

# Dispositifs Médicaux de Mesure des signaux physiologiques

*Pr. Norbert Noury*



Université Claude Bernard



Lyon 1





# 5

## Capteurs résistifs et leurs applications médicales

*Jauges de contrainte, mesures cinétiques, force et pression; accéléromètres, mesures cinématiques ; Thermistances, applications médicales*

La résistance d'un matériau conducteur dépend de sa composition, de sa géométrie et de sa température:

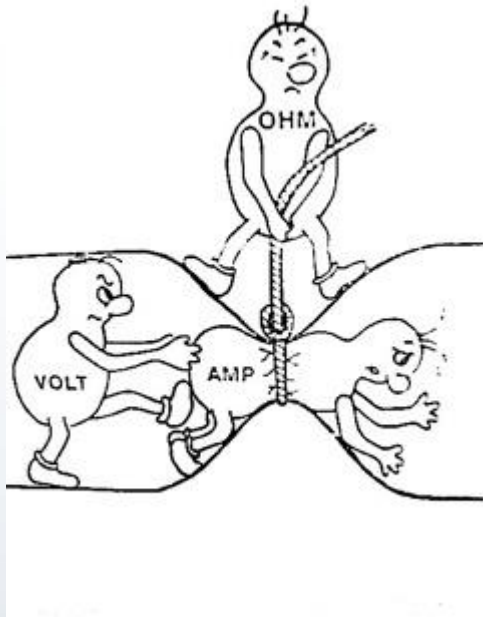
$$R = \rho \cdot \frac{L}{S}$$

R: Ohm L : m S: m<sup>2</sup> ρ: Ohm.m

Le capteur peut être sensible soit au mesurande (e.g. la température) soit à son effet (e.g. la dilatation).

Exemple:

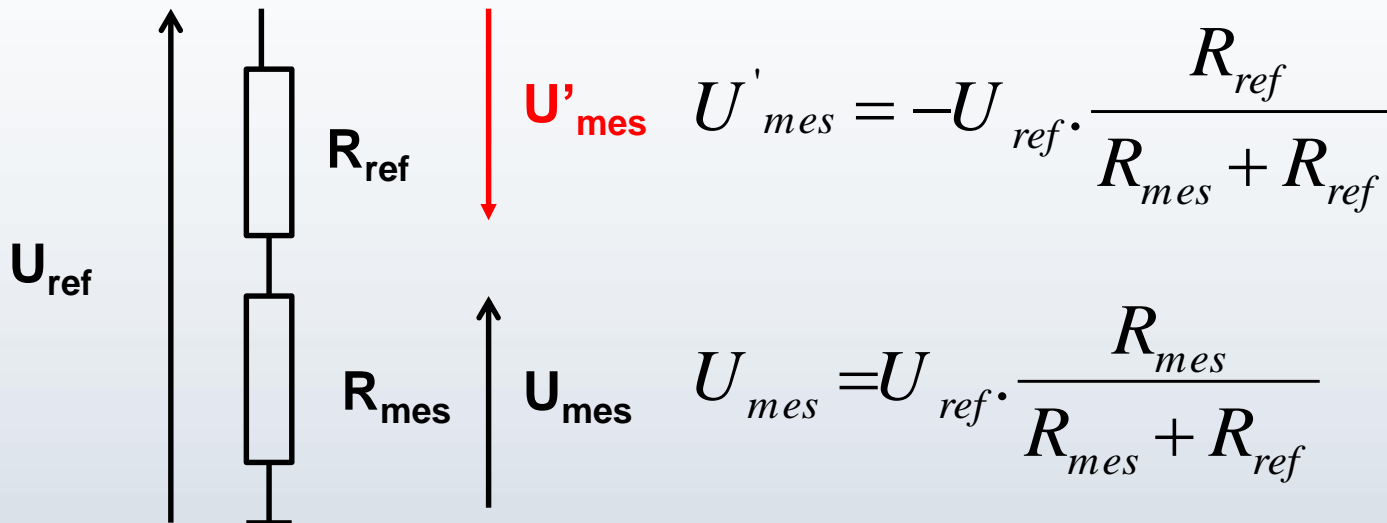
- Force de traction → élongation  $\Delta L \rightarrow \Delta R$
- Echauffement → Dilatation  $\Delta L \rightarrow \Delta R$





Les capteurs résistifs sont passifs : il faut leur fournir de l'énergie pour obtenir un signal électrique en sortie.

Des circuits de conditionnement (potentiométriques, ponts de Wheatstone ) sont nécessaires pour leur mise en œuvre.



