

# 第 1 章 绪 论

医学信号是指通过某些方法从人体采集得到的、能够反映人体生理状态的各种信号。由于医学信号与人体生理状态存在一定的对应关系，因而可以用于对人体健康情况进行评估，对于临床上诊断患者的疾病具有重要的作用。然而，原始的医学信号包含了大量的冗余信息或与某种疾病不相关的非特异性信息，因此，通过用眼睛直接观察的方法很难得到对医学诊断有用的信息。为了得到比较直观的、可应用于临床诊断的信息，通常使用一些必要的特殊分析方法对原始医学信号进行一定的处理。另外，由于医学信号的采集不可避免地会引入一定的噪声，因此，医学信号的采集和应用还涉及降噪等处理过程与方法。本章简要介绍一些常用医学信号的分类及其主要特性、医学电信号的基本现象及其产生机制、医学信号的采集和医学信号分析与处理的主要作用。

## 1.1 医学信号的分类与特点

### 1.1.1 医学信号概述

常用的医学信号包括心电信号、脑电信号、诱发电位信号、肌电信号、胃电信号、心音信号、脑磁信号和一些常用的医学图像等。不同的医学信号具有不同的产生机制，反映人体生理信息的不同侧面，其信号幅度和频率具有特定的范围。医学信号的采集根据信号类型和采集位置的不同，常常需要不同的传感器。表 1.1 列举了一些常用医学信号的幅度/频率范围、测量用传感器和所含信息。

表 1.1 一些常用医学信号的特点

医学信号	测量用传感器	幅度范围	频率范围/Hz	所含信息
心电 (ECG)	体表电极 心脏电极 胎儿电极(母亲腹部体表电极)	0.01~4mV(典型值1mV) 典型值50mV 典型值0.01mV	0.05~250 0.05~250 0.05~250	反映心肌细胞产生、传导或进行兴奋等电活动的特点
脑电 (EEG)	头皮电极、 颅内电极	10~300 $\mu$ V 0.01~100mV	0.5~100 0.5~100	反映大脑运作过程中皮层神经细胞整体或局部电活动的特点
诱发电位 (EP)	帽状、针状 或表面电极	1~100 $\mu$ V	1~3000	反映相关神经元群或神经系统完成其功能时所表现出的电活动特点
肌电 (EMG)	针电极	0.1~5mV	5~2000	反映肌细胞兴奋时进行收缩所表现出的电活动特点

续表

医学信号	测量用传感器	幅度范围	频率范围/Hz	所含信息
胃电 (EGG)	Ag/AgCl 表面电极	0.01 ~ 1mV	0~1	反映胃在完成其功能的过程中胃平滑肌细胞电活动的特点
心音 (PCG)	压电、电容、电感、应变片换能器	在人耳的听觉阈值附近	0.005 ~ 2000	反映心脏在完成其泵血功能过程中所产生声音的特点

### 1.1.2 医学信号的分类

概括来说,医学信号是人体自发产生或外界刺激诱发产生的信号,主要包括生物电、生物磁、生物声、生物阻抗、生物流量和生物压力等物理信号,以及其他一些化学和生物信息信号。生物电信号是临床和科学研究经常用到的医学信号,包括心电、脑电、肌电和胃电等;其他的医学物理信号包括心音、脉搏、心冲激和 Korotkov 音等振动信息,血压和消化道内压等压力信息,心肌张力等力量信息,以及体温等热学信息。另外,血液和呼吸气体等还包含丰富的化学和生物方面的信息。

从产生的方式来看,医学信号可以划分为内源信号(internal source signal)、外源信号(external source signal)和感生信号(induced signal)三类。

所谓内源信号,是指被检测的信号是由人体自发产生的,即检测对象是有源的,检测系统是无源的。例如,常见的心电、脑电、胃电、血压、心音等都属于内源信号。这些信号是人体生理、病理信息的载体。

所谓外源信号,是指并非由人体本身自发产生的信号,即检测对象是无源的,而检测系统是有源的。人体在外界检测系统的作用下,对来自检测系统的信号产生透射、反射、折射或散射等作用,然后由检测系统检测到这些经过人体变换后的信号。例如,由常见的 B 型超声诊断系统、X 射线系统和光电血氧检测仪等获得的信号均为外源信号。这些信号携带的人体生理和病理信息是临床诊断治疗的重要依据。

所谓感生信号,是指检测到的信号是由外源信号感生或诱发的内源信号。在感生信号条件下,人体和检测系统均为有源的,但通常施感信号与感生信号的性质是不同的。例如,施感信号可以是各种物理、化学或电刺激,而感生信号则可能是诱发产生的电信号、磁信号或其他信号。常见的感生信号包括诱发电位信号、磁共振信号等。与人体生理和病理相关的信息是通过信号中的某些参数来携带的。

### 1.1.3 医学信号的特点

人体的生理系统非常复杂,其各个系统(如循环系统、神经系统、呼吸系统和消化系统等)之间又互相交织、互相渗透和互相影响。因此,由人体获得的医学信号是非常复杂的,与其他信号相比存在一些显著的特点,主要包括以下几方面。

