de Zaragoza. Médico Especialista en Radiodiagnóstico. Ha trabajado como radiólogo en el Hospital Ernest Lluch de Calatayud y en el Hospital Reina Sofía de Tudela. En la actualidad, trabaja en el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza, realizando la mayoría de su labor asistencial como ecografista.*

# Índice

## **Tema 1. Evolución del uso de Ultrasonidos en Medicina. . . . . 25**

- 1. Evolución del conocimiento sobre acústica y Ultrasonidos . . . . . 27
- 2. Desarrollo del campo de los Ultrasonidos en Medicina. . . . . 31
- 3. Referencias. . . . . 43

## **Tema 2. Física de los Ultrasonidos. . . . . 45**

- 1. Naturaleza del sonido. . . . . 47
  - 1.1. Definición de sonido. . . . . 47
  - 1.2. Ondas sonoras . . . . . 48
  - 1.3. Ondas sonoras armónicas. . . . . 52
- 2. Propagación de Ultrasonidos en tejidos. . . . . 58
  - 2.1. Impedancia acústica . . . . . 58
  - 2.2. Reflexión y transmisión. . . . . 59
  - 2.3. Atenuación. . . . . 66
  - 2.4. Localización acústica. . . . . 68

<b>3. Efecto Doppler en aplicaciones médicas de Ultrasonidos.....</b>	<b>69</b>
3.1. Efecto Doppler.....	69
3.2. Aplicación del efecto Doppler en Medicina.....	73
<b>4. Bibliografía.....</b>	<b>79</b>

## **Tema 3. Transductores de Ultrasonidos: generación de pulsos y formación de haces . . . . 81**

<b>1. Efecto piezoeléctrico y transductores piezoeléctricos.....</b>	<b>83</b>
<b>2. Transductores formados por un solo elemento.....</b>	<b>85</b>
2.1. Componentes de un transductor y características principales.....	85
2.2. Características de los haces de Ultrasonidos.....	88
2.3. Resolución espacial en imágenes de Ultrasonidos.....	91
<b>3. Transductores matriciales (“arrays”) formados por elementos piezoeléctricos.....</b>	<b>95</b>
3.1. Tipos de sondas ecográficas.....	95
<b>4. Características de la formación de los haces en los transductores matriciales.....</b>	<b>104</b>
4.1. Focalización electrónica en los transductores matriciales y resolución en elevación.....	104
4.2. Apertura sintética.....	106
4.3. Transductores con múltiples sistemas de formación del haz (“beamformer”).....	108
4.4. Transductores de banda ancha de frecuencias.....	109
4.5. Formación de imágenes mediante armónicos.....	110
4.6. Composición espacial de imágenes.....	116
<b>5. Referencias.....</b>	<b>118</b>
<b>6. Bibliografía.....</b>	<b>118</b>

## **Tema 4. Modos de representación de imágenes mediante Ultrasonidos .....119**

<b>1. Componentes principales de un ecógrafo .....</b>	<b>121</b>
1.1. Transmisor de pulsos.....	122
1.2. Receptor de pulsos .....	123
1.3. Convertidor de señales a imagen (" <i>scan converter</i> ") .....	126
<b>2. Modos de representación de imagen .....</b>	<b>127</b>
2.1. Modo A (" <i>Amplitude Mode</i> ").....	127
2.2. Modo B estático (" <i>Brightness Mode</i> ").....	129
2.3. Modo B a tiempo real .....	130
2.4. Modo M (" <i>Motion Mode</i> ") .....	134
2.5. Modos 3D y 4D.....	136
<b>3. Instrumentación Doppler .....</b>	<b>139</b>
3.1. Aplicación de la tecnología Doppler en Medicina .....	139
3.2. Modo Doppler continuo (CW) y Doppler direccional.....	144
3.3. Modo Doppler pulsado y equipos Duplex.....	146
3.4. Modo Doppler a color .....	150
3.5. Modo Doppler a color en energía.....	155
<b>4. Bibliografía.....</b>	<b>157</b>

## **Tema 5. Artefactos en imágenes ecográficas . 159**

<b>1. Introducción .....</b>	<b>161</b>
<b>2. Artefactos debidos a la anchura del haz de Ultrasonidos.....</b>	<b>162</b>
2.1. Anchura del haz en el eje lateral .....	162
2.2. Anchura del haz en el eje transversal.....	164
<b>3. Artefactos de reverberaciones.....</b>	<b>166</b>
3.1. Reverberaciones en las imágenes.....	166

3.2. Reverberaciones de cola de cometa .....	168
3.3. Reverberaciones de "Ring Down" .....	169
<b>4. Artefactos de espejo .....</b>	<b>170</b>
<b>5. Artefactos de refracción.....</b>	<b>172</b>
5.1. Desplazamiento de estructuras .....	173
<b>6. Artefactos debidos a la formación de lóbulos laterales.....</b>	<b>174</b>
<b>7. Artefactos de utilidad en la práctica clínica.....</b>	<b>175</b>
<b>8. Artefactos debidos a variaciones en la velocidad .....</b>	<b>177</b>
<b>9. Bibliografía.....</b>	<b>179</b>

## **Tema 6. Técnicas especiales en ecografía .... 181**

<b>1. Elastografía .....</b>	<b>183</b>
1.1. Método de elastografía usando compresión.....	188
1.2. Método de elastografía usando fuerza de radiación acústica .....	188
1.3. Método de elastografía usando la velocidad de las ondas de cizalladura .....	190
<b>2. Agentes de contraste .....</b>	<b>195</b>
2.1. Características de los agentes de contraste formados por microburbujas .....	195
2.2. Técnicas de formación de imagen mediante agentes de contraste.....	197
<b>3. Fusión de imágenes y navegación .....</b>	<b>200</b>
<b>4. Campo de visión extendido .....</b>	<b>206</b>
<b>5. Bibliografía .....</b>	<b>208</b>

## **Tema 7. Efectos biológicos y seguridad de los Ultrasonidos .....211**

<b>1. Introducción .....</b>	<b>213</b>
<b>2. Efectos físicos de los Ultrasonidos en tejido biológico .....</b>	<b>215</b>
2.1. Efecto térmico del Ultrasonido.....	216
2.2. Ultrasonido y cavitación.....	220
2.3. Efectos no térmicos/no cavitacionales.....	223
2.4. Medida de parámetros acústicos .....	225
<b>3. Efectos biológicos .....</b>	<b>229</b>
3.1. Efectos térmicos de los Ultrasonidos.....	230
3.2. Efectos mecánicos de los Ultrasonidos.....	232
3.3. Efectos químicos de los Ultrasonidos .....	234
3.4. Índices mecánico y térmico.....	235
<b>4. Epidemiología.....</b>	<b>239</b>
<b>5. Consideraciones de seguridad.....</b>	<b>240</b>
<b>6. Referencias.....</b>	<b>242</b>
<b>7. Bibliografía.....</b>	<b>244</b>

## **Tema 8. Aplicaciones diagnósticas de los Ultrasonidos .....245**

<b>1. Importancia de los Ultrasonidos en el diagnóstico clínico .....</b>	<b>247</b>
<b>2. Técnicas diagnósticas con Ultrasonidos en el abdomen y la pelvis .....</b>	<b>249</b>
2.1. Hígado.....	249
2.2. Vía y vesícula biliar .....	251
2.3. Páncreas .....	252

2.4. Bazo .....	253
2.5. Riñones .....	253
2.6. Uréteres .....	255
2.7. Vejiga .....	255
2.8. Próstata .....	256
2.9. Útero y anejos.....	256
2.10. Ecografía obstétrica .....	257
2.11. Traumatismos abdominales.....	258
2.12. Abdomen agudo no traumático .....	258
<b>3. Técnicas diagnósticas con Ultrasonidos en el aparato genital masculino .....</b>	<b>259</b>
3.1. Testículo y epidídimos .....	259
3.2. Cavidad y cubiertas escrotales .....	259
<b>4. Técnicas diagnósticas con Ultrasonidos en el cuello y la cabeza .....</b>	<b>260</b>
4.1. Tiroides y paratiroides.....	260
4.2. Glándulas salivales .....	261
4.3. Adenopatías cervicales.....	262
4.4. Órbita .....	263
<b>5. Técnicas diagnósticas con Ultrasonidos en el tórax y en la mama.....</b>	<b>263</b>
5.1. Ecografía cardíaca.....	263
5.2. Ecografía torácica .....	264
5.3. Mama .....	264
<b>6. Técnicas diagnósticas con Ultrasonidos en el sistema vascular circulatorio.....</b>	<b>265</b>
<b>7. Técnicas diagnósticas con Ultrasonidos en el sistema musculoesquelético .....</b>	<b>267</b>

<b>8. Técnicas diagnósticas con Ultrasonidos en las patologías pediátricas .....</b>	<b>268</b>
8.1. Ecografía cerebral transfontanelar.....	268
8.2. Ecografía de la cadera neonatal.....	269
8.3. Estenosis hipertrófica del píloro.....	269
<b>9. Bibliografía.....</b>	<b>270</b>

## **Tema 9. Aplicaciones terapéuticas de los Ultrasonidos .....**

### **271**

<b>1. Introducción .....</b>	<b>273</b>
<b>2. Otras aplicaciones de los Ultrasonidos en Medicina .....</b>	<b>274</b>
2.1. Odontología .....	276
2.2. Bisturís ultrasónicos.....	277
2.3. Dosimetría con geles.....	279
<b>3. Fisioterapia .....</b>	<b>281</b>
3.1. Efectos biológicos.....	282
3.2. Ultrasonoforesis.....	286
<b>4. Litotricia extracorpórea por ondas de choque .....</b>	<b>287</b>
4.1. Desarrollo histórico .....	288
4.2. Tratamiento mediante ondas de choque .....	289
4.3. Fundamentos físicos .....	293
4.4. Principios de operación.....	296
4.5. Sistemas de imagen de guiado del proceso .....	297
4.6. Equipos de litotricia .....	299
<b>5. Hipertermia .....</b>	<b>299</b>
5.1. Fundamentos fisiológicos.....	300
5.2. Sistemas de Ultrasonidos para la inducción de la hipertermia .....	302

5.3. Sistemas de calentamiento superficial .....	302
5.4. Sistemas de calentamiento profundo.....	303
5.5. Aplicadores intracavitarios, intersticiales e intraoperatorios .....	305
5.6. Planificación del tratamiento de hipertermia .....	305
5.7. Conclusiones.....	306
<b>6. Cirugía ultrasónica focalizada con haces de alta intensidad .....</b>	<b>306</b>
6.1. Localización, destrucción y seguimiento.....	308
6.2. Equipos de Ultrasonidos en cirugía ultrasónica.....	310
6.3. Aplicación de la FUS en Medicina.....	313
6.4. Controles de calidad de los equipos HIFU .....	317
6.5. Conclusiones.....	318
<b>7. Referencias.....</b>	<b>319</b>
<b>8. Bibliografía.....</b>	<b>322</b>

## **Tema 10. Aplicación de los Ultrasonidos en Braquiterapia .....325**

<b>1. Los Ultrasonidos en la Braquiterapia guiada por la imagen.....</b>	<b>327</b>
1.1. Utilización de los Ultrasonidos .....	327
1.2. Aspectos de aseguramiento de la calidad ligados al empleo de los Ultrasonidos.....	328
<b>2. Braquiterapia intersticial .....</b>	<b>329</b>
2.1. Próstata .....	329
2.2. Localizaciones ginecológicas .....	337
2.3. Localizaciones abdominales .....	338
2.4. Localizaciones ORL.....	338
2.5. Mama .....	338
2.6. Braquiterapia intraoperatoria.....	339

2.7. Aseguramiento de la calidad en la IGBT intersticial empleando Ultrasonidos.....	340
<b>3. Braquiterapia intracavitaria .....</b>	<b>340</b>
3.1. Mama .....	340
3.2. Localizaciones ginecológicas .....	341
<b>4. Braquiterapia de contacto.....</b>	<b>342</b>
4.1. Braquiterapia ocular.....	342
4.2. Localizaciones cutáneas.....	345
<b>5. Braquiterapia endoluminal.....</b>	<b>345</b>
5.1. Introducción .....	345
5.2. Esófago .....	345
5.3. Braquiterapia intravascular.....	346
<b>6. Referencias.....</b>	<b>347</b>

## **Tema 11. Radioterapia guiada por imágenes de Ultrasonido .....**

<b>1. Introducción .....</b>	<b>355</b>
<b>2. Descripción del sistema .....</b>	<b>356</b>
2.1. "BAT".....	356
2.2. "Clarity".....	361
<b>3. Fuentes de incertidumbre.....</b>	<b>362</b>
3.1. Presión de la sonda .....	362
3.2. Corrección por la velocidad del sonido.....	363
3.3. Variabilidad inter e intraoperador .....	365
<b>4. Otras localizaciones.....</b>	<b>369</b>
<b>5. Uso intrafracción .....</b>	<b>370</b>
<b>6. Referencias.....</b>	<b>370</b>

## **Tema 12. Control de calidad en ecografía . . . .373**

<b>1. Introducción . . . . .</b>	<b>375</b>
<b>2. Maniqués para el control de calidad en ecografía diagnóstica modo B . . . . .</b>	<b>381</b>
2.1. Materiales de base de los maniqués . . . . .	381
2.2. Tipos de blanco en los maniqués. . . . .	385
2.3. Tipos de maniqués . . . . .	388
<b>3. Pruebas a realizar en el control de calidad de la imagen ecográfica modo B . . . . .</b>	<b>389</b>
3.1. Uniformidad en la imagen . . . . .	390
3.2. Zona muerta . . . . .	393
3.3. Sensibilidad del ecógrafo . . . . .	394
3.4. Exactitud en las medidas. . . . .	396
3.5. Resolución . . . . .	397
3.6. Visualización de estructuras anecoicas (estructuras pequeñas). . . . .	400
3.7. Umbral de sensibilidad a bajo contraste . . . . .	401
<b>4. Control de calidad de ecógrafos que incorporan los modos Doppler y Doppler a color . . . . .</b>	<b>402</b>
<b>5. Referencias. . . . .</b>	<b>408</b>
<b>6. Bibliografía. . . . .</b>	<b>409</b>

## **Tema 13. Normativa relativa a equipos de Ultrasonidos en Medicina . . . . .411**

<b>1. Principios de normalización . . . . .</b>	<b>413</b>
1.1. Normativa internacional . . . . .	413
1.2. Normativa europea . . . . .	414
1.3. Normativa española. . . . .	414

<b>2. Normativas referentes a Ultrasonidos.....</b>	<b>414</b>
2.1. Normas de la IEC.....	416
2.2. Comité técnico 87.....	416
2.3. Comité técnico 62.....	419
2.4. Normas adoptadas en Europa y en España.....	420
<b>3. Normativa referente a equipos de Ultrasonidos destinados a diagnóstico médico.....</b>	<b>421</b>
3.1. Comentario sobre las normas más representativas en el área de equipos de Ultrasonido en diagnóstico.....	422



**Tema 1:**  
Evolución del uso de  
Ultrasonidos en Medicina

**Ana Paula Millán Armengol**



# Evolución del uso de Ultrasonidos en Medicina

Ana Paula Millán Armengol  
Técnicas Radiofísicas S.L.  
UTPR Contecsan S.L.  
a.millan@trf.es

## 1. Evolución del conocimiento sobre acústica y Ultrasonidos<sup>1</sup>

La investigación en el campo de los Ultrasonidos (US), comenzó con el desarrollo de trabajos sobre acústica y ondas sonoras. Los primeros estudios realizados sobre el sonido datan del siglo VI A.C. Fue Pitágoras el primero en describir las propiedades de la vibración de las cuerdas y Aristóteles en el siglo IV A.C. quien intuyó que el sonido se transmitía gracias a la vibración de las partículas del aire.

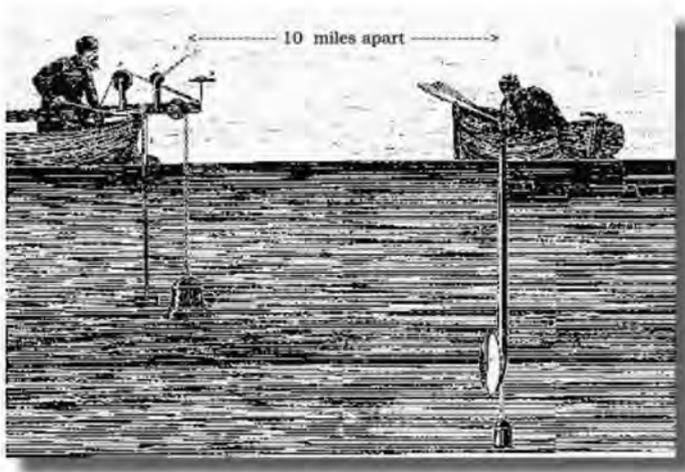
Vitruvius en el siglo I A.C. determinó el correcto mecanismo del movimiento de las ondas sonoras y contribuyó al diseño de la acústica de los teatros y Boethius en el siglo VI D.C. relacionó ciencia con música y sugirió que la percepción humana de los distintos tonos estaba relacionada con la frecuencia.

Los primeros estudios de acústica moderna se atribuyen a Galileo (1564-1642), quien asentó las bases científicas que relacionaban los tonos con la frecuencia de la fuente del sonido. Su interés por la acústica se debió a que su padre además de matemático fue músico y compositor.

En el siglo XIX el físico suizo Daniel Colladon, determinó la velocidad del sonido bajo el agua en el lago de Ginebra (Figura 1). Para su experimento, usó una campanilla sumergida en el agua que hacía vibrar al mismo tiempo que producía una explosión en el aire. Otra persona ubicada a una distancia de 10 millas medía el tiempo que le costaba llegar al sonido transmitido por el agua desde que observaba la explosión hasta que el sonido era detectado con un aparato sumergido en el agua. La velocidad del sonido en el agua que deter-

---

<sup>1</sup> La información principal de este tema está extraída, con permiso, del trabajo del Dr. Joseph Woo (Woo 2006).



**Figura 1.** Experimentos de Colladon en el lago Ginebra.

minaron tras su experimento fue de 1435 m/s, que no es una cifra que difiera mucho de la que se mide en la actualidad: 1480 m/s.

Lord Rayleigh publicó en 1877 en Inglaterra “La Teoría del Sonido”, en la cual exponía la física fundamental de la propagación de ondas sonoras.

En 1880 Pierre y Jacques Curie descubrieron el efecto piezoeléctrico en ciertos cristales. Observaron que cuando se ejercía presión sobre un cristal de cuarzo se podía producir un potencial eléctrico y a su vez la aplicación de un potencial eléctrico producía una deformación que provocaba vibración en el cristal. A partir de este descubrimiento se empezaron a desarrollar sistemas que permitían la generación y recepción de Ultrasonidos en el rango de frecuencias de los MHz.

Los sistemas de Ultrasonidos sufrieron un importante desarrollo para su uso en la navegación durante la primera guerra mundial. Se utilizaban tanto para la detección de icebergs como para la navegación subacuática y la detección de submarinos.

Un mes más tarde del hundimiento del Titanic en 1912, se patentó en Inglaterra el primer SONAR (“*Sound Navigation and Ranging*”: navegación y localización por sonido) y se construyó en Estados Unidos en 1914. Las investigaciones de Langevin fueron también muy importantes en el desarrollo de los sistemas de ondas sonoras de alta frecuencia para aplicaciones subacuáticas. Construyó el primer hidrófono, y estableció las bases sobre las que se produjo el desarrollo posterior de los equipos de Ultrasonidos en Medicina.



**Figura 2.** Detectores usados en la detección de inhomogeneidades en metales.

A partir de 1930 se empezaron a utilizar sistemas ultrasónicos para la detección de inhomogeneidades en piezas de metal (Figura 2), especialmente para grandes armaduras de barcos y tanques.

Las investigaciones de ondas sonoras de alta frecuencia continuaron a lo largo del siglo XX y desde entonces se ha ido extendiendo el uso de equipos de Ultrasonidos. Este campo ha tenido un gran desarrollo y han surgido aplicaciones en investigaciones científicas, en la industria y en el área de la Medicina.

En orden cronológico, se presentan a continuación algunas fechas importantes en la evolución de las investigaciones sobre acústica y Ultrasonidos:

- 1822: Jean-Daniel Colladon calcula la velocidad del sonido en el agua.
- 1830: Savart desarrolla un sistema para generar ondas sonoras de alta frecuencia.
- 1845: Stokes investiga el efecto de la viscosidad en la atenuación de las ondas.
- 1860: Tyndall desarrolla un sensor para detectar ondas de alta frecuencia.
- 1876: Galton inventa el silbato de Ultrasonidos.
- 1877: Rayleigh escribe *"The Theory of Sound"* donde establece las bases de la teoría de la acústica moderna.
- 1880: Los hermanos Curie descubren el efecto piezoeléctrico.
- 1890: Koenig, estudiando los límites del rango de sonido audible produce frecuencias de hasta 90 000 Hz.
- 1903: Lebedev desarrolla un sistema completo de Ultrasonidos para estudiar la absorción de las ondas sonoras.

- 1912: El hundimiento del Titanic conduce a la propuesta de utilizar ondas sonoras para la detección de icebergs.
- 1912: Richardson patenta el primer SONAR destinado a la detección submarina.
- 1914: Fessenden construye y pone en funcionamiento el primer SONAR que podía detectar icebergs a una distancia de 2 millas.
- 1915: Langevin desarrolla los primeros hidrófonos para la detección de submarinos.
- 1926: Boyle y Lehmann descubren el efecto de la cavitación en líquidos producida por Ultrasonidos.
- 1927: Wood y Loomis describen los efectos de campos intensos de Ultrasonidos.
- 1928: Herzfeld y Rice desarrollan la teoría molecular de la dispersión y absorción del sonido en gases.
- 1928: Sokolov propone el uso de Ultrasonidos para detectar inhomogeneidades en metales.
- 1930: Harvey describe los efectos físicos, químicos y biológicos de los Ultrasonidos en macromoléculas, microorganismos y células.
- 1937: Sokolov inventa un sistema de producción de imágenes mediante Ultrasonidos.
- 1937: Los hermanos Dussik hacen el primer intento de obtener imágenes médicas mediante Ultrasonidos.
- 1938: Pierce y Griffin detectan las emisiones de Ultrasonidos de los murciélagos.
- 1939: Pohlman investiga el uso terapéutico de los Ultrasonidos.
- 1940: El Sonar esta completamente desarrollado y se utiliza habitualmente para la detección de submarinos.
- 1944: Lynn y Putnam desarrollan y utilizan una técnica para la destrucción de masa encefálica en animales mediante ondas de Ultrasonidos.
- 1945: Se descubren los nuevos materiales piezoeléctricos cerámicos como el bario y el titanio.
- 1948: Comienzo del estudio intensivo de la formación de imágenes mediante Ultrasonidos para su aplicación en Medicina.



**Figura 3.** Aplicación de Ultrasonidos en terapia.

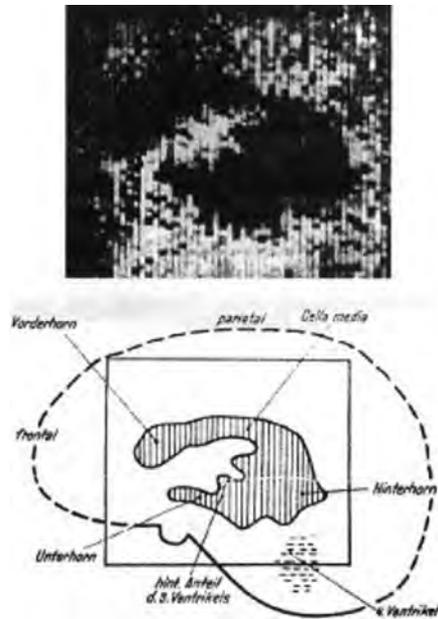
## 2. Desarrollo del campo de los Ultrasonidos en Medicina

En el campo de la Medicina, los primeros equipos de Ultrasonidos fueron utilizados en terapia (Figura 3), especialmente para rehabilitación, y solo se empezó su desarrollo para el uso en diagnóstico a partir de los años 40.

Los hermanos Karl y Friederich Dussik, médico y físico respectivamente, emplearon en 1942 los US para la detección de tumores cerebrales. Medían la transmisión de haces en el cerebro colocando un transductor a ambos lados de la cabeza. Los resultados de su técnica (Figura 4) no fueron muy satisfactorios, debido a que los huesos de la cabeza absorbían la mayor parte de los US y a impedimentos técnicos para visualizar los resultados obtenidos. Sin embargo, sus trabajos sirvieron para abrir un camino en la investigación de Ultrasonidos en Medicina en el campo del diagnóstico.

Distintos grupos en Europa, Estados Unidos y Japón investigaron en este campo y desarrollaron técnicas de forma paralela.

Los primeros ecógrafos en modo A (Figura 5), aparecieron a principios de los años 50 como consecuencia de la evolución de los sistemas ultrasónicos utilizados para la detección de inhomogeneidades en metales. Esta evolución consistió en la utilización de frecuencias cada vez más altas con pulsos de du-



**Figura 4.** Hiperfonograma de Dussik.



**Figura 5.** Detector de inhomogeneidades en metales empleado como ecógrafo modo A.

ración cada vez más cortos, mejorando así la resolución, a lo que se añadió el desarrollo de la electrónica que permitió una amplificación mucho mayor de las señales recibidas y una mejora de la sensibilidad de los equipos.



**Figura 6.** Ecógrafo primigenio en modo B basado en el uso de osciloscopios.

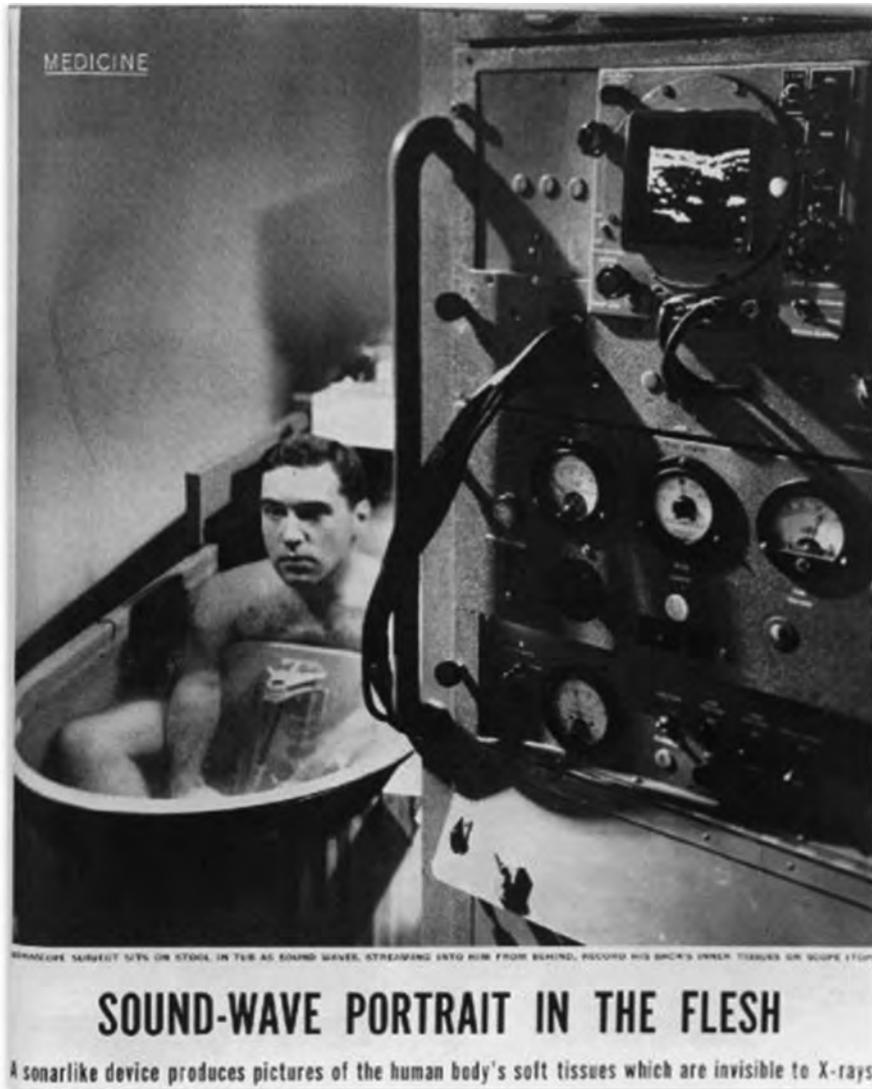
Los ecógrafos en modo A consisten en un transductor formado por un elemento piezoeléctrico que emite ondas de Ultrasonidos y recibe los ecos de las ondas producidos por las reflexiones en los órganos. Por medio de la medida del tiempo en el que la onda está viajando desde que es emitida por el transductor hasta que vuelve tras haber sufrido la reflexión, y conociendo la velocidad de propagación del sonido en tejidos blandos (1540 m/s) se puede calcular la profundidad a la que se encuentra el tejido que ha producido la reflexión.

Estos ecógrafos muestran una gráfica en la que se representa la amplitud del eco recibido, en función del tiempo. Con la amplitud del eco visualizado en la pantalla se puede cuantificar el tipo de reflexión que ha sufrido la onda y se puede saber qué tejido u órgano reflector la ha producido.

Posteriormente a la aparición de los ecógrafos en modo A, comenzó el desarrollo del modo B o método de formación de imágenes en 2D (Figura 6).

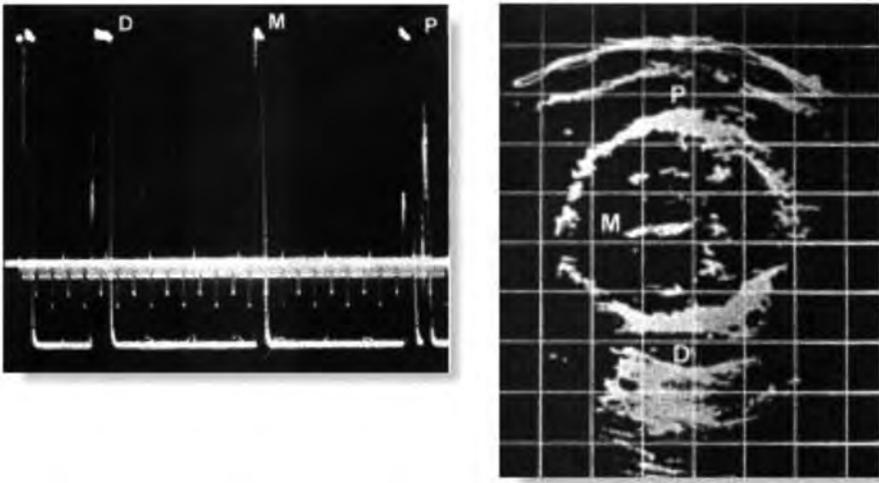
Para generar imágenes en dos dimensiones se efectuaba un barrido manual en la región de interés. La información obtenida al variar la posición del haz de Ultrasonidos junto con la profundidad del reflector obtenida para cada posición permitía calcular la posición de los reflectores. Se representaba la imagen en la pantalla de un osciloscopio mediante puntos luminosos de intensidad constante, cuando la amplitud de los ecos provenientes de reflexiones superaban un límite.

Se conseguía una buena representación del tamaño, la posición y la forma del tejido que se estaba examinando, pero no se obtenía ninguna información sobre la intensidad de la onda reflejada (Figura 7).



**Figura 7.** Visualización en la pantalla del osciloscopio de la imagen de un riñón en 1954 donde se aprecia la información espacial del objeto examinado.

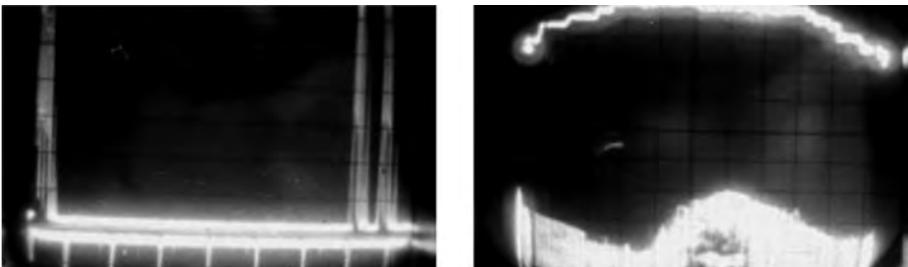
Para realizar medidas de precisión había que utilizar ecógrafos en modo A, ya que no era posible realizarlas en las imágenes obtenidas en los ecógrafos en modo B en las pantallas de los osciloscopios.



**Figura 8.** Exploración en modo A y modo B donde se combina precisión en las medidas entre interfases acústicas (modo A) y visualización de la imagen en 2D. Los puntos P, M y D se corresponden con interfases acústicas en el paciente.

En la figura 8 se observa la gráfica obtenida en ecógrafo modo A y la imagen obtenida en ecógrafo modo B del plano biparietal. Se podían hacer medidas de precisión en la gráfica (distancia entre D y P es la medida biparietal) pero no en la imagen 2D. Lo mismo ocurre para el quiste ovárico presentado en la figura 9.

Enseguida surgió la necesidad de desarrollar algún sistema de reconstrucción de imágenes con escala de grises para mejorar la calidad de las imágenes obtenidas y la capacidad de diagnóstico. La creación del procesador de señales (*"scan converter"*) llevó años de investigación ya que su desarrollo avanzaba paralelamente al desarrollo de los procesadores en los ordenadores (Figura 10).



**Figura 9.** Exploración en modo A y modo B de un quiste ovárico, donde se combina precisión en la medida e información espacial (principios de los años 60).

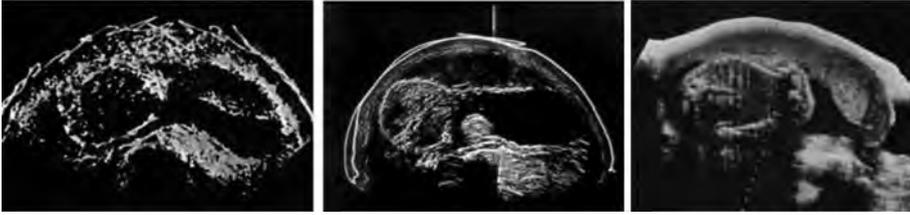


**Figura 10.** Exploración utilizando una bañera de líquido sobre el paciente (principios de los años 60).

El procesador de señales (Figura 11) se ocupaba de procesar las señales recibidas y de la reproducción de las imágenes en un monitor de televisión estándar. En las imágenes resultantes con distintos niveles de gris, se podía establecer una escala, se podían realizar medidas y las imágenes obtenidas se podían almacenar por medio de distintos sistemas como el video o las impresoras térmicas.



**Figura 11.** Procesador de señales, "scan converter", con representación de la imagen en modo B en un monitor de TV.

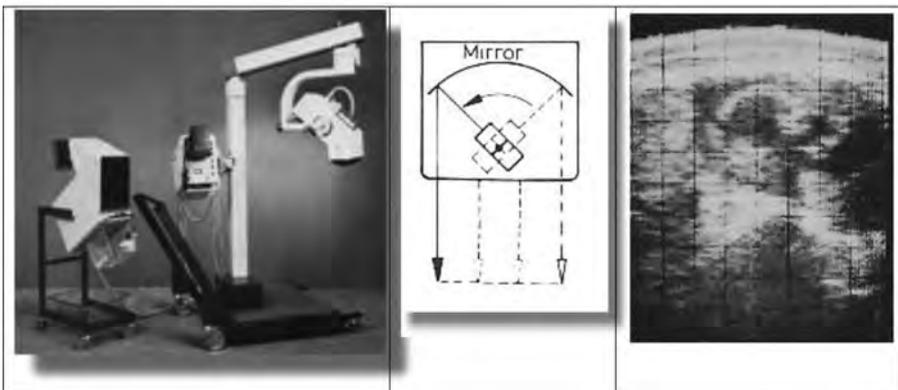


**Figura 12.** Imagen de un abdomen materno en modo B con escala de grises, principio de los años 60 (izquierda), años 70 (centro) y principio de los años 80 (derecha).

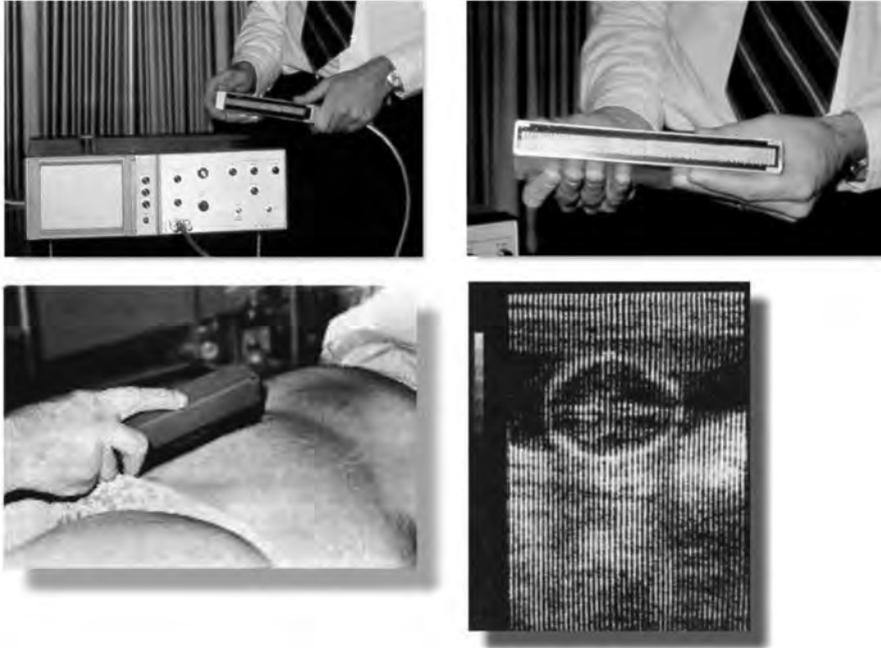
Distintos grupos intervinieron en el desarrollo de la reconstrucción de imágenes con escala de grises y las investigaciones y mejoras duraron hasta los años 70 cuando el uso de este tipo de equipos estuvo totalmente extendido y los ecógrafos ampliamente comercializados. Esto supuso un gran avance ya que mejoró enormemente la calidad de las imágenes y la capacidad para ser interpretadas. El avance desde la década de los 60 hasta los 80 resultó evidente (Figura 12).

Además de las investigaciones sobre la obtención de imágenes con escala de grises, a partir de la mitad de los años 60, se comenzó el desarrollo de la tecnología de los ecógrafos de tiempo real y se pudieron observar por primera vez movimientos fetales (Figura 13).

En los ecógrafos de tiempo real, el barrido realizado en modo B se repite periódicamente y se va renovando la imagen formada, con lo que se puede observar el movimiento de órganos o tejidos.



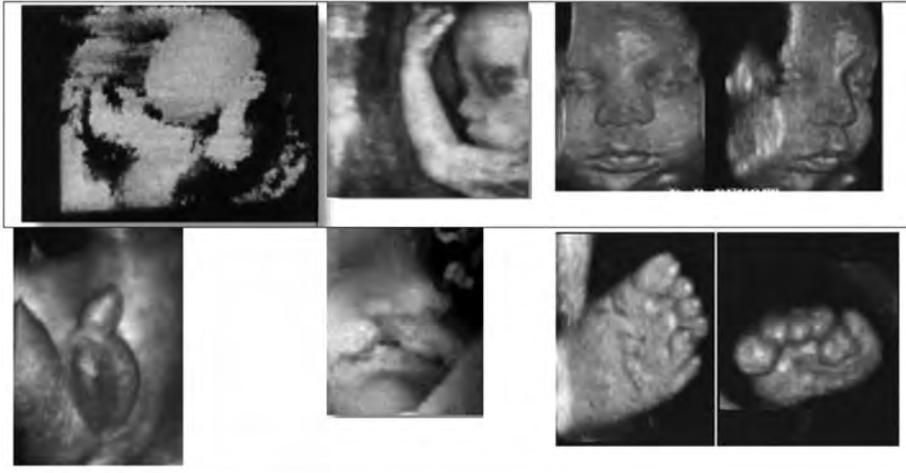
**Figura 13.** Primeros ecógrafos de tiempo real (15 imágenes por segundo) en 1965.



**Figura 14.** Transductor de múltiples elementos con 64 cristales piezoeléctricos (arriba). Exploración abdominal e imagen obtenida (abajo).

Simultáneamente a este tipo de ecógrafos, aparecieron los transductores de elementos múltiples. Estos transductores en lugar de tener un solo cristal están compuestos por varios cristales piezoeléctricos, lo que permitió el desarrollo de los sistemas de enfoque electrónico (Figura 14). En la actualidad existe un rango muy amplio de tipos de sondas con características específicas para muy diversas aplicaciones.

La formación de imágenes en 3D ha estado siempre en la mente de los investigadores desde el comienzo de la utilización de los ecógrafos en Medicina. A principios de los años 80 se obtuvieron los primeros resultados de imágenes en 3D y su aplicación estaba destinada a la representación del volumen de las cavidades cardíacas. Se tomaban diferentes secciones paralelas de la imagen junto con la información de su posición espacial y esta información era enviada a un ordenador para que realizara una reconstrucción. Un grupo de investigadores en 1989 en Japón, fueron los primeros en desarrollar un sistema que permitió la visualización de imágenes 3D de un feto. En la época de los 90, el desarrollo producido en el software de los ordenadores influyó en la mejora de los sistemas de formación de imágenes 3D, aumentando la velocidad de la formación de imágenes a un costo no muy elevado.



**Figura 15.** Imagen 3D (año 1989) de un feto de 19 semanas (arriba, izquierda). Cara de un bebé en 3D a mediados de los 90 (arriba, centro). Cara de un bebé en 3D a finales de los 90 (arriba, derecha). Imagen 3D de los genitales de un bebé varón (abajo, izquierda), labio leporino (abajo, centro), y polidactilia (abajo, derecha).

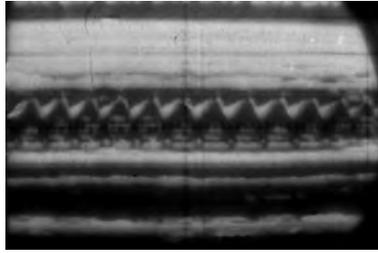
Paralelamente a la evolución de los ecógrafos de formación de imágenes en dos y tres dimensiones se desarrollaron los sistemas ecográficos de modo M y Doppler, que incorporan información sobre los tejidos en movimiento y vasos sanguíneos en el cuerpo humano.

En 1954 en Suecia, utilizaron un detector de inhomogeneidades en metales para la detección del movimiento cardíaco mediante Ultrasonidos y en 1964 se usó en China el modo M para estudiar los movimientos cardíacos de un feto en el vientre materno.

Mediante el modo M se puede visualizar el movimiento de los tejidos reflectores en función del tiempo. Se representa una única línea vertical obtenida en modo B y se estudia su comportamiento en el tiempo. Si el reflector es estacionario, la línea sólo se desplazará horizontalmente, pero si cambia de profundidad, la línea se desplazará también verticalmente (Figura 16).

En cuanto a la técnica Doppler, las primeras aplicaciones clínicas se llevaron a cabo a mitad de los años 50 en Japón, donde realizaron un estudio sobre el movimiento cardíaco y el flujo de sangre en las venas mediante el sistema de Doppler continuo.

En las aplicaciones de obstetricia y ginecología su uso estaba confinado a la detección de los latidos del corazón de los fetos en los vientres maternos,

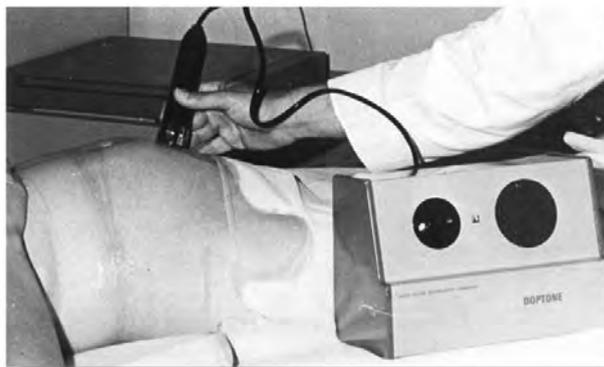


**Figura 16.** Modo M representado en la pantalla de un osciloscopio.

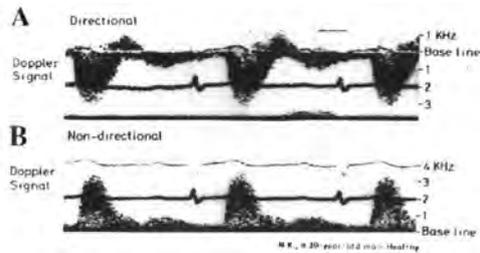
ubicación de la placenta y detección de movimientos del feto. La primera vez que se detectaron pulsos fetales fue en 1964.

El modo de funcionamiento de los primeros equipos consistía en la escucha por medio de unos altavoces de la desviación de la frecuencia Doppler producida por la reflexión de los US por los reflectores móviles (Figura 17). Estos equipos evolucionaron de forma que la representación del espectro de frecuencias se pudo visualizar (Figura 18). Otra mejora importante en los sistemas Doppler se realizó en Japón a mediados de los años 60 con el desarrollo de la técnica de Doppler direccional, en la cual se podían detectar las direcciones de los flujos de sangre.

Como se aprecia en la figura 18, en el caso A (equipo de Doppler direccional), queda reflejado como el flujo de sangre se acerca y se aleja del transductor por debajo y por encima de la línea del origen. En el caso B (equipo de Doppler no direccional), queda registrado el flujo, pero sin hacer distinción del sentido en el que se viaja y las dos fases se superponen.



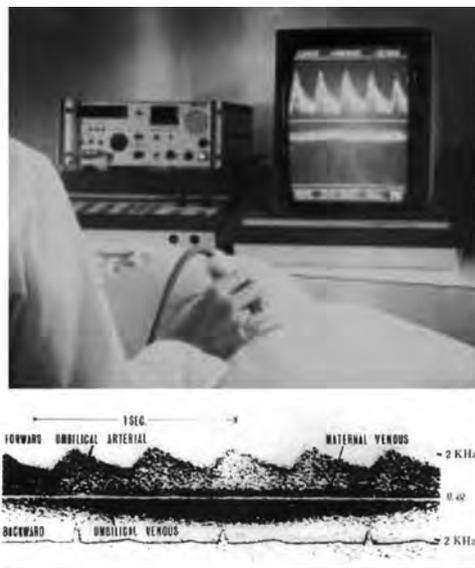
**Figura 17.** Técnica Doppler con altavoces para escuchar la diferencia de frecuencia detectada por el transductor.



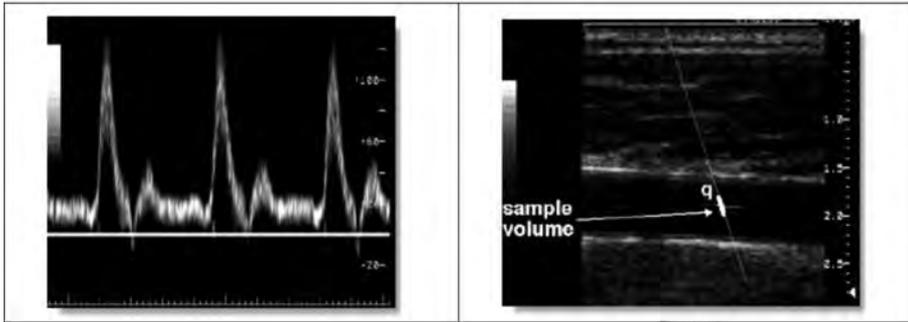
**Figura 18.** Técnica Doppler direccional y no direccional.

Una de las aplicaciones iniciales del sistema Doppler fue en obstetricia. A finales de los años 60 se realizaron estudios de la combinación de Doppler y formación de imágenes en 2D para la representación del flujo de la sangre en el cordón umbilical (Figura 19).

Todos los sistemas desarrollados inicialmente utilizaban Doppler continuo. La principal ventaja de esta técnica es que la velocidad del reflector se puede detectar independientemente de que esta sea muy alta, sin embargo, presenta un problema y es que no da información explícita de la distancia existente entre el reflector en movimiento y el transductor, por lo que no discrimina entre distintos reflectores a distintas profundidades.



**Figura 19.** Sistema Doppler para la medida del flujo de sangre en el cordón umbilical, foto tomada en Inglaterra a finales de los años 60.



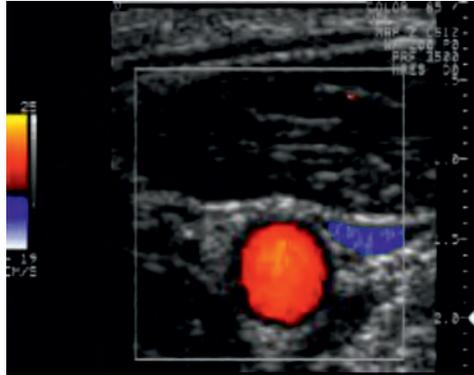
**Figura 20.** Modo B con volumen de muestra sobre un vaso sanguíneo y ángulo Doppler. El sistema permite analizar el espectro de velocidades del volumen seleccionado.

Esta limitación llevó a posteriores investigaciones y a la introducción de la tecnología de Doppler pulsado a partir de principios de los años 70. El concepto se basa en la repetición de pulsos de corta duración y el estudio del tiempo que dura la propagación de la onda para poder determinar la profundidad del reflector. Esta técnica permite medir la velocidad en cualquier punto a lo largo del haz de Ultrasonidos pero existen restricciones en lo que a velocidad se refiere.

El sistema de Doppler pulsado se complementó con los ecógrafos de formación de imágenes 2D y surgieron los sistemas Duplex a mediados de los años 70. La imagen en 2D permite localizar el flujo del que se va a hacer la medida de la velocidad y permite la determinación del ángulo Doppler (Figura 20).

A finales de los años 70 en Estados Unidos se comenzó a desarrollar sistemas que integraban imágenes de color de flujo de sangre a tiempo real, pero obtenían un número muy pequeño de imágenes por segundo debido a la limitación producida por los procesadores de señales de la época. A mediados de los años 80 en Japón, una vez que hubo avanzado el campo de la electrónica, se pudo visualizar en tiempo real flujos en color.

El sistema de Doppler a color mide la desviación de la frecuencia Doppler en diferentes puntos del volumen de la imagen de 2D. A la desviación de la frecuencia obtenida en cada punto se le asigna un color (normalmente rojo cuando el flujo se aproxima al transductor y azul cuando se aleja) y se repiten periódicamente las medidas de forma que se puede visualizar el movimiento del flujo de la sangre (Figura 21).



**Figura 21.** Medida de la velocidad dentro de un vaso sanguíneo en Doppler a color, con código de colores indicando módulo y sentido de la velocidad.

### 3. Referencias

- [1] WOO JOSEPH (2006). "A short history of the development of ultrasound in obstetrics and Gynecology". <http://www.ob-ultrasound.net/history1.html> (This website is listed in the Humbul Humanities Hub, Resource Discovery Network, University of Oxford, the Wellcome Library for the History of Medicine and Science Links website of the United States National Science Teachers Association.)



**Tema 2:**  
Física de los  
Ultrasonidos

**Ana Paula Millán Armengol**



# Física de los Ultrasonidos

Ana Paula Millán Armengol  
Técnicas Radiofísicas S.L.  
UTPR Contecsan S.L.  
a.millan@trf.es

## 1. Naturaleza del sonido

### 1.1. Definición de sonido

El sonido es energía mecánica transmitida mediante ondas de presión en un medio material. Se describe el sonido como la energía mecánica que realiza un trabajo al provocar movimiento físico en las partículas del medio en el que se propaga y esto, la distingue de otras formas de energía como la electromagnética (Tabla 1).

Las ondas sonoras sólo se pueden propagar en un medio material que contenga partículas, tal como el aire, el agua, los tejidos biológicos, etc., y no se pueden propagar en el vacío. Para que se produzca sonido, se necesita un objeto que vibre y que provoque la vibración de las moléculas del medio que están en contacto con él. Estas moléculas, a su vez, transmiten la vibración a sus moléculas adyacentes y de esta forma la perturbación se transmite a través del medio en forma de onda.

La sensación de sonido audible se produce cuando una fuente de sonido como puede ser un altavoz, un instrumento musical o las cuerdas vocales de

Ondas mecánicas	Ondas electromagnéticas
ondas sísmicas	microondas, infrarrojos
olas del océano	visible, ultravioleta
ondas sonoras	rayos X, rayos gamma

**Tabla 1.** Clasificación de los diferentes tipos de ondas.

una persona, produce una perturbación que se transmite a través del medio. Cuando esta perturbación penetra en el oído hace vibrar el tímpano y se produce la sensación de sonido audible.

Para la aplicación de los Ultrasonidos (US) en Medicina se utiliza como fuente emisora un transductor piezoeléctrico que vibra en respuesta a un impulso eléctrico produciendo ondas que se propagan en el tejido con el que está en contacto. Los transductores piezoeléctricos pueden vibrar a frecuencias muy altas lo que hace que las ondas producidas sean Ultrasonidos.

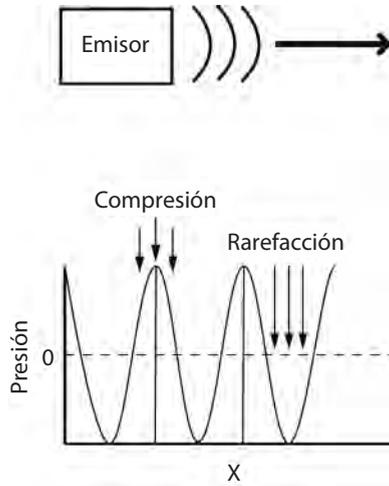
## 1.2. Ondas sonoras

Las ondas sonoras están constituidas por ondas longitudinales de compresión y rarefacción en un medio gaseoso, líquido o sólido. Se producen cuando un objeto vibra y causa una perturbación en la densidad del medio. La perturbación se propaga a través del medio mediante la interacción de sus moléculas sin que se produzca un desplazamiento final de las partículas, es decir, después de que una onda ha atravesado un medio, las moléculas permanecen en su posición original. La vibración de las moléculas tiene lugar a lo largo de la dirección de propagación de la onda y en torno a su posición de equilibrio.

Durante el desplazamiento de la onda, por efecto de la vibración de las partículas, se producen compresiones y rarefacciones. En las regiones de compresión, la densidad del medio es mayor que en ausencia de la onda y por tanto las partículas están más próximas que en ausencia de la perturbación. En las regiones de rarefacción, las partículas se encuentran más distantes que en ausencia de la perturbación y la densidad del medio es menor.

La magnitud que se usa para caracterizar la intensidad de una onda sonora es la amplitud de la presión acústica y está relacionada con las variaciones de densidad producidas en el medio. En una onda sonora, las regiones de compresión conllevan un aumento de la presión con respecto a la presión atmosférica y las regiones de rarefacción una disminución de presión. La amplitud de la presión acústica se define como el máximo incremento de presión con respecto a la presión atmosférica existente en ausencia de onda sonora.

Si midiésemos la presión en diferentes puntos a lo largo de la dirección de desplazamiento de la onda obtendríamos una gráfica como la de la figura 1, donde el cero equivale a la presión atmosférica y el máximo es la amplitud de la presión acústica de la onda, que es mayor cuanto mayor sea su intensidad.



**Figura 1.** Grafica de representación de una onda sonora.

Las ondas de Ultrasonidos pueden alcanzar una presión acústica diez veces mayor que la presión atmosférica de tal modo que si la presión atmosférica es del orden de  $10^5$  Pa, la presión acústica puede alcanzar valores de  $10^6$  Pa.

### 1.2.1. Velocidad de las ondas sonoras

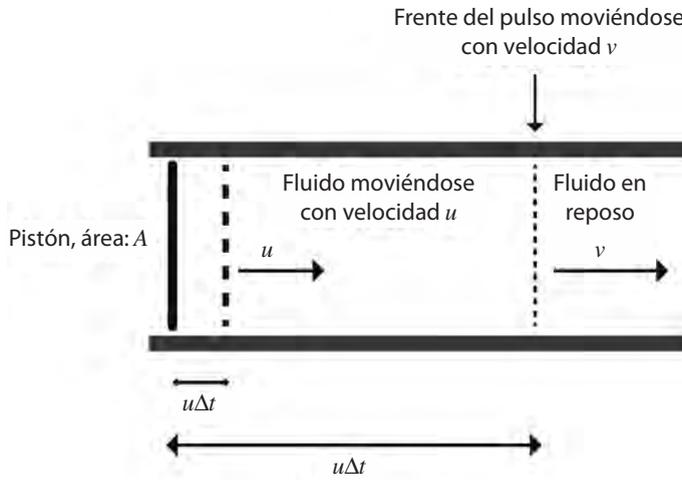
La velocidad  $v$  a la que se propagan las ondas sonoras en un medio depende de las características físicas de ese medio. En el caso de propagación en líquidos o en tejidos biológicos, la velocidad de las ondas sonoras depende de la densidad y la compresibilidad del medio:

$$v = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad (1)$$

donde  $B$  ( $\text{kg}/(\text{m} \cdot \text{s}^2)$ ) o  $B$  (Pa) es el módulo de compresibilidad y  $\rho$  ( $\text{kg}/\text{m}^3$ ) es la densidad. A su vez, el módulo de compresibilidad se define como el cociente entre la presión ejercida y la disminución relativa de volumen:

$$B = -\frac{\Delta P}{\Delta V/V} \quad (2)$$

siendo  $P$  (Pa) la presión, y  $V$  ( $\text{m}^3$ ) el volumen.



**Figura 2.** Velocidad de una onda sonora.

Para deducir la expresión de la velocidad,  $v$ , consideramos un fluido de densidad  $\rho$  y presión  $P_0$  en el interior de un tubo (Figura 2).

Se comprime repentinamente el fluido moviendo un pistón de área  $A$  durante un tiempo  $\Delta t$ , lo que hace aumentar la presión en el fluido  $\Delta P$ . El pistón choca con las moléculas del fluido que a su vez chocan con otras moléculas y así se propaga una perturbación en forma de pulso de onda por el tubo.

Suponemos que el pistón se mueve a una velocidad constante  $u$  durante un tiempo  $\Delta t$ . Todo el fluido desde el pistón hasta el borde delantero del pulso (que está a una distancia  $v\Delta t$ ) acabará moviéndose a esa velocidad  $u$ , lo que implica que el pulso de onda tiene una forma rectangular. La velocidad  $u$  es además mucho menor que la de propagación de la onda  $v$ . En el tiempo  $\Delta t$  el pistón recorre una distancia  $u\Delta t$  y el pulso de onda se desplaza una distancia  $v\Delta t$ .

Se puede calcular la velocidad del pulso, igualando la variación de la cantidad de movimiento del fluido  $\Delta p$ , al impulso  $I$  que actúa sobre él debido al incremento de presión producido durante un tiempo  $\Delta t$ .

$$\Delta p = mu = \rho A v \Delta t u \quad (3)$$

siendo la masa del fluido puesta en movimiento,  $m = \rho A v \Delta t$  y el impulso  $I$ :

$$I = F \Delta t = A \Delta P \Delta t \quad (4)$$

Igualando (3) y (4):

$$\rho A v \Delta t u = A \Delta P \Delta t \Rightarrow \Delta P = \rho v u \quad (5)$$

La variación de la presión está relacionada con la variación del volumen del fluido a través del módulo de compresibilidad mediante:

$$\Delta P = B \frac{-\Delta V}{V} \quad (6)$$

donde  $V = A v \Delta t$ , y la variación en el volumen barrido por el pistón:  $\Delta V = -A u \Delta t$ , lo que conduce para el valor de  $\Delta P$ :

$$\frac{-\Delta V}{V} = \frac{A u \Delta t}{A v \Delta t} = \frac{u}{v} \Rightarrow \Delta P = B \frac{u}{v} \quad (7)$$

y aplicando la ecuación (5), se obtiene lo que señalaba la ecuación (1):

$$v = \sqrt{\frac{B}{\rho}}$$

La velocidad de propagación del sonido en distintos medios y tejidos biológicos se puede encontrar en la tabla 2.

Material	Velocidad del sonido (m/s)	Material	Velocidad del sonido (m/s)
Aire	330	Agua	1480
Plomo	2400	Aluminio	6400
Tejido	Velocidad del sonido (m/s)	Tejido	Velocidad del sonido (m/s)
Pulmón	600	Grasa	1460
Cerebro	1520	Hígado	1555
Sangre	1560	Riñón	1565
Músculo	1600	Nervio óptico	1615
Ojo	1620	Hueso	4080

**Tabla 2.** Velocidad de propagación del sonido en diferentes medios y tejidos.

La velocidad del sonido en tejidos biológicos es un parámetro muy importante en la formación de imágenes ya que los ecógrafos se calibran para una velocidad de 1540 m/s, que es la resultante de hacer la media de las velocidades de propagación en tejidos blandos (excluyendo los pulmones).

### 1.3. Ondas sonoras armónicas

Las ondas sonoras armónicas se generan mediante una fuente que vibra con un movimiento armónico simple. El foco vibrante hace que las moléculas de aire cercanas oscilen con un movimiento armónico simple respecto a su posición de equilibrio. El desplazamiento de las moléculas  $s(x, t)$  puede describirse en el caso de una onda armónica como:

$$s(x, t) = s_0 \operatorname{sen}(kx - \omega t) \quad (8)$$

donde  $s_0$  es el desplazamiento máximo de una molécula respecto a su posición de equilibrio,  $k$  es el número de ondas y  $\omega$  es la frecuencia angular, relacionadas con la longitud de onda  $\lambda$  y la frecuencia  $f$  a través de:

$$k = \frac{2\pi}{\lambda} \quad \omega = 2\pi f$$

La velocidad de la onda armónica se define como:

$$v = f\lambda = \frac{\omega}{k} \quad (9)$$

#### 1.3.1. Presión acústica

Una onda sonora con un desplazamiento molecular como el que refleja la ecuación (8) lleva asociada una onda de presión acústica dada por:

$$P(x, t) = P_0 \operatorname{sen}(kx - \omega t - \pi/2) \quad (10)$$

donde  $P(x, t)$  es la variación de la presión con respecto a su posición de equilibrio y se identifica con  $\Delta P$  del apartado 1.2, siendo  $P_0$  el valor máximo de esta variación.

La amplitud máxima de presión  $P_0$  esta relacionada con la amplitud máxima de desplazamiento  $s_0$  por medio de:

$$P_0 = v\rho\omega s_0 \quad (11)$$

Para demostrar estas igualdades podemos relacionar el cambio de presión con el desplazamiento, observando que un desplazamiento hace variar el volumen de una determinada masa y que las variaciones de volumen y presión están relacionadas entre sí por el módulo de compresibilidad. Usando las ecuaciones (1) y (6):

$$P = -\rho v^2 \frac{\Delta V}{V} \quad (12)$$

Si consideramos la masa de un fluido confinada en el interior de un tubo, inicialmente en reposo, entre los puntos  $x_1$  y  $x_2$  ocupará un volumen:

$$V = A \Delta x \quad (13)$$

siendo  $A$  el área de la sección del tubo y  $\Delta x = x_2 - x_1$  (Figura 3).

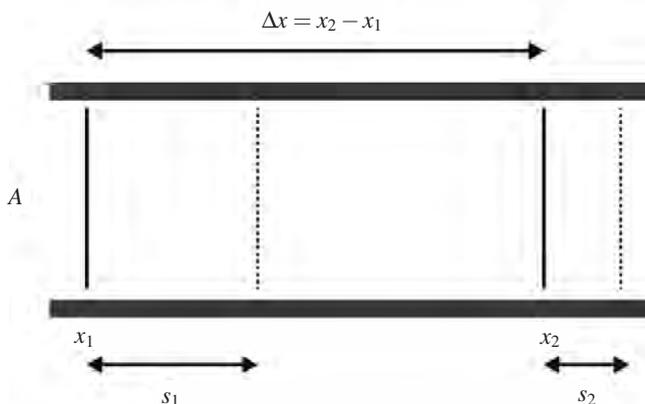
Si se produce un desplazamiento de la masa, se producirá una variación en el volumen:

$$\Delta V = A \Delta s \quad (14)$$

siendo  $\Delta s = s(x_2, t_0) - s(x_1, t_0)$  la diferencia de desplazamiento entre los dos puntos.

Sustituyendo (13) y (14) en (12) se obtiene:

$$P = -\rho v^2 \frac{\Delta s}{\Delta x} \quad (15)$$



**Figura 3.** Onda de presión asociada a una onda de desplazamiento.

En el límite cuando  $\Delta x$  tiende a cero:

$$P = -\rho v^2 \frac{\partial s}{\partial x} \quad (16)$$

y diferenciando la ecuación (8):

$$\frac{\partial s}{\partial x} = s_0 k \cos(kx - \omega t) \quad (17)$$

lo que transforma la ecuación (16), usando la ecuación (17), en:

$$P = \rho v^2 s_0 k \sin(kx - \omega t - \pi/2) \quad (18)$$

que, como vemos, nos conduce a las ecuaciones (10) y (11), usando también la ecuación (9), tal como se pretendía demostrar.

Cuando una onda sonora se propaga en el tiempo, el desplazamiento de las moléculas, la densidad y la presión en un punto, varían sinusoidalmente con una frecuencia igual a la frecuencia de vibración de la fuente. La clasificación de las ondas sonoras en función de su frecuencia se presenta en la tabla 3.

El rango de frecuencia de los US está comprendido entre 20 kHz y 1 GHz y se utilizan en gran variedad de aplicaciones con diferentes tipos de instrumentos y también son usados por distintas clases de animales como los murciélagos, las marsopas marinas o los delfines tanto para comunicarse como para orientarse y alimentarse. Los US en diagnóstico médico comprenden principalmente el rango de frecuencia de 1 MHz a 20 MHz.

### 1.3.2. Intensidad acústica

Si un foco puntual emite ondas uniformemente en todas las direcciones, la energía a una distancia  $r$  del foco, estará uniformemente distribuida sobre una corteza esférica de radio  $r$  y de superficie  $4\pi r^2$ . Si la potencia emitida por el foco

---

Infrasonido	0 Hz-20 Hz
Sonido audible	20 Hz-20 kHz
<b>Ultrasonidos</b>	<b>20 kHz-1 GHz</b>
Hipersonido	> 1 GHz

---

**Tabla 3.** Clasificación de las ondas sonoras en función de su frecuencia.

es  $P$ , la potencia por unidad de área será  $P/4\pi r^2$ . La potencia media por unidad de área se denomina intensidad acústica ( $\text{W}/\text{m}^2$ ):

$$I = \frac{P_m}{A} \quad (19)$$

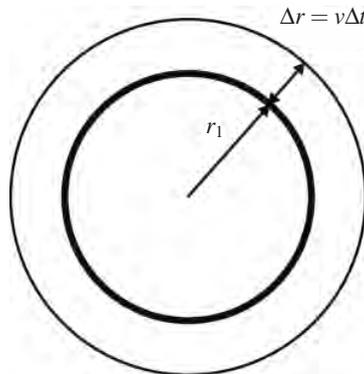
La intensidad acústica es una magnitud que depende de la amplitud de la presión acústica y de la velocidad de propagación del sonido en el medio, por lo que será dependiente de las características físicas del medio. La intensidad acústica está relacionada con los efectos biológicos producidos por los US y se relaciona con la amplitud de la onda de presión  $P_0$ , la densidad del medio  $\rho$  y la velocidad en el medio  $v$ , a través de la ecuación:

$$I = \frac{P_0^2}{2\rho v} \quad (20)$$

Para demostrar esta igualdad consideramos una onda esférica (Figura 4) que acaba de alcanzar un radio  $r_1$ . El volumen interior al radio  $r_1$  contiene energía debido a que las partículas en esta región están oscilando con movimiento armónico simple. La región exterior a  $r_1$  no contiene energía porque la onda no ha alcanzado todavía dicha región. Después de un intervalo  $\Delta t$ , la onda sobrepasa  $r_1$  en una distancia  $\Delta r = v\Delta t$ .

La energía total se ve incrementada por la energía contenida en la corteza esférica de superficie  $A$ , espesor  $v\Delta t$  y volumen  $\Delta V = Av\Delta t$ . La energía adicional de la corteza esférica es:

$$\Delta E = \eta \Delta V = \eta A v \Delta t \quad (21)$$



**Figura 4.** Onda acústica esférica.

donde  $\eta$  es la energía media por unidad de volumen en la corteza. El incremento de energía por unidad de tiempo es la potencia que entra a la corteza. La potencia media incidente será:

$$P_m = \frac{\Delta E}{\Delta t} = \eta A v \quad (22)$$

y la intensidad acústica de la onda será:

$$I = \frac{P_m}{A} = \eta v \quad (23)$$

lo que nos indica que la intensidad acústica es igual al producto de la velocidad de la onda y la energía media por unidad de volumen.

La energía de una onda sonora es la energía de oscilación de las partículas que vibran con un movimiento armónico simple a lo largo de la dirección de propagación de la onda. La energía total de una masa  $m$  oscilando con movimiento armónico simple con frecuencia angular  $\omega$  y amplitud  $s_0$  es:

$$E = \frac{1}{2} m \omega^2 s_0^2 \quad (24)$$

y dado que la masa es  $\rho \Delta V$ , la energía total en un elemento de volumen  $\Delta V$  será:

$$\Delta E = \frac{1}{2} \rho \omega^2 s_0^2 \Delta V \quad (25)$$

y siendo la energía por unidad de volumen,  $\eta$ :

$$\eta = \frac{\Delta E}{\Delta V} = \frac{1}{2} \rho \omega^2 s_0^2 \quad (26)$$

y sustituyendo en la ecuación (23), la intensidad de la onda queda como la señalada en la ecuación (20):

$$I = \frac{1}{2} \rho \omega^2 s_0^2 v = \frac{1}{2} \frac{P_0^2}{\rho v}$$

### 1.3.3. Notación en decibelios

Usualmente es de interés conocer el cociente entre intensidades, particularmente si estas se toman como referencia para comparación (por ejemplo, cociente de energía reflejada en diferentes fronteras entre tejidos). Expresar dichos cocientes como logaritmos proporciona un método simple de comprimir números que se extienden sobre un rango grande de órdenes de magnitud.

Los decibelios (dB), determinan una intensidad relativa:

$$I_{relativa} \text{ (dB)} = 10 \log_{10} \frac{I_1}{I_0} \quad (27)$$

donde  $I_1$  e  $I_0$  son las intensidades a comparar.

Los decibelios no solo se emplean en cocientes de intensidad acústica, sino que pueden referirse a medidas relativas de varios tipos: amplitud, nivel de ruido o porcentaje de reflexión.

En la tabla 4 se muestra la relación entre diferentes maneras de expresar la atenuación del sonido.

Una ventaja importante de la notación en decibelios es que los cambios a lo largo de un haz de Ultrasonidos son aditivos. Si un material produce una atenuación de  $-10$  dB y tras este material hay uno diferente que produce una

Porcentaje de sonido que permanece	$I_1/I_0$	dB	Capa hemirreductora
100	1	0	—
50	0,5	-3,01	1
25	0,25	-6,02	2
10	0,1	-10	3,32
5	0,05	-13,01	4,32
1	0,01	-20	6,64
0,1	0,001	-30	9,96
0,01	0,0001	-40	13,29
0,001	0,00001	-50	16,61

**Tabla 4.** Relación entre medidas de atenuación.

atenuación de  $-3$  dB, la atenuación total desde la salida del haz hasta que atraviesa los dos materiales habrá sido de  $-13$  dB.

De esta manera, el eco de una señal que retorna al transductor se compara con la transmitida en términos de decibelios.

## 2. Propagación de Ultrasonidos en tejidos

### 2.1. Impedancia acústica

Cuando las ondas de Ultrasonidos se propagan a través de medios no homogéneos como los tejidos biológicos, se ven afectadas por las discontinuidades producidas por los cambios de densidad del medio.

El comportamiento de la onda en estas superficies de discontinuidad está determinado por la impedancia acústica, que es una característica física del medio de propagación. La impedancia acústica se define como el producto de la densidad del medio y la velocidad de propagación del sonido en dicho medio, por lo que esta magnitud variará cuando cambien las características físicas del medio de propagación:

$$Z = \rho c \quad (28)$$

El nombre especial de la unidad de impedancia acústica,  $Z$ , es rayl, cuya dimensión en unidades SI es  $\text{kg}/(\text{m}^2 \cdot \text{s})$ , o si se quiere,  $\text{N} \cdot \text{s}/\text{m}^3$ .

En la tabla 5 se detallan las impedancias acústicas de distintos tejidos biológicos:

Medio	Impedancia (rayl)	Medio	Impedancia (rayl)
Aire	$0,0004 \times 10^6$	Pulmón	$0,18 \times 10^6$
Grasa	$1,34 \times 10^6$	Agua	$1,48 \times 10^6$
Cerebro	$1,57 \times 10^6$	Hígado	$1,65 \times 10^6$
Sangre	$1,65 \times 10^6$	Riñón	$1,63 \times 10^6$
Nervio óptico	$1,68 \times 10^6$	Músculo	$1,71 \times 10^6$
Ojo	$1,84 \times 10^6$		

**Tabla 5.** Relación de impedancias acústicas de distintos tejidos biológicos.

## 2.2. Reflexión y transmisión

Cuando un haz de Ultrasonidos incide en una interfase de dos medios con distinta impedancia acústica, parte de la energía del haz se refleja y parte se transmite. La amplitud de la onda reflejada y el porcentaje de la energía del haz reflejada depende de la diferencia de impedancias acústicas de los medios que forman la interfase. Cuanto mayor sea la diferencia de las impedancias, la reflexión será mayor.

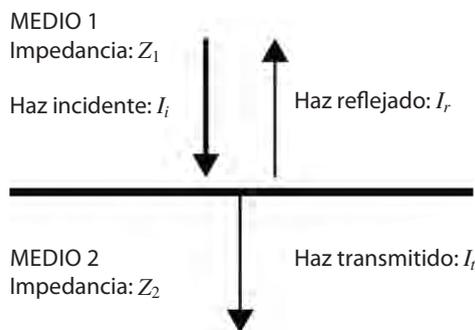
### 2.2.1. Incidencia perpendicular en una superficie de separación de dos medios

Cuando una onda de Ultrasonidos de intensidad acústica  $I_i$  se propaga en un medio e incide en otro medio con una impedancia acústica distinta, parte de la intensidad incidente continuará en el segundo material como una onda de intensidad  $I_t$  y seguirá la misma dirección. El resto de la intensidad incidente se reflejará, y se propagará una onda de intensidad  $I_r$  en la misma dirección y sentido contrario que la onda incidente (Figura 5).

Se definen los coeficientes de reflexión y transmisión de intensidad entre dos medios dependiendo ambos de la diferencia de las impedancias acústicas entre dichos medios. El coeficiente de reflexión de intensidad es la fracción de la intensidad de la onda que se refleja:

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad (29)$$

El fenómeno de reflexión de la onda se produce cuando esta atraviesa una interfase acústica, esto es, cuando existe una diferencia en las impedancias acústicas de los dos medios. El coeficiente de reflexión es el mismo independientemente del sentido en el que la onda atraviese la interfase.



**Figura 5.** Reflexión de una onda de Ultrasonidos. Incidencia perpendicular.

El coeficiente de transmisión de intensidad es la fracción de intensidad de la onda transmitida a través de la interfase:

$$T = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (30)$$

Los dos coeficientes están relacionados por:

$$T = 1 - R \quad (31)$$

La tabla 6 muestra los coeficientes de reflexión de varias interfases de tejido biológico:

Interfase	R
Riñón-Hígado	0,00004
Hígado-Músculo	0,0003
Grasa-Hígado	0,01
Músculo-Hueso	0,41
Músculo-Aire	0,98

**Tabla 6.** Relación de coeficientes de reflexión entre tejidos biológicos.

En las interfases en las que interviene el aire, existe una reflexión casi total, de ahí que se necesite un material acoplador como gel, entre el transductor de Ultrasonidos y el paciente cuando se va a realizar una exploración. Este material impide que haya aire entre el transductor y la superficie de la piel, permitiendo que haya una buena transmisión de las ondas acústicas en el paciente.

En la interfase entre tejido blando y hueso existe también una reflexión grande, por eso, cuando se está realizando una exploración se evita en la medida de lo posible la transmisión de los US a través de hueso. No se pueden realizar exploraciones ecográficas en el cuerpo humano de tejidos y estructuras que contengan hueso o cavidades con aire.

A modo de ejemplo, analicemos lo que ocurre entre transductor y piel. Los transductores se suelen fabricar en un material piezoeléctrico denominado PZT, (Plomo-Zirconio-Titanio) cuya impedancia acústica es  $29,0 \cdot 10^6 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ . Si ponemos este transductor en contacto directo con el tejido humano ( $1,63 \cdot 10^6 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ ), tendremos los siguientes valores de coeficientes de reflexión y transmisión:

$$R = 0,798 \quad \text{y} \quad T = 0,202$$

Estos valores no serían prácticos para una correcta obtención de imágenes, por lo que la mayoría de los transductores tienen un material adicional que hace de acoplador entre el PZT y la superficie biológica. Si este material tiene una impedancia  $Z$  y queremos maximizar la transmisión, la impedancia óptima de acoplamiento será  $Z = \sqrt{Z_1 \cdot Z_2}$ , donde  $Z_1$  es la impedancia del transductor y  $Z_2$  es la impedancia del tejido biológico.

### 2.2.2. Incidencia no perpendicular en una superficie de separación de dos medios

Cuando la onda incide en la superficie de separación con un ángulo distinto de  $90^\circ$ , la onda reflejada y la onda transmitida se propagan en una dirección distinta de la onda incidente (Figura 6).

Se llama refracción a la desviación que sufre la onda incidente con respecto a la dirección inicial al atravesar la superficie de separación. Para que se produzca refracción tiene que suceder que el ángulo de incidencia en la interfase sea distinto de  $90^\circ$  y que la velocidad de propagación del sonido en los dos medios sea distinta.

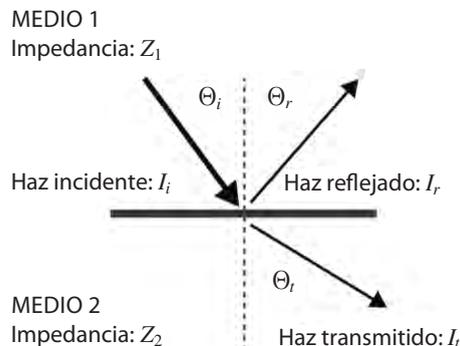
El ángulo de reflexión en este caso es igual al ángulo de incidencia y el ángulo de refracción cumple la ley de Snell:

$$\frac{\sin \Theta_r}{\sin \Theta_i} = \frac{c_2}{c_1} \quad (32)$$

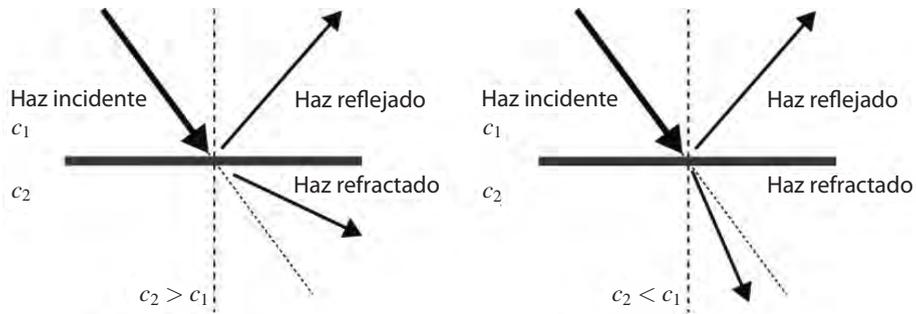
siendo:

$c_1$  (m/s): la velocidad de propagación del sonido en el medio 1,

$c_2$  (m/s): la velocidad de propagación del sonido en el medio 2,



**Figura 6.** Reflexión de una onda de Ultrasonidos. Incidencia no perpendicular.



**Figura 7.** Refracción de una onda de Ultrasonidos.

$\Theta_r$ : el ángulo de refracción, y

$\Theta_i$ : el ángulo de incidencia.

Si la onda pasa de un medio con una velocidad de propagación del sonido menor a otro con velocidad de propagación mayor, la dirección de la onda transmitida se alejará de la normal. Si pasa a un medio con velocidad de propagación menor, se acercará a la normal (Figura 7).

Los coeficientes de reflexión y transmisión de intensidad dependen del ángulo de incidencia y del ángulo de refracción además de las impedancias acústicas:

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left( \frac{Z_1 / \cos \Theta_i - Z_2 / \cos \Theta_t}{Z_1 / \cos \Theta_i + Z_2 / \cos \Theta_t} \right)^2 \quad (33)$$

$$T = \frac{I_t}{I_i} = 1 - R = \frac{4 (Z_1 / \cos \Theta_i) (Z_2 / \cos \Theta_t)}{(Z_1 / \cos \Theta_i + Z_2 / \cos \Theta_t)^2} \quad (34)$$

siendo:

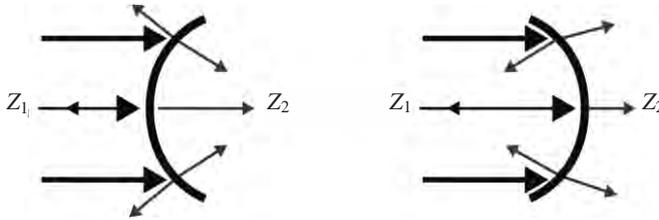
$Z_1$  (rayl): la impedancia acústica en el medio 1,

$Z_2$  (rayl): la impedancia acústica en el medio 2,

$\Theta_t$  (grados): el ángulo de refracción, y

$\Theta_i$  (grados): el ángulo de incidencia.

Si la superficie de separación entre los dos medios es una superficie convexa, las ondas que la atraviesan convergerán en un punto en el segundo medio y la onda reflejada divergirá en el primer medio (Figura 8). Si la superficie



**Figura 8.** Convergencia de ondas reflejadas y refractadas.

es cóncava las ondas refractadas divergirán y las reflejadas convergerán en un punto (Figura 8).

En ambos casos, la divergencia y convergencia de las ondas dependen del radio de curvatura de la superficie de separación. Cuanto más pequeño sea el radio de curvatura, el punto de convergencia estará más cerca de la superficie de separación.

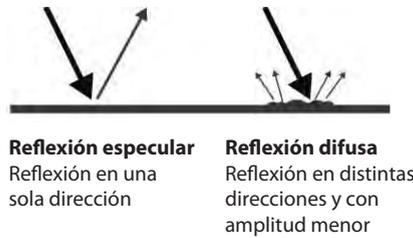
En aplicaciones médicas de Ultrasonidos, el mismo transductor actúa como emisor de las ondas y como receptor de las reflejadas, por lo que la amplitud del eco detectado dependerá de la orientación de la superficie reflectora con respecto a la dirección de la onda incidente y por lo tanto dependerá de la colocación del transductor en la piel. Algunas de las superficies reflectoras son difíciles de visualizar si su posición no es perpendicular al haz incidente de Ultrasonidos.

En la tabla 7 se muestran los valores del ángulo del haz refractado, si el haz incide con un ángulo de 30°:

La refracción más pronunciada se produce en la interfase entre hueso y tejido blando y se debe a que la diferencia de velocidad de propagación del sonido en estos dos medios es muy grande.

Interfase	Ángulo del haz refractado (grados)	Variación en la dirección (grados)
Hueso-Tejido blando	10,9	19,1
Músculo-Grasa	27,1	2,9
Músculo-Sangre	29,2	0,8

**Tabla 7.** Relación de ángulos de refracción entre distintas interfases de tejidos biológicos.



**Figura 9.** Reflexión especular y reflexión difusa.

### 2.2.3. Reflectores especulares y reflectores difusos

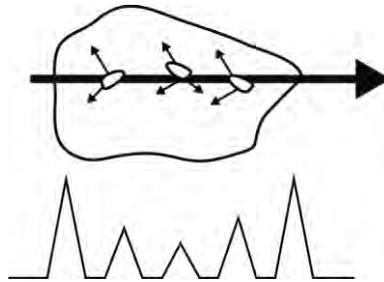
Cuando la superficie de separación entre dos medios es uniforme, se produce una reflexión especular y los objetos que la producen se denominan reflectores especulares. Si esta superficie no es uniforme y tiene irregularidades de tamaño menor o igual que la longitud de onda del US, entonces la onda reflejada se fragmenta y se propagan distintas ondas en distintas direcciones (Figura 9). Estas superficies se llaman reflectores difusos y los ecos que producen aunque son más débiles que los que resultan de una reflexión especular, no son tan dependientes del ángulo de incidencia del haz y no son tan sensibles a la orientación del objeto reflector.

La reflexión difusa ocurre en muchos tejidos del cuerpo como pueden ser los riñones o las cavidades del corazón, superficies que no son perfectamente uniformes y que presentan cierto grado de rugosidad. Si se está haciendo una exploración en la que aparece la interfase entre el riñón y el hígado, cuando el haz de Ultrasonidos incide perpendicularmente se obtiene un eco grande fácilmente detectable. Si el haz incidiera con un ángulo desfavorable no se detectaría tan fácilmente, pero aumentando la ganancia del ecógrafo se detectarían los pequeños ecos producidos por la reflexión difusa y se lograría una visualización mejor de la interfase, ya que estos ecos son menos sensibles al ángulo de incidencia del haz en la superficie.

### 2.2.4. Dispersión acústica

La dispersión acústica, (*"acoustic scattering"*), se produce en los medios en los que hay heterogeneidades de tamaño menor o igual que la longitud de onda del US y que producen reflexiones cada una de ellas actuando como una fuente separada. Como consecuencia del fenómeno, la onda se dispersa en direcciones aleatorias y su intensidad es mucho menor (Figura 10).

La fuente más importante de señales de eco producida en el cuerpo es la dispersión acústica; esto se debe a que los órganos están repletos de este tipo de



**Figura 10.** Reflexión especular y reflexión difusa.

pequeños reflectores y en la imagen formada por el ecógrafo se pueden ver numerosos ecos provenientes del interior de los órganos. En el caso de quistes, orina en la vejiga o líquido amniótico, ocurre que carecen precisamente de estos centros de dispersión o reflectores, dando lugar a débiles ecos de Ultrasonidos comparados con el tejido que las rodea. Las regiones hiperecogénicas son las regiones que producen una dispersión mayor que el medio que las rodea y las regiones hipoecogénicas en las que se produce una dispersión menor.

Dado que,  $v = f\lambda$ , y que en tejido una velocidad de transmisión típica es 1540 m/s, tenemos que el US es capaz de producir “*scattering*” en heterogeneidades por debajo de 0,62 a 0,15 mm para Ultrasonidos de 2,5 a 10 MHz de frecuencia. Estos ecos que provienen de la dispersión son más débiles que los formados por la reflexión en una interfase entre dos órganos. Los ecógrafos que se fabrican en la actualidad tienen sensibilidad suficiente como para detectarlos y son de gran utilidad en la formación de imágenes y en las aplicaciones de Doppler.

La amplitud de los ecos es casi independiente de la orientación de los reflectores con respecto al haz y obtendremos la misma amplitud cualquiera que sea la dirección del haz incidente, al contrario que en los reflectores especulares, donde existe una dependencia muy fuerte de la orientación.

La amplitud de los ecos producidos por dispersión depende del número de reflectores por unidad de volumen, los cambios en la impedancia acústica de los reflectores, el tamaño de los reflectores (la dispersión aumenta con el radio del reflector siempre que este siga siendo del orden de la longitud de onda del US) y de la frecuencia de la onda (la dispersión aumenta con la frecuencia para reflectores muy pequeños). Esta dependencia con la frecuencia se puede aprovechar para la formación de imágenes ya que en algunos casos puede interesar realzar las señales que provienen de la dispersión. Esto se puede conseguir utilizando frecuencias de Ultrasonidos altas porque la variación de frecuencia

no influye en la reflexión especular, mientras que incrementa notablemente la no especular.

Mucha de la información obtenida en las imágenes formadas mediante Ultrasonidos, se debe a la dispersión acústica ya que según sea la densidad del tejido que estemos visualizando, la amplitud de los ecos será distinta y esto se traducirá en un cambio en el nivel de gris en la imagen. Los cambios observados en la dispersión producida por dos órganos es lo que nos permite identificar en muchas ocasiones los distintos órganos, más que la reflexión especular que se pueda producir en la interfase de dichos órganos. También es útil a la hora de visualizar estructuras extrañas en el interior de un órgano.

La detección de tumores se puede realizar también con Ultrasonidos debido a su distinta ecogenicidad con respecto al tejido que los rodea.

Los tejidos que producen dispersión y cuyo tamaño es mucho menor que la longitud de onda del US, se llaman dispersores de Rayleigh y la dispersión producida por ellos es muy dependiente de la frecuencia. Una aplicación importante del efecto de estos dispersores es el caso de la dispersión producida por los glóbulos rojos en la formación de imágenes Doppler y de flujo de color. Si estamos trabajando con una sonda con una frecuencia de 5 MHz, la longitud de onda será 300  $\mu\text{m}$  y el tamaño de los glóbulos rojos es aproximadamente 8  $\mu\text{m}$ .

### 2.3. Atenuación

La atenuación es el mecanismo por el cual se produce una disminución de la intensidad y de la amplitud de la onda en función de la distancia recorrida durante la propagación de un haz de Ultrasonidos en tejido. La atenuación en los tejidos biológicos se produce por efecto de los fenómenos de reflexión, dispersión y absorción.

La absorción es conversión de energía mecánica en energía térmica. Mientras las partículas del medio están vibrando se va produciendo un decrecimiento en la amplitud de vibración por la interacción con el resto de las partículas que las rodean. No toda la energía de la onda se transmite a lo largo de la dirección de propagación, parte se queda en el medio en forma de calor. La energía del haz de Ultrasonidos sufre absorción al propagarse por un medio y la intensidad del haz disminuye con la distancia. La absorción de un haz está relacionada con la frecuencia, con la viscosidad del medio y con el tiempo de relajación del medio (tasa a la cual las moléculas del medio vuelven a su posición original después de ser desplazadas). Mayor tiempo de relajación implica mayor disipación de energía (calentamiento), pues las partículas aún continúan moviéndose al llegar la nueva cresta y es necesario

frenarlas e invertir su sentido. De la misma manera, la viscosidad alta implica mayores fuerzas de fricción y mayor disipación de energía. En cuanto a la frecuencia, su acción se relaciona precisamente con los dos factores anteriores: al aumentarla las moléculas del entorno se mueven con una frecuencia superior, produciendo más fricción y teniendo cada vez menos tiempo para la recuperación hasta la llegada del nuevo pico. La tasa de absorción es directamente proporcional a la frecuencia.

La intensidad acústica de la onda decae exponencialmente con la distancia recorrida,  $z$ :

$$I = I_0 e^{-\alpha z} \quad (35)$$

$\alpha$  es el coeficiente de atenuación del tejido, se expresa en dB/cm y cuantifica el cambio que se produce en la amplitud de la onda. Cuanto mayor es el coeficiente, más rápidamente decae la intensidad de la onda. El coeficiente está compuesto por:

$$\alpha = \alpha \text{ (absorción)} + \alpha \text{ (dispersión)} + \alpha \text{ (reflexión)} \quad (36)$$

Los tres fenómenos producen que la intensidad del haz de Ultrasonidos decrezca con la profundidad. Para la mayoría de los tejidos blandos el coeficiente de atenuación está comprendido entre 0,5 y 1 dB/cm, a una frecuencia de 1 MHz (Tabla 8).

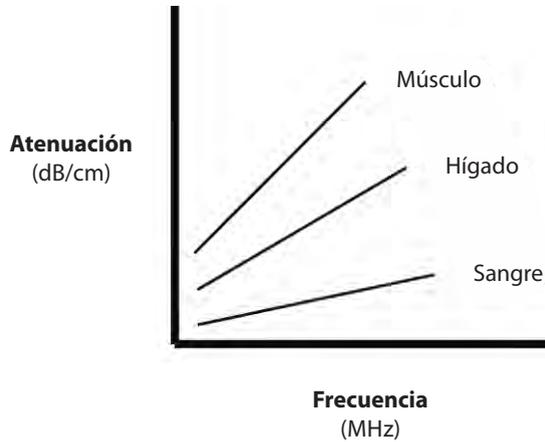
Tejido	Atenuación a 1 MHz (dB/cm)
Agua	0,0002
Sangre	0,18
Hígado	0,5
Músculo	1,2

**Tabla 8.** Relación de coeficientes de atenuación de tejidos biológicos.

Si expresamos la pérdida de intensidad en decibelios (dB), la ecuación exponencial se transforma en una ecuación lineal del tipo:

$$\text{Pérdida de intensidad (dB)} = \mu f z \quad (37)$$

donde  $\mu$  es  $\alpha$  expresado en unidades de dB/cm/MHz,  $f$  es la frecuencia de la onda de Ultrasonidos en MHz y  $z$  es la distancia recorrida por la onda en cm.



**Figura 11.** Dependencia de la atenuación con la frecuencia.

De lo anteriormente descrito se desprende que el aumento de frecuencia reduce la penetración del haz. La atenuación en los tejidos blandos es muy dependiente de la frecuencia de la onda y dicha relación varía mucho en función del tejido (Figura 11).

La dependencia de la atenuación con la frecuencia es una de las limitaciones en la formación de imágenes ya que el aumento de frecuencia y atenuación produce poco poder de penetración. Sin embargo, con frecuencias altas obtenemos mejor resolución espacial. Durante las exploraciones ecográficas hay que llegar a un compromiso entre resolución y penetración y habrá que utilizar la frecuencia adecuada para cada caso dependiendo de la profundidad de la zona que se quiera explorar y de la resolución requerida.

## 2.4. Localización acústica

Un sistema de localización acústica puede generar una onda pulsada de Ultrasonidos y detectar el eco reflejado tras un tiempo medido lo que permite determinar la distancia hasta la interfase (su profundidad). Esta técnica (*"echo ranging"*) fue la base del sonar.

En diagnóstico médico, las reflexiones del haz de Ultrasonidos desde interfases a lo largo de su recorrido tienen gran interés. Cada interfase genera una onda reflejada y de acuerdo con la ecuación:

$$z = c \cdot t \quad (38)$$

podemos determinar la profundidad  $z$  en la cual se produjo la reflexión si la onda ha invertido un tiempo  $t$  en volver al transductor.

Dado que la velocidad media en tejido es 1540 m/s (valor típico que usan los ecógrafos) y suponiendo una interfase a 1 cm de profundidad, basta con doblar el recorrido para obtener el tiempo hasta la detección. Esta sencilla cuenta exige, sin embargo, dos condiciones: el recorrido ha de ser en línea recta y la velocidad del sonido ha de permanecer constante a lo largo del mismo.

### 3. Efecto Doppler en aplicaciones médicas de Ultrasonidos

#### 3.1. Efecto Doppler

El efecto Doppler fue formulado por el físico austriaco Johann Christian Doppler en 1843 y describe el fenómeno que afecta a una onda cuando entre la fuente emisora y el receptor existe un movimiento relativo que hace que la frecuencia observada por el receptor no sea la misma que la emitida por el foco. Cuando se están acercando entre sí, la frecuencia observada es mayor que la emitida por el foco mientras que resulta menor si se están alejando.

La variación de la frecuencia de una onda sonora resulta ligeramente diferente según sea el foco o el receptor el que está en movimiento. Cuando se mueve el foco varía la longitud de onda y la nueva frecuencia  $f'$  se obtiene de la expresión:

$$f' = \frac{v}{\lambda} \quad (39)$$

Cuando la fuente es estacionaria y el receptor se mueve, la frecuencia es diferente porque el receptor en su movimiento se encuentra con un número mayor o menor de ondas en un tiempo determinado. Si el receptor se está acercando a la fuente de sonido, le llegará un número mayor de ondas sonoras por unidad de tiempo, por lo que la frecuencia recibida será mayor que la emitida por la fuente. Y si el receptor se está alejando, la frecuencia recibida será menor.

##### 3.1.1. Caso de foco móvil

En este caso las ondas situadas delante del foco se contraerán de modo que los frentes de onda estarán más próximos entre sí de lo que estarían si

procediesen de una onda estacionaria, mientras que detrás del foco, las ondas estarán más separadas.

Si la frecuencia emitida por el foco es  $f_0$ , en un intervalo  $\Delta t$ , el foco habrá emitido un número de ondas igual a  $f_0 \Delta t$ .

El frente de onda se mueve una distancia,  $v \Delta t$ , mientras que el foco recorre una distancia,  $u \Delta t$ , siendo  $v$  la velocidad de la onda y  $u$  la velocidad de la fuente. Las ondas emitidas estarán contenidas en el espacio:  $(v - u) \Delta t$ .

La longitud de onda delante de la fuente se obtiene dividiendo el espacio por el número de ondas:

$$\lambda_1 = \frac{(v - u) \Delta t}{N} = \frac{(v - u) \Delta t}{f_0 \Delta t} = \frac{v}{f_0} \left( 1 - \frac{u}{v} \right) \quad (40)$$

Detrás de la fuente las ondas están contenidas en una distancia  $(v + u) \Delta t$ , de modo que la longitud de onda detrás de la fuente será:

$$\lambda_2 = \frac{(v + u) \Delta t}{N} = \frac{(v + u) \Delta t}{f_0 \Delta t} = \frac{v}{f_0} \left( 1 + \frac{u}{v} \right) \quad (41)$$

La frecuencia observada por un receptor en reposo cuando la fuente se aproxima, vendrá dada por:

$$f'_1 = \frac{v}{\lambda_1} = \frac{f_0}{1 - \frac{u}{v}} \quad (42)$$

y la frecuencia observada por un receptor en reposo cuando la fuente se aleja, vendrá dada por:

$$f'_2 = \frac{v}{\lambda_2} = \frac{f_0}{1 + \frac{u}{v}} \quad (43)$$

### 3.1.2. Caso de receptor móvil

Cuando el foco está en reposo y el receptor se está moviendo el número de ondas que pasan por un receptor estacionario en el tiempo  $\Delta t$ , es el número contenido en la distancia  $v \Delta t$ :  $v \Delta t / \lambda$ .

Cuando el receptor se mueve hacia el foco con una velocidad  $u$ , pasará por él un número adicional de ondas,  $u \Delta t / \lambda$ . El número total de ondas que pasará por el receptor en un tiempo  $\Delta t$ , será:

$$N = \frac{(v+u)\Delta t}{\lambda} \quad (44)$$

y la frecuencia será:

$$f'_1 = \frac{N}{\Delta t} = \frac{v+u}{\lambda} = f_0 \left(1 + \frac{u}{v}\right) \quad (45)$$

Si el receptor se aleja del foco a una velocidad  $u$ , la frecuencia será:

$$f'_2 = \frac{N}{\Delta t} = \frac{v-u}{\lambda} = f_0 \left(1 - \frac{u}{v}\right) \quad (46)$$

Frecuentemente puede desprejarse la diferencia existente entre las frecuencias recibidas según sea el foco o el receptor el que se está desplazando ya que la velocidad de la fuente o del receptor es mucho menor que la velocidad de propagación de la onda y las frecuencias observadas en el caso de foco móvil se pueden aproximar a:

$$f'_1 = f_0 \left(1 + \frac{u}{v}\right) \quad \text{Cuando el foco se está acercando al receptor} \quad (47)$$

$$f'_2 = f_0 \left(1 - \frac{u}{v}\right) \quad \text{Cuando el foco se está alejando del receptor} \quad (48)$$

Esto se puede demostrar desarrollando los binomios de las expresiones de las frecuencias observadas en el caso de foco móvil y aproximando a los primeros términos. Recordemos que:

$$f'_1 = \frac{f_0}{1 - \frac{u}{v}} \quad \text{Cuando el foco se está acercando al receptor} \quad (49)$$

$$f'_2 = \frac{f_0}{1 + \frac{u}{v}} \quad \text{Cuando el foco se está alejando de receptor} \quad (50)$$

y dado que:

$$(1+x)^n = 1 + nx + \frac{n(n-1)}{2}x^2 + \dots$$

Desarrollaremos los binomios:  $\left(1 - \frac{u}{v}\right)^{-1}$  y  $\left(1 + \frac{u}{v}\right)^{-1}$

$$\begin{aligned} \left(1 - \frac{u}{v}\right)^{-1} &= 1 + (-1)\left(-\frac{u}{v}\right) + \frac{(-1)(-2)}{2}\left(-\frac{u}{v}\right)^2 + \dots \\ &\approx 1 + \frac{u}{v} + \frac{u^2}{v^2} \end{aligned} \quad (51)$$

$$\begin{aligned} \left(1 + \frac{u}{v}\right)^{-1} &= 1 + (-1)\left(\frac{u}{v}\right) + \frac{(-1)(-2)}{2}\left(\frac{u}{v}\right)^2 + \dots \\ &\approx 1 - \frac{u}{v} + \frac{u^2}{v^2} \end{aligned} \quad (52)$$

Sustituyendo en las expresiones de las frecuencias se obtiene:

$$f'_1 = f_0 \left(1 + \frac{u}{v} + \frac{u^2}{v^2}\right) \quad \text{Cuando el foco se está acercando al receptor} \quad (53)$$

$$f'_2 = f_0 \left(1 - \frac{u}{v} + \frac{u^2}{v^2}\right) \quad \text{Cuando el foco se está alejando del receptor} \quad (54)$$

La diferencia entre las frecuencias observadas por el receptor en los casos en los que sea la fuente o el receptor el que se mueve a una velocidad  $u$ , es del orden de  $(u/v)^2$ . Normalmente  $u \ll v$  por lo que podemos despreciar dicho término y nos queda la misma expresión en ambos casos e iguales a las ecuaciones (47) y (48):

$$f'_1 = f_0 \left(1 + \frac{u}{v}\right) \quad \text{Cuando el foco y el receptor se están acercando}$$

$$f'_2 = f_0 \left(1 - \frac{u}{v}\right) \quad \text{Cuando el foco y el receptor se están alejando}$$

El desplazamiento Doppler de la frecuencia es la diferencia entre la frecuencia emitida y la frecuencia recibida y dependerá de la velocidad relativa entre el emisor y el receptor. Si la fuente y el receptor se están aproximando el desplazamiento de la frecuencia será positiva y si se están alejando será negativa. El desplazamiento Doppler es pues:

$$\Delta f = f' - f_0 \quad (55)$$

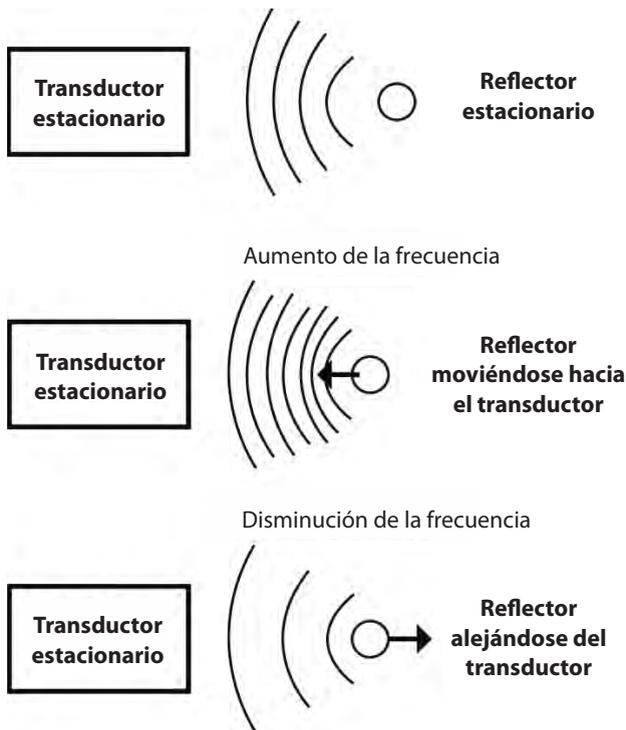
y por lo tanto:

$$\Delta f \approx \pm f_0 \frac{u}{v} \quad (56)$$

### 3.2. Aplicación del efecto Doppler en Medicina

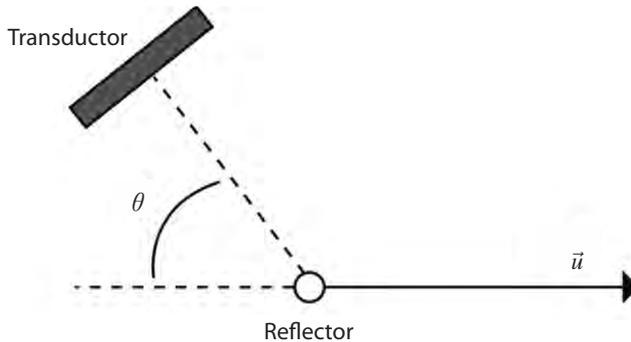
El efecto Doppler se aplica en Medicina para obtener imágenes de flujos de sangre en venas y arterias, calcular su velocidad y para detectar latidos del corazón de los fetos en el vientre materno, ya que el efecto Doppler se produce cuando las estructuras causantes de la reflexión están en movimiento.

En la emisión y recepción de Ultrasonidos por el transductor, el efecto Doppler se duplica ya que en primer lugar el reflector actúa como receptor en movimiento y se producirá una primera desviación de la frecuencia inicial y en segundo lugar el transductor estacionario actúa como receptor en movimiento ya que existe un movimiento relativo entre el transductor y el reflector, y se producirá la segunda desviación de la frecuencia (Figura 12).



**Figura 12.** Variación de la frecuencia cuando existe movimiento relativo del reflector y el transductor.

En una exploración con un ecógrafo el transductor se coloca en contacto con la piel, y el haz de Ultrasonidos forma un ángulo  $\theta$  con el eje de la vena o arteria que queremos visualizar. Los glóbulos rojos de la sangre en movimiento



**Figura 13.** Transductor emisor de Ultrasonidos y reflector en movimiento.

producen la reflexión de las ondas y en la frecuencia recibida por el transductor se observará una variación con respecto a la frecuencia emitida (Figura 13).

El transductor actúa como receptor y emisor. El reflector se mueve con velocidad  $u \cdot \cos \theta$  con respecto al emisor y con la misma velocidad con respecto al receptor, sumándose dos veces el mismo término en la expresión de la desviación Doppler.

