传感器基础知识

传感器的定义：能感受(或响应)规定的被测量并按照一定规律转换成可用信号输出的器件或装置。传感器通常由直接响应于被测量的敏感元件和产生可用信号输出的转换元件(换能器)以及相应的电子线路组成。

反映**静态特性**的主要定量指标包括：**线性度**：反映传感器的输入、输出之间成线性关系的程度。$\varepsilon=\frac{\pm\Delta_{max}}{Y_{FS}}\times100\%$ **灵敏度**：指在稳态信号作用下，传感器输出量变化对输入量变化的比值。**分辨率（分辨力）**：指传感器能够感知或检测到的最小输入信号增量。**迟滞（滞后）**：指在相同测量条件下，对应于同一大小的输入信号，传感器正向和反向行程的输出信号大小不相等的现象。**重复性**：指传感器在输入量按同一方向作全量程多次测试时，所得的输入-输出特性曲线保持一致的程度。**漂移**：传感器在输入量不变的情况下，输出量随时间变化的现象。传感器自身结构参数老化(零点漂移)；测试过程中环境发生变化(温度漂移)。反映**动态特性**的主要定量指标（通常通过阶跃响应分析）包括：**时间常数（τ）**：主要针对一阶传感器，时间常数越小，意味着传感器的频率响应特性越好，信号越不容易失真。**固有角频率（ω_0）与阻尼系数（ζ）**：这两个指标用于表征二阶传感器的动态响应核心特征。**上升时间（t_r）**：输出的稳态值从10%上升到90%所需的时间。**响应时间（t_s）**：输出响应在规定的误差容限（通常为±2%-5%）内保持稳定所需的时间。**过冲（超调量）**：最大输出值超过最终稳态值的部分。**延迟时间（t_d）**：输出信号首次达到其稳态值50%所需的时间。**衰减**：系统响应振荡时，相邻两个峰值（或波谷）之间高度下降的百分比。

二阶系统：

$$a_2\frac{d^2y(t)}{dt^2}+a_1\frac{dy(t)}{dt}+a_0y(t)=b_0x(t),\ H(s)=\frac{\omega_0^2K}{s^2+2\xi\omega_0s+\omega_0^2}$$

$$\omega_0=\sqrt{\frac{a_0}{a_2}}\quad \zeta=\frac{a_1}{2\sqrt{a_0a_2}}\quad 静态灵敏度\ K=\frac{b_0}{a_0}$$

$$A(\omega)=\frac{K}{\sqrt{\left[1-\left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2\right]^2+4\xi^2\left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2}},\ \Phi(\omega)=-\arctan\left[\frac{2\xi\left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)}{1-\left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2}\right]$$

阻尼系数在 0 - 1 之间，工作频率远低于传感器的固有角频率时，频率响应特性越好：**无失真**。$\zeta<1$，$w_n\geq(3-5)w_{max}=(3-5)*(2-3)w\approx10w$

生物相容性是指生物医用材料与人体之间相互作用产生各种复杂的生物、物理、化学反应的性质。生物相容性反应是指，植入物材料表面与组织、细胞、血液等短期或长期接触时，它们之间的相互作用产生的各种不同反应。**血液相容性**：用于心血管系统的生物医学传感器与血液直接接触，因此，它们之间的反应应仅细孝虑。**组织者性**：植入心血管系统之外的生物医学传感器主要关注材料与组织或器官之间的相互作用。

信号调制、解调：信号调制是指利用低频的调制信号去控制高频载波信号的某一个参数，使其随调制信号的变化而变化，从而便于信号的传输、放大或检测。调幅就是用调制信号去控制高频载波信号的幅值。调频就是用调制信号去控制高频载波信号的频率。调相就是用调制信号去控制高频载波信号的相位。脉冲调制是指用脉冲作为载波信号的调制方法。从已调信号中检出调制信号的过程称为解调或检波。

主动式检测系统的特点是在检测过程中需要从外部向被检测对象施加能量。**被动式检测系统**的特点是在检测过程中不需要从外部向被检测对象施加能量。

物理传感器

一、电阻传感器

应变传感器

应变$\varepsilon=\frac{\Delta L}{L}$是指物体在外力作用下形状或尺寸发生的相对变化量，用于精确度量变形程度，是一个无量纲的物理量。

$\frac{\Delta r}{r}=-\mu\frac{\Delta L}{L}=-\mu\varepsilon$，$\mu$为泊松比，$\frac{\Delta R}{R}=(1+2\mu)\varepsilon+\frac{\Delta\rho}{\rho}=(1+2\mu+\pi E)\varepsilon$

金属电阻应变计的灵敏度系数（主要由材料几何形变引起）：$K_m=\frac{\Delta R/R}{\varepsilon}=1+2\mu$

半导体电阻应变计的灵敏度系数（主要由材料内部电阻率改变，即压阻效应引起），π为半导体材料的压阻系数：$K_s=\frac{\Delta R/R}{\varepsilon}=\pi E$，**半导体电阻率变化公式**：$\frac{\Delta\rho}{\rho}=\pi\sigma=\pi E\varepsilon$，**应力、应变与作用力的关系**：$\sigma=E\varepsilon=\frac{F}{S}$

应变计测力的基本原理关系式（电阻变化与受力成正比）：$\frac{\Delta R}{R}=K\varepsilon=\frac{K}{SE}F$

金属电阻应变计的结构。金属电阻应变计有三种敏感元件：**丝、箔片和薄膜**。当应变计因轴向应力而产生轴向应变 εx 时，每个段的电阻将会增加。由于弧段的应变在 +εx 与 -μεx 之间变化，弧部分的电阻变化将小于同长度线段的电阻变化。综上所述，当直阻丝扭成敏感条时，应变计的电阻变化很小。因此，灵敏度系数 K 小于电阻丝的 K0。此现象称为**横向效应**。为了减小因横向效应引起的误差，通常采用**箔式应变计**。

应变计**温度误差**的主要因素如下：电阻温度系数的影响，试件材料和电阻丝材料的线膨胀系数的影响

【历年卷】测量电路：为减少和避免非线性误差，我们通常使用差动桥。直流桥灵敏度：$\frac{E}{4}$，半桥灵敏度:$\frac{E}{2}$,全桥灵敏度:E

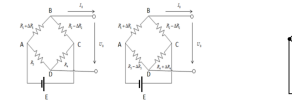


图3.2.3 差动桥。（a）半桥，（b）全桥

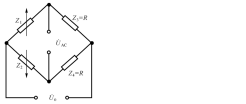
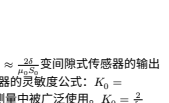


图 4.2.4 交流电桥测量电路

压阻传感器

【历年卷】压阻效应原理：半导体材料的电阻率随作用应力而变化的现象称为半导体材料的压阻效应。当半导体受到应力作用发生应变时，其内部的晶格间距和对称性发生改变，进而导致能带结构改变。这种能带结构的变化，使得载流子在不同能带间重新分布，导致了载流子迁移率发生急剧变化，从而宏观上表现为电阻率的改变。由于半导体晶体结构具有各向异性，沿着不同的晶体方向施加应力，迁移率的变化程度不同，因此压阻效应的效果强烈依赖于受力的晶向。**应用：**血压测量，眼压测量



二、电感传感器 $\varepsilon=N\frac{d\Phi}{dt}=L\frac{di}{dt},L=\frac{\psi}{I}$

变磁阻式传感器

δ为 衔铁与铁芯之间的单侧气隙厚度。磁阻$R_m=\frac{l_1}{\mu_0S_1}+\frac{l_2}{\mu_2S_2}+\frac{2\delta}{\mu_0S_0}\approx\frac{2\delta}{\mu_0S_0}$ 变间隙式传感器的输出电感：$L=\frac{w^2}{R_m'}=\frac{w^2\mu_0S_0}{2\delta}$微小位移下的相对电感变化：$\frac{\Delta L}{L_0}\approx\frac{\Delta\delta}{\delta_0}$传感器的灵敏度公式：$K_0=\frac{\Delta L/L_0}{\Delta\delta}=\frac{1}{\delta_0}$ 为了减少非线性误差，**差动变间隙式电感传感器**在实际测量中被广泛使用。$K_0=\frac{2}{\delta_0}$

测量电路： 变压器交流电桥式、谐振式。**谐振式调幅电路**输出电压的频率与电源频率相同，而幅值随着电感 L 变化。该电路灵敏度很高，但线性差，适用于对线性要求不高的场合。**谐振式调频电路**如基本原理是传感器电感 L 变化将引起输出电压频率的变化。

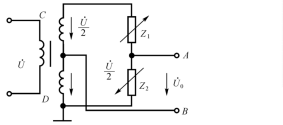
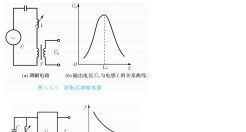


图 4.2.5 变压器式交流电桥



(a) 测量电路 (b)输出电压U_0与电感L的关系曲线

图 4.2.6 谐振式调频电路

差动变压器式传感器

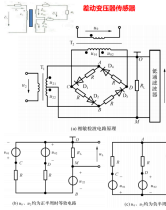
频率特性：通常在 400Hz 到 20kHz 之间。频率太低时差动变压器的灵敏度显著降低，温度误差和频率误差增加。但频率太高，理想差动变压器的假定条件不能成立，因为随着频率的增加，铁损和耦合电容等的影响也增加了。**零点残余电压：**主要是由传感器的两次级绕组的电气参数和几何尺寸不对称，以及磁性材料的非线性等引起的。由基波和高次谐波组成。在 LVDT 位移传感器设计中，与内部磁芯相连接的触杆部件，不能使用导磁性材料，容易引发磁路“分流”与短路，产生涡流损耗与发热，引入磁滞误差与干扰。激励电源的频率至少应为被测动态信号最高频率的 10 倍。

