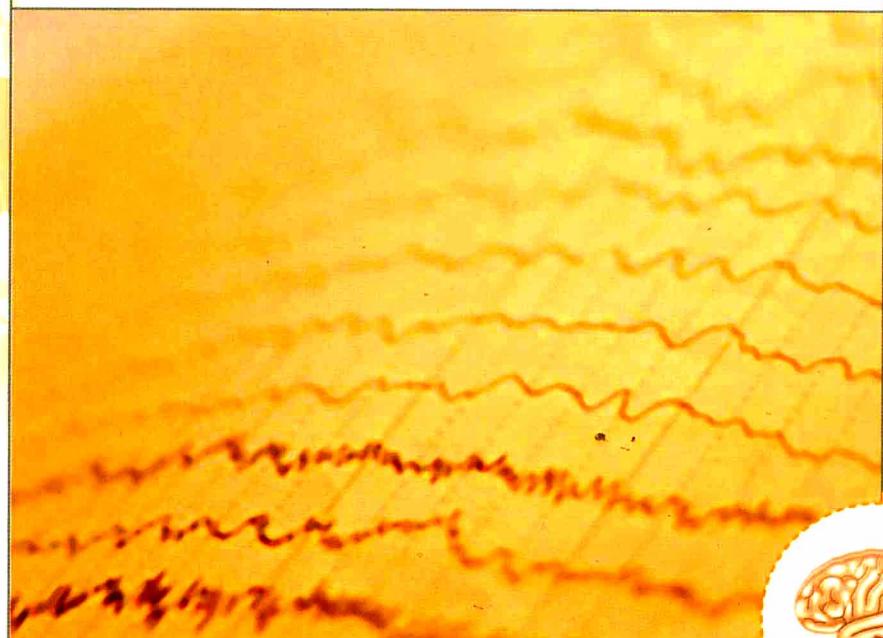


# 临床脑电图

## 培训教程

中国抗癫痫协会  
脑电图和神经电生理分会  
临床脑电图培训教程编写组



人民卫生出版社



中国抗癫痫协会  
脑电图和神经电生理分会  
临床脑电图培训教程编写组

**编写组成员**

吴 逊 吴立文 刘晓燕 王玉平 刘兴洲 金丽日

**执 笔**

刘晓燕

## 图书在版编目 (CIP) 数据

临床脑电图培训教程/刘晓燕执笔. —北京:人民卫生出版社, 2011. 11

ISBN 978-7-117-14901-3

I. ①临… II. ①刘… III. ①脑电图—教材  
IV. ①R741. 044

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2011)第 202293 号

门户网:[www.pmph.com](http://www.pmph.com) 出版物查询、网上书店  
卫人网:[www.ipmph.com](http://www.ipmph.com) 护士、医师、药师、中医  
师、卫生资格考试培训

版权所有，侵权必究！

## 临床脑电图培训教程

执 笔: 刘晓燕

出版发行: 人民卫生出版社(中继线 010-59780011)

地 址: 北京市朝阳区潘家园南里 19 号

邮 编: 100021

E - mail: [pmph@pmph.com](mailto:pmph@pmph.com)

购书热线: 010-67605754 010-65264830

010-59787586 010-59787592

印 刷: 三河市富华印刷包装有限公司

经 销: 新华书店

开 本: 787×1092 1/16 印张: 16

字 数: 393 千字

版 次: 2011 年 11 月第 1 版 2011 年 11 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-14901-3/R · 14902

定 价: 38.00 元

打击盗版举报电话: 010-59787491 E-mail: [WQ@pmph.com](mailto:WQ@pmph.com)

(凡属印装质量问题请与本社销售中心联系退换)

## 出版说明

自 2011 年开始，临床神经电生理（脑电图）已正式列入国家专业技术职称系列，这为脑电图技术人员提供了在专业上发展提升的机会。为了配合大家学习的需要，中国抗癫痫协会脑电图和神经电生理分会组织有关专家编写了这本《临床脑电图培训教程》，内容涉及从事脑电图专业技术的人员需要掌握的神经电生理知识、脑电图技术以及常见神经系统疾病的脑电图表现等，希望对从事本专业人员的技术培训有所帮助。但本书并不是考试辅导书，因为不论是从临床工作还是从职称考试的角度，脑电图技术人员都需要了解更广泛的基础和临床知识，包括神经解剖学、神经生理学以及临床神经系统疾病等，这些内容显然不是这本教程所能够完全承载的。

## 前言

由中国抗癫痫协会脑电图和神经电生理分会主持编写、刘晓燕教授执笔的《临床脑电图培训教程》正式出版发行了。这对我国从事脑电图诊断技术的医务人员来说，是件可喜可贺的事。

我国自 1949 年引进脑电图仪至 20 世纪后期快速推广，目前脑电图诊断技术已经相当普及。据 2010 年卫生年鉴统计，我国现有综合医院 13364 所，其中三级医院 1233 所，二级医院 6523 所。按照医院类型和设备配置常规，估计我国现有各种规格的脑电图仪超过一万台，脑电图从业人员（包括脑电图操作人员，脑电图判读和报告人员）约两万人以上。

