

**IDENTIFICACIÓN DE MÉTODO EVALUADOR DE CALIDAD DE IMAGEN EN
EQUIPOS DE ULTRASONIDO A PARTIR DE HISTOGRAMAS**

LUZ HELENA CAMACHO CUESTA

**UNIVERSIDAD ECCI
FACULTAD DE INGENIERÍA
COORDINACIÓN DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
BOGOTÁ, D.C.
2018**

**IDENTIFICACIÓN DE MÉTODO EVALUADOR DE CALIDAD DE IMAGEN EN
EQUIPOS DE ULTRASONIDO A PARTIR DE HISTOGRAMAS**

LUZ HELENA CAMACHO CUESTA

**Monografía para optar al título de:
Tecnología en Electromedicina**

**Asesor
INGRID MERCEDES CRUZ BERNAL
INGENIERA FÍSICA MSc.**

**UNIVERSIDAD ECCI
FACULTAD DE INGENIERÍA
COORDINACIÓN DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
BOGOTÁ, D.C.
2018**

Nota de aceptación:

Firma del Jurado

Firma del Jurado

Firma del Jurado

Bogotá, 31 de enero de 2018

AGRADECIMIENTOS

A Dios por brindarme las oportunidades de vida que me han permitido esforzarme y cumplir algunos de mis sueños.

A mis padres, hermanos y esposo por el apoyo incondicional en los proyectos que he emprendido.

A mis compañeras del alma que a diario me motivan a continuar con acciones que ayuden en mi crecimiento personal.

A mí asesora de monografía quien con sus conocimientos y enseñanzas me ha guiado en el proceso de elaboración de este trabajo.

Y finalmente a mi jefe quien con su paciencia y comprensión me otorgó los permisos necesarios para finalizar esta monografía.

TABLA DE CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS.....	4
RESUMEN.....	8
INTRODUCCIÓN.....	9
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	10
1.1 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.....	10
1.2 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA.....	10
2. ANTECEDENTES.....	11
2.1 EVOLUCIÓN EN EL DESARROLLO DE HERRAMIENTAS EN ULTRASONIDO.....	11
2.2 APLICACIONES DEL ULTRASONIDO EN LA MEDICINA MODERNA....	13
2.2.1 Dolor pélvico femenino.....	14
2.2.2 Dolor abdominal.....	14
2.2.3 Evaluación musculoesquelética.....	15
2.2.4 Neonatos y paciente pediátrico.....	15
3. OBJETIVOS.....	16
3.1.1 Objetivo general.....	16
3.1.2 Objetivos específicos.....	16
4. MARCO TEÓRICO.....	17
4.1 ¿QUÉ ES EL ULTRASONIDO MÉDICO?.....	17
4.2 EL SONIDO Y PRINCIPIOS FÍSICOS DEL ULTRASONIDO.....	18
4.2.1 Frecuencia.....	18
4.2.2 Periodo (T).....	19
4.2.3 Longitud de onda (λ).....	19
4.2.4 Amplitud.....	19
4.2.5 Fase.....	20
4.2.6 Potencia.....	21
4.2.7 Intensidad.....	21
4.2.8 Refracción.....	21

4.2.9	Reflexión	21
4.2.10	Absorción	21
4.2.11	Atenuación	21
4.2.12	Resolución	22
4.2.13	Velocidad de propagación	22
4.3	ALGUNOS COMPONENTES DE FUNCIONALIDAD EN EQUIPO DE ULTRASONIDO.....	22
4.3.1	Transductores y cristales piezoeléctricos.....	22
4.3.2	Circuito Emisor y Circuito receptor	25
4.4	MODOS DE REPRESENTACION DE LA IMAGEN.....	26
4.4.1	Ecografía en Modo A (Modulación de amplitud)	26
4.4.2	Ecografía en modo B (Modo Brillantez, Tiempo real).....	26
4.4.3	Ecografía en modo M (Modo tiempo movimiento).....	27
4.5	OBTENCION DE LA IMAGEN	27
4.5.1	Aspectos para tener en cuenta en la resolución de la imagen	29
4.6	SOFTWARE DE UTLIDAD	30
4.6.1	Softwares para procesamiento de imágenes	30
4.7	CALIBRADORES DE IMAGEN PARA ULTRASONIDO	31
5.	METODOLOGÍA.....	33
5.1	DESCRIPCIÓN DE LA METODOLOGÍA A IMPLEMENTAR.....	33
5.2	CONCEPTOS DE RELEVANCIA PARA EL DESARROLLO DE LA METODOLOGÍA.....	34
5.3	DESARROLLO DE LA METODOLOGÍA	37
	CONCLUSIONES	40
	REFERENCIAS	41

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Primera consola de escáner Wright-Meyerdirk. Primeras imágenes obtenidas	13
Figura 2 Quiste hemorrágico en ecografía endovaginal.	14
Figura 3 Ecografía abdominal con detección de microlitiasis	14
Figura 4 Ecografía de tumor en partes blandas de la muñeca	15
Figura 5 Ecografía de hidronefrosis fetal	15
Figura 6 Espectro sonoro.....	17
Figura 7 Ultrasonido Médico	18
Figura 8 Diferencia en longitud de onda de Ultrasonido de 3 Mhz y uno de 6 Mhz	19
Figura 9 Gráfica representativa amplitud de sonido.....	20
Figura 10 Gráfica representativa amplitud de sonido.....	20
Figura 11 Componentes del transductor	23
Figura 12 Imagen obtenida de un transductor lineal	23
Figura 13 Imagen obtenida de un transductor sectorial	24
Figura 14 Imagen obtenida de un transductor convexo	24
Figura 15 Diagrama de bloques equipo de ecografía	25
Figura 16 Ecografía en modo A	26
Figura 17 Ecografía en modo B	26
Figura 18 Modo M.....	27
Figura 19 Distribución de pixeles y su almacenamiento en memoria	28
Figura 20 Representación de construcción de imagen 2D	29
Figura 21 Barra de herramientas ImageJ	30
Figura 22 Entorno del programa Matlab	31
Figura 23 Phantom Ultrasonido Gammex 403 LE.....	32
Figura 24 Patrón de composición Phantom marca Cirs.....	32
Figura 25 Ganancia general en imagen de equipo de ecografía	34
Figura 26 Imagen de ganancia por profundidad	34
Figura 27 Profundidad en imagen de equipo de ecografía	35
Figura 28 Frecuencia en imagen con sonda lineal y sonda convex.....	35
Figura 29 Imagen de zona focal.....	36
Figura 30 Imagen en Rango Dinámico	36
Figura 31 Lectura de imagen1 en programa ImageJ	37
Figura 32 Histograma de Imagen1 en programa ImageJ.....	38
Figura 33 Lectura de imagen1 en el programa Matlab	39

RESUMEN

La calidad de imagen en un equipo de ecografía es fundamental, pues gracias a esta y a la experticia del operador los diagnósticos pueden ser más exactos y concretos. En el mercado existen como tal, herramientas que permiten verificar el estado de los cristales de los transductores como los Phantom, pero al no existir en el medio algún protocolo de comparación de las imágenes es difícil establecer si las imágenes generadas por el equipo han perdido calidad con el transcurrir del tiempo y algunos operadores suelen indicar que la imagen no se percibe de la misma forma como en un equipo nuevo. En la investigación del presente trabajo se desea identificar algún método que apoyado de las herramientas de calibración puedan conllevar a un probable comparativo a partir de histogramas y con valores matemáticos que permitan aportar resultados más exactos.

Palabras claves: Phantom, Histogramas, Ganancias, Foco, Frecuencia

ABSTRACT

In Ultrasound, the quality image is very important, because this image and the operator's experience that to allow the diagnoses can be precise and concrete. Actually exist in the field there are as such tools to verify the status of transducer crystals such as Phantoms, but not exist a protocol of comparatives different images, it is a big difficult to establish if the images generated by the equipment have lost quality over time and some operators who usually indicated that the image is different and not perceived the same quality compared with a new equipment. In the investigation of this work we want to identify some methods that supported by the calibration tools can lead to a comparative probable from histograms and with mathematical values that allow to provide more accurate results.

Keywords: Phantom, Histogram, Gain, Focus, Frequency

INTRODUCCIÓN

La Ecografía basa su método diagnóstico en imágenes monocromáticas que se obtienen al procesar ecos que se reflejan debido a la acción de pulsos de ondas de ultrasonido a través de las estructuras corporales.

En el departamento de Imágenes Diagnósticas y en especial en la Unidad de Ecografía uno de los inconvenientes al momento de determinar la renovación de un equipo de Ultrasonido es el alto costo que representa, teniendo en cuenta que en el mercado un equipo básico oscila en promedio entre cien a ciento cincuenta millones de pesos colombianos, esto sin contar con el costo de instalación y mantenimiento.

En algunas instituciones con suficientes recursos económicos es común encontrar que manejan un contrato anual de mantenimiento con alguna empresa suministradora de dichos equipos. El contrato de mantenimiento puede representar en costos anuales entre diez y doce millones de pesos colombianos y sólo incluye mantenimiento preventivo y correctivo sin repuestos. En instituciones con bajos recursos este tipo de contrato no es muy viable y muchas veces cuando el equipo presenta alguna falla es probable que se requiera la contratación de los servicios con la empresa suministradora o la contratación de algún ingeniero especializado para su solución.

Son los operadores del equipo quienes solicitan en gran medida la renovación de tecnología, puesto que son ellos quienes a diario hacen uso de la herramienta para diagnósticos médicos. Una causa a sus peticiones de cambio es la disminución en la calidad de la imagen, ya que algunos indican y teniendo en cuenta el uso del equipo, que la imagen no presenta la misma calidad en comparación a cuando estrenaron el equipo y que debido al uso y al pasar del tiempo se pierde resolución de imagen. Cabe aclarar que un equipo de ecografía tiene en promedio una vida útil de 10 años. Algunos operadores solicitan que se les realice cambio cuando el equipo sólo ha cumplido 4 o 5 años de vida útil.

La finalidad de esta investigación es encontrar una forma práctica y sencilla para crear una herramienta o protocolo que a partir de histogramas pueda determinar un patrón de comparación de imágenes iniciales (desde el momento de la instalación) con imágenes que periódicamente se tomen del equipo. Esta herramienta podría ayudar en la detección de fallos en los transductores o bien el deterioro del equipo.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

Debido a la constante innovación en tecnología en equipos de imágenes diagnósticas en este caso equipos de Ultrasonido, los especialistas sugieren el cambio de estos antes de cumplir su vida útil (se estima que la vida útil de un ecógrafo es de 10 años, los especialistas sugieren el cambio en un periodo de 4 ó 5 años), manifestando que la imagen ha sufrido una pérdida en cuanto a su calidad con el pasar del tiempo. Esto conlleva a un impacto desfavorable para las instituciones con recursos limitados pues no es muy frecuente realizar la renovación de forma inmediata.

Como ingenieros o evaluadores de tecnología no contamos con las herramientas suficientes para demostrar a los operadores si es válida o no su solicitud, pues no contamos con la experticia del diagnóstico médico y no podemos comprobar a simple vista que el equipo ha perdido calidad en su imagen con el pasar del tiempo, razón por la cual muchas veces debemos hacer caso a la solicitud del operador.

