

MISE AU POINT

Monitoring du débit cardiaque par le Doppler œsophagien : principe, intérêt et limites

B. Cholley*

Département d'anesthésie-réanimation-SMUR, hôpital Lariboisière, 2, rue Ambroise Paré, 75475 Paris cedex 10, France

(Reçu le 18 novembre 2001 ; accepté le 20 novembre 2001)

Résumé

Le Doppler œsophagien est un outil de monitoring du débit cardiaque battement par battement, peu invasif et simple d'utilisation. Sa fiabilité est comparable à celle des autres techniques utilisées en pratique clinique. Il permet de guider les apports liquidiens en quantifiant l'augmentation de débit qui en résulte et d'éviter les excès d'apports si l'on arrête de remplir quand le plateau de la courbe de fonction cardiaque du patient est atteint. Au bloc opératoire, une stratégie basée sur l'optimisation du débit cardiaque a prouvé des effets bénéfiques chez les patients chirurgicaux « à haut risque ».

© 2002 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS

débit cardiaque / Doppler œsophagien

Summary – Cardiac output monitoring using oesophageal Doppler: principles, advantages and limits.

Oesophageal Doppler is a noninvasive, instantaneous cardiac output monitor. Its reliability has been shown to be comparable to that of other current techniques used in the clinical arena to measure cardiac output. It helps to guide intravascular fluid resuscitation by quantifying the increase in flow in response to fluid challenges and by indicating the plateau of the patient's cardiac function curve. When the plateau has been reached, further fluid loading may result in congestion without improvement in systemic flow. A strategy based on cardiac output optimisation has proven beneficial in high-risk surgical patients. © 2002 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS

cardiac output / œsophageal Doppler

En réanimation ou au bloc opératoire, la nécessité de monitorer l'état hémodynamique des patients susceptibles de présenter des variations brutales et dangereuses de leur état cardio-circulatoire est une évidence. Les moyens à mettre en œuvre pour assurer ce monitoring sont plus controversés. Un outil de monitoring est cliniquement indiqué quand il a la capacité de détecter des anomalies ou des changements dans l'état physiologique du patient et quand il peut aider à guider la thérapeutique. La probabilité de survenue des anoma-

lies ou changements recherchés doit être suffisante pour justifier l'inconfort, le travail et le surcoût engendrés par l'outil de monitoring [1].

Longtemps considéré comme le *gold standard* du monitoring hémodynamique, le cathéter artériel pulmonaire voit actuellement ses indications réduites aux situations pour lesquelles la connaissance des pressions des cavités droites ou de la saturation veineuse en oxygène est déterminante pour guider la thérapeutique. Pour les situations ne nécessitant qu'un monitoring du

*Correspondance et tirés à part.

Adresse e-mail : bernard.cholley@lrb.ap-hop-paris.fr (B. Cholley).

débit cardiaque, le recours à d'autres techniques est de plus en plus fréquent du fait des possibles effets délétères associés à l'utilisation du cathéter artériel pulmonaire [2]. Parmi les alternatives au monitoring hémodynamique invasif, les techniques ultrasonores sont parmi les plus prometteuses. L'échocardiographie-Doppler est un outil diagnostique dont l'apport est considérable en réanimation, mais qui nécessite un opérateur entraîné et un équipement coûteux. De plus, cette technique n'est pas adaptée au monitoring au long cours. Par contre, le Doppler œsophagien (simple vélocimètre dépourvu d'imagerie écho) qui permet un monitoring continu du volume d'éjection systolique et du débit cardiaque est une technique simple et peu invasive, particulièrement intéressante.

MESURE DU DÉBIT CARDIAQUE PAR DOPPLER ŒSOPHAGIEN

Principes

Le calcul du débit cardiaque par Doppler œsophagien est basé sur les mêmes principes que ceux de la mesure classique par échographie et Doppler transthoracique [3].

