

Chapitre 5

Capteurs inductifs

5.1 Inductance mutuelle: transformateur différentiel

Le LVDT (Linear Variable Differential Transformer) est composé d'un bobinage primaire et deux bobinages secondaires (en série). Le bobinage primaire est excité avec une tension sinusoïdale de quelques volts (p.ex. 5V) et quelques kHz (p.ex. 3kHz). Le couplage entre le primaire et le secondaire change en fonction du mouvement du noyau mobile (acier) de perméabilité magnétique élevée. Quand le noyau est au milieu ($x=0$) les deux tensions secondaires sont égales et la sortie est nulle. Quand le noyau se déplace, la différence entre les deux tensions secondaires est proportionnelle au déplacement. L'amplitude absolue ou efficace du signal à la sortie correspond au déplacement.

En associant au noyau une raideur (ressort) le LVDT peut également mesurer une force.

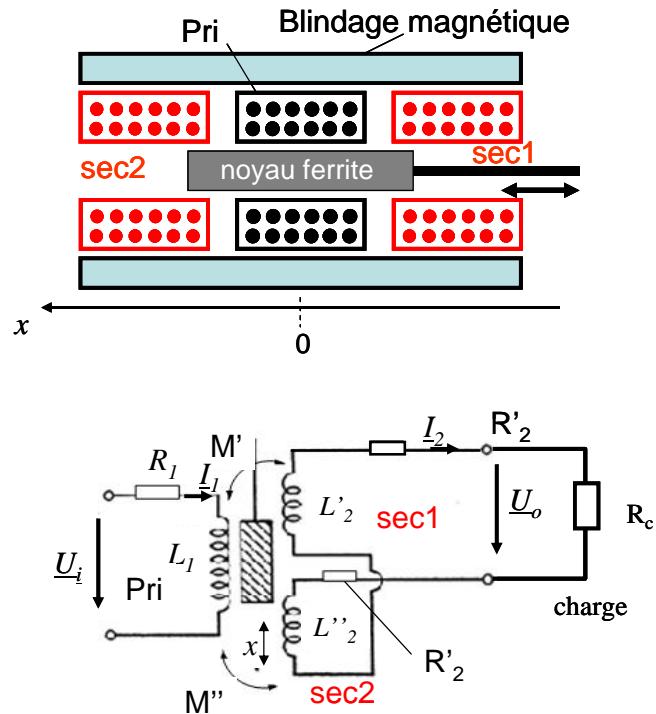


Fig. 1.

La tension de sortie est égale à:

$$u_o = \frac{j\omega[M''(x) - M'(x)]}{R_i + j\omega L_i} u_i$$

Les inductances mutuelles peuvent être approximées:

$$M'(x) = M(0) + ax + bx^2 + \dots \quad \text{pour } x \text{ positif}$$

$$M''(x) = M(0) - ax + bx^2 + \dots \quad \text{pour } x \text{ négatif}$$

Dans ce cas, avec une approximation du 2^{ème} ordre, nous avons:

$$M''(x) - M'(x) = -2ax$$

La relation devient linéaire:

$$\underline{u}_o = \frac{-2j\omega \cdot a u_i}{R_i + j\omega L_i} x$$

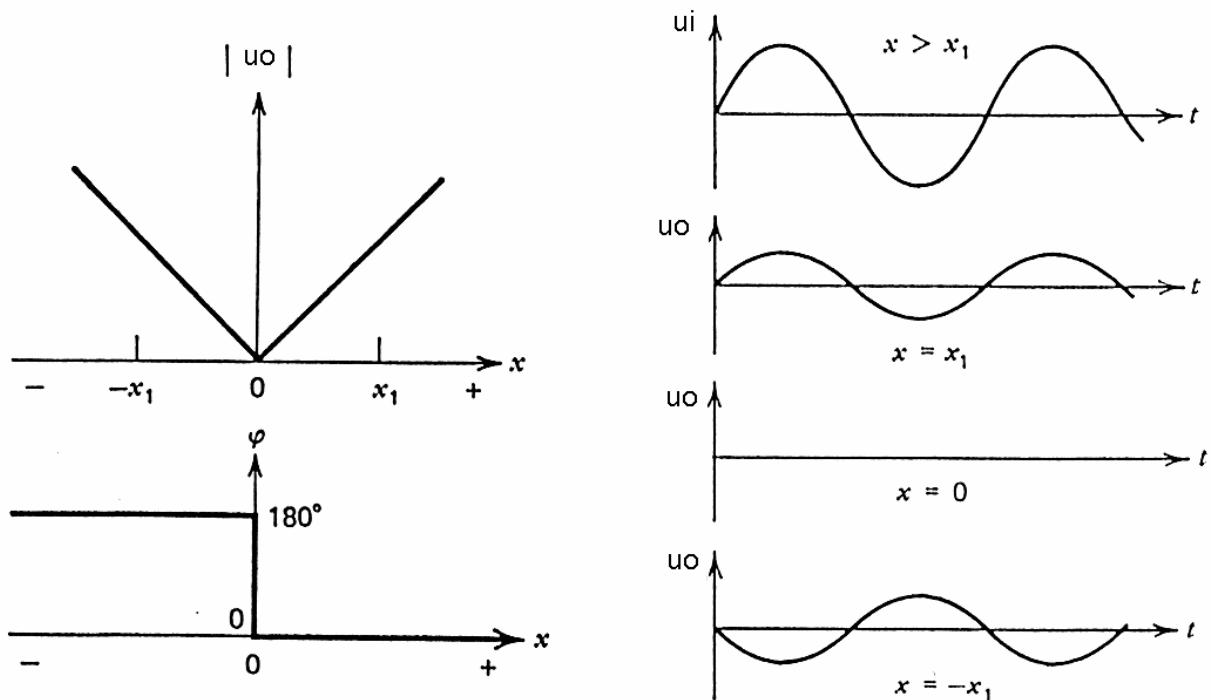


Fig. 2.

Comme le montre la figure 2, le LVDT doit être conditionné avec un détecteur synchrone (fig.3 & 4) de manière à permettre une détection de la direction du mouvement.

