

REPOSITORIO ACADÉMICO DIGITAL INSTITUCIONAL

***Título de la tesis: "HISTORIA Y PRINCIPIOS BÁSICOS DE LA
OBTENCIÓN DE
IMÁGENES CON LA TECNICA DE ECOGRAFÍA EN
MEDICINA***

Autor: Daniel Alfredo Vázquez Flores

**Tesis presentada para obtener el título de:
Ingeniero en Sistemas Computacionales**

**Nombre del asesor:
Nandinii Barbosa Cendejas**

Este documento está disponible para su consulta en el Repositorio Académico Digital Institucional de la Universidad Vasco de Quiroga, cuyo objetivo es integrar organizar, almacenar, preservar y difundir en formato digital la producción intelectual resultante de la actividad académica, científica e investigadora de los diferentes campus de la universidad, para beneficio de la comunidad universitaria.

Esta iniciativa está a cargo del Centro de Información y Documentación "Dr. Silvio Zavala" que lleva adelante las tareas de gestión y coordinación para la concreción de los objetivos planteados.

Esta Tesis se publica bajo licencia Creative Commons de tipo "Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada", se permite su consulta siempre y cuando se mantenga el reconocimiento de sus autores, no se haga uso comercial de las obras derivadas.





UVAQ

M.R.

**UNIVERSIDAD
VASCO DE QUIROGA**

FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS
COMPUTACIONALES

HISTORIA Y PRINCIPIOS BÁSICOS DE LA OBTENCIÓN DE
IMÁGENES CON LA TÉCNICA DE ECOGRAFÍA EN
MEDICINA

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO EN SISTEMAS COMPUTACIONALES

PRESENTA

DANIEL ALFREDO VÁZQUEZ FLORES

ASESOR

NANDINII BARBOSA CENDEJAS

CLAVE: 16PSU0049F

ACUERDO: LIC100846

MORELIA, MICHOACÁN

DICIEMBRE-2016

Para mi familia, el núcleo de mi vida.

Índice

Índice	1
Resumen	2
Planteamiento del problema	3
Antecedentes	4
Objetivos	11
Introducción	12
Propagación del sonido como una onda mecánica	18
Aplicaciones médicas del ultrasonido	35
Conclusiones	51
Aplicación móvil: Asistente médico para el dolor renal.	52
Bibliografía	56
Glosario de términos	61
Índice de figuras	63

Resumen

El desarrollo acelerado de la tecnología en estos días a favorecido a un variado y amplio rango de disciplinas y artes, entre ellas la medicina, en donde un diagnóstico oportuno puede significar una diferencia de vida en el paciente. En el campo de la imagenología se han dado avances desde su nacimiento en 1895, haciéndola, cada vez más, una ciencia indispensable en el diagnóstico médico e incluso en el tratamiento de enfermedades como el cáncer, cálculos biliares, cálculos renales, entre otros.

Actualmente la ciencia computacional está ligada al diagnóstico médico utilizando la imagenología asistida por computadora en el cual las aplicaciones de software diseñadas para éste fin hacen procesamiento de las imágenes que son obtenidas a través de alguna de las diferentes técnicas. El objetivo del presente trabajo es obtener un panorama amplio y suficientemente completo de la imagenología médica para comprender los principios básicos del proceso de obtención de imágenes con la técnica de ecografía.

El presente trabajo tiene como estructura un capítulo en donde se describen los antecedentes históricos presentando en orden cronológico el desarrollo de la imagenología médica, en particular de la ecografía como técnica de diagnóstico médico. Posteriormente se plantean los objetivos de este trabajo para iniciar con el capítulo de introducción en este se comienza con el uso de la ecografía en el radar aunado al sonar, lo cual dio lugar a lo que más tarde serían las aplicaciones más conocidas de la ecografía en la medicina la cual comienza a finales de la década de los 1940s y principios de los 1950s. En el segundo capítulo se revisan los conceptos básicos físicos del sonido como onda mecánica, la importancia de la propagación del sonido en diferentes medios y las ecuaciones generales que se utilizan para describir una interfaz entre distintos medios. Para cumplir con el objetivo de la presente monografía en el capítulo tres se hace énfasis en la ecografía aplicada al diagnóstico médico, revisando los principales puntos que analiza un médico para emitir un diagnóstico basado en una imagen de ultrasonido, como por ejemplo color, forma y composición, entre otros. Finalmente el capítulo de conclusiones hace un recuento de los puntos más importantes del contenido del trabajo.

Planteamiento del problema

En el área de la medicina, existen diversas formas de establecer el diagnóstico para una enfermedad. Un diagnóstico exitoso es en la gran mayoría de las veces uno de los factores más importantes para obtener con éxito el fin de la enfermedad y en algunos otros incluso la diferencia entre la vida y la muerte.

En la actualidad las imágenes del interior del cuerpo humano son una pieza clave para realizar con éxito este diagnóstico. En Medicina esto representa una rama completa llamada imagen médica, esta rama comprende al conjunto de técnicas y procesos usados para crear imágenes del cuerpo humano. La manera en la que se crean estas imágenes incorpora por ejemplo a la radiología, la endoscopia, la termografía médica, la ecografía o ultrasonografía entre otras

En el contexto del diagnóstico médico hay un responsable profesional encargado de dar el diagnóstico clínico en base a una interpretación de las imágenes obtenidas. La integración de los dispositivos móviles en áreas de la salud ha representado una herramienta útil.

Incorporar en una tableta un software que permita dar una lista de interpretaciones adecuadas a la imagen que se obtiene de una ultrasonido. Esta lista facilitaría la interpretación de imágenes para el diagnóstico clínico. Siguiendo esta idea, se plantea el desarrollo de esta monografía como una investigación sólida que se establecerá como plataforma teórica para desarrollar este software en un trabajo a futuro.

La visión general de esta monografía es explicar de manera amplia la historia de la incorporación de técnicas de imágenes, cómo se obtienen, cómo se interpretan físicamente y la aplicación específica del ultrasonido a algunas de las partes del cuerpo.

Antecedentes

Fue Wilhelm Conrad Röntgen en 1895, quien después de observar que una pantalla que tenía en su laboratorio comenzó a brillar cuando trabajaba con radiación electromagnética, comenzó a colocar materiales entre la pantalla y el tubo con el cual emitía la radiación y descubrió que la pantalla continuaba brillando, interpuso su mano entre los dos objetos y pudo ver como la “sombra” de los huesos de su mano quedaba impresa en la pantalla descubrimiento de esta manera los rayos X. La letra X se asignó porque representa la incógnita en lenguaje matemático. Puede que no se haya percatado, pero el señor Röntgen dio nacimiento a una nueva rama de la medicina: la imagenología diagnóstica

Después del hundimiento del Titanic entre el 14 y el 15 de abril de 1912, se reforzó la idea de una forma de desplazarse en el agua de manera segura, este hecho nos llevaría a uno de los adelantos más impresionantes de este periodo de la historia. El primer sistema de sonar funcional se construyó en Estados Unidos por el canadiense R. Fessenden en el año de 1914 que era capaz de detectar un iceberg a 3.2 km de distancia aunque no podía precisar su dirección.

Con la invención del diodo y triodo, fue posible construir aparatos de ultrasonido más potentes, como el diseñado por Paul Langévin junto a Constantine Chilowsky, lo llamaron el “Hidrófono”, entre 1915 y 1918 el Hidrófono formó parte de investigaciones clasificadas que incluyeron el seguimiento de movimientos de submarinos alemanes. Una década después, en 1928, en la Unión Soviética, Sergei Y. Sokolov, científico en el Instituto Electrotécnico de Leningrado propuso y desarrolló la idea de un método para detectar fallas en los metales a través de ondas de ultrasonido, la solución que propuso Sokolov incluía la propagación y medición de ondas cortas de sonido que eran medidas con su eco resultante. Esto posteriormente fue aplicado a la industria metalúrgica, inicialmente en la revisión de la calidad de los cascos de navíos y placas de acero de tanques.

Al rededor de los años 1940s se llevaron acabo de forma experimental, pruebas en el uso diagnóstico del ultrasonido, cuenta de esto es el trabajo “Ultraschall in der Medizin” publicado por H. Gohr y T. Wedekind de la Universidad de Koln, en dicho trabajo se maneja la posibilidad de usar el diagnóstico basándose en eco-reflexión parecida a lo que se preveía para la detección de fallas en los metales. Planteaban que era posible detectar

tumores, exudados o abscesos. Aunque no mostraron resultados convincentes de sus experimentos. Karl Theo Dussik, un neurólogo y psiquiatra en la universidad de Viena en Austria es a menudo referido como el primer médico que empleó el ultrasonido para el diagnóstico médico, comenzó sus experimentos al rededor del año 1930 junto a su hermano Friederich, un físico, usaban pulsaciones de ultrasonido en el craneo de sus pacientes para intentar encontrar tumores cerebrales.

Wolf-Dieter Keidel un médico trabajando en la universidad de Erlangen, Alemania profundizó en la posibilidad de usar el ultrasonido como herramienta diagnóstica, mayormente en la cavidad torácica y el corazón prefiriendo la técnica de transmisión en lugar de la de pulso-reflexión. En el primer congreso de ultrasonido en medicina celebrado en Erlangen en 1948, Keidel y Dussik fueron los únicos en presentar trabajos sobre el diagnóstico con ultrasonido, los demás trabajos presentados fueron sobre uso terapéutico.

En Francia André Dognon y André Dénier fueron unos de los tantos científicos en investigar al ultrasonido en el diagnóstico, Dénier describió la posibilidad de la "Ultrasonoscopia". Incluso desarrolló un aparato con elementos de uso terapéutico y empleó un medidor de microamperes y un osciloscopio, definió corrientes eléctricas para determinadas partes del cuerpo e intentó producir imágenes en el osciloscopio que correspondieran con los voltajes, aún así los trabajos fueron incapaces de mostrar imágenes estructurales satisfactorias. Dénier publicó en 1951 un libro en el cual casi la totalidad del mismo describía el uso terapéutico y el resto trataba el tema diagnóstico. La primera publicación sobre ultrasonido salió a la luz en 1949 con el título de: "Ultrasonics" por Benson Carlin

Del otro lado del océano Atlántico, en Estados Unidos, el departamento de defensa liberaba al público en octubre de 1949 documentos anteriormente clasificados sobre los trabajos del teniente George Ludwig que había ya trabajado por casi 10 años en el tema del ultrasonido en su modalidad diagnóstica en el Naval Medical Research Institute en Bethesda, Maryland. Comenzó realizando pruebas en tejido animal, como el de perros y cerdos, sus instrumentos fueron el alcance pulso-reflexión usado en los aparatos de detección de fallas en metales y del SONAR y RADAR. Se enfocó en la búsqueda de cálculos biliares.

Investigó sobre la impedancia acústica en los cálculos biliares en tejido animal y en músculo y grasas encontrados en el cuerpo humano, usando pulsación de corto alcance a 60 Hz usando un transductor transmisor/receptor. Ecos de las ondas de ultrasonido fueron mostradas en la pantalla del osciloscopio, Ludwig fue capaz de identificar diferentes señales ultrasónicas según el tipo de cálculos biliares. También investigó la transmisión a través de extremidades humanas para medir la impedancia acústica en los músculos, éstas investigaciones también exploraron, entre otros, la atenuación de la energía del ultrasonido en el tejido, desajuste de impedancia entre tejidos, la frecuencia de onda óptima para un instrumento de diagnóstico para adquirir penetración y resolución adecuadas en los tejidos sin llegar a causar daño en los tejidos, estos estudios ayudaron a cimentar las bases científicas del uso clínico del ultrasonido.

Mejores transductores fueron construidos con diferentes materiales que también permitieron hacerlos más pequeños tales como el titanato de bario, al rededor de la década de 1940 y más tarde se reemplazó por titanato zirconato de plomo o PZT. Los nuevos transductores contaban con mejor sensibilidad, manejo de frecuencias, eficiencia de acoplamiento y salida.

John J. Wild un cirujano inglés que inmigró en los Estados unidos después de la segunda guerra mundial y obtuvo un puesto en el Instituto de Investigación Médico Tecnológica de Minnesota y trabajo primeramente con el ingeniero naval Donald Neal. Comenzó sus estudios en ultrasonido explorando los grosores de las paredes del intestino en diferentes condiciones quirúrgicas como la obstrucción y el íleo paralítico (oclusión intestinal), se enfocó más en el estudio de los tejidos usando el ultrasonido de modo A como un método para detectar las condiciones de los tejidos según la frecuencia de las ondas de ultrasonido más que como una técnica de imagen tal como se muestra en la figura 1. El trabajo de Wild y Neal fue publicado por el primero en 1950. Posteriormente, después de que Donald Neal fuera despachado para su servicio en la Marina de los Estados Unidos luego de la guerra en Corea, Wild colaboró con un ingeniero eléctrico, John Reid, diseñaron un instrumento lineal de modo B con el cual

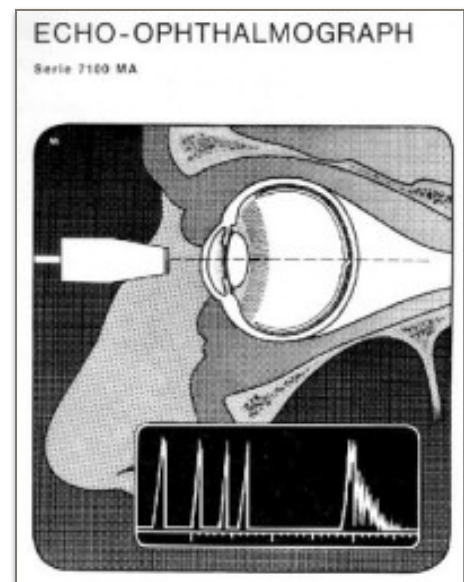


FIGURA 1. ULTRASONIDO DE MODO A [1]

fueron capaces de observar tumores en protuberancias en el pecho, el instrumento operaba a 15 megahercios. Acuñaron el termino ecografía y ecometría. Para el año de 1956 ya habían observado 117 casos de tumores cancerosos de pecho y posteriormente continuaron analizando el colon. Reid continuó más tarde en el campo de la ecocardiografía intentando obtener un doctorado en Pennsylvania en trabajo junto con Claude Joyner.

Otro de los pioneros en el desarrollo de la ecografía de modo B fue el doctor Douglass Howry quien en 1951 al lado de dos ingenieros produjo el “Somascopio” que constaba de un tanque lleno de agua al cual ajustaron un transductor en el el borde con el cual podían obtener imágenes en 2D de un órgano en particular. Llamaron a las imágenes “somagramas” en la figura 2 se muestra un ejemplo.

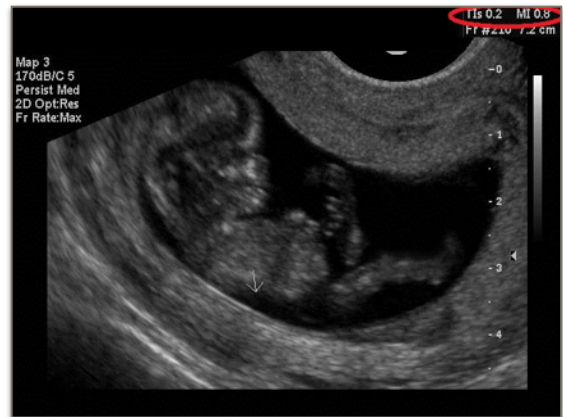


FIGURA 2. ULTRASONIDO DE MODO B. [2]

Un sistema de ultrasonido con tanque de inmersión (Immersion tank ultrasound system) fue desarrollado por el nefrólogo Joseph Holmes en el cual el paciente había de tener una superficie de su cuerpo cubierta por agua con solución salina mientras un transductor pasaba al rededor de él dentro de la solución. Los trabajos de Douglass Howry y Joseph Holmes y sus equipos los definen indudablemente como pioneros en la producción de imágenes en 2D como las que se usan hoy en día. Posteriormente Holmes con la ayuda de los ingenieros Willian Wright y Ralph E. Meyerdirk concibieron el primer aparato de ultrasonido con un transductor pegado al cuerpo del paciente. Wright y Meyerdirk incluso fundaron una compañía para comercializar el aparato.

En Japón también se hacían investigaciones y experimentos con ultrasonido, un equipo formado por dos cirujanos: Kenji Tanaka y Toshio Wagai, el físico e ingeniero Rokuro Uchida y el jefe de la Japan Radio Company, Shigeru Nakajima, quien comenzó a usar el modo A para buscar afecciones intracraneales. Uchida y Nakajima construyeron tras modificaciones de un detector de fallas de metales, el primer aparato de ultrasonido modo A con fines diagnósticos en Japón en 1949. En 1954 Tanaka publicó un trabajo “Application of Ultrasound to Diagnostico Field” (La aplicación del ultrasonido al campo diagnóstico) y

para 1959 se desarrolló un aparato con capacidad de obtener imágenes de modo B siguiendo modificaciones al anterior diseño modo A con un portal o soporte transductor de movimiento lineal (linear moving transducer gantry). En 1957 Yoshimitsu Kikuchi aplicó su “one-point contact-sector scanner tomography” que funcionaba con el modo B y una pantalla tipo RADAR, esto sucedía casi de forma paralela a los avances de Howry en América.

Los primeros escáners de las marcas registradas ALOKA® y de TOSHIBA® aparecieron a inicios de los años 1960. ALOKA® (que anteriormente fue Nihon Musen Radiation and Medical Electronics Laboratory) desarrolló dos modelos el SSD-1 que usaba modo B y una bolsa de agua y el SSD-2 que era un scanner para diagnóstico médico de modo A. Durante la época se realizaron dos reuniones importantes sobre bioacústica y ultrasonido, una celebrada por el MIT y otra organizada por William Fry un físico que trabajó en el desarrollo de transductores piezoeléctricos en la segunda guerra mundial. La primera reunión se realizó en 1956 y la segunda en 1962, estudiosos de América, Europa y Japón en ella se pudieron compartir información valiosa en metodología e instrumentación.

Ian Donald un médico escocés que se interesó en los aparatos electrónicos mientras estaba en la Real Fuerza Aérea inglesa comenzó a experimentar y a investigar con el ultrasonido después de conocer el RADAR y el SONAR había experimentado usando un detector de fallas de metal en muestras de tejidos humanos tales como quistes, y otras masas extirpadas, incluso con tejido animal. Reunió un equipo y se instaló en la universidad de Glasgow, uno de sus ayudantes, el técnico Tom Brown, escuchó una historia sobre un investigador que quería encontrar fallas en mujeres con un detector de fallas en metales, contactó a Donald y después de eso el equipo se dedicó a identificar, diferenciar y examinar quistes, fibroides y otros tumores de la región abdominal.

Después de que los resultados fueron desestimados, sucedió un evento que dio nuevo empuje al diagnóstico por ultrasonido; una paciente diagnosticada con cáncer estomacal inoperable fue salvada tras serle extirpado un quiste de ovario que fue fácilmente removido y que fue diagnosticado usando ultrasonido. Una publicación aparecería después con las observaciones sobre 100 pacientes con 12 ilustraciones, “Investigation of Abdominal Masses by Pulsed Ultrasound” se muestra una imagen en la figura 3. El aparato usado por el equipo de Ian Donald fue un detector de fallas en metales Mark IV de Kelvin Huges. Cabe destacar que en 1959 Donald analizó las reflexiones de los

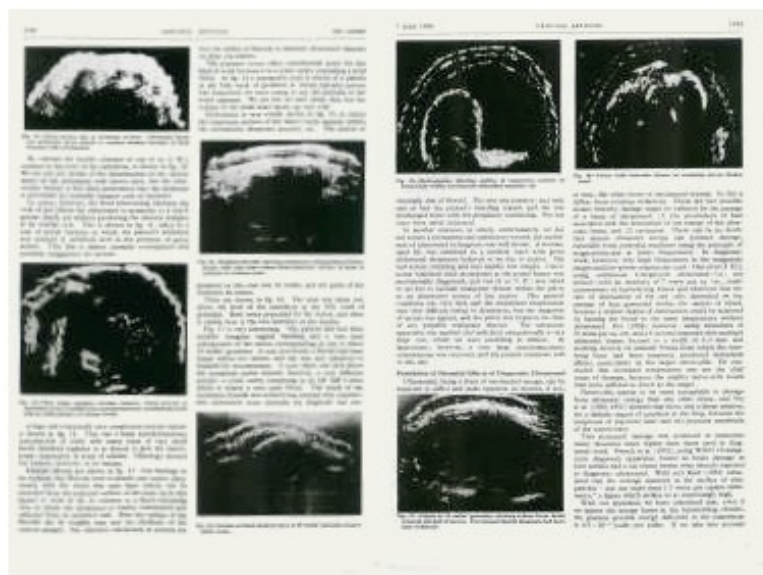


FIGURA 3. PÁGINAS DEL TRABAJO PRESENTADO POR IAN DONALD Y SU EQUIPO. [1]

cráneos de fetos y se pudo deducir la edad del feto, este ha sido uno de los estándares para calcular la edad del feto, según su cefalometría.

