

COLLÈGE DE RÉANIMATION MÉDICALE

JUIN 2013

SESSION APRÈS MIDI : MONITORAGE HÉMODYNAMIQUE EN RÉANIMATION

TECHNIQUES NON INVASIVES
DE MESURE DU DÉBIT
CARDIAQUE

A. Trifi, S. Abdellatif, S. Ben LAKHAL
Rea med CHU la Rabta

INTRODUCTION

- **Mesure du Débit cardiaque (Qc) indispensable en réanimation.**
- **Intérêt majeur:**
 - Monitorer la perfusion systémique
 - **Guider la thérapeutique (drogues inotropes, EV...)**
 - **Surveiller son efficacité**

En pratique clinique aux SI, aucune méthode de mesure du Qc disponible n'est dépourvue de limitations.



Aucune n'a fait preuve de sa supériorité par rapport à une autre.

INTRODUCTION

- **DC: indice de performance globale du système CC**
- **Dépend du retour veineux et de la performance de chaque pompe ventriculaire.**
- **Valeur absolue: peu d'intérêt**
- **Variations: le reflet fidèle du fonctionnement d'ensemble du système CC.**

INTRODUCTION

- Cathéter de Swan Ganz :CAP
 - Seule méthode fiable et validée
 - Limites: difficultés d'interprétation, caractère invasif, rapport bénéfice-risque
- → Limitation de son utilisation.

INTRODUCTION

- Dvp actuel de nouvelles techniques :
Rapides.... faciles d'utilisation..... peu ou pas invasives.....

- Echographie cardiaque
- NICO,
- Impédancemétrie thoracique,
- Doppler œsophagien
- Analyse de l'onde de pouls (VigileoTM et PulseCo),
- Autres...

Mesure du Qc par l'échocardiographie-doppler



- Examen non invasif ou semi-invasif inoffensif facilement répétitif
- Informations rapides pertinentes à une question pertinente à un moment donné
- Impact thérapeutique immédiat majeur+



Mesure du Qc par l'échocardiographie-doppler



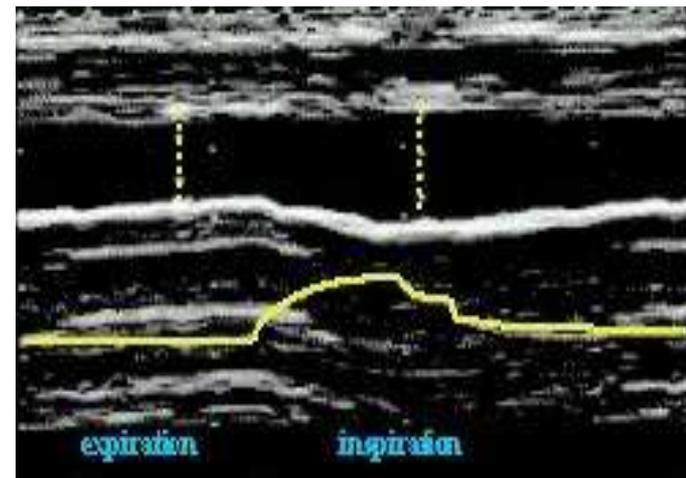
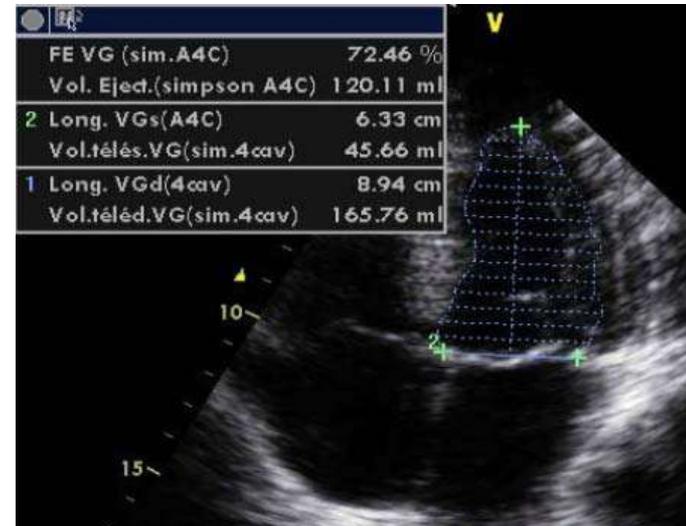
- Voie TT ou par voie TO ,
- Inf. morphologiques cardiaques et hémodynamiques :
 - Evaluation de la fct S et D du VG,
 - Mesure de la taille des cavités,
 - Recherche d'anomalies valvulaires et péricardiques
 - Visualisation d'un shunt intracardiaque,
 - Dg des pathologies de l'aorte thoracique
 - Détection d'une EP.



ETT / ETO

Paramètres fournis:

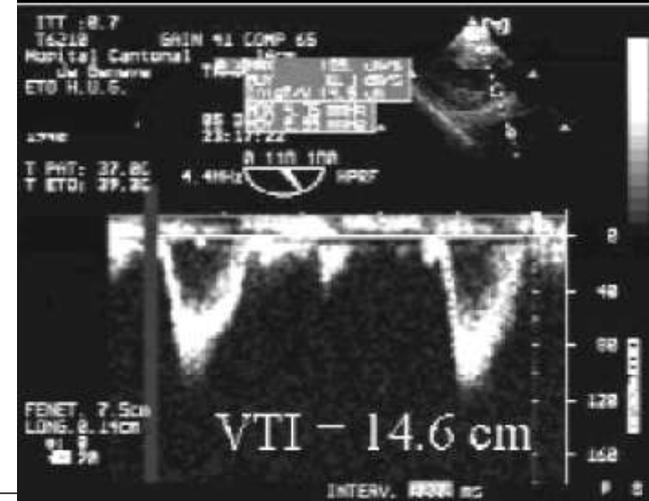
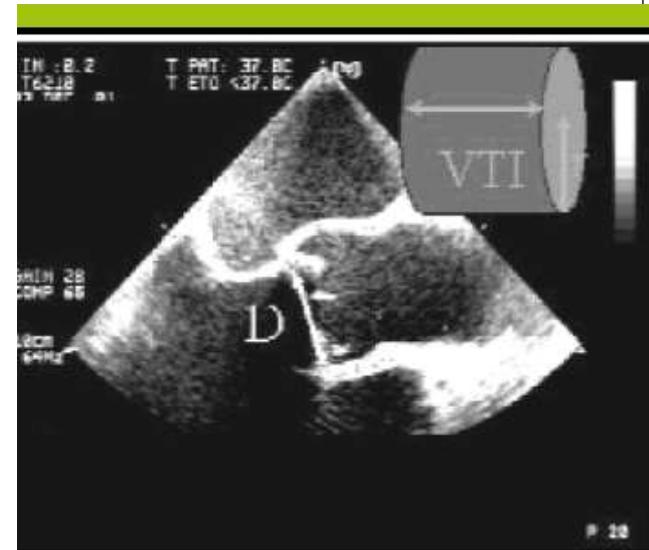
- débit cardiaque
- contractilité myocardique
- précharge
- précharge-dépendance:
 - ΔVCI
 - pressions artérielles
 - pressions pulmonaires
- + bilan cardiopathie sous jacente

