



脑功能探测的 电学理论与方法

尧德中 著



科学出版社
www.sciencep.com

国家科学技术学术著作出版基金资助出版

脑功能探测的电学理论与方法

尧德中 著

科学出版社

北 京

内 容 简 介

了解大脑,认识人类自身是当前科技界的一个前沿交叉领域。从工程科学的角度探测、分析和模仿大脑的功能是近年的一个研究热点。现有的脑功能探测手段包括:正电子发射断层成像技术(PET),功能磁共振成像技术(fMRI),脑电图(EEG)和脑磁图(MEG)等。这些技术各有特点,其中脑电的特点是,既能用于研究外来刺激下的功能反应,也能用来研究自发的功能状态,且是一种完全无创、无危险和费用相对低廉的方法。本书以作者近十年中开展的有关研究工作为基础,并结合近年研习的部分文献资料写成。该书力图系统地展示脑功能探测电学方法新技术的概貌,为充分发挥它在脑功能研究中的潜能出一份力。

书中内容可供生物物理、认知神经科学、神经电生理、电磁场工程、生物医学工程等方面的科研人员阅读或作为有关的研究教材。书中介绍的一些在脑电研究中发展起来的独特方法,有可能对从事地球物理与遥感等反演研究,甚至从事优化研究的数学工作者也有一定的参考价值。

图书在版编目(CIP)数据

脑功能探测的电学理论与方法/尧德中著. —北京:科学出版社,2003.4

ISBN 7-03-010279-7

I. 脑… II. 尧… III. 电学-应用-人体-脑-机能(生物)-探测
IV. R322.81

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2002)第 016670 号

策划编辑:马学海 韩学哲 / 文案编辑:彭克里 吴慧涵

责任校对:柏连海 / 责任印制:刘士平

封面设计:李晓婷

科学出版社 出版

北京东黄城根北街16号

邮政编码:100717

<http://www.sciencep.com>

丽源印刷厂 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经售

*

2003年4月第 一 版 开本:787×1092 1/16

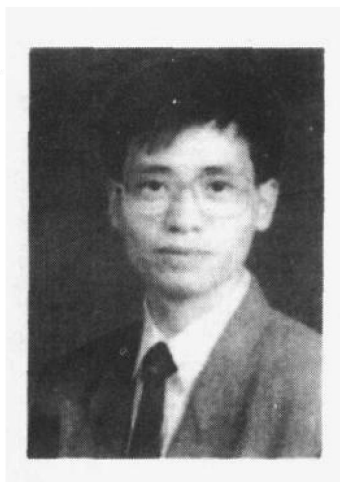
2003年4月第一次印刷 印张:21

印数:1—2 000 字数:480 000

定 价: 46.00 元

(如有印装质量问题,我社负责调换〈新欣〉)

作者简介



尧德中,1965年8月生于重庆南川,分别于1985、1988、1991年获得学士、硕士和博士学位,1991~1993为博士后,1997~1998在美国UIC,2000~2001在加拿大McMaster大学做访问学者或访问教授。1995年6月被聘为教授,1999年1月开始担任博士生导师。目前是电子科技大学生命科学与技术学院院长、教育部生物医学工程教学指导委员会委员、全国青年联合会委员、四川生物医学工程学会和四川生物医学信息学会副理事长。主持了国家自然科学基金、教育部优秀青年教师基金、霍英东青年基金、四川省杰出青年基金等部委项目10余项,是教育部第四届高校青年教师奖获得者、四川省学术与技术带头人。已发表论文90余篇,参编中英文专著各1本,获四川省科技进步奖一项。2001年被评为四川省高校“十佳青年教师”。当前主要从事神经信息科学及相关方法技术的研究。

2011/11/18 07

前 言

关于脑的研究,在 20 世纪特别是最近的几十年中,人们在微观尺度的脑化学和生理学方面的知识取得了实质性的增长。如我们知道了突触的重要特性,以及控制突触传递的神经递质。在膜生物物理方面,我们掌握了动作电位沿轴突传播的基本规律。这些在中小空间尺度上的脑生理知识,对于我们了解感觉信号如何到达中枢神经系统(输入),以及脑所产生的信号如何传递到运动系统(输出)是重要的,它们是理解外周神经系统行为的基础。然而我们对于脑的功能尤其是脑的高级功能仍然知之甚少。