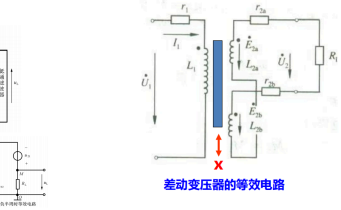
【历年卷】1.差动变压器电路工作原理：初级通高频激励，两个次级反向串联。铁芯位移 Δx 引起互感变化（$\Delta M=K_m\Delta x$），$\Delta\varepsilon=K\cdot\Delta x\cdot\cos(\omega t)$ 交流输出的幅值正比于位移大小（$|\Delta x|$，相位反映位移方向（正向同相，反向反相 180°）。

2.相敏检波电路的必要性：普通交流测量/整流只能测幅值，无法判断位移方向，且会放大零点残余电压。相敏电路引入激励信号作参考信号，既能测大小，又能识别相位（判断方向），同时有效滤除高频干扰及零点残余电压。

3. 信号解调算法流程：见后面作业题。

【作业-相敏检测电路】相敏检波是一种不仅能提取调幅信号幅度，还能判别其相位的解调电路。它主要由乘法器和低通滤波器组成。工作时，它将输入的交流调幅信号与一个同频的参考信号（也称载波信号）进行相乘或同步开关处理，随后通过低通滤波器滤除高频载波成分。最终输出的直流电压极性取决于输入信号与参考信号的相位差，同相时输出正电压，反相时输出负电压，而输出电压的大小则正比于输入信号的幅值。





以二极管环形相敏检波电路为例，其核心工作过程如下。四个性能完全相同的二极管同向串联构成环形电桥。传感器的输出电压（即检波电路的输入信号 U_i）加在一个对角线上，而参考电压 U_0 加在另一个对角线上。参考电压 U_0 的幅值远大于输入信号（即 $U_0\gg U_i$）。在此条件下，四个二极管的导通与截止完全由 U_0 的极性控制，二极管在电路中相当于受 U_0 控制的开关。**相位鉴别：**参考电压 U_0 与传感器的激励信号同频同相。当传感器发生正向位移（$\Delta x>0$）时，输入信号 U_i 与 U_0 同相。当传感器发生反向位移（$\Delta x<0$）时，输入信号 U_i 与 U_0 反相。**解调输出：**在 U_0 正半周和负半周的交替切换下，不同相位的 U_i 会在负载 R_L 上产生方向相反的整流电流。经过低通滤波后，输出的直流电压 U_y 满足输出电压 U_y 的极性代表了位移的方向，大小正比于位移的量值。$U_L=\pm\frac{r_{D1}r_{D2}}{r_{D1}+2R_L}U_i$,符号由$\Delta x$正负决定

电涡流传感器。

根据法拉第电磁感应定律，当金属导体置于变化的磁场中或在切割磁力线的磁场中移动时，导体中会产生感应涡电流，这被称为涡流。这个现象被称为涡流效应。这种由交变磁场在导体内引发涡状电流的物理现象即为电涡流效应。**工作原理：**根据法拉第定律，当传感器线圈施加正弦交流电流 I1 时，在线圈周围的空间中将产生交变磁场 H1，这将使金属导体在磁场中感应出涡流 I2，然后 I2 将产生新的交变磁场 H2。根据楞次定律，H2 的作用将抵抗原始磁场 H1 的作用，从而导致等效线圈阻抗的变化。**测量位移：**电涡流位移传感器通常使用一个通有高频交变电流的探头线圈。高频电流在探头线圈周围产生交变磁场。当待测金属体靠近探头线圈时，交变磁场穿过金属表面，在其内部激发出电涡流。根据楞次定律，电涡流自身也会产生一个与原磁场方向相反的交变磁场。这个反向磁场会反作用于探头线圈，改变线圈的等效阻抗、电感量和品质因数。这种电参数的变化程度与线圈端面到金属体表面的距离具有严格的一一对应关系。通过测量电路提取这种阻抗或电感的变化，并将其转换为电压信号，即可实现对金属体位移的非接触式精确测量。**涡流的径向形成范围。**涡流的径向形成在 r1 到线圈外径 rm 的范围 内，并且分布不均匀。**涡流强度与距离的关系。**在短路环半径为零的点，涡流密度为零。涡流的最大值存在于接近 r=rm 的狭窄区域。涡流强度与距离 x 存在非线性关系，并随着 x/r 的增加而减小。**涡流的轴向深度。**电阻率越大，线圈的相对磁导率和激励电流的频率越低，涡流的轴向深度 h 就越大。**应用：**呼吸电感描记术、涡流转速传感器、差动电感角位移传感器

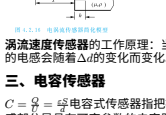
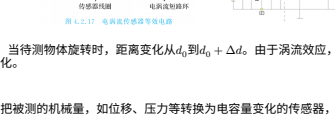


图 4.2.17 电涡流传感器等效电路



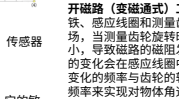


图 4.2.18 电涡流传感器原理图

涡流速度传感器的工作原理：当待测物体旋转时，距离变化从d_0到$d_0+\Delta d_0$ 由于涡流效应，传感器的电感会随着Δd的变化而变化。

三、电容传感器

$C=\frac{Q}{U}=\frac{\varepsilon S}{d}$电容式传感器指把被测的机械量，如位移、压力等转换为电容量变化的传感器，它的敏感部分是具有可变参数的电容器。**应用：**线性位移、角位移、振动幅值的测量，特别适用于测量机械参数，如高频振动幅度、轴旋转精度、加速度等。电容式助听器，电容式压力传感器，电容式微机械超声换能器

变极距式传感器。单位移（两块板）：灵敏度$K=\frac{1}{d_0}$,$\frac{\Delta C}{C}=\frac{\Delta d}{d}$。非线性误差$\delta=\frac{\Delta d}{d_0}$。双位移（三块板）：灵敏度$K=\frac{2}{d_0}$，$\frac{\Delta C}{C_0}=2\frac{\Delta d}{d}$，非线性误差$\delta=\left(\frac{\Delta d}{d_0}\right)^2$。两块板当平行板彼此过近时，为防止击穿或短路，将具有高介电常数的介质置于两平板之间。

变面积型电容传感器$K=\frac{2\varepsilon C_0b}{d}$

变介电常数型。电容式移位传感器，圆柱形：$C=C_0+\frac{2\pi h(\varepsilon-\varepsilon_0)}{\ln(\frac{d_2}{d_1})}$,$C_0=\frac{2\pi\varepsilon_0H}{\ln(\frac{d_2}{d_1})}$。因此，电容的增量与液体高度 h 成正比。**介质变体电容传感器。**其中 L_0 与 b_0 分别是板的长度和宽度，L 是与插入介质重叠部分的长度。$\frac{\Delta C}{C_0}=(\varepsilon_r2-1)\frac{L}{L_0}$

测量电路。电容传感器的电容初始值及其变化非常微小，容易受**外电容**影响。因此检测需要专用测量电路。**频率调制法：**LC，RC 振荡器（555）：利用 555 定时器，将电容的变化转换为频率或脉冲宽度的变化。RC 振荡器与间距变化电容一起使用时，其频率输出将与间距线性相关，而用面积变化电容时则通过测量脉冲宽度实现线性化。**交流桥法：**运算放大器电路：运算放大器的输出电压与极板间距离 d 呈线性关系，但要求 Zi 及放大倍数足够大，电源电压 Ui 的幅值和固定电容 C 值稳定。易受分布电容影响。**充放电法：**环形二极管充放电法；脉宽调制电路：通过对电容 C1 和 C2 充放电的时间来调制方波脉冲宽度。

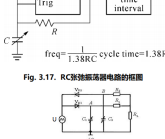
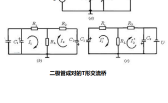
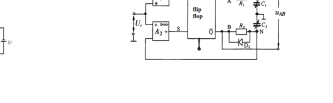


Fig. 3.17. RC脉冲频率调制电路的框图

图 4.5.11 运算放大器式电路原理图



二极管双桥环形交流桥



四、压电传感器

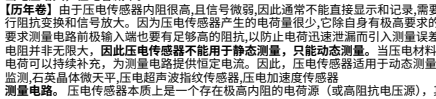
压电传感器基于压电效应，即在压电材料上施加应力时，传感器能够输出电荷。**正压电效应：**对某些晶体沿一定方向施以外力使其变形时，其内部将产生极化现象其表面出现电荷集聚的现象。在外力去除后又重新恢复到不带电状态。（机械能转变为电能）。当外力作用于压电陶瓷时，电畴发生偏转，电畴边界改变，导致剩余极化强度发生变化，从而在与极化方向垂直的平面上产生极化电荷。这就是压电陶瓷的正压电效应。

逆压电效应：对晶体本身施加电压会产生机械变形，从而实现电能到机械能的转换，这也称为电致伸缩效应。压电晶体是各向异性的。**基本原理：**压电传感器基于压电效应，即在压电材料上施加应力时，传感器能够输出电荷。**应用：**睡眠时的呼吸状况监测、压电起声波指纹传感器。**压电陶瓷：**