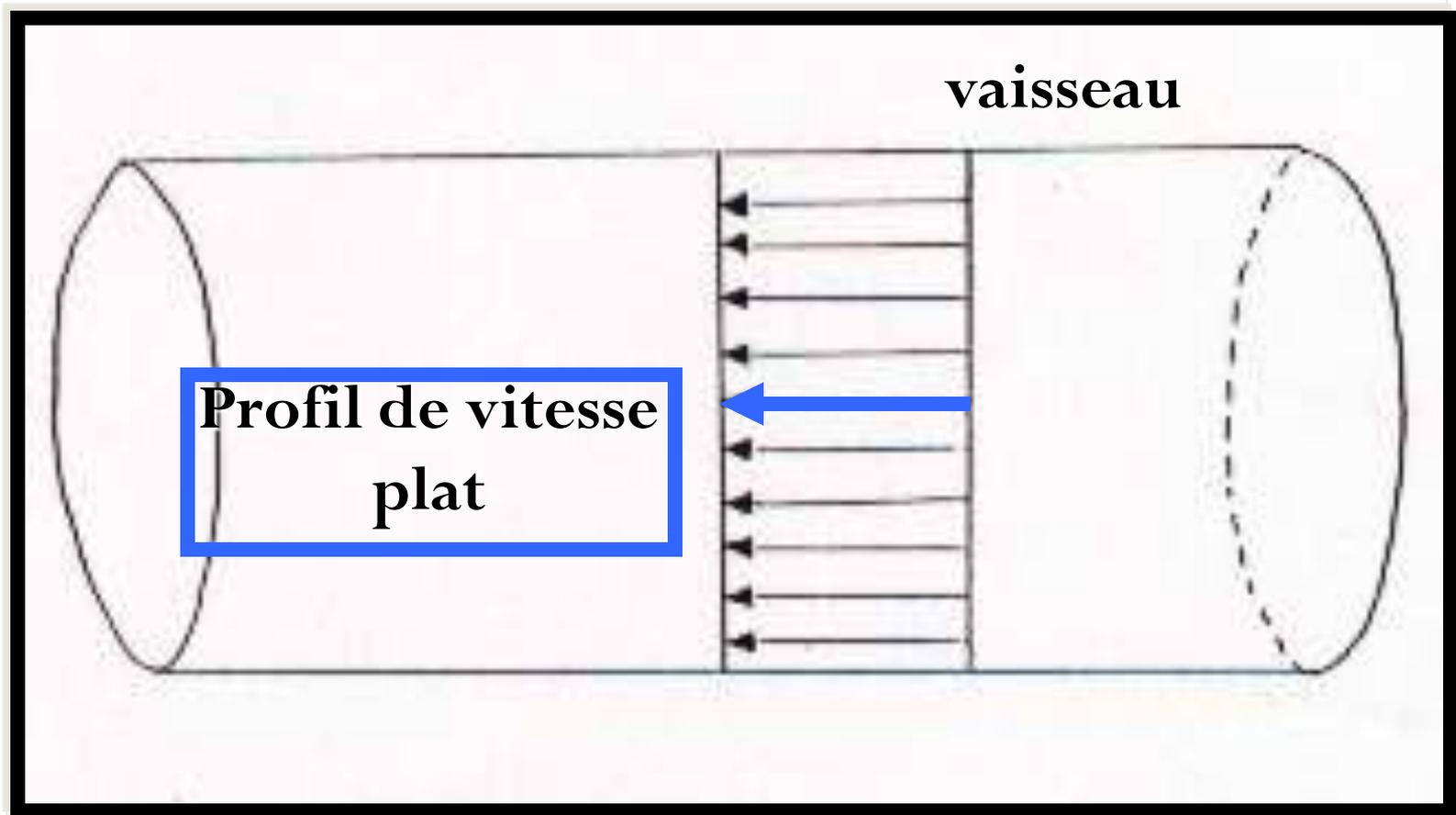


Mesure du Qc par l'échocardiographie-doppler

- le Qc peut être calculé moyennant l'écho-Doppler après la mesure du VE au niveau de l'anneau Ao.

EVALUATION DU DEBIT AORTIQUE





$$Q(t) = S(t) * V(t)$$

EVALUATION DU DEBIT AORTIQUE

CONDITIONS NECESSAIRES:

- ✓ **LES INFORMATIONS DE SURFACE ET DE VITESSE doivent être obtenues dans la même zone anatomique.**
- ✓ **L'ALIGNEMENT DES VITESSES ET DU FAISCEAU DOPPLER doit être rigoureux**

EVALUATION DU DEBIT AORTIQUE

PRINCIPE :

LE VOLUME EJECTÉ LORS D'UN CYCLE À TRAVERS L'ORIFICE AORTIQUE CORRESPOND AU PRODUIT DE LA SURFACE PAR L'INTEGRALE TEMPS VITESSE:

$$VE \text{ (cm}^3\text{)} = \text{surface (cm}^2\text{)} * VTI \text{ (cm)}$$

QUANTIFICATION

CALCUL
DE LA
SURFACE
AORTIQUE

LE DÉBIT EN 1

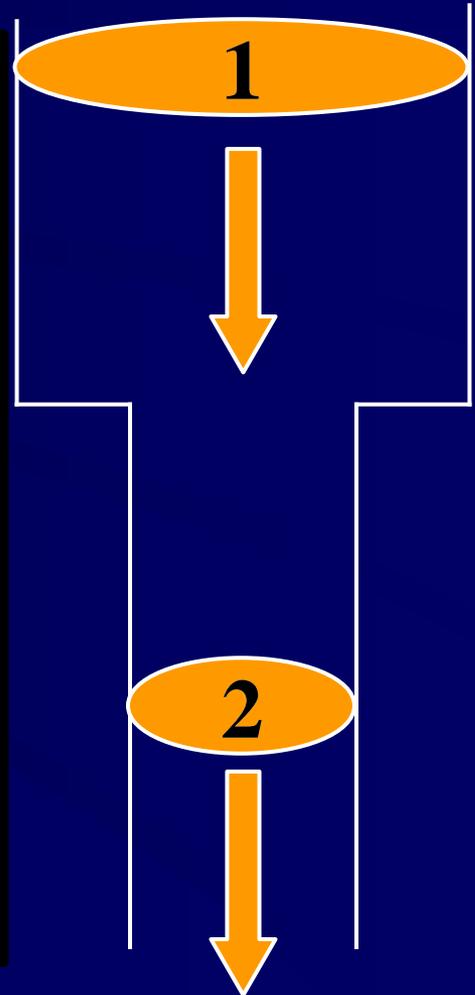
$$S * VTI$$

=

AU DÉBIT EN 2

$$S * VTI$$

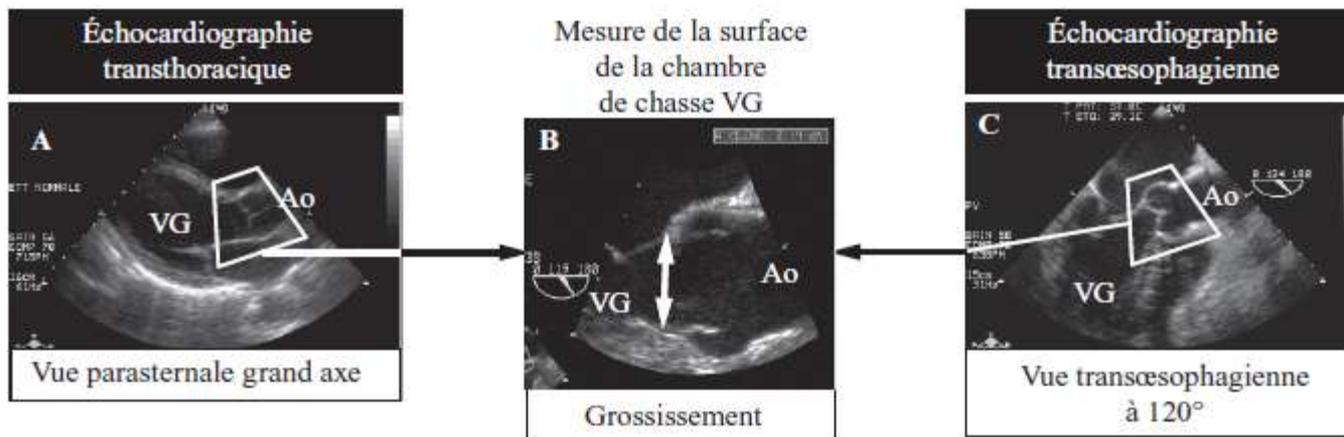
EQUATION
DE
CONTINUITÉ



EVALUATION DU DEBIT AORTIQUE:

1. Mesure de la surface aortique

- Le diamètre de la chambre de chasse du VG
- Imagerie bidimensionnelle
- PSGA par voie TT ou en vue TO basse à environ 120° centrée sur la racine de l'aorte



EVALUATION DU DEBIT AORTIQUE:

1. Mesure de la surface aortique

- En l'absence de valvulopathie ou d'obstacle sous-aortique, immédiatement sous l'A Ao

$$S \text{ (cm}^2\text{)} = d_2 * \pi / 4$$

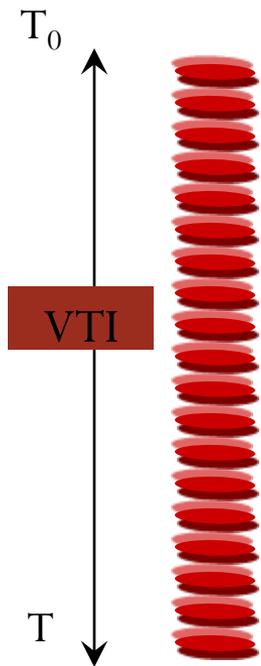


- Incidence PSLA
- A l'insertion des sigmoïdes
- A l'ouverture max (protosystole)
- Mesure \perp gd axe aortique
- En moyennant plusieurs mesures
- Valeur moyenne / adulte
2.0 à 2.2 cm
- Surface moyenne
 $3.1 \pm 0.5 \text{ cm}^2 [1.7 - 3.9]$

