

高等医学专科教材

普通基础课讲座

PU TONG JI CHU KE JIANG ZUO

第二版

(三年制医学专业试用)

九江医学专科学校

普通基础课讲座

第二版

(供三年制医学专业试用)

- 医用物理讲座
- 医用化学讲座
- 医学遗传学讲座

九江医学专科学校
一九九六年十二月

普通基础课讲座
第二版

九江医专印刷厂印刷

189×1092 毫米 16 开本 10 印张 290 千字
1990 年 2 月第 1 版 1996 年 12 月第 2 版第 1 次印刷
印数:2000—4000

医用物理讲座

李继兴 余傲秋 编

九江医学专科学校
一九九六年十一月修订

前 言

物理学是一门基础科学,它既有严格的定量的理论,又有精密的、先进的实验方法,在医学中到处都可以看到它的应用。它的成就以惊人的速度与医学相结合,创造了不胜枚举的奇迹。医学物理学是物理学应用于医学的一门边缘学科。它是把物理学的概念、原理、方法和技术用于医学教育、科研、预防、诊断、治疗和防护的一门学科,其主要内容包括:①人体诸器官、系统的功能及其正常、异常过程中的有关物理学的解释;②人体各种组织的物理性质以及物理因子对人体作用;③人体内生物电、生物磁、生物声诸现象的说明及其在医学上的应用;④物理仪器(如显微镜、超声仪、心电图机、X光机等)及物理测量技术的医学应用。

今天,一个医学生在记下患者的病史后,接着要作的事就是物理检查,诸如听诊、叩诊、量脉搏、血压和其他物理检查。光学显微镜、X射线透视、照相、心电图、超声成象已先后在我国城乡普及。它为医学的贡献已为大家熟知。此外,电子显微镜结构分析、激光技术、纤维导光导像内窥技术、CT技术也日趋广泛应用于医学实践,核磁共振成像仪可以测定尚未引起器官形态改变,即疾病萌芽状态时细胞的生化变化,为预防疾病提供了强有力的先进手段。今天的医学生如果学点物理学,增加点对它的了解,对自己今后的工作无疑是有利的,也是时代要求。

本教材是根据我校医疗专业教改方案要求编写的,供专科医疗改革班学生使用。

本教材打破了传统的物理学系统,以几个问题为内容,并以高中物理学基础知识为起点,对于学过的知识不作重复,对于新的物理知识也只作简单的介绍,突出医学应用。

限于水平,希读者对本教材的缺点提出指正。

编者

1990年2月

目 录

第一讲 心电场与心电图·····	(1)
第一节 电偶极子的电场·····	(1)
第二节 细胞膜的电势·····	(3)
第三节 心电向量·····	(4)
第四节 心电图的形成·····	(6)
第二讲 血液的流动 ·····	(11)
第一节 连续性方程 ·····	(11)
第二节 伯努利方程 ·····	(11)
第三节 牛顿粘滞定律 ·····	(15)
第四节 泊肃叶定律·····	(16)
第五节 血流速度与血压分布 ·····	(18)
第六节 血流图·····	(19)
第三讲 超声波及其在医学上的应用 ·····	(21)
一、超声简介及超声诊断学简介 ·····	(21)
二、超声诊断仪及超声成像原理·····	(23)
第四讲 X 射线及其在医学上的应用 ·····	(28)
一、X 射线的一般性质和 X 射线的产生 ·····	(28)
二、X 射线在医学上的应用·····	(30)
三、X 射线 CT 扫描机 ·····	(31)

第一讲 心电场与心电图

长期以来,心电向量学说是被人们公认的比较全面地反映心电实际情况的理论。本章在讨论电偶极子的电场和细胞膜电势的基础上,着重介绍了心电向量和心电图的形成原理。

第一节 电偶极子的电场

一、电偶极子电场中的电势

大小相等符号相反的两个点电荷 $+q$ 、 $-q$ 相距很近时所组成的点电荷系称为电偶极子,简称电偶。从电偶极子的负电荷作一到正电荷矢量 $\vec{l}$ 。称为电偶极子轴。 $\vec{l}$ 与电荷量 q 的乘积 $\vec{p} = q\vec{l}$ 称为电偶极矩,简称电矩,其方向与电偶极子轴的方向一致,它的大小只取决于电偶极子本身,是电偶极子的特征量。

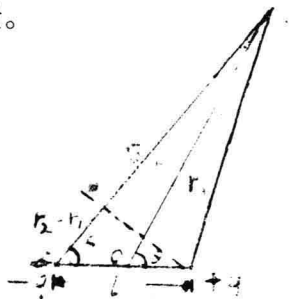


图 1-1 电偶极子的电势

设空间某点 O 处有一电偶极子,如图 1-1 所示。 a 为其周围电场中任意一点, $\vec{r}$ 为从电偶极子的中心 O 到 a 点所引的矢量($r \gg l$)。根据电势又叠加原理, a 点的电势 U_a 应为 $-q$ 、 $+q$ 分别在 a 产生的电势 U_- 和 U_+ 之和,即

$$U_a = U_+ + U_- = \frac{q}{4\pi\epsilon_0} \left(\frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2} \right)$$