可是，到目前为止，我国还没有建立起完善的脑电图从业人员的培训、考核和准入制度。卫生行政管理部门对脑电图从业人员的资质、操作规范、判读标准等也还没有统一要求。多数脑电图从业人员没有经过系统培训。

中国抗癫痫协会及其“脑电图和神经电生理分会”近两年为提高脑电图从业人员的业务资质、实际操作能力与结果判读水平，做了很大努力。在卫生部和有关政府部门的支持下，建立了“脑电图与神经电生理技术职称系列”，并与国际组织合作，开展了“脑电图资质考核”（ASEPA-ASNA-CAAE 脑电图 Certification），这对今后在我国正式建立脑电图从业人员的培训、考核和准入制度建立了必要的基础、也提出了更高的要求。我们下一步的目标是在卫生部相关部门的领导与支持下，举办定期、分级的脑电图在职从业人员水平测试，考试合格者发给证书，逐步实现脑电图从业人员的凭证上岗制度。

《临床脑电图培训教程》是在现有相关专著的基础上，根据教学的需求，择其要点、简化叙述，编撰而成。希望成为参与培训的脑电图专业人员的重要参考资料。

在此，对为此教程编写、出版付出了艰辛劳动的刘晓燕教授及其他教程编写组成员、专家和同道表示由衷的感谢。

中国抗癫痫协会 会长



2011 年 7 月 25 日

# 目录

<b>第一章 电子学和计算机基本知识</b>	1
第一节 基本电子学知识	1
第二节 计算机基本知识	7
<b>第二章 脑电图的电生理学基础</b>	13
第一节 神经元和神经环路	13
第二节 半球表面脑电活动的起源	15
<b>第三章 脑电图仪器和参数调节</b>	19
第一节 电源和用电安全	19
第二节 脑电信号的采集和输入	20
第三节 脑电信号的放大	21
第四节 仪器参数的调节	23
第五节 闪光刺激器	25
<b>第四章 脑电图的导联和极性确定</b>	27
第一节 记录电极的位置	27
第二节 参考电极的位置	29
第三节 导联组合和定位	32
第四节 脑电信号的极性和位相	34
<b>第五章 脑电图记录方法</b>	37
第一节 常规脑电图记录	37
第二节 动态脑电图监测	40
第三节 录像脑电图监测	41
<b>第六章 脑电图的基本概念</b>	45
第一节 周期和频率	45
第二节 波幅	46
第三节 调节与调幅	46

## 目 录

第四节 位相 .....	48
第五节 同步化、超同步化和去同步化 .....	49
第六节 波形 .....	49
第七节 脑波的分布方式 .....	51
第八节 脑波的出现方式 .....	55
第九节 脑电图分析的基本要素 .....	56
<b>第七章 正常脑电图 .....</b>	<b>58</b>
第一节 正常清醒期脑电图形 .....	58
第二节 正常睡眠期脑电图形 .....	65
第三节 睡眠周期 .....	71
第四节 影响脑电图的因素 .....	73
第五节 不同年龄阶段的正常脑电图 .....	75
<b>第八章 异常脑电图 .....</b>	<b>78</b>
第一节 背景活动异常 .....	78
第二节 阵发性异常 .....	88
第三节 其他异常波形 .....	95
<b>第九章 脑电图良性变异型和临床意义不确定的波形 .....</b>	<b>99</b>
<b>第十章 伪差的识别 .....</b>	<b>107</b>
第一节 生理性伪差 .....	107
第二节 来自仪器和电极的伪差 .....	113
第三节 来自环境电磁干扰的伪差 .....	115
第四节 运动引起的伪差 .....	118
<b>第十一章 脑电图的诱发试验 .....</b>	<b>120</b>
第一节 睁-闭眼试验 .....	120
第二节 眼状态敏感试验 .....	122
第三节 过度换气 .....	124
第四节 间断闪光刺激 .....	127
第五节 睡眠诱发 .....	133
第六节 减停抗癫痫药物诱发 .....	134
<b>第十二章 癫痫的脑电图概述 .....</b>	<b>136</b>
第一节 癫痫样放电的产生机制 .....	136
第二节 脑电图对癫痫的敏感性和特异性 .....	138
第三节 发作间期癫痫样放电的特征 .....	140

<b>第十三章 癫痫发作期的脑电图</b>	144
第一节 全面性发作	144
第二节 部分性发作	159
第三节 癫痫持续状态	167
<b>第十四章 癫痫综合征的脑电图</b>	173
<b>第十五章 其他疾病的脑电图</b>	197
第一节 中枢神经系统病毒感染	197
第二节 各种病因的发育性或获得性脑损伤	200
第三节 急性脑血管意外	206
第四节 Alzheimer 病	207
第五节 缺氧性和代谢性脑病	207
第六节 颅内肿瘤	209
第七节 昏迷的脑电图	211
<b>第十六章 新生儿脑电图</b>	216
第一节 新生儿脑电图的记录方法	216
第二节 新生儿脑电图的特征	217
第三节 异常新生儿脑电图	224
第四节 异常新生儿脑电图的判断标准	229
<b>第十七章 药物与脑电图</b>	231
第一节 抗癫痫药物对脑电图的影响	231
第二节 抗精神障碍药物对脑电图的影响	233
<b>第十八章 脑电图的诊断与报告的书写</b>	235
第一节 脑电图的诊断	235
第二节 脑电图报告的书写	238