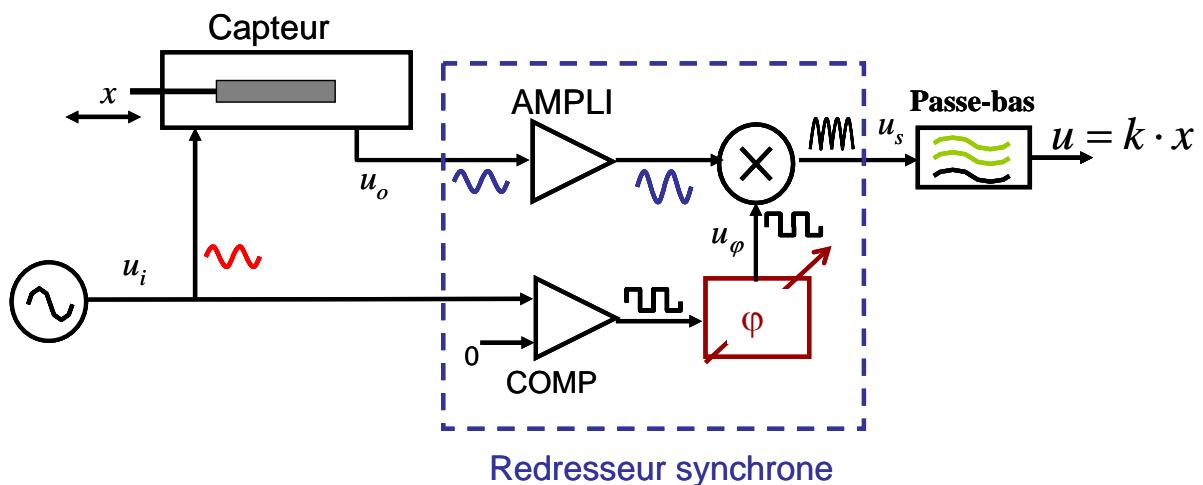


Fig. 3

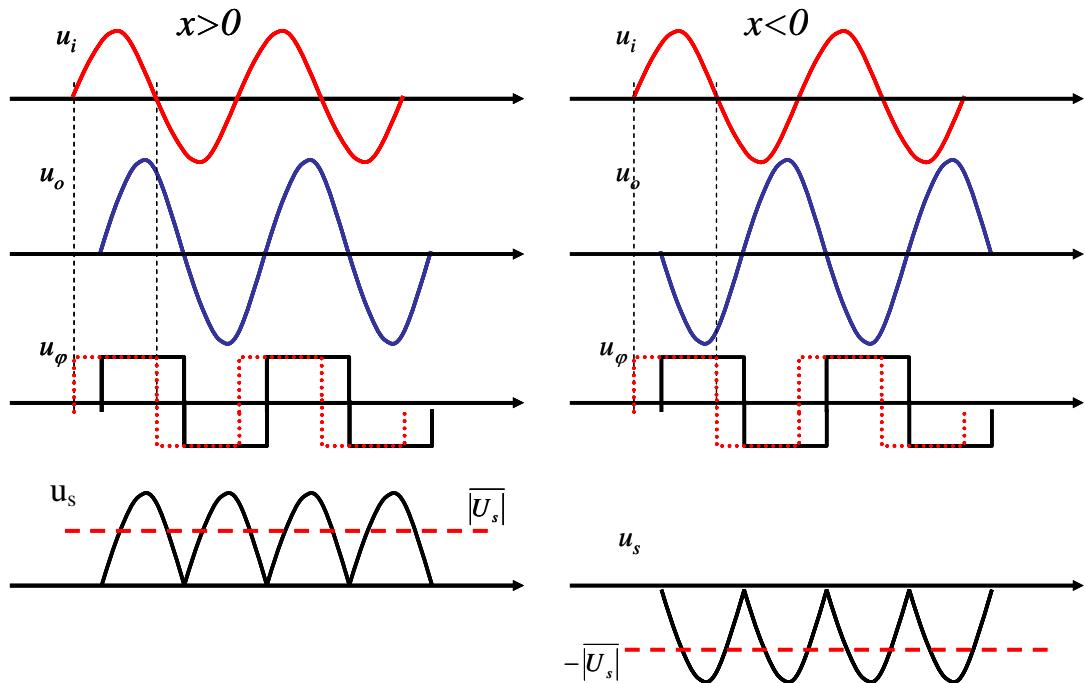


Fig.4

Exemple d'application: Mesure de la contrainte et de la déformation d'un os.

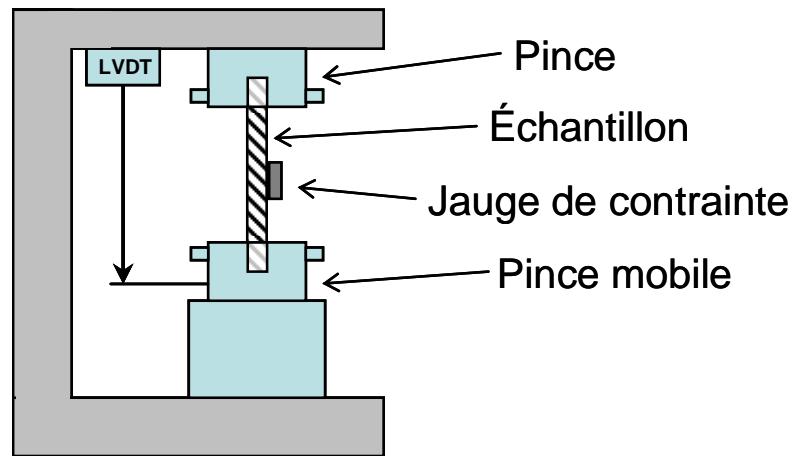


Fig.5

L'échantillon est soumis à une contrainte (σ) dont l'amplitude est mesurée à l'aide du LVDT. L'elongation (ε) est mesurée à l'aide de la jauge. On peut ainsi caractériser la relation: $\sigma = \varepsilon Y$ de l'échantillon.