因为 $r \gg l$, 所以 $\theta \approx \theta$, 由图 1-1 得

$$r_1 \approx r - \frac{l}{2} \cos\theta$$

$$r_2 \approx r + \frac{l}{2} \cos\theta$$

代入上式,并整理得

$$U_a = \frac{q}{4\pi\epsilon_0} \frac{l \cos\theta}{r^2 - \left(\frac{l}{2} \cos\theta\right)^2}$$

因为 $\left(\frac{l}{2} \cos\theta\right)^2 \ll r^2$, 故 $\left(\frac{l}{2} \cos\theta\right)^2$ 可略去, 于是得

$$U_a = \frac{ql \cos\theta}{4\pi\epsilon_0 r^2} = \frac{p \cos\theta}{4\pi\epsilon_0 r^2} \quad (1-1)$$

式中 p 为电偶极矩的大小, θ 为矢量 $\vec{r}$ 与电偶极矩 $\vec{p}$ 的夹角。由此可见, 距电偶极子中心为 r

处的电势与电矩 p 成正比,与距离 r 的平方成反比,与待测电势点所处的方位有关。式(1-1)只在真空中成立,在空气中近似成立。

若 a 点在电偶轴的延长线上正电荷一侧,则 $\theta=0$, $U_a = \frac{p}{4\pi\epsilon_0 r^2}$;

当 a 点在电偶轴的延长线上负电荷一侧,则 $\theta=\pi$, $U_a = -\frac{p}{4\pi\epsilon_0 r^2}$;

当 a 点在轴的中垂面上, $\theta=\frac{\pi}{2}$ (或 $\frac{3}{2}\pi$), $U_a=0$ 。

从图 1-2 可以看出, $-q, +q$ 连线的垂直平分面 OO' 上的电势为零,它将电偶极子的电场分成两个对称分布的正、负电势区域。 $+q$ 所在的区域电势为正, $-q$ 所在的区域电势为负。

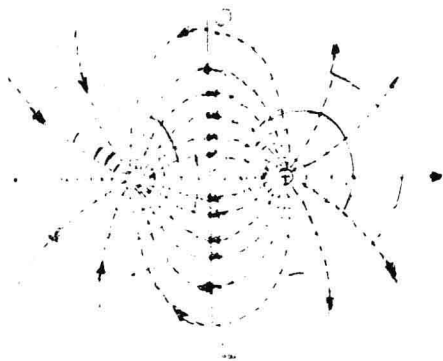


图 1-2 电偶极子电场

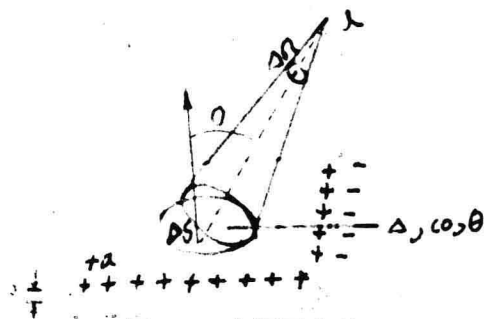


图 1-3 电偶层电势

二、电偶层电场中的电势

在生物体中经常会遇到另一种电荷分布方式——电偶层。两个靠得很近且互相平行的表层,每层上分别带有等量异号的电荷面密度,这样的表面层称为电偶层。如图 1-3 所示,电偶层间距为 δ ,电荷面密度分别为 $+\sigma$ 和 $-\sigma$ 。在电偶层上取微小面积元 ΔS ,则面元上的电量 $\sigma\Delta S$ 和 $-\sigma\Delta S$ 可视为点电荷,于是它们构成一个电偶极子,其相应的电矩为 $\sigma\Delta S \cdot \delta$ 。因此对应面元上的电荷,在远处任一点 a 的电势为

$$\Delta U = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{\sigma\Delta S \cdot \delta}{r^2} \cos\theta$$

式中 r 为面元至 a 点的距离, θ 为面元法线 n 与 r 间的夹角。令电偶层单位面积的电偶极矩为 $\tau = \sigma\delta$, (这样才与图中一致)。将 τ 代入上式得

$$\Delta U = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{\tau\Delta S}{r^2} \cos\theta$$

面积元 ΔS 对 a 点所张的立体角,等于 ΔS 在以 a 为球心与 ΔS 相切的球面上的投影 $\Delta S \cos\theta$ 除以此球半径的平方。这样上式中 $\frac{\Delta S \cos\theta}{r^2}$ 刚好等于面积元 ΔS 对 a 点所张的立体角 $\Delta\Omega$ 。于是

$$\Delta U = \frac{\tau}{4\pi\epsilon_0} \Delta\Omega$$

若电偶层的面积为 S ,则整个电偶层在 a 点电势为

$$U = \frac{\tau}{4\pi\epsilon_0} \Sigma \Delta\Omega = \frac{\tau\Omega}{4\pi\epsilon_0} \quad (1-2)$$