**STOP Exo !**

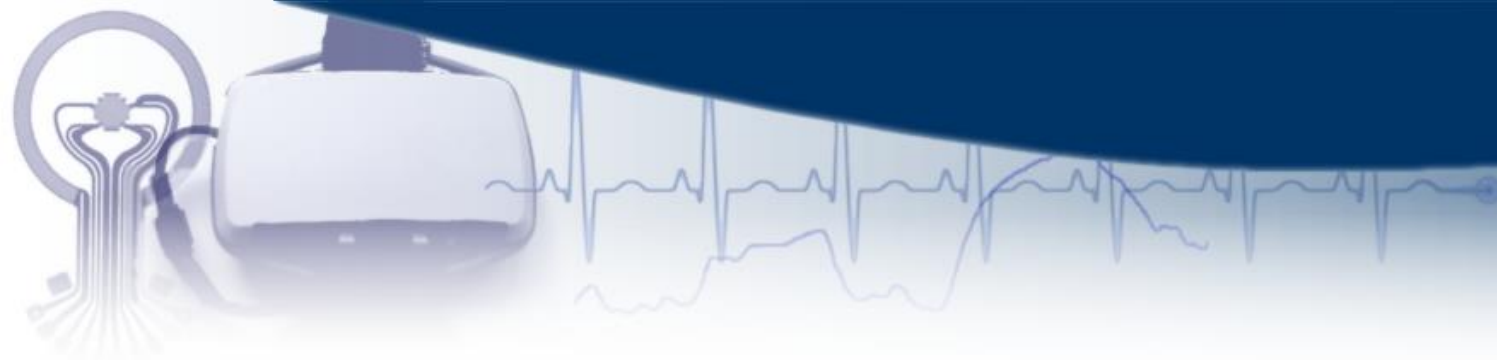




Au fait le pont diviseur, méthode à déflexion ou à zéro ?

**Keep going...**





De nombreuses grandeurs physiologiques sont mesurée avec des capteurs résistifs:

- Forces, Pressions
- Déplacements, allongements
- Températures



Les capteurs résistifs traduisent en variation de résistance leur propre déformation (égale à celle de la structure à l'endroit où elles se trouvent).

Déformation:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L}$$

Contrainte:

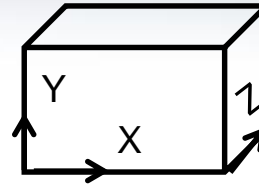
$$\sigma = \frac{F}{S}$$

Résistance:  $R = \rho \cdot \frac{L}{S}$

$$\boxed{\frac{\Delta R}{R} = K \cdot \frac{\Delta L}{L}}$$

K : facteur de jauge

Contrainte dans l'axe (module Young):



$$\sigma = Y \cdot \varepsilon_x$$

Contrainte normale à l'axe (coeff. Poisson):

$$\varepsilon_y = -\nu \cdot \varepsilon_x$$

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta L}{L} + \frac{\Delta S}{S}$$

$$\frac{\Delta S}{S} = 2\nu \frac{\Delta L}{L}$$

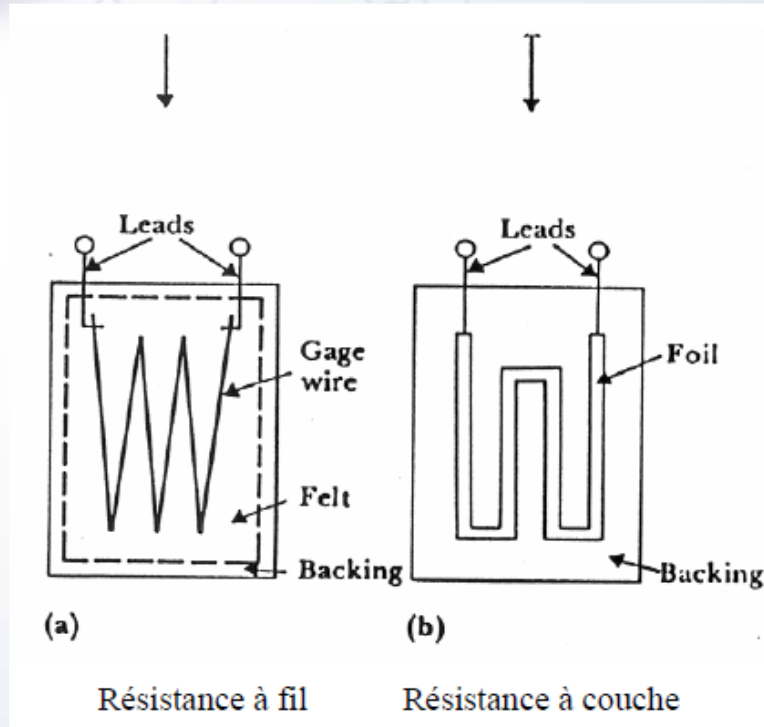
$$\frac{\Delta \rho}{\rho} = C \cdot (1 - 2\nu) \frac{\Delta L}{L}$$