Ian Donald reconoció los esfuerzos de sus colegas en América y Japón, e incluso notó que algunos de sus descubrimientos fueron accidentales o por golpes de suerte, uno de ellos fue la “vejiga llena” o la cefalometría para deducir la edad del feto a través de escaneo en modo A. En 1957 El ingeniero Tom Brown e Ian Donald construyeron el primer escáner compuesto de modo B que después de mejoras se convertiría en el Disonógrafo (Diasonograph®), un modelo comercial se muestra en la figura 4A.

En Suecia Bertil Sunden tras una visita que hizo a Donald en Escocia desarrolló su tesis doctoral con su experiencia en 400 casos en los que uso el Disonógrafo desarrollado por Brown y Donald, también incluyó estudios en ratas preñadas y su relación con el ultrasonido respecto a los efectos dañinos de éste, no encontrando ninguno.

En la unión soviética (URSS) se llevaban a cabo estudios sobre el uso diagnóstico del ultrasonido uno de los encargados de esto fue L. D. Selezneva el discípulo del afamado científico S. Y. Sokolov que hizo publicaciones sobre el uso obstétrico y ginecológico del ultrasonido a principios de los años 1960. Unos cuantos científicos soviéticos hicieron de forma similar sin embargo prácticamente todas las publicaciones fueron hechas en ruso.

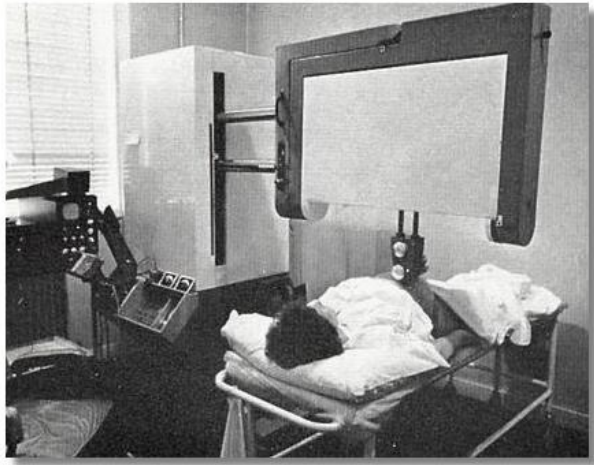


FIGURA 4A. EL PRIMER DIASONÓGRAFO. [1]



FIGURA 4B. A. KRATOCHWIL ANALIZANDO LA PLACENTA CON ULTRASONIDO DE MODO A. [1]

Alfred Kratochwil en Vienna estuvo apegado a la empresa KretzTechnik® trabajando con sus aparatos y de esa manera ayudando a desarrollar máquinas más eficaces. Se encargó de avanzar en el campo gineco-obstétrico usando primero dispositivos de modo A intentando localizar la placenta y luego trabajando con el modo B. Enterado del trabajo de

Ian Donald en Glasgow, Kratochwil colaboró con KretzTechnik para desarrollar un aparato de modo B de brazo articulado con el cual revisó pacientes que habían pasado por cirugías debido a carcinoma del cérvix. Cabe destacar que visualizó la existencia de los folículos ováricos. A partir de 1968 Kratochwil fue uno de los investigadores más prolíficos de Europa y su centro de trabajo fue visitado por cientos de radiólogos; en la figura 4B se muestra una imagen de Kratochwil, desarrolló cursos de entrenamiento y fue una pieza clave para KretzTechnik AG en el desarrollo de nuevos modelos.

Algunos eventos fueron organizados, tales como La primera conferencia internacional del ultrasonido diagnóstico (“First International Conference on Diagnostic Ultrasound”) celebrada en Pittsburg, Pensilvania en 1965, luego en 1969 el Primer congreso mundial en diagnóstico ultrasónico en medicina (“First World Congress on Ultrasonic Diagnostics in Medicine”) en Vienna con la aportación de científicos y médicos europeos entre otros. La siguiente reunión en Europa se celebraría en 1972 en Holanda.

Después de la década de los 70s se consolidó al ultrasonido como una técnica de diagnóstico médico perfeccionada, y es en la actualidad una de las herramientas de la imagenología más utilizada. Es precisamente las últimas tres décadas y su aplicación específica el objeto de estudio de la presente monografía.

Objetivos

GENERAL

En medicina, dado que la detección de enfermedades y afecciones es crucial para una atención oportuna, se necesita dotar de herramientas a los profesionales. Desde el descubrimiento de los rayos X se han dado avances importantes en el área tanto de la imagen diagnóstica como terapéutica, sin embargo, mientras el hombre siga padeciendo de condiciones médicas perjudiciales, se necesitará del esfuerzo por parte de todas las ciencias y disciplinas que puedan contribuir tanto a un mejor diagnóstico como a un tratamiento mejor adecuado.

El objetivo principal de esta monografía es la construcción de un fundamento teórico sólido que permita determinar el camino a seguir en un trabajo posterior que consiste en un sistema de diagnóstico preliminar asistido por computadora para médicos generales o especialistas que en su momento no tienen acceso a herramientas especializadas con software específico y diseñado para funcionar única y exclusivamente en estaciones de trabajo que procesan imágenes obtenidas de forma digital, ya sea por el método de radiografía digital, ecografía, tomografía, resonancia magnética, entre otras.

ESPECÍFICOS

Una correcta comprensión de los procesos relacionados en la obtención de imágenes en la disciplina ecográfica, de forma más específica, de la obtención de imágenes a través del ultrasonido.

Adquisición de conocimiento sobre la obtención y el procesamiento de imágenes a través del ultrasonido.

Introducción

Un científico soviético Sergey Y. Sokolov inventó un aparato para detectar fallas en los metales, inicialmente usado para detectar fallas en los cascos de los navíos y tanques, este conocimiento posteriormente sería utilizado para generar las imágenes médicas.

El uso de la ultrasonido en el área médica en un principio se pensaba como una terapia “curalotodo”, pasada esta etapa obscura algunos pioneros comenzaron a diseñar aplicaciones de ecografía con propósitos diagnósticos, aunque buena parte de las imágenes obtenidas con aquellos primeros recursos eran de muy baja calidad, se cuenta con los antecedentes de médicos como Dussik que junto a su hermano lograron obtener cierta cantidad de imágenes del interior del cráneo de pacientes de Dussik como se muestra en la figura 5, que era neurólogo y psiquiatra, con las cuales intentaban reconocer lesiones intracraneales.

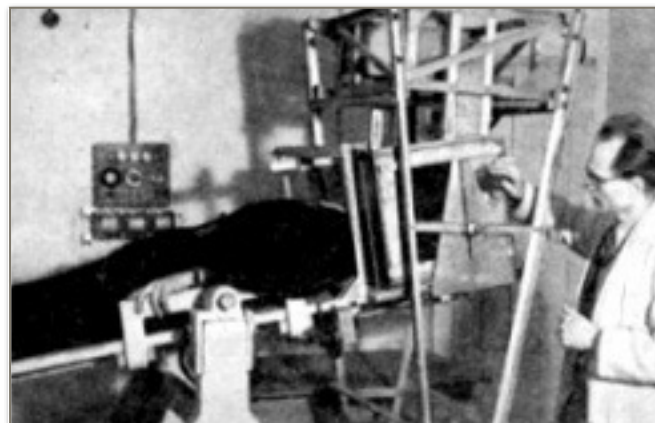


FIGURA 1. DUSSIK Y SU APARATO. [1]

Entre éstos años finalmente se vislumbra el uso diagnóstico del ultrasonido, en 1940 H. Ghor y Th. Wedekind publican un trabajo donde proponen el uso diagnóstico del ultrasonido con un uso similar al de la industria metalúrgica, aún así no lograron dar demostraciones claras para su afirmación según sus experimentos y no se les dio gran reconocimiento. Alguien más, quien presumiblemente inició sus trabajos con el ultrasonido desde 1930 fue Karl Theo Dussik, neurólogo y psiquiatra en la universidad de Viena, se le atribuye a él haber comenzado a usar el ultrasonido en el campo del diagnóstico médico. Él y su hermano Friederich que era físico, intentaron detectar la presencia de tumores en el cerebro calculando la travesía del disparo ultrasónico dentro de la cavidad craneal, así como conocer los ventrículos cerebrales. En 1942 se publicaron resultados sobre sus primeros experimentos, años más tarde, después de la segunda gran guerra, en 1947,

publicaron una parte más de sus hallazgos, llamaron a su trabajo “hiperfonografía”. Las imágenes que supuestamente fueron obtenidas con su aparato y el método de los hermanos fueron después puestos en tela de juicio por su autenticidad por otros científicos entre ellos investigadores del Instituto Tecnológico de Massachussets (M.I.T.).

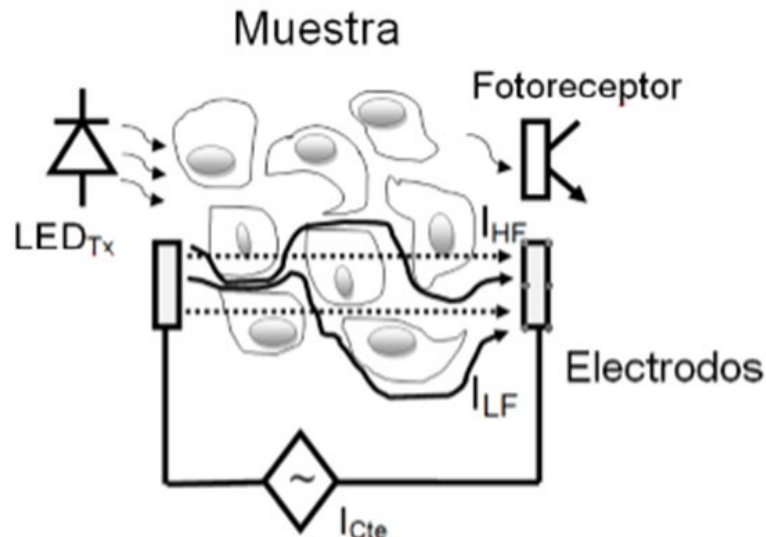


FIGURA. 2 COMPORTAMIENTO DE LAS CÉLULAS ANTE UN ESTÍMULO APLICADO [3]

En los Estados Unidos el uso formal de la técnica ultrasonora se develó hacia finales de la década de 1940 con los trabajos de George Ludwig que trabajaba para la marina de los Estados Unidos en Bethesda, Maryland. Sus experimentos se mantuvieron clasificados por varios años, por razones desconocidas. Comenzó estudiando tejido animal (en la figura 6 se muestra el comportamiento de las células ante un estímulo aplicado), intentando encontrar cuerpos extraños y piedras biliares básicamente, usando un detector de fallas en metales, con el método pulso-eco, uso 60 pulsaciones por segundo con un transductor emisor-receptor, las señales recibidas fueron apareciendo en la pantalla de un osciloscopio. Ludwig indagó en la impedancia acústica del tejido humano, para definir la optima frecuencia de las ondas de sonido para que un instrumento de diagnóstico adquiriera la penetración adecuada y el contraste suficiente sin incurrir en daño de tejidos, lo cual sentó las bases del uso clínico diagnóstico del ultrasonido.

Es de importancia notar que en 1945 se construye ENIAC (Electronic Numerical Integrator and Computer) en la universidad de Pennsylvania. Una máquina que pesó 30 toneladas y llenó una habitación de 140 metros cuadrados, originalmente fue pensada para hacer cálculos que adelantaran a E.E. U.U. en la guerra pero para cuando fue terminada de construir la guerra ya había concluido (noviembre de 1945), fue un esfuerzo conducido por J. Presper Eckert y J. W. Mauchly. Antes de ENIAC fue inventada la Calculadora de

Números Complejos en los laboratorios Bell de AT & T en New Jersey por George Stibitz, la cual no fue pensada para más que para resolver operaciones matemáticas, que por cierto lograba solucionar en cuestión de segundos, a diferencia de ENIAC que fue diseñada para múltiples propósitos. En 1954 se produce el primer transistor de silicio que facilitó la construcción de computadoras a gran escala en los años venideros.

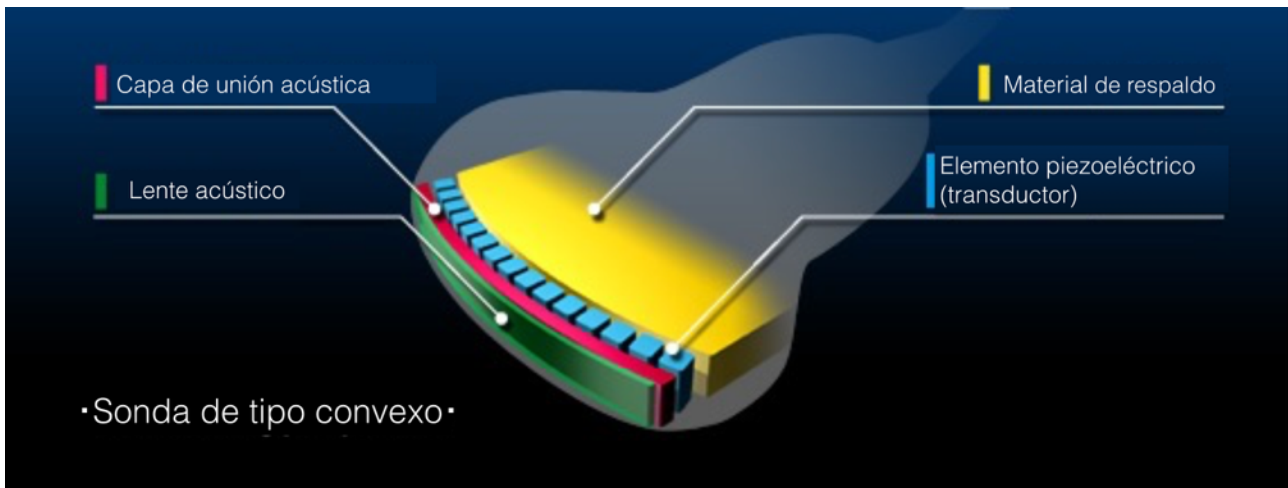


FIGURA 3. EJEMPLO DE SONDA ACÚSTICA DE TIPO CONVEXO [4].

Al rededor de 1954 se comenzaron a construir nuevos transductores con materiales recién descubiertos como el Titanio-Zirconato de Plomo en la figura 7 se muestra una sonda acústica de tipo convexo, que trajeron mejor sensibilidad, mejor manejo de frecuencias entre otras. El uso de los aparatos de modo A se continuó aplicando en diferentes áreas clínicas por ejemplo la oftalmología y la neurología en diferentes regiones del mundo; China, Europa, Inglaterra, Estados Unidos, por mencionar algunas.

John Julian Wild un cirujano egresado de Cambridge primero experimentó con ultrasonido y modo A buscando el grosor de los intestinos así como con algunos padecimientos en el sistema digestivo, colaboró con Donald Neal, ingeniero naval con quien publicó sus primeros descubrimientos sobre el espesor de material intestinal, su experimento inicial lo realizó con fragmentos del intestino de un perro. La metodología diagnóstica de Wild no era tanto una técnica de imagen si no que se basaba en el calculo de espesores obtenidos de los tejidos. Tiempo después intentaría probar sus técnicas en material neurológico sin mucho éxito.

Wild continuó con su investigación después de la partida de Neal después de la guerra coreana, ahora en colaboración con John M. Reid ingeniero eléctrico, Construyeron una máquina capaz de construir imágenes en modo B que utilizaron para ayudar a detectar

tumores cancerosos en el pecho, produjeron un documento con sus hallazgos: “Application of Echo-Ranging Techniques to the Determination of Structure of Biological Tissues”. Demostraron la utilidad de su método y su aparato obteniendo decenas de imágenes de patologías en el pecho así como colaborando al diagnóstico preoperatorio. Cabe destacar que fueron Wild y Reid quienes acuñaron los términos “Ecografía” y “Ecometría”. Comenzaron a analizar el colon en busca de tumores, ellos inventaron los transductores transvaginales y transrectales de modo A.

En 1951 Douglass Howry y dos ingenieros, W.R. Bliss y G. J. Posakony construyeron un aparato al que llamaron el “Somatoscopio”, donde un transductor giraba al rededor de un tanque que se llenaba de agua y giraba, así podían producir imágenes de un órgano dentro del abdomen. Howry, Bliss y Posakony fueron pioneros en la representación bidimensional de imágenes de ultrasonido de modo B con su aparato. Parte de su trabajo fue publicado en la revista LIFE Magazine en una edición de 1954. Finalmente se había demostrado que se podían obtener imágenes interpretables en segunda dimensión tanto de órganos como de patologías con el uso del ultrasonido.

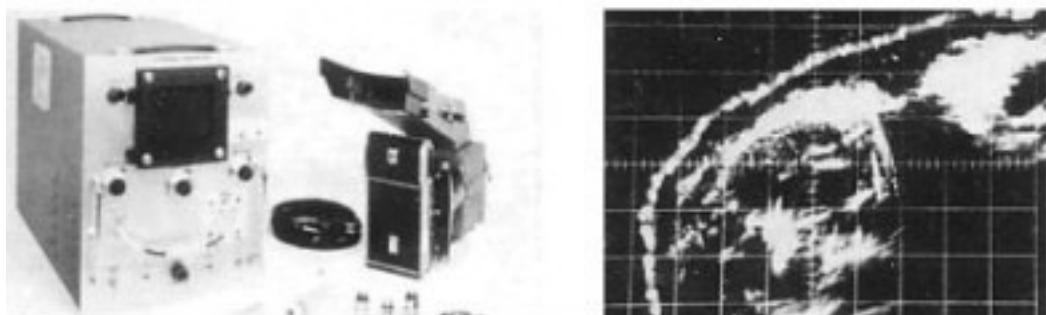


FIGURA 4. APARATO DE WRIGHT Y MEYERDIRK, PRIMERAS IMÁGENES OBTENIDAS. [1]

Otro de los aparatos producidos por Howry y Joseph Holmes fue el “Pan-Scanner” se trataba de una tina semicircular que llevaba acoplado un transductor al rededor de ella, el paciente se sentaba en una silla de odontología modificada con su tórax expuesto, y se llenaba su contorno con solución salina. El trabajo de Howry y Holmes junto a los ingenieros fue trascendental en su contribución a la imagen diagnóstica con ultrasonido, sus aportaciones fueron precursor directo de la ecografía usada en nuestros días. Joseph Holmes continuó su trabajo con los ingenieros William Wright y Ralph Meyerdirk con quienes produjo un aparato con un transductor que entraba en contacto con la piel del paciente. Éste aparato constituyó el diseño más popular en aparatos estáticos de ultrasonido con un brazo articulado en la figura 8 se muestra el aparato con una de las imágenes.

En Japón de forma prácticamente paralela al trabajo de J.J. Wild y de D. Howry se llevaban a cabo estudios sobre el ultrasonido aplicado a la exploración del cuerpo humano, en 1949 Shigeru Nakajima y Rokuro Uchida construyeron el primer escáner de modo A en Japón desde un detector de fallas, el interés inicial de Uchida era buscar lesiones intracraneales. Posteriormente, en 1955 comenzaron a construir un aparato de modo B. Kikuchi desarrolló un aparato de modo B con una pantalla parecida a la de un radar que más tarde derivaría en los aparatos de “bolsa de agua”.

