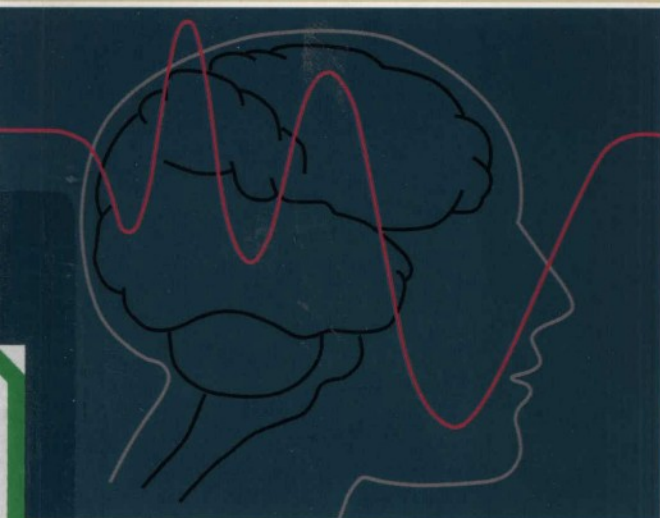


事件相关电位基础

AN INTRODUCTION TO
THE EVENT-RELATED
POTENTIAL TECHNIQUE



(美) STEVEN J. LUCK 著

范思陆 丁玉琰 曲折 傅世敏 译

范思陆 高定国 校



华东师范大学出版社

认知神经科学中的事件相关电位（ERP）技术使得科学家们能够观察到反映各种认知过程的人类脑活动。在《事件相关电位基础》一书中，Steven Luck对认知神经科学领域以及相关领域，包括情绪神经科学领域和实验精神病理学领域中的实用ERP实验问题，提供了最充分理解的指导。本书可用作教学与实验的指南。对于那些虽然自己不进行ERP研究，但却需要理解和评价文献中ERP成分的研究者，本书也可用作参考。这本书总结了ERP理论与实践的积累，由此提供了怎样设计、进行，乃至解释ERP实验的详尽指导。这本书还介绍了所需要的理论背景，用以理解一个实验为什么会以某种方式完成。Luck集中地讨论了全世界很多先进ERP实验室所用的那些最基本的技术，这些技术反映了电生理记录的长期发展历史，并为更先进的方法提供了良好的基础。

“Steven Luck写了一本既具有权威性又非常易读的著述，这会使各种专业水平的脑事件相关电位研究者们受益。作为一本指导性书籍，对于初学者而言，它深入地涵盖了基本原理和实用信息；它也包含了对实验设计与解释的透彻讨论，这将适于大多数有经验的研究者。本书的8个章节还描述了作者从实验室辛勤获得经验的个人轶事，以飨读者；同时又紧密地同ERP实验的实例联系起来，告诉你怎样做，乃至不要做什么。Luck是满怀激情写这本书的，它提供了引人入胜的信息。我从头到尾读了这本书。”

Steven A. Hillyard 加利福尼亚大学圣地亚哥分校神经科学系

“该书对于记录和解释来自头部的电信号，是一本杰出的指导性书籍。对于开始使用ERP来探索心理学问题的所有研究者，这本书都是基本的。”

Micheal Posner 荣誉退休教授，俄勒冈大学心理系

ISBN 978-7-5617-6672-9



9 787561 766729 >

定价：42.00元

www.ecnupress.com.cn

心理与教育研究方法丛书

事件相关电位基础

(美) STEVEN J. LUCK 著

范思陆 丁玉珑 曲折 傅世敏 译

范思陆 高定国 校

 华东师范大学出版社



图书在版编目(CIP)数据

事件相关电位基础/(美)拉克著;范思陆等译. —上海:
华东师范大学出版社, 2009
(心理与教育研究方法丛书)
ISBN 978-7-5617-6672-9

I. 事… II. ①拉…②范… III. 认知科学
IV. B842.1

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2009)第 090874 号

心理与教育研究方法 事件相关电位基础

撰 著 (美)Steven J. Luck
翻 译 范思陆等
责任编辑 彭呈军
装帧设计 卢晓红

出版发行 华东师范大学出版社
社 址 上海市中山北路 3663 号 邮编 200062
电话总机 021-62450163 转各部门 行政传真 021-62572105
客服电话 021-62865537(兼传真)
门市(邮购)电话 021-62869887
门市地址 上海市中山北路 3663 号华东师范大学校内先锋路口
网 址 www.ecnupress.com.cn

印 刷 者 上海商务联西印刷有限公司
开 本 787×1092 16 开
印 张 20.75
字 数 318 千字
版 次 2009 年 8 月第 1 版
印 次 2009 年 8 月第 1 次
印 数 4100
书 号 ISBN 978-7-5617-6672-9/B·487
定 价 42.00 元

出 版 人 朱杰人

(如发现本版图书有印订质量问题,请寄回本社客服中心调换或电话 021-62865537 联系)



中文版前言

对于理解心理及其相应的脑活动,ERP 技术是一个非常好的工具,它与其他测量人脑活动的技术相比较,也不算昂贵。所以,近二十年来,出现了大量的 ERP 实验室。看到 ERP 技术应用的这一发展,我感到非常高兴。但我在 20 世纪 90 年代就逐渐了解到,很多发展 ERP 实验室的研究者缺少这方面的技术经验。我有幸在加利福尼亚大学圣地亚哥分校 Steven Hillyard 博士的实验室接受了研究生训练,这个实验室的历史可以回溯到非常早的 EEG 与 ERP 记录。我愿其他研究者也能受益于从我研究生训练开始的几十年经验,因此,我写了《事件相关电位基础》一书。

该书出版以后,范思陆先生同我联系出中文版的可能性。我做研究生时,范先生曾在 Hillyard 实验室待过一年半多的时间,我们还曾合作进行了一些实验。因此,我知道范先生会很好地组织该书的翻译工作,而且,我也很高兴,我们从 Hillyard 实验室获得的经验,能够传播给正在进行 ERP 研究的很多中国研究者。我希望这些研究者会发现该书中文版对他们的研究是有用的,我也希望将来我会看到这些研究者的很多重要科学发现。

我想用感谢我的前研究生与博士后张伟伟博士来结束这个前言。张博士是一位聪明的年轻科学家,他阅读了中文版的手稿,并提出了很好的建议,我相信该书中文版会得益于他的参与。

Steven J Luck 博士

美国加利福尼亚大学戴维斯分校心理系、心理与脑研究中心,教授

英文原版前言

事件相关电位技术(ERP)已经有几十年了,其普及性仍在增长。20世纪60年代与70年代,大多数ERP研究者都是在神经科学实验室得到训练的,这些实验室都有长时间的动物与人类电生理学研究历史。随着80年代认知神经科学的兴起,以及计算机价格的下降,很多先前没有电生理经验的人开始建立自己的ERP实验室。这是一个重要的发展趋势,因为这些研究者从其他科学领域带来了非常有价值的专业特长,而且,开始将ERP应用到多种而广泛的问题上。但是,他们没有从历史久远的电生理实验室的几十年经验积累中获益,此外,很多标准的ERP技术是因60与70年代的工作而得到认可的,因此,新的研究者就常常不知道为什么要使用某种特定方法的理由(例如,我们为什么使用锡或者银/氯化银电极)。

我幸运地能在加利福尼亚大学圣地亚哥分校 Steve Hillyard 的实验室受到训练,这个实验室有人类电生理学研究的传统,甚至可以回溯到最早的人类ERP记录。我写这本书的目的,就是要总结贯穿于 Hillyard 实验室的ERP理论与实践的积累,同时也包括我自己的一些新想法,这些信息对于初级和中级ERP研究者都是容易接受的。

这本书对于怎样设计、实施和解释ERP实验,以及为什么要以某种方式进行,都给出了详尽与实际的参考。我不想包揽每一种可能的记录与分析ERPs的方法,因为那样的话,内容会太多,对于初、中级研究者可能难于消化。我只试图对最基本的技术提供详尽的描述,我也试图使这本书对那些虽然不打算进行自己的ERP研究,但却希望有能力理解、评

价已经发表或者已经递交的 ERP 实验与论文的人有用。这本书主要适于认知神经科学家,但对诸如情绪神经科学乃至实验精神病理学等相关领域的科学家,也是有用的。



致谢

很多人对这本书的形成有直接或者间接的影响,我要感谢他们的帮助。

首先,我要感谢俄勒冈地区灵长类研究中心的 Martha Neuringer 和瑞德学院的 Dell Rhodes,是他们最先将我领入 ERP 的大门。

接着,我要感谢 Steve Hillyard 以及和我一起在加利福尼亚大学圣地亚哥分校(UCSD)Hillyard 实验室工作的所有人,这本书的几乎所有内容都属于 20 世纪 80 年代末 90 年代初在这个实验室工作的那个令世人瞩目的研究集体。特别是,我要感谢 Jon Hansen、Marty Woldorff、Ron Mangun、Marta Kutas、Cyma Van Petten、Steve Hackly、Hajo Heinze、Vince Clark、Paul Johnston 以及 Lourdes Anllo-Vento。我还要感谢 Bob Galambos 给予我的启发,他从另外的角度教导我,从研究事业伊始,“你心中就要有个目标”。

我还要感谢我在爱荷华大学的第一批研究生,特别是,Massimo Girelli、Ed Vogel 以及 Geoff Woodman。这本书里的很多想法都是在我教授他们 ERP 的过程中变得清晰的,而且,在实践中他们还帮助我细化与提高了这些想法,他们将永远是最亲密的战友。从我现在的学生 Joo-seok Hyun、Weiwei Zhang、Jeff Johnson、Po-Han Lin 以及 Adam Niese 那里,我也得到许多非常有价值的评论和建议,他们提出大量的增补意见,新入门的 ERP 研究者将会发现那是很有用的。在我完成这本书的几个月的时间里,我每天上午都不能到实验室来,对此,他们都忍受了。我的合作者 Max Hopf 对第七章的写作提供了帮助,填补了我在脑磁图与源定位方面的某些不足。

我还要提到那些慷慨的经济支持,使我能够从事 ERP 研究与书的写作。特别是,认知神经科学的 McDonnell-Pew 计划,它对我在爱荷华的最早研究以及对我研究生的教育训练给予了支持。我还得到国家精神卫生研究所(NIMH)与国家科学基金的支持。爱荷华大学给我提供了额外的财政与管理上的支持,包括几年前我开始写这本书时给我的假期以及后来的假期,使我能够完成这本书的写作。最重要的是,James McKeen Gattell 基金提供的休假,它有助于提供完成这本书所需要的时间与动力。

最后,我要感谢我的家庭,在我写书时,为我提供了情感上的支持和休闲的放松。Lisa 帮我计划与分配写作这本书的时间,Alison 帮我缓解紧张,而 Carter 保证我每日清晨 5:30 醒来,以便我早早开始每日的写作(因为他能看天线宝宝)。



书评：从使用者角度看事件相关电位

1929年, Hans Berger 借助置于头皮的电极, 成功测量到脑部的电活动, 从此, 有了被称作脑电图 (EEG, electroencephalography) 的技术。20 世纪 60 年代以后, 科学家们开始记录同执行认知任务相关的 EEG, 他们将同刺激事件相关的、并在时间上同刺激锁定的 EEG 信号平均起来, 观察到一系列的所谓事件相关电位 (ERPs, event-related potentials), 这些电位提供了关于认知过程的脑内信息, 而且具有毫秒级的时间分辨率。这种方法, 又称作事件相关电位技术。

尽管后来又发展了多种新的神经图像方法, 如脑磁图 (MEG, magnetoencephalography) 与功能性磁共振成像 (fMRI, functional magnetic resonance imaging) 等, 但事件相关电位技术仍被广泛地采用。其部分原因是 ERP 记录要比 MEG 和 fMRI 便宜得多, 一套像样的 ERP 设备只需不到十万美元的投资。现在, 在认知心理学系、发展心理学系乃至语言学系等很多学术部门, 都可以看到 ERP 设备, 这已经不足为奇了。

但是, ERP 方法的这种进展, 也带来了某种风险。ERP 方法的早期用户具有坚实的心理生理学背景, 对于所测量的电生理信号, 以及对于 EEG 记录与信号处理的复杂性都具有足够的知识; 然而许多新用户却缺乏这样的背景, 因此, 一本能提供 ERP 方法基础的教科书, 对他们将会是非常有帮助的。尽管现在也有一些教科书出版, 但全面地从使用者角度进行介绍的书籍, 还是缺乏的, Luck 的“事件相关电位基础”一书, 恰好填补了这个空缺。

对于这本书的写作, Luck 做了大量的工作, 这主要在于他是从使用者的角度出发, 以此作为写书的指导原则。譬如, 什么是需要知道的? 哪

些问题是要面对的？如果你不得不从零开始建立 ERP 实验室，而且想用 ERP 方法来研究认知问题的话，那么，有些什么实际的解决办法可用？这本书回答了所有这些问题，Luck 既同读者分享了他的理论知识，也同读者分享了他长期 ERP 研究中所积累的实际经验。Luck 首先描述了怎样设计 ERP 实验与怎样解释 ERP 波形，提供了不同认知领域中的（如视觉注意与语言）研究实例，总结了与这些领域最相关的 ERP 成分。并由此将读者带入与 ERP 方法相关的所有问题的系统讨论，这些方法对于回答具体研究问题是至关重要的，这些问题包括滤波，伪迹的避免与排除或纠正，数据的统计分析 with 图形表达，ERP 的定位，以及对于建立实验室最重要的实际问题等等。某些章节还将一些有用的精华信息归纳成一系列的准则或策略。

在相关问题的讨论之后，Luck 还常常给出他自己的建议。譬如，在源定位那一章里，他告诫读者，“我的基本结论是，ERP 定位是非常困难的，只能由专家，而且只能通过诸如 MRI 结构像以及电磁数据结合等一些合理的限制，使得解空间降维之后，才可以进行尝试”。他强调，ERP 方法的主要贡献与它所提供的高时间分辨率有关，这使我们能够研究认知的动态神经特性。而这也正是我的意见。在本书中，作者怀疑超过 32 个并仍在增长的记录电极数目的当前趋势，他认为，对于估计相关认知过程的时间概貌，32 个记录电极是最佳的。

本书尽可能避免电磁学的数学讨论，只在附录中加入了有用的电学基本原理。作者还谨慎地避免可能增加读者负担的高级技术，而将注意力放在基础上。但同时，他也让读者了解到，付出努力还是需要的。因为，用 ERP 方法来研究认知神经科学问题，需要一些起码的有关专业知识，包括你所记录信号的有关知识，以及当你分析这些信号时所遇到的各种可能问题与失误的有关知识，也包括通过所搜集的 ERP 数据，究竟什么是你可以做结论的，什么是你不可以做结论的（后者是同样重要的）。

这本优秀的介绍 ERP 方法的书，值得所有进入 ERP 研究领域的大学生阅读，也值得所有那些想用 ERP 方法来扩展他们当前研究途径的研究人员阅读。即使对于那些已有 ERP 研究经验的人，这本书所提供的一些有

思想的评论与建议,也值得在选择最佳研究途径的时候认真考虑。正当需要一本适合于 ERP 初学者的书的时候,Luck 适时地满足了这个需求。在我的实验室,这本书是所有开始 ERP 研究的学生必读的入门读物。很可能,在不远的将来,这本书将在全世界很多的 ERP 实验室用于同样的目的。

Peter Hagoort

荷兰 Radboud 大学 F. C. Donders 认知神经图像中心

转自 *Nature Neuroscience*, 9(4):463,2006



目录

中文版前言 / 1
英文原版前言 / 3
致谢 / 5
书评:从使用者角度看事件相关电位 / 7

第一章 事件相关电位(ERPs)及其神经起源 / 1

本书目标与观点 / 1
ERP 发展简史 / 3
一个简单的实验范例 / 6
一个实际实验 / 11
ERP 波形的可靠性 / 14
ERP 技术的优缺点 / 17
ERP 的神经起源 / 21
主要 ERP 成分介绍 / 27
阅读参考 / 38

第二章 ERP 实验的设计与解释 / 40

波峰与潜在的 ERP 成分 / 40
什么是 ERP 的成分? / 45
避免 ERP 解释的不确定性 / 48
避免混淆与曲解 / 51
来自文献的例子 / 58



阅读参考 / 74

准则、原理与策略的总结 / 75

第三章 ERP 记录的基本原理 / 77

干净数据的重要性 / 77

活动和参考电极 / 79

环境中的电噪声 / 87

电极和阻抗 / 90

信号的放大、过滤和数字化 / 97

第四章 迭加平均、伪迹排除和伪迹校正 / 101

迭加平均过程 / 101

伪迹排除和校正 / 117

阅读参考 / 133

第五章 滤波 / 135

为什么一定要滤波? / 136

滤波须知 / 137

频域滤波 / 144

时域滤波 / 148

时域和频域的关系 / 154

滤波引起的时域失真 / 157

再次建议 / 172

第六章 画图、测量和分析 / 173

画图 / 173

测量 ERP 振幅 / 176

测量 ERP 潜伏期 / 182

统计分析 / 191

阅读参考 / 203



第七章 ERP 源定位 / 204

- 概述 / 205
- 前向求解 / 206
- 等效电流偶极子和 BESA 方法 / 207
- 分布式源定位方法 / 214
- 我们真能定位 ERPs 吗? / 220
- 一些建议 / 224
- 阅读参考 / 229

第八章 ERP 实验室的建立 / 231

- 数据收集系统 / 231
- 数据分析系统 / 243
- 刺激呈现系统 / 246

附录 电学基本原理 / 255

- 电压、电流和电阻 / 255
- 欧姆定律 / 256
- 阻抗 / 257
- 电和磁 / 257

注解 / 259

参考文献 / 263

索引 / 278

译者后记 / 314



第一章 事件相关电位(ERPs)及其神经起源

本章将对事件相关电位(ERP, event-related potential)技术做一个概要性的介绍。第一部分描述本书的目标,并讨论写这本书的有关观点;第二部分简单介绍 ERP 技术发展的历史;第三部分通过两个简单的 ERP 实验来介绍 ERP 实验的某些基本概念;第四部分通过与其他技术比较,讨论 ERP 技术的优缺点;第五部分描述 ERP 的神经与生物物理起源以及事件相关磁场;最后一部分简单介绍在认知神经科学实验中最常见的 ERP 成分。

1

本书目标与观点

本书试图为那些希望运用 ERPs 来回答认知神经科学(cognitive neuroscience)及其相关领域中广泛而有意义问题的人提供一个指南。这包括那些打算使用 ERPs 并以探索认知问题为主,而不是以探索神经科学问题为主的认知科学家们。这本书对于那些工作在情绪神经科学(affective neuroscience)前沿领域的以及工作在精神病理学领域的研究者,也是非常有用的。此外,还为那些在文献中接触 ERP 研究的研究者和学生,提供能够理解和评价这些文献的知识背景。

这本书既适合那些刚刚开始 ERP 研究的人们,也适合那些虽然已经做过几年 ERP 研究但又想对为什么要以某种特定方式那么做有更好地理解的人们。对于 ERP 专家也可能有一定的参考价值(他们也许能从第五章学到一些新东西。该章相对详细地介绍了有关滤波的各种考虑,对那

2

* 编辑注:本书边码为原版书页码。

些没有获得电气工程高级学位者有一定的帮助)。

这本书对于记录与分析 ERPs 的方法,连同这些方法为什么适宜的理论背景,提供了简明实用的描述。还对怎样设计 ERP 实验提出一些建议,以使这些设计在回答普遍而有意义的问题(即对那些并不亲自做 ERP 实验的人是非常重要的问题)上确实有用。由于本书的目标是为那些还没有成为 ERP 专家的人介绍有关知识,所以集中于最基本的技术上,而忽略很多更复杂的方法(当然我还是尽可能提及其中最重要的方法)。对于以专家为对象的更广泛的论述,请参考 David Regan 的著作(Regan, 1989)。

为简便起见,本书主要介绍了我自己实验室(以及世界上很多一流实验室)所使用的技术,其中大多数技术都是我做研究生时,从加利福尼亚大学圣地亚哥分校 Steve Hillyard 实验室学习到的。这反映了电生理记录的一段很长的历史,可以追溯到 20 世纪 30 年代的 Hallowell Davis 实验室(Davis 是 Bob Galambos 的导师,而后者又是 Hillyard 的导师;在下一部分说到的第一个感觉 ERP 实验中, Galambos 还做过被试)。当然,其他的 ERP 实验方法也同样好,甚至更好。但是本书所介绍的技术经受了时间考验,也为更先进的技术提供了良好的基础。

这本书也反映了我在认知科学中应用 ERP 记录的个人看法。有两个方面应该说一下。首先,尽管我自己使用 ERP 记录做了许多研究,但我相信,对于认知神经科学家而言,非常适合于使用 ERP 技术来回答的问题,仅仅是他们所关心的重要问题中的一小部分。当然,关键在于用这种技术来探索哪些问题。其次,我采取了一种相对低技术的 ERP 研究方法(a relatively low-tech approach to ERPs)。在大多数情况下,我认为,最好使用适量的电极以及适当简单的数据分析技术,而不是总使用大的电极阵列和复杂的数据分析技术。这种看法可能会被很多 ERP 研究者视为异端,但简单的事实告诉我们,ERPs 不是功能神经成像技术,不能用来确切地定位脑活动(除非在很严格的限制条件之下)。我还认为,脑定位的作用被夸大了。很多研究者似乎以为,了解了认知过程在哪里发生,就等于了解了认知过程是怎样发生的。换句话说,认知神经科学的内容要

比功能解剖学多得多。即使我们不知道 ERPs 发生在哪里,ERPs 对于了解认知机制及其神经基础也是非常有用的。

ERP 发展简史

1929 年,Hans Berger 报道了一组令人瞩目且备受争议的实验,他证明可以用放在头皮上的电极测量人脑的电活动,这种信号可以放大,还可以画出时间电压的变化(Berger, 1929)。这种电活动被称作脑电图(electroencephalogram)或者 EEG。由于当时的神经生理学家只认识动作电位(action potentials),所以很多人最初认为那不过是某种伪迹而已。但几年后,受尊敬的生理学家 Adrian(Adrian & Matthews, 1934)也观察到了人类 EEG 活动。而且,Jasper 和 Carmichael(1935)以及 Gibbs、Davis 和 Lennox(1935)还肯定了 Berger 观察到的细节。从而,人们才承认 EEG 确实存在。

在接下来的几十年里,EEG 被证明在科学领域和临床应用中都是非常有用的。但它的原始形式还只是对大脑活动的一种粗糙测量,很难用它来评价认知神经科学关注的那些高度特异性的神经过程。EEG 的这种缺陷在于,它是一种有许多神经来源的混合活动。因此,我们很难从中把个别的神经—认知过程分离出来。不过,埋藏于 EEG 中的毕竟是与特异性的感觉、认知以及运动事件相关的神经反应。因此,我们就有可能使用简单的平均技术(也包括更高级的技术)从 EEG 中把这些反应提取出来。这些特异性反应就叫事件相关电位,即与特异性事件相关联的电活动。

据我所知,Pauline 和 Hallowell Davis 于 1935—1936 年首次获得清醒人类感觉 ERP 的明确记录,并于几年之后发表(Davis et al., 1939; Davis, 1939)。那是在使用计算机记录 EEG 以前很早的事情。那时的研究者就已经能从变化不大的 EEG 中,观察到清楚的单次试次(single trial) ERPs(当然,第一个计算机平均的 ERP 波形,是 Galambos 和 Sheatz 在 1962 年发表的)。但由于二战的影响,20 世纪 40 年代的 ERP 工作不多,直到 50 年代才再次兴起。当时多数研究集中在感觉问题上,而其中只有

某些研究是探索自上而下(top-down)因素对感觉反应的影响。

现代的 ERP 研究始于 1964 年,当年 Grey Walter 及其同事报告了第一个认知 ERP 成分,他们把它叫做关联性负变化(contingent negative variation)或者 CNV(Walter et al., 1964)。这项研究的每个试次(each trial),都先给被试一个警告信号(如一个咯哒[click]声),500—1000 ms 之后再给一个靶刺激(如一串闪光)。如果在没有任务要求的情况下,这两个刺激中的每一个都会诱发出所预期的感觉 ERP 反应。但如果要求被试对检测到的靶刺激做按键反应,那么,研究者于警告信号与靶刺激之间,在额部电极就会观察到一个大的负电压。这个负电压——CNV 显然不是一个感觉反应,而似乎是反映了被试对即将到来的靶刺激的准备。这个令人兴奋的新发现,使得很多研究者开始探索认知的 ERP 成分。

另一个主要进展是 Sutton、Braren、Zubin 和 John(1965)对 P3 的发现。他们发现,当被试不能预计下一个刺激是听觉刺激还是视觉刺激时,刺激会诱发一个大而正的 P3 成分,峰在刺激后 300 ms 左右。而当能够很好预测刺激出现在哪一个通道时,这个成分就会大大减小。他们用信息论的术语来说明这个实验结果。由此,P3 就成了认知心理学的研究热点,他们的论文也产生了巨大影响。为了说明这种影响,我通过 Medline 快速检索,找到大约 1600 篇杂志论文。这些论文的题目或摘要都提到了 P300 或 P3 成分。这个搜索相对于讨论 P300 成分的实际论文数量,恐怕至少会漏掉一半。可见 P3 研究数量之大。此外,Sutton 等人(1965)的论文已经被引用了将近 800 次。毫无疑问,P300 研究已经花费了好几百万美元(这还未包括马克、英镑、日元等)。

在接下来的 15 年里,大量研究集中在对各种认知 ERP 成分的识别上,以及对认知实验 ERP 记录与分析的方法上。人们对于能够记录到人脑的活动是那么兴奋。因此,这个时期,常常有 ERP 论文发表在 *Science* 和 *Nature* 杂志上(很像 PET 和 fMRI 研究的早期)。这些研究大多都是致力于 ERP 成分的发现与理解的,而不是用来探索具有广泛科学意义的问题。所以,我愿意把这类实验称作 ERP 学(ERPology),因为它只是研究 ERPs 本身。

ERP 学在认知神经科学中具有重要作用。这是因为在研究具有更广泛重要性的问题之前,你首先需要相当程度地了解那些特异性 ERP 成分。的确,正是由于大量 ERP 学研究持续到今日,才使得我们对前十年间所发现的 ERP 成分有了细致的了解,并使我们得以发现更多的 ERP 成分。然而,20 世纪 70 年代有太多的 ERP 研究集中于 ERP 学,这使得 70 年代末与 80 年代初期的认知心理学家和神经科学家开始对 ERP 技术有些失望。不过,随着时间的推移,针对具有广泛科学意义问题的研究不断增多,ERP 技术的声望也开始随之提高。在 80 年代中期,一方面由于不算昂贵的计算机的引入,另一方面由于认知神经科学研究的全面探索,ERP 研究开始变得更加普及。当 PET 和 fMRI 出现时,很多 ERP 研究者以为,ERP 研究可能会消亡。但事实却恰恰相反:由于 ERPs 具有血液动力学所缺乏的高时间分辨率,大多数认知神经科学家都把 ERP 技术当作是 PET 与 fMRI 的一个重要补充。ERP 研究没有凋零,反而更加兴旺。

讲了 ERP 技术的简史之后,我现在要澄清一些术语。事件相关电位(ERPs)本来叫诱发电位(evoked potentials, EPs),因为它是被刺激所诱发的电位(相对于自发的 EEG 节律而言)。我能查到的最早公开使用“事件相关电位”一词的人是 Herb Vaughan。他于 1969 年在一本书的一章里写道,

由于大脑活动可能与随意运动,以及相对独立于刺激的心理过程相关(如,Sutton et al., 1967; Ritter et al., 1968),因此,“诱发电位”一词就不足以概括与感觉运动过程相关的所有 EEG 现象。除了刺激与运动反应之外,足够突出或者明显的心理事件,也可以用作迭加平均 averaging 的时间参照。这样,就提出了“事件相关电位”(ERP)一词,用来表达一种电位,它显示与一个可定义的参照事件的稳定时间关系。(Vaughan, 1969, p. 46)

认知神经科学里的大多数研究现在都使用“事件相关电位”一词,但有时也会遇到其他术语,特别是在其他学术领域。如:

诱发反应(*evoked response*):它和诱发电位的意思一样。

脑干诱发反应(*BER, brainstem evoked response*):它是由喀哒声那样的听刺激,在刺激后的前 10 ms,所诱发的电压很小的 ERPs。临床听力学常常用到它。它还叫做听觉脑干反应(*ABRs, auditory brainstem responses*),或者脑干听诱发反应(*BAERs, brainstem auditory evoked responses*)。

视诱发电位(*VEP, visual evoked potential*):这个词常见于临床,在评价视觉系统的病理学时,用来描述视觉刺激诱发的 ERPs,如对多发硬化症(*multiple sclerosis*)所引起的脱髓鞘症状。这个词的另一个说法是视诱发反应(*VER, visual evoked response*)。

诱发反应电位(*ERP, evoked response potential*):它看起来好像是诱发反应与事件相关电位的一个偶然的错误结合(这类似于把英文词 *irrespective* 与 *regardless* 合成为 *irregardless* 那样)。

一个简单的实验范例

我准备从一个简单的实验开始介绍最基本的 ERP 技术。这个实验是几年前在我的实验室完成的,是经典 oddball 实验范式的一个变式(它实际上与精神病理学研究所广泛采用的连续操作任务[*continuous performance task*]一样)。实验者让被试看由 80% 的字母“X”与 20% 的字母“O”所组成的刺激序列,看到“O”的时候按一个键,看到“X”的时候按另一个键。每个字母在显示器上呈现 100 ms,接着是 1400 ms 的刺激间隔。在被试执行任务时,EEG 系统从一些嵌在电极帽里的电极上记录 EEG。EEG 被放大 2 万倍后转换成数字储存于硬盘。呈现刺激的计算机还将每一次刺激的标记码送到对 EEG 进行数字化的计算机里,并将它与 EEG 数据一同储存(见图 1.1A)。

记录时,我们会从 EEG 计算机上看到 EEG,但却看不清刺激诱发的反应。因为在大得多的 EEG 里,它太小了。图 1.1B 显示了在 9 秒钟时间里,从某一被试的一个电极(Pz,在顶区的中线上)所记录到的 EEG。如果仔细观察,我们可以看到对每个刺激都存在着某种一致性的反应,但却

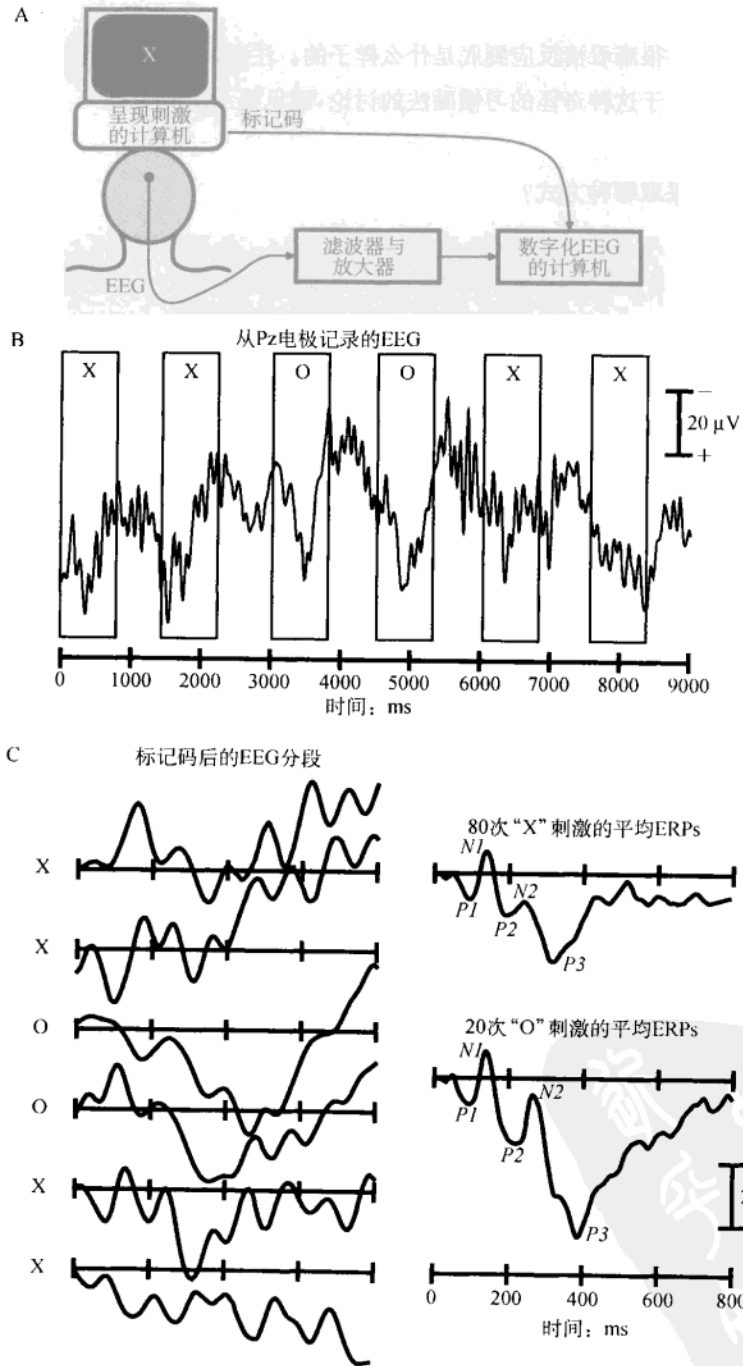


图 1.1 ERP 实验范例。实验者让被试观看计算机屏幕上频繁呈现的字母“X”与不经常呈现的字母“O”，并从中线顶区电极记录 EEG。信号经过滤波放大，使 EEG 得以被观察。方框内是每次刺激后 800 ms 的 EEG 分段(epoch)。不同试次的 EEG 中有很多的变化。在不经常呈现的字母“O”刺激之后，我们可见到一个清楚的 P3 波。图底部显示了“X”与“O”的平均 ERPs。注：图中负波是向上的。

很难看清反应到底是什么样子的。注意,图示是按负电压值向上画的(关于这种奇怪的习惯画法的讨论,请见提示 1.1)。

10

提示 1.1 采取哪种方式?

绘制 ERP 波形时,令负电压向上,正电压向下。尽管并非所有研究均如此,但这是一种通常的习惯画法。我采取负电压向上的唯一理由是,我一进入加利福尼亚大学圣地亚哥分校 Hillyard 实验室,就是跟着这么做的。有一次,我问 Hillyard 的老师 Bob Galambos,这个常规是怎样形成的? 他的回答很简单,20 世纪 30 年代他一进入哈佛的 Hallowell Davis 实验室,就是跟着这么做的(参见如 Davis et al., 1939; Davis, 1939)。这好像是早期生理学家的一种共识。Manny Donchin 告诉我,早期神经生理学家将负电压向上画,可能是由于要把动作电位画成一个向上的棘波,这也影响到像 Grass 这样的早期 EEG 设备生产厂家。Galambos 还说到,60 年代末或 70 年初,曾有人试图让大家统一于正电压向上的常规,但一位权威的研究者(恕不提及姓名)拒绝将负值向上改变为正值向上,终致统一失败。

目前的情况是,有的采取负值向上,有的采取正值向上。这就可能导致困惑,特别是对于那些不经常看 ERP 波形者尤为如此。因此,对于个人而言,大概总是采取同一种方式才是可取的(而在科学界其他领域,我们可能还得采取正电压向上的常规)。总之,画 ERP 波形时,一定要标注清楚电压极性的上下方向。

ERP 研究者倒不必因为上述极性颠倒问题而过度烦恼。fMRI 研究者也常常将大脑图像左右颠倒(这是由于神经科常规所致)。

记录结束后,我们用一种简单的信号平均法来提取被字母“X”与“O”所诱发的 ERPs(图 1.1C)。具体来说,我们分段提取与“X”和“O”相应的

EEG,并把这些 EEG 按照标记码分段排列起来(标记码位于每次刺激的起始点),然后,我们对这些单试次波形进行简单的迭加平均,从而在每个电极位置上生成“X”与“O”的平均 ERP 波形。例如,我们测量每个“X”刺激后第 24 ms 的电压值,然后将所有这些值迭加平均起来,从而计算出平均“X”波形在刺激后第 24 ms 的电压。这样,对刺激后每一个时间点都做同样的操作,最终就会得到每种刺激类型的可高度重复的波形。

经平均所得到的 ERP 波形是由一系列正负电压波动所组成。我们把这些波动叫做峰、波或者成分。在图 1.1C 中,这些峰被标记为 P1, N1, P2, N2,以及 P3。传统上,P 与 N 分别地表示正走向与负走向峰,而数字则表示这个峰在波形中的位置(它也常常用具体的潜伏期来表达,如 P225 就是在 225 ms 的正峰)。提示 1.2 进一步讨论了 ERP 成分的标记常规,ERP 峰的顺序反映了脑内的信息流。

提示 1.2 成分命名常规

11

我喜欢像 N1 和 P3 这样的命名,而不是 N100 与 P300 这样的命名。这是因为在不同实验之间,或者在一个实验的不同条件之间,也或者在同一条件下的不同电极之间,同一个成分的潜伏期可能有很大的变化。就像 P3 波,它几乎总是远在 300 ms 之后(在很早的第一个 P3 实验里,P3 的潜伏期是在 300 ms 左右,由此,P300 的命名就这样延续下来了,而不管它的潜伏期实际上是有一个宽广范围的)。而且,在语言实验里,P3 一般发生在 N400 之后,叫 P300 就更不适宜了。所以,我宁愿用一个成分在波形中的位置来命名,也不愿用它的潜伏期来命名。好在潜伏期的毫秒数恰好接近顺序位置的 100 倍,以致 $P1=P100$, $N2=N200$, $P3=P300$ 。但一个明显的例外是 N400 成分,它常常也是第二个主要的负成分,我就无法避免用潜伏期来命名 N400 了。

初始峰(P1)是一个固有的感觉反应,它由视觉刺激所诱发,而不管被试执行什么任务(任务变化可以影响 P1 的振幅,但执行什么样的任务不是诱发 P1 的必要条件)。刺激参数(如亮度)可以强烈影响 P1 波。早期的感觉反应还叫做“外生成分”(exogenous component),表示它依赖外部而不是内部因素。相反,P3 波却完全依赖于被试所执行的任务,不受刺激物理特性的直接影响。所以,P3 波叫做“内生成分”(endogenous component),表示它依赖内部而不是外部因素。

在图 1.1 所显示的实验中,不经常呈现的刺激“O”诱发出一个比频繁刺激“X”大得多的 P3 波。这就是过去数千个 oddball 实验所发现的现象。如果你刚刚涉足 ERP 研究,我劝你做一个这样的 oddball 实验作为你的第一次实践。这样做既简单又能把你的结果与大量已发表的实验进行比较。

我们对每一个电极位置都进行这样的平均,分别产生了不同刺激类型与不同电极位置的平均 ERP 波形。图 1.1C 中的 P3 波在全头部都看得到,但在中线顶区的电极最大。而 P1 波在两侧枕区电极位置最大,在前额区皮层则缺乏 P1。每种 ERP 成分都有自己的头皮分布,它反映了该成分原始起源的皮层位置。但在本章稍后以及第七章我会讨论到,仅仅通过检查头皮上的电压分布来确定神经起源的位置,那是很困难的。

完成这样一个 ERP 实验,我们可以分几个步骤。首先,必须在被试头皮贴上检测 EEG 的某种电极,接着,要进行滤波与放大,才能将 EEG 以离散电压的形式储存在计算机里。各种伪迹(如眨眼)会污染 EEG。这可以通过识别与排除具有伪迹的试次来解决,或者也可以从 EEG 中减去对伪迹活动的估计。一旦消除了伪迹,平均法通常就是从 EEG 中提取 ERPs 的最基本方法。各种信号处理技术(如数字滤波)可以用来去除数据中的噪声¹,以及用来分离特异性 ERP 成分。然后,测量 ERP 的大小与时程,并对它们进行统计分析。下一章我将会谈到这些技术问题的细节,但在之前我还要举一个研究实例。这个实验是要回答一个具有广泛意义的问题,原则上也能用其他方法来解决,但它可能更适宜于

ERP 方法。

一个实际实验

图 1.2 显示了 Massimo Girelli 在我的实验室所做的一个实验。那是他学位论文的一部分(详见 Girelli & Luck, 1997)。这个实验的目的是要确定,在视觉搜索中检测由颜色与运动所定义的靶是否使用同一个注意系统?众所周知,在视觉系统的各个加工阶段,颜色与运动加工都是高度独立的。由此,我们似乎可以假定对颜色定义靶的检测与运动定义靶的检测涉及不同注意系统。但也有证据表明,至少在某些条件下,同一皮层区既可以加工个别物体的颜色,也可以加工其运动。这样一来,我们也可认为同一注意系统既能用来检测颜色定义的视觉搜索靶,也能用来检测运动定义的视觉搜索靶。

14

图 1.2A 列出了用来研究这个问题的刺激。每一个试次都呈现由 8

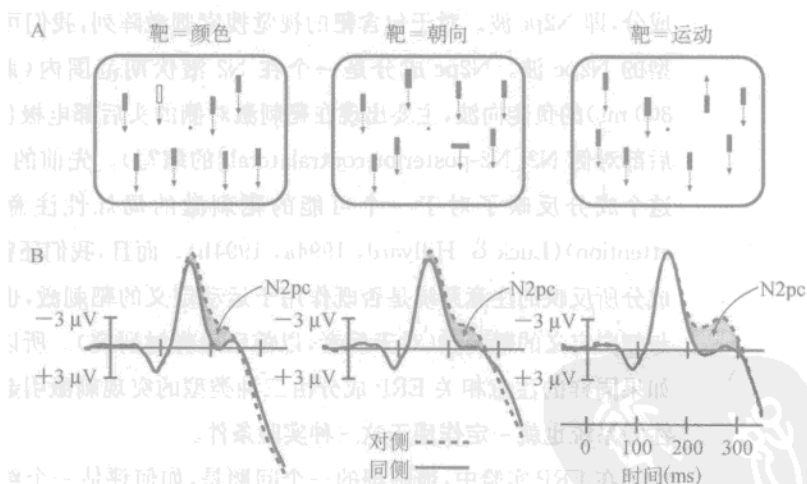


图 1.2 来自 Girelli 和 Luck(1997)研究的刺激与数据的举例。使用三种类型的特征突现(feature pop-out):颜色、朝向与运动。波形是在两侧枕电极位置上的平均,即相对于突现位置的对侧电极与同侧电极。在刺激后大约 175 ms 与 275 ms 之间能看到一个 N2pc 成分(阴影部分),它是一个更大的负走向反应。图中负电压向上。(Reprinted with permission from Luck and Girelli, 1998, © 1998 MIT Press.)

