

## Chapitre 4 : PRINCIPALES TECHNIQUES POUR LA MESURE DU DEBIT CARDIAQUE

**INTRODUCTION :** Il existe plusieurs méthodes de mesure du débit sanguin. Ces techniques sont basées sur des principes de la Physique associés à des dispositifs électroniques et informatiques modernes. Dans ce chapitre, nous nous intéressons à deux techniques particulières de mesure du débit cardiaque celle basées sur les ultrasons (échographie Doppler) et celle basée sur les variations de l'impédance électrique thoracique.

### I. RAPPELS DE PHYSIQUE.

#### I.1. Equation de la continuité en mécanique des fluides.

La quantité d'un fluide (le sang liquide dans notre cas) qui rentre dans le conduit (ou tube) est la même que celle qui en sort (figure 4.1). En tout point du tube, le volume déplacé pendant un intervalle de temps  $\Delta t$  est égal au produit du débit et de  $\Delta t$ . Le débit représente le volume déplacé par unité de temps. Ce débit  $Q$  est égal à :

$$\begin{cases} Q = \frac{\Delta V}{\Delta t} \\ \Delta V = S \cdot \Delta l \end{cases} \Rightarrow Q = S \cdot \frac{\Delta l}{\Delta t} = S \cdot v \quad (1)$$

$\Delta V$  est le volume déplacé,  $S$  est la surface du tube,  $\Delta l$  le déplacement,  $v$  est la vitesse de déplacement du fluide. Le débit étant constant en tout point, le produit  $S \cdot v$  est donc constant le long du fluide dans le conduit :

$$S \cdot v = \text{Constante}$$

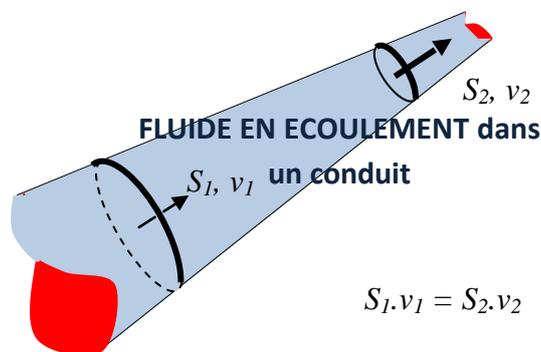


Figure 4.1. Illustration de l'équation de continuité.

L'équation ci-dessus (1) est appelée équation de continuité, elle montre que pour connaître le débit d'un fluide (le débit cardiaque par exemple), il suffit de connaître la vitesse du fluide

et la section du tube dans lequel circule le fluide. Dans notre cas, il s'agit des vaisseaux sanguins du cœur "aorte" et "veine" dans lesquels circule le sang.

### 1.2. L'effet Doppler.

L'effet DOPPLER apparaît quand une onde est émise et qu'elle est reçue par un récepteur mais que la distance entre l'émetteur et le récepteur n'est pas fixe. Ce phénomène est dû au fait que la fréquence de réception  $f_R$  est différente de la fréquence d'émission  $f_E$ , ces deux fréquences sont liées par l'équation ci-dessous (le signe "plus" quand la distance entre émetteur-récepteur diminue et le signe "moins" dans le cas où la distance émetteur-récepteur augmente) :

$$f_R = \frac{c \pm v_R}{c \pm v_E} \cdot f_E$$

Dans cette formule,  $f_E$  est la fréquence de l'onde émise, en Hz,  $f_R$  est la fréquence de l'onde reçue, en Hz,  $v_E$  est la vitesse de l'émetteur, en  $\text{m.s}^{-1}$ ,  $v_R$  est la vitesse du récepteur, en  $\text{m.s}^{-1}$  et  $c$  est la vitesse de l'onde émise, en  $\text{m.s}^{-1}$ .

