

# 医用工学概論

## 第11回 生体情報の収集

# トランスデューサ(変換器)

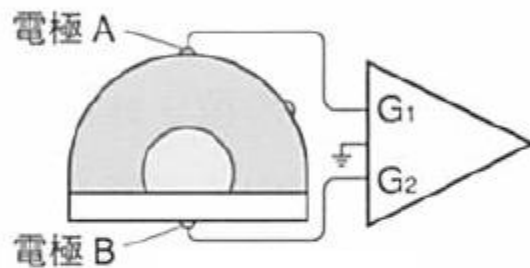
生体信号を **電氣的信号** に変換するための装置

変換様式 (物理量→電氣量)	トランスデューサ
変位→抵抗	ポテンシオメータ, ストレンゲージ
変位→相互インダクタンス	差動トランス
変位→容量	可動極板型コンデンサ
力, 振動→起電力	圧電素子
力(→変位)→抵抗	ストレンゲージ
力→電流	感圧ダイオード
光→抵抗	CdS (光導電素子)
光→起電力	光電池
光→電流	光電管, フォトトランジスタ
温度→抵抗	サーミスタ
温度→起電力	熱電対
磁場→起電力	ホール素子
磁場→電流 (リング電流)	SQUID 磁束計
放射線量→電流	ガイガー計数管, 半導体放射線検出素子

イオン電流→電子電流      電極

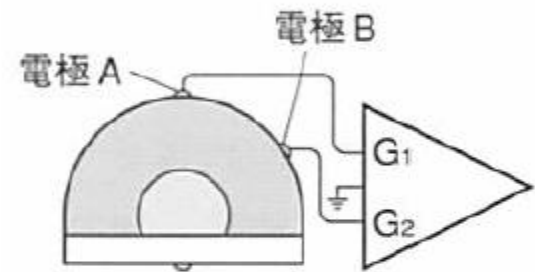
# 導出法

## 単極導出法



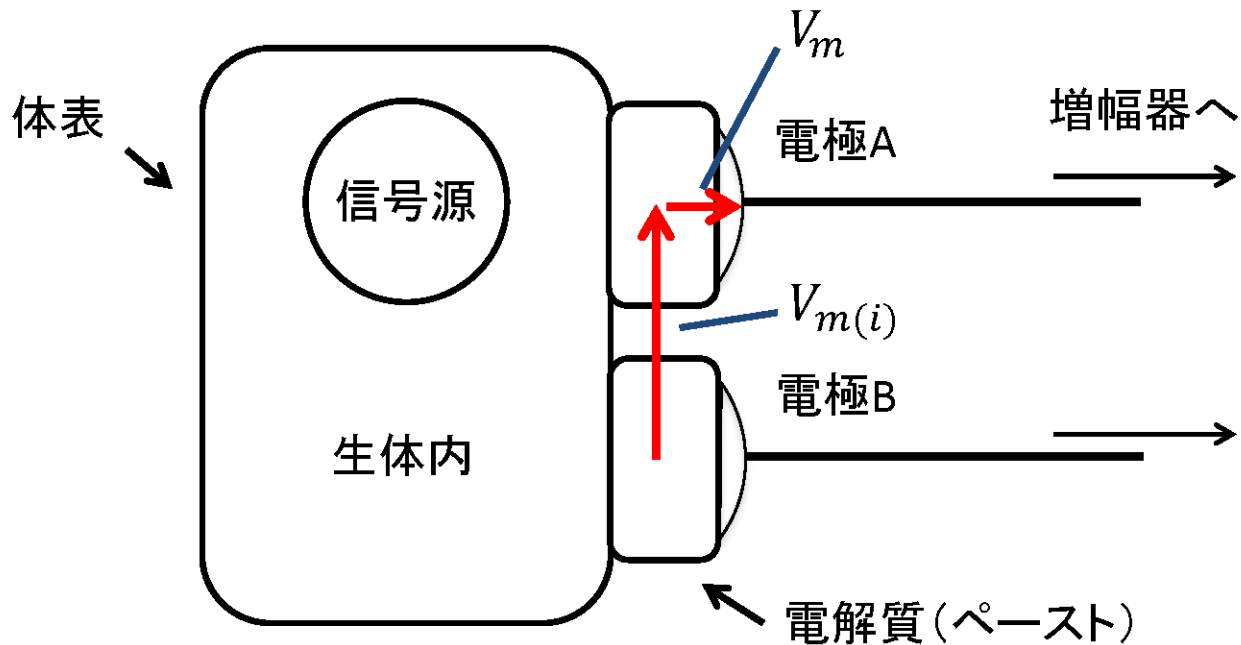
計測したい生体電気信号が波及  
していない部位( **不関導体** )  
に基準電位をとる.

## 双極導出法



計測したい生体電気信号が波及  
している部位に基準電位をとり、  
**電位差** を導出する.

# 導出電極



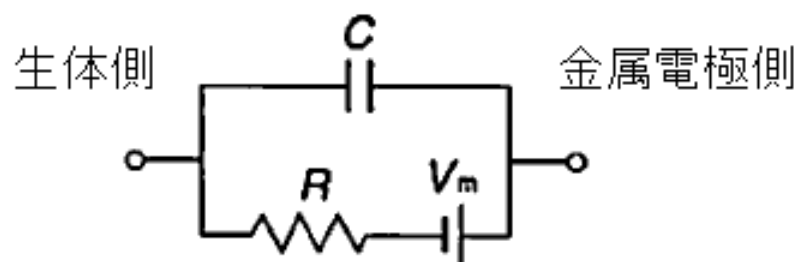
生体電気信号の導出では, 金属電極と組織の接触部に **電位差** が生じる.

**電極電位**  $V_m$  : 電極用ペーストと金属電極間に生じる

**分極電圧**  $V_{m(i)}$  : 2つの電極間に流れる電流によって生じる

# 電極電位

## 電極接触インピーダンスの等価回路



電解質との界面では、電極に用いる金属のイオン化傾向に従って起電力が発生する。

この起電力は、温度が一定であれば（金属の種類に応じた）**静止電位**を持つ。

その電位のことを**電極電位**という。

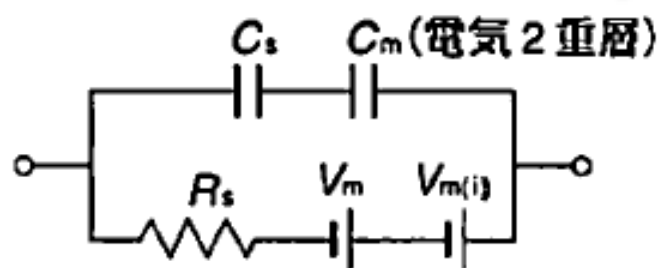
電極電位の変動は、直流成分の記録の妨げとなるため、（直流信号を記録する場合には）