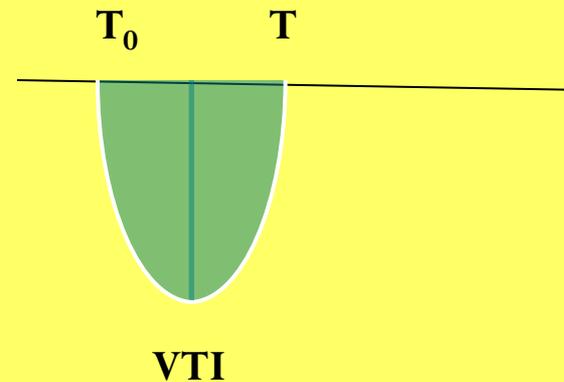
EVALUATION DU DEBIT AORTIQUE:

2. Calcul de l'intégrale temps-vitesse

Principe (2)



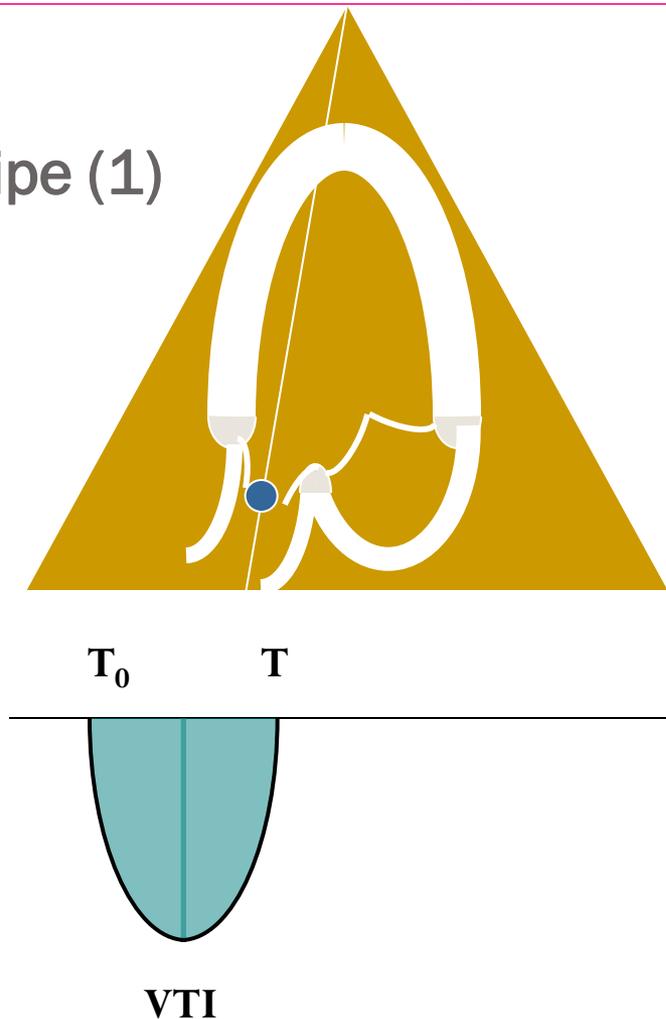
- la VTI correspond à la longueur de la colonne de sang traversant l'orifice valvulaire considéré à chaque cycle cardiaque.



EVALUATION DU DEBIT AORTIQUE:

2. Calcul de l'intégrale temps-vitesse

Principe (1)



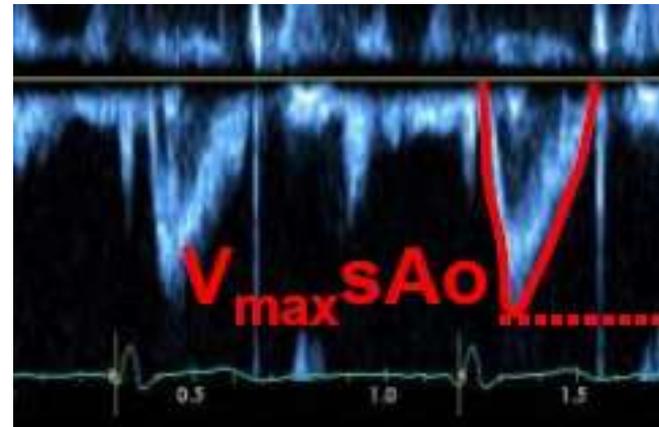
- **Doppler pulsé**
- **L' intégrale temps-vitesse obtenue à partir de la courbe d 'enveloppe du spectre Doppler correspond à la distance moyenne parcourue par les hématies à travers l 'orifice valvulaire échantillonné.**
- **VTI = Vitesse x durée**
= **cms⁻¹ x s**
= **cm**

EVALUATION DU DEBIT AORTIQUE:

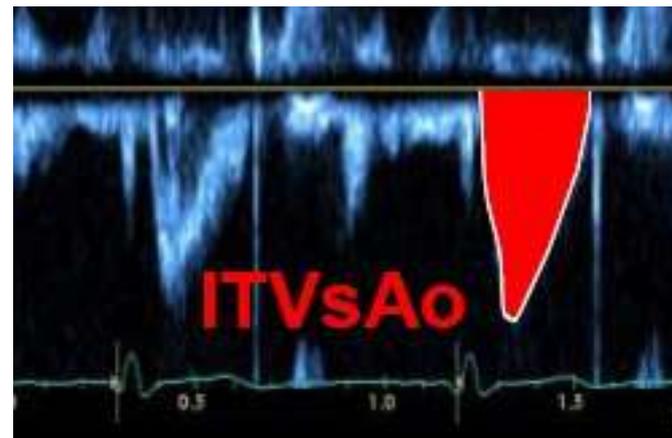
2. Calcul de l'intégrale temps-vitesse



1 cm sous les
sigmoïdes aortiques



$V_{max} = 1 \text{ m/s}$



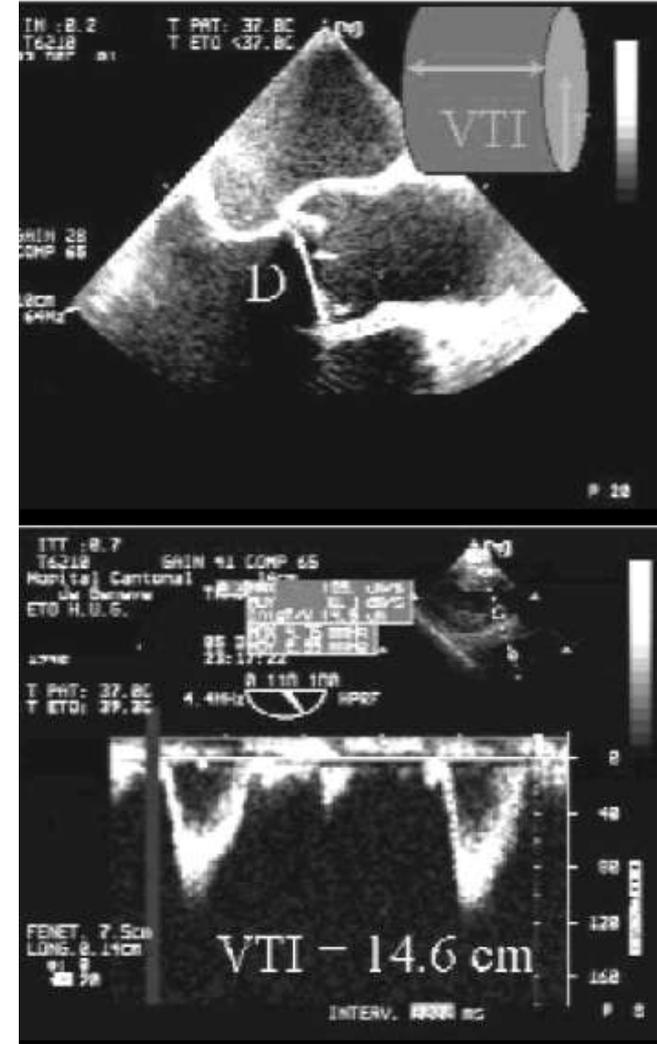
ITV = 14 à 20 cm

EVALUATION DU DEBIT AORTIQUE:

$$V = VTI \cdot \pi \cdot D^2/4$$

$$Qc = V \cdot Fc$$

$$Qc = VTI \cdot \pi \cdot D^2/4 \cdot Fc$$



$$DC = VES \times FC = VTI \times \pi r^2 \times FC$$
$$DC = (14,6 \times 4,15 = 61) \times 90 = 5,5 \text{ L/min}$$

Figure 1. Principe et exemple du calcul du débit cardiaque (DC) et du volume d'éjection systolique (VES) à partir de la vélocité au niveau de l'anneau aortique (VTI) en utilisant l'échocardiographie-Doppler transœsophagienne
Fc : fréquence cardiaque (60/min) ; D : diamètre anneau aortique (2,3 cm) ; r : rayon de l'anneau aortique.

