



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE INGENIERÍA

Análisis, Operación y Mantenimiento del Sistema de Ultrasonido Médico

TESIS

**Que para obtener el título de
Ingeniero Eléctrico Electrónico**

P R E S E N T A N

Francisco Pardo Ramírez
Jorge Pioquinto Portales
Miguel Eduardo Lemus Torres
Pablo Enrique Rosas Tableros
Rafael Alberto Rivera Rodríguez

DIRECTOR DE TESIS

Ing. Juan Manuel González Fernández



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2017



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

Quiero agradecer a mi madre por darme todo el apoyo que me brindo a lo largo de toda mi trayectoria escolar, por siempre estar pendiente de mis calificaciones y de mi situación escolar. Por siempre estar preocupada de brindarme lo mejor y que nunca me hiciera falta nada. Por todos esos esfuerzos tan grandes que hiciste madre, este título es tuyo

Francisco Pardo Ramírez

Agradezco de forma especial a mi madre Ma. Consuelo Portales por haberme apoyado incondicionalmente en todas mis etapas académicas y por la confianza que ha depositado en mí, así como a mi abuela Josefina Marín quien me ha guiado a través de éstas, con sus palabras y enseñanzas, así mismo a mis familiares Martha Portales y Jazmín Pioquinto por su motivación constante.

También a los profesores que forman parte de esta hermosa casa de estudios y que han contribuido a culminar este proceso de formación profesional, con sus experiencias, consejos y sugerencias, agradezco también a los buenos compañeros con quienes he tenido la fortuna de compartir las aulas y que juntos hemos sorteado este reto con vistas a mejorar nuestro entorno social y enriquecer nuestros conocimientos.

Jorge Pioquinto Portales

Después de tantos años de lucha y dedicación uno de mis sueños podrá hacerse realidad, fue un proceso largo y difícil pero lleno de alegrías, todos los días me sentí apoyado de manera física y espiritual.

Primeramente le doy gracias a Dios por darme la oportunidad de llegar a esta etapa de mi vida, después agradecer a mis padres por todo el apoyo económico y emocional brindado en todos los años de vida escolar, mis hermanos que me impulsaban a mostrarles que cualquiera con ganas y empeño puede lograr lo que yo estoy a punto de hacer, terminar una licenciatura.

Las personas que me dieron su amistad, los que me exigían más ayuda de lo posible, los que me apoyaban, los que me enseñaron, los que me hicieron pensar que no podría, los que me impulsaron; a todos los que directa e indirectamente me hicieron llegar a ser el ingeniero que hoy en día soy, solo puedo escribir: Gracias por todo.

Miguel Eduardo Lemus Torres

Agradezco a todos los involucrados en la elaboración de esta tesis, sin los que no hubiera podido alcanzar este objetivo; sobre todo, muchas gracias a ti por creer que puedo dar siempre un poco más de mi y no dejarme desistir.



L: Oh, no! We'll never get it out now!

Y: So certain, are you? Always with you it cannot be done. Hear you nothing that I say?

L: Master, moving stones around is one thing, but this is... totally different!

Y: No! No different! Only different in your mind. You must unlearn what you have learned.

L: All right, I'll give it a try.

Y: No! Try not. Do... or do not. There is no try.

Star Wars: Episode V - The Empire Strikes Back

Pablo Enrique Rosas Tableros

A mi familia, Irene, Caro, Paola Eunice, Frida, Dara, Hanani, Paola, Naty y Santiago por haber sido y seguir siendo mi motivación...

A la UNAM contribuir de manera significativa en mi formación profesional y humana...

A la Facultad de Ingeniería y al PAT por darme la oportunidad de cerrar un ciclo importante de mi vida...

“Las eventualidades nos brindan la oportunidad de mostrar nuestro ingenio”

Rafael Alberto Rivera Rodríguez

Índice

1. Introducción.....	1
1.1 Presentación.....	1
1.2 Objetivo.....	1
1.3 Alcance.....	1
1.4 Metodología.....	2
1.5 Estructura del trabajo.....	2
2. Principios físicos del ultrasonido.....	4
2.1 Introducción.....	4
2.2 La necesidad de conocer el ultrasonido.....	4
2.3 Principios físicos.....	7
2.3.1 Ondas sonoras.....	7
2.3.2 Frecuencia.....	8
2.3.3 Longitud.....	8
2.3.4 Fase.....	9
2.3.5 Intensidad y potencia.....	10
2.3.6 Velocidad.....	11
2.3.7 Medios de propagación.....	12
2.4 Transductores.....	13
2.4.1 Introducción.....	13
2.4.2 Características del transductor.....	16
2.4.2.1 Características comunes de los transductores y sus elementos.....	17
2.4.2.2 Placa piezoeléctrica.....	18
2.4.2.3 Placa trasera (Backing Layer).....	19
2.4.2.4 Capas de acoplamiento (Matching Layer).....	20
2.4.3 Tipos de transductores.....	24
2.4.3.1 Transductores de haces coherentes de secuencia lineal.....	24
2.4.3.1.1 Transductores Lineales / Trapezoidales.....	26
2.4.3.1.2 Transductores convexos.....	27
2.4.3.1.3 Transductor microconvexo.....	28
2.4.3.1.4 Transductores volumétricos.....	28
2.4.3.2 Transductor de haces coherentes de fase lineal.....	30
2.4.3.2.1 Transductores sectoriales.....	31
2.4.3.2.2 Transductores matriciales.....	32
2.4.3.3 Transductores Transesofágicos (TEE).....	35
2.4.3.4 Transductores ciegos (Pedoff).....	37

2.5 Desarrollos en tecnologías de transductores	39
3. Ultrasonido	41
3.1 Descripción	42
3.2 Funcionamiento	43
3.2.1 Fuente de poder	45
3.2.2 E-box (CPU-Sistema de adquisición).....	58
3.2.3 Panel de control.....	73
3.2.4 Conectores	74
3.2.5 Monitor	76
4. Modos de imagen y aplicaciones médicas.....	82
4.1 Modos de imagen	82
4.1.1 Modo 2D	86
4.1.2 Modo M (Modo movimiento).....	87
4.1.3 Modo PW (Modo Doppler de onda pulsada – Pulse wave Doppler)	88
4.1.4 Modo CW (Modo Doppler de onda continua – Continuous wave Doppler).....	89
4.1.5 Modo Doppler Color (DCF: Doppler color flow).....	90
4.1.6 Modo Doppler Poder (Power angio, Power Doppler, Angio-Doppler, Doppler de energía, Doppler de amplitud).....	91
4.1.7 Modo Doppler Tisular o Doppler de tejido (DTI: Doppler Tissue imaging)	92
4.1.8 Modo 3D y 4D	93
4.1.9 Elastosonografía.....	94
4.1.10 Imagen panorámica / Imagen extendida	96
4.1.11 Visualización Duplex.....	97
4.1.12 Visualización Triplex.....	98
4.2 Aplicaciones médicas.....	99
4.2.1 Ginecología	99
4.2.2 Obstetricia.....	101
4.2.3 Musculo-esquelético	105
4.2.4 Partes pequeñas / Partes blandas	106
4.2.5 Abdominal.....	109
4.2.6 Vascular	113
4.2.7 Urología.....	114
4.2.8 Cardiología	117
5. Informática Médica	126
5.1 Introducción	126
5.2 Redes	127
5.2.1 Red Informática	128

5.2.2 Clasificación	128
5.2.3 Elementos	128
5.2.4 Medios de transmisión	130
5.2.5 Medios de conexión	131
5.2.6 Protocolos	131
5.2.7 Direcciones IP	132
5.2.8 Configuración de la red	133
5.3 Almacenamiento de imágenes DICOM (PACS)	133
5.3.1 Introducción	134
5.3.2 Historia	134
5.3.3 Almacenamiento de imágenes (PACS)	134
5.3.3.1 Definición	135
5.3.3.2 Componentes físicos y funcionamiento	135
5.3.3.3 Almacenamiento de las imágenes	137
5.3.4 RIS	138
5.3.4.1 Usos y aplicaciones	139
5.3.5 Lista de trabajo (Worklist)	140
5.3.5.1 Definición	140
5.4 Visores y software de análisis	143
5.4.1 Visores	143
5.4.2 Programas	144
5.4.2.1 Usos	144
5.4.2.2 OsiriX	145
5.4.2.3 Dicompyler	145
5.4.2.4 MicroDicom	145
5.4.2.5 RadiAnt	145
5.4.2.6 Open DicomViewer	145
5.5 Periféricos	146
5.5.1 Definición	146
5.5.2 Impresoras	146
5.5.2.1 Impresoras de papel	146
5.5.2.2 Impresoras de acetato	147
5.5.2.3 Impresoras de placa o láser	147
5.5.3 Videograbadoras	148
5.5.4 Monitores externos	148
5.6 Aplicaciones en teléfonos inteligentes y tabletas	149

5.6.1 Antecedentes	149
5.6.2 Aplicaciones en celulares.....	150
5.6.3 Lumify y el futuro de la ecografía móvil	151
6. Códigos, Estándares y Regulaciones	154
6.1 Teoría	154
6.2 Normas eléctricas	160
6.2.1 Organizaciones Internacionales.....	160
6.2.2 Organizaciones Gubernamentales en México.....	161
6.2.3 Conductores	167
6.2.4 Ductos	169
6.3 Sistemas de protección	169
6.3.1 Sistema contra corriente	169
6.3.2 Sistema de puesta a tierra	179
6.3.3 Sistema de fuga y corriente de falla	181
6.3.4 Sistemas contra sobre voltaje	183
6.4 Acondicionadores de línea	191
6.4.1 Nivel 1: Supresores de picos y transformadores de aislamiento.	192
6.4.2 Nivel 2: Acondicionadores de línea	194
6.4.3 Nivel 3: Uninterruptible Power Supply Ininterruptible (Fuente de Energía No Interrumpible) UPS por sus siglas en inglésy plantas de emergencia	195
6.5 Sistemas de protección de paciente.....	197
7. Mantenimiento	201
7.1 Tipos de Mantenimiento	201
7.2 Mantenimiento predictivo	202
7.3 Mantenimiento preventivo	203
7.3.1 Ventajas del mantenimiento preventivo.....	204
7.3.2 Alcances del mantenimiento preventivo	205
7.3.3 Justificación de mantenimiento preventivo	205
7.3.5.1 Requisitos para su aplicación	209
7.3.6 Mantenimiento preventivo técnico	209
7.3.6.1 Requisitos para su aplicación:	209
7.3.7 Mantenimiento preventivo progresivo	209
7.3.7.1 Requisitos para su aplicación:	209
7.4 Mantenimiento correctivo	210
7.4.1 Diagnóstico.....	210
7.4.2 Reparación	210
7.5 Mantenimiento preventivo a un sistema de ultrasonido	211

7.6 Fallas recurrentes	217
7.7 Recomendaciones para su cuidado	224
8. Conclusiones	229
Anexos	230
A1. Funciones	231
A1.1 Configuración (Setup)	231
A1.2 Datos del paciente	232
A1.3 Selección del transductor	232
A1.4 Presets (Pre-configuraciones)	233
A1.5 Congelar (Freeze)	233
A1.6 Ratón estacionario (Trackball)	233
A1.7 Mediciones	233
A1.7.1 Longitud (Distance / Caliper)	234
A1.7.3 Volumen (Volume)	234
A1.7.4 Ángulo (Angle)	234
A1.8 Ganancia	234
A1.9 Profundidad (Depth)	235
A1.11 Número de Zonas Focales	235
A1.13 Línea base (Baseline)	235
A1.14 Escala (Scale)	236
A1.15 Imagen Dual	236
A1.16 Guía de biopsia (Biopsy guide)	236
A1.17 Capturar / Adquirir (Acquire)	236
A1.19 Teclas personalizables	237
A1.20 Marca corporal o marcador anatómico	237
A1.21 Revisión	237
A1.22 Fin del examen	237
A1.23 Servicio (service)	238
A1.24 Funciones de procesamiento para imágenes	238
A1.24.1 Suavizado o difuminado	238
A1.24.2 Persistencia	238
A1.24.3 Mapa cromático	238
A1.24.4 Armónicos	239
A1.24.5 Imagen espacial compuesta	240
A2. Conceptos básicos de las imágenes ultrasónicas	242
Bibliografía	246

Referencias250

1. Introducción

1.1 Presentación

En la actualidad la incorporación de los sistemas electrónicos en todos los ámbitos del quehacer humano es cada vez mayor, siendo el área de la medicina una en la que día a día se desarrollan e incorporan de manera continua. Así tenemos aquellos que permiten conocer de manera más precisa las condiciones de salud de un individuo, en la audición, en la reanimación, la estimulación, como los marcapasos, así como, dispositivos para la manipulación de instrumental, de manera más precisa.

Siendo los equipos de ultrasonido uno de los que más se ha generalizado su uso, y ampliado sus aplicaciones, se considera conveniente la creación de un documento que permita conocer sus características y las limitaciones que se tengan en la actualidad para su aplicación. Para el caso de los técnicos, proporcionar información sobre las fallas más comunes, los cuidados en su manejo, y la normativa existente para su instalación y puesta en operación.

1.2 Objetivo

Ante esta situación, el objetivo del presente trabajo es la realización de un estudio de los equipos de ultrasonido orientados a aplicaciones médicas, discutiendo los fundamentos físicos (básicos) sobre los que se sustentan, los elementos que los constituyen, las variantes en función de su aplicación, así como, su puesta en operación y orientaciones para su mantenimiento.

1.3 Alcance

Se busca qué, por un lado, los ingenieros y técnicos cuenten con un referente que los oriente sobre las características de este tipo de dispositivos y los encamine a la generación de nuevas aplicaciones o modificaciones. Adicionalmente, se desea proporcionar a los usuarios

finales, profesionales del área de la salud, información que los oriente en la selección del equipo y que les permita obtener de él un mayor aprovechamiento.

1.4 Metodología

Se consultarán diversas fuentes en diversos contextos como serían, las características de las señales de ultrasonido, su generación y mecanismos para generarlas; los equipos de ultrasonido, sus características, los elementos que los constituyen, así como, los ámbitos de aplicación. Adicionalmente, la diversa normativa que regula su instalación y operación, aunado a las medidas de seguridad que deben seguirse para la salvaguardia de los usuarios.

1.5 Estructura del trabajo

En el Capítulo 2, se presentan los principios físicos sobre los que sustentan los elementos piezoeléctricos que se utilizan en los sistemas de ultrasonido; en el Capítulo 3, se mencionan los módulos principales que se encuentran en los equipos de este tipo y su propósito.

En el Capítulo 4, los diferentes tipos de procesos y su aplicación en las diferentes áreas médicas, remarcando el porqué de su utilización y las ventajas o beneficios de su aplicación. Una vez obtenidas las imágenes (videos), éstas se pueden almacenar, y compartir para su análisis por expertos que pueden estar ubicados en lugares distantes, siguiendo protocolos establecidos, que son señalados en el Capítulo 5, así como las diversas aplicaciones de software existentes.

La seguridad es un factor importante a considerar en la utilización de los equipos de ultrasonido en el área médica, por lo que en el Capítulo 6 se discuten los aspectos a considerar para la utilización de este tipo de equipos.

De igual manera, un aspecto a tomar en cuenta es el tiempo de vida útil de este tipo de equipos, por lo que el mantenimiento para prolongarlo y mantenerlos operando en forma óptima es importante; ahí la relevancia de considerar este aspecto que se discute en el Capítulo 7.

Finalmente las conclusiones que se presentan en el Capítulo 8, en donde se manifiestan los aspectos relevantes sobre analizar los equipos de ultrasonido en el área médica, remarcando lo aspectos multidisciplinarios que están atrás de este tipo de equipos.

2. Principios físicos del ultrasonido

2.1 Introducción

En la naturaleza existen fenómenos que son de particular interés pues gracias a sus características se pueden aprovechar para efectuar diversos análisis y/o estudios que pueden redundar en algún beneficio, ya sea para mantener nuestra salud en buen estado, o para crear herramientas que faciliten nuestras tareas cotidianas. Es el sonido, y en particular a una gama de frecuencias de éste, que está enfocado el presente trabajo.

El sonido es un efecto generado por una perturbación en el medio que se produce por alguna clase de material que está en movimiento (vibración). El ser humano percibe un rango de éstas vibraciones, diferenciando sonidos y realizando la comunicación audible. Dicho rango de frecuencias va de los 20 [Hz] a 20 [KHz], y representa una pequeña parte de todo el amplio rango que involucra este fenómeno.

Como se sabe, diversos seres vivos como los murciélagos en la tierra, así como, algunos animales marinos, emplean una gama de frecuencias más alta de sonido para comunicarse u orientarse, que se denomina ultrasonido y que los humanos no pueden percibir.

El ultrasonido tiene características de las cuales se han valido un gran número de investigadores para poder aplicar estas propiedades a múltiples disciplinas tales como la química, física, biología, industria alimenticia, sismología, medicina, oceanografía, etc.

2.2 La necesidad de conocer el ultrasonido

Los primeros trabajos sobre el ultrasonido se remontan a 1794 cuando Lazzaro Spallanzani intentó explicar cómo es que los murciélagos evitan objetos mientras vuelan en la oscuridad. Para ello realizó diversos experimentos con este tipo de animales que concluyeron cuando bloqueó sus conductos auditivos y se percató que se desorientaban. Es importante señalar que para ese entonces ya se conocía la velocidad del sonido en el aire (París 1738).

Fue hasta principios del siglo XIX donde los estudios en ultrasonido tuvieron un enorme auge, siendo algunos de los más importantes:

- La Rueda de Savant (1830), que se considera fue la primera fuente de ondas de ultrasonido, generaba frecuencias cercanas a los 24 [KHz].
- El descubrimiento de la piezo electricidad por los hermanos Courier en 1866
- El silbato Galton (1876) que fue desarrollado para probar el límite superior de la capacidad auditiva en animales. El rango básico de frecuencias fue de 3 [Hz] a los 30 [KHz].
- Koenig en 1899 desarrolló las argollas sintonizadas que funcionaban hasta 90 [KHz].
- El siglo XX no fue la excepción en cuanto a avances y desarrollo, que en buena medida se propiciaron a raíz de la publicación del trabajo de Lord Rayleigh (John W. Strutt), **The Theory Of Sound (Teoría del Sonido)**, en 1889, donde se plasman los principios de la acústica.

Fue la amenaza de ataques submarinos alemanes lo que llevo a Paul Langevin a realizar experimentos en París (1915) gracias a que el Reino Unido y Francia estimularon de forma conjunta un programa para detección de dichos submarinos. Es en este contexto donde Langevin llevó a cabo sus primeros experimentos en "Colle de Physique-Chime". En este año se considera el verdadero nacimiento del ultrasonido pues a partir de esa época los avances y trabajos de investigación sobre este tema han tenido un desarrollo impresionante.

Existen situaciones en donde el uso de tecnología basada en ultrasonido brinda información única, por lo que su aplicación se ha convertido en una herramienta reconocida y de gran utilidad, para mejorar la comprensión sobre las propiedades de sólidos y líquidos.

La mayoría de las aplicaciones se basan en tres características únicas de las ondas de ultrasónicas:

- Las ondas de ultrasonido viajan muy despacio a diferencia de otro tipo de ondas; por ejemplo aproximadamente 100,000 veces más despacio que las ondas

electromagnéticas cuya propagación es alrededor de 300,000 [Km/h], además la difracción de estas ondas en torno a un objeto, es menor

- Las ondas de ultrasonido pueden penetrar fácilmente en materiales opacos, dada su corta longitud de onda que pueden alcanzar
- Las fuentes de ondas ultrasónicas son baratas, sensibles y confiables, lo que proporciona una vía óptima para hacer pruebas no invasivas y crear imágenes sobre el interior de objetos opacos

Equipos comerciales empleando ultrasonido

Existen equipos de ultrasonido empleados en medicina para la reconstrucción de imágenes y son utilizados por los médicos para hacer un diagnóstico más exacto sobre ciertos males que pueden afectar la salud humana; también los hay para efectuar fisioterapia, cuya aplicación es de carácter analgésico y previene la inflamación, por lo que puede ser empleada para tratar diversas patologías en el sistema musculo-esquelético.

Dentro de la amplia gama de sistemas empleados en la industria sobresalen los llamados fluxómetros que se utilizan para medir el flujo de ciertos líquidos en tuberías sin necesidad de abrirlas o introducir algún sensor.

La lista sería enorme si se mencionaran todos los sistemas comerciales en los que se emplean ondas ultrasónicas que son de elevados costos pero sumamente confiables.

Definición

El ultrasonido es producto de la transferencia de energía a una fuente de vibración a frecuencias mucho mayores a las que el oído humano puede apreciar, esto es, superiores a los 20 [KHz].

Como se sabe, las ondas de sonido viajan a través de cualquier material con una velocidad que depende de las características del medio sobre el cual se propague, por lo que la teoría del sonido ayuda a definir las leyes que rigen a este fenómeno.

Rangos de Operación

El ultrasonido se establece en la banda superior a los 20[KHz], pasando por los [MHz] y finalmente su límite está alrededor de 1[GHz], después de este nivel de frecuencia se encuentra la zona llamada régimen hipersónico”.

2.3 Principios físicos

Todos los materiales y sustancias están compuestos de átomos, los cuales pueden ser forzados a moverse en forma de vibración, cerca de su posición de equilibrio. Múltiples patrones de vibración existen a nivel atómico, sin embargo, muchos de ellos son irrelevantes para pruebas de ultrasonido.

2.3.1 Ondas sonoras

La acústica se enfoca sobre las partículas que contienen demasiados átomos, los cuales se mueven en armonía para producir una onda mecánica. Cuando un material no es sometido a tensión o compresión más allá de sus límites de deformación, sus partículas desarrollan oscilaciones elásticas.

Cuando las partículas del medio se desplazan desde su posición de equilibrio, se presentan fuerzas internas de restitución. Estas fuerzas de restauración elástica entre las partículas, combinado con su inercia, producen el movimiento de oscilación en el medio.

En sólidos, las ondas de sonido se pueden propagar de cuatro formas principalmente, que se basan en la forma que oscilan las partículas. El sonido se puede propagar como onda longitudinal, onda transversal, ondas superficiales, y en materiales delgados, como onda plana.

El hecho de que este tipo de ondas sea el más usado comúnmente no implica que no sean los únicos. Por ejemplo, los sólidos pueden soportar vibraciones en otras direcciones, por ende diferentes tipos de ondas de sonido son posibles.

Las ondas se pueden caracterizar por su patrón de oscilación es decir, la capacidad de mantener su forma y propagación de manera estable. La propagación de las ondas en ocasiones es descrita en lo que comúnmente se llama “modo de onda”

Así varios tipos de vibraciones elípticas o complejas de las partículas producen otro tipo de ondas. Algunos ejemplos de otros modos de onda son las ondas Rayleigh y Lamb que son muy usadas en inspección ultrasónica.

En la Tabla 2.3.1.1 se resumen el tipo de onda y la forma en que vibran las partículas del medio donde se propaga. Estos tipos de onda se utilizan en pruebas no destructivas.

Tipo de onda	Vibración de las partículas
Longitudinal	Paralelo a la dirección de la onda
Transversal	Perpendicular a la dirección de la onda
Superficial - Rayleigh	Órbita elíptica - modo simétrico
Onda plana - Lamb	Componente perpendicular la superficie

2.3.1.1 Tabla Propiedades de las ondas

A continuación se discutirán las cualidades que son de particular interés a cerca de las ondas de sonido.

2.3.2 Frecuencia

La frecuencia de una onda es el número de oscilaciones o picos que ésta presenta por unidad de tiempo y es determinado por la fuente de sonido. La frecuencia normalmente se representa por el símbolo f y sus unidades son los Hertz (donde $1 \text{ Hz} = 1/\text{s}$ ciclo por cada segundo).

2.3.3 Longitud

Es la distancia entre valles de una onda de sonido o bien la distancia de cresta a cresta de la misma. Esta cantidad se representa con la letra griega λ (lambda) y tiene unidades de longitud es decir metros, milímetros centímetros, etc.

La longitud de onda es directamente proporcional a la velocidad de la onda e inversamente proporcional a la frecuencia. Esta relación se muestra en la siguiente ecuación

$$\lambda = V / f \quad (2 - 1)$$

Donde:

λ : longitud de onda [m]

f: Frecuencia [Hz]

V: Velocidad [m/s]

Como se puede ver en la ecuación (2 – 1), un incremento en la frecuencia resultará en la disminución de la longitud de onda.

2.3.4 Fase

Las ondas de sonido al atravesar un medio desplazan las partículas por donde la onda viaja hacia atrás y hacia adelante desde su posición inicial en un ciclo repetitivo. El patrón de desplazamiento de las partículas en el tiempo puede ser descrito mediante una onda senoidal. Este patrón de desplazamiento puede ser visto en la altura de un pedal rotacional de bicicleta. Un ciclo completo de la altura de un pedal corresponde a 360° . La altura del pedal en cualquier punto del ciclo se relaciona al ángulo del mismo. La fase del pedal es la posición dentro del ciclo de rotación y es medido en grados. Ver Figura 2.3.4.1

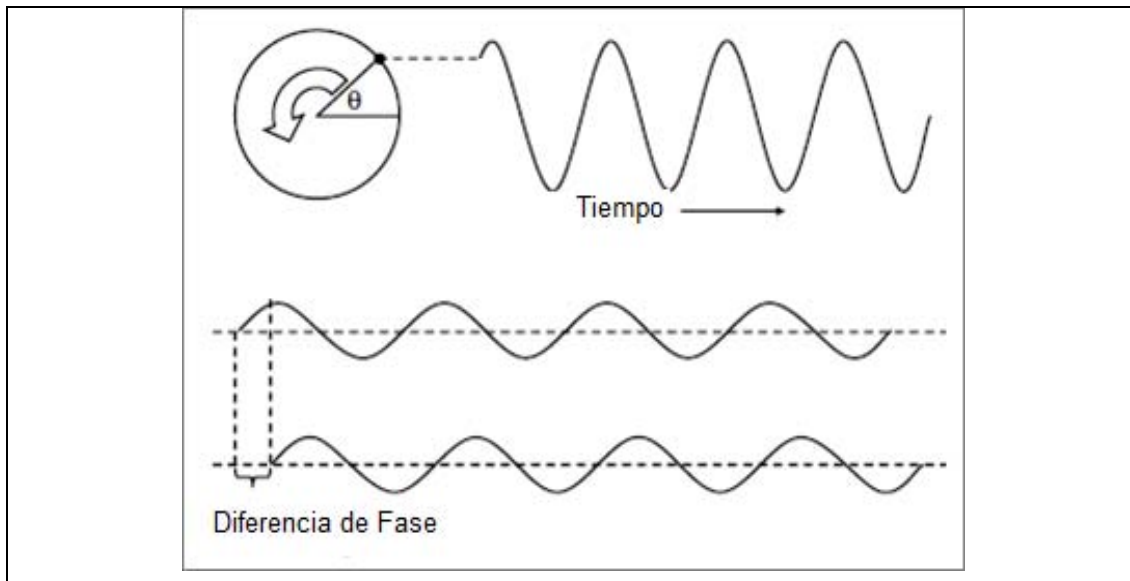


Figura 2.3.4.1 La diferencia de fase¹

2.3.5 Intensidad y potencia

Como ya se ha mencionado una onda de sonido atraviesa un medio provocando que las partículas del medio oscilen hacia a delante y hacia atrás a lo largo de la dirección de propagación de la misma. La máxima distancia que una partícula puede ser desplazada desde su posición original es una medida de amplitud (o de fuerza) de la onda. Esta es referida como la amplitud del desplazamiento.

El movimiento longitudinal de las partículas resulta en regiones de compresión y rarefacción de tal forma que cada punto en el medio oscila entre el máximo y mínimo de sus valores. La diferencia entre esta presión actual y el resto de la presión en el medio es llamada exceso de presión, la cual es medida en Pascales (Pa) donde $1 \text{ Pa} = 1 \text{ [N/m}^2\text{]}$. Así, donde el medio se comprime, el exceso de presión es positivo.

Por otro lado, donde el medio está por debajo de los valores de presión mínima, es decir donde el valor de la presión es menor que el resto de los valores del medio para la presión, se considera que en este punto el exceso de presión es negativo.

¹ Hoskins, Peter y Thrush, Abigail. Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment. Cambridge University Press, 2003 [22]

Como la onda de sonido pasa a través del medio, esta transporta energía desde la fuente hacia el medio. La energía que la fuente suministra al medio se mide en Joules y la potencia en Watts.

La intensidad es una medida de la cantidad de potencia que fluye a través del área que existe en la sección transversal del haz. La intensidad I es definida como la potencia que fluye a través de un área unitaria presentada a 90° hacia la dirección de propagación y sus unidades son $[W/m^2]$.

Como se puede esperar intuitivamente, la intensidad (I) asociada a una onda se incrementa con la presión y amplitud de dicha onda, y es proporcional a p^2 .

2.3.6 Velocidad

La velocidad con la cual viaja la onda de sonido está determinada por las características del medio por la cual se desplaza. La velocidad del sonido esta normalmente dada por el símbolo c y tiene unidades de m/s ; la velocidad del sonido en el aire es de aproximadamente $330 [m/s]$ y en agua $1480 [m/s]$.

Las principales propiedades de los materiales que determinan la velocidad del sonido son la densidad y la rigidez. La densidad es medida por el peso del material para un volumen dado y se representa con el símbolo ρ (rho) y sus unidades son $[kg/m^3]$. La rigidez de un material es una medida de cuan resistente es un material a la deformación cuando éste se somete a cierto esfuerzo.

Para explicar el porqué la rigidez y la densidad de un material determinan la velocidad del sonido, podemos echar mano de un arreglo de masas conectadas por resortes, para ello utilizaremos dos masas distintas.

La masa pequeña (m) modela un material de baja densidad y la masa mayor (M) un material con mayor densidad. Como ya se ha dicho, las masas están conectadas entre sí mediante resortes con rigidez k , en el caso de la masa menor (m) se empleara un resorte con una constante de rigidez mayor K , y en el caso de las masas mayores se emplearan resortes con rigidez más baja k . Una onda longitudinal puede ser propagada a lo largo del arreglo de masas menores (m) dando a la primera masa un pequeño empujón a la derecha.

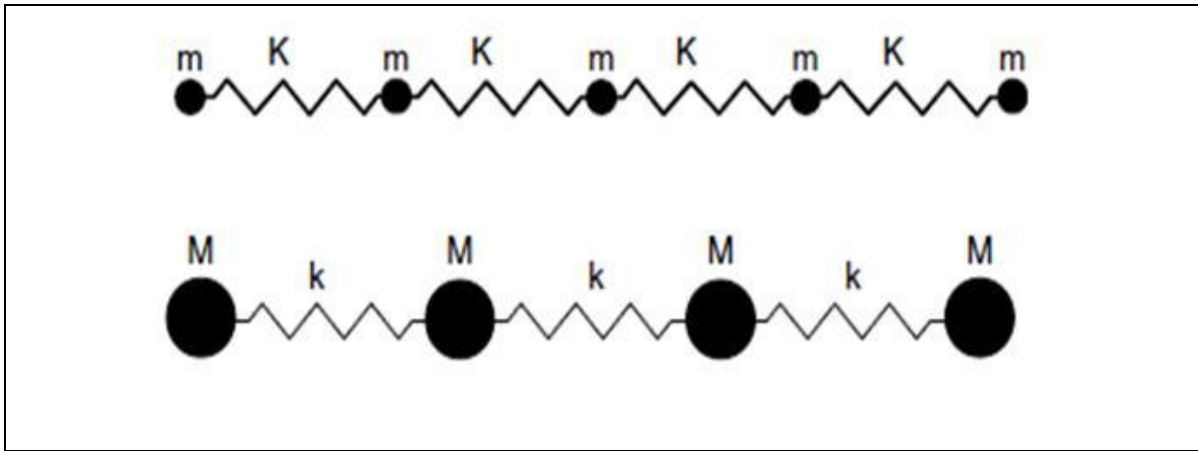


Figura 2.3.6 .1 Representación de diferentes masas¹

Este movimiento es transferido a la segunda masa pequeña conectada con otro resorte, de igual rigidez que el primero, causando que este se acelere rápidamente hacia la derecha y este movimiento se transfiera a la tercera masa, y así sucesivamente. Dado que las masas son pequeñas, éstas pueden acelerarse rápidamente y puesto que el resorte tiene una rigidez alta, este movimiento viaja rápidamente a través del arreglo.

En el segundo caso un movimiento temporal de la primera masa M a la derecha es transferido a la segunda masa mediante un resorte de baja rigidez. La segunda masa se acelerará relativamente poco en respuesta a la pequeña fuerza debida al resorte. Sus vecinos de la derecha también responderán muy poco así que el movimiento viajará más lento.

Por lo tanto, baja densidad y alta rigidez provocan alta velocidad del sonido, mientras que alta densidad y baja rigidez provocan baja velocidad del sonido. Matemáticamente esto se expresa en la siguiente ecuación:

Velocidad del sonido:

$$c = \sqrt{\frac{k}{\rho}} \quad (2 - 2)$$

2.3.7 Medios de propagación

Aunque los gases tienen una baja densidad también tienen una muy baja rigidez (alta compresibilidad), por lo que la velocidad del sonido a través de ellos es más baja comparada

con líquidos y sólidos. En la siguiente tabla (2.3.7.1) se muestran algunos valores de la velocidad del sonido en distintos materiales.

Material	c [m/s]
Acero	3240
Aluminio	3130
Cobre	2330
Hígado	1578
Riñón	1560
Agua	1540
Grasa	1534
Hueso	1480
Tejido Promedio	1430
Aire	333

Tabla 2.3.7.1 Velocidad de las ondas de ultrasonido a través de diversos medios

2.4 Transductores

2.4.1 Introducción

Los transductores son dispositivos que convierten un tipo de energía a otra. Para el caso específico del ultrasonido y sus aplicaciones, se pretende que pulsos eléctricos controlados se conviertan en ondas ultrasónicas y que a su vez, el reflejo de estas se conviertan en pulsos eléctricos, para después ser analizados y procesados, ya sea para reconstrucción de imágenes u otros fines.

Existen diversas formas de crear este tipo de ondas con diferentes métodos y materiales, las formas más conocidas son piezoelectricidad, electrostricción, magnetostricción y la generación de láser electromagnético (EMAT), siendo el efecto piezoeléctrico el método más empleado en los transductores comerciales.

En el caso del piezoeléctrico, se aplica una deformación a un cristal de ciertas características y se observa que no sólo la deformación sucede en el cristal, sino también se presenta una diferencia de potencial entre las caras opuestas del mismo. A esto se le llama efecto piezoeléctrico directo.

Inversamente, el efecto indirecto consiste en aplicar una diferencia de potencial, la cual induce una deformación al cristal y se distingue por trabajar a altas frecuencias (la generación de sonido mediante piezoelectricidad ha reportado frecuencias de hasta 10^{12} [Hz]).

Los cristales piezoeléctricos pueden ser usados para generar y detectar ondas ultrasónicas. La clave del fenómeno radica en la ausencia de un centro de simetría en un cristal piezoeléctrico. Esto es en efecto una condición necesaria pero no suficiente para la piezoelectricidad.

La física del efecto piezoeléctrico puede ser entendida tomando como referencia el caso de los cuarzos. El cristal es colocado entre dos placas metálicas, las cuales pueden soportar una tensión (deformación) y a su vez funcionar como electrodos. Si no se aplica tensión, las cargas de positivo a negativo comparten un centro de gravedad en común. Esto quiere decir que a nivel molecular no existe un momento dipolar, así que, la polarización es cero. Si el cristal se sujeta a compresión o tensión, la distribución asimétrica de cargas positivas y negativas provoca que el centro de gravedad no coincida.

Esto crea un momento dipolar que a nivel molecular, no es otra cosa, sino una polarización neta; el signo depende de si compresión o expansión tuvo lugar en el cristal. Esto conlleva a una acumulación de carga correspondiente en los electrodos y por lo tanto a una diferencia de potencial entre éstos.

De forma inversa, al aplicar una diferencia de potencial variable, una expansión variable sufrirá el cristal, es decir la magnitud del espesor (**thickness**) se verá afectado lo que creará el efecto de vibración para generar un pulso ultrasónico. Ver Figura 2.4.1.1.

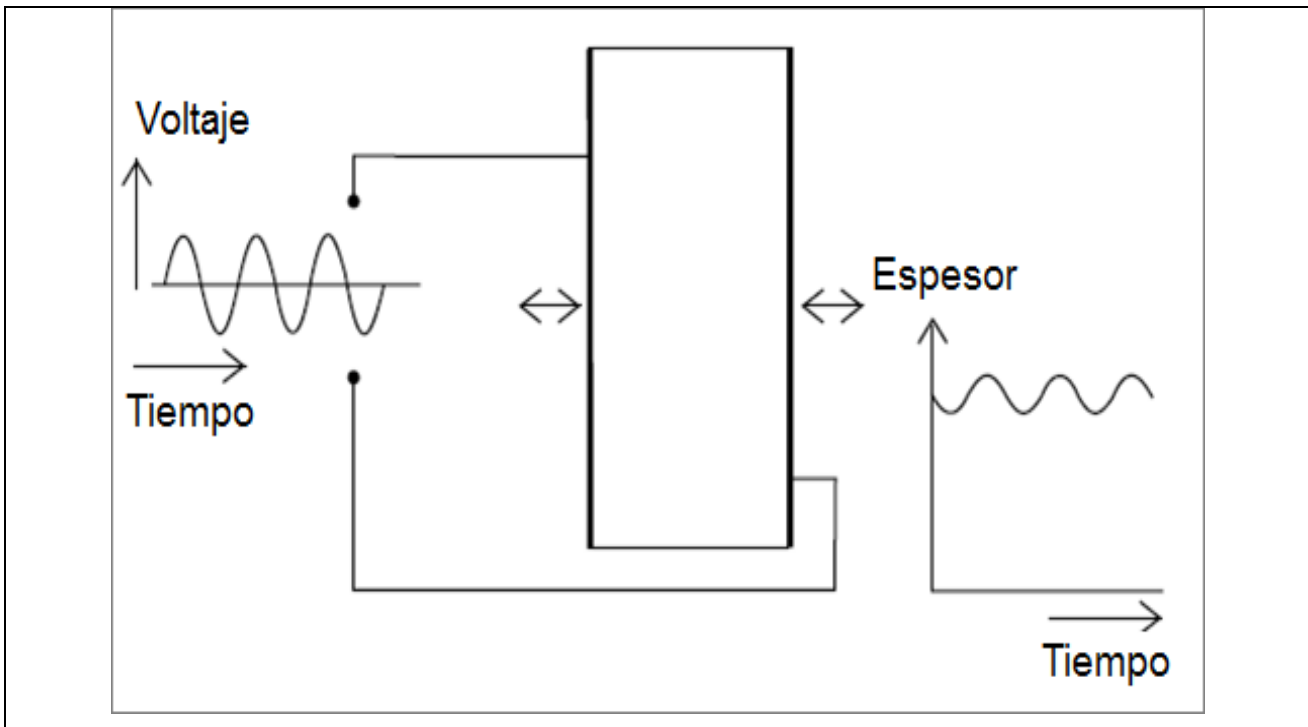


Figura 2.4.1.1 Relación voltaje respuesta piezoeléctrico¹

El ejemplo anterior se puede haber hecho de forma más concreta usando un simple modelo unidimensional. Supongamos que q son las cargas de iones positivos y negativos, y a es la carga en dimensiones de la celda unitaria. Una vez más por simplicidad se asume un átomo de material piezoeléctrico por unidad de celda. Entonces la polarización inducida puede ser expresada como:

$$qa / \text{unidad de volumen de la celda} = eS \quad (2-3)$$

Donde e es la constante de tensión piezoeléctrica y S es la deformación.

Entonces la relación usual para un medio dieléctrico puede escribirse,

$$\begin{aligned} D &= \epsilon_0 E + P \\ &= \epsilon^S E + eS \end{aligned} \quad (2-4)$$

Donde D y E son desplazamientos eléctricos y el campo eléctrico respectivamente. S es la permitividad a deformación constante o cero. De forma similar esto puede escribirse como,

$$T = c^E S - eE \quad (2 - 5)$$

Estas relaciones son conocidas como relaciones constitutivas piezoeléctricas.

2.4.2 Características del transductor

Existen dos métodos para transmisión y recepción comúnmente empleados en aplicaciones ultrasónicas. Estos métodos son Pulso-Echo y técnicas de transmisión directas.

En la técnica de Pulso-Echo se utiliza un transductor que conmuta de activo a pasivo para medir el reflejo de las ondas dentro de cierto material. Este método es comúnmente utilizado en detección de fallas o defectos, esto es, para determinar la profundidad de un defecto donde la longitud de transmisión y la velocidad en el material son conocidas.

Las técnicas de transmisión directas utilizan dos transductores; con uno se transmite y con el segundo se recibe de forma pasiva la onda. Este método es empleado para determinar la velocidad a la cual se propaga una onda dentro de cierto material. Los reflejos pueden ser medidos utilizando esta técnica para ubicar fallas.

Cuando se emplea este método es importante conocer que transductor transmitirá y cual recibirá. Cuando se transmite una onda es importante acoplar las impedancias de los transductores a la del cristal para maximizar la energía transmitida, es también importante conocer las características del material para saber si la refracción será un problema.

En el punto de recepción, otros factores como la sensibilidad del sensor, la reflexión, la direccionalidad del sensor y el campo acústico se vuelven importantes. La sensibilidad del sensor y la direccionalidad son propiedades del mismo, siendo la sensibilidad, la habilidad que tiene el dispositivo para detectar una señal o un cambio en algún medio determinado.

Un sensor puede ser amortiguado para mejorar su sensibilidad. Debido al amortiguamiento el sensor se sintoniza para resonar a una frecuencia distinta por lo que se vuelve muy sensible

a la frecuencia sintonizada pero no a otras. Un sensor no amortiguado es poco sensible por lo que tendrá un ancho de banda de recepción de frecuencia más amplio.

La direccionalidad se refiere al ángulo de recepción y el rango de transmisión del sensor, por ejemplo; una fuente puntual deberá tener un ángulo de transmisión de 360° y una fuente planar podría tener una direccionalidad de 0° .

Otro factor que se debe tomar en cuenta es el campo acústico, que consiste de un campo cercano y uno lejano. Estos campos son similares a la longitud focal de un lente donde, dentro del campo cercano, la imagen está desenfocada; más allá de esta región la imagen comienza a ser más clara. El campo cercano, N , es el área frontal del transductor, donde una señal es difícil de medir debido a las múltiples ondas que se reflejan en todas partes del transductor. La distancia de esta área se puede encontrar utilizando la siguiente ecuación.

$$N = d^2 / 4\lambda \quad (2 - 6)$$

Donde

d = Diámetro del transductor

λ = Longitud de onda

La región de sonido de campo lejano es la zona fuera del campo cercano donde las ondas del transductor se unen para producir una onda plana la cual, en el eje de propagación, decrecerá la intensidad inversamente con la distancia. De la ecuación antes mencionada se puede observar que el diámetro del transductor influye en la longitud del campo cercano. La ventaja de un diámetro pequeño en un transductor, es que éste puede medir materiales delgados; la desventaja es que la intensidad de la onda rápidamente decrece con la distancia. En contraste con un diámetro pequeño de un transductor, un diámetro más grande tendrá un gran campo cercano pero la intensidad de la onda no disminuirá tan rápido.

2.4.2.1 Características comunes de los transductores y sus elementos

Todos los transductores generalmente tienen los mismos elementos básicos: una placa piezoeléctrica (**PZT plate**), capa de acoplamiento (**Matching layer**), una capa trasera de

respaldo (**Backing Layer**) así como electrodos frontal y trasero (**Rear and front electrode**) e hilos de conexión (**Electrical Leads**). Ver figura 2.4.2.3.1.

Usualmente existe un lóbulo externo (len) pero en un arreglo de transductores este lóbulo se extiende a través de todos los elementos transductores. El número, medida, forma y arreglo de estos varía de acuerdo al tipo de transductor y la aplicación.

2.4.2.2 Placa piezoeléctrica

El generador actual de sonido y principal detector del mismo es una delgada placa piezoeléctrica. El material piezoeléctrico se expande o contrae cuando un voltaje eléctricamente positivo o negativo es aplicado a éste; inversamente genera voltaje eléctricamente positivo o negativo cuando este material se tensa o se comprime aplicando una fuerza externa.

Algunos materiales piezoeléctricos, como el cuarzo, se encuentran como cristales en la naturaleza, pero los materiales piezoeléctricos normalmente usados como transductores en imagenología médica son de una cerámica sintética, principalmente el Zirconato Titanato de Plomo (PZT). Varios tipos PZT están disponibles y son elegidos por sus propiedades como alta sensibilidad, o la capacidad para percibir grandes potencias acústicas.

La placa delgada de PZT está cubierta en ambos lados con pintura conductiva, formando electrodos a los cuales se unen las conexiones eléctricas. Con el fin de transmitir un pulso ultrasónico, una variación oscilante de voltaje es aplicado a los electrodos, haciendo que el elemento PZT se expanda y contraiga a la frecuencia asociada. Los movimientos de ida y vuelta de la cara frontal de la placa envían una onda ultrasónica dentro del tejido del paciente.

En la recepción, las variaciones de presión regresan ecos provocando que la placa de PZT se contraiga y expanda. El voltaje generado en los electrodos es directamente proporcional a las variaciones de presión, creando una versión eléctrica (señal eco) de eco ultrasónico.

El PZT vibra más fuertemente a la frecuencia para la cual su espesor es la mitad de la longitud de onda, dando origen al término resonancia de media-onda. La resonancia ocurre

porque una onda de ultrasonido se propaga a través de la placa de PZT y parcialmente se refleja en las caras frontal y trasera y continua viajando hacia atrás y hacia delante (reverberando) dentro de la placa de PZT.

Como la placa delgada es igual a la mitad de la longitud de onda, el viaje de la onda misma, viaja una longitud de onda completa en el PZT en cada ida y vuelta. Esto significa que la onda reflejada regresa en fase con la onda original y se suma constructivamente a ésta para producir una enorme salida. Una placa de PZT con espesor igual a la mitad de la longitud de onda a la frecuencia central requerida es entonces empleada ya que ésta resonará y producirá una gran salida a esta frecuencia.

2.4.2.3 Placa trasera (Backing Layer)

El PZT tiene ventajas como material transductor, pues este es eficiente al convertir energía eléctrica en energía mecánica y viceversa, además de que es relativamente fácil maquinar o moldear para cualquier forma requerida o medida. Sin embargo tiene una principal desventaja y estriba en que este tiene una impedancia característica acústica, que es 20 veces más alta que el tejido suave.

Si la cara frontal de la placa del PZT estuviera en contacto directo con el paciente, una gran fracción (aproximadamente 80%) de las ondas de ultrasonido podrá ser reflejada a la interface PZT-tejido. Si nada fuera hecho al respecto, las reverberaciones dentro del PZT, mencionadas anteriormente, podrían ser muy fuertes y continuarían después de que el voltaje haya sido aplicado.

Este ruido indeseado puede ser reducido considerando una capa trasera (amortiguador) de tras del PZT, hecha de material con ambas características impedancia acústica y la capacidad para absorber ultrasonido. Si la impedancia de la capa trasera fuera idéntica a la del PZT, toda la energía sonora cruzaría la frontera entre el PZT y la capa de respaldo y ninguna se reflejaría.

Una vez en la capa trasera, el sonido será totalmente absorbido y convertido en calor. Esto podría eliminar el ruido, pero podría reducir la sensibilidad, como parte de la energía del

pulso de conducción eléctrica, y también, el sonido de retorno eco podría ser desechado en forma de calor en la capa trasera. Ver Figura 2.4.2.3.1.

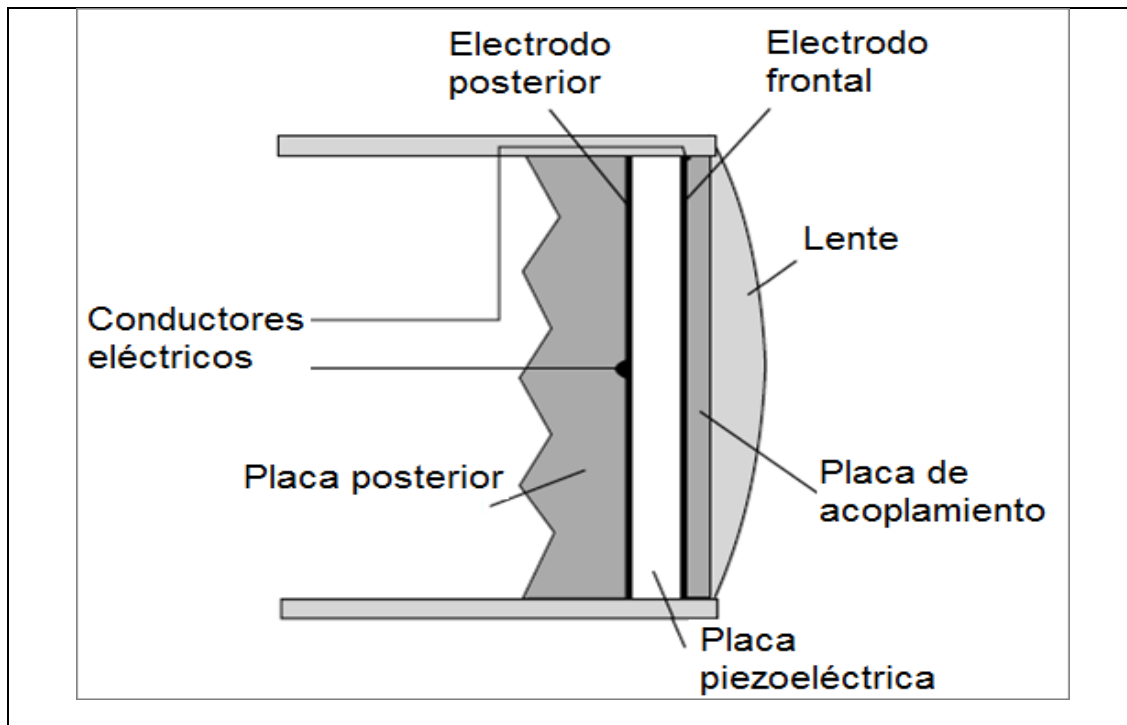


Figura 2.4.2.3.1 Transductor con placa trasera incluida¹

En la práctica una capa trasera con una impedancia tan baja como la del PZT es empleada. Esta impedancia es elegida para crear una reducción en los reflejos sin bajar demasiado la sensibilidad. El remanente de ruido es removido usando capas de acoplamiento.

2.4.2.4 Capas de acoplamiento (Matching Layer)

A parte del problema del ruido, también existen otros factores como el que atañe a la potencia de transmisión de las ondas, pues el hecho de que solo aproximadamente 20% de la energía de la onda se transmita a través de la parte frontal del PZT- al paciente, significa que existe un problema potencial de baja sensibilidad. Con el fin de superar este problema al menos una capa de acoplamiento de impedancias es implementada en la cara frontal del PZT.

Una capa simple de acoplamiento puede incrementar la transmisión a través de la cara frontal al 100% ocasionando que dos condiciones importantes se cumplan. La primera, la

capa de acoplamiento debe tener un espesor igual a un cuarto de una longitud de onda. La segunda, ésta debe tener una impedancia igual a: $(Z_{PZT} \cdot Z_T)^{1/2}$, donde Z_{PZT} es la impedancia de PZT y Z_T es la impedancia del tejido.

La explicación detrás de este importante logro es que el sonido reverbera hacia atrás y hacia adelante repetidamente dentro de la capa de acoplamiento, produciendo una serie de ondas superpuestas en la interface del paciente, mismas que están en fase una con otra y por lo tanto se combinan para dar lugar a una gran onda resultante. Al mismo tiempo otras series de ondas son enviadas hacia la parte trasera dentro del PZT, las cuales juntas cancelan la onda originalmente reflejada al PZT que es el eco que buscamos para posteriormente procesar la información que este nos envía.

Un cien por ciento de la transmisión a través de la capa de acoplamiento ocurre a una frecuencia para la cual el espesor es exactamente igual a un cuarto de una longitud de onda. Es normal elegir el espesor de la capa de acoplamiento para corresponder a la frecuencia central del pulso, ya que existe más energía a esta frecuencia que en ninguna otra.

Pequeñas mejoras en la transmisión ocurrirán a frecuencias cercanas a la central. Sin embargo, a frecuencias alejadas de la frecuencia central, la capa de acoplamiento no será muy efectiva. Ver Figura 2.4.2.4.1

Un transductor con ancho de banda de -3[dB] puede ser definido, en forma similar al ancho de banda del pulso. Para un transductor, es este el rango de frecuencias sobre la cual su eficiencia como convertidor de energía eléctrica a energía sonora o viceversa, es más de la mitad de su máximo. Es evidente que aunque la capa de acoplamiento mejora, la sensibilidad a la frecuencia central, también actúa como un filtro, reduciendo el ancho de banda.

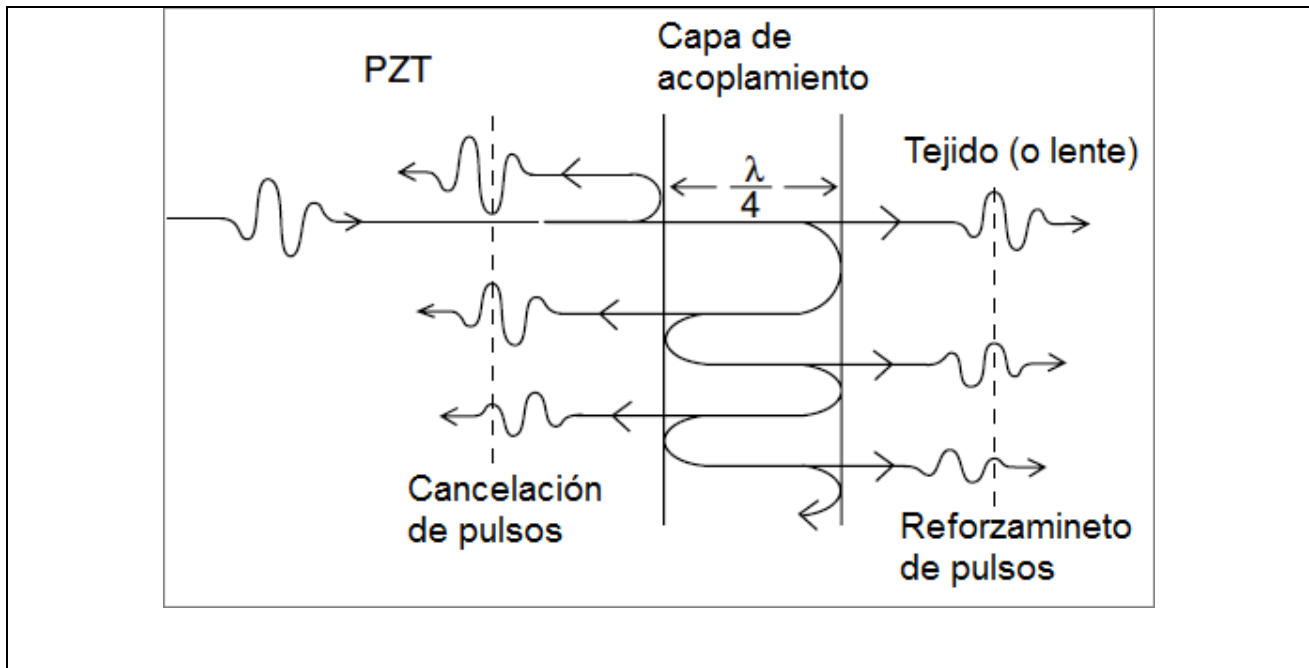


Figura 2.4.2.4.1 Capa de acoplamiento¹

En un transductor con una capa de acoplamiento con -3[dB] de ancho de banda se puede alcanzar cerca del 60% de la frecuencia central. Así un transductor de 3[MHz] con una capa de acoplamiento puede tener un ancho de banda de -3 [dB], esto es, hasta 1.8 [MHz].

Un transductor con un gran ancho de banda es crucial para una buena resolución axial y el ancho de banda del pulso no debe ser más grande que el producido por el transductor. El ancho de banda del transductor puede ser incrementado usando dos o más capas de acoplamiento, progresivamente reduciendo su impedancia característica del PZT a la piel del paciente. La razón por la cual esto conduce a un gran ancho de banda es que la impedancia cambia y por ende el coeficiente de reflexión, en la cara frontal del PZT es menor que en el caso de una simple capa de acoplamiento.

Esto aplica a todas las frecuencias, así que es menor la diferencia en el desempeño a la frecuencia central relativa a otras frecuencias. Mejoras en la capa trasera y en múltiples capas de acoplamiento han hecho que el ancho de banda de -3[dB] superiores al 100% de la frecuencia central están ahora disponibles.

Un transductor con gran ancho de banda es también necesario para imagenología armónica y otros desarrollos. Este también es un requisito para transductores de multifrecuencias. Este

tipo de transductores permiten al operador seleccionar una de las frecuencias de operación acorde a la penetración requerida. Cualquiera que sea la frecuencia central seleccionada, cortos disparos de voltaje variable a dicha frecuencia son aplicados a través del PZT para transmitir pulsos de ultrasonido. Al mismo tiempo, los amplificadores receptores son sintonizados a la frecuencia seleccionada.

Para que un solo transductor esté disponible para operar a tres frecuencias, 3,5[MHz] y 7 [MHz] este deberá tener una frecuencia central de 5 [MHz] y un ancho de banda de 4[MHz], el cual representa 80% de la frecuencia central. Note que el ancho de banda de los pulsos generados a baja y alta frecuencia debe ser menor que el del transductor mismo, lo que significa, que la resolución axial esperada para una prueba en modo multifrecuencia será menor que la que sería posible, si todo el ancho de banda fuera utilizado para generar un pulso completo de 5[MHz] de ancho de banda. Ver Figura 2.4.2.4.2.

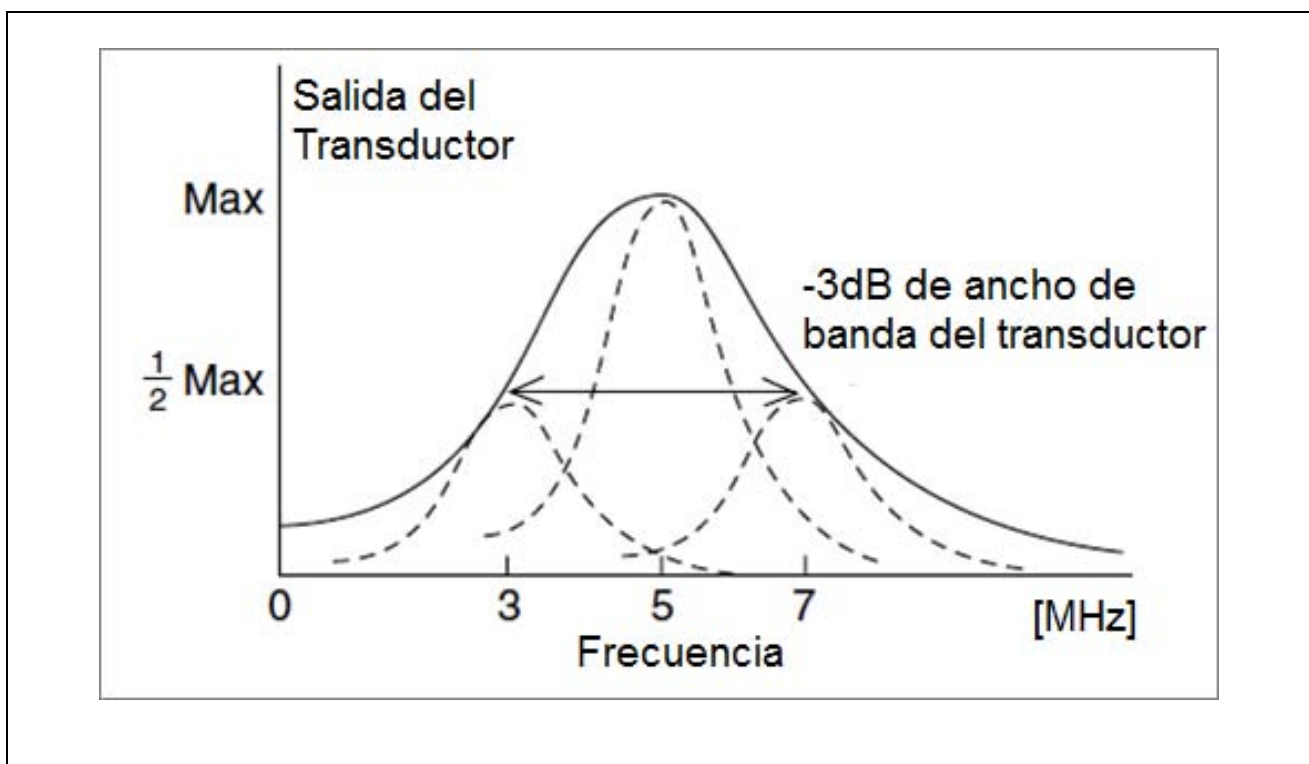


Figura 2.4.2.4.2 Respuesta del transductor a diferentes anchos de banda¹

2.4.3 Tipos de transductores

2.4.3.1 Transductores de haces coherentes de secuencia lineal

Este tipo de transductores está formado por una fila (matriz) de 128 a 256 elementos piezoeléctricos, siendo la matriz de 256 elementos la más usada en la actualidad. Como el haz de un único elemento diverge rápidamente, se utilizan varios elementos (subunidad) simultáneamente superponiendo cada una de sus ondas de forma precisa, para formar un único haz o línea de escaneo cuya particularidad es que es perpendicular a la superficie de la matriz (superficie del transductor). La generación de un haz de ultrasonido por cada elemento de la matriz con una relación de fases definida con las ondas de los otros elementos, es a lo que se le denomina coherencia.

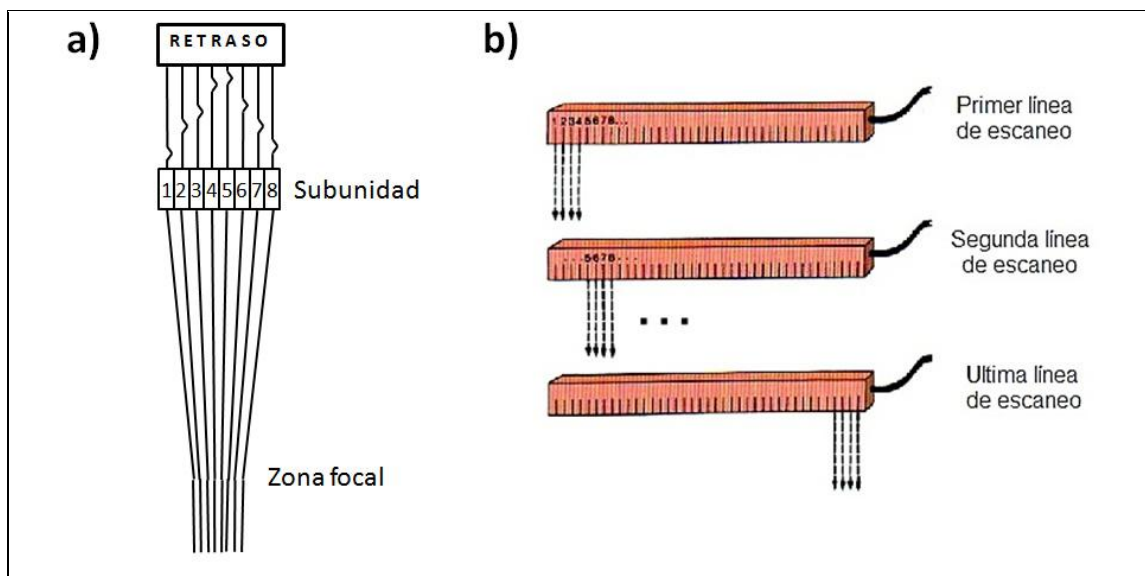


Figura 2.4.3.1.1 Transductor de haces coherentes de secuencia lineal ²

Dentro de la subunidad, los elementos más externos pueden ser activados inicialmente, seguidos de los más internos con cierto tiempo de retardo entre sus activaciones. Este retardo es lo que controla la profundidad del enfoque y es denominado enfoque electrónico. Así, la activación de la subunidad forma una línea de señal de escaneo en las imágenes en tiempo real (Figura 2.4.3.1.1a) y la magnitud del retardo de activación de sus elementos logra el enfoque de la misma.

² Fleischer A., Manning F., Jeanty P., Romero R. 6ta. Edición. (2009). Ecografía en obstetricia y ginecología [16]

Después de la generación, emisión y recepción de una línea, una nueva línea de escaneo es generada por otro subgrupo de elementos piezo-eléctricos contiguos, repitiendo el mismo patrón de emisión y recepción que su antecesora. Así sucesivamente se van formando y escaneando líneas por subgrupos (Figura 2.4.3.1.1b), repitiéndose cíclicamente el proceso a lo largo de toda la fila de elementos piezoeléctricos que conforman la matriz.

Como se mencionó, cada línea de escaneo viaja en la misma dirección (paralelas entre sí) y orientadas perpendicularmente a la superficie del transductor. Sin embargo, la activación de las subunidades por medio de retrasos, puede modificarse de tal manera que, hacia los extremos del transductor, las líneas de escaneo diverjan adoptando una forma trapezoidal (Figura 2.4.3.1.2).

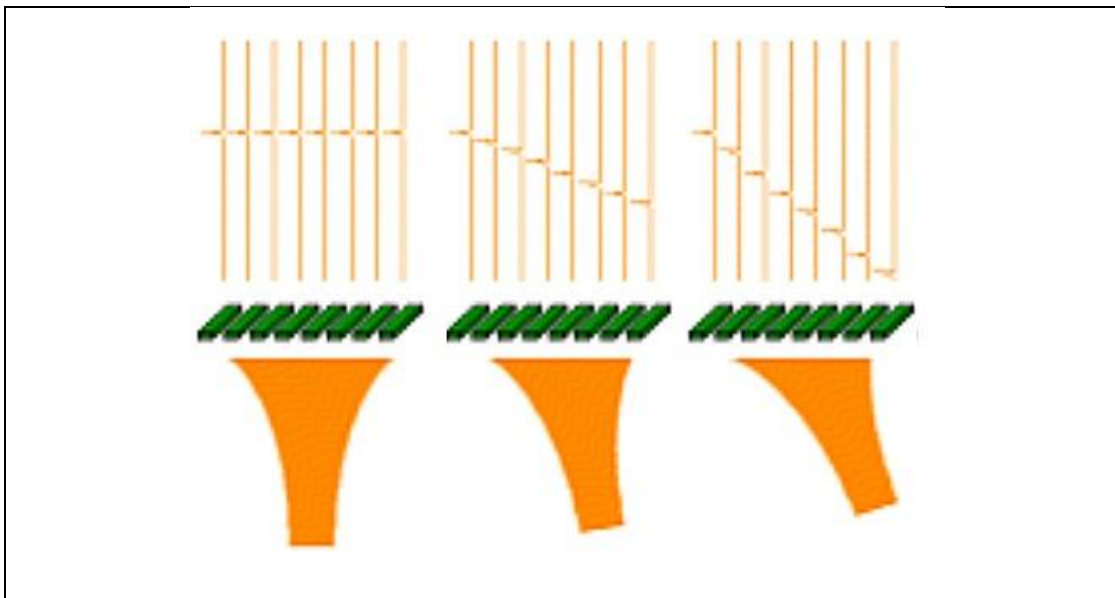


Figura 2.4.3.1.2 Direccionamiento del haz para la formación de una imagen trapezoidal³

Existen dos tipos de transductores que operan bajo el sistema de secuencia lineal que se diferencian por el arreglo geométrico de sus elementos piezoeléctricos. Uno de ellos tiene una organización geométrica lineal, y el segundo, una organización geométrica radial o convexa.

³ Poguet J., Marguet J., Pichonnat F., Chupin L. (2002). Phased Array technology: concepts, probes and applications. <http://www.ndt.net/article/v07n05/poguet/poguet.htm> [34R]

2.4.3.1.1 Transductores Lineales / Trapezoidales

Estos tipos de transductores envía hacia los tejidos ondas de ultrasonido paralelas entre sí que producen una imagen rectangular (Figura 2.4.3.1.1.1). Por lo tanto, en cada nivel de profundidad permanecen constantes el ancho de las líneas de la imagen y su densidad.

Una ventaja es una buena resolución espacial cercana al transductor por eso son utilizados preferentemente con altas frecuencias para el diagnóstico de enfermedades de los tejidos blandos y la glándula tiroides.

En cambio, el tamaño de la superficie de acoplamiento entre el transductor y la piel del paciente es una desventaja y por eso cuando la superficie cutánea es curva, la presencia del aire entre el transductor y la piel del paciente (desacoplamiento) suele generar alteraciones en la imagen.

También puede influir considerablemente en la calidad de la imagen las sombras acústicas que se producen por detrás de las costillas, el pulmón o el gas intestinal. Por esta razón muy rara vez se utilizan transductores lineales para el examen de órganos torácicos o abdominales.

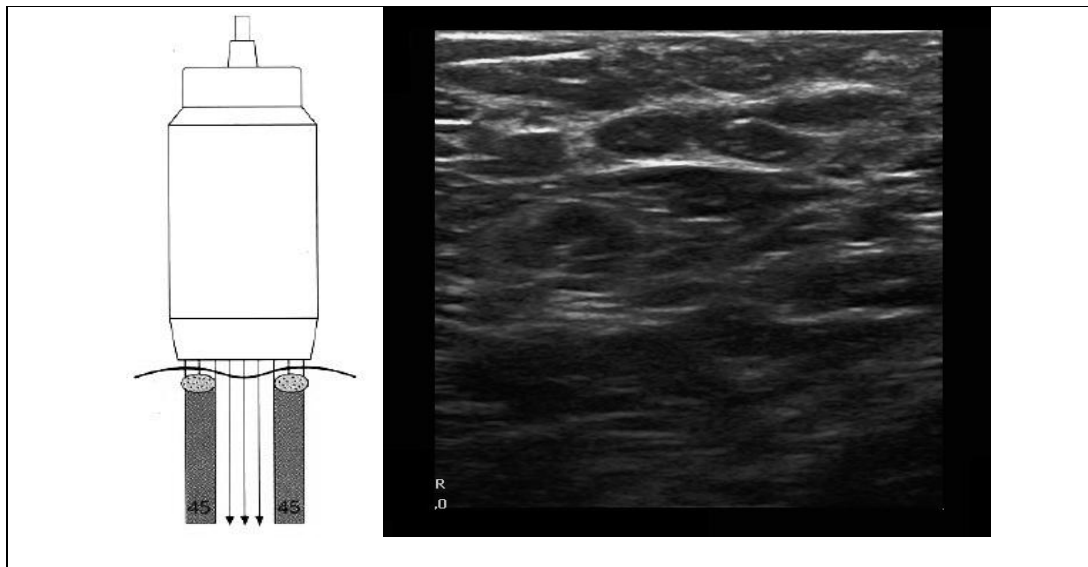


Figura 2.4.3.1.1.1 Transductor lineal⁴

⁴ Hofer M., Reihls T. 4ta Edición. (s.f.). Curso básico de ecografía. [21]

2.4.3.1.2 Transductores convexos

Es un transductor con arreglo convexo de sus cristales (Figura 2.4.3.1.2.1). La forma de la imagen que se muestra en el monitor se asemeja a la de un filtro de café (semi-abanico) y combina una buena resolución cercana con una resolución relativamente aceptable en la profundidad.

La principal ventaja de la superficie de acoplamiento convexa del transductor reside en la posibilidad de desplazar el aire intestinal que degrada la calidad de imagen mediante un aumento paulatino de la presión del transductor sobre la piel.