La desviación de la frecuencia Doppler viene dada por tanto, por la expresión:

$$\Delta f = f_0 \frac{2 \cos \theta \cdot u}{v} \quad (57)$$

siendo:

$f_0$  (Hz): la frecuencia emitida,

$u$  (m/s): la velocidad del reflector,

$v$  (m/s): la velocidad de propagación del sonido en el medio (en el caso más habitual, sangre): 1560 m/s, y

$\cos \theta$ : el coseno del ángulo Doppler o ángulo formado entre la dirección del haz de Ultrasonidos y la dirección de desplazamiento del reflector.

La desviación de la frecuencia Doppler es pequeña comparada con las frecuencias emitidas por los transductores y puede pertenecer al rango de sonido audible (20 Hz-20 kHz).

Si tenemos un transductor emitiendo ondas de frecuencia de 5 MHz y se produce una reflexión en un reflector que se mueve a una velocidad de 1 m/s, la desviación de la frecuencia Doppler será (suponiendo que el haz de Ultrasonidos sea paralelo al eje del desplazamiento del reflector):

$$\Delta f = \frac{5 \cdot 10^6 \cdot 2 \cdot 1}{1560} = 6,4 \text{ kHz}$$

Para determinar el ángulo Doppler se utiliza el modo B del ecógrafo. Se obtiene la imagen de la vena o arteria en la cual queremos medir la velocidad y mediante un cursor posicionamos la orientación correcta del flujo de sangre.

Conforme aumenta el ángulo, la desviación de la frecuencia Doppler disminuye hasta que se hace 0 para  $\theta = 90^\circ$ . Para ángulos mayores que  $90^\circ$  el coseno es negativo, lo que quiere decir que el reflector se está alejando del transductor. Algunos ecógrafos lo que detectan es la desviación de la frecuencia Doppler sin hacer distinción del signo, pero los sistemas que incorporan Doppler direccional son capaces de discriminar si la frecuencia recibida es mayor o menor que la emitida, y pueden determinar el sentido del flujo y saber si se acerca o se aleja del transductor.

La tabla 11 muestra la desviación de la frecuencia Doppler en función del ángulo para un transductor que emite Ultrasonidos de una frecuencia de 5 MHz y un reflector que se desplaza a una velocidad de 1 m/s:

Ángulo Doppler	0°	30°	60°	90°
Desviación de la frecuencia Doppler	6,4 kHz	5,5 kHz	3,2 kHz	0 kHz

**Tabla 11.** Desviación de la frecuencia Doppler en función del ángulo Doppler.

### 3.2.1. Medida de la velocidad del flujo de sangre

En muchas exploraciones se aplica el efecto Doppler para estimar la velocidad a la que un reflector se está desplazando. Conociendo la frecuencia de las ondas emitidas y la desviación de la frecuencia Doppler, el ecógrafo obtiene la velocidad del reflector.

La posición óptima para medir la velocidad es cuando el ángulo Doppler es igual a cero grados, lo cual contradice la posición óptima para obtener imágenes en 2D, que es cuando el haz de Ultrasonidos incide perpendicular al eje del flujo. En la práctica, el ángulo Doppler que se usa normalmente está comprendido entre  $30^\circ$  y  $60^\circ$ , ya que para un ángulo superior a  $60^\circ$  y cuanto más se acerca a  $90^\circ$  se cometen muchas imprecisiones en la medida de la velocidad del reflector.

<b>Ángulo Doppler real</b>	<b>0°</b>	<b>20°</b>	<b>40°</b>	<b>60°</b>	<b>80°</b>
<b>Ángulo Doppler erróneo</b>	5°	25°	45°	65°	85°
<b>Velocidad real (m/s)</b>	20	20	20	20	20
<b>Velocidad calculada (m/s)</b>	20,08	20,74	21,66	23,66	39,84

**Tabla 12.** Velocidad del reflector calculada por el ecógrafo con distintos ángulos Doppler erróneos.

Si al medir la velocidad se comete una imprecisión en la determinación del ángulo Doppler, el error cometido por el ecógrafo en el cálculo de la velocidad será mayor y cuanto mayor sea el ángulo con el que se está trabajando.

En la tabla 12 se detalla la velocidad calculada por el ecógrafo, para un reflector que se desplaza a una velocidad real de 20 m/s, al cometer un error de 5° en la determinación del ángulo, y su dependencia del ángulo Doppler con el que estemos trabajando.

### 3.2.2. Doppler de onda continua

En el Doppler continuo o Doppler de onda continua, la transmisión y recepción de la señal Doppler son simultáneas por lo que físicamente son necesarios dos elementos diferentes en el transductor para llevarla a cabo (Figura 14).

Sea la señal transmitida de la forma:

$$x_t(t) = \xi_t \cos(\omega_S t) \quad (58)$$

y la correspondiente señal recibida de una reflexión:

$$x_r(t) = \xi_r \cos((\omega_S + \omega_D)t + \theta_1) \quad (59)$$

donde:

$\omega_S = 2\pi f_S$  es la frecuencia de la señal de Ultrasonidos y,

$\omega_D = 2\pi f_D$  la frecuencia de la señal Doppler

$\theta_1$  es un término de fase dependiente de la distancia del reflector desde el transductor y saltos de fase producidos dentro del receptor.

Ambas señales se pueden multiplicar para dar:

$$\begin{aligned} x_r(t)x_t(t) &= \xi_r \xi_t \cos((\omega_S + \omega_D)t + \theta_1) \cdot \cos(\omega_S t) = \\ &= \frac{\xi_r \xi_t}{2} (\cos(\omega_D t + \theta_1) + \cos((2\omega_S + \omega_D)t + \theta_1)) \end{aligned} \quad (60)$$

La señal resultante puede pasarse por un filtro paso baja, para quitar la frecuencia  $2\omega_S$ , y dar como resultado la señal Doppler:

$$x_D(t) = \xi_r \xi_t \cos(\omega_D t + \theta_1) \quad (61)$$

A pesar de ello, es necesario seguir procesando la señal analógica ya que la señal recibida consiste en Ultrasonidos reflejados de más amplitud que la de la señal Doppler (40 o 50 dB por encima). La frecuencia Doppler de esta señal es baja, debido al movimiento de elementos como la pulsación de arterias y el movimiento de la sonda. Por ello, también es necesario un filtrado paso alta para quitar este artefacto (Figura 14). Este proceso acaba inevitablemente también con algunas señales Doppler de sangre moviéndose lentamente que podrían ser de relevancia clínica.

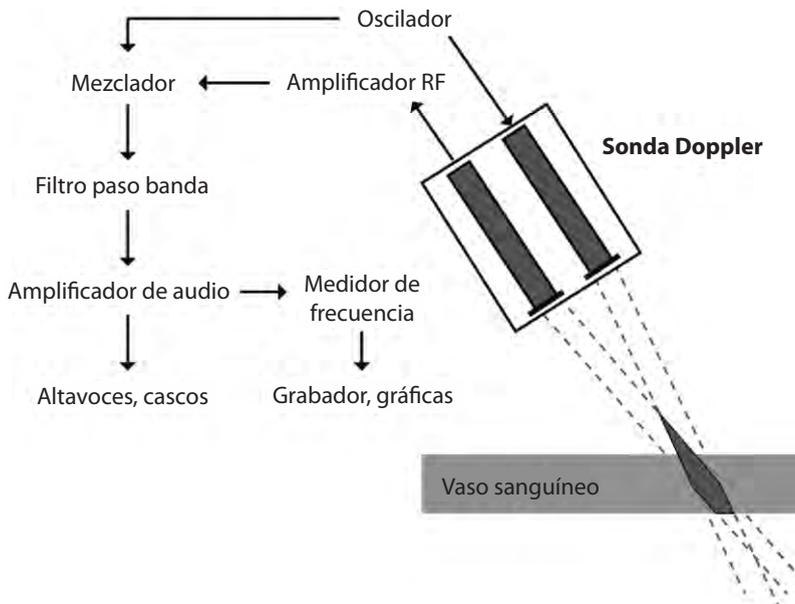


Figura 14. Doppler continuo.

### 3.2.3. Doppler pulsado

Cuando el Doppler de onda continua convencional se usa como detector de flujo aparecen problemas asociados a la instrumentación. El Doppler continuo no puede proporcionar resolución de rango, es decir, no puede separar señales Doppler que provengan de diferentes puntos a lo largo del haz transmitido. Si dos vasos sanguíneos se intersecan el haz ultrasónico no separa las velocidades en diferentes puntos. El Doppler pulsado evita este problema. Las principales diferencias con el Doppler continuo son:

- La transmisión y recepción están separadas en el tiempo y por ello es necesario un solo transductor.
- El Doppler pulsado se puede incorporar como un paso adicional en el procesado de la señal de los ecos de Ultrasonidos pulsados convencionales. Esto se conoce habitualmente como escaneo dúplex.
- Se utilizan pulsos periódicos de Ultrasonidos.
- El Doppler pulsado solo es sensible al flujo en una región pequeña, denominada volumen de muestra.

La resolución de rango se consigue transmitiendo un pulso muy corto. Tras él, la señal recibida se mezcla con una versión retrasada de la que se transmitió como señal de referencia. El tiempo de tránsito del pulso transmitido a la región de interés y vuelta hacia el transductor es igual a este retraso. Por tanto, alterar el retraso permite mover el volumen de muestra a lo largo del haz en diferentes posiciones y podemos elegir el flujo de qué vaso y en qué posición estamos examinando. La anchura del volumen de muestra será proporcional a la anchura del haz de Ultrasonidos transmitido, mientras que su longitud será proporcional a la duración del pulso transmitido.

El instrumento Doppler descrito antes no puede proporcionar información sobre la dirección del movimiento. En el caso de malformaciones arteriovenosas o bien en venas con válvulas que funcionan incorrectamente, la dirección del movimiento puede añadir valor al diagnóstico.

Se adopta el siguiente convenio:

Si  $\omega_S$  es mayor que 0, significa que las componentes del vector de velocidad a lo largo del haz se dirigen hacia la sonda y si  $\omega_S$  es menor que 0, lo contrario.

La información direccional se puede preservar realizando un filtrado de banda lateral. La señal RF recibida se pasa por dos filtros, uno deja pasar señales entre  $\omega_S$  y  $\omega_S + \omega_m$  y otro entre  $\omega_S - \omega_m$  y  $\omega_S$ . La salida de ambas pasa por un multiplicador y un filtro pasa banda como los descritos anteriormente (Figura 15).

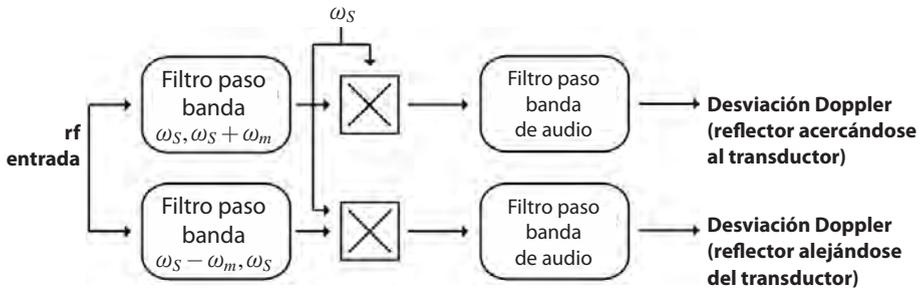


Figura 15. Doppler pulsado.

Otros métodos de determinación del flujo incluyen la demodulación de ófset de la portadora y la demodulación en fase y cuadratura.

#### 4. Bibliografía

- [1] COBBOLD R.S.C. (2006). "Foundations of biomedical ultrasound". Oxford University Press. Oxford (UK).
- [2] HEDRICK W., HYKES D., STARCHMAN D. (2005). "Ultrasound physics and instrumentation". Mosby, Inc. Missouri. (USA).
- [3] HUSSEY M. (1985). "Basic Physics and Technology of Medical Diagnostic Ultrasound". MacMillan Publishers LTD. London (UK).
- [4] ZAGZEBSKI J.A. (1996). "Essentials of Ultrasound Physics". Mosby, Inc. Missouri (USA).



## **Tema 3:**

# Transductores de Ultrasonidos: generación de pulsos y formación de haces

**Ana Paula Millán Armengol**



# Transductores de Ultrasonidos: generación de pulsos y formación de haces

*Ana Paula Millán Armengol  
Técnicas Radiofísicas S.L.  
UTPR Contecsan S.L.  
a.millan@trf.es*

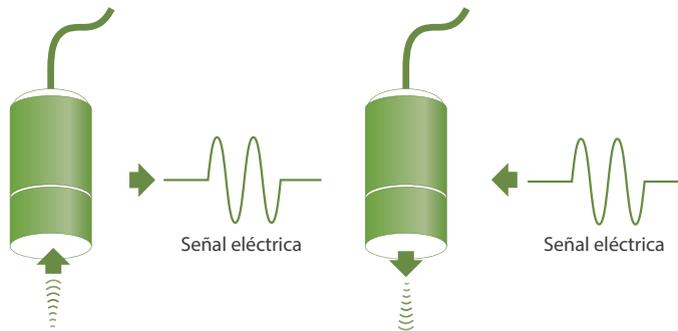
## 1. Efecto piezoeléctrico y transductores piezoeléctricos

Un transductor es un dispositivo que convierte una forma de energía en otra. En el campo del ultrasonido (US), los transductores convierten energía acústica (mecánica) en energía eléctrica mediante el efecto piezoeléctrico y energía eléctrica en energía acústica mediante el efecto piezoeléctrico inverso. Este principio es utilizado también en los micrófonos (conversión de energía acústica en eléctrica) y en los altavoces (conversión de energía eléctrica en acústica).

En el campo de los US los transductores son utilizados como emisores y receptores de las ondas ultrasónicas.

El efecto piezoeléctrico consiste en la propiedad de algunos cristales de acumular carga eléctrica cuando se les aplica una presión mecánica perpendicular a la superficie del cristal. Esta carga eléctrica puede detectarse y amplificarse produciendo una señal eléctrica útil, siendo ésta directamente proporcional a la fuerza aplicada.

El efecto piezoeléctrico inverso consiste en la propiedad de producir una deformación mecánica cuando un campo eléctrico se aplica a un cristal, enviando una onda de sonido al medio. La magnitud de la deformación mecánica producida es proporcional al campo eléctrico aplicado. De esta forma, los transductores piezoeléctricos actúan en ambos sentidos, como transmisores y detectores de señales acústicas (Figura 1).

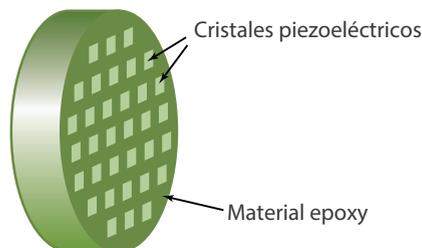


**Figura 1.** Los transductores piezoeléctricos actúan como transmisores y detectores de ondas de Ultrasonidos en Medicina.

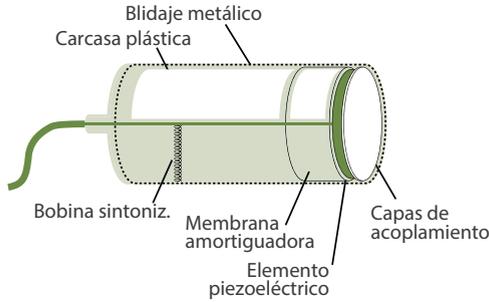
Estos efectos se producen en materiales como el cuarzo, la turmalina o el sulfato de litio. En un principio, el cristal más utilizado en los transductores de Ultrasonidos fue el cuarzo, pero actualmente el cuarzo se ha sustituido por elementos cerámicos piezoeléctricos como el Circonato Titanato de Plomo (PZT).

Estos elementos consisten en una mezcla de cristales microscópicos que para poder ser utilizados como transmisores y receptores de Ultrasonidos han de ser polarizados previamente. Este proceso se lleva a cabo calentando el material por encima de la temperatura de Curie (365°C para PZT) y sometándolo a alto voltaje, lo que produce la alineación de los cristales microscópicos. El material se deja enfriar, manteniendo aplicado el alto voltaje, lo que produce que el material se quede polarizado y puedan utilizarse sus propiedades piezoeléctricas.

Actualmente los transductores se fabrican utilizando estos materiales cerámicos mezclados con otros materiales tipo epoxi (Figura 2).



**Figura 2.** Transductor formado por pequeños cristales piezoeléctricos embebidos en material epoxi.



**Figura 3.** Diseño de un transductor de Ultrasonidos formado por un elemento piezoeléctrico.

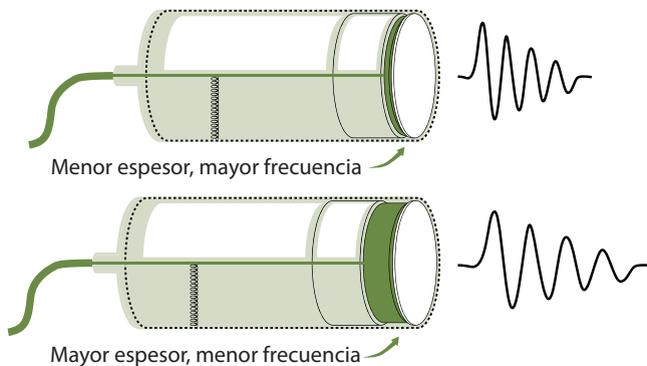
## 2. Transductores formados por un solo elemento

### 2.1. Componentes de un transductor y características principales

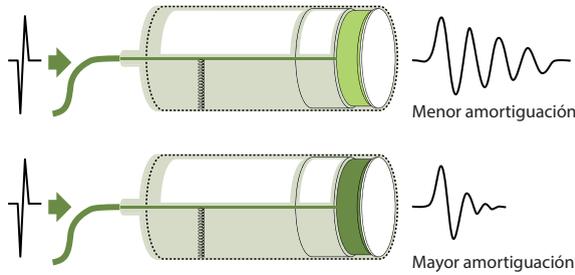
Los transductores de un solo elemento están formados por un disco plano de material cerámico recubierto de un material plástico y un blindaje metálico para evitar que se transmita señales de ruido electrónico (Figura 3).

Los transductores se excitan por una señal eléctrica que hace vibrar el transductor a su frecuencia de resonancia, enviando un pulso de sonido en el medio.

La frecuencia de resonancia viene determinada mayoritariamente por el espesor del material piezoeléctrico; a mayor espesor, la frecuencia será más baja (Figura 4).



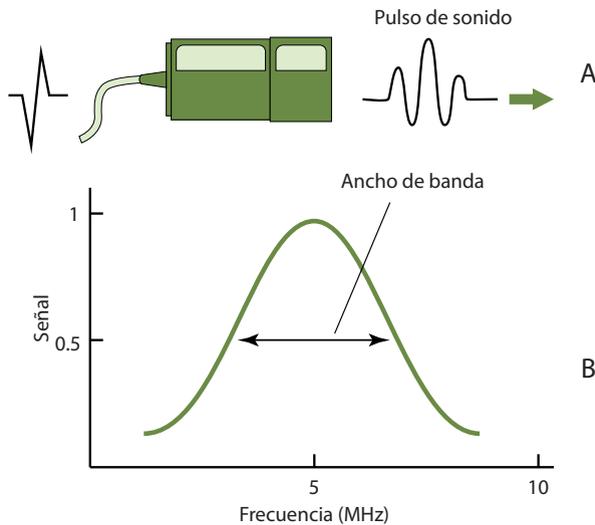
**Figura 4.** Frecuencia de emisión de un pulso de Ultrasonidos en función del espesor del elemento piezoeléctrico.



**Figura 5.** Duración del pulso de Ultrasonidos en función del tipo de membrana acústica amortiguadora.

Para la mayoría de aplicaciones interesa que el pulso del US enviado sea lo más corto posible, ya que esto mejora la resolución de la imagen obtenida, para lo cual se añade al transductor una membrana amortiguadora, que hace que la vibración se detenga rápidamente después de la excitación y la duración del pulso se reduzca (Figura 5).

Esta membrana amortiguadora tiene que tener las siguientes características: su impedancia acústica tiene que ser similar a la del material piezoeléctrico, de forma que se reduzcan las reflexiones producidas en la interfase de los dos materiales y su coeficiente de absorción debe de ser alto, para que las ondas de sonido producidas por la vibración sean completamente absorbidas y no se propaguen.

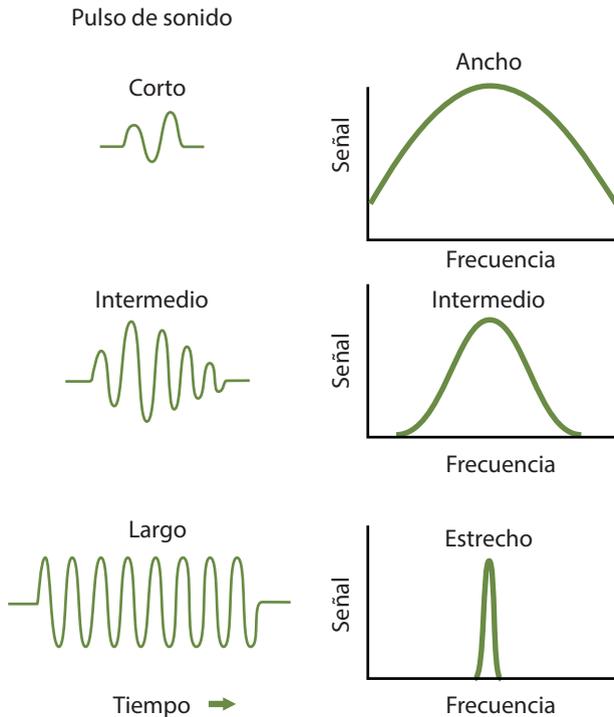


**Figura 6.** Pulso de sonido compuesto por diferentes frecuencias.

El hecho de detener la vibración de forma brusca, produce que el pulso de energía de sonido emitido no sea de una sola frecuencia sino que esté compuesto por un rango de frecuencias, denominadas ancho de banda (Figura 6).

El factor de calidad de un transductor se define como el cociente entre la frecuencia central del transductor y su ancho de banda. Cuanto más corto es el pulso emitido, mayor es el ancho de banda y por lo tanto menor el factor de calidad (Figura 7). Cuanto más largo es el pulso emitido, menor es el ancho de banda y mayor el factor de calidad del transductor. Los transductores con bajo factor de calidad se utilizan en los equipos de diagnóstico por imagen.

Otro elemento que se añade al transductor para mejorar la eficiencia de la transmisión de las ondas de Ultrasonidos al medio y por lo tanto la sensibilidad del sistema son las capas de acoplamiento, que actúan reduciendo las reflexiones producidas en la interfase entre el transductor y el tejido. La diferencia en la impedancia acústica de los materiales piezoeléctricos cerámicos y el tejido es del orden de 20 veces, lo que produce que una gran parte de



**Figura 7.** Ancho de banda en función de la duración del pulso.

la energía producida por el transductor se refleja y no se transmite al tejido. Para minimizar este efecto se añaden distintas capas de materiales con impedancias acústicas intermedias y de un espesor del orden de un cuarto de la longitud de onda del US transmitido, lo que hace que se reduzca la reflexión entre el transductor y el tejido.

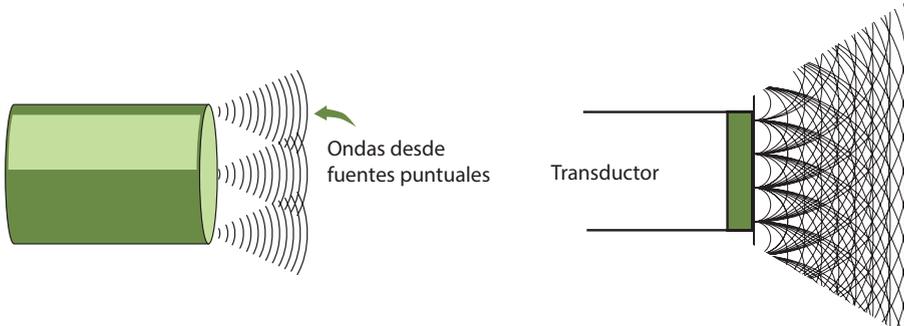
## 2.2. Características de los haces de Ultrasonidos

En el proceso de formación de imágenes en ecografía, los pulsos de Ultrasonidos se transmiten por la región que se va a examinar, son reflejados por los distintos tejidos biológicos y representados en un monitor en función del tiempo que ha estado viajando el pulso desde que ha salido del transductor, hasta que ha regresado. La forma del haz que componen los pulsos de Ultrasonidos depende de la frecuencia de emisión y del diámetro del transductor, siendo dicho haz direccional, lo que permite realizar un barrido a lo largo de la región que se pretende examinar y obtener la imagen del sector completo (Figura 8).



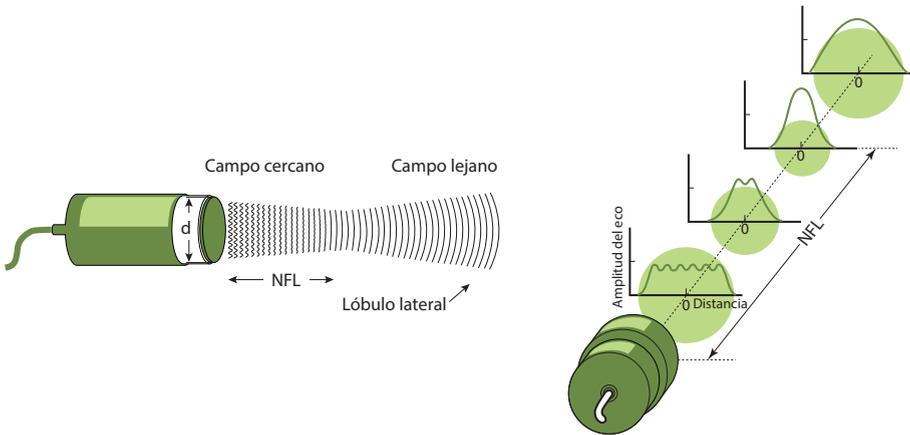
**Figura 8.** Forma del haz de Ultrasonidos y barrido del haz en la región a examinar.

La superficie del transductor se puede dividir conceptualmente en una colección de fuentes puntuales, fuentes de Huygen, que emiten ondas de Ultrasonidos y que componen el haz emitido por el transductor. La potencia del haz de Ultrasonidos en un punto se determina sumando la contribución de las ondas provenientes de cada fuente puntual (Figura 9).



**Figura 9.** Haz de Ultrasonidos compuesto por la superposición de fuentes puntuales.

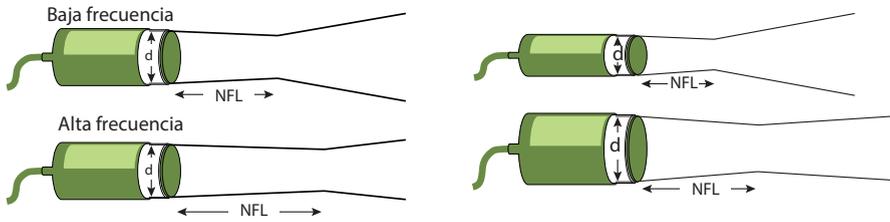
En el haz formado se distinguen dos zonas, la zona Fresnel o campo cercano y la zona Fraunhofer o campo lejano (Figura 10).



**Figura 10.** Representación de las zonas de campo cercano y campo lejano en el haz de Ultrasonidos.

En la zona Fresnel el haz permanece colimado e incluso se estrecha en el límite entre el campo cercano y el campo lejano y se caracteriza por las fluctuaciones que se producen en la amplitud y en la intensidad de un punto a otro del haz.

En la zona Fraunhofer el haz se suaviza y diverge, aumentando la divergencia y la anchura del haz conforme nos alejamos del transductor y del campo cercano.



**Figura 11.** Longitud del campo cercano en función del diámetro del transductor y de la frecuencia.

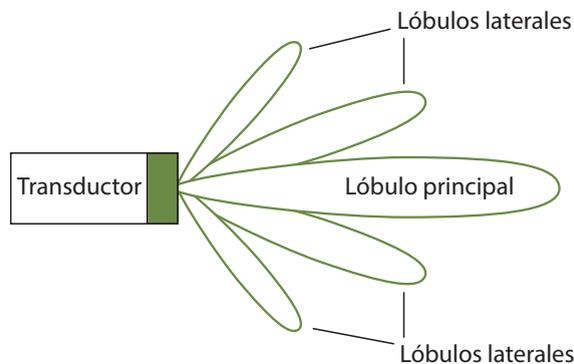
El límite entre el campo cercano y el campo lejano se denomina longitud del campo cercano NFL (*"Narrow Field Limit"*), y depende del diámetro del transductor y de la longitud de onda del US (Zagzebski 1996):

$$NFL = \frac{d^2}{4\lambda}$$

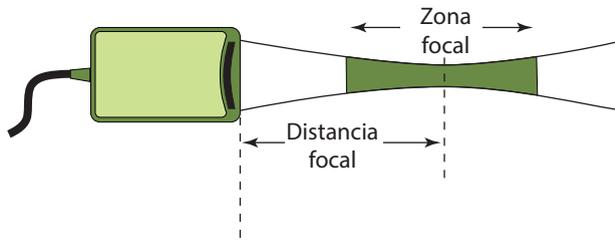
A mayor diámetro del transductor y mayor frecuencia, mayor longitud del campo cercano y por lo tanto menor divergencia del campo lejano (Figura 11).

En la formación del haz de Ultrasonidos emitido por el transductor se producen lóbulos laterales de energía, que no son parte del haz principal y que degradan la resolución espacial lateral de la imagen formada (Figura 12).

Para minimizar este efecto, la señal aplicada al elemento piezoeléctrico decrece cuando nos alejamos del centro del elemento, de forma que la potencia



**Figura 12.** Representación del haz principal de Ultrasonidos y de los lóbulos laterales.



**Figura 13.** Distancia focal y zona focal.

emitida por la superficie del transductor no es uniforme, es mayor en el centro del transductor y menor en los extremos del mismo.

El haz de Ultrasonidos emitido por el transductor puede estar focalizado, esto es, que hay una zona en la cual la anchura del haz disminuye. En esta zona, la amplitud de los ecos de los reflectores aumenta. La focalización del haz en un transductor de un único elemento se consigue mediante una lente acústica acoplada al elemento piezoeléctrico. La distancia focal es la distancia de la superficie del transductor al plano en el cual el haz de Ultrasonidos tiene la mínima anchura y la zona focal corresponde a la región en la cual la anchura del haz es menor que dos veces la anchura del haz a la distancia focal (Figura 13).

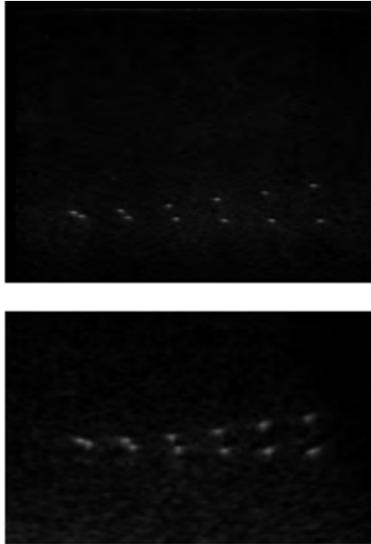
La resolución lateral es óptima para los reflectores que están ubicados en el interior de la zona focal del transductor.

### 2.3. Resolución espacial en imágenes de Ultrasonidos

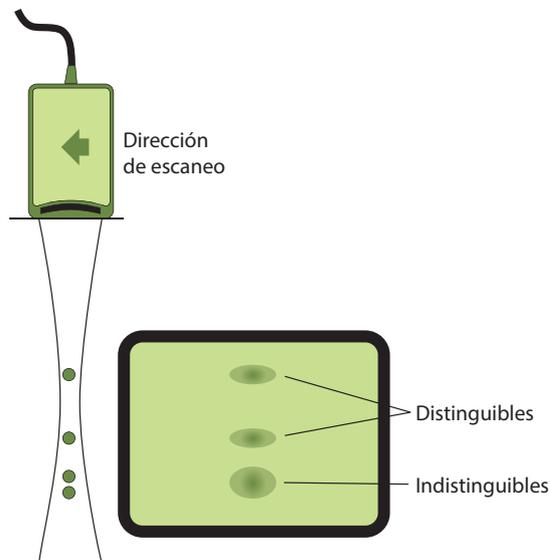
En la formación de imágenes mediante Ultrasonidos, los objetos que reflejan el haz de Ultrasonidos se representan mediante el tiempo que tarda el eco en viajar desde que sale del transductor hasta que regresa al mismo. De esta forma objetos que están a distintas profundidades se distinguen porque los ecos tardan distinto tiempo en regresar al transductor.

La resolución espacial en imágenes de Ultrasonidos determina la mínima distancia a la que pueden estar situados dos objetos reflectores pudiendo ser distinguidos en la imagen formada. Si se aumenta la frecuencia del US la resolución espacial y la atenuación aumentan (Figura 14). Obtenemos una mejor resolución espacial, pero la profundidad de penetración del US decrece.

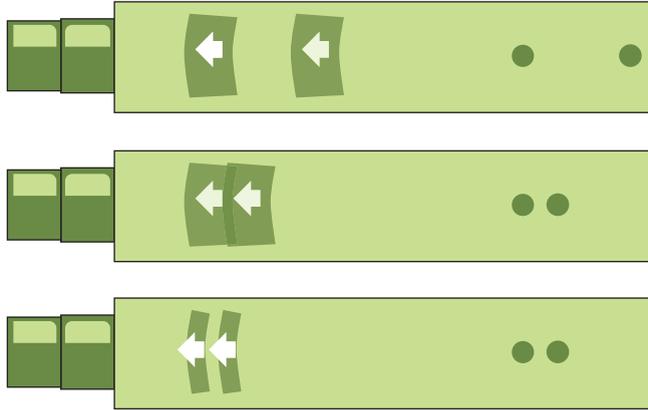
Durante un examen ecográfico hay que seleccionar la frecuencia que se va a utilizar dependiendo del tipo de exploración que se vaya a realizar, ya que hay que encontrar un compromiso entre los requerimientos de resolu-



**Figura 14.** Comparación de imágenes de un mismo maniquí obtenidas con dos transductores distintos. En la primera imagen, transductor de frecuencia mayor, por lo tanto se aprecia en la imagen mejor resolución espacial. En la segunda imagen, transductor de frecuencia menor, por lo tanto se aprecia en la imagen menor resolución espacial.



**Figura 15.** Resolución espacial axial. Los objetos que están suficientemente separados pueden ser distinguidos en la imagen formada. Sin embargo, los objetos que están próximos no se distinguirán en la imagen formada y se verán como un solo objeto.



**Figura 16.** Dependencia de la resolución espacial axial con la distancia de separación entre los objetos y con la duración del pulso de Ultrasonidos. En la primera figura los objetos que están suficientemente separados por lo que podrán ser distinguidos en la imagen formada independientemente de la duración del pulso. En la segunda figura los objetos están demasiado cerca y como el pulso de Ultrasonidos es largo, no se podrán distinguir en la imagen formada. En la tercera figura los objetos están demasiado cerca pero si el pulso de Ultrasonidos es corto, se podrán distinguir en la imagen formada.

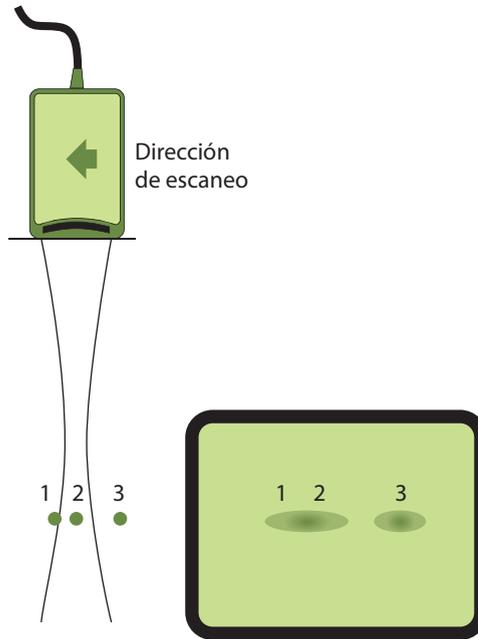
ción y la profundidad a la que se encuentran los tejidos de interés que se quieren examinar.

La resolución axial es la mínima distancia a la que dos objetos reflectores situados a lo largo del eje de propagación del haz de Ultrasonidos se pueden distinguir en la imagen formada (Figuras 15 y 16).

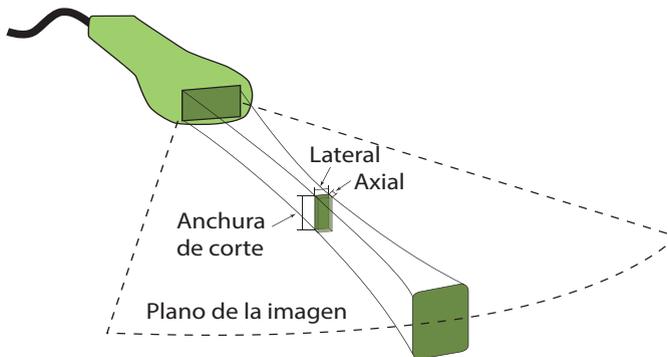
La resolución lateral es la mínima distancia a la que dos objetos reflectores situados a lo largo del eje perpendicular al eje de propagación del haz de ultrasonidos pueden ser distinguidos en la imagen formada. La resolución lateral está determinada por la anchura del haz de US. Para que dos objetos reflectores se puedan distinguir en la imagen formada, la distancia que los separa tiene que ser mayor que la anchura del haz (Figura 17).

La resolución en elevación o anchura de corte es el espesor del tejido cuyos ecos contribuyen a la formación de la imagen en la dirección perpendicular al plano de formación de imagen (Figura 18).

En la formación de imágenes en Ultrasonidos, estamos representando la información anatómica de un plano determinado. Este plano lo define el operador del equipo mediante la ubicación de la sonda en el paciente y contiene los centros de los haces de Ultrasonidos que forman la imagen.



**Figura 17.** Resolución espacial lateral. La distancia que separa los objetos 1 y 2 es inferior a la anchura del haz de Ultrasonidos, por lo que no se distinguirán en la imagen formada y se verán como un solo objeto. La distancia que separa los objetos 2 y 3 es superior a la anchura del haz, por lo que se distinguirán en la imagen formada y se verán como dos objetos independientes.

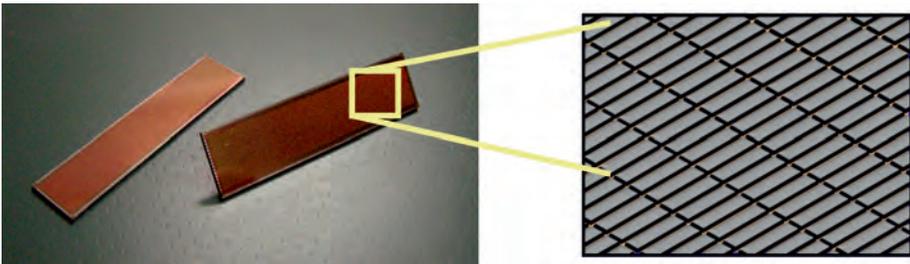


**Figura 18.** Resolución espacial en elevación o anchura de corte.

### 3. Transductores matriciales (“arrays”) formados por elementos piezoeléctricos

#### 3.1. Tipos de sondas ecográficas

Un “array” es un conjunto de pequeños elementos piezoeléctricos dispuestos en forma matricial (Figura 19). Cada elemento está conectado con el transductor de forma independiente, de manera que puede ser controlado electrónicamente tanto en la emisión de Ultrasonidos como en la recepción de los mismos de forma independiente. Cada elemento piezoeléctrico puede ser excitado individualmente y los ecos detectados por cada elemento pueden ser amplificados individualmente, antes de combinarse con las señales procedentes de otros elementos para producir una única señal. Cada elemento independiente que tenga asociada la electrónica necesaria para emitir y recibir los US se denomina canal. El número de canales determina el número de elementos que pueden emitir y recibir simultáneamente pulsos de Ultrasonidos. La resolución espacial aumenta conforme aumenta el número de canales.



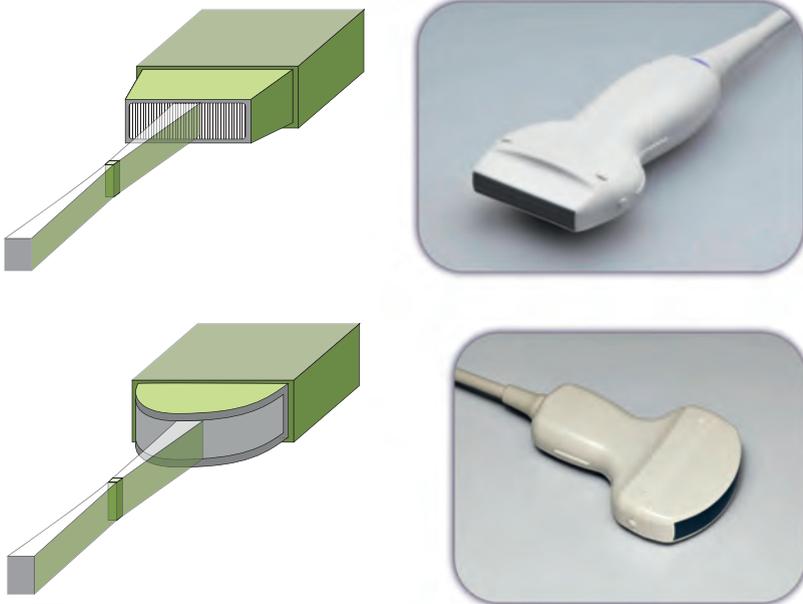
**Figura 19.** “Array” de elementos piezoeléctricos (cortesía de Hitachi Medical Systems).

Las sondas ecográficas se pueden clasificar en cinco tipos distintos en función del tipo de transductor que integren: sondas lineales, sondas convexas, sectoriales “*phased arrays*” con transductores de barrido electrónico mediante desfase temporal, sondas anulares y sondas bidimensionales (Figura 20).

Los transductores en las sondas lineales y convexas están formados por una serie de elementos piezoeléctricos de forma rectangular dispuestos en serie. Los haces de Ultrasonidos son perpendiculares a la superficie del transductor, por lo que en el caso de los transductores lineales el haz formado será rectangular y en el caso de los convexas será trapezoidal, y los haces de Ultrasonidos no serán paralelos (Figura 21).



**Figura 20.** Tipos de sondas ecográficas (cortesía de Philips HealthTech).



**Figura 21.** Primera figura, sonda lineal, haz rectangular. Segunda figura, sonda convexa, haz trapezoidal (cortesía de Hitachi Medical Systems).

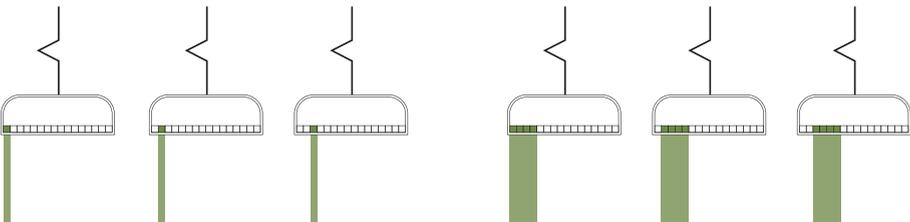


**Figura 22.** Primera figura, exploración con sonda lineal de mama. Segunda figura, exploración con sonda convexa abdominal (cortesía de Hitachi Medical Systems).

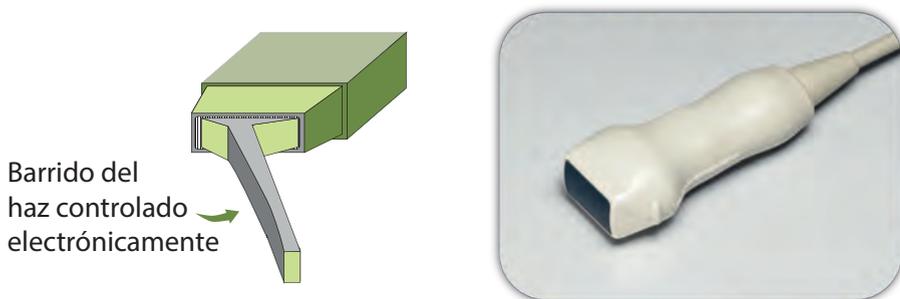
Las frecuencias de exploración utilizadas con las sondas lineales son más elevadas que las utilizadas con las sondas convexas, por lo que la resolución espacial será mayor, sin embargo, la profundidad de penetración será menor, por lo que se utilizarán para exploraciones superficiales. Las sondas convexas utilizan frecuencias más bajas, por lo que la profundidad de penetración será mayor y se utilizarán para exploraciones en las que se requiera visualizar tejidos a más profundidad (Figura 22).

Un transductor puede llegar a tener del orden de 300 elementos. Cada elemento se puede activar de forma independiente por lo que podemos tener tantos haces de Ultrasonidos producidos como número de elementos, o podemos activar los elementos en grupos. Cada grupo de cristales constituye en este caso un haz individual y recibe los ecos procedentes de ese haz (Figura 23).

Los transductores de las sondas sectoriales conocidos como matrices en fase (*"phased arrays"*) son de tamaño inferior a los lineales y convexas. Los elementos piezoeléctricos son activados casi simultáneamente pero de manera independiente, aplicando tiempos de retardo a los distintos elementos, de for-



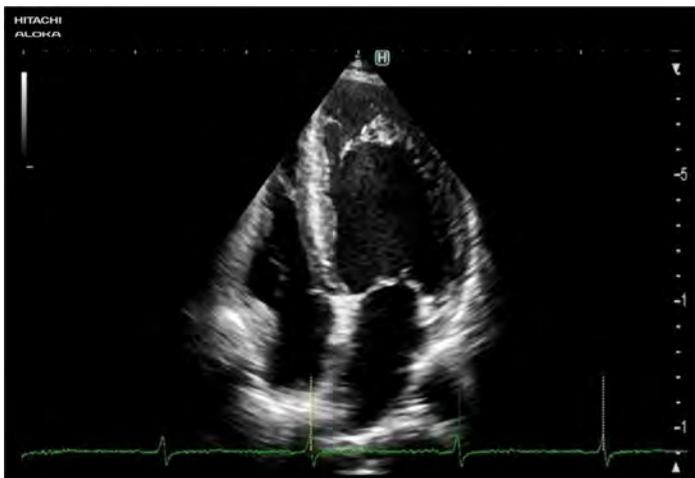
**Figura 23.** Activación de los elementos piezoeléctricos de forma independiente o en grupos.



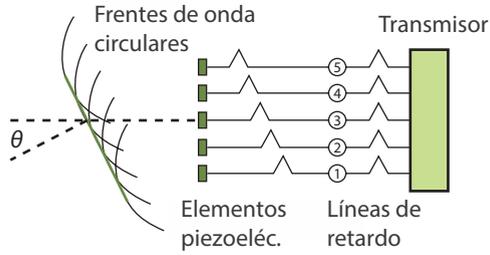
**Figura 24.** Sonda sectorial "phased array" (cortesía de Hitachi Medical Systems).

ma que el haz de Ultrasonidos formado realiza un barrido a lo largo del área que se está examinado (Figura 24).

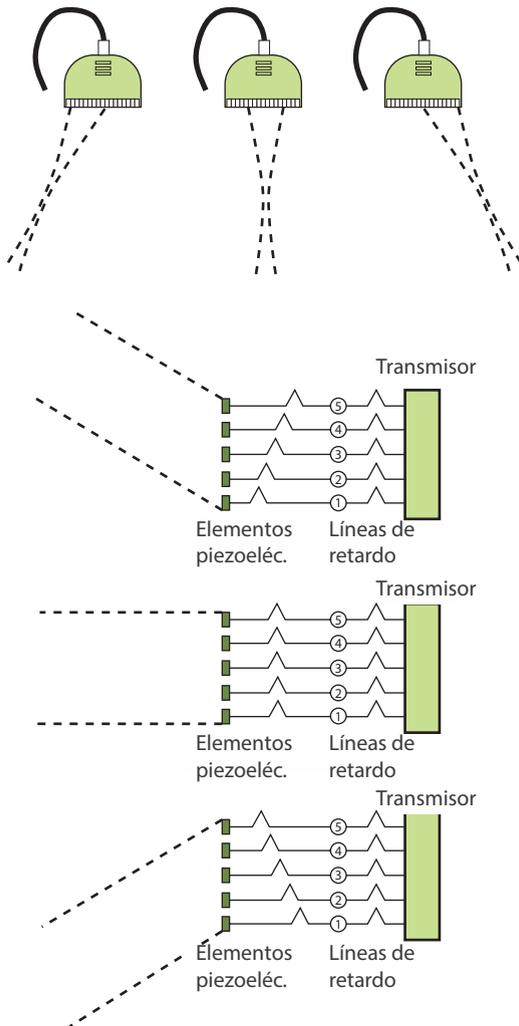
Una ventaja de este tipo de transductores frente a los lineales y convexas es que la superficie del transductor es muy pequeña y se pueden utilizar en exámenes en los que se quiere escanear la zona intercostal para acceder por ejemplo a imágenes cardíacas, tanto en adultos como en niños (Figura 25). Sin embargo, en comparación con los transductores convexas en los que los haces de Ultrasonidos son siempre emitidos de forma perpendicular a la superficie, tienen menor sensibilidad en los bordes del campo y menor resolución lateral en esa zona.



**Figura 25.** Imagen cardíaca obtenida con un transductor sectorial (cortesía de Hitachi Medical Systems).



**Figura 26.** Frente de ondas de un haz en un transductor sectorial "phased array".

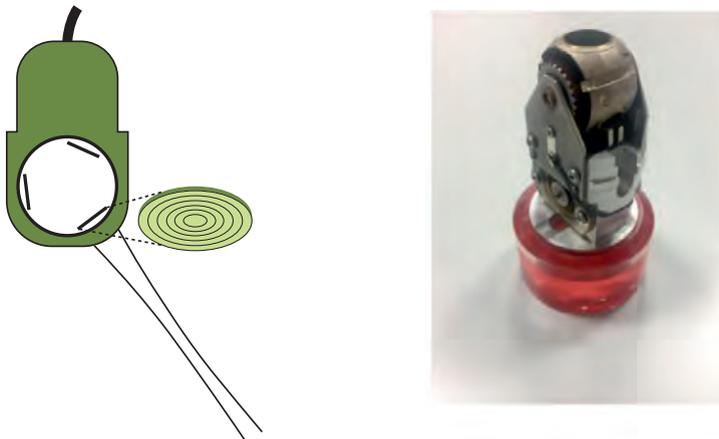


**Figura 27.** Barrido electrónico en un transductor sectorial "phased array".

Los frentes de ondas de todos los cristales se combinan para formar un frente de ondas plano que forma un ángulo con el eje. Este ángulo depende de los tiempos de retardo que han sido aplicados a los distintos elementos (Figura 26).

Se realiza un barrido electrónico modificando la dirección de propagación mediante la variación de los tiempos de retardo aplicados (Figura 27).

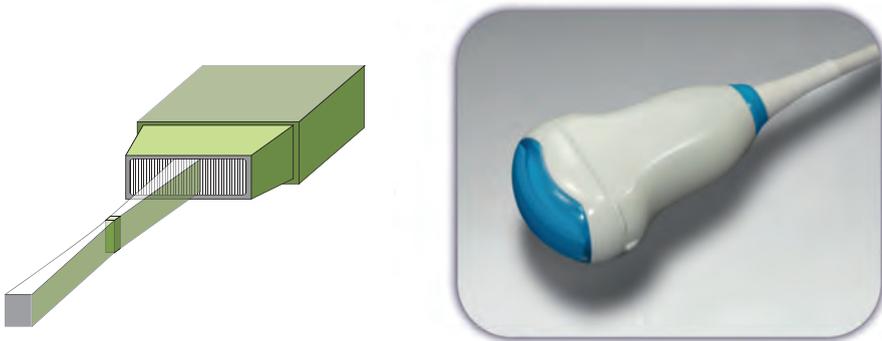
En las sondas anulares los transductores están formados por un cristal central rodeado de cristales concéntricos que realizan un barrido mecánico para cubrir el área que se está examinado (Figura 28). En las sondas anulares, la resolución en elevación es la misma que la resolución lateral, por lo que las imágenes obtenidas tienen alta resolución espacial y hace que este tipo de transductores sean utilizados para realizar exámenes en los que se quiere detectar masas de pequeño tamaño.



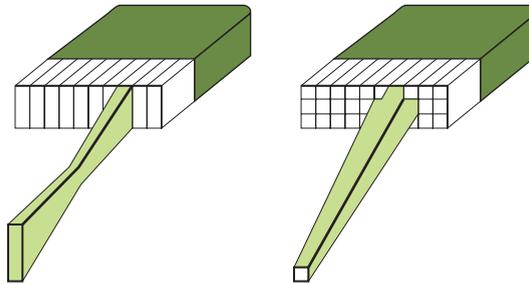
**Figura 28.** Sonda anular.

Las sondas bidimensionales están formadas por matrices bidimensionales de elementos piezoeléctricos, lo cual permite mejorar la resolución en elevación de la imagen (Figura 29). Existen dos tipos de transductores bidimensionales: los transductores 1,5 D y 2D. En los transductores 1,5 D el número de elementos en la dirección transversal es mucho menor que en la dirección lateral, que puede haber entre 100 y 200 elementos.

En los transductores lineales, la focalización en elevación está fija a una profundidad particular, sin embargo, en los transductores bidimensionales se puede focalizar a diferentes profundidades (Figura 30).



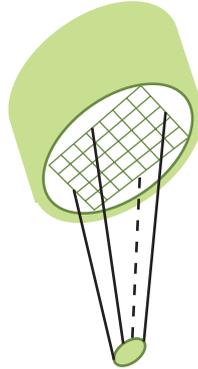
**Figura 29.** Sonda bidimensional (cortesía de Hitachi Medical Systems).



**Figura 30.** A la izquierda, figura del transductor lineal con focalización en la dirección transversal fija. A la derecha, figura del transductor bidimensional con focalización en la dirección transversal variable.

En los transductores 2D el número de elementos en la dirección transversal es similar al número de elementos de la dirección lateral. Un ejemplo de diseño consiste en transductores formados por matrices de 64 filas por 64 columnas, con un total de 4096 elementos. Con estos transductores se puede realizar un barrido electrónico en dos dimensiones, produciendo imágenes tridimensionales sin mover el transductor (Figura 31).

Con la miniaturización de la electrónica se han desarrollado las sondas intracavitarias, que son dispositivos especiales para realizar exámenes médicos en distintas cavidades del cuerpo. Existen sondas transvaginales, transrectales, transeofágicas e intravasculares y pueden tener dispositivos acoplados para realizar biopsias o amniocentesis durante las exploraciones (Figura 32). Las matrices de elementos de los que se componen los transductores de estas sondas funcionan de la misma manera que las utilizadas para exploraciones externas, pero son de un tamaño muy inferior.

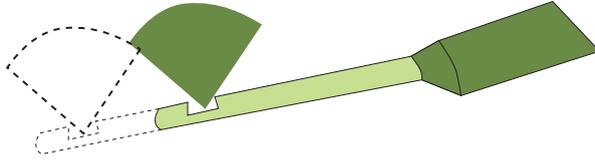


**Figura 31.** Transductor bidimensional con focalización variable en dos ejes.



**Figura 32.** Sonda transvaginal, sonda transrectal, sonda transesofágica y sonda con dispositivo de biopsia (cortesía de Hitachi Medical Systems).

Las sondas intracavitarias pueden estar formadas por un único elemento piezoeléctrico o matrices de elementos. Pueden tener una matriz ubicada en la punta de la sonda, obteniendo así una imagen sagital, pueden tener una matriz ubicada en el lateral de la sonda, obteniendo así una imagen transversal o pueden incorporar varias matrices en la misma sonda, por lo que se pue-



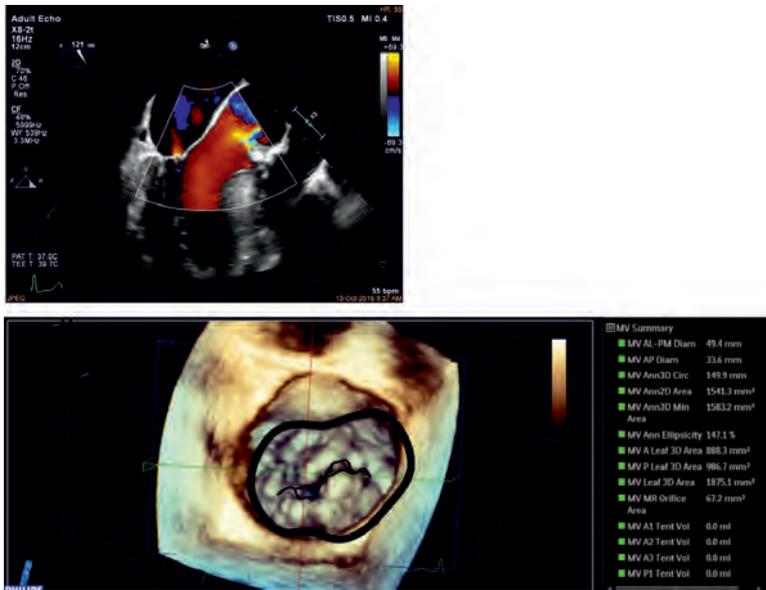
**Figura 33.** Sonda intracavitaria en la que mediante un giro mecánico del cristal se realiza un barrido en el plano transversal. Para obtener distintas visualizaciones se puede desplazar manualmente la sonda.

den obtener planos ortogonales en una misma exploración sin necesidad de reorientar la sonda.

Las sondas se pueden desplazar de forma manual por el operador que esté realizando la exploración, o pueden estar acopladas a un sistema mecánico que hace desplazarse o girar la sonda, lo que permite obtener planos de imágenes a distintas distancias (Figura 33).

Las sondas transefágicas están formadas por transductores que permiten visualizar el corazón en dos y tres dimensiones (Figura 34).

Las sondas intravasculares están formadas por transductores extremadamente pequeños que operan a alta frecuencia (de 10 a 20 MHz) y que obtienen imágenes de alta resolución. Estas sondas se utilizan para realizar exploracio-



**Figura 34.** Imágenes de ecografía transefágica 2D y 3D (cortesía de Philips HealthTech).

nes en el interior de los vasos sanguíneos, en ecocardiografía y en cardiología fetal a través del cordón umbilical.

## 4. Características de la formación de los haces en los transductores matriciales

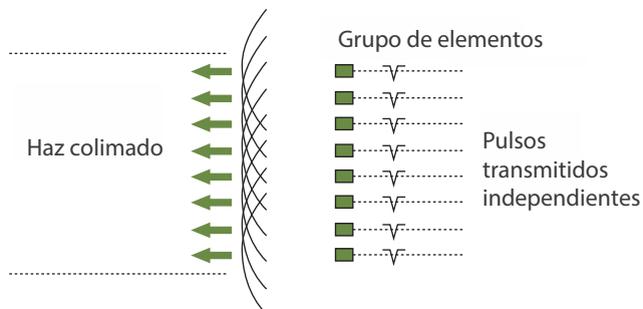
### 4.1. Focalización electrónica en los transductores matriciales y resolución en elevación

Las características fundamentales de los transductores matriciales son:

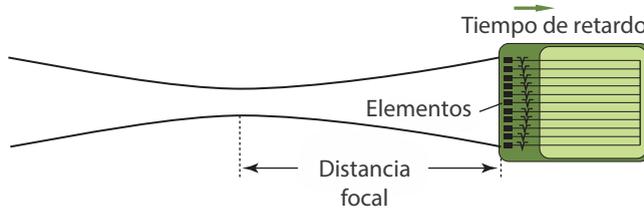
- Que realizan un barrido electrónico durante la exploración sin que haya movimiento mecánico en el cabezal. Esto lo realizan los siguientes tipos de transductores: lineales, convexos, sectoriales y bidimensionales.
- Que la formación del haz y la focalización del mismo se realiza de forma electrónica. Esto lo realizan todos los tipos de transductores: lineales, convexos, sectoriales, bidimensionales y anulares.

En la generación de un haz de Ultrasonidos en un transductor matricial se aplican señales eléctricas a cada elemento piezoeléctrico del transductor. Si todos los elementos se excitan al mismo tiempo, se obtiene un haz direccional pero sin focalizar (Figura 35).

El enfoque electrónico se realiza aplicando tiempos de retardo en la excitación de cada elemento, de forma que los frentes de ondas de las ondas emitidas convergen en un punto que puede ser controlado en función de los retardos introducidos. En el punto de convergencia la anchura del haz de Ultrasonidos es mínima y por lo tanto la resolución lateral es mayor. El punto se denomina foco y puede ser elegido por el operador del equipo. La distancia entre la superficie del transductor y el foco se denomina distancia focal (Figura 36).



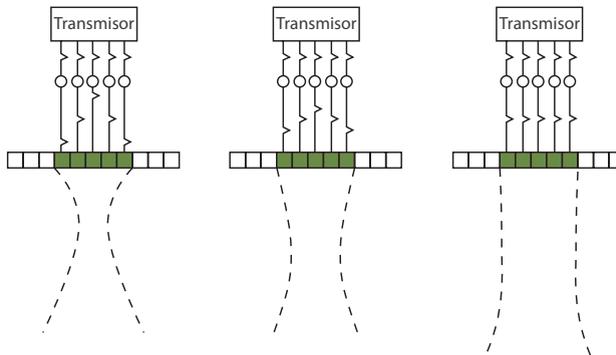
**Figura 35.** Haz de Ultrasonidos direccional sin focalizar, generado mediante la excitación simultánea de todos los elementos piezoeléctricos.



**Figura 36.** Haz de Ultrasonidos focalizado, generado mediante la aplicación de tiempos de retardo en la excitación de los elementos piezoeléctricos.

Variando los tiempos de retardo aplicados a los elementos piezoeléctricos conseguimos que el foco se pueda posicionar a distintas distancias de la superficie del transductor (Figura 37).

Algunos transductores permiten la selección de varios focos al mismo tiempo, lo que hace que se aumente la zona focal de la imagen y se obtenga mejor resolución lateral en un área más grande de la zona que se está explorando. Sin embargo, un haz de Ultrasonidos solo puede tener un foco, por lo que para trabajar con múltiples focos se requieren muchos pulsos, cada uno focalizado a una profundidad diferente, y superponer la información de todos los ecos reflejados, lo que hace que la adquisición de las imágenes sea más lenta (Figura 38). Esto puede ser un impedimento cuando se están visualizando en tiempo real estructuras en movimiento.



**Figura 37.** Modificación de la distancia focal aplicando distintos tiempos de retardo en la excitación de los elementos piezoeléctricos.

Del mismo modo que los haces de Ultrasonidos emitidos por los transductores pueden focalizarse electrónicamente, también pueden focalizarse las señales procedentes de los ecos reflejados en los tejidos.



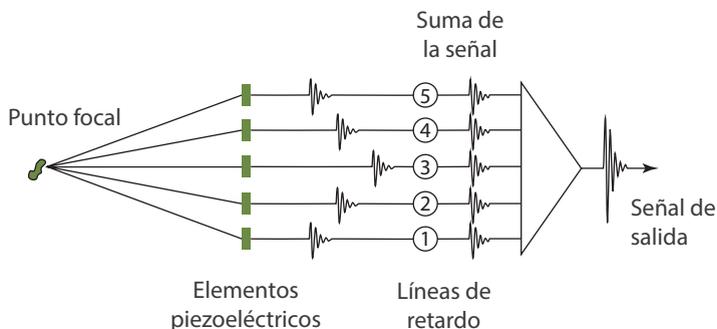
**Figura 38.** Imágenes de un maniquí obtenidas con distintos focos. En la primera imagen, el foco está posicionado en la zona superior. En esa zona hay mejor resolución espacial lateral. En la segunda imagen, el foco está posicionado en la zona media. En la tercera imagen, hay seleccionados varios focos. En este caso, hay una mayor resolución espacial en toda la zona que se está visualizando (cortesía de Javier Salceda Artola).

El mismo conjunto de elementos piezoeléctricos que ha emitido un haz, va a detectar los ecos procedentes de los objetos reflectores. Cuando estos ecos son recibidos, son amplificados y combinados con los otros ecos procedentes de otros grupos de elementos para producir una única señal. Antes de realizar la combinación con otros ecos es necesario corregir las señales recogidas debido a que los ecos viajan distinto tiempo por la diferencia de distancia entre el objeto reflector y los distintos grupos receptores de los ecos. Esta corrección se realiza introduciendo tiempos de retardo en las señales recibidas (Figura 39).

La focalización en la recepción de las señales se realiza de forma automática, sin que el operador tenga que seleccionarla, cambiando dinámicamente el foco según lleguen ecos procedentes de estructuras reflectoras más profundas.

## 4.2. Apertura sintética

En las imágenes obtenidas a través de un transductor matricial la resolución lateral aumenta conforme aumenta el número de canales de información. Un transductor lineal puede estar compuesto por 256 elementos piezoeléctri-

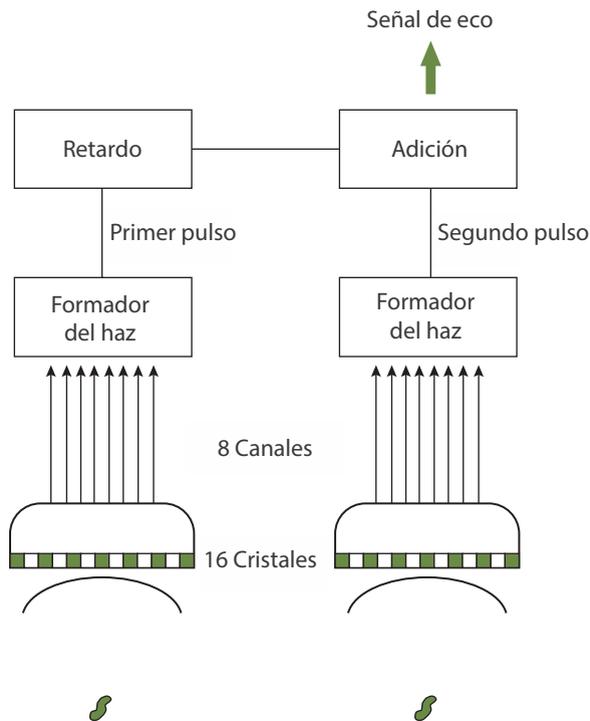


**Figura 39.** Composición de la señal de salida aplicando tiempos de retardo a los ecos detectados por los elementos piezoeléctricos.

cos. Sin embargo, mantener 256 canales (256 elementos piezoeléctricos con su electrónica asociada) en el sistema de formación del haz no resulta operativo.

Para obtener una buena resolución lateral mediante un gran número de elementos piezoeléctricos sin la necesidad de mantener tantos canales de información, se utiliza la tecnología de apertura sintética (*“synthetic aperture”*). En esta tecnología, el número de canales que intervienen en el sistema de formación del haz se puede reducir a la mitad del número de elementos piezoeléctricos de los que dispone el transductor, siempre y cuando el sistema utilice una secuencia de emisión y transmisión de dos pulsos.

En el caso de un transductor con 256 elementos, 128 son utilizados en la formación del haz en el primer pulso generado. La serie de ecos producidos y señales generadas se almacenan hasta que el segundo pulso generado (que utiliza los otros 128 elementos) produce los ecos y las señales correspondientes. La información final con la que se formará la imagen se realizará mediante la composición de las dos series de señales pertenecientes a los dos pulsos (Figura 40).



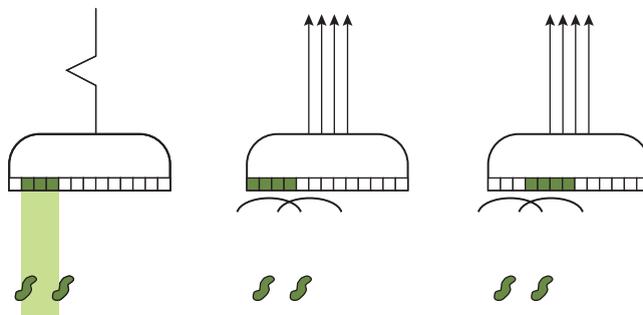
**Figura 40.** Suma de las señales provenientes de los ecos producidos por dos pulsos mediante la excitación de dos grupos independientes de elementos piezoeléctricos.

Utilizando la apertura sintética mantenemos el número de elementos piezoeléctricos utilizados, por lo que obtenemos una buena resolución lateral, sin embargo, debido a que el sistema tiene que realizar la suma de las dos series de señales, el tiempo de generación de la imagen se incrementa.

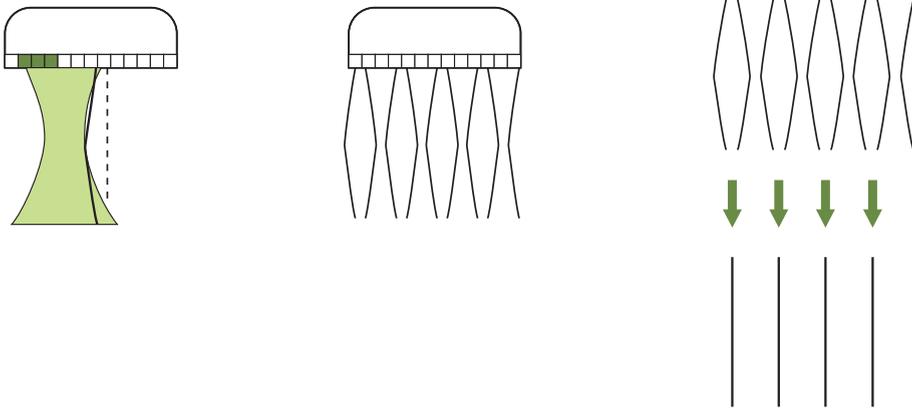
### 4.3. Transductores con múltiples sistemas de formación del haz (“beamformer”)

En los transductores con un único sistema de formación del haz, se pueden procesar como máximo las señales de los ecos generados en una única línea de escaneo por pulso transmitido. Si los transductores incorporan múltiples sistemas de formación del haz, se puede realizar un procesamiento paralelo en el que se trabaja simultáneamente con las señales obtenidas en varias líneas de escaneo por cada pulso transmitido. De esta forma la anchura del haz se expande hasta cubrir la misma área que cubrirían varias líneas de escaneo. Durante la recepción de las señales, la anchura del haz se puede dividir en anchuras efectivas menores, en función del número de sistemas de formación de imagen de los que disponga el transductor (Figura 41).

La generación de múltiples líneas de escaneo por cada pulso producido reduce el tiempo de adquisición de las imágenes y aumenta la tasa de formación de imágenes. Sin embargo, la formación de la imagen mediante múltiples líneas de escaneo producidas por un solo pulso puede producir distorsiones geométricas en la imagen. Esto se debe a que la anchura del haz del haz transmitido es mayor que la anchura del haz recibido y los ejes de ambos están desplazados, lo que produce que la línea que se está escaneando sea curvada. La generación de las imágenes mediante este tipo de curvas produce una degradación en la resolución espacial, ya que durante la formación de la imagen el sistema asume que las líneas de escaneo son paralelas.



**Figura 41.** Señales obtenidas en varias líneas de escaneo por cada pulso transmitido en un transductor con múltiples sistemas de formación del haz.



**Figura 42.** Ejes desplazados del haz transmitido y del haz recibido en transductores con múltiples sistemas de formación del haz, y procesamiento realizado para corregir la distorsión geométrica.

Las señales obtenidas por los sistemas múltiples de formación del haz son manipuladas para corregir la curvatura de las líneas de escaneo. Este procesamiento incluye la corrección en el eje axial en la misma línea de escaneo y en el eje lateral teniendo en cuenta las líneas de escaneo adyacentes (Figura 42).

#### 4.4. Transductores de banda ancha de frecuencias

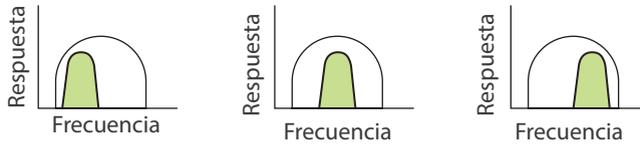
Los transductores que utilizan banda ancha de frecuencias tienen una mayor flexibilidad de uso que los transductores de frecuencias limitadas, ya que estos no pueden procesar las señales utilizando la posibilidad de modificación de la frecuencia durante la exploración.

Conforme el rango de frecuencias disponible es mayor, aumentan las opciones de obtener mejores características de adquisición con respecto a la información clínica que queremos obtener.

##### 4.4.1. Formación de imágenes mediante transductores multifrecuencia

En la formación de imágenes mediante transductores multifrecuencia, el rango de frecuencias disponible es dividido en dos o más rangos de frecuencias utilizados en la emisión y recepción (Figura 43). Las señales obtenidas para la formación de la imagen son las mismas que las que hubieran sido obtenidas por varios transductores independientes con varias frecuencias centrales distintas.

El operador selecciona la frecuencia central adecuada para la exploración que va a realizar. El rango de frecuencias altas proporciona una mayor resolu-



**Figura 43.** La banda ancha de frecuencias de un transductor se puede dividir en varios rangos de frecuencias.

ción espacial y el rango de frecuencias bajas permite una penetración mayor en el tejido.

La focalización electrónica del haz se puede realizar utilizando distintas frecuencias en función de la profundidad, proporcionando buena resolución espacial a distintas profundidades. El inconveniente de esta técnica es que para la obtención de cada línea de escaneo es preciso transmitir múltiples pulsos y esto hace que la tasa de formación de imágenes disminuya.

#### 4.4.2. Filtrado dinámico de frecuencias

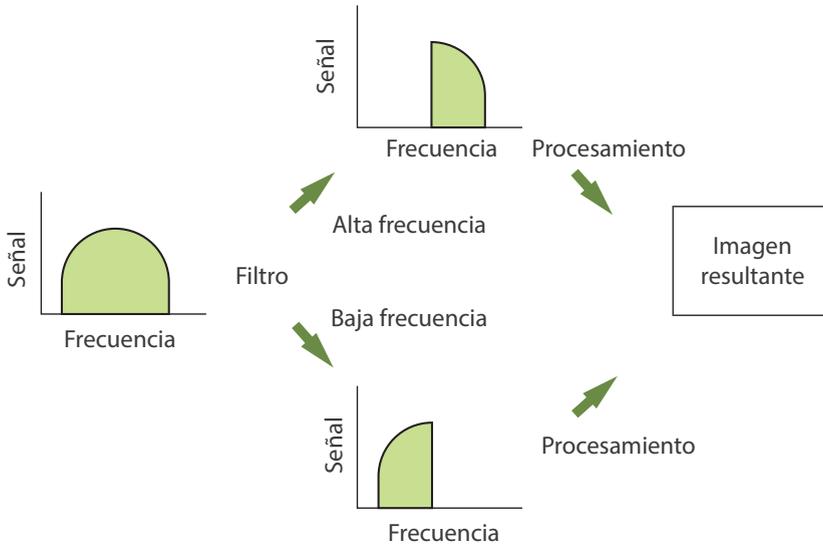
En esta técnica el transductor utiliza todo el ancho de banda de frecuencias en el pulso transmitido. En la recepción, conforme se están detectando ecos de profundidades mayores, se ajusta de forma continua la frecuencia central y el ancho de banda hacia las bajas frecuencias. Esto produce una focalización adicional en varias profundidades y una reducción del ruido.

Debido a que la atenuación que se produce en los tejidos depende de la frecuencia de los pulsos (a mayor frecuencia, mayor absorción), durante la propagación de la onda a través de los tejidos va variando la frecuencia. El ancho de banda y la frecuencia central disminuyen conforme aumenta la profundidad. Durante la recepción de los ecos, se ajustan y seleccionan las frecuencias en función de la profundidad a la cual se han generado los ecos, esto es, en función del tiempo de detección de los ecos (Figura 44).

El ruido obtenido en la imagen formada es proporcional a la amplitud del rango de frecuencias en la recepción, por lo que la disminución del ancho de banda conforme aumenta la profundidad, mejora el nivel de ruido de la imagen obtenida.

#### 4.5. Formación de imágenes mediante armónicos

Esta técnica está basada en la detección de los armónicos generados durante la propagación del haz a través del tejido. Las señales detectadas son de



**Figura 44.** Filtrado dinámico de las frecuencias. La imagen resultante se compone con las señales de los distintos rangos de frecuencia procesadas de forma independiente.

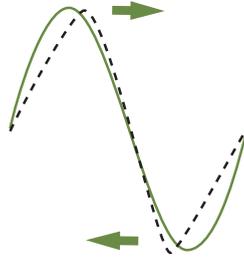
menor intensidad con respecto al armónico fundamental, pero el contraste de la imagen obtenida es superior.

La velocidad de propagación de la onda de sonido durante su transmisión en el tejido no es constante, sino que varía en función de la velocidad de las partículas en cada punto. Durante la fase de compresión, la velocidad de las partículas es positiva y la velocidad de la onda de sonido aumenta en esa fase del ciclo. Durante la fase de rarefacción la velocidad de las partículas son negativas y la velocidad de la onda de sonido disminuye en esa fase del ciclo (Figura 45).

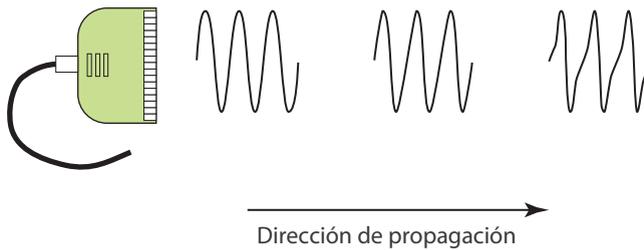
Como consecuencia de la variación de la velocidad del sonido durante el ciclo, la propagación del sonido se transforma en no lineal y la forma sinusoidal de la onda se distorsiona conforme la onda se propaga a través del tejido (Figura 46).

El cambio en la forma sinusoidal de la onda se corresponde con una variación en las componentes de la frecuencia de la onda de sonido. La energía es transferida de la frecuencia fundamental a las frecuencias de los armónicos.

Si la frecuencia fundamental (o primer armónico) es 2 MHz, el segundo armónico será 4 MHz. Las amplitudes de los siguientes armónicos (tercero y siguientes) son demasiado débiles como para ser utilizadas en la formación



**Figura 45.** La velocidad de las partículas en la fase de compresión aumenta y en la fase de rarefacción disminuye.



**Figura 46.** La forma sinusoidal de la onda se distorsiona por la propagación no lineal cuando la profundidad aumenta.

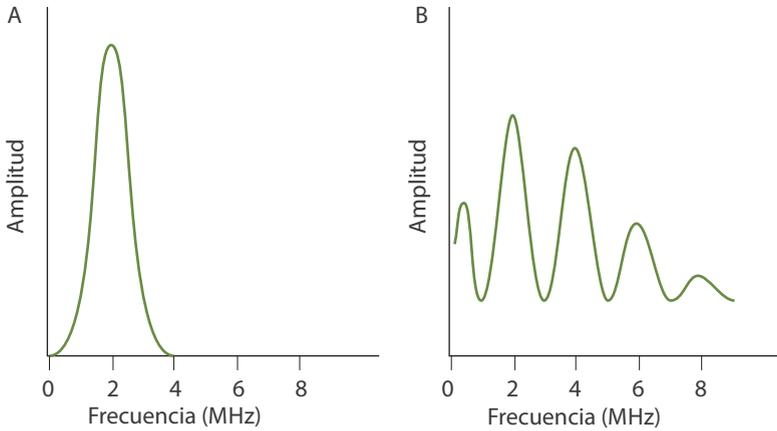
de la imagen, por lo que la detección y utilización de los armónicos se limita al segundo (Figura 47).

Conforme la onda de sonido se propaga a través del tejido, la onda se distorsiona y los componentes armónicos se intensifican. La onda de sonido se debe propagar unos centímetros desde la superficie del transductor antes de comenzar a producir armónicos y la producción se incrementa con la profundidad. Sin embargo, la atenuación produce que la amplitud de la onda de sonido con la frecuencia fundamental vaya disminuyendo, hasta que la onda vuelve a presentar una propagación lineal y la energía ya no se transfiere a las frecuencias de los armónicos (Figura 48).

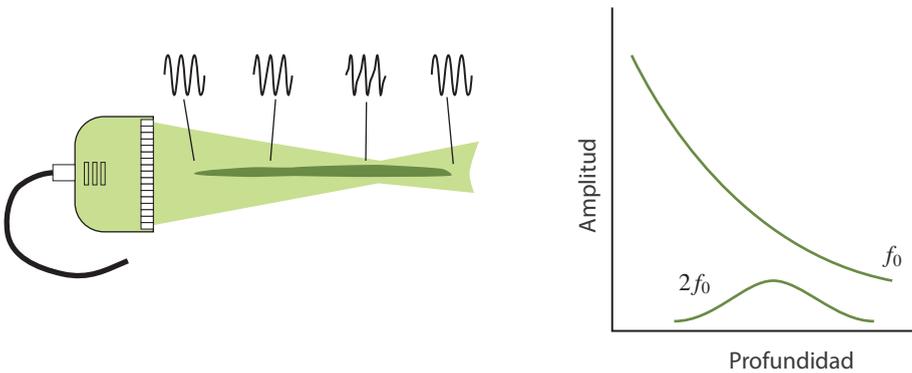
En la técnica de formación de imágenes mediante armónicos, se utilizan dos métodos para aislar el segundo armónico, el método de filtrado de armónicos y el de inversión de pulso.

#### 4.5.1. Filtrado de armónicos

Los armónicos se pueden generar como resultado de la propagación no lineal de la onda de sonido en tejido o mediante la utilización de agentes de



**Figura 47.** En la figura de la izquierda se representa el espectro de frecuencias del pulso emitido por el transductor. En la figura de la derecha se representa el espectro de frecuencias del pulso después de propagarse unos centímetros en tejido.

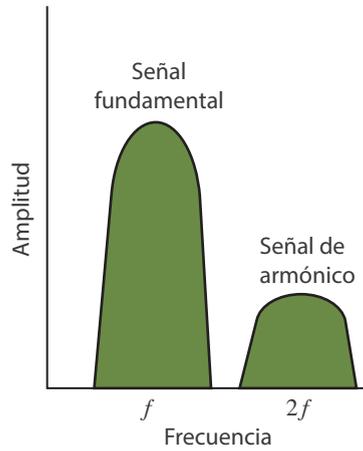


**Figura 48.** Generación de armónicos a una determinada distancia de la superficie del transductor, en el momento en el que se produce propagación no lineal y la onda pierde la forma sinusoidal.

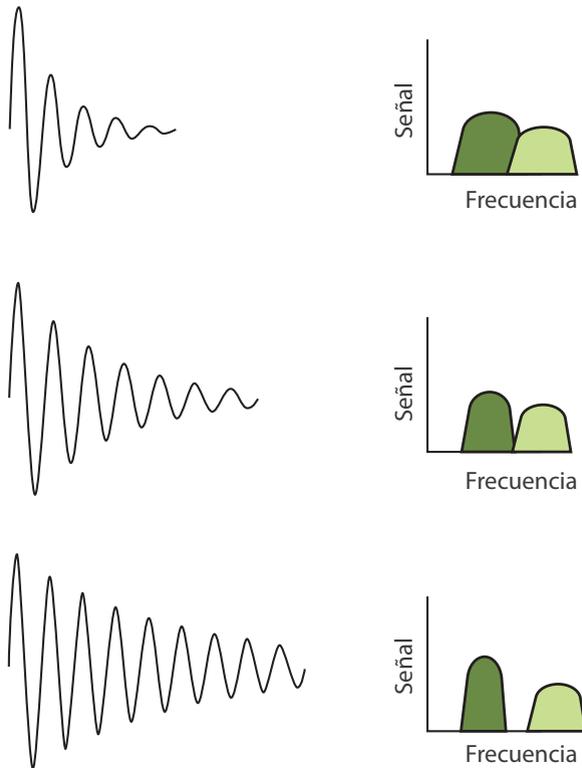
contraste como las microburbujas. Las señales detectadas están compuestas por la frecuencia fundamental y por armónicos (Figura 49).

En este caso, se aplica un filtro para eliminar el eco generado por la frecuencia fundamental y solo las componentes armónicas se procesan para realizar la formación de la imagen.

Para que las frecuencias fundamentales y los armónicos no se superpongan, el pulso emitido debe ser largo, lo cual produce una degradación en la resolución axial de la imagen. No obstante, mediante la utilización de pulsos



**Figura 49.** Componentes de la frecuencia de los ecos recibidos.

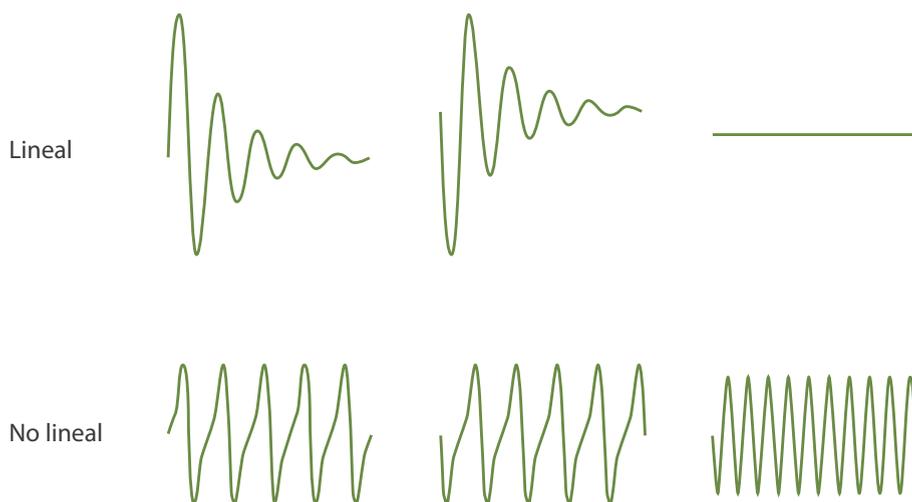


**Figura 50.** Efecto de la duración del pulso sobre la separación de los armónicos y la frecuencia fundamental.

largos, se mejora la detección del segundo armónico y la imagen obtenida es de más calidad (Figura 50).

#### 4.5.2. Inversión de pulso

Se transmite una secuencia de dos pulsos con un desfase de  $180^\circ$  y las señales obtenidas de los ecos detectados son sumadas. Si ha tenido lugar una propagación lineal del sonido, las señales recibidas tendrán la misma amplitud pero estarán desfasadas  $180^\circ$ , por lo que al sumarse se anularán. Si se ha producido una propagación no lineal, las señales recibidas no serán de idéntica amplitud, por lo que al sumarlas obtendremos una componente armónica que será dos veces la frecuencia fundamental (Figura 51).



**Figura 51.** Método de inversión de pulsos.

Como no se utilizan filtros para separar la componente armónica, no es preciso que no se solapen la frecuencia fundamental y los armónicos, por lo que los pulsos no deben de ser más largos de lo normal y podemos conservar la buena resolución axial. Sin embargo, esta técnica requiere la utilización de múltiples pulsos y el tiempo de procesado de las imágenes es mayor, por lo que se producen artefactos relacionados con el movimiento.

#### 4.5.3. Ventajas de utilización de armónicos frente a la frecuencia fundamental

En la formación del haz se generan lóbulos laterales de energía que no son parte del haz principal y que producen degradación de la resolución lateral. Estos lóbulos se crean únicamente en la frecuencia fundamental, por lo que cuando se utilizan armónicos, se suprimen y la resolución lateral mejora.

Los artefactos de reverberación se reducen debido a que los ecos producidos en las reflexiones debido a su baja amplitud, normalmente no generan armónicos.

Cuando utilizamos la frecuencia fundamental la grasa subcutánea produce dispersión, sin embargo, esto no sucede con los armónicos ya que la dispersión produce ondas de baja intensidad que no generan armónicos.

Con la utilización de armónicos se reduce el ruido acústico, por lo que mejora la resolución de contraste, la delimitación de estructuras y la detección y caracterización de lesiones sólidas de bajo contraste.

Las presiones acústicas altas que son las fuentes de armónicos se producen cerca del haz principal y en las zonas focales, por lo que la anchura del haz de armónicos será más pequeña que la del haz principal de la frecuencia fundamental. Esto hace que la resolución lateral mejore.

Las desventajas de esta tecnología son que la sensibilidad del sistema se reduce puesto que la energía de la frecuencia fundamental no se utiliza para la formación de imagen, y que la penetración obtenida es menor debido a que la atenuación para los armónicos es mayor. Cuando se quieren examinar estructuras profundas hay que reducir la frecuencia fundamental. Si esas estructuras llegan a ser visualizadas mediante armónicos a costa de disminuir la frecuencia fundamental, obtendremos un contraste en las mismas muy elevado y una buena resolución espacial.

#### 4.6. Composición espacial de imágenes

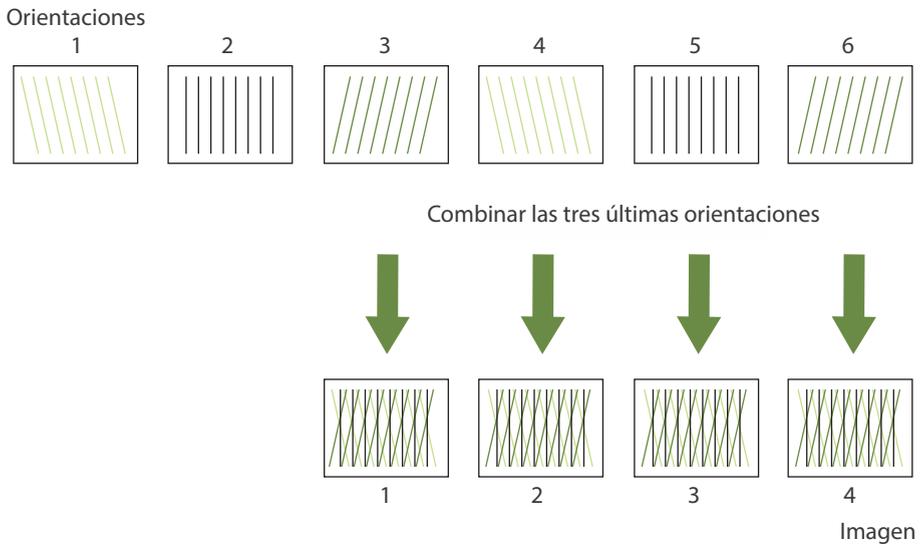
La composición espacial de imágenes (*"spatial compounding"*) (Jedrzejewicz 1999), se basa en la superposición de diferentes imágenes que tienen una correlación de geometría.

La amplitud de la señal de eco depende del ángulo de incidencia en la interfase y de la geometría de la misma; si la incidencia es perpendicular, obtendremos una amplitud mayor. Durante una exploración el profesional modifica la orientación del transductor para cambiar el ángulo de incidencia del haz en las distintas interfases para maximizar la reflexión en esas interfases y visualizarlas mejor. Cada vez que se modifica la orientación del transductor obtenemos una

mejor visualización de una interfase determinada, pero los ecos producidos en otras interfases serán de menor intensidad y se visualizarán peor.

Mediante la técnica de composición espacial, se adquieren distintas imágenes a distintas angulaciones y se realiza un promedio de los datos obtenidos, lo que hace que en la imagen resultante mejore la delimitación de las interfases presentes en todo el campo de visión.

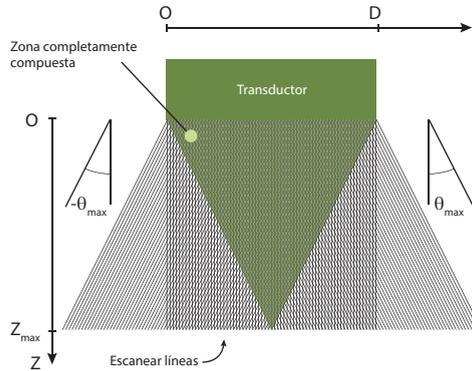
El funcionamiento es similar a las matrices sectoriales, pues se utilizan grupos de elementos para dirigir el haz en la orientación deseada. Estos grupos se van activando a lo largo de la matriz y se van obteniendo todas las líneas de adquisición en esa orientación. Este procedimiento se repite para diversas angulaciones y de cada angulación se obtiene una imagen. Cada vez que se adquiere una nueva imagen se promedia con las anteriores y la imagen generada en el monitor se renueva continuamente, por lo que la tasa de formación de imágenes no disminuye (Figura 52).



**Figura 52.** Imágenes obtenidas con el haz orientado en distintas direcciones. Las imágenes obtenidas se van promediando con las anteriores y se visualizan en el monitor del ecógrafo.

Mediante esta técnica se consigue una visualización más detallada de las interfases presentes y se reduce el ruido y los artefactos.

Conforme aumentamos el número de ángulos de muestreo obtenemos una imagen en la que se potencia el efecto de esta técnica pero en contraprestación, como se está realizando promedios de más imágenes, la imagen



**Figura 53.** Efecto de la técnica de composición espacial.

resultante puede ser más borrosa si hay estructuras en movimiento. El área en el cual se observan los beneficios de esta técnica es la zona en la que se superponen los haces emitidos en distintas orientaciones, quedando fuera de esta área la periferia del campo de visión y las zonas más profundas (Figura 53).

## 5. Referencias

- [1] JEDRZEJEWICZ T. (1999). "System architecture for various image reconstruction and processing techniques". Eur. Radiol. 9 (Suppl. 3), S334-S337.
- [2] ZAGZEBSKI J.A. (1996). "Essentials of Ultrasound Physics". Mosby, Inc. Missouri (USA).

## 6. Bibliografía

- [1] FLOWER M.A. (2012). "Webb's Physics of Medical Imaging". Second Edition. Edited by M.A. Flower. CRC Press (USA).
- [2] POSTEMA M. (2011). "Fundamentals of Medical Ultrasonics". Spon Press (UK).
- [3] HEDRICK W., HYKES D., STARCHMAN D. (2005). "Ultrasound physics and instrumentation". Elsevier Mosby (USA).

## **Tema 4:**

# Modos de representación de imágenes mediante Ultrasonidos

**Ana Paula Millán Armengol**



# Modos de representación de imágenes mediante Ultrasonidos

Ana Paula Millán Armengol  
Técnicas Radiofísicas S.L.  
UTPR Contecsan S.L.  
a.millan@trf.es

## 1. Componentes principales de un ecógrafo

La obtención de imágenes en un ecógrafo está basada en la cuantificación del tiempo durante el cual los pulsos de Ultrasonidos están viajando en un medio.

El transductor emite pulsos de ultrasonido (US), que se desplazan en el tejido hasta que encuentran una interfase y se produce una reflexión. Los pulsos reflejados o ecos, son detectados por el transductor.

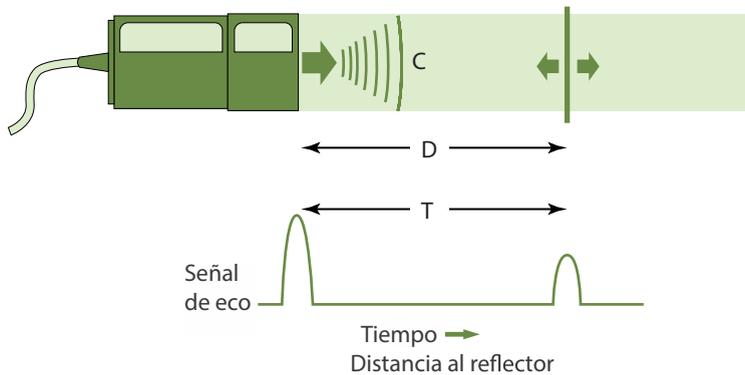
Mediante la medida del tiempo que transcurre desde que se emite el pulso hasta que es detectado el eco en el transductor, se puede calcular la distancia a la cual se ha producido la reflexión o profundidad del objeto reflector, asumiendo que la velocidad de propagación del sonido en tejido es de 1540 m/s (Figura 1). La profundidad del reflector vendrá determinada por:

$$d = \frac{tc}{2}$$

$t$ : tiempo de desplazamiento del pulso de Ultrasonidos (s).

$c$ : velocidad de propagación del sonido en tejido (m/s): 1540 m/s.

Un ecógrafo se compone de los siguientes elementos: transmisor de pulsos, dispositivo de formación del haz, receptor de pulsos, convertidor de señales a imagen y monitor de visualización de imágenes.

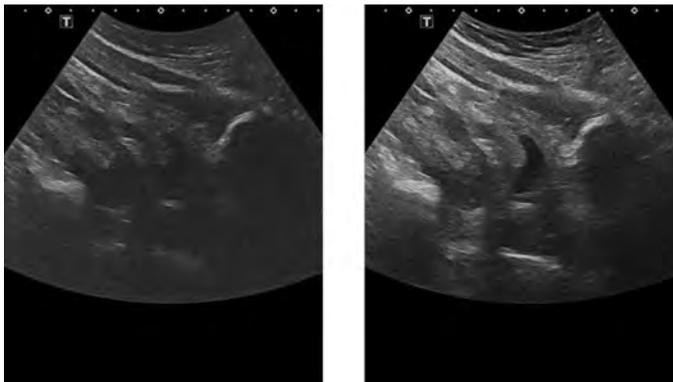


**Figura 1.** Determinación de la profundidad de un objeto reflector.

### 1.1. Transmisor de pulsos

El transmisor de pulsos suministra una señal eléctrica a los elementos piezoeléctricos del transductor, lo que produce que estos vibren y se generen los pulsos de Ultrasonidos.

El transmisor está caracterizado por la frecuencia de repetición de los pulsos y por la intensidad de los pulsos producidos. Al aumentar la intensidad de los pulsos (potencia del sistema) aumentamos la sensibilidad del ecógrafo. Los ecos que se producen en los tejidos son de mayor intensidad por lo que el ecógrafo es capaz de detectar reflexiones más débiles. Sin embargo, al aumentar la potencia del sistema durante la exploración también se produce una mayor exposición acústica al paciente (Figura 2).



**Figura 2.** La imagen de la izquierda está realizada con menos potencia que la derecha, por lo que los ecos procedentes de las interfases a más profundidad no se visualizan tan claramente como en la imagen de la derecha (cortesía de Javier Salceda Artola).

El dispositivo de formación del haz introduce los tiempos de retardo necesarios durante la generación de las secuencias de pulsos eléctricos aplicados a los distintos elementos piezoeléctricos. Durante la generación del haz los tiempos de retardo se introducen para la realización del barrido electrónico y el enfoque electrónico, y durante la recepción de los ecos generados, los tiempos de retardo se introducen para realizar el enfoque electrónico dinámico.

## 1.2. Receptor de pulsos

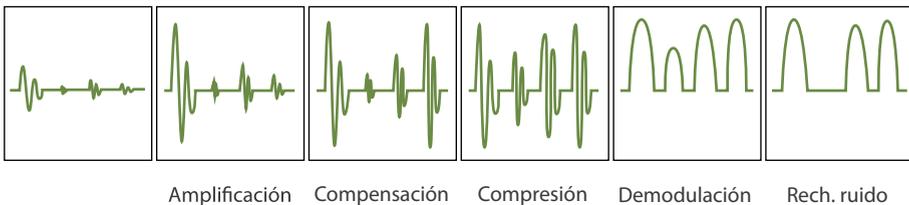
El receptor procesa las señales detectadas por el transductor para que a través del convertidor a imagen (*“scan converter”*) se realice la formación de las imágenes y puedan ser visualizadas en un monitor.

El procesamiento de las señales en el receptor se lleva a cabo en las siguientes fases: amplificación de la señal recibida, compensación en la amplitud debido a la disminución de intensidad producida por la atenuación de los tejidos, compresión de la señal, demodulación de la señal y eliminación del ruido electrónico (Figura 3).

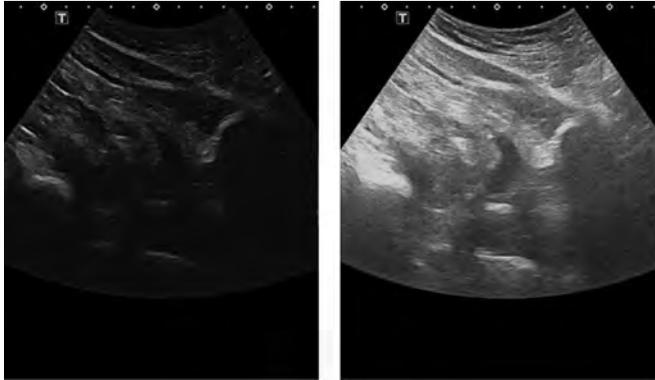
Las señales recibidas son primero amplificadas. El grado de amplificación de la señal se denomina ganancia y se define como el cociente entre la amplitud de la señal amplificada y la amplitud de la señal recibida. Sus unidades son los decibelios (dB).

$$\text{Ganancia (dB)} = 20 \log \frac{A_{out}}{A_{in}}$$

La ganancia se puede aplicar de forma uniforme para todas las profundidades o de forma no uniforme en función de la profundidad de la imagen. La ganancia general es un control que aplica la misma amplificación a todos los ecos recibidos independientemente de la profundidad a la que se hayan generado.



**Figura 3.** Esquema de procesamiento de señales en el receptor.



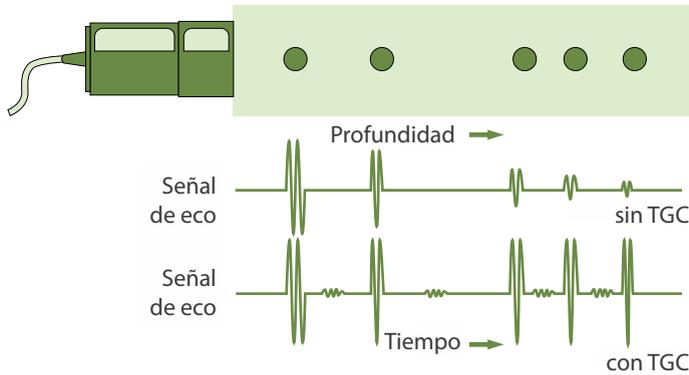
**Figura 4.** La imagen de la izquierda está realizada con menos ganancia que la de la derecha, por lo que la imagen de la derecha es más brillante (cortesía de Javier Salceda Artola).

El aumento de la ganancia produce visualmente el mismo efecto que el aumento de la potencia o intensidad de los pulsos emitidos y las imágenes resultantes son más brillantes (Figura 4). Sin embargo, cuando se aumenta la potencia aumentamos la amplitud de las señales emitidas, lo que hace que las señales recibidas tengan también una amplitud mayor y cuando aumentamos la ganancia aumenta la amplificación en la señal detectada por el transductor.

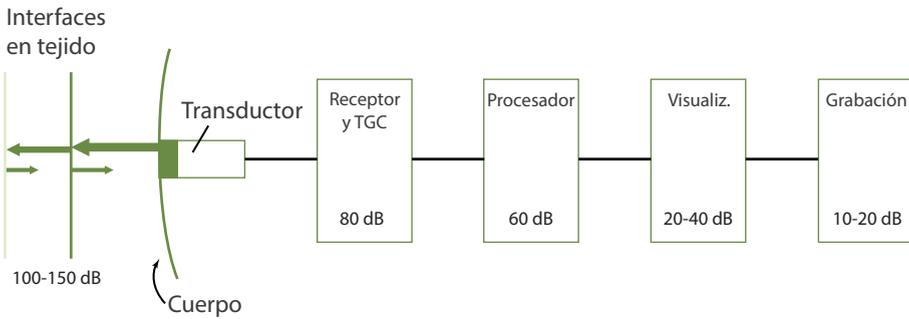
La atenuación del haz de Ultrasonidos producido por los tejidos se puede modificar mediante la compensación de la ganancia en función del tiempo TGC, (*"Time Gain Compensation"*). En este proceso se aumenta la amplificación de la señal detectada en función del tiempo que ha estado el pulso viajando por el tejido, de forma que los ecos reflejados a mayores profundidades se amplifican más que los producidos cerca de la superficie del transductor. Mediante este sistema se consigue que reflectores con similar impedancia acústica situados a distintas distancias se visualicen de forma similar, ya que si no se aplicase esta corrección los reflectores más profundos se visualizarían con una intensidad y un nivel de gris inferior (Figura 5).

El receptor de Ultrasonidos al igual que otros dispositivos electrónicos tiene asociado un rango dinámico en el cual su actuación es eficiente. Si la señal que llega está por debajo del límite inferior del rango dinámico, el equipo no responderá a la señal, y si está por encima del límite superior, el equipo se saturará y tampoco responderá a la señal.

El rango dinámico en los ecógrafos se expresa en decibelios. Las amplitudes de las señales que llegan al receptor son del orden de los 80 dB, tras el procesado de las señales el rango es reducido hasta los 60 dB y en el monitor de visualización el rango dinámico está limitado hasta los 20-40 dB (Figura 6).



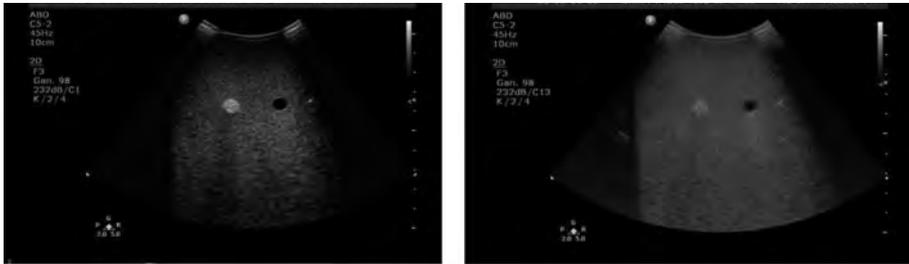
**Figura 5.** Compensación de la ganancia en función del tiempo.



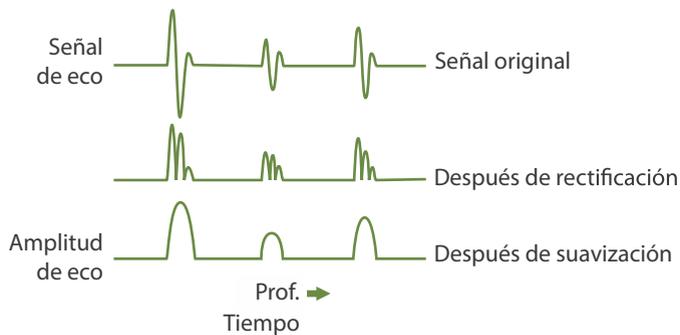
**Figura 6.** Rango dinámico.