5.2 Mesure de flux sanguin

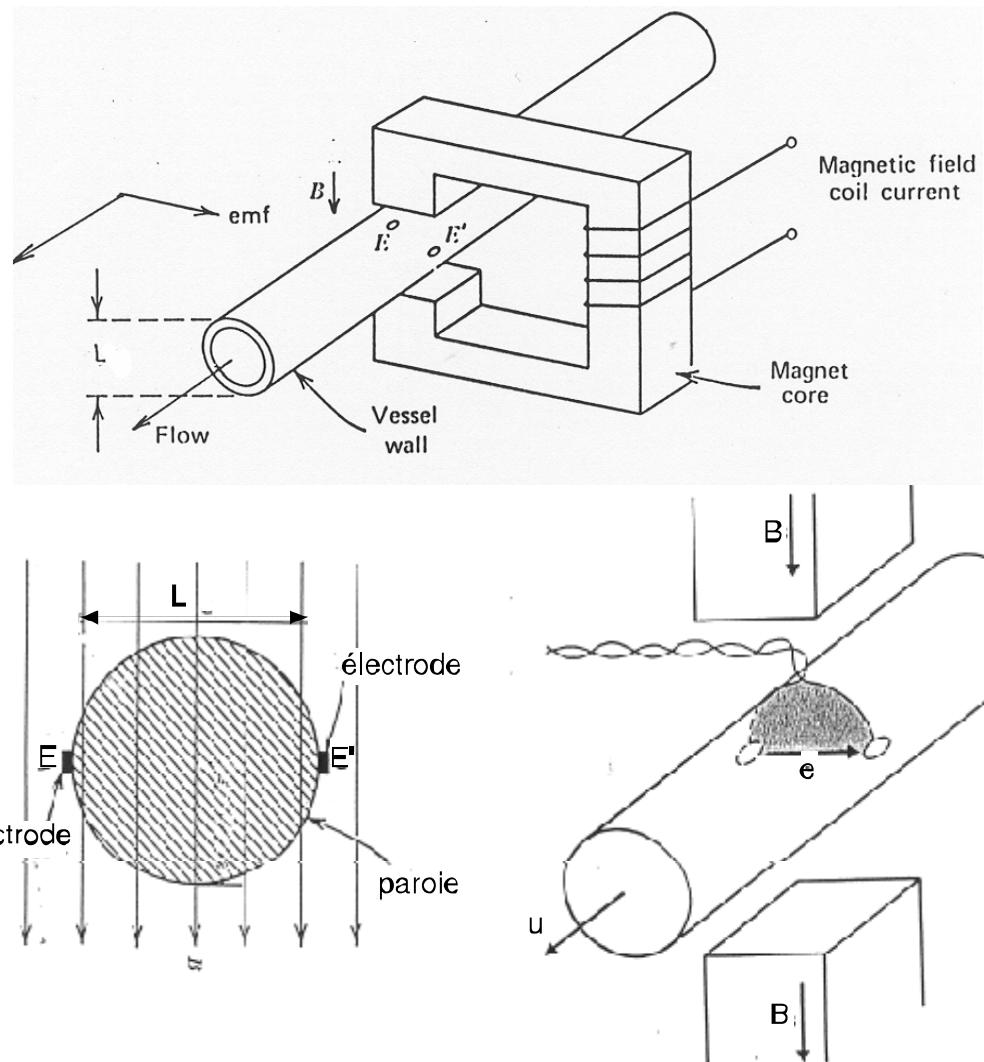


Fig. 6.