Una desventaja de este tipo de transductor es la progresiva disminución de la resolución a medida que aumenta la profundidad, lo que según la posición de acoplamiento puede determinar la aparición de sombras acústicas indeseables detrás de las costillas.

Este transductor se aplica preferentemente en estudios de abdomen con frecuencias entre 2.5 [MHz] para pacientes obesos y 5 [MHz] para pacientes delgados.

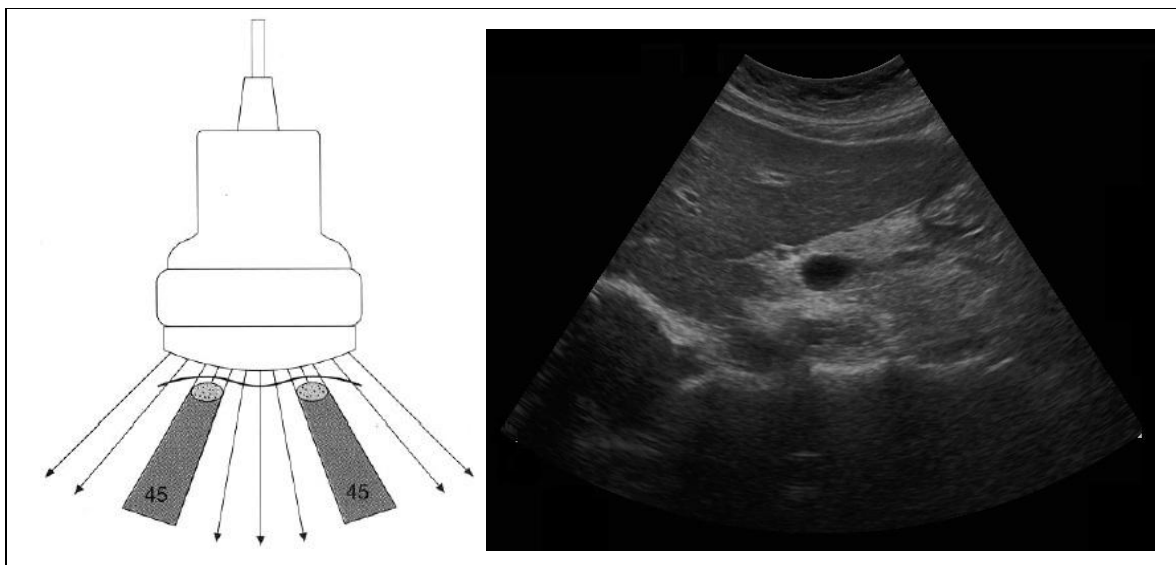


Figura 2.4.3.1.2.1 Transductor convexo⁵

⁵Hofer M., Reihls T. 4ta Edición. (s.f.). Curso básico de ecografía. [21]

2.4.3.1.3 Transductor microconvexo

El transductor microconvexo es un caso particular del transductor convexo (Figura 2.4.3.1.3.1). Tiene un arreglo de elementos de mayor curvatura y más pequeño que el convexo convencional, por lo que su imagen de semiabanco es más amplia y curva. Es conocido generalmente como endocavitario, transvaginal, endovaginal o intracavitario.

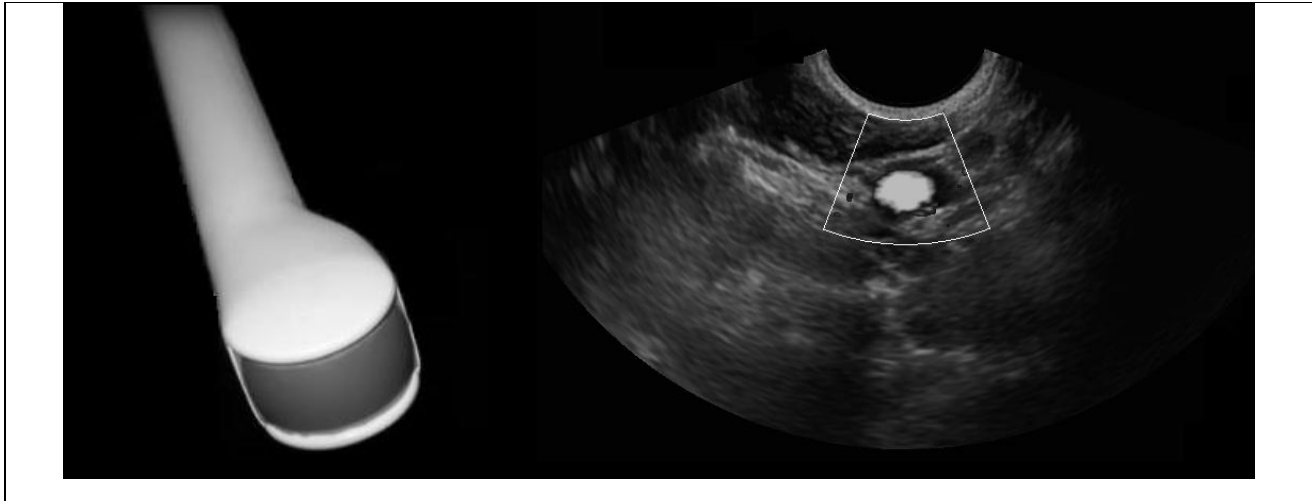


Figura 2.4.3.1.3.1 Transductor transvaginal

2.4.3.1.4 Transductores volumétricos

Son transductores de haces coherentes de secuencia lineal montados en un cabezal móvil que, por medio de un motor, permite su desplazamiento en sentido ortogonal al haz de ultrasonido.

Para generar las imágenes 3D, el cabezal móvil realiza un barrido a través del plano de adquisición obteniendo múltiples planos o cortes de imágenes 2D (Figura 2.4.3.1.4.2a).

Cada corte está representado por una matriz (imagen bidimensional) de tamaño $m \times n$. Cada elemento $P_{x,y}$ de la matriz (m,n) es conocido como **Pixel**(del inglés **picture element**), el cual es el mínimo elemento de una imagen; los índices (x,y) representan las coordenadas enteras del pixel en su posición dentro de la imagen y (m,n) , también enteros, representan la resolución de la imagen (número de pixeles en los cuales se dividió la imagen en las direcciones (x,y) respectivamente). Cada pixel tiene asignado una tonalidad de la escala de gris, la cual representa el grado de atenuación del haz emitido sobre el tejido humano. (Ver sección 4.2.1 Modo 2D).

Cada corte mantiene una distancia y disposición exacta con su antecesor, por lo que es necesario que el transductor quede inmóvil durante las adquisiciones.

La formación de la imagen 3D continua con el apilamiento de todos los planos de dimensiones (m,n) para formar una matriz tridimensional W de dimensiones (m,n,o). Cada elemento $W_{x,y,z}$ de la matriz tridimensional es denominado Vóxel (del inglés volumetric pixel), que es el elemento básico de un volumen (Figura 2.4.3.1.4.1).

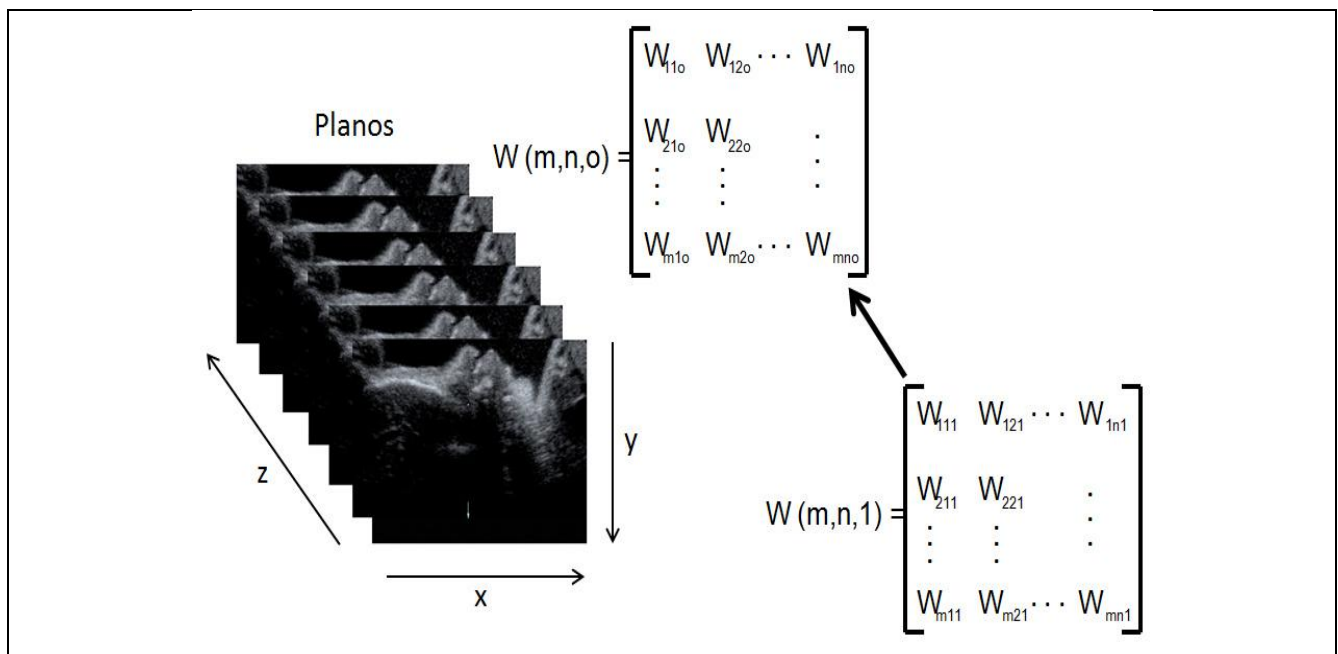


Figura 2.4.3.1.4.1 Matriz tridimensional W(m,n,o)

Antes de desplegar el volumen en el monitor, el sistema de ultrasonido procesa los niveles de gris contenidos en la matriz, asignándole el mapa cromático característico de las imágenes volumétricas cuya finalidad es facilitar la identificación de las superficies del volumen.

La creación de la matriz W, permite además generar planos ortogonales X, Y y Z, que pueden ser visualizados de manera conjunta con el volumen (Figura 2.4.3.1.4.2b).

Existen transductores volumétricos lineales, volumétricos convexos y volumétricos transvaginales; cada uno de ellos diferenciados por la geometría del arreglo de sus

elementos piezoeléctricos y el ángulo de barrido. El transductor volumétrico lineal tiene el ángulo de barrido más pequeño (25° a 30° aprox.), seguido por el volumétrico convexo (50° a 60° aproximadamente.) y el volumétrico transvaginal (100° aprox.), el cual tiene al ángulo de barrido más amplio de los tres.

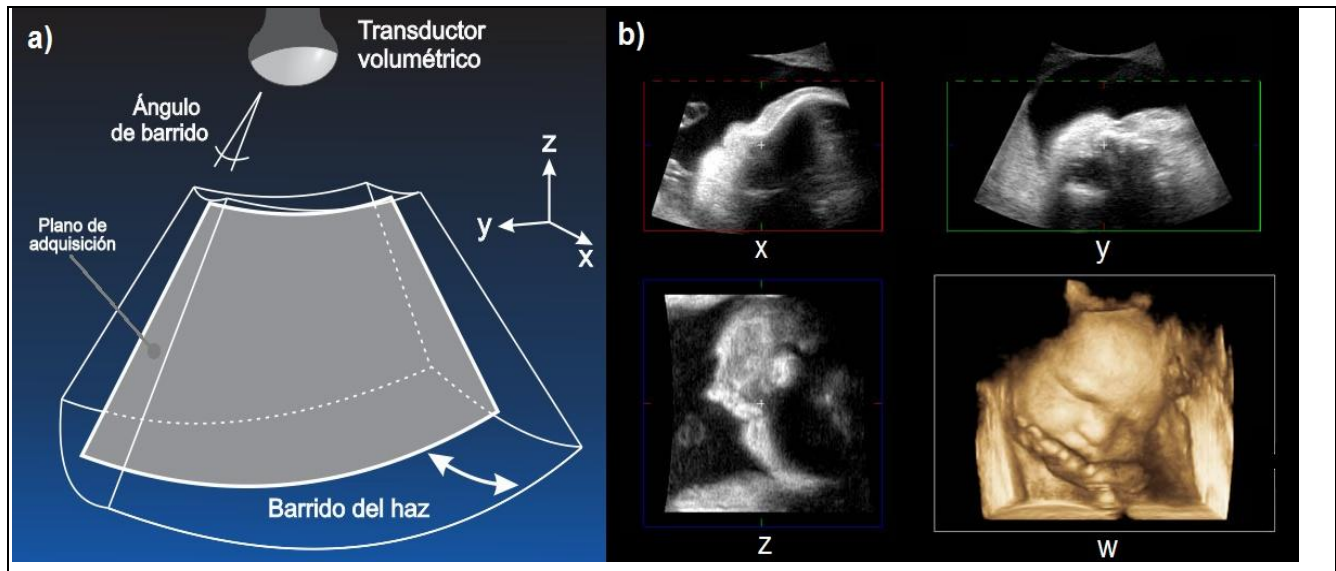


Figura 2.4.3.1.4.2 Transductor volumétrico. a) Ángulo, barrido del haz y plano de adquisición, b) Planos ortogonales (x, y, z) e imagen volumétrica (w)

2.4.3.2 Transductor de haces coherentes de fase lineal.

A diferencia de la operación de secuencia lineal, este tipo de transductores tiene menos elementos piezoeléctricos y todos participan en la formación de la imagen sin ninguna subdivisión. De igual manera, emplea activaciones secuenciales con retrasos para la formación del haz.

La formación del haz se inicia con la activación de los elementos exteriores, seguido de los interiores con un retraso de tiempo y el elemento central con el retraso máximo para obtener un eje de onda perpendicular a la superficie del transductor (Figura 2.4.3.2.1a). Si se cambia la activación por medio del retardo (Figura 2.4.3.2.1b), el haz puede ser enfocado a una profundidad determinada y el eje de la onda puede ser desplazado a través de un sector de 60° a 90° (Figura 2.4.3.2.1d). Manipulando la secuencia y tiempo de retardo de cada elemento, se logra enfocar y direccionar simultáneamente (Figura 2.4.3.2.1c).

Al tener menor número de elementos piezoeléctricos, en comparación de los transductores de secuencia lineal, la ventana acústica de emisión del haz es pequeña lo que permite realizar el escaneo de áreas fisiológicas de acceso acústico limitado, por ejemplo los espacios intercostales.

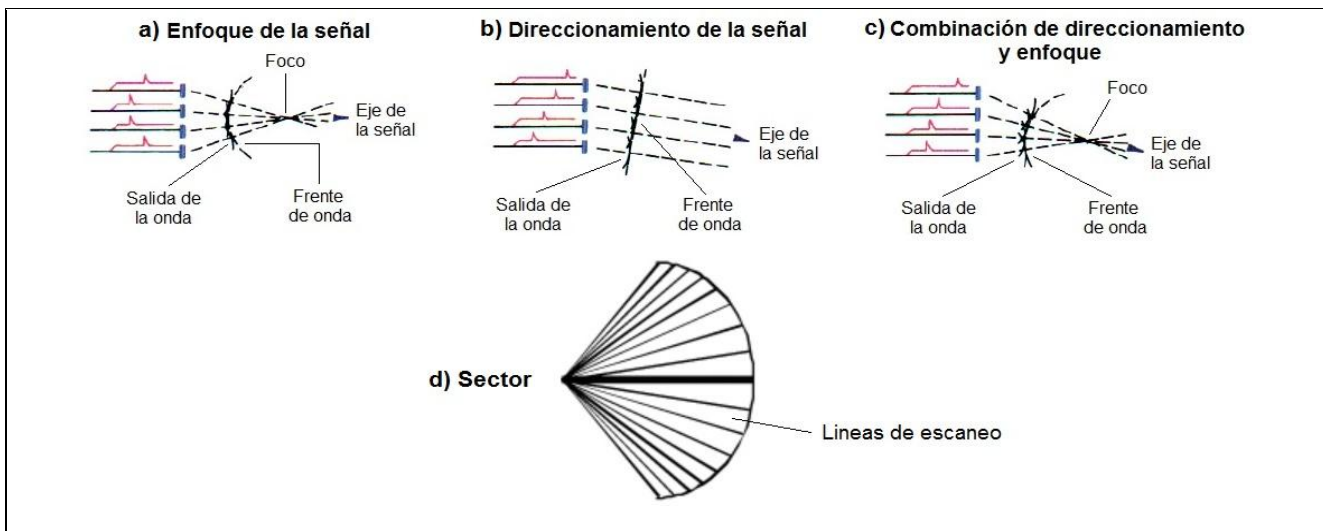


Figura 2.4.3.2.1. Transductor de haces coherentes de fase lineal⁶

2.4.3.2.1 Transductores sectoriales

Generan una imagen en forma de abanico que es muy estrecha en las proximidades del transductor y que se va haciendo cada vez más ancha a medida que aumenta la profundidad de penetración (Figura 2.4.3.2.1.1). Este tipo de transductor permite una mayor penetración y se aplica en estudios cardiacos.

Debido a la propagación en abanico del haz de ultrasonido, aunque se aplique una ventana intercostal estrecha, será posible obtener una amplia representación del corazón sin las indeseables sombras acústicas de las costillas.

⁶ Hofer M., Reihns T. 4ta Edición. (s.f.). Curso básico de ecografía. [21]

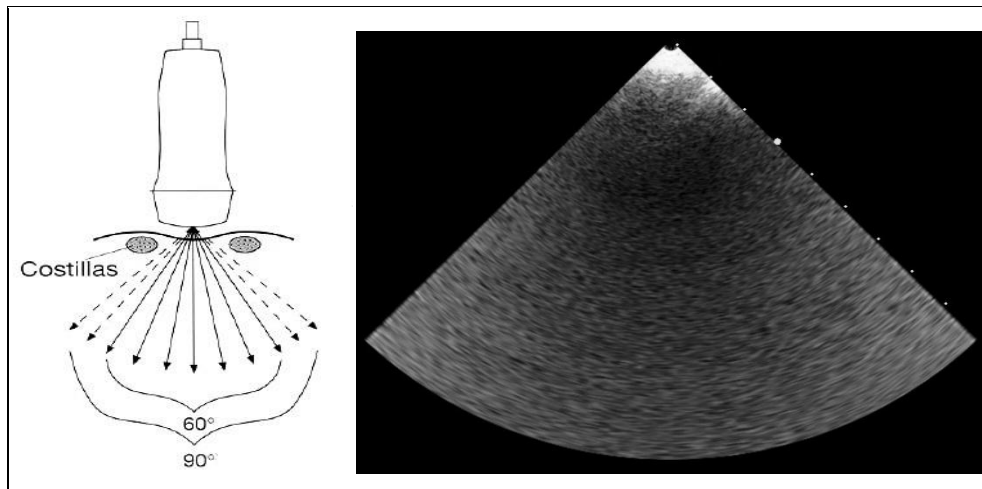


Figura 2.4.3.2.1.1 Transductor sectorial⁷

La desventaja de este tipo de transductor es la deficiente resolución espacial cercana y la reducción de la densidad de líneas, con la consiguiente disminución del poder resolutorio a medida que aumenta la profundidad. Además, la obtención del plano de examen deseado es bastante más difícil y requiere una práctica intensiva.

2.4.3.2.2 Transductores matriciales

Los transductores matriciales, a diferencia de los comunes, tienen una matriz de cristales que se contabiliza en miles (Figura 2.4.3.2.2.1). Para obtener esta matriz se utiliza un láser, el cual corta los cristales piezoeléctricos de igual forma y tamaño

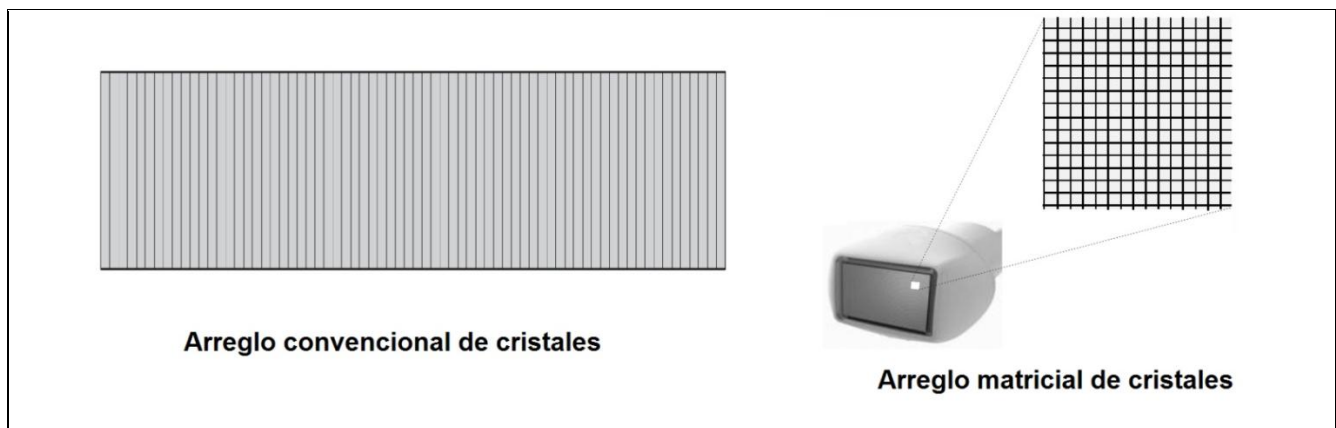


Figura 2.4.3.2.2.1 Comparación de arreglo de cristales

⁷Hofer M., Reihls T. 4ta Edición. (s.f.). Curso básico de ecografía. [21]

Debido a la matriz de cristales, aunque el transductor sea mantenido en una posición fija, el haz de ultrasonido puede seguir diferentes trayectorias para obtener la imagen del plano deseado.

Para obtener una imagen en el plano longitudinal/sagital (ZY), el transductor realiza un recorrido mediante una línea de barrido (scanning) en sentido del eje X (Figura 2.4.3.2.2).

Lo mismo sucede si se desea obtener una imagen del plano axial/transversal (ZX); la línea de barrido se desplaza en sentido del eje Y. El conjunto de escaneos en los planos ZY y ZX, generan imágenes bidimensionales en el plano Coronal/frontal (XY) produciendo una imagen 3D piramidal.

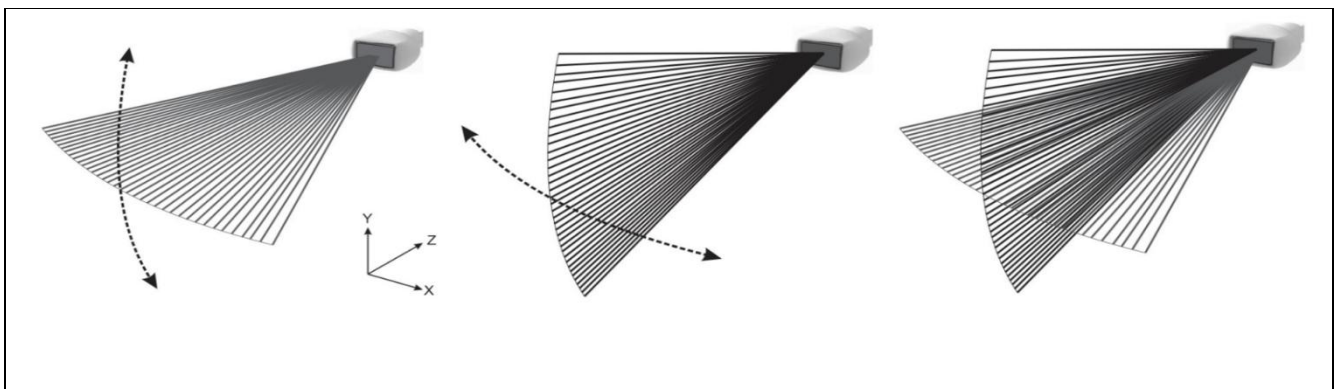


Figura 2.4.3.2.2 Líneas de barrido

Para producir una imagen 3D en tiempo real⁸ (Figura 2.4.3.2.3), es necesario la obtención de por lo menos 24 imágenes de pirámides 3D por segundo, siendo necesarias 43,200 líneas de escaneo por segundo y, al menos, una frecuencia de repetición de pulsos (FRP) de 43.2 [KHz]. Así, el intervalo máximo entre dos pulsos consecutivos sería de solo 23[seg].

En este período de tiempo, estos pulsos conseguirán una penetración de apenas 1.73 [cm] en los tejidos, sin embargo, la profundidad adecuada para la aplicación clínica del ultrasonido debe ser de por lo menos, 10 [cm]. Para resolver este problema, fue desarrollada en la Universidad de Duke, con el soporte una empresa privada, una nueva técnica de pulso microelectrónico de transmisión y recepción, caracterizada por un procesamiento paralelo del tipo 16:1, en lugar de 1:1, permitiendo que muchos haces sean emitidos al mismo tiempo.

⁸ En realidad, tiene milésimas de segundo de retraso por el procesamiento de las imágenes

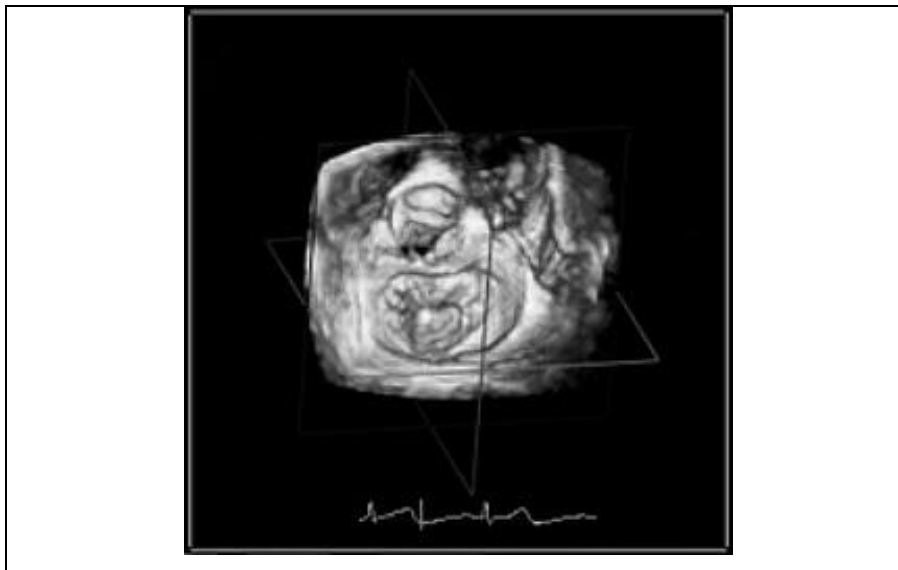


Figura 2.4.3.2.2.3 Imagen del corazón 3D en tiempo real

La FRP es aumentada y el intervalo entre los pulsos es multiplicado por 16, lo que mejora la profundidad de la transmisión del ultrasonido en los tejidos. Cuando la FRP es de 43.2 [KHz], el intervalo de pulso aumenta de 23.1 para 370 [s]. y la profundidad de 1.73 [cm] para 27.7 [cm].

Otro beneficio del transductor matricial es la posibilidad de la presentación de dos imágenes ortogonales en tiempo real (Figura 2.4.3.2.2.4).

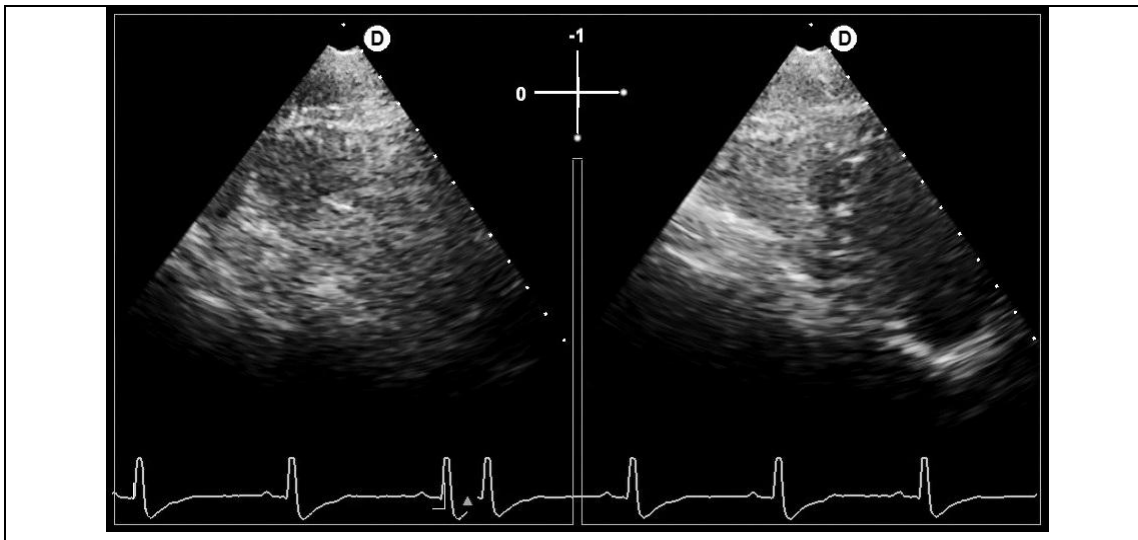


Figura 2.4.3.2.2.4 Imágenes de planos ortogonales en tiempo real. En la parte media se encuentra la posición de escaneo en ambos planos.

2.4.3.3 Transductores Transesofágicos (TEE).

Un transductor transesofágico (TEE) consiste en un arreglo de elementos piezoeléctricos montados en una punta sellada al extremo de un endoscopio. La matriz o arreglo de elementos piezoeléctricos pueden ser del tipo fase lineal o matricial⁹.

El transductor TEE se utiliza para generar un conjunto de imágenes o cortes de ecografía dentro de un cono desde la misma posición en el esófago (Figura 2.4.3.3.1). Un motor situado en el mango de control maneja la rotación del plano de exploración

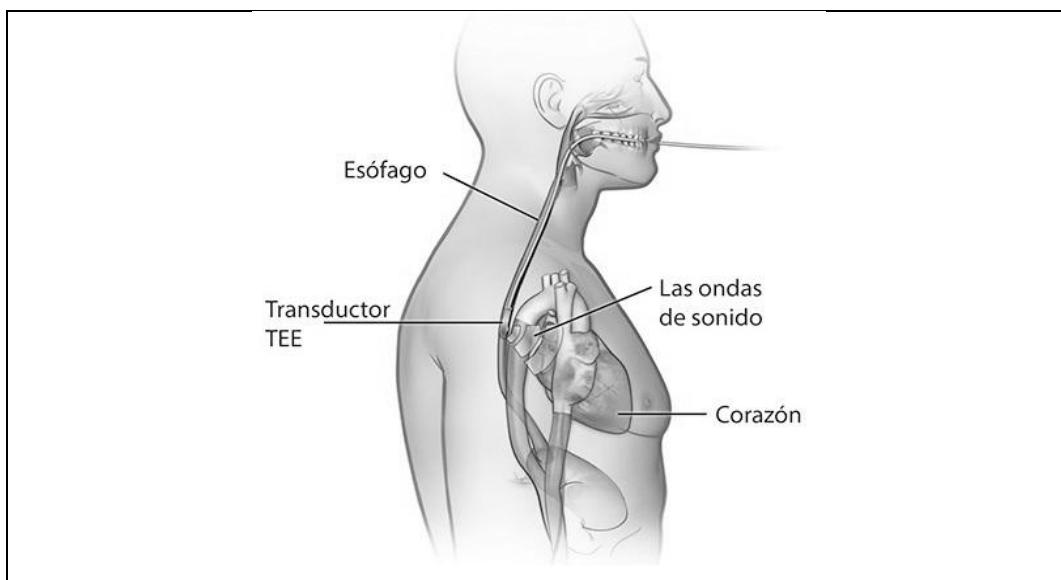


Figura 2.4.3.3.1 El transductor es llevado hasta el esófago para colocarlo en la parte posterior del corazón. Este envía ondas de sonido que crean imágenes del corazón.¹⁰

Está constituido por el conector, cable, mango, controles de deflexión de la punta distal, tubo endoscópico flexible, zona de deflexión y punta del transductor (Figura 2.4.3.3.2).

⁹Véase tema 2.4.3.2.2 Transductores matriciales

¹⁰ Health Library. University of Utah, Health Care. Ecocardiograma transesofágico [20]

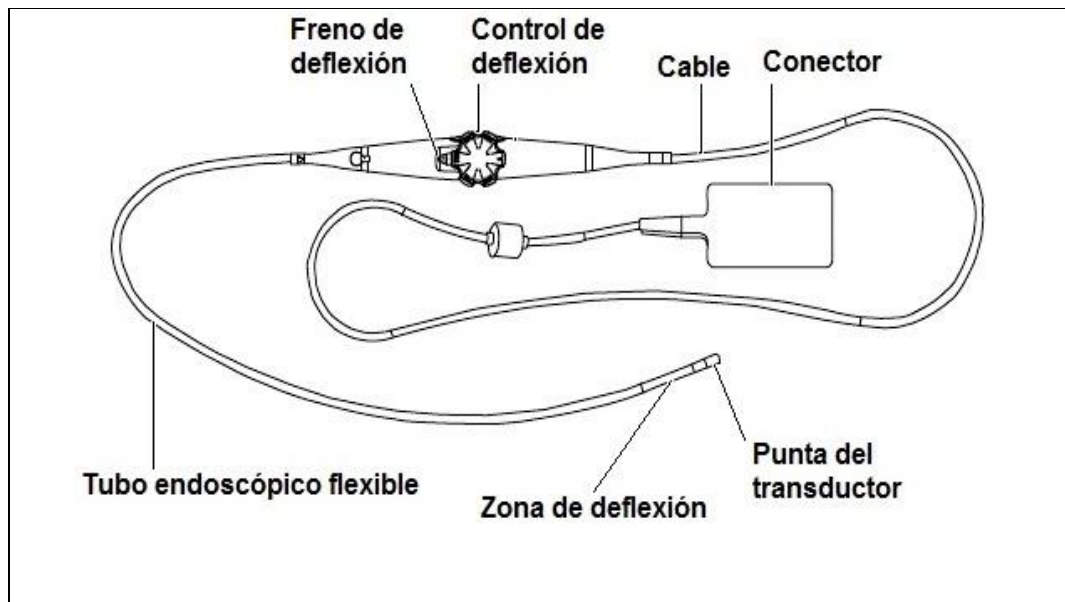


Figura 2.4.3.3.2 Partes de un transductor transesofágico¹¹

Para orientarse, se puede optar por iniciar la exploración en uno de los planos transversales; por ejemplo, la posición estándar en modo monoplanar, indicada como 0° en la pantalla del sistema.

Después de girar el plano de exploración 90°, la exploración se lleva a cabo en el plano longitudinal, realizando un barrido por dos cuadrantes opuestos del cono. Cuando el plano de exploración gira otros 90° en la misma dirección, se realiza la exploración en la imagen en espejo del primer plano transversal.

Los únicos dos planos equivalentes son los dos transversales: uno es la imagen en espejo del otro. Como se muestra en la Figura 2.4.3.3.3, un giro de 180° del plano de rotación completa los cuatro cuadrantes del volumen de imagen cónica.

¹¹ Sonosite, Inc. (2010). Transductor TEE: Manual para el usuario [38]

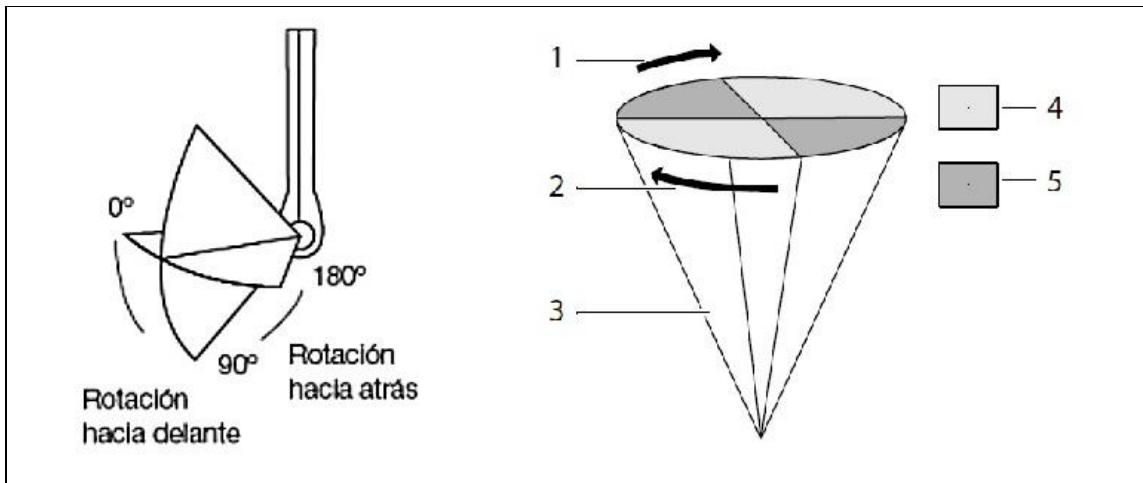


Figura 2.4.3.3 Movimiento de rotación del transductor transesofágico¹²

La dirección de la punta del transductor se modifica fácilmente por medio de las ruedas de control de deflexión en el mango, para permitir la posición exacta del transductor en el esófago (Figura 2.4.3.3.4).

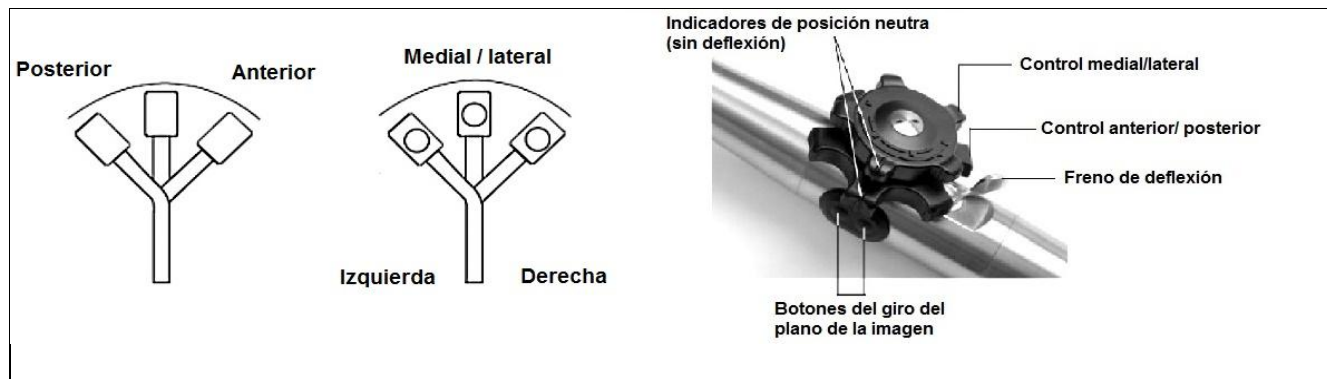


Figura 2.4.3.3.4 Controles de un transductor transesofágico¹³

2.4.3.4 Transductores ciegos (Pedoff)

Los transductores ciegos, Pedoff o tipo lápiz, son transductores de dos elementos piezoeléctricos (emisor-receptor). Se utilizan sólo con Modo Doppler, continuo (CW) o pulsado (PW), por lo que se visualiza solo el espectro, no reproduciendo de forma real (sin imagen bidimensional) la anatomía del área de estudio (Figura 2.4.3.3.4.1). Son usados en estudios de Doppler transcraneal (DTC), vasculares periféricos y cardiológicos.

¹² SonoSite, Inc. (2010). Transductor TEE: Manual para el usuario [38]

¹³ Koninklijke Philips Electronics. (2012). Sistema de ultrasonido iE33: Manual del usuario [25]

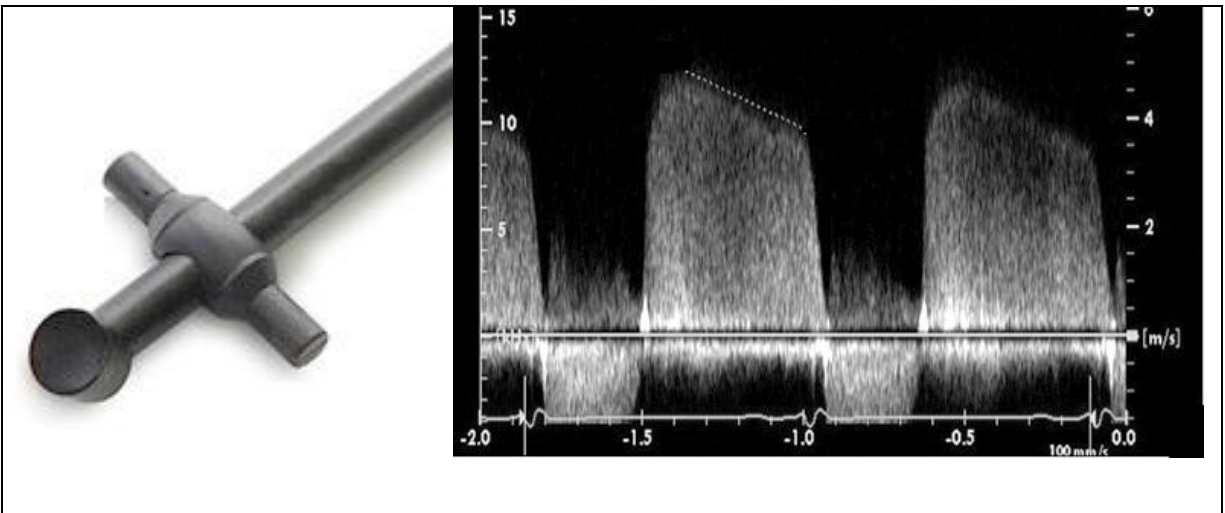


Figura 2.4.3.4.1 Transductor Pedoff y espectro de Doppler continuo¹⁴.

La Ultrasonografía Doppler Transcraneal (DTC) es una técnica no invasiva que emplea ondas de baja frecuencia (2 [MHz]) para estudiar la velocidad de la sangre en las principales arterias cerebrales, velocidad que guarda relación directa con el flujo cerebral y es inversamente proporcional al calibre del vaso estudiado.

En el estudio de DTC, se utilizan ventanas acústicas (Figura 2.4.3.3.4.2) que son zonas con el menor espesor óseo o los orificios naturales del cráneo.

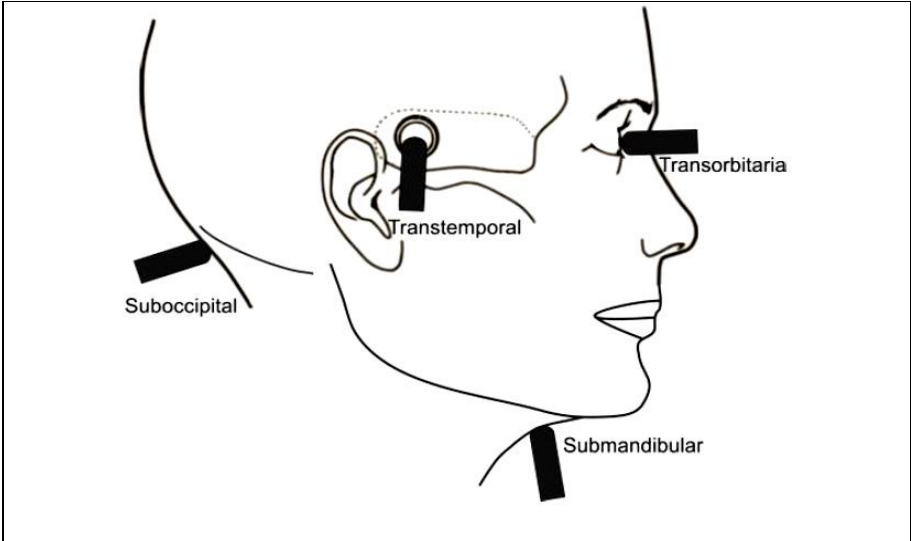


Figura 2.4.3.4.2 Ventanas acústicas usadas en DTC¹⁵

¹⁴Providian Medical Equipment. Samsung DP2B. [35]

2.5 Desarrollos en tecnologías de transductores

El desempeño de los transductores en términos de su eficiencia y ancho de banda es crítico para el total desempeño del sistema de ultrasonido. Este ha sido mejorado a través del desarrollo de nuevos materiales y técnicas de fabricación y la introducción de nuevas tecnologías de transductores.

Un estado importante en el desarrollo de transductores es la creación de modelos computacionales acústicos y eléctricos. El modelo contiene valores para propiedades eléctricas y acústicas de los materiales así como las dimensiones de los elementos.

Los efectos en las modificaciones de los diseños tales como cortar elementos de matrices individuales, en dos o tres subelementos más estrechos, para reducir formas de vibraciones u otros factores que pueden ser de consideración para el óptimo funcionamiento del sistema, pueden ser probados y optimizados antes de su construcción.

Los materiales piezoeléctricos tradicionales son en realidad piezocerámicas formadas de pequeños granos policristalinos que son la base del material, moldeada para darle forma a altas temperaturas. Durante la fabricación del transductor el PZT debe ser polarizado para activar sus propiedades piezoeléctricas por calentamiento mientras un alto voltaje es aplicado en los electrodos. La estructura granular limita la eficiencia del dispositivo.

Los transductores que ahora son comercialmente disponibles, utilizan materiales piezoeléctricos alternativos y que son creados bajo condiciones estrictas a partir de cristales simples. Estos incluyen titanio de plomo (PT) contaminado con varios otros elementos tales como magnesio y niobio (PMN-PT) o zinc y niobio (PZN-PT).

Cuando se corta para fabricar obleas, la estructura del monocristal permite completar la polarización del material y por ende una fuerte respuesta en transmisión y recepción (gran sensibilidad y penetración). El mejor desempeño de este material permite a los fabricantes el diseño de transductores con gran ancho de banda sin perder sensibilidad, los cuales son una

¹⁵Unidad de cuidados intensivos pediátricos-HNERM .Guías de práctica clínica. Guía Doppler transcraneal. [41]

ventaja al operar multifrecuencias e imagen armónica. Sin embargo el incremento eléctrico y la fragilidad mecánica de este material presentan desventajas para aplicaciones en bajas frecuencias, la cual emplea elementos más amplios y gruesos.

Prototipos de transductores que emplean micro-mecanizado capacitivo de silicio han probado su funcionamiento y se trata de pequeños tambores huecos entre un par de electrodos fabricados, utilizando tecnología desarrollada para componentes electrónicos.

Cuando un voltaje eléctrico es aplicado a los electrodos la atracción electrostática entre éstos reduce el ancho del tambor. El efecto puede ser empleado para generar ondas de ultrasonido en una forma similar a un altavoz electrostático. El tambor individual tiene apenas unas cuantas micras de diámetro y deben ser agregados para formar un elemento transductor para su uso en la banda de los MHz. El empleo de la tecnología del silicio da las posibilidades para fabricar el transductor y sus asociados electrónicos en la misma pieza de silicio.

3. Ultrasonido

El desarrollo tecnológico que se ha dado en los últimos años en la tecnología de los dispositivos semiconductores ha permitido la interconexión de cantidades importantes de transistores en áreas muy pequeñas, permitiendo con ello la implementación de dispositivos electrónicos (Chips), los cuáles, según la relación que guarden entre sí, pueden realizar una amplia gama de funciones. Se tiene aquellos están diseñados para funciones específicas, como amplificadores, hasta los que pueden ser reconfigurados o programados para tener diversos comportamientos, como son los procesadores.

Una idea más clara de esto se puede deducir de la Figura 3.1 en donde se muestra la evolución en la disminución del tamaño de los transistores lo que ha permitido que de 1970 a 2011 se pasara de 200 transistores por [mm²] a un millón¹⁶.

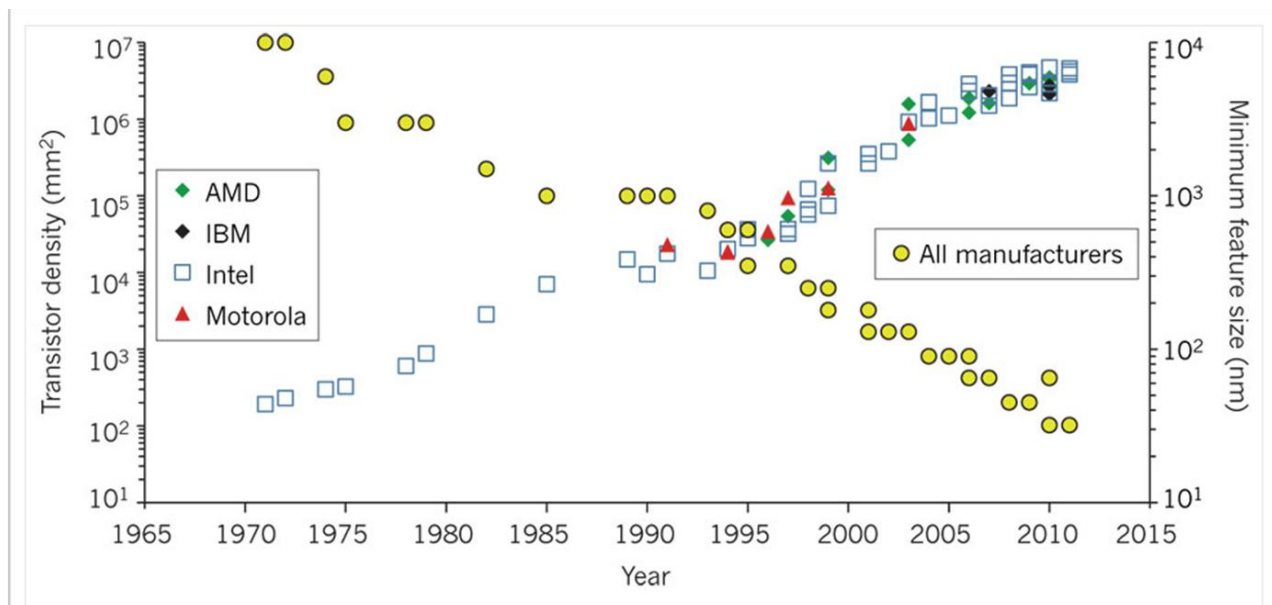


Figura 3.1 Evolución en las dimensiones de los transistores de 1970 a 2014. Los cuadros, diamantes (verdes y negros) y los triángulos representan la densidad por área, tomando como referencia el eje Y de la izquierda. Los círculos amarillos representan la longitud de las compuertas de los transistores MOSFET la cual ha disminuido de 10μm a 28nm.

Este desarrollo ha favorecido la incorporación de los sistemas electrónicos, y en especial los sistemas de procesamiento en todas las áreas del quehacer humano. Uno de estos ámbitos

¹⁶Multigate transistors as the future of classical metal–oxide–semiconductor field-effect transistors. Isabelle Ferain, Cynthia A. Colinge & Jean-Pierre Colinge. Nature 479, pags. 310–316, (17 November 2011) [14]

es el que corresponde a la salud, en donde se encuentran sistemas que permiten visualizar comportamientos y el estado de los pacientes, diagnosticar enfermedades, estimular, procesar información, etc.

En específico, el presente capítulo se abocará a la descripción y análisis de los sistemas de ultrasonido utilizados en el área médica, mencionando sus características y elementos principales.

3.1 Descripción

La utilización de la tecnología basada en ultrasonido se inicia en 1960, resultado de los trabajos de Tom Brown, Ian Donald and John MacVicar, quienes desarrollaron el primer “scanner” de contacto cuyo transductor podía ser movido manualmente sobre el abdomen de los pacientes y visualizarse la imagen en 2-D en un osciloscopio¹⁷. Ver Figura 3.1.1



Figura 3.1.1 Primer equipo de ultrasonido desarrollado por Tom Brown, Ian Donald and John MacVicar de 1957

¹⁷<http://www.ob-ultrasound.net/brown.html> [25R]

3.2 Funcionamiento

El equipo de ultrasonido consiste de un transductor piezoeléctrico el cuál al ser estimulado por señales eléctricas vibra a frecuencia por arriba de los 20 [KHz]. Normalmente el rango de las frecuencias de operación en aplicaciones médicas es de 2 [MHz] a 30 [MHz].

Las vibraciones producen frentes de ondas que se propagan a través del cuerpo y que viajan a diversas velocidades, en función del tipo de tejido. Por ejemplo, en los tejidos blandos, la velocidad promedio de la onda es de 1,540 [m/s]. Esta velocidad depende de dos características de los medios por donde se propague; densidad y la compresibilidad, siendo ésta última, la propiedad que tiene la materia de modificar su volumen al estar sujetos de una presión.

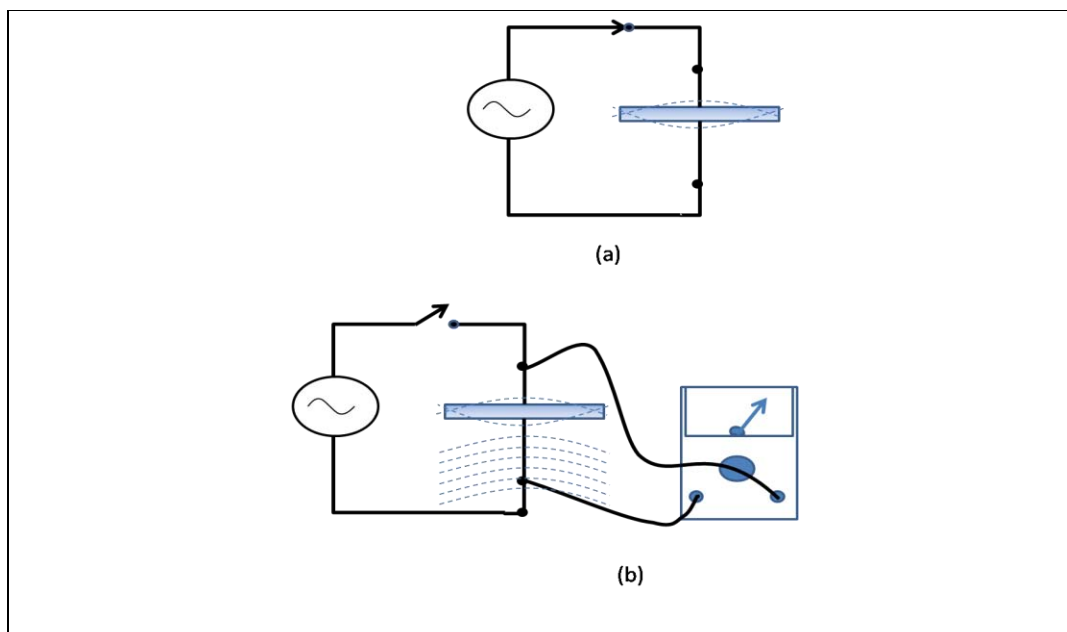


Figura 3.2.1 (a) Piezoeléctrico vibra al ser estimulado por voltaje. (b) Piezoeléctrico produce voltaje al ser expuesto a vibraciones

Al viajar las ondas por el medio y encontrarse con un medio distinto la velocidad varía y parte de la señal emitida rebota, viajando en sentido inverso hacia el sensor. Si al transductor piezoeléctrico se le ha dejado de estimular (aplicar voltaje), éste detecta dichas vibraciones y ahora él genera señales de voltaje. Esto implica que las señales de voltaje que estimulan al sensor duran un intervalo de tiempo breve, para posteriormente, el mismo sensor detecte las vibraciones producidas por el “rebote” y genere señales de voltaje que son capturadas y procesadas. En la figura 3.2.1(a) se representa a un piezoeléctrico que al ser estimulado con

voltaje, vibra; la figura 3.2.1 (b), muestra que al incidir la onda de rebote se produce la vibración en el sensor y él genera voltaje.

Con base a la magnitud de la onda que rebota y al tiempo que tarda en presentarse, se obtendrán niveles de voltaje que permiten calcular la distancia a la que se encuentra el objeto y su consistencia. En la Tabla 1.3.2.2.1, se mostró algunos de los valores de la velocidad de propagación para diversos materiales incluyendo algunos tejidos.

Otro factor a considerar es la frecuencia de la señal, pues de ella puede depender la resolución que se desea y con ello la calidad de la imagen que se pueda generar. A menor frecuencia, mayor penetración pero menor resolución; por el contrario, a mayor frecuencia, se consigue menor penetración, pero mayor resolución.

En la Tabla 3.2.1 se muestra los diversos modos de operación de los equipos de ultrasonido. En dicha tabla se incluye el modo Doppler, que permite conocer la velocidad y dirección de las células sanguíneas, y visualizar con ello el flujo sanguíneo.

Tipo	Característica	Aplicación
Modo A	El transductor normalmente se mantiene fijo y se toma en cuenta la magnitud de la señal que rebota y la distancia a la que se encuentran los objetos	Oftalmológica
Modo B	Permitía la visualización de imágenes bidimensionales y obtener cortes panorámicos. En este modo el transductor se mantenía fijo. Actualmente ya no se usa este modo.	General
Modo M	Es utilizado en estructuras pulsantes	Cardiológica
Tiempo Real	Son los sistemas más utilizados actualmente y permiten obtener imágenes en tiempo real en 2D, 3D, 4D	General
Doppler	Se utilizan para la detección y medición del flujo sanguíneo	Cardiológica

Tabla 3.2.2 Los diversos tipos de sistemas de ultrasonido aplicados en el área médica

Para ello se hace uso del efecto Doppler, que como se sabe, representa el cambio en la frecuencia de la señal que rebota en un objeto que se encuentra en movimiento. En este caso, al chocar la onda con las células sanguíneas, se produce un cambio en la frecuencia en las señales que rebotan con lo que podemos determinar la velocidad a la que se desplazan.

Una vez generado el estímulo hacia el transductor, por un intervalo de tiempo, y detectado las vibraciones por los rebotes de la señal de onda, los voltajes que se producen en el transductor son capturados y digitalizados para su procesamiento, visualización, almacenamiento y la generación de reportes. Todo esto se lleva a cabo bajo el control de un sistema computacional. En la Figura 3.2.2 se muestra un diagrama a bloques general de un sistema de ultrasonido para aplicaciones médicas.

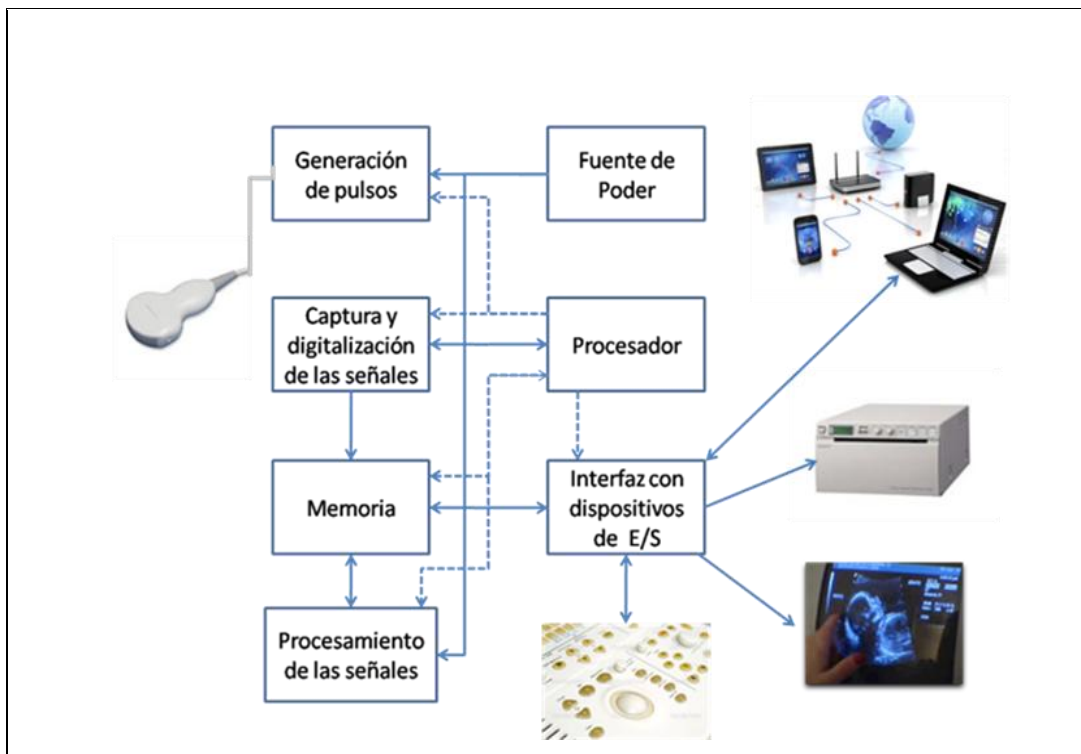


Figura 3.2.2 Diagrama de bloques de sistema de ultrasonido

3.2.1 Fuente de poder

Todo dispositivo o sistema electrónico requiere del suministro de energía eléctrica o Fuente de Poder para su operación, que puede ser en forma voltaje de corriente directa (DC) o bien,

de voltaje de corriente alterna (AC), siendo la primera la más frecuente y de la que se discutirá en el presente capítulo.

Por lo que se refiere a los valores de voltaje requeridos, son las aplicaciones y las funciones que realizan las que llegan a determinarlos. Con la aparición de los semiconductores la tecnología TTL alcanzó predominio lo que implicó el requerimiento del suministro de 5V de DC; en el caso de las comunicaciones entre procesadores y los sistemas periféricos, uno de los estándares que fue el referente es el RS232-C, que requería voltajes positivos y negativos, de ± 3 [V] a ± 25 [V], siendo el más utilizado el de ± 12 [V]. Este requerimiento de voltajes positivos y negativos también fue necesario para los sistemas analógicos, como amplificadores y sistemas de comunicación analógica.

Posteriormente, con la aparición de los primeros microprocesadores, como el i8080 de Intel, surge la necesidad de incorporar fuentes de alimentación de -5 [V] DC pues algunos de sus circuitos de soporte requerían de este voltaje. Finalmente, con la finalidad de disminuir el consumo en los sistemas electrónicos, se han hecho modificaciones en los diseños que han permitido incorporar dispositivos digitales que pueden funcionar con un voltaje de 3.3 [V] DC. Actualmente este conjunto de voltajes se encuentran en la mayoría de los sistemas de cómputo.

Un factor a considerar es el rango de variación que se puede tener en los voltajes que proporcionan las fuentes de alimentación, que puede estar definido por la tecnología en la que se aplica o por el tipo de aplicación en donde se emplea. Por ejemplo, en la tecnología TTL, el voltaje requerido es de 5 [V] y la variación permitida es del $\pm 10\%$. En algunos casos, los requerimientos pueden ser menos estrictos, como sería en algunos juguetes o el encendido de alguna lámpara o motor. Más adelante se discutirá este punto con mayor detalle.

Finalmente, otro aspecto a considerar es la seguridad. La prevención contra fallas en el funcionamiento de la fuente que llegue a dañar el sistema que alimenta, la excesiva

demanda de corriente, las fallas en la línea de suministro, etc. Dentro de los eventos que deben de prevenirse que ocurran están¹⁸:

- Evitar que se produzca una flama por exceso de corriente
- Humo excesivo
- Carbonización del circuito impreso
- Fundición de algún conductor en el circuito impreso
- Ruido excesivo
- Emisión de material derretido

Fuentes de Poder Lineales

Las fuentes de poder lineales es el primer tipo de fuentes que son incorporadas en los sistemas electrónicos y fueron la base de la industria de las fuentes de poder hasta la aparición de las fuentes conmutadas en la década de los 60's. Aun hoy en día son de amplio uso por la simplicidad en su implementación y la cantidad de componentes electrónicos disponibles que se encuentran en el mercado.

¹⁸ ATX12[V]. Power Supply Design Guide. Version 1.3 [3]

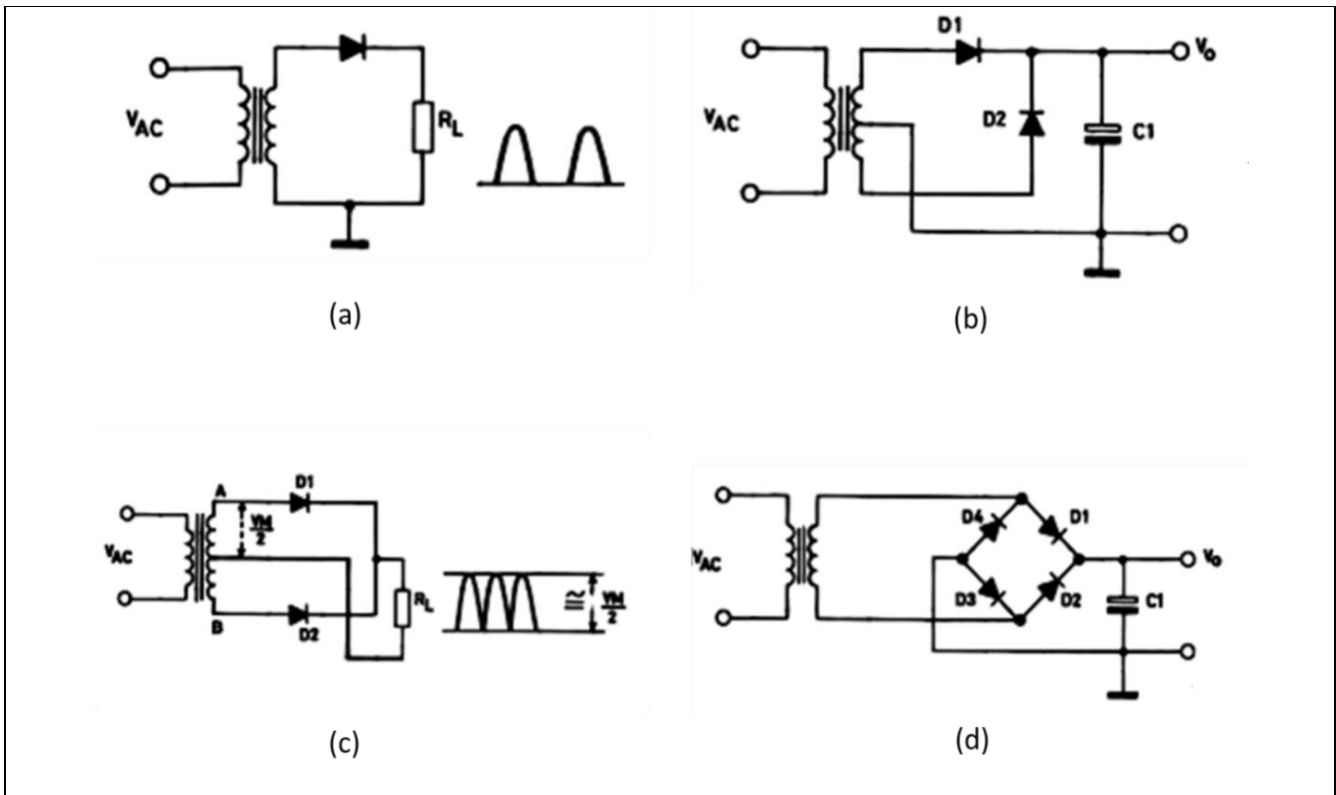


Figura 3.2.1.1 Configuraciones de circuitos rectificadores. (a) Rectificador de media onda; (b) Rectificador de onda completa; (c) Rectificador de onda completa; (d) Rectificador de onda completa con puente de diodos

Las fuentes de poder se alimentan del voltaje de línea que nominalmente es de 110 [VAC]. Por esto, en la etapa de entrada de estos dispositivos se encuentra generalmente un circuito rectificador para la obtención de voltaje de corriente directa. Dependiendo de las necesidades, y en algunos casos el costo, el circuito rectificador que se seleccionará puede ser alguno de los que se muestran en la Figura 3.2.1.1.

El circuito que se muestra en la Figura 3.2.1.1(a) es la configuración más básica. Al conectarse uno de las terminales del devanado secundario del transformador a tierra, sólo la parte positiva de la señal que se presenta en la otra terminal se transferirá a la resistencia de carga (R_L), considerando que el diodo trabaja en condiciones ideales. Dado que sólo medio ciclo de la señal de AC se presenta en la R_L , el circuito recibe el nombre de rectificador de media onda. En estas condiciones difícilmente este circuito puede alimentar algún dispositivo o sistema ya que menos del 50% de la energía es transferida; puede ser utilizado para alimentar una lámpara.

El voltaje promedio en la R_L está dada por,

$$V_{dc} = \frac{1}{T} \int_0^T V_S(t) dt = \frac{1}{2\pi} \int_0^\pi V_{max} \sin wt \, dwt = \frac{V_{max}}{\pi} = 0.318V_{max} \quad (3 - 1)$$

Y la tensión eficaz es,

$$V_{rms} = \sqrt{\frac{1}{2\pi} \int_0^\pi (V_{max} \sin wt \, dwt)^2} = \frac{V_{max}}{2} \quad (3 - 2)$$

Para poder aprovechar el 100% de señal de entrada se puede utilizar los circuitos de las Figura 3.2.1.1 (b) a Figura 3.2.1.1 (d), que diversas configuraciones de rectificadores de onda completa. Las configuraciones de los circuitos en las figuras (b) y (c) sólo utilizan dos diodos rectificadores y el transformador tiene una terminal adicional que se deriva de la mitad del devanado secundario (transformador con derivación o tap central).

Tomando en cuenta el circuito de la Figura 3.2.1.1 (b), el tap central es conectado a tierra y con referencia a este punto se considera la señal. Durante la parte positiva de la señal con respecto a tap central, el diodo D_1 conduce lo que producirá que el capacitor C_1 se cargue hasta alcanzar el voltaje máximo. En contraparte, durante la porción negativa D_1 no conduce, y es ahora el diodo D_2 , quién permite el paso de corriente hacia C_1 .

Durante la parte positiva C_1 se carga y una vez que la señal regresa a cero tiende a descargarse hasta el punto en que la corriente que pasa por D_2 reinicia su recarga. Dependiendo de la capacidad de C_1 , será el nivel de descarga que alcance. La Figura 3.2.1.2 muestra la forma del voltaje en los extremos de C_1 . En ambas configuraciones el voltaje que debe presentarse en los extremos del transformador debe de ser del doble del valor deseado más 0.7V que correspondería a la caída en cada diodo durante el trayecto de corriente.

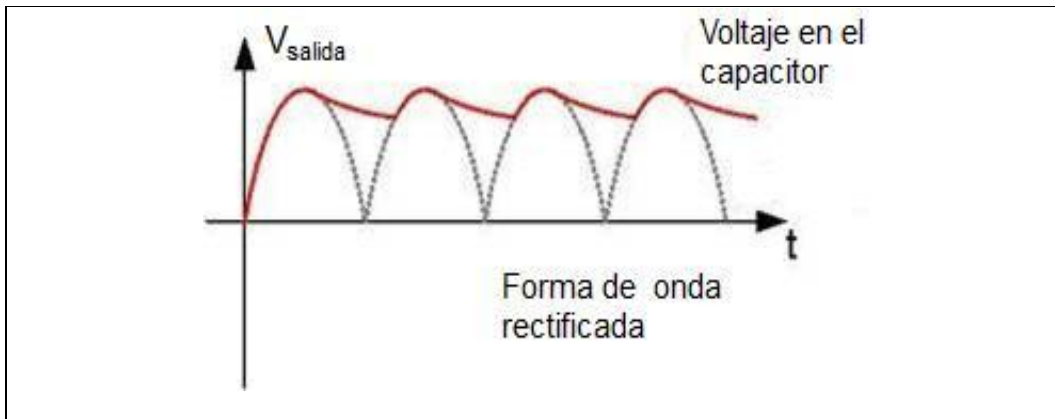


Figura 3.2.1.2 Forma de onda de un rectificador de onda completa

Una variante del rectificador de onda completa es el de la figura 3.2.2.1 (d), donde se incorporan cuatro diodos (puente de diodos) y sin la terminal del tap central. En esta configuración, durante la parte positiva de la señal la corriente circula por el diodo D_1 , “pasa” por el capacitor C_1 y retorna a la otra terminal del transformador a través del diodo D_3 . Para la parte negativa de la señal, la corriente pasa a través del diodo D_2 y retorna a la otra terminal del transformador por el diodo D_4 . En esta configuración, si el voltaje de salida V_O que se requiere es pequeño es conveniente que se tome en cuenta que para cada polaridad de la señal la corriente circula por dos diodos, lo que implica una caída de aproximadamente 1.4 [V], por lo tanto se debe tener en las terminales del secundario del transformador, bajo condiciones, al menos $V_O + V_S$.

