

临床诱发电位学

潘映福 主编
人民卫生出版社

8
a

R 338.8

P Y Fa

0.27

021243-41
90582

3

临床诱发电位学

主 编

潘 映 福

副 主 编

王纪佐 戚以胜 孙相如

人 民 卫 生 出 版 社

临床诱发电位学

潘映辐 主编

人民卫生出版社出版
(北京市崇文区天坛西里10号)

北京市房山区印刷厂印刷
新华书店北京发行所发行

787×1092毫米16开本 26印张 4插页 605千字
1988年8月第1版 1988年8月第1版第1次印刷
印数: 00,001—8,600

ISBN 7-117-00806-7/R·807 定价: 7.00元

【科技新书目174-129】

编 著 者

潘映福	北京友谊医院.....	主任医师
王纪佐	天津医学院第二附属医院.....	副教授
戚以胜	北京市耳鼻喉科研究所.....	副研究员
孙相如	北京医科大学第一医院.....	副教授
梁之安	中国科学院上海生理研究所.....	研究员
郭静秋	北京医科大学第一医院.....	副教授
谭维澄	北京友谊医院.....	主任医师

导 言

科学的进展日新月异，临床观察的正确性凭借人体解剖、生理、生化和药理学等知识而有所加深。十余年来，电子计算机断层扫描、核磁共振和正电子放射断层扫描术的发展，能测知人们以往所不能了解到的事物。近半世纪以来，诱发电位的研究尤为异军突起。只通过对身体某部位的刺激，产生神经冲动沿神经通道传递，就可以在中枢神经系统不同水平搜集信息。因而可以通过非损伤性而且经济的方法，迅速地求得定位诊断。虽然，此种新技术在理论、操作及临床实践方面尚待完善和进一步提高，但它已成为临床观察的有效客观指标和得力工具。在国内开展此项研究只不过五年左右，而且运用该技术协助正确的定位诊断又决定于实验方法和专业人员对技术方面的掌握，因此在各方面均需努力，才能达到国际水平。潘映辐、王纪佐、戚以胜、孙相如等同志有鉴于此，在繁重的医疗、教学和科研工作之余，涉猎世界文献，并根据自己的经验加以探讨写成此书。虽不能谓之十分完善，但对读者肯定会起到一定的指导作用。本人对临床诱发电位学的知识甚浅，不揣冒昧。感于教学资料难得，特志数言，祝贺作者成功，能在四化中起推动的作用。

冯应璁

1987年9月2日

3486/23

序 言

诱发电位系指神经系统（包括感受器）某一特定部位给予适宜刺激，在中枢神经系统（包括周围神经系统）相应部位检出的与刺激有锁时关系的电位变化。研究人体在正常功能状态下和在疾病过程中这种电位变化的特征和意义，从而为临床服务，这门新兴科学称之为临床诱发电位学（evoked potentials in clinical medicine）。

诱发电位是继脑电图和肌电图之后临床神经电生理学的第三大进展。临床诱发电位学的内容较为广泛，本书重点介绍三种较为成熟的感觉性诱发电位，即短潜伏期躯体感觉诱发电位、短潜伏期听觉诱发电位和皮层视觉诱发电位。这三种诱发电位的检测技术较为简便，无创伤性，可重复性好；而且国内外已有大量正常人的研究资料，并积累了较为丰富的临床实践经验。因此，在临床上应用较广，发展迅速。

临床上，诱发电位可用来协助确定中枢神经系统的可疑病变，检出亚临床病灶，帮助病损定位，监护感觉系统的功能状态。由此可见，临床诱发电位学的实用范围已超过临床分科的界限，不仅是神经内、外科的有利工具，也能为其他学科提供有价值的资料。

使用表面电极，从人的头部记录诱发电位的历史已有40余年；而发展成临床诱发电位应用科学只是近15年的事。国内这个领域的工作起步更晚些，目前各大城市的教学及中心医院大多已建立或准备建立临床诱发电位实验室。但迄今国内尚未见到正式的临床诱发电位学专著。为了适应国内临床诱发电位工作发展的需要，我们在温习国内外文献的基础上，结合各自的工作编写成本书。内容着重介绍这项技术的原理、方法学、临床应用概况，讨论某些有争议的问题，并有选择地介绍这个领域中的一些新进展。作者希望本书为初次接触这项工作的同道和临床医师提供入门的捷径；对从事专业研究的科学工作者，起到参考和借鉴的作用。

