

Chapitre 5 : Capteurs de pression et de débit

5.1 Introduction

La pression est la force appliquée à une surface ou répartie sur celle-ci. Elle se définit comme suit :

$$P = F/S$$

P : pression en N/m^2 (1 Pa = 1 N/m^2 , ou souvent exprimée en bar : 1 bar = 10^5 Pa)

F : force en Newton

S : surface en m^2

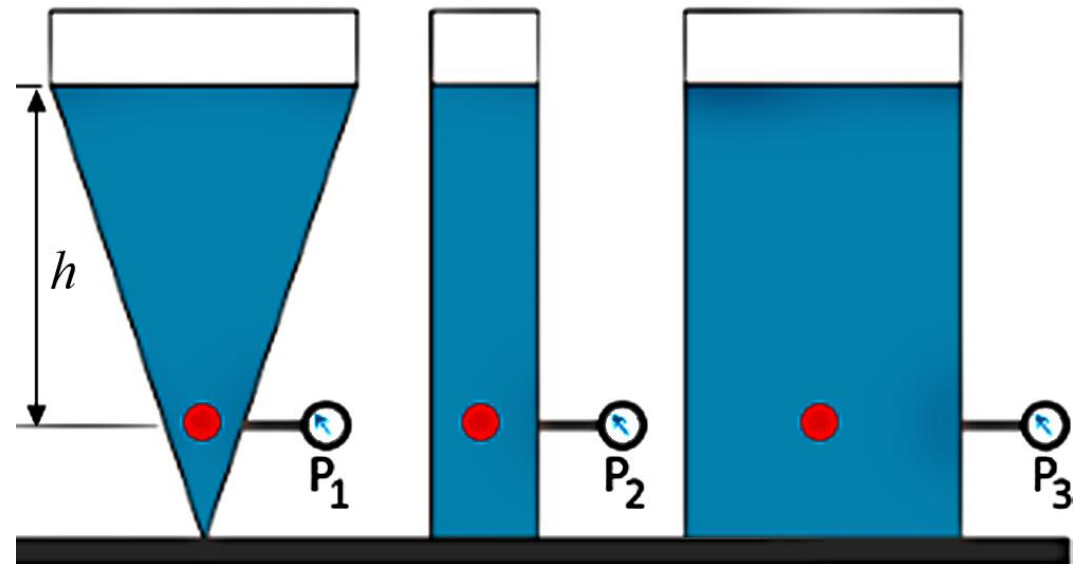
5.1.1 Différents types de pression

- **Pression absolue** : pression mesurée au-dessus du vide total ou du zéro absolu. Le zéro absolu représente une absence de pression.
- **Le vide** : il correspond théoriquement à une pression absolue nulle. Il ne peut être atteint, ni même dépassé. Quand on s'en approche, on parle alors de vide poussé. La norme NF X10-500 distingue 4 zones de vide :
 - Vide grossier 1000 à 1 mbar
 - Vide moyen 1 à 10^{-3} mbar
 - Vide poussé 10^{-3} à 10^{-7} mbar
 - Ultra-vide $< 10^{-7}$ mbar

- **Pression atmosphérique (ou barométrique)** : C'est la pression exercée par l'atmosphère de la terre. La pression atmosphérique au niveau de la mer est de 1,012 bar. Elle peut varier de ± 25 mbar avec les conditions météorologiques. La valeur de la pression atmosphérique décroît lorsque l'altitude augmente.
- **Pression relative** : C'est la pression au-dessus de la pression atmosphérique. Elle représente la différence positive entre la pression mesurée et la pression atmosphérique existante. C'est celle qui est le plus souvent utilisée, parce que la plupart des capteurs sont soumis à la pression atmosphérique et mesurent en relatif. Pour faire une mesure en absolu, il leur faut un vide poussé dans une chambre de référence.
- **Pression différentielle** : C'est la différence de deux pressions ou la différence de grandeur entre une valeur de pression donnée et une pression de référence donnée.
- **Pression hydrostatique** : C'est la pression exercée au-dessous de la surface d'un liquide par le liquide situé au-dessus, quand le fluide est au repos. A l'intérieur d'une colonne de fluide se crée une pression due au poids de la masse de fluide sur la surface considérée. Cette pression est $P = \rho \cdot g \cdot h$, avec ρ : la masse volumique du fluide.

Figure 5.1 – Différence Illustration de la pression hydrostatique.

Pour chacun de ces récipients, la pression au fond de ceux-ci est identique : $P_1 = P_2 = P_3 = P_{atm} + \rho g h$



- **Pression hydrodynamique** : elle résulte de la vitesse du fluide en mouvement. Un fluide qui se déplace crée une pression supplémentaire :

$$P = \frac{1}{2} \rho v^2 , \quad \text{avec } v : \text{la vitesse de déplacement du fluide en m/s}$$

- **Dépression** : pression en dessous du niveau atmosphérique.