#### (1) 信号特别弱

医学信号一般属于微弱信号,其中最强的心电信号的强度约为毫伏量级,从母体腹部获取的胎儿心电信号为 10~50 $\mu$ V,脑干诱发电位的信号幅度小于 1 $\mu$ V,而离子通道

电流信号只有皮安量级。因此，在对生物医学信号进行处理之前，一般要求配置高性能的放大器对信号进行放大。

### (2) 干扰噪声特别强

由于人体自身信号弱，同时人体又是一个复杂的容积导体，致使各种信号之间容易发生干扰重叠，因此需要采集的医学信号容易受到内在和外界噪声的干扰。例如，胎儿心电信号混有肌电和工频信号等干扰成分。而且，胎儿心电信号中所含有的母亲心电信号，由于其具有较大的幅度，相对于所要提取的胎儿心电信号也变成了较强的噪声。类似地，在脑部采集的诱发电位（EP）信号也不可避免地要受到自发脑电（EEG）信号的干扰。为此，医学信号通常需要使用某些算法进行特定的预处理，以便能够有效地抑制干扰和消除噪声。

### (3) 频率比较低

医学信号一般属于低频信号。例如，脑电信号的频率范围为 0.5~100Hz；胃电信号的频率范围为 0~1Hz，中心频率为 0.05Hz。除心音和神经动作电位信号的频谱成分稍高外，其他医学信号的频率范围一般较低。较低的频率特性，要求放大器具有较好的时间稳定性。

### (4) 干扰与信号的频带重叠

干扰与信号的频带重叠是医学信号的一个重要特点，也是医学信号处理的一个难点。例如，50Hz 的工频干扰与大多数常用的医学信号的频带重叠，此外，大多数医学信号的频带也互相重叠，如诱发电位与自发脑电信号的频带相互重叠。由于干扰与噪声频带的相互重叠，因此不能采用常规的滤波技术将信号与干扰分离来实现信号的提取，必须研究新的信号与干扰的分离技术。

### (5) 随机性特别强

人体系统的时变性、复杂性及个体差异，使得医学信号具有显著的随机性，并且许多医学信号具有明显的非高斯、非平稳特性。对于随机信号而言，一般不能用确定的数学函数来表示，其规律也需要从大量的统计结果中提取，因此必须借助统计信号处理（或称为随机信号处理）的理论和方法来分析处理医学信号。

### (6) 非线性特性显著

由于医学信号中的内源信号和感生信号是由人体产生的，而人体具有明显的非线性特性，因此其产生的信号也具有显著的非线性特征。例如，脑电、心电、胃电和肌电等均具有某种自相似性，这是一种典型的非线性特性。与心血管系统有关的信号，还常具有无限循环但不完全重复这样一些非线性特性。因而，非线性信号处理也成为医学信号处理的一个重要方面。

## 1.2 医学电信号及其产生机制

如前所述，医学信号根据其产生的方式大体可以分为三类，其中内源信号是人体自发产生的各种信号，包括化学信号和电信号等，是人体多方面信息的反映。人体由细胞组成，人体的生命活动基于大量细胞的正常新陈代谢和对内环境的准确反应。细胞在完

成其正常功能的过程中表现出具有一定规律性的电学行为。在神经和运动等系统中，产生的电信号提供大量丰富的信息，在很大程度上能够反映器官、系统乃至人体的生理状况，在医学临床诊断上具有重要的应用价值。目前，临床诊断使用的脑电图、心电图、肌电图、胃电图等，就是通过医学信号采集系统得到的大量细胞电学行为的集合，对医生诊断疾病起到了重要的参考作用，在临床上得到了广泛应用。本节主要在细胞层面上介绍医学电信号的主要现象和产生机制。

### 1.2.1 细胞的生物电现象

在人体各个部位采集的电信号反映了较近器官的行为，如脑电、心电和肌电等，这些信号在特征方面存在较大的差异。基本上，采集的电信号所具有的特征取决于单个细胞产生电信号的特征及其在时间和空间上对整体信号的贡献。单个细胞电学方面的活动主要表现在细胞膜两侧电位差（即跨膜电位）的变化和通过细胞膜的电流（即跨膜电流）的变化，这也是在体表能够采集到电信号的根源所在。细胞跨膜电位的主要活动形式有静息电位、动作电位和动作电位的传导。

#### 1. 静息电位

当细胞处于静息状态时，细胞膜的内侧相对于外侧存在一个负值的电位差，称为静息电位。这种电位差只存在于细胞膜的两侧，而在细胞膜内液或细胞外液中，正负离子的浓度基本相等，不存在电位梯度。细胞类型不同，静息电位的值也存在一定的差异，但通常在 $-10\text{mV}$ 到 $-100\text{mV}$ 这一范围内，例如，神经细胞的静息电位约为 $-75\text{mV}$ ，骨骼肌细胞的静息电位约为 $-90\text{mV}$ ，而平滑肌细胞的静息电位约为 $-55\text{mV}$ 。由于细胞膜非常薄，通常为纳米量级，所以静息电位在细胞膜上形成的电位梯度非常大，例如， $-80\text{mV}$ 的静息电位在 $6\text{nm}$ 细胞膜上可以产生 $133\text{kV/cm}$ 的电位梯度。