各作者所在单位的各级领导对本书的编写工作给予了大力支持。

冯应琨教授在本书编写过程中，始终给予鼓励和支持，提出宝贵意见，并亲自撰写导言。

刘颀教授对本书的部分篇章的编写和审阅做了极为有益的工作。

刘曾复、姜运海、汤晓芙等专家教授，对本书的有关章节亲自审阅，并提出宝贵意见并给以大力支持。

北京市耳鼻咽喉科研究所，在本书最后定稿过程中，提供了大量人力和物力的支持，其中如郭连生、刘红光和刘东风三位同志参加初稿的阅读、提出许多宝贵意见，如果没有这些支持，该书不可能按时脱稿。

人民卫生出版社给与的大力支持和帮助使本书能及时与读者见面。

在本书编写过程中曾协助完成大量事务性和技术性工作的有：北京友谊医院：董秀华、曹慧玉、翁再民、王晓舟、陈天凤；天津医学院第二附属医院：何丽；北京市耳鼻咽喉科研究所：杨宜林、杨素琴、李玉珍、胡汝珍，北京医科大学第一附属医院：孙江岭、石昕。其它尚有 刘世英、雷启明、雷静等。

国际著名的神经电生理学家 Desmedt 教授对此书的编写给予鼓励，并提出有益的意见。

作者谨在此向上述单位和个人表示最诚挚的谢意。

由于我们水平有限，漏误之处，在所难免，殷切地期望广大读者批评指正。

潘映辐等

1988. 2. 14. 北京

目 录

第一篇 诱发电位的一般原则	1
第一章 诱发电位的一般原则	王纪佐 1
第一节 诱发电位的含义	1
第二节 叠加技术和平均技术	2
第三节 诱发电位的简史	6
第四节 数字计算机的基本原理	7
第五节 诱发电位的分类	9
第六节 诱发电位活动的起源与传导	14
第二章 诱发电位实验室及其设备	王纪佐 谭维溢 17
第一节 实验室	17
第二节 记录电极	20
第三节 电极的导联及组合	23
第四节 记录仪	26
第三章 刺激方法与记录问题	王纪佐 34
第一节 刺激方法	34
第二节 记录问题——伪迹	37
第四章 诱发电位的分析及解释	王纪佐 43
第一节 诱发电位资料分析的常规	43
第二节 诱发电位解释的一般原则	51
第二篇 躯体感觉诱发电位	53
第一章 躯体感觉系统的解剖生理基础和体感诱发电位的概述	潘映辐 53
第一节 躯体感觉系统的解剖生理基础	53
第二节 体感诱发电位的概述	63
第二章 体感诱发电位检测方法学	潘映辐 65
第一节 体感诱发电位检测操作主要步骤和要点	65
第二节 短潜伏期体感诱发电位检测技术	67
第三章 正常体感诱发电位及其影响因素	潘映辐 83
第一节 体感诱发电位波形成分命名	83
第二节 体感诱发电位波形成分的辨认	86
第三节 体感诱发电位的检测指标	87
第四节 体感诱发电位的正常参考值	88
第五节 影响短潜伏期体感诱发电位的因素	99
第四章 短潜伏期体感诱发电位的神经发生源	潘映辐 102
第一节 上肢短潜伏期体感诱发电位各波的神经发生源	102
第二节 下肢短潜伏期体感诱发电位各波的神经发生源	114
第五章 其他体感诱发电位	潘映辐 119
第一节 周围神经诱发电位	119
第二节 节段性反射和反应	121