Tomando como referencia la ecuación (1) el valor promedio de voltaje en la carga está dado por,

$$V_{dc} = \frac{2V_{max}}{\pi} \quad (3 - 3)$$

Dado que la eficiencia de estas configuraciones es muy baja y el voltaje que se puede obtener de estos circuitos rectificadores está sujeto a las variaciones del voltaje de línea, se requiere incorporar una etapa de regulación que mantenga el voltaje estable, independientemente de las variaciones mencionadas y de los cambios en la demanda de corriente por parte del circuito que alimenta. Un ejemplo de una etapa de regulación se muestra en la Figura 3.2.1.3.

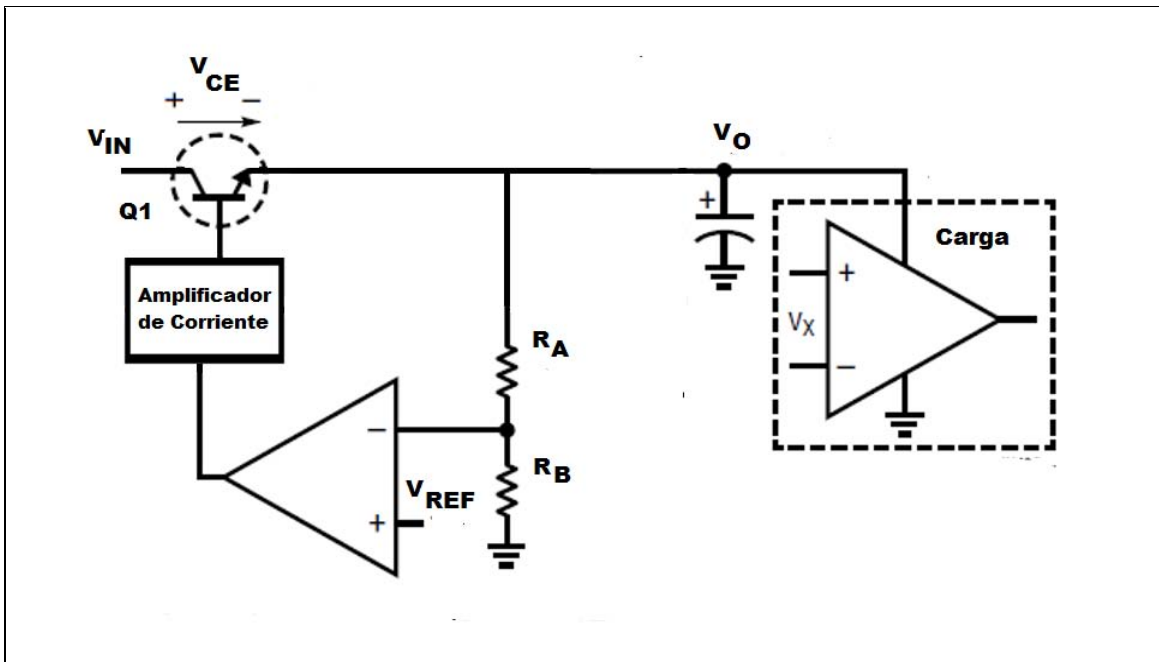


Figura 3.2.1.3 Etapa de regulación

El transistor Q_1 se comporta como una “resistencia” eléctrica variable entre Colector y Emisor en función de la corriente de base. El divisor de voltaje constituido por R_A y R_B se alimenta del voltaje de salida V_O ; el voltaje de dicho divisor se compara contra un voltaje de referencia (V_{REF}) que se ajusta a un valor que corresponda al voltaje de salida esperado y que a su vez permita proporcionar la suficiente corriente a la base de Q_1 para que opere en la región lineal.

Al existir un incremento en el voltaje de entrada (V_{IN}), el voltaje proveniente del divisor de voltaje (V_{R_B}) aumentará con respecto al voltaje de referencia establecido lo que producirá una variación en la corriente que producirá que el voltaje V_{CE} aumente y por ende el voltaje V_O disminuya. Por otro lado, si el voltaje V_{IN} disminuye, disminuirá el voltaje V_O existiendo una disminución en el voltaje del divisor con respecto al de referencia lo que ocasionará que varíe la corriente en la base de Q_1 y con ello el voltaje V_{CE} disminuya con lo que V_O produciendo que se restablezca al valor de V_O deseado.

Para esta configuración debe de existir una diferencia mínima de 2.5 [V] entre V_{IN} y V_O cuando el voltaje pico V_p , a la entrada de la etapa rectificadora se encuentre en el valor mínimo esperado.

Como se ya mencionó este tipo de fuentes de poder lineales prevalecieron por muchos años lo que propició que muchas empresas diseñaran y produjeran una gran cantidad de circuitos y Chips de soporte, sin embargo presentan algunas desventajas entre las que destaca su baja eficiencia por la pérdida de energía que se disipa en $Q_1(V_{IN} - V_O)*I_O$.

Si se asume que el capacitor es lo suficientemente grande para que el rizo en V_{IN} sea insignificante y tenga un valor aproximado a $V_O + 2.5$, la cantidad de calor que se disipará en el transistor es pequeña. Sin embargo, cuando el voltaje de línea alcanza el máximo valor de tolerancia establecido, la situación es distinta. Por ejemplo, si se asume que el voltaje de línea tiene un rango de ± 15 [V], la corriente de carga es de 10 [A], la potencia disipada para los voltajes de salida de 5 [V], 15 [V] y 30 [V] se incrementa considerablemente como se puede apreciar en la Tabla 3.2.1.1.

V_O [V]	I_O [A]	$V_{IN}(\text{min})$ [V]	$V_{IN}(\text{max})$ [V]	V_{CE} [V]	$P_{IN}(\text{max})$ [W]	$P_O(\text{max})$ [W]	Disipación $Q_1(\text{max})$	Eficiencia %
5.0	10	7.5	10.1	5.1	101	50	51	50
15.0	10	17.5	23.7	8.7	237	150	87	63
30.0	10	32.5	44.0	14	440	300	140	68

Tabla 3.2.1.1 Tabla de valores de corriente, voltaje, potencia y eficiencia para diversos valores de voltaje en una fuente de poder lineal

Como se puede ver la eficiencia es muy baja para voltajes pequeños. Más aún, si se toma en cuenta el rizo de la señal V_{IN} a 5 [V] y la tolerancia en el voltaje de línea es de $\pm 15\%$ la eficiencia puede llegar a bajar entre el 32% y 35%.

Para calcular la eficiencia tenemos la siguiente expresión,

$$\eta = \frac{P_o}{P_o + P_{p\acute{e}rdidas}} = \frac{V_o * I_o}{V_o * I_o + (V_{in} - V_o) * I_o} = \frac{V_o}{V_{in}} \quad (3 - 4)$$

Otra de las desventajas que presenta este tipo de fuente de poder es el tamaño del transformador requerido. A mayor corriente, el tamaño del transformador requerido era de mucho mayor tamaño lo que a su vez implicaba mayor volumen y peso.

Resumiendo, se puede decir que las aplicaciones en las que se pueden usar este tipo de fuentes de poder son¹⁹:

- Sistemas de bajo costo y simples
- Aplicaciones en lo que se requieran fuentes de poder que produzcan poco ruido y el voltaje de salida tenga muy poco rizo
- Respondan a de manera instantánea a los cambios que se presenten en la carga
- Aplicaciones en donde se requiera que la diferencia de voltaje entre la entrada (V_{IN}) y el voltaje de salida (V_O) sea mínima

Fuentes de Poder Conmutadas (SMPS Fuentes de Poder en Modo Switcheo)²⁰

Existen dos tipos de fuentes de “switcheo”, modo directo (Forward Mode) y Modo de incremento (Boost-Mode) que difieren en la manera en la que los componentes magnéticos son operados.

El Forward-Mode se reconoce por que en la etapa de salida se encuentra un filtro L-C que produce el voltaje de CD de salida y corresponde al valor promedio de la señal rectangular que se produce en la entrada

$$V_{out} = V_{in} * \text{ciclo de trabajo} \quad (3 - 5)$$

El controlador de la fuente de poder varía el ciclo de trabajo de la señal rectangular y con ello el valor promedio del voltaje de salida. Dentro de este tipo de fuentes de poder la más sencilla es la “**Buck**” (**Ciervo**) o convertidor de paso hacia abajo (step-down converter), que se muestra en la siguiente Figura 3.2.1.4. Para entender su comportamiento se analizará en dos momentos; cuando el SW está en posición de encendido y cuando se encuentra en posición de apagado.

¹⁹ Basic Concepts of Linear Regulator and Switching Mode Power Supplies. Application Note 140. Henry J. Zhang. October 2013 [43]

²⁰ Switch-Mode Power Supply. Reference Manual. ON Semiconductor SMPSRM/D. Rev. 4, Apr-2014 [31]

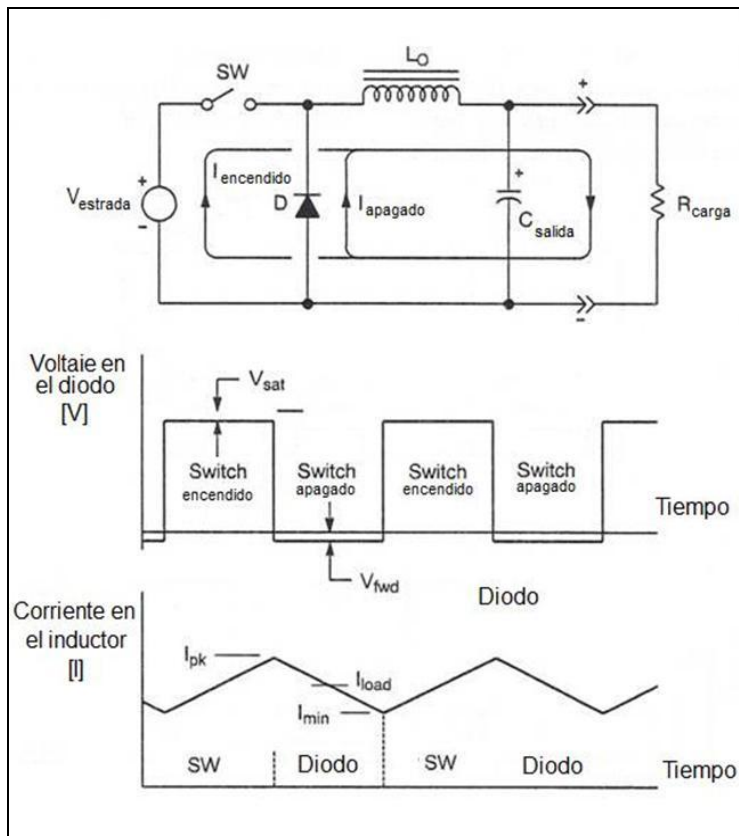


Figura 3.2.1.4 Fuente de Poder tipo Buck

Cuando el interruptor (SW) está cerrado el voltaje de entrada V_{IN} pasa al filtro L-C y asumiendo que se encuentra en estado estable, se tendrá un voltaje en la resistencia de carga (R_L). La corriente en el inductor comenzará a incrementarse siguiendo el comportamiento de una rampa lineal desde un estado inicial que está en función del flujo remanente existente. La corriente en el inductor está dada por la energía que se almacena como flujo magnético en el núcleo del inductor.

$$i_L(on) = \frac{(V_{in}-V_o)}{L} t + i_{init}; 0 \leq t \leq t_{on} \quad (3 - 6)$$

Cuando el interruptor SW se abre la energía almacenada se transfiere a la R_L al quedar el diodo D_1 polarizado en directa

$$; \quad i_L(\text{off}) = i_{pk} - \frac{V_{out}}{L}t; \quad 0 \leq t \leq t_{off} \quad (3 - 7)$$

Este tipo de convertidor es capaz de proporcionar 1 [KW], pero generalmente se utiliza en aplicaciones que incluyen la fuente de poder en el mismo circuito impreso y requieren una potencia de menos de 100 [W].

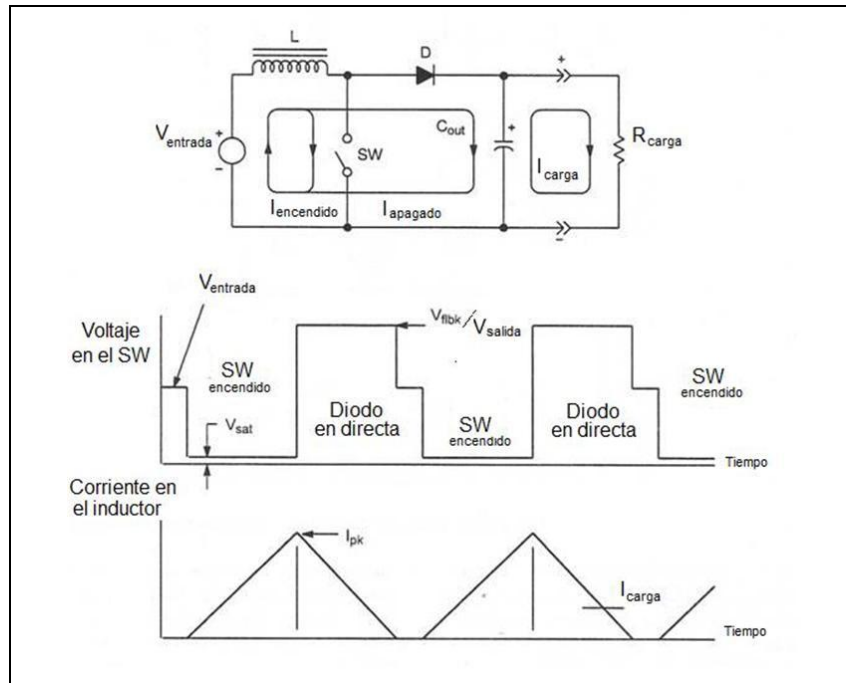


Figura 3.2.1.5 Convertidor Flyback-Mode

El convertidor Flyback-Mode

Este tipo de convertidor corresponde al tipo Boost-Mode que en principio cuenta con los mismos elementos pero interconectados de manera distinta. La Figura 3.2.1.5 muestra una representación de este tipo de fuente de poder y las señales voltaje y corriente que se asocian.

Nuevamente, se analizará su comportamiento en dos etapas. Se inicia cuando el interruptor (SW) se encuentra cerrado lo que produce que la corriente en el inductor inicie desde cero y está dada por,

$$i_L(\text{on}) = \frac{V_{in}}{L}t \quad (3 - 8)$$

La corriente pico se presenta cuando el interruptor (SW) se abre, y está dada por,

$$i_{pk} = \frac{V_{in} * t_{on}}{L} \quad (3 - 9)$$

Una vez abierto el interruptor la energía almacenada en el núcleo del inductor se transferirá hacia el capacitor y la carga a través del diodo D_1 . La corriente en el inductor sigue el comportamiento de una rampa lineal de pendiente negativa cuyo valor está dado por

$$i_{L(off)} = \frac{(V_{in} - V_o)}{L} \quad (3 - 10)$$

Los convertidores Boost se limitan aplicaciones que requieren de 100 [W] a 150 [W] debido a los elevados picos de corriente que producen. En una configuración como la mostrada se considera que no está aislada eléctricamente la etapa de salida de la línea de alimentación por lo que el voltaje de entrada se limita a 42.5 [VDC], dado que algunas normativas tienen establecido que voltajes superiores a este valor son peligrosos. Ésta condición se puede modificar si se sustituye el inductor por un transformador.

En cuanto a la frecuencia de conmutación, dependiendo del tipo de aplicación, se tiene opciones que van desde 100 [KHz] hasta varios [MHz]. Si bien al incrementar la frecuencia de conmutación se disminuye el tamaño de los elementos de filtrado, se aumenta el total de las pérdidas por calor por componentes de AC, por lo que se requerirá de un área de disipación mayor.

Dentro de las ventajas que se puede mencionar por el uso de este tipo de fuentes de poder es que no requieren de transformadores de gran tamaño si la demanda de corriente es elevada. Esto reduce considerablemente su tamaño y su peso, además del costo.

Otra de las ventajas es que se reduce considerablemente la pérdida de energía por calor, ya que el interruptor (SW) que se ha mencionado es en realidad un transistor, que opera en la región de saturación, por lo que el voltaje V_{CE} es mínimo. Esta condición permite que la eficiencia sea cercana al 100%. Esto depende del desempeño de los componentes, pues hay que considerar que hay pérdida en la conducción de Q1 y D1, así como por la resistencia en el devanado del inductor. Figura 3.2.1.6

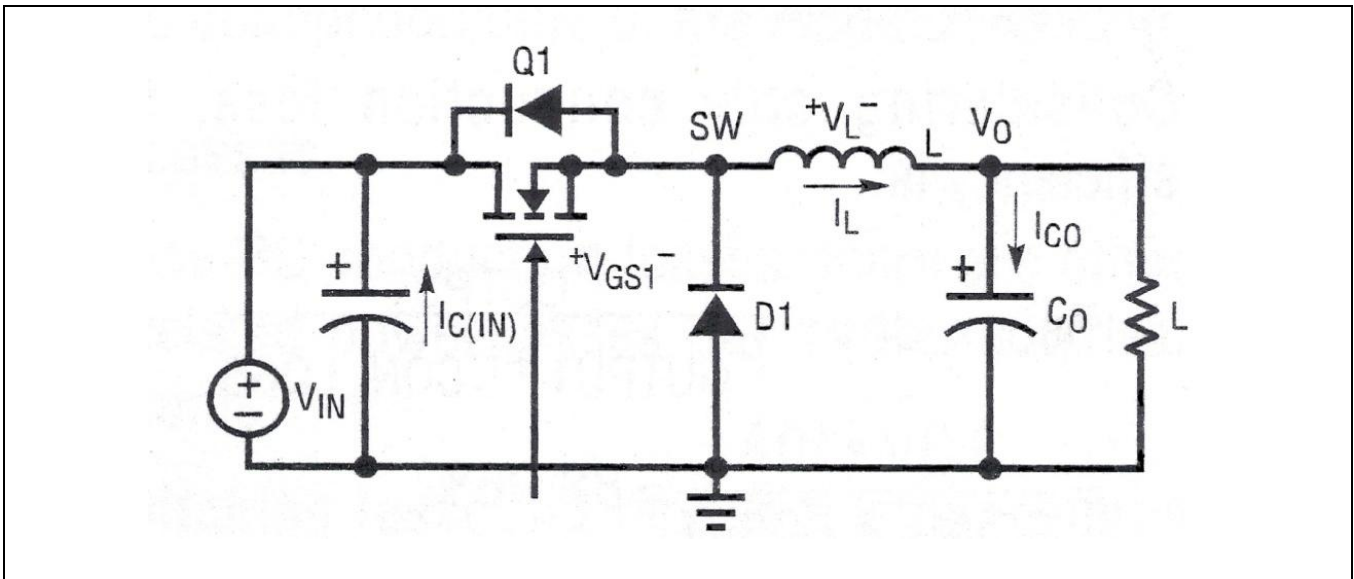
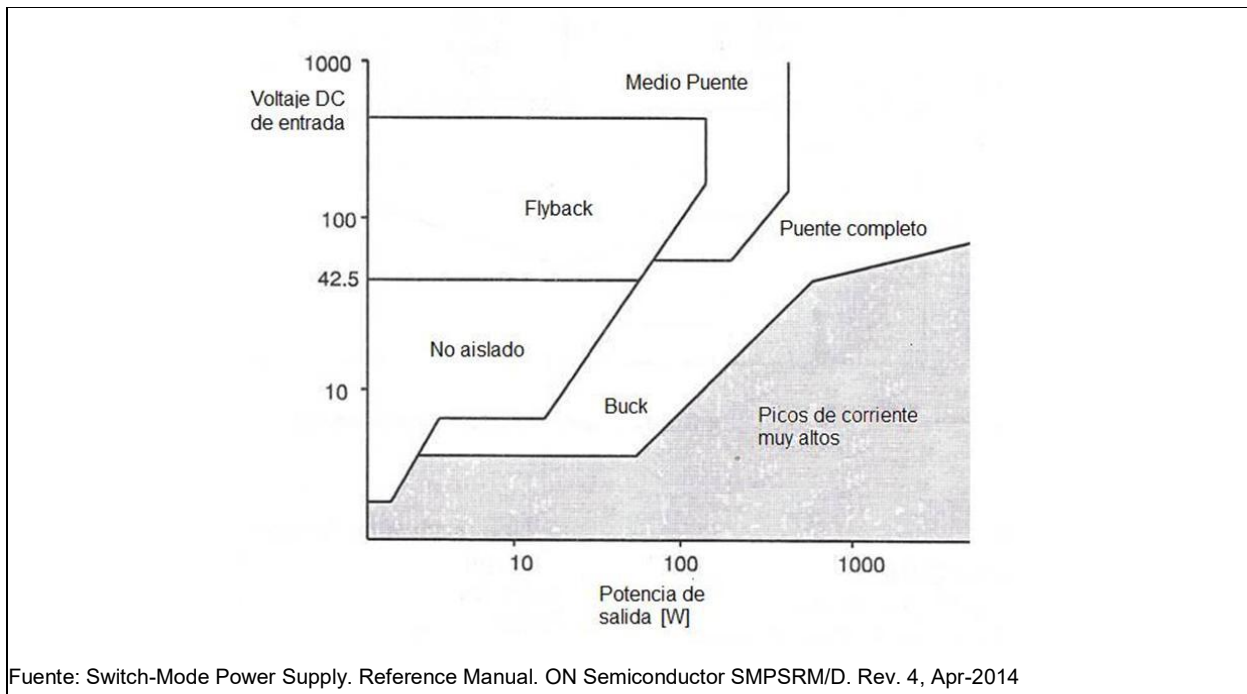


Figura 3.2.1.6 Ejemplo de Fuente conmutada con transistor

Finalmente, una ventaja más se presenta cuando se requiere de varios voltajes de salida ya que este tipo de fuentes pueden proporcionarlos incorporando un transformador con diferentes derivaciones. La Figura 3.2.1.7 muestra algunas de las topologías más comunes y su rango de operación dado el voltaje de entrada y la potencia requerida.



Fuente: Switch-Mode Power Supply. Reference Manual. ON Semiconductor SMPSRM/D. Rev. 4, Apr-2014

Figura 3.2.1.7 Rangos de operación recomendados para diversos tipos de fuentes conmutadas en función del voltaje de entrada y la potencia de demanda

3.2.2 E-box (CPU-Sistema de adquisición)

Para la generación de las imágenes que produce un sistema de ultrasonido en el área médica se requiere de un sistema que integre diversos componentes. En primera instancia un sistema digital o procesador que se encargue del control de todo el sistema; un sistema que se encargue de la generación de las señales de ultrasonido y de capturar las señales que “rebotan” para procesarlas y finalmente un elemento que se encargue de reproducir las imágenes o video, así como, proporcionar información del tamaño y volumen de los órganos que se están analizando.

Por lo que corresponde al sistema digital frecuentemente los sistemas de ultrasonido tienen incorporado una computadora personal (PC) o una tarjeta madre (motherboard) de las que son usadas para la construcción de este tipo de computadoras.

Sistema PC

Como es sabido este tipo de sistemas son resultado de la evolución que han tenido los sistemas personales cuya propuesta original la hizo IBM el 12 de agosto de 1981. Puede parecer innecesario hacer un recordatorio de este tipo de sistemas pero se considera adecuado para comprender mejor su funcionamiento.

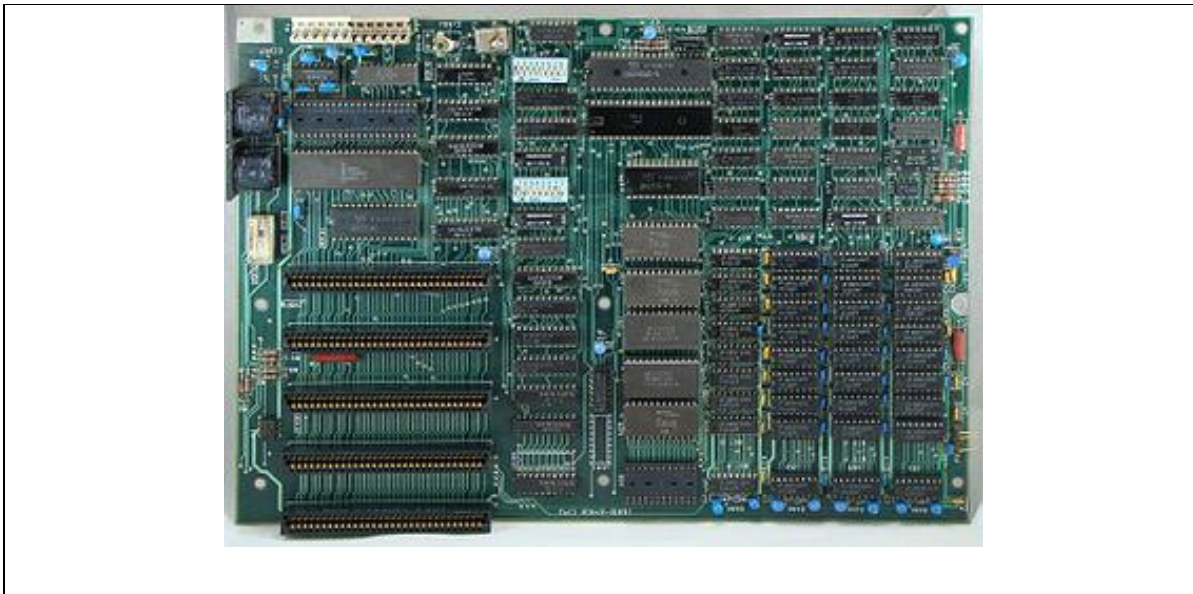


Figura 3.2.2.1 Motherboard de la primera Computadora Personal de IBM (PC)

La base era un microprocesador Intel 8088 a 4.77 [MHz]. pero dada la baja capacidad de integración que en ese momento existía se requería de un componente externo para generar

la señal de reloj y en este caso de tenía el Chip generador de reloj Intel 8284, con un cristal a una frecuencia de 14.31818 [MHz] que incorporaba dos divisores de frecuencia; uno que dividía la señal por tres para generar los 4.7727267 [MHz] para el microprocesador y un divisor por cuatro para generar la señal de 3.579545 [MHz] que era usada por la tarjeta de video CGA.

Para el manejo de las interrupciones se tenía el controlador programable de interrupciones (PIC) Intel 8259 que tenía la capacidad para procesar hasta ocho interrupciones, de IRQ0 a IRQ7. La Tabla 3.2.2.1 muestra las interrupciones asociadas.

Interrupción	Función
IRQ0	Temporizador del Sistema
IRQ1	Teclado
IRQ2	Segundo PIC
IRQ3	Puerto Serial
IRQ4	Puerto Serial
IRQ5	Reservado/Tarjeta de Sonido
IRQ6	Controlador de disco Floppy
IRQ7	Puerto Paralelo

Tabla 3.2.2.1 Tabla de Interrupciones original en la IBM-PC

Otro elemento que estaba incorporado era el temporizador (timer) programable (PIT) de Intel 8253; contenía tres timers (0, 1, 2) programables; timer0 se usaba para generar una señal 18,2 veces por segundo para disparar la interrupción IRQ0. Para la disminución de costos se incorporaron memorias RAM dinámicas (desde 16 [KB] hasta 64[KB]) por lo que era necesario programar intervalos de tiempo para “refrescarlas”; con este propósito se programaba el timer1 que generaba una señal periódicamente para que el controlador de Acceso Directo a Memoria (DMA) refrescará la memoria RAM. El timer2 se utilizaba para la generación de tonos que se reproducían en la bocina del sistema

Con la finalidad de disminuir los tiempos de transferencia de bloques de datos entre los dispositivos de E/S y la memoria RAM y viceversa se incorporó el controlador de DMA, Intel 8237. Este dispositivo cuenta con cuatro canales (0, 1, 2, 3); canal0 para refrescar la memoria RAM; canal2 para la transferencia de datos desde y hacia la unidad de disquete.

Para la comunicación de datos de forma paralela se incorporó el Chip de Interfaz Periférica Programable (PPI) 8255 que cuenta con tres puertos programables para el manejo desde un bit hasta palabras de ocho bits, según fuera el modo que se programara. Tenía asignados las direcciones de los puertos 60h, 61h y 62h. El puerto 60h era usado para la entrada del teclado o para leer el estado de arreglo de ocho interruptores (DIP switch) con los que se configuraban algunas de las características del sistema; puerto 61h era de salida y cada uno de sus 8 bits servía para controlar componentes del sistema, y el puerto 62h era usado para la leer el estado interruptores DIP de configuración adicionales, así como, también bits de señales de entrada.

Por lo que corresponde a la comunicación serial, se incorporaron dos Chip de Intel 8250 Receptor – Transmisor Universal Asíncrono (UART Universal Asynchronous Receiver/Transmitter), que cumple con el protocolo de señales establecido por el estándar RS-232C para la comunicación entre dos sistemas. Por los niveles de voltaje que eran usados (± 12 [V]) se limitaba la velocidad de transferencia por lo que fue sustituido por la tecnología del Bus Serial Universal (USB), que en la primera versión (USB 1.0) alcanzó transferencias de 1.5 [Mb/s] y actualmente (USB 3.1) de 10 [Gb/s].

Finalmente, se tenía una base para incorporar un coprocesador numérico Intel 8087 que le añadía la capacidad de realizar cálculos en punto flotante por hardware.

Dadas las limitaciones que tenían estos sistemas se incorporaron ranuras de expansión o buses a través de los cuales se presentan las líneas de datos, direcciones y las señales de control para agregar dispositivos o periféricos, como pueden ser tarjetas de video, sistemas de adquisición de datos, etc.

Al aumentar la velocidad de los procesadores, su capacidad de procesamiento (número de bits por dato) y el espacio de memoria de trabajo se incorporaron nuevos buses con mayor capacidad de transferencia, así como mayor de líneas para el acceso a memoria. Así se tienen los buses PCI (Peripheral Component Interconnect), PCI Express y el bus AGP (Accelerated Graphics Port).

Actualmente mucho de estos elementos ya no son identificables a simple vista debido a que con desarrollo alcanzado en la tecnología de los semiconductores, que ha permitido incorporar más transistores por área (Ver Figura 3.1) y disminuir los tiempos de respuesta, se ha logrado la integración de varios de estos componentes en un solo Chip, así como algunas funciones adicionales. A este tipo de Chips se le conoce como Chipset.

Existen diversas versiones de estos Chips y dependiendo del tipo de procesador son los elementos que contienen. De manera general se puede decir que están integrados por los siguientes bloques: Puente Norte (**North Bridge**) y Puente Sur (**South Bridge**). En el Chip North Bridge, que también se le conoce como Núcleo Controlador de Memoria (**Memory Controller Hub MCH**), se conecta directamente al procesador y puede contener los siguientes elementos:

- Controlador de memoria (si es necesario)
- Controlador para el bus PCI (si es necesario)
- Controlador del bus AGP (si es necesario)
- Interfaz para la transferencia de datos Chip de South Bridge

Por lo que respecta al Chip South Bridge, que también se le conoce como Núcleo Controlador de Entrada/Salida (I/O Controller Hub ICH) o Núcleo Controlador de Plataforma (Platform Controller Hub PCH) se encarga de controlar los siguientes dispositivos:

- Puertos de almacenamiento (Puertos paralelos y SATA)
- Puertos USB

- Módulo de Audio (si lo tiene incorporado)
- Módulo de el manejo de la red (LAN) (si lo tiene incorporado)
- Controlador del bus PCI (si lo tiene incorporado)
- Controlador de los carriles del Bus PCI Express (si lo tiene incorporado)
- Reloj de Tiempo Real
- Memoria CMOS
- Dispositivos como el controlador de interrupciones y de DMA
- Controlador para las ranuras de expansión anteriores como el ISA

En lo relativo al procesador, su evolución ha ido en varios sentidos. Uno de ellos es la velocidad, como ya se mencionó, así como, la longitud en bits del dato que pueden procesar, que ha aumentado.

Los primeros microprocesadores iniciaron con palabras de cuatro bits, y fueron incrementando su capacidad hasta los actuales de 32-bits y 64-bits de fabricantes como Advanced Micro Devices (AMD) e Intel, entre otros. Esto implica que el procesador puede realizar operaciones con datos que pueden ser representados hasta en 32-bits ó 64-bits respectivamente. Esto impacta en la velocidad de procesamiento o la cantidad de instrucciones por segundo que pueden ser ejecutadas.

Otra diferencia significativa entre estos tipos de procesadores es la capacidad de direccionamiento de memoria, esto es, la cantidad de bits para la selección de una localidad de memoria. En los procesadores de 32-bits pueden manejar hasta 4 GB y el los de 64-bits, por arriba de este valor. Esta característica tiene relevancia cuando el sistema se utiliza para diseño gráfico, cálculos ingenieriles y edición de imágenes ya que realizan grandes cantidades de operaciones para la generación de las nuevas vistas de las imágenes. Aquí es importante mencionar que en el caso de imágenes en 3D y/o videojuegos la mejora no es

significativa en los sistemas de 64bits. Lo más recomendable en este caso es la utilización de tarjetas para video²¹.

Otro cambio importante ha sido la velocidad del procesador que ha pasado de algunos [MHz] a hasta 3 [GHz] lo que ha implicado la demanda de memoria del sistema con menor tiempo de acceso.

Sin embargo, como ya se mencionó, estos sistemas tiene incorporados memorias dinámicas y sus tiempos de acceso son menores a los requeridos. Por ello, a los Chips de los procesadores se ha incorporado bancos de memoria de muy bajo tiempo de acceso, acorde a la velocidad del procesador. A este tipo de memoria se les conoce como memoria caché. La desventaja que se presenta cuando se incrementa la velocidad de procesamiento es que se genera una mayor cantidad de calor, situación que ha limitado la implementación comercial de procesadores a mayores velocidades.

Para solventar la limitante de la velocidad Intel desarrolló una la tecnología Hyper Threading (HT), que consiste en simular multiprocesamiento. Con un procesador que contenía varias unidades de ejecución. Para ello los procesos se dividen en subprocesos y aquellos que pueden ser ejecutados simultáneamente son alimentados a las diversas unidades de ejecución; cada subproceso se le denominaba “hilo”(thread). Para aprovechar esta característica al máximo las aplicaciones deben ser diseñadas con algoritmos de programación paralela, definiendo los diferentes hilos o subprocesos que podría ejecutarse de manera simultánea.

Posteriormente, es AMD quién en aras aumentar la velocidad de proceso, desarrolla la tecnología de Chips de multi-núcleo, iniciando en 2003 con el Athlon 64 X2 que es primero²².

Este dispositivo cuenta con dos procesadores trabajan de manera independiente lo que facilita el multiprocesamiento y con ello aumentar el número ejecución de instrucciones por

²¹What is the difference between a 32-bit and 64-bit CPU? <http://www.computerhope.com/issues/ch001498.htm> [46R]

²² Evolución de los microprocesadores. Luis Felipe Camacho, Andrea García, Rosero y Jaime Romero Gutiérrez. 15/02/2011. http://www.slideshare.net/LUCAZ_93/evolucion-de-los-microprocesadores-6938436 [12R]

segundo. Esto implica también un cambio en cuanto el sistema operativo, pues ve a ambos procesadores como recursos que tiene que administrar y optimizar en el momento de distribuir las tareas. Ver Figura 3.2.2.2

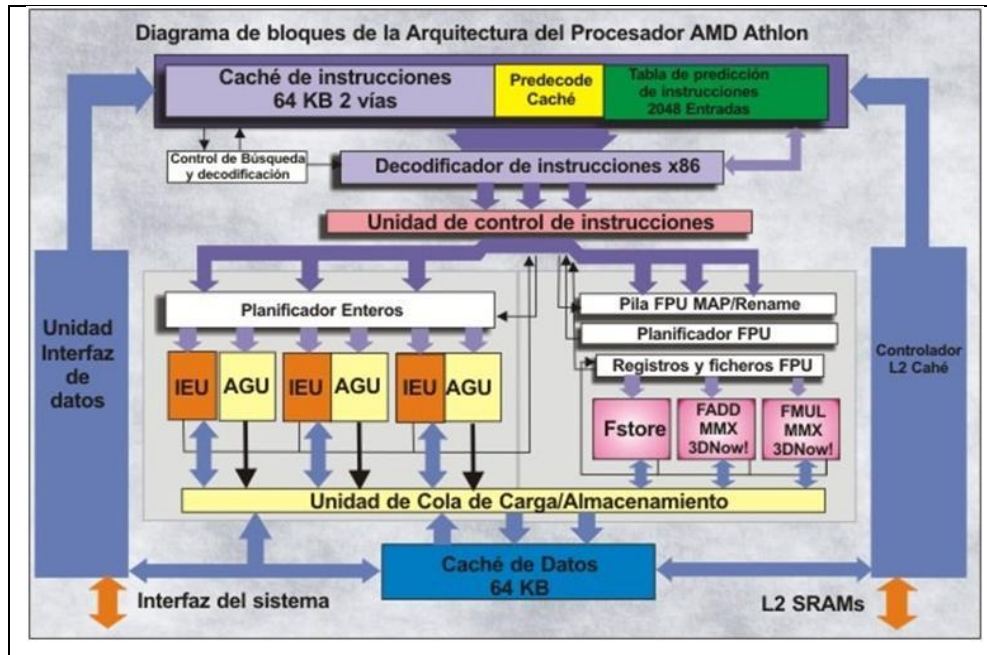


Figura 3.2.2.2 Estructura de un núcleo (AMD)

El beneficio principal estriba en que se pueden tener procesadores de varios núcleos trabajando a menor frecuencia pero con un desempeño mayor con los que se rompe con el paradigma de que la velocidad del procesador está directamente relacionado con su desempeño²³.

Actualmente se encuentran en el mercado teléfonos celulares que cuentan con procesadores que contienen hasta 16 núcleos y las perspectivas de desarrollo en este sentido se amplían. Ya en 2009 Intel liberó un procesador con 48 núcleos y una de las metas a mediano plazo es llegar a la fabricación de procesadores con 1000 núcleos.

Por lo que corresponde al software, las tarjetas madre contienen una memoria del tipo ROM en donde se encuentra un conjunto de programas que se conoce como BIOS (**Basic Input**

²³ Dual Core Processors – A brief overview. Anirban Sinha. April 2006. <http://anirban.org/cs521/ass9.pdf> [38R]

Output System). Esta memoria se encuentra mapeada en el espacio de la memoria del sistema en la dirección en donde el procesador toma la primera instrucción después de haberse reiniciado (**reset**). De manera general se pueden identificar al menos tres módulos que son ejecutados al encenderse el equipo, a saber²⁴:

- Inicialización. Se inicializan y configuran los diferentes controladores y dispositivos de apoyo
- Diagnóstico. Se ejecutan algunos diagnósticos del sistema como es la memoria
- Cargador. Se descarga en memoria el sistema operativo

Una vez instalado el sistema operativo se le transfiere el control para su ejecución.

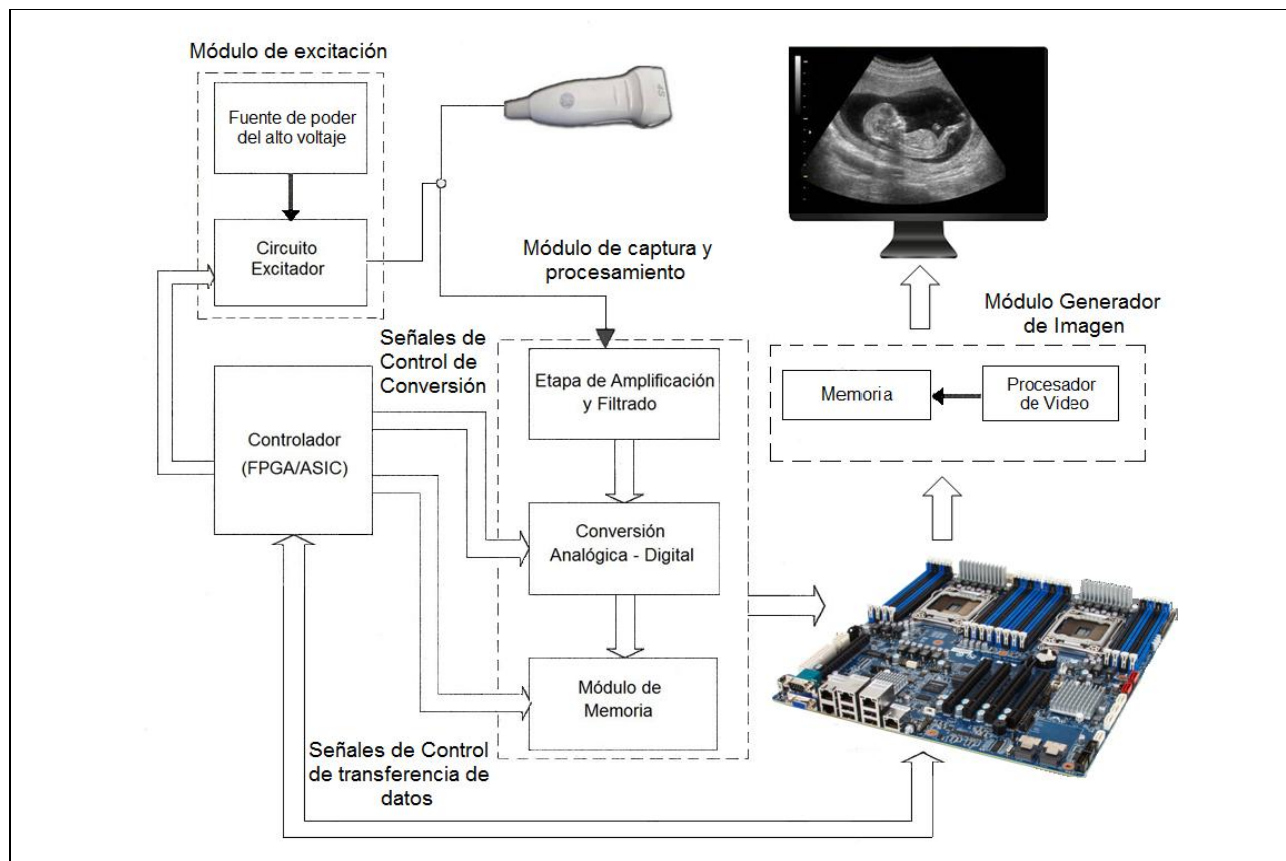


Figura 3.2.2.3 Diagrama a bloques de un posible configuración de un E-Box

²⁴ System Address Map Initialization in x86/x64 Architecture Part 1: PCI-Based Systems. INFOSEC Institute. Sep 16/2013. <http://resources.infosecinstitute.com/system-address-map-initialization-in-x86x64-architecture-part-1-pci-based-systems/> [41R]

E-Box

E-Box es la manera como algunos fabricantes de equipos de ultrasonido identifican al módulo que se encarga de la generación de las ondas ultrasónicas, la detección de las ondas que “rebotan” y su digitalización, así como su procesamiento para su despliegue y la generación de información.

Su implementación se lleva a cabo utilizando dispositivos Field Programmable Gate Array (FPGA), Application-Specific Integrated Circuit (ASIC), módulos comerciales y/o la combinación de ellos.

Los FPGA son bloques lógicos que pueden programarse tanto en su comportamiento, como en su interconexión, según las necesidades de los usuarios. En el caso de los ASIC, son dispositivos que son diseñados para realizar una tarea específica; pueden ser procesadores, tanto de propósito general, como para una aplicación específica, como el tratamiento de imágenes, audio, etc. En el caso de los módulos comerciales, se tienen tarjetas de vídeo especializadas, sistemas de adquisición de datos, etc.

En la Figura 3.2.2.3 se muestra un diagrama a bloques de una de las posibles configuraciones que se presentan en este tipo de sistemas.

Para la generación de las ondas ultrasónicas se requiere de sistema como el que se muestra en el diagrama de la Figura 3.2.2.4.

Para excitar al transductor es necesario aplicarle una señal senoidal acorde a su frecuencia de resonancia. Dicha frecuencia puede variar en función de la carga mecánica y de la temperatura, por lo que es necesario contar con un módulo que permita detectar la variación de la frecuencia de resonancia y ajustar la frecuencia de la señal de excitación. Para ello se cuenta con el Módulo Generador de Frecuencia de Excitación (MGFE) que está constituido por el comparador de fase, el filtro pasa banda bajas y el Oscilador Controlado por Voltaje (VCO).

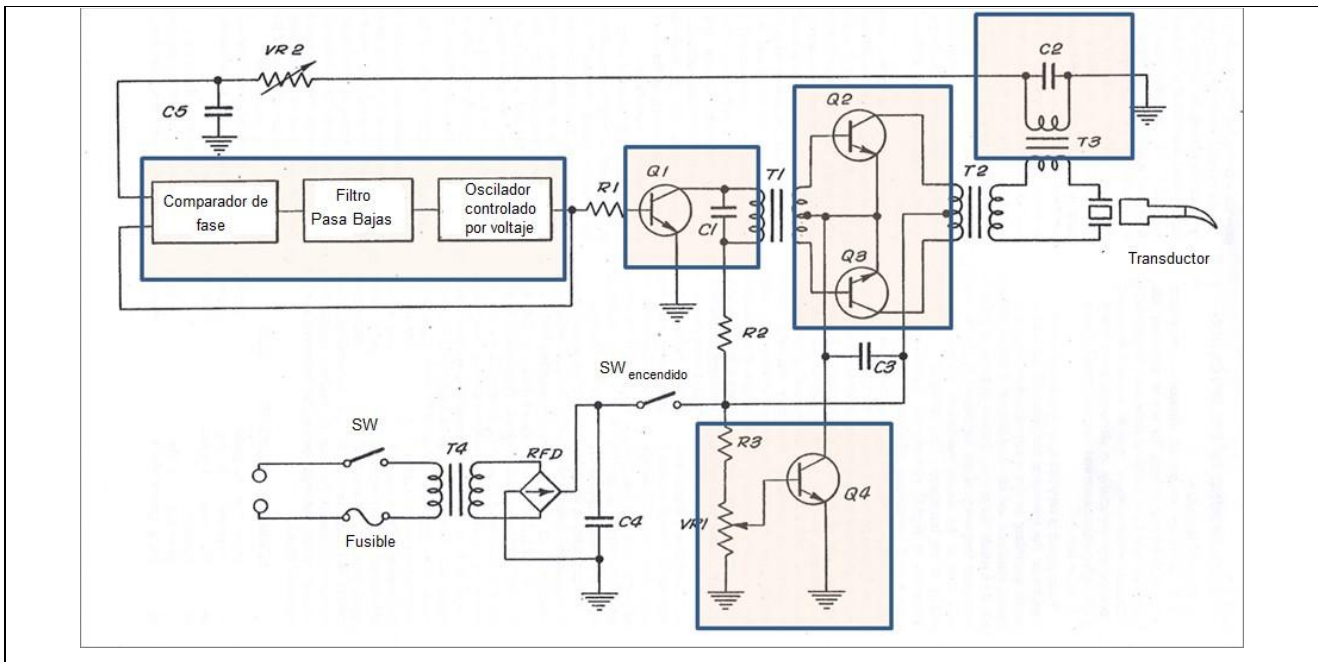


Figura 3.2.2.4 Diagrama de un circuito para la excitar un transductor ultrasónico

En principio el MGFE es sintonizado a la frecuencia natural de resonancia del transductor y la salida es retroalimentada al Comparador de Fase. Al estar ya en operación el transductor y presentarse una variación en la frecuencia de resonancia se detecta dicha variación a través del transformador T_3 cuyo primario se encuentra conectado en serie con el transductor. La señal del secundario de T_3 se retroalimenta al MGFE a través de un desplazador de fase formado por la resistencia variable VR_2 y el capacitor C_5 . Este desplazador de fase puede removerse en función de las características de conducción del circuito comparador de fase.

El capacitor C_2 tiene el propósito de rechazar todas las señales cuyas frecuencias no correspondan a la de resonancia del transductor.

Una vez ajustada la frecuencia, la señal se alimenta a la base del transistor Q_1 que cumple con la función de buffer para la etapa de amplificación de potencia que está constituida por el transformador T_1 y los transistores Q_2 y Q_3 , que forman un circuito inversor. Se agrega C_1 con la finalidad de sintonizar la etapa del primario del transformador T_1 a la frecuencia de resonancia del transductor. El capacitor C_3 se utiliza para eliminar el posible rizo en la señal.

Por otro lado, al incrementar la carga mecánica en el transductor, su admitancia se disminuye lo que ocasiona una variación en la potencia por lo que es necesario controlar dichos cambios. Para ello se utiliza el transistor Q_4 con la resistencia variable VR1.

Finalmente, a la salida de la etapa de amplificación de potencia se tiene el transformador T_2 que funge como elemento aislador entre el circuito excitador y el transductor, así como de transformador “elevador” (**booster**).

Módulo de adquisición

Por lo que corresponde al módulo que se encarga de la digitalización de las señales que “rebotan”, éstas son tomadas del transductor y pasadas por un amplificador y un módulo de filtrado para ser finalmente digitalizadas. Dependiendo del transductor y las características de la información que se desea obtener es el factor de amplificación, por lo que generalmente se utilizan amplificadores programables como puede ser el AD8332 de Analog Devices²⁵. Por lo que concierne a la digitalización, la mayoría de los sistemas de este tipo utilizan convertidores analógico-digitales de 10-bits de resolución.

Una vez digitalizada la señal, se almacena y se procesa para construir la imagen y dependiendo de las funciones que ofrezca el sistema se obtiene además las medidas de los órganos bajo observación. Generalmente los módulos que se encargan del control y procesamiento de la información se encuentran implementados en FPGAs.

Una variante que se presenta es cuando se desea medir el flujo sanguíneo, por lo que se aprovecha el efecto Doppler, que como se sabe, consiste en la variación de la frecuencia de la señal que rebota sobre un objeto en movimiento. Esto es, cuando el emisor y el objeto reflector se acercan, la frecuencia aumenta y disminuye cuando ambos se separan. En los sistemas de ultrasonido a esta aplicación se le conoce como proceso de Onda Continua Doppler (**CW Doppler Continuous Wave Doppler**).

El CW Doppler consiste en la transmisión y recepción de ondas de ultrasonido por medio de dos elementos. Estos elementos están constituidos generalmente por arreglos de 64 a 128

²⁵ Ultralow Noise VGAs with Preamplifier and Programmable R_{IN} Analog Devices http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8331_8332_8334.pdf [2R]

elementos piezo-eléctricos y las frecuencias a las que trabajan son de 1.0 [MHz] a 7.5 [MHz].²⁶

Uno de estos elementos está dedicado enviar las señales (ondas) y el otro a recibir el rebote correspondiente. Esto permite que la emisión de las ondas ultrasónicas sea de manera continua, de donde se deriva su nombre.

La información recibida por los transductores está compuesta por señales fuertes que corresponden a los tejidos estacionarios y señales muy débiles que provienen del flujo sanguíneo. Por las características de las señales y del número de canales (uno por elemento piezo-eléctrico) se requiere de componentes de alto desempeño y que generen muy bajo ruido, como podría ser MAX2038.²⁷

Reproducción de las imágenes en video

Una vez capturada la información del transductor y procesada para su exhibición se almacena en memoria para ser reproducida. Como se sabe toda imagen que se muestra en cualquier monitor se va “construyendo” en una memoria para su presentación en pantalla.

Actualmente las imágenes pueden reproducirse en formatos analógico o digital y los monitores o pantallas que se utilizan para mostrar la imagen generada por el ultrasonido son primordialmente de dos tipos, los Tubos de Rayos Catódicos (CRT Cathode Ray Tube) y los de Diodos Emisores de Luz (LED Light Emitter Diode). El primero es de una tecnología que tiene muchos años de usarse y actualmente tienden a desaparecer.

El video se constituye por una secuencia de cuadros o imágenes fijas que se presentan de manera continua. Se tiene estimado que cualquier acción de una persona puede ser reproducida si dicho movimiento se presenta a razón de 24 cuadros por segundo, por lo que si durante un intervalo de tiempo se logra tomar 24 fotografías por segundo y se exhiben de igual manera se puede apreciar adecuadamente la acción ocurrida en dicho intervalo²⁸.

²⁶ Continuous-Wave Doppler (CWD) Design Challenges in Compact Ultrasound-Imaging Equipment. John Scampini, Director, Equipment Management Maxim Integrated Products, Inc. [36]

²⁷ Ultrasound VGA Integrated with CW Octal Mixer. Maxim. [28]

²⁸ CRT Controller Handbook. Gerry Kane Osborne/McGraw-Hill. 1978. [23]

Independientemente del formato que se utilice se requiere que la información correspondiente a cada “cuadro” se despliegue de manera constante, situación que demandaría mucho tiempo del procesador del sistema.

Por ello estos sistemas tienen incorporado un módulo que se encarga de la reproducción de la imagen. Este módulo cuenta con una memoria en donde se almacena la información de cada cuadro acomodada por las líneas que la constituyen y de un procesador de video que se encarga de la conformación de la información que se va desplegando.

Esta idea se visualiza más fácilmente si observamos la Figura 3.2.2.5 (a). Se tiene la imagen de un ultrasonido en la que se han hecho algunos cortes que representan líneas que al integrarse o agruparse conforman la imagen total. De igual manera, a una de las líneas se le ha recortado en pequeños cuadros con los que se desea representar puntos de una línea que de igual manera al alinearse todos ellos constituyen la línea. A estos puntos se les conoce con el término de píxeles y es la información mínima de una imagen.

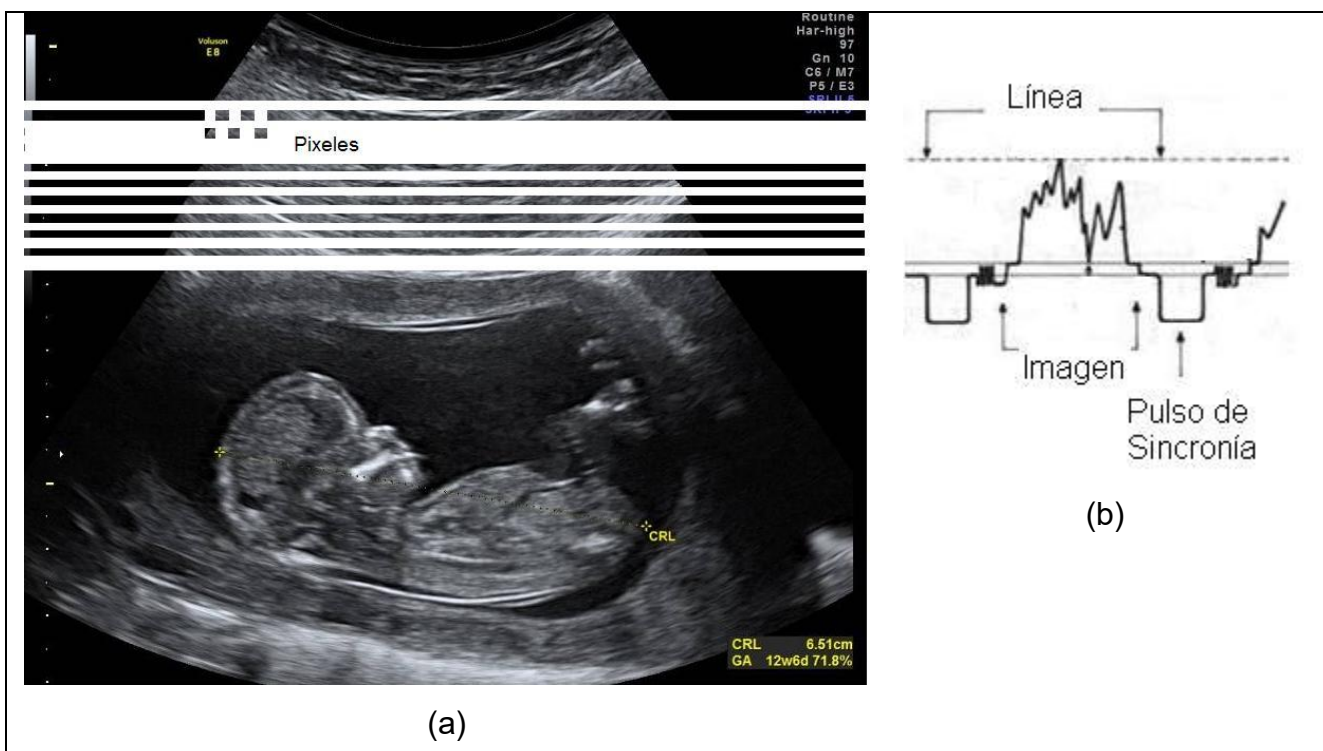


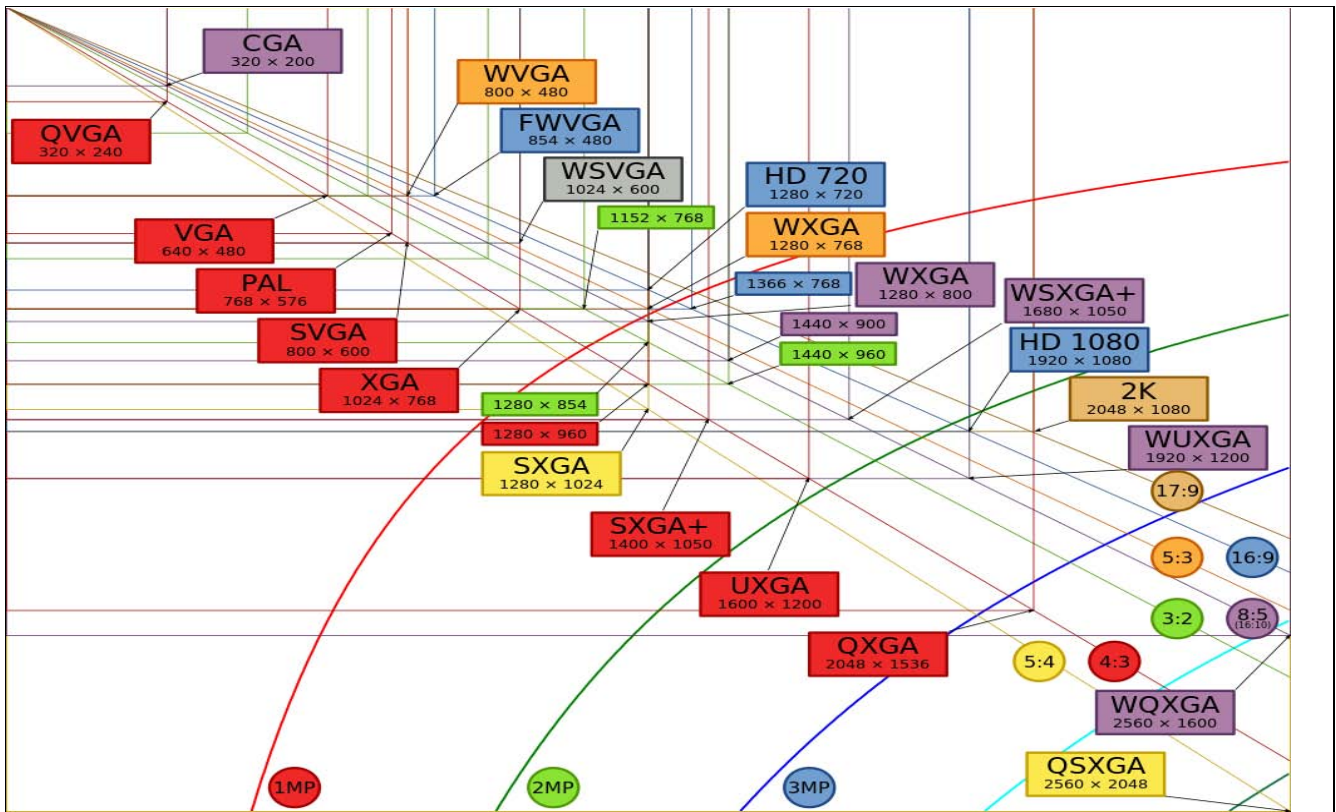
Figura 3.2.2.5 Elementos en la reproducción de una imagen

El despliegue de la imagen se realiza línea por línea, adicionándose un pulso a su término para indicar que ha concluido ésta; el pulso tiene como objetivo sincronizar a la circuitería

que se encarga del despliegue en la pantalla y se le denomina pulso sincronía horizontal (Ver Figura 3.2.2.5 (b)). Aunado a esto, por cada cuadro reproducido o frame, y se genera un pulso para indicar en este caso que un cuadro se ha concluido y permite la sincronización de la circuitería correspondiente para iniciar la reproducción del siguiente cuadro.

Para la reproducción de una imagen en formato analógico se han establecido tres estándares a saber:

- Para América y Asia se utiliza el formato estándar NTSC (National Television System Committee) por sus siglas en inglés, donde las imágenes se reproducen a razón de 30 cuadros por segundo y cada cuadro por 525 líneas (no todas visibles) constituido por dos campos; uno contiene las líneas impares y otro las pares
- Para Europa se utiliza el estándar PAL (Phase Alternating Line), por sus siglas en inglés donde las imágenes se reproducen a razón de 25 cuadros por segundo de 625 líneas (no todas visibles) por cuadro en dos campos. La relación de cuadros está asociada a la frecuencia de la señal eléctrica en cada región
- Para Francia y algunos países de Asia se tiene el estándar SECAM (Séquentiel Couleur à Mémoire), por sus siglas en francés que al igual que el europeo despliega las imágenes a razón de 25 cuadros por segundo



Fuente: "Vector Video Standards2" by Original uploader was XXV at en.wikipedia Later version(s) were uploaded by Jjalocha, Aihtdikh at en.wikipedia. - Transferred from en.wikipedia. Licensed under CC BY-SA 3.0 via Commons https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Vector_Video_Standards2.svg#/media/File:Vector_Video_Standards2.svg

Figura 3.2.2.6 Formatos de video por sus resoluciones

A las imágenes de video que se reproducen por la alternancia de frames o tramas de líneas impares y pares más los impulsos de sincronía, horizontal y vertical, que se incorporan después de la información de cada línea y al final de cada trama, respectivamente, se le conoce como video compuesto y es aplicable a representaciones monocromáticas. En el caso de que la señal que se reproduce sea a color se le incorporan dos señales, Luminancia que representa la información de luz de la imagen y la Crominancia que proporciona información del color.

Hasta el momento se ha discutido sobre los formatos analógicos que son empleados en los sistemas tradicionales de televisión. Sin embargo, con el desarrollo de la tecnología se han creado estándares adicionales al incorporarse los sistemas digitales en estos medios que están definidos por la cantidad de pixeles. En la Figura 3.2.2.6 se muestra una imagen de

algunos de los estándares existentes. Los números en cada recuadro representan la cantidad de píxeles por línea por la cantidad de líneas, esto es,

Número de píxeles X Número de líneas

3.2.3 Panel de control

Actualmente se ha diversificado las presentaciones de los sistemas de ultrasonido en el área médica, desde estaciones de trabajo hasta versiones que pueden usar como plataforma de trabajo teléfonos inteligentes (**smartphone**). Esto va acompañado de las diversas funciones que pueden ofrecer y la resolución o exactitud de los resultados que se puedan obtener.

De igual manera, la interacción con estos sistemas puede llevarse a cabo a través de teclados convencionales (QWERTY) y un conjunto de teclas con asignación de funciones específicas o por medio de pantallas sensibles al tacto que muestran en pantalla, según el contexto, las diversas funciones que ofrece.

Dada la diversidad de opciones que existen sólo se mencionará en esta sección las funciones más generales. En el capítulo de Aplicaciones se detallan y amplían las funciones que los equipos de este tipo pueden incorporar.

Configuración. Fecha, hora, idioma, establecimiento de usuarios y **passwords (palabra de acceso)**, importación y exportación de configuraciones que se encriptan y almacenan en USB, establecimiento de medio de almacenamiento, habilitación del sonido, etc.

Control. Permiten el ajuste de la ganancia, la profundidad, el brillo, el contraste, la orientación de la imagen, grabado de videos (cine buffer), etc.

Sesión. Datos del paciente, tipo de examen, orientación de la imagen, la anatomía y posición del transductor, congelamiento de la imagen, acercamiento (zoom) medidas y cálculos a realizarse, revisión de los videos y operaciones realizadas, control de volumen, etc.

Resultados. Impresión de resultados, almacenamiento, local o remoto a través de **Digital Imaging and Communications in Medicine (Imagen y Comunicación Digital en Medicina)**, DICOM por sus sigla en inglés

3.2.4 Conectores

Con el propósito de ofrecer una cantidad amplia de opciones los sistemas de ultrasonido tienen integradas interfaces que permiten la interconexión a diferentes dispositivos periféricos siguiendo los diversos estándares que ya establecidos para ello.

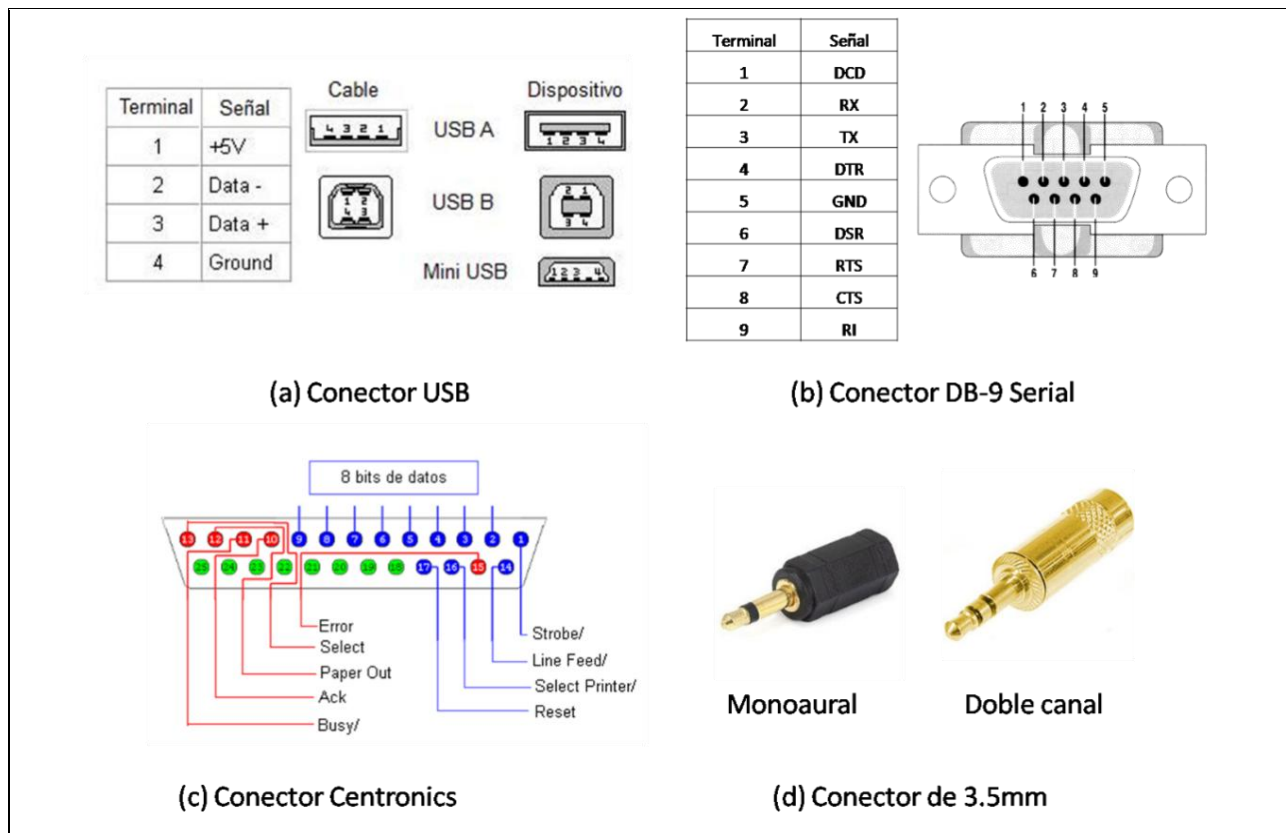


Figura 3.2.4.1. Conectores. (a) USB; (b) DB-9 Serial; (c) Centronics; (d) Plug monoaural y doble canal

Para la interacción con el sistema se tiene teclado, ratón y en algunos casos pantallas con sensibles al tacto. A través de ellos se configuran y seleccionan las opciones de operación, según sea el estudio que se desea realizar. La conexión de estos periféricos se realiza a través de interfaz USB o conectores “propietarios”, esto es, de definición establecida por el productor del sistema.

Para la, impresión de los resultados la interconexión más común actualmente es vía la interfaz USB (Universal Serial Bus), dependiendo del modelo y fabricante; en algunos casos se utilizan variantes como interfaz serial bajo el estándar RS-232C con conexión a través conectores DB-9. Ver Figura 3.2.4.1 (b). Ya de manera escasa se encuentra la interfaz de transferencia de información de manera paralela bajo el estándar Centronics y por medio del conector DB-25.

Dada la aceptación que ha tenido la interfaz de comunicación serial USB, su utilización se ha ampliado para la interconexión con medios de almacenamiento (discos duros y memorias) e inclusive con algunos tipos de monitores.

Tipo	Tipo de Construcción	Ancho de Banda	Aplicaciones
Nivel 1		0.4 [MHz]	Líneas telefónicas y MODEM
Nivel 2		4 [MHz]	Sistemas de Terminales anteriores, e.g. IBM 3270
Cat.3	UTP	16 [MHz]	10BASE-T and 100BASE-T4 Ethernet
Cat.4	UTP	20 [MHz]	16 Mbit/s Token Ring
Cat.5	UTP	100 [MHz]	100BASE-TX & 1000BASE-T Ethernet
Cat.5e	UTP	100 [MHz]	100BASE-TX & 1000BASE-T Ethernet
Cat.6	UTP	250 [MHz]	10GBASE-T Ethernet
Cat.6A	U/FTP, F/UTP	500 [MHz]	10GBASE-T Ethernet
Cat.7	F/FTP, S/FTP	600 [MHz]	10GBASE-T Ethernet. POTS/CATV/1000BASE-T
Cat.7A	F/FTP, S/FTP	1000 [MHz]	10GBASE-T Ethernet. POTS/CATV/1000BASE-T
Cat.8/8.1	U/FTP, F/UTP	1600-2000 [MHz]	40GBASE-T Ethernet. POTS/CATV/1000BASE-T
Cat.8.2	F/FTP, S/FTP	1600-2000 [MHz]	40GBASE-T Ethernet. POTS/CATV/1000BASE-T

Tabla 3.2.4.1 Tipos y aplicaciones del cable UTP

Algunos de estos sistemas de ultrasonido médico permiten el intercambio de información con otros sistemas a través de alguna red e inclusive de Internet siguiendo el estándar establecido por DICOM establecido para el manejo y la transferencia de imágenes e información médica. La conexión se realiza siguiendo el estándar Ethernet, utilizando cable denominado “par trenzado” UTP por sus siglas en inglés (Unshielded Twisted Pair) y

conector RJ-45. En el caso del cable UTP existen diversos tipos o niveles que se seleccionan según la velocidad de transferencia, los sistemas que se interconectan y los estándares que los rigen. En la Tabla 3.2.4.1 se muestran las diferentes variantes y en la Figura 3.2.4.2 la configuración de colores de los cables definida para la comunicación bajo Ethernet, para los estándares utilizados mundialmente.