电畴是指晶体内部电荷的不均匀分布，即电畴内存在正负电荷的极化现象。在压电材料中，当施加外力或压力时，晶体中的正负电荷会重新排列，形成电畴。电畴的形成是由于压电材料的晶体结构的非对称性，在外力作用下，晶体内部的电荷会发生重新分布，从而形成电畴。在没有外加电场时，晶体中的电畴乱序分布，其极化效应彼此抵消。压电陶瓷内部的极化方零。因此，原始的压电陶瓷是中性的，没有压电效应。外加电场后，各电畴的极化方向改为符合外电场，使材料获得极化。当外电场足够强时，材料的极化达到饱和，即每个电区的极化方向与外电场方向严格一致。即使外电场被移除后，各电区的极化方向很少改变。从此时起，材料获得了压电特性。压电陶瓷的压电系数比石英晶体的大得多,所以采用压电陶瓷制作的压电式传感器的灵敏度较高,缺点是压电特性受温度影响较大,参数不如石英晶体稳定。**种类：**钛酸钡、铅锆钛酸铅（PZT）、铌酸镁铅（PMN）。为了提高灵敏度，在实际使用中，通常将同一类型的两个或更多压电元件粘接在一起。**同极性粘接：**类似于两个电容器的并联。电容增大，但输出电压保持不变。**反极性粘接：**类似于两个电容器的串联。输出电压增大，但电容减半。

【历年卷】由于压电传感器内阻很高,且信号微弱,因此通常不能直接显示和记录,需要经过二次仪表进行阻抗变换和信号放大。因为压电传感器产生的电荷量很少,它除自身有极高要求的绝缘电阻外,同时要求测量电路前极输入端也要有足够高的阻抗,以防止电荷迅速泄漏而引入测量误差。由于实际输入电阻并非无限大，**因此压电传感器不能用于静态测量，只能动态测量。**当压电材料受到交变力时，电荷可以持续补充，为测量电路提供恒定电流。因此，压电传感器适用于动态测量。**应用:**呼吸状况监测,石英晶体微天平,压电起声波指纹传感器,压电加速度传感器

测量电路。压电传感器本质上是一个存在极高内阻的电荷源（或高阻抗电压源），其产生的电荷量极其微弱。因此，必须通过专门的测量电路,通常为电荷放大器或电压放大器进行处理，其核心作用包括阻抗变化和信号放大。**阻抗变换：**压电传感器的内阻极大，如果直接接普通测量仪表，微弱的信号会瞬间泄漏耗散殆尽。测量电路的输入端具有极高的输入阻抗，能有效防止电荷泄漏。**信号放大：**压电效应产生的电荷量或电压极其微弱，无法直接被后续的采集系统识别。测量电路必须将这些微弱信号放大到标准电平。**为了让电缆长度不影响输出结果，需要采用电荷放大器测量电路，放大系数**$(1+K)C_f\gg(C_a+C_c+C_i)$。电压放大器输出电压：$U_O=-\frac{KQ}{C_a+C_c+C_i+(1+K)C_f}\approx-\frac{Q}{C_f}\approx U_f$ 电荷放大器输出电压：$U_O=-\frac{AdF_m}{C_a+C_c+C_i}$ 电荷放大器输出电压：



(a) 电压等效电路 (b) 等效的电压等效电路

图 4.1.8 电荷放大器的等效原理

密勒效应:在反相放大电路中，输入与输出之间的分布电容或寄生电容由于放大器的放大作用，其等效到输入端的电容值会扩大 1+A 倍，其中 A 是该级放大电路电压放大倍数。

为什么在负反馈电容C_f上并联一个电阻 R_f?考虑电容负反馈线路在直流工作时，相当于开路状态，因此对电缆噪声比较敏感，放大器的零漂也比较大，为了减小零漂，提高放大器工作稳定性，一般在反馈电容的两端并联一个反馈电阻电阻。在高频时，电路中各电阻的值大于各电容的容抗，略去其电路作用符合实际情况，电荷放大器的频率响应上限主要取决于运算放大器的频率特性。电荷放大器高频响应很好。

电荷放大器的输出电压只与输入电荷量和反馈电容有关，而与放大器的放大系数的变化或电缆电容等均无关系，只要保持反馈电容的数值不变，就可得到与电荷量 Q 变化成线形关系的输出电压;反馈电容C_f小，输出就大;要达到一定的输出灵敏度要求，就必须选择适当的反馈电容。

五、磁电传感器

磁电式传感器是通过磁电效应将被测量如位移、速度、加速度等物理量转化为电信号的一种传感器，主要分为**磁电感应式传感器**和**霍尔式传感器**。磁电感应式传感器属于有源传感器，不需要辅助的电源就能把被测物理量转换成电信号。而霍尔传感器则需要外加直流偏置，属于无源传感器。

磁电感应式传感器

用于将被测量（通常为速度量）转换为电信号，原理为电磁感应。磁通量改变和磁场中导体运动变化都会引起感生电动势的改变。根据产生电动势方式的不同，可以设计出两种不同的传感器线构：变磁通式和恒磁通式。**应用：**磁流量计测量血管内血流量。$U_i=\frac{B_0lWv}{R_i+R_f}R_f$,灵敏度$K=\frac{B_0lW}{R_i+R_f}R_f$

开磁路（变磁通式）工作原理：开磁路磁电感应传感器由永久磁铁、感应线圈和测量齿轮（软磁材料）组成。永久磁铁产生静磁场，当测量齿轮旋转时，齿轮与磁极间的空气隙周期性变大和变小，导致磁路的磁阻发生周期性变化。根据电磁感应定律，磁通的变化会在感应线圈中激发出感应电动势 $e=-N\frac{d\Phi}{dt}$。由于磁通变化的频率与齿轮的转速成正比，因此可通过测量感应电动势的频率来实现对物体角速度或转速的测量。与恒定磁通式（闭磁路）的区别：1. 开磁路式依靠外部运动物体改变气隙磁阻来引起磁通量的变化；而闭磁路的磁通量是恒定的，依靠线圈和磁铁之间的切割磁感线来产生感应电动势。

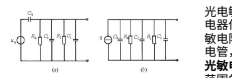


图 5.1.1 磁电感应式传感器原理

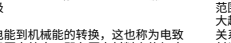


图 5.1.2 磁电式转速传感器结构图

2.开磁路为非接触测量，结构简单，但低速时输出信号极弱，且受齿轮齿数限制；恒定磁通式通常需要接触或固定在被测振动体上，闭合磁路使其具有更宽的工作频带和更强的输出信号。3.开磁路多用于测量旋转机械的转速；闭磁路多用于测量结构的振动速度或位移。

霍尔传感器。当载流导体或半导体处于与电流相垂直的磁场中时，在其两端将产生电位差（霍尔电动势），这一现象被称为霍尔效应。电子受到洛伦兹力，电荷聚集产生电场，电子受到的洛伦兹力与电场力平衡，电荷停止偏转，此时在薄片两侧端面之间形成一个稳定的电势差，即为霍尔电压。多用半导体原因：半导体载流子浓度比金属导体低很多，信号更强，可以直接用常规放大器处理，非常适合批量生产。**应用：**无源磁浮叶轮血泵

$U_H=\frac{BI}{d}=K_HIB,K_H=\frac{R_H}{d},R_H=\rho\mu$，d 为厚度.

基本特性：**1.不等位电势和不等位电阻。**当霍尔元件的激励电流为零时,若元件所处位置磁感应强度为零,则它的霍尔电势应该为零,但实际情况下这个值通常不为零。这时测得的空载霍尔电势称不等位电势。产生这一现象的原因有:①霍尔电极安装位置不对称或不在同一等电位面上;②半导体材料不均匀造成了电阻率不均匀或是几何尺寸不均匀;③激励电极接触不良造成激励电流不均匀分布等。**2.寄生直流电势。**在外加磁场为零、霍尔元件用交流激励时,霍尔电极输出除了交流不等位电势外,还有一直流电势,称寄生直流电势。寄生直流电势是影响霍尔元件温漂的原因之一。其产生的原因如下:①激励电极与霍尔电极接触不良,形成了接触电容,造成整流效果不佳;②两个霍尔电极大小不对称,则两个电极点的热容不同,散热状态不同而造成热电动势。**3.霍尔电势温度系数。**霍尔元件采用半导体材料制成，而半导体内部的载流子浓度、迁移率及电阻率等参数对温度变化极其敏感。当在一定磁感应强度和激励电流下,温度每变化 1°C时,霍尔电势变化的百分率称霍尔电势温度系数。它同时也是霍尔系数的温度系数,通常情况下温度也是影响霍尔传感器测量的一个重要因素。

零位误差：不等位电势与霍尔电势具有相同的数量级,有时甚至超过霍尔电势,要消除不等位电势须采用补偿的方法。理想情况下,R1=R2=R3=R4,即可取得零位电势为零。实际上,由于不等位电阻的存在,说明此四个电阻值不相等,可将其视为电桥的四个桥臂,则电桥不平衡。为使其达到平衡可以在阻值较大的桥臂上并联电阻,或者在两个桥臂上同时并联电阻。**温度补偿：**用一个分流电阻 RP 与霍尔元件的激励电极并联。当霍尔元件输入电阻随温度升高而增加时,旁路分流电阻 RP 自动地加强分流,减少了霍尔元件的激励电流,从而达到补偿的目的。

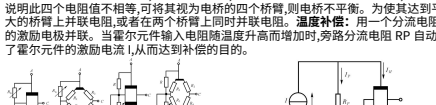


图 5.2.10 不等位电势补偿电路

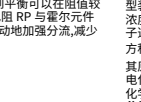


图 5.2.11 霍尔元件温度补偿电路

六、光电传感器

光电敏感器件是将光能转换为电能的一种传感器件，它是构成光电式传感器最主要的组成部分。光电器件工作的物理基础是光电效应。**内光电效应：**①光电导效应：光照导致物体电导性能改变，光敏电阻。②光生伏特效应：光照产生电动势，光电池。**外光电效应：**光照使电子逸出物体表面，光电管，光电倍增管。**应用：**脉搏血氧仪的检测，光纤温度传感器