相对于细胞膜外侧，细胞膜内侧存在一定负值电压的状态称为细胞膜的极化。如果跨膜电位绝对值减小，则跨膜电位减小，反之跨膜电位增大。在多种情况下，如在外界的刺激下或者动作电位的产生与传导过程中，细胞的跨膜电位都有可能发生变化。跨膜电位减小称为细胞膜的去极化（depolarization）；跨膜电位增大称为细胞膜的超极化（hyperpolarization）；当细胞膜去极化到其内侧电压等于外侧电压后，细胞膜内侧电压会进一步升高，形成正值的跨膜电位差，这一现象称为细胞膜的超射（overshoot）；细胞膜去极化后，跨膜电位向静息电位恢复的过程称为复极化（repolarization）。

#### 2. 动作电位和动作电位的传导

人体中，很多细胞，如神经细胞、肌肉细胞和腺细胞，在受到刺激后都能产生动作电位，称为可兴奋细胞。可兴奋细胞在受到刺激（如电刺激）后，跨膜电位会升高。当刺激诱发的跨膜电位升高到一定阈值时，可兴奋细胞的跨膜电位就会立即表现出一系列变化，包括去极化、超射、复极化和超极化过程。跨膜电位的这一系列变化是由细胞膜的离子通道、细胞膜内外的离子浓度和钠钾泵等生理结构所决定的，其特点非常明确，具有可重复性，称为动作电位。在被兴奋而产生动作电位的情况下，肌肉细胞可以通过兴奋-收缩耦联（excitation-contraction coupling）发生收缩，腺细胞可以通过兴奋-

分泌耦联 (excitation-secretion coupling) 发生分泌行为, 而神经细胞可以通过轴突和突触 (神经和神经之间的连接部分) 传导诱发的动作电位, 从而实现在神经网络中传递兴奋信息。

各种细胞的动作电位具有相似的形状。首先, 动作电位从静息电位迅速去极化, 形成动作电位的升支, 而且跨膜电位会超过 0 值, 形成超射; 在到达最高点之后, 跨膜电位开始缓慢向静息电位恢复, 形成动作电位的降支, 然而跨膜电位在复极化到静息电位之后, 会进一步朝向更负的电位变化, 即超极化一定的幅度, 然后缓慢地恢复到静息电位。以上是一个动作电位的完整变化过程。动作电位的升支和降支形成一个尖峰形状, 是动作电位的典型特征。由于不同的细胞具有不同的动作电位形状, 其持续时间和幅度大小成了人们研究细胞膜电学特性经常使用到的特征量。动作电位降支过程中出现的低幅度、缓慢变化的复极化和后面的超极化跨膜电位分别被称为负后电位 (negative after-potential) 和正后电位 (positive after-potential)。负后电位和正后电位亦被称为后去极化 (after depolarization, or depolarizing after-potential) 和后超极化 (after hyperpolarization)。后电位 (包括正后电位和负后电位) 也被越来越多地应用于研究细胞膜的电学特性。

动作电位具有多方面的重要特性。(a) 细胞动作电位的产生是需要输入的刺激量达到一定阈值的, 这种现象被称为动作电位的“全或无”特性: 输入的刺激量小于阈值, 动作电位不会产生, 即为“无”; 当输入的刺激量达到或高于阈值之后, 动作电位的产生就不依赖于输入的刺激量, 细胞本身的特性 (包括细胞膜的特点和细胞膜内外的离子等) 决定了动作电位的进一步发生和其形状, 即为“全”。细胞动作电位的这种“全或无”特性目前被广泛地应用于人工神经网络的设计中。(b) 细胞产生动作电位具有一定的不应期 (refractory period), 在不应期内, 尽管存在一定的输入刺激, 但细胞不能或很难产生动作电位。不应期分为绝对不应期 (absolute refractory period) 和相对不应期 (relative refractory period)。绝对不应期大约对应于动作电位的高峰持续时间, 在绝对不应期内, 无论输入的刺激量多么大, 细胞都不会再一次产生动作电位。根据绝对不应期的长度, 可以计算细胞产生动作电位的最高频率, 这一频率近似于动作电位持续时间的倒数。在绝对不应期之后, 细胞膜处于逐渐恢复到静息电位的过程中, 细胞可以再一次产生动作电位, 只要输入的刺激足够大。相对不应期大约对应于细胞动作电位的负后电位出现期间, 即细胞发生后去极化期间。在相对不应期内, 由于细胞需要高于正常的输入刺激量来产生动作电位, 所以相对不应期也可以称为超常期 (supernormal period)。在正后电位期间, 细胞产生后超极化电位, 细胞需要小于正常阈值的输入刺激量即可以产生动作电位, 所以正后电位对应的期间又可以称为低常期 (subnormal period)。(c) 细胞动作电位可以沿着细胞膜进行传导, 直至整个细胞膜都发生动作电位。细胞动作电位的传导并不是物质的传导, 而是由于不同部位细胞膜连续地发生动作电位所产生的一种现象, 因此, 传导的动作电位具有快速和不衰减的特点。