Supposons qu'une sonde ultrasonore **fixe** ( $v_R = 0$ ), émettrice-réceptrice, va émettre des ondes de fréquence  $f_E$  dirigées vers les globules rouges circulant dans le sang : ces globules rouge vont réfléchir ces ondes et les renvoyer vers la sonde qui va les reçoit avec une fréquence  $f_R$  différente de  $f_E$  car ils sont en mouvement et s'éloignent de la sonde. Donc, l'équation précédente devient dans ce cas précis où la distance émetteur-récepteur augmente (on remarque le signe "moins") :

$$f_R = \frac{c}{c - v_E} \cdot f_E$$

Cette relation permet d'obtenir la vitesse de l'écoulement du sang :

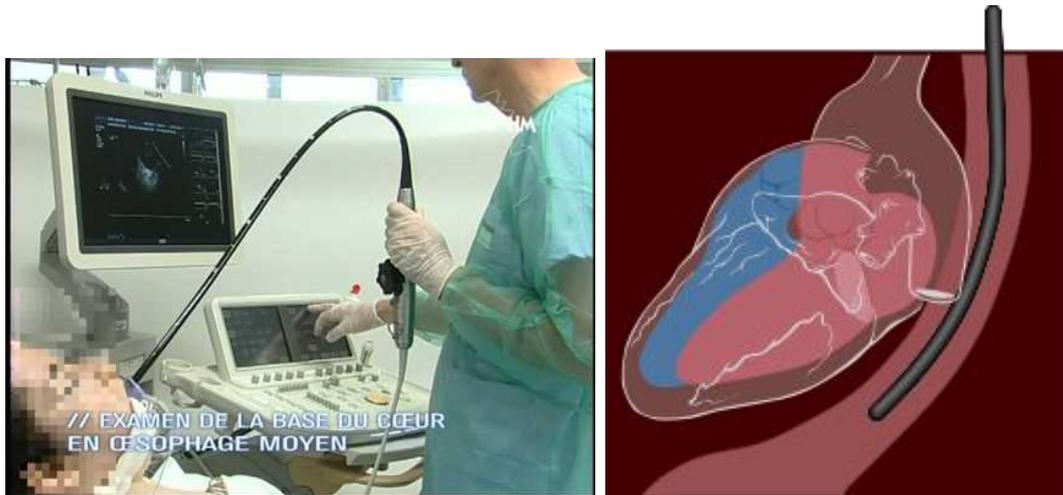
$$v_E = c \cdot \left(1 - \frac{f_E}{f_R}\right)$$

## II. MESURE PAR ECHOGRAPHIE DOPPLER CÉSOPHAGIENNE.

Les principes techniques de la mesure du débit cardiaque par effet Doppler, consistent en l'obtention d'un signal Doppler continu où tous les écoulements rencontrés par le faisceau ultrasonore, se trouvent alignés sur le trajet étudié. On positionne une sonde Doppler à proximité de l'aorte (qui sort du ventricule gauche du cœur) pour mesurer la vitesse. Le calcul du débit cardiaque est ainsi basé sur la mesure instantanée de la vitesse du flux aortique par effet Doppler. Cette dernière permet de calculer la distance parcourue par la colonne de sang durant chaque systole. Le volume de sang déplacé  $V_{\text{déplacé}}$  à chaque systole dans l'aorte descendante est obtenu par le produit de la surface de section aortique  $S_{\text{aortique}}$  et de la distance  $l_{\text{parcourue}}$  parcourue par la colonne de sang.

$$V_{\text{déplacé/systole}} = S_{\text{aortique}} \cdot l_{\text{parcourue}}$$

La sonde Doppler est introduite de 35 à 40 cm dans l'œsophage (figure 4.2). Le flux sanguin dans l'aorte thoracique descendante est indiqué sur le profil de vitesse du débit cardiaque affiché sur l'écran.



**Figure 4.2.** Mesure du débit cardiaque par écho doppler transœsophagien.

### III. MESURE PAR LA METHODE DE FICK APPLIQUEE A L'OXYGENE $O_2$ ET AU GAZ CARBONIQUE $CO_2$ .

La méthode de Fick appliquée à l'oxygène  $O_2$  et au gaz carbonique  $CO_2$  permet la mesure non invasive du débit cardiaque.

