

Chapitre 6

Capteurs capacitifs

6.1 Capacité simple:

La valeur d'une capacité est donnée par:

$$C = \epsilon \frac{A}{d} , F$$

A : surface de l'armature

d : distance entre les armatures

ϵ : permittivité

Dans un capteur capacitif, en général, au moins l'une des deux grandeurs A ou d dépend de la mesurande.

La sensibilité (S_d) du capteur à distance variable est plus élevée que celle (S_A) du capteur à surface variable. En effet, pour des armatures carrées de côté a , nous avons:

$$S_A = \frac{\epsilon a}{d}$$

$$S_d = \frac{\epsilon a^2}{d^2}$$

donc:

$$\frac{S_d}{S_A} = \frac{a}{d} \gg 1$$

Exemple: microphone pour la mesure du son cardiaque

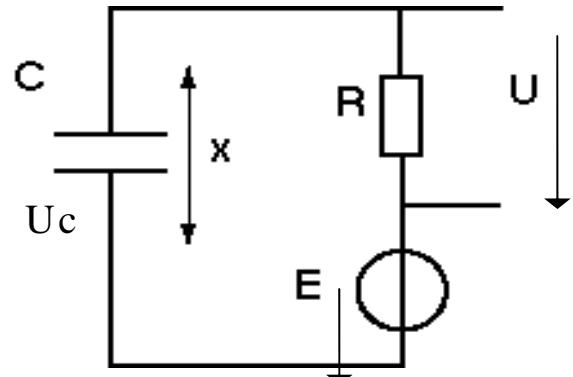


Fig. 1.

$$i = -\frac{dq}{dt}$$

$$u = u_c - E = -R \frac{dq}{dt}$$

$$q = C \cdot u_c(x) = \frac{\epsilon A}{x} u_c$$

$$du_c = du$$

$$dq = \left. \frac{\partial q}{\partial x} dx \right|_{u_c=E} + \left. \frac{\partial q}{\partial u_c} du_c \right|_{x=x_o} = -\frac{\epsilon A}{x_o^2} E \cdot dx + \frac{\epsilon A}{x_o} du$$

d'où:

$$-R \frac{dq}{dt} = \frac{RC}{x_o} E \frac{dx}{dt} - RC \frac{du}{dt} = u$$

En considérant l'entrée (la mesurande x) et la sortie (la tension u), la fonction de transfert est donnée par:

$$\frac{U(j\omega)}{X(j\omega)} = \frac{j\omega RC}{1 + j\omega RC} \frac{E}{x_o}$$

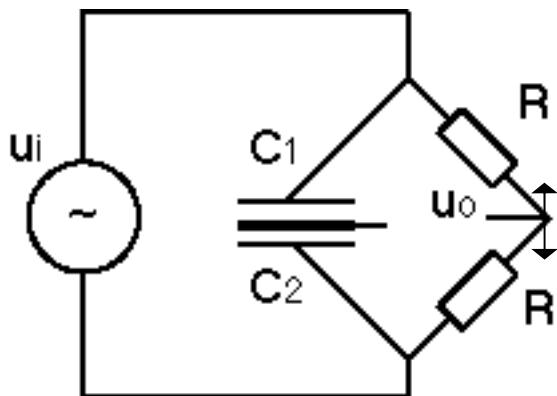
Pour les fréquences élevées (vibrations sonores):

$$\omega \gg 1/RC$$

$$U = K x$$

6.2 Capacité différentielle

Deux capacités sont montées sur les deux branches du pont. Chaque capacité est formée d'une armature mobile et d'une armature fixe commune aux deux capacités.



$$u_o = \frac{u_i}{2} \frac{C_1 - C_2}{C_1 + C_2}$$

$$C_1 = \frac{\epsilon A}{x_o - x} \quad C_2 = \frac{\epsilon A}{x_o + x}$$

$$u_o = \frac{u_i}{2x_o} x = K x$$

Fig. 2.

Application: mesure d'une différence de pression.