0166573-88/11/29 - 7.0012

第三节 节段性体感诱发电位·····	128
第四节 三叉神经诱发电位·····	132
第六章 脊髓诱发电位·····	潘映辐··· 135
第一节 脊髓诱发电位的检测方法·····	135
第二节 脊髓传导时间与脊髓传导速度测算法·····	140
第七章 异常体感诱发电位的病理生理与临床解释·····	潘映辐··· 147
第一节 异常体感诱发电位的病理生理基础·····	147
第二节 异常体感诱发电位波形辨认与临床解释·····	149
第八章 体感诱发电位的临床应用·····	潘映辐··· 151
第一节 体感诱发电位在神经科的应用·····	151
第二节 体感诱发电位在临床其他各科的应用概况·····	192
第三篇 听觉诱发电位 ·····	211
第一章 听觉系统的解剖和生理·····	梁之安 戚以胜··· 211
第一节 听觉系统的解剖·····	211
第二节 与听觉生理有关的某些基本声学知识·····	216
第三节 听觉的基本过程和机理·····	220
第四节 神经源电位的产生、传播和记录·····	223
第五节 各种听诱发电位的特点·····	225
第二章 人的听觉诱发电位概述·····	戚以胜··· 229
第一节 命名和分类·····	229
第二节 初级反应(耳蜗电位)·····	232
第三节 快反应(脑干电位和频率跟随反应)·····	233
第四节 中潜伏期反应(原发听皮层诱发电位)·····	235
第五节 慢反应·····	236
第六节 迟发反应·····	237
第三章 脑干听觉诱发电位测试方法学·····	戚以胜··· 238
第一节 听诱发反应技术的刺激系统·····	238
第二节 测试前的程序·····	239
第三节 电极·····	239
第四节 放大器和平均器控制·····	240
第五节 电极组合和记录导程·····	240
第六节 测试方法要点·····	241
第七节 脑干听觉诱发电位的正常标准和参量变化·····	245
第四章 脑干听觉诱发电位的影响因素·····	戚以胜··· 248
第一节 影响脑干听觉诱发电位的生理性因素·····	248
第二节 影响脑干听觉诱发电位的物理性因素·····	249
第五章 脑干听觉诱发电位的神经发生源·····	潘映辐 戚以胜··· 252
第一节 脑干听觉诱发电位的神经发生源·····	252
第二节 脑干听觉诱发电位发生源的定侧·····	254
第六章 耳蜗电图·····	戚以胜··· 254
第一节 耳蜗电图的基本理论·····	255
第二节 耳蜗电图的参量·····	258
第三节 耳蜗电图的临床应用·····	260

第四节	对耳蜗电图技术的评价	251
第七章	脑干听觉诱发电位的临床听力学用途	戚以胜 梁之安 262
第一节	鉴别听力损伤	262
第二节	听觉功能异常的定位	263
第三节	行为听觉测试结果的复核	265
第四节	脑干听觉诱发电位的临床应用前景	265
第五节	脑干听觉诱发电位技术中应当注意的事项	266
第六节	电反应测听中几个问题的讨论	268
第八章	脑干听觉诱发电位的临床神经学用途	潘映辐 戚以胜 269
第一节	概述	269
第二节	后颅窝肿瘤	274
第三节	脱髓鞘疾病	282
第四节	脑干血管病	292
第五节	其他影响脑干反应的疾病	294
第六节	脑干听觉诱发电位的临床监护作用	299
第七节	昏迷与脑死亡	301
第八节	脑干听觉诱发电位在小儿神经学领域的应用	305
第四篇	视觉诱发电位	321
第一章	视觉通路的解剖生理基础和视觉诱发电位的概述	王纪佐 孙相如 321
第一节	视觉通路的解剖生理基础	321
第二节	视觉诱发电位的概述	326
第二章	视觉诱发电位检测的方法学	王纪佐 孙相如 330
第一节	刺激的方法和量度	331
第二节	信息处理技术	334
第三节	电极	335
第四节	病人的准备	338
第五节	操作的注意事项	338
第三章	正常视觉诱发电位	王纪佐 孙相如 340
第一节	正常全视野刺激的模式翻转视觉诱发电位	340
第二节	正常半侧视野刺激的模式翻转视觉诱发电位	343
第四章	影响模式翻转视觉诱发电位的因素和视觉诱发电位的发生源	孙相如 王纪佐 352
第一节	影响模式翻转视觉诱发电位的因素	352
第二节	视觉诱发电位的发生源	359
第五章	其它几种类型的视觉诱发电位	王纪佐 孙相如 360
第一节	闪光刺激视觉诱发电位	360
第二节	稳态视觉诱发电位	364
第三节	短潜伏期视觉诱发电位	365
第六章	视网膜电流图	郭静秋 王纪佐 孙相如 367
第一节	视网膜电流图的产生	367
第二节	视网膜电流图的方法学	369
第三节	正常视网膜电流图与分析	372
第四节	视网膜电流图的临床应用	373

第七章 异常模式翻转视觉诱发电位的病理生理与临床解释·····	孙相如 王纪佐·····	374
第一节 判别异常模式翻转视觉诱发电位的标准及其病理生理·····		374
第二节 异常模式翻转视觉诱发电位的临床解释·····		376
第八章 视觉诱发电位的临床应用·····	孙相如 王纪佐·····	379
第一节 视觉诱发电位在神经科的应用·····		379
第二节 视觉诱发电位在眼科学中的应用·····		389
✓第三节 视觉诱发电位在手术监护中的应用·····		391
主要缩写词对照·····		400
索引·····		400