$\Omega = \Sigma \Delta\Omega$ 为整个电偶层表面积 S 对 a 点所张的立体角。式(1-2)表明,当电偶层单位面积的

电偶极矩处处相同时,在 a 点所产生的电势与电偶层对 a 点所张的立体角成正比,与电偶层的形状无关。

下面讨论闭合曲面电偶层的电势。如图 1-4 所示,整个闭合曲面可分为 S_1 和 S_2 两部分。如果从 A 点先看到电偶极层带正电,其相应的立体角取正值,反之取负值。这样 S_1 对 A 点所张的立体角 $\Omega_1 > 0$; S_2 对 a 点所张的立体角 $\Omega_2 < 0$ 。两者绝对值相等,符号相反,代数和等于零,即 $\Omega_1 + \Omega_2 = 0$ 。因此闭合曲面电偶层对 A 点所张立体角 $\Omega = \Omega_1 + \Omega_2 = 0$ 。由式(1-2)可知,均匀带电,两层间距离处

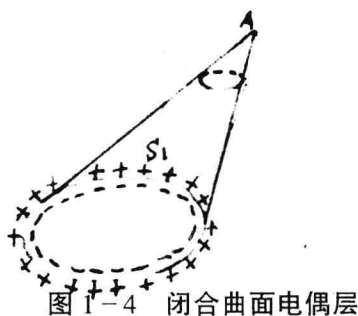


图 1-4 闭合曲面电偶层

处相等的闭合曲面电偶层周围处任一点的电势均为零。例如,心肌细胞在静息状态下,细胞膜内为负电荷,膜外为正电荷,形成闭合曲面电偶层,则它对外部远处一点产生的电势为零。心肌细胞处于兴奋状态时,膜内外电荷变化,在细胞外远处产生的电势不为零。

第二节 细胞膜电势

很多动物细胞,其细胞膜内外都存在着内负外正的电势差。例如,哺乳动物的神经细胞在静息状态下细胞内的电势要比细胞外的电势约低 $90mV$ 。处在静息状态时的膜电势差在生理上称为静息电势。生物膜电势是由于膜内外的离子浓度不同以及细胞膜对不同离子的通透性不同而产生的。

一、能斯特方程

为了说明膜电势的产生,我们考察一个简单模型,如图 1-5 所示,半透膜把两种不同浓度的 KCl 溶液隔开。假设半透膜只容许 K^+ 通过,而 Cl^- 则不能通过。左边溶液 K^+ 浓度为 C_1 ,右边溶液 K^+ 浓度为 C_2 ,且 $C_1 > C_2$ 。离子未发生透过膜迁移前,两边溶液中正、负离子数目相等,均匀分布,左、右两边溶液均呈电中性。由于膜左边 K^+ 的浓度高于右边 K^+ 的浓度,所以由膜左边扩散到膜右边的 K^+ 数大于膜右边扩散到膜左边的 K^+ 数,结果使膜右侧正电荷逐渐增加,而左侧出现了过剩的负电荷,形成了从膜右侧指向膜左侧的电场,电场的强弱是随着 K^+ 在膜右侧积聚的增多而增强。当达到平衡时,膜的两侧具有一定的电势差 ϵ ,这称为平衡电势或能斯特电势

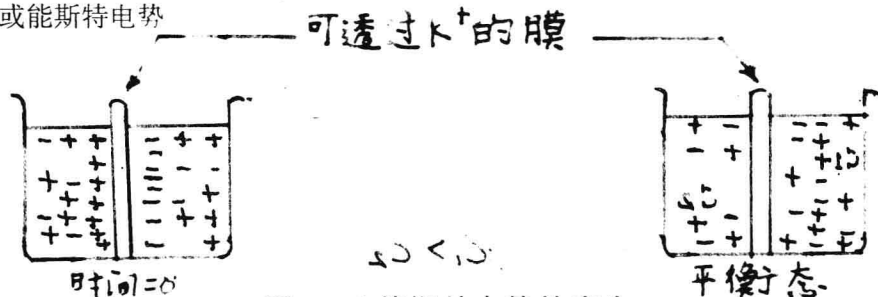


图 1-5 能斯特电势的产生

对于稀薄电解质溶液,其离子可视为理想气体分子模型来处理,通过理论计算可以得出

$$\epsilon = U_2 - U_1 = \pm \frac{kT}{Ze} \ln \frac{C_1}{C_2} \quad (1-3)$$

换成常用对数则为

$$\epsilon = U_2 - U_1 = \pm 2.3 \frac{kT}{Ze} \lg \frac{C_1}{C_2} \quad (1-3')$$

U_1 、 U_2 分别是浓度为 C_1 、 C_2 一侧的电势, k 是玻尔兹曼常量, T 是绝对温度, Z 是离子的价数, e 为电子的电量。当为正离子时, 取式中正号, 负离子时, 取式中负号。式(1-3)、(1-3')称为能斯特方程。它说明, 离子通过半透膜扩散达到平衡时, 能斯特电势与膜两侧离子浓度间的关系。能斯特电势是由于离子在半透膜两侧存在浓度差所引起, 也称为浓差电势。