可兴奋细胞的细胞膜被兴奋而产生动作电位时, 细胞膜外电位降低。动作电位沿着细胞膜传导即可被认为是一个降低的细胞膜外电位沿着细胞膜传导 (见图 1.1)。所以,

人体的器官组织在实现其功能的过程中，大量的细胞周围呈现出较负的电位，不同部位的细胞之间通过动作电位进行通信时，人体内会出现负电位的移动。这些电位的变化信息可以在体表通过医学仪器检测到，从而可以用于医学诊断中。

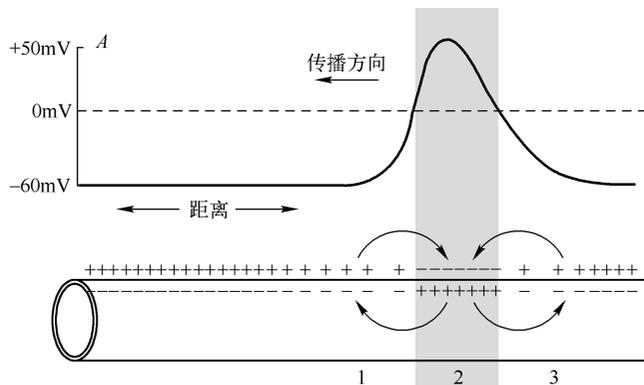


图 1.1 沿着神经轴突传导的细胞跨膜动作电位导致了移动的细胞膜外负电位<sup>[84]</sup>

## 1.2.2 细胞生物电信号的产生机制

### 1. 细胞膜两侧的离子浓度差

存在于细胞内外液中的主要无机离子有  $K^+$ 、 $Na^+$ 、 $Ca^{2+}$ 、 $Cl^-$  等，细胞内液中还存在具有负电荷的蛋白质和核苷酸等有机离子。物理化学定律指出一定的电解质溶液中阴阳离子的电荷必须相等，以保证电解质溶液的电中性。在这种情况下，细胞外液中的氯离子浓度高于细胞内液中的氯离子浓度，其浓度差值应该为细胞内液中的有机负离子的浓度。然而，真实的细胞膜对无机阴阳离子具有一定的通透性，即阴阳离子能够穿透细胞膜且通过一定的转运方式（主动转运或被动转运）进出细胞，而细胞内的带负电荷的蛋白质和核苷酸等有机离子不能自由地通过细胞膜。这样，由于浓度梯度而导致的氯离子向细胞内的扩散作用，对于真正的细胞而言，细胞内氯离子的浓度会有所升高，细胞外和细胞内氯离子的浓度差会小于细胞内有机离子的浓度。

根据物理化学定律，阴离子的扩散同时伴随着阳离子的扩散，因此，细胞内的钾离子和钠离子浓度应该有所升高，而细胞内物质浓度过高存在导致细胞由于膨胀而死亡的危险。细胞的钠钾泵解决了这种因细胞内物质浓度过高而导致细胞死亡的危险。钠钾泵是嵌在细胞膜上的一种蛋白质，在分解一个 ATP 的情况下，能将 3 个钠离子运输到细胞膜外侧，同时将 2 个钾离子运输到细胞膜内侧。所以，钠钾泵的存在，在将钠离子运输到细胞膜外侧解决了细胞内部物质浓度过高的问题的同时，进一步升高了细胞膜内侧的钾离子的浓度。

总的情况是，由于细胞膜对于无机离子的通透性和细胞内侧存在不能自由通过细胞膜的有机负离子，以及钠钾泵的作用，细胞内侧的钾离子浓度远高于细胞外侧的钾离子浓度，约为 30 倍；而细胞内侧的钠离子浓度远低于细胞外侧的钠离子浓度，约为 1:10；其他的离子也存在类似的细胞膜两侧浓度不相等的情况。阴阳离子在细胞膜两侧存在一定的浓度差是细胞产生跨膜电位等生物电现象的基础。

## 2. 平衡电位

如前所述, 细胞膜对无机阴阳离子(如钾离子和氯离子等)具有一定的通透性, 并且这些离子在细胞膜两侧的浓度不相等, 形成了一定的浓度差。对于钾离子而言, 细胞膜内侧的浓度高于细胞膜外侧的浓度。在扩散作用的驱动下, 钾离子从浓度高的细胞膜内侧向浓度低的细胞膜外侧扩散。然而, 由于钾离子带有正电荷, 随着钾离子向细胞膜外侧扩散, 细胞膜外侧的电位会有所升高, 形成一个从细胞膜外侧指向内侧的电场, 阻止钾离子进一步向外扩散。当扩散到细胞膜外侧的钾离子足够多时, 形成的电场强度足够大, 在电场作用下由细胞膜外侧进入细胞膜内侧的钾离子就会等于由于扩散作用从细胞膜内侧扩散到细胞膜外侧的钾离子的数量。在这种情况下, 钾离子的电学和化学驱动力相等, 钾离子进出细胞膜的运动达到一个平衡的状态, 就好像是没有钾离子通过细胞膜的情况发生, 同时, 一个恒定的电位差也在细胞膜两侧形成, 称为钾离子的平衡电位 (equilibrium potential)。对于其他无机阴阳离子, 由于细胞膜的通透性和细胞膜两侧的浓度差, 都存在相应的平衡电位。当达到电化学驱动力平衡时, 各种离子在细胞膜内外侧形成的阴阳离子层的厚度非常薄, 不超过 1nm, 其数量非常少, 对细胞内外液的离子浓度不会造成影响。