電極電位の小さな金属を選び、使用する金属電極はすべて同一材料とする。

# 分極電圧

## 皮膚-電極界面の電氣的等価回路

界面を横切る電流によって、電荷が蓄積される。



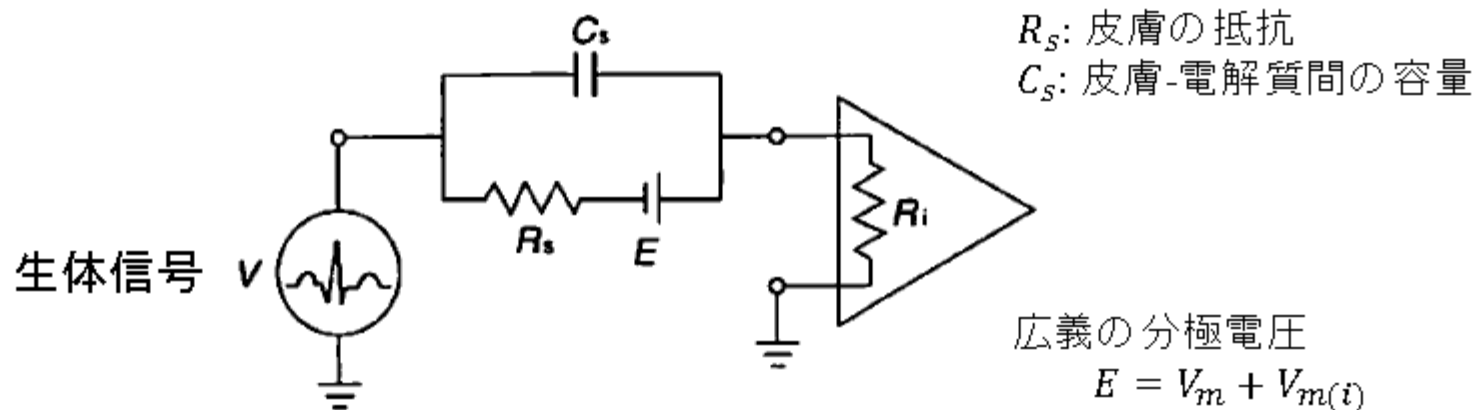
$R_s$ : 皮膚-電極間の抵抗,  $C_s$ : 皮膚-電解質間の容量,  $C_m$ : 電解液-電極界面の容量

増幅器側からの漏れ電流や電極電圧の若干の違いによって、電極間に皮膚との界面を横切る **電流** が流れる。これにより、電極電位は静止状態から偏位する。

その偏位のことを **分極電圧** という。

このとき、界面を横切る電流と分極電圧の関係(分極特性)は、必ずしも線形ではない。

# 電氣的等価回路



皮膚の抵抗  $R_s$  は、皮膚界面の **清潔さ** によって左右される。

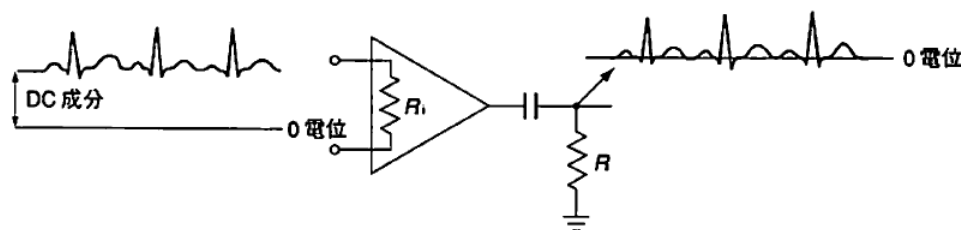
$R_s$  が  $(1/\omega C_s)$  に比べて) 大きい場合、生体信号は  $C_s$  側に多く流れる。このとき、

増幅器の入力抵抗  $R_i$  が小さい(電流入力)とすると、低周波数成分が歪む要因となる

( **低周波遮断** )。  $\rightarrow f_{cl} = 1/2\pi C_s R_i$

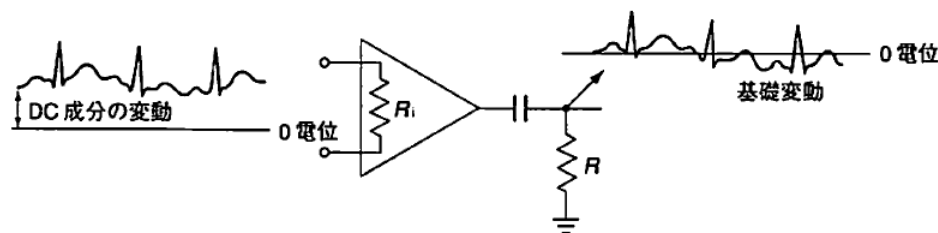
# 分極電圧の影響と基線動揺

## 分極電圧の変動がない場合



基線(ベースライン)の変動はない。

## 分極電圧の変動がある場合



体動によっても生じる

基線動揺(ドリフト)が生じる。

→ 計測における雑音

分極電圧をできるだけ **小さくする** ことが、ドリフト対策となる。

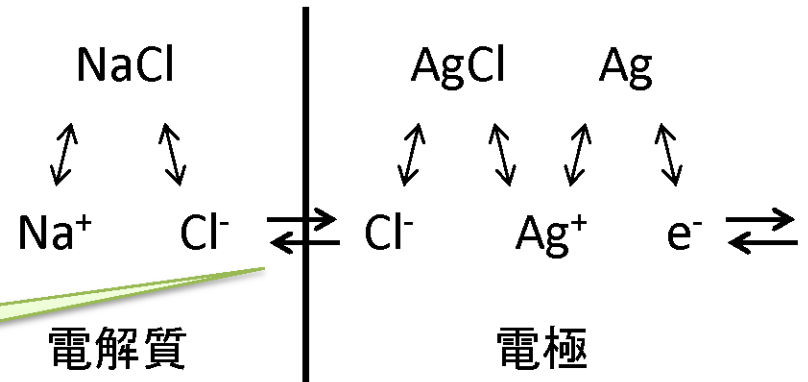


# 不分極電極

電解質 (NaCl) と共通の **イオン** を含む金属用いた電極

**Ag-AgCl 電極** (銀-塩化銀電極)

**Hg-Hg<sub>2</sub>Cl<sub>2</sub> 電極** (カロメル電極)



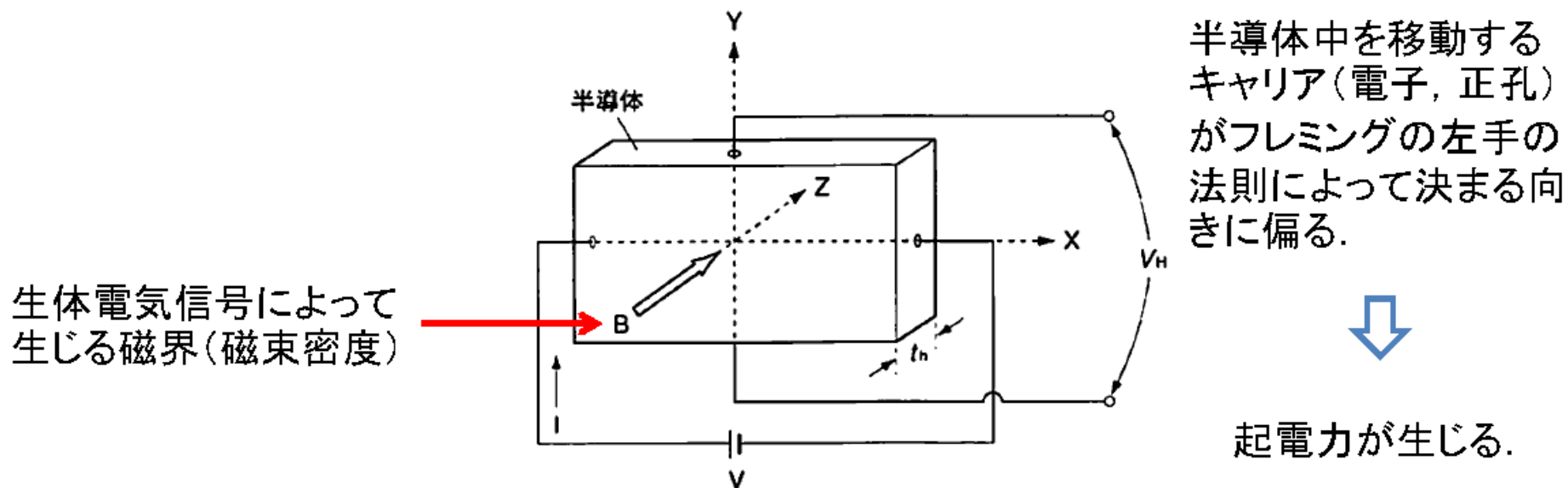
界面では, Cl<sup>-</sup> どうしの交換が行われる

電極-電解質間での電荷の移動に共通のキャリア (**運搬体**) である Cl<sup>-</sup> を用いるため,  
界面に電荷が蓄積せず, 分極電圧が **小さく** なる.

