

Factibilidad de Detección de Placa de Ateroma en Arterias Superficiales Mediante el Uso de Ultrasonido

Parte I: Motivación

L. Barrionuevo, G. Negre

Cátedra de Ultrasonido para Uso Médico, Departamento de Electrónica y Automática,
Facultad de Ingeniería Universidad Nacional de San Juan, Capital San Juan, Av. Libertador
Gral. San Martín 1109, J5400ARL - San Juan
lulymba@gmail.com – gerarnegre@gmail.com

Resumen

Por medio del presente trabajo se busca describir la viabilidad de detección de placas de ateroma en las paredes de arterias superficiales haciendo uso del ultrasonido por el método de A-scan.

En esta primera parte se llevó a cabo una indagación teórica sobre las bases de la patología que involucra el desarrollo de placa de ateroma, factores y métodos de exploración; haciendo hincapié en el método no invasivo de ultrasonido. Y a partir de imágenes de ecografía vascular recolectadas, se pudo determinar con seguridad las dimensiones de las distintas interfaces involucradas, lo que facilitará el modelado de dichas interfaces en la segunda parte de este estudio. Además, se analizan las propiedades acústicas de los distintos medios y capas de la pared vascular.

Palabras clave: ultrasonido, placa de ateroma, estenosis, aterosclerosis, registros A-Scan

1. Introducción

Los vasos sanguíneos constituyen un sistema de conductos que llevan la sangre desde el corazón a los tejidos y de regreso al corazón. Todos los vasos sanguíneos están recubiertos por una sola capa de células endoteliales. En conjunto, estas células constituyen un órgano notable que secreta y transporta sustancias a través de la sangre. En particular, las arterias son vasos en los cuales la sangre que transporta es oxigenada y rica en nutrientes, lo que permite el crecimiento, nutrición, mantenimiento y reparación de todos los tejidos del organismo. Las arterias y arteriolas están constituidas por una capa externa de tejido conjuntivo, la adventicia; una capa media de musculo liso, la media; y una capa interna, la íntima, que contiene una capa de células endoteliales (fig.1).

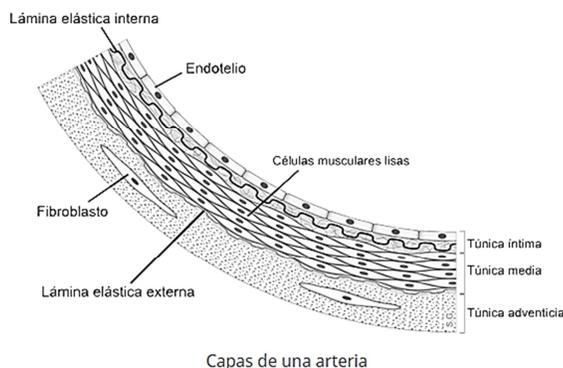


Figura 1. Estructura de una arteria

1.1 Patología

Una de las enfermedades cardiovasculares que afecta al tejido de las paredes de arterias de grande y mediano calibre es la aterosclerosis. Esta patología se caracteriza por la estenosis o engrosamiento de la pared arterial, relacionada con la acumulación de placa entre las paredes de la arteria, lo que se conoce como placa de ateroma, ésta se inicia en la capa íntima y está formada por grasas, colesterol, calcio y otras sustancias que se encuentran en la sangre. La placa puede calcificarse y es proclive a ulcerarse o romperse, por lo que induce la formación de un trombo que obstruye el flujo sanguíneo. Es una enfermedad lenta y compleja que puede comenzar en la infancia y a medida que la persona envejece, avanza más rápidamente [1].

La aterosclerosis puede afectar a cualquiera de las arterias del cuerpo, incluidas las que irrigan el corazón (coronarias), el cerebro (carótidas, vertebrales y cerebrales), los brazos (braquiales), las piernas (iliacas y femorales) y los riñones (renales). Como consecuencia de la formación de coágulos intravasculares., pueden presentarse diferentes enfermedades según la región arterial afectada. En las coronarias se manifiesta por la aparición de síndrome coronario agudo o infarto agudo de miocardio (IAM); en el cerebro, accidente cerebrovascular (ACV) o como un accidente isquémico transitorio (AIT). Por lo general, la aterosclerosis no causa signos ni síntomas hasta que se estenosa o estrecha gravemente una arteria o se bloquea por completo, generando una de las complicaciones mencionadas anteriormente.

Las causas reales de la aterosclerosis no se conocen. Sin embargo, existen ciertas características, enfermedades o hábitos que pueden aumentar el riesgo de sufrir esta patología, estos se denominan factores de riesgo. Algunos factores que condicionan esta patología son: sedentarismo, tabaquismo, obesidad, edad, diabetes, hipertensión arterial, entre otras.

La aterosclerosis se inicia con la infiltración de lipoproteínas de baja densidad (LDL) en la región subendotelial. Las LDL son oxidadas o modificadas y posteriormente capturadas por macrófagos, a partir de lo cual se forman las denominadas células espumosas. Estas células forman estrías adiposas, generando una lesión en la pared vascular. Las LDL oxidadas estimulan a las células de musculo vascular liso en las cercanías de la lesión inicial, y se desplazan desde la túnica media a la íntima; donde proliferan y contribuyen a aumentar la lesión. Conforme las placas maduran, se forma una cubierta fibrosa sobre ella. Las placas con cubiertas defectuosas o fracturadas son las que tienden a romperse [2]. Por si solas, las lesiones pueden distorsionar la luz de los vasos hasta el punto de obstruirlos parcialmente, pero por lo general, es la rotura o ulceración de la placa lo que desencadena la trombosis que bloquea por completo el flujo sanguíneo (fig. 2).

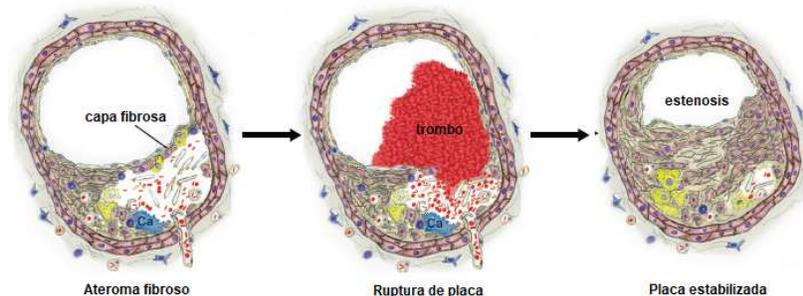


Figura 2. Ruptura y estabilización de la placa

1.2 Métodos de exploración

Los métodos de examen clínicos son necesarios para confirmar o descartar la afección vascular, valorar su repercusión hemodinámica y la distribución y morfología de las

lesiones. Friedlander y Lande, fueron los primeros en describir la presencia de calcificaciones en el área de la arteria carótida mediante radiografías panorámicas realizadas para el diagnóstico dental de rutina.

Los métodos de exploración se clasifican en [3]:

- No invasivos:

- Rayos X: es un método simple que permite apreciar la presencia de calcificaciones en la pared arterial.
- Índice tobillo-brazo: compara la presión de la sangre en el tobillo con la presión en el brazo, a fin de determinar si la circulación sanguínea se encuentra dentro de un rango normal.
- Ecografía: por medio de una ecografía bidimensional podemos visualizar la morfología del vaso explorado (calibre) y las características de su pared (calcificación, estenosis de la íntima). Permitiendo determinar la localización y la morfología de las placas de ateroma.
- Eco-Doppler: tanto el Doppler pulsado como el continuo permiten medir la velocidad de la sangre en el punto deseado, que se localiza gracias al control ecográfico. Permite determinar la velocidad y las características de flujo turbulento o laminar, la aceleración del mismo en el máximo punto de estenosis, etc.
- Tomografía Computarizada: crea imágenes generadas por computadora. A partir de esta se puede detectar el endurecimiento y estenosis de grandes arterias.

- Invasivos

Son aquellos que requieren algún tipo de maniobra agresiva o suponen un riesgo inherente para el organismo (punción, inyección de contraste, radiaciones ionizantes, etc.).