El ultrasonido surgió probablemente, primero en el área terapéutica que en la diagnóstica, ésta característica fue observada por Langévin cuando supo que había bandadas de peces que morían al entrar en contacto con ultrasonido de alta frecuencia o cuando se experimentaba dolor al sumergir una mano en un tanque lleno de agua al cual se le aplicaba de igual manera, ultrasonido de alta frecuencia. Más tarde se aplicaría como una herramienta en intervención neurológica. Willian Fry y Russell Meyers realizaron craneotomías donde destruyeron ganglios basales en pacientes con Parkinson. La energía ultrasónica fue empleada también para variados padecimientos, tales como la artritis reumatoide, las úlceras gástricas incluso se reportaron su uso en síndrome de Ménière.

En 1956 Allan Cormack fijó su atención en la dosificación de los rayos X y así dedujo que sería mejor calcular la densidad de los tejidos subyacentes para lograr un cálculo más preciso de la dosis. Cambió los rayos X por rayos Gamma y para extraer los datos en forma digital uso un contador Geiger en lugar de una placa.

En 1962 J. Holmes, W. Wright y R. Meyerdirk lograron concebir el ecógrafo Modo B y de hecho lo intentaron comercializar. Para finales de 1960 G. Strandness condujo la investigación que devino en el ultrasonido Doppler y más tarde unió éste con el Modo B para obtener análisis en vivo de la anatomía cardíaca.

Godfrey Hounsfield (figura 9) obtiene en 1970 las primeras imágenes in vitro de tomografía computada, lo cual marca un hito en la historia de la radiología al obtener imágenes de más de un plano del objeto analizado. En 1971 Raymond Damadian publica uno de los primeros trabajos sobre resonancia magnética y argumenta que es posible detectar tumores con dicha técnica de obtención de imágenes, aún así, no deja clara la forma de lograr esto.



FIGURA 5. GODFREY HOUNSFIELD, UNO DE LOS PADRES DE LA TOMOGRAFÍA. [5]

Hasta 1973 cuando Paul Lauterbur que trabajaba en la universidad de Illinois continuando en el trabajo de Herman Carr usa gradientes dentro del campo magnético que permitirán obtener información acerca de cada uno de los puntos dentro del objeto. La primera imagen generada por resonancia magnética la publica Lauterbur en marzo de 1973. La primera imagen del cuerpo humano obtenida a través del resonador fue hecha por Peter Mansfield en 1976, él mismo demostraría que las señales en el campo de radio se pueden analizar de forma matemática posibilitando transformar dichas señales en una imagen. Una imagen más fue generada un año más tarde por Raymond Damadian y su aparato de resonancia, el proceso de esta imagen tomó cuatro horas.

La década de los años ochenta marca la entrada de la radiografía digital y se estandariza el formato y la presentación así como la transmisión de imágenes radiológicas dentro de una red de computadoras.

Propagación del sonido como una onda mecánica

Para entender el diseño y funcionamiento del ultrasonido es necesario conocer los primeros principios de este fenómeno que es la propagación del sonido como una onda mecánica. En este capítulo describiremos la propagación del sonido y las ecuaciones que rigen este transporte de energía. La energía es una cantidad conservada en física, es por esta razón que resulta de suma importancia su estudio. La energía se puede transferir de un lugar a otro por distintos medios y en distintas formas una de ellas es a través de la perturbación en un medio. El movimiento ondulatorio específicamente se refiere a la propagación de la energía por medio de una perturbación en un medio, *i. e.* el sonido es una onda mecánica.

Las ondas se pueden clasificar de dos formas, primero de acuerdo al tipo de movimiento que generan en una parte determinada del medio y segundo con respecto a la dirección en que se propaga la onda. La clasificación de acuerdo con el tipo de movimiento se divide en:

- Ondas transversales: La vibración de las partículas individuales del medio es perpendicular a la dirección de la propagación de la onda, tal como se muestra en la figura 1A.
- Ondas longitudinales: La vibración de las partículas individuales es paralela a la dirección de la propagación de la onda, un ejemplo de este tipo de ondas se puede ver en la figura 1B.

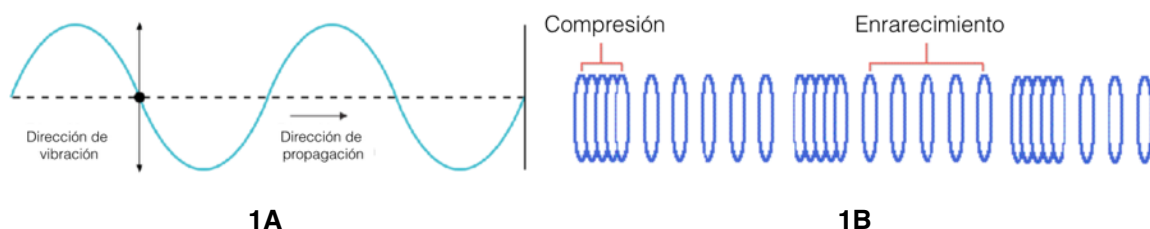


FIGURA 1A. ONDA TRANSVERSAL [6] Y 1B ONDA LONGITUDINAL. [7]

Por otro lado de acuerdo con su cinemática, las ondas se pueden clasificar como viajeras y estacionarias. Un ejemplo de ondas viajeras se puede observar en las olas del mar y en las estacionarias la cuerda de una guitarra eléctrica.

Onda sonora

El sonido es una perturbación periódica que se propaga a través de un medio elástico y es una onda mecánica longitudinal las ondas sonoras se caracterizan por medio de su longitud de onda λ y frecuencia f . Los sonidos se producen por materia que vibra y se propaga, en una onda sonora las compresiones y rarefacciones se alternan a través del medio en el cual se propagan tal como se muestra en la figura 2.

Una compresión corresponde a una región en donde existe un gran número de átomos acercándose entre ellos lo que genera una alta presión y una rarefacción corresponde a una región en donde los átomos se encuentran más separados y por lo tanto en una zona de baja presión. Este comportamiento puede representarse trazando una gráfica del cambio de la presión con respecto a la distancia. Esta situación nos permite dar un tratamiento de movimiento ondulatorio periódico a las ondas sonoras. El sonido tiene una velocidad de propagación distinta dependiendo del medio sobre el cual se transporte, este hecho es sumamente importante para los fines de este trabajo ya que el ultrasonido es precisamente una onda sonora emitida a frecuencias muy altas que debe de atravesar distintos medios para entregarnos las imágenes de los órganos internos del cuerpo humano.

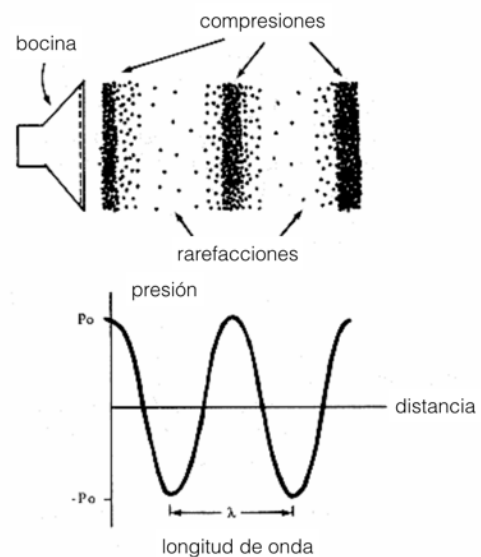


FIGURA 2. REPRESENTACIÓN DE UNA ONDA SONORA Y SU GRÁFICA DE CAMBIO DE PRESIÓN CON RESPECTO A LA DISTANCIA. [8]

Desde el punto de vista de la teoría atómica la materia se compone de moléculas y a su vez esta se compone de átomos, la energía interna de la materia se puede modelar con la energía cinética de estos átomos. De tal manera que si miráramos dentro de ella tendríamos una cantidad enorme de átomos, todos moviéndose de manera simultánea, los choques entre ellos son los que determinan el estado en el que se encuentra la materia: cuando los átomos tienen poco movimiento se encuentra en estado sólido, si estos adquieren mayor movimiento la distancia entre ellos aumenta para pasar al estado

líquido y finalmente al adquirir una gran cantidad de energía cinética se produce el estado gaseoso.

Velocidad del sonido en sólidos

El caso más sencillo de estudiar es el de el sonido propagándose en una varilla delgada; tal como se muestra en la figura 3, en este caso el movimiento de las partículas es paralelo al eje de la varilla, y la velocidad esta dada por

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

donde Y es el módulo de Young para el sólido y ρ es su densidad.

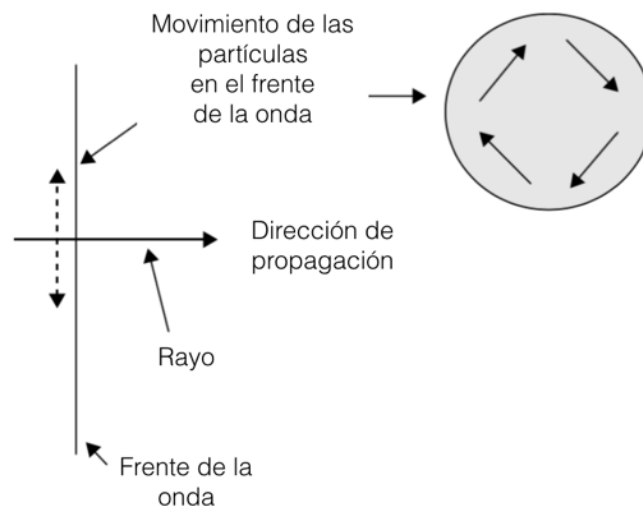


FIGURA 3. MOVIMIENTO DE UNA ONDA SONORA EN UNA VARILLA SÓLIDA. [9]

Esta relación es válida siempre que el diámetro de la varilla sea lo suficientemente pequeño en comparación con las longitudes de las ondas sonoras que se propagan a través de ella. Cuando un elemento de esta barra se comprime de manera axial este tiene libertad de expandirse de manera radial, por el contrario cuando está en tensión se comprime de manera radial. En otras palabras cuando aplicamos tensión sobre la barra el efecto en el material se ve reflejado en un cambio en el módulo de Young lo que implicaría un cambio en la velocidad. Para medir el módulo de Young es necesario realizar un corte a lo largo de la sección transversal de la varilla y la información se guarda en una función conocida como módulo de corte.

En este caso el modelo más apropiado es el de un sólido extendido, en el cual la rapidez de la onda longitudinal es función del módulo de corte S , el módulo de volumen B y la densidad ρ del medio

$$v = \sqrt{\frac{B + \frac{4}{3}S}{\rho}} \quad (2)$$

Velocidad del sonido en líquidos

Las ondas en la superficie a frecuencias ultrasónicas en líquidos se atenúan muy rápidamente por lo cual no se estudian a detalle en la ingeniería aplicada al ultrasonido. Por lo tanto, la velocidad del sonido en un líquido usualmente se refiere al modo de onda de tipo longitudinal. La velocidad del sonido en un líquido en m/s es

$$v = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad (3)$$

donde B es el módulo de volumen para el fluido y ρ su densidad. La medición de la velocidad del sonido en líquidos provee una forma de determinar la compresibilidad adiabática de un líquido y el flujo de calores específicos del mismo. La velocidad del sonido en un líquido es mucho menor comparada con la que alcanzaría un sonido viajando a través de un sólido. Las ondas de sonido no llevan consigo partículas o materia, únicamente energía, se desplazan provocando vibración en las moléculas a lo largo de su trayectoria. Las ondas acústicas se comportan hasta ciertas intensidades de manera lineal, sin embargo las características de la propagación en el líquido al

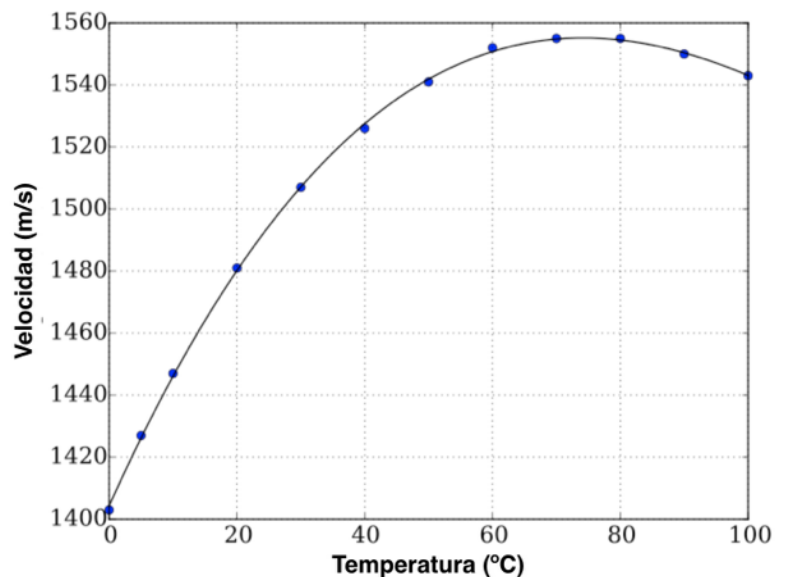


FIGURA 4. VELOCIDAD DEL SONIDO CONTRA TEMPERATURA EN EL AGUA. [11]

aumentar la presión se vuelve más compleja y no lineal. De manera general solamente se trata con velocidades acústicas lineales para sus aplicaciones en medicina. La descripción de las ondas longitudinales en un líquido se realiza mediante la velocidad de fase y un factor de atenuación dados por

$$v = \sqrt{\frac{2\omega\pi}{\rho_0}} \quad (4)$$

donde ρ_0 es la densidad del líquido en condiciones estáticas. Si reescribimos esta ecuación en términos de la viscosidad cinemática del líquido ν tenemos

$$v = \sqrt{2\omega\nu} \quad (5)$$

Velocidad del sonido en gases

Generalmente la propagación de energía en los fluidos es un proceso adiabático debido a que las variaciones en la presión y volumen son muy rápidos y de ese modo no se transfiere calor entre regiones de alta presión (compresiones) y regiones de baja presión (rarefacciones). Para calcular la velocidad del sonido en a través de un gas se usa la ecuación (3), en donde B está definido ahora por

$$B = \gamma P \quad (6)$$

γ corresponde a la constante adiabática (1.4 para el aire y los gases diatómicos) y P a la presión del gas. Siendo así y basándonos en la ecuación general para el cálculo de la rapidez del sonido en fluidos, la ecuación para obtener la velocidad de las ondas longitudinales en un gas es

$$v = \sqrt{\frac{\gamma P}{\rho}}. \quad (7)$$

La propagación de la energía en la gran mayoría de los gases es adiabática debido a que las variaciones en el volumen y en la presión son tan rápidas que no tienen el tiempo suficiente como para afectar el movimiento de la onda con una pérdida de calor. Esta situación se puede modelar muy fácilmente por un gas ideal cuya ecuación de estado es

$$\frac{P}{\rho} = \frac{RT}{M}$$

donde: $R = 8.314 \text{ J/Mol} \cdot \text{Kg}$ (constante universal de los gases), T es la temperatura absoluta del gas (K), M es la masa molecular del gas. Con ayuda de la ecuación (8) podemos escribir la rapidez del sonido para un gas ideal en términos de su masa molecular y de la constante de Boltzmann

$$v = \sqrt{\frac{\gamma RT}{M}}. \quad (9)$$

Comportamiento de una onda sonora entre dos medios

Al viajar una onda sonora puede atravesar por medios de distinto tipo, en este caso la energía de la onda viajando en el medio 1 se divide dependiendo de la forma en la que esta incide sobre la superficie del medio 2 y de las propiedades acústicas de ambos medios.

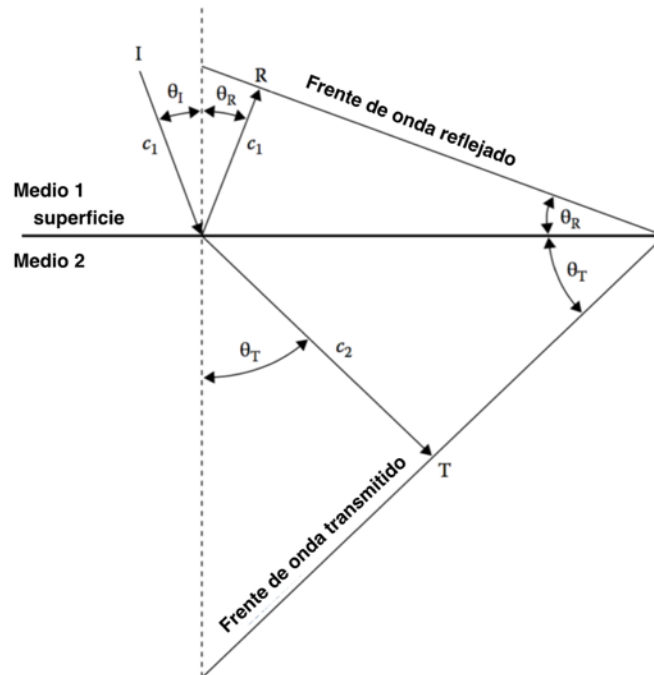


FIGURA 5. FRENTE DE UNA ONDA SONORA ENTRE DOS MEDIOS. [9]

Esta situación resulta importante si queremos utilizar a las ondas sonoras para explorar sistemas complicados en donde la onda cambia de un medio a otro en un intervalo de tiempo corto. El comportamiento de la velocidad es una proporción en la cual un pulso constante viaja a través de la frontera y se puede expresar como

$$v = \frac{v_2}{\sin \alpha_2} \quad (10)$$

En donde v_2 es la velocidad de la propagación de la partícula en el segundo medio es importante notar que las propiedades del medio se encuentran en la velocidad y α_2 es el ángulo entre el frente de onda y la superficie del medio tal como se muestra en la figura 5. Cuando el cambio ocurre entre dos medios sólidos debemos utilizar desplazamientos y tensiones con un análisis de mecánica de ondas el cual describiremos brevemente en su versión más sencilla en los siguientes renglones.

Reflexión simple y transmisión con respecto a la normal del plano de incidencia

La forma simplificada de escribir la reflexión en la superficie entre dos medios es con una onda incidente tal que el desplazamiento total es el mismo en cualquiera de los dos medios, esto equivale a pensar en dos medios infinitos y una onda que se parte en una onda reflejada llamada R y una transmitida T que se muestran en la figura 6.

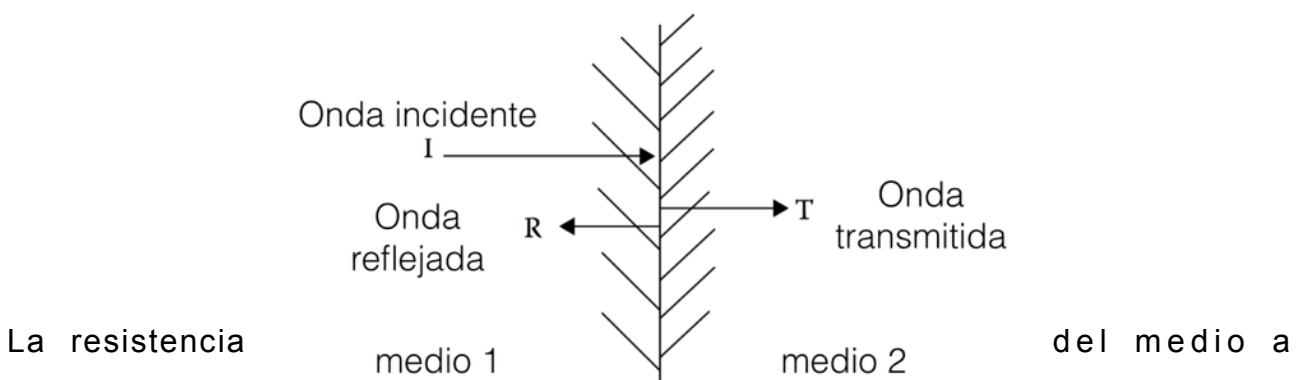


FIGURA 6. REFLEXIÓN Y TRANSMISIÓN CON RESPECTO A LA NORMAL. [9]

propagar la onda sonora se conoce como impedancia acústica, esta impedancia tiene que ver con las tensiones internas de cada medio. En el ejemplo anterior la suma de los desplazamientos se puede escribir como:

$$\frac{\xi_T}{\xi_I} = 1 - \frac{\xi_R \rho_1 v_1}{\xi_I \rho_2 v_2} \quad (11)$$

donde ξ_T , ξ_I y ξ_R son funciones potenciales definidas por el desplazamiento de la onda que se muestra a continuación

$$\xi_T = \xi_I + \xi_R \quad (13)$$

$$\xi_T = \xi_{T_0} \sin \omega \left(t - \frac{x}{v_2} \right) \quad (12)$$

$$\xi_I = \xi_0 \sin \omega \left(t - \frac{x}{v_1} \right) \quad (14)$$

$$\xi_R = \xi_{R_0} \sin \omega \left(t + \frac{x}{v_1} \right) \quad (15)$$

Las tensiones se pueden escribir de manera similar como:

$$P_T = P_I + P_R, \quad (16)$$

donde P_T , P_I y P_R son funciones potenciales de tensión y se relacionan con los desplazamientos con la siguiente ecuación

$$P = -j \frac{\rho v^2}{w} \frac{\partial \dot{\xi}}{\partial x} \quad (17)$$

Si sustituimos la ecuación anterior en la ecuación de las tensiones obtenemos:

$$\rho_2 v_2 \xi_T = \rho_1 v_1 (\xi_I - \xi_R) \quad (18)$$

Donde la densidad multiplicada por la velocidad de un medio es la impedancia asociada. Para describir el fenómeno nos colocamos en la superficie o interface que separa a ambos medios y la identificamos con la línea vertical $x = 0$, En este caso podemos escribir para los desplazamientos y los potenciales las ecuaciones:

$$\xi_{T0} = \xi_0 + \xi_{R0} \quad (19)$$

combinando la ecuación (11) con la ecuación (18) tenemos una expresión para el desplazamiento de la onda reflejada, la onda incidente y la transmitida.