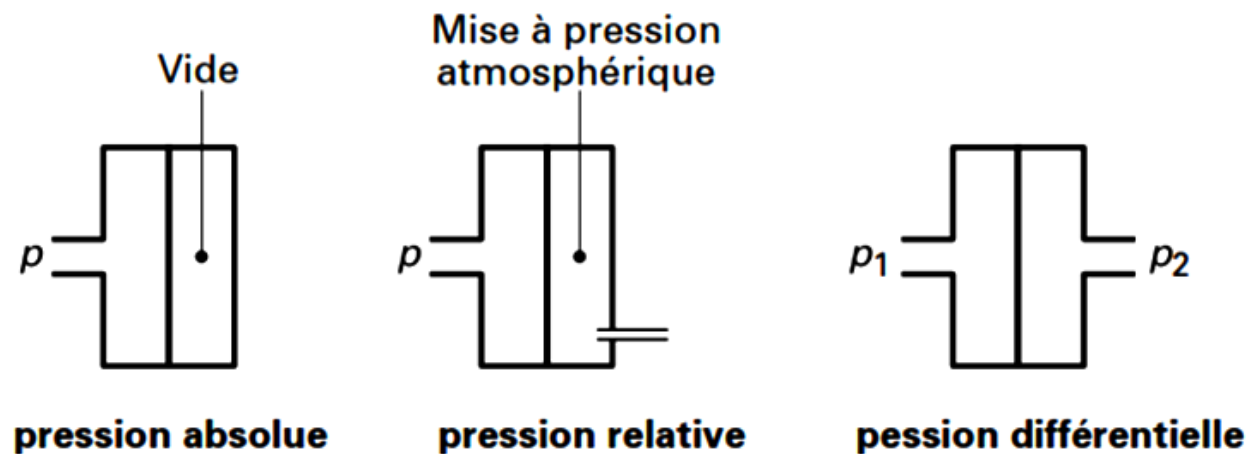


Figure 5.2 – Différence entre les principaux types de pression.

5.2 Capteurs de pression

5.2.1 Capteurs piézoélectriques

■ Applications

- Les transducteurs piézo-électriques sont utilisés en cardiologie pour la mesure de la fréquence cardiaque. Dans la Fig.5.1, un capteur à polymère piézoélectrique est utilisé de manière identique à celle d'une jauge de déformation avec une ceinture serrée autour du poignet afin de détecter les changements de volumes des vaisseaux, et ainsi pouvoir déterminer la fréquence cardiaque.

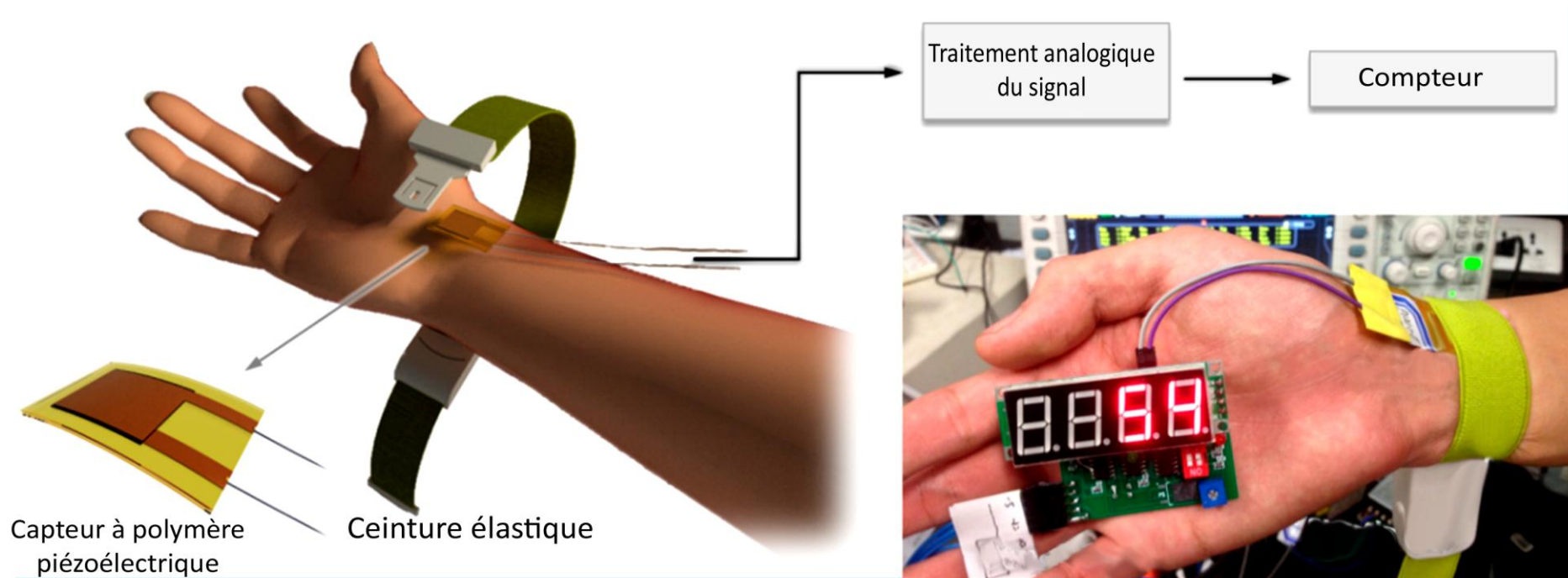


Figure 5.1 – Procédé de mesure de la fréquence cardiaque à l'aide d'un capteur à polymère piézoélectrique.