1.2 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

¿Es posible determinar a partir de histogramas la calidad de imagen de un equipo de ecografía y de este análisis de imagen generar algún protocolo para su verificación y aplicación?

2. ANTECEDENTES

A lo largo de la historia el Ultrasonido como evento físico ha permitido el desarrollo de herramientas desde silbatos, detectores de distancias marinas (aplicadas especialmente a la localización de cardúmenes de peces, barcos y submarinos), detección de grietas en metales, hasta el amplio avance en aplicaciones médicas en diagnóstico y tratamientos de diversas enfermedades y patologías. A continuación, un breve bosquejo de su evolución.

2.1 EVOLUCIÓN EN EL DESARROLLO DE HERRAMIENTAS EN ULTRASONIDO

Hacia el año 1793 el naturalista Lazzaro Spallanzani a través de sus investigaciones y experimentos descubrió la ecolocación (forma de orientación en algunos animales mediante vibraciones sonoras) en murciélagos.

En el año 1826 Jean- Daniel Colladon un físico suizo y su asistente Jacques Charles- Francois en un experimento con dos botes lograron demostrar que la velocidad del sonido en el agua es más rápida que su velocidad en el aire.

En el año 1845 el físico austriaco Christian Doppler postula como efecto Doppler a aquel fenómeno en el que se presenta un cambio en la frecuencia de sonido (aumento o disminución) o el cambio en la longitud de onda de luz como consecuencia del movimiento del ente generador respecto a su observador fijo.

Hacia 1880 los hermanos Jacques Curie y Pierre Curie descubren la piezoelectricidad a través de algunos cristales como turmalina, cuarzo, topacio entre otros que al ser sometidos a ciertas presiones estos generaban un potencial eléctrico y a su vez demostraron que al aplicárseles un voltaje determinado estos materiales generaban unas ondas de presión. El desarrollo de los transductores de hoy en día se dio gracias a este descubrimiento pues ciertos cristales tienen la capacidad de generar y recibir ondas de presión en el rango de frecuencias de los megahercios.

Posteriores al año 1912 el ingeniero eléctrico Reginald Fressenden realizó algunas pruebas para lograr crear un sistema de prevención de colisiones por iceberg a través del uso de ondas de ultrasonido y un generador de código Morse submarino, pero no obtuvo el éxito esperado pues dicho sistema generaba intermitencias limitando así su aplicación.

Durante la Primera Guerra Mundial el físico Paul Lagevin crea el denominado hidrófono el cual consistía en un transmisor–receptor de cuarzo de ondas de ultrasonido de alta frecuencia utilizado para detectar ecos de retorno de

submarinos sumergidos. Esto lo convirtió en el primer generador piezoeléctrico de ultrasonido y sirvió como base para que durante la Segunda Guerra Mundial se desarrollara el SONAR (Sound Navigation and Ranging) un detector de submarinos enemigos.

A mediados de 1942 se utiliza por primera vez el ultrasonido en medicina gracias al neurólogo vienés Karl Dussik con el objetivo de estudiar el cerebro humano en especial los cambios de tamaño en los ventrículos con crecimiento tumoral, este método fue denominado hiperfonografía consistía en colocar un emisor de un lado del cráneo y un receptor del otro.

En 1944 Floyd Firestone creó un método para detectar grietas en estructuras sólidas a través de un instrumento que denominó reflectoscopio con el cual emitía ondas ultrasonoras emitidas en intervalos largos y moduladas por impulsos cortos. Estos impulsos se obtenían por medio de un cristal receptor y eran visualizados en la pantalla de un osciloscopio.

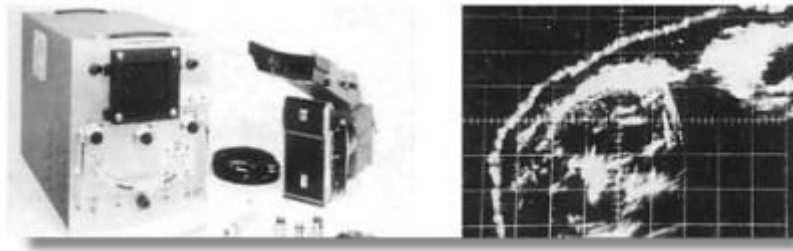
En 1947 y hasta 1952 el doctor Douglas Howry detectó estructuras de tejidos suaves a través de ultrasonidos en diferentes interfaces, así mismo junto a sus colaboradores creó el primer tomógrafo el cual a través de un barrido de impulsos ultrasónicos con poca potencia y menor frecuencia producían ecogramas de alta calidad. Hasta 1952 el diagnóstico clínico por US se limitaba a ecografía unidimensional y es así como Wild y Reid realizan un experimento con un cristal de 15 MHz montado sobre un pivote produciendo este el primer ecograma bidimensional. Este avance permitió detectar tumores palpables en los senos.

En 1955, Ian Donald se valió de un reflectoscopio industrial para caracterizar la pieza operatoria de un tumor ginecológico. Con la ecografía modo A (Modo de amplitud en la que se determina la profundidad y dimensiones de un órgano a través de una caracterización unidimensional), consiguió diferenciar in vivo los quistes ováricos de los fibromas uterinos, y pudo observar también que el grado de penetración de los ultrasonidos era inversamente proporcional a la frecuencia utilizada. Finalmente, Ian Donald llevó a cabo los primeros estudios ecográficos en mujeres embarazadas, y consiguió la visualización de la calota fetal.

Posteriormente, en 1961, Donald y Brown publicaron el primer trabajo sobre medición del diámetro biparietal fetal. Con el paulatino perfeccionamiento del modo B (modo de brillo, escala de grises, tiempo real, alta resolución, imagen bidimensional), el procedimiento se convirtió en el método de elección para el diagnóstico de los defectos estructurales fetales. (José M. Carrera, 2008).

En 1963 en Estados Unidos se lanza comercialmente el primer escáner de modo B con un mecanismo de escaneo de brazo articulado. Este equipo fue desarrollado gracias a las investigaciones del Dr. Joseph Holmes y los ingenieros William Wright y Ralph Meyerdirk.

Figura 1 Primera consola de escáner Wright-Meyerdirk. Primeras imágenes obtenidas



Fuente: <http://www.ob-ultrasound.net/meyerdirk.html>

Hacia 1968 William Garret, George Kossoff y Robinson publicaron sus primeros trabajos sobre anatomía fetal visualizados a través de ecografía y en 1970 publican un importante caso de riñones poliústicos fetales en las 31 semanas de gestación.

En la década de los 70`s se desarrollaron los primeros transductores vaginales y fue utilizado el ultrasonido transrectal para valoraciones de próstata. En esta misma década se combinó ultrasonido y laparoscopia para examinar órganos como vesícula, hígado y páncreas.

En los años 80`s es posible el desarrollo del primer equipo Doppler en el cual es posible visualizar en tiempo real y color el flujo sanguíneo.

Hoy en día los últimos avances nos muestran el desarrollo de la Ecografía 3D y 4D ya que permiten recrear la estructura de un órgano de estudio o la de un feto en el seguimiento durante el embarazo. Así mismo los avances tecnológicos encaminan a mejorar la calidad de la imagen para lograr un mejor diagnóstico y seguimiento de enfermedades.

2.2 APLICACIONES DEL ULTRASONIDO EN LA MEDICINA MODERNA

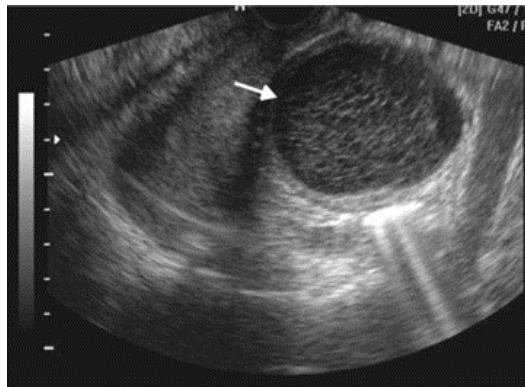
Son extensas las aplicaciones en las que la medicina moderna ha evolucionado para brindar modalidades diagnósticas más certeras como por ejemplo el desarrollo de tomografía computarizada y resonancia magnética. Sin embargo, la ecografía es un método de bajo costo, seguro, no invasivo y portátil, por ende es que en la actualidad el American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM) ha liderado una campaña bautizada "Ultrasound First", con la idea de incentivar en los médicos esta herramienta como la primera para llevar a cabo un diagnóstico pues su efectividad, seguridad y capacidad de aplicación es posible llevarla a cabo en cualquier consultorio y a veces puede ser el único método necesario para la veraz identificación de alguna patología siempre y cuando sea aplicada de manos experimentadas. Su práctica se extiende a estudios abdominales,

cardiovasculares, musculoesqueléticos, pelvianos entre otros. Al ser un método no ionizante es útil en mujeres en edad reproductiva, embarazadas, pacientes neonatos y pediátricos. A continuación, se citan algunos ejemplos de estas aplicaciones.

2.2.1 Dolor pélvico femenino

Sus principales dolencias son quistes de ovario ya sean simples o hemorrágicos, torsiones ováricas, enfermedades inflamatorias y embarazos ectópicos.

Figura 2 Quiste hemorrágico en ecografía endovaginal.

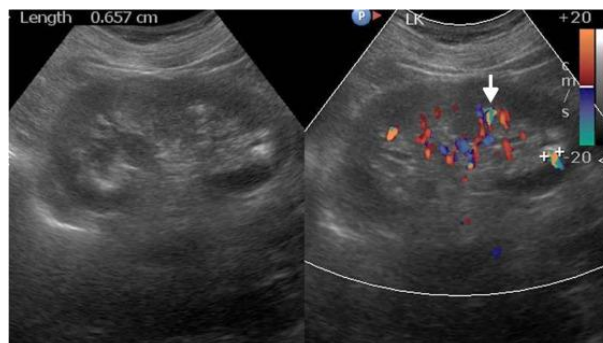


Fuente. Revista Argentina de Radiología

2.2.2 Dolor abdominal

Puede presentar desde patologías benignas hasta emergencias quirúrgicas a nivel intestinal como apendicitis, tumores, enfermedades inflamatorias, enfermedades infecciosas y cólico renal.

Figura 3 Ecografía abdominal con detección de microlitiasis

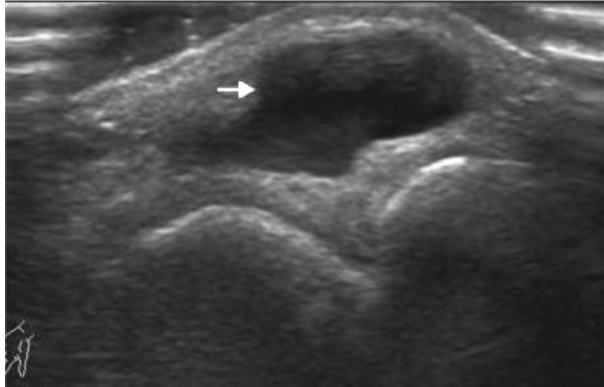


Fuente. Revista Argentina de Radiología

2.2.3 Evaluación musculoesquelética

Brinda la posibilidad de evaluar el sistema musculoesquelético en reposo o en movimiento haciendo posible ver los cambios en tiempo real. Se pueden analizar estructuras como músculos, ligamentos, tendones, bursas.

