

Comparación del comportamiento dinámico del sistema cerrado de extracción de muestras de sangre HemoDraw® Plus con otros tres sistemas

Informe

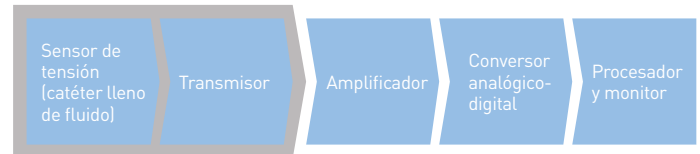
INTRODUCCIÓN

La medición de la tensión arterial constituye una etapa obligatoria a la hora de evaluar la hemodinámica, ya que proporciona información primordial sobre el funcionamiento del sistema cardiovascular y la perfusión tisular¹. Es importante desde el punto de vista clínico que la precisión del sistema empleado para supervisar la tensión arterial sea lo más alta posible con independencia del problema médico^{2,3}. En pacientes gravemente enfermos y en los que se vayan a someter a una cirugía importante y de alto riesgo, la medición directa de la tensión sanguínea intraarterial mediante un dispositivo con sensor intravascular se considera el método de referencia. Este enfoque permite obtener información continua y en tiempo real sobre la acción de bombeo del corazón, que incluye tanto la tensión sanguínea diastólica y sistólica como el cierre de válvulas⁴. Estos dispositivos permiten mediciones latido a latido incluso en pacientes a los que se administren fármacos inotrópicos o vasoactivos, o en casos de cambios repentinos en la volemia, el tono arterial o las arritmias^{3,5,6}. Las mediciones invasivas de la tensión sanguínea se consideran más precisas que los sistemas no invasivos (como la técnica oscilométrica) en casos concretos, como pueden ser la inestabilidad hemodinámica, la hipotensión grave, un aumento de la rigidez arterial y en pacientes obesos^{2,5-8}.

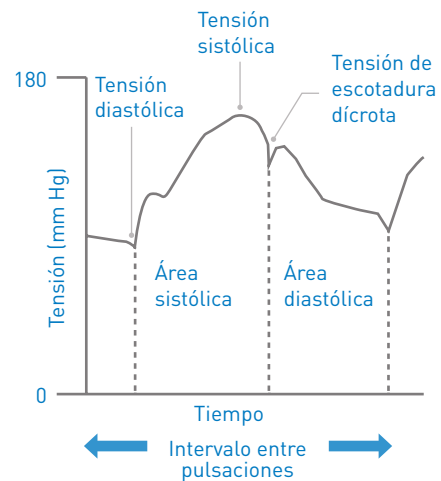
La tensión sanguínea intraarterial directa normalmente se mide mediante un sistema de catéter transductor que detecta la onda de tensión generada por la contracción cardíaca (Figura A)⁴. La onda de tensión se transmite a través de un tubo lleno de fluido y con llaves de paso hasta un sensor por diafragma del transductor de tensión. La tensión deforma el diafragma, lo que produce alteraciones en la resistencia eléctrica que pueden convertirse en una señal eléctrica para ser registrada o supervisada. El sistema de tensión sanguínea intraarterial debe ser capaz de detectar y transmitir los componentes de alta frecuencia de la forma de onda arterial (al menos 24 Hz) con el objetivo de representar la onda de tensión arterial de manera precisa⁹. Los parámetros cardíacos que pueden medirse mediante la forma de onda de tensión arterial habitual en individuos sanos incluyen: tensión sistólica, tensión diastólica, pulso, tensión de escotadura dicrota, frecuencia cardíaca y tiempo de eyección del ventrículo izquierdo (Figura B)⁴.

A.

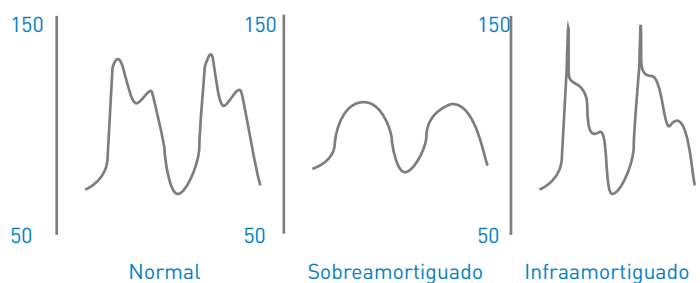
Transductor de tensión



B.



