

Algorithme FloTrac

Calcul du volume d'éjection systolique et du débit cardiaque en obtenant les mL/battement à partir des mmHg

Résumé

L'algorithme FloTrac, une méthode de mesure du débit cardiaque basée sur la pression artérielle (APCO) selon laquelle le débit cardiaque peut être calculé en continu à l'aide d'un cathéter artériel. Cette technologie est fondée sur les principes de base de la physique et sur le déploiement d'un algorithme sophistiqué.

Physique et physiologie

Le débit est déterminé par un gradient de pression le long d'un vaisseau et par la résistance à ce débit ($F = \Delta P/R$). L'algorithme FloTrac utilise un principe similaire pour calculer le débit pulsatile en incorporant les effets de la résistance et de la compliance vasculaires par le biais d'un facteur de conversion appelé $Khi(x)$.

Le débit cardiaque est une composante importante de l'apport global en oxygène (DO_2) et constitue la variable la plus souvent manipulée pour améliorer l'apport en oxygène. Le débit cardiaque est calculé en multipliant la fréquence cardiaque par le volume d'éjection systolique. L'algorithme FloTrac utilise les mêmes composants, mais remplace la fréquence cardiaque par la fréquence du pouls (FP), ne capturant que les battements réellement perfusés, et multiplie la FP par un volume d'éjection systolique calculé. Le volume d'éjection systolique est calculé à partir de la pression artérielle du patient pour analyser la forme d'onde de la pression artérielle à l'aide de l'algorithme FloTrac unique. L'algorithme FloTrac analyse la forme d'onde de pression cent fois par seconde pendant 20 secondes, capturant 2 000 points de données pour l'analyse. Ces points de données sont utilisés en combinaison avec les renseignements démographiques du patient pour calculer l'écart-type de la pression artérielle (σ_{PA}). Cette (σ_{PA}) est proportionnelle à la pression pulsée (PP). La σ_{PA} est multipliée par un facteur de conversion appelé $Khi(x)$ qui incorpore les effets de la résistance et de la compliance (tonus vasculaire) et convertit également la σ_{PA} en (mmHg) en mL/battement. Par conséquent, en disposant des variables de σ_{PA} et du tonus vasculaire(x), on peut calculer le débit ou le volume d'éjection systolique.

Traditionnel : $CO = FC * SV$

Système FloTrac : $APCO = FP * x (\sigma_{PA} * x)$

Où $x = M(FC, \sigma_{PA}, C(P), SC, MAP, \mu_{3ap}, \mu_{4ap}...)$

σ_{PA} = écart-type de la pression artérielle en mmHg est proportionnel à la pression pulsée

x = paramètre multivarié à échelle proportionnelle aux effets du tonus vasculaire sur la pression pulsée

M = équation polynomiale multivariée

SC = surface corporelle calculée selon l'équation de Dubois pour la surface corporelle

MAP = pression artérielle moyenne calculée en prenant la somme des valeurs des points de pression échantillonnés sur 20 secondes et en la divisant par le nombre de points de pression

μ = moments statistiques déterminés par l'asymétrie (symétrie) et l'aplatissement (caractère distinct d'un pic) calculés selon plusieurs dérivées mathématiques

Débit cardiaque basé sur la pression artérielle

L'algorithme FloTrac repose sur le principe selon lequel la pression pulsée aortique est proportionnelle au volume d'éjection systolique (SV) et inversement liée à la compliance aortique.

Écart-type de la pression artérielle

Au départ, l'algorithme FloTrac évalue la pression pulsée en utilisant l'écart-type de la pression artérielle (σ_{PA}) autour de la valeur de la MAP, mesurée en mmHg, ce qui la rend indépendante des effets du tonus vasculaire. Cet écart-type de la pression pulsée est proportionnel au volume déplacé ou au volume d'éjection systolique. Elle est calculée en analysant la forme d'onde de la pression artérielle pendant 20 secondes, à raison de 100 fois par seconde, ce qui crée 2 000 points de données à partir desquels la σ_{PA} est calculée.

Khi et conversion des mmHg en mL/battement

La conversion de l'écart-type des pressions artérielles (mmHg) en mL/battement est effectuée en la multipliant par un facteur de conversion appelé Khi (χ). Khi est une équation polynomiale multivariée qui évalue l'impact du tonus vasculaire en constante évolution du patient sur la pression pulsée. Le Khi est calculé en analysant la fréquence du pouls du patient, la pression artérielle moyenne, l'écart-type de la pression artérielle moyenne, la compliance des gros vaisseaux telle qu'estimée par les données démographiques du patient, ainsi que l'asymétrie et l'aplatissement de l'onde artérielle. Le Khi est mis à jour et appliqué à l'algorithme FloTrac sur une moyenne mobile de 60 secondes.