Figura 4 Ecografía de tumor en partes blandas de la muñeca



Fuente. Revista Argentina de Radiología

2.2.4 Neonatos y paciente pediátrico

Como método es posible detectar malformaciones cerebrales, nefrourológicas, hernia diafragmática, hidrocefalia, torsión testicular intraútero, ovariocele, entre otros.

Figura 5 Ecografía de hidronefrosis fetal



Fuente. Diplomadomedico.com

3. OBJETIVOS

3.1.1 Objetivo general

- Investigar un posible método de evaluación de calidad de imagen para equipos de Ultrasonido a partir de la comparación de histogramas con una imagen nativa del equipo establecida previamente y una imagen de comparación en cualquier momento de uso de la máquina.

3.1.2 Objetivos específicos

- Investigar los componentes de la imagen en equipos de ultrasonido.
- Analizar la posibilidad de implementar un protocolo o proceso mediante el cual se comparen diferentes histogramas de las imágenes generadas por el equipo al igual que sus componentes para lograr determinar desgastes de los estos.
- Contribuir a la creación de una herramienta confiable para la evaluación y diagnóstico de fallos o la determinación del cambio del equipo de ecografía antes de cumplir su vida útil

4. MARCO TEÓRICO

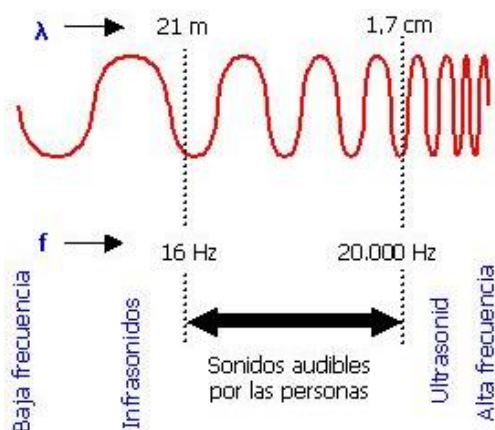
La ultrasonografía es en la actualidad una modalidad de imagen que permite a través de un medio seguro, no invasivo y confiable detectar y diagnosticar alguna patología o enfermedad pues emplea el ultrasonido como medio para crear imágenes médicas en 2D y 3D de gran calidad, permitiendo diagnósticos más precisos siempre y cuando venga de manos expertas. A continuación, se describe algunos principios físicos y definiciones que componen el ultrasonido médico.

4.1 ¿QUÉ ES EL ULTRASONIDO MÉDICO?

El ultrasonido es definido como una serie de ondas mecánicas, originadas por la vibración de un cuerpo elástico (cristal piezoeléctrico) y propagadas por un medio (tejidos corporales) cuya frecuencia supera la del sonido audible por el oído humano entre 20 Hz a 20,000 Hz (20kHz). (Perea Cuesta & Milena, 2013)

Por lo tanto es una técnica de diagnóstico no invasiva el cual permite generar una imagen de las estructuras del cuerpo a partir de ondas acústicas de muy alta frecuencia las cuales no son perceptibles al oído humano (el oído humano percibe frecuencias entre 15000 y 20000 Hz) (N. Díaz-Rodríguez, 2007), por lo tanto las frecuencias entre 1.5 a 20 Mhz o mayores se ubican dentro del rango ultrasónico, siendo para el campo médico la utilización de frecuencias de 3 y 15 Mhz las más indicadas para la generación de imágenes permitiendo así a los especialistas detectar problemas en la zona corporal u órgano de estudio.

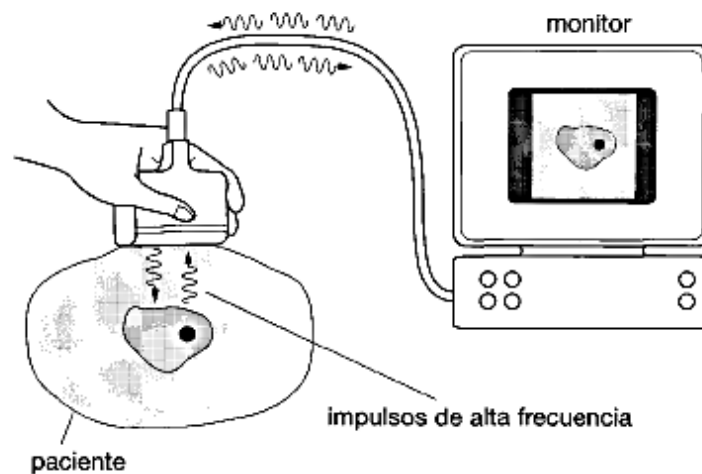
Figura 6 Espectro sonoro



Fuente. Educarchile.cl

El diagnóstico con ultrasonido es cómodo, inocuo, seguro y sin riesgos para el paciente. Los niveles de potencia utilizados son muy bajos; del orden de 0,01 a 0,04 W/cm². Los exámenes con ultrasonido son de uso externo o poco invasivos, permiten la visualización de órganos blandos, pueden repetirse cuantas veces se requiera y no exponen al paciente a radiaciones ionizantes. (Tucci R, 2007).

Figura 7 Ultrasonido Médico



Fuente: Manual de Diagnóstico Ultrasonico OMS

4.2 EL SONIDO Y PRINCIPIOS FÍSICOS DEL ULTRASONIDO

Es aquel fenómeno físico que se genera por la vibración de ondas mecánicas y que se propaga a través de un medio elástico. Al ser una onda sinusoidal el sonido presenta características como frecuencia, amplitud, período, fase, potencia e intensidad.

4.2.1 Frecuencia

Se define como el número de ciclos por unidad de tiempo. La frecuencia es cuantificada en ciclos por segundo o Hertz, es decir el número de oscilaciones por segundo. Las ondas sonoras se clasifican de 0 a 20 Hz cuando son infrasonoras, en 20 a 20.000 Hz cuando son audibles y cuando exceden los 20.000 Hz son Ultrasonoras. En el campo médico para fines de diagnóstico se utilizan frecuencias altas, de 2 a 15 MHz, pues a mayor frecuencia mayor calidad de imagen.

Las frecuencias que se utilizan comúnmente en radiología varían entre 2 y 60 millones de hertzios o Megahertzios (MHz). Estos ecos solo se propagan en tejidos blandos o líquidos. (Dr. Francisco Mena., 2017)

4.2.2 Periodo (T)

Es expresado en segundos y se define como el intervalo que tardan dos ondas consecutivas en repetirse. El período es inversamente proporcional a la frecuencia, en donde al aumentar el período disminuye la frecuencia y al aumentar la frecuencia disminuye el período.

$$T = \frac{1}{f} \quad \text{Ecuación 1}$$

4.2.3 Longitud de onda (λ)

Es expresada en unidades de longitud y se refiere a la distancia que separa dos puntos máximos de una onda. En ultrasonido es inversamente proporcional a la frecuencia. Se da una mejor resolución cuando la longitud de onda es menor, haciendo esto que en la pantalla la imagen sea más clara y con mayor detalle.

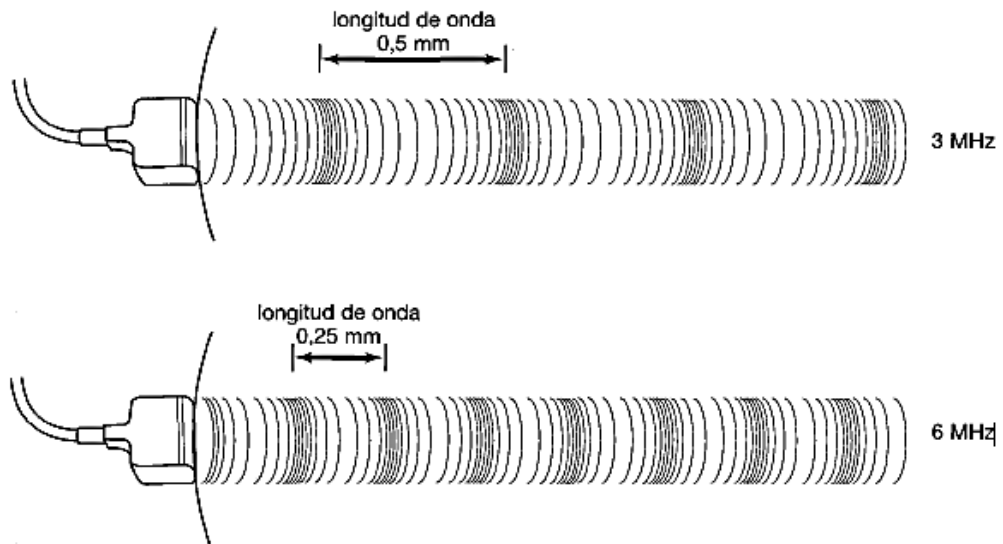


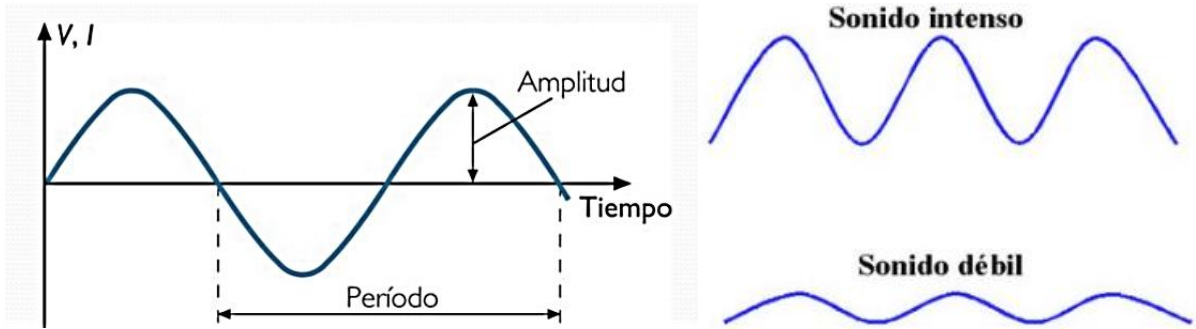
Figura 8 Diferencia en longitud de onda de Ultrasonido de 3 Mhz y uno de 6 Mhz

Fuente: Manual de Diagnóstico Ultrasónico OMS

4.2.4 Amplitud

Es definida como la altura máxima que alcanza una onda. Es la máxima elongación de la onda, permitiendo esto que a mayor amplitud más fuerte es el sonido. Una onda de sonido intenso presenta una mayor amplitud en su onda.