C : coeff. de Bridgeman

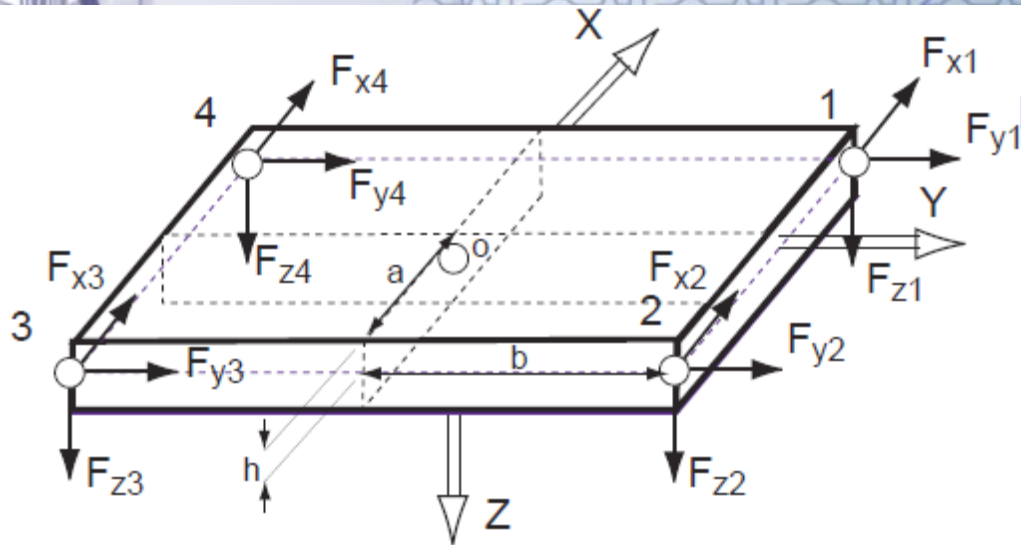
$$\frac{\Delta R}{R} = K \cdot \frac{\Delta L}{L}$$

K : facteur de jauge

# Jauges de contraintes

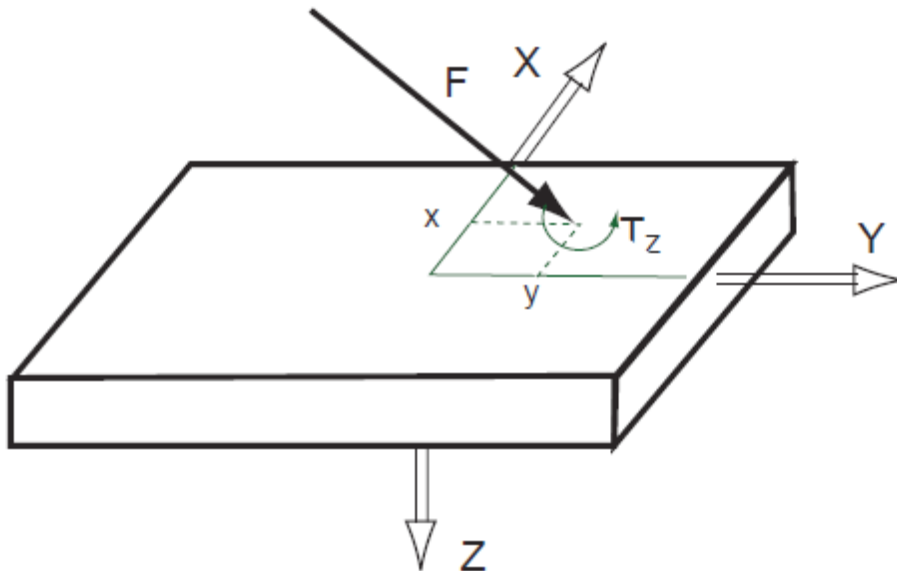


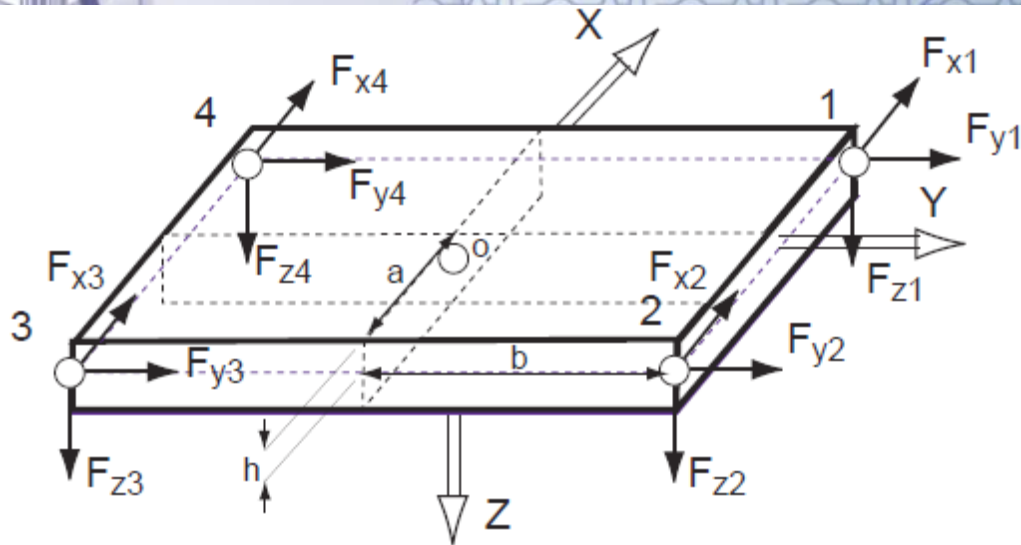
# Application des jauges de contraintes: Mesures cinétiques



La plate-forme de force est utilisée en biomécanique pour quantifier les forces externes, ainsi que les forces et moments articulaires.

La plate-forme de force est généralement constituée d'un plateau rectangulaire supporté aux 4 angles par 4 capteurs de force à jauge de contrainte (ou des capteurs piézoélectriques).