Para ajustar las señales al limitado rango dinámico de los monitores, las señales sufren un proceso de compresión logarítmica. En este proceso se comprimen en mayor medida las señales de mayor amplitud y se realzan las señales de menor amplitud, como los ecos dispersados, que son los que contienen más información en el proceso de la formación de imágenes en Ultrasonidos. El rango dinámico es controlable por el operador del equipo. Si seleccionamos un rango dinámico bajo, la imagen obtenida será más contrastada, ya que la transición entre el blanco y el negro será pequeña, y pequeñas variaciones en la amplitud de los ecos producirán una gran variación en el nivel de gris de la imagen (Figura 7).

El demodulador convierte las señales de los ecos recibidos en pulsos únicos, rectificándolos (inversión de los componentes negativos) y suavizándolos (Figura 8).



**Figura 7.** Imágenes de un maniquí en las que la ecografía de la izquierda está realizada con un rango dinámico menor, por lo que la imagen aparece más contrastada.



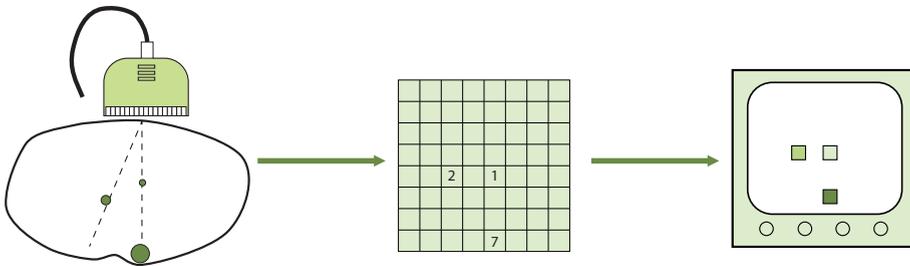
**Figura 8.** Procesado de imágenes en el demodulador.

La última fase en el receptor es la eliminación de señales de baja amplitud, tanto sean las señales consideradas como ruido electrónico como las señales producidas por ecos recibidos de baja amplitud.

### 1.3. Convertidor de señales a imagen (“scan converter”)

El formato de los datos de las señales adquiridas y el formato de los datos para el modo de visualización de las imágenes son formatos distintos, por lo que es necesario procesar las señales procedentes del receptor para que la imagen se pueda visualizar en los monitores de los ecógrafos.

En la memoria del convertidor a imagen se almacenan temporalmente los datos procedentes de las señales obtenidas y los datos procesados para la visualización de las imágenes, durante las operaciones de lectura y escritura. En primer lugar, para poder transformar al formato de visualización las señales procedentes del receptor, las señales se convierten de analógicas a digitales y se almacenan en matrices digitales compuestas por píxeles. Cada



**Figura 9.** Esquema de formación de la imagen en el “scan converter”.

píxel contiene la información de los datos de la imagen y se corresponde con una ubicación concreta del reflector que ha producido el eco.

Los datos almacenados en la memoria se actualizan continuamente mientras se están realizando los barridos del haz a lo largo del volumen de exploración. Simultáneamente los datos actualizados se representan en el monitor, dando información en tiempo real de los tejidos que estamos escaneando (Figura 9).

Los ecógrafos tienen una utilidad con la que se permite congelar la imagen, de modo que se puede seleccionar una imagen concreta de interés para estudiarla con detenimiento, se puede grabar en formato digital, se puede imprimir, etc.

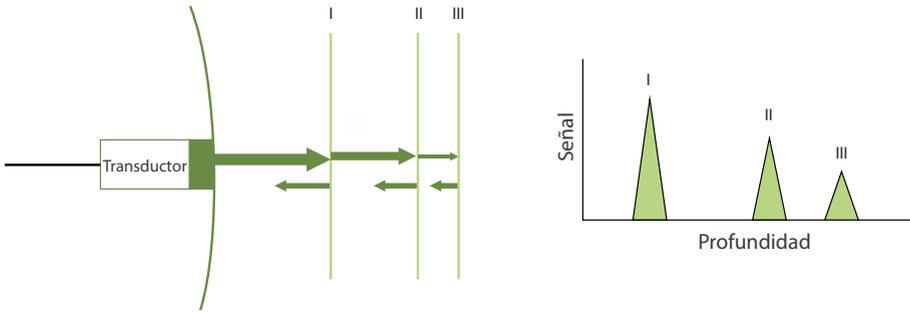
## 2. Modos de representación de imagen

### 2.1. Modo A (“Amplitude Mode”)

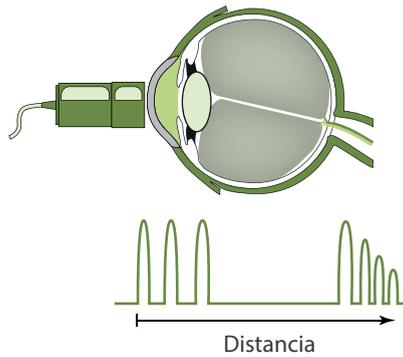
El modo A en los ecógrafos es una gráfica de una dimensión, y representa la amplitud del eco recibido en función de la profundidad del objeto reflector (Figura 10). La profundidad del reflector se calcula asumiendo que la velocidad de propagación del sonido en tejido es 1540 m/s.

La representación se realiza de un único haz de Ultrasonidos, por lo que se examina y se representa un área muy pequeña de tejido. Para obtener información sobre otras áreas de tejido, el operador tiene que trasladar manualmente el transductor. La gráfica obtenida se actualiza a la frecuencia de repetición del pulso emitido.

En este modo de representación se obtienen medidas muy precisas de las distancias del transductor a las interfases que producen la reflexión y también es posible obtener información sobre la ecogenicidad relativa de los tejidos,



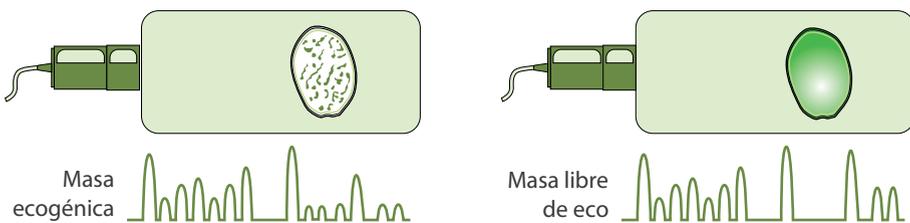
**Figura 10.** Modo A.



**Figura 11.** Utilización del modo A en oftalmología.

ya que no se produce un procesamiento de la señal como en otros modos de visualización y el rango dinámico en modo A es mayor.

En la actualidad, prácticamente no se utiliza en la clínica el modo A de representación de imágenes. En el área en que todavía se utiliza residualmente es la de oftalmología (Figura 11).



**Figura 12.** Comparación de las gráficas obtenidas en modo A en función de la ecogenicidad de la región que se está examinando.

Una región ecogénica, produce en la gráfica picos de baja amplitud. Una zona quística solamente produce ecos en la interfase (Figura 12).

## 2.2. Modo B estático (“Brightness Mode”)

En este modo de visualización, las señales recibidas se representan mediante puntos de intensidad luminosa modulada en función de la amplitud de la señal (Figura 13).

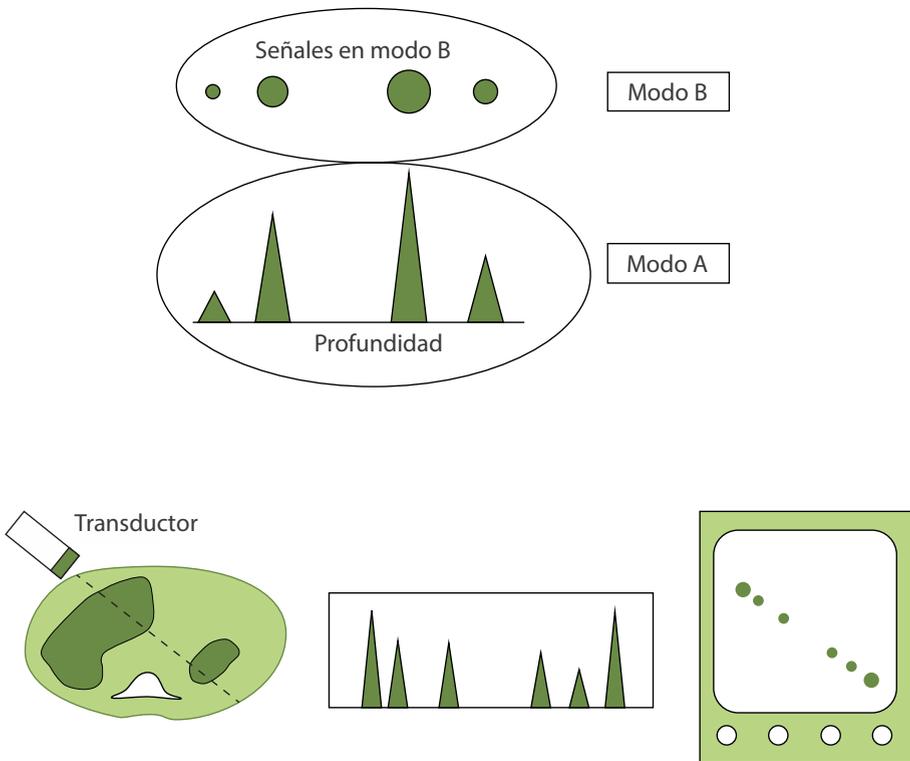
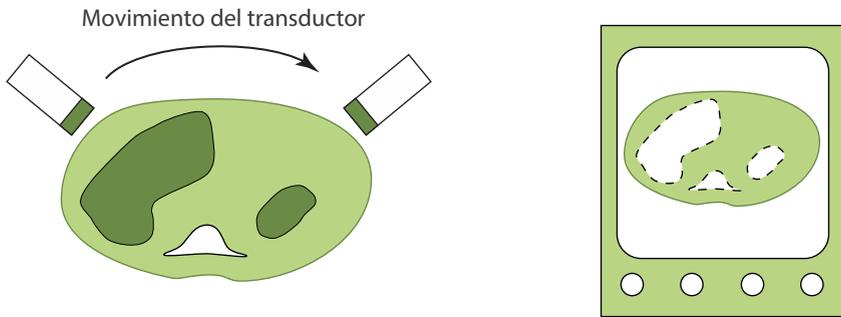


Figura 13. Modo B.

En el modo B visualizamos una imagen unidimensional mediante un único haz de Ultrasonidos. Para obtener una imagen bidimensional, es necesario trasladar el transductor sobre la superficie que estamos examinando (Figura 14).



**Figura 14.** Obtención de una imagen bidimensional en modo B mediante el desplazamiento mecánico de la sonda sobre el paciente.

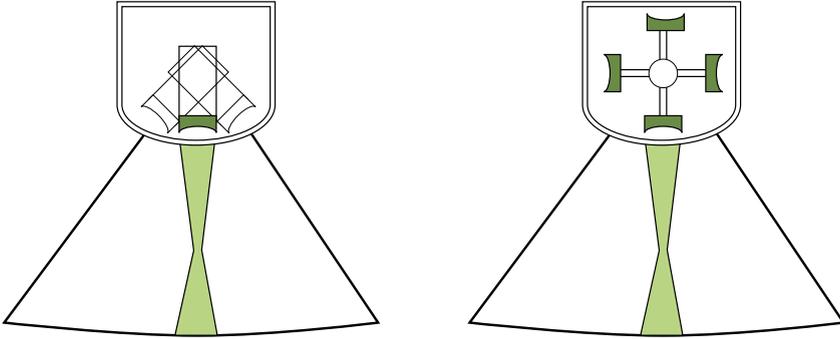
### 2.3. Modo B a tiempo real

La obtención de imágenes en modo B a tiempo real se obtiene realizando un barrido automático con el haz de Ultrasonidos a lo largo del volumen que se está explorando y representando los datos obtenidos a tiempo real mediante puntos con distintos niveles de gris. El barrido del haz se lleva a cabo muy rápido, de forma que en el monitor podemos observar la imagen de forma constante, aunque esté siendo actualizada continuamente (Figura 15).



**Figura 15.** Imágenes en modo B a tiempo real de un feto de cinco meses (cortesía de Carmen García Millán).

La posición de las estructuras reflectoras se calcula mediante la orientación del haz de Ultrasonidos y mediante el tiempo que el pulso está viajando desde que sale del transductor hasta que regresa el eco reflejado. Para el cálculo de la distancia se utiliza la velocidad de propagación del sonido en



**Figura 16.** Transductores mecánicos compuestos por un elemento y por cuatro elementos.

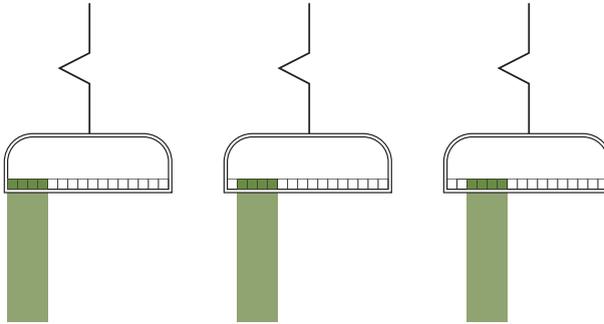
tejido: 1540 m/s. Este modo puede utilizar para la generación y recepción de Ultrasonidos, los siguientes transductores: mecánicos, lineales, convexos y sectoriales (de barrido electrónico mediante desfase temporal).

Los transductores mecánicos están compuestos por uno o varios elementos piezoeléctricos colocados en una circunferencia que gira y que está rellena de líquido (normalmente una mezcla de agua y alcohol) para realizar un buen acoplamiento acústico entre el transductor y la ventana, a través de la cual se realiza la emisión y recepción de los US. En estos transductores el barrido del haz se realiza mediante el giro mecánico de la circunferencia que contiene los elementos piezoeléctricos, activándose únicamente (para emitir y recibir) el elemento que este posicionado coincidiendo con la ventana de emisión (Figuras 16 y 17).

En los transductores lineales y convexos la imagen se forma mediante la emisión y recepción de los haces de Ultrasonidos producidos en grupos de



**Figura 17.** Transductor mecánico compuesto por tres elementos.



**Figura 18.** Activación secuencial de los elementos piezoeléctricos en un transductor lineal.

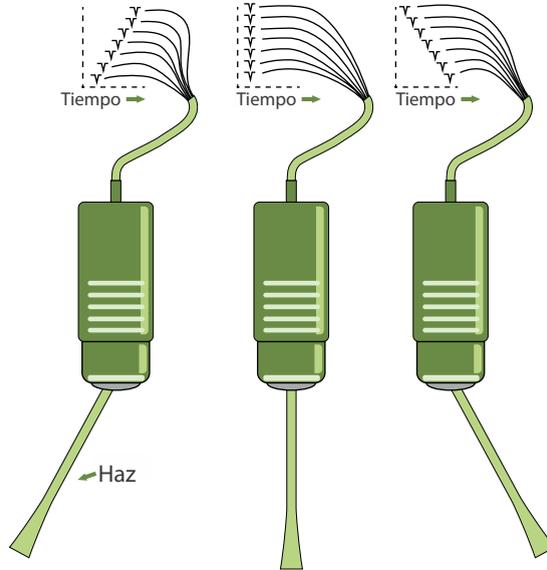
varios elementos piezoeléctricos, activados de forma secuencial (Figura 18). El proceso de activación de los distintos grupos de elementos en el que se produce la emisión y la recepción se repite continuamente, por lo que la imagen se actualiza a tiempo real.

En los transductores sectoriales, todos los elementos participan en la producción del haz de Ultrasonidos y en la recepción de los ecos. En estos dos procesos se produce un barrido electrónico del haz introduciendo los tiempos de retardo correspondientes (Figura 19). En un barrido para la formación de una imagen se utilizan del orden de 100 haces individuales con distintas orientaciones.

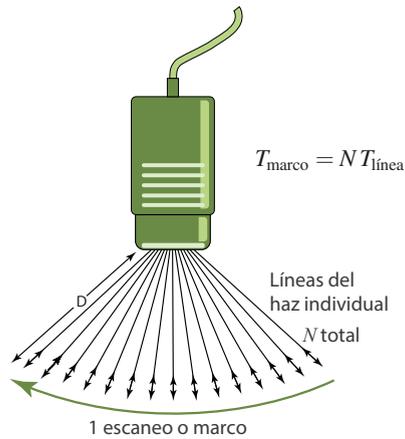
Uno de los parámetros del modo B a tiempo real a tener en cuenta durante las exploraciones, es la velocidad de formación de imágenes o el número de barridos por segundo que realiza el haz de Ultrasonidos en un transductor. La tasa de formación de imágenes está relacionada con la resolución temporal en las imágenes producidas, ya que cuanto mayor sea la velocidad, se podrán visualizar mejor los movimientos en los tejidos y estará limitada por la velocidad a la que el sonido se transmite en los tejidos y por la máxima profundidad a la que queremos llegar en la exploración, ya que el tiempo durante el cual está viajando el haz emitido, está determinado por la profundidad a la que se produce la reflexión y por la velocidad de transmisión del sonido en tejido.

El tiempo requerido para la formación de una imagen completa será el tiempo que está viajando un haz de Ultrasonidos desde su emisión hasta su recepción y por el número de grupos de elementos emisores y receptores que intervengan en la formación de la imagen (Figura 20).

Para conseguir una alta velocidad de formación de imágenes se puede disminuir la profundidad máxima a la que se está realizando la exploración, se puede disminuir el tamaño del área que se está explorando, o se puede utilizar un número inferior de haces de Ultrasonidos para la formación de la imagen,



**Figura 19.** Barrido electrónico en un transductor sectorial.

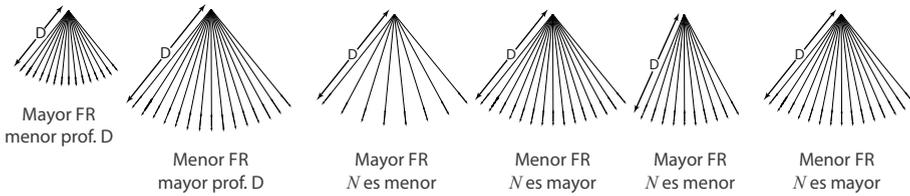


**Figura 20.** Tiempo de formación de una imagen.

sin embargo, reduciendo este número se disminuye también la calidad de la imagen obtenida (Figura 21).

Las principales aplicaciones diagnósticas de la ecografía a tiempo real son:

- Ecografía abdominal, mediante la cual se pueden explorar órganos como el hígado, el páncreas, los riñones, etc.

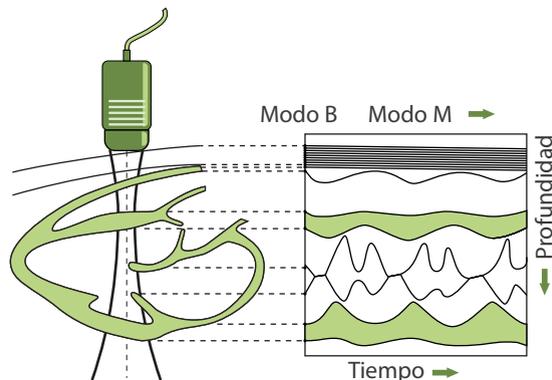


**Figura 21.** A la izquierda, disminución de la velocidad de formación de imágenes mediante la reducción de la profundidad máxima de exploración. En el centro, disminución de la velocidad de formación de imágenes mediante el aumento de espaciado entre los haces individuales. A la derecha, disminución de la velocidad de formación de imágenes mediante la reducción del área de exploración.

- Ecografía aplicada a ginecología y obstetricia.
- Ecografía de mama, que se utiliza para diferenciar nódulos o tumores que pueden ser palpables o aparecer en mamografía.
- Ecografía de tiroides.
- Ecografía intracavitaria, llevada a cabo con sondas transrectales, transvaginales, transesofágicas e intravasculares.

## 2.4. Modo M (“Motion Mode”)

En el modo M de visualización, se representan los movimientos de las interfases de tejidos. La imagen obtenida viene caracterizada por los siguientes parámetros: profundidad de las estructuras reflejadas, posición relativa de las estructuras, amplitud del eco reflejado (nivel de gris) y cambios en la posición de las estructuras en el tiempo (velocidad y amplitud del movimiento).

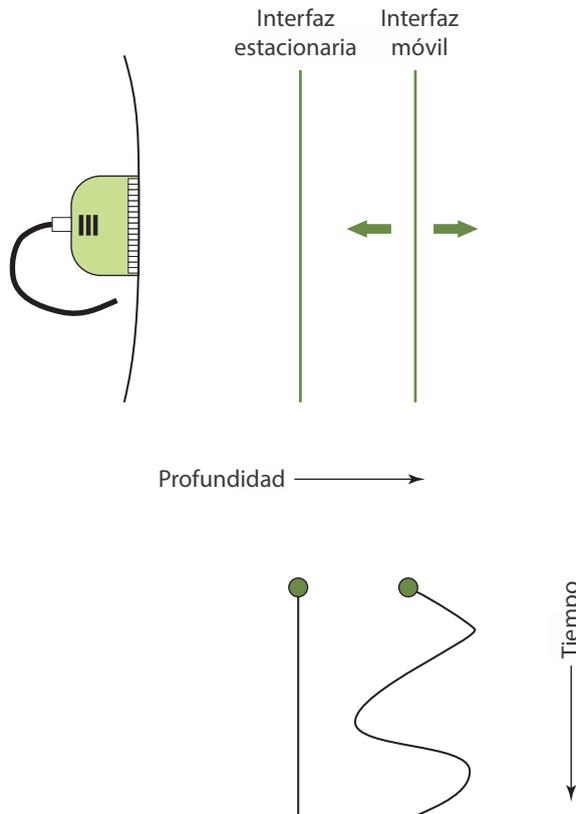


**Figura 22.** Modo M.

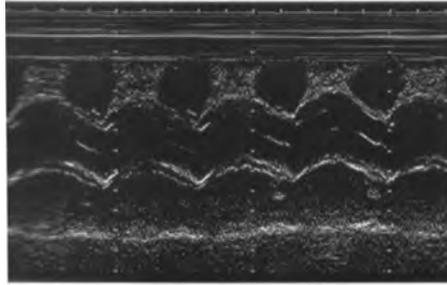
Las profundidades de las interfases entre las distintas estructuras se representan mediante el modo B con puntos de diferentes niveles de gris, a lo largo de la línea que se está escaneando. Esta misma representación se repite a intervalos constantes de tiempo, de forma que en la imagen podemos visualizar el movimiento de las estructuras en función del tiempo (Figura 22).

Las estructuras fijas se representan como puntos constantes, por lo que forman una recta y las estructuras en movimiento forman distintas trayectorias en función del movimiento que realizan (Figura 23).

La aplicación fundamental del modo M, es en ecocardiología en el estudio de las válvulas y los ventrículos del corazón, debido a la buena resolución axial y temporal conseguida, aunque una de las limitaciones de este modo es que no contempla el movimiento en la dirección lateral, perpendicular al eje del haz (Figura 24).



**Figura 23.** Representación de estructuras fijas y estructuras en movimiento en modo M.



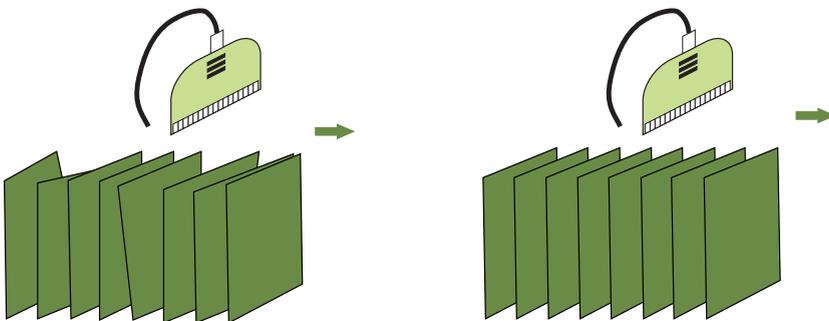
**Figura 24.** Representación del movimiento en la aorta en modo M.

## 2.5. Modos 3D y 4D

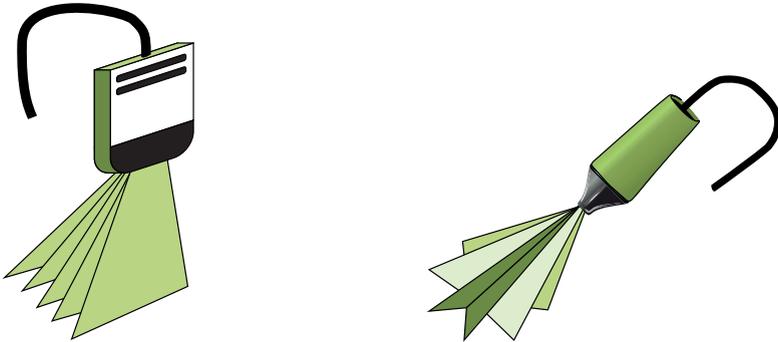
En el modo de visualización 3D obtenemos imágenes del volumen que se está explorando en tres dimensiones. En el modo 4D, obtenemos imágenes del volumen en tres dimensiones a tiempo real, pudiendo observar el movimiento de los tejidos que se están explorando.

La formación de imágenes en 3D se produce mediante la adquisición de series de imágenes en 2D del volumen de interés y realizando mediante software una reconstrucción para obtener la imagen en tres dimensiones. Para la adquisición de las series de imágenes se pueden utilizar métodos manuales o mecánicos y las imágenes pueden estar ordenadas de forma paralela (Figura 25), y en forma de cuña o en forma cónica (Figura 26). En cualquier caso, la orientación del transductor tiene que estar completamente determinada para poder hacer la reconstrucción 3D y no cometer distorsiones geométricas.

La adquisición manual de las series de imágenes se realiza modificando manualmente la posición del transductor sobre la superficie del tejido que se



**Figura 25.** Adquisición de imágenes 2D para la reconstrucción 3D mediante movimiento del transductor manual (a la izquierda) y movimiento lineal mecanizado (a la derecha).



**Figura 26.** Adquisición de imágenes 2D en forma de cuña (a la izquierda) y de forma cónica (a la derecha) para la reconstrucción 3D mediante un barrido automático.

está explorando. El movimiento del transductor tiene que ser constante, pero es fácil cometer desviaciones y producir distorsiones en la reconstrucción 3D, por lo que la imagen obtenida es fundamentalmente cualitativa, y no es útil para realizar medidas de precisión de distancias, áreas, volúmenes, etc.

Las adquisiciones de imágenes automáticas se pueden realizar mediante movimiento lineal del transductor, mediante inclinación del transductor o mediante rotación del transductor. Para realizar el movimiento lineal, el transductor está montado en un dispositivo mecánico que traslada el transductor sobre la superficie del tejido que se está explorando y adquiere imágenes en dos dimensiones a intervalos definidos.

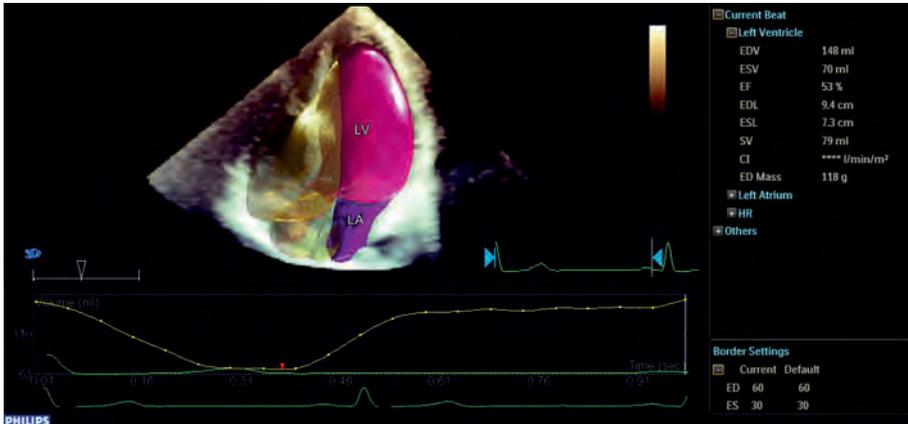
Las sondas que adquieren planos de imágenes en forma de cuña tienen un dispositivo que inclina de forma mecánica el transductor y adquiere las imágenes a intervalos angulares constantes, por lo que según aumenta la profundidad, aumenta la distancia entre los planos obtenidos. Este tipo de obtención de imágenes se utiliza en las sondas transrectales y transesofágicas.

La adquisición de planos de imágenes de dos dimensiones que realizan un barrido en forma de cono se lleva a cabo mediante un motor que hace girar el transductor ubicado en el extremo de la sonda.

La utilización de transductores matriciales de dos dimensiones permite la adquisición de los planos de imágenes mediante el barrido electrónico del transductor, lo que hace que la adquisición sea más rápida y precisa.

La representación de la imagen en 3D se realiza mediante la reconstrucción de los planos de las imágenes obtenidas (Figura 27).

En las imágenes 4D, se combinan la visualización de las imágenes 3D con el movimiento de las estructuras que estamos visualizando (Figura 28). Este



**Figura 27.** Imagen en 3D de modelado cardíaco (cortesía de Philips HealthTech).



**Figura 28.** Imagen 3D de un feto de cinco meses (cortesía de Canon Medical Systems S.A.).

movimiento en los transductores 1,5D se lleva a cabo mediante la combinación de un barrido electrónico y un barrido mecánico, y en los transductores 2D mediante un barrido completamente electrónico.

En los transductores 1,5D, la matriz de cristales gira mecánicamente en el cabezal del transductor de manera análoga a como se realiza en los transductores mecánicos de un solo elemento, pero en lugar de obtener un solo plano por cada posición mecánica, la matriz a su vez realiza barridos electrónicos permitiendo obtener varios planos en cada posición. Debido al límite de tiempo solo se pueden adquirir unos pocos planos antes de que la matriz se mueva mecánicamente a la siguiente posición. Esto hace que la resolución espacial sea inferior a la obtenida en las imágenes 3D, donde la reconstrucción se realiza con más planos de imágenes 2D. En las imágenes 4D se puede obtener una tasa de formación de imágenes de 5 volúmenes por segundo.

Los transductores 2D pueden tener hasta 4000 cristales piezoeléctricos, y la adquisición de imágenes se realiza mediante un barrido completamente electrónico, lo que hace que la adquisición sea más rápida y se pueda obtener una tasa de formación de imágenes de 20 volúmenes por segundo; sin embargo, el tamaño del volumen que se va a examinar está limitado. Este tipo de transductores pueden estar integrados en sondas lineales, convexas e intracavitarias.

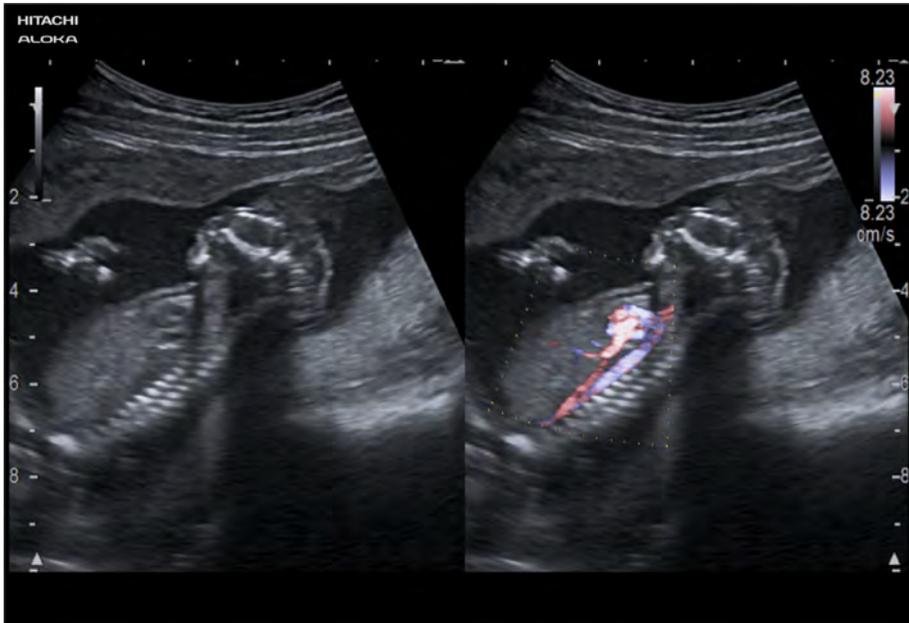
## 3. Instrumentación Doppler

### 3.1. Aplicación de la tecnología Doppler en Medicina

El efecto Doppler se aplica en Medicina para obtener imágenes de flujos de sangre en venas y arterias, calcular su velocidad y para detectar latidos del corazón de los fetos en el vientre materno, ya que el efecto Doppler se produce cuando las estructuras causantes de la reflexión están en movimiento (Figura 29).

Los ecógrafos que incorporan instrumentación Doppler permiten detectar la presencia, dirección, velocidad y características del flujo de sangre a través de la medida de la variación de la frecuencia producida entre un pulso emitido por un transductor y el eco reflejado, debido a que el elemento que ha producido la reflexión está en movimiento.

En una exploración con un ecógrafo, el transductor se coloca en contacto con la piel y el haz de Ultrasonidos forma un ángulo  $\theta$  con el eje del flujo en movimiento que se quiere estudiar. Los glóbulos rojos de la sangre en movimiento producen la reflexión de los US y en la frecuencia recibida por el transductor se observará una variación con respecto a la frecuencia emitida



**Figura 29.** Imagen de feto en modo B y con información Doppler de flujo de sangre (cortesía de Hitachi Medical Systems).

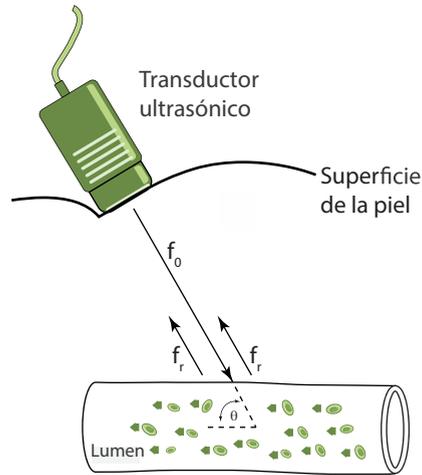
(Figura 30). Dicha variación es la desviación de la frecuencia Doppler y viene determinada por la expresión:

$$\Delta f = f_0 \frac{2u \cos \theta}{v}$$

donde:

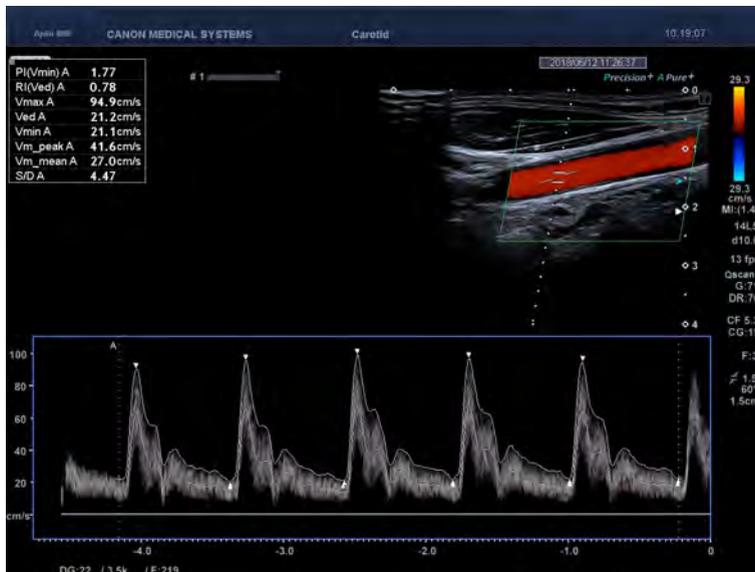
- $f_0$  (Hz) es la frecuencia emitida.
- $u$  (m/s) es la velocidad del reflector.
- $v$  (m/s) es la velocidad de propagación del sonido en el medio (sangre): 1560 m/s.
- $\cos \theta$  es el coseno del ángulo Doppler, o ángulo formado entre la dirección del haz de Ultrasonidos y la dirección de desplazamiento del reflector.

La desviación de la frecuencia Doppler es pequeña comparada con las frecuencias emitidas por los transductores y puede pertenecer al rango de sonido audible.

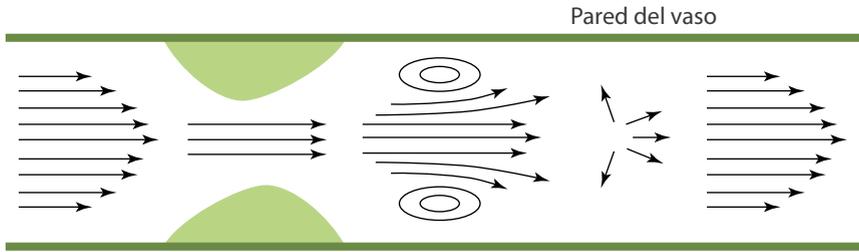


**Figura 30.** Ángulo Doppler ( $\theta$ ).

Para evaluar la información proporcionada por el efecto Doppler, se realiza un análisis espectral en el que se cuantifica el espectro de frecuencias Doppler producidas por la reflexión de los US y se visualiza en el monitor del ecógrafo una gráfica en la que se representa la distribución de la velocidad del flujo que se está examinando en función del tiempo (Figura 31).

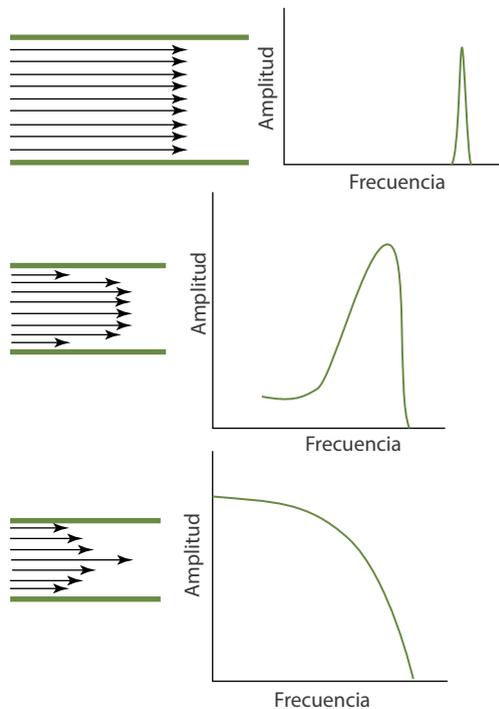


**Figura 31.** Distribución de velocidades de un flujo sanguíneo en función del tiempo (cortesía de Canon Medical Systems S.A.).



**Figura 32.** Distribución de velocidades y flujo en un vaso sanguíneo.

El tipo de flujo que se quiere examinar en las exploraciones médicas es muy variable, puede ser un flujo laminar o puede presentar turbulencias o estenosis. Los glóbulos rojos se mueven a distinta velocidad en función de su posición, más rápido en el centro de los vasos y más despacio cerca de las paredes (Figura 32). Esto hace que la velocidad del flujo de sangre no sea constante y



**Figura 33.** Espectro de frecuencias. En la primera figura, un flujo moviéndose a alta velocidad. En la segunda figura, flujo cuyo perfil de velocidad está dominado por componentes de alta velocidad. En la tercera figura, flujo cuyo perfil de velocidad está dominado por componentes de baja velocidad.

que haya diferentes frecuencias detectadas. El perfil de velocidad en un vaso sanguíneo depende del diámetro del vaso, de las propiedades mecánicas de la sangre, de la velocidad del flujo de sangre, y del tiempo. El número de frecuencias distintas detectadas depende de la distribución de velocidades del vaso y de la anchura del haz de Ultrasonidos (Figura 33).

El ecógrafo realiza un análisis espectral de la señal compleja, compuesta por diferentes frecuencias, recibida en el transductor. Mediante un procesado aplicando la transformada rápida de Fourier FFT, (*"Fast Fourier Transform"*), se obtiene la representación de las diferentes frecuencias que componen esa señal en función del tiempo. En el eje horizontal se representa el tiempo y en el eje vertical las diferentes frecuencias o velocidades de los reflectores, que vienen representadas por distintos niveles de gris en función del número de frecuencias o velocidades iguales detectadas (Figura 34).

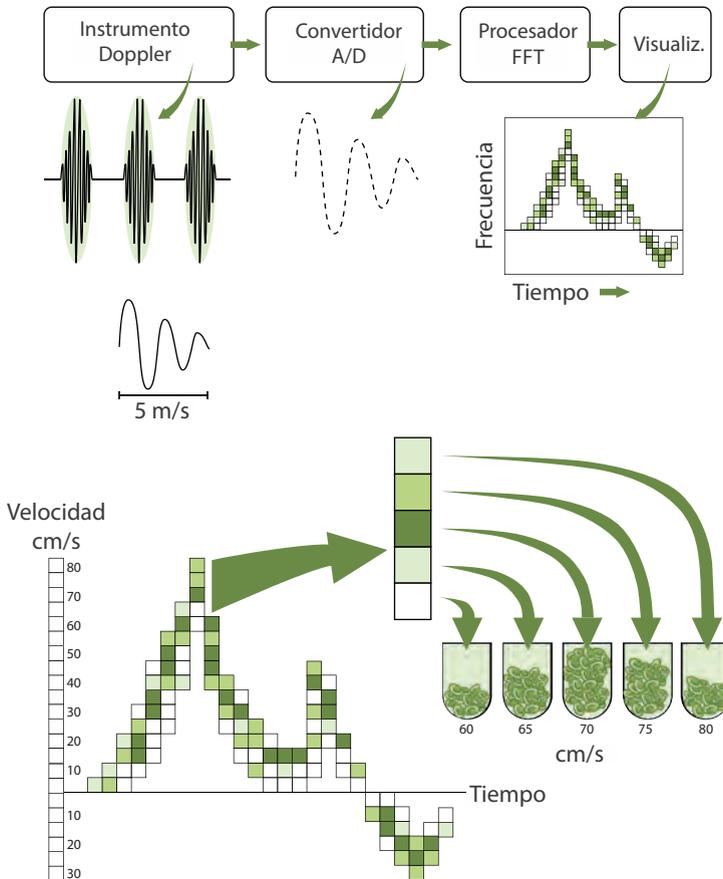
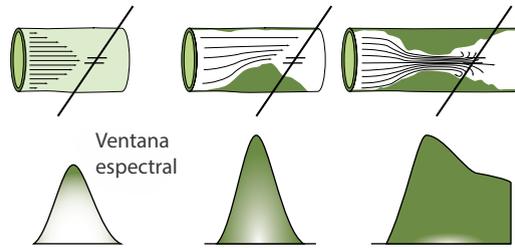
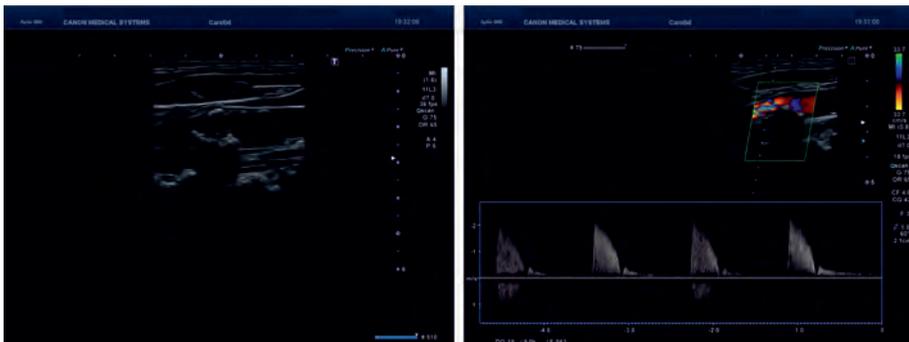


Figura 34. Análisis espectral Doppler.



**Figura 35.** Análisis espectral Doppler en vasos sanguíneos con obstrucciones.



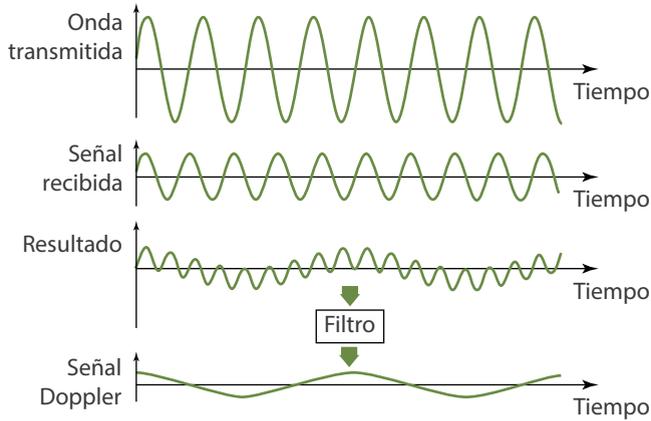
**Figura 36.** Ecografía de la carótida que presenta estenosis. En la imagen de la izquierda, exploración en modo B. En la imagen de la derecha, representación espectral en la que se aprecia patrón de estenosis (cortesía de Canon Medical Systems S.A.).

Mediante el análisis espectral se pueden detectar obstrucciones en los vasos sanguíneos o variaciones en el flujo de la sangre (Figura 35).

Existen patrones de representaciones de velocidad en función del tiempo de distintas venas y arterias en el cuerpo, por lo que se puede realizar una exploración con ecógrafo Doppler y mediante el análisis espectral se puede evaluar si hay desviaciones en el vaso sanguíneo que se está explorando respecto a los patrones modelo (Figura 36).

### 3.2. Modo Doppler continuo (CW) y Doppler direccional

En este modo el transmisor de pulsos está activando continuamente el transductor con una señal eléctrica sinusoidal produciéndose una onda continua de Ultrasonidos de una frecuencia determinada. Los ecos resultantes producidos por reflectores en movimiento son detectados por el transductor, son amplificados e introducidos en el demodulador, donde se procesa la señal recibida y se calcula la desviación Doppler producida. A la señal resul-

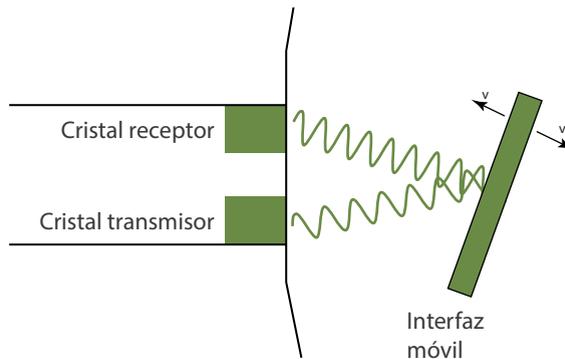


**Figura 37.** Procesado para la obtención de la señal Doppler.

tante se le aplican filtros para eliminar las frecuencias altas y las frecuencias muy bajas (producidas en algunos casos por el movimiento de las paredes de los vasos sanguíneos) y se obtiene una señal del rango audible, que se puede escuchar a través de altavoces para interpretarla médicamente (Figura 37).

Las sondas utilizadas en modo continuo CW, (“*Continuous Wave*”) están formadas por dos transductores, uno de los cuales emite continuamente y el otro recibe continuamente (Figura 38).

Los ecógrafos que incorporan modo Doppler continuo tienen los siguientes controles:



**Figura 38.** Sonda en modo continuo con dos transductores.

- **Potencia emitida:** varía la amplitud de la onda de Ultrasonidos emitida, por lo que el eco detectado tiene también una amplitud mayor y la exposición acústica al paciente aumenta.
- **Ganancia:** controla la amplificación de la amplitud de la onda recibida.
- **Volumen:** ajusta la ganancia de los amplificadores de audio que permiten escuchar la señal Doppler.
- **Filtro de pared:** ajusta la frecuencia de corte para bajas frecuencias.

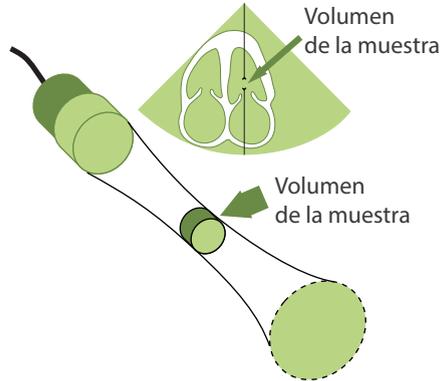
Los objetos que producen la reflexión en el flujo de la sangre son los glóbulos rojos, y debido a que su tamaño es mucho menor que la longitud de onda del US la dispersión producida por ellos es muy dependiente de la frecuencia, y para obtener entonces la máxima intensidad en los ecos producidos se debería utilizar frecuencias altas en la instrumentación Doppler. Sin embargo, las altas frecuencias producen mayor atenuación del sonido, por lo que hay que encontrar un compromiso entre la profundidad del vaso que se quiere examinar y la intensidad de los ecos que vamos a detectar. Para vasos pequeños que se encuentran cerca de la superficie, se pueden utilizar frecuencias de hasta 10 MHz y para examinar vasos profundos donde haya mucha atenuación del sonido, se puede utilizar frecuencias de 2 MHz. En algunos sistemas que combinan instrumentación Doppler y modo B a tiempo real, se puede elegir la frecuencia que se va utilizar en función del tipo de exploración que se vaya a realizar. Por ejemplo, con el objeto de optimizar la detección de los ecos procedentes de todas las profundidades, se elige 7 MHz para imágenes en modo B y 5 MHz para Doppler.

Algunos equipos Doppler han incorporado instrumentación para que el sistema sea direccional, esto es, que detecte si el flujo que se está explorando se está acercando o alejando del transductor, ya que en un equipo no direccional, las señales Doppler son idénticas para todos los reflectores, independientemente del sentido del movimiento de estos.

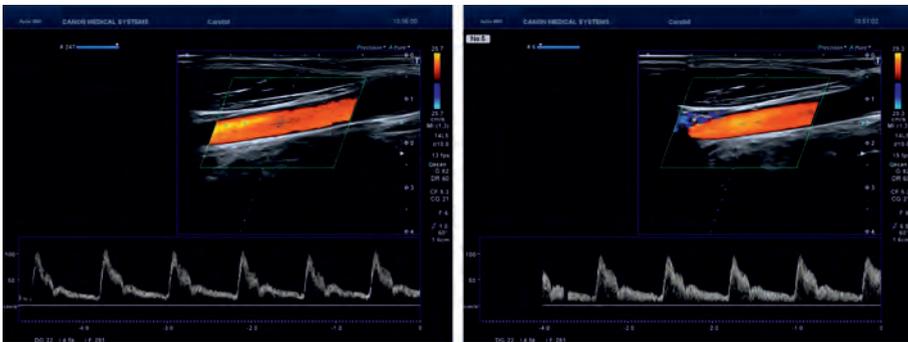
### 3.3. Modo Doppler pulsado y equipos Duplex

En el modo de Doppler continuo, todos los reflectores en movimiento que estén en el área de exploración contribuyen a la señal Doppler que es detectada por el transductor, independientemente de si pertenecen a los mismos vasos sanguíneos y de la profundidad de los mismos. El modo Doppler pulsado consiste en la emisión de pulsos de Ultrasonidos a intervalos regulares que permiten discriminar señales procedentes de distintas profundidades.

El transmisor envía pulsos al transductor que produce una onda de frecuencia definida. Antes de producir el siguiente pulso, el transductor espera



**Figura 39.** Selección de volumen de muestra en modo Doppler pulsado.



**Figura 40.** Variación del rango de velocidades resultantes del análisis espectral al modificar el tamaño del volumen de muestra (cortesía de Canon Medical Systems S.A.).

recibir el eco procedente del reflector. Las señales recibidas se procesan mediante una ventana temporal que solo acepta las señales detectadas en un corto intervalo de tiempo posterior a la transmisión del pulso. Este intervalo de tiempo se corresponde con una profundidad específica, que es a la que queremos estudiar la frecuencia Doppler. La selección de esta profundidad se realiza mediante la ubicación de un volumen de muestra que determina cuando tiene que activarse la ventana temporal y cuánto tiempo tiene que estar activa.

El tamaño del volumen de muestra seleccionado depende de dos factores, la anchura del haz de Ultrasonidos y la longitud axial de la muestra, que es configurable por el operador (Figura 39).

Conforme aumentamos el volumen de la muestra, más señales contribuyen a la frecuencia Doppler detectada y se obtiene un rango más amplio de velocidades (Figura 40).

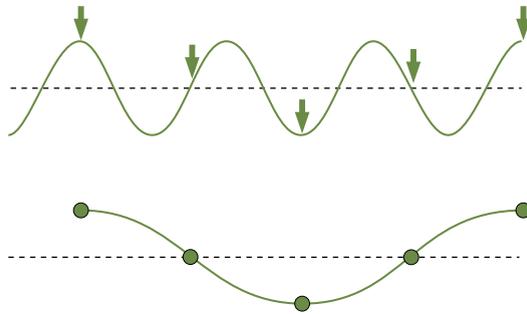
Algunos equipos de Doppler pulsado permiten al operador seleccionar la duración del pulso que se va a emitir para modificar la sensibilidad del sistema. Conforme se aumenta la duración del pulso, se aumenta el número de ciclos emitidos en el pulso y la sensibilidad del sistema, aunque también aumenta la exposición acústica del paciente y disminuye la resolución axial obtenida.

En el modo dúplex, a las imágenes obtenidas en modo B a tiempo real, se incorporan las técnicas Doppler, por lo que se obtiene al mismo tiempo información anatómica de las estructuras y características del flujo de los vasos sanguíneos. Las imágenes obtenidas en modo B se utilizan para localizar los vasos sanguíneos que se quiere examinar y para seleccionar la profundidad y tamaño de muestra en la que se va a realizar el análisis espectral. Con los ecógrafos que incorporan modo dúplex se pueden utilizar sondas mecánicas o sondas lineales, convexas y sectoriales.

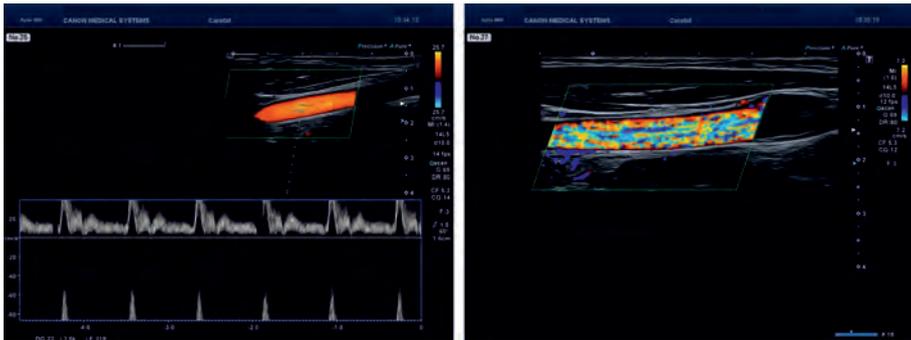
Los controles que puede modificar el operador en el modo dúplex son los siguientes: profundidad del volumen de muestra, tamaño del volumen de muestra y duración del pulso emitido y ángulo del cursor en la dirección del flujo que se va a explorar, para que el equipo realice la corrección del ángulo correspondiente (ángulo Doppler) en el cálculo de la velocidad.

Uno de los problemas que pueden surgir en el modo Doppler pulsado, si la frecuencia de muestreo de la onda reflejada es muy baja, es la aparición del efecto "*aliasing*" o solapamiento. El efecto "*aliasing*" se produce cuando la frecuencia de muestreo de la onda reflejada es muy baja, la señal original no puede ser reconstruida de forma unívoca y el resultado es que no es posible reconstruir correctamente la onda reflejada (Figura 41).

En el modo Doppler pulsado se emiten pulsos a una frecuencia que está limitada por el tiempo que tarda el pulso en ser reflejado y regresar al transductor. Las muestras que se toman de las ondas reflejadas dependen de la frecuencia de repetición de los pulsos y el muestreo será mejor cuanto mayor sea la frecuencia de repetición de los pulsos. Debe ser suficientemente alta como para que se pueda muestrear la señal Doppler dos veces por ciclo, esto es, dos veces la frecuencia de Nyquist. Si la frecuencia de muestreo fuera inferior a esas dos veces se produce el fenómeno de "*aliasing*" y la onda obtenida sería de una frecuencia inferior a la frecuencia Doppler de estudio. Este efecto se manifiesta de tres formas, visualmente aparece en el monitor "inversión en el flujo de la sangre", en la señal audible de Doppler se escucha una pérdida de altas frecuencias y la inversión del flujo de la sangre (Figura 42).



**Figura 41.** Efecto "aliasing".



**Figura 42.** Imágenes en las que se aprecia el efecto "aliasing" con flujo invertido (cortesía de Canon Medical Systems S.A.).

Para eliminar este efecto se pueden utilizar varios métodos:

- Ajustar la escala de la velocidad de la representación obtenida del Doppler espectral, ya que esta escala está relacionada con la frecuencia de repetición de pulsos. Conforme aumenta la escala, la frecuencia de repetición de pulsos aumenta.
- Utilizar transductores de bajas frecuencias, ya que las frecuencias Doppler producidas serán inferiores para las mismas velocidades de los reflectores.
- Posicionar el ángulo con respecto al flujo cercano en los 90°, lo que produce que la desviación de la frecuencia Doppler sea inferior, aunque también introduce mucha incertidumbre en las medidas de la velocidad.

En el modo Doppler continuo no se produce este efecto de "aliasing" debido a que la onda reflejada no se muestra sino que es registrada continuamente, por lo que en ciertas exploraciones, por ejemplo, en las válvulas del corazón

donde la velocidad del flujo de sangre es muy alta, se puede utilizar este modo de exploración más sencillo sin que se produzca efecto "aliasing".

### 3.4. Modo Doppler a color

Un ecógrafo con modo Doppler a color proporciona imágenes 2D a tiempo real en niveles de gris y superpuestas imágenes 2D en color de flujos en movimiento a tiempo real (Figura 43). El movimiento se representa superponiendo los distintos mapas de color a las imágenes en niveles de gris. La codificación del color está basada en la velocidad de los reflectores. Mediante este modo, obtenemos información anatómica e información funcional sobre los vasos sanguíneos. Las sondas utilizadas son lineales, convexas o sectoriales.

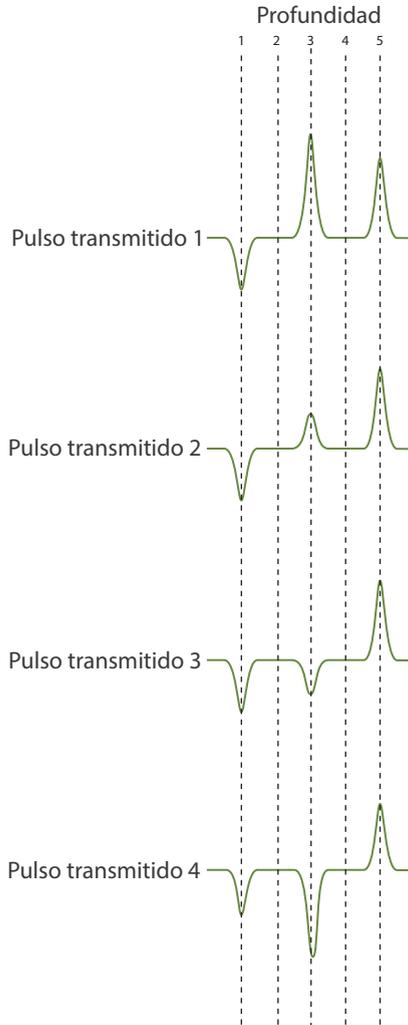


**Figura 43.** Imagen en modo Doppler a color (cortesía de Hitachi Medical Systems).

En el modo Doppler a color lo que caracteriza las imágenes obtenidas es la velocidad de los objetos reflectores. Trenes de pulsos de Ultrasonidos se emiten a lo largo de la sección de exploración y los ecos recibidos se amplifican y procesan para obtener la imagen en función de la velocidad de los reflectores.

Así como en el modo B, un pulso único de Ultrasonidos se emite y detecta por cada línea del haz, en el caso de Doppler a color el transductor emite y detecta múltiples secuencias de pulsos para formar la imagen.

Los ecos producidos en el primer pulso emitido contienen información sobre los reflectores fijos y sobre los reflectores en movimiento. Un conjunto de registros digitales almacenan temporalmente la información recibida en esos



**Figura 44.** Ecos recibidos de cuatro pulsos emitidos. Los reflectores en las posiciones 1 y 5 están estacionarios ya que la amplitud del eco recibido es constante, sin embargo el reflector 3 está en movimiento, ya que la amplitud del eco recibido en los cuatro pulsos ha variado.

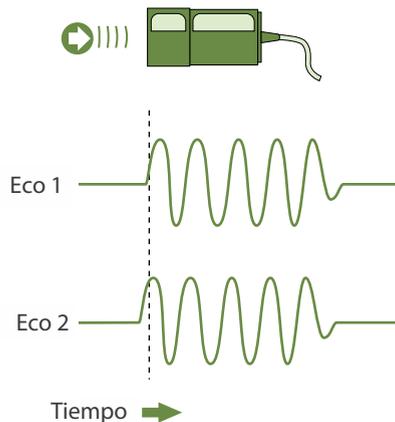
ecos, cada registro almacena la información correspondiente a distintas profundidades. Los ecos producidos en el segundo pulso emitido son evaluados y la información recibida sobre los reflectores estacionarios será la misma que la recibida en los ecos correspondientes al primer pulso, por lo que podrá ser eliminada mediante filtros de cancelación ya que no aportará ninguna infor-

mación adicional para la formación de la imagen. La información recibida correspondiente a los reflectores en movimiento, será almacenada y procesada, obteniendo la velocidad de los reflectores y representando el color del flujo que se está explorando en función de la velocidad obtenida (Figura 44).

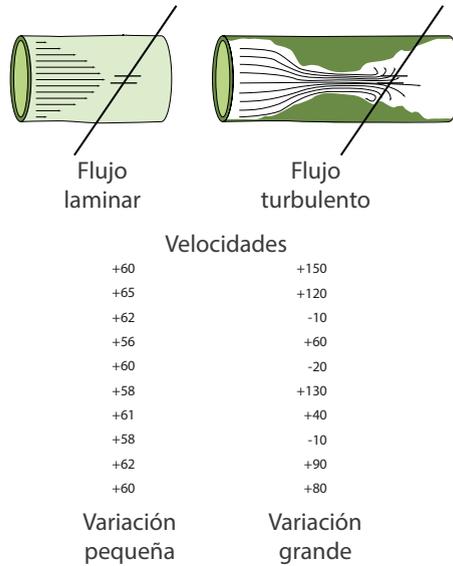
Para procesar las señales recibidas y realizar la formación de las imágenes en Doppler a color hay dos métodos. El primer método está basado en el procesamiento de las señales Doppler a través de las variaciones producidas en la fase de los ecos detectados entre los diferentes pulsos. El segundo método utiliza la diferencia de tiempos que los ecos reflejados de los distintos pulsos tardan en ser detectados en el transductor. Estos tiempos pueden ser relacionados con los desplazamientos producidos por los reflectores y por lo tanto conocer su velocidad. Mediante los dos métodos se obtienen imágenes en color similares.

En el método de correlación de desplazamiento de fase, la unidad Doppler procesa la fase del eco detectado, ya que la fase está relacionada con la distancia exacta entre el transductor y los reflectores, que a su vez depende de la velocidad de los reflectores. En función de las diferencias de fase de los ecos detectados entre los diferentes pulsos, se obtiene la información relativa a la frecuencia Doppler, y por lo tanto a la velocidad de los reflectores (Figura 45).

Si la frecuencia Doppler varía mucho entre los ecos de los distintos pulsos emitidos, puede ser debido a que el flujo detectado presente turbulencias, lo que significa que el vaso sanguíneo puede presentar obstrucciones. La variación en la frecuencia Doppler está asociada a las fluctuaciones rápidas en la velocidad de los reflectores (Figura 46).



**Figura 45.** Método de correlación de desplazamiento de fase en modo Doppler a color.



**Figura 46.** La variación de las velocidades es superior cuando existen turbulencias en el flujo de un vaso sanguíneo.

Cuanto más pulsos se emitan en la secuencia de cada línea del haz, la velocidad de los reflectores estará mejor determinada, pero la velocidad de formación de imágenes será más lenta. Para mejorar esta velocidad el operador puede disminuir el área de exploración seleccionando una región de interés en la cual se va a visualizar el color, puede espaciar el número de líneas en las cuales las secuencias de pulsos van a ser emitidas interpolando los valores de la velocidad en los puntos intermedios y puede reducir el número de pulsos enviados en cada secuencia. Los pulsos emitidos por el transductor son más largos que los utilizados en modo B.

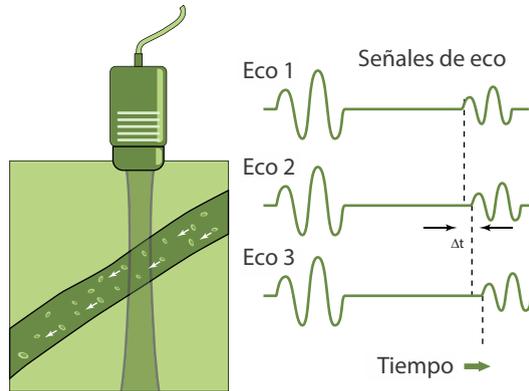
En el método de correlación de tiempo, se procesa el desplazamiento producido por los reflectores mediante la variación del tiempo que viaja el eco en cada pulso (Figura 47).

El desplazamiento está determinado por:

$$\Delta x = \frac{c \Delta t}{2}$$

donde:

- $\Delta t$  es la variación del tiempo de desplazamiento entre los distintos pulsos de Ultrasonidos (s), y
- $c$  es la velocidad de propagación del sonido en tejido (m/s): 1540 m/s.



**Figura 47.** Método de correlación de tiempo en modo Doppler a color.

La velocidad de los reflectores viene determinada por el desplazamiento producido dividido por el tiempo entre la emisión de los pulsos:

$$v = \frac{\Delta x}{TP}$$

donde:

- $\Delta x$  es el desplazamiento de los reflectores (m), y
- $TP$  es el tiempo entre la emisión de los pulsos (s).

Este método con respecto al que procesa las señales Doppler tiene dos ventajas. La primera es que los pulsos emitidos por el transductor no tienen que ser de tan larga duración como en el otro método, sino del mismo orden que el que se utiliza en modo B, por lo que la resolución axial de las imágenes obtenidas es mejor. La segunda es que mediante este método no se produce tanto efecto "aliasing" como en el dependiente de las señales Doppler, por lo que se pueden medir flujos de velocidades mayores.

Independientemente del método de detección de la velocidad de los reflectores, se pueden combinar las imágenes de color obtenidas con un análisis espectral de las frecuencias detectadas, obteniéndose con más detalle la distribución de velocidades (Figura 48).

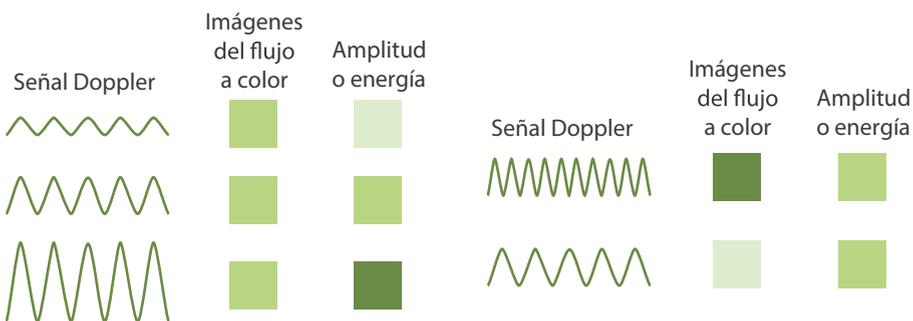
En general, el modo Doppler a color se utiliza para detectar la presencia de flujo en movimiento, determinar las características de este flujo y conocer las diferencias en la velocidad en los vasos sanguíneos. Las aplicaciones más comunes se encuentran en diagnóstico de estenosis vascular, visualización de perfusión de órganos, vascularización de un tumor y visualización del corazón.



**Figura 48.** Imágenes en modo Doppler a color combinado con análisis espectral (cortesía de Hitachi Medical Systems, GE Healthcare).

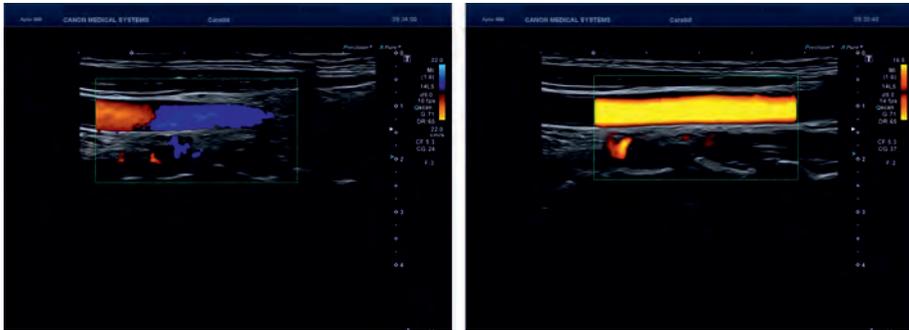
### 3.5. Modo Doppler a color en energía

En el modo Doppler a color en energía se representa la amplitud de la señal de Doppler detectada, sin que haya visualización ni cálculo de la velocidad de los reflectores (Figura 49).



**Figura 49.** Comparación de la información suministrada por el modo Doppler a color y el modo Doppler a color en energía. En la figura de la izquierda las ondas tienen la misma frecuencia pero distintas amplitudes y en la figura de la derecha las ondas tienen la misma amplitud pero distinta frecuencia.

La intensidad de la señal procesada depende del número de reflectores (glóbulos rojos en la sangre) y de la atenuación del tejido, por lo que este modo de representación cuantifica el flujo del vaso sanguíneo que se está explorando y mejora la definición de las paredes de los vasos sanguíneos, sin embargo, no se obtiene información de la velocidad de los reflectores ni sobre la dirección del flujo. La codificación del color está basada en la cantidad de flujo que está en movimiento (Figura 50).



**Figura 50.** Exploración de carótida. La imagen de la izquierda se ha obtenido mediante modo Doppler a color y la de la derecha mediante Doppler a color en energía (cortesía de Canon Medical Systems S.A.).

Las ventajas que presenta este modo frente al Doppler a color son que no le afecta el fenómeno de “aliasing” y la capacidad de diferenciar regiones con flujo y sin flujo, que hace que aumente la sensibilidad a la hora de representar pequeños vasos sanguíneos. Este modo de imagen se utiliza para visualizar la vascularización de órganos como el hígado, los riñones o los pulmones de un feto, y se puede combinar con la formación de imágenes en 3D (Figura 51).



**Figura 51.** Imagen en modo Doppler a color en energía de la vascularización del hígado (cortesía de GE Healthcare).

Las desventajas frente al modo Doppler a color es que la reconstrucción de imágenes es más lenta y que aparecen más artefactos producidos por señales que provienen del movimiento de tejidos blandos, de movimientos del paciente o de movimientos propios del transductor.

#### 4. Bibliografía

- [1] FLOWER M.A. (2012). *"Webb's Physics of Medical Imaging"*. CRC Press (USA).
- [2] POSTEMA M. (2011). *"Fundamentals of Medical Ultrasonics"*. Spon Press (UK).
- [3] HEDRICK W., HYKES D., STARCHMAN D. (2005). *"Ultrasound physics and instrumentation"*. Elsevier Mosby (USA).
- [4] ZAGZEBSKI J.A. (1996). *"Essentials of Ultrasound Physics"*. Mosby, Inc. Missouri (USA).



**Tema 5:**  
Artefactos en imágenes  
ecográficas

**Ana Paula Millán Armengol**



# Artefactos en imágenes ecográficas

*Ana Paula Millán Armengol  
Técnicas Radiofísicas S.L.  
UTPR Contecsan S.L.  
a.millan@trf.es*

## 1. Introducción

Se llaman artefactos a la aparición de estructuras en las imágenes que no corresponden con los objetos que se están representando. En el caso de los Ultrasonidos (US) la aparición de artefactos se debe a las limitaciones inherentes al proceso de formación de imágenes por las propiedades físicas de las ondas de Ultrasonidos y su interacción con los tejidos, y a problemas debidos a mal funcionamiento o mala manipulación del ecógrafo.

Cuando se realiza la formación de la imagen ecográfica, se realizan ciertas suposiciones y aproximaciones:

- Los US transmitidos viajan a lo largo de una línea recta desde la superficie del transductor hasta el objeto que produce la reflexión y vuelven en la misma dirección.
- La atenuación del sonido en el tejido es uniforme a lo largo de todo el camino recorrido por la onda.
- Las dimensiones del haz en el eje lateral y en el eje transversal son pequeñas.
- Todos los ecos detectados se producen únicamente en el eje del haz principal.
- Todos los ecos detectados se han producido por el último pulso emitido.
- Los US se desplazan a una velocidad de 1540 m/s en el tejido.
- La amplitud del eco recibido que se representa en el monitor del ecógrafo con distintos niveles de gris, depende únicamente de la ecogenicidad del órgano reflector.

Estas suposiciones no siempre se cumplen ya que, por ejemplo, la velocidad del sonido en todos los tejidos no es constante, lo que produce que las estructuras reflectoras sean posicionadas en la imagen a una distancia incorrecta; la anchura del haz en los ejes lateral y transversal produce que algunos de los ecos detectados no provengan exactamente del centro del eje del haz de propagación; el haz de Ultrasonidos puede sufrir pequeñas deflexiones y refracciones, y la atenuación a lo largo del eje de propagación puede producir sombras o realzar las señales de eco producidas por estructuras más profundas.

El profesional que realiza un examen ecográfico tiene que conocer los tipos de artefactos que pueden presentar las imágenes. Hay algunos artefactos que pueden ayudar al diagnóstico como son, el realce de los ecos producido después de una estructura quística y el sombreado producido tras una estructura sólida, sin embargo, en la mayoría de los casos los artefactos pueden conducir a un diagnóstico erróneo. Se pueden omitir interfases en las imágenes, pueden ubicarse en una posición incorrecta, pueden aparecer representadas con otro tamaño o forma, con un brillo incorrecto que no se corresponde con la ecogenicidad de la interfase y pueden aparecer interfases donde no las hay en la región que estamos escaneando.

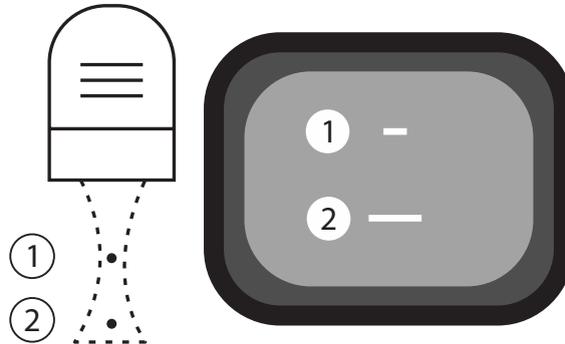
Estos artefactos inherentes a la formación de imágenes no se pueden eliminar completamente, por lo que para realizar un diagnóstico correcto la persona que realiza el examen debe ser capaz de reconocer los artefactos y tratar de modificar las condiciones en las que se está realizando el examen para tratar de evitarlos.

## 2. Artefactos debidos a la anchura del haz de Ultrasonidos

### 2.1. Anchura del haz en el eje lateral

Los artefactos debidos a los efectos producidos por la anchura del haz en el eje lateral se pueden observar al examinar reflectores de pequeño tamaño, tipo calcificaciones y al examinar pequeñas estructuras anecoicas, tipo vasos sanguíneos. En el caso de reflectores de pequeño tamaño, en la imagen formada en vez de representarse los reflectores con forma puntual, aparecen como pequeñas líneas horizontales.

La anchura del haz de Ultrasonidos está relacionada con la resolución lateral obtenida en las imágenes, por lo que cuanto mayor sea la anchura del haz, la representación de los reflectores puntuales obtenidos será una línea de mayor tamaño, y menor será la resolución lateral obtenida (Figura 1).



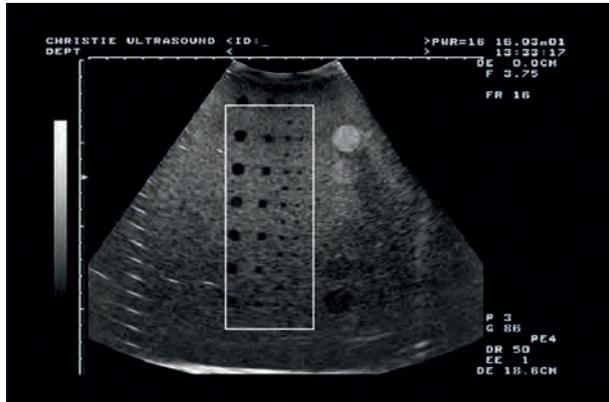
**Figura 1.** Efecto de la anchura del haz en la formación de las imágenes de dos reflectores puntuales.

La medida de la longitud de los reflectores puntuales en maniqués se puede utilizar para determinar la resolución lateral del transductor (Figura 2).

En el caso de pequeñas estructuras anecoicas (Figura 3), en la imagen obtenida no se aprecian con claridad las estructuras de pequeño tamaño.



**Figura 2.** Maniquí con reflectores puntuales en los que se puede apreciar el efecto de la anchura del haz.

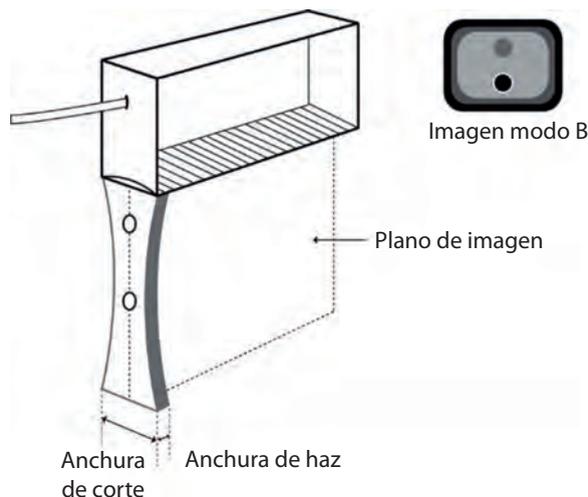


**Figura 3.** Maniquí con estructuras anecoicas de distintos tamaños.

## 2.2. Anchura del haz en el eje transversal

De manera análoga, cuando estamos examinando pequeñas estructuras anecoicas puede ser que estas estructuras aparezcan con muy poca intensidad o no aparezcan en la imagen generada, debido a los efectos de la anchura del haz en el eje transversal o anchura de corte.

En la figura 4 se están examinando dos estructuras de pequeño tamaño, una de las cuales está ubicada en la zona en la que el haz es más estrecho y aparece en la imagen formada con suficiente nitidez. La otra estructura está ubicada



**Figura 4.** Esquema de formación de artefactos debido a la anchura de corte del haz.



**Figura 5.** Maniquí de estructuras anecoicas donde se visualiza el efecto de la anchura de corte (cortesía de CIRS).

en una zona en la que la anchura del haz es mayor, por lo que puede ser que apenas se distinga en la imagen formada o que no aparezca.

Una imagen ecográfica 2D, es la imagen del plano en el cual tenemos ubicado el transductor. Sin embargo, a la formación de esta imagen no solo contribuyen las estructuras contenidas en ese plano, sino que contribuyen todas las estructuras contenidas en el volumen determinado por la anchura de corte del haz, que varía en función de la focalización del mismo. Como consecuencia, pequeñas estructuras contenidas en el plano que se está examinando pueden ser parcialmente o totalmente eliminadas debido a los ecos procedentes de otros reflectores que no están en el mismo plano pero sí están en el volumen definido por la anchura de corte.

La anchura de corte es el principal factor que determina que los objetos esféricos del siguiente maniquí (Figura 5) únicamente puedan ser visualizados en el rango de profundidad de 5 cm a 12 cm, rango en el cual la anchura de corte es menor.

La nitidez con la que se visualizan las estructuras depende del transductor y de la frecuencia que se esté utilizando en la exploración (Figura 6).



**Figura 6.** Imágenes de maniquí con un cilindro anecoico obtenidas respectivamente con un transductor convexo a 3 MHz y con un transductor lineal a 7 MHz.

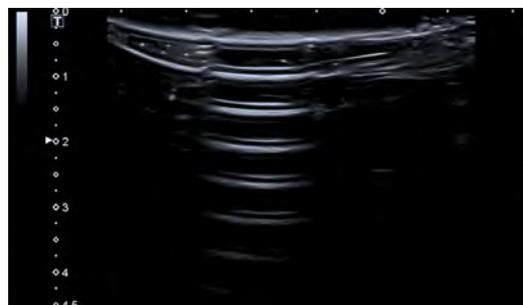
La imagen del cilindro anecoico obtenida en el segundo caso es más nítida ya que a la profundidad a la que se encuentra el cilindro en el maniquí, la anchura de corte es menor para el transductor de 7 MHz que para el de 3 MHz.

Otro artefacto que se puede dar debido a la anchura del haz en el eje transversal, es la aparición en la imagen generada de un reflector que no está en el plano que se está examinando, pero que sí está en el volumen definido por la anchura de corte. En el caso de ecocardiología, pueden aparecer objetos muy ecogénicos, como válvulas artificiales, en planos que no corresponden.

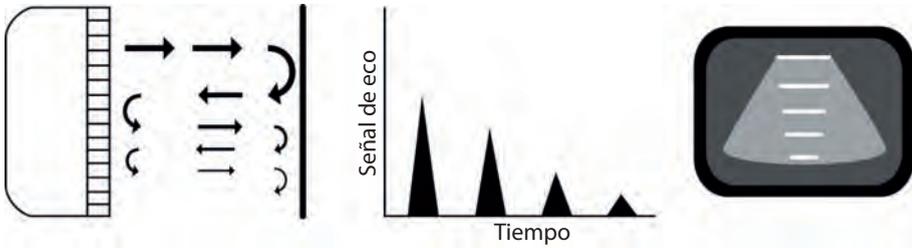
### 3. Artefactos de reverberaciones

#### 3.1. Reverberaciones en las imágenes

Las reverberaciones son múltiples representaciones de una interfase en una imagen y aparecen cuando las impedancias acústicas de los dos medios que componen la interfase son muy distintas, por ejemplo entre tejido blando



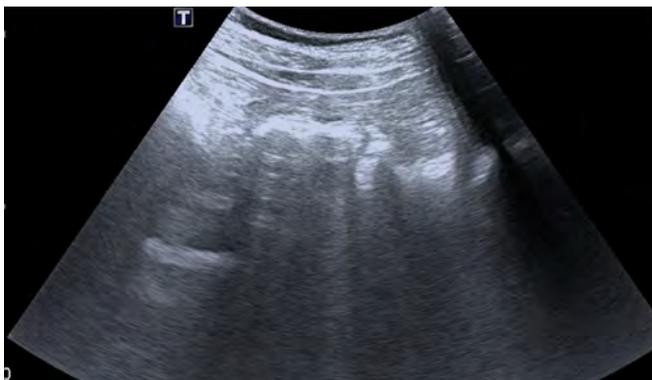
**Figura 7.** Reverberaciones producidas por el transductor en contacto directo con aire (cortesía de Javier Salceda Artola).



**Figura 8.** Formación de reverberaciones a causa de una fuente interfase acústica.

y aire, grasa y músculo, tejido y hueso, etc. y cuando la interfase está orientada perpendicularmente al haz de propagación (Figura 7).

Cuando el haz de Ultrasonidos se encuentra con una interfase de estas características, parte del haz se refleja y el eco generado es detectado por el transductor, amplificado y representado en la imagen. Si este eco es de suficiente intensidad, será parcialmente reflejado en la superficie del transductor y se volverá a dirigir hacia el paciente, donde encontrará de nuevo la misma interfase y se producirá un nuevo eco de menor intensidad que será de nuevo detectado por el transductor y en la imagen aparecerá una primera reverberación. El tiempo que habrá estado viajando el haz será el correspondiente al desplazamiento entre el transductor y el reflector (ida y vuelta) dos veces, por lo que la posición de esta reverberación en la imagen será dos veces la distancia a la interfase. Si la intensidad de los ecos es suficientemente alta, se pueden seguir produciendo reverberaciones y se representarán mediante bandas brillantes de intensidad decreciente y equidistantes unas de otras (Figura 8).



**Figura 9.** Reverberaciones producidas en una exploración abdominal debido a la presencia de gases (cortesía de Javier Salceda Artola).



**Figura 10.** Reverberaciones producidas en la interfase de la vejiga (cortesía de Javier Salceda Artola).

Estas reverberaciones se pueden producir de manera inherente debido a la propia anatomía del paciente (Figuras 9 y 10), pero también se producen por fallos en el equipo como es el caso de las sondas mecánicas en las que puede aparecer una burbuja en el líquido que rodea al transductor, o por no utilizar una técnica de exploración adecuada.

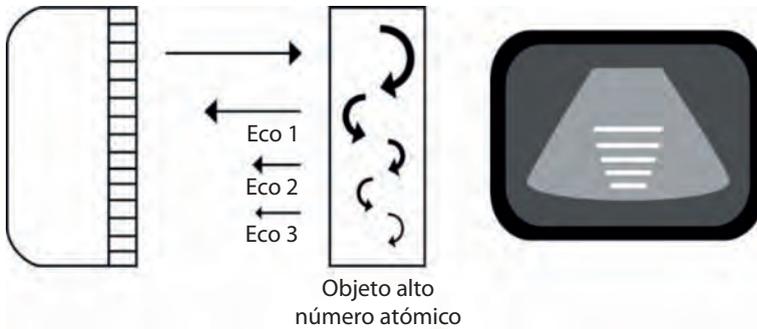
Estas reverberaciones producidas que representan ecos artificiales, pueden enmascarar ecos reales importantes para el diagnóstico.

### 3.2. Reverberaciones de cola de cometa

Las reverberaciones de cola de cometa aparecen en presencia de pequeños objetos reflectores que tienen una impedancia acústica muy distinta de la del medio de propagación y se representan en la imagen como múltiples franjas pequeñas y brillantes (Figura 11).



**Figura 11.** Imagen de un artefacto de cola de cometa producido por un quiste hepático (cortesía de Javier Salceda Artola).

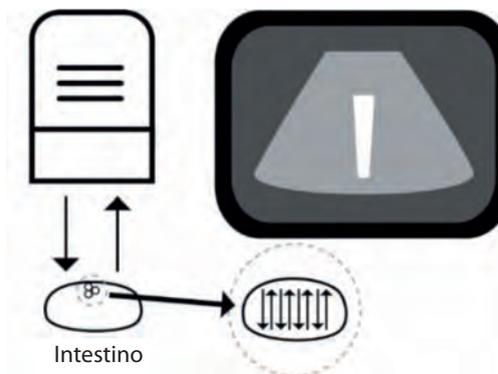


**Figura 12.** Formación de reverberaciones de cola de cometa.

La impedancia acústica del objeto reflector es muy distinta de la impedancia acústica del medio que lo rodea, por lo que se crean dos interfases que producen mucha reflexión en los bordes del objeto y producen reverberaciones de corta distancia. El tiempo de retardo entre las sucesivas reverberaciones es muy corto, ya que es el tiempo en el que el haz de Ultrasonidos recorre el pequeño objeto reflector (Figura 12).

### 3.3. Reverberaciones de “Ring Down”

Este tipo de reverberaciones, “Ring Down”, se asocia a un tipo especial de artefacto debido a la resonancia en una pequeña burbuja de gas que hace que exista una reflexión continua del haz de Ultrasonidos y en la imagen se represente un artefacto tipo cola de cometa, pero en vez de estar formado por franjas discretas, sea un artefacto continuo que puede enmascarar ecos más débiles indicativos de estructuras anatómicas (Figuras 13 y 14).



**Figura 13.** Formación de reverberaciones de resonancia o de “Ring Down”.



**Figura 14.** Artefacto de "Ring Down" en una imagen de próstata producido por burbujas de gas en un catéter (cortesía de Javier Salceda Artola).

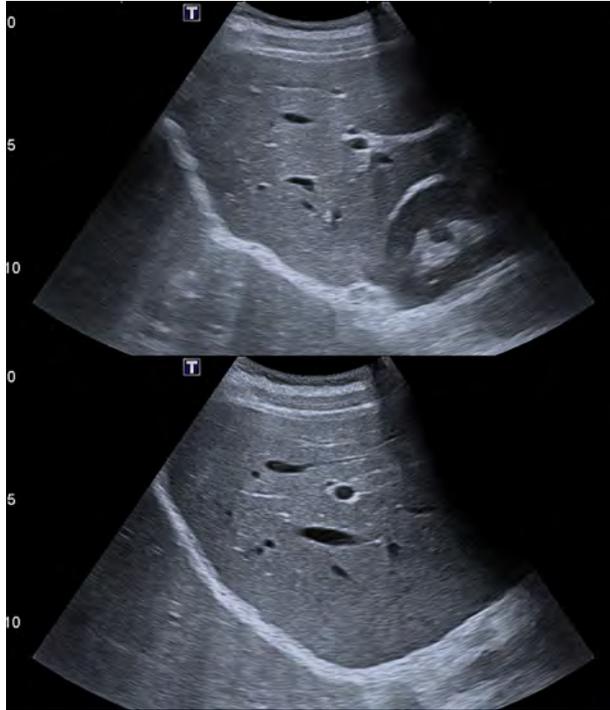
#### 4. Artefactos de espejo

Los artefactos de espejo se producen cuando un objeto reflector está situado muy próximo a una estructura muy reflectora que actúa como espejo. En la imagen formada, aparece el objeto verdadero y una imagen falsa del mismo objeto. Los dos objetos (real y falso) aparecen representados en la imagen a distancia equidistante de la superficie reflectora (Figura 15).

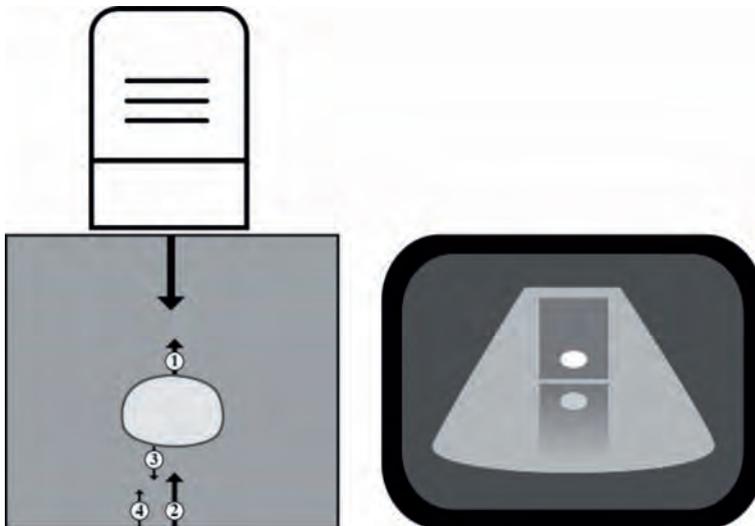
Estos artefactos se suelen generar en estructuras anatómicas altamente reflectoras como el diafragma, la pleura y los intestinos o en estructuras introducidas en pacientes en intervenciones quirúrgicas.

El artefacto se produce de la siguiente manera (Figura 16). El pulso de Ultrasonidos emitido por el transductor sufre una primera reflexión parcial (1) al encontrarse con la superficie del objeto reflector. Estos ecos son los que hacen que se obtenga una imagen real del objeto. El haz que no se ha reflejado sigue desplazándose hasta que se encuentra con la superficie altamente reflectora y se producirá la reflexión (2). Parte del eco llegará al transductor lo cual contribuirá a la formación de la imagen de la superficie y parte se volverá a reflejar al encontrarse con la parte inferior del objeto reflector (3). Estos ecos son los que hacen que se forme la imagen de espejo del objeto ya que llegan al transductor posteriormente a los ecos producidos en la superficie reflectora, por lo que el objeto espejo aparece en la imagen formada por debajo de la superficie reflectora (4).

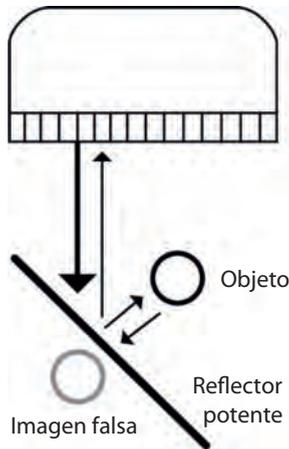
Este artefacto se puede producir igualmente si tanto el objeto como la superficie reflectora están girados con respecto a la superficie del transductor (Figura 17).



**Figura 15.** Artefacto de espejo en el hígado (cortesía de Javier Salceda Artola).



**Figura 16.** Formación de un artefacto de espejo.



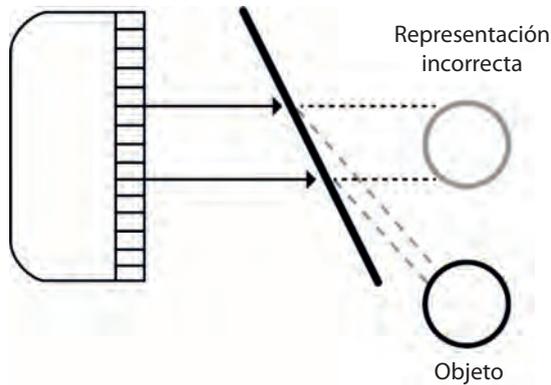
**Figura 17.** Formación de un artefacto de espejo con estructura reflectora no perpendicular a la superficie del transductor.

## 5. Artefactos de refracción

En un haz de Ultrasonidos se produce refracción cuando el haz incide sobre una interfase no perpendicular a la superficie del transductor y la diferencia de las velocidades de transmisión entre los dos medios es muy grande. La refracción del haz puede producir artefactos de dos tipos, desplazamiento y deformación, y difuminación de las estructuras que se están examinando.

Según la ley de Snell, el ángulo de desviación del haz de Ultrasonidos dependerá del ángulo de incidencia del haz con la superficie reflectora y de la diferencia de velocidades entre los medios. Cuanto mayor sea dicha diferencia mayor será el ángulo de refracción. La mayor diferencia de velocidades de propagación de Ultrasonidos entre dos medios se produce entre el tejido blando y el hueso, no obstante, los fenómenos de refracción también se pueden dar cuando existe material graso entre los tejidos que se están examinando, ya que la diferencia de velocidades entre la grasa y la mayoría de los tejidos blandos es suficiente para producir refracción.

Habitualmente, la posible refracción del haz de Ultrasonidos no interfiere en el examen diagnóstico ya que en la mayoría de los casos clínicos la propia geometría y complejidad anatómica de los pacientes hace que no se reconozcan las pequeñas variaciones debido a la refracción del haz; no obstante, pueden existir casos en los que la creación de estos artefactos pueda ser importante e influir en el resultado del diagnóstico.

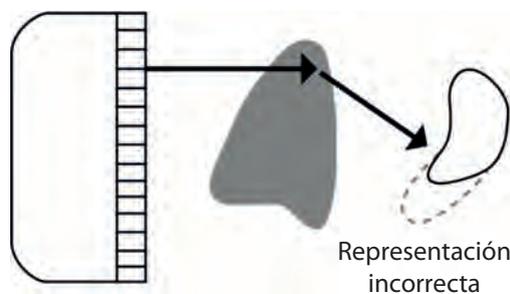


**Figura 18.** Falsa representación de una estructura reflectora debido a que el haz de Ultrasonidos ha sufrido refracción y el sistema de formación de imágenes asume que la propagación del haz se ha realizado en línea recta.

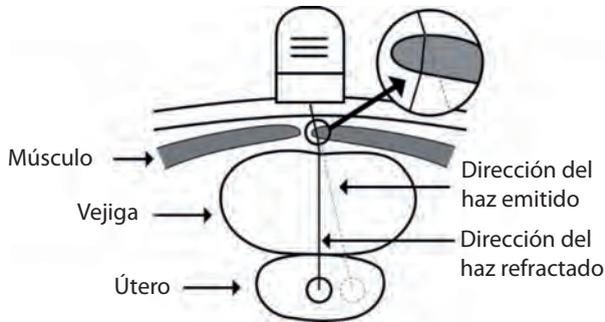
### 5.1. Desplazamiento de estructuras

El desplazamiento y deformación de las estructuras se produce porque la formación de imágenes en los ecógrafos se realiza bajo la suposición de que el haz de Ultrasonidos se propaga en línea recta a través de los tejidos (Figura 18).

En la figura 19 se muestra cómo puede influir en la representación de un riñón el hecho de que el haz atraviese el hígado. El haz al incidir en el hígado (especialmente en la capa de grasa que lo rodea), produce que el haz se refracte y que incida en el riñón. Al formarse la imagen bajo la suposición de que el desplazamiento se ha realizado en línea recta, el posicionamiento del riñón se ubicará erróneamente, pudiendo llegar a duplicar la imagen generada del riñón con respecto al tamaño real. El tamaño se amplía ya que en la imagen formada se mezclan las imágenes correspondientes a los ecos correctos que



**Figura 19.** Artefacto debido a la refracción producida por el paso del haz de Ultrasonidos por el hígado.



**Figura 20.** Formación de un artefacto de refracción por el cual se visualizan dos sacos gestacionales en lugar de uno.

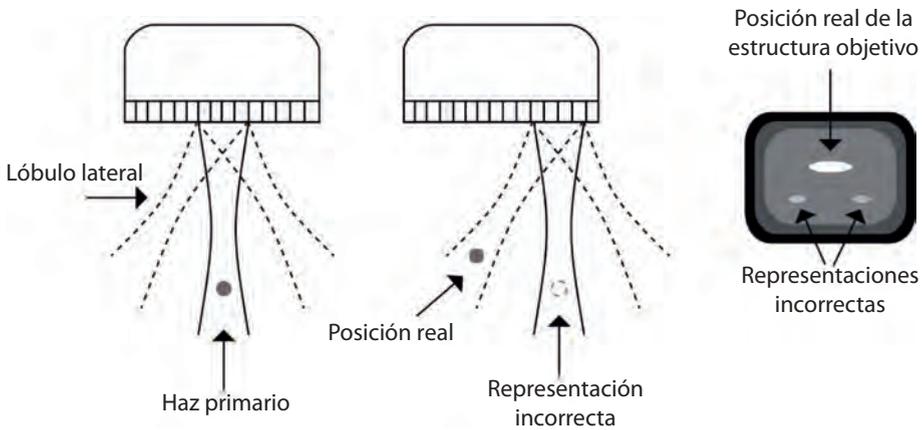
no han atravesado el hígado, con las imágenes correspondientes a los ecos que han sufrido refracción.

Para evitar la generación de este artefacto, el profesional que realice el examen deberá evitar en lo posible que el haz de Ultrasonidos atraviese parcialmente el hígado.

La grasa, los músculos abdominales y las diferentes capas pueden producir refracción del haz de Ultrasonidos produciendo que este pase por el eje del saco gestacional en diferentes situaciones, unas con el haz sin refractar, lo que producirá la generación de dicha estructura en su lugar correcto y otras con el haz refractado, lo que producirá la representación de la misma estructura en un lugar erróneo, desplazada de la original, llegando a poder observarse dos estructuras completamente diferenciadas (Figura 20). Este artefacto desaparece modificando el posicionado del transductor sobre el paciente de forma que la incidencia del haz sea distinta.

## 6. Artefactos debidos a la formación de lóbulos laterales

En la formación del haz de Ultrasonidos emitido por el transductor se producen lóbulos laterales de energía, que no son parte del haz principal y que producen la generación de artefactos. Durante el barrido del haz en las matrices de los transductores, puede ocurrir que el haz principal detecte una estructura. Posteriormente el haz se desplaza y esa estructura queda fuera del haz principal, pero puede ser detectada por uno de los lóbulos de energía fuera del haz principal. En el proceso de formación de la imagen de la estructura reflec-



**Figura 21.** Formación de artefactos debida a lóbulos laterales fuera del haz principal.

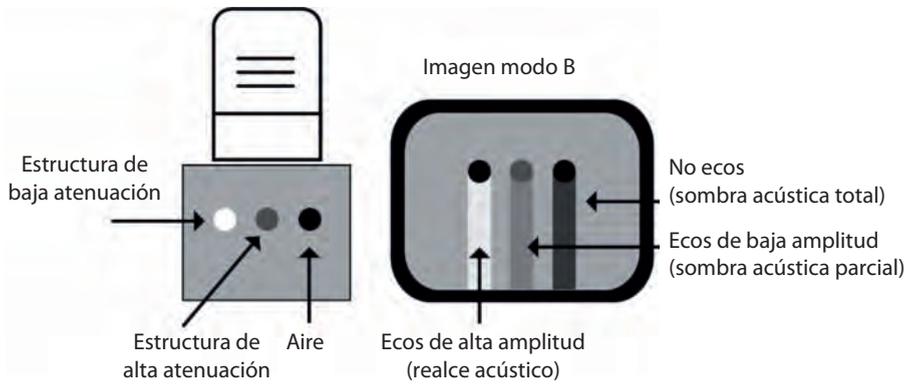
tora, el sistema asume que el eco se ha generado en el eje del haz principal, por lo que se representa en una ubicación incorrecta. Por lo tanto, obtendremos una imagen en la que puede aparecer esta estructura en su ubicación correcta y puede aparecer adicionalmente en otros puntos de la imagen, debido a que los lóbulos de energía fuera del haz principal han contribuido a la formación de la imagen (Figura 21).

## 7. Artefactos de utilidad en la práctica clínica

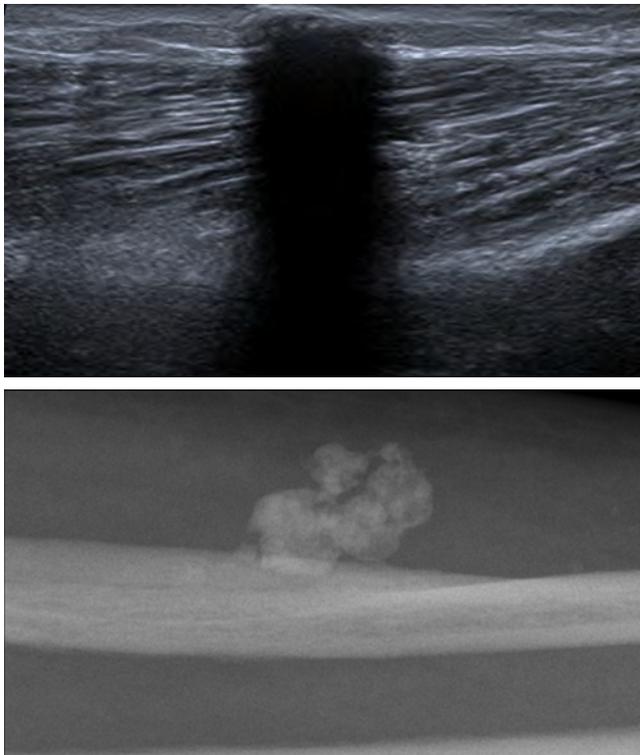
En un examen ecográfico de una región homogénea, siempre que estén correctamente ajustados los controles de potencia acústica y ganancia, se obtiene una imagen uniforme con un nivel de gris homogéneo. Sin embargo, variaciones locales de los tejidos cambian la atenuación y se pueden producir sombras acústicas o realces acústicos en las regiones próximas a estos tejidos (Figura 22). Estos artefactos generados pueden proporcionar información útil a la hora de realizar un diagnóstico clínico.

Una estructura que tenga una atenuación mayor que el tejido que la rodea, producirá una pérdida de intensidad del haz superior a la que produce el tejido circundante, por lo tanto, debajo de la estructura aparecerá una sombra acústica diferenciable. Calcificaciones, objetos metálicos o masas sólidas son más atenuantes que los tejidos que las rodean y se suelen producir ecos débiles por debajo de estas estructuras (Figura 23).

En el caso contrario, al examinar una región que contiene una estructura de menor atenuación, se observará debajo de la misma unos ecos más brillantes que los tejidos que rodean la estructura (Figura 24). Quistes y estructuras com-



**Figura 22.** Sombras acústicas y realces acústicos producidos al atravesar el haz de Ultrasonidos estructuras de atenuación muy distinta al medio que las rodea.



**Figura 23.** En la parte superior, imagen ecográfica de una lesión calcificada que produce una sombra acústica. El volumen del resto de la lesión y los tejidos en la trayectoria del haz hasta el hueso, no se pueden visualizar ya que lo impide el artefacto de la sombra. En la parte inferior, imagen radiográfica de la misma lesión (cortesía de Javier Salceda Artola).



**Figura 24.** Imagen en la que se muestra realce acústico por un quiste renal (cortesía de Javier Salceda Artola).

puestas por líquido son normalmente menos atenuantes que los tejidos que las rodean y se suelen producir ecos fuertes por debajo de estas estructuras.

En la práctica clínica, cuando se está tratando de evaluar la composición de ciertas estructuras, puede ser de utilidad observar los artefactos producidos (sombra o realce) para determinar la naturaleza de las estructuras estudiadas.

## 8. Artefactos debidos a variaciones en la velocidad

La formación de las imágenes ecográficas está basada en la suposición de que los US se propagan en los tejidos a 1540 m/s. Cuando el haz atraviesa áreas de velocidad acústica distinta, se pueden producir artefactos. Estos artefactos dependen de la velocidad de propagación real comparada con la velocidad de calibración del ecógrafo (1540 m/s).

Si el haz de Ultrasonidos atraviesa una región en la cual la velocidad de propagación del sonido es superior a 1540 m/s, el tiempo de desplazamiento del eco será inferior al tiempo que tardaría si el objeto reflejado estuviera situado a la misma profundidad en un medio en el que la velocidad del tejido fuera la de calibración. En este caso, en la imagen formada el objeto aparecerá a una distancia de la superficie del transductor menor que la distancia real. Sin embargo, en un tejido con velocidad de propagación inferior, el tiempo que está



**Figura 25.** Formación de imagen de un medio en el que la velocidad de propagación corresponde a 1540 m/s, 1200 m/s y 1800 m/s.

viajando el eco es mayor, por lo que el objeto será representado a una profundidad superior a la real (Figura 25).

