

医用工学概論

第10回 生体情報の収集

トランステューサ(変換器)

生体信号を **電気的信号** に変換するための装置

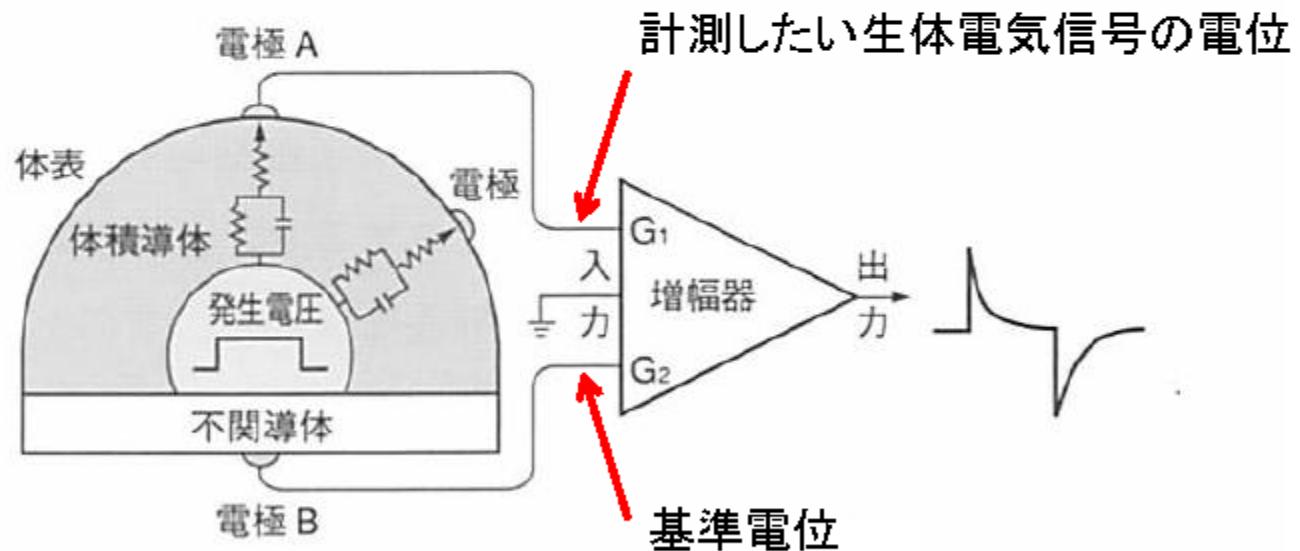
| 変換模式 (物理量→電気量) | トランステューサ |
|----------------|---------------------|
| 変位→抵抗 | ポテンショメータ, ストレンゲージ |
| 変位→相互インダクタンス | 差動トランス |
| 変位→容量 | 可動極板型コンデンサ |
| 力, 振動→起電力 | 圧電素子 |
| 力 (→変位) →抵抗 | ストレンゲージ |
| 力→電流 | 感圧ダイオード |
| 光→抵抗 | CdS (光導電素子) |
| 光→起電力 | 光電池 |
| 光→電流 | 光電管, フォトトランジスタ |
| 温度→抵抗 | サーミスタ |
| 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 | ガイガーメータ, 半導体放射線検出素子 |

イオン電流→電子電流 電極

体積(容積)導体

生体電気信号を発生する生体のモデル(模型)

生体電気信号は、**体内**、**体表**と波及して計測器に入力される。



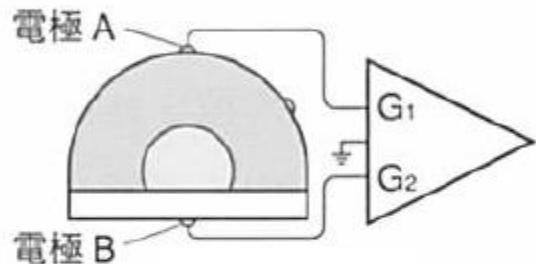
体積導体(=体内): 生体内組織, 血液, 骨など

体表 : 皮膚

教科書 p.99 図5-2

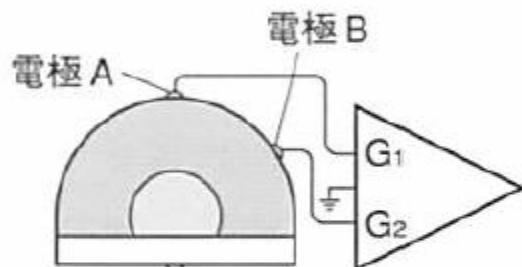
導出法

単極導出法



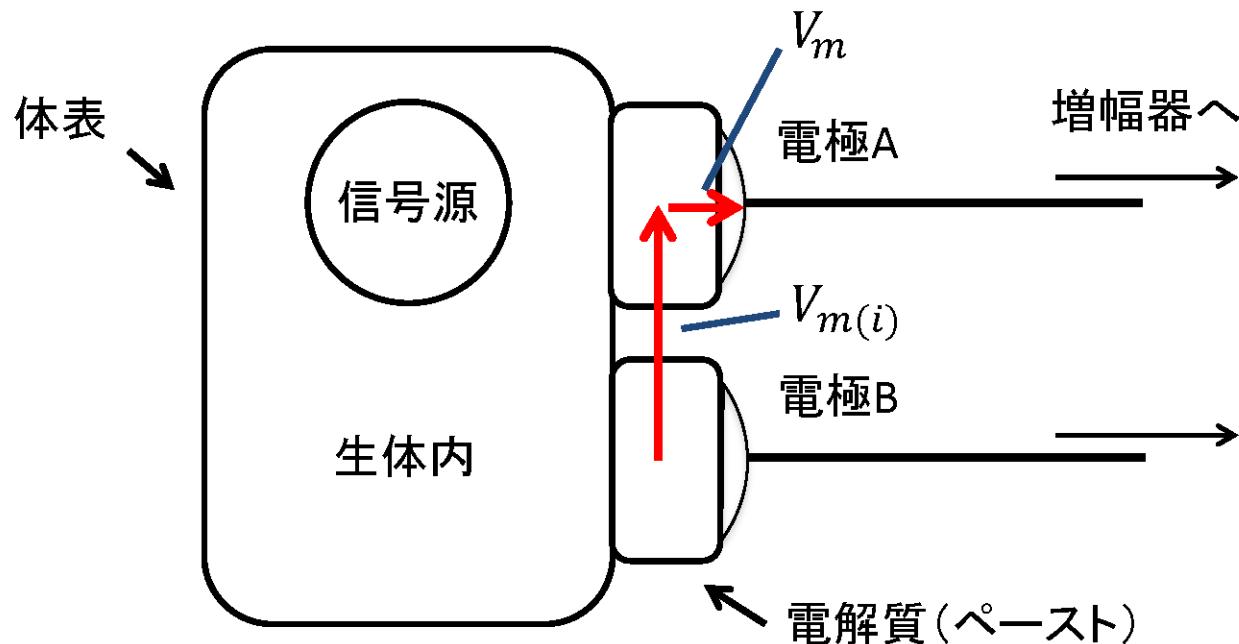
計測したい生体電気信号が波及
していない部位(**不関導体**)
に基準電位をとる.

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



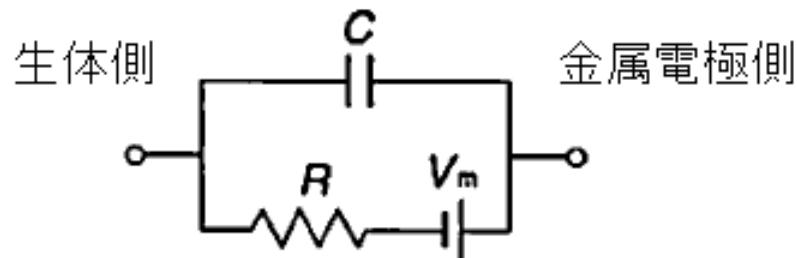
生体電気信号の導出では、金属電極と組織の接触部に **電位差** が生じる。

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。

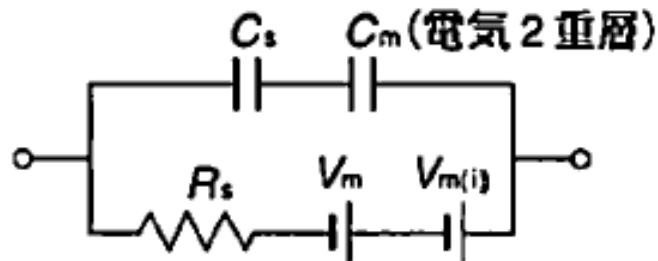
電極電位の変動は、直流成分の記録の妨げとなるため、(直流信号を記録する場合には)

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-電極界面の電気的等価回路

界面を横切る電流によって、電荷が蓄積される。

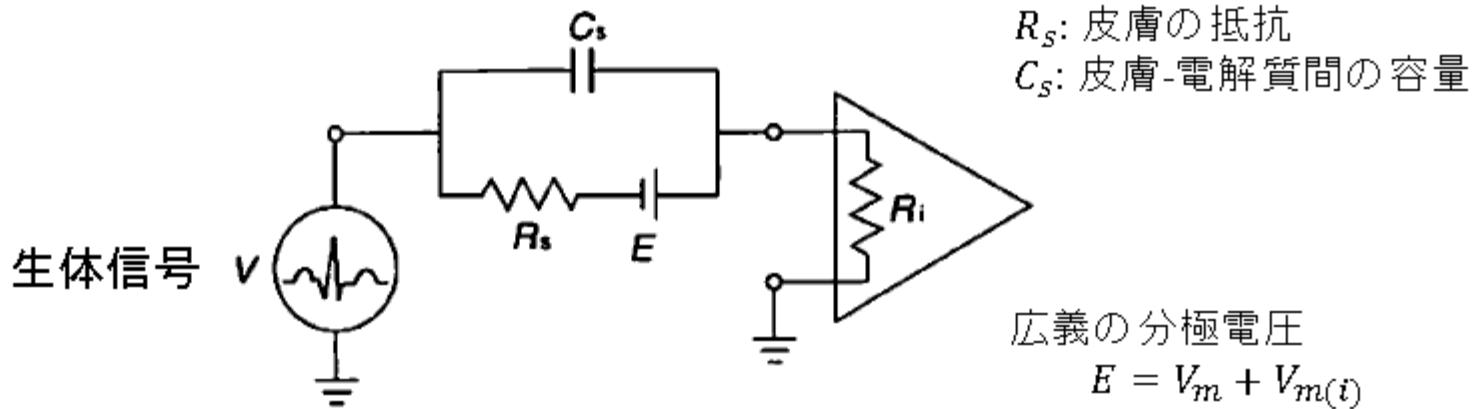


R_s : 皮膚-電極間の抵抗, C_s : 皮膚-電解質間の容量, C_m : 電解液-電極界面の容量

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。

電気的等価回路



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。

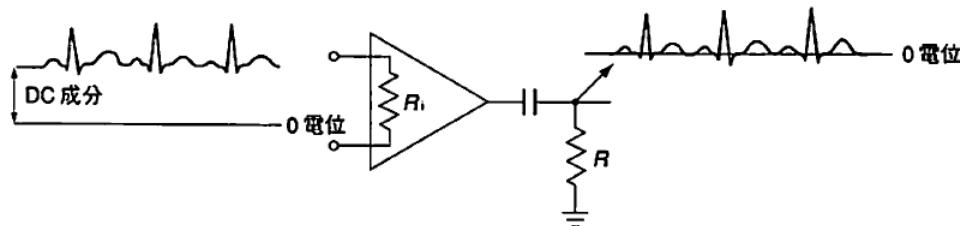
R_s が ($1/\omega C_s$ に比べて) 大きい場合、生体信号は C_s 側に多く流れる。このとき、