13

个移动物体组成的阵列。其中大多数是“干扰刺激”，即绿色、竖直且向下移动的棒状物。有 25% 的试次，全部棒状物都是干扰刺激；而在其余试次，其中有一个棒状物，或者在颜色（红色），或者在朝向（水平的），或者在运动方向（向上移动）上不同于上述干扰刺激。我们把这些不同的棒状物叫做突现刺激（pop-out stimuli），因为它们好像是从刺激阵列的其他同质棒状物中突现出来的。在每个实验分组（block）开始时，被试被告知，三种突现刺激中的一种将作为这个实验分组中的靶刺激，并且，如果刺激阵列中包含了靶刺激，就按一个键；如果没有靶刺激，则按另一个键。例如，当突现的水平棒是靶时，如果阵列中包含一个靶，就按一个键；但如果阵列中包含的是颜色突现刺激，或者是运动突现刺激，或者不包含任何突现刺激，则按另一个键。这个实验研究的主要问题是，三种类型突现刺激是否使用同一注意系统？

要回答这个问题，我们需要一种方法来确定一个给定的注意系统是否适用于某个特定刺激类型。为此，我们首先考虑一个注意相关的 ERP 成分，即 N2pc 波。对于包含靶的视觉搜索刺激阵列，我们可以观察到典型的 N2pc 波。N2pc 成分是一个在 N2 潜伏期范围内（刺激后 200—300 ms）的负走向波，主要出现在靶刺激对侧的头后部电极位置（N2pc 是后部对侧 N2 [N2-posterior-contralateral] 的缩写）。先前的实验已证明，这个成分反映了对于一个可能的靶刺激的局灶性注意（focusing of attention）（Luck & Hillyard, 1994a, 1994b）。而且，我们还曾探索过这个成分所反映的注意系统是否既作用于运动定义的靶刺激，也作用于颜色与朝向定义的靶刺激（对于后者，以前已经做过研究）。所以，我们假定，如果同样的注意相关 ERP 成分由三种类型的突现刺激引起，那么，同一注意系统也就一定作用于这三种实验条件。

在 ERP 实验中，最困难的一个问题是，如何评估一个给定的实验操作究竟影响哪一种 ERP 成分？即在任一时间点上记录到的电压，它反映的都是时间点上重叠的很多 ERP 成分的综合（见第二章关于这个问题的进一步讨论）。如果直接检查这个实验的颜色、朝向、运动靶刺激所诱发的 ERP 波形，那么，它们都会有一个 N2 峰，但这个峰可能并没有反映

出 N2pc 成分,而反映的可能是与局灶性注意不相关的其他神经活动。幸运的是,我们可使用一种方法来分离 N2pc 成分(这就是我们选择了这个成分的原因)。N2pc 在靶位置对侧电极上的电压大于同侧电极上的电压,而其他大部分 ERP 成分,则在刺激对侧与同侧电极都有同样的大小(因为所用的刺激阵列是双侧的)。于是,我们通过比较对侧与同侧电极上波形振幅的差异就能够将 N2pc 分离出来。

图 1.2B 显示了三种类型突现靶在两侧枕电极上的波形,并且区分了对侧与同侧记录。具体来说,对侧波形是指右视野靶刺激在左半球电极诱发的电压与左视野靶刺激在右半球电极诱发的电压的平均,而同侧波形是指左视野靶刺激在左半球电极诱发的电压与右视野靶刺激在右半球电极诱发的电压的平均。对侧与同侧波形之间的差异就是 N2pc 波(如图中阴影区所示)。

这个实验的主要发现是,N2pc 成分存在于所有三种类型的突现靶中。运动突现的 N2pc 比颜色突现和朝向突现的 N2pc 更大。这与我们的印象一致,即运动突现似乎比颜色突现与朝向突现有更加自动的注意吸引力。为了进一步证实三种类型突现刺激的 N2pc 记录确实同属一个 ERP 成分,我们还检查了 N2pc 反应的头皮分布(即 N2pc 振幅在不同电极位置之间的变化)。结果是,三种类型的头皮分布高度相似。所以,我们得出结论,被试对不同的突现刺激使用了同一注意系统。

这个实验阐明了三个要点。第一,图 1.2B 显示的 N2pc 反应,大小只有大约 $2-3 \mu\text{V}$ (微伏),这是很小的反应。但是,只要我们采用适当的方法来优化信噪比,就能很清楚地看到这些微小的反应。本书主要目的之一就是描述获取最佳信噪比的方法(请见第四章和第五章)。

第二,这个实验把 ERP 记录当作一种工具来探索基本上独立于方法的某个问题(即它不是一种 ERP 学实验)。尽管这个实验的核心问题不是只有运用 ERPs 才能解决的,但它毕竟是一个特别适合用 ERP 技术来研究的。例如,纯粹行为实验很难确定同一注意系统是否加工这些不同的刺激,因为不同的系统也产生相似的行为表现。类似地,像 PET 与 fMRI 那样的功能神经成像技术,虽然也可以用来探索这个问题,但由于

它们的时间分辨率有限,而不会有像 ERP 数据那样的发现。例如,假设你发现某个脑区对所有三种突现刺激都激活,但你弄不清,那是一个早期的注意反应(像 N2pc)还是某种更高水平的决策过程(类似于三种突现类型都有的 P3)。而从这个实验所获得的 ERP 数据,尽管不能说明是哪个脑区产生 N2pc 波,但三种突现刺激具有几乎相同的头皮分布这一事实表明,它们涉及的是同一个皮层区。而 ERP 记录附加的时间信息,则提供了三种突现刺激具有同样注意反应的进一步证据。当然,知道 N2pc 来源于哪里确实是有用的,但这个信息对于回答本实验提出的主要问题并不是必需的。

第三,用 ERPs 来回答认知神经科学问题通常都要依赖先前的 ERP 学实验。假如我们不知道 N2pc 与视觉搜索的局灶性注意有关,我们就无法做出三种突现刺激使用同一注意系统的结论。其结果是,这个实验的结论就只能与先前的研究结论一样,只是证明 N2pc 反映了局灶性注意而已。而且,这个结论还只有在以下情况才有效,即我们的确分离出与以前 N2pc 实验相同的功能性 ERP 成分(假定 N2pc 具有特异性的对侧分布,那么这是有可能的)。大多数的 ERP 实验都会面临这种局限性。不过有时,以某种方式设计一个不要求识别特异性 ERP 成分的实验,那也是可能的。这常常是那种最为明确的实验,我在第二章将会详细描述几个这样的实验。

ERP 波形的可靠性

图 1.2 显示的是所谓组平均(grand average)ERP 波形。ERP 研究者用它来表达一组个体被试 ERP 波形相加平均的波形。几乎所有发表的 ERP 研究都会展示组平均,而呈现个体波形的时候却很少(早年的 ERP 研究,由于缺乏计算机,很少有组平均)。组平均的使用掩盖了被试之间的差异,这既可能是一件好事(因为有差异而使得看到相似性是不容易的),但也可能是一件坏事(因为组平均可能无法精确反映结果的个体模式)。其实,两种情况都需要考虑单个被试的 ERP 波形是什么样子。

图 1.3 显示了来自 N2pc 实验的单个被试 ERP 波形的例子。左列显

示了 5 名被试(总数是 9 名被试)两侧枕电极的波形。如图所示,这里有很多个体变异。每个被试都有一个 P1 峰与 N1 峰,但是在被试之间,这些峰的相对与绝对振幅都相当不同(如比较被试 2 与被试 3)。而且,不是所有被试都有一个明显的 P2 峰,在 200 ms 和 300 ms 之间的电压,有三个被试是正的,一个被试接近零,还有一个被试是负的。这是在一个 ERP 实验中所看到的非常典型的个体变异(注意,我并未举特殊的例子,只是随机选取而已)。

这种变异的原因是什么呢?为了回答这个问题,图 1.3 右边头三行显示了某一被试的波形。他参加了同一个实验的三组记录,组与组之间确实有某些变异,但比之被试之间的那种变异却小了许多。我不知道有谁做过 ERP 波形变异性的正式研究,但图 1.3 显示的被试内低变异性与被试间高变异性的这种模式,是与我的经验一致的。从机体状态的因素(如实验前一日的睡眠时间)到执行任务时策略的变化,有大量因素都可能引起被试内变异。John Polish 发表了一系列有趣的研究,证明 P3 敏感于大量的机体因素,如餐后的时间、体温,甚至年份等(请见 Polish & Kok, 1995 的综述)。

有一些潜在原因可能引起被试之间的变异。其中可能起很大作用的一个因素是大脑皮层特有的皱褶模式。如我在本章以后所要讨论的,一个 ERP 成分皮层起源的位置与方向,对某个电极位置上这个成分的大小有非常大的影响。每个个体都有其独特的大脑皮层皱褶模式,而且功能区与皮层沟回上特异位置之间的关系也有可能变化,因此,尽管我没有看到过皮层皱褶模式与 ERP 波形个体差异之间关系的正式研究,但我还是认为,这是健康年轻成人波形个体变异最重要的原因(特别是在头 250 ms)。当然,也存在能够影响波形的其他因素,包括药物、年龄、精神病理学乃至个性等,但对于健康年轻成人的实验,这些因素的作用可能相对小一些。

图 1.3 右底部的波形是该实验 9 名被试的组平均。9 名被试组平均的突出特点是它的峰比大多数单个被试的波形要小一些,这似乎有些奇怪,但却完全可以理解。一个被试,其电压达到峰值的时间点,是与其他

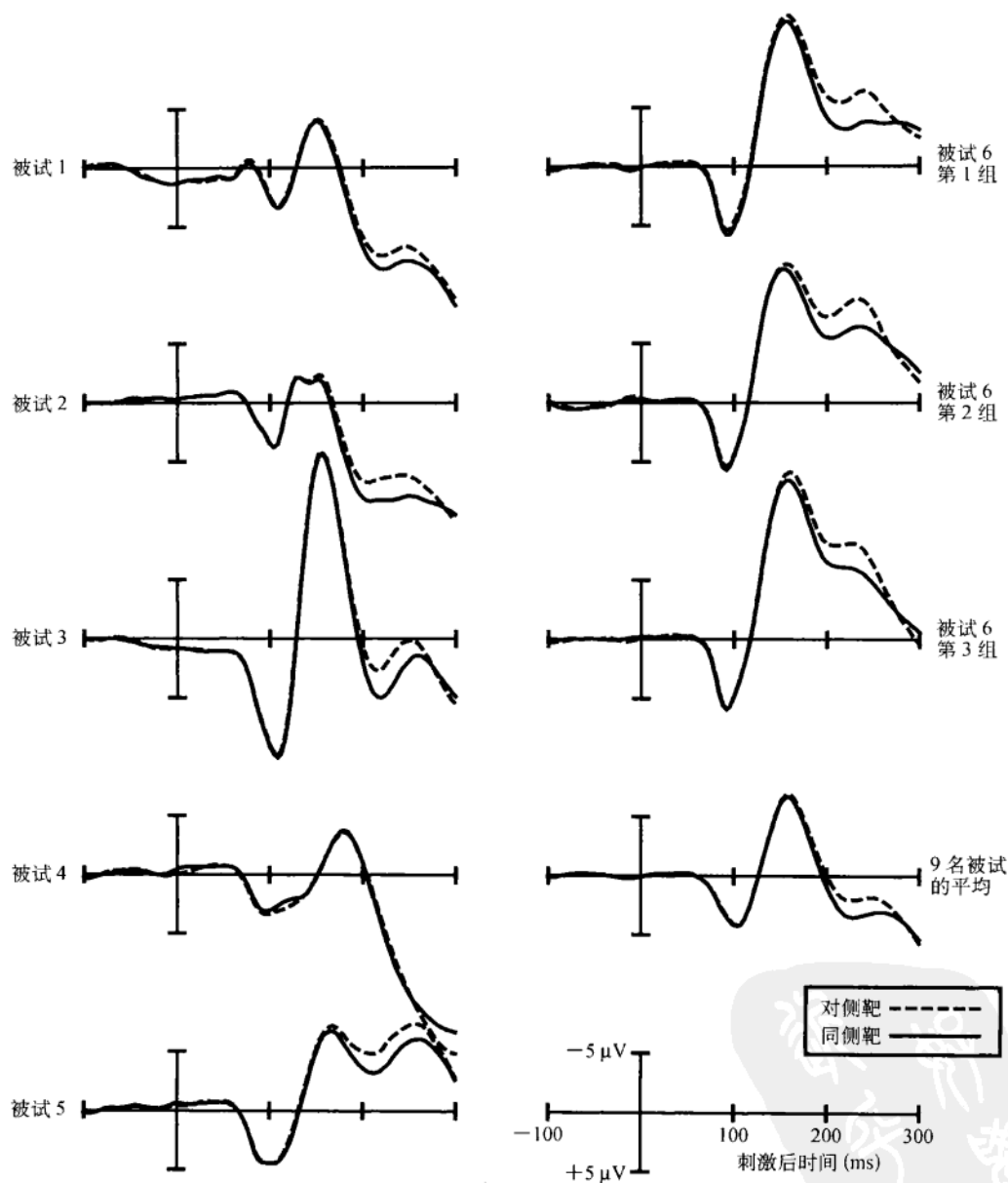


图 1.3 平均 ERP 波形可靠性举例。该图显示了 6 名被试 N2pc 实验的数据(从 9 名被试中随机选取)。被试 1—5 参加了一组实验,而被试 6 参加了三组实验。图的右下方显示了该实验 9 名被试的平均图形。图中负电压向上。

被试不同的,这样,组平均的峰值就不会和个体被试的峰值处在同一个时间点上;甚至还可能在一些点上,一些被试是正值,而另一些被试却是负值。所以,组平均就比大多数个体被试的波形小。这是一个很好的例证,表明简单的数据处理方法是怎样以某种预料不到的方式影响 ERP 波形的。

有这样一些研究证明,如果把一百张随机选择的面孔照片放在一起平均,结果产生的平均面孔很有魅力,而且看起来与另一组的平均面孔是一样的,而后者只不过是同一人群中随机选取的另外一百人的平均。就我的经验而言,ERP 波形也会是这样的。只要我用一套给定的刺激做实验,那么 10 到 15 名被试的组平均就很好看了,而且,与另一个相似实验的 10 到 15 名被试的组平均比较,看起来会非常相像。当然,如果实验之间的刺激或任务不同,那么,波形就会有差别;而且有时,你还会遇到波形比较奇怪的一些被试,以致组平均也有点怪。但通常会看到的是,组平均在实验之间存在大量相似性。

21

ERP 技术的优缺点

与行为测量的比较

最早将 ERPs 应用于认知神经科学研究的,主要是在离散刺激反应实验范式中用来代替运动反应速度与正确率的测量。就此而言,ERPs 有两个明显的优点。第一,外显行为反应反映的是多个个别认知过程的输出。我们很难说反应时(reaction time, RT)和正确率的变化是由其中某个特定认知过程变化引起的。而 ERPs 则能提供一种刺激与反应之间连续过程的测量,这就有可能确定受特定实验操作影响的是哪一个或者哪些处理阶段。我们以 Stroop 实验范式为例来说明这一点。在这个范式中,被试要回答一个词是用什么颜色书写的?当词义与墨水颜色不一致时,被试的反应要比一致时慢(例如,当用绿墨水书写“red”[“红”]时,被试回答“绿”的反应时,慢于用绿墨水书写“green”[“绿”]时的反应)。但这些减慢的反应,到底是由于知觉过程的减慢,还是由于反应过程的减

22

慢,简单观察行为反应是很难回答的。而 P3 波的研究,对于探索这个问题却很有用。特别是,已经证实当知觉过程延迟时,P3 波的潜伏期会变长;而一些研究同时也证实,Stroop 范式的不匹配试次,其 P3 潜伏期并不延迟。这就表明,RT 反应的延长是来自知觉后的某个阶段(如 Duncan-Johnson & Kopell, 1981)。可见,对于确定哪个或者哪些处理阶段受到特定实验操作的影响,ERPs 是非常有用的(详细例子请见 Luck, Woodman, & Vogel, 2000)。

与 ERPs 相比,行为测量的第二个优势是,它们能够在没有行为反应的情况下,提供一种关于刺激处理的实时测量。例如,我自己的很多研究都涉及注意刺激与忽略刺激处理的比较,而使用 ERP 记录,就有可能对不要求反应的忽略刺激进行“内隐”(“covertly”)监测。类似地,语言理解的 ERP 研究也可以用来对句子中间的一个词进行实时评价,而无需依赖句子结束后的行为反应。所以,实时信息处理的内隐监测能力是 ERP 技术最大的优点之一。因此,我喜欢把 ERP 技术叫做“21 世纪的反应时”。

23

但比起行为测量,ERP 记录也有某些缺点。最明显的缺点是,ERP 成分的功能意义实质上远没有行为反应的功能意义那样清楚。例如,在大多数情况下,我们不知道作为某种 ERP 反应基础的特异性生物物理事件是什么,或者不知道那些事件在信息处理中的结果是什么。而相比之下,当计算机记录到一个按键反应时,关于这个信号意味着什么,我们却有清楚得多的理解。例如,当条件 A 的 RT 比条件 B 的 RT 长 30 ms 时,我们就知道,在条件 A 时,其对刺激的编码、处理以及反应所需的时间,要比条件 B 长 30 ms。而当条件 A 的一个 ERP 成分的峰潜伏期比条件 B 长 30 ms 时,如果没有一系列的假设与推理,我们就得不出结论(见第二章有关 ERP 潜伏期测量问题的若干讨论)。当然,解释认知的生理测量,总是需要一定推理的;但毕竟某些测量比起其他测量更容易解释。例如,如果我们记录到一个动作电位,我们对产生这个动作电位的生物物理事件,以及这个动作电位在信息处理中所起的作用,都会理解得非常好。因此,在 ERP 实验中的这些基本信号,要比在行为实验或者单细胞记录中的基本

信号,更难解释(但与 fMRI 实验中的 BOLD 信号[blood oxygen level-dependent]相比,也许不会更难解释)。

ERP 技术的第二个缺点是,由于 ERPs 太小,通常必须通过大量的试次才能精确地测到。在大多数行为实验中,每种条件每个被试只需大约 20—30 个试次就可以观察到反应时的差异,而 ERP 反应,则每种条件每个被试常常需要 50、100,甚至 1000 试次。我常常在设计 ERP 实验时,开了个头就放弃了,因为算下来每个被试需要进行 10 个小时的数据搜集。我很少进行令每个被试数据搜集时间接近 3 小时那样的实验,这就对 ERPs 能够回答的问题类型产生了一个明显的限制。例如,某些行为实验,如非注意盲视(inattentional blindness)范式中,一个被试在一种条件下只能接受一个试次的实验,我们就无法通过这类实验收集 ERP 数据。

与其他生理测量的比较

表 1.1 将 ERP 技术(连同相应的事件相关磁场或 ERMF 技术)与某些其他生理记录技术,在主要的方面(无创性、空间分辨率、时间分辨率以及费用)做了比较。所考虑的其他技术包括,微电极测量(单细胞、多细胞,以及局部场电位记录)和血液动力学测量(PET 和 fMRI)。

表 1.1 微电极测量(单细胞、多细胞以及局部场电位记录)、血液动力学测量(PET 和 fMRI)以及电磁测量(ERPs 与 ERMFs)在无创性、空间分辨率、时间分辨率与费用方面的比较

24

	微电极测量	血液动力学测量	电磁测量
无创性	差	良(PET) 优(fMRI)	优
空间分辨率	优	良	不确定或差(ERPs) 不确定或较好(ERMFs)
时间分辨率	优	差	优
费用	比较贵	昂贵(PET) 昂贵(fMRI)	不贵(ERPs) 昂贵(ERMFs)

无创性 微电极技术要在脑中插入一根电极,所以基本只限于非人类(少数情况用于人的神经外科)。灵长类动物记录的主要缺点是,人

25

类脑不同于灵长类动物的脑;其次是,猴子实验需要几个月的训练时间才能执行人类五分钟就可以学会的任务。而且,猴子一旦完成训练,通常还要有几个月的时间来执行这个任务,并进行记录。由此,猴子常常会产生严重的过度训练现象。它们有可能以一种不同于正常状态的方式来执行任务,而这会使得实验结果难于同大量的人类认知实验建立联系。PET 实验在无创性方面也有点问题。为避免被试过度暴露于放射性状态中,一个被试只能进行少数实验条件的检查。而从一个被试收集的 ERPs 或 fMRI 数据量,却基本不受限制。

空间与时间分辨率 很多作者都提到,电磁测量与血液动力学测量具有空间与时间分辨率的互补模式。电磁测量具有高时间分辨率与低空间分辨率,而血液动力学测量具有高空间分辨率与低时间分辨率。ERPs 在最佳状态下有 1 ms 或者更好的时间分辨率,但血液动力学测量由于受到血液动力学迟缓性质的限制,只有几秒钟的时间分辨率。二者差别超过上千倍。因此,使用 ERPs 能够很容易地来探索那些不能指望由 PET 和 fMRI 来探索的问题。但血液动力学测量具有毫米级的空间分辨率,这是电磁测量不可能做到的(在某种特殊条件下也许可以)。事实上,如我在本章后面以及在第七章中的更详尽讨论,ERP 技术的空间分辨率基本上是不确定的。这是因为无限的 ERP 起源都能够解释所给定的 ERP 数据模式。与 PET 和 fMRI 不同,当前技术尚不能确定 ERP 定位的误差范围(典型情况是,有若干个源同步激活)。也就是说,当前技术无法知道一个 ERP 定位估计距离真实的起源到底是在多少毫米的范围之内。也许有一天我们能确切地定位 ERP 的来源,但现在 ERP 技术的空间分辨率还是不确定的。

26

ERPs 不容易被定位这个事实会导致一个常被忽视的后果。具体说,在任何一个给定的瞬间从一个电极所记录到的电压,它反映的是多个不同 ERP 起源的综合结果。而每个起源又都反映了不同的神经认知过程(neurocognitive process)。这就使得从整个 ERP 波形中分离出单个的 ERP 成分十分困难。如果不能可信地分离出单个 ERP 成分,那么我们通常就难于得出很强的结论。这可能是 ERP 技术的一个最大缺陷。我将

在第二章将更详细地讨论这个问题。

费用 ERPs 的费用比起表 1.1 中的其他技术都要便宜得多。花不到 5 万美元就有可能建起一个很好的 ERP 实验室。做一个被试的实验,其材料耗费也很便宜(1—3 美元)。一个研究生或者一个高年级大学生就可以很容易地完成 ERP 记录。有关 ERP 储存与分析数据的费用也是最低的。由于计算设备费用的减少,近二十年 ERP 设备的费用更是大幅降低了。另一方面,由于维护机器的大量人员与折旧费用,因此, fMRI 还是相当昂贵的。使用一次 fMRI,一般需要 300—800 美元。而由于需要短半衰期的放射性同位素以及医务人员, PET 就更贵了。最后,由于饲养猴子的费用、外科与动物护理设备的费用以及从清醒活动猴子记录电生理数据的高水平专业技术,因此单细胞记录也很贵。

选择适宜的研究问题

既然 ERP 技术有明显的优点也有明显的缺点,那么,将 ERP 实验用于最适宜于 ERPs 的问题上就显得十分重要了。例如, ERPs 对于探索受某种操作影响的某一神经认知过程确实是很有用的,但不太适宜于那些涉及神经解剖特异性的问题(某些特殊条件除外,参见第七章)。此外, ERP 技术特别适合于那些可以用一个相对容易分离的成分(如 N2pc 成分及侧向化准备电位)来回答的问题,或者所提问题能够完全避免识别某个特异性 ERP 成分。不幸的是,目前尚没有简单的规则可以用来确定某一问题是否适宜于用 ERPs 来回答。不过,我在第二章将会讨论很多一般性的原则。

27

ERP 的神经起源

基本电学概念

在阅读这一部分之前,我希望你读一读附录。该附录综述了电磁学的一些重要原理。也许大家若干年前在物理课上学过这些内容,但就 ERP 记录问题而重温一次还是值得的。如果你不十分肯定电流与电压之

间的差别是什么,或者你搜肠刮肚也想不起欧姆定律,那么你一定应该读一读这个附录。我承认,这个附录也许会有点令人厌倦,但它还算简短,也不十分复杂。

神经元的电活动

为了解从头皮所记录到电压的本质,我们首先要理解脑内所产生的电压。与神经元有关的电活动主要有两种形式,即动作电位与突触后电位。动作电位是一种离散的电压尖峰,而且从细胞体的轴突起始处向轴突末端传递,然后在末端释放神经递质。突触后电位是当神经递质结合于突触后细胞膜受体时产生的电压。其原理是神经递质引起离子通道的开放与闭合,从而导致跨细胞膜电位的梯度变化。如果把电极放在活体脑组织细胞之间的空间,那么两种形式的电位都可以被记录到。通过插入脑内的微电极,分离来自单个神经元的动作电位是相当容易的;但通过活体细胞外记录,完全分离出单个神经元的突触后电位,实际上是不可能的。结果,活体单个神经元记录(“单细胞”记录)测量的是动作电位,而不是突触后电位。当同时记录许多神经元时,我们才有可能测量到综合的突触后电位或者动作电位。从神经元群(large populations of neurons)进行的动作电位记录,叫做“多细胞”记录(“multi-unit” recordings);从神经元集群(large groups of neurons)进行的突触后电位记录,叫做“局部场电位”记录(“local field potential” recordings)。

在大多数情况下,由于动作电位的时间特性和轴突的物理排列特点,表面电极是不可能检测到动作电位的。当一个动作电位生成时,电流在轴突的某一点上快速进出。然后,同样的进出也会沿着轴突出现在另一点上。依此类推,直到动作电位到达神经末端。如果两个神经元发放的动作电位沿着互相平行的轴突传递,而且两个动作电位在时间上是准确同时出现的话,那么来自两个神经元的电压会相加,在其附近电极所记录的电压大约等于从一个神经元记录的动作电位的两倍。但如果一个神经元的放电比另一个稍晚一些,那么对于一个给定位置,其电流方向在一个轴突是流入,而同时在另一个轴突则是流出,彼此相互抵消,那么在附近

电极上产生的信号就小得多。又由于神经元很少能准确地在同一时间(即在毫秒范围内)放电,因此,不同轴突上的动作电位一般是相互抵消的。想从大量神经元记录动作电位的唯一方式就是把电极放在细胞体附近,而且要使用只对附近神经元敏感的、高阻抗电极才行。其结果是,ERPs反映的是突触后电位,而不是动作电位(除非在极端少数情况之下)。

突触后电位的累加

一个动作电位持续大约一个毫秒,但突触后电位却能持续几十甚至几百毫秒。此外,突触后电位主要局限于树突与细胞体;它基本上是瞬间出现,而不是以固定速率沿着轴突传递。在一定条件下,这些因素就允许突触后电位累加,而不是抵消,于是我们就有可能在较远的距离(即在头皮处)记录到它们。

很少有研究考查过引起头皮 ERPs 的生物物理事件,但图 1.4 给出了对这一问题目前最好的猜测。正如图 1.4A 所示,如果皮层锥体细胞的顶树突释放一种兴奋性神经递质,那么电流就会从细胞膜外流入细胞内,于是在顶树突区域的细胞膜外部就带负电;同时,为了形成一个环路,电流又会从细胞体与基树突流出,造成这个区域带正电。结果,顶树突的负电与细胞体的正电就形成一个微小的偶极子(dipole)。简单地说,一个偶极子就是小距离隔开的一对正、负电位。

来自单个神经元的偶极子很小,我们不可能从远距离的头皮电极记录到它。但在一定条件下,来自多个神经元的偶极子会累加,我们就有可能在头皮测量到结果电压。对于可在头皮上记录到的累加电压,必须有成千上万神经元的偶极子几乎同时出现才行。而且,来自单个神经元的偶极子还必须在空间上呈现一定的排列。如果神经元的朝向是随机排列的,那么一个神经元的正电就可能相邻于另一个神经元的负电,这样就会相互抵消。类似地,如果一个神经元接收到兴奋性神经递质,而另一个神经元接受到抑制性神经递质,那么神经元偶极子朝向相反,也会抵消。但如果所有神经元都有相似朝向,而且都接收到同样类型的输入,那么,它们的偶极子就会累加,其结果电压在头皮上就是可测量的。这种情况最

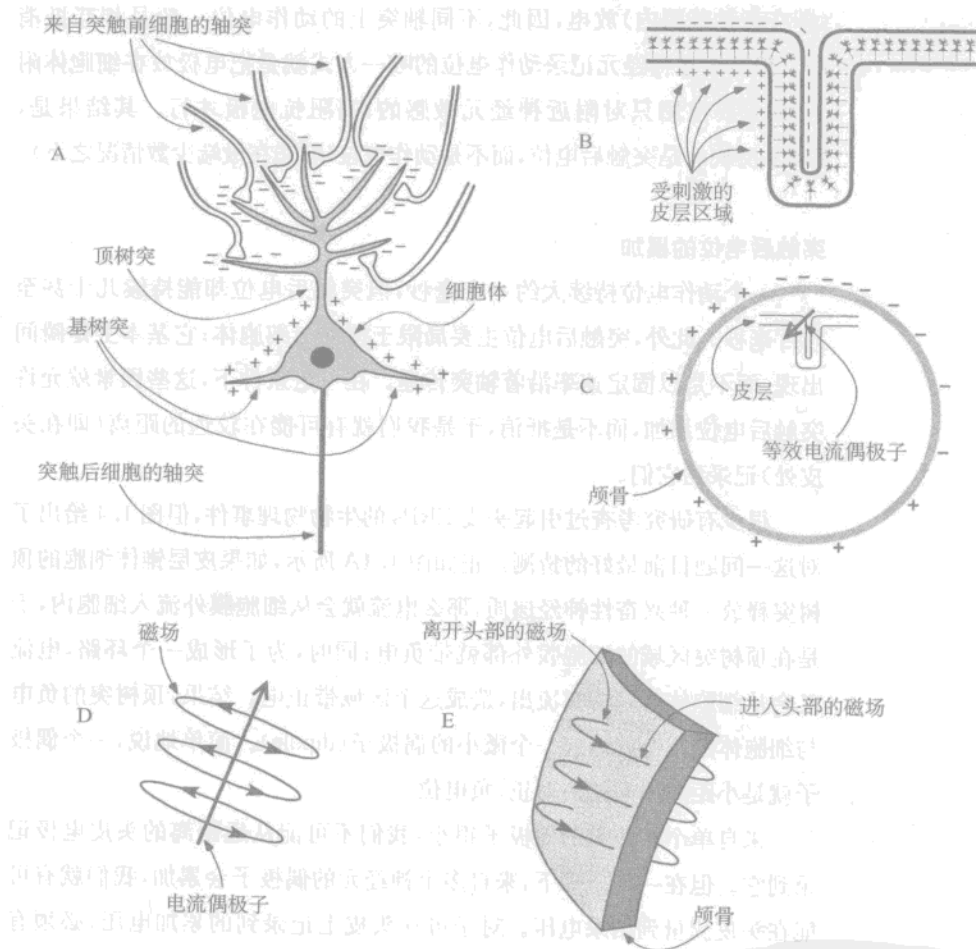


图 1.4 ERPs 产生原理。(A)锥体细胞神经传递图解。突触前末端释放兴奋性神经递质,引起正离子流入突触后神经元,从而在这个神经元的细胞体以外区域产生膜外负电位(用“-”号表示)。这就形成了一个偶极子。(B)折叠的皮层小片包含很多锥体细胞。当这块区域受刺激时,来自各个神经元的偶极子就会累加。(C)来自多个神经元的累加偶极子约等于一个单个等效偶极子,在图中以一个箭头表示。这个偶极子的位置和朝向就确定了头表面上所记录到的正、负电位分布。如果偶极子连同围绕着它的磁场图示。(D)一个电流偶极子所产生的磁场图示。(E)紧贴头颅表面内侧的一个偶极子所产生的磁场图示。如果偶极子大致平行于头颅表面,我们就可以记录到离开或进入头部的磁场,而如果偶极子呈放射状排列,就记录不到磁场。(Reprinted with permission from Luck and Girelli 1998, [© 1998 MIT Press.])

有可能出现于皮层锥体细胞。正如图 1.4B 所示,它们的排列都垂直于皮层表面。

各个偶极子的这种累加是受皮层表面的不平坦以及众多皱褶所影响的。然而,幸运的是,物理学家已经证明很多偶极子的累加基本上等效于对这些偶极子进行朝向平均所得到的单个偶极子²。这个平均偶极子叫做等效电流偶极子(ECD, equivalent current dipole)。需要注意的是,只要这些偶极子的朝向,相互差异大于 90 度,那么它们就会在某种程度上相互抵消,达到 180 度时就完全抵消了。例如,小脑蒲肯野氏细胞(Purkinje cell)的排列很漂亮而且总是垂直朝向皮层表面,可惜由于皮层表面高度皱褶,以致一小片皮层的偶极子几乎总是被附近另外一小片相反方向的偶极子所抵消,因此,我们很难或者不可能从头皮记录到小脑的电活动。

容积传导

32

如图 1.4C 所示,当在大脑这样的传导介质里存在一个偶极子时,电流就会通过介质传导,直至到达表面。这就叫做容积传导(volume conduction)。表现在头皮表面任一点上的电位将不仅依赖于源偶极子的位置与朝向,也依赖头各个部分的阻抗与形状(最重要的是脑、颅骨与头皮;眼眶也有影响,特别是对于前额叶皮层的 ERPs 尤其如此)。

在一个传导介质中,偶极子两极之间的电传导并非直接进行,而是通过容积导体进行扩散,其结果就是 ERPs 在脑内的扩散。此外,电活动倾向于走最小阻抗的通路。因此,ERPs 在遇到高阻抗的颅骨时,倾向于向侧面扩散。以上两种因素会大大模糊头皮表面上的电位分布,大脑某一部分所产生的 ERPs 可以导致相距很远的另一部分头皮的电位变化。研究者提出了一些去模糊算法。它们或者是估算电流,或者是通过电位分布来估算脑表面的实际电位分布,以此减少上述的模糊或污染(Gevins et al., 1999; Pernier, Perrin, & Bertrand, 1988)。这些方法很有用处。但应当注意的是,它们仅仅去掉了模糊来源中的一种(即颅骨的影响),并不表示获得了 ERP 起源的真实位置。

另外一点是,电是以接近光速传播的。从实际情况来看,我们在头皮上所记录的电位都反映了同一瞬间脑内所发生的事情。

磁场

用磁场记录代替电位记录可以在很大程度上避免因高阻抗颅骨所引起的电位污染。如图 1.4D 所示,一个电偶极子总是被一个磁场所包围,而且,这些磁场会以与电位相同的方式累加。因此,不管什么时候,只要产生了 ERPs,那么在 ERP 偶极子附近就会产生磁场。而且,磁场是可以穿透颅骨的³。磁场并不因颅骨而模糊或受污染,从而磁场记录可具有比电位记录更高的空间分辨率。与 EEG 相当的磁场记录图叫做脑磁图(MEG, magnetoencephalogram),而与 ERPs 相当的磁场叫事件相关磁场(ERMF, event-related magnetic field)。

如图 1.4E 所示,一个平行于头皮表面的偶极子会伴有一个在偶极子一侧离开头部而在另一侧进入头部的磁场。如果在头部附近放一个超量子干涉仪(SQUID, super-conducting quantum interference device)的高灵敏度探测器,我们就可能测出这些离开或重新进入头部的磁场。由于磁场不像电位那样受到污染,因此它能提供更精确的定位。不过,我在第七章将会讨论,ERPs 与 ERMF 记录的结合甚至能提供比单独 ERMF 还要精确的定位。不幸的是,由于超导冷却非常昂贵,而且衰减相对强大的地磁场所必备的磁屏蔽记录室也很昂贵,因此磁记录也是非常昂贵的。

ERP 定位

如果我告诉你在一个已知电导分布的容积导体中一组偶极子的位置与朝向,那么你就有可能使用一组方程计算出相应于这些偶极子的可以观察到的电位分布。这叫做前向问题或者正问题(forward problem)。这个问题相对容易解决。但是,如果我向你提供的只是观察到的电位分布,并要求你告诉我相应偶极子的位置和方向,那么你就给不出答案。这叫做逆问题(inverse problem)。数学家还把它叫做不适定(ill-posed)问题或者不能充分证明的(underdetermined)问题。这就是说,不止一组偶极子

可以解释给定的电位分布。事实上,在 150 多年前研究者就已经知道,有无限多的偶极子构成都可以产生任何给定的电压分布(Helmholtz, 1853; 也见 Nunez, 1981; Plonsey, 1963)。所以,我们不可能知道这么多偶极子构成中的哪一个才是真正产生所观察到的电位分布的来源。

但是,我们有可能利用一些附加限制来克服逆问题的病态性质。不过,目前还不存在被广泛接受的数学技术,可以提供一种简单可靠的 ERP 起源定位方法。所谓简单可靠,就是要求一种技术能够提供合理的、小的、同时又易于验证的误差范围,从而有可能提供关于 ERP 反应的解剖定位描述的 p 值或者或然率(likelihood ratio)。例如,我希望能够这样说,在一个具体实验中,N2pc 成分是起源于梭状回 12 mm 范围之内,而这个定位的错误概率应该小于 0.05。不过据我所知,目前还没有一种数学定位技术能够作出这样的描述。

如本章先前讨论过的那样,ERP 技术的主要优点是它的高时间分辨率。其次是它的无创性以及它关于心理过程的内隐性与连续测量能力。空间分辨率不是 ERP 技术的强项。因此,适用于 ERP 技术的研究主要是那些能发挥 ERP 技术强项而又不受其缺点限制的探索。

关于 ERP 定位,我在第七章将会更为详细地介绍。

主要 ERP 成分介绍

本部分描述了认知神经科学研究中常见的 ERP 成分。其中某些成分也许需要用一章来论述,但我这里只给出最基本的内容。更深入的描述,请参见 Coles 和 Rugg(1995),Hillyard 和 Picton(1987),Picton 和 Stuss(1980),Näätänen 和 Picton(1986)以及 Rugg(1989)等相关著述。

在开始之前,我还要澄清某些 ERP 初学者常常混淆的事情。特别是,ERP 成分通常使用像 P1 和 N1 这样的符号来表示波形的极性和所处的时间位置。对此,你必须小心,不要随便地把这些符号同基于脑内活动的特性相联系。最明显的是,来自不同感觉通道的感觉成分,它们虽然有同样的符号,但一般却没有功能上的相关。它们仅仅在波形上具有相同的极性和相同的时间位置而已。例如,听觉的 P1 与 N1 成分,就与视