De esta forma, si en el camino recorrido por el haz de Ultrasonidos encuentra una estructura de distinta velocidad de propagación que cubre parcialmente un objeto que se quiere examinar, puede aparecer un desplazamiento en la interfase del objeto, acercándose o alejándose del transductor en función de la velocidad de propagación de la estructura que atraviesa (Figura 26).

Las medidas de las distancias, las áreas y los volúmenes, en el diagnóstico mediante Ultrasonidos, son muy importantes. Si las estructuras que estamos examinando son pequeñas, hace falta una diferencia grande en la velocidad para observar un error significativo, sin embargo, si estamos examinando estructuras grandes, pequeñas variaciones en la velocidad pueden inducir errores grandes en las dimensiones calculadas por el ecógrafo.



**Figura 26.** Imagen formada en el caso de un haz de Ultrasonidos que atraviesa estructuras con distintas velocidades de propagación, que cubren parcialmente objetos que son representados en la imagen.

## 9. Bibliografía

- [1] FISH P. (1990). *"Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound"*. Wiley. New York (USA)
- [2] HEDRICK R., HYKES D.L., STARCHMAN D.E. (2005). *"Ultrasound Physics and Instrumentation"*. Elsevier Mosby. (USA).
- [3] ZAGZEBSKI J.A. (1996). *"Essentials of Ultrasound Physics"*. Mosby, Inc. Missouri (USA).



**Tema 6:**  
Técnicas especiales  
en ecografía

**Ana Paula Millán Armengol**

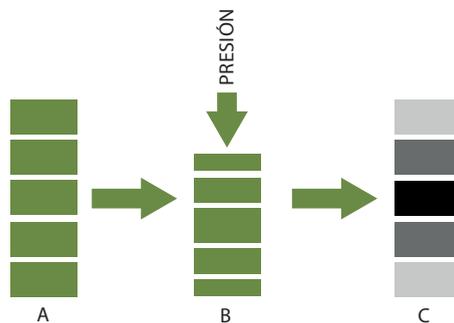


## Técnicas especiales en ecografía

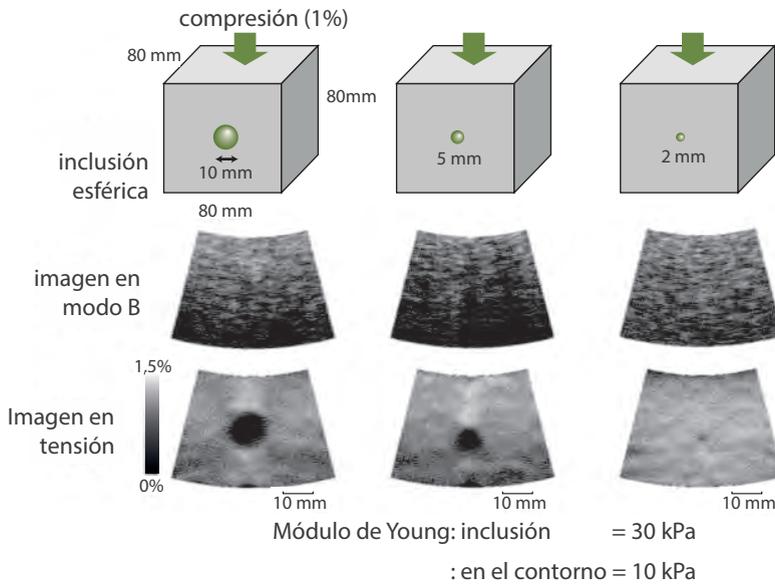
Ana Paula Millán Armengol  
Técnicas Radiofísicas S.L.  
UTPR Contecsan S.L.  
a.millan@trf.es

### 1. Elastografía

La elastografía es la técnica de representación de las propiedades elásticas de los tejidos y consiste en la visualización de un mapa cuantitativo de la elasticidad de los tejidos que se están explorando. A través de la elastografía se pretende complementar la información obtenida mediante la palpación manual de nódulos, representando el cambio observado en la forma y el volumen de los tejidos al aplicar una fuerza sobre la superficie de exploración. La elasticidad es una medida de la permanencia del tejido en su forma original tras la aplicación de una fuerza (Figura 1).



**Figura 1.** Representación de permanencia del tejido en su forma original tras la aplicación de una fuerza. En la columna A, se observan elementos de tejido que mediante una ecografía en modo B se representarían con un nivel de gris similar. En la columna B, tras ejercer una presión sobre los tejidos, se observa que hay elementos que sufren una deformación mayor que otros, debido a que son más elásticos. En la columna C, observamos que la elasticidad de los tejidos se traduce en distintos niveles de gris, de forma que se representa en color gris claro los tejidos más elásticos o que han sufrido una mayor deformación y en negro los tejidos menos elásticos y que han sufrido menos deformación.

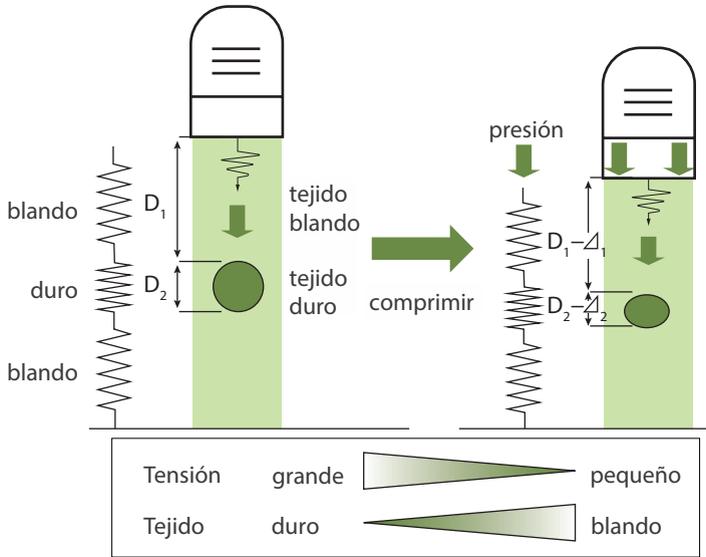


**Figura 2.** Imágenes de tres maniqués que incluyen esferas de distintos tamaños y diferentes propiedades elásticas que el material circundante. El módulo de Young de las esferas es 30 kPa y el módulo de Young del material circundante 10 kPa. En las imágenes en modo B se aprecia una imagen uniforme, y en las imágenes de tensión se visualizan las esferas.

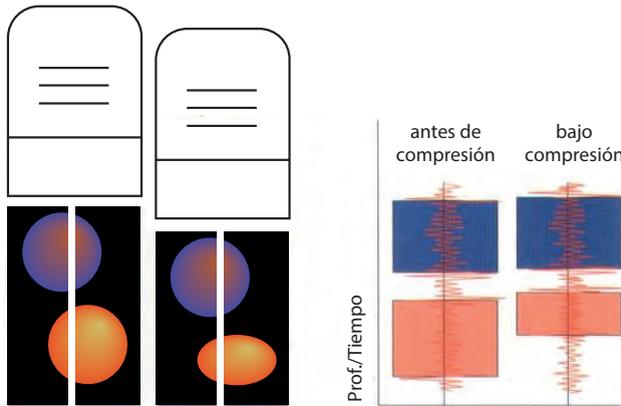
Como es bien sabido, la fuerza por unidad de superficie, define la magnitud presión (“*pressure*”, “*stress*”), en este caso, sobre un tejido, y el desplazamiento relativo del tejido cuando es sometido a esa presión se le denomina tensión (“*strain*”). La cantidad de presión requerida para producir un desplazamiento determinado depende de las características tisulares del tejido. Si la tensión obtenida es proporcional a la presión aplicada, el tejido presenta un comportamiento elástico y se rige por la constante de proporcionalidad denominada módulo elástico del material o módulo de Young (Figura 2).

Las imágenes de tensión obtenidas, o elastogramas, representan el desplazamiento relativo entre los tejidos antes y después de la compresión, medido mediante Ultrasonidos (US). Cuanto más elástico es un tejido, mayor es el desplazamiento. La señal de Ultrasonidos reflejada en los tejidos se adquiere antes y después de ejercer la presión. Mediante la comparación de las dos señales se obtiene el desfase de tiempo existente entre las señales reflejadas y se calcula el desplazamiento que se ha producido en los tejidos (Figuras 3 y 4).

La imagen de las propiedades elásticas del tejido se puede representar superpuesta sobre la imagen ecográfica modo B aplicando una codificación de



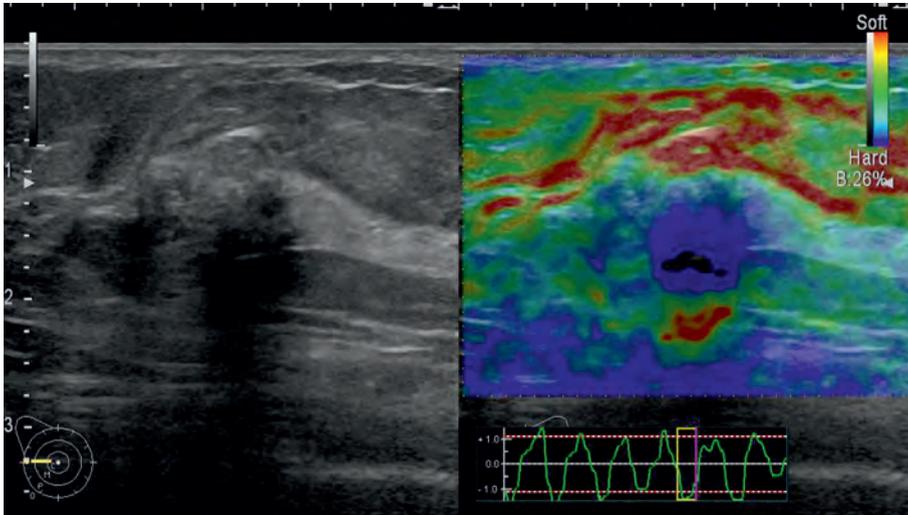
**Figura 3.** Representación de la diferencia de desplazamiento de dos tipos de tejidos con diferentes propiedades elásticas.



**Figura 4.** Representación de la diferencia de desplazamiento de dos tipos de tejidos con diferentes propiedades elásticas.

colores, o en escala de grises adyacente a la imagen ecográfica obtenida en modo B.

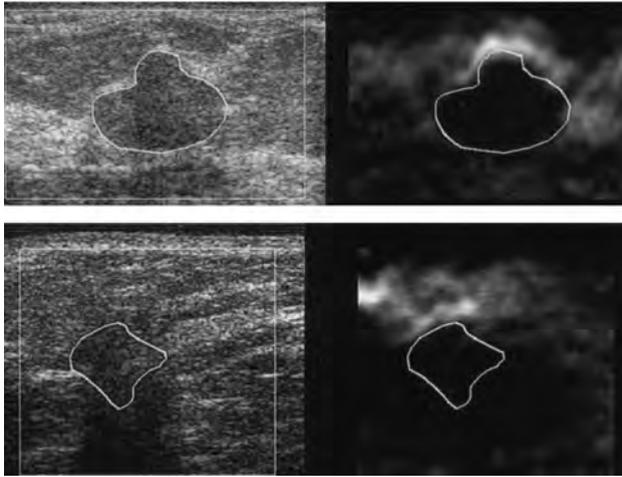
El método de representación de superposición de imágenes y codificación de colores nos permite observar la correspondencia anatómica entre la imagen de elasticidad y la imagen obtenida en modo B (Figura 5).



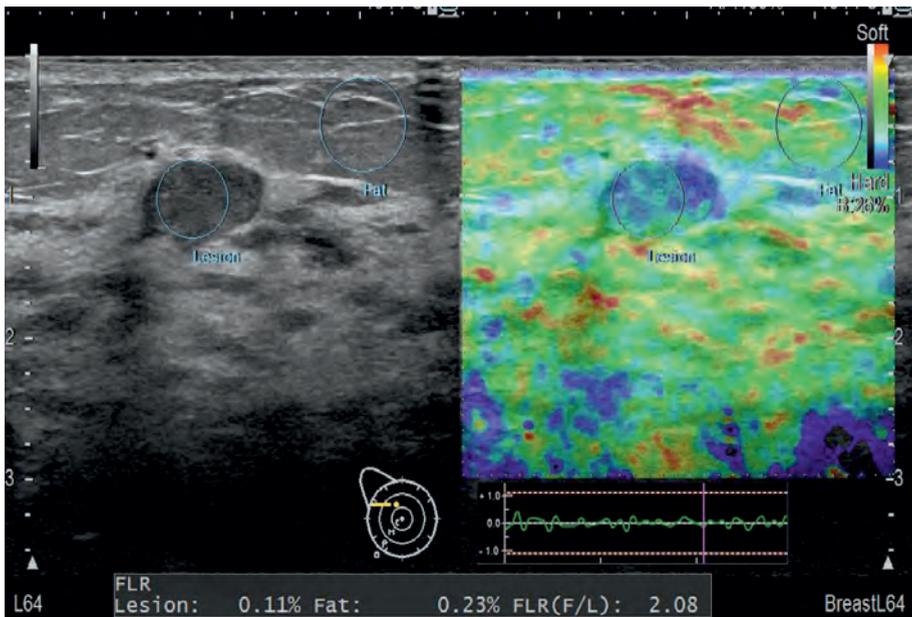
**Figura 5.** Codificación de colores en función de las propiedades elásticas del tejido. El color rojo indica que el tejido es blando y el color azul que el tejido es duro (cortesía de Hitachi Medical Systems).

En el método de representación de imágenes adyacentes mediante escala de grises, las imágenes más brillantes representan tejidos más elásticos y las imágenes más oscuras representan tejidos más duros. Las dos imágenes (modo B y elastograma) se muestran de forma independiente (no superpuestas, pero se visualizan de forma simultánea en el monitor del ecógrafo) y nos permite comparar el tamaño de las lesiones que estamos explorando en los dos modos de obtención de imágenes (modo B y elastografía), ya que las diferencias de tamaño obtenidas pueden implicar diferenciación de tejido. Por ejemplo, los fibroadenomas y los quistes pueden presentar el mismo tamaño en las dos imágenes, mientras que los carcinomas ductales invasivos pueden aparecer de dos a tres veces más grandes en la imagen de elastografía que la obtenida en modo B (Figura 6).

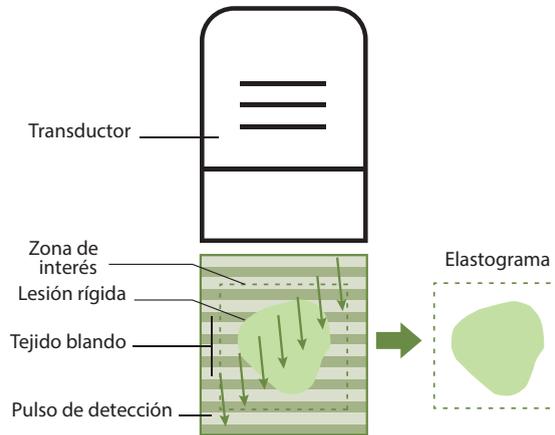
Las imágenes de elastografía aportan el valor del cociente de la elasticidad del tejido que estamos evaluando con respecto al valor del tejido circundante, lo cual permite realizar una evaluación objetiva de la elasticidad de la lesión con respecto a los tejidos normales que la rodean y nos conduce a una mejor caracterización del tejido (Figura 7). Los elastogramas proporcionan información cualitativa de la elasticidad de los tejidos de un modo más sensible y menos subjetivo que la palpación manual. La adquisición de estas imágenes mediante un formato digital permite compararlas con otras modalidades de imagen, almacenarlas en un formato digital y compararlas con imágenes obtenidas posteriormente.



**Figura 6.** Imágenes de la parte superior: comparación de la imagen en modo B e imagen elastográfica de un fibroadenoma. Se observa que el tamaño de la lesión en ambos modos es similar. Imágenes de la parte inferior: comparación de la imagen en modo B e imagen elastográfica de un carcinoma ductal invasivo. Se observa que el tamaño de la lesión en el modo de elastografía es superior.



**Figura 7.** Elastograma en el que se muestra información del cociente de la elasticidad del tejido que estamos evaluando (lesión) con respecto al valor de una zona de tejido compuesta por grasa (cortesía de Hitachi Medical Systems).



**Figura 8.** Obtención del elastograma mediante presión manual ejercida por el operador.

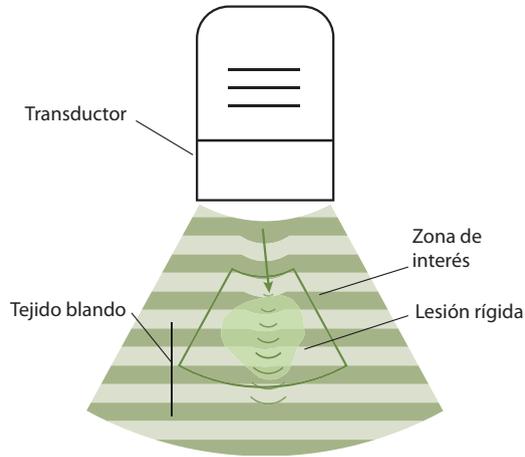
Los primeros equipos en trabajar con elastografía se desarrollaron en los años 90. A lo largo de estos años se han ido incorporando nuevos algoritmos para la formación de las imágenes elastográficas y cuantificación de las propiedades elásticas que aportan información para el diagnóstico.

### 1.1. Método de elastografía usando compresión

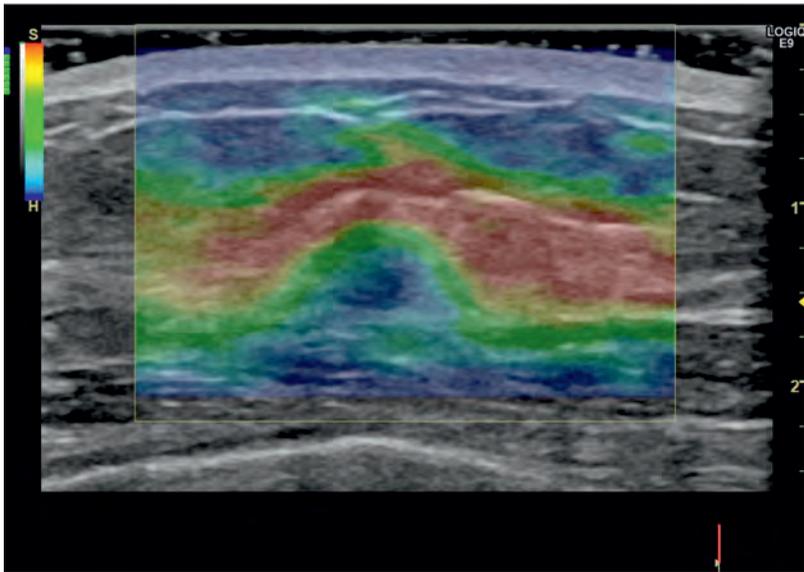
El método de imágenes elastográficas mediante compresión consiste en realizar presión manual mediante la sonda ecográfica o aprovechar los movimientos intrínsecos a la respiración del paciente y a los movimientos vasculares para la obtención de la información relativa a la elasticidad de los tejidos (Figura 8). Esta técnica se aplica en exploraciones de distintas patologías como la mama, el tiroides y exploraciones abdominales.

### 1.2. Método de elastografía usando fuerza de radiación acústica

El método de obtención de imágenes elastográficas utilizando impulsos de fuerza de radiación acústica, utiliza ondas de Ultrasonidos para efectuar la presión en los tejidos y estudiar las propiedades elásticas. En lugar de la presión mecánica ejercida por el operador en la superficie de los tejidos, se utilizan haces de Ultrasonidos tanto para comprimir el tejido como para estudiar su comportamiento elástico. Los US generan el desplazamiento de los tejidos en una región seleccionada por el usuario. En lugar de actuar desde la superficie del paciente sin posibilidad de controlar la presión ejercida en los tejidos más profundos, se actúa directamente en la región que se está examinado, maximizando así el efecto de desplazamiento (Figuras 9 y 10).



**Figura 9.** Obtención del elastograma mediante fuerza de radiación acústica en un área de interés. Los pulsos de Ultrasonidos que producen el desplazamiento están representados por ondas naranjas. Y los utilizados para la detección del desplazamiento de los tejidos están representados por flechas verdes.



**Figura 10.** Elastograma obtenido mediante fuerza de radiación acústica (cortesía de GE Healthcare).

Inicialmente el ecógrafo emite un pulso convencional de Ultrasonidos a modo de referencia a lo largo de una línea dentro de la zona de interés definida por el usuario. Posteriormente, se envía un pulso focalizado y mientras

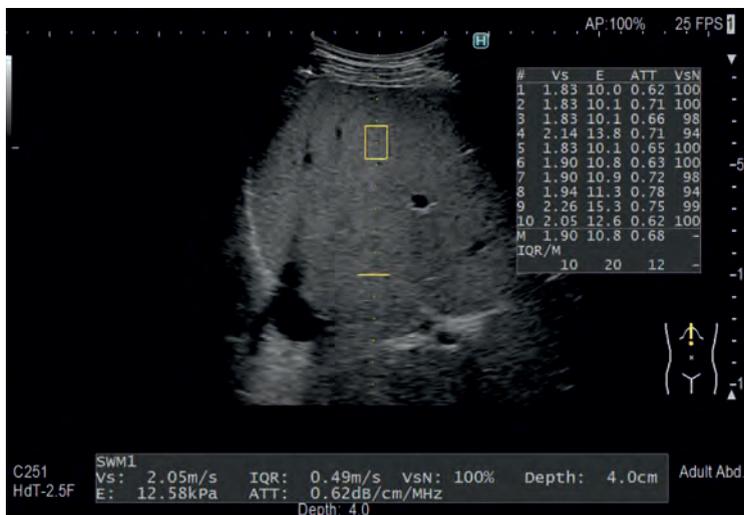
este pulso se desplaza a través de la zona de interés, los tejidos experimentan un desplazamiento debido a la fuerza mecánica producida por el pulso. Dependiendo de las propiedades elásticas del tejido estos se desplazan desde 1 hasta 20 micras, distancias que pueden ser detectadas por el ecógrafo al emitir de nuevo un pulso convencional para determinar el desfase de tiempo existente entre las señales reflejadas y calcular el desplazamiento que se ha producido en los tejidos. Este proceso se repite para distintas trayectorias axiales en la región de interés.

Las imágenes representan el desplazamiento relativo medido entre los tejidos antes y después de la compresión mediante Ultrasonidos.

La posibilidad de controlar la aplicación de la fuerza de radiación resulta en una mejora de los elastogramas y en una mejor definición de las diferentes áreas de las lesiones que se están examinando, ayudando a realizar biopsias más precisas seleccionando los tejidos de mayor rigidez para la toma de muestras.

### 1.3. Método de elastografía usando la velocidad de las ondas de cizalladura

En el método de la velocidad de las ondas de cizalladura (*"shear waves"*) se utiliza la información proporcionada por la velocidad de las ondas generadas tras la aplicación del pulso de Ultrasonidos focalizado que produce el

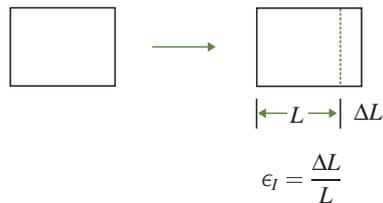


**Figura 11.** Exploración del hígado en el que se determina la velocidad de la onda de cizalladura en la zona de interés seleccionada por el operador. Se han realizado 10 medidas en 10 puntos distintos (cortesía de Hitachi Medical Systems).

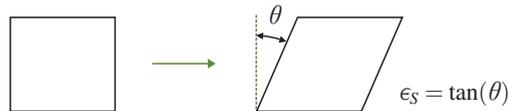
desplazamiento en los tejidos en la zona de interés seleccionada por el usuario (Figura 11).

Sobre un diferencial de volumen de tejido pueden existir dos tipos de tensiones, la tensión longitudinal que se genera cuando el tejido se comprime o se estira, y la tensión de cizalladura, que se produce cuando hay torsión o flexión (Figura 12). Cuando se ejerce presión sobre un tejido se producen ambas tensiones, sin embargo, en los medios líquidos no se produce tensión de cizalladura.

(A) Tensión longitudinal



(B) Tensión de cizalladura



**Figura 12.** Tensión longitudinal y de cizalladura.

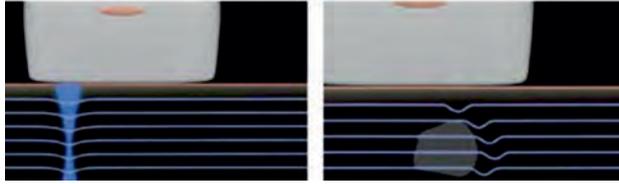
En un tejido homogéneo e isotrópico al aplicar un pulso de Ultrasonidos se generan ondas de compresión longitudinales y ondas de cizalladura que son perpendiculares a la dirección de propagación del pulso que ha producido la compresión.

En materiales elásticos, la velocidad  $v$  a la que se propagan las ondas transversales de cizalladura depende de las características físicas de ese medio:

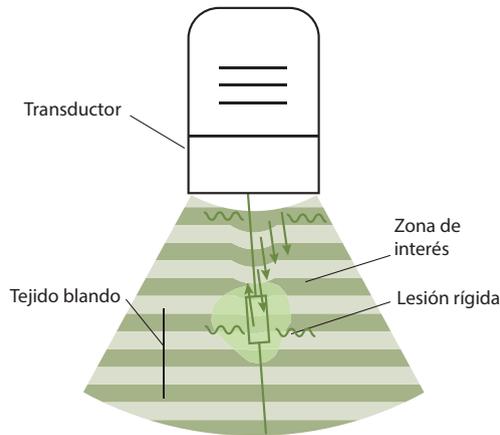
$$v = (G/\rho)^{1/2}$$

donde  $G$  ( $\text{kg}/(\text{m} \cdot \text{s}^2)$ ) o  $G$  (Pa), es el módulo de cizalladura (“*shear modulus*”) o módulo de elasticidad transversal y  $\rho$  ( $\text{kg}/\text{m}^3$ ) es la densidad.

La relación entre el módulo de cizalladura y la velocidad de propagación (a mayor módulo de cizalladura del material, mayor velocidad) permite que la determinación de la velocidad de las ondas de cizalladura pueda proporcionar información sobre las propiedades elásticas del tejido. Las ondas de ci-



**Figura 13.** Representación de ondas de cizalladura generadas por el haz de Ultrasonidos. La velocidad de las ondas se incrementa al atravesar tejidos más duros, como pueden ser las lesiones tumorales.



**Figura 14.** Obtención de la velocidad de las ondas de cizalladura. Los pulsos de Ultrasonidos que producen la compresión están representados por ondas naranjas, las ondas de cizalladura generadas en azul, y los US utilizados para la detección del desplazamiento de los tejidos están representados por flechas verdes.

zalladura se propagan a una velocidad de 1 a 10 m/s, velocidades que están en el rango de detección de los haces de Ultrasonidos emitidos por el ecógrafo.

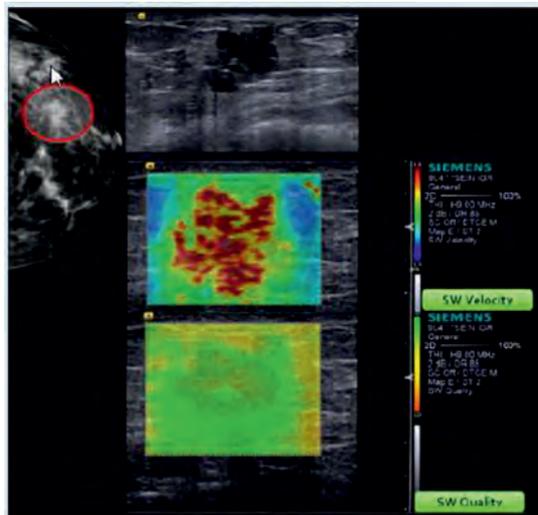
Las ondas de cizalladura tienen un coeficiente de atenuación significativamente superior al de las ondas longitudinales, por lo que se atenúan rápidamente. Determinando la llegada del frente de ondas de cizalladura a distintas localizaciones y relacionando esas localizaciones con el tiempo de desplazamiento, se puede estimar la velocidad de propagación de las ondas de cizalladura en el interior de la zona de interés (Figuras 13 y 14). Los elastogramas aportan sensibilidad al diagnóstico y la determinación de la velocidad de cizalladura, especificidad.

Esta técnica se utiliza fundamentalmente en la caracterización de las lesiones tumorales en mama, tiroides e hígado (Figura 15). Esta técnica tiene una importante aplicación en la detección y estimación del grado de fibrosis hepática en pacientes con hepatopatía crónica.

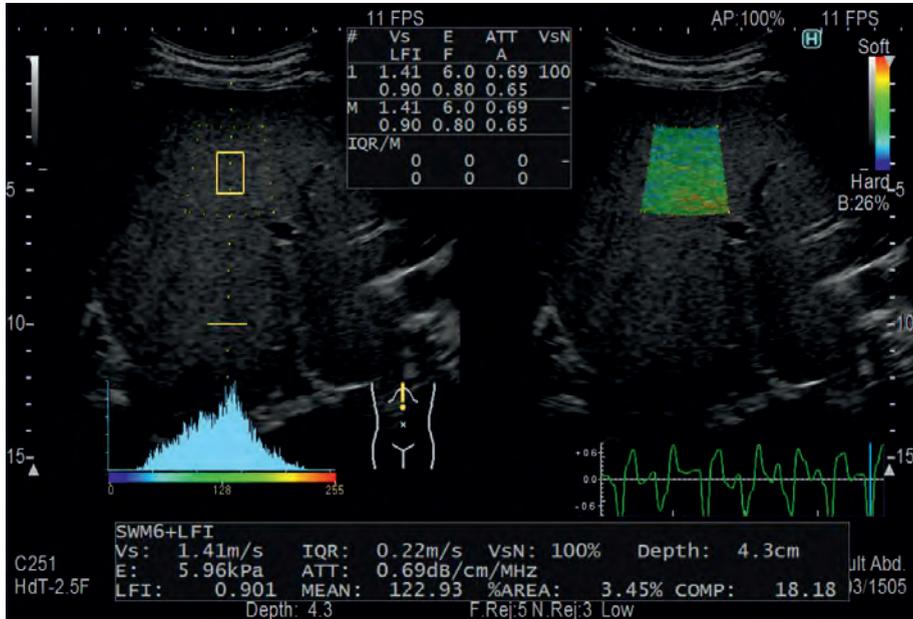


**Figura 15.** Exploración del hígado con hepatocarcinoma en la que se muestra la velocidad de cizalladura determinada por el ecógrafo.

Una evolución de este método de elastografía sobre la cuantificación de la velocidad de las ondas de cizalladura, es la representación del mapa de velocidades de las ondas de cizalladura sobre la imagen ecográfica en modo B aplicando una codificación de colores (Figuras 16 y 17) y permitiendo adicionalmente la medida puntual de las velocidades en los puntos de estudio de



**Figura 16.** Exploración de mama en la que se muestra un carcinoma intraductal. Se visualiza la imagen en modo B, el mapa de velocidades de ondas de cizalladura y un mapa que evalúa la calidad del cálculo de la velocidad en los distintos puntos de la zona que se está visualizando.



**Figura 17.** Imagen de hígado en la que se muestra la cuantificación puntual de la velocidad de cizalladura para la determinación del índice de fibrosis y el mapa de velocidades con codificación de color (cortesía de Hitachi Medical Systems).

especial interés. Las zonas en las que no existen ondas de cizalladura se representan directamente en color negro sin asignar ningún color de la codificación. Estos modos de visualización suelen incorporar herramientas indicadoras de la bondad de las medidas de velocidad que están siendo calculadas por los ecógrafos.

El operador define una zona de interés en la que quiere visualizar el mapa de velocidades de cizalladura. La imagen se forma mediante la emisión de secuencias de pulsos en distintas líneas de propagación haciendo un barrido en la zona de interés. En cada línea de propagación, el transductor aplica la excitación mediante pulsos de Ultrasonidos que producen las ondas de cizalladura, y posteriormente emite secuencias de pulsos para detectar las velocidades de las ondas generadas en los distintos puntos del eje de propagación del haz. Este proceso se repite en las distintas líneas de propagación de la zona de interés.

## 2. Agentes de contraste

### 2.1. Características de los agentes de contraste formados por microburbujas

A finales de los años 90 se pusieron en marcha nuevas técnicas en ecografía basadas en la utilización de agentes de contraste. El objetivo original era el desarrollar agentes de contraste que pasaran a través de los pulmones, haciendo posible las imágenes de contraste del sistema vascular completo después de su inyección intravenosa.

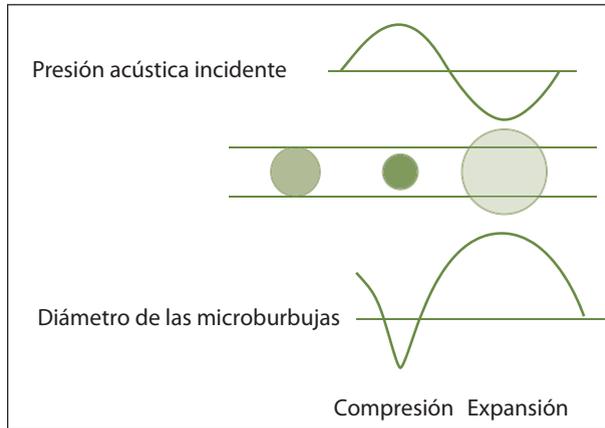
Con la introducción de los agentes de contraste en ecografía, la imagen original en modo B de las estructuras anatómicas se extendió a la imagen del riego sanguíneo, vasos sanguíneos y perfusión en órganos, y posteriormente a la imagen de estructura molecular (imagen molecular).

El propósito de estos agentes de contraste es introducir un cambio en las propiedades acústicas de los tejidos que haga mejorar la calidad de la imagen obtenida y obtener información funcional y fisiológica de los tejidos visualizados en estudios del hígado, corazón, cerebro, páncreas, tracto intestinal, estudios de macrovascularización y estudios de microvascularización. En algunos casos, las tecnologías Doppler tienen limitaciones en ese aspecto, ya que funcionan correctamente con tasas y volúmenes de flujo bastante elevados, pero las imágenes de flujo capilar de pequeños volúmenes y muy lenta velocidad, especialmente en tumores con vascularización compleja, no es posible obtenerlas con tecnología Doppler. Sin embargo, mediante el estudio de la microvascularización en los tejidos con los agentes de contraste, se facilita la localización y extensión del tumor y se puede usar para mejorar la caracterización de las lesiones, especialmente en hígado y mama.

El principio de los agentes de contraste es la creación de muchas pequeñas interfases con alta ecogenicidad. Esto se puede alcanzar mediante la utilización de microburbujas gaseosas, ya que son acústicamente activas en el rango de la frecuencia utilizada en diagnóstico mediante Ultrasonidos.

Para incrementar la estabilidad de las microburbujas en la sangre se recubren con una cubierta que puede ser más dura o cubiertas de membranas más flexibles. El producto del interior de la microburbujas puede tener alto contenido en aire (productos de primera generación) u otro tipo de gases de baja solubilidad (productos de segunda generación), que producen contraste por más largo tiempo.

Las microburbujas por lo general tienen un diámetro de 1 a 10  $\mu\text{m}$ , lo que las hace cercanas al tamaño de un glóbulo rojo y permanecen confinadas en el



**Figura 18.** Oscilación de las microburbujas al someterse a un campo ultrasónico. Dependencia del diámetro con la presión. La variación del diámetro de las microburbujas cuando la potencia acústica aumenta, es asimétrica y no es una función lineal de la variación de la presión.

sistema vascular. Esto facilita la evaluación de la perfusión en los tejidos, ya que la distribución del agente de contraste puede ser considerada equivalente a la distribución de la sangre.

Cuando una microburbuja es sometida a un haz de Ultrasonidos, la burbuja comienza a oscilar y dispersa energía acústica. Cuanto mayor es el tamaño de las microburbujas, mayor dispersión producen. A bajos niveles de potencia acústica, las microburbujas oscilan de forma sincronizada a la frecuencia de la onda de Ultrasonidos. Conforme la intensidad acústica aplicada al haz aumenta, la microburbuja comienza una expansión y contracción no sincronizada con la variación de la presión acústica del medio (Figura 18).

Este comportamiento no lineal genera la creación de armónicos que son emitidos en todas las direcciones y que son de mayor intensidad que los armónicos producidos por la propagación no lineal del sonido a través del tejido. Conforme aumenta la potencia acústica, puede llegar el momento en el que se produzca la ruptura de las microburbujas y el gas liberado se difunda rápidamente en el tejido. En ese momento, la generación de armónicos es muy grande. La potencia acústica a la que se produce la ruptura de las microburbujas varía de un agente de contraste a otro.

Actualmente en el campo de los agentes de contraste hay distintas líneas de investigación, como son la imagen molecular, el apoyo para la recepción o captación celular de medicamentos (*"cellular uptake of drugs"*) y el transporte de medicamentos.

La incorporación de fármacos a nivel celular se amplifica bajo los efectos de un campo ultrasónico y especialmente si hay agentes de contraste presentes, ya que se crean porosidades en la membrana celular lo suficientemente grandes para que penetren los medicamentos en la célula.

Adicionalmente, los mismos agentes de contraste se pueden utilizar para que las microburbujas transporten los fármacos y que los liberen a nivel local, en la localización deseada aumentando la potencia del campo ultrasónico y produciendo la ruptura de la cubierta de las microburbujas. Los US además de liberar los fármacos, permiten la penetración dentro del tejido.

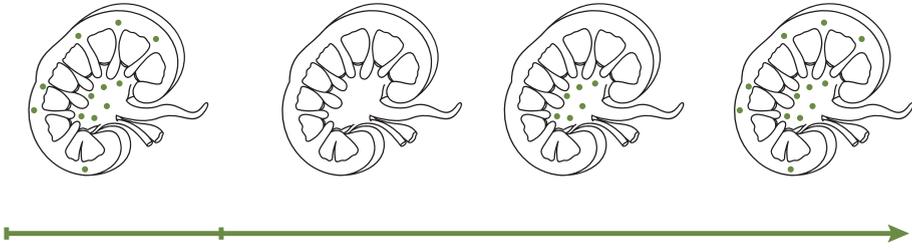
## 2.2. Técnicas de formación de imagen mediante agentes de contraste

Desde el inicio del uso de los agentes de contraste se han desarrollado distintas técnicas de formación de imagen para aprovechar el potencial de los agentes de contraste en distintas facetas.

Mediante los agentes de contraste de primera generación (*Levovist*) se obtenía la información funcional una vez realizada la ruptura de las microburbujas, por tanto era una imagen instantánea. Mientras que con los agentes de contraste de segunda generación (*SonoVue*, *Optison*, *Definity*, *Imagent*, *Sonazoid*), la información para la formación de la imagen se obtiene por la vibración no lineal de las burbujas, por lo que la duración del contraste es mayor (del orden de varios minutos) y se puede estudiar una secuencia completa sin interrupciones. Por ejemplo, en el caso de las lesiones hepáticas, se puede estudiar su comportamiento durante las fases arterial, portal y tardía y de esa manera caracterizarlas.

En las técnicas actuales de formación de imágenes mediante contraste se emplean generalmente agentes de contraste de segunda generación y los equipos necesitan disponer de un modo de trabajo específico que utiliza una potencia acústica menor que la utilizada para estudios convencionales y trabajar en los rangos de índices mecánicos adecuados para obtener la respuesta deseada del contraste.

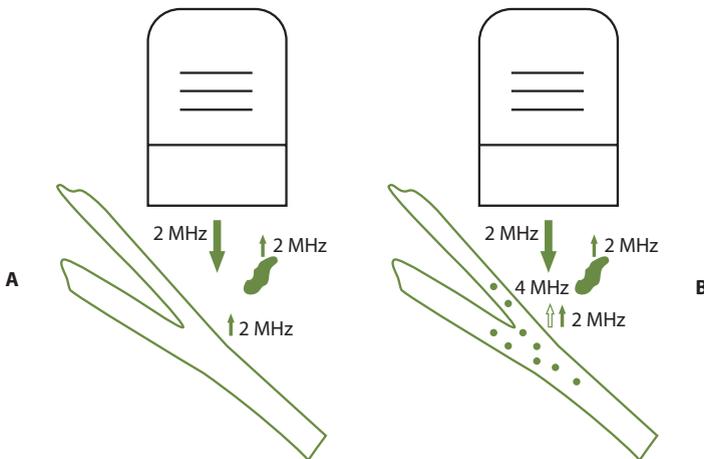
En la *técnica de reperfusión*, se aplica una potencia acústica alta para romper las microburbujas y se realiza posteriormente la adquisición de imágenes a baja potencia acústica para estudiar como varía la concentración del agente de contraste con el tiempo. Estas curvas de destrucción y reposición se analizan para extraer los parámetros de la dinámica de contraste que corresponden a características fisiológicas (Figura 19).



**Figura 19.** A la izquierda, imagen inicial de órgano con agente de contraste al que se aplica Ultrasonidos de alta potencia para destruir las microburbujas. A la derecha, imágenes adquiridas después de la destrucción inicial de las microburbujas en las que se podrá apreciar la reposición del agente de contraste que será indicativo del flujo de sangre.

La *técnica de formación de imagen mediante armónicos* consiste en aislar los ecos recibidos generados por la componente de la frecuencia del segundo armónico y utilizarla para realizar la reconstrucción de la imagen.

En la adquisición convencional de imágenes, las señales generadas tanto en tejido como en vasos sanguíneos se procesan a la frecuencia transmitida. Las microburbujas producen dispersión de armónicos (dos veces la frecuencia transmitida) y en el procesamiento de las señales, los ecos procedentes de los tejidos (frecuencia transmitida) son suprimidos y únicamente son procesados los ecos procedentes de las zonas con agentes de contraste, esto es, las de los armónicos dispersados (Figura 20). En esta técnica la imagen modo B a



**Figura 20.** Formación de imagen mediante utilización de señales de segundo armónico. En la imagen A, formación de la imagen convencional con las señales que provienen de los tejidos a 2 MHz. En la imagen B, producción de armónicos dispersados por el agente de contraste a 4 MHz.

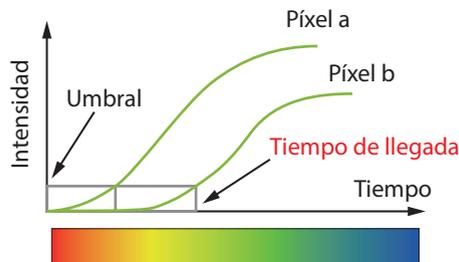


**Figura 21.** Imagen del hígado obtenida utilizando agente de contraste y armónicos (cortesía de GE Healthcare).

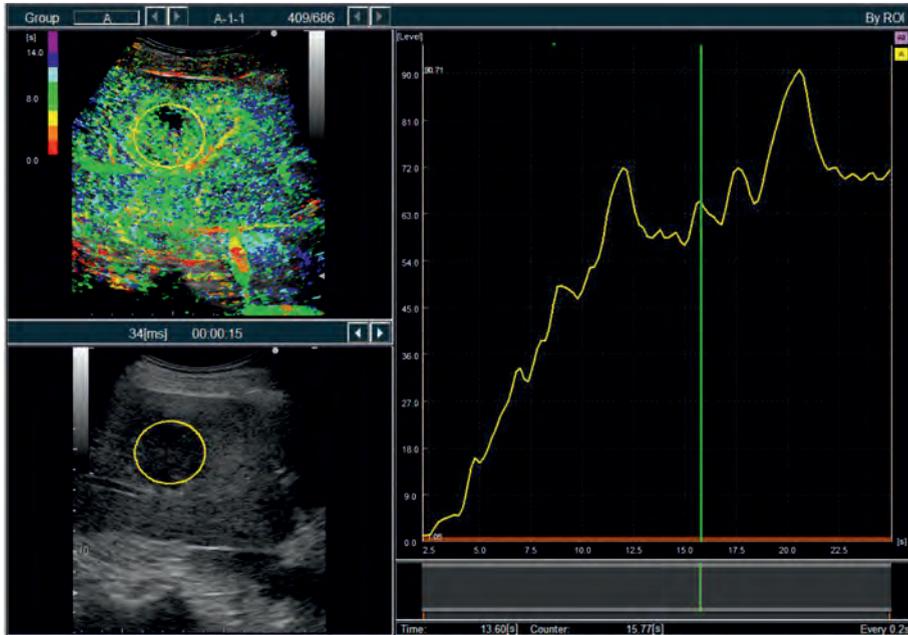
tiempo a real y la imagen de armónicos se muestran de forma simultánea en el monitor del ecógrafo (Figura 21).

La *técnica de inversión de pulso* detecta la componente armónica de la dispersión producida por las microburbujas mediante la generación de pulsos de ondas consecutivos desfasados 180°. Mediante esta técnica, si no utilizáramos agentes de contraste y tanto el movimiento de los tejidos como la generación de armónicos debido a la propagación del sonido en el tejido fueran despreciables, la señal obtenida sería cero. Sin embargo, mediante la utilización de agentes de contraste, cuando las microburbujas generan armónicos, obtenemos una señal que nos puede hacer visualizar las perfusiones de los órganos y el flujo en pequeños vasos sanguíneos profundos. Inicialmente, se toma una imagen a la frecuencia convencional y las señales de inversión de pulso se superponen codificadas en color.

La *técnica de imagen paramétrica en función del tiempo de llegada* representa en codificación de colores el tiempo que tardan las microburbujas en llegar a los distintos tejidos (Figura 22). Habitualmente se estudia la evolu-



**Figura 22.** Gráfica en codificación de colores del tiempo que tarda en llegar el agente de contraste.



**Figura 23.** Curva de la variación de la concentración de agente de contraste en función del tiempo (cortesía de Hitachi Medical Systems).

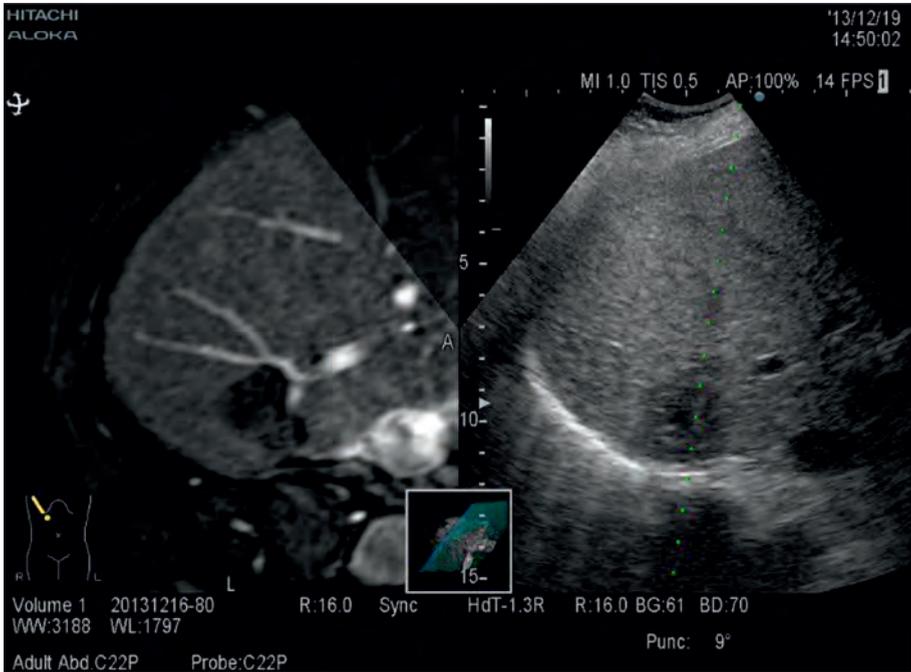
ción del contraste en distintas imágenes o en modo cine, sin embargo, con esta técnica se comprime la información temporal en una sola imagen.

La *técnica de Doppler a color combinada con agente de contraste* permite obtener imágenes de perfusión, visualizando en codificación de color la dirección de movimiento de las microburbujas que se desplazan a alta velocidad por venas y arterias, y en otro color, las microburbujas estacionarias o que se mueven ligeramente.

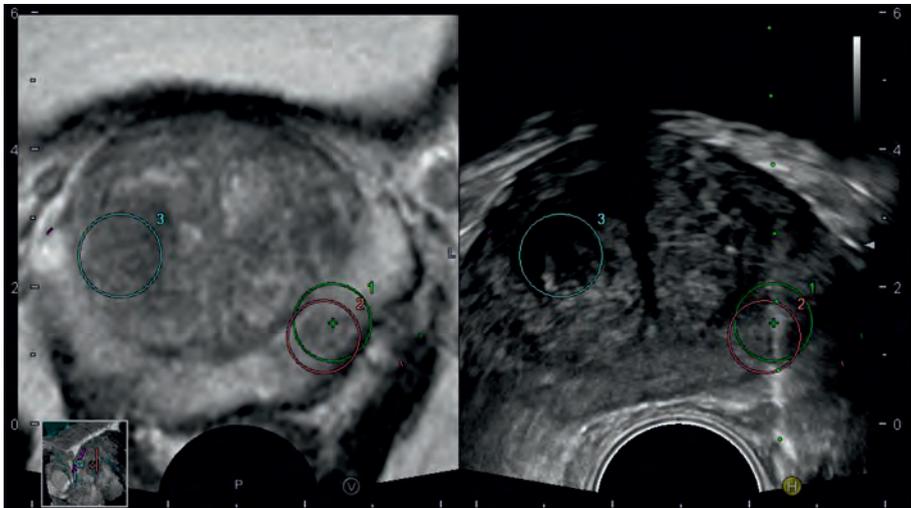
La *técnica de cuantificación de la intensidad en función del tiempo* realiza un análisis de la curva de la variación de la concentración de agente de contraste en función del tiempo en una zona de interés seleccionada por el usuario (Figura 23).

### 3. Fusión de imágenes y navegación

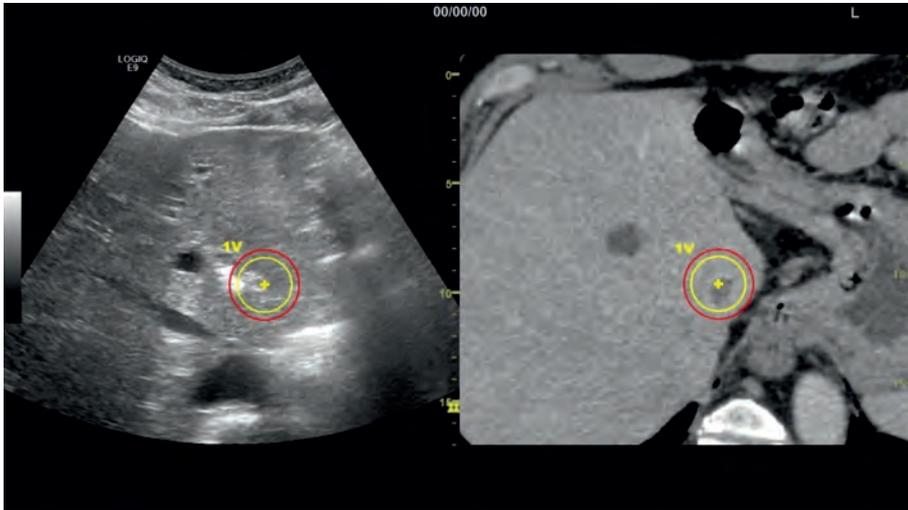
Los ecógrafos incorporan la tecnología de fusión de imágenes, en la cual se registran las imágenes de Ultrasonidos en tiempo real con imágenes de TC, RM, PET o de Ultrasonido (US) previamente adquiridas (Figuras 24, 25 y 26),



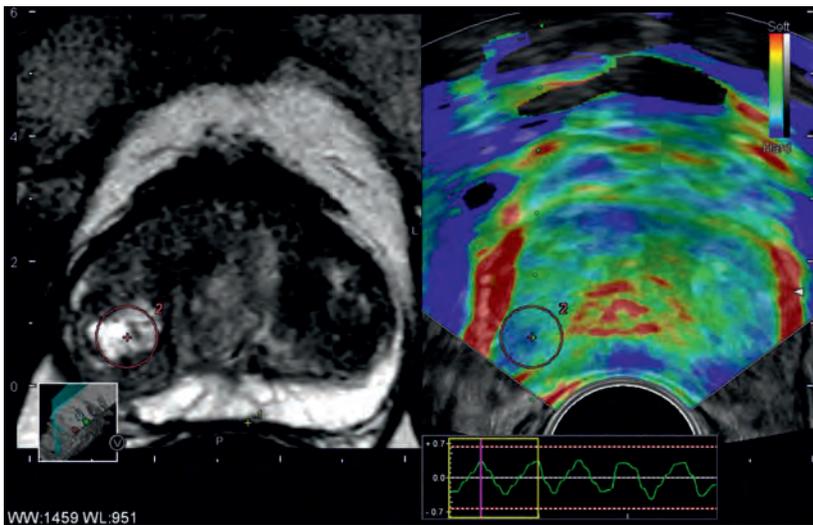
**Figura 24.** Fusión de imágenes de US y RM (cortesía de Hitachi Medical Systems).



**Figura 25.** Fusión de imágenes de US y RM (cortesía de Hitachi Medical Systems).



**Figura 26.** Fusión de imágenes de US y TC (cortesía de GE Healthcare).



**Figura 27.** Fusión de imágenes de RM y US con elastografía (cortesía de Hitachi Medical Systems).

permitiendo una comparación directa de las imágenes de distintas modalidades, aprovechando las fortalezas de cada modalidad de imagen.

Las imágenes de Ultrasonidos aportan visualización a tiempo real, mientras que la información de las otras modalidades es imagen estática, pero



**Figura 28.** Fusión de imágenes de US transesofágica 3D con RX (cortesía de Philips Health-Tech).

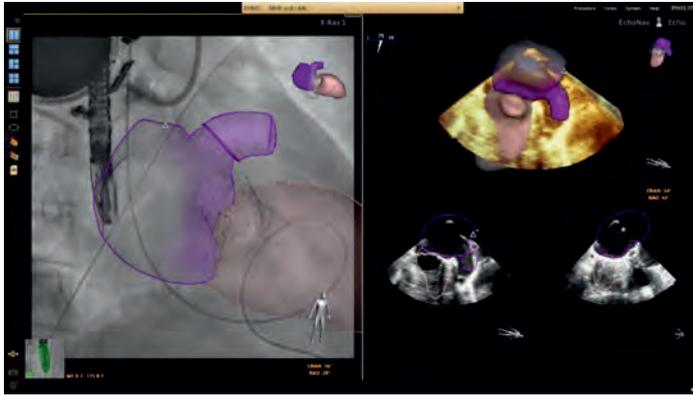
tienen una mejor resolución de contraste y permiten la visualización de estructuras óseas y de órganos que pueden contener gas.

La fusión de imágenes se puede usar durante todo el ciclo de la enfermedad, desde la detección hasta la guía de procedimientos y la evaluación de la respuesta al tratamiento. Las imágenes de Ultrasonidos fusionadas pueden incorporar técnicas especiales como imagen mediante contrastes, elastografía, imágenes 3D o imágenes Doppler (Figuras 27, 28, 29 y 30).

Para realizar el registro de las imágenes la técnica estándar es la localización de tres puntos anatómicos fácilmente identificables en las dos modalidades de imagen. Una vez correlacionadas las imágenes, existen distintos dispositivos para hacer que las imágenes se muevan de manera sincronizada con la imagen real de Ultrasonidos, de forma que cuando se mueva el transductor sobre el paciente, las imágenes del TC, RM, PET o US, se actualizarán al mismo tiempo, visualizándose las dos modalidades de imagen superpuestas, o de forma paralela.

Uno de los métodos para la sincronización de las imágenes a tiempo real es la utilización de un emisor electromagnético y de un sensor electromagnético acoplado al transductor (Figuras 31 y 32).

La fusión de imágenes puede utilizarse durante procedimientos intervencionistas, aportando información de las distintas modalidades y reduciendo



**Figura 29.** Fusión de imagen de US transesofágica 3D con RX utilizada en intervencionismo cardíaco (cortesía de Philips HealthTech).



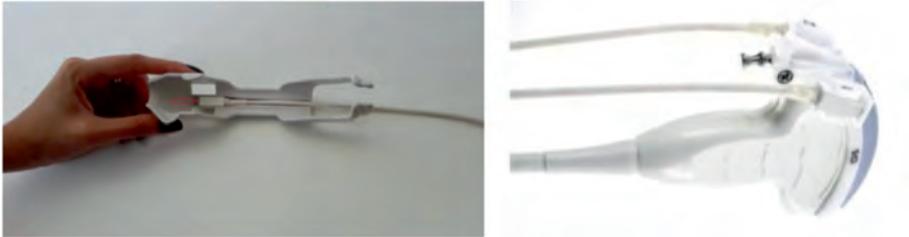
**Figura 30.** Fusión de imagen de hígado de US modo Doppler a color en energía con RM (cortesía de GE Healthcare).

los tiempos de los procedimientos. Adicionalmente, ciertos procedimientos pueden pasar a realizarse directamente guiados por Ultrasonidos con el apoyo de la imagen fusionada de otras modalidades, en vez de en equipos emisores de RX o en la RM, evitando la exposición adicional a radiaciones ionizantes y mejorando así, el costo-beneficio optimizando recursos sanitarios (Figura 33).

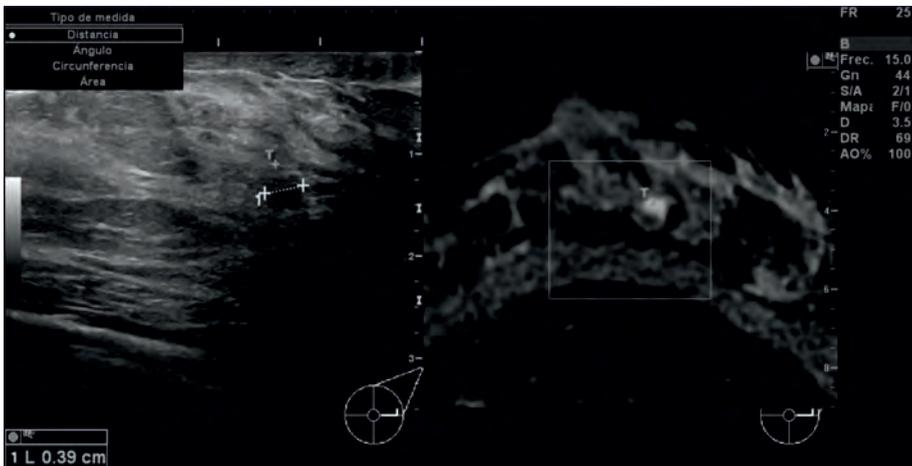
En el caso de la realización de biopsias se pueden utilizar sensores electromagnéticos acoplados directamente a las agujas para poder seguir el recorrido de la aguja a tiempo real, y visualizarla en la imagen de US donde se va a efectuar la punción, con el apoyo de la imagen de la otra modalidad donde se podrá visualizar la lesión. Existen herramientas en el software que indican al



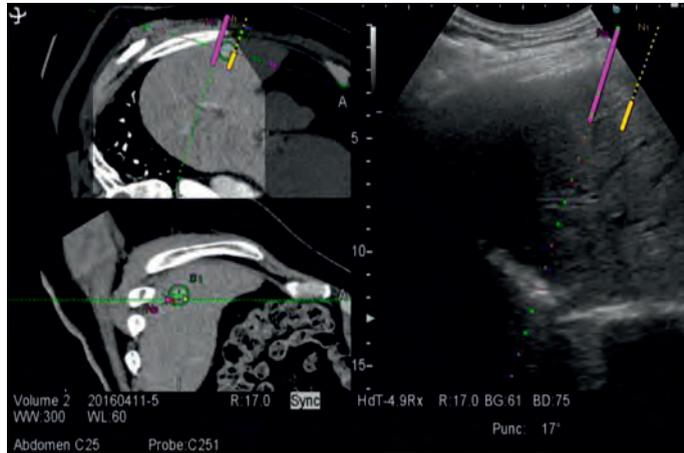
**Figura 31.** Transmisor electromagnético.



**Figura 32.** Sensores electromagnéticos.



**Figura 33.** Procedimiento de biopsia de mama que se realiza guiado por Ultrasonidos con el apoyo de la fusión de imágenes con RM.



**Figura 34.** Fusión de imágenes de US y TC (cortesía de Hitachi Medical Systems).

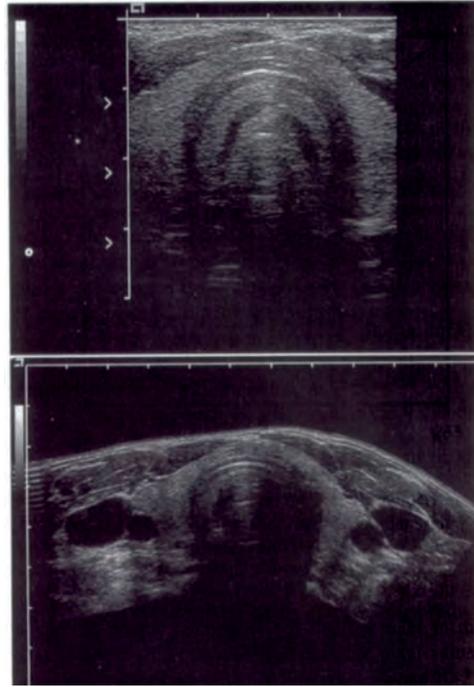
operador si la trayectoria de la aguja se debe corregir, y el modo de controlar con exactitud la profundidad a la que se realiza la biopsia (Figura 34).

#### 4. Campo de visión extendido

Una limitación de la imagen de Ultrasonidos comparada con otras técnicas de imagen como TC y RM es su limitado campo de visión. Una solución de esta limitación es la que se conoce como técnica de campo de visión extendido (*“extended field of view”*). En esta técnica, se requiere un movimiento lineal del transductor en la zona de interés y un procesamiento de señales que utiliza correlación de imágenes sucesivas.

El modo B a tiempo real presenta numerosas ventajas con respecto al modo B estático, como es una mejor resolución temporal, la focalización electrónica y la eliminación de la utilización de un brazo articulado para la realización de las exploraciones. Sin embargo, en el modo B estático, se podían realizar exploraciones de regiones anatómicas más amplias mientras que en el modo B a tiempo real estamos limitados por la anchura de los transductores y por el ángulo de visualización. En el modo B a tiempo real, el profesional que realiza la exploración necesita examinar una zona anatómica amplia, adquiere distintas imágenes trasladando el transductor a lo largo de la superficie y realiza una composición mental de la anatomía del paciente.

La técnica de visión de campo extendido en modo B a tiempo real, combina imágenes sucesivas obtenidas durante el traslado del transductor sobre

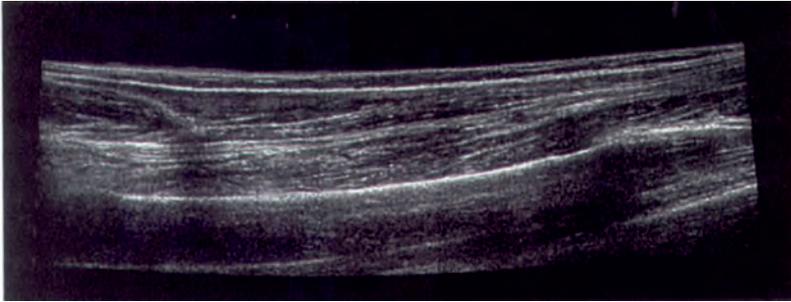


**Figura 35.** Exploración de cuello realizado con un transductor lineal de 10 MHz. La primera imagen muestra una técnica de adquisición estándar con una anchura de 4 cm. La segunda imagen muestra una imagen de tamaño de campo extendido con una anchura de 11 cm.

la superficie del paciente. La imagen resultante es una imagen panorámica, mayor que las imágenes obtenidas habitualmente y se genera a tiempo real. Se utiliza análisis computacional de los elementos que aparecen en las imágenes individuales para determinar la ubicación del transductor sin la necesidad de utilizar sensores o brazos articulados.

La imagen obtenida tiene componentes de modo B a tiempo real y estático. La componente de tiempo real la vamos adquiriendo según desplazamos el transductor y muestra la anatomía a tiempo real. La componente estática, nos muestra la anatomía que ha sido previamente adquirida (Figura 35).

Esta técnica se basa en la realización de fusión o coincidencia de las imágenes adquiridas consecutivamente, ya que gran parte de la zona escaneada se repite en las imágenes consecutivas y podemos encontrar las mismas estructuras anatómicas. Esta fusión puede verse afectada por los movimientos de los órganos que estamos examinando o por inclinaciones del transductor fuera del eje del haz de Ultrasonidos. En estos casos puede que no obtenamos exactamente las mismas estructuras en imágenes consecutivas, por



**Figura 36.** Imagen con tamaño de campo extendido de un antebrazo.

lo que la fusión no se realiza correctamente y no obtendremos una buena visualización del campo extendido.

Las aplicaciones clínicas de esta técnica abarcan las exploraciones de la mama, abdominales, pélvicas, vasculares, y de las extremidades (Figura 36).

## 5. Bibliografía

- [1] AZAR N. (2012). *"Advances in Ultrasound: Smart Fusion Technology"*. Toshiba Medical Systems Corporation. <http://www.toshiba-medical.eu>
- [2] CLAUDON M., DIETRICH C.F., CHOZ B.I., COSGROVE D.O., KUDO M., NOLSØE C.P., PISCAGLIA F., WILSON S.R., BARR R.G., CHAMMAS M.C., CHAUBAL N.G., CHEN M. H., CLEVERT D.A., CORREAS J.M., DING H., FORSBERG F., FOWLKES J.B., GIBSON R.N., GOLBERG B.B., LASSAU N., LEEN E.L.S., MATTREY R.F., MORIYASU F., SOLBIATI L., WESKOTT H.P., XU H.X. (2013). *"Guidelines and Good Clinical Practice Recommendations for Contrast Enhanced Ultrasound (CEUS) in the Liver-Update 2012"*. AWFUMB-EFSUMB Initiative in Cooperation With Representatives of AFSUMB, AIUM, ASUM, FLAUS and ICUS. *Ultrasound Med. Biol.* 39(2): 187-210.
- [3] DIJKMANS P.A., JUFFERMANS L.J., MUSTERS R.J., VAN WAMEL A., TEN CATE F.J., VAN GILST W., VISSER C.A., DE JONG N., KAMP O. (2004). *"Microbubbles and ultrasound: from diagnosis to therapy"*. *Eur. J. Echocardiogr.* 5(4): 245-56.
- [4] FRIEDRICH-RUST M., NIERHOFF J., LUPSOR M., SPOREA I., FIERBINTEANU-BRATICEVICI C., STROBEL D., TAKAHASHI H., YONEDA M., SUDA T., ZEUZEM S., HERRMANN E. (2012). *"Performance of Acoustic Radiation Force Impulse imaging for the staging of liver fibrosis: a pooled meta-analysis"*. *Journal of Viral Hepatitis*, 19: e 212-e 219.

- [5] HEDRICK W.R., HYKES D.L., STARCHMAN D.E. (2005). *"Ultrasound Physics and Instrumentation"*. 4<sup>th</sup> Edition, Elsevier Mosby.
- [6] IJIMA H. (2014). *"Approaches to the Diagnosis of Liver Fibrosis"*. Medical Review. Toshiba Medical Systems Corporation. <http://www.toshibamedicalsystems.com>
- [7] JUFFERMANS L.J.M., MEIJERING B.D.M., VAN WAMEL A., HENNING R.H., KOOIMAN K., EMMER M., DE JONG N., VAN GILST W.H., MUSTERS R., PAULUS W.J., VAN ROSSUM A.C., DEELMAN L.E., KAMO O. (2009). *"Ultrasound and microbubble-targeted delivery of therapeutic compounds"*. ICIN Report Project 49: Drug and gene delivery through ultrasound and microbubbles. Netherlands Heart Journal, Volume 17: 82-86.
- [8] KAMINUMA C., TSUSHIMA Y., MATSUMOTO N., KURABAYASHI T., TAKETOMI-TAKAHASHI A., ENDO K. (2011). *"Reliable Measurement Procedure Of Virtual Touch Tissue Quantification With Acoustic Radiation Force Impulse Imaging"*. J. Ultrasound Med. 30: 745-751.
- [9] KRÜCKER J.F., LECARPENTIER G.L., MEYER C.R., FOWLKES J.B., ROUBIDOUX M.A., CARSON P.L. (1999). *"3D Image Registration for Multimode, Extended Field of View and Sequential Ultrasound Imaging"*. RSNA. <http://ej.rsna.org/ej3/0098-99.fin/titlepage.html>
- [10] KRÜCKER J.F., MEYER C.R., LECARPENTIER G.L., FOWLKES J.B., CARSON P.L. (2000). *"3D Spatial Compounding of Ultrasound Images Using Image-Based Nonrigid Registration"*. Ultrasound Med. Biol. 26 (9): 1475-1488.
- [11] MULLEN P., OWEN C. (2009). *"MR Ultrasound Fusion: Bridging the Gap between Clinical Benefits, Access and Equipment Utilization"*. A GE Healthcare MR publication. Spring 2009.
- [12] NIGHTINGALE K. (2011). *"Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Imaging: a Review"*. Curr.Med. Imaging Rev. 7(4): 328-339.
- [13] PISCAGLIA F., NOLSØE C., DIETRICH C.F., COSGROVE D.O., GILJA O.H., BACHMANN NIELSEN M., ALBRECHT T., BAROZZI L., BERTOLOTTO M., CATALANO O., CLAUDON M., CLEVERT D.A., CORREAS J.M., D'ONOFRIO M., DRUDI F.M., EYDING J., GIOVANNINI M., HOCKE M., IGNEE A., JUNG E. M., KLAUSER A.S., LASSAU N., LEEN E., MATHIS G., SAFTOIU A., SEIDEL G., SIDHU P.S., TER HAAR G., TIMMERMAN D., WESKOTT H.P. (2012). *"The EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Practice of Contrast Enhanced Ultrasound (CEUS): Update 2011 on non-hepatic applications"*. Iltraschall Med. 33 (1): 33-59.
- [14] POSTEMA M. (2017). *"Fundamentals of Medical Ultrasonics"*. CRC Press.

- [15] SARVAZYAN A.P., RUDENKO O.V., SWANSON S.D., FOWLKES J.B., EMELIANOV S.Y. (1998). "*Shear Wave Elasticity Imaging: A New Ultrasonic Technology of Medical Diagnostics*". *Ultrasound in Med. Biol.* 24(9): 1419-1435.
- [16] THENINT M.A., GARNON J., ENESCU I., BING F., GANGI A. (2016). "*New frontiers in ultrasound-guided percutaneous interventions: combination of Smart Fusion and Smart Navigation techniques*". Toshiba Medical Systems Corporation. <http://www.toshiba-medical.eu>
- [17] VON BUSCH H. (2011). "*MR/ultrasound fusion shows potential to assist in more accurate prostate cancer diagnosis*". Philips Healthcare, Royal Philips Electronics.
- [18] YEH C.K., SU S.Y. (2008). "*Effects of Acoustic Insonation Parameters on Ultrasound Contrast Agent Destruction*". *Ultrasound Med. Biol.* 34: 1281-1291.

**Tema 7:**  
Efectos biológicos y seguridad  
de los Ultrasonidos

**Coral Bodineau Gil**



# Efectos biológicos y seguridad de los Ultrasonidos

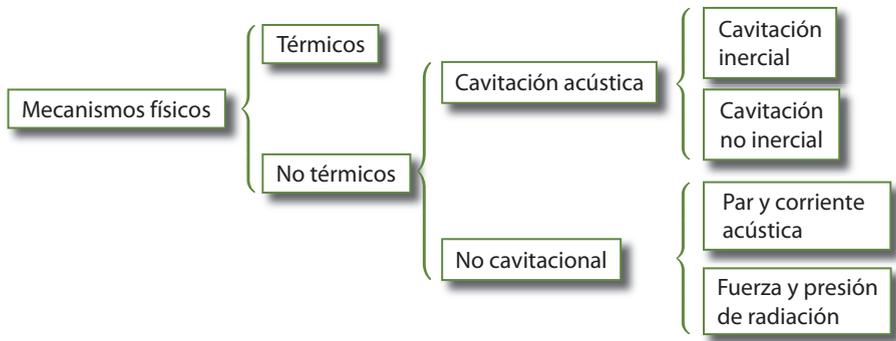
*Coral Bodineau Gil  
Servicio de Radiofísica Hospitalaria  
Hospital Regional de Málaga  
coral.bodineau.sspa@juntadeandalucia.es*

## 1. Introducción

La biofísica ultrasónica es la rama de la ciencia que intenta buscar una explicación cuantitativa para una serie de observaciones en las que se ha encontrado que la exposición al Ultrasonido (US) ha conducido a cambios en tejidos y células. Históricamente, la primera observación de tales efectos la realizó Langevin en 1917, en el curso de un experimento con una fuente ultrasónica de alta potencia con el objetivo de la ecolocalización submarina. Durante sus transmisiones observó la presencia de peces muertos flotando sobre la superficie del agua; esta fue la primera observación sobre la capacidad de los US para producir efectos biológicos.

Hay una diferencia muy importante entre la exposimetría ultrasónica y la dosimetría de radiaciones ionizantes, donde la magnitud energía impartida por unidad de masa se considera un buen indicador cuantitativo, tanto de la eficacia terapéutica como del daño esperable. No hay una magnitud equivalente para predecir los efectos de los US. En ausencia de esta magnitud dosimétrica, la única forma de predecir las consecuencias de la exposición ultrasónica pasa por una completa descripción espacio-temporal del campo ultrasónico empleado (Ter Haar 2004). La exposimetría ultrasónica relaciona las medidas de los haces ultrasónicos con los efectos biológicos que producen, siendo las principales magnitudes la presión acústica que se mide con hidrófonos, la potencia acústica con balanzas de fuerza de radiación y los aumentos de temperatura mediante sensores de temperatura (Ter Haar 2010).

Los valores in situ estimados de las magnitudes de exposición relevantes son factores importantes en la evaluación del riesgo potencial del US. Un importante



**Figura 1.** Clasificación de los mecanismos físicos mediante los cuales los Ultrasonidos producen efectos biológicos.

ámbito de aplicación de las medidas de los campos acústicos es el relacionado con los cambios que el US puede provocar en células y tejidos y que está relacionada con cuestiones prácticas sobre la seguridad en el uso diagnóstico y la efectividad en aplicaciones terapéuticas.

Mirando atrás en la historia de los US médicos, resulta obvio que las mayores innovaciones han venido como consecuencia de avances en física e ingeniería más que como respuesta a aspiraciones clínicas. En realidad, lo que ha ocurrido, es que físicos e ingenieros han alcanzado nuevos retos que los clínicos han incorporado a su práctica cuando lo han percibido como útiles. Para alimentar la controversia, se puede añadir que la tecnología en imagen diagnóstica ha tenido una respuesta científica antes de la solicitud de clínicos y de pacientes (Wells 2006).

Se asume que los US son la modalidad de imagen médica más segura que existe, pero cuando un haz ultrasónico de alta intensidad se transmite a través de un tejido y cierta cantidad de energía se transfiere al tejido, aumenta el riesgo de aparición de efectos adversos. Estos efectos biológicos son los buscados en el caso de aplicaciones terapéuticas de los US, pero resultan indeseables en el caso de aplicaciones diagnósticas.

Los principales mecanismos por los que los US inducen efectos biológicos al atravesar los seres vivos son de naturaleza mecánica y térmica. Los mecanismos físicos por los que los US pueden producir cambios en los sistemas biológicos pueden clasificarse según aparece en la figura 1.

## 2. Efectos físicos de los Ultrasonidos en tejido biológico

Las interacciones entre los US y tejido blando biológico, se pueden dividir en procesos de absorción y dispersión, llamándose atenuación a la energía total perdida por los dos procesos. La absorción es la transformación de la energía acústica en energía térmica. La dispersión es la reirradiación con ondas acústicas de características diferentes a las iniciales. La dispersión ocurre sólo en un 2% a 10% del total de las atenuaciones en tejido blando, en la zona de valores bajos de MHz. La mayoría de la atenuación es debida a la absorción, por lo que los dos términos se utilizan indistintamente (Insana 1995).

La atenuación en el plano de propagación de un US de frecuencia simple, es:

$$P_x = P_0 e^{-2\alpha \cdot x} \quad (1)$$

donde  $P_0$  es la amplitud de la presión acústica inicial que decrece hasta  $P_x$  después de recorrer una distancia  $x$  y  $\alpha$  es el coeficiente de atenuación de la amplitud en unidades de dB/cm (Duck 2012). Es común expresar los valores de los coeficientes de atenuación en tejido biológico en dB/cm y las unidades acústicas se suelen presentar en decibelios más que en nepers,<sup>1</sup> siendo la relación entre ellos de 1 Np = 8,686 dB.

La atenuación depende de la frecuencia y es mayor a frecuencias altas, siendo la dependencia para el tejido blando aproximadamente lineal. En general, la absorción aumenta con la frecuencia y una buena aproximación en el rango de interés (1-10 MHz) es la relación (NCRP 1992)

$$\alpha(f) = \alpha_1 \cdot f^m \quad (2)$$

donde,  $f$  es la frecuencia en MHz,  $m$  es un número que varía entre 1 y 1,3 y  $\alpha_1$  es el coeficiente de absorción a 1 MHz, siendo el valor promedio de este coeficiente de atenuación para tejido blando igual a  $0,057 \text{ Np} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$  ( $0,5 \text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$ ).

El proceso por el que el US se absorbe por el tejido es complejo y no totalmente entendido. Los efectos biológicos se producen por tres tipos de efectos físicos:

<sup>1</sup> El neper es una unidad de medida relativa que se utiliza frecuentemente en el campo de la telecomunicación, para expresar relaciones entre voltajes o intensidades. La diferencia fundamental entre ambas unidades es que mientras el decibelio está basado en el logaritmo decimal de la relación de magnitudes, el neper lo está en el logaritmo natural o neperiano de la citada relación.

- Térmico: aumento de la temperatura.
- Mecánico: cavitación.
- No térmico/no mecánico.

Los dos primeros son los más importantes y se tratarán como fuentes potenciales de efectos biológicos.

## 2.1. Efecto térmico del Ultrasonido

El US se mueve a través de cualquier medio como propagación de una perturbación de la presión del medio, densidad y temperatura. Un medio ideal es elástico y por tanto sin pérdidas, por lo que la perturbación es reversible. El tejido, sin embargo, es un medio real, con sus propiedades de viscosidad, por tanto, esta propagación está siempre unida a la pérdida de energía en medios reales, produciéndose procesos de relajación en las diferentes formas de energía que intervienen en la propagación de las ondas del US. De este proceso surge un desfase entre la presión y la deformación del medio. Además de los factores de absorción, se puede presentar difusión del calor, relajación de la estructura del medio y relajación química a escala molecular. Un simple proceso de relajación lleva a una resonancia en la distribución de la absorción. Como ya hemos señalado en el apartado anterior, para tejidos biológicos se encuentra una dependencia lineal con la frecuencia del coeficiente de absorción, en lugar de un pico de resonancia en dicho coeficiente (Insana 1995):

$$\alpha \approx f \quad (3)$$

La razón para la mencionada relación lineal es el amplio espectro de diferentes procesos de relajación ocasionado por la variedad de macromoléculas y estructuras en el tejido biológico. Para un medio uniforme y para una onda plana viajando, de intensidad  $I$ , la energía depositada en el tejido biológico por unidad de volumen y tiempo,  $q_v$ , es (Nyborg, 1981):

$$q_v = 2\alpha_A I \quad (4)$$

donde  $\alpha_A$  es el coeficiente de absorción e  $I$  la intensidad media espacial y temporal. Como la mayor parte de esta energía se deposita en forma de calor, la absorción local se puede estudiar como una fuente de calor en el incremento local de la temperatura.

La intensidad de la onda de ultrasonido disminuye exponencialmente mientras se propaga a través del medio, así, a una distancia  $z$  del origen:

$$I(z) = I_0 \exp[-2(\alpha_A + \alpha_S)z] \quad (5)$$

donde  $\alpha_S$  es la componente de la dispersión del coeficiente de atenuación, y que completa dicho coeficiente.

Según las ecuaciones anteriores, la temperatura disminuirá con la distancia al transductor si el medio es homogéneo y también se muestra que la temperatura aumenta con el coeficiente de absorción. Todo esto es importante, pero los tejidos biológicos se diferencian bastante de este modelo.

Consideramos que en el medio de interés, el transporte de calor está acompañado por fenómenos de difusión y perfusión. Para determinar la distribución de temperatura en un tejido real, se puede utilizar la ecuación de transferencia del calor en tejido biológico, que es un modelo adecuado para predecir la distribución de la temperatura macroscópica en tejidos biológicos. Los cálculos son más válidos cuanto más cercano al agua sea el comportamiento del tejido con bajo contenido en grasa, sin calcificaciones y sin espacios macroscópicos llenos de gas. La ecuación de transferencia del calor en tejido biológico es (Jago y cols. 1999):<sup>2</sup>

$$\nabla^2 T - \frac{1}{\kappa} \frac{\partial T}{\partial t} - \frac{T}{L^2} + \frac{q_v}{k} = 0 \quad (6)$$

siendo:

- $T$  la elevación de la temperatura sobre la temperatura ambiente ( $^{\circ}\text{C}$ ),
- $q_v$  la tasa de producción de calor por unidad de volumen ( $\text{W} \cdot \text{m}^{-3}$ ),
- $k$  la conductividad térmica ( $\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot ^{\circ}\text{C}^{-1}$ ),
- $\kappa$  la difusión térmica ( $\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ ) y
- $L$  es la longitud de perfusión, que es una medida de la distancia a la que se aprecia la subida de la temperatura en un punto desde otro punto en el que se genera calor (m).

La conductividad térmica  $k$  ( $\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot ^{\circ}\text{C}^{-1}$ ), se diferencia de  $\kappa$ , que es la difusión térmica ( $\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ ) (véase la tabla 1), por el factor  $c_v$ , que es la capacidad calorífica por unidad de volumen del tejido ( $\text{J} \cdot \text{m}^{-3} \cdot ^{\circ}\text{C}^{-1}$ ) (NCRP, 1992):

$$k = c_v \cdot \kappa \quad (7)$$

<sup>2</sup> En la ecuación de la referencia de Jago y cols., existe una errata al señalar en el denominador del término  $(\partial T/\partial t)$ , un factor  $k$  en lugar de  $\kappa$ .

	Densidad $\rho$ g/cm <sup>3</sup>	Conductividad térmica $k$ W/m · °C	Capacidad calorífica por unidad de volumen $c_v$ J/cm <sup>3</sup> · °C	Difusión térmica $\kappa$ mm <sup>2</sup> /s
Grasa	0,85	0,19	2,0	0,095
Músculo	1,05	0,55	3,7	0,15
Agua (37 °C)	1,00	0,63	4,2	0,15
Hueso (cortical)	1,07	2,3	2,7	0,85

**Tabla 1.** Constantes termofísicas y las unidades usadas habitualmente.

Otra constante para caracterizar la perfusión es  $L$ , la longitud de perfusión, que está relacionada con las constantes descritas por la ecuación:

$$L = (\kappa \cdot \tau)^{1/2} \quad (8)$$

donde  $\tau$  es la constante de tiempo de perfusión (s).  $L$  es la medida de la distancia a la que se siente la influencia de la fuente de calor en el caso de campos de temperaturas estacionarias; aumenta con la conductividad térmica y se reduce si existe una alta perfusión.  $\tau$  indica el tiempo requerido para que la temperatura descienda una vez que se apaga la fuente de calor y tiene dimensiones de tiempo. Esta constante de tiempo está inversamente relacionada con el flujo sanguíneo, expresado en kilogramos por segundo y metro cúbico de tejido, así como con la capacidad calorífica de la sangre y el tejido. La longitud de perfusión  $L$ , aumenta con la conductividad térmica y disminuye con el incremento de la tasa de perfusión sanguínea ( $w$ ); valores de estas constantes de perfusión para distintos tejidos se muestran en la tabla 2.

	Constante de tiempo de perfusión $\tau$ (s)	Longitud de perfusión $L$ (mm)	Tasa de perfusión sanguínea $w$ (kg m <sup>-3</sup> s <sup>-1</sup> )
Corazón	69	3,2	15,6
Cerebro	109	3,8	9,9
Músculo (antebrazo)	1740	16	0,59
Médula ósea	3260-6600	30-43	0,087-0,18

**Tabla 2.** Constantes de perfusión sanguínea y las unidades usadas habitualmente.

La solución, con la aproximación de fuente puntual, de la ecuación de transferencia del calor en tejido biológico, nos da la elevación de la temperatura a una distancia  $r$  de una pequeña fuente de volumen  $dv$  que ha generado calor a una tasa  $q_v dv$  para un tiempo  $t$ . Para tiempos suficientemente largos, la elevación de la temperatura llega a un estado estacionario cuyo valor viene dado por (Nyborg, 1988):

$$T = \frac{q_v dv}{4\pi \cdot k \cdot r} e^{-\frac{r}{L}} \quad (9)$$

Esta ecuación nos ayuda a entender el significado de  $L$ : cuando  $r$  se acerca a  $L$  el exponente se reduce a  $e^{-1}$ , es decir,  $L$  es una longitud característica para la perfusión en un medio.

Otro resultado interesante se obtiene cuando las fuentes de calor producen un campo de temperatura casi espacialmente uniforme y las fuentes de calor se apagan todas a la vez, este es el momento en que  $t = 0$ . Al ser la temperatura bastante uniforme, el término de difusión térmica  $\kappa \nabla^2 T$  es despreciable y al apagar las fuentes  $q_v$  es cero. Entonces la ecuación (6), que podemos expresar, según las ecuaciones (7) y (8) como (NCRP 1992):

$$\dot{T} = \kappa \nabla^2 T - \frac{\Delta T}{\tau} + \frac{q_v}{c_v} \quad (10)$$

se reduce a:

$$\dot{T} = -\frac{\Delta T}{\tau} \quad (11)$$

y la solución es:

$$\Delta T = \Delta T_0 \exp(-t/\tau) \quad (12)$$

donde  $\Delta T_0$  es la subida de la temperatura en  $t = 0$ , cuando se apagan las fuentes y  $\tau$  es una constante de tiempo de perfusión para el medio.

En situación de régimen viscoso despreciable, el calor generado por el US que se absorbe en cada punto del volumen de aplicación, y que se puede determinar a partir de la tasa de producción de calor por unidad de volumen,  $q_v$  (Nyborg 1981):

$$q_v = \frac{\alpha_A P_0^2}{\rho c_0} \quad (13)$$

donde  $\rho$  y  $c_0$  son la densidad y la velocidad del sonido, respectivamente, para el fluido y  $P_0$  es el valor local de la amplitud de la presión acústica. Todas estas ecuaciones permiten calcular la distribución de temperatura. Para calcular el incremento temporal de temperatura que se produce, se deben conocer los valores de la conductividad térmica del tejido y la perfusión del mismo durante el tiempo de aplicación del US. Debido a que estos valores son difíciles de obtener en situaciones reales, la mayoría de los cálculos sólo representan modelos de distribución de la temperatura.

Cuando el US atraviesa un paciente, la energía acústica se transforma en calor, a un ritmo que depende de las características del tejido y del campo ultrasónico. La tasa a la que produce calor por unidad de volumen, que hemos llamado  $q_v$ , varía de un punto a otro del tejido. La variación espacial de  $q_v$  se debe en parte a la inhomogeneidad de los tejidos y por otro lado a la falta de uniformidad del campo de Ultrasonidos. El aumento real de temperatura en tejido biológico depende de muchos factores individuales y son difíciles de generalizar.

Las propiedades más importantes del tejido para la transmisión del US son:

- coeficiente de absorción,  $\alpha_A$ ,
- tasa de perfusión específica del tejido ( $w$ ), en la longitud de perfusión  $L$ , y
- conductividad térmica del tejido ( $k$ ).

Las características más importantes de la zona de aplicación y del barrido son:

- valor máximo espacial e intensidad media temporal en toda la zona o en el punto de interés,
- intensidad de emisión y potencia media temporal de emisión en la superficie del transductor,
- modo de barrido (tamaño del pulso, ciclo, etc.),
- geometría de la zona, y
- duración del barrido en el punto de interés.

## 2.2. Ultrasonido y cavitación

La cavitación se puede definir como la interacción del sonido y un gas en un fluido. En general, el término se aplica tanto a la generación de burbujas de gas en un fluido, como a la oscilación y desintegración de dichas burbujas por el US. La cavitación acústica es un fenómeno con umbral. En un líquido puro,

que contiene núcleos de cavitación (presencia de gas o cavidades que se comportan como burbujas), el umbral es  $\approx 0,2$  MPa a 1 MHz con un pulso de 1  $\mu$ s, mientras si no existen núcleos de cavitación entonces asciende a unos 4 MPa para el mismo régimen de exposición.

Para muchas exposiciones ultrasónicas, aparecen efectos térmicos y mecánicos, y resulta imposible separarlos cuando el aumento de temperatura afecta al umbral de aparición de la cavitación (Ter Haar 2010).

Se han desarrollado investigaciones teóricas y experimentales sobre cavitación con la presencia de gas o cavidades que se comportan como burbujas (núcleos de cavitación). Los primeros estudios son de principios del siglo pasado. En general, cualquier interacción de elementos gaseosos con el fluido, como oscilaciones, cambio en el tamaño o rotura, está relacionada con la cavitación. En la literatura se han utilizado diferentes términos para describir al conjunto de fenómenos que están englobados bajo el término genérico de cavitación.

El término de *cavitación estacionaria, estable o no inercial*, se introdujo para situaciones donde se produce de forma repetida y continuada expansión y contracción de burbujas. Por el contrario, la *cavitación transitoria* está asociada a grandes cambios en el tamaño de las burbujas en el corto periodo de vida de las mismas, este tipo de cavitación se llama también *cavitación inercial o de colapso*, puesto que la rotura de las burbujas está relacionada con transformaciones de alta energía en un pequeño volumen. La cavitación no inercial requiere, para que se produzca, niveles más bajos de intensidad de US que la cavitación inercial según el tamaño de equilibrio de la burbuja, y se corresponde a la frecuencia de resonancia cuando se activa por la presión del US. Durante la cavitación inercial, los núcleos experimentan una oscilación asimétrica y variable en el tiempo.

Dependiendo de la presión acústica aplicada, las burbujas aumentan rápidamente de tamaño transformándose en inestables y cuando se alcanza un determinado tamaño crítico, se produce una violenta implosión de la burbuja de gas o vapor. Los efectos secundarios derivados, provocan efectos biológicos cuando la cavitación inercial se produce en un tejido. Son:

- altas temperaturas ( $\geq 1000$  K),
- reacciones químicas,
- corrientes violentas de fluido en el entorno local de la burbuja (en la proximidad de medios más rígidos, la cavitación inercial puede producir corrientes muy fuertes de fluido; estas son las causantes de la destrucción del metal en el casco de los barcos cuando se produce la cavitación debido a la rápida rotación de las hélices), y

- **sonoluminiscencia:** es un fenómeno físico caracterizado por la emisión de luz en líquidos sometidos a los US. Según la teoría más aceptada el US genera cavidades que colapsan rápidamente generándose temperaturas muy elevadas que pueden alcanzar los 30 000 °C. En estas condiciones, los electrones se separan de los núcleos de los átomos y se genera un plasma que emitiría la luz observada.

La *cavitación inercial estacionaria* describe el efecto repetido de rotura inercial de burbujas y la formación de nuevas en presencia de una fuente de Ultrasonidos. Los niveles de presión acústica para este tipo de cavitación parece que son más bajos que para la denominada *cavitación inercial transitoria*, donde la rotura se produce una sola vez. La cavitación inercial estacionaria se manifiesta como rotura de la burbuja y posterior recombinación de estos fragmentos y las condiciones para su aparición disminuyen con el aumento de la presión. Hay evidencias para asociar los fenómenos de cavitación inercial con efectos biológicos.

Considerando la presencia de una burbuja de gas libre en un líquido newtoniano infinito, la presión mínima necesaria para enrarecerlo se puede determinar mediante ondas sinusoidales de un solo ciclo. Estos límites de presión se obtienen para fluidos como agua o equivalente a sangre donde se determinan los diferentes tamaños de burbujas. La presión mínima para burbujas "ideales" que producen incrementos de temperatura de 5000 K o más al romperse, aumenta aproximadamente con la raíz cuadrada de la frecuencia del ultrasonido aplicado.

Esta teoría sólo explica parte del fenómeno observado, porque el modelo descrito considera la existencia de núcleos de cavitación en el cuerpo. Aunque diversos mecanismos pueden conducir a la producción de burbujas en tejidos vivos (mediante radiaciones ionizantes o mediante flujo turbulento en las estenosis o por el movimiento con válvulas), estas burbujas se disuelven normalmente. Los defectos pueden contener elementos gaseosos, pero es poco probable en tejido humano excepto en pulmón o intestino. Por tanto, cualquier elemento gaseoso que se introduzca en el cuerpo y se estabilice frente a la disolución o los US, por sí mismo creará nuevos núcleos de cavitación. Los elementos de contraste para Ultrasonidos crean núcleos de cavitación y por tanto necesitan ser tratados conforme a la teoría descrita del comportamiento de las burbujas. Otra opción se ha probado experimentalmente en los US de alta potencia, como por ejemplo, los de los equipos de litotricia. Los experimentos demostraron que las burbujas de gas eran generadas por altas presiones puntuales negativas (mayores que 30 MPa) incluso en agua purificada y desgasificada. Puesto que se considera que los tejidos están casi libres de núcleos de cavitación se ha de estudiar la formación de dichos núcleos mediante los US. El régimen de presiones para la formación espontánea de núcleos de cavitación depende críticamente de los valores de la viscosidad y tensión superficial. Desde las condiciones más desfavorables (en diag-

nóstico, Doppler armónico con imagen de alta frecuencia) hasta las condiciones típicas de diagnóstico (fundamentalmente en modo B), el entorno de presiones varía sólo en 0,1 MPa. Para una tensión superficial de  $7,15 \text{ mN} \cdot \text{m}^{-1}$  y la viscosidad del agua, las presiones críticas para una aplicación típica de Ultrasonidos son de aproximadamente 4,6 MPa para 1 MHz. Para altas tensiones superficiales, la dependencia con la frecuencia es lineal después de pasar por un nivel constante, nivel que disminuye con la tensión superficial. En cualquier caso, la peor situación se encuentra siempre por debajo de los límites recomendados por la FDA (*Food and Drug Administration*).

### 2.3. Efectos no térmicos/no cavitacionales

Estos efectos son bastante improbables que estén relacionados con los efectos biológicos y los trataremos brevemente. Hay que tener en cuenta que en este caso no se conocen los efectos secundarios como los descritos anteriormente (NCRP 1986).

En ocasiones, los US producen efectos biológicos que no están relacionados con la elevación de la temperatura y es razonable pensar que podrían estar relacionados con los efectos mecánicos. En esta sección nos ocuparemos de los cambios biológicos relacionados con la acústica no lineal. Bajo ciertas condiciones del campo acústico, muy comunes en la práctica clínica, se producen fenómenos que no se pueden explicar por la acústica lineal, incluso para ultrasónicos procedentes de transductores que vibran sinusoidalmente. Estos fenómenos que no explica la teoría lineal son:

- la presión media en un punto sube o baja de la línea de equilibrio,
- se originan corrientes circulares en el fluido, y
- se generan armónicos que distorsionan la forma de onda y la atenuación llega a ser dependiente de la intensidad.

Los fenómenos de cavitación estarían dentro de estos fenómenos no lineales.

#### 2.3.1. Presión por radiación

En un punto de un medio atravesado por un haz ultrasónico, el promedio de la presión en el tiempo se eleva en una cuantía llamada presión por radiación, o decrece si el promedio es negativo.

La presión por radiación es el aumento continuo de la presión producido por el US. En un campo no uniforme, la presión de radiación varía en el espacio y aumenta en la dirección de propagación en un medio absorbente atravesado por el US. El gradiente de presiones establecido en el medio se puede

comunicar a través de una membrana a un espacio con fluido al otro lado de la membrana.

### 2.3.2. Fuerza de radiación

Mientras que la presión por radiación va asociada al campo y varía continuamente en un medio homogéneo, la fuerza de radiación se aplica a un cuerpo en el interior de un fluido que se comporta como si se ejerciera una fuerza sobre él, esta es la fuerza de radiación. Si la superficie del cuerpo es rígida, la fuerza de radiación se calcula integrando la presión de radiación en la superficie del cuerpo y si la superficie oscila, habrá que tener en cuenta esta situación. El cálculo de la fuerza de radiación en un cuerpo no es fácil, aunque siempre se pueden hacer simplificaciones.

La fuerza de radiación es una magnitud de segundo orden dentro de la ejercida de forma continua en los objetos que están dentro de un campo ultrasónico. Los US provocan una fuerza de radiación que actúa sobre todos los cuerpos que reflejen o absorban la energía acústica. Este efecto es la base para el cálculo de la potencia acústica medida mediante un balance de energía. Las partículas más densas y menos compresibles que el medio circundante, tienden a moverse a cierta velocidad como ocurre con muchas células biológicas y macromoléculas.

### 2.3.3. Par acústico

Igual que la fuerza de radiación, el par acústico puede provocar desplazamientos en un cuerpo dentro del fluido y ocasionar una rotación. Para un objeto asimétrico, como un disco, el par varía con la orientación relativa entre el campo incidente y el cuerpo que se orienta en la dirección de preferencia.

### 2.3.4. Corriente acústica

Mientras que el par acústico se considera que actúa sobre objetos discretos en un campo acústico, hay una magnitud análoga que actúa sobre los elementos de un medio homogéneo. En un fluido, el par acústico, ocasiona movimientos estacionarios llamados corrientes acústicas. Las corrientes acústicas pueden ser a gran escala, como la asociada a un haz ultrasónico en un tanque de agua, y por otra parte pueden ser del orden de micras, las llamadas microcorrientes acústicas.

Se han medido corrientes acústicas producidas en un tanque de agua por escáneres ultrasónicos de diagnóstico comerciales, siendo de  $14 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$  con haces Doppler pulsados y de  $5 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$  con haces de Ultrasonidos en modo M y de  $1 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$  en modo B. Se puede pensar que se alcancen flujos semejantes en

fluidos biológicos como la orina o el líquido amniótico, aunque se espera que sean inferiores en sangre, donde los coeficientes de absorción y viscosidad son superiores a los del agua.

Las corrientes a gran escala pueden modificar la acción de los US en suspensiones de células, transportándolas de una parte del campo a otra; las microcorrientes afectan a las células más directamente. Se han descrito cambios celulares que incluyen alteraciones de las funciones celulares, degradación del ADN e inactivación de ciertas enzimas. Estos bioefectos están asociados a tensiones de cizalladura entre microcorrientes.

## 2.4. Medida de parámetros acústicos

El principal propósito de estas medidas está relacionado con la seguridad en la utilización de los equipos, pues los más modernos son capaces de operar a intensidades y presiones que tienen la capacidad de causar efectos biológicos.

La propiedad fundamental del campo acústico, en el contexto que nos ocupa de la medida de las magnitudes a la salida del equipo, es la presión. Hay otros muchos parámetros de interés, como la intensidad acústica y la potencia, que derivan de la distribución espacio-tiempo de la presión acústica. El equipo fundamental para medir la presión es el hidrófono piezoeléctrico que describiremos a continuación, junto con la balanza de fuerza que es un dispositivo para medir directamente la potencia acústica. La medida de todos estos parámetros acústicos se realizan en agua, que no tiene las mismas características que el tejido en lo que a atenuación acústica se refiere. La cuestión se resuelve reduciendo los valores medidos en agua para tener en cuenta la atenuación en tejido. El coeficiente de atenuación se considera  $0,3 \text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$ , que es inferior al del tejido blando, pero sí se considera similar al de la orina y al del líquido amniótico (Bamber y cols. 2012; Preston 1991).

### 2.4.1. Hidrófono piezoeléctrico

Los campos de presión generados por los equipos de Ultrasonidos médicos se pueden detectar usando sensores miniaturizados llamados hidrófonos, que son láminas finas de material piezoeléctrico fabricadas en forma de elementos sensibles para convertir la presión acústica incidente en señal eléctrica.

Un hidrófono es pues, un sensor que convierte la presión acústica incidente en señal eléctrica, siendo el dispositivo más común el que emplea elementos piezoeléctricos. Estos equipos deben ser suficientemente sensibles como para producir una señal de magnitud razonable. Estos dispositivos no son perfectos y su sensibilidad, expresada en voltios por pascal, se debe determinar por la

calibración en un campo conocido de la presión acústica aplicada. Esta relación presión/voltaje, que está relacionada con la sensibilidad del hidrófono, varía en función de la frecuencia acústica del US incidente, y en parte es dependiente también, de la estructura y diseño del hidrófono. Las propiedades deseables de un hidrófono son:

- Pequeño tamaño, para alcanzar una buena respuesta direccional. Si el elemento es demasiado grande la presión acústica se promedia en el área sensible, infraestimando los picos de presión.
- Alta sensibilidad para medir pequeñas presiones y pequeñas diferencias de presión. Cuanto más pequeños sean los elementos de los hidrófonos piezoeléctricos menor será su sensibilidad, por lo que hay que buscar un compromiso entre sensibilidad y resolución espacial.
- No interferir en el campo acústico mientras se está midiendo.
- El hidrófono debe mostrar una ligera variación con la frecuencia en el rango de 1-15 MHz.
- Los elementos activos deben ser más pequeños o comparables en tamaño a la longitud de onda acústica, que al propagarse en el agua varía de 1,5 a 0,1 mm para frecuencias en el rango 1-15 MHz.
- Linealidad (en términos de relación entre tensión y presión) en el rango de las presiones encontradas en Ultrasonidos médicos.
- Debe ser robusto y poder operar bajo presiones acústicas y condiciones de potencia generadas por los equipos de US médicos.
- Estabilidad a largo plazo, para mantener la calibración del hidrófono.

En la práctica, ningún hidrófono cumple todas estas características por lo que hay que buscar un compromiso entre todas ellas. Los elementos activos de un hidrófono ultrasónico tienen un tamaño entre 0,5-1,0 mm de diámetro que es comparable pero no más pequeño que la longitud de onda de los US. Esto implica que los hidrófonos sean muy direccionales y sea crucial su alineación cuando se realicen medidas. Elementos más pequeños son difíciles de fabricar y son generalmente de baja sensibilidad; un valor típico de esta es  $0,1 \mu\text{V}/\text{Pa}$ . Existen varios diseños de hidrófonos, destacaremos entre ellos, el de la sonda con forma de aguja y el de membrana (Figura 2), aunque en la práctica se utiliza el tipo que mejor se adapte a los requerimientos del campo ultrasónico que se quiera medir.

El elemento piezoeléctrico utilizado en los elementos activos de los hidrófonos es el polímero PVDF, fluoruro de polivinilideno, que muestra una respuesta lineal con la presión acústica por encima de los 60 MPa. En el hidrófono



**Figura 2.** Hidrófonos de aguja y de membrana.

de aguja, los elementos activos están al final de una aguja de aluminio con 1 mm de diámetro y los elementos activos de 0,04 mm, muy útiles en aplicaciones en las que se exige una alta resolución espacial, tienen también la ventaja adicional de poder utilizarse en aplicaciones “*in vivo*”.

Los hidrófonos de membrana consisten en una película de PVDF sobre un anillo circular de 100 mm de radio interno. Existen dispositivos bilaminares cuyos elementos activos tienen un tamaño entre 0,1 y 0,2 mm de diámetro. Estos hidrófonos tienen la ventaja de no perturbar el campo acústico ya que el US pasa a través del anillo en la mayor parte de las ocasiones.

Todos los hidrófonos exhiben una fuerte respuesta direccional que se hace más acusada en el caso del de membrana, siendo su colocación crítica en las medidas, especialmente en las de alta frecuencia (Robinson 1991).

#### 2.4.2. Balanza de fuerza de radiación

La balanza de fuerza se utiliza para medir la potencia de un haz de Ultrasonidos. La potencia de los US médicos va desde microwatios para equipos diagnósticos hasta varios watios para equipos de fisioterapia. Es esencialmente una balanza muy sensible que mide la fuerza ejercida por un haz ultrasónico sobre un blanco que intercepta el campo. La teoría que explica el fenómeno es compleja, pero considerando ondas planas incidentes y el blanco lo suficientemente grande como para interceptar todo el haz, la potencia integrada espacialmente y promediada en el tiempo es (Davinson 1991):

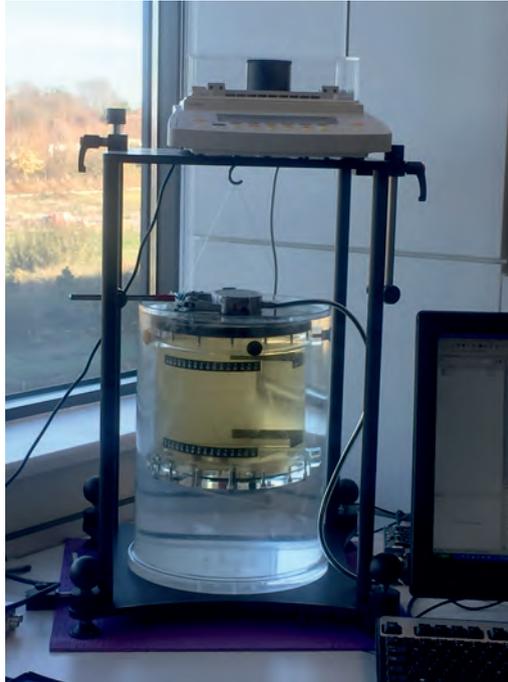
$$W = \frac{F \cdot c}{h} \quad (14)$$

donde  $c$  es la velocidad del sonido en el medio (agua desgasificada y desionizada), dependiente de la temperatura, por lo que es necesario controlar la temperatura en el medio;  $F$  es la fuerza en el blanco de medida de la balanza y  $h$  es el factor que depende de la geometría del blanco y es igual a la unidad si el blanco es totalmente absorbente o para un blanco reflector orientado  $45^\circ$  del haz incidente.