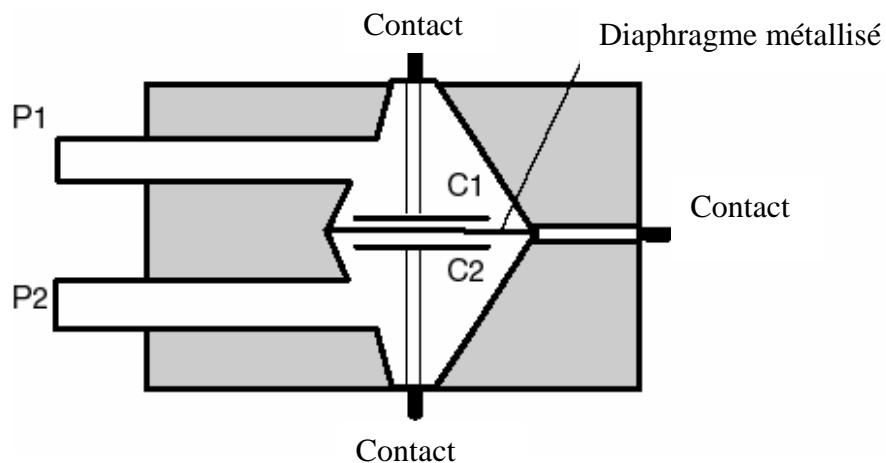


Fig. 3

6.3 Accéléromètre capacatif

La figure 4 montre un exemple de structure en silicium (circuit intégré) utilisée pour mesurer une accélération. La masse sismique en Si est suspendue au centre par deux poutres élastiques en Si.

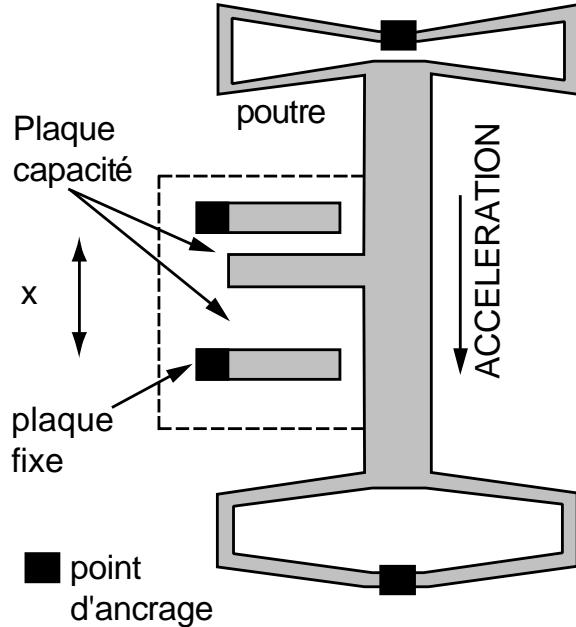


Fig. 3.

L'accélération a engendre un déplacement x qui est ensuite mesuré à l'aide d'une structure capacitive différentielle. En considérant F la force créée par l'accélération dans la direction x et k la raideur de la structure, on a pour des fréquences faibles:

$$x = \frac{F}{k} = \frac{m \cdot a}{k}$$

La réponse du capteur est proportionnelle à l'accélération. La masse m et la raideur de la structure déterminent la sensibilité du capteur.

Le conditionnement du capteur peut être réalisé à l'aide du pont de la figure 2. Une autre possibilité est le circuit de la figure 5 qui peut être intégré avec le capteur.

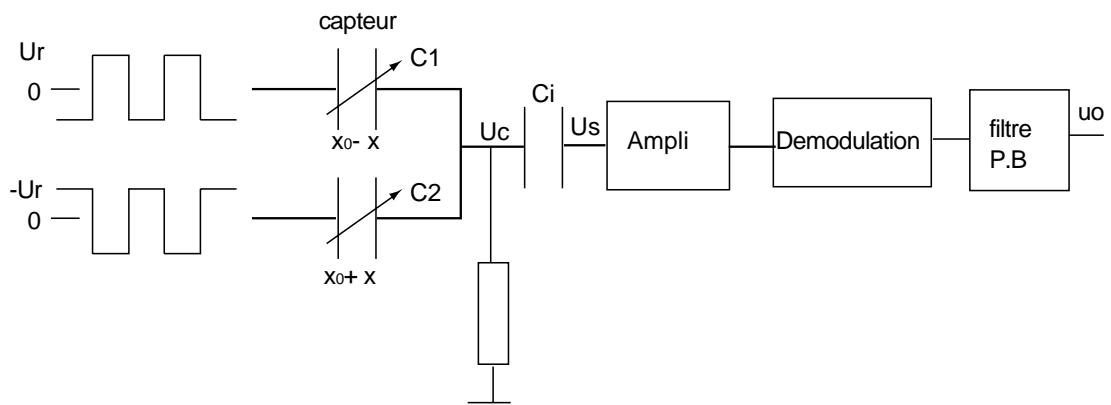


Fig. 4.