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**). $\rightarrow f_{cl} = 1/2\pi C_s R_i$

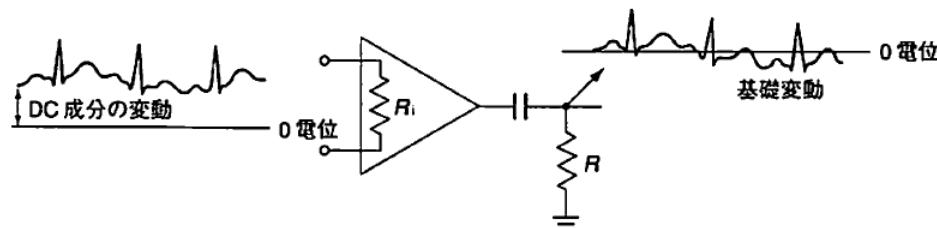
分極電圧の影響と基線動揺

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

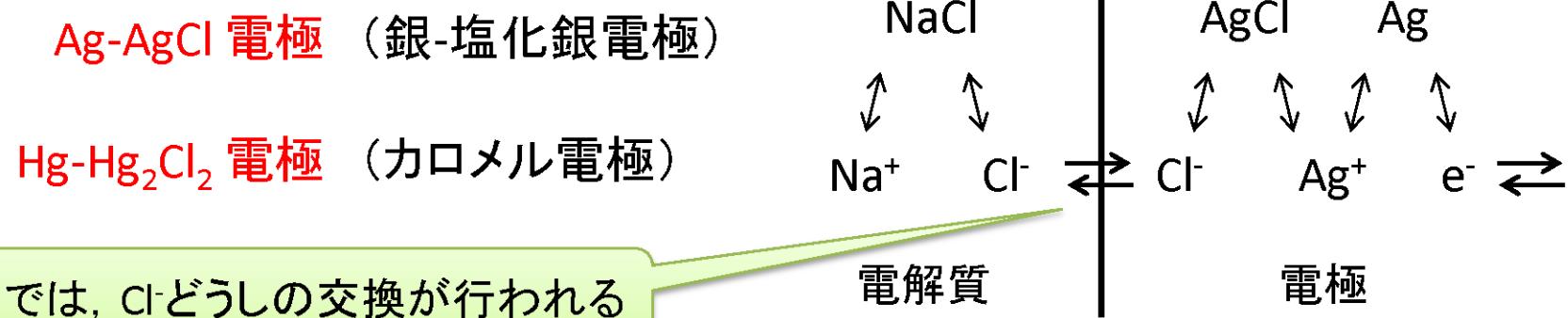
分極電圧をできるだけ

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)と共に **イオン** を含む金属用いた電極



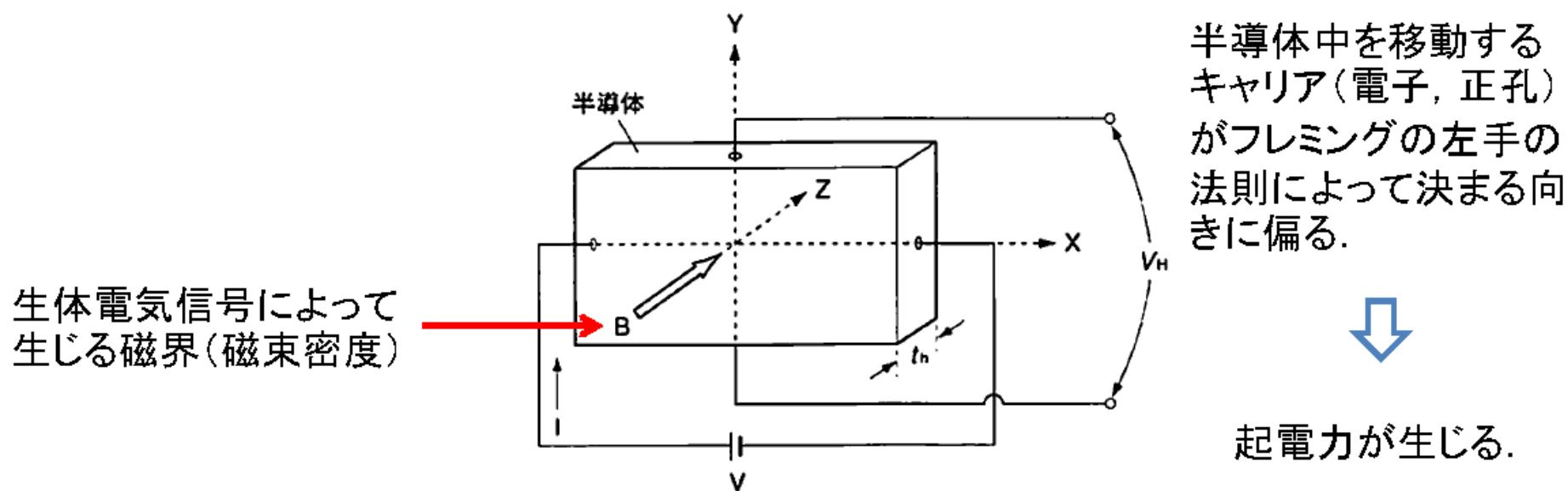
電極-電解質間での電荷の移動に共通のキャリア(運搬体)である Cl⁻を用いるため、

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

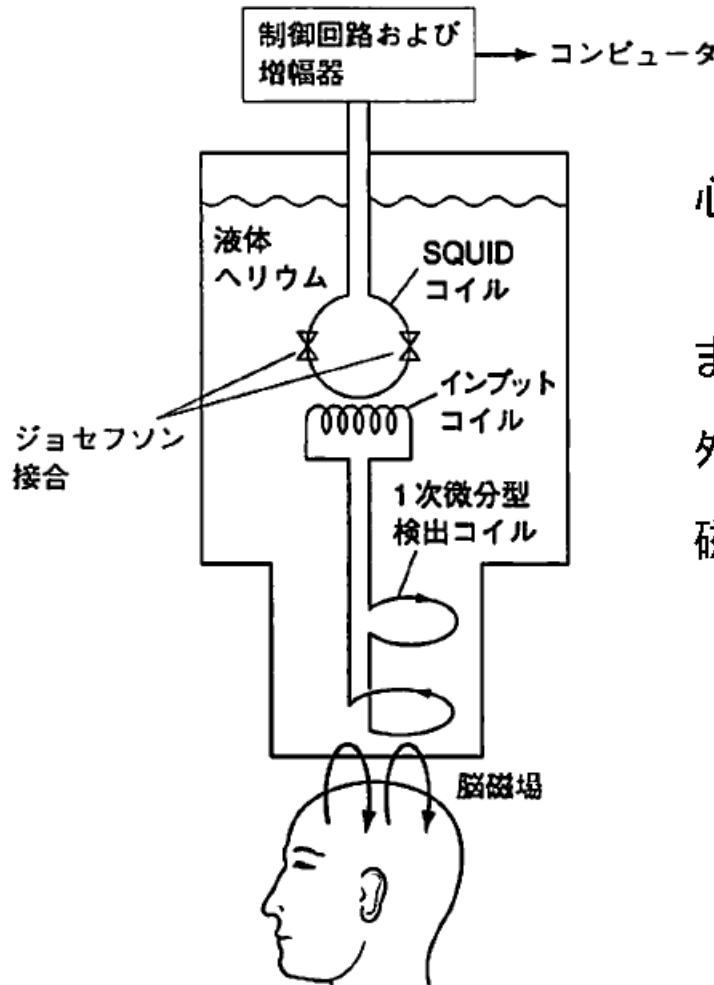
ホール効果を利用した磁場計測用の半導体素子



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が得られない.

SQUID(超伝導量子干渉素子)