El considerar la onda plana es suficientemente exacto para campos diagnósticos, pero la medida de la potencia para campos altamente focalizados o divergentes no es suficientemente exacta y resulta necesario modificar la ecuación (14) para tener en cuenta el rango de ángulos de incidencia con el blanco.

La fuerza de radiación típica por unidad de potencia es  $0,69 \mu\text{N} \cdot \text{mW}^{-1}$  y la potencia promediada en el tiempo para un equipo diagnóstico está en el rango 1-50 mW, mientras que los equipos Doppler pueden llegar a cientos de milivatios.

Otro factor a tener en cuenta, cuando decidimos medir una magnitud, es la portabilidad del sistema de medida. Cabe decir que es difícil producir balanzas portátiles con alta sensibilidad, por lo que se reducen a equipos de laboratorio, como podemos ver en la figura 3.



**Figura 3.** Balanza de fuerza.

La razón principal para realizar medidas de potencia en un equipo de Ultrasonidos es su relación con el rendimiento y la seguridad del equipo. Para equipos de terapia, donde la emisión es continua, es importante conocer la potencia por un gran número de razones, entre ellas, saber si el equipo está trabajando a niveles de exposición efectivos para el tratamiento del paciente y estar seguros de que no se sobrepasan los niveles de seguridad y no se causa daño al tejido tratado. Para equipos diagnósticos, los pulsos son de corta duración, los niveles de potencia son muy bajos (excepto para técnicas Doppler) y resulta del mayor interés conocer la distribución espacial de la intensidad y la presión. Conociendo los niveles de potencia relativamente altos de los equipos Doppler, la potencia es un buen indicador del calentamiento de los tejidos.

### 3. Efectos biológicos

Todo lo expuesto anteriormente sobre los efectos físicos descritos, se aplica en la utilización de equipos diagnósticos y de terapia. Sin embargo, si los efectos físicos son de las dimensiones que predice la teoría, sí que dependen de las condiciones de aplicación y del modelo utilizado. En la mayoría de las situaciones, la teoría no puede predecir los valores exactos, pero se puede utilizar para estimar los valores y el comportamiento. Además, es ampliamente conocido que la separación realizada no es aplicable totalmente a tejido vivo, puesto que los efectos térmicos normalmente van acompañados por efectos mecánicos (como expansión, corriente, difusión de iones) y los otros efectos van acompañados de efectos térmicos (como calentamiento por cavitación). Para comprender mejor ambos efectos, se tratarán de forma separada en los apartados que siguen.

Otra dificultad añadida es la correlación entre los efectos físicos y los efectos biológicos observados y las razones son diversas. La más importante de todas va implícita en la experimentación "*in vivo*" donde no se pueden controlar todos los parámetros de igual forma que en un experimento *in vitro*. En segundo lugar, los efectos de las regulaciones y protección sobre tejidos vivos enmascaran las condiciones más desfavorables y pueden conducir a diferentes interpretaciones biológicas.

En la absorción de los US por el organismo se producen efectos mecánicos, térmicos y químicos, en proporción a la intensidad absorbida; de ahí, su distinta importancia en el diagnóstico (donde habrá que minimizarlos) y en terapia (donde habrá que emplearlos con potencia a veces muy elevada).

El efecto más importante en la absorción ultrasónica es el mecánico. Las partículas de un medio sometido a un haz ultrasónico describen vibraciones

de pequeña amplitud y alta frecuencia, que en los tejidos orgánicos actúan como un micromasaje. Si se trata de un líquido con gases disueltos, estas vibraciones favorecen la puesta en contacto de las moléculas del gas, favoreciendo su escape del líquido y provocando, por tanto, una desgasificación. Este efecto caracterizado por la aparición y desprendimiento de las burbujas del gas, previamente disuelto en el líquido, se llama *seudocavitación*, para diferenciarlo de la cavitación verdadera. También, como consecuencia del efecto mecánico, se pueden producir roturas de macromoléculas y emulsión de sustancias inmiscibles, como el agua y el aceite, por su acción de agitación microscópica de gran potencia.

Las partículas sometidas a la acción de los US están, pues, sujetas a fuertes presiones y depresiones. Si actúan sobre un líquido, los valores de la presión en ciertos puntos, pueden ser tan bajos que llegan a provocar la evaporación espontánea del líquido, aunque se encuentre a baja temperatura dando lugar a la formación de burbujas. Esta es la cavitación y se diferencia de la pseudocavitación, antes descrita, en que se produce aunque el líquido esté totalmente desgasificado por proceder de sus propias moléculas. La energía mecánica adquirida por las partículas vibrantes acaba degradándose como consecuencia del rozamiento y viscosidad del medio, transformándose en calor. Por tanto, con el US, aparece un efecto térmico, de gran interés en las aplicaciones terapéuticas.

Los US poseen un efecto químico que deriva de la acción conjunta de los efectos mecánico y térmico. La vibración mecánica favorece el íntimo contacto de los componentes del medio, y el aumento de temperatura actúa como catalizador de numerosas reacciones. La rotura de grandes moléculas es otro factor que permite la reagrupación de sus partes para formar otros compuestos. El US puede producir, además, liberación de sustancias preformadas en el organismo, paso de gel a sol y otros efectos de interés (Zaragoza 1992).

### 3.1. Efectos térmicos de los Ultrasonidos

Cuando el haz de Ultrasonidos viaja a través del tejido, su energía se atenúa por mecanismos de absorción y dispersión, y la absorción por parte del tejido conduce a una elevación de la temperatura, que se puede calcular conociendo las propiedades térmicas y acústicas del tejido y teniendo bien caracterizado el campo acústico.

Para caracterizar los bioefectos térmicos es importante conocer la duración de la exposición y la temperatura que se alcanza. El calor es un teratógeno bien conocido. Para entender el daño inducido en la célula por el calor, se introduce

el concepto de “dosis térmica” para predecir los efectos que se esperan ante un aumento de la temperatura. Se define como (NCRP 1992):

$$t = t_{43} \cdot R^{(T-43)} \quad (15)$$

donde  $t$  es el tiempo a una temperatura  $T$  que produce un efecto de la misma magnitud que el que resulta de mantener 43 °C durante un tiempo  $t_{43}$ .  $R$  es 0,5 para temperaturas superiores a 43 °C y 0,25 en caso contrario.

Se han publicado estudios de experimentos in vitro en los que mantener una temperatura de 43 °C durante 240 minutos es letal. En la mayoría de los tejidos blandos, la necrosis se produce en el rango de dosis térmicas 50-240 min. Para subidas de temperaturas de 20 °C o superiores, es decir temperaturas de más de 50 °C, se causa una muerte celular inmediata (Azhari 2010). Los bioefectos inducidos térmicamente aumentan linealmente con el tiempo de calentamiento y exponencialmente con la diferencia de temperatura. Usando la ecuación (15) podemos relacionar cualquier calentamiento con el tiempo equivalente a 43 °C. Esta temperatura tiene relevancia biológica, pues se produce la activación enzimática, muerte celular, necrosis tumoral y teratogénesis.

En general, dependiendo de la magnitud y el momento de incremento de la temperatura, se puede producir cambios en las propiedades del tejido: desnaturalización de proteínas, necrosis del tejido o activación de determinados procesos celulares (incluso apoptosis). Los US utilizados en terapia hacen uso de estos efectos. Los US focalizados de alta intensidad, HIFU (“*High Intensity Focused Ultrasound*”) se aplican, por ejemplo, a tumores y malformaciones benignas (como, por ejemplo, hiperplasia y miomas) para destruir la enfermedad o producir necrosis celular. Esto indica claramente que existen efectos biológicos con los US de alta intensidad. Los efectos biológicos secundarios pueden ser la reacción de los tejidos circundantes a un incremento local de temperatura como, por ejemplo, la expansión de capilares.

El nivel de daño al individuo depende de la utilización y del lugar de aplicación. Así, cuando el hígado se somete a un US de intensidad  $1 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$  y 1 MHz se produce un aumento de temperatura de  $0,048 \text{ }^\circ\text{C} \cdot \text{s}^{-1}$  ( $2,88 \text{ }^\circ\text{C} \cdot \text{min}^{-1}$ ). Las peores condiciones se dan cuando se aplican Ultrasonidos de alta intensidad en huesos del feto, debido a que la energía liberada es relativamente alta en un lugar de alta absorción del US y el efecto biológico en el hueso del feto es mayor que en estructuras adultas. Un aumento de temperatura de más de 2 °C por encima de la temperatura corporal, puede llevar a un desarrollo anormal del feto. Se conoce que el aumento de temperatura por encima de 45 °C durante 5 minutos o más, en el tejido del embrión y del feto, se considera como potencialmente peligroso. Estudios in vitro han confirmado que en el tercer trimestre del embarazo, una exposición con un equipo PW-Doppler, po-

dría producir una elevación de temperatura entre 5 y 7 °C. Se podría concluir diciendo que este tipo de exploraciones deberían estar limitadas a un tiempo de exposición máximo.

Las moléculas de los tejidos sometidos a vibración, como consecuencia de los ciclos de compresión y expansión, durante la transmisión de energía ultrasónica, sufren un aumento relativo de su temperatura media. Se produce así, un micromasaje de los tejidos con generación de calor por fricción. Este fenómeno se debe al amortiguamiento de la energía del haz y a la regulación ejercida por el sistema circulatorio. La cantidad de calor generado dependerá del tipo de tejido, del tipo de US empleado (continuo o pulsado), de la intensidad, de la duración del tratamiento y del modo de aplicación. También hay que tener en cuenta, que debido al fenómeno de reflexión del haz sónico, se produce un aumento de la intensidad en las zonas limítrofes entre tejidos y se origina así, un aumento de temperatura y mayores variaciones de presión. El aumento de temperatura producido por las diferencias en el coeficiente de absorción y por la reflexión en los límites tisulares, se da especialmente en el periostio con el uso de US continuo.

Por otro lado, el aumento de temperatura conseguido con el ultrasonido puede ofrecer una ventana terapéutica en diferentes ámbitos. En el ámbito médico, se emplean los US de altas intensidades (102-104 W/cm<sup>2</sup>) para aumentar la temperatura de células tumorales hasta 60 °C en poco tiempo, lo que produce su apoptosis. En fisioterapia, sin embargo, se emplea para aumentar la temperatura de tejidos blandos, no más de 10 °C en la mayoría de los casos, lo que disminuye el dolor y el edema, mejora la circulación sanguínea y la elasticidad, y aumenta el metabolismo.

### 3.2. Efectos mecánicos de los Ultrasonidos

Los tejidos cercanos a cavidades con aire son particularmente vulnerables al daño mecánico. Casi toda la onda de Ultrasonidos incidente en una interfase tejido-aire (con muy diferentes impedancias acústicas) se refleja, encontrándose estas cavidades de aire en los alvéolos de los pulmones y en el intestino, aunque también se pueden introducir artificialmente como medio de contraste en sangre. La tensión mecánica que experimenta el tejido blando en la interfase tejido-aire puede ser suficiente para causar daño permanente en membranas o debilitar estructuras tisulares conectivas al generarse fuerza de cizalladura (causando, por ejemplo, sangrado de capilares pulmonares) (Duck, 2012).

En general, los efectos se pueden dividir en dos tipos:

- rotura celular, y
- efectos en las células que superan la cavitación.

La hemolisis, destrucción de los hematíes, es uno de los primeros efectos que se han encontrado. Se cree que si la cavitación tiene lugar en los vasos sanguíneos se produce la hemolisis. Las causas para la rotura celular pueden ser múltiples, y normalmente, lo son las pequeñas corrientes debidas a la cavitación inercial. Sin embargo, también la cavitación no inercial puede producir pequeñas corrientes suficientemente fuertes para producir la rotura, aunque también se considera que las fuerzas de desplazamiento de las burbujas pueden producirlas. La destrucción de las células puede producir la desintegración de la pared del vaso, y por tanto, el consiguiente cambio de la permeabilidad del mismo, y en último caso, la hemorragia en capilares.

Se debería tener un cuidado especial en los casos en que la exposición de los tejidos se realiza en presencia de elementos de contraste gaseoso para los US. Los efectos biológicos producidos en presencia de elementos de contraste de microburbujas están relacionados con la inducción y mantenimiento de la cavitación inercial. En presencia de microburbujas, la cavitación puede producir la rotura de microestructuras de trombos, por lo que los US pueden producir una trombolisis no invasiva basada en la cavitación.

Los efectos en las células que superan la cavitación, pueden producir daño funcional y estructural. Estos son normalmente efectos secundarios de la cavitación y la producción de calor puede inducir reacciones químicas que pueden producir radicales libres. Además, las reacciones químicas pueden alterar el medio químico de las células y producir efectos tardíos. Estos efectos pueden incidir en la rotura de la cadena de ADN, rotura de cromosoma y transformación celular. La morfología celular se puede alterar o verse modificada por las funciones de transporte de las membranas, pero todos estos efectos sólo se han observado *in vitro*. No se ha observado la formación de radicales libres "*in vivo*", entre otras razones, porque sus efectos tienen un rango muy corto y son muy difíciles de detectar. Se promete difícil el inducir mutaciones genéticas *in vitro* incluso a muy altas presiones. En la literatura aparece un amplio surtido de efectos de cavitación *in vitro*. Además, los tejidos que de forma natural presentan cavidades gaseosas son objetos del fenómeno de cavitación. Se han encontrado hemorragias intestinales y pulmonares en experimentos con animales.

Un efecto observado "*in vivo*" con la presencia de microburbujas de elementos de contraste es el cambio en la permeabilidad del tejido por sonoporción. Otro efecto terapéutico que se puede considerar, es el cambio de la permeabilidad de las membranas de las células o de los vasos lo que puede permitir nuevas formas de administrar medicamentos. Por eso, la producción de cavitación localizada, mediante Ultrasonidos, pueden aumentar la efectividad de aplicaciones locales de medicamentos.

Al ser la onda ultrasónica de naturaleza mecánica, la ultrasonoterapia produce en el tejido corporal una vibración, o bien movimientos de vaivén y presión. Esto es, los US originan en los tejidos vibración, provocan un movimiento rítmico de vaivén, que a su vez causa compresión y expansión en el tejido con una frecuencia igual a la de la onda aplicada. La amplitud sónica o amplitud del movimiento de vaivén, va a estar en razón inversa a la frecuencia (menor amplitud para 3 MHz que para 1 MHz) y la aceleración y desaceleración del movimiento de moléculas y partículas intracelulares va a estar en razón directa a la frecuencia de la onda ultrasónica (mayores efectos mecánicos con 3 MHz que con 1 MHz). Los movimientos mecánicos producen en los tejidos un efecto de "micromasaje". Esto produce leves alteraciones y deformaciones en las membranas celulares, cambios de permeabilidad transitorios o lisis celular. Además, los US son capaces de desencadenar un gran número de reacciones bioquímicas intracelulares, cambios en la expresión génica o incluso inducir daños en el ADN. Esto se debe a la compleja red que regula los mecanismos de mecanotransducción celular, y produce un efecto en el interior de las células a través de fuerzas físicas extracelulares. De forma global, estos efectos biológicos pueden producir un incremento de la proliferación celular. Por tanto, los US son de especial utilidad para conseguir la curación temprana de fracturas y heridas.

### 3.3. Efectos químicos de los Ultrasonidos

Este efecto deriva de la acción conjunta del efecto mecánico y el térmico. La alta presión y las altas temperaturas conseguidas por la oscilación de microburbujas previamente a su colapso, producen una sonólisis del agua y la formación de radicales libres. Los átomos de hidrógeno ( $H^+$ ) y los radicales hidroxilos ( $OH^-$ ) son los productos primarios obtenidos con la sonólisis del agua.

La presencia de radicales libres ha demostrado mejorar selectivamente la permeabilidad y el estrés oxidativo en células endoteliales tratadas con US. Estos radicales libres observados en los estudios pueden ser de dos tipos. Un tipo se origina extracelularmente como resultado de la cavitación inercial y tienen una vida corta, y sus efectos biológicos son dudosos, a menos que interactúen con solutos y provoquen una cadena de reacciones que pueden prolongar su presencia y por tanto sus efectos biológicos. Por otro lado, se pueden producir radicales libres intracelularmente como respuesta a la detección de un estímulo mecánico o por la programación de una secuencia bioquímica (apoptosis inducida por US).

Además de los efectos de los US como consecuencia de la cavitación, el micromasaje producido por el efecto mecánico favorece el contacto entre los componentes del medio. También el aumento de temperatura como conse-

cuencia del efecto térmico del US, actúa como catalizador de reacciones químicas. La suma de sus efectos permite al US ejercer una acción coloide-química, transformando coloides en estado de gel a soluciones. Además, es un método idóneo para conseguir la liberación de sustancias como la histamina y para estimular el metabolismo celular.

### 3.4. Índices mecánico y térmico

En general, no es posible medir los campos acústicos directamente sobre el paciente. Esta dificultad significa que hay que buscar un método alternativo para estimar las magnitudes acústicas, como potencia, presión acústica e intensidad en el tejido durante la exploración, es lo que llamamos estimación de la exposición in situ. Idealmente, un modelo numérico predice la propagación del US a través del tejido teniendo en cuenta la absorción, dispersión, refracción y procesos no lineales, y reconoce la variación tridimensional de las variables acústicas. La extrema complejidad de la situación conduce a una práctica simplificación, que se utiliza si se requiere la estimación de la exposición in situ.

Todos los cálculos están basados en las medidas de la presión acústica en agua. El tejido se modela como uniforme, con propiedades de atenuación homogéneas y con un coeficiente de  $0,3 \text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$ . La selección de este valor del coeficiente de atenuación, que es inferior al promedio del tejido blando, está justificado desde el punto de vista de la seguridad, al considerar la propagación tanto a través de tejido blando (ligeramente superior) como a través de fluidos (de valor inferior). En promedio, este método debería sobreestimar la exposición local. Se puede decir, en suma, que las valoraciones de la estimación de la exposición in situ se realizan con un método muy simple que sólo es una aproximación grosera (Ter Haar 2004).

La Sociedad Australiana de Ultrasonidos en Medicina, ASUM (*Australian Society for Ultrasound in Medicine*) hizo las siguientes recomendaciones relacionadas con la seguridad considerando los efectos térmicos (ASUM 1999):

- Una exposición diagnóstica que produce una elevación de la temperatura de  $1,5 \text{ }^\circ\text{C}$  sobre los niveles normales ( $37 \text{ }^\circ\text{C}$ ) se puede utilizar sin reserva para exploraciones clínicas.
- Una exposición diagnóstica que eleva la temperatura del feto o del embrión hasta los  $41 \text{ }^\circ\text{C}$  (es decir  $4 \text{ }^\circ\text{C}$  sobre la temperatura normal) durante 5 minutos, debería ser considerada potencialmente peligrosa.
- Los efectos del calentamiento se deberían reducir minimizando la duración de la exploración.

- Prestar atención en la utilización de técnicas ajustadas para obtener la información diagnóstica buscada, y minimizar el tiempo de duración, sobre todo en exploraciones Doppler, a embarazadas.

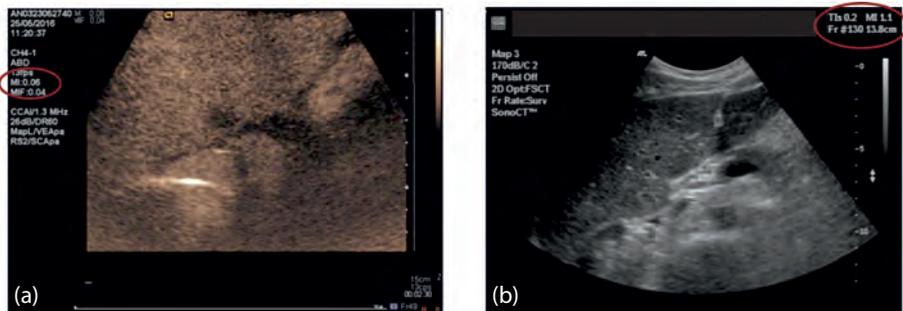
En la práctica resulta imposible conocer la elevación de temperatura que se induce por la utilización de los US. En los exámenes ecográficos, el riesgo asociado está relacionado con la probabilidad de ocurrencia de efectos mecánicos o térmicos durante la exposición de los tejidos al haz ultrasónico. Con este fin, la FDA (*Food and Drugs Administration*) introdujo la ODS (*“Output Display Standard”*) en 1992, que define unos índices relacionados con la seguridad que deben aparecer en tiempo real, en las pantallas de los ecógrafos (Figura 4), y que informan del balance riesgo/beneficio de la exploración.

El “Índice Térmico”, TI (*“Thermal Index”*) es un número que proporciona una estimación de la elevación de la temperatura que se podría alcanzar en caso de que se dieran las peores condiciones. Se ha definido para estimar el aumento potencial de temperatura, como (AIUM/NEMA 1992):

$$TI = W_p / W_{deg} \quad (16)$$

siendo  $W_p$  la potencia del campo de ultrasonido a una distancia definida del transductor y depende del modo de barrido, y  $W_{deg}$  es la tasa de atenuación estimada de la potencia para incrementar la temperatura del tejido blando en 1 °C. El valor de TI se muestra en los equipos de Ultrasonidos para el diagnóstico para facilitar al usuario una idea de los posibles efectos que la elevación de la temperatura puede producir en los tejidos durante la exploración.

Los equipos de Ultrasonidos son capaces pues, de calentar los tejidos. En condiciones extremas, el aumento de temperatura se puede aproximar o superar los 10 °C. En muchas situaciones, el aumento de temperatura que



**Figura 4.** Presentación en pantalla de dos exploraciones de abdomen: con contraste (a), (cedida por el Dr Félix Serrano) donde se muestra el MI y sin contraste (b), con los índices MI y TI.

predice el índice térmico mostrado puede ser útil para una estimación razonable de lo que puede ocurrirle al tejido. Sin embargo, hay situaciones donde no es posible, especialmente cuando los tejidos que atraviesan los US son de baja absorción (orina en vejiga). Los valores se subestiman también cuando el calentamiento de la sonda contribuye al calentamiento de la superficie. Por todas estas razones, los valores indicados de TI se deben interpretar según se lleve a cabo la exploración, teniendo en cuenta las circunstancias en las que las temperaturas pueden superar las previstas por el valor de TI indicado.

El índice térmico TI es una relación entre potencias y se definen tres clases:

- Índice térmico para tejidos blandos, utilizado cuando atravesamos tejido blando en la exploración (“TIS-soft”).
- Índice térmico para hueso, cuando se encuentra en el foco del haz (“TIB-bone”).
- Índice térmico craneal, cuando el hueso se encuentra cerca del transductor (“TIC-craneal”).

El cálculo de TI considera un tejido modelo que consiste en un medio homogéneo y de coeficiente de atenuación  $0,3 \text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$ . El hueso se considera muy absorbente y con su superficie perpendicular al haz de US. El TIB se utiliza cuando el hueso queda cerca del foco y es apropiado, según la ODS, para el segundo y tercer trimestre del embarazo y para estudios craneales de neonatos. El TIC se utiliza en estudios craneales pediátricos y de adultos, y nos informa sobre el calentamiento del hueso cercano al transductor.

El valor para indicar los posible efectos de cavitación en los tejidos se denomina “Índice Mecánico”, MI (“Mechanical Index”) y está basado en datos experimentales. En lugar de la dependencia lineal con la frecuencia para la producción de cavitación, se considera una dependencia de potencia  $\frac{1}{2}$  con la frecuencia para tener un margen adicional de seguridad. El índice mecánico es un indicador para el usuario de la posibilidad que suceda la cavitación durante la exploración (AIUM/NEMA 1992):

$$\text{MI} = \frac{Pr.3}{f_{awf}^{1/2} C_{\text{MI}}} \quad (17)$$

siendo  $C_{\text{MI}} = 1 \text{ MPa/MHz}^{1/2}$ ,  $p_{r.3}$  la presión de enrarecimiento máxima en MPa y  $f_{awf}$  la frecuencia acústica en MHz. Para valores inferiores de MI se estima que no se produce daño mecánico. Para simplificar, la atenuación de los dos parámetros, MI y TI, se calcula considerando una atenuación homogénea en tejido con un coeficiente de atenuación, ya señalado, de  $0,3 \text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$ .

La determinación del umbral de cavitación es muy difícil, y el índice mecánico ha demostrado ser un indicador muy pobre del umbral de estos efectos, por lo que se ha propuesto en su lugar un índice específico para el pulmón, pero con poca aceptación por la comunidad científica.

En ausencia de gas, una onda ultrasónica puede generar una fuerza de radiación en el tejido, que eleva la absorción de la energía acústica en la dirección de su recorrido. Esta fuerza,  $F_{rp}$ , es (Ter Haar, 2010):

$$F_{rp} = 2\alpha I/c \quad (18)$$

donde  $\alpha$  es el coeficiente de absorción,  $I$  es la intensidad y  $c$  es la velocidad del sonido en el medio. Para una intensidad de  $1 \text{ W/cm}^2$  la fuerza es de  $\approx 1,3 \cdot 10^4 \text{ N/m}^3$  en tejido blando ( $\alpha = 10 \text{ Np/cm}$ ;  $c = 1500 \text{ m/s}$ ). La fuerza de radiación puede crear también patrones de comportamiento de corrientes macroscópicas en fluidos pero no se han encontrado efectos adversos, sí se han utilizado en diagnóstico para diferenciar tumores sólidos de quistes (con líquidos en su interior).

Ninguno de los índices tiene en cuenta el calentamiento del transductor, que es el responsable del aumento de la temperatura de los tejidos cerca de la superficie. El índice mecánico (MI) informa sobre la posibilidad de daño mecánico en los tejidos y aumenta con la presencia de gas. La Sociedad Británica de Ultrasonidos en Medicina, BMUS (*British Medical Ultrasound Society*) emitió unas recomendaciones para el uso seguro de los equipos de Ultrasonidos diagnósticos. Esta guía (BMUS 2009), útil en la práctica clínica, nos limita los valores de MI y TI en las siguientes situaciones:

- Para valores de MI superiores a 0,3 hay posibilidad de daño menor neonatal en pulmones o intestino, por lo que el tiempo de exposición a estos niveles se debe reducir al mínimo.
- Cuando los valores de MI son superiores a 0,7 hay riesgo de cavitación si se utilizan agentes de contraste con burbujas, existiendo riesgo de cavitación aun sin contraste.
- Cuando los valores de TI son superiores a 0,7 los tiempos de exploración al feto se deben reducir como sigue:

TI = 0,7	60 min
TI = 1,0	30 min
TI = 1,5	15 min
TI = 2,0	4 min
TI = 2,5	1 min

- Cuando los valores de TI son superiores a 1,0 no se recomiendan exploraciones oftálmicas.
- Cuando los valores de TI son iguales o superiores a 3,0 no se recomiendan exploraciones a fetos ni a embriones.

Lo cierto es que en una encuesta realizada a usuarios de equipos ultrasonicos, se señala que no utilizan estos índices y desconocen en gran medida su significado, por lo que cabe deducir que su uso no es generalizado.

Ambos índices tienen sus detractores y sus limitaciones, algunas de ellas son: suponer que la propagación acústica es lineal; no considerar la elevación de la temperatura en la piel en contacto con el transductor; no ser válidos con agentes de contraste y no ser útiles en las nuevas técnicas de imagen. Además, estos índices no suministran al usuario indicaciones de donde no son válidos (Ter Haar 2004; ECMUS 2011). La NCRP (*National Council on Radiation Protection and Measurements*) (NCRP 1986), avisó de la importancia del análisis riesgo-beneficio en estas exploraciones.

## 4. Epidemiología

Cuando se utiliza un agente físico capaz de depositar energía en el cuerpo humano, no sólo es científicamente interesante, sino que es obligatorio profesionalmente, preguntarse si el uso de los US médicos pueden ser peligrosos en algún aspecto, tanto para pacientes como para operadores. Estas cuestiones surgen en el momento que empiezan a utilizarse tanto en terapia como en diagnóstico, y en vista de la imposibilidad pues, de tener pruebas definitivas de seguridad para este agente, hay que continuar considerándolo materia de discusión y controversia (Ter Haar 2004).

Teniendo en cuenta la hipótesis de que el US de diagnóstico puede tener un efecto biológico potencial, diversos estudios epidemiológicos han informado sobre los efectos en niños expuestos a Ultrasonidos en útero. Se cree que las radiaciones no ionizantes no están relacionadas con el cáncer, puesto que los estudios realizados no pudieron demostrar ninguna relación entre el cáncer y la exposición intrauterina a los US. Aunque no haya pruebas concluyentes sobre los efectos negativos en la salud humana en diagnóstico, no se excluye que puedan aparecer efectos biológicos.

Los US son extremadamente seguros. Se han utilizado en obstetricia durante más de cuatro décadas sin efectos dañinos sobre la salud, sin embargo, la ausencia de evidencia de daño no es evidencia de la ausencia de daño. Por tanto, es necesario estudiar los efectos de la exposición a los US prenatales en

poblaciones humanas, antes de hacer ninguna declaración definitiva sobre los riesgos observados.

La epidemiología de estudios ultrasónicos prenatales concluye que (Salvesen 2012):

- Las revisiones sistemáticas de estudios epidemiológicos no han mostrado relación entre las exploraciones ultrasónicas prenatales y resultados adversos.
- No se han detectado aberraciones cromosómicas en linfocitos, tras el uso de Ultrasonidos, ni en la madre ni en el feto.
- Hay una relación significativa entre exploraciones ultrasónicas prenatales y la zurdera.
- La mayoría de las evidencias epidemiológicas son con exploraciones de modo B, en uso comercial desde hace más de 40 años, pero los ecógrafos actuales trabajan con regímenes de Ultrasonidos más altos. Se impone pues, seguir investigando con los nuevos equipos.
- No hay evidencias de que el uso de Ultrasonidos prenatales afecten al peso en el nacimiento. Tampoco afectan a la mortalidad ni a la morbilidad perinatal.

Los estudios epidemiológicos han demostrado que no existe asociación entre el uso de Ultrasonidos prenatales y resultados adversos perinatales como, enfermedades en la infancia, desarrollo neurológico, dislexia, velocidad de desarrollo, desarrollo escolar e intelectual, y enfermedades mentales de adultos. Sin embargo, sí que hay una débil significación estadística con la zurdera, lo que no significa que haya una relación causa-efecto.

## 5. Consideraciones de seguridad

Bajo ciertas condiciones de exposición, los US pueden producir bioefectos nocivos. Hay una posibilidad hipotética de que las imágenes ultrasónicas no sean completamente seguras. Consecuentemente, las autoridades regulatorias y los clínicos tienen que equilibrar prudentemente los beneficios asociados a la información diagnóstica obtenida frente al riesgo de daño. Este es el planteamiento correcto ante la aparición de bioefectos adversos, pero la realidad es que el mayor riesgo asociado al uso de Ultrasonidos es el error diagnóstico.

Las agencias reguladoras de los distintos países obligan a los fabricantes a suministrar en pantalla los índices térmicos (relacionados con el riesgo de daño

térmico) y mecánicos (relacionados con el daño posible por la cavitación) asociados a la exploración que se esté realizando. Estos índices son una guía para el clínico en el balance riesgo/beneficio y en la aplicación del principio ALARA (*"As Low As Reasonably Achievable"*). Es necesario señalar que no realizar una exploración que está indicada o hacerlo de forma no adecuada, puede ser mucho más perjudicial para el paciente que los US por sí mismos (Duck 2012). Aunque los US diagnósticos tienen una historia marcada por la seguridad en relación a los bioefectos adversos, la investigación en mecanismos de interacción térmicos, mecánicos y no térmicos/no mecánicos, entre Ultrasonidos y sistemas biológicos cuenta con gran actividad.

Las sociedades profesionales internacionales de los US médicos tienen sus propios comités y la IEC (*International Electrotechnical Commission*) redacta documentos relacionados con la seguridad de los equipos de Ultrasonidos. La Federación Europea de Sociedades de Ultrasonidos en Medicina y Biología, EFSUMB (*European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology*) ha publicado documentos explicando el uso racional de los índices térmico y mecánico. La Federación Mundial de Sociedades de Ultrasonidos, WFUMB (*World Federation of Ultrasound in Medicine and Biology*), ha publicado recomendaciones sobre los efectos térmicos y seguridad con el uso de contrastes (Claudon y cols. 2013).

La seguridad de los US médicos tiene una larga historia y se les asegura un largo futuro. Hay muchas cuestiones a las que darle respuesta definitiva y que actualmente no la tienen. El acercamiento cuantitativo a la física del problema es importante y lo es particularmente en materia de medida de magnitudes relacionadas con la exposición acústica; el lógico acercamiento a la metrología del problema es defectuoso y está presente nuestra incapacidad de encontrar una magnitud o grupo de magnitudes que sean unos buenos indicadores de los efectos biológicos.

La biología del problema es compleja y a veces desconcertante. Debemos distinguir entre efecto (algo observable) y daño (con perjuicio a un individuo). En este contexto es apropiado concentrar la atención en la evidencia de la mutagénesis, carcinogénesis y teratogénesis (Ter Haar 2004).

Para una adecuada aplicación de los equipos médicos de Ultrasonidos, se debe observar:

- El operador debe ser consciente de los niveles de exposición ultrasónica y usar el menor nivel compatible con el efecto clínico deseado.
- No se deben exponer innecesariamente a los US los profesionales que los manejan.

- Los procedimientos de utilización de estos equipos deben estar elaborados por personal cualificado.
- Los US terapéuticos se deberán administrar por expertos para minimizar efectos adversos.

Con estas recomendaciones, el grado de seguridad y efectividad de los US médicos, alcanza un alto nivel de confianza.

## 6. Referencias

- [1] AIUM/NEMA (1992). *“Standard for the Real-Time Display of Thermal and Mechanical Acoustic Output Indices on Diagnostic Ultrasound Equipment”*. AIUM, American Institute of Ultrasound in Medicine. NEMA, National Electrical Manufacturers Association. Rockville, Maryland, USA.
- [2] ASUM (1999). *“Safety and Technical Specifications Standards of Practice”*. Sociedad Australiana de Ultrasonidos en Medicina. <http://www.asum.com.au/files/public/SoP/Uploads/Safety-SoP.pdf>
- [3] AZHARI H. (2010). *“Safety and therapeutic applications”*. Basis of biomedical ultrasound for engineers. John Wiley & Sons. 287-312.
- [4] BAMBER J.C., MILLER N.R., TRISTAN M. (2012). *“Diagnostic Ultrasound”*. Webb’s Physics of Medical Imaging. 2nd edition. CRC Press.
- [5] BMUS (2009): *“Guidelines for the safe use of diagnostic ultrasound equipment”*. Safety Group of the British Medical Ultrasound Society.
- [6] CLAUDON M., DIETRICH C.F., CHOI B.I., COSGROVE D.O., KUDO M., NOLSOE C.P., PISCAGLIA F., WILSON S.R., BARR R.G., CHAMMAS M.C., CHAUBAL N.G., CHEN M.H., CLEVERT D.A., CORREAS J.M., DING H., FORSBERG F., FOWLKES J.B., GIBSON R.N., GOLDBERG B.B., LASSAU N., LEEN E.L., MATTREY R.F., MORIYASU F., SOLBIATI L., WESKOTT H.P., XU H.X. (2013). *“Guidelines and good clinical practice recommendations for contrast enhanced ultrasound (CEUS) in the liver – Update 2012 AWFUMB-EFSUMB initiative in cooperation with representatives of AFSUMB, AIUM, ASUM, FLAUS AND ICUS”*. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 39(2): 187-210.
- [7] DAVINSON F. (1991). *“Ultrasonic Power Balances”*. Output Measurement for Medical Ultrasound. Springer-Verlag. 74-90.
- [8] DUCK F.A. (2012). *“The propagation of ultrasound through tissue”*. The safe use of ultrasound in medical diagnosis. 3rd edition by Gail Ter Haar. The British Institute of Radiology. 4-17.

- [9] ECMUS (2011). "*Thermal (TI) and Mechanical (MI) Indices*". European Committee of Medical Ultrasound Safety. Safety Committee Guidelines, EFSUMB; [www.efsumb.org/ecmus](http://www.efsumb.org/ecmus)
- [10] INSANA M.F. (1995). "*Sound attenuation in tissue*" in Medical CT and Ultrasound. Ed. Lee W. Goldman and J. Brian Fowlkes. AAPM Advanced Medical Publishing, Madison WI (USA), 15-33.
- [11] JAGO J.R., HENDERSON J., WHITTINGHAM T.A., MITCHELL G. (1999). "*A comparison of AIUM/NEMA thermal indices with calculated temperature rises for a simple third-trimester pregnancy tissue model*." *Ultrasound in Med. & Biol.*, 25(4): 623-8.
- [12] NCRP (1992). "*Exposure criteria for medical diagnostic ultrasound. I: Criteria based on thermal mechanisms*". Report 113. National Council on Radiation Protection and Measurement, Bethesda, Maryland (USA).
- [13] NCRP (1986). "*Biological effects of ultrasound: Mechanisms and clinical implications*." Report 74. National Council on Radiation Protection and Measurement, Bethesda, Maryland (USA).
- [14] NYBORG W.L. (1981). "*Heat generation by ultrasound in a relaxing medium*". *J. Acoust. Soc. Am.* 70(2): 310-312.
- [15] NYBORG W.L. (1988). "*Solutions of the bio-heat transfer equation*". *Phys. Med. Biol.* 33(7): 785-792.
- [16] PRESTON R.C. (1991). "*Safety of Diagnostic Ultrasonic Equipment: The Relevance of Acoustic Output Information to the Clinical User*". Output Measurement for Medical Ultrasound. Springer-Verlag. 5-18.
- [17] ROBINSON S.P. (1991). "*Hydrophones*". Output Measurement for Medical Ultrasound. Springer-Verlag. 57-74.
- [18] SALVESEN K. (2012). "*Epidemiological studies of diagnostic ultrasound*". The safe use of ultrasound in medical diagnosis. 3rd edition by Gail Ter Haar. The British Institute of Radiology. 4-17.
- [19] TER HAAR G. (2004). "*Ultrasonic biophysics*" y "*Assessment of Possible Hazard in Use*". *Physical Principles of Medical Ultrasonics*. 2nd edition John Wiley & Sons. Chichester, England, 349-398 y 457-480.
- [20] TER HAAR G. (2010). "*Ultrasound bioeffects and safety*". Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H. *Journal of Engineering in Medicine*. 224: 363-373.
- [21] WELLS P.N.T. (2006). "*Ultrasound imaging*". *Phys. Med. Biol.* 51: R83-R98.

- [22] ZARAGOZA J.R. (1992). "*Ultrasonidos.Ecografía*". Física e instrumentación médica. 2ª edición. Masson & Salvat Medicina, Barcelona, España, 483-495.

## 7. Bibliografía

- [1] HOSKINS P., MARTIN K., THRUSH A. (2010). "*Safety of diagnostic ultrasound*". *Diagnostic ultrasound. Physics and equipment*". 2nd edition. Cambridge University Press. Cambridge, UK.
- [2] LACEFIELD J.C. (2014). "*Physics of ultrasound*". *Diagnostic Radiology Physics. A handbook for teachers and students*. IAEA. 291-308.
- [3] NCRP (2002). "*Exposure criteria for Medical Diagnostic Ultrasound. II: Criteria based on all known mechanism*". Report 140. National Council on Radiation Protection and Measurement, Bethesda, Maryland, EE. UU.
- [4] O'BRIEN W.D., MILLER D., HENDEE W.R. (2001). "*Diagnostic ultrasound should be performed without upper intensity limits*". *Point/counterpoint*. *Med. Phys.* 28: 1-3.
- [5] TER HAAR G. (2012). "*The safe use of ultrasound in medical diagnosis*". 3rd edition, British Institute of Radiology, London, UK.
- [6] WEBB S.J., GARRISON M.M., BERNIER R., MCCLINTIC A.M., KING B.H., MOURAD P.D. (2017). "*Severity of ASD (autism spectrum disorder) Symptoms and Their Correlation with the Presence of Copy Number Variations and Exposure to First Trimester Ultrasound*". *Autism Research* 10(3): 472-484.

**Tema 8:**  
Aplicaciones diagnósticas  
de los Ultrasonidos

**Javier Salceda Artola**



# Aplicaciones diagnósticas de los Ultrasonidos

*Javier Salceda Artola  
Servicio de Radiodiagnóstico  
Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza  
javier.salceda.artola@gmail.com*

## 1. Importancia de los Ultrasonidos en el diagnóstico clínico

La Medicina clínica comprende el conjunto de actuaciones diagnósticas y terapéuticas sobre las enfermedades que padecen los seres humanos. Desde sus comienzos, los médicos han atribuido la clave del conocimiento diagnóstico a los procesos que se originan en el interior del cuerpo. Pero el médico solo tiene relación, por lo general, con las partes del organismo cuyas propiedades pueden ser captadas por nuestros sentidos externos. Para suplir la carencia de información interna que nuestros sentidos no pueden proporcionarnos directamente se han desarrollado una serie de técnicas con instrumentos médicos que permiten al clínico obtener información del interior del enfermo bien en su aspecto funcional (fisiológico) o bien en su aspecto morfológico (anatómico).

Las técnicas que emplean los Ultrasonidos (US) permiten estudiar ambos aspectos de la información del organismo:

- Entre las técnicas que evalúan los aspectos anatómicos encontramos la ecografía en escala de grises (abreviada como ecografía, en adelante) y la elastografía.
- Entre las que permiten valorar características funcionales de los órganos estarían la ecografía (cuando se realiza como técnica dinámica), la ecografía en modo M y las técnicas de Doppler (con o sin ecografía adicional).

En la actualidad, las técnicas que emplean Ultrasonidos han tenido un potente desarrollo entre las técnicas de imagen médicas. Este desarrollo se puede explicar por las siguientes ventajas frente a otras modalidades de imagen:

- Ausencia del empleo de radiaciones ionizantes.
- Ausencia casi total de contraindicaciones.
- Equipos relativamente baratos.
- Manejo sencillo de los equipos.
- Escaso tiempo de realización de las exploraciones.
- Movilidad de los equipos.
- Alta rentabilidad diagnóstica en muchas situaciones clínicas.
- Gran versatilidad de aplicaciones en casi toda la anatomía.
- Capacidad para obtener información vascular sin el empleo de contraste.
- Capacidad de realizar exploraciones dinámicas con imagen en tiempo real.
- Capacidad de servir como guía para intervenciones.
- Técnica de primera elección en imagen obstétrica y muchos territorios anatómicos.

La mayoría de estas ventajas lo son sobre los equipos de TC y RM (ausencia de radiaciones ionizantes, precio, movilidad, etc.). Cabe considerar que todo ello contribuye a que la ecografía sea técnica de primera elección en casi todas las exploraciones de imagen obstétrica y ginecológica, y en muchas de las de imagen pediátrica y cardíaca.

No obstante, es importante reconocer que la ecografía no está exenta de varias limitaciones:

- Problemas de transmisión del haz sónico ante gas, hueso y calcificaciones.
- Mala calidad de la imagen en planos profundos y pacientes obesos.
- Inespecificidad de los hallazgos en muchas exploraciones.
- Apreciable dependencia del operador.
- Banalización de su empleo sin la adecuada formación.

El resto del tema está dedicado a explicar los ejemplos más paradigmáticos de la información y diagnósticos que se pueden conseguir con cada técnica para cada región de la anatomía.

## 2. Técnicas diagnósticas con Ultrasonidos en el abdomen y la pelvis

El abdomen y la pelvis son las regiones del cuerpo humano entre el tórax y las extremidades inferiores. Repartida entre ambas se encuentra la mayor cavidad del organismo (la cavidad peritoneal). Los órganos contenidos en dicha cavidad son de muy diversa naturaleza: digestivos, urológicos, genitales internos y endocrinos.

En cualquier caso, tratándose de las técnicas diagnósticas con Ultrasonidos, conviene distinguir entre las vísceras que poseen gas en su interior y las que no:

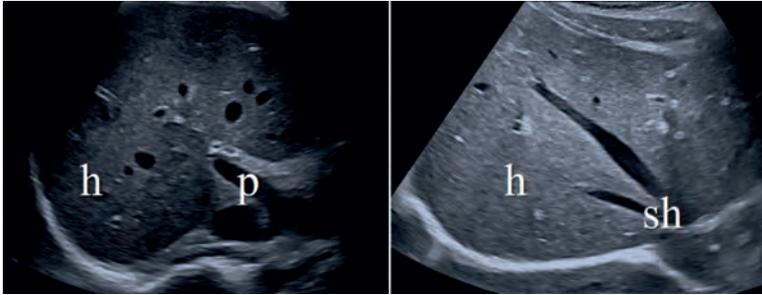
- Las vísceras que contienen gas en su interior son más difíciles de evaluar precisamente porque dicho contenido gaseoso impide la correcta transmisión de los ultrasonidos en su rango habitual de frecuencias.
- Las vísceras sólidas (como el hígado o los riñones) y las huecas que contienen solo líquido (como la vejiga) se pueden evaluar desde todos aquellos puntos en que exista una ventana de transmisión adecuada, lo que, a efectos prácticos, implica que el haz sónico no se encuentre con estructuras óseas ni con el gas de los órganos digestivos o los pulmones durante su recorrido.

### 2.1. Hígado

El hígado es el órgano más voluminoso del cuerpo humano. Dentro del abdomen, el hígado se localiza en el cuadrante superior derecho. La anatomía hepática (Figura 1) se puede simplificar en que el hígado se compone de un parénquima que comunica con el resto del cuerpo mediante vasos sanguíneos de entrada (arteria hepática y vena porta), vasos sanguíneos de salida (venas suprahepáticas) y una red de conductos confluentes (vía biliar) por el que la bilis fluye hacia el tubo digestivo.

Se pueden describir tres técnicas que emplean Ultrasonidos para el diagnóstico de las enfermedades hepáticas: la ecografía, la ecografía con Doppler de los vasos hepáticos y la elastografía hepática.

La ecografía es una técnica muy adecuada para aproximar el diagnóstico de las lesiones que afectan a todo el parénquima. En concreto, permite valorar la infiltración grasa del hígado (esteatosis) y los signos de las enfermedades hepáticas crónicas, especialmente para conocer si han provocado su degeneración hacia la fibrosis (conocida como cirrosis hepática en su último estadio). Asimismo, en un contexto clínico de cirrosis establecida, sirve para diagnosticar algunas de sus complicaciones tales como la presencia de líquido en la



**Figura 1.** Par de imágenes ecográficas que muestran la anatomía hepática. En la izquierda, se muestra el parénquima hepático (h) y la entrada de la vena porta (p). En la derecha, se muestra la salida de las venas suprahepáticas (sh) desde el parénquima hepático (h).

cavidad abdominal (ascitis) y el aumento de la presión de la vena porta (hipertensión portal).

La ecografía también ayuda al diagnóstico de las lesiones que ocupan una parte limitada del parénquima hepático, es decir, de las denominadas lesiones focales del hígado. El principal interés ante el problema de una lesión focal es el de la valoración de su malignidad o benignidad. En este sentido cabe destacar que la ecografía suele suponer una aproximación parcial al problema y solo lo resuelve con plena seguridad en el caso de que las lesiones sean quísticas puras.

Si se combina la ecografía con el empleo de contrastes intravenosos específicos, se obtiene la ecografía con contraste, que, como en otras exploraciones radiológicas, permite muestrear en tiempo real el comportamiento vascular de ciertas lesiones focales según sus tiempos de tránsito. Esto, en consecuencia, permite la caracterización específica de algunas de las lesiones focales.

Las exploraciones con técnica de ecografía con Doppler hepático (Figura 2) combinan la información anatómica del hígado y la del flujo vascular en los vasos hepáticos. Así, se pueden diagnosticar las enfermedades con afectación de los vasos de entrada y salida del hígado, tales como obstrucciones, estrechamientos vasculares (estenosis), y acúmulo de coágulos en las paredes vasculares (trombosis).

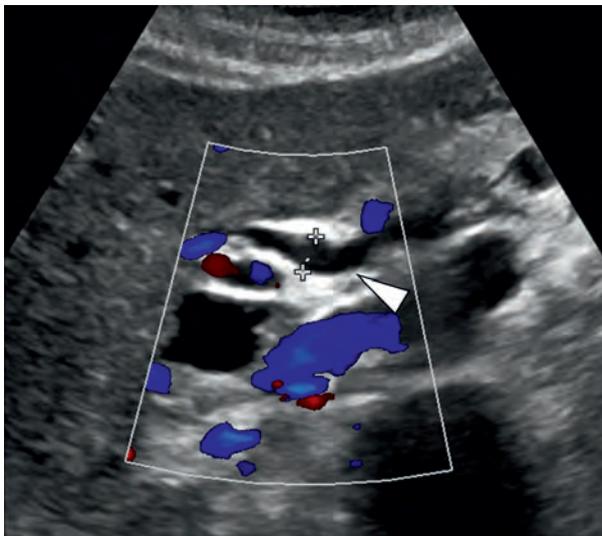
La elastografía hepática permite calcular la rigidez tisular, lo que, a su vez, se correlaciona con el grado de fibrosis hepática en un contexto de enfermedad hepática crónica conocida. Esta técnica se emplea, sobre todo, en aquellos pacientes con hepatitis crónica y en los trasplantados hepáticos.



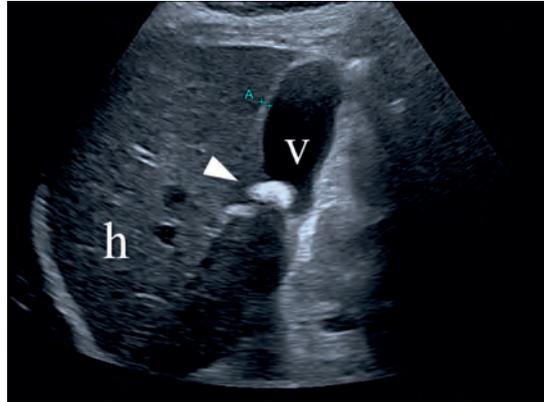
**Figura 2.** Imagen ecográfica con Doppler a color mostrando flujo en algunas ramas de la vena porta y de la arteria hepática.

## 2.2. Vía y vesícula biliar

La vía biliar (Figura 3) es un conjunto de conductos que se extienden en confluencia continua desde el hígado hasta converger en uno solo (conducto colédoco) que desemboca en el tubo digestivo. Por la vía biliar se transporta la bilis, que es una sustancia líquida.



**Figura 3.** Imagen ecográfica de un segmento de vía biliar extrahepática (cabeza de flecha).



**Figura 4.** Imagen de ecografía que muestra un corte a través del diámetro longitudinal de la vesícula biliar. Se puede apreciar un cálculo intravesicular (colecistitis) en la porción declive de la vesícula con la típica imagen de arco hiperecogénico con sombra posterior.

La vesícula biliar es una cavidad-reservorio de bilis en conexión con la vía biliar que se contrae tras la ingesta de alimentos expulsando su contenido hacia el tubo digestivo y favoreciendo la digestión.

La ecografía es la técnica de imagen de elección para la valoración inicial de los problemas de vía y vesícula biliar. Entre las afecciones que permite valorar con gran precisión la ecografía de la vesícula y vía biliar se encuentran:

- La presencia de cálculos dentro de la vesícula biliar (Figura 4) y/o en la vía biliar.
- Los procesos inflamatorios de estas estructuras, especialmente, los de la vesícula biliar.
- Los procesos tumorales que asientan en estas estructuras.
- La evaluación de la ictericia (coloración amarillenta de piel y mucosas), cuando esta es debida a obstrucción de la vía biliar.

### 2.3. Páncreas

El páncreas es un órgano alargado situado en la porción superior, posterior, central e izquierda del abdomen (Figura 5). El páncreas es potencialmente visible en ecografía, pero también difícil de reconocer y evaluar por esta técnica con bastante frecuencia. Esto último es debido tanto por la localización muy posterior dentro del abdomen como por la anteposición de algunas vísceras que pueden poseer gas (estómago y colon transversal), que proyectan una sombra acústica hacia los planos posteriores en la imagen.



**Figura 5.** Imagen ecográfica de la cola pancreática (cp) localizada entre el lóbulo hepático izquierdo (lhi), por delante, y la vena esplénica (ve), por detrás.

La evaluación ecográfica del páncreas se suele realizar ante la sospecha de enfermedad inflamatoria (pancreatitis) y tumores pancreáticos. En caso de las pancreatitis, la ecografía sirve, especialmente, para aclarar las causas de la misma y para demostrar las complicaciones asociadas (coleciones líquidas y trombosis vasculares). En el caso de los tumores, la ecografía puede aportar información sobre la topografía y naturaleza de los mismos según su aspecto sea sólido o quístico.

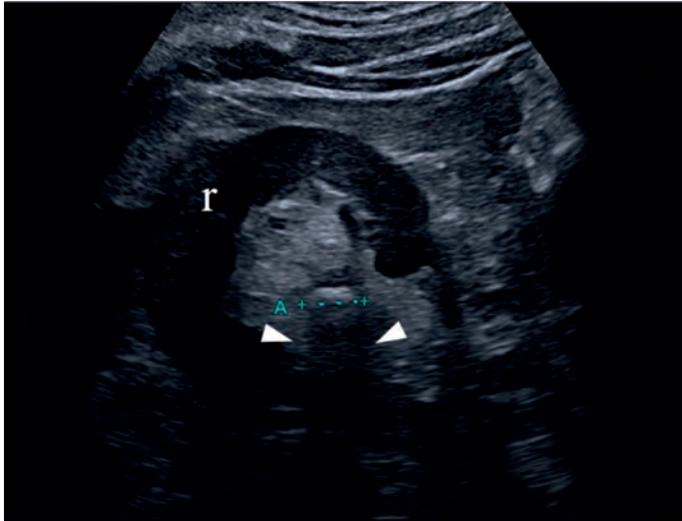
## 2.4. Bazo

En el cuadrante superior izquierdo del abdomen se reconoce el bazo como un órgano sólido y homogéneo en contacto con el hemidiafragma izquierdo. Mediante la ecografía se puede diagnosticar:

- El excesivo tamaño (esplenomegalia) mediante la medición del volumen esplénico aproximado.
- Las lesiones focales esplénicas.
- La presencia de bazos accesorios en proximidad como variantes de la normalidad.

## 2.5. Riñones

Los riñones son un par de órganos que se localizan a cada lado de la parte posterior del hemiabdomen superior. Cada riñón posee sus vasos sanguíneos de entrada y salida y un sistema colector de la orina formado por cavidades que confluyen hacia un tubo (uréter) por donde sale la orina que produce.



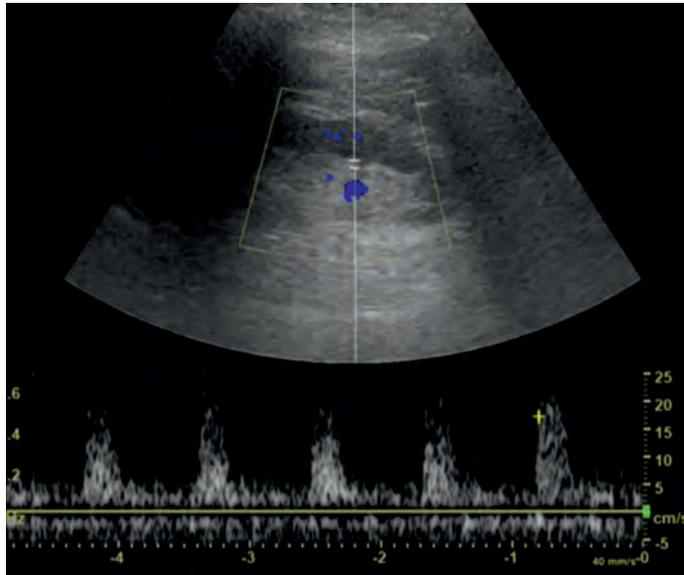
**Figura 6.** Imagen ecográfica de un riñón (r) con una urolitiasis (imagen entre los cursores de medida) que deja el típico artefacto de sombra posterior (delimitado por las cabezas de flecha).

Mediante la ecografía de los riñones se puede valorar las dimensiones, estructura y malformaciones, presencia de cálculos (urolitiasis) en las cavidades colectoras (Figura 6), dilatación de las cavidades por obstrucción del sistema colector y lesiones focales renales.

La dilatación de las cavidades renales es un signo indirecto de presencia de uropatía obstructiva como resultado de la migración de una urolitiasis por el tracto urinario superior. La ecografía es muy sensible a la hora de poner de manifiesto diferencias de tamaño entre las cavidades de un riñón y del otro.

Dentro de las lesiones focales se debe distinguir la presencia de quistes, con contenido líquido, de las lesiones sólidas. Estas últimas lesiones sólidas, asimismo, pueden poseer carácter benigno o maligno. La distinción entre benignidad y malignidad no siempre suele ser sencilla al buscar signos que impliquen expansión e invasión, porque existe una gran cantidad de lesiones con solapamiento de características en imagen.

Mediante la ecografía con Doppler se pueden llevar a cabo medidas sobre el registro de la onda de velocidades de la sangre en las arterias intrarrenales (Figura 7). Cuando de esas medidas se concluye que existe una baja resistencia en el flujo de las arterias intrarrenales de un lado, es diagnóstico de hipertensión arterial con origen en una estenosis en alguna rama de la arteria renal homolateral.



**Figura 7.** Imagen de una ecografía renal (parte superior) con Doppler a color y registro de la señal Doppler espectral de una arteria intrarrenal (parte inferior).

## 2.6. Uréteres

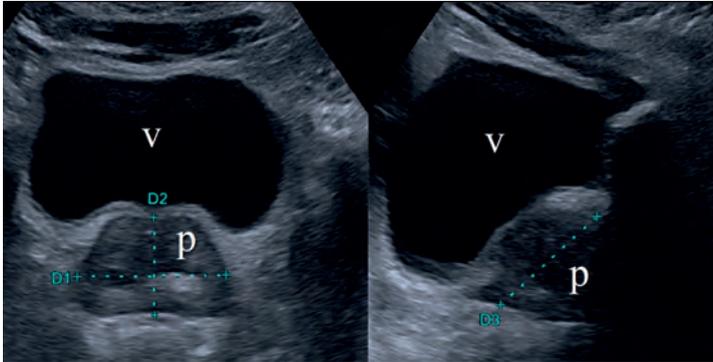
Las estructuras anatómicas tubulares que conducen la orina desde cada riñón hasta la vejiga son los uréteres. Los uréteres se pueden estudiar mediante ecografía. Sin embargo, en general, solo suelen ser reconocibles cuando existe una obstrucción crónica al flujo urinario. En tales casos, el uréter afecto se puede visualizar como un tubo anecogénico dilatado en una parte del trayecto aguas arriba a la localización del obstáculo urinario en su interior.

## 2.7. Vejiga

La vejiga es una víscera hueca compuesta por una pared y una cavidad en la que desembocan los dos uréteres. La cavidad puede encontrarse colapsada en ausencia de contenido o rellena en grado variable. En condiciones normales, la cavidad tan solo se rellena con la orina.

La valoración ecográfica de la vejiga con una buena repleción urinaria permite:

- Calcular el volumen vesical aproximado.
- Conocer la presencia de divertículos como resultado de la debilidad de la pared en un contexto de hiperpresión vesical prolongado.



**Figura 8.** Imagen ecográfica de la vejiga urinaria (v) y la próstata (p) de un varón. Este órgano exclusivo de los varones se sitúa adyacente e inferior a la vejiga.

- El diagnóstico de las tumoraciones intravesicales representadas por excrecencias mamelonadas adheridas a la pared y que a veces presenta señal Doppler en el tallo de conexión.

## 2.8. Próstata

La próstata es un órgano masculino sito justo inferior a la vejiga. A pesar de su situación en planos profundos del cuerpo, la buena ventana acústica que presenta una vejiga urinaria bien repleta permite su correcta visualización mediante ecografía (Figura 8). Existe también la posibilidad de realizar exámenes de próstata por una vía transrectal.

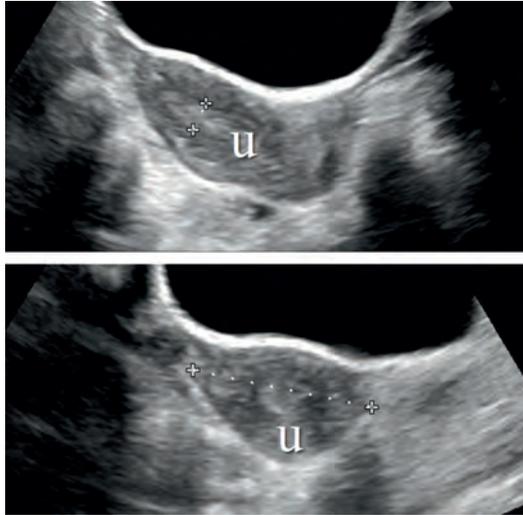
La ecografía prostática tiene dos aplicaciones preferentes:

- La medición del volumen de la próstata en el caso de la hipertrofia benigna, para considerar la posibilidad de cirugía.
- Por vía transrectal, el diagnóstico de áreas sospechosas de ser cáncer de próstata.

## 2.9. Útero y anejos

Los genitales internos femeninos son el útero, las trompas uterinas y los ovarios (Figura 9). Al conjunto de trompa y ovario de cada lado se le denomina anejo, puesto que en ecografía no suele existir suficiente resolución como para separar la imagen entre esas dos estructuras.

Estos órganos se encuentran en el fondo de la cavidad pelviana, por debajo de la vejiga urinaria. Para su correcta evaluación existen dos posibles vías:



**Figura 9.** Imágenes ecográficas de un útero (u) en una mujer. La imagen superior muestra un corte según la línea media del cuerpo; la imagen inferior muestra un corte transversal oblicuo con la superficie de contacto de la sonda apuntando hacia la pelvis.

- Vía transvaginal, que ofrece imágenes con mayor resolución para el detalle.
- Vía transabdominal, que precisa de una importante repleción vesical para su evaluación y pierde resolución para algunos detalles, pero ofrece una imagen global de toda la pelvis.

La ecografía del útero permite reconocer la presencia de tumoraciones de la capa muscular (miomas) o de la capa interna (pólipos, cáncer de endometrio).

En los anejos se puede valorar la presencia de tumores ováricos, endometriosis (tejido de la capa interna del útero fuera de sitio), enfermedad inflamatoria pélvica (infección de las trompas de Falopio) e incluso un posible embarazo fuera de la cavidad uterina (embarazo ectópico).

## 2.10. Ecografía obstétrica

La técnica ecográfica sin y con Doppler es de elección para realizar exploraciones del embrión y feto debido a que no se emplean radiaciones ionizantes en el transcurso de la misma.

Según el trimestre de la gestación se suelen valorar diversos aspectos en ecografía:

- En el primer trimestre se buscan marcadores de enfermedades de base cromosómica, la viabilidad del feto y el cálculo de la edad gestacional.
- En el segundo trimestre se realiza una exploración detenida órgano por órgano para descartar malformaciones de todo tipo.
- En el tercer trimestre se valora el crecimiento y el bienestar fetal en una o varias ocasiones.

Las vías de abordaje de la ecografía obstétrica son tanto la transvaginal como la transabdominal. Se emplea preferentemente la primera durante el primer trimestre porque ofrece una vía más directa para acercarse al embrión, mientras que durante el tercer trimestre la exploración casi siempre se realiza por vía transabdominal.

Por último, la ecografía también sirve de guía en imagen para realizar las biopsias y punciones que se pueden realizar durante el embarazo (biopsia corial, amniocentesis y funiculocentesis).

## 2.11. Traumatismos abdominales

La ecografía es una técnica de gran interés en el caso de la evaluación en imagen de los traumatismos con bajo riesgo de lesiones abdominales y siempre que la situación del paciente lo permita.

La ecografía puede llegar a demostrar una laceración o fractura de víscera sólida con hemorragia al espacio peritoneal. Ecográficamente esto se manifiesta como presencia de líquido libre en la cavidad peritoneal, con más cuantía cuanto mayor sea la hemorragia. Asimismo, se puede llegar a encontrar un coágulo de sangre próximo a la víscera fracturada o en lugares declives del abdomen.

## 2.12. Abdomen agudo no traumático

El abdomen agudo no traumático comprende aquellos procesos que afectan a la cavidad abdominal, las asas intestinales y el apéndice cecal.

Muchos procesos inflamatorios del abdomen se pueden diagnosticar con fidelidad mediante ecografía. Así, por ejemplo, la ecografía es la técnica de elección para las inflamaciones de la vesícula biliar. Para otros procesos, tales como apendicitis (evaluación de fosa ílica derecha), diverticulitis y colecciones purulentas intraabdominales, la ecografía puede servir, pero, según su localización, por encima o por debajo del gas de las asas enterales, pueden quedar muy enmascarados ecográficamente. La presencia de líquido libre es un signo de alarma sencillo de detectar que sugiere en un contexto clínico inflamatorio, una peritonitis en curso. Con frecuencia también se puede encontrar una de-

tención del tránsito digestivo en las asas, evidenciado como una distensión del calibre de estas.

### **3. Técnicas diagnósticas con Ultrasonidos en el aparato genital masculino**

En los varones, el escroto es el saco que cuelga en la parte inferior del pubis. El escroto posee unas cubiertas y dos cavidades, una a cada lado, para contener cada testículo con su epidídimo.

#### **3.1. Testículo y epidídimos**

El testículo es la glándula encargada de la producción de los espermatozoides. El epidídimo es un tubo contorneado que sale de cada testículo recogiendo el esperma para ser conducido después fuera del escroto. Ambas estructuras se pueden estudiar mediante ecografía sin y con Doppler.

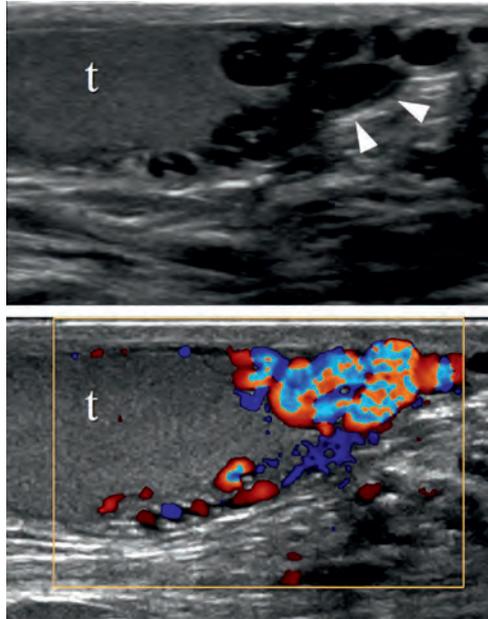
Se describen dos contextos clínicos muy diferentes en la ecografía de los testículos y el epidídimo:

- En los pacientes no urgentes, se puede evaluar mediante ecografía los quistes y las tumoraciones sólidas, y mediante ecografía con Doppler, se puede diagnosticar el varicocele, que es una hipertrofia de las venas intratesticulares (Figura 10).
- En los pacientes urgentes, se evalúa mediante ecografía con Doppler, sobre todo, el cuadro de dolor testicular agudo (escroto agudo) cuyas causas más frecuentes son la torsión testicular y la inflamación testicular o epididimaria.

#### **3.2. Cavidad y cubiertas escrotales**

Mediante ecografía de las cubiertas y de la cavidad escrotal se puede diagnosticar:

- La presencia de líquido en la cavidad escrotal (hidrocele).
- Las tumoraciones extratesticulares.



**Figura 10.** Par de imágenes ecográficas de un testículo en escala de grises (imagen superior) mostrando el parénquima testicular (t) y un varicocele intratesticular (cabezas de flecha). Una caja de Doppler a color (imagen inferior) muestra el alto flujo vascular presente en el varicocele.

## 4. Técnicas diagnósticas con Ultrasonidos en el cuello y la cabeza

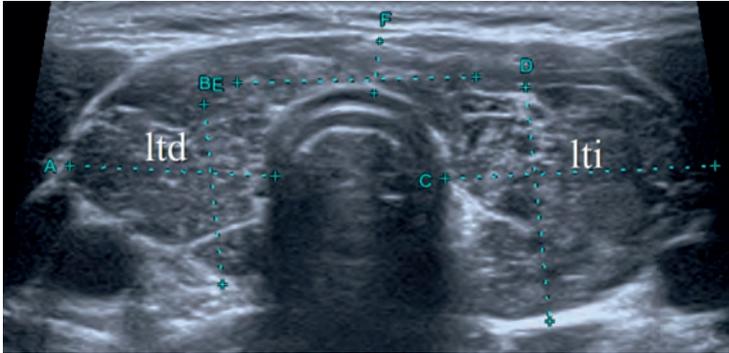
Los órganos cervicales son de fácil acceso a las sondas ecográficas debido a su posición en planos superficiales. Dentro de la cabeza, la cavidad orbitaria es accesible a la ecografía gracias a que el globo ocular es un medio fundamentalmente acuoso que permite la transmisión del haz sónico.

### 4.1. Tiroides y paratiroides

La glándula tiroides es un órgano endocrino localizado en la línea media de la parte baja del cuello. Las glándulas paratiroides son cuatro pequeñas glándulas posteriores al tiroides que poseen un importante papel en la regulación del calcio en el cuerpo humano.

La ecografía cervical es de utilidad para:

- La confirmación del aumento del tamaño del tiroides (bocio).



**Figura 11.** Imagen ecográfica de un tiroides en el contexto de una tiroiditis. Se muestra la asimetría entre el lóbulo tiroideo derecho (ltd) y el izquierdo (lti).

- El diagnóstico de la patología inflamatoria y autoinmune del tiroides (Figura 11).
- La evaluación de los nódulos tiroideos.
- El diagnóstico de las lesiones de las glándulas paratiroides
- Servir como guía en imagen en la punción del tiroides.

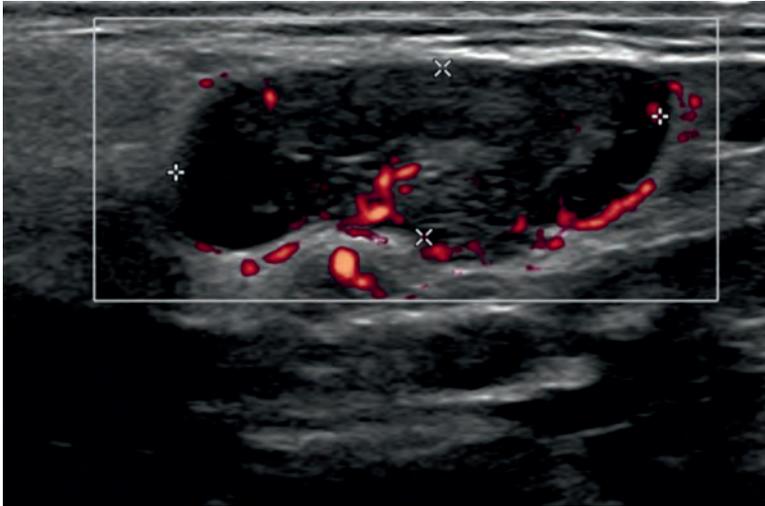
## 4.2. Glándulas salivales

Las glándulas salivales mayores son cuatro estructuras que se pueden examinar mediante ecografía casi por completo:

- Las glándulas submaxilares se encuentran localizadas en el suelo de la boca, a cada lado de la rama horizontal de la mandíbula.
- Las glándulas parótidas se sitúan por delante y debajo del pabellón auricular, a cada lado de la cara. La porción profunda de estas glándulas no se puede examinar puesto que se introduce por detrás de la rama vertical de la mandíbula.

Los diagnósticos ecográficos que se pueden realizar mediante la ecografía de las glándulas salivales son de tres tipos:

- Cálculos en el conducto salival de las glándulas, lo que suele conllevar la dilatación del mismo.
- Problemas inflamatorios de las glándulas.
- Tumores de las glándulas salivales.



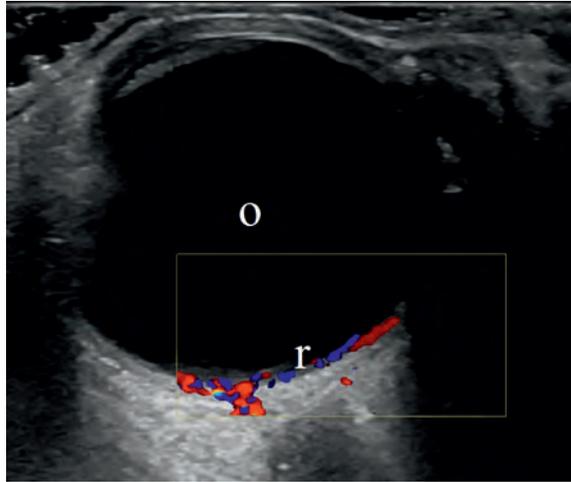
**Figura 12.** Imagen ecográfica que muestra una adenopatía dentro de una caja de Doppler a color en energía.

### 4.3. Adenopatías cervicales

En el cuello existen múltiples estaciones linfáticas donde abundan los ganglios linfáticos. Estos son unos pequeños órganos que intervienen en el proceso de la inmunidad del organismo.

Cuando los ganglios linfáticos sufren alguna transformación morfológica bien porque se activan con la presencia de linfocitos o bien porque son infiltrados por la presencia de otras células ajenas a los mismos (caso de las metástasis de tumores) se pasan a denominar adenopatías (Figura 12). Estos cambios de ganglio a adenopatía tienen repercusión en la imagen ecográfica:

- La adenopatía posee dimensiones mayores que los ganglios linfáticos.
- La adenopatía pierde la proporción típica de que su eje longitudinal (largo) respecto a su eje transversal (corto), de manera que se aprecia ensanchada.
- Se aprecia una pérdida del típico centro adiposo de los ganglios linfáticos normales.
- Aparecen características internas tales como calcificaciones o necrosis, que no son propias de los ganglios linfáticos normales.



**Figura 13.** Imagen ecográfica orbital que muestra el globo ocular (o) y una caja de Doppler a color con señal en los vasos de la retina (r).

#### 4.4. Órbita

El empleo de la ecografía orbital (Figura 13) tiene como propósito habitual la observación de las estructuras del globo ocular cuando no pueden ser evaluadas mediante la inspección habitual por medio de los instrumentos ópticos. En menor medida, la ecografía de la órbita también se puede emplear para valorar lesiones y estructuras que quedan posteriores al globo ocular.

En este mismo sentido, la ecografía con Doppler puede ser de utilidad para evaluar la permeabilidad de la arteria oftálmica, cuya localización es posterior al globo ocular.

### 5. Técnicas diagnósticas con Ultrasonidos en el tórax y en la mama

A pesar de que el tórax posee gran cantidad de gas en los pulmones existen algunas aplicaciones de los US muy específicas para los órganos de dicha cavidad.

#### 5.1. Ecografía cardíaca

El corazón es el órgano que bombea la sangre a través del circuito vascular para todo el organismo. La ecografía cardíaca emplea modalidades en modo en escala de grises, en modo M y ecografía con Doppler.

Las ventanas de acceso que se emplean para realizar las ecografías cardíacas son:

- Desde por debajo de la porción más inferior esternal (vía subxifoidea).
- A través de una sonda introducida por el esófago para evaluar el corazón y parte de la aorta torácica.

La ecografía cardíaca es una técnica que permite obtener información tanto anatómica como funcional del corazón gracias a la capacidad que posee de obtener parámetros dinámicos y la posibilidad de realizar mediciones sobre las imágenes obtenidas.

## 5.2. Ecografía torácica

En condiciones normales el examen ecográfico de los pulmones no se puede llevar a cabo debido a que estos rellenan las cavidades pleurales con gas. Sin embargo, en aquellos cuadros en que la cavidad pleural o el pulmón se llenan de algún fluido no gaseoso, o bien si existe un tumor que no está rodeado por completo por gas, existe la posibilidad de realizar una ecografía para observar las características del proceso. Por último, la ecografía sirve de guía en imagen para la colocación de tubos de evacuación pleural, si esto es requerido.

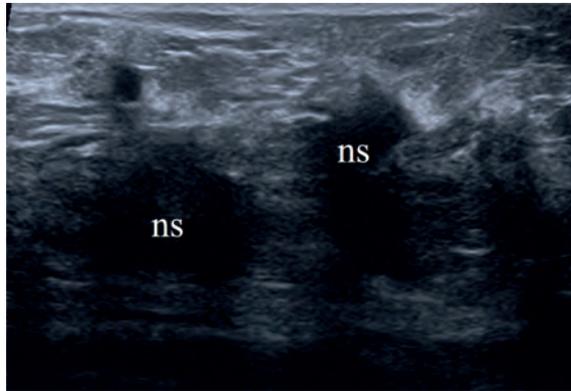
## 5.3. Mama

Dado que las glándulas mamarias se encuentran en una posición superficial por encima de la caja torácica, la ecografía y la elastografía son técnicas que emplean Ultrasonidos que sirven para la caracterización de las lesiones que asientan en ellas.

La ecografía mamaria es de gran utilidad para la caracterización de las lesiones mamarias que se han reconocido previamente en mamografía puesto que es ideal para distinguir entre las lesiones sólidas, que podrían llegar a ser sospechosas de malignidad (Figura 14), y las quísticas (si son puramente líquidas se descarta la malignidad de la lesión con plena seguridad).

En pacientes jóvenes con lesiones palpables la ecografía es la técnica complementaria de elección tras la exploración física debido a que no emplea radiaciones ionizantes.

Además, la ecografía es una excelente guía de imagen para llevar a cabo biopsias y punciones de las lesiones que han podido ser demostradas previamente mediante su técnica.



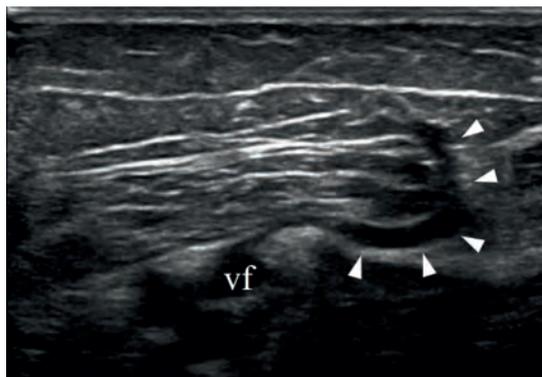
**Figura 14.** Imagen ecográfica de un par de nódulos sospechosos (ns) en el interior del parénquima mamario.

## 6. Técnicas diagnósticas con Ultrasonidos en el sistema vascular circulatorio

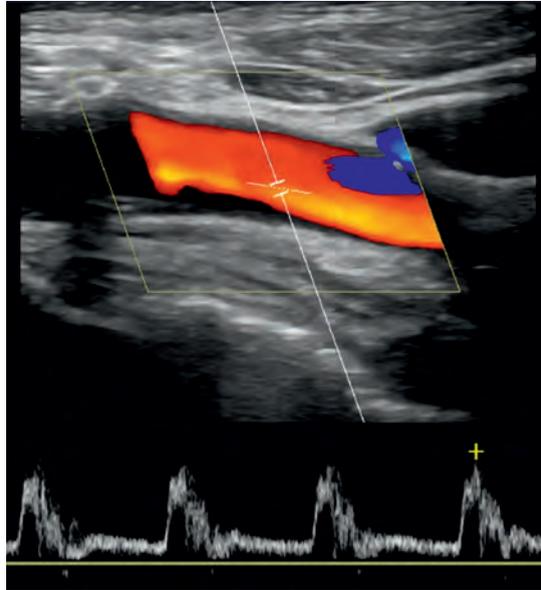
Las arterias y las venas de las extremidades (Figura 15) y del cuello (Figura 16) son estructuras muy accesibles a las sondas ecográficas y pueden ser analizadas con la ecografía tanto sin como con Doppler.

La ecografía en escala de grises permite:

- Diagnosticar las dilataciones vasculares (aneurismas) y sus complicaciones (trombosis o rotura).



**Figura 15.** Imagen ecográfica de una vena perforante (recorrido indicado por una serie de cabezas de flecha) en una extremidad inferior. Se observa que la vena perforante parte de la vena femoral (vf) y se dispone perpendicular a la fascia superficial para atravesarla con un trayecto corto.



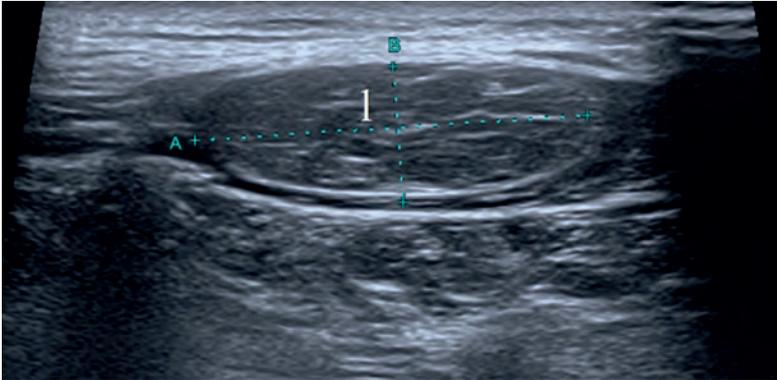
**Figura 16.** Imagen de una ecografía con Doppler de una arteria carótida. En la porción superior se muestra la imagen en Doppler a color del vaso y en la inferior el registro Doppler de velocidades, que sirve para el cálculo estimado del grado de estenosis vascular.

- Encontrar placas de grasa y calcio acumuladas en el interior de las paredes vasculares (placas de ateromatosis).
- Descartar o confirmar la trombosis de un vaso, especialmente en las venas.
- Servir como guía en imagen para realizar punciones vasculares.

La ecografía con Doppler en el sistema vascular aporta una información adicional de gran importancia:

- Permite calcular estimaciones del grado de estenosis vascular mediante el análisis de la onda de flujo de velocidades.
- Sirve para diagnosticar las obstrucciones vasculares cuando no es capaz de demostrar ningún flujo de sangre en su interior.

Es importante saber, no obstante, que el diagnóstico mediante el registro de velocidades Doppler no siempre resulta sencillo puesto que hay que calibrar adecuadamente todas las variables de la técnica para que esta se ejecute correctamente: las ganancias, el volumen de la muestra, los ángulos, la escala y la línea de base deben elegirse cuidadosamente para no introducir errores en el proceso de la medición.



**Figura 17.** Imagen ecográfica que muestra un lipoma (L) entre el tejido de las partes blandas superficiales de la región dorsal.

## 7. Técnicas diagnósticas con Ultrasonidos en el sistema musculoesquelético

Las partes blandas por encima de los planos óseos en el sistema musculoesquelético son estructuras con un acceso excelente para la ecografía.

En estas localizaciones la ecografía permite examinar:

- Las lesiones y tumoraciones en los tejidos blandos superficiales (Figura 17).
- Los ligamentos próximos a las articulaciones.
- Los músculos y sus lesiones.
- La integridad de los tendones (Figura 18).
- Las lesiones que acontecen alrededor y justo en la superficie de los huesos.
- Algunas partes de algunas articulaciones que no quedan completamente ocultas tras las partes óseas.

En muchas de estas localizaciones, la ecografía puede servir también para procedimientos intervencionistas tales como infiltraciones o punciones de las lesiones.



**Figura 18.** Imagen de ecografía de la inserción de un tendón del músculo supraespinoso (tse) con una rotura de espesor parcial en su trayecto (cabezas de flecha).

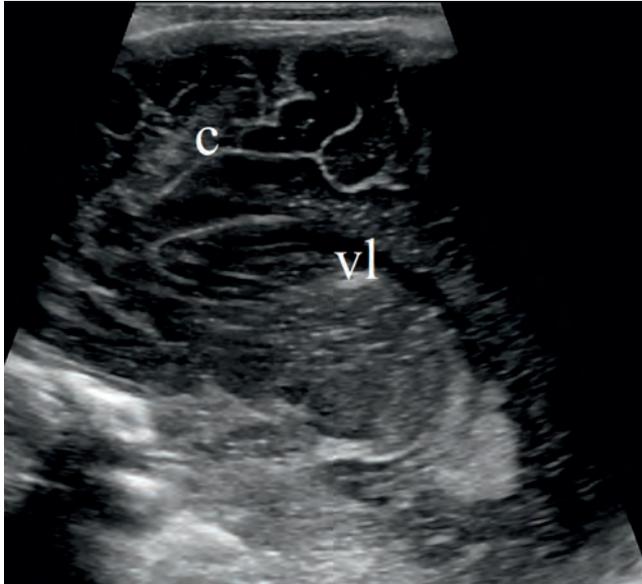
## 8. Técnicas diagnósticas con Ultrasonidos en las patologías pediátricas

Cualquier exploración ecográfica se puede realizar en niños al igual que en adultos. No obstante, cuando se habla de la ecografía pediátrica se entiende por el conjunto de exploraciones específicas de los niños que no se puede realizar en los adultos o que buscan procesos específicos de las edades pediátricas.

### 8.1. Ecografía cerebral transfontanelar

En los neonatos y lactantes existen unas articulaciones entre los huesos del cráneo formadas por tejido fibroso y que son lo suficientemente amplias como para permitir la transmisión sónica a su través. Dichas áreas se denominan fontanelas. La ecografía transfontanelar (Figura 19) permite visualizar la anatomía del cerebro neonatal, el tamaño de las cavidades, estructuras y espacios cerebrales.

Así, esta modalidad de diagnóstico sin el empleo de radiaciones ionizantes, se puede emplear en los recién nacidos de alto riesgo para diagnosticar si han padecido procesos hemorrágicos o infartos en el período perinatal.



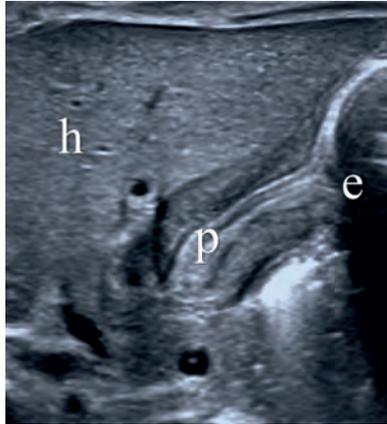
**Figura 19.** Imagen ecográfica de una ecografía transfontanelar que muestra un corte que pasa por un ventrículo lateral (vl) del cerebro (c).

## 8.2. Ecografía de la cadera neonatal

La displasia de cadera es una alteración musculoesquelética que aparece entre 1,5 y 1,7 de cada 1000 neonatos y cuya corrección temprana posnatal evita una cojera en vida adulta. La evaluación ecográfica de la cadera en los neonatos con sospecha de displasia es la exploración de elección para su diagnóstico durante los primeros meses de vida ya que es una prueba de corta duración, muy precisa y que no emplea radiaciones ionizantes. La prueba se basa en una exploración dinámica consistente en unas mediciones de una serie de parámetros (ángulos y porcentaje de cobertura acetabular) sobre las imágenes ecográficas.

## 8.3. Estenosis hipertrófica del píloro

Algunos neonatos muestran hacia el final del primer mes de vida un cuadro específico digestivo parecido a una gastroenteritis con múltiples vómitos tras cada toma de leche. Dicha dolencia específica se debe a la presencia de un crecimiento excesivo de la porción muscular en la pared del segmento de salida del estómago (píloro) hacia el duodeno, de manera que el contenido gástrico no puede fluir a su través, como sería normal.



**Figura 20.** Imagen ecográfica de un píloro con estenosis hipertrófica. El parénquima hepático (h) se encuentra por delante del píloro (p) que se comunica con el estómago (e).

La exploración ante la sospecha clínica de este cuadro de estrechamiento (conocido como estenosis hipertrófica del píloro) se suele realizar en el contexto de la urgencia y se basa en encontrar una imagen ecográfica de alta calidad que muestre el píloro en corte longitudinal (Figura 20). Sobre dicha imagen se realizan después una serie de mediciones para determinar si el grosor de la capa muscular del mismo está claramente aumentado respecto del valor habitual.

## 9. Bibliografía

- [1] DEL CURA J.L., PEDRAZA S., GAYETE A. (2010) *"Radiología Esencial"*. Sociedad Española de Radiología Médica. Editorial Médica Panamericana.
- [2] MIDDLETON W.D., KURTZ A.B., HERTZBERG B.S. (2005). *"Ecografía"*. Marban Libros.
- [3] RUMACK C.M., WILSON S.R., CHARBONEAU J.W. (2005). *"Diagnóstico por Ecografía"*. Marban Libros.

**Tema 9:**  
Aplicaciones terapéuticas  
de los Ultrasonidos

**Coral Bodineau Gil**



# Aplicaciones terapéuticas de los Ultrasonidos

*Coral Bodineau Gil  
Servicio de Radiofísica Hospitalaria  
Hospital Regional de Málaga  
coral.bodineau.sspa@juntadeandalucia.es*

## 1. Introducción

El ultrasonido (US) con fines terapéuticos se viene utilizando desde 1930. La capacidad de los US de interactuar con los tejidos y producir cambios biológicos se conoce desde la tercera década del siglo XX. El interés por entender estas interacciones que producían daño inducido ultrasónicamente se orientó en la búsqueda de beneficios terapéuticos.

Los US tienen dos propiedades fundamentales que los hacen apropiados para la concentración de energía a ciertas profundidades en tejidos para fines terapéuticos: una buena penetración con frecuencias donde la longitud de onda es del orden de milímetros y las posibilidades técnicas de construir fuentes ultrasónicas de casi cualquier tamaño y forma. Las pequeñas longitudes de onda permiten que los haces puedan focalizarse y suministrar un buen control sobre la deposición de energía. La facilidad para construir aplicadores hace posible la optimización de cada dispositivo en función del objetivo que se persiga. El mayor inconveniente de los US es la alta absorción en hueso y la reflexión en las superficies con gas, siendo en ambas situaciones muy complicado realizar tratamientos.

Los US terapéuticos los podemos dividir en dos clases: aplicaciones de baja intensidad acústica ( $0,125 \pm 3 \text{ W/cm}^2$ ) cuyo objetivo es producir calor no destructivo, estimulando la respuesta fisiológica o acelerar algunos procesos como el transporte de fármacos a través de la piel, y de alta intensidad ( $\geq 5 \text{ W/cm}^2$ ) con el objetivo de destruir tejido selectivamente de forma controlada.

Resultan de gran interés: la hipertermia para provocar la elevación de la temperatura en tumores contribuyendo al mayor control tumoral y ayudando a mejorar las curvas de supervivencia, la coagulación térmica de tejidos con propósitos quirúrgicos y su utilización en las emergencias para localizar y frenar hemo-

rragias internas producidas por traumas, la fisioterapia con tratamientos de baja intensidad que estimulan procesos fisiológicos que conducen a la reparación de tejidos, la litotricia extracorpórea por ondas de choque que se ha convertido en el método de elección para la eliminación de cálculos renales en todo el mundo ofreciendo una alternativa no invasiva, y la ablación térmica de tumores utilizando Ultrasonidos focalizados de alta intensidad entre otras muchas aplicaciones médicas (Hynynen 1995).

Se utilizan también los haces ultrasónicos como herramientas terapéuticas como en el caso de la sonoporación y la sonotrombolisis. La sonoporación consiste en utilizar energía ultrasónica en combinación con microburbujas (1-5  $\mu\text{m}$  de diámetro) para superar la barrera celular de forma selectiva y permitir así, la implantación de agentes terapéuticos. Con un haz ultrasónico focalizado, las microburbujas actúan como portadores de agentes terapéuticos que podemos dirigir a una localización precisa sin perjudicar al tejido sano circundante. Se utiliza pues como una herramienta clínica para implantar genes o fármacos en los pacientes. En la sonotrombolisis, las microburbujas estimuladas por US se emplean como un medio no invasivo de resolver trombosis. Las burbujas deforman los bordes de los coágulos y luego comienzan a horadarlos, creando túneles llenos de fluido que deshacen los coágulos desde dentro hacia fuera.

Se emplean también los haces de Ultrasonidos con fines estéticos. La primera aplicación fue en depilación, en la que la energía acústica se focaliza en la raíz del pelo y el calor generado evita que vuelva a crecer. La segunda aplicación de los US para usos cosméticos consiste en la provocación del fenómeno de la cavitación aplicada al cuerpo en las zonas con mayor acumulación adiposa, que hace que la presión generada por la formación, aumento y sucesiva implosión de microburbujas, ataque los adipocitos, es decir, las células de grasa. Estas, por estar hechas de membranas muy frágiles, se rompen y sueltan el contenido, que es absorbido en gran medida por el circuito linfático, eliminándose por el sudor y la orina.

A menudo se olvida que las primeras aplicaciones de los US fueron terapéuticas. A pesar del considerable interés en los beneficios potenciales de estas terapias, el entusiasmo inicial no se vio recompensado. Conforme se fueron comprendiendo los mecanismos de interacción de los US con los tejidos, resurgió un nuevo interés por estas terapias y se mejoró el ajuste apropiado de cada régimen de generación de los US en función de los efectos buscados.

## 2. Otras aplicaciones de los Ultrasonidos en Medicina

Las aplicaciones de los US en Medicina se dividen en diagnósticas y terapéuticas, con diferentes potencias, intensidad y duración del US.

Los US diagnósticos son una herramienta diagnóstica útil sin introducir cambios en los órganos que se exploran, pero su gran limitación deriva principalmente de su rápida atenuación en hueso o gas según la frecuencia utilizada, generalmente entre 1 y 20 MHz. Así, no es posible obtener una buena imagen de los pulmones, no sólo porque estén llenos de aire, sino porque están detrás de las costillas (Clement y Hynynen 2002) pero las aplicaciones ya han sido ampliamente descritas en temas anteriores.

El uso terapéutico de los US los dividimos en dos categorías:

- La inducción de calor no destructivo que produce efectos mecánicos para estimular o acelerar la respuesta fisiológica al daño. En esta primera categoría se incluyen aplicaciones como la fisioterapia y la hipertermia.
- La destrucción selectiva de tejidos. Estarían en este segundo grupo, los campos de Ultrasonidos de alta intensidad que se pueden focalizar en blancos que pueden situarse en el interior del cuerpo humano. Si se concentra suficiente energía en el volumen focal, la temperatura en esa región se eleva a niveles que llegan a producir apoptosis celular sin que los tejidos que circundan este volumen resulten dañados.

En los mecanismos de acción de los US no térmicos, encontramos los fenómenos de cavitación, presión por radiación y corrientes acústicas, que es la circulación unidireccional de un fluido en un campo acústico debido al movimiento que transfiere el campo al líquido. El gradiente de velocidades asociado al movimiento del fluido puede ser muy elevado especialmente en los extremos del campo y estas velocidades pueden causar cambios biológicos o daños, como hemos descrito en el tema 7 acerca de los efectos biológicos de los US.

En la tabla 1 se muestran las diferencias en las condiciones de exposición de las distintas aplicaciones de los US. La energía en los US focalizados, es tres órdenes de magnitud mayor que en los US diagnósticos, resultando en un método no invasivo en alza, para el tratamiento de tumores.

	<b>Frecuencia (MHz)</b>	<b>Área de la fuente (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>Potencia (W)</b>	<b>Intensidad máxima (W·cm<sup>-2</sup>)</b>	<b>Duración del pulso</b>
Diagnóstico: modo B	1-20	1-30	0,05	1,75	0,2 - 1 µs
Diagnóstico: Doppler	1-20	1	0,15	15,7	0,3 - 10 µs
Fisioterapia	0,5-3	3	< 3	2,5	2-8 ms o continuo
Cirugía	0,5-10	50	≈ 200	1,5 · 10 <sup>3</sup>	1 - 16 s

**Tabla 1.** Parámetros típicos de los Ultrasonidos médicos.

Cuando se busca, con la aplicación del haz de US, potenciar los efectos térmicos, como en el caso de la fisioterapia o la cirugía, se utilizan tiempos más largos de exposición (Ter Haar 2001b) pues se busca obtener temperaturas elevadas.

## 2.1. Odontología

Cuando el haz de US incide sobre la superficie limitante de dos zonas de muy distinta impedancia acústica, sufre una fuerte reflexión, lo que hace que, a nivel de dicha superficie, se manifiesten efectos mecánicos muy potentes hasta el punto de que si la intensidad del haz incidente es elevada, pueden producir incluso la separación de las dos sustancias en contacto.

Este fenómeno se utiliza en distintas aplicaciones de interés técnico y sanitario. Una de ellas son los limpiadores ultrasónicos. Consisten en recipientes con agua (para la fácil transmisión del haz ultrasónico), en los que se introducen los objetos que hay que limpiar, con un emisor de Ultrasonidos. Al paso de estos y por el efecto descrito, se desprenden las partículas adheridas al objeto sumergido, quedando así limpios. Esta técnica se emplea para la limpieza de diversos tipos de material sanitario (material de diagnóstico, material quirúrgico) y de prótesis dentales, lentes y piezas ópticas.

Otra aplicación muy interesante de esta propiedad, se realiza en odontología. El sarro endurecido que se adhiere al diente se puede eliminar por medios mecánicos o, mucho más fácilmente, mediante unidades de Ultrasonidos con diseño especial, que tiene un aplicador de pequeño tamaño, colocado al extremo de un mango, y con la inclinación adecuada para su fácil acceso a la zona de tratamiento. Con su aplicación se consigue la progresiva separación de la placa, que salta en pequeños fragmentos dejando totalmente liberada y limpia la superficie del diente (Zaragoza 1992). Los US están firmemente establecidos en los procedimientos de la odontología, pues se utilizan comercialmente en la limpieza de objetos sólidos por la inmersión y posterior exposición a los efectos mecánicos de la cavitación y microcorrientes acústicas. Estos baños acústicos operan a frecuencias entre 18 y 100 kHz para la retirada del sarro de los instrumentos antes de su esterilización.

Los instrumentos ultrasónicos se han utilizado en odontología desde los años 50. Las vibraciones ultrasónicas se generan mediante una lámina delgada de metal que está integrada en los instrumentos propios de esta especialidad con otras utilidades. Estos instrumentos generan cavitación y microcorrientes acústicas asociadas con el agua de enfriamiento y se emplean para limpiar superficies inaccesibles o complejas, como pueden ser los implantes de titanio. Se sigue investigando en la línea de instrumentos más eficientes y con más efectividad clínica (Walmsley 2015).

### 2.1.1. Limpiadores ultrasónicos

Un limpiador ultrasónico es un dispositivo que utiliza los US (generalmente de 15-400 kHz) y una adecuada solución de limpieza para limpiar objetos delicados. Los US no son efectivos sin la solución de limpieza; estos precisan una solución apropiada para cada objeto y la suciedad a limpiar. A menudo se emplean para la limpieza en la fabricación de joyas, lentes y otras piezas ópticas y de instrumentos quirúrgicos. Los transductores son generalmente de material piezoeléctrico como el circonato titanato de plomo (PTZ4) o el titanato de bario.

En un limpiador ultrasónico, el objeto a limpiar se coloca en un tanque de acero inoxidable que contiene una solución acuosa o disolvente orgánico. En los limpiadores acuosos, el producto químico añadido es un tensoactivo que rompe la tensión superficial del agua. Un generador de Ultrasonidos incorporado en el tanque de acero inoxidable, o sumergido en el fluido, produce ondas ultrasónicas en el fluido. Esto crea ondas de compresión que "rompen" el líquido, dejando tras de sí millones de burbujas microscópicas potenciándose la cavitación. Estas burbujas se colapsan con gran energía, pero son tan pequeñas que no hacen más que limpiar la superficie y eliminar la suciedad y contaminantes. Cuanto mayor sea la frecuencia, menor es el espacio entre los nodos de la cavitación, lo que permite la limpieza de los más intrincados detalles.

### 2.2. Bisturíes ultrasónicos

El efecto mecánico del US también se ha aplicado para construir bisturíes ultrasónicos. Son emisores de gran potencia y pequeña superficie, que permiten seccionar los tejidos blandos.

El US es la base del bisturí armónico, el cual corta y coagula utilizando menores temperaturas que aquellas utilizadas en la electrocirugía o con el láser, con la consiguiente mayor profundidad de la penetración y una difusión lateral de la energía más controlada. El bisturí armónico coagula con rangos de temperatura entre 50 y 100 °C, taponando y sellando los vasos por coagulación proteica, que ocurre por medio de la desnaturalización proteica cuando la cuchilla vibra a 55 kHz. La activación ultrasónica de la cuchilla refuerza su poder cortador y el borde de la cuchilla vibrante coagula los vasos sanguíneos según se van cortando los tejidos. La hemostasia tiene lugar cuando los tejidos se acoplan con la cuchilla en movimiento. El movimiento mecánico de la cuchilla causa la vibración de las moléculas dentro del tejido y se desnaturalizan formando un coágulo. El poder de cortar se puede ajustar durante la incisión para aumentar o disminuir la coagulación y la velocidad de corte. La coagulación de los vasos sanguíneos grandes (0,5-3,0 mm) se puede lograr con el borde posterior como del gancho de la cuchilla (Figura 1).

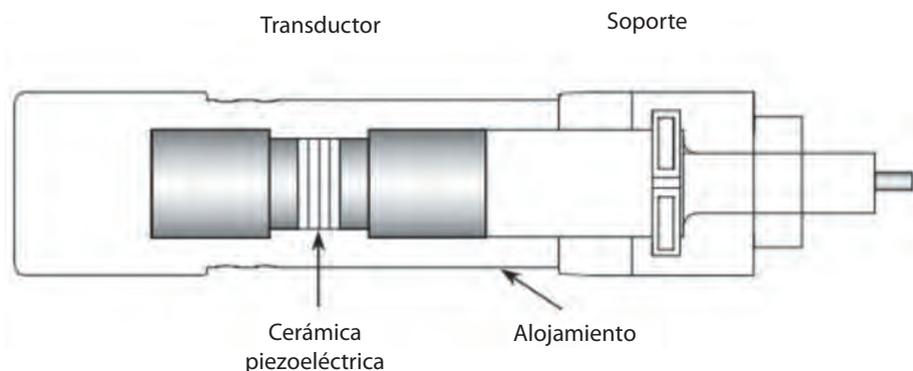


**Figura 1.** Esquema del borde de la cuchilla vibrante; el resultado final es el corte y la coagulación simultáneos.

El bisturí armónico que se fundamenta en el efecto cavitacional, se compone de un generador, un mango con un cable conector, un sistema de cuchillas y un pedal de pie. El transductor que se encuentra en el mango, consiste en una cerámica piezoeléctrica que se expande y contrae convirtiendo la energía eléctrica proveniente del generador en una vibración mecánica que tiene un desplazamiento longitudinal máximo entre 50 y 100 micras. El resultado final es el corte y la coagulación simultáneos (Figura 2).

Los beneficios de esta tecnología incluye:

- Control mejorado, selectivo; los efectos del corte y la coagulación están en función de tiempo y la presión.
- La buena velocidad en el corte.
- Coagulación simultánea y efectiva.



**Figura 2.** Esquema del mango del bisturí ultrasónico (Tomada de Amaral (Amaral 2002)).

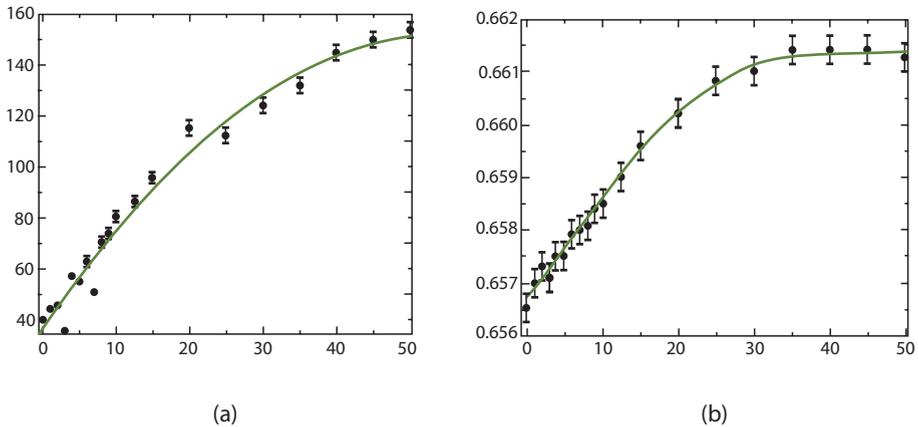
- La corriente no fluye a través del paciente; seguridad para el paciente y para el personal médico.
- No hay electricidad; se puede usar cerca de las líneas de grapas y junto a las pinzas quirúrgicas.
- Generación mínima de calor.
- Menos de 100 °C con el gancho de disección. Daños mínimos a los tejidos laterales y en profundidad.
- Carbonización mínima.
- No hay acumulación de desechos en la cuchilla.
- El humo, vapores, olores y salpicaduras son mínimos.
- No hay estimulación eléctrica neuromuscular.
- Claridad en la visualización.
- Puede usarse como disector romo.
- No hay electricidad; se puede utilizar en todos los trócares metálicos.

El bisturí armónico está indicado para la incisión de tejidos blandos cuando se desea el control de sangrados con un mínimo daño térmico tisular, especialmente en cirugía mínimamente invasiva. Está contraindicado su uso para las incisiones óseas.

### 2.3. Dosimetría con geles

El dosímetro de gel está fabricado con un material químico sensible a la radiación que tras la irradiación se polimeriza en función de la dosis absorbida. Tiene la capacidad de grabar la distribución de dosis en tres dimensiones (3D), ventaja notable si comparamos con dosímetros monodireccionales, como las cámaras de ionización, y bidireccionales, como las películas. Estos detectores tienen ciertas ventajas sobre otros tipos de dosímetros, como es que la información no se pierde en la lectura, como ocurre con los dosímetros de termoluminiscencia, y al ser un gel, permite adoptar cualquier forma espacial, por lo que es útil en la verificación experimental de cualquier tipo de tratamiento radioterápico. Esta ventaja es particularmente importante en situaciones dosimétricas con un alto gradiente de dosis, como pueden ser los tratamientos de intensidad modulada o la radiocirugía estereotáxica, y la dosimetría en Braquiterapia.

Potenciales aplicaciones dosimétricas son la dosimetría de rayos X de baja energía, partículas de alto LET, terapia con protones y también para radionucleidos y captura de neutrones con boro. Estos dosímetros 3D son ra-



**Figura 3.** (a) Atenuación acústica ( $\text{dB} \cdot \text{m}^{-1}$ ) en el eje de ordenadas como función de la dosis absorbida (Gy) en el eje de abscisas. (b) Inversa de la velocidad acústica de propagación ( $\text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ ) como función de la dosis absorbida (Gy) (Tomada de Mather (Mather y cols. 2002)).

diológicamente equivalentes a tejido blando y con propiedades que se pueden modificar en función de la aplicación.