Un signal carré de fréquence élevée est placé à l'entrée des deux capacités. Les deux signaux sont déphasés de π . Les courants traversant les deux capacités sont additionnés et démodulés (redresseur synchrone). La composante DC du signal est ensuite extraite.

Le courant dans la capacité C_i est la somme des courants dans C_1 et C_2 :

$$C_i(u_s - u_c) = C_1(u_r - u_c) + C_2(-u_r - u_c)$$

en choisissant $C_i = 2 \frac{\epsilon A}{x_o}$, nous obtenons:

$$u_s = \frac{x}{x_o} u_r$$

En supposant que le gain de l'amplificateur est G , la tension de sortie vaut:

$$U_o = G \frac{x}{x_o} U_r$$

A l'équilibre:

$$F = -kx = ma$$

d'où:

$$U_o = G \frac{m}{kx_o} U_r \cdot a$$

La tension de sortie est sensible à la raideur k . Elle est donc également sensible à sa dérive en température. Pour remédier à ce problème, le schéma de la figure 6 est utilisé.

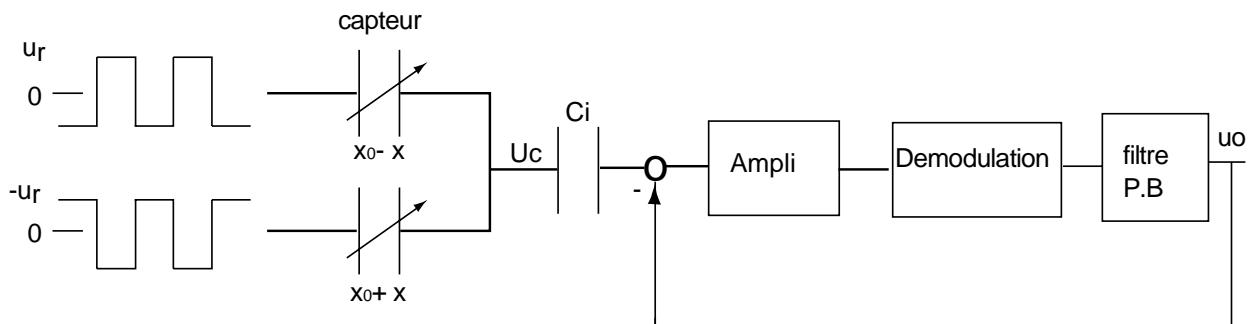


Fig. 5.

Dans cette variante, il existe une boucle de contre-réaction négative. La tension U_o génère une force électrostatique F_e qui a pour conséquence d'annuler le déplacement engendré par l'accélération. Les forces agissant sur les capacités sont obtenues en dérivant l'énergie de la capacité par rapport au déplacement, ce qui donne:

$$F_1 = \frac{1}{2} \epsilon A \frac{(-u_r - u_c)^2}{(x_o - x)^2}$$

$$F_2 = \frac{1}{2} \epsilon A \frac{(u_r - u_c)^2}{(x_o + x)^2}$$

La force résultante F_e est:

$$F_e = F_1 - F_2$$

Cette force agit de manière à empêcher les mouvements de la masse sismique engendrés par l'accélération ($x < < x_o$).

A l'équilibre, cette force est égale à la force inertie:

$$F_a = m \cdot a$$

On déduit la valeur de la tension de sortie:

$$u_o = S \cdot a$$

$$S = \frac{m x_o^2}{2 \varepsilon A (1 + \frac{1}{G}) U_r}$$

La raideur mécanique et surtout sa dérive (température) n'influencent plus la sensibilité.

Applications

- analyse des mouvements du corps
- analyse de la marche et de la posture

6.4 Débitmètre à gradient de pression

6.4.1 Introduction

Un resserrement d'une conduite ou un changement de sa direction crée entre l'amont et l'aval de la conduite une différence de pression ΔP . Le débit du fluide (par exemple la respiration) peut être estimé à partir de la mesure de pression, en utilisant la relation qui lie ΔP et le flux volumique.

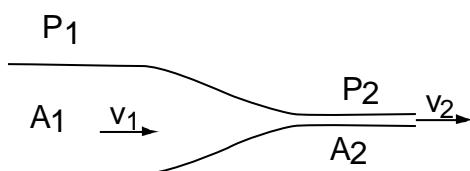


Fig. 6.

