

Sensores para la caracterización de las propiedades de la biomecánica arterial

Etchart, Carolina - carolinaetchart@gmail.com

Docente: Ing. F. Simini

Monografía vinculada a la Conferencia de Dr. Ing. Ricardo Armentano sobre “Modelado en Ingeniería Cardiovascular” del 9 de Mayo de 2006.

Resumen — En la hemodinámica vascular las principales funciones son: amortiguamiento de la pulsatilidad de la presión y flujo, y conducción sanguínea. Estas funciones pueden modificarse en distintas situaciones, tanto fisiológicas como patológicas. Caracterizar el comportamiento hemodinámico vascular posibilitaría comprender la fisiología vascular e identificar precozmente sus alteraciones, posibilitando el desarrollo de estrategias de tratamiento adecuadas que eviten su progresión. El objetivo de este trabajo es presentar los diferentes tipos de sensores utilizados para la caracterización de las propiedades de la biomecánica arterial: sensores de presión, diámetro y flujo.

Palabras Claves — Arteria, Sensor, Presión, Diámetro, Flujo, Transductor.

I. INTRODUCCIÓN

El sistema cardiovascular funciona en forma tal de realizar una repartición óptima del flujo sanguíneo irrigando los diferentes tejidos del organismo.

La red circulatoria está constituida por conductos vasculares o vasos sanguíneos clasificados en tres tipos: arterias, venas y capilares. La circulación arterial está identificada con un árbol cuyo tronco principal es la arteria aorta.

Un objetivo importante de la circulación arterial es el abastecimiento de sangre en forma regular y continua a los tejidos de todo el organismo a partir del flujo de sangre eyectado periódicamente en la aorta ascendente (Fig. 1). La llegada de un flujo estacionario a los lechos vasculares periféricos se debe esencialmente a las propiedades reológicas

de la pared arterial, así como también a la topología de la red arterial en forma de distribución de ramificaciones. La naturaleza viscoelástica de la pared sumada a la topología de la red, constituyen un filtro pasabajos actuando sobre la pulsatilidad del régimen sanguíneo.

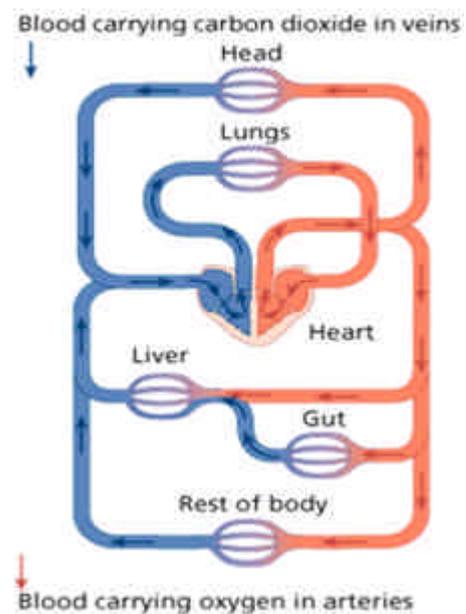


Figura 1: Red circulatoria. *Principles of Biomedical Systems & Devices*

El estudio fisiológico de las arterias tiene la complejidad de tratar con regímenes pulsátiles involucrados en los fenómenos hemodinámicos que en ella se desarrollan [1]. Las paredes de las arterias se distienden durante la eyección cardíaca sistólica y retienen allí una fracción del volumen recibido. En la fase diastólica, la contracción elástica de la arteria restituye aquel volumen almacenado. La propiedad de amortiguamiento arterial disminuye el trabajo cardíaco pulsátil y la tensión desarrollada en la pared durante la sístole [1].

El amortiguamiento arterial es igualmente una protección contra la usura de la pared arterial puesto que disminuye las variaciones sistó – diastólicas de presión y flujo impuesto a las arterias. Esta función característica ha despertado un creciente interés dado su participación en los fenómenos de envejecimiento arterial y sus efectos circulatorios resultantes: hipertensión arterial y la alteración precoz de la función de amortiguamiento de las arterias elásticas.