- Enregistrement des sons cardiaques externes (surface corporelle) et la phonocardiographie (PCG) interne (intracardiaque) (Fig. 5.2)

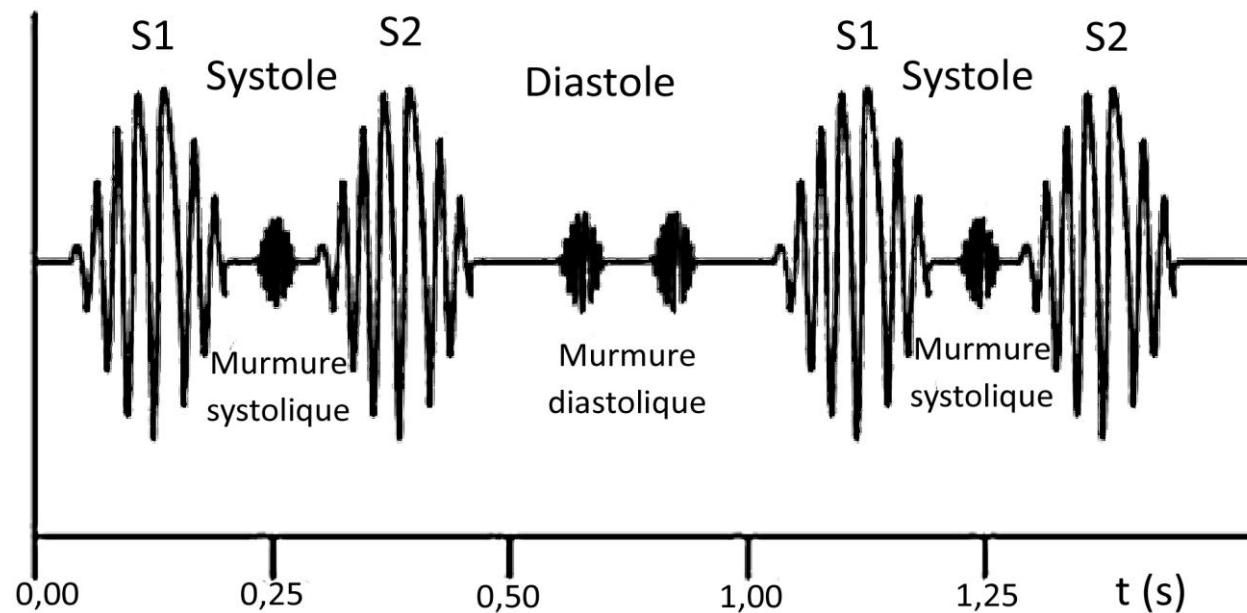


Figure 5.2 – Enregistrement phonocardiographique à l'aide de capteurs piézoélectrique extracorporels près du cœur.

- Détection des bruits de Korotkoff dans les mesures de la pression sanguine (bruits de Korotkoff : bruits entendus successivement au cours de la mesure de la pression artérielle à l'aide du sphygmomanomètre et du stéthoscope. Lorsque l'on dégonfle le brassard, on peut entendre le sang battre à travers le vaisseau).
- Mesures des accélérations physiologiques.
- Fournir une estimation de la dépense énergétique en mesurant l'accélération due aux mouvements humains

5.2.2 Capteurs à l'état solide (à silicium)

Ces capteurs de pression à silicium sont à base de membranes de détection en silicium ayant une élasticité très élevée et des jauges de déformation à semi-conducteur implanté dans le substrat de silicium qui produit une sensibilité élevée.

Le matériau de base de la membrane est typiquement une couche silicium monocristallin type "n", qui est à 100% élastique à son point de rupture et est donc un matériau idéal pour une utilisation comme membrane de détection.

Ces capteurs présentent un fort signal de sortie, une surpression élevée et une très bonne linéarité, exactitude, hystérésis et reproductibilité.