- **Fréquence cardiaque :** La fréquence du pouls du patient est calculée en comptant le nombre de pulsations sur une période de 20 secondes et extrapolée à une valeur par minute
- **Pression artérielle moyenne (MAP) :** Une augmentation de la pression moyenne indique souvent une augmentation de la résistance, et vice versa
- **Écart-type de la pression artérielle (σ_{PA}) :** La pression pulsée est proportionnelle à la σ_{PA} et au volume d'éjection systolique; les augmentations et les diminutions de l'écart-type fournissent également des renseignements sur l'amplitude de la pression; lorsque cette amplitude de pression est corrélée à l'aplatissement, elle compense la compliance différentielle et la réflectance de l'onde qui varient d'un point artériel à l'autre; cela permet alors de surveiller le débit cardiaque à partir de différents points artériels
- **Compliance des gros vaisseaux :** Les travaux rapportés par Langewouters ont mis en évidence une corrélation directe entre l'âge, le sexe et la MAP en ce qui concerne la compliance aortique; une équation a été dérivée de ces études, permettant d'estimer la compliance d'un patient à partir de l'âge et du sexe; selon Langewouters et coll., la compliance artérielle (C), en fonction de la pression, peut être estimée à l'aide de l'équation suivante :

$$C(P) = L \cdot \frac{A_{max}}{\pi \cdot P_1} \cdot \left(1 + \left(\frac{P - P_0}{P_1} \right)^2 \right)^{-2}$$

L = longueur estimée de l'aorte

A_{max} = surface maximale de la section transversale de la racine aortique

P = pression artérielle

P_0 = pression à laquelle la compliance atteint son maximum

P_1 = largeur de la courbe de compliance à la moitié de la compliance maximale; des mesures supplémentaires du poids et de la taille (SC) se sont également avérées corrélées avec le tonus vasculaire et ont été ajoutées pour améliorer le calcul de la compliance aortique

- **Asymétrie (mesure du manque de symétrie, μ_3ap) :** Les caractéristiques de symétrie de la pression artérielle peuvent indiquer une modification du tonus et/ou de la résistance vasculaire; deux fonctions différentes peuvent avoir la même moyenne et le même écart-type, mais rarement la même asymétrie; par exemple, une forme d'onde de la pression artérielle dans laquelle les points de données augmentent rapidement en systole et diminuent lentement peut être le résultat d'une augmentation de la vasoconstriction et présenterait une asymétrie plus importante

Figure 1 – Diminution de l'asymétrie, faible résistance

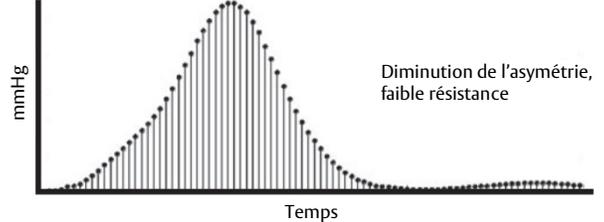
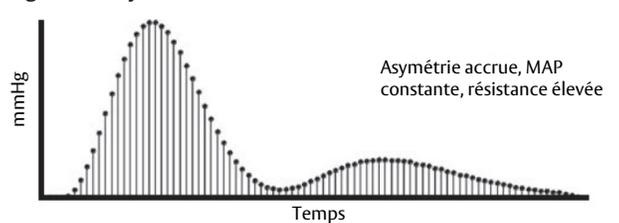


Figure 2 – Asymétrie accrue, MAP constante, résistance élevée



- **Aplatissement (une mesure de la façon dont les points de données de pression sont distribués à partir d'une distribution normale, μ_4ap) :** Les données de pression avec un aplatissement élevé présentent une augmentation et une diminution très rapides de la pression par rapport à la pression pulsée normale et peuvent être directement associées à la compliance des gros vaisseaux;
 - 1) Une valeur d'aplatissement élevée indique un pic distinct près de la moyenne, suivi d'une chute et d'une « queue » importante (figure 3)
 - 2) Une faible valeur d'aplatissement tend à indiquer que la fonction est relativement plate dans la région de son pic et suggère une diminution du tonus central, comme on l'observe souvent, par exemple, dans le système vasculaire néonatal (figure 4)