- la mesure instantanée de la vitesse du flux aortique (aorte thoracique descendante) par effet Doppler permet de calculer la distance parcourue par la colonne de sang durant chaque systole (*figure 1*) ;
- selon les appareils, la surface de section de l'aorte thoracique descendante est estimée par une abaque (Cardio Q®, Deltex ; Waki®, Atys Medical) ou calculée à partir de la mesure du diamètre par écho TM (Hemasonic®, Arrow) ;
- le volume de sang déplacé à chaque systole dans l'aorte descendante est obtenu par le produit de la surface de section aortique et de la distance parcourue par la colonne de sang. Ce volume doit ensuite être multiplié par un facteur de correction pour obtenir le volume d'éjection systolique global en admettant que 70 % du débit cardiaque passent par l'aorte thoracique descendante, les autres 30 % étant destinés aux troncs supra-aortiques et aux artères coronaires. Enfin, en multipliant le volume d'éjection systolique par la fréquence cardiaque on obtient le débit cardiaque par minute.

Causes d'imprécision dans le calcul

Le calcul du débit cardiaque par Doppler œsophagien fait donc appel à cinq approximations principales :

- une mesure précise de la vitesse du sang dans l'aorte ;
- un profil de vitesses « plat » dans l'aorte descendante ;

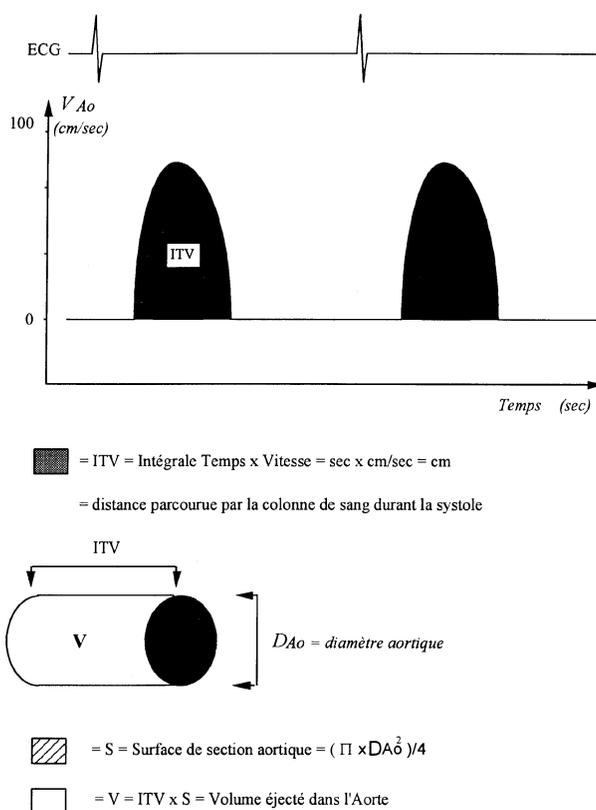


Figure 1. Principe du calcul du volume d'éjection systolique à partir de l'enveloppe Doppler et du diamètre aortique.

V_{Ao} = vitesse du sang dans l'aorte ; D_{Ao} = diamètre du sang dans l'aorte ; ITV = intégrale temps \times vitesse = surface sous la courbe en fonction du temps des vitesses maximales instantanées dans l'aorte.

- une surface aortique estimée proche de la surface moyenne au cours de la systole ;
- une répartition constante du débit cardiaque entre aorte descendante et troncs supra-aortiques (70 % et 30 %, respectivement) ;
- un débit diastolique négligeable (la systole étant seule prise en compte).

La précision de la mesure de la vélocité aortique descendante dépend du bon alignement entre le faisceau Doppler et le flux sanguin et de la connaissance de l'angle qui existe entre eux. L'alignement ne peut s'apprécier qu'en s'aidant de la représentation spectrale du signal et du pic de vélocité. Si la sonde est bien rectiligne dans l'œsophage, l'angle entre le faisceau Doppler et le flux de globules rouges est approximativement de 45 ou 60 degrés (angle du cristal avec l'axe de la sonde, selon le modèle), car l'œsophage est à peu près parallèle à l'aorte thoracique descendante. Une erreur de $\pm 10^\circ$ sur l'angle entraîne une erreur de + 16 à - 19 % sur la mesure de vélocité si le capteur fait un

angle de 45 °, ou de + 28 à - 32 % si le capteur fait un angle de 60 °.

