

Técnicas no-invasivas de medida de diámetro de arterias y especificación de equipamiento

Oscar Pereyra – e-mail: omper@adinet.com.uy

Monografía vinculada a la conferencia de Ricardo Armentano sobre Ingeniería Cardiovascular del
29 de Marzo de 2005

Abstract— En este documento, se describen técnicas no invasivas de ultrasonido para medir diámetro de arterias (eco tracking, ecografía modo-M y ecografía modo-B). Además se presenta el requerimiento de un equipo de ultrasonido para realizar dichas mediciones.

I. INTRODUCCION

LA variación del diámetro de las arterias a lo largo del ciclo cardíaco, es una medida cada vez más frecuente en el estudio de la fisiopatología arterial. Combinando la variación del diámetro arterial con la presión arterial se puede determinar la distensión arterial de un paciente. Estas medidas permiten evaluar características mecánicas de la pared arterial, y los cambios que sufre la arteria, ante patologías como: hipertensión, diabetes, paro cardíaco y aterosclerosis.

Esta medida también influye en el cálculo del flujo de sangre a través de las arterias; razón por la cual se usa combinado con Ultrasonografía Doppler.

En la *figura 1*, se presenta una gráfica del diámetro típico de una arteria en función del tiempo. En la misma se puede apreciar la variación del diámetro de una arteria a lo largo del ciclo cardíaco.

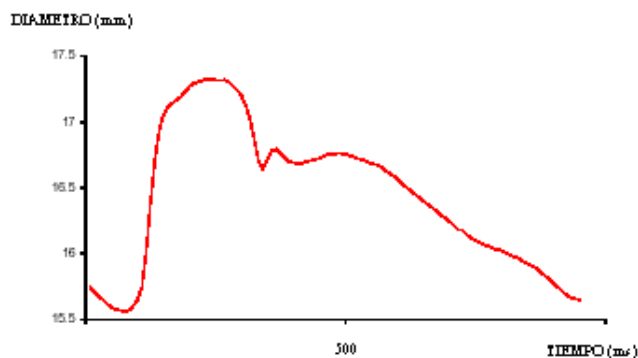


figura 1 - Diámetro de arteria en función del tiempo [2]

A continuación se presenta un resumen sobre las técnicas no-invasivas de ultrasonido para medir diámetro de arterias, equipos, transductores y el requerimiento para el desarrollo de un equipo de ultrasonido específico para realizar las medidas.

II. TECNICAS NO-INVASIVAS

A lo largo del ciclo cardíaco el diámetro de una arteria puede variar hasta un 10% de su valor promedio. Por lo tanto las medidas de diámetro se realizan con frecuencia de entre 25 y 300 Hz. Dichas medidas son generalmente sincronizadas con el ciclo cardíaco (señal de ECG) o con la presión arterial.

La frecuencia de repetición de las medidas de 25 Hz o similar, es utilizada para visualizar la variación del diámetro en tiempo real; mientras que la frecuencia de repetición de 300 Hz es utilizada cuando se almacena para posterior análisis.

De esta manera se obtiene la variación del diámetro de la arteria en función del tiempo.

Estas medidas se pueden realizar con diferentes técnicas de inspección, que consisten en encontrar la distancia entre las paredes de la arteria.

Las técnicas más comunes son:

1. Eco Tracking

Este método consiste en medidas seriales de la localización (profundidad) de las paredes de la arteria. La medida implica seguir la distancia entre dos ecos, uno para cada pared.

La resolución del método depende de la resolución temporal del receptor; en otras palabras, depende del ancho de banda del pulso de ultrasonido. Por lo tanto, para transductores convencionales, de entre 5 y 10 MHz tiene una resolución entre 0.3 y 0.1 mm

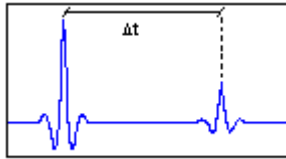


figura 2 – Ejemplo de eco-tracking

En la figura 2, se presenta un ejemplo simplificado de eco-tracking; consiste en una traza recibida, en la cual se visualizan dos ecos, uno para cada una de las paredes de la arteria, el primero corresponde a la pared anterior, mientras que el segundo corresponde a la pared posterior. El tiempo que transcurre entre los dos ecos es proporcional a la distancia entre las dos paredes (tomando como hipótesis que la velocidad de la onda de ultrasonido en la sangre es constante).

A lo largo del ciclo cardíaco, adquieren muchas trazas (entre 25 y 300), para poder obtener la variación del diámetro como se presenta en la figura 1.