La Resonancia Magnética (RM) se ha utilizado tradicionalmente en la evaluación de la distribución de dosis absorbidas en dosímetros de geles y actualmente también se utilizan tomógrafos computarizados y Ultrasonidos (Baldock y cols. 2010).

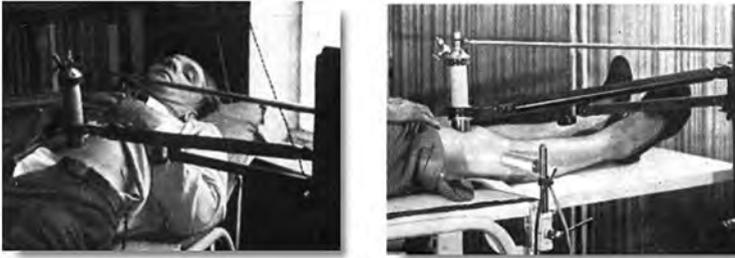
En el método para la evaluación dosimétrica de estos geles con Ultrasonidos, se aprecian cambios estructurales significativos tras la irradiación. Los parámetros del US como la velocidad acústica de propagación y la intensidad acústica de la señal transmitida y atenuada se miden como función de la dosis absorbida (Figura 3). Todos los parámetros experimentan una variación importante en función de la dosis absorbida para valores del orden de 15 Gy. Las medidas con Ultrasonidos presentan un mayor rango dinámico en respuesta a la dosis absorbida que los valores publicados tras el análisis con RM.

Los US muestran un gran potencial como técnica de evaluación de los dosímetros de geles, presentando la ventaja de ser portátil y de bajo costo (Mather y cols. 2002). Estos procedimientos de evaluación se pueden mejorar con la utilización de transductores de mayor sensibilidad y optimizando la composición del gel.

### 3. Fisioterapia

La palabra fisioterapia proviene de la unión de las voces griegas: “*physis*”, que significa naturaleza y “*therapeia*”, que quiere decir tratamiento. Por tanto, desde un punto de vista etimológico, fisioterapia o “*physis-therapeia*” significa, “Tratamiento por la Naturaleza”, o también “Tratamiento mediante Agentes Físicos”.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define en 1958 a la fisioterapia como: “La técnica y la ciencia del tratamiento a través de: medios físicos, ejercicio terapéutico, masoterapia y electroterapia”. Además, la fisioterapia incluye la ejecución de pruebas eléctricas y manuales para determinar el valor de la afectación y fuerza muscular, pruebas para determinar las capacidades funcionales, la amplitud del movimiento articular y medidas de la capacidad vital, así como ayudas diagnósticas para el control de la evolución.



**Figura 4.** Uso de los Ultrasonidos en 1940 para tratar la artritis y las úlceras estomacales (tomada de Woo (Woo 2006), con permiso).

La terapia ultrasónica consiste en la aplicación de vibraciones mecánicas con una frecuencia superior a 20 kHz. El US es un agente físico ampliamente utilizado en el ámbito sanitario como herramienta diagnóstica y terapéutica, no invasivo, empleándose de forma habitual en el ámbito de la fisioterapia y la rehabilitación para el tratamiento de diversos trastornos (Figura 4). Los US se han utilizado en fisioterapia para disminuir el dolor y el edema y mejorar la movilidad articular en una amplia gama de trastornos musculoesqueléticos.

Los haces de Ultrasonidos utilizados tienen una frecuencia entre 0,5 y 3,5 MHz y una intensidad acústica de hasta 3 W/cm<sup>2</sup>, pudiendo ser continuos o térmicos y pulsados o no térmicos. Los transductores de terapia son de cerámica piezoeléctrica, PTZ4, se montan en un mango de material ligero con protección al agua y sin contacto con el aire.

Los US se introducen en fisioterapia como alternativa a la diatermia, compitiendo con el calentamiento con microondas y radiofrecuencia. Con los años se ha ido reduciendo la intensidad promedio utilizada así como la potencia del

transductor y el régimen de pulsos, lo que refleja el esfuerzo por potenciar solamente los efectos térmicos.

La mayoría de las unidades de Ultrasonidos aplicados a la fisioterapia ofrecen un promedio de intensidades superiores a  $3 \text{ W/cm}^2$  y uno o más transductores operando a frecuencias discretas entre 0,5 y 5 MHz. La elección del transductor depende de la profundidad de la zona a tratar; a mayor profundidad menor frecuencia porque de la frecuencia depende la atenuación ultrasónica. Existen dispositivos de intensidad discreta y otros que varían de forma continua. La salida puede ser continua o pulsada, siendo esta última la seleccionada cuando se quiere reducir al mínimo los efectos térmicos (Zaragoza 1992). En este caso, aumenta el metabolismo local y la circulación sanguínea, mejorando la flexibilidad del tejido conjuntivo, acelerando la regeneración del tejido y reduciendo potencialmente el dolor y la rigidez mientras aumenta la movilidad. Los US, que se han empleado históricamente por sus efectos y propiedades térmicas, son más empleados actualmente por sus efectos mecánicos, especialmente en la reparación de tejidos y cicatrización de heridas. Para las aplicaciones en fisioterapia el sonido se acopla directamente al paciente a través de una capa fina de gel acuoso o aceite mineral, aunque para geometrías difíciles se recurre a utilizar el baño de agua.

## Aplicaciones

- Daño en tejido blando: se ha demostrado en laboratorio y en ensayos clínicos que los US pueden estimular la reparación de tejidos y la cicatrización de heridas. La exposición a Ultrasonidos durante la fase inflamatoria inicial de la reparación de un tejido puede acelerar esta fase sin ser los US agentes antiinflamatorios. En la fase final de reparación del tejido hay evidencias de que las cicatrices tratadas con Ultrasonidos son más robustas y elásticas que las cicatrices "normales".
- Daño en hueso: estudios experimentales han encontrado ventajas en la utilización de Ultrasonidos en la fase inflamatoria y de la proliferación temprana, sin embargo, deteriora y retrasa la unión ósea (Ter Haar 1999).

### 3.1. Efectos biológicos

Los efectos biológicos que produce la terapia ultrasónica son el resultado del efecto mecánico y térmico del US terapéutico. El dominio de unos u otros depende del tipo de Ultrasonido empleado (continuo o pulsado) y de su intensidad (Figura 5). Entre las respuestas fisiológicas producidas por las acciones mecánicas y térmicas de la terapia ultrasónica podemos destacar (Watson 2009):



**Figura 5.** Gama de intensidades del Ultrasonido continuo y pulsado (Tomada de Albornoz y Guerrero 2016)).

- *Estimulación de la circulación sanguínea.* El aumento de la temperatura produce un aumento de la temperatura tisular y de la circulación local. El cuerpo responde ante el efecto térmico del US produciendo una vasodilatación y ante el efecto mecánico un aumento de los movimientos peristálticos de las arteriolas.
- *Efectos sobre el colágeno.* El US terapéutico produce el incremento de la extensibilidad de los tejidos corporales y la reducción de la viscosidad de los fluidos titulares. Por eso, al aplicarse sobre un tendón y los tejidos fibrosos cicatriciales, produce un aumento de la extensibilidad.
- *Cambios en la actividad celular.* El US terapéutico acelera el metabolismo tisular por promover la permeabilidad celular y el transporte iónico, consiguiéndose así, facilitar la movilización de acumulaciones líquidas y edemas.
- *Efectos sobre el tejido nervioso.* La velocidad de conducción nerviosa puede aumentar por efecto térmico con haces de 2 W/cm<sup>2</sup>, bloqueándose con valores de 3 W/cm<sup>2</sup> y con 1,2 W/cm<sup>2</sup> disminuye la velocidad de conducción. Producen también una elevación del umbral doloroso.
- *Relajación muscular y normalización del tono.* Es el método más empleado en los trastornos musculoesqueléticos. La mejoría de la circulación sanguínea que produce, permite la relajación muscular y la normalización del tono.
- *Estimulación de la capacidad regenerativa tisular y reducción del dolor.* Los US terapéuticos producen un efecto positivo en la organización de las fibras colágenas durante el proceso de reparación.

El US es una modalidad terapéutica ampliamente utilizada por los fisioterapeutas del mundo. La aplicación de los US produce un efecto directo o indirecto en aquellos tejidos con un coeficiente de absorción de energía aceptable, entre ellos se encuentran el hueso, el cartílago, los tendones, los músculos y la piel. El tejido nervioso también se muestra muy sensible a la energía ultrasónica. Al existir una gran variedad de tejidos, la gama de indicaciones es amplia. Los siguientes trastornos y condiciones patológicas son las más susceptibles de tratamiento mediante terapia ultrasónica (Albornoz y Guerrero 2016).

- Anomalías postraumáticas (contusiones, distensiones, luxaciones).
- Curación de fracturas.
- Artrosis y artritis (dependiendo de la profundidad de la articulación).
- Capsulitis y tendinitis.
- Neuropatías.
- Dolor fantasma.
- Prolapso de disco intervertebral.
- Trastornos circulatorios.
- Trastornos en órganos internos.
- Anomalías de la piel (cicatrices).
- Contracturas.
- Heridas abiertas y úlceras de presión.

### **Contraindicaciones**

- Ojos (por la posibilidad de producir cavitación sobre el líquido ocular).
- Aplicación sobre la zona cardíaca.
- Embarazo (sobre todo en los primeros tres meses, fase de nidación).
- Pacientes portadoras de DIU (por el efecto térmico del US continuo).
- Placas epifisarias (en niños en crecimiento).
- Testículos (en forma directa o indirecta a través de la reflexión sobre el pubis).

### **a) Ultrasonido terapéutico en traumatología**

El US terapéutico es una de las opciones de tratamiento disponibles para una gran variedad de tratamientos traumatológicos. Se emplea en el manejo

de alteraciones musculoesqueléticas, lesiones deportivas agudas, lesiones de tejidos blandos, condiciones inflamatorias, espasmos musculares, contusiones e inflamaciones y dolores localizados. Sin embargo, existe una gran controversia sobre la efectividad de la terapia ultrasónica en los trastornos musculoesqueléticos en seres humanos.

### **b) Ultrasonido terapéutico en la regeneración de tejidos**

El US terapéutico se emplea en la regeneración de tejidos lesionados y para reducir el dolor asociado. Diversas investigaciones han demostrado que el US terapéutico continuo y pulsado de baja intensidad acelera el proceso de regeneración de tejidos, reduce la inflamación y el dolor y mejora la proliferación celular y la síntesis de proteínas, durante la curación de heridas de la piel, lesiones de tendón y fracturas. Son las tensiones micromecánicas producidas por las ondas de presión en los tejidos biológicos, las que desencadenan sucesos bioquímicos que aceleran la reparación del tejido.

Cuando las fibras colágenas poseen una mejor organización, la flexibilidad y la fuerza de los tendones aumenta, por eso se afirma que la terapia ultrasónica, con haces de 3 MHz y  $1 \text{ W/cm}^2$ , se ha utilizado para tratar lesiones musculoesqueléticas, particularmente, en tejidos con un alto porcentaje de fibras colágenas.

El US de baja frecuencia, 20-14 kHz, se aplica como terapia adyuvante en la curación de heridas crónicas, favoreciendo la regeneración de tejidos, y consiguiendo una reducción del tamaño del área de la herida en pacientes con estasis venosa y con úlceras del pie diabético.

El US continuo (1 MHz y  $1,5 \text{ W/cm}^2$ ) se utiliza para incrementar la masa muscular en músculos sanos, modalidad terapéutica eficaz en poblaciones ancianas o en pacientes con inmobilizaciones.

### **c) Ultrasonido terapéutico en reumatología**

La mayoría de los estudios de la aplicación del US terapéutico en el área de la reumatología, se centran en el análisis de los efectos sobre la osteoartritis. Podemos afirmar que es una de las muchas modalidades fisioterapéuticas sugeridas para el manejo del dolor y la pérdida de la funcionalidad en dicha patología, y se puede emplear como parte del programa de rehabilitación. Existen muchos estudios que comparan la eficacia del US frente a placebo en el tratamiento de la osteoartritis, y los resultados obtenidos han sido contradictorios y controvertidos.

#### d) Ultrasonido terapéutico en problemas venosos

Las principales investigaciones de ultrasonoterapia en problemas venosos se centran en la comprobación de la eficacia de la curación y cicatrización de úlceras venosas en pacientes diabéticos. También se plantea esta terapia como herramienta complementaria eficaz y eficiente en la aceleración del proceso de reparación de las úlceras por presión (Toledo y cols. 2016).

Como conclusión, podemos decir que el US terapéutico se ha venido utilizando en fisioterapia desde hace muchos años. Sin embargo, es una modalidad terapéutica que presenta una importante falta de fundamentación y de respaldo científico. Los estudios publicados no consiguen despejar las lagunas acerca de la eficacia del US como herramienta terapéutica en fisioterapia a causa de su escasa calidad metodológica, o debido a la inexistencia de normas y de protocolos para el tratamiento de las distintas patologías, lo que solventaría la heterogeneidad en dicha materia. Se han desarrollado, en los últimos años, muchas líneas de investigación con US terapéutico, aunque ninguna consigue esclarecer la controversia acerca de si es o no una modalidad terapéutica efectiva, por lo que respaldar un uso extendido en el ámbito de la fisioterapia se convierte en una tarea imposible en la actualidad.

### 3.2. Ultrasonoforesis

Es el uso del haz ultrasónico como sistema de transporte transdérmico para aumentar y facilitar la penetración de un medicamento aplicado tópicamente con la ventaja de la doble acción terapéutica: la del medicamento y la del US.

Su principal objetivo es que el US aumente la absorción del fármaco a través de la piel, aunque los efectos buscados sean a nivel local o sistémicos. La administración tópica de los fármacos tiene una serie de ventajas sobre la administración oral, ya que proporciona mayor concentración inicial del fármaco en el punto de administración, evita la irritación gástrica y el metabolismo en el hígado.

Se considera que las frecuencias bajas, entre 20 y 100 kHz, son las más eficaces para aumentar la permeabilidad de la piel. El US aumenta la temperatura en la piel, el calor favorece la dilatación de los folículos, y por tanto, la penetración del gel con medicación. Hay también, un aumento de energía cinética en las moléculas y vasodilatación.

- *Indicaciones:* debilidad muscular, bursitis, tendinitis, procesos degenerativos, musculatura contracturada, derrames articulares y calcificación de tejidos blandos.

- *Contraindicaciones:* infecciones, marcapasos y problemas cardíacos, implantes, cicatrices queloides y embarazo.

Por ultrasonoforesis se entiende la migración de las moléculas de fármacos a través de la piel bajo la influencia de los US, es decir, mediante la acción de una onda mecánica. También se le conoce con el nombre de fonoforesis y ultrafonoforesis. Recordemos solamente que, por su efecto mecánico, de vibración de enorme frecuencia (y, por tanto, de muy corta longitud de onda) y de gran intensidad, comunican a las partículas del medio, a escala molecular, una serie de aumentos y disminuciones de presión que pueden alcanzar valores de 810 kPa/cm<sup>3</sup>. Estos cambios rápidos de presión originan lo que se ha llamado un "masaje muscular" de diversas consecuencias biofísicas.

Si en vez de utilizar una sustancia de acoplamiento inerte, empleamos una crema o gel con componentes activos, éstos penetran en el organismo por el empuje mecánico de los US, actuando en profundidad en toda la zona tratada y añadiendo su acción farmacológica específica al efecto del US. Según el proceso que haya que tratar, se pueden emplear cremas o geles antiinflamatorios, sustancias tróficas, tonificantes de la circulación periférica, enzimas, etc.

Este procedimiento se utiliza originalmente en fisioterapia y medicina deportiva, y posteriormente se ha extendido a la administración de fármacos de forma transdérmica (Zaragoza 1992).

## 4. Litotricia extracorpórea por ondas de choque

La litotricia extracorpórea por ondas de choque (del griego "*lithos*", piedra y del latín "*terere*", triturar), es un tratamiento no invasivo que utiliza un pulso acústico para romper los cálculos renales (litiasis renal) y los cálculos biliares (piedras en la vesícula biliar). Es una de las aplicaciones más espectaculares de los US y consiste en la destrucción de cálculos desde el exterior del cuerpo humano sin necesidad de intervención quirúrgica, utilizándose en primer lugar para la destrucción de los cálculos renales y posteriormente también los biliares. La litotricia ha facilitado la fragmentación de los cálculos del tramo urinario mediante energía generada y aplicada externamente al cuerpo humano que, posteriormente, serán eliminados de forma espontánea a través de la vía urinaria. Estas patologías están asociadas a dolores agudos pudiendo causar sangrado interno que aparece en la orina. La única opción terapéutica durante un siglo ante un cálculo había sido la cirugía abierta y la endoscopia pero en la década de los ochenta se produjo un cambio radical en el modo de tratar la litiasis renal y ureteral.

La litotricia extracorpórea por ondas de choque asociada a la endourología, se ha convertido en el método de elección para el tratamiento de estas patologías en todo el mundo ofreciendo una alternativa no invasiva. La bibliografía confirma la eficacia clínica, la seguridad y la sencillez de la litotricia extracorpórea.

#### 4.1. Desarrollo histórico

En 1880 el Dr. Henry Morris realizó la primera nefrolitotomía con éxito. En 1966 se descubrió, por azar, la transmisión de las ondas de choque por el cuerpo humano durante los trabajos experimentales realizados en la compañía aeroespacial Dornier cuando, un ingeniero sintió una especie de shock eléctrico pero sin evidencia alguna de fenómenos eléctricos reales.

En 1971 se consiguió la primera desintegración *in vitro* de cálculos renales mediante ondas de choque. Entre 1972 y 1974 se realizaron investigaciones sobre la desintegración de los cálculos renales por ondas de choque producidas mediante la descarga de un electrodo bajo el agua y enfocadas con la ayuda de un semielipsoide. De esta manera, se pretendía experimentar con una generación reproducible de ondas de choque aportando el enfoque y el acoplamiento acústico adecuados para conseguir la transferencia de energía.

Entre 1974 y 1978 Chaussy efectuó estudios *in vitro* e "*in vivo*" sobre la reacción de las ondas de choque enfocadas sobre los tejidos, para descartar la posible aparición de lesiones graves en tejidos vecinos tras la aplicación del tratamiento. Chaussy comprobó experimentalmente que se desintegraban los diferentes cálculos urinarios cuando eran colocados en el punto focal. La exposición de eritrocitos y linfocitos a las ondas de choque no evidenció lesión alguna. En una segunda fase, se realizó experimentación animal, exponiendo sus diferentes órganos de la cavidad abdominal y torácica al efecto de las ondas de choque. Los estudios histológicos mostraron lesiones de los alveolos pulmonares con hemorragia masiva por rotura alveolar. En una tercera fase experimental, se comprobó la eficacia de la litotricia en perros con litiasis incorporada, consiguiendo la destrucción de la piedra en el 90% de los casos (Chaussy y cols. 1980).

En el Departamento de Urología de la Universidad de Múnich, el 7 de febrero de 1980, se trató al primer paciente con un cálculo renal mediante la litotricia extracorpórea por ondas de choque (ESWL) ("*Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy*") usando el modelo HM1 de Dornier (Figura 6). Dos años después, se inauguró en dicho centro la primera Unidad de litotricia. Se calcula que hasta 1990 ya se habían tratado en todo el mundo más de 2 millones de pacientes con cálculos urinarios y más de 15 000 con cálculos biliares. En 1983 se desarrolla el modelo Dornier HM3, que comienza a producirse en serie y a distri-



**Figura 6.** El prototipo de “litotriptor” Dornier Human Model 1 (HM-1), se halla actualmente en el *Deutsche Museum* de Bonn (Tomada de Wikipedia).

buirse en diferentes hospitales del mundo (Stuttgart, Wuppertal, Berlín, Mainz, Barcelona, etc.).

El 8 de noviembre de 1984 se practicó con éxito el primer tratamiento de litotricia extracorpórea por ondas de choque en España. A finales de 1984, la *Food and Drugs Administration* aprobó la utilización del equipo Dornier HM3, lo cual propició una amplia y rápida difusión del método en todo el mundo.

#### 4.2. Tratamiento mediante ondas de choque

El paciente sedado o anestesiado se sitúa sobre una camilla con la piel apoyada sobre un dispositivo con agua, ubicado justo al nivel del cálculo. Un sistema de rayos X o US, se usa para localizar la piedra y conocer dónde se debe llevar a cabo el tratamiento.

La primera generación de estos dispositivos tenía una pieza en forma de medio elipsoide que se abre hacia el paciente. El pulso acústico se genera en el punto focal del elipsoide y el cálculo posicionado en el punto focal, recibe la onda de choque focalizada. El tratamiento usualmente comienza en el ni-

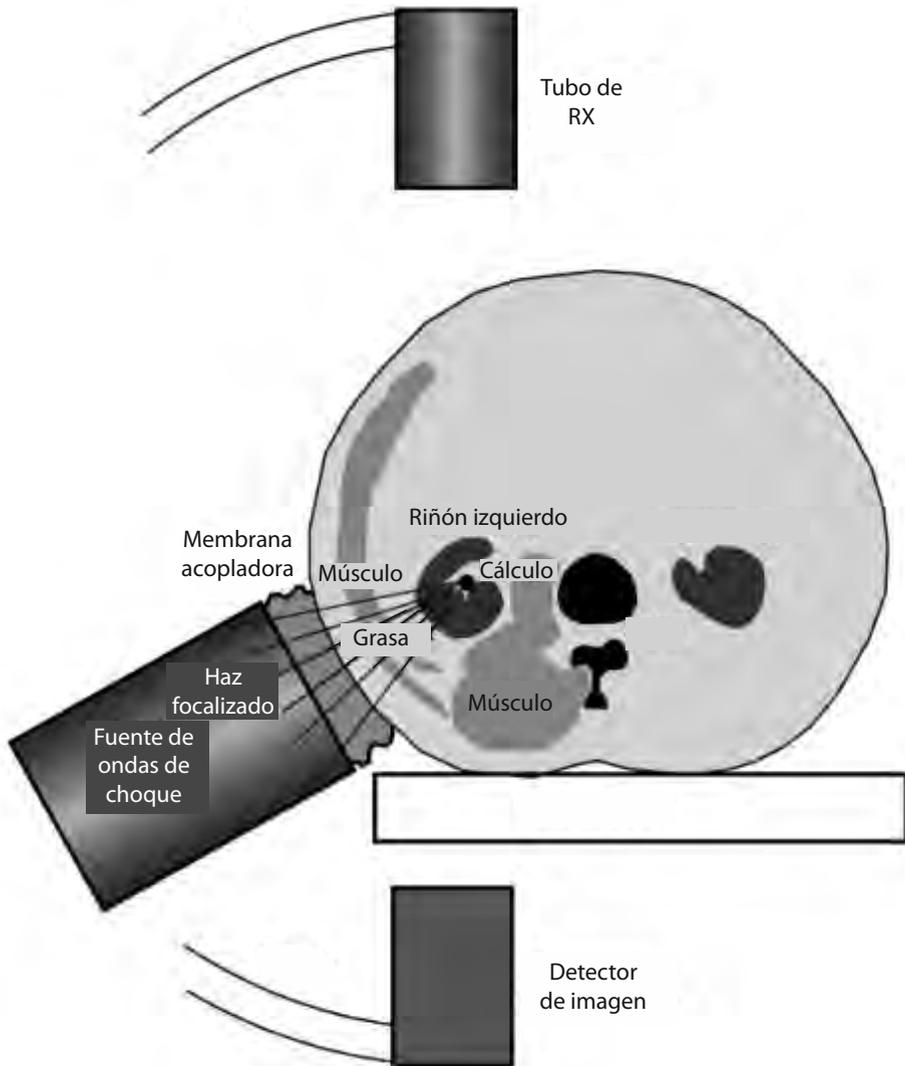
vel de potencia más bajo del equipo y con un gran espacio de tiempo entre pulsos, con el fin de acostumbrar al paciente a la sensación. El periodo de tiempo entre cada pulso se controla también para permitir que las burbujas de la cavitación se dispersen y así minimizar el daño de los tejidos circundantes.

Las últimas generaciones de estas máquinas usan una lente acústica para enfocar la onda de choque de manera similar a una lente óptica, enfocando la onda en el lugar deseado. Los pulsos aplicados en este caso son de baja frecuencia, de manera que la pulverización de los cálculos es más efectiva y se minimiza la morbilidad; sin embargo, a medida que el tratamiento avanza, el poder de cada pulso se incrementa gradualmente, lo cual permite romper finalmente la piedra (cálculo). El último nivel de potencia aplicado depende usualmente del umbral de dolor que experimente el paciente y del éxito observado en la rotura del cálculo. Si la piedra está localizada cerca de un hueso, usualmente cerca de una costilla en el caso de los cálculos renales, este tratamiento es más incómodo, ya que las ondas de choque pueden causar una leve resonancia en el hueso, que el paciente puede sentir. La sensación de este tratamiento es comparable al dolor que produce el golpe de una banda elástica con la piel. Por esto, en ocasiones, el paciente puede ser sedado para poder aumentar los niveles de potencia más rápidamente y también aumentar la frecuencia de cada pulso hasta casi 120 choques por minuto. Se utilizan de 1500 a 3000 pulsos focalizados sobre el cálculo, a una tasa de uno o dos por segundo, con lo que el procedimiento puede durar unos 30 minutos (Leighton y Cleveland 2009).

El proceso en general toma cerca de una hora. Un “*stent*” uretral (dispositivo médico pequeño y tubular) se puede usar a discreción del urólogo. El “*stent*” facilita el paso de las piedras al calmar la obstrucción y al permitir la dilatación pasiva del uréter. La litotricia extracorpórea funciona mejor con los cálculos que tienen un diámetro entre 4 mm y 2 cm y que aún estén localizados en el riñón. Se puede usar también en los cálculos que se encuentran en el uréter pero el procedimiento se vuelve menos eficiente.

Los pacientes que se someten a este procedimiento pueden, en algunos casos, ver el progreso de su tratamiento. Si se les permite observar el monitor de US o de rayos X, ellos podrán ver cambiar los cálculos de un punto brillante o una mancha oscura, a una nube borrosa a medida que los cálculos se van desintegrando. El paso de los fragmentos de las piedras y su liberación puede tomar algunos días o una semana y puede causar dolor leve.

El tejido blando por el que atraviesa la onda hasta llegar al cálculo son: piel, grasa subcutánea, músculo, grasa perineal, y el propio riñón. Las propiedades acústicas de estos tejidos son similares al agua, por eso se utilizó en el



**Figura 7.** Esquema de los componentes de un “litotriptor”. El paciente se sitúa sobre la mesa y la fuente de ondas de choque se coloca en contacto por la zona más cercana al cálculo, utilizándose un gel o fluido que mejore la transmisión de la onda. La piedra se localiza con fluoroscopia y se coloca en el foco de las ondas de choque, que tienen que atravesar grasa y músculo antes de llegar al cálculo renal (Tomada de Leighton (Leighton y Cleveland 2009)).

primer equipo como agente acoplador. Hay que evitar hueso, en particular la columna y las costillas, y aire (intestinos y pulmones).

Es un procedimiento relativamente cómodo para el paciente, durante el cual estará tendido en una camilla con un orificio en su zona media, por donde se pondrá en contacto el generador de ondas de choque con la zona a tratar. Durante el procedimiento, el paciente requerirá anestesia, ya sea raquídea o sedación, para evitar el dolor provocado por las ondas y conseguir así que permanezca inmóvil para una buena focalización de la litiasis. No obstante, como se ha comentado, existen fuentes energéticas con las cuales se puede obviar la anestesia (Ruiz e Ibarz 2002). A pesar de lo extendido de este tratamiento, puede inducir daños colaterales como: cólicos renales, infección urinaria, molestias lumbares, hematomas, nefrectomía, complicaciones pulmonares, anulación polo renal, etc. y se acepta que detrás de estos daños tisulares está la cavitación (Leighton y Cleveland 2009).

El tratamiento de la litiasis mediante ondas de choque y endourología (nefrolitotomía percutánea y ureteroscopia) ha limitado la cirugía abierta a una minoría de los casos, sobre todo cálculos coraliformes complejos, lesiones anatómicas que requieren una corrección quirúrgica o la nefrectomía en el caso del riñón no recuperable. La litotricia ha posibilitado la fragmentación de los cálculos del tramo urinario mediante energía generada y aplicada externamente al cuerpo humano que, posteriormente, serán eliminados de forma espontánea a través de la vía urinaria.

La máquina utilizada para litotricia se llama "litotriptor" (Figura 7), y es una "pistola acústica" que dispara ondas de choque focalizadas de alta intensidad que se posiciona fuera del cuerpo y el punto focal se sitúa en el cálculo. El proceso se monitoriza con sistemas fluoroscópicos con rayos X, las ondas de choque fracturan los cálculos renales o biliares y los fragmentos pasan al tracto urinario. Este procedimiento evita las complicaciones propias de la cirugía, la hospitalización es corta y la recuperación rápida. (Azhari 2010).

El sistema se basa en la producción de potentes impulsos de Ultrasonidos en agua (ondas de choque), de forma que se transmitan al organismo de modo focalizado y centrados en el cálculo que haya que tratar, urinario o biliar. En las primeras unidades, el paciente se sumergía en una bañera pero actualmente hay un acoplamiento con una superficie acuosa de contacto. Se comprende que uno de los elementos fundamentales para el éxito del tratamiento sea conseguir la correcta ubicación del cálculo en el foco terapéutico. Esta localización se realiza mediante un equipo radiológico o con ecografía. La radiología es preferible en cálculos urinarios y, sobre todo en uréter, pero el ultrasonido lo es en los cálculos biliares, pues muchos de ellos son radiotransparentes.

Una vez producida la rotura del cálculo, éste se elimina por las vías naturales y el paciente apenas precisa cuidados posteriores hasta su completa recuperación (Zaragoza 1992).

### 4.3. Fundamentos físicos

Con el transcurso de los años estas máquinas han sufrido varios cambios tecnológicos tanto en la forma como en el modo de operación, pero en general todas se basan en el mismo fundamento físico. Estos dispositivos producen una onda de choque acústica localizada, de alta intensidad y aplicada externamente que es la responsable de que se rompan los cálculos. Esta onda produce dos fuerzas mecánicas en los cálculos:

- fuerza directa asociada con la alta amplitud de la onda de choque, es decir la generación de un cambio de presión abrupto y
- burbujas de cavitación alrededor del cálculo, lo cual lo fragmenta en piezas más pequeñas que pueden pasar fácilmente a través del uréter o la vía biliar.

La energía por pulso de un equipo de litotricia en el foco, se expresa mediante (Halliwell 1998):

$$E_p = \frac{1}{Z} \cdot \iint_S p(x, y, z, t)^2 dt dS \quad (1)$$

donde  $p(x, y, z, t)$  es la función de presión acústica,  $S$  es la superficie focal en el plano  $x$ - $y$  que contiene el foco a la profundidad  $z$ ,  $t$  es el tiempo y  $Z$  es la impedancia acústica del agua ( $1,5 \cdot 10^6 \text{ kg m}^{-2}\text{s}^{-1}$ ).

La energía total no depende de donde se genera la onda; sin embargo, a medida que la onda viaja hacia la zona focal, la tasa de fluencia energética se incrementa hasta llegar a su máximo en el foco. Es por esto que el cambio de presión en esta zona es tan alto y permite que se fraccione el cálculo que allí se encuentre.

Nuevas investigaciones en el área de la física han posibilitado la destrucción de los cálculos a distancia mediante la aplicación de ondas de choque de alta energía. Cuando una onda de presión entra en contacto con una interfase, hay un cambio en la impedancia acústica y se produce una tensión. Una onda de choque generada externamente entra en el cuerpo y se propagan sus interferencias porque no hay virtualmente diferencia entre la impedancia acústica del agua y la del tejido humano. En la interfase tejido-cálculo, por la reflexión

parcial de la onda de choque, se establece una carga de alta presión que inicia la destrucción del cálculo completándolo con sucesivas ondas.

Las ondas de choque consisten en un frente de presión positiva de múltiples frecuencias con un pico inmediato y un descenso gradual. El uso de las ondas de choque para la destrucción de cálculos renales se basa en las siguientes propiedades:

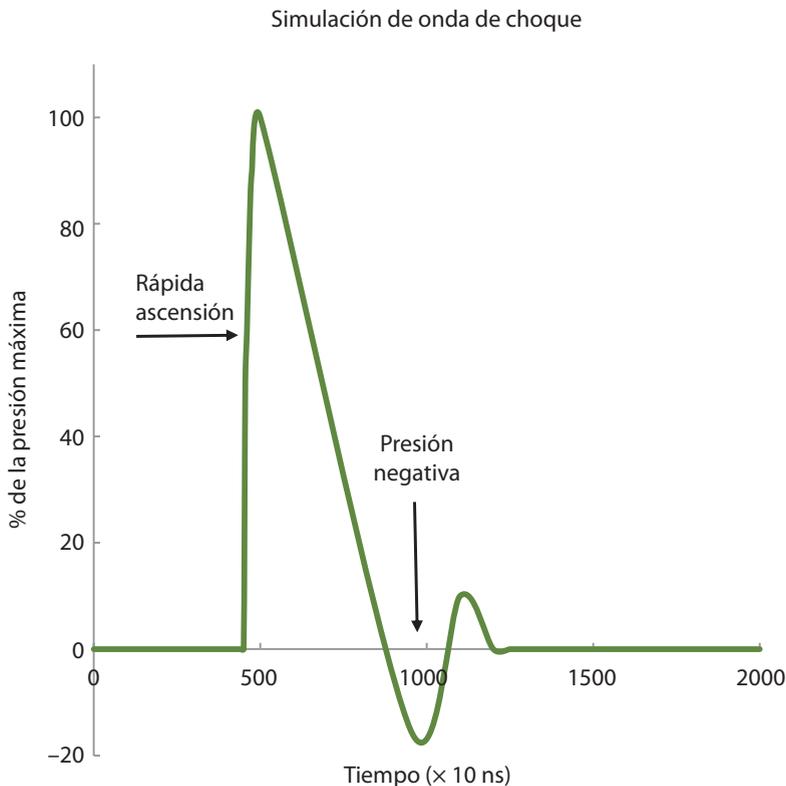
- Las ondas de choque, cuando golpean un material quebradizo (cálculo) crean un elevado gradiente de presión que, cuando excede la fuerza de cohesión del material, causa su destrucción.
- La intensidad necesaria para destruir un cálculo debe ser inferior al nivel de tolerancia del tejido vivo.
- Es necesario que la duración del impulso de las ondas de choque sea más corto que el tiempo del paso a través del cálculo para evitar superposición y ondas reflejadas.
- Las ondas de choque pueden ser transmitidas libremente y propagadas a través del cuerpo sin una importante pérdida de energía cuando se usa un medio de transmisión adecuado como, por ejemplo, el agua.
- Las ondas de choque pueden ser enfocadas con precisión si se integran en un sistema reflector apropiado (elipsoide).
- Las ondas del choque generadas por descargas eléctricas de alto voltaje sobre electrodos sumergidos en agua, pueden ser fácilmente reproducibles, lo que las hace aptas para su uso clínico.

Los factores físicos que condicionan la eficacia e inocuidad de las ondas de choque son:

- *Tamaño de la zona focal.* El tamaño del punto focal condiciona la cantidad de energía producida por unidad de superficie y es proporcional al traumatismo tisular. El tamaño de la zona focal está directamente relacionado con el tamaño de la zona emisora y se puede reducir con los generadores de gran tamaño, en los que la superficie de penetración de la onda a nivel de la piel es grande y, por lo tanto, existe menor sensación dolorosa.
- *Ausencia de cavitación.* La ausencia de cavitación a nivel de los tejidos atravesados es el factor de inocuidad más importante.
- *Gradiente de energía en la superficie del cálculo.* Cuando la onda de presión alcanza el cálculo es parcialmente reflejada, creando una fuerza de tensión de dirección opuesta a la fuerza de presión. Cuando la onda de presión sale del cálculo, se produce el mismo fenómeno de com-

presión-depresión. Se ha demostrado que presiones de 50 MPa pueden crear una fragmentación más fina que presiones más fuertes y traumatizantes de 300 y 400 MPa.

- *Agente acoplador.* El agente acoplador ideal es el agua ya que su densidad acústica es la misma que la de los tejidos blandos del cuerpo humano. El acoplamiento directo con el agua permite limitar al máximo la pérdida de energía; el acoplamiento con la membrana es más fácil de manipular pero se produce atenuación y dispersión de energía. Cuando la onda de presión toma contacto con una interfase, la impedancia acústica cambia, de manera que la fase de tensión es reflejada dependiendo de la calidad acústica de su interfase. En el punto en el que la onda de presión excede la resistencia del cálculo, ocurre la fragmentación.



**Figura 8.** Representación de un pulso de una onda de choque de un equipo de litotricia. La alta presión alcanza los 40 MPa, seguido por una cola de presión negativa. La repetición de los cambios de presión origina unas tensiones en la piedra. La presión negativa produce cavitación en su recorrido. Ambos fenómenos son los mecanismos de desintegración del cálculo (Tomada de Azhari (Azhari 2010)).

## 4.4. Principios de operación

El "litotriptor" consta de cuatro elementos fundamentales:

1. *Generador de ondas de choque.* Este elemento produce alta energía en muy corto periodo de tiempo en el medio acoplador, normalmente agua desgasificada. La energía producida causa una explosión (o rápida elevación de la superficie en algunos dispositivos) que da lugar a una onda de choque, que se propaga inicialmente a una velocidad superior a la del sonido en el medio.
2. *Elemento focalizador.* Este elemento dirige la onda hacia el riñón, tal que toda la energía se focalice en el blanco. Esta focalización se realiza utilizando espejos acústicos (con superficies reflectoras). En ciertas configuraciones se usan lentes acústicas o combinaciones de lentes y reflectores. Estos elementos reflectores junto con el generador forman la "pistola acústica".

La finalidad en el diseño del sistema debe ser siempre la minimización de las interfases que condicionan una reflexión o transmisión no ideal. La rápida activación del transductor piezoeléctrico provoca un brusco desplazamiento de la superficie, que genera una onda de gran intensidad que converge en el punto focal del transductor, resultando suficiente para fragmentar los cálculos. Para esta configuración, la ganancia de presión  $G_p$  en la zona focal viene dada analíticamente por la ecuación (Azhari 2010):

$$G_p = \frac{\pi}{2} \cdot \frac{F}{C_0 \cdot \Delta t} \cdot [1 - \cos \alpha_0] \quad (2)$$

donde  $C_0$  es la velocidad del sonido de referencia,  $F$  es la distancia focal,  $\alpha_0$  es el ángulo del cono del focalizador acústico y  $\Delta t$  la duración del pulso. Hay que decir que esta ecuación ignora los efectos no lineales. En la mayoría de los equipos de litotricia la presión que soporta el cálculo es sobre 8 MPa y la atenuación de la onda de la fuente al cálculo es del 35-50%.

Las ondas de choque de estos equipos tienen un perfil como el de la figura 8, con una rápida ascensión alcanzando el pico de presión (40-150 MPa) en pocos nanosegundos, luego desciende el valor hasta presiones negativas en 10  $\mu$ s y oscila hasta volver a alcanzar el equilibrio.

Cuando la onda de choque pasa a través del tejido hacia el cálculo, sufre una pérdida de amplitud debido a la atenuación en tejido y de refracción debido al cambio en la velocidad del sonido. Los mecanismos por

los que se fragmentan las piedras los dividimos en cavitación y cambios de presión. Estos últimos se refieren al impacto de las ondas de choque y sus consecuencias en la evolución del cálculo. La cavitación se refiere a pequeñas burbujas y cavidades que crecen en la orina que rodea la piedra, causadas por la cola de presión negativa en el pulso acústico. Estas burbujas de cavitación tienen el inconveniente de que tardan 1 s en disiparse (Leighton y Cleveland 2009).

Durante el procedimiento, el cálculo recibe cientos de impactos (dependiendo del tamaño) antes de fragmentarse. Hay que considerar que durante el procedimiento pueda dañarse tejido sano, produciéndose hemorragias locales que se solucionan completa y rápidamente (Azhari 2010).

3. *Medio acoplador.* Para llevar la energía acústica a la zona de interés del paciente es necesario un medio de acoplamiento acústico. En el primer modelo comercial (Dornier HM1), el paciente estaba inmerso en un baño con agua pero en los sistemas más modernos se utiliza una bolsa de caucho llena de agua desgasificada, que se comprime contra el paciente y permite que las ondas pasen a su través.
4. *Sistema de imagen.* Se utiliza para guiar la "pistola acústica" y suele ser un equipo de fluoroscopia con rayos X que proporciona proyecciones del cálculo desde distintos ángulos permitiendo su localización espacial. Las coordenadas del cálculo pasan a la unidad del control que dirige la "pistola acústica" de modo que el foco se sitúe en el blanco. El cálculo es claramente visible por rayos X (por su alta atenuación) y este sistema de visualización nos permite también seguir en vivo el proceso de fragmentación del cálculo.
5. *Sistema de localización.* Está compuesto por un sistema de rayos X biaxial, dos tubos de ánodos rotatorios y dos amplificadores visuales. El cuadro visual de rayos X es retransmitido a dos monitores que determinan la posición exacta del cálculo renal dentro del punto focal. El paciente se sitúa en una camilla que permite acomodarlo adecuadamente a sus condiciones anatómicas. La camilla es desplazable en las tres direcciones del espacio por medio de un sistema hidráulico muy sensible.

#### 4.5. Sistemas de imagen de guiado del proceso

La localización de la litiasis puede realizarse por rayos X o por ecografía. Es necesario evaluar la fragmentación litiásica en el curso del tratamiento y verificar de forma continuada si el cálculo está bien focalizado para su desintegración.

#### 4.5.1. Localización radiográfica

El principio de la localización radiográfica reside en que la proyección de una imagen sobre un plano necesita, al menos, de dos incidencias diferentes para localizar un punto en el espacio. Los constructores utilizan dos fuentes de rayos X. La disposición de los amplificadores de rayos X es tal que los haces coaxiales se cruzan en el punto focal. Cuando la litiasis se coloca en el centro de la pantalla de cada intensificador de imagen, se encuentra automáticamente situada en el punto focal.

Existen amplificadores con memoria de imagen que facilitan el control y cada cierto tiempo permiten realizar un seguimiento radiológico para conocer si la litiasis sigue bien colocada en el punto focal y para valorar cómo progresa el proceso de fragmentación.

Con las técnicas radiológicas, la localización está en función de la densidad radiológica y del tamaño en los cálculos radiopacos. En los casos de cálculos radiotransparentes, la introducción de un medio de contraste (intravenosa o retrógrada) permite visualizar la cavidad excretora y dirigir la onda al punto deseado.

#### 4.5.2. Localización ecográfica

La ecografía permite visualizar los cálculos cualquiera que sea su radiodensidad. Tiene varias limitaciones como son la obesidad del paciente y la localización litiásica a nivel del uréter lumbar o ilíaco. Como los US no son nocivos, pueden utilizarse de forma continuada comprobando la correcta posición del cálculo y la fragmentación. Cuando existen cálculos múltiples es imposible visualizarlos todos porque las sombras de una litiasis superficial puede enmascarar a una litiasis más central. Los US son parte esencial del manejo de la litiasis e indicación de control ecográfico por ondas de choque. Los US permiten la localización exacta de los cálculos en el riñón y uréter yuxtavesical, y cálculos no identificados mediante radiología, lo pueden ser con Ultrasonidos.

Los "litotriptores" de última generación incorporan conjuntamente un control radiológico y ecográfico, lo que permite por un lado evitar o disminuir considerablemente el nivel de radiación y por otro, al permitir el control continuo de la localización litiásica se puede realizar una monitorización en tiempo real de la litofragmentación. Los US son más sensibles en la detección de litiasis de pequeño tamaño (menores que 3 mm) que los rayos X, por lo que la documentación de resolución completa, o en su caso la persistencia de restos insignificantes, se realizará con mayor fiabilidad con Ultrasonidos. La incorporación de ambos sistemas de localización en los equipos de litotricia es lo ideal.

## 4.6. Equipos de litotricia

En la actualidad existen diferentes equipos de litotricia en función del sistema de generación de ondas de choque y del sistema de localización. En el mercado existen tres modalidades de generación de ondas de choque: generador eléctrico, electromagnético y piezoeléctrico.

El sistema de localización de los cálculos puede ser por rayos X, Ultrasonidos o ambos a la vez. Otros parámetros técnicos que diferencian los distintos equipos de litotricia son el sistema de focalización y el modo de acoplamiento. El reflector elipsoidal es el medio de concentración más generalizado, usándose también un sistema de lentes o sistema de focalización esférica en otros equipos.

El medio de acoplamiento en la actualidad es mediante una membrana con agua, excepto el HM 3 que requiere la inmersión del paciente en la bañera. En función de la energía de la onda y la amplitud del reflector, la gran mayoría de los equipos de litotricia permiten el tratamiento con pseudoanalgesia de diferentes intensidades y en algunos equipos sin ningún tipo de anestesia (Loske y cols. 2002). La litotricia tiene probablemente el mayor rango de bioefectos (beneficiosos y adversos) en una aplicación de rutina de los US en el cuerpo humano.

## 5. Hipertermia

Los avances en el conocimiento del cáncer y en el desarrollo de tratamientos efectivos han sido apreciables en los últimos años. Sin embargo, en la actualidad, la resistencia al tratamiento en muchos tipos de cáncer sigue siendo un problema para el que se necesitan estrategias terapéuticas eficaces. Entre estas estrategias, la aplicación de la hipertermia en combinación con la quimioterapia, la Radioterapia o la radioquimioterapia se ha evaluado rigurosamente en las últimas décadas. El resultado de los metaanálisis advierten mejoras significativas en los resultados del tratamiento de un amplio abanico de patologías con hipertermia adicional a los tratamientos estándar de quimioterapia y Radioterapia, siempre y cuando se utilicen procedimientos de calentamiento adecuados y se asegure la calidad de los tratamientos.

La hipertermia es una terapia adyuvante que potencia la acción de la quimioterapia y/o la Radioterapia consistente en la elevación de la temperatura de una porción anatómica donde tiene alojado el paciente su tumor. La tecnología médica aplicada en el momento actual permite contar con dispositivos que elevan artificialmente y de forma eficaz la temperatura local. Esta técnica resulta de gran eficacia frente al cáncer, ya que la elevación de la temperatura

de manera controlada en el interior del tumor actúa de potente radiosensibilizador, reduciéndose así, la fracción superviviente de células malignas.

La primera mención a la posibilidad de usar los US para el tratamiento del cáncer fue en 1933 y desde entonces el entusiasmo por el uso potencial de los US como agente antitumoral ha pasado por altibajos, reflejando en términos generales la popularidad de la hipertermia. En los años 50, se estudió la posibilidad de utilizar los US, solos o junto con los rayos X, pero los resultados no acompañaron a las expectativas creadas y cayó en desuso. No fue hasta los años 80 en los que resurgió el uso de los US en el tratamiento del cáncer, con rayos X o gamma y con la posibilidad de sinergia con agentes citotóxicos (quimioterapia).

Los US tienen la suficiente intensidad para alcanzar las temperaturas requeridas en la hipertermia en zonas localizadas del cuerpo. La distribución de las temperaturas requeridas incluye el uso de sistema de lentes, transductores curvos, sistema de espejos y matrices de transductores. La distribución de temperatura requerida depende del tamaño, contorno y profundidad del tumor a tratar y en general, el objetivo es calentar la masa tumoral a temperatura uniforme mientras el resto de tejido sano se mantiene a temperaturas fisiológicamente aceptables, teniendo en cuenta que la periferia del tumor debe de alcanzar temperaturas de hipertermia. La distribución de temperaturas requerida conduce a que las técnicas para su elevación sean muy flexibles, midiéndose con sondas invasivas.

### 5.1. Fundamentos fisiológicos

La hipertermia inhibe el mecanismo de reparación del ADN en las células tumorales ante la Radioterapia, esto explica por qué la hipertermia representa una terapia auxiliar válida en la terapia contra el cáncer, llegándose a denominar cuarto pilar del tratamiento oncológico junto con la quimioterapia, la Radioterapia y la cirugía. También se ha observado que la hipertermia puede inducir una reducción de la hipoxia tumoral a 41°C, como resultado de cambios en el flujo sanguíneo del tumor y la saturación de la oxihemoglobina; a esa temperatura, la mejora de la condición de oxigenación juega un papel importante en la potenciación terapéutica de la Radioterapia, pues se aumenta la creación de radicales libres. A esa misma temperatura también puede producirse un daño vascular del tumor. La hipertermia, de hecho, puede inhibir la angiogénesis tanto *in vitro* como *in vivo*.

El uso combinado de hipertermia y Radioterapia tiene ventajas importantes, ya que se ha observado un cambio en la probabilidad de control tumoral (TCP) permitiendo un mayor control del tumor a igualdad de dosis absorbida,

en el tratamiento de un tumor primario, o un TCP similar con dosis absorbidas más bajas, mejorando la tolerancia al tratamiento de los órganos de riesgo.

La hipertermia es la elevación artificial y controlada de la temperatura interior de un tumor, entre 39 y 43 °C, sin superar los límites de tolerancia de los tejidos vecinos sanos. ¿Por qué ataca a las células tumorales y respeta a las sanas? Cuando se aplica la hipertermia en la zona donde hay células sanas el organismo es capaz de disipar el calor por medio de vasodilatación, mientras que el tumor, debido a su circulación aberrante y vasos anómalos, es incapaz de hacerlo. La técnica aumenta la perfusión y oxigenación de las células tumorales con poco oxígeno, que son tres veces más resistentes a la radiación que las células sanas por lo que facilita que la acción de la Radioterapia sea más eficaz. Todo tipo de tumor que se vaya a tratar con Radioterapia o quimioterapia se puede beneficiar si se suma la hipertermia, aunque son los tumores avanzados los que más necesidad presentan de reforzar la respuesta.

La perfusión sanguínea varía de tumor a tumor, incluso en el mismo tumor. Esto causa una variación en la distribución de temperatura incluso para un patrón de deposición de energía uniforme, pues depositando el calor uniformemente, la distribución de temperatura no lo es necesariamente. Como se ha mencionado anteriormente, los propósitos de los tratamientos de hipertermia oncológica son el aumento de la eficacia del tratamiento radioquimioterápico y la estimulación del sistema inmune contra las células tumorales. Estos objetivos se alcanzan como consecuencia de distintos efectos provocados por la exposición prolongada a temperaturas en el rango antes mencionado.

La hipertermia oncológica forma parte como complemento de tratamientos oncológicos, incluso de primera línea, incluidos en los procesos asistenciales de consenso en varios países. La hipertermia oncológica se define como la elevación moderada de las temperaturas del tejido hasta el rango entre 39 °C y 45 °C con fines radioquimioterápicos sensibilizadores y para estimulación del sistema inmune. Mantener células dentro de este rango de temperaturas por periodos prolongados de tiempo provoca varios efectos que hacen que, para una misma dosis de radiación o de tratamiento sistémico, se obtengan resultados clínicos más favorables en muchas patologías.

El punto de inflexión de la curva de Arrhenius de la tasa de muerte celular, para la mayoría de los cultivos de células tumorales estudiados en los ensayos preclínicos, se encuentran en el rango de 42,5 °C a 43 °C, valores que se reproducen para los ensayos "in vivo". Por este motivo, en la práctica, se utilizan estas como temperatura objetivo de los tratamientos. Utilizando las curvas de Arrhenius de supervivencia como base para la obtención de valores de dosis térmicas isoefecto y los resultados de los estudios preclínicos y clínicos, se utili-

za como fraccionamiento típico, al igual que los 2 Gy/fracción en tratamientos radioterápicos, sesiones de 1 h a 43 °C (Navarro y cols. 2018).

Durante los últimos años, los US se han utilizado para inducir elevadas temperaturas en tumores malignos. Desde un punto de vista físico, el uso de Ultrasonidos para inducir la hipertermia tiene ventajas sobre las técnicas con otra tecnología, incluyendo la relativamente baja atenuación en tejido blando ( $1\text{dB cm}^{-1}\text{MHz}^{-1}$ ) y corta longitud de onda (0,3-3 mm) para las frecuencias de interés (0,5-5 MHz). Haces focalizados se pueden producir por transductores de tamaño conveniente. La experiencia clínica de la hipertermia es la tecnología recomendada en tratamiento de tumores superficiales y profundos (Hand 1998).

## 5.2. Sistemas de Ultrasonidos para la inducción de la hipertermia

En los años 80 se consideró de gran interés el uso de la hipertermia en combinación con la Radioterapia y la quimioterapia en el tratamiento del cáncer. El objetivo era elevar la temperatura del tumor y márgenes circundantes de tejido sano sobre la temperatura corporal durante una hora. Se utilizaron los US para este propósito y se desarrollaron fuentes de Ultrasonidos extracorpóreas, intracavitarias e intersticiales. Los investigadores buscaban las formas de destruir células combinando calor con radiación ionizante y fármacos, con la esperanza de reducir estos dos últimos factores y minimizar sus efectos secundarios.

El principal inconveniente de las técnicas con hipertermia son el tiempo que consumen y los requerimientos para mantener la distribución de temperatura uniforme en el volumen blanco, por ello resulta interesante un control monitorizado de la temperatura porque la presencia de vasos sanguíneos puede crear áreas frías que no alcanzan la temperatura terapéutica. La efectividad del tratamiento depende del tipo de tumor y de la distribución de la temperatura alcanzada en el tumor y si la distribución no es uniforme, el valor mínimo determina el éxito del tratamiento.

## 5.3. Sistemas de calentamiento superficial

El primer sistema de US clínico utilizaba transductores circulares y planos. La principal ventaja de estos aplicadores es que son simples de construir y manejar y la energía de penetración es buena y aplicadores con diferentes frecuencias permiten controlar la profundidad de la región calentada (se utilizaban frecuencias entre 1 y 3 MHz). Finalmente, la deposición de energía resulta bien colimada y es relativamente uniforme en toda la superficie del transduc-

tor. El principal inconveniente es que no hay control sobre la deposición de energía en función de la localización, y los puntos calientes (generalmente en la superficie de los huesos o en los tejidos cicatrizados) a menudo limitan la potencia de trabajo resultando temperaturas subterapéuticas. Se puede tener más control si el aplicador se divide en círculos concéntricos, controlando la potencia de cada anillo individualmente, obteniéndose así una mejora en la distribución de la temperatura.

Con idea de calentar grandes tumores y controlar la deposición de energía, se desarrollaron aplicadores de multielementos con potencias independientes para cada uno de ellos, permitiéndose una potencia variable sobre el área calentada y compensar esta variación con la transferencia y absorción de calor, y la adaptación a la geometría del tumor. Se ha probado clínicamente un cuadrado de  $4 \times 4$  elementos, teniendo cada elemento individual un tamaño de  $36 \text{ mm} \times 36 \text{ mm}$  con una frecuencia de operación de 1 a 3 MHz. El desacuerdo con la distribución de temperaturas clínicas indica mayor control sobre el campo de potencias y mejor interfase entre el paciente y el aplicador. El control requerido se puede alcanzar utilizando elementos más pequeños y variando la frecuencia de cada elemento.

Un sistema mecánico de barrido se puede utilizar para el tratamiento de tumores superficiales con varias ventajas teóricas. Primera, la potencia del US se puede controlar en función de la localización con buena resolución espacial. Segunda, la deposición de energía es controlada para cada paciente, identificando las localizaciones donde se produce dolor permitiendo al sistema reducir potencia en esas localizaciones. Tercera, la profundidad de penetración, como función de la localización, se puede controlar utilizando múltiples frecuencias. Finalmente, la región calentada se personaliza para cubrir el tumor, incluso para grandes volúmenes.

#### **5.4. Sistemas de calentamiento profundo**

Existen varios requerimientos comunes a todos los sistemas que se utilizan para el calentamiento de tumores profundos. Primero, el diámetro del haz tiene que decrecer para compensar la atenuación perdida en tejidos. Los requerimientos de ganancia geométrica dependen fuertemente de la frecuencia de operación y del diámetro del volumen blanco. El tamaño de la ventana se ajusta al tamaño del tumor que se quiere calentar en profundidad. La frecuencia óptima se sitúa entre 0,5 y 1,5 MHz. En la práctica, se debe seleccionar la frecuencia más alta posible para minimizar los puntos calientes en la superficie de los huesos detrás del tumor. En segundo lugar, la deposición de energía se controla para reducir puntos calientes y fríos en el volumen blanco y finalmen-

te, la interfase con el paciente debe ser tal que permita una localización precisa del tumor que se quiere alcanzar.

Un sistema ultrasónico focalizado mecánicamente puede utilizarse para superar el efecto de atenuación y depositar más energía en tumores profundos. Esto puede conseguirse utilizando múltiples haces solapados en profundidad, o usando transductores curvos o lentes.

Otra aproximación utilizada para incrementar el tamaño del volumen calentado es un transductor focalizado tal que el foco se mueva por el tumor. Así, se permite un buen control del depósito de potencia que se puede controlar en función de la localización. Por tanto, la potencia puede ser personalizada para cada tumor distribuyéndose la temperatura como se desee. Una ventaja significativa de este método sobre otras técnicas de hipertermia es que se realiza un control computarizado del barrido así como del perfil y tamaño del volumen tratado que es controlado con precisión. Los sistemas tradicionales sin barrido, suministraban temperaturas terapéuticas al menos a parte del tumor, sin embargo no optimizaban ni utilizaban el potencial de los sistemas de barrido. El beneficio potencial de utilizar múltiples entradas se ha demostrado para el tratamiento de pacientes con tumores de cabeza y cuello.

El primer intento de utilizar focalización eléctrica en Ultrasonidos para hipertermia condujo a la construcción de un transductor de anillos concéntricos donde cada anillo era conducido por una señal diferente, consiguiéndose un foco acústico a una distancia deseada del eje central. La forma más flexible de utilizar una focalización eléctrica es usar una matriz bidimensional de pequeños transductores, cada uno de ellos con una amplitud y control de fase. Un método para reducir el número de elementos es utilizar una focalización mecánica y eléctrica. Secciones cilíndricas y esféricas de transductores proporcionan una vía flexible para focalizar y realizar barridos con campos ultrasónicos eléctricamente. La utilización de matrices en fase para la inducción de la hipertermia requiere varios cientos de elementos de transductores y líneas de alimentación. Los requerimientos de hardware se resuelven con la construcción de circuitos con nuevas técnicas y componentes. El excelente control de los campos ultrasónicos hace que las matrices de transductores sean una alternativa atractiva a las técnicas de focalización mecánica, especialmente para tratar tumores profundos (Hynynen 1995).

El tamaño, la profundidad del tumor y la atenuación, son los factores principales que afecta al diámetro de apertura del haz ultrasónico para conseguir una distribución apropiada de la temperatura, mientras que la perfusión sanguínea y la temperatura del agua del circuito de refrigeración son factores secundarios, afectando este último solamente a la superficie del paciente.

### 5.5. Aplicadores intracavitarios, intersticiales e intraoperatorios

Las facilidades técnicas para construir transductores de cualquier tamaño y forma, hace posible la construcción de pequeños aplicadores ultrasónicos intracavitarios. Las cerámicas piezoeléctricas se pueden fabricar con forma cilíndrica con electrodos dentro y fuera de la superficie. Aplicando una tensión en los electrodos, la pared del cilindro se contrae y se expande con la tensión aplicada, generándose ondas ultrasónicas cilíndricas que se propagan radialmente hacia fuera. Se pueden unir múltiples cilindros y cada elemento se alimenta independientemente a los niveles deseados, permitiendo de esta manera la distribución de temperaturas deseada. Se pueden construir aplicadores con sectores en el caso que la lesión se encuentre sólo a un lado de la cavidad (Lin y cols. 2000).

Se han fabricado sistemas intracavitarios con geometría cilíndrica para tratamientos de próstata, vaginales y tumores rectales. Estas sondas van combinadas con aplicadores diagnósticos ultrasónicos que ayudan a la localización del tumor.

Una forma precisa de depositar la energía en el tumor es implantar la fuente de energía directamente en el volumen blanco, bien mediante técnicas quirúrgicas o percutáneamente. Se ha propuesto la utilización de pequeñas fuentes ultrasónicas intersticialmente (Van Vulpen y cols. 2002).

Se han diseñado aplicadores ultrasónicos intersticiales compatibles con los catéteres utilizados en la Braquiterapia de alta tasa, llegándose a hablar de termobraquiterapia (Diederich y cols. 1996).

El primer aplicador ultrasónico utilizado intraoperatoriamente era similar a los aplicadores superficiales de un elemento simple. Este sistema evolucionó a otro con múltiples elementos y control computarizado. Otro sistema de hipertermia intraoperatoria funciona simultáneamente con un equipo de ortovoltaje de rayos X. En este sistema, el transductor estaba montado en las paredes del cilindro utilizado para colimar la radiación.

### 5.6. Planificación del tratamiento de hipertermia

Los progresos en la comprensión y desarrollo de modelos para el transporte del calor en tejidos y los algoritmos numéricos de aplicación práctica de los modelos de predicción de la temperatura y distribución de dosis térmica, tienen un impacto significativo en la planificación de tratamientos con hipertermia. El sistema de planificación de hipertermia nos suministra información sobre la distribución de la temperatura obtenida y la probabilidad de control de tumor que se espera. Así, mejora nuestra comprensión de los resultados clínicos de la termoradioterapia y la termoquimioterapia y ayuda a la optimi-

zación de la tecnología del calentamiento clínico y en el diseño de ensayos clínicos (Legendijk 2000; Paulides y cols. 2013).

Cuestiones importantes siguen abiertas, como por ejemplo: sobre la distribución de temperatura y dosis térmica alcanzada, sobre cuál es la homogeneidad necesaria de temperatura en combinación con la dosis de la radioquimioterapia y sobre cuál es la relación entre temperatura/dosis térmica y distribución de la perfusión en detalle ya que las áreas radioquimioresistentes tienen baja perfusión y llegan a valores más altos de dosis térmica. Estas cuestiones se resolverán una vez que la distribución de temperatura 3D se pueda relacionar con resultados clínicos.

## 5.7. Conclusiones

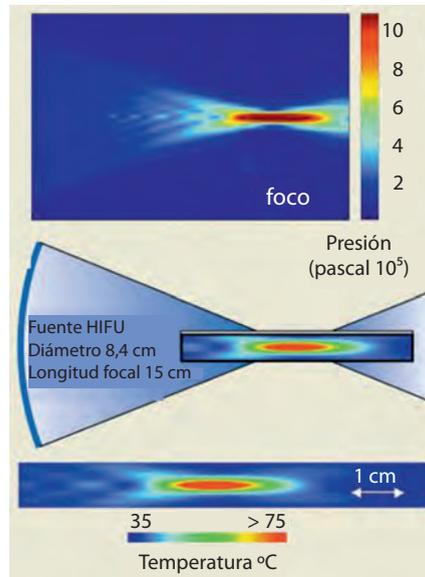
El potencial de la hipertermia para beneficiar a los pacientes oncológicos está ampliamente reconocido. El avance de los conocimientos de los mecanismos biológicos y fisiológicos puede llevarnos a mejorar los resultados de los tratamientos con la radioquimioterapia pues el avance tecnológico apunta en la misma dirección. Con estos cambios, los ensayos clínicos para un amplio catálogo de localizaciones indican beneficio clínico (Hurwitz y Stauffer 2014).

Se han realizado numerosos estudios clínicos sobre la hipertermia en combinación con Radioterapia o quimioterapia. Estos estudios se han centrado en el tratamiento de varios tipos de cáncer, entre ellos el sarcoma, el melanoma y los cánceres de cabeza y cuello, cerebro, pulmón, esófago, mama, vejiga, recto, hígado, apéndice, cuello uterino y del revestimiento peritoneal (mesotelioma).

## 6. Cirugía ultrasónica focalizada con haces de alta intensidad

La cirugía focalizada ultrasónica concentra un haz de alta intensidad acústica de Ultrasonidos en un foco o blanco que se encuentra en un tejido que puede estar a cierta profundidad en el cuerpo. El haz atraviesa la piel y otros tejidos sin dañarlos. Los US al propagarse a través de los tejidos, se absorben y el tejido se calienta. La elevación de la temperatura es aproximadamente proporcional a la intensidad de los US, y los parámetros del haz se seleccionan de tal manera que la temperatura se eleve significativamente sólo en el volumen focal.

Los principios de esta técnica llamada cirugía ultrasónica focalizada (FUS) (*"Focused Ultrasound Surgery"*) o Ultrasonidos focalizados de alta intensidad (HIFU) (*"High Intensity Focused Ultrasound"*) utiliza haces de 0,5-5 MHz y de longitud de onda de 2 a 0,3 mm en tejido; esto significa que se originan regiones de alta presión a cierta distancia de la fuente en el plano focal (Figura 9). La



**Figura 9.** La presión del campo acústico producido por una sonda HIFU puede elevarse a 1 MPa. El efecto térmico producido en el foco es consecuencia de la elevación de la temperatura por encima de los 70 °C durante un segundo (Tomada de Vaezy (Vaezy y cols. 2001a)).

técnica posee un gran potencial en aplicaciones en el campo médico beneficiando la destrucción selectiva de tejidos. De reciente interés clínico es el tratamiento de cánceres de tejido blando (Huber y cols. 2001; Hynynen y cols. 2001) y patologías como la hiperplasia benigna de próstata (Ter Haar 1998).

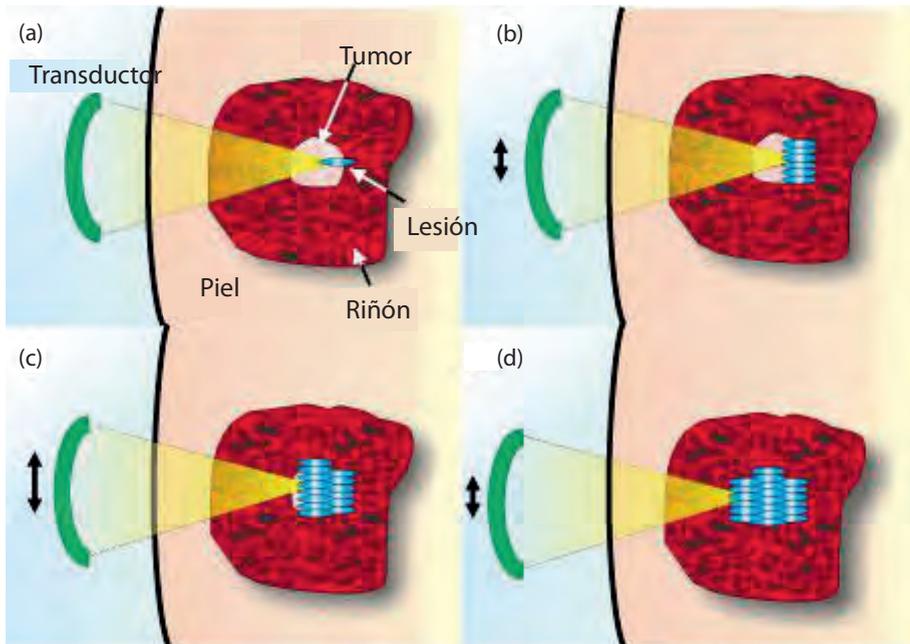
La FUS tiene una filosofía distinta a la hipertermia convencional pues en la FUS la temperatura en la zona focal se eleva por encima de 56 °C y se mantiene durante 1s. Esta rápida deposición de energía térmica ocasiona un pico de temperatura independientemente del flujo sanguíneo, al contrario de lo que ocurre en la hipertermia - es importante considerar que la distribución de los vasos no es completamente predecible por su crecimiento aberrante en los tumores-. El modelo térmico da una buena predicción de la distribución de temperaturas en el volumen de tratamiento por lo que puede evitarse el insertar sondas en el volumen blanco. Una consecuencia del rápido calentamiento es que hay una frontera muy estrecha entre células vivas y muertas en los filos del volumen focal. El microscopio electrónico revela que esta frontera es de sólo siete células de anchura. Este método de destrucción de células se llama termoablación ultrasónica.

En 1942, los hermanos Lynn publicaron el primer trabajo sobre el uso de HIFU, proponiendo el uso de haces de Ultrasonidos focalizados de alta intensi-

dad como herramienta para el estudio de la respuesta neurológica. Utilizaron estos haces para destruir regiones en el cerebro selectivamente sin dañar estructuras circundantes. En los años 60, el grupo de Illinois, en cuya Universidad se realizaron los trabajos iniciales, los emplearon para tratar el Parkinson con buenos resultados, como ocurrió en oftalmología en el tratamiento de glaucomas y desprendimientos de retina en los años 80. Pero no fue hasta los años 90, cuando esta técnica ganó aceptación. En 1997, en China, se aprueba su aplicación clínica; en 2001, nace la Sociedad Internacional de Ultrasonidos Terapéuticos; en 2004, la FDA aprueba el HIFU para el tratamiento de miomas uterinos y en 2005 lo aprueba la Unión Europea (O'Brien y Dunn 2015; Ter Haar 2016).

### 6.1. Localización, destrucción y seguimiento

Los márgenes tan estrechos entre las células destruidas y las sanas que los haces de alta intensidad de Ultrasonidos producen, permiten acercarse a estructuras vitales, como un vaso sanguíneo o un nervio central, sin dañarlas.



**Figura 10.** (a) Este volumen tiene forma de puro; para 1,5 MHz, un elemento simple de transductor focalizado trata 15 mm de longitud y 1,5 mm de diámetro. (b-d) Para abordar volúmenes útiles clínicamente, el foco debe ser barrido a través del volumen. Las lesiones se colocan por capas empezando por el plano más profundo hasta que el volumen requerido es tratado (Tomada de Ter Haar (Ter Haar 2001b)).

Observamos en la figura 10 como una exposición ultrasónica simple, destruye un pequeño volumen de tejido (la lesión).

Para aprovechar la resolución espacial de esta técnica resulta esencial imágenes de calidad para la realización del tratamiento planificado y presentar en tiempo real el tejido dañado en el proceso. Lo ideal sería que la misma sonda se utilizara para imagen y terapia. La ventaja de esta disposición es que si un blanco es visible en una imagen diagnóstica por Ultrasonidos, debería ser tratable por un haz de alta intensidad siguiendo la misma trayectoria. En este caso, la refracción de la imagen y el haz de tratamiento deberían ser idénticos.

Los métodos de imagen tradicionales desafortunadamente no son válidos para ver los daños térmicos. Los daños producidos por mecanismos térmicos dispersan el sonido de forma apreciablemente distinta al tejido sano circundante, donde se producen fenómenos de cavitación acústica siendo la reflexión en estas zonas alta y aquellos visibles. Sin embargo, como ya hemos señalado, los regímenes de exposición que inducen estos efectos se evitan porque el daño al tejido sano es impredecible. Los tejidos tratados tienen propiedades que resultan útiles en el desarrollo de técnicas alternativas para la imagen con Ultrasonidos.

La cirugía con Ultrasonidos focalizados causa lesiones en tejidos sanos que son visibles con las imágenes diagnósticas de eco y se pueden detectar también con un elastograma. Sin embargo, la elastografía no se puede utilizar en tiempo real. La lesión tiene un coeficiente de absorción acústica mayor que el tejido no dañado y la amplitud de las ondas de eco que vuelven y han atravesado el volumen tratado, reflejan la atenuación de esa región. También es posible incorporar al FUS las imágenes de RM habiéndose superado los problemas de compatibilidad de la fuente de Ultrasonidos y los altos campos magnéticos. Esta combinación permitiría el tratamiento planificado bajo la guía de las imágenes de la RM. Muchos autores han señalado que en las proximidades de las lesiones tratadas con FUS se alcanzan temperaturas de 56 °C durante 1-2 s. Una temperatura de 56 °C durante 1,75 s da un  $t_{43}$  (dosis térmica) de 240 min.

Con las técnicas termométricas de la RM, la dosis térmica se puede conocer en las imágenes anatómicas durante el tratamiento. Pero desviaciones del haz ultrasónico del modelo lineal –desviaciones debidas, por ejemplo, al paso a través de tejidos con diferentes velocidades acústicas–, se debe detectar y tener en cuenta en la planificación del tratamiento con RM. Este problema se obvia al utilizar imágenes ultrasónicas, ya que ambos haces, diagnóstico y terapéutico tienen el mismo comportamiento (Ter Haar 2001a).

La utilización del verdadero potencial del HIFU, sólo es posible con la tecnología actual que permite apuntar exactamente al blanco de tratamiento con

buenas imágenes anatómicas y funcionales para seguir el desarrollo del tratamiento, y que son posibles gracias a los modernos equipos diagnósticos de Ultrasonidos y a las imágenes de RM. El disponer de imágenes en tiempo real con excelente resolución espacial y contraste abre una ventana muy amplia a los tratamientos con HIFU, que sólo alcanza su verdadera potencia cuando el volumen que se quiere destruir se puede localizar con exactitud. Tanto los US como la RM se utilizan para el seguimiento de la intervención y cada método tiene sus ventajas y sus inconvenientes. La RM nos proporciona imágenes anatómicas y nos permite realizar termometría y conocer la distribución de temperatura, no sólo del blanco de ablación sino también de los tejidos sanos circundantes. Mientras, los US nos ofrecen mejor resolución espacial y temporal. La confirmación de la ablación bajo control ultrasónico se aprecia claramente mediante un brillo en la imagen de eco. La posibilidad del HIFU de destruir volúmenes de tejidos subcutáneos de forma no invasiva tiene un potencial atractivo como tratamiento de tumores de tejido blando.

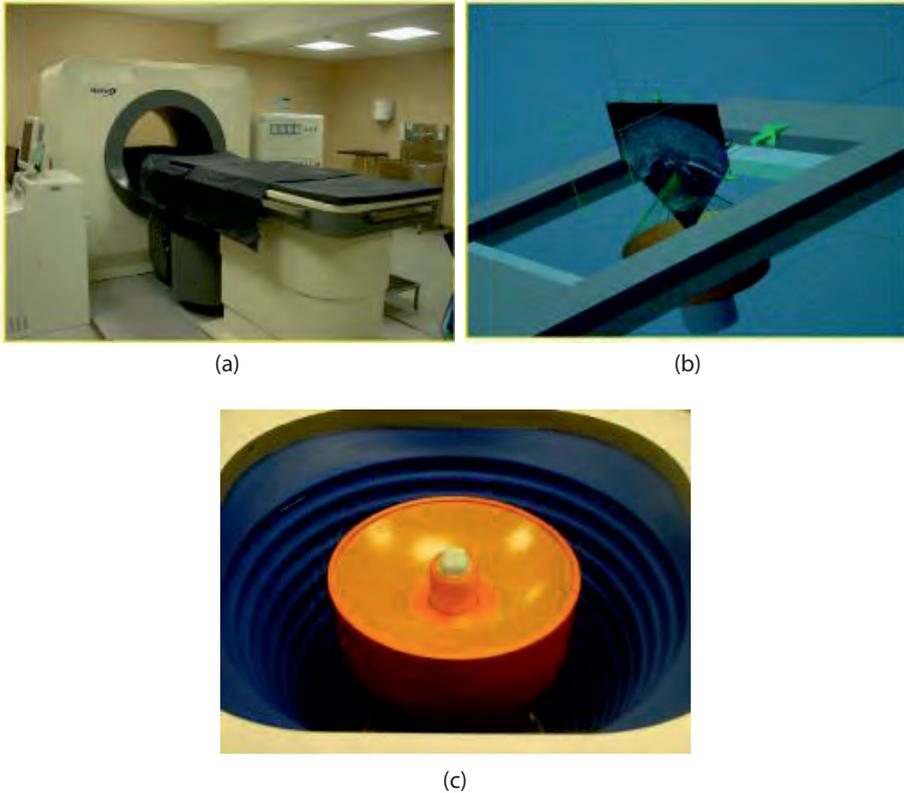
## 6.2. Equipos de Ultrasonidos en cirugía ultrasónica

La muerte celular instantánea en tejido blando requiere elevaciones de la temperatura de 20 a 30 °C y para conseguirlo acústicamente, la intensidad del foco de US debe ser de 1500 W/cm<sup>2</sup> a frecuencias de 1,5 MHz con exposiciones de 1 a 3 s. Estos niveles de intensidad se consiguieron inicialmente con transductores de cuarzo y ahora se usan cerámicas piezoeléctricas de alta potencia. El diseño más simple es de una concha esférica con un solo elemento y otra alternativa es utilizar transductores de disco planos con una lente. Si se trabaja con una matriz de elementos transductores que permitan el control electrónico del haz ultrasónico se consigue más flexibilidad en la longitud focal para situarse en las lesiones.

La frecuencia óptima para tratar a una profundidad dada, requiere el compromiso de que la frecuencia debe ser lo bastante baja para no atenuarse en exceso en el trayecto y debe tener suficiente energía para alcanzar el volumen blanco.

Los haces ultrasónicos focalizados se acoplan a la piel utilizando agua o geles. En la terapia con Ultrasonidos la absorción es máxima en el volumen focal, donde la intensidad acústica es la más alta. Además del calentamiento, la presión de la onda produce gas y se forman burbujas, produciéndose fenómenos de cavitación. Estas burbujas causan daños a su alrededor, especialmente cuando son de gran tamaño y alcanzan la frecuencia de resonancia (3 µm a 1 MHz).

Existen dos clases de transductores clínicos, extracorporal e intracavitarios, siendo los transrectales los más comunes. Los extracorporales se utilizan para



**Figura 11.** (a) Dispositivo de tratamiento con Ultrasonidos de alta intensidad HAIFU modelo JC. (b) El software permite la localización tridimensional del foco de tratamiento. (c) Transductor terapéutico, de forma cóncava con seis emisores de Ultrasonidos dispuestos de forma circular que convergen en el foco. En el centro se aprecia el transductor de Ultrasonidos para la obtención de imágenes (Tomada de Caballero (Caballero y cols. 2010), con permiso).

la mayoría de órganos, requieren una mayor longitud de onda que las transrectales, y operan a bajas frecuencias y altas intensidades. Los transductores transrectales se utilizan para el tratamiento de próstata, incorporan sondas de imagen y terapia, su longitud focal es de 3 - 4 cm y operan a frecuencias superiores a las sondas extracorporales. Un ejemplo de sonda extracorporal es la diseñada en China (*Chongqing HAIFU Technology Company, Chongqing, P.R. China*) que utiliza la cerámica piezoeléctrica PZT de 12 cm de diámetro y 10-16 cm de distancia focal, trabajando entre 0,8 y 1,6 MHz y a intensidades por encima de 20 kW/cm<sup>2</sup>. Un ejemplo de sonda transrectal, también de PZT con la doble función de imagen y tratamiento (*Ablatherm, Technomed International,*

*Lyon, France*) tiene una longitud focal de 4 cm, trabajando a 2,25-3,0 MHz y a una intensidad de  $1000 \text{ W/cm}^2$  (Kennedy y cols. 2003).

En la figura 11a presentamos un equipo de tratamiento con Ultrasonidos extracorpóreo de la compañía *Chongqing Haifu Technology Co.*, modelo JC. Este equipo trabaja mediante un sistema de visualización por Ultrasonidos, por lo que se trata el tumor en tiempo real. El rango de intensidad acústica en el campo focal es de 500 a  $25\,000 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$ . Posee un volumen focal de actuación de forma elipsoidal con unas dimensiones de  $1,1 \text{ mm} \times 3,3 \text{ mm} \times 5,6 \text{ mm}$ . Su software permite la planificación por conformación tridimensional (Figura 11b). El dispositivo generador de Ultrasonidos consiste en seis transductores dispuestos en círculo con un sistema de lentes acústicas que permite una focalización precisa y variar la profundidad del foco, con longitud focal entre 90 y 169 mm. En el centro de este dispositivo se encuentra el transductor de Ultrasonidos con el que podremos capturar imágenes simultáneamente al tratamiento (Figura 11c). Cuando se aplica el US se aprecia a los pocos minutos en la zona tratada, un aumento de ecogenicidad que nos permite diferenciar la zona ya tratada. La correcta transmisión de la onda se realiza a través de medio líquido, por lo que se dispone de un circuito de agua con sistema de refrigeración para minimizar el daño térmico en la piel y un sistema desgasificador para una mejor transmisión sónica.

El daño debido a la elevación de la temperatura es relativamente uniforme y se puede predecir la extensión espacial. La muerte celular por cavitación acústica ocurre sólo en las proximidades de una burbuja y además es de naturaleza aleatoria. La cavitación no es un método correcto para tratar el cáncer donde es esencial destruir todas las células. En la práctica, calor y cavitación son inseparables por el tipo de exposición a los US usados en terapia. Las burbujas aparecen por encima de un umbral de presión acústica. Hay dos escuelas respecto a la exposición óptima para tratamientos con Ultrasonidos. La puramente térmica tiene la ventaja de predecir precisamente la forma y posición de la lesión. En la cavitación, sin embargo, la destrucción de tejido es menos predecible pero el gas producido actúa como dispersor que permite ver fácilmente la posición de la lesión en imágenes ultrasónicas.

La monitorización y guía de la terapia acústica es de máxima importancia y para la aceptación clínica de esta modalidad de tratamiento, la exactitud en la localización del blanco en el tejido donde se deposita la energía del HIFU es esencial, ya que se evita la exposición de los tejidos adyacentes. En la práctica:

- a. La imagen pretratamiento del área de interés nos ayuda a localizar de forma exacta la zona de tratamiento.

- b. Las imágenes durante la intervención nos suministran información de la ablación tisular.
- c. En las imágenes postratamiento distinguimos la zona tratada.

Las modalidades de imagen utilizadas son:

- a. Los US. Las imágenes ultrasónicas ofrecen ventajas significativas como guía de la terapia acústica, la principal es que la imagen se forma en tiempo real además de otras ventajas como su bajo precio y su alta resolución espacial y temporal.
- b. La RM, permite realizar la termometría del proceso y establecer una correlación cuantitativa entre las lesiones provocadas y la elevación de la temperatura aunque encarece mucho un procedimiento que dura varias horas (Vaezy y cols. 2001a).

Como podemos observar, cada una de las modalidades de imagen tiene sus ventajas e inconvenientes.

### 6.3. Aplicación de la FUS en Medicina

Tradicionalmente la cirugía ha sido la solución terapéutica de los tumores sólidos, pero los avances tecnológicos van abriendo el camino hacia técnicas menos invasivas como la cirugía laparoscópica que continúa su desarrollo incorporando robots en las intervenciones. Después de décadas de desarrollo, los HIFU se acercan al objetivo inicial de la destrucción de tumores con técnicas no invasivas y si a eso añadimos los recientes avances en imágenes, todo ello permite que este objetivo esté cada vez más cerca de una posibilidad clínica real (Kennedy y cols. 2003).

El tratamiento de fibromas uterinos con FUS extracorporal, promete como método no invasivo. Los cánceres que han sido tratados con FUS son principalmente los de hígado, riñón, vejiga y próstata. Se utilizan dos abordajes diferentes para situar el volumen focal en el órgano blanco. Para hígado, riñón y pulmón se utiliza una técnica transcutánea extracorporal y para el caso de la próstata un acercamiento transrectal. Se utilizan también sondas transvaginales como tratamiento potencial contra la infertilidad para el caso de ovarios poliquísticos.

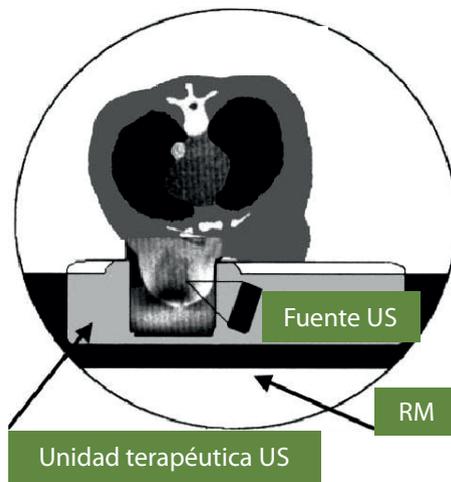
Ensayos clínicos publicados, documentan el tratamiento transrectal de la próstata. Los resultados son prometedores si se trata toda la glándula (Uchida y cols. 1998; Uchida y cols. 2002). El gran reto de esta técnica es ser propuesta como primera alternativa de terapia. Hay ensayos clínicos en desarrollo para el tratamiento de carcinomas hepatocelulares con FUS, donde el tratamiento es bien tolerado por el paciente que puede permanecer consciente en todo

momento, utilizándose anestesia local y donde también se contempla el tratamiento de metástasis hepáticas aisladas. En estos casos, el tiempo de tratamiento puede variar desde 1 hora para tumores superficiales a unos 2 cm, hasta 5 horas para tumores de 10 cm de profundidad.

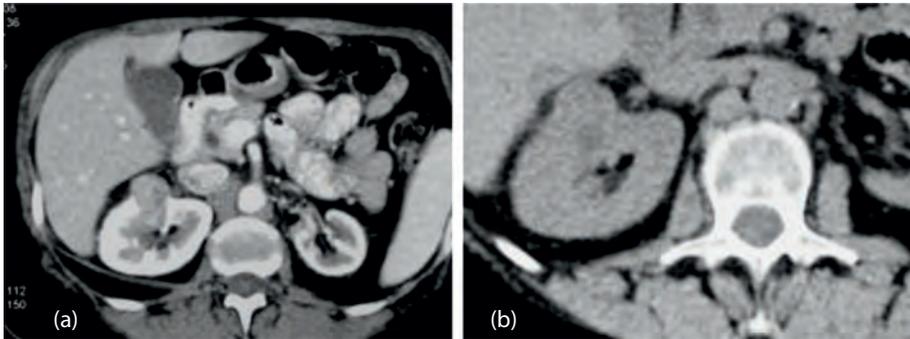
Se han desarrollado sondas para el tratamiento del cáncer de hígado de forma intraoperatoria. Los cirujanos utilizan técnicas invasivas con la intención de extirpar parte o todo el hígado, pero puede ocurrir que detecten una enfermedad no diagnosticada que cambie la intención radical de la cirugía. Con las sondas mencionadas se pueden eliminar masas de tumor durante la operación (Rowland y cols. 1997).

Aunque se acepta que los tejidos detrás de hueso no son accesibles por Ultrasonidos, pueden ser posibles tratamientos del cerebro a través del cráneo. Para resolver este problema se utiliza un método que utiliza la información del haz reflejado para reconstruir el foco detrás del hueso. Conseguido este tipo de sonda existe la posibilidad de alterar la barrera sanguínea en el cerebro y aumentar la permeabilidad del flujo sanguíneo en el cerebro a gran variedad de agentes terapéuticos.

Se han desarrollado unidades terapéuticas de FUS guiadas por RM para el tratamiento de tumores de mama y fibroadenomas. El equipo de RM es útil para delimitar la zona a tratar y sirve como base estereotáxica para el tratamiento, localiza la zona de mayor temperatura durante el tratamiento, permitiendo una mayor eficacia y seguridad en el tratamiento (Figura 12). La terapia



**Figura 12.** Terapia con FUS guiada con RM. La FUS penetra a través de la piel tratando una zona de 10 a 20 mm<sup>3</sup> y se inducen temperaturas entre 55 °C y 90 °C en la zona focal (Tomada de Hynynen (Hynynen y cols. 2001)).



**Figura 13.** (a) Hipernefroma en región medio-anterior del riñón derecho. (b) Control postratamiento, la zona nodular persiste formada por tejido necrótico en primer tiempo y cicatricial después (Tomada de Caballero (Caballero y cols. 2010), con permiso).

con FUS guiada por RM representa una nueva estrategia para un tratamiento neoadyuvante, adyuvante o paliativo en pacientes con cáncer de mama u otros tumores de tejidos blandos (Huber y cols. 2001).

El tratamiento se aplica con anestesia general o raquídea, con el paciente colocado sobre un colchón de agua en decúbito lateral, siendo la duración del proceso variable en función del volumen tumoral, pudiéndose realizar de forma ambulatoria o con 24 h de ingreso.

Todos los casos se deben evaluar individualmente, siendo candidatos de primer orden aquellos en los que no es recomendable el tratamiento quirúrgico. Es necesaria la confirmación histológica del tumor que vamos a tratar. Los tumores que se tratan con más facilidad son aquellos de pequeño tamaño, más periféricos y en los que exista un margen de seguridad respecto a estructuras vasculares o el intestino, como en el ejemplo de la figura 13 de tumor renal, pues existen casos de perforación intestinal secundaria al tratamiento de tumores hepáticos.

En casos óptimos la incidencia de complicaciones es mínima, registrándose tan sólo lesiones cutáneas leves como quemaduras, que son leves si se aplica un correcto tratamiento de la piel, pequeños hematomas y dolor lumbar. También es posible en casos seleccionados y en manos de un terapeuta con experiencia para tratar tumores de tamaño considerable (Caballero y cols. 2010).

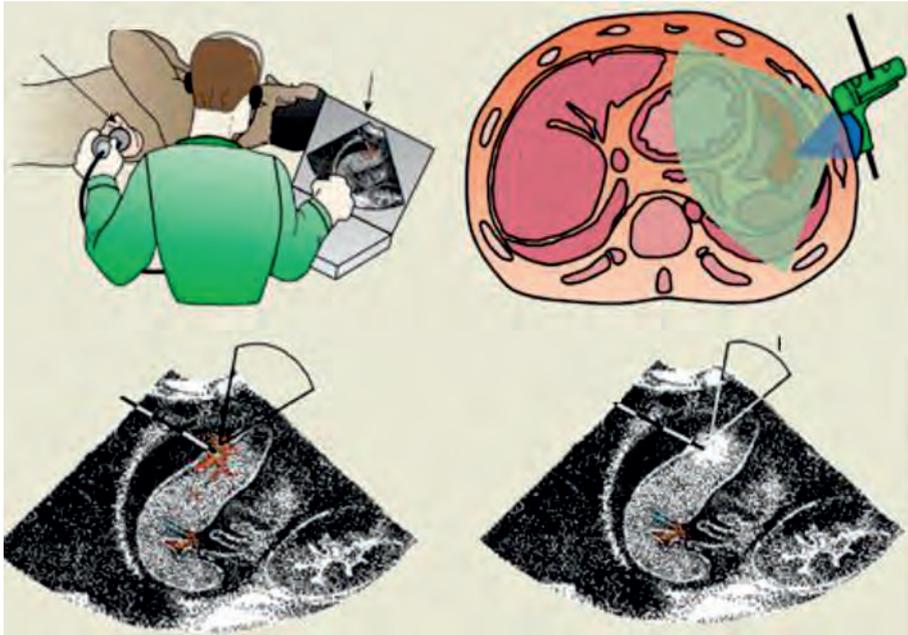
En varios centros del mundo, HIFU se está utilizando clínicamente para el tratamiento de tumores sólidos, entre los que se encuentran los de próstata, riñón, hígado, mama, hueso y páncreas. Otras aplicaciones donde el HIFU se ha utilizado con éxito es en el tratamiento de osteosarcomas y sarcomas de partes blandas; también se ha utilizado con buenos resultados como tratamiento con-

tra el dolor en pacientes con opiáceos y en terapia paliativa en pacientes con tumores avanzados de páncreas.

### 6.3.1. Coagulación térmica u oclusión vascular

Los haces de FUS pueden utilizarse para sellar y bloquear vasos sanguíneos, desarrollándose técnicas ultrasónicas para parar el sangrado resultante de un trauma o cateterización y selectivamente bloquear los vasos sanguíneos. La oclusión de vasos sanguíneos puede resultar de utilidad en la terapia del cáncer donde la interrupción de flujo al tumor puede conducir a su disminución (Vaezy y cols. 1999). Al aplicar calor, los vasos sanguíneos se contraen, la sangre se coagula y se detiene el sangrado. La ventaja del US respecto a otros métodos de coagulación es que ninguna técnica es capaz de parar una hemorragia interna. Esta técnica que ofrece un tratamiento no invasivo para el sangrado interno, se conoce como hemostasia acústica (Figura 14).

En los últimos años se ha estado trabajando en arterias renales de conejos y vasos femorales de ratas, describiéndose la aplicación potencial para el



**Figura 14.** Paciente con el bazo dañado tras la rotura de una costilla. La sonda de Ultrasonido diagnóstico (verde) y el dispositivo de HIFU (azul) acoplados juntos para fijar el punto focal para el tratamiento. Después del tratamiento se detiene la hemorragia (Tomada de Vaezy (Vaezy y cols. 2001b)).

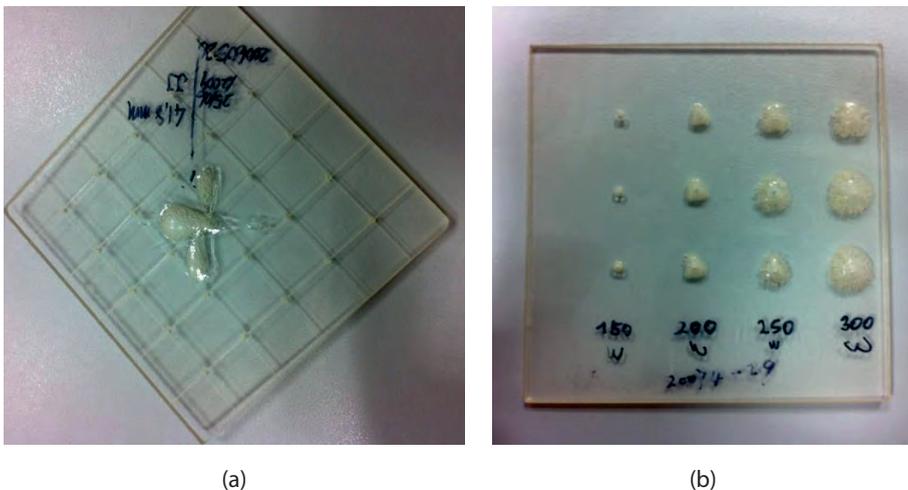
sangrado en traumas hepáticos. Parece ser que la herida no vuelve a sangrar y cicatriza normalmente.

El fenómeno de la cavitación aparece tras la coagulación térmica. Si el haz de Ultrasonidos se apunta correctamente, la hemorragia se puede parar en varios segundos; un sistema de guía Doppler con señal acústica, ayuda a localizar los vasos que sangran.

Todos estos ejemplos ilustran que la FUS es una técnica excitante que indudablemente tiene futuro en la Medicina, aunque deberían aclararse las aplicaciones clínicas para las que está indicado su uso. El creciente desarrollo de la tecnología de los transductores permitirá aumentar la sofisticación en el desarrollo de la exposición terapéutica y en el control "in vivo" de tratamientos usando técnicas ultrasónicas. Las indicaciones iniciales de los ensayos clínicos muestran la posibilidad real de que la técnica FUS se presente como una práctica alternativa a la cirugía convencional (Visioli y cols. 1999).

#### 6.4. Controles de calidad de los equipos HIFU

Después de las aplicaciones y utilidades de la terapia ultrasónica y de las lesiones que se producen en los tejidos, cabe preguntarse sobre los controles de calidad que deben acompañar a este equipamiento. En la figura 15, se muestran las marcas producidas en planchas de metacrilato al bombardearlas con HIFU de un equipo de terapia; así, en la figura 15(a) se nos muestra la profundidad del tratamiento y en la figura 15(b) vemos las marcas de distinto tamaño



**Figura 15.** (a) Distancia a zona de tratamiento. (b) Tamaño de la zona de tratamiento (5 mm a 20 mm) con potencias entre 150 W y 300 W.

realizadas con distintas potencias. Es un terreno en el que avanzar y donde los radiofísicos hospitalarios tienen mucho que decir, considerando su amplia experiencia en la caracterización y controles periódicos en otros equipos, como son los aceleradores lineales utilizados en Radioterapia, aunque si bien se trate en este caso de radiaciones no ionizantes, la filosofía del control para garantizar el buen funcionamiento es la misma.

## 6.5. Conclusiones

La cirugía con Ultrasonidos focalizados proporciona una alternativa no invasiva de la destrucción selectiva de tejidos a cierta profundidad con desviación de milímetros, sin dañar a los tejidos circundantes. Los tejidos que han sufrido la ablación térmica pueden detectarse con imágenes de RM o TC. Esta técnica encuentra aplicación donde se requiera destrucción de tejidos y se haya alcanzado el nivel de tolerancia de otras terapias, como Radioterapia y quimioterapia. No hay evidencias de toxicidades con esta técnica, de modo que resulta posible repetirla en volúmenes adyacentes a los previamente tratados. Los tratamientos se realizan sin anestesia. Sin embargo, la FUS no tiene respuesta para tejidos rodeados por gas o hueso.

El creciente interés por las técnicas de Ultrasonidos focalizados va paralelo al suscitado por las técnicas mínimamente invasivas, pues tales terapias resultan atractivas para los pacientes y para los clínicos, ya que reducen la estancia en los hospitales. El resurgimiento de la FUS es muy oportuno, apareciendo con técnicas de imagen suficientemente sofisticadas como para permitir la localización precisa de la lesión y, en ocasiones, ser capaces de mostrar en tiempo real la muerte de las células en el momento que ocurre (Vaezy y cols. 2001a).

El HIFU es una nueva estrategia terapéutica con una base física reconocida, perfil de toxicidad bajo e indicaciones concretas sobre la base de los trabajos publicados por las instituciones con experiencia, con las ventajas y limitaciones descritas, y cuyo papel en nuestro país ha de ser definido en el contexto multidisciplinar de los especialistas implicados. En muchos países ya se utiliza habitualmente para patología ginecológica benigna y reconocen el peso que tendrá el HIFU en un futuro inmediato en el tratamiento de diversos tipos de tumores sólidos. Con la introducción del HIFU estamos iniciando un proceso que, sin duda, rompe algunos esquemas terapéuticos y modifica paradigmas, y, por tanto, como todo cambio, puede crear incomodidades y ciertas reticencias (Kennedy y cols. 2003).

Existen muchos ensayos clínicos en marcha, pero sí parece que el HIFU puede ser una alternativa a la cirugía en muchas aplicaciones en el futuro.

## 7. Referencias

- [1] ALBORNOZ M., GUERRERO H. (2016). "*Ultrasonoterapia*". Electroterapia práctica. Avances en investigación clínica. Elsevier. 283-295.
- [2] AMARAL J.F. (2002). "*Ultrasound for Cutting and Coagulating Tissue*". Problems in General Surgery, 19: 47-59.
- [3] AZHARI H. (2010) "*Safety and therapeutic applications*". Basic of biomedical ultrasound for engineers. IEEE.
- [4] BALDOCK C., DE DEENE Y., DORAN S., IBBOTT G., JIRASEK A., LEPAGE M., MCAULEY K.B., OLDHAM M., SCHREINER L.J. (2010). "*Polymer gel dosimetry*". Phys. Med. Biol. 55: R1-R63.
- [5] CABALLERO J.M., BORRAT P., PARAIRA M., MARTÍ L. (2010). "*Ultrasonidos extracorpóreos de alta intensidad: alternativa terapéutica del tumor renal*". Actas Urológicas Españolas 34: 403-411.
- [6] CLEMENT G.T., HYNYNEN K. (2002) "*A non-invasive method for focusing ultrasound through the human skull*". Phys. Med. Biol. 47: 1219-1236.
- [7] CHAUSSY CH., BRENDEL W., SCHMIEDT E. (1980). "*Extracorporeally induced destruction of kidney stones by shock waves*". The Lancet, 13: 1265-1268.
- [8] DIEDERICH C.J., KHALIL I.S., STAUFFER P.R., SNEED P.K., PHILIPS T.L. (1996). "*Direct-coupled interstitial ultrasound applicators for simultaneous thermobrachytherapy: a feasibility study*". International Journal of Hyperthermia 12: 401-419.
- [9] HALLIWELL M. (1998). "*Acoustic wave lithotripsy*". Ultrasound in medicine. Medical Science Series. IOP Publishing, Bristol (UK), 189-196.
- [10] HAND J.W. (1998). "*Ultrasound hiperthermia and the prediction of heating*". Ultrasound in Medicine. IOP Publishing, Bristol (UK), 151-176.
- [11] HUBER P.E., JENNE W.J., RASTERT R., SIMIANTONAKIS H., SINN H.P., STRITTMATTER H.J., FOURNIER D., WANNENMACHER M.F., DEBUS J. (2001). "*A New Non invasive Approach in Breast Cancer Therapy Using Magnetic Resonance Imaging-guided Focused Ultrasound Surgery*". Cancer Research 61: 8441-8447.
- [12] HURWITZ M., STAUFFER P. (2014). "*Hyperthermia, Radiation and Chemotherapy: The Role of Heat in Multidisciplinary Cancer Care*". Seminars in Oncology, 41: 714-729.

- [13] HYNYNEN K. (1995). "*Ultrasonic therapy*". Medical CT and Ultrasound: current Technology and Applications. AAPM, College Park, Maryland (USA), 249-265.
- [14] HYNYNEN K., POMEROY O., SMITH D.N., HUBER P.E., MCDANNOLD N.J., KETTENBACH J., BAUM J., SINGER S., JOLESZ F.A. (2001). "*MR Imaging-guided Focused Ultrasound Surgery of Fibroadenomas in the Breast: A Feasibility Study*". Radiology. 219: 176-185.
- [15] KENNEDY E., TER HAAR G., CRANSTON D. (2003). "*High intensity focused ultrasound: surgery of the future?*" The British Journal of Radiology, 76: 590-599.
- [16] LAGENDIJK J.J.W. (2000). "*Hyperthermia treatment planning*". Phys. Med. Biol. 45: R61-R76.
- [17] LEIGHTON T.G., CLEVELAND R.O. (2009) "*Lithotripsy*". Proc. Inst. Mech. Eng. Part H: Journal Engineering in Medicine, 223: 317-342.
- [18] LIN W.L., FAN W.C., YEN J.Y., CHEN Y.Y., SHIEH M.J. (2000). "*A theoretical study of cylindrical ultrasound transducers for intracavitary hyperthermia*". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 46: 1329-1336.
- [19] LOSKE M., PRIETO F.E., FERNÁNDEZ F., VAN CAUWELAERT J. (2002). "*Tandem shock wave cavitation enhancement for extracorporeal lithotripsy*". Phys. Med. Biol. 47: 3945-3957.
- [20] MATHER M.L., WHITTAKER A.K., BALDOCK C. (2002) "*Ultrasound evaluation of polymer gel dosimeters*". Phys. Med. Biol. 47: 1449-1458.
- [21] NAVARRO F., CONTRERAS J., FLORES A. (2018) "*Hipertermia oncológica profunda conformada provocada por campos electromagnéticos no ionizantes*". Rev. Fis. Med. 19: 1.
- [22] O'BRIEN W.D., DUNN F. (2015). "*An early history of high-intensity focused ultrasound*" Physics Today 68: 40-4.
- [23] PAULIDES M.M., STAUFFER P.R., NEUFELD E., MACCARINI P.F., KYRIAKOU A., CANTERS R., DIEDERICH C.J., BAKKER, J.F., VANRHOON G.C. (2013). "*Simulation techniques in hyperthermia treatment planning*". International Journal of Hyperthermia, 29: 1-12.
- [24] ROWLAND I.J., RIVENS I., CHEN L., LEBOZER C.H., COLLINS D.J., TER HAAR G., LEACH M.O. (1997). "*MRI study of hepatic tumours following high intensity focused ultrasound surgery*". Br. J. Radiol., 70: 144-153.
- [25] RUIZ F.J., IBARZ L. (2002). "*Litotricia extracorpórea por ondas de choque*". Urologia i Comarques 14: 14-21.

- [26] SHAW A., TER HAAR G., HALLER J., WILKENS V. (2015). "*Towards a dosimetric framework for therapeutic ultrasound*". *Int. J. Hyperthermia*: 31, 182-192.
- [27] SHAW A., MARTIN E., HALLER J., TER HAAR G. (2016). "*Equipment, measurement and dose—a survey for therapeutic ultrasound*". *Journal of Therapeutic Ultrasound*, 4-7.
- [28] TER HAAR G. (1998). "*Focused ultrasound therapy*". *Ultrasound in Medicine*. IOP Publishing, Bristol (UK) 1998, 177-187.
- [29] TER HAAR G. (1999). "*Review Therapeutic ultrasound*". *European Journal of Ultrasound*. 9: 3-9.
- [30] TER HAAR G. (2001a) "*High Intensity Focused Ultrasound for the Treatment of Tumors*". *Echocardiography*, 18: 317-22.
- [31] TER HAAR G. (2001b). "*Acoustic Surgery*". *Physics Today*, 54: 29-34.
- [32] TER HAAR G. (2016). "*HIFU tissue ablation: concept and device*". *Therapeutic Ultrasound*. Springer International Publishing. Switzerland.
- [33] TOLEDO J.V., LLEDÓ J.M., HERNÁNDEZ S. (2016). "*Terapia por ondas de choque*". *Electroterapia práctica. Avances en investigación clínica*. Elsevier. 309-323.
- [34] UCHIDA T., MURAMOTO M., KYUNOU H. , IWAMURA M., EGAWA S., KOSHIBA K. (1998). "*Clinical outcome of high-intensity focused ultrasound for treating benign prostatic hiperplasia: preliminary report*". *Urology* 52: 66-71.
- [35] UCHIDA T., SANGHVI N.T., GARDNER T.A., KOCH M.O., ISHII D., MINE S., SATOH T., HYODO T., IRIE A., BABA S. (2002). "*Transrectal high-intensity focused ultrasound for treatment of patients with stage t1b-2n0m0 localized prostate cancer: a preliminary report*". *Urology* 59: 394-399.
- [36] VAEZY S., MARTIN R., KACZKOWSKI P., KEILMAN G., GOLDMAN B., YAZIJI H., CARTER S., CAPS M., CRUM L. (1999). "*Use of high-intensity focused ultrasound to control bleeding*". *J. Vasc. Surg.* 29: 533-42.
- [37] VAEZY S., MARTIN R., CRUM L. (2001a) "*Acoustic surgery*". *Physics World*, 35-40.
- [38] VAEZY S., MARTIN R., CRUM, L. (2001b). "*High Intensity Focused Ultrasound: A Method of Hemostasis*". *Echocardiography* 18: 309-315.