觉的 P1 与 N1 成分无关。某些像 P3 那样的晚成分,基本上独立于感觉通道,但却也有可能包含通道特异性子成分(如 Luck & Hillyard, 1994a)。即使在同一个感觉通道,不同实验中的 N2 成分也可能不一样。当有些研究者在潜伏期之上画一道横线时(如 $\overline{P300}$),那是指一个理论上的概念实体,而不是任何一个具体实验中所观察到的峰极性与潜伏期。

视觉的感觉反应

C1 第一个重要的视觉 ERP 成分通常叫 C1。它主要出现在头后部的中线电极位置,由于它的极性是变化的,所以和大多数其他 ERP 成分不同,没有使用 P 或 N 的标识。C1 被认为是来自 V1 区(初级视觉皮层)。对于人类,它是在矩状裂周围。负责编码下视野信息的 V1 区位于矩状裂上缘,而负责编码上视野信息的 V1 区则位于矩状裂下缘。结果是,对于下视野刺激,在矩状裂上方的头部进行记录时,电位是正的;而对于上视野刺激,则是负的(Clark, Fan, & Hillyard, 1995; Jeffreys & Axford, 1972)。对于视野水平中线上的刺激,C1 波则很小或者有点儿正向,以致与 P1 波结合成一个单一的波。鉴于以上的结果,除非用上视野刺激产生负的 C1 波(它可以很容易地与正的 P1 波相区分),否则我们通常是看不到明显的 C1 波的。C1 波一般出现在刺激后 40—60 ms,刺激后 80—100 ms 达到峰值,而且高度敏感于对比度、空间频率等刺激参数。

P1 P1 波在 C1 波之后,它主要见于两侧枕区,一般开始于刺激后 60—90 ms,峰在 100—130 ms 之间。但要注意,由于与 C1 波的重叠,所以我们很难精确确定 P1 波的起始时间。此外,P1 潜伏期的变化实质上依赖于刺激的对比度。一些研究致力于通过数学模型方法来定位 P1 波,有时还要结合 fMRI 结果来帮助定位。这些研究表明,P1 波的早期部分起源于背侧外纹状皮层(枕中回),而其晚期部分的起源则主要在腹侧梭状回(见 Di Russo et al., 2002)。但请注意,在视觉刺激后 100 ms 之内,至少有三个不同的视区被激活。这些区域中有很多被认为对 C1 与 P1 潜伏期范围内的电位记录有贡献。像 C1 波一样,P1 波也敏感于刺激参数的变化。这与它可能起源于外纹视皮层的认识是一致的。P1 波还敏

感于空间注意的指向(见 Hillyard, Vogel, & Luck, 1998 的综述)以及敏感于被试的唤醒状态(Vogel & Luck, 2000),但其他自上而下的变量则似乎不影响 P1 波。

N1 N1 波出现在 P1 波之后,包括几种视觉 N1 子成分。最早的子成分是刺激后 100—150 ms 在头前部电极上的峰。而在头后部似乎至少有两种 N1 成分,其峰一般都在刺激后 150—200 ms 出现。其中一种 N1 子成分来源于顶区皮层,另一种来源于两侧枕区皮层(见 Hillyard et al., 1998; Mangun, 1995 的综述)。此外,被试执行辨别任务时的两侧枕区的 N1 子成分要比执行检测任务时更大。由此我们可以认为,这个子成分反映了某种辨别过程(Hopf et al., 2002; Ritter et al., 1979; Vogel & Luck, 2000)。

P2 一个明显的 P2 波跟随在 N1 波之后。它位于头前部与中央头皮区域。这个成分在刺激包含靶特征时更大。当靶刺激相对罕见时,它的反应也增强(见 Luck & Hillyard, 1994a)。在这一意义上,头前部 P2 波类似于 P3 波,但头前部 P2 反应仅出现于由相当简单的特征定义的靶刺激,而 P3 反应则对于任意复杂的靶刺激类别都会出现。不过在头皮后部,P2 波常常与 N1、P2 以及 P3 的重叠而难于区分。结果是,我们对于头皮后部 P2 波了解不多。

N170 与顶正电位 Jeffreys(1989)比较了面孔刺激与非面孔刺激的反应,并发现一种差异波。它在 150—200 ms 之间,位于中央区的中线部位,取名为顶正电位(vertex positive potential)。因位于头部的顶端,所以这个电极位置叫做顶区。Jeffreys 还提到,这个反应在两侧的极性是反转的,但他却没给出颞下皮层相应电极位置的任何记录。此后,其他实验室的研究使用了更多的电极,并发现面孔刺激比非面孔刺激在枕区两侧诱发出更负的电位。特别是在右半球,其峰大约在 170 ms(Bentin et al., 1996; Rossion et al., 1999)。这个反应被叫做 N170 波,与顶正电位刚好处于同一个偶极子的两端(尽管这不是百分之百肯定的,参见 George et al., 1996; Rossion et al., 1999)。

倒置面孔与正向面孔相比,其 N170 更晚更大,使得 N170 成为面孔

特异性的一个标志。当被试正向观看非面孔刺激并累积了足够经验时,我们也会观察到上述倒置效应(Rossion, 2002)。其他研究还证实,像字词等其他高度熟悉的刺激也可诱发顶正电位以及 N170 (Schendan, Ganis, & Kutas, 1998)。不过, N170 的面孔特异性仍然是一个值得讨论的话题 (Bentin & Carmel, 2002; Carmel & Bentin, 2002; Rossion, Curran, & Gauthier, 2002)。

听觉的感觉反应

早成分 在适当条件下,我们可以在听刺激后 10 ms 之内观察到一系列的 ERP 峰。多种证据表明,这些峰起源于脑干听觉通路的各个阶段。因此,把这些峰叫做脑干诱发反应 (brainstem evoked responses, BERs) 或者听觉脑干反应 (auditory brainstem responses, ABRs)。BERs 对于评价听觉通路,特别是婴儿,是非常有用的。我的两个孩子出生时都做过 BER 检查。看到我所从事的主要研究技术之一显示出很重要的临床应用,实在感到惬意。BERs 之后是中潜伏期成分 (指 10—50 ms 之间的反应)。它们至少部分起源于内侧膝状体和初级听觉皮层。研究者在中潜伏期还发现了第一个可靠的注意反应。不过,我不知道在这个时间范围里,还有没有影响听觉活动的其他自上而下的变量。中潜伏期成分之后是听觉 P1 波 (大约 50 ms),它在额—中央区最大。

N1 和视觉 N1 波一样,听觉 N1 波也有几种不同的子成分 (见 Näätänen & Picton, 1987 的综述)。这包括 (1) 额—中央成分,峰在 75 ms 左右,可能起源于颞叶背侧表面的听觉皮层; (2) 顶区最大电位,尚不知起源,峰在 100 ms 左右; 以及 (3) 一个峰在 150 ms 左右的位于更外侧的成分,可能起源于颞上回。而且,分离听觉 N1 波可能的 (如 Alcaini et al., 1994)。N1 波对注意很敏感。尽管在 N1 潜伏期范围里某些注意效应只是一个内生成分的加入,但是注意还是能够影响 N1 波本身 (或者至少影响 N1 的某些子成分) (Woldorff et al., 1993)。

失匹配负波 失匹配负波 (mismatched negativity, MMN) 是在被试处于相同刺激的重复序列时,因偶然出现不匹配刺激时所观察到的一种

波(如在一系列 800 Hz 的喀哒声中,偶然出现 1200 Hz 的喀哒声)。这种不匹配的刺激诱发出一个负走向波。它在中央区的中线位置最大,峰在 160—220 ms 之间。当刺激与任务相关时,其他一些成分也会敏感于失匹配,但 MMN 即使在刺激与任务不相关的情况下也能观察到(如当呈现刺激时,被试正在读一本书)。但是,如果让被试非常强烈地集中注意于另一只耳的竞争性刺激,那么对于这只耳上的失匹配刺激,MMN 也会消失(Woldorff, Hackley, & Hillyard, 1991)。所以有人认为,MMN 反映了一种相对的自动化过程,这个过程对输入刺激与先前刺激的感觉记忆痕迹进行比较。

体感、嗅觉与味觉的感觉反应

40

绝大多数的认知 ERP 实验都使用听觉或视觉刺激。所以,对于其他通道的 ERP 成分,我将只提供一个简单的描述。大脑对于体感刺激的反应,是从一个少见的 ERP 成分之一开始的(有时叫做 N10)。它来自外周神经,反映动作电位,而不是突触后电位。接着是一组皮层下成分(大约 10—20 ms)和一组短一中潜伏期的皮层成分(20—100 ms)。然后在大约 150 ms 可以看到一个 N1 波,接着是大约在 200 ms 的 P2 波(有时将这两个峰一起叫做顶电位[vertex potential])。

因为对于嗅觉与味觉通道,精确地确定刺激的起始时间是很困难的(而这对计算平均 ERP 波形是必需的),所以这些 ERP 反应是很难记录的。但最近的研究表明,使用适当的刺激设备是可以记录到这些电位的(如 Ikui, 2002; Wada, 1999)。

N2 家族

研究者对 N2 时程展开了大量研究。他们在这个时程识别出很多不同而清楚的成分(参见 Luck & Hillyard, 1994a; Näätänen & Picton, 1986 的进一步讨论)。正如 Näätänen 和 Picton(1986)所描述的,一个重复的非靶刺激会诱发一个 N2 偏移。它可以被看作是基本的 N2(尽管它毫无疑问地包含几种子成分)。如果在重复系列中偶尔呈现另一个刺激

(常常叫做变异刺激),那么在 N2 潜伏期范围内我们会看到更大的振幅。如果变异刺激是与任务不相关的喀哒声,那么这个反应将由失匹配负波组成(对于视觉失匹配,似乎不会诱发与听觉失匹配完全一致的自动失匹配反应)。如果变异刺激是与任务相关的,那么我们会看到稍微晚一点的 N2 反应,即 N2b(相对地,失匹配负波有时叫 N2a)。对于更不常出现的靶刺激,这个成分就更大,而且它被看作是刺激分类过程的一个信号。与任务相关的听觉与视觉变异刺激都会诱发出 N2b 成分,但听觉刺激的反应在中央区最大,而视觉刺激的反应在头后部最大(Simson, Vaughan, & Ritter, 1977)。实际上,我们尚不知道听觉和视觉的 N2b 成分是不是代表同类的神经加工功能。

在视觉领域里,关于变异性的研究常常是从空间的角度而不是从时间的角度进行的。也就是说,不是在相同项目的时间序列上来检查一个变异项目出现时的反应,而是将相同项目的同步阵列刺激所诱发的 ERP 波形,同包含若干相同项目与一个变异项目的同步阵列刺激所诱发的 ERP 波形进行比较。这样的实验可以分辨出三种 N2 成分(Luck & Hillyard, 1994a)。第一种成分是双侧前部反应。即使变异项目不是靶刺激,它也会出现(但它却不像 MMN 那样是自动的,因为即使不是靶刺激,也只有被试在搜索某种变异靶的情况下才会出现)。接着在头后部还出现两种 N2 成分。它们仅当变异项目是靶刺激(或看上去像靶刺激)时才出现。这两种成分之一是标准的 N2b 波。它是双侧性的,而且是概率敏感的。另一种成分叫做 N2pc。pc 是后部对侧(posterior contralateral)的缩写,表示这个成分见于靶位置对侧的后部电极。N2pc 成分不是概率敏感的,反映集中于靶位置的空间注意(而且对非靶项目可能是抑制的,参见 Eimer, 1996; Luck et al., 1997; Luck & Hillyard, 1994b)。另外,被试在完成视觉工作记忆任务时也出现了对侧负波,但这个负波有一个在顶区更集中的分布,似乎是反映工作记忆保持的某个方面(Vogel & Machizawa, 2004)。

P3 家族

P3 波的时程里也有几种不同的 ERP 成分。Squires、Squires 和

Hillyard(1975)最早做了主要的区分,识别出在额区最大的 P3a 成分和在顶区最大的 P3b 成分。这两种成分都是由意外而不经常的,在音调频率或强度上发生变化的喀哒声所诱发,但 P3b 成分仅仅出现在刺激变化与任务相关时。当研究者(包括我自己)说 P3 成分或者 P300 成分时,他们几乎总是指 P3b 成分(在本书其余部分,我也简单地使用 P3 来代替 P3b)。其他研究证明,在被注意的刺激序列中,一个意外而非一般或者令人惊讶的、任务不相关的刺激会在额区诱发一个类 P3 反应(如 Courchesne, Hillyard, & Galambos, 1975; Polish & Comerchero, 2003; Soltani & Knight, 2000)。然而,我们现在不清楚这个反应是否与 Squires、Squires 和 Hillyard (1975) 先前描述的 P3a 有关。例如, Verleger、Jaskowski 和 Wauschkuhn(1994)提供了这样的证据。当靶虽然不经常,但却在某种意义上能预料到时(该文作者称为是“等待的”时),观察到了 P3b,而上述的额区 P3 波则是由真正意外的或令人惊讶的刺激所诱发。但是我们也不清楚这个额区 P3 是否与 Squires 及其同事(1975)所看到的 P3a 同样都是自动化的。

目前有数千个 P3 实验公开发表。由此你可能认为我们已经对 P3 波有了很彻底的理解。其实这种观点是错误的!我们只知道大量关于各种操作对 P3 振幅与潜伏期的影响,但关于 P3 波到底反映什么样的神经过程或认知过程,尚没有一个清晰的共识。⁴Donchin(1981)提出,P3 波以某种方式与一个叫“情境更新”(context updating)的过程(更新一个人关于当前环境的表征)相关,但对于这种观点并没有令人信服的系列实验证据的支持。这可能是由于我们尚缺乏理论来说明 P3 是怎样随着多种实验操作而变化的。如果你对 P3 波感兴趣,也许你应该读一读 Donchin 的原文(Donchin, 1981)以及 Verleger 对这个观点的强烈批评(Verleger, 1988),还有 Donchin 与 Coles 对这个批评的反应(Donchin & Coles, 1988)。在我实验室关于注意的研究中,我们常常认为,“情境更新”的观点至少是近似正确的。这就导致了許多很有意义的结果(如 Luck, 1998b; Vogel & Luck, 2002; Vogel, Luck, & Shapiro, 1998)。不过,这个假设当然会带来某种风险。所以,在对 P3 波的含义进行假设时,你应

该小心才是。

尽管我们还没有完全掌握 P3 波的含义,但我们却知道影响其振幅与潜伏期的因素(早年关于 P3 的很好的综述文献如:Johnson, 1986; Pritchard, 1981。晚近一些的综述如:Picton, 1992; Polich, 2004; Polich & Kok, 1995)。P3 波的标志性特点是它对靶概率的敏感性:像 Duncan-Johnson 和 Donchin(1977)详细描述的那样,靶概率越低,P3 振幅就越大;不仅整体概率是重要的,局部概率也很重要,因为当有更多的非靶刺激紧邻靶刺激之前时,靶所诱发的 P3 会更大;此外,由任务定义的一类刺激的概率是重要的,而物理刺激概率的不同则不重要。例如,任务是在一系列男女姓名中检测男性姓名,并在检测到的时候按键,而且每个人名只出现一次。在这种条件下,P3 波的振幅大小就依赖于这个系列中男女姓名的相对比例(参见 Kutas, McCarthy, & Donchin, 1977)。类似地,如果靶是字母 E,以百分之十的概率呈现,而非靶是从字母表其他各种字母中随机选择的,尽管这时靶字母在数量上几近任何一种非靶字母数量的 4 倍,而靶仍会诱发出一个很大的 P3 波(参见 Vogel, Luck, & Shapiro, 1998)。

44 当被试对任务付出更多努力时,P3 振幅也会更大。因此,有人将 P3 振幅用作资源分配的一种测量(如 Isreal et al., 1980)。而当被试不能确定一个给定的刺激是否是靶时,则 P3 振幅会更小。这样一来,如果一个任务越困难,那么当被试受到激励而对任务付出更多努力时,就会增加 P3 振幅;而当令被试对刺激的分类缺少把握时,那就会减少 P3 振幅。Johnson(1984,1986)主张,概率(P)、不确定性(U)与资源分配(R)三个变量对 P3 振幅的影响是遵循以下公式的: $P3 \text{ 振幅} = U \times (P + R)$ 。

由于 P3 波依赖于任务所定义刺激的概率,那么 P3 波在逻辑上就一定产生于按照任务规则对刺激进行分类之后。因此,任何延迟刺激分类的操作(包括增加低水平的感觉加工以及高水平的分类加工所需的时间)都肯定会增加 P3 的潜伏期。这是合乎逻辑的。大量研究也肯定了这个预测。P3 潜伏期必须依赖分类刺激所需的时间,但它对分类后的过程却没有逻辑上的依赖关系。一些研究表明,一旦一个刺激已经被分类,那么 P3 潜伏期对于反应的选择与执行所需要的时间就不敏感了(Kutas,

McCarthy, & Donchin, 1977; Magliero et al., 1984)。例如,被试看到刺激 LEFT(左),则用左手按键,看到刺激 RIGHT(右)则用右手按键。这与让被试对 RIGHT(右)用左手反应,对 LEFT(左)用右手反应相比较(大家都知道,后者要增加刺激—反应转换所要求的时间),P3 潜伏期既不加快也不减慢。但如果刺激是知觉衰减的,那么对这些刺激的 P3 潜伏期就会延迟。所以,你可以利用 P3 潜伏期来确定一个给定的实验操作是影响分类的过程,还是影响反应选择与执行的过程(如 Luck, 1998b;相反的观点:Leuthold & Sommer, 1998; Verleger, 1997)。

45

语言相关的 ERP 成分

最令人满意的语言相关 ERP 成分的研究是由 Kutas 和 Hillyard (1980) 首先报道的 N400 (也可参见较为近期的综述:Kutas, 1997)。N400 是一个负走向波,通常在中央区与顶区最大,而且右半球的振幅比左半球稍大。典型的 N400 见于违反语义期待的反应。例如,当逐个单词地在屏幕上呈现句子时,句子“While I was visiting my home town, I had lunch with several old shirts”(我回乡探亲时,同几件旧衬衫一起用午餐)的最后一个单词“shirts”(衬衫)会诱发出一个大的 N400。而如果用“friends”(朋友)代替“shirts”(衬衫),则可能看不出 N400 活动。在词对刺激中的第二个词也能诱发出 N400,“tire ... sugar”(轮胎……食糖)会诱发大的 N400,而“flour ... sugar”(面粉……食糖)则诱发小的 N400。读到或者听到的任何实义词都能诱发出某种 N400 活动。而且,相对不常见的词如“monocle”(镜片),要比相对常见的词如“milk”(牛奶),会诱发更大的 N400。

非语言刺激只要它们是有意义的,也能诱发 N400(或者类 N400 波)。例如,如果一个素描图与之前词或者素描图的系列刺激在语境上不匹配时,就会诱发 N400 (Ganis, Kutas, & Sereno, 1996; Holcomb & McPherson, 1994)。当然,被试可能同时默读刺激,因此,这样的 N400 有可能还是反映语言特性的脑活动。尽管 N400 典型地在右半球更大,但似乎它主要产生于左侧颞叶。对于这个似乎矛盾现象的解释是,左半球基

46

底部的源偶极子并不直指上方,而是稍微偏向中线的缘故。对裂脑病人和脑损伤病人的研究都显示出,N400 是依赖左半球活动的(Hagoort, Brown, & Swabb, 1996; Kutas, Hillyard, & Gazonig, 1988)。来自神经外科病人的皮层表面记录也发现了清楚的证据:左前内侧颞叶出现了类 N400 活动(如 McCarthy et al., 1995)。

但是,违反语法规则会诱发不同的 ERP 成分,其一叫 P600(参见 Osterhout & Holcomb, 1992, 1995)。例如,在句子“The broker persuaded to sell the stock”(经纪人劝说卖掉股票)中,单词“to”所诱发的 P600,大于句子“The broker hoped to sell the stock”(经纪人希望卖掉股票)中单词“to”所诱发的 P600(由于“to persuade sb. to do st.”与“to hope to do st.”的英文语法差别——译者注)。违反语法规则还会诱发一个起始于大约 300—500 ms 的左额区负波。不过,这个负波在比较 wh 问题(wh-questions,如“What is the ...”)与 yes-no 问题(yes-no questions,如“Is the ...”)时,具有同样的反应。考虑到在语法与语义之间存在着重要差别,当性质上属于语法类的词与属于语义类的词诱发出不同的 ERP 活动时,我们应该不会感到惊讶。特别是,功能词(function words,如 to 与 with)在左前部电极位置诱发一个叫 N280 的成分,而实义词(如名词与动词)则缺乏这个成分;相反,实义词诱发一个 N400,而功能词却没有。

错误检测

在大多数的 ERP 研究中,研究者只是简单地抛弃那些行为反应不正确的试次。其实,通过比较错误试次与正确试次所诱发的 ERP 波形,有可能获得关于错误检测中的错误原因与脑反应的某些知识。例如,Geiring 等人(1993)让被试执行一个快速反应任务。在这个任务中,由于需要快速反应,以致被试会犯错误,并且立刻就意识到(如“哎呀,我本来要按左键!”)。当比较正确试次的 ERPs 与错误试次的 ERPs 时,他们在额区与中央区观察到一个恰好开始于反应后的负走向波。Geiring 等人把它叫做错误相关负波(ERN, error-related negativity)。这个现象是 Falkenstein 等人(1990)独立发现的,不过他们把这个波叫做 Ne,而且这

个成分之后还常常跟随一个叫做 Pe 的正向波。更近的研究证明,ERN 可能是由错误反应后的负反馈所诱发的(Gehring & Willoughby, 2002),或者是由观察到别人的错误反应而诱发的(van Schie et al., 2004)。

大多数研究者都认为,ERN 反映了某个系统的活动。这个系统是监控反应的或者它敏感于意愿与实际反应之间的冲突。来自 fMRI 和单细胞记录的证据表明,这些功能出现在扣带前回皮层(Holroyd et al., 2004; Ito et al., 2003)。而且,偶极子源模型的研究也显示,ERN 的头皮分布与扣带前回的起源是一致的(Dehaene, Posner, & Tucker, 1994)。但是,对于像 ERN 这样分布广泛的成分,想在电压分布的基础上以很高的精确度进行定位是很困难的。一个颅内记录的研究在扣带前回确实发现了更为可信的类 ERN 反应证据。不过,这个研究同时也在很多其他皮层区观察到这种类 ERN 反应。所以,ERN 的起源问题尚未肯定。

反应相关的 ERP 成分

如果让被试做一系列偶尔的手动反应,同时并不给与刺激,那么手动反应之前会在额区和中央区有一个慢的负变化。这个变化始于手动反应之前,可提早达 1 秒钟,叫 Bereitschafts 电位(BP, Bereitschafts potential)或者叫准备电位(RP, readiness potential)。它是由 Kornhuber 和 Deecke (1965)与 Vaughn、Costa 和 Ritter(1968)分别发现的。准备电位的头部地形图分布依赖于使用哪一个反应器,会因身体两侧的差别而异,以及因在某侧之内的差别而异。

准备电位的侧向化部分叫侧向化准备电位(LRP, lateralized readiness potential)。它也被广泛用于认知研究。正如在第二章所讨论的,由于从其他 ERP 成分中将 LRP 分离出来是容易的,所以 LRP 特别有用。也就是说,由于 LRP 和反应手之间具有侧向化关系,而其他成分却没有这种关系,因此很容易确定一个给定的实验操作什么时候影响到了 LRP 的时间或幅度。相反,要想确定一个给定的实验操作是否影响到 P3 成分,而且还要确定是否不会影响到与 P3 重叠的其他成分那是很难的。这就是为什么很难确定 P3 成分到底反映了什么认知过程的主要原因之一。

LRP 至少是部分地来源于运动皮层(Coles, 1989; Miller, & Requin, 1992)。这一点所导致的最有意思的结果是,在足部运动之前的 LRP 恰与手部运动之前的 LRP 极性相反。这就反映了以下事实:手部运动的皮层代表区位于外侧脑表面,而足部运动的皮层代表区则位于相反的内侧皮层。LRP 似乎反映了反应准备的某种关键特征:如果刺激起始瞬间的 LRP 大,则反应就越快,而且,对于某个 LRP 的振幅水平,一旦超过它,反应就一定会被触发(Gratton et al., 1988)。

RP 和 LRP 可以存在于反应前几百毫秒,而其他成分则与反应同步得更为紧密。按照早期的认识,开始于反应前 80—90 ms 有一个正走向波重叠在 RP 之上,接着在反应期间有一个负走向波,以及在反应之后还有另一个正走向波。在更近的研究中,研究者还识别出许多与运动更相关的成分和子成分(如 Nagamine et al., 1994; Shibasaki, 1982)。

这里要再次提到在本章开头的简史中所描述过的关联性负变化(CNV),因为它也部分地与运动准备相关。你可以看到,CNV 是在警告刺激与靶刺激之间的一个分布广泛的负波(Walter et al., 1964)。当警告刺激与靶刺激之间的时间延长至几秒钟时,就可以看到 CNV 实际上是由警告刺激后的负波、然后返回到基线以及靶刺激前的负波所组成(Loveless & Sanford, 1975; Rohrbaugh, Syndulko, & Lindsley, 1976)。第一个负波通常被认为是反映警告刺激的,而第二个负波通常被看作是被试准备对靶刺激作反应时所表现出的准备电位。

(范思陆 译)

阅读参考

下面的论文、书籍以及章节为读者提供了关于 ERP 一般性问题的广泛而有见地的讨论。

Coles, M. G. H. (1989). Modern mind-brain reading: Psychophysiology, physiology and cognition. *Psychophysiology*, 26, 251–269.

Coles, M. G. H., Smid, H., Scheffers, M. K., & Otten, L. J. (1995). Mental chronometry and the study of human information processing. In M. D. Rugg & M. G. H.

Coles (Eds.), *Electrophysiology of Mind: Event-Related Brain Potentials and Cognition*. (pp. 86 - 131). Oxford: Oxford University Press.

Donchin, E. (1979). Event-related brain potentials: A tool in the study of human information processing. In H. Begleiter (Ed.), *Evoked Brain Potentials and Behavior* (pp. 13 - 88). New York: Plenum Press.

Donchin, E. (1981). Surprise! ... Surprise? *Psychophysiology*, 18, 493 - 513.

Gaillard, A. W. K. (1988). Problems and paradigms in ERP research. *Biological Psychology*, 26, 91 - 109.

Hillyard, S. A., & Picton, T. W. (1987). Electrophysiology of cognition. In F. Plum (Ed.), *Handbook of Physiology: Section 1. The Nervous System: Volume 5. Higher Functions of the Brain, Part 2* (pp. 519 - 584). Bethesda, MD: Waverly Press.

Kutas, M., & Dale, A. (1997). Electrical and magnetic readings of mental functions. In M. D. Rugg (Ed.), *Cognitive Neuroscience. Studies in Cognition* (pp. 197 - 242). Cambridge, MA: MIT Press.

Lindsley, D. B. (1969). Average evoked potentials — achievements, failures and prospects. In E. Donchin & D. B. Lindsley (Eds.), *Average Evoked Potentials: Methods, Results and Evaluations* (pp. 1 - 43). Washington, D. C.: U. S. Government Printing Office.

Nunez, P. L. (1981). *Electric Fields of the Brain*. New York: Oxford University Press.

Picton, T. W., & Stuss, D. T. (1980). The component structure of the human event-related potentials. In H. H. Kornhuber & L. Deecke (Eds.), *Motivation, Motor and Sensory Processes of the Brain, Progress in Brain Research* (pp. 17 - 49). North-Holland: Elsevier.

Sutton, S. (1969). The specification of psychological variables in average evoked potential experiments. In E. Donchin & D. B. Lindsley (Eds.), *Averaged Evoked Potentials: Methods, Results and Evaluations* (pp. 237 - 262). Washington, D. C.: U. S. Government Printing Office.

Vaughan, H. G., Jr. (1969). The relationship of brain activity to scalp recordings of event-related potentials. In E. Donchin & D. B. Lindsley (Eds.), *Average Evoked Potentials: Methods, Results and Evaluations* (pp. 45 - 75). Washington, D. C.: U. S. Government Printing Office.



本章将讨论 ERP 实验设计与 ERP 解释中的若干主要问题。很多这类问题都只是针对某个研究课题的(例如,在语言实验中词频的均衡问题),但本章将集中于适合大多数认知 ERP 研究的原则问题¹。我将把整章内容提炼成一套 ERP 实验设计与分析的准则与策略。

在讨论电极、平均等基本问题之前,以一章的内容来讨论实验设计与解释,似乎有点奇怪。但实验设计确实是 ERP 实验的最重要因素,而且,ERP 设计原则还牵涉了 ERP 研究中更多的技术问题。

波峰与潜在的 ERP 成分

ERP 成分这个术语是 ERP 研究中最重要,但同时也是最模糊的概念。毫无疑问,一个 ERP 波形是由一系列峰和谷组成的,而这些电压波动反映的却是若干基础的或者潜在的相对独立成分之和。但要分离出这些潜在的成分,使之能够被单独测量,却是极其困难的,这也是设计与解释 ERP 实验的一个最大障碍。因此,ERP 研究成功的关键之一,就是在可观测的波峰与无法观测的潜在成分之间进行辨别。本部分将描述造成潜在成分难以评估的一些因素,并同时给出一套“准则”,以避免误解可观测峰与潜在成分之间的关系。

电压峰并非特异的

图 2.1 的 A—C 显示了可见的 ERP 峰与潜在的 ERP 成分之间的关系。其中 A 显示一个 ERP 波形。而 B 显示一组三个 ERP 成分,当把它们综合到一起时,就等于 A 中的 ERP 波形。在像脑这样的导体中,如果

同时存在几种电压,那么,这些电压的综合效应就准确地等于它们的和。所以,认为 ERP 波形就是若干潜在 ERP 成分相加的一种表达,那是合乎道理的。在大多数 ERP 实验中,研究者都想知道,实验操作是怎样影响一个特异的潜在成分的,但我们却无法直接得到这些潜在成分,我们只能从观察到的 ERP 波形进行推理,这比想象的要难。因此,首先要明白,对于一个观察到的 ERP 波形,电压的最大和最小值(即峰)并不一定是潜在成分的准确反映。例如,在图 2.1A 中,波峰 Peak1 的峰潜伏期就比 B 中 C1 成分的峰潜伏期早得多。这就导致 ERP 实验与解释的第一条准则:

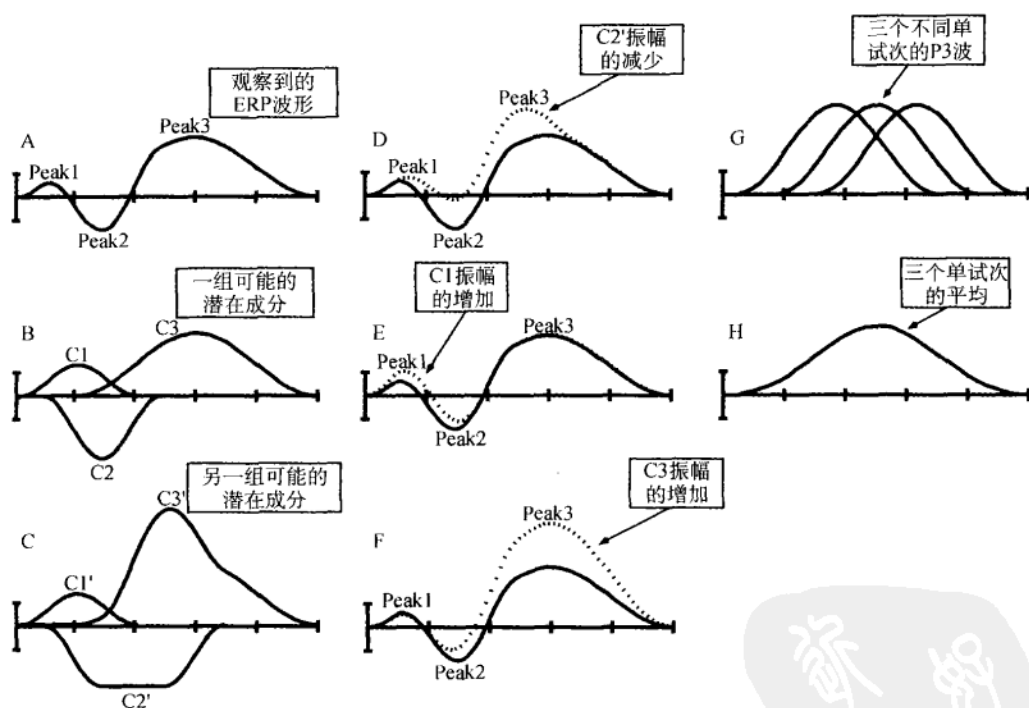


图 2.1 潜在成分的举例。可以将它们综合到一起,从而形成一个可观察的 ERP 波形。图 B 与 C 是两组不同的潜在成分,它们都可以是图 A 的基础。图 D 是 C2' 成分振幅减少 50% 时的综合效果(虚线)与原来波形(实线)的比较。图 E 显示,相对于原来波形(实线),当增加 C1 成分的振幅时,是怎样造成波峰 Peak1 与 Peak2 外形改变的(虚线)。图 F 显示,当 C3 成分振幅相对于原来波形(实线)增加时,它既影响波峰 Peak2 的振幅,也影响波峰的潜伏期(虚线)。图 G 显示一个成分,它有三种不同的潜伏期,即在不同的单试次之间存在时程上的变异;图 H 显示上图三种波形的平均结果。与每个单试次波形相比,它们的波形更宽,峰振幅更小(但面积一样)。

准则 1. 峰和成分不是一回事。峰是电压在局部达到最大值的点,此外别无含义。

按照这条基本准则,一直令我感到困惑的是,研究者们怎么总是使用峰振幅与峰潜伏期来作为潜在成分大小与时程的测量。要知道,这些测量提供的,常常是已高度失真的潜在成分的振幅与时程。而对于 ERP 数据的定量分析,是可以有更好的技术的(见第五章)。

54

峰的形状与成分的形状不一样

图 2.1C 显示的另一组潜在成分,它们综合起来也等于 A 中的 ERP 波形。在这种情况下,A 中 Peak2 的短持续时间和小山一样的形状,与 C 中 C2' 成分的长持续时间和厢式车样的形状,没有多少共同之处,这就导致了第二条准则:

准则 2. 不可能通过看一个单一的 ERP 波形,来估计潜在 ERP 成分的时间过程或者峰潜伏期——波形中某一局部形状与作为其基础的潜在成分之间,可能并没有明显的关系。

当比较两个或更多 ERP 波形时,如果违反了这条准则,那就很成问题。例如,让我们来考虑图 2.1D,实线代表 C 中三个潜在成分的综合(它与 A 中的 ERP 波形是一样的),而虚线代表 C2' 成分振幅减少 50% 后的结果,再具体一点,你可以把这两种波形分别当作是对注意刺激与非注意刺激的反应,非注意导致 C2' 成分振幅减少 50%。但如果不了解这些成分是怎样组织的,那就会从 D 中的 ERP 波形,陷入这样的结论,即,非注意刺激不仅减少了 C2' 成分的振幅,也增加了 C1' 成分的振幅,而且还使 C3' 的潜伏期减少,振幅增加。换句话说,研究者常常这样解释一个反应,即认为 ERP 波形的多峰重叠效应,就是多重潜在成分变化的反映,但这却是不对的。另一方面,你也可能从图 2.1D 做这样的结论,即注意操作诱发了一个额外的、长时间持续的成分,但这个成分也根本不存在,这也

是一个不正确的结论。因此,这导致了又一条准则:

准则 3. 将实验效应(即两个 ERP 波形之间的差异)与原始 ERP 波形进行比较,是靠不住的。

55

准则 3 除了适用于时程上的比较,也适用于头皮分布的比较。就是说,将实验效应的头皮分布同原始 ERP 波形的头皮分布进行比较,通常也是不合适的。例如,让我们想象一下,你发现了词比非词在 N1 的潜伏期范围里诱发出更负的反应。那么,为了确定这个反应究竟是反映外生 N1 振幅的变化,还是反映一个特异于词的附加神经过程,就很可能去计算词减非词的差异波,然后再把这个差异波(在 N1 潜伏期范围)头皮分布同非词诱发的 N1 的头皮分布做比较。如果发现头皮分布不同,就可能做结论说,这个反应表明附加有内生性的、词特异的脑活动。但这个结论是不可靠的。非词所诱发的 N1 头皮分布肯定表达了多个潜在成分的重叠活动,但如果这些潜在成分中的一部分,词比非词更大(或者更小),那么,可以预期,词减非词的差异波同样也会具有不同的头皮分布。而且,如果潜在成分之一的潜伏期发生变化,也会导致头皮分布的差异。这样一来,如果两种条件之间的头皮分布不同,那么,可以肯定的结论就只是,实验操作并不是简单按比例地改变所有成分的振幅。

于是,产生了另一个重要问题,即振幅与潜伏期的关系问题。尽管从概念上说,一个潜在成分的振幅与潜伏期是各自独立的,但是,测量 ERP 波形时常常将振幅与潜伏期混淆,这是由于潜在成分之间在时间上相互重叠的缘故。例如,让我们考虑在图 2.1A 中的峰与 B 中的潜在成分之间相对直接的对应关系,图 2.1E 显示了第一个潜在成分振幅增加对综合 ERP 活动的影响。当 C1 成分振幅增加 50% 时,既造成了综合波峰 Peak1 增加,也造成了峰 Peak2 潜伏期的增加,而且还引起 Peak2 峰振幅的减少。图 2.1F 显示了将 C3 成分振幅增加一倍的影响,它造成第二个峰 Peak2 潜伏期与振幅的减少。这再一次证明,在给定时间范围里,峰电压为什么不是那个潜伏期范围里的潜在成分的一种适宜测量。这导致了又

56

一条准则：

准则 4. 峰振幅的差异不一定和成分大小的差异一致,峰潜伏期的差异也不一定和成分时程的变化一致。

迭加平均引起的失真

大多数的 ERP 实验,其 ERP 波形都是用信号迭加平均方法从 EEG 中分离出来的。这会让你认为,信号迭加平均就是一个衰减非特异性 EEG 的简单过程,从而让我们看到单试次 ERP 波形是个什么样。但是,单试次波形在试次之间是可变的,就此而言,平均 ERPs 提供的可能是一种失真了的单试次波形,特别是,当成分的潜伏期在试次之间是可变的时候。图 2.1 的 G 和 H 展示了这种失真。图 2.1G 显示了三个单试次 ERP 波形(没有 EEG 噪声),它们在试次之间有明显的潜伏期差异,图 2.1H 显示了这三个单试次的平均。平均波形与单试次波形比较,有两个重要区别:第一,峰振幅更小;第二,在时间上扩展了。此外,即使图 2.1H 的波形是 G 中波形的平均,H 中平均波形起始时间反映的也是最早的单试次波形的起始时间,而不是三个起始时间的平均。这导致下一条准则:

准则 5. 决不可认为一个平均的 ERP 波形可以准确地表达那些用来产生平均波形的单试次波形。特别是,平均波形的起止时间点,所表达的只是贡献于平均的单个被试单试次中的最早起始时间点和最晚终止时间点。

幸运的是,有可能采用一种 ERP 的测量方法,它可以避免因信号平均而引起的失真。例如,在图 2.1H 中平均波形曲线下的面积等于 G 中单试次曲线下面积的平均。因此,在大多数情况下,面积振幅(或平均振幅,area amplitude or mean amplitude)测量优于峰振幅的测量。类似地,也可以找到等分这种面积的时间点,这是一种比峰测量更好的潜伏期测量(更多细节,请见第六章)。

需要说的是,迄今大量已发表的 ERP 实验都违反了上述五条准则。区分这种情况(特别是,其中也有我自己的一些论文),已无意义。但是,违反这些准则明显地破坏了从这些实验中所得结论的坚实性。对于 ERP 技术的初学者,阅读大量 ERP 论文,并尝试在违反上述准则与避免相应缺陷之间寻求某种解决方法,那是值得的。

什么是 ERP 的成分?