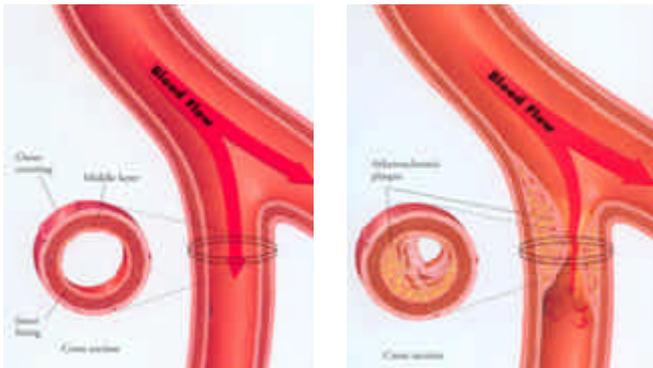


Figura 2: Comparación entre un vaso sanguíneo normal y uno enfermo (distorsionado). *Blood Pressure and Flow Measurements. S-108.4010 - Licentiate Course in Measurement Science and Technology*

Las propiedades mecánicas de las paredes de las grandes arterias están gobernadas principalmente por la viscosidad (η) y la elasticidad (E) parietal [2][4].

La caracterización viscoelástica de la pared arterial reviste gran importancia, y prácticamente no existe información al respecto.

Para caracterizar la biomecánica arterial, presión (P), diámetro (D) y flujo (F) vascular se miden a lo largo de un segmento, concomitantemente con la medición de la viscosidad de una muestra de sangre mediante un viscosímetro de cono invertido (Brookfield). Generalmente, la P intravascular se registra mediante un transductor de estado sólido de alta fidelidad (Konigsberg) implantado a través de una jareta en la pared vascular. Las señales de D vascular se obtienen por técnicas de ultrasonido (sonomicrometría). En los registros de F se utiliza el tiempo de tránsito de una onda ultrasónica viajando a través de un vaso (en forma transversal). Las características sanguíneas se miden mediante un reómetro. Las señales de P, D y F se conforman y se monitorean en tiempo real a través de un sistema integrado, que permite además analizar las señales y determinar todos los parámetros característicos de la hemodinámica vascular incorporando las características reológicas sanguíneas.

II. BIOSENSORES

Los transductores son instrumentos utilizados para convertir eventos o variables fisiológicas en señales eléctricas. Con el evento transformado en señal eléctrica, obtenemos la totalidad de la información para su estudio. En fisiología cardiovascular, los eventos frecuentemente medidos son: presión, flujo y diámetro. Los transductores utilizados deben cumplir con tres requisitos que son los siguientes: amplitud constante, frecuencia adecuada (ancho de banda que permita contener el de la señal biológica) y fase lineal [7][8].

En los últimos años se ha incrementado la demanda de métodos de medida de presión más confiables. Además de los transductores de presión de estado sólido, han sido desarrollados los transductores de flujo por ultrasonido (Doppler) y electromagnéticos, y los cristales piezoeléctricos para la determinación de las dimensiones fisiológicas.

A. Medida de presión sanguínea

La presión sanguínea es una de las medidas fisiológicas más antiguas. La observación del comportamiento de dicha señal permite reconocer la patología y fisiología que afecta al sistema cardiovascular, que tienen profundos efectos en otros órganos del cuerpo humano. El valor de la presión sanguínea depende del gasto cardíaco, del diámetro arterial y de la cantidad de sangre que circula por el cuerpo. Los valores normales deben ser menores a 120 / 80 mmHg (presiones sistólica y diastólica respectivamente). Valores mayores incrementan el riesgo de un ataque cardíaco, mientras que menores provocarían menor oxigenación, por ejemplo en el cerebro.

Existen dos formas bien diferenciadas para medir la presión aórtica, que son los métodos no invasivos y los invasivos. Dentro de la primera categoría encontramos: el método de oclusión (ha sido utilizado hasta la época de forma permanente en estudios clínicos de baja gravedad (Fig. 3)); el método oscilométrico; el método ultrasónico y por último y más utilizado, la tonometría.