脑的高级功能如决定我们行为的思想和情绪等属于认知科学的范畴。认知科学家在语言、情绪、记忆和注意系统等方面做了大量的工作,但这些系统与细胞群的生理学联系仍是一个有待深入研究的问题。尽管人们已经知道一些局部的细胞群对于大脑的正常功能是必不可少的,如海马对记忆的重要性。但是,记忆并不是局限于海马的,或者说海马只是更大的细胞群网络的组成部分。目前,与细胞群对应的较大空间尺度的生理知识还较少,但是,近几十年中发展起来的医学影像技术在这方面展示了广阔的前景。

在现有的医学影像技术中,有可提供大脑结构方面的信息,如 CT、MRI 等。这些影像技术在医学诊断和治疗方面发挥了重要的作用,但他们给出的只是结构信息而不是功能信息,因而只适宜于有结构性差异的问题,它们所能反映的功能性差异的时间尺度在数周至数年的时间尺度,因而在脑功能的研究中没有什么实际意义。

现有的脑功能成像手段包括,正电子发射断层成像技术(PET)、功能磁共振成像技术(fMRI)、光学成像技术、脑电图(electroencephalogram, EEG)和脑磁图(magnetoencephalogram, MEG)、电阻抗层析成像技术(EIT)等。其中 PET 是把发射正电子的核素标记的化合物注入人体,它们进入脑部,在体外测量正电子湮灭产生的 γ 光子而获得这种标记化合物在脑内分布的断层图像。该技术的空间分辨率为数毫米,但时间分辨率在分的量级。fMRI 是利用磁共振信号与血流中含氧量有关,通过测量脑活动时脑内各处血流含氧量的变化来反映相应的神经细胞活动的变化。fMRI 的空间分辨率也为数毫米,但时间分辨率则为几十毫秒到几百毫秒的时间尺度。有损的光学成像技术具有很高的时间和空间分辨率,但目前还不适合一般的脑功能研究,而无损的相应技术仍在研究之中。EIT 也尚处在研究之中。

将 CT/MRI、PET/fMRI 和 EEG/MEG 相比, PET、fMRI 可算作具有中等时间分辨率的成像手段,因为 EEG/MEG 具有可跟踪脑信息处理过程的时间分辨率。EEG/MEG 的主要缺点是其厘米量级的空间分辨率,但它们具有如下优点:电磁信号是脑神经元群活动的直接反映,而 PET、fMRI 测量的是功能活动时的代谢活动图像,其应用需要首先假设功能活动与代谢活动空域定位的一致性; EEG/MEG 既能用于研究外来刺激下的功能反应,也能用来研究大脑的自发功能状态,如 α 节律活动,而 PET、fMRI 只能用来研究外来刺激下的功能反应,且时间分辨率比实际脑功能反应要慢得多; fMRI 中的高磁场强度对人、对脑神经元的活动有什么影响还不够明确, PET 需要将同位素标记化合物注入血

管,而 EEG/MEG 记录的是大脑活动时产生的脑电流或电流产生的磁场的变化,因而是完全无创、无害的方法;PET、fMRI 的成本和维护费用非常昂贵,而在脑电和脑磁两种技术中,两者提供的信息具有很大的重复性,但由于脑磁信号较弱,测量仪器的成本和维护费用也很高。因此,尽管 PET、fMRI、MEG 作为较新的技术在国际上近年受到了高度的重视,从我国的国情出发,我们认为,充分发挥脑电信号研究的潜能对于我国的脑功能研究具有重要而特殊的意义。