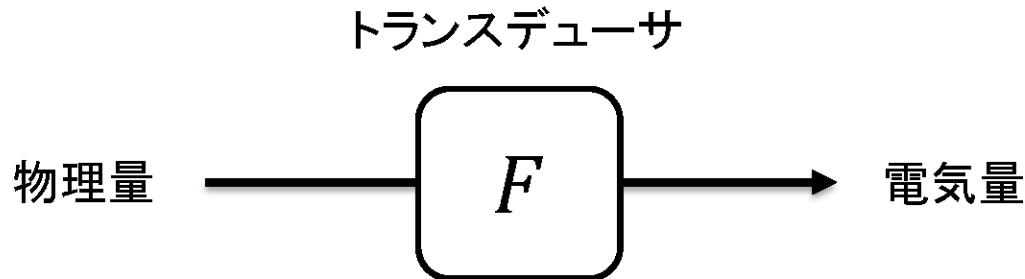
超伝導現象を利用した、高感度な生体磁場計測装置



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。

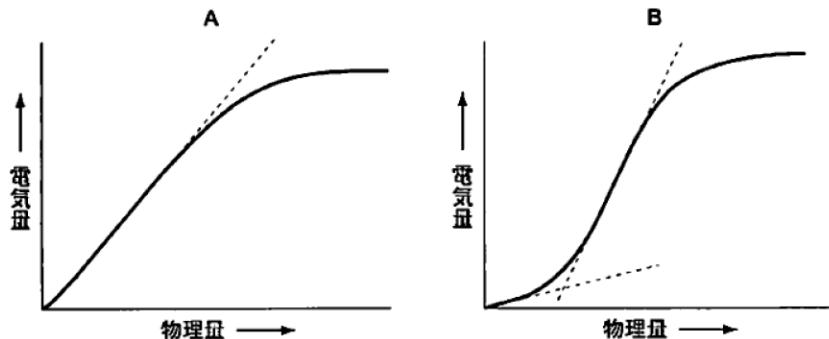
トランスデューサに対する要求事項



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。



教科書 p.106 図5-9

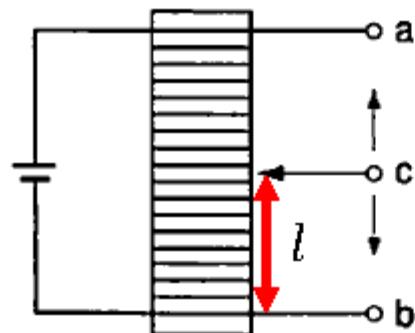
物理量トランステューサ

物理量(位置、力、速度、熱、光など)を計測するトランステューサ

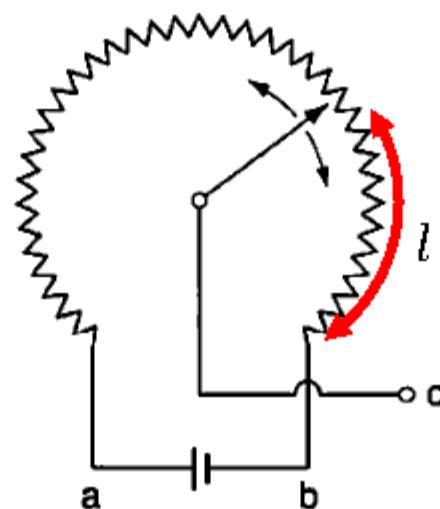
- ・変位・圧力
- ・振動・音響
- ・流速・流量
- ・熱・温度
- ・光

ポテンショメータ(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



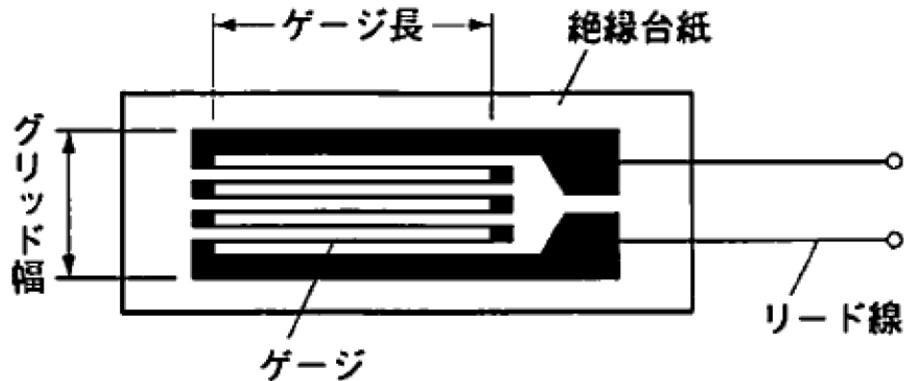
B: 回転型

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

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 トランステューサ



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

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

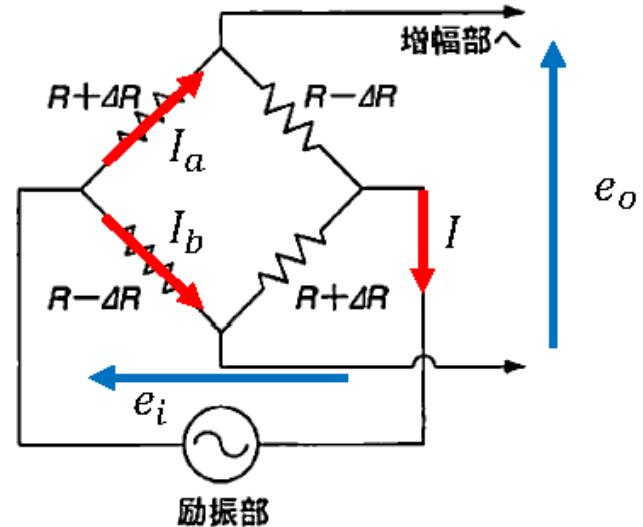
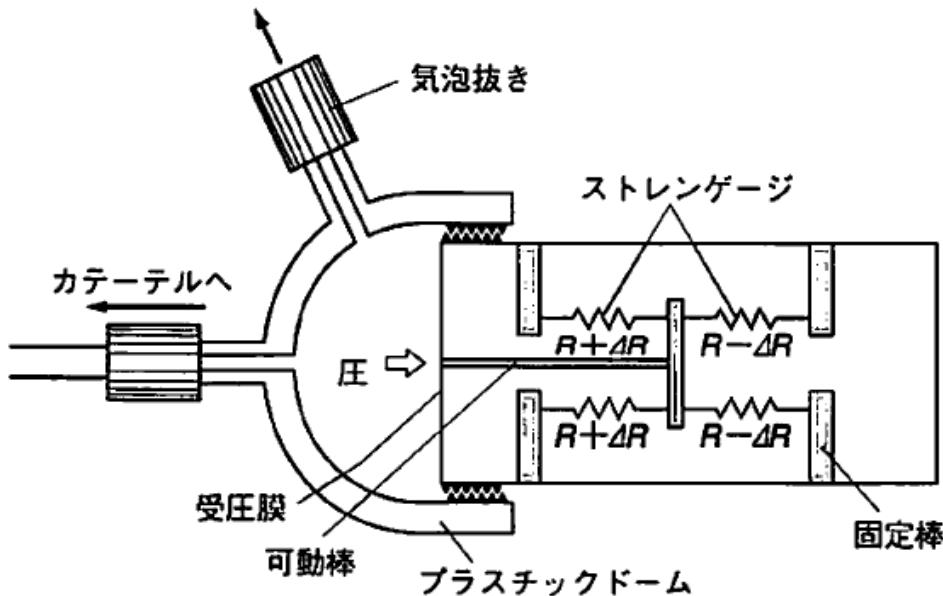
ひずみによる体積変化がないとすれば, $V = l \times S = (l + \Delta l) \times (S + \Delta S)$.

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

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.

血圧トランステューサ

精度よく抵抗変化を検出する回路

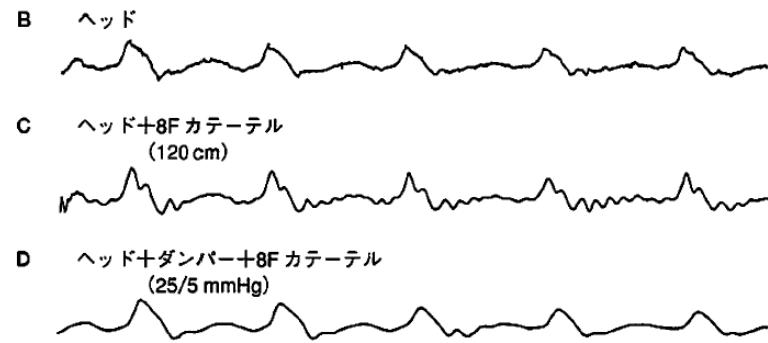
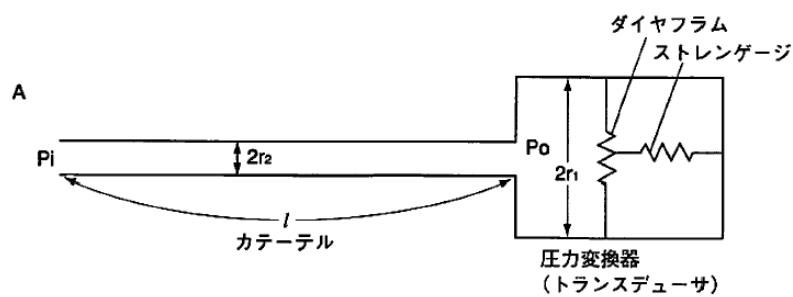


増幅部への入力インピーダンスが十分に大きいなら, $I_a = I_b = I/2$.
また, 回路の合成抵抗は, R になっているから, $I = e_i/R$.

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

教科書 p.109 図5-12
図5-12

血圧トランステューサの特性



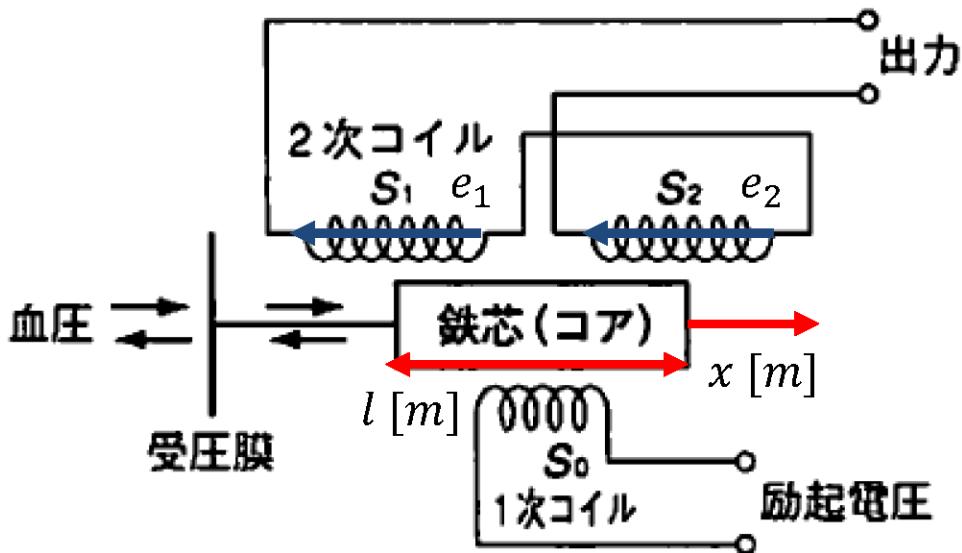
トランステューサの感度や周波数応答性は、系(システム)全体の機械的構成によって決まる。

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、



$$e_o = e_1 - e_2$$

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

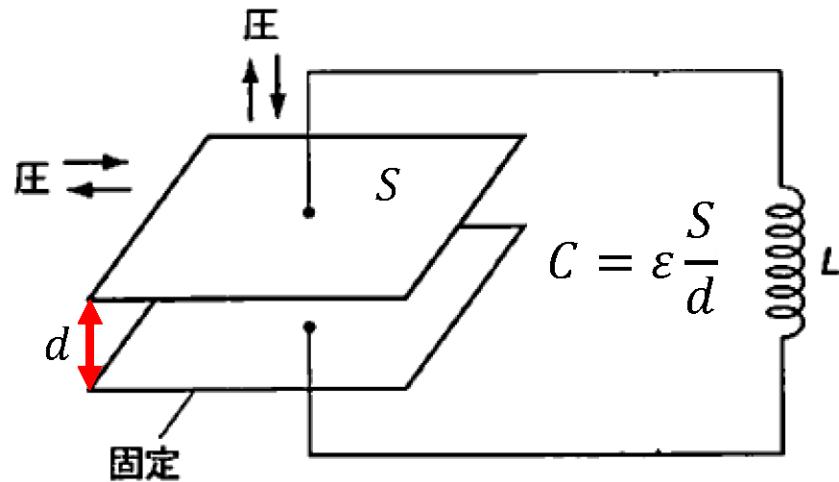
$$= xN \frac{d\phi}{dt}$$
 励起電圧による磁束

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 トランステューサ

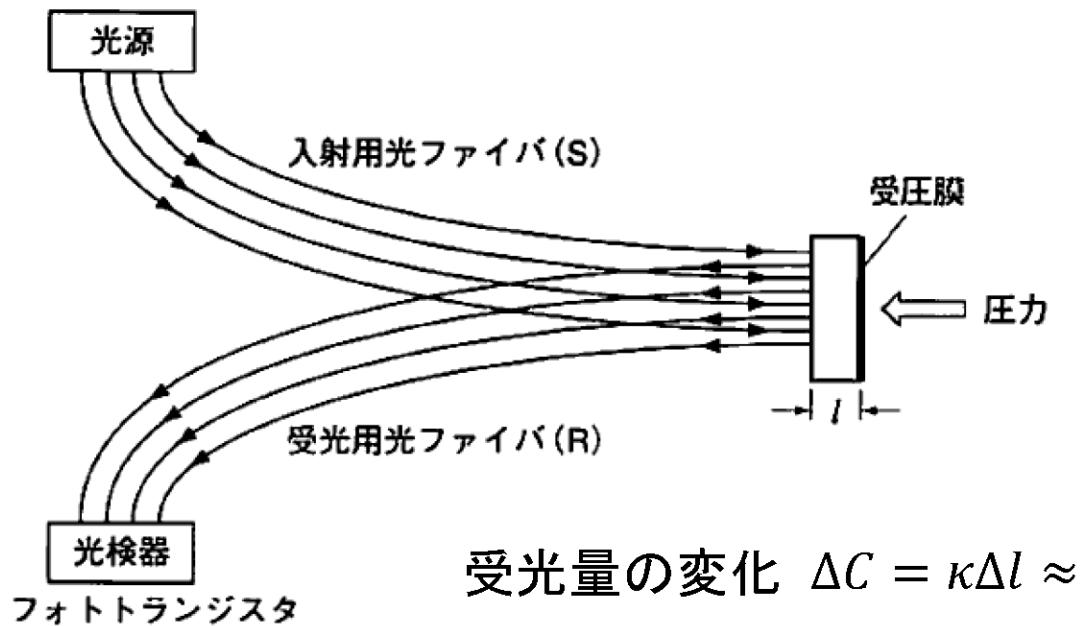


コイルとの同調回路を構成すれば、共振周波数 f の変化として偏位を検出できる。

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

光ファイバ

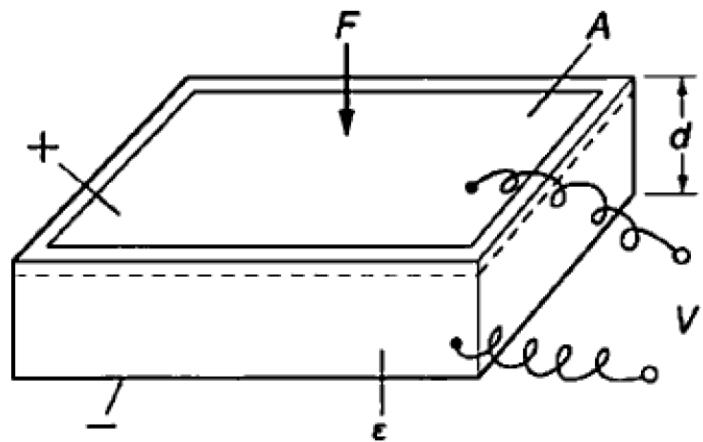
光ファイバ を用いた 圧 トランステューサ



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.