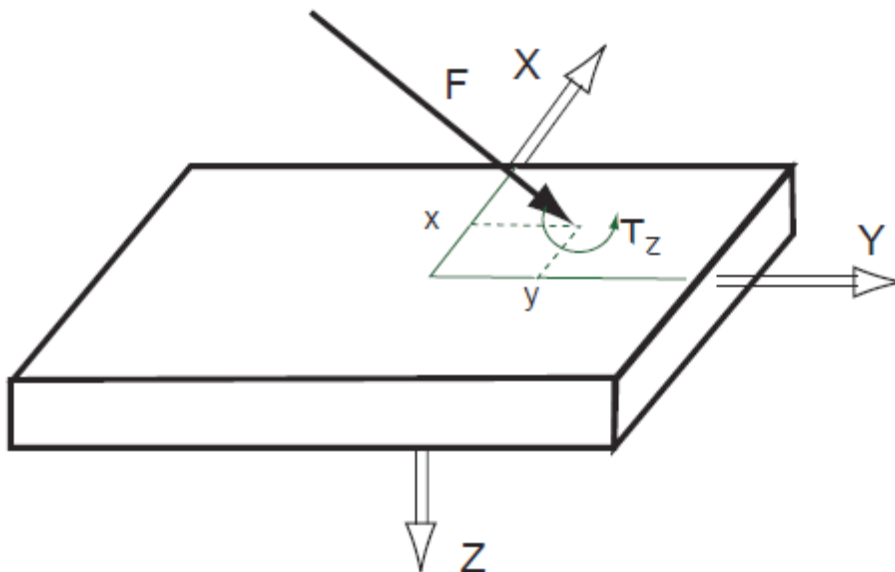




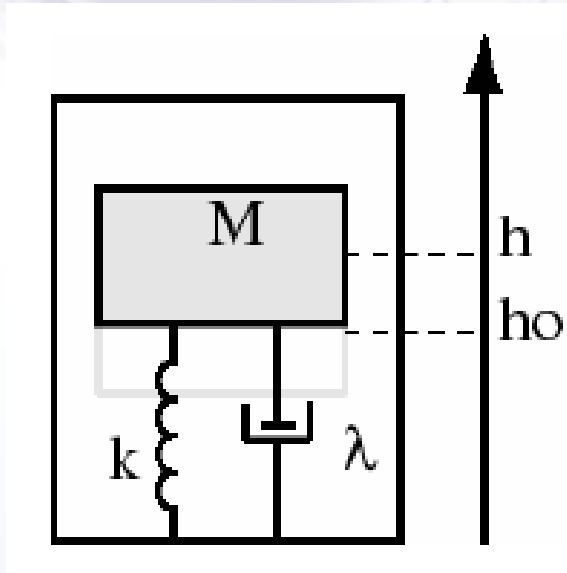
Signaux délivrés par les capteurs de forces triaxiaux placés à chaque sommet de la plateforme.

La plate-forme de force permet de mesurer les forces et les moments appliqués, ainsi que leurs points d'application :

- les composantes de  $F$  ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ) selon les trois axes,
- le moment ou la torsion selon l'axe  $z$ :  $T_z$
- les coordonnées  $(x, y)$  du point d'application de la force



# Mesures cinématiques: accéléromètres



Un accéléromètre est constitué d'une masse  $M$  reliée à l'aide d'un ressort (raideur  $k$  et d'amortissement  $\lambda$ ) au boîtier de l'accéléromètre.

$h_0$ : position de repos de la masse  $M$

$h$ : position de la masse  $M$  sous l'effet de l'accélération

$z = h - h_0$ : l'élongation du ressort due à l'effet de la pesanteur

$$\frac{d^2 h_0}{dt^2} \Rightarrow \Delta z \Rightarrow \Delta R = K \cdot \frac{\Delta z}{z}$$

La mesurande principale (accélération  $a$ ) est convertie par la masse  $m$  en une force qui induit une déformation  $z$  (mesurande secondaire) du ressort, mesurée à l'aide d'une jauge de contrainte.



La marche est un mouvement périodique. Un cycle de marche comporte 2 phases :

- l'appui ou le support (stance).
- l'oscillation ou le vol (swing)

La phase d'appui est séparée en trois intervalles:

- *le double appui initial* (les deux pieds sont en contact avec le sol),
- le simple appui (un pied est en contact avec le sol pendant que l'autre est en phase d'oscillation)
- le double appui terminal (les deux pieds sont de nouveau au sol).

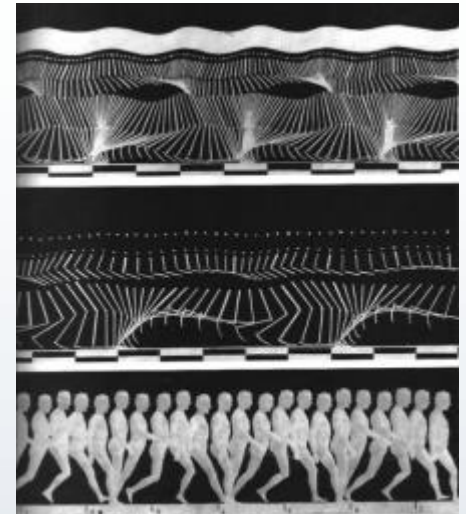
→ paramètres temporels de la marche.