金属電極を電解液に浸して表面に塩化膜を形成させることを **エージング** という.

# ホール素子

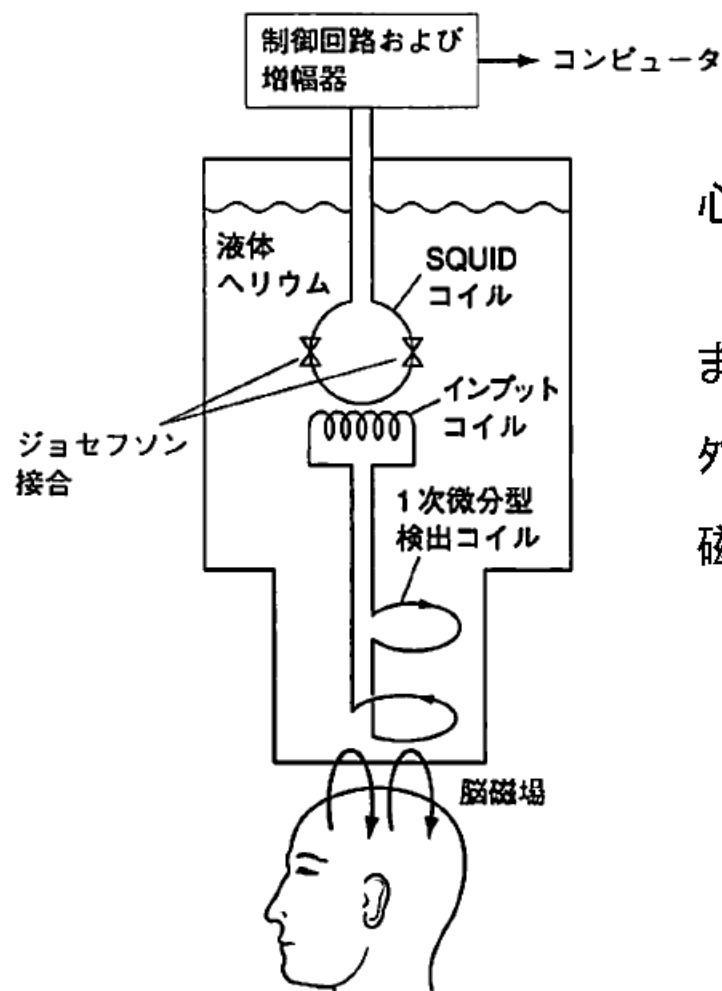
## ホール効果を利用した磁場計測用の半導体素子



心臓や筋からの比較的大きな生体磁場でも十分な検出感度を得られない.

# SQUID(超伝導量子干渉素子)

超伝導現象を利用した、高感度な生体磁場計測装置



心磁図, 脳磁図, 筋磁図検査用に用いられる.

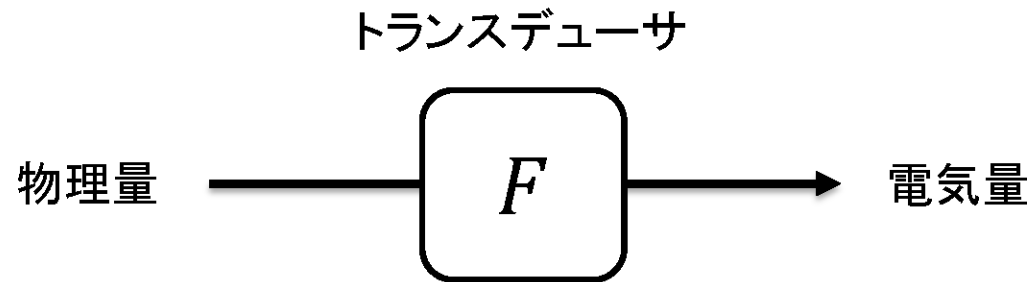
また, これらの生体磁場計測では,  
外来磁場や地磁気の影響を避けるために,  
磁気シールド室が必要となる.