- Angiotomografía computarizada: permite obtener imágenes de la pared arterial mediante la inyección de contraste yodado por una arteria periférica, delimitando la luz real y la porción ocupada por el trombo intraluminal, habitual en las estenosis arteriales. Las reconstrucciones digitales tridimensionales o en varios planos del espacio ofrecen información anatómica de cualquier región vascular y sustituyen en determinados casos a la angiografía.
- Angiografía: es una técnica invasiva y no aporta información hemodinámica, por lo que es necesario utilizar un método diagnóstico complementario. Se basa en la introducción de medios de contraste yodado en la luz arterial por punción percutánea y cateterización de un vaso accesible (arteria femoral, arteria humeral y arteria radial). Los principales riesgos de la arteriografía son los derivados del cateterismo (hemorragia, hematoma, seudoaneurisma o infección del punto de punción; disección de pared y trombosis) o de reacciones alérgicas al contraste yodado, que pueden ser leves o graves.

Para el desarrollo de este trabajo, nos basaremos en el estudio de la detección de aterosclerosis mediante el uso de ultrasonido, de las arterias superficiales de mediano calibre como lo son: las arterias carótidas (cuello), femorales (miembro inferior) y braquiales (miembro superior).

1.3 Ultrasonido Vascular

El ultrasonido o ecografía vascular utiliza ondas sonoras para evaluar el sistema circulatorio del cuerpo y ayudar a identificar bloqueos o engrosamientos en las paredes de arterias y venas [4]. Además, este examen puede incluir un estudio más preciso de ecografía Doppler, una técnica que permite analizar el flujo sanguíneo.

La principal ventaja que presenta la técnica de ultrasonido es que no requiere de ninguna radiación ionizante, no tiene efectos dañinos, es decir que es un método de estudio no destructivo y proporciona imágenes de los tejidos blandos, en tiempo real, que no aparecen en las imágenes obtenidas a partir de rayos X.

El ultrasonido vascular permite observar:

- El calibre de los vasos sanguíneos
- Artropatía obstructiva: permite estudiar segmentos de arterias con estenosis (estrecheces, obstrucciones parciales o completas) que dificultan o impiden el paso de sangre en un determinado vaso sanguíneo.
- Control postoperatorio. Puede observarse si existe alguna complicación en arterias operadas.

Las principales indicaciones de la ecografía en patología arterial son:

- Aterosclerosis o arteriopatía obstructiva. Identificación de placas de ateroma: número, localización, dimensiones, morfología, ecoestructura y grado de estenosis. El estudio se completa mediante Doppler color para valoración de la alteración hemodinámica en cada vaso.
- Alteraciones del calibre. Aneurismas: permite valorar localización, tamaño, trombosis, fisuración, rotura.
- Disección.
- Arteria Operada.

1.4 Propiedades Acústicas del Medio Bajo Estudio

Como lo mencionamos anteriormente, las arterias (fig. 3 superior) son vasos sanguíneos en forma de conducto o tubo que forman parte del sistema circulatorio del cuerpo humano. En el caso de las arterias superficiales, estas pueden tener un diámetro de hasta 10 mm y un espesor de hasta 4 mm. Por medio de una imagen en modo B de un corte longitudinal de una arteria tenemos una referencia de las dimensiones reales y la estructura básica de las paredes (fig. 3 media). A partir de la observación de esta, podemos determinar que la distancia entre la piel, que es donde se encuentra apoyado el palpador, y la capa externa de la arteria es de aproximadamente 10 mm, el espesor de la pared arterial es de unos 2,5 mm y el diámetro de la luz es de alrededor de 6mm.

A diferencia de la imagen brindada por los rayos X, que generan sombras de acuerdo a la densidad atómica de los tejidos, las imágenes de ultrasonido dependen de reflexiones del haz desde las interfaces entre tejidos con diferentes propiedades acústicas. Entonces la intensidad y la calidad de la señal del haz de ultrasonido que retorna al transductor (backscatter) determinará la visualización de una estructura particular. La impedancia acústica del tejido determina la amplitud del backscatter y la intensidad de la imagen.

En las arterias normales, el colágeno es responsable de la parte más intensa de la señal. Así, la adventicia, por su alto contenido de colágeno, refleja intensamente el ultrasonido. Por el contrario, la capa media formada por tejido muscular liso y escaso colágeno, muestra menor reflexión. La membrana elástica interna tiene buena ecogenicidad debido a su densa capa elástica. Existe, de este modo, una correlación lineal entre el contenido de colágeno y elastina de una capa, y la intensidad de la señal de ultrasonido por ella reflejada, mientras que la riqueza de músculo liso guarda una relación inversa [4].

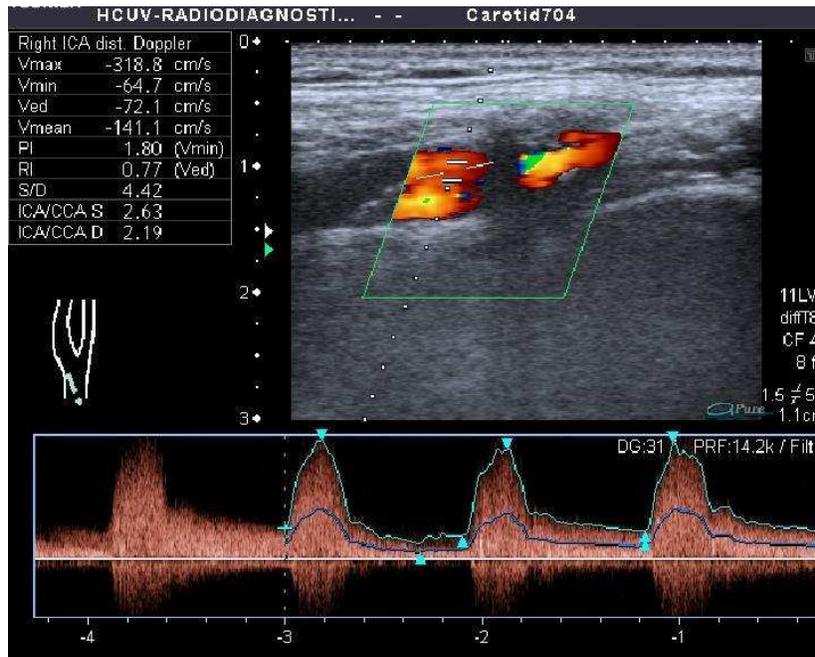
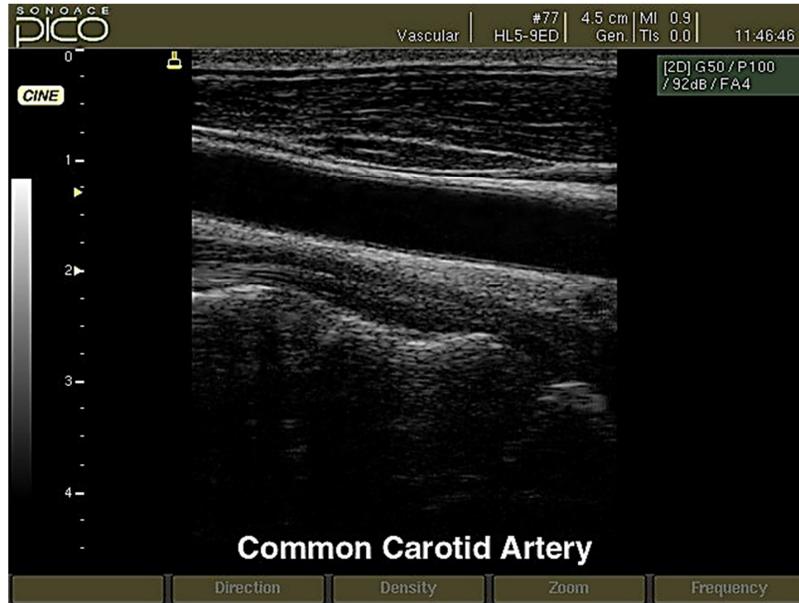
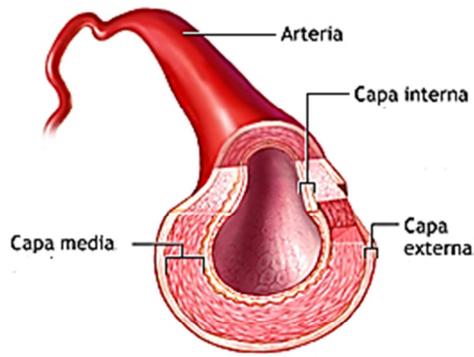


Figura 3. Arteria normal (superior). Ecografía en modo B de una arteria normal (media). Ecografía Doppler de una arteria obstruida (inferior).

En una arteria normal, la fina capa eco densa en la interface luz-pared causada por reflexiones de la membrana elástica interna es denominada como íntima. La capa media se visualiza como una capa sub-íntima, eco refringente, diferente, y limitada por fuera por la interface eco refringente media-adventicia. El límite externo de la adventicia no es muy bien definido, debido al hecho de confundirse con el tejido conectivo peri vascular. Así, las capas íntima y adventicia eco densas, más la capa media interpuesta, le dan a la pared arterial el aspecto trilaminar.