EVALUATION DU DEBIT AORTIQUE:

Le VES et le DC peuvent être indexés à la SC

- **Index systolique (ml/m²) = VES/surface corporelle**
- **Index cardiaque (l/min/m²) = débit cardiaque/surface corporelle**

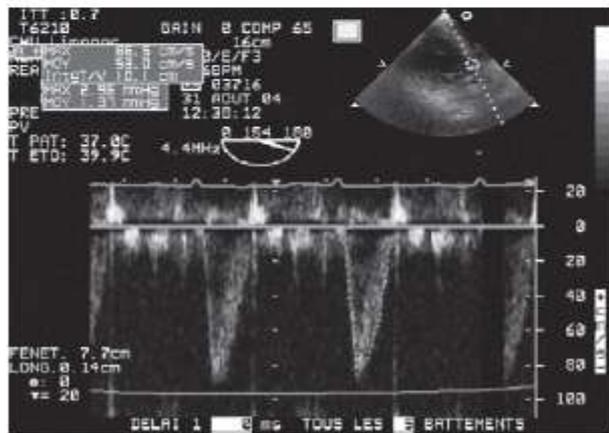
REGLES A RESPECTER

Étape	Description	Pièges à éviter
1	Exclure une valvulopathie aortique ou une obstruction sous-aortique à l'aide du Doppler couleur (aliasing) et du Doppler continu	Surestimation des vitesses Doppler, donc du VES, en raison d'une pathologie valvulaire ou sous-valvulaire non identifiée
2	Obtenir une vue parasternale grand axe (ETT) ou transœsophagienne (ETO) à 120° centrée sur la chambre de chasse du VG (utiliser le zoom)	Ne pas être dans la vue strictement longitudinale de la valve aortique : les sinus de Valsalva doivent apparaître symétriques
3	Mesurer le diamètre maximal de la chambre de chasse du VG, en proto- ou mésosystole lorsque les cusps sont totalement ouvertes, précisément à leur insertion sur l'anneau	Ne pas utiliser le « ciné-loop » pour sélectionner l'image adéquate (sous-estimation) Ne pas mesurer perpendiculairement aux parois de la chambre de chasse (surestimation)
4	Répéter la mesure sur des cycles non consécutifs et vérifier la cohérence	Faire une mesure après une extrasystole
5	Obtenir une vue apicale 5 cavités (ETT), ou bien transgastrique au niveau des muscles papillaires mitraux à 120° ou transgastrique profonde à 0° (ETO) pour positionner la fenêtre Doppler pulsé juste sous l'anneau aortique	Ne pas positionner la fenêtre Doppler pulsé au même endroit que la mesure du diamètre de la chambre de chasse Ne pas être aligné avec le courant d'éjection avec un angle du tir Doppler > 20° (sous-estimation)
6	Utiliser une vitesse de balayage élevée (100 mm/s) Utiliser un signal respiratoire Régler le filtre au minimum (200 à 600 Hz)	Ne pas se repérer dans le cycle respiratoire (mesure de l'ITV aortique généralement en fin d'expiration) Utiliser des vitesses de balayage trop faibles (imprécision dans les mesures)
7	Tracer manuellement l'ITV du profil Doppler aortique en utilisant le contour externe de l'enveloppe Doppler pour améliorer la reproductibilité	Mal régler l'échelle de vitesses, ce qui peut conduire à une imprécision de la mesure
8	Répéter la mesure sur des cycles non consécutifs et vérifier la cohérence	Faire une mesure après une extrasystole

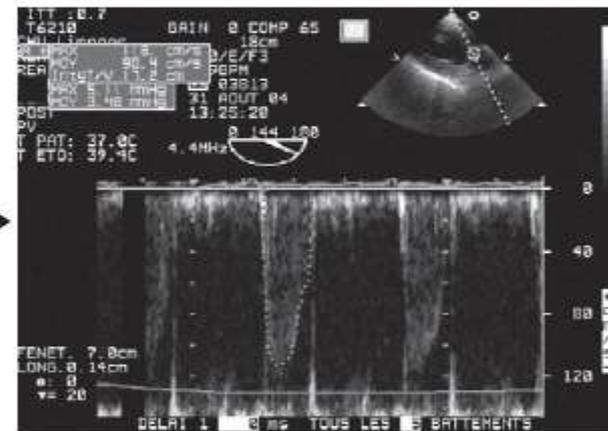
Intérêt de l'échocardiographie

- Identifier la cause de manière + sûre et précise que les autres outils de monitoring cardiovasculaire.
- Une baisse du retour veineux s'accompagne de ventricules petits et hyperkinétiques quand elle est importante ou de signes de précharge-dépendance dans les situations moins caricaturales
- La défaillance ventriculaire droite ou gauche

Réponse à une épreuve de remplissage vasculaire quantifiée par méthode Doppler à l'anneau aortique



Après épreuve de remplissage



conclusion

role of TEE in critical care. Echocardiography is the method of choice for the assessment of cardiac function, but cannot simply replace other technologies of advanced hemodynamic monitoring in the ICU. Echocardiography provides different information than the PAC or the transpulmonary indicator technique, and the methods are therefore not competitive but rather complementary.

E. Huttemann. *Minerva anesthesiol* 2006; 72:891-913

- **La répétition aisée : avantage important pour vérifier la réponse aux ttt.**
- **Ne monitore pas de façon continue le malade,**
- **Permet un status discontinu au cours de l'évaluation HD.**

Limites

dues :

- **au patient**

- échogénicité réduite: déformation thoracique, BPCO, obèse...

- tachycardie majeure: Le DC et l'IC sont largement influencés par la FC qui est un facteur confondant majeur dans l'interprétation des valeurs mesurées. Index systolique +

- **à la machine**

- **à l'opérateur:**

- plus ou moins expérimenté

- pressé

- tirant des conclusions abusives d'un examen semi-quantitatif dont la précision et la reproductibilité sont relatives



Autres Techniques Non invasives

NICO (Non Invasive Cardiac Output)

Non invasive partial CO₂ rebreathing

- Principe (1) :

- **Principe de Fick** appliqué au CO₂ expiré associé à une ventilation avec réinhalation partielle intermittente:

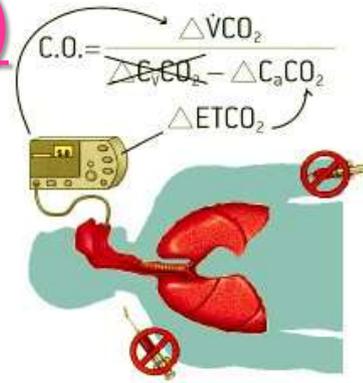
$$\underline{Q_c = VCO_2 / (C_vCO_2 - C_aCO_2)}$$

- Calcul de VCO₂ à partir de la ventilation minute et mesure instantanée du CO₂ expiré
- CaCO₂ estimée à partir du CO₂ de fin d'expiration
- Ouverture de la valve de réinhalation partielle → diminution de VCO₂ et augmentation de CaCO₂.