Le profil de vitesses « plat », qui implique que tous les globules rouges se déplacent à la même vitesse sur toute la surface de section, ne se rencontre qu'au niveau des premiers centimètres de l'aorte ascendante avec valve aortique saine. Dans l'aorte thoracique descendante le profil serait plutôt parabolique, ce qui voudrait dire que les globules rouges situés au centre du vaisseau se déplaceraient plus vite que ceux situés à la périphérie. Par conséquent, l'aire sous la courbe des vitesses maximales instantanées (ITV) pourrait surestimer légèrement la distance parcourue par la colonne de sang au cours de la systole et le volume d'éjection systolique.

Le Cardio Q® et le Waki® utilisent un nomogramme basé sur l'âge, le poids et la taille du sujet pour estimer le diamètre de l'aorte thoracique descendante. Pour l'Hemosonic®, la sonde possède aussi un transducteur permettant une imagerie en mode TM afin d'obtenir une mesure instantanée du diamètre aortique et non une simple estimation. Cette supériorité théorique n'a pas fait la preuve d'un avantage quelconque en pratique clinique et alourdit considérablement la technique (sonde plus grosse, nécessitant une fixation au lit du malade...). Une erreur sur l'estimation du diamètre entraînera une sur- ou sous-estimation systématique des valeurs absolues de débit, mais les variations de celui-ci ne pourront qu'être sous-estimées. En effet, lorsque le débit baisse, la surface de section aortique a tendance à diminuer ; si cette diminution n'est pas prise en compte parce que l'appareil ne mesure pas le diamètre de l'aorte, la véritable baisse de débit sera sous-estimée. Les augmentations de débit seront aussi sous-estimées pour des raisons identiques.

Enfin, la répartition crânio-caudale du débit cardiaque est susceptible de varier avec les conditions hémodynamiques et l'emploi de médicaments vasoactifs. Par conséquent, le rapport théorique 70-30 %, valable chez le sujet sain au repos, risque d'être inexact dans un bon nombre de situations de réanimation (état de choc, drogues vasoconstrictrices, etc.).

Validité de la méthode

Malgré les approximations utilisées, la validité de ce principe de mesure du débit a été établie par plusieurs travaux utilisant les différents appareils du marché [4-9]. La précision de la mesure du débit cardiaque obtenue par Doppler œsophagien n'est ni meilleure ni pire que celle des techniques classiques (thermodilution, calorimétrie indirecte, échographie-Doppler transthoracique) [4], c'est à dire assez médiocre. Cependant la reproductibilité de la mesure est plutôt meilleure avec le Doppler qu'avec la thermodilution (8 vs. 12 %, respectivement)