La figure 6 montre le fonctionnement d'un débitmètre magnétique. Son principe de mesure est basé sur la loi Faraday qui stipule qu'un conducteur se déplaçant dans un champ magnétique génère une tension induite. Le sang est un conducteur électrique qui se déplace à une vitesse v dans les vaisseaux. Si un champ magnétique B est appliqué à un vaisseau, une tension e est induite perpendiculairement à la direction du flux.

$$e = \int_0^L \vec{v} \otimes \vec{B} \cdot d\vec{l}$$

L : diamètre de l'artère

Si la direction du champ, la direction du flux et celle de la tension induite sont mutuellement perpendiculaires, nous avons:

$$e = BLv$$

Le débit peut être déduit par:

$$Q = v \cdot A$$

A : la section de l'artère

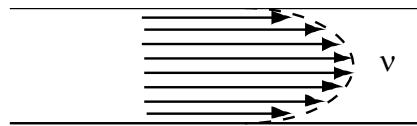


Fig. 7.

La figure 7 montre le profil de la vitesse à travers la section de l'artère. Le débitmètre magnétique permet de mesurer le flux instantané intracorporel. Cependant, il faut considérer certaines erreurs agissant sur la mesure. En effet, si la section considérée était carrée et les électrodes couvraient la longueur de chaque face dans leur intégralité, la vitesse mesurée correspondrait à la vitesse moyenne du fluide dans la section. En réalité, les électrodes sont petites et les flux proches des électrodes contribuent davantage par rapport aux flux plus éloignés.

D'autres erreurs telles que la conductibilité de la paroi du vaisseau et des tissus environnants et la non-uniformité de l'induction sont également à prendre en considération. Pour minimiser ces erreurs, le système est calibré au préalable (par ex. sur l'animal).

5.2.1 Débitmètre DC

En utilisant une induction constante, la tension de sortie est proportionnelle au flux. Mais en pratique cette méthode n'est pas satisfaisante, principalement pour les raisons suivantes:

- la tension de demi-pile de l'électrode est en série avec la tension induite par le flux,
- le signal ECG - qui a une fréquence et une forme similaire au flux - interfère (surtout à proximité du cœur) avec la tension mesurée,
- la présence du bruit $1/f$.

Pour ces raisons, on génère un champ magnétique à une fréquence beaucoup plus élevée (environ 400 Hz) que le signal à mesurer.

5.2.2 Débitmètre AC

Dans ce cas, le flux est généré par un courant de plusieurs centaines de Hz. Bien que le débitmètre AC n'ait pas les désavantages du débitmètre DC, il est sensible à la tension créée par "l'effet transformateur". En effet, si la boucle terminale de mesure de la tension e (montrée en gris sur la figure 6) n'est pas parallèle aux lignes du champ magnétique, un certain flux magnétique traverse la boucle et induit une tension de transformateur proportionnelle à dB/dt . Malheureusement la tension du transformateur peut être bien supérieure à la tension de mesure, comme le montre la figure 9.

La tension de sortie est la somme de la tension induite par l'effet transformateur et de la tension due à la circulation du sang.

Trois solutions sont en général utilisées pour résoudre ce problème.

1) Electrode fantôme

Une des électrodes est remplacée par deux électrodes placées dans la direction axiale (fig.8). Ces deux électrodes sont reliées par un potentiomètre qui permet, par un réglage approprié, de créer une électrode fantôme pouvant "se déplacer" dans la direction axiale. On peut ainsi régler l'électrode fantôme de manière à minimiser l'effet transformateur.