Figura 9 Gráfica representativa amplitud de sonido

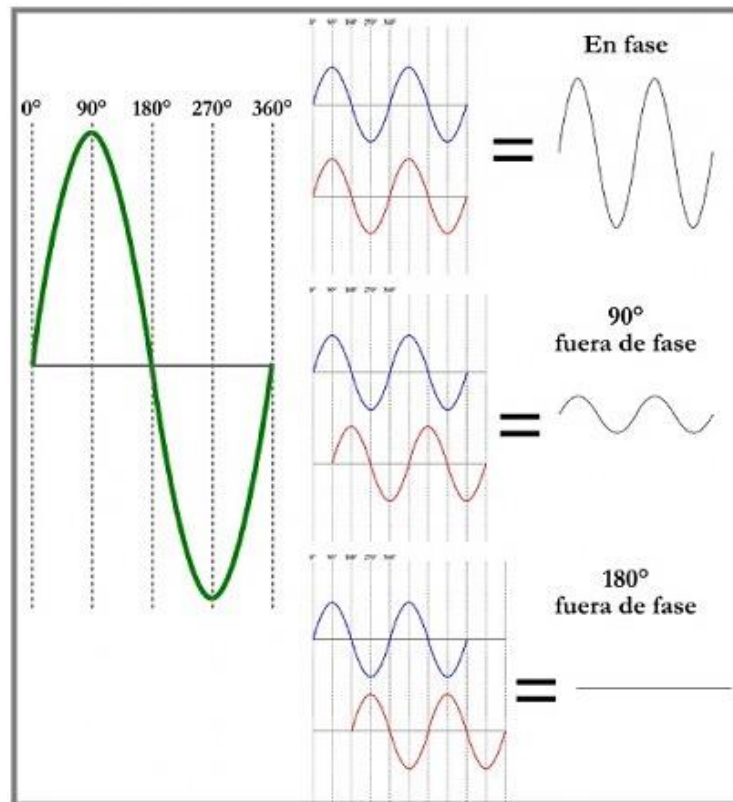


Fuente. slideshare.net

4.2.5 Fase

Se define como la fracción de un ciclo en el que la onda se desplaza de su punto de referencia. Refiere la posición de una onda respecto a otra.

Figura 10 Gráfica representativa amplitud de sonido



Fuente. slideshare.net

4.2.6 Potencia

Para este caso es la energía total del haz ultrasonoro expresada en vatios.

4.2.7 Intensidad

Es definida como la cantidad de flujo sonoro que pasa por unidad de área.

4.2.8 Refracción

Fenómeno en el que el haz de ultrasonidos es desviado cuando incide con un determinado ángulo sobre una interfase reflectante situada entre dos medios en los que la velocidad de dichos ultrasonidos es diferente. El grado de refracción está en relación con el ángulo de incidencia y el gradiente de velocidades. (N. Díaz-Rodríguez, 2007).

4.2.9 Reflexión

Ocurre en la interface de dos materiales y provee la evidencia de que un material es diferente a otro, esta propiedad se conoce como impedancia acústica. (Perea Cuesta & Milena, 2013).

4.2.10 Absorción

Es la pérdida de energía que es producida cuando el haz de US atraviesa un medio y esto hace que las partículas que lo componen vibren a causa del roce. al generarse el roce una parte de la energía se transforma en calor. Cuanto mayor es la absorción menor es la penetración de los ultrasonidos en el medio. Tiene relevancia la frecuencia: a menor frecuencia menor absorción y mayor penetración; a mayor frecuencia, mayor absorción y menor penetración. (N. Díaz-Rodríguez, 2007).

4.2.11 Atenuación

Denominada a aquella disminución de la intensidad de sonido al propagarse en un medio.

4.2.12 Resolución

Es la habilidad de distinguir las diferentes partículas que refleja el ultrasonido. Se refiere a la nitidez y al detalle de la imagen. En ecografía, la resolución depende de dos características inherentes a la agudeza visual: el detalle y el contraste. La resolución lineal determina qué tan lejanos se ven dos cuerpos reflejados y debe ser tal que se puedan discriminar como puntos separados. La resolución de contraste determina la diferencia de amplitud que deben tener dos ecos antes de ser asignados a diferentes niveles de gris. (Instituto Nacional de Rehabilitación, 2012).

4.2.13 Velocidad de propagación

Varía dependiendo el tejido que este atravesando, en los tejidos blandos corporales la velocidad de propagación es en promedio 1520 m/s, mientras en el hueso es mayor de 4,000 m/s y en el aire 340 m/s. (Perea Cuesta & Milena, 2013).

4.3 ALGUNOS COMPONENTES DE FUNCIONALIDAD EN EQUIPO DE ULTRASONIDO

4.3.1 Transductores y cristales piezoeléctricos

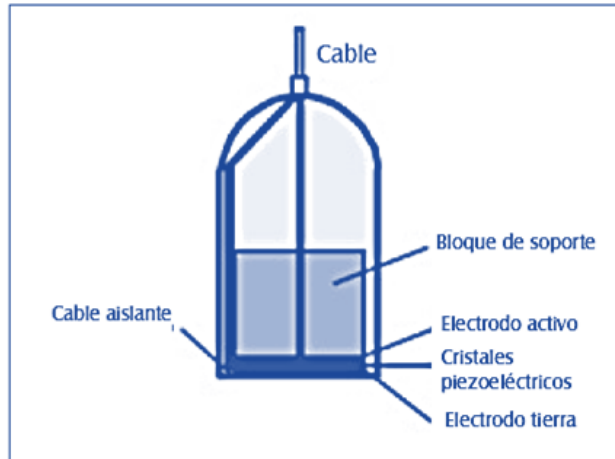
Las ondas ultrasónicas están generadas por un transductor piezoeléctrico que tiene la facultad de transformar señales eléctricas en ondas mecánicas (ultrasonidos). El mismo transductor puede asimismo recibir los ultrasonidos reflejados y reconvertirlos en señales eléctricas. Los transductores son a la vez transmisores y receptores de ultrasonidos. (Organización Mundial de la Salud OMS, 1996)

Está compuesto por cristales piezoeléctricos por ejemplo circonita de plomo con titanio que tiene la capacidad de transformar la energía eléctrica en sonido y viceversa. Dichos cristales se encuentran instalados en cabezales que se comunican por medio de cables al equipo y a través de varios conductores. Pueden ajustar su frecuencia ya sea por los pulsos del voltaje sobre el cristal piezoeléctrico o por el espesor del cristal, logrando esto que emita ondas de frecuencias múltiples.

A mayor frecuencia del transductor mayor será el detalle de exploración, pero con menor profundidad, por ejemplo, para imágenes superficiales como la glándula

tiroides la frecuencia ideal es mayor a los 10 MHz y para superficies más profundas como las abdominales la frecuencia ideal es de 3.5 a 5 MHz.

Figura 11 Componentes del transductor

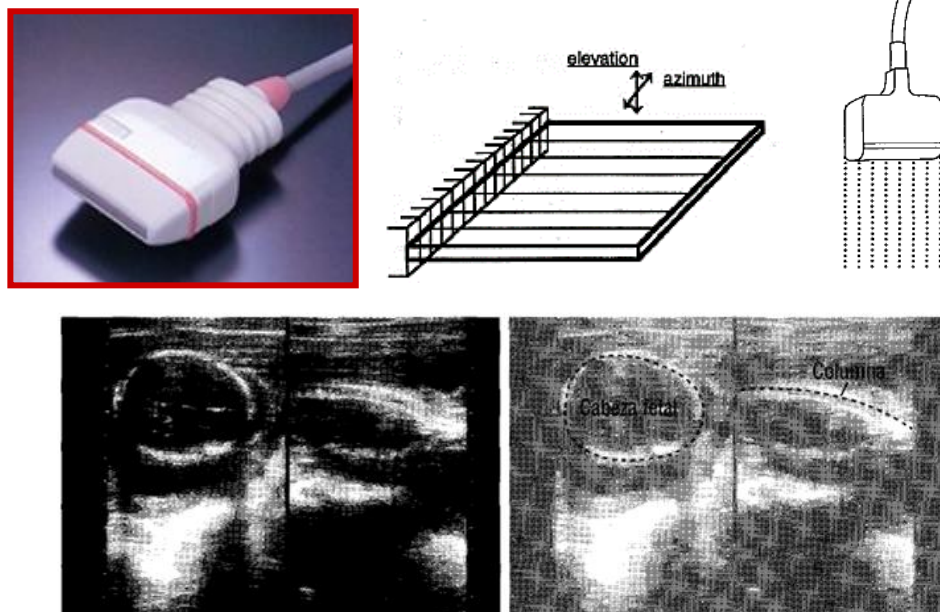


Fuente. Instituto Nacional de Rehabilitación México

Existen tres tipos de transductores de acuerdo con el formato de imagen:

- Transductor lineal: Cuyas imágenes son rectangulares y bastante útiles en el estudio de tendones, músculos, mama, tiroides, obstetricia y vasos superficiales.

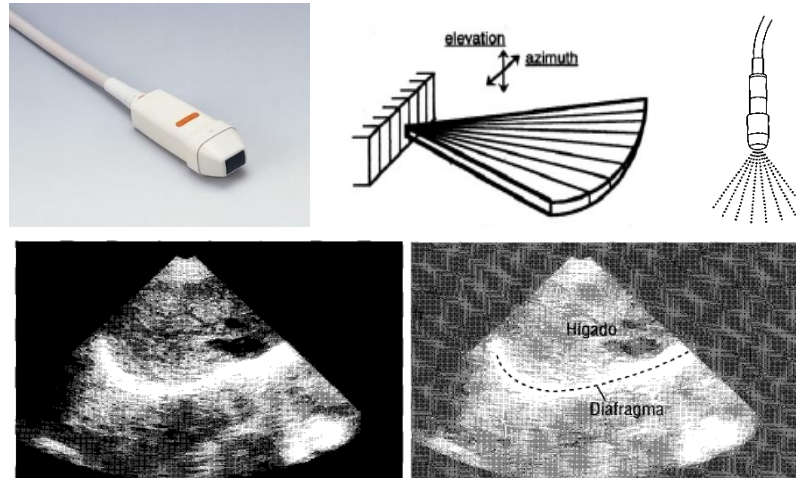
Figura 12 Imagen obtenida de un transductor lineal



Fuente. Varias – OMS, Bronzino, Hittecmecical

- Transductores sectoriales: Ofrecen un tipo de imagen en forma de abanico o triangular con una ventana de exploración pequeña. Ideal para exámenes cardiacos, mitad superior del abdomen, ginecológicos, etc.