Finalmente para la reproducción de sonidos se utilizan generalmente cables de dos o tres líneas según la reproducción se realice de manera monoaural o en dos canales utilizando conectores plug de 3.5 [mm].

Conexión RJ45 Normas T568A y T568B				
Pin	Cable	Color, T568A	Color, T568B	RJ45
1	positivo	 blanco/verde rayado	 blanco/naranja rayado	
2	negativo	 verde entero	 naranja entero	
3	positivo	 blanco/naranja rayado	 blanco/verde rayado	
4	negativo	 azul entero	 azul entero	
5	positivo	 blanco/azul rayado	 blanco/azul rayado	
6	negativo	 naranja entero	 verde entero	
7	positivo	 blanco/marrón rayado	 blanco/marrón rayado	
8	negativo	 marrón entero	 marrón entero	

Figura 3.2.4.2 Definición de los colores para la construcción de cables para la comunicación bajo Ethernet

3.2.5 Monitor

Como se mencionó anteriormente los monitores pueden ser de CRT o de LEDs. Para ambos tipos la construcción de la imagen es de manera similar a la mencionada anteriormente y dado que son sistemas digitales los que participan en ello la unidad de información base son los pixeles.

Dado que las imágenes que se muestran provienen de la información que se obtiene de las señales de rebote, no se cuenta en principio con información del color. Por ello la mayoría de

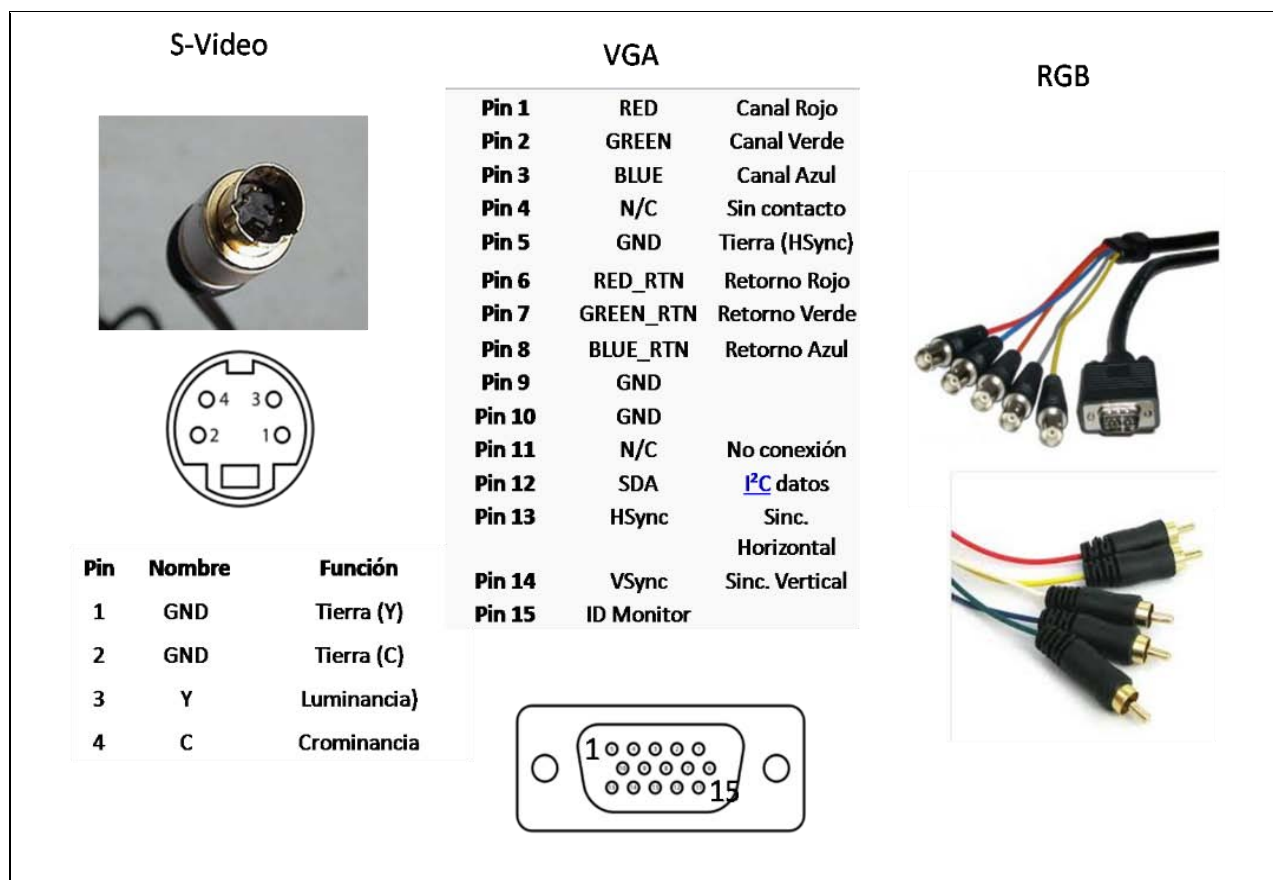
los sistemas de ultrasonido han utilizado monitores monocromáticos y son las tonalidades de grises las que definen la imagen y su posición.

También se puede encontrar monitores de color que producen un efecto más real de la imagen, que tras ser obtenida y constituida se procesa para agregarle color y presentarla finalmente. En algunos ámbitos a este proceso se le denomina Procesador de Falso Color.

Una vez constituida la imagen se transmite a los monitores siguiendo estándares definidos, siendo los más comunes actualmente:

- Video compuesto. En una sola línea se transmite la señal de video compuesto y se utiliza un cable con conectores RCA, normalmente identificado con color amarillo
- S-Video (Separated-Video). En esta opción la imagen se transmite al monitor a través de las señales separadas, Crominancia y Luminancia, utilizando un conector Mini DIN de cuatro terminales con resolución de 625 líneas por 420 pixeles
- VGA (Video Graphics Array). Este formato se introdujo en 1988 por IBM para reemplazar al existente Extended Graphics Array (EGA) con una resolución de 480 líneas y 640 pixeles por línea y manejando paletas de 16 y 256 colores. La transmisión de la señal es a través de un conector de 15 terminales que incluyen los componentes de color base Rojo/Verde/Azul de la imagen que combinados reproducen la imagen de color; los pulsos de sincronía y las líneas de retorno: Ver Figura 3.2.5.1
- RGB (Red/Green/Blue). En esta variante se transmiten los colores primarios Rojo/Verde/Azul por líneas separadas con conectores RCA o BNC. La conexión puede hacerse a través de tres, cuatro o cinco líneas. El primero (tres líneas) es el más común y consiste en incluir en la señal de color verde las señales de sincronía. En el caso de cuatro líneas, se tienen los colores primarios por separado y una línea en donde se combinan las señales de sincronía. Por lo que corresponde a la opción de cinco líneas la variante es que las señales de sincronía se transmiten por separado

- DVI (Digital Visual Interface). Es un estándar propuesto por el Digital Display Working Group (DDWG)²⁹ para los monitores de plasma y LEDs, buscando además mejorar la reproducción de imágenes a color con respecto al estándar VGA, donde se reproducen de manera analógica. Para ello se transmite la información en binario (ocho bits codificados) correspondiente a cada uno de los colores primarios; un bit adicional para identificar el tipo de codificación y uno adicional para el balance de las señal de DC. Para la codificación se utilizan las funciones XOR o XNOR. La conexión puede ser de enlace sencillo (Single Link DVI) o doble (Dual Link DVI)³⁰. En la Tabla 3.2.5.1 se muestran las resoluciones para este tipo de estándar y en la Figura 3.2.5.2 las diversas variantes en los conectores



²⁹ Digital Visual Interface DVI. Revisión 2.0. DDWG. 2 d abril 1999. [11]

³⁰ Digital Visual Interface. Like Chang, Multimedia Technologist, Joe Goodart, Display Engineer. Technology Brief. May 2000. DELL. [7]

Monitor	Resoluciones	
	Single-Link DVI	Dual-Link DVI
60-Hz LCD with 5% blanking interval	Up to 1920 x 1080 (HDTV)	Up to 2048 x 1536 (QXGA)
75-Hz CRT with approx. 15% blanking interval	Up to 1280 x 1024 (SXGA)	Up to QXGA
85-Hz CRT with approx. 15% blanking interval	Up to SXGA	Up to HDTV

Figura 3.2.5.1 Resoluciones de DVI

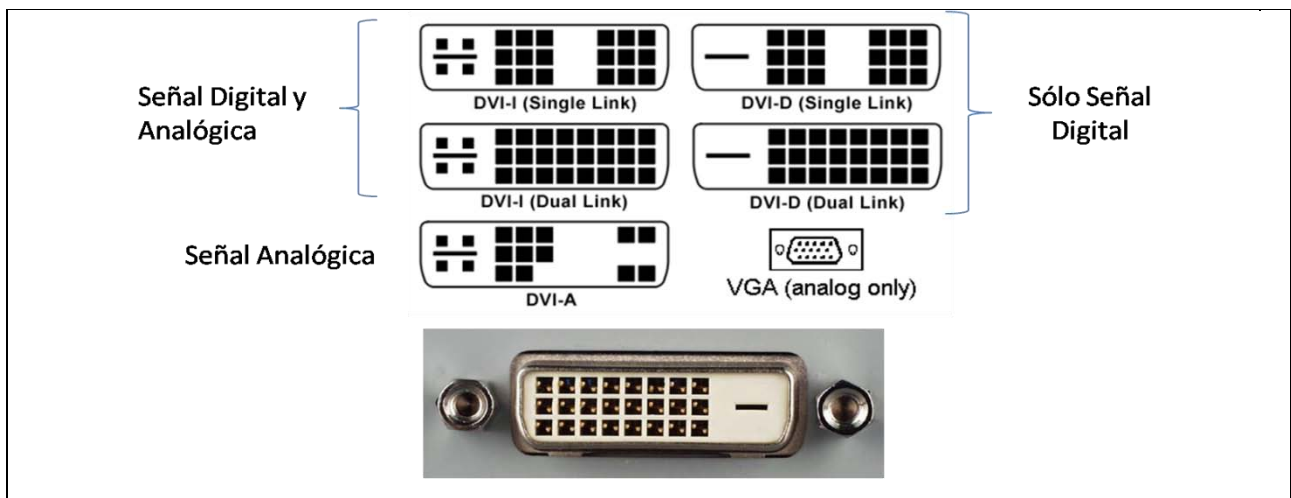


Figura 3.2.5.2 Conector DVI

HDMI HIGH-DEFINITION MULTIMEDIA INTERFACE (Interfaz multimedia de alta resolución). Es una interfaz digital para la transferencia de datos no comprimidos de video y/o datos comprimidos o no comprimidos de audio, con la que se desea sustituir a los estándares analógicos.

Aparece a fines de 2002, con la versión 1.0 y a partir de 2013 se libera la versión 2.0 con las siguientes características³¹:

- Maneja un ancho de banda de hasta 18 [Gbps]
- Resolución de 4K@50/60, (2160p) que es cuatro veces más clara que la resolución de de 1080p/60
- Hasta 32 canales de audio para experimenta inmersión multidimensional de audio
- Hasta 1536 [KHz] de frecuencia de muestreo de las señales de audio para obtener la más alta fidelidad
- Puede entregar dos streams (transmisiones) a múltiples usuarios en la misma pantalla
- Puede entregar multi-streams de audio hasta para cuatro usuarios
- Soporta la relación de imagen 21:9
- Cuenta con sincronización dinámica de streams de video y audio
- Cuenta extensiones comandos de CEC (Consumer Electronic Control) a través de un solo punto de control. (Ver Figura 3.2.5.3)

³¹HDMI

http://www.hdmi.org/manufacturer/hdmi_2_0/ [21R]

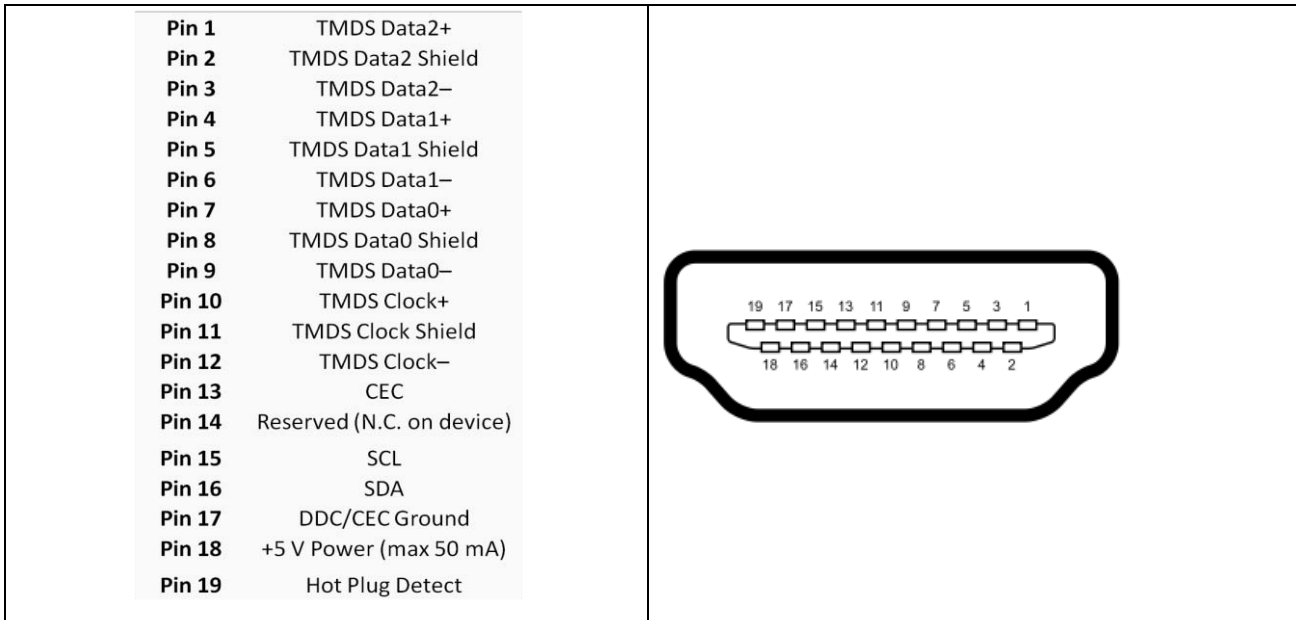


Figura 3.2.5.3 Conector HDMI

4. Modos de imagen y aplicaciones médicas

4.1 Modos de imagen

Inicio de los sistemas de ultrasonido médico

En 1940 H. Gohr y Th. Wedekind de la Medical University of Koln en Alemania, presentan en su documento *Der ultraschall in der medizin*, el cual trata de la posibilidad del diagnóstico ultrasónico basado en los métodos de eco-reflexión similares a usados en la detección de defectos en los metales.

Aseguraron que mediante este método serian capaces de detectar tumores, exudados o abscesos, sin embargo no fueron capaces de publicar resultados convincentes de sus experimentos.

El psiquiatra y neurólogo Karl Theodore Dussik (1908-1968) de origen austriaco, es el primero en aplicar el ultrasonido como un método diagnóstico en humanos. En 1941 publica el artículo sobre la posibilidad de usar ondas ultrasónicas como ayuda para el diagnóstico (*Über die möglichkeit hochfrequente mechanische schwingungen als diagnostisches hilfsmittel zu verwerten*). En este documento presenta las consideraciones teóricas en la generación de ultrasonidos, su transmisión, los efectos y la posibilidad de diferenciar los tejidos del cuerpo por la transmisión del ultrasonido a través de los tejidos.

Después de la II Guerra Mundial construye junto con su hermano Friedrich (Radio y físico matemático) y asistidos por el físico L. Wyt, un prototipo para obtener imágenes del cerebro humano y los ventrículos, publicando las primeras imágenes en 1947 (Figura 4.1.1). Años más tarde el MIT y los laboratorios Siemens, concluyen que las imágenes obtenidas por el método de Dussik son imágenes de sombras sonoras que aunque pueden contener alguna información de la estructura del cerebro, contienen demasiado ruido y no tienen valor clínico.

En 1949 fue liberado por el departamento de defensa de los Estados Unidos, un documento sobre los experimentos de George Ludwig donde describe parte de los trabajos que realizó con tejidos de animales utilizando un equipo industrial de detección de fallas. Diseñó experimentos para detectar la presencia y la posición de cuerpos extraños, en particular,

cálculos biliares utilizando el método de impulso-eco reflectante, similar al funcionamiento del radar y sonar en la detección de barcos y objetos voladores. Empleó pulsos con una frecuencia de 60 [Hz] de repetición usando un transmisor-receptor combinado, registrando en un osciloscopio los ecos reflejados.

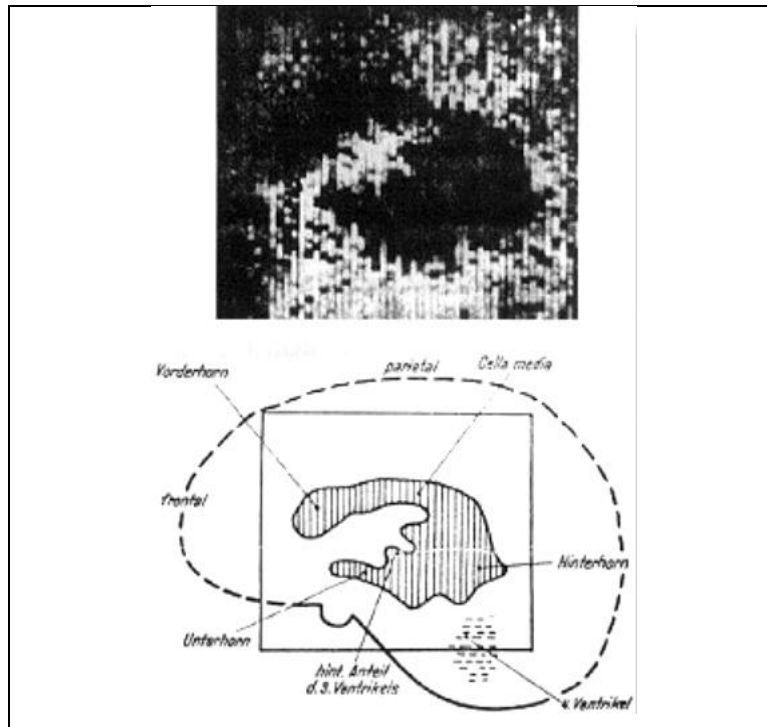


Figura 4.1.1 Imagen del cerebro obtenida por Karl Theodore Dussik³²

Con este método, Ludwig detectó ecos correspondientes a los cálculos biliares; estudio la atenuación de la energía del ultrasonido en los tejidos, la desadaptación de impedancias entre distintos tejidos, los coeficientes de reflexión y la frecuencia óptima para lograr la penetración adecuada en los tejidos sin provocarles daño. Este trabajo fue la primera aplicación del eco-impulso en el diagnóstico médico.

El radiólogo Douglass Howry de la University of Colorado se concentró en el desarrollo de equipos de modo brillo (Modo B)³³. Howry con su compañero, el nefrólogo Joseph Holmes, y los ingenieros William Roderick Bliss y Gerald J. Posakony, desarrollaron el sistema de

³²Woo J. (2006). The Hyperphonogram was thought to depict the ventricles. Imagen.<http://www.ob-ultrasound.net/dussikbio.html> [49R]

³³ Modo de imagen en el cual se escanea por un haz de ultrasonido una franja de un tejido, asignando a los ecos una escala de grises dependiendo de su intensidad.

ultrasonido de tanque de inmersión (immersion tank ultrasound system) el cual fue el primer sistema de escaneo lineal de Modo B. En 1952 y 1953 publicaron dos imágenes con las que demostraron que imágenes en dos dimensiones de las estructuras de los órganos internos podrían ser obtenidas por ultrasonido.

Mediante los estudios con su sistema de inmersión, fue capaz de demostrar una interfaz entre dos estructuras como la que existe entre la grasa y el músculo.

Joseph H. Holmes junto con los ingenieros William Wright y Ralph Meyerdirk y con el soporte de los Servicios de Salud Pública de los Estados Unidos y la Universidad de Colorado fabricaron un prototipo de escáner de Modo-B en contacto con el paciente. Este nuevo prototipo contaba con un escáner sujeto a un brazo con multi-articulaciones que podía ser manipulado con la mano del operador, pudiendo ser colocado sobre la zona de exploración en distintas posiciones.

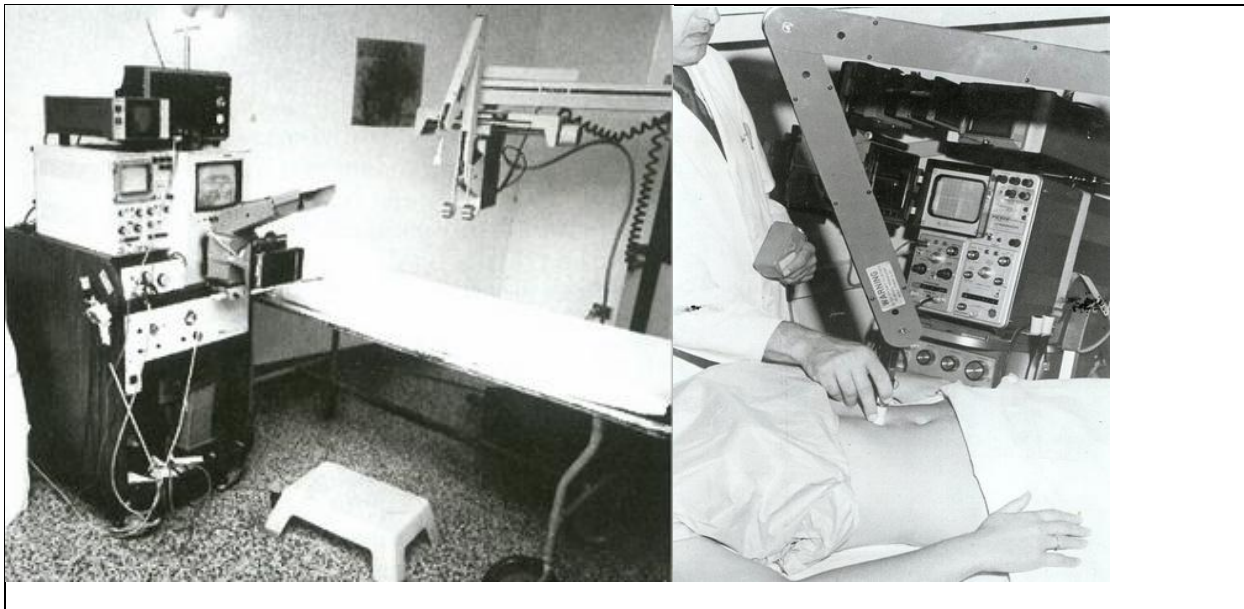


Figura 4.1.2 Escáner Modo-B de brazo articulado³⁴

Años después William Wright y Ralph Meyerdirk fundaron su compañía para producir y comercializar su escáner, lanzándolo finalmente en 1963. Este fue el primer escáner de brazo articulado (Figura 4.1.2) en Modo-B de contacto lanzado al mercado, siendo el más popular de la historia de los ecógrafos estáticos.

³⁴Woo J. (2006). The Pickers.<http://www.ob-ultrasound.net/articulated-arm.html> [50R]

El profesor Kenji Tanaka y el Dr. Toshio Wagai, ambos de la Universidad Juntendo de Tokyo, Shigeru Nakajima, director de la Japan Radio Company y Rokuro Uchida, físico e ingeniero jefe en colaboración con Nihon Musen Radiation y Medical Electronics Laboratory trabajaron en el uso de la ecografía en el diagnóstico de enfermedades intracraneales. En 1949 Nakajima y Uchida construyen el primer escáner de ultrasonido de Japón que operaba en Modo-A³⁵, modificado a partir de un detector de fallas en metales. Yoshimitsu Kikuchi, profesor en el Instituto de Investigación de Comunicaciones Eléctricas de la Universidad de Tohoku en Sendai también ayudó en sus investigaciones. Juntos, iniciaron su trabajo formal de ultrasonido con imágenes en 1952.

En 1955 se iniciaron los experimentos y la fabricación de escaners en Modo-B. Comenzaron a usar un sistema similar al empleado por el escáner Modo-A original de Nakajima y Uchida, junto con un transductor con movimiento lineal.

En la actualidad el desarrollo de los sistemas de ultrasonido en aplicaciones médicas ha alcanzado un gran nivel de sofisticación, incorporando transductores electrónicos matriciales, de tres dimensiones en tiempo real, multifrecuencia o de gran ancho de banda, específicos para el estudio de diferentes órganos, incluso la piel y el corazón. Por lo tanto cada vez es más compleja su aplicación, con tecnología computacional sofisticada, que requiere de operadores preparados y con conocimientos técnicos específicos para obtener el máximo rendimiento de estos equipos.

Gracias a sus ventajas que ofrecen este tipo de sistemas su utilización se ha convertido en un examen de rutina y de primera elección por su enorme utilidad diagnóstica en la atención ambulatoria, hospitalaria y de urgencia.

En las siguientes secciones se describirán los diferentes modos de visualización de imágenes que un sistema de ultrasonido actual debe de contar. Cada uno de estos modos de visualización tiene características únicas que hace que se ocupen en específicos estudios,

³⁵ Variante del Modo-B el cual no requería de desplazar el transductor manualmente para obtener una imagen en dos dimensiones.

siendo el modo de visualización de dos dimensiones en tiempo real, el básico y más importante en todos los estudios.

4.1.1 Modo 2D

Cuando se genera una línea de escaneo³⁶, un haz es emitido hacia los tejidos. Durante su trayectoria se encuentra con diferentes estructuras, las cuales hacen que parte de ese haz sea reflejado hacia el transductor (eco) y otra continúe su viaje hacia tejidos más profundos.

Los ecos producidos por un tejido, son recibidos por los elementos piezoeléctricos y transformados a pulsos eléctricos de cierta magnitud, siendo ésta, proporcional a la intensidad de las ondas reflejadas (ecos). El sistema de ultrasonido procesa los pulsos y genera pixeles con brillantez proporcional a la intensidad del eco (Figura 4.1.1.1). El valor de la brillantez estará dentro de un rango de tonos de grises del cual uno de sus extremos, el blanco, indica que la mayor parte del haz emitido fue reflejado (hiperecoico) y el otro extremo, el negro, indica que el haz emitido fue transmitido en su totalidad (anecoico).



Figura 4.1.1.1 Intensity del retorno de los ecos

El proceso de generación, emisión, recepción, procesamiento y presentación se repite cíclicamente por cada línea de escaneo. Una y otra vez el plano de adquisición es barrido para presentar la imagen en dos dimensiones del área fisiológica de interés en el monitor del sistema (Figura 4.1.1.2).

³⁶ Véase Tema 4.3.1 Transductores de haces coherentes de secuencia lineal y Tema 4.3.2 Transductor de haces coherentes de fase lineal.

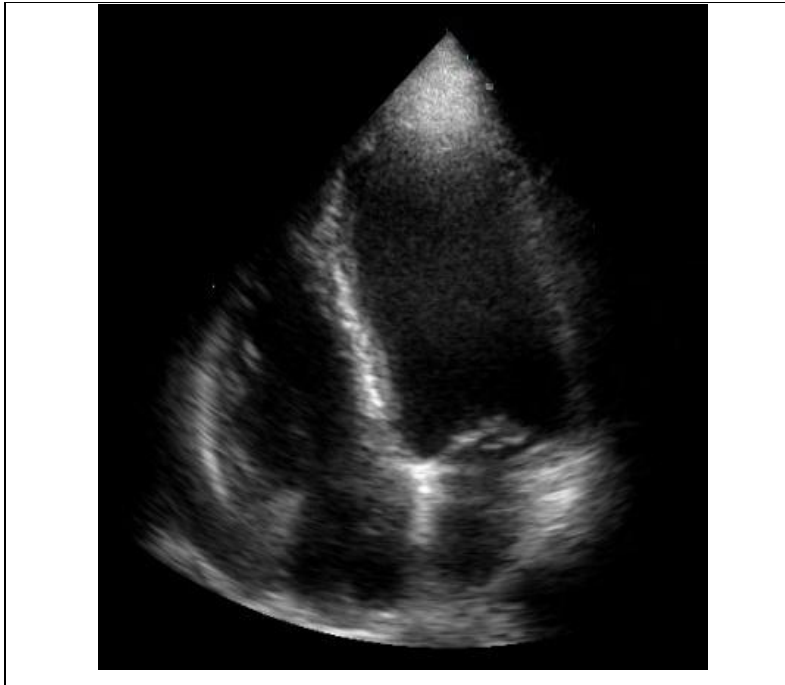


Figura 4.1.1.2 Imagen 2D del corazón.

4.1.2 Modo M (Modo movimiento)

Este modo de imagen monodimensional, también conocida como modalidad tiempo y movimiento, permite analizar en forma gráfica las superficies que están en movimiento, específicamente el corazón.

Con esta modalidad se detecta en el eje del haz de ultrasonido, los movimientos paralelos a dicho haz. La distancia o profundidad desde el transductor se representa en eje vertical, mientras que el tiempo se representa en el eje horizontal (Figura 4.1.2.1). Las mejores imágenes se consiguen cuando el haz de ultrasonido incide perpendicularmente sobre las estructuras cardíacas.

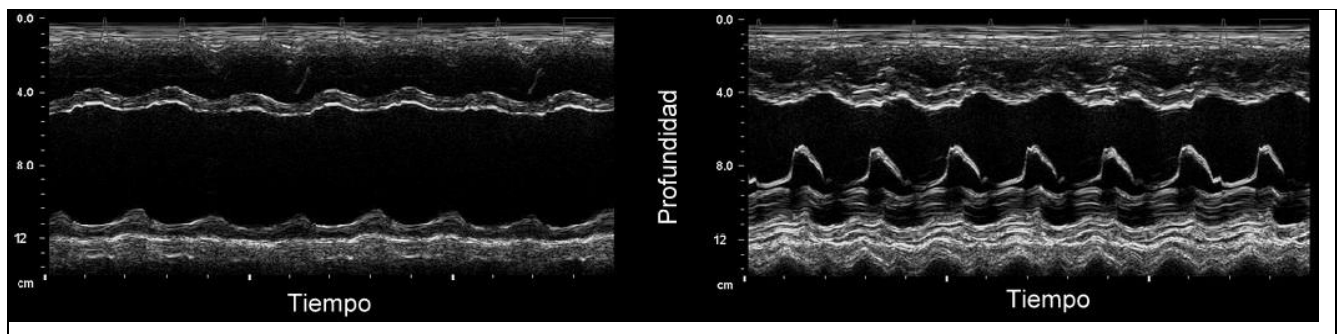


Figura 4.1.2.1 Modo M

4.1.3 Modo PW (Modo Doppler de onda pulsada – Pulse wave Doppler)

La modalidad de Doppler de onda pulsada (Figura 4.1.3.1), permite registrar y analizar los cambios de frecuencia Doppler que ocurren en una profundidad predeterminada, sin sobreponerse a las señales Doppler de otras regiones. La sonda emplea habitualmente el mismo cristal para emitir y recibir. Se emiten pulsos cortos de ondas que contienen de cinco a 20 ciclos y en el intervalo el cristal permanece en escucha.

Los ecos son amplificados para pasar al demodulador que compara la fase de dichos ecos, con el de las ondas emitidas previamente. La selección de la profundidad en la cual se desea registrar el cambio de frecuencia Doppler se hace en función del tiempo que se permite escuchar el eco. Un reloj digital gobierna la emisión de pulsos y permite medir el tiempo de regreso de las ondas que provienen de la profundidad determinada por el usuario. Un cursor electrónico permite seleccionar la muestra de flujo, o volumen de muestra, en el área en que se desea estudiar al vaso.

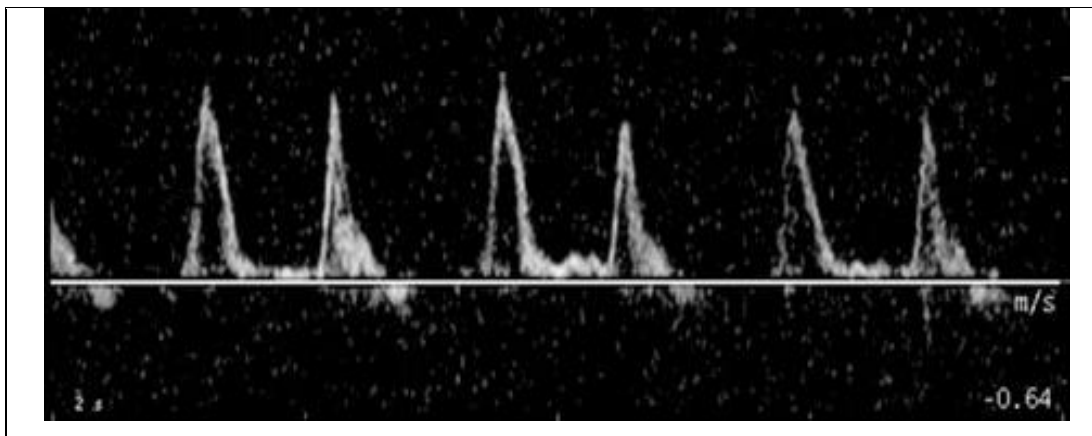


Figura 4.1.3.1 Espectro del Modo PW

Para entender la limitación de la modalidad de Doppler pulsado, es necesario explicar el fenómeno de **Aliasing**³⁷ (algunos autores lo traducen como **Solapamiento**)

Con el término Aliasing se designa a una limitación que tiene la modalidad PW para medir el flujo en los vasos sanguíneos situados en la profundidad del cuerpo. En principio, un pulso no debe emitirse hasta que no haya retornado el eco del pulso precedente.

³⁷ No existe una traducción de este término al español. Algunos autores lo traducen como Solapamiento.

Tara Reid

Conforme aumenta la profundidad, es necesario disminuir la frecuencia de repetición de los pulsos para permitir que cada uno tenga el tiempo suficiente para un viaje de ida y vuelta y pueda así calcularse el cambio de frecuencia Doppler. El máximo cambio de frecuencia Doppler que puede ser manejado se conoce con el nombre de límite de Nyquist y equivale a la mitad de la **frecuencia de repetición del pulso**³⁸ (**PRF: Pulse Repetition Frequency**).

Si el número de pulsos por segundo es menor del doble del cambio de la frecuencia Doppler, la señal producirá el fenómeno de Aliasing, que se manifiesta proyectando el pico espectral por debajo de la línea basal y representa un valor erróneo tanto en velocidad como en frecuencia.

El Aliasing puede resolverse hasta cierto límite con alguna de las siguientes maniobras: a) descender el nivel de la línea basal; b) aumentar la frecuencia de repetición del pulso; c) aumentar el ángulo Doppler con lo que disminuye el cambio de frecuencia; d) disminuir la profundidad del campo de visión, y e) utilizar un transductor de menor frecuencia. Otra alternativa es utilizar la modalidad de Doppler de onda continua (CW), que no sufre el fenómeno de aliasing.

4.1.4 Modo CW (Modo Doppler de onda continua – Continuous wave Doppler)

Esta modalidad utiliza una sonda con dos cristales; uno que emite y uno que recibe los ecos en forma continua. Los ecos provienen tanto de estructuras inmóviles, en cuyo caso tienen una frecuencia igual a la señal emitida, como de estructuras móviles que producen cambios de frecuencia Doppler. Por medio de un proceso de demodulación, se comparan las frecuencias recibidas y se sustrae la frecuencia Doppler, rechazando electrónicamente las señales producidas por reflectores fijos. Un sistema de cuadratura de fase permite al demodulador distinguir las frecuencias que se acercan o se alejan del transductor (Figura 4.1.4.1).

³⁸ La frecuencia de repetición del pulso corresponde a la frecuencia de muestreo en el Teorema de Nyquist-Shannon.

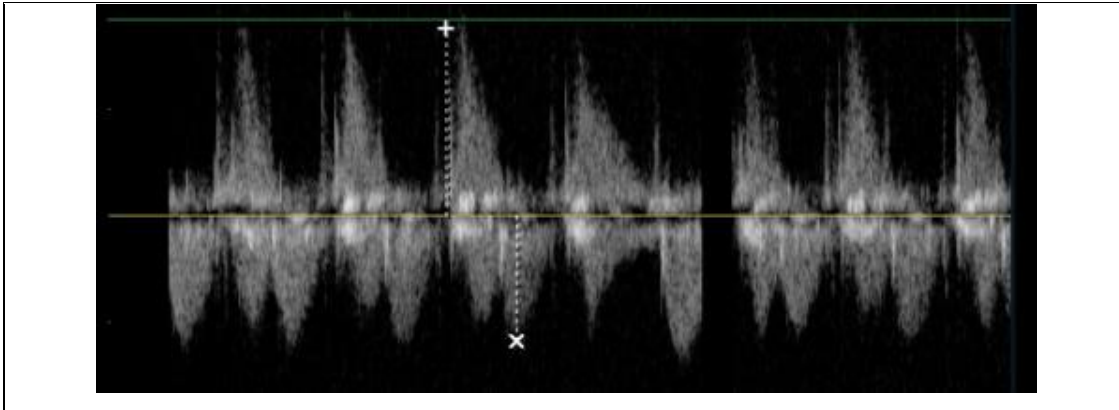


Figura 4.1.4.1 Espectro del Modo CW

4.1.5 Modo Doppler Color (DCF: Doppler color flow)

Este modo representa el flujo sanguíneo de un vaso, por medio de una imagen a color, superpuesta sobre una imagen 2D en tiempo real (Figura 4.1.5.1). Esta técnica se lleva a cabo usando el modo Doppler pulsado y el Modo 2D, por lo que se utilizan transductores convencionales.

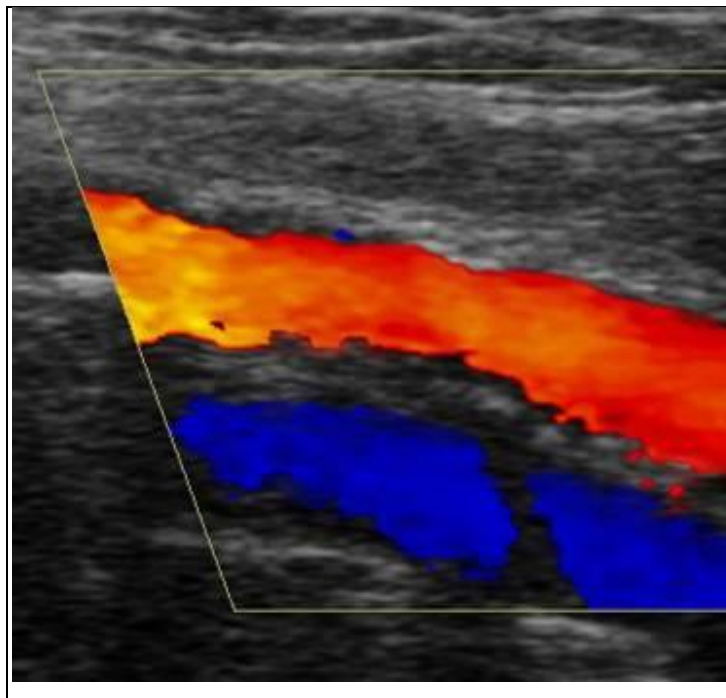


Figura 4.1.5.1 Modo Doppler Color

Para obtener la imagen Doppler Color, las señales de los ecos procedentes de la sangre y de los tejidos, se procesan a lo largo de dos vías de señal en la electrónica del sistema. En una de las vías, las señales producen la imagen de modo 2D en tiempo real; en la otra, se

emplean el procesamiento de la función de autocorrelación³⁹ y la detección de la dirección del flujo para elaborar una imagen en color del flujo.

En la vía de autocorrelación existe un circuito de exclusión esencial, que separa las señales de gran amplitud originadas en los tejidos y las excluye del procesamiento de la velocidad de la sangre. A continuación, las imágenes del modo 2D y de la velocidad media se superponen en la representación final.

En el sentido estricto, la imagen de flujo corresponde a la frecuencia media de desplazamiento Doppler y no a la velocidad media, pues los ángulos que forman el haz y los vasos en todo el campo de visión no se miden.

Por convención, el color rojo se asigna al flujo que se acerca al haz del ultrasonido y el color azul, al flujo que se aleja del haz; sin embargo el usuario puede modificar esta convención.

Los tonos de color que aparecen en la imagen pueden indicar la magnitud de la velocidad; por ejemplo, rojo claro para velocidades altas y rojo oscuro para velocidades bajas.

La turbulencia, que se relaciona con el rango de velocidades en cada volumen de muestra, puede representarse con un color diferente o con un mosaico de colores.

4.1.6 Modo Doppler Poder (Power angio, Power Doppler, Angio-Doppler, Doppler de energía, Doppler de amplitud)

A diferencia del Doppler Color, que analiza el cambio de frecuencia de los ecos, el Doppler Poder analiza el cambio de amplitud. Esto permite detectar la densidad de la masa de eritrocitos en vez de su velocidad. La amplitud y, por lo tanto el poder de la señal de retorno, dependen del número de eritrocitos, del tamaño del vaso y de la atenuación de los tejidos (Figura 4.1.6.1).

Se calcula que la sensibilidad del Doppler Poder es mayor que la del Doppler Color, con lo que es factible detectar mejor los flujos lentos en vasos pequeños y distales. También es

³⁹ Es una función matemática empleada en el procesamiento de imágenes. Su finalidad es encontrar la similitud entre una señal y su desplazada en el tiempo.

posible apreciar mejor el llenado y el contorno de los vasos sanguíneos, lo mismo que la continuidad de flujo cuando los vasos presentan curvas ya que presenta solo un color.

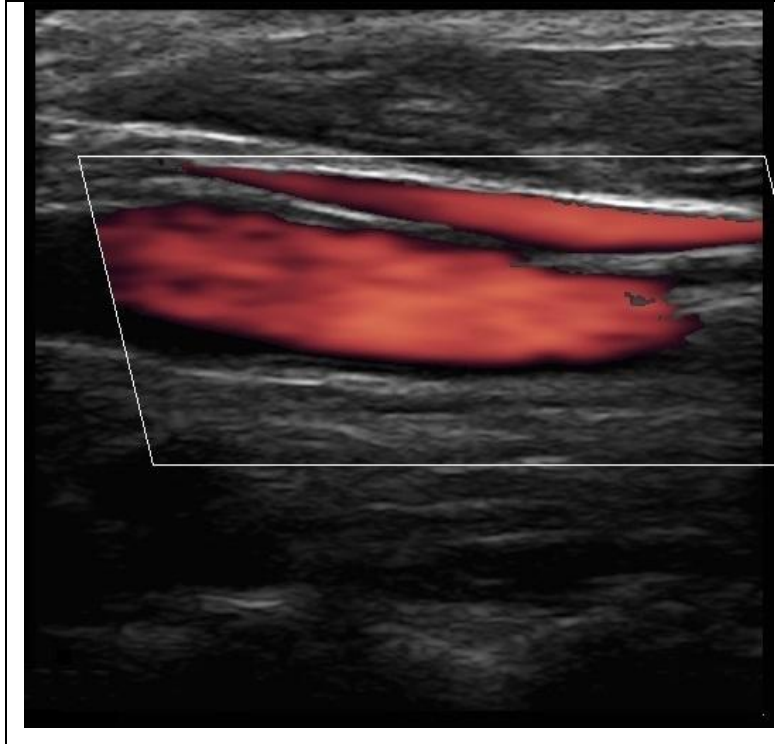


Figura 4.1.6.1 Modo Doppler Poder

4.1.7 Modo Doppler Tisular o Doppler de tejido (DTI: Doppler Tissue imaging)

El **Doppler Tisular (DTI: Doppler Tissue Imaging)** es una técnica Doppler que ofrece datos del movimiento de las paredes cardíacas en tiempo real.

En el modo Doppler color hay dos fuentes de señal: la sangre (glóbulos rojos) y las paredes de los vasos o músculos del corazón. En condiciones normales, las velocidades sanguíneas son elevadas, del orden de 1-1.5 [m/s]; son señales de alta frecuencia y de baja amplitud, mientras que las velocidades de las paredes miocárdicas son de 1 [cm/s] aproximadamente, lo que corresponde a señales de alta amplitud y baja frecuencia. Los estudios de Doppler convencional van dirigidos al estudio de las velocidades del flujo sanguíneo, y por ello se evita la contaminación que en el espectro Doppler producen las señales procedentes de las paredes musculares mediante un adecuado sistema de filtros (Figura 4.1.7.1).

Por el contrario, en el estudio DTI interesa resaltar únicamente las señales musculares, evitando las señales de alta frecuencia de la sangre, lo cual se consigue adecuando convenientemente los niveles de ganancia del equipo.

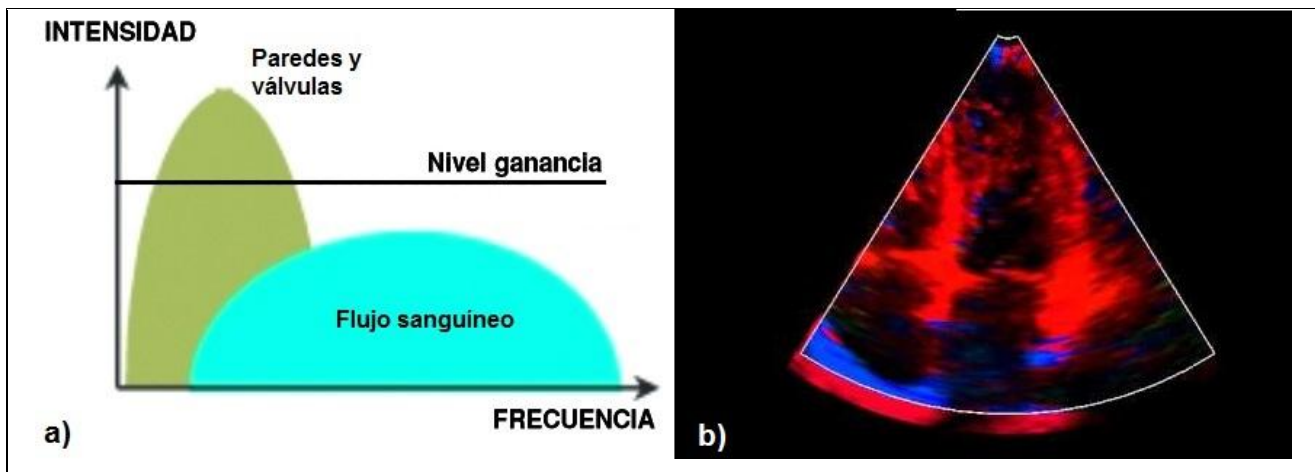


Figura 4.1.7.1 Modo Doppler tisular: a) Nivel de ganancia y b) Miocardio con Doppler Tisular⁴⁰

4.1.8 Modo 3D y 4D

El Modo 3D muestra la imagen volumétrica de la región de interés obtenida con un transductor volumétrico⁴¹, teniendo como opción la visualización de los tres planos ortogonales X, Y y Z, en la misma pantalla.

⁴⁰ Almería C., Rodrigo J., Mataix L., Herrera D., Zamorano J. (2001). Sociedad Castellana de cardiología. Doppler tisular. <http://castellanacardio.es/documentos/monocardio/ecocardiografia.pdf> [1R]

⁴¹ Véase Tema 4.3.1.4 Transductores volumétricos.



Figura 4.1.8.1 Modo 3D

La presentación en pantalla de este modo no es en tiempo real, por lo que requiere un tiempo de adquisición y procesamiento antes de presentar la imagen volumétrica en la pantalla (Figura 4.1.8.1).

El Modo 3D en tiempo real o también conocido como Modo 4D, sigue el mismo procedimiento de generación de la imagen que el 3D, sólo que el tiempo de adquisición y procesado es menor y continuo. Debido a lo complejo de la adquisición y procesamiento, los cuadros por segundo son bajos por lo que la imagen no tiene un movimiento fluido, si no que se observan diminutas pausas entre una imagen y otra.

4.1.9 Elastosonografía

La elastosonografía se basa en la hipótesis de que al aplicarse una excitación mecánica a los tejidos blandos, estos se deformarán más que los tejidos rígidos, y que estas diferencias pueden ser cuantificadas y diferenciadas mediante imágenes.

Existen dos clases de elastosonografía: la semicuantitativa y la cuantitativa.

La elastografía semicuantitativa adquiere primero los datos correspondientes a la anatomía tisular antes de la deformación o compresión. Posteriormente se aplica una pequeña presión

mediante un compresor externo (transductor ecográfico) o una función fisiológica (respiración) y se adquiere otro mapa de la anatomía tisular (poscompresión o deformación). El desplazamiento del tejido deformado se calcula mediante la comparación de estos dos mapas anatómicos y se refleja en un mapa de colores.

La elastosonografía cuantitativa mide el desplazamiento del tejido independientemente de la presión aplicada, al enviar microimpulsos acústicos con niveles mínimos de energía hacia los diferentes tejidos. De esta manera, se crea un mapa tisular relativo al desplazamiento de las estructuras adyacentes.

La ventaja de esta con respecto a la anterior es que no hay necesidad de comprimir con el transductor, por lo que existe menos variabilidad intra e interobservador, es decir, mayor reproducibilidad.

Dentro de la elastosonografía cuantitativa podemos distinguir tres subgrupos de imágenes:

- Cuantitativa: Proporciona un valor en kPa o m/s que nos proporciona valores numéricos acerca de la mayor o menor deformidad en una región de interés elegida por nosotros (Figura 4.1.9.1a)
- Cualitativa: Ofrece un mapa de colores de la lesión con respecto al tejido adyacente (Figura 4.1.9.1b)
- Combinado: Combina en una misma imagen las dos anteriores, es decir, sobre un mapa cualitativo de colores podemos medir el valor de dureza del tejido en una región de interés.

Tanto en la elastosonografía semicuantitativa como en la cuantitativa-cualitativa, los datos obtenidos se traducen a una escala de 256 colores (a cada pixel de la imagen elastosonográfica se le asigna uno de estos 256 colores) que se representa sobre la imagen en modo 2D. Los colores oscilan entre el rojo (corresponde a tejidos blandos, los que presentan el máximo grado de tensión o elasticidad) y el azul (corresponde a un tejido duro, con poca tensión o elasticidad), siendo el color verde indicador de una elasticidad media.

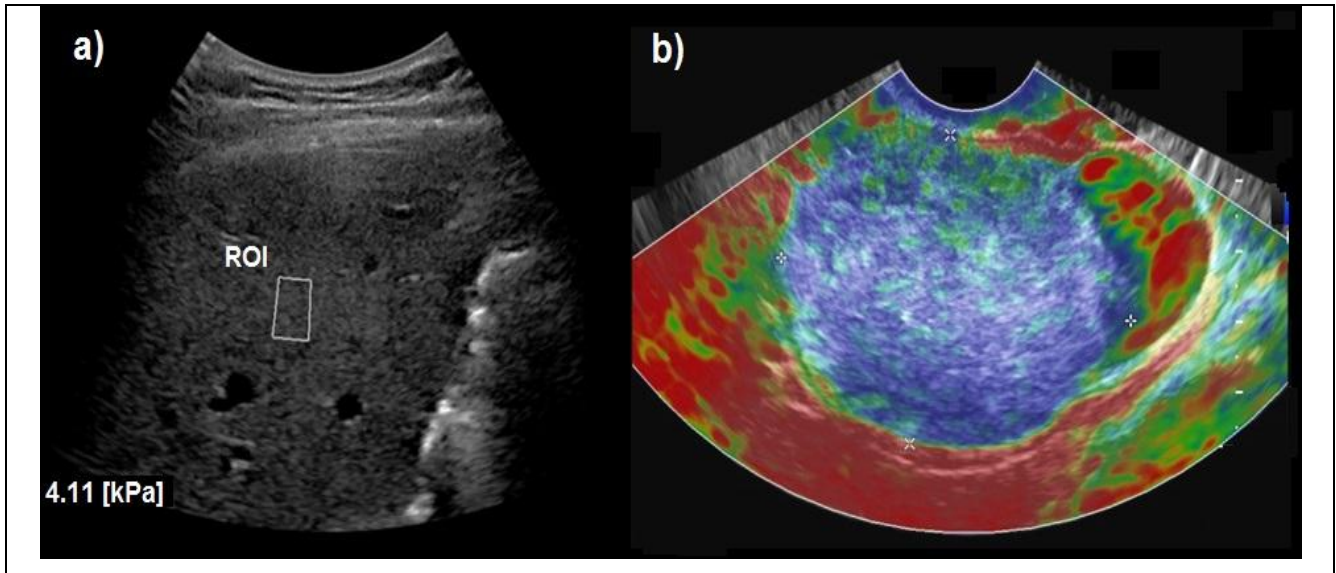


Figura 4.1.9.1 Elastosonografía: a) Cuantitativa de la región de interés (ROI) y b) Cualitativa

Este tipo de elastosonografía ha demostrado ser útil para detectar y diagnosticar el cáncer de mama, tiroides, próstata, páncreas, tumores músculo esqueléticos, y afecciones del hígado como la cirrosis y la fibrosis.

4.1.10 Imagen panorámica / Imagen extendida

Es una imagen compuesta por múltiples imágenes correlacionadas entre sí, adquiridas mediante un desplazamiento manual del transductor sobre el área de interés.

Esta presentación de imágenes es utilizada para la visualización del sistema músculo-esquelético, las mamas, el escroto y estructuras del cuello como la tiroides.

En la imagen de la Figura 4.1.10.1 se observa la imagen panorámica de una lesión muscular.

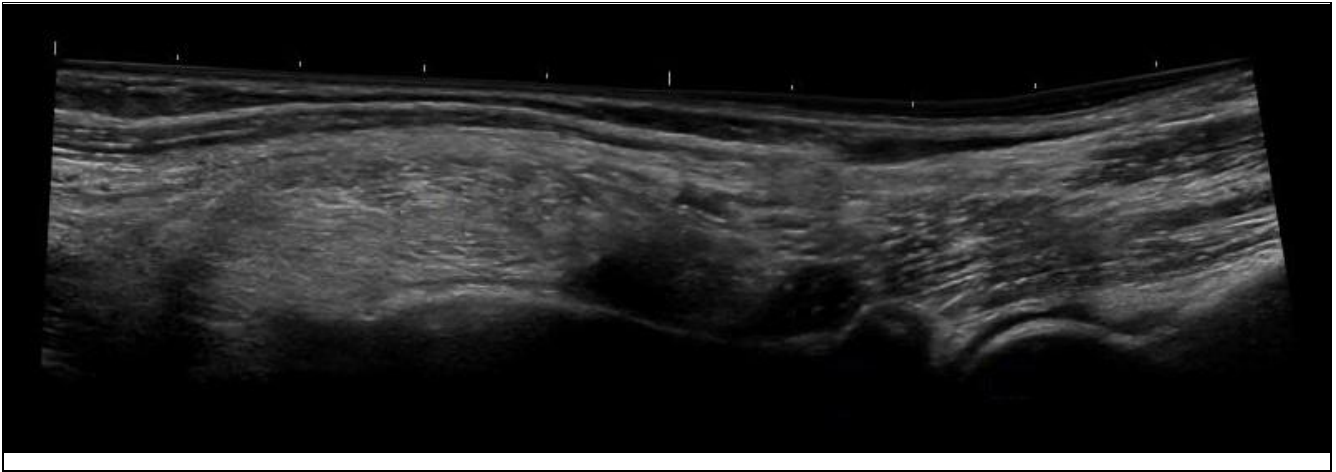


Figura 4.1.10.2 Imagen panorámica⁴²

4.1.11 Visualización Duplex

Se le da este nombre a la presentación de forma simultánea de la imagen 2D en tiempo real con otro modo de imagen, específicamente las modalidades Doppler espectral, tanto pulsada como continua, y el modo M.

La visualización Duplex-M (Figura 4.1.11.1a) permite el direccionamiento del haz mediante la manipulación de una línea sobre la cual se registrara el movimiento de los tejidos.

Para el caso Duplex-Doppler (Figura 4.1.11.1b) se muestra la dirección del haz como una línea en la imagen 2D, y sobre de ésta, se encuentra mediante un marcador, el volumen de muestra⁴³. La manipulación de ambos permite la localización anatómica de la zona a estudiar.

⁴² Guillen C., Sifuentes A. (2012). Reumails. Imágenes: Otras etiologías del síndrome del túnel carpiano.http://reumails.blogspot.mx/2012_10_01_archive.html [20R]

⁴³ Es el área específica sobre la cual se analizará el cambio de frecuencia Doppler.

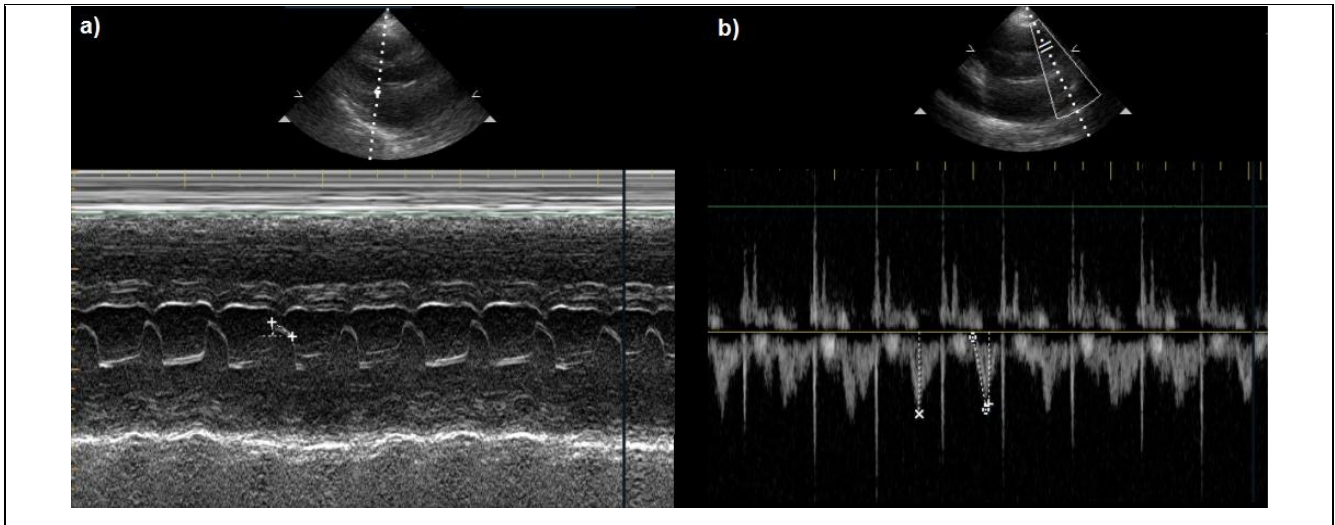


Figura 4.1.11.1 Visualización Duplex: a) Modo 2D-M y b) Modo 2D-CW

4.1.12 Visualización Triplex.

Esta visualización permite la presentación simultánea de tres modos de imagen. Por lo anterior se deduce que a la visualización Duplex, explicada anteriormente, se le añade la presentación de un Modo de color, ya sea CDF o DTI.

Una posibilidad es la visualización del Modo 2D, Modo Doppler y el Modo DCF o el Modo DTI (Figura 4.1.12.1a) y otra es la visualización del Modo 2D, Modo M y el Modo DCF o el Modo DTI (Figura 4.1.12.1b).

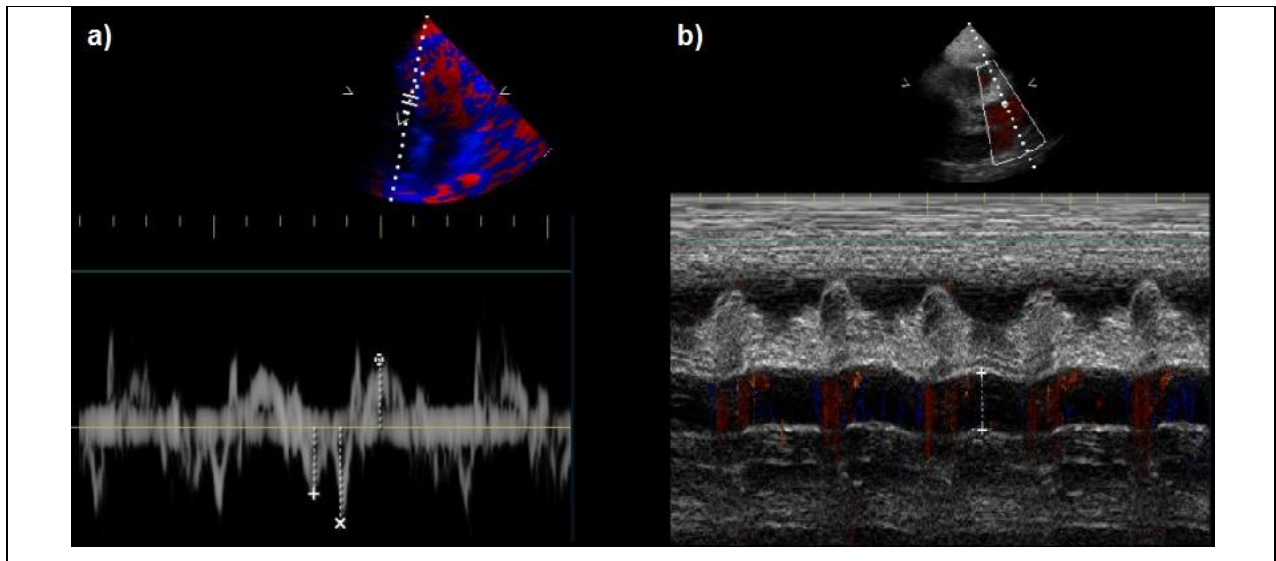


Figura 4.1.12.1 Visualización triplex: a) 2D-TDI-CW y b) 2D-DCF-M

4.2 Aplicaciones médicas

Los tipos de estudios médicos o aplicaciones médicas que se pueden realizar con un sistema de ultrasonido se dividen en dos grupos. El primero es nombrado imagen general; en él se agrupan los estudios ginecología, obstetricia, neonatología (pediatría), sistema músculo-esquelético, partes blandas, abdomen, sistema vascular y urología. El segundo corresponde sólo a la especialidad de cardiología.

4.2.1 Ginecología

Uno de los usos más frecuentes de los sistemas de ultrasonido es el estudio ginecológico. En este estudio se explora el sistema reproductor femenino con el uso de un transductor convexo o uno transvaginal.

El estudio ginecológico por vía transabdominal (TA) requiere el uso de un transductor convexo y que la paciente tenga la vejiga llena. Dada la posición anatómica de la vejiga respecto del sistema reproductor femenino, el tenerla llena de líquido va a permitir una mejor obtención de imágenes con la desventaja de perder resolución por la profundidad de las estructuras (Figura 4.2.1.1).

La Ultrasonografía transvaginal (UTV) brinda una mejor resolución en las imágenes del útero y los ovarios que la que se obtiene con la TA. A pesar de que la proximidad del transductor o sonda a los órganos pélvicos (Figura 4.2.1.2) permite una descripción más detallada, puede resultar más difícil al ultrasonografista orientarse en las imágenes obtenidas por UTV comparadas con la TA debido al limitado campo de visión y los planos de barrido menos habituales de la UTV.

Sin embargo, si se sigue un método sistemático de exploración del útero y de sus estructuras asociadas con la UTV, su identificación resulta mucho más fácil.

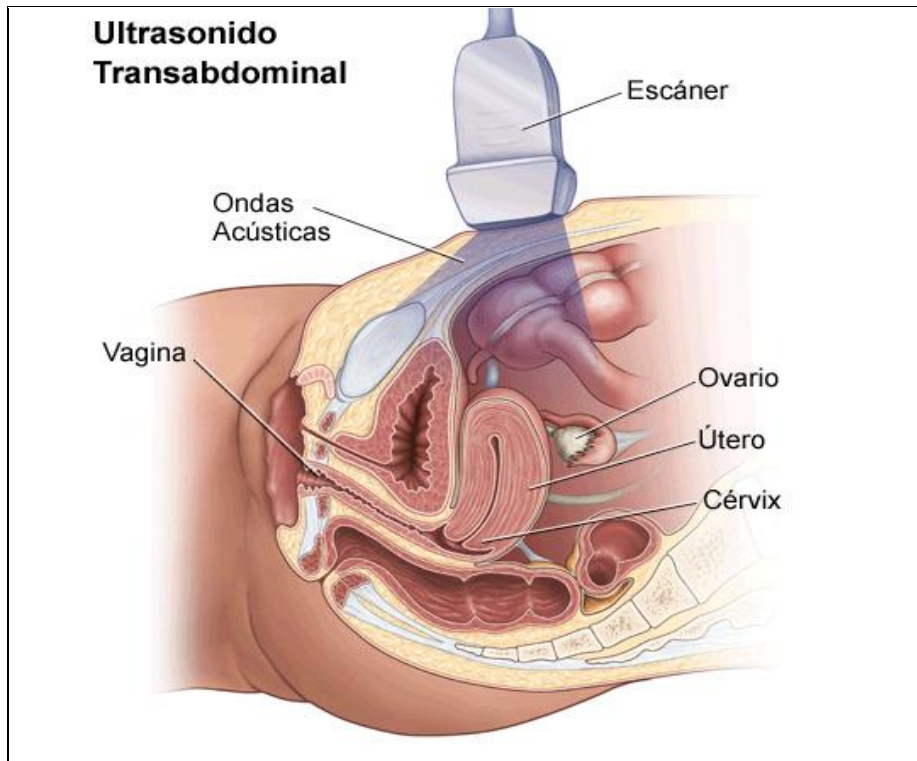


Figura 4.2.1.1 Ultrasonido por vía transabdominal⁴⁴

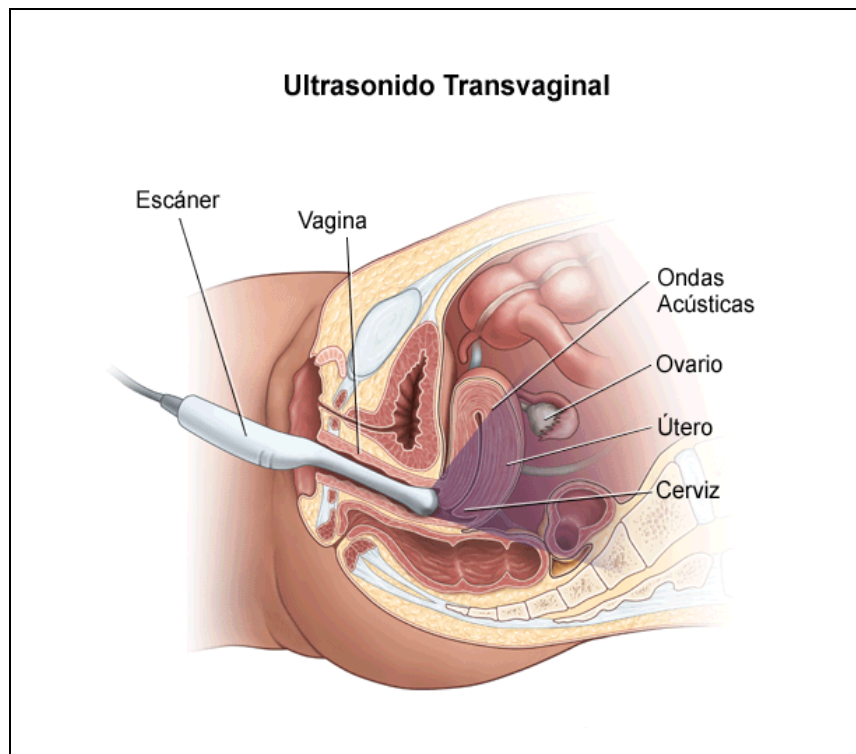


Figura 4.2.1.2 Ultrasonido transvaginal⁴⁵

⁴⁴Stanford Children's Health. (s.f.). Ultrasonido pélvico.
<http://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=ultrasonidoplavico-92-P09298> [40R]

Al contrario de la TA convencional, con la UTV no es necesaria la distensión de la vejiga. De hecho, la distensión exagerada puede dificultar la UTV ya que se sitúa el campo visual deseado fuera del rango óptimo del transductor.

Para iniciar el estudio por UTV se debe de cubrir completamente el transductor con un preservativo y fijarlo con una banda de goma; se lubrica la punta y la periferia del transductor y se inserta en la vagina, manipulándose alrededor de los labios e introduciéndose dentro del cérvix para visualizar con más detalle las estructuras de interés.

Las estructuras que se estudian por Ultrasonografía transvaginal son:

- Útero
- Ovarios
- Vasos iliacos
- Endometrio
- Miometrio
- Cérvix
- Trompas de Falopio

4.2.2 Obstetricia

La Ultrasonografía transvaginal (UTV) aplicada en obstetricia es el método fundamental para la detección y evaluación del embarazo. Proporciona información sobre el crecimiento del embrión o feto, ayuda a diferenciar su vitalidad o ausencia de vitalidad, a diagnosticar

⁴⁵Stanford Children's Health. (s.f.). Ultrasonido pélvico.
[http://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=ultrasonidoplvtico-92-P09298\[40R\]](http://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=ultrasonidoplvtico-92-P09298[40R])

anormalidades congénitas, y entre otras, a estimar el tiempo de gestación del embarazo; en general, ayuda a evaluar el bienestar del embrión o feto a lo largo de todo el embarazo.

La etapa del embarazo se divide en tres trimestres. En el primer trimestre se forman los órganos del niño; en el segundo, esos órganos adquieren complejidad y en el tercero, crecen en tamaño.

El ultrasonido durante el primer trimestre del embarazo por lo general se hace para evaluar la ubicación del embarazo y por lo tanto puede formar parte de un examen de ultrasonido obstétrico tanto como ginecológico. La realización adecuada de un examen de ultrasonido durante el primer trimestre del embarazo es importante para confirmar una gestación intrauterina, evaluar la vitalidad del embrión y determinar con seguridad la edad gestacional y todo lo que es crítico o importante para el curso del embarazo. Los principales objetivos del ultrasonido en el primer trimestre del embarazo se enumeran en la Tabla 4.2.2.1

- Confirmación del embarazo
- Localización intrauterina del saco gestacional
- Confirmación de la vitalidad (actividad cardiaca en el embrión/feto)
- La detección de los signos de embarazo fallido temprano
- Determinar si el embarazo es único o múltiple
- La valorización y asignación de la edad gestacional
- Evaluación del saco y el embrión normal antes de las 10 semanas
- Evaluación anatómica del feto después de las 11 semanas

Tabla 4.2.2.1 Objetivos del ultrasonido en el primer trimestre

- Presentación y posición fetal
- Actividad cardíaca
- Número de Fetos
- Edad Fetal y tamaño (biometría)
- Evaluación del líquido amniótico
- Localización y evaluación de la placenta
- Anatomía fetal básica
- Evaluación de los anexos: útero y ovarios

Tabla 4.2.2.2 Objetivos del ultrasonido en el segundo trimestre

Los objetivos principales del ultrasonido durante el segundo trimestre del embarazo (por lo general de las 14 a 18 semanas de gestación) es determinar con seguridad la fecha probable de parto, la evaluación de la anatomía fetal, y la evaluación e ubicación de la placenta y los anexos. Los principales objetivos del ultrasonido en el segundo trimestre se enumeran en la Tabla 4.2.2.2.

El objetivo principal del ultrasonido obstétrico durante el tercer trimestre es proporcionar información diagnóstica y precisa con el fin de optimizar la atención prenatal y mejorar el resultado del embarazo para la madre y el feto. La meta primordial de un ultrasonido durante el tercer trimestre se centra normalmente en el crecimiento fetal, la posición de la placenta, y la evaluación del líquido amniótico. Los principales objetivos del ultrasonido en el tercer trimestre del embarazo se enumeran en la Tabla 4.2.2.3.

