**The membrane potential膜电位**：电极electrodes一个活细胞质膜内，一个外【电压在神经元neuron含义=电路中，离子ions vs电子electrons。参考点是细胞的外部，电位差30to90mV

静息（非信号）神经元在其膜上有一个电压，称为**静息膜电位resting potential**。-30~-90mV

细胞膜上存在电位差，所以说膜是**极化的polarized**。如果膜电位变得比静息电位更正，则称膜去**极化depolarized**。如果膜电位变得比静息电位更负，则称膜超**极hyperpolarized**。

神经元用来交流的所有电信号**depolarized+hyperpolarized**

离子穿过膜（不能直接）：通道蛋白channel proteins（亲水water-loving隧道）leak channels 一直开放在 resting neurons静息神经元，其他有响应信号才打开。

在神经元中，**静息膜电位主要**取决于K+通过钾泄漏通道。

神经胶质细胞中，神经胶质细胞是神经系统的支持细胞，静息膜电位等于K+平衡电位。

静息膜电位接近但不完全相同K+平衡电位，电位负值略低于K+。

静息神经元中，Na+（膜电位更+去级化）K+(－超极化)离子都是渗透性离子

静息电位由离子穿过膜的浓度梯度和膜对每种离子的渗透性决定。

在静息神经元中，膜上有浓度梯度 和 .离子通过通道沿梯度向下移动，导致电荷分离，从而产生静息电位。

该膜对 比 ，所以静息电位接近 的**平衡电位** （由以下因素产生的潜力 如果它是系统中唯一的离子）。

神经元（神经细胞）通过电信号传递信息。

In this context, permeability refers to the ability of a particular molecule to cross the plasma membrane of a cell by diffusion.

在这种情况下，**渗透性permeability**是指特定分子通过扩散穿过细胞质膜的能力。

If a molecule can cross the membrane, the membrane is said to be permeable to that molecule.

如果一个分子可以穿过细胞膜，细胞膜就被认为是可渗透的。

If a molecule cannot cross the membrane, the membrane is not permeable (is impermeable) to that molecule.

如果一个分子不能穿过膜，膜对该分子是不可渗透的。

Permeability also comes in degrees.

渗透率也有程度之分。

That is, a membrane may be more permeable to one type of molecule than another (even though it is "permeable" to both).

也就是说，膜可能对一种分子比另一种分子更容易渗透(即使它对两种分子都是“可渗透”的)。

If a membrane is more permeable to a molecule, it's easier for that molecule to diffuse across the membrane.

如果膜对一个分子的渗透性更强，那么这个分子就更容易穿过膜。

If a membrane is less permeable to a molecule, it's harder for that molecule to diffuse across the membrane.

如果膜对一个分子的渗透性较低，那么这个分子就很难穿过膜。

离子浓度不是静态但保持负浓度：钠钾泵，钾离子比钠泄漏快多

voltage-gate→**动作电位action potential轴突上产生**，Na+(栅极m和栅极h），而钾通道只有一个栅极（栅极n）。

离子泄露通道调节离子的内外流动来实现，而钠钾泵维持离子浓度梯度来维持细胞的静息膜电位。

分级电位与动作电位的区别

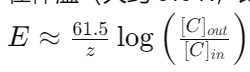
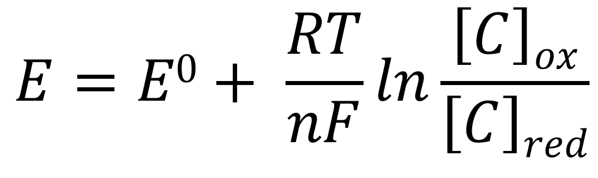
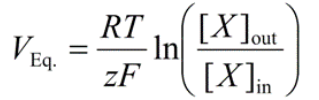
位置：分级电位通常发生在树突和细胞体上，而动作电位在轴突上产生。