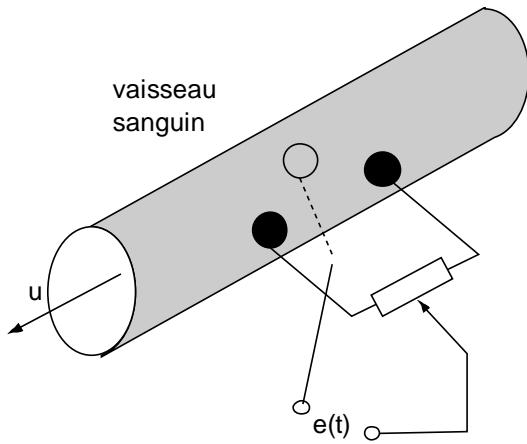


Fig. 8

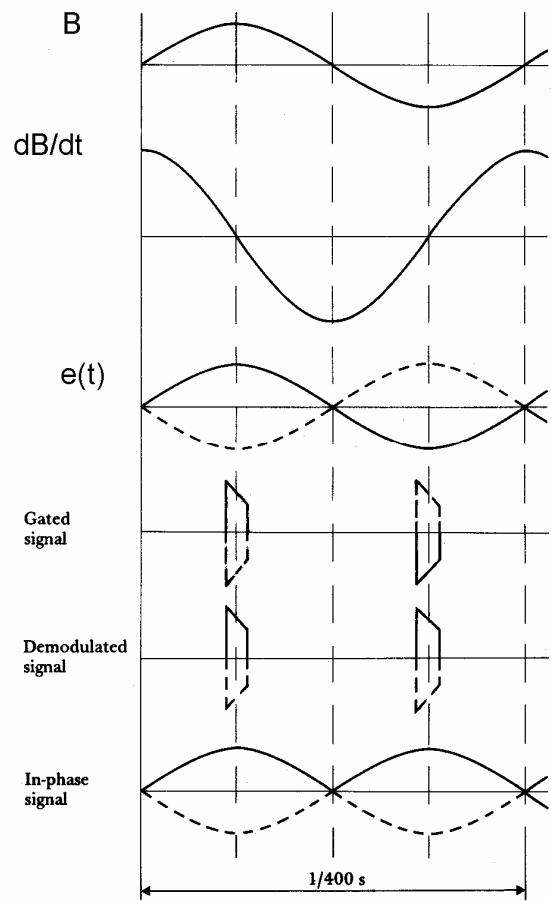


Fig. 9

2) Mesure à pic

La tension de sortie est mesurée quand le signal du flux est maximum (fig.9). A cet instant, la valeur de $dB/dt=0$. Cependant, cette méthode est trop dépendante de la position du maximum et une dérive de phase peut induire des erreurs.

Certains débitmètres utilisent un signal carré (ou parfois trapézoïdal) pour créer le champ magnétique. Dans ce cas, la tension du transformateur (dB/dt) engendre des pics bien marqués sur l'amplificateur de mesure (fig.10). A la sortie de l'amplificateur, la tension est échantillonnée après chaque pic, là où $dB/dt=0$.