光敏电阻无极性，是一个纯粹的电阻器件。无光时，暗电阻很大，暗电流很小。当暴露在某一波长范围的光下时，亮电阻会大幅下降，同时光电流会大幅增大。因此，对于光敏电阻来说，暗电阻越大越好，亮电阻越小越好，越灵敏。在一定照度下，流经光敏电阻的电流与光敏电阻两端的电压的关系称为光敏电阻的**伏安特性**。光敏电阻在一定的电压范围内，其 I-U 曲线为直线。说明其阻值与入射光量有关，而与电压电流无关。光敏电阻的灵敏度与入射波长的关系称为**光谱特性**。硫化镉光敏电阻的光谱响应的峰值在可见光区域,常被用作光度量测量的探头。而硫化铅光敏电阻响应于近红外和中红外区,常用做火焰探测器的探头。光敏电阻的相对光敏度与工作温度之间的关系已被定义。不同材料将具有不同的温度特性。

光敏二极管始终工作在反向状态。未受光照时，反向电阻很大，反向电流很小；当 PN 结暴露于光照时，在 PN 结附近会产生光电子和光空载流子，从而形成光电流。未受光照时二极管处于截止状态，受光时处于导通状态。**光敏晶体管**与一般晶体管很相似，具有两个 PN 结，只是它的发射极一般很大，以扩大光的照射面积。大多数光敏晶体管的基极无引出线，当集电极加上相对于发射极为正的电压时，同时光照射在集电结上时，就会在附近产生电子—空穴对，从而形成光电流，由于基极电流的增加,因此集电极电流是光生电流的 β 倍。**所以光敏晶体管有放大作用。**

光谱特性：光谱特性是指光敏二极管或三极管的相对灵敏度与入射光波长之间的关系。由于不同半导体材料的禁带宽度不同，因此它们能够吸收并产生光电效应的波长范围不同，导致其光谱响应范围和峰值波长也有所差异。而当入射光的波长增加或缩短时,相对灵敏度也下降。一般来讲，锗管的暗电流较大，因此性能较差，故在可见光或探测炽热状态物体时,一般都用硅管。但对红外光进行探测时，则锗管较为适宜。**伏安特性：**如果光照度增加，反向电流将增大。在不同照明强度下，伏安特性曲线接近平行。**光纤传感原理：**基于光的传播特性与外部信号（被测量）的关系。外部信号将引起振幅、波长、频率、相位、偏振状态等光学特性的变化，从而实现对被测量的调制。**光纤传感器的分类：**功能性光纤传感器和非功能性光纤传感器。**光纤传感器的组成：**光源、敏感元件、光探测器、信号处理系统和光纤。光纤传输光的原理：全反射，数值孔径：$NA=n\sin\theta$

七、热电传感器

几乎所有物质的电阻率都随其本身的温度变化而变化,这一物理现象称为热电阻效应。利用这一原理制成的温度敏感元件称为热电阻,一般采用金属导体和半导体材料。**纯金属有正的电阻温度系数,半导体有负的电阻温度系数。**金属导体：温度升高时，金属内部原子晶格的热振动加剧，阻碍了自由电子的定向移动，导致电阻随温度升高而增大。半导体材料：温度升高时，半导体内部价带电子受热激发跃迁至导带，使得参与导电的自由载流子（电子和空穴）浓度呈指数级增加。载流子浓度的增加占据主导地位，导致其电阻率随温度升高而急剧下降。部分特殊掺杂的半导体在特定温度范围内会出现电阻突增现象。铂的物理、化学性能非常稳定，是目前制造金属热电阻的最好材料。铂电阻目前是标准电阻温度计。热敏电阻与 RTD 的区别在于，热敏电阻所使用的材料通常是陶瓷或聚合物，而 RTD 使用纯金属。温度响应也不同；RTD 在较大的温度范围内有用，而热敏电阻通常在有限的温度范围内实现更高的精度。半导体热敏电阻通常具有比金属更大的电阻温度系数。**应用：**口腔温度计、热成像图

二线制总电阻包括导线电阻，引线电阻，以及引线电阻的变化会带来附加误差。应用场景：短距离、低精度要求的场合。通常只用于走线极短的设备内部，或者对温度误差要求不高的简单测量。**三线制**，热电阻的一端接一根线，另一端接两根线。这种方式通常配合仪表内部的电桥电路使用。三根线将导线的电阻分别引入电桥的两个相邻桥臂中。只要三根导线电阻相等，它们在桥臂中产生的影响就会相互抵消。应用场景：工业现场最常用的标准接法，适用于中长距离传输。**四线制**，热电阻两端各接两根线。其中两根线负责给热电阻提供一个恒定电流，另外两根线直接连接到电压表测量热电阻两端的电压降。由于电压表的内阻极高，测量线中几乎没有电流流过，也就没有电压损耗。测得的电压就是最纯粹的热电阻两端的电压。这种方式完全彻底地消除了引线电阻和接触电阻的影响。应用场景：高精度测量。通常用于实验室的标准温度计校准、精密科研仪器，或者导线极长且环境温度变化极大的极端高精度工业场景。成本最高，因为需要 4 根线缆和更复杂的测量电路。

热敏电阻的优点是电阻温度系数大，灵敏度高，热容量小，响应速度快，而且分辨率高。但是，热敏电阻值随温度变化呈指数规律，其非线性严重，此外测量量程相对较小。**伏安特性：**在低电流时热敏电阻中功耗很小,特性基本上是线性的。这时热敏电阻温度等于环境温度。在大电流时，由于耗散功率的增加,使热敏电阻温度高于环境温度。同时由于其温度系数为负值,故其增量电阻减小。最后,当电流足够大时,增量电阻下降到零,然后变为负。在这一区域运用热敏电阻时,必须注意限制电流,防止热损坏。

热电效应（也称塞贝克效应）：两种不同导体 A 和 B 组成闭合回路,如果两结点的温度不同,在回路中就会产生电动势,有电流流过。这两种导体的组合称为热电偶。由于不同材料内部的电子密度不同及温度梯度引起的载流子扩散，会在回路中产生热电动势。该热电动势的大小仅与组成热电偶的材料性质以及两端节点的温度差有关。**接触电动势：**由于两种导体的自由电子密度不同，接触时结点处发生电子扩散造成的,当触点处电子扩散达到动态平衡时,产生一个稳定的接触电势。**温差电动势：**因同一导体两端温度不同而产生的电动势。其形成原因是导体高温端的自由电子具有较大动能,向低温端扩散。温差电动势影响因素取决于材料和接点温度，与形状、尺寸等无关。两热电极相同时，总电动势为 0；两接点温度相同时，总电动势为 0；对于已选定的热电偶，当参考端温度 T0 恒定时，$e_{AB}(T_0)=c$为常数，则总的热电动势就只与温度 T 成单值函数关系，即$E_{AB(t,t_0)}=f(t)-f(t_0)=f(t)-C=\varphi(t)$只要测出$e_{AB}(T_0)$的大小，就能得到被测温度 T，这就是利用热电偶测温的原理。**相比接触电动势而言，温差电动势小对测温的核心好处是：**保证了测温结果仅取决于冷、热两端接点的温度，而不受导线沿途环境温度分布的干扰。

为什么要进行冷端补偿：热电偶的标准分度表和热电势公式都是在冷端温度严格保持在 0°C 的前提下制定的。然而在实际工程应用中，热电偶的冷端通常在室温环境中，温度不为 0°C，还会随环境波动。如果不加干预，直接测得的热电动势将无法准确反映被测热端的真实温度，必须进行补偿以消除冷端温度 $T_0\neq0°C$ 带来的测量误差。

电桥补偿法是利用不平衡直流电桥产生的补偿电压来自动抵消冷端温度变化引起的热电势误差。在补偿电桥中，三个桥臂由温度系数几乎为零的电阻组成，另一个桥臂 R_{Cu} 由具有正温度系数的铜热电阻绕制而成，并将其与热电偶冷端置于同一温度场中。设计电桥在规定的参考温度时处于平衡状态，输出电压为零。当环境温度升高时，热电偶产生的实际温差电势减小；与此同时，处于同一环境下的 R_{Cu} 阻值随温度升高而增大，使得电桥失去平衡并输出一个不平衡的对角线电压。只要参数配置合理，该电桥输出的电压变化量能刚好等于并叠加补偿掉热电偶因冷端环温而损失的热电动势，从而使最终输入到测量仪表的总电压仅受热端温度影响，实现自动补偿。

二极管温度传感器:对于理想二极管，二极管电压 V_F 可以表示：$V_F=\left[\frac{E_{g_0}-kT\ln(\alpha\frac{T^{\gamma_0}}{I_F})}{q}\right]$通过适当的掺杂浓度，二极管电压 $V