# 物理量トランスデューサ

物理量(位置、力、速度、熱、光など)を計測するトランスデューサ

- ・変位・圧力
- ・振動・音響
- ・流速・流量
- ・熱・温度
- ・光

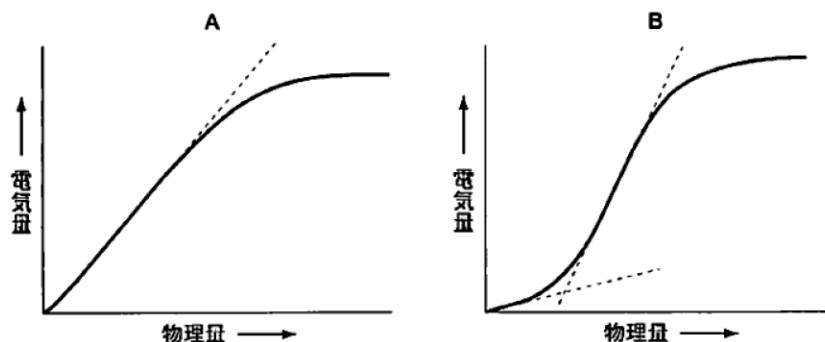
# トランスデューサに対する要求事項



測定する物理量の変化(周波数)を十分にとらえられる応答特性(周波数特性)を有する必要がある。

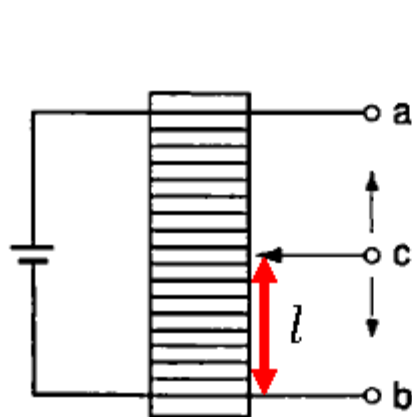
正しく電気量と物理量を対応させるためには、適切な校正が必要である。

トランスデューサは、測定する以外の物理量の変化を受けてはならない。

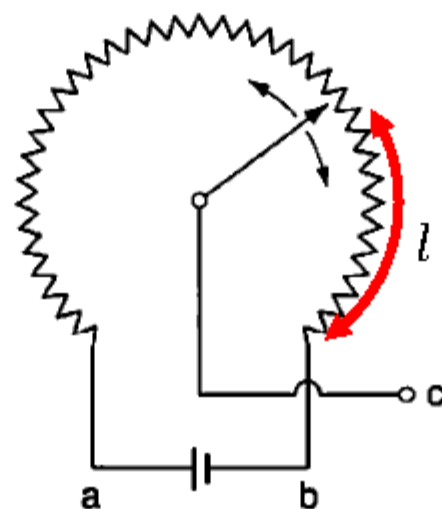


# ポテンシオメータ(ボリューム)

抵抗線 を用いた 変位 トランスデューサ



A: 直線型



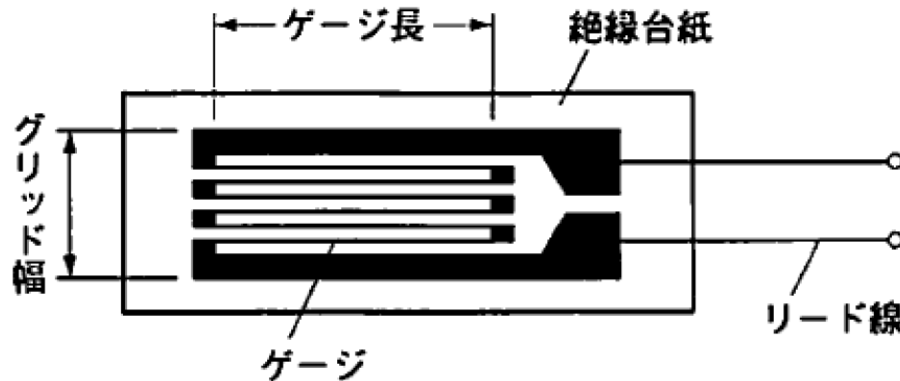
B: 回転型

$$R = \rho \frac{l}{S}$$

位置(長さ $l$ )に比例した出力電圧を得ることができる。

# ストレンゲージ(歪ゲージ)

抵抗線 を用いた 歪み トランスデューサ



$$R = \rho \frac{l}{S}$$

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

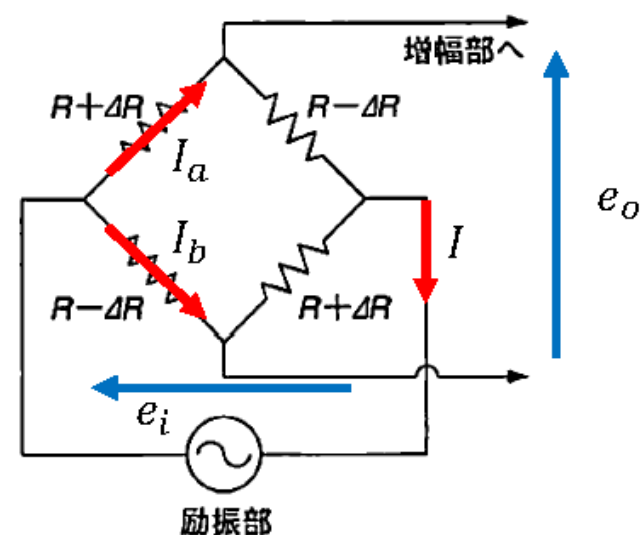
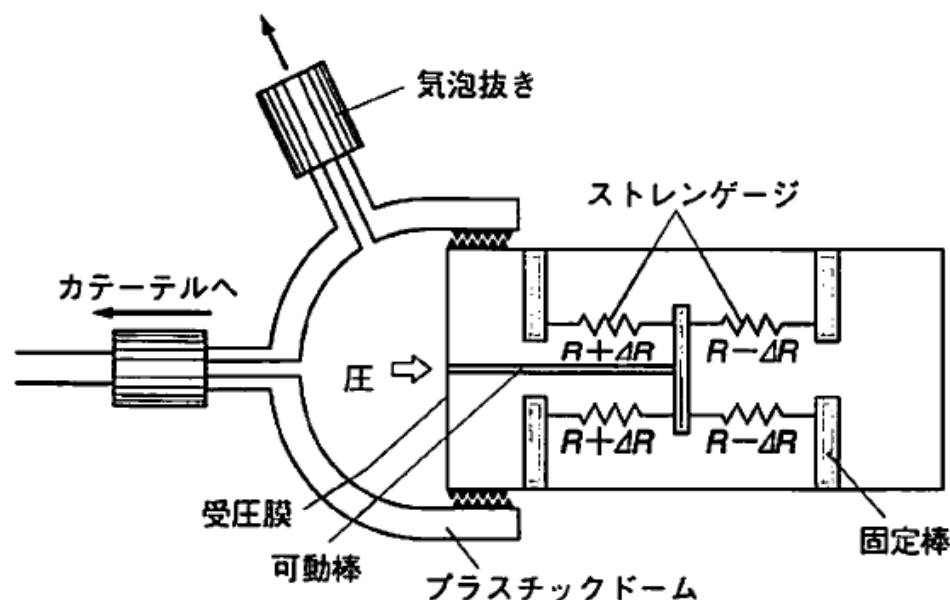
ひずみによる体積変化がないとすれば,  $V = l \times S = (l + \Delta l) \times (S + \Delta S)$ .

$$\frac{R + \Delta R}{R} = 1 + \frac{\Delta R}{R} = \frac{l + \Delta l}{S + \Delta S} = \frac{(l + \Delta l)^2}{l^2} = 1 + 2 \frac{\Delta l}{l} + \left( \frac{\Delta l}{l} \right)^2 \approx 1 + F \frac{\Delta l}{l}$$

体積変化が小さければ, ゲージファクタ( $F$ )は, ほぼ2.0付近になる.

# 血圧トランスデューサ

精度よく抵抗変化を検出する回路



増幅部への入力インピーダンスが十分に大きいなら,  $I_a = I_b = I/2$ .

また, 回路の合成抵抗は,  $R$  になっているから,  $I = e_i/R$ .

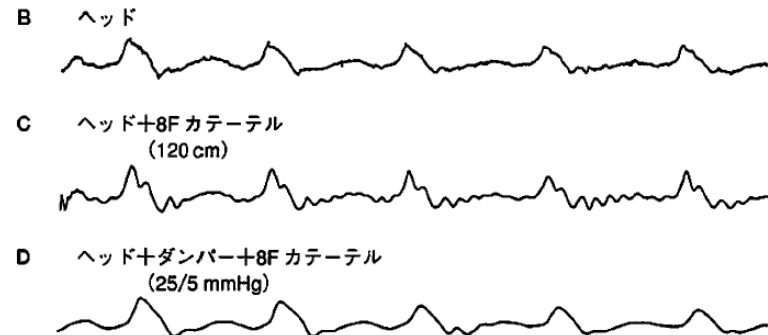
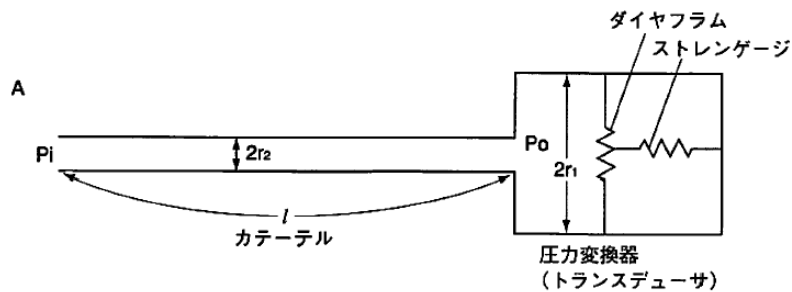
$$e_o = (R + \Delta R)I_a - (R - \Delta R)I_b = \Delta R \times I = \frac{\Delta R}{R} e_i$$