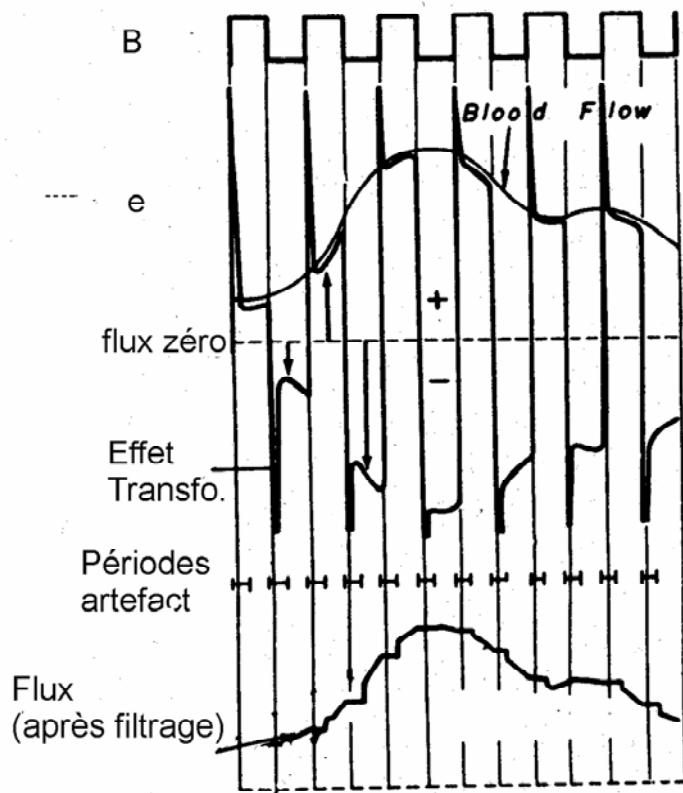


Fig. 10

3) Détection synchrone

La solution généralement utilisée est la solution basée sur la détection synchrone (fig.11)

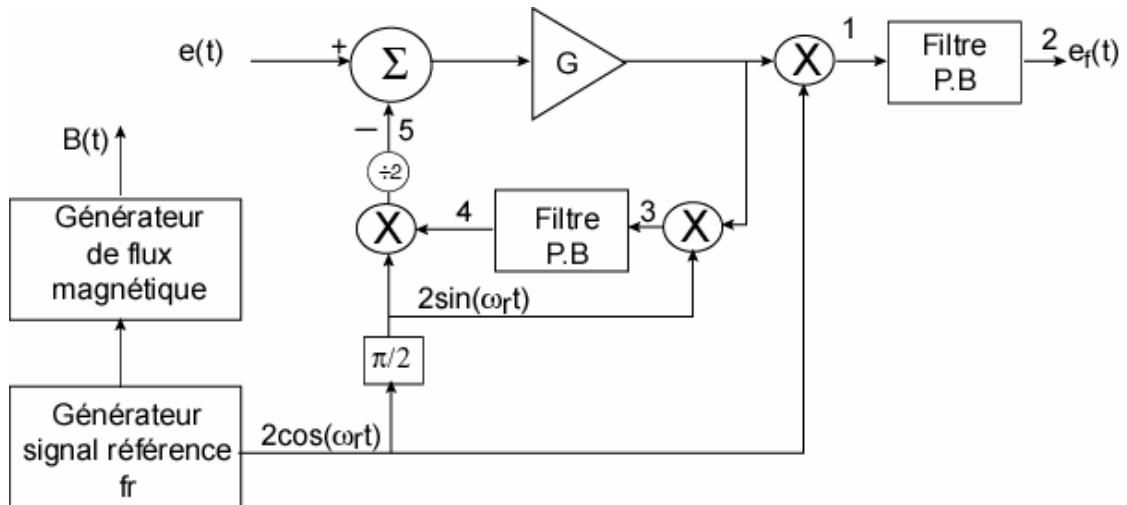


Fig. 11.

Le signal dû à l'effet transformateur est détecté par une démodulation en quadrature de phase, puis il est soustrait (sortie 5) du signal original.

En considérant $v(t)$ le signal représentant la vitesse du sang, les valeurs des signaux aux différents points du circuit sont ($G=1$):

$$e(t) \approx v(t) \cos(\omega_r t) + \alpha \sin(\omega_r t)$$

$$3: \approx 2v(t) \cos(\omega_r t) \cdot \sin(\omega_r t) + 2\alpha \sin^2(\omega_r t) \approx v(t) \sin(2\omega_r t) + \alpha [1 - \cos(2\omega_r t)]$$

$$4: \approx \alpha$$

$$5: \approx \alpha \cdot \sin(\omega_r t)$$

$$1: \approx 2[e(t) - \alpha \cdot \sin(\omega_r t)] \cos(\omega_r t) = 2v(t) \cos^2(\omega_r t) \\ = v(t) \cdot [1 + \cos(2\omega_r t)]$$

$$2: e_f(t) \approx v(t)$$

Exemple:

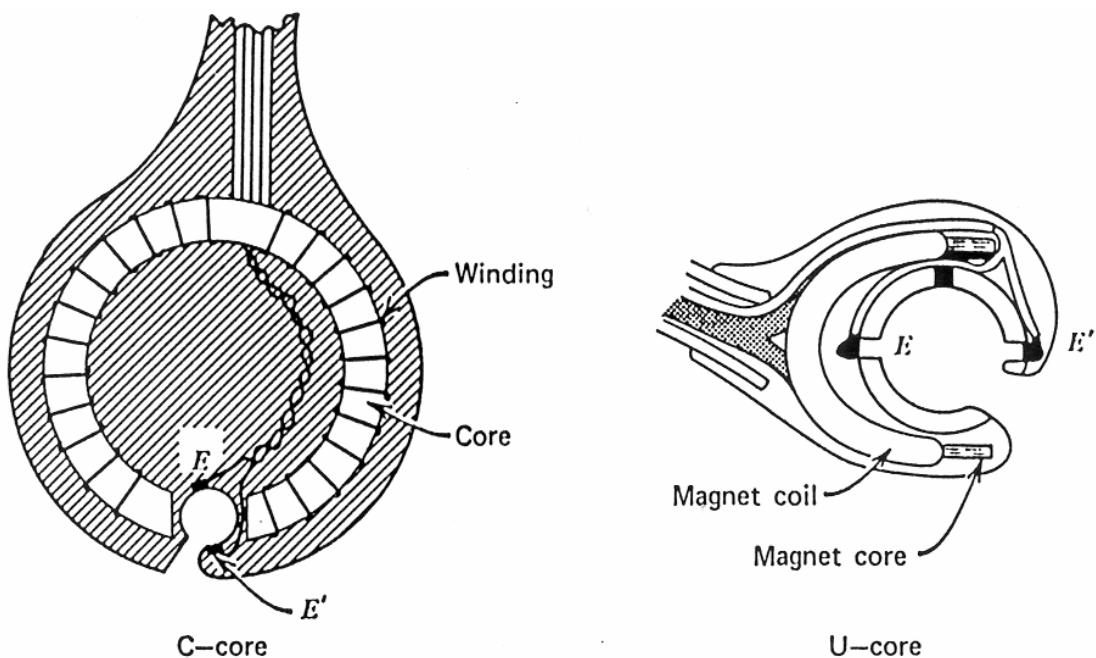
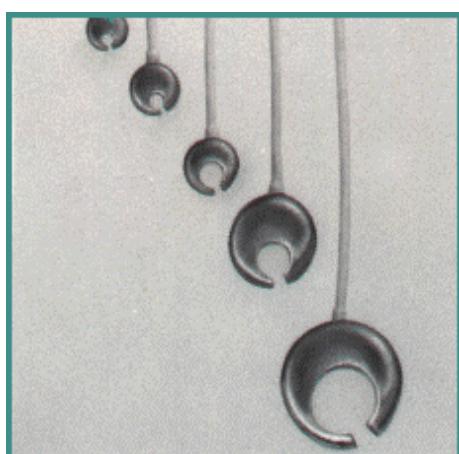
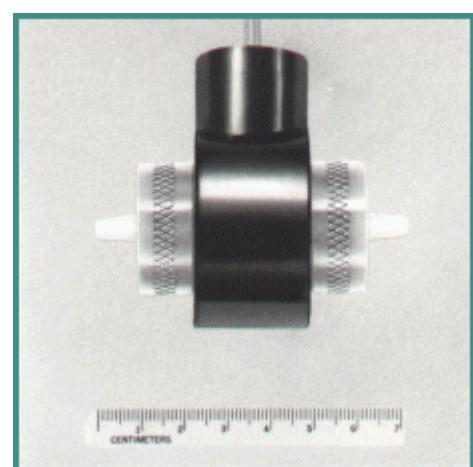


Fig. 12.



Capteur intracorporel
Dimension interne: 4 à 100 mm



Capteur extracorporel
Mesure en "bypass" ou applications de perfusions.
Dimension : 1/16" à 1/2".

Fig. 13.