电化学基础知识。摩尔电导率$\Lambda=\frac{1000k}{c}$,电离常数$K=\frac{[A^-][B^+]}{[BA]}$,电离度为平衡时已电离的溶质分子数与溶质分子总数之比$K=\frac{(c\alpha)^2}{c(1-\alpha)}=\frac{c\alpha^2}{1-\alpha}$,活度表示电解质溶液中的有效浓度$a=\gamma c$。活度系数表示电解质溶液浓度与有效浓度的偏差程度。只有溶液无限稀释时，活度才与浓度相等，此时$\gamma=1$。**电化学装置三个核心组成部分：**电极（至少两个）、电解质溶液和测量电路。电极主要分为四类，即指示电极、工作电极、参比电极和对电极。**参比电极**主要功能是提供一个稳定的参考电位，用于准确测量其他电极的电位变化，且自身不参与电流反应。结构上，其内部通常为稳定的可逆氧化还原电对，并浸泡于固定浓度的离子溶液中。**指示电极**专门负责感知溶液中特定离子浓度的变化，它的电位会随着待测离子浓度变化而发生符合能斯特方程规律的变化。**工作电极**是待测物质真正发生氧化还原反应的场所，我们通过测量流过它的电流来进行定量分析，**产生测量信号的电极。**对电极负责发生与工作电极相反的反应以维持电荷平衡。

[历年考]电极制备：①表面预处理，对电极基底进行机械打磨抛光，然后用酸碱或超声波清洗，以获得平整洁净的活性表面。②修饰/涂覆：将具有催化作用或能增加比表面积的材料滴涂或电沉积到电极表面。③固定识别元件：将特定的生物分子或化学物质固定在修饰层上，使其具备选择性。④活化与测试：在特定溶液中进行电化学预处理以活化电极，并通过循环伏安法、电化阻抗谱等技术来表征其性能。**电极电位的产生**：电极电位是由电极与电解质界面上发生的反应以及界面间离子的移动而产生的。其相对参比电极的电位大小可用Nernst方程表示。**定量计算限度：**电位法：基于能斯特方程。测量开路电位，输出电位 E 与待测物质浓度的对数呈线性关系；电流法：施加一定的电压，测量法拉第电流。根据Cottrell方程或类似的经验公式，稳态或瞬态电流的大小通常与待测物质的绝对浓度成正比。**扩散层的产生**：由于离子热运动和静电的相互作用，如果电极是良导体，界面处的剩余电荷会紧密附着在电极与溶液的界面上。靠内较紧密的一层是紧密层，外层则是扩散层，在此区域电位呈指数下降。扩散层即是电极表面附近存在离子浓度梯度的区域，该层中的离子扩散控制着电流的流动。**液接电位**是指在由多孔膜或盐桥隔开的两种不同电解质溶液之间，由于不同离子的迁移速率差异而产生的电位差。其中，离子的大小会影响迁移速率**消除方法**：可以通过使用饱和氯化钾（KCl）盐桥来消除液接电位。因为盐桥具有极高的浓度，这会引发单向扩散。此外，K^+ 和 Cl^- 的离子迁移速率相近，从而能有效降低电位差。

二、离子传感器

1.离子选择性电极定义：离子选择性电极（ISE）是一种电化学电位型传感器，它的核心是一层特殊的膜，这层膜对溶液中的某一种特定离子有高度的选择性响应，是一类利用离子敏感膜的膜电位变化测定溶液中特定离子活度的电化学传感器。**工作原理：**利用膜电位原理。当这种选择性膜与含有待测离子的溶液接触时，特定离子会在膜表面发生选择性跨膜迁移或交换，从而在膜的内外两表面之间形成一个电位差。在一定浓度范围内，这个电位差与溶液中该特定离子的活度（浓度）的对数呈线性关系，符合能斯特方程。**离子反应机制：**界面离子交换、液态膜中的离子传输 **电极特性：**检测极限是指给定的置信度内从样品中检出的最小浓度，当浓度很低时，电极的响应随活度的增加逐渐增加，与活度的对数呈非线性关系；选择性系数用于表征电极的选择性能，选择性系数越小，表明选择性越好，电极更不易受其他离子的干扰；阻抗特性：响应时间指电极达到平衡电位所需要的时间，与离子电极种类、被测浓度大小和实验条件有关

2.离子敏场效应管是一种测量电解质溶液中离子活度的微型固态电化学敏感器件，具有电化学和晶体管的双重特性；由离子敏感膜和半导体场效应管两部分组成；具有灵敏度高、响应快、输入阻抗高、输出阻抗低，具有指抗变换和信号放大的功能。

3.光寻址电位传感器（LAPS）是场效应器件，基于电场效应使器件对绝缘层与电解质溶液间界面电位的变化敏感；利用半导体的内光电效应，采用调制光照射产生电子空穴对而形成光电流。LAPS：膜电位对耗尽层的影响；ISFET：膜对位对沟道的影响

4.微电极阵列电极的其中一维尺寸小于扩散层。不需要依赖离子选择性膜，离子选择性微电极阵列是在微小基底上集成多个微米级别的离子选择性电极。微缩化使得电极能够在极小的空间分辨率下进行测量。

三、气体传感器

1.电化学气体传感器是一类气体检测仪，通过在电极上对目标气体进行氧化或还原反应，并检测由此产生的电流，从而测定目标气体的浓度。**应用：**克拉克氧传感器是一种双电极传感器，即阳极与参比电极集成在一起。为实现参比电极的功能，阳极表面必须涂覆氧化银或溴化银，且阳极周围的电解质中也必须含有该涂覆材料。是通过隔膜将电极与被测介质隔离开来进行保护。该隔膜必须能够让氧气从被测介质扩散透过，到达阴极。

2.半导体气体传感器原理：元件表面吸附气体时，电导率会发生变化。通过改变敏感材料、掺杂方式、微观形貌以及工作温度，能够调整金属氧化物半导体传感器的选择性。通过改变敏感材料、掺杂方式、微观形貌以及工作温度，能够调整金属氧化物半导体传感器的选择性。**应用：**臭氧传感器、用于电子鼻

3.固体电解质气体传感器是一种以离子导体为电解质的化学电池。它无须使气体经过透气膜溶于电解液中，可以避免溶液蒸发和电极消耗等问题。固体电解质在高温下才会有明显的导电性。氧化锆(ZrO2)是典型的气体传感器材料。氧化锆在常温下是单斜晶结构，当温度升到 1000°C 左右时就会发生同质异晶转变，由单斜晶结构变为多晶结构，并伴随体积收缩和吸热反应，因此是不稳定结构。**应用：**二氧化碳检测

4.声表面波传感器是一类微机电系统，它通过调制声表面波来感知物理现象。传感器将输入的电信号转换为机械波；与电信号不同，机械波很容易受到物理现象的影响。随后器件再将这种机械波转换回电信号。输入与输出电信号之间在幅度、相位、频率或时延上的变化，可用于检测目标物理量的存在。声表面波器件通常利用一个或多个叉指换能器，借助某些材料的压电效应，实现声波与电信号之间的相互转换。两种声表面波传感器：SAW 延迟线、SAW 谐振器。

四、湿度传感器

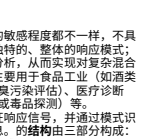
特性：高准确度；高重复性；具有长时间稳定性；从冷凝过程中恢复；具有良好的环境抗干扰特性；尺寸小，易封闭；成本低

相对湿度（RH）：是空气中实际水汽压（P_a）与环境温度下饱和水汽压（P_s）的比值。计算公式为 $r_h=\frac{P_a}{P_s}\times100\%$。**相对湿度通常可以使用电容式或电阻式湿度传感器进行检测。**电容随湿度正比变化。电阻式传感器的响应呈指数变化，湿度越大电阻越小。

绝对湿度（AH）：通常定义为单位体积空气中所含水蒸气的实际质量，一般以 kg/m^3 为单位表示，或以水在空气中的百万分率（ppm）及百分比来表示。**绝对湿度通常使用热导式湿度传感器进行测量。**热导式湿度传感器的输出信号会受工作湿度影响。

五、电子舌与电子鼻

电子鼻的定义：一种模拟人类嗅觉系统，用于识别、分析和量化复杂气味或挥发性化合物混合物的分析系统。它的**结构**由三部分组成：采样系统、传感器阵列和模式识别模块。采样系统负责将待测物质样本通过给传感器；传感器阵列，由多个具有交叉敏感性的化学或物理传感器组成；信号处理与模式识别系统负责处理阵列产生的信号并得出结论。**工作原理：**因为混合气体成分极其复杂，单一传感器无法分离出所有成分。电子鼻采用交叉敏感的传感器阵列，每个传感器对不同气体的响应灵敏度不同。当混合气体流经阵列时，整体会产生一个独特的“特征响应图谱”。随后，后端算法运用模式识别技术（如主成分分析 PCA、人工神经网络 ANN 等），对提取到的特征信号进行降维、分类或回归分析。通过将未知样本的“图谱”与数据库中已知的模型进行比对，最终实现对复杂气味的定性识别和定量预测。



为什么用阵列：①交叉敏感性：阵列中的每一个气体传感器对不同气体的敏感程度都不一样，不具备单一选择性；②当暴露在复杂的混合气体中时，整个阵列会产生一个独特的、整体的响应模式；③模式识别：利用后端的模式识别算法对这个独特的“指纹图谱”进行分析，从而实现对复杂混合气味的定性识别和定量分析，这是单个传感器做不到的。**应用：**电子鼻主要用于食品工业（如酒类品质鉴定、肉类新鲜度检测）、环境监测（如有毒有害气体泄漏监测、恶臭污染评估）、医疗诊断（如通过呼出气体检测某些疾病的生物标志物）以及安防领域（如爆炸物或毒品探测）等。