La fig.7 montre la conduite de Venturi; nous avons d'après l'équation de Bernoulli:

$$\frac{P_1}{\rho} + \frac{1}{2} v_1^2 = \frac{P_2}{\rho} + \frac{1}{2} v_2^2$$

v : la vitesse du fluide.

ρ : densité du fluide

En supposant que la quantité de fluide qui entre pendant une seconde est égale à celle qui sort, nous avons:

$$\rho A_1 v_1 = \rho A_2 v_2$$

D'où:

$$v_1^2 = \frac{A_2^2}{A_1^2} v_2^2$$

$$\Delta P = P_1 - P_2 = \frac{1}{2} \rho (v_2^2 - v_1^2) = \frac{1}{2} \rho v_2^2 \left(1 - \frac{A_2^2}{A_1^2}\right)$$

Le flux Q est donné par:

$$Q = A_2 v_2 = \frac{A_2}{\sqrt{1 - (\frac{A_2}{A_1})^2}} \sqrt{\frac{2(P_1 - P_2)}{\rho}}$$

soit:

$$Q = K \sqrt{\frac{2\Delta P}{\rho}}$$

La réponse est non-linéaire et la sensibilité faible.

6.4.2 Pneumotachomètre

Un pneumotachomètre est un système de mesure du flux respiratoire.

Il est en général constitué d'une conduite à l'intérieur de laquelle un gradient de pression est engendré par l'introduction d'un écran (fig.8).

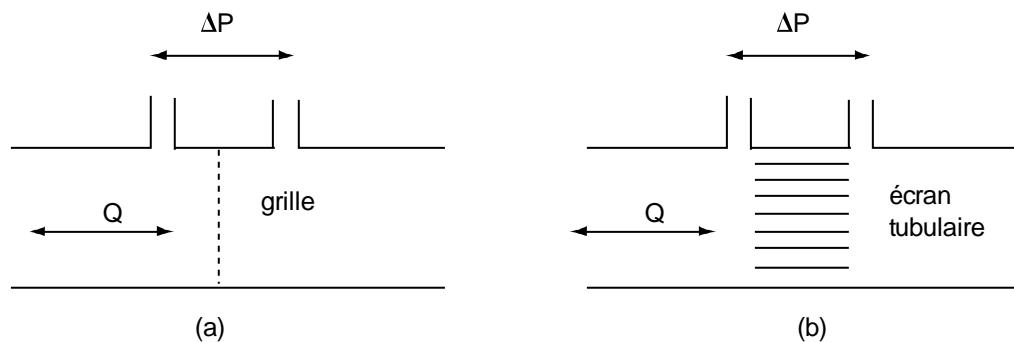


Fig. 7.

Dans ce cas, on peut supposer que le flux est laminaire et la relation qui lie le flux à la pression devient linéaire (relation Poiseuille, chapitre 4):

$$Q = \frac{\pi D^4}{128 \eta L} \Delta P$$

D: le diamètre intérieur de la conduite

η : la viscosité du fluide (air) en Ns/m²

L: la distance entre les deux points de mesure de la pression

L'écran crée une résistance pneumatique (R) fixe.

$$Q = \frac{\Delta P}{R}$$

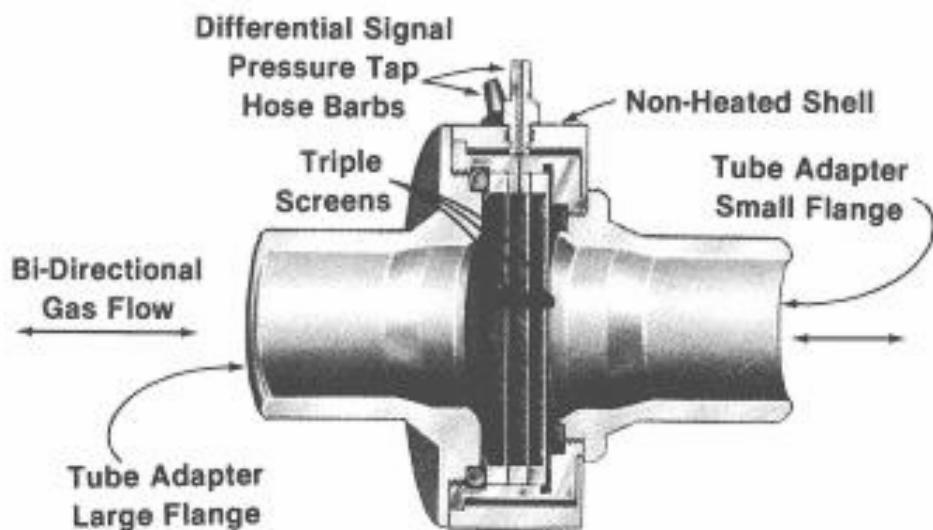


Fig. 8.