Además podemos observar (fig. 3 inferior) como a partir del empleo de eco Doppler se pueden medir las características del flujo turbulento, ocasionado por la presencia de la placa de ateroma, y el flujo directo e inverso que es también una consecuencia de esto.

En la Tabla 1 [5] se muestran los valores de densidad (ρ), velocidad de propagación longitudinal (c_L), velocidad de propagación transversal (c_T) e impedancia acústica (Z) de los medios que forman parte del sistema bajo estudio. La reducida diferencia entre ellos, es una característica de los medios biológicos.

Tejido o Medio	$\rho[\text{Kg/m}^3]*10^3$	$c_L[\text{m/s}]*10^3$	$c_T[\text{m/s}]*10^3$	$Z[\text{Kg/m s}]*10^6$
Piel				1,53
Tejido Graso	0,937	1,479	0,07	1,33
Tejido Muscular	1,048	1,546	0,185	1,67
Músculo Estriado	1,07	1,566	0,15	1,80
Sangre	1,055	1,580	0,034	1,66

2. Conclusión

Esta primera parte se focalizó en el estudio teórico de las bases de la formación de la placa de ateroma, teniendo en cuenta la anatomía y fisiología vascular, así como también los efectos que puede llegar a ocasionar la presencia de esta patología del sistema arterial. Con esto, y con el desarrollo de las próximas etapas de este trabajo se busca demostrar la factibilidad en el uso de ultrasonido como método de exploración, para permitir realizar un diagnóstico rápido, preciso, seguro y no invasivo, de manera de poder efectuar un rápido tratamiento o intervención si así lo requiere.

A partir de esto, a continuación se procederá a un análisis acústico más detallado, y al modelado y simulación e implementación de un fantoma que imite las condiciones reales, para probar que a partir del ultrasonido se puede detectar la presencia de placa de ateroma.

Referencias

- [1] Stephen J. McPhee, William F. Ganong. Fisiopatología Médica, 5ª edición. Editorial El Manual Moderno. 2007.
- [2] J. F. Bentzon, F. Otsuka, R. Virmani and E. Falk (2014). Mechanisms of Plaque Formation and Rupture. doi: 10.1161/CIRCRESAHA.114.302721
- [3] Farreras P., Rozman C. Medicina Interna. 12ª edición. Editorial Elsevier. 2012.
- [4] M. Hennerici, G. Reifschneider, U. Trockel, A. Aulich. Detection of early atherosclerotic lesions by duplex scanning of the carotid artery. doi: 10.1002/jcu.1870120802
- [5] A. C. Veca., E. Accolti Ultrasonido para Ingenieros y Estudiantes de Ingeniería., Primera edición, 2016. <http://dea.unsj.edu.ar/ultrasonido>

Factibilidad de Detección de Placa de Ateroma en Arterias Superficiales Mediante el Uso de Ultrasonido

Parte II: Marco Teórico y Estimación de los Ecos

L. Barrionuevo, G. Negre

Cátedra de Ultrasonido para Uso Médico, Departamento de Electrónica y Automática, Facultad de Ingeniería Universidad Nacional de San Juan, Capital San Juan, Av. Libertador Gral. San Martín 1109, J5400ARL - San Juan

lulymba@gmail.com – gerarnegre@gmail.com

Resumen

En esta segunda parte del trabajo se busca hacer hincapié en las propiedades morfológicas y acústicas del medio analizado, con todas sus interfaces, y en las propiedades de la técnica empleada, que es el ultrasonido. Se desarrollarán modelos teóricos en donde se tendrán en cuenta todas las características reales del medio (modelo real) y, por otro lado, solo se considerarán las características más destacadas, excluyendo aquellas cuya influencia dentro del análisis no son determinantes (modelo simplificado); ya partir de estos se analizará la reflexión y transmisión del haz emitido. Posteriormente, se hará uso de los modelos teóricos desarrollados y se procederá a la simulación en “Matlab”, de manera de obtener los ecos correspondiente a cada interfaz del medio cuando el haz de ultrasonido las atraviesa, y así obtener un registro basado en el modelo polinómico.

Palabras clave: aterosclerosis, ultrasonido, A-scan, traza, relación señal/ruido, fantoma.

2. Introducción

La aterosclerosis es una de las causas del accidente cerebrovascular (ACV) con secuelas importantes para la salud del paciente, y ocurre tanto en países desarrollados como en vías de desarrollo. Por otro lado, el ultrasonido vascular es la técnica que se emplea para la evaluación de la enfermedad vascular en general. Este método se vale a su vez de diversas técnicas, que se utilizan en forma complementaria, y que dan información acerca de diferentes aspectos de la enfermedad vascular: el eco en modo B permite obtener una imagen en dos dimensiones (en escala de grises) de los vasos y estructuras circundantes, a nivel arterial permite apreciar el diámetro luminal, la pared vascular y las características morfológicas de las diferentes placas. El Doppler pulsado permite evaluar la velocidad del flujo sanguíneo y sus cambios según la estenosis observada a través de la representación del espectro (velocidad/tiempo). El Doppler en modo B aprecia el diámetro luminal, la pared vascular y las características morfológicas de las placas, en tanto que el Doppler pulsado estudia la velocidad del flujo y sus cambios según el grado de estenosis. El Doppler color es una forma de Doppler pulsado en la que la media de las variaciones de frecuencia en cada punto son codificadas en color diferente según el flujo se acerque o se aleje del transductor, asociado con el eco, provee una imagen anatómica y del flujo vascular en tiempo real.

La morfología de la placa también es un factor para tener en cuenta (fig. 4). Si estamos en presencia de una placa cálcica y con una obstrucción leve (< 50%), es muy poco probable que la obstrucción progrese; si en cambio se trata de una placa hipoecoica, está sugiriendo un contenido lipídico importante en su interior, por lo que debería prestarse atención al espesor de la capa endotelial [1].

Por lo tanto, el ultrasonido vascular permite:

- Analizar la pared arterial y medir el espesor intima-media (EIM) en estudios de prevención.
- Valorar la gravedad de una estenosis.
- Evaluar la morfología de una placa.

El espesor intima-media (EIM) resulta de los ecos que se generan en las interfaces íntima-lumen y media-adventicia (fig.5), dado que la íntima y la media tienen similar impedancia acústica y no generan interfaz entre ellas. Estos ecos originan un espacio entre dos interfaces que representa la suma de ambas capas internas de la pared vascular.

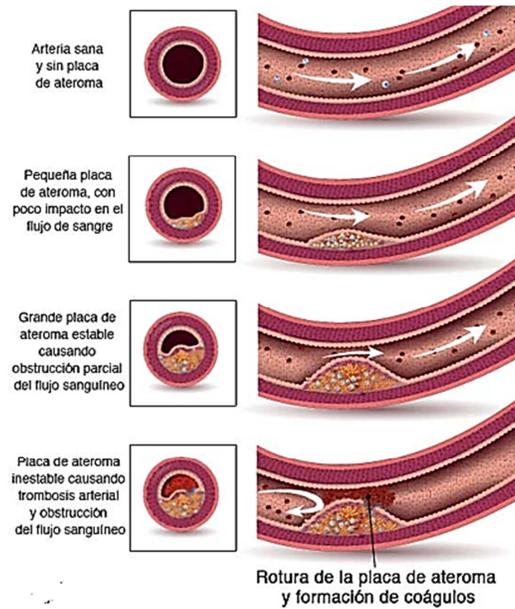


Figura 4. Morfología y evolución de la placa

Esto puede evaluarse en cualquier arteria superficial. El EIM incluye la capa media arterial, constituido por músculo liso preferentemente, y la íntima. En general, el EIM en adultos jóvenes se encuentra cercano a los 0,5 mm, mientras que en los ancianos puede llegar a 1,2 mm.