平衡电位又称 Nernst 电位, 可以由 19 世纪德国物理化学家 Nernst 提出的公式计算得到。Nernst 公式为  $E = RT/(zF) \times \ln([x]_o/[x]_i)$ , 其中,  $E$  为离子的平衡电位,  $R = 8.314\text{J/mol/K}$ , 为气体常数,  $T$  为热力学温度,  $z$  为离子价,  $F = 96485\text{C/mol}$ , 为法拉第常数,  $[x]_o$  和  $[x]_i$  分别为细胞膜外侧和细胞膜内侧的离子浓度。可见, 带电离子在细胞膜两侧形成的平衡电位与离子价、温度和细胞膜两侧的离子浓度有关。哺乳动物的多数细胞的钾离子平衡电位都约为  $-90\text{mV}$ , 而钠离子的平衡电位约为  $60\text{mV}$ 。

## 3. 静息电位

细胞膜对多种无机阴阳离子都具有通透性。当细胞处于静息状态时, 钾离子由于细胞膜对其具有的通透性和存在于细胞膜两侧的浓度差, 在细胞膜两侧趋于形成电化学驱动力达到平衡时的平衡电位。然而, 由于细胞膜对钠离子也具有一定的通透性, 并且细胞膜外侧的钠离子浓度较高, 钠离子因扩散作用会向细胞膜内侧进行扩散运动, 导致细胞膜内侧电位升高, 即跨膜电位减小, 有远离钾离子平衡电位的趋势。在这种情况下, 由于钠离子的反向(从细胞膜外侧到细胞膜内侧)扩散运动, 在一定程度上抵消了钾离子的扩散运动, 导致整体的化学驱动力减小, 因此只需要较小的跨膜电位就可达到平衡, 使得整体的跨膜电位低于钾离子的平衡电位。其他离子, 如氯离子和钙离子等, 由于离子浓度差导致的扩散运动, 也都会对细胞膜的跨膜电位的平衡产生一定的影响, 从而对细胞的最终静息电位产生一定的贡献。由此可以看出, 静息电位就是多种离子跨膜扩散运动的整体电化学驱动力所产生的平衡电位, 因此各种离子对静息电位的贡献正比于其产生的电化学驱动力, 即离子扩散运动的能力, 其比例可以用各种离子对应的跨膜通透性  $P$  来度量。因此, 最终的细胞膜静息电位可以通过各种离子的平衡电位计算得到, 公式为  $E = (P_K E_K + P_{Na} E_{Na}) / (P_K + P_{Na})$ , 其中,  $P_K$  和  $P_{Na}$  分别为钾离子和钠离子的跨膜通透性,  $E_K$  和  $E_{Na}$  为钾离子和钠离子的平衡电位。当细胞处于静息状态

时，细胞膜对钾离子和钠离子的通透性的比值约为 100，因此，静息电位非常接近钾离子的平衡电位。同样，因为静息状态时的跨膜通透性较小，其他离子对静息电位的贡献也非常小。

另一个对细胞膜静息电位的形成具有一定影响的是钠钾泵。钠钾泵通过分解 ATP 实现对钠离子和钾离子的跨膜转运。钠钾泵在将 3 个钠离子运输到细胞膜外的同时，将 2 个钾离子运输到细胞内部。可见，每次转运钠钾泵都给细胞膜外侧增加了一个正电荷，导致细胞膜内侧电位更负，跨膜电位升高，所以，钠钾泵是致电性泵（electrogenic pump）。细胞类型不同，钠钾泵对静息电位的贡献也不同，其大小通常为 2~16mV。