第一篇 诱发电位的一般原则

第一章 诱发电位的一般原则

第一节 诱发电位的含义

诱发电位 (evoked potential, EP) 是中枢神经系统在感受外在或内在刺激过程中产生的生物电活动。“诱发”一词是对“自发”而言。中枢神经系统的自发电位, 如脑电图 (electroencephalogram, EEG) 反应的是大脑皮层在无外界刺激时产生的电活动。这种电活动多具有连续性和节律性。诱发电位 (EP) 是代表中枢神经系统 (central nervous system, CNS) 特定功能状态下的生物电活动的变化。

人对外界环境的作用和影响是靠人从外部世界接受刺激, 并对其进行分析、比较和判断, 然后做出适当反应。外界发生的事件, 皆以不同形式刺激人体的感觉器官并产生神经冲动。这些神经冲动沿特定的通路向中枢传递, 直至大脑皮层。神经冲动在其通路的不同节段上, 经过不同级别的组合、分析和反应, 最后在大脑皮层, 对这些神经冲动传递的信息进行复杂的综合处理。如对刺激信息的分析, 并作出判断, 最后设计并发出适当反应。在神经冲动传导的不同节段上, 有关的神经元结构都会产生自身的电位活动。若在头皮或身体其他部位安放电极, 上述生物电活动可以被记录下来。该电位活动统称诱发电位。

人类日常生活中接受的外界刺激是复杂的, 其性质、数量、强度, 以及涉及的时间和空间极不恒定。实际上, 人们无法对这种自然刺激诱发的CNS电位变化, 进行定量分析和研究。可行的方法乃是使用诸如短声、闪光和脉冲电流等人为的感觉刺激诱发CNS产生EP。这样人们就可以对刺激的性质、数量、强度、频率和持续时间等参量进行严格控制。进而有可能对记录的结果做定向和定量分析; 也有可能使记录方法和分析方法标准化。以期达到临床实用的目的。在记录EP时, 需要在相当的时间内重复给予几百乃至几千次刺激。这显然不是自然刺激具有的特性。纵然如此, 还是可以把人为刺激看作是自然刺激的分解成分。前者诱发的电位活动能够反映CNS生物电活动的一个侧面。

在理论上, 任何刺激只要能直接或间接造成周围感觉神经或混合神经的去极化 (depolarization), 就能从相应的神经结构中诱发出电位变化。但实际上, 只有视觉系统、听觉系统和躯体感觉系统的诱发电位, 在临床和科研中的应用最为广泛。其他感觉系统如嗅觉、味觉、本体感觉 (proprioceptive)、伤害感觉 (nociceptive) 和 (脊髓) 前庭等感觉系统的诱发电位, 尚存在许多理论上和技术上的问题有待解决, 故还不能广泛用于临床。即使是视觉、听觉和躯体感觉诱发电位, 也不是所有成分都能普遍应用于临床。目前只有模式翻转视觉诱发电位 (pattern reversal visual evoked potential, PR-VEP)、脑干听诱发电位 (brain stem auditory evoked potential, BAEP) 和短潜伏期体感诱发电位 (short-latency somatosensory evoked potential, SLSEP) 受到

临床学家的普遍重视,发展也较快,在理论上和技术上日趋完善和成熟。各自为评价相应感觉系统传导功能,提供了一种可定量的客观检测手段。10多年来,这三种诱发电位曾用于大组健康人和多种神经系统疾病的研究,并取得了丰硕的成果。这些成果不仅有助于疾病诊断,也扩大和加深了对某些疾病的认识。

用声、光或躯体感觉性刺激诱发上述三种 EP 时,若每次扫描时间内只给一次刺激,而且扫描时间比单个 EP 时程长,这样记录的 EP 称为瞬态诱发电位 (transient evoked potential)。瞬态诱发电位在临床和实验研究中应用最广泛。

与瞬态 EP 相对应的是稳态诱发电位 (steady-state evoked potential)(见本章第五节)。临床上,视稳态 EP 曾用于屈光不正、多发性硬化、视乳头水肿和视野缺损等研究。但基于技术上的困难,目前临床上仍以瞬态 EP 为主要检测手段。