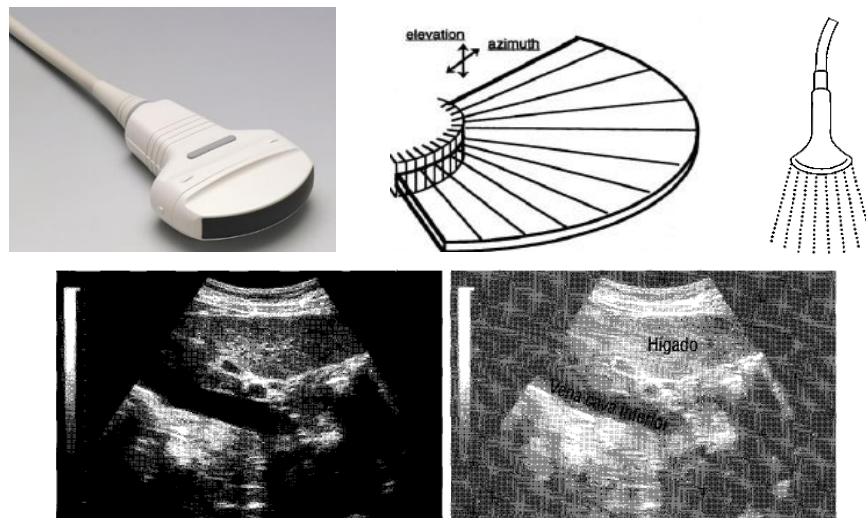
Figura 13 Imagen obtenida de un transductor sectorial



Fuente. Varias – OMS, Bronzino, Hittecmmedical

- Transductores convexos: Es un transductor que presenta cristales en línea, pero en forma curvada para una superficie de contacto convexa, ideal en exploraciones abdominales, obstetricia y ginecología.

Figura 14 Imagen obtenida de un transductor convexo



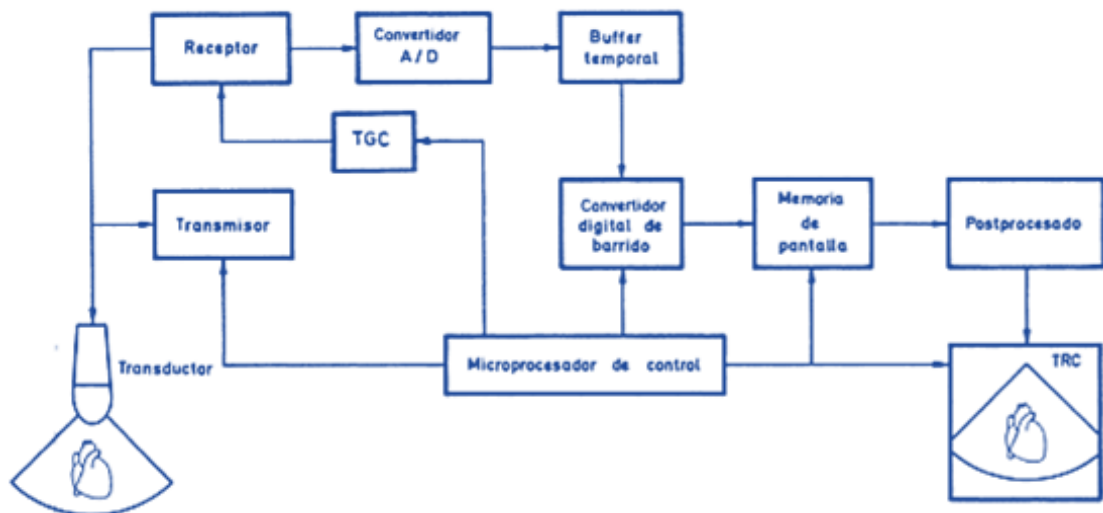
Fuente. Varias – OMS, Bronzino, Hittecmmedical

4.3.2 Circuito Emisor y Circuito receptor

En el circuito emisor este aplica un corto pulso eléctrico al transductor (en el orden de 100 ns.) para obtener así su vibración. El usuario por su cuenta hace un ajuste de la amplitud de pico de tensión según el tejido a explorar (rango de 20 a 600m v). por otro lado, el circuito receptor se encarga de realizar amplificación, compensación, compresión, demodulación y rechazo de la señal.

- Amplificación: Conversión de las señales débiles y de baja tensión provenientes del transductor a señales adecuadas para procesamiento. La tensión de entrada se da en orden de microvoltios y es amplificada al orden de voltios.
- Compensación: Ecualiza diferencias en las amplitudes de los ecos recibidos a causa de la profundidad de cada reflector.
- Compresión: Proceso mediante el cual se reduce la diferencia entre los ecos de mayor y menor amplitud.
- Demodulación: Convierte los voltajes que representan los ecos de una forma (radiofrecuencias RF) a otra (señal con la amplitud de los ecos). Se realiza mediante rectificación y filtrado pasa bajos de la señal de radiofrecuencias. (Graffigna, 2003)
- Rechazo: Elimina los pulsos de pequeños voltajes producto de ecos débiles o ruido electrónico.

Figura 15 Diagrama de bloques equipo de ecografía



Fuente. Introducción a la Bioingeniería

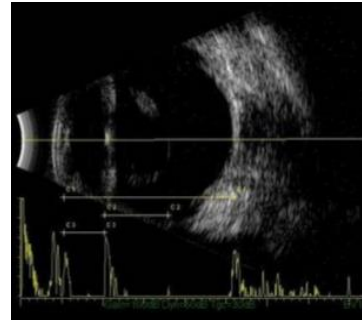
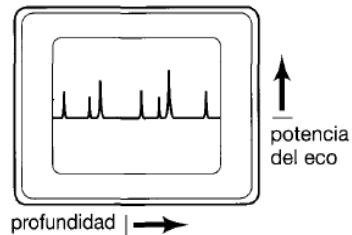
4.4 MODOS DE REPRESENTACION DE LA IMAGEN

4.4.1 Ecografía en Modo A (Modulación de amplitud)

Suministra información respecto a la distancia entre la superficie del transductor y las interfaces de los tejidos. Los ecos se manifiestan en forma de picos haciendo posible la medición de distancias de distintas estructuras. Registra la intensidad de la señal del eco.

Figura 16 Ecografía en modo A

La posición de los picos muestra la profundidad de la estructura mientras que la altura indica la fuerza de los ecos



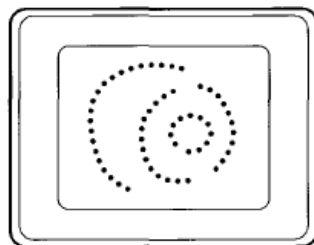
Fuente OMS y Slideshare.net

4.4.2 Ecografía en modo B (Modo Brillantez, Tiempo real)

Es la representación pictórica de la suma de los ecos en diferentes direcciones (axial, lateral), favoreciendo que el equipo reconozca la posición espacial y la dirección del haz. Las señales de eco detectadas son procesadas y transmitidas a luminosidad, lo que resulta en un brillo. Las estructuras con mayor reflejo aparecen más brillantes que las estructuras con menos reflejo. Ésta es la modalidad empleada en todos los equipos de ecografía en tiempo real y se trata de una imagen bidimensional estática. El modo B es dinámico y se obtiene en varias imágenes por segundo (aproximadamente 28 imágenes/seg), al observar imágenes de modo B en secuencia rápida se convierten en imágenes en tiempo real. (Pineda Villaseñor, Macias Palacios, & Bernal Gonzalez, 2012)

Figura 17 Ecografía en modo B

Los ecos aparecen como puntos brillantes, muestran la estructura reflectante en imagen bidimensional



Fuente OMS

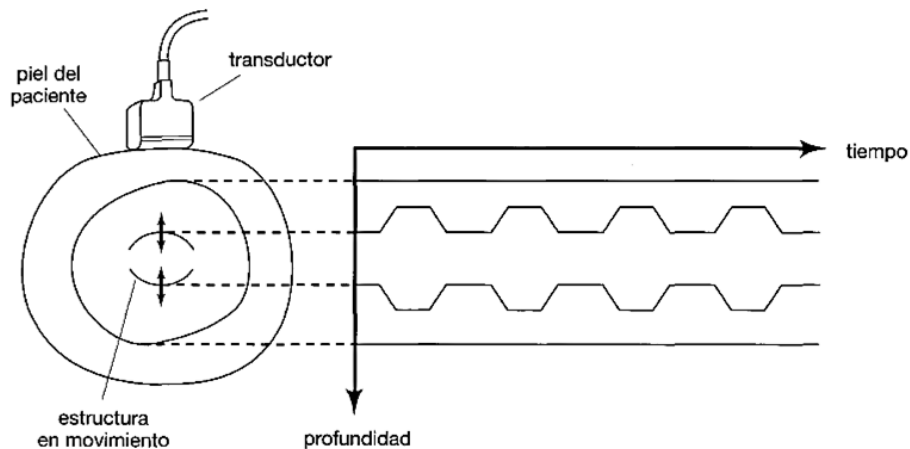
4.4.3 Ecografía en modo M (Modo tiempo movimiento)

Se emplea para las estructuras en movimiento como el corazón; se realiza una representación gráfica de la señal, la amplitud es el eje vertical, y el tiempo y la profundidad son el eje horizontal. (Pineda Villaseñor, Macias Palacios, & Bernal Gonzalez, 2012).

Es otro modo de presentar el movimiento con funcionamiento similar a una filmación ya que produce 25 imágenes por segundo. Utilizado comúnmente en ultrasonografía cardiaca.

Figura 18 Modo M

El movimiento de una parte del cuerpo se muestra en función del tiempo



Fuente OMS

4.5 OBTENCION DE LA IMAGEN

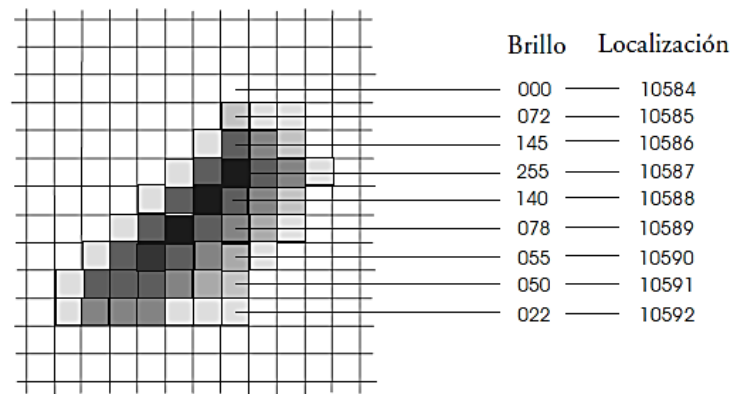
Las imágenes ecográficas están formadas por una matriz de elementos fotográficos. Las imágenes en escala de grises están generadas por la visualización de los ecos, regresando al transductor como elementos fotográficos (píxeles). Su brillo dependerá de la intensidad del eco que es captado por el transductor en su viaje de retorno. El transductor se coloca sobre la superficie corporal del paciente a través de una capa de gel para eliminar el aire entre las superficies (transductor-piel). Un circuito transmisor aplica un pulso eléctrico de pequeño voltaje a los electrodos del cristal piezoeléctrico. Éste empieza a vibrar y transmite un haz ultrasónico de corta duración, el cual se propaga dentro del paciente, donde es parcialmente reflejado y transmitido por los tejidos o interfases tisulares que encuentra a su paso. La energía reflejada regresa al transductor y produce vibraciones en el cristal, las cuales son transformadas en corriente

eléctrica por el cristal y después son amplificadas y procesadas para transformarse en imágenes.