La tonometría arterial está basada en el siguiente principio: cuando un vaso sanguíneo presurizado es parietalmente colapsado por un objeto externo, el estiramiento en la pared del vaso es removida, y las presiones externas e internas se igualan. Los tonómetros son básicamente transductores de fuerza, y son utilizados únicamente para medir presión sanguínea en las arterias superficiales.

Las ventajas que presentan las técnicas antes mencionadas son escasas, siendo la más destacada el sencillo equipamiento requerido para la medida, además de no presentar ningún tipo

de riesgo para el paciente. Mientras que las desventajas aumentan la preferencia sobre otros tipos de medidas: no puede ser utilizada en ambientes ruidosos; las observaciones difieren de un observador a otro; las medidas no siempre corresponden a la presión intra – arterial; no es efectiva para niños ni hipertensos [5].

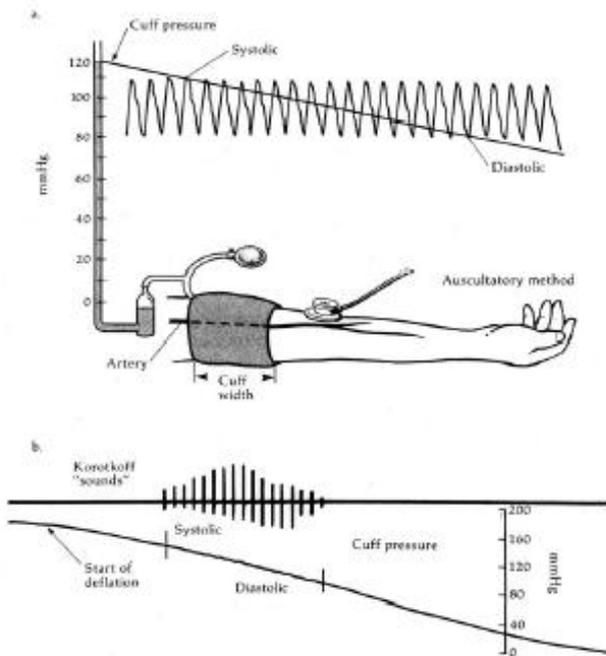


Figura 3: Método de oclusión para la medida de presión.

Medical Sensor.
 서울대학교 의과대학
 의공학교실
 김희찬

En cuanto a técnicas invasivas, encontramos la utilización de sensores extra e intravasculares. Estos métodos se utilizan únicamente cuando es necesario conocer continuamente la presión sanguínea, y en momentos críticos para el paciente. Es una técnica muy precisa pero requiere un procedimiento complejo provocando un escenario riesgoso para el observado.

A continuación se describen dos sensores de presión utilizados como herramienta principal en métodos de medida invasivos, y basándose ambos en strain gauges.

El cambio en una resistencia es medido por un puente de Wheatstone: extendiendo el cable con una presión aplicada, el puente se desbalancea produciendo un voltaje representante de la medida de presión. Este método tiene la ventaja de que es

estable y muy sencillo en cuanto a circuito eléctrico.

Los sensores formados por puentes de Wheatstone requieren calibración de cero, offset y ganancia.

- Sensor Konigsberg:

El sensor Konigsberg es un microtransductor de estado sólido de alta fidelidad. La punta semiconductor del catéter del transductor de presión es de silicón (sustituyendo a los materiales usualmente utilizados en los manómetros regidos por strain gauge). Este tipo de transductores fueron introducidos en 1964 [9] y han sido desarrollados y utilizados para implantación crónica para estudios extensos en el tiempo en animales, como consecuencia de su confiabilidad [10],[11]. Los manómetros más pequeños pueden ser insertados directamente en las arterias de animales tan pequeños como ratas adultas. También pueden ser posicionados en el ventrículo o aurícula izquierda en humanos, o en forma transcutánea por la arteria femoral o braquial hasta llegar al ventrículo izquierdo [12].

La tabla 1 presenta las principales características del sensor Konigsberg, las cuales serán tomadas en cuenta en el momento de elección del sensor.