诱发电位是继脑电图和肌电图之后临床神经电生理的第三大进展。临床上,在病史和体征不能确定诊断的情况下,能检出感觉系统的功能异常;在怀疑脱髓鞘疾病时,能检出临床下的多发病灶;有助于病变的定位,特别是脊髓、脑干和视觉通路上的病变定位;作为监护病人的客观手段以及病情的随访及治疗效果的观察。诱发电位、脑电图和肌电图三者临床上合并应用,将会提供从周围感受器到高级大脑皮层整个神经系统功能状态的信息。这不只有助于对疾病的诊断,也加深了对疾病的总体认识,也有助于对正常神经生理功能的了解。

第二节 叠加技术和平均技术

一、使用平均技术的必要性

感觉刺激引起的神经冲动到达 CNS 不同部位会产生相应类型的 EP。有些 EP 波幅较大,如闪光刺激诱发的光驱动 (photic driving),在常规 EEG 中就能见到。记录 EEG 时,若以每秒 1 次的闪光刺激,则于刺激后的 150ms 左右,在枕区可见一波峰,这就是瞬态视诱发电位 (图 1-1)。但这种 EP 波形不清晰,加之闪光刺激的亮度变化不稳定,故所得结果的变异很大,无法用于临床。



图 1-1 正常双极导联 EEG, 睁眼时记录, 仍可见 α 活动。箭头示频闪光的出现。于刺激后约 150ms, 枕区可见到界限不清的波峰, 就是 VEP

绝大多数 EP, 特别是临床上最有价值模式翻转视诱发电位 (PRVEP)、脑干听诱发电位 (BAEP) 和短潜伏期体感诱发电位 (SLSEP), 在 EEG 记录中不能见到。因为 EP 波幅很小, 约为 $0.1\sim 20\mu V$, 被掩盖在波幅较大的自发脑电活动中, 或各种伪迹

和干扰之中。自发性 EEG、各种伪迹和干扰等统称背景电活动 (background activity) 其波幅可高达20至数百 μV 。所以 EEG 技术不可能把波幅微小的 EP 记录下来。

为了把埋藏在背景活动中的 EP 分离出来, 需要借助于特殊的技术。目前普遍应用的方法是信号平均技术和叠加技术。两种方法的本质是在反复给予同样的刺激过程中, 使与刺激有固定时间关系的电位活动相对地逐渐增大; 而与刺激无固定时间关系的背景电活动却在多次刺激过程中相互消减, 逐渐变小, 使 EP 从背景活动中显现出来。

二、平均技术的理论根据

为了讨论方便, 暂把 EP 称为“信号”(signal)。实际上称为信息 (message) 更合适一些。把背景电活动统称为“噪声”(noise)。

平均技术和叠加技术用于记录 EP 的理论依据是基于以下两种设想: ①诱发电位总是在刺激后的固定时间内 (潜伏期) 出现, 这种与刺激的时间固定关系称为锁时 (time-locked)。也就是说, 在反复多次的同样刺激后, 所出现的 EP 都保持有同样的潜伏期和极性。其波形、波幅也基本一致; ②背景噪声出现与否, 不取决于刺激的有无, 故与刺激无任何时间关系。所以在多次刺激后, 每次 EP 出现的同时, 虽然都有背景噪声出现, 但这些背景噪声极不规律, 无定型, 其波幅、极性和波形每次表现都不相同。

平均技术或叠加技术要求多次给受试者以相同的刺激。每次刺激后即刻进行扫描, 扫描时间的选择取决于 EP 的出现时间 (潜伏期和成分的时程)。实际上, 扫描时间应略长于 EP 的出现时间。如此选定的扫描时间能保证将 EP 完整地记录下来。用这种预定的时间进行扫描称为效应扫描 (epoch)。每次刺激后, 在信号出现时期内记录的电活动是一混合物。它不仅有预期的 EP 信号, 还混有背景噪声。若将多次刺激后的结果进行累加, 其结果是与刺激有锁时关系的信号, 因其有共同的潜伏期和极性, 所以愈加愈大; 与刺激无锁时关系的噪声, 因其显没无常, 波幅和极性变化不定, 故在累加过程中相互消减, 从而使 EP 增大并显现出来。这种直接累加的方法就是叠加技术。若把叠加结果除以效应扫描次数 (或刺激数), 则 EP 恢复原貌, 该方法就是平均技术 (图1-2)。