## 第一章

# 电子学和计算机基本知识

## 第一节 基本电子学知识

人体生物电(心电、脑电、肌电等)虽然非常微弱,但具有电子学的一般物理属性。此节仅对有关电子学的基本知识做一简单介绍。

### 一、电子学基本概念

#### (一) 电流(I)

电子带负电荷,其在物体内部的运动形成电流,电流的方向是从正极流向负极,与电子运动的方向是相反的。例如  $\text{Na}^+$  从左向右移动(或  $\text{Cl}^-$  从右向左移动)则产生一个流向右侧的正电流。电流的单位是安培(A), $1\text{A}=1000\text{mA}$ 。

#### (二) 导体和电阻(R)

物体内部产生电流的首要条件是自由移动的带电粒子(载流子, carrier)搬运电荷运动的能力,即导电率。导电率的大小取决于物质的种类和温度。导电率的倒数称为电阻率。电流携带的能量会由于导体的阻力而损耗。不同物质的导电性能不同,电阻越高,导电性能越差。电阻的单位是欧姆( $\Omega$ )。在 EEG 记录系统中存在许多电阻,包括被测者身体(颅骨、头皮等)、头皮与电极的接触点、电极和导线以及 EEG 仪器内部的电路等。

#### (三) 电压(V)

在一个闭合的电路内两点之间的电动势差称为电压,即物体中形成电流的电压力。电压的单位是伏(V), $1\text{V}=1000\text{mV}$ , $1\text{mV}=1000\mu\text{V}$ 。心电图的电压是 mV 级的,而脑电图的电压是  $\mu\text{V}$  级的。

#### (四) 电容和容抗

电容(C)为物体储存电荷的能力,可将其视为两块非常靠近,中间被很薄的绝缘层分开的平行导体(极板)。当电容两端有电位差时,正电荷将积累在极板的正极端,并吸引负电荷到另一个相对的极板。电荷在极板的移动在电容的两端形成电流,当两个导体分别带有正负电荷(Q)时,如导体之间的电位差为 V,则电荷与电位差之间的关系为:

$$Q = CV$$

当交流电通过电容器时,极板上所带电荷对电流的阻碍作用称为容抗( $X_C$ )。电容量越大,容抗越小。许多生物体成分具有电容作用,可将其视为容积导体。例如脑脊液、颅骨及头皮等,都可以影响脑电信号的电压。连接患者和脑电图仪的电极也具有容抗性质,从而改变脑电信号。

### (五)电感和感抗

线圈在磁场中活动时所能感应到的电流强度称为电感(L),单位是“亨利”(H)。根据法拉第定律,电磁感应产生感应电流的大小与磁通量的变化率成正比。用磁通量方向来表示感应电流方向为右手法则,即大拇指跟其余四个手指垂直并且都跟手掌在一个平面上时,拇指表示磁通量方向,其余四指所指的方向就是感应电流的方向(图 1-1)。当交流电通过线圈时电感对交流电的阻碍作用称为感抗(XL),单位是欧。感抗和电感成正比,和频率也成正比。



### (六)欧姆定律

即在一个导体内,电流(I)与导体两端的电压(V)成正比,与导体的电阻(R)成反比(图 1-1),即:

$$V = IR$$

在图 1-2,当电流通过一个闭合的路径时即构成电路。电路中的阻抗包括电阻、容抗和感抗。当通过电路的电流的电量和方向不随时间变化而改变时,称为直流电路(DC),由电池提供的即是直流电,人体的生物电也属于直流电;如电流的大小和方向随时间而呈正弦变化,称交流电路(AC),交流电正弦波形重复一次所需的时间称为周期(T),每秒的周期数称为频率(f),周期和频率的关系为:

$$T = 1/f(s), \text{ 或 } f = 1/T(\text{Hz})$$

交流电正弦波形随时间的位移称为位相,两个正弦波  $e_1$  和  $e_2$  的位移所存在的时差称为位相差(图 1-3)。

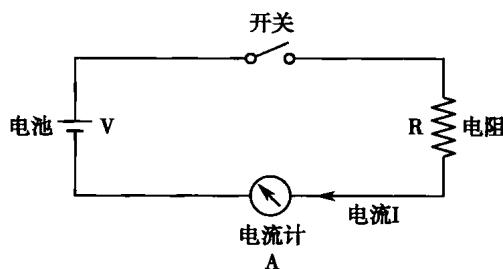


图 1-2 欧姆定律示意图

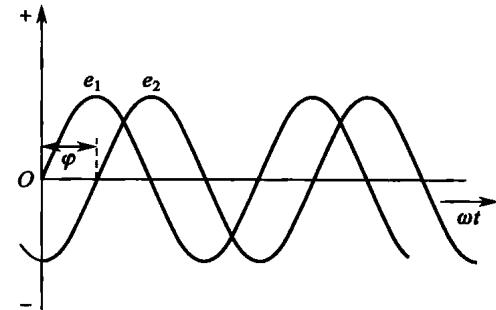


图 1-3 两个波形的位相差

头皮脑电图记录的是两个电极点之间的电位差(V),其反映的是生物组织内的电荷运动,因而脑电信号的导出也遵循欧姆定律的原则,见图 1-4。

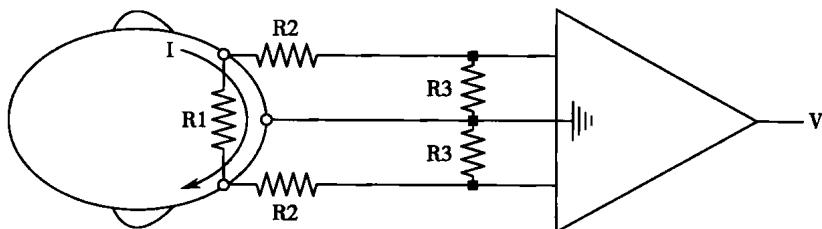


图 1-4 脑内电流的导出示意图

I 为脑内电流, R1 为人体组织内的阻抗, R2 为电极阻抗,  
R3 为放大器输入阻抗, V 为输出电压

## 二、电场和电偶极子

在导体两端加上电压就形成电场(electric field), 电场强度与所加电压的大小成正比, 电场强度越大, 电子的运动速度越大。流过单位面积的电流大小称为电流密度, 单位为  $J(A/m^2)$ 。位于电场内的电荷根据运动方向形成不同的场电位, 可以用不同的电力线表示, 这有助于帮助我们理解各种形式脑波在头皮脑电图上的分布。

### (一) 点电荷电场的等电位线

以电压最高点为中心, 周边距离越远, 电阻越大, 因而电压越低, 形成环形放射状的等电位线, 例如局灶性棘波在头皮脑电图的分布(图 1-5)。

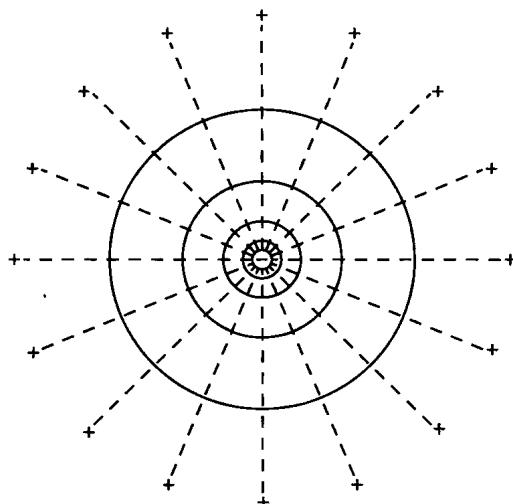


图 1-5 点电荷电场的等电位图

如果中心点是一个负相棘波, 则在其周围形成相对正相的电场

### (二) 平行电力线

面积较大且距离很近的两个平行带电板之间的电场可以认为是匀强电场, 即电场中各处场强的方向相同且大小相似(图 1-6), 类似头皮脑电图记录的广泛的低波幅背景活动。

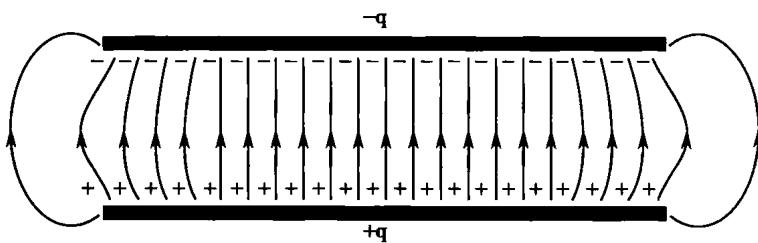


图 1-6 平行带电板的电力线

可将  $-q$  视为头皮一侧而将  $+q$  视为皮质的内侧,  
其间是由皮质、脑脊液、颅骨、头皮等组织结构形成的电容器

### (三) 一对同号电荷或异号电荷的电力线

图 1-7 和图 1-8 显示 2 个负相电荷所构成的电力线, 分别在其两端形成最大的正相电场, 头皮脑电图及等电位线分布图没有电偶极子的分布特征。图 1-9 和图 1-10 显示 2 个异相电荷所构成的电力线, 形成一对电偶极子。在脑电图的参考导联上出现颞区和前头部棘