2. Ecografía Modo-M

La proyección de imagen de modo-M implica la misma secuencia de pulsación que el eco-tracking, pero el procesamiento de los ecos recibidos es diferente. La proyección de la imagen del modo-M, desecha la información de fase de los ecos y exhibe la envolvente de los ecos recibidos como intensidad de grises.

En la figura 3, se presenta el resultado en comparación con el eco-tracking.

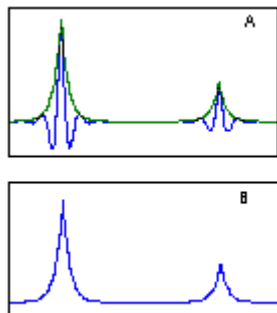


figura 3 – ejemplo de ecografía en modo-M

En la figura 3.A, se presenta la envolvente superpuesta con los ecos recibidos. En la figura 3.B, se presenta simplemente la envolvente; que será traducida en tonos de grises en la pantalla.

La forma en que se mide el diámetro de la arteria es la misma que en eco-tracking,

3. Ecografía Modo-B

Consiste en una imagen en tonos de grises, proporciona información espacial de la arteria en tiempo real.

Se examinan las arterias, hasta visualizar dos líneas paralelas, correspondientes a las paredes. Cada foto de la arteria será analizada utilizando un método basado en el análisis de la densidad de los niveles de gris.

A modo de ejemplo, la figura 4 corresponde una foto de la ecografía en modo-b de una arteria con un transductor de 7.5MHz, en la cual se pueden apreciar las interfaces de la arteria.

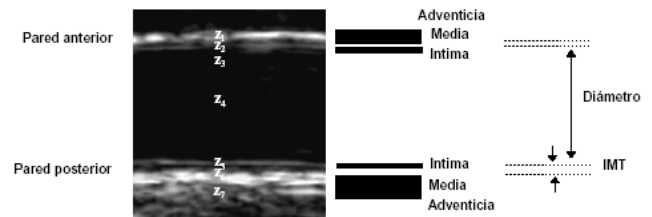


figura 4 – ecografía en modo-B de una arteria [5]

Para una línea en particular de la imagen digitalizada, se identificará como se muestra en la figura 5. Se analizarán los niveles de gris (ente 0 y 255), y su derivada.

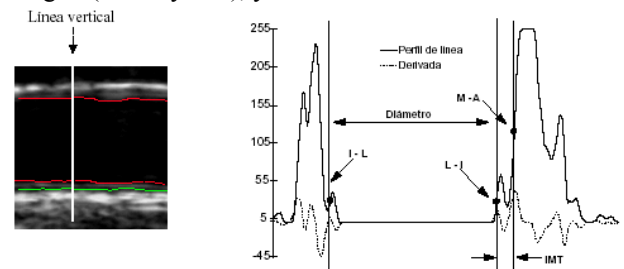


figura 5 – Identificación de las paredes de la arteria [5]

Ubicando los máximos de la derivada es posible localizar las interfases íntima-lumen (I-L), lumen-íntima (L-I) y media-adventicia (M-A). De esta manera, el diámetro luminal queda definido como la distancia entre I-L y L-I, mientras que el IMT como la distancia que separa a L-I de M-A.

Extendiendo el cálculo anterior a toda la imagen, se obtiene un valor promedio del espesor y del diámetro.

III. EQUIPOS UTILIZADOS

Los equipos utilizados para realizar las medidas de diámetro de arterias, son ecógrafos (o eco-doppler) de uso general, que tienen amplia gama de aplicaciones; por ejemplo: abdominal, ginecológico, cardíaco, vascular, urológica, fetal, etc. Utilizan distintos tipos de transductores, con frecuencias entre 1 y 10 MHz y manejan varios modos de presentación de imágenes.

Estos equipos también implementan Doppler Continuo y Doppler Pulsado, permitiendo medir velocidades.

IV. TRANSDUCTORES

Los transductores son elementos de cerámica piezoeléctrica controlados por una señal de tensión eléctrica adecuada que convierten las señales eléctricas en frentes de onda de ultrasonido y viceversa.

El transductor es colocado en contacto directo con la piel, generalmente usando algún medio líquido como

acoplamiento, para emitir las ondas de ultrasonido. Luego el propio transductor u otro, pueden detectar los ecos provenientes de las fuentes dispersoras de la señal.

Los transductores pueden ser mono-elemento o estar dispuestos en una matriz o arreglo (ver figura 6). Algunos tipos de transductores son:

Transductores mono-elemento; hay un solo emisor receptor, que permitirá realizar exámenes de profundidad (unidireccional)

Transductores mecánicos; donde uno o varios cristales dentro de un cabezal pueden rotar, y deslizando el transductor por la región interés se puede generar la señal.