- Actividad Cardíaca
- Tamaño del Feto (biometría y estimación del peso fetal)
- Presentación y Situación fetal
- Anatomía Fetal
- Localización de la Placenta
- Evaluación de el Líquido Amniótico
- Evaluación de los Anexos

Tabla 4.2.2.3 Objetivos del ultrasonido en el tercer trimestre

Neonatal

Este tipo de estudio permite evaluar alteraciones cerebrales, torácicas, abdominales, abdominal vascular y del sistema músculo-esquelético de los recién nacidos (neonatos).

El estudio transfontanelar se realiza para la evaluación de alteraciones neurológicas del neonato pretermino, como son alteraciones metabólicas, malformaciones congénitas, lesiones y hemorragias. Se realiza con un transductor microconvexo o sectorial, utilizando principalmente la fontanela anterior (Figura 4.2.2.1) como ventana acústica., sin embargo, se pueden utilizar las fontanelas anterolaterales, posterolaterales, la fontanela posterior y el agujero magno.

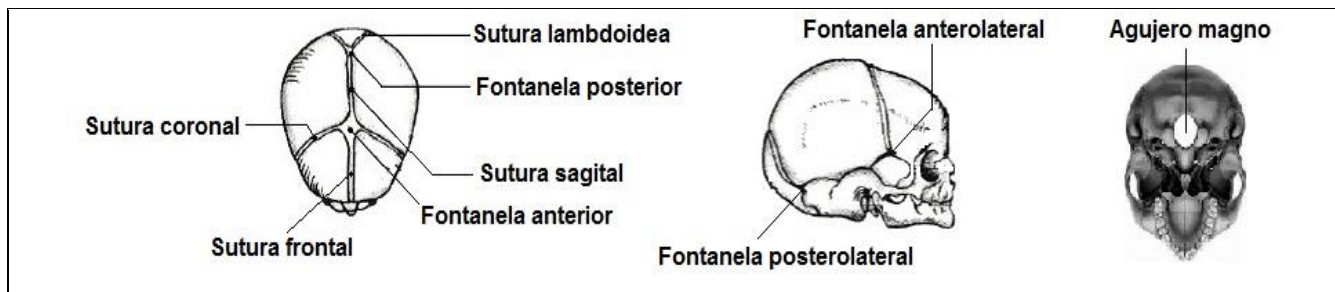


Figura 4.2.2.1 Fontanelas, suturas y agujero magno⁴⁶

Para el estudio toracoabdominal del neonato, se utilizan transductores lineales o convexos. Se evalúan: derrames pleurales a través del tórax; lesiones mediastinales (región situada entre los dos pulmones); evaluación del diafragma; evaluación de la cavidad abdominal, así como el hígado, vías biliares, bazo, páncreas, riñones, y vías urinarias, así como, el sistema vascular.

4.2.3 Musculo-esquelético

El ultrasonido fue el primer método de imagen disponible para estudiar la patología muscular. La tomografía computarizada no puede definir suficientemente la estructura muscular como para detectar las alteraciones más frecuentes y, aunque en la resonancia magnética (RM) es una técnica muy adecuada para estudiar la patología muscular, es costosa, poco disponible e imposible para realizar un estudio dinámico en tiempo real.

La ultrasonografía músculo-esquelética permite ofrecer toda la información disponible con RM y aun más, en lo que concierne a la patología muscular, su resolución espacial y la definición de las estructuras suelen ser superiores a las que se consiguen con la RM. La disponibilidad, la facilidad de la exploración y el bajo costo de la ecografía comparado con la RM hacen que sea muy útil para el seguimiento de la curación de las lesiones.

El estudio comienza con el transductor orientado en el eje largo del músculo. Una vez localizada la zona patológica, se obtienen imágenes durante la relajación y la contracción. Luego se gira el transductor 90° y se repite el proceso en las imágenes transversales. Una vez localizada alguna alteración en el músculo, se recomienda complementar la exploración con Doppler Color y de Poder.

⁴⁶Mondragón H. (2012). Obstetricia básica ilustrada. [30]

Estudios	
Miembro superior	Hombro
	Brazo
	Codo
	Antebrazo
	Muñeca
	Mano
Miembro inferior	Cadera
	Muslo
	Rodilla
	Pantorrilla
	Tobillo
	Pie

Tabla 4.2.3.1 Estudios del área musculo esquelética

Dependiendo de la zona anatómica, los estudios músculo-esquelético se clasifican según la Tabla 4.2.3.1

4.2.4 Partes pequeñas / Partes blandas

Los estudios orientados a las partes blandas, también conocidas como partes pequeñas, conforman el análisis de la tiroides, las mamas y los testículos.

Tiroides

La tiroides se origina a partir de una evaginación del piso de la faringe y en los adultos algunas veces persiste el conducto tirogloso, el cual marca el camino de la glándula tiroides desde la lengua del cuello. Los dos lóbulos tiroideos humanos están conectados por un puente de tejido, el istmo tiroideo, y en ocasiones se presenta un lóbulo piramidal, el cual se origina del istmo delante de la laringe. La glándula se encuentra bien vascularizada y posee una de las mayores tasas de irrigación sanguínea por gramo de tejido entre los órganos del cuerpo.

En un corte transversal de la tiroides obtenida por ultrasonido, se identifican las estructuras de la Figura 4.2.4.1.

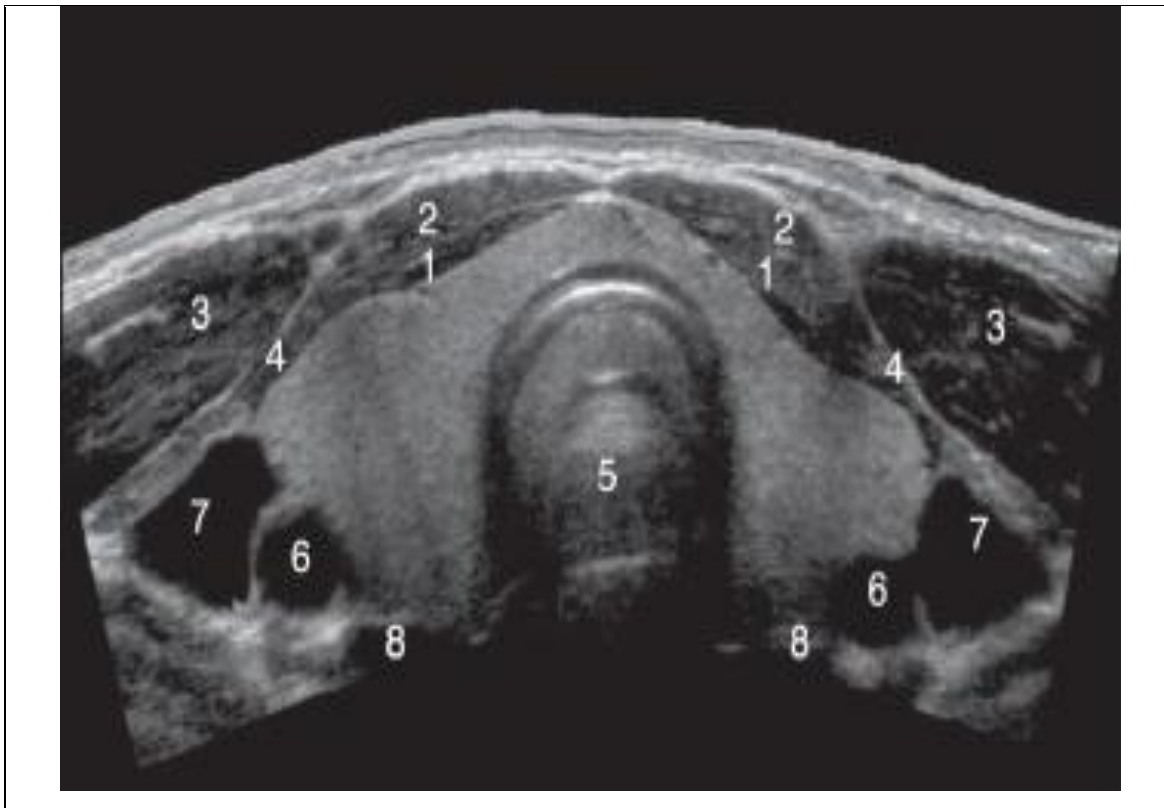


Figura 4.2.4..1 Anatomía de la tiroides normal: el músculo esternotiroideo (1), el músculo esternohioideo (2), el músculo esternocleidomastoideo (3), el músculo omohioideo (4), la tráquea (5), la carótida (6), la vena yugular interna (7) y el músculo escaleno medio (8)⁴⁷

El examen debe efectuarse en posición de decúbito dorsal y con el cuello hiperextendido con una almohada sobre sus hombros, con una moderada capa de gel, un transductor lineal con frecuencias ubicadas entre 7.5 [MHz], 10 [MHz] 12 [MHz] y de preferencia en apnea⁴⁸ para la evaluación de pequeñas lesiones.

Mamas

El ultrasonido de mama es un estudio complementario de la mastografía. La mastografía es el estudio más importante y el primero que se indica para detectar el cáncer de mama.

⁴⁷Lanfranchi, M. (2001). Ecografía de tiroides [26]

⁴⁸ Suspensión temporal de la respiración.

En muchas mujeres se observa en las placas mamográficas que el tejido que compone la mama es muy denso (se ve blanco), representando el tejido fibroso y el tejido glandular (donde se produce la leche cuando dan de mamar).

Esto representa una limitación para el radiólogo que interpreta el estudio, ya que las tumoraciones que se ven por mastografía usualmente son densas (blancas) y, si el tejido mamario es denso (blanco), la tumoración queda escondida, oculta, dentro de dicho tejido.

En estos casos, el ultrasonido es de gran ayuda, ya que este es capaz de detectar si hay o no tumoraciones aunque el tejido mamario sea de alta densidad. También si en una mastografía se detecta una tumoración siempre es recomendable complementar su evaluación con un estudio por ultrasonido.

El cáncer de mama se puede manifestar de diferentes formas, como tumores, como calcificaciones, como lesiones estrelladas, etc. Cuando se manifiesta por calcificaciones (no todas las calcificaciones son malignas, también hay benignas), éstas solo se pueden ver con la mamografía como puntos brillantes, y pueden ser observadas aunque el tejido mamario sea denso (blanco), pero no son vistas con ultrasonografía.

Por lo tanto, las mujeres que tengan en el estudio mastográfico tejido denso (blanco), siempre será necesario hacer la ultrasonografía como complemento, es decir, se necesitarán los dos estudios: mamografía para buscar calcificaciones y ultrasonido para buscar tumoraciones.

Testículos

La ecografía es el principal método para la evaluación de las masas escrotales y su situación dentro o fuera del testículo: la gran mayoría de las masas extratesticulares son benignas, pero las masas intratesticulares tienen gran probabilidad de ser malignas. Además de la localización, también es importante determinar si la masa es quística o sólida, si tiene vascularización interna detectada con Doppler y si es palpable.

4.2.5 Abdominal

Vesícula Biliar

Para la exploración de la vesícula se emplea un transductor sectorial de 3 [MHz] a 5 [MHz] con el paciente en decúbito supino. Otras posiciones como oblicua posterior izquierda, decúbito lateral izquierdo, decúbito prono y bipedestación son utilizadas para su exploración. Al estar ubicada sobre el hígado, se realiza la exploración tanto subcostal como intercostal, sin embargo, solo una de ellas resulta la ideal para visualizar alguna patología. La inspiración profunda es sumamente recomendada para tener una mejor visualización.

La ultrasonografía es el método más usado en la detección y evaluación de los cálculos biliares

Las patologías analizadas por ultrasonografía son:

- Colelitiasis: Cálculos biliares
- Barro biliar: Gránulos de bilirrubianato de calcio y cristales de colesterol
- Colecistitis aguda: Inflamación de la vesícula biliar
- Carcinoma
- Pólipos: Crecimiento que sobresale de la superficie de la pared interior de la vesícula
- Adenomiomatosis: múltiples tumores benignos
- Engrosamiento de la pared
- Vesícula de porcelana: Pared de la vesícula biliar recubierta por depósitos de calcio

Hígado

El hígado se explora con un transductor sectorial, lineal o convexo con una frecuencia central entre los 2 [MHz] y 5 [MHz].

Las patologías que son estudiadas mediante ultrasonografía son:

- Quistes: Lesiones llenas de líquido
- Tumores
- Infecciones
- Traumatismos
- Hepatitis
- Infiltración grasa: Excesiva acumulación de grasa en el hígado
- Cirrosis: Tejido fibroso que reemplaza a las células hepáticas
- Enfermedades vasculares y cortocircuitos venosos.

Vía biliar

El estudio generalmente se realiza con el paciente en decubitolateral izquierdo o posición oblicua posterior izquierda en inspiración profunda y con un transductor convexo.

Algunas patologías estudiadas son:

- Obstrucción biliar
- Coledocolitiasis: Presencia de cálculos en la vía biliar
- Colangiocarcinoma: Cáncer en las vías biliares

- Engrosamiento de la vía biliar
- Quistes

Páncreas

Por su tamaño, localización y ecogenicidad, el páncreas es uno de los órganos abdominales más difíciles de explorar.

Algunas patologías estudiadas por ultrasonografía son:

- Pancreatitis: Inflamación del páncreas
- Neoplasias pancreáticas: Formación anormal del tejido pancreático de carácter tumoral
- Carcinoma pancreático
- Tumores de los islotes⁴⁹
- Quistes pancreáticos

Bazo

El estudio del bazo se realiza en una posición en decúbito supino a través de una ventana intercostal. En algunas ocasiones puede realizarse por la vía subcostal con el paciente en posición decúbito lateral derecho u oblicuo posterior derecho. Se pueden utilizar transductores lineales o convexos.

Algunas de las patologías estudiadas por ultrasonografía son:

- Quistes

⁴⁹ Acumulaciones de células en el páncreas que producen hormonas como la insulina y el glucagón.

- Tumores
- Esplenomegalia: Agrandamiento del bazo
- Infecciones/Inflamación
- Traumatismos
- Infarto: Muerte de un tejido por falta de sangre y posteriormente oxígeno
- Calcificaciones

Intestino

La exploración por ultrasonido del intestino no está indicada para el estudio de sus patologías, sin embargo permite visualizar algunas alteraciones, permitiendo direccionar los posteriores estudios.

Algunas de las alteraciones que se pueden observar por ultrasonografía son:

- Obstrucción intestinal
- Engrosamiento de la pared intestinal
- Tumores gastrointestinales
- Apendicitis

Peritoneo

La acumulación de líquido seroso en la cavidad peritoneal (ascitis) es la patología más estudiada por ultrasonografía. Mediante este método también se guía la aspiración del líquido.

Los tumores también pueden metastatizar⁵⁰ en el peritoneo, siendo los más comunes los ginecológicos, gastrointestinales, pancreáticos y de mama.

Pared abdominal

Algunas patologías abdominales estudiadas son:

- Masas de pared abdominal
- Tumores de la pared abdominal (poco frecuentes)
- Metástasis
- Hernias abdominales: Parte de un órgano o tejido que sobresale a través de una zona de la pared abdominal débil.

4.2.6 Vascular

El estudio vascular por ultrasonido tiene como fin el análisis de las venas y arterias (sistema vascular), así como el flujo sanguíneo en ellas. Se utiliza un transductor de alta frecuencia para los vasos cercanos como en las extremidades o uno de baja frecuencia como en el examen de vasos intrabdominales.

De manera específica, a través de este estudio se pueden evaluar:

- Aneurismas: segmentos dilatados
- Arteriopatía obstructiva: Estrecheces, obstrucciones parciales o completas
- Trombosis: Formaciones de coágulos
- Varices: Dilataciones venosas

⁵⁰ Propagación del cáncer a otra parte del cuerpo diferente de la que se origino.

- Insuficiencia venosa: Incapacidad de las venas para realizar el adecuado retorno de la sangre al corazón
- Malformaciones arteriovenosas
- Tumores
- Evaluación del flujo sanguíneo hacia los órganos y tejidos
- Marcaje preoperatorio de varices
- Control postoperatorio de vasos

4.2.7 Urología

La ultrasonografía renal está indicada como la primera opción para el estudio de las vías urinarias, siendo complementada por la exploración endoscópica, la tomografía axial computarizada (TAC), la resonancia magnética (RM) y UIV (urografía intravenosa o pielografía⁵¹).

Tiene la ventaja de ofrecer resultados de la exploración inmediatos, reducir los estudios radiológicos y la exploración endoscópica.

Riñones

Para este estudio se utiliza usualmente un transductor de 3.5 [MHz] y según la anatomía del paciente, el usuario variara las vías de acceso que mejor considere.

Es importante también el estudio del hígado y la vesícula, pues son los responsables de falsas patologías urológicas.

Las patologías renales que se estudian por ultrasonido son:

⁵¹ Estudio radiográfico con un medio de contraste para visualizar las vías urinarias.

- Cólico nefrítico: Dolor repentino de gran intensidad por la presión en el tracto urinario debido a la obstrucción del paso de la orina
- Masas renales: Tumores, quistes, cálculos, hipernefomas (cáncer de riñón), abscesos y hematomas
- Hidronefrosis: Inflamación del riñón debido a la acumulación de la orina
- Litiasis renal: Piedras o cálculos renales
- Control post-operatorio: Seguimiento de cualquier cirugía renal
- Malformaciones congénitas
- Procesos infecciosos

Vejiga

El estudio de la vejiga es el más sencillo y rápido; puede ser realizado por vía abdominal, transrectal o transuretral, siendo la primera la más recomendable.

El análisis de la vejiga por vía transabdominal está indicada para el estudio de tumores utilizando un transductor convexo, usualmente de 3.5 [MHz].

El estudio transuretral de vejiga se realiza sólo para investigar el estado infiltrativo de los tumores vesicales usando un transductor especial de 7.5 [MHz].

Próstata

Existen dos formas de abordar el estudio de la próstata; por vía transabdominal y por vía transrectal, cada una de ellas con objetivos definidos.

El estudio transabdominal está indicado para la evaluación del prostatismo (aumento de forma benigna de la próstata), fundamentalmente las repercusiones de estos sobre la vejiga y riñones.

Para realizar el estudio transrectal de próstata existen diferentes tipos de transductores que se pueden utilizar. Están los radiales, sectoriales, lineales, convexos o la combinación de algunos de ellos, con frecuencias que van de los 3.5 [MHz] a los 10 [MHz].

Este método está indicado para:

- Cáncer de próstata
- Biopsia
- Evaluación y control del cáncer tratado medicamente
- Procesos infecciosos
- Cálculo del volumen prostático o sonometría transrectal (también posible vía transabdominal)
-

Cisto-uretrosonografía miccional

Es la exploración dinámica de la micción (acción de orinar) mediante un transductor transrectal lineal de 7.5 [MHz]

Mediante esta técnica se puede evaluar:

- Disectasia (obstrucción) de cuello vesical
- Neoplasia de cuello vesical: Formaciones anormales de carácter tumoral

- Crecimientos prostáticos
- Estenosis (estrechamiento) de uretra membranosa
- Valoración postoperatoria del hueco prostático

Uretrosonografía retrógrada (USR)

Es una técnica empleada para el estudio de la uretra. Para realizarlo se introduce una sonda por la vía uretral del pene con la finalidad de distenderla mediante la inyección de un suero. Una vez distendida, se inicia la obtención de imágenes mediante un transductor lineal de 7.5 [MHz].

Está indicada principalmente para la evaluación de la estenosis uretral (estrechamiento de la uretra).

Ultrasonografía genital externa

Se utiliza para estudiar la vascularización del tejido eréctil del pene. Difiere del estudio de testículo en que estudia solo los vasos sanguíneos no incluyendo la morfología.

4.2.8 Cardiología

La ultrasonografía cardíaca, mejor conocida como ecocardiografía adquiere las mismas ventajas que en el resto de aplicaciones de la técnica. Es barata e inocua y por tanto accesible. También simplifica en una imagen lo que antes necesitaba la reunión de signos y síntomas clínicos, muchas veces médico-dependiente, que en ocasiones requería el apoyo de otros medios de diagnóstico.

La ecocardiografía es más reducida en elementos anatómicos que el abdomen y mucho más que el aparato músculo-esquelético, donde cada articulación o segmento anatómico requiere un conocimiento amplio y preciso de su anatomía y biomecánica.

En cuanto a patología, el número de grandes síndromes se reduce al estudio de las cavidades cardíacas incluyendo el cayado aórtico, paredes, pericardio, morfología del aparato valvular y morfología dinámica del miocardio.

Posición del paciente

La posición más usada ubica al paciente en decúbito lateral izquierdo (Figura 4.2.8.1) buscando el contacto del corazón con la pared interna torácica, rechazando la lengüeta pulmonar y reduciendo la distancia entre la cara anterior del corazón y el transductor.

Generalmente de esta forma se obtiene la mejor calidad de imagen, hecho que por desgracia no ocurre siempre, sobre todo en pacientes obesos o con caja torácica en tonel.

Otra posición usada en estos estudios es la de decúbito supino.

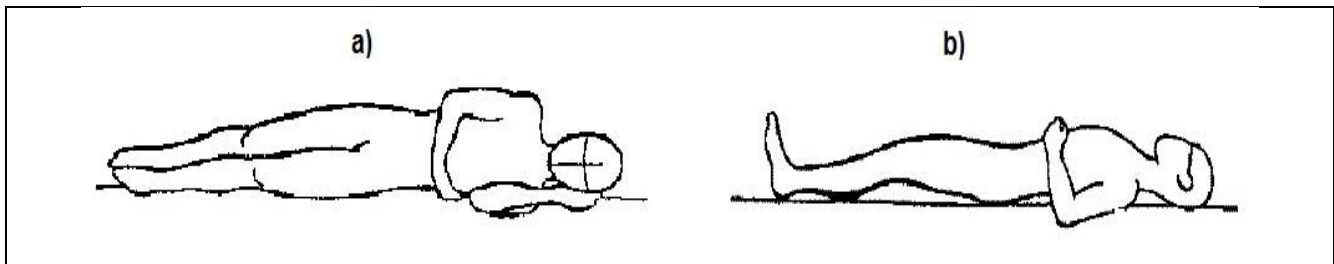


Figura 4.2.8.1 Posiciones del paciente. a) Decúbito lateral izquierdo, b)Decúbito supino⁵²

Ventanas acústicas

Las ventanas o vías de acceso, son las que por sus características anatómicas permiten penetrar el haz ultrasónico, evitando las costillas, el esternón o el aire pulmonar. Existen varias. Ninguna de ellas permite un acceso completo al corazón, por lo que se deben combinar para realizar el estudio completo.

La Figura 4.2.8.2 esquematiza las cuatro ventanas cardíacas:

- Vía Intercostal:

⁵² Trágora Formación. (2016). El traductor en el quirófano: Las posiciones del enfermo.<http://www.tragoraformacion.com/el-traductor-en-el-quirofano/> [43R]

- ❖ Paraesternal izquierda
- ❖ 3 a 4º espacio intercostal
- ❖ Punta cardíaca o apical: 5º espacio intercostal en la línea media clavicular izquierda
- Vía Subcostal o epigástrica
- Vía Supraesternal

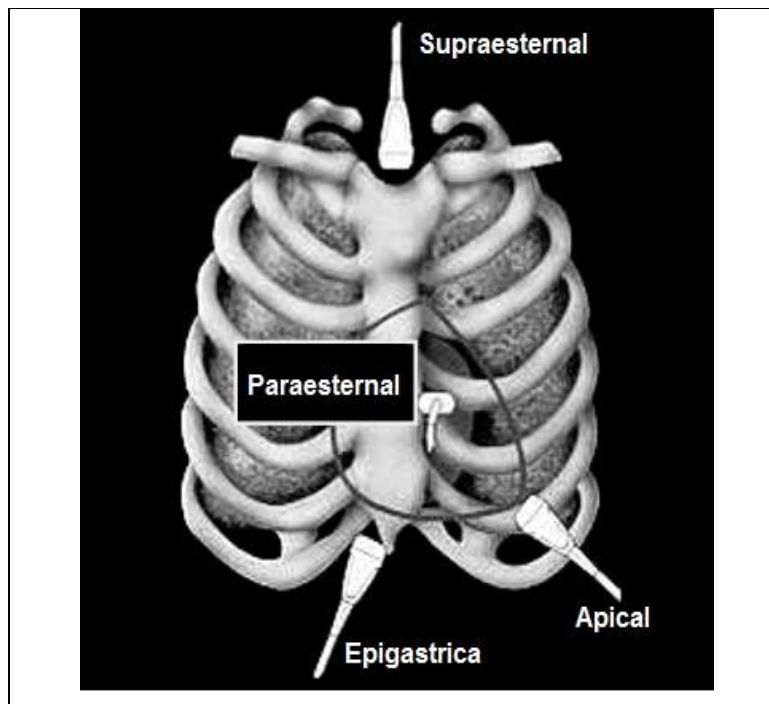


Figura 4.2.8.2 Ventanas cardíacas⁵³

Planos de estudio

Existen diversos planos o cortes que se utilizan para obtener imágenes de la región de interés. Los básicos son:

⁵³ Flores M. (2013). Ecografía normal. <http://es.slideshare.net/anarquia999/tutorial-eco> [19R]

- Corte eje corto cardíaco (Corte transverso)
- Corte eje largo cardíaco (Corte longitudinal)
- Corte cuatro cámaras y sus variantes
- Otros

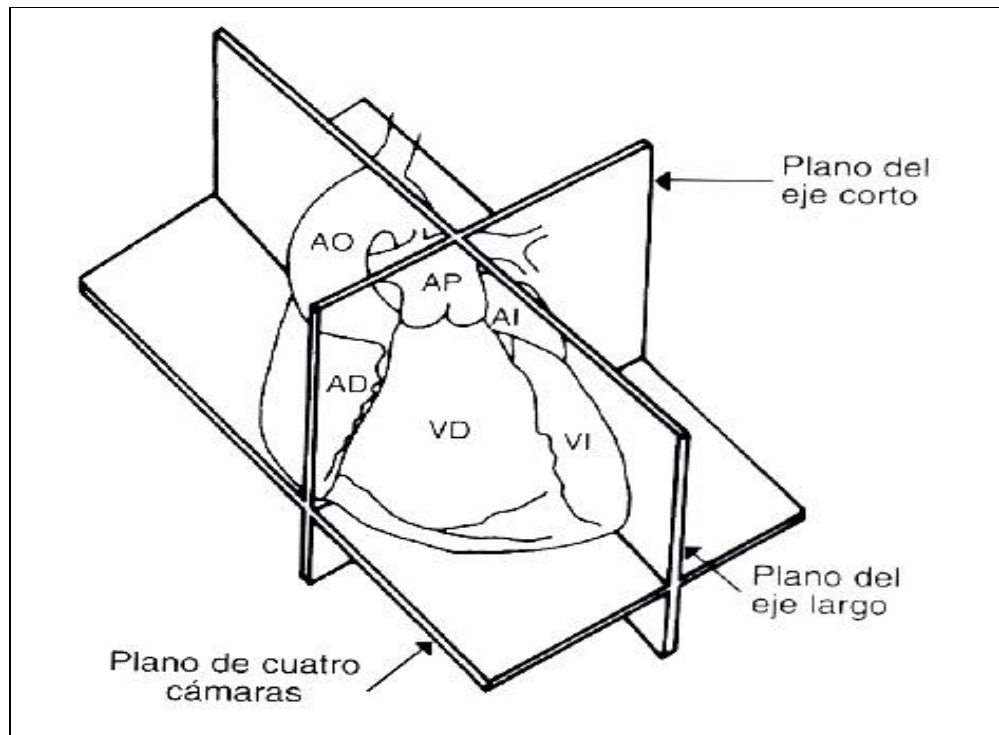


Figura 4.2.8.3 Planos o cortes cardiacos⁵⁴

En la Figura 4.2.8.3 se presenta el esquema de los cortes cardiacos.

Plano de eje corto paraesternal izquierdo

Los planos de estudio se debe seguir una sistemática rigurosa para realizar un abordaje lo más completo posible, sin olvidar ningún campo anatómico. En la Figura 4.2.8.4 se observa la sistemática de cinco cortes obligatorios desde ápex hasta la válvula aórtica.

⁵⁴ Polanco A. (2011). Cortes ecocardiográficos. <http://es.slideshare.net/armandopolanco/cortes-ecocardiograficos>

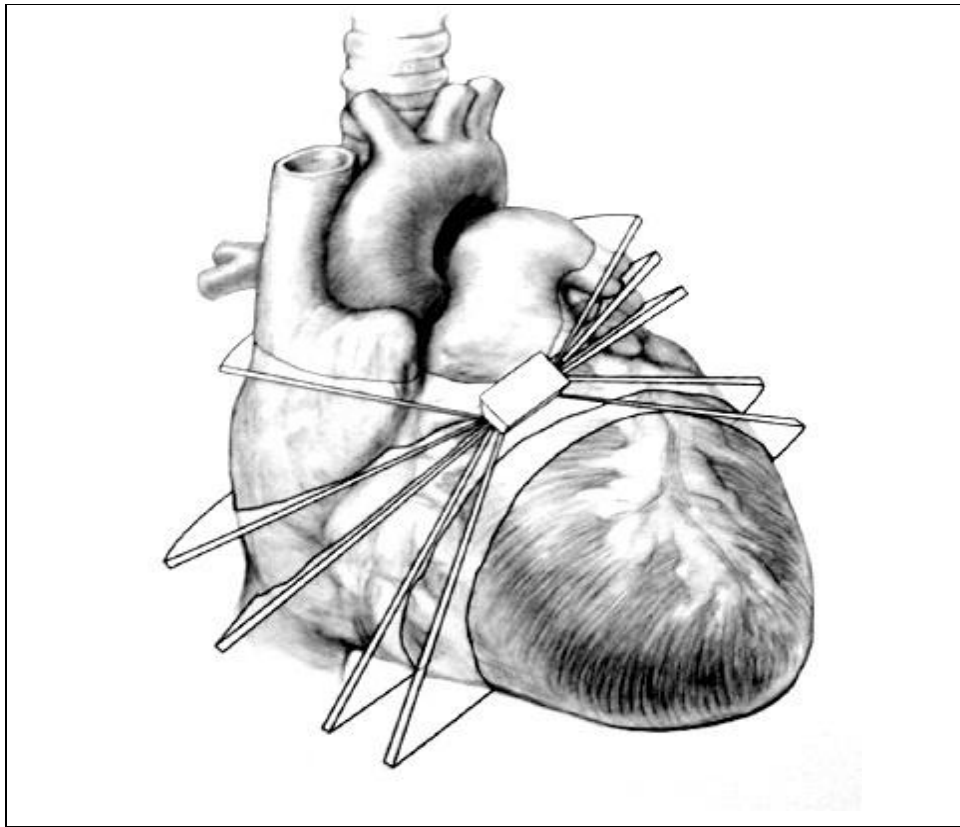


Figura 4.2.8.4 Planos del eje corto paraesternal izquierdo⁵⁵

En los planos de corte imaginarios, conoceremos la anatomía del ventrículo derecho (VD), ventrículo izquierdo (VI), aurícula izquierda (AI) y Aorta. Permite evaluar y medir grosores de pared, averiguar los diámetros de cavidades ventriculares y auriculares, y conocer la morfología de apertura y cierre valvular Aórtico y Mitral

Plano eje largo paraesternal izquierdo

Tal como se observa Figura 4.2.8.5, se trata de un corte longitudinal paraesternal izquierdo, eje largo en modo B. Este ecocorte permite la medición de los mismos parámetros que el eje corto cardíaco y además estudia el comportamiento en conjunto de la Sístole y Diástole aurículo-ventricular.

⁵⁵ Cayré R., Civetta J., Civetta M., Gálvez J., - Valdés-Cruz L. (2001) Anatomía ecocardiográfica: estructuras anatómicas y vistas ecocardiográficas transtorácicas paraesternales y apicales. Parte I <http://www.unne.edu.ar/unnevieja/Web/cyt/cyt2006/03-Medicas/2006-M-076.pdf> [14R]

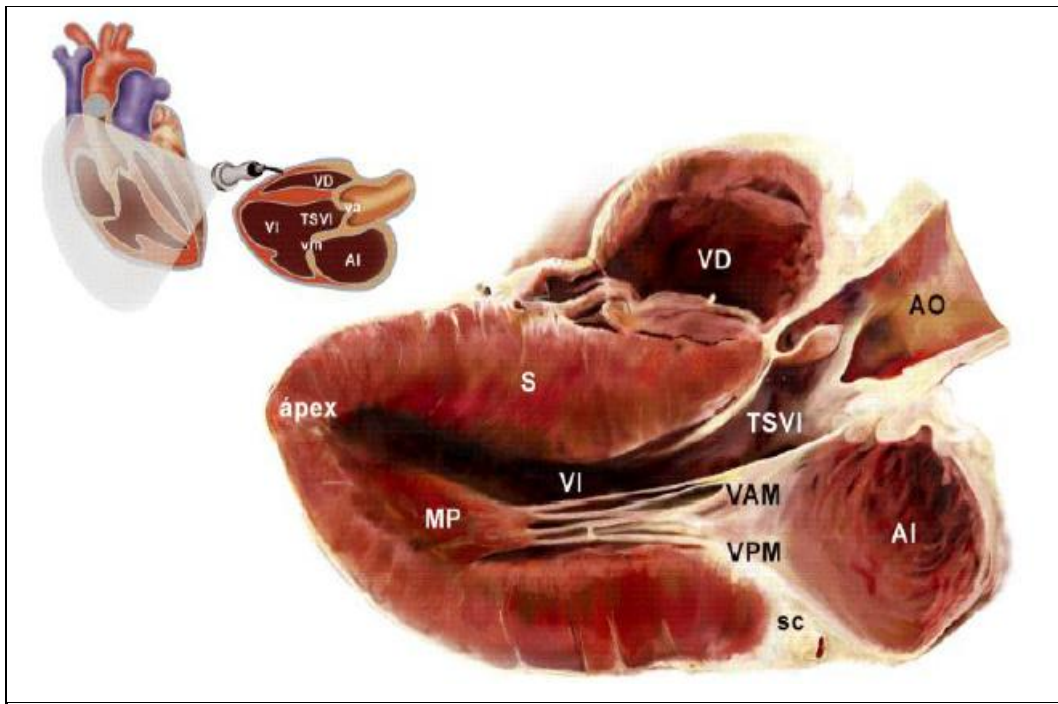


Figura 4.2.8.5 Eje largo paraesternal izquierdo⁵⁶

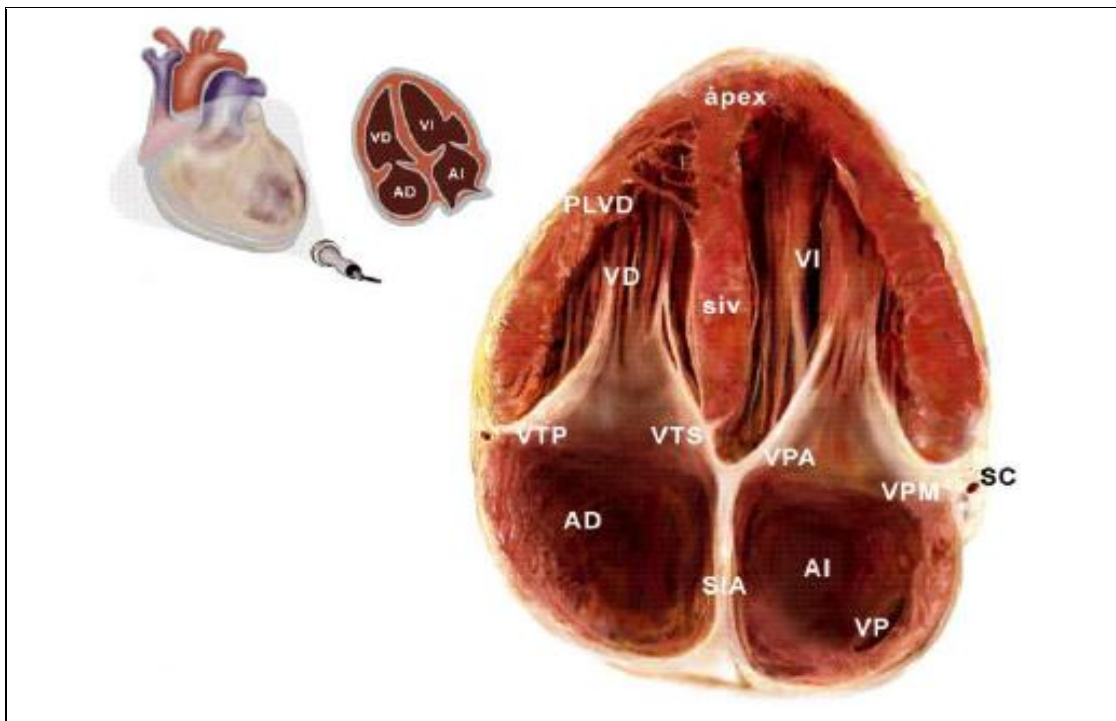


Figura 4.2.8.6 Plano apical de cuatro cámaras⁵⁷

⁵⁶Molina S. (s.f.). Ecocardiografía transtorácica: Planos ecocardiográficos.
http://imagen.enfermeriaencardiologia.com/wp-content/uploads/planos_ecocardiograficos.pdf[31R]

Plano apical de cuatro cámaras

El transductor se sitúa en el 5º espacio intercostal, en el ápex cardíaco, en la línea media claviclar izquierda. Se orienta hacia el cuello, de forma que el haz ultrasónico penetra por la punta cardíaca y sale por ambas aurículas (Figura 4.2.8.6). Manejando el transductor, jugando con el ángulo de penetración y rotándolo a izquierda y derecha en sentido horario u antihorario, conseguimos individualizar las otras variantes del plano cuatro cámaras.

Variantes del plano cuatro cámaras:

- Plano dos cámaras: Rotación de 90º del transductor en sentido antihorario. Pone de manifiesto las dos cámaras izquierdas
- Plano tres cámaras: Partiendo de la posición de la sonda en dos cámaras, se angula la sonda superficialmente hacia el cuello. Se ven las dos cámaras izquierdas y el tracto de salida Aórtico
- Plano cinco cámaras: Incluye las dos aurículas, los dos ventrículos y la cámara aórtica

El plano cuatro cámaras de la punta, combinado con sus variantes, permite estudiar las cuatro paredes del ventrículo izquierdo, lateral, medial, anterior y posterior; conocer la contractibilidad de la pared miocárdica, determinar zonas de isquemia, cuantificar la extensión de un infarto de miocardio o destacar la presencia de un aneurisma de pared.

Vía supraesternal

El paciente se dispone en decúbito supino, con el cuello en hiperextensión, mejor con una almohadilla debajo del cuello. La sonda, se sitúa en el hueco de la horquilla supraesternal (Figura 4.2.8.7). Es ideal para el estudio del cayado aórtico. Complementa el estudio de la aurícula izquierda, arteria pulmonar principal derecha y los grandes troncos supraórticos.

⁵⁷ Molina S. (s.f.). Ecocardiografía transtorácica: Planos ecocardiográficos.http://imagen.enfermeriaencardiologia.com/wp-content/uploads/planos_ecocardiograficos.pdf[31R]

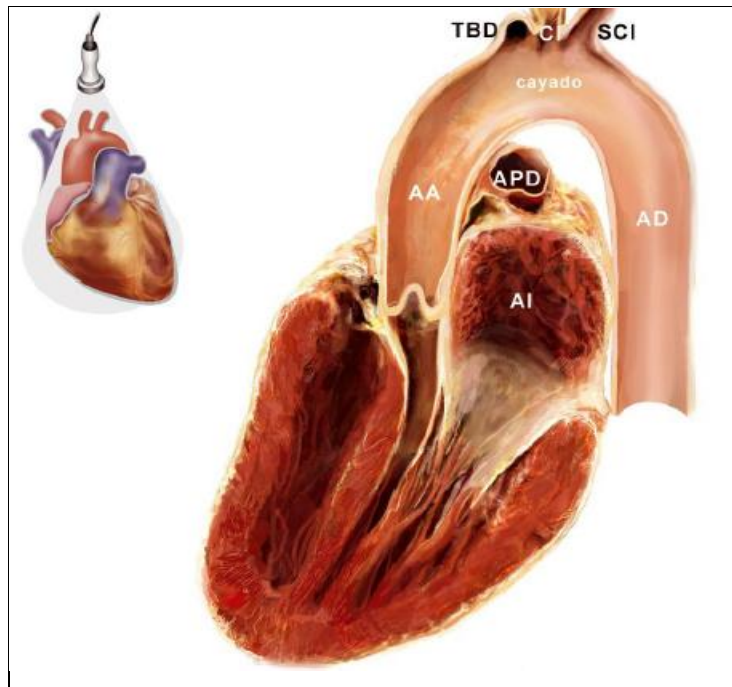


Figura 4.2.8.7 Vía supraesternal⁵⁸

Vía subcostal o epigástrica

Es una alternativa al plano de cuatro cámaras intercostal de la punta.

Permite estudiar las cuatro cámaras cardíacas, observar la entrada de la vena cava inferior en la aurícula derecha (Figura 4.2.8.8). Es el plano ideal para estudiar la integridad del tabique interauricular. Este corte ofrece al investigador las cavidades derechas en primer plano.

⁵⁸ Molina S. (s.f.). Ecocardiografía transtorácica: Planos ecocardiográficos. http://imagen.enfermeriaencardiologia.com/wp-content/uploads/planos_ecocardiograficos.pdf[31R]

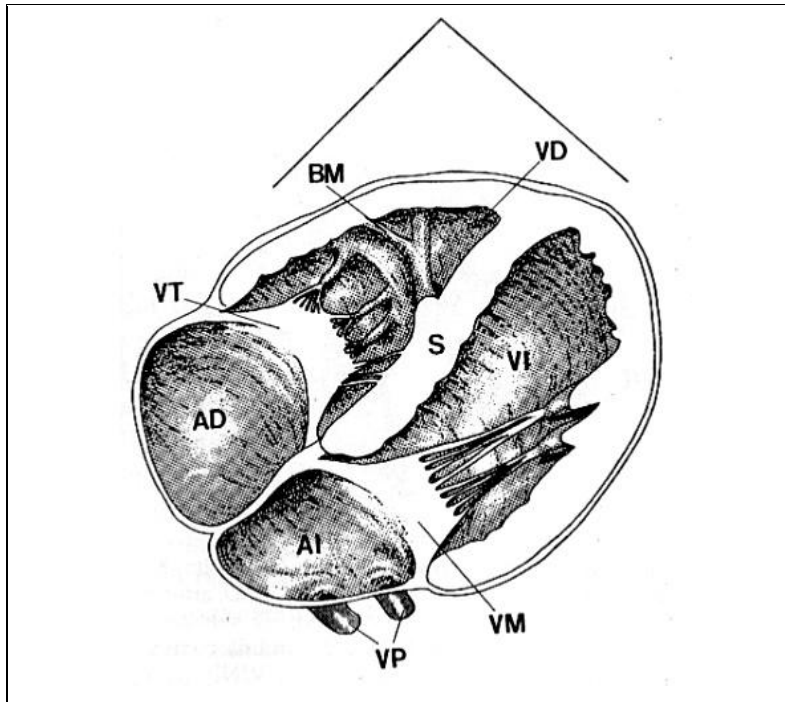


Figura 4.2.8.8 Cuatro cavidades vía epigástrica⁵⁹

⁵⁹ Molina S. (s.f.). Ecocardiografía transtorácica: Planos ecocardiográficos. http://imagen.enfermeriaencardiologia.com/wp-content/uploads/planos_ecocardiograficos.pdf[31R]

5. Informática Médica

La informática es una rama ingenieril relativa al tratamiento automatizado de información mediante máquinas y dispositivos. Sus comienzos se remontan a dispositivos tan básicos como el ábaco y hoy en día a las computadoras.

Básicamente la informática ayuda al ser humano en la tarea de potenciar las capacidades de comunicación, procesamiento y almacenamiento de información y se utilizan áreas tan diversas como: aplicaciones multimedia, arte, ciencia, diseño computarizado, video juegos, investigación, transporte público, comunicaciones, robots en las fábricas, control y monitoreo de procesos industriales.

Si bien se trata de una disciplina nacida con un enfoque hacia/para el procesamiento de información, con el paso de los años se observó que podría ser aplicada en áreas como la salud y medicina. Para ello se establecieron mecanismos para la obtención de información de las condiciones de los pacientes, misma que una vez que se procesa, permite conocer el estado que guarda el paciente bajo estudio.

La información para su conocimiento e interpretación puede ser presentada en forma de lista (documento), gráficas, imágenes o videos. A su vez, esta información puede ser incorporada a historias clínicas, bases de datos para su procesamiento y análisis, transmisión a través de medios diversos medios, como el Internet, para su análisis por expertos, etc.

Hoy en día el término informática es utilizado en casi cualquier tema y es una ciencia que crece a cada segundo, por lo que es necesario explicar y delimitar los alcances que tiene en los sistemas de ultrasonido. Es por ello que en este capítulo se verá un poco de la historia, configuración, características y aplicaciones de informática médica.

5.1 Introducción

La informática es una disciplina que hace uso de los métodos, técnicas, procesos, con el fin de almacenar, procesar y transmitir información en formato digital. Se define como una disciplina que se encarga del tratamiento automático de la información, para lo cual se apoya en diversas ciencias.

La informática en salud o informática médica es la aplicación de la informática y las comunicaciones al área de la salud mediante el uso del software médico, y forma parte de las tecnologías sanitarias. Su objetivo principal es prestar servicio a los profesionales de la salud para mejorar la calidad de la atención sanitaria.

Desde este punto de vista la informática es la intersección de las ciencias de la información, las ciencias de la computación y la atención de la salud. Se ocupa de los recursos, los dispositivos y los métodos necesarios para optimizar la adquisición, almacenamiento, recuperación y utilización de la información en las áreas de salud y en biomedicina. Los instrumentos informáticos de la salud incluyen no sólo las computadoras, sino también, las guías de práctica clínica, terminología médica formal, y de los sistemas de información y comunicación.

La informática médica se apoya actualmente en las tecnologías de la información y comunicación (TIC), y responde al concepto de e-salud, tele salud y telemedicina. Mientras que la e-salud (la salud electrónica) es un nombre genérico que engloba todas las aplicaciones informáticas en el ámbito de la salud, la tele-salud se refiere al uso de las TIC en las tareas médicas ejecutadas a distancia. Estas tareas no solo se enfocan en la atención de pacientes, sino también en la capacitación y educación médica a distancia.

Hoy en día no se ha definido cual definición es la correcta (e-salud, tele salud o telemedicina) por lo que de manera general hablaremos de informática médica.

5.2 Redes

Una red es un sistema donde los elementos que lo componen son elementos autónomos que están conectados entre sí por medios físicos y/o lógicos, que pueden comunicarse para compartir recursos y procesar información. En este capítulo se explicará de manera general sus componentes y definiciones para después simplemente tomarlas como un todo general.

5.2.1 Red Informática

Una red informática o red simplemente, es una serie de computadoras u otros dispositivos interconectados por cables y/o señales electromagnéticas, lo que permite la comunicación entre ellos y la capacidad de compartir información (documentos, imágenes, etc.) y recursos (impresoras, quemadores, scanner's, etc.), para su procesamiento y presentación.

5.2.2 Clasificación

En función de la extensión geográfica que abarque, el número de usuarios que están interconectados y su propósito las redes se clasifican de la siguiente manera:

- Red PAN (Personal Area Network): Red de área personal; es una red usada para la comunicación entre los dispositivos de la computadora de una sola persona
- Red LAN (Local Area Network): Red de área local; dicha red se limita a un área relativamente pequeña tal como un cuarto, edificio, barco o avión
- Red CAN (Campus Area Network): Red de área campus; es un conjunto de redes de área local a través de un área geográfica limitada, como un campus universitario o base militar
- Red MAN (Metropolitan Area Network): Red de área metropolitana; es una red de alta velocidad (banda ancha) que da cobertura en un área geográfica extensa, como ciudades o estados
- Red WAN (Wide Area Network): Red de área amplia; son redes de gran extensión que pueden abarcar inclusive países, o el mundo entero, como lo es el Internet
- Red SAN (Storage Area Network): Red de área de almacenamiento; es una red concebida para conectar servidores, matrices de discos y librerías de soporte
- Red VLAN (Virtual LAN): Red de área local virtual, son redes lógicas independientes que pueden ser creadas dentro de una red local agrupando equipos y enlazándolos por medio de números de puertos, direcciones MAC o protocolos

5.2.3 Elementos

Una red de computadoras consta básicamente de hardware y software. En el caso del hardware se incluyen:

Servidores: Son aquellas computadoras capaces de compartir sus recursos con los demás elementos que están en la red. Los recursos compartidos pueden incluir impresoras, unidades de disco o incluso archivos individuales

Tarjeta de Interfaz de Red (NIC, Network Interface Card): Son los adaptadores de red que permiten la comunicación de la computadora con los demás elementos conectados a la red, con base a los protocolos definidos (hardware y software)

Cableado: Es un conjunto de cables a través de los cuales diversos elementos de la red pueden interconectarse. Esto es, las estaciones de trabajo individuales con los servidores de archivos y otros periféricos; a la fecha existen tres tipos de cableado: par trenzado, coaxial y fibra óptica

Equipo de conectividad: Para redes pequeñas no son necesarios pero conforme crece el tamaño y extensión de la red se hace necesario incrementar el número de nodos o la creación de subredes, por lo que se requieren de dispositivos específicos para incrementar su tamaño (nodos), ampliar su área de influencia y llevar a cabo una mejor administración de la misma. Como equipo de conectividad se tienen los siguientes dispositivos:

- ❖ Hub's o concentradores: Permite la interconexión de varios nodos de una subred
- ❖ Repetidores: Permite extender la longitud de la red ya que amplifica y retransmite la señal
- ❖ Puentes: Dispositivo que interconecta dos LAN
- ❖ Ruteadores: Son similares a los HUB's pero estos pueden conectar redes de topologías distintas sin problemas, con la única condición que tengan el mismo sistema operativo de red.

Sistema operativo de red (Network Operating System, NOS): Es el que administra y coordina las operaciones dentro de la red. Algunas operaciones son: crear, compartir, almacenar y recuperar archivos, establecer la comunicación entre los distintos elementos que conforman parte de la red.

5.2.4 Medios de transmisión

Llamamos medios de transmisión a todo elemento de la red que permite el flujo de información en toda la red, es por esto que se hablará de los tipos de cables y repetidores.

- Repetidores: Son los dispositivos utilizados para propagar una señal de baja intensidad, es decir, amplificarla y retransmitirla dado que se llega a debilitar debido a la longitud del cable de red
- Cable de par trenzado: Pueden ser sin apantallar (**UTP, Unshielded Twisted Pair**) o apantallado (**STP, Shielded Twisted Pair**), teniendo este último mejores prestaciones. La categoría del cable define la velocidad. En el Capítulo 3 se detalla este tipo de cable.
- Cable Coaxial: Contiene un conductor de cobre en el centro, el cual va envuelto en un aislante que evita las posibles interferencias externas; aunque es más difícil de instalar que el cable de par trenzado, se utiliza mucho para redes LAN grandes por su resistencia a interferencia.
- Fibra óptica: Consiste en un centro de cristal rodeado de varias capas de material protector, por donde se transmite la información por medio de impulsos de luz con lo cual se eliminan interferencias externas. Con dicha fibra se cubren distancias mucho mayores sin pérdida de información y sin necesidad de repetidores lo que lo hace el cableado ideal para cualquier tipo de red pero es muy costosa.

Existen algunas redes que trabajan sin cables a través de señales de frecuencias altas o infrarrojos, que poco a poco están alcanzando popularidad.

5.2.5 Medios de conexión

Básicamente son los que permiten la comunicación entre las computadoras y dispositivos de la red.

- Panel de parcheo: Tablero con diversas terminales a las están conectados nodos o segmentos de redes y que por medio de cables adicionales estos elementos se pueden interconectar
- Adaptadores de red: Son las tarjetas de red que se incorporan en las computadoras para la comunicación con los demás elementos de la red
- Software: Sistema operativo compatible con todos los dispositivos de la red, controladores, herramientas de diagnóstico, herramientas de corrección y optimización, servidores y utilidades

5.2.6 Protocolos

Son el conjunto de reglas que todos los elementos que están conectados en una red deben de seguir para poder llevar a cabo la comunicación y la transferencia de la información. Los protocolos están definidos para llevar a cabo la comunicación a diferentes niveles. Por ejemplo, para acceder al canal de comunicación se tienen:

- Protocolos de poleo: Se caracteriza por contar con un dispositivo controlador central que es una computadora inteligente como un servidor
- Protocolo de testigo en anillo: Emplea un testigo para autorizar la transmisión de quien lo posea
- Protocolo de contención: No hay control en el uso de canales, se basa en el que primero que llega utiliza la línea

Los protocolos más comunes son: TCP/IP (son los protocolos base para la comunicación en la red), IPX (ésta orientado a comunicación sin conexión), SPX (Necesita cableado y consiste en paquetes en secuencia), Apple Talk (conjunto de protocolos para redes MAC), NetBEUI (primeras capas en las redes de Microsoft) y la norma IEEE 802 (reglas llevar a cabo la interconexión en redes pequeñas y de área amplia como Internet).

Interconexión

- Red Ethernet: Es un estándar que define los protocolos de hardware y software para la comunicación entre los integrantes de una red tipo LAN o MAN; más específicamente, es una red de banda base, que provee un único canal de comunicación sobre el medio físico (cable) de modo que solo puede usarlo un dispositivo a la vez. Ethernet usa el protocolo CSMA/CD y está definida por el estándar IEEE 802.3
- Arquitectura Token-Ring: Es una implementación del estándar IEEE 802.5 en el cual se distinguen más por su método de transmitir la información que por la forma en que se conectan las computadoras
- Apple Talk: La arquitectura de red de Apple está incluida en el software de OS Macintosh, por lo que el dispositivo comprueba si hay guardada una dirección de una sesión de red anterior, informa de la dirección para comprobar si hay otro dispositivo utilizándola y si no hay dispositivo utilizando la dirección la guarda para después utilizarla
- Redes FDDI: Es la más reciente tecnología en redes de datos; sus características se encuentran establecidas por el estándar FDDI ANSI X 3T9 de la ANSI; FDDI viene a ser la interface para datos sobre fibra óptica distribuida

5.2.7 Direcciones IP

Una dirección IP es una etiqueta numérica que identifica, de manera lógica y jerárquica, a un dispositivo, habitualmente una computadora o una interfaz (elemento de comunicación/conexión) dentro de una red que utilice el protocolo IP de TCP/IP. Dicho número no se debe confundir con la dirección MAC que es un número hexadecimal fijo que es asignado a la tarjeta o dispositivo de red por el fabricante. La IP puede constar de cuatro números de ocho bits (IPv4) u ocho números de cuatro dígitos hexadecimales (IPv6). Dentro del ámbito de Internet la IP es normalmente fija; en el caso de redes privadas o de hogar las direcciones IP se pueden establecer fijas o pueden ser asignadas al momento del que el

dispositivo se incorpore a la red. A esta forma de asignación de dirección IP se le denomina IP dinámica.

Los sitios de Internet que por su naturaleza necesitan estar permanentemente conectados tienen generalmente una IP estática o fija la cual no cambia con el tiempo. Los servidores de correos, DNS, FTP públicos y servidores de páginas web deben contar con una IP estática, ya que de esta forma es posible localizarlos en la red.

5.2.8 Configuración de la red

Para configurar una red LAN correctamente se debe configurar el router o concentrador por una parte y las estaciones por otra.

Las redes medianas cuentan con un máximo de 65534 nodos y para las pequeñas máximo 254 nodos.

En cada estación se debe configurar su IP, el valor de la máscara de red, la puerta de enlace.

5.3 Almacenamiento de imágenes DICOM (PACS)

El estándar de Imagen Digital y Comunicaciones en Medicina (DICOM por sus siglas en inglés), es un estándar para comunicación de imágenes en medicina, que facilita el manejo de información médica entre hospitales y centros de investigación. Su importancia radica en dar la posibilidad de interconectar sistemas informáticos de diferentes fabricantes y hace posible la comunicación entre ellos, pues como se sabe tanto en hospitales o laboratorios se utilizan aparatos médicos de diferentes marcas debido a las diversas especialidades que se atienden.

DICOM hace posible que los archivos médicos puedan viajar de forma segura entre hospitales, centros de investigación, laboratorios y departamentos. Luego esa información puede ser vista remotamente para que los médicos puedan diagnosticar desde la oficina/casa y buscar diferentes opiniones de otros expertos de una forma rápida y sencilla.

5.3.1 Introducción

El estándar en DICOM describe detalladamente los medios para dar formato e intercambiar imágenes e información entre dispositivos diferentes. Para ello, en 1992, en la reunión anual de la Sociedad de Radiología de América del Norte (RSNA), se definieron la Parte Uno (Introducción y Descripción) y la Parte Ocho (Soporte de Comunicaciones de Red e intercambio de Mensaje) del DICOM de ACR-NEMA. Las partes restantes dos a siete y la nueve se hicieron disponibles para comentarios. Actualmente se cuenta con la versión 3.0 de DICOM.

5.3.2 Historia

El proyecto se basó fundamentalmente en la digitalización y almacenamiento de imágenes del Servicio de Radiodiagnóstico. Las imágenes se capturan mediante un sistema de chasis que portando películas de fósforo son estimuladas por los Rayos X y posteriormente leídas mediante una sobre estimulación con luz láser.

A la imagen se le adjuntan los datos personales del paciente, los datos del proceso y exploración así como los datos correspondientes a los profesionales. Estos datos son conocidos con el nombre Sistema de Información Radiológica (RIS por sus siglas en inglés).

Este conjunto de datos e imagen se unen de una forma específica para formar lo que llamamos una imagen DICOM. Las imágenes DICOM son la base de los Sistemas de Almacenamiento y Comunicación de Imágenes (PACS por sus siglas en inglés) y los RIS, siendo elementos esenciales para poder archivar y recuperar la información asociada o asociable a los procesos de los pacientes.

5.3.3 Almacenamiento de imágenes (PACS)

Los PACS (Sistemas de Archivo y Comunicación de Imágenes) son una herramienta informática que aporta nuevos modos de trabajo a la radiología diagnóstica. El objetivo final de un PACS es permitir el funcionamiento de un servicio de radiología sin imágenes en película ni documentos en papel, integrando las imágenes y la información clínica.

Alrededor de un sistema central de gestión y archivo se disponen diferentes sistemas de adquisición, visualización y archivo de imágenes, unidos por redes de comunicaciones. Para

resolver el problema de la interconexión de este conjunto de equipos tan heterogéneos se definió el estándar DICOM. Para aquellos equipos compatibles con este estándar, el acceso a su información radica en el desarrollo o adquisición de aplicaciones DICOM.

5.3.3.1 Definición

Un PACS es un sistema de almacenamiento y distribución de imagen. Esta definición corresponde a la traducción literal de sus siglas en inglés **Picture Archiving and Communications System (Sistema de Almacenamiento y Comunicación de Imágenes)**. Normalmente asociamos este sistema a Radiología, debido a que este servicio es el principal generador de imagen de un hospital y además el de mayor consumo. En un sentido más estricto se le podría considerar como un sistema de almacenamiento de imagen radiológica, normalmente alimentado de las distintas modalidades. Entendemos por Modalidad, cada una de las técnicas usadas para la obtención de imagen: TAC, Resonancia, Ecografía. El protocolo específico que utilizan los sistemas PACS es el establecido por DICOM, aunque también se pueden usar otros protocolos específicos para capturar las imágenes.

5.3.3.2 Componentes físicos y funcionamiento

Un PACS puede estar compuesto por uno o varios servidores, junto con uno o varios dispositivos de almacenamiento secundario. Todo esto gestionado por un software el cual suele estar dispuesto en módulos funcionales que actúan todos ellos como un conjunto. Estos servidores son los que proveen de información a los clientes exclusivos del PACS, que están constituidos por un PC con su correspondiente programa cliente y con monitores de gran resolución.

Los componentes de un PACS se pueden describir de la siguiente manera:

- **Componentes Físicos: Servidores:** Servidores de datos e imágenes en entornos Unix/Windows/McOs. Como componente adicional algunos incorporan ampliaciones de discos duros para incrementar la capacidad de almacenamiento
- **SAI: Sistemas de alimentación ininterrumpida.** Estos además de estabilizar la corriente que recibe el servidor, lo apagan en caso de cortes prolongados de corriente

- Clientes: Ordenadores de gama media con monitores de alta resolución 1K, 1'5K, 2K 2'5K pixeles y superiores en entorno normalmente Windows
- Red Informática: Se trata de un componente fundamental ya que permite la interconexión de todos los elementos del PACS, así como el enlace con el resto del Hospital
- Componentes Lógicos: La parte lógica se percibe como un todo, aunque ésta formada por distintos módulos que interactúan entre sí produciendo la sensación de un todo
- Módulo Gestor de Base de Datos: Este módulo es fundamental porque la base de un PACS es el almacenamiento, y la Base de Datos (BBDD) en donde se registran los datos del paciente, la ubicación de estudios, los usuarios y cualquier configuración específica
- Módulo de Gestión de Imágenes: Aunque la ubicación de las imágenes se suele guardar en la Base de Datos, en la mayoría de los casos es otro módulo el que se encarga de guardarlas, recuperarlas o distribuirlas. En caso de necesitar compresión de imágenes para el almacenamiento, la tecnología utilizada es la de "compresión sin pérdidas", de forma que la imagen siga manteniendo toda la información diagnóstica y ocupe el menor espacio posible
- Módulo para la Gestión de los Dispositivos de Almacenamiento Secundario: El almacenaje o recuperación requiere de un módulo específico que se sirve de las interfaces con estos dispositivos
- Módulo de Interfaz con el RIS: Es el conjunto de aplicaciones que se encargan de recibir toda la información de citas/informes del RIS, generar listas de trabajo que faciliten la introducción de estudios en las modalidades, verificar que todos los estudios recibidos tienen una cita previa y enviar la captura de actividad

- Módulo cliente del PACS: Suele ser una aplicación específica con la que trabaja el especialista con las imágenes almacenadas en el PACS. Dispone de al menos de las siguientes herramientas:
 - ❖ Selección de estudios
 - ❖ Recuperación de antecedentes
 - ❖ Recuperación de Informes previos
 - ❖ Visualización y/o medida

A los que se puede añadir un gran número de utilidades de proceso de imágenes como la reconstrucción de imágenes en 3D, etc. con la finalidad de obtener el mejor diagnóstico por parte del especialista.

5.3.3.3 Almacenamiento de las imágenes

La unidad funcional del PACS es el estudio. Las imágenes no se suelen tratar de forma independiente, sino que se agrupan en series, y éstas a su vez, se agrupan en estudios. Un estudio por tanto puede contener una o varias series, cada una de ellas con una o varias imágenes. Esta agrupación de imágenes/series/estudios ya viene estructurada desde su origen en las distintas modalidades debiendo coincidir a su vez con el criterio elegido para definir estudios utilizando el Sistema de Información Radiológico.

Dichas imágenes se guardan en el PACS dependiendo el proceso en el que se encuentra. A continuación se da una pequeña explicación de la ubicación temporal de las imágenes.

Memoria Primaria (Cache Primario): Es la memoria de trabajo donde el sistema PACS ubica los estudios que recibe o envía y a los cuales el Cliente PACS puede acceder en un tiempo muy corto del orden de uno o varios segundos. El inconveniente es su limitación de tamaño. Un estudio sólo podrá permanecer temporalmente en esta memoria. Dependiendo de la cantidad de memoria disponible y de la cantidad de estudios que genere el centro, este periodo oscilará entre unas pocas semanas o algunos meses. La ventaja es obvia, la velocidad de acceso. Es una ubicación de acceso rápido. Esta memoria la constituyen los discos duros de los servidores. La

tendencia es instalar sistemas PACS cada vez con mayor cantidad de memoria de este tipo, debido en parte a que el coste/Mb se ha reducido mucho y la perspectiva de que los precios sigan bajando.

Memoria Secundaria (Archivo): A esta memoria se accede para el almacenamiento permanente de los estudios recibidos en la Memoria Primaria y para recuperar estudios que por su antigüedad ya no se pueden encontrar en dicha memoria. Es una ubicación de acceso lento (en comparación con la primaria). Está formada por cintas DLT, discos ópticos MOD, CD o DVD, instalados normalmente en un armario que dispone de un brazo robot para intercambiarlos. Los estudios recibidos por el PACS se almacenarán en esta memoria para asegurar su conservación. El inconveniente es el tiempo de espera para la recuperación de estudios. Normalmente esta espera es bastante mayor que en los accesos a la memoria primaria. Puede constar de medio minuto a varios minutos desde la solicitud hasta la recepción del estudio, dependiendo del soporte usado. Su gran ventaja es su gran capacidad, al disponer de unidades de almacenamiento intercambiables, se pueden sustituir las unidades usadas por nuevas. Estos sistemas pueden contar con los suficientes Terabytes como para asegurar un almacenamiento permanente. Se conocen con el nombre de Juke box (Cajas de discos).

Memoria Remota (Cliente PACS): Las estaciones clientes del PACS se pueden configurar con su propia memoria de almacenamiento para que reciban copias de estudios sin tener que solicitarlos. Su principal inconveniente es que su capacidad está muy limitada al tipo de estación, además de que pueden generar un tráfico de red, muchas veces innecesario. La ventaja es la posibilidad de disponer de forma inmediata en cualquier estación remota de estudios que por la carga del PACS o el tráfico de red podrían tardar bastante tiempo en estar disponibles.

5.3.4 RIS

Cuando se habla de RIS se refiere al Sistema de Información Radiológico (SIR) ya que RIS es el acrónimo de **Radiology Information System (Sistema de Información Radiológica)**. RIS es el programa que gestiona las tareas administrativas del departamento de radiología: citas, gestión de salas, registro de actividad e informes. Algunos hospitales no disponen

de RIS como tal, sino que su sistema de sistema de información forma parte del programa de gestión del hospital, más conocido por HIS (Sistema de Información Hospitalaria). El PACS no es un ente aislado que recibe y distribuye imagen. La interacción con el RIS es fundamental para el mejor aprovechamiento de las capacidades del PACS.

El RIS proporcionará al PACS toda la información sobre las citaciones existentes, esto implica que cualquier estudio que se quiera almacenar en el PACS ha de tener una cita previa en el RIS. A su vez el PACS notificará al RIS que el estudio ha sido realizado y completado para posteriormente proporcionar al radiólogo las imágenes de la exploración realizada de forma que éste pueda elaborar el informe correspondiente en el RIS. Una vez finalizado éste, el RIS envía una copia al PACS y la notificación de que el informe ha sido realizado. Para realizar todo este intercambio de información se utilizan diferentes protocolos.

El estándar para intercambio de información médica es el HL7 (**Health Layer 7, Nivel 7 de salud**), aunque existen otros como IDEAS (Intercambio de datos entre aplicaciones sanitarias) desarrollado por la Consejería de Sanidad de la Comunidad Valenciana.

Esta opción que actualmente ya está disponible; es un paso más en la integración antes explicada. Ya no sólo estamos hablando de un intercambio de información, sino que el RIS-PACS funciona de forma conjunta de tal forma que en las estaciones clientes del PACS podemos acceder tanto a las imágenes como a toda la información referida a los estudios, una vez seleccionada la exploración correspondiente.

5.3.4.1 Usos y aplicaciones

Los parámetros mínimos requeridos son: El AE_TITLE (nombre de la aplicación), la dirección IP (Internet Protocol) y el puerto de comunicación.

La elección de un PACS es una decisión difícil porque no sólo es importante la cantidad de servidores y la potencia de estos, sino que posiblemente lo más decisivo sea el Software de gestión de este PACS y la red informática que le da soporte.

Se debe de tener en cuenta que un PACS irá tan rápido como lo haga él más lento de sus componentes. Un ejemplo ilustrativo sería disponer de unos servidores de gama alta en una

red de 10 Mbits, por muy alta que fuese la velocidad de trabajo de los servidores, el cuello de botella sería la red y limitaría la velocidad del conjunto del PACS.

Cualquier solución debe estar precedida de un estudio previo, muchas veces relacionado con el volumen de estudios que genera el hospital y el tiempo durante el cual deseamos que permanezcan los estudios en almacenamiento primario o la cantidad de años almacenados en el archivo. Por tanto se requerirá un estudio de la cantidad de información generada, los clientes PACS necesarios y las posibilidades de futuras ampliaciones.

También es importante la ubicación física del hospital u hospitales cuya información queremos almacenar. Por ejemplo: si un departamento de sanidad decide montar un PACS para atender a varios hospitales, la distribución de los servidores en los hospitales debe estar relacionada con la carga de trabajo de éstos así como con las posibilidades y necesidades de intercambio de información entre ellos. No será igual la distribución de servidores por el intercambio de información entre un hospital con varios centros de Salud dependientes de él que la distribución entre varios hospitales en igualdad de condiciones.

5.3.5 Lista de trabajo (Worklist)

La lista de trabajo es uno de los elementos más importantes de la arquitectura de los sistemas PACS, ya que la función principal de dicha lista es unir el sistema de información (RIS) con el sistema de almacenamiento, posibilitando la correcta asociación entre paciente a imagen. Las listas de trabajo de manera burda son las agendas para la realización de un estudio a un paciente en específico, forman parte del RIS pero no son todo el RIS.

5.3.5.1 Definición

La función principal de la Lista de Trabajo es conseguir que las imágenes generadas se asocien con los pacientes citados para el día y estudios adecuados. Desde el punto de vista informático, el proceso es más complejo pero con el siguiente diagrama se explica el flujo básico de la información:

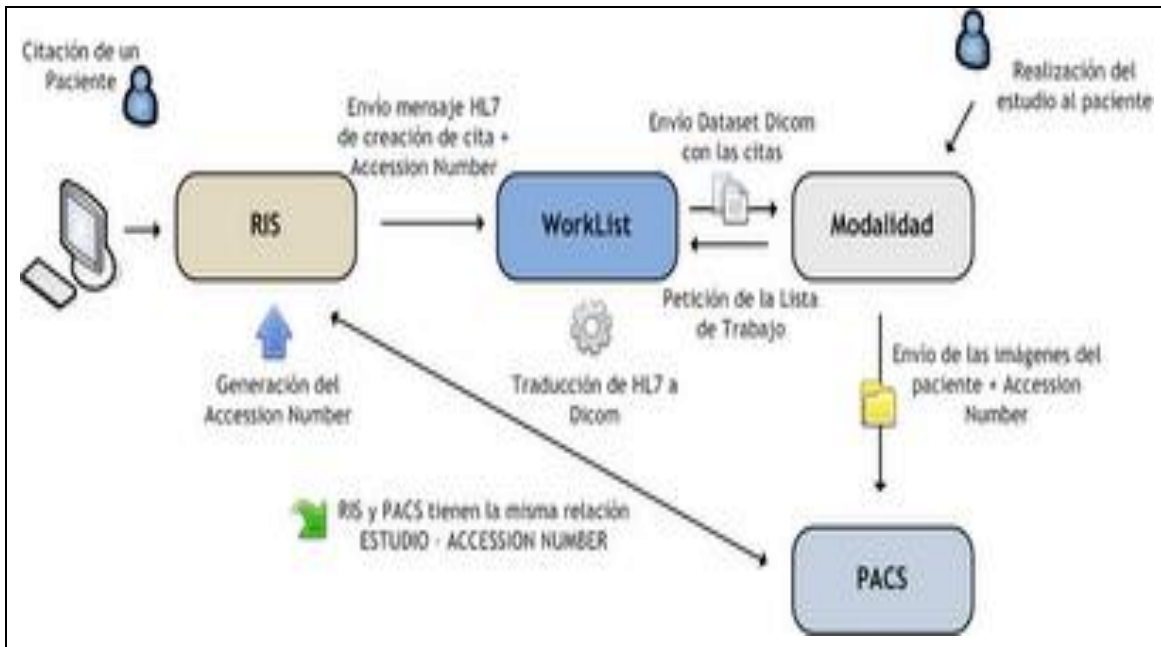


Figura 5.3.5.1.1 Flujo básico de información en el contexto de las Listas de Trabajo

El proceso completo es el siguiente:

El paciente es citado en la aplicación RIS

A cada uno de los estudios que se le vayan a realizar al paciente se le asigna un número único llamado "AccessionNumber". Éste será el dato que conseguirá el enlace entre el RIS y el PACS

Las citas generadas, ya sea en el momento o con algún proceso programado, se envían utilizando mensajería HL7 a la Lista de Trabajo

Al recibir las citas, la lista de trabajo almacenará esa información en su estructura de datos para su posterior consulta. Los datos normales a recibir en un mensaje de cita son:

- ❖ Número de acceso
- ❖ Nombre del Paciente

- ❖ Prueba a realizar
- ❖ Sala donde se realizará
- ❖ Fecha del estudio
- ❖ Hora del estudio
- ❖ NHC (Número de Historia Clínica)
- ❖ Unidad Peticionaria
- ❖ Médico Solicitante

Cuando el técnico de rayos quiera la información de los pacientes que tiene citados para el día, realizará una petición FIND de Worklist

La Lista de Trabajo devolverá aquellos datos correspondientes a la máquina que realizó la petición. Al realizar la petición, la modalidad dice quién es o para quién pregunta los pacientes. La Lista de Trabajo debe ser capaz de asociar salas con modalidades para enviar la información correcta

Cuando se le realiza el estudio al paciente, en la cabecera de las imágenes viaja el "Número de acceso" que le asignó el RIS. Estas imágenes se envían al PACS que almacena esa información

Finalmente, hemos conseguido que el PACS tenga almacenado para cada estudio su Número de acceso.