Le débit cardiaque  $Q_c$  est donné par la relation suivante pour l'oxygène:

$$Q_c = \frac{VO_2}{(CaO_2 - CvO_2)}$$

Le paramètre  $VO_2$  est le produit du volume d'air expiré et de la différence de volume entre l'oxygène  $O_2$  contenu dans l'air inspiré et dans l'air expiré. Les paramètres  $CaO_2$  et  $CvO_2$  se mesurent dans le sang de l'artère et de la veine pulmonaires.

Pour le gaz  $CO_2$ , le même calcul peut se faire avec le paramètre  $VCO_2$ .

### IV. MESURE PAR IMPEDANCE-METRIE THORACIQUE.

L'entrée et la sortie de sang dans le thorax à chaque systole (chaque contraction du cœur), provoquent des modifications des propriétés électriques du thorax qui peuvent être mesurées par le calcul de l'impédance thoracique. Le volume de la cavité thoracique étant estimé à partir du poids et de la taille du patient, l'impédance thoracique instantanée est calculée par l'application d'un courant électrique de faible in et de haute fréquence entre deux paires d'électrodes, l'une placée sur le cou et l'autre sur l'abdomen (figure 4.3).

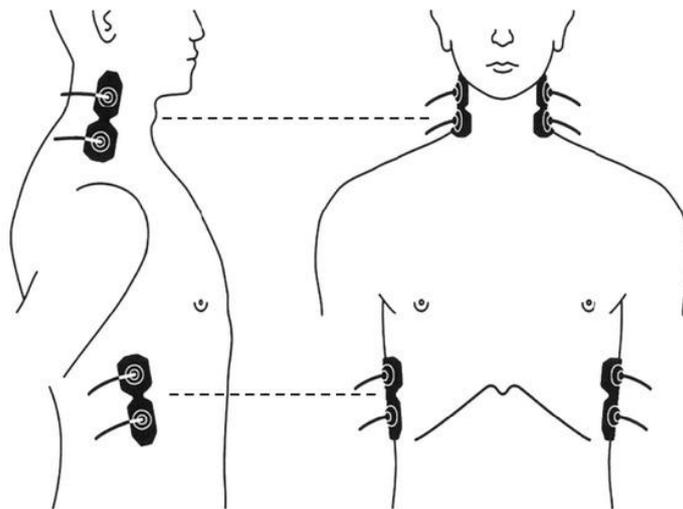
Le traitement informatique des données obtenues pour chaque cycle est basé sur l'équation de Kubicek (voir la formule ci-dessous). Ce traitement de données mesurées permet l'estimation du volume d'éjection du débit de sang à chaque contraction du cœur.

Ainsi, la mesure de l'impédance thoracique instantanée (ICG) se fait en continu, battement par battement, et permet une estimation du volume du débit cardiaque systolique du ventricule gauche.

L'équation de Kubicek est donnée par :

$$SV = \frac{\rho \cdot L^2 \cdot dZ(t)}{Z_0^2 \cdot dt_{max}} \cdot T_{LVE}$$

$\rho$  est la résistivité spécifique du sang statique  $\rho = 135 \Omega \cdot \text{cm}$  ,  $L$  est la distance thoracique mesurée entre les électrodes de détection (en cm) ,  $L \approx 17\%$  de la hauteur du patient,  $Z_0$  est l'impédance quasi-statique transthoracique mesurée,  $\frac{dZ(t)}{dt_{max}}$  représente les variations de l'impédance  $Z$  en fonction du temps  $t$ , et  $T_{LVE}$  est le temps d'éjection du débit sanguin par le ventricule gauche.



**Figure 4.3.** Schéma représentant les paires d'électrodes placées de part et d'autre du cou et de l'abdomen pour la mesure du débit cardiaque par impédance-métrie thoracique.