电子舌定义：是一类分析仪器，它利用多传感器阵列检测液体样品的特征响应信号，并通过模式识别与专家系统对信号进行处理以实现学习识别，从而获取定性或定量信息。**的结构**由三部分构成：首先是接触液体的传感器阵列，这通常是一组具有交叉敏感性的电化学传感器；其次是信号采集硬件系统，负责获取并放大传感器发出的微弱电信号；最后是后端的数据处理与模式识别系统，负责对复杂的信号进行最终的解析。电子舌的**工作原理：**当电子舌的阵列浸入样本时，阵列中的每个传感器都会对该混合液产生不同程度的响应，所有传感器的响应信号组合在一起，就形成了一幅代表该液体整体味觉特征的“指纹图谱”。随后，系统利用模式识别算法，提取该图谱的特征，并与数据库中的已知模型进行比对，从而得出液体的种类、真伪或某种特定成分的浓度。**为什么用阵列：**①液体样本成分极其复杂，无法用单一选择性的传感器区分；②利用由多个交叉敏感传感器组成的阵列，可以获取包含多种成分信息的综合响应信号（特征图谱）；③结合后端强大的模式识别算法提取图谱特征，才能实现对复杂液体混合物的整体识别分类和定量评估。**特性：**检测对象为液体样品；所获取的信号是对液态的整体响应，而非对溶液中某一特定组分的响应；通过对传感器阵列采集到的原始信号进行处理，可区分不同样品的属性；电子舌所测得的样品属性，与生物体的味觉概念并不相同。**功能膜：**PVC 膜，硫属玻璃膜

相同点：它们均利用传感器阵列和模式识别技术来模拟生物感官系统，用于提取特征并对气味或味道进行分析和识别。

不同点：电子舌主要用于液体样本中的味觉检测，涉及液体中更加复杂的电化学相互作用。而电子鼻主要用于气体样本中的气味检测，重点在于分析挥发性的气体分子。

六、微流控分析芯片

在微流控技术**设计中各项要求：**微流控芯片内流速的均匀性、死体积的减小；流体在反应与储存过程中的蒸发及无规则流动、混合均匀性以及气泡的避免；试剂与产物体积需求、微流控芯片所用材料的稳定性、可靠性及反应性；流体流动对信号采集的干扰以及信噪比的提升；废液与使用后微流控芯片的妥善处理。**选择合适材料制备微流控芯片的主要考量因素：**微流控芯片与工作界面之间的化学及生物相容性；所用材料的电绝缘性与热学性能；与信号检测干扰相关的光学性能；与电渗流产生及生物分子固相固定相关的材料改性性能；微流控芯片制备工艺的简便性与低成本。

与传统分析系统相比，微流控芯片对其检测器有一些特殊要求。微流控芯片绝承了毛细管电泳的部分特点，激光诱导荧光、化学发光及象光吸收等光学检测方法仍是主流检测手段。

[作业]微流控芯片内的微流体可以通过以下主要方式驱动：**电渗驱动：**利用微通道内表面上的固定电荷建立双电层，在电场作用下驱动微流体流动；**微泵驱动：**电渗不仅可直接驱动带电流体，还能作为微型电渗泵的能源。其实现步骤为：使用光刻技术在芯片表面制造具有特定间隔的电极；用PDMS密封微通道形成密闭的电渗驱动系统；在电极上施加电压产生电渗流，从而驱动电极外部的流体流动，实现微泵的功能。除了电动力学方法，实际应用中也常使用微型注射泵等机械方式产生压力差来实现压力驱动。

微型混合器在需要快速反应的生物过程中十分实用。为提升层流混合效率，需遵循以下原则：扩展流体剪切作用以增大溶液接触面积；通过分布式混合设计将溶液进行分流与再汇合，进而减小溶液厚度实现更高效的混合。**微反应器**是一种微型化学反应系统，其单元反应界面处于微米尺度。它的基本特征包括线性尺度微小、物理量梯度高、比表面积大以及雷诺数低。**微分离器**

生物传感器

定义：生物传感器是一种利用生物活性物质选择性地识别和测定各种生物物质的传感器。生物传感器是指一类能将生物响应转化为电信号等可测量信息的分析装置。生物传感器这一术语，也经常被用以描述测量物质浓度或其他具有生物学意义的参数。将一种生物的或生物衍生的生物活性敏感元件与相应的物理化学传感器相结合，产生一种或一组待分析物相关的离散或连续的数字电信号。

最早的生物传感器是**催化型生物传感器**（如葡萄糖传感器）该类传感器采用完整的生物酶、细胞组分、组织或整体的微生物同传感器相结合，通过电化学、光学及热学等不同传感器类型，最终将生物催化响应转化为电信号进行测量。如果采用的是微生物，通过对其代谢的测量来实现生物催化的检测，这种传感器也可被称为**代谢型生物传感器**。这类传感器不仅常被直接简称为**催化代谢型生物传感器**。**亲和型生物传感器**：它们与催化型生物传感器具有相似的测量理论，但增添了新的传感方式，例如采用氧电极传感器或电磁传感器，将机械形变和电压转化为测量质量或粘弹效应等。亲和型生物传感器能给出抗原抗体的特异性结合、细胞受体与配体的相应结合、DNA 和 RNA 与其互补杂交链序列配对等生物过程的实时信息。

生物传感器由**生物识别元件**（酶、抗体、核酸、受体、细胞等）与**物理化学换能器**（电极、光纤、热敏电阻等）两部分组成。**特性：**特异性，取决于识别元件（抗体、酶等）的选择性，生物传感器特异性远高于化学传感器；敏感性，由识别元件和换能器共同决定，识别元件的亲和力与换能器的检测限共同影响灵敏度；稳定性，生物活性保持是关键问题，可通过化学修饰、固定化技术延长生物元件的使用寿命；重复性，与稳定性直接相关，良好的固定化技术和适宜的保存条件可提高重复性。**特点：**特异敏感度高，酶、抗体、DNA 互补配对等提供高选择性识别能力；反应快速，免标记实时检测，样品量少，响应速度快；操作简便，无需复杂样品前处理，便携，适合现场检测；可连续测量，可再生固定化生物元件，实现在线分析**局限性：**生活性干扰、设备昂贵、校准问题、稳定性不足

常用的生物识别元件主要有以下五类。①**酶**，即催化某种特异性化学反应的蛋白质或核酸。可直接使用存在于微生物或组织切片中的酶，或经纯化后使用。②**抗体与抗原**，抗原是诱发生物体的免疫反应并导致抗体产生的分子。抗体是一种由 B 淋巴细胞产生的糖蛋白，能专一地识别诱发它们产生的抗原。③**核酸**，是基于 DNA 双螺旋部接链中的碱基互补配对的识别过程。这类传感器通常又被称为基因传感器。④**细胞组分或全细胞**，整个细胞或一些特殊的细胞器(如受体等)，例如非催化性的受体蛋白、离子通道及细胞磷脂膜等。⑤**其他生物仿生感受分子**，其识别是通过使用受体、人工膜或模拟生物受体或离子通道的分子印迹聚合物等来实现生物传感器的设计。**物理化学换能器：电极、光纤、热敏电阻等。**换能器是生物传感器的关键部分，能对伴随生化反应产生的物理化学变化进行传感测量。不同识别元件与换能器的组合可构建出适用于不同应用场景的生物传感器类型。

按照前述识别元件的不同，可将生物传感器分为**酶传感器、抗原/抗体传感器、核酸传感器、受体传感器、离子通道传感器、细胞传感器、组织传感器**等不同类型。其中，由于抗原/抗体传感器主要的机理是其免疫识别功能，因而常被称为免疫传感器。核酸传感器，因其最常见的类型为 DNA 传感器，所以也常常直接被称为基因传感器或 DNA 传感器，笼统地包括了 RNA 传感器或其他核酸传感器。

固定化技术。脂膜包埋:半透膜隔离，传感器贴近被测物；物理吸附:范德华力、氢键、离子作用，简单但易脱落；基质吸附:多孔材料包裹生物分子，形成镶嵌结构；共价结合:通过活性基团(-NH2、-COOH)共价固定，最牢固。不同传感器类型需匹配特定固定化方法。**酶传感器常用固定化法，DNA 传感器常用自组装法，免疫传感器常用共价交联法。**

分类：以生物分子传感器、细胞与组织传感器两大类型为例，分子类传感器主要包括酶传感器、免疫传感器、DNA 传感器，以及受体和离子通道传感器；细胞和组织传感器则主要包括微生物细胞传感器、细胞代谢传感器、细胞阻抗传感器和胞外电位细胞传感器等不同的生物传感器类型。

[历年考]以葡萄糖生物酶传感器为例，说明基于细胞的传感器与分子传感器的区别。分子生物传感器：提取某一种具有特定生物活性的分子印迹聚合物作为识别元件，它的优点是机制简单、针对单一气味分子的特异性极高，但它脱离了生物体环境，无法反映气味物质对整个生理系统的综合毒性或协同作用。基于细胞的生物传感器：采用完整的嗅觉感觉神经元或修饰细胞作为识别元件，它的核心区别在于能提供功能性与生理学信息。细胞不仅能响应单一分子，还能处理复杂混合气味，并利用细胞内的级联信号通路实现信号的天然巨大放大。缺点是活细胞的培养和存活条件极为苛刻。

一、生物分子传感器

1.酶生物传感器。原理：酶在反应中具有极高的特异性，这个高度选择性的反应是酶传感器的基础。酶生物传感器的机理包括检测产物、检测抑制剂和评价修饰后酶的反应特性。**[历年考] 以酶生物传感器为例，简述生物传感器的定义和特点。**定义：生物传感器是一种将生物识别元件（如酶）与物理化学传感器（如电极）紧密结合的分析设备。它能将目标底物的浓度特异性地转化为可定量的电信号或光信号。例如葡萄糖酶传感器，利用葡萄糖氧化酶专一识别并催化葡萄糖，换能器检测反应产生的过氧化氢或消耗的氧气电流。特点：具有极高的特异性和选择性（得益于酶的专一性）；灵敏度高且响应速度快；可实现微型化和在线连续监测。但缺点是受环境影响大（温度、pH 极易导致酶失活），使用寿命和稳定性相对受限。