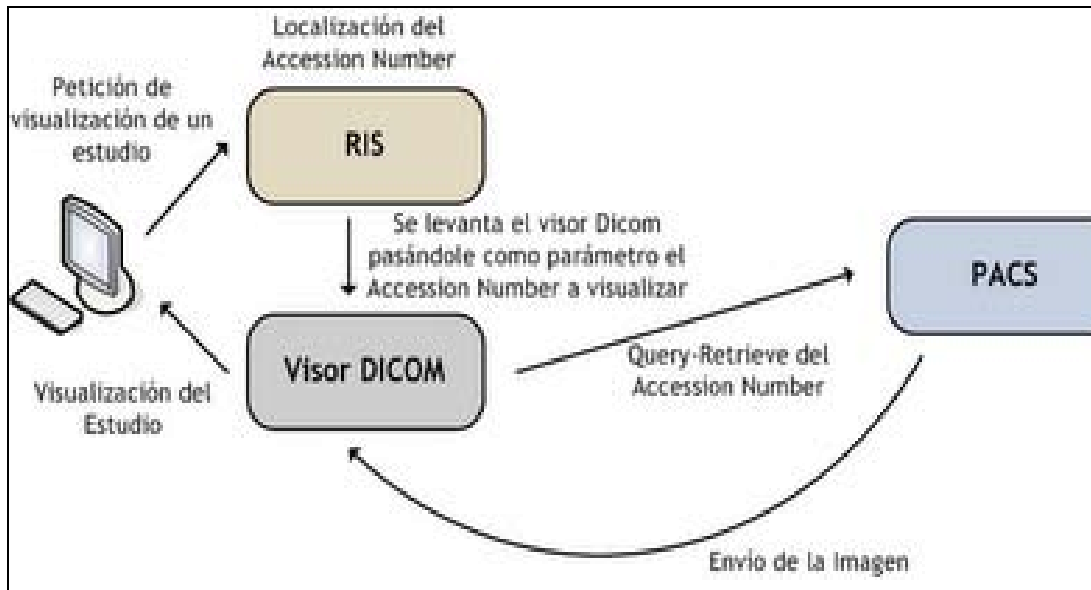


Figura 5.3.5.1.2 Solicitud de imágenes desde el RIS al PACS

En este esquema se muestra el flujo normal para la petición de imágenes desde el RIS al PACS.

5.4 Visores y software de análisis

En este apartado se hablará un poco de programas que permiten visualizar y hasta algunos editar estudios de ultrasonido guardados en una computadora personal, lo que permitirá al médico realizar diagnósticos desde la comodidad de su hogar.

5.4.1 Visores

Los visores Web se encargan de distribuir las imágenes no diagnósticas al resto de especialistas del hospital. Normalmente se considera parte del PACS, ya que es la herramienta que permite la visualización de las imágenes en cualquier PC del hospital que disponga de un navegador. A su vez el visor Web puede distribuir el informe asociado al estudio, reduciendo el tiempo de recepción para el destinatario y la supresión del papel.

Aunque el funcionamiento del visor está muy ligado al PACS, este puede funcionar de forma independiente recibiendo imágenes directamente de cualquier equipo médico y distribuyéndolas de igual manera.

Los inconvenientes en este caso son el desaprovechamiento de la calidad DICOM original y la imposibilidad de recibir el informe asociado, al no existir la integración con el Sistema de Información Radiológico (SIR).

El visor web recibe la imagen en formato DICOM y la convierte a un formato diferente de menor tamaño, usando para ello una compresión con pérdida, lo que implica una reducción de la calidad por debajo de la considerada como diagnóstica. A diferencia de los clientes específicos del PACS, se dispone de menos herramientas de tratamiento de la imagen. El tiempo de acceso es mayor, ya que aunque el tamaño de imagen es menor, el número de clientes aumenta considerablemente. Por otra parte los clientes específicos del PACS suelen disponer de monitores con mayor resolución que aprovechan la mayor calidad de imagen, en comparación con los monitores usados por los clientes web.

5.4.2 Programas

Los programas para visualizar estudios tienen como diferencia más importante la capacidad de editar, corregir y recortar las imágenes guardadas.

5.4.2.1 Usos

El uso principal para este tipo de programas es la visualización de los estudios, ya que en ocasiones el equipo de ultrasonido puede estar siendo utilizado para la exploración de algún paciente por lo que las imágenes guardadas no pueden ser analizadas en el momento para ir adelantando el diagnóstico. Es por ello que contar con dichos programas en las computadoras permite acceder a los estudios guardados para su respectivo análisis.

Una facilidad más que se tiene con este tipo de programas es que permiten la edición de las imágenes, con lo que se puede recortar las imágenes, cambiar de color y contraste, edición de títulos y leyendas, etc.

A continuación se mencionan los programas visores más señalándose sus características más importantes y si tienen un costo por la utilización del mismo⁶⁰. Cabe señalar que para poder darse una idea exacta de lo que se puede realizar con dichos programas es necesario

⁶⁰<http://imagenologia.robustiana.com/10-cinco-visores-dicom-gratuitos> [22R]

utilizarlos, por lo que se recomienda descargar y utilizarlos para que se puedan dar una idea de sus alcances.

5.4.2.2 OsiriX

Este visualizador trabaja sobre las plataformas de MacOS e iOS (Apple) lo que le brinda un ambiente excelente para la presentación de imágenes de calidad y opciones de procesamiento. Una ventaja adicional es que permite al usuario el desarrollo de herramientas para la post-producción de las imágenes. Una desventaja sería que al trabajar sobre la plataforma mencionada tiene un costo su uso.

5.4.2.3 Dicompyler

Este visualizador cuenta con herramientas para procesamiento de imágenes con fines de investigación en radioterapia y se encuentra disponible en las plataformas Linux, Mac y Windows, además de que no tiene costo dado que está bajo licencia GPL

5.4.2.4 MicroDicom

Este uno de los visores más demandados, qué además de permitir la modificación de las imágenes, cuenta con opciones para recuperar listas de pacientes, realizar mediciones y anotaciones. Además se pueden generar archivos de video con base en series de imágenes médicas. Se encuentra disponible en la plataforma Windows y es gratuito.

5.4.2.5 RadiAnt

Es recomendado para usuarios poco experimentados en el manejo de este tipo de herramientas lo que no implica que esté limitado en sus funciones y con la capacidad de manejar los diversos formatos de archivos tcomo TC, RM, US, MN, RX entre otros. Está disponible una versión gratuita para la plataforma de Windows.

5.4.2.6 Open DicomViewer

Es el visualizador más básico de código abierto y disponible en las plataformas de Windows, Linux y MacOs.

5.5 Periféricos

Son toda la clase de equipos externos al equipo que permiten complementar la función principal del sistema de ultrasonido, como la impresión, grabación y visualización de todos los estudios. Son sumamente importantes ya que sin ellos no podríamos traer al mundo real todas las imágenes digitales.

5.5.1 Definición

En informática, periférico es la denominación genérica para designar al aparato o dispositivo auxiliar e independiente conectado a la unidad central de procesamiento de la computadora.

Se consideran periféricos a las unidades o dispositivos de hardware a través de los cuales la computadora se comunica con el exterior, y también a los sistemas que almacenan o archivan la información, sirviendo de memoria auxiliar de la memoria principal.

5.5.2 Impresoras

Son equipos que permiten traer imágenes y datos digitales al mundo físico; se puede imprimir en papel, acetato o placa con distinta calidad de imagen y velocidad lo que permite clasificarlas y seleccionar la más apropiada para el tipo de estudio que se quiera entregar.

En nuestro caso se tratan de imágenes producidas por equipo de ultrasonido por lo que de entrada se requiere calidad antes que velocidad, así que las impresoras que mencionaremos a continuación son especialmente diseñadas para este propósito.

5.5.2.1 Impresoras de papel

Son aquellos equipos que permiten la impresión de imágenes a color, estos resultan ser muy útiles para estudios en donde se debe diferenciar flujos de sangre, movimientos de músculo, ligeras tonalidades en cuerpos extraños, estudios Doppler y 4D.

Las imágenes se imprimen en papel fotográfico a través de aplicar calor a una cinta con tinta de tres colores, específicamente cian, azul y amarillo. Dicha cinta se conoce con el nombre de **RIBBON (Cinta)**.

Para saber el tipo de impresora más apropiada debemos conocer los requerimientos que solicita nuestro ultrasonido: conexión analógica o digital (USB), cantidad de estudios que se pretenden realizar, capacidad de papel, cantidad de imágenes que puede proporcionar por hoja, tamaño de hoja. Con base a estos puntos clave podremos escoger la mejor opción en impresora para nuestro específico equipo de ultrasonido.

5.5.2.2 Impresoras de acetato

Son los equipos que solo imprimen en un formato monocromático, se utilizan en casi todos los estudios realizados por ultrasonidos ya que solo se requieren ver formas, tamaños y profundidades, para lo cual el color no es necesario.

El acetato también es conocido como película azul transparente y nuevamente son imágenes de calidad fotográfica, utilizan un cabezal térmico que transmite la imagen al acetato punto a punto.

En dichos equipos sólo se puede manipular el brillo y contraste para obtener una perspectiva diferente de una misma imagen, esto debido a que el médico en ocasiones puede estar dubitativo al tener demasiado brillo en cierta área del estudio. Son las impresoras básicas para cualquier tipo de estudio de ultrasonido, son bastantes robustas y amigables con el usuario.

5.5.2.3 Impresoras de placa o láser

Básicamente son impresora láser que funcionan bajo el mismo principio de las impresoras térmicas pero al ser de mayor capacidad y calidad cuentan con otros componentes más especializados.

La impresora recibe la orden desde la computadora de lo que va a imprimir, almacena los datos recibidos en la memoria RAM interna también llamada Buffer, que puede ser de hasta 8MB; un mecanismo electromecánico acomoda la hoja acorde a las especificaciones que envía la computadora interna.

Un mecanismo llamado escáner, emite un haz de luz láser que se refleja con un espejo sobre el tóner, éste haz de luz lleva cargas electroestáticas, las cuáles atraen el polvo de tinta y

forman el carácter o figura sobre el tóner, dicho tóner gira para que cuando pase sobre la hoja la tinta en polvo se sobreponga en la hoja. La hoja pasa sobre un mecanismo llamado fusor, el cual gira y además está caliente, por lo que se derrite la tinta en polvo, y una vez que se enfría, la tinta está pegada en la hoja.

La hoja va avanzando por medio de un rodillo movido por un motor, conforme se termina de imprimir cada renglón, se mueve para empezar el siguiente, lo anterior se repite hasta terminar los datos almacenados. Dependiendo el modelo de impresora, esta puede enviar la señal de que terminó de imprimir, así como el nivel de tinta de tóner presente.

Dichos equipos son utilizados para ultrasonido cuando el costo de cada placa es similar al costo de acetato, esto solo sucede cuando en el sitio se cuenta con servicio de Rayos X o Mastografía ya que se dividen el coste total del equipo y consumibles. De ser exclusivamente para ultrasonido sería un gasto innecesario y exorbitante.

5.5.3 Videograbadoras

Sencillamente se trata de equipos que permiten la grabación de estudios, comúnmente conocidos como quemadores de DVD.

En algunos estudios no es suficiente una imagen por lo que se tiene la necesidad de grabar ciertos lapsos de tiempo para poder llegar a un diagnóstico adecuado, sobre todo en problemas cardíacos. Así que el videograbador hace una copia digital de lo que se visualiza en el ultrasonido en tiempo real y lo guarda en un disco DVD para su posterior uso. Son utilizados en estudios de ecocardiogramas y ultrasonidos fetales mayormente, los cuales son analizados por su médico familiar.

5.5.4 Monitores externos

Como ya se ha visto en el Capítulo 3, los monitores son pantallas externas al equipo pero que sólo transmiten una copia de lo que se observa en el monitor del equipo; son utilizadas para que el paciente pueda visualizar la imagen y no se interponga entre el médico y el manejo del equipo.

Esto debido a que el paciente quiere ver lo que el médico está observando y pueda sentirse incluido y confiado durante la realización de su estudio. El médico pueda tomar las medidas y anotaciones pertinentes sin tener que estar dando explicaciones de todo lo que hace.

Es necesario poner en orden las necesidades y prioridades que se requieren para los estudios con ultrasonido que se piensan realizar, ya que de ellos dependerá el tipo de monitor a utilizar, de que serviría un monitor grande cuando solo se harán estudios prostáticos y uno pequeño cuando se hacen estudios de ultrasonido fetal, por lo tanto hay que elegir sabiamente los periféricos a utilizar dependiendo la aplicación que le demos al ultrasonido.

Existe todo tipo de monitor, desde grado médico hasta una simple pantalla LED. Dependiendo del uso que se le quiera dar es la elección de monitor a utilizar.

Los monitores grado médico tienen una mayor calidad en imagen por la cantidad de pixeles con la que cuenta; se utilizan sobre todo en hospitales de alta especialidad en las que un pixel pueden ser la vida o muerte. En el caso de ultrasonido no es necesaria tanta exactitud ya que la imagen recibida en el monitor se complementa con la placa o acetato.

5.6 Aplicaciones en teléfonos inteligentes y tabletas

Con el arribo de mayor tecnología en menor espacio, se han ido rompiendo moldes e ideas y lo que antes era imposible de creer hoy es una realidad. Los teléfonos celulares tienen una mayor capacidad en RAM y calidad de imagen que una computadora personal, lo que permite comenzar a plantear la idea que los ultrasonidos muy pronto dejarán de ser grandes y se podrá contar con todo un equipo de ultrasonido en una tableta o celular.

5.6.1 Antecedentes

La revolución tecnológica en teléfonos inteligentes y tabletas, no lleva más de treinta años, por lo que nunca se pensó que podrían sustituir a las computadoras personales, en cierta medida, y hoy en día la relación es cinco a uno por hogar en países emergentes como México.

La mayor parte de nuestra vida virtual, a través de las redes sociales, y accesos a Internet, tanto para entretenimiento o hacer parte de nuestro trabajo de oficina, son a través de dispositivos móviles.

En un principio, se creía que las computadoras serían los únicos dispositivos de uso para soportar todo el avance tecnológico, dentro de cualquier área del conocimiento, desde la medicina hasta la industria militar; sin embargo, hoy día se sabe que no es así. Las aplicaciones móviles están a la orden del día y generan millones de dólares a sus creadores.

Se observan aplicaciones que permiten a una cámara de un teléfono celular convertirse en un detector de infrarrojos, detector de lúmenes, detector de sismos, detector de ondas cardíacas, entre otros.

El teléfono móvil se ha convertido en una unidad básica de acceso al Internet, y de los avances tecnológicos que se desarrollan en torno a este dispositivo, se mejora la calidad de las cámaras fotográficas, se aumenta la velocidad del mismo incrementando su memoria interna (RAM), se desarrollan procesadores con mayor número de núcleos, todo con el propósito de convertir al teléfono inteligente una herramienta multitareas.

Con todo lo anterior, es posible portar programas y aplicaciones cada vez más robustas que demandan más espacio de almacenamiento interno, procesamiento e interfaz, como los requeridos para un sistema de ultrasonido.

5.6.2 Aplicaciones en celulares

El primer avance en este tipo de equipos es el lanzado por una empresa holandesa. Es la combinación de una sonda de ecografía que está diseñada para conectarse al puerto del móvil y una aplicación (App) que contiene todo el software necesario. La idea es que el usuario interesado compra la App y la compañía le manda por correo la sonda. Instalar la App y conectar la sonda, se hace de forma muy amigable, y listo. Además de esto, y por si fuera poco, habrá un portal Web que ofrecerá soporte, entrenamiento y servicios.

La primera versión de este sistema funciona sólo en dispositivos con sistema operativo Android. Tienen sólo las aplicaciones más básicas que serían imagen 2D y Doppler color.

Es importante señalar que este tipo de sistema ya ha sido aprobada por la **Food and Drug Administration FDA (La Administración de Alimentos y Drogas de los EEUU)** y se espera que el dispositivo esté a la venta próximamente en México. La idea es que aparezcan con el tiempo nuevas versiones para iPhone y Windows Phone y nuevas funcionalidades.

Otra novedad es el modelo de negocio. El sistema funcionará con una suscripción con una cuota mensual para mantener activa la App. Según los responsables de la compañía este sistema tiene la ventaja de evitar el pago de un importe elevado para hacerse con el equipo. Sin decir, claro, que una cuota mensual mantenida en el tiempo también acaba llevando a un desembolso importante.

5.6.3 Lumify y el futuro de la ecografía móvil

Las personas que trabajan en ecocardiografía llevan años viendo dos tendencias importantes en la técnica. La primera es la popularización de la ecocardiografía, que se ha convertido en una herramienta importante en especialidades como por ejemplo Anestesia.

La miniaturización de los equipos y la reducción de costes hace que cada vez más especialistas médicos se estén planteando la posibilidad de incorporar la ecografía a su práctica clínica. Simplemente a modo de ejemplo, la Sociedad Española de Medicina Interna tiene un grupo de trabajo dedicado a la ecografía clínica. Y ya existen protocolos establecidos como el protocolo **Focused Abdominal Sonography for Trauma (Sonografía Abdominal Enfocada por Trauma)**, FAST por sus siglas en inglés, para ayudar en la valoración rápida de los pacientes con politraumatismo en Urgencias.

La segunda tendencia importante es la demostración de que la ecografía puede ser una herramienta fantástica para complementar/mejorar la exploración clínica. Ya es clásico el trabajo en el que el grupo de estudiantes de medicina con eco demostró tener mejor rendimiento diagnóstico que el grupo de doctores con equipos viejos.

Convertir el teléfono inteligente que se lleva en el bolsillo en un ecógrafo hará una completa revolución. Si la compañía es medianamente inteligente y el precio es razonable, Lumify tiene el potencial de poner un pequeño ecógrafo en el bolsillo de cualquier médico.

La implementación de cualquier técnica en medicina pasa por un punto fundamental que es la formación. Y por conocer los niveles de capacitación que puede tener una técnica. No es lo mismo un anestesista que quiere el eco para valorar el postoperatorio de una cirugía cardíaca que un médico de Urgencias que quiere valorar de forma rápida si el paciente tiene una cardiopatía importante de base. Se debe saber que conocimientos se necesitan para formarse adecuadamente, y ser consciente de lo que se puede hacer y de lo que no se puede hacer.

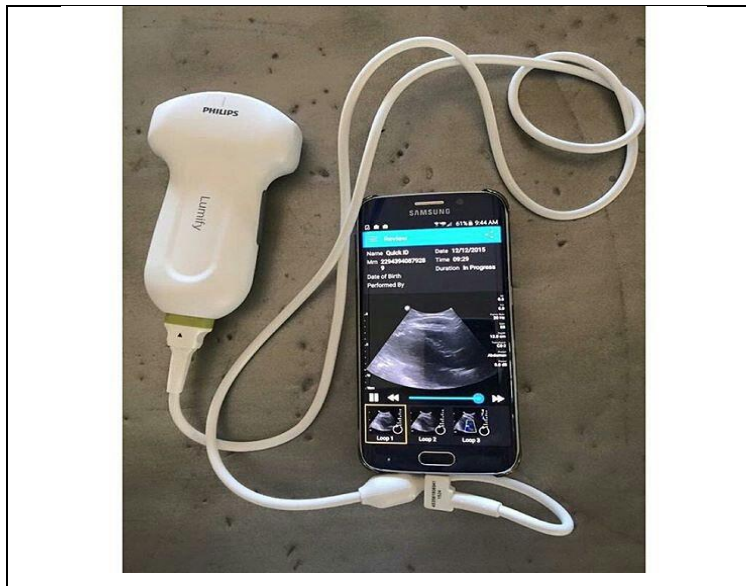


Figura 5.6.3.1 Lumify

Aplicaciones en tabletas

De momento, solo se tienen muchas expectativas e ideas sobre aplicaciones en teléfonos celulares, lo que inmediatamente permitiría la adaptación en tabletas, pues las App son las mismas que del teléfono móvil, por lo que se tendrá que esperar a que la expectativa de ultrasonido en teléfonos inteligentes se cumpla al 100%, de lo contrario se podrá tener un retroceso en este tipo de tecnología para esta aplicación.

El futuro para los ultrasonidos

Apenas comenzamos a vislumbrar el poder que un celular y tableta contienen por sí mismos como para poder asegurar que podrán suplantar a los equipos de ultrasonido conocidos a la fecha.

Independientemente a la tecnología que se use, los sistemas de ultrasonido tienen la tendencia del empequeñecimiento de cada uno de sus componentes, por lo que aunque los celulares y tabletas no sean de momento el sustituto inmediato, año tras año se harán equipos de ultrasonido más pequeños, pero también robustos, poderosos en recursos (memoria RAM, procesamiento de imagen, etc.), que no limiten la movilidad del ultrasonido a las instalaciones de un hospital.

La tecnología avanza a pasos agigantados y en pocos años veremos los alcances que tendrán en este tipo de equipos médicos.

6. Códigos, Estándares y Regulaciones

6.1 Teoría

Debido a que en los hogares, así como, en los ámbitos laborales se han incorporado una cantidad significativa de dispositivos electrónicos (computadoras, relojes, copadoras, televisores, monitores, equipos de video, teléfonos, etc.) que son manejados sin seguir algún tipo de protocolo de seguridad, podría causar la impresión de que en los ámbitos clínicos u hospitalarios ésta condición podría ser similar. Sin embargo, pacientes bajo condiciones específicas enfrentan situaciones muy particulares de riesgo eléctrico.

La seguridad siempre va ligada al manejo de dispositivos o equipos de cualquier tipo. Por ello, los equipos médicos, no por estar en función de la salud del hombre, dejan de ser equipos eléctricos que pueden causar lesiones y muerte al personal de la salud que los opera o da servicio, y al propio paciente que está bajo su influencia.

En este capítulo se especifica como los equipos médicos son clasificados según los niveles de seguridad bajo los que han sido diseñados, además se hace mención de aquellos factores o componentes que van ligados a la seguridad eléctrica de los equipos y por lo tanto del paciente y operadores.

Clasificación de los equipos

Para poder establecer una clasificación de los diferentes equipos se debe tomar en cuenta factores como la interacción del equipo con el paciente y el ambiente en donde se encuentra dicho equipo, entre otros.

A continuación se desarrollan diferentes clasificaciones según normas de instituciones internacionales.

Clasificación por seguridad

Cuando se diseña o se adquiere un equipo biomédico, no sólo deben tenerse en cuenta especificaciones relacionadas a las variables de medida que se necesitan realizar, sino también que desde el punto de vista de la seguridad, debe evitarse o minimizarse el peligro

que puede derivarse al paciente o al personal que manipula el equipo ante una descarga eléctrica o choque eléctrico. No obstante, dependiendo de la aplicación que se quiera dar al equipo existen diversos tipos de protecciones y distintos niveles de seguridad.

Son numerosos los organismos e instituciones que se dedican a establecer los niveles de seguridad y comprobar que todos los equipos cumplan con ellos, antes de homologarlos y poder introducirlos en el mercado. Para ello se establecen normas por comités especializados y se definen los procesos y los rangos de operación que se deben de cumplir

Según el tipo de protección utilizada

Clase I

Corresponde a esta categoría aquellos equipos en los que la protección no consiste sólo del aislamiento básico, sino que se incluyen precauciones auxiliares, tales como, que todo elemento metálico que esté expuesto, tiene que estar conectado a tierra física para evitar posibles descargas. El circuito equivalente de esta clase de muestra en la Figura 6.1.1.

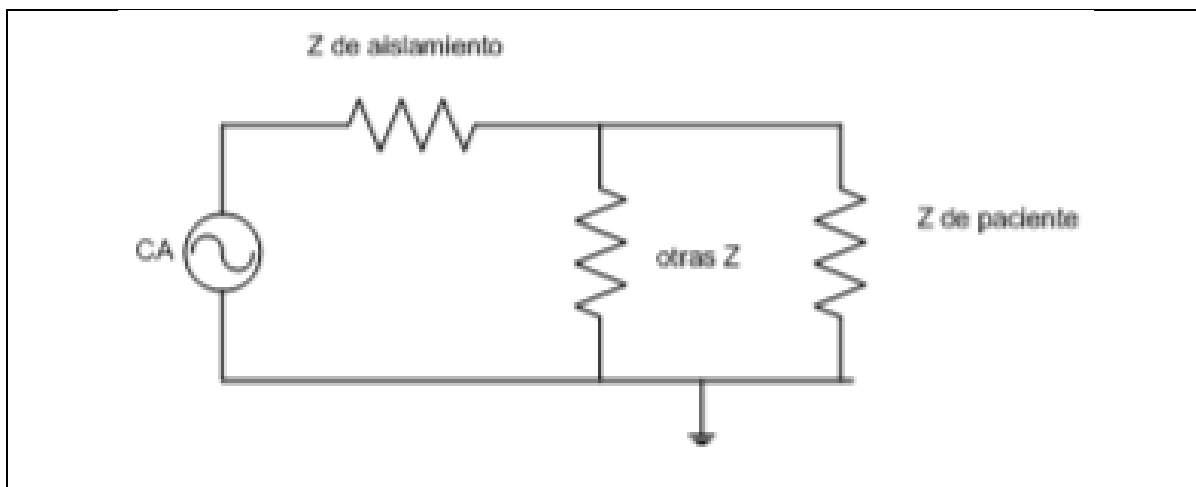


Figura 6.1.1 Circuito equivalente de un equipo Clase I

Clase II⁶¹

En esta categoría están clasificados aquellos equipos en los que la protección no recae sólo sobre el aislamiento básico, sino que se dispone de un doble aislamiento o aislamiento

⁶¹ <http://documents.mx/documents/seguridad-en-quiroyfanos.html#> [23R]

reforzado, no existiendo un suministro de una puesta a tierra de seguridad, es decir no hay elementos metálicos que se puedan tocar. Todos los mandos están aislados.

Existen tres tipos generales de equipos de esta clase:

- Los que incorporan una cubierta aislante
- Los de cubierta metálica
- Los mixtos

Los fabricantes de esta clase de equipos deben de tener la precaución de no conectar capacitores al chasis desde la alimentación y evitar con ello el nivel de interferencias que el equipo capta o emita y que pueden propiciar que se disminuya el doble aislamiento y en consecuencia la protección. El circuito equivalente de esta clase de muestra en la Figura 6.1.2.

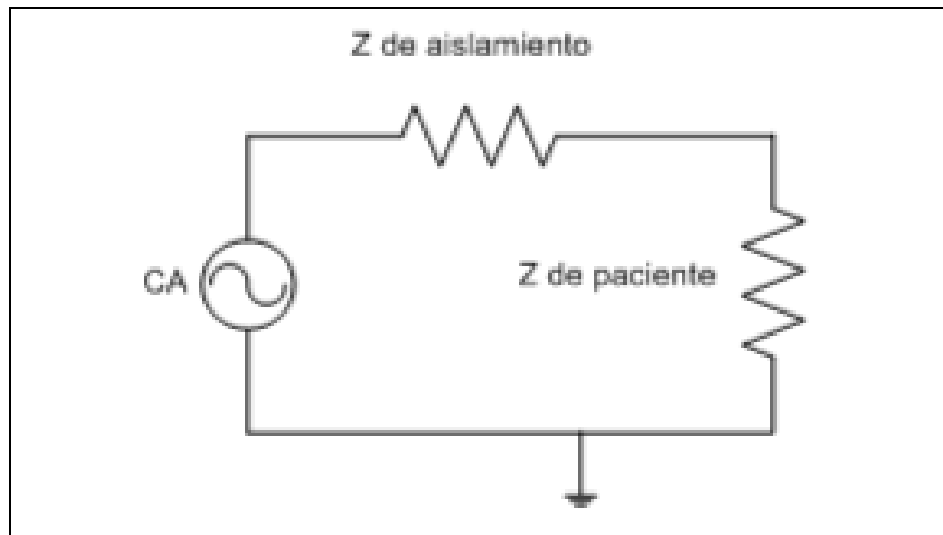


Figura. 6.1.2 Circuito equivalente de un equipo Clase II

Clase III

Son los equipos que establecen como mecanismo de protección el que se alimenten con tensiones muy bajas de seguridad y que no se generan tensiones mayores a ellas en el equipo. El circuito equivalente de esta clase de muestra en la Figura 6.1.3.

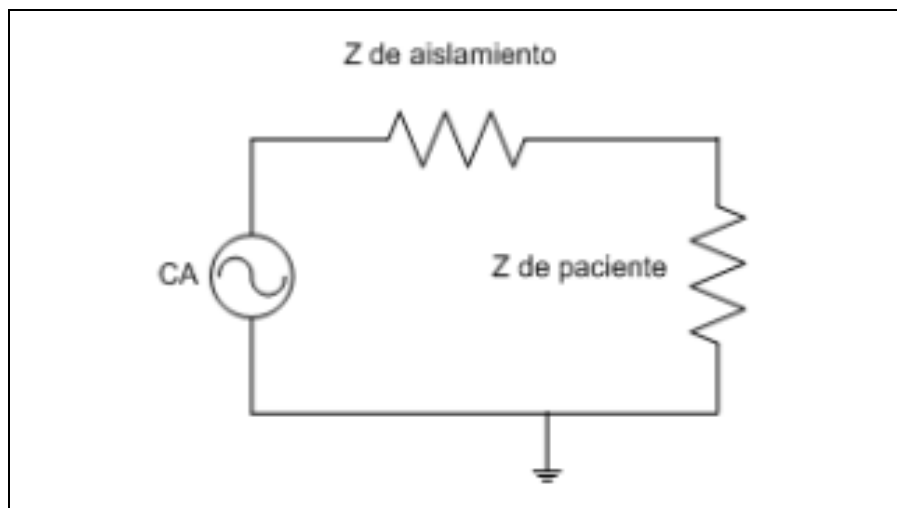


Figura 6.1.3 Circuito equivalente de un equipo Clase III

Según niveles de Protección

Tipo B

Son todos aquellos equipos de las clases I, II, III o con alimentación interna que provean un adecuado grado de protección respecto a corrientes de fugas y seguridad de la conexión de tierra (si es el caso). Según las normas de la **Comisión Electrotécnica Internacional (IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION**, por sus siglas en inglés), deberán ser equipos tipo B, todos aquellos equipos de uso médico que no tengan una parte directamente aplicada al paciente.

Tipo BF

Aquellos de tipo B, con la entrada o parte aplicada al paciente mediante circuitos flotantes. Según la norma IEC, deberán ser equipos tipo BF todos aquellos equipos que tengan una parte aplicada al paciente.

Tipo CF

Aquellos equipos de las clases I, II o alimentados internamente, que permitan un alto grado de protección en relación con corrientes de fugas y con entrada flotante. Según la norma

IEC, se consideran equipos tipo CF todos aquellos en que se pueda establecer una trayectoria directa al corazón del paciente.

Tipo H: Son aquellos equipos de las clases I, II, III o que se alimentan internamente, que cuentan con protección a descargas eléctricas equiparables a las que se obtienen en los aparatos electrodomésticos.

En la Tabla 6.1.1 se muestra un resumen de los diferentes valores de corriente aceptados y para los que ya se considera la existencia de un fallo, según el nivel de protección.

TIPO DE CONDUCCION	Tipo B, BF		Tipo CF	
	Condición Normal	1° Fallo	Condición Normal	1° Fallo
CHASIS – TIERRA	0.1	0.5	0.01	0.5
PACIENTE – TIERRA	0.1	0.5	0.01	0.05
LINEA – TIERRA	--	5	--	.05
CORRIENTE ELECTRODO AC	0.1	0.5	--	0.05
CORRIENTE ELECTRODO DC	0.01	0.5	0.01	0.05

Tabla. 6.1.1 Niveles de corriente según nivel de protección (en [mA])

Precauciones y Limites en el diseño de equipos

Derivado de estudios realizados sobre riesgos se han establecido dos principios para proteger y aumentar la seguridad de los pacientes, siendo estos:

- Principio de Aislamiento del paciente
- Principio de Equipotencialidad

En el Principio de Aislamiento del paciente se establece que éste debe estar totalmente aislado para evitar que se presente un paso de corriente a través de él.

Por lo que corresponde al Principio de Equipotencialidad, se señala que no se debe presentar una diferencia de potencial mayor a 40 [mV], entre masas, en áreas especializadas (quirófanos, cuidados intensivos, etc.) y no superior a 500 [mV], en áreas generales.

Cubiertas y Protecciones

El equipo debe contar con cubiertas y protecciones que eviten el contacto accidental de los puntos donde se presenten alto voltaje, mismas que podrán ser removidas sin requerirse algún tipo herramienta.

Aislamientos e Impedancias de Protección

Las partes del equipo que por su operación entren en contacto con el paciente se deben de aislar de cualquier fuente de alimentación, y en especial de la red eléctrica, teniéndose la precaución evitar las fugas de corriente que sobrepasen a las del primer fallo, que se muestran en la Tabla 6.1.1.

Las formas en las que el aislamiento se puede conseguir son variadas y entre ellas pueden citarse:

- Aislamiento básico y puesta a tierra
- Blindar la parte del equipo aplicada con un conductor a tierra
- Separar la parte aplicada del equipo con otro circuito de puesta a tierra
- Utilizar doble aislamiento
- Utilizar impedancias de protección colocadas en los sitios adecuados
- Utilizar amplificadores de aislamiento

6.2 Normas eléctricas

En la práctica profesional del ingeniero biomédico existen una serie de reglas o normas que se deben cumplir en forma obligatoria, o bien, por así convenir a la propia actividad profesional.

Por ello, el desarrollo, la comprensión y el uso efectivo de estas normas son elementos importantes en las actividades del ingeniero biomédico involucrado en actividades de investigación y desarrollo, en la industria, con los recursos al cuidado de la salud y con cuestiones gubernamentales o comerciales. Así, es importante que conozca cómo se desarrollan las normas, cómo se usan, y lo más importante, cómo afectan el entorno global de las cuestiones relacionadas con la salud⁶².

6.2.1 Organizaciones Internacionales

Existen principalmente dos organismos relacionados con la promulgación y difusión de estándares internacionales: La Organización Internacional por la Estandarización (ISO por sus siglas en inglés) y la Comisión Electrotécnica Internacional (por sus siglas en inglés).

La ISO fue fundada en 1946 con el objetivo inicial de facilitar la coordinación internacional y la unificación de estándares industriales. Es una organización formada a partir de la representación de las agencias nacionales de estándares de 73 países, las cuales trabajan en prácticamente todas las áreas de tecnologías, excepto en material electromecánica, que es el área de la IEC. En el campo médico, la ISO tiene seis comités técnicos dedicados a la elaboración de estándares para dispositivos médicos:

- Equipo de anestesia
- Equipo de transfusiones médicas
- Implantes quirúrgicos

⁶²Ortiz Posadas, Martha Refugio y Gaitán González, Jatziri. La Ingeniería Biomédica y el Sector Salud. Ciencias Básicas e Ingeniería. UAM [32]

- Ortopedia
- Equipo dental
- Jeringas

La IEC fue fundada en 1906 y es la organización líder más grande que prepara y publica estándares que se adoptan internacionalmente para todo lo relacionado con la eléctrica, la electrónica y las tecnologías relacionadas.

Los documentos que emite la IEC son recomendaciones, no estándares. Tales recomendaciones son procesadas, publicadas y vendidas de manera análoga a los documentos que emite la ISO.

Cuenta con un comité técnico que trabaja sobre el uso de equipo eléctrico en la práctica médica, al cual le concierne todo lo relacionado con equipo médico.

La actividad de promulgación de estándares para dispositivos médicos se aceleró a finales de los años setenta, por el incremento en la actividad de la FDA (Food and Drug Association) en la clasificación de dichos productos. La FDA publica semestralmente un órgano informativo llamado Bureau of **Medical Devices Standards Survey (Buró de Estándares de Dispositivos Médicos)**; en enero hace una edición internacional y en julio, una nacional para Estados Unidos. El interés principal de la FDA han sido los estándares obligatorios y voluntarios.

6.2.2 Organizaciones Gubernamentales en México.

En México, la elaboración de normas NOM está a cargo de la Secretaría de Economía y dependiendo del sector hacia el que esté orientada la norma, se convoca a los diversos actores relacionados con él.

En la elaboración de las normas que comprenden el sector salud generalmente participan las instituciones que proveen los servicios de salud, como son la Secretaría de Salud (SS) y el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS).

También existen otras dependencias gubernamentales como son la Secretaria de Energía, en cuanto al manejo de material radiactivo, o la Comisión Federal para la Protección contra Riesgos Sanitarios (COFEPRIS), que colabora de manera muy cercana con la Secretaria de Salud.

A continuación se listan algunas NOM relacionadas con el equipo Ultrasonido:

- NOM-137-SSA1-1995. Información regulatoria-Especificaciones generales de etiquetado que deberán ostentar los dispositivos médicos, tanto de manufactura nacional como de procedencia extranjera
- NOM-197-SSA1-2000. Que establece los requisitos mínimos de infraestructura y equipamiento de hospitales y consultorios de atención médica especializada.

COFEPRIS⁶³

La Comisión Federal para la Protección contra Riesgos Sanitarios (COFEPRIS) es un órgano desconcentrado con autonomía administrativa, técnica y operativa (Art. 17BIS 1, a la Ley General de Salud.) y al frente de éste se encuentra un Comisionado Federal designado por el Presidente de la República, a propuesta del Secretario de Salud; siendo la Secretaría de Salud quien supervisa a la COFEPRIS (Art. 17 Bis2).

Conforme a la Ley General de Salud, la Secretaría de Salud ejercerá las atribuciones de regulación, control y fomento sanitario, a través de la COFEPRIS, como se establece en el artículo 17BIS, en donde se señala entre otras funciones:

⁶³<http://www.cofepris.gob.mx/cofepris/Paginas/QueEsCofepris.aspx>[24R]

- El control y vigilancia de los establecimientos de salud
- La prevención y el control de los efectos nocivos de los factores ambientales en la salud del hombre
- El control sanitario de productos, servicios y de su importación y exportación y de los establecimientos dedicados al proceso de los productos
- El control sanitario del proceso, uso, mantenimiento, importación, exportación y disposición final de equipos médicos, prótesis, ortesis, ayudas funcionales, agentes de diagnóstico, insumos de uso odontológico, materiales quirúrgicos, de curación y productos higiénicos, y de los establecimientos dedicados al proceso de productos
- El control sanitario de la publicidad de las actividades, productos y servicios
- El control sanitario de la disposición de órganos, tejidos y sus componentes, células de seres humanos
- La sanidad internacional
- El control sanitario de las donaciones y trasplantes de órganos, tejidos células de seres humanos

Registros sanitarios

El Registro Sanitario, en los términos de la Ley General de Salud (Art. 376), es una Autorización Sanitaria, que deberán contar los medicamentos, estupefacientes, substancias psicotrópicas y productos que los contengan; equipos médicos, prótesis, ortesis, ayudas funcionales, agentes de diagnóstico, insumos de uso odontológico, materiales quirúrgicos de curación y productos higiénicos; estos últimos en los términos de la fracción VI del Artículo 262 de la Ley General de Salud, así como los plaguicidas y nutrientes vegetales.

Registro de dispositivos médicos

Los dispositivos médicos también denominados insumos para la salud, pueden abarcar desde un guante de látex para cirujano (material de curación), pasta para blanquear los dientes (insumo odontológico), equipo para Ultrasonido (Equipo Médico) hasta un implante

(ayuda funcional). Se utilizan para prevenir, diagnosticar o sustituir el funcionamiento de alguna parte del cuerpo. Estos requieren contar con Registro Sanitario para poder ser fabricados, distribuidos, comercializados o usados en nuestro país; este registro es la autorización que el Gobierno Federal otorga una vez que el solicitante ha demostrado con evidencias documentadas que el producto es seguro, eficaz y de calidad.

A partir de 2005 estos registros cuentan con vigencia de cinco años y pueden ser renovados cumpliendo con las disposiciones que la Secretaría de Salud establezca.

Los Registros Sanitarios pueden ser revocados y revisados conforme se establece en la Ley General de Salud y Reglamento de Insumos para la Salud en el cual se incluye información legal, administrativa y técnica, de acuerdo al trámite que se vaya a realizar (Registro Sanitario Nuevo, modificaciones y/o renovación).

Registro de dispositivos médicos por equivalencia

Ante la necesidad creciente de tecnología de punta en Dispositivos Médicos y con la finalidad de permitir que todos los mexicanos tengan acceso a ésta, surge el acuerdo de equivalencias, en donde se reconoce que los requisitos, pruebas, procedimientos de evaluación y demás requerimientos solicitados en Estados Unidos y Canadá, son equivalentes a los que exige la autoridad mexicana para garantizar la calidad, seguridad y eficacia de un dispositivo médico.

Con base en esto, se pueden tramitar los registros sanitarios en México de los dispositivos médicos avalados por la Administración de Alimentos y Drogas de los EEUU (FDA por sus siglas en inglés) y el departamento de Salud de Canadá (Health Canada).

Requisitos y lineamientos para la obtención del registro sanitario

El Artículo 83 del Reglamento de Insumos para la Salud señala que la Secretaría clasificará para efectos de registro a los insumos señalados en el Art. 82, de acuerdo con el riesgo sanitario que implica su uso de la siguiente manera:

- Dispositivos Médicos Clase I: Aquellos insumos conocidos en la práctica médica y que su seguridad y eficacia están comprobadas y, generalmente, no se introducen al organismo
- Dispositivos Médicos Clase II: Aquellos insumos conocidos en la práctica médica y que pueden tener variaciones en el material con el que están elaborados o en su concentración y, generalmente, se introducen al organismo permaneciendo menos de treinta días
- Dispositivos Médicos Clase III: Aquellos insumos recientemente aceptados en la práctica médica, o bien que se introducen al organismo y permanecen en él, por más de treinta días.

Es importante señalar que en las áreas de atención crítica, es difícil impedir la incidencia de una trayectoria conductiva o capacitiva desde el cuerpo del paciente a cualquier objeto o superficie metálica conectada a tierra. Esta trayectoria se puede establecer accidentalmente, a través del uso de equipos y dispositivos médicos directamente conectados al paciente y a las superficies eléctricamente conductoras conectadas a tierra con las que el paciente pueda tener contacto directo o indirecto.

Por ello los equipos o dispositivos médicos se pueden convertir en posibles fuentes de energía eléctrica y el flujo o paso de corriente pudiera incluir en su trayectoria al cuerpo del paciente y también al personal médico y de enfermería. Estos riesgos se incrementan al asociar más equipos, dispositivos médicos con el paciente y, por tanto, se requiere incrementar las precauciones y minimizar los riesgos derivados del uso de la energía eléctrica.

MATRIZ (RESUMEN) DE REQUISITOS TÉCNICOS PARA DISPOSITIVOS MÉDICOS

Requisito		I	II	III
2.1	Buenas prácticas de Fabricación.	√	√	√
2.2	Formato de Solicitud y pago.	√	√	√
	Aviso de funcionamiento del establecimiento y del Aviso del responsable sanitario.	√	√	√
2.3	Información científica y técnica.			
2.3.1	Información general.	√	√	√
2.3.3	Listado de accesorios.	√	√	√
2.3.2	Etiqueta.	√	√	√
2.3.4	Instructivo de uso.	√	√	√
2.3.5	Manual de operación.	√	√	√
2.3.6	Descripción o diagrama de los componentes funcionales, partes y estructura.	√	√	√
2.3.6.1	Lista de materiales utilizados en el dispositivo (si permanece en el organismo).	√	√	√
2.3.7	Declaración de fórmula cuali-cuantitativa por unidad de medida, dosis o porcentual (productos formulados).	√	√	√
2.3.8	Materias primas.	X	√	√
2.3.9	Información técnica y científica que soporte las características de toxicidad, seguridad y eficacia del dispositivo médico.			
2.3.9.1	Información del proceso de fabricación.	√	√	√
2.3.9.2	Información sobre proceso de esterilización.	cuando aplique	√	√
2.3.9.3	Información sobre el envase.	√	√	√
2.3.9.4	Información sobre el control del producto terminado.	√	√	√
2.3.9.4.1	Certificado de análisis.	√	√	√
2.3.9.4.2	Métodos analíticos.	X	√	√
2.3.9.5	Estudios de estabilidad.	cuando aplique	√	√
2.3.9.6	Estudios de tecnovigilancia.	√	√	√
2.3.9.7	Reportes de estudios aplicables a productos implantables.			
2.3.9.7.1.1	Estudios preclínicos y de biocompatibilidad.	X	√	√
2.3.9.7.1.2	Resumen y conclusiones de estudios clínicos.	X	√	√
2.3.9.8	Reporte de reactividad biológica para productos clase II no implantables.	X	√	X
2.3.9.10	Resultado de reto microbiano, el índice fenólico y los resultados de la prueba de sensibilización dérmica.	√	√	X
2.3.9.11	Resultados de evaluación (eficacia) emitidos por un laboratorio nacional autorizado	X	cuando aplique	X
2.4	Documentos Legales.			
2.4.1	Certificado de Libre Venta o equivalente.	√	√	√
2.4.2	Certificado de Buenas Prácticas de Fabricación.	√	√	√
2.4.3	Carta de representación.	√	√	√
2.5	Cuando el producto sea maquilado			
2.5.1	Convenio o contrato de maquila.	√	√	√
2.5.2	Certificado de Buenas Prácticas de Fabricación.	√	√	√

√ Aplica
X No Aplica

Figura 6.2.2.1 Matriz de Requisitos Técnicos

Para el control de los riesgos de descargas eléctricas dentro de la vecindad del paciente, es necesario limitar el flujo de corriente obteniéndose una reducción en las diferencias de potencial que puedan aparecer entre las superficies conductoras expuestas y los dispositivos y equipos médicos conectados directamente a los pacientes.

Este flujo de corriente pudiera recorrer una trayectoria cuyo circuito incluye el cuerpo del paciente por lo que debe de limitarse mediante algún método; estos métodos consisten en incrementar la resistencia del circuito conductor o aumentar el nivel del aislamiento de las superficies expuestas que podrían energizarse. En algunos casos es conveniente la aplicación en forma combinada de los dos métodos antes mencionados.

Si se llega a presentar un problema especial en el paciente con una trayectoria conductiva directa desde el exterior hasta el músculo del corazón, el paciente puede resultar electrocutado con diferencias de potencial de 5 [mV] y niveles de corriente tan bajos como 10 [μ A].

Por esta circunstancia se requiere protección adicional en las instalaciones eléctricas con la utilización de los sistemas eléctricos aislados, instalados en las áreas de atención críticas en donde se realicen procedimientos invasivos a los pacientes.

La protección adicional requiere incrementarse con la utilización de conductores, equipos y dispositivos eléctricos que presenten bajas corrientes de fuga, entre sus características de fabricación, y que deberán de instalarse siguiendo las normas para un cableado seguro y con las conexiones para puesta a tierra redundante.

Asimismo, se debe aplicar esta protección adicional en el diseño de los equipos y dispositivos médicos, en los aislamientos de los catéteres y en el control, para vigilar y supervisar la práctica médica en las áreas críticas como son: Las salas de operaciones, las unidades de terapia intensivas y en los servicios para estudios especializados de diagnóstico, tratamiento y de rehabilitación con la aplicación de métodos invasivos y no invasivos.

6.2.3 Conductores

Conductor, elemento mecánico de conexión para partes puestas a tierra de un circuito eléctrico, capaz de soportar durante un tiempo específico corrientes eléctricas en condiciones anormales como las de un cortocircuito, pero que no se requiere para conducir corriente eléctrica en condiciones normales del circuito eléctrico. Algunos de los materiales del conductor se especifican en los siguientes incisos.

Conductor del electrodo puesto a tierra⁶⁴

El conductor del electrodo de puesta a tierra debe ser cobre o aluminio resistente a la corrosión que se pueda producir en la instalación por lo que se debe proteger adecuadamente para evitarla. El conductor debe ser macizo o cableado, aislado, forrado o desnudo, y debe ser de un solo tramo continuo, sin empalmes ni uniones.

Instalación

Los conductores de puesta a tierra se deben instalar como se indica a continuación:

- Un conductor del electrodo de puesta a tierra o su envolvente debe sujetarse firmemente a la superficie sobre la que se instala
- Un conductor de cobre o aluminio de 21.15 [mm²] (4 AWG) o superior se debe proteger si puede estar expuesto a daño físico severo. En el caso de un conductor de puesta a tierra de 13.3 [mm²] (6 AWG) que no esté expuesto a daño físico, se puede instalar a lo largo de la superficie del edificio sin tubería o protección metálica, siempre y cuando esté sujeto firmemente al edificio; caso contrario, debe ir en tubo metálico tipo pesado, semipesado, ligero, en tubo no-metálico tipo pesado, o un cable armado.
- Los conductores de puesta a tierra de tamaño nominal inferior a 13.3 [mm²] (6 AWG) deben alojarse en tubo metálico tipo pesado, semipesado, ligero, en tubo no-metálico tipo pesado, o en cable armado
- No se deben usar como conductores de puesta a tierra, conductores aislados o desnudos de aluminio que estén en contacto directo con materiales de albañilería o terreno natural, o si están sometidos a condiciones corrosivas. Cuando se utilicen a la intemperie, los conductores de puesta a tierra de aluminio no se deben instalar a menos de 45 [cm] del terreno natural.

⁶⁴Cardozo Fagúndez, Joel Alexander. Evaluación y Diagnóstico de la red de Distribución Eléctrica de la Gerencia Canal de Maracaibo
<http://www.monografias.com/trabajos43/red-electrica-maracaibo/red-electrica-maracaibo3.shtml>[13R]

6.2.4 Ductos

Las canalizaciones eléctricas son los elementos utilizados para conducir los conductores eléctricos entre las diferentes partes de la instalación eléctrica y proveerles de resguardo y seguridad.

6.3 Sistemas de protección

6.3.1 Sistema contra corriente

Una parte importante del desarrollo de la protección contra corrientes es el conocimiento de las necesidades del sistema eléctrico y los dispositivos de protección.

Todos los sistemas eléctricos en algún momento presentan contra corrientes que, si no son removidas rápidamente, ocasionan aumento de calor en los componentes del sistema eléctrico dañando el aislamiento, los conductores y equipos. Esta situación puede darse aun con contra corrientes moderadas (diez o más veces la corriente de operación normal)

Un paso de corriente alta (miles de amperios) pueden derretir conductores y vaporizar los aislamientos. Paso de corrientes extremadamente altas (cientos de miles de amperios) producen esfuerzos magnéticos que doblan y deforman las barras de conexión, y con ello, deformar los cables de sus terminales y debilitar su aislamiento y separarlos.

También frecuentemente, sobrecorrientes incontroladas producen incendios, explosiones y gases venenosos. Ellos no solamente causan daños en el sistema eléctrico y equipos, sino que puede causar lesiones o muerte al personal.

Para reducir el peligro, la normatividad mexicana (NOM-001-SEDE-2012) ha establecido los estándares requeridos en la protección de contra corrientes y las condiciones a partir de las cuales los dispositivos de protección eléctrica desconectaran los equipos sobrecargados y/o que presenten las fallas.

Los sistemas eléctricos deben cumplir con los requerimientos que establece la norma oficial mexicana, incluyendo la protección de sobrecorrientes, antes de que sean energizados los sistemas por parte de las empresas que suministran energía.

Calidad de protección contra corriente

Un sistema con calidad de protección contra corriente se define con las siguientes características:

Cumplir todos los requerimientos legales

Proveer un máximo de seguridad al personal

Minimizar correctamente los daños de sobre corrientes a equipos y sistema eléctrico

Proveer una protección coordinada. Solamente el dispositivo de protección más cercano a la falla se abre sin afectar todo el sistema eléctrico

Tipos y efectos de contra corrientes

Una sobrecorriente es cualquier corriente que excede el valor normal de operación en amperios del conductor, equipo o dispositivo bajo condiciones de uso. El término sobrecorriente incluye dos aspectos: sobrecargas y cortocircuitos.

Sobrecargas

Una sobrecarga es causada comúnmente por cargar en exceso el sistema eléctrico, como lo podemos apreciar al instalar demasiados equipos, tales como muchos motores en una línea. Las sobrecargas también son causadas por partes mecánicas, como daños en rodamientos, correas, bandas, etc. Si no se desconecta dentro del límite de tiempo, la corriente se elevará aumentando la temperatura en los componentes del circuito causando daños a los aislamientos y otros componentes del sistema eléctrico.

Frecuentemente ocurren sobrecargas temporales. Ellas pueden ser causadas por equipos tales como máquinas herramientas de cortes profundos, o puede ser el resultado de arranques de cargas inductivas, tales como motores, energización de transformadores, etc.

Cuando sean sobrecargas temporales normales de operación el dispositivo de protección no debe operar.

Cortocircuitos⁶⁵

Un cortocircuito es el resultado de una conexión línea a línea o línea-a tierra, causada por un accidente o el rompimiento del aislamiento lo que provoca una anulación parcial o total de la impedancia en el circuito, lo que conlleva un aumento en la corriente que lo atraviesa y la falla será la presencia de una corriente casi ilimitada.

Efectos de las corrientes de corto circuito

Si no se limita rápidamente las corrientes de cortocircuito, se producen tres tipos de efectos sobre el sistema eléctrico. Estos son: efecto de calentamiento, efectos magnéticos y efectos de arco.

El efecto Joule

Los sólidos tienen generalmente una estructura cristalina, ocupando los átomos o moléculas los vértices de las celdas unitarias, y a veces también el centro de la celda o de sus caras.

Cuando el cristal es sometido a una diferencia de potencial, los electrones son impulsados por el campo eléctrico a través del sólido debiendo en su recorrido atravesar la intrincada red de átomos que lo forma. En su camino, los electrones chocan con estos átomos perdiendo parte de su energía cinética, que es cedida en forma de calor.

Este efecto se define como "la cantidad de energía calorífica producida por una corriente eléctrica, que depende directamente del cuadrado de la intensidad de la corriente, del tiempo que ésta circula por el conductor y de la resistencia que opone el mismo al paso de la corriente". En otras palabras, es el calentamiento de los equipos eléctricos debido a la gran circulación de corriente y matemáticamente se escribe como sigue:

$$Q = i^2 R t$$

⁶⁵Vilalobos Sarmiento, Jaime. Fundamentos de protección contra sobrecorrientes.
<http://www.empresario.com.co/fusiblesjavisar/soporteproteccion.htm> [44R]

Donde:

Q , es la energía calorífica producida por la corriente.

i , es la intensidad de la corriente que circula.

R , es la resistencia eléctrica del conductor.

t , es el tiempo de duración de la falla.

Efectos magnéticos

Se producen entre otros lugares, en las máquinas eléctricas, las cuales resultan afectadas de forma considerable.

- Destrucción física del lugar de la falla cuando se producen grandes arcos eléctricos
- Interrupción del suministro eléctrico debido a la necesaria apertura del circuito eléctrico por parte de los dispositivos de protección para despejar la falla y evitar mayores daños en el sistema. Este es el más notorio.

Efectos de arco

Un arco eléctrico o el arqueo de una falla es una descarga corriente eléctrica a través del aire en los equipos eléctricos con un conductor vivo expuesto a otro o a tierra siendo de alta peligrosidad debido a que produce intenso calor, explosiones sonoras y ondas de presión. Esto causa temperaturas extremadamente altas e intenso calor radiante que llega a quemar la ropa y causar severas quemaduras que pueden ser fatales.

Características de los fusibles

Cualquier instalación eléctrica debe de estar protegida contra los cortos circuitos y esto, salvo excepción, en cada punto que se presenta una discontinuidad eléctrica, lo que corresponde casi siempre con un cambio de sección de los conductores. La intensidad de la corriente de corto circuito debe calcularse para cada uno de los diversos niveles de la instalación con el fin de poder determinar las características de los componentes que deberán soportar o cortar la corriente de defecto.

Capacidad de interrupción

Como se mencionó arriba, teniendo la capacidad de corto circuito, es necesario obtener una protección adecuada a éste para poder interrumpir la falla y evitar riesgos mayores. El elemento más usado en las instalaciones hospitalarias es el interruptor termomagnético, que por su diversidad y características resulta ser la mejor opción.

Existen dos formas para interrumpir el flujo de la corriente: reduciendo a cero el potencial que lo genera y separando físicamente el conductor del flujo de corriente.

En los interruptores modernos la interrupción es un proceso que inicia en el instante de separación de sus contactos. Éste continúa mientras los contactos se separan y forman un entrehierro que es puentado por un plasma conductor. El proceso de interrupción termina cuando el plasma conductor pierde su conductividad. El plasma conductor es el núcleo del arco eléctrico y un elemento indispensable del proceso de interrupción de corriente. Basado en lo anterior, se deduce que el proceso de extinción del arco constituye el fundamento sobre el que se basa la interrupción de corriente.

Las condiciones bajo las que el interruptor opera están determinadas por las características eléctricas del circuito a interrumpir. La operación de un interruptor modifica el estado del circuito en el cual opera. Esta modificación comprende una fase transitoria, en la que se producen una serie de fenómenos transitorios provocados por el paso de un estado a otro.

El funcionamiento de los interruptores en el momento de interrupción de las corrientes de corto circuito depende de varios factores que se consideran como condiciones severas. La corriente y la tensión de corto circuito (Ver Figura 6.3.1.1) muestran que al efectuarse la interrupción al cruce por cero de la corriente, la tensión que aparece en las terminales del interruptor tiene una influencia importante en su funcionamiento. De hecho, la interrupción exitosa de la corriente depende de esta tensión.

Esta tensión en las terminales después de la interrupción de corriente, tiene dos componentes: la primera (inmediatamente después de la interrupción), llamada tensión

transitoria de restablecimiento y la segunda (después de que se amortiguan las oscilaciones) que alcanza la tensión de 60 [Hz], llamada tensión de recuperación.

La selección de un interruptor en un sistema eléctrico, depende no sólo de la corriente que el interruptor pueda llevar bajo condiciones normales de operación, sino también de la corriente máxima que pueda circular momentáneamente y de la corriente que tenga que interrumpir al voltaje nominal de la línea a la cual se encuentre conectado.

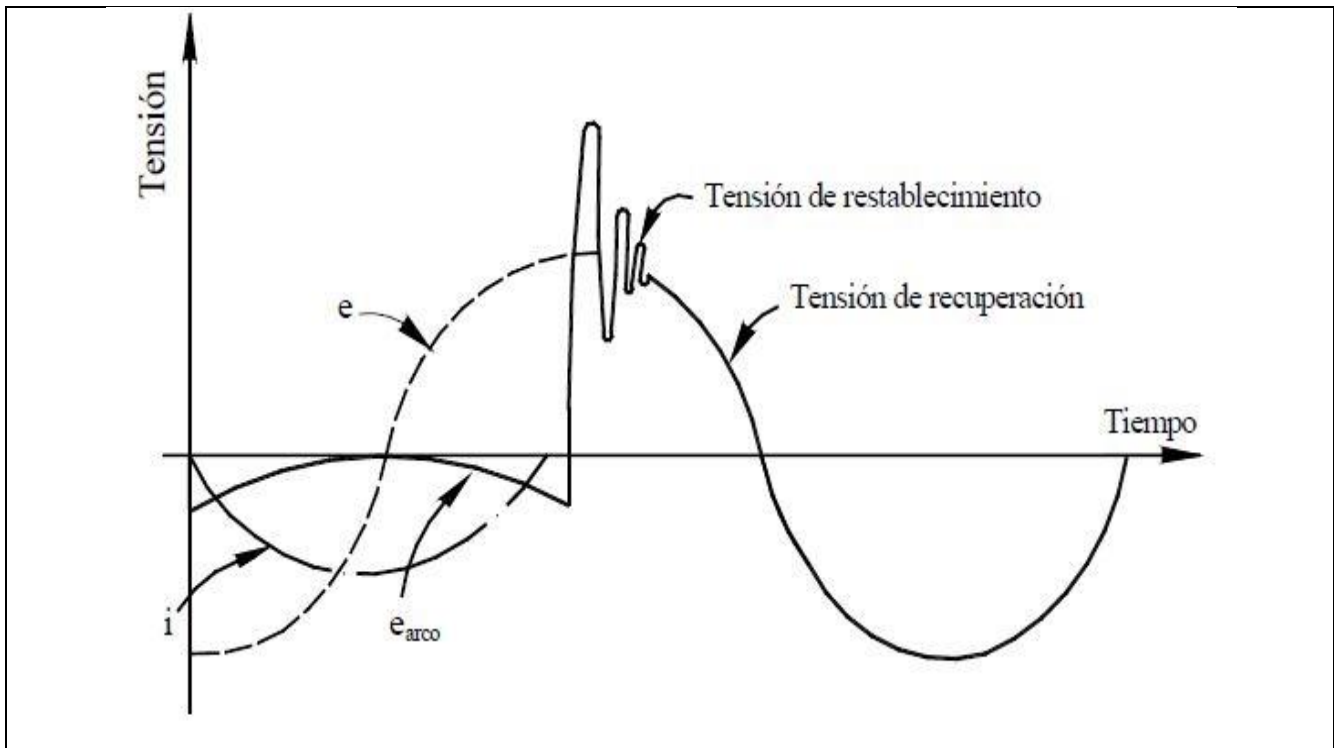


Figura 6.3.1.1 Tensiones producidas durante un corto circuito

Para seleccionar un interruptor termomagnético adecuado debemos conocer primero algunas definiciones que nos servirán de gran ayuda. A continuación se enuncian algunas de las más importantes:

- Tensión normal de diseño: Es la tensión máxima para la que fue diseñado el interruptor
- Tensión nominal de operación: Es la tensión del sistema donde operará el interruptor

- Corriente nominal: Es la corriente máxima que puede circular a través de los contactos principales del interruptor
- Capacidad interruptiva: Es la cantidad de corriente que el interruptor puede interrumpir con seguridad
- Tensión de control: Es la tensión de los dispositivos secundarios de control. De las definiciones anteriores la capacidad interruptiva es la más importante en la selección del interruptor de acuerdo al cálculo de corto circuito trifásico. Esta característica también llamada la potencia máxima de corto circuito que puede soportar un interruptor termomagnético está limitada por:
 - ❖ La separación de los contactos en posición abierta.
 - ❖ El tiempo que tardan en abrirse los contactos y llegar a la separación máxima
 - ❖ La capacidad de la cámara de extinción para enfriar los gases del arco

Si la capacidad de corto circuito se especifica en amperes se entiende que el voltaje de restablecimiento es el voltaje nominal. Si la corriente de corto circuito sobrepasa la capacidad interruptiva, las paredes de la cámara de extinción no son capaces de enfriar los gases ionizados y la corriente sigue fluyendo.

Entonces la energía disipada por el arco por efecto Joule, debida a la resistencia del arco (Ri^2t), aumenta súbitamente y en fracciones de segundo los gases aumentan de volumen produciendo una explosión. Lo mismo sucede si la corriente es menor que la corriente máxima de corto circuito, pero el voltaje de restablecimiento es mayor que el voltaje nominal, ya que este voltaje restablece la corriente después de cada paso por cero y el arco se mantiene.

Todos los interruptores deben tener un respaldo, de tal forma que si la potencia del corto circuito es mayor a la que soporta el aparato, el respaldo opera y detiene el desarrollo de la energía en el arco del elemento que no pudo interrumpir.

Entonces resulta muy importante la calibración relativa (magnitudes nominales) entre dos elementos de protección en la misma rama. Si el rango de calibración entre ambos es muy amplio, el respaldo puede considerar pequeña a una falla capaz de destruir al elemento de protección que no la interrumpió. En resumen la capacidad de interrupción es la cantidad de corriente que el interruptor puede interrumpir con seguridad.

Características corriente/tiempo⁶⁴

Las características de corriente/tiempo determinan con qué rapidez responde un fusible a sobrecorrientes. Todos los fusibles tienen una característica inversa de tiempo, que es, el tiempo requerido para abrir el fusible a un valor del incremento de sobrecorriente. Sin embargo, en algunos casos, cuando los fusibles son utilizados como respaldo de interruptores termo-magnéticos (breakers) o para protección de circuitos principales en motores contra cortocircuitos y protección de fallas a tierra, los fusibles proveen protección solo de cortocircuito.

$$I = \frac{W}{V} \quad (6-2)$$

Donde I es igual a corriente, W es igual a potencia y V es igual a voltaje.

Limitación de corriente

Para que un fusible actúe como limitador de corriente debe cumplir que interrumpe excesos de corrientes dentro de un rango de operación, reduciendo la corriente que pasa por el circuito en falla hasta una cantidad sustancialmente inferior para que no ponga en riesgo el equipo que protege.

El limitador debe operar en menos de medio ciclo (0.008 [s]) limitando la cantidad de energía y aislando en forma rápida la corriente que pasa por el fusible y por ende al circuito, de tal manera que se alargue la vida a los componentes del sistema eléctrico.

Amperaje

Los fusibles solo actúan por corriente y cada dispositivo de protección se diseña para permitir un valor máximo específico de corriente, el cual debe de corresponder al valor máximo que se puede presentar durante la operación normal del sistema eléctrico.

Voltaje

Aunque los fusibles operan por corriente se especifican y diseñan para diferentes valores de voltaje que debe ser igual o no exceder el voltaje de operación del circuito. Es importante señalar que se debe hacer la distinción si los fusibles se utilizaran en circuitos de AC o de DC. El no utilizar apropiadamente el valor del voltaje, o no tener en cuenta fusibles especificados para DC, ocasionaría la destrucción violenta del fusible.

Un fusible de 600 [V] y debajo de este valor puede utilizar; por ejemplo, un fusible para 600 [V] puede ser usado en sistemas de 480 [V], o 277 [V] o en 32 [V], operando confiablemente.

La NOM-001-SEDE-2012 establece los valores de voltaje: 125, 250, 300, 480 y 600 voltios para sistemas que operan con bajo voltaje ($V < 600$ [V]). Para sistemas de DC se tienen establecidos los siguientes valores: 60, 125, 160, 250, 300, 400, 500 y 600 voltios. Los fusibles pueden ser aplicados sólo a corrientes alternas (AC) o corrientes directas (DC).

Aplicación y tipos de fusibles

Los fusibles se definen como dispositivos de sobrecorriente con una parte extraíble que se calienta y es destruida cuando pasa una cantidad de corriente prefijada, provocando la apertura del circuito asociado al mismo.

Todos los fusibles tienen la capacidad de limitar la corriente, pero el término “fusibles limitadores” se aplica a fusibles con una acción limitadora mucho más pronunciada. Estos fusibles son diseñados para actuar mucho más rápido que los fusibles normales, ya que pueden realizar la apertura del circuito en menos de $\frac{1}{4}$ de ciclo a 60 [Hz], antes que la magnitud de la corriente de corto circuito llegue a sus valores máximos.

En su uso normalmente se acompañan de interruptores o contactores de bajo voltaje para evitar su destrucción cuando las magnitudes de la corriente de falla superen la capacidad de interrupción de los mismos.

En el caso de los fusibles de alta tensión sus elementos removibles, y por donde pasa la corriente, tienen una serie de perforaciones a todo lo largo, calibradas de acuerdo a las características de cada fusible y que constituyen una reducción en la sección transversal de conducción al circular una corriente de corto circuito. Es en estas zonas donde se produce la fusión de los elementos y se establece el arco voltaico durante la primera parte de la onda de la corriente. Por ello se rellenan los fusibles con arena sílica con el objetivo de extinguir el arco y enfriar el fusible.

Fusibles de acción rápida

Este tipo de fusibles se diseñan para que su tiempo de apertura sea entre 0.05 [seg] y 2 [seg] segundos cuando alcanzan el 500% el valor de operación normal de corriente.

Se utilizan en aplicaciones que no tengan cargas no inductivas, tales como iluminación incandescente y alimentadores de uso general en cargas resistivas. En el caso de que se utilicen en la protección de motores se deberá seleccionar aquellos que operen a un valor de corriente mayor (de 200% a 300% de la máxima que se presente en el sistema en operación normal), con la finalidad de prevenir que el fusible se abra cuando se presentan las corrientes de arranque.

Es importante señalar que su uso es solo para proveer protección en caso de cortocircuito, por lo que se requiere de otro tipo de dispositivos para la protección contra sobrecargas.

Fusibles de acción extremadamente rápidos

Este tipo de fusibles se utilizan para la protección de sistemas que contengan componentes electrónicos de estado-sólido, tales como, semiconductores (diodos, tiristores, semipacks, etc.) y se eligen por su rápida respuesta cuando se presentan problemas de sobrecarga.

6.3.2 Sistema de puesta a tierra

Este tipo de sistema tiene como propósito llevar la corriente eléctrica a tierra. Puede ser una varilla, tubo, fleje, cable o placa de materiales como el cobre, el acero inoxidable o acero recubierto en cobre o acero galvanizado en caliente⁶⁶. Ver figura 6.3.2.1

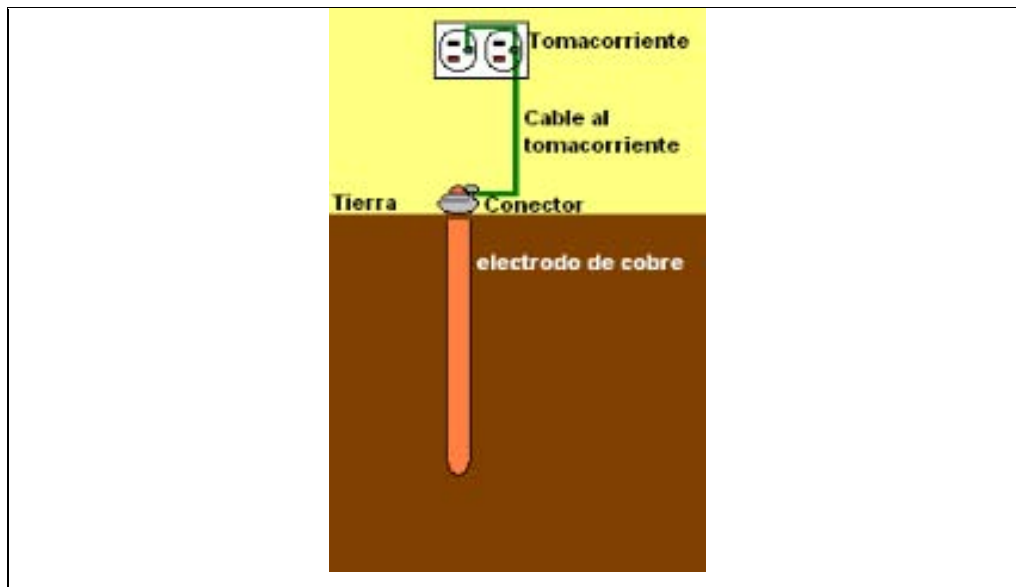


Fig. 6.3.2.1 Montaje de puesta a tierra con electrodo de cobre

Conductor de puesta a tierra de los equipos

Debe ser continuo, sin interrupciones o medios de desconexión, si se empalma deben utilizarse técnicas plenamente aceptadas para esto. Debe acompañar los conductores activos durante todo el recorrido; si es aislado debe ser de color verde con rayas amarillas o marcas verdes en los puntos visibles. Los conectores de puesta a tierra deben ser certificados para ese uso.