- [39] VAN VULPEN M., RAAYMAKERS B.W., LAGENDIJK J.W., CREEZE J., DE LEEUW A., VAN MOOSELAAR A., LIGTVOET C.M., BATTERMANN J. (2002). "Three-dimensional controlled interstitial hyperthermia combined with radiotherapy for locally advanced prostate carcinoma –a feasibility study". *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 53; 116-126.
- [40] VISIOLI A.G., RIVENS I.H., TER HAAR G., HORWICH A., HUDDART R.A., MOSKOVIC E., PADHANI A., GLEES J. (1999). "Preliminary results of a phase I doses escalation clinical trial using focused ultrasound in the treatment of localized tumours". *European Journal of Ultrasound* 9: 11-18.
- [41] WALMSLEY A.D. (2015). "Ultrasonics in dentistry". *Physics Procedia* 63: 201-207.
- [42] WATSON T. (2009). "Electroterapia práctica basada en la evidencia" Elsevier.
- [43] WOO JOSEPH (2006). "A short History of the development of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology". <http://www.ob-ultrasound.net/history1.html>
- [44] ZARAGOZA J.R. (1992) "Ultrasonidos en terapia". Física e instrumentación médica. 2ª edición. Masson&Salvat Medicina, Barcelona, España, 541-549.

## 8. Bibliografía

- [1] BENEDICT S.H., DE MEERLEER G. (2011). "High intensity focused ultrasound may be superior to radiation therapy for the treatment of early stage prostate cancer". *Medical Physics* 38: 3909-3912.
- [2] ESCOFFRE J.M., BOUAKAZ A. (2016). "Therapeutic ultrasound". Springer International Publishing AG Switzerland.
- [3] KIM Y., BAE D., PARK M.J., VIITALA A., KESERCI B., RHIM H., LIM H.K. (2014). "Techniques to Expand Patient Selection for MRI-Guided High Intensity Focused Ultrasound Ablation of Uterine Fibroids". *American Journal of Roentgenology*, 202: 443-451.
- [4] LLEDÓ E., JARA J., HERRANZ F., HERNÁNDEZ C. (2007). "Estado actual del ultrasonido de alta frecuencia (HIFU) en el tratamiento del adenocarcinoma prostático". *Actas Urol. Esp.* 31: 642-650.
- [5] SCHLESINGER D., BENEDICT S., DIEDERICH C., GEDROYC W., KLIBANOV A., LARNER J. (2013). "MR-guided focused ultrasound surgery, present and future". *Med. Phys.* 40(8): 080901.

- [6] TER HAAR G. (1995). "*Ultrasound focal beam surgery*". *Ultrasound in Med. and Biol.*, 21: 1089-1100.
- [7] TER HAAR G. (2004). "*Therapeutic and Surgical Applications*". *Physical Principles of Medical Ultrasound*, 2ª edición. John Wiley & Sons Inc., West Sussex, England, 407-456.
- [8] UCHIDA T., SHOJI S., NAKANO M., HONGO S., NITTA M., MUROTA A., NAGATA Y. (2009). "*Transrectal high-intensity focused ultrasound for the treatment of localized prostate cancer: Eight-year experience*". *International Journal of Urology* 16: 881-8.



**Tema 10:**  
Aplicación de los Ultrasonidos  
en Braquiterapia

**Jesús María de Frutos Baraja**



# Aplicación de los Ultrasonidos en Braquiterapia

*Jesús María de Frutos Baraja  
Servicio de Oncología y Radioterapia  
Hospital Clínico Universitario. Valladolid  
jesusm.defrutos.baraja@telefonica.net*

## 1. Los Ultrasonidos en la Braquiterapia guiada por la imagen

### 1.1. Utilización de los Ultrasonidos

Después de un tiempo en el que la Braquiterapia había empleado las técnicas de imagen sólo de manera limitada (Pötter 2002a), puede decirse ahora que están presentes en todos los pasos del tratamiento, de la mano de nuevas localizaciones, nuevas posibilidades con las unidades de carga diferida optimizada y los nuevos sistemas de planificación.

Entre las técnicas de imagen (Pötter 2002a), la de los Ultrasonidos (US) se puede emplear como método de imagen fundamental para lesiones localizadas en la boca, la vagina, localizaciones anales y rectales, piel, intraoculares, e intra-vasculares. Se pueden emplear como ayuda de otras técnicas, en suelo de boca, cérvix, endometrio, mama, vejiga, pene, esófago, conductos biliares, aunque cada vez está tomando mayor protagonismo en todas las localizaciones siendo en algunos casos imprescindible como en el caso de los tumores prostáticos.

Los US permiten obtener imágenes de partes blandas sin dosis de radiación (Evans 2008) pero requieren pericia tanto en la adquisición como en la interpretación y es evidente que existen diferencias sistemáticas entre la ecografía y otros medios de imagen, debidas entre otras cosas a los efectos de la presión ejercida con la sonda. Además (Pötter 2002a), se emplean en casi todas las etapas del tratamiento, en la dosimetría provisional, durante la aplicación y en algunos casos en la dosimetría definitiva.

El propósito de este trabajo es mostrar alguna de las sinergias entre una técnica de diagnóstico por imagen como los US y una técnica de tratamiento

con radiaciones ionizantes como la Braquiterapia, y algunos de los aspectos ligados al aseguramiento de la calidad, QA (*“Quality Assurance”*), de los US para su uso en Braquiterapia. No se pueden tratar en el presente trabajo aspectos particulares ligados a algunos de los tratamientos como el caso de los tumores prostáticos, que tienen ya reflejo en otras publicaciones (AAPM 1999), ni aquellos que se refieren a aspectos físicos o tecnológicos de los US y su uso en Medicina, ampliamente recogidos en otros temas de este libro. Los aspectos de aseguramiento de la calidad en Braquiterapia están suficientemente tratados en otros documentos de la Sociedad Española de Física Médica (Pérez-Calatayud y cols. 2000). Trataremos, en primer lugar, aspectos sobre la posición de los US dentro de la Braquiterapia guiada por la imagen y, después, su utilidad en diferentes localizaciones, atendiendo a aspectos de aseguramiento de la calidad cuando se requiera.

## 1.2. Aspectos de aseguramiento de la calidad ligados al empleo de los Ultrasonidos

La inclusión de los métodos de imagen, en principio diagnósticos, en Braquiterapia afecta a los procedimientos de calidad asociados a estas unidades (Cormack 2008). Estos procedimientos afectan tanto a los dispositivos de calidad asociados a las imágenes como a la planificación basada en estudios volumétricos, el empleo de imágenes obtenidas de forma intraoperatoria para guiar el posicionamiento de fuentes y aplicadores o el resultado de combinar varios métodos de imagen.

Entre los aspectos que deben tenerse en cuenta pueden incluirse:

1. Identidad de los pacientes (Cormack 2008). Como ya no se dispone de copia en película radiográfica, en las que viene inscrito la identificación del paciente, debe ponerse atención en que las imágenes empleadas, p. ej., en la preplanificación de una próstata, correspondan al paciente que deseamos.
2. Localización de las fuentes (Cormack 2008). Aunque no tan obvio como en otros medios de imagen, con frecuencia las imágenes de ecografía empleadas provienen de reconstrucciones de imagen obtenidas en otros planos, y debe tenerse en cuenta en la reconstrucción de las fuentes y aplicadores.
3. Anatomía y dosimetría (Cormack 2008). Es conocido que, dependiendo del método de imagen, la definición y delineación del volumen blanco clínico, CTV (*“clinical target volumen”*) puede cambiar. Por ejemplo, la proximidad medida del CTV a la piel en el caso de la irradiación parcial de la mama, es diferente si se mide con ecografía o se mide con

tomografía computarizada, TC. Debe tenerse en cuenta al hacer la transición a Braquiterapia guiada por la imagen, IGBT (*"Image Guided Brachytherapy"*), desde otras técnicas.

4. Adquisición intraoperatoria (Cormack 2008). El empleo de imagen en tiempo real en la colocación de fuentes y aplicadores trae consigo problemas nuevos.
  - *Sistemas de coordenadas.* Todo el sistema de aseguramiento de la calidad depende de la interacción entre el equipo que hace el implante y el dispositivo de imagen (Cormack 2008). Un error en la determinación del origen, por ejemplo, el plano base, conseguirá que todo el implante esté desplazado respecto al CTV. Representa un punto crucial en el proceso, que normalmente no va a tener una verificación independiente.
  - *Artefactos en la imagen y degradación de la imagen.* Está causada por la introducción de las sondas endorrectales, aplicadores y fuentes en el CTV o en sus proximidades (Cormack 2008). Al colocar más aplicadores, el CTV se visualiza pero además se producen movimientos y cambios de forma.

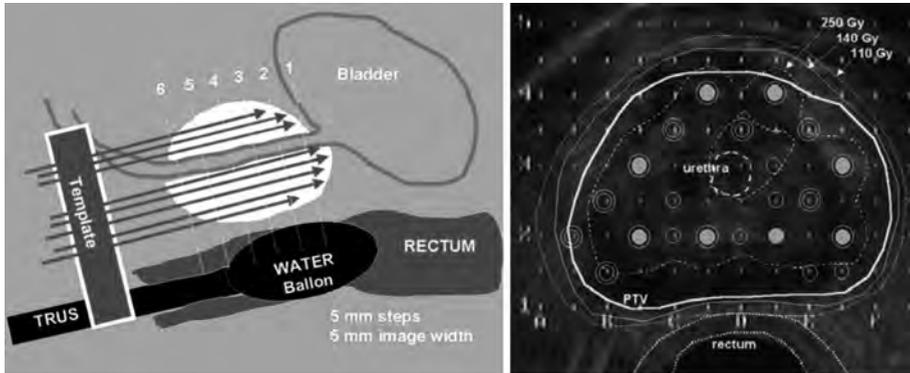
Una de las limitaciones del empleo de la ecografía en IGBT es la visualización de las fuentes y los aplicadores, por lo que se están haciendo esfuerzos para mejorarla (Comarck 2008). En el programa de QA debe tratarse de evaluar la coincidencia entre la posición deseada de fuentes y aplicadores y la posición real, siendo esta evaluación dependiente del tipo de fuente o aplicador, pues cada uno va a tener diferentes condiciones de ecogeneidad.

## 2. Braquiterapia intersticial

### 2.1. Próstata

#### 2.1.1. Preparación del tratamiento y preplanificación (*"preplanning"*)

Los US se emplean de forma crucial en casi todas las etapas del tratamiento (Pötter 2002a), a partir del empleo de sondas transrectales similares a las vaginales empleadas en ginecología (Pötter 2009), siendo casi imprescindibles en la etapa de la dosimetría provisional (Figura 1). En este caso, se emplea en la dosimetría y para hacer el estudio volumétrico (Gloi y cols. 2008) que permite estimar el número de fuentes necesarias en el implante. Para el estudio dosimétrico se emplea una unidad paso a paso, manual o motorizada, que permite los cortes transversales a la posible situación de los aplicadores, que suelen ser vectores rígidos. Como resultado, se obtienen los cortes de espaciado y grosor



**Figura 1.** Esquema del posicionamiento de la sonda ecográfica durante una Braquiterapia de próstata e imágenes obtenidas con la distribución de dosis calculada (Pötter 2002a).

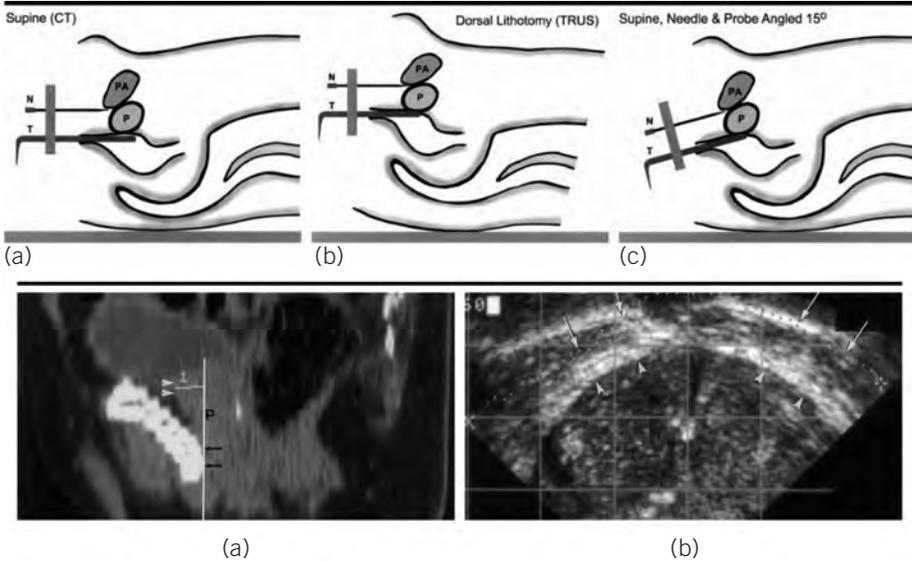
variables según las técnicas y el volumen de la próstata. El procedimiento es muy parecido para implantes permanentes, con muy baja tasa de dosis, o temporales con alta tasa (Ash 2002).

Los beneficios de la ecografía (Gloi y cols. 2008) son la visualización de la glándula en tiempo real y la definición clara de las zonas del ápex y la base. Sus desventajas son la poca penetración a través de estructuras óseas, la peor resolución espacial si la comparamos con otras técnicas de imagen y la dificultad de estandarizar la obtención de las imágenes, lo que la hace poco reproducible. Esta característica la hace muy dependiente del observador.

Para hacer la volumetría se suele emplear la fórmula de un elipsoide. Sin embargo, para próstatas pequeñas pueden ser más útiles otras aproximaciones (MacMahon 2009), aunque para próstatas más grandes la volumetría no se puede ajustar a ninguna forma. El ajuste a otras formas distintas del elipsoide lleva a que se empleen otras fórmulas según el modelo escogido.

La determinación del volumen prostático es muy importante (MacMahon y cols. 2009) pues de él depende si el paciente puede ser tratado con Braquiterapia o es preferible otro tratamiento si dicho volumen es grande. El volumen es una limitación para evitar dificultades técnicas que harían imposible el implante y disminuir los efectos secundarios. Además, de la volumetría se desprende el número aproximado de fuentes que se van a emplear y que es necesario solicitar del suministrador.

En cualquier caso (Gloi y cols. 2008) se encuentra una buena correlación en las determinaciones del volumen entre la ecografía y la TC, aunque las medidas son distintas debido a la dificultad de diferenciar la próstata de la musculatura periprostática y el plexo venoso.



**Figura 2.** Formas de adquisición de imágenes del arco púbico y de la próstata e imágenes de la exploración TC y ecográfica. En ésta, se muestra que hay una separación de al menos 5 mm entre las dos estructuras si el examen se realiza en la posición adecuada (Strang y cols. 2001).

Otra utilidad preoperatoria de los US en Braquiterapia prostática es la determinación de la interferencia del arco púbico para administrar el tratamiento con Braquiterapia (Strang y cols. 2001). En algunas ocasiones, en próstatas grandes, colocaciones difíciles del paciente o por la propia anatomía, dicha estructura puede impedir la colocación de los aplicadores en alguna zona del CTV (Figura 2). Mediante Ultrasonidos el arco púbico se ve fácilmente, lo que permite la inmediata y segura determinación de la indicación de la Braquiterapia. No es necesaria ninguna aplicación de tratamiento de imágenes ni ningún análisis posterior. Por otra parte, se evita la TC que, además, produce una sobrestimación de la interferencia. Esta sobrestimación puede derivar en un tratamiento hormonal para reducir el tamaño prostático, que a su vez provoca un retraso en el tratamiento con Braquiterapia. Por otra parte, se puede considerar el efecto económico que trae consigo la incorrecta determinación de la interferencia del arco púbico.

### 2.1.2. Aplicación del tratamiento

La ecografía durante la aplicación (Pötter 2002a) se está empleando de forma extendida. La sonda se coloca sobre el dispositivo paso a paso (Pötter 2002a) que permite ver la imagen de la próstata y la posición dentro de cada

corte de los aplicadores con lo que se puede comprobar si la posición es la misma que la determinada en la planificación provisional, se puede corregir para que así sea o no corregir y dejar como definitiva la posición en la que se han colocado. Las imágenes obtenidas son adquiridas por el planificador con lo que se puede reevaluar la dosimetría con cada colocación.

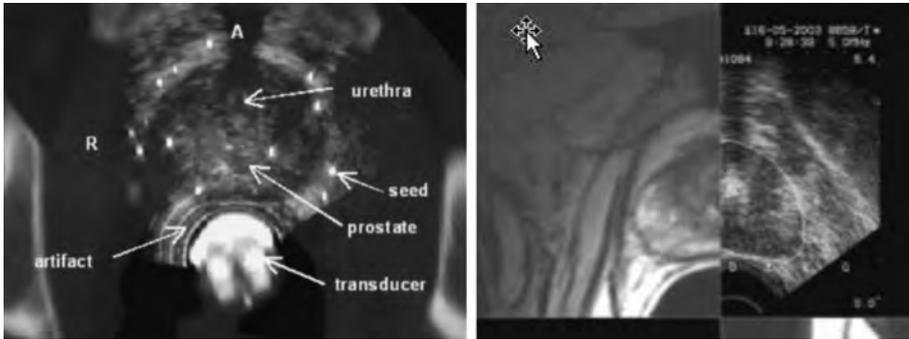
### 2.1.3. Posplanificación (“*postplanning*”)

Como veremos a continuación, una necesidad pendiente es la localización de las fuentes mediante ecografía. Los movimientos de la próstata durante la colocación de fuentes y aplicadores (Mamou y Feleppa 2007), sombras causadas por la hemorragia u otras fuentes, artefactos de calcificaciones u otras lesiones hiperecogénicas, dificultan la localización real de forma intraoperatoria. También veremos que se han desarrollado métodos de análisis de imagen, basados en la combinación de varios procedimientos. Tienen algunas limitaciones como el no ser capaces de determinar la orientación de las fuentes, puesto que suponen que se conserva la ortogonalidad entre dichas fuentes y el transductor transversal y esa ortogonalidad rara vez se mantiene.

Aunque habitualmente se emplea TC, o Imagen por Resonancia Magnética, MRI (“*Magnetic Resonance Image*”) o la fusión de ambos para identificar las fuentes y hacer la dosimetría posplanificación, también se puede emplear la ecografía de forma exclusiva (Blake y cols. 2000). En pruebas realizadas con un maniquí se ha verificado que la diferencia entre la posición encontrada por el método habitual de adquisición de imágenes 3D con Ultrasonidos y la posición encontrada por otros métodos, por ejemplo, con un marco estereotáxico, pueden ser inferiores a 0,5 mm.

Las diferencias en la detección de fuentes con ecografía respecto a otros medios de imagen, y que la dificultan son, entre otras (Wei y cols. 2004; Wei y cols. 2006), las calcificaciones y otras estructuras ecogénicas cuyo brillo puede simular fuentes, variaciones en el brillo dependiendo de la orientación de los transductores, ocultación de las fuentes sobre el tejido y las hemorragias, el uso de espaciadores o sutura y la deformación de la próstata debida al edema. Estas dificultades llevan a una elevada variabilidad interobservador, que quizá se pueda solventar si mejoran los sistemas de imagen ligados a la ecografía (Han y cols. 2003).

Se ha intentado desarrollar sistemas para localizar las fuentes sólo mediante Ultrasonidos empleando un código de imágenes a partir de las señales de los ecos de las fuentes (Mamou y Feleppa 2007; Mamou y cols. 2008a; Mamou y cols. 2008b). Este método se ha presentado útil para la detección cuando las fuentes no quedan paralelas a la dirección de inserción del aplicador.



**Figura 3.** Fusión de la exploración con Ultrasonidos y con TC Y RM para un implante de Braquiterapia prostática (Steggerda y cols. 2005; Reynier y cols. 2004).

Con el objeto de mejorar la dosimetría en el momento del implante se están empleando métodos que combinan los US con otras técnicas de imagen. En algunos casos, se combinan con imágenes fluoroscópicas (Ng y cols. 2008), para combinar la buena definición de la próstata con Ultrasonidos y la buena visualización de las fuentes mediante rayos X y realizando fusión entre las dos técnicas. Para poner a punto el método se ha diseñado un maniquí con objetos de test, que se visualizan con una de las técnicas o con las dos, con buenos resultados en la reconstrucción, de forma que la diferencia en los parámetros empleados para medir la desviación de la fusión son menores de 1 mm. Dichas diferencias pueden ser debidas a cambios en la velocidad del sonido respecto a las teóricas.

En otras ocasiones (Tutar y cols. 2008), se emplean métodos iterativos u otros (Wei y cols. 2006) para emplear hasta el 20% de las fuentes implantadas como marcas fiduciales. Con este método los errores en la reconstrucción resultan menores que 2 mm. Un reto al hacer la fusión entre Ultrasonidos y fluoroscopia es la detección automática de fuentes por los agrupamientos entre ellas y los artefactos de otros cuerpos como ya se ha visto (Todor y cols. 2003).

Otro intento de localizar las fuentes en relación con la imagen de la próstata emplea la fusión de la ecografía y la TC (Steggerda y cols. 2005), empleando la estructura de los transductores como marcas fiduciales (Figura 3). La obtención de las imágenes ecográficas, va seguida de los cortes de TC con la sonda todavía colocada con lo que se consigue que la geometría de la próstata no cambie por la inserción o desinserción de la sonda entre las dos exploraciones. El método, al ser indirecto, requiere una serie de transformaciones, posiblemente debidas a movimientos del paciente, que dan lugar a incertidumbres.

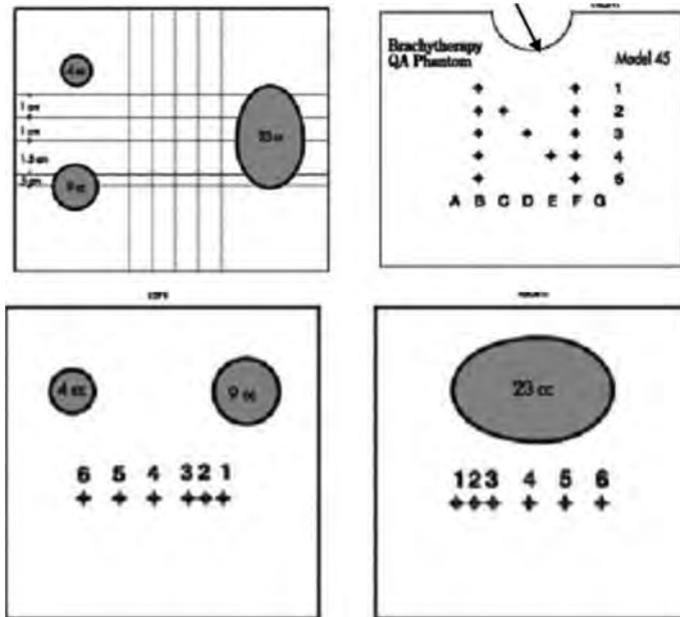
Otra alternativa es combinar imágenes de Resonancia y de Ultrasonidos (Reynier y cols. 2004). Se puede emplear una Resonancia adquirida antes del implante, importarla vía DICOM al sistema de planificación y superponer los contornos de esta exploración a los US (Figura 3). Esto permite mejorar la localización y la segmentación, sobre todo cerca del ápex y de la base de la próstata, y emplear esta mejora en la planificación. También la vista 3D se ve mejorada por esta fusión. Además, se consigue un cálculo más exacto del volumen de la glándula, que tiene un impacto significativo en la distribución de dosis.

#### 2.1.4. Programa de aseguramiento de la calidad

Para la realización del programa de aseguramiento de la calidad del sistema de Ultrasonidos en implantes de próstata se han propuesto maniqués especialmente dedicados a esta técnica (AAPM 2008). Un maniquí con estas características debería cumplir las siguientes características (Figura 4):

1. Un objeto con contraste moderadamente alto, de alrededor de 20 o 30 cm<sup>3</sup>, con forma de elipsoide para medir áreas y volúmenes.
2. Unos cuantos objetos de contraste medio, para evaluar la profundidad de evolución de varios diámetros y a una profundidad compatible con la práctica clínica.
3. Una matriz de objetos de alto contraste para verificar la rejilla del ecógrafo.
4. Una matriz tridimensional de objetos de alto contraste en las tres dimensiones, para verificar la precisión espacial.
5. Una matriz para evaluar la resolución espacial en dos direcciones ortogonales.
6. Alguna forma de comprobar el alineamiento de la plantilla de los aplicadores con la rejilla electrónica.
7. Posibilidad de realizar pruebas en configuraciones clínicas estándar.
8. Una serie de fuentes simuladas, colocadas en diferentes planos longitudinales y en distintas orientaciones respecto al eje longitudinal para documentar la visibilidad de las fuentes en distintas posiciones.

Aunque se han dictado recomendaciones más completas respecto a las unidades de Ultrasonidos (AAPM 1998), se recomiendan algunas de ellas de forma específica cuando se desarrolla un programa de Braquiterapia prostática (AAPM 2008; AAPM 1999). Algunas de estas verificaciones recomendadas son:



**Figura 4.** Esquema de uno de los maniqués para aseguramiento de la calidad de los sistemas de imágenes mediante Ultrasonidos para implantes de próstata (CIRS 2009).

1. Visibilidad de la escala de grises del monitor, que es importante porque, además de obtenerse algunas imágenes en medios físicos como papel fotográfico, la mayoría del trabajo se realiza en tiempo real en el monitor del ecógrafo.
2. Profundidad de penetración. Con esta prueba se intenta verificar a qué profundidad se puede visualizar un objeto de bajo contraste. Clínicamente, se trata de comprobar la resolución con la que se vería la cara anterior de la próstata.
3. Resolución axial y lateral. Clínicamente, se trata de asegurar que la imagen de los aplicadores es lo suficientemente precisa para asegurar su localización, además de identificar y localizar las fuentes implantadas.
4. Exactitud y precisión de la medida de distancias en dirección axial y dirección lateral.
5. Exactitud y precisión en la medida de áreas. Hay que tener en cuenta que la determinación del volumen se hace a partir de la determinación de área en diferentes planos. Esto requiere que el maniqué tenga un objeto de tamaño conocido.



**Figura 5.** Maniquí para verificar la alineación de la rejilla electrónica y de la plantilla de los aplicadores e imagen obtenida empleando dicho maniquí (Goldstein y cols. 2002).

6. Exactitud y precisión en la medida de volúmenes.
7. Alineación entre la plantilla de los aplicadores y la rejilla electrónica. Si la alineación no es correcta los aplicadores no se colocarán de la forma planificada. En ocasiones, se observa una deficiente alineación de la punta del aplicador respecto a la plantilla que puede ser debida a las diferentes propiedades acústicas entre el agua y el tejido. Si no se dispone de un maniquí adecuado, se puede jugar con las posiciones del posicionador paso a paso de la sonda, ponerlo en posición vertical, y obtener así las imágenes. Se han propuesto algunos maniqués (Mutic y cols. 2000; Goldstein y cols. 2002), en los que los aplicadores se mantienen paralelos a la sonda ecográfica gracias a una serie de alojamientos, tanto para los aplicadores como para la sonda (Figura 5). A pesar del empleo de este maniquí, se ha verificado que la imagen de los aplicadores en relación con la plantilla, está condicionada por la construcción particular de cada sonda y por las propiedades acústicas del líquido empleado en el maniquí.

Con estos maniqués, se pueden alinear las imágenes de los aplicadores con la plantilla haciendo ajustes en el soporte de la sonda (Mutic y cols. 2000). Para verificar que el eje de la sonda es paralelo a los aplicadores se mueve la sonda hacia dentro y fuera y se observa si existe constancia en la posición relativa de los aplicadores. Además, se puede emplear como parte del programa de aseguramiento de calidad para comprobar la estabilidad espacial, longitudinal y lateral del sistema de ecografía, ya que se puede medir la distancia entre aplicadores, empleando las aplicaciones de medida del ecógrafo. Por otra parte, si se observara dependencia significativa con la temperatura del agua, se puede emplear una mezcla con 8 % de etanol para simular las propiedades acústicas del tejido.

8. Sistema de planificación de tratamientos (AAPM 2008). El propósito final es asegurar que las imágenes del sistema de planificación se corresponden con las del ecógrafo, porque si no fuera así, la planificación del tratamiento no reflejará el estado real de la dosimetría. Para ello, se puede contornear la próstata y algún órgano de riesgo en el ecógrafo, hacer lo mismo en el planificador y asegurar que los contornos coinciden y que los volúmenes encontrados se corresponden razonablemente.

Al realizar el programa de aseguramiento de la calidad (AAPM 2008), se pueden encontrar errores debidos al observador por la variabilidad al realizar las medidas, incluyendo el posicionamiento incorrecto o variable de la sonda, problemas con el maniquí por defectos en el mismo o debidos a la velocidad del sonido en el material, y errores debidos al ecógrafo por avería o mal funcionamiento.

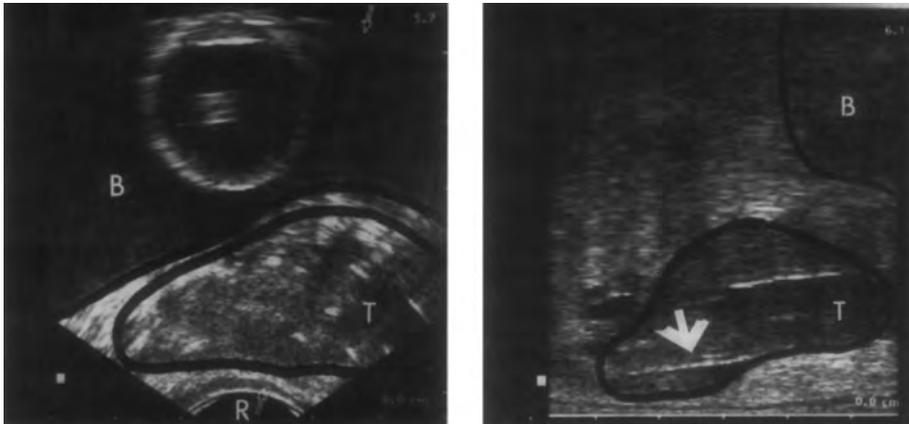
Uno de los problemas es determinar los límites de la próstata y los órganos de riesgo adyacentes (AAPM 2008), que suele estar ligado a la resolución en las diferentes direcciones, además del contraste que pueda presentar la próstata y la variabilidad intra e interobservador.

Otro de los problemas son los artefactos por reverberación en la imagen (AAPM 2008), debidos, sobre todo, a las imágenes de los aplicadores. Este efecto depende, fundamentalmente, del diámetro y del material del aplicador. Algunos tipos de aplicador son más susceptibles a producir artefactos que otros. Se produce por las reflexiones múltiples de los pulsos de Ultrasonidos entre las dos paredes del aplicador y poco se puede hacer para eliminarlo salvo conocerlo y minimizar su impacto clínico.

Otra utilidad que tiene el guiado por Ultrasonidos en tiempo real es el control de la divergencia en la inserción de los aplicadores (Wan y cols. 2005). Esta desviación de la posición prevista está provocada por la resistencia asimétrica ejercida por la próstata y tejidos adyacentes. Se han propuesto sistemas robotizados y guiados por Ultrasonidos para aplicar correcciones al movimiento de entrada de los aplicadores.

## 2.2. Localizaciones ginecológicas

Las localizaciones ginecológicas también requieren implantes intersticiales (Figura 6), normalmente como complemento de las intracavitarias cuando éstas no aseguran un correcto tratamiento de todo el CTV (Scanlan y cols. 2001; Stock y cols. 1997; Haie-Meder y cols. 2002). El desarrollo de esta técnica ha sido propiciado por el diseño de plantillas (*"templates"*) que guían la colocación y fijan los aplicadores a los tejidos paravaginales y paracervicales. Los US se han empleado para guiar los aplicadores de forma segura, determinar la profundi-



**Figura 6.** Planos transversal y longitudinal de un implante ginecológico intersticial (Haie-Meder y cols. 2002).

dad de su colocación y evitar su colocación en recto y vejiga. Una vez fijada la sonda y la plantilla, se puede empezar a colocar los aplicadores como se hace habitualmente, empezando por los planos superiores hasta los inferiores. Con los cortes sagitales se puede controlar la profundidad de inserción.

### 2.3. Localizaciones abdominales

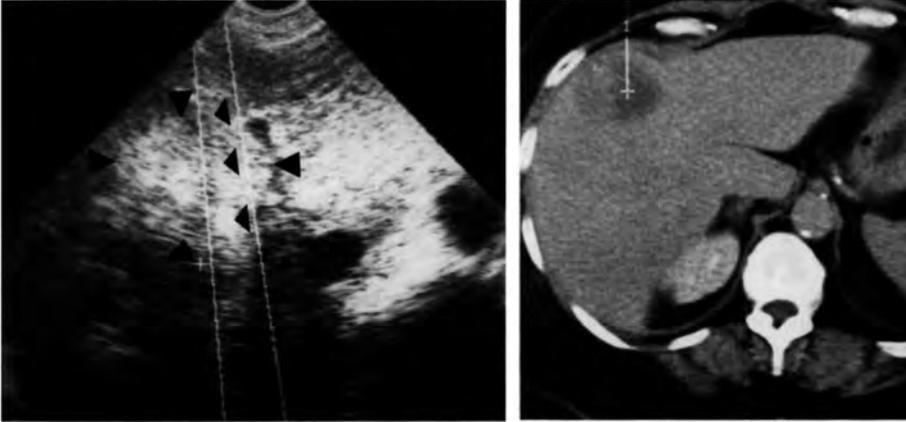
En localizaciones abdominales (Figura 7) es posible el tratamiento con Braquiterapia, por ejemplo en localizaciones hepáticas, guiado con Ultrasonidos y asociando la ecografía a otras técnicas (Dritschilo y cols. 1986).

### 2.4. Localizaciones ORL

El empleo de la ecografía en esta localización, por ejemplo intraoral, minimiza los artefactos provenientes de los implantes dentales (Yoshida y cols. 1999). Además de servir para delimitar el CTV antes del tratamiento, se puede monitorizar con Ultrasonidos el acto quirúrgico del implante. De esta forma, si la colocación de los aplicadores no es satisfactoria se puede corregir en tiempo real.

### 2.5. Mama

En tratamientos de mama, se están empleando cada vez más técnicas de irradiación parcial (Patel y Das 2006), especialmente con Braquiterapia, que en algunos casos se realiza guiada con Ultrasonidos.



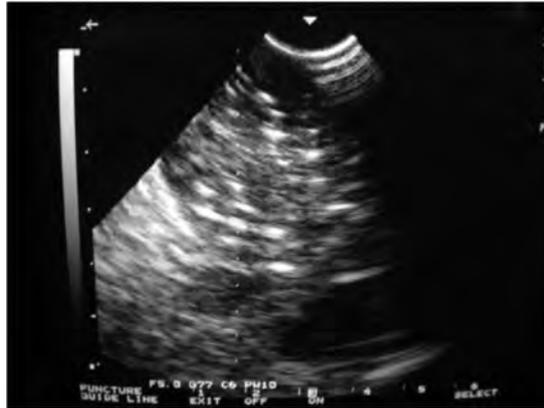
**Figura 7.** Imagen ecográfica y radiológica de un tratamiento de Braquiterapia para metástasis hepáticas (Dritschilo y cols. 1986).

En la técnica en decúbito prono (Patel y Das 2006), se emplea la ecografía sólo en los momentos iniciales para localizar y delimitar el contenido seroso después de la intervención.

Para pacientes con lesiones centrales o mamas pequeñas (Patel y Das 2006), se emplea la técnica en decúbito supino, por ser más complicada la colocación de una plantilla que guíe los aplicadores. Se obtiene la proyección sobre la piel de la cavidad de tumorectomía mediante visualización con ecografía. Se colocan en primer lugar, con ayuda de la ecografía, los aplicadores cercanos a los pectorales. Después, se coloca el resto de los planos cada 1 o 1,5 cm.

## 2.6. Braquiterapia intraoperatoria

En esta técnica, los aplicadores, y también las fuentes, se colocan en el mismo acto quirúrgico, con el campo expuesto. En el caso de los implantes en el páncreas (Wang y cols. 2009), por ejemplo, una vez realizada la laparotomía, se colocan los aplicadores, empleando los ultrasonidos para evitar el conducto pancreático, pequeños vasos y la porción adyacente del colon transverso. Con este control se intenta evitar producir fístulas y la formación de abscesos (Figura 8).



**Figura 8.** Ecografía intraoperatoria, mostrando la distribución de fuentes implantadas en el CTV (Wang y cols. 2009).

## 2.7. Aseguramiento de la calidad en la IGBT intersticial empleando Ultrasonidos

No debe olvidarse que es un procedimiento en el que las imágenes se obtienen de forma intraoperatoria (Cormack 2008), con lo que se plantean dificultades añadidas. Por ejemplo, la colocación de todos los aplicadores se hace a partir de la definición de un plano base y conociendo el desplazamiento que llevan, en función de lo que se haya determinado en la preplanificación. A menudo, el plano base de la inserción es sólo una aproximación del plano base empleado en la planificación. La profundidad en la que se coloca cada aplicador se determina en función de la distancia al plano de referencia. Si se adquiere de forma preoperatoria, este plano se hace coincidir aproximadamente en la adquisición y en la inserción.

En este caso (Comarck 2008) debe tenerse en cuenta que es necesario tratar de reproducir siempre la misma posición de la sonda para adquirir las imágenes de los volúmenes, y esto se consigue de forma manual o electrónica.

## 3. Braquiterapia intracavitaria

### 3.1. Mama

Además de las técnicas intersticiales ya vistas (Patel y Das 2006), la irradiación parcial de la mama se puede realizar mediante técnicas endocavitarias (Wilkinson y cols. 2008; Zannis y cols. 2003). La ecografía se emplea para medir

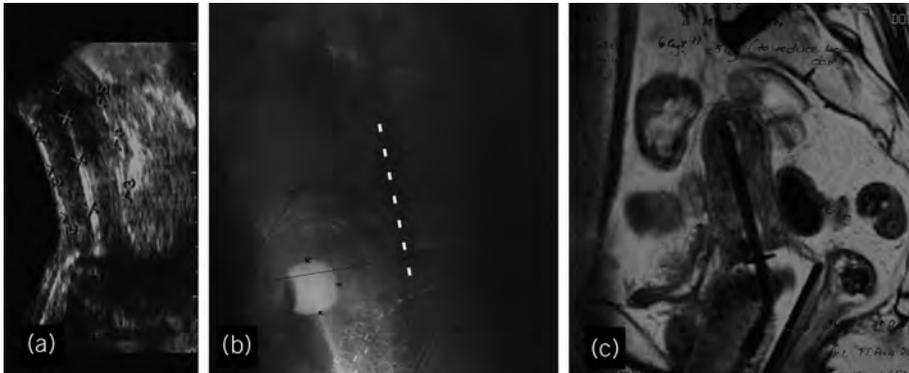


**Figura 9.** Exploración ecográfica y con TC, en las que se comprueba tanto la adecuación del aplicador a la cavidad de tumorectomía como la distancia del aplicador a la piel (Zannis y cols. 2003).

la distancia de la piel a la cavidad de la tumorectomía antes de la inserción del aplicador (Figura 9). La medida de esta distancia con Ultrasonidos guarda una correlación positiva con la medida del TAC. El inconveniente sobre otras técnicas es que las medidas pueden depender de la presión que se realice con la sonda sobre la región que se está explorando, que depende a su vez del entrenamiento del observador. Para solventar este problema se sugiere hacer varias medidas en múltiples planos para recoger la medida menor que se encuentre y hacer muy poca presión con los transductores.

### 3.2. Localizaciones ginecológicas

En estas localizaciones se emplea la ecografía abdominal, transrectal y transvaginal (Scanlan y cols. 2001; Gerbaulet y cols. 2002; Nag y cols. 2004; van Dick y Bernshaw 2008). El propósito de la ecografía suele ser detectar las perforaciones uterinas o miometriales para evitar efectos adversos como sangrado, infección, accesos, dolor o molestias pélvicas. Además, se reduce la posibilidad de complicaciones inducidas por la radiación como enteritis, fístulas y necrosis. El empleo fundamental ha sido localizar el útero y el aplicador uterino. Una vez localizados se puede reposicionar si el implante no es óptimo. También se emplea para localizar la posición del recto y la vejiga respecto a los aplicadores (Nag y cols. 2004) pero hay que tener en cuenta que las dosis absorbidas encontradas son a menudo mayores que con los métodos tradicionales. La eco-



**Figura 10.** Exploraciones con Ultrasonidos, radiográfica y con Resonancia de un implante con una sonda uterina. Se aprecia la coincidencia de forma y tamaño del útero en las distintas exploraciones (van Dick y Bernshaw 2008).

grafía es especialmente útil para localizar los aplicadores, en especial vectores rígidos, que están cerca de la vejiga y controlar la profundidad de su inserción. Los tumores cervicales se localizan mejor con ecografía transrectal.

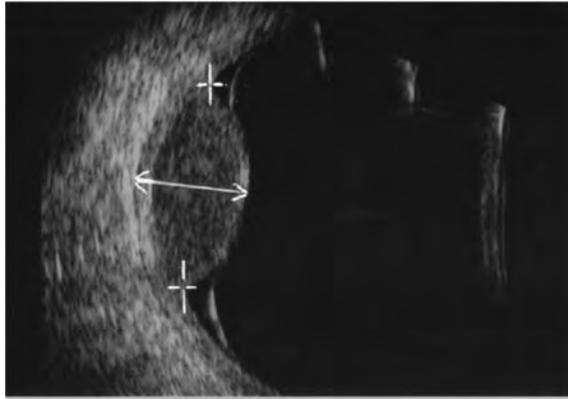
Antes del tratamiento (van Dick y Bernshaw 2008; Nag y cols. 2004) la ecografía abdominal se emplea para elegir la longitud del aplicador y observar la dilatación del canal cervical. También se obtienen las distancias de la superficie del aplicador a la superficie del útero en los planes sagitales y transversos. Estas medidas se emplean para diseñar el plan de tratamiento y definir el CTV.

Después de la inserción (van Dick y Bernshaw 2008) se optimiza la dosimetría en función de la posición del aplicador en relación con el útero (Figura 10). En las fracciones sucesivas después de la primera, se puede emplear para evaluar la reproducibilidad del implante.

## 4. Braquiterapia de contacto

### 4.1. Braquiterapia ocular

Uno de los medios diagnósticos más empleados en Braquiterapia ocular es la ecografía (de Frutos y cols. 2004). La ecografía (Pötter 2002a; Pötter y van Limbergen 2002b), se emplea para obtener las dimensiones de la lesión, tanto los diámetros de la base como la altura o espesor, y se tratan, de forma mayoritaria, melanomas de coroides (Figura 11).

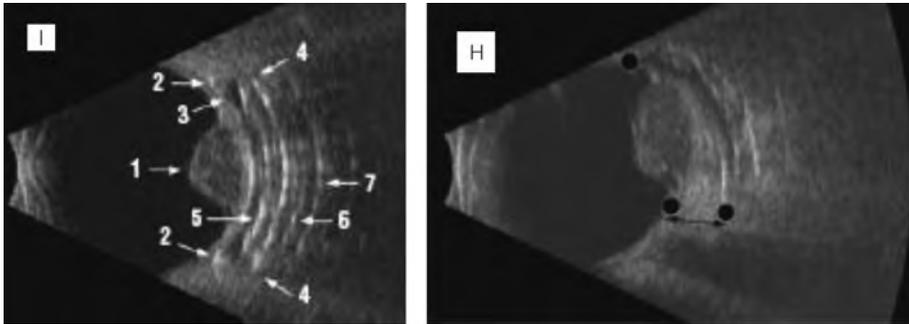


**Figura 11.** Espesor y diámetro del CTV para el tratamiento de un melanoma de coroides con Braquiterapia episcleral (Pötter y Linbergem 2002b).

Los US son uno de los factores que han mejorado y acelerado el diagnóstico del melanoma de coroides (COMS 2008). La ecografía ha sido útil en el diagnóstico del melanoma en ojos con medios claros siendo la única opción cuando el medio está opacificado, y es la forma más empleada de encontrar las medidas de la altura del ápex, verificar la existencia o no de extensión extraescleral, asegurar la correcta colocación del aplicador y monitorizar la respuesta a los tratamiento conservadores. El patrón de la imagen de un melanoma de coroides tiene características propias como es una baja o media reflectividad interna, estructura interna regular, forma de champiñón, más frecuente en tumores grandes, consistencia sólida, atenuación del sonido y vascularidad interna. Las metástasis coroideas, por ejemplo, tienen media o alta reflectividad, estructura interna irregular y escasa o nula vascularidad interna. Los hemangiomas de coroides, se parecen a las metástasis pero tienen estructura interna regular. Con todo lo dicho se sabe que la especificidad de la ecografía para diagnosticar el melanoma de coroides se acerca al 96%.

Se han estudiado los factores que hacen que el tratamiento no tenga el efecto deseado entre los que están la radiorresistencia de algunas estirpes celulares y la insuficiente dosis absorbida (Tabandeh y cols. 2000). Esta subdosificación puede ser debida o bien a un cálculo inexacto de la distribución de dosis o a una colocación incorrecta del aplicador. La enfermedad histológica subclínica se puede extender 2 mm más de la base del volumen blanco macroscópico, GTV (*"gross target volumen"*) determinada mediante oftalmoscopia (Char y cols. 1993), por lo que el aplicador que se suele colocar tiene un diámetro correspondientemente mayor que el diámetro de GTV.

Para asegurar que la distribución de dosis es adecuada se recurre a la localización intraoperatoria del aplicador y la verificación tanto de su posición



**Figura 12.** Ejemplo de ecografía intraoperatoria con estructuras clave (Almony y cols. 2008): 1. GTV. 2. Reflexiones delimitando los límites interiores del aplicador. 3. Superficie exterior de la esclera sin espacio entre la esclera y el aplicador. 4. Límite exterior del aplicador. 5. Reflexiones delimitando las fuentes dentro del inserto de silicona. 6. Eco de una fuente en la órbita. 7. Eco de la superficie posterior de la placa. H. Ejemplo de separación entre la placa y la esclera debida a un hematoma.

como de su tamaño en relación al GTV (Williams y cols. 1988; Harbour y cols. 1996; Tabandeh y cols. 2000). Con esta verificación intraoperatoria se consigue un ajuste inmediato de un aplicador posicionado de forma subóptima. Una de las técnicas empleadas para la colocación intraoperatoria del aplicador es la ecografía que permite visualizar el GTV y el aplicador, y la relación entre ambos, tanto en cortes longitudinales como transversales (Figura 12). Cuando la posición del aplicador es satisfactoria el aplicador se sutura a la esclera, manteniendo su posición. Cuando la posición no es correcta, por su centrado o por el giro que se le ha dado, la placa se reposiciona o se gira y se obtiene la confirmación ecográfica de la nueva posición. El procedimiento se repite hasta que se considera que el aplicador está suficientemente bien colocado, por la verificación ecográfica, momento en el que se sutura a la esclera.

Otro problema en la colocación de la placa, que no suele ser detectado con otros medios, es el giro que causa inclinación y separación de la superficie de la esclera que se produce después de la inserción del aplicador (Figura 12) (Pavlin y cols. 1989). Este efecto se produce sobre todo, en aquellas localizaciones en las que es más complicada la colocación, como en el polo posterior, cerca de la inserción del nervio óptico y la mácula o aquellas en las que es necesario la manipulación de algún músculo ocular (Almony y cols. 2008).

Además, la ecografía proporciona una buena visualización de la relación entre el GTV y el aplicador en aquellas situaciones en las que el medio ocular no es claro como en pacientes con hemorragia vítrea (Tabandeh y cols. 2000). Tiene sus limitaciones en el caso de tumores pequeños o con márgenes difusos. Algunos sistemas más desarrollados emplean la ecografía tridimensional,

que si bien tiene las mismas limitaciones que la bidimensional en tumores situados por delante de la ora serrata permite almacenar y reconstruir el examen en cualquier orientación (Finger y cols. 1998). Una exploración Doppler puede servir para examinar la vascularización del tumor antes y después de la Braquiterapia (Wolff-Kormann y cols. 1992).

## 4.2. Localizaciones cutáneas

La Braquiterapia tiene indicación en el tratamiento de los tumores de piel, con la excepción del melanoma. En estos casos los tratamientos deben ser cuidadosos para, además de tratar el tumor, preservar la estética del paciente sobre todo cuando se tratan las áreas más visibles (Goyal y cols. 2017). Al ser importante conformar la irradiación al máximo, además de la observación clínica, el empleo de los US es una forma objetiva de medir el diámetro y la profundidad de las lesiones. Sobre todo en la profundidad se puede notar las diferencias entre la medida con Ultrasonidos y la exploración. Los US ayudan a elegir el tamaño de aplicador adecuado y la correcta profundidad de prescripción.

En ocasiones, la incertidumbre en las medidas de la lesión mediante Ultrasonidos, la comparación con las determinaciones histopatológicas y la experiencia clínica, pueden hacer necesario aumentar la profundidad del punto de prescripción (Ballester-Sánchez y cols. 2014).

## 5. Braquiterapia endoluminal

### 5.1. Introducción

Los US, como el resto de las técnicas de imagen (Pötter 2002a), se emplean dependiendo del propósito del tratamiento. Si tiene intención curativa, se define la longitud y el espesor de la lesión, que es la distancia radial entre la superficie interior de la luz y el borde exterior.

### 5.2. Esófago

La Braquiterapia ha demostrado sus beneficios para tratar tumores primarios de esófago (Erickson 2005; Lah y cols. 2005). Los US se han empleado también (Martínez-Monge y cols. 2006; Lah y cols. 2005) para realizar implantes transesofágicos en nódulos mediastínicos. En este caso, la ecografía se practica ligada a una endoscopia. Con el paciente bajo anestesia general, se identifica el GTV y se define el CTV.

Algunos estudios muestran su utilidad en otras localizaciones como el páncreas (Sun 2005; Yan y van Damm 2008).

### 5.3. Braquiterapia intravascular

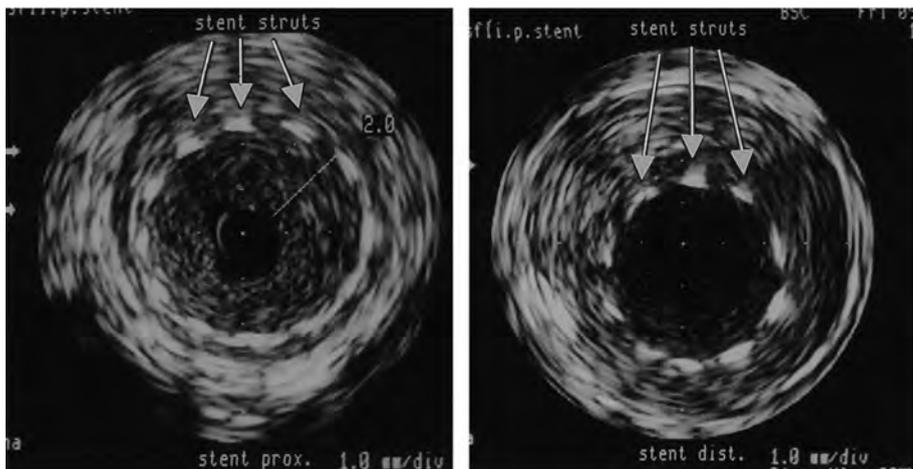
#### 5.3.1. Braquiterapia intracoronaria

La braquiterapia intravascular se ha empleado como tratamiento antiproliferativo para reducir el riesgo de restenosis recurrente (Fox 2002). La ecografía intravascular, IVUS (*"Intravascular Ultrasound"*), se emplea para localizar la lesión, fijar sus límites y calcular su profundidad. También se emplea para hacer una reconstrucción volumétrica.

Para facilitar la localización y delimitación de la lesión se han desarrollado sistemas automatizados para la detección de los contornos (Weichert y cols. 2003). Dichos sistemas detectan los límites de los vasos en series de imágenes obtenidas mediante Ultrasonidos, obtenidos directamente o mediante interpolación, y visualizan el resultado como un modelo de vasos virtual. Para ello, combinan volúmenes y polígonos para poder encontrar el CTV en cortes transversales de las arterias.

#### 5.3.2. Sistema vascular periférico

La Braquiterapia asistida por Ultrasonidos también se ha empleado en el sistema vascular periférico, para encontrar el radio máximo de la lesión (Figura 13).



**Figura 13.** Lesión femoropoplitea tratada con Braquiterapia en la zona proximal y distal (Wolfram y cols. 2001).

Los US se suelen combinar con otras técnicas como la angiografía y otras técnicas clínicas (Minar y cols. 1998; Wolfram y cols. 2001).

## 6. Referencias

- [1] AAPM (1998). GOODSITT M.M., CARSON P.L., WITT S., HYKES D.L., KOFLER J.M. *"Real-time B-mode ultrasound quality control test procedures"*. Report of AAPM Ultrasound Task Group N° 1. Med. Phys. 25: 1385-1406.
- [2] AAPM (1999). YU Y., ANDERSON L.L., LI Z., MELLENBERG D.E., NATH R., SCHELL M.C., WATERMAN F.M., WU A., BLASKO J.C. *"Permanent prostate seed implant brachytherapy"*. Report of AAPM Task Group N° 64. Med. Phys. 26: 2054-2076.
- [3] AAPM (2008). PFEIFFER D., SUTLIEF S., FENG W., PIERCE H.M., KOFLER J. *"Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems"*. AAPM Task Group N° 128. Med. Phys. 35: 5471-5489.
- [4] ALMONY A., BREIT S., ZHAO H., GARCÍA-RAMIREZ J., MANSUR D.B., HARBOUR J.W. (2008). *"Tilting of radioactive plaques after initial accurate placement for treatment of uveal melanoma"*. Arch. Ophthalmol. 126: 65-70.
- [5] ASH D. (2002). *"Prostate cancer"* en The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy. Ed: Gerbaulet A., Pötter R., Mazon J.J., Meertens H., Van Limbergen E. ISBN 90-804532-6. Leuven.
- [6] BALLESTER-SÁNCHEZ R., PONS-LLANAS O., LLAVADOR-ROS M., BOTELLA-ESTRADA R., BALLESTER-CUÑAT A., TORMO-MICÓ A., CELADÁ-ÁLVAREZ F.J., RODRÍGUEZ-VILLALBA S., SANTOS-ORTEGA M., BALLESTER-PALLARÉS F., PEREZ-CALATAYUD J. (2014). *"Depth determination of skin cancers treated with superficial brachytherapy: ultrasound vs. histopathology"*. J. Contemp. Brachytherapy 6: 356-361.
- [7] BLAKE C.C., ELLIOT T.L., SLOMKA P.J., DOWNEY D.B., FENSTER A. (2000). *"Variability and accuracy of measurements of prostate brachytherapy seed position in vitro using three-dimensional ultrasound: An intra- and inter-observer study"*. Med. Phys. 27: 2788-2795.
- [8] CHAR D.H., QUIVEY J.M., CASTRO J.R., KROLL S., PHILLIPS T. (1993). *"Helium ions versus iodine 125 brachytherapy in the management of uveal melanoma. A prospective, randomized, dynamically balanced trial"*. Ophthalmology 100:1547-1554.
- [9] CIRS (2009). CIRS product data.

- [10] COMS. (2008). *"Baseline echographic characteristics of tumors in eyes of patients enrolled in the collaborative ocular melanoma study"*. COMS Report N° 29, Ophthalmology 115: 1390-1397.
- [11] CORMACK R.A. (2008). *"Quality assurance issues for computed tomography, ultrasound, and magnetic resonance imaging-guided brachytherapy"*. Int. J. Oncology Biol. Phys. 71 S1: S136-S141.
- [12] DE FRUTOS BARAJA J.M., SAORNIL ALVAREZ M.A., PEREZ- CALATAYUD J., DEL CASTILLO BELMONTE A., LÓPEZ-LARA MARTÍN F. (2004). *"Estado actual y tendencias en investigación en la dosimetría de la braquiterapia epiescleral"*. Rev. Fis. Med. 5: 5-17.
- [13] DRITSCHILO A., GRANT E.G., HARTER K.W., HOLT R.W., RUSTGI S.N., RODGERS J.E. (1986). *"Interstitial radiation therapy for hepatic metastases: sonographic guidance for applicator placement"*. AJR: 146:275-278.
- [14] ERICKSON R.A. (2005). *"US-guided brachytherapy"*. Gastrointest. Endosc. 62: 808-810.
- [15] EVANS P.M. (2008). *"Anatomical imaging for radiotherapy"*. Phys. Med. Biol. 53: R151-R191.
- [16] FINGER P.T., ROMERO J.M., ROSEN R.B., IEZZI R., EMERY R., BERSON A. (1998). *"Three dimensional ultrasonography of choroidal melanoma"*. Arch. Ophthalmology 116: 305-312.
- [17] FOX R.A. (2002). *"Intravascular brachytherapy of the coronary arteries"*. Phys. Med. Biol. 47 R1-R30.
- [18] GERBAULET A., PÖTTER R., HAIE-MEDER C. (2002). *"Primary vaginal cancer"* en The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy. Ed: Gerbaulet A., Pötter R., Mazon J.J., Meertens H., Van Limbergen E. ISBN 90-804532-6. Leuven.
- [19] GLOI A., MCCOURT S., ZUGE C., GOETTLER A., SCHLISE S., COOLEY G. (2008). *"A Bland-Altman analysis of the bias between computed tomography and ultrasound prostate volume measurements"*. Med. Dos. 33: 234-238.
- [20] GOLDSTEIN A., YUDELEV M., SHARMA R.K., ARTERBER Y.E. (2002). *"Design of quality assurance for sonographic prostate brachytherapy needle guides"*. J. Ultrasound Med. 21: 947-954.
- [21] GOYAL U., PAN J., CUI H., BALDASSARRESTEA B. (2017). *"Does ultrasound measurement improve the accuracy of electronic brachytherapy in the treatment of superficial non-melanomatous skin cancer?"*. J. Contemp. Brachytherapy 9: 14-19.

- [22] HAIE-MEDER C., GERBAULET A., PÖTTER R. (2002). *"Interstitial brachytherapy in gynaecological cancer"* en The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy. Ed: Gerbault A., Pötter R., Mazon J.J., Meertens H., Van Limbergen E. ISBN 90-804532-6. Leuven.
- [23] HAN B.H., WALLNER K., MERRICK G., BUTLER W., SUTLIEF S., SYLVESTER J. (2003). *"Prostate brachytherapy seed identification on post-implant TRUS images"*. Med. Phys. 30: 898-900.
- [24] HARBOUR J.W., MURRAY T.G., BYRNE S.F., HUGHES J.R., GENDRON E.K., EHLIES F.J., MARKOE A.M. (1996). *"Intraoperative echographic localization of iodine 125 episcleral radioactive plaques for posterior uveal melanoma"*. Retina 16: 129-134.
- [25] LAH J.J., KUO J.V., CHANG K.J., NGUYEN P.T. (2005). *"EUS-guided brachytherapy"*. Gastrointest. Endosc. 62: 805-808.
- [26] MACMAHON P.J., KENNEDY A.M., MURPHY D.T., MAHER M., MICHELLE M., MCNICHOLAS M.M. (2009). *"Modified prostate volume algorithm improves transrectal US volume estimation in men presenting for prostate brachytherapy"*. Radiology 250: 273-280.
- [27] MAMOU J., FELEPPA E.J. (2007). *"Singular spectrum analysis applied to ultrasonic detection and imaging of brachytherapy seeds"*. J. Acoust. Soc. Am. 121: 1790-1801.
- [28] MAMOU J., RAMACHANDRAN S., FELEPPA E.J. (2008a). *"Angle-dependent ultrasonic detection and imaging of brachytherapy seeds using singular spectrum analysis"*. J. Acoust. Soc. Am. 123: 2148-2159.
- [29] MAMOU J., RAMACHANDRAN S., FELEPPA E.J. (2008b). *"Angle-dependent ultrasonic detection and imaging of two types of brachytherapy seeds using singular spectrum analysis"*. J. Acoust. Soc. Am. 124: 347-352.
- [30] MARTÍNEZ-MONGE R., SUBTIL J.C., LÓPEZ-PICAZO J.M. (2006). *"Transoesophageal endoscopic-ultrasonography-guided I-125 permanent brachytherapy for unresectable mediastinal lymphadenopathy"*. Lancet Oncol. 7: 781-83.
- [31] MINAR E., POKRAJAC. B., AHMADI R., MACA T., SEITZ W., STÜMPFLEN A., PÖTTER R., EHRINGER H. (1998). *"Brachytherapy for prophylaxis of restenosis after long-segment femoropopliteal angioplasty: Pilot study"*. Radiology 208:173-179.

- [32] MUTIC S., LOW D.A., NUSSBAUM G.H., WILLIAMSON J.F., HAEFNER D. (2000). "A simple technique for alignment of perineal needle template to ultrasound image grid for permanent prostate implants". *Med. Phys.* 27: 141-143.
- [33] NAG S., CARDENES H., CHANG S., DAS I.J., ERICKSON B., IBBOTT G.S., LOWENSTEIN J., ROLL J., BRUCE THOMADSEN B., VARIA M. (2004). "Proposed guidelines for image-based intracavitary brachytherapy for cervical carcinoma". Report from Image-guided Brachytherapy Working Group. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 60: 1160-1172.
- [34] NG A., BEIKI-ARDAKAN A., TONG S., MOSELEY D., SIEWERDSEN J., JAFFRAY D., YEUNG I.W.T. (2008). "A dual modality phantom for cone beam CT and ultrasound image fusion in prostate implant". *Med. Phys.* 35: 2062-2071.
- [35] PATEL R.R., DAS R.K. (2006). "Image-guided breast brachytherapy: an alternative to whole-breast radiotherapy". *Lancet Oncol.*; 7: 407-15.
- [36] PEREZ-CALATAYUD J., ARRANS-LARA R., DE FRUTOS-BARAJA J.M., GUIASOLA-BERASATEGUI A., MACÍAS-JAÉN J., VALVERDE-MORÁN J. (2000). "Calibración, matrices de dosis y control de calidad en braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM". *Rev. Fís. Méd.* 0: 1-49.
- [37] PAVLIN C.J., JAPP B., SIMPSON E.R., MCGOWAN H.D., FITZPATRICK P.J. (1989). "Ultrasound determination of the relationship of radioactive plaques to the base of choroidal melanomas". *Ophthalmology* 96: 538-542.
- [38] PÖTTER R. (2002a). "Modern imaging in brachytherapy" en *The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy*. Ed: Gerbaulet A., Pötter R., Mazon J.J., Meertens H., Van Limbergen E. ISBN 90-804532-6. Leuven.
- [39] PÖTTER R., VAN LIMBERGEN E. (2002b). "Uveal melanoma" en *The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy*. Ed: Gerbaulet A., Pötter R., Mazon J.J., Meertens H., Van Limbergen E. ISBN 90-804532-6. Leuven.
- [40] PÖTTER R. (2009). "Image-guided brachytherapy sets benchmarks in advanced radiotherapy". *Radiother. Oncol.* 91: 141-146.
- [41] REYNIER C., TROCCAZ J., FOURNERET P., DUSSERRE A., GAY-JEUNE C., DESCOTES J. L., BOLLA M., GIRAUD J.Y. (2004). "MRI-TRUS data fusion for prostate brachytherapy. Preliminary results". *Med. Phys.* 31: 1568-1575.
- [42] SCANLAN K.A., PROPECK P.A., LEE F.T. (2001). "Invasive procedures in the female pelvis: value of transabdominal, endovaginal, and endorectal US guidance". *RadioGraphics* 21: 491-506.

- [43] STEGGERDA M., SCHNEIDER C., VAN HERK M., ZIJP L., MOONEN L., VAN DER POEL H. (2005). "*The applicability of simultaneous TRUS-CT imaging for the evaluation of prostate seed implants*". Med. Phys. 32: 2262-2270.
- [44] STOCKR.G., CHAN K., TERK M., DEWYNGAERT J.K., STONE N.N., DOTTINO P. (1997). "*A new technique for performing syed-neblett template interstitial implants for gynecologic malignancies using transrectal-ultrasound guidance*". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 37: 819-825.
- [45] STRANG J.G., RUBENS D.J., BRASACCHIO R.A., YU Y., MESSING E.M. (2001). "*Real-time US versus CT determination of pubic arch interference for brachytherapy*". Radiology 219: 387-393.
- [46] SUN S., QINGJIE L., QIYONG G., MENGCHUN W., BO Q., HONG X. (2005). "*EUS-guided interstitial brachytherapy of the pancreas: a feasibility study*". Gastrointest. Endosc. 62: 775-779.
- [47] TABANDEH H., CHAUDHRY N.A., MURRAY T.G., EHLIES F., HUGHES R., SCOTT I.U., MARKOE A.M. (2000). "*Intraoperative echographic localization of iodine-125 episcleral plaque for brachytherapy of choroidal melanoma*". Am. J. Ophthalmol. 129: 199-204.
- [48] TODOR D.A., ZAIDER M., COHEN G.N., WORMAN M.F., ZELEFSKY M.J. (2003). "*Intraoperative dynamic dosimetry for prostate implants*". Phys. Med. Biol. 48: 1153-1171.
- [49] TUTAR I.B., GONG L., NARAYANAN S., PATHAK S.D., CHO P.S., WALLNER K., KIM Y. (2008). "*Seed-based transrectal ultrasound-fluoroscopy registration method for intraoperative dosimetry analysis of prostate brachytherapy*". Med. Phys. 35: 840-848.
- [50] VAN DYK S., BERNSHAW. D. (2008). "*Ultrasound-based conformal planning for gynaecological brachytherapy*". J. Med. Imaging Radiat. Oncol. 52: 77-84.
- [51] WAN G., WEI Z., GARDI L., DOWNEY D.B., FENSTER A. (2005). "*Brachytherapy needle deflection evaluation and correction*". Med. Phys. 32: 902-909.
- [52] WANG J., JIANG Y., LI J., TIAN S., RAN W., XIU D. (2009). "*Intraoperative ultrasound-guided iodine-125 seed implantation for unresectable pancreatic carcinoma*". J. Exp. Clin. Cancer Res. 28: 88.
- [53] WEI Z., WAN G., GARDI L., MILLS G., DOWNEY D., FENSTER A. (2004). "*Robot-assisted 3D-TRUS guided prostate brachytherapy: System integration and validation*". Med. Phys. 31: 539-548.

- [54] WEI Z., GARDI L., DOWNEY D.B., FENSTER A. (2006). "Automated localization of implanted seeds in 3D TRUS images used for prostate brachytherapy". *Med. Phys.* 33: 2404-2417.
- [55] WEICHERT F., MÜLLER H., QUAST U., KRAUSHAAR A., SPILLES P., HEINTZ M., WILKE C., VON BIRGELEN C., ERBEL R., WEGENER D. (2003). "Virtual 3D IVUS vessel model for intravascular brachytherapy planning. I. 3D segmentation, reconstruction, and visualization of coronary artery architecture and orientation". *Med. Phys.* 30: 2530-2536.
- [56] WILKINSON J.B., BOYLE T., SONG J., KILBRIDE K., MILTENBURG D. (2008). "Surgeon-performed ultrasound reliably predicts skin spacing and may decrease the rate of MammoSite balloon catheter explantation in patients undergoing brachytherapy for breast cancer". *Am. J. Surg.* 196: 289-292.
- [57] WILLIAMS D.F., MIELER W.F., LEWANDOWSKI M., GREENBERG. M. (1988). "Echographic verification of radioactive plaque position in the treatment of melanomas". *Arch. Ophthalmol.* 106: 1623-1624.
- [58] WOLFF-KORMANN P., KORMANN B., RIEDEL K., HASENFRATZ G., STEFANI F., SPENGLER F., LUND O. (1992). "Quantitative color doppler imaging in untreated and irradiated choroidal melanoma". *Inv. Oph. Vis. Sci.* 33: 1928-1933.
- [59] WOLFRAM R.M., POKRAJAC B., AHMADI R., FELLNER C., GYÖNGYÖSI M., HAUMER M., BUCEK R., PÖTTER R., MINAR E. (2001). "Endovascular brachytherapy for prophylaxis against restenosis after long-segment femoropopliteal placement of stents: Initial results". *Radiology* 220: 724-729.
- [60] YAN B.M., VAN DAMM J. (2008). "Endoscopic ultrasound-guided intraluminal therapy for pancreatic cancer". *Can. J. Gastroenterol.* 22: 405-410.
- [61] YOSHIDA K., SHIMIZUTANI K., TANAKA E., SHIOMI H., YAMAZAKI H., IMAI A., YOSHIOKA Y., NAKAMURA S., INOUE T., INOUE T. (1999). "Ultrasonographic monitoring of high dose rate interstitial implant using template technique for oral tongue cancer". *Radiation Medicine* 17: 337-341.
- [62] ZANNIS V.J., LISE C., WALKER L.C., BARCLAY-WHITE B., QUIET C.A. (2003). "Postoperative ultrasound-guided percutaneous placement of a new breast brachytherapy balloon catheter". *Am. J. Surg.* 186: 383-385.

## **Tema 11:**

# Radioterapia guiada por imágenes de Ultrasonido

**Manuel Llorente Manso**



# Radioterapia guiada por imágenes de Ultrasonido

Manuel Llorente Manso  
Centro Oncológico MD Anderson, Madrid  
mllorente@mdanderson.es

## 1. Introducción

Una de las modalidades de la Radioterapia Guiada por la Imagen (IGRT) es la que emplea imágenes de Ultrasonido (US). Aunque los primeros trabajos aparecen publicados en 1999 por Lattanzi, la técnica no ha logrado una gran difusión, quizás debido al hecho de que su utilidad se limita, fundamentalmente, a la próstata, siendo su uso en otras localizaciones muy marginal.

A cambio, ofrece como ventajas que la formación de la imagen no emplea radiación; la adquisición es rápida, pudiendo incluso adquirirse durante el tratamiento y las imágenes de órganos como la próstata son mucho más contrastadas que las formadas por tomografía de rayos X. Con los ecógrafos modernos, se puede hacer una adquisición tridimensional de manera casi instantánea. Por eso, en una época donde se busca la verificación del tratamiento con imágenes adquiridas durante la propia irradiación, la técnica de Ultrasonidos merece un renovado interés.

Existen diversos sistemas comerciales disponibles que, usando el mismo principio, tienen diferencias relevantes entre sí. Para facilitar las explicaciones y por ser los que cuentan con más implantación, nos referiremos fundamentalmente a dos: el llamado "BAT", fabricado por Nomos, que es el más antiguo y el llamado "Clarity" (fabricado por Elekta, antes Resonant Medical).



**Figura 1.** Carro con el ecógrafo del “BAT”.

## 2. Descripción del sistema

### 2.1. “BAT”

El sistema con nombre comercial de “BAT”, fabricado por Nomos Corp., es el primero sobre el que existen trabajos publicados. La adquisición de imagen se hace con una sonda bidimensional. Para determinar la localización y orientación espacial de las imágenes se emplea un sistema óptico que consta de una cámara CCD fija instalada en el techo y unos reflectores pasivos colocados en la sonda ecográfica.

La aplicación original para la que se concibió el sistema y la que supone su uso mayoritario es la localización de la próstata. El flujo de trabajo completo para un paciente de próstata comenzaría en el sistema de planificación. Allí se contornean las estructuras de interés, que en este caso serán próstata, vesículas seminales, recto y vejiga. Esas estructuras, junto con la posición del isocentro, se exportan al software del “BAT” y servirán como referencia para hacerlas coincidir con las imágenes ecográficas adquiridas en la sala de tratamiento. La referencia, por tanto, se toma de las imágenes del TAC de simulación. Una vez colocado el paciente sobre la mesa de tratamiento, antes de la irradiación, se adquieren imágenes ecográficas en modo B a través del abdomen. En concreto, se captura una imagen en el plano axial y otra en el sagital. Las estructuras



**Figura 2.** Esferas reflectoras en la sonda ecográfica.

de interés en esas imágenes son la vejiga, la próstata y el recto. Se recomienda que el plano axial esté algo inclinado para evitar el arco púbico, que impediría ver la próstata.

Lo más contrastado en la imagen es la pared de la vejiga. La imagen será mejor cuanto más llena se encuentre ésta. Por eso, y por consideraciones dosimétricas, se le pide al paciente que beba una hora antes del tratamiento. Otra estructura que suele formar un fuerte contraste es la pared anterior del recto, que se ve como una línea blanca que marca la frontera entre próstata y recto. Los técnicos que adquieran la imagen buscarán proyecciones en las que esas referencias se vean lo más claro posible.

Las imágenes ecográficas deben estar localizadas espacialmente en el sistema de coordenadas del acelerador. Para ello, la sonda ecográfica cuenta con unas esferas reflectoras de infrarrojos (Figura 2). En el techo de la sala hay una cámara CCD binocular que, a partir de la imagen de las esferas, es capaz de localizar espacialmente la sonda. Localiza no sólo la posición sino también la orientación. De ese modo, el sistema sabrá la posición y ángulo de la imagen ecográfica respecto al isocentro del acelerador.

Sobre esas imágenes, aparecerán superpuestos los contornos de las estructuras de interés (Figura 3). Cuando el usuario ha obtenido dos imágenes donde se aprecian bien las estructuras de interés, la aplicación informática le permitirá desplazar los contornos sobre la pantalla hasta hacerlos coincidir con la imagen ecográfica. Como se ha indicado antes, las estructuras que ofrecen

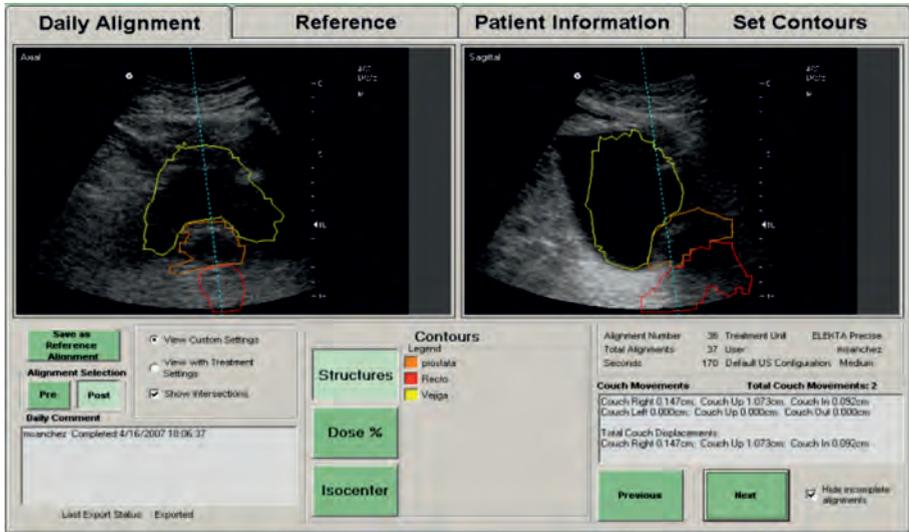


Figura 3. Contornos superpuestos a la imagen de Ultrasonido.

más contraste son la pared vesical y la rectal, que servirán como referencia para superponer los contornos sobre la imagen. En el caso del "BAT", los contornos sólo se pueden trasladar, no rotar, y el sistema calcula los desplazamientos en los 3 ejes que se deben hacer en la mesa de tratamiento.

Para llevar a cabo los desplazamientos con precisión, se fija a la mesa una "antena" o localizador con unas esferas reflectoras que, de nuevo gracias a la cámara del techo, permite realizar los desplazamientos y que queden registrados por el sistema. Tras eso, se vuelven a adquirir imágenes para verificar que el paciente está ahora debidamente colocado. El proceso total no lleva más allá de 2 minutos.

A continuación, damos una descripción más detallada de los diferentes componentes del sistema:

## Ecógrafo

En el caso del sistema "BAT", el ecógrafo cuenta con una sonda curva abdominal que opera a una frecuencia de 3 MHz. Las imágenes se obtienen con una tasa de 124 Hz y cada una consta de 128 líneas.

El campo de adquisición varía de 2,5 cm a 24 cm de profundidad. Para próstatas, una adquisición típica tiene una profundidad de 16 cm con el foco a 8 cm.

Las imágenes capturadas tienen un tamaño de  $718 \times 824$  píxeles y una profundidad de 8 bit.

Aunque el tamaño de píxel sea de 0,3 mm, si la imagen está formada por 128 líneas con una profundidad de 16 cm, la resolución es de 1,25 mm/línea.

Esta limitación es fácilmente verificable al llevar a cabo el control de calidad del equipo. El fabricante suministra con el sistema un maniquí para control de calidad. Dicho maniquí cuenta con unos hilos de nailon de 0,1 mm de grosor empleados para medir la resolución espacial. Dichos hilos forman una imagen de más de 1 mm.

### Sistema de localización

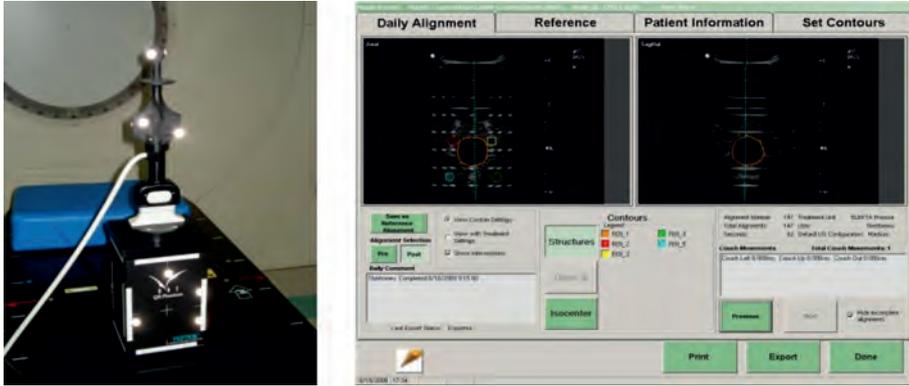
Los sistemas ópticos de localización basados en infrarrojos tienen bastante uso en diversos campos y son una tecnología ampliamente probada y conocida. Por citar algún ejemplo, podemos referirnos a los estudios del movimiento de los atletas en Medicina deportiva. Ejemplos más cercanos son su uso en navegadores quirúrgicos o, en el campo de la Radioterapia, los podemos encontrar en sistemas bien conocidos como el *"Exact-track"* de BrainLab y el *"RPM"* de Varian.

La cámara y el software de localización que usa *"BAT"* es el modelo *"Polaris"* fabricado por Northern Digital.

Este sistema consta, como hemos dicho, de una cámara CCD binocular colocada en el techo. La cámara es muy sensible en el rango del infrarrojo cercano. La sonda ecográfica cuenta con unos reflectores esféricos que forman una imagen muy contrastada en la cámara CCD. El software asociado es capaz de localizar automáticamente la posición del centro de las esferas en la imagen. Al estar la cámara fija en el techo, es posible correlacionar la posición de un punto en la imagen con su posición espacial. Al ser la imagen binocular, la localización es tridimensional. Además, en cada imagen se deben ver entre 3 y 4 reflectores para poder calcular no sólo la posición de la sonda sino también su orientación.

La desviación nominal del sistema es del orden de 0,1 mm, si bien es necesario un programa de control de calidad para asegurar dicha desviación.

Son varias las causas que pueden hacer que el sistema de localización pierda fidelidad. La primera es que la cámara se mueva, con lo que la posición del isocentro del acelerador dentro de la imagen varía. También puede suceder que sufra distorsión. La imagen de este tipo de cámaras puede estar afectada por la temperatura, de modo que desde que se enciende la cámara puede haber una deriva en las medidas durante las horas siguientes. Es un efecto pequeño y que se resuelve manteniendo la cámara permanentemente encendida.



**Figura 4.** Maniquí de control de calidad e imágenes ecográficas del mismo.

Otra fuente de error son los desperfectos en los reflectores: si estos sufren un arañazo o simplemente pierden lustre, la imagen que forman ya no es perfectamente circular y el software ya no localiza la posición de la esfera en el centro de la misma. Aunque, por lo general, el sistema simplemente no podrá localizar la posición, habrá ocasiones en que sí calcule una posición pero con errores de hasta varios milímetros.

El maniquí suministrado por el fabricante es suficiente para hacer un control de calidad del sistema de localización (Figura 4).

A continuación, a modo de ejemplo, hacemos una descripción del proceso de control de calidad en el sistema "BAT", que es extrapolable a otros que empleen localización óptica.

Primeramente, durante la instalación, se le debe decir al sistema dónde está el isocentro del acelerador. Para ello, se centra el maniquí con los láseres de la sala. El maniquí tiene unos reflectores que permiten que el sistema recoja la posición del maniquí, y por ende, del isocentro. Periódicamente, se repite esta operación y se comprueba la constancia de la posición del isocentro y se adquieren nuevas referencias en caso de ser necesario. Esto podría deberse a que la cámara se haya movido, aunque no es lo más habitual. Lo más normal, en caso de discrepancia, es que alguna de las esferas reflectoras esté manchada o dañada. En ese caso, produciría una imagen defectuosa en la cámara que podría introducir un error en la localización. En ese caso, se deben sustituir las esferas dañadas y conviene recalibrar el sistema después.

Lo siguiente que se debe verificar es si la correlación de las imágenes con el isocentro es correcta. Para ello, se adquieren imágenes de TAC del maniquí, se importan al planificador y se contornean las estructuras. Se coloca un punto

(isocentro) en el centro del maniquí y se exporta como un paciente normal. En los controles diarios se adquieren imágenes del maniquí (centrado en el isocentro) y se superponen los contornos. Éstos deben coincidir con la imagen y se pueden medir las posibles discrepancias.

El fabricante recomienda pesar con una balanza de precisión el maniquí al menos anualmente para verificar que el gel del interior no se seca, lo que haría que se contrajera y cambiase la posición de los objetos de test. Otra solución, más sencilla y efectiva, es escanear anualmente el maniquí y contornear de nuevo los objetos.

El control diario, que adquiere imágenes en dos planos, no es completo porque puede haber un reflector defectuoso que no detectemos. Por eso, mensualmente, es recomendable hacer un control empleando un programa incorporado al sistema, que comprueba, también sobre el maniquí, la localización girando la sonda 360°. De este modo, se puede detectar cualquier reflector defectuoso. Con ese mismo programa se puede recalibrar el sistema en caso de tener que sustituir algún reflector.

El tercer eslabón de esta cadena que forma el sistema de localización es el que mide los desplazamientos de la mesa. La verificación de esta parte, que también se recomienda hacer mensualmente, se realiza adquiriendo imágenes del maniquí, desplazando los contornos una cierta distancia (por ejemplo 5 mm en cada dirección) y haciendo los desplazamientos que nos pide. El maniquí tiene reglas milimétricas en los lados de modo que, ayudados por los láseres de la sala, podemos medir el desplazamiento real del maniquí frente al teórico. Hay que señalar que, al ser la regla milimétrica, lo más que podemos distinguir son 0,5 mm, mientras que la resolución de un sistema óptico bien calibrado es de alrededor de 0,1 mm. Por tanto, si el sistema está en buenas condiciones, la localización tendrá una exactitud submilimétrica y no será una fuente apreciable de error.

## 2.2. "Clarity"

El otro sistema comercial al que nos vamos a referir, el "Clarity" de Elekta, presenta algunas diferencias sustanciales respecto al "BAT" que conviene resaltar.

El sistema fabricado por Elekta también emplea un sistema óptico de localización, pero en vez de adquirir dos cortes, más o menos ortogonales, de la región de interés, hace una adquisición volumétrica. Las estructuras se contornean con ayuda de un programa automático. Lo más relevante de este sistema es que cuenta con una sonda en la sala del TAC de simulación y otra en la de tratamiento. En el TAC se adquieren las imágenes ecográficas de referencia y



**Figura 5.** Sistema "Clarity" en la sala de tratamiento.

serán las estructuras dibujadas sobre esa imagen las que se usen para fusionar con las adquiridas en la sala de tratamiento.

Por tanto, "Clarity" compara imágenes de US con US, mientras que "BAT" compara US con TAC. Por eso, diremos que "BAT" es un sistema intermodalidad y "Clarity", intramodalidad.

Esto tendrá impacto, principalmente, en la incertidumbre asociada a la localización, como veremos más adelante.

### 3. Fuentes de incertidumbre

#### 3.1. Presión de la sonda

La IGRT con US ha sido criticada a menudo por la incertidumbre y posibles errores sistemáticos que lleva asociada. Una de las más importantes de dichas fuentes de error es el movimiento inducido en la próstata por la presión de la sonda.

Es bien conocido que para obtener una buena calidad de imagen de US en próstata, además de que la vejiga esté llena, es necesario aplicar una cierta presión con la sonda. Una presión excesiva, lógicamente, desplazará la próstata, lo que introducirá una incertidumbre de tipo B, o si se prefiere, un error sistemático sin posibilidad de corrección, en la localización. Son numerosos los artículos publicados estudiando la magnitud de este desplazamiento. Citaremos sólo algunos:

- Dobler (Dobler y cols. 2006) adquiere imágenes con el “BAT” de pacientes implantados con semillas de  $^{125}\text{I}$ . Las imágenes se toman en un simulador, de modo que adquieren imágenes de escopia antes y durante la adquisición de la imagen ecográfica. La presión aplicada es la suficiente para obtener imágenes de buena calidad. Reportan un desplazamiento máximo de la próstata de 2,3 mm en dirección antero-posterior y 1,9 mm en cráneo-caudal. Una rotación, también, de hasta  $2,5^\circ$ . La media de los desplazamientos era de menos de 0,5 mm. El desplazamiento era mayor que 1 mm en el 40% de los pacientes y mayor que 2 mm en el 7%. También refieren que si se aplicaba una presión excesiva, podía inducirse un desplazamiento de hasta 1 cm.
- Artignan (Artignan y cols. 2004) adquiere imágenes 3D sobre voluntarios con distintas presiones. En concreto, una imagen de referencia con presión mínima y distintas adquisiciones midiendo el desplazamiento de la sonda sobre el abdomen. Adquiriría imágenes con desplazamientos entre 0,5 y 3,5 cm en pasos de 0,5 cm.

Para presiones altas, llegaban a medir desplazamientos de hasta 1 cm en la próstata. Los autores estiman que se puede obtener una buena calidad de imagen con un desplazamiento de alrededor de 1 cm en el abdomen. En ese caso, los rangos de desplazamiento inducido en la próstata van de 0 a 3,4 mm, 0-3,1mm y 0-2,2 mm en direcciones posterior, inferior y lateral, respectivamente. El promedio de desplazamiento absoluto de la próstata es de 3,1 mm (desviación típica,  $s = 2,4$  mm).

En cuanto al sentido del desplazamiento, en la dirección antero-posterior, era en todos los casos el mismo (posterior) pero no así en dirección supero-inferior, que en algún caso era superior.

- Van der Meer (Van der Meer y cols. 2013) empleando el sistema “Clarity”, que adquiere en 3D, toma imágenes con distintos niveles de presión. El resultado es muy parecido al de Artignan: un desplazamiento de 1 cm sobre el abdomen es suficiente para obtener una buena calidad de imagen y en ese caso, el vector desplazamiento promedio es de 3 mm.

### 3.2. Corrección por la velocidad del sonido

Otra fuente de error en la localización de la próstata es la distorsión en la imagen por el cambio de la velocidad del sonido en el paciente. Los sistemas de ecografía, para formar la imagen, asumen que la velocidad del sonido es constante. En realidad, varía en los diferentes tejidos (gracias a eso se forma la imagen) y eso produce pequeñas distorsiones geométricas. Eso puede inducir a errores en la localización espacial de hasta varios mm. Errores que, además,

van siempre en la misma dirección. Fontanarosa (Fontanarosa y cols. 2011) ha publicado un método para estimar y corregir este error.

Empleando una tabla de valores empíricos que relacionan densidad electrónica con velocidad del sonido, Fontanarosa propone un método para, a partir de imágenes de TAC, corregir la distorsión en las imágenes de US.

Las mayores diferencias en la velocidad del sonido son en el tejido óseo (1613 m/s) y el adiposo (1465 m/s). El primero no nos interesa ya que en las imágenes que usamos para IGRT evitamos el hueso. En cambio, sí que habría una cantidad variable pero no pequeña de tejido adiposo. Empleando este método, en el artículo de Van der Meer antes referido, hacen una estimación de la magnitud del error por esta causa en 8 pacientes, obteniendo valores entre  $-2,2$  mm y  $-4,4$  mm, con una media de  $-3,2 \pm 0,7$  mm. El signo negativo indica que en todos los casos la próstata estaba más superficial de lo que indicaban las imágenes. Esto significa que la incertidumbre asociada iría en el mismo sentido (se sumaría) a la debida a la presión de la sonda.

Evidentemente, la introducción de errores sistemáticos de esa magnitud puede comprometer la validez clínica del sistema y numerosas publicaciones lo han puesto de manifiesto. Sin embargo, estas incertidumbres son propias de los sistemas intermodalidad ("BAT") y desaparecen en los de intramodalidad. Lógicamente, si la imagen de referencia es de US, que tiene el mismo error sistemático que la imagen de localización, el efecto de éste se anula. Esto es así, por supuesto, si suponemos que la presión ejercida por la sonda es más o menos constante.

En un estudio publicado por Cury (Cury y cols. 2006) se compara un sistema intermodalidad con uno intramodalidad. Obtienen unas diferencias significativas entre ambos:  $0,9 \pm 3$  mm en lateral y  $6 \pm 5,1$  mm en dirección supero-inferior, aunque no había diferencia significativa en antero-posterior. En el mismo estudio, realizan escáneres repetidos en distintos días a 10 pacientes y comparan los desplazamientos teóricos basados en las imágenes de TAC con los determinados por las de US adquiridos simultáneamente. En ese caso, obtienen correlaciones bastante buenas: de  $0,2 \pm 1,7$  en lateral,  $-0,3 \pm 1,6$  mm en antero-posterior y  $0,1 \pm 1,4$  mm en supero-inferior.

Esto sugiere que los sistemas intramodalidad son más exactos que los intermodalidad. De hecho, el informe, del TG154 de la AAPM (Molloy y cols. 2011) recomienda el uso de sistemas intramodalidad por su exactitud.

A pesar de todo lo expuesto hasta ahora y lo que demuestran las publicaciones citadas, no podemos descartar los sistemas intermodalidad como herramienta útil en la localización de la próstata en Radioterapia. El uso de un

sistema intermodalidad puede servir para reducir los márgenes frente a la localización con puntos tatuados en piel o con referencia óseas.

En este sentido, Boda-Heggemann (Boda-Heggemann y cols. 2008) compara el "BAT" con alineación utilizando tomografía de haz cónico (CBCT) en pacientes con semillas de  $^{125}\text{I}$  implantadas o con calcificaciones que sirven de referencia para la fusión de imágenes. Seleccionan 8 pacientes que tienen implantadas semillas en la próstata o calcificaciones intraprostáticas lo bastante grandes como para servir como marcas fiduciales visibles en una imagen de CBCT.

En la sala de tratamiento, emplean el "BAT" de la forma habitual y adicionalmente, realizan al paciente un CBCT. Empleando las marcas fiduciales antes referidas, realizan una fusión automática del CBCT con el TAC de simulación. El alineamiento efectuado con el CBCT se tomará como referencia y asumen que es el que determina la posición real de la próstata. Los resultados de este estudio muestran que tras el alineamiento con "BAT", quedaba un desplazamiento residual de unos 2 mm con una  $s = 3$  mm, mientras que utilizando sólo las marcas en piel o fusión con referencias óseas, el error residual es mayor con una mayor desviación típica. En el análisis de datos que hacen, separan la incertidumbre tipo A de la tipo B.

Estos datos sugieren que el uso de ecografía permitiría reducir márgenes frente a otros sistemas de localización. Un resultado similar obtiene Dong (Dong y cols. 2004) al comparar el alineamiento realizado con "BAT" con el realizado con imágenes de TC en la sala de tratamiento. En este estudio encuentran una correlación relativamente fuerte entre los desplazamientos dictados por el TC y el "BAT" en las direcciones cráneo-caudal y supero-inferior. No así, sorprendentemente, en dirección lateral, donde la correlación es muy pobre. Este hecho es coherente con otros estudios que comparan, por ejemplo, el US con marcadores fiduciales (MF). A pesar de que los errores residuales no son despreciables, sí son menores que usando sólo marcas en piel y hacen una estimación del margen a emplear cuando se usa el "BAT", que es de 5-7 mm frente a los 7-10 mm que emplearían de no utilizar el "BAT".

De acuerdo con lo visto hasta ahora, los márgenes a emplear con un sistema intramodalidad podrían ser aún menores.

### 3.3. Variabilidad inter e intraoperador

Uno de los grupos que más activamente trabaja en la actualidad sobre US es el de la Universidad de Maastrich, del que ya hemos citado algún trabajo. En un artículo publicado en 2013, Van der Meer (Van der Meer y cols. 2013) hace una estimación de las fuentes de incertidumbre de la técnica al tiempo

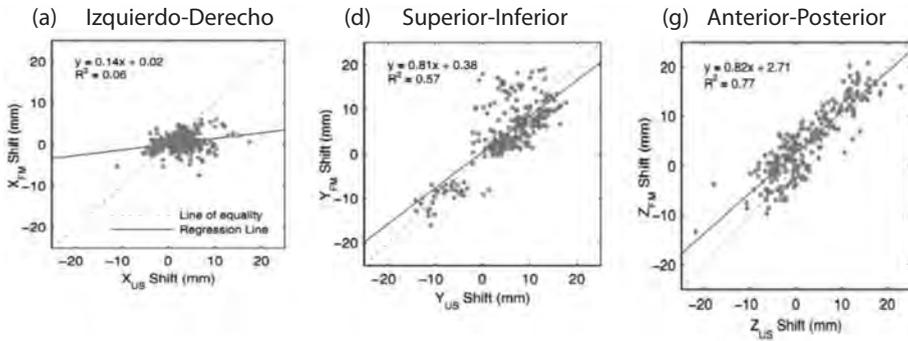
que la compara con las marcas fiduciaras. En este estudio, emplean un sistema intramodalidad ("Clarity"). Para obtener la variabilidad intraoperador, hacen dos adquisiciones consecutivas a cargo del mismo técnico. Para la variabilidad interoperador, hacen lo mismo pero con dos técnicos diferentes.

También hacen estimaciones de la variabilidad por la presión de la sonda y el error debido a la aberración de la velocidad del sonido, aunque no lo incluyen en su estimación final de la incertidumbre ya que esos errores no influyen en los sistemas intramodalidad. Además, estiman la variabilidad en la fusión de las imágenes. Para la variabilidad intraoperador, escogen imágenes al azar y hacen que un operador las fusione 5 veces. Para la interoperador, hacen que todas las imágenes adquiridas sean fusionadas por 3 distintos operadores. A estas incertidumbres hay que añadir las propias del sistema, que son, según el fabricante, de 1 mm. Como hay dos sistemas distintos de adquisición (en el TAC y en el acelerador) la incertidumbre combinada es de 1,4 mm. Teniendo en cuenta todas las incertidumbres descritas, obtienen una incertidumbre combinada de 3 mm.

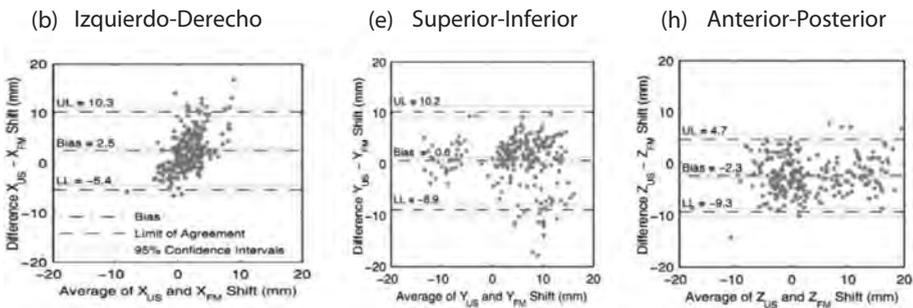
Al comparar el US con los marcadores fiduciaros, encuentran diferencias clínicamente relevantes (mayor que 5 mm en alguna dirección en el 56% de los pacientes y 10 mm para el 11%). Observan que no hay correlación en los movimientos laterales y una correlación moderada en las otras direcciones (Figura 6). A pesar de esta correlación moderada, se proponen los autores verificar si ambas técnicas son intercambiables. El método empleado por los autores es el descrito por Bland y Altman (Bland y Altman 1986). Este método se usa para saber si dos sistemas de medida son intercambiables. Para ello, se representan gráficamente los pares de medidas con que se cuenta: en el eje  $x$ , el promedio de las dos medidas y en el eje  $y$ , la diferencia de las dos.

Se trazan líneas horizontales en el promedio de la diferencia y en los que se llaman los límites de la concordancia, LOA ("*limits of agreement*"), que están a  $\pm 1,96$  veces la desviación típica de las diferencias. El promedio nos dirá si hay un sesgo o diferencia sistemática entre ambas. Si el LOA es un valor con relevancia clínica, eso nos indicará que los métodos no son intercambiables. Los resultados de Van der Meer (Figura 7) sugieren que ambos sistemas no son intercambiables, es decir, que elegir uno u otro puede producir una diferencia clínicamente relevante ya que el LOA está cerca de los 10 mm en todas las direcciones.

Sin embargo, mientras muchos autores toman los MF como la referencia y la medida real, Van der Meer aduce que no sabemos cuál de los dos métodos nos proporciona el valor real. Basándose en otros estudios publicados, hacen una estimación de la incertidumbre de los MF y hallan que es de un orden parecido al de la ecografía: 2,2 mm frente a 3 mm.



**Figura 6.** Correlación entre desplazamientos derivados de Ultrasonidos y MF.



**Figura 7.** Diagrama Bland-Altman comparando US y MF.

Sucede algo similar con otros estudios que comparan el US con los marcadores fiduciaros electromagnéticos (*Calypso*) o con imágenes de CBCT. Ninguno de los dos métodos puede tomarse como referencia absoluta porque no están libres de incertidumbre. El primero, al igual que los marcadores fiduciaros localizados con RX, por ser un método subrogado, es decir, porque no es la próstata en sí lo que estamos localizando. En cuanto al CBCT, la calidad de la imagen de tejidos blandos no es comparable con la de un escáner de simulación, haciendo difícil una fusión de imagen del todo fiable. Las comparaciones más fiables serían las de US con TC con calidad diagnóstica, como las ya mencionadas de Dong y de Cury.

Otro estudio interesante, con conclusiones en la línea de lo expuesto hasta ahora, es el publicado por Minglun en 2015 (Minglun y cols. 2015). Dicho estudio está realizado sobre pacientes de próstata con marcadores fiduciales de oro implantados. Antes del tratamiento, se les realiza una ecografía con el sistema *Clarity* y un CBCT. Se calculan los desplazamientos que pide la ecogra-

	<b>Lateral mm (95% IC)</b>	<b>Longitud mm (95% IC)</b>	<b>Vertical mm (95% IC)</b>
US	5,1	3,7	5,5
CBCT (Ref. óseas)	3,7	6,1	6,3
Puntos en piel	5,5	7,5	8,5

**Tabla 1.** Márgenes estimados para formar el PTV para cada técnica.

fía, el CBCT fusionando estructuras óseas y el CBCT fusionando los marcadores fiduciales. Los autores toman como referencia, o como valor verdadero lo calculado con el último método. En muchos aspectos, el estudio es muy parecido al de Van der Meer citado más arriba. Encuentran diferencias apreciables entre los fiduciales y el US aunque menores que en el citado artículo.

Finalmente, tomando como referencia el alineamiento con marcadores fiduciales sobre imágenes tomográficas, hacen una estimación de los márgenes ideales a aplicar al CTV para formar el PTV con cada técnica: US, CBCT con referencias óseas y marcas en la piel. Los resultados se presentan en la tabla 1.

Estos resultados son comparables a los de otros estudios comentados más arriba. Es decir, el US es más fiable que (obviamente) centrar sólo usando los puntos tatuados en la piel y que las imágenes de RX tomando como referencia las estructuras óseas. Queda, sin embargo una incertidumbre residual que hace aconsejable mantener unos márgenes para formar el PTV de unos 5 mm.

A modo de resumen, podemos decir que existen dos variantes distintas: intermodalidad e intramodalidad. La segunda es recomendable sobre la primera por eliminar o minimizar los errores sistemáticos debidos a la corrección por la velocidad del sonido en tejido y el desplazamiento de la próstata por la presión de la sonda.

En cuanto a las otras fuentes de incertidumbre, se pueden controlar con una debida formación y entrenamiento del técnico.

En primer lugar, se debe insistir al paciente para que se trate con la vejiga llena y al técnico para que baje al paciente si la encuentra vacía. Eso mejora la calidad de imagen y la dosis absorbida a la vejiga. En segundo lugar, la presión ejercida debe ser moderada y constante, consistente entre un técnico y otro. Una buena forma de conseguir una reproducibilidad óptima inter e intraoperador en la adquisición y el alineamiento, es que la primera adquisición (y alineamiento) la haga un operador y la de comprobación la haga el otro técnico.

Si bien, según hemos visto, hay críticas a la fiabilidad de la técnica, son varios los autores que sostienen que su incertidumbre es comparable a la de otras técnicas como el CBCT y los marcadores fiduciales e incluso el sistema intermodalidad permitiría reducir los márgenes de 10 a 7 mm.

La técnica cuenta con ciertas ventajas sobre otras como son:

- Es rápida (no más de 2 min).
- No se irradia al paciente.
- Las prótesis de cadera no generan artefactos.
- No es invasiva y no tiene las posibles complicaciones de implantar fiduciales y los retrasos asociados.

Desventajas:

- En algunos pacientes, las imágenes son sistemáticamente de mala calidad.
- Un sistema intermodalidad introduce errores sistemáticos y la reducción de márgenes es moderada.
- Está limitado (casi) en exclusiva a la próstata.

## 4. Otras localizaciones

Si bien el uso mayoritario de los US en IGRT es en el tratamiento de la próstata, se ha propuesto su uso también en la localización de lesiones hepáticas tratadas con radiocirugía y del lecho tumoral de la mama.

La estimación de incertidumbres en estos casos sería distinta de lo visto hasta ahora. En concreto, en su artículo de agosto de 2012, Fontanarosa (Fontanarosa y cols. 2012) estima los errores introducidos por la corrección de la velocidad del sonido en varios pacientes de distintas localizaciones. Tanto en las próstatas como en las mamas (para localizar el lecho tumoral) se produce un desplazamiento sistemático de la imagen hacia la sonda (se ven más superficiales de lo que realmente están. En el caso del hígado, la aberración varía en magnitud y sentido dependiendo del espesor de grasa que atraviese el sonido antes de llegar al hígado. Estiman errores de hasta más de 6 mm y que el volumen se puede mostrar deformado hasta un 9%. Eso puede tener implicaciones en su uso para radiocirugías hepáticas.

Fraser (Fraser y cols. 2010) y Wong (Wong y cols. 2011) han presentado estudios sobre el impacto de la movilidad del lecho tumoral de la mama durante

el tratamiento de Radioterapia y la potencial mejora en la distribución de dosis gracias al uso de la IGRT con Ultrasonidos.

## 5. Uso intrafracción

Por último, podemos señalar, como novedad más interesante en el campo, la reciente presentación por parte de Elekta, de su nuevo sistema "Clarity", consistente en un ecógrafo trasperineal que adquiere imágenes 3D de manera continua durante el tratamiento, permitiendo hacer un seguimiento del movimiento intrafracción de la próstata. Dada su novedad, son escasos los datos sobre su eficacia pero sí demuestra interés por parte de la industria y los usuarios por una técnica cuya gran ventaja es ser no invasiva, rápida, fácilmente transportable e independiente del acelerador que se use para el tratamiento.

## 6. Referencias

- [1] ARTIGNAN X., SMITSMANS M. H., LEBESQUE J. V., JAFFRAY D. A., VAN HER M., BARTELINK H.(2004). "Online ultrasound image guidance for radiotherapy of prostate cancer: Impact of image acquisition on prostate displacement." Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 59(2): 595-601.
- [2] BLAND J. M., ALTMAN D. G.(1986). "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement." Lancet 327: 307-310.
- [3] BODA-HEGGEMENN J., KÖHLER F. M., KÜPPER B., WOLFF D., WERTZ H., MAI S., HESSER J., LOHR F., WENZ F.(2008). « Accuracy of ultrasound-based (BAT) prostate repositioning: A three-dimensional on-line fiducial-based assessment with cone beam computed tomography". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 70(4):1247-1255.
- [4] CURY F.L., SHENOUDA G., SOUHAMI L., DUCLOS M., FARIA S. L., DAVID M., VERHAEGEN F., CORNS R., FALCO T.(2006). "Ultrasound-based image guided radiotherapy for prostate cancer. Comparison of cross-modality and intramodality methods for daily localization during external beam radiotherapy." Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 66(5): 1562-1567.
- [5] DOBLER B., MAI S., ROSS C., WOLFF D., WERTZ H., LOHR F., WENZ F.(2006). "Evaluation of possible prostate displacement induced by pressure applied during transabdominal ultrasound image acquisition." Strahlentherapie und Onkologie; 182: 240-6.

