

Comparaison de la performance dynamique du système clos de prélèvement sanguin HemoDraw® Plus à celle de trois autres systèmes

White Paper

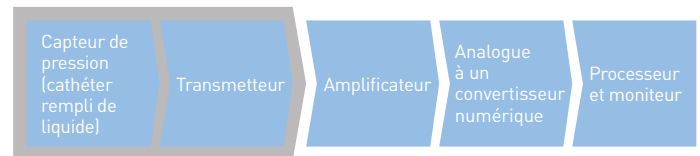
INTRODUCTION

La mesure de la pression artérielle est une étape obligatoire dans l'évaluation des aspects hémodynamiques, car elle donne des informations essentielles sur la performance du système cardiovasculaire et la perfusion tissulaire¹. Il est important sur le plan clinique que la précision du système utilisé pour surveiller la pression artérielle soit aussi élevée que possible, quelle que soit la raison médicale^{2,3}. Chez les patients très affaiblis et les patients qui doivent subir une intervention chirurgicale à haut risque et majeure, la mesure de la pression artérielle sanguine par un dispositif à capteur intravasculaire est considérée comme la méthode de référence. Cette approche permet d'obtenir des informations continues en temps réel sur l'action de pompage du cœur, dont la pression artérielle systolique, diastolique et la fermeture des valves⁴. Ces dispositifs permettent d'effectuer des mesures du rythme cardiaque, même chez les patients prenant des médicaments inotropes ou vasoactifs, ou en cas de changements brusques dans le volume sanguin, le tonus artériel ou l'arythmie^{3,5,6}. Les techniques invasives de mesure de la pression artérielle sont considérées comme étant plus précises que les systèmes non invasifs (technique oscillométrique) dans certaines situations, telles que l'instabilité hémodynamique, l'hypotension sévère, la rigidité artérielle accrue et les patients obèses^{2,5-8}.

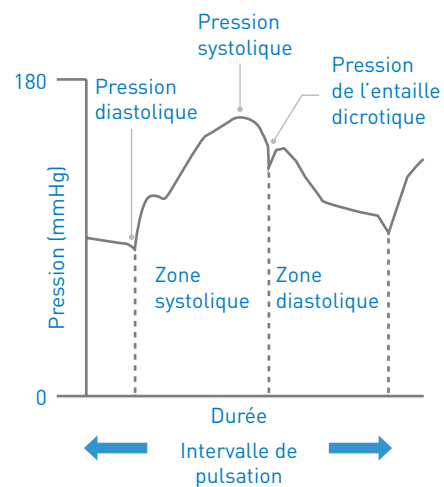
La pression artérielle sanguine est communément mesurée à l'aide d'un système de cathéter-transducteur qui détecte une courbe de pression générée par la contraction cardiaque (Figure A)⁴. La courbe de pression est transmise au travers d'une tubulure remplie de liquide et des robinets à la membrane de détection du transducteur de pression. La pression déforme la membrane, ce qui produit des altérations dans la résistance électrique qui peuvent être converties en un signal électrique susceptible d'être enregistré/surveillé. Le système de mesure de la pression artérielle doit être capable de détecter et de transmettre les composants haute fréquence de la courbe artérielle (au moins 24 Hz) afin de représenter avec précision la courbe de pression artérielle⁹. Les paramètres cardiaques qui peuvent être monitorés grâce à une courbe de pression artérielle typique chez une personne en bonne santé comprennent la pression systolique, la pression diastolique, le pouls, la pression de l'entaille dicrotique, le rythme cardiaque et le temps d'éjection du ventricule gauche (Figure B)⁴.

A.

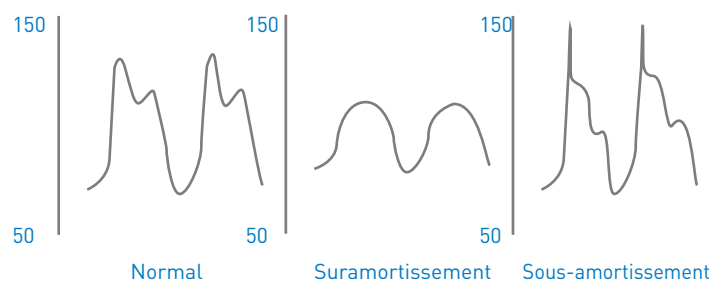
Transducteur de pression



B.



C.