波的“位相倒置”,并在等电位图上显示颞区最负额区最正的电场分布。

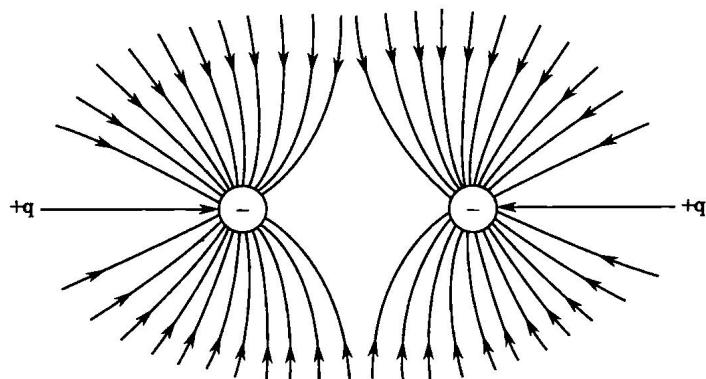


图 1-7 两个同号电荷的电力线

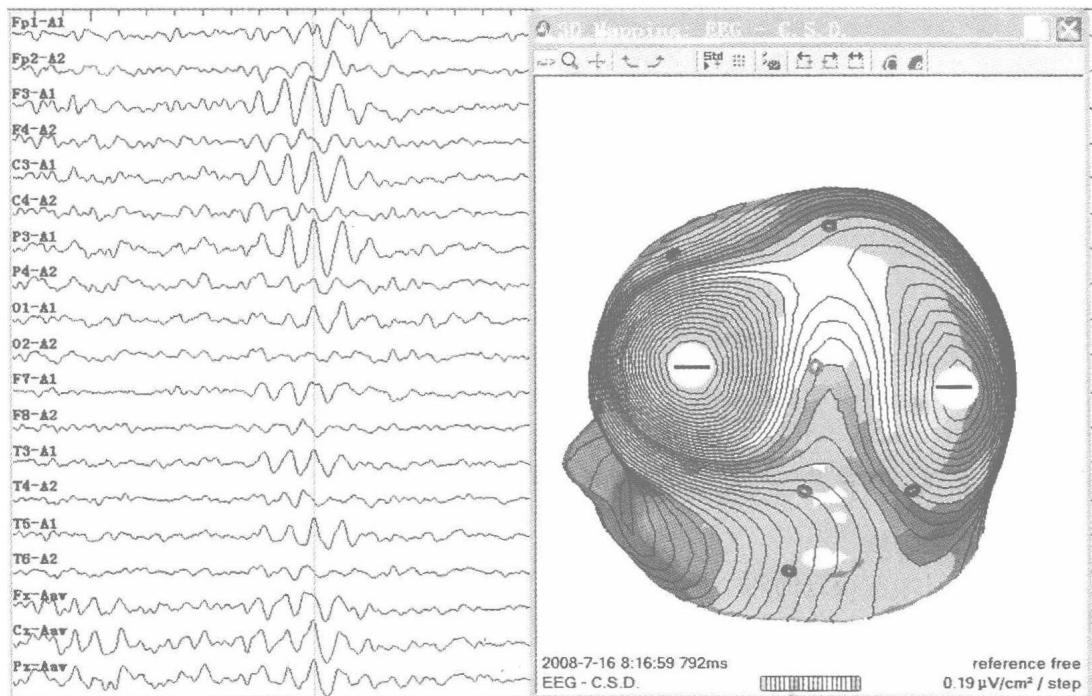


图 1-8 左侧半球前、后部分同相电位的等电位图

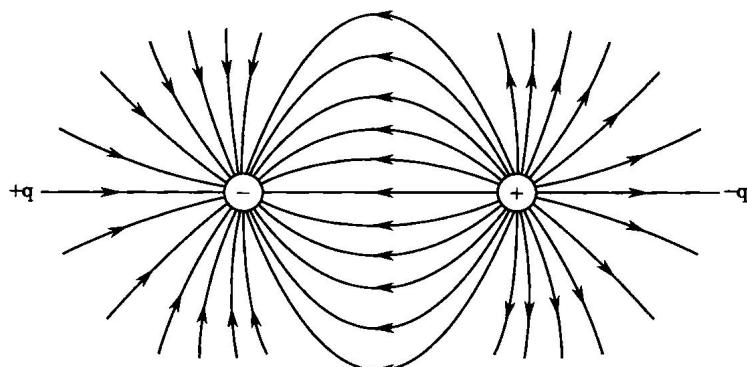


图 1-9 两个异号电荷的电力线

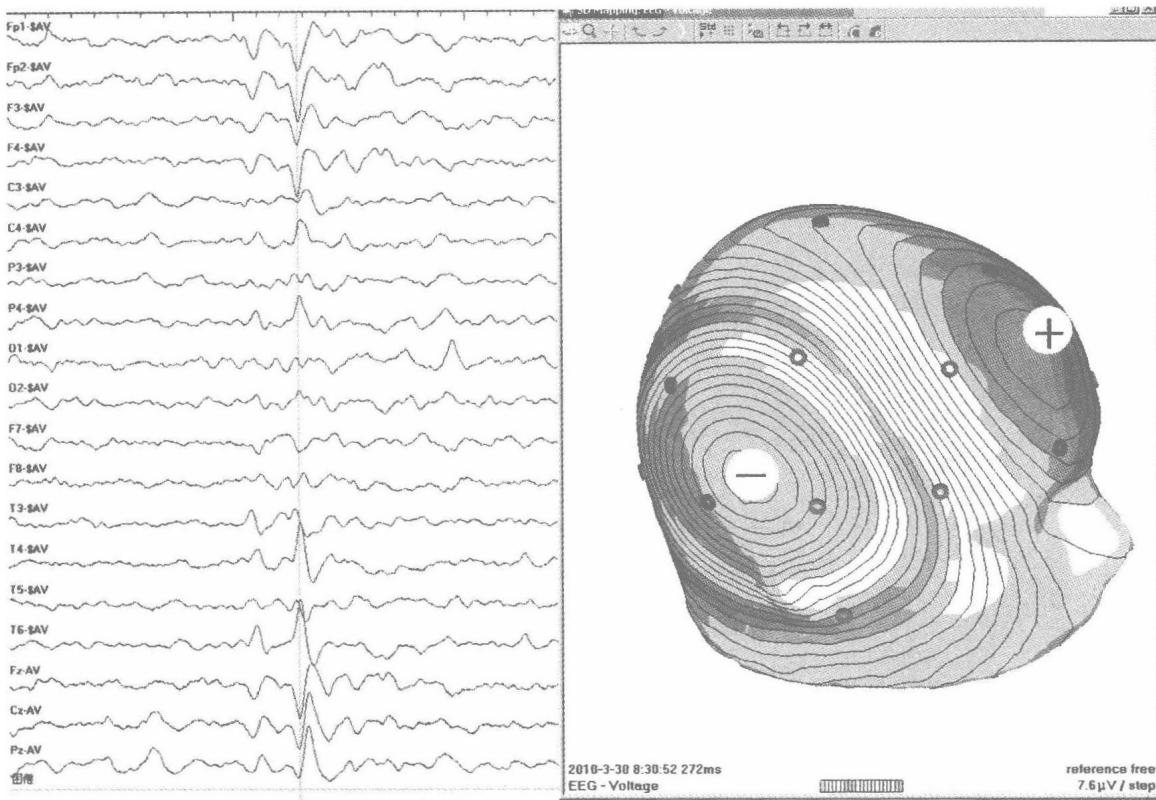


图 1-10 左、右异相电位的等电位图

#### (四) 偶极子电场

带电体的电荷分布都是不均称的。物理学上把两个相距很近的等量正负电荷所组成的带电系统称为电偶极子(electric dipole),从负电荷( $-q$ )到正电荷( $+q$ )的矢径( $L$ )称为电矩(electric moment)。电矩是一个矢量(向量),方向是从负电荷到正电荷(图 1-11)。电矩用符号  $P$  表示,即得出公式:

$$P = qL$$

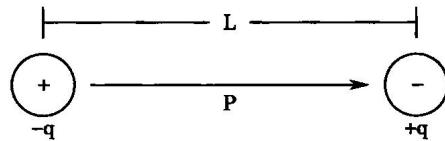


图 1-11 电偶极子的电矩

了解电偶极子电场内电矩的电压,对理解脑电图的波形、波幅和极性很有帮助。如图 1-12 所示,若 A 点(头皮电极位点)距离电偶极子电场中心点(如棘波的起源点)的距离为  $R$ ,与电矩  $P$ (电偶极子的大小和方向)的夹角为  $\theta$ ,则得出公式:

$$V = \frac{P \cos \theta}{R^2}$$

从以上公式可以看出,A 点(相当于记录电极点)所获得的电压( $V$ )与几个因素有关:  
①电偶极子电矩  $P$ (相当于任何一个脑波,例如棘波的电场范围),其电场范围越大,记录点所获得的电压越大;②偶极子电矩  $P$  与 A 点的夹角  $\cos \theta$ ,即棘波的方向与记录点的夹角,当

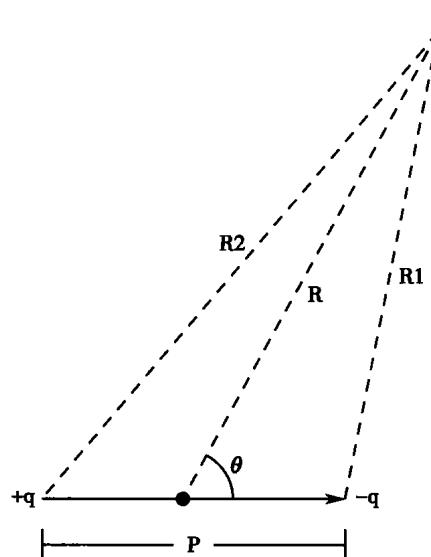


图 1-12 偶极子电场的电矩和电压

该夹角为  $90^\circ$  时,记录点获得最大负相电压;夹角为  $180^\circ$  时记录点获得最大正相电压,而夹角为  $0^\circ$  时记录点的电压为零;③A 点的电压与距离的平方( $R^2$ )成反比,即记录点与产生棘波的偶极子电场的距离越远,所获得的电压越低(图 1-13)。根据同样道理,当 A 点(记录点)的位置不变时,偶极子电矩( $P$ )方向的改变也会使记录点所获得的电压和极性发生改变(图 1-14)。

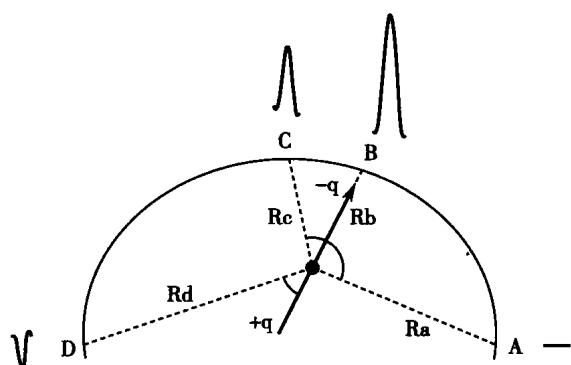
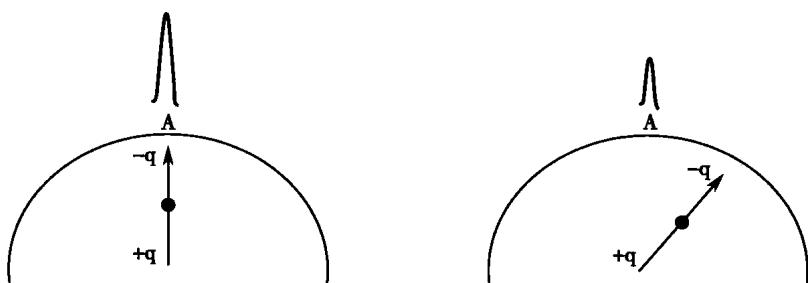