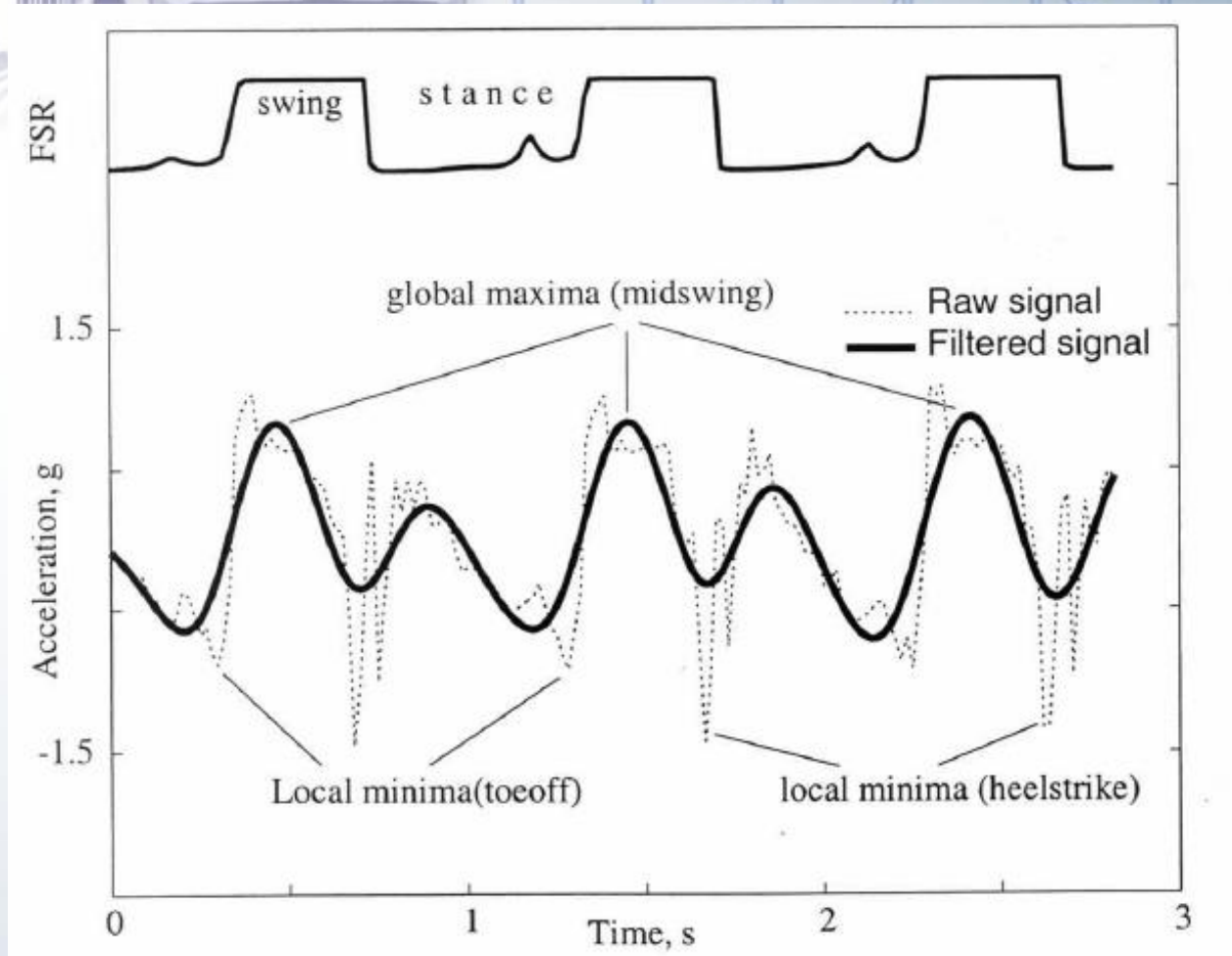
→ paramètres spatiaux : distance ou angle parcouru pendant la durée de chaque phase.

L'évaluation des paramètres spatio-temporels pendant la marche permet de quantifier la marche pathologique et d'estimer l'évolution de la marche pendant et après un traitement (chirurgie, rééducation, médicament, etc.) dans le but de fournir au patient un traitement adéquat.

L'analyse de la marche est utilisée pour les maladies affectant les fonctions motrices en particulier :

- orthopédie: arthroplastie de la hanche et du genou,
- neurologie: maladie du Parkinson,
- angiologie: artériopathie des membres inférieurs,
- sport et rééducation: évaluation des programmes d'entraînement,
- gériatrie: estimation du risque de chute.