$$Q = DF$$

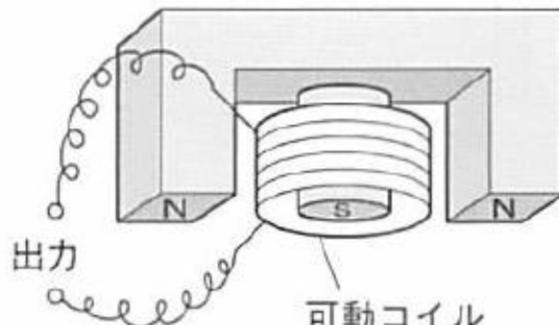
$$C = \epsilon \frac{A}{d} \quad \text{および} \quad Q = CV \quad \text{より,}$$

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

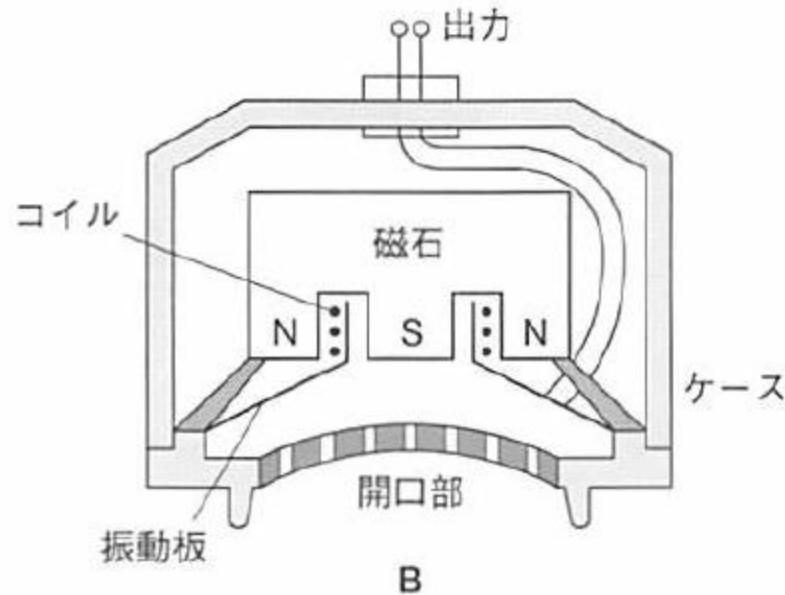
発生する起電力は、印加する **力** に比例する。

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



A



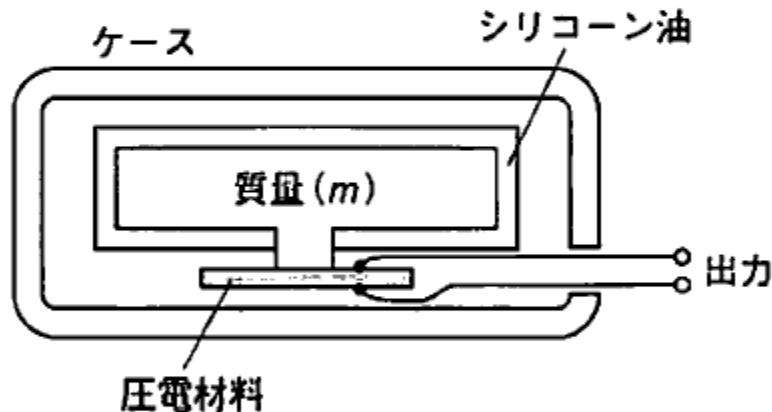
B

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

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

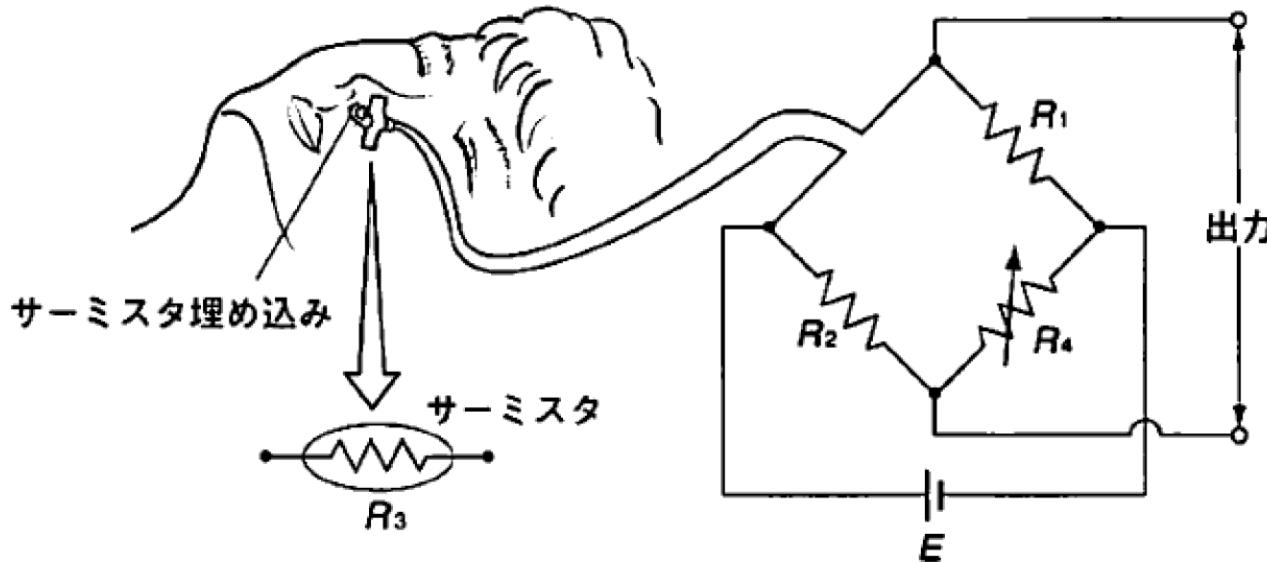


$$F = ma$$

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

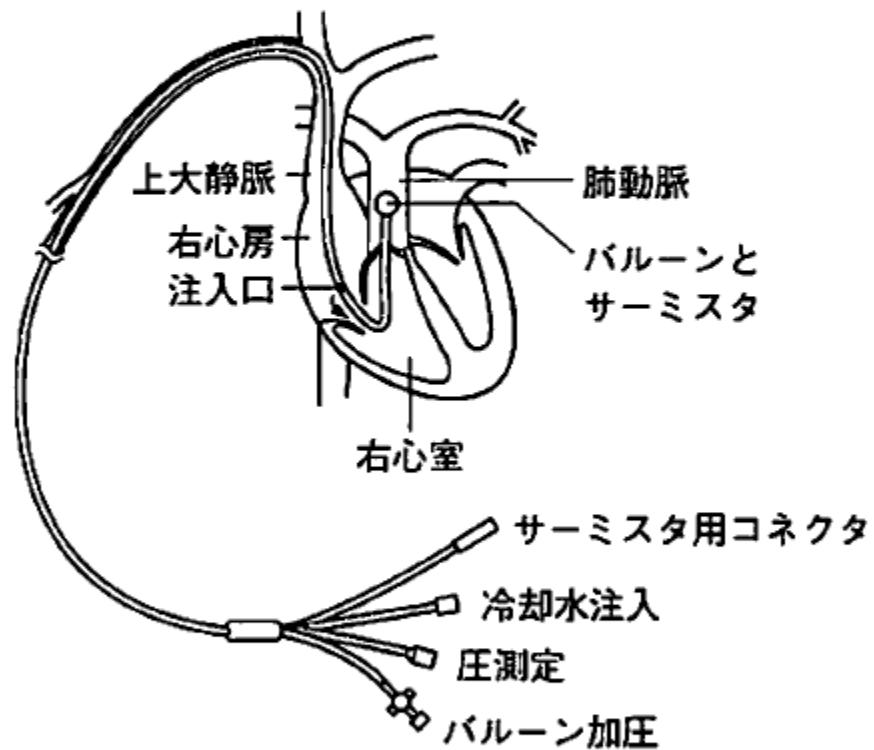
サーミスタ を用いた 気流 トランスデューサ



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

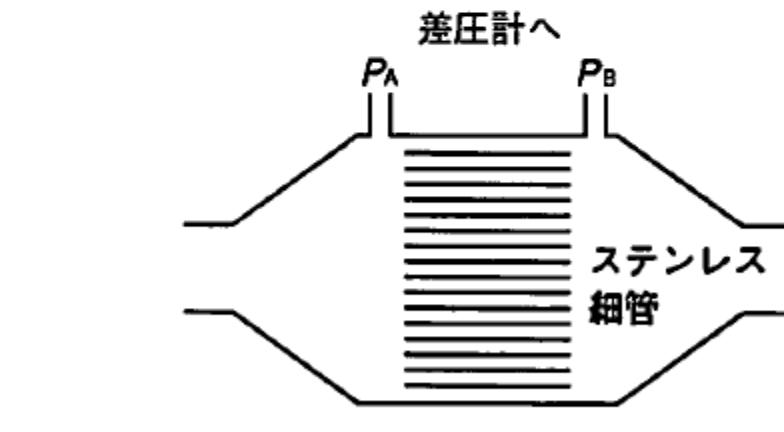
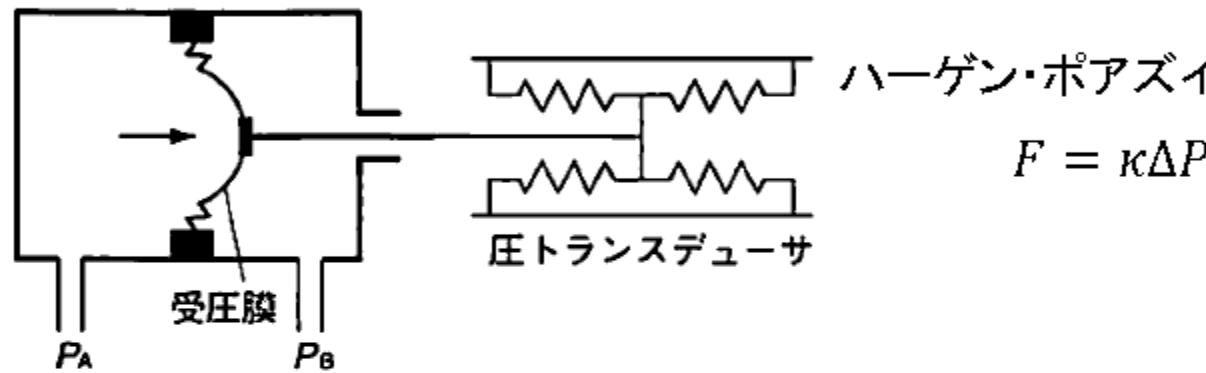