Toda instalación eléctrica cubierta por la norma NOM-001-SEDE-2012 debe disponer de un Sistema de Puesta a Tierra (SPT), excepto donde se indique expresamente lo contrario. De tal forma que cualquier punto del interior o exterior, normalmente accesible a personas que puedan transitar o permanecer allí, no estén sometidos a tensiones de paso, de contacto o

⁶⁶Puesta a tierra <http://www.electropelaez.altervista.org/2-site/3-puesta-a-tierra>[36R]

transferidas, que superen los umbrales de resistencia del ser humano cuando se presente una falla.

La exigencia de puestas a tierra para instalaciones eléctricas cubre el sistema eléctrico como tal y los apoyos o estructuras que ante una sobretensión temporal puedan desencadenar una falla permanente a frecuencia industrial, entre la estructura puesta a tierra y la red.

Se debe tener presente que el criterio fundamental para garantizar la seguridad de los seres humanos, es la máxima energía eléctrica que pueden soportar, debida a las tensiones de paso, de contacto o transferidas y no el valor de resistencia de puesta a tierra tomado aisladamente. Sin embargo, un bajo valor de la resistencia de puesta a tierra es siempre deseable para disminuir la máxima elevación de potencial (GPR por sus siglas en inglés).

La máxima tensión de contacto aplicada al ser humano que se acepta, está dada en función del tiempo de despeje de la falla a tierra, de la resistividad del suelo y de la corriente de falla.

Resistividad del terreno

La resistividad del terreno se define como la resistencia que presenta 1m^3 de tierra, y resulta de un interés importante para determinar en donde se puede construir un sistema de puesta a tierra.

Factores que afectan la resistividad del terreno

En la resistividad del terreno influyen varios factores que pueden variarla, entre los más importantes se encuentran: naturaleza del terreno, humedad, temperatura, salinidad, estratigrafía, compactación y las variaciones estacionales.

Resistencia a tierra

La resistencia a tierra se puede definir como la resistencia que ofrece un sistema de tierra al paso de la corriente eléctrica. Este valor de resistencia depende de la resistividad del terreno, las características físicas del electrodo a tierra (diámetro, área, longitud, etc.), también de la longitud y el área de los conductores. El valor de resistencia a tierra es la resistencia óhmica entre un conductor puesto a tierra y un punto a potencial cero.

6.3.3 Sistema de fuga y corriente de falla⁶⁷

Aunque se disponga de un buen aislamiento pueden producirse derivaciones de corrientes denominadas corrientes de fuga que aunque en un principio su magnitud puede considerarse insignificantes y pueden ocasionar graves riesgos al paciente como pueden ser el caso de riesgos de micro-shock. A continuación se describen algunos de los motivos por los que puede producirse corrientes de fuga.

Corriente de fuga a tierra

Es la corriente que se mide a través del conductor de protección o puesta a tierra desde la red. Ver Figura 6.3.3.1.

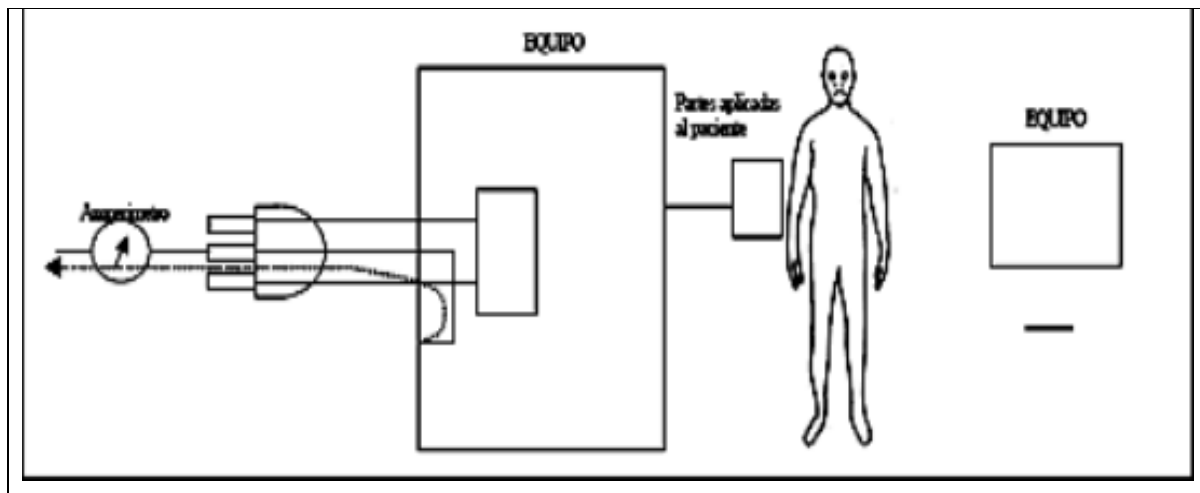


Figura 6.3.3.1 Corrientes de fuga a tierra

Corriente de fugas del chasis

Es la que fluye del chasis a través de un camino conductor a tierra u otra parte del chasis, pero no por el conductor de protección. Ver figura 6.3.3.2

⁶⁷Corriente de Fuga. <http://documents.mx/documents/corriente-de-fuga-de-paciente.html> [16R]

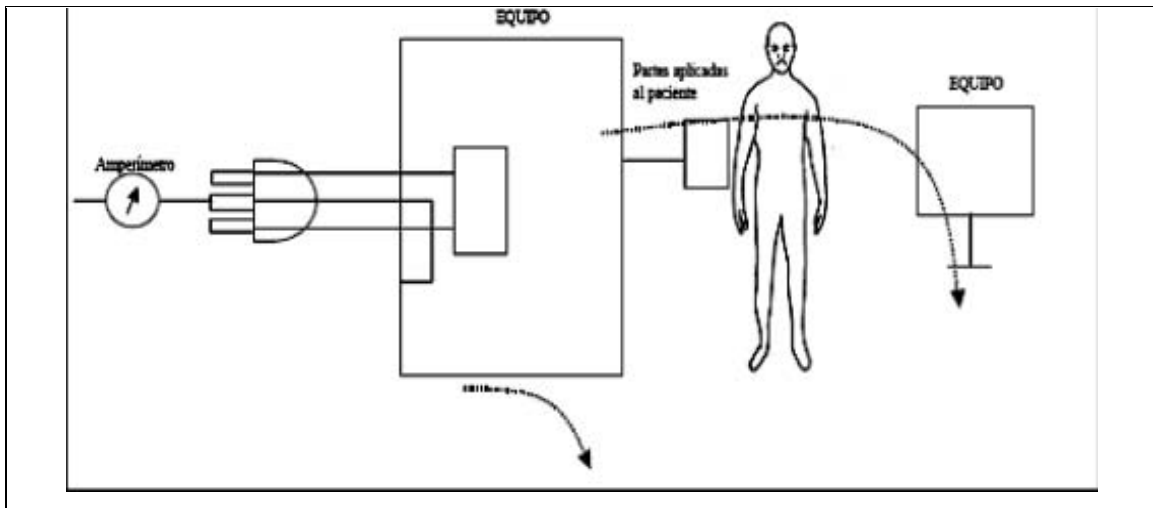


Figura 6.3.3.2 Corriente de fuga del chasis

Corriente de fugas del paciente⁶⁶

Es la que fluye de una parte aplicada del equipo al paciente a través de aquél a tierra, o de otro conductor a través del paciente a un equipo flotante. Ver figura 6.3.3.3.

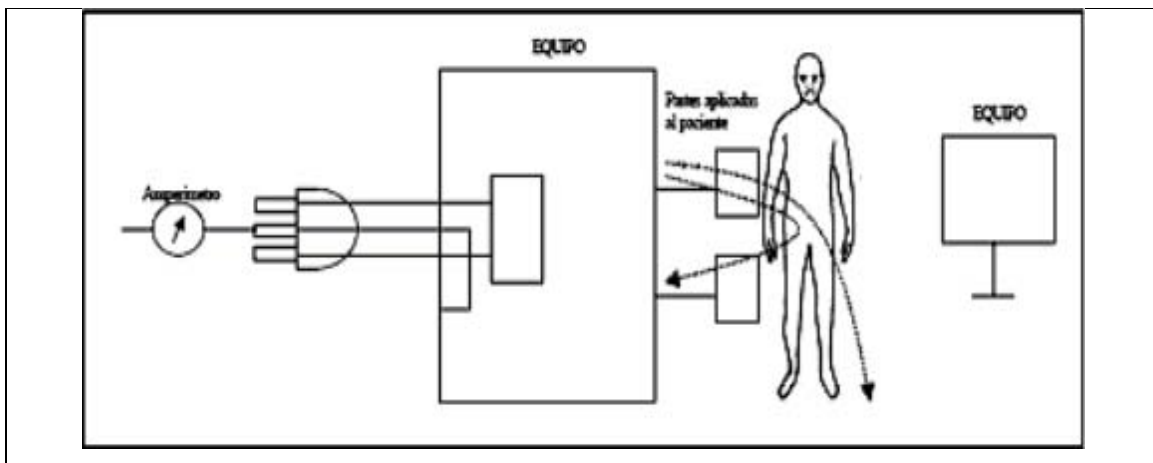


Figura 6.3.3.3 Corriente de fuga del paciente

Corriente funcional del paciente

Es la que fluye a través del paciente entre aparatos aplicados en funcionamiento normal intentando conseguir un efecto fisiológico, como por ejemplo en el caso de utilización de un electrobisturí. Ver Tabla 6.3.3.1.

Camino de la corriente	Tipo B		Tipo BF		Tipo CF	
	FN	1 ^{er} fallo	FN	1 ^{er} fallo	FN	1 ^{er} fallo
Fugas a tierra	0.5	1	0.5	1	0.5	1
Fugas del chasis	0.1	0.5	0.1	0.5	0.01	0.05
Fugas del paciente con la red en la entrada y salida de señal	---	5	---	---	---	---
Fugas del paciente con la red en una parte aplicada al paciente	---	---	---	5	---	0.05
Corriente auxiliar	0.01	-	0.01	-		
Corriente de paciente	0.1*	0.5	0.1*	0.5	0.01	0.05

* para pletismografía de impedancias FN = Funcionamiento Normal

Tabla 6.3.3.1 Corrientes de fuga de primer fallo para diferentes equipos

6.3.4 Sistemas contra sobre voltaje

Del estudio realizado sobre riesgos a los que pueden estar expuestos los pacientes puede observarse que existen dos métodos principalmente para protegerlos y aumentar su seguridad. De esta forma pueden establecerse dos principios en cuanto a las precauciones que deben tenerse en cuenta a la hora de diseñar y posteriormente utilizar un equipo: principio de aislamiento del paciente y principio de equipotencialidad.

Cubiertas y protecciones

Si las líneas de fuga y las distancias en el aire entre la parte aplicable al paciente y las partes sometidas a tensión no cumplen con los requisitos básicos de seguridad, tales líneas de fuga y distancias en el aire deberán ser cortocircuitadas. La corriente de fuga de paciente y la corriente auxiliar de paciente no deberán superar los límites para condición normal. La única condición de primer defecto para la corriente de fuga a tierra es la interrupción de uno de los conductores de alimentación; uno cada vez.

Si durante la inspección de la parte aplicable de la parte metálica con toma de tierra de protección y el circuito intermedio, dan lugar a dudas concernientes a la efectividad de separación bajo condición de primer defecto, la corriente de fuga de paciente y la corriente auxiliar de paciente deberán ser medidas después de cortocircuitar el aislamiento entre partes activas y la parte aplicable o entre las partes activas y el circuito intermedio.

Las corrientes transitorias que ocurran durante los primeros 50ms siguientes al cortocircuito deberán ser desestimadas. Después de los 50 [ms] la corriente de fuga de paciente y la corriente auxiliar de paciente no deberán superar el valor admisible para la condición de primer defecto.

Adicionalmente el equipo y sus circuitos se examinarán para determinar si la limitación de corriente de fuga y de corriente auxiliar de paciente, a los valores prescritos, depende de las propiedades aislantes de las uniones en dispositivos semiconductores que son impuestos entre la parte aplicable y las partes de la red de alimentación, o bien, la parte aplicable y otras partes activas y, para las partes aplicables tipo-F, entre la parte aplicable y las partes puestas a tierra.

En el caso de que tales dispositivos semiconductores sean así definidos, deberán ser considerados para simular la perforación de la unión crítica, uno cada vez, para establecer que las corrientes de fuga y la corriente auxiliar de paciente admisibles no son superadas.

Una parte aplicable no deberá tener una conexión conductora a partes metálicas accesibles que no están conectadas a una toma de tierra de protección. El cumplimiento se verifica mediante inspección y mediante el ensayo de corrientes de fuga.

Los ejes flexibles sostenidos con la mano de equipos de Clase I, y que durante la utilización normal estén previstos para tener contacto directo con un operador o paciente, y que no pueden ser conectados a una toma de tierra de protección, deberán ser aislados de la fuente mediante al menos un aislamiento suplementario capaz de soportar el ensayo de rigidez dieléctrica apropiado al valor asignado de tensión de la fuente, y deberán tener una rigidez mecánica adecuada.

El cumplimiento es verificado mediante inspección y ensayos de aislamiento entre los ejes flexibles sostenidos con la mano y las partes metálicas accesibles de los equipos de Clase I, y los de la fuente. Los ensayos especificados para el aislamiento suplementario deberán ser aplicados. El cumplimiento con los requisitos de líneas de fuga y distancias en el aire también es verificado.

Aislamiento e impedancias de protección⁶⁸

Como ya se mencionó, las partes del equipo que entran en contacto con el paciente, deben de aislarse de las fuentes de energía y prever que no se presenten corrientes de fuga, mayores a las definidas para el caso del primer fallo.

Para ello se puede aplicar los siguientes mecanismos:

- Aislamiento básico y puesta a tierra, cubriendo las partes energizadas con una envoltura que se conecta a tierra por medio de un conductor
- Usando doble aislamiento, utilizando varias impedancias de protección en los diferentes puntos de contacto
- Aislando la parte energizada con otro circuito con puesta a tierra
- Utilizando amplificadores de aislamiento

Respecto a los amplificadores de aislamiento, estos se componen de un amplificador de entrada, algún tipo de modulador, una barrera de aislamiento, un demodulador y un amplificador a la salida. Ver Figura 6.3.4.1.

Se puede ver a un amplificador de aislamiento como un convertidor de energía, el cuál convierte la energía de entrada que pasa al modulador a algún tipo de energía no conductiva, en la barrera de aislamiento, para posteriormente convertirla en energía eléctrica a la salida del demulador

⁶⁸Seguridad Eléctrica. Tema 2. Instrumentación Biomédica. Ingeniería Electrónica. Departamento de Electrónica. Universidad de Alcalá. <http://www.depeca.uah.es/depeca/repositorio/ asignaturas/5/Tema2.pdf> [37R]

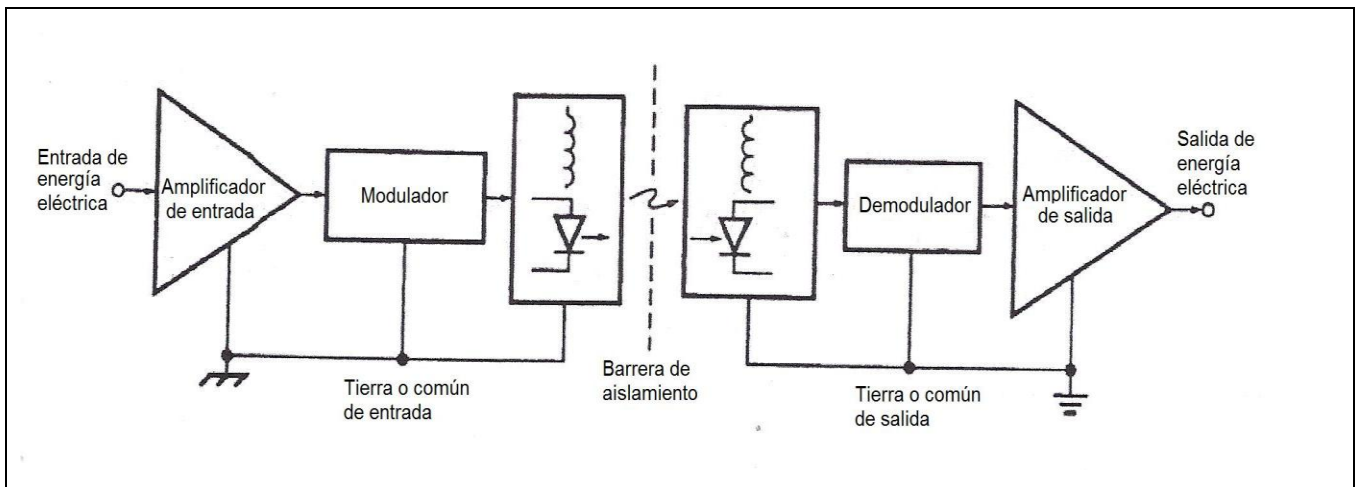


Figura 6.3.4.1 Diagrama a bloques de un amplificador de aislamiento⁶⁹

Se puede decir que los objetivos de los amplificadores de aislamiento son:

- Romper los lazos de tierra (común) para interconectar circuitos incompatibles
- Amplificar señales y disminución del ruido
- Evitar que altos voltajes puedan producir daño a personas, circuitos y equipos.

Las barreras de aislamiento pueden ser ópticas, magnéticas (tipo transformador), capacitivas e incluso transferencia de calor. Generalmente la conexión a tierra de la etapa de entrada es diferente a la de la etapa de salida, produciéndose un aislamiento eléctrico del orden de millones de ohms.

Existen tres tipos de amplificadores de aislamiento principalmente en función del elemento que utilizan para lograr el aislamiento: aislamiento por transformador (Figura 6.3.4.2), aislamiento óptico (6.3.4.3) y aislamiento capacitivo (Figura 6.3.4.4).

⁶⁹ Tema 10. Amplificadores de aislamiento. FIME. UANL.
<http://gama.fime.uanl.mx/~mplatas/temas/tema10.pdf>[42R]

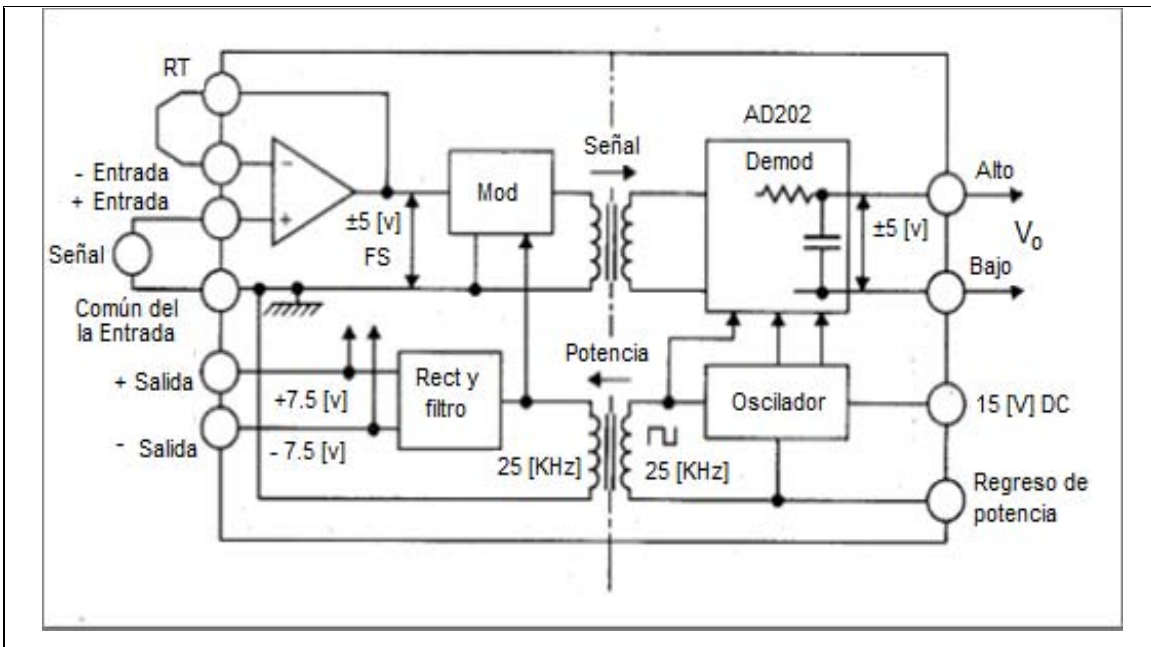


Figura 6.3.4.2 Aislamiento por transformador⁶⁷

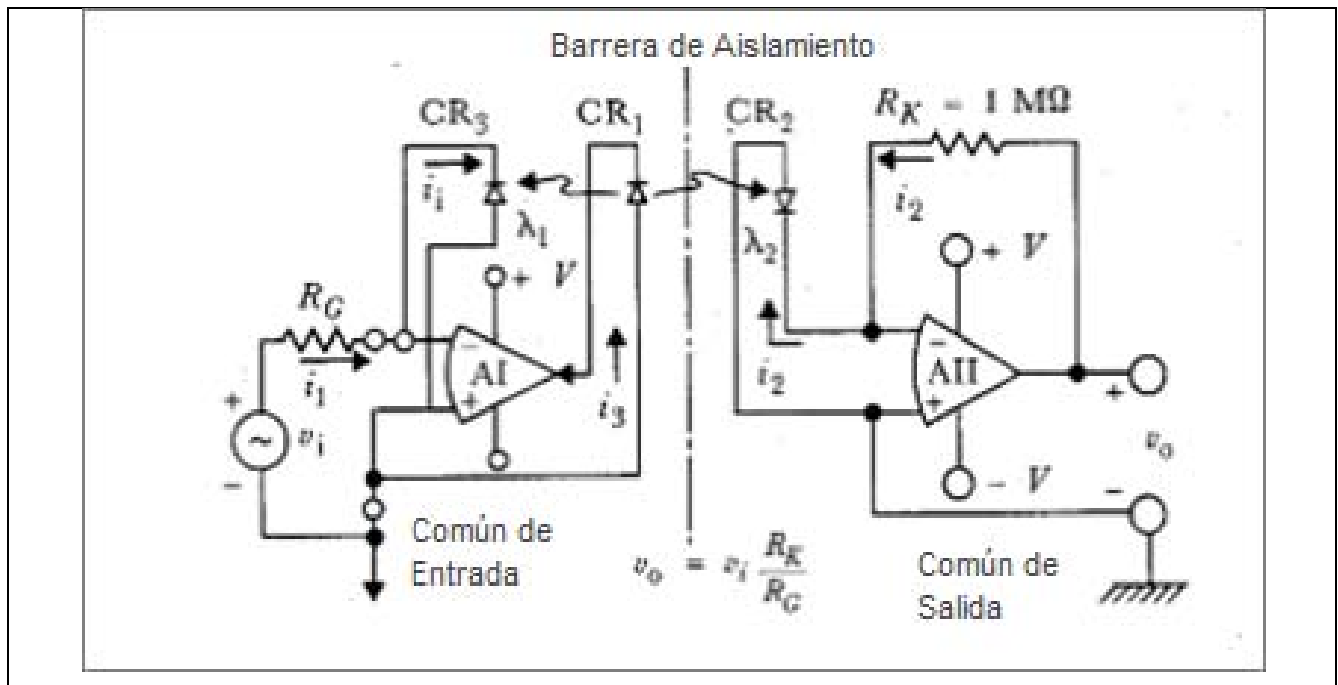


Figura 6.3.4.3 Aislamiento óptico⁶⁷

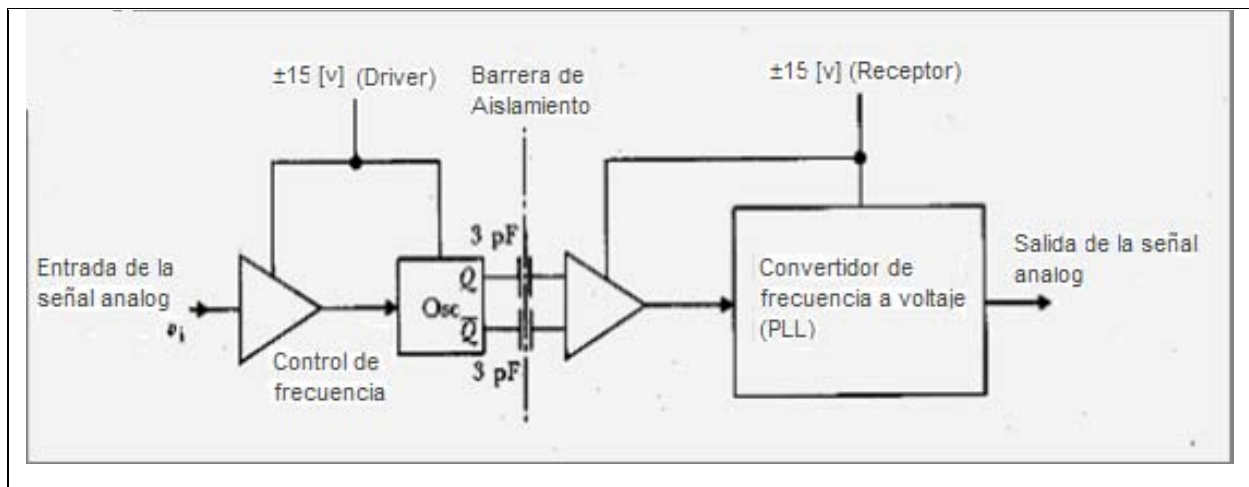


Figura 6.3.4.4 Aislamiento capacitivo⁶⁷

Ventajas de un aislamiento capacitivo:

- Permite un ancho elevado, excelente linealidad y exactitud
- Facilidad de uso
- Económico

La Figura 6.3.4.5 muestra un esquema de un preamplificador de electrocardiograma (ECG) aislado por transformador.

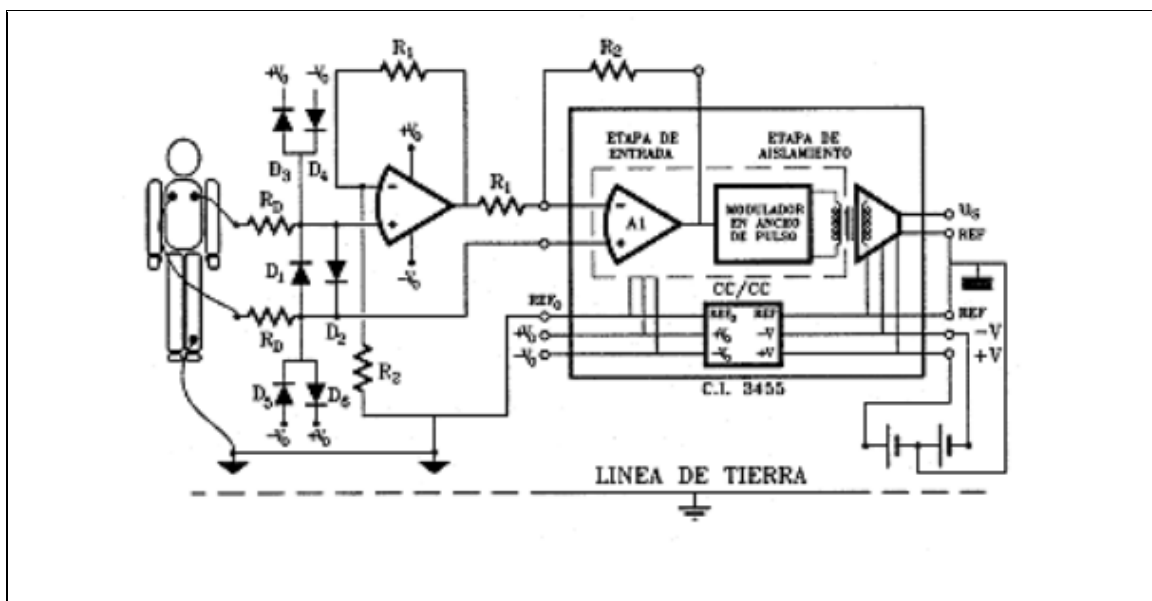


Figura 6.3.4.5 Esquema de un preamplificador de electrocardiograma⁶⁷

El esquema anterior evita que el paciente sufra una derivación a tierra al colocarle un equipo de electrocardiografía.

Puesta a tierra y equipotencialidad

En los equipos con partes conductoras accesibles o que sean de clase II, III, alimentación interna o bien del tipo CF se dispondrá de una terminal de equipotencialidad con el propósito de interconectar todos los equipos que rodean al paciente. Se debe evitar el uso de extensiones de cable de alimentación pues se puede incrementar la resistencia del tercer electrodo.

Otro aspecto a considerar son los límites de la resistencia máxima que debe de existir en relación con la terminal a tierra (contacto polarizado), y es así que se debe de cumplir:

- Para equipos que incorporan cable de conexión a red, como aquellos que no lo utilizan, la resistencia máxima entre el terminal de protección de tierra del equipo y cualquier otra parte conectada a él debe ser inferior a 0.1 [Ω].
- Para los equipos con cable flexible, la resistencia máxima entre el terminal de tierra del contacto a la red, y cualquier otra parte del circuito equipo conectada a él, deberá ser inferior a 0.2 [Ω]

La Figura 6.3.4.6 muestra diversos casos de riesgos debidos a la falta de equipotencialidad o defectos de aislamiento de los equipos.

Adicionalmente, se deben de tomar las medidas para que las corrientes de fuga no excedan los 10 [μA] y con ello disminuir el riesgo de micro-shock en el caso de que algún equipo perdiese la integridad de la masa o puesta a tierra del equipo.

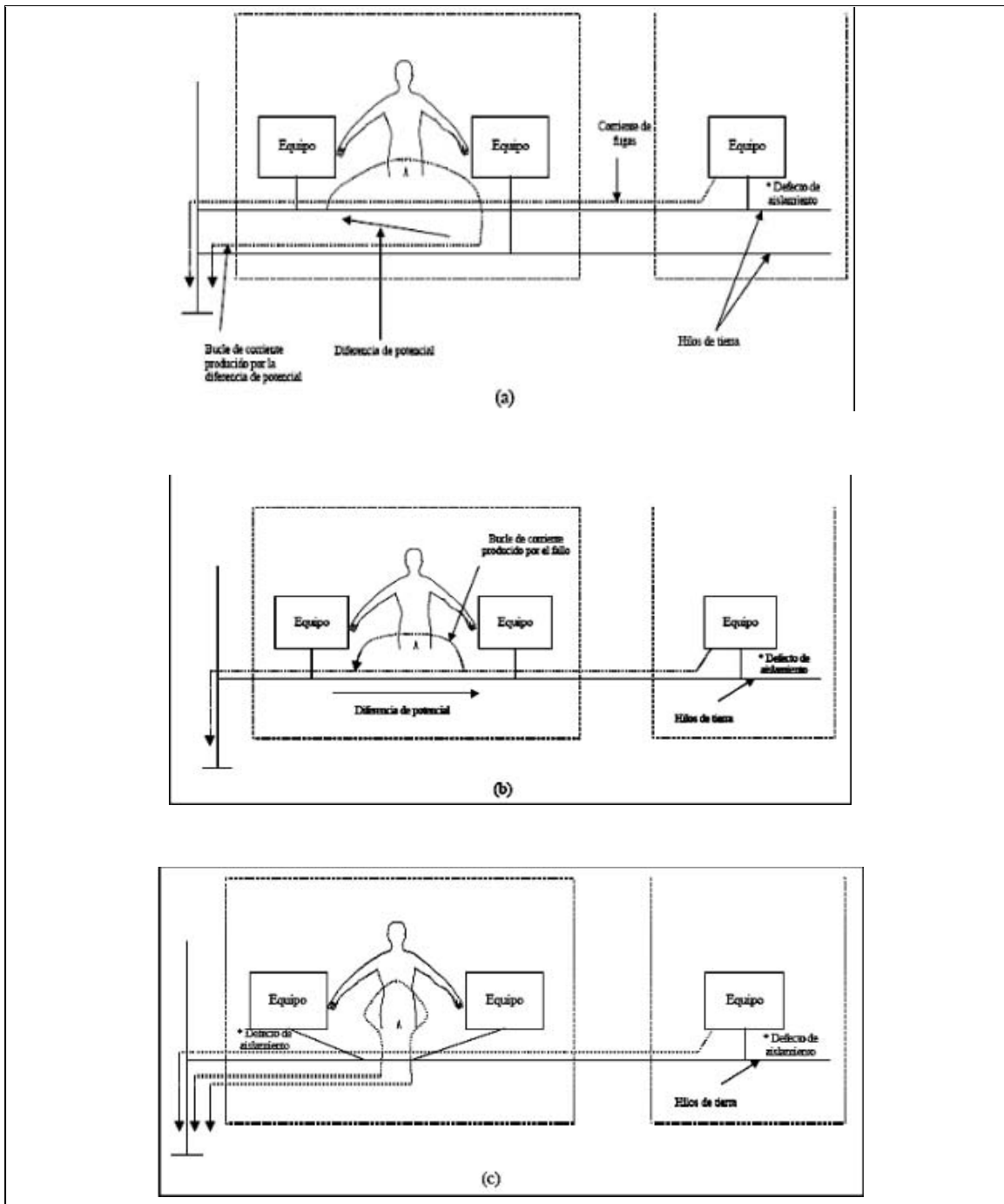


Figura 6.3.4.6 Riesgos debidos a la falta de equipotencialidad o defectos de aislamiento de los equipos⁶⁷.

Una medida aceptada para garantizar la equipotencialidad, en todas las zonas donde haya pacientes susceptibles a la electricidad, es utilizar un sistema de masas equipotenciales, tal y como exige la reglamentación al respecto, establecida en el **National Electrical Code (Código Eléctrico Nacional)** de los EEUU. Los contactos de toma de tierra del equipo que

hay en las tomas de corrientes están unidos por una línea de masa. Además todos los equipos u objetos metálicos se conectan a esta línea (masa de referencia) mediante cables de conexión independientes.

6.4 Acondicionadores de línea

Normas de seguridad

Para garantizar la protección adecuada de los equipos que se conecten a acondicionadores de línea es muy importante recordar que:

- El Sistema Eléctrico debe ser Estrella (Y), es decir que tenga Neutro real
- Conectar Tierra Física
- Respetar la polaridad señalada de los conectores
- La frecuencia debe ser 60 [Hz] +/-2% (es importante verificar las Plantas de Emergencia).
- El voltaje entre neutro y tierra no debe exceder del 1% del voltaje de fase a neutro
- Los cables tanto de alimentación como de salida deben calcularse para una caída de tensión no mayor al 2%, considerando el funcionamiento a plena carga.
- Es importante que no existan falsos contactos entre los amarres y/o conexiones en general
- El neutro y la tierra física deben estar unidos en la acometida de la instalación y separados después de este punto
- Hacer tareas periódicas de mantenimiento y revisión de la red eléctrica con la que cuenta el hospital

Calidad de la energía

No existe un acuerdo generalizado sobre la definición de la calidad de la energía, sin embargo algunas organizaciones como el **Electrical and Electronics Engineers (Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos)**, IEEE, por sus siglas en inglés, la define como “el suministro de energía (power) y tierra (referencia) para el adecuado funcionamiento de un equipo electrónico y compatible con el sistema de alambrado definido y otro equipo conectado a él”⁷⁰.

Otra definición que se tiene es: “la calidad de la energía se entiende cuando la energía eléctrica es suministrada a los equipos y dispositivos con las características y condiciones adecuadas que les permita mantener su continuidad sin que se afecte su desempeño ni provoque fallas a sus componentes”⁷¹.

Un indicador importante para medir la calidad es el incremento en la productividad para los clientes finales de las empresas eléctricas, por lo que éstas se preocupan por eliminar los disturbios eléctricos con el fin de que el cliente sea más productivo.

En este tenor, se pueden definir tres niveles de protección para poder garantizar la calidad de la energía:

- Nivel 1. Supresores de picos y transformadores de aislamiento
- Nivel 2. Acondicionadores de línea
- Nivel 3. UPS y plantas de emergencia

6.4.1 Nivel 1: Supresores de picos y transformadores de aislamiento.

En este nivel se cubren los siguientes problemas como son los picos de voltaje, el ruido eléctrico, así como las armónicas.

⁷⁰So what is power quality? Asia Power Quality Initiative. <http://www.apqi.org/about-us/power.php> [39R]

⁷¹Mejora de la confiabilidad en el edificio Valdés Vallejo de la UNAM. Capítulo 2 Calidad de la Energía. <http://docplayer.es/14563552-Capitulo-2-calidad-de-la-energia.html>[30R]

Supresores de picos

Los supresores de picos de voltaje son dispositivos cuentan con Varistores de Óxido Metálico (MOV) que actúan como protectores contra descargas. Se instalan fácilmente en la entrada de la acometida eléctrica de cualquier tipo de instalación y cuando un pico de voltaje se presenta, causado por un rayo o por el encendido/apagado de cargas inductivas, el dispositivo los recorta, absorbiendo la energía destructiva.

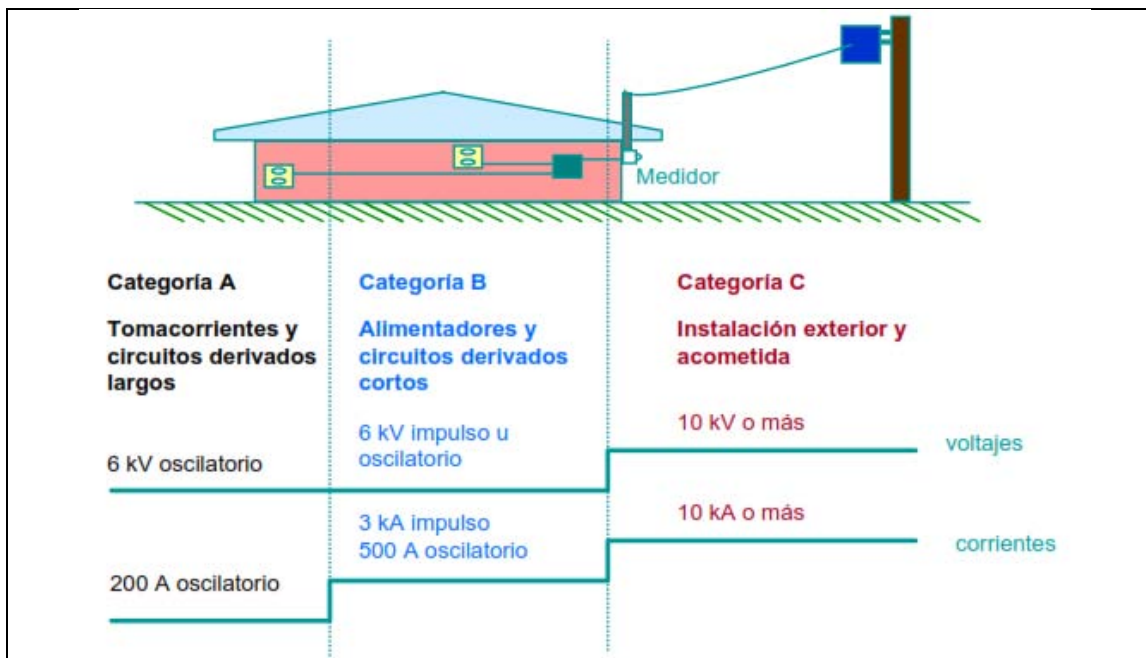


Figura 6.4.1.1 Clases de supresores de picos⁷⁰

De igual manera este tipo de dispositivo protege contra sobrevoltajes transitorios de menor intensidad, que se producen por inducción en los cables eléctricos debido al encendido o apagado de otros elementos que forman parte de la red eléctrica y que pueden dañar de manera significativa a los equipos electrónicos que se encuentran conectados.

Este tipo de tecnología permite marcar el voltaje máximo permisible y cuando se presenta el pico de voltaje y se sobrepasa dicho límite, el supresor actúa.

En los supresores de picos se manejan tres clases de protecciones. Ver Figura 6.4.1.1

Categoría A. Se instalan en los tableros que van hacia las cargas, son los más pequeños en tamaño y en capacidad de descarga.

- Categoría B. Se colocan en tableros intermedios de distribución y tienen una mayor capacidad de descarga.
- Categoría C. Se instalan en tableros principales a nivel subestación y su capacidad es mucho mayor que las anteriores.

Para la selección de un supresor de picos se debe de tener en cuenta los siguientes aspectos:

- El voltaje del tablero que se va a proteger
- La cantidad de fases con las que se cuenta
- La configuración del tablero (Δ o Y)

Para el caso particular de los supresores de Categoría C también hay que tener en consideración las siguientes características de la subestación:

- El voltaje de operación
- Su capacidad
- Su ubicación geográfica

6.4.2 Nivel 2: Acondicionadores de línea

En este nivel se consideran las variaciones de tensión de corta duración, así como, los problemas que se describieron en el Nivel 1. Las variaciones que se pueden presentar son:

- **Depresiones (sags)**. Consiste en la disminución entre el 0.1 p.u. y el 0.9 p.u. del valor R.M.S. de la tensión o la corriente

- **Cresta (swell).** Corresponde al incremento entre el 1.1 p.u. y el 1.8 p.u. del valor R.M.S. de la tensión o la corriente durante un lapso de medio ciclo a un minuto
- **Muecas (notch).** Son perturbaciones que se presentan periódicamente en la forma de onda de la tensión

Para este nivel los equipos se protegen con los acondicionadores de voltaje que se dividen en dos categorías, a saber:

- **Acondicionadores ferrosos:** Se aplican exclusivamente en sistemas monofásicos y trabajan bajo el principio de saturación del núcleo. Se utilizan primordialmente en donde las condiciones de energía son muy adversas y no existen las facilidades para darles un mantenimiento constante. Son mayormente utilizados para alimentar centros de carga de equipo de cómputo.
- **Acondicionadores Electrónicos:** Cuentan un sistema de control que monitorea constantemente el voltaje de entrada al acondicionador y cuando detecta niveles no deseados ajusta internamente al transformador para restablecer el voltaje requerido.

Después de seleccionar el tipo de acondicionador se debe saber el voltaje de alimentación para el acondicionador, el voltaje de la carga que se va a alimentar, la configuración del tablero y la cantidad de carga en VA.

6.4.3 Nivel 3: Uninterruptible Power Supply Ininterruptible (Fuente de Energía No Interrumpible) UPS por sus siglas en inglés y plantas de emergencia

En este nivel de protección se consideran los problemas de parpadeo (flicker) e interrupciones de energía, así como, los problemas del Nivel 1 y del Nivel 2. Los equipos que se utilizan para protección en este nivel son los UPS y las plantas de emergencia.

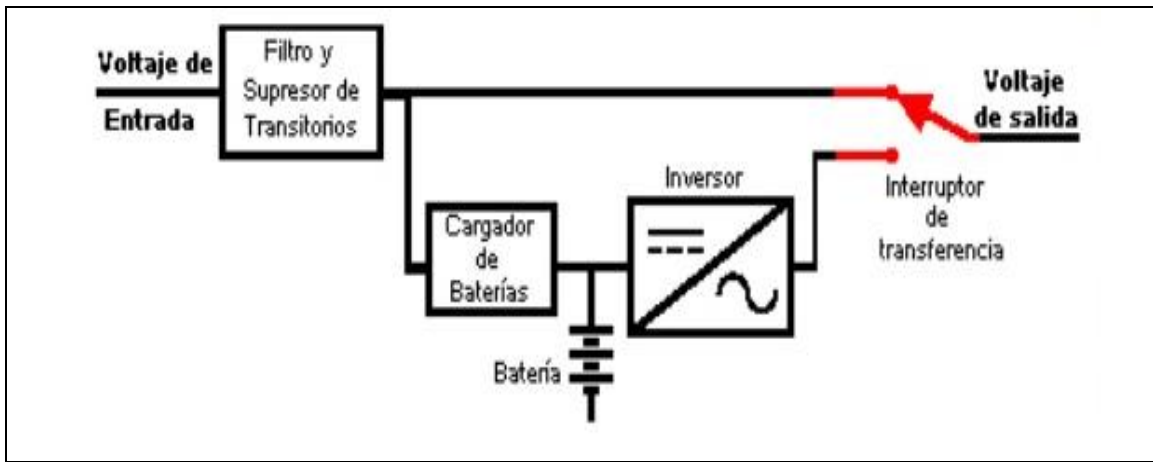


Figura 6.4.3.1 Diagrama de un UPS

UPS. Su principal función es el proveer energía continua y de calidad a una carga crítica al momento de presentarse una pérdida del suministro de energía, de manera parcial o total. Ver Figura 6.4.3.1.

Se identifican tres tipos de UPS, según los requerimientos de protección deseados, a saber:

- On-line (En línea) UPS. Este tipo de inversor se encuentra conectado a la línea principal de energía ya que siempre está operando. Esta opción es la más cara pero ofrece el mayor nivel de protección
- Standby (En espera) UPS. Este tipo de UPS se encarga de monitorear la línea y cuando detecta problemas en el suministro entra en operación. Su activación puede tomar algunos milisegundos, situación que puede afectar a algunos aparatos sensibles. Es la opción más económica.
- Hybrid (Híbrido) UPS. Ses similar al UPS en espera, pero cuenta con un regulador de voltaje a la salida para mantener regulada la energía que se entrega a la carga

Por lo que respecta a las Plantas de emergencia, su función principal es suministrar energía eléctrica a una carga cuando el proveedor comercial ha dejado de suministrarla por un tiempo indeterminado. Se utilizan en donde se requiere un tiempo de respaldo indeterminado, lo cual no es posible darlo con un UPS o en cargas críticas que no sean tan sensibles y que puedan ser alimentadas por este tipo de fuentes de voltaje.

El principal elemento de las plantas de emergencia es un motor de de combustión interna que puede ser de dos o cuatro tiempos y que puede ser alimentado por gasolina, diésel o gas natural. El motor normalmente se acopla en forma directa a un generador de corriente alterna que puede ser monofásico o trifásico del tipo de inducción, transformando la energía mecánica del motor en energía eléctrica.

6.5 Sistemas de protección de paciente

El aislamiento eléctrico previsto para protección contra choques eléctricos deberá ser de tal calidad que las corrientes que fluyan a través de él estén limitadas a los valores especificados. Los valores permanentes especificados de la corriente de fuga a tierra, de la corriente de fuga de la envolvente, de la corriente de fuga de paciente y de la corriente auxiliar de paciente se aplican en cualquier combinación de las siguientes condiciones:

- A la temperatura de operación y tras el tratamiento de pre acondicionamiento de humedad
- En condición normal y en las condiciones de primer defecto especificadas
- Con el equipo alimentado en condición de espera y funcionando totalmente y con cualquier interruptor en las partes de la red de alimentación en cualquier posición
- Con el más alto valor asignado de frecuencia de alimentación
- Con una alimentación igual al 110% del más alto valor asignado de tensión de alimentación

Los equipos especificados para conectarse a una fuente MBTSM⁷² solamente pueden cumplir con los requisitos de esta norma si tales fuentes cumplen con esta norma y si el

⁷² MTBSM: Fuente de muy baja tensión de seguridad para usos médicos, Tensión cuyo valor eficaz no excede 24[V] en AC o 60[V] en DC y está separada de la red mediante un transformador de muy baja tensión de seguridad para usos médicos

equipo, ensayado en combinación con dicha fuente, cumple con los requisitos concernientes a corrientes de fuga admisibles. La corriente de fuga de la envolvente de tales equipos y de los equipos alimentados internamente deberá ser medida.

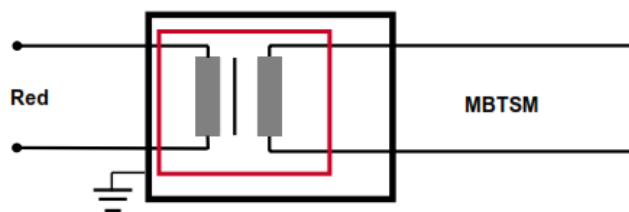
La medición de la corriente de fuga de la envolvente de los equipos de Clase I se deberá realizar solamente:

- A tierra desde cada parte si existe de la envolvente no conectada a una toma de tierra de protección
- Entre partes de la envolvente no conectadas a una toma de tierra de protección, si es que existen

La corriente de fuga de paciente deberá ser medida:

- En equipos de Tipo B, desde todas las conexiones de paciente conectadas entre sí o con las partes aplicables cargadas de acuerdo con las instrucciones del fabricante
- En equipos de Tipo BF, desde y hacia todas las conexiones de paciente de cada función de la parte aplicable conectadas entre sí o con las partes aplicables cargadas de acuerdo con las instrucciones del fabricante
- En equipos de tipo CF, desde y hacia cada conexión de paciente por turno

Si el fabricante especifica alternativas para una parte desconectable de la parte aplicable (por ejemplo cables y electrodos de paciente), las mediciones de la corriente de fuga de paciente se deberán realizar con la parte desconectable especificada menos favorable. La corriente



auxiliar de paciente se deberá medir entre cualquier conexión de paciente y todas las otras conexiones de paciente conectadas entre sí.

Condiciones de primer defecto⁷³

La corriente de fuga a tierra, la corriente de fuga de la envolvente, la corriente de fuga de paciente y la corriente auxiliar de paciente se deberán medir bajo las siguientes condiciones de primer defecto:

- La interrupción de cada conductor de alimentación, uno cada vez
- La interrupción del conductor de protección de tierra (no aplicable en el caso de la corriente de fuga a tierra). No se realizará si se especifica un conductor de protección de tierra fijo e instalado permanentemente.

Para equipos de Tipo B, a menos que la inspección de los circuitos y su disposición muestren que existe un riesgo de la seguridad.

Para equipos de Tipo CF y BF

- Una tensión igual al 110% del más alto valor asignado de tensión de alimentación aplicado entre cualquier parte aplicable Tipo F y tierra
- Una tensión igual al 110% del más alto valor asignado de tensión de alimentación aplicado entre y cualquier parte metálica accesible, sin toma de tierra de protección.

Recomendaciones atendiendo a la aplicación del equipo⁷²

Para cuantificar o determinar los riesgos y los criterios apropiados de seguridad eléctrica, definimos las siguientes recomendaciones en función de la posible aplicación con respecto al paciente que pueda tener el equipamiento médico encontrado en los hospitales.

⁷³Villamizar Pinzón, Javier. Manual de procedimientos en seguridad eléctrica para el laboratorio de instrumentación biomédica. Código: 19453923. Universidad Tecnológica de Pereira. Facultad de Ciencias Básicas. Maestría en instrumentación física. Área instrumentación biomédica. 2010. <http://docplayer.es/4608459-Manual-de-procedimientos-en-seguridad-electrica-para-el-laboratorio-de-instrumentacion-biomedica-ing-javier-villamizar-pinzon-codigo-19453923.html>[45R]

- Equipos que no van a ser usados en la proximidad del paciente. Son equipos que deben estar conectados a tierra o poseer doble aislamiento. Para ellos, es recomendable, que la corriente de fuga medida no exceda de 500 [mA] (valores superiores pueden ser admitidos cuando no existen otros requerimientos o riesgos especiales).
- Equipos que no siendo usados con el paciente están cerca de él. El mantenimiento de los equipos que pueden ser usados en las áreas de cuidados de pacientes debería ser conectado a tierra (o con doble aislamiento) y tener una corriente de fuga inferior a 500 [mA].
- Equipos de pacientes sin conexiones a pacientes. Los equipos destinados al cuidado del paciente, donde el contacto con el paciente es fortuito, debería estar conectado a tierra o tener doble aislamiento, y la corriente de fuga por el chasis no debería exceder de 500 [mA].
- Equipos en contacto con pacientes. Equipos con partes que pueden ser aplicadas a pacientes (Ej.: electrocardiógrafos) deben cumplir criterios adicionales para controlar posibles corrientes de fuga a esas partes aplicadas.
- Equipos diseñados para tener conexiones aisladas. Deben pasar pruebas de test de aislamiento de la conexión del paciente (ejemplo: electrodos). La prueba consiste, por ejemplo, en aplicar un voltaje referenciado a tierra a cada una de las conexiones de paciente y medir la corriente resultante. Cualquier equipo que esté (o pueda estar) sujeto a ser una posible vía o camino hacia el corazón; que pueda ser aplicado, directamente o cerca del corazón, debería estar diseñado para cumplir los requerimientos de aislamiento.

7. Mantenimiento

Generalmente se desea obtener el máximo desempeño de una máquina, equipo o sistema, así como, que la vida de éste sea la máxima posible. Como, se sabe los semiconductores, componentes eléctricos y mecánicos pueden fallar de forma inesperada, por lo que es conveniente que se implemente una serie de actividades encaminadas a tratar de anticiparse o solucionar en el menor tiempo posible ciertas incidencias, siendo el mantenimiento una de las más comunes.

Existen varios tipos de mantenimiento que a lo largo del presente capítulo se explicaran con más detalle, no sin antes proporcionar algunas definiciones generales.

7.1 Tipos de Mantenimiento

Definiciones

El mantenimiento se define como la actividad enfocada a mantener maquinas y/o equipo en un estado de operación óptimo, lo que incluye inspecciones, pruebas, ajustes, lubricación, reemplazo de módulos o piezas en mal estado, reinstalación, corrección o reparación, calibración y reconstrucción.

Además de contar con los equipos en óptimas condiciones, se busca que estos tengan una vida útil más larga y confiable, se reduzcan los tiempos muertos, así como bajos costos de reparación.

Esta actividad se basa, principalmente, en conceptos, criterios y técnicas, normalmente sugeridos por el fabricante del equipo, para la posterior toma de decisiones y/o aplicación de programas establecidos por parte del personal o institución que lo lleve a cabo.

El mantenimiento a equipo médico se divide generalmente en tres tipos:

- **Mantenimiento predictivo.** Consiste en efectuar una serie de inspecciones, mediciones y pruebas a cada uno de los elementos que integran el sistema a fin de corroborar su

correcto funcionamiento, pruebas en temperatura, humedad, lubricación, ruido, y estado de software si es el caso, etc. Generalmente tiene un carácter no intrusivo

- **Mantenimiento preventivo.** El mantenimiento preventivo realiza inspecciones periódicas sobre los equipos, teniendo en cuenta que todas las partes del sistema se desgastan de forma desigual y es necesario atenderlas para garantizar su buen funcionamiento. Tiene como objetivo atender desperfectos menores y así evitar posibles fallas en el equipo
- **Mantenimiento correctivo.** Es aquel que no está programado por el personal a cargo de esta actividad y enfocado en corregir una falla que se presenta en el equipo de forma inesperada. El principal objetivo es poner en marcha el equipo lo más rápido posible

A continuación se hace una descripción de las características de estos tipos de mantenimiento.

7.2 Mantenimiento predictivo

El uso del verbo predecir no necesariamente implica que se desee adivinar el comportamiento del equipo y sus posibles averías, si no en qué, una falla menor o circunstancia desfavorable pueda solucionarse y evitar así que se convierta en una falla irreparable o a muy alto costo.

Bajo este contexto, el mantenimiento predictivo consiste en efectuar una serie de mediciones y pruebas a cada uno de los elementos que componen el sistema a fin de corroborar su correcto funcionamiento, anticipándose a una futura falla por desgaste o degradación de alguno de sus elementos.

Idealmente para este tipo de mantenimiento se debe contar con mediciones, estadísticas o información histórica que ayude a determinar el comportamiento del equipo a analizar, diversas pruebas en temperatura, humedad, ruido, o calidad en los lubricantes así como el empleo de sistemas que monitorean el funcionamiento interno del equipo, nos brindan

información sobre el estado del mismo y de sus elementos internos tal es el caso de plataformas software-hardware que ya se encuentran implantados en ciertos equipos.

En muchos casos el fabricante sugiere el reemplazo de ciertos módulos tales, como baterías, bandas, empaques, etc. Elementos que tienen un promedio de vida útil calculable, según su uso y que en muchos casos el operador puede prever con facilidad dada su experiencia.

La inspección del área en el que está instalado un equipo, así como al ambiente al que está expuesto, y el tipo de sustancias al cual cotidianamente está en contacto nos brinda información valiosa para planear una posterior revisión más a fondo del equipo y así evitar que estos dejen de operar.

La diferencia entre un mantenimiento predictivo y un preventivo o correctivo es que en el primero las pruebas e inspecciones pueden realizarse teniendo el equipo en operación y en los siguientes se debe programar el tiempo en el que los equipos serán revisados. Es pues el mantenimiento predictivo una actividad encaminada a diagnosticar el punto futuro en el que un elemento puede fallar.

7.3 Mantenimiento preventivo

En este tipo de mantenimiento las actividades se encaminan a prolongar la vida útil de las maquinas equipos o sistemas. Consiste principalmente en detectar desperfectos menores que pueden en un futuro causar una falla mayor; abarca desde limpiar tarjetas electrónicas, lubricación de piezas mecánicas, cambio de componentes con aparente desgaste, reconstrucción, calibración y ajustes de módulos o instrumentos. Es importante tener una lista de pruebas (check-list) a realizar conociéndose el resultado que se debe de presentar, con el fin de obtener pruebas fidedignas de que el equipo está operando correctamente.

Para aplicar esta actividad se requiere de un alto grado de conocimientos sobre los sistemas y equipos, así como, una organización eficiente para lograr experiencia conociendo los puntos débiles de instalaciones, sistemas, equipos y máquinas. El mantenimiento preventivo contempla los siguientes puntos:

- Inspección periódica del equipo para evaluar y evitar las condiciones que conduzcan a paros imprevistos o mal funcionamiento
- Corregir o sustituir módulos en una etapa inicial ya sea por desgaste o degradación
- Conservar en óptimas condiciones las instalaciones para anular los efectos que se puedan presentar, y evitar daños a los equipos instalados.

Antes de realizar el mantenimiento preventivo se debe asegurar el correcto funcionamiento del equipo, ya que de lo contrario no se puede ejecutar, debido a que, en teoría, el preventivo solo es una revisión del equipo y una mejora en sus condiciones de operación, es decir, no puede ni debe presentar falla antes y una vez que se ha concluido el mantenimiento. Si es el caso se estaría en una condición de mantenimiento correctivo.

Económicamente podría parecer que una actividad de este tipo no podría ser factible pues los costos en la etapa inicial se elevan, pero en esencia el valor agregado que ésta implica es notorio y de aquí su continua aplicación.

Los beneficios directos que se pueden inferir de esta actividad son:

- Los trabajos se programan y realizan en la fecha indicada
- Las reparaciones de menor grado se pueden realizar al momento de su aplicación
- Los equipos, sistemas y maquinarias brindan un funcionamiento con mayor eficiencia
- Aumento de la productividad y conservación de la calidad

7.3.1 Ventajas del mantenimiento preventivo

- Mayor confiabilidad. Los sistemas sujetos a mantenimiento operan en mejores condiciones puesto que se conoce su estado físico y sus condiciones de funcionamiento, además de que brinda al operador mayor seguridad

- Disminución del tiempo muerto. Existen menos paros imprevistos, por ende, los sistemas, maquinaria y equipo tienen mayor tiempo productivo
- Mayor vida útil. Los sistemas tienen un tiempo de vida mayor puesto que se evalúan periódicamente y se atienden sus requerimientos
- Disminuye los costos de reparación. Dado que las reparaciones menores han sido efectuadas, se reduce la probabilidad de inversión en una futura reparación
- Mayor eficiencia. Habrá menor número de productos rechazados, menos desperdicios y se logrará la calidad esperada en el producto terminado.

7.3.2 Alcances del mantenimiento preventivo

Con un buen programa de M.P. (Mantenimiento preventivo) se asegura de incluir funciones estacionales del equipo mismo, con el fin de garantizar que la calidad y funcionamiento que estos proporcionan continúe dentro de los límites establecidos.

7.3.3 Justificación de mantenimiento preventivo

Aunado a las ventajas ya mencionadas del M.P. se deberán de tomar en cuenta las condiciones en que éste no sea conveniente. Los datos sobre la distribución de descomposturas particulares de cada sistema muestran la frecuencia con la cual las máquinas, equipo o sistemas funcionan de forma normal sin necesidad de repararlas, por un número determinado de horas de operación, que comúnmente se presentan como distribuciones de fracción de tiempo entre descomposturas que excede a un tiempo de funcionamiento dado.

Se justificará el mantenimiento si la variabilidad de la distribución de tiempos entre descomposturas es baja. Ha de tenerse en cuenta también la relación entre el tiempo de mantenimiento preventivo y el tiempo de mantenimiento correctivo pues debe cumplir que el Tiempo del Mantenimiento Preventivo sea mucho menor que el Tiempo de mantenimiento correctivo pues de lo contrario el M.P. no ofrecería ninguna ventaja.

Para una correcta ejecución del M.P. se sugieren las pautas a seguir que se muestran en las Figura 7.3.3.1 a Figura 7.3.3.2

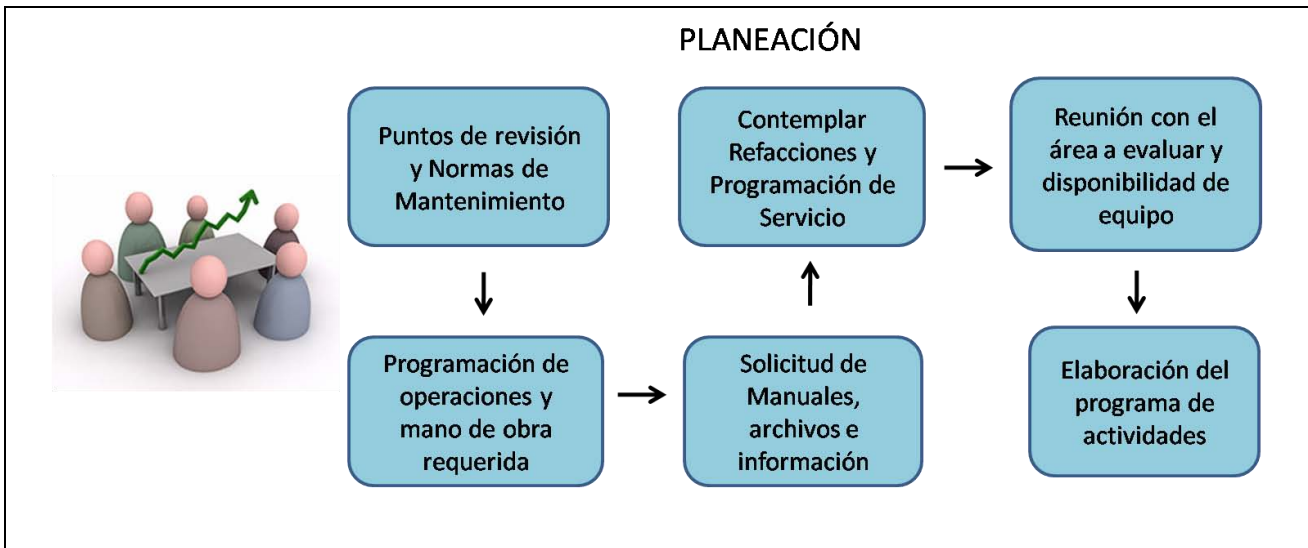


Figura 7.3.3.1 Planeación del mantenimiento

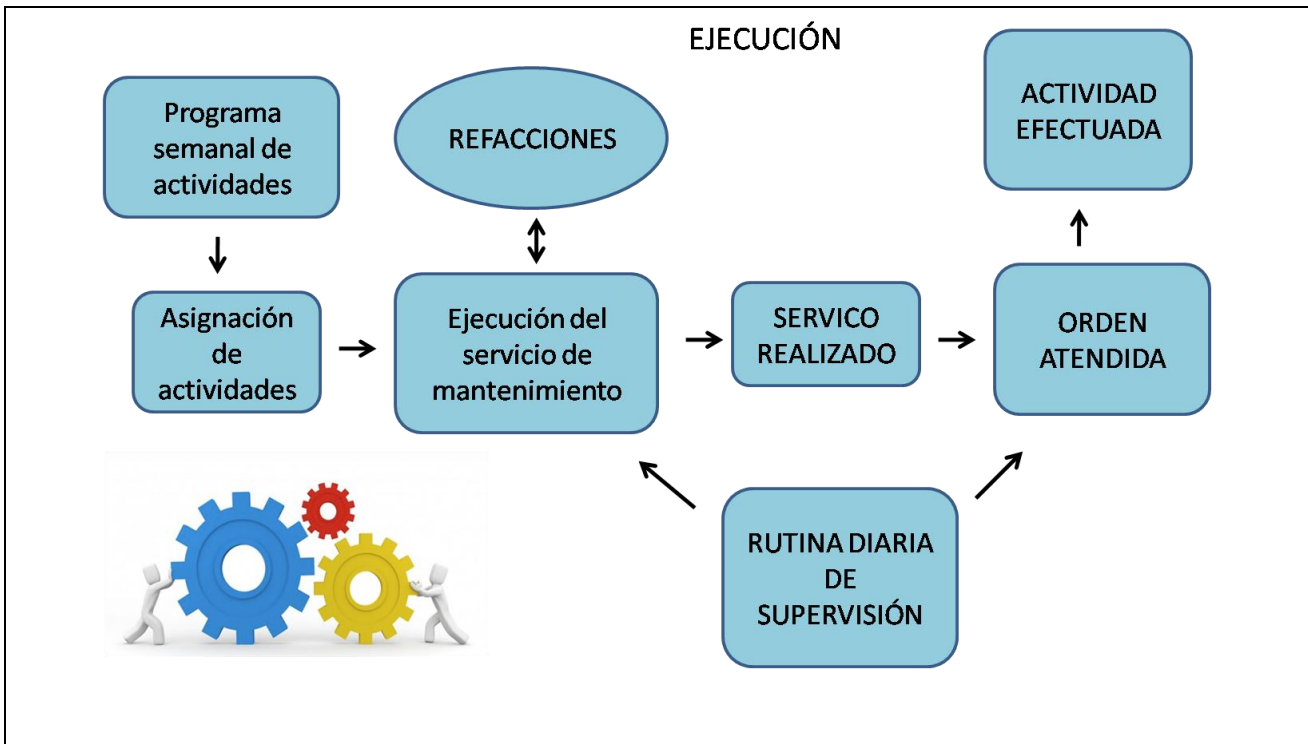


Figura 7.3.3.2 Ejecución del mantenimiento



Figura 7.3.3.3 Evaluación y control del mantenimiento preventivo

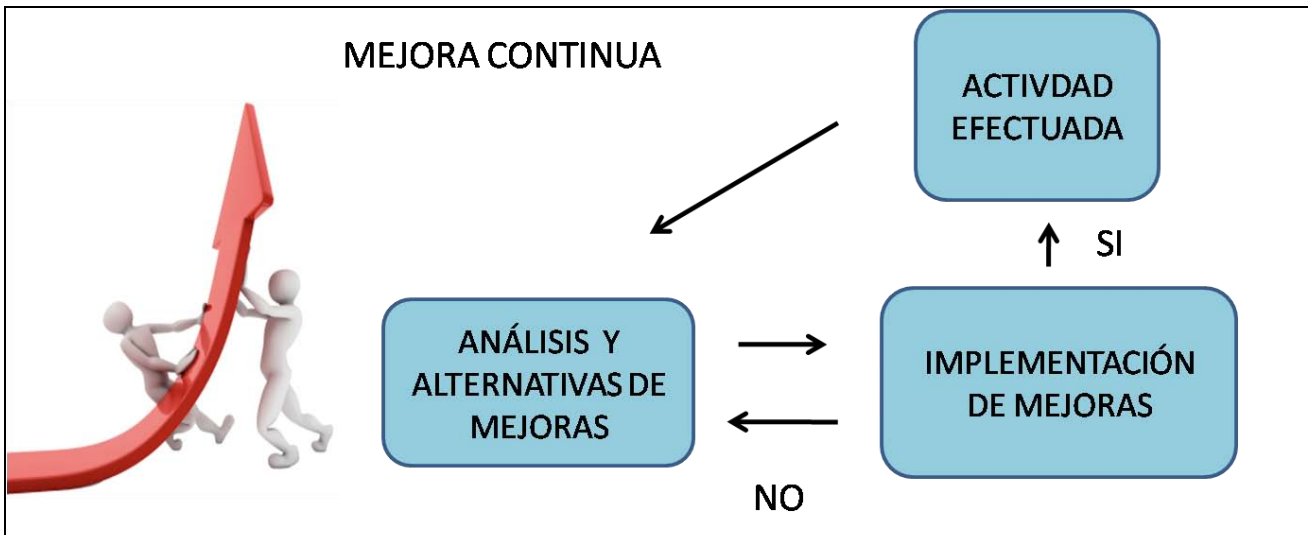


Figura 7.3.3.4 Mejora continua del mantenimiento preventivo

Del análisis del comportamiento de diversos sistemas se ha podido identificar plenamente los siguientes tipos de mantenimiento preventivo, los cuales se analizarán de acuerdo al grado de confiabilidad en razón directa con su costo.

- Periódico
- Analítico
- Técnico
- Progresivo

7.3.4 Mantenimiento preventivo periódico

Sus características son:

- Periodicidad de rutinas establecidas por horas trabajadas
- Cambio de partes por tiempo de vida útil o especificaciones
- Economía y confiabilidad mediana

7.3.4.1 Requisitos para su aplicación:

- Disponer de equipo de diagnóstico o autónomo
- Disponer de equipo de reserva o de tiempo ocioso, de tal forma que no afecte los sistemas de producción
- Necesita alta confiabilidad y seguridad al realizar el servicio

7.3.5 Mantenimiento preventivo analítico

Sus características son:

- Diagnóstico permanente manual, cambio de piezas por vida útil o fuera de especificaciones
- Economía y confiabilidad media

7.3.5.1 Requisitos para su aplicación

- Diagnóstico de captores, sensores y personal para determinar las acciones a seguir
- Requiere de mediana confiabilidad y seguridad de servicio
- Contar con estadísticas para realizar el servicio

7.3.6 Mantenimiento preventivo técnico

Sus características son:

- Periodicidad de rutinas establecidas por horas no trabajadas
- Cambio de partes por tiempo de vida útil y fuera de especificaciones

7.3.6.1 Requisitos para su aplicación:

- Disponer de tiempos ociosos o equipos de reserva
- Contar con estadísticas para realizar el servicio

7.3.7 Mantenimiento preventivo progresivo

Sus características son:

- Periodicidad de rutinas establecidas por comunicación de tiempo ocioso
- Económico de tiempo ocioso

7.3.7.1 Requisitos para su aplicación:

- Disponer periódicamente de tiempos cortos ociosos
- Requiere de poca confiabilidad de servicio

- Contar con relaciones de fallas y no de recomendaciones del fabricante que presenten fechas próximas de fallas

7.4 Mantenimiento correctivo

Es aquel que no está programado por el personal a cargo de esta actividad y está enfocado a corregir una falla que se presenta en el equipo de forma inesperada. Su principal objetivo es poner en marcha el equipo o sistema lo más rápido posible.