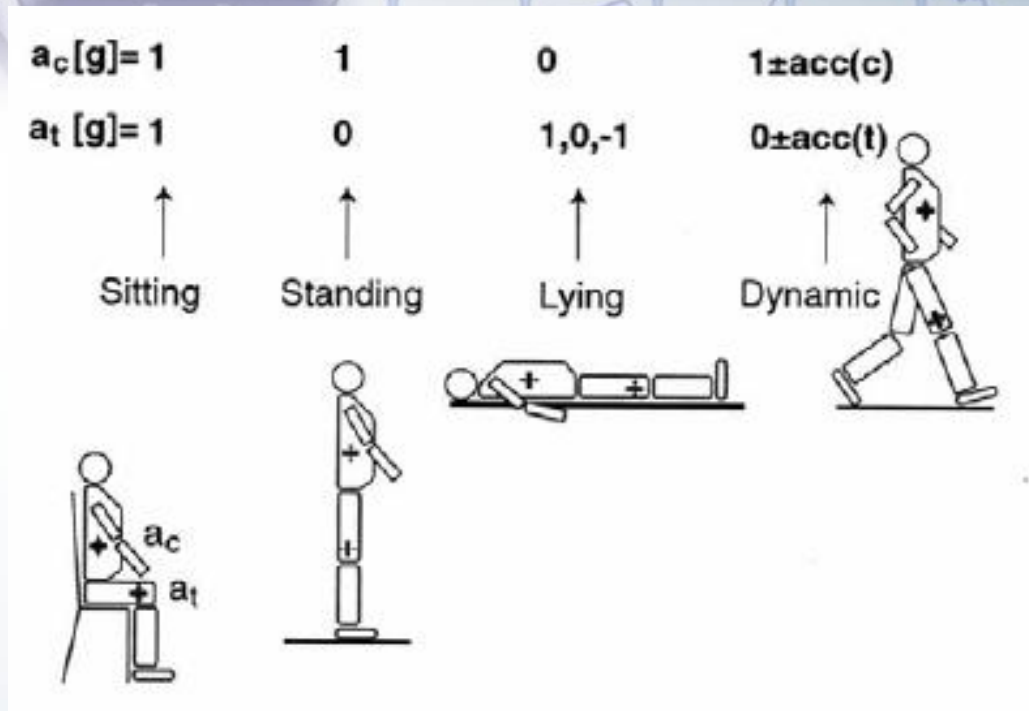


Capteur de force (semelle)

Accéléromètre (pied)

*On détermine le moment précis où le pied touche le sol (heel-strike) et celui où il le quitte (toe-off), pour en déduire les paramètres temporels.*





L'accéléromètre peut être utilisé pour mesurer l'inclinaison des segments du corps par rapport à l'axe vertical à partir des valeurs des accélérations du tronc et de la cuisse en fonction des différentes postures.

Un filtrage passe-bas permet de séparer les composantes basses fréquences de l'accélération qui dépendent de la posture, de celles engendrées par d'autres activités telle que la marche.

# Mesure de la variation de température par variation de résistance

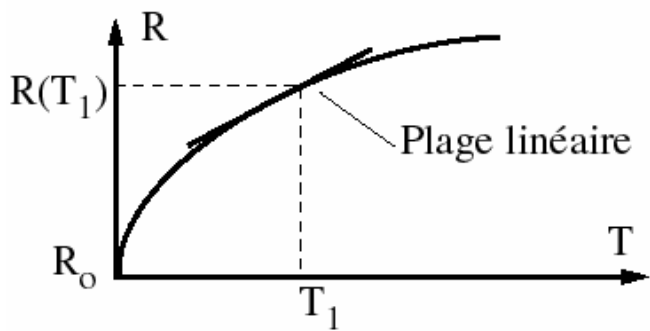
Variation de la valeur de la résistance en fonction de la température :

$$R = R_0 f(T - T_0),$$

Avec  $R_0$  la résistance à la température de référence  $T_0$

Donc pour  $T = T_0$ ,  $f(T - T_0) = 1$

$f$  est en général une fonction non-linéaire :