作为一个例子, 下面利用能斯特方程求神经轴突内外 K^+ 所产生的能斯特电势 ϵ_K 。轴突内外 K^+ 的浓度 C_i 和 C_o 分别为 $155 \text{ mol} \cdot \text{m}^{-3}$ 和 $4 \text{ mol} \cdot \text{m}^{-3}$ 。电势分别为 U_i 和 U_o 。根据能斯特方程可得

$$\epsilon_K = U_i - U_o = \pm 2.3 \frac{kT}{Ze} \lg \frac{C_o}{C_i}$$

人在静息状态时, 体温 $T = 273 + 37 = 310 \text{ K}$, K^+ 的原子价 $Z = 1$, $k = 1.38 \times 10^{-23} \text{ J} \cdot \text{K}^{-1}$, $e = 1.6 \times 10^{-19} \text{ C}$ 把这些数据代入上式

$$\epsilon_K = 2.3 \frac{1.38 \times 10^{-23} \times 310}{1 \times 1.6 \times 10^{-19}} \lg \frac{4}{155} = -98 (\text{mV})$$

可见 K^+ 的能斯特电势比实际测量得到的细胞静息电势 (-90 mV) 稍低, 这表明 K^+ 扩散接近平衡态, 但未达到平衡态, 仍有小量 K^+ 由膜内向膜外扩散。而在静息状态下离子的浓度保持不变, 这样人们就认为存在某种机制使膜外的 K^+ 进入膜内, 这种机制通常称为“钾泵”。正是由于“钾泵”的存在, 使细胞膜内外 K^+ 不可能达到平衡态。因而实测值 (-90 mV) 的绝对值稍小于按平衡态计算得的能斯特电势。

二、细胞膜的动作电势

当细胞受到某种刺激, 如机械的、热的、电的、光的或化学的刺激时, 细胞便由静息状态进入兴奋状态, 发生瞬间变化的膜电势, 图 1-6 所表示的是一个动作电势脉冲。

静息状态下, 细胞膜外带正电荷, 膜内带负电荷, 这样的状态称为极化。当外来刺激达到一定的阈值时, 细胞膜通透性将发生极大的变化, 这时 Na^+ 的通透性比 K^+ 的通透性可大 100 倍, 导致 Na^+ 迅速大量地向膜内扩散, 于是膜内由负电势转变为正电势, 由原来的 -90 mV 突然上升到约 $+50 \text{ mV}$ 左右, 这一过程称为除极。除极时膜内正电势按理应上升到 Na^+ 的能斯特电势 (约 $+66 \text{ mV}$)。实际上达不到这一数值, 因为 Na^+ 通透性大的时间是很短暂的, 很快膜对 K^+ 的通透性又大大超过了对 Na^+ 的通透性, 结果大量的 K^+ 从细胞内流出细胞外, 使膜内电势由正值迅速下降至负值, 直至稍低于静息电势的数值为止, 这一过程称为复极。随后膜对 K^+ 、 Na^+ 通透性恢复正常, 细胞处于静息状态——原来的极化状态。膜电势又恢复到静息电势。人们把除极和复极整个过程中细胞膜的电势变化称为动作电势, 如图 1-6 所示。细胞恢复到静息电势后它又可接受另一次刺激。

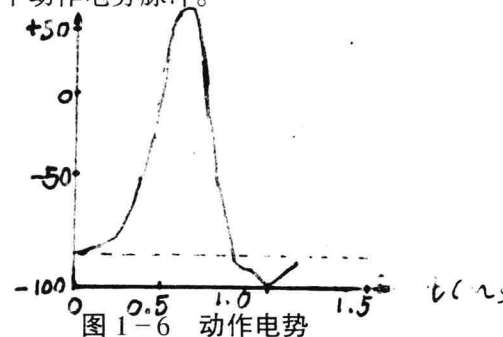


图 1-6 动作电势

细胞膜的任一处受到刺激所产生的动作电势, 可沿整个细胞膜传播, 且可以由一个细胞传到另一个细胞。

第三节 心电向量

心脏周期性活动的同时伴随着周期性心电变化,使人体处于周期性变化的心电场中。心电图就是心电场中体表两点间电势差随时间周期性变化的曲线。心电向量学说是至今比较全面地反映了心电实际情况的学说,因而得到普遍公认。

一、心肌细胞的极化向量

在静息状态下,由于心肌细胞膜内外离子浓度不同以及膜对各种离子具有选择性的通透能力,而在膜的两侧形成静息电势。膜内、外侧分别均匀分布着等量的负的和正的电荷。就整个心肌细胞而言,其等效正、负电荷的“重心”是重合的,与无分子相类似,对外较远处不显电性,如图 1-7(a)。