心臓の肺動脈内に留置し、温度低下を連続記録することにも使用される。

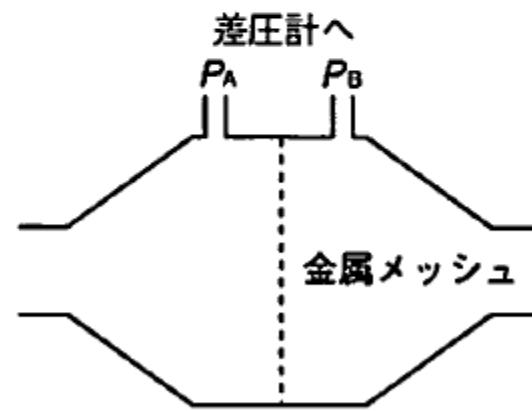
差圧トランスデューサ

差圧

$$\Delta P = P_A - P_B$$



フライシュー型



リリー型

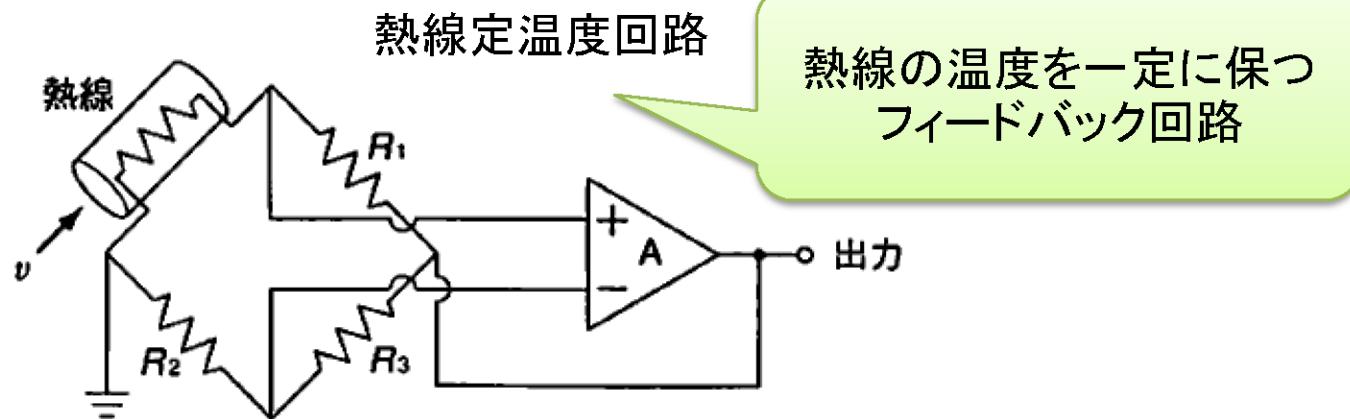
白金線流量計

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

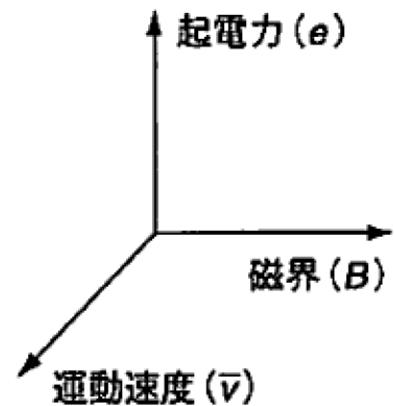
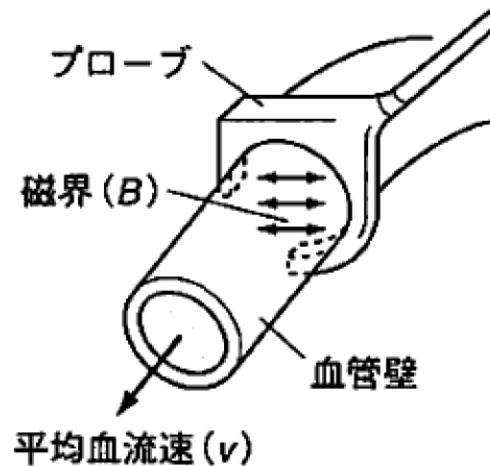
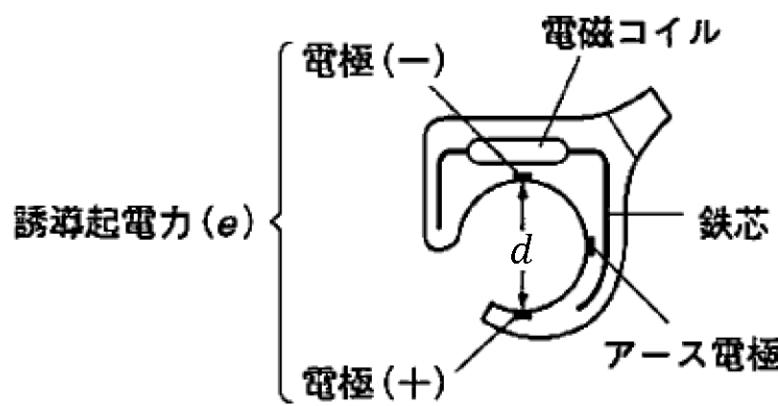


気流によって熱線(白金線)の温度が低下すると、それに応じた電流を流して熱線の温度を一定に保つ(フィードバック回路).

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

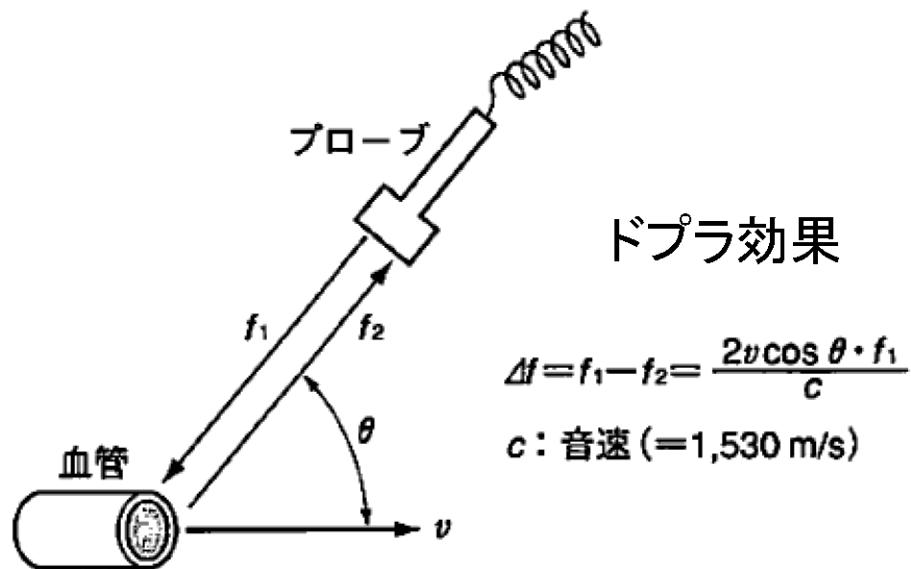


$$e = B \cdot d \cdot v$$

流速(運動速度) v は, 起電力 に比例する.

ドップラ法による血流速トランステューサ

超音波 を用いた 流速 トランステューサ



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

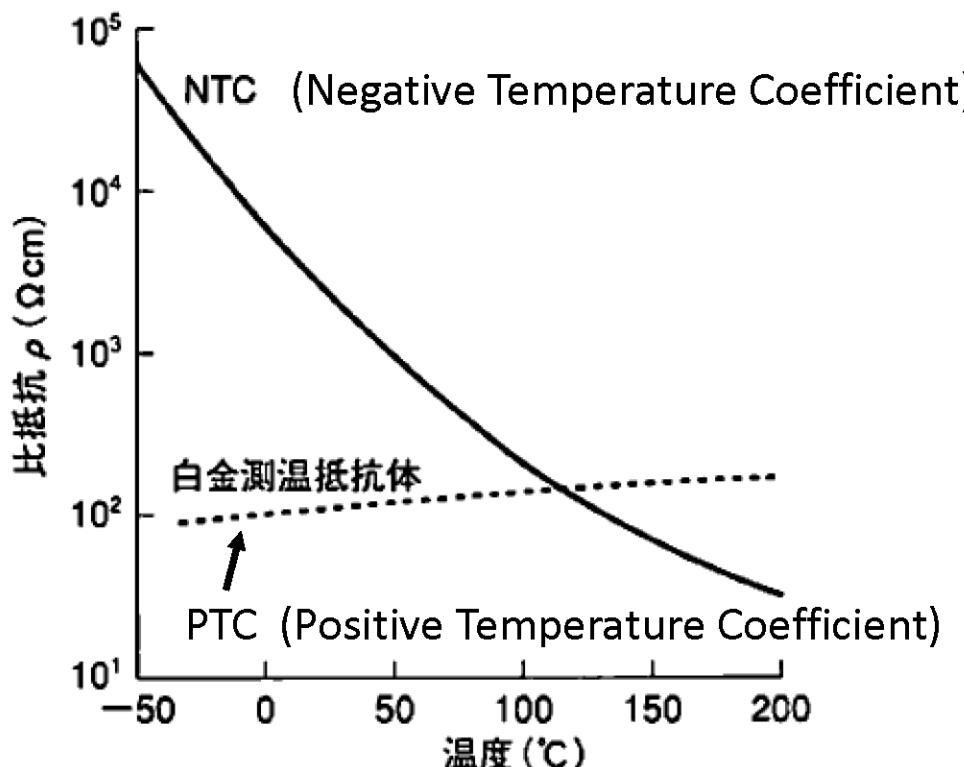
$$v < 0 \rightarrow \Delta f < 0$$

$$\Delta f \propto v$$

流速(運動速度) v は、 ドッ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 トランステューサ



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

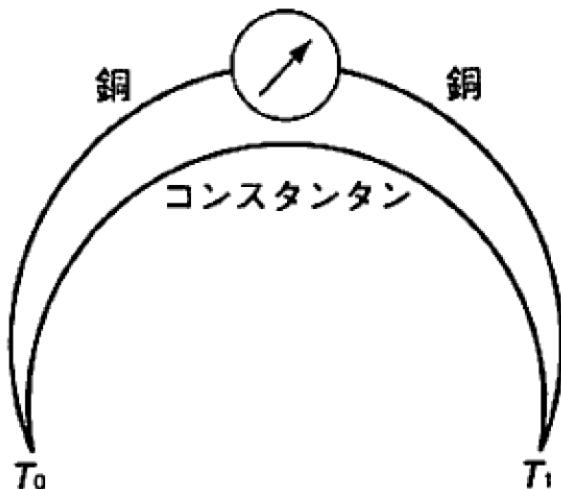
サーミスタの特性を $\Delta R = k\Delta T$ と近似したとき、