兴奋性：分级电位可以是兴奋性或抑制性，而动作电位总是令人兴奋。

触发方式：分级电位由外部输入触发，而动作电位由细胞膜去极化触发。

大小：分级电位的大小可以变化，而动作电位始终是“全有或全无”的。

**Nernst equation**

电化学反应电位单一离子平衡电位 CL内>CL外,ln<0

R universal gas constant气体常量8.314 J.K-1.mol-1

T is the temperature in Kelvin 开尔文温度(K = °C + 273.15).

z = n valence of the ionic species离子化合价. +1 for Na+, -1 for Cl-

F is the Faraday's constant法拉第常数96485 C.mol-1

[X]out is the concentration of the ionic species X in the extracellular fluid细胞外液离子浓度.

[X]in is X in the intracellular fluid内液. mM.

E0 standard potential标准势能

Veq使用条件：给定离子的浓度梯度存在于膜上+允许目标离子跨膜移动的选择性渗透途径

**Piezo离子通道基础**: Piezo1 和 Piezo2：转化机械力为电信号的离子通道。功能：使细胞能够感知和响应机械压力或变形。**Piezo2特定功能**:在皮肤的Merkel细胞传导触觉信号**|**主要负责触觉和本体感觉的传导。在肠嗜铬细胞中，将机械压力转化为血清素释放。**Piezo1特定功能:**在血管和骨骼细胞调节血压，促进骨骼形成**|**在血管和平滑肌细胞中调节血压和血管结构。对抗高血压时，参与动脉的结构重塑**独特结构:**巨大的跨膜区域和**三叶片**的传感器结构。**形态**:形成中央离子通道的三聚体结构。**功能障碍影响Piezo1**:功能障碍可能导致血压调节异常。**Piezo2:**功能障碍可能影响触觉传感，包括质地辨识和振动感知。**疾病:**功能异常与多种疾病相关，如神经病理性疼痛和骨骼发育异常。Piezo2的功能损失变异与触觉和本体感觉的丧失相关，导致协调障碍。

**膜片钳技术（Patch Clamp Technique）**

**Alan Lloyd Hodgkin&Andrew Huxley:**1952发现动作电位的离子机制，1963年获诺贝尔奖。

**Bert Sakmann&Erwin Neher:**1970改进电压钳技术，1991年诺贝尔奖。

**电压钳:**固定电压，记录电流变化。**电流钳:**固定电流，观察电压变化。

制备**微电极**，形成高电阻密封，连接**差分放大器**，数据记录。

记录电流特性:大小、频率、模式。

**噪音处理:**检查密封质量，清洁电极，优化屏蔽。

**疾病研究:**如癫痫，通过监测异常放电。通过**离子通道**活动(记录受影响神经元的电流活动)评估药物效果。

**信号噪音**(密封不良、电极污染或外部电磁干扰):重新制备电极，改善电磁屏蔽，调整放大器设置。

**PPG技术光电容积描记法**仅使用手机app FibriCheck即可测量心率。非侵入性技术，通过在皮肤表面使用光源和光探测器来测量血**液循环中的容积变化**。设备发射的光线被血液吸收，随着心跳造成的血量变化，到达探测器的光量也会随之变化。