Tabla 1

Ficha Técnica: Konigsberg 1

Parámetro	Valor	Unidad
Rango de presión	-100 a 400	mmHg
Alimentación	Hasta 5	Volt
Ancho de banda	2000	Hz
Tiempo de vida	30-50	Años
Sensitividad	150 (en el peor caso).	$mV/V/cmHg$
Calibración	Requiere calibración especial	-
Desgaste con el uso	0.4	%/año
Diámetro	2.5 a 7	mm
Costo comercial	2.000	US\$

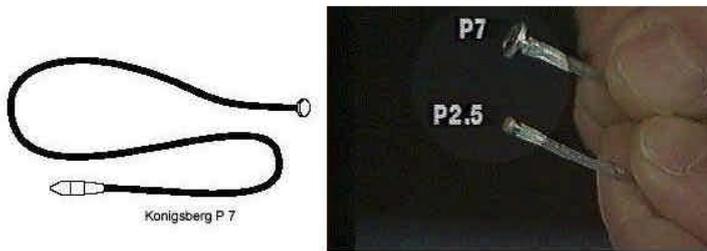


Figura 4: Fotografía del Königsberg. Facultad de medicina, Universidad de la República Oriental del Uruguay.



Figura 5: Fotografía del Statham. Principles of Biomedical Systems & Devices.

- Statham:

De forma similar al transductor Königsberg, este transductor está formado eléctricamente por resistencias extensiométricas dispuestas en puente de Wheatstone, que es balanceado contra otras resistencias comunes para compensar los efectos de la temperatura [13].

La principal desventaja es su ancho de banda (además de su fragilidad), razón por la cual se prefiere utilizar el sensor Königsberg para la medida de la presión arterial. Sin embargo, es utilizado hasta la actualidad por ser de costo considerablemente menor al anterior.

Nuevamente la tabla 2 numera las características principales de dicho sensor.

Tabla 2

Ficha Técnica: Statham 1

Parámetro	Valor	Unidad
Rango de presión	-50 a 300	mmHg
Alimentación	Hasta 7.5	Volt
Ancho de banda	800	Hz
Tiempo de vida	20	Años
Sensitividad	5	$mV/V/mmHg$
Calibración	Requiere calibración especial	-
Diámetro	2.5 a 6	mm
Costo comercial	800	US\$

B. Medida de diámetro arterial

- Sonomicrómetro

La técnica sonomicrométrica permite medir el diámetro de vasos sanguíneos a partir del tiempo de tránsito de la señal de ultrasonido entre dos transductores piezoeléctricos implantados en sitios diametralmente opuestos de la pared del vaso. La velocidad de tránsito del ultrasonido en el sistema cardiovascular es asumida conocida y supuestamente constante (1580m/s en el medio).

Los transductores (de ahora en más, cristales) hechos de material cerámico piezoeléctrico, transmiten y reciben energía sonora. Típicamente estos transductores operan en alta frecuencia (1MHz y más). Para performar una simple medida de distancia, un cristal transmitirá una señal de ultrasonido mientras que un segundo cristal recibirá dicha señal. Un sonomicrómetro digital tiene el beneficio extra de transmitir desde un único cristal hacia múltiples cristales, y por lo tanto, medir múltiples distancias por medida. El tiempo requerido desde la transmisión hasta la recepción es una representación lineal y directa de la separación física de los cristales. Cualquier sonomicrómetro es entonces un *timing device*, repitiendo esta medida de tiempo de tránsito cientos o miles de veces por segundo. El resultado de la medida del tiempo de tránsito es fácilmente convertido a distancia si la velocidad del sonido en el material en estudio es conocida y constante.

Tabla 3

Ficha Técnica: Sonomicrómetro 1

Parámetro	Valor	Unidad
Alimentación	Hasta 5	Volt
Ancho de banda	2 - 10	MHz
Tiempo de vida	25 - 40	años
Calibración	No requiere	-
Diámetro	2.5 a 3	mm
Costo comercial	700	U\$S