总的来说，由于各种离子的电化学驱动力达到平衡时形成的平衡电位和钠钾泵的致电性作用，细胞具有了内负外正的跨膜电位。

#### 4. 偶极子

由于细胞膜对无机阴阳离子的通透性以及细胞内存在不能自由通过细胞膜的有机阴离子，无机阴阳离子在细胞膜内外两侧存在浓度差，因此导致跨膜电位的存在。跨膜电位取决于各种离子电化学驱动力的整体效应。当跨膜电压由于某些原因（如外界刺激）发生变化时，细胞膜上各种选择性离子通道的构象会随之进行相应的改变，使得细胞膜对各种离子的通透性发生增大或减小的变化，诱发不同的跨膜电流，从而使得各种离子电化学驱动力的整体效应发生改变，促进跨膜电压向新的状态变化。当细胞膜的跨膜电压达到一个阈值时，细胞膜对钠离子的通透性大大增加，大量钠离子流入细胞内，细胞发生去极化过程，使得细胞内侧电位升高，从而导致更多的钠离子内流，于是，发生去极化的细胞膜外侧相对于邻近处的细胞外液（即体液）由于大量钠离子的内流而呈现出较负的电位，因而形成了一个具有一定方向指向的偶极子。细胞的这一去极化过程发生于细胞的兴奋过程中，是神经、肌肉等系统细胞发生动作电位和传递信息时所伴随的现象。人体众多器官在运作过程中，大量的细胞不断地被兴奋，动作电位不断地产生、传导，去极化不断地发生，产生的大量偶极子在体表形成一个能够被测量到的电位信号，这就是人体体表能够采集到医学电信号的原因。

### 1.3 医学信号的采集

#### 1.3.1 医学信号采集系统的组成

医学信号采集系统用来感知人体的生物信号，并实现对其放大、滤波和数字化等处理，然后进行显示和存储等操作，从而可以实现对医学信号的提取，方便后续的信号处理和应用。医学信号采集系统与其他领域的测量仪器具有相似的原理和结构，一般由传感器、信号加工处理和显示记录三部分组成。

医学信号采集系统的传感器主要用于感知人体被测量的生物信息量，如生物物理量、生物化学量或生物电信号等，并将其转换成电信号，从而进行进一步的信号加工处理和显示等过程。传感器能按照一定的规律将被测生物信息量转换成电信号，通常由能

直接响应被测量生物信息量的敏感元件和转换元件组成。常用的传感器有压力、温度、光学和位移传感器等。按照被测量生物量来分类，用于医学信号采集系统的传感器可以分为物理传感器、化学传感器和生物传感器，分别用来将人体的物理量、化学量和生物量等信息转换成电信号。

信号加工处理部分完成对传感器感知信号的放大、滤波和数字化等处理。信号的放大是医学信号采集系统的核心部分。与传感器直接相连的最前端放大器称为前置放大器，可以实现对微弱信号的放大。用于医学信号加工的放大器都要满足一系列条件，即合适的增益、带宽和输入/输出阻抗等，并根据放大物理量的不同而有所不同。如大多数医学信号采集系统都是将被测的信息量转换成电压信号，此时，前置放大器放大的对象为电压信号，在这种情况下，要求放大器具有较高的输入阻抗和较低的输出阻抗，其带宽能够包括被测量信息量所有成分的频率。放大器的种类很多，其中较为常用的是差分放大器和隔离放大器，均具有较高的共模抑制比。对放大后的信号进行各种滤波处理，用于去除信号中的干扰和噪声，同时避免后续的采样引入虚假频率成分。信号的数字化部分包括多路开关和采样保持电路等，用来实现模拟信号到数字信号的转换。每个开关控制一个导联的输入信号，因而在要求不高的情况下，即不要求多个导联信号的完全同步化，多个导联的数据通过开关控制可以使用一个采样保持电路实现模拟到数字的转换。

显示记录部分将放大和滤波（也许经过了数字化处理）后的信号以一定的方式进行实时显示，或者存储到介质中，供后续的分析处理。显示和记录的方式多种多样，如CRT显示器显示、示波器显示、描笔记录、磁带记录和热阵记录器等。目前，计算机技术广泛发展，其功能越来越强大，医学信号采集系统中的很多部分，如模-数转换、数据显示和存储等都可以在计算机上通过特殊的软件和硬件加以实现，并且很多基于计算机的数据采集系统同时还实现了多种信号处理算法，从而可以实现采集信号的在线和离线处理。

当代的医学信号采集系统具有如下一些特点，包括：（1）系统的实现一般都基于高性能的计算机设备以及实现的特殊软/硬件，从而使得医学信号的质量和采集效率大为提高。（2）医学信号采集系统的软件实现了多种信号处理算法，并且快速的处理器技术可以实现对采集医学信号的实时在线处理，从而实现采集、处理和反馈控制的闭环过程，使得一些基于反馈技术的控制和治疗系统成为现实。（3）得益于电子技术的发展，电路集成度的提高使得医学信号采集系统在保证可靠性和采集速度的同时，具有越来越小的体积，满足了疾病诊疗中对便携和植入的需求。

### 1.3.2 医学信号采集中的噪声与干扰

#### 1. 噪声

信号采集过程中的一个主要问题是如何克服引入的噪声和干扰。如果噪声和干扰过大，有用的医学信号就会被淹没，后续的分析与应用就会受到影响，使得医学信号的应用难以达到期望的准确性。广义上讲，任何与想要的医学信号无关的信号，都可以称为噪声，但这里特指那些随机产生的信号。任何系统（包括物理、化学和生物等系统）