那么,我们怎样才能在所观察 ERP 波形的基础上准确评价潜在成分的变化呢?理想地,我们要有能力得到一个平均 ERP 波形,并且还能用某种简单数学方法来复原真实的波形,这些波形相应于那些综合起来能产生所记录的 ERP 波形的成分。这样,我们才能测量被分离出来的成分的振幅与潜伏期,而且,一种成分的变化还不会影响到其他成分的测量。但不幸的是,有无限多的源结构,它们都能产生所给定的头皮分布;有无限多潜在成分的组合,它们综合起来都能产生给定的 ERP 波形。事实上,这恰是傅立叶分析(Fourier analysis)的基础;即任何波形都可以分解成一组正弦波。类似地,像主成分分析(PCA, principal components analysis)与独立成分分析(ICA, independent components analysis)技术,它们使用一组数据的相关结构,推导出一组基本的成分,这些成分综合起来也可以产生所观察到的 ERP 波形(详见 Donchin & Heffley, 1978; Makeig et al., 1997)。定位技术也是用来在每个 ERP 起源的位置上,计算成分波形的。不幸的是,像本部分所讨论的那样,尚没有一种技术是完美的。

所有估计潜在成分的技术,都建立在关于成分是什么的假设的基础上。早年的 ERP 研究,主要在极性、潜伏期以及综合的头皮分布的基础上,定义一个成分。例如,P3a 与 P3b 成分,是根据 P3a 成分的潜伏期比 P3b 成分更早,其分布也更接近额区来加以区分的。但极性、潜伏期以及头皮分布都是表面上的特征,并没有抓住一个成分的实质。例如,P3b 成分的峰潜伏期,可能因靶—非靶辨别的难度而有几百毫秒的变化;听觉 N1 波的头皮分布,是按照听皮层的音位图(tonotopic map),而依赖于诱发刺激的音调(Bertrand, Perrin, & Pernier, 1991)。作为成分表面特征

的极性,甚至也是变化的;即在初级视皮层产生的 C1 波,会由于该皮层区的皱褶模式,对上视野刺激是负的,而对下视野刺激却是正的(Clark, Fan, & Hillyard, 1995)。因此,现在很多研究者都用心理运算功能(computational function)与解剖起源位置相结合的术语,来定义成分(例如, Näätänen & Picton, 1987)。与此一致,我自己把术语 ERP 成分定义作:

当执行一种特异的心理运算操作时,在特定的神经解剖模块所产生的头皮记录的神经活动。

根据这个定义,只要来自同一个模块,代表同样的认知功能,那么,一个成分在不同的条件之下,可以出现于不同的时间(例如,在某个脑区为形成工作记忆所进行的项目编码,就可能在刺激之后有不同的延迟,这是因为识别刺激,以及判断是否要将它存储于工作记忆所需要的时间不同)。而且,按照这个定义,一个成分头皮分布和极性,也是可以变化的,这是因为同样的认知功能可能因条件不同而出现于皮层模块的不同部分(例如,当一个视觉刺激出现在视野不同位置时,会按照对应的投射区而对视觉皮层不同部位产生刺激)。当两个不同的皮层区准确地完成同一个认知功能,这在逻辑上虽然是可能的,但却极为少见,而且,会引起很不相同的电压模式,所以,通常不把它看作是同一种 ERP 成分。²

PCA 与 ICA 等技术是使用一组 ERP 数据的相关结构来定义一组成分的,所以,这些技术推导出的成分都是基于功能相关的。具体地,它把不同的时间点组合在一起作为一个单独成分的组成,在某种程度上,这些时间点倾向于以一种相关的方式来变化,于是这个成分就像预期那样,反映了一个共同的认知过程。但 PCA 技术的突出问题是,如果没有附加的假设,就不能生成一组单一的潜在成分(例如, Rosler & Manzey, 1981)。即,PCA 只是提供了一种如何确定一组可能的潜在成分波形的方法,必须有附加的假设才能真正决定一组成分波形(一般地说,没有办法来验证这个假设是否正确)。而 ICA 技术却似乎好得多,因为它既使用线性相

关,也使用非线性相关来定义成分。不过,ICA 是一种新的技术,它究竟不能成为一种识别潜在成分的一般性有效方法,还有待考察。特别是,任何一种基于检验相关时间点,而不是检验独立时间点的技术,都会受到以下事实的限制,即当两个孤立的认知过程协同变化时,即使它们出现在很不相同的脑区,而且代表的是不同的认知功能,但它们也会被当作是一个单独的成分。例如,在某个实验范式下,如果所有的靶刺激都被转换成工作记忆,那么,一个与靶检测相关的 ERP 成分就有可能总是伴随着一个与工作记忆编码相关的成分,这就可能使 ICA 将它们组合在一起而作为单一成分来对待。而且,当潜伏期在条件之间变化时,PCA 与 ICA 都会失败。所以,用相关敏感的技术识别潜在的 ERP 成分,有时是有用的;但在一般的实验条件下,这种技术是否普遍有效,还有待观察。

ERP 定位技术有可能用来测量某个解剖区域活动的时间过程,ERP 定位技术在这方面的重要性,不亚于它确定一个 ERP 反应的解剖位置的能力。但有如第一章与第七章的讨论,目前尚没有一种通用的、十分简单的技术来确切地定位 ERPs,而且,也从未有一种技术允许进行直接精确的 ERP 定位。所以,这种识别潜在成分的方法,目前也不普遍适用。

对于确定一个 ERP 波形的潜在成分,除了数学技术以外,还有可能使用世界上最强有力的模式分析器,即人脑。当你获得了关于一般 ERPs 的经验以及关于特异成分的经验之后,你就可以去看一组 ERP 数据,并对潜在成分的结构进行适当的合理推理。这要考虑不同时间的以及不同电极位置的峰,考虑它们是怎样相互作用的,并考虑怎样得出一种能与所观察波形相一致的解释。Kramer(1985)对此做过正式的研究。他生成一套模拟的 ERP 波形,要求一组研究生和研究助理对其进行判断。他发现,这些人在依据波形来复原其基础的成分结构时,都做得不错,但这要依赖观察者的经验水平。所以,对于确定 ERP 波形的成分结构,你将随着时间的进展而变得熟练与有技巧。而这种熟练与技巧是重要的,因为你将利用对潜在成分的评估,来指导波形的测量与分析。

避免 ERP 解释的不确定性

本章的前一部分有点儿令人沮丧,因为好像没有什么好办法能从观察到的 ERP 波形来测量潜在的成分。这的确是一个大问题,很多的 ERP 实验,都在就某个实验操作对给定成分的影响进行预测,但只有当所观察到的效应真正反映了那个成分的变化时,这些实验的结论才是有效的。例如,N400 成分被广泛地看作是一个敏感于一个词与先前建立的语义关系之间不匹配程度的指标,因此,用这个成分来确定被试感受的两组词中的哪一组更不匹配是非常合适的。如果两组词诱发出了不同的 ERP 波形,那就一定得弄清,究竟是一组词诱发出一个更大的 N400,还是另一组词诱发出了一个更大的 P3;否则的话,就无法确定两组词到底是在语义失匹配上有差异,还是在某种其他变量(即一个 P3 敏感的变量)上有差异。我将描述六条策略,它们可以最大限度地减少那些导致观察 ERP 波形与潜在成分之间不确定性关系的因素。

策略 1. 聚焦于特异的成分

第一个策略就是将某个实验聚焦于一个或者两个成分,而使许多其他成分尽可能不受实验条件变化的影响。假定是十五个不同成分在变化,那必然一片混乱,而若是一个单一成分变化,通常就很容易掌握。当然,有时使用一个新的实验范式,还是需要进行某种“试验性探索”(fishing expedition)的,但对于这种情况,不能指望会得到很容易解释的结果。

策略 2. 使用已成熟的实验操作

检测一个已经知其特征的 ERP 成分,而且是在与先前获得该成分时尽可能相似的实验条件下,一般是很有帮助的。例如,当 Marta Kutas 第一次用语言实验范式来记录 ERPs 时,她集中于 P3 波,并去改变一些先前已经证明会以某种可预测方式影响 P3 波的因素,例如,“惊讶的程度”(surprise value)。结果是,当她采用语义失匹配来诱发惊讶时,没有观察到 P3 波,代之却发现了 N400 成分。而这个实验与先前 P3 实验密切相关

这一事实,导致很容易确定,她所观察到的反应是一个负走向的新成分,并不是 P3 波振幅的减少。

策略 3. 聚焦于大的成分

63

如果可能,研究像 P3 和 N400 那样大的成分是有益的。当有意义的成分与其他成分相比是很大的时候,它就会在所观察的波形中占据优势,那么,ERP 波形中与之相应的峰,就对来自其他成分的失真影响相对不敏感。

策略 4. 用差异波来分离成分

常常有可能通过生成差异波来分离研究者感兴趣的成分。例如,设想你对评价两种不同类型名词的 N400 有兴趣,一类是可数名词(如,“杯子”[cup]),另一类是不可数名词(如“水”[water])。若用简单方法,就是每秒呈现一个词,而且,可数名词与不可数名词随机混合,则分别产生同可数名词与不可数名词相对应的两种 ERP 波形。但要知道,可数名词波形与不可数名词波形之间的差异到底是来自 N400,还是来自某些其他成分,却是十分困难的。

为了分离出 N400,你可以重新设计这个实验,让一个试次包含一对词,即一个背景词(a context word)和一个靶词(a target word),有的靶词是可数名词,有的靶词是不可数名词,此外,背景词与靶词之间,有的是语义相关的,有的是语义不相关的,这样,就有了四种类型的试次:

可数名词,与背景词语义相关(如,“盘 …… 杯”[plate ... cup])

不可数名词,与背景词语义相关(如,“雨 …… 水”[rain ... water])

可数名词,与背景词语义不相关(如,“袜 …… 杯”[sock ... cup])

不可数名词,与背景词语义不相关(如,“垃圾 …… 水”[garbage ... water])

这样,你就可以用差异波的方法来分离 N400,即某一个词,当它前面有一个语义不相关背景词所诱发的 ERP 波形,减去当它前面有一个语义相关背景词所诱发的 ERP 波形,而且,分别对可数名词和不可数名词作

64

差异波(即不相关减相关的可数名词,不相关减相关的不可数名词)。于是,所得的每个差异波都以一个大的 N400 成分为主,其他成分的贡献则很小或者没有(因为大多数其他成分对语义失匹配不敏感)。所以你就能够看到,到底可数名词差异波的 N400 更大,还是不可数名词差异波的 N400 更大(本章后部,我描述了这个方法的一个实际应用,详见 Vogel, Luck, & Shapiro, 1998)。

尽管这个方法相当好,但它仍有一些局限性。首先,用这种方法产生的差异波,其所包含的 ERP 成分有可能多于一个。例如,有可能存在另外的 ERP 成分,它们也在一定程度上敏感于语义失匹配,所以,一个语义不相关减语义相关的差异波就有可能包含两个或者三个成分,而不是只有一个成分。尽管如此,这比有可能至少包含十个不同成分的原始波形,那还是有一个大幅度的改善。这个方法的第二个局限性是,它敏感于所研究的变量(如,可数名词对不可数名词)与为生成差异波而改变的因素(如,语义相关对语义不相关的词对)之间的交互作用。例如,不管语义失匹配程度如何,假设可数名词都比不可数名词的 N400 振幅大 $1\mu\text{V}$ 的话,那么,可数名词的差异波就会等于不可数名词的差异波。幸好,当两个因素影响同一个 ERP 成分时,它们可能是一种倍增的交互作用。例如,当可数名词比不可数名词的 N400 振幅大 20% 的时候,会使语义不相关词比语义相关词在绝对值上的差异更大。当然,交互作用也可能有更复杂的形式而引起不可预测的结果。例如,当与背景词不相关的时候,可数名词比不可数名词诱发一个更大的 N400;而当与背景词相关的时候,可数名词比不可数名词却诱发一个更小的 N400。所以,尽管差异波在分离特异 ERP 成分方面很有帮助,但在解释结果的时候,小心还是必需的。

我还想提醒的是,与 ERP 原始波形相比,差异波的信噪比更低。特别是,如果两个原始 ERP 波形的噪声水平相近时,那么,差异波的噪声就要乘上一个根号 2(即噪声大了接近 40%)。

策略 5. 聚焦于容易分离的成分

前一个策略提出了使用差异波来分离 ERP 成分,你还可以进一步聚

焦于某种相对容易分离的 ERP 成分。最好的例子是侧向化准备电位 (LRP), 它反映运动准备状态, 并且, 可凭借对侧性的头皮分布来加以辨别。特别是, 即使运动未执行, 对侧手的运动准备, 在其相应半球的 LRP 也比同侧手更负。在一个设计得当的实验里, 如果只有运动准备才引起侧向化的 ERP 成分, 这就有可能形成这样的差异波, 除了与侧向化运动准备相关的 ERPs, 所有其他 ERPs 都被减掉 (见 Coles, 1989; Coles et al., 1995)。类似地, 对于一侧半球的 N2pc, 即使诱发刺激是双侧的, 那么, 当注意指向对侧视野也比指向同侧视野更负。由于大多数感觉与认知成分都没有这种侧向化的特征, 因此, N2pc 也是容易分离的 (见 Luck et al., 1997; Woodman & Luck, 2003)。

策略 6. 使用成分独立的实验设计

66

最好的策略是以这样的方式来设计实验, 即不管哪种潜在 ERP 成分引起所观察 ERP 波形的变化, 都不会影响实验的推理。例如, Thorpe 及其同事 (1996) 进行了一个实验, 想要知道视觉系统区分两类对象时到底有多快。为了回答这个问题, 他们给被试呈现两类照片, 一类照片中有动物, 另一类照片没有动物。他们发现, 直到 150 ms 以前, 两类照片诱发的 ERPs 是一样的, 从 150 ms 开始, 波形才分离。从这个实验可以推理, 脑检测到一张照片中有动物存在, 需要 150 ms, 这至少对于这些照片是如此 (注意, 开始的潜伏期, 指的是那些开始最早的试次和被试, 不一定是平均的起始时间)。这个实验效应出现在 N1 成分的时间范围里, 它可能是、也可能不是来自 N1 成分的调节。重要的是, 这个研究结论完全不依赖实验操作究竟影响哪个潜在成分。不幸的是, 像这样以一种不依赖成分的方式使用 ERPs, 并能够回答一个有价值的认知神经科学问题, 实在太少了。但只要有可能, 你还是要使用这种方法。本章后部, 将给出更多的例子。

避免混淆与曲解

有关在观察的 ERP 波形基础上评价潜在成分的问题, 通常是 ERP 实

验设计与解释中最困难的问题,而且,这个问题在 ERP 实验中特别重要。除此之外,还有其他实验设计问题也很重要,这些问题虽然在其他技术中也存在,但在 ERP 实验中格外突出。这一部分将集中于这些问题。

最基本的实验原理是,要确保一个给定的实验效应只有一个可能原因。这个原理一方面要避免混淆;但另一个更微妙的方面是,要确保实验操作不产生二次反应,以致最终也影响到研究者感兴趣的效应。例如,设想你观察到一烧杯热水的质量小于一烧杯冷水的质量,这可能导致一个错误的结论,即热水质量低于冷水质量,尽管实际情况是,加热了的水一部分变成蒸汽,从烧杯顶端蒸发掉了。要想得到正确结论,就必须密封烧杯,使水不能蒸发。相类似,在 ERP 实验的实验操作中,重要的是要确保没有可导致错误结论的无意副作用。

为了探索 ERP 实验中最普遍出现的问题,让我们考虑一个曾经经过深思熟虑的实验,该实验考查刺激可辨性对 P3 的影响。在这个实验里,将字母表中的字母以每秒一个的速率呈现于中央视野,当字母“Q”呈现时,要求被试按键。有 10%的试次呈现“Q”,其余 90%呈现随机选择的非“Q”字母,此外,字母“Q”不可连续呈现两次。一些实验分组的刺激是亮的,容易辨别(亮条件);另一些实验分组的刺激是很暗的,难于辨别(暗条件)。

这个看似简单直接的实验设计,实际存在着好几个潜在的问题,这主要是由于事实上靶字母(“Q”)在几个方面都不同于非靶字母。首先,10%试次呈现的是靶,而 90%试次呈现的是非靶。这是两个有意的实验操作之一(另一个是靶的可辨性)。其次,靶与非靶字母是相互不同的。靶字母不仅与非靶字母有不同的形状——所以可能诱发出不太相同的 ERP 波形——而且,靶字母比非靶字母中任何一个字母的呈现都更频繁。在某种程度上,视觉系统都会对重复刺激表现出长时间持续的以及形状特异的适应性反应,这就可能使得对字母“Q”的反应变得比对其他字母的反应还小。这些物理刺激的差异也许对 P3 成分没有明显的影响,但它们对较早期的成分却可能有实质性的影响(详见 Luck & Hillyard, 1994a 的实验 4)。

我从 Steve Hillyard 那里学到的 ERP 实验设计的一个重要原理是,你要非常小心地避免将心理因素的差异同刺激因素的细微差异相混淆。例如,在上述举例实验中,靶与非靶字母的概率差异——那是想要研究的一种心理操作——就同形状差异以及感觉适应差异相混淆。尽管这样的混淆主要影响感觉反应,但这些感觉反应能持续到几百毫秒,你总是会嘀咕,这样的 P3 或者 N400 反映的会不会与感觉混淆,而不是想要研究的心理操作?要解决这种混淆,就要确保你的心理变量操作不伴有任何的刺激变化(包括刺激呈现的顺序)。一般要做的是,在两种或更多的条件下,使用同样的刺激系列,而且要用口头或书写的指导语来操控被试的任务。在我实验室的墙壁上,突出地展示一句话,对此做了总结:

Hillyard 原理——一定要比较相同物理刺激所诱发的 ERPs,改变的仅仅是心理条件。

当然,遵循 Hillyard 原理并不总是现实的。譬如,你想要检查闭合类的词(closed-class word)(冠词、介词等)与开放类的词(open-class word)(名词、动词等)所诱发的 ERPs,在定义上这里有不同的词。但当你认为任何 ERP 差异都反映了刺激之间的心理差异,而不是低水平的物理差异(如,词的长度)的时候,你应该特别地小心。经验让我告诉你,每当我违反 Hillyard 原理之后,都会很后悔,并结束掉正在进行的新实验。提示 2.1 提供了两个混淆的例子,这种混淆不知怎么就混到我自己的实验中了。

靶与非靶字母之间的第三个差别是,被试要对靶做反应,而对非靶不做反应。结果,在靶与非靶之间的任何 ERP 差异都受到运动相关 ERP 活动的污染。靶与非靶之间的第四个差别是,由于靶字母不会连续出现两次,因此靶字母总是在非靶字母之后呈现,而非靶字母的呈现或者在靶之后,或者在非靶之后。这是一般的做法,因为两个连续靶中第二个靶的 P3 振幅会倾向于减小。但一般来说这又是一个不好的办法,因为对靶的反应通常会持续很长时间,以至扩展到下一个刺激之后,所以,影响到了下一个刺激的记录波形,结果,看起来靶与非靶之间的差异好像是在 N1

或 P2 的潜伏期范围之内,但这实际上反映的却是前一试次 P3 的偏移。在这些情况下,这种偏移只出现于非靶波形。在很多的 ERP 实验里,都会重叠有这种类型的差异,而且相当细微。(详见 Woldorff, 1988 关于这个问题的讨论。)

70

提示 2.1 细微混淆的例子

避免物理刺激的混淆,看起来简单,但这些混淆却常常难以觉察。让我举两个例子,那是我所犯的这种性质的错误。多年前我做了一系列的实验,来检查视觉搜索阵列所诱发的 ERPs,这个阵列的组成是随机分布的某一朝向的 7 个棒状干扰子和随机分布的另一朝向的 1 个棒状突现。在几个实验里我都注意到,突现项目对侧半球的 P1 波比同侧半球倾向于稍稍大些,我以为,这可能反映由突现项目引起的一种注意的自动捕获,尽管这与我们对注意时间过程的了解不太吻合。幸好 Marty Woldorff 提出,这个反应可能反映了一种物理刺激的混淆。特别是,在一个试次中棒状突现的位置,前一试次一般会是一个不同朝向的棒状干扰子,而在一个试次中棒状干扰子的位置,前一试次一般会是一个相同朝向的棒状干扰子,这样,由于对突现进行编码的神经元此前恰恰不是对同一朝向的刺激产生反应,因此,对棒状突现的反应就可能比对棒状干扰子的反应更大。而且,还因为这种反应通常是对侧大于同侧,这还导致棒状突现在对侧的反应更大。起初,这好像是不可能的,因为在试次之间,平均有 750 ms 的屏幕空白。但当我用另一个实验来检验 Marty 的假设的时候,结果证明他是正确的(见 Luck & Hillyard, 1995a)。

几年后,我还遇到另一次细微的物理刺激混淆。当时,Massimo Girelli 和我在检验视觉搜索任务中突现刺激的 N2pc

成分在上视野与下视野是否不同。由于这个问题直接涉及物理刺激操作,我们知道得使用某种技巧才能避免直接的物理刺激混淆。这种技巧是要在每一个试次里都使用两个不同颜色的突现项目,一个在左视野,一个在右视野,要求被试在某些实验分组注意一种颜色(如红色的突现),而在另一些实验分组则注意另一种颜色(如绿色的突现)。由于 N2pc 成分相对于注意指向具有侧向化反应,所以我们可以作差异波,让物理刺激保持恒定(如,红色突现在左侧,绿色突现在右侧),而注意是变化的(如注意红色与注意绿色)。我们预计,在这个差异波中,所有的纯感觉反应都被减掉了,因为物理刺激是平等的,而注意是变化的。这是我们多次用过的一个有用的技巧,但在这种情况下,我却没有正确地使用它。具体说,我们实验的目的是要比较上视野与下视野的反应,所以,按照靶项目的垂直功能位置又对试次做了细分。不幸的是,当靶突现在上视野的时候,非靶突现却可能在上视野,也可能在下视野。我们虽对注意突现项目的垂直位置进行了编码,但却没有对非注意突现项目的垂直位置进行编码,所以就不可能对完全同样的物理刺激做减法(如,当比较注意红与注意绿的时候,总是红在左上视野,绿在右上视野)。由于执行了没有恰当控制的减法,我们得到了一种超乎事理之外的结果,以致不得不再次使用合适的编码来运行这个实验。

71

靶与非靶之间的第五个差别,出现于数据被平均的时候,并且是在使用峰振幅来评价 P3 波大小的时候。特别是,由于非靶的试次远远多于靶的试次,非靶信噪比就比靶好得多。由于纯粹的概率原因,使得一个噪声波形的振幅最大值倾向于比干净振幅的最大值更大,所以,即使靶与非靶诱发同样大小的反应,靶波形的一个更大的峰振幅也可能仅仅是由于信噪比不良而引起的。

刺激亮度的操作也有问题,因为它除了影响刺激的可辨性之外,还影

响其他一些因素。第一,更亮的刺激,或者说,比暗刺激更亮的刺激会产生与刺激可辨性不直接相关的早期成分的差异。第二,暗刺激比亮刺激,其任务有更高的难度,这可能导致暗的实验分组比亮的实验分组有更高的唤醒状态,也可能导致反应策略的不同,而使两种条件产生完全不同的ERP成分。第三及其相关的问题是,在暗的条件下比在亮的条件下,反应时会延长,那么,这两种条件之间ERP波形的任何差别,就都有可能是由于运动相关ERP活动(它与P3波重叠)的时间过程不同所造成的。

克服上述这些问题有两种主要方法。第一,可以通过不同的实验设计来避免很多这类问题。第二,常常有可能证明,某种潜在的混淆并未影响实验效应,而这可能要涉及额外的数据分析与附加的实验。作为例子,让我们针对P3实验的潜在问题,考虑可以采取的几个步骤:

1. 可以使用不同的字母作为每个实验分组的靶,使得对于全体被试来说,所有字母都有大致同等的机会做靶或非靶。这会解决靶与非靶具有不同形状的问题。
2. 为了解决靶与非靶字母在视觉适应性上的差异,可以使用一组等概率的10个字母,让其中一个字母用作靶,其余9个字母用作非靶,这样每个字母都以10%的试次呈现。假定必须使一个物理刺激比另一个呈现得更频繁的话,那么,通过一系列数据分析来证明不存在适应性差异,也是有可能的。具体地,将那些有靶领先的非靶试次,同那些非靶领先的非靶试次进行比较,如果没有差异——或者所观察到的差异不像是主要的实验效应——那么,这种刺激概率的影响也许就可以忽略。
3. 与其要求被试只对靶做反应,不如让被试对靶做一种反应,对非靶做另一种反应。这时,靶与非靶的RT可能还是不一样,因而靶与非靶的运动差异可能仍然存在,但这毕竟比只对靶反应而对非靶不反应要好得多。
4. 去除两个靶不能连续呈现的限制,是一件简单的事情,它避免了具有不同的前一试次重叠的可能性。但如果避免靶重复是必须的话,那么,构造一种排除靶领先的非靶平均,是有可能的。如果

这样做了,那么,靶与非靶波形就都会只由非靶领先(如步骤 2 所说)。

5. 有两种好办法可以避免因低信噪比所导致的峰振幅偏大问题。第一,如前所述,ERP 波峰与相应潜在成分之间并无特别的关系,所以这个问题可以这样来解决,即用测量事先定义的潜伏期范围内的平均振幅,来代替测量峰振幅。像第四章所讨论的那样,测量平均振幅比测量峰振幅,有若干优点,其中之一是,所测量的振幅不因试次数目大小而偏倚。当然,平均振幅的变异会随信噪比降低而增加,但平均振幅的期望值是不变的。如果出于某种理由必须测量峰振幅,而不是测量平均振幅的话,那么,通过随机选择非靶试次的子集来生成非靶平均,使得靶与非靶波形反映同样数目的试次,还是有可能避免振幅测量的偏倚的。
6. 如果不知道来自简单感觉差异的贡献,那就没有简单办法来比较亮刺激与暗刺激所诱发的 P3。可以通过对照实验将简单贡献加以排除,对照实验使用与主实验同样的刺激,并在不可能产生 P3 的任务中呈现(例如,不分靶与非靶的种类,而只计算刺激的总数)。在这种条件下,如果亮刺激与暗刺激的 ERP 波形仅仅在 50—250 ms 潜伏期范围内不同,那么,在主实验中观察到的 300—600 ms 内 P3 差异,就不可能很容易用简单感觉反应来解释,那一定反映了感觉因素(如可辨性)与认知因素(如决定 P3 振幅的某种因素)的交互作用。
7. 上述实验还应加以改变,让亮刺激与暗刺激在实验分组内随机混合。用这种方式,不论容易的还是困难的刺激,都使被试在刺激开始时的状态完全一样,同时也倾向于被试减少不同策略的使用。
8. 还有可能使用附加的数据分析来检验,在暗与亮条件下所观察到的差异波形,会不会由于伴随的运动电位而有时程上的差异(只要两种条件的 RTs 不同,这就似乎有可能)。特别是,如果进一步将试次分成快 RTs 试次与慢 RTs 试次,就有可能来评价运动电

位的大小与头皮分布。如果快、慢 RTs 试次之间的差异,与主实验效应相比是小的,或者这个差异的头皮分布,不同于主实验效应的头皮分布,那么,这个实验效应大概就不能用运动电位的不同来解释。

大多数上述策略对于很多实验情景都是适用的,它们反映一组可广泛应用的一般性原则,以下我将把它们总结为附加的准则:

准则 6. 只要有可能,就要在不同的心理条件之间使用同样的物理刺激,以避免物理刺激的混淆(Hillyard 原理),包括“前后关联”(context)的混淆,例如,刺激系列中顺序的差异。

准则 7. 当物理刺激混淆是不可避免的时候,要进行对照实验,来评价它们的合理性。决不可认为一个小的物理刺激差异不会影响到 ERP 效应的解释。

准则 8. 当比较基于不同试次数目的平均 ERPs 时,要小心。

准则 9. 当条件之间存在运动反应的差异或者运动反应时程的差异时,要小心。

准则 10. 只要有可能,实验条件应当尽量在实验分组之内(within trial blocks)改变,而不是在实验分组之间(between trial blocks)改变。

来自文献的例子

这一部分,我们将讨论三个用 ERPs 来回答有意义的认知神经科学问题的实验。每个实验都是以这样一种方式设计的,即结论都不依赖特异 ERP 成分的识别,但都比其他可能的解释更有力。

例 1:听觉选择性注意

背景 当年我在 Steve Hillyard 那里做研究生的时候,就对他早年的实验设计印象深刻,那是他及其同事在 1973 年发展的,是为了探索经典的注意“选择性位置”(locus of selection)问题。这个问题要求回答,注意

操作是否发生在处理的早期阶段,即只有被选择的输入才能够被知觉和认知(持早期选择观点的研究者,如,Broadbent, 1958; Treisman, 1969);或者,注意是否发生在晚期阶段,即所有的感觉事件都得到同等的知觉处理之后,只有被选择了的刺激才能到达决策处理、记忆以及行为输出系统阶段(持晚期选择观点的研究者,如 Deutsch & Deutsch, 1963; Norman, 1968)。

有两个因素使得用传统的行为测量法难以探索这个问题。第一,如果不要求被试对忽略刺激做反应,就很难对忽略过程进行评价;但要对这个刺激做反应的话,那它就变成注意刺激,而不是忽略刺激了。第二,即使对忽略刺激的反应比注意刺激慢,或者正确率低,那也很难确定受影响的到底是感觉过程,还是更高水平的决策、记忆与反应过程。相对而言,ERPs 特别适于解决这两个问题。首先,在没有外显反应的情况下,记录ERPs 很容易,这就使 ERPs 成为监视忽略刺激处理的一种理想的方法。其次,ERPs 提供了有关处理过程的精确时间信息,这就使 ERPs 成为回答实验效应到底出现在处理的哪一阶段这个问题的理想方法。例如,对于注意这个问题,就有可能确定,相对于注意刺激,究竟是忽略刺激诱发的早期感觉 ERP 成分受到了抑制,从而与早期选择的假设一致;还是注意刺激与忽视刺激的早期 ERP 成分相同,只有晚期 ERP 成分才敏感于注意。

实验设计 20 世纪 60 年代与 70 年代早期,就有一些研究使用这个逻辑来探索这个选择的位置问题,但这些研究存在各种方法学上的缺陷,以致很难进行解释。Hillyard、Hink、Schwent 和 Picton(1973)报告了一个解决这些问题的实验,并提供了早期选择的明确证据。图 2.2A 显示了这个实验。在某些实验分组里,要求被试注意左耳,在其他实验分组则要求被试注意右耳,然后给予一系列快速的脉冲式短声(tone pips),每只耳刺激数各占一半,为了在两耳之间易于区分,每只耳的音调不同。要求被试监听注意的耳,声调稍高一点的变异短声为靶,当注意耳检测到靶时按键,靶的出现是不经常和不可预料的。这个稍高的声调也偶尔出现于忽略耳,但不要求被试对忽略耳的变异进行反应。

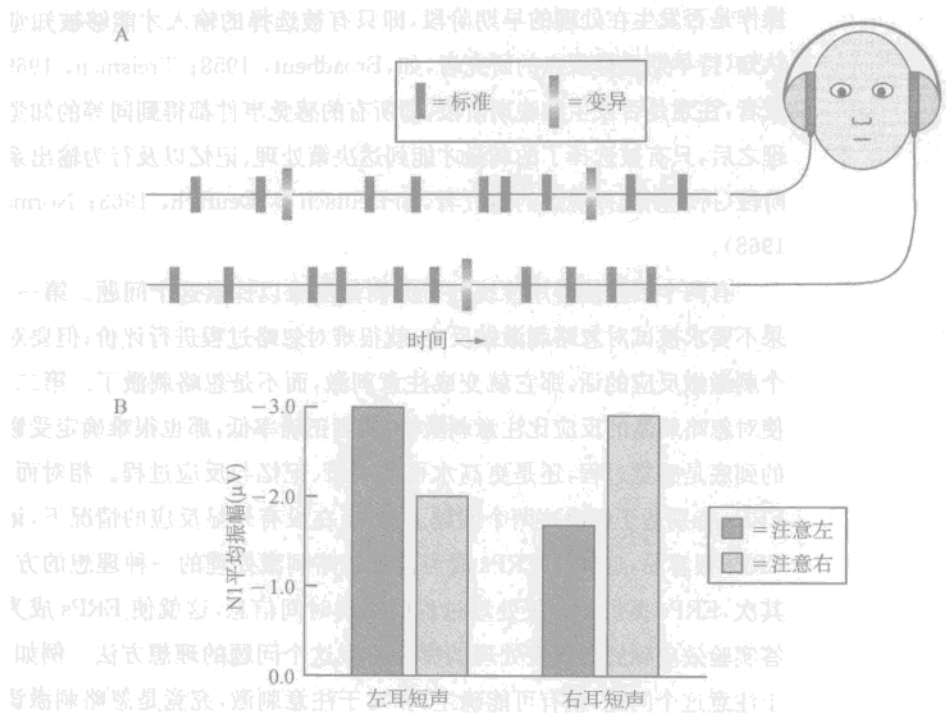


图 2.2 来自 Hillyard 等人(1973)的实验范式与实验结果。被试在左右耳听一系列的脉冲式短声(stream of tone pips)。多数短声是标准频率(左耳 800 Hz, 右耳 1500 Hz), 但偶尔出现的变异短声频率稍高(左 840 Hz, 右 1540 Hz)。有些实验分组要求被试注意左耳, 而其他实验分组则注意右耳, 在注意耳要计数变异短声的个数, 而测量标准短声的平均 N1 振幅, 用作感觉处理的一项指标。左耳标准短声所诱发的 N1 振幅, 当注意指向左耳时, 比注意指向右耳时更大, 相反, 当注意指向右耳时比注意指向左耳时, 右耳标准短声诱发出更大的 N1 振幅。(Reproduced by permission from Luck, 1998a. © 1998 Psychology Press.)

在更早的一些实验里, 曾要求被试对所有的注意刺激进行反应或者计数, 而对所有的忽略刺激不做反应(包括不做内部反应, 如, 计数)。其结果是, 注意与忽略刺激诱发出的任何 ERP 差异, 都有可能来自反应相关的活动, 因为这种反应相关活动只存在于注意的 ERPs, 却不存在于忽视的 ERPs(见准则 9)。而 Hillyard 等人(1973)让注意与忽视的两只耳, 同样都既呈现靶刺激也呈现非靶刺激, 并要求被试只计数注意耳的靶, 从而避免了上述的问题。这个办法只集中于非靶的分析, 被试对这些非靶

既没有像按键那样的外显反应,也没有像计数那样的内部反应。为了确保被试即使在不要反应的情况下,也能注意到注意耳上的非靶,需要让一只耳上的靶与非靶之间的辨别有难度(但两耳之间的辨别是容易的),这样,被试就会有意地集中注意于一只耳上呈现的所有刺激,同时忽略另一只耳上的所有刺激。现在的主要问题就只是,注意耳非靶刺激所诱发的早期感觉 ERP 成分是否大于忽略耳非靶刺激所诱发的同一成分。

感觉 ERP 成分高度敏感于诱发刺激的物理特征。结果是,无法将左耳注意短声所诱发的 ERP,同右耳忽略短声的 ERP 进行比较,因为这两个 ERPs 之间的任何差异都可能是与注意无关的两耳差异所引起的(见准则 6)。于是 Hillyard 等人(1973)所使用的实验设计绕开了这个问题,他们让同一个物理刺激所诱发的 ERP 在不同的心理条件下进行比较。例如,可以将注意左的实验分组中的左非靶 ERP 同注意右的实验分组中同样的左非靶 ERP 进行比较,这两种条件具有同样的刺激,因此,注意左与注意右之间的任何 ERP 差异,就一定是注意处理的差异。

在某些注意实验中,研究者将“主动”(active)条件,即被试要对刺激做反应,同“被动”(passive)条件进行比较,后者不要求被试对刺激做反应,或者让被试进行像读书那样的分散注意活动。这样,主动条件下的任务要比被动条件下任务的要求多得多,这会导致主动条件下有更大程度的整体性唤醒。如果这样比较两种条件下的 ERPs,那么,任何的差异都可能是来自于这种整体性的唤醒,而不是来自注意处理选择性的改变,这就违反了准则 10。Hillyard 等人(1973)为了确保不让整体性唤醒干扰其研究,他们比较 ERPs,是在具有同等难度的注意左条件与注意右条件之间,而不是在主动条件与被动条件之间。

结果 我们已经讨论了这项研究背后的逻辑,现在让我们来考虑它的结果。如图 2.2B 所示,对于注意刺激,发现其 N1 振幅比忽略刺激更大³。具体地,左耳短声所诱发的 N1,当注意左耳时比注意右耳时振幅更大,以及右耳短声所诱发的 N1,当注意右耳时比注意左耳时振幅更大。这个反应大约开始于刺激后 60—70 ms,峰在刺激后大约 100 ms。用这个办法,Hillyard 等人(1973)证明了,至少在某些条件下,注意可以在刺激后

的头 100 ms 之内影响刺激的处理,而这与早期选择的假设是一致的。

重要问题的讨论 关于这项研究我要强调三个方面。第一,要想探索一个已经存在却被以前研究者所回避的重要问题,就要进行精心的实验设计。很多研究者,往往得到一个有意义的认知范式后,就去运行它,并记录 ERPs,想看看到底会发生什么。尽管这种方法作为初始步骤还是有一定意义的,但却很少获得认知或神经问题的重要结论。第二,这项研究并不依赖特异 ERP 成分的识别(见策略 6)。注意与不注意所诱发的 ERP 曲线,在刺激后大约 60—70 ms 分离,这个时间信息才是这项研究的关键结果,而不是实验效应表现在 N1 潜伏期范围这一事实。实际上,关于注意是否影响 N1 成分还存在很多争议,但不管争议结果如何,在刺激开始 100 ms 之内出现反应的发现,仍然是重要的。

这项研究的第三个重要方面是,在不做外显反应的条件下,用 ERPs 来评价刺激的处理。这是 ERP 技术优于行为测量的主要优点之一,而且,很多最有意义的实验正是利用了 ERPs 对认知过程的这种“内隐监测”(covert monitoring)的能力。

例 2:部分信息的传递

背景 大多数早期认知模型都认为,简单认知任务是以一系列相对独立处理阶段的方式来完成的。这些模型在 20 世纪 70 年代后期,受到了可能以并行方式工作的不同处理模型的挑战,譬如,McClelland(1979)的层叠模型(cascade model)与 Eriksen 和 Schultz(1979)的连续流模型(continuous flow model)。这些新模型从根本上不同于传统模型。新模型的研究者主张,来自一个处理的部分结果能够传递到另一个处理,以致第二个处理可以起始于第一个处理完成之前。相比之下,传统的离散阶段模型(discrete-stage model)认为,一个处理只有在完成之后,才将结果传递给下一个阶段。这是一种关键性的不同,但如果对于重叠处理没有直接的观察方法,那就很难加以检验。而这恰是 ERPs 容易解决的一类问题。

有两个实验室就这方面问题,在大约同一时间进行了类似的 ERP 研

究,他们都使用侧向化准备电位(LRP)作为评价方法,都探讨反应系统能否在刺激识别完成之前就被激活(Miller & Hackley, 1992; Osman et al., 1992)。这两项研究都很优秀,我将只介绍其中之一,即 Miller 和 Hackley 的工作。他们检验了一个特殊的假设,即,被试只根据最突出的刺激特征,就开始准备对刺激做反应,即使后来由于提取到更多信息而撤回了这个反应。换句话说,他们预计,运动处理有时可以开始于知觉处理完成之前,而这同传统的离散阶段模型是不相容的。

实验设计 为检验这个假设,他们每个试次都给被试呈现四个刺激中的一个,四个刺激是一个大“S”、一个小“S”、一个大“T”和一个小“T”。要求被试用一只手对“S”反应,用另一只手对“T”反应,并且,只对一种大小进行反应,对另一种大小不做反应(一半被试对大刺激做反应,另一半被试对小刺激做反应)。所以,这个实验范式是 go/no-go 实验设计(一种大小为 go,另一种大小为 no-go)与二选一强迫选择(two-alternative forced choice design)实验设计(对“S”做一种反应,对“T”做另一种反应)的一种混合。而且是,形状差别突出,但大小差别相对难于分辨。结果,只要被试识别出字母的形状,指定手就可以开始反应的准备。而最后,只有当他们辨别出字母的大小,才选择撤回反应还是发出反应。

为了确定被试是否依据字母形状而用指定的手进行反应的准备,哪怕最后因字母大小而没做反应,Miller 和 Hackley 使用了 LRP 成分。由于 LRP 成分相对于反应手是侧向化的,所以,能够表达反应的准备,因此对这个实验这是非常有用的。Miller 和 Hackley(1992)的论文提供了很好的 LRP 文献综述,我向读者大力推荐这篇论文。这里,我谈两个基本的 LRP 问题,它们对检验假设是不可少的。第一,LRP 始于肌肉收缩开始之前,并且,在缺乏外显反应的情况下也会出现。这表明,它反映的是反应准备过程。第二,反应手对侧大脑半球的 LRP 更大。结果,LRP 的存在,就是不容置疑的证据,证明脑有区别地开始准备用对侧的一只手做反应。换句话说,对于所指定的手,除非说脑已经开始准备用这只手做反应,否则,不可能在这只手对侧的大脑半球得到一个一致性的更大反应。所以,Miller 和 Hackley 预计,在字母形状对应手的对侧可以观察到

LRP,即使字母大小表明不要做反应(注意,肌电图[EMG]的记录可以用来确认相应的试次确实没有做反应)。但当字母的大小最终被感知以后,如果不应该做反应,那么,LRP也会中止。

在描述结果之前,我还要说到分离 LRP 成分并能确认它纯粹反映对侧手准备的一种技术。想象一下,恰在左手反应之前,我们来比较一下左、右运动前区电极记录的 ERPs,如果右半球电压比左半球更负,我们可以下结论说,脑在准备用左手进行反应,从而在右半球产生一个更大的负波。但这个结论是没有保证的,因为,如果不管使用哪一只手做准备,右半球都产生一个更负的反应的话,那也会有同样的结果。类似地,再想象一下,在右运动前区电极位置上,对左手反应与右手反应进行比较,如果左手反应之前的电压比右手反应之前更负,我们会再次下结论说右脑是在准备左手反应。但这又是没有保证的,因为,如果在两半球都是左手反应比右手反应更负的话,那还会得到同样的结果。

为了分离出纯粹的侧向化准备反应,必须记录左、右半球电极(E_{left} 和 E_{right})与左、右手反应(R_{left} 和 R_{right})的不同组合的相应波形。这里有四种组合:左半球电极左手反应($E_{\text{left}} R_{\text{left}}$)、左半球电极右手反应($E_{\text{left}} R_{\text{right}}$)、右半球电极左手反应($E_{\text{right}} R_{\text{left}}$)、右半球电极右手反应($E_{\text{right}} R_{\text{right}}$)。然后就如 Coles(1989)所述,按照下列公式生成差异波,从而分离出 LRP:

$$\text{LRP} = [(E_{\text{right}} R_{\text{left}} - E_{\text{left}} R_{\text{left}}) + (E_{\text{left}} R_{\text{right}} - E_{\text{right}} R_{\text{right}})] \div 2 \quad (2.1)$$

这个公式对于左、右手反应,都计算了对侧减同侧之差,因而既消除了左、右半球之间的差异(独立于反应手),也消除了左、右手之间的不同(独立于大脑半球),其余就只剩下反应准备手对侧的半球反应究竟大到什么程度的问题,而不管哪只手做反应准备,也不管记录的是哪一侧半球。这种方法,从大量没有大脑半球与反应手之间复杂交互作用的 ERP 成分中,有效地将 LRP 分离出来(见策略 5)。

结果 图 2.3 显示了这项研究的结果。A 是对指定大小的刺激做反应(Go 试次)时,关于左、右手反应的左、右半球电极位置的平均 ERP 波形。这里所用的电极位置标记为 $C3'$ 与 $C4'$,它们分别在标准电极 C3 与

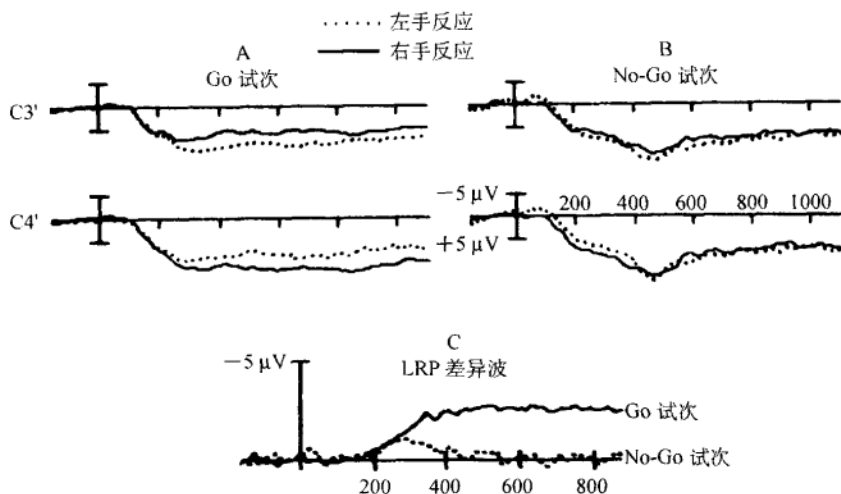


图 2.3 来自 Miller 和 Hackley(1992)研究的组平均波形。A 与 B 中的波形反映的是按照字母大小做反应(Go)与不做反应(No-Go)的情况,这些波形是从左中央区电极(C3')与右中央区电极(C4')记录的。虚线是左手反应,实线是右手反应。C 显示 Go 与 No-Go 的 LRP 差异波。注意,在 No-Go 也出现了短暂的 LRP 偏移,即使这些试次并没有反应(或者没有 EMG)。图中负值向上。(Adapted with permission from Miller and Hackley, 1992. © 1992 American Psychological Association.)