Transductores electrónicos lineales; donde una matriz de cristales rectangulares se usa para formar una imagen, se produce un frente de ondas y se detectan los ecos utilizando grupos de cristales adyacentes, produciendo líneas de barrido acústico.

Transductores electrónicos convexos; son parecidos a los lineales salvo que los cristales están dispuestos en una superficie curva.

Transductores electrónicos sectoriales; el frente de ondas se desliza por una matriz de cristales mediante la inserción de un pequeño atraso de tiempo entre cada uno de los cristales.

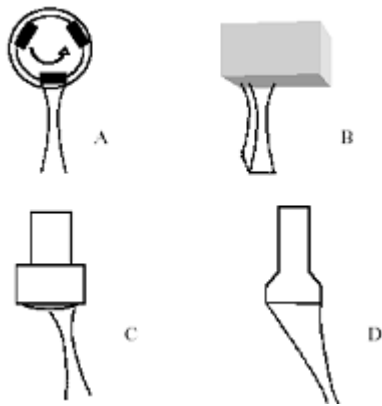


figura 6 – A) transductor mecánico; B) transductor electrónico lineal; C) transductor electrónico convexo; D) transductor electrónico sectorial [1]

V. ESPECIFICACIÓN DE REQUERIMIENTO DE UN EQUIPO

Se propone desarrollar un equipo permita realizar medidas de diámetro a través de ecografía y a su vez implemente Doppler Pulsado, dado que ambas funcionalidades son complementarias en diagnóstico de pacientes.

En lo que tiene que ver con la implementación del equipo que realice las medidas de diámetro de arterias, éste deberá realizar mediciones utilizando las técnicas eco-tracking y ecografía en modo-M,

- para transductores mono elemento de 5, 7.5 y 10MHz;
- que permita registrar por lo menos 25 trazas por segundo,
- que pueda tomar 10 ciclos cardíacos como mínimo (a los efectos de poder promediar las trazas adquiridas)
- de 3 cm de profundidad (para arterias superficiales)

El sistema estará integrado por bloques funcionales que son:

- Bloque de disparo
- Bloque de recepción
- Bloque de almacenamiento
- Bloque de comunicación con PC
- Bloque de control del sistema
- Software

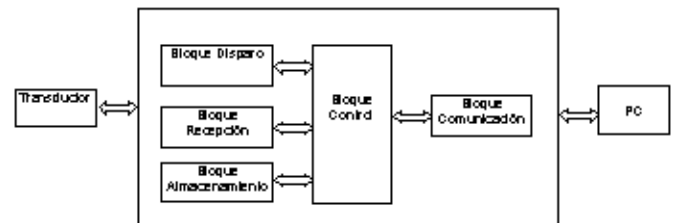


figura 7 – Diagrama de bloques funcionales

El bloque de disparo, es quien generará los pulsos que excitan al transductor cerámico. Deberá cumplir con las normas de seguridad correspondientes en lo que tiene que ver con tensiones de excitación sobre el transductor cerámico. También se deberá tener en cuenta, que por la proximidad de las arterias a explorar, los pulsos de excitación se deberán extinguir lo antes posible para no interferir con los ecos recibidos.

Dependiendo del tiempo que demoren en extinguirse los pulsos de excitación, se deberá considerar la posibilidad de usar un transductor para enviar y un transductor para recibir.

El bloque de recepción, es quien se encargará de proteger al equipo durante la emisión (en el caso de que se utiliza un solo transductor para enviar y recibir); de amplificar, filtrar y digitalizar la señal a lo largo de la recepción. Se deberá considerar la posibilidad de cambiar la ganancia del amplificador, y cambiar la frecuencia del filtro dependiendo de la cerámica que se utilice.

Bloque de Almacenamiento, deberá almacenar las trazas de datos, luego de que los ecos sean digitalizados.

La capacidad de almacenamiento mínima estará determinada por: el área de interés, la cantidad de trazas adquiridas por segundo, la cantidad de ciclos cardíacos a adquirir, la cantidad de bits del conversor analógico digital y la frecuencia de muestreo.

Bloque de comunicación con PC, comunicará al PC con el equipo, a los efectos de comandarlo, de establecer los parámetros de funcionamiento, y recibir los datos almacenados a lo largo de las sucesivas adquisiciones.

Se deberán considerar las diferentes alternativas de comunicación, como por ejemplo: RS232, puerto paralelo,

USB, etc. También se deberá considerar la posibilidad de que el equipo esté integrado como una tarjeta dentro de un PC.