教科書 p.109 図5-12

図5-12



# 血圧トランスデューサの特性



トランスデューサの感度や周波数応答性は、系(システム)全体の機械的構成によって決まる。

系の応答のしやすさ = (機械的) **コンプライアンス**

# 圧測定用差動トランス

差動トランス を用いた 圧 トランスデューサ

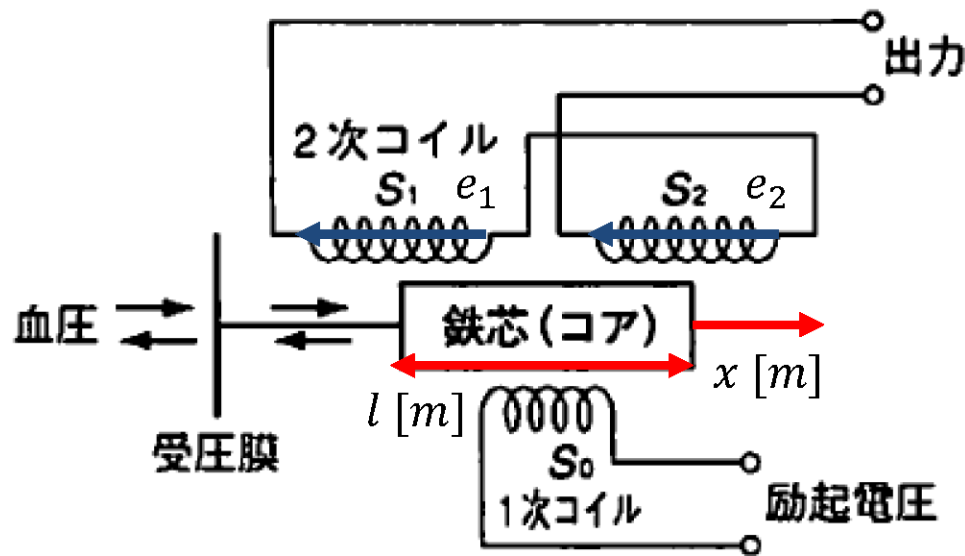
$N_1 = N_2 = N$  [回/m]とすれば,

$$e_o = e_1 - e_2$$

$$= -\left(\frac{l}{2} - x\right) N \frac{d\phi}{dt} + \left(\frac{l}{2} + x\right) N \frac{d\phi}{dt}$$

$$= xN \frac{d\phi}{dt} \quad \leftarrow \text{励起電圧による磁束}$$

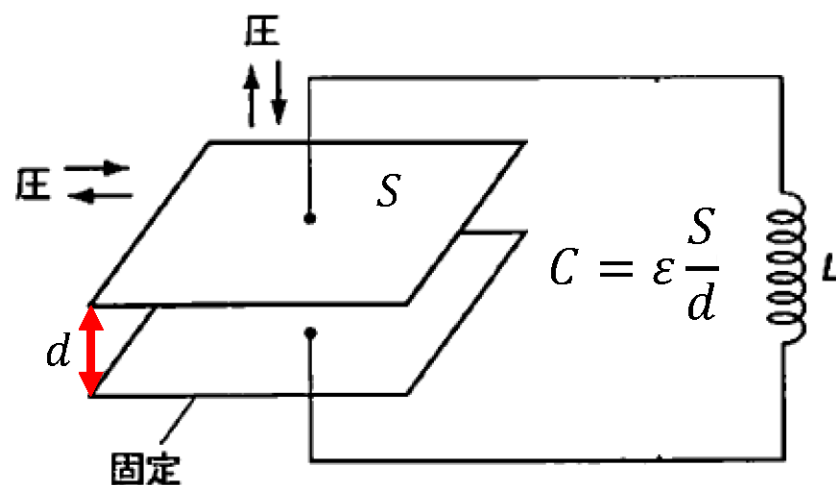
$x$ : 圧力による偏位



コアが小さく偏位が小さければ, 直線性もよい

# 可変容量型コンデンサ

コンデンサ を用いた 圧 トランスデューサ

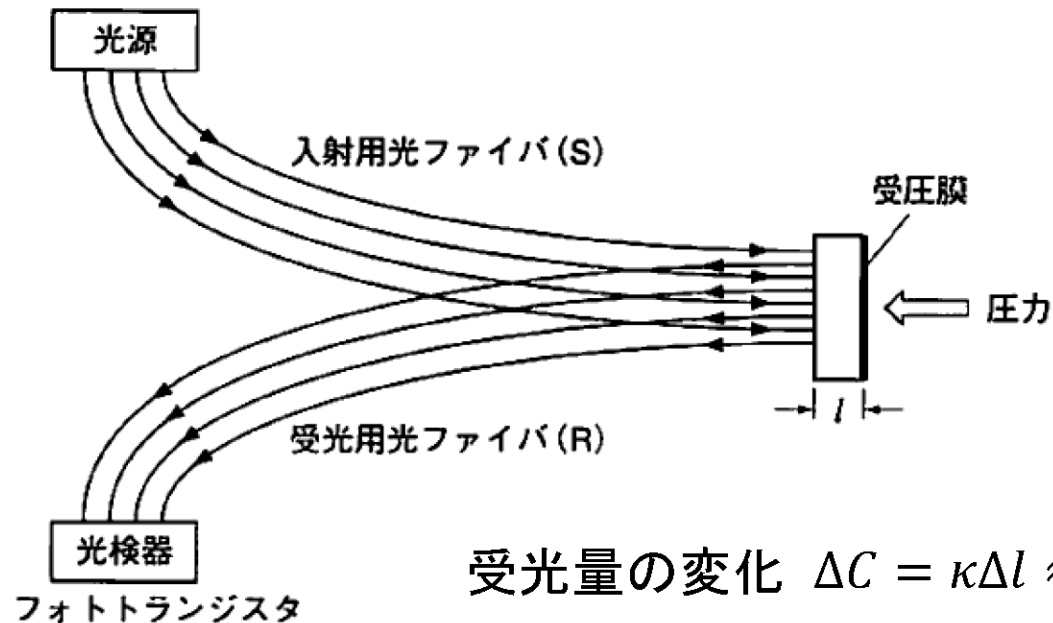


コイルとの同調回路を構成すれば、共振周波数 $f$ の変化として偏位を検出できる.

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

# 光ファイバ

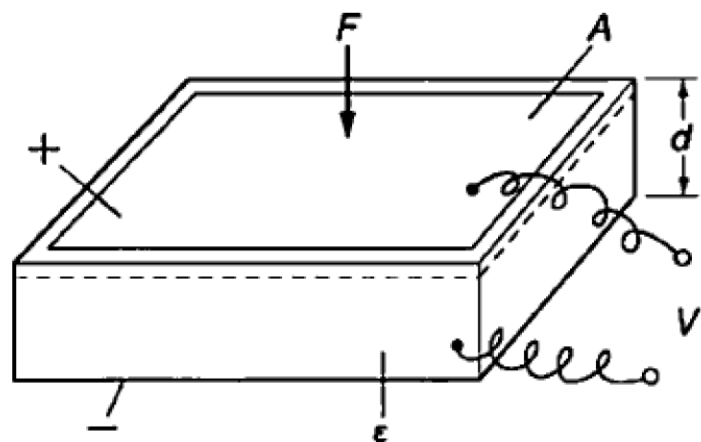
光ファイバ を用いた 圧 トランスデューサ



電磁気学的雑音の影響を受けにくく、受圧膜面を心血管内に挿入しても電撃に対する危険は少ない。

# 圧電素子

圧電素子 を用いた 振動・音響 トランスデューサ



現象:

厚み方向に力  $F$  を加えると、  
力に比例した電荷  $Q$  が発生する。

$$Q = DF$$

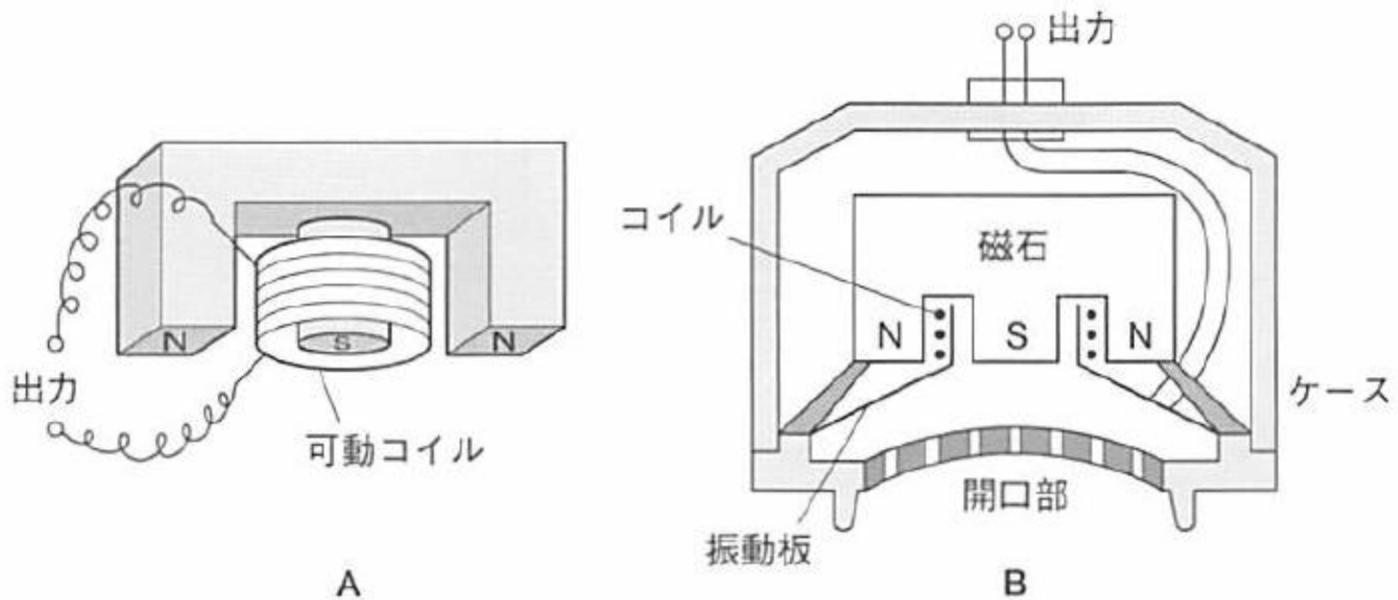
$$C = \epsilon \frac{A}{d} \quad \text{および} \quad Q = CV \quad \text{より,}$$

$$V = \frac{Q}{C} = \left( \frac{D d}{\epsilon A} \right) F.$$

発生する起電力は、印加する **力** に比例する。

# 速度型トランスデューサ

可動コイル を用いた 振動・音響 トランスデューサ

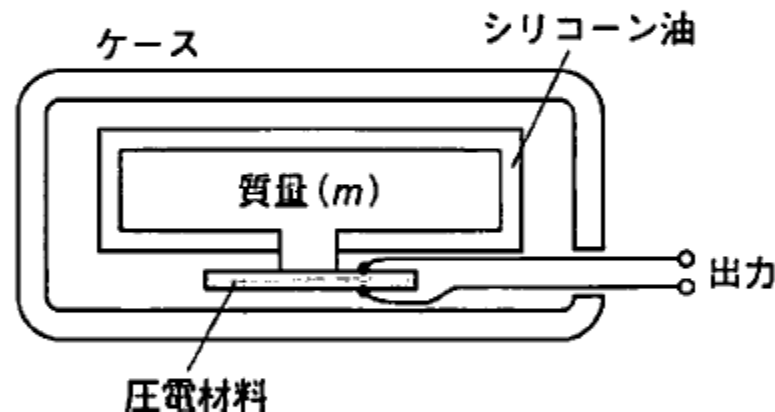


$$V = B \cdot l \cdot v$$

発生する起電力は、可動コイルの **速度** に比例する。

# 直接伝導型加速度マイクロホン

圧電素子 を用いた 振動・音響 トランスデューサ

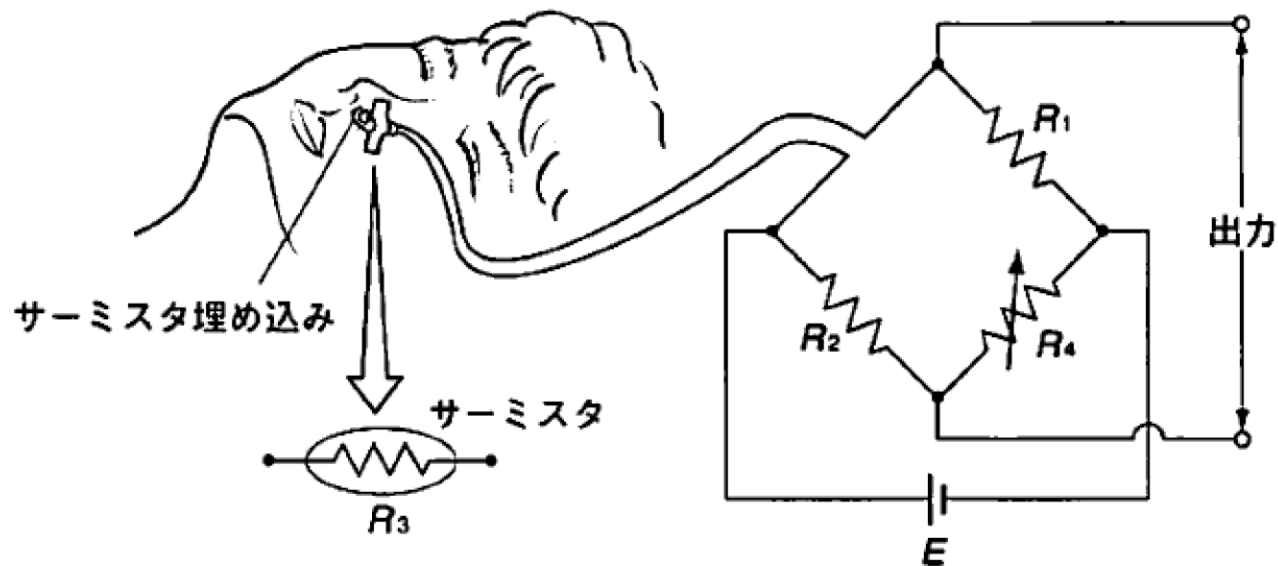


$$F = ma$$

発生する起電力は、質量  $m$  の 加速度 に比例する.