酶的固定化技术：吸附法是一种用非水溶性载体物理吸附或离子结合，将蛋白质分子固定化的方法。该方法是通过酶的分子极性键、氢键、疏水键作用，把酶吸附到不溶性传感器载体表面；**化学交联法**，化学交联是借助于交联剂的作用，使酶分子之间发生共价结合，将酶分子直接与载体共价结合。**共价连接法**，是一种使生物活性分子通过共价键与不溶性载体结合而固定的方法。**物理包埋**，是将酶分子包埋并固定在高分子聚合物三维空间网状结构基质的一类方法。包埋法的特点是一般不产生化学修饰，对生物分子活性影响较小，膜的孔径和几何形状可任意控制，被包埋物不易渗漏，底物分子可以在膜中任意扩散。缺点是过大的底物分子在凝胶网格内扩散较困难，因此不适合大分子底物的测定。

应用：Clark 氧电极用以测定溶液中溶解氧的含量。其基本结构是由一个阳极和一个阴极电极浸入溶液所构成。氧通过一个通透膜扩散进入电极表面，在阳极减少，并产生一个可测量电流。酶促反应以及微生物呼吸链中的氧化磷酸化使电极周围的电子流入氧电极，并被氧电极所测量。采用一个特氟龙膜将电极部分与反应腔隔离，它可以使氧分子穿透并到达阴极。在阴极，电解消耗氧，产生的电流和电位可以被记录仪所记录。最终使能对反应液中的氧活性进行测量。同时，采用一个搅拌装置，以确保溶液中的溶解氧通过电极膜的速率。这样，电流与溶液中的氧活性成一定的比例。

葡萄糖传感器原理。基本上由酶膜和 Clark 氧电极或过氧化氢电极组成，在葡萄糖氧化酶的作用下，葡萄糖发生氧化反应，消耗氧而生成葡萄糖酸内脂和过氧化氢。GOD 被半透膜通过物理吸附的方法固定在靠近铂电极的表面，其活性依赖于其周围的氧浓度。葡萄糖与 GOD 反应，生成两个电子及两个质子，同时还原了 GOD。**四种检测类型：①氧电极葡萄糖传感器**，测 O_2消耗，受溶解氧影响大，灵敏度有限。由于氧电极传感器的电流响应与氧浓度有关，所以检测过程将受溶解氧的影响，溶解氧的变化可能引起电极响应的波动。由于氧的溶解度有限，当溶解氧缺乏时，响应电流明显下降，从而影响检出限。另外，传感器的响应性能受溶液中 pH 及温度影响较大。**②过氧化氢电极葡萄糖传感器**，测 H_2O_2生成，易受其他电活性物质干扰。过氧化氢电极传感器的最重要的优点是易于制备，即使采用较简单的技术都可能具有小型化。当过氧化氢和葡萄糖的物质交换是控制步骤时，电流信号是线性的。这可以通过在生物传感器的制备过程中使用各种扩散限制膜来实现。其主要的缺点是这种电极施加的是正电压，会造成检测溶液中其他物质的电氧化，从而干扰检测电流。**③介体型葡萄糖氧化酶传感器**，二茂铁等电子媒介体，工作电压低，抗氧干扰。介体型葡萄糖氧化酶传感器增加了化学修饰层，扩大了基本电极可测定物质范围及提高了测定的灵敏度。基本电极经过修饰后，可以看成是一个改进了的信号转换器，这种修饰剂即为电子转移媒介体。电子媒介体的作用是能促进电子传递过程，加速电极反应，降低工作电位，以排除其他电活性物质的干扰。以二茂铁及其衍生物为介体的葡萄糖传感器是一种非常成功的方法。介体酶电极仅用较低工作电压即可使介体氧化，有利于减少其他较低氧化还原电势物质的干扰;由于二茂铁离子不与氧反应，故传感器对氧不敏感，可在缺氧或氧浓度极低的场合下使用;二茂铁离子与还原的 GOD 之间的电子传递快，因而电极响应快；二茂铁衍生物为水不溶性物质，可直接限制在电极表面，不必将介体投放到样品溶液中。缺点是介体电极稳定性尚不及其他酶电极，因此应用中常为一次性传感器使用。**④直接电催化型**，酶与电极直接电子传递，需特殊修饰，第三代传感器。由于分子结构的原因，使得酶与常规电极之间的直接电子传递较为困难。对于分子量较小的酶，直接电子传递能够进行，但是电子传递速率慢，而对于像 GOD 这样分子量较大的酶，这种直接电子传递很难发生。但是，如果选择合适的接合试剂，将酶共价键合到化学修饰电极上，或将酶固定到多孔电聚合物修饰电极上，使酶氧化还原活性中心与电极接近，直接电子传递就相对能容易进行，以便实现酶的直接电化学检测。

乳酸酶电极传感器。该类传感器一般为电流型酶传感器，采用乳酸氧化酶，可通过测定氧的消耗、CO2 或者 H2O2 生成量来测定乳酸盐含量。通过在采用碳糊电极对 H2O2 检测达到乳酸检测的目的时，由于 H2O2 在碳糊电极上难以氧化，需要较高的工作电压。为了增加传感器的响应电流，降低传感器的工作电压，以及降低由于血液中其他电化学活性物质(尿酸、抗坏血酸等)的氧化而产生的干扰电流，也可采用人工电子传递剂如铁氰化钾来代替氧。

电流生物传感器可测还原反应电子移动

2.免疫传感器

免疫传感器的基本原理是免疫反应，它利用固定化抗体(或抗原)与其相应的抗原(或抗体)发生的特异性结合，使传感器上生化敏感膜的特性发生变化。因此，免疫生物传感器是利用抗原与抗体之间存在的特异性互补结构的特性而制得的一种新型生物传感器，由免疫识别(即传感器表面抗原抗体的特异性反应)和信号转换(即由特异性结合导致的光学的或电学的参数变化)这两个主要部分组成。

两种主要类型的免疫分析：三明治分析,也可称为非竞争性分析；竞争性分析。**竞争性免疫分析**是将样品与已标记待测物混合后再去竞争有限的抗体结合位点。由于可以预先固定抗体结合位点的量，所以标记复合物的量的信号与待测样品中待测物的量成反比关系。**非竞争性免疫**测定则通过过量的抗体与抗原反应，使抗原与样品溶液分离，形成的免疫复合物再与过量的信号二抗反应，其中二抗只特异性地与固定的抗体抗原复合物结合，产生的信号与结合的待测物的量成正比。两种检测模式：夹心法（非竞争性）——信号正比于分析物浓度；竞争法——信号反比于分析物浓度。选择哪种方法取决于待测物分子大小和可结合位点数量。

抗体的固定方法。生物素-亲和素体系，间接固定，生物素与亲和素的高亲和力结合，用于抗体定向固定；自组装单层膜（SAM），金表面硫醇化，形成有序单分子层用于抗体固定，间接固定；戊二醛交联法，双功能交联剂，使抗体与载体表面共价连接，蛋白 A 共价连接，定向固定 Fab 片段，保持抗体活性位点暴露；聚乙二醇（PEG）连接提供柔性连接，减少非特异性吸附。针对免疫传感器的特殊性，除吸附法等直接固定方法外，**生物素-亲和素体系(BAS)和自组装单层膜(SAM)**则属于间接固定的方法，这些方法采用中间连接层(如硫醇、亲和素等)来连接传感器表面和抗体。自组装膜的活性基团是如:-COOH、-NH2、-OH 等在与生物分子耦联前必须被活化。-COOH 通常用碳二亚胺(EDC)、N,N-羰基二咪唑(CDI)、对硝基苯酚、磺酰氯等试剂来处理;-NH2 可以用戊二醛、三氯-S-三嗪(TT)等活化，形成的活泼酯或酰氯等活泼化合物与生物分子中的氨基反应生成酰胺共价键，从而固定生物分子。**戊二醛交联：**晶体金属表面建立一层惰性疏水物质，主要是聚乙烯亚胺、3-氨丙基三乙氧基硅烷和半胱氨酸，然后再用戊二醛作为交联试剂与抗原或抗体结合。戊二醛是一个常用的双功能基试剂，很容易使蛋白质交联，这种交联是通过蛋白质中赖氨酸残基进行的。该法的主要缺点是反应难以控制，形成的酶/蛋白质层蓬松、坚固性差，所需的生物样品多。**蛋白 A-共价连接：**蛋白 A 是金黄色葡萄球菌的一种胞壁成分，分子中有四个与免疫球蛋白分子 Fc 片段高亲和力结合的位点。蛋白 A 分子与电极表面的金原子之间依靠分子间的作用力可以紧密地结合，又能和人及多种哺乳动物血清中 IgG 的 Fc 片段结合，因此常用于金电极上抗体的定向固定。这种结合方法能使抗原与抗体决定簇发生键合的活性中心所在的 Fab 片段裸露在修饰膜的外层而伸向流动相，从而使抗原结合位点远离固定相表面，易于与待测物反应。并且可以通过选择合适的 pH 和离子强度以改变蛋白 A 与抗体的亲和能力，容易实现免疫传感器的再生。**聚乙二醇共价连接：**聚乙二醇(PEG)，也称为聚(环氧乙烷)(PEO)或聚乙烯(POE)，是指环氧乙烷的寡聚物或聚合物，已经广泛应用于修饰药物蛋白。PEG 由环氧乙烷单体多聚而成，沿聚合物主链分布的水分子和醚氧之间有强相互作用，因此有高度亲水性和柔韧性