C.

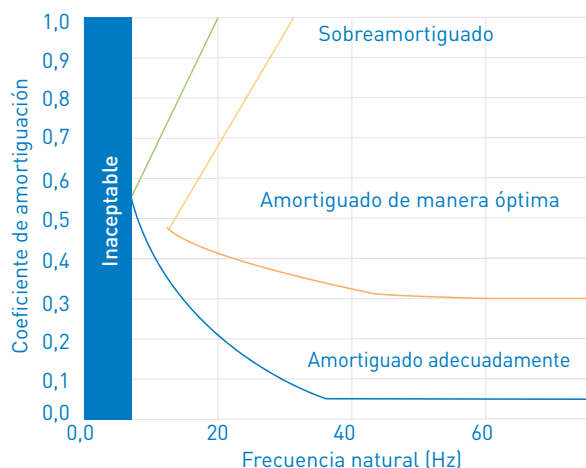


Para lograr el mínimo error en la forma de onda de la tensión arterial, el sistema de catéter transductor ha de ser preciso, sensible, lineal y contar con la mínima desviación^{10,11}. Los errores en las mediciones pueden deberse a fallos en la calibración del sistema, movimiento del pulso alterado (disección arterial o estenosis) y artefactos provocados por un movimiento o una respuesta dinámica inapropiada de los sistemas de supervisión que contienen fluidos^{10,11}. Entre estas posibilidades, la causa más importante de inexactitud en la forma de onda de la tensión arterial se encuentra en la respuesta dinámica del transductor de tensión o del sistema hidráulico (es decir, el fluido y el diafragma)^{4,9}.

La forma de onda cuenta con dos componentes de respuesta dinámica: la frecuencia natural y el coeficiente de amortiguación^{4,9}. La frecuencia natural de un sistema de medición de tensión sanguínea intraarterial es el número de oscilaciones por cada unidad de tiempo que se produce sin amortiguación y está determinado por las propiedades de sus componentes^{4,9}. Los sistemas más habituales en el mercado poseen una frecuencia natural de alrededor de 200 Hz, aunque esta se reduce mediante la incorporación de llaves de tres vías, burbujas, coágulos y una mayor longitud de los tubos. El coeficiente de amortiguación se relaciona con el tiempo que se tarda en amortiguar la forma de onda. Debido a las características específicas del sistema (es decir, la longitud de la cánula o tubo, la distensibilidad, la inercia del fluido o la resistencia del fluido), este puede infraamortiguarse, sobreamortiguarse o bien amortiguarse de manera óptima (Figura C)⁴. Si el sistema está amortiguado de manera óptima, la forma de onda de tensión puede volver a su forma inicial después de verse alterada⁴. Si el sistema está infraamortiguado, la onda de tensión tiende a reverberar, lo que lleva a una sobrestimación de la tensión sistólica, así como a una subestimación de la tensión diastólica⁴. Si el sistema está sobreamortiguado, la forma de onda se aplatina, produciendo una subestimación de la tensión sanguínea sistólica, así como una sobrestimación de la tensión sanguínea diastólica⁴.

La Figura 2 describe una gráfica de Gardner que muestra la relación entre la frecuencia natural y el coeficiente de amortiguación de un sistema que indica una respuesta dinámica^{4,10}. Un sistema amortiguado de manera óptima posee una elevada frecuencia natural para posibilitar el mayor intervalo posible en los coeficientes de amortiguación. Es habitual que, en sistemas que no necesitan una respuesta rápida (como los usados en adultos), las frecuencias naturales >30 Hz sean precisas (con una tensión arterial dentro de 1 mm Hg de tensión real), y una frecuencia mínima absoluta que pueda originar una forma de onda adecuada sea de 7 Hz^{4,10}. Un coeficiente de amortiguación de 0,5 representa un nivel de amortiguación adecuado para la variedad más amplia de frecuencias naturales^{4,10}.