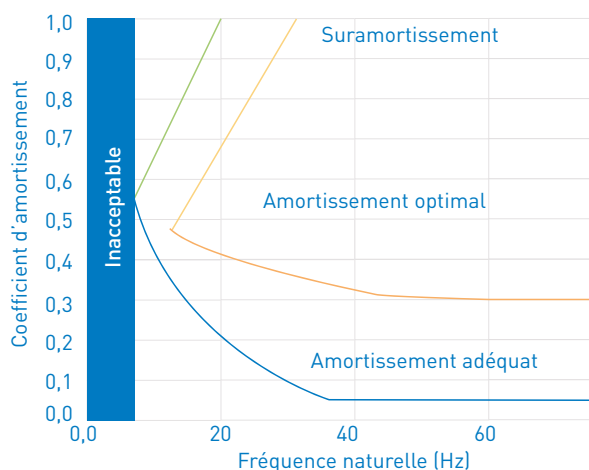


Pour minimiser l'erreur dans la courbe de la pression artérielle, le système de cathéter-transducteur doit être précis, sensible et linéaire, et présenter une variation minimale^{10,11}. Les erreurs dans les mesures peuvent être dues aux erreurs d'étalonnage du système, à l'altération du sens d'impulsion (dissection artérielle ou sténose) et aux artefacts entraînés par le mouvement du système ou par la réponse dynamique inappropriée des systèmes de surveillance remplis de liquide^{10,11}. De toutes ces possibilités, la cause majeure de l'imprécision de la courbe de la pression artérielle réside dans la réponse dynamique du système hydraulique/transducteur de pression (c'est-à-dire le liquide et la membrane)^{4,9}.

Une courbe a deux composants de réponse dynamique : la fréquence naturelle et le coefficient d'amortissement^{4,9}. La fréquence naturelle d'un système de mesure de la pression artérielle sanglante est le nombre d'oscillations par unité de temps qui ont lieu sans aucun amortissement, et est déterminée par les propriétés de ses composants^{4,9}. La plupart des systèmes disponibles dans le commerce ont une fréquence naturelle d'environ 200 Hz, mais celle-ci est réduite par l'ajout de robinets à trois voies, de bulles, de caillots et de tubulures plus longues. Le coefficient d'amortissement est lié à la durée nécessaire pour amortir la courbe. En raison des caractéristiques spécifiques d'un système (c'est-à-dire la longueur de la canule ou de la tubulure, la compliance, l'inertie et la résistance du liquide), il peut être sous-amorti, suramorti ou amorti de façon optimale (Figure C)⁴. Si un système est amorti de façon optimale, une courbe de pression peut retourner à sa courbe de base après avoir été perturbée⁴. Si un système est sous-amorti, la courbe de pression tend à se répercuter, ce qui entraîne une surestimation de la pression systolique et une sous-estimation de la pression diastolique⁴. Si un système est suramorti, la courbe de pression s'aplatit, ce qui entraîne une sous-estimation de la pression artérielle systolique et une surestimation de la pression artérielle diastolique⁴.

La Figure 2 décrit un graphique de Gardner qui montre la relation entre la fréquence naturelle et le coefficient d'amortissement pour un système indiquant la réponse dynamique^{4,10}. Un système amorti de façon optimale a une fréquence naturelle élevée pour permettre d'obtenir la gamme la plus large possible de coefficients d'amortissement. Généralement, dans les systèmes ne nécessitant pas une réponse rapide (tels que ceux utilisés pour les adultes), les fréquences > 30 Hz sont précises (produisant une pression artérielle à 1 mmHg près de la pression réelle), et la fréquence minimale absolue qui peut entraîner une courbe adéquate est de 7 Hz^{4,10}. Un coefficient d'amortissement de 0,5 est un niveau adéquat d'amortissement pour la gamme la plus large des fréquences naturelles^{4,10}.