6

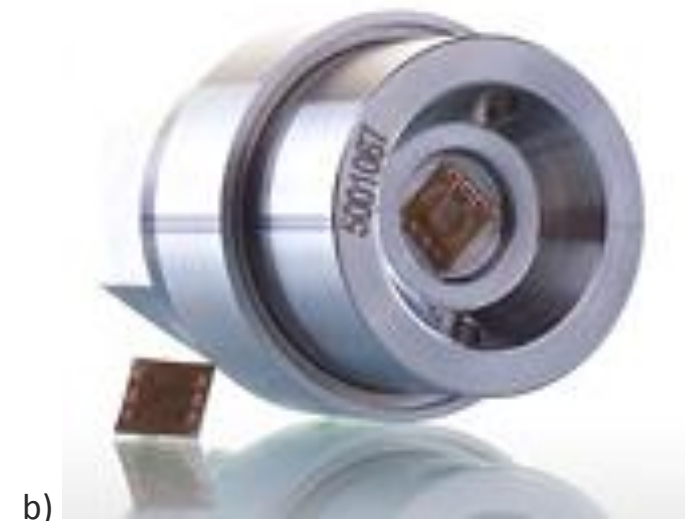
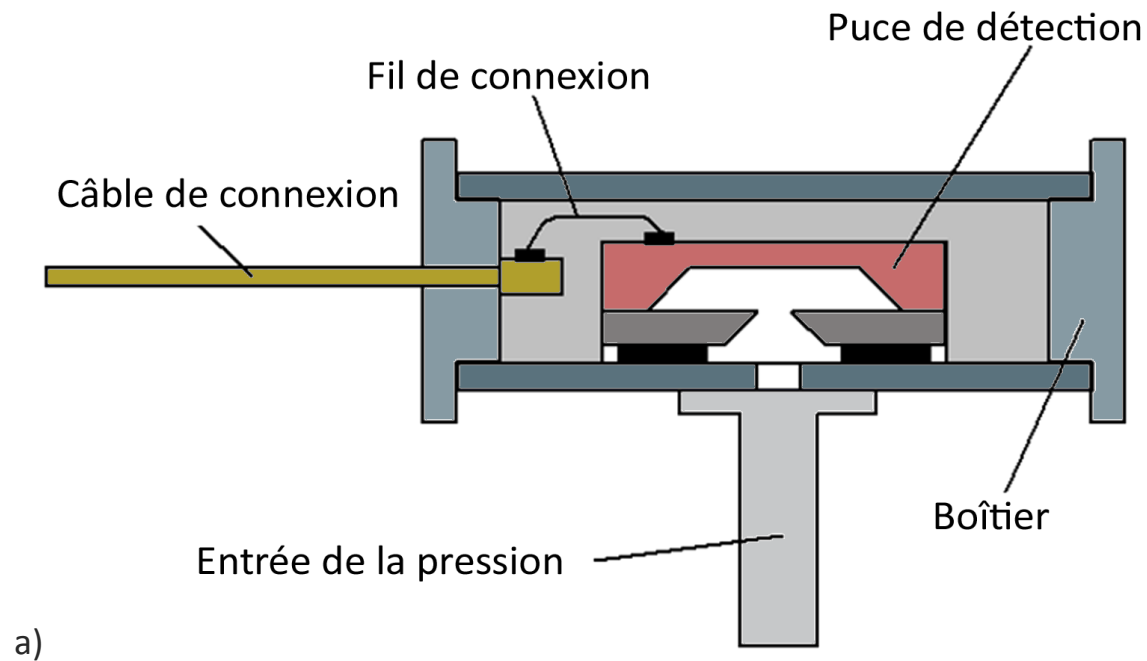


Figure 5.2 – a) Schéma d'un capteur de pression à silicium, b) Capteur de pression miniature à silicium.

Le plus souvent, ces capteurs de pression à l'état solide sont construits sous forme d'un pont Wheatstone qui est implémenté directement sur le silicium. Le circuit de conditionnement associé peut être monté sur la même puce (Fig. 5.2). Le pont de Wheatstone est composé de quatre résistances implantées par des ions gravées sur un diaphragme de silicium intégré qui transforment la contrainte de cisaillement due à la pression appliquée en une sortie électrique. Le diaphragme est monté et collé sur un port d'accès où la pression d'entrée est appliquée. Le pont est alimenté à l'aide d'une tension d'alimentation externe et peut fonctionner sur une large plage de tension.

■ Avantages

- Répétabilité ;
- Faible hystérésis ;
- Très bon facteur de jauge ;
- Petit et très léger ;
- Peu influencé par les accélérations (vibrations et chocs) ;
- Stabilité à long terme ;
- Grand taux de surpression ;
- Très grande bande passante : jusqu'à 10 – 100 kHz

■ Applications

- Mesure invasive de la pression artérielle ;

5.2.3 Capteurs MEMS

• Les premiers dispositifs MEMS utilisés dans l'industrie biomédicale étaient dans les années 1980, pour des capteurs de pression sanguine réutilisables. Les capteurs de pression à base de technologie MEMS sont basés sur la déflexion d'une membrane de silicium micro-usinée sur laquelle est monté un capteur piézorésistif dont la sortie varie avec la pression appliquée (Fig. 5.3). Parmi les applications commerciales les plus courantes de ces capteurs MEMS, on peut citer les systèmes déclencheurs des airbags et dans les injecteurs de carburant des automobiles.