- $Q_c = VCO_{2n} / (C_vCO_{2n} - C_aCO_{2n}) = VCO_{2r} / (C_vCO_{2r} - C_aCO_{2r})$

- $Q_c = VCO_{2n} - VCO_{2r} / (C_vCO_{2n} - C_aCO_{2n}) - (C_vCO_{2r} - C_aCO_{2r})$

$$\underline{Q_c = \Delta VCO_2 / \Delta CaCO_2} \text{ (} C_vCO_2 \text{ considéré comme identique dans les 2 conditions)}$$

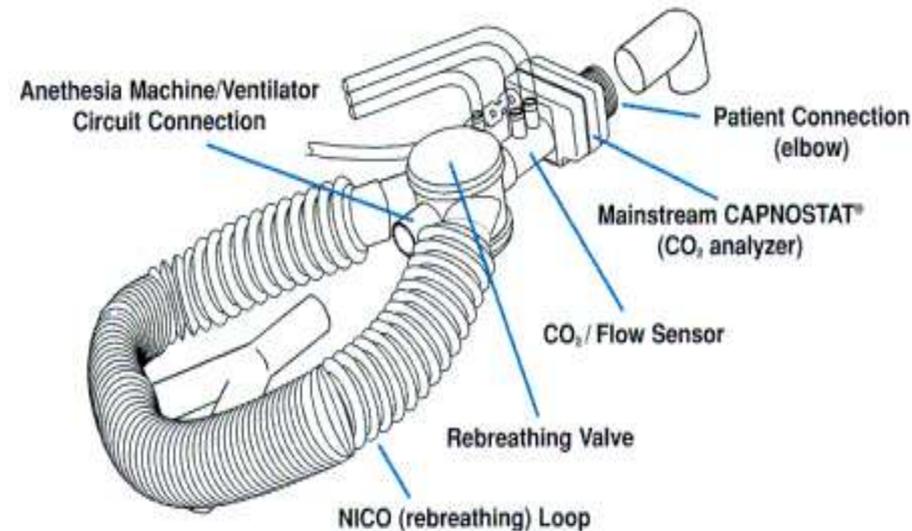


NICO (Non Invasive Cardiac Output)

Non invasive partial CO₂ rebreathing

- **Principe (2) :**

- Système branché sur le circuit respiratoire du patient comportant :
 - Capteur de CO₂ (absorption infra rouge)
 - Débitmètre à usage unique: mesure instantanée du débit inspiratoire et expiratoire
 - Valve ouvrant ou fermant par intermittence l'accès à la boucle de réinhalation partielle



Études de comparaison: NICO vs TD

Table 5. Studies Comparing Partial CO₂ Rebreathing With Thermodilution for Measurement of Cardiac Output (CO)

Author	Date	Reference	Method	Study Population	No. of Data Points	CO Range	Bias	Precision
Gedeon	1980	36	Hyper-hypoventilation	5 dogs	35	0.5-6.5	NR	20%
				6 patients	6	2.5-5.0	NR	8%
Bosman	1990	37	Hyperventilation	44 postoperative	40	3.2-9.6	-0.12	0.57
				Switched DS CABG patients	41			
Osterlund	1995	38	Rebreathing apparatus	40 postoperative cardiac patients	80	1.8-8.9	0.18	0.57
Bailey	1998	39	Switched serial DS	7 CABG patients	44	2.5-9.4	0.07	0.85
Watt	1998	40	Switched serial DS	5 CABG patients	NR	NR	0.20	0.79
Kuck	1998	41	Switched serial DS	10 CABG patients	36	2.63-8.1	0.02	0.70
Guzzi	1998	42	Switched serial DS	27 CABG patients	69	NR	-0.01	0.62
Orr	1999	43	Switched serial DS	42 CABG patients	117	2.6-8.2	0.07	0.81
Haryadi	1999	44	Switched serial DS	10 CABG patients	48	1.85-7.78	0.46	0.85
Loeb	1999	45	Switched serial DS	21 CABG patients	NR	3-10	0.11	0.95
Van Heerden	2000	46	NICO	12 postoperative CABG patients	42	3.5-9.5	NR	NR

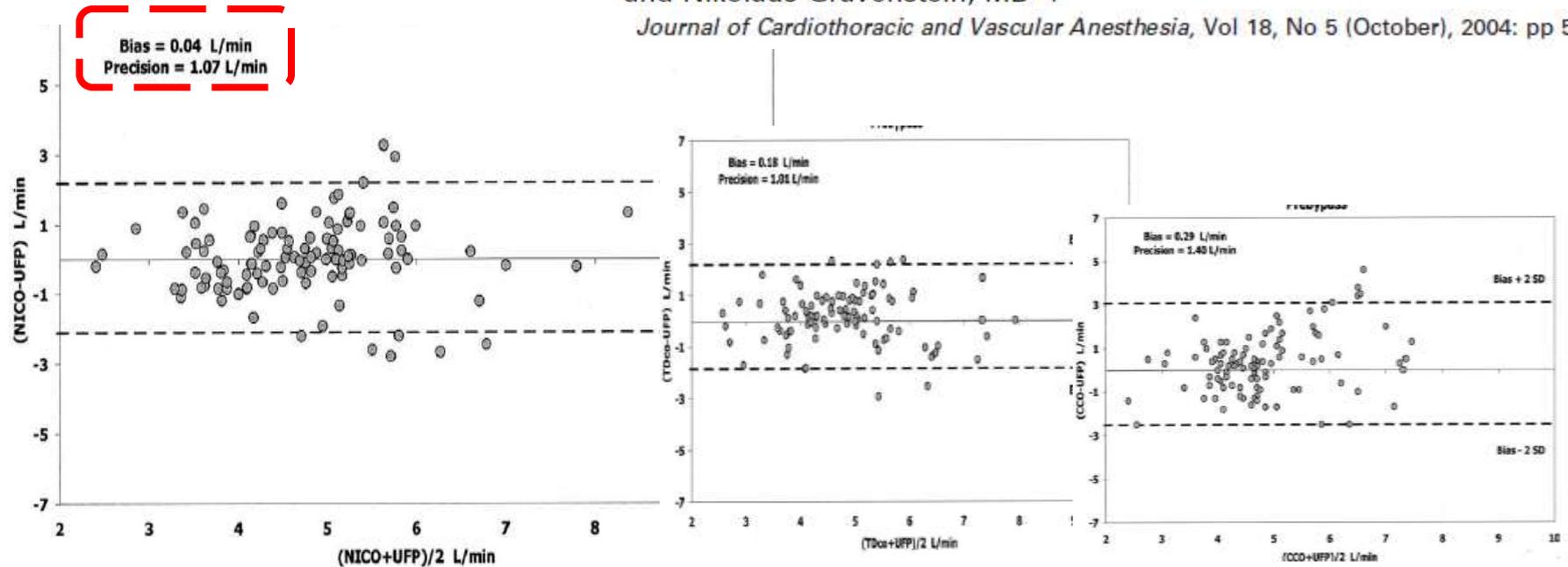
Abbreviations: DS, deadspace; CABG, coronary artery bypass graft; NR, not reported; NICO, noninvasive partial CO₂ rebreathing.

- Agrément lâche entre la thermodilution et le NICO™ (biais ± 1,8 l/min)
- le NICO™ n'était pas suffisamment performant pour se substituer à la thermodilution

Measurement of Cardiac Output Before and After Cardiopulmonary Bypass: Comparison Among Aortic Transit-Time Ultrasound, Thermodilution, and Noninvasive Partial CO₂ Rebreathing

Monica Botero, MD,* David Kirby, BS,* Emilio B. Lobato, MD,* Edward D. Staples, MD,† and Nikolaus Gravenstein, MD*‡

Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia, Vol 18, No 5 (October), 2004: pp 563-572



The present results showed comparable agreement between TDCO and UFP CO measurements under steady-state circulatory conditions before CPB. TDCO and CCO measurements showed less reproducibility and a tendency to overestimate CO after separation from CPB. CCO showed the lowest reproducibility for all techniques during both periods. Previous studies comparing TDCO, CCO with electromagnetometry, and Fick as the reference method have reported variable systematic bias

mate CO and for TDCO and CCO to overestimate it. NICO offers an alternative to invasive CO measurement. Nonetheless, all CO measurements should be interpreted with caution during the immediate period after CPB. Further studies are needed to investigate the time response and agreement between the different methods during hemodynamically unstable conditions.

NICO (Non Invasive Cardiac Output)

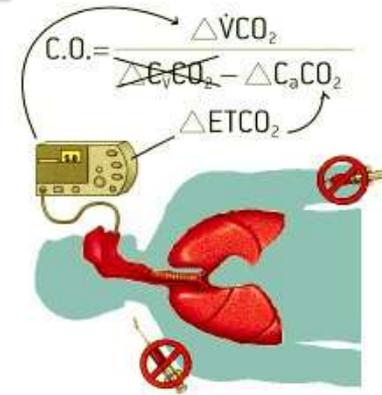
Non invasive partial CO₂ rebreathing

- **Avantages :**

- mesure simple, indépendante de l'opérateur, non invasive.