三、信噪比的改善量值

在叠加或平均技术处理过程, 信号和噪声各有其不同的结果。叠加技术使前者显著地增大; 后者增长微不足道。平均技术使前者清晰可见; 后者则消减变小。理

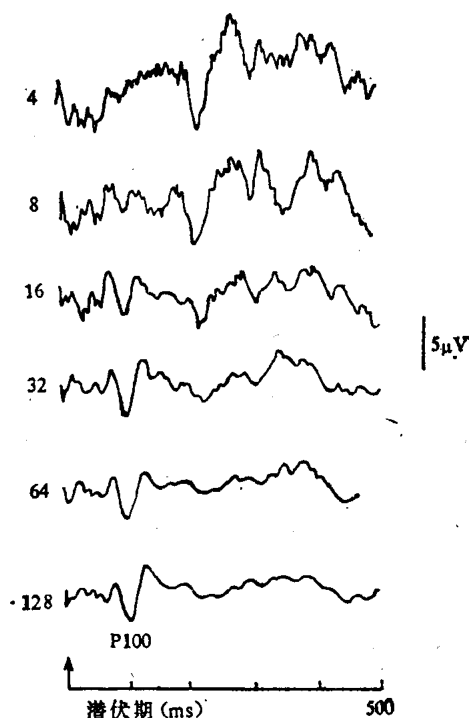


图1-2 正常人的PRVEP. 箭头示模式翻转, 左行数字示刺激次数。4次扫描后, 225ms处出现一大的伪迹。随刺激和平均次数的增加, 伪迹逐渐消失, EP逐渐增大; 于64次扫描后, P100的波幅增长甚微, 但背景活动变得平滑

论上讲,具有同步反应的信号,其振幅在叠加过程中,随着累加次数绝对值而增大;无规律的噪音,则随累加次数的平方根值而增大。换算结果表明信号与噪音的比率(signal-to-noise ratio)(简称信噪比)的改善程度与累加次数(或扫描次数)的平方根成正比。例如累加100次刺激的扫描结果,其EP与背景噪音的比率改善了10倍,那就是说背景噪音减小了10倍。以上所述主要是针对连续出现的无规律的背景噪音而言。如果背景噪音是暂时的,散发的,则信噪比的改善程度会更大。

四、平均技术的局限性

(一) 平均技术本身固有的局限性及其补救方法

用平均技术处理信号过程中,信-噪比的改善程度和刺激次数呈平方根的比率关系,本身就限制了平均技术更大程度降低噪音和提取EP信号的能力。图1-2可示,在进行平均处理开始时,噪音衰减最大,愈往后其衰减愈不明显,而且也愈需要更多的刺激数(或扫描数)。例如若欲减低噪音50倍时,需要2500次扫描(刺激);而减低背景噪音100倍时,则需要10000次扫描(刺激)。这些数字表明信-噪比改善1倍(100:50)竟需要增加4倍的扫描(刺激)数(10000:2500)。实际上,病人不能耐受过多的刺激,而且也耗费过多的时间。若选用宽带通滤波器时,放大器、电极和患者头皮产生的系统噪音最小也有 $4\mu\text{V} \sim 5\mu\text{V}$ 左右。这些背景噪音经过2500次扫描(刺激)和平均处理后,仍维持在 $5/50=0.1\mu\text{V}$ 左右。所以小于 $0.1\mu\text{V}$ 的EP用平均技术很难记录出来。

平均技术只能改善信噪比,而不能完全消除背景噪音。任何一个平均诱发电位都不可避免的混有一定量的残留背景噪音。分析平均EP时,肯定也将这一小部分残留的噪音计算在内。所以在测定、分析平均EP和得出结论之前,应该首先使测试反应的波形、潜伏期和波幅精确可靠。故应采取措施发现伪迹(噪音成分),并尽可能将其摒除。这是记录和研究平均EP必不可少的一环。下面介绍几种估价背景噪音成分的补充方法:

1. 重复测试 这是最常用和最简单的方法,是测定可重复性的最基本的要求,应列为常规。每个EP都应重复平均处理和记录至少两次,然后将两次结果重叠在一起。两个曲线重叠越紧密,就意味着背景噪音愈小。虽然,很难得到两个完全相同的曲线,但各自相对应的波形成分及其潜伏期,必须大体吻合一致。

2. “哑”测定的平均处理 由刺激器发出刺激信号,但不施加给受试者,按正常EP操作程序进行“空白”测定。于常规次数的扫描后应得到一近乎平坦的基线。这种方法在检出预料不到的但与刺激有关的伪迹时,有特别的价值。