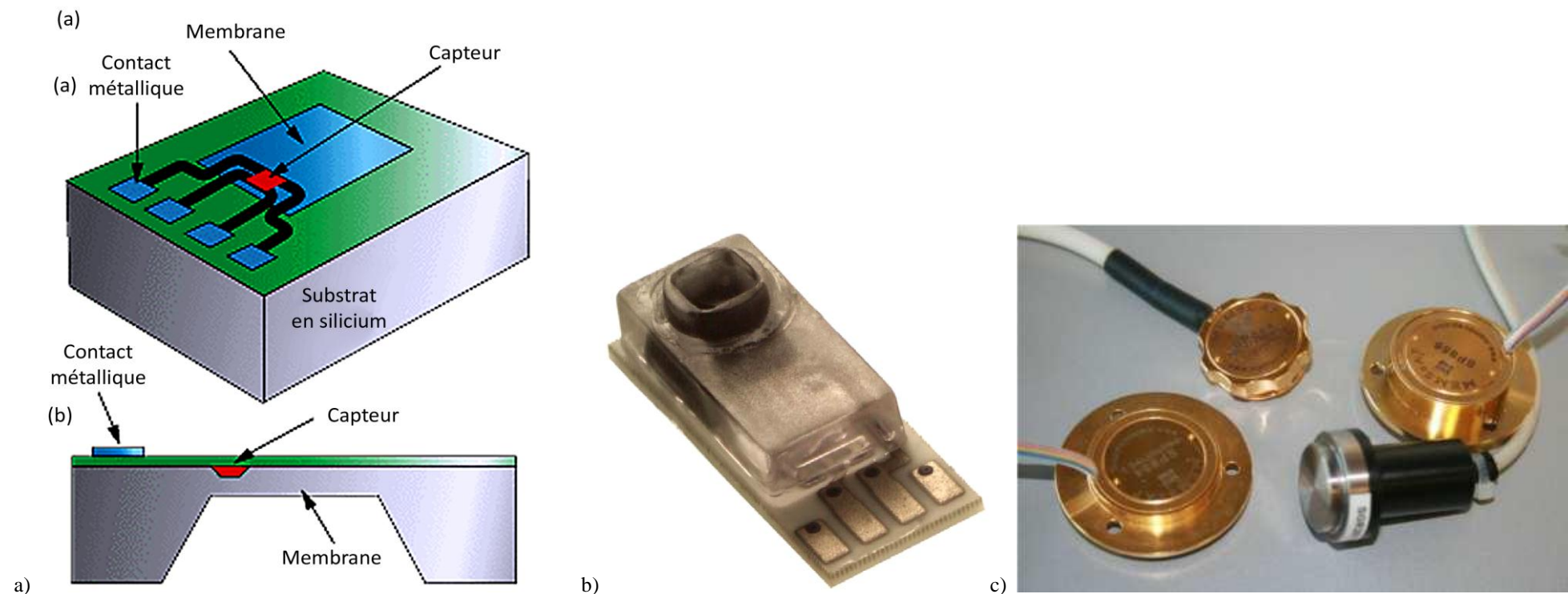
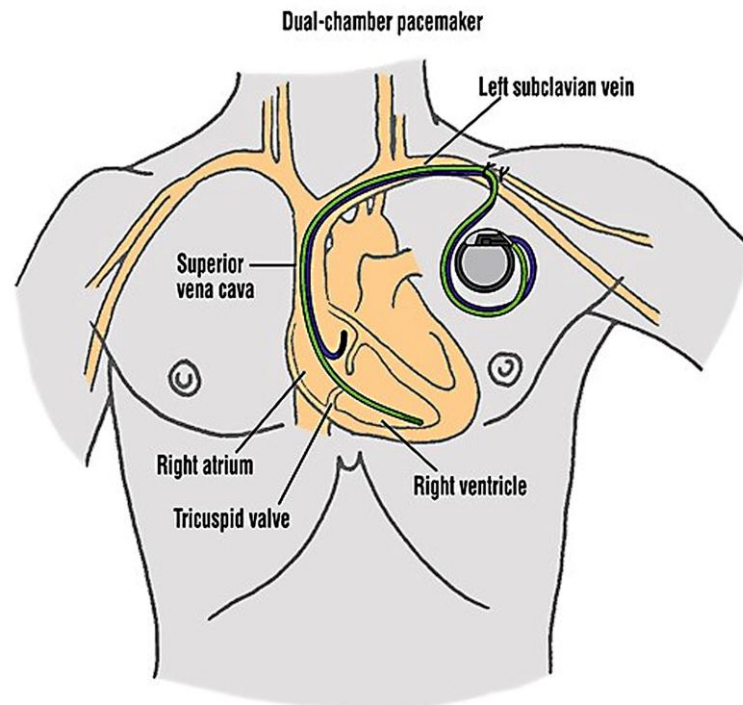


Figure 5.3 – Capteur de pression MEMS. a) Schéma descriptif, b) Capteur à usage général, c) Capteurs à usage biomédical avec boîtier en or.

■ Applications

- A ce jour, le plus grand succès de la technologie MEMS en biomédical est le développement en tant que transducteur jetable utilisé pour la surveillance invasive de la pression artérielle (Fig. 5.3.b). Le transducteur MEMS mesure la pression sanguine à travers un gel silicone diélectrique appliqué entre l'élément de détection et la solution saline remplissant le cathéter intravasculaire. Le rôle du gel est la protection du circuit électrique de détection en fournissant une isolation électrique entre le capteur MEMS et la solution saline.
- Mesure invasive pour le contrôle de la pression artérielle dans les pacemakers (Fig. 5.4).



1. A dual-chamber pacemaker consists of an implantable device in the left clavicle area, with leads located in both the right atrium (upper chamber) and right ventricle (lower chamber) of the heart.



Figure 5.4 – Utilisation du capteur de pression MEMS pour le contrôle de la pression artérielle dans les pacemakers.

- Les capteurs de pression MEMS sont utilisés, par exemple, dans la mesure de la pression intra-utérine pour le contrôle des contractions pendant l'accouchement.
- Brassards automatiques pour la mesure non invasive de la pression artérielle.
- Suivi post-opératoire de chirurgie aortique.
- Moniteurs respiratoires.
- Respirateur médical.
- Pompes à perfusion.
- Dialyseurs (hémodilution)
- Endoscopie gastro-intestinale.
- Mesure de la pression intraoculaire (A mesure que cette pression intraoculaire augmente, le nerf optique est endommagé. Cette détérioration est permanente et définitive. La première étape du traitement est de diminuer la pression intraoculaire, puis de réaliser une chirurgie de l'œil afin d'ouvrir le drain oculaire. La mesure de la pression intraoculaire n'est pas simple et utilise habituellement des méthodes indirectes. Au cours de la chirurgie, il est possible d'implanter un capteur de pression sans fils de type MEMS dans une zone protégée de l'œil et de réaliser une mesure directe de la pression intraoculaire).
- Contrôle du cœur artificiel : aider la régulation du flux sanguin et la fréquence cardiaque en fonction des besoins du patient.