Realizando el álgebra para este sistema de ecuaciones obtenemos la ecuación (19) y (20)

$$\frac{\xi_R}{\xi_I} = \frac{\xi_T}{\xi_I} - 1 \quad (20)$$

$$\frac{\xi_T}{\xi_I} = \frac{2\rho_1 v_1}{\rho_2 v_1 + \rho_2 v_2} \quad (21)$$

Para escribir finalmente los desplazamientos en términos de las impedancias acústicas

$$\frac{\xi_R}{\xi_I} = \frac{\xi_T}{\xi_I} - 1 = \frac{\rho_1 v_1 - \rho_2 v_2}{\rho_1 v_1 + \rho_2 v_2}. \quad (22)$$

Estas expresiones establecen una relación entre las tensiones de las ondas, sus desplazamientos e impedancias acústicas. Por otro lado los potenciales de tensión se pueden obtener mezclando las ecuaciones (15), (16) y (17):

$$\frac{P_T}{P_I} = \frac{2\rho_2 v_2}{\rho_1 v_1 + \rho_2 v_2} \quad (23)$$

$$\frac{P_R}{P_I} = \frac{\rho_2 v_2 - \rho_1 v_1}{\rho_1 v_1 + \rho_2 v_2} \quad (24)$$

Para este sistema es importante notar que no ocurre ningún cambio de fase entre la onda incidente y la onda transmitida, ni en el desplazamiento ni en los potenciales de desplazamiento y tensión independientemente de cuál medio tenga la mayor impedancia. La suposición que hemos hecho hasta ahora es que la impedancia del segundo medio es menor que la del medio 1; por otro lado cuando la impedancia en el medio 2 es mayor a la impedancia en el medio 1, el desplazamiento de la onda reflejada es de 180° fuera de fase respecto al de la onda incidente, por esta razón sus tensiones están en fase.

Para una onda sonora que atraviesa dos medios distintos, es la energía acústica y no la presión lo que se reparte en la superficie. Por ejemplo una gráfica de la energía acústica transmitida entre dos sólidos semi-infinitos se puede observar en la figura 7. La intensidad se relaciona con la amplitud de vibración de las partículas y para medirla se utiliza la presión acústica a través de un transductor piezoeléctrico que es sensitivo a dicha presión.

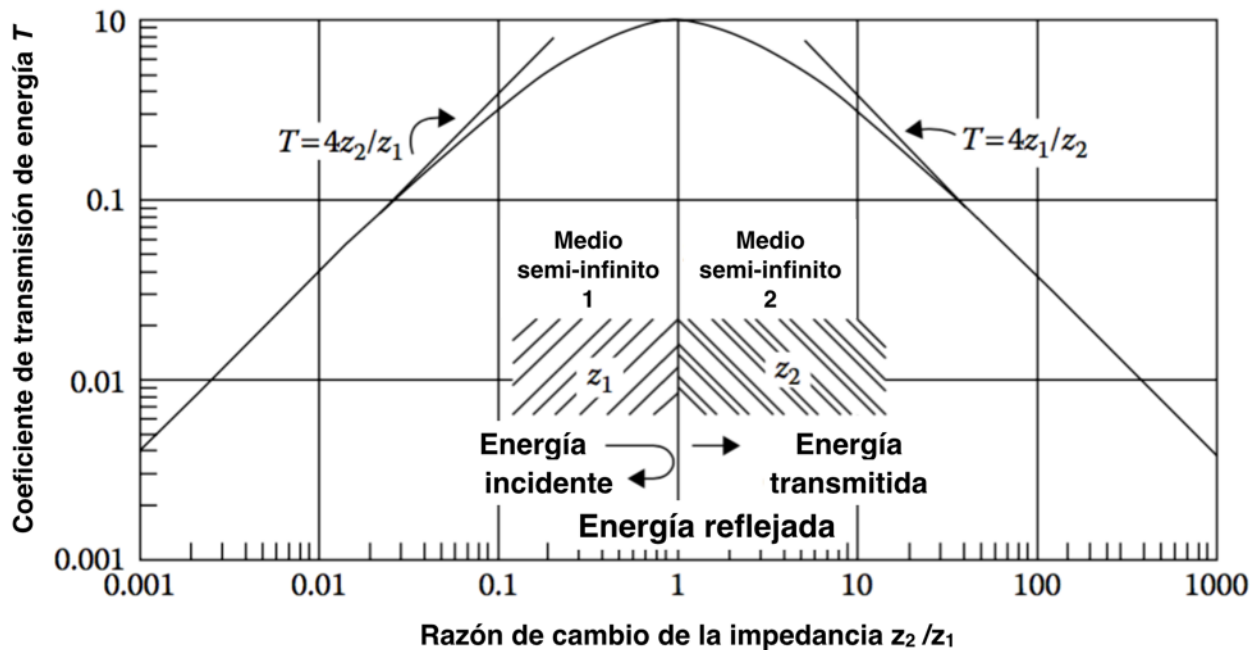


FIGURA 7. ENERGÍA ACÚSTICA ENTRE DOS SÓLIDOS SEMI-INFINITOS. [9]

Ecuaciones generales para ondas reflejadas y refractadas

Se pueden escribir de manera completa una descripción física para casos más complicados de ondas transmitiéndose entre distintos medios, para una descripción más detallada se puede consultar el libro de Ensminger D. y Bond J. L. titulado *Ultrasonics-Fundamentals, Technologies and Applications* [9]. En esta sección daremos las consideraciones y ecuaciones generales de la manera más breve posible para la descripción de una onda acústica en diferentes interfaces.

En la figura se muestra una onda incidente que se encuentra en la interfaz entre dos medios, dividida en su parte longitudinal y transversal para mostrar con mayor claridad el fenómeno de interés.

En la figura 8 el plano xy se coloca de forma que coincide con la hoja de la monografía y el eje de las z es el que indica la profundidad del sistema, los diagramas muestran una onda que se desplaza a lo largo del eje z . Los vectores señalados corresponden a las proyecciones rectangulares del frente de onda longitudinal para el caso de la figura 8.

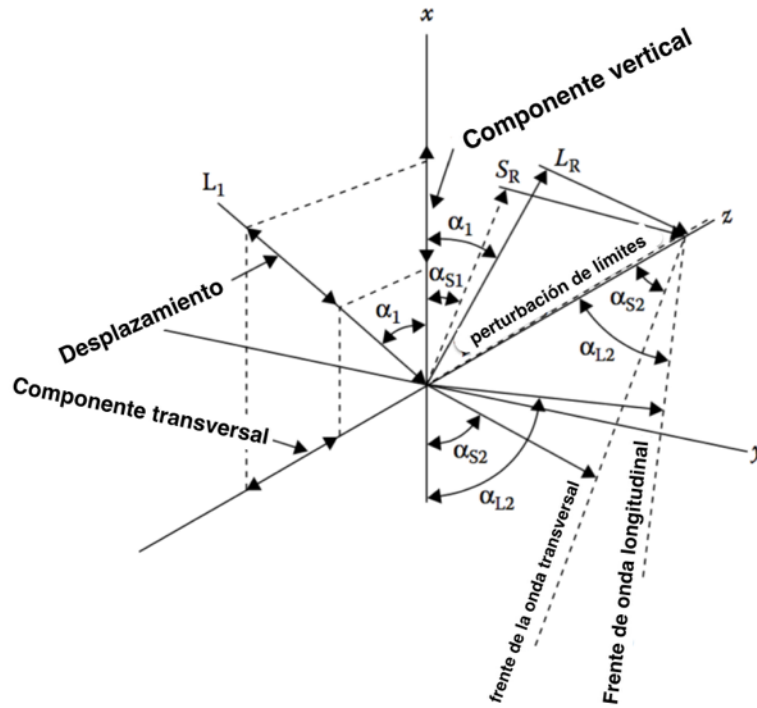


FIGURA 8 ONDA LONGITUDINAL INCIDENTE EN LA FRONTERA ENTRE DOS MEDIOS. [9]

En el caso de la onda transversal de la figura 9, la propagación se realiza sobre el eje de las x siendo de nuestro interés lo que ocurre en el corte de la sección transversal, en el diagrama se muestran las proyecciones de este frente de onda.

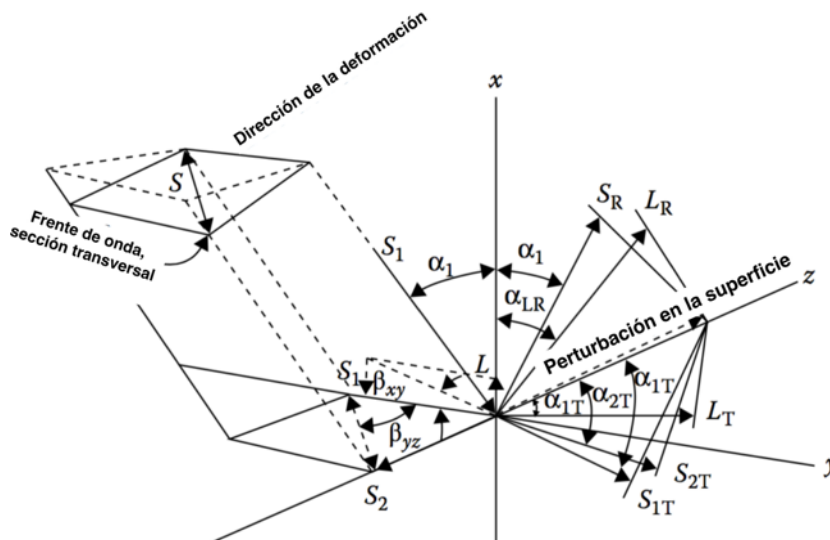


FIGURA 9. ONDA TRANSVERSAL INCIDENTE EN LA FRONTERA ENTRE DOS MEDIOS. [9]

Siguiendo un esquema similar al que se expuso en la sección anterior se puede obtener una solución para la ecuación de onda aplicando condiciones de frontera y tensión en la superficie de la interfaz. Si se desea escribir relaciones específicas que introduzcan las propiedades del medio sería necesario aplicar condiciones más complejas que las de la sección anterior. Una forma de escribir la ecuación de onda es la de Redwood [9] - [12] en la que se utilizan los potenciales escalares (ϕ , ψ) para describir las ondas longitudinales y transversales respectivamente. Las ecuaciones de onda correspondientes son:

$$\nabla^2 \phi = \frac{1}{v_L^2} \frac{\partial^2 \phi}{\partial t^2} \quad (25)$$

$$\nabla^2 \psi = \frac{1}{v_S^2} \frac{\partial^2 \psi}{\partial t^2} \quad (26)$$

Donde $v_L^2 = \lambda + 2\mu / \rho$, λ y μ son los coeficientes elásticos de Lamé. Para obtener la solución de estas ecuaciones se puede suponer que las ondas están relacionadas a la velocidad de fase v_p como sigue:

$$v_p = \frac{v_{1L}}{\sin \alpha_1} = \frac{v_{1s}}{\sin \alpha_{s1}} = \frac{v_{2L}}{\sin \alpha_{L2}} = \frac{v_{2s}}{\sin \alpha_{s2}}, \quad (27)$$

Que en coordenadas rectangulares tienen las siguientes expresiones

$$\phi_1 = \xi_{LI} e^{-j\left(\frac{\omega}{v_{1L}} \cos \alpha_1\right)x} + \xi_{Lr} e^{j\left(\frac{\omega}{v_{1L}} \cos \alpha_1\right)x} \times e^{-j\left(\frac{\omega}{v_{1L}} \sin \alpha_1\right)x} e^{j\omega t} \quad (28)$$

$$\phi_2 = \xi_{LT} e^{-j\left(\frac{\omega}{v_{2L}} \cos \alpha_{L2}\right)x} e^{-j\left(\frac{\omega}{v_{2L}} \sin \alpha_{L2}\right)z} e^{j\omega t} \quad (29)$$

$$\psi_1 = \xi_{sI} e^{-j\left(\frac{\omega}{v_{1s}} \cos \alpha_{s1}\right)x} + \xi_{sr} e^{j\left(\frac{\omega}{v_{1s}} \cos \alpha_{s1}\right)x} \times e^{-j\left(\frac{\omega}{v_{1s}} \sin \alpha_{s1}\right)z} e^{j\omega t} \quad (30)$$

$$\psi_2 = \xi_{sT} e^{-j\left(\frac{\omega}{v_{2s}} \cos \alpha_{s2}\right)x} e^{-j\left(\frac{\omega}{v_{2s}} \sin \alpha_{s2}\right)z} e^{j\omega t} \quad (31)$$

En este caso las normales a la onda se encuentran en el plano xz y la superficie entre los medios (interface) se encuentra en el plano yz. Es importante notar que los desplazamientos se etiquetan con subíndices Li y si para denotar a la onda incidente

longitudinal y transversal respectivamente, L_r y s_r a la reflejada y finalmente LT y sT para la transmitida, los desplazamientos se pueden expresar como sigue:

$$(\xi_{Li} + \xi_{Lr}) \cos \alpha_1 - (\xi_{si} - \xi_{sr}) \sin \alpha_{s1} = \xi_{LT} \cos \alpha_{L2} - \xi_{sT} \sin \alpha_{s2} \quad (32)$$

$$(\xi_{Li} + \xi_{Lr}) \sin \alpha_1 + (\xi_{si} - \xi_{sr}) \cos \alpha_{s1} = \xi_{sT} \cos \alpha_{s2} + \xi_{LT} \sin \alpha_{L2} \quad (33)$$

Una representación de los desplazamientos en la interfaz entre dos medios sólidos se presenta en la imagen 10

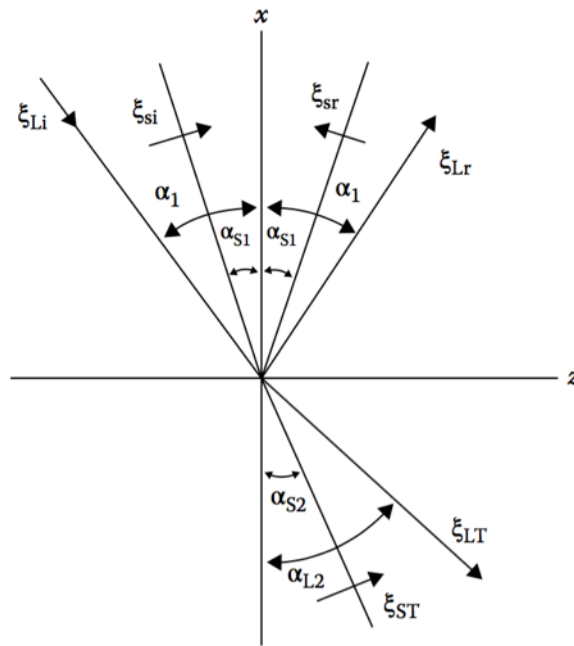


FIGURA 10. DESPLAZAMIENTOS DE ONDAS EN UNA INTERFAZ SÓLIDO - SÓLIDO. [9]

Cuando el sonido viaja a través de un material sólido la forma de la onda se puede transformar a otra, por ejemplo si una onda longitudinal viajera llega a una interfaz una parte de la energía puede causar movimiento de las partículas en dirección transversa que da comienzo a una onda transversal. Para describir esta situación las tensiones debidas a las ondas longitudinales y transversales se determinan realizando la suma algebraica de las tensiones paralelas a la superficie y de las que actúan en ella. Primero consideraremos el caso en el que todos los desplazamientos y dirección de propagación se encuentran en el plano yz, esta suposición nos lleva a escribir las componentes para las tensiones paralelas a la interfaz

$$S_s = -j \frac{\rho v_s^2}{\omega} \frac{\partial^2 \psi}{\partial x \partial t} + \frac{\partial^2 \phi}{\partial x \partial t} z \quad (34)$$

Utilizando la forma descrita en las figuras 8 y 9 y tomando en cuenta que que las direcciones positivas son hacia la derecha y abajo en ambos desplazamientos y propagaciones es posible escribir las derivadas cruzadas de la función de onda dada por la ecuación:

$$\begin{aligned} \left. \frac{\partial^2 \phi_1}{\partial x \partial t} \right|_z &= \frac{\omega^2}{v_{1L}} \cos \alpha_1 \xi_{Li} e^{-j \left(\frac{\omega}{v_{1L}} \cos \alpha_1 \right) x} \\ &- \xi_{Lr} e^{j \left(\frac{\omega}{v_{1L}} \cos \alpha_2 \right) x} \times e^{-j \left(\frac{\omega}{v_{1L}} \sin \alpha_1 \right) z} e^{j \omega t} \sin \alpha_1 \end{aligned} \quad (35)$$

Que evaluadas en la frontera entre los dos medios en $x = 0$ están dadas por:

$$\left. \frac{\partial^2 \phi_1}{\partial x \partial t} \right|_z = \frac{\omega^2}{2v_{1L}} [(\xi_{Li} - \xi_{Lr}) \sin 2\alpha_1] e^{-j \frac{\omega}{v_p} z} e^{j \omega t} \quad (36)$$

$$\left. \frac{\partial^2 \psi_1}{\partial x \partial t} \right|_z = \frac{\omega^2}{2v_{1s}} (\xi_{si} + \xi_{sr}) (1 + \cos 2\alpha_1) e^{-j \frac{\omega}{v_p} z} e^{j \omega t} \quad (37)$$

$$\left. \frac{\partial^2 \phi_2}{\partial x \partial t} \right|_z = \frac{\omega^2}{2v_{2L}} [\xi_{LT} \sin 2\alpha_{L2}] e^{-j \frac{\omega}{v_p} z} e^{j \omega t} \quad (38)$$

$$\left. \frac{\partial^2 \psi_2}{\partial x \partial t} \right|_z = \frac{\omega^2}{2v_{2s}} [\xi_{ST} (1 + \cos 2\alpha_{s2})] e^{-j \frac{\omega}{v_p} z} e^{j \omega t} \quad (39)$$

Donde v_p es la velocidad de fase y los subíndices 1 y 2 se refiere a las ondas en el medio 1 y 2 respectivamente. Al sustituir los resultados de la ecuación (36) a la (39) en la ecuación (35) y después de un tratamiento algebraico es posible obtener las tensiones paralelas a la interface como sigue:

$$\begin{aligned} &\rho_1 v_{1s}^2 (\xi_{Li} - \xi_{Lr}) \sin 2\alpha_1 + \frac{v_{1L}}{v_{1s}} (\xi_{si} + \xi_{sr}) (1 + \cos 2\alpha_{s1}) \\ &= \rho_2 v_{2s}^2 \frac{v_{1L}}{v_{2L}} \xi_{LT} \sin 2\alpha_{L2} + \frac{v_{1L}}{v_{2s}} \xi_{ST} (1 + \cos 2\alpha_{s2}) \end{aligned} \quad (40)$$