由于脑的高级功能是在细胞群尺度上的功能体现,使得许多认知与临床症状能够在较大空间尺度的记录中,而不是精细的记录中体现出来。这对致力于以头表电磁记录为出发点的脑功能研究者来说是幸运的。因为它表明,头表 EEG 的空间分辨率虽然较其他的功能成像手段为低,但它很可能是可以用于开展认知与医学问题的空间尺度上的测量。同时,EEG 能以足够的时间分辨率,跟踪在毫秒量级上变化的大脑信息处理过程,而 PET、fMRI 等高空间分辨率的成像手段就很难做到这一点。由此可见,即使在 fMRI 等新的脑功能成像技术高速发展的今天,头表 EEG 仍将继续发挥其不可替代的作用。脑功能探测的电学方法研究,就是要在空域分辨率方面向 1cm 逼近,同时进一步挖掘时域波形中所蕴涵的丰富信息,最终实现对脑功能的动态分析与解释。

根据脑电记录是一种时空记录的特点,脑功能探测的电学方法相应地可分为两类。一类是根据脑电记录提供的空域分布信息,反演脑电的发生源,即通常的脑电逆问题,它包括近年研究得很多的高分辨脑电图技术和脑电的偶极子源定位技术。另一类是根据脑电记录提供的时域信息,对脑电的时域演化过程进行分析。具体包括脑电活动过程中的一些特征模式波的识别,线性与非线性特征量的提取及应用等。本书包括五篇共十五章内容。第一篇讨论了脑电的一些基础知识。第二篇介绍了脑电正问题的各种方法,其中包括我们发展的均质球模型脑电正问题的解析理论。第三篇介绍了各种高分辨脑电成像技术,其中包括我们新近发展的变尺度头表 Laplacian 技术、等效分布源技术、无界空间电位成像思想,以及各种高分辨脑电图技术的一个统一的球谐谱理论框架。第四篇为各种脑电逆问题技术,其中介绍了我们在三维低分辨层析、基于高阶累积量的多信号分类方法及基于线性迭代的逼近方法等方面的工作。第五篇介绍的是脑电记录的时域分析方法,包括一种新近发展的脑电记录参考电极的标准化技术和独立成分分析技术等方面的内容。

与心电等其他电生理信号的研究相比,EEG 研究的进展较慢,其原因可能是 EEG 本身的多学科交叉特性所致,因为每一个科学家只能从事相关的几个方面的研究。基于这一现实,本书希望达到两个目的:①在比较全面地介绍我们的工作的同时,较系统地归纳总结国际上近年在脑功能探测电学方法方面的研究成果;②促进生理/临床、心理/认知、工程/物理和其他脑电相关领域的相互对话,促进脑功能探测电学方法研究成果在临床和认知科学研究中的应用。

本书可供生物物理、认知神经科学、神经电生理、电磁场工程、生物医学工程等方面的科研人员阅读或作为有关的研究教材。书中介绍的部分反演方法,对于从事地球物理与遥感等反演研究的科技人员也有参考价值。对于从事认知研究的科技人员和神经科医生了解有关的技术现状,进而开展一些基于新方法的研究工作也有很好的参考价值。

本书是在我们近十年的有关研究成果和读书所得的基础上写成的。十年来,我们的

有关研究得到了国家自然科学基金、霍英东青年基金、教育部优秀青年教师基金、教育部骨干教师计划、四川省杰出青年学科带头人培养基金等项目的资助。得到了国内外同行陈霖、杨福生、范思陆、S. Becker、B. He 等的支持！本书的内容包括了陈华富、李永杰、孟繁盛、胡晓、周映春、陈拥军、曾敏、徐圆等博士、硕士研究生的部分成果。科学出版社的马学海、韩学哲、张析等编辑为本书的最后出版付出了辛勤的劳动。本书的出版直接得益于“国家科学技术学术著作出版基金”的资助。笔者特此向有关基金委和支持过我们的同志表示深深的谢意，也向在本领域中工作，其成果在有关文献列表中提到或因篇幅及疏漏而没有提到的国内外同行表示敬意！由于学识水平有限，书中错漏之处难免，欢迎广大读者批评指正！

尧德中

2001 年 11 月于 电子科技大学
生命科学与技术学院

目 录

前言

第一篇 概 论

第一章 脑电图概述	(3)
第一节 脑电研究的历史回顾	(3)
第二节 脑电图及测量技术基础	(4)
第三节 诱发脑电基础	(11)
参考文献	(14)
第二章 脑电的生物物理与模型化描述	(15)
第一节 脑电的生物物理基础	(15)
第二节 生物电磁现象的静电近似	(22)
第三节 生物电源模型及其数学描述	(31)
第四节 自发脑电的随机偶极子模型及应用	(38)
参考文献	(43)