Bloque de control del sistema, coordinará el funcionamiento del sistema, generará las trazas de disparo, controlará la ganancia del sistema, controlará la adquisición y el almacenamiento de los datos. El diseño de un bloque de control dedicado, con sub-bloques independientes que implementen las funciones antes mencionadas permitirá aumentar la cantidad de canales fácilmente; sin la necesidad de rediseñar todo el control del equipo.

El sistema deberá tener la posibilidad de que sea disparado desde el PC, o a través de un trigger externo (como ser ECG o la presión arterial).

Deberá registrar para cada ciclo cardíaco (en el caso de que se utilice un trigger externo), la cantidad de trazas adquiridas.

Software, se encargará de la configuración y recolección de datos, deberá estar desarrollado en dos niveles de rutina, comandos y ambiente gráfico. En caso de que el equipo cumpla también las funciones de eco-doppler, el software deberá permitir configurar, comandar y recolectar los datos correspondientes al doppler.

Los datos recogidos por el equipo deberán quedar accesibles para posteriores procesamiento. También deberá almacenar en una base de datos los resultados relevados del paciente, permitiéndose que puedan ser comparados con resultados de exámenes anteriores.

En el nivel de las rutinas de comandos se deberán incluir todas las acciones básicas del equipo; como ser: inicialización, parámetros de configuración, comandos de ejecución.

El ambiente gráfico deberá permitir comandar fácilmente el equipo así como también presentar los resultados obtenidos, y administrar las fichas de los pacientes.

VI. CONCLUSIONES

Un parámetro importante en la determinación de la viabilidad de desarrollar un equipo como el que fue presentado anteriormente, es el costo de fabricación. Sin considerar el costo de las horas de desarrollo, el costo de desarrollar un equipo con la electrónica para hacer la emisión recepción es del orden de U\$S 900, U\$S200 corresponden a la fabricación de una placa, U\$S 200 de componentes, U\$S 400 de una plaqueta con FPGA, y U\$S 100 correspondientes a fletes. Este valor corresponde a un prototipo, en el caso de querer fabricar 10 equipos por ejemplo, los costos de fabricación de plaqueta y los costos de envío se reducen considerablemente.

No fueron considerados, los costos de los transductores, ni los costos de un PC, o cualquier otro dispositivo que trabaje con el equipo.

Por otro lado, en Facultad de Ingeniería, hay desarrollado un equipo base que cumple con la mayoría de los requerimientos mencionados.

Dado que hay experiencia en el desarrollo de electrónica para ultrasonido y que el costo de fabricación no es elevado en comparación con el costo real de un equipo que cumpla con estos requerimientos, es altamente viable el desarrollo de un prototipo con tales fines.

A esto hay que sumarle, la experiencia en el desarrollo de transductores piezoeléctrico, recogida en el Departamento de Acústica Ultrasonora de Facultad de Ciencias.

Luego de tener un equipo de ultrasonido para realizar las medidas, hay que profundizar en el área de tratamiento de imágenes, así como también en el desarrollo de equipos que utilicen transductores multi-elementos.

REFERENCIAS

- [1] Menoni P, Gomez H. "Para un modelo físico del flujo sanguíneo en la bifurcación de la arteria carótida y su aplicación en ultrasonografía" II Jornadas Iberoamericanas de Ultrasonido, agosto de 2001.
- [2] Armentano R "Actualización en Dinámica Cardiovascular" 2001.
- [3] Armentano R, Graf S, Velikovsky G, Barra G. "Dinámica del Sistema Arterial: la ingeniería de la circulación" Fundación Universitaria Dr. René G. Favaloro, Noviembre 1997
- [4] Stadler R W, Taylor J A, Lees R S. "Comparison of B-Mode, M-Mode and Echo-Tracking Methods for Measurement of the Arterial Distension Waveform". Boston Heart Foundation and Harvard University/Massachusetts Institute of Technology, Division of Health Sciences and Technology, Cambridge, MA 02142 USA; and *Hebrew Rehabilitation Center for Aged, Beth Israel Hospital and Harvard Medical School Division on Aging, Boston, MA 02142 USA; Abril 1997
- [5] Graf S, Gariepy J, Massonneau M, Armentano R, Mansour S, Barra J, Simon A, Leveson J. "Experimental and Clinical Validation of Arterial Diameter Waveform and Intimal Media Thickness Obtained from B-Mode Ultrasound Image Processing". Favaloro University, Buenos Aires, Argentina; CRI (Inserm), Hospital Broussais, Paris, France; and Io'DP, Paris, France 1999
- [6] Ibáñez D, Camacho J, "Pereyra, O. Proyecto de Fin de Carrera USONII" Facultad de Ingeniería, Universidad de la República Oriental del Uruguay, Julio 2004.