El circuito receptor puede determinar la amplitud de la onda sonora de retorno y el tiempo de transmisión total, ya que rastrea tanto cuando se transmite como cuando retorna. Conociendo el tiempo del recorrido se puede calcular la profundidad del tejido refractante usando la constante de 1,540 metros/segundo como velocidad del sonido. La amplitud de la onda sonora de retorno determina la gama o tonalidad de gris que deberá asignarse. Los ecos muy débiles dan una sombra cercana al negro dentro de la escala de grises, mientras que los ecos potentes dan una sombra cercana al blanco. (Pineda Villaseñor, Macias Palacios, & Bernal Gonzalez, 2012).

En los sistemas digitales las imágenes se forman de puntos pequeños denominados pixeles, estos pixeles a su vez son organizados en matrices. A nivel de procesamiento cada pixel tiene una localidad en donde se almacena un número binario que cuenta con un valor proporcional a la magnitud del eco que lo produjo. Cada número binario refleja un color o escala de gris, si son binarios iguales, el color o la escala de gris es la misma.

Figura 19 Distribución de pixeles y su almacenamiento en memoria



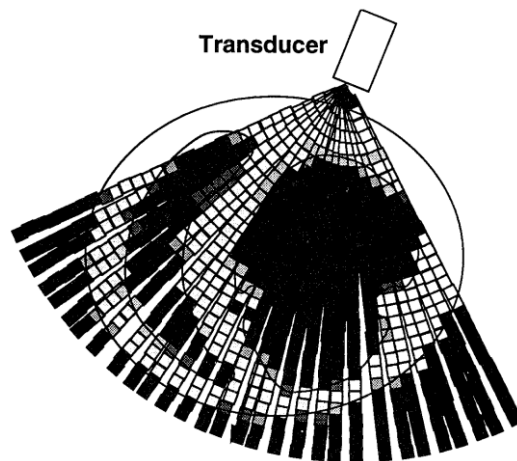
Fuente Instrumentación Biomédica Tucci.

En la construcción de la imagen el transductor suministra las coordenadas de posición de acuerdo al lugar donde se procede el eco, constituyéndose así tres señales analógicas, dos de posición y una con la información de tono de gris (X,Y,Z), siendo ensambladas posteriormente por el digitalizador para crear la imagen. X e Y indican la localización del pixel en la matriz y Z determina el tono, siendo en este último donde se emplean de 32 ó 64 niveles de grises, equivalentes a 5 o 6 bits por pixel.

El proceso de conversión o creación de imagen para una imagen completa tarda aproximadamente 40 ms, haciendo esto posible que en un segundo se logre producir 20 o 30 imágenes.

En ese orden de ideas, las estructuras corporales están formadas por distintos tejidos, lo que da lugar a múltiples interfases que originan, en imagen digital, la escala de grises. El elemento orgánico que mejor transmite los ultrasonidos es el agua, por lo que ésta produce una imagen ultrasonográfica anecoica (negra). En general, los tejidos muy celulares son hipoecoicos, dado su alto contenido de agua, mientras que los tejidos fibrosos son hiperecoicos, debido al mayor número de interfaces presentes en ellos. (Instituto Nacional de Rehabilitación, 2012).

Figura 20 Representación de construcción de imagen 2D



Fuente Biomedical Engineering Handbook. Bronzino

4.5.1 Aspectos para tener en cuenta en la resolución de la imagen

- a) Resolución lateral: Determinada por la cantidad de canales o líneas de cristales piezoeléctricos. Tiene la capacidad de distinguir dos puntos a lo ancho del eje del haz de ultrasonido.
- b) Resolución longitudinal: Determinada por la longitud de la onda. Tiene la capacidad de distinguir dos puntos ubicados perpendicular al eje del haz de ultrasonido.
- c) Resolución de contraste: Determinada por la amplitud de la onda. Tiene la capacidad de distinguir dos objetos adyacentes con intensidades diferentes.
- d) Ubicación espacial: Determinada por el tiempo de recepción de la onda.

4.6 SOFTWARE DE UTILIDAD

4.6.1 Software para procesamiento de imágenes

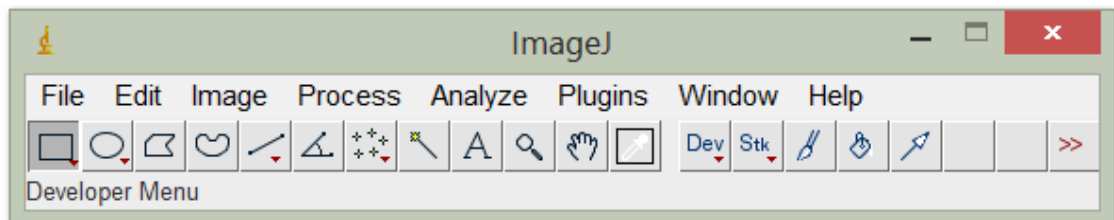
Para este caso se investigaron dos tipos de software el primero es libre y el segundo requiere una licencia.

4.6.1.1 ImageJ

Es una herramienta de procesamiento digital de imagen creada por el National Institutes of Health programado en Java y de dominio público. Su código fuente está disponible de forma gratuita. Es posible ejecutarlo en línea o como aplicación ejecutable en el pc. Este programa permite leer varios formatos de imagen como por ejemplo GIF, JPG, BMP, FITS, TIFF, PNG, RAW y DICOM y permite analizar, editar, mostrar, procesar, guardar e imprimir imágenes de 8 bits, 16 y 32 bits.

Este programa nos permite calibrar, realzar el contraste, filtrar y hacer macros de la imagen haciéndolo compatible en el procesamiento con la ejecución de operaciones aritméticas entre imágenes, análisis de Fourier, nitidez, detección de bordes, convolución, entre otras. Además de funciones como la creación de histogramas de densidad el cual será aplicado en la presente investigación.

Figura 21 Barra de herramientas ImageJ

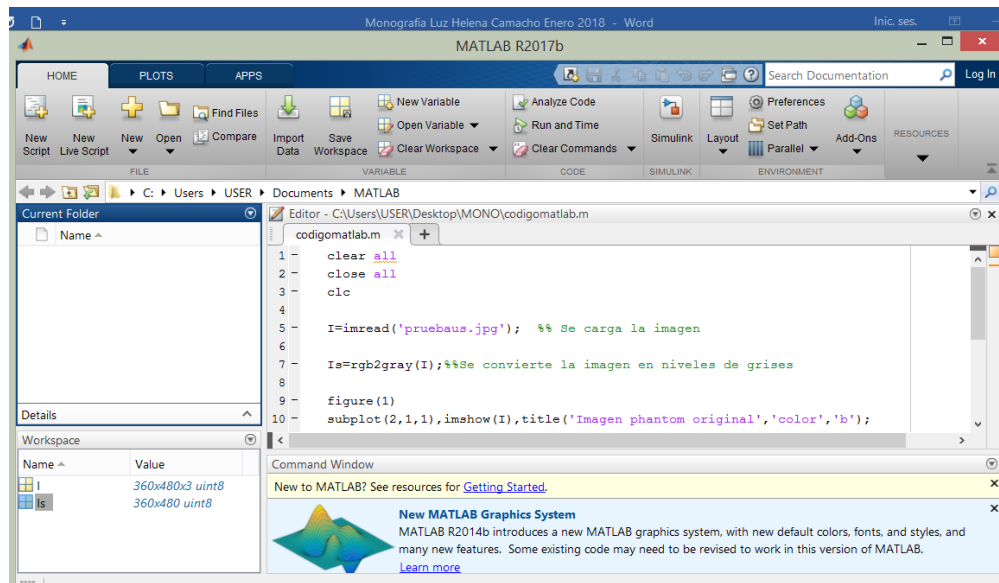


Fuente: Propia – Programa ImageJ

4.6.1.2 Matlab

Matlab (Matrix Laboratory) es un software matemático con lenguaje de programación propio (lenguaje M) que funciona bajo la adquisición de una licencia. Es un programa que debe ser instalado previamente en el pc para lograr su ejecución. Permite implementar algoritmos, ejecutar matrices, crear interfaces de usuario, representar datos y funciones, en análisis de datos, exploración y visualización, modelado, simulación y pruebas de prototipos, graficación de datos con fines científicos o en ingeniería, entre otros.

Figura 22 Entorno del programa Matlab



Fuente Propia - programa Matlab

4.7 CALIBRADORES DE IMAGEN PARA ULTRASONIDO

En la actualidad existe en el mercado los simuladores de tejido del cuerpo humano para el campo de imágenes ecográficas denominados Phantom. Este tipo de simuladores permiten a partir de patrones medir la calidad de la imagen. Un ejemplo de este tipo de calibradores es el Phantom para Ultrasonido Diagnostico Marca Gammex modelo RMI 403 LE que permite:

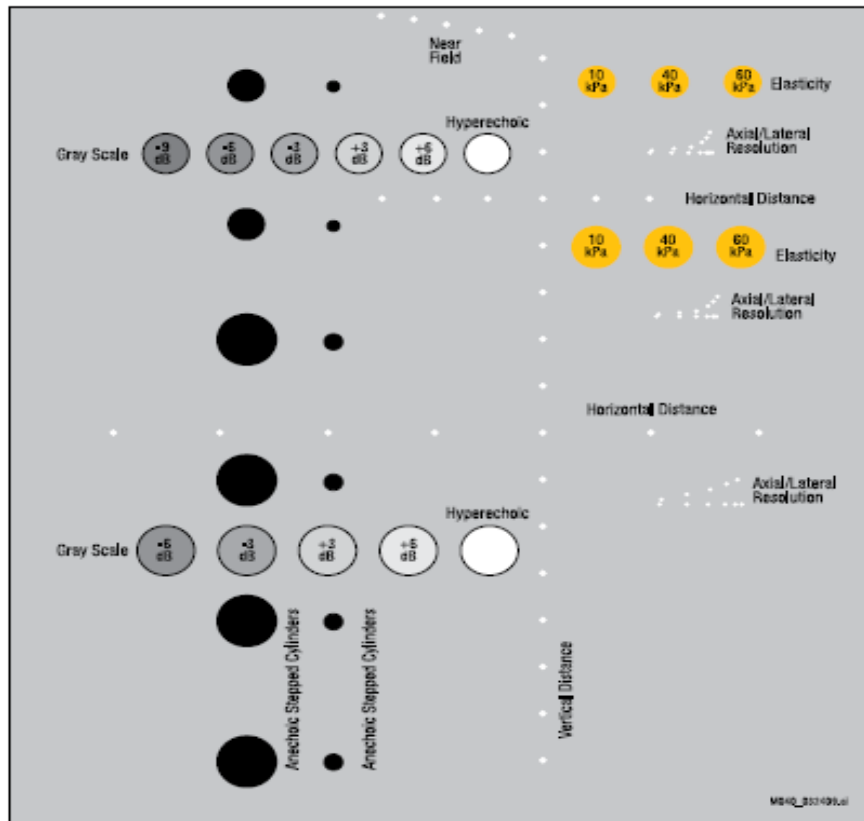
Calibrar los ecógrafos para una resolución axial y lateral con una profundidad de 3, 8 y 14 cm. Permite calibrar el ecógrafo en su parte de medición utilizando los cuerpos sono-opacos de calibración de 2, 4 y 6 mm de diámetro. Se consigue a su vez calibrar la escala de grises en magnitudes que van desde -6db hasta +6db. Para todas las calibraciones se trabaja con una atenuación ultrasónica conocida de 0.5 o 0.7 dB/cm/MHz, teniendo como fin de evaluar la potencia del transductor, partiendo desde una atenuación conocida. Posee una velocidad de ultrasonido calibrada de 1540mm +/-10 M/seg. Mediante el uso blancos internos de enfoque de 0.1 mm de diámetro espaciados a 20 mm verticales y a 30 mm horizontales (Fig. 8) es posible simular una estructura interna con la cual el Phantom se comporta como si fuera un calibrador del tipo 3 (simulador), simulando un paciente con una constante de propagación de ultrasonido conocida y calibrada. (Morales Bello & Avendaño, 2011).