第二篇 脑电正问题

第三章 规则形状的解析理论与计算	(47)
第一节 无限介质中位场的多极展开表示	(47)
第二节 均质球模型中任意 2 ⁿ 极子电位的解析解	(54)
第三节 三层同心球模型的电场理论分析	(59)
第四节 四层同心球模型的电场理论分析	(62)
第五节 多层不同心球模型中的电场理论分析	(73)
第六节 各向异性多层模型的电场理论分析	(78)
参考文献	(85)
第四章 复杂形状的脑电正问题算法	(87)
第一节 生物电和生物磁问题中的数值方法	(87)
第二节 多区域头模型的建立和电导的估计	(93)
第三节 脑电正问题的有限体元法	(96)
第四节 脑电正问题的边界元法	(100)
第五节 脑电正问题的神经网络方法	(107)
参考文献	(113)

第三篇 高分辨脑电成像技术

第五章 头表 Laplacian 地形图技术	(117)
------------------------	-------

第一节 Laplacian 地形图概述	(117)
第二节 球与椭球模型的拉普拉斯图	(122)
第三节 基于可调基函数的 Laplacian 图	(126)
参考文献	(138)
第六章 等效分布源理论	(140)
第一节 静电问题的等效分布源理论	(140)
第二节 等效分布点电荷源的正演理论	(143)
第三节 等效分布偶极源的正演理论	(145)
参考文献	(147)
第七章 皮层表面电位与无界空间电位成像技术	(148)
第一节 球谐分析法	(148)
第二节 等效分布偶极源法	(150)
第三节 等效分布源法的若干仿真结果	(158)
参考文献	(161)
第八章 高分辨脑电成像技术的球谐谱理论框架	(162)
第一节 球谐谱理论框架	(162)
第二节 五种高分辨脑电图的正反演比较	(165)
第三节 高分辨脑电图的应用及展望	(173)
参考文献	(174)

第四篇 脑电逆问题技术

第九章 脑电逆问题的基本理论	(177)
第一节 脑电逆问题研究的采样理论	(177)
第二节 脑电逆问题的惟一性问题	(181)
第三节 倒易定理及其应用	(192)
参考文献	(194)
第十章 脑电逆问题的扫描计算方法	(195)
第一节 子空间扫描算法——MUSIC 方法	(195)
第二节 延时相关 MUSIC 算法	(201)
第三节 高阶累积量 MUSIC 算法	(205)
第四节 多维延时相关 MUSIC 方法	(210)
参考文献	(214)
第十一章 基于最小模解的迭代计算方法	(215)
第一节 线性反演的基本理论	(215)
第二节 脑电三维低分辨率析方法	(224)
第三节 收缩椭球算法	(232)
第四节 相干加权逆解算法	(235)
参考文献	(242)
第十二章 等效偶极子定位的优化方法	(244)

第一节 基本原理	(244)
第二节 模拟退火算法	(252)
第三节 人工神经网络方法	(255)
第四节 几种全局优化方法的对比研究	(263)
参考文献	(269)

第五篇 脑电记录的时域分析

第十三章 脑电记录的参考电极问题	(273)
第一节 历史上有关参考电极问题的讨论	(273)
第二节 REST; EEG 参考电极的标准化技术	(277)
参考文献	(290)
第十四章 脑电信号的非线性分析	(292)
第一节 脑电信号非线性分析概论	(292)
第二节 脑电的复杂度研究	(294)
第三节 脑电的相关维数研究	(305)
第四节 多道脑电的动力学分析	(311)
参考文献	(315)
第十五章 独立成分分析及其在脑电研究中的应用	(317)
第一节 ICA 的基本原理及算法	(317)
第二节 ICA 在脑电磁伪迹信号分离中的应用	(321)
参考文献	(324)