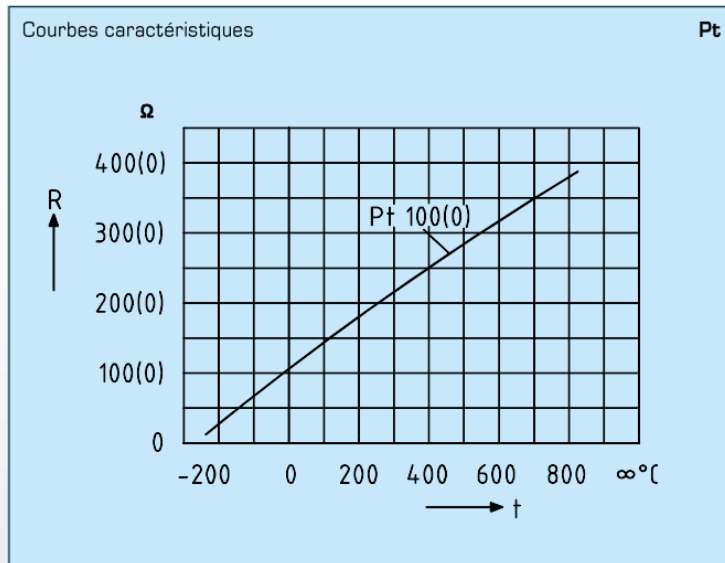


$$R(T_1 + \Delta T) = R(T_1) \cdot (1 + \alpha \cdot \Delta T)$$

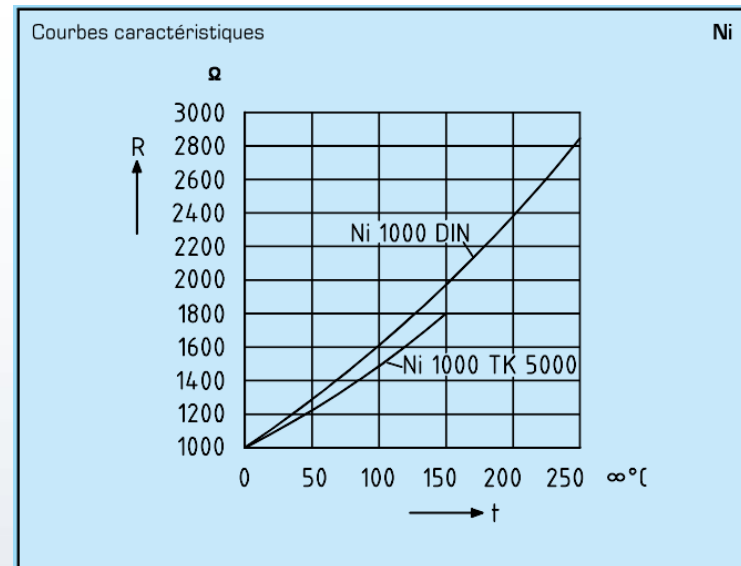
$$\alpha = \frac{1}{R} \cdot \frac{\Delta R}{\Delta T}$$

## Capteurs de température à résistance

$$R(T) = R_0 (1 + aT + bT^2)$$

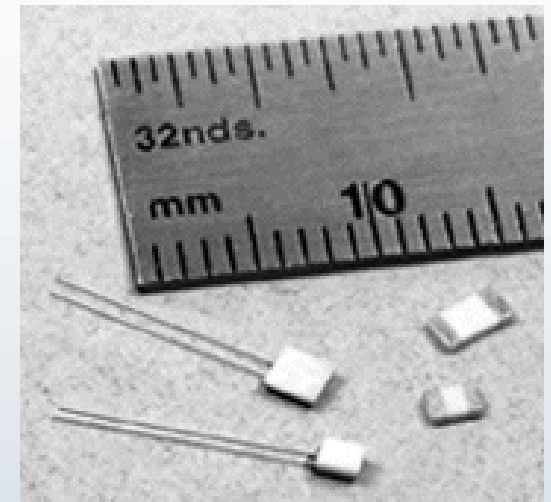
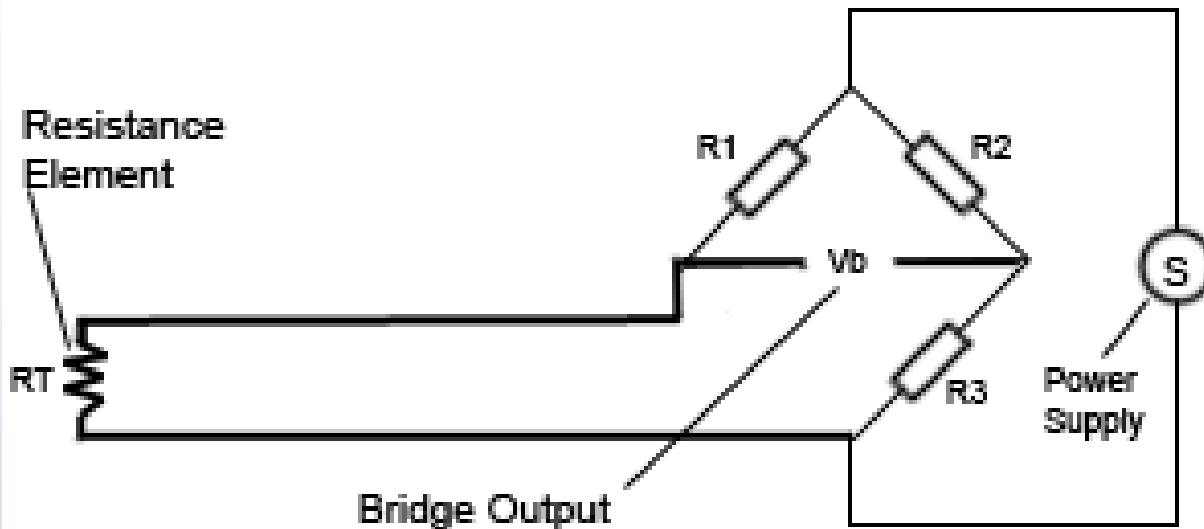
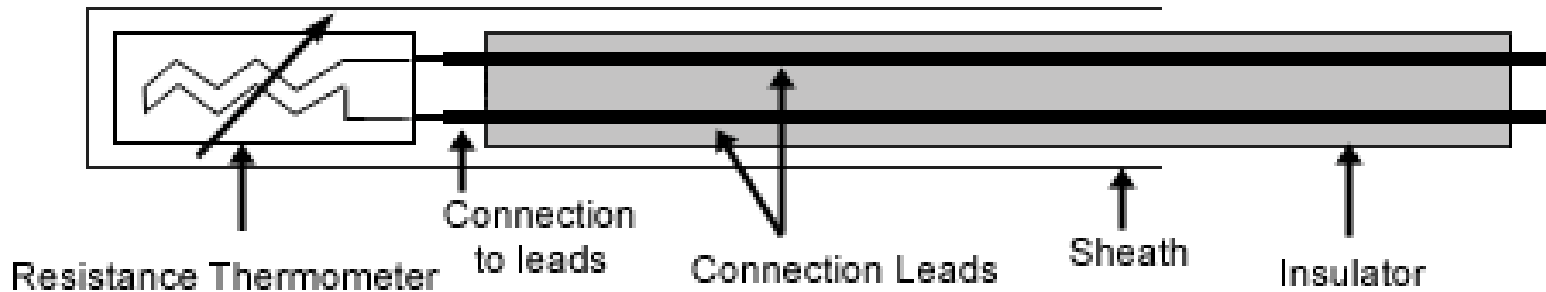