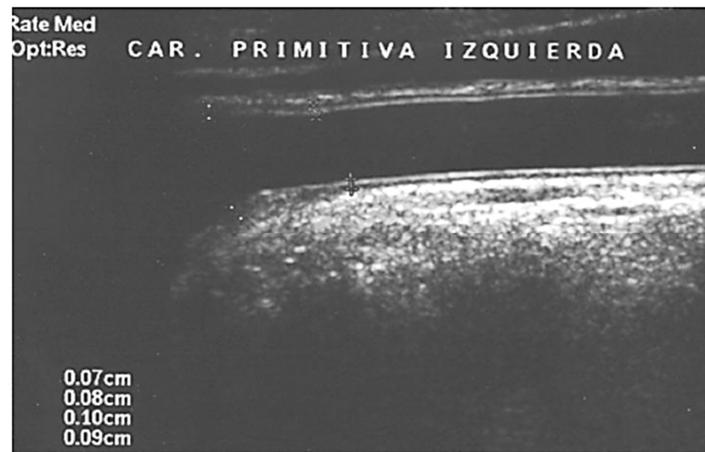


Figura 5. Segmento de la carótida primitiva donde se observa el EIM.

Como el ultrasonido es un método no invasivo, es probable que la estimación de la presencia de placa pueda ser una opción atractiva para estimar la aterosclerosis y sus riesgos asociados. La determinación del grado de estenosis es el dato más importante que puede sugerir el ultrasonido vascular y representa el grado de obstrucción que produce la placa en la luz del vaso (fig. 6). Dado que el flujo es producto de la velocidad por el área, cualquier reducción del área implicará un aumento en la velocidad del flujo para mantener la igualdad en esa ecuación (fig. 7). Esta ecuación resulta válida para evaluar la gravedad de una estenosis en función del aumento de la velocidad que esta produce. Sin embargo, en los casos de obstrucción muy grave, el flujo y la velocidad disminuyen y los criterios de velocidad ya no resultan aplicables.

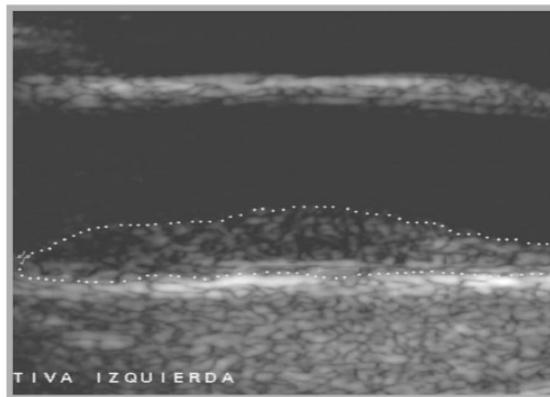


Figura 6. Eco densidad de una placa.

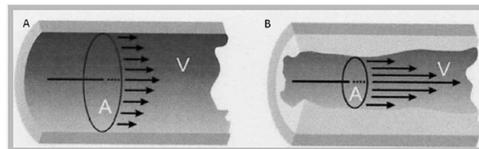


Fig. 7. A. Flujo laminar en arteria normal. B. Flujo en arteria con obstrucción.

Como se mencionó anteriormente, el ultrasonido permite evaluar la morfología de la placa, el análisis de esta incluye [2]:

1. Ecogenicidad: se refiere a la intensidad de los ecos que genera, comparados con las estructuras anatómicas normales. Se clasifican en:
 - a) Uniformemente anecoicas o ecolúcidas (placa tipo I): tienen la misma ecogenicidad que la luz del vaso. Son las placas inestables (vulnerables).
 - b) Predominantemente hipoecoicas (> 50% hipoecogénica).
 - c) Predominantemente hiperecoica: son de ecogenicidad similar al músculo. Son placas estables (> 50% isoecogénicas o hiperecogénicas).
 - d) Uniformemente isoecogénica o hiperecogénica.
 - e) Hiperecoicas o no clasificables: con ecogenicidad equivalente a la del hueso esponjoso. Son placas con depósitos cálcicos predominantes.
2. Textura: se refiere a la distribución (uniforme o no) de los ecos en el interior de la placa. Se clasifican en:
 - a) Homogéneas. b) Heterogéneas.
3. Superficie: se debe definir cómo es la superficie de la placa que protruye en la luz del vaso. Se definen:
 - a) Regular. b) Irregular.
 - c) Ulcerada: la presencia de úlcera, independientemente del grado de estenosis, está claramente asociada con mayor riesgo
4. Composición: a partir de las características ecográficas se puede inferir la composición de las placas, y así se clasifican en:
 - a) Lipídicas o con contenido hemático: placas hipoecoicas.
 - b) Fibrolipídicas: son isoecoicas o hiperecoicas, según el contenido fibroso que tengan.
 - c) Fibrocálcicas: placas hiperecoicas, con “sombra acústica”.

En general, se prefiere describir una placa de acuerdo con su textura y superficie solamente, ya que son las que menor discrepancia interobservador tienen. El aumento en el grado de estenosis (definido como una reducción mayor del 15% del área de sección) está relacionado con un aumento del riesgo.

3. Propiedades acústicas del medio bajo estudio

En la Tabla 1 se encuentran tabulados los valores de densidad acústica (ρ), velocidad de propagación longitudinal (c_L), velocidad de propagación transversal (c_T) e impedancia acústica (Z), de los medios que formaran parte del modelo teórico que se pondrá a prueba[3]. La pequeña diferencia que existe entre ellos, es una característica propia de los medios biológicos, los cuales se asemejan a los valores correspondientes a un medio acuoso. En la Tabla 2 se muestran los coeficientes de reflexión típicos para las diferentes interfaces biológicas. Estos valores se tomarán como referencia a la hora de verificar los cálculos.

Tejido o Medio	$\rho[\text{Kg/m}^3]*10^3$	$c_L[\text{m/s}]*10^3$	$c_T[\text{m/s}]*10^3$	$Z[\text{Kg/m s}]*10^6$
Piel				1,53
Tejido Graso	0,937	1,479	0,07	1,33
Tejido Muscular	1,048	1,546	0,185	1,67
Músculo Estriado	1,07	1,566	0,15	1,80
Sangre	1,055	1,580	0,034	1,66
Agua	1,00	1,50		1,50

Tabla 1. Propiedades acústicas de tejidos biológicos y agua.

Interfaz	R
Piel-aire	99,9
Piel-tejido graso	0,90
Grasa-músculo	0,80-1,00
Músculo-sangre	0,74
Agua-tejido graso	0,20
Palpador-gel acoplador	Prácticamente nulo

Tabla 2. Coeficientes de reflexión

Además, otro parámetro acústico importante como la constante de atenuación del medio β genérica y la constante de atenuación β en función de la frecuencia de trabajo para medios biológicos, se encuentran tabuladas en las Tablas 3 y 4 respectivamente.

Medio Biológico	$\beta[\text{dB/cm}]$
Músculo	1,5
Grasa	0,6
Tejidos blandos	0,7
Sangre	0,2

Tabla 3. Constantes de atenuación de medios biológicos

Medio	$\beta[\text{dB/cm}]$	
	1MHz	3MHz
Vaso sanguíneo	0,4	1,2
Grasa	0,14	0,42
Piel	0,62	1,86
Musculo	0,76	2,28
Aire	2,76	8,28

Tabla 4. Constantes de atenuación en función de la frecuencia de trabajo

A partir de estos parámetros, que representan las propiedades acústicas de los diferentes medios involucrados en este estudio, se procederá al modelado teórico real y simplificado, y posterior

simulación, para luego aplicar un modelo práctico por medio de un fantoma que se asemeje a la realidad de este análisis.

4. Modelo real y simplificado

A partir de las consideraciones anatómicas del medio, expuestas en la primera parte, podemos construir un modelo teórico en el que se tengan en cuenta todas las interfaces que deberá atravesar el haz de ultrasonido, denominado modelo real (fig. 8). Por otro lado, se puede implementar un modelo que haga hincapié solamente en las interfaces principales y necesarias para el análisis, tanto para un caso normal y uno patológico, este lo llamaremos modelo simplificado (fig. 9). El modelo simplificado permite facilitar el análisis acústico y la simulación, y a su vez mantener un rango de error considerablemente aceptable.

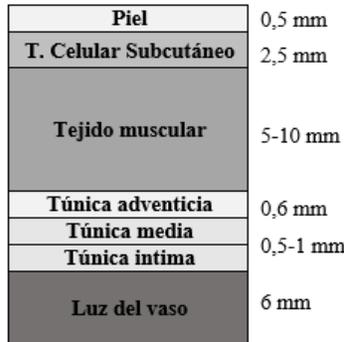


Figura 8. Modelo Real



Figura 9. Modelo simplificado para un caso patológico

Para el análisis teórico y experimental no se considerarán las capas correspondientes a la piel y el tejido celular subcutáneo por tener un espesor despreciable, de esta manera la simulación se verá simplificada. Además, al ser interfaces con propiedades acústicas muy similares, se considerará a las túnicas adventicia, media e íntima como una única interfaz ya que no se tiene el valor de la impedancia acústica correspondiente a la túnica adventicia (la cual está compuesta en gran parte por colágeno) y se tomará el valor de la impedancia acústica del músculo. A partir de este nuevo modelo simplificado, podemos representarlo desde el punto de vista de la impedancia acústica (fig.10).