第一篇 概 论

脑电作为一个历百年而不衰的科学领域,其奥秘就在于它的研究内容是对大脑信息处理过程中所发生的电生理活动的一个直观而无损的反映,其研究成果的应用涉及对人类具有战略意义的脑科学与脑功能等诸多方面。在本篇中,我们将从两个方面对脑电做一个梗概性的介绍,即脑电图概述和脑电的生物物理与脑电的模型化描述。对需要了解更多细节的读者,可以进一步查阅所附的参考文献。

第一章 脑电图概述

第一节 脑电研究的历史回顾

Richard Caton (1842~1926)被认为是第一位研究脑电活动的人。他是在英国利物浦工作的医生,从英国医学协会得到了一个项目以研究兔子和猴子的暴露的大脑半球的电现象。Caton 最早是在 1875 年 8 月 24 日向协会报告了他的发现,然后有一个 20 行的短报告发表在 British Medical Journal 上,1877 年一个更详细的报告发表在了同一刊物上。实验涉及了兔子、猫和猴子,总数量在 40 只以上,其中以兔子为主要对象。Caton 使用的是检流计(galvanometer),他被认为是发现构成脑波的振荡(fluctuating)电位的人。他还注意到“当灰质的任何一部分处于功能活动状态时,其电流通常会呈现出负的变化”,因此他还被认为是诱发脑电的先驱。然而,Caton 虽然在脑电方面做出了里程碑式的贡献,但他并没有把一生的主要精力投入脑电的研究。1875 年,在 Caton 完成其划时代工作的同一时期,欧洲其他一些生理学家也独立地开展了脑及其电活动的研究,其中一个对神经科学界具有重大影响的发现是由 Fritsch (1838~1927) 和 Hitzig (1838~1907) 在 1870 年进行的,他们发现人的大脑皮层可以被电刺激的事实。Napoleon Cybulski (1854~1919) 用实验提供了由电刺激导致狗的癫痫的 EEG 证据。1890 年 Book 发表了对兔和狗脑自发电活动的研究,包括光诱发的节律振荡。1912 年 Pravdich-Neminsky 用照相纸记录了狗的 EEG,并杜撰了脑电图“electro-cerebrogram”一词。1920 年 Forbes 发表用真空管替代线检流计来放大 EEG,该技术在 1936 年成为行业标准(Niedermeyer and Silva 1999)。

德国神经精神病学家 Hans Berger (1873~1941)被认为是人类脑电图(human EEG)的发现者。他的脑电工作是在一个小而且很原始的实验室中完成的。在 1902~1910 年间,他用毛细管静电计(capillary electrometer)研究过狗的脑电活动。当时文献虽然很有限,但他还是知晓了 Caton、Cybulski 和 Pravdich-Neminsky 等的杰出工作。出于语言学方面的考虑,Berger 没有赞同 Pravdich-Neminsky 为脑电所取的名字,而是杜撰了一个德文的名字“elektenkephalogram”。Berger 从 1910 年开始使用 Einthoven 型的线检流计(string galvanometer),后来是 Edelmann 型的弦线检流计。从 1926 年开始使用 Siemens 双线圈检流计,其灵敏度达到了 $130\mu\text{V}/\text{cm}$ 。基于这套仪器和不会极化的衬垫电极,他记录到了人类的 EEG 并在 1929 年发表了(图 1-1)。他关于人类 EEG 的研究开始于 1924 年,对象是几个颅骨缺损的病人。在 1924 年 6 月,他用的小型 Edelmann 型线检流计显示了可能是来自下面脑的振荡。在 1925 年,他意识到颅骨缺损并不一定是得到良好记录的有利条件,因为还有厚厚的脑膜及手术后的支撑材料等,他发现在颅骨和头皮完好的情况下可以得到同等甚至更好的记录。在 1926~1929 年间,他用双线圈检流计得到了很好的 α 波记录,其中双线圈检流计的使用发挥了关键性的作用。然而,数据常常表现得不稳定,从他 1928 年的日记看,他当时陷入了怀疑其结果可靠性的苦恼中。在 1929 年的报告中,他

指出了 α 节律和 α 阻断现象(Niedermeyer and Silva 1999)。



图 1-1 人的 EEG

第一个人类的 EEG 记录,受试者为 Berger 的儿子

在 Berger 关于人类脑电的开创性工作之后,脑电的研究获得了较快的发展,此后一些重要的进展如下(Swartz and Goldensohn 1998):