$k < 0$ 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 热・温度 トランステューサ



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 **ペルチエ効果** と呼ぶ。

熱放射トランステューサ

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テューサ

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。

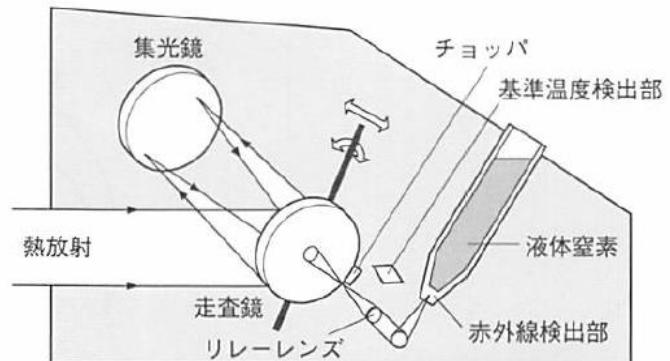
一般に、時定数が大きい(数ms以上)。

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。

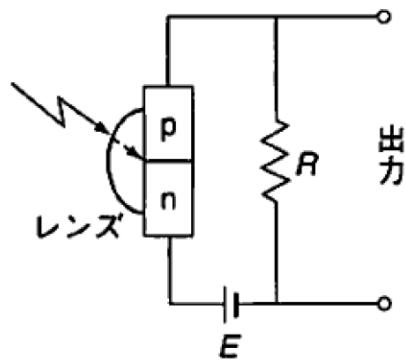
HgCdTeは時定数が小さく(3μs以下)、医用赤外線画像の赤外線検出器として有用である。



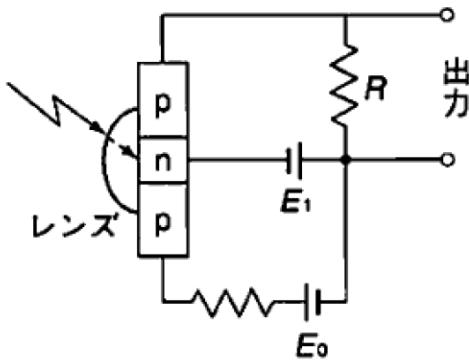
教科書 p.122 図5-32

受光素子

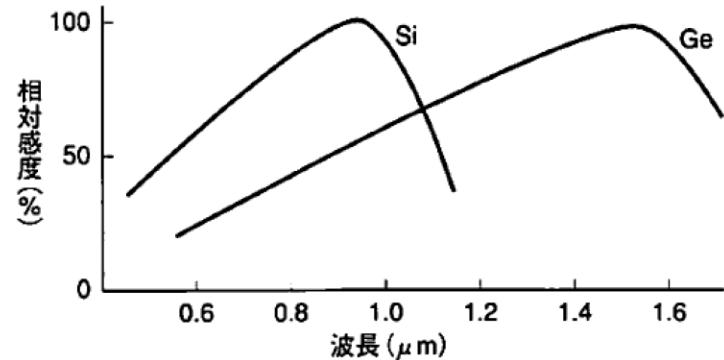
光起電力効果 を利用した光電変換素子



フォトダイオード



フォトトランジスタ



広い範囲の波長感度特性を持ち、応答速度も速い(10^{-9} 秒程度).

逆に、電圧をかけて光を発する素子を **発光ダイオード** という.

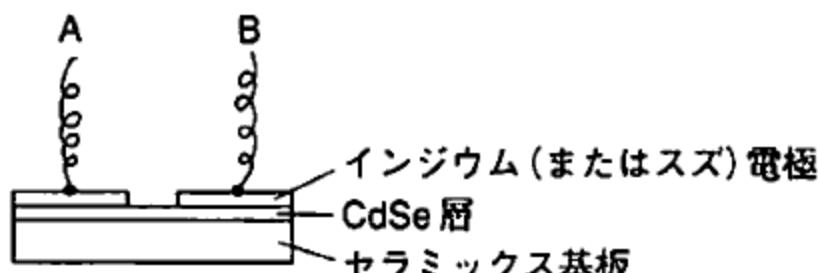
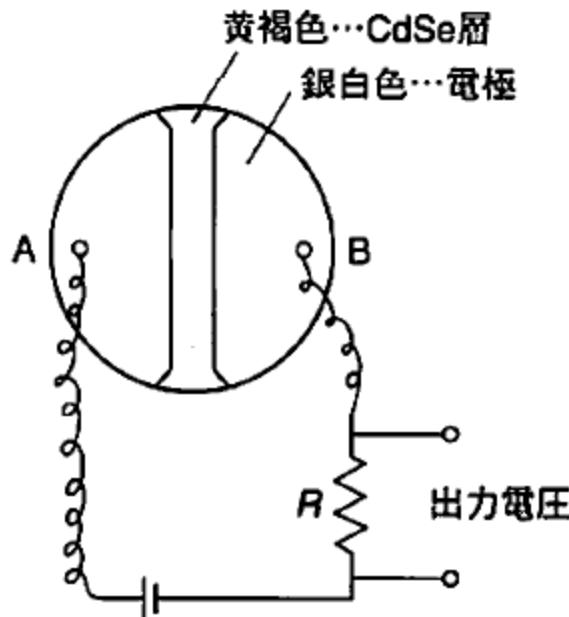
他には、 **太陽電池** がある.

教科書 p.122 図5-32

図5-33

CdSe

光導電効果 を利用した光電変換素子



現象:

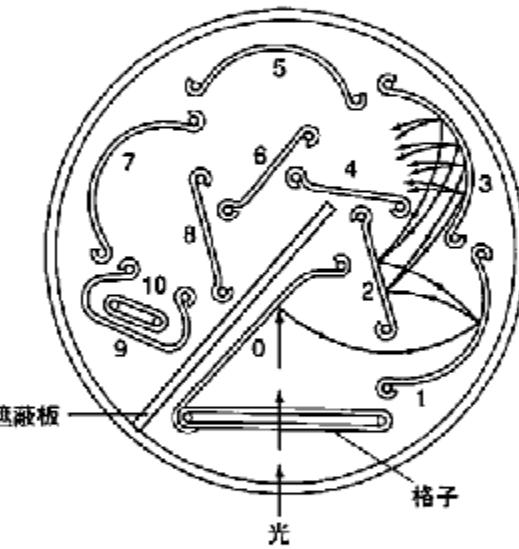
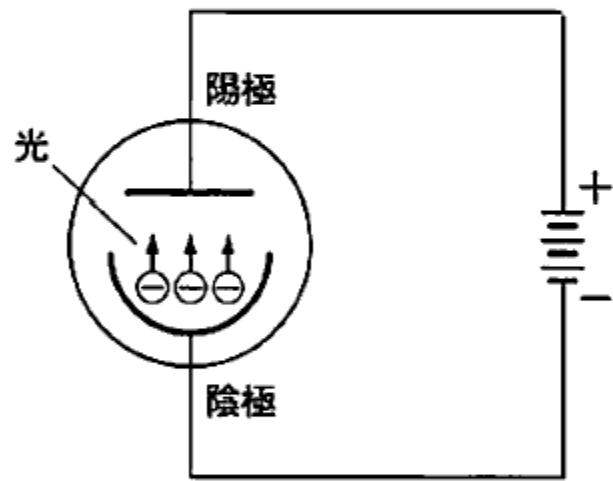
光が当たると、電気抵抗が減少する。

応答速度が遅く、また、低照度で感度が低い。

そのため、フォトダイオードやフォトトランジスタで代用される。

光電管

光電子放出効果 を利用した光電変換素子



光電子倍増管は、人の目には見えない微弱な光も検出することができる(高感度).

そのため、シンチレーションカウンタ(放射線計測)に用いられる.

光電子増倍管
(フォトマル)