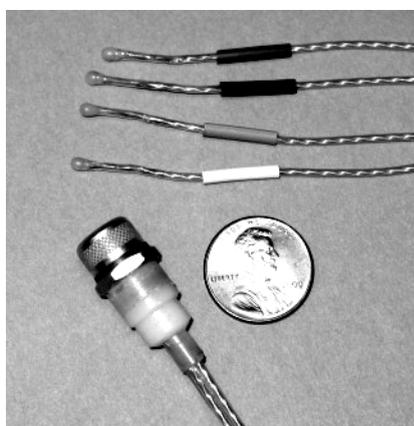


Figura 6: Tamaño real de los cristales y el conector del sonomicrómetro. *Principles of Biomedical Systems & Devices.*

Dentro de las aplicaciones que encontramos del sonomicrómetro en el ámbito de la biomedicina, encontramos: dimensiones del ventrículo derecho; geometría y volumen de ambos ventrículos; dimensiones, geometría y movimiento de las válvulas aórtica y mitral; propiedades activas y pasivas del material en estudio; medida del diámetro de los vasos sanguíneos, espesor parietal, etc.



Figura 7: Izquierda: Composición del cristal. Centro: Fotografía aumentada del cristal. Derecha: Forma de

colocación en la arteria para medir diámetro. *Facultad de medicina, Universidad de la República Oriental del Uruguay.*

C. Medida de flujo sanguíneo

- Método Doppler y tiempo de tránsito (ultrasonido):

Para esta técnica de medida se utilizan también los cristales piezoeléctricos descritos en la medida de diámetro arterial, y como consecuencia, puede ser implementada para la medición de la presión sanguínea.

El tiempo de tránsito de una onda ultrasónica viajando a través de un vaso (en forma transversal) es afectado por el movimiento del flujo en el vaso. El flujímetro consiste en dos transductores ultrasónicos colocados de un lado del vaso y un reflector acústico colocado entre medio de ellos de forma diametralmente opuesta. La excitación eléctrica causa que uno de los transductores emita una onda ultrasónica plana que intersecta el vaso en la dirección contraria al flujo y rebota en el reflector, siendo luego recibida por el otro transductor y convirtiéndose en una señal eléctrica. El flujímetro mediante esta señal calcula el tiempo de tránsito de la onda ultrasónica en ir de un transductor al otro. El proceso se repite invirtiendo el emisor y receptor midiendo el tiempo de tránsito en favor del sentido de flujo (Fig. 8). A partir de los tiempos obtenidos se calcula la velocidad de F [14]:

$$t_d = \frac{D}{v_s + V \cos \mathbf{q}}; t_u = \frac{D}{v_s - V \cos \mathbf{q}}$$

$$t_u - t_d = \frac{2DV \cos \mathbf{q}}{v_s^2 - V^2 \cos^2 \mathbf{q}}$$

Siendo D la distancia entre emisor-reflector-receptor, v_s la velocidad de la onda ultrasónica, t_d es el tiempo que toma la señal en ir de un transductor a otro, t_u es el tiempo invirtiendo los papeles, \mathbf{q} es el ángulo entre la línea imaginaria que une los cristales y el plano de corte longitudinal del vaso, y V la incógnita. Si despreciamos el término de velocidad de flujo frente a la velocidad de la onda, obtenemos:

$$V \cong \frac{v_s^2 (t_u - t_d)}{2D \cos \mathbf{q}}, \text{ que representa la velocidad del flujo sanguíneo.}$$

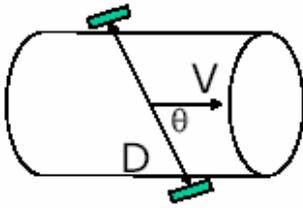


Figura 8: Ubicación de los cristales en el vaso sanguíneo.
Principles of Biomeical Systems & Devices



Figura 9: Sensores de flujo: la punta en forma de C es colocada alrededor de la arteria; la otra punta es colocada en la entrada al sonomicrómetro. *Facultad de medicina, Universidad de la República Oriental del Uruguay.*