图 1-7 心肌细胞的极化向量

如果由于某种原因使心肌细胞兴奋,细胞膜对离子的通透性就会发生改变,而引起膜内外正、负离子的分布改变,局部出现内正外负现象,使细胞从极化状态变为除极状态,其等效正、负电荷的“重心”不再重合,类似有极分子。这时一个心肌细胞等效于一个电偶极子,如图 1-7(b)。单个心肌细胞等效电偶极子可以用一向量表示。这个向量就是心肌细胞等效电偶的偶极矩,称为心肌细胞的极化向量。在除极过程中,细胞膜除极面不断扩大,等效正、负电荷量亦随之改变,心肌细胞极化向量亦改变除极结束,复极开始前心肌细胞膜均匀分布着内正、外负的电,心肌细胞极化向量为零。复极过程中,膜内外电荷分布的对称性被破坏,从而形成心肌细胞极化向量,并随着复极过程而变化,方向与除极时的极化向量相反。

二、瞬间综合心电向量

心脏是由几块心肌,如心房肌、心室肌等组成,每块心肌则又由大量的心肌细胞互相衔接而成。兴奋在心肌内向各个方向传播过程中,总是有许许多多心肌细胞同时除极。复过程也是如此。可以想象,每一瞬间在已除极和未除极的交界面即除极面上,产生一系列心肌细胞电偶极子,其电偶极矩的大小和方向各不一样,这些瞬间形成的心肌细胞极化向量之和称为瞬间综合心电向量。设心肌细胞的极化向量为 $\vec{p}$,则瞬间综合心电向量可用 $\vec{M}$ 表示, $\vec{M} = \sum \vec{p}$, 如

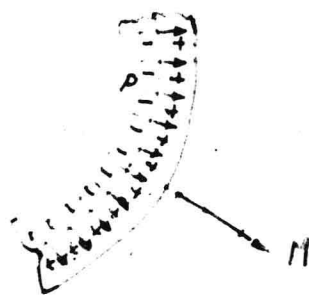


图 1-8 瞬间综合心电向量

图 1-8。瞬间综合心电向量的大小与除极面的面积成正比,方向垂直于除极面。

三、空间心电向量环

心脏是个内部结构不均匀,外部形状不规则的立体脏器。引起每次跳动的兴奋始于心脏的窦房结,然后沿着确定的兴奋传导系统按确定程序向整个心脏传递。随着兴奋的传递,除极面既向纵向移动,也向横向扩展,以除极波面的形式向前传播,各瞬间除极波面的方位以及波

面上极化向量的数目都不相同。因此,瞬间综合心电向量的大小、方向都随时间变动着。为描述瞬间综合心电向量随时空的变化规律,较科学的办法是将相继各时刻的瞬间综合心电向量经过平移,使箭尾集中在一点上,对箭头的坐标按时间、空间的顺序加以描记,并连接成轨迹,称此轨迹为空间心电向量环,如图 1-9 所示。这条三维空间曲线上任一点都对应着一个瞬间综合心电向量。向量尾在坐标原点,向量头在此空间曲线上,如图中 $\vec{M}(t)$ 所示。



图 1-9 空间心电向量环



图 1-10 平面心电向量环

空间心电向量环分别在 XY、YZ、ZX 三个平面上的投影形成平面曲线,称为平面心电向量环。又称为向量心电图,如图 1-10 所示,图中标出的各矢量表示各时刻空间心电量在平面上的投影。环上箭头表示平面心电向量变化的顺序。

第四节 心电图的形成

心脏在血液循环中是如同泵一样的动力器官,也是一个“发电”器官。心脏发出的电称心电,心电随心动周期而变化。人体各部位都处在心电场中,所以人体各点心电产生的电势也是随时间按心动周期性变化。如果把两电极置于人体任意两点,连接电极的导联线就可把这两点间心电的电势差引导到描记或显示装置上,描记或显示出其随时间周期性变化的波形。这波形就称为心电图,简称 ECG。

一、心电图的形成

如图 1-11(a)所示,假设有一大小不变的心电向量作顺时针转动,我们考查某一点 a 的电势变化。先从 a 点至向量尾 o 点,即电偶中心画一直线。这直线称为导联轴或方位轴。当向量经位置 $1 \rightarrow 2 \rightarrow 3 \cdots \rightarrow 12 \rightarrow 1$ 转动时, a 点的电势可按公式 $U = \frac{P \cos \theta}{4 \pi \epsilon_0 r^2}$ 计算。 p 就是这个假想的心电偶的电偶极矩。 r 为电偶中心到探测点 a 的距离, θ 是向量与导联轴之间的夹角,称为方位角。在向量转动过程中, p 和 r 是不变的,这样可令常量 $U_m = \frac{p}{4 \pi \epsilon_0 r^2}$,上述计算电势的公式变为

$$U = U_m \cos \theta \tag{1-4}$$

显然, U_m 是向量 p 转动时 a 点的最大电势。

当向量经位置 $1 \rightarrow 4 \rightarrow 7$, a 点电势由 $0 \rightarrow U_m \rightarrow 0$,得到一个向上变化的波形;向量经位置 $7 \rightarrow 10 \rightarrow 1$, a 点电势由 $0 \rightarrow -U_m \rightarrow 0$,得到一个向下变化的波形。向量 $\vec{p}$ 转动过程中, a 点的电势变化如图 1-11(b)所示。