- **Limites :**

- Mesure discontinue d'un Qc moyen
- Impose une ventilation mécanique contrôlée en permanence avec bonne adaptation patient-respirateur (patients curarisés)
- Nécessite une bonne stabilité hémodynamique
- Pas de pathologies pulmonaires avec shunt important (Qc calculé ne reflète que la portion du DS qui participe effectivement aux échanges gazeux)

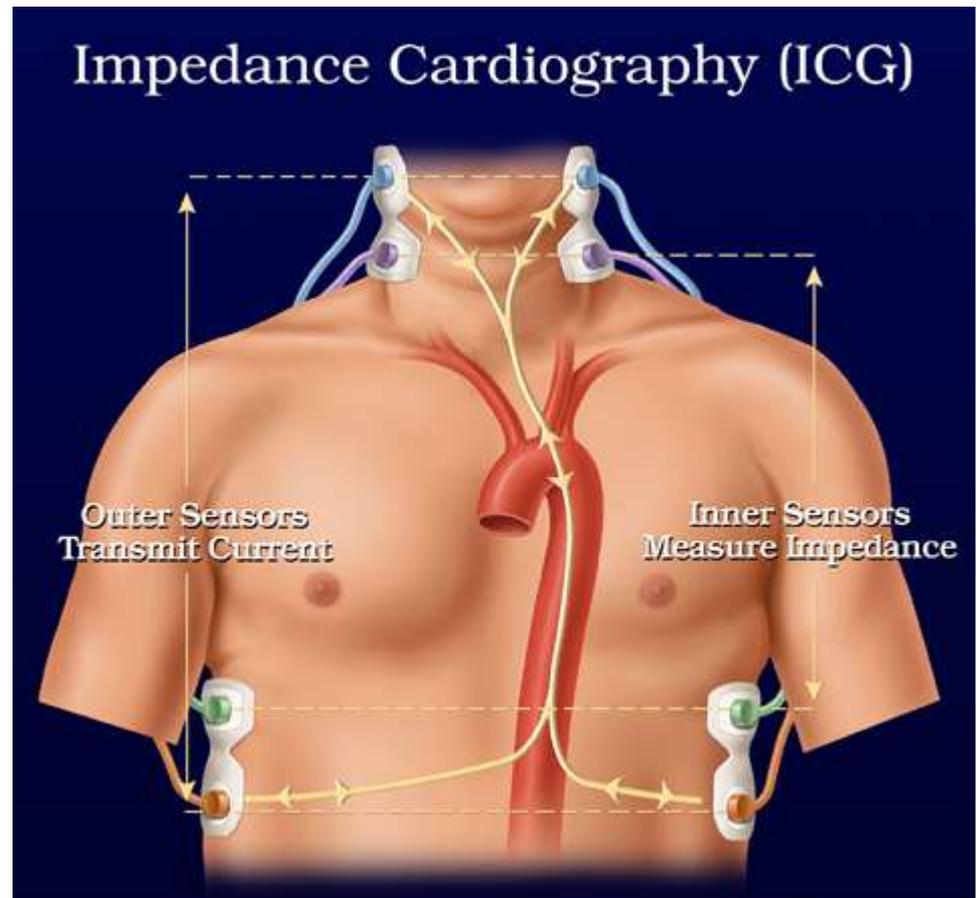


BIO-IMPEDANCE THORACIQUE

Impédancemétrie thoracique

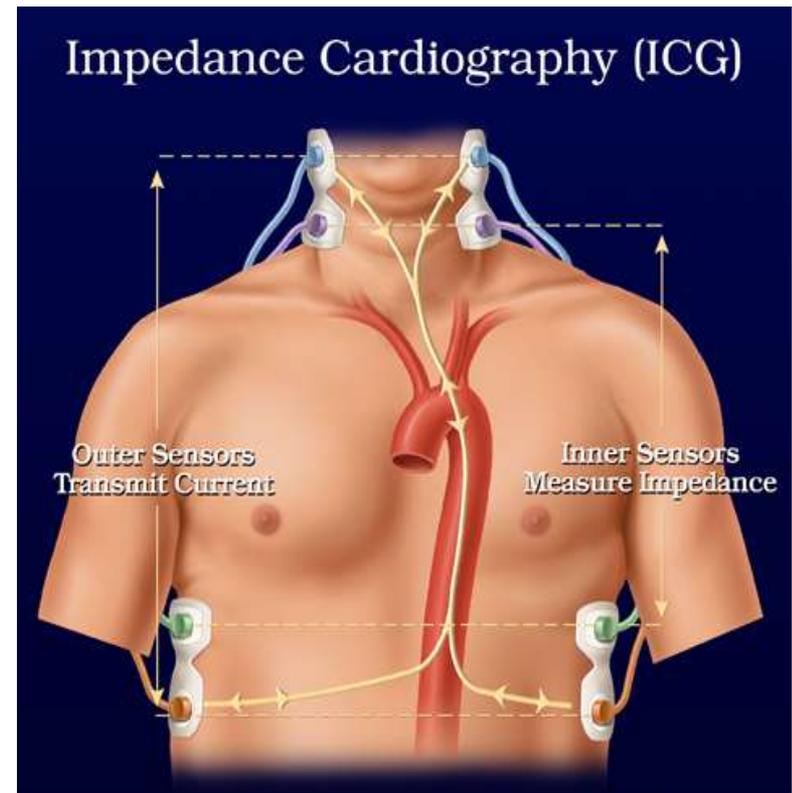
Technique

- Utilisant la variation d'impédance thoracique
- L'entrée et la sortie de sg dans le thorax à chaque systole provoquent des modifications des propriétés électriques du thorax qui peuvent être mesurées par le calcul de l'impédance thoracique.



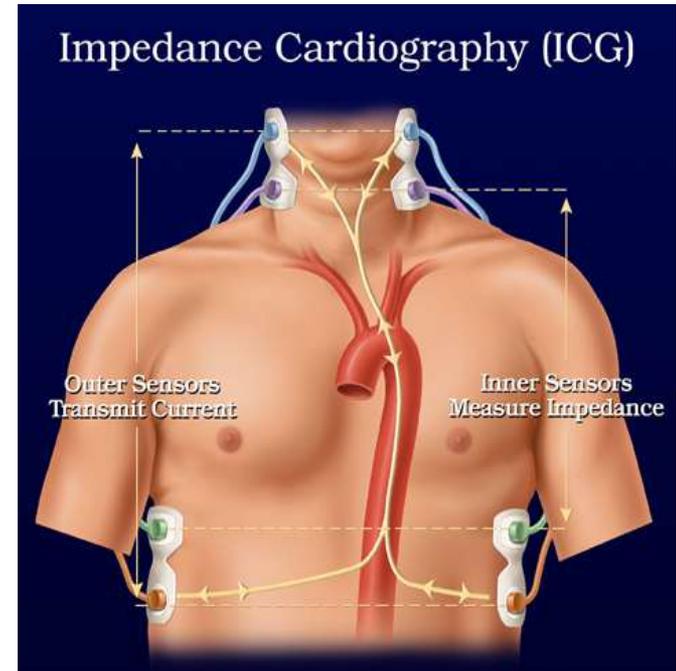
BIO-IMPEDANCE THORACIQUE

- Le volume de la cavité thoracique estimé à partir du poids, de la taille et du sexe
- l'IT instantanée calculée par l'application d'un courant électrique de faible amplitude et de haute fréquence entre 2 paires d'électrodes, l'une sur le cou et l'autre sur l'abdomen.
- le ttt informatique des données obtenues pour chaque cycle permet l'estimation du VES.