84

C4 的外侧,代表运动前区。在左半球电极位置,右手反应比左手反应更负,而在右半球的电极位置则可看到一个互补的模式。这个反应大约始于刺激后 200 ms,典型的 LRP 成分至少持续到 800 ms。

图 2.3B 显示当刺激不是指定的大小而不做反应(No-Go 试次)时,所看到的反应。从刺激后大约 200—400 ms 开始,当刺激形状与右手反应相应时,左半球的 ERPs 比左手反应更负,而在右半球则看到了互补模式,但在 400 ms 之后,在两半球的 ERPs,都是右手反应比左手反应稍微更负。

图 2.3C 显示,通过公式 2.1 分离出 LRP 之后,Go 与 No-Go 的波形。Go 与 No-go 的 LRP 波形,都在大约 200 ms 的时候开始偏离基线,Go 的 LRP 持续到记录结束的时候,而 No-Go 的 LRP 则在大约 400 ms 时又回到基线。所以,不管是 Go 还是 No-Go,脑都是按照字母形状开始反应的

85

准备,哪怕 No-Go 不进行反应。这使我确信,LRP 是一个铁定的证据,至少对于某些条件,在刺激被完全识别之前,反应系统就接收到了有关刺激的部分信息。

重要问题的讨论 可能还存在许多你试图从图 2.3 的波形中引出,但却未经证明的结论。首先,你可能认为,被试一般会在刺激后大约 200 ms,即在 LRP 刚与基线分离的时间点,开始准备做反应。但是,像本章先前讨论过的那样,在一个平均 ERP 波形中,反应的起始所反映的是运动准备的最早起始时间,而不是平均起始时间(见准则 5)。所以,图 2.3C 中 LRP 的 200 ms 起始潜伏期,反映的是最快被试的最快试次。类似地,你也可能试图认为,No-Go 的 LRP 大小仅为 Go 的一半,但是,也有可能单试次 LRP 的大小,No-Go 与 Go 是一样的,只不过只有 50% 的 No-Go 具有 LRP 而已。

幸好,从这个实验得出的主要结论并不依赖那些未经验证的结论。事实上,甚至图 2.3C 所显示的波形与先前实验所看到的波形是不是同样的 LRP 成分,那都没什么关系。只要刺激引起对侧反应而不是引起同侧反应,其电压的半球分布有差异这一简单事实存在,就足以提供牢固的证据,证明脑已经开始确定,选择哪一种反应来同字母形状相关联。这样,即使这个效应也反映了同侧更大的 P3 成分,或者反映了对侧更大的 N400 成分,或者反映了某种新的从未见过的成分,那都没有关系(见策略 6)。

我还要对这个实验做一个额外的考察:图 2.3 的数据非常干净,在原始的 ERP 波形中(A 和 B),刺激前波形几乎没有一点噪声(刺激前的噪声水平对于评价 ERP 波形质量,是非常有用的),即使在差异波中(C),尽管画图的放大倍数增高,但与 LRP 反应大小相比,刺激前的噪声水平还是很低的。干净的数据导致了大得多的可信性和有力得多的结论。但看起来充满噪声的波形,即使实验效应的 p 值通过了 0.05 的标准,那也会给人留下不好的印象,在结果的细节上也很难令人信服(例如,关于反应的起始时间)。

提示 2.2 我所喜欢的 ERP 成分

尽管我从未进行过 LRP 实验,但我认为,LRP 是可以广泛探索多种现代认知问题的一个最有用的 ERP 成分。首先,用差异波方法将 LRP 同其他 ERP 成分分离开来,是很容易的。其次,已经很好地总结了它的特征,包括它的神经起源(见综述 Coles, 1989)。再次,以分离 LRP 成分这种方式设计一个实验,相对比较容易(你实际所需要的一切,就是要让被试对某些刺激用左手反应,而对其他刺激用右手反应,并要安排好刺激与反应手之间对应关系在实验分组之间的平衡)。最后,LRP 已经用来可靠地回答了大量有意义的问题(例如,de Jong et al., 1990; Dehaene et al., 1998; Miller & Hackley, 1992; Osman & Moore, 1993)(也见 Coles et al., 1995 的综述)。

以后的章节将对记录干净的数据提供许多提示,但我要在这里强调一个因素,即干净的 ERP 数据需要大量的试次。例如,我在一个实验里,通常都设法做 10 到 20 名被试,而且,当检查振幅大的成分时(例如, P3 或 N400),每个被试的每种试次类型大约要搜集 60 个试次;中等大小的成分(例如, N2),大约要 150 个试次,而对小的成分(例如, P1),则大约要 400 个试次。通常一个实验需要 4 个小时(包括安装电极和对被试进行任务训练)。ERP 实验如果需要大量的试次,那是不幸的,因为它会限制这种技术实际所能回答的问题。进行一个虽然有意义,但噪声却大得无法解释结果的实验,那是没有多大价值的。

87

例 3: 双任务能力

背景 一个人同时执行两个任务常常是很难的,例如,当在一条蜿蜒的暴风雪路上高速驾驶宝马 325xi 汽车时,同时还要讨论 ERP 实验设计的原理,那是困难的。双任务干扰(dual-task interference)也见于很多简单的任务,很多研究者最近运用注意瞬脱(attentional blink)范式研究了

双任务干扰(见综述 Shapiro, Arnell, & Raymond, 1997)。在这个实验范式的每个试次中,都有包括 20 个刺激的快速刺激流呈现在注视点位置,要求被试从非靶中检测出两个靶(叫作 T1 和 T2)。图 2.4A 显示了这个典型的实验。在这个实验里,T1 和 T2 是数字,而非靶刺激是字母,每个试次结束时,被试要报告对两个数字的识别。当被试处理 T1 的时候,他们可能不能够有效地处理 T2,这会导致 T2 识别的错误。可以预期,这种情况主要发生在 T1 之后很快就出现 T2 的时候,因此,为了评价 T1 与 T2 之间冲突的时间过程,就要改变 T1 与 T2 之间的延迟。

图 2.4B 显示了用这种范式所得结果的典型形式。当 T2 出现在 T1 后 2—4 个刺激项目时,T2 的反应正确率一般都会明显下降。但 T2 在延迟 1 项,或者在延迟 5 项乃至更多项的时候,其正确率却相当高。而相比之下,对于任何延迟,T1 的正确率都是好的。这种形式的结果,就是所谓的注意瞬脱,因为它与由 T1 所触发的眨眼而致的正确率下降相似。这是双任务干扰的一个有趣的例子,近年由此引起大量的研究。最有意义的

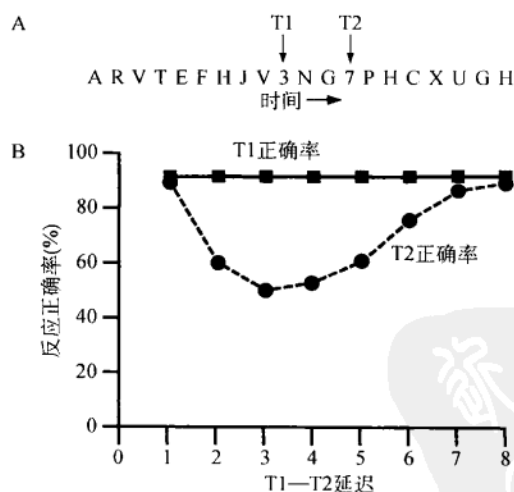


图 2.4 来自一个典型的注意瞬脱范式的实验(A)及其理想的结果(B)(基于 Chun & Potter, 1995 的实验)。刺激以每秒 10 次的速率呈现于注视点。T1 与 T2 是数字,其他刺激是字母,要求被试在每个试次结束时报告对 T1 与 T2 的识别。T1 与 T2 之间的延迟是变动的。尽管发现 T1 的反应正确率不受延迟的影响,但 T2 的正确率却在延迟 2—4 项时,明显地降低。

问题之一是,注意瞬脱到底是反映了感知 T2 的失败(Raymond, Shapiro, & Arnell, 1992),还是 T2 虽被感知到了,但却没有以稳定的形式储存于工作记忆之中(Chun & Potter, 1995; Raymond, Shapiro, & Arnell, 1994)。Potter(1976)论证,刺激的识别要比将它们储存到工作记忆更快,所以,T1 与 T2 都能被识别,但仅仅 T1 被储存于记忆,即使 T2 是在 T1 之后很快出现。

为了检验这个假设,Ed Vogel、Kim Shapiro 和我做了几个实验,我们检查了注意瞬脱实验范式下 P1、N1、P3 和 N400 成分的变化(Luck, Vogel, & Shapiro, 1996; Vogel, Luck, & Shapiro, 1998)。这里我只讨论结果最明确的一个实验,主要集中于 N400 成分。N400 成分一般是由与先前建立的语义关联失匹配的词所诱发。例如,句子“我打开洗碗机取出一根干净的眉毛”(I opened the dishwasher and pulled out a clean eyebrow)的最后一个词会诱发出一个大的 N400,但同一个句子如果结束词是“盘子”(plate),则会诱发一个小的 N400。N400 也可用简单的词对来诱发,比如“猪—帽子”(PIG — HAT)的第二个词会诱发一个大的 N400,而“外衣—帽子”(COAT — HAT)的第二个词就只诱发一个小的 N400。N400 成分非常适于确定一个词是否被识别,因为除非这个词到达了语义的(或者至少是词汇的)通路而已经被识别,否则,一个语义失匹配的词不可能诱发出一个更大的反应。这样,对一个给定的词,当它失匹配于语义的前后关联,同它匹配于语义的前后关联相比较时,如果诱发了一个更大的 N400,那么,就得到了一个很强的证据,说明这个词已在相当高的水平上被识别。所以,我们就设计了一个实验,来确定在注意瞬脱期间所呈现的词,其 N400 成分是否受到抑制。先前很多实验都检验过这种语义失匹配的反应,因此,我们相信,一定能让这种方法用在与注意瞬脱相关的 ERP 研究上(见策略 2)。

实验设计 图 2.5A 显示了这个实验的刺激与任务。每个试次以呈现 1000 ms 的“关联词”(context word)开头,它建立起这个试次的语义关联。然后是 1000 ms 的延迟,接着再在注视点呈现一个快速刺激流。每个刺激都有 7 个字符的宽度,干扰子刺激是随机选择的七个辅音字母

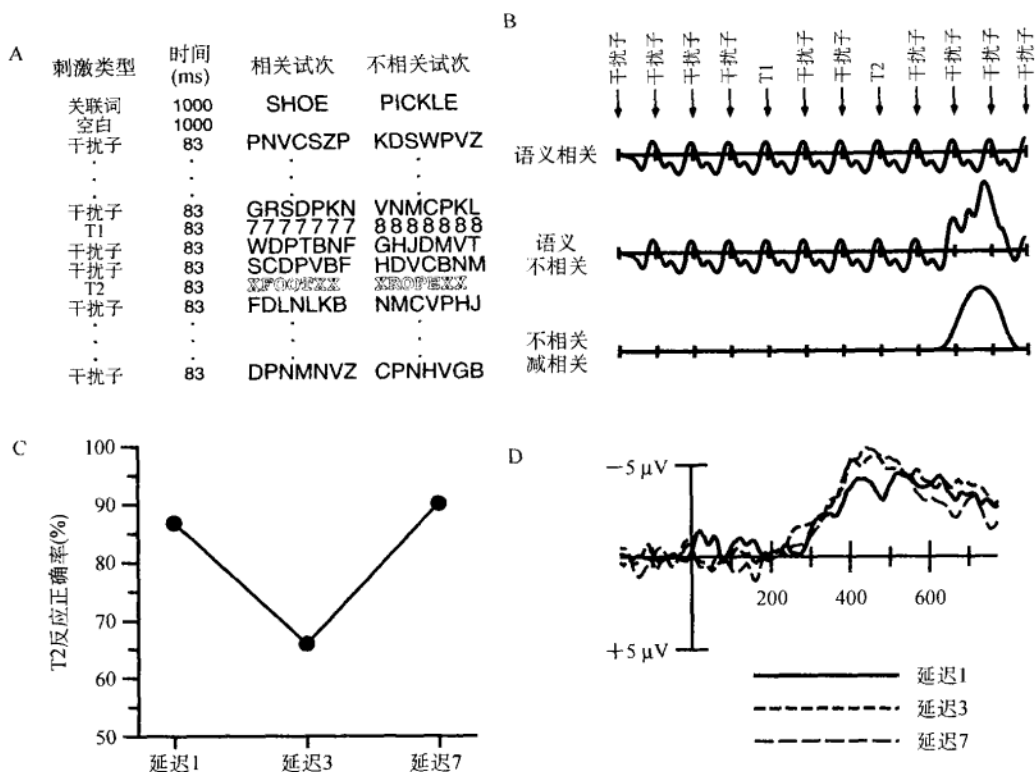


图 2.5 来自 Vogel, Luck 和 Shapiro(1998)研究的实验范式与结果。(A)刺激举例。(B)用减法方法来克服重叠问题。(C)T2 辨别的平均正确率,它是不同延迟的函数。(D)在 Cz 电极位置,不相关 T2 的 ERPs 减相关 T2 的 ERPs 所形成的组平均差异波。负电压向上。

的序列;T1 是数字,它重复七次也形成一个七字符的刺激;T2 则是一个用红色字体呈现的词,这个词或者与开头呈现的关联词在语义上相关,或者与这个关联词在语义上不相关,而且,为了保证七字符的刺激宽度,需要时用“X”来填充 T2 的两侧。在每个试次的最后,被试要做两个反应,一个反应要指出 T1 是奇数还是偶数,另一个反应要指出 T2 与关联词在语义上是相关还是不相关。相关与不相关的 T2 词有相同的呈现概率(T1 数字的奇偶数概率也一样),而且,对于相关的词,其相关度很高(如,“猫—狗”[CAT — DOG])。另外,对于每个被试,T2 词都呈现两次(要放在远远分开的不同实验分组里),即作为相关的词呈现一次,再作为不相

关的词呈现一次。这样,就有可能确保,相关词与不相关词所诱发 ERPs 的任何差别,都是来自它们与关联词的语义关系,而不是由于词本身的任何特征(见准则 6 与 Hillyard 原理)。T1 和 T2 之间的延迟是 1、3 和 7,对延迟的这种限制是必要的,是为了使每种延迟都有足够的试次数。

如图 2.5B 所示,在注意瞬脱实验范式中,刺激的快速呈现导致了 ERP 记录的重叠问题。特别是,对一个给定刺激的反应会持续达数百毫秒,该反应会重叠到以后若干次的刺激,因此,很难从前后刺激所诱发的 ERPs 中,将 T2 诱发的 ERPs 分离出来。为了克服这个问题,我们计算了差异波(见策略 4),从与关联词没有语义相关的 T2 所诱发的反应中,减去语义相关的 T2 所诱发的反应(见图 2.5B)。对于刺激流中其他项目的反应而言,T2 相关的试次与 T2 不相关的试次基本上是一样的,因此,这个差异波就作为 T2 相对于关联词的一个语义相关函数,提供了不同脑反应的一种相对纯净的测量。于是,相关 T2 试次与不相关 T2 试次之间的一个大的 ERP 差异,就可以用来作为证据,足以确认与关联词的语义相关,证明 T2 词已被识别。

92

结果 图 2.5C 和 D 显示了这个实验的结果。被试关于 T2 与关联词在语义上是否相关的报告正确率显示,延迟 3 的正确率相对于延迟 1 与 7 高度受损,这正是注意瞬脱结果的一个普遍模式。与之对比,T2 所诱发的 N400 成分,却对三种延迟具有同等大小。所以,在延迟 3,尽管被试不能准确报告 T2 与关联词是否相关,但相关试次与不相关试次 N400 的差异却表明,脑还是相当准确地进行了判别。这个结果指出,在注意瞬脱条件下的刺激也被充分识别,只是由于它们没有以稳定的形式储存于工作记忆,从而才不能准确地报告出来。

这个结论依赖于一个潜在的假设,即,如果 T2 的知觉处理在延迟 3 时受损,那么 N400 成分就应该明显地更小。但这是一个有问题的假设,因为很难知道 ERP 成分振幅同认知过程的速度与准确性之间的关系是什么。这就把我们带向又一条准则:

准则 11. 决不能假定一个 ERP 成分的振幅与潜伏期,与认知过

程的质量及时程是线性相关的,或者甚至是单调相关的。可以作这样的检验,但却不可以作这样的假定。

为了避免违反这条准则,我们做了一个对照实验,来确认对一个词的知觉减弱会不会引起 N400 成分振幅的明显减少。在这个实验里,我们给词简单地加上不同强度的噪声,随着噪声强度的增加,行为正确率与 N400 振幅都粗略地以一种线性方式减少。正确率的变化可与主实验中延迟 3 的准确性受损相当,并且产生大的、具有统计显著性的 N400 振幅的减少。所以,主实验中的延迟 3,其 N400 振幅不减少就提供了一个有力的证据,表明延迟 3 的行为错误,反映的是一种词识别之后过程的受损。

这些结果还表明,可能有大量的处理,是在缺乏意识(the absence of awareness)的情况下发生的。因为在延迟 3 的情况下,即使被试不能准确报告这个词,脑似乎已经识别了 T2 词(也有可能被试只是简单地意识到这个词,但一会儿之后就不能报告语义关系了)。

重要问题的讨论 关于这个注意瞬脱的实验,我要提醒注意三个方面。第一,这个实验是使用 ERPs 来监视心理过程的,即监视词的识别。我们虽能猜测这个过程的存在,但却不能通过被试的外显反应观察到。很多的 ERP 实验就是设计来证明行为结果与 ERPs 的一致性,而若能证明一种既有相似性又有差异性的有趣模式,常常才会更有意义。我还应该提到,我们曾做过一个集中于 P3 研究的注意瞬脱附加实验,结果发现,在延迟 3 的条件下,P3 波受到了完全的抑制,这与注意瞬脱反映工作记忆受损的观点是一致的。以这种方式,我们能够在外显行为与 ERPs 之间,证明其相似与差异的合理模式。

第二,这个实验的突出方面是,即使产生 N400 成分的神经/心理过程可能并不直接与词识别相关,但我们还是使用 N400 成分作为词识别的指标。因为在这个实验中,N400 的存在必有词识别先行,所以,我们才能把 N400 作为词识别的一个间接指标。类似地,P3 波可以用作“刺激评价的时间”(stimulus evaluation time)的一个指标,即使产生 P3 成分的神经/

心理过程可能也不直接与知觉相关。例如,由于低概率刺激比高概率刺激诱发一个更大的 P3,就有可能通过低概率减高概率的差异波,来分离 P3 波。脑对一个低概率刺激,如果还没有识别与分类,是不可能产生一个更大 P3 的,因此,在低概率减高概率的差异波里,P3 波的时程就可以用作一种识别与分类的间接指标(见 Donchin, 1981; Kutas, McCarthy, & Donchin, 1977; McCarthy & Donchin, 1981; Vogel & Luck, 2002)。

如果你考察一下在认知心理学中或者在认知神经科学中有广泛影响的实验,你就会发现,其中很多都使用了与实验主题没有明显相关的某种 ERP 成分。例如,我们的注意瞬脱实验就是用语言相关的 N400 成分来检查知觉与知觉后处理时注意的作用。类似地,Dehaence 等人(1998)用运动相关的 LRP 成分来探讨无意识知觉存在的可能性。我的一个研究生 Adam Niese 把这叫作对 ERP 成分的“劫持”(hijacking),由此又导出一个附加的 ERP 实验设计策略。

策略 7. 借用其他领域的有用成分

关注来自认知神经科学其他分领域的 ERPs 发现,是有用的。一个 ERP 成分若来自所研究过程产生的后果,那么,就可以用来揭示这个过程的出现。

这个实验值得注意的第三个方面是,差异波既用来分离单个刺激所诱发的活动,也用来分离该刺激所诱发的特异 ERP 成分(见策略 4)。以密集的时间间隔来呈现刺激常常是必须的,这样,每个刺激所诱发的 ERPs 就会在时间上相互重叠,而差异波则常常用来解决这个问题(这种方法的更多例子见 Luck, 1998b; Luck, Fan, & Hillyard, 1993; Luck & Hillyard, 1995)。但你必须小心,因为你不能简单地认为,差异波所提供的是所研究成分大小的纯净估计。例如,在注意瞬变实验里,即使相关与不相关 T2 词之间 N400 振幅的差异在所有三种延迟都是一样的,但延迟 3 的 N400 总体大小还是比延迟 1 和 7 小。在这个实验里,关键问题是脑能不能区分语义相关的 T2 词与语义不相关的 T2 词,至于整体上 N400 的大小,那是不重要的。事实上,连不相关减相关的差异波所反映的活动

究竟是 N400, 还是 P3, 抑或是某种其他成分, 那都没有关系, 即, 不管它是什么成分, 它都证明了脑能够在相关词与不相关词之间进行区分(见策略 6)。所以, 差异波可能很有用, 但解释它必须小心。

(范思陆 译)

阅读参考

文献中有很多聪明而又缜密的 ERP 实验设计。下面列出我喜欢的几篇, 并把它们推荐给新的 ERP 研究者, 供他们仔细研究这些实验。

Dehaene, S., Naccache, L., Le Clec'h, G., Koechlin, E., Mueller, M., Dehaene-Lambertz, G., van de Moortele, P. F., & Le Bihan, D. (1998). Imaging unconscious semantic priming. *Nature*, 395, 597 - 600.

Gehring, W. J., Goss, B., Coles, M. G. H., Meyer, D. E., & Donchin, E. (1993). A neural system for error-detection and compensation. *Psychological Science*, 4, 385 - 390.

Gratton, G., Coles, M. G. H., Sirevaag, E. J., Eriksen, C. W., & Donchin, E. (1988). Pre- and post-stimulus activation of response channels: A psychophysiological analysis. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 14, 331 - 344.

Handy, T. C., Solotani, M., & Mangun, G. R. (2001). Perceptual load and visuocortical processing: Event-related potentials reveal sensory-level selection. *Psychological Science*, 12, 213 - 218.

Magliero, A., Bashore, T. R., Coles, M. G. H., & Donchin, E. (1984). On the dependence of P300 latency on stimulus evaluation processes. *Psychophysiology*, 21, 171 - 186.

Paller, K. A. (1990). Recall and stem-completion priming have different electrophysiological correlates and are modified differentially by directed forgetting. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory and Cognition*, 16, 1021 - 1032.

Van Petten, C., & Kutas, M. (1987). Ambiguous words in context: An event-related potential analysis of the time course of meaning activation. *Journal of Memory & Language*, 26, 188 - 208.

van Turennout, M., Hagoort, P., & Brown, C. M. (1998). Brain activity during speaking: From syntax to phonology in 40 milliseconds. *Science*, 280, 572 - 574.

Winkler, I., Kishnerenko, E., Horvath, J., Ceponiene, R., Fellman, V., Huottilainen, M., Naatanen, R., & Sussman, E. (2003). Newborn infants can organize the auditory world. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 100, 11812 - 11815.

Woldorff, M., & Hillyard, S. A. (1991). Modulation of early auditory processing during selective listening to rapidly presented tones. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 79, 170 - 191.

准则、原理与策略的总结

准则 1. 峰和成分不是一回事。峰是电压在局部达到最大值的点,此外别无含义。

准则 2. 不可能通过看一个单一的 ERP 波形,来估计潜在 ERP 成分的时间过程或者峰潜伏期——波形中某一局部形状与作为其基础的潜在成分之间,可能并没有明显的关系。

准则 3. 将实验效应(即两个 ERP 波形之间的差异)与原始 ERP 波形进行比较,是靠不住的。

准则 4. 峰振幅的差异不一定和成分大小的差异一致,峰潜伏期的差异也不一定和成分时程的变化一致。

准则 5. 决不可认为一个平均的 ERP 波形可以准确地表达那些用来产生平均波形的单试次波形。特别是,平均波形的起止时间点,所表达的只是贡献于平均的单个被试单试次中的最早起始时间点和最晚终止时间点。

准则 6. 只要有可能,就要在不同的心理条件之间使用同样的物理刺激,以避免物理刺激的混淆(Hillyard 原理),包括“前后关联”(context)的混淆,例如,刺激系列中顺序的差异。

准则 7. 当物理刺激混淆是不可避免的时候,要进行对照实验,来评价它们的合理性。决不可认为一个小的物理刺激差异不会影响到 ERP 效应的解释。

准则 8. 当比较基于不同试次数目的平均 ERPs 时,要小心。

准则 9. 当条件之间存在运动反应的差异或者运动反应时程的差异时,要小心。

准则 10. 只要有可能,实验条件应当尽量在实验分组之内改变,而不是在实验分组之间改变。

准则 11. 决不能假定一个 ERP 成分的振幅与潜伏期,与认知过程的质量及时程是线性相关的,或者甚至是单调相关的。可以作这样的检验,但却不可以作这样的假定。

Hillyard 原理:一定要比较相同物理刺激所诱发的 ERPs,改变的仅仅是心理条件。

策略 1. 聚焦于特异的成分

策略 2. 使用已成熟的实验操作

策略 3. 聚焦于大的成分

策略 4. 用差异波来分离成分

策略 5. 聚焦于容易分离的成分

策略 6. 使用成分独立的实验设计

策略 7. 借用其他领域的有用成分



本章将介绍如何记录干净的、没有伪迹的脑电数据。由于 ERP 技术已经成熟,关于记录干净数据等基本问题的文献讨论已大量减少。这很自然,因为许多实验室多年以来发展出了卓越的技术,并且这些技术已经成为实验室传承的一部分,在新研究者的培训中流传下去。然而,随着时间的流逝,这些技术背后的原理常常失传了,而现在有许多新的实验室正在使用 ERP 技术,因此有必要时常回顾这些基本的技术问题。

干净数据的重要性

在开始论述这些基本技术问题之前,我想先讨论一下,为什么你需要花费大量时间和精力来确保记录到尽可能干净的数据。其中最根本的原因是,你需要获得可重复的、具有统计显著性的实验效应,然而,除非你的 ERP 波形噪声水平很低,否则你不可能获得统计显著性的结果。如第一章所述,背景 EEG 淹没了单试次中的 ERP,但是通过信号的迭加平均,可以将 ERP 从 EEG 背景噪声中分离出来。因为用于迭加平均的试次越多,其结果中残留的 EEG 噪声就越少,所以获得干净数据的关键在于,确保 ERP 迭加平均中包含足够多的试次数目。然而,增加迭加次数只在一定数目之内才有效,因为迭加平均对于噪声的作用,并不与迭加次数呈直接线性的关系,而是,噪声的减低,与迭加次数的平方根成正比。因此,增加一倍的迭加次数,并不能使噪声减少一半。事实上,将迭加次数增加一倍,仅减少约 30% 的噪声;你需要将迭加次数增加至四倍,才能使噪声降低 50%。第四章将更详细地论述这个问题。

很显然,你不能不断地将迭加次数增加四倍,不然,实验就会变得太

长。所以,增加试次数目只是解决噪声问题的一个办法。另一个办法是,在噪声通过电极被采集之前就把它去除。大部分 ERP 记录中的噪声并不是来源于 EEG,而是来源于其他生物信号,例如皮肤电位(skin potential),以及 EEG 记录时偶然采集到的环境电噪声。这些噪声源通常可以被直接去除。事实上,如果你花费几天时间来查找并去除这些噪声源,你所得到的迭加平均 ERP 的改善,可能等同于对每个被试增加一倍的试次数目,或对每个实验增加一倍被试所产生的效果。这些最初的努力将在你日后实施的每个实验中都得到回报。

除了以上这种查找并直接去除噪声源的方法,一些数据分析技术,比如滤波,也可以用来去除噪声。正如第五章将讨论的,这些技术是 ERP 记录所必需的。然而,关键在于,不要太依赖这些后处理技术(post-processing techniques)来获得干净的 ERP 数据,因为这些技术只在有限的条件下起作用,并且几乎总会使数据显著失真。这就引出一个重要原理,我称之为汉森原理(Hansen's Axiom):

汉森原理:好数据是无可替代的。

这个原理的名字来源于加州大学圣地亚哥分校(UCSD) Steve Hillyard 实验室的科学家和技术带头人 Jon Hansen。在一个关于伪迹排除(artifact rejection)程序的文档中,Hansen 写道:

好数据是无可替代的。相信伪迹排除可以将坏数据转变成好数据是很愚蠢的。伪迹排除只能去除那些偶尔发生的含有伪迹的试次,使好数据变得更好。如果被试在对特定事件进行反应时总是眨眼,或者有连续的高振幅 α 活动,伪迹排除方法并不能对此给予补偿。也就是说,那些具有持续噪声或系统伪迹的数据,并不能通过伪迹排除的方法而得到很大改善。(Hansen, J. C, 未发表的软件文档)。

虽然 Hansen 只是在伪迹排除方法中指出了以上原理,但是这个原理

广泛适用于所有那些用来使数据变得更干净的后处理程序,包括迭加平均、滤波以及独立成分分析(ICA)等。一些后处理程序是必需的,但是它们并不能使坏数据变成好数据。排除电噪声源、鼓励被试尽可能地减少生物电伪迹、通过实验设计来产生大的效应,将最终节约你的时间。

活动和参考电极

电压是两点之间的电位

电压可以被认为,是使电流从一个地方流向另一个地方的电位差。因此,在一个点上并没有电压之说(如果你不明白这个事实,请先阅读本书附录 1)。例如,设想一个典型的 12 伏特电池,它具有一个正极和一个负极。12 伏特的电压测量值表示了使电流从正极流向负极的电位,孤立地谈论某个极点上的电压是没有意义的。你可以触摸其中一个极点却不被电击(假设你没有接触其他任何导体),但是,如果你同时触摸两个极点,你肯定会受到电击。类似地,你不可能从单个头皮电极记录电压。相反,EEG 记录到的始终都是使电流在两个电极之间流动的电位。

102

在家用电力系统中,一个金属桩深埋于房屋之下,作为电器的重要参考点。大地确实提供了参考点,而如今在电子工程学中,地(*ground*)这个术语也被用来喻指一个系统中所有电压的公共参考点。因此,我将使用术语地来代表电子工程学中的这个通用意义,而用另一个术语地线(*earth*)来代表埋入地下的金属桩。

如果我们测量的是被试头皮电极和埋入地下的金属桩之间的电位,那么电压将反映被试身上聚集的所有净电荷(假设被试并没有接触任何与地线相连的导体)。这种静电(*static electricity*)会淹没任何神经电信号。我们可以把电极放在一个与地线相连的被试身上,这时被试身上的静电会释放到地线上,静电差异就被去除了,从而可以容易地测量神经电信号随时间的变化。然而,将被试直接与地线相连是很危险的,因为如果被试触摸了一个接地不良的电器(例如按键反应记录盒),就很容易遭到危险的电击。

你也可以在放大器回路中建立一个与地线隔绝的虚拟地,并且将这个地和被试身上的接地电极(ground electrode)相连。然后你可以记录头皮电极和接地电极之间的电压。然而,通过这种方法记录到的电压,不仅反映了头皮电极的电活动,还反映了接地电极的电活动,因而不能提供关于头皮电极电活动的绝对测量。并且,放大器接地回路(ground circuit)所引起的任何环境电噪声都会影响电压测量结果,从而导致记录中出现很多噪声。

为了解决接地回路所引起的噪声问题,EEG 放大系统使用了差动放大器(*differential amplifier*)。一个差动放大器使用三个电极来记录电活动:活动电极(A, *active electrode*)放在指定头皮位置,参考电极(R, *reference electrode*)放在其他头皮位置,接地电极(G)放在被试头部或身体上的某个适宜位置。这个差动放大器放大的是,AG 电压和 RG 电压之差(即 AG 减 RG)。对于 AG 和 RG,由放大器接地回路引起的环境电活动是相等的,因此 AG 和 RG 的相减算法将把环境电活动减去。

现在应该很清楚了,ERP 波形并不仅仅反映了活动电极上的电活动特性,而是反映了活动电极点和参考电极点之间的电位差异。绝对不存在“一个电极点的电压”这种事情(因为电压是使电荷从一个地方流向另一个地方的电位)。不过,有一种情形,谈论单个位点的电压还是有意义的(如果不那么严格的话)。具体来说就是,如果可以测量到使电荷从指定头皮位点移动到身体表面其他部位所有位点平均值的电位,那么谈论单个电极点的电压也会有一定道理。正如我在本章稍后将讨论到的,身体颈部以下的部位对于脑电活动并不起什么作用,因此,我们可以将上述内容简化为,一个位点和头部其余位点均值之间的电压。我以后所提及的一个位点的绝对电压(*absolute voltage*),指的就是该位点与整个头部的平均之间的电位。然而,请牢记,这个绝对电压仅仅只是一个理想模型;实际中,我们还是得从记录两个电极点之间的电位差做起。

最初,研究者假设活动电极位于活动脑组织附近,而参考电极位于一个较远的电中性位点。当活动电极附近的电活动发生变化,研究者假设这会改变活动点的电压,但是对于参考点没有影响。当从若干个活动位

点记录信号时,通常使用同一个参考电极。例如,你可以在额、顶和枕区的活动位点放置电极,并且使用一个耳垂电极作为所有活动电极的参考。

图 3.1 说明了以上这点。图中显示了单个偶极子源在头皮表面的电压分布情况(相对于整个头的平均)。这里存在一个问题,在头上并不存在一个电中性的位点(即,没有一个位点等于所有头皮部位的平均),活动点和所谓参考点之间记录的电压将同时反映两个位点的活动。事实上,我在本章最希望表达的一个重要原理就是,ERP 波形反映的是两点之间的活动差异,而非单个点的活动。这当然也存在一些例外,我将在本章稍后讨论。

参考点的选择

许多研究者已经尝试使用一些最可能中性的参考点,例如鼻尖、下巴、耳垂、颈甚至脚尖,来尽量减少来自参考电极的活动。然而,尽管其中一些是有用的,但却仍然不能真正解决参考点活动的问题。举一个例子,鼻尖远离大脑,看上去应该是一个非常好的电中性位点。为了使这个例子更加极端,想象头上有一个极长的鼻子,比如 Pinocchio(匹诺曹,西方童话的主角——译者注)的鼻子。Pinocchio 的鼻子就像一根很长的电线贴在他的头上,在这个电线状鼻子的任何地方,电压都是近似相等的(请看图 3.1B)。因此,把参考电极放在鼻尖,或是放在鼻子与头相连的部位,并没有什么关系——因为这两点的电压是相等的,所以无论将参考电极放在鼻子哪里,活动电极和参考电极之间的差异都是相同的。因为没有理由相信,鼻子与头相连的部位要比头的其他部位更中性,所以鼻尖同样也并不比头的其他部位更中性。这并不是说,鼻尖不是一个合适的参考电极点。我的确切意思是,并不存在一个电中性参考点,所以你必须牢记,一个 ERP 波形反映了来自活动点和参考点的共同作用。

那么,最适合作为参考的位点是什么呢?在选择参考时,需要考虑以下三个要素。第一,既然不存在真正中性的位点,那么你可以选择一个方便舒适的位点。举个反例,在鼻尖上放置电极会使人烦乱。第二,你要避