- [6] DONG L., DE CREVOISIER R., BONNEN M., LEE A., CHEUNG R., WANG H., O'DANIEL J., MOHAN R., COX J., KUBAN D.(2004). *"Evaluation of an ultrasound-based prostate target localization technique with an in-room CT-on rails"*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 60(1) Sup: 2004 S232.
- [7] FONTANAROSA D., VAN DER MEER S., HARRIS E., VERHAEGEN F.(2011). *"A CT based correction method for speed of sound aberration for ultrasound based image guided radiotherapy"*. Med. Phys. 38(5) May 2011.
- [8] FONTANAROSA D., VAN DER MEER S., BLOEMEN-VAN GURP E., STROIAN G., VERHAEGEN F.(2012). *"Magnitude of speed of sound aberration corrections for ultrasound image guided radiotherapy for prostate and other anatomical sites."* Med. Phys. 39(8) August 2012.
- [9] FRASER D., WONG P., SULTANEM K., VERHAEGEN F.(2010). *"Dosimetric evolution of the breast electron boost target using 3D ultrasound imaging"*. Radiother. Oncol. 96: 185-191.
- [10] MINGLUN L., BALLHAUSEN H., HEGEMANN N.S., GANSWINDT U., MANAPOV F. TRITSCHLER S., ROOSEN A., GRATZKE C., REINER M., BELKA C.(2015). *"A comparative assessment of prostate positioning guided by three-dimensional ultrasound and cone beam CT"*. Radiation Oncology 10: 82.
- [11] MOLLOY J.A., CHAN G., MARKOVIC A., MCNEELEY S., PFEIFFER D., SALTER B., TOME W. A.(2011). *"Quality assurance of US-guided external beam radiotherapy for prostate cancer. AAPM Task Group 154."* Med. Phys. 38: 857-871.
- [12] VAN DER MEER S., BLOEMEN-VAN GURP E., HERMANS R. VONCKEN J., HEUVELMANS D., GUBBLES C., FONTANAROSA D., VISSER P., LUTGENS L., VAN GILS F.(2013). *"Critical assessment of intramodality 3D ultrasound imaging for prostate IGRT compared to fiducial markers."* Med. Phys. 40 (7) July 2013.
- [13] WONG P., MUANZA T., REYNARD E., ROBERT K., BARKER J., SULTANEN K.(2011). *"Use of three-dimensional ultrasound in the detection of breast tumor bed displacement during radiotherapy"*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 79(1): 39-45.



**Tema 12:**  
Control de calidad  
en ecografía

**Ana Paula Millán Armengol**



# Control de calidad en ecografía

*Ana Paula Millán Armengol  
Técnicas Radiofísicas S.L.  
UTPR Contecsan S.L.  
a.millan@trf.es*

## 1. Introducción

El objetivo de realizar un control de calidad a los equipos de Ultrasonidos utilizados para diagnóstico en Medicina es asegurar que las condiciones de funcionamiento de los ecógrafos son correctas y constantes en el tiempo, ya que su correcto funcionamiento influye en la calidad de la imagen obtenida y por lo tanto en un buen diagnóstico. Estas premisas son las mismas que llevan a realizar controles de calidad en otros equipos utilizados en diferentes áreas de la Medicina y son las que nos deben hacer incluir el control de calidad en los equipos de Ultrasonidos como una práctica habitual en los centros hospitalarios.

La dificultad en la realización de pruebas de controles de calidad en estos equipos se encuentra en que no hay en general normas establecidas con las que cuantificar el rendimiento de los equipos. No hay parámetros establecidos internacionalmente para valorar la calidad de la imagen obtenida, por lo que el control de calidad se centra en la verificación de la consistencia de las imágenes de los equipos en el tiempo. Hay que diseñar pruebas indirectas que sean fácilmente reproducibles en las que podamos determinar parámetros medibles que nos permitan detectar cambios en las imágenes y cuantificar dichos cambios.

El propósito de los equipos de Ultrasonidos es visualizar los tejidos del cuerpo, el movimiento de los órganos y el de la sangre en los vasos sanguíneos. La imagen se forma mediante un procesado de las señales de eco detectadas mediante la sonda ecográfica, se visualiza en distintos tonos de gris y representa la dispersión y la reflexión del sonido en los distintos puntos de los tejidos, los cuales se deben representar con una correcta correlación espacial. En consecuencia, durante el control de calidad habría que monitorizar cambios

en la resolución espacial del sistema y cambios en la representación y discriminación de los distintos niveles de gris.

Parece obvio que no sería apropiado verificar los equipos durante las propias exploraciones a pacientes, aunque en muchas ocasiones son los profesionales que llevan a cabo las exploraciones ecográficas los que detectan la modificación en la calidad de imagen obtenida. Cambios bruscos son fácilmente detectables, sin embargo, los cambios graduales son más difíciles de detectar. A menudo, tienen que realizar exploraciones a un gran número de pacientes antes de constatar que la calidad del equipo se ha degradado. Los profesionales, además de la misión fundamental de realizar las exploraciones ecográficas y diagnosticar pacientes, tienen también cierta responsabilidad en la realización de pruebas simples de inspección de las imágenes como parte del programa de aseguramiento de la calidad en ecografía. No hay un único procedimiento válido para la realización del control de calidad en ecografía. Se tiene que encontrar un compromiso entre la disponibilidad del personal que lleva a cabo los controles, la disponibilidad de los equipos y el riesgo potencial de generación de errores en el diagnóstico clínico de los pacientes. Cualquiera que sea la metodología seguida, debe estar apropiadamente registrada en protocolos que puedan seguir los distintos profesionales que pueden llevar a cabo este servicio.

El mantenimiento y control de calidad de un equipo de Ultrasonidos cubre dos aspectos: la comprobación de la integridad general del equipo y el control de calidad en la formación de imágenes.

El objetivo de la realización del mantenimiento de un equipo de ecografía es llevar a cabo unos controles periódicos que permitan asegurar que el equipo está funcionando en condiciones aceptables en lo que a seguridad eléctrica se refiere y llevar un control de la integridad general del equipo de forma que se puedan prever y subsanar posibles fallos, lo que alargaría la vida útil de la máquina y se le sacaría el máximo rendimiento.

El control de funcionalidad del equipo consiste en la realización de las siguientes pruebas:

- Examinar las condiciones físicas generales del equipo. Hacer una limpieza del exterior y del interior del ecógrafo y de todos los equipos periféricos que lleve incorporados.
- Revisar que el ecógrafo se puede desplazar y manejar fácilmente, que las ruedas giran con suavidad y que los frenos funcionan correctamente.
- Examinar todos los cables y conexiones y verificar que no están dañados. Comprobar que no existen roturas en el aislamiento y asegurarse

de que no hay fallos intermitentes al doblar los cables cerca de los empalmes. Desconectar las sondas y comprobar que en los conectores no hay pines doblados.

- Limpieza de ventiladores y limpieza o reemplazo de filtros y rejillas del sistema de ventilación del ecógrafo.
- Comprobar que las señales audibles que emite el aparato se oyen al volumen correspondiente. Comprobar que funciona el control del volumen.
- Revisar que las sondas no están deterioradas, que no tienen cristales dañados y que no existen grietas en la superficie del transductor. Alguno de estos daños pueden afectar a la calidad de la imagen y otros a la seguridad eléctrica del dispositivo.
- En las sondas 3D, formadas por transductores electrónicos 2D que realizan un barrido mecánico dentro del cabezal de la sonda relleno de aceite, hay que verificar que no hay grietas por las que se puede producir fugas de aceite y que no hay burbujas de gas en el interior. Para realizar esta verificación hay que activar la sonda en modo de visualización para realizar una exploración y rotar el cabezal de la sonda de arriba hacia abajo. En el caso de que hubiera una burbuja la imagen formada no permanecería constante, sino que una sombra se movería conforme se moviera la sonda.
- Verificar que funcionan todos los controles del equipo, el teclado del ecógrafo y que en la pantalla se visualizan todos los elementos escritos que deberían aparecer. Verificar la correspondencia entre los valores de los distintos parámetros seleccionados en el ecógrafo (ganancia, foco, etc.) y los valores que se visualizan en la pantalla.

Modificar los controles y parámetros de los equipos que afectan a la formación de la imagen y verificar que las modificaciones realizadas producen en las imágenes los cambios esperados. Se puede utilizar un maniquí, visualizar una imagen fija y estudiar cómo cambia la imagen conforme se modifican los controles de la potencia, la ganancia, el número de focos y la posición de los focos, el rango dinámico, el zoom, el contraste y el brillo. También hay que verificar que las técnicas especiales de ecografía como la formación de imágenes mediante armónicos y la elastografía actúan correctamente.

En la clasificación de las clases de aislamiento de la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC), los ecógrafos están clasificados como clase 1, por lo que hay que llevar a cabo unas pruebas de electricidad con un analizador de seguri-

dad eléctrica de forma periódica y siguiendo las pruebas incluidas en la norma IEC 62353 (IEC 2014).

Las principales pruebas son:

- Inspección visual de las componentes principales (enchufe, cable, interruptor, etc.) para verificar que no hay signos de daños o desgaste.
- Verificación de la conexión a tierra. En los equipos clasificados como clase 1, entre los cuales los ecógrafos están incluidos, las partes expuestas metálicas están protegidas con una conexión a tierra y hay que verificar que hay continuidad entre las partes expuestas conductoras (metálicas) y el borne de tierra del enchufe principal.
- Verificar la resistencia de aislamiento utilizando un analizador capaz de suministrar 500 voltios DC.
- Comprobar en el enchufe principal la resistencia entre los bornes de fase y la tierra con el interruptor del ecógrafo en posición de encendido.
- Medir la corriente de fuga en el conductor de tierra.
- Medir las corrientes de fuga de las sondas.

En lo relativo a la seguridad acústica, existe equipamiento para la caracterización de los campos de Ultrasonidos. Los equipos fundamentales son el hidrófono piezoeléctrico para medir la presión, y la balanza de fuerza para medir la potencia acústica, según los métodos descritos en el informe 102 del IPEM (IPEM 2010).

La FDA (*Food and Drugs Administration*) introdujo para los ecógrafos dedicados a diagnóstico los parámetros "Índice Térmico" TI e "Índice Mecánico" MI, que son unos índices relacionados con la seguridad acústica, que deben aparecer en tiempo real durante las exploraciones en las pantallas de los ecógrafos y que informan del balance riesgo/beneficio de la exploración. Entre las comprobaciones de la integridad general de los ecógrafos se debería verificar al menos visualmente el comportamiento de estos índices para cada modo del ecógrafo y cada sonda ecográfica, con el objetivo de comprobar que los valores del MI y de TI que muestra el ecógrafo varían consistentemente al modificar los parámetros de exploración en el ecógrafo (potencia, frecuencia, etc.) y que están dentro de unos valores aceptables.

Hay que verificar los valores máximos alcanzados del MI y TI, determinar con qué parámetros de exploración se han obtenido e informar a los usuarios de las condiciones en las cuales se producen los valores más elevados del TI y MI.

Si el valor máximo del MI visualizado en el monitor es superior a 1,9 o el valor máximo del TI visualizado en el monitor es superior a 3, habría que comunicárselo a los usuarios y al fabricante del equipo.

Adicionalmente, siguiendo los métodos descritos en el informe 102 del IPEM (IPEM 2010) se pueden realizar determinaciones del TI mediante la utilización de balanzas de fuerza y medidas del aumento de temperatura de las superficies de las sondas mediante radiómetros.

El control de calidad de las imágenes obtenidas mediante Ultrasonidos consiste en la realización de unas pruebas periódicas que nos permitan asegurar la consistencia y el buen funcionamiento del ecógrafo para mantener una buena calidad en la imagen. Se hace un seguimiento del comportamiento del equipo y se comprueba su funcionamiento dentro de los mismos valores de referencia que cuando se instaló. Hay que asegurarse de que el equipo da la mejor información posible para poder realizar un diagnóstico correcto.

Cuando un ecografista utiliza diariamente un ecógrafo, está realizando simultáneamente "control de calidad del equipo" ya que puede observar si hay signos de empeoramiento en la calidad de la imagen. Los ecografistas conocen bien los equipos con los que están trabajando y saben la calidad de imagen que pueden obtener.

Se podría cuestionar la necesidad de realizar un control de la calidad en Ultrasonidos alegando que:

- Las nuevas tecnologías de las máquinas las hacen muy fiables y raramente se estropean.
- El ecografista reconocería durante las exploraciones de los pacientes que la calidad de las imágenes obtenidas ha empeorado.

Estas razones no implican que no sea necesario realizar un control de la calidad ya que:

- El establecer unos controles periódicos de los ecógrafos y de las sondas nos permitiría detectar posibles degradaciones en la calidad de imagen antes de que ésta afectara a las exploraciones realizadas a los pacientes.
- Puede ocurrir que el equipo sufra un empeoramiento gradual y que el ecografista no se dé cuenta. Un cambio brusco sería fácilmente detectable pero para detectar cambios ligeros continuos tendría que pasar bastante tiempo y haber empeorado mucho la calidad de imagen antes de que el ecografista lo apreciara.

- Si se detecta algún tipo de anomalía y se tienen establecidos los parámetros de referencia indicativos de la calidad de la imagen, se puede determinar fácilmente donde está el problema.
- Con dichos parámetros, se puede cuantificar la degradación en la calidad de imagen obtenida ya que se puede comparar con la situación inicial del ecógrafo y saber exactamente si algún parámetro ha cambiado y cuánto.

El control de calidad está compuesto por diferentes tipos de pruebas que se realizan en la aceptación de los equipos, tras reparaciones y actualizaciones significativas del software, y de forma periódica con la frecuencia establecida.

Las pruebas de aceptación se tienen que realizar exhaustivamente y con especial cuidado ya que todos los resultados de los controles realizados posteriormente se compararán con éstos y cualquier cambio en la calidad de imagen se detectará por comparación con los valores de referencia obtenidos.

Estas pruebas además de realizarse en un nuevo equipo y antes de aceptarlo, se deben hacer cada vez que haya un cambio en el software del ecógrafo y establecer los nuevos valores de referencia.

Las pruebas de aceptación del equipo se deberían realizar por el mismo grupo de personas que se encarga de los controles periódicos.

Los objetivos de estas pruebas son:

- Comprobar que el equipo cumple las especificaciones esperadas, por lo que las pruebas se deberían de realizar inmediatamente después de haber instalado un nuevo equipo.
- Determinar los valores de los distintos parámetros con los que se cuantifica la calidad de la imagen.
- Prefijar las posiciones de referencia de los controles del ecógrafo (ganancia, foco, etc.) que luego se utilizarán en los posteriores controles de calidad.

Los controles periódicos deberían realizarse por personas que no estén trabajando continuamente con ese ecógrafo para poder emitir un juicio objetivo. Lo idóneo es que sean personas que conozcan los equipos de ecografía, sabedores de la calidad que cabe esperar de ellos y que estén habituados a hacer control de calidad para que puedan detectar fácilmente cualquier anomalía. Esta labor puede correr a cargo de un Servicio de Física Médica o de una empresa externa al hospital, como la empresa suministradora del ecógrafo o una Unidad especializada. Siempre se recomienda que además del mantenimiento y control que realiza la empresa suministradora, el Centro sanitario se encargue

de que alguien verifique el funcionamiento del ecógrafo de forma independiente.

En el Anexo II, "Protocolo de control de calidad de parámetros técnicos de los equipos de ecografía y resonancia magnética", del "Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico" (PECCR 2011) se establecen las pruebas a realizar en el control de calidad de ecógrafos, su periodicidad y las tolerancias.

## 2. Maniqués para el control de calidad en ecografía diagnóstica modo B

El dispositivo de prueba que se emplea normalmente en los controles de calidad en ecografía diagnóstica, es un maniquí que simula el tejido biológico con características similares en la propagación de Ultrasonidos. El maniquí ideal tendría que simular exactamente la velocidad de propagación de los Ultrasonidos (US) en tejido, y las propiedades de atenuación, incluyendo la correcta variación de la atenuación con la frecuencia. Todavía no se ha desarrollado un maniquí con unas características acústicas idénticas a los tejidos, pero sí existen en el mercado maniqués con propiedades razonablemente similares.

Los maniqués son objetos constantes de los que se puede obtener imágenes periódicamente y estas imágenes se pueden comparar con mucha precisión. Los parámetros medidos en las imágenes como la longitud de penetración, la resolución, etc., se pueden comparar y observar los cambios ocurridos en la formación de imágenes del ecógrafo a lo largo del tiempo.

Los maniqués están formados por un material de base que simula las propiedades acústicas del tejido biológico y que envuelve a distintos blancos colocados en posiciones conocidas y con dimensiones y características de atenuación conocidas. Estos blancos permiten comparar la imagen formada por el ecógrafo y la región real que estamos escaneando y saber si estamos obteniendo exactamente la imagen real deseada.

### 2.1. Materiales de base de los maniqués

Hay varios tipos de material de base de los maniqués lo que hace que varíen sus características físicas y sus propiedades de propagación de Ultrasonidos (Tabla 1).

Hay materiales de base formados por hidrogel, en los cuales las características acústicas de los US en los tejidos que simulan son, la velocidad de propagación, la atenuación y el grado de ecogenicidad. Debido a que los tejidos son

<b>Todos los materiales con coef. de aten. 0,5 dB/cm/MHz</b>	<b>Hidrogel Gammex -RMI</b>	<b>Hidrogel Zerdine -CIRS</b>	<b>Urethane rubber -ATS</b>
Efecto de la frecuencia sobre la velocidad (2,5 – 15 MHz)	1540 m/s constante	1540 m/s constante	1465 m/s constante
Efecto de la frecuencia sobre el coef. de aten. (dB/cm/MHz)	Incremento pequeño	Moderado: 0,9 en 7 MHz; 1,6 en 15 MHz	Moderado: 0,9 en 7 MHz; 2,5 en 15 MHz
Efecto de la frecuencia sobre la atenuación	Respuesta lineal	Ligeramente no lineal	Altamente no lineal
Efecto de la temperatura sobre la velocidad	Incrementa en 1,2 m/s/°C	Incrementa en 1,2 m/s/°C	Decrece en 1,8 m/s/°C
Efecto de la temperatura sobre la dispersión (relativo a un reflector de acero)	Invariable	Invariable	Invariable
Garantía	Un año	Un año	Sin límite
Vida útil estimada	2-3 años	5 años	Más de 10 años
Exactitud en el tiempo	Los cambios comienzan a ocurrir a medida que progresa la desecación	No cambia	No cambia a través de la vida útil
Exposición a temperaturas mayores que 49 °C o inferiores a 0 °C	El maniquí se dañará severamente o se destruirá	Atemperar el maniquí a la temperatura de la habitación antes de usarlo	Atemperar el maniquí a la temperatura de la habitación antes de usarlo
Caída accidental	El daño por lo general es irreparable y requiere reemplazo	Se puede reparar la membrana	Reparable
Tasa de desecación	0,00005 g/d/cm <sup>2</sup> pero se puede rehidratar con cuidado	Puede rehidratarse con bastante facilidad	No se afecta

**Tabla 1.** Características acústicas de distintos materiales de maniqués (Tabla basada en el trabajo de Browne (Browne y cols. 2003)).

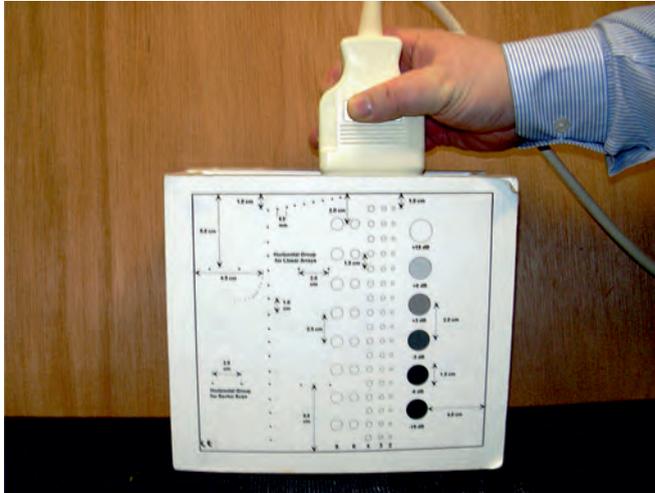


**Figura 1.** Maniquí con material de base hidrogel, marca GAMMEX.

muy complejos y muy variados, no se consigue que los maniqués reproduzcan exactamente estas propiedades acústicas y lo que se hace cuando se construyen es utilizar la media calculada de las distintas velocidades de propagación en los distintos tejidos ( $1540 \pm 10$  m/s), la media de los distintos coeficientes de atenuación (0,5 – 0,7 dB/cm/MHz) y de los grados de ecogenicidad (similar a la textura de la imagen obtenida del hígado). Cuando el grado de atenuación en un maniqué es de 0,7 dB/cm/MHz representa un hígado sano, y cuando es 0,5 dB/cm/MHz representa un hígado patológico.

El problema que presentan los maniqués con este tipo de material es que una alta proporción de ese material es agua lo que hace muy probable que sufran deshidratación, y a su vez producir cambios en la velocidad de propagación del sonido y en el coeficiente de atenuación. Los maniqués más modernos han conseguido mejorar este problema, ya que vienen mejor sellados, pero al no poder resolverlo del todo, dificulta la verificación de la consistencia del ecógrafo a largo plazo al poder cambiar sus propias características los maniqués. Los principales fabricantes de este tipo de maniqués son GAMMEX y ATS (Figura 1).

Hay materiales de base como el caucho de uretano que son más estables, menos frágiles y no cambian tanto sus características a lo largo del tiempo, pero sus características de propagación de Ultrasonidos difieren más respecto a las de los tejidos que las de los materiales de hidrogel.



**Figura 2.** Maniquí con material de base caucho de uretano, marca ATS.

La velocidad de calibración en los ecógrafos es de 1540 m/s, por lo que las distancias entre los diferentes blancos del maniquí se deberían ajustar para compensar las diferencias entre la velocidad del sonido en el material que forma el maniquí y 1540 m/s, ya que así, se puede comprobar que la exactitud en la medida de distancias del ecógrafo es la correcta. El problema de estos maniqués es que los ecógrafos usan la velocidad prefijada (1540 m/s) en los circuitos electrónicos que controlan el enfoque electrónico y que la divergencia del haz depende también de la velocidad de propagación.

Con estos maniqués no se puede medir con gran exactitud, parámetros que dependan del enfoque como la resolución espacial, pero sí se obtiene una imagen del maniquí en las pruebas de aceptación y se establece como imagen de referencia para comprobar la consistencia en el tiempo en la formación de imágenes y de los parámetros medidos en los controles. Otra desventaja es que las propiedades de atenuación con la variación de la frecuencia cambian más que en los materiales de hidrogel.

Los principales fabricantes de este tipo de maniqués son CIRS y ATS (Figura 2).

Hay un material específico desarrollado por la marca CIRS denominado Zerdine TM (Figura 3) descrito como un polímero sólido basado en agua elástica, cuyas propiedades están entre el hidrogel y el caucho, de forma que la velocidad de propagación es correcta, es menos frágil y su mantenimiento es más sencillo.



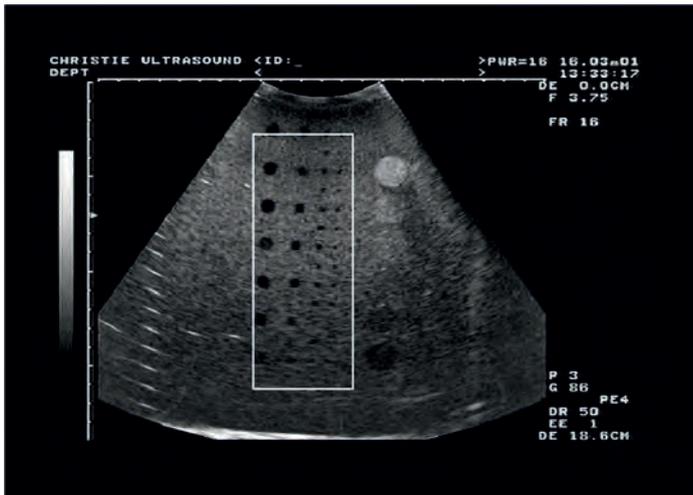
**Figura 3.** Maniquí con material de base Zerdine™, marca CIRS.

## 2.2. Tipos de blanco en los maniqués

En el interior de los materiales de base de los maniqués se introducen distintos objetos para la realización de pruebas de control de calidad.

Los tipos de blanco que se introducen en el interior de los maniqués son:

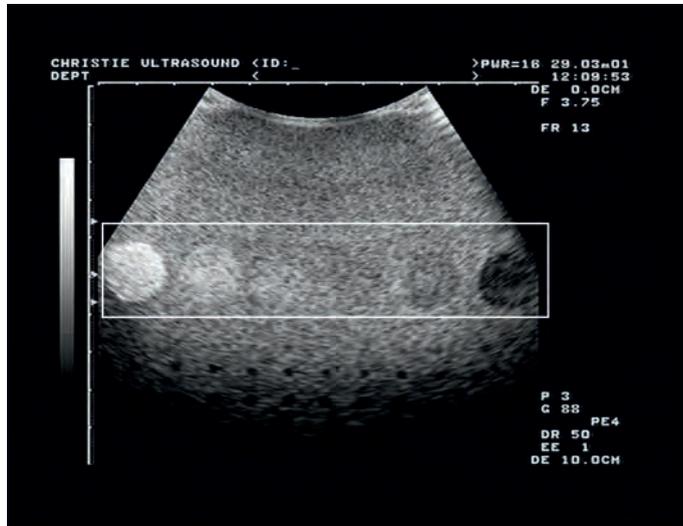
- Esferas anecoicas de distintos tamaños en las que no se produce dispersión y con coeficiente de atenuación más bajo que el del material que las rodea para evaluar la sensibilidad y la resolución del ecógrafo. En las



**Figura 4.** Imagen de un maniquí marca ATS con esferas anecoicas.

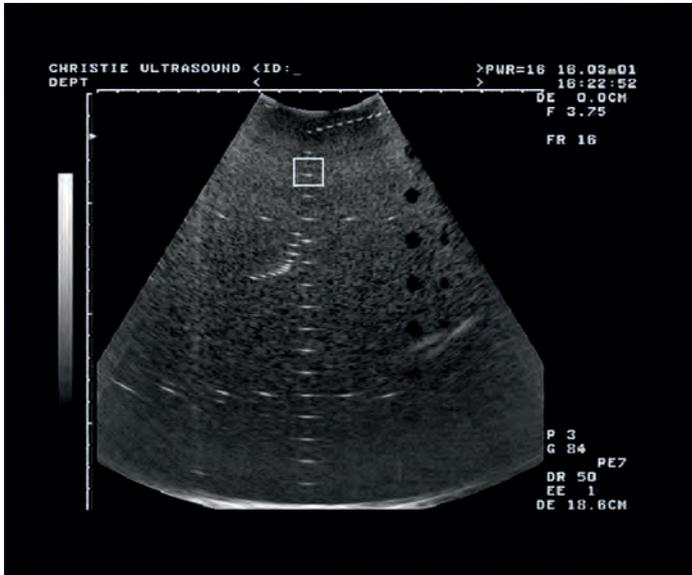
imágenes 2D de los maniqués, obtenidas al escanear estas estructuras, se visualizan áreas sin ecos, es decir superficies circulares de color negro (Figura 4).

- Estructuras esféricas de distintas ecogenicidades con las que podemos estudiar el contraste de la imagen en estructuras más o menos reflectoras (Figura 5).

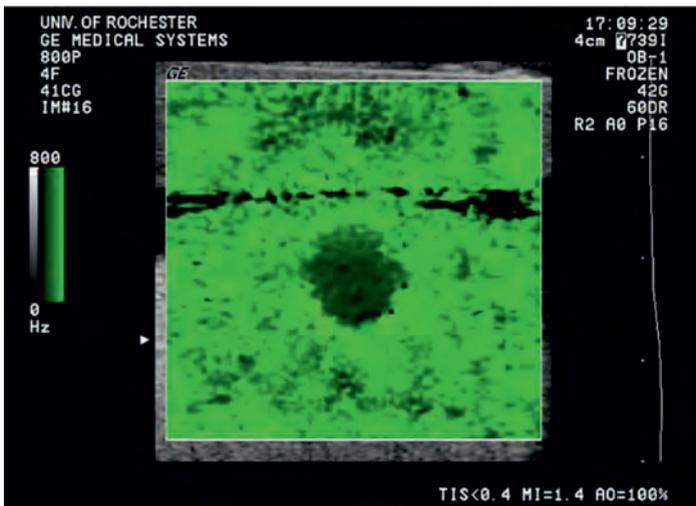


**Figura 5.** Imagen de un maniqué marca ATS con esferas de distintas ecogenicidades.

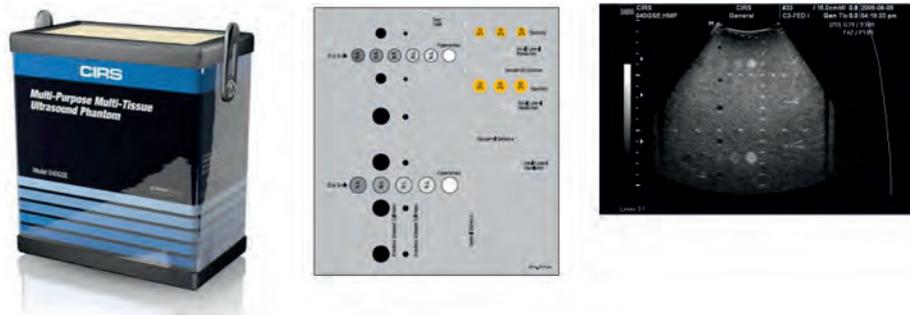
- Filamentos de diámetro pequeño. Estos reflectores discretos pueden ser hilos de nailon y se usan para comprobar la exactitud con la que el ecógrafo realiza la medida de distancias y la resolución de la imagen. El diámetro de los filamentos es muy pequeño (0,1 mm aproximadamente) para evitar reverberaciones. Los maniqués contienen normalmente columnas de estos reflectores separados 1 o 2 cm para realizar medidas de precisión verticales, filas de estos reflectores para medidas de precisión horizontales y diferentes juegos colocados en distintas regiones del maniqué y con distintas orientaciones, para verificar la resolución axial y la resolución lateral (Figura 6).
- Esferas de distintos materiales con distintas propiedades elásticas conocidas para verificar las funciones de elastografía de los ecógrafos (Figura 7).



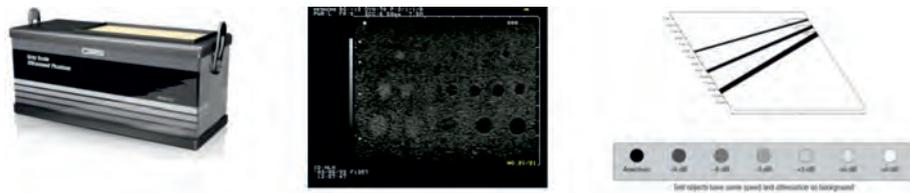
**Figura 6.** Imagen de un maniquí marca ATS con filamentos de pequeño diámetro.



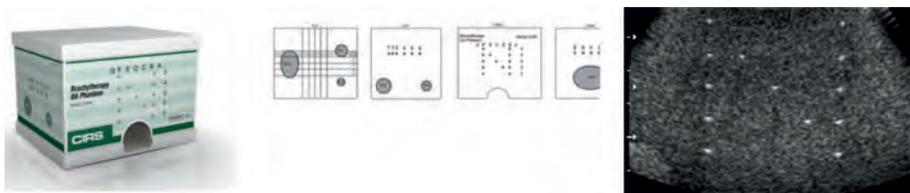
**Figura 7.** Imagen de un maniquí marca GAMMEX con cilindros de material con distintas propiedades elásticas que el material de base.



**Figura 8.** Imagen de un maniquí de propósito general de marca CIRS para la realización de controles de calidad generales que incluye adicionalmente esferas de material con distintas propiedades elásticas del material de base para controles de elastografía.



**Figura 9.** Imagen de un maniquí marca CIRS para la realización de controles de calidad de resolución en función del contraste y de la profundidad.



**Figura 10.** Imagen de un maniquí marca CIRS para la realización de controles de calidad en ecógrafos utilizados en Braquiterapia.

### 2.3. Tipos de maniqués

Para los controles de calidad de imágenes ecográficas modo B existen maniqués de propósito general y maniqués con objetos de test específicos para la realización de pruebas concretas de forma más exhaustiva (Figuras 8, 9, 10 y 11).



**Figura 11.** Imagen de un maniquí marca GAMMEX para la realización de controles de calidad de resolución axial, lateral y en elevación, en función de la profundidad.

### 3. Pruebas a realizar en el control de calidad de la imagen ecográfica modo B

En esta sección se describen las pruebas más importantes que se hacen en los ecógrafos para comprobar si existen anomalías o cambios que puedan resultar en una degradación de la calidad de imagen. Las pruebas están recogidas en el Anexo II “Protocolo de control de calidad de parámetros técnicos de los equipos de ecografía y resonancia magnética” del “Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico” (Tabla 2).

Código (página)	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia
<i>GENERAL</i>			
EC001 (pg 272)	Uniformidad	< 4 dB respecto de la referencia / cambios apreciables	Anual / Inicial y cambios
<i>PARÁMETROS GEOMÉTRICOS</i>			
EC002 (pg 272)	Zona muerta	Zona muerta $\leq 7$ mm para $v' \leq 3$ MHz $\leq 5$ mm para $3 \text{ MHz} < v < 7$ MHz $\leq 3$ mm para $3 \text{ MHz} < v < 7$ MHz	Anual / Inicial y cambios
EC003 (pg 272)	Profundidad de penetración	Según especificaciones del fabricante Desviación < 6 mm en controles posteriores	Anual / Inicial y cambios
EC004 (pg 273)	Zona focal	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios
EC005 (pg 273)	Exactitud de la medida en la distancia vertical	$\leq \pm 1.5$ mm o $\pm 1.5\%$ respecto al valor real	Anual / Inicial y cambios
EC006 (pg 273)	Exactitud de la medida en la distancia horizontal	$\leq \pm 2$ mm o $\pm 2\%$ respecto al valor real	Anual / Inicial y cambios
<i>CALIDAD DE LA IMAGEN</i>			
EC007 (pg 273)	Resolución axial	$\leq 2$ mm para $f < 4$ MHz, $\leq 1$ mm para $f \geq 4$ MHz No cambios respecto a la referencia	Anual / Inicial y cambios
EC008 (pg 274)	Resolución lateral	$< (3 \times \text{anchura focal}) (f \times D)^{\dagger}$	Anual / Inicial y cambios
EC009 (pg 274)	Visualización de objetos anecóicos	Cambios consistentes con respecto a la referencia	Anual / Inicial y cambios
EC010 (pg 274)	Umbral de sensibilidad a bajo contraste	Cambios consistentes con respecto a la referencia	Anual / Inicial y cambios

**Tabla 2.** Pruebas de control de calidad, tolerancias y frecuencias descritas en el PECCR (PECCR 2011).

Previo a la realización de un control de calidad hay que tener en cuenta el ajuste del monitor del ecógrafo, y el ajuste de los parámetros de adquisición de las imágenes.

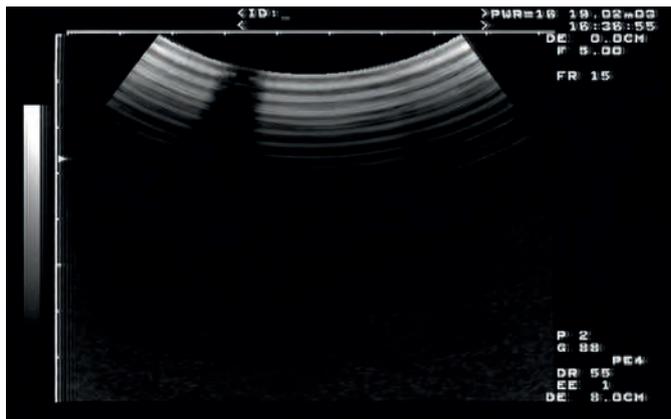
Para cada sonda del ecógrafo hay que determinar los parámetros del monitor, contraste y brillo, que vamos a utilizar durante el control, el modo predefinido en el que estamos trabajando (abdomen, mama, tiroides, etc.) y los parámetros de obtención de imágenes que pueden ser modificados por el operador: potencia, ganancia, número de focos, posición de focos, rango dinámico y profundidad.

Una vez establecidos, cuando se repitan las pruebas de control de calidad habrá que reproducir las mismas condiciones de obtención de imágenes para poder comparar de forma consistente la constancia en el funcionamiento del ecógrafo.

Durante el control de calidad, la evaluación de los distintos parámetros se hace habitualmente de forma manual por el profesional que realiza la prueba, pero cabe destacar que actualmente se está desarrollando y hay en el mercado, software específico para analizar las imágenes ecográficas de control de calidad y evaluar los parámetros correspondientes a las distintas pruebas de forma automática.

### 3.1. Uniformidad en la imagen

En las imágenes ecográficas se pueden producir inhomogeneidades y artefactos, los cuales durante las exploraciones pueden enmascarar zonas en las que exista algún cambio en la textura de la imagen que corresponda a in-



**Figura 12.** Imagen ecográfica en la que se aprecia falta de uniformidad.

homogeneidades reales en el tejido, no permitan observar estos problemas y se emita un diagnóstico incorrecto (Figura 12).

Estas inhomogeneidades en la imagen formada se puede deber a:

- Reverberaciones producidas por un mal acoplamiento entre el paciente y el transductor.
- Cristales rotos en el transductor o malas conexiones en los cables. Esto suele producir rayas verticales en la imagen obtenida.
- Problemas en el software del ecógrafo o en el sistema de procesamiento de imágenes. Se suelen producir bandas horizontales cuando hay fallos en el enfoque.

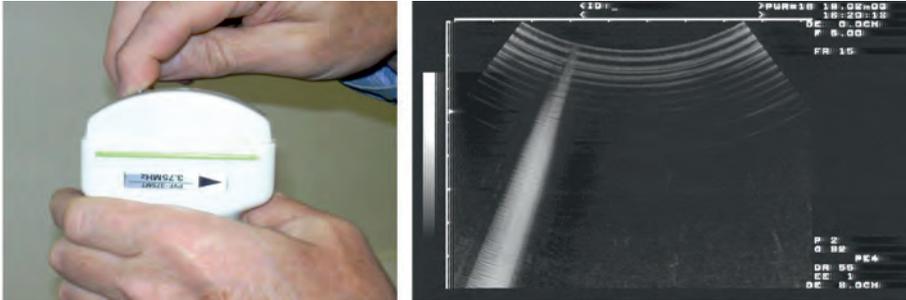
La uniformidad en las imágenes formadas se verifica en un maniquí en un área donde la textura sea uniforme. Se puede utilizar un maniquí de control de calidad general en una zona en la que no haya estructuras de distintas densidades ni filamentos reflectores, o un maniquí específico que sea de material uniforme y no contenga objetos de test (Figura 13). Se comprueba que no hay zonas fijas negras (sin ecos) cuando movemos la sonda sobre el maniquí.

Un problema corriente es que algunos de los cristales del transductor dejen de funcionar correctamente debido a que deje de haber buen acoplamiento con la membrana exterior del transductor o a que se dañe algún cable de los que unen los cristales con el circuito eléctrico.

Un procedimiento simple para verificar el correcto funcionamiento de los cristales de un transductor en las sondas convexas y lineales es mediante la realización de un barrido sobre la membrana de la sonda con un elemento metálico fino como un clip (Figura 14), del modo que sigue:



**Figura 13.** Ejemplo de maniquí específico homogéneo de marca GAMMEX para verificar la uniformidad. Se puede utilizar para tres tipos de sondas: lineales, convexas o intracavitarias. A la izquierda, imagen obtenida con una sonda convexa. A la derecha, imagen obtenida con una sonda lineal.



**Figura 14.** Procedimiento para verificar el correcto funcionamiento de los cristales de un transductor.

- Utilizar un único foco en la obtención de la imagen y posicionarlo lo más cerca posible de la superficie.
- Eliminar en el ecógrafo todas las funciones de procesamiento posterior de la imagen.
- Ajustar la ganancia al máximo.
- Dejar la sonda en el aire y comprobar si hay bandas negras a lo largo de los haces de Ultrasonidos.
- Manipular el cable especialmente en la zona de conexión con el interior del transductor y observar que la imagen visualizada (reverberaciones) no cambia.
- Poner una pequeña cantidad de gel acoplador en la membrana de la sonda y recorrer la superficie con un objeto metálico fino. Se debería observar cómo una línea blanca brillante de alta reflexión se mueve a lo largo de la imagen. Si el eco brillante de reverberación desaparece en alguna zona o se debilita significativamente, indica que hay algún problema con los cristales en la zona del transductor.

En el caso de sondas sectoriales es más difícil realizar esta verificación ya que los cristales se activan al mismo tiempo y no de forma secuencial. Se recomienda obtener imágenes de referencia en un maniquí con los filamentos utilizados para verificar la resolución. Se obtienen dos imágenes, una en modo normal y otra habiendo realizado zoom. Se guardan dichas imágenes para comparaciones en posteriores controles y verificar de este modo si ha habido degradación.



**Figura 15.** Imagen de maniquí para determinar la profundidad de la zona muerta.

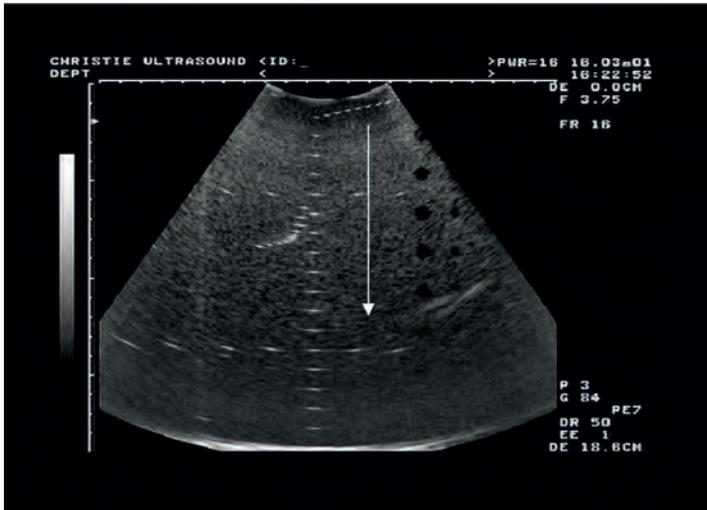
### 3.2. Zona muerta

Se define la zona muerta como la distancia existente entre la superficie del transductor y las primeras señales de eco que formen una imagen real que se pueda distinguir y visualizar en el monitor.

Esta zona aparece por las reverberaciones producidas por efecto de la interfase entre el transductor y la superficie que se está examinando (maniquí o paciente) o por limitaciones electrónicas del transductor. Las señales recogidas y la imagen formada en toda esta región no contienen ninguna información.

Para disminuir al máximo esta zona habrá que utilizar un material que sea buen acoplador entre el transductor y la superficie que estemos escaneando. Conforme aumenta la frecuencia, la duración del pulso emitido es menor y también disminuye la profundidad de la zona muerta.

Para determinar la zona muerta se puede utilizar un maniquí que contenga filamentos reflectores posicionados muy cerca de la superficie superior del maniquí en la cara en la que se coloca el transductor (Figura 15). Habría que ajustar los controles del ecógrafo y determinar el filamento más cercano a la superficie del maniquí que puede ser visualizado. Las pruebas sucesivas de los controles de calidad habría que realizarlas con los mismos ajustes del ecógrafo y verificar que la profundidad de la zona muerta se mantiene.



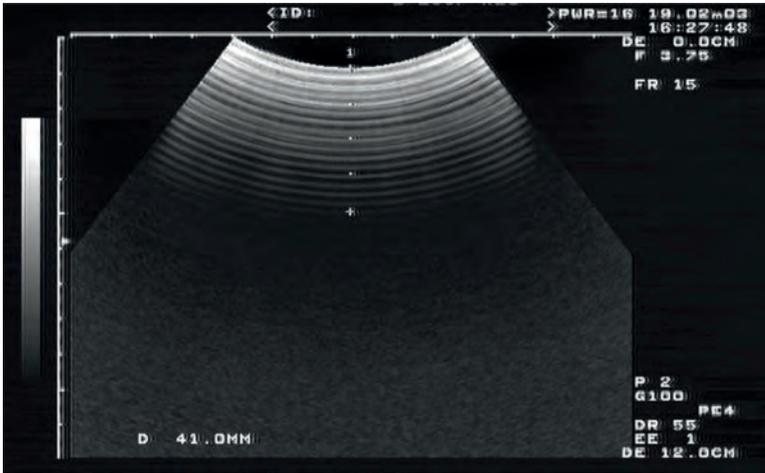
**Figura 16.** Imagen de maniquí para determinar la máxima longitud de penetración.

### 3.3. Sensibilidad del ecógrafo

La sensibilidad del ecógrafo es el eco más débil que se puede detectar y que se reproduce en el monitor lo suficientemente claro como para ser distinguido.

En el uso clínico la sensibilidad se traduce como la máxima profundidad a la que puede llegar el ecógrafo en una exploración a un paciente. Para ajustar la sensibilidad del equipo durante las exploraciones, se usan los controles que varían la amplificación de la señal recibida (ganancia) y la potencia de salida. La máxima sensibilidad del ecógrafo se debería obtener cuando estos controles están posicionados en su máximo, aunque existe una limitación en la ganancia por el ruido eléctrico generado y que aparece en la imagen visualizada.

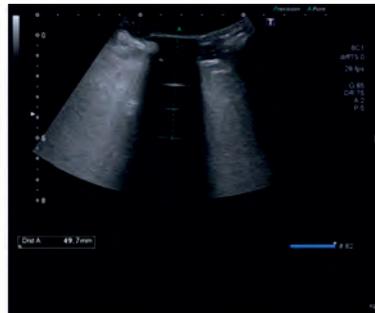
En el control de calidad hay que determinar si se ha producido un cambio significativo en la sensibilidad del ecógrafo. Estas variaciones se pueden deber a que estén dañados los transductores o a que se haya producido alguna variación en la potencia de salida o en la ganancia del receptor. El método utilizado para detectar cambios en la sensibilidad es medir la máxima longitud de penetración en un maniquí, esto es, la profundidad del maniquí a partir de la cual no podemos obtener más información. Esta profundidad se determina evaluando la posición del cambio en la textura del maniquí, que es lo que nos determina cuando termina la información real de la imagen y cuando empieza el ruido eléctrico. Para poder distinguir el ruido eléctrico de



**Figura 17.** Verificación de la constancia de sensibilidad del ecógrafo.

la textura real del maniquí, habría que fijar la sonda y observar la diferencia entre las texturas, ya que la imagen real permanecería fija, y la imagen donde hubiera ruido eléctrico estaría fluctuando (Figura 16).

Si no se dispone de un maniquí para la realización de la determinación de la longitud de penetración, se puede verificar la constancia de la sensibilidad del ecógrafo mediante la cuantificación de la profundidad de reverberaciones del transductor en aire mediante el método descrito en el informe 102 del IPEM (IPEM 2010). La sonda se posiciona directamente al aire, la ganancia del ecógrafo al máximo y los controles de TGC en el rango medio, y se mide en el eje vertical la distancia desde la superficie de la sonda hasta la reverberación más profunda (Figura 17).



**Figura 18.** Bloque de plexiglás para la realización de pruebas de la constancia de sensibilidad e imagen obtenida.

Otro método de verificación de la constancia de la sensibilidad es la cuantificación del número de reverberaciones obtenida en la exploración de un bloque de plexiglás (Figura 18). Mediante un gel acoplador se coloca la sonda en un extremo del bloque dejando el otro extremo al aire, de forma que el número de reverberaciones visualizadas sea el máximo.

### 3.4. Exactitud en las medidas

Durante una exploración ecográfica además de la visualización de estructuras internas, en muchas ocasiones se requiere realizar medidas de dichas estructuras para el diagnóstico, por lo que se deben realizar controles sobre el sistema de medida que el ecógrafo dispone. Los errores en la medida de distancias, no son fáciles de observar.

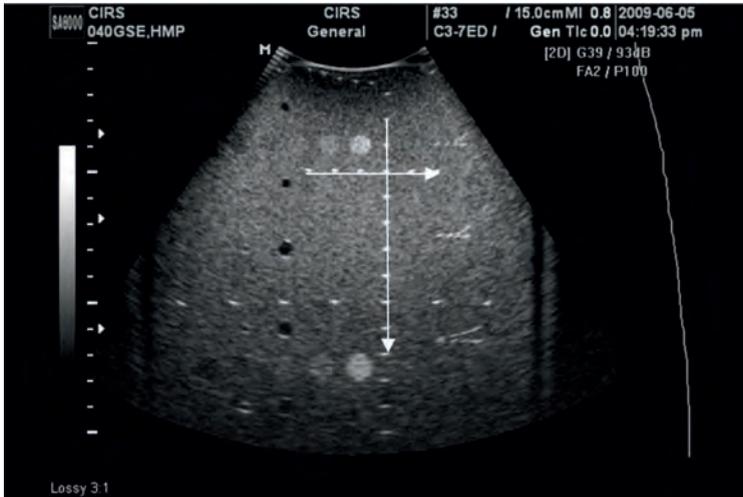
Las pruebas que se realizan se dividen en medidas a lo largo del eje de propagación del haz, en medidas en el eje perpendicular de la propagación del haz y en la determinación del perímetro y del área de figuras geométricas, fundamentalmente círculos y circunferencias.

Los errores en las medidas en el eje vertical se puede deber a que exista un desfase interno en los circuitos del ecógrafo y los errores en las medidas en el eje horizontal se puede deber a problemas en el mecanismo del transductor, especialmente en los transductores de tiempo real mecánicos. La inexactitud en las medidas horizontales siempre será mayor que en las verticales.

Para realizar el control de calidad en la exactitud de las medidas lineales se necesita un maniquí que contenga una columna y una fila de filamentos reflectores colocados a intervalos regulares y en posiciones conocidas. La prueba consiste en medir la distancia entre estos filamentos en la vertical y en la horizontal y comparar con la distancia real existente descrita en el maniquí (Figura19).

La prueba de la determinación del área de una figura geométrica consiste en dibujar una circunferencia con los controles del ecógrafo en la imagen pasando por puntos del maniquí a distancias conocidas, de forma que se pueda calcular matemáticamente el área y compararla con la medida que proporciona el ecógrafo.

Los ecógrafos deberían proporcionar una desviación en las medidas inferior a 1% en la mayoría de los tejidos, no obstante, durante las exploraciones puede haber discrepancias mayores por errores del operador en la selección del plano en el cual se realizan las medidas. En los ecógrafos utilizados para la realización de medidas de obstetricia, el rango de dimensiones a verificar va desde 20 mm hasta 95 mm.



**Figura 19.** Imagen de maniquí para verificar la exactitud en las medidas.

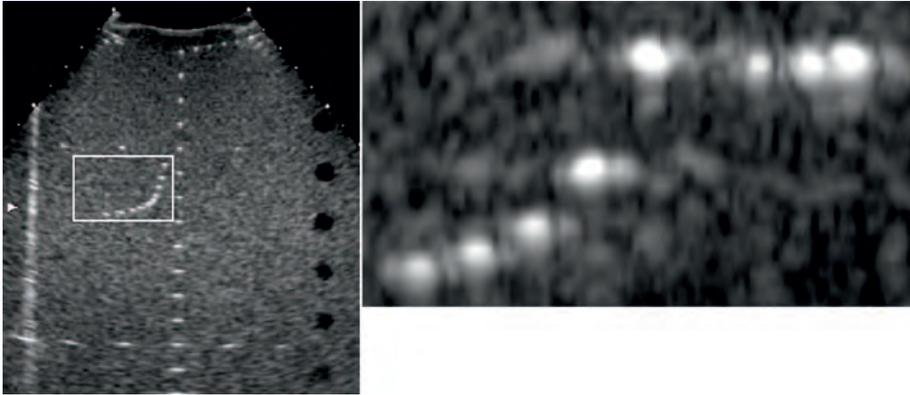
### 3.5. Resolución

La resolución del sistema es el tamaño del objeto menor que se puede representar y visualizar y viene dado por la capacidad del ecógrafo de detectar y de mostrar en la pantalla objetos que tienen una posición muy cercana. La resolución axial es la resolución del sistema en el eje de propagación del haz y depende fundamentalmente de la frecuencia de emisión del transductor. Cuanto mayor sea la frecuencia mayor resolución obtendremos.

Para verificar la resolución axial hay que utilizar un maniquí que contenga filamentos reflectores a unas distancias conocidas dispuestas en forma decreciente, de tal forma que haya que determinar los dos filamentos que estén colocados más cerca y puedan ser identificados como dos objetos distintos (Figura 19). Esto ocurre cuando se visualiza una línea negra entre dichos objetos. Otro método es medir la longitud en el eje axial de un sólo filamento (Figura 20).

En los dos casos, habría que ajustar los controles del ecógrafo en las pruebas de aceptación de manera que se obtenga la mejor calidad en la resolución y cada vez que se realice esta prueba en controles posteriores, se usen esos mismos ajustes para comprobar si ha habido una degradación en la resolución.

La resolución lateral es la resolución del sistema en el eje perpendicular a la dirección de propagación del haz, varía con la profundidad y depende fundamentalmente de las características del foco del ecógrafo y de la ganan-

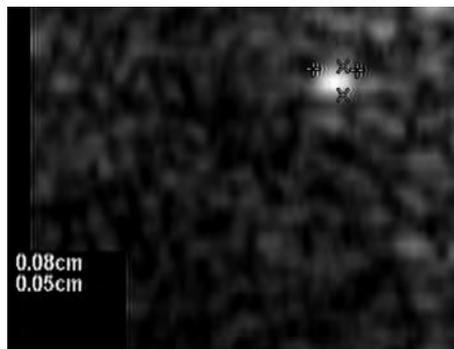


**Figura 20.** Imagen de maniquí para la realización de controles de calidad de resolución axial y lateral mediante la determinación del último par de filamentos que se puedan identificar como dos objetos distintos.

cia del sistema. En los sistemas con foco fijo, la resolución lateral variará más que en los sistemas con foco dinámico, donde será más uniforme a lo largo de distintas profundidades.

Para verificar la resolución lateral hay que utilizar un maniquí que contenga filamentos reflectores desplazados lateralmente a unas distancias conocidas, y como en la resolución axial, hay que determinar el último par de filamentos que se puedan identificar como dos objetos distintos (Figura 20). Otro método consiste en medir la anchura de un filamento (Figura 21).

Como en el caso de la resolución axial, hay que ajustar los controles del ecógrafo en las pruebas de aceptación y utilizar siempre los mismos valores cuando se hagan los controles para reproducir las mismas condiciones y po-

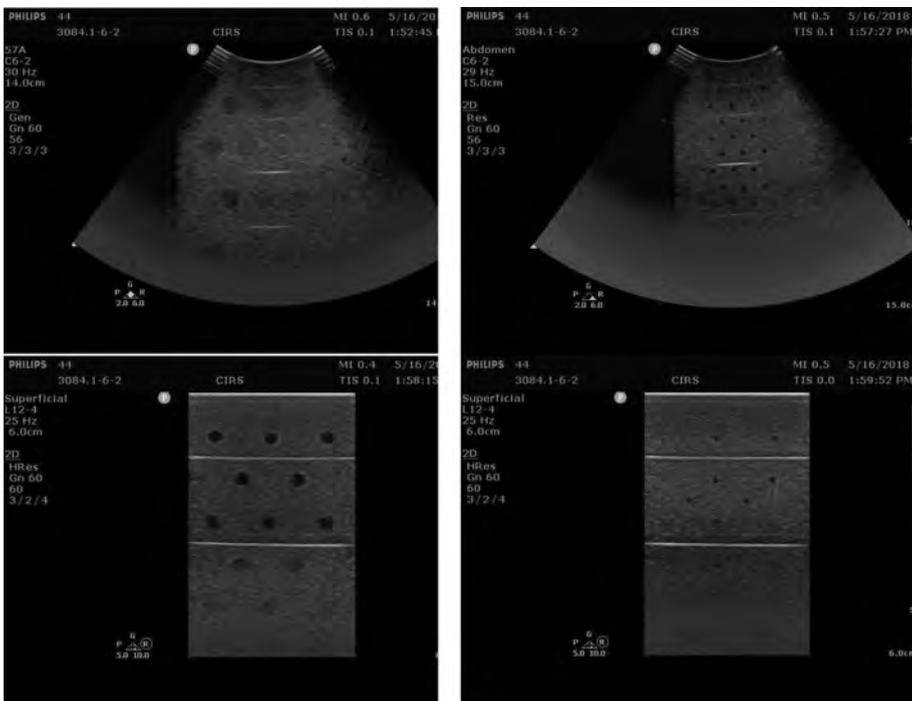


**Figura 21.** Imagen de maniquí para la realización de controles de calidad de resolución axial y lateral mediante la medida en el eje axial y lateral del diámetro de un filamento.

der comparar si existe una degradación en la resolución. En los controles de resolución axial y lateral se debe repetir la verificación a distintas profundidades.

La resolución en elevación depende de la anchura del haz de Ultrasonidos en el plano perpendicular a la dirección de propagación del haz. Al estudiar la anchura del haz emitido por un transductor vemos la dificultad que existe para detectar pequeñas estructuras, especialmente las posicionadas cerca de la superficie del transductor y para distancias profundas, ya que únicamente hay una buena resolución en la zona de la posición del foco.

Normalmente los maniqués de propósito general no están preparados para la verificación de la resolución en elevación, pero hay maniqués específicos para la realización de controles de calidad. Estos maniqués contienen esferas anecoicas a distintas profundidades (Figura 22). Si el diámetro de la



**Figura 22.** Imágenes de un maniquí para la realización de controles de calidad de resolución axial, lateral y en elevación, en función del tipo de transductor y su frecuencia. Arriba: imágenes de sonda abdominal (baja frecuencia, baja resolución y alta profundidad de penetración). Abajo: imágenes de sonda superficial (alta frecuencia, alta resolución y baja profundidad de penetración).

esfera es menor que la anchura del haz, las esferas no aparecerán en la imagen formada en el monitor.

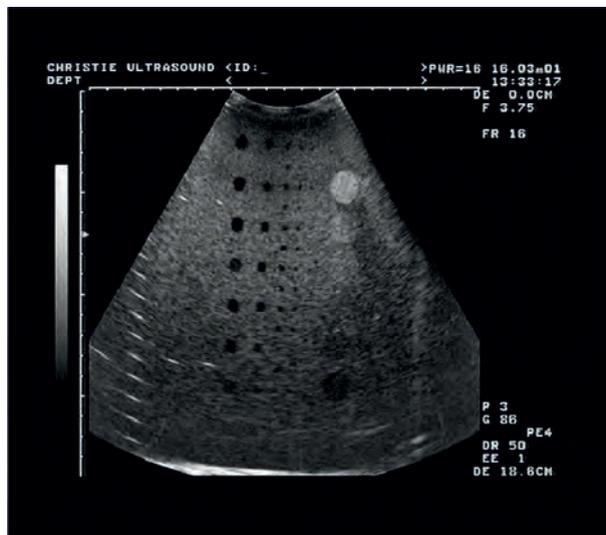
### 3.6. Visualización de estructuras anecoicas (estructuras pequeñas)

Los ecógrafos tienen una tendencia a representar las estructuras de bajo contraste más pequeñas de lo que son realmente y con bordes irregulares en lugar de lisos. Para estudiar la capacidad de un ecógrafo de detectar y representar estructuras de distintos tamaños y a distintas profundidades, se utiliza un maniquí que contenga estructuras anecoicas.

En esta prueba se combina la resolución espacial y la uniformidad en la imagen, y se utilizan maniqués que contengan esferas o cilindros de distinto tamaño a distintas profundidades. Los objetos de test de forma esférica simulan masas circulares y en su visualización entra en juego también la resolución en elevación, y los objetos de test de forma cilíndrica simulan venas y arterias.

En esta prueba hay que:

- Determinar el tamaño de las esferas más pequeñas que se puedan visualizar para distintas profundidades (Figura 23).



**Figura 23.** Imagen de maniquí para determinar el tamaño de las esferas más pequeñas que se puede visualizar para distintas profundidades y hacer medidas de la altura y la anchura de circunferencias a distintas profundidades.

- Hacer medidas de la altura y la anchura de circunferencias visualizadas a distintas profundidades (Figura 23).

Las profundidades de referencia a las que se mide el tamaño de las esferas deben coincidir con el foco.

### 3.7. Umbral de sensibilidad a bajo contraste

El rango dinámico es la capacidad del ecógrafo de representar un determinado rango de amplitudes de eco y se puede modificar a través de un control en el ecógrafo.

Cuando seleccionamos un valor de rango dinámico pequeño (estrecho), del orden de 40 dB, pequeños cambios en la amplitud del eco producirán cambios grandes en el contraste de la imagen. Habrá muchas señales que no se visualicen ya que se saturarán y la imagen resultante aparecerá muy contrastada. Los ecógrafos pueden llegar a un rango dinámico del orden de los 100 dB, donde las imágenes visualizadas serán menos contrastadas pero tendrán un amplio rango de niveles de gris y aportarán mucha información.

Para la realización de una prueba de sensibilidad a bajo contraste se debe utilizar un maniquí que presente estructuras con distintas ecogenicidades con una diferencia de unos pocos dB entre sí, por ejemplo  $-9$ ,  $-6$ ,  $-3$ ,  $+3$ ,  $+6$  dB con respecto al material de base del maniquí.

Hay que observar el número de objetos visibles de los que se conoce los niveles de gris con respecto al fondo (Figuras 24 y 25).



**Figura 24.** Imagen de maniquí con esferas de distintas ecogenicidades para el control de calidad de umbral a bajo contraste.



**Figura 25.** Imagen de maniquí con esferas de distintas ecogenicidades y tamaño para el control de calidad de umbral a bajo contraste.

#### 4. Control de calidad de ecógrafos que incorporan los modos Doppler y Doppler a color

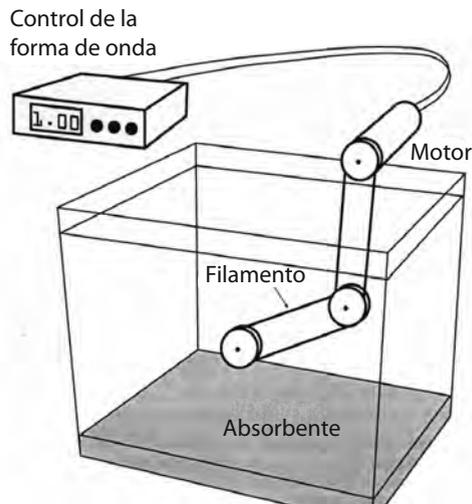
En los ecógrafos que tienen incorporado el sistema Doppler se realizan controles de calidad para verificar la exactitud de las medidas de velocidad del flujo de sangre, la discriminación direccional y la sensibilidad del sistema.

Para verificar el funcionamiento del sistema Doppler se necesita un maniquí con un blanco en movimiento con una velocidad y posición conocidas. Se utilizan fundamentalmente dos tipos de maniqués, los simuladores de flujo mediante una cadena sumergida en un recipiente con agua y los maniqués formados por un material que simula tejido y en el que hay unas cavidades por donde circula fluido que simula sangre (Tabla 3).

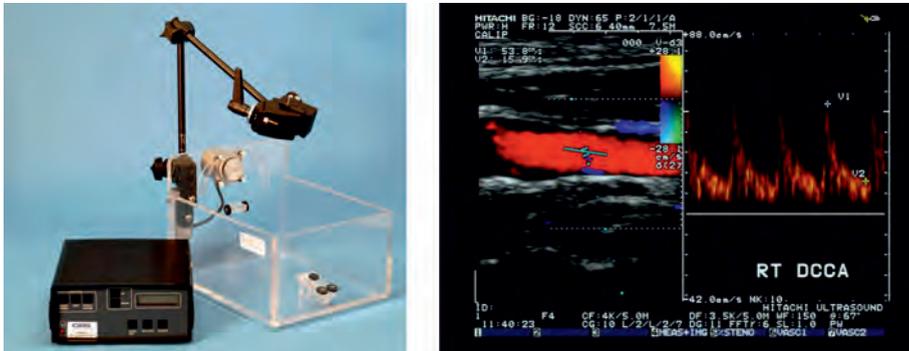
Los maniqués de cadena se basan en un recipiente que se llena con agua y donde está sumergido un filamento que gira entorno a dos rodamientos y cuya velocidad esta controlada por un motor (Figuras 26 y 27). El movimiento del filamento produce ecos detectados por el transductor. El motor de estos maniqués puede hacer que gire todo el tiempo en un solo sentido, que alterne en ambos sentidos y puede hacer que se mueva a distintas velocidades. Tienen varios patrones de movimiento con distintas formas de onda: sinusoidales y triangulares con velocidades pico de 100, 150, y 200 cm/s, y de forma escalonada con paradas seleccionadas en 0, 20, 40, 60, 80, y 100 cm/s. Disponen también de patrones de movimiento que simulan la velocidad en distintos vasos sanguíneos como la velocidad en la carótida de un adulto, en una carótida patológica, la femoral, la arteria cerebral media fetal, la arteria renal, la arteria umbilical, etc.

Maniqués	Maniquí de flujo	Maniquí de cadena
Información de la velocidad y dirección del flujo	✓	✓
Velocidad más baja detectable por el ecógrafo	✓	✓
Velocidad más alta detectable por el ecógrafo	✓	✓
Información del patrón de forma de onda	✓	✓
Dimensiones del volumen de muestra	✓	✓
Profundidad de penetración	✓	
Estimación del volumen del flujo	✓	
Información temporal Doppler a color	✓	✓
Información de velocidad en Doppler a color	✓	✓
Información espacial Doppler a color	✓	

**Tabla 3.** Parámetros que se pueden verificar en el control de calidad de sistemas Doppler con un maniquí de cadena y con un maniquí de flujo.



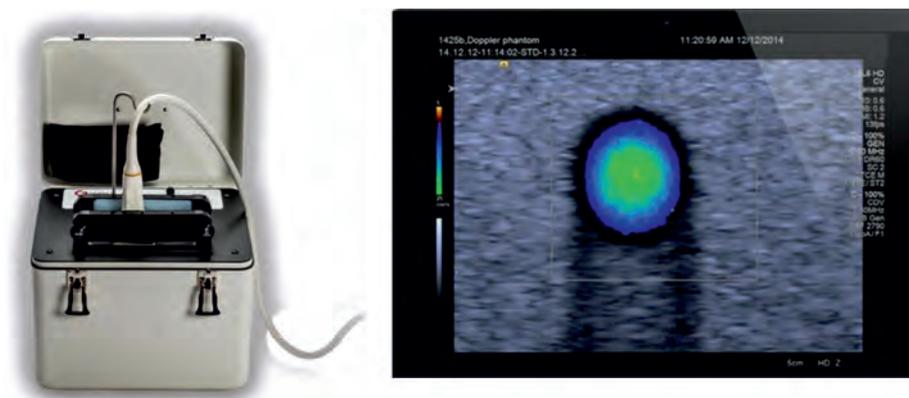
**Figura 26.** Esquema de un maniquí de cadena para la verificación de sistemas Doppler.



**Figura 27.** Maniquí marca CIRS de cadena para la verificación de sistemas Doppler.

Durante las pruebas, se tiene que colocar la sonda sumergida en el agua paralela a la cadena y se tiene que fijar. Con estos maniqués se puede evaluar la exactitud en la medida de la velocidad de flujo realizada por el ecógrafo. Las ventajas son que se utiliza un blanco que está perfectamente determinado y que se conoce con exactitud la velocidad a la que se está moviendo. Además son unos maniqués simples y robustos. Las desventajas son que las características ecogénicas de la cadena que se usa como blanco no son las mismas que las de la sangre y que el flujo de sangre con su distribución de velocidades en los distintos puntos de las venas no se simula.

Los filamentos utilizados son reflectores muy potentes, generan ecos muy superiores a los generados por la sangre, por lo que debe utilizarse una potencia baja en el ecógrafo para la realización de estas pruebas.



**Figura 28.** Maniquí marca GAMMEX de flujo para la verificación de sistemas Doppler.

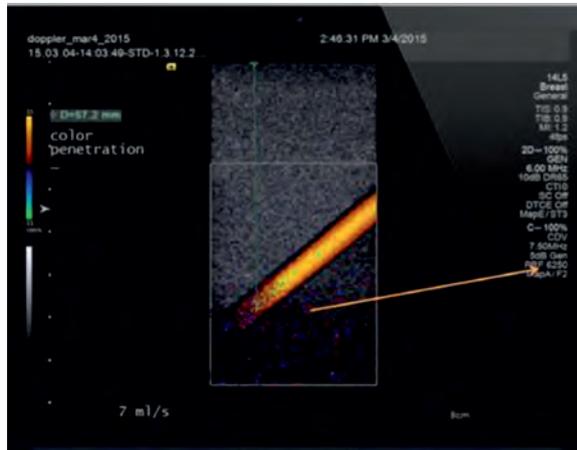


**Figura 29.** Maniquí marca GAMMEX de flujo para la verificación de sistemas Doppler.



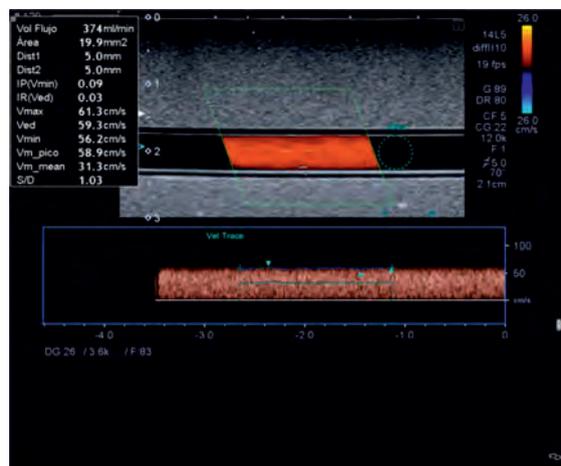
**Figura 30.** Maniquí marca CIRS de flujo para la verificación de sistemas Doppler.

Los maniqués que contienen cavidades para simular el flujo de sangre están formados por un material que, igual que en el caso de ecógrafos de tiempo real, simula tejido biológico. Embebidos en este material hay unos tubos por los que circula un fluido con características ecogénicas parecidas a las de la sangre para las frecuencias que se usan, por lo que todo el conjunto simula las venas y arterias del cuerpo con la circulación de flujo de sangre (Figuras 28, 29 y 30). Son maniqués ideales para la realización de controles de calidad

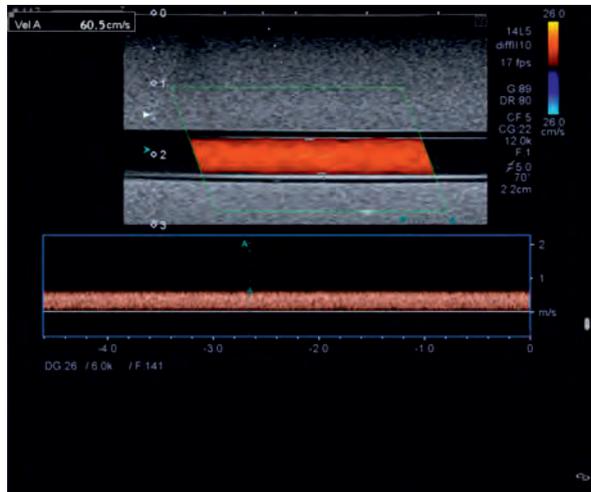


**Figura 31.** Prueba de verificación de la sensibilidad de sistemas Doppler con un maniquí de flujo marca GAMMEX.

en sistemas Doppler, pero son maniqués delicados de mantener ya que no es sencillo conseguir un fluido que simule sangre cuyas propiedades acústicas se mantengan estables en el tiempo, no debe de haber burbujas en el fluido y no es fácil simular materiales realistas para las paredes de los tubos que simulen correctamente los tejidos de las venas y arterias.



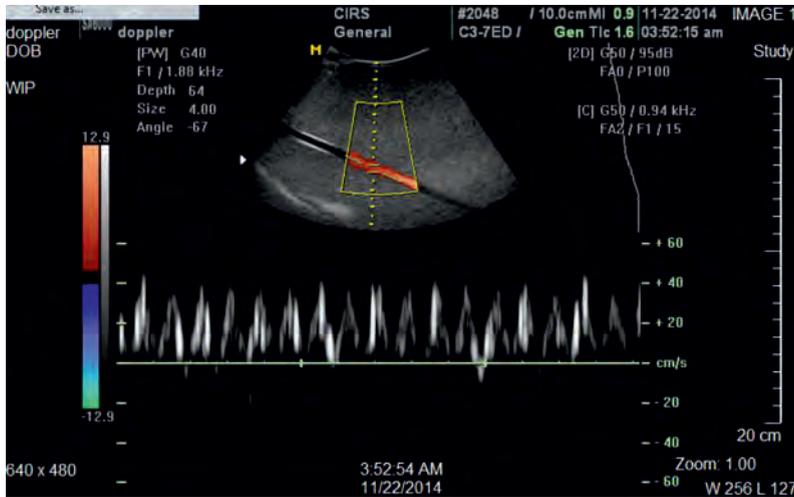
**Figura 32.** Prueba en un maniquí de flujo de marca GAMMEX para la verificación de la concordancia espacial entre el volumen de la muestra Doppler a color y la imagen modo B, y verificación de la velocidad y volumen del flujo que circula por la cavidad.



**Figura 33.** Prueba en un maniqué de flujo de marca GAMMEX para la verificación de la velocidad a la que circula el fluido de forma constante en el interior del maniqué.

Con los maniqués de flujo se puede evaluar:

- La sensibilidad del ecógrafo. Para caracterizar la sensibilidad de un sistema Doppler se determina la máxima profundidad a la que el ecógrafo es capaz de detectar fluido en movimiento y su velocidad. Un sistema de Doppler a color se caracteriza determinando la máxima profundidad en la que se visualizan señales de color en el monitor (Figura 31).
- La concordancia espacial entre el volumen de la muestra que se está evaluando y la imagen completa del modo B en el sistema duplex. Hay que verificar que la muestra de volumen está alineada con la imagen modo B y que las imágenes de flujo de color están completamente contenidas en las cavidades por las que circula el fluido (Figura 32).
- La exactitud en la medida del volumen del flujo que circula. Algunos de estos maniqués poseen un sistema que permite medir volumen de flujo, por lo que se puede comparar con la medida que da el ecógrafo (Figura 32).
- La exactitud en la medida de velocidad del flujo. La velocidad a la que circula el fluido en el interior del maniqué viene determinada, así que se puede comparar con la medida de la velocidad que proporciona el ecógrafo (Figuras 33 y 34).



**Figura 34.** Prueba en un maniqué de flujo de marca CIRS para la verificación de la velocidad a la que circula el fluido en el interior del maniqué.

En las pruebas de aceptación se determinarán todos estos parámetros y los valores obtenidos quedarán establecidos como valores de referencia. Cada vez que se realice un control de calidad se repetirán las mismas pruebas en las mismas condiciones y se compararán los resultados obtenidos con los valores de referencia para comprobar que no se ha producido degradación en el sistema Doppler del ecógrafo.

## 5. Referencias

- [1] BROWNE J., RAMNARINE K., WATSON A., HOSKINS P. (2003). "Assessment of the acoustic properties of common tissue-mimicking test phantoms". *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 29 (7), 1053-1060.
- [2] IEC (2014). IEC 62353 "Medical electrical equipment-Recurrent test and test after repair of medical electrical equipment". 2<sup>nd</sup> edition. Comisión Electrotécnica Internacional.
- [3] IPEM (2010). "Quality Assurance of Ultrasound Imaging Systems". IPEM Report 102. Institute of Physics and Engineering in Medicine.
- [4] PECCR (2011). "Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico". Revisión 2011. SEFM, SEPR, SERAM.

## 6. Bibliografía

- [1] AAPM (1998). *"Real-Time B-mode Ultrasound Quality Control Test Procedures"*. Report of the Ultrasound AAPM Task Group N° 1. American Association of Physicist in Medicine. *Medical Physics*, 25, 1385-1406.
- [2] AAPM (2008). *"Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems"*. AAPM Task Group N° 128. American Association of Physicist in Medicine. *Medical Physics*, 35, 5471-5489.
- [3] HEDRICK W.R., HYKES D.L., STARCHMAN D.L. (2005). *"Ultrasound physics and instrumentation"*. Elsevier Mosby (USA).
- [4] ZAGZEBSKI J.A. (1996). *"Essentials of Ultrasound Physics"*. Mosby, Inc. Missouri (USA).



**Tema 13:**  
Normativa relativa a equipos de  
Ultrasonidos en Medicina

**Ana Paula Millán Armengol**



# Normativa relativa a equipos de Ultrasonidos en Medicina

*Ana Paula Millán Armengol  
Técnicas Radiofísicas S.L.  
UTPR Contecsan S.L.  
a.millan@trf.es*

## 1. Principios de normalización

La actividad de normalización tiene como objetivo elaborar especificaciones técnicas que se utilicen de manera voluntaria como referencia para mejorar la calidad y la seguridad de cualquier actividad tecnológica, científica, industrial o de servicios. Su desarrollo se lleva a cabo en organismos de normalización donde mediante procedimientos preestablecidos y agrupando a todos los interesados, publican unos documentos elaborados y aprobados por consenso que se denominan normas.

### 1.1. Normativa internacional

En el ámbito internacional existen dos organismos que se dedican a las actividades de normalización. Por un lado, la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC) que es la responsable de la elaboración de las normas internacionales sobre electrotecnia y electrónica. Por otro lado, la Organización Internacional de Normalización (ISO) elabora el resto de las normas internacionales que cubren el resto de los sectores. En ambos organismos, las normas se realizan a través de comités técnicos en los que participan los representantes de las distintas naciones.

La adopción de las normas internacionales no es obligatoria para los miembros que forman parte de la IEC y de la ISO, aunque es muy común que sean adoptadas como normas nacionales y muchas de ellas son adoptadas como normas europeas.

## 1.2. Normativa europea

En Europa existen tres comités, el Comité Europeo de Normalización (CEN), el Comité Europeo de Normalización Electrotécnica (CENELEC) y el Instituto Europeo de Normas de Telecomunicación (ETSI), que elaboran las normas europeas. Una vez que han sido aprobadas por consenso de todos los miembros, habitualmente son adoptadas por cada país de la Comunidad como normas nacionales, pero puede ocurrir que un país esté en absoluto desacuerdo con alguna de ellas y no la quiera adoptar. En ese caso, el país se puede acoger a una cláusula de protección y puede ocurrir que se realice una excepción con dicho país.

La normalización europea contribuye a asegurar la libre circulación de los productos industriales y tiene la tarea de definir las características técnicas de los productos a través de directivas que deben cumplir los fabricantes.

Cuando un producto lleva incorporada la marca CE quiere decir que cumple con las normas establecidas por el CENELEC.

## 1.3. Normativa española

El funcionamiento de los organismos de normalización en España está regulado por el Real Decreto 2200/1995 de 28 de diciembre por el que se aprueba el Reglamento de la Infraestructura para la Calidad y la Seguridad Industrial, en desarrollo de la Ley 21/1992 de Industria.

AENOR es un organismo de normalización que desarrolla las actividades de normalización de carácter estatal y dentro de un ámbito multisectorial. Este organismo elabora las normas UNE, adopta como normas UNE todas las normas europeas EN que se elaboren en el CEN, en el CENELEC y en el ETSI, retirando aquellas normas nacionales que diverjan de las europeas y realiza el seguimiento de los trabajos de los comités técnicos de los organismos de normalización europeos e internacionales.

El catálogo de Normas UNE ofrece más de 18 000 documentos formativos, de los cuales aproximadamente un 50% son documentos europeos.

## 2. Normativas referentes a Ultrasonidos

La tecnología que utiliza el Ultrasonido (US) tiene un rango de aplicación muy amplio, del que la Medicina es sólo una parte pequeña. En ella, se utilizan Ultrasonidos de frecuencias del orden de los kHz y los MHz y sus aplicaciones comprenden diagnóstico, monitorización, cirugía y terapia.

El área de diagnóstico clínico mediante Ultrasonidos es un área que está en expansión y que se está desarrollando con mucha rapidez. El campo de Ultrasonidos en cirugía y terapia ha sufrido un gran desarrollo durante la última década y es de esperar que crezcan todavía el número de aplicaciones. Un área que está en expansión es la aplicación de ultrasonidos focalizados y de altas frecuencias en métodos quirúrgicos. Para desarrollar eficazmente esta área y mantener las condiciones necesarias de seguridad, se necesita caracterizar los campos de Ultrasonidos y establecer unos límites de exposición.

En general, hay que desarrollar unos procedimientos para controlar la calidad de los equipos de Ultrasonidos estableciendo unas pruebas que nos permitan hacer medidas cuantitativas y llevar un control del modo de funcionamiento de los equipos y de su nivel de seguridad. El avance de las nuevas tecnologías en esta área de la Medicina hace que se sigan editando normas en este campo y revisando las ya establecidas por las modificaciones continuas a las que están sometidos los equipos.

El propósito de crear normas internacionales que garanticen el funcionamiento de los ecógrafos es establecer por consenso unos criterios técnicos a la hora de cuantificar los parámetros que determinan la calidad de los equipos. Esto permite controlar la evolución de cada equipo por separado y la comparación entre equipos de similares características. Las normas son documentos que se acatan voluntariamente y que no tienen fuerza legal, pero se puede hacer referencia a ellas en documentos legales o en los requerimientos de las especificaciones de compra de un equipo.

Las normas se originan normalmente en la IEC ya que es una institución internacional que tiene representantes de muchos países. Por ejemplo, Japón es un país que comercializa muchos ecógrafos y participa activamente en la IEC en el desarrollo de las normas, sin embargo, Estados Unidos que también comercializa muchos ecógrafos, al tener un mercado muy extenso en su propio país, desarrolla y cumple sus propias normas y no presta tanta atención a la normativa internacional. Así, una institución como la AIUM, (*American Institute for Ultrasound in Medicine*), ha desarrollado las normas referentes a Ultrasonidos que han sido adoptadas por los organismos de normalización en Estados Unidos.

En cuanto a legislación, en la actualidad sólo existe la legislación general referente a productos sanitarios que los equipos de Ultrasonidos tienen que cumplir por pertenecer a dicho grupo de productos, pero no existe legislación específica para equipos de Ultrasonidos.

La directiva europea de productos sanitarios es la Directiva 93/42/CEE y ha sido modificada por la Directiva 98/79/CE y por la Directiva 2000/70/CE.

En España, la transposición nacional es el Real Decreto 4114/1996 y ha sido modificado por el Real Decreto 2727/1998 y por el Real Decreto 1662/2000.

## 2.1. Normas de la IEC

Las normas de la IEC abarcan todo lo que se refiere a electrotecnologías: electrónica, electromagnetismo, electroacústica, multimedia, telecomunicaciones, producción de energía y distribución, etc. y sirven para tener unas referencias internacionales y unificar las tendencias de diferentes países.

## 2.2. Comité técnico 87

Dentro de la organización IEC existe un Comité Técnico (TC), el TC87, que se ocupa de desarrollar las normas que están relacionadas con las características, las especificaciones y los métodos de medida de cualquier equipo que pertenezca al dominio de los US.

Este comité comenzó a trabajar en normas de seguridad de los equipos de Ultrasonidos en Medicina en 1955, como un grupo que formaba parte de un comité técnico general. En 1966 este grupo pasó a formar un subcomité (SC) y en 1985 se convirtió en un comité técnico independiente. El comité técnico se ha definido finalmente en 1992 como el TC87 y su dominio comprende: "Aspectos de ultrasonidos relacionados con la seguridad humana".

En la actualidad, en el TC 87, están activos 9 grupos de trabajo que desarrollan e investigan en las siguientes áreas:

- Grupo de trabajo 3. Transductores de alta potencia.
- Grupo de trabajo 6. Ultrasonidos terapéuticos de alta intensidad (HITU) y transductores focalizados.
- Grupo de trabajo 7. Equipos para cirugía ultrasónica.
- Grupo de trabajo 8. Medidas de campos ultrasónicos.
- Grupo de trabajo 9. Equipos de diagnóstico por el método impulso-eco.
- Grupo de trabajo 10. Sistemas de imagen y medida de flujo para diagnóstico ultrasónico.
- Grupo de trabajo 13. Terminología.
- Grupo de trabajo 14. Determinación de los parámetros de exposición a los ultrasonidos.
- Grupo de trabajo 15. Acústica submarina.

Los países asociados a este grupo son: Alemania, Australia, Austria, China, Corea, Dinamarca, España, Holanda, Italia, Japón, Reino Unido, República Checa, Rumania, Rusia, Suiza y USA.

El trabajo del TC 87 está orientado a la investigación de los aspectos de los US en todas las cuestiones referentes a seguridad y en el establecimiento de las normas que los equipos de ultrasonidos tienen que cumplir en lo que a funcionamiento se refiere. El número de publicaciones editadas y en vigor en la actualidad por el TC 87, es de 32, y los títulos de las publicaciones relacionadas con Ultrasonidos son los siguientes:

*IEC/TR 60854 (1984) Ed. 1.0: Methods of measuring the performance of ultrasonic pulse-echo diagnostic equipment.*

*IEC 61157(2007) Ed. 2.0: Standard means for the reporting of the acoustic output of medical diagnostic ultrasonic equipment.*

*IEC 61157 (2007) Corrigendum - Standard means for the reporting of the acoustic output of medical diagnostic ultrasonic equipment.*

*IEC 61161 (2013) Ed. 2.0: Ultrasonics - Power measurement - Radiation force balances and performance requirements.*

*IEC 61205 (1993) Ed. 1.0: Ultrasonics - Dental descaler systems - Measurement and declaration of the output characteristics.*

*IEC 61206 (1993) Ed. 1.0: Ultrasonics - Continuous-wave Doppler systems - Test procedures.*

*IEC 61266 (1994) Ed. 1.0: Ultrasonics - Hand-held probe Doppler foetal heartbeat detectors - Performance requirements and methods of measurement and reporting.*

*IEC 61390 (1996) Ed. 1.0: Ultrasonics - Real-time pulse-echo systems - Test procedures to determine performance specifications.*

*IEC 61391 (2006) Ed. 1.0: Ultrasonics - Pulse-echo scanners - Part 1: Techniques for calibrating spatial measurement systems and measurement of system point-spread function response.*

*IEC 61685 (2001) Ed. 1.0: Ultrasonics - Flow measurement systems - Flow test object.*

*IEC 61689 (2013) Ed. 2.0: Ultrasonics - Physiotherapy systems - Field specifications and methods of measurement in the frequency range 0,5 MHz to 5 MHz.*

*IEC 61689 (2013) - Corrigendum Physiotherapy systems - Field specifications and methods of measurement in the frequency range 0,5 MHz to 5 MHz.*

*IEC 61828 (2001) Ed. 1.0: Ultrasonics - Focusing transducers - Definitions and measurement methods for the transmitted fields.*

*IEC 61847 (1998) Ed. 1.0: Ultrasonics - Surgical systems - Measurement and declaration of the basic output characteristics.*

*IEC 61846 (1998) Ed. 1.0: Ultrasonics - Pressure pulse lithotrities - Characteristics of fields.*

*IEC 61895 (1999) Ed. 1.0: Ultrasonics - Pulsed Doppler diagnostic systems - Test procedures to determine performance.*

*IEC/TS 61949 (2007) Ed. 1.0: Ultrasonics - Field characterization - In situ exposure estimation in finite-amplitude ultrasonic beams.*

*IEC 62127-1 (2007) Ed. 1.0: Ultrasonics - Hydrophones - Part 1: Measurement and characterization of medical ultrasonic fields up to 40 MHz.*

*IEC 62127-1 Corr. 1 (2008) Ed. 1.0: Corrigendum - Ultrasonics - Hydrophones - Part 1: Measurement and characterization of medical ultrasonic fields up to 40 MHz.*

*IEC 62127-2 (2007) Ed. 1.0: Ultrasonics - Hydrophones - Part 2: Calibration for ultrasonic fields up to 40 MHz.*

*IEC 62127-2 Corr. 1 (2008) Ed. 1.0: Corrigendum- IEC 62127-2 Corr. 1 (2008) Ed. 1.0: Corrigendum.*

*IEC 62127-3 (2007) Ed. 1.0: Ultrasonics - Hydrophones - Part 3: Properties of hydrophones for ultrasonic fields up to 40 MHz.*

*IEC/TS 62306 (2006) Ed. 1.0: Ultrasonics - Field characterisation - Test objects for determining temperature elevation in diagnostic ultrasound fields.*

*IEC 62359 (2010) Ed. 1.0: Ultrasonics - Field characterization - Test methods for the determination of thermal and mechanical indices related to medical diagnostic ultrasonic fields.*

*IEC 62359 (2010) Corrigendum: Ultrasonics - Field characterization - Test methods for the determination of thermal and mechanical indices related to medical diagnostic ultrasonic fields.*

*IEC/TS 62462 (2017) Ed. 1.0: Ultrasonics - Output Test - Guide for the maintenance of ultrasound physiotherapy systems.*

La descripción resumida del contenido de cada una de estas normas se puede consultar en la página web de la Comisión Electrotécnica Internacional (<http://www.iec.ch/>).

### 2.3. Comité técnico 62

Además del comité TC 87, existe otro comité perteneciente a la IEC, el TC 62, que prepara las normas internacionales generales en lo concerniente a fabricación, instalación y uso de equipos eléctricos en el área de la Medicina.

El subcomité SC 62B de este comité se ocupa de preparar publicaciones y normas sobre seguridad y funcionamiento para todo tipo de equipamiento médico destinado a diagnóstico clínico que utilice imágenes y elabora los procedimientos de control de calidad que hay que aplicar sobre estos equipos. Este comité está centrado en el estudio de equipos de rayos X y Resonancia magnética, pero tiene un grupo de trabajo dedicado a la regulación para el control y seguridad de los equipos de diagnóstico en US, el MT 34, que ha adoptado la norma desarrollada por la NEMA y la AIUM: UD3-1998.

Esta norma se empezó a desarrollar en la década de los 80 por la AIUM (*American Institute of Ultrasound in Medicine*) junto con la NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*) y la FDA (*Food and Drug Administration*), y se estableció en 1992 como: *“Standard for Real Time Display of Thermal and Mechanical Acoustic Output Indices on Diagnostic Ultrasound Equipment”*.

La norma fue revisada y modificada en 1996 y en 1998, debido a los avances de la tecnología y su primera versión fue editada en abril de 2001. El SC 62B adoptó esta norma en julio de 2001 y quedó establecida como norma IEC 60601-2-37: *“Medical electrical equipment - Part 2-37: Particular requirements for the safety of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment”*. La norma de la IEC fue adoptada por el CENELEC y se incorporó como una de las normas europeas EN, por lo que pasó a ser una norma oficial en España en julio de 2001: *“Equipos electromédicos. Parte 2-37: Requisitos particulares para la seguridad de los equipos médicos de diagnóstico y monitorización por ultrasonidos”*.

En agosto del año 2007 se publicó la segunda edición de esta norma IEC 60601-2-37: 2007, Ed. 2.0: *“Medical electrical equipment - Part 2-37: Particular requirements for the safety and essential performance of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment”*.

Esta norma fue adoptada por el CENELEC y se incorporó como una de las normas europeas EN en el año 2008. La versión española UNE-EN 60601-2-37: 2009 *“Equipos electromédicos. Parte 2-37. Requisitos particulares para la segu-*

ridad básica de los equipos médicos de diagnóstico y monitorización por US" fue publicada en abril de 2009.

El SC 62 de Equipos electromédicos, ha preparado la IEC 60601-2-5 (2009) Ed. 3.0: *"Medical electrical equipment - Part 2-5: Particular requirements for the basic safety and essential performance of ultrasonic physiotherapy equipment"*. Esta tercera edición substituye y cancela la segunda edición publicada en 2000. Esta norma es la equivalente a la IEC 60601-2-37: 2009 para equipos de fisioterapia ultrasónica, ya que trata sobre la seguridad básica y los fundamentos esenciales de funcionamiento de los equipos de fisioterapia ultrasónica que emplean un transductor circular plano no focalizado como cabeza de tratamiento, produciendo haces estáticos paralelos a dicha cabeza de tratamiento. También puede aplicarse a equipos de fisioterapia ultrasónica destinados a compensar o aliviar enfermedades, heridas o discapacidades. Aparte de las características de funcionamiento esenciales, también proporciona guías para el mantenimiento de los equipos.

Los cambios más importantes respecto a la edición del año 2000 son la adecuación a la numeración definida en la IEC 60601-1(2005) Ed. 3.0 *"Medical electric equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essentials performance"*; la adición de las guías de mantenimiento y de un nuevo requisito sobre la resistencia dieléctrica, y la modificación del capítulo sobre la medida de la temperatura superficial para permitir la utilización de condiciones simuladas. Así mismo, la medida de los parámetros relacionados con los US están ahora referidas a la IEC 61689 (2013).

El cambio más importante en los parámetros relacionados con los US es la definición del área de radiación efectiva. Este cambio también afecta a los valores de la intensidad efectiva y a su incertidumbre. Esta norma se adoptó para convertirse en la EN 60601-2-5 (2015).

## 2.4. Normas adoptadas en Europa y en España

En España se han adaptado las siguientes normas:

*UNE-EN 60601-2-37 (2009): Equipos electromédicos. Parte 2-37: Requisitos particulares para la seguridad básica de los equipos médicos de diagnóstico y monitorización por ultrasonidos.*

*UNE-EN 60601-2-5 (2016): Equipos electromédicos parte 2-5: Requisitos particulares para la seguridad básica y funcionamiento esencial de los equipos de fisioterapia por ultrasonidos.*

*UNE-EN 61157 (2007): Norma para la declaración de las emisiones acústicas de aparatos de diagnóstico médico por ultrasonidos (IEC 61157: 2007, ratificada por AENOR en marzo de 2008).*

*UNE-EN 61220 (1996): Ultrasonidos. Campos. Guía para la medida y la caracterización de campos ultrasónicos generados por equipos médicos ultrasónicos utilizando hidrófonos en el rango de frecuencias de 0,5 MHz a 15 MHz.*

*UNE-EN 61102 (1996): Medida y caracterización de campos ultrasónicos utilizando hidrófonos en el rango de frecuencias de 0,5 MHz a 15 MHz.*

*UNE-EN 61101 (1996): La calibración absoluta de hidrófonos usando la técnica del barrido planar en el rango de frecuencias de 0,5 MHz a 15 MHz.*

*UNE-EN 61161 (2007): Medida de la potencia ultrasónica en líquidos en el rango de frecuencias de 0,5 MHz a 25 MHz.*

*UNE-EN 61847 (2000): Ultrasonidos. Sistemas quirúrgicos. Medida y declaración de las características básicas de salida.*

*UNE-EN 61689 (2013): Ultrasonidos. Sistemas de fisioterapia. Especificaciones de campo y métodos de medida en el rango de frecuencias de 0,5 MHz a 5 MHz (IEC 61689:2013, ratificada por AENOR en junio de 2013).*

*UNE-EN 61206 (1996): Ultrasonidos. Sistemas Doppler de onda continua. Procedimiento de ensayo.*

*UNE-EN 61266 (1996): Ultrasonidos. Detectores de los latidos del corazón fetal por efecto Doppler con sonda manual. Requisitos de funcionamiento y métodos de medida y señalización.*

### **3. Normativa referente a equipos de Ultrasonidos destinados a diagnóstico médico**

La normativa existente en el campo de Ultrasonidos en Medicina abarca los siguientes temas:

- Requisitos para la seguridad de los equipos de Ultrasonidos de diagnóstico, de terapia y de fisioterapia.
- Descripción de los métodos de medida (utilización de hidrófonos y balanzas de fuerza) y requerimientos de declaración de las emisiones acústicas de los equipos para diagnóstico, terapia y fisioterapia.

- Métodos de medida de los parámetros que controlan la calidad de la imagen obtenida en los equipos de diagnóstico de 2D.
- Requisitos de funcionamiento de sistemas Doppler de onda continua y sistemas de Doppler pulsado.

En relación con equipos ultrasónicos de diagnóstico, las normas más representativas son:

*UNE-EN 60601-2-37 (2009): Equipos electromédicos. Parte 2-37: Requisitos particulares para la seguridad básica de los equipos médicos de diagnóstico y monitorización por ultrasonidos.*

*UNE-EN 61157 (2007): Norma para la declaración de las emisiones acústicas de aparatos de diagnóstico médico por ultrasonidos.*

*IEC TS 61390 (1996): Ultrasonics - Real-time pulse-echo systems - Test procedures to determine performance specifications.*

*IEC 61391 (2006) Ed. 1.0: Ultrasonics - Pulse-echo scanners - Part 1: Techniques for calibrating spatial measurement systems and measurement of system point-spread function response.*

*IEC 61895 (1999) Ed. 1.0: Ultrasonics - Pulsed Doppler diagnostic systems - Test procedures to determine performance.*

*IEC/TS 61949 (2007) Ed. 1.0: Ultrasonics - Field characterization - In situ exposure estimation in finite-amplitude ultrasonic beams.*

*IEC/TS 62306 (2006) Ed. 1.0: Ultrasonics - Field characterisation - Test objects for determining temperature elevation in diagnostic ultrasound fields.*

*IEC 62359 (2010) Ed. 1.0: Ultrasonics - Field characterization - Test methods for the determination of thermal and mechanical indices related to medical diagnostic ultrasonic fields.*

### **3.1. Comentario sobre las normas más representativas en el área de equipos de Ultrasonido en diagnóstico**

*UNE-EN 60601-2-37 (2009): Equipos electromédicos. Parte 2-37: Requisitos particulares para la seguridad básica de los equipos médicos de diagnóstico y monitorización por ultrasonidos.*

Esta norma es la versión oficial en español de la Norma Europea EN 60601-2-37 de 2008, que a su vez adopta la Norma Internacional ICE 60601-2-37 de 2007.

En esta norma se especifican los requisitos de seguridad adicionales para los equipos de diagnóstico por Ultrasonidos a aquellos de la Norma General que se aplica para equipos electromédicos en general. Se pretende que esta normativa sea coherente con otras modalidades de diagnóstico tales como rayos X y sistemas de Resonancia magnética, donde es responsabilidad del operador la comprensión del riesgo de la salida de emisiones acústicas del equipo y actuar adecuadamente con el fin de obtener la información necesaria para el diagnóstico con el mínimo riesgo para el paciente. Se basa en la "Declaración de uso prudente": afirmación del principio advirtiendo el evitar en primer lugar los elevados niveles de exposición y en segundo lugar los largos periodos de exposición mientras se adquiere la información clínica necesaria.

La relación de los parámetros de emisión acústicos (intensidad acústica, presión, potencia, etc.) con efectos biológicos, no están bien definidos hoy en día. Hasta la fecha se han identificado dos mecanismos fundamentales, térmico y mecánico, por los cuales los US pueden inducir efectos biológicos. El aumento de temperatura y la posibilidad de cavitación parece depender de factores como la energía de salida total, el modo, la forma del haz de Ultrasonidos, la posición del foco, la frecuencia central, la forma de onda, etc. y los índices térmico y mecánico están diseñados para tener en cuenta todos estos factores y dar información instantánea al usuario sobre el potencial de los efectos biológicos térmicos y mecánicos.

Esta norma proporciona un medio uniforme para el cálculo de los parámetros de emisión acústicos relevantes para estos efectos biológicos potenciales: el "Índice térmico" y el "Índice mecánico", y declara que el fabricante de los equipos debería suministrar la información al usuario de cómo interpretar dichos parámetros visualizados referentes a exposición de Ultrasonidos. Estos índices no establecen límites de seguridad, lo que proporcionan es una indicación de las condiciones que son más probables que otras, para producir efectos térmicos y/o mecánicos.

Los efectos biológicos adversos de los US sobre el tejido parecen ser, al contrario de lo que se supone para los rayos X, los efectos umbrales. Cuando el tejido se expone repetidamente a exposiciones de Ultrasonidos con intervalos en medio, probablemente no se producirán efectos biológicos acumulativos, pero si se ha superado un cierto umbral, se pueden producir dichos efectos. Es aceptable un intervalo de temperatura desde 37 °C a 41 °C durante un tiempo bastante largo, pero no se puede aceptar un incremento de tempe-

ratura a 45 °C. Lo mismo ocurre con la cavitación, y es que por debajo de unos ciertos niveles, no se dará.

Un uso prudente de los equipos durante las exploraciones sería ajustar primero la máquina con los niveles más bajos de los índices y modificar esos valores más tarde hasta obtener una imagen o una señal Doppler satisfactoria, y reducir al máximo el tiempo de exposición durante la exploración.

Esta norma es una adopción de la norma de la AIUM: *"Standard for Real Time Display of Thermal and Mechanical Acoustic Output Indices on Diagnostic Ultrasound Equipment"* (2001). El propósito de esta norma es dar la capacitación necesaria a los usuarios para poder utilizar equipos de Ultrasonidos con niveles de salida más altos que los que se utilizaban hasta entonces, con el propósito de mejorar la calidad en la imagen y por tanto en el diagnóstico emitido. Esta norma no especifica la imposición de unos límites que pueda estimar el riesgo potencial de ejercer daños al paciente. Sin embargo, impone que los índices térmico y mecánico sean conocidos por el operador mientras dure la exploración del paciente para poder tomar las decisiones clínicas oportunas y poder sopesar el beneficio frente al riesgo e implementar el criterio ALARA (*"As Low As Reasonable Achievable"*).

*UNE-EN 61157 (2007): Norma para la declaración de las emisiones acústicas de aparatos de diagnóstico médico por ultrasonidos.*

Esta norma es la versión oficial en español de la Norma europea aprobada por el CENELEC en 2007 que a su vez adopta la norma internacional IEC 61157. Esta norma especifica los requisitos para la declaración por los fabricantes de las emisiones acústicas de los aparatos de diagnóstico médico por Ultrasonidos. Los aparatos que generan bajos niveles de emisión acústica están exentos de los requisitos de declaración completa de esta norma internacional.

Se han tenido considerables discusiones con respecto a los niveles de las emisiones acústicas de los aparatos de US de diagnóstico médico y de los efectos eventualmente perjudiciales del uso de estos aparatos en la práctica médica. El establecimiento de una norma de exposición y de una norma dosimétrica está en estudio. Esta norma representa una primera etapa y establece que el fabricante tendrá que suministrar un juego de parámetros acústicos identificables a los usuarios.

El fabricante tendrá que suministrar tres tipos de información:

- Datos técnicos suministrados a futuros clientes.
- Informaciones complementarias presentadas con cada sistema suministrado.

- Información de naturaleza técnica con datos base para el especialista y que es presentada al usuario o a las demás partes interesadas.

Los dos primeros tipos de información son obligatorios y son la descripción de los campos acústicos. El tercero no es obligatorio pero se espera que los fabricantes respondan a demandas razonables. No es obligatorio porque algunas de las informaciones base podrían ser comercialmente sensibles y privadas. No obstante, se presupone la confidencialidad de las partes que demandan la información.

Las informaciones a declarar en las hojas de datos técnicos son:

- Media temporal de la potencia emitida.
- Máximo de la presión acústica negativa en el plano perpendicular al eje del haz que contenga el máximo de la integral del cuadrado de la presión.
- Intensidad del haz emitido.
- Máximo espacial de la intensidad media.
- Frecuencia nominal.

El conocimiento de estas informaciones se requiere para:

- Elaborar una planificación de la exposición y realizar estudios sobre los posibles efectos biológicos.
- Realizar estudios epidemiológicos retrospectivos o futuros.
- Realizar una evaluación en los casos en los que es conocido o sospechado que el dispositivo de Ultrasonidos puede haber sido perjudicial para un paciente. Esto no se ha producido nunca, pero podría producirse en el futuro.

Además, estas informaciones permitirían al usuario elegir un sistema con la emisión acústica más baja, para un aparato con comportamientos equivalentes en términos de diagnóstico.

Las medidas de las emisiones acústicas se deberán realizar aplicando los métodos de ensayo que se basan en el uso de los hidrófonos conforme a la IEC 62127-1 y en el uso de las balanzas de fuerza de radiación para las medidas de energía conforme a la IEC 61161.

*IEC 61390 (1996): Ultrasonics - Real-time pulse-echo systems - Test procedures to determine performance specifications.*

Este documento no es una norma internacional sino que es un informe técnico en el que se describen las pruebas que los fabricantes deberían realizar para preparar las especificaciones de la máquina y que los usuarios de los equipos deberían utilizar para comprobar dichas especificaciones y llevar un control de calidad del equipo. Los parámetros descritos en las pruebas y la manera de medirlos se han definido para tener unas bases de comparación con las especificaciones suministradas por el fabricante y con distintos equipos de características similares de diferentes marcas comerciales destinados a la misma aplicación de diagnóstico.

Los valores específicos de los parámetros y las tolerancias correspondientes no están especificados en este informe ya que se prevé que dichos valores cambien constantemente conforme avanza la tecnología, pero lo que siempre va a prevalecer es la comparación de las especificaciones del equipo con los resultados obtenidos en el test y con los controles que se realicen posteriormente con el mismo equipo.

Este informe se aplica a equipos médicos de Ultrasonidos de tiempo real en un rango de frecuencias de 0,5 MHz a 15 MHz.

Las medidas de parámetros de salida acústicos y las pruebas correspondientes a seguridad eléctrica no están descritas en este documento ya que están específicamente desarrolladas en otras normas de la IEC.

Los objetos de test necesarios para llevar a cabo las pruebas están también descritos en este informe, especificando el material del que deben estar formados los maniqués y las distintas estructuras internas que deben contener para que se puedan realizar las medidas de:

- Resolución axial, resolución lateral, contraste y detección de estructuras pequeñas.
- Zona muerta.
- Anchura del haz de Ultrasonidos.
- Profundidad de penetración.
- Rango dinámico.
- Errores en el sistema de almacenaje de la imagen.
- Medidas de precisión en la imagen.

Este informe describe las pruebas necesarias y cómo se deben realizar, especificando los objetos de test necesarios para llevar a cabo un control de calidad de la imagen obtenida con el ecógrafo, pero no implica la obligatoriedad de realización de dicho control de calidad, ni establece una metodología de trabajo.



# Fundamentos de Física Médica

## Volumen 1

Medida de la radiación

## Volumen 2

Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad

## Volumen 3

Radioterapia externa I.

Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad

## Volumen 4

Radioterapia externa II.

Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad

## Volumen 5

Braquiterapia: bases físicas, equipos y control de calidad

## Volumen 6

Medicina nuclear: bases físicas, equipos y control de calidad

## Volumen 7

Protección radiológica hospitalaria

## Volumen 8

Radiobiología y principios de Oncología

## Volumen 9

Radiaciones no ionizantes I.

Ultrasonidos. Bases físicas, equipos y control de calidad

## Volumen 10

Radiaciones no ionizantes II.

Resonancia magnética. Bases físicas, equipos y control de calidad