Figura 10. Modelo simplificado desde el punto de vista de la impedancia acústica

4.1 Atenuación del haz de ultrasonido

A medida que el haz se propaga por las distintas interfaces, que conforman el modelo analizado, se va perdiendo energía debido a la dispersión ya que dichas interfaces absorben parte de esta energía dando como resultado la atenuación del haz de ultrasonido emitido.

4.1.1 Atenuación por Transmisión y Reflexión

A partir de las impedancias acústicas Z para cada interfaz, se determinarán los coeficientes de reflexión (R) y de transmisión (T) para obtener la atenuación causada por reflexión y transmisión de acuerdo a las siguientes ecuaciones [3]:

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (1)$$

$$T = \frac{2 Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (2)$$

donde: Z_1 es la impedancia acústica del primer medio que el ultrasonido debe atravesar para generar un eco con la interfaz entre el medio1 y el medio2 y Z_2 es la impedancia acústica del segundo medio, se encuentra a continuación del medio1. A continuación, podemos ver los esquemas (figuras 11a y 11b), tanto para el modelo real como simplificado, donde se pueden ver la reflexión (R_x) y transmisión (T_x) del haz de ultrasonido en las distintas interfaces.

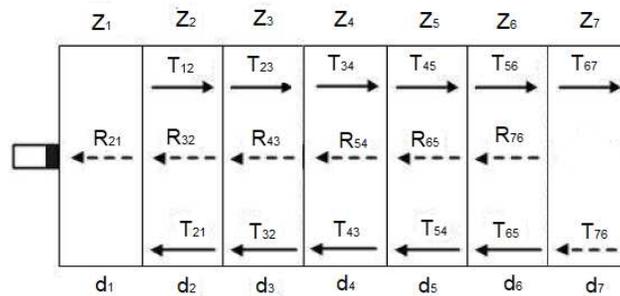


Figura 11a. Reflexión y transmisión del haz para el modelo real

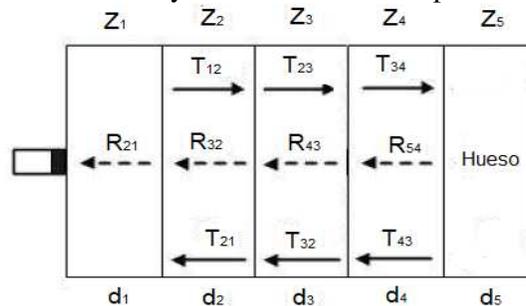


Figura 11b. Reflexión y transmisión del haz para el modelo simplificado

4.1.2 Atenuación por Absorción

La atenuación por absorción se debe a la absorción del medio, dependiente de la frecuencia, humedad, partículas en suspensión, etc. Para determinar la disminución de la presión acústica debida a los efectos de atenuación por absorción se emplearán los datos que se encuentran tabulados en la Tabla 3 y Tabla 4.

$$b_x = \beta_i \cdot d \quad (3)$$

$b_1 = -5,016\text{dB}; b_2 = -0,16\text{dB}; b_3 = -0,168\text{dB}$

$$b_x = 20 \cdot \log\left(\frac{P_x}{P_{referencia}}\right) \quad (4)$$

La Presión de referencia es igual a uno, entonces la Ecuación 4 queda de la siguiente forma:

$$b_x = 20 \cdot \log\left(\frac{P_x}{1}\right) \quad (5)$$

$$P_1=0,5613 \text{ dB}; P_2=0,9817 \text{ dB}; P_3=0,9808 \text{ dB}; P_4=0,5613 \text{ dB}$$

4.1.3 Reflexión y transmisión del haz de ultrasonido de un medio hacia otro

A partir de la Figura 11, con la Ecuación 1, la Ecuación 2 y observando los datos de impedancia acústica de la Tabla 1 obtenemos los siguientes valores:

$$\begin{aligned} R_{21}=0,003; T_{12}=0,9969; R_{32}=0,1103; T_{23}=0,8896 \\ R_{43}=0,1133; T_{21}=1,003; T_{32}=1,1103; T_{34}=1,1133 \\ R_{54}=0,5756; T_{43}=0,88666 \end{aligned}$$

4.2 Amplitud de los Ecos

Adoptando una amplitud unidad para el pulso emitido ($A_0 = 1$), la amplitud estimada de los ecos recibidos en función de la atenuación, reflexión y transmisión es:

$$\begin{aligned} A_1=R_{21} \cdot P_1 \cdot A_0 = 0,001684 \\ A_2=T_{21} \cdot R_{32} \cdot T_{21} \cdot P_1 \cdot P_2 \cdot A_0 = 0,06077 \\ A_3=T_{12} \cdot T_{23} \cdot R_{43} \cdot T_{32} \cdot T_{21} \cdot P_1 \cdot P_2 \cdot P_3 \cdot A_0 = 0,05446 \\ A_4=T_{12} \cdot T_{23} \cdot T_{34} \cdot R_{54} \cdot T_{43} \cdot T_{32} \cdot T_{21} \cdot P_1 \cdot P_2 \cdot P_3 \cdot P_4 \cdot A_0 = 0,1702 \end{aligned}$$

4.3 Simulación en “Matlab”

4.3.1 Generación de la traza

Cuando se trabaja en ultrasonido con la técnica pulso-eco, el registro más simple que contiene toda la información del medio donde se propaga la energía acústica es el denominado A-Scan o registro de amplitud. El inconveniente que presenta es el gran volumen de muestras necesarias para representar la traza, como ventaja, la simplicidad del procesamiento respecto a una imagen B-Scan o C-Scan. Para generar la traza se tuvieron en cuenta tres factores importantes:

- La frecuencia del palpador dependerá de la profundidad de penetración. Para este estudio se adoptó 3MHz, ya que la mayoría de los estudios ecográficos se trabaja con este valor.
- El número de muestras necesarias para representar la longitud del registro.
- Los coeficientes R, T y α que determinarán la atenuación de los ecos. Para modelar la envolvente de los ecos se utilizará el modelo polinómico [3].

4.3.1.1 Tiempo de Tránsito para generar la traza

El tiempo de tránsito representa el tiempo que demora el pulso de excitación del transductor emisor, provisto por el generador de pulsos, en regresar al transductor receptor ya que dicho pulso producirá un eco generado por la interfaz de dos medios con distintas impedancias acústicas.

$$tt_x = 2 \cdot \frac{d}{c} \quad (6)$$

dónde d es la distancia del primer medio que atraviesa el ultrasonido y c es la velocidad del sonido en el mismo. Reemplazado los valores en la Ecu. (6), se obtiene:

$$\begin{aligned} tt_1=14,2302\mu s \\ tt_2=5,062\mu s \\ tt_3=2,7045\mu s \end{aligned}$$

$$t_{t4}=14,2302\mu s$$

$$t_{total}=36,2281\mu s$$

4.3.1.2 Algoritmo para generar la traza en “Matlab” y cálculo del número de muestras y frecuencia de muestreo

Para generar la traza en Matlab se emplea el siguiente algoritmo [3]:

[eco,env]=genera_poly15(f0_nor,t,a,nm,EX,snr)

El algoritmo genera un A-scan de acuerdo al modelo polinómico [3]:

$$s(t) = EX \cdot (t - tt)^n \cdot e^{-\alpha \cdot (t - tt)} \cdot \text{sen}(2\pi \cdot f_o \cdot (t - tt)) + \text{ruido} \quad (7)$$

donde:

f0_nor: frecuencia normalizada (frecuencia del palpador/frecuencia de muestreo), α : coeficiente de amortiguamiento del transductor, n: constante de la función potencial del modelo polinómico, puede tomar dos valores, n=2 para ultrasonido en el aire (40kHz a 320kHz), n=3 para medios materiales y biológicos, snr: relación señal a ruido en dB, X: coeficiente de amplitud en veces del eco generado, t: vector de tiempo (muestras) [0:t].

[traza,env] = genera_traza(f0_nor,t,a,snr,EX1,EX2,EX3,EX4,nm1,nm2,nm3,nm4)

Genera una traza compuesta de cuatro A-scan y su envolvente de acuerdo a la envolvente polinómica [3].

donde:

f0_nor: frecuencia normalizada (frecuencia del palpador/frecuencia de muestreo), α , coeficiente de amortiguamiento del transductor, snr: relación señal a ruido en dB. EX: coeficiente de amplitud (en veces) del eco generado, t: vector de tiempo[0:t], nm: número de muestras al máximo de la envolvente.