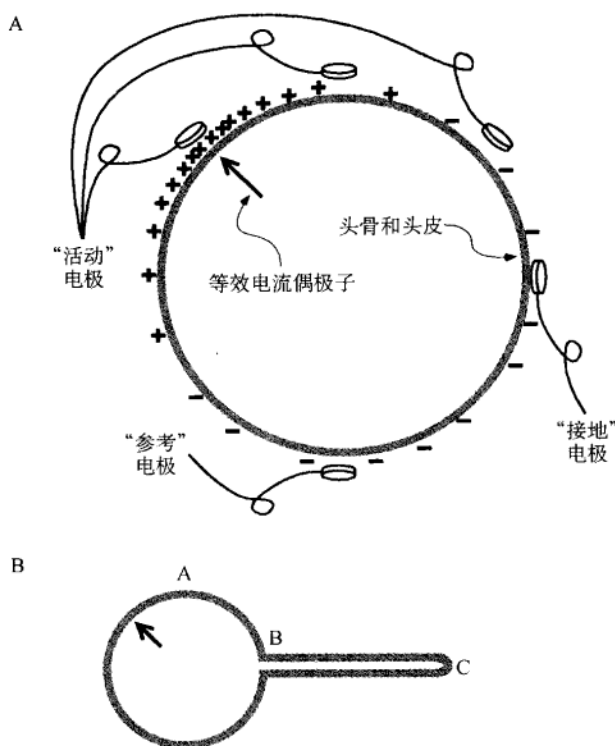


图 3.1 活动和参考电极。(A)在球形头内的等效电流偶极子示例(箭头),及其引起的头表面电压(+和-分别代表正和负),记录的电压是活动电极和参考电极之间的电压差。(B)远距离参考源的使用示例。如果活动电极位于 A 点,选择 B 或 C 点作为参考并不会有什么差别,因为 B 和 C 点具有相同的电位。

105

免使用一个偏向于某侧脑半球的参考点。例如,如果你用左耳垂作为参考,那么从左半球电极记录到的电压将与那些从右半球电极记录到的电压有所不同。你应该避免这种偏向。第三,因为给定位点的 ERP 波形与参考点的选择有很大关系,所以一个常用的好主意是,在你的所有实验中都使用相同的参考点,并且使用其他研究者常用的参考点。这会使得来自不同实验或实验室的 ERP 波形更容易相互比较。

认知神经科学中最常用的参考点是耳垂或乳突(位于耳朵后面的突起小骨部位)。耳垂和乳突的位置非常接近,因此无论你用其中哪个作为

参考,所得到的 ERP 结果看上去几乎是一样的。它们已被普遍使用,这使其有很好的理由被继续使用下去,因为这样可以比较来自不同实验或实验室的数据。因此,这些位点满足了前一段描述的三个要素中的最后一个。这些位点用起来很方便,并且不会干扰被试,满足了第一个要素。在我的实验室,我们使用乳突而非耳垂,这是因为我们发现,耳垂夹式电极在使用 1 个小时后被试会感到不太舒服,并且我们发现,在乳突处更容易得到好的电导通性(因为这里的皮肤不那么粗糙)。不过,我也听说过,对于个人卫生不太好的被试,还是耳垂的电导通性更好。因此,你应该在这两者中选择一个你觉得更为方便的位点。

耳垂和乳突都不满足第二个标准,因为你必须挑选头部某一侧,这导致了半球左侧的活动电极和右侧的活动电极之间不平衡。避免这种偏向的一个简单方法是,在左乳突(Lm, left mastoid)和右乳突(Rm, right mastoid)都安放电极,然后将 Lm 和 Rm 电极用导线物理连接起来。这称为连接乳突参考(*linked mastoids reference*),这种方法不会偏向任何一侧半球(你也可以对耳垂电极进行类似这样的操作)。然而,通过导线将 Lm 和 Rm 物理连接,会在两个半球之间产生一个零阻抗电桥,这将导致头皮表面电压分布失真,并降低 ERP 的半球不对称性。为了避免这些问题,可以利用平均乳突参考推导(*average mastoids reference derivation*)来实现 Lm 和 Rm 的算术联结,这种方法以 Lm 和 Rm 的平均值作为参考,重新计算活动点的电信号(Nunez, 1981)。

有好几种途径可以实现以上算术联结方法,我在这里将描述我的实验室是如何操作的。在记录 EEG 的时候,我们将所有头皮电极的参考设为 Lm,同时在 Rm 放置一个电极,这个电极的参考也是 Lm。在记录数据并迭加平均之后,我们对于每个给定位点计算其平均乳突参考推导,计算公式为 $a' = a - (r/2)$,这里 a' 是 A 点相对于平均乳突的波形, a 是 A 点的原始波形(以 Lm 为参考), r 是 Rm 点的原始波形(以 Lm 为参考)。

让我解释一下这个公式的原理。记住在一个给定电极位点,电压等于活动点的绝对电压减去参考点的绝对电压。当活动电极位于 A 点,参考点为 Lm,那么 A 点记录的电压为 $A - Lm$ 。类似地,Rm 点记录的电压

为 $Rm - Lm$; 我们需要为 A 点计算的平均乳突参考推导等于 A 的电压减去 Lm 和 Rm 的平均电压, 即 $A - (Lm + Rm)/2$ 。为了利用 A 点和 Rm 点的记录电压来计算这个平均参考推导, 我们仅仅使用了以下简单算法:

$a = A - Lm$	A 点的记录电压等于 A 点的绝对电压减去 Lm 点的绝对电压
$r = Rm - Lm$	Rm 点的记录电压等于 Rm 点的绝对电压减去 Lm 点的绝对电压
$a' = A - (Lm + Rm)/2$	A 点的平均乳突参考推导等于 A 点的绝对电压减去 Lm 和 Rm 的平均电压
$a' = A - Lm/2 - Rm/2$	这是上一个公式的算术重组
$a' = A - (Lm - (Lm/2)) - (Rm/2)$	因为 $Lm/2 = Lm - Lm/2$
$a' = (A - Lm) - ((Rm - Lm)/2)$	这是上一个公式的算术重组
$a' = a - (r/2)$	这里我们用 a 代替 $(A - Lm)$, 用 r 代替 $(Rm - Lm)$

换句话说, 对于一个给定位点, 你只需要减去另一个乳突记录电压的一半, 就可以计算这个位点相对于平均乳突参考的电压了。这种方法同样适用于耳垂参考电极。综合考虑, 这是认知神经科学领域大多数 ERP 实验的最好参考电极方法。

传统参考点的替代方法

除了以上方法, 研究者在处理参考点这个问题时还经常使用其他两种方法。第一种方法是, 想象你在整个头部表面都放置了电极, 那么用所有电极的平均电压作为参考, 你可以得到每个电极位置的绝对电压, 这样你就不用担心参考电极的问题。这在数学上很简单: 假设所有位点的记录都使用了相同的参考电极, 那么在一个给定位点的绝对电压可以简单地通过减去所有位点的平均电压而得到。尽管这是一种理想的方法, 但是并不实际。原因很简单, 脸和颈占了整个头部的 40% 以上, 而在这些地

方是不放电极的。

尽管不能在所有头部表面都放置电极,一些研究者仍然使用所有电极的平均作为参考,这可能产生某些严重的误解(请见 Desmedt, Chalklin, & Tomberg, 1990)。图 3.2 说明了这一点。这张图上显示了 Fz、Cz 和 Pz 电极位点记录的波形。左边一列显示的是每个位点的绝对电压,在 Fz 处,条件 A 的波形比条件 B 更偏正向。中间一列显示的电压是以三个电极的平均电压为参考而得到的。当以所有位点的平均作为参考时,在任何时刻,所有位点的平均电压一定是零毫伏,因此一个位点的电压增大将

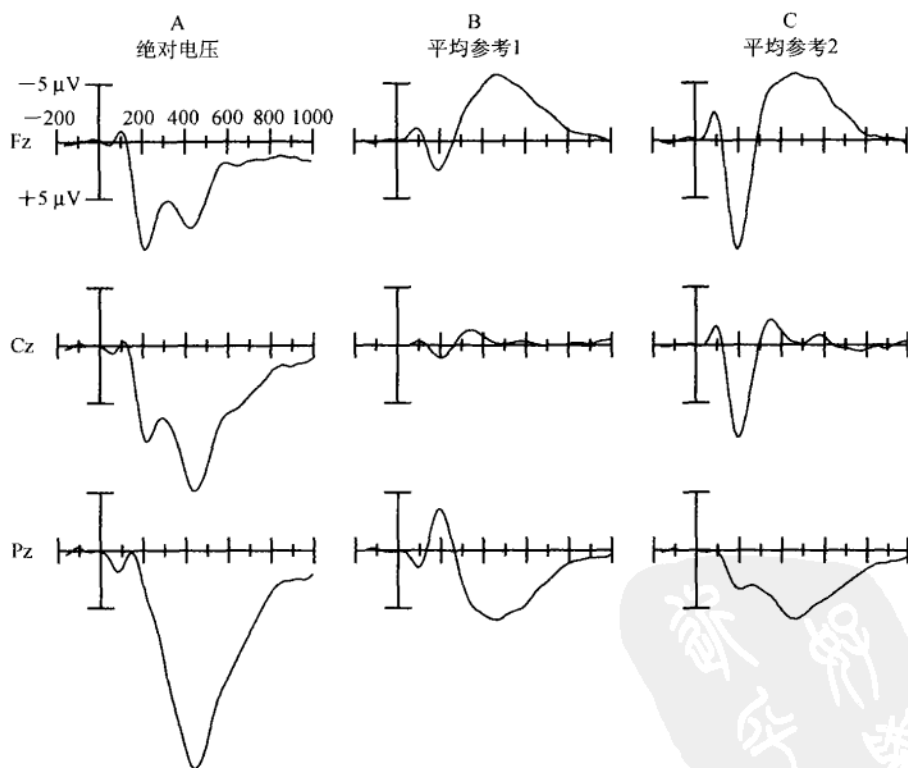


图 3.2 使用所有位点的平均作为参考的效果。左列显示的是 3 个位置(Fz、Cz 和 Pz)的绝对电压。中列显示的是使用这 3 个电极的平均作为参考的波形。当使用平均参考时波形严重失真。右列显示的是使用更多电极的结果,电极包括枕区和颞区电极,以及额区、中央区和顶区电极。请注意,当使用密集电极阵列从头皮大部分区域(>60%)选取时,失真问题并不严重。图中负波向上。

人为地导致其他位点电压减小(整个头部的电压之和也是零,但这是由于物理学机制,而不是由于人为参考电极方法所致)。如图中所显示的,这种参考电极方法将使波形严重失真。例如,如果使用平均参考,Fz 电极位点 400 ms 附近的一个短时程正向波峰变成了一个长时程负向波峰。出现这种情况是因为,Pz 的绝对电压波形有一个大的 P3 波,为了使平均电压为零,一个大的负向电压必须加在 Fz 的平均参考波形上。

平均参考的应用将导致 ERP 数据解释出现严重错误。例如,在我评审过的一些以所有电极的平均为参考的稿件中,实验效应在不同电极上表现出相反的极性,作者对此非常重视。但是,这只不过是使用平均参考的必然结果。因此,利用所有电极的平均作为参考是非常危险的。然而,在有的情况下使用平均电极参考也可能是合适的。比如,Dien(1998)曾主张,如果在大部分可能的头部位点安放大量电极,那么就可以得到整个头部平均的近似值;因此,在电极足够多的情况下,平均电极参考可能是最好的方法(假设大家可以对“如何设置电极才能测得真实平均电压的足够近似值”达成共识的话)。

对于这个问题的另一种方法不依靠电压测量,而改为测量头部每一点流出头部的电流。这种方法并不依赖活动点和参考点之间差异的测量(与电压不同,电流可以仅在一个点测量)。具体来说,可以将标准 EEG 记录测得的电压转化为电流密度(有时称为头皮电流密度,SCD, scalp current density;或电流源密度,CSD, current source density)。一个电极位点的电流密度是以整个头皮电压分布为基础来计算的。从技术上来说,可以通过头皮表面电压分布的二次推导来计算头皮电流密度(详细描述请见 Pernier, Perrin, & Bertrand, 1998)。因为 ERP 是在一套数目有限的离散电极上记录的,所以电流密度只能被估算。然而对于一套密度合适的电极,这个估算是相当准确的。此外,没有必要将电极覆盖整个、乃至大部分头部。当电极局限于一个有限的区域时(比如头的后半部分),虽然你不应该太相信最外圈电极的估算值,但是你仍然可以精确地估算这个区域内的电流密度。尽管电流密度有不少优点,但它同时也存在一个重要缺陷:电流密度对于大脑深处的偶极子并不敏感,它更加偏重

地反映了大脑表面偶极子的活动(因为来自大脑深处活动源的电流广泛地消散于整个头皮了)。因此,与传统电压测量相比,电流密度提供的脑活动图谱并不完整。另外,电流密度是对实际数据进一步处理之后的估计值,所以通常来说,最好把电压波形和电流密度波形都分析一下。

环境中的电噪声

头皮 EEG 的电压波动非常微弱(一般小于 10^{-5} 伏特),EEG 必须在放大 10000—50000 倍之后才能被精确地测量。在一般的实验室环境中,有很多电活动源的强度比 EEG 大得多,这些大电源会在被试、电极以及连接被试和放大器的电线上产生小的电压波动。这些感应电压随同 EEG 被一块放大之后是相当可观的(尽管在 EEG 放大之后而产生的感应电压效应通常并不显著)。虽然有的感应电噪声可以通过滤波及其他后处理技术去除,但最好还是在源头上去除这些噪声(这是汉森原理的推论):本节我将介绍一些主要的电噪声源,并且讨论 EEG 记录中使噪声最小化的策略。

一个导体内的振荡电压将引起附近导体产生小的振荡电压,这就是为什么 EEG 中会显现环境噪声。在一个典型的 ERP 实验室中,存在两个主要的振荡电压源,即交变线路电流(AC line current)和视频显示器。交变线路电流由 50 Hz 或 60 Hz(具体哪个值取决于你生活在世界哪个区域)的正弦振荡组成,这将导致 EEG 记录中出现 50 Hz 或 60 Hz 的线路噪声(*line noise*)。视频显示器工作的刷新频率可能为 50—120 Hz 之间的任一值(一般为 60—70 Hz),但是它产生的噪声常常是尖形的,而非正弦形的。来源于视频显示器的噪声特别成问题,这是因为刺激与视频刷新同步,从而每个试次的噪声波形都相同,不能通过迭加平均处理来削弱它。

你可以采取若干措施来减少这些噪声源。最常用的方法是利用放大器的滤波器来削弱噪声。大多数认知实验所关心的 ERP 主要是由 30 Hz 以下的频段组成,因此你可以滤除所有超过 30 Hz 的活动(包括线路噪声和视频噪声)但却不会削弱太多 ERP 信号。并且,许多放大器都有一个

线路滤波器(*line filter*)专门滤除 50 Hz 或 60 Hz 的噪声。然而,正如第五章将讨论的,滤波是一种可操控的失真变换,应尽量少使用(线路滤波尤其糟糕),所以仅仅滤波本身并不是最好的控制噪声的方法。

许多实验室让被试身处电屏蔽室以使噪声最小化。但是这种方法也只有当电屏蔽室内没有噪声源的情况下才会非常有效。例如,将视频显示器放在屏蔽室内会产生如此之多的电噪声,以至于屏蔽室几乎丧失其价值(除非环境中还有其他非常大的噪声源)。为了解决这个问题,通常采用两种方法。第一,你可以将视频显示器放在屏蔽室的窗外(不过这个窗子必须由特制的屏蔽玻璃制作)。第二,你可以将显示器放在记录室内的法拉第笼(*Faraday cage*)内。图 3.3A 显示了法拉第笼的设计,这个笼子只需较少的费用(200—400 美元)就可以很容易地做好。笼子由铜质屏蔽隔板和木质外壳(上面有一些通风口)组成。正前方安装了一块屏蔽玻璃,这样被试可以看见显示器屏幕。屏蔽玻璃可以从电脑零附件供应商那里买到。有几种不同类型的玻璃,你应该选择那些带有接地电线的类型,可以把接地电线和铜屏蔽板相连。你还要有一根屏蔽交流电源线,这可以从电器供应公司买到。一个屏蔽良好的法拉第笼将使 EEG 中的噪声急剧减少,这确实物美价廉。

在屏蔽室内可能还有其他电噪声源。例如,交流灯是一个问题,你可以用汽车或房车里的那种直流灯来代替。基本上,你应保证屏蔽室内没有任何可能制造电噪声的东西,特别是那些由交变线路电压提供能量的设备。有的噪声源比较容易被发现,比如灯,但是还有一些并不那么明显。例如,当我在装配我目前的这个实验室时,我非常吃惊地发现,连接屏蔽室外立体声放大器和屏蔽室内扬声器的电线导致 EEG 出现了明显的噪声——我们后来用屏蔽导管包围这些电线去除了这些噪声。

幸运的是,有一个非常容易的方法来检查类似这样的电噪声源。如图 3.3B 所示,你可以用 3 个电阻器制作一个模拟头,把它连接到放大器和数字化系统,你就能看到当时记录室内不同位置的噪声有多大。首先,把模拟头放在被试坐的地方,并将它连接到放大器和数字化系统,系统设置为高增益(50000—100000),高采样率(例如,1000 Hz),以及宽带通(例

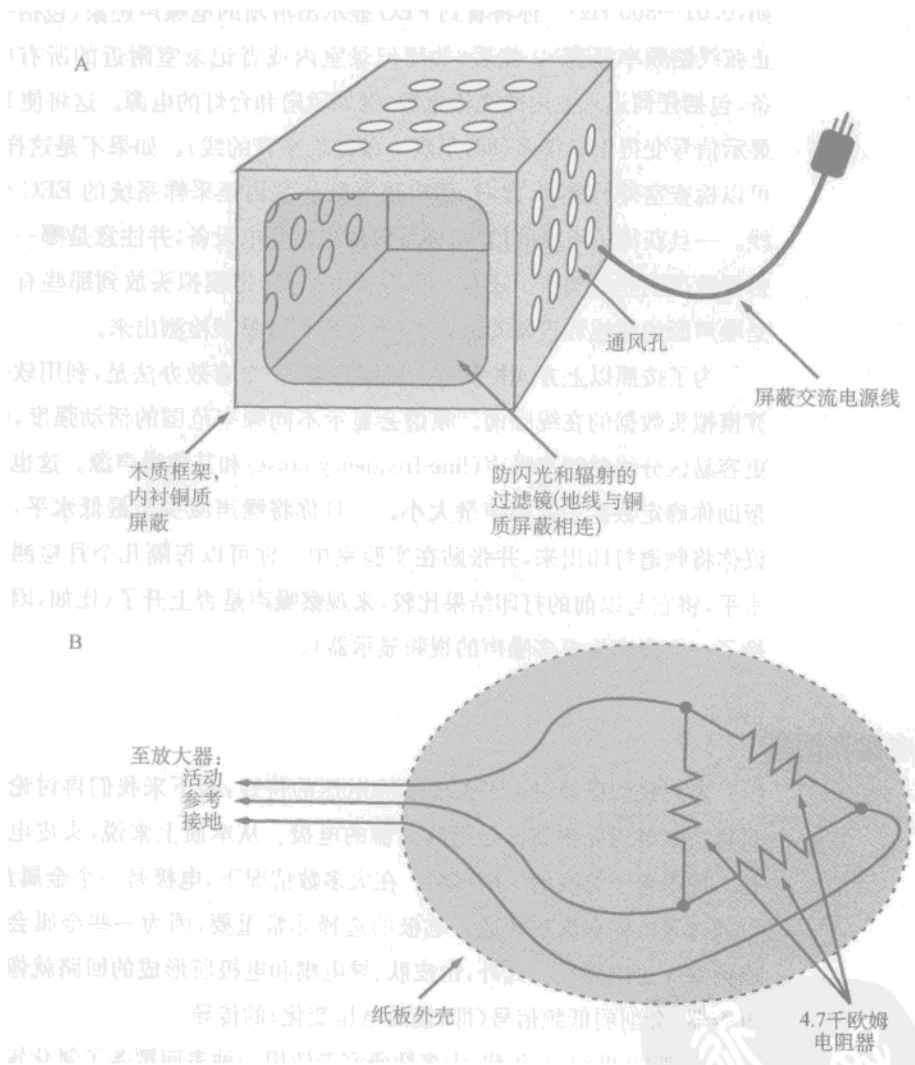


图 3.3 (A)法拉第笼,可以用于减少来自视频显示器的电噪声。其结构是带有通风口的胶合板箱,箱内壁全都衬有铜屏蔽(铜片可以用于没有通风口的表面)。笼子正面有一块用导电胶膜覆盖的防闪光过滤镜,与铜屏蔽相连。笼内放有一个电源插板(未显示),与屏蔽交流电源线相连。(B)用于查找噪声源的简单模拟头,由 3 个 $4.7\text{ k}\Omega$ (或近似值)的电阻器组成,两两相连形成一个三角形。三角形的每个顶点都与电线相连,分别导入 EEG 放大器的活动、参考和地输入端口。这套电阻器应该嵌于绝缘性物质(比如纸板)内以便于操作。

如, 0.01—300 Hz)。你将看到 EEG 显示出清晰的电噪声迹象(包括一个正弦线路频率振荡)。然后, 关闭记录室内或者记录室附近的所有电设备, 包括任何进入室内的交流电源, 例如风扇和台灯的电源。这将使 EEG 显示信号变得干净很多(即, 呈现一条接近平直的线)。如果不是这样, 你可以检查室外的噪声, 此时, 你应该屏蔽从室内至采样系统的 EEG 传导线。一旦获得了干净的信号, 你可以依次打开电设备, 并注意是哪一个设备导致了明显的噪声。还有一个有效方法是, 把模拟头放到那些有可能是噪声源的电线和设备附近, 这会使噪声更容易被检测出来。

为了按照以上方式检测并去除噪声源, 一个有效办法是, 利用软件计算模拟头数据的在线频谱。频谱会显示不同频率范围的活动强度, 使你更容易区分线路频率噪声(line-frequency noise)和其他噪声源。这也可能帮助你确定数据中的噪声量大小。一旦你将噪声减少至最低水平, 我建议你将频谱打印出来, 并张贴在实验室中。你可以每隔几个月检测噪声水平, 将它与以前的打印结果比较, 来观察噪声是否上升了(比如, 因为更换了一个会产生更多噪声的视频显示器)。

电极和阻抗

至此我们已经讨论了头皮表面电压的特性, 接下来我们再讨论一下采集这些电压并将其传导至放大器的电极。从本质上来说, 头皮电极只是一种附着于导线的导电材料。在大多数情况下, 电极是一个金属盘, 可以通过导电糊和头皮导通。电极的选择非常重要, 因为一些金属会很快腐蚀并失去电导性。此外, 由皮肤、导电糊和电极所形成的回路就像一个电容器, 会削弱低频信号(即, 慢的电压变化)的传导。

直到 20 世纪 80 年代, 大多数研究者使用一种表面覆盖了氯化银薄层的银电极(这些电极通常被称为银—氯化银电极(Ag/AgCl electrodes))。这种电极有很多优点, 但是它们较难维护。在 20 世纪 80 年代, 许多研究者开始使用 Electro-Cap International 制造的电极帽, 这种电极帽的特点是采用了很容易维护的锡电极(tin electrodes)。理论上来说, 锡电极比银—氯化银电极更可能削弱低频信号(Picton, Lins & Scherg, 1995), 但

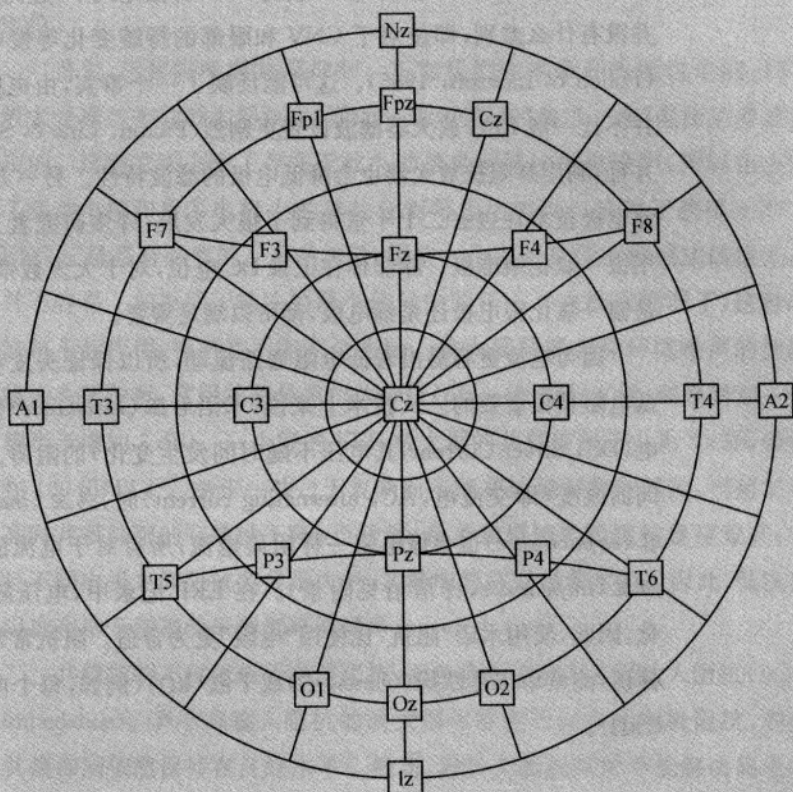
是 Polich 和 Lawson 发现,在一般的 ERP 实验范式中,这两种电极基本上并没有什么差别,即使对于 CNV 和眼部的持续变化等慢电位也是如此 (Polich & Lawson, 1985)。这可能反映了一个事实,由电极引起的滤波并不比一般 EEG 放大器滤波设置更剧烈 (Picton, Lins & Scherg, 1995)。并且,利用高阻抗放大器也会降低电极的滤波特性。另一方面,银—氯化银电极技术在过去二十年里得到了很大发展,许多研究者又回过头来使用银—氯化银电极。除非你在记录 DC 电位,对于大多数情况来说,无论是银—氯化银电极还是锡电极,都可以满足需要。

因为电流更容易沿着低电阻通路流动,所以保证头皮和电极之间的低电阻是很重要的。从技术上来说,术语电阻 (*resistance*) 仅适用于直流电 (DC, direct Current, 其电压不随时间发生变化) 的阻碍。当电压随时间而改变 (即交流电, AC, alternating current) 时,感应 (*inductance*) 或电容 (*capacitance*) 也会像电阻一样阻碍电流;所有对于电流的阻碍统称为阻抗 (*impedance*, 详情请见附录)。在 ERP 记录中,电压随着时间而变化,因此,使用术语“阻抗”比使用“电阻”更为合适。阻抗常常用字母 Z 来标识,测量单位是欧姆 (Ohms, Ω) 或千欧 ($k\Omega$) (例如,每个电极的 Z 小于 $5 k\Omega$)。

提示 3.1 电极名称和放置常规

118

本节将描述用于放置和命名电极位点的最常见系统,这个系统是由临床神经生理学国际联合会于 20 世纪 50 年代末期发展完善的 (Jasper, 1958)。如图所示,这个系统将电极放置在沿着经线和纬线的 10% 或 20% 的位点,因此称为 10/20 系统 (10/20 system)。这个系统的第一步是要定义一个赤道,它通过鼻根 (位于鼻子上方的两眼之间凹陷点,标记为 Nz), 枕骨隆突 (头后部的隆起位点,标记为 Iz), 和左右耳前点 (紧靠中部耳翼前面的凹陷点,标记为 $A1$ 和 $A2$)。然后在 Iz 和 Nz 之间画一条经线,



再将这条经线划分为占总长 10% 的等分。然后在这些 10% 的位点加上一些与赤道同轴的纬线。接下来就可以把大多数电极放置在沿着这些纬线的 10% 或 20% 的整数倍位点上。例如,电极 F7 位于距赤道 10% 的纬线的左侧,与纬线中点的距离为 30%。违反这种 10—20 规则的电极是 F3 和 F4 (位于 Fz 和 F7 或 F8 之间的中点),以及 P3 和 P4 (位于 Pz 和 T5 或 T6 的中点)。

每个电极名称的开头用一两个字母来表示大的电极区域 (Fp=额极 (frontal pole); F=额 (frontal); C=中央 (central); P=

顶 (parietal); O=枕 (occipital); 以及 T=颞 (temporal))。电极名称的结尾用一个数字或字母来表示与中心的距离,左半球为奇数,右半球为偶数。数字越大表示距离中线越远,中线位置用标识“z”来代表零(zero,因为数字 0 看上去太像字母 O 了)。

这个方案现已扩展,包括了更多的电极位置(美国脑电图协会,1994; Klem 等,1999),并且许多个人研究者还发展了他们自己的命名方案。你可以使用你所喜好的任一系统,只要这个系统兼容了不同尺寸的头之间的差异,并且在描述的时候可以与 10—20 系统相联系。

ERP 研究中的通常方法是,在贴电极之前使皮肤阻抗降低至 $5\text{ k}\Omega$ 以下。事实上,这个方法是如此常用,以至于我在写期刊论文时常常忽略了提及它(尽管它是绝对值得提及的)。为了降低阻抗,有必要去除皮肤表层的死细胞,这些死细胞是导致皮肤原有高阻抗的主要原因。实现这一过程有两类主要方法,具体选择哪一种方法取决于所使用的电极类型。如果电极是用某种黏合物单独贴在头上,你可以先对每个位置的皮肤用酒精棉球清洁,然后用研磨糊摩擦(也可以在一歩里完成,用包含研磨糊的酒精垫清洁摩擦皮肤,我推荐使用这种方法)。如果你使用的是电极帽,通常不可能在戴电极之前摩擦电极位置。替代的方法是,你需要在每个电极的孔内插入一个研磨工具来摩擦电极下的皮肤。大多数实验室采用粗针头或棉签上的木棒。在我的实验室,我们使用尖的消毒针头。这听上去会很疼痛,但事实上在操作得当的情况下,这种做法引起的疼痛是最少的。你不可以将针头刺入皮肤,而应该轻轻地摩擦皮肤表面,使表层的皮肤死细胞移位。当操作得当时,被试几乎感觉不到针头。当然,在每个被试之后彻底消毒电极是非常重要的,不过这与如何摩擦皮肤并没有关系,无论采用哪种方法都需要消毒电极。

尽管大多数研究者都知道,降低阻抗对于干净信号的获得很重要,但是很多人并不了解高阻抗所造成问题的确切本质。高阻抗可以引起两种

主要问题:(1)降低共模抑制(common-mode rejection),以及(2)提高皮肤电位。

首先,让我们考虑共模抑制。正如我们在本章开头所讨论的,EEG放大是通过差动放大器放大“活动一地”电压和“参考一地”电压之差来实现的。这种方法去除了存在于放大器接地回路中的电噪声(同时也去除了活动电极和参考电极上的其他任何等同电噪声),这对于获得干净的EEG记录是有必要的。不幸的是,制造一个完美实现这种减法的放大器并不容易。如果用于减法的两个信号中的任一个被轻微削弱了,这种减法将不起作用,噪声并不能完全去除。放大器精确去除环境噪声的性能称为共模抑制,常用的测量单位为分贝(dB;一种指数度量,能量增加一倍相当于增加3 dB)。一个好的EEG放大器的共模抑制至少为70 dB,最好在100 dB以上。由于一些过于复杂而不能在这里解释的原因,当阻抗很高时共模抑制的有效性下降;当活动、参考和接地电极阻抗普遍很高,并且不同电极之间阻抗差异很大时,共模抑制将变得非常差。因此,低电极阻抗有助于你避免采集到环境噪声。

共模抑制不仅依赖于电极阻抗,而且依赖于放大器的输入阻抗(input impedance)。具有高输入阻抗的放大器可以允许较高的电极阻抗,而使共模抑制依然保持在良好水平。然而,高放大器阻抗并不能解决高电极阻抗所带来的第二个问题,即,皮肤电位。在皮肤表面和皮肤深层之间存在一个持续性电压(tonic electrical potential),一旦皮肤阻抗发生改变,这个电压也将变化。例如,当一个被试流汗时,皮肤阻抗会改变,表面电压也将变化。类似地,如果被试移动,使电极发生轻微的移位,引起阻抗发生轻微改变,那么电压也将变化。这些电压变化称为皮肤电位,因为这种电位通常很大,所以它们会成为EEG记录中低频噪声的主要来源。Picton和Hillyard(1972)显示,降低皮肤阻抗将显著减少皮肤电位,这为ERP记录前将阻抗调低提供了第二个重要理由。

随着计算机和电子设备变得更加便宜,性能更好,ERP研究者在记录时采用越来越多的电极。在20世纪70年代,大多数实验室使用1到3个活动头皮电极,但是现在大多数实验室能够至少从32个电极记录数据,

有很多实验室可以记录 128 个甚至 256 个电极。

使用密集电极阵列会产生一些特殊问题,我将在这里描述其中最重要的问题。大电极阵列的最大缺点在于,把所有电极位点的阻抗调低所需要的时间太长。如果降低一个电极的阻抗平均需要一分钟,那么 64 导电极帽将需要一个多小时。第二个问题是,电极内的导电糊可能会泄漏,导致这个电极与附近的电极之间短路。这是一个非常严重的问题,因为使用密集电极阵列记录数据的根本原因就是更精确地测量头皮分布。第三个问题是,随着电极数目的增加,形成坏连接的可能性将提高,而实验者顾及这些坏连接的可能性也将下降。

Tucker 及其同事开发的网状电极帽(geodesic sensor net)提供了一种可以记录多个位点、同时尽可能减少上述问题的方法(Tucker, 1993)。这种装备的电极本质上仅仅是一些充满盐水的、末端为海绵的小管,这些电极被连接到特殊的高输入阻抗放大器,这样不需要擦拭皮肤就可以得到不错的共模抑制水平。因而有可能在几分钟内戴好 128 个电极。目前有好几个公司提供各种类型的可快速应用的高阻抗记录系统。看上去这些系统解决了擦拭大量位点需要大量时间这个问题(并且明显降低了通过电极传播疾病的风险),然而,正如以上所讨论的,在高电极阻抗记录中的皮肤电位要大得多,这将成为一个相当大的噪声源。此外,这些系统并没有解决后两个问题:大量电极会伴随更大的坏连接可能性,以及电极位点之间可能会短路(尽管有的系统可以自动检测电极之间的短路)。

这些高阻抗系统以降低信号质量作为代价,来获得快速的应用。这种折衷是否值得?对于这个问题的回答取决于信号衰减的程度,以及从大量电极记录数据(并快速应用)的重要性。据我所知,目前还没有中立人士发表过论文来系统地探讨这些系统的信号衰减问题,尽管与售卖这些系统的公司有关联的作者已发表了一些文献。例如,Tucker 研究小组开展了一个课题,来研究电极阻抗对于噪声水平的影响(Ferree 等, 2001),他们发现,随着阻抗提高,线路频率(60 Hz)噪声的增加很微弱、统计上并不显著。然而,他们并非没有倾向,所以他们也许并没有挑出那些最可能产生高噪声水平的情形。此外,他们通过滤除低频信号的方法去

122

123

除了皮肤电位,以致不可能评估高阻抗对于这个极重要噪声源的影响。他们认为,60 Hz 噪声和皮肤电位对于现代方法不成问题,但是以我的经验决不是这样的!