FIGURA 2. LA GRÁFICA DE GARDNER INDICA EL GRADO DE AMORTIGUACIÓN DE ONDA DE TENSIÓN COMO FUNCIÓN DE UNA FRECUENCIA NATURAL Y UN COEFICIENTE DE AMORTIGUACIÓN EN PACIENTES CON UNA FRECUENCIA CARDÍACA NORMAL. (DE [10])



MÉTODOS

El comportamiento dinámico del sistema HemoDraw® Plus y de los sistemas VAMP, VAMP plus y SafeSet® se evaluó siguiendo la prueba de onda cuadrada, tal y como describen Gardner et al.¹⁰. Se usó un simulador de tensión sanguínea. Cada uno de los sistemas se colocó de forma individual y se rellenó cuidadosamente con solución salina para eliminar las burbujas; a continuación, se probó su funcionamiento tres veces. Las ondas cuadradas se generaron mediante el acoplamiento de un generador de señales a un generador de tensión. Para registrar las ondas cuadradas, además de calcular la frecuencia natural y los coeficientes de amortiguación, se utilizó la siguiente ecuación¹²:

$$D = -\ln(A2/A1) / (\pi^2 + [\ln(A2/A1)]^2)^{1/2}$$

Donde A1 representa la amplitud del primer pico y A2 la del segundo pico.

Se calculó la media de las tres pruebas utilizando la gráfica de Gardner.

RESULTADO Y ANÁLISIS

En la Figura 3 se muestran las formas de ondas representativas del sistema HemoDraw® Plus y de los competidores A, B y C. Cada sistema generó una forma de onda particular que indicaba las diferencias relativas a la frecuencia natural y las propiedades de amortiguación entre los sistemas. El trazado del comportamiento dinámico (frecuencia natural frente a coeficiente de amortiguamiento) de cada sistema en relación con la gráfica de Gardner indicó que el sistema HemoDraw® Plus cuenta con una mejor respuesta de frecuencia que los otros tres sistemas, ya que el coeficiente de amortiguación y la frecuencia natural se encuentran dentro del intervalo adecuado para registrar formas de onda precisas de la tensión arterial (Figura 4). La diferencia entre los sistemas posiblemente se explique por las diferentes características físicas, entre las que se incluyen las propiedades del diafragma, el catéter arterial y la elasticidad del sistema. El hecho de que los competidores A, B y C aparezcan como infraamortiguados indica que estos sistemas pueden sobrestimar la tensión sanguínea sistólica, en particular en pacientes con frecuencias cardíacas elevadas¹³. El hallazgo de que el Competidor C sea infraamortiguado se correlaciona con un estudio anterior que investigó el comportamiento dinámico del sistema del Competidor C y que también lo definió como infraamortiguado (coeficiente de amortiguación medio de 0,324 y frecuencia de resonancia media de 12,5 Hz)¹³.

FIGURA 3.

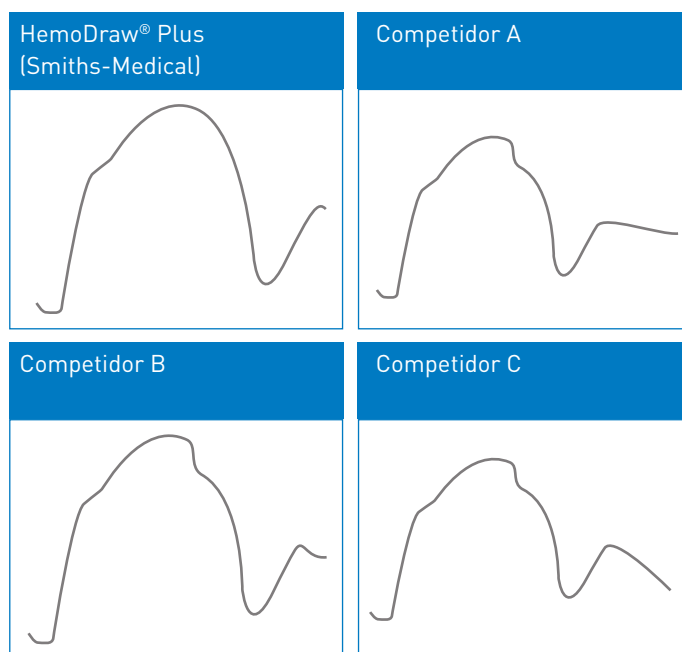
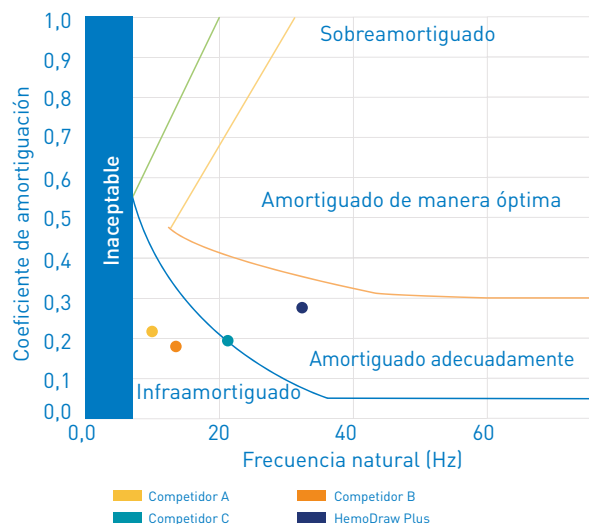