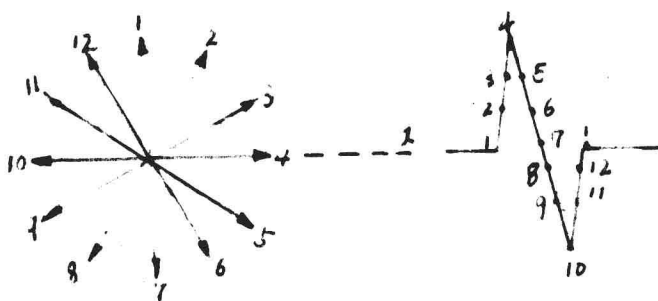


图 1-11 向量转动时, a 点电势的变化

根据式(1-4)不难看出, a 点的电势 U 就是 U_m 在导联轴上的投影。这样可用一简单方法确定 a 点的电势。可把 U_m 看作向量, 方向与电矩 $\vec{p}$ 相同, a 点的电势是 U_m 在转动过程中在导联轴上的投影。如果投影在 oa 导联轴正方向, 这称为导联轴正侧, 则 a 点的电势是正的, $U > 0$, 正侧投影愈长, 电势正值愈大; 如果投影在 oa 导联轴的反方向, 这称为导联轴负侧, 则 a 点的电势是负的, 负侧投影愈长, 电势的负值愈大。

要确定平面向量环在某点产生的电势变化, 采用环体分割投影法比较方便。如图 1-12 (a), 要知道与环同平面内的某点 F 的电势波形, 先从心电偶中心 O 到 F 点作一直线 OF 的垂直线, 这垂直线称为分割线。分割线把整个环体分割成两部分, 环体在导联轴正侧的部分(标有“+”), 其上任一时刻的心电向量在 OF 导联轴上的投影均为正值, 故向量在这一范围内变动时, F 点的电势是正的, 呈现向上波 I; 环体在导联轴负侧的部分(标有“-”), 其上任一时刻的心电向量在 OF 导联轴上的投影均为负值, 故向量在这一范围内变动时, F 点的电势是负的, 呈现向下波 II。由图中所示向量环的运行方向, 可确定向上波在前, 向下波在后, 负侧最大投影大于正侧的, 故向上波的波幅小于向下波的波幅。

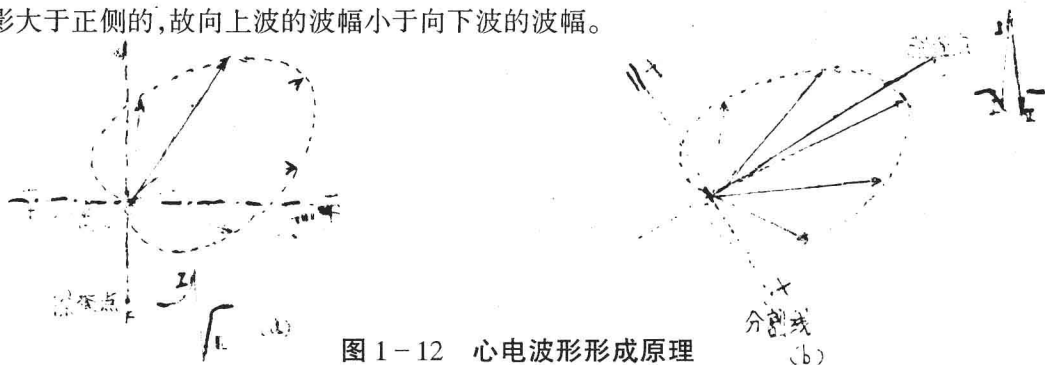


图 1-12 心电波形形成原理

图 1-12(b) 的向量环与(a)相同, 现研究在另一探查点 L 的波形。先作 L 的导联轴 OL , 再过 O 点作 OL 的垂直线, 即分割线。它把整个环体分割成三部分。第一部分环体, 任一时刻的向量均投影在导联轴的负侧, 投影值很小, 故 L 点先呈现一较小的向下波 I; 第二部分环体, 任一时刻的向量均投影在导联轴的正侧, 投影值很大, 使 L 点呈现一大的向上波 II; 第三部分环体, 任一时刻的向量又均投影在导联轴的负侧, 投影值不大, 故 L 点又呈现一向下的小波 III。

二、心电导联

将两电极置于人体表面的任何两点, 并与心电图机相连接, 就可以把这两点间的电势差导入心电图机中去, 从而描出心电图来, 这种引导体表电势与心电图机相连接的电路称为心电导联。下面着重讨论心电导联中的两个电学问题, 即中心电端和加压导联。