电化学免疫传感器：直接型（非标记型）测膜电位变化，抗原-抗体结合改变电荷密度→膜电位变化；间接型（标记型），酶标记，催化底物产生电化学信号→信号放大。**[历年卷] 设计免疫传感器检测抗原（1uM-20uM）设计方案：**采用无标记型电化学阻抗免疫传感器。以玻碳电极或金电极为基底，表面修饰金纳米颗粒以增加比表面积，随后共价固定特异性捕获抗体，并用 BSA 封闭非特异性位点。工作原理：利用抗原与抗体的特异性亲和结合。将传感器插入含有电活性探针的测试液中。当目标抗原结合到电极表面的抗体上时，会形成一层导电性极差的免疫复合物绝缘层。这层复合物会产生空间位阻，阻碍电子探针向电极表面扩散，导致电荷转移电阻显著增大。应答曲线：在 1uM-20uM 的有效浓度范围内，传感器输出的阻抗变化值通常与目标抗原浓度的对数呈现良好的线性正比例关系。**光学免疫传感器——表面等离子体共振（SPR）：**SPR 原理为金属表面等离子体共振角随表面折射率变化，固定抗体→结合抗原→共振角偏移→换算为浓度。**压电免疫传感器（QCM）：**Sauerbrey 方程：$\Delta f\propto-\Delta m$，频率变化反映晶体表面质量变化。

3.DNA 传感器。

DNA 生物传感器的识别机制涉及 DNA 或者 RNA 的基因杂交。A:T 和 C:G 在 DNA 中的互补配对是 DNA 生物传感器中特异性识别的基础，此类传感器也经常被称作是基因传感器。**探针固定方法：**吸附法、自组装法、生物素-亲和素法、共价键合法。**DNA 传感器的应用：**电化学 DNA 传感器，杂交指示剂或酶标，检测靶序列；QCM-DNA 传感器，质量敏感，检测特定 DNA 序列；SPR-DNA 传感器，实时监测杂交动力学。**CRISPR-Cas 系统**特异性识别目标 DNA 序列 Cas 蛋白可精准靶向特定核酸序列；结合核酸酶大、荧光标记等信号放大，显著提高检测灵敏度，可达单分子水平；免标记快速检测，可实现快速、准确、免标记的分子检测。Cas 蛋白的靶向切割活性可被用于信号放大，实现超高灵敏度的核酸检测，在 COVID-19 检测等领域已展现巨大潜力。**DNA 传感器与 DNA 芯片的对比：**相同点是均基于碱基互补配对原理。D-DNA 传感器主打动态监测、超微型化、多参数检测，可在体检测。它将成千上万个探针高密度排列在玻璃/硅片上。芯片本身不含信号转换器件，杂交后必须依赖外部大型光学扫描仪读取荧光信号，主要用于全基因组表达分析等海量数据科研；DNA 芯片主打高通量检测、静态分析、一次性使用，它的探针直接固定在电极或光纤等换能器表面。杂交引起的电荷、质量或光变化能被底层换能器直接、实时转化为电信号输出，主要用于基因表达谱和突变筛查。侧重于大规模高密度点阵筛查。

4.受体与离子通道传感器。

受体是一类能够通过化学物象改变而特异性结合化学分子的细胞膜蛋白，化学构象的改变能通过导致离子通道的开放或酶的分泌等作用触发细胞响应。对生物传感器的发展而言，对其研究具有如下潜在优势:在整个生物进化过程中，使得受体和离子通道具有非常高的亲和力和特异性；受体和离子通道对很多毒素及生理过程中所产生的大量信使物质的天然靶标，因此能被用于临床检测、环境分析、药物研发等多个方面；受体和离子通道本身的研究，也需要有新型传感器能对受体与配体的实时结合进行实时分析。作为识别元件的受体（膜蛋白）在结合特定配体分子后，其空间构象发生改变，从而触发离子通道的开闭或触发酶的分泌。离子通道一旦打开，溶液中的离子会跨膜定向移动，底层的工作电极便能瞬间将这种离子流引起的电位或电流变化转化为可测量的电信号。**应用：脂双层支撑体系及短杆菌肽模型。**短杆菌肽 A 在脂双层中形成单价离子通道，是研究离子通道的经典模型分子。脂双层支撑类型：亲水性支撑，亲水表面支撑脂双层；栓系支撑，共价键合锚定脂双层；自由跨膜阵列，自由悬浮的膜结构。**受体-离子通道耦联传感器：**基因工程耦联，将受体 C 末端与离子通道 N 末端耦联；电活性细胞受体，配体结合→离子通道开放→电信号输出。

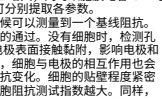
二、细胞与组织传感器

定义：以活细胞作为敏感元件的生物传感器，能够提供细胞整体功能响应信息，保留生物分子的天然活性环境。核心优势为保留受体/离子通道的天然环境，可检测生物分子的功能活性，提供整体生物学响应信息。

1.微生物细胞传感器。原理:利用微生物代谢活性(呼吸活性或代谢活性)，将待测物浓度转换为可测电信号。**呼吸活性型：**检测微生物呼吸作用消耗 O2 的速率，使用氧电极测量溶解氧变化，适用于检测有机物浓度、环境毒性等，常用菌种为活性污泥的混合菌群呼吸活性型微生物传感器由需氧型微生物固定化膜和氧电极组合而成，测定时以微生物的呼吸活性为基础。当微生物传感器插入溶解氧保持饱和状态的试液中时，试液中的有机化合物受到微生物的同化作用，微生物的呼吸加强，在电极上扩散的氧减少，电流信急剧下降。**代谢活性型：**检测微生物代谢产物的生成量，使用 pH 电极、CO2 电极等换能器，适用于检测特定底物(如葡萄糖、谷氨酸)。代谢活性型微生物传感器是以微生物的代谢活性为基础。当微生物膜和有机化合物，生成的各种代谢产物中含有电极活性物质时，用安培计可测得氢、甲酸和各种还原型辅酶等代谢物，而用电位计则可测得 CO，有机酸(H 少等代谢物，由此得到有机化合物的浓度信息。**BOD 微生物传感器**的核心原理是利用活体微生物的呼吸代谢作用来间接测定水中有机物的浓度。传感器主要由固定化微生物膜和紧贴其下的溶解氧电极组成。当传感器浸入待测水样时，水中的可降解有机物会扩散到微生物膜中，膜上的微生物在吸收这些有机物进行新陈代谢时会消耗水中的溶解氧。此时，氧电极能捕捉到透过膜的氧气浓度的下降。由于消耗的氧气量与水中有机物的浓度直接成正比，电极会将氧气浓度的降低转化为电信号输出，系统借此即可在十几分钟内快速计算出样品的生化需氧量（BOD）值。应用：环境监测，河流水质、污水处理厂出水 BOD 在线监测；工业废水处理，发酵工业、食品工业废水有机物含量快速检测。**基因工程微生物传感器**的核心原理是利用基因重组技术，将特定的外源基因导入微生物体内，使其对原本不敏感或难以检测的目标物质产生高度特异性的响应。当这种经过改造的工程菌接触到水体或样本中的特定污染物时，外源基因会被特异性诱导表达，从而产生极易被光学或电学换能器捕捉的信号，如发出生物荧光。相比传统微生物传感器依赖整体呼吸代谢的非特异性响应，基因工程微生物传感器不仅提高了检测的灵敏度和选择性，还能实现对特定有害物质的早期预警和精准定量分析，在环境毒性高通量筛查和特异性污染物监测领域具有巨大的应用潜力。应用：重金属快速检测；嗅觉传感器，在微生物中表达哺乳动物气味受体，实现对特定气味分子的高灵敏检测

2.细胞代谢传感器——微生理计。原理：测量细胞外酸化率（质子排出速率），细胞代谢产生酸性物质→胞外 pH 下降。检测元件：LAPS，光寻址电位传感器。结构：电解液/绝缘层/半导体（EIS 结构）。光生电流随 pH 变化而变化。

3.细胞阻抗传感器——ECIS 系统：检测原理：针对贴壁细胞。细胞膜视为绝缘电容，贴附在电极上会阻碍交流阻抗。通过施加微弱交流电测量阻抗变化，实时反映细胞的贴壁、形态变化、微动与增殖状态。流程：①微电极阵列上培养细胞→②交流电信号施加于电极→③细胞贴附改变阻抗→④锁相放大器检测阻抗变化→⑤软件分析 Rb、Cm、α 等参数→⑥实时监测细胞动态变化。



当细胞贴附于电极表面时，细胞膜作为绝缘层阻挡离子电流，使 Rcell 增大；同时细胞膜电容 Cm 与双电层电容 C,串联，改变总阻抗的频率响应特性。通过多频率扫描可分别提取各参数。

微电极阻抗主要由电极及周边的离子环境决定，当电场加在上面的时候可以测量到一个基线阻抗。细胞的有无以及贴壁程度的改变都会影响电极传感器表面电子和离子的通过。没有细胞时，检测孔底部排列的微电极阵列的阻抗分布近似均匀;加入细胞后，细胞会和电极表面接触黏附，影响电极和溶液间的离子环境，导致阻抗的升高，细胞越多阻抗增加越多。此外，细胞与电极的相互作用也会影响电阻。细胞在电极表面上的贴壁或生长可引起各个电极结构的阻抗变化。细胞的贴壁程度紧密与否也会使电阻抗发生变化。因此，黏附在电极