# サーミスタ

サーミスタ を用いた 気流 トランスデューサ

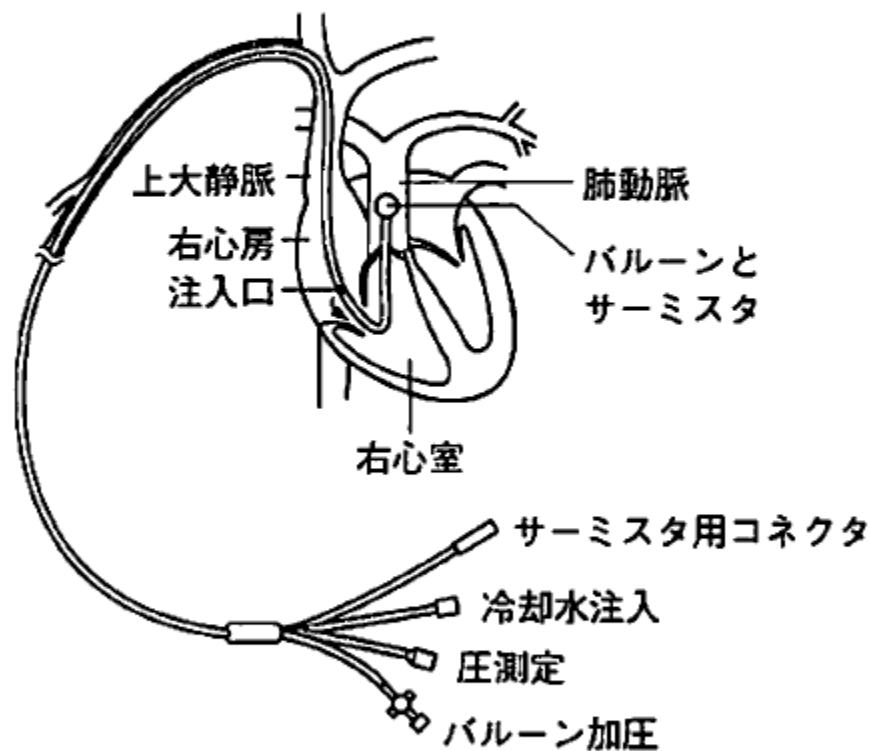


医用では、通常、温度の上昇に伴って抵抗が減少する負の抵抗温度係数を持つサーミスタが使われる。

呼気流量の定量はできないが、呼吸曲線を簡単に得ることができる。



# スワン・ガンツカテーテル

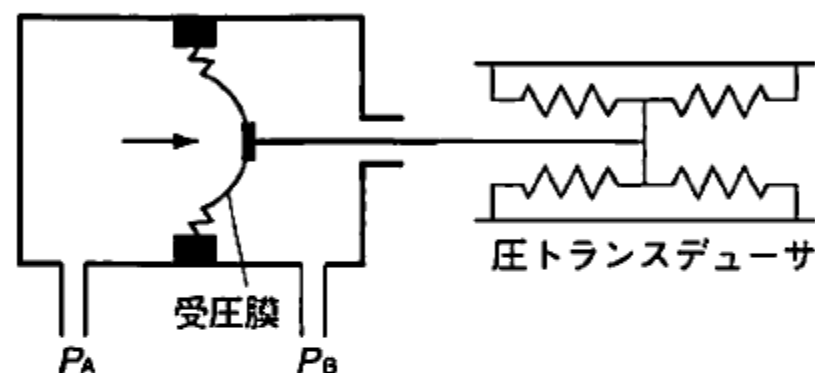


心臓の肺動脈内に留置し、温度低下を連続記録することにも使用される。

# 差圧トランスデューサ

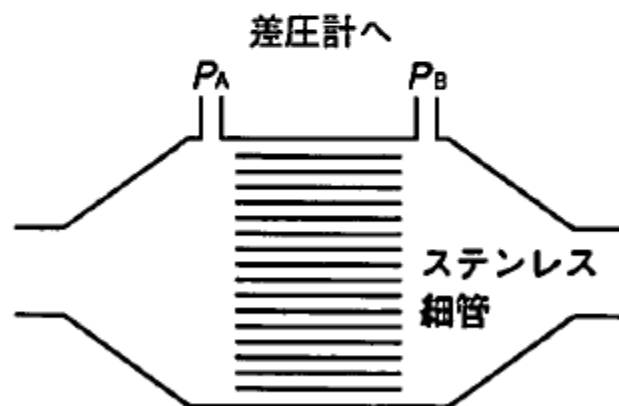
差圧

$$\Delta P = P_A - P_B$$

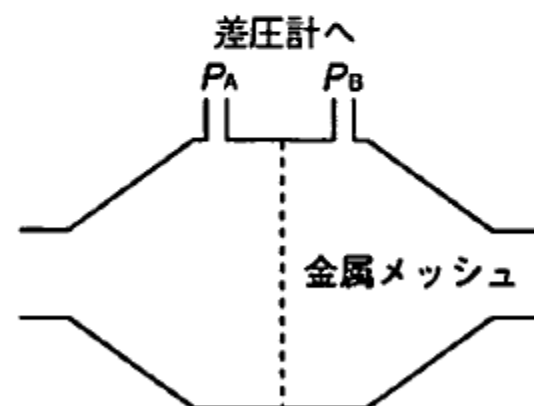


ハーゲン・ポアズイユの式

$$F = \kappa \Delta P$$



フラッシュ型



リリー型

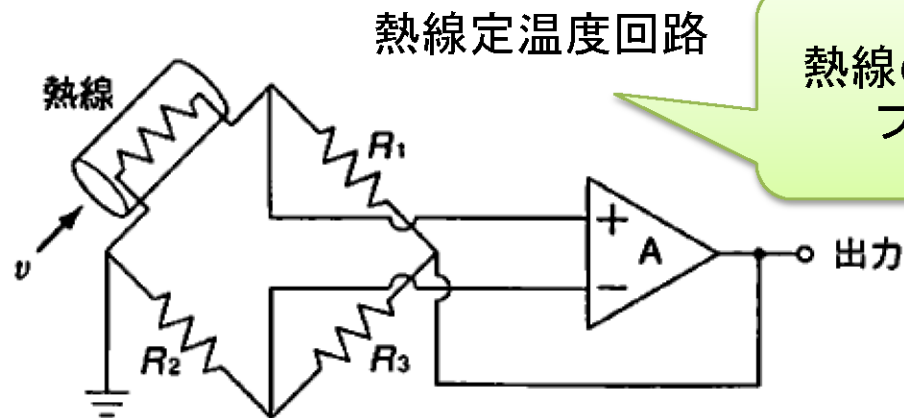
# 白金線流量計

熱線 を用いた 気流・流速 トランスデューサ

流量

$$F = v \times S$$

流速 流路の  
断面積

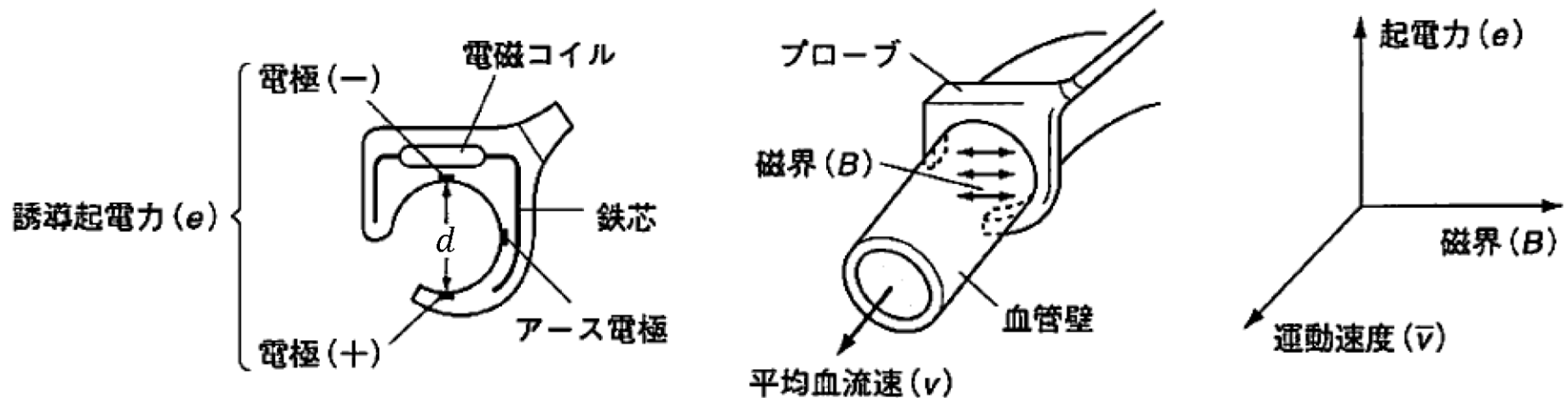


気流によって熱線(白金線)の温度が低下すると、それに応じた電流を流して熱線の温度を一定に保つ(フィードバック回路)。

このときに流す電流の変化が気流速  $v$  の関数となっている。

# 電磁血流計

電磁コイル を用いた 流速 トランスデューサ

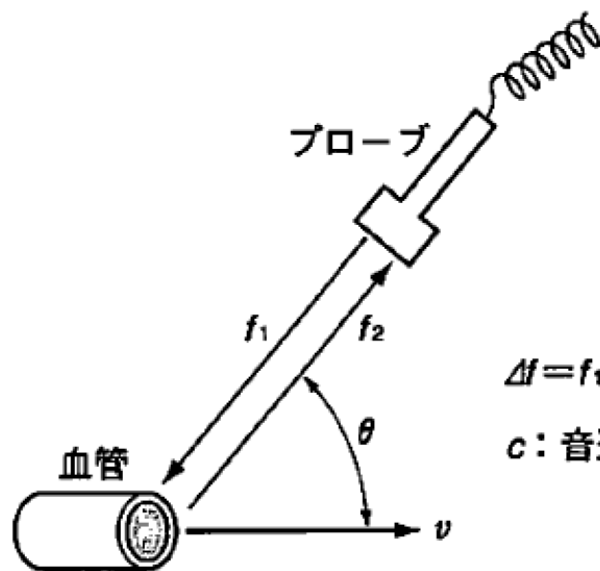


$$e = B \cdot d \cdot v$$

流速(運動速度)  $v$  は, 起電力 に比例する.

# ドプラ法による血流速トランスデューサ

超音波 を用いた 流速 トランスデューサ



ドプラ効果

$$\Delta f = f_1 - f_2 = \frac{2v \cos \theta \cdot f_1}{c}$$

$c$ : 音速 (=1,530 m/s)