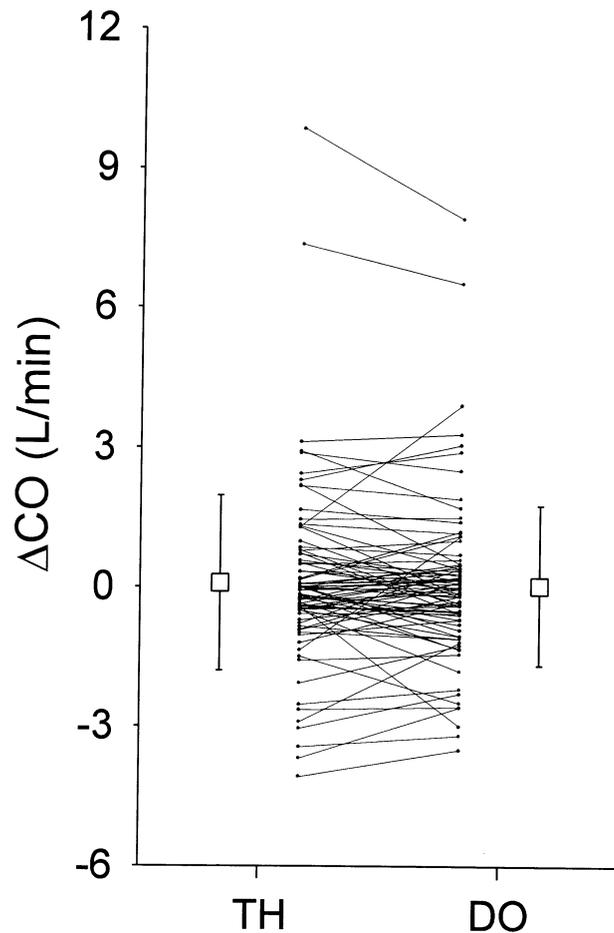


Figure 2. Variations de débit cardiaque (Δ CO) entre deux points hémodynamiques mesurés simultanément par thermodilution (TH) et Doppler œsophagien (DO).

Les points individuels sont reliés par une ligne qui est d'autant plus horizontale que les mesures sont en agrément. Moins de trois variations sur 88 ont donné des résultats contradictoires avec les deux méthodes.

[4, 5, 7]. Ceci doit nous rappeler qu'il faut toujours prendre avec circonspection les valeurs absolues de débit et ne pas y accorder une foi aveugle. Par contre, les variations de débit mesurées par Doppler œsophagien sont aussi fiables que celles mesurées par la thermodilution (figure 2). Ceci confirme que l'on peut utiliser indifféremment le Doppler œsophagien ou la thermodilution pour suivre l'évolution du débit cardiaque ou sa réponse à une intervention thérapeutique.

Utilisation pratique du Doppler œsophagien

La sonde munie d'un capteur Doppler à son extrémité est introduite dans l'œsophage par voie orale (de préférence à la voie nasale) chez un patient sous sédation et ventilé. L'usage de cet outil est à éviter chez les patients

conscients en raison de l'inconfort. Le capteur est orienté « à l'aveugle » vers l'aorte pour détecter le signal de vitesse sanguine aortique, tout en s'aidant de la représentation à l'écran du moniteur. La profondeur d'insertion et la rotation de la sonde sont modifiées pour optimiser la qualité du signal en se basant sur le pic de vitesse aortique et la brillance du spectre Doppler. Le pic de vitesse doit être le plus grand possible pour assurer le meilleur alignement avec le flux sanguin. La brillance du spectre témoigne de l'intensité des ultrasons réfléchis, laquelle est maximum quand le capteur fait face au flux de globules rouges dans l'aorte. Pour certaines sondes couplées à un capteur écho TM, il n'y a pas d'affichage spectral du signal mais une simple ligne traçant la vitesse maximale des globules rouges. Il faut donc se fier à l'image des parois aortiques pour confirmer le positionnement face à l'aorte. Le gain est ajusté pour obtenir un spectre Doppler bien défini. Une fois positionnée, la sonde peut être laissée telle quelle ou maintenue en place à l'aide de fixateurs spéciaux. Néanmoins, les mobilisations du patient ou la déglutition peuvent être responsables d'une perte ou d'une altération du signal. Aussi est-il indispensable, avant toute acquisition de données, de vérifier que la position de la sonde est toujours optimale en modifiant très légèrement la rotation et la profondeur d'insertion et en s'assurant que l'on obtient toujours un spectre bien défini, dont la vitesse maximale est la plus grande possible. La perte spontanée du signal est très fréquente (un patient sur deux). Ceci est inhérent au caractère peu invasif de la méthode et implique de facto que le monitoring continu n'est pas possible pour tous les patients. Par ailleurs, la présence d'une sonde gastrique est exceptionnellement un obstacle à l'obtention d'un signal de vitesse sanguine aortique satisfaisant.

UTILISATION DU DOPPLER ŒSOPHAGIEN POUR MONITORER LE DÉBIT CARDIAQUE ET GUIDER LE REMPLISSAGE

Le Doppler œsophagien facilite l'accès à un monitoring du débit jusqu'alors réservé au cathétérisme artériel pulmonaire invasif. Le débit est un aspect capital de la perfusion des organes que nous occultons le plus souvent en nous contentant de monitorer la pression artérielle systémique. Or, cette dernière est étroitement régulée et peut très bien être indépendante des variations du débit. Le monitoring du débit apporte donc une information complémentaire capitale pour gérer le remplissage et les traitements à visée cardiovasculaire.