教科書 p.124 図5-37

図5-38

焦電効果

焦電効果　を利用した光電変換素子

現象：　温度変化によって、誘電体の分極が変化する。

赤外線の照射による温度変化を検出できる。

例) 自動照明のセンサスイッチ

化学量トランスデューサ

化学量(イオン濃度、酸素濃度など)を計測する
トランスデューサ

電極センサ

電極にイオン感受性機能を持たせたセンサ

ポテンショメトリック法

電圧として信号を取り出す

例) pHガラス電極, P_{CO_2} 電極

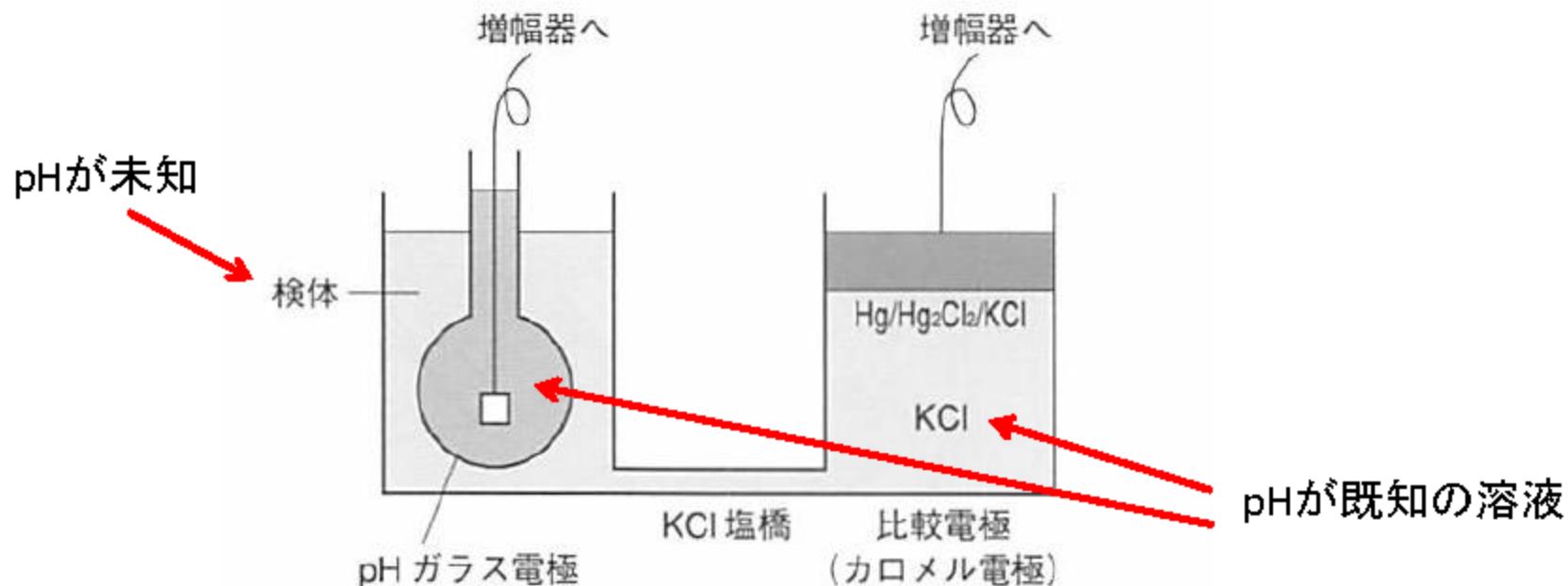
アンペロメトリック法

還元電流として信号を取り出す

例) P_{O_2} 電極

pHガラス電極

水素イオン濃度(pH)を計測するための電極

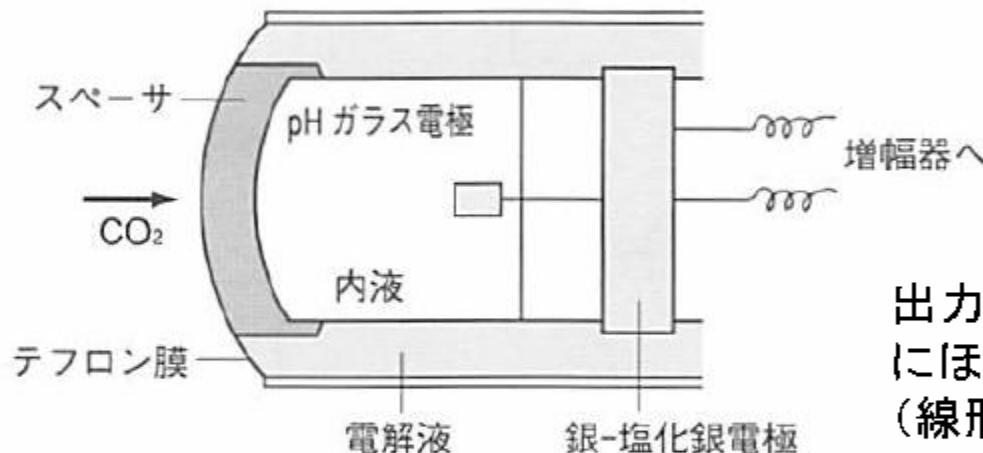


薄い **ガラス膜** を介して、pHの差に比例した **電位差** が生じる。

ガラス電極を用いるため、信号源インピーダンスが高い(数十MΩ)。

P_{CO_2} 電極

二酸化炭素分圧(P_{CO_2})を計測するための電極



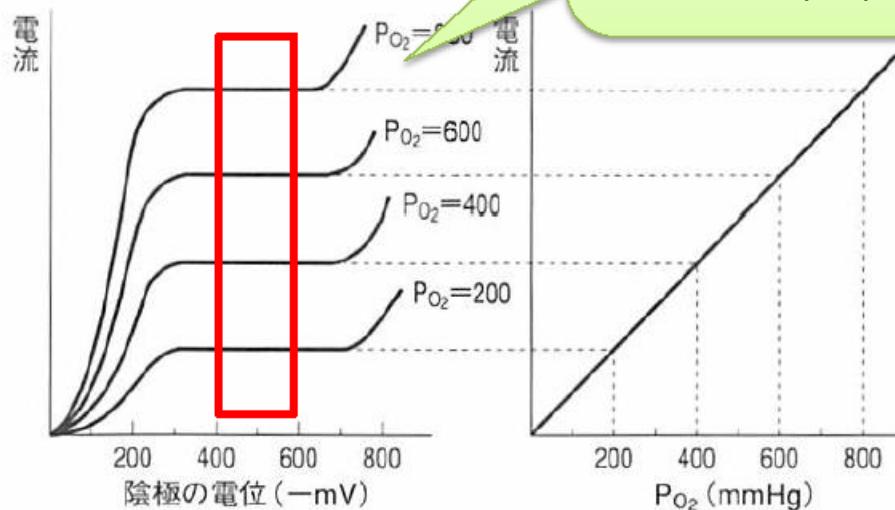
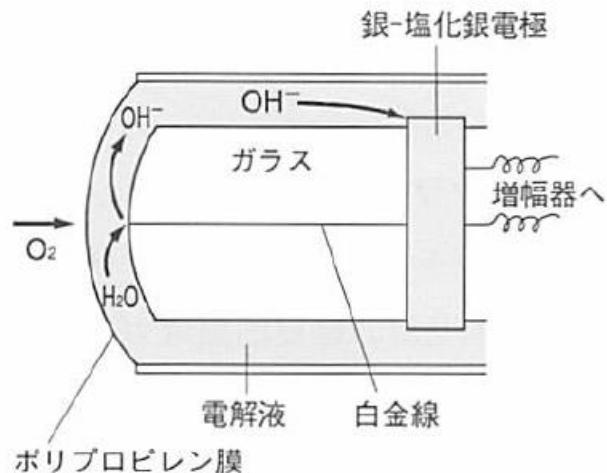
出力電圧は、 $\log P_{CO_2}$ にほぼ比例する
(線形出力ではない)。

テフロン膜 を透過し、 CO_2 ガスがスペーサ(重層水に浸されている)
に取り込まれると、スペーサのpHが変化する。→ pHガラス電極で検出
このような構造をした電極を、セパリングハウス型電極ともいう。

P_{O_2} 電極

酸素分圧(P_{O_2})を計測するための電極

ポーラログラフ法
(電圧を変えて電流を測る測定法)
による結果



ポリプロピレン膜 を透過した O_2 は、溶解液の還元反応を促進する。

このとき、電極間の電圧が 0.6V 程度であれば、 P_{O_2} に比例した還元電流が流れる。

このような構造をした電極を、 クラーク電極 ともいう。

経皮的血液ガス分圧電極

皮膚表面に電極を当てて、40～43°Cに加温することで、皮下の細動脈の血流を増加させ、拡散してきたガスを測定する電極（ P_{CO_2} 電極、 P_{O_2} 電極が使われる）

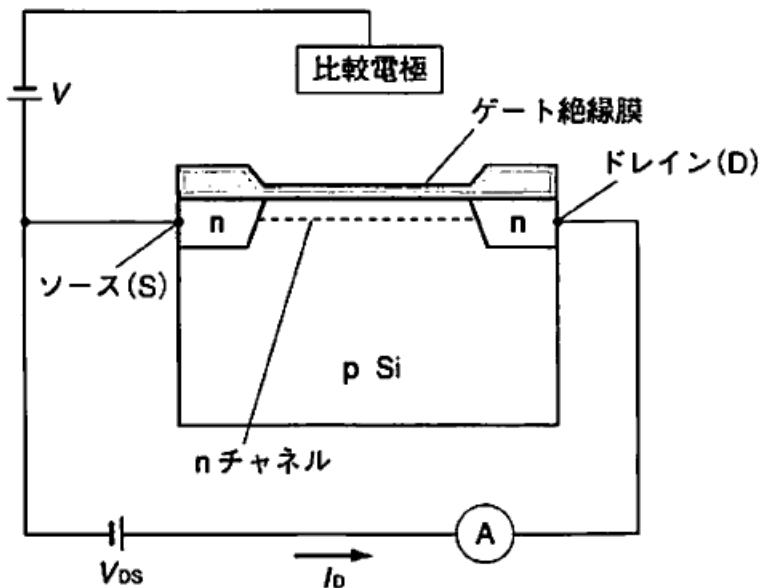
➡ 採血することなく、新生児の呼吸状態や酸素障害をモニタできる。

経皮的に、 P_{CO_2} や酸素飽和度（ S_{O_2} ）を同時にモニタできる電極もある。

パルスオキシメータ（酸化/還元ヘモグロビンの吸光特性の違いを利用して測定される）

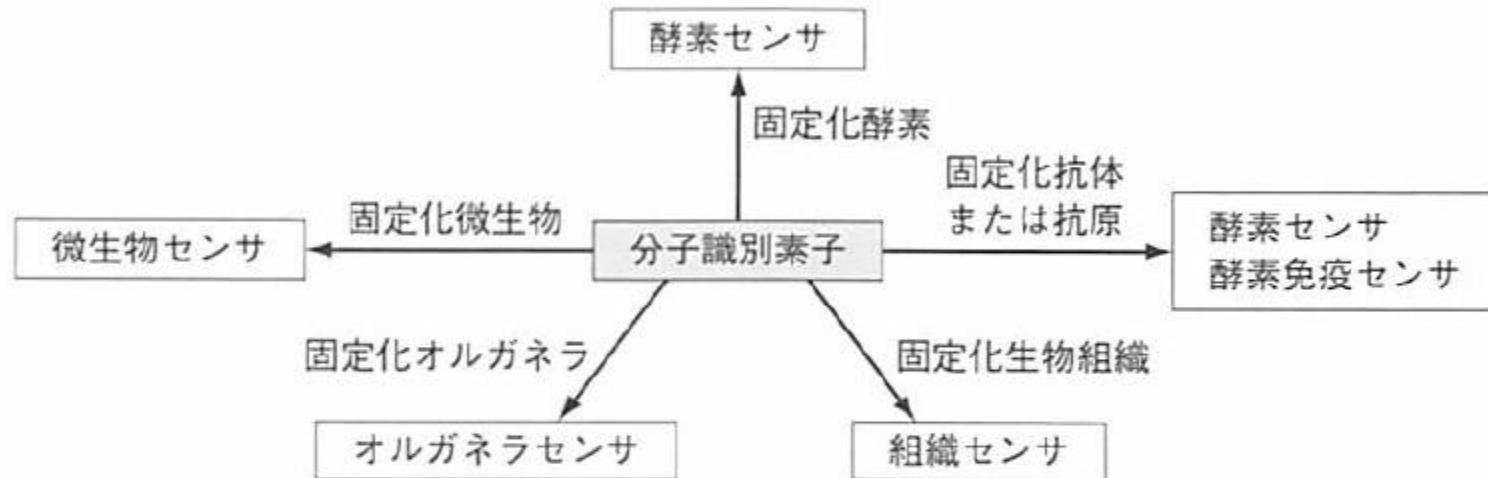
ISFET (ion sensitive FET)

絶縁膜にイオン感受膜を一体化させたイオンセンサ



半導体素子で構成されるため、 **超小型** イオンセンサを作ることができる。

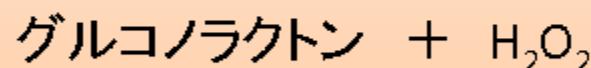
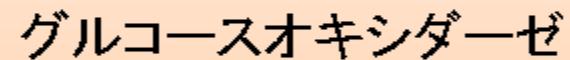
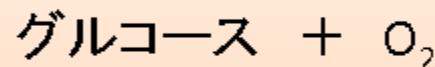
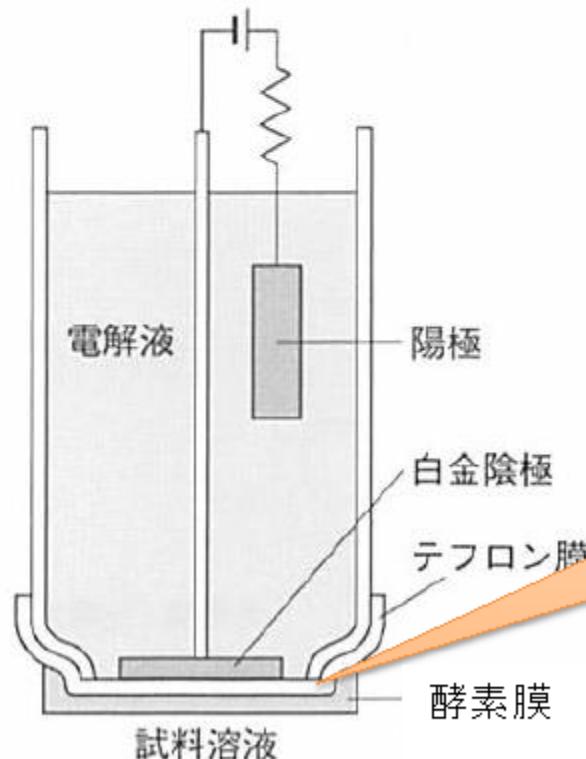
バイオセンサ