プローブに向かってくるとき

$$v > 0 \rightarrow \Delta f > 0$$

プローブから遠ざかるとき

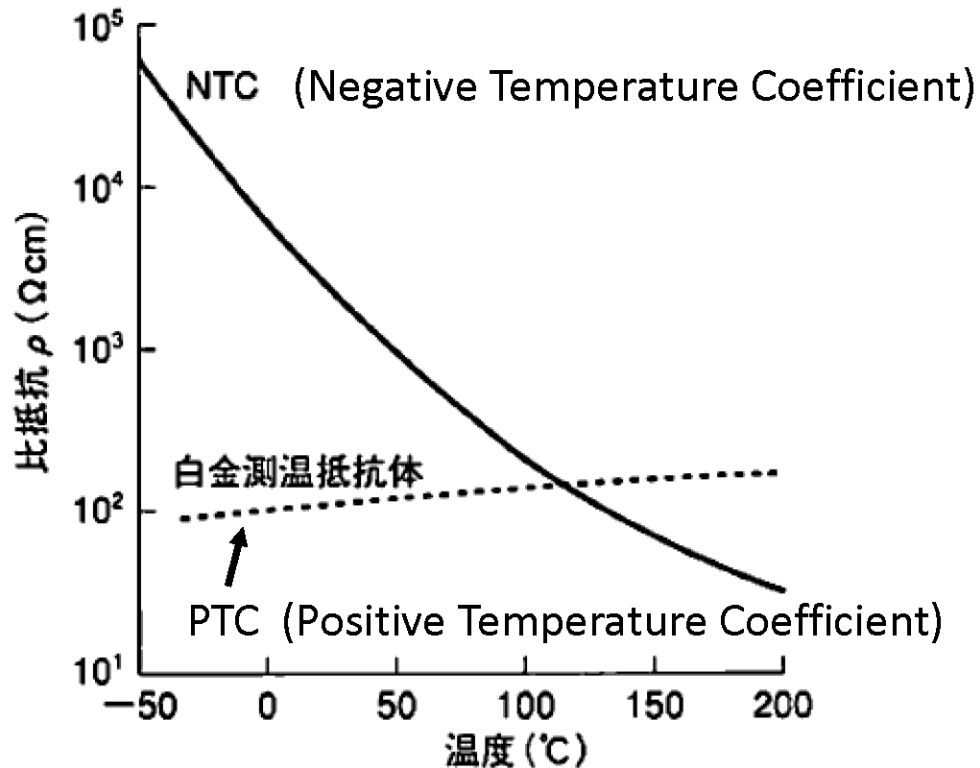
$$v < 0 \rightarrow \Delta f < 0$$

$$\Delta f \propto v$$

流速(運動速度)  $v$  は, **ドプラ効果による周波数変化** に比例する.

# サーミスタ

抵抗体 を用いた 熱・温度 トランスデューサ



$$R = R_0 \exp \left\{ \left( \frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right) B \right\}$$

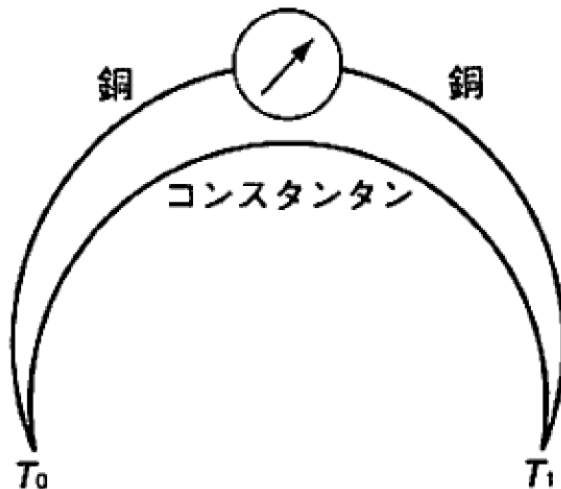
サーミスタの特性を  $\Delta R = k\Delta T$  と近似したとき,

$k < 0$  を NTCサーミスタ,

$k > 0$  を PTCサーミスタと呼ぶ.

# 熱電対

熱電対 を用いた 熱・温度 トランスデューサ



現象: ゼーベック効果

2種類の金属を接触させたとき、その両端の接点に温度差があれば、それに比例した起電力が生じる。

$$V \propto T_1 - T_0$$

測定部位の接点を非常に小さくでき、熱応答がよい。

逆に、熱電対に電圧をかけて温度差を生じさせる効果を **ペルチェ効果** と呼ぶ。

# 熱放射トランスデューサ

生体から発せられる熱エネルギー(赤外線)を検出するトランスデューサ

## 熱検知型

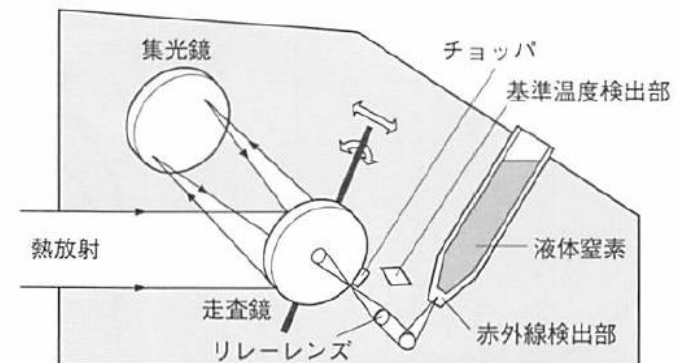
熱エネルギーを吸収体に吸収させ、サーミスタや熱電対で検出する。

一般に、時定数が大きい(数ms以上)。

## 光量子型(光検知型)

光量子効果を用いて、光として検出する。

近赤外線ではCdSe, 遠赤外線ではInSb.



HgCdTeは時定数が小さく( $3\mu\text{s}$ 以下), 医用赤外線画像の赤外線検出器として有用である。