Le problème principal (et non résolu à l'heure actuelle) est qu'il est impossible de connaître la valeur de débit dont un patient a besoin à un instant donné. Il n'existe pas de moyen permettant de savoir si, à cet instant, le

transport en oxygène satisfait la demande de chaque cellule de l'organisme. La meilleure approche du caractère « satisfaisant » ou non du débit d'un patient à un moment donné reste l'évaluation grossière de la fonction des organes (diurèse, conscience, ...) ou la coloration des téguments (marbrures). Le monitoring du débit ne peut nous aider qu'à résoudre des questions accessoires comme :

- prédire si un apport liquidien sera suivi ou non d'une augmentation de débit cardiaque ;
- quantifier l'augmentation de débit résultant du remplissage vasculaire.

Bien que secondaires par rapport à la question de l'opportunité d'augmenter le débit, ces deux points peuvent s'avérer très utiles. L'utilisation pratique du paramètre « débit cardiaque » (ou volume d'éjection systolique) est radicalement différente selon que l'on a affaire à un patient de réanimation ou à un patient subissant une intervention chirurgicale au bloc opératoire.

Au bloc opératoire

Au bloc, il est licite d'utiliser le monitoring du débit pour guider de façon « agressive » le remplissage vasculaire. Initialement proposé par Shoemaker, le concept de maximalisation du transport en oxygène chez les patients chirurgicaux à risque a maintes fois démontré son intérêt en terme de réduction de la morbidité et d'amélioration du pronostic [10-13]. Cette « optimisation » hémodynamique comportait constamment un remplissage vasculaire, parfois associé à un médicament vasoactif ou inotrope. Les études sus-citées utilisaient le cathéter artériel pulmonaire pour guider le traitement, mais un certain nombre de travaux ont reproduit des résultats tout aussi intéressants en utilisant le Doppler œsophagien et le remplissage seul [14, 15]. Ainsi, tout comme Schultz et al. en 1985, Sinclair et al. ont récemment montré dans une étude randomisée, chez des patients opérés de fracture du col du fémur sous anesthésie générale, que, lorsque le remplissage était guidé par Doppler œsophagien pour maximaliser le débit cardiaque :

- les patients recevaient un volume plus important (+750 mL d'Elohes® en moyenne par rapport aux patients contrôles) ;
 - ils restaient significativement moins longtemps à l'hôpital pour les suites opératoires (-40 %) [12, 15].
- De tels résultats ont aussi été retrouvés chez des patients de chirurgie cardiaque [14] et des patients de chirurgie générale [16] ;

En mesurant le débit et ses variations en réponse à des épreuves de remplissage on peut construire la courbe de fonction cardiaque de chaque patient (*figure 3*). En

titrant les apports liquidiens on peut sans risque de surcharge déterminer la valeur maximale du débit. Quand cette valeur est atteinte, il faut arrêter le remplissage pour éviter toute congestion et ne reprendre les apports que lorsque le débit redescend en dessous de la valeur maximum. Il est clair que cette attitude ne s'entend que si les variations de débit sont en rapport avec des variations de retour veineux (effet vasoplégiant des anesthésiques, saignement chirurgical...). Si la baisse du débit est liée à une défaillance cardiaque, le remplissage sera inefficace et délétère. Dans l'immense majorité des cas, en dehors de cas particulier (chirurgie cardiaque, patients insuffisants cardiaques...), les variations peropératoires du débit sont liées à des variations de retour veineux et peuvent être traitées par du remplissage et / ou des vasoconstricteurs (éphédrine + ++). Le Doppler est alors parfaitement adapté pour suivre l'évolution du débit du patient et sa réponse aux différentes interventions.