BIO-IMPEDANCE THORACIQUE

- **Limites:**
 - peu d'expérience d'utilisation
 - difficultés d'acquisition du signal
 - manque de validation
 - défauts de validité de la modélisation informatique et géométrique du système.
 - VMC, ép.pl... limiter la méthode
 - Coût+



BIO-IMPEDANCE THORACIQUE

- **Résultats suffisants mais variables d'une étude à l'autre.**
- **Qualité de mesure altérée chez les patients de réanimation.**

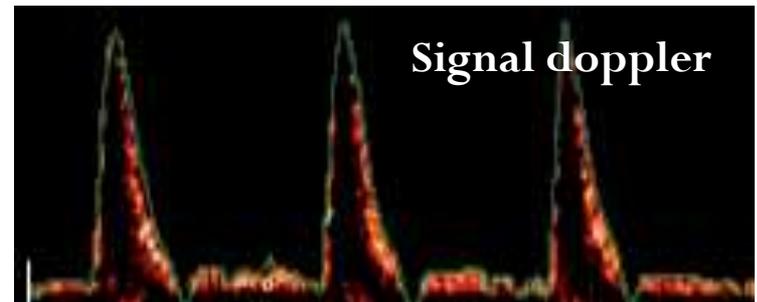
Fuller HD. The validity of cardiac output measurement by thoracic impedance: a meta-analysis. *Am J Invest Med* 1992;15:103-12
Shoemaker WC, Belzberg H, Wo CC, Milzman DP, Pasquale MD, Baga L, Fuss MA, Fulda GJ,

Yarbrough K, Van DeWater JP, Ferraro PJ, Tangathurai D, Roffey P, Velmahos G, Murray JA, Asensio JA, Eitawik K, Dougherty WR, Sullivan MJ, Patil RS, Adibi J, James CB, Demetriades D. Multicenter study of non-invasive monitoring systems as alternatives to invasive monitoring of acutely ill emergency patients. *Chest* 1998;114:1643-52

DOPPLER OESOPHAGIEN

Mesure de la vitesse sanguine de l'Ao descendante au moyen d'un transducteur placé à l'extrémité d'une sonde flexible avec une inclinaison lui permettant de « regarder » le flux aortique.

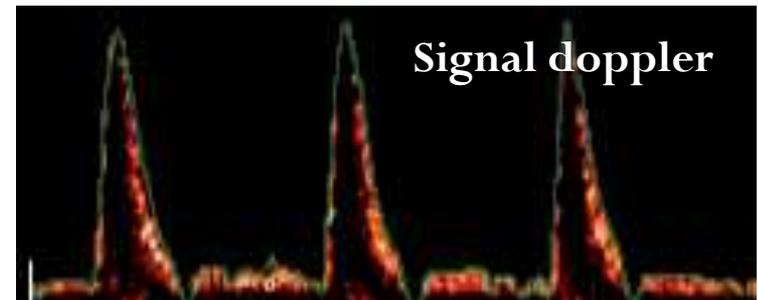
Introduite jusqu'au tiers moyen et orientée de façon à ce qu'un signal de flux aortique caractéristique soit visible.



DOPPLER OESOPHAGIEN

Technique et paramètres

- mesure du débit dans aorte thoracique descendante = 70% du DC
- sonde dans 1/3 moyen œsophage
- calcul du VES aorte descendante
- $VES = ITV \times \text{surface aortique}$

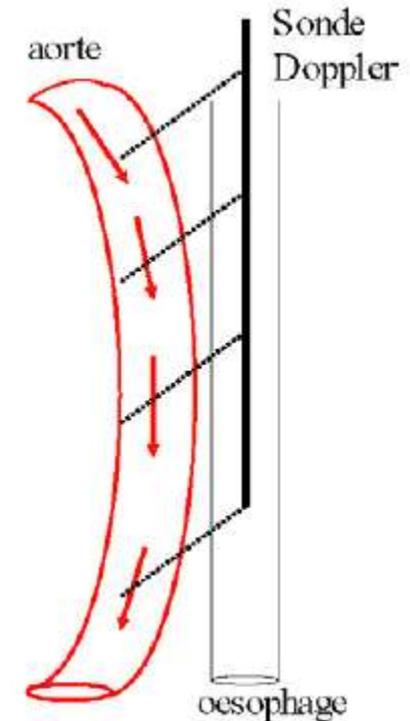
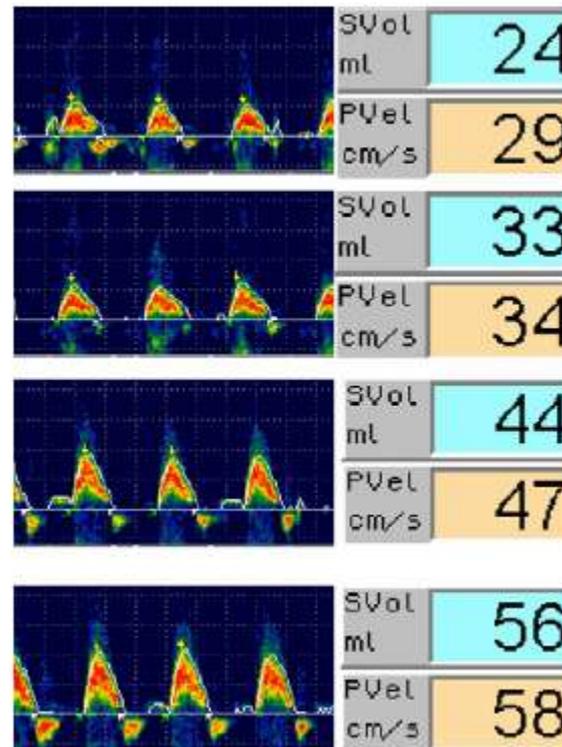


1. Débit cardiaque continu
2. Précharge-dépendance = ΔVES

DOPPLER OESOPHAGIEN

Il faut impérativement vérifier que l'on est toujours placé à l'endroit fournissant la meilleure vitesse:

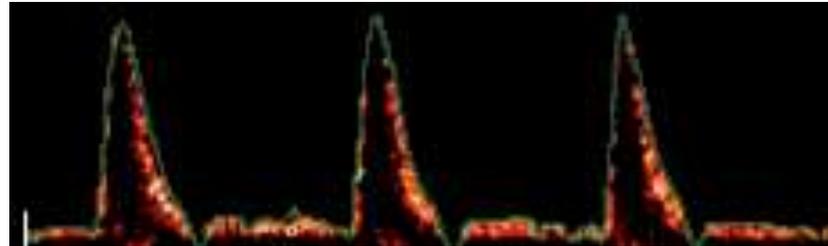
la seule façon de garantir qu'une variation de débit n'est pas due à un simple déplacement de la sonde



DOPPLER OESOPHAGIEN

Avantages

- -monitorage continu
- -peu invasif
- -apprentissage rapide
- -bonne reproductibilité



Limites

- -faisabilité: AG profonde, VMC, accès à la tête
- -acquisition du signal: alignement faisceau Doppler, déplacements sonde...
- -inadapté pour les situations HD complexes

DOPPLER OESOPHAGIEN

Résultats des études

- Le doppler œsophagien estime le DC avec un biais négligeable
- L'agrément avec les mesures par thermodilution est moyen du fait du manque de précision de chacune des 2 techniques.
- Les variations de DC très bien reflétées par le DO (biais nul, excellent agrément) chez les patients de réanimation

Dark PM, Singer M. The validity of trans-esophageal Doppler ultrasonography as a measure of cardiac output in critically ill adults. Intensive Care Med 2004;30(11):2060–6.

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.

Techniques “semi-invasives” analyse de l’onde de pouls

- PiCCO™ (Pulsion Medical Systems, Germany) : TDTP+analyse de l’onde de pouls
- PulseCO™ (LiDCO ltd., UK)

PulseCO™

- **Technique de dilution d'indicateur chimique (chlorure de Lithium)**
- **modèle plus sophistiqué prenant en compte le caractère fini de la vitesse de l'onde de pouls et les phénomènes de réflexion de celle-ci**
- **répéter les calibrations ttes les 4 H**

Techniques “semi-invasives” analyse de l’onde de pouls

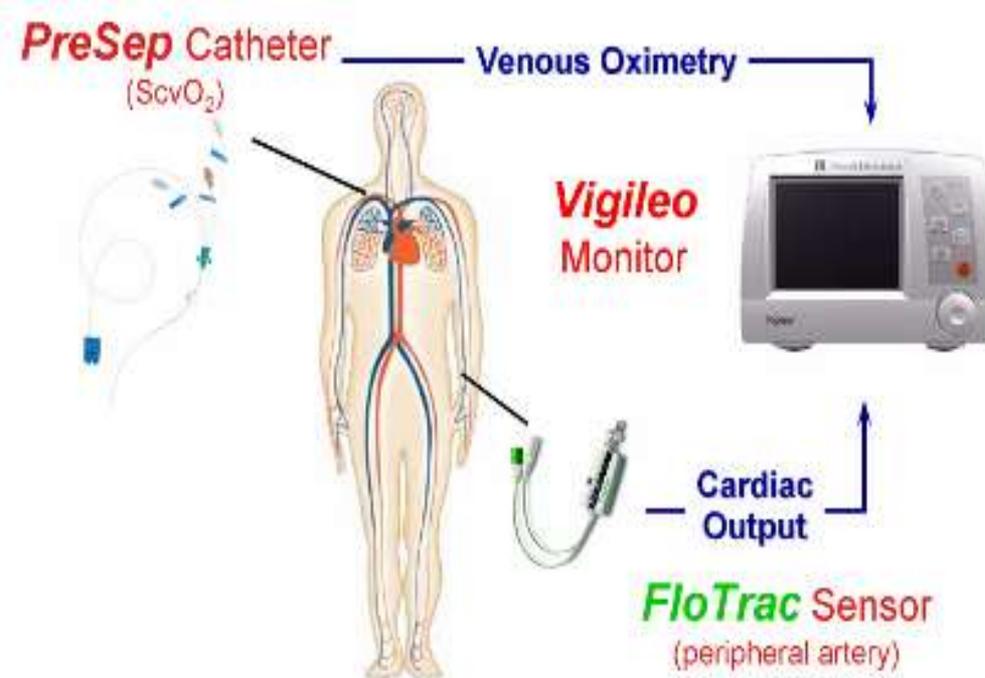
- **PiCCO et PulseCO utilisables chez des patients en VS**
- **Moins bons résultats si troubles du rythme qui altèrent la régularité de la courbe de pression**

VIGILEO™

Analyse de l'onde de pouls

capteur spécifique (FloTrac™) sur PAS radiale

-algorithme statistique = pas de calibration



Limites

études de validation...