5.3 Capteurs de débit

■ Définition

- Le débit Q (ou débit volumique) est une grandeur définie comme le rapport de la quantité d'écoulement (flux) d'un fluide par unité de temps.
- Dans l'environnement clinique et l'environnement de laboratoire, la mesure du débit volumique d'un fluide en fonction du temps peut être un paramètre important. Dans les applications de flux interne, qui comprennent la plupart des flux biomédicaux d'intérêt, le débit volumique d'un fluide (Q) est lié à la vitesse de fluide locale (V) par l'intégration de la vitesse sur la surface de la section transversale du conduit ou de la cuve :

$$Q = \int V dS$$

Le débit Q , la vitesse du fluide V et la section S ont des dimensions de volume par le temps [m^3/s], longueur par le temps [m/s] et longueur carrée [m^2], respectivement.

- Le débit cardiaque par exemple (en mL/min) est défini comme le produit du volume d'éjection (mL) et de la fréquence cardiaque (battements/ min)

5.3.1 Débitmètres électromagnétiques

■ Principe

- Le débit sanguin à travers un vaisseau exposé peut être mesuré à l'aide d'un transducteur électromagnétique de débit. Ce dernier peut être utilisé dans des études de recherche pour mesurer le débit sanguin dans la majorité des vaisseaux sanguins proches du cœur, y compris l'aorte au niveau de sa sortie du cœur.
- Considérant un vaisseau sanguin de diamètre, D , rempli de sang s'écoulant uniformément à une vitesse, \vec{V} (Fig. 5.5). Si le vaisseau sanguin est placé dans un champ magnétique, \vec{B} (en weber), qui est perpendiculaire à la direction du flux sanguin, les particules du sang d'anions chargés négativement et de cations chargés positivement vont être soumis à une force, \vec{F} (en newton), qui est normal à tous deux du champ magnétique et à la direction du flux sanguin et est donné par :

$$\vec{F} = q(\vec{V} \times \vec{B})$$

12

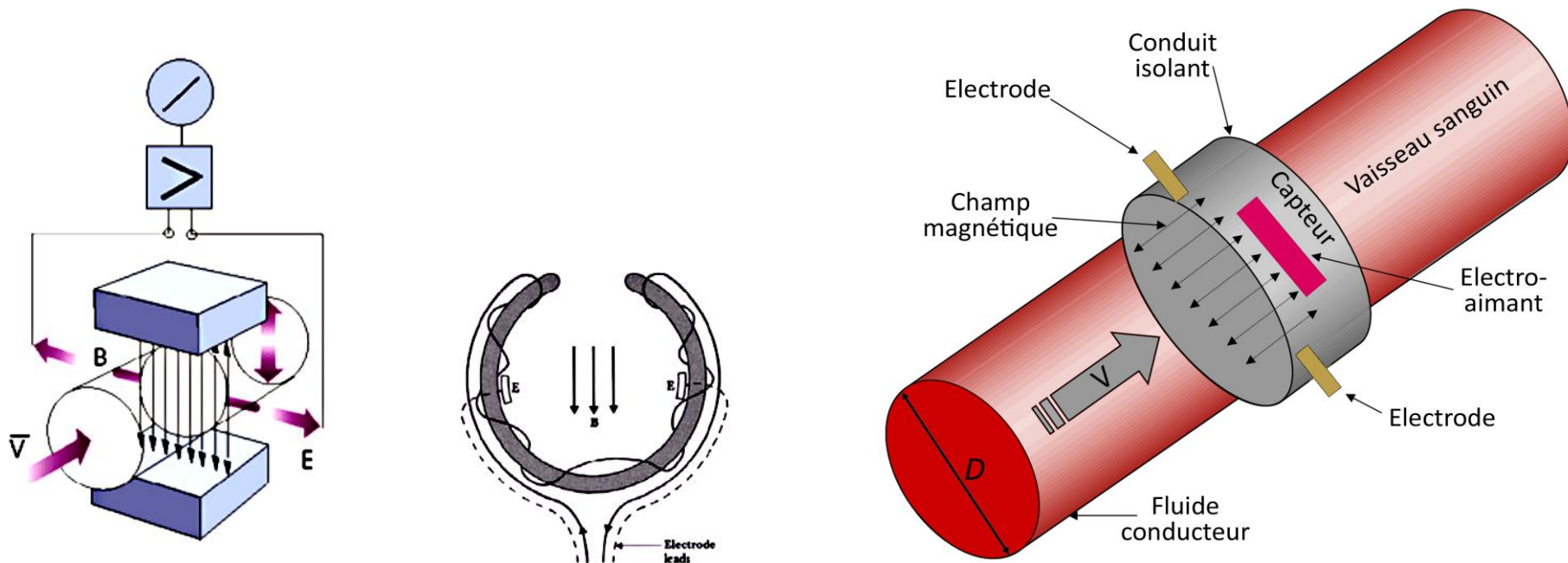


Figure 5.5 – Principe du débitmètre électromagnétique.