電極に 酵素 , 微生物 , 抗体・抗原 を固定化することで,
生体機能性膜として利用し, グルコース , 尿素 , 乳酸 ,
アミノ酸 などの種々の電極センサ(バイオセンサ)が開発されている。

グルコース電極

グルコースオキシダーゼを電極に固定化した酵素センサ



反応により消費される O_2 が生成される H_2O_2 のどちらかを測れば、グルコースが定量できる。また、酵素膜が触媒作用のみを行うので、繰り返し利用できる。

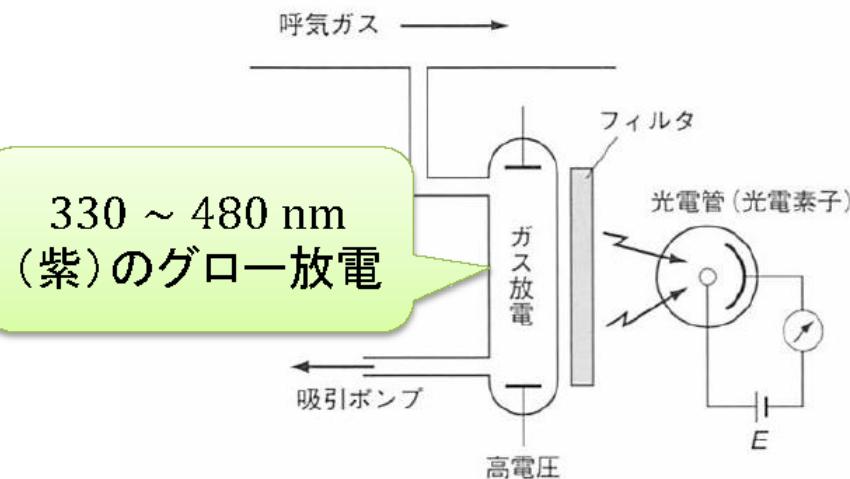
ガス分析機器

表 6-2 種々のガス分析機器の原理と特徴

| 機器名 | 原理 | 測定しうるガス | 複数ガスの同時分析 | サンプルか、連続か |
|--------------------------------------|-------------------|----------------------------------|-----------|--------------|
| ショランダー微量ガス分析器 | 化学的吸収による容量測定 | O ₂ , CO ₂ | 可能 | サンプル |
| ガスクロマトグラフ | 成分ガスに分離し、熱伝導セルで測定 | 各種(キャリアーガスを除く) | 可能 | サンプル |
| 質量分析計 | イオン化して質量の差で分離、測定 | 各種 | 可能 | 連続 |
| N ₂ メータ | 放電の光量を測定 | N ₂ | 不可 | 連続 |
| CO ₂ メータ | 赤外線吸収の程度を測定 | CO ₂ | 不可 | 連続 |
| CO メータ | // | CO | 不可 | 連続 (反応遅い) |
| カサロメータ | 熱伝導率の変化 | 各種 (ヘリウム測定に利用) | 不可 | 連続 (反応遅い) |
| カタフェロメータ | // | 各種 | 不可 | 連続 |
| O ₂ , CO ₂ 分析器 | グロー放電の応用 | O ₂ , CO ₂ | — | 連続 |
| 磁気 O ₂ 分析器 | 磁化率の測定 | O ₂ | 不可 | 連続 |

N_2 ガスセンサ, Heガスセンサ

N_2 ガスセンサ



ガス放電型窒素計

窒素ガス濃度 → 放電光の強さ

光センサ(光電管)を用いることによって、窒素濃度に比例した電圧を得られる。

Heガスセンサ

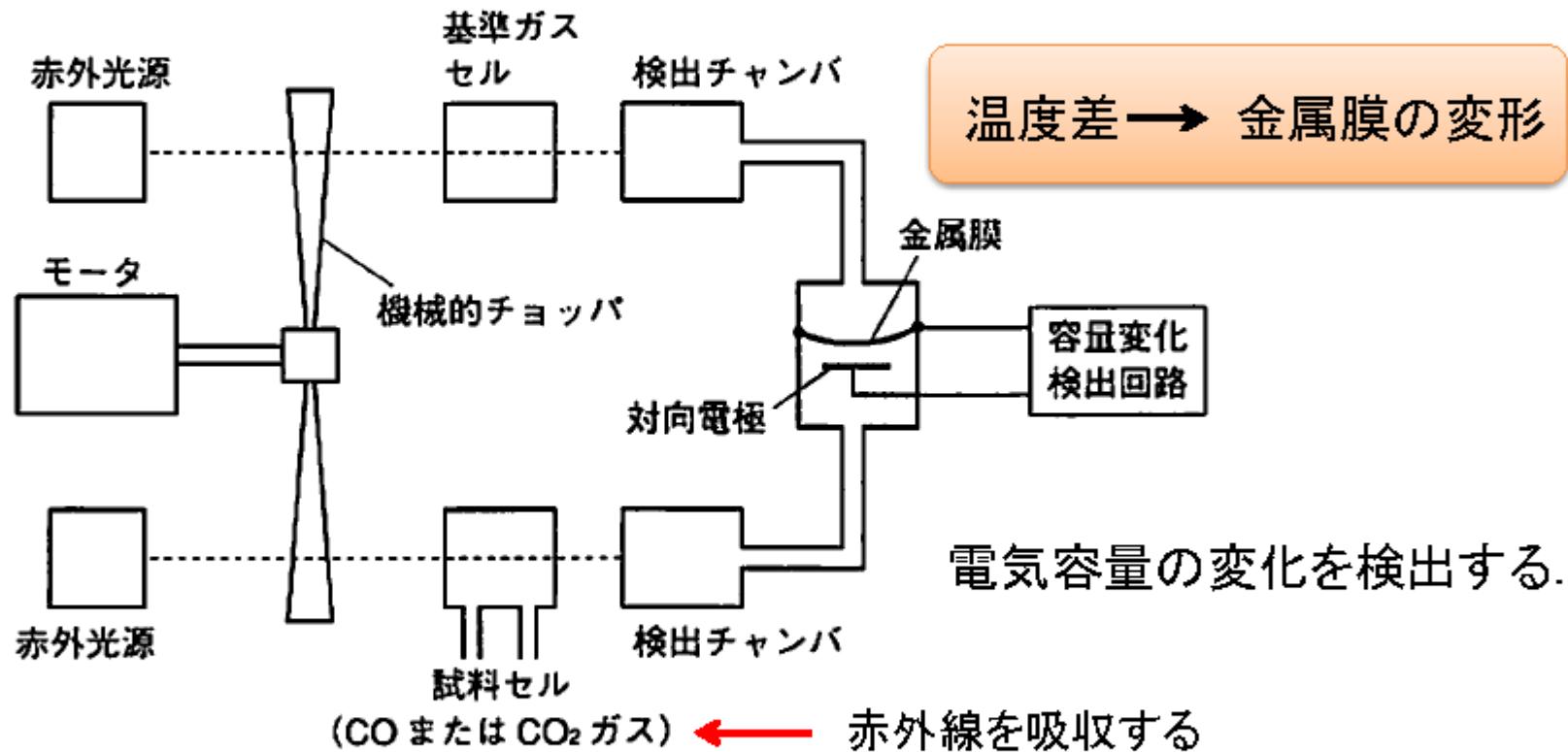
カサロメータ
(熱伝導率計)

例)スパイロメトリ(肺機能)などの残気量計測に用いる。

気流による冷却 → 抵抗値の変化

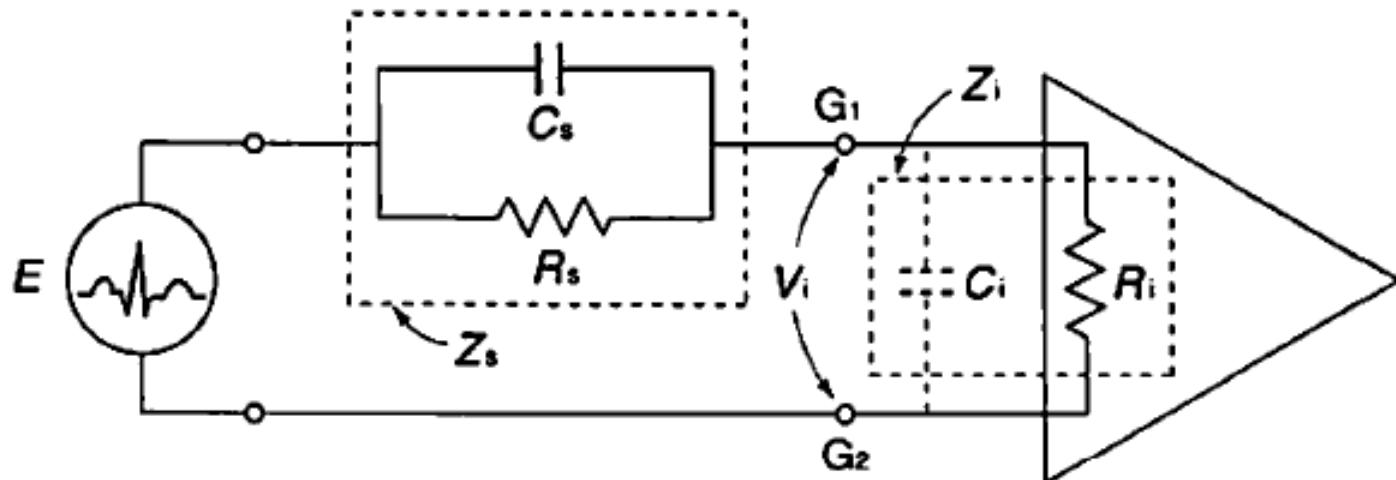
ブリッジ回路を用いて、抵抗値の変化を検出する。

CO, CO₂ガスセンサ



例) 麻酔管理や呼吸管理中の患者の呼気二酸化炭素モニタ(カプノメータ)に使用される。

入力インピーダンス



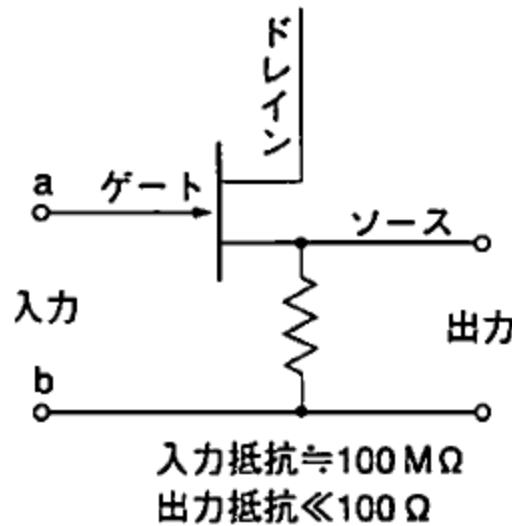
$$V_i = E \times \frac{1}{1 + Z_s/Z_i}$$

生体信号 E は **微弱** であるため、増幅器の入力インピーダンス Z_i は、
信号源のインピーダンス Z_s に対して、**十分に大きく** する必要がある。

≒電極接触インピーダンス

インピーダンス変換装置

信号源インピーダンスが非常に大きい場合に用いる回路



ボルテージフォロワ回路、
バッファー回路とも呼ばれる。

電圧増幅機能はないが、入力抵抗が **非常に高く**、出力抵抗が小さい。
細胞内電位の計測など信号源インピーダンスが数MΩとなるような場合にも、
信号電圧を増幅器に導くことができる。