1. PA invasive
2. Débit cardiaque continu
3. Précharge-dépendance = ΔVE

VIGILEO™

- **Principe de fonctionnement :**
 - sans aucune calibration.
 - pas de technique de dilution associée à cet appareil.
 - L'onde de pouls est recueillie par un capteur spécifique (FloTrac™, Edwards, Irvine CA)
- L'analyse de l'onde de pouls repose sur une étude statistique de la forme du signal
- Au total 13 paramètres (morphologique, biométriques ...) combinés dans un algorithme pour prédire une valeur de VES

CeVOX™

- **Monitoring continu de la ScVO₂ par spectrophotométrie**
- **fibre optique + cathéter veineux central**
- **calibration in vivo**





Une nouvelle technologie de mesure non invasive du **débit cardiaque continu à partir de l'ECG et de la SpO₂**

- Nouvelle technologie qui permet de déterminer le DC grâce au temps de transit de l'onde de pouls (PWTT)
- ECG et SpO₂.
- L'esCCO™ fournit en temps réel une mesure continue et non invasive du DC

esCCO

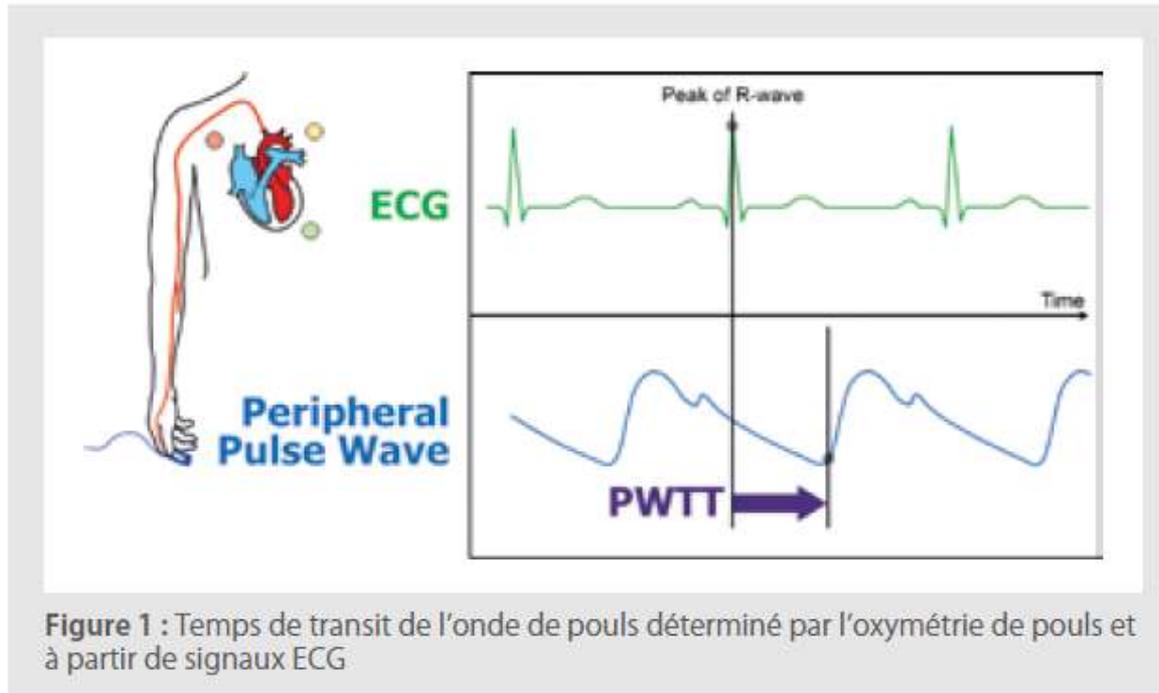


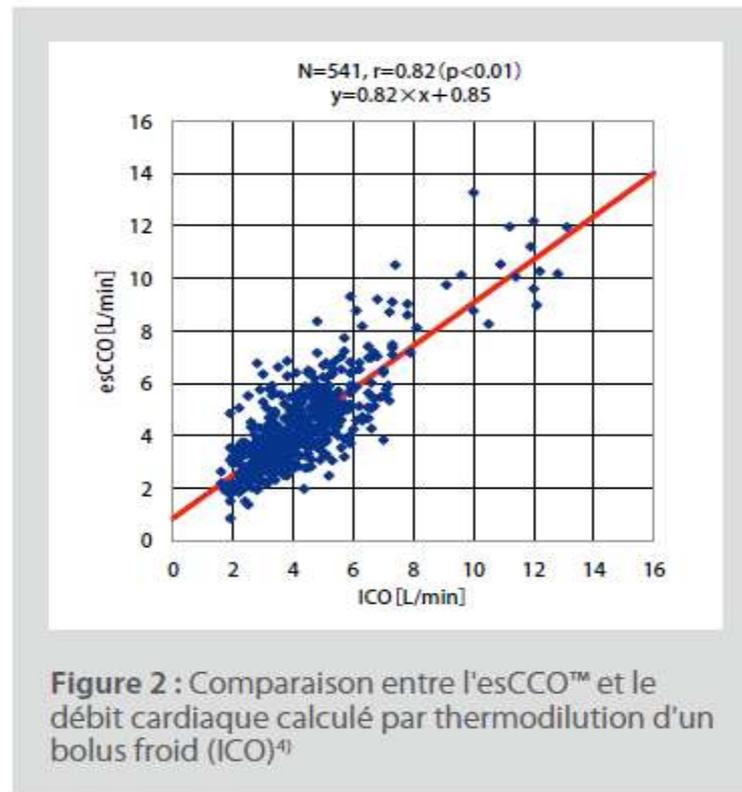
Figure 1 : Temps de transit de l'onde de pouls déterminé par l'oxymétrie de pouls et à partir de signaux ECG

$$\begin{aligned} \text{CO} &= \text{SV} \times \text{HR} = (\text{K} \times \text{PP}) \times \text{HR} \\ &= \text{K} \times (\alpha \times \text{PWTT} + \beta) \times \text{HR} = \text{esCCO} \end{aligned}$$

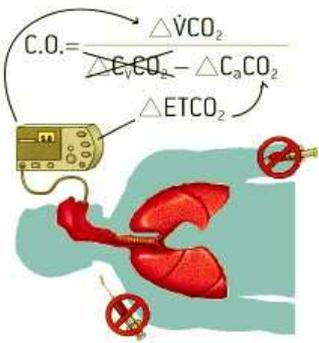
K : valeur constante ; PP : pression
pulsatile α , β : constantes expérimentales
PWTT: temps de transit de l'onde de pouls

esCCO

une étude multicentrique a vérifié l'efficacité de l'esCCO™ dans la pratique



T. Yamada, Y. Sugo, J. Takeda, esCCO Research Team. Verification of a non-invasive continuous cardiac output measurement method based on the pulse-contour analysis combined with pulse wave transit time. Eur J Anaesthesiol 2010; 27 (Suppl 47) : 3AP5-9



CONCLUSIONS



- Plusieurs « nouvelles » techniques sont disponibles pour mesurer plus facilement le débit cardiaque.
- Ces techniques ne s'excluent pas mutuellement, leurs avantages et leurs limites étant très différents

FloTrac Sensor™

esCCCO™
— Continuous Cardiac Output —