où q est la charge élémentaire ($1,6 \cdot 10^{-19}$ C). Cela résulte en une déflexion des particules chargées dans la direction opposée et vont se déplacer le long du diamètre du vaisseau sanguin selon la direction du vecteur de force, \vec{F} (loi d'induction de Faraday : La loi d'induction de Faraday établit que le déplacement d'un conducteur dans un champ électromagnétique génère une tension. Dans le cas du débitmètre électromagnétique, c'est le fluide en mouvement qui représente le déplacement du conducteur). Ce mouvement produit une force opposée, \vec{F}_0 , égale à :

$$\vec{F}_0 = q \times \vec{E} = q \times \frac{U}{D}$$

où \vec{E} est le champ électrique produit par le déplacement des particules chargées et U est le potentiel produit aux bornes du vaisseau sanguin. Au repos, ces deux forces vont s'égaliser, ce qui donne U comme étant :

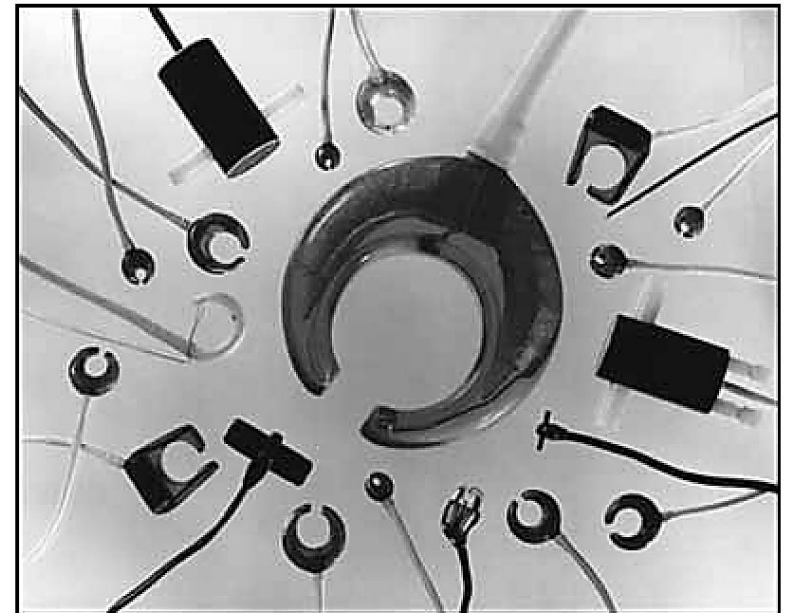
$$U = B \times D \times V$$

qui est proportionnelle à la vitesse du sang dans le vaisseau (Fig. 5.6).

Figure 5.6 – Différents Débitmètres électromagnétiques biomédicaux du commerce.

■ Applications

- Chirurgie cardiovasculaire.
- Utilisation en recherche animale et in vitro. Utilisation en clinique (circulation extra-corporelle)



5.3.2 Débitmètre à ultrasons

■ Principe

- le temps de propagation dans un fluide dans le sens de l'écoulement est plus court qu'à contre-courant
- Détermination des temps de propagation des ondes ultrasonores à travers le fluide en mouvement \Rightarrow déduction de la vitesse moyenne de l'écoulement. En considérant la configuration de droite du schéma de la Fig. 5.7, on peut écrire la formulation qui découle de l'emploi de deux transducteurs ultrasonores l'un en amont du flux sanguin, et l'autre à son aval :

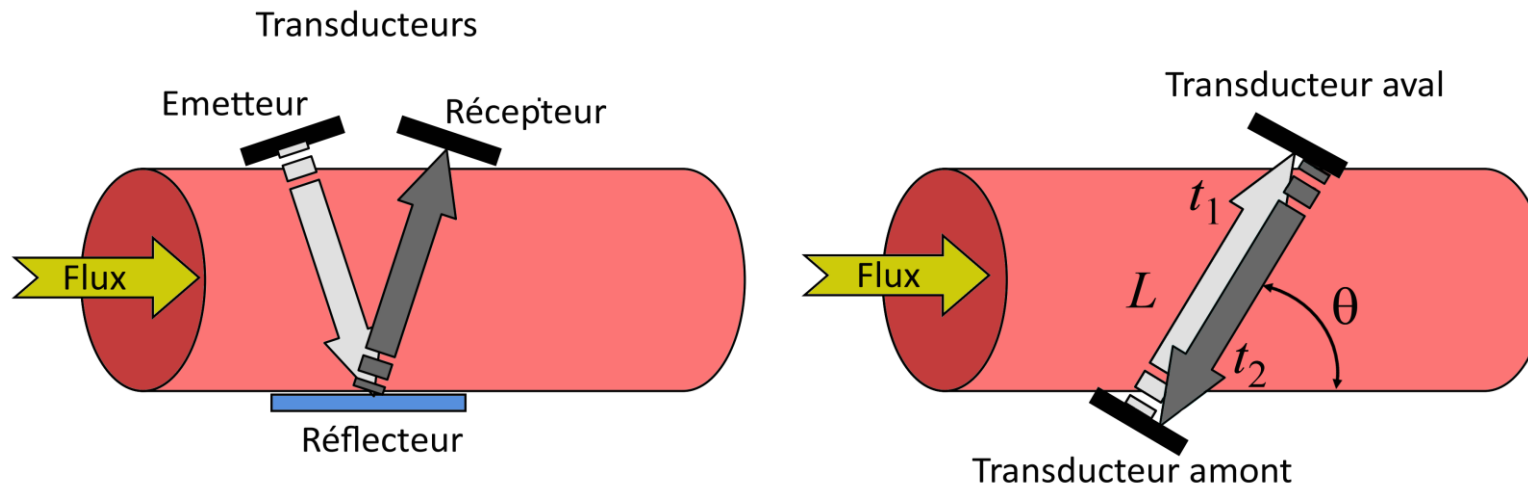


Figure 5.7 – Principe du débitmètre à ultrasons.