FIGURA 4. COMPORTAMIENTO DINÁMICO DEL SISTEMA HEMODRAW® PLUS Y DE LOS COMPETIDORES A, B Y C



En la práctica, es importante que el profesional sanitario sea consciente de la elevada incidencia de formas de onda arteriales infraamortiguadas en los pacientes gravemente enfermos¹⁴. El hecho de observar simplemente la forma de onda no ofrece información suficiente para que alguien pueda determinar la adecuación de la respuesta dinámica¹⁰. A menudo, la infraamortiguación no se tiene en cuenta, lo que puede llevar a enfoques de tratamiento inapropiados, tales como la falta de fluidos o la asistencia vasoactiva/inotrópica en una hipotensión real, o bien al tratamiento de una falsa hipertensión con la consiguiente reducción en la tensión de perfusión tisular^{7,14}. Un estudio constató que la incidencia de infraamortiguación en pacientes sometidos a una cirugía cardíaca y vascular importante fue del 31 %, mientras que la sobrestimación media de la tensión sanguínea sistólica fue de 38,5 mm Hg (con un intervalo de 2 a 77 mm Hg)¹⁴. En cambio, en pacientes sin infraamortiguación, la sobrestimación de la tensión sanguínea sistólica fue tan solo de 4,1 mm Hg (con un intervalo de 1,5 a 15 mm Hg)¹⁴. La diferencia de >10 mm Hg de tensión arterial real resulta clínicamente relevante, mientras que la de >20 mm Hg es clínicamente inaceptable⁷. Además, debido a razones técnicas y específicas del sistema para la infraamortiguación, las razones médicas deben también considerarse como condiciones que pueden afectar a la medición de la tensión sanguínea, incluidas hipertensión arterial crónica, arteriopatía polidistretual y enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC)¹⁴. La sedación también puede afectar a las mediciones; sin embargo, cuenta con una función protectora que puede disminuir la infraamortiguación¹⁴.

En resumen, la representación fiel de la forma de onda de la tensión arterial y su consiguiente medición de los valores de tensión sanguínea resultan de gran importancia clínica en la medicina moderna, en particular dentro de los cuidados intensivos y la anestesiología. Los hallazgos de experimentos in vitro de este estudio indican que el sistema HemoDraw® Plus muestra una mejor respuesta de frecuencia al compararlo con los competidores A, B y C, lo que sugiere una mayor precisión en la medición directa de la tensión sanguínea intraarterial.