4.3.1.2.1 Número de muestras y frecuencia de muestreo

El número de muestras es la relación entre la variable tiempo y el periodo de muestreo, es decir [3]:

$$nm = \frac{t}{T_m} \quad (8)$$

donde: t: Es el tiempo que queremos calcular para el numero de muestras, Tm: Periodo de muestreo.

$$T_m = \frac{1}{f_m} \quad (9)$$

donde: fm: Frecuencia de muestreo.

Por el teorema de Nyquist se elige una frecuencia de muestreo diez veces superior a la frecuencia del palpador entonces:

$$f_m=30MHz.$$

$$T_m=33,333ns.$$

4.3.1.2.2 Cálculo de tiempo máximo y el número de muestras para el máximo

Con las ecuaciones 8 y 9, además de los datos de la sección 4.3.1.1 se obtiene: nm_total=1087 muestras hasta el comienzo de t4 que es el último eco. Para visualizar todo el registro del eco, es decir los cuatros ecos obtenidos hasta el pico máximo de t4 se procede empleando la siguiente ecuación:

$$nm_{t_{max}} = nm_{tt} + \frac{n}{\alpha} \quad (10)$$

donde: nm_{max} : Es el número de muestras hasta el máximo de la envolvente del último eco, nm_{tt} : Es el número de muestras hasta el comienzo del último eco, n : Es una constante, $n=2$ para frecuencias inferiores a 320KHz y $n=3$ para frecuencias desde 320KHz y superiores, α : Constante de amortiguamiento del transductor, se escoge como valor 0,13 [3].

$nm_{max}=1110$ muestras hasta $t4_{max}$

Despejando la expresión (8) se obtiene:

$$t_{max}=37us$$

Esto quiere decir que el registro tiene 1110 muestras hasta el pico de la envolvente del último eco y dura 37us. Para visualizar todo el registro un poco más del pico máximo del último eco y sin desperdiciar memoria del registro, la siguiente ecuación ayuda con este inconveniente:

$$nm_{max_registro} = \frac{4 \cdot (t_{max} - t_{total})}{T_m + nm_{max}} \quad (11)$$

$$nm_{max_registro}=1202 \text{ muestras total del registro}$$

4.3.2 Cálculo del número de muestras de cada eco para la simulación en “Matlab”

Visto todo lo anterior, con las mismas ecuaciones se obtendrá el número de muestras de cada eco para la simulación en Matlab. El número de muestras representa la posición en el eje x del pico máximo del eco en el registro.

Para t1

$nm1=427$ muestras

$nm_tmax1=450$ muestras

$nm_tmax_mtlb=450$ muestras

donde: nm es el número de muestras hasta el comienzo del eco, nm_tmax : el número de muestras hasta el valor máximo de la envolvente del eco, nm_tmax_mtlb : sumatoria de cada nm_tmax anterior.

Para t2

$nm2=152$ muestras

$nm_tmax2=175$ muestras

$nm_tmax_mtlb= 625$

Para t3

$nm3=81$ muestras

$nm_tmax3=104$ muestras

$nm_tmax_mtlb= 729$ muestras

Para t4

$nm4=427$ muestras

$nm_tmax4=450$ muestras

$nm_tmax_mtlb=1179$ muestras

4.3.3 Resultado de la simulación

En las siguientes graficas están representados los ecos obtenidos, tanto en modo A-scan como su envolvente, para una relación señal/ruido de 50dB, 40dB, 30dB y 20dB respectivamente. Cabe señalar que el primer eco se encuentra indicado con un círculo marcador, esto se hizo ya que no se visualiza de forma adecuada por ser su intensidad muy pequeña.

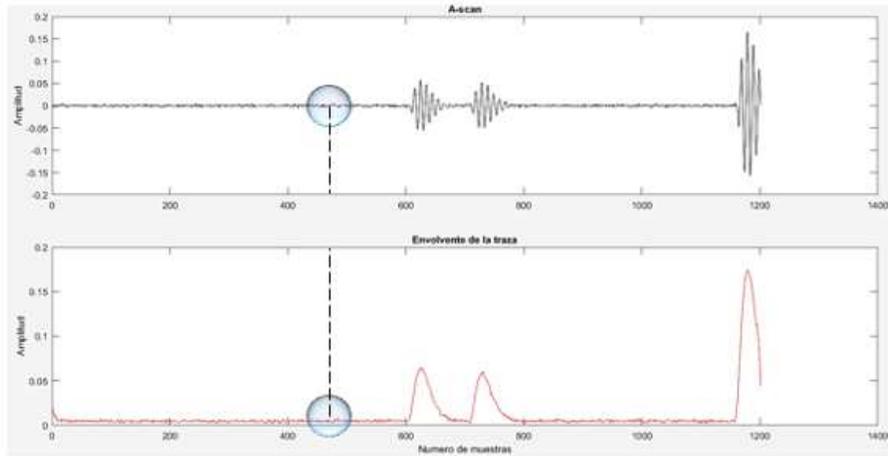


Figura 12. Generación de la traza para SNR de 50dB.

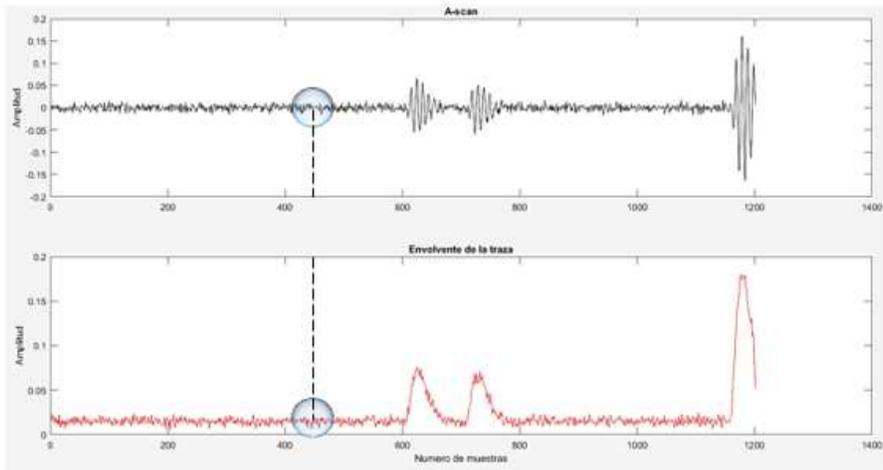


Figura 13. Generación de la traza para SNR de 40dB.

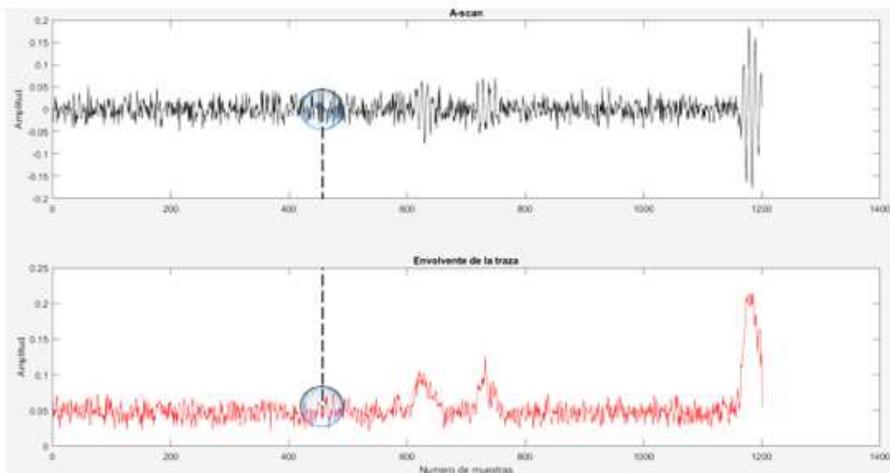


Figura 14. Generación de la traza para SNR de 30dB.