FIGURE 2. LE GRAPHIQUE GARDNER INDIQUE LE DEGRÉ D'AMORTISSEMENT DE LA COURBE DE PRESSION EN TANT QUE FONCTION DE LA FRÉQUENCE NATURELLE ET COEFFICIENT D'AMORTISSEMENT POUR LES PATIENTS AYANT UN RYTHME CARDIAQUE NORMAL (À PARTIR DE [10])



MÉTHODES

La performance dynamique du système HemoDraw® Plus et de 3 autres systèmes a été évaluée à l'aide d'un test « de courbe carrée », comme décrit par Gardner et al.¹⁰ Un simulateur de pression artérielle a été utilisé. Chaque système individuel a été configuré et rempli avec soin de solution saline pour éliminer les bulles, puis testé trois fois. Des courbes carrées ont été générées en fixant un générateur de signal à un générateur de pression. Les courbes carrées ont été enregistrées et la fréquence naturelle ainsi que les coefficients d'amortissement ont été calculés à l'aide de l'équation suivante¹² :

$$D = -\ln(A_2/A_1) / (\pi^2 + [\ln(A_2/A_1)]^2)^{1/2}$$

Où A1 désigne l'amplitude du premier pic et A2 celle du deuxième pic.

La moyenne des trois tests a été comparée au graphique de Gardner.

RÉSULTAT ET DISCUSSION

Les courbes représentatives du système HemoDraw® Plus et des concurrents A, B et C sont illustrées dans la Figure 3. Chaque système a produit une courbe unique, ce qui indique des différences dans la fréquence naturelle et dans les propriétés d'amortissement des différents systèmes. La représentation de la performance dynamique (fréquence naturelle par rapport au coefficient d'amortissement) de chaque système par rapport au graphique de Gardner a indiqué que le système HemoDraw® Plus a une meilleure réponse que les trois autres systèmes en termes de fréquence, car le coefficient d'amortissement et la fréquence naturelle correspondent à la gamme adéquate pour enregistrer des courbes artérielles précises (Figure 4). Les différences entre les systèmes sont probablement dues aux différentes caractéristiques physiques, notamment les propriétés de la membrane, le cathéter artériel et l'élasticité du système. Le fait que les concurrents A, B et C sont sous-amortis indique que ces systèmes peuvent surestimer la pression artérielle systolique, notamment chez les patients ayant des rythmes cardiaques élevés¹³. Le résultat indiquant que le concurrent C est sous-amorti correspond aux résultats d'une étude précédente qui portait sur la performance dynamique du système du concurrent C et qui a également montré que celui-ci était sous-amorti (coefficient d'amortissement moyen de 0,324 et fréquence de résonance moyenne de 12,5 Hz)¹³.

FIGURE 3.

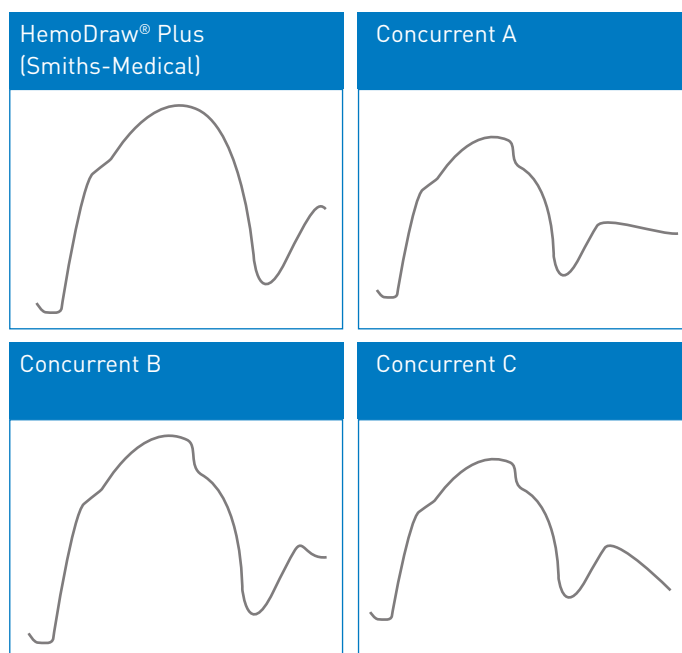
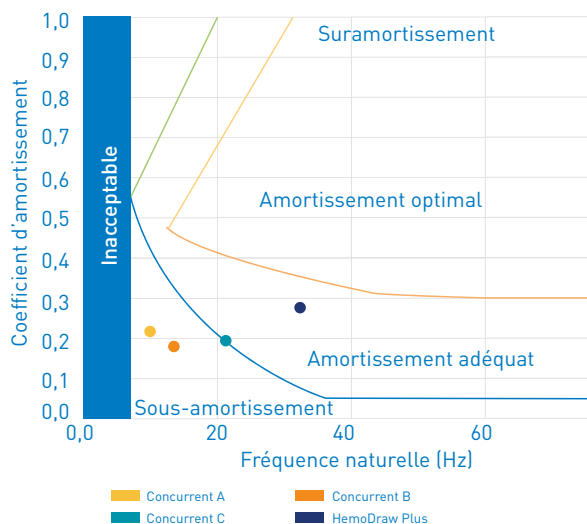