在决定 EEG 记录系统时,你应该牢记两个要点。第一,正如我将在第四章讨论的,你可以在迭加平均时包括更多的试次数目来弥补信噪比的减少,但是即使对于微弱的信噪比减少也需要增加大量的试次来弥补。例如,你需要增加一倍试次数目来弥补信噪比降低 30%。因此,通过使用一个容易应用的电极系统,你可能会节省一个小时,但是,你可能需要多花两三个小时搜集数据来弥补由此造成的信噪比减少。在使用快速电极应用方法之前,你必须非常仔细地评估这些方法可能带来的隐藏代价。

提示 3.2 我对于大电极阵列的个人观点

我看到最近几年有很多文章使用了 64 个或更多的电极来记录 ERPs,尽管文章的主要结论并不是非用大量电极不可。并且其中大多数的数据不太干净。更糟糕的是,作者常常给出了每个位点的波形图,但是由于位点数目很多,每个波形都非常小,因此很难细致地分辨实验效应。因为 ERPs 一般分布得并不局限,所以从大量导联记录 ERP 通常会造成妨碍,而不是带来帮助。就我本人而言,我宁可从 10 个电极获得干净的数据,而不愿从上千个电极得到充满噪声的数据。这令我们再次提及汉森原理:好数据是无可替代的(任何噪声数据都不会因为有大量导联而得到改善)。

第二个要点是,大数目电极(>40)在 ERP 实验中只是偶尔有用。正如第一章和第七章所讨论的,仅仅依靠头部表面的电压分布来定位 ERP 成分的神经兴奋源是极其困难的,因此,大数目电极主要是当你得到某种收敛性证据(比如 MEG 记录或 fMRI 扫描)时有用。此外,虽然在少数

情形下使用大数目电极有所帮助,但这时仍须获得非常干净的数据,这意味着共模抑制应该最大化,而皮肤电位应该最小化。因此,大的电极阵列伴随着大的代价,你应该仅仅在利大于弊的情况下使用它们。

信号的放大、过滤和数字化

一旦 EEG 被电极采集下来,就必须被放大、并且从连续的模拟电压转换为计算机可以存储的离散的数字形式。幸运的是,这些过程相对直观,虽然其中也存在一些重要的问题需要考虑,比如放大器增益(amplifier gain)和数字化速率(digitization rate)的选择。尽管 EEG 放大是在数字化之前,我将首先讨论数字化处理,因为一旦我们讨论了数字化处理之后,你会更加理解你所使用的放大器的设置。

模数转化和高通滤波

一个被称为模数转换器(ADC, *analog-to-digital converter*)的设备将 EEG 电压波动转换成数字代码。在大多数 EEG 数字化系统中,ADC 的分辨率为 12 位。这意味着 ADC 可以编码 2^{12} 或 4096 个不同的电压值(中间值将简单地四舍五入为最临近的整数)。例如,如果 ADC 的范围是 ± 5 V,那么 -5 V 的电压将编码为 0, $+5$ V 的电压将编码为 4096,而介于两者之间的电压将编码为 $4096 \times ((V+5)/10)$,其中 V 是指需要被数字化的电压水平。一般情况下,超出 ADC 范围的负向电压将被编码为 0,正向电压将被编码为 4096,显然你应该避免超出这个范围。一般来说,你应该设置你的放大器增益,以使 ADC 范围很少或从来不会被超越(并且,如第 4 章所阐述的,你需要去除那些超出 ADC 范围的试次)。仅以 12 位的分辨率将 EEG 进行数字化,并不意味着你的数据将最终局限于 12 位的分辨率。当你迭加平均多个试次,分辨率将提高很多,因此在大多数情况下 12 位是足够的。

在一个典型 EEG 放大器中,有两个设置会影响你是否可能超出 ADC 范围(或放大器本身的范围)。第一个因素是增益:当你提高增益时,EEG 超出 ADC 范围的几率也会随之提高(不过你也不要将增益设置得

太低,因为这将导致分辨率受损)。第二个因素是高通滤波器(high-pass filter)的设置。高通滤波器是一种可以削减低频信号、使高频信号通过的设备。高通滤波器很重要,因为它们削减了那些由皮肤电位所引起的、大而缓慢的电压漂移。即使你使用低阻抗记录,一些皮肤电位仍然会出现,这些电位会使 EEG 漂移出 ADC 和放大器的范围,导致“平顶”信号(“flat-line” signal)。你把高通滤波器的频率设置得越高,漂移就越少发生。然而,正如我将在第五章深入讨论的,滤波总是会导致 ERP 失真,当你提高滤波器的截止频率(cutoff frequency),这种由于高通滤波所引起的失真几乎总会变得更加糟糕。例如,在 20 世纪 60 年代和 70 年代早期,大多数 ERP 实验使用 0.1 Hz 的截止频率,但是研究者最后意识到这个截止频率将导致 P3 波所表现出来的振幅显著下降(Duncan-Johnson & Donchin, 1997)。结果,现在大多数研究者采用 0.01 Hz 的截止频率,这也是我推荐大多数实验使用的频率。然而,在有的情况下适合使用更高的截止频率。例如,当利用儿童或精神/神经病人作为被试时,电压漂移非常普遍,去除这些伪迹可能要比防止一些 EEG 失真更有价值。

但是对于某些情况来说,却希望记录没有被高通滤波的 EEG(这称为直接耦合或 DC 记录,direct-coupled or DC recording)。一些数字化系统使用 16 位 ADC 来避免缺乏高通滤波所带来的问题。通过使用 16 位 ADC,就可能把增益降低 16 倍,这减少了 EEG 超出 ADC 范围的可能性。这种增益减少等同于失去 4 位 ADC,但是这可以通过 16 位 ADC 多出的 4 位分辨率来弥补,其结果相当于分辨率仍然为 12 位。还可以在实验最后使用数字化高通滤波。然而,虽然这看起来既可以降低 EEG 超出 ADC 范围的几率,又不会降低采样分辨率,从两方面来说都是最好的方法,可是在实际中却难以将数字滤波限制在非常低的频率。因此,通常最好使用那些既带有可以滤掉极低频率的模拟滤波器、又保留了 DC 记录的放大器。因为在一些相对少发生的情况下,DC 数据对于获取特定科学结论非常重要。并且,我绝对会提防购买那些不带模拟高通滤波器的放大器;我已听好几个 ERP 研究者表示后悔购买了这类单纯 DC 放大器(DC-only amplifiers)。

离散的 EEG 采样和低通滤波器

在一系列被称为样本的离散时间点上, EEG 信号被转换成一串电压值。采样周期 (*sampling period*) 是指相邻两个样本之间的时间 (比如 5 ms), 采样率 (*sampling rate*) 是指每秒钟采集的样本数目 (比如 200 Hz)。在进行多导联采样时, 是依次而不是同时进行扫描的, 但是采样过程如此之快, 以至于你可以认为所有导联都是在同一时间采样 (除非你考察那些极其高频的成分, 例如脑干诱发反应)。如何决定使用什么采样率呢? 为了做好这个决定, 你需要使用尼奎斯定理 (*Nyquist Theorem*)。这个定理指出, 只要采样率为信号最高频率的两倍以上, EEG 等模拟信号的所有信息就都可以被数字化提取。这个定理还指出, 低采样率不仅会使你丢失信息, 而且会引起数字化数据中的低频伪迹 (这称为混叠, *aliasing*)。

为了利用尼奎斯定理, 你需要知道你所记录的信号频率成分, 这样你可以将采样率至少设置为信号最高频率的两倍。然而, 原始 EEG 信号可能包含无法预期的高频噪声, 所以, 在对原始 EEG 信号数字化时难以避免混叠的风险。EEG 放大器因而包括了低通滤波器 (*low-pass filter*), 可以削减高频信号而使低频信号通过, 你的采样率将主要依赖于你所选择的低通滤波器的截止频率。例如, 许多研究者将截止频率设置为 100 Hz, 采样率设置为 200 Hz 或更高。正如我将在第五章所讨论的, 100 Hz 的截止频率并没有完全抑制 100 Hz 以上的东西, 所以你应该利用滤波器截止频率的至少 3 倍作为数字化速率。例如, 在我的实验室我们通常采用 80 Hz 滤波和 250 Hz 数字化。

尼奎斯定理为我们提供了一种针对给定截止滤波频率来确定采样率的精确方法, 但是你如何决定截止频率? 不幸的是, 对于这个问题的回答并不那么直观, 因为正如前文所提及的, 滤波一定会使 ERP 波形失真。一般来说, 低通滤波频率越高, 失真越少。因而, 你需要为你的低通滤波器选择一个相当高的截止频率。然而, 你又不想将你的滤波频率设置得太高, 因为这要求非常高的数字化比率, 导致数据文件很大。对于大多数认知神经科学实验, 最好的折衷是, 将低通截止频率设置为 30 到 100 Hz

之间,采样率设置为 100 到 300 Hz 之间。如果你在观察早期的感觉反应,你需要设置为以上范围的高端(如果你希望观察非常高频的成分,比如脑干诱发反应,甚至可以设置得更高)。如果你只是在观察低频、潜伏期长的成分,比如 P3 和 N400,你可以将截止频率和采样率设为以上范围的低端。然而,请牢记,你把滤波频率和采样频率设置得越低,你所得到的时间精确度也将越低。

放大器增益和标准化

来自于每个电极的信号都是由独立的 EEG 导联放大的。你所使用的增益(放大倍数)依赖于模数转换器的输入范围。例如,如果模数转换器允许的输入范围为 -5 V 至 $+5\text{ V}$,那么你应该设置放大器增益,使其最极端的可能输入值的输出结果接近 -5 V 或 $+5\text{ V}$ 。即,你应该使用模数转化器的整个范围,否则你就没有充分利用到它的分辨率。大多数系统的最佳工作增益范围是 1000 至 50000(我的实验室使用 20000)。

即使对于放大器的所有导联你都选择了同样的增益设置,增益仍然可能并不完全相同。因此有必要标准化你的系统。最好的做法是,给系统输入一个已知的电压,并测试系统输出值。例如,如果你产生一系列 $10\text{ }\mu\text{V}$ 电压脉冲,并将它们输入你的记录系统,系统可能会告诉你在一个导联上的信号是 $9.8\text{ }\mu\text{V}$,而在另一个导联的信号是 $10.1\text{ }\mu\text{V}$ 。然后你可以对每个导联生成一个比例系数(由实际值除以测量值来计算),再将你的所有数据乘以这个比例系数。你可以对 EEG 数据或平均 ERP 波形进行这样的乘法运算,两种方法所得到的结果是相同的。

(丁玉琰 译)

因为 ERP 通常淹没在更大的 EEG 信号之中,所以几乎所有的 ERP 研究都依赖某种迭加平均方法来使 EEG 噪声最小化。而且,迭加平均之前一般都要进行排除含伪迹试次的处理,或者用某种方法来矫正这些伪迹。这些方法看起来都比较简单,但在表面之下却潜藏着许多重要而复杂的问题,必须事先予以理解才行。本章将讨论这些潜在的问题,并为迭加平均和伪迹处理提供一些实用建议。

迭加平均过程

信号迭加平均的基本原理

图 4.1 说明了信号迭加平均的传统方法。首先,将某一特定事件(通常是一个刺激)之后的 EEG 分段(epoch)从连续的 EEG 中提取出来。然后,按照时间锁定事件(the time-locking event)将这些 EEG 分段排列,再以点对点的方式进行简单迭加平均。这个程序背后的逻辑如下所述。单试次所采集的 EEG 被认为是由 ERP 波形加上随机噪声所组成的。假定 ERP 波形对于每个试次都是相同的,而噪声却与时间锁定事件完全无关。如果你能够以某种方式从单试次 EEG 中只提取出 ERP 波形,那么每个试次的 ERP 波形看上去将完全相同;若干试次迭加平均起来,就会生成与单试次 ERP 相同的波形。反之,如果你能够以某种方式只提取到 EEG 数据中的噪声,那么这些噪声在试次之间是随机的,大量试次的平均将得到一条零微伏的平直线。因此,当你把大量包含相同 ERP 波形和随机噪声的试次迭加平均在一起时,噪声就会减少,但 ERP 波形却仍保持不变。

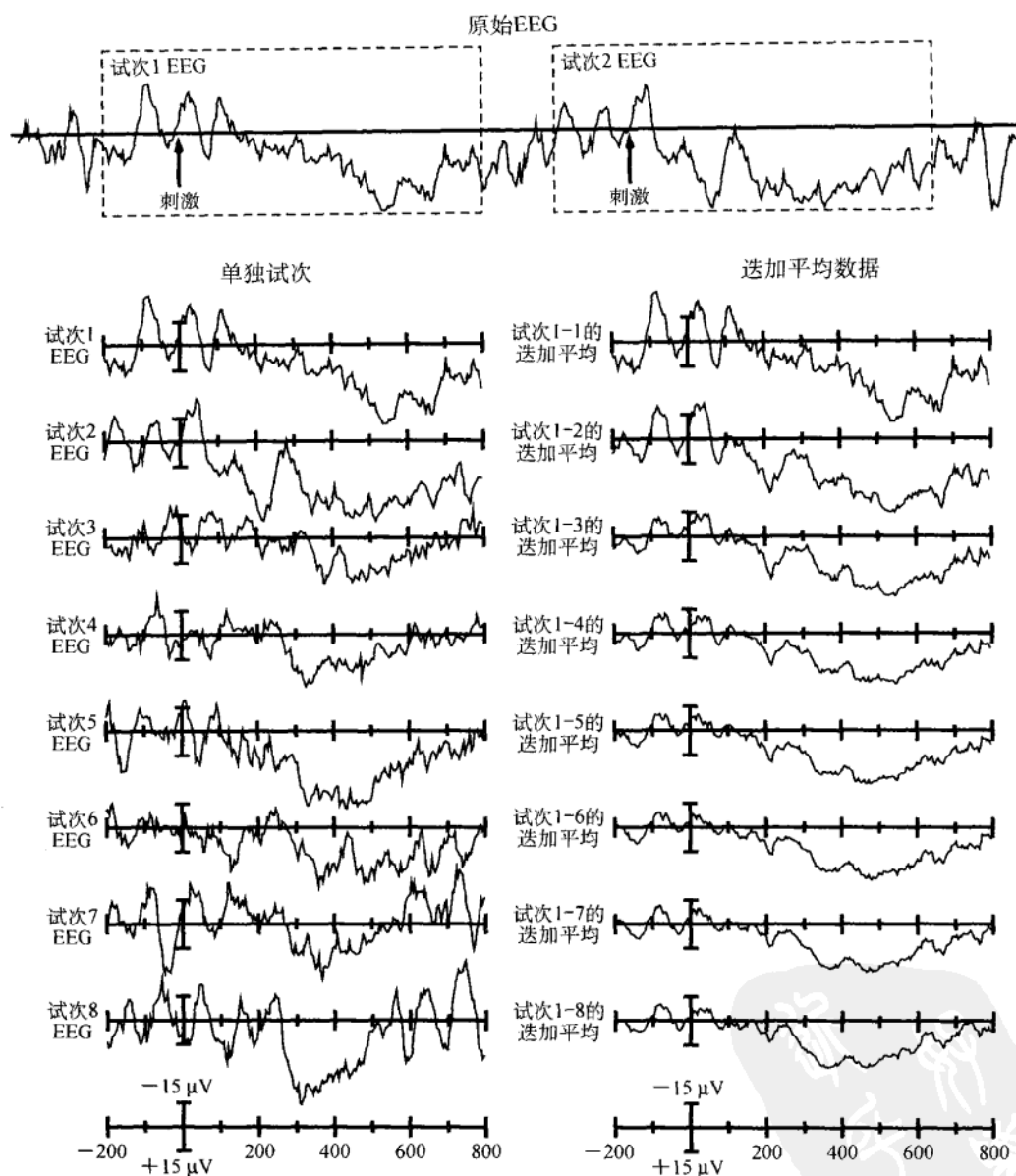


图 4.1 信号迭加平均应用示例。最上方的波形显示了大约 2 秒钟时间段的原始 EEG, 在此期间呈现了两个刺激。左列显示了若干试次的 EEG 分段, 时间锁定于刺激开始时。右列显示了将这些 EEG 分段中的一个、两个、三个、四个、五个、六个、七个或八个迭加平均后的结果。图中负波向上。

当你用于迭加平均的试次数目越多,残留于迭加平均波形中的噪声就会变得越少。从数学的角度来说,如果 R 表示单试次的噪声量, N 表示试次数目,那么 N 个试次的迭加平均波形的噪声量就等于 $(1/\sqrt{N}) \times R$ 。也就是说,迭加平均波形中的残留噪声下降程度与迭加次数的平方根成正比。此外,因为信号被假定不会受到迭加平均过程的影响,所以信噪比 (S/N) 的增加将与迭加次数的平方根成正比。

举例来说,设想在一个实验中你要测量 P3 的振幅,并且这个 P3 波的实际振幅是 $20 \mu\text{V}$ (假设你能够无噪声地测量到它)。如果单试次 EEG 中的实际噪声平均为 $50 \mu\text{V}$,那么单试次的信噪比就是 $20:50$, 或 0.4 (这个数据不太好)。如果你把两个试次迭加平均在一起,那么信噪比就会提高为原来的 1.4 倍 (因为 $\sqrt{2}=1.4$)。为了使信噪比翻倍,从 0.4 变成 0.8 , 需要将 4 个试次迭加平均在一起 (因为 $\sqrt{4}=2$)。为了使信噪比增加至四倍,从 0.4 变成 1.6 , 需要将 16 个试次迭加平均在一起 (因为 $\sqrt{16}=4$)。因此,使信噪比翻倍需要四倍的迭加次数,使信噪比增为四倍需要十六倍的迭加次数。迭加次数和信噪比之间的这种关系令人深省,因为它意味着使信噪比得到本质提高需要增加大量试次。这就引出了一个非常重要的原理:通过减少噪声源来改善你的数据通常要比增加试次数目的方法容易得多。

为了举例说明这个原理,图 4.1 显示了信号迭加平均在一个 P3 Oddball 实验中的应用。图中最上方显示了连续 EEG 信号,单试次的 EEG 分段就是从其中提取的。左列显示了八个不同试次的 EEG 分段,在这些试次中都呈现了一个小概率目标。这个被试的 P3 波相当大,每个试次中都可以看到在 $300-700 \text{ ms}$ 潜伏期范围内存在这个宽广的正波。然而,在 P3 波的确切波形上,不同的试次之间存在相当大的变异,这至少部分是由于随机 EEG 波动而引起的 (P3 本身也可能随着试次而发生变化)。图 4.1 的右列显示了,把越来越多的试次迭加平均起来,会如何减少随机 EEG 波动所带来的影响。单独的试次 1 与试次 1、2 的平均之间的差异非常大,然而试次 1—7 的平均与试次 1—8 的平均之间的差异很

小(即便试次 8 与其他试次很不一样)。还要注意,试次 1—8 的的平均的信噪比是单试次信噪比的 2.8 倍(因为 $\sqrt{8}=2.8$)。

信号迭加平均方法基于若干假设,其中最重要的有(a)与时间锁定事件有关的神经活动对于每个试次都是相同的,以及(b)只有 EEG 噪声会随着试次而发生变化。这些假设很显然并不符合实际,但是在大多数情况下,违反这些假设并不会产生什么问题。例如,如果不同试次的 P2 波振幅不同,那么在平均 ERP 波形中的 P2 波就只是反映了 P2 波的平均振幅。类似地,可以设想,一些试次中存在 P1 波,而另一些试次中存在 P2 波,但是在任何单试次中都不会同时存在这两个成分。然而迭加平均 ERP 波形会同时包含 P1 波和 P2 波,这就会导致一个错误的提示:两个成分是同一个波形的不同部分。好在,大多数 ERP 实验的结论,并不需要假定迭加平均波形的不同部分真的同时存在于单试次中。所以,只要你始终牢记,迭加平均只是对集中趋势的一种测量,那么以上这类变异通常并不会带来什么问题。

潜伏期变异带来的问题

虽然不同试次之间的 ERP 振幅变异通常不会带来问题,但是潜伏期变异有时却会是一个很大的问题。图 4.2A 说明了这一点,图中显示了 4 个单独的试次,其中类似 P3 的 ERP 成分出现在不同的潜伏期。这些试次的平均波形的峰振幅要比单试次的峰振幅小得多。当不同实验条件之间的潜伏期变异存在差异时,这个问题将尤为严重。如图 4.2B 所示,试次之间的潜伏期变异减小,使得平均波形的峰振幅变大。因此,如果两个实验条件或两组被试的某个 ERP 成分的潜伏期变异程度不同,那么对于这个 ERP 成分,即使单试次的振幅完全相同,不同实验条件或被试组的迭加平均波形振幅看上去也可能有差别,这就会导致研究者错误地下结论说振幅有差异。更糟糕的是,潜伏期变异有时会导致在迭加平均波形中看不到某个特定的神经活动(如图 4.2C 所示)。例如,设想有一个正弦振荡,它是由刺激所触发的,但是其相位却在不同试次间随机变化(这不仅仅是一个假想问题,请见 Gray 等,1989)。这样的反应将迭加平均为零,

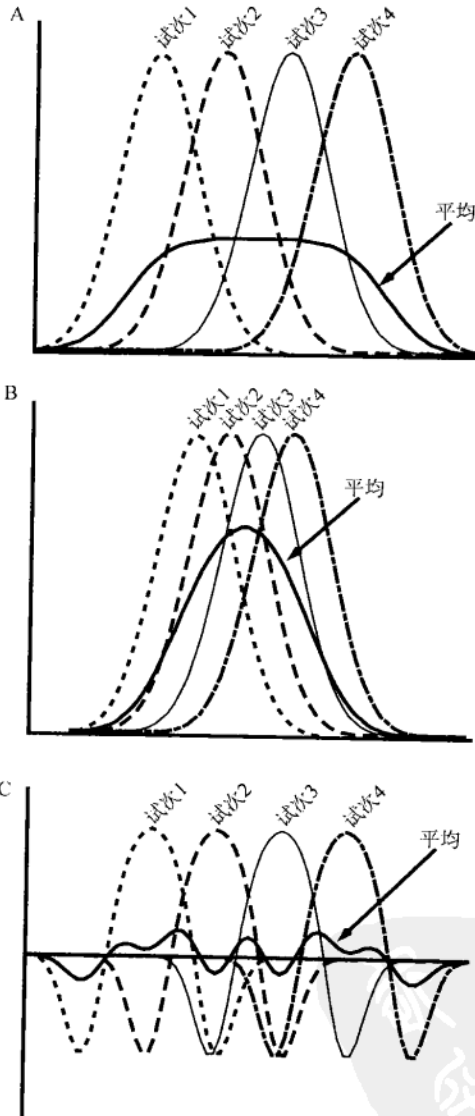


图 4.2 潜伏期变异问题示例。每个子图显示了四条单试次波形,及其迭加平均波形。子图 A 和 B 中显示了相同的波形,但是子图 A 的潜伏期变异程度比子图 B 更大。子图 C 显示了当单试次波形不是单相,而是具有正向和负向子成分时,潜伏期变异可能使其在迭加平均波形中相互抵消。

在结果中基本上都看不到了。

图 4.3 显示了一个关于潜伏期抖动(jitter)的实例(来自 Luck & Hillyard, 1990)。在这个例子里,我们考察了两种类型视觉搜索任务的 P3 波。在其中一种情况下(并行搜索, parallel search),被试搜索一个具有独特视觉特征的靶,它可以刺激呈现中“突现”(pop-out)出来,无论刺激阵列中有多少个干扰项目,靶都会被立刻检测到。在另一种情况中(串

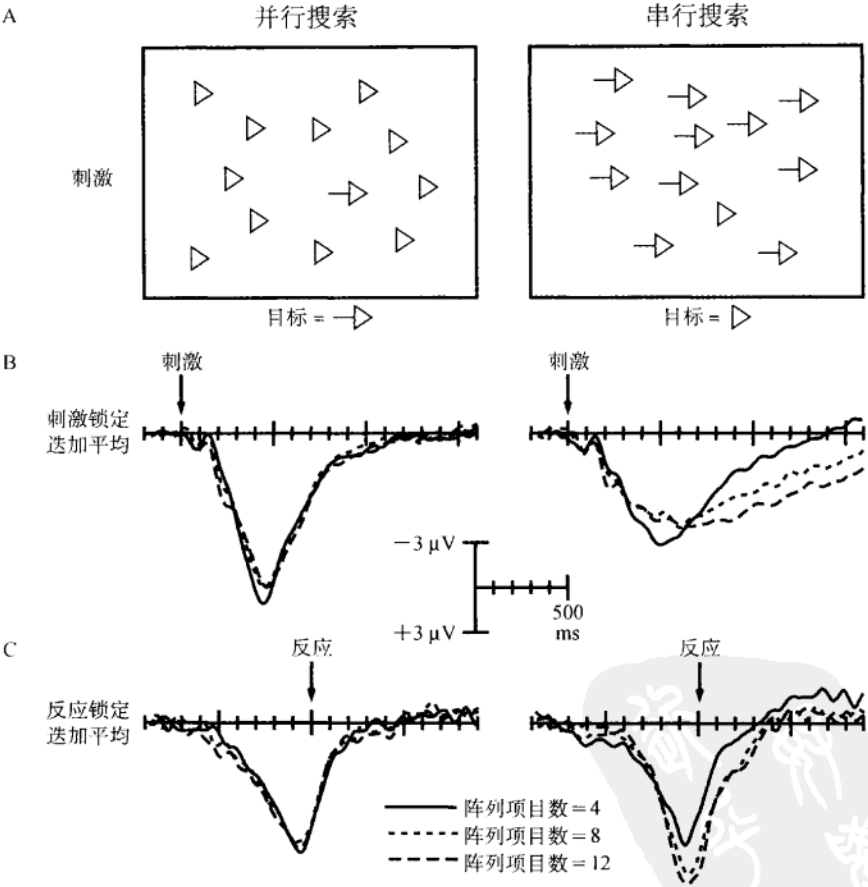


图 4.3 一个示例实验,其中 P3 波预期存在显著的潜伏期变异(Luck 和 Hillyard, 1990)。(A)两种实验条件的样例刺激。(B)刺激锁定的迭加平均。(C)反应锁定的迭加平均。图中负波向上。

行搜索, serial search), 靶的定义缺乏上述那样的特征, 我们预期在这种情况下, 被试会每次搜索一个项目直到找到靶。因此, 我们预测, 在串行搜索情况下反应时会随着阵列项目数(set size)的增加而延长, 但在并行搜索情况下却不存在这种阵列项目数效应。我们得到的结果也正是如此。

我们还预测, 在串行搜索情况下, 当阵列项目数较多时, P3 的潜伏期和振幅会延长或增大, 但是在并行搜索情况下不存在这样的变化。然而, 因为被试搜索阵列的顺序基本上是随机的, 所以我们还预测, 在串行搜索情况下, 当阵列项目数较多时, P3 潜伏期会存在更大的试次间变异, 这导致很难测量 P3 的振幅和潜伏期。例如, 当阵列项目数为 4 时, 目标可能是第一、第二、第三或第四个搜索项目, 但是当项目数为 12 时, 目标可能在第一至第十二个项目之间的任何一个中找到。因此我们预测在串行搜索情况下, 当阵列项目数较多时, P3 潜伏期更容易发生变化(但是在并行搜索情况下不会这样, 因为此时不论阵列项目数有多少, 目标都会被立即检测到)。

图 4. 3B 显示了这个实验的迭加平均 ERP 波形。在并行搜索情况下, P3 波的振幅更大, 持续时间更短, 而且不会随着阵列项目数不同而变化太大。在串行搜索情况下, P3 的峰振幅较小, 但是波形更宽。如果你测量串行搜索 P3 波峰处的振幅和潜伏期, 你可能会推断, 无论是在并行还是在串行搜索的情况下, 阵列项目数对于 P3 都不会产生太大效应。然而事实上, 在串行搜索情况下, P3 的振幅和潜伏期都显著受到了阵列项目数的影响, 尽管这些效应被潜伏期变异所掩盖了。

我现在将介绍一些技术, 你可以用来尽可能减少潜伏期变异所带来的影响。

面积测量 在大多数情况下, 你可以简单地通过面积振幅测量, 而不是峰振幅测量, 来减轻由于潜伏期变异所引起的振幅下降效应。若干试次的迭加平均曲线下的面积总是等于各个试次曲线下面积的平均, 因而面积测量将完全不受潜伏期变异的影响。例如, 在图 4. 3 所显示的实验中, 当阵列项目数较多时, 面积振幅显著更大, 即使此时的峰振幅还稍微小一些。还可以使用基于面积而非基于波峰的潜伏期测量。为了做到这

点,你只要测量曲线下的面积,找到把这个面积分为两个相等部分的时刻点(这称为50%面积潜伏期测量,50 percent area latency measure)。把这种测量应用于图 4.3B,可以发现阵列项目数对 P3 潜伏期的效应几乎与其对反应时的效应相同。第六章将更详细地讨论这种基于面积的测量方法。

基于面积的测量几乎总是比基于波峰的测量更胜一筹。有好几个原因令我更喜欢使用基于面积的测量,对潜伏期变异不敏感正是其中的一个。然而,使用这种方法也有两个注意事项。第一,只有当面积测量所使用的潜伏期范围跨越了这个成分的整个潜伏期范围时,单试次的面积和迭加平均波形的面积才是相等的。如果存在多个相互重叠的 ERP 成分,并且这些成分在不同条件下有差别,有时就必须使用相对更窄的测量窗口,在这种情况下面积测量不再完全不受潜伏期变异的影响(尽管它常常还是比峰振幅测量要好)。第二个注意事项是,面积测量可能会曲解多相(multiphasic)成分(即,同时具有正向和负向部分的成分)。如图 4.2C 所示,当潜伏期存在变异时,多相波形的正向和负向部分可能会相互抵消,并且一旦数据已经迭加平均了,就无法再恢复那些由于抵消而丧失的信息。因此,在大多数情况下,基于面积的测量有利于减少潜伏期变异产生的影响,但是当多相波形存在潜伏期变异时,或者由于重叠成分导致不能使用一个宽的测量窗口时,基于面积的测量并不足以胜任。

反应锁定的迭加平均 在有些情况下,ERP 成分的潜伏期变异与反应时变化相关,此时就可以利用反应锁定(response-locked)的迭加平均,而不是刺激锁定(stimulus-locked)的迭加平均,来校正潜伏期变异。在反应锁定的迭加平均里,是反应而不是刺激,被用来在迭加平均过程中对准排列单试次的 EEG 分段。例如,考虑图 4.3 中阐述的视觉搜索实验。在串行搜索条件下,潜伏期变异“污染”了刺激锁定迭加平均中的 P3 波形,导致峰振幅很小但波形很宽。然而,当计算反应锁定的迭加平均时,这种条件下的 P3 变得更大,并且波峰要窄得多。此外,反应锁定的迭加平均显示,阵列项目数为 12 时的 P3 波确实要比项目数为 4 时的更大,即使在刺激锁定的迭加平均中,阵列项目数为 4 的峰振幅反而比项目数为 12 的

还大。已有许多研究照这样使用了反应锁定的迭加平均。

Woody 滤波技术 减少潜伏期变异的第三种技术是 Woody 滤波技术(Woody, 1967)。这个技术的基本方法是,估计目标成分在单试次中的潜伏期,并利用这个潜伏期作为迭加平均的时间锁定点。通过寻找单试次波形中与 ERP 成分模板最匹配的部分,可以在单个试次中将这个成分识别出来。当然,这个技术的成功取决于能够多大程度地在单试次中识别出目标成分,这又取决于单试次的信噪比,以及成分波形和噪声波形之间的相似性。

141

在使用 Woody 滤波技术时,最初需要有一个关于目标成分的最优猜测模板(例如半周期的正弦波),并利用交叉相关(cross-correlations)来寻找每个试次中与模板波形最为匹配的那部分 EEG 波形¹。然后按照这个成分的估计峰来对准排列 EEG 分段,并进行迭加平均。接下来,利用这个迭加平均 ERP 结果作为模板,再一次重复这个技术过程,之后反复进行以上操作,直至相邻两次操作的结果之间几乎没有差异。

这个技术的缺点是,给定单试次中与模板最匹配的波形部分并不一定是真正的目标成分,结果导致迭加平均波形并不能真实地反应目标成分的振幅和潜伏期(参看 Wastell, 1977)。此外,这并不是简单地在迭加平均结果上加入随机噪声;而是使不同实验条件下的迭加平均都趋向于模板,因而相互之间也更为相似(这本质上就是一种趋向于均值的回归)。所以,只有当目标成分相对较大且与 EEG 噪声不相似时,这个技术才有用。例如,P1 波较小并且与 EEG 的自发 α 波相似,这样在许多试次中,噪声要比真正的单试次 P1 波形与模板更为匹配。与之相反,P3 成分相对较大并且不同于一般 EEG 模式,因而模板匹配过程更可能找到单试次的真正 P3 波。

142

然而,即使考察 P3 等大的成分,Woody 滤波也只是在潜伏期变异不大时起作用。变异很大时,必须在单试次中搜索很宽的窗口,从而导致有更多的机会噪声偏移要比目标成分与模板更为匹配。例如,我试图将 Woody 滤波技术应用于图 4.3 所示的视觉搜索实验中,但是效果并不好。这个实验中的 P3 波可能在刺激后的 400 至 1400 毫秒间的任一时刻点达

到峰值,如果给定这个宽广的搜索窗口,算法常常找到一个可以很好匹配搜索模板但是并不能与真正 P3 峰对应的波形部分。结果,平均 ERP 看上去与搜索模板非常相像,并且不同条件之间也高度相似。

需要注意的是,Woody 滤波技术的最大困难在于在单试次中识别目标成分,任何改善这个过程的因素都会使平均结果变得更为准确。例如,除了成分的波形之外,还可以确定成分的头皮分布,这就有可能排除那些虽然波形正确,但是头皮分布不正确的虚假 EEG 偏移。

时间锁定的频谱平均 本节最后介绍的技术是一种提取特定振荡反应(oscillatory responses)的方法,这类振荡反应具有相对于时间锁定事件随机变化的相位(起始时间)。正如本节开始所讨论的,相位变化的振荡会在传统迭加平均过程中丢失,但是使用一些技术,测量单试次的振荡振幅,然后将这些振幅在不同试次间平均,则可以看到这些振荡。测量单试次振荡振幅的技术依赖于一个称之为傅立叶变换(Fourier transform)的数学算法。正如我将在第五章中更详细讨论的,傅立叶变换将一条波形转换为一系列具有不同频率、相位和振幅的正弦波。例如,如果你在一个 1 秒的 EEG 分段中应用傅立叶变换,你能得到在 10 Hz、15 Hz、20 Hz 或任何频率的活动强度。这样,你可以对于单试次计算每个频率的振幅,然后你可以将这些振幅在不同试次间平均。并且,因为振幅测量是独立于相位的,所以如果振荡相位在不同试次间变化也没有关系。

虽然这是一个有用的办法,但是由于它在单试次中测量的振幅是整个时间段内的振幅,因而完全丧失了 ERP 技术的时间信息。不过,可以利用移动窗口(moving window)技术来保留时间信息,例如由 Makeig (1993)和 Tallon-Baudry 等(1996)开发的技术。这些技术从试次起始时间段提取了一个窄的 EEG 窗口(例如,EEG 的第一个 100 ms)。然后在这个窗口应用傅立叶变换,来获取在这个相对窄时间范围内的每个频率的振幅值。接下来将窗口略微移动(例如,移动 10 ms),再次应用傅立叶变换。这样,就可能在 EEG 的每个时刻点计算傅立叶变换,尽管这样得到的每个给定时刻点上的数值实际上反映了一个时间段(例如,100 ms 时间段)内的频率。然后将给定时刻点的傅立叶变换在不同试次间平均,正

如在传统迭加平均中将 EEG 振幅在不同试次间平均一样。这称为时间锁定的频谱平均 (*time-locked spectral averaging*), 因为是根据频谱 (即, 频率) 信息来计算时间锁定平均值的。

图 4.4A² 显示了这种技术的一个例子。图中呈现了来自 Tallon-Baudry 等人研究 (1996) 中的时间锁定频谱平均, 研究者感兴趣的是由视觉刺激诱发的 40 Hz 振荡。与传统迭加平均相同, 图的横坐标是时间。然而, 图的纵坐标是频率, 灰度水平代表每个时刻点的每个频率的能量。在大约刺激后 100 ms 左右, 有一个活动带在 40 和 50 Hz 之间, 在大约刺激后 300 ms 左右, 有个更弱的活动在 30 和 60 Hz 之间。还可以看到在刺激后 100—200 ms 有个大约 20 Hz 的活动。

这种方法的重要之处在于, 无论振荡相位是否在试次间发生变化, 都可以看到活动带, 然而在传统的迭加平均中, 相位随机的活动 (*random-phase activity*) 完全丧失了。因此, 时间锁定的频谱平均, 为研究相位随机的振荡提供了一种非常有用的技术。然而, 从例如图 4.4A 的数据中很容易得到一个错误的结论, 即, 活动确实是由振荡所构成的。正如我将在第五章中充分讨论的, 一个短暂的单相 (*monophasic*) ERP 偏移包含了很多频率的活动, 在某个指定频率段的活动表现并不意味着存在一个真实的振

145

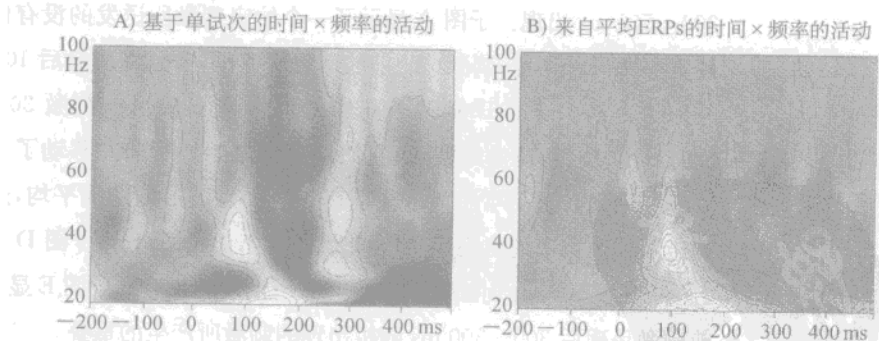


图 4.4 时间锁定的频谱平均示例。在子图 A 中, 先对单独试次应用频率变换, 再将变换后的数据迭加平均。因此这个子图不仅包括了与刺激相位锁定的活动, 还包括了相位不锁定的活动。在子图 B 中, 把波形迭加平均在一起后再应用频率转换。因此这个子图只包括了与刺激相位锁定的活动, 因为相位随机的活动已经通过 ERP 迭加平均过程排除了。(Adapted with permission from Tallon-Baudry et al., 1996. ©1996 Society for Neuroscience)

144

荡(即,一个具有多个负向和正向偏移的振荡)。例如,图 4.4B 显示了来自 Tallon-Baudry 等人研究(1996)的传统 ERP 迭加平均的时间 $\times$ 频率变换,图中可以看到在刺激后 100 ms 有一个 40—50 Hz 的活动,这和在单试次数据中所看到的一样。也就是说,这个活动是传统 ERP 的一部分,它并不是相位随机的振荡。因此,在进行关于相位随机振荡的推论时,有必要在迭加平均 ERP 和单试次 EEG 数据中都应用时间频率变换。

来自前后刺激的重叠

来自前后刺激的 ERP 相互重叠会引起迭加平均 ERP 波形不同程度的失真。理解为什么会产生失真,以及在什么情况下失真可能会使你对数据产生错误的解释,是非常重要的(对于这类问题的详细论述,请参考 Woldorff, 1988)。重叠(Overlap)一般在以下情况发生:在当前刺激的基线期间,对于前一个刺激的反应还没有结束;或者,在当前刺激的 ERP 反应终止之前,下一个刺激就出现了。当刺激快速呈现时(例如,刺激呈现起始时的间隔时间为 1 秒或更短),这个问题会特别严重。另外,ERP 波形可以持续好几秒,即使在较长的刺激间隔情况下,重叠也会使你的数据显著失真。

图 4.5 阐明了一个假想实验中的重叠问题,在这个实验里,刺激每隔 300—500 ms 出现。子图 A 显示了一个给定刺激所诱发的没有任何重叠的真实波形。注意,刺激出现前波形是平直的,并且在刺激后 1000 ms 时波形降为零。子图 B 显示了同样的刺激在早于当前刺激 300、400 或 500 ms 出现时所诱发的波形;它们就是把原始波形向左移动了不同的时间段。子图 C 显示了由大量先前刺激所诱发波形的迭加平均,这些先前刺激随机等概率地出现于当前刺激之前 300 到 500 ms。子图 D 显示了在 300、400 或 500 ms 时出现的后继刺激所诱发的反应。子图 E 显示了在当前刺激呈现后 300—500 ms 随机出现的刺激所产生的重叠。

注意在这个假想实验中,时间的抖动导致重叠刺激所诱发的平均波形变得模糊。即,在重叠波形中,早期原始波相对尖锐的正峰和负峰大多被削弱了(但是并没有完全消失)。刺激之间的时间抖动效应相当于滤除

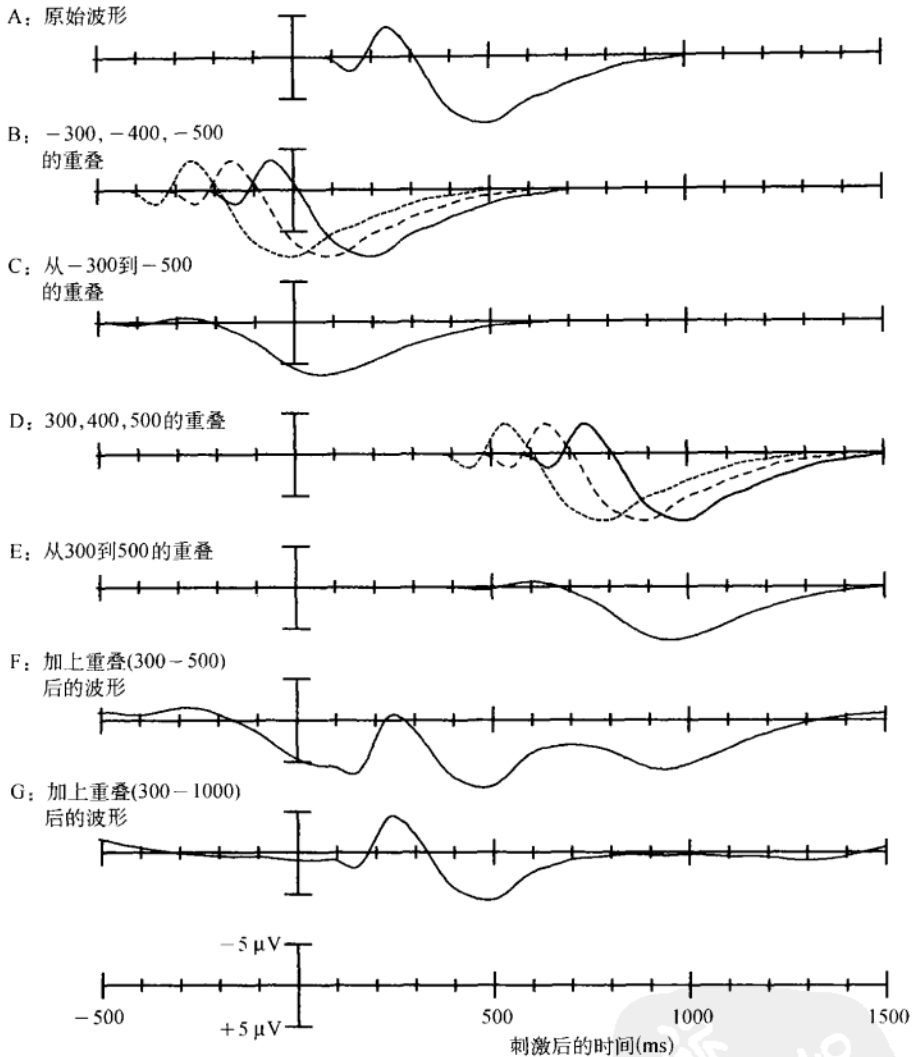


图 4.5 波形重叠问题示例。(A)一个 ERP 波形的例子。(B)比当前刺激早出现 300、400 或 500 ms 的上一个刺激所产生的 ERP 波形。(C)比当前刺激早呈现 300—500 ms 随机时间的上一个刺激所产生的平均 ERP 波形。(D)比当前刺激晚出现 300、400 或 500 ms 的下一个刺激所产生的 ERP 波形。(E)比当前刺激晚呈现 300—500 ms 随机时间的下一个刺激所产生的平均 ERP 波形。(F)原始波形与(C)(E)中的重叠波形之和。(G)当刺激间隔时间范围扩大为 300—1000 ms 时,原始波形与重叠波形之和。图中负波向上。

原始波中的高频成分。随着刺激之间延迟范围变得越来越宽,抖动削弱重叠成分的频率会越来越低。然而,即使使用很宽的抖动,一些低频重叠依然存在(第五章将描述一系列数据公式,你可以更细致地理解时间抖动的滤波特点)。

子图 F 显示了原始波形和重叠波形之和。这个和正是你简单地将这个假想实验中的所有刺激迭加平均起来所得到的。由于重叠而引起的失真相当严重。第一,刺激前基线完全失真,这会导致初始正向成分看上去要比实际大得多(比较子图 F 中的第一个正向成分以及子图 A 中的原始波形)。第二,第一个正向成分看上去开始于时间 0 点之前(一旦出现这种情况,总是可以提示我们有差错发生)。第三,存在一个完全错误的晚正峰。

当重叠在不同的实验条件下不同时,这个问题尤其严重。例如,请设想相同的靶刺激出现于条件 A 和条件 B;在条件 A 下,前一个刺激诱发了一个较大的 P3,在条件 B 下,前一个刺激诱发了一个较小的 P3。先前刺激的这种差异可能会影响靶刺激呈现前的基线,这反过来会影响当前试次靶刺激所诱发的 P3 观测振幅。注意,即使在当前试次中的 P3 波出现之前,对于先前刺激的反应就已经回到了基线,以上现象仍然会发生:如果基线被影响了,那么整个波形都将受到影响。这还会严重影响 ERP 成分源定位的尝试,因为刺激前重叠活动的头皮分布将从你试图定位的成分地形分布中减去,造成该成分的观测头皮分布失真。

你可以采用一些措施来使重叠效应减至最低。第一且最重要的措施是,仔细思考重叠的确切模式是什么样的,以及不同条件下的重叠模式会有怎样的不同(例如,参见 Woldorff & Hillyard, 1991)。关键是要思考,即使对于相同的物理刺激,任务指导语会如何改变不同条件下的先前刺激反应。你可能甚至想要模拟这种重叠,这在概念上并不难(详细请见 Woldorff, 1988)。在例如 MATLAB 等编程环境中,这种运算非常简单,甚至在 Excel 里也很容易做到这点。

第二个措施是,使用尽量宽的刺激间延迟时间范围。图 4.5 的子图 G 显示了,如果在我们的假想实验中的抖动扩大为 300—1000 ms 时将会

出现什么结果。尽管仍然存在一些重叠,但是这些重叠小了很多。

第三种方法是,利用高通滤波滤除任何残留的重叠。正如在本节稍早提及的,抖动刺激间隔相当于滤除重叠中的高频成分,那些残留的低频成分则可以通过高通滤波离线滤除。然而,高通滤波将以其他方式使你的波形失真,因此你在使用时必须非常谨慎(详细请见第五章)。

第四种方法是,在实验设计中允许直接测量并减去重叠。例如,在我们的假想实验中,我们可以包含一些不呈现刺激的小概率试次,并且生成相对于刺激在正常情况下应该出现的时刻点锁定的迭加平均波形。这些波形仅包含了重叠,这些重叠波形可以从那些包含了重叠和真实刺激反应的波形中减去。然而,这种做法需要仔细考虑,因为被试可能会注意到刺激的缺失,导致触发 ERP(请见,例如, Picton, Hillyard & Calambos, 1974)。我已在我自己的研究中频繁使用这种方法。

第五种方法是,估计你已采集的数据的重叠,并且从迭加平均波形中减去这个估计重叠。Woldorff(1988)已经开发了一种称为 ADJAR(相邻反应, adjacent response)的滤波技术,有许多研究采用了这种技术来减少重叠(例如, Hopfinger & Mangun, 1998; Luck et al, 1994; Woldorff & Hillyard, 1991)。

瞬时和稳态 ERP

如果刺激是以固定的、而非变化的频率呈现,来自前后刺激的重叠会完全显现在迭加平均 ERP 波形中。事实上,先前和后继刺激对于当前刺激是完全时间锁定的,这意味着它们会在迭加平均波形中表现出来。因此,除非刺激间隔非常长,大多数认知 ERP 实验都在刺激间隔中使用抖动。

不过,有时却可以利用重叠这一特点。特别是,如果一系列相同的刺激以快速、有规律的频率呈现时(例如,每秒 8 个刺激),系统将停止产生复杂的瞬时(transient)反应,而进入一种稳态(steady state),此时系统以刺激的频率(及其整数倍)共振。一般来说,稳态反应看上去是两条正弦波之和,一条频率为刺激频率,另一条为双倍刺激频率。

149

150

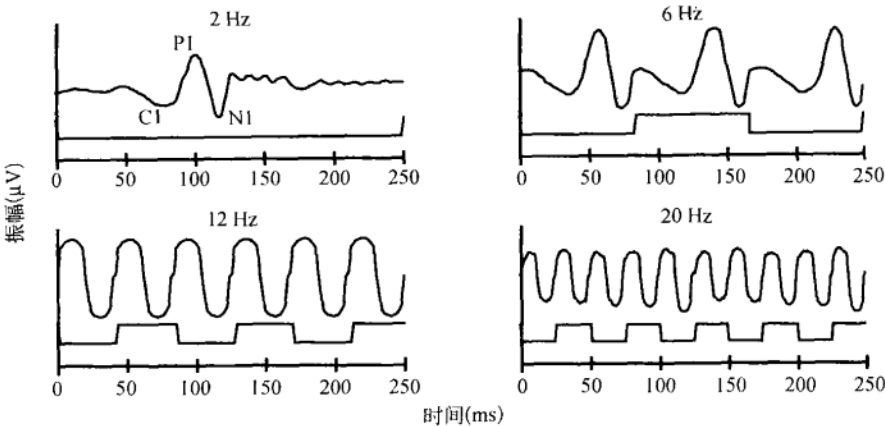


图 4.6 刺激以每秒两周(two on-off cycles)呈现时的瞬时反应,以及刺激以 6,12 或 20 Hz 的频率呈现时的稳态反应。图中正波向朝上。(Adapted with permission from Di Russo, Teder-Salej rvi, & Hillyard, 2003.  2003 Academic Press.) Thanks to Francisco Di Russo for providing an electronic version of this figure.