都存在噪声，基本上可以分为热噪声（thermal noise）、散粒噪声（shot noise）和过量噪声（excess noise）。

热噪声是由导体中电荷载体（如导线中的电子和电解质中的带电离子）的随机运动（即布朗运动）产生的。医学信号采集使用的电子设备包括大量具有一定电阻的元器件，因而不可避免地会在采集到的医学信号中引入热噪声。热噪声的功率（ $P_n$ ）由电子元器件的热力学温度（ $T$ ）和系统的带宽（ $W$ ）决定，具体公式为  $P_n = 4kTW$ ，其中， $k$  为玻尔兹曼常数，取值为  $1.38 \times 10^{-23} \text{ J/K}$ 。热噪声产生的功率在电阻上表现出一定的电流和电压，可以通过公式  $P = U^2/R$  和  $P = I^2R$  来计算，其中，电压  $U$  和电流  $I$  为热噪声对应的有效电压和有效电流，即与热噪声具有相同功率的直流电的幅值。热噪声的幅值满足高斯分布，可以称为高斯噪声，即噪声接近 0 的幅值较多，而远离 0 的幅值较少。高斯噪声的有效电流也可以通过噪声信号的均方根（即标准差）计算得到。另一方面，从热噪声功率的计算公式可知，热噪声与系统的带宽存在正比关系，这是因为热噪声具有平坦的功率谱，从而总的热噪声功率只与频率的上限和下限形成的带宽有关，这也是热噪声被称为白噪声的原因。在医学信号采集系统中，可以通过调整系统的带宽来控制产生的热噪声，从而得到期望的信噪比。

散粒噪声是由自由运动的带电粒子穿过障碍物时产生的。在电子设备中，电子穿越 PN 结等会产生散粒噪声，而在生物体中，带电离子穿越细胞膜也会产生散粒噪声。散粒噪声的幅值（ $I_{\text{eff}}$ ）由电流（ $I$ ）和带宽（ $W$ ）决定，具体公式为  $I_{\text{eff}} = (2eIW)^{1/2}$ ，其中， $e$  为一个电子所带的电荷量，约为  $1.6 \times 10^{-19} \text{ C}$ 。与热噪声一样，散粒噪声的幅度符合高斯分布，功率谱具有平坦的性质，因此也可称为高斯噪声或白噪声。过量噪声大多来自电子管和半导体，其功率谱与频率成反比，在低频信号中影响较为显著，因而不能称为白噪声。由于医学信号大多是低频信号，因此过量噪声是影响医学信号采集的主要噪声成分之一。

## 2. 干扰

医学信号采集经常会遇到多种干扰，其中常见的是工频干扰，即来自供电线路的周期性干扰信号，其频率在中国为 50Hz，在美国等国家为 60Hz。工频干扰影响医学信号采集主要有两种形式，分别为静电和磁场工频干扰。

静电工频干扰是由供电线路发出的电场产生的。由于供电线路提供的是正弦波，因此它所产生的干扰电场信号也具有正弦波形。供电线路传送的交流电压都较高，引起的工频电场干扰也较大，因此在电生理实验中要使实验样本尽可能地远离供电线路。

磁场工频干扰是由流经供电电缆和仪器电源线等的电流产生的磁场，这种干扰可能影响整个实验装置。与上述静电工频干扰不同，磁场工频干扰信号通常表现为尖峰，具有纹波形状。一些电气设备（如荧光灯等的气体放电管、仪器电源、电动机、仪器设备）的开启和关闭都会产生纹波样磁场工频干扰。消除这种干扰的方法就是使实验样本与这些设备保持足够的距离，同时采用合适的接地技术。

## 3. 屏蔽与接地

电生理实验所检测的信号一般都非常微弱，对噪声非常敏感。为了获得具有较高信

噪比的信号，采用一些方法来消除工频干扰是非常必要的。一般来说，屏蔽和合适的接地方法能够满足大多数电生理实验的数据采集需求。

屏蔽是解决静电工频干扰的简单、有效方法。用大面积的金属导体罩住仪器设备和电缆线等整个实验装置，然后将金属导体罩接地。目前的科学仪器一般都有金属机箱，仪器设备之间的信号传输则采用具有屏蔽的同轴电缆线。因此，将仪器设备的金属机箱和信号电缆线的屏蔽层接地，就相当于将整个实验装置罩在一个接地的金属罩子里，能够很好地屏蔽静电工频干扰。另外，实验样本和实验装置的其他裸露部分还可以放在法拉第屏蔽笼内。如果附近环境中存在射频干扰，还可以尽可能地将实验样本放置在房屋的中间，利用房屋墙壁中的钢筋来起到一定的屏蔽作用。

另一方面，选择合适的接地方式也是消除干扰的必要手段。如果接地过多，例如，将所有仪器设备的电源都接安全地，同时仪器设备之间相互连接的信号电缆线的屏蔽网也接地，非常容易形成接地回路。当有接地回路存在时，线路中的交流信号非常容易通过互感的方式产生干扰实验样本的噪声。因此，为了避免接地回路的存在，就要采取合适的接地方式。一般使用的接地方法有：（1）如果安全接地，即电源地，没有明显的噪声，则可以切断仪器设备之间的信号电缆线的屏蔽，只通过仪器设备的安全接地连线提供唯一的接地点。但是通常情况下，由于大量电气设备的存在，安全接地都不能满足噪声小的要求。（2）将实验样本和仪器设备之间信号电缆线的屏蔽线接地，断开仪器设备的安全接地。但是，这种情况存在设备的电路元器件被漏电流烧坏的危险。一般情况下不推荐此种方法。（3）使用安全接地，同时在仪器设备之间信号电缆线的屏蔽线之间连上一个电阻，如  $10\Omega$ 。这样，即使互感作用存在，但是由于电阻的存在，感生的电流非常小，对实验样本的影响也就变小了。（4）采用隔离放大器能够在很大程度上减小互感电流对实验样本的影响。