- 1932 年 Hans Berger 和 Dietsch 用 Fourier 分析 EEG;
- 1934 年 Fisher 和 Lowenbach 记录了癫痫放电;
- 20 世纪 30 年代 Lindsley 首先用 EEG 研究了“成熟度”问题;
- 1935 年 Gibbs、Davis 和 Lennox 开始了 EEG 在癫痫临床上的应用研究;
- 1935 年 Foerster 和 Altenburger 采集了外科手术时的皮层电图;
- 1936 年 医院中的第一个 EEG 科室在 Massachusetts General Hospital 建立;
- 1937 年 Hoagland 研究了新陈代谢对 EEG 的影响;
- 1937 年 Dawson 用叠加法证实了诱发电位;
- 1938 年 Schwaub 用两个相机同时记录了 EEG 和行为(现在的视频脑电图);
- 1940 年 Renshaw 证明了神经元的慢电位与 EEG 振荡的可能联系;
- 1947 年 美国 EEG 协会建立,并举行了第一次国际 EEG 会议;
- 1949 年 Lindsley 描绘了中脑损伤对 EEG 的影响;
- 1953 年 Aserinsky 和 Kleitman 描述了快速眼动睡眠(REM);
- 1958 年 Jasper 领导一个委员会制定了 10-20 电极标准位置;
- 20 世纪 70 年代 诱发电位技术(evoked potential technique)取得进步并广泛应用于临床诊断视觉、脑干听觉、体感等;
- 20 世纪 70 年代 出现婴儿 EEG;
- 20 世纪 80 年代 出现了数字化 EEG 并得到认可,出现了偶极子模型和定位技术,脑电地形图开始在临床广泛应用;
- 20 世纪 90 年代 MEG 及磁刺激的应用增加;
- 20 世纪 90 年代 EEG 与神经功能性成像技术(fMRI、PET)的结合应用增加。实时数字 EEG 监护在集中护理室、手术室和急救室中变得越来越重要。逆问题算法的进步使得 EEG 在认知神经科学中得到新的应用。

第二节 脑电图及测量技术基础

一、脑电图的基本特征

1. 概述

脑电图是由电极记录下来的大脑细胞群的自发性生物电活动。以电位为纵轴,时间为横轴将它以曲线的形式显示出来,即脑电图。目前的脑电设备已基本实现电脑化,脑电信号被数字化后存于计算机中,通过屏幕来显示或在计算机控制下打印出来。

脑波具有在时间和空间分布上不断变化的特性,因此,脑波的电位(振幅)、时间(周期)及位相三者构成脑电图的基本特征。脑波的周期与物理学中正弦波的周期略有不同,它指的是一个波的波底到下一个波的波底之间的时间,用毫秒(ms)表示。每秒钟出现的周期的数目称为频率,用赫兹(Hz)表示。在脑电图上,除形态类似正弦波的波形外,还可见到由不同周期的脑波重叠在一起所构成的复合波。脑波的振幅通常是从波顶划一条垂直于基线的直线,并且与前后两个波的波底连线相交,此交点至波顶的距离称为该脑波的振幅,用微伏(μV)表示。采用这种计量方法的理由是,脑电图的基线常会不太稳定。脑波的振幅主要决定于脑内发生的电活动的强度和参考电极的选择。按照振幅的大小,通常将脑波分为4种类型: $\leq 25\mu\text{V}$ 为低幅, $25\sim 75\mu\text{V}$ 为中幅, $75\sim 150\mu\text{V}$ 为高幅, $\geq 150\mu\text{V}$ 为极高幅。脑波振幅的变化方式可大致分为3种:①非常快的突然性变化如癫痫波;②短时间内(几十毫秒至几分钟)的变化,如闭目状态的睁眼,外界刺激及思维活动等引起的变化;③发育过程中或者随年龄增加出现的几天至几年的缓慢振幅变化。脑波的位相又被称为脑波的极性。通常的规定是,以基线为标准,波顶朝上的脑波称为负相(阴性)波,波顶朝下的脑波称为正相(阳性)波。这里需要说明的是,在脑波的记录中,通常是把负电位记录在基线以上而正电位记录在基线以下的。按照相位的情况,脑波就有单相、双相或多相之分。在同时观察和比较两个部位的脑波时,两者之间的位相关系是一个很重要的指标。当两个部位的脑波在同一时间点上具有完全相同的周期和位相则称它们是同相的,当两个部位的脑波在同一时间向基线相反的方向偏转时则称它们是反相的。在健康人的脑电图中,一般左右对称部位的 α 波呈同位相,特别是在左右枕区之间,但在左右顶区可有位相差,在枕顶区与额区之间可见位相倒置。脑波的同位相或非同位相对脑机能损害的定位判断具有重要意义。