El tipo de falla puede ocasionar mal funcionamiento en los equipos o detener el equipo total, parcial o de manera intermitente, lo que permite medir la gravedad del problema.

El mantenimiento correctivo regularmente consta de dos fases: diagnóstico y reparación.

7.4.1 Diagnóstico

El diagnóstico es la evaluación del equipo con base en manuales de servicio y la experiencia propia del ingeniero encargado. Dependiendo la falla, se revisan ciertos componentes del equipo, desde tarjetas electrónicas hasta módulos de control, software y hardware, transductores y periféricos, etc.

Después de dicha revisión, se llevan a cabo diversas pruebas eléctricas y mecánicas según sea el caso para tener una idea exacta y correcta del problema o falla que está causando el funcionamiento inapropiado del equipo.

En la medida de lo posible se debe contar con piezas de reemplazo para que en la primera intervención el equipo quede operando. De no ser así, se hará la solicitud de piezas afectadas, para resolver el problema en una segunda revisión.

7.4.2 Reparación

La reparación es la acción que prosigue al diagnóstico, puede ser desde una carga de software, el cambio de tarjetas electrónicas, fuentes de poder, transductores, etc. Termina cuando se deja al equipo operando en condiciones normales.

Debe tomarse en cuenta el caso en el que los costos por M.C. sean iguales o mayores que una renovación de maquinaria, equipo o sistema, pues en este caso no se obtendría beneficio sustancial de esta actividad.

7.5 Mantenimiento preventivo a un sistema de ultrasonido

Como se ha mencionado, generalmente el fabricante es quien sugiere la periodicidad de las revisiones, así como el material que se empleara para llevar a cabo estas, sin embargo, el tiempo de operación del equipo y el ambiente al que está expuesto marcan los tiempos de revisión, muchos coinciden en que el material para llevar a cabo estas actividades es el siguiente:

- Guantes de látex
- Bata antiestática de manga larga
- Mascarilla contra polvo
- Lentes
- Bote de aire comprimido o sopladora
- Brocha de cerda natural
- Tapete o superficie antiestática
- Pulsera antiestática (en la limpieza de las tarjetas electrónicas)
- Solución desinfectante. Existen en el mercado soluciones desinfectantes mezcladas con un detergente ligero o puede utilizarse alcohol isopropílico al 70%
- Alcohol isopropílico al 70%
- Herramienta varia (En algunos casos se requiere utilizar herramienta anti-estática)

Rutina recomendada para el mantenimiento preventivo

A continuación, se presenta la rutina a seguir para la realización del mantenimiento preventivo.

- Funcionamiento y desempeño del equipo: Iniciar el mantenimiento preventivo preguntando al usuario sobre el funcionamiento y desempeño del equipo. Él puede brindar la mejor información del funcionamiento del equipo
- Condiciones físicas: Revisar las condiciones físicas en las que se encuentran cada una de las partes que conforman el equipo, incluyendo transductores y periféricos que se encuentren montados

Nota: Cualquier daño físico o mal funcionamiento que se identifique en el sistema se debe de reportar al usuario.

- Componentes mecánicos: Inspeccionar el correcto funcionamiento de los elementos mecánicos del sistema como pueden ser: llantas, frenos, amortiguadores, sistemas de posición del panel de control y monitor, brazos articulados, etc (Figura 7.5.1).



Figura 7.5.1 Revisión del brazo articulado (izq.) y seguros electromecánicos (der.)

- Inicio del sistema (Booteo): Dar seguimiento al inicio/arranque del sistema desde que se enciende hasta que aparece la imagen del transductor en uso. Cada fábrica tiene

su propia secuencia de inicio, así como el tiempo en promedio que este tarda. Consultar el manual de usuario respectivo para mayor información.

- Respaldo de configuraciones: Se recomienda realizar un respaldo de las configuraciones de red, configuraciones clínicas y licencias (Figura 7.5.2).
- Nota: Se recomienda iniciar un estudio para registrar las siguientes pruebas.

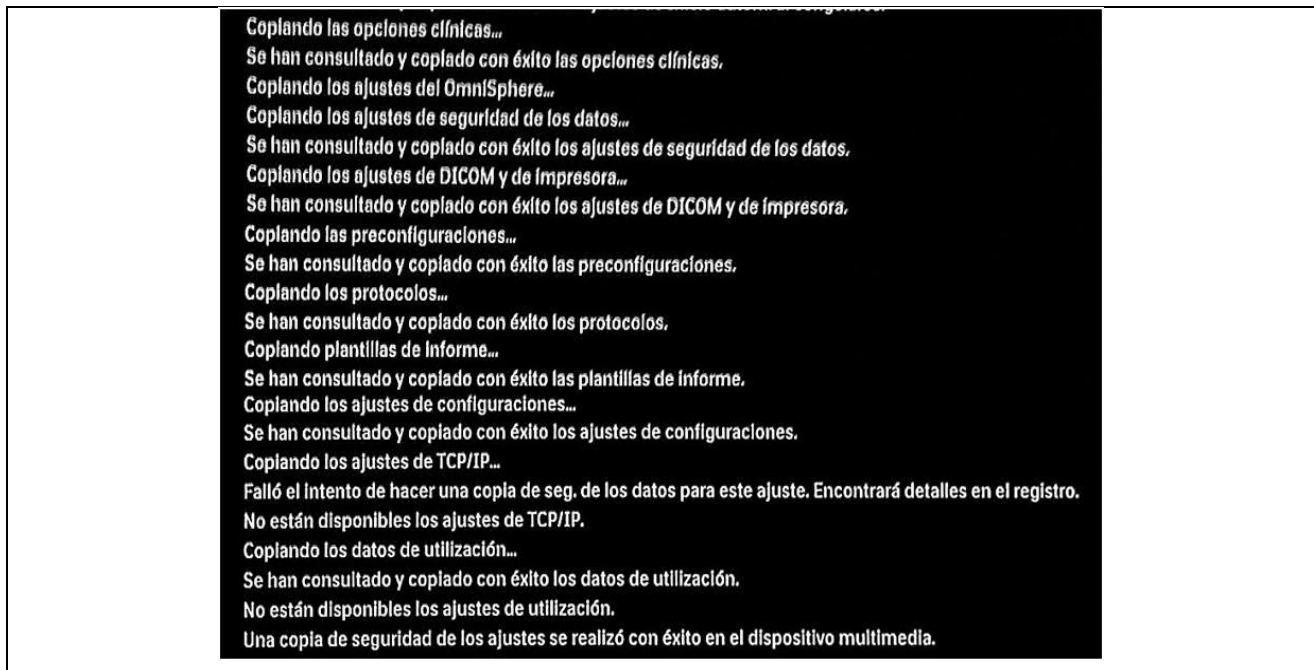


Figura 7.5.2 Respaldo de configuraciones de red, configuraciones clínicas y licencias

- Imagen de cada transductor: Cada transductor (Figura 7.5.3) debe ser probado con los modos de imagen que tenga disponible en sus diferentes aplicaciones (Modo 2D, Modo-M, Doppler Pulsado, Doppler Continuo, etc.).

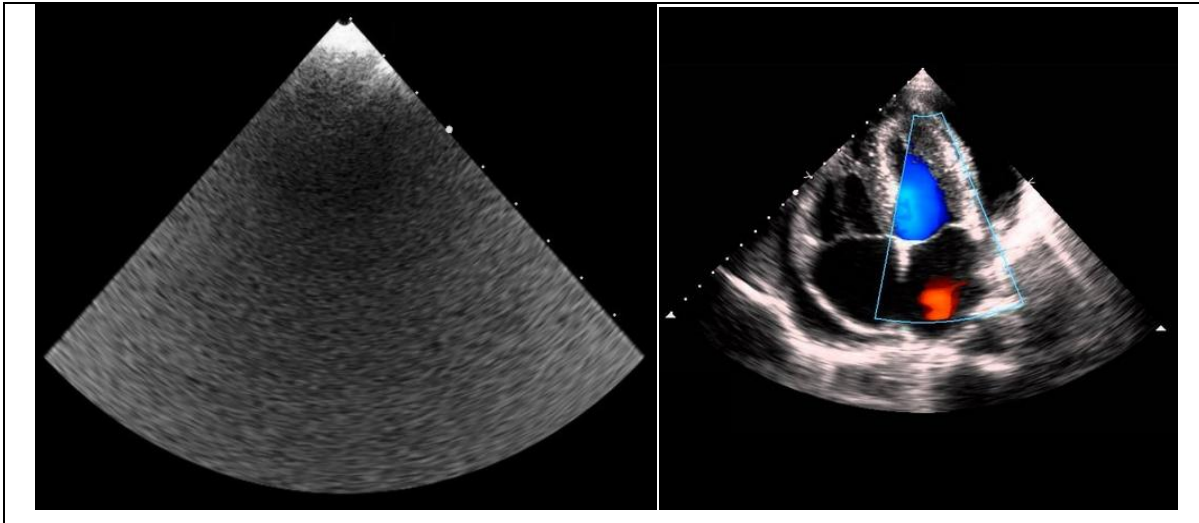


Figura 7.5.3 Imagen del abanico de un transductor sectorial

- **Funcionamiento del panel de control:** Se debe probar el correcto funcionamiento de cada uno de los botones, perillas giratorias, controles deslizantes y pantallas touch que conforman el panel de control (Figura 7.5.4).



Figura 7.5.4 Comprobar el funcionamiento de todos los elementos del panel de control

- **Porcentaje de almacenamiento del disco duro:** Es necesario revisar el porcentaje utilizado del disco duro y realizar las recomendaciones pertinentes al usuario.
- **Periféricos:** Probar el correcto funcionamiento de los periféricos asociados al sistema de ultrasonido.

- Servidores DICOM: Si se tiene un servidor DICOM asociado, enviar el estudio de prueba, comprobando su correcta exportación (Figura 7.5.5).



Figura 7.5.5 Comprobación de conexión con servidor DICOM e impresoras

- Exportación a dispositivos de almacenamiento externos: Guardar el estudio en una USB, CD o DVD para descartar fallas.
- Pruebas del sistema: Llevar a cabo el test del sistema para la verificación de su correcto funcionamiento (Figura 7.5.6).

The screenshot shows an automatic system test interface. At the top, there are 'Run' and 'Stop' buttons. The word 'Passed' is displayed in large green letters. Below this, there is an 'Execution Summary:' section followed by a table of test results. The table has five columns: 'Submodule', 'Module', 'Subsystem', 'Status', and 'Passed Failed'. All tests listed have a 'Status' of 'Finished' and a 'Passed' count of '1'.

Submodule	Module	Subsystem	Status	Passed	Failed
01 ACF Register Test	Acquisition Module	PC Based	Finished	1	
02 Flow SDRAM0 Test	Acquisition Module	PC Based	Finished	1	
03 Flow SDRAM1 Test	Acquisition Module	PC Based	Finished	1	
04 DDR2 DRAM Test	Acquisition Module	PC Based	Finished	1	
05 I2C Device Test	Acquisition Module	PC Based	Finished	1	
06 Sensor Test	Acquisition Module	PC Based	Finished	1	
07 HV Control Test	Acquisition Module	PC Based	Finished	1	
08 TGC Test	Acquisition Module	PC Based	Finished	1	
09 ADC Digital Test	Acquisition Module	PC Based	Finished	1	
10 ADC Receive Test	Acquisition Module	PC Based	Finished	1	
11 CW Circuit Test	Acquisition Module	PC Based	Finished	1	
12 Xdr Select Test	Acquisition Module	PC Based	Finished	1	
13 Datapath Test	Acquisition Module	PC Based	Finished	1	
01 CIM Sensor Test	Power Regulator	PC Based	Finished	1	
01 I2C Device Test	System	PC Based	Finished	1	
02 Sensor Test	System	PC Based	Finished	1	

Figura 7.5.6 Ejemplo de una prueba automática del sistema

Para los siguientes procedimientos se debe de desconectar el equipo y periféricos de la alimentación eléctrica, así como los cables de comunicación de periféricos. Se sugiere registrar o marcar la posición de todos los conectores.

- Desarmar el equipo: Retirar todas las tapas que protejan las tarjetas electrónicas (Figura 7.5.7).
- Limpieza de los componentes internos: Iniciar la limpieza de tarjetas electrónicas, conectores, ventiladores y filtros de aire (Figura 7.5.8).



Figura 7.5.7 Retirar las tapas que protegen las tarjetas

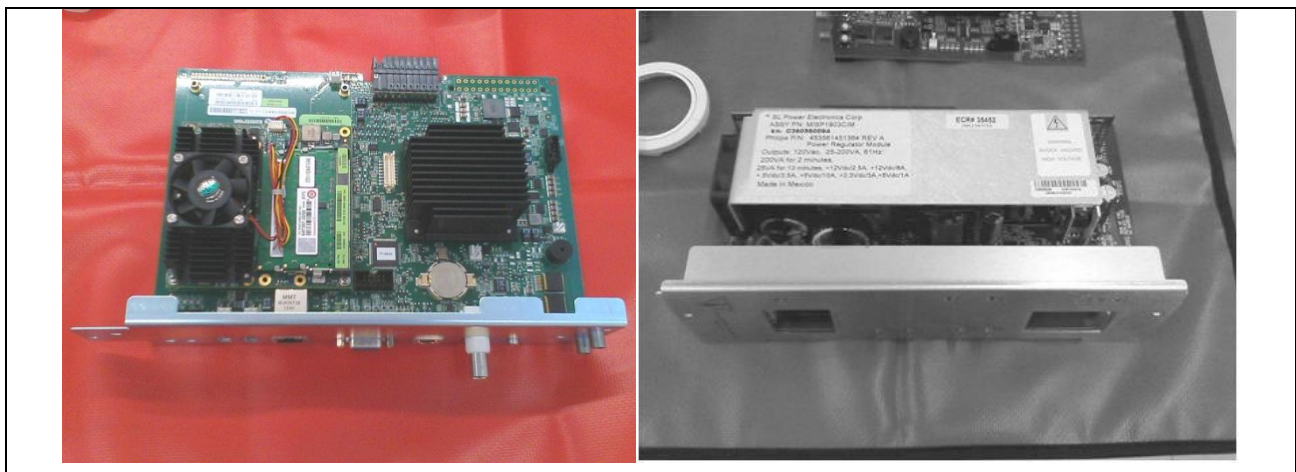


Figura 7.5.8 Limpieza de componentes internos

- Limpieza externa del equipo, transductores y periféricos: Limpiar las superficies externas, perillas, botones, monitor, transductores, periféricos, filtros de aire, trackball, etc., para retirar polvo, residuos de gel y en algunos casos fluidos (Figura 7.5.9).



Figura 7.5.9 Limpieza externa

- Armado del equipo: Realizar el armado del equipo y la conexión de los periféricos.
- Pruebas finales: Realizar la secuencia de inicio de operación y repita las pruebas del sistema.
- Fin del mantenimiento preventivo

7.6 Fallas recurrentes

A través de los años y la experiencia adquirida se sabe que hay fallas muy recurrentes en los equipos de ultrasonido debido al desgaste o antigüedad del mismo. Son fallas causadas por la operación del usuario, o por el mismo equipo.

En esta sección se indicarán algunas de las fallas más frecuentes que se presentan en los equipos de ultrasonido médico y las soluciones a las mismas. Algunas pueden ser corregidas por el mismo usuario pero otras requieren de refacciones y software que sólo pueden ser atendidas por ingenieros especializados en estos equipos. A continuación se muestran algunas de las fallas más comunes y su tratamiento.

El sistema no enciende:

- Sistema sin alimentación eléctrica
- Verificar que el interruptor general este en ON
- Revisar que la toma eléctrica sea correcta
- Verificar la continuidad del cable de alimentación
- Revisar la continuidad del fusible
- Fuente de alimentación dañada
- Reemplazar la fuente de alimentación (Figura 7.6.1)



Figura 7.6.1 Reemplazo de la fuente de alimentación

El sistema no inicia correctamente

- Falla en el software. Se requiere reinstalar el software del sistema (Figura 7.6.2)

Avisos de sobrecalentamiento

- Los filtros de aire están tapados
- No hay flujo de aire en la zona de ubicación del equipo
- Uno o más ventiladores no funcionan (Figura 7.6.3)



Figura 7.6.2 Mensaje de falla del sistema durante el booteo

```
Time: 2016-02-29 14:45:24.596      Error Code: 00020001      Pass: false
Test: Mode= Extended Test  Subsys= DP  Mod= System  Submod= 02 Sensor Test
Desc:
[Fan,Indicated module,Backplane]
PwrReg (CIM) Fan RPM: 30 is less than lower limit: 2750
System Sensor test: FAILED.

Result      Section      LowerLimit  MeasuredValue  UpperLimit  ParameterName
Ok          1             2650.000   7650.000       8500.000   AC-DC Conv (SMPS) Fan RPM
Failed     2             2750.000   30.000         8500.000   PwrReg (CIM) Fan RPM
Ok         3             1650.000   3420.000       5000.000   EBox (System) Fan RPM
Ok         4             3100.000   6930.000       10500.000  AcqMod (SAM) Fan RPM

Time: 2016-02-29 14:22:36.744      Error Code: 00020001      Pass: false
Test: Mode= Extended Test  Subsys= DP  Mod= System  Submod= 02 Sensor Test
Desc:
[Fan,Indicated module,Backplane]
PwrReg (CIM) Fan RPM: 60 is less than lower limit: 2750
System Sensor test: FAILED.
```

Figura 7.6.3 Falla de un ventilador

El monitor LCD no enciende

- Cable de alimentación dañado o mal colocado
- Realizar pruebas de continuidad y tensión
- La tarjeta de video está dañada
- Conectar otro monitor a la salida principal y/o secundaria
- El monitor LCD está dañado
- Reemplazar el monitor (Figura 7.6.4)



Figura 7.6.4 Cambio de monitor

Sistema (software) lento:

- El disco duro está llen
- Eliminar estudios almacenados. Informar de la acción al usuario
- Si la falla persiste después de eliminar los estudios, reinstalar el software

Imagen del transductor con líneas claras perpendiculares a su superficie

- Cristales dañados (Figura 7.6.5)
- Se requiere cambiar el transductor

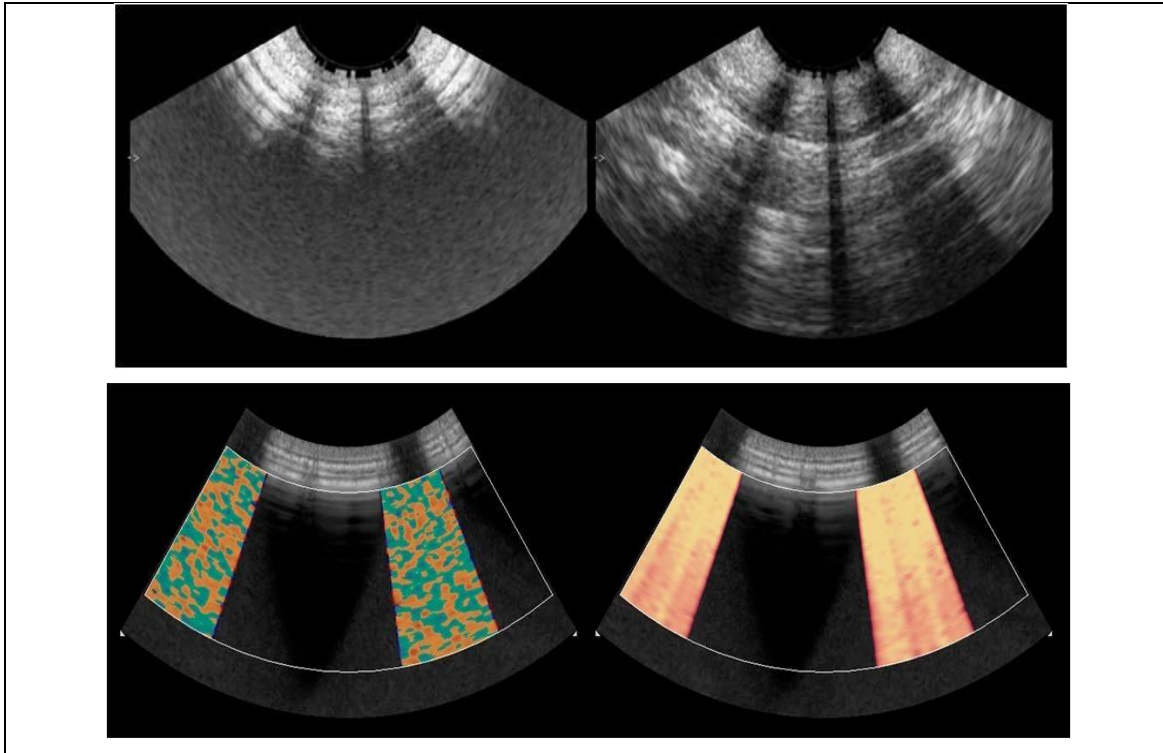


Figura 7.6.5 Imágenes de cristales dañados

Ruido en la imagen

- Ruido por interferencia electro-magnética (Figura 7.6.6)
- Verificar que la instalación eléctrica cuente con línea de tierra física y que su valor sea menor a 1 [V]
- Verificar que el equipo esté conectado a una UPS

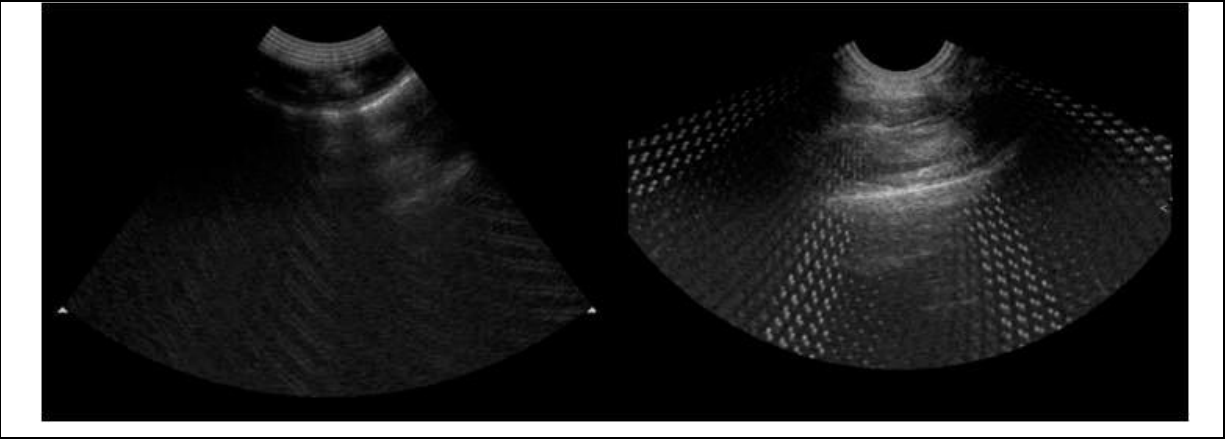


Figura 7.6.6 Imágenes con ruido

La/las impresora/s no imprimen:

- Cables de comunicación dañados
- Revisar su correcta inter-conexión (Figura 7.6.7)
- Realizar pruebas de continuidad de cables
- Error en la configuración de las impresora
- Verificar su correcta configuración
- Error del controlador de la impresora
- Reinstalar los controladores



Figura 7.6.7 Revisión de periféricos y conectores

No exporta los estudios al servidor:

- Falla en la conexión con el switch y/o servidor
- Revisar las inter-conexiones
- Verificar la comunicación mediante pin
- Revisar la configuración de red (Figura 7.6.8)
- Tarjeta de red dañada
- Reemplazar la tarjeta

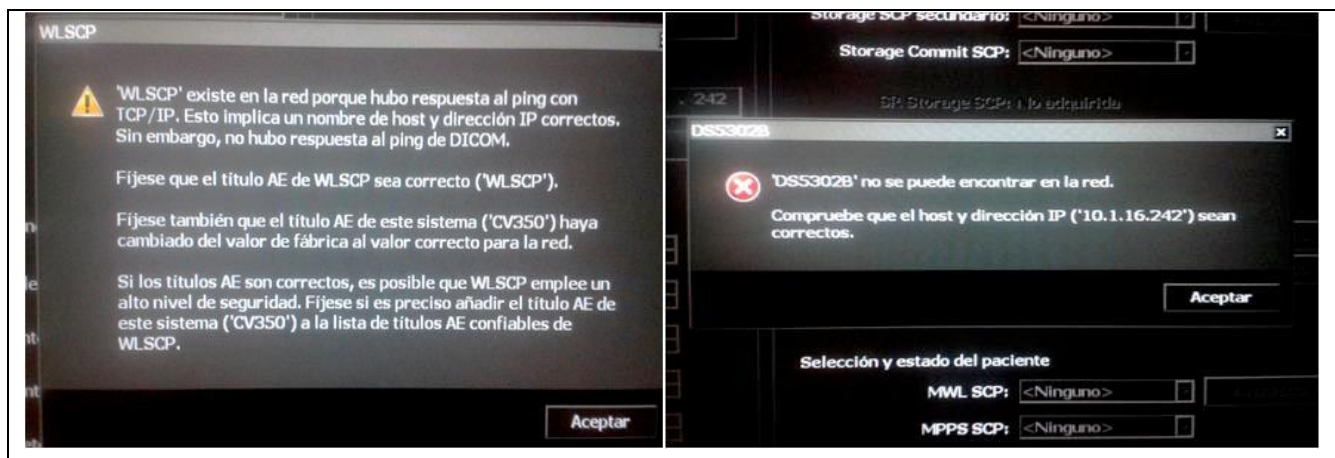


Figura 7.6.8 Falla de configuración (izq.) y falla de conexión de red (der.)

El sistema se congela impidiendo cualquier acción;

- Falla de software
- Desconectar el equipo de la alimentación eléctrica, reiniciarlo y realizar pruebas de sistema
- Si el problema persiste, se debe reinstalar el software (Figura 7.6.9)



Figura 7.6.9 Reinstalación del software del sistema

7.7 Recomendaciones para su cuidado

Los equipos de ultrasonido son muy nobles, y pueden operar las 24 horas del día y los 365 días del año con kilos de gel en los transductores, pero no son las condiciones ideales ni las que permitirán que su equipo dure el tiempo de vida promedio por lo que a continuación, en la Tabla 7.7.1 se proporcionan algunas de las recomendaciones básicas para su uso y operación.

Factor	Recomendaciones
Gel acústico	<ul style="list-style-type: none"><li data-bbox="483 197 1474 289">• Se debe consultar al fabricante o al proveedor sobre el tipo de gel que recomienda usar.<li data-bbox="483 365 1474 567">• Al finalizar cada sesión se recomienda limpiar el exceso de gel, para evitar que penetre por la periferia de los botones o se seque e interfiera con el funcionamiento del panel de control. Es también una medida de higiene<li data-bbox="483 642 1474 735">• Limpiar el exceso de gel de cualquier parte del ultrasonido con un paño suave y húmedo

Transductores	<ul style="list-style-type: none">• Se recomienda por razones de higiene, limpiar el de gel al finalizar cada estudio con un paño suave y húmedo• No se deben de limpiar con ningún tipo de papel ni productos que sean abrasivos ya que dañan la membrana• No se deben de limpiar con ningún tipo de cepillo o escobilla• La limpieza y desinfección debe de realizarse con un producto recomendado por fábrica• Puede utilizarse alcohol isopropílico o productos basados en alcohol, máximo al 70% y de manera restringida. Sólo se debe limpiar el alojamiento del conector y la empuñadura (carcasa) del transductor. No debe de limpiarse los cables ni los sistemas de alivio de tensión con este tipo de productos• Se puede emplear alcohol isopropílico o productos basados en alcohol, máximo al 70% solo en el alojamiento del conector y la empuñadura de los TEEs. No debe de usarse nunca este tipo de productos en el cable, tubo endoscópico, punta distal o gomas de alivio de tensión• En el caso de los TEE consultar el manual, al fabricante o proveedor sobre el procedimiento de limpieza, desinfección o esterilización• Los TEE no deben esterilizarse por medio de autoclave, radiaciones gamma, gas, vapor o calor
---------------	---

<p>Superficies del sistema</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Se pueden limpiar con un paño humedecido con una solución de jabón suave o alcohol isopropílico al 70% • Los desinfectantes de nivel bajo o intermedio recomendados para uso en instrumentos médicos y que tienen como base compuestos de amoniaco cuaternario (QUAT), peróxido de hidrogeno acelerado (AHP) o hipoclorito sódico (NaClO) con concentraciones no superiores al 0.6%.
<p>Área de trabajo</p>	<p>Consultar el manual del equipo para las condiciones ambientales específicas, sin embargo a continuación se hacen algunas recomendaciones genéricas. Los equipos deben de:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Operar a 30° C máximo • Operar con humedad ambiental máxima del 85% • Estar lejos de ventanas para evitar el exceso de polvo • Estar en un sitio con aire acondicionado • Estar lejos de tarjas, lavabos o similares. • UPS recomendadas • Conexiones eléctricas recomendadas

<p>Servicio</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Personal capacitado por lo que recomendamos sea un ingeniero de servicio encargado de realizar mantenimiento preventivo a equipo médico, con al menos un año de experiencia en ultrasonidos • Mantenimiento preventivo por lo menos cada 6 meses. • El equipo debe ser encendido de manera apropiada desde el botón de encendido, darle tiempo en lo que realiza su arranque y pruebas de funcionamiento internas • Revisión y limpieza de filtros de aire por lo menos cada mes
<p>Tabla 7.7.1 Recomendaciones para el uso y operación de los sistemas de ultrasonido médico</p>	

8. Conclusiones

El equipo de ultrasonido en aplicaciones médicas es una de las herramientas básicas más relevante y con mayor uso a nivel mundial, debido a su “relativo” bajo costo y a la diversidad estudios que con él se pueden realizar. Es por ello que se puede encontrar en cualquier hospital o laboratorio médico especializado con al menos uno de estos equipos.

A pesar de lo simple que parece ser este tipo de equipos, el análisis desarrollado en el presente trabajo permite tener una concepción más amplia y profunda de todos elementos que lo integran, las diversas disciplinas sobre las que se sustentan, como es la física, la medicina, la eléctrica y la electrónica, así como, sus aplicaciones y la normativa a la que se sujeta para su segura utilización.

Adicionalmente, se discuten los diversos medios (monitores, impresoras, dispositivos de almacenamiento, etc.), por los cuales se puede obtener resultados y establecer con ello diagnósticos, y en su caso, tratamientos y/o procedimientos a seguir. Aunado a ello, se discute el estándar establecido a nivel mundial (DICOM), para la distribución y compartición de la información producida por este tipo de equipos con lo que se facilita el diagnóstico por parte de especialistas, que se encuentren distantes de los pacientes.

Finalmente, se presenta un conjunto de fallas más comunes, así como, de procedimientos a seguir para su posible restauración. De igual manera, se proporcionan algunas recomendaciones para el uso y manejo de este tipo de equipos con la finalidad de extender su tiempo de vida útil.

En conclusión, la realización del presente trabajo ha permitido visualizar la integración de diversas disciplinas y las diversas normas a seguir para que los equipos de ultrasonido en aplicaciones médicas puedan ser utilizados eficientemente y de manera segura.

Anexos

A1. Funciones

Las funciones de un sistema de ultrasonido integran el panel de control; estas se activan, modifican o desactivan mediante botones o perillas. Pueden ser físicos, perillas giratorias o botones; virtuales, en pantallas o paneles touch (táctiles); o la combinación de ambas, perillas giratorias o botones físicos asociados a etiquetas desplegadas en una pantalla.

Cada compañía tiene su propio diseño y distribución, por lo cual al adquirir un equipo nuevo, siempre se inicia la sesión de aplicaciones por la descripción del equipo, específicamente por la botonología⁷⁴, que no es más que el uso y distribución de los botones (funciones) del panel de control.

A continuación se describen las funciones de un sistema de ultrasonido.

A1.1 Configuración (Setup)

Permite acceder a la configuración de los parámetros generales del sistema.

Algunos de los parámetros que se pueden configurar con esta función son:

- Nombre de la institución: Hospital, clínica o nombre del doctor(a)
- Fecha, hora y localidad
- Idioma
- Mediciones, cálculos y resultados asociados a cada aplicación
- Pre configuraciones

⁷⁴ No es un término reconocido por la Real Academia de la Lengua Española, sin embargo es muy utilizado en el ámbito biomédico.

- Red: Servidores, impresoras DICOM y lista de trabajo
- Periféricos y dispositivos de almacenamiento externo: impresoras térmicas en blanco y negro, impresoras a color, grabadores de discos ópticos (Cd's y DVD's) y unidades USB
- En los casos en que el sistema cuente con una pantalla secundaria tipo touchscreen, permite la configuración de las funciones que estarán disponibles para cada aplicación o modalidad.

En algunos casos también se puede acceder a la información básica del sistema como:

- Versión del Software
- Versión del hardware
- Licencias: Son los paquetes de software médico adquiridos por el usuario.

A1.2 Datos del paciente

A través del ingreso de datos del paciente y datos adicionales, dependiendo del tipo de estudio que se realizará, el equipo de ultrasonido creará una carpeta en la cual se guardarán imágenes, videos, cálculos, mediciones y el reporte de dicho paciente.

A1.3 Selección del transductor

Permite la selección del transductor que se desee utilizar. La selección dependerá de cuantos transductores están conectados al equipo.

Dependiendo de la marca y modelo del equipo, la selección se podrá realizar a través del despliegue de los transductores en una ventana o cambiando uno por uno cada vez que el botón es presionado.

A1.4 Presets (Pre-configuraciones)

Los Presets o pre configuraciones, son perfiles de ajustes que el equipo tiene de fábrica o programados por el usuario para un determinado tipo de estudio.

Las preconfiguraciones son archivos con un determinado nombre asignado, que almacenan ajustes de ganancias, cálculos y mediciones de un tipo de estudio. Por ejemplo, se puede realizar un preset para el estudio obstétrico del primer trimestre y uno diferente para el tercer trimestre.

A1.5 Congelar (Freeze)

Congela la imagen del monitor manteniendo el último fotograma estático. Al desactivar la función inicia nuevamente la adquisición de los fotogramas.

Cuando la imagen está congelada se activan las funciones de mediciones y cálculos.

A1.6 Ratón estacionario (Trackball)

Tiene la misma función y configuración de un ratón (mouse) de computadora. Consta de una bola giratoria y dos botones, colocados a su derecha e izquierda. Tiene diversas funciones, entre las que destacan: un puntero para seleccionar alguna función desplegada en pantalla, la manipulación de los cursores de medición, un cursor para posicionar el inicio de un texto o un cursor para posicionar el icono de marca corporal.

A1.7 Mediciones

Todos los sistemas de ultrasonido cuentan con funciones de medición agrupados en una sección del panel de control. Para habilitarlos se requiere tener congelada la imagen.

A1.7.1 Longitud (Distance / Caliper)

Permite la medición de distancia por medio de dos cursores (inicio de la medición y fin de la medición).

A1.7.2 Área (Area)

Permite el cálculo del área mediante dos procedimientos.

- ❖ Trazo: Consiste en el trazo del área a mano alzada por medio del cursor

- ❖ Elipse: Aparece una elipse, la cual podemos modificar su longitud y anchura hasta hacerla coincidir con el área a medir.

A1.7.3 Volumen (Volume)

Determina un volumen requerido por medio de distancias o la mezcla entre distancias y área.

A1.7.4 Ángulo (Angle)

Determina un ángulo usando dos líneas que se conectan.

A1.8 Ganancia

Existen tres controles para determinar y tipo y característica de la ganancia, pero que operan bajo el mismo principio, amplificar (más brillo) o atenuar (menos brillo) los ecos.

- Ganancia general: La ganancia general, como su nombre lo indica, atenúa o amplifica los ecos de manera uniforme sin distinción de profundidad o posición lateral. Por lo general es un control del tipo giratorio

- Compensación de ganancia en el tiempo (TGC): Los controles de TGC (Time Gain Compensation) son deslizantes. Cada uno de ellos modifica la ganancia de una determinada profundidad

- Compensación de ganancia lateral (LGC): Son controles similares a los TGC (Lateral Gain Compensation), excepto que modifican la ganancia en forma horizontal. Su objetivo es tener el control de la ganancia de lado a lado

A1.9 Profundidad (Depth)

Permite variar la profundidad de la imagen que se presenta en pantalla. A diferencia del Zoom (amplificación), la profundidad toma como referencia la línea cutánea hacia los tejidos más internos.

A1.10 Foco (Focus)

Ajusta la posición de la(s) zona(s) focales para reforzar el haz sobre un área específica obteniendo el aumento de la resolución de dicha área.

Nota: Se puede tener más de un foco.

A1.11 Número de Zonas Focales

Esta función permite aumentar o disminuir el número de zonas focales. Esta modificación influye en la velocidad de cuadros por segundo. Si se aumenta el número de zonas focales la velocidad de cuadros por segundo disminuirá.

A1.12 Aumento / Amplificación (Zoom).

Realiza una o varias amplificaciones de una zona de la imagen en pantalla. La zona puede ser manipulada al criterio del usuario.

A1.13 Línea base (Baseline))

Ajusta la línea base cero (arriba/abajo) del espectro Doppler. La línea base cero representa la velocidad o frecuencia cero en la visualización Doppler, Doppler tisular o color.

A1.14 Escala (Scale)

Disminuye o aumenta la escala del espectro Doppler. Se emplea para optimizar el espectro Doppler de tal manera que puedan realizarse las mediciones sin dificultades.

A1.15 Imagen Dual

Permite tener dos imágenes en la misma pantalla de un mismo modo, usualmente el modo 2D. La manipulación de las imágenes es alternada, esto es, una de ellas permanecerá congelada, mientras la otra, esté activa. Esta función no debe confundirse con la visualización Dúplex⁷⁵.

A1.16 Guía de biopsia (Biopsy guide)

Facilita el posicionamiento de los transductores que tengan conectado un soporte de guía de aguja para biopsias. La guía de biopsia presenta líneas de guía en la imagen que muestran el trayecto previsto de la aguja, para asegurar que el usuario siga el trayecto adecuado.

A1.17 Capturar / Adquirir (Acquire)

Si la imagen está congelada, realiza una captura de la imagen almacenándola en el disco duro; si se utiliza la función mientras se realiza en estudio se almacena una porción de video, por lo general de segundos de duración.

A1.18 Imprimir (Print)

Indica a un, y sólo un periférico externo cuando tienen que imprimir una imagen o iniciar/pausar la grabación de video. Usualmente se tienen más de una tecla para la función de imprimir y son configurables, esto es, se le asigna solo un periférico de impresión o grabación.

⁷⁵ Véase Tema 4.2.11

A1.19 Teclas personalizables

Los equipos de ultrasonido, por lo general, tienen teclas a las que el usuario puede asignarles alguna función.

A1.20 Marca corporal o marcador anatómico

Son una serie de iconos que se superponen sobre la imagen ultrasonográfica para indicar la zona corporal a la cual pertenece la imagen y varían según el estudio que se realice.

Es posible incluir en la marca corporal un icono del transductor representando su posición para la adquisición de esa imagen.

A1.21 Revisión

Despliega en pantalla todos los estudios de pacientes almacenados en el disco duro del sistema, permitiendo seleccionar uno en particular y visualizar las imágenes y videos capturados.

Una vez que se tienen las imágenes y videos de un paciente específico, se pueden borrar, seleccionar para imprimir o enviarlos a un PACS.

A1.22 Fin del examen

Cierra la actual sesión de estudio de paciente, almacenando en el disco duro de forma permanente sus cálculos, imágenes y videos.

A1.23 Servicio (service)

Esta función brinda el acceso al sistema operativo del sistema, a información detallada del software y hardware, a un sistema completo de monitoreo de tarjetas electrónicas, temperatura y voltajes, a funciones para el diagnóstico del sistema, a la activación de licencias, calibración de pantallas táctiles (touch) y un archivo detallado de los errores del sistema. Para acceder al Servicio se requiere de una contraseña.

A1.24 Funciones de procesamiento para imágenes.

A1.24.1 Suavizado o difuminado

El suavizado de una imagen se utiliza para atenuar los bordes de una imagen. En los modos 2D y 3D/4D permite aumentar la nitidez o suavizar una imagen. En los modos de vista previa 3D/4D, afecta a la imagen 2D y en los modos de renderización 3D, al volumen.

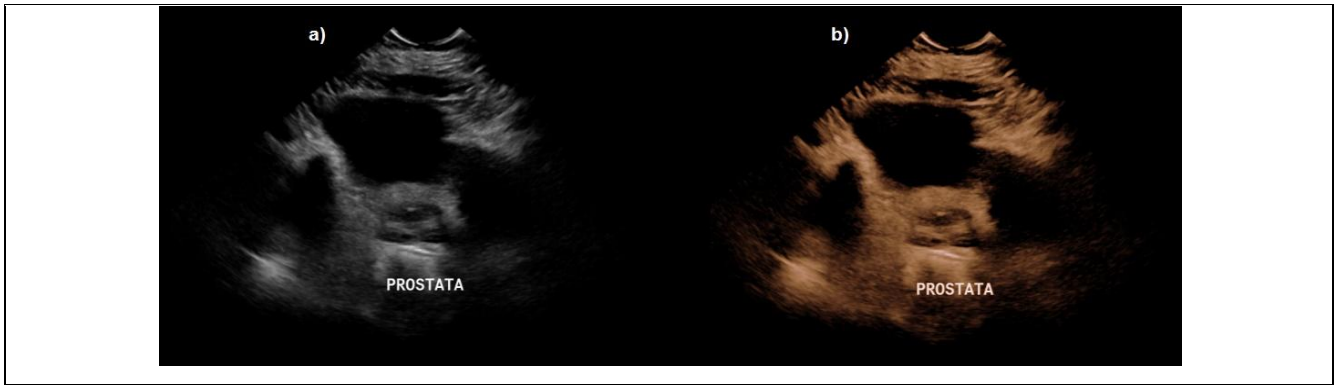
A1.24.2 Persistencia

Esta función genera un promedio de varios fotogramas consecutivos con el fin de obtener un aspecto más suave, con menos ruido. Se utilizan valores de persistencia bajos para órganos o tejidos que se mueven rápidamente y valores altos para órganos o tejidos con movimiento lento.

A1.24.3 Mapa cromático

Se asignan valores de color al mapa en escala de grises, para mejorar los pequeños cambios de densidad (resolución de contraste). El uso de los mapas cromáticos depende del usuario.

En la figura A1.24.3.1 se muestra una imagen de la próstata en escala de grises (a) y la misma imagen aplicando un mapa cromático sepia (b).



A1.24.3.1 Aplicación de un mapa cromático

A1.24.4 Armónicos

Se debe de recordar que en el barrido convencional para la formación de una imagen, se utiliza los ecos con la misma frecuencia que el haz emitido. En la formación de imagen por medio de los armónicos, se utilizan habitualmente los ecos de la primera armónica empleando filtros para descartar los ecos del haz fundamental y los armónicos mayores a la segunda.

El uso de los armónicos presenta las siguientes mejoras:

- Menor atenuación del haz emisor
- Mejoría de la resolución
- Disminución de artefactos

En la figura A1.24.4.1 se observa que la imagen por armónicos (derecha) mejora la resolución pudiendo observar el material del interior de un quiste.

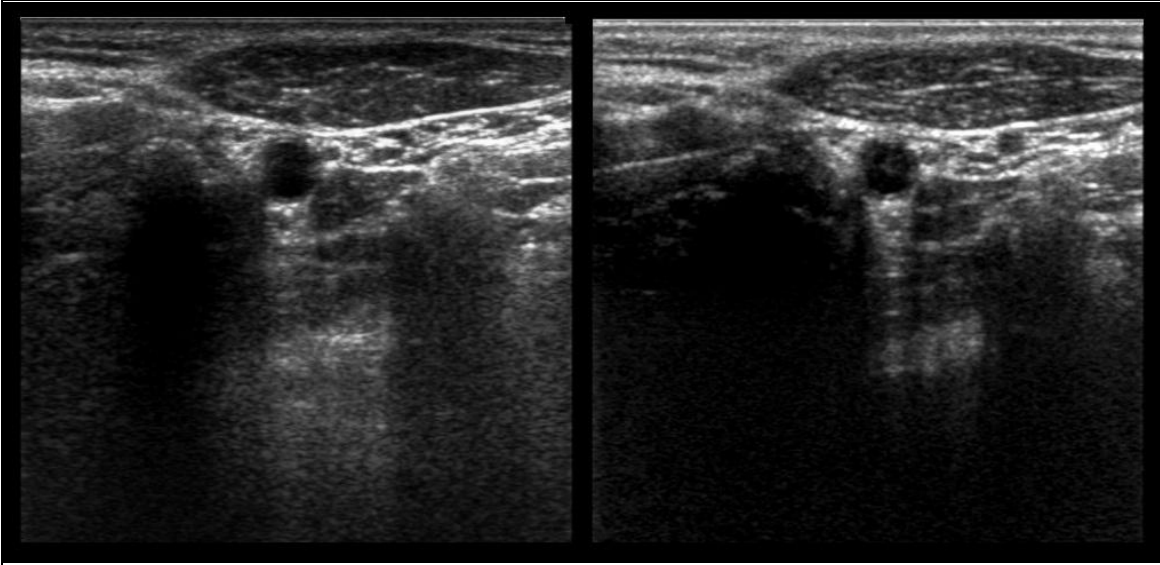


Figura A1.24.4.1 Comparación de una imagen convencional (izquierda) con una obtenida con armónicos (derecha)

A1.24.5 Imagen espacial compuesta.

Para la formación de esta imagen el haz de ultrasonido es orientado electrónicamente en diferentes direcciones, incidiendo con diferentes ángulos sobre el tejido u órgano a estudiar. De este modo diferentes haces con diferentes direcciones escanean el mismo tejido u órgano múltiples veces en vez de un solo haz en la misma dirección.

Las ventajas del uso de este tipo de imagen son:

- Mejora del contraste y definición de los bordes
- Niveles reducidos de ruido
- Disminución de artefactos

En la figura A1.24.5.1 se observa la comparación entre una imagen convencional de una placa aterosclerótica carotídea y la misma obtenida mediante la técnica de imagen espacial compuesta.

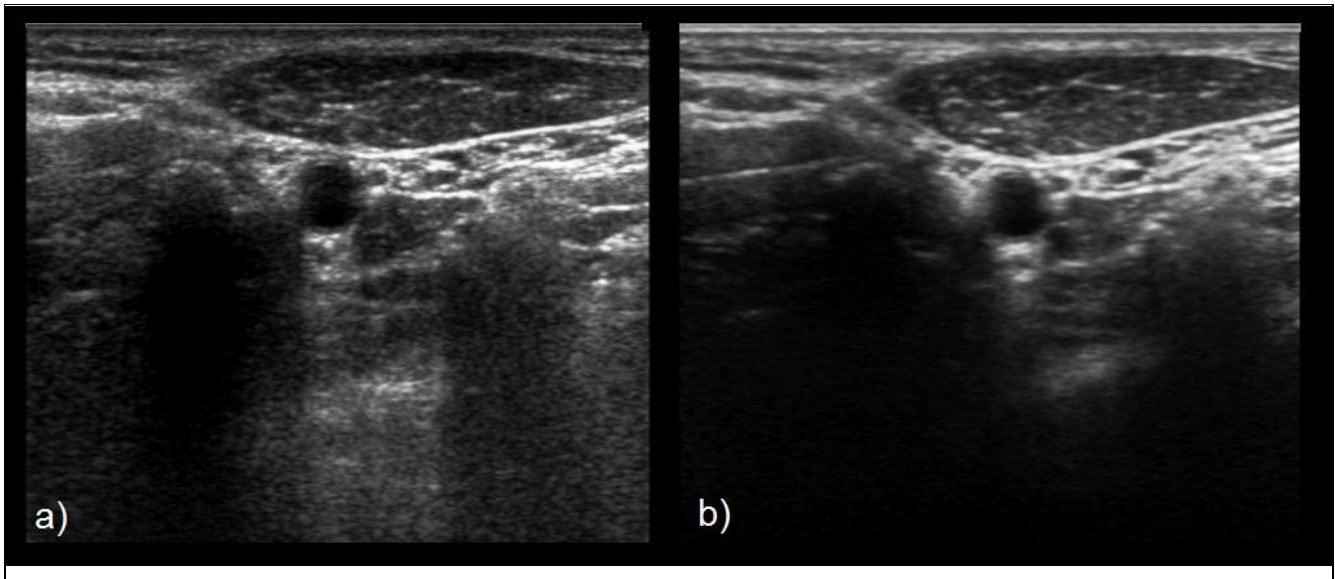


Figura A1.24.5.1 Comparación entre una imagen convencional (a) y una imagen espacial compuesta (b)

El uso de este tipo de procesamiento de imagen es que reduce la cadencia de las imágenes debido al uso del múltiple escaneo.

A2. Conceptos básicos de las imágenes ultrasónicas

Ecogenicidad: Propiedad de los tejidos para general la reflexión de las ondas ultrasónicas. Está relacionado con la densidad y contenido de líquidos de los tejidos. En una imagen, esta propiedad se observa en la intensidad del brillo del tejido en estudio.

Imagen hiperecoica o hiperecogénica: Son producidas por tejidos muy densos, que reflejan todo o casi todo el haz ultrasónico que incide sobre ellos. Producen ecos de alta intensidad que se visualizan en la imagen, como zonas de gran brillantez (blancas). Tejidos densos: Óseo, tejido fibroso, cálculos, calcificaciones tisulares.

Imagen hipoecoica o hipoecogénica: Son producidas por tejidos blandos que reflejan parcialmente el haz ultrasónico que incide sobre ellos. Se visualizan imágenes con menor brillantez, esto es, en una escala de grises.

Imagen anecoica, no ecogénica o sonolúcida: Son producidas por tejidos que contienen líquidos (folículos ováricos, saco vitelino, vejiga urinaria, vesícula biliar, quistes, etc.), cuya particularidad, hace que el haz ultrasónico que incide sobre ellos sea transmitido en su totalidad. Se visualizan imágenes negras.

Imagen isoecoica: Imagen ultrasonográfica normal propia del tejido en estudio.

Planos fisiológicos

Son los planos en los que se divide el cuerpo humano para su estudio.

Los tres ejes del espacio son:

- El eje vertical va de la cabeza a los pies: es un eje cráneo-caudal (cabeza-cola)
- El eje transversal va de lado a lado: es un eje latero-lateral
- El eje anteroposterior va de delante hacia atrás: es un eje ventro-dorsal

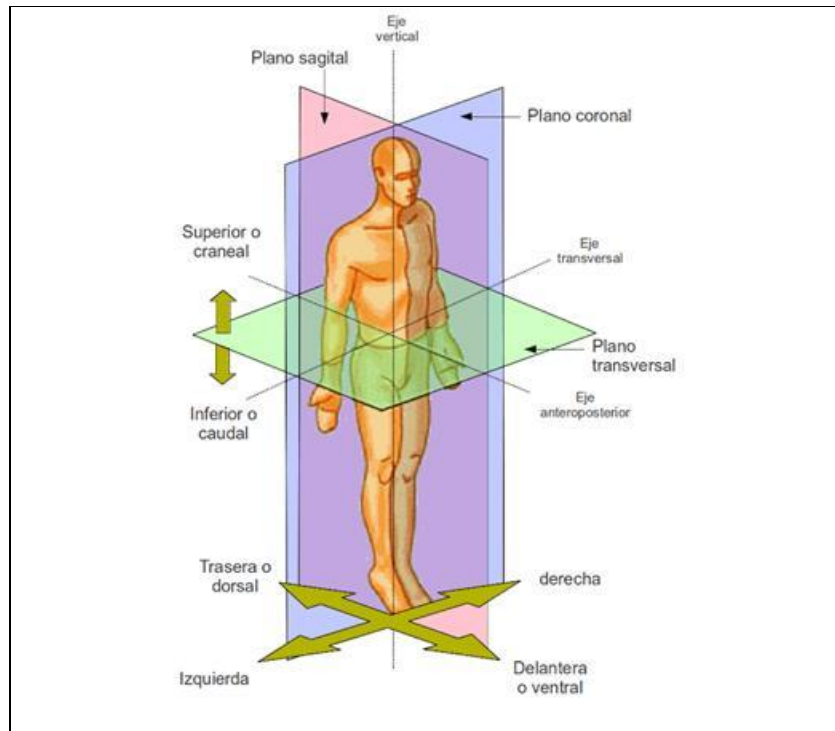


Figura A.2.1 Planos fisiológicos.⁷⁶

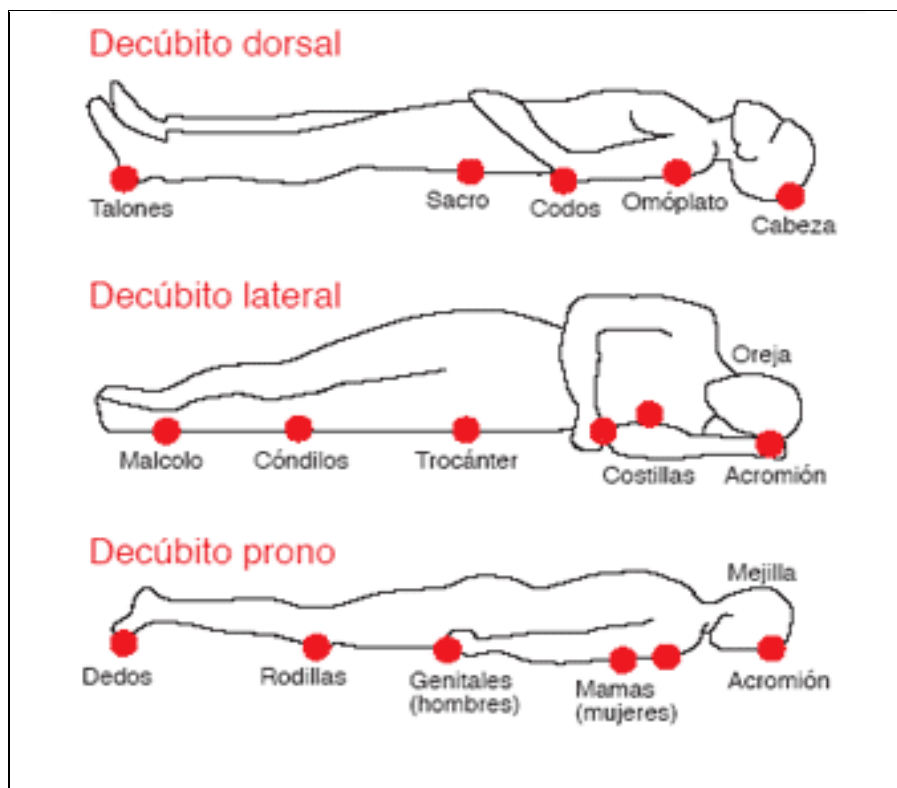
Los tres ejes conforman los planos del espacio; los principales son:

- Planos coroneales: se orientan de manera vertical, de esta forma dividen al cuerpo en anterior y posterior
- Planos sagitales: se orientan verticalmente; sin embargo, son perpendiculares a los planos coroneales, de esta forma dividen el cuerpo en dos zonas: derecha e izquierda. Al plano que discurre centralmente en el cuerpo y a su vez forma de igual manera a las zonas izquierda y derecha se le llama: plano medio sagital
- Planos transversales, horizontales o axiales: se orientan horizontalmente. De esta manera dividen el cuerpo en zona inferior y superior

⁷⁶ Jiseitaichi. (2016)Respiración, energía y movimiento: Planos, ejes, direcciones.[https://taichienmadrid.wordpress.com/2016/01/15/planos-ejes-direcciones-2/\[28R\]](https://taichienmadrid.wordpress.com/2016/01/15/planos-ejes-direcciones-2/[28R])

Posiciones anatómicas

- Decúbito dorsal o decúbito supino: el cuerpo está acostado sobre la espalda, con la cara hacia arriba.
- Decúbito ventral, prono o abdominal: La persona se encuentra tendida sobre el pecho y el abdomen, con la cabeza girada hacia un lado, las extremidades superiores extendidas junto al cuerpo o flexionadas a nivel del codo y los miembros inferiores extendidos.
- Decúbito lateral: La persona se encuentra tendida de lado, con uno u otro costado sobre la superficie, el miembro superior del lado en que se halla recostado por delante del cuerpo, y los miembros inferiores extendidos, un poco flexionados o con el que queda arriba algo flexionado y adelantado. El nombre del decúbito lateral depende del lado del cuerpo que esté en contacto con el plano horizontal: izquierdo o derecho.



A.2.2 Posiciones anatómicas⁷⁷

⁷⁷ Badosa S. (2011) El celador sanitario: Posiciones anatómicas.
<https://celadorsanitario.wordpress.com/2011/12/02/11-posiciones-anatomicas/> [8R]

Bibliografía

[1] Abuhamad Alfred. Ultrasonido en obstetricia y ginecología: un abordaje práctico. Capitulo 4: Ultrasonido durante el primer trimestre, Capitulo 5: Ultrasonido en el segundo trimestre, Capitulo 6: Ultrasonido en el tercer trimestre de embarazo.

[2] Bordilsí Rovira, Francisco y Chavarría Díaz, Miguel Almacenamiento y transmisión de imágenes. PACS.

[3] ATX12V. Power Supply Design Guide. Version 1.3

[4] Ballesteros Herranz Fernando. Desarrollo de aplicaciones DICOM para la gestión de imágenes biomédicas, Octubre 2003.

[5] Burgos Adiego. Dra. Bases de la ecografía 3D, Navegación multiplanar. II Curso: Bases científicas aplicadas en ecografía 2D-3D Fuenlabrada 23-24 abril 2009. Hospital Universitario Fundación Alcorcón.

[6] Cayré, Raúl O. - Civetta, Julio D. – Gálvez, José L. – Valdés-Cruz, Lilliam M. Anatomía ecocardiográfica: estructuras anatómicas y vistas ecocardiográficas transtorácicas paraesternales y apicales. Parte I Comunicaciones Científicas y Tecnológicas 2006. Universidad Nacional del Nordeste

[7] Chang, Like, Multimedia Technologist y Goodart, Joe, Display Engineer. Digital Visual Interface.. Technology Brief. May 2000. DELL

[8] Cheeke, J. David N. Fundamental and applications of ultrasonic waves. United States of America,

[9] CRC Press LLC, 2009. 489 p.

[10] Del Cura J., Pedraza S., Gayete A. Radiología esencial. SERAM: Sociedad Española de Radiología Médica. Editorial Panamericana.

[11] DDWG. Digital Visual Interface DVI. Revisión 2.0. DDWG. 2d abril 1999

[12] Espuela Orgaz Ricardo, Arnaiz Esteban Félix, Guinda Sevillano Carlos, Martínez Pérez Esteban, Pérea Arbej José Antonio, Nogueras Gimeno Miguel Ángel. Utilidad de los ultrasonidos en urología. Clínicas urológicas de la complutense. Editorial Complutense de Madrid. 1995.

[13] Estévez Lago J. C. Aportación de la ecocardiografía en la hipertensión arterial sistémica y su aplicación en Atención Primaria

[14] Ferain Isabelle, Colinge A Cynthia. & Colinge Jean-Pierre. Multigate transistors as the future of classical metal–oxide–semiconductor field-effect transistors., pags. 310–316, Nature 479.17 November 2011

[15] Fleischer Arthur, Kepple Donna. Ecografía en obstetricia y ginecología. Tomo1. Capitulo 3: Descripción de la anatomía pélvica normal por ecografía transvaginal. Editorial Marbán. Sexta edición.

[16] Fleischer, Arthur., Manning F., Jeanty P., Romero R. 6ta. Edición. (2009). Ecografía en obstetricia y ginecología

[17] Fleischer, Arthur C., Toy Eugene C., Lee Wesley, Manning Frank A., Romero Roberto. Instrumental ecográfico y cuestiones operativas. Ecografía en obstetricia y ginecología. Tomo1. Editorial Amolca

[18] Gavidia Giovana, Soudah, Eduardo, Martín-Landrove, Miguel, Cerrolaza, Miguel. Generación de modelos discretos de tejidos del ser humano a través del pre-procesamiento y segmentación de imágenes médicas.

[19] González Salamea, Carlos G. La Informática Médica y los Sistemas de Información, Santiago, Mayo 2003

[20] Health Library. University of Utah, Health Care. Ecocardiograma transesofágico

[21] Hofer, Matthias. Nuevas técnicas. Curso básico de ecografía: Manual de iniciación. Editorial Panamericana. Cuarta edición.

- [22] Hoskins, Peter y Thrush, Abigail. Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment. Cambridge University Press, 2003
- [23] Kane, Gerry. CRT Controller Handbook. Osborne/McGraw-Hill. 1978
- [24] Krebs, Carol A., Giyanani Vishan L., Eisenberg Ronald. Tema 1: Principios y bases físicas de los ultrasonidos. Doppler Color. Editorial Marbán.
- [25] Koninklijke Philips Electronics. (2012). Sistema de ultrasonido iE33: Manual del usuario
- [26] Lanfranchi, Dra. M. E. Ecografía de tiroides, Editorial Marbán.
- [27] Lowe, Doug. Redes para dummies. 6ta. Edición, Ed. Wiley
- [28] Maxim Integrated. Ultrasound VGA Integrated with CW Octal Mixer. Maxim
- [29] Middleton, William D., Kurtz Alfred B., Hertzberg Barbara. Física practica. Sección 1: Ecografía general y vascular. Ecografía. Editorial Marbán.
- [30] Mondragón H. (2012). Obstetricia básica ilustrada
- [31] On Semiconductor, Switch-Mode Power Supply. Reference Manual. SMPSRM/D. Rev. 4, Apr-2014
- [32] Ortiz Posadas, Martha Refugio y Gaitán González, Jatziri. La Ingeniería Biomédica y el Sector Salud. Ciencias Básicas e Ingeniería. UAM
- [33] Peter Hoskins, Kevin Martin, Abigail Thrush. Diagnostic Ultrasound Physics and Equipment. United States of America, Cambridge University Press. 2010. 253p.
- [34] Philips. Epiq 7. Help files. User information.
- [35] Providian Medical Equipment. Samsung DP2B
- [36] Serway Raymond A. y Jewett John W. Jr. Physics For Scientists and Engineers with modern Physics, International Edition, 9 edición, 2013. 1616 p.

[37] Scampini, John, Director. Continuous-Wave Doppler (CWD) Design Challenges in Compact Ultrasound-Imaging Equipment. Equipment Management Maxim Integrated Products, Inc

[38] Sonosite, Inc. (2010). Transductor TEEEx: Manual para el usuario

[39] SONY. Manual de usuario impresora SONY UP25-MD

[40] Soto Pérez, Dr. Salazar Lara Dra. Espinoza Peralta Dra. y Cásares Cruz Dra.. Ecografía muscular. Técnica de exploración, indicaciones y protocolo de estudio. Anales de radiología México 2008.

[41] Unidad de cuidados intensivos pediátricos-HNERM .Guías de práctica clínica. Guía Doppler transcraneal.

[42] Velasco Ruiz María, Parra Gordo María Luz, Pena Fernández Isabel, Bandrés Carballo Beatriz, González Sendra Francisco Javier, Caba Cuevas Mónica, Peláez Suárez Dámaso. Evaluación ecográfica de la patología testicular más frecuente. Euroeco: Revista digital de ecografía clínica. Septiembre 2010, Volumen 1, Número 3.

[43] Zhang, Henry J. Basic Concepts of Linear Regulator and Switching Mode Power Supplies. Application Note 140. October 2013.

Referencias

[1R] Almería C., Rodrigo J., Mataix L., Herrera D., Zamorano J. (2001). Sociedad Castellana de cardiología. Doppler tisular.
<http://castellanacardio.es/documentos/monocardio/ecocardiografia.pdf>

[2R] Analog Devices. Ultralow Noise VGAs with Preamplifier and Programmable RIN Analog Devices.

http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8331_8332_8334.pdf

[3R] Anónimo. Anatomía ultrasonográfica de la tiroides y alteraciones congénitas.
media.axon.es/pdf/74740_2.pdf.

[4R] Anónimo. Centro de imágenes de mamarias. Ultrasonido de mama. 2011.
www.centrodeimagenesmamarias.com/

[5R] Anónimo. Ecografía vascular (arterial y venosa). AR Ecografía.
www.ar-ecografia.com/eco_vascular.php

[6R] Anónimo. Radiological Society of North America. Ultrasonido vascular. radiologyinfo.com

[7R] Anónimo. Ultrasonido pélvico. Stanford Children's Health.
www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=ultrasonidoplvico-92-P09298

[8R] Badosa S. (2011) El celador sanitario: Posiciones anatómicas.
<https://celadorsanitario.wordpress.com/2011/12/02/11-posiciones-anatomicas/>

[9R] Bordils i Rovira, Francisco y Chavarria Díaz, Miguel. Almacenamiento y transmisión de imágenes. PACS, Monográfico: Radiología Digital.
www.conganat.org/seis/is/ls45/IS45_54.pdf

[10R] Blog enfermería. <http://enfermeriablog.com/posiciones-del-paciente/>

[11R] Bueno Antonio, Redes automáticas,

http://www.edu.xunta.es/centros/iesfelixmuriel/system/files/T2_Componentes_Ordenador%20_2.pdf.

[12R] Camacho, Luis Felipe, García, Andrea, Rosero y Romero Gutiérrez, Jaime Evolución de los microprocesadores.. 15/02/2011.

http://www.slideshare.net/LUCAZ_93/evolucion-de-los-microprocesadores-6938436

[13R] Cardozo Fagúndez, Joel Alexander. Evaluación y Diagnóstico de la red de Distribución Eléctrica de la Gerencia Canal de Maracaibo. <http://www.monografias.com/trabajos43/red-electrica-maracaibo/red-electrica-maracaibo3.shtml>

[14R] Cayré R., Civetta J., Civetta M., Gálvez J., - Valdés-Cruz L. (2001) Anatomía ecocardiográfica: estructuras anatómicas y vistas ecocardiográficas transtorácicas paraesternales y apicales. Parte I <http://www.unne.edu.ar/unnevieja/Web/cyt/cyt2006/03-Medicas/2006-M-076.pdf>

[15R] Conjunto de normas <http://www.internationaltrading.com.mx/normas.htm>

[16R] Corriente de Fuga. <http://documents.mx/documents/corriente-de-fuga-de-paciente.html>

[17R] De la Cruz Ávalos Julio Adrián. Ecocardiograma modo M, Doppler, Doppler color, tridimensional. es.slideshare.net/montielagobart/ecocardiograma-modo-m-doppler-doppler-color-tridimensional.

[18R] Epiq 7 Philips. Help files. User information.

[19R] Flores Martín. Ecografía normal. es.slideshare.net/anarquia999/tutorial-eco

[20R] Guillen C., Sifuentes A. (2012). Reumails. Imágenes: Otras etiologías del síndrome del túnel carpiano. http://reumails.blogspot.mx/2012_10_01_archive.html

[21R] HDMI. http://www.hdmi.org/manufacturer/hdmi_2_0/

[22R]<http://imagenologia.robustiana.com/10-cinco-visores-dicom-gratuitos>

[23R] <http://documents.mx/documents/seguridad-en-quiroyfanos.html#>

[24R] <http://www.cofepris.gob.mx/cofepris/Paginas/QueEsCofepris.aspx>

[25R] <http://www.ob-ultrasound.net/brown.html>

[26R] <http://www.ob-ultrasound.net/fleming.html>

[27R] http://www.slideshare.net/LUCAZ_93/evolucion-de-los-microprocesadores-6938436

[28R] Jiseitaichi. (2016) Respiración, energía y movimiento: Planos, ejes, direcciones. <https://taichienmadrid.wordpress.com/2016/01/15/planos-ejes-direcciones-2/>

[29R] Medical ultrasonic sensors to keep a close eye on the human body. Where are ultrasonic sensors used? (Medicine)

<http://www.ndk.com/en/sensor/ultrasonic/medical.html#020>

[30R] Mejora de la confiabilidad en el edificio Valdés Vallejo de la UNAM. Capítulo 2 Calidad de la Energía. <http://docplayer.es/14563552-Capitulo-2-calidad-de-la-energia.html>

[31R] Molina Mazón Carlos Santos. Ecocardiografía transtorácica: Planos ecocardiograficos.

www.enfermeriaencardiologia.com/grupos/imagen/investigacion/planos_ecocardiograficos.pdf

[32R] Ortega T., Dulia y Seguel B., Solange. Historia del ultrasonido: El caso chileno. Revista Chilena de Radiología. Vol. 10 N 2, año 2004; 89-92. www.scielo.cl/scielo.php?pid=S0717-93082004000200008&script=sci_arttext

[33R] Palafox Vázquez Hilda. Dra. Centro de especialidades médicas Dr. Pedro Velderrain. Ultrasonido neonatal. www.velderrain.net/doctor/smri/NEONATAL.pdf

[34R] Poguet J., Marguet J., Pichonnat F., Chupin L. (2002). Phased Array technology: concepts, probes and applications. <http://www.ndt.net/article/v07n05/poguet/poguet.htm>

[35R] Polanco A. (2011). Cortes ecocardiográficos.

<http://es.slideshare.net/armandopolanco/cortes-ecocardiograficos>

[36R] Puesta a tierra <http://www.electropelaez.altervista.org/2-site/3-puesta-a-tierra>

[37R] Seguridad Eléctrica. Tema 2. Instrumentación Biomédica. Ingeniería Electrónica. Departamento de Electrónica. Universidad de Alcalá. <http://www.depeca.uah.es/depeca/repositorio/ asignaturas/5/Tema2.pdf>

[38R] Sinha, Anirban. Dual Core Processors – A brief overview. April 2006. <http://anirban.org/cs521/ass9.pdf>.

[39R] So what is power quality? Asia Power Quality Initiative. <http://www.apqi.org/about-us/power.php>

[40R] Stanford Children´s Health. (s.f.). Ultrasonido pélvico. <http://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=ultrasonidoplvico-92-P09298>

[41R] System Address Map Initialization in x86/x64 Architecture Part 1: PCI-Based Systems. INFOSEC Institute. Sep 16/2013. <http://resources.infosecinstitute.com/system-address-map-initialization-in-x86x64-architecture-part-1-pci-based-systems/>

[42R] Tema 10. Amplificadores de aislamiento. FIME. UANL. <http://gama.fime.uanl.mx/~mplatas/temas/tema10.pdf>

[43R] Trágora Formación. (2016). El traductor en el quirófano: Las posiciones del enfermo. <http://www.tragoraformacion.com/el-traductor-en-el-quirofano/>

[44R] Vilalobos Sarmiento, Jaime. Fundamentos de protección contra sobrecorrientes. <http://www.empresario.com.co/fusiblesjavisar/soporteproteccion.htm>

[45R] Villamizar Pinzón, Javier. Manual de procedimientos en seguridad eléctrica para el laboratorio de instrumentación biomédica. Código: 19453923. Universidad Tecnológica de Pereira. Facultad de Ciencias Basicas. Maestría en instrumentación física. Área instrumentación biomédica. 2010. <http://docplayer.es/4608459-Manual-de-procedimientos-en->

seguridad-electrica-para-el-laboratorio-de-instrumentacion-biomedica-ing-javier-villamizar-pinzon-codigo-19453923.html

[46R] What is the difference between a 32-bit and 64-bit CPU?
<http://www.computerhope.com/issues/ch001498.htm>

[47R] Wesley B. Johnson. Design and Testing of a Laboratory Ultrasonic Data Acquisition System for Tomography. https://theses.lib.vt.edu/theses/available/etd-01142005-133202/unrestricted/wjohnson_thesis.pdf

[48R] Woo, Joseph. A short History of the development of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology. www.ob-ultrasound.net/history1.html

[49R] Woo Joseph. The Hyperphonogram was thought to depict the ventricles. Imagen (2006). <http://www.ob-ultrasound.net/dussikbio.html>

[50R] Woo Joseph. The Pickers. (2006). <http://www.ob-ultrasound.net/articulated-arm.html>