### 1.3.3 安全问题

很多医学仪器都是连接到人体的，因而医学仪器的使用尤其要注意安全问题。有关电气的安全规定明确要求：用于活体动物和实验标本等的普通仪器装置不能用于人体。相较于普通仪器，用于人体的医学仪器要求具备更高的安全标准和安全保障措施。总的来说，医学仪器的使用需要注意的安全问题包括三个方面：病人的安全（或受试者的安全）、医务人员的安全和医学仪器的安全。医学仪器的安全使用包括以下一些方面。

- 供电安全接地：为了保护医学仪器，尤其是其中的数字电路等部分，不被漏电流和静电等干扰电流损坏，所有的仪器设备（包括其金属外壳等部件）都要连接供电安全接地。这样，仪器本身的漏电流、静电和来自其他设备的瞬时感应电流会通过接地消失，而不至于导致仪器元器件被烧毁。另外，当仪器设备发生电路故障时，施加在仪器金属部件上的高电压可能会因为部件的接地而烧断电源保险丝，从而保证仪器和使用者的安全。
- 加强绝缘：在供电线路和仪器设备中容易磨损或受到挤压的连线要使用双层绝缘，以避免使用者接触连线而接触高压的危险。一些变压器部件的两级线圈之间的绝缘程度在医学仪器中要进一步加强，以免产生更大的漏电流，对仪器和人体

产生潜在的威胁。另外，还要注意医学仪器的高压导体之间要具有足够大的电气间隙距离（即空气中的距离）和爬距（即沿着绝缘体的距离）。

- 使用有效的隔离：为了避免病人或受试者遭到电击的潜在危险，尽可能实现连接病人的电路与连接供电的电路之间的隔离，并使用电池对连接病人的电路供电。目前，光耦合隔离器和无线电射频耦合隔离器是实现病人和供电电路之间隔离的最可靠的方法。光耦合隔离器由发光二极管（其发光强度由病人或受试者的生物信号调制）、耐高压的透明塑料绝缘层和实现光-电转换的光信号探测器组成。无线电射频耦合隔离器使用其中的发射线圈和接收线圈来实现人体生物信号向连接电源供电设备的传递。隔离器避免了病人直接与电源供电设备的连接，从而保障了人体的安全。

## 1.4 医学信号分析与处理的作用

从人体采集的医学信号通常都具有非线性、非平稳、高维和高复杂度等特点，且信息量大，难以使用直接观察的方法进行分析。因而，医学信号的分析与处理是临床医学和科学研究中的一个重要问题，具有以下几方面的作用。

- 去除噪声：从人体采集的医学信号包含了大量的干扰和噪声，不利于特定信号的提取和使用。使用信号处理的方法能方便地剔除一定的噪声，大大提高医学信号的信噪比，从而增强医学信号使用的准确性和稳定性。
- 特征提取：医学信号能在一定程度上反映人体的一定生理状态，然而，与生理状态和某些疾病相关的特异性特征并不是直接显现出来的，往往隐藏于所采集信号的时间序列中，需要使用特殊的方法才能体现出来。因此，使用信号分析与处理的方法能够对信号进行一定的统计，或是转换到其他域，或是进行建模分析等，从而得到信号中感兴趣的特异性信息，去除冗余量，有利于医学信号与生理状态的关联。
- 信息整合：人体包含大量的各种各样的医学信号，每种医学信号都能反映人体生理状态的某些侧面。将这些信息进行整合，能够极大地提高人们对人体生理状态的把握，有利于临床疾病的诊断。然而，大量信息的整合依靠人眼和大脑实现起来非常困难。使用信号处理的方法能实现信息的自动整合和分析，使得医学信号综合应用的过程更加容易。

随着科技的进步，医学信号的分析与处理在临床疾病诊疗以及对人体奥秘探索的科学研究中，都将发挥越来越重要的作用。

### 思考题与习题

- 1.1 医学信号的特点有哪些？
- 1.2 细胞跨膜电位去极化、复极化和超极化是如何定义的？
- 1.3 简述动作电位的形成过程。

- 1.4 简述动作电位的特性。
- 1.5 试述细胞膜存在跨膜电压的原因。
- 1.6 简述细胞静息电位的形成因素。
- 1.7 试述医学信号采集系统的组成。
- 1.8 试述噪声的类型及其产生原因。
- 1.9 试述干扰的类型及其产生原因。
- 1.10 如何有效地消除医学信号采集过程中遭受到的干扰？

电子工业出版社有限公司  
版权所有 盗版必究