3. 刺激前间隔的平均处理 实际上就是在真正给予刺激前,对一段自发脑电活动进行平均处理。这方法是判断和区别刺激诱发的电活动与平均处理后残留背景(自发脑电等)活动的最佳办法。根据比较刺激前与刺激后波幅的变异,可以确定波形、波幅和潜伏期的可靠性。该技术简单易行,只用数字延迟刺激即可求得。常规将总观察时间的 $\frac{1}{4}$ 用作记录刺激前间隔。

以上方法简单易行,不需增添特殊设备,就能满足临床日常工作的需要。为了弥补普通平均技术之不足,并进一步弄清平均的EP中确实含有多少残余的噪音,曾经不断有很多新技术先后推荐和介绍出来,这里只简单介绍几种以例示其近貌。一种科学性更严谨的技术叫做加减平均技术[($\pm$)averaging]。这是在进行标准的(单纯加法)平均技术处理的同时,另外对输入的信号再进行一套交替的加减法的平均处理。在加减平均处

理的过程中,和刺激有锁时关系的那些 EP信号,在连续交替加和减的过程中,被抵消不见了,而无规律的背景噪音残余反而原形不变地显现出来了(图1-3)。这是因为在 EP 规律出现的同时,背景噪声是以变化不定的波形、波幅和极性出现的,其中噪声正负极性不恒定出现的特性是问题的主要关键。该特性决定了噪声在经历平均技术处理时,无论所用的平均技术是单纯加法,还是交替加减法,噪声都会出现

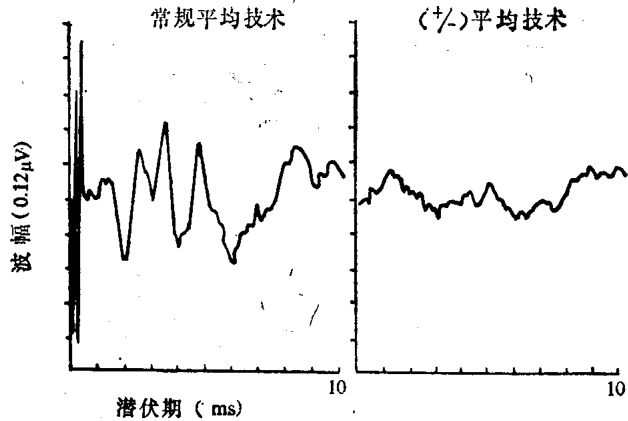


图1-3 BAEP的常规平均技术(左)和加减平均技术(右)记录曲线(75dBSL疏波短声2043次扫描)

相同程度的消减,遗留同样大小的残余。统计学也证实了这一点。这意味着加减平均所得的频率谱,就是标准平均法中残存噪声的频率谱。将此频率谱用于计算机滤过处理,就能够使平均 EP中的残留噪声减少到最满意的程度。这种方法常称作 Wiener 滤过后技术 (a posteriori Wiener filtering)。Bichford (1980)提出用信号中的变异与加减平均处理中的变异的比

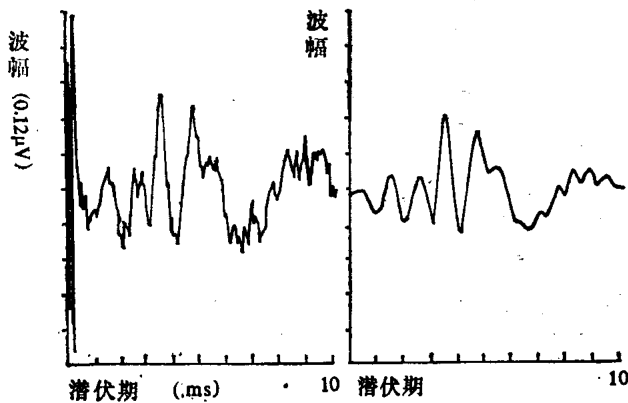


图1-4 常规平均技术(左)和时间变换滤波技术(右)记录所得BAEP的比较。扫描次数为128次(本图),清晰度超过扫描2048次的结果(图1-3)

该比例或其某种形式的平方根的变异值高时,预示 EP的可重复性高;其值低时,指示所得的 EP应摒弃而采取改善信噪比的办法。另一种更先进的技术,叫做时间变换滤波技术 (time-varying filtering),它和wiener技术不同之处,在于它不只是单处理频率范围的问题,而是同时测定 EP和噪声的时间和频率的相对强度。它能够区别出和 EP有同样频率,但发生时间不同的噪声;能减少所用的刺激和扫描次数,而使EP的质量保持不变(图1-4)。