Sonde platine Pt100  
Temperature coefficient : TCR=3850 ppm/K



Sonde Nickel  
TCR=6180 ppm/K

# Thermomètre à sonde résistive



## Les résistances thermosensibles

$$R(T) = R_0 e^{\beta \left( \frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right)}$$

T, température en K.

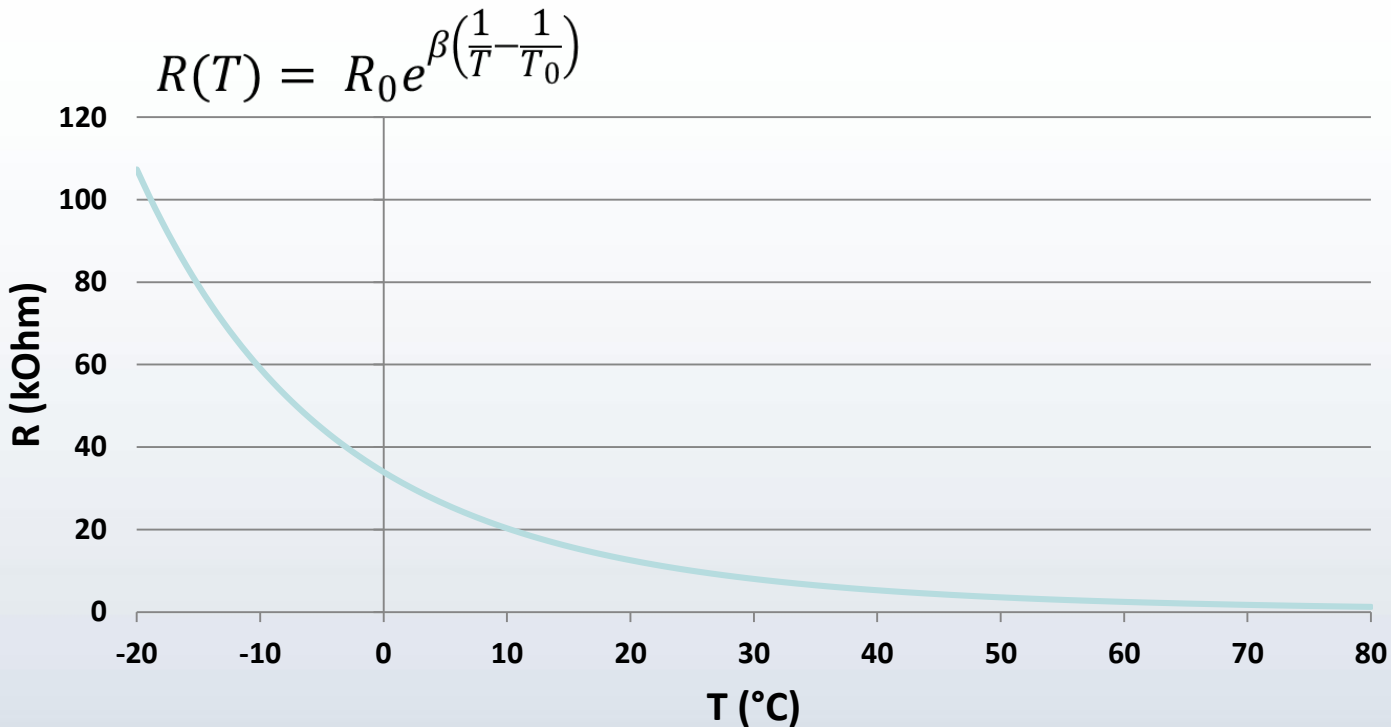
$R_0$ , résistance nominale, à la température  $T_0$   
(le plus souvent à 25°C).

$\beta$ , indice de sensibilité thermique,  
caractéristique du matériau de la  
thermistance, en K.

- Matériau semi-conducteur d'oxyde métallique encapsulé (bille époxy ou verre).
- Bonne résolution; Grande sensibilité aux variations de température.
- Coefficient de température négatif (CTN, cas le plus courant), ou bien coefficient de température positif (CTP).

## Exemple : Micro-BetaCHIP Thermistor

Parameter	Unit	Value
Resistance @25°C	Ω	10000
β - value	K	3976
α - value	%/°C	-4,39





## Quelques remarques :

- Le signal mesuré dépend de la température du **transducteur**.
- Il correspond donc à la température de l'élément mesuré si et seulement si l'élément et le transducteur sont à **la même température !**



*« tu ne mesures pas la température de ta poche, mais tu mesures la température du **capteur** placé dans ta poche ! »*

- Les thermistances sont particulièrement adaptées au domaine biomédical pour leur taille ( $\varphi=400\mu m$  et  $L=3mm$ )



- **La relation précédente est fortement non-linéaire...**