Las ecuaciones generales se pueden entender mejor tratando un ejemplo en particular e interpretando los resultados, trabajaremos el ejemplo más simple en donde:

$$\alpha_1 = \alpha_{s1} = \alpha_{12} = \alpha_{s2} = 0 \quad (41)$$

La tensión está dada por: $\rho_1 v_{1s} (\xi_{si} + \xi_{sr}) = \rho_2 v_{2s} \xi_{ST}$ (42)

Las componentes de la tensión actuando en dirección normal a la interfaz son:

$$P_L = -j\frac{\rho}{\omega} v_L^2 \frac{\partial^2 \phi}{\partial x \partial t} + \frac{\partial^2 \psi}{\partial x \partial t} + (v_L^2 - 2v_s^2) \frac{\partial^2 \phi}{\partial z \partial t} + \frac{\partial^2 \psi}{\partial z \partial t} \quad (43)$$

si seguimos el procedimiento que utilizamos en las ecuaciones (36) a la (39) evaluando para nuestro ejemplo en particular tenemos

$$\left. \frac{\partial^2 \phi_1}{\partial x \partial t} \right|_x = \frac{\omega^2}{v_{1L}} (\xi_{Li} + \xi_{Lr}) e^{-j\frac{\omega}{v_p} z} e^{j\omega t} \cos^2 \alpha_1 \quad (44)$$

$$\left. \frac{\partial^2 \psi_1}{\partial x \partial t} \right|_x = -\frac{\omega^2}{v_{1s}} (\xi_{si} + \xi_{sr}) e^{-j\frac{\omega}{v_p} z} e^{j\omega t} \sin \alpha_{s1} \cos \alpha_{s1} \quad (45)$$

$$\left. \frac{\partial^2 \phi_2}{\partial x \partial t} \right|_x = \frac{\omega^2}{v_{2L}} \xi_{LT} e^{-j\frac{\omega}{v_p} z} e^{j\omega t} \cos^2 \alpha_{L2} \quad (46)$$

$$\left. \frac{\partial^2 \psi_2}{\partial x \partial t} \right|_x = -\frac{\omega^2}{v_{2s}} \xi_{st} e^{-j\frac{\omega}{v_p} z} e^{j\omega t} \sin \alpha_{s2} \cos \alpha_{s2} \quad (47)$$

$$\left. \frac{\partial^2 \psi_1}{\partial z \partial t} \right|_z = \frac{\omega^2}{v_{1s}} (\xi_{si} - \xi_{sr}) e^{-j\frac{\omega}{v_p} z} e^{j\omega t} \cos \alpha_{s1} \sin \alpha_{s1} \quad (48)$$

$$\left. \frac{\partial^2 \psi_2}{\partial z \partial t} \right|_z = \frac{\omega^2}{v_{2s}} e^{-j\frac{\omega}{v_p} z} e^{j\omega t} \sin \alpha_{s2} \cos \alpha_{s2} \quad (49)$$

$$\left. \frac{\partial^2 \phi_2}{\partial z \partial t} \right|_z = \frac{\omega^2}{v_{2L}} \xi_{LT} e^{-j\frac{\omega}{v_p} z} e^{j\omega t} \sin^2 \alpha_{L2} \quad (50)$$

Al igualar estas tensiones que actúan en dirección normal a la interface entre el medio 1 y 2 se obtiene una ecuación expresada en términos de las impedancias acústicas de ambos medios.

A continuación se escriben las tensiones paralelas a la interface de las ondas incidente, reflejada y transmitida longitudinales en términos de las impedancias acústicas:

$$\begin{aligned} \rho_1 v_{1L} (\xi_{Li} + \xi_{Lr}) - 2\rho_1 v_{1s} (\xi_{Li} + \xi_{Lr}) \sin \alpha_{s1} \sin \alpha_1 + \rho_1 v_{1s} \xi_{sr} \sin 2\alpha_{s1} \\ = \rho_2 v_{2L} \xi_{Lt} - 2\rho_2 v_{2s} \xi_{Lt} \sin \alpha_{s2} \sin \alpha_{L2} - \rho_2 v_{2s} \xi_{sT} \sin 2\alpha_{s2} \end{aligned} \quad (51)$$

La expresión para las tensiones de la ondas

$$\begin{aligned} & \rho_1 v_{1L} \xi_{Lr} - 2\rho_1 v_{1s} \xi_{Lr} \sin \alpha_{s1} \sin \alpha_1 - \rho_1 v_{1s} (\xi_{si} - \xi_{sr}) \sin 2\alpha_{s1} \\ & = \rho_2 v_{2L} \xi_{LT} - 2\rho_2 v_{2s} \xi_{LT} \sin \alpha_{s2} \sin \alpha_{L2} - \rho_2 v_{2s} \xi_{sT} \sin 2\alpha_{s2} \end{aligned} \quad (52)$$

Las ecuaciones que se presentan en este capítulo son la forma más general y se pueden utilizar para determinar las direcciones y amplitudes relativas de las ondas reflejadas o refractadas en una interface entre dos medios isotrópicos si se conocen las velocidades relativas en cada medio y el ángulo de incidencia.

Este capítulo no pretende estudiar a detalle cada una de las interfaces posibles: solido-liquido, liquido-liquido, entre otros. Este capítulo es más bien un intento de mostrar los principios básicos de ondas mecánicas que se utilizan para describir a las ondas acústicas y también mostrar las consideraciones necesarias que son:

- Cuáles son las ondas que se pueden propagar en el medio.
- Tener información sobre el ángulo crítico ya que este al exceder cierta cantidad puede ocasionar una reflexión total.
- En qué dirección se polariza la onda incidente y su naturaleza: longitudinal o transversal.

Existen diferentes técnicas para estudiar fenómenos como compensaciones de ángulos, birrefringencia, polarizaciones, etc. para una lectura más profunda se puede consultar Ensminger. D y Bond J. L. [9] y las referencias ahí contenidas. La propagación de ondas a través de distintos medios puede encontrar como superficie de separación de la interfaz configuraciones geométricas mucho más elaboradas que el caso simple presentado en este capítulo, cuando la forma en la geometría de la interfaz cambia entonces tenemos multiplicidad de ángulos incidentes reflejados y transmitidos en tales casos ocurre un fenómeno de dispersión de energía (Scattering), además de la incidente, transmitida y reflejada. Las consideraciones sobre el medio también pueden ser más generales (anisotropía), ya que el medio considerado es isotrópico, en otras palabras consideramos un medio que conserva sus características elásticas iguales en todas las direcciones. Para tener un conjunto completo de técnicas para estudiar distintos fenómenos se han realizado diferentes estudios a lo largo de los años las cuales se pueden enumerar en una versión muy resumida en la tabla [1].

TABLA 1**RESUMEN DE TEORÍAS DE RANGO USADAS PARA DESCRIBIR PROBLEMAS DE DISPERSIÓN DE ENERGÍA o SCATTERING EN ONDAS. [9]**

Método	Rango de frecuencia	Tipo de objeto	Referencia
Expansión de la función de onda	Baja frecuencia	Genera dispersión con X secciones de un círculo, elipse o parábola.	[13]
Técnicas de perturbación	Baja frecuencia	Esferóides, fallas simétricas que pertenecen a un sistema de coordenadas curvilíneo.	[13]
Aproximación de Flilpczynski	Baja frecuencia	Esferóides	[14]
Aproximación de Born	Baja frecuencia hasta $ka \sim 2$	Fallas con forma arbitraria	[15]
Aproximación cuasiestática	Baja frecuencia	Fallas con forma general de volumen finito	[16]
Expansión de series de potencias	Baja frecuencia	Vacios con forma esferóide	[17]
Método Hibert-Shmidt	Baja a intermedia	La falla debe tener superficie en coordenadas curvilíneas.	[13]
Método de diferencias finitas	Baja a intermedia	Formas generales	[13]
Método de elementos finitos	Baja a intermedia	Formas generales	[78]
Aproximación de suma finita	Baja a intermedia	Superficie de forma general	[13]
Aproximación de Kirchoff y Kirchoff modificada	Alta frecuencia	Grietas planas	[16] y [19]
Método matriz T	$0.1 < ka \lesssim$	Formas generales	[21]
Método de truncado óptimo (MOOT)	$0.1 < ka \lesssim$	Formas generales	[20]
Teoría geométrica de difracción (GTD)	Alta frecuencia tan baja como $ka \approx 2$	Grietas planas y hendiduras	[82] y [83]
Modelado numérico: Técnica de diferencia finita	$0.1 < ka < 10$	Formas regulares	[84]

Aplicaciones médicas del ultrasonido

El desarrollo del ultrasonido a partir de fundamentos básicos tiene una larga historia tal como se presentó en el capítulo 1 de este trabajo y sus aplicaciones tienen un amplio rango que va desde, análisis de los materiales de las vías del tren, análisis de compuestos químicos y biológicos hasta la obtención de imágenes para diagnósticos médicos. En este capítulo se tratará con las aplicaciones médicas, el contenido de este capítulo es solo un breve compendio de la información más relevante que de las aplicaciones médicas del ultrasonido contenidas en decenas de miles de artículos publicados y cientos de libros.

En la década de 1920 se iniciaron los estudio de las aplicaciones del ultrasonido moderno en diversos arreglos biológicos. La investigación en la aplicación médica del ultrasonido comenzó con Wood y Loomis [25] quienes realizaron un estudio comprensivo sobre los efectos tanto físicos como biológicos en medios biológicos. El desarrollo de un amplio acervo de literatura comenzó a crecer con un gran auge al rededor de 1954, fue en este año cuando el primer sistema compuesto de ultrasonido bidimensional de los ecos reflejados en forma de puntos luminosos de claridad variable dependiendo de su frecuencia y profundidad llamado modo B fue reportado, un ejemplo de este tipo de imágenes se muestra en la figura 1.

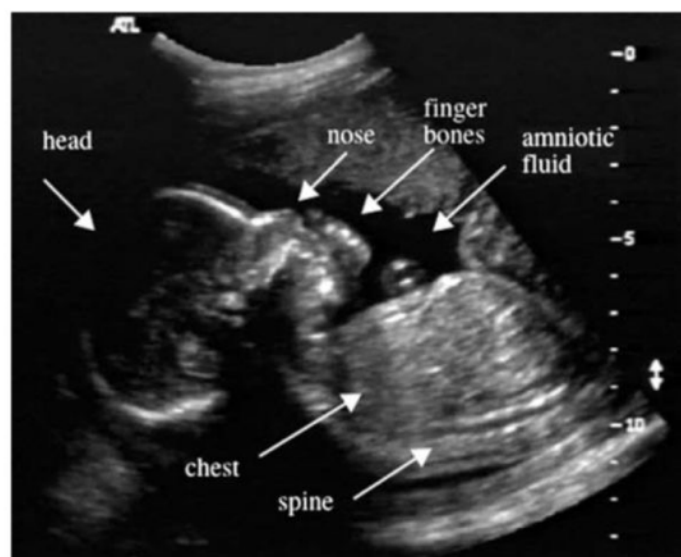


FIGURA 1. IMAGEN BIDIMENSIONAL MODO B, CADA RADIO CONSTITUIDO POR PUNTOS DE DIFERENTE INTENSIDAD JUNTADOS EN UNA IMAGEN SECTORIAL.

Después de realizar una revisión de la literatura médica sobre ultrasonido desde 1970 esta dirigida a médicos y se enfoca en procedimientos asociados y su efectividad clínica en clases particulares de diagnóstico, terapia y aplicaciones quirúrgicas. Se pone especial atención en asuntos de seguridad, particularmente en el diagnóstico por imagen. Es importante señalar que hay mucho menos atención dirigida hacia la investigación de los principios físicos subyacentes de interacción, a la ingeniería y tecnología de los sistemas de ultrasonido, existen textos que consideran los efectos biológicos y los principios básicos de interacción [26-31].

En la sección de antecedentes del presente trabajo se realizó una revisión del desarrollo inicial del ultrasonido para la medicina, si el lector quisiera consultar detalles particulares puede regresar a dicha sección y las referencias en ella contenidas. Es posible notar que ya desde 1974 gran parte de la ciencia básica y tantas áreas de investigación y aplicaciones que son de importancia al día de hoy fueron iniciadas y ya se mostraban prometedoras, en muchos casos han habido avances en conversión analógica a digital de alta velocidad, modernización de hardware y software, actualizaciones de monitores, mejoras en los materiales piezoeléctricos y en los transductores que han permitido avances en sistemas y aplicaciones desde entonces.

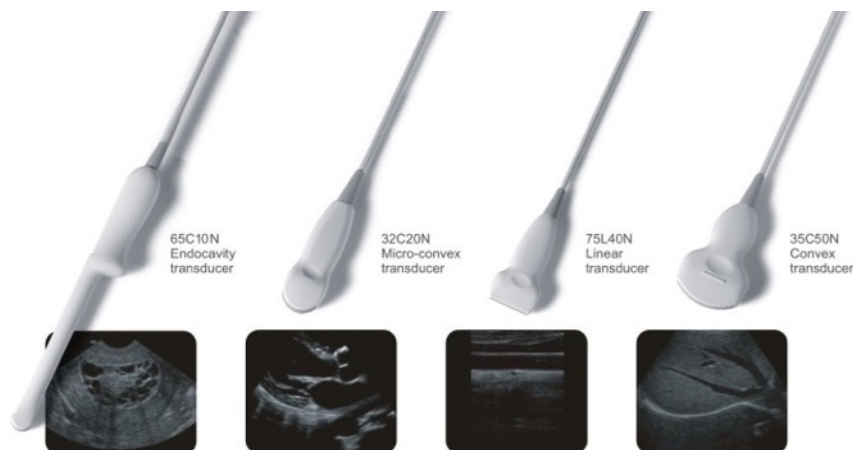


FIGURA 2. DIFERENTES TIPOS DE TRANSDUCTORES .

El ultrasonido se ha consolidado como una técnica usual y confiable en los aspectos del campo médico, incluyendo aplicaciones diagnósticas, terapéuticas y quirúrgicas. En la actualidad el sonido es utilizado para una cantidad mayor de procedimientos que van desde la administración de medicamentos y terapia genética hasta aplicaciones que sus

incluyen la clasificación de células (ultrasonido de baja intensidad), terapias de ultrasonido en fracturas de hueso (Figura 3) y interrupción celular o lisis a mayor intensidad.



FIGURA 3. FÉRULA IMPRESA EN 3D QUE EMITE PULSOS DE ULTRASONIDO DE BAJA INTENSIDAD COMO TERAPIA DE RECUPERACIÓN 38% MÁS RÁPIDA PARA FRACTURA DE HUESOS.

El uso del ultrasonido en implementaciones tanto de baja como de alta intensidad se ha vuelto objeto de especialidades así como de investigación dentro de las mismas en la medicina moderna y la investigación biomédica. En la historia de las aplicaciones del ultrasonido una de las preocupaciones en cuanto a su uso es el efecto nocivo de las bajas o altas frecuencias. Se ha dedicado un esfuerzo muy grande que a grandes rasgos se enfoca en controlar la propagación del ultrasonido en el tejido corporal, esto se logra trabajando con el contraste de la impedancia acústica dentro de fronteras, velocidad, factores de atenuación y varios de los mecanismos de scattering (dispersión) débiles que ocurren a diferentes escalas de tamaño encontradas en los tejidos, estos parámetros son decisivos para determinar la efectividad de las técnicas.

La interacción ultrasonido-tejido depende de diferentes parámetros como las intensidades, formas de onda, duración de exposición y rangos de frecuencia particulares, entre otros. Las aplicaciones de diagnóstico están basadas en los mismos principios que aplican para Los méritos del ultrasonido diagnóstico son su seguridad, su comodidad y, debido a las diferencias en los mecanismos subyacentes de contraste, su habilidad para detectar fenómenos que, para los rayos X y otros métodos de diagnóstico permanecen ocultos, un

ejemplo de las diferencias en mecanismos de contraste subyacentes es el de la casi ubicuidad en los países desarrollados para monitorear el desarrollo y la posición del feto en mujeres embarazadas.

Interacción del Ultrasonido con los tejidos

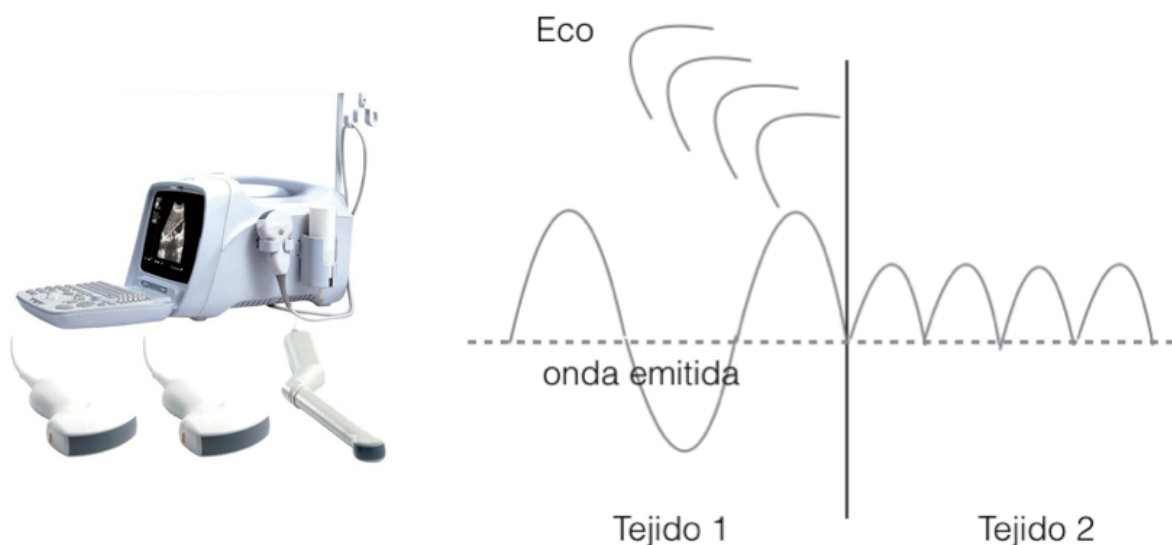


FIGURA 4. INTERACCIÓN DE LAS ONDAS CON LA INTERFASE ENTRE DOS TEJIDOS CUALESQUIERA, EN ESTE CASO LA INTERPRETACIÓN DEL ECO ES LA IMAGEN EN BLANCO

Los principios y mecanismos descritos en el capítulo anterior de este documento se pueden aplicar tanto en la industria como en la medicina. Las aplicaciones de alta intensidad de la industria tienen relevancia médica también, la capacidad de producir calor corporal tiene reconocimiento de valor terapéutico, la aparente absorción selectiva y alta de ultrasonido en tejido canceroso ha llevado a muchos resultados interesantes y positivos en su uso hipertérmico para el tratamiento de cáncer. La energía ultrasónica enfocada puede producir cambios permanentes profundos dentro de tejidos sin afectar de forma adversa las estructuras intermedias, los efectos producidos pueden ser selectivos, los tejidos corporales son afectados a macroescala o microescala en varias formas dependiendo de las características de los mismos y de la intensidad del ultrasonido. El ultrasonido de alta intensidad es usado quirúrgicamente de distintas formas que pueden ser divididas en dos clases más generales: 1. Interacciones con tejido a granel y 2.

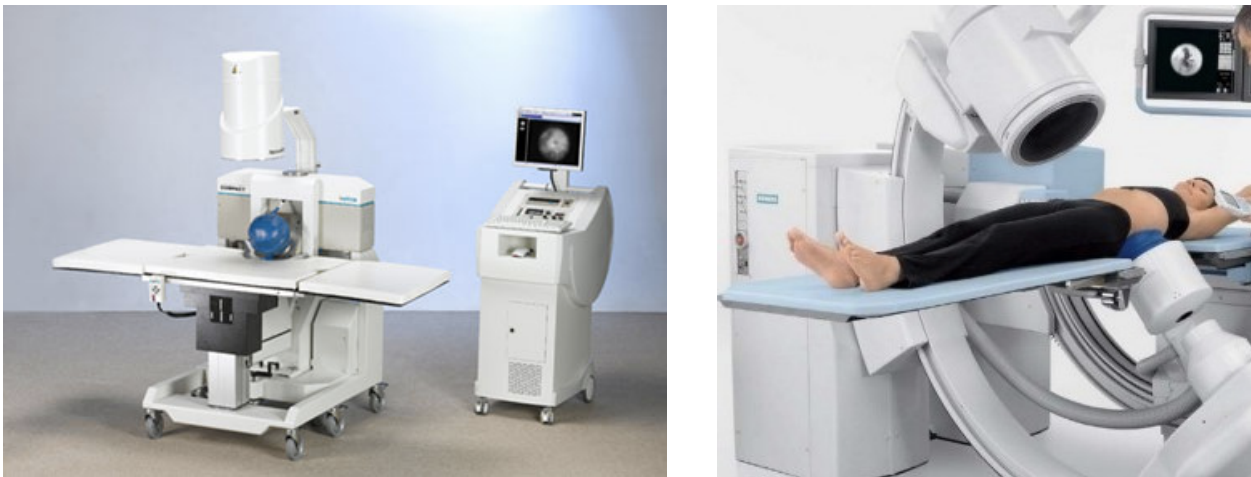


FIGURA 5. TECNOLOGÍA UTILIZA PARA REALIZAR EL PROCEDIMIENTO MÉDICO DE LITROTICIA.