La condensation est un phénomène particulièrement important dans le pneumotachomètre linéaire. La condensation peut boucher les passages de l'écran et modifier sa résistance pneumatique. En pratique, l'échauffement de l'écran permet de résoudre ce problème. Sinon, il faut utiliser d'autres types de pneumotachomètre à orifice plus large. La réponse du système est dans ce cas non-linéaire.

La condition nécessaire pour garantir un flux laminaire est d'avoir le nombre de Reynolds (Nr) < 2000. Soit:

$$Nr = \frac{\rho D v_{moyenne}}{\eta} < 2000.$$

6.4.3 Spiromètre

Le spiromètre est un dispositif qui permet de mesurer la quantité de volume d'air inspirée et expirée. En général, les mesures du flux, du volume et de la pression sont simultanément réalisées. Le spiromètre permet de fournir un diagnostic fiable sur le comportement du système respiratoire du patient. La mesure du flux peut être réalisée par un pneumotachomètre linéaire ou non-linéaire, placé dans une conduite, elle-même placée au niveau de la bouche. Le volume respiratoire peut être déduit à partir du temps de mesure et du flux mesuré. La pression de la conduite est également mesurée de manière à pouvoir estimer certaines caractéristiques des poumons telle que la compliance.

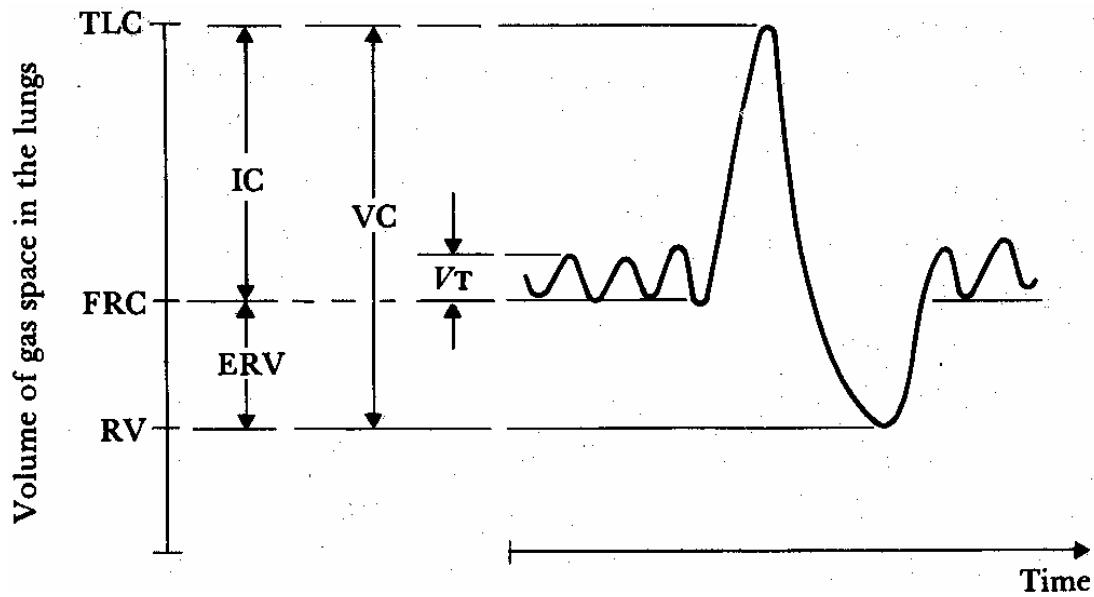


Fig.10.

La figure 10 montre un test réalisé par un spiromètre.

En général, trois types de paramètres sont estimés par un spiromètre:

1) Paramètres temporels:

rythme respiratoire

durée d'inspiration/expiration

2) Paramètres volumétriques:

TLC: total lung capacity

RV: residual volume

FRC: functional residual capacity

VC= TLC-RV: vital capacity

IC=TLC-FRC: inspiratory capacity

ERV: FRC-RV:expiratory reserve volume

VT: tidal volume

3) Paramètres de pression

Positive End Expiratory Pressure

Peak Inspiratory Pressure

Mean Airway Pressure

Inspiratory Pause Pressure

Compliance