(一)中心电端

在临床中,常需观测体表一点的电势变化。这只要找到零电势点,观测这零电势点与体表任一点之间的电势差,其值就是体表此点的电势。体内心电偶中心或零电势面上任何一点的电势等于零,但是不能把电极插入体内来寻找零电势点,而且随着心电向量的变化,心电偶中心和零电势面也随时间变化着,所以这样做是行不通的。那么,能否在体外找到比较稳定的零电势点呢? 实践和理论作了肯定的回答。

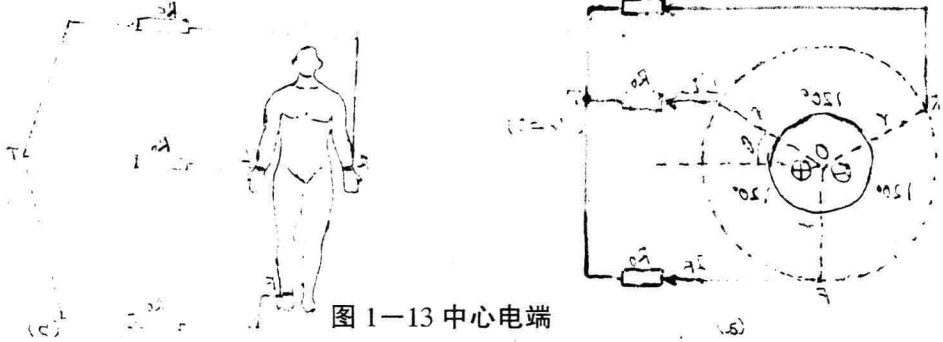


图 1-13 中心电端

在一个均匀导体中,如果以电偶中心为圆心画圆,在圆周上选三个点 R 、 L 、 F ,并使这三点等分圆周。显然,连接这三点的导联轴相互成 120° 夹角,如图 1-13(a) 所示。

根据电偶电场中的电势公式可知, L 点的电势为

$$U_L = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{p\cos\theta}{r^2}$$

因为 R 、 F 、 L 三点分别相距 120° , 所以 R 点及 F 点的电势分别为

$$U_R = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{p\cos(\theta + 120^\circ)}{r^2}$$

$$U_F = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{p\cos(\theta + 240^\circ)}{r^2}$$

把 L 、 R 、 F 三点通过三个相等的高电阻 R_0 ($5 \sim 500k\Omega$) 联结在一起,以 T 表示这个联结点。根据电路理论有

$$I_L = \frac{U_L - U_T}{R_0}$$

$$I_R = \frac{U_R - U_T}{R_0}$$

$$I_F = \frac{U_F - U_T}{R_0}$$

于是得

$$I_L + I_R + I_F = 0$$

$$U_L + U_R + U_F = 3U_T$$

所以

$$\begin{aligned} U_T &= \frac{U_L + U_R + U_F}{3} \\ &= \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{p}{3r^2} [\cos\theta + \cos(\theta + 120^\circ) + \cos(\theta + 240^\circ)] \end{aligned}$$

$$= \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \cdot \frac{\rho}{3r_2} [\cos\theta + 2\cos 60^\circ \cos(\theta + 180^\circ)]$$

$$= \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \cdot \frac{\rho}{3r_2} (\cos\theta - \cos\theta) = 0$$

由此可见,不论 θ 角为何值, U_T 恒等于零。人们这样确定的 T 点称为中心电端。应该指出,人体躯干并非均匀导体,从心脏到等距的各点间,如到 R 、 L 、 F 三点间的电阻并不相等。但是,通过高阻把这三点连接到中心电端就可以基本上消除这种差别。同时,在实际检测中,如图 1-13(b), R 、 L 、 F 分别为右臂、左臂和左腿,对于心脏(心电中心)也不满足 120° 均称性条件。因此,心电检测中, U_T 实际上不正好为零,而是接近零。

(二)加压导联

在如图 1-13(b)连接好基础上,把心电图机一电极接中心电端,另一电极,称为探测电极,接右臂(R)或接左臂(L)或接左腿(F),这样联结的电路称为单极肢体导联。因 R 、 L 、 F 位置离心脏较远,由这些位置引出的电势较低,描记出的心电幅度较小,不便于临床上观察、分析。

如果用单极肢体导联检测某一肢体的心电时,将该肢体与中心电端相连接的高电阻断开,就能使检测到的心电图幅度增大 50%,亦即检测到的心电的电势增大 50%,同时心电图波形保持原样不变,这种导联方式称为加压单极肢体导联,简称加压导联。如图 1-14 所示,探测电极接 R ,断开 K_R , K_L , K_F 连通,称为 aUR 导联;探测电极接 L ,断开 K_L , K_R , K_F 连通,称为 aUL 导联;探测电极接 F ,断开 K_F ,连通 K_R , K_L 称这 aUF 导联。