Interacciones “mecánicas” o de superficie. Existen otras definiciones que pueden ser formadas de acuerdo al tipo de sistema de ultrasonido que se use y las características de la energía aplicada (ultrasonido) definida en términos de duración e intensidad. Para el tejido a granel o interno se usan rayos enfocados de modesta intensidad, como los usado en hipertermia y ondas de choque son usadas para la disrupción de cálculos renales y

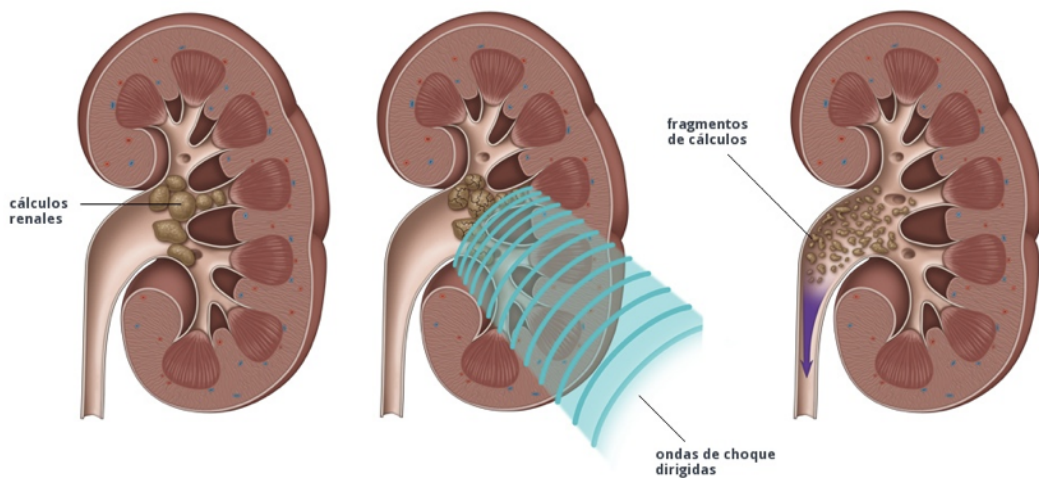


FIGURA 6. ONDAS DE CHOQUE PARA DISYUNCIÓN DE CÁLCULOS RENALES

biliares, esta técnica es conocida como Litotricia.

El rango de intensidades intermedias ha encontrado su uso en terapia física y medicina deportiva con millones de tratamientos realizados al año. Sus efectos mecánicos incluirían la destrucción de embolias o la incrementada difusión entre paredes celulares y una mejor dispersión de inyecciones. Por otro lado existen también efectos químicos que pueden ser benéficos para potenciar o disminuir ciertas reacciones químicas naturales que ocurren en el cuerpo, inclusive para mejorar la actividad de materiales que hayan sido inyectados, la terapia con ultrasonido puede incluir la atomización de líquidos, incluyendo el agua,

usados para propósitos medicinales. Para comprender el efecto destructivo del ultrasonido a altas frecuencias se estudia la producción de lesiones cerebrales con el instrumental apropiado en animales experimentales para estudios anatómicos, fisiológicos y psicológicos como parte de una rutina médica de seguridad [32].

Las interacciones del ultrasonido a altas energías se conocen también como interacciones mecánicas, como ya mencionamos previamente en este capítulo se refiere principalmente a la fragmentación de tejidos por aspiración las herramientas de ultrasonido, estas técnicas pueden también ser usadas para cirugías superficiales y semisuperficiales incluso para procedimientos dentales, la remoción de cataratas (también llamada facoemulsificación), algunas herramientas similares se han usado para retirar tejido blando y para cirugías cosméticas como la lipoplastía asistida por ultrasonido.

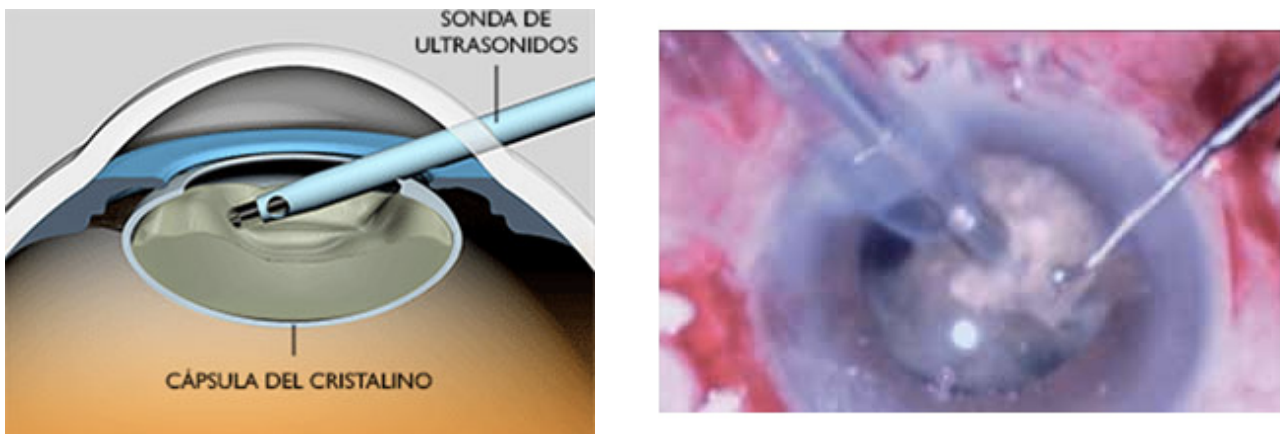


FIGURA 7. FACOEMULSIFICACIÓN TÉCNICA UTILIZADA PARA LA REMOCIÓN DE CATARATAS.

Los avances en las tecnologías de monitores para computadora así como los avances en software han permitido mejoras en cuanto a la capacidad de producir imágenes, estos avances han venido acompañados de por el desarrollo de transductores que pueden ser aplicados a través de todas las cavidades y orificios del cuerpo incluso cuando se encuentren llenos de aire y fluidos, además pueden ser usados tanto externa como internamente para obtener una imagen de casi cualquier parte del cuerpo, arreglos de transductores externos de gran tamaño son usualmente utilizados para propósitos diagnósticos tales como la observación del desarrollo del feto y arreglos de ultrasonido son insertados en catéteres que entran en vasos sanguíneos para examinar paredes vasales y generación de plaquetas, dichos arreglos de ultrasonido generalmente son implementados para obtener imágenes de modo B.

Las aplicaciones terapéuticas también se han diversificado a lo largo de veinte o treinta años debido a que los sistemas se han vuelto más económicos y accesibles. Desde 1990 ha habido un acrecentado interés en las herramientas de ultrasonido de alta intensidad como las usadas en cirugías [34].

Medición de intensidad y dosificación

La intensidad del ultrasonido usada en aplicaciones médicas puede ser cuantificada a través de medidas tomadas de forma calorimétrica por sondas de absorción o por medidores de presión de radiación calibradas en Watts. En este contexto los Hidrófonos con elementos polisensibles que han probado ser muy útiles midiendo dosis intensas de ultrasonido (en el orden de 10 a 1540 W/cm²) [35], las mediciones de intensidad son esenciales para el trabajo de laboratorio. El procedimiento para realizar este tipo de mediciones es colocar un disco de goma para absorber el sonido el cual está unido a un brazo de la balanza que se coloca en el campo acústico, la microbalanza detecta la fuerza en el disco.

Para evaluar la intensidad de salida de un sistema el transductor se coloca en el fondo de un tanque con agua sin gas, el ultrasonido se acopla con el tanque con una membrana de plástico, viaja a través del agua y afecta en la incidencia normal al disco de goma absorbente, la intensidad acústica se calcula con la fuerza de radiación indicada por la microbalanza electrónica, todo esto para asegurar su seguridad en el uso clínico.

$$P = 0.0148(A - B) \quad \text{y} \quad I = \frac{P}{S} \quad (50)$$

donde P es la intensidad total del ultrasonido (mW), A es el peso del brazo y el disco después de haber apagado el dispositivo (μg), B es el peso medido con el dispositivo encendido (μg), I es la intensidad promedio (mW/cm^2) y S es el área del transductor (cm^2).

Otra forma de determinar la intensidad del ultrasonido es la interferometría con láser, los rangos de parámetros para la respuesta biológica al ultrasonido en función del tiempo se muestran en la figura 6, los datos de esta figura se basan en numerosas referencias en la literatura [36] y revisiones, incluyendo los de Nyborg [37, 38].

En el rango de baja frecuencia diagnóstico de 2.5 a 7.5 MHz, se utilizan las ondas de baja intensidad de forma típica menor a 0.05 W/cm^2 . Los instrumentos clínicos disponibles en el mercado están diseñados para producir intensidades ligeramente por debajo del límite aceptado, para aplicaciones terapéuticas en general ese límite es aproximadamente 3 W/cm^2 , sin embargo algunas dosis localizadas a intensidades más altas son usadas en ciertos tipos de tratamientos con ultrasonido.

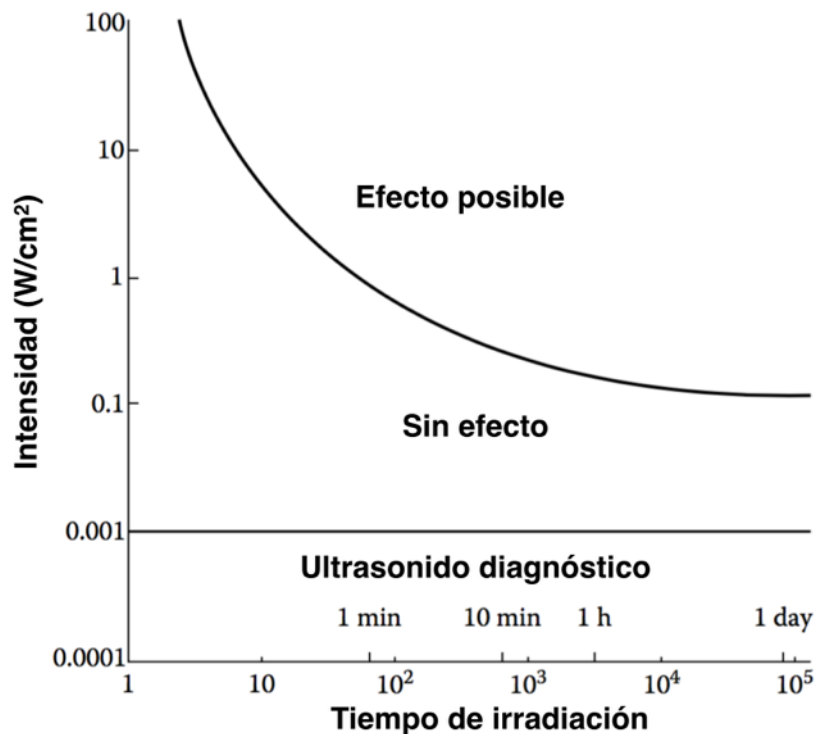


FIGURA 8. RESPUESTA BIOLÓGICA AL ULTRASONIDO EN FUNCIÓN DE TIEMPO DE EXPOSICIÓN. [9]

Para la seguridad de estas aplicaciones hay dos aspectos importantes en las dosificaciones: intensidad y tiempo. Existen ciertos fenómenos que ocurren a intensidades arriba de cierto umbral de intensidades que no ocurren a intensidades abajo de esos umbrales, de este modo si un efecto benéfico es obtenido a una intensidad doblar la intensidad no necesariamente va a doblar la velocidad a la cual el efecto benéfico ocurriría, de hecho podría probar ser perjudicial, la dosis debería ser determinada para cada tipo de aplicación y debe ser cuidadosamente controlada.

El criterio de exposición y los mecanismos básicos de interacción térmicos encontrados para diagnóstico por ultrasonido han sido ahora bien documentados [37], dicho eso, los aspectos de seguridad del diagnóstico con ultrasonido son periódicamente revisados por grupos como el American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM) y estas revisiones ahora incluyen secciones relativas al uso de agentes de contraste [39]. Una discusión

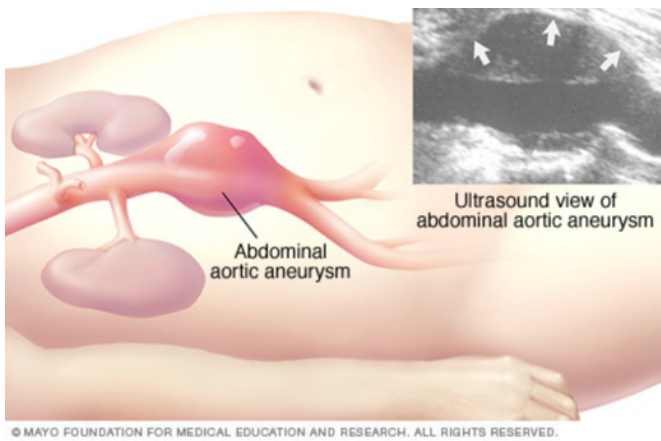


FIGURA 9A. DIAGRAMA Y ULTRASONIDO DE UN ANEURISMA AÓRTICO ABDOMINAL. [59]

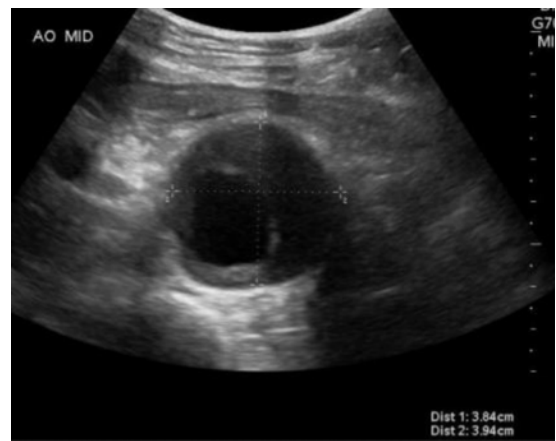


FIGURA 9B. MEDICIÓN DE UN ANEURISMA AÓRTICO ABDOMINAL. [60]

extensa de los efectos biológicos del ultrasonido particularmente con respecto al desarrollo de las reglas de seguridad fue también proveída por Nyborg [40]. Los temas específicos de calentamiento de tejidos, cavitación acústica, efectos gas-cuerpo y peligros en términos de presión de radiación, riesgos y la seguridad del ultrasonido diagnóstico fueron revisados más recientemente por Duck [41]. Aún cuando ciertos efectos nocivos en las células han sido reportados para ambiente de laboratorio, anomalías en embriones y descendencia de animales y humanos no han sido inequívocamente demostradas en ninguno de los estudios que han aparecido en la literatura relativa al diagnóstico con ultrasonido en el campo clínico.

En terapia física las frecuencias desde 25kHz y más usualmente 500kHz a pocos MHz son usados a intensidades entre alrededor de 0.5 y 3 W/cm², estas aplicaciones involucran interacción tejido a granel y la exposición debe ser mantenida bajo los niveles donde ocurre daño de tejido.

Diagnóstico

El ultrasonido como herramienta de diagnóstico es mucho más segura que los rayos X además, debido a las diferencias en los mecanismos de contraste también es sensible a estructuras y anomalías que no son caracterizadas con el uso de rayos X, un ejemplo es la detección de un aneurisma por medio de radiografías solo es posible con la previa inyección de un medio de contraste en el torrente sanguíneo, la placa debe ser tomada rápidamente después de haberse absorbido el medio de contraste en las venas, los aneurismas están caracterizados por el cambio en el patrón de flujo sanguíneo, por otro lado, utilizando ultrasonido, se dejan atrás las limitaciones de tiempo y la necesidad del

medio de contraste siendo posible obtener imágenes de modo B de los aneurismas, incluso el tamaño de estos puede ser obtenido, las figuras 9A y 9B muestran imágenes de aneurismas de la aorta usando ultrasonido.

El diagnóstico es por mucho, el área más amplia tanto de investigación como de uso médico [42, 43], el aspecto clínico del ultrasonido así como la seguridad ante este ocupa gran parte de la literatura disponible, opuesto a la literatura sobre la física en la que se basa, la comunidad

física que se enfoca en la área médica ha considerado todos los aspectos físicos del ultrasonido, este grupo ha desarrollado su propia literatura al respecto sin embargo es mucho más limitada. La potencia usada en el diagnóstico, la propagación, dispersión y absorción pueden ser en la mayoría de los casos, descritos de forma adecuada de acuerdo a teoría de propagación de señales.

Existe extensa literatura que demuestra la seguridad intrínseca de los sistemas de diagnóstico, aunque la seguridad de dichos sistemas ha sido casi universalmente aceptada debido a las limitaciones en su potencia [37, 44, 45] existe una creciente preocupación debido a la identificación de más interacciones localizadas con el tejido, el daño al tejido es indeseable en diagnóstico empleando ultrasonido, existe por ejemplo preocupación al posible daño al feto, las intensidades usuales son de 100 mW/cm² pero se pueden generar presiones de hasta 4 MPa lo cual es una presión acústica considerable, las amplitudes de alta presión son producto del uso de pulsos cortos a alta frecuencia de 2.5 a 10 MHz, con el uso de pulsos cortos se posibilita la propagación no lineal de amplitud finita, en estas condiciones para dichos pulsos se puede desarrollar una transitoria y violenta cavitación en fluidos acuosos [46, 47], los resultados in vitro son diferentes de aquellos obtenidos in vivo y no debería esperarse que los resultados de un régimen apliquen al otro.

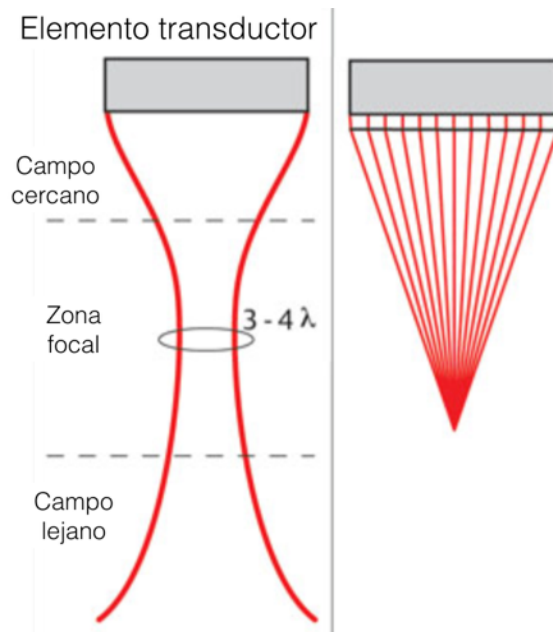


FIGURA 10. ASPECTO DEL RAYO DE ULTRASONIDO Y ENFOQUE ELECTRÓNICO. [50]

Las posibilidades de la cavitación por aplicación de ultrasonido han sido recientemente revisadas por ejemplo en [69] así como la medición de la probabilidad de cavitación debida a la utilización de pulsos cortos en el diagnóstico por ultrasonido [49]. Según Crum [50] hasta la fecha no se ha observado cavitación en tejido como resultado del uso de instrumentos de diagnóstico usadas a las intensidades de diagnóstico ya sea in vivo o in vitro. Los mecanismos de aplicación ultrasonido-tejido no han sido completamente comprendidos, hay dos opiniones en la comunidad que analiza el fenómeno y ninguna parece ser resolutive sobre la producción o ausencia de cavitación en tejidos vivos [50], aún hay trabajo en curso sobre los límites de potencia sobre los cuales se pueda generar o no daño al tejido, los aparatos comerciales con los que se analiza tejido a granel donde se pudiera observar cualquier fenómeno se esperaría que se encuentre ya sea en el plano focal o en el campo lejano.