En réanimation

Une telle stratégie d'optimisation du débit et du transport en oxygène n'a par contre jamais démontré de bénéfice pour les patients de réanimation [17-19]. Cependant, le monitoring du débit est un élément capital pour surveiller la fonction circulatoire et évaluer l'effet des interventions thérapeutiques. Le débit, contrairement à la pression qui est régulée, est très sensible à toute modification du système cardiovasculaire mais n'est absolument pas spécifique d'une quelconque dysfonction. Ainsi, une baisse de débit peut résulter d'une altération de fonction cardiaque droite ou gauche, par atteinte de la fonction systolique ou diastolique, ou bien d'une baisse du retour veineux. L'outil de monitoring n'a pas vocation à faire le diagnostic étiologique de la dysfonction mais simplement à la révéler. D'autres outils plus performants peuvent être nécessaires pour identifier la cause de la baisse du débit (échocardiographie, cathéter artériel pulmonaire...), mais le Doppler œsophagien aura eu le mérite d'attirer l'attention tout en étant non invasif et sans recourir à un opérateur spécialisé.

CONCLUSION

Le Doppler œsophagien est un outil de monitoring du débit cardiaque battement par battement, simple d'emploi et non invasif. Son impact sur la prise en charge des patients chirurgicaux à risque lui confère une justification non seulement médicale mais aussi économique (à confirmer par des travaux multicentriques). Sa place en réanimation pour le monitoring hémodynamique de routine des patients ventilés est tout à fait claire.

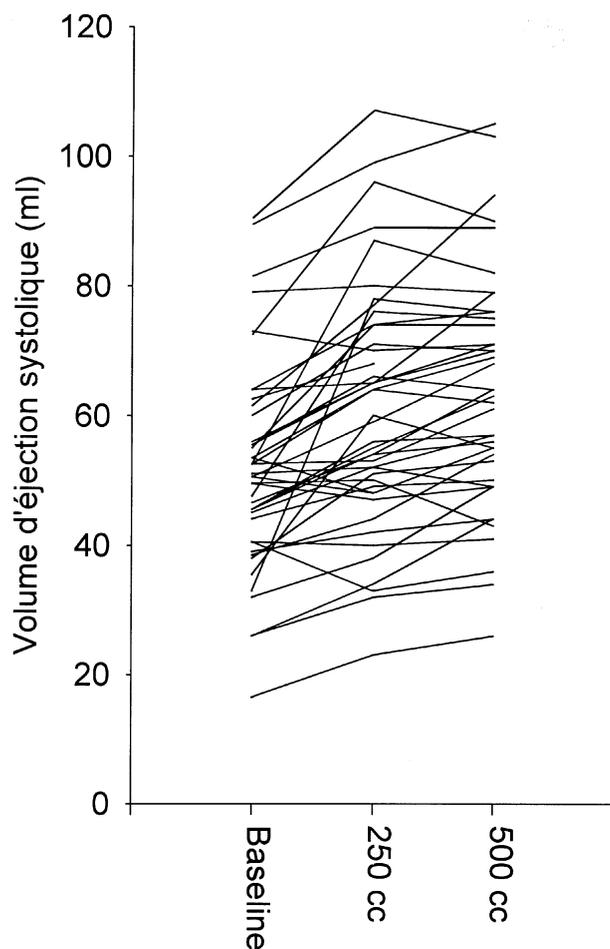


Figure 3. Courbes de fonction cardiaque obtenues chez 35 patients anesthésiés pour une intervention de chirurgie cardiaque. Le volume d'éjection systolique mesuré par Doppler œsophagien augmente en moyenne de $18 \pm 20\%$ après la première épreuve de remplissage (250 mL de Plasmion™) et de seulement $5 \pm 9\%$ après la seconde (données non publiées, B. Cholley).

Il est par contre indispensable de savoir recourir à des techniques plus sophistiquées ou plus invasives (échocardiographie, cathéter artériel pulmonaire) pour faire le diagnostic étiologique des baisses de débit dont le mécanisme n'est pas élucidé par l'examen clinique seul.