图 1-13 一对偶极子电矩对不同记录点电位的影响

在一个容积导体内,若一对偶极子电场的电矩  $P$  不变,则记录位点(A-D)与  $P$  的角度或距离( $R$ )不同时,所获得的电压和极性是不同的(黑色圆点表示棘波的起源部位)



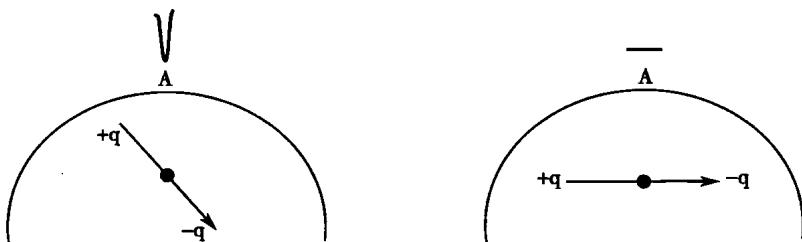


图 1-14 偶极子电矩的改变对某一记录点电位的影响

在相同的容积导体内,当记录点 A 不变时,  
偶极子电矩方向或角度的变化对 A 点电压和极性的影响

由于皮质脑电活动的电偶极子方向大多垂直于皮质表面(表面相对于深部为负相),因而在头皮脑电图上仅能记录到偶极子的负相端,正相端因位于深部而多数记录不到。只有在少数情况下,产生于大的脑沟或脑裂(如外侧裂)内的放电由于其偶极子方向接近水平位,可以在头皮脑电图上看到这种偶极子现象(图 1-8)。

## 第二节 计算机基本知识

在数字化脑电图仪器已广泛普及的情况下,从事脑电图工作的人员需要具备计算机的基本知识和操作技能,并能进行简单的日常维护工作。

### 一、计算机的基本构成

#### (一)硬件系统

计算机由一系列执行不同功能的结构组成,主机包括主板、中央处理器(CPU)、信息存储区(硬盘)、临时随机存储区(内存或 RAM)、光盘驱动器等,外部设备则有显示器、外置存储器(外置硬盘或 U 盘)、键盘、鼠标、打印机等。其中 CPU 是决定计算机运算速度的主要因素,但当需要计算机同时进行多项工作时,内存的大小也影响运算速度;硬盘空间的大小决定着数据的存储量,在数据量很大(如储存视频脑电图中的视频图像时),需要硬盘有较大的存储量;显示器的分辨率决定了屏幕图像的分辨率和清晰度(如分辨脑电信号中的高频快波)。

#### (二)软件系统

计算机的软件系统包括系统软件和应用软件。

1. 系统软件 也称操作系统,是计算机系统中负责支持应用程序运行环境及用户操作环境的系统软件,同时也是计算机系统的核。它的职责包括对硬件的直接监管,对各种计算资源(如内存、处理器时间等)的管理,以及提供面向各种应用程序的服务等。常用系统软件有 DOS、Windows、MOS 等,其不以某种特定应用为目标,而是在计算机硬件的基础上为应用软件提供通用服务。操作系统是计算机的必需组成部分,与硬件一起构成了完整的计算机系统。从用户角度看,操作系统可以看成是对计算机硬件的扩充。

2. 应用软件 是专门为某一应用目的而编制的软件程序,如办公室处理软件(Microsoft Office、WPS 等)、图像处理软件(Photoshop 等)、辅助设计软件等。数字化脑电

图使用的各种记录分析软件也属于应用软件。应用软件必须在操作系统的支持下进行工作。

表 1-1 显示计算机的硬件、操作系统与应用程序之间关系。

表 1-1 计算机硬件、操作系统与应用程序之间关系

	应用软件 Microsoft Office, Photoshop, EEG 记录分析软件.....	计算机软件
计算机系统	操作系统 Windows, Linus...	
	计算机硬件系统	

### (三) 数据的储存

计算机在开始使用之前应首先对硬盘进行分区,根据硬盘大小和使用情况至少分 2 个区,最好分 3~4 个区,以便于数据的保存和管理。其中 C 盘一般用于安装系统程序和应用软件,在有多个分区时,可将应用软件与系统程序分区安装,而各种数据资料则储存在其他盘符下。分区的目的是在系统程序发生故障需要重新安装时不会删除数据资料及应用软件(但一般情况下应用软件都有备份,删除或卸载后可以重新安装)。