Figure 3 – Compliance élevée des gros vaisseaux

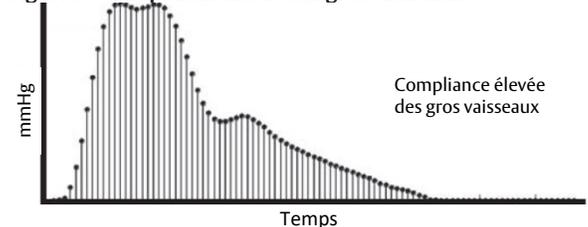
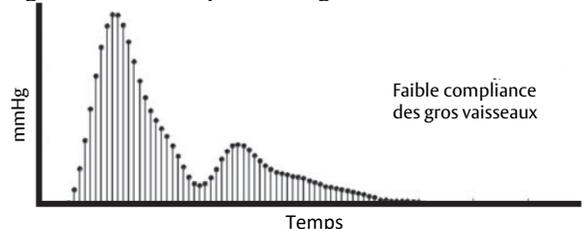


Figure 4 – Faible compliance des gros vaisseaux



Khi (x) mmHg à mmHg à mL/battement

En tenant compte de toutes ces variables, l'algorithme FloTrac évalue en permanence l'effet du tonus vasculaire sur la pression toutes les 60 secondes. Le résultat de l'analyse est un facteur de conversion appelé Khi (x). Khi est ensuite multiplié par l'écart-type de la pression artérielle pour calculer le volume d'éjection systolique en millilitres par battement. Ce volume est multiplié par la fréquence du pouls pour obtenir le débit cardiaque en litres par minute.

$$\text{Volume d'éjection systolique (mL/battement)} = \sigma_{PA} (\text{mmHg}) * x (\text{ mL/mmHg})$$

Déterminé selon la norme de référence clinique

Le facteur de tonus vasculaire (Khi) a été déterminé sur la base des principes de l'hémodynamique cardiovasculaire, d'un traitement avancé du signal de la forme d'onde de la pression artérielle et d'une analyse comparative selon la norme de référence clinique qu'est le débit cardiaque par thermodilution.

Khi (x) a été modélisé et comparé à un large éventail de valeurs de débit cardiaque, de profils de patients, de pathologies et de conditions hémodynamiques. Depuis qu'il est disponible en clinique, le système FloTrac a été validé par rapport à diverses technologies de débit cardiaque, y compris le débit cardiaque par thermodilution.

Aucun étalonnage manuel n'est nécessaire

D'autres appareils de mesure de la pression artérielle et du débit cardiaque (contour de l'onde de pouls ou puissance du pouls) nécessitent un étalonnage, car ils ne peuvent pas corriger automatiquement les variations du tonus vasculaire du patient. Comme l'algorithme FloTrac s'adapte en permanence au tonus vasculaire du patient, en constante évolution, il ne nécessite pas d'étalonnage externe. Dans le cadre de l'étalonnage, le Khi corrige automatiquement les variations du tonus vasculaire grâce à une analyse complexe de la forme d'onde. Cette caractéristique élimine également le besoin de recourir à un cathéter veineux central ou périphérique, requis pour les méthodes de dilution de l'indicateur utilisées dans le cadre de l'étalonnage externe.

Considérations techniques

L'algorithme FloTrac dépend d'un traçage de pression de haute fidélité. L'attention portée aux meilleures pratiques en matière de surveillance de la pression est importante : amorçage par gravité, poche de pression maintenue à 300 mmHg, volume de rinçage de la poche I.V. adéquat, robinet d'arrêt du capteur maintenu au niveau de l'axe phlébostatique, et contrôle réguliers de l'amortissement optimal à l'aide d'un test d'onde carrée. Les trousse de capteurs FloTrac sont spécialement configurées pour optimiser la réponse en fréquence. Il est donc fortement déconseillé d'ajouter des tubulures de pression ou des robinets d'arrêt supplémentaires.

Limites

À partir de cette publication, les valeurs absolues pendant la régurgitation aortique peuvent être affectées, bien que la détermination des tendances puisse être appropriée. Une constriction périphérique grave pendant les états de choc ou les épisodes d'hypothermie peut influencer les valeurs obtenues à partir des points artériels radiaux, on peut donc envisager des points de prélèvement fémoraux pendant ces épisodes ou l'insertion d'un cathéter dans l'artère pulmonaire.

Le système FloTrac peut être utilisé chez les patients atteints d'arythmie et respirant spontanément. Les arythmies et la respiration spontanée **ne constituent PAS** une limitation de l'algorithme FloTrac dans le calcul du débit cardiaque.