III. CONCLUSIÓN

Hemos encontrado dentro de la amplia gama de biosensores, una pequeña lista de éstos que nos permiten medir y caracterizar las propiedades de la biomecánica arterial. Las señales biológicas de nuestro interés son las de presión, diámetro y flujo arterial. Los sensores Konigsberg y Statham, han demostrado ser robustos para la medida de presión. Su costo alcanzan los 2.000 y 800 dólares americanos respectivamente, y dicha diferencia se debe principalmente a que el primero posee una esperanza de vida mucho mayor que el otro. Además, encontramos que respecto al ancho de banda y rango de medición, la elección apunta al sensor Konigsberg. Para la medida de diámetro arterial, el sonomicrómetro cumple con las especificaciones de medida para una señal biológica. De la misma forma sucede con el flujímetro, reconociendo que

para ambos casos la esperanza de vida aumenta con el cuidado y uso debido del usuario. Los costos comerciales, ascienden a casi mil dólares americanos, concluyendo que con una inversión mínima de 3.000 dólares obtendríamos el equipamiento necesario de sensores para la caracterización buscada.

AGRADECIMIENTOS

El autor de esta obra agradece sinceramente al Dr. Ing. Ricardo Armentano y al Dr. Daniel Bia, ambos pertenecientes al Grupo Hemodinámica Vascular, de la Facultad de Medicina de la Universidad de la República Oriental del Uruguay, por su apoyo desinteresado y colaboración referente al acceso de material vinculado al presente trabajo.
Al Profesor Ing. Franco Simini por permitir realizar el trabajo.

REFERENCIAS

- [1] McDonald D.A. 1974: *Blood Flow in Arteries*, 2nd ed. London: Edward Arnold.
- [2] Goedhard, W.J.A. and Knoop, A.A. A model of the arterial wall. *L. Biomech.* 6: 281; 1973
- [3] Bergel, D.H., The dynamic elastic properties of the arterial wall. *J. Physiol.* 156:455-457, 1961
- [4] Wessling, K.H., Weber, H., and deWit, B.. Estimated five component viscoelastic model parameters for human arterial wall. *J. Biomech.* 6:13, 1973
- [5] Geddes, L.A. and Baker, L.E. 1975; *Principles of applied biomedical instrumentation*, 2nd edn. New York; John Wiley and Sons.
- [6] Nichols, W.W., Nicolini, F.A., Yang, B.C. et al., 1994a : Adenosine protects against attenuations of flow reserve and myocardial function after coronary occlusion and reperfusion. *American Heart Journal* 127(5), 1201-11.
- [7] Nichols, W.W., Nicolini, F.A., Yang, B.C. et al., 1994b: Attenuation of coronary flow reserve and myocardial function after temporary subtotal coronary artery occlusion and increased myocardial oxygen demand in dogs. *Journal American College Cardiology* 24(3), 795-803.
- [8] Angelakos E. T. 1964: Semiconductor pressure microtransducers for measuring velocity and acceleration of intraventricular pressures. *American Journal of Medical Electronics* 3, 266-70.
- [9] Fuller, T.J., Nichols, W.W., Brenner, B.J., et al. 1978 : Reversible depression in myocardial performance in dogs with experimental phosphorus deficiency. *Journal for Clinical Investigation* 62, 1194-200.
- [10] Heard, D.J., Nichols, W.W., Buss, D. et al. 1996: Comparative cardiopulmonary effects of intramuscular etorphine and carfentanil in goats. *American Journal of Veterinary Research* 57(1), 87-96.
- [11] Nichols, W.W., Pepine, C.J., Millar, H.D. et al. 1978: Percutaneous left ventricular catheterization with an ultraminiature catheter-tip pressure transducer. *Cardiovascular Research* 7, 566-8
- [12] McDonald, D.A. and Taylor, M.G. 1959: The hydrodynamics of the arterial circulation. *Progress in Biophysics and Chemistry* 9, 107-73

[13] Gessner, U. and Bergel, D.H., 1966: Methods of determining the distensibility of blood vessels. *IEEE Transactions on bio-medical engineering*.

[14] *Principles of Biomedical Systems & Devices*.



Carolina Etchart nació en Montevideo, Uruguay, en el año 1984. Es estudiante de la carrera de Ingeniería Eléctrica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de la República, con perfil Electrónica y especial interés en el área de la Bio-Ingeniería. Actualmente cursa quinto año de la antedicha carrera, realizando a su vez el proyecto que

dará término a la misma.