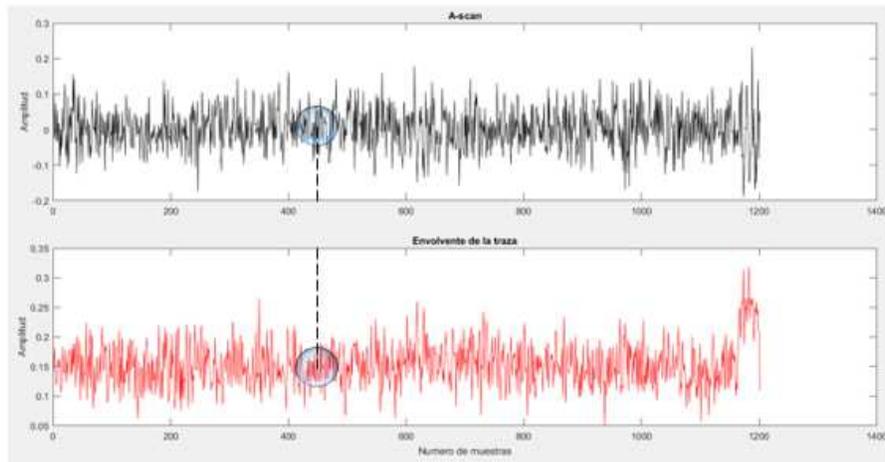


Figura 15. Generación de la traza para SNR de 20dB.

5. Modelo de Fantoma

Un fantoma [4] es un modelo físico que está pensado para imitar las propiedades acústicas de los tejidos, esto es, aproximación a la velocidad del ultrasonido, atenuación media, reflexión, etc. Para la implementación experimental, normalmente se opta por la realización de dos tipos de fantoma, una de ellas consiste en elaborar solo a partir de agua y gelatina, y la otra con agua, gelatina y agar. El agar se utiliza frecuentemente en los casos en que se necesita un agente de suspensión, estabilización, espesamiento o gelificación, pero puede ser reemplazable, en algunos casos, por gelatina. En este trabajo se utilizará un fantoma realizado con gelatina para representar el tejido muscular que rodea a la arteria, gelatina diluida como sangre, tripa vacuna para simular el tejido arterial y grasa como placa ateromatosa. Debido a las limitaciones e imposibilidad de contar con un laboratorio para construir fantomas que simule lo más real posible al modelo de arteria, se propuso uno simplificado como el que muestra la fig. 16.

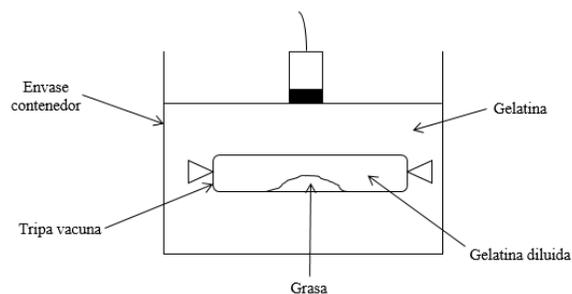


Figura 16. Modelo de fantoma a emplear.

Este modelo de fantoma estará constituido por una capa superior de gelatina de unos 2cm de espesor seguida de un conducto cilíndrico (tripa vacuna) de aproximadamente 2,5cm de diámetro y relleno de gelatina de menor densidad, dentro del conducto una pequeña porción de grasa también de origen vacuno y por último una capa inferior de gelatina. El diseño e implementación de este fantoma se desarrollara en la tercera parte del presente trabajo.

6. Conclusión

En esta segunda parte del trabajo se logró, en primer lugar, desarrollar los modelos teóricos para determinar la factibilidad de detección de placa de ateroma en arterias superficiales empleando ultrasonido. Además, a partir de las propiedades acústicas del medio y trabajando con el modelo simplificado, se generaron las condiciones necesarias para la simulación de los ecos que produce el

haz de ultrasonido a lo largo del medio analizado. A partir de esto, se pudo obtener el número de muestras para cada eco, por otro lado, la simulación para los distintos valores de la relación señal-ruido arrojó como resultado que para un valor mayor a 30dB es posible determinar con claridad los ecos. Por último, se proyectó de manera resumida el modelo del fantoma que servirá para verificar los modelos teóricos expuestos, el diseño del fantoma se llevará a cabo con detalle en la tercera y última parte de este estudio.

Referencias

- [1]- J. F. Bentzon, F. Otsuka, R. Virmani and E. Falk (2014). Mechanisms of Plaque Formation and Rupture. doi: 10.1161/CIRCRESAHA.114.302721.
- [2]- J. M. Cors. PROSAC. Módulo 10, fascículo N°2. Sociedad Argentina de Cardiología. 2014.
- [3]- A. C. Veca, E. Accolti. Ultrasonido para Ingenieros y Estudiantes de Ingeniería, Primera edición. 2016.
- [4]- A. Mazon, C. Ribas, M. Yafar, V. Alfaro, J. Oliva, F. Farias. Factibilidad de Detección de Parásitos en el Cuerpo Humano con elUso de Ultrasonido. 2017.

Factibilidad de Detección de Placa de Ateroma en Arterias Superficiales Mediante el Uso de Ultrasonido

Parte III: Prueba de Laboratorio con Fantoma

L. Barrionuevo, G. Negre

Cátedra de Ultrasonido para Uso Médico, Departamento de Electrónica y Automática,
Facultad de Ingeniería Universidad Nacional de San Juan, Capital San Juan, Av. Libertador
Gral. San Martín 1109, J5400ARL - San Juan
lulymba@gmail.com – gerarnegre@gmail.com

Resumen

En esta tercera y última parte del presente trabajo se procederá al desarrollo del fantoma y su análisis en el laboratorio, mediante un ensayo experimental empleando una sonda de ultrasonido. Con esto se pretende afirmar o rechazar la propuesta de este trabajo, que es la posibilidad de detectar la presencia de placa de ateroma en arterias superficiales, y a partir de esto determinar si es factible establecer sus características morfológicas y el riesgo que representa para el paciente. Para poder llevar esto a cabo, se implementará un ecógrafo trabajando en modo B.

Palabras clave: fantoma, END, ecografía, foco, ganancia.

1. Introducción

En base a lo desarrollado en las dos primeras partes de este trabajo e implementando un modelo de fantoma que simule las condiciones naturales del medio bajo estudio, se pretende visualizar en forma experimental la detección de placa de ateroma en el lecho arterial mediante el uso de una sonda de ultrasonido.

Como se mencionó con anterioridad en la parte II, el medio a representar experimentalmente consta de cinco interfaces de tejido (fig. 17), compuestas por: tejido muscular, tejido vascular, tejido sanguíneo, tejido graso y, nuevamente, tejido vascular. En la figura 18 se observa con mayor claridad como estarán dispuestas las distintas interfaces, y el elemento de interés a detectar que es la placa ateromatosa (grasa), este esquema es representativo de lo que se quiere lograr obtener como fantoma.



Figura 17. Representación del medio.

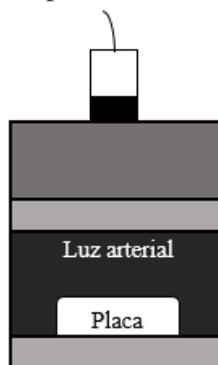


Figura 18. Esquema representativo del fantoma

2. Instrumental

Para la obtención de las imágenes ecográficas se utilizó como instrumental el ecógrafo Toshiba SONOLAYER SSH-160A [1] (fig.19) disponible en el Laboratorio de Calibración del Gabinete de Tecnología Medica de la Facultad de Ingeniería de la UNSJ, el cual se trabajó, para este caso en modo B y con un palpador basado en un array que opera a 3,75 MHz. Este ecógrafo proporciona en un lado de su pantalla información acerca de la curva TGC [2], que no es más que similar a la curva a la curva CAD de los sistemas de ultrasonido para END [3]. La curva TGC ajusta automáticamente la ganancia de acuerdo a la reflexión, logrando que no se produzcan saturaciones. Para trabajar con el modelo experimental, se configuró el ecógrafo para obtener un foco de 25mm y una profundidad máxima de 40mm.



Figura 19. Ecógrafo Toshiba SONOLAYER SSH-16A (izquierda) y palpador utilizado (derecha)

3. Ensayo

Como se mencionó al final de la segunda parte de este trabajo, para llevar a cabo la elaboración del modelo de fantoma se empleó gelatina comercial para representar el tejido muscular que rodea y contiene a la arteria, por otro lado, el tejido vascular que constituye las paredes de la arteria fue simulado con tripa vacuna de aproximadamente 25mm de diámetro y a este se le implanto en su interior una pequeña porción de grasa vacuna, para posteriormente rellenarlo en su totalidad con gelatina diluida y sellar sus extremos. Por último, se sumergió el modelo de arteria en la gelatina de mayor densidad, a una profundidad aproximada de unos 20mm. Todo esto (fig. 20) se colocó en un envase contenedor, para facilitar su manipulación.