RÉFÉRENCES

- 1 Pierson DJ. Goals and indications for monitoring. In : Tobin MJ, Ed. Principles and practice for intensive care monitoring. New York : McGraw-Hill ; 1998. p. 33-44.
- 2 Cholley BP. Benefits, risks and alternatives of pulmonary artery catheterization. *Curr Opin Anaesthesiol* 1998 ; 11 : 645-50.
- 3 Huntsman LL, Stewart DK, Barnes SR, Franklin SB, Colocousis JS, Hessel EA. Noninvasive Doppler determination of cardiac output in man: clinical validation. *Circulation* 1983 ; 67 : 593-602.
- 4 Valtier B, Cholley BP, Belot J, de la Coussaye J, Mateo J,

- Payen D. Noninvasive monitoring of cardiac output in critically ill patients using transoesophageal Doppler. *Am J Respir Crit Care Med* 1998 ; 158 : 77-83.
- 5 Mark JB, Steinbrook RA, Gugino LD, Maddi R, Hartwell B, Shemin R, et al. Continuous noninvasive monitoring of cardiac output with oesophageal Doppler ultrasound during cardiac surgery. *Anesth Analg* 2000 ; 65 : 1013-20.
 - 6 Freund PR. Tran oesophageal Doppler scanning versus thermodilution during general anesthesia. An initial comparison of cardiac output techniques. *Am J Surg* 1986 ; 153 : 490-4.
 - 7 Singer M, Clarke J, Bennett ED. Continuous hemodynamic monitoring by oesophageal Doppler. *Crit Care Med* 1989 ; 17 : 447-52.
 - 8 Lavandier B, Cathignol D, Muchada R, Bui Xuan B, Motin J. Noninvasive aortic blood flow measurement using an intraoesophageal probe. *Ultrasound Med Biol* 1985 ; 11 : 451-60.
 - 9 Cariou A, Monchi M, Joly LM, Bellenfant F, Claessens YE, Thebert D, et al. Noninvasive cardiac output monitoring by aortic blood flow determination: evaluation of the Sometec Dynemo-3000 system. *Crit Care Med* 1998 ; 26 : 2066-72.
 - 10 Shoemaker WC, Appel PL, Kram HB, Waxman K, Lee TS. Prospective trial of supranormal values of survivors as therapeutic goals in high risk surgical patients. *Chest* 1988 ; 94 : 1176-86.
 - 11 Boyd O, Grounds RM, Bennett ED. A randomized clinical trial of the effect of deliberate perioperative increase of oxygen delivery on mortality in high-risk surgical patients. *JAMA* 1993 ; 270 : 2699-707.
 - 12 Schultz RJ, Whitfield GF, La Mura JJ, Raciti A, Krishnamurthy S. The role of physiologic monitoring in patients with fracture of the hip. *J Trauma* 1985 ; 25 : 309-16.
 - 13 Wilson J, Woods I, Fawcett J, Whall R, Dibb W, Morris C, et al. Reducing the risk of major elective surgery: randomised controlled trial of preoperative optimisation of oxygen delivery. *BMJ* 1999 ; 318 : 1099-103.
 - 14 Mythen MG, Webb AR. Perioperative plasma volume expansion reduces the incidence of gut mucosal hypoperfusion during cardiac surgery. *Arch Surg* 1995 ; 130 : 423-9.
 - 15 Sinclair S, James S, Singer M. Intraoperative intravascular volume optimisation and length of hospital stay after repair of proximal femoral fracture: randomized controlled trial. *BMJ* 1997 ; 315 : 909-12.
 - 16 Gan TJ, Moretti E, El-Moalem H, et al. Intraoperative colloid administration improves the quality of patient recovery after surgery Abstract. *Anesthesiology* 1999 : A1124.
 - 17 Gattinoni L, Brazzi L, Pelosi P. A trial of goal-oriented hemodynamic therapy in critically ill patients. *N Engl J Med* 1995 ; 333 : 1025-32.
 - 18 Hayes MA. Elevation of systemic oxygen delivery in critically ill patients. *N Engl J Med* 1994 ; 330 : 1717-22.
 - 19 Yu M, Levy MM, Takiguchi SA, Miyasaki A, Myers SA. Effect of maximizing oxygen delivery on morbidity and mortality rates in critically ill patients. *Crit Care Med* 1993 : 830-8.