$$\begin{cases} t_1 = \frac{L}{c + V \cdot \cos \theta} \\ t_2 = \frac{L}{c - V \cdot \cos \theta} \end{cases}$$

$$\Delta t = t_2 - t_1 = \frac{L}{c - V \cdot \cos \theta} - \frac{L}{c + V \cdot \cos \theta}$$

L : distance séparant les transducteurs
 c : célérité de l'onde ultrasonore (1570 m/s)
 V : vitesse moyenne de l'écoulement

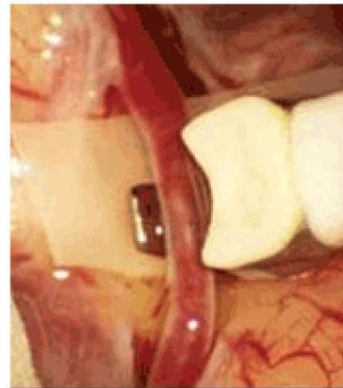
$$= L \frac{2V \cos \theta}{c^2 - V^2 \cos^2 \theta}$$

$$= \frac{2VL \cos \theta}{c^2 - V^2 \cos^2 \theta}$$

$$= \frac{\frac{2VX}{c^2}}{1 - \left(\frac{V}{c}\right)^2 \cos^2 \theta}, \quad \text{avec } X = L \cos \theta$$

$$V \ll c \Rightarrow V = \frac{c^2 \Delta t}{2X}$$

Figure 5.7 – Différents débitmètres à ultrasons du commerce.



Transonic Systems

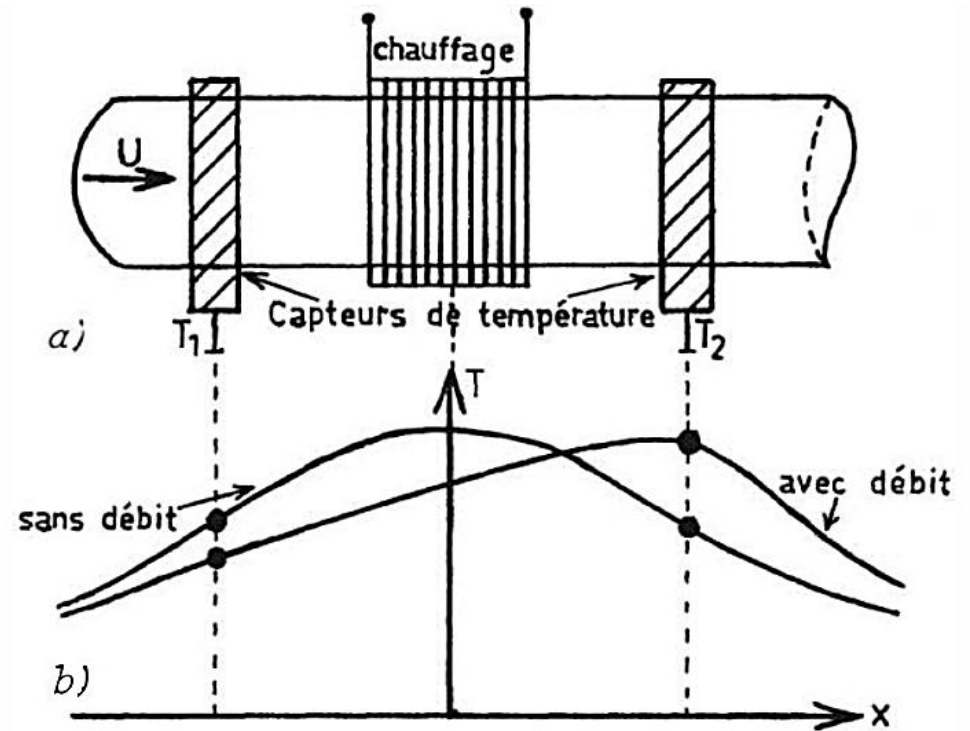


5.4 Capteur de flux d'air massique thermique

L'un des transducteurs de flux d'air le plus courant est le pneumotachomètre Fleisch, illustré à la Figure 5.8. Le dispositif se compose d'une section droite à tube court avec une obstruction de l'écran fixe au milieu qui produit une légère chute de pression lorsque l'air passe à travers le tube. La perte de pression créée sur l'écran est mesurée par un transducteur de pression différentielle. Le signal produit par le transducteur de pression est proportionnel à la vitesse d'air. Le tube est normalement formé dans un cône pour générer un de flux d'air laminaire. Un petit chauffage chauffe l'écran afin que la vapeur d'eau ne se condense pas avec le temps et produise une chute de pression artificielle. Les pneumotachomètres sont utilisés pour surveiller le volume, le flux et les taux de respiration des patients sur les ventilateurs mécaniques.

Figure 5.8 - Débitmètre massique thermique :

a) principe de constitution; b) répartition des températures de part et d'autre de la bobine de chauffage.



■ Applications

Les outils d'analyse des flux ont été utilisés pour des tests de ventilateurs, des concentrateurs d'oxygènes et des appareils d'injection de gaz anesthésiants afin de mesurer la pression et le débit d'oxygène, d'air et d'oxyde azoteux avec précision.