2. 脑波的分类

脑电图中脑波频率一般在 $0.5\sim 30\text{Hz}$,通常按照频率进行分类以表示各种成分。下面是国际上的两个分类标准。

一般将比 α 波慢的 δ 波与 θ 波统称为慢波;而将比 α 波快的 β 波和 γ 波统称为快波。此外,对在特定条件下,如在病理情况下容易出现的与上述不相同的脑波,则按其波形特征及其所代表的意义分别予以命名,如棘波、尖慢综合波、顶尖波及三相波等(陈宜张 1983,鲁在清等 1996)。

和田丰治分类	Walter 分类
δ 波 0.5~3Hz	δ 波 0.5~3.5Hz
θ 波 4~7Hz	θ 波 4~7Hz
α 波 8~13Hz	α 波 8~13Hz
β 波 13~30Hz	β 波 14~25Hz
γ 波 >31Hz	γ 波 >26Hz

(1) α 波

健康成人 α 波的平均振幅在 $30\sim 50\mu\text{V}$,主要分布于顶枕区,一般呈正弦波样。大多数健康成人的脑电以 α 波为主要成分,在觉醒安静闭目状态时出现的数量最多且振幅也

最高。当进入睡眠时, α 波完全消失。清醒时睁开眼睛或注意力集中时其幅值降低, 并由较高频率的 β 波代替。 α 波随脑发育成熟或年龄的变化而变化。对少儿, 随着脑的发育 α 波数量逐渐增多, 频率逐渐提高, 至成年期趋于稳定, 到老年期 α 波则逐渐变慢。可见 α 波的频率、振幅和空域分布等因素是反应大脑机能状态的重要指标。

(2) β 波

β 波的频率范围为 $14 \sim 30\text{Hz}$, 振幅一般 $5 \sim 30\mu\text{V}$, 它遍及整个大脑, 主要分布于前半球及颞区。约有 6% 的健康成人的脑电图以 β 波活动为主。 β 波可能与性别、心理、个性及年龄有关。一般女性较男性 β 波多见, 老年人 β 波较成人为多。情绪不稳、应用镇静催眠剂等药物时 β 波常会增多, 振幅增高。 β 波可进一步分为 β_1 和 β_2 , β_1 波的频率约为 $13 \sim 20\text{Hz}$, 它与 α 波一样受心理活动的影响, β_2 波的频率约为 $20 \sim 30\text{Hz}$, 它在中枢神经系统强烈活动或紧张时出现。

(3) θ 波

θ 波的频率为 $4 \sim 7\text{Hz}$, 振幅 $10 \sim 40\mu\text{V}$ 。从小儿到成人, θ 波数量逐渐减少, 频率逐渐增加而振幅逐渐降低。健康成人脑电图中仅散在出现少量 θ 波。 θ 波主要发生在儿童的顶部和颞部, 成年人在感情压抑, 特别在失望和遇到挫折时, 也能出现近 20s 的 θ 波。疲劳状态或入睡后 θ 波将增多。在老年期和病理状态下 θ 波是很常见的波形。

(4) δ 波

δ 波出现在熟睡、婴儿及严重器质性脑病患者中。 δ 波也可以在做了皮质下横切手术的试验动物的脑上记录到, 这种手术使大脑皮质和网状激活系统产生了功能性分离, 因此, δ 波只能在皮质内发生, 而不受脑的较低级部位神经的控制。