Figura 23 Phantom Ultrasonido Gammex 403 LE



FUENTE Bcgroupstore.com

Figura 24 Patrón de composición Phantom marca Cirs

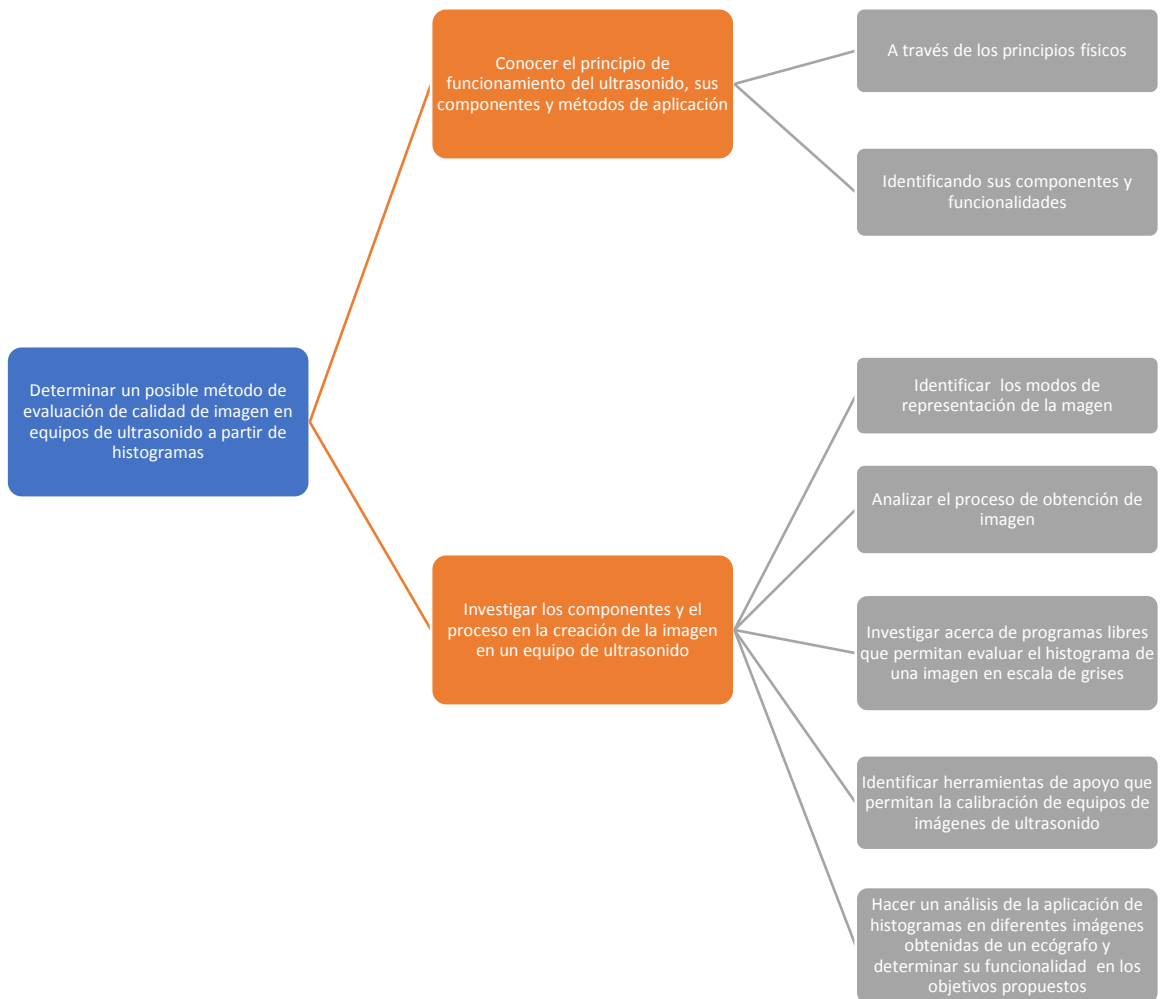


Fuente. Monografía Protocolo de Calibración y verificación de ecógrafos

5. METODOLOGÍA

La metodología que se aplicará en la presente investigación se enfoca en la evaluación de la calidad de imagen a través de histogramas, teniendo en cuenta que todo equipo de ecografía “nuevo” tiene una imagen nativa la cual puede ser tomada y preservada haciéndose una prueba al momento de su instalación y con esta misma imagen realizar un comparativo de calidad periódicamente con imágenes resultantes en cada revisión y de acuerdo con el uso del equipo. Con este protocolo se podría evaluar el cambio ya sea de transductores o de la máquina. Esto podría mejorar la labor del ingeniero biomédico al momento de evaluar el cambio de tecnología en la institución y así mismo podría disminuir en cierta medida los errores en los diagnósticos por el mal estado de un ecógrafo.

5.1 DESCRIPCIÓN DE LA METODOLOGÍA A IMPLEMENTAR



5.2 CONCEPTOS DE RELEVANCIA PARA EL DESARROLLO DE LA METODOLOGÍA

Para comenzar con el desarrollo de la metodología se deben tener claros algunos conceptos del manejo básico de la imagen obtenida en ecografía 2D.

- Las imágenes de ecografía bidimensional 2D son imágenes planas en blanco y negro
- La ganancia general que define el equipo de ecografía es aquella que nos permite modificar el balance de grises en la pantalla, definiendo así imágenes oscuras o bastante claras, incrementa o disminuye su representación en escala de grises en toda la imagen

Figura 25 Ganancia general en imagen de equipo de ecografía

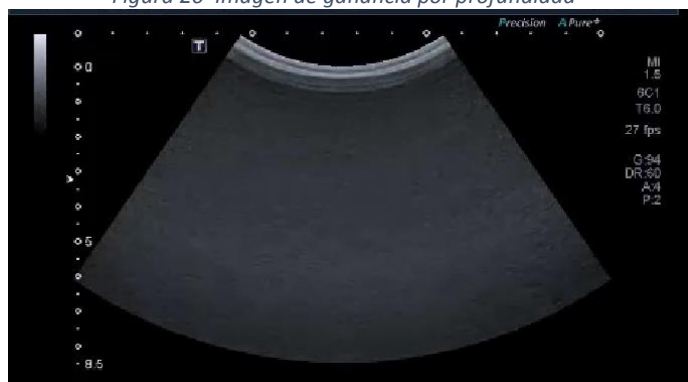
En la primera imagen se observa que la ganancia general es elevada, con bajo contraste de resolución y un nivel de brillo demasiado alto. En la segunda imagen se observa que la ganancia general es baja, muestra estructuras hiperecogénicas y la señal es muy débil. En la última imagen se observa la ganancia general óptima que permite visualizar de forma correcta todas las estructuras.



Fuente: ABC de la Ecografía abdominal

- La ganancia por profundidad permite que la imagen sea ajustada en una escala de grises por segmentos o sectores y de acuerdo con el nivel de profundidad de exploración.

Figura 26 Imagen de ganancia por profundidad



Fuente: Propia

- La Profundidad permite visualizar el campo a explorar desde la piel hasta la distancia deseada y en la dirección del haz ultrasónico. Su ajuste optimiza en pantalla la zona de exploración.

Figura 27 Profundidad en imagen de equipo de ecografía

En la primera imagen se puede apreciar una profundidad de 31 cm, mientras que la segunda imagen muestra una profundidad de 12 cm

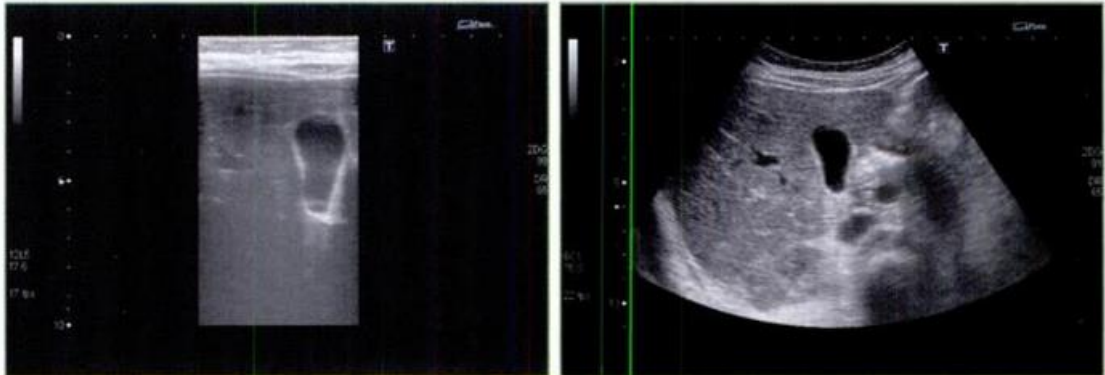


Fuente: ABC de la Ecografía abdominal

- La Frecuencia en el equipo nos permite definir mejor las estructuras de acuerdo con la cantidad de pulsos emitidos, ya que cuanto más espaciados estén los pulsos más profundidad tendrá la señal. A mayor frecuencia mejor resolución, pero menor penetración y viceversa. El rango de frecuencias va de 1 a 20 MHz y en la actualidad existen sondas multifrecuencias que permiten hacer exploraciones de acuerdo con la profundidad.

Figura 28 Frecuencia en imagen con sonda lineal y sonda convex

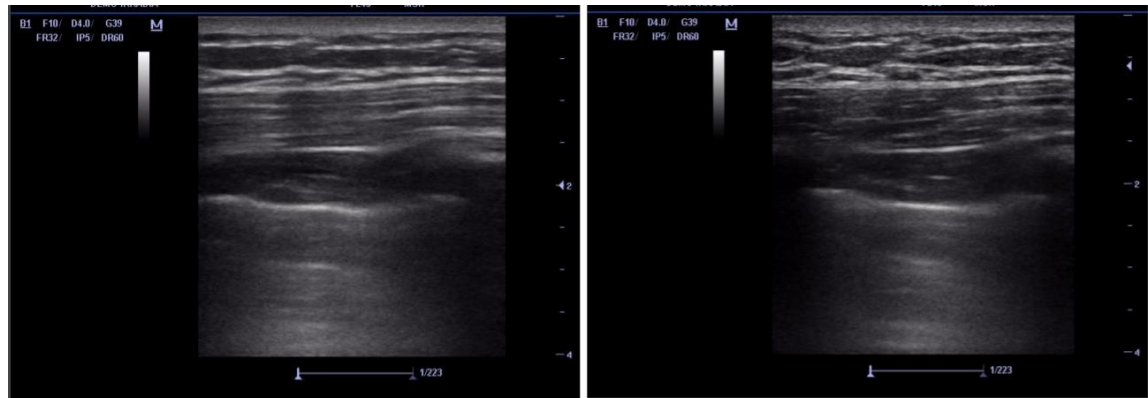
En la primera imagen se aprecia la sonda lineal con mayor frecuencia (10 MHz) mayor resolución pero menor profundidad, en la segunda imagen con sonda convex la frecuencia es menor (3 MHz) con menor resolución pero mayor profundidad



Fuente: ABC de la Ecografía abdominal

- El Foco permite una mayor resolución de la zona que se desea visualizar.