REFERENCIAS

1. Maki DG. Improving the safety of peripheral intravenous catheters. *BMJ* 2008; 337: a630.
2. Andrews FJ, Nolan JP. Critical care in the emergency department: monitoring the critically ill patient. *Emerg Med J* 2006; 23: 561-564.
3. Lehman LW, Saeed M, Talmor D, Mark R, Malhotra A. Methods of blood pressure measurement in the ICU. *Crit Care Med* 2013; 41: 34-40.
4. Lopez R. Direct Blood Pressure Measurement 2003 [cited 2017 February 10]. Available from: <https://www.google.com/webhp?sourceid=chrome-instant&rlz=1C1CHBFenUS729US729&ion=1&espv=2&ie=UTF-8#q=lopez+direct+blood+pressure+measurement+biomedical+engineering>.
5. Chatterjee A, DePriest K, Blair R, Bowton D, Chin R. Results of a survey of blood pressure monitoring by intensivists in critically ill patients: a preliminary study. *Crit Care Med* 2010; 38: 2335-2338.
6. Dellinger RP, Levy MM, Rhodes A, Annane D, Gerlach H, Opal SM, et al. Surviving Sepsis Campaign: international guidelines for management of severe sepsis and septic shock, 2012. *Intensive Care Med* 2013; 39: 165-228.
7. Bur A, Herkner H, Vlcek M, Woisetschlager C, Derhaschnig U, Delle Karth G, et al. Factors influencing the accuracy of oscillometric blood pressure measurement in critically ill patients. *Crit Care Med* 2003; 31: 793-799.
8. Araghi A, Bander JJ, Guzman JA. Arterial blood pressure monitoring in overweight critically ill patients: invasive or noninvasive? *Crit Care* 2006; 10: R64.
9. Jones A, Pratt O. Physical principles of intra-arterial blood pressure measurement; anaesthesia tutorial of the week 137 2009 [cited 2017 February 10]. Available from: <http://www.anaesthesiauk.com/Documents/137%20Physical%20principles%20of%20intra-arterial%20blood%20pressure%20measurement.pdf>.
10. Gardner RM. Direct blood pressure measurement--dynamic response requirements. *Anesthesiology* 1981; 54: 227-236.
11. Romagnoli S, Romano SM, Bevilacqua S, Lazzeri C, Gensini GF, Pratesi C, et al. Dynamic response of liquid-filled catheter systems for measurement of blood pressure: precision of measurements and reliability of the Pressure Recording Analytical Method with different disposable systems. *J Crit Care* 2011; 26: 415-422.
12. Kleinman B, Powell S, Gardner RM. Equivalence of fast flush and square wave testing of blood pressure monitoring systems. *J Clin Monit* 1996; 12: 149-154.
13. Woda RP, Dzwonczyk R, Buyama C, Bernacki BL, Kelly WB. On the dynamic performance of the Abbott Safeset blood-conserving arterial line system. *J Clin Monit Comput* 1999; 15: 215-221.
14. Romagnoli S, Ricci Z, Quattrone D, Tofani L, Tujjar O, Villa G, et al. Accuracy of invasive arterial pressure monitoring in cardiovascular patients: an observational study. *Crit Care* 2014; 18: 644.

Para obtener más información, visite nuestro sitio web www.smiths-medical.com.

LOS PRODUCTOS AQUÍ DESCRITOS PUEDEN NO ESTAR AUTORIZADOS O DISPONIBLES PARA SU VENTA EN CANADÁ Y OTROS PAÍSES.

Smiths Medical ASD, Inc.
Keene, NH 03431, USA
Tel: +1-603-352-3812

Smiths Medical España S.r.l.
Avda. Diagonal 635
08028, Barcelona
Tel: +34 93 363 84 00

Representante autorizado en la UE
Smiths Medical International
1500 Eureka Park, Lower Pemberton
Ashford Kent, TN25 4BF
Tel: +44 (0)1233 722100

MKEECA-1584

Rx
ONLY

smiths medical

Puede encontrar la información de su contacto local en: www.smiths-medical.com/customer-support

Smiths Medical forma parte del negocio de tecnología mundial Smiths Group plc. Consulte las instrucciones de uso o el manual del usuario si desea obtener una relación completa de las indicaciones, contraindicaciones, advertencias y precauciones. La marca de diseño Smiths Medical es una marca comercial de Smiths Medical. El símbolo ® indica que la marca comercial está registrada en la Oficina de Patentes y Marcas de EE. UU. y en otros países. El resto de nombres y marcas mencionados son marcas comerciales o de servicio de sus respectivos titulares. El producto descrito cuenta con la marca CE. ©2017 Smiths Medical. Reservados todos los derechos. MX195051ES-082017