FIGURE 4. PERFORMANCE DYNAMIQUE DU SYSTÈME HEMODRAW® PLUS ET DES CONCURRENTS A, B ET C



Sur un plan pratique, il est important que le professionnel de santé soit sensibilisé à l'incidence des courbes artérielles sous-amorties chez les patients très affaiblis¹⁴. Il ne suffit pas de regarder la courbe pour avoir des informations suffisantes permettant de déterminer le degré d'adéquation de la réponse dynamique¹⁰. Le sous-amortissement est souvent surestimé et peut entraîner des approches thérapeutiques inappropriées, telles que le manque de liquide et/ou de soutien vasoactif/inotrope pour l'hypotension réelle, ou le traitement d'une fausse hypertension avec une réduction subséquente de la pression de perfusion tissulaire^{7,14}. Une étude a montré que l'incidence du sous-amortissement chez les patients subissant une intervention chirurgicale vasculaire et cardiaque majeure était d'environ 31 %, et que la surestimation moyenne de la pression artérielle systolique était de 38,5 mmHg (plage comprise entre 2 et 77 mmHg)¹⁴. Par contre, chez les patients sans sous-amortissement, la surestimation de la pression artérielle systolique était de seulement 4,1 mmHg (plage comprise entre 1,5 et 15 mmHg)¹⁴. Une différence > 10 mmHg de la pression artérielle réelle est cliniquement pertinente, et une différence > 20 mmHg cliniquement inacceptable⁷. Outre les raisons techniques de sous-amortissement spécifiques au système, il faut également prendre en considération les raisons cliniques comme étant susceptibles d'influencer les mesures de la pression artérielle, notamment l'hypertension artérielle chronique, l'artériopathie polydistictuale et la bronchopneumopathie chronique obstructive [BPCO]¹⁴. La sédation peut également affecter les mesures ; cependant, elle joue un rôle protecteur car elle réduit le sous-amortissement¹⁴.

En résumé, la représentation fidèle de la courbe de la pression artérielle et de la mesure ultérieure des valeurs de pression artérielle revêt une grande importance clinique dans la médecine moderne, notamment en réanimation et anesthésiologie. Les résultats des expériences *in vitro* de cette étude montrent que le système HemoDraw® Plus offre une meilleure réponse en termes de fréquence par rapport aux concurrents A, B et C, ce qui indique qu'il possède le degré de précision le plus élevé pour la mesure directe de la pression artérielle sanglante.

RÉFÉRENCES

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.

Pour plus d'informations, consultez notre site www.smiths-medical.com.

LES PRODUITS DÉCRITS PEUVENT NE PAS ÊTRE ENREGISTRÉS OU DISPONIBLES À LA VENTE AU CANADA OU DANS D'AUTRES PAYS

Smiths Medical ASD, Inc.
Keene, NH 03431, États-Unis
Tél. : +1-603-352-3812

Smiths Medical Belgium S.A.
Pegasuslaan 5
1831 Diegem
Tel.: +32 (0)2 704 49 00
E-mail: belgium@smiths-medical.com

Représentant autorisé pour l'UE
Smiths Medical International
1500 Eureka Park, Lower Pemberton
Ashford, Kent, TN25 4BF
Tél. : +44 (0)1233 722100

MKEECA-1584

**Rx
ONLY**

smiths medical

Pour obtenir les coordonnées du représentant local : www.smiths-medical.com/customer-support.

Smiths Medical appartient à Smiths Group plc, une entreprise mondiale axée sur l'innovation technologique. Veuillez consulter le mode d'emploi/manuel d'utilisation pour obtenir une liste complète des indications, contre-indications, avertissements et mises en garde. Le logo Smiths Medical est une marque de commerce de Smiths Medical. Le symbole © signifie que la marque a été déposée auprès de l'office des brevets des États-Unis et dans d'autres pays. Tous les autres noms et marques mentionnés sont les marques commerciales ou les marques de service de leurs détenteurs respectifs. Le produit référencé porte le marquage CE. ©2017 Smiths Medical. Tous droits réservés. MX195051FRBE-082017