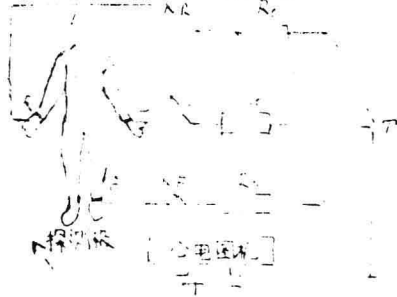


图 1-14 加压单极肢体导联

现以 aUR 导联为例,证明加压导联的原理。 aUR 既代表右上肢单极加压导联,也代表这种导联测得的电势。显然,

$$aUR = U_R - U_T$$

这时中心电端 T 只连接于两个肢体 L 和 F ,因此它的电势 U_T 等于两个肢体电势 U_L 与 U_F 的平均值,即

$$U_T = \frac{U_L + U_F}{2}$$

$$\text{所以 } aUR = U_R - \frac{U_L + U_F}{2} = \frac{3}{2} U_R - \frac{U_R + U_L + U_F}{2}$$

$$= \frac{3}{2} \left[U_R - \frac{U_R + U_L + U_F}{3} \right] \text{ 又 } U_R + U_L + U_F = 0, \text{ 所以}$$

$$aUR = \frac{3}{2} U_R$$

同理可证, $aUL = \frac{3}{2} U_L$, $aUF = \frac{3}{2} U_F$ 。

由上面讨论可知,加压导联测得的心电电势比单极肢体导联测得心电电势增高 50%。

三、心电图描记

一般心电图机均有五根不同颜色的导联线,将其插头分别与四肢及胸部的电极相连。导联线红、黄、绿、白、黑五种颜色,连接的部位是:红色——右上肢 $R(RA)$,黄色——左上肢 $L(LA)$,绿色——左下肢 $F(LL)$,白色——胸部 $V(CH)$,黑色——右下肢 RL ,黑色线通过心电图机与地线相连接,使右下肢接地,如图 1-15 所示。

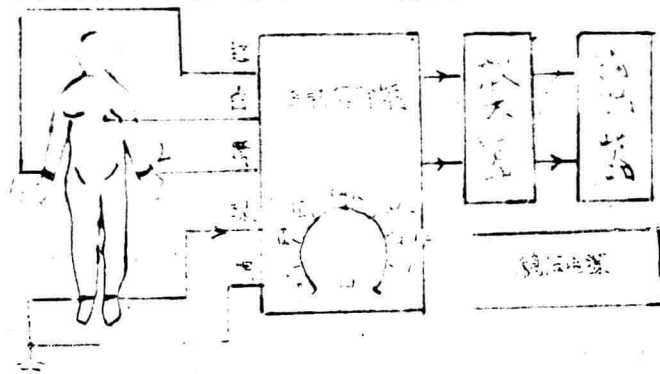


图 1-15 心电图的描记

第二讲 血液的流动

液体和气体统称为流体。对液体流动现象和规律的研究是流体力学的基本组成部分。液体流动的知识是医学上研究人体血液循环、淋巴液循环不可缺少的基本知识。

第一节 连续性方程

一、稳定流动

一般而言,液体流动过程中不但同一时刻空间各点的流速不同,而且空间同一点在不同时刻流速也不同,即液体流速随空间和时间而变化。若空间每一固定点的流速都不随时间变化,这样的流动称为稳定流动。否则就是非稳定流动。

为形象地描述流速的空间分布情况,人们引入流线这个概念。可以想象,在液体中画出这样的线,这些线上各点的切线方向就是液体质点在该点时速度方向,这样的线称为流线。由流线围成的管状区域称为流管,如图 2-1 所示。在稳定流动中,流线的分布是固定不变的,液体质点的运动轨迹与流线重合。任一点只有一个速度方向,因而流线不会相交,流管内外的液体不能经流管壁进出,相当于滑管道中流动一样。



图 2-1 流管

二、连续性方程

如图 2-1 所示,在稳定流动中流管是不会变形的,又假定液体是不可压缩的,这样在 Δt 时间内流过同一流管任意两个截面的液体体积应相等,即

$$S_1 V_1 \Delta t = S_2 V_2 \Delta t$$

$$S_1 V_1 = S_2 V_2 \text{ 或 } \frac{V_1}{V_2} = \frac{S_2}{S_1} \quad (2-1)$$

S_1 、 S_2 分别是任意两截面的面积, V_1 、 V_2 分别是此二截面上的平均流速。式(2-1)称为连续性方程。单位时间内流过某截面的液体体积称为体积流量,一般简称流量,其单位为 $m^3 \cdot s^{-1}$ (米³/秒)。式(2-1)表明:流过同一流管任一截面的流量相等,或同一流管任一截面上的流速与其截面积成反比。

第二节 伯努利方程

一、理想液体

液体很难压缩,对水增加一个大气压其体积也不过缩小二万分之一。两层相接触的液体之间作相对流动时,快的一层对慢的一层施加一拉力,而慢的一层对快的一层施加一阻力,这对力称为内摩擦力。液体能产生内摩擦力的性质称为粘滞性。不同液体粘滞性大小不同,如甘油的粘滞性很大,酒精、水的粘滞性很小。

绝对不可压缩,完全没有粘滞性的液体称为理想液体。引入理想液体模型可以使问题简