Principios

Un tipo de procedimiento diagnóstico tiene como base el principio de reflexión de energía acústica generado en la frontera entre dos medios que muestra la diferencia de impedancias acústicas de los mismos, el equipo y los procedimientos son parecidos a los que se acostumbra en las pruebas no destructivas empleadas junto a la técnica de pulso-reflexión.

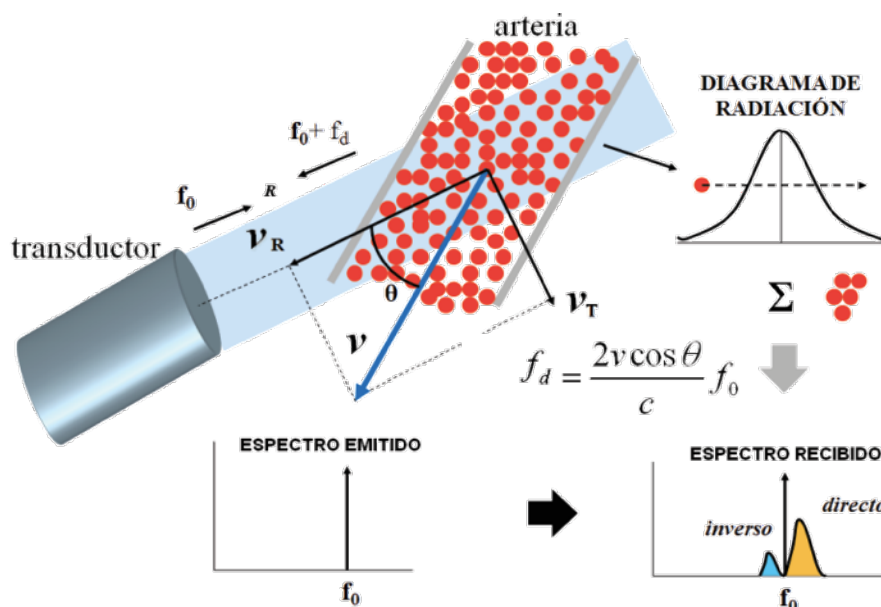


FIGURA 11. CIRCULACIÓN DEL CUELLO UTERINO EN OBSTETRICIA CON ECOGRAFÍA DOPPLER.

Otra técnica de diagnóstico es la basada en el efecto Doppler que se muestra en la figura 11 , cuando una onda de ultrasonido se refleja desde un objeto en movimiento la onda reflejada cambia su frecuencia con respecto de la onda incidente en una cantidad que depende de la velocidad y la dirección del movimiento, el efecto Doppler ha incrementado su uso médico para medir el flujo sanguíneo así como el movimiento de los componentes de ciertos órganos como el corazón o las válvulas del mismo como por ejemplo el que se muestra en la figura 12.

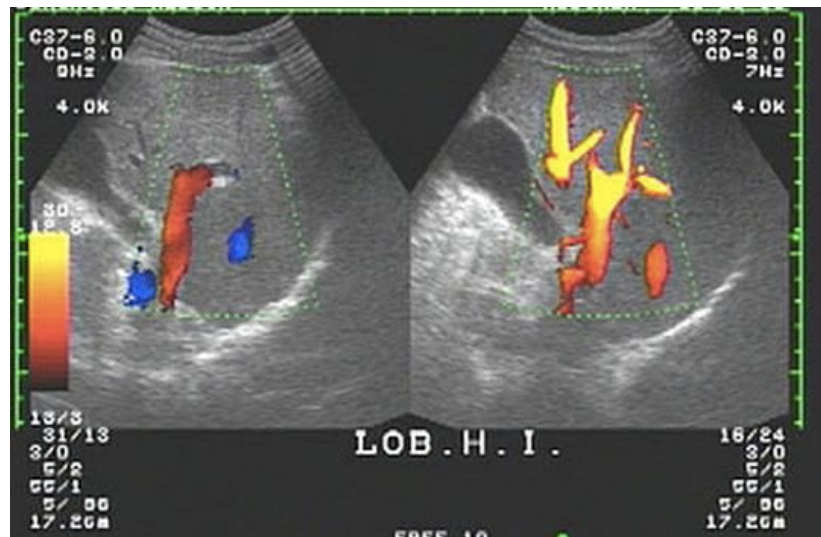


FIGURA 12. CIRCULACIÓN DEL CUELLO UTERINO EN OBSTETRICIA. [52]

Equipo

Las unidades de reflexión a las que comúnmente se les refiere como equipo pulso-eco se caracterizan como modo A, modo B y ahora 3D con representaciones de estructuras corporales mostradas en una pantalla de computadora o en una grabación continua. El modo A obtiene amplitud del eco y distancia y se usa mayoritariamente en ecoencefalografía donde es de mucha utilidad al describir cambios a media línea que son causados por tumores o contusiones, otros usos de este modo son el obstétrico, ginecológico y oftálmico en conjunto con aplicaciones del modo B. En el modo B las tecnologías de procesamiento de datos del SONAR y del RADAR son aprovechadas para sintetizar las señales recibidas y ser representadas a modo de sección transversal en una pantalla que corresponde al área examinada desplegándose en un plano paralelo a la dirección de la propagación del rayo, la posición de la sonda es sincronizada con el barrido de uno de los ejes de la imagen y la amplitud del eco aparece como un punto de

intensidad variable apareciendo en la pantalla correspondiendo a la posición de la interfaz causante del eco.

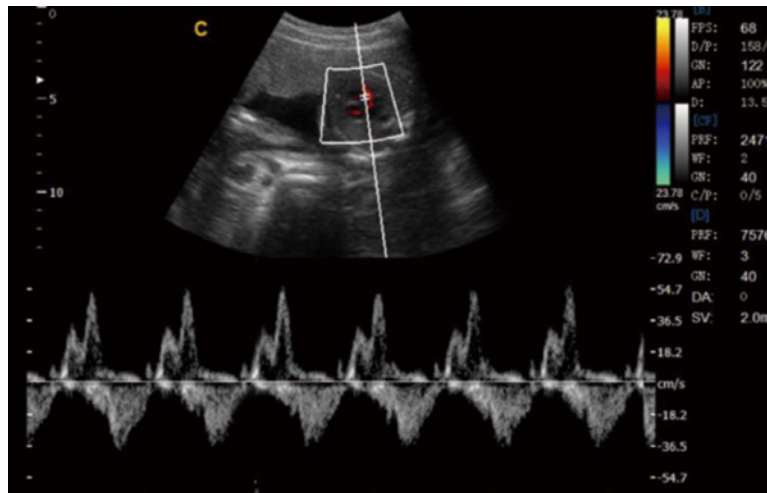


FIGURA 11. IMAGEN EN MODO TM DEL CORAZÓN DE UN FETO.[58]

El modo M o también llamado TM (figura [2]) es una representación por ultrasonido de cambios en el tiempo del eco en la que la profundidad de las interfaces que producen los ecos se muestra a través de un eje y donde el tiempo (T) es mostrado sobre un segundo eje grabando el movimiento (M) de las interfaces alejadas y cercanas al transductor. El pulso transmitido debe ser suficientemente corto como para detallar las estructuras cercanas por muy pequeñas que sean, para esto se usan transductores altamente húmedos pues el acoplamiento del transductor con el cuerpo es de suma importancia algunos de los coadyuvantes para mejorar el acoplamiento en las aplicaciones de contacto directo son ya sea el uso de capa fina de aceite o una solución grasa que se encuentre libre de burbujas, en el caso de los métodos de inmersión se suele usar agua dado que no se pierde una cantidad sustancial de energía cuando se aplica en tejido blando, cosa contraria entre el agua y el hueso, esta es la razón de parte de la pérdida de imagen en encefalografía debido a que el hueso es potencialmente atenuante contra el ultrasonido. Las computadoras modernas que captan los datos y muestran imágenes de estructuras obtenidas por medio de unidades de arreglo escalonado (phased-array) exhiben imágenes en tiempo real de los movimientos por ejemplo del corazón, además ahora es muy común su uso combinado con parámetros de dimensión, volumen y flujo.

Ultrasonido en tercera dimensión

Se ha hecho uso de las tecnologías tanto de los arreglos de ultrasonido como de procesamiento de imágenes por computadora para producir representaciones tridimensionales pues se sabe que el análisis de imágenes bidimensionales para intentar diagnosticar alguna enfermedad tiene sus limitantes puesto que la imagen en 2D solo representa una “rebanada”, el procesamiento de los datos ha sido parte de una revisión por York y Kim [104].



FIGURA 12. IMAGEN TRIDIMENSIONAL DEL ROSTRO DE UN FETO.
[61]

El modo 4D ha sido investigado por 20 años, este incluye el modo tridimensional y las características temporales, a partir de uno de los modos más sólidos como el B se han desarrollado los aspectos espaciales, de tiempo y de frecuencia.

Las aplicaciones en 3D actuales aún no proporcionan imágenes en tiempo real para su análisis, el uso médico de estas aplicaciones se ha dado de forma reciente y es más complejo que el escaneo en modo B y 2D en términos tanto de procesamiento de datos como de transductores y electrónica, las aproximaciones usadas han sido el escaneo mecánico de un arreglo lineal o bidimensional y escaneo “a mano alzada” para la creación de imágenes de superficies, en un futuro el manejo electrónico de rayos aplicada a arreglos bidimensionales puede volverse accesible para uso clínico aunque aún se

requiere el avance en el diseño y fabricación de transductores, electrónica, software, procesamiento de datos y reconstrucción de imágenes [53]. Sobre la recolección de datos, existe una gama amplia de técnicas de reconstrucción de imágenes que pueden ser usadas y una cantidad de herramientas computacionales están disponibles [53], es la capacidad computacional pura lo que históricamente ha limitado las posibilidades de proveer imágenes en tiempo real con características 3D y 4D, el ultrasonido tridimensional tiene el potencial para ser más preciso y confiable aplicado en el área clínica, ha habido investigación para desarrollar imágenes vasculares, obstétricas, ginecológicas y urológicas.

Uso cardiaco

Se le ha dedicado atención al rechazo e infección tras un transplante de corazón debido a que esos son dos factores que dejan al paciente proclive a la muerte, para contrarrestar este efecto en el centro médico de la universidad de Stanford se ha usado el ultrasonido de modo A para medir el tamaño del corazón y así detectar signos tempranos de rechazo, cuando se ha detectado rechazo la terapia comienza y se reduce la administración de agentes inmunosupresores, el procedimiento de medición se realiza obteniendo las dimensiones del órgano cuando se llena de fluido, en la aparición del rechazo las paredes del corazón se hinchan y se endurecen, el instrumento y la técnica son: un transductor de 19 mm de diámetro a 2.25 MHz a una repetición de pulsos de 1kHz, las indicaciones del eco de la superficie de la pared anterior y de la posterior indican el tamaño del corazón.

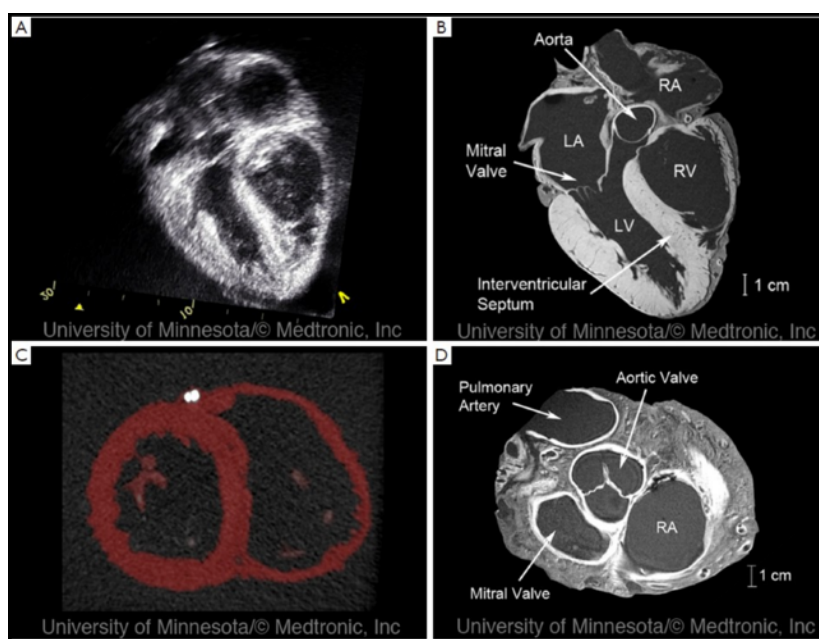


FIGURA 13. EXAMEN DEL CORAZÓN DE UN FETO. [62]

La examinación intracardiaca ha sido usada para obtener escaneos de tipo C (plan-position-indication) del interior del corazón [55, 56], este método es usado para detectar defectos en el septo interventricular, una sonda en miniatura es insertada dentro de la aurícula derecha a través de la vena yugular externa o la arteria femoral, la sonda se coloca en la posición deseada con la ayuda de un fluoroscópio y puede consistir en un solo elemento direccional escaneando moviendo y rotando la misma sonda, la sonda puede consistir de múltiples elementos también con la cual el escaneo es realizado por técnicas de sectores en las que las posiciones de los puntos en la imagen generada están correlacionados con la dirección del rayo, una de estas unidades colocada en un catéter está conformada por cuatro transductores espaciados a 90° cada uno en un plano normal al eje del catéter [57], los transductores son pulsados de forma secuencial a un ritmo de 1kHz y los datos son recolectados por un espacio de 8 segundos, los ciclos cardiacos son divididos en 24 incrementos iguales que definen el contorno del ventrículo izquierdo en varias etapas de ciclo, estos datos son guardados y ordenados por la computadora y caracterizados después que la adquisición de datos es completada, el uso de escaneo de modo A y modo C se usa para proveer información tridimensional, la misma técnica se emplea para la vena cava inferior del hígado con lo cual se evaden los problemas atribuidos al aire en los pulmones o los gases intestinales cuando se examina el hígado desde el exterior.

Para obtener patrones estacionarios sin el uso de una computadora en medio de un estudio de tomografía con ultrasonido del corazón, la imagen se debe completar dentro de un octavo del ciclo cardiaco cuando la tomografía es para la fase sistólica (cuando cada componente de corazón esta en su movimiento máximo) y dentro de un cuarto del ciclo cardiaco cuando las tomografías son para la fase diastólica (cuando el movimiento del corazón es mínimo).

Conclusiones

El fenómeno del ultrasonido se puede explicar con ayuda de ondas sonoras o acústicas, estos fenómenos se deben a frentes de ondas que pueden ser constructivos o destructivos. Estas ondas pasan a través de diferentes interfaces que es la superficie que separa dos medios cada uno con una característica específica llamada impedancia, la cual contiene información sobre las tensiones del medio. Para cualquier onda que pasa a través de una interfaz existe una parte de esta energía transportada que es absorbida por el segundo medio y otra que es reflejada, en el caso de los ultrasonidos de modo B o ecografía el sonido que rebota es el eco que es la señal que permite establecer la escala de blancos que vemos en los ultrasonidos.

La imagenología si bien es una área que se ha desarrollado de manera amplia tiene aún un campo de acción muy amplio en distintas direcciones, tanto en el procesamiento de datos para la generación de imágenes como en el desarrollo de software que permita obtener imágenes con mejor resolución. En este sentido la generación de imágenes es una de las principales herramientas de diagnóstico médico.

Por otro lado el uso del ultrasonido con fines terapéuticos es un hecho y es un campo en donde también se requiere el desarrollo de ingeniería que permita tener un mayor control sobre las técnicas aun conocimiento profundo sobre el desarrollo de tecnologías para mejorar las existentes tanto en portabilidad como en acceso.

Existe también un amplio campo de oportunidad de trabajo interdisciplinario en la ciencia computacional ligada al diagnóstico médico utilizando la imagenología asistida por computadora en el cual las aplicaciones de software diseñadas para éste fin hacen procesamiento de las imágenes que son obtenidas a través de alguna de las diferentes técnicas. Este trabajo tiene mucho trabajo desarrollado en la parte que concierne a la seguridad en la interacción del ultrasonido con los diferentes tejidos involucrados.

Finalmente es importante notar que poder interpretar la imagen generada por un ultrasonido requiere de un médico especialista que pueda interpretar esta imagen para generar un diagnóstico, en este contexto planteamos como trabajo a futuro el desarrollo de un software que permita al usuario tiene un diagnóstico preliminar confiable basado en la interpretación de la imagen obtenida por ultrasonido en un ambiente gráfico que sea accesible al público en general.

Aplicación móvil: Asistente médico para el dolor renal.

El trabajo presentado en esta monografía muestra las diferentes direcciones en las que la ingeniería se puede introducir para aportar avances en el área de medicina. Una de las direcciones en donde se puede implementar la ingeniería es el área de instrumentación, en este sentido es importante notar que la instrumentación electrónica se refiere a la construcción y diseño de herramientas que ayuden a la medición de elementos físicos o químicos involucrados al mismo tiempo que fomentan y preservan la seguridad del aparato. Particularmente el campo de acción se enfoca al diseño de las herramientas eléctricas o electrónicas para la medición de las ondas de ultrasonido con respecto a las características de la piedra en el riñón, en este sentido mi rama de estudio no es afín. Otra de las áreas es la generación de imágenes en la cual el desarrollo se encuentra muy avanzado; los aparatos de ultrasonido generan una imagen basada en la recepción de los ecos de los pulsos enviados previamente por el transductor, lo cual constituiría solamente la primera etapa del proceso; esta área implica disciplinas como la inteligencia artificial y la visión computarizada que de hecho serán utilizadas para la realización del próximo proyecto de tesis pero no para ser estudiadas o aplicadas de manera directa. En esta dirección el área en la que mis estudios estuvieron centrados es el desarrollo de computo móvil, más específicamente, las aplicaciones móviles orientadas al usuario. La idea general es desarrollar una aplicación que se ejecute en un celular, esta aplicación se piensa desarrollar en dos direcciones una interfaz amigable para un usuario común con problemas renales y por otro lado una plataforma de administración que vincule al especialista con un cliente potencial. Esta aplicación pretende asistir al usuario a interpretar los resultados de un ultrasonido para tener una segunda opinión confiable o incluso una primera opinión, además de complementar y explicar en un lenguaje accesible lo que un profesional pudiera comentar a cerca de la salud del usuario basado en el mismo estudio. Basados en la situación en la que un usuario se encontraría en el momento de utilizar la aplicación; una persona sabe que tiene una condición de mala salud en uno o ambos riñones y desea conocer una segunda opinión o tal vez la primera opinión sobre la gravedad de su malestar. La aplicación que se planea realizar tendría la capacidad de realizar un análisis de las imágenes, emitir una opinión confiable y sencilla de interpretar al usuario, después de haberle comunicado los resultados al usuario le

haría recomendaciones de especialistas en su área que pudieran atenderle. Esta aplicación también se plantea desarrollar en dirección al Médico Especialista creando una interfaz para uso de los médicos o clínicas en la cual se les permita guardar y manejar la información de los pacientes.

En este sentido la medicina es un área en la que se están incorporando las herramientas computacionales, desarrollar aplicaciones para tecnología móvil resulta innovador e interesante para el área. El desarrollo de este tipo de aplicaciones representa por sí mismo un tema de investigación actual. Es intuitivo y amigable para los usuarios comunes por un lado y ofrece por otro lado una plataforma de administración para una clínica. Uno de los aspectos principales de esta herramienta es asegurar una opinión confiable sobre la salud del usuario con ayuda de un software que analice en tiempo real la información contenida en una imagen y así poder tomar decisiones en base a dicho estudio, de ahí derivan las otras funciones planeadas; una lista de doctores o clínicas disponibles cerca del usuario a quienes pueda acudir en determinado momento y a su vez una interfaz para uso de los médicos o clínicas.