各种不同类型的数据资料在储存时应在根目录下建立多级文件夹分类保存,避免都储存在根目录下查找困难。

## 二、数字化脑电图

数字化脑电图(digital EEG)是通过计算机运用数字化方式实现上述脑电图仪的所有功能,具有仪器小型化、低功耗、大容量、高速度、多导联、分析灵活、存储方便等诸多优越性。放大器与主机的信号传输可通过隔离电缆、光缆或无线传输,并可通过局域网或互联网实现远距离信号传输。各种参数调节功能可通过软件实现。由于其明显的技术优势,目前数字化脑电图正在迅速取代传统的脑电图仪器而在临床广泛普及。本节介绍数字化脑电图的一些特性。

### (一) 采样率

在传统脑电图记录过程中,用记录笔将放大器输出的信号记录成一条连续流畅的线图,其模拟起源信号并保持着连续不间断性,称为模拟信号(analog signal)。计算机将模拟信号转换为数字信号(digital signal)的过程称为模数转换(A-D 转换),反过来将数字信号转换为模拟信号的过程称为数模转换(D-A 转换)。数字化脑电图记录的核心是模数转换器(analog-to-digital converter, ADC),其按照一定的时间间隔对信号进行采样(A-D 转换),然后再将这些点连接成曲线图重构模拟信号(D-A 转换)。

数字化脑电图的采样率(sample rate)至少是所要分析的最高脑波频率的 2 倍,称为 Nyquist 频率限制。如果采样率低于这一限制,则会导致信号的波形和频率明显失真(图 1-15)。但若要真实描绘一个脑波通常需要 4 倍于最高频率或更多的采样点(图 1-16)。脑电图的采样率取决于脑电活动的实际频率和复杂性,脑波频率越快,要求的采样率越高。由于

颅骨衰减了大部分 40Hz 以上的高频脑电活动，颅外电极记录时采样率一般在 200~500Hz。而颅内电极可以记录到脑波频率更高，在研究高频振荡时需要分析数百赫兹的脑波，所以需要更高的采样率。采样率过低会导致高频脑波的波形失真，而采样率过高则会占用较大的存储空间并要求较高的运算速度。目前多数数字化脑电图仪的采样率在 200~1000Hz 左右，即 Nyquist 限制的脑波高频截止点为 100~500Hz。临床可根据需要适当设定采样率。

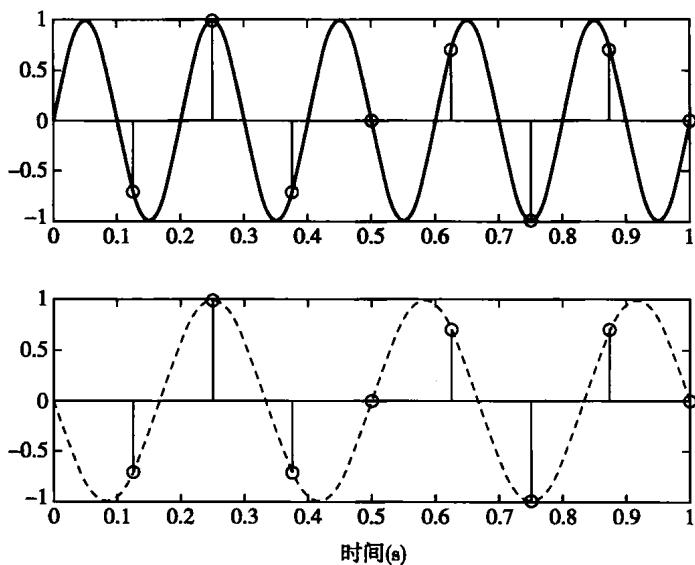


图 1-15 采样率对脑波频率的影响示意图

上图显示 5Hz 正弦样波的实际信号，对其进行采样率为 8Hz 的数字化采样(圆点所示)，低于 Nyquist 频率限制；下图为根据上图的采样点重建的模拟信号，频率只有 3Hz，较实际频率明显降低(引自 Ebersole JS 主编《现代临床脑电图学》)

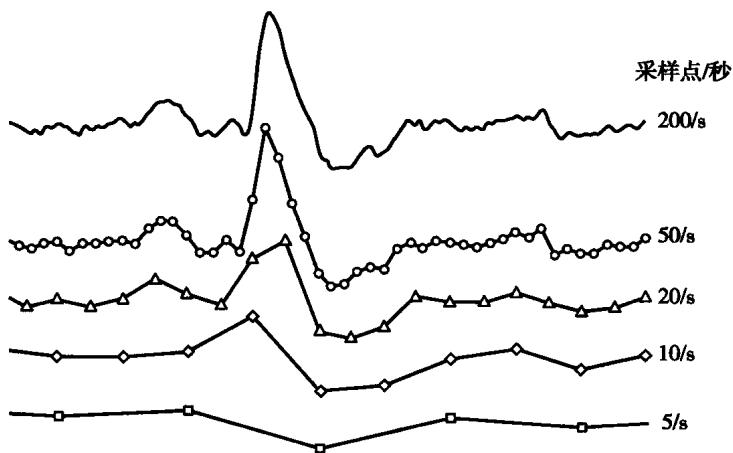


图 1-16 不同采样率对频率和波形的影响

注意在采样频率较低时，不仅图形失真，而且不能显示高频率的快波活动

## (二) 波幅分辨率

波幅分辨率(amplitude resolution)也称为动态范围(dynamic range)，是指在脑波最大