(二) 平均技术用于诱发电位理论依据的局限性

平均技术的有效与否,完全取决于平均技术所依据的两个设想的真实性。第一个是关于EP 信号在平均处理的过程中始终持续不变的设想。该设想对 SLSEP 和 BAEP 来说是正确的;但对起源于大脑皮层的长潜伏期的 EP 来说,则是不正确的。因为长潜伏期的 EP 的波幅和形态,随觉醒和注意水平的不同,而有相当大的变化。此外,就是短潜伏期的 EP,在某些疾病状态下也可能变为无定形、不规律,而使记录失真,给辨认和评价 EP造成困难 (Picton et al, 1984)。第二个是关于所有的背景噪声,全是

任意和无规律的，都是和刺激无锁时关系的设想，基本上是正确的。但这在下列情况下却是不正确的：①起源于刺激的电伪迹。②和50Hz干扰有谐波关系的刺激率。③记录长潜伏期 EP 时，若刺激率是有规律的，而受试者又能预料到刺激开始的时间。④跟随视和听刺激出现的某些肌电伪迹（微反射 microreflexes）。⑤吞咽和变换体位时出现的爆发性的肌电伪迹。这种伪迹出现时，最好关掉平均仪，暂时中断记录。而不要过分相信平均技术的威力，因为盲目增加平均次数是不可能把这种伪迹消除的。同样，任何借增加平均次数来弥补设备或技术上的不足的作法，都是错误的。

标准平均技术虽有上述一些局限性和不足之处，但无疑目前仍是临床 EP 的最卓越的方法，估计近期不会有太大的改变。一些新技术的出现，使更精细和更准确的研究 EP 成为可能。同时也解决了标准平均技术需用大量刺激的难题。目前有些 EP 仪已采用了一些新技术。但这需要装备微型计算机，这使 EP 仪已经很昂贵的价格将成倍的增长，故近期仍不能广泛用于临床。

第三节 诱发电位的简史

Richard Caton(1875)首次从兔脑表面直接记录到EP。但因其波幅小($0.1-10\mu V$)，并埋藏在自发EEG活动中，故无法进行细致和广泛的研究。

Dawson (1947) 首先介绍用照相叠加技术记录EP，并首次从人记录到EP（图1-5）。也首次应用EP对病人（肌阵挛癫痫）进行研究。四年后，Dawson (1951, 1954) 又介绍了平均技术，并在生理学会上示范了第一台平均仪—电机机械模拟计算机，从而开创了EP应用的新纪元。

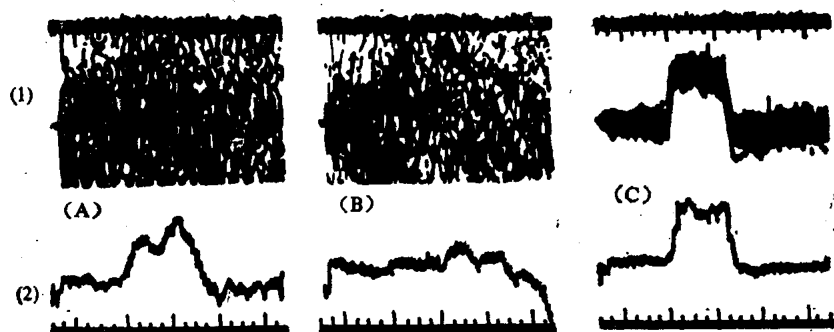


图1-5 1947年Dawson首次用平均技术记录到的SEP。左侧尺神经刺激
(A) 对侧头皮电极记录，(B) 同侧头皮记录，(C) 校准 $5\mu V$ ，(1)55个记录的叠加，(2)经平均技术处理后的结果

叠加和平均法是一个老概念，不是Dawson的发明。早在1883年，Galton就曾用叠加法进行过人类学的研究，把几个人的面容重叠成一个照片，企图用此法找出结核病患者、杀人犯等面容中共同特征，但未成功。Dawson的贡献是把这一技术移植到人的神经电生理研究，用以从背景脑电活动中提出EP的信号。

20世纪从50年代早期，就开始应用EP对神经系统疾病患者进行研究，但直到本世纪70年代早期，它在临床应用上的价值才被确定下来。如此长时期的拖延，主要是因为早期把注意力多集中在EP的长潜伏期的成分上。长潜伏期的EP波幅较大，容易获得，但