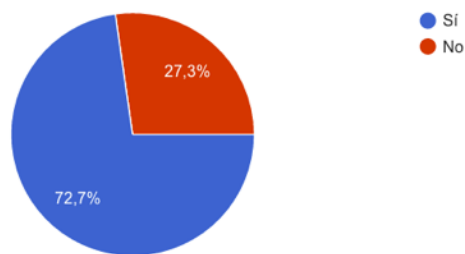
Para realizar la aplicación se pueden usar distintas herramientas las cuales tienen dos aspectos principales: el visual y el funcional para darle al usuario una experiencia de uso satisfactoria se deben balancear estos dos factores, deben considerarse también las características propias de los dispositivos móviles tales como el tamaño de su pantalla, los botones disponibles, la versión de sus respectivos sistemas operativos, entre otros. La elección de una plataforma específica nos permite controlar mejor el desarrollo posterior de la aplicación además de aprovechar las posibilidades de un lenguaje nativo de la plataforma con todos los beneficios de desempeño que conlleva, trabajar con el lenguaje nativo permite desarrollar una aplicación para uno o varios dispositivos en particular, lo cual nos permite explotar al máximo las características propias del sistema operativo, entiéndase con esto que los dispositivos de diferentes plataformas tienden a diferir en tamaño o forma, esto incluye el tamaño de la pantalla, los botones, el procesador o la memoria disponibles, por nombrar algunos elementos, otro aspecto a considerar es la responsividad, pues entre menor sea el tiempo de respuesta se reduce la posibilidad de que el usuario pierda la concentración.

Para el caso particular de nuestra propuesta la intención es utilizar el sistema operativo de los dispositivos portátiles Apple, el cual es llamado iOS junto con el más reciente y sencillo lenguaje de desarrollo para dispositivos de dicha marca es llamado Swift.

Para garantizar que la aplicación propuesta es innovadora y puede generar interés de parte de los usuarios por un lado y de los Especialistas por otro, se diseñó como instrumento de validación una encuesta que nos permitirá conocer estas opiniones. A continuación se presentan resultados preliminares de estas encuestas dirigidas a los usuarios y las cuales se presentarán de manera detallada en el trabajo de tesis de Maestría, incluyendo la encuesta dirigida a los Médicos Especialistas.

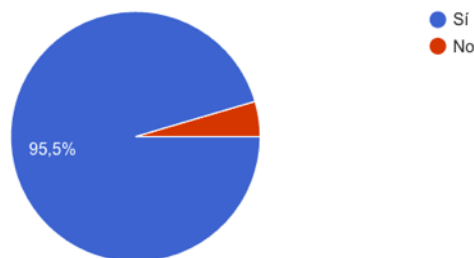
Si tuviera una situación de dolor en sus riñones la cual amerita realizarse un estudio clínico, ¿le interesaría una aplicación que le ayudara con una opinión basada en los estudios y algunas preguntas rápidas ?

(22 respuestas)



En caso de que existiera esta aplicación ¿le gustaría que le mostrara una lista de posibles especialistas ?

(22 respuestas)

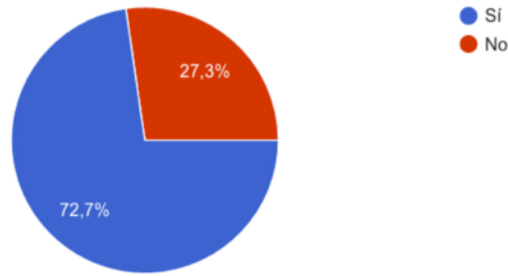


Seleccione la opción que describiría mejor su decisión sobre acudir a los especialistas recomendados

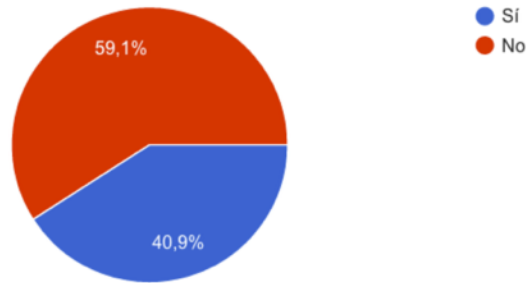
(22 respuestas)



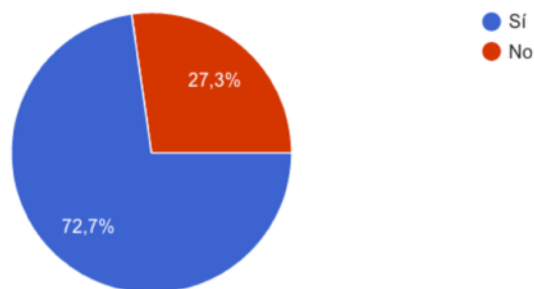
¿Le gustaría que la aplicación permitiera agendar una cita urgente?
(22 respuestas)



¿Estaría de acuerdo en llenar un prehistorial clínico ó preferiría hacerlo después de la primera visita al médico?
(22 respuestas)



Una vez que decidió utilizar esta aplicación ¿te gustaría que te ofreciera una agenda de citas y medicamentos?
(22 respuestas)



Bibliografía

[1] A short History of the development of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology. Recuperado el 26 de octubre de 2016 de <http://www.ob-ultrasound.net/history1.html>.

[2] Bioeffects of Obsetric Ultrasound for the Clinician: How to Keep it Safe. Recuperado el 27 de octubre de 2016 de https://iame.com/online/bioeffects_of_obstetric_ultrasound/content.php.

[3] Calle Herranz, Carvajal Alfonso, Reguerio-Gomez; Caracterización de la impedancia eléctrica corporal en sujetos con padecimientos renales crónicos; Scielo Cuba, Vol. 35, N. 3, pp. 1-15 **2014**; ISSN 1815-5928.

[4] Epoxyset Adhesive Solutions for Ultrasound Technology. Recuperado 26 de octubre de 2016 de <http://www.epoxysetinc.com/epoxyset-adhesive-solutions-for-ultrasound-technology/>.

[5] Geodfrey Hounsfield, Nobel Prize in Physiology or Medicine, 1979. Recuperado el 26 de octubre de 2016 de <https://www.geni.com/people/Godfrey-Hounsfield-Nobel-Prize-in-Physiology-or-Medicine-1979/6000000029395662076>.

[6] Ondas transversales y longitudinales, recuperado el 3 de noviembre de 2016 de <http://bachilleratoenlinea.com/educar/mod/lesson/view.php?id=2722&pageid=1123&lang=es>.

[7] Sistemas de comunicaciones, recuperado el 3 de noviembre de 2016 de <http://tecnologia-jesusmolina.blogspot.mx/2008/09/comunicaciones.html>.

[8] Sonido en medicina, recuperado el 3 de noviembre de 2016 de http://www.cubaeduca.cu/medias/cienciatodos/Libros_1/ciencia2/37/htm/sec_9.htm.

[9] Ensminger D., Bond L. J. 2011, *Ultrasonics Fundamentals, Technologies and Applications*, Estados Unidos de América, CRC Press.

[10] Tippens E. P., 2011, *FÍSICA*, México D. F., México, McGraw Hill.

- [11] https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Speed_of_sound_in_water.svg
- [12] Redwood M. 1960. *Mechanical Waveguides*. New York: John Wiley.
- [13] Pao Y. -H., y C. C. Mow. 1973. *Diffraction of Elastic Waves and Dynamic Stress Concentrations*. New York: Crane and Russak.
- [14] Flilpczynski L. 1961. In Proc. *Vibration Problems*, Vol. 2, # 1(6):41-56, Varsóvia, Polonia.
- [15] Gebernatis J. E., E. Domany, J. A. Krumhansl. 1977. *J Appl Phys* 48(7):2804-11.
- [16] Domany E., J. A. Krumhansl, S. Teitel. 1978. *J Appl Phys* 49(5):2599-604.
- [17] Richardson J. M. 1979. *Proc. ARPA/AFML Review of Progress in Quantitative NDE, AFML-TR-78-205*, 332-40. Dayton, OH: Air Force Material Materials Laboratory.
- [18] Hess, J. L. 1973. *Comp Meth Appl Mech Eng* 2:1-15.
- [19] Kraut E. A. 1976. *IEEE Trans Sonics Ultrason* SU-23(3):162-7.
- [20] Vissher W. M. 1980 *J Appl Phys* 51(2):825-34.
- [21] Waterman P. C. 1976. *J Acoust Soc Am* 60:567-80.
- [22] Keller J. B. 1957. *J Appl Phys* 28:426-44.
- [23] Achenbach J. D. y A. K. Gautesen. 1977. *J Acoust Soc Am* 61(2):413-21.
- [24] Bond L. J. 1982. *Research Techniques in Nondestructive Testing*, ed. R. S. Sharpe, Vol. 6, 107-50. London: Academic Press.
- [25] Wood R. W. y A. L. Loomis. 1927. *Phil Mag* 4:417-36.

[26] Brown B. y D. Gordon. 1967. *Ultrasonic techniques in Biology and Medicine*. Springfield, Illinois: Charles C. Thomas.

[27] Gordon D. 1964. *Ultrasound as a Diagnostic and Surgical Tool*. Baltimore: Williams & Wilkins.

[28] Van Went, J. M. 1954. *Ultrasonic and Ultrashort Waves in Medicine*. Amsterdam: Elsevier.

[29] Erikson K. R., F. J. Fry y J. P. Jones. 1974. *IEEE Trans Sonics Ultrason*. SU-21(3): 144-70.

[30] Nyborg W. L. y M. C. Zlskin, eds. 1985. *Biological Effects of Ultrasound*. New York: Churchill Livingstone.

[31] Wells P. N. T. 1969. *Physical Principles of Ultrasonic Diagnosis*. Londres: Academic Press.

[32] Fry. W. J. y F. J. Fry. 1965. En *Paper C I presentado en 1965 IEEE Ultrasonics Symposium*, Boston, Diciembre 1-4, 1965. Abstract supplement, 5. New York: IEEE, Sonics and Ultrasonics Group.

[33] Bond L. J. y N. Safari, Conversión de modo en pruebas con ultrasonido. De *Research Techniques in Non-Destructive Testing*, Vol. 7, Chap. 5, 160-61, Academic Press, Londres, 1984.

[34] ter Haar G. 2000. *Ultrasound in Med and Biol* 26(Supplement 1):S51-4.

[35] Dohnalek J.,I. Hrazdira, J. Cecava, F. Novak y J. Svoboda. 1965. *Cesk. Dermatol* 40(3):173-6.

[36] Bushong S. C. y B. R. Archer. 1991. *Biological Effects of Ultrasound*. 155-62. St. Louis: Mosby Year Book.

- [37] Nyborg W. L. (Chairman). 1983. *Biological Effects of Ultrasound: mechanisms and clinical implications*, National Council on Radiation Protection and Measurement, Report 74.
- [38] Nyborg W. L. 1985. Mechanisms. En *Biological Effects of Ultrasound*, ed. W. L. Nyborg y M. C. Ziskin 23-33. New York: Churchill Livingstone.
- [39] Fawlkcs J. B. 2008. (y 8 más) Bioeffects Committee AIUM. *J Ultrasound Med* 27(4): 503-15.
- [40] Nyborg J. B. 2008. *Ultrasound in Med & Biol* 27(3):301-33.
- [41] Duck F. A. 2008. *Med Eng Phys* 30(10):1338-48.
- [42] DiStatsio J. L. ed. 1980. Ultrasonics as a medical diagnostic tool. En *Bioeffects of ultasonics*. Noyer Data Corp (New Jersey) 1189-249.
- [43] Wells P. T. N. 1992. *Ultrasonics* 30(1):3-7.
- [44] Miller D. L. 1991. *J Clin Ultrasound* 19(9):531-40.
- [45] IEC (1992) Publicación 61157: Requirements for the declaration of the acoustic output of medical diagnostic equipment: TC-87 (Technical Committee) International Electrotechnical Commission. Paris, Francia.
- [46] Flynn H. G. 1982. *J Acoust Soc Am* 72:1926.
- [47] Apfel R. E. 1982. *Br. J Cancer* 45 (suppl. V): 140-6.
- [48] Carstensen E. L. 1987. *Ultrasound Med Biol* 13(10):597-606.
- [49] Apfel R. E. y C. K. Holland. 1991. *Ultrasound Med Biol* 13(10):597-606.

- [50] Crum L. A. 1989. Cavitación acústica y ultrasonido médico. En *Proceedings of Ultrasonics International*, Madrid España Julio 3-7, 1989, 852-8. Guilford, Surry, UK: Butterworth.
- [51] Shmidt G., 2007, *Ultrasound*, Stuttgart., Alemania, Georg Thieme Verlag.
- [52] York G. y Y. Kim. 1999. *Annu Rev Biomed Eng* 1:559-88.
- [53] Fenster A. y D. B. Downey. 1996. *IEEE Eng Med Biol* 15(6):41-51.
- [54] Littlefield R. J., C. R. Macedonia y J. D. Coleman. 1998. MUSTPAC 3-D ultrasound telemedicine/telepresence system. *Proc IEEE Ultrason Symp* 2:1669-75.
- [55] Kimoto S. R. Omoto, M. Tsunemoto, T. Muroi, K. Atsumi y R. Uchida. 1964. *Ultrasonics* 2(2):82-6.
- [56] Omoto R. 1967. *Ultrasonics* 5(2):80-3.
- [57] Eggleton R. C., Townsend J. Herrick, G. Templeton y J. H. Mitchell. 1970. *IEEE Trans Son Ultrason* 17(3):143-53.
- [58] i3 Chison. Recuperado el 19 de diciembre de 2016 de <http://www.usedultrasoundequipment.com/products/i3-chison>.
- [59] Abdominal ultrasound of an abdominal aortical aneurysm. Recuperado 19 de diciembre de 2016 de <http://www.mayoclinic.org/tests-procedures/abdominal-ultrasound/multimedia/img-20149630>.
- [60] Abdominal Aortic Aneurysms. Recuperado 19 de diciembre de 2016 de <https://www.keepingyouwell.com/care-services/heart-vascular/vascular-lab-services/abdominal-aortic-aneurysms>.
- [61] Algemene Voorwaarden pretecho. Recuperado 19 de diciembre de 2016 de <http://www.babyimage.nl/algemene-voorwaarden-pretecho/>.

[62] Ultrasound of the heart. Recuperado 19 de diciembre de 2016 de <http://qsota.com/ultrasound-of-the-heart/> .

Glosario de términos

Absceso: acumulación de pus localizada en una cavidad o área delimitada del cuerpo, está asociada con destrucción de tejidos y con inflamación.

Adiabático: Dicho de un proceso que sucede sin que el calor sea transferido entre el sistema en estudio.

Aneurisma: Hinchazón o abultamiento de vasos sanguíneos debilitados.

Aorta: Principal arteria del cuerpo.

Arteria femoral: Arteria del muslo y principal proveedora para los miembros inferiores.

Artritis reumatoide: inflamación de una o varias articulaciones que se divide en dos grandes grupos: el reumatismo articular crónico primario, y osteoartritis deformante.

Bioacústica: Ciencia interdisciplinaria que combina a la Biología y la Acústica, investiga la producción, dispersión y recepción de sonido en los animales, incluido el humano.

Exudado: materia más o menos fluida emitida por los vasos capilares durante los procesos inflamatorios y que se deposita en el espacio intersticial (entre los tejidos) o en una cavidad.

Cálculo: Acumulación de sales en forma de piedra, transportadas por algunos líquidos del organismo como la orina y la bilis.

Carcinoma: Cáncer formado a expensas del tejido epitelial de los órganos, con tendencia a difundirse y producir metástasis.

Cavitación: Procedimiento de aplicación de ultrasonido en áreas localizadas del cuerpo con el fin de destruir grasas. Formación patológica de cavidades en el tejido o en un órgano.

Cefalometría: La cefalometría es el nombre que se da a las medidas que se obtienen del cráneo humano.

Cérvix: Cuello uterino.

Craneotomía: Abertura o perforación del cráneo.

Efecto Doppler: Efecto producido cuando una fuente generadora de ondas se encuentra en movimiento y el receptor percibe un cambio relativo en la frecuencia de las ondas de acuerdo a la cercanía o lejanía de la fuente.

Fibroide: Tumor benigno de tejido conjuntivo.

Fluoroscópio: Instrumento que permite la observación de imágenes de rayos x sin la necesidad de obtener o generar placas.

Folículo ovárico: Un folículo ovárico es un pequeño elemento en forma de bolsa en la cual el ovocito (óvulo) es almacenado hasta su maduración y su liberación.

Ganglios basales: Acumulaciones de cuerpos de células nerviosas que se hallan cerca de la base del cerebro.

Íleo paralítico: Es un bloqueo parcial o total del intestino, cuyos contenidos no pueden pasar. Una afección en la cual el intestino no funciona de manera correcta, pero no existe un problema estructural que lo cause.

Ilión: Principal hueso de la pelvis, conecta la columna vertebral con las extremidades inferiores.

Intracraneal: Que se localiza en la parte interna del cráneo.

Lipoplastia: También llamada Liposucción, es la remodelación de la silueta a través de la extracción de grasa de distintas partes del cuerpo.

Lisis: La desintegración de una célula por la ruptura de su pared o membrana.

Litotricia: Procedimiento quirúrgico por ondas de choque dirigidas a cálculos renales o biliares con la finalidad de destruir o fragmentar dichos cálculos.

Módulo de Young: Coeficiente de elasticidad del material.

Parkinson: Degeneración neuronal que se traduce en trastornos motores.

Piezoelectricidad: Carga eléctrica que se acumula dentro de ciertos materiales como el cuarzo, algunos cerámicos, entre otros, cuando se les aplica carga mecánica.

Quieste: Un saco anormal con una cubierta membranosa, contiene gas, materia semisólida o fluido.

Septo o tabique interventricular: división membrano-muscular que divide el corazón en dos cámaras independientes

Tumor: Masa de tejido de una parte del organismo cuyas células sufren un crecimiento anormal y no tienen ninguna función fisiológica; estas células tienen tendencia a invadir otras partes del cuerpo. Los hay de tipo benigno y maligno.

vejiga biliar: La vesícula o vejiga biliar es un saco muscular ubicado debajo del hígado. Se encarga de almacenar y concentrar la bilis producida en el hígado.

Vena yugular externa: Recoge gran parte del flujo sanguíneo en el exterior del cráneo y partes internas del rostro y surge a la altura de la glándula parótida y se extiende por el cuello hasta la clavícula.

Ventrículo cerebral: Cavidad cerebral por la cual circula líquido cefalorraquídeo.

Índice de figuras

Antecedentes

Figura 1 Ultrasonido de modo A.

Figura 2 Ultrasonido de modo B.

Figura 3 Páginas del trabajo presentado por Ian Donald y su equipo.

Figura 4A El primer Disonógrafo

Figura 4B Alfred Kratochwil analizando la placenta con ayuda del ultrasonido de modo A.

Introducción

Figura 1 Karl Theo Dussik y su aparato.

Figura 2 Comportamiento de las células ante un estímulo.

Figura 3 Ejemplo de sonda acústica de tipo convexo.

Figura 4 Aparato de Wright y Meyerdirk, primeras imágenes obtenidas.

Figura 5 Godfrey Hounsfield, uno de los padres de la tomografía.

Propagación del sonido como una onda mecánica

Figura 1A Onda transversal

Figura 1B Onda longitudinal

Figura 2 representación de una onda sonora y su gráfica de cambio de presión con respecto a la distancia.

Figura 3 movimiento de una onda sonora en una varilla sólida.

Figura 4 Velocidad del sonido contra temperatura en el agua.

Figura 5 frente de una onda sonora entre dos medios.

Figura 6 reflexión y transmisión con respecto a la normal.

Aplicaciones médicas del ultrasonido

Figura 1 Imagen bidimensional modo b.

Figura 2 Diferentes tipos de transductores .

Figura 3 Férula impresa en 3D.

Figura 4 Interacción de las ondas con la interface entre dos tejidos.

Figura 5 Tecnología para la realización de litotricia.

Figura 6 Ondas de choque para la disyunción de cálculos renales.

Figura 7 Facoemulsificación.

Figura 8 Respuesta biológica al ultrasonido en función de tiempo de exposición.

Figura 9A Diagrama y ultrasonido de un aneurisma aórtico abdominal.

Figura 9B Medición de un aneurisma aórtico abdominal.

Figura 10 Aspecto del rayo de ultrasonido y enfoque electrónico.

Figura 11 Imagen en modo TM del corazón de un feto.

Figura 12 Imagen tridimensional del rostro de un feto.

Figura 13 Examen del corazón de un feto.