(5) μ 节律

μ 节律是在中央区出现的 $8 \sim 12\text{Hz}$ 的梳形节律。可见于一侧中央区, 在两侧中央区出现时可以不同步、不对称, μ 节律在睁眼时不消失, 但在握拳(对侧)、精神活动及受到触觉刺激时出现抑制而有短暂的消失。 μ 节律可出现于健康人、神经症及脑外伤后等, 其意义尚未明确。

(6) 顶尖波

顶尖波(vertex sharp transient)又称为峰波(hump), 为浅睡初期在顶、中央区同步出现的阴性尖波, 以顶区最为显著。可呈 2~3 相, 以阴性波为主体, 但在少儿期可以阳性波为主。峰波的频率为 $3 \sim 5\text{Hz}$, 振幅 $100 \sim 300\mu\text{V}$, 成双出现时又称为“双顶驼峰”。

(7) 睡眠纺锤波

睡眠纺锤波(spindle wave)又称为 σ 节律(sigma rhythm), 频率 $12 \sim 14\text{Hz}$, 少儿可为 $10 \sim 12\text{Hz}$ 。主要见于顶/中央区, 有时可呈广泛性出现。在少儿期 σ 节律可左右不同步, 60 岁以后 σ 节律显著减少或消失。 σ 节律为浅睡期的主要脑波标志。

(8) K 复合波

K 复合波(K-complex)为顶尖波与 σ 节律组成的复合波。在浅睡期可自发出现或由外部的知觉刺激尤其声响刺激所诱发,通常是两侧对称同步出现。 σ 是一种正常睡眠中的觉醒反应。

二、脑电图检查技术与方法

1. 脑电图仪与记录电极

脑电图仪为放大百万倍的微伏级精密电子设备,它的使用环境及条件设置要求较严格。通常应选择在安静、避光和电磁干扰小的房间。临床使用的脑电图仪至少应有 8 个导程,此外尚有 12、16、32 导程等多种规格型号。在认知研究中则一般使用 32、64、96、128 或 256 导程的脑电图仪。通常脑电图仪导程数目越多,所能获得的脑电时空信息也越丰富。但是,电极数越多,除了设备越加昂贵外,在使用时安装电极的时间也越长,信息处理的复杂度也相应增加,因此应根据具体情况作出合理的取舍(谭郁玲 1999,周昌贵 1990)。

记录脑电图所使用的电极有漏斗状电极、盘状电极和针状电极,此外还有需要放置在特定部位的特殊电极如蝶骨电极、鼻咽电极、皮质电极和深部电极等。

关于头皮电极的位置,有许多放置法如 Montreal、Cohn 及 Gibbs 法等。但应用最多的是 10-20 系统法,即国际脑电图学会建议采用的标准电极安放法,其放置方法如下(图 1-2)。

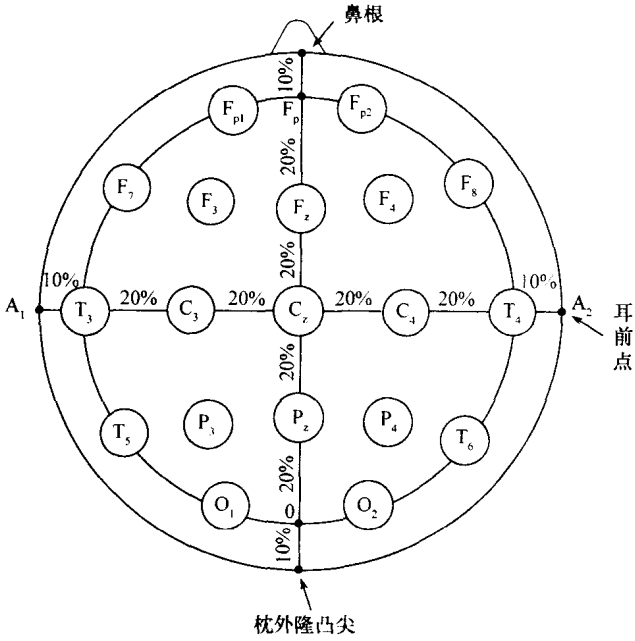


图 1-2 10-20 电极安放示意图