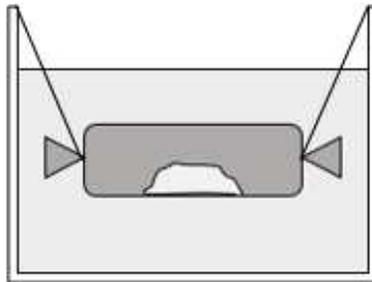


Figura 20. Esquema del fantoma y su posición dentro del recipiente contenedor.

Para lograr la densidad deseada del tejido muscular, es decir la gelatina externa a la luz arterial, se la preparó de una manera más concentrada a lo que indica el fabricante, empleando para esto 20gr de gelatina en polvo y 1 litro de agua corriente. Para el caso de la sangre, es decir la gelatina contenida en el interior de la luz arterial, se la elaboró de una manera más diluida, utilizando para esto 3gr de gelatina y 300ml de agua. Con esto, se relleno el envase contenedor con la gelatina concentrada, e inmediatamente después, se colocó el modelo de arteria en el centro procurando mantenerlo sumergido a una profundidad de 20mm, para esto se utilizó como elemento de soporte dos bandas plásticas atadas a los extremos de la arteria y sujetadas en la parte superior del envase. Finalmente, se dejó estacionar el fantoma a temperatura ambiente durante 20 horas. En la figura 21 se puede apreciar el resultado final del fantoma.



Figura 21. Resultado final del fantoma.

Una vez que la gelatina adquirió la consistencia deseada, se procedió con el ensayo experimental. Para esto se empleó como acoplante acústico un gel neutro para ecografía, lo que permitió mejorar en gran medida el acoplamiento entre el transductor y la superficie del fantoma. En la figura 22 se pueden observar los resultados obtenidos, para esto se dispuso el palpador de manera perpendicular a la superficie del fantoma y se fue desplazando sobre esta hasta obtener en el monitor las imágenes deseadas.



Figura 22. Resultados del ensayo. Luz arterial normal (izquierda), luz arterial con placa de ateroma (derecha)

En ambos casos se puede observar con claridad las paredes de la arteria y distinguirlas con facilidad de la luz arterial. Además, se puede apreciar notoriamente la presencia de la placa de ateroma obstruyendo la luz del vaso. Una vez obtenida la imagen deseada se congeló la pantalla para posteriormente tomar las medidas de las dimensiones de los componentes del fantoma (fig. 23). Finalmente, se obtuvo que el diámetro de la luz arterial es de 25,2mm y la placa tiene una altura de 17,5mm, obstruyendo en un 70% de la luz, lo cual representaría en un caso real que la salud del paciente se encuentra gravemente comprometida. Por otro lado, se pudo observar que a partir de una ganancia del 82% el registro comenzaba a saturar, por esto se emplearon ganancias de 74% y 80%, con un foco constante de 25mm.

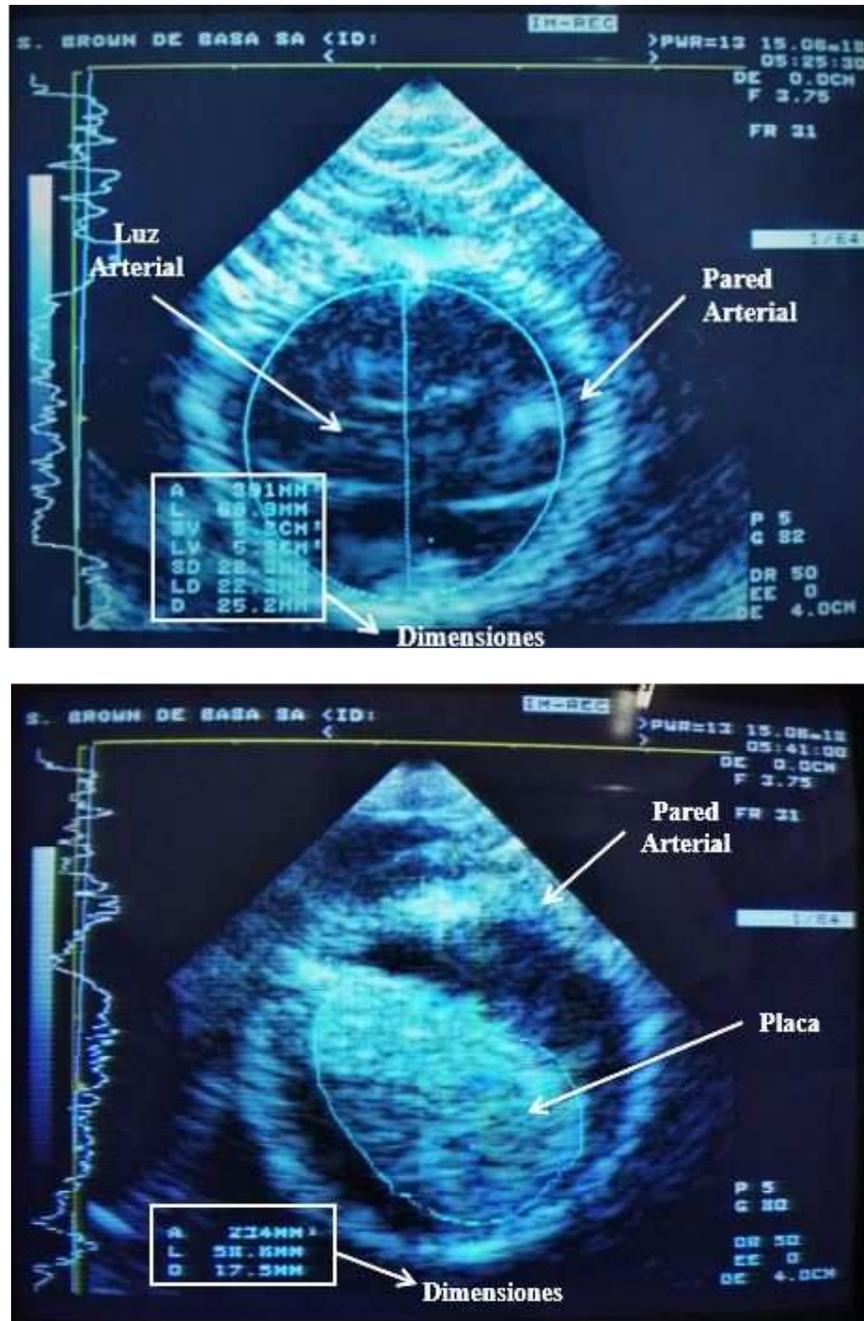


Figura 23. Identificación de los componentes del fantoma y sus dimensiones.

4. Conclusión

En esta última parte del trabajo se buscó verificar la hipótesis de que es posible la detección de placa de ateroma en arterias superficiales empleando como método de exploración el ultrasonido, ya que es una técnica no invasiva. Para tal fin, se desarrolló un fantoma a escala, con el cual se pretendió simular de la manera más acertada los tejidos y estructuras reales comprometidas en este estudio, las cuales se analizaron en la parte I y II del presente trabajo. Este fantoma contenía en su interior un modelo simplificado de una arteria con aterosclerosis, para su desarrollo se tuvieron en cuenta ciertos aspectos funcionales tales como la densidad de los tejidos. A partir de los resultados obtenidos podemos concluir en que se obtuvo una muy buena relación señal/ruido (SNR), en otras palabras mayor a 30dB. Sin embargo, cabe señalar que se el fantoma empleado se utilizó en condiciones estáticas donde no existe movimiento de ninguno de los componentes, a diferencia de que en un caso real se vería implicado en el estudio el movimiento de la sangre, es decir el flujo sanguíneo (tanto directo como inverso).

Por último, es importante mencionar que este tipo de estudio para la detección de placa de ateroma es muy indicado por los especialistas en la actualidad a aquellos pacientes cuyos factores de riesgo podrían determinar la presencia de una obstrucción, ya sea en una arteria superficial como en una profunda, ya que es un método de diagnóstico que no supone ningún daño o alteración en el paciente y es muy indicativo para la obtención de un diagnóstico.

Referencias

- [1]- Toshiba SONOLAYER SSH-16A.
- [2]- A. Mazon, C. Ribas, M. Yafar, V. Alfaro, J. Oliva, F. Farias. Factibilidad de Detección de Parásitos en el Cuerpo Humano con el Uso de Ultrasonido. 2017.
- [3]- A. C. Veca, E. Accolti. Ultrasonido para Ingenieros y Estudiantes de Ingeniería, Primera edición. 2016.