Système FloTrac 4.0

L'algorithme du système FloTrac a évolué en fonction d'une base de données de patients étendue et en expansion, ce qui permet d'améliorer en permanence les performances du système. Les patients chirurgicaux à haut risque suivants ont été ajoutés à la base de données y compris, mais sans s'y limiter, les patients subissant des chirurgies gastro-intestinales, des chirurgies œsophagiennes, des pancréatico-duodénectomies (Whipple) et les œsophagectomies. La base de données élargie des patients a permis à l'algorithme de reconnaître et de s'adapter à un plus grand nombre d'états pathologiques.

Des variables physiologiques supplémentaires ont été ajoutées au facteur Khi du tonus vasculaire de l'algorithme afin de s'adapter automatiquement aux patients hyperdynamiques et vasodilatés. Une fois ces patients identifiés, le système accède à un algorithme spécialement conçu pour tenir compte de ces conditions.

Figure 5 – Pulsatilité de l'onde

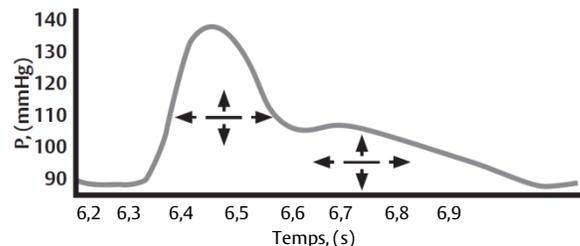
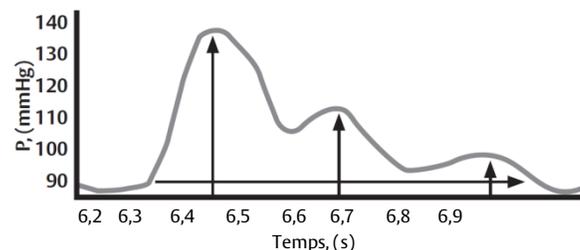


Figure 6 – Pulsatilité de l'onde



En plus d'une base de données plus large, l'algorithme du système FloTrac 4.0 s'adapte aux changements rapides de pression qui se produisent lors de l'administration de vasopresseurs grâce à l'algorithme *Khi-fast*. Le *Khi-fast* est évalué toutes les 20 secondes et est inversement affecté par la pression. Le *Khi* continue d'évaluer le tonus vasculaire toutes les 60 secondes et le *Khi-fast* toutes les 20 secondes, ce qui permet d'obtenir une réponse plus physiologique aux changements de résistance.

CONCLUSION

Edwards Lifesciences a transformé la complexité et le caractère invasif traditionnellement associés à la surveillance continue du débit cardiaque en une simple connexion à un cathéter artériel. Le système FloTrac, qui a fait ses preuves, permet une prise en charge plus précoce de l'instabilité hémodynamique chez les patients chirurgicaux et les malades en phase critique.

Préparée par :

John A. Frazier, IA, RRT
Chef de groupe, soins intensifs
Edwards Lifesciences

Feras Hatib, Ph. D.
Technologie et découverte
Edwards Lifesciences

Les renseignements contenus dans ce document sont fondés sur les références suivantes :

1. Pratt B, Roteliuk L, Hatib F, Frazier J, Wallen RD. Calculating arterial pressure-based cardiac output using a novel measurement and analysis method. *Biomed Instrum Technol*. Septembre à octobre 2007;41(5):403-11.
2. Cecconi M, Parsons AK, Rhodes A. What is a fluid challenge? *Curr Opin Crit Care*. Juin 2011;17(3):290-5.
3. Monge García MI, Gil Cano A, Gracia Romero M. Dynamic arterial elastance to predict arterial pressure response to volume loading in preload-dependent patients. *Crit Care*. 2011;15(1):R15.
4. Monnet X, Rienzo M, Osman D, Anguel N, Richard C, Pinsky MR, Teboul JL. Passive leg raising predicts fluid responsiveness in the critically ill. *Crit Care Med*. Mai 2006;34(5):1402-7.

AVERTISSEMENT : La loi fédérale (États-Unis) prévoit que ce dispositif ne peut être délivré que sur ordonnance médicale ou ne peut être vendu que par un médecin. Veuillez consulter le mode d'emploi pour connaître l'ensemble des renseignements sur la prescription, y compris les indications, les contre-indications, les mises en garde, les précautions d'utilisation et les événements indésirables.

Edwards, Edwards Lifesciences, le logo E stylisé, et FloTrac sont des marques de commerce d'Edwards Lifesciences Corporation ou de ses sociétés affiliées. Toutes les autres marques de commerce sont la propriété de leurs détenteurs respectifs.

© 2020 Edwards Lifesciences Corporation. Tous droits réservés. PP--US-5175 v1.0

Edwards Lifesciences • One Edwards Way, Irvine CA 92614 États-Unis • edwards.com



Edwards