**FitBit:** PPG技术捕捉心率(可能低估)，使用绿色LED灯作为光源，穿透皮肤并被血液吸收(但绿色波长短容易被黑人吸收)。监测步数、卡路里消耗、氧气饱和度、皮肤温度和心率变化等

**数据捕获:**传感器检测**反射**光,转换为数字信号。分析检测到的脉冲的频率和间隔来提取心率数据即心跳

**PPGvsECG:**统计方法Bland-Altman分析计算相关性以及进行误差【接近】

FibriCheck/ECG在心率监测中相关系数为0.993。

**心率测量影响因素:**设备硬件的差异、测量算法的不同以及非理想测量条件下的手指移动或震动。

心率监测设备通常需要**围绕胸部或手臂佩戴**，以保证从心电图(ECG)衍生的心率数据。

双侧Wilcoxon符号秩测试比较两个连续变量，使用Spearman相关性测试计算两变量之间的相关性。所有分析均为双侧，显著性水平设定为0.05。

**脉搏血氧仪**利用红外和红光LED光源照射手指或耳垂检测不同波长光的吸收测定动脉血中的氧合血红蛋白（oxyhemoglobin）和还原血红蛋白（deoxyhemoglobin）的比例。基于比尔-朗伯**Beer–Lambert**定律，即光的吸收与通过的路径长度和物质的浓度成正比。脉搏血氧仪可以实时显示血氧饱和度（SpO2）呼吸功能和氧合状态。受肤色、血流动态和外部光源影响，通过临床数据进行经验校准。

**无线身体传感器网络（WBSN）**是由多个异构传感器组成的网络系统，部署在身体不同部位或其活动环境中，用于实时监测和收集生理和环境数据。技术要求包括架构设计、数据密度、数据速率、带宽、功耗、传输可靠性和延迟、安全性和隐私保护，以及对设备移动性的支持。

身体传感器网络**（BSN）**更广涵盖了在人体上安置的各种传感器组成的网络，有线或无线都可。**BSN节点**的能耗理论模型考虑了微控制单元（MCU）、无线通信单元在不同操作状态（如监听、接收、传输）下的电流消耗。模型通过公式计算总能耗，确保设备在有效监测生理数据的同时，最大限度地延长电池使用寿命。

无线体域网络**（WBAN）**与WBSN类似，是一种专门设计用于人体周围区域的无线网络，其传感器通常围绕或者连接到人体上。WBAN网络的覆盖范围主要限于人体附近

无线个人区域网络**（WPAN）**是指覆盖用户工作站或个人空间范围内的无线网络。这种网络主要用于连接个人设备，区别在于它的应用范围更广，不限于医疗或健康监测。

**电子健康（e-Health）**是指利用信息和通信技术（ICT）进行健康管理的过程，包括治疗患者、进行医学研究、教育健康工作者、追踪疾病和监测公共健康等活动。e-Health的应用示例包括远程治疗（达芬奇）、移动健康（mHealth）、远程护理（Telecare）和数字健康。

固有的⼏何和机械Intrinsic geometric and mechanical不匹配→采用柔性

**tattoo-based**临时电子产品为皮肤应用创建可顺应和可转移的电子产品允许制造用于电生理记录的导电、顺应和可转移电极，如EMG(肌电图)、ECG(心电图)和 EEG(脑电图)。将图纸转移到皮肤上，使其成为创建贴合身体的电子产品的合适基材。目标是实现易涂抹、皮肤不易察觉、坚固耐用、与外部设备稳定互连、生物相容性和易去除性，使其适用于各种基于皮肤的电子应用。

增强**贴合柔顺性conformability**的策略:**使用本质柔软的电子材料**:导电聚合物：PEDOT导电聚合物，镓的合金（液态金属），减少设备刚度。导电水凝胶和复合材料：导电水凝胶及其它复合材料（如银、石墨烯、碳纳米管混合PDMS、ecoflex等。几何结构设计：采用蛇形、网格、切割（kirigami）等设计，降低有效刚度。

**机械设计方法：**结构化表面：使用具有微柱、微坑和微针数组的结构化表面，增强物理粘附。化学粘合方法：用如水凝胶和聚合物涂层等化学粘合，提高粘附力。

**微创与非侵入性方法：**微创方法：利用微针等微创技术增强粘附。非侵入性方法：采用微柱、微坑、水凝胶和聚合物涂层等非侵入性方法促进粘附。

**控制参数**：调整关键参数：减少电子设备厚度、最小化电子设备的有效刚度、增强电子设备与目标组织表面之间的粘附性。

整体策略Holistic strategy including: materials and structures, interface, and bio-integration生物集成 methods