Figura 29 Imagen de zona focal



Fuente: Presentación Mindray

- El Rango dinámico permite la variación de la amplitud de la señal en la escala de grises y haciendo una relación entre el valor mínimo y el máximo. Al poder ser modificada por el usuario al disminuir el rango dinámico es posible obtener una imagen con más contrastes con reducción de ecos débiles, mientras que un rango elevado suaviza la imagen y aumenta los ecos débiles.

Figura 30 Imagen en Rango Dinámico

La primera imagen representa un bajo rango dinámico, la segunda imagen un rango dinámico medio y la última un alto rango dinámico.



Fuente: ABC de la Ecografía abdominal

- Los Histogramas son gráficas donde se muestra el número de píxeles de cada nivel de gris en la imagen. Los niveles de gris tienen un rango de 256 tonos de 0 a 255 respectivamente.
- A partir de programas como Matlab o ImageJ es posible obtener el histograma de una imagen en escala de grises de cualquier ecógrafo

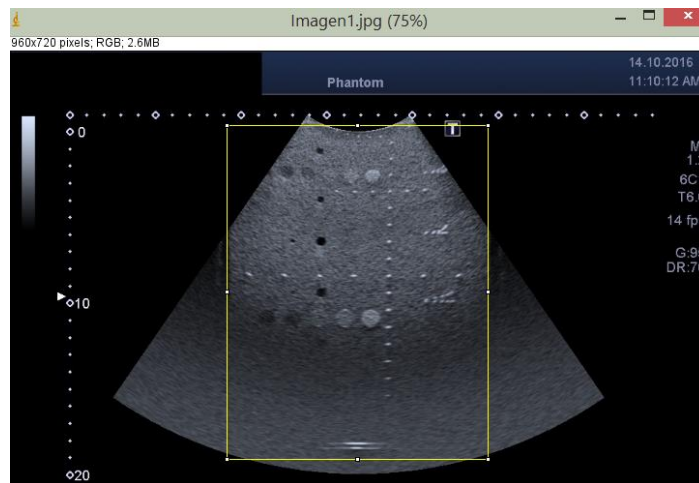
- Herramientas de calibración como los Phantom nos permiten obtener las imágenes necesarias para realizar la comparación de calidad de imagen a partir de histogramas.

5.3 DESARROLLO DE LA METODOLOGÍA

De acuerdo con los conceptos de relevancia definidos anteriormente y con las herramientas de calibración de equipos de ecografía, en la práctica se procedería a realizar la toma de una imagen completa del Phantom con cada uno de los transductores y determinar de acuerdo con el patrón de calibración, la imagen óptima del equipo en cada uno de estos. Una vez se determine esta imagen se almacenaría y se analizaría para obtener su histograma en algún programa de procesamiento de imágenes.

Con este histograma base y los valores que de este resulten es posible realizar en futuros mantenimientos la misma prueba y determinar así si algún componente o el mismo equipo presentan alguna falla o si definitivamente existe un deterioro en la calidad de imagen pues esto conlleva a diagnósticos médicos erróneos.

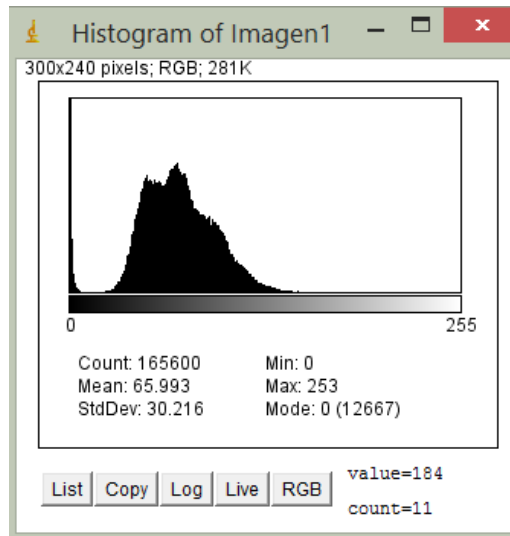
Figura 31 Lectura de imagen1 en programa ImageJ



Fuente Propia

La imagen anterior se muestra como ejemplo de lo que se desea obtener. A partir del programa ImageJ se hace la lectura de la imagen que servirá de base comparativa en la calidad de imagen, se procede a analizar y a obtener su respectivo histograma como se muestra a continuación.

Figura 32 Histograma de Imagen1 en programa ImageJ



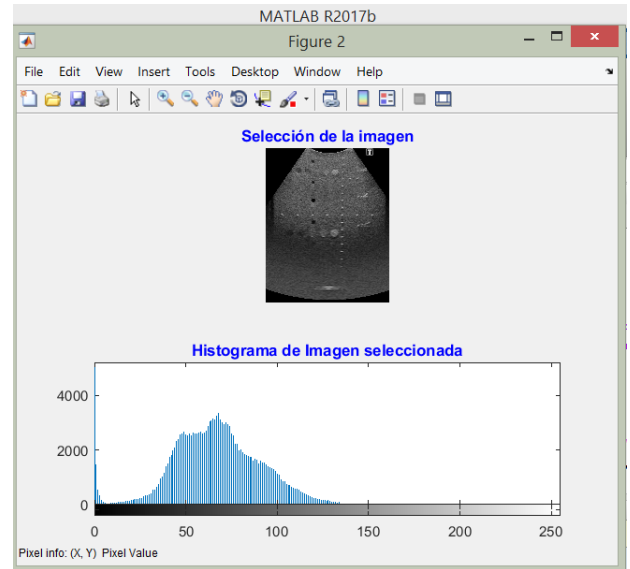
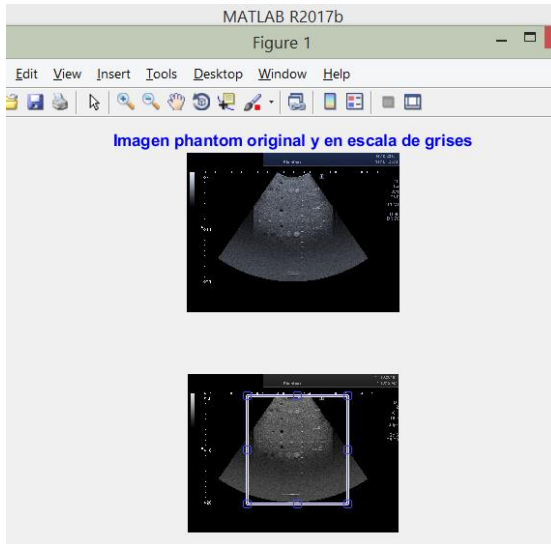
Fuente propia

El histograma obtenido será la base de comparación con futuros histogramas, pues matemáticamente determina la composición de la imagen en donde:

- Mode: Es el valor que más veces aparece, es decir el valor máximo del histograma
- Mean: Se refiere al promedio de todos los valores (por lo general estadísticamente el más cercano a la moda)
- Count: Es el número de píxeles analizados
- StdDev: Desviación estándar
- Max y Min: Valores máximos y mínimos del histograma

Ahora, con el programa Matlab se realizó la misma prueba, aunque este proceso es un mucho más largo pues conllevó a realizar más procesos como, por ejemplo, leer la imagen original, proceder con su conversión en escala de grises, y debido a que se requiere seleccionar sólo un segmento de la imagen para obtener el histograma se requirió proceder con la creación de un código que recortara la imagen y con esa selección se obtuviera el histograma. Los resultados obtenidos con Matlab fueron los siguientes:

Figura 33 Lectura de imagen1 en el programa Matlab
Se muestra la imagen original, si conversión a escala de grises y posterior selección de la zona para obtener el histograma requerido



Fuente Propia

Con este resultado visual de Matlab los valores del tamaño de la imagen cambiaron y para obtener los resultados matemáticos como los del programa ImageJ es necesario identificar las funciones que se aplican al código para obtenerlos de forma correcta.

CONCLUSIONES

- Con la presente investigación se concluye que Es posible aplicar un método de evaluación de imagen a partir de histogramas, teniendo en cuenta que para la formación del método es imprescindible el conocimiento de las características de la imagen así como de conceptos de calibración y qué valores se desean definir para realizar un comparativo de imágenes
- El software más adecuado para la obtención de los histogramas es el ImageJ teniendo en cuenta que es un software con una metodología de aplicación muy sencilla, que no requiere generar un código de programación y que adicional es libre y se puede utilizar desde la web.
- Se requeriría realizar pruebas reales para lograr un análisis más concreto de los resultados que se proyectan y obtener así un estudio adecuado que conllevaría a efectuar pruebas en diferentes lapsos de tiempo

REFERENCIAS

- Dr. Francisco Mena. (2017). *Ecografía Intraoperatoria en cirugía oncológica cerebral y espinal*. Santiago de Chile: Departamento de Radiología, Clínica Las Condes.
- Graffigna, J. P. (2003). *Departamento de Electrónica y Automática*. Obtenido de <http://dea.unsj.edu.ar/imagenes/recursos/Ecografia.PDF>
- Instituto Nacional de Rehabilitación. (2012). Principios físicos básicos del ultrasonido. *Investigación en Discapacidad*, 25-34.
- José M. Carrera, M. a. (2008). Capítulo 4 – Ecografía 2D y estudio Doppler. En M. a. José M. Carrera, *Ecografía en diagnóstico prenatal* (págs. 71-83). España: Elsevier Spain S.L.
- Morales Bello, J., & Avendaño, G. (2011). *Nucleo de ingeniería biomédica, Univesidad de la Republica Uruguay*. Obtenido de http://www.nib.fmed.edu.uy/seminario_2011/Monografias2011/JorgeMorales-Monografia-Seminario-2011Simuladores.pdf
- N. Díaz-Rodríguez, R. G.-C.-A. (2007). Ecografía: principios físicos, ecógrafos y lenguaje ecográfico. *Semergen*, 362-369.
- Organización Mundial de la Salud OMS. (1996). *Manual de Diagnóstico Ultrasonico*. España: P.E.S. Palmer.
- Perea Cuesta, R., & Milena, R. M. (2013). *Texto guía en ecografía obstétrica*. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia, Facultad de Medicina.
- Pineda Villaseñor, C., Macias Palacios, M., & Bernal Gonzalez, A. (2012). Principios físicos básicos del ultrasonido. *Instituto Nacional de Rehabilitación*, 25-34.
- Tucci R, A. (2007). *Instrumentación Biomédica*. United Kingdom: Lulu.com.