图 4.6 显示了稳态反应的一个例子。图中左上部分显示了当视觉刺激的出现—消失频率为每秒两个周期时所得到的瞬时反应。当刺激频率增至每秒 6 个周期时,仍有可能看到一些明显的峰,但是此时整体波形看上去连续不断地重复,没有清晰的开始和结束。当刺激频率增至 12,然后再增至每秒 20 个周期时,反应主要为一条正弦波,其频率为刺激频率(还伴随一个小的、难以看见的正弦成分,其频率为双倍的刺激频率)。

这种稳态反应可以概括为 4 个数值,分别为两条正弦波的振幅(大小)和相位(时间偏移)。与每个时刻点上都有个单独振幅的复杂瞬时反应相比,稳态反应要简单得多。因此,稳态 ERP 被广泛应用于感觉系统的研究和感觉疾病的诊断中。

然而,稳态 ERP 有一个明显缺点,即,不能提供非常精细的时间信息。例如,如果刺激每 150 ms 呈现一次,那么在一个刺激开始后的 130 ms 时测量到的振幅包含了以下成分之和:对于当前刺激在 130 ms 时的反应,对于上一个刺激在 280 ms 时的反应,对于上上个刺激在 430 ms 时的反应,等等。因为稳态 ERP 缺少了瞬时 ERP 的高时间分辨率,所以

很少在认知实验中使用(有关近年来认知稳态电位研究的综述,请见 Hopfinger, Luck & Hillyard, 2004)。

伪迹排除和校正

之前我们介绍的是迭加平均过程,接下来我们将进一步介绍常常与之相伴的伪迹排除过程。

污染 EEG 记录的伪迹有几个类型,包括眨眼、眼动、肌肉活动和皮肤电位。这些伪迹会造成以下两方面的问题。第一,与 EEG 信号相比,伪迹通常很大,这可能会降低迭加平均 ERP 的信噪比。第二,某些类型的伪迹可能并不是随机的,而是系统性的,这类伪迹在某些情况下会出现得更多,并且至少在一定程度上是与刺激时间锁定的,以至于迭加平均并不能消除这些伪迹。这类伪迹可能会导致对实验效应做出一些错误的结论。例如,一些刺激可能比其他刺激更容易引起眨眼,这会导致迭加平均波形振幅出现差异。

152

有两类主要技术可以用来消除这些伪迹干扰效应。首先,有可能在单试次的 EEG 分段中就检测到大的伪迹,并简单地将这些被污染了的试次从迭加平均波形中排除(这称为伪迹排除)。或者,有时候可能估计伪迹对于 ERP 的影响,并利用校正程序来减去这些估计的伪迹成分(这称为伪迹校正, *artifact correction*)。在本节中,这两种方法我们都将讨论到。然而,我首先想指出一个很明显但却常被忽略的要点。那就是,使伪迹尽少出现总是要好于过度依赖排除或校正过程。这实际上只是汉森原理的一个具体的例子:好数据是无可替代的。也就是说,很值得花时间在源头上就把伪迹去除。而本节也将介绍一些关于减少伪迹出现的建议。

伪迹排除的一般过程

在我详细介绍如何检测特定类型的伪迹之前,我想先对伪迹排除过程给出一个一般性的概念³。伪迹检测在本质上也是一个信号检测问题,此时伪迹被当作需要检测的信号。例如,设想你在海滩上丢失了一只贵重戒指,你租了一个金属探测器来帮助你寻找它。这个金属探测器的输

出连续可变,可以告诉你附近存在金属的可能性有多大,但是由于沙滩中的金属成分随机波动,导致探测器的输出很不稳定。如果只要有一点附近可能存在金属的暗示,你就开始挖沙地,那么你的进展会非常慢,因为每隔几步你就要开始挖地。然而,如果你只在探测器输出很强时才开始挖地,你可能会错失戒指,因为戒指很小,并不能引起很大的探测器输出变化。因此,如果你只在探测器输出达到很高水平时才挖地,你可能会在戒指的正上方忽略而过,但是如果输出只要超过很低水平你就挖地,你可能会常常劳而无获。

这个例子的关键之处如下所述。你试图在含有噪声、连续变化的信号(金属探测器的输出)之中检测是否存在某物(戒指)。你选择了一个阈值,如果信号超出该值,你就做出相应反应(挖地)。在本例中,我们可以定义每片沙地有4种结果:(1)击中(hit):目标物存在,信号超过阈值,你做出了反应;(2)漏报(miss):目标物存在,信号未超出阈值,你没有反应;(3)虚报(false alarm):目标物不存在,因随机噪声而导致信号超出阈值,你做出了反应;(4)正确拒绝(correct rejection):目标物不存在,信号未超出阈值,你没有反应。击中和正确拒绝都是正确的反应,而漏报和虚报都是错误的反应。重要的是,你可以通过采取一个较低的阈值(即,一旦金属探测器的输出非常低就开始挖地)来增加击中数目,但是这会使虚报数目也增多。只提高击中率而不提高虚报率的唯一途径是采用一个更好的金属检测器,其输出能更好地分辨是否存在小金属物体。

现在设想你正尝试在一个充满噪声的 EEG 信号中检测眨眼。被试眨眼时,眼睑在眼球表面运动,产生电压偏移,因此有可能通过测量一个给定 EEG 分段中的最大电压偏移量的大小来评估是否存在眨眼(就好像通过观测金属探测器的输出来评估是否存在戒指一样)。如果电压偏移超出一定阈值水平,你就判断被试眨眼了,并且摒弃这次试次;如果阈值并未超出阈值,你就判断被试没有眨眼,并且在迭加平均 ERP 波形中包含该试次。如果你将阈值设置得很低,排除任何一个包含很小电压偏移的试次,你会去掉所有具有眨眼的试次,但是你也可能摒弃了许多没有眨眼的试次,导致迭加平均 ERP 波形的信噪比下降。如果你将阈值设置得

很高,仅仅排除那些包含很大电压偏移的试次,那么你的迭加平均中会有更多的试次,但是其中一些试次可能包含了没有超出阈值的眨眼。因此,简单改变阈值并不能在不增加虚假伪迹排除的同时,提高真实伪迹的排除。然而,正如你可以通过使用一个更好的金属探测器来更好地寻找戒指一样,你也可以通过采用更好的伪迹测量方法来更好地排除伪迹。

选择伪迹测量方法

许多软件系统通过测量给定试次的 EOG 信号最大值,并排除那些最大值超出阈值(例如 $\pm 75 \mu\text{V}$)的试次,来评估眨眼。然而,EOG导联的峰振幅是一种很差的眨眼伪迹测量方法,因为基线电压的变化会使 EOG 信号远离零值,以至于小噪声偏离有时就可能会导致电压超出阈值,引起虚报。基线电压的变化还可能引起 EOG 信号远离阈值,以至于真实的眨眼不再超出阈值,导致漏报。

图 4.7 阐明了这个问题。子图 A 显示了,当包含眨眼的 EOG 记录超出 $75 \mu\text{V}$ 的阈值时会被排除。子图 B 显示了一条眨眼非常明显的片段,但是因为基线偏移了,没有超出 $75 \mu\text{V}$ (漏报)。子图 C 显示了一条无眨眼的片段,但是基线的偏移导致一些小噪声超出了 $75 \mu\text{V}$ 阈值(虚报)。

另一种方法是,测量 EOG 片段内的最大值和最小值之间的差异,并将这个峰—峰电压与阈值电压相比较。这种峰—峰测量不太容易被基线电压缓慢变化所扭曲,由此降低了这种漏报和虚报可能来源所带来的影响,并提高了伪迹校正处理的敏感性。因此,有可能通过选择能正确区分无伪刺激和有伪刺激的测量方法,在不引起无伪试次排除增加的同时,增加有伪试次的排除。本章稍后将给出一些关于好测量方法的建议。

最敏感测量的选择依赖于你所测量的伪迹类型。例如,尽管峰—峰振幅可以敏感地测量眨眼,但是它并不是测量 α 波是否存在的敏感方法, α 波通常并不比背景 EEG 活动更大。更敏感的 α 波测量譬如,10 Hz 频率范围的能量,这个值在受到 α 波污染的试次中较高,而在未受污染的试次中较低。因此,良好的伪迹排除系统应该为不同类型的伪迹提供不同的测量方法。

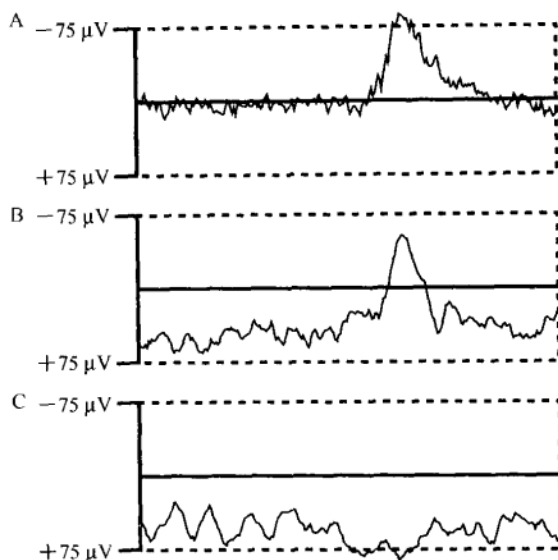


图 4.7 使用绝对电压阈值排除伪迹的示例。每条波形显示了,以右侧乳突为参考,从左眼下方 EOG 电极记录的单试次活动。在子图 A 中,出现了一次眨眼,并且超出了阈值。在子图 B 中,眨眼再次出现,但是因为电压向下漂移了,阈值并未超出。在子图 C 中,没有眨眼出现,但是因为信号向下漂移,阈值被超出。图中负波向上。

需要注意的是,峰—峰振幅测量并不是真的眨眼测量,而仅仅是一个你可以从数据中计算得到的数值,利用该数值你可以在概率上区分包含眨眼的试次和不包含眨眼的试次。因此,在一般情况下,伪迹排除过程可以看作一个双阶段处理过程:首先将一个“函数”应用于数据来计算得到一个特殊数值,然后再将这个数值与阈值相比较。在不同情况下,你可以使用不同的函数和标准,这取决于你所试图检测的伪迹性质。

一些研究者通过视觉观测每个试次的 EEG,来判断哪些试次含有伪迹。不过这种处理在概念上等同于我刚才概括的过程。唯一的区别在于,它利用了实验者的视觉系统代替计算机算法来判断伪迹存在的可能性,并使用一个非正式的内部阈值来决定应该排除哪些试次。这种方法的优点在于,人的视觉系统经训练之后,能够很好地区分真实伪迹和正常 EEG 噪声。然而,一个设计良好的计算机算法即使不比这种方法更敏

感,也至少等同于这种方法。此外,计算机算法具有快速无偏向的优点。因此,通常最好使用一个好的自动化伪迹排除系统,而不是花费时间试图用眼睛来识别伪迹。

157

选择排伪阈值

当你选定了合适的伪迹测量方法之后,需要选择用于决定是否排除单个试次的阈值。一种可能的方法是,基于经验挑选一个阈值,并将该值应用于所有被试。例如,你可以决定排除所有含有大于或等于 $50 \mu\text{V}$ 峰—峰振幅的试次。然而,对于不同被试,给定类型的伪迹所产生的电压偏移的大小、形状及其相应的 EEG 特点,常常会有显著差异,因此对于所有被试采用单一阈值的方法并不理想。反之,通常最好对于每个被试定制一套伪迹排除处理。

然而,至少有一个例外情况并不适用以上常规:当实验使用了不同的被试组,且伪迹排除处理可能会导致某种偏向时。例如,在一个比较精神分裂症病人和正常对照组被试的研究中,对于不同的被试采用不同的伪迹排除标准可能并不合适,因为在迭加平均 ERP 波形结果中的任何差别,都有可能反映的是伪迹排除带来的差异,而不是 ERP 的真正差异。然而,在这样一个研究中对于所有被试都采用相同的标准可能也会有问题,例如,一组被试的眨眼幅度小于另一组,导致未被排除的伪迹中存在更多污染。在组间研究中的最好折中办法是,为每个被试单独设置标准,但是在设置标准时并不知道该被试是属于哪一组。此外,值得去比较两种情况(即,对于所有被试使用相同的阈值,以及对于不同被试定制单独的阈值)所得到的结果是否存在差异。如果结果相同,那么阈值就没有对结果造成任何偏向。

如果对于每个被试都设置单独的阈值,这种设置通常要基于对部分原始 EEG 的视觉观测。这可以通过以下几个步骤实现。首先,对于一个给定被试,设置一个初始阈值作为起始点(这通常要根据以往被试的经验)。然后将这个阈值应用于一系列单独试次,并视觉评估那些具有真实伪迹的试次是否未被排除,或那些没有真实伪迹的试次被排除了。当然,

158

这需要你能够通过视觉观测来判断是否存在真实伪迹。在大多数情况下,这很直观,下一节会给出相关提示。在一些数据中使用初始阈值进行试验之后,阈值可以得到矫正并用来进行再次检测,直至并未排除太多的无伪迹试次的同时,排除了所有的具有明显伪迹的试次(用视觉评估)。某些类型的伪迹也会在迭加平均波形中遗留明显的标记,所以,也可能在数据迭加平均之后,再估计阈值是否充分排除了有伪迹的试次。

在实验开始时要求被试进行一些眨眼或眼动,也会很有用。这样,你可以很容易看到被试的伪迹看上去是什么样的。

检测和排除特殊类型的伪迹

本节我将讨论几种常见的伪迹类型,并针对如何减少伪迹的出现以及伪迹出现之后如何将其检测排除,提供一些建议。

眨眼 在每只眼睛内,眼球正面有一个正向电位梯度,背面有一个负向电位梯度。在眼睛附近记录到的电压偏移,其主要原因是横越眼球表面的眼睑运动,它改变了眼球电位梯度在邻近区域的传导。图 4.8 显示了在眼睛下方部位,以及头皮若干位置的典型眨眼反应波形(前者标记为 VEOG,所有波形都是以乳突电极为参考)。眨眼反应主要是由大小 50—100 μV 、一般持续 200—400 ms 的单相偏移组成。不过眨眼反应的最显著特征在于,眼睛上方和下方部位的电位极性相反(例如,比较图 4.8 的 VEOG 和 Fz 记录)。这使得有可能区分眨眼和真实的 EEG 偏移,前者会在眼睛上下方产生极性相反的电压,而后者一般在眼睛上下方产生极性相同的电压。图 4.8 的右侧显示了一个真实的 EEG 偏移,在 VEOG 和 Fz 位点上偏移的极性相似。

因为眨眼所表现的极性翻转,你应该对那些在眼睛上下方电极具有相反极性的实验效应保持怀疑。尽管真实的 ERP 效应也可能表现出该模式,但是它可以作为一个警告信号,提示迭加平均 ERP 波形可能在某个条件下受到更多的眨眼污染。

减少伪迹的出现总是要好于排除有伪试次,有若干方法可以用来减少眨眼数目。首先,请那些平常佩戴隐形眼镜——这会导致很多眨眼——

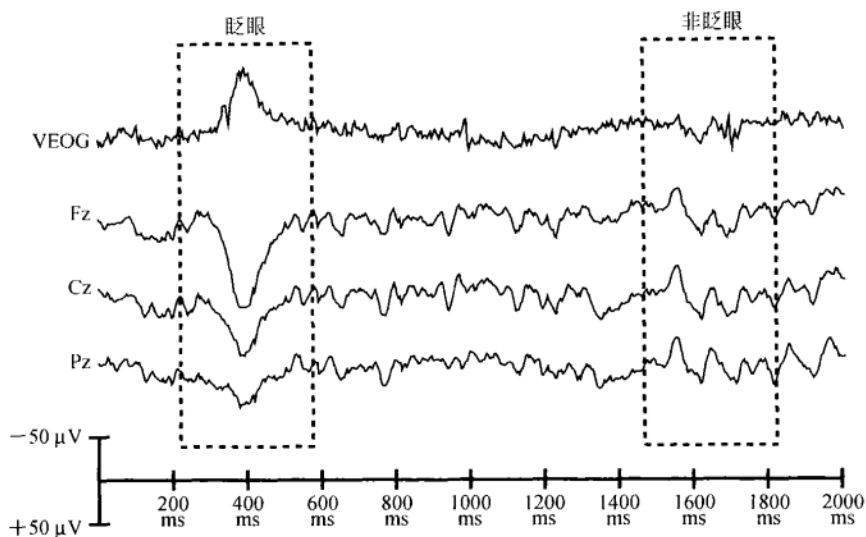


图 4.8 来自左眼下方的垂直 EOG (VEOG) 的电极, 以及 Fz、Cz 和 Pz 的 EEG 电极的记录, 所有记录都是以右侧乳突为参考。在大约 400 ms 时可以看到一个眨眼, 在 VEOG 电极上以负向偏移的形式出现, 而在头皮电极上以正向偏移的形式出现。注意, 偏移在 Fz 非常大, 但是在 Cz 就变小了, 在 Pz 变得更小。在标记为“非眨眼”的区域中, 所有导联都包含了中等大小的电压偏移, 但是这些偏移并不反映眨眼, 因为相对于头皮电极, VEOG 电极的极性并没有翻转。图中负波向上。

159

的被试, 佩戴框架眼镜来代替隐形眼镜。即使在佩戴框架眼镜时, 这类被试也要比一般人更容易眨眼, 因此提供便利眼药水会有所作用 (不过, 你应该只提供给那些原本常用眼药水的被试, 并使用单独的瓶子以避免感染风险)。另一种减少眨眼出现的方法是, 使用 1—2 分钟的短区组, 这样为被试提供了频繁的休息间断, 被试可在休息时眨眼 (同时也有助于保持被试对任务的注意警觉度)。这种短区组会减慢记录的进程, 但是我发现, 以下方法可以缓解进程的减慢: 将 5—6 分钟的大区组划分为 1—2 分钟的小区组, 在小区组之间插入 20—30 秒的自动间断; 而大区组之间的间断更长, 并由实验者来控制。

如果你看到了很多眨眼 (或眼动), 那么, 让被试知道这一点是很重要的。不要不好意思告诉被试, 他们需要更好地控制这些伪迹。我的学生告诉我, 他们要花费很长时间来适应这样做, 但是你确实需要这样做, 即

使刚开始时这会让你感到不舒服。

在单试次中,眨眼相对容易检测,峰—峰振幅测量通常都能胜任伪迹排除函数(但很显然,简单电压阈值是不够的,因为阈值如果低到足以排除所有眨眼时,常常会导致很多虚报)。缓慢电压漂移会导致 EEG 分段两端的电压值有很大差异,峰—峰振幅函数有时会被其“欺骗”,而高频噪声更会使之加剧。这两类问题都可以通过被我称为“阶梯”函数(“step” function)的测量方法来减小。该函数主要是寻找阶梯形的电压变化,类似于在 EEG/EOG 分段和阶梯形函数(即,一段恒定的低值之后跟随一段恒定的高值)之间做交叉相关。首先,要定义阶梯的宽度,通常为 100 ms。对于 EEG 分段的每一点,从其 100 ms(或所设定的阶梯宽度)的平均值减去之前 100 ms 的平均值。在 EEG 分段的每点都完成以上运算之后,将最大值与阈值相比较,来决定试次是否应该排除。这种在算法上很简单的程序是有效的。这是因为,第一,将 100 ms 时间段内的电压平均起来,基本上滤除了任何高频活动;第二,计算相邻 100 ms 时间段的电压差异,能最大限度地减少任何逐渐变化的电压效应,从而更适合于检测眨眼这种产生相对急剧电压变化的伪迹。

只要有可能,都应该在眼睛下方和上方各放置一个电极,再以一个共同的远距离位点为参考,来进行记录(例如,一只眼睛下方的 EOG 电极,以及一个额叶 EEG 位点,两者都以乳突电极为参考)。眨眼在眼睛上下方位点表现出极性翻转这一优点,在检查单试次数据以评估伪迹校正函数和阈值是否恰当时,会特别有用。如前文已讨论的,这还使得判断 ERP 平均是否受到了眨眼污染成为可能,即如果受到污染,则会导致眼睛上方和下方位点的极性翻转。此外,这种电极设置使得有可能实施一个更为有效的伪迹排除函数,我称之为“差异阶梯”函数(“differential step” function)。该函数很像阶梯函数,不同之处仅在于,在每个时刻点先计算眼睛上方和下方位置的数值,再将两者相减。然后将这个差异的最大值与阈值相比较,来决定某个给定的试次是否应该被排除。这个减法程序保证了,只有当眼睛上下方的电压变化方向相反时,才可能得到很大的值。一个更简单但基本上可以等同替换的方法是,以眼睛下方的电极为

活动位点,上方电极作为参考位点,进行双极记录(bipolar recording),在该记录上应用标准阶梯函数。

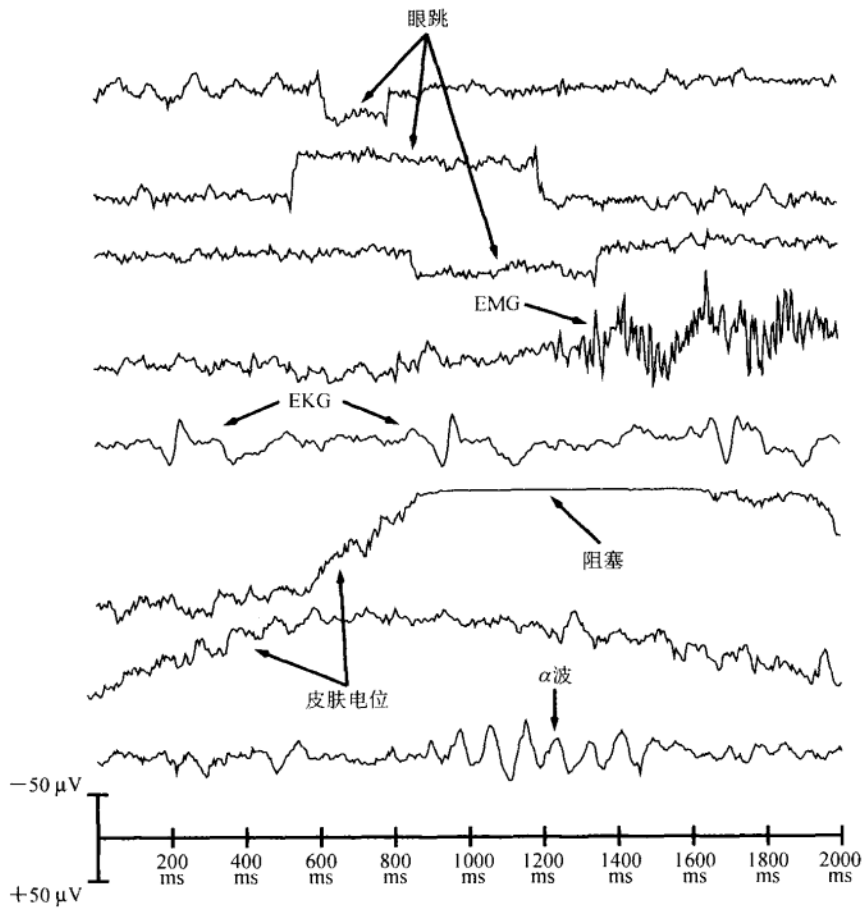
眼动 与眨眼一样,眼动也是眼睛固有电压梯度的结果。眼睛可以被看作一个偶极子,其正极指向眼球正面。眼睛不动时,偶极子在头皮表面产生一个稳定的 DC 电压梯度,放大器高通滤波可将其消除。眼睛运动时,头皮电压梯度发生变化,眼睛运动指向的部位变得更正。例如,向左的眼动导致头皮左侧产生正向电压偏移,右侧产生负向电压偏移。通过双极记录最容易观测这些偏移,即,在一只眼睛外侧放置一个电极作为活动点,在另一只眼睛外侧放置另一个电极作为参考点。

Hillyard 和 Galambos(1970)以及 Lins 等人(1993a)系统地测量了眼球跳动产生的偏移的平均大小。这些研究有以下发现:(a)在至少 15 度的眼动范围内,给定电极位点的电压偏移与眼动大小之间存在线性关系;(b)用紧邻两眼的电极进行双极记录得到的电压偏移量,与眼动的关系约为,每度眼动 $16 \mu\text{V}$ 偏移;(c)电极位点和眼睛之间的距离增加时,电压偏移量将以某种预期方式减弱(关于各个标准电极位点的比例系数表,请见 Lins 等人 1993 中的表 V 与表 VI)。

163

此外,请注意眼动还将导致视觉输入在视网膜上发生移位,这会产生一个视觉 ERP 反应(眼跳抑制机制使我们不会察觉到这种运动,但是它确实在视觉系统内产生了明显激活)。这种眼跳感应 ERP(saccade-induced ERP)取决于眼睛运动时可以看到的刺激属性,正如运动刺激所诱发的 ERP 与刺激的属性有关一样。用来校正眼动产生的 EOG 电压的方法——在本章结束时将讨论到——并不能校正这些眼跳感应 ERP 反应。

除非被试正在观看移动的物体,或者产生缓慢的头动,大多数眼动将会是眼跳(saccade),即眼睛迅速发生弹道式转移。图 4.9 上方的 3 条波形显示了眼动记录的例子。在没有噪声的时候,眼跳的组成包括,从零电压水平迅速变成非零电压水平,之后由于放大器的高通滤波(如果不使用 DC 记录)又逐渐恢复到零。在大多数情况下,被试朝一个方向眼跳之后会伴随另一个眼跳回到注视点,这将导致 DC 记录中的棚车形函数



164

图 4.9 EOG 和 EEG 记录中呈现的几种伪迹类型。眼跳记录来自水平 EOG 设置,其活动电极靠近右眼,参考电极靠近左眼。EMG、阻塞和皮肤电位伪迹记录来自 Cz,以右侧乳突为参考。EKG 伪迹记录来自左侧乳突,以右侧乳突为参考。 α 波记录来自 O2,以右侧乳突为参考。图中负波向上。

(boxcar-shaped function)或者高通滤波记录中的倾斜棚车形函数(sloped boxcar-shaped function)。这种特征性的形状,可以用来在视觉检测单个试次时,区分小的眼动和正常的 EEG 偏移。

因为眼动大小和相应 EOG 偏移量之间存在近似线性的关系,所以在

单试次中大眼动比较容易检测,但是小眼动却很难检测。如果使用简单的电压阈值来检测并排除眼动伪迹,阈值为常用的 $100\ \mu\text{V}$,那么 10 度的眼动也不能被检测到(例如,如果起始电压为 $-80\ \mu\text{V}$,某方向 10 度的眼动将使得电压偏移至 $+80\ \mu\text{V}$,这完全在允许的 $\pm 100\ \mu\text{V}$ 范围之内)。当然, 10 度的眼动会明显改变刺激在视网膜上的位置,这会是一个重大混淆,由此产生的电压偏移要比典型 ERP 成分大得多,即使在远离眼睛的头皮位置也会如此。然而,使用更低的阈值又将导致很多虚报,因此简单阈值函数并不适合用来排除包含眼动的试次。峰-峰振幅在一定程度上好于简单电压阈值,但是它也可能被缓慢电压漂移所欺骗。之前描述的检测眨眼的阶梯函数会更好,因为它对于短暂的有限电压漂移很敏感。不过,最好的方法也许是采用视觉研究者在边缘检测模型(models of edge detection)中开发的算法,边缘检测在概念上与我们讨论的问题相似。然而,就我所知,还没有人在眼跳检测中应用过这种方法。

165

使用阶梯函数,有可能在单个试次中检测到 1 或 2 度这么小的眼动,但是 EOG 信号的信噪比使其不可能检测到更小的眼动而不产生太多虚报。不过,有时可能使用迭加平均 EOG 波形来证明给定 ERP 未受到很小的系统眼动的影响。具体来说,如果预期不同的试次类型会引起不同方向的眼动,那么你可以将那些预期会有相似眼动的试次迭加平均,来得到几乎无限好的眼动检测分辨率。例如,如果一个实验中有一些目标在上视野,一些在下视野,那么就可以分别计算并比较上视野和下视野目标的迭加平均 EOG 波形。任何一致性的眼动差异将导致迭加平均 EOG 波形中产生差别,而且迭加平均过程提高了信噪比,使得即使很小的眼动也能观测到。这种眼动检测方法不能排除单个试次;对于不经常发生的眼动或者对于上下视野在方向上一致的眼动,它也并不管用。然而,如果结合大眼动单试次排除,进行两步处理,这种方法还是有用的。第一步,使用阶梯函数排除那些包含较大眼跳(大于 1 度)的试次。然后,你可以检查迭加平均 EOG 波形中残留的 EOG 活动,将 EOG 差异超过一定标准(例如, $1.6\ \mu\text{V}$,对应于 0.1 度)的被试从最终数据里排除。

166

注意,上述技术虽然对于检测眼跳有用,但是并不适用于检测眼睛位

置的缓慢移动或评估眼睛的绝对位置。为了做到后两点,通常必须使用 DC 放大器来记录 EOG,尽管在某些情况下你也可以使用高通滤波 EOG 记录来达到目的(Joyce et al., 2002)。

慢电压漂移 慢电压漂移(slow voltage shifts)通常是由于皮肤电阻或电极电阻的变化而引起的(请见图 4.9 中的皮肤电位)。在皮肤表层和深层之间有一个小电压,这个电压会随着电阻而变化,这符合欧姆定律,即,电压同电流和电阻的乘积成正比($E=IR$;请见附录)如果你提高电阻而又不改变电流,那么电压肯定会提高;因此,提高电阻实际上提高了电压。阻抗只是电阻在 AC 中的类似术语,因此提高阻抗也将提高电压。而被试出汗(即使很轻微)又会引起阻抗下降,由此所导致的慢电压漂移就被称为皮肤电位。最好的降低皮肤电位的办法是放置电极之前先降低皮肤阻抗。因为电流优先流向电阻最低的通路,如果皮肤上某点附近的阻抗很低,那么该点的阻抗变化就不会太多地影响整体阻抗。一般来说,初始阻抗越高,之后由于出汗所引起的阻抗变化就会越大(请见 Picton & Hillyard, 1972)。保持记录室凉爽干燥也会很有帮助。在湿热的夏季,我的实验室会在实验区组间开启风扇。

电极位置的轻微移动也会引起电压漂移,出现这种情况通常是由于被试在运动。电极位置的变化常常会引起阻抗变化,因此导致电压发生很大漂移。你可以通过确保被试舒适,而不产生太大运动(下巴托架会有作用),来减少这类伪迹。如果电极放置于枕区位点,被试就不能将他/她的头后靠在椅背上。你也可以通过在数据采集过程中使用高通滤波来减少缓慢电压漂移,一旦发生电压漂移,高通滤波将使电压逐渐恢复到 $0\ \mu\text{V}$ (详细请见第五章)。

当缓慢电压漂移较小时,一般不必把含有缓慢电压漂移的试次排除掉。如果电压漂移是缓慢随机的,那么它们不会引起太大的迭加平均波形失真。然而,电极移位有时候会导致电压突然变化,此时你可以在每个导联应用峰—峰振幅函数或阶梯函数来检测(不过你需要把阈值设置得很高,以避免排除那些具有大 ERP 偏移的试次)。有的情况下(例如,单试次 EEG 分段很长时),你可能希望排除那些电压逐渐漂移的试次,此时

你可以计算 EEG 在整个试次上的斜率,并将那些斜率超出一定阈值的试次排除。

放大器饱和 缓慢电压漂移有时可能会引起放大器或 ADC 饱和,这导致 EEG 在一些时间段内变得平直(这也被称为阻塞, *blocking*)。如果经常发生这种现象,你就应该使用较低的放大器增益;如果从不发生这种现象,你可能希望使用更高的增益。如图 4.9 所示,放大器阻塞相对容易发现,因为 EEG 真的变成一条平直线了。你可以找到那些电压超过一定数值(该数值仅仅略低于放大器饱和点)的试次,并将其排除,来避免放大器饱和的影响,但是实际上这很困难,因为不同的导联甚至不同的时刻都可能具有不同的饱和点。另一个可能方法是在每个试次中判断是否存在大量相同的电压值,但是因为电压值在不同时间可能也并不同,这种方法也不太理想。更好的方法是使用由 UCSD 的 Jon Hansen 开发的,被我称为 *X-within-Y-of-peak* 的函数。该函数首先在一个试次中找到 EEG 最大值(峰),然后计算等于或接近于该最大值的点数。 X 是点数, Y 被定义为数值在多大程度上接近于峰值时才会被计数。例如,你可能想要排除满足以下条件的任何试次:与峰值差异小于 $0.1 \mu\text{V}$ 的点数大于或等于 30 个(即, $X=30, Y=0.1 \mu\text{V}$)。当然,你必须在正峰和负峰电压值上应用相同的函数,并且在所有的导联上都这样使用。

α 波 α 波是 10 Hz 左右的 EEG 振荡,最大分布于后部电极位点,被试疲劳时出现最频繁(请见图 4.9)。减少 α 波的最好方法是使用休息良好的被试,但是有一些被试即使在充分警觉时也会有很多 α 波。而当刺激以固定频率呈现时, α 波就特别地成问题,因为 α 节律可能会变得与刺激同步,以至于不能通过迭加平均来削弱 α 波。因此,对试次间隔使用至少 $\pm 50 \text{ ms}$ 的抖动会很有用。

排除具有 α 波的试次常常没什么价值:因为 ERPs 中也可能包含 10 Hz 范围内的电压偏移,所以有可能在排除包含 α 波伪迹试次的同时也会将包含较大 ERPs 的试次排除。如果必须排除包含 α 波的试次,最好的方法则是,计算每个试次的 10 Hz 振荡振幅,并排除那些振幅超出一定阈值的试次。

肌肉和心脏活动 由于肌肉收缩而产生的电压称为肌电(electromyogram, 或 EMG, 请见图 4.9)。EMG 的频率非常高, 并且大部分常常可以用放大器低通滤波去除。你也可请被试放松颈部、下颚和前额的肌肉, 并提供一个用来减少颈部肌肉负荷的下巴托架或其他装置, 来使 EMG 最小化⁴。如上文所述, 也可以让被试靠在舒适的椅子上, 不过这会引引起后部电极移位, 造成大的电压漂移伪迹。颈部以下肌肉的放松通常并不重要, 因为 EMG 不容易传导很远。

假设你已经采取了合适的预防措施来减少 EMG, 那么通常不必再排除含有 EMG 的试次。不过, 如果有必要排除含有 EMG 活动的试次, 你还是可以采取好几种方法来检测 EMG。最好的方法是, 对于每个试次实施傅立叶变换, 并计算高频能量(例如, 超过 100 Hz 的能量)。与之类似的方法是, 对于给定试次计算每两个相邻时刻点的电压差, 如果最大差值超出了特定值, 就把这个试次排除。

请注意, 有的刺激会引起反射性肌肉抽动。因为这类肌肉活动是与刺激时间锁定的, 并不能通过迭加平均过程来减弱, 所以特别成问题。这类活动也很可能是突然的、高频电压变化, 但是因为通常局限在很短的时间内, 所以很难通过测量整个试次的高频能量来检测它们。为了排除这类伪迹, 最好在它们很可能发生的短时间内(常常在刺激呈现 100 ms 内)寻找突然发生的电压漂移。

心脏跳动(EKG)也可能在一些被试的 EEG 记录中观测到; 图 4.9 显示了其独特形状。EKG 通常在乳突电极记录到, 因而如果乳突被用作参考, EKG 会以颠倒的形式在所有电极中观测到。虽然有时可以通过将乳突电极稍微移位来减少 EKG, 但是大多情况下很难控制这种伪迹的产生。此外, 因为这种伪迹通常以大约每秒 1 次的频率在整个记录期间都发生, 所以排除具有 EKG 偏移的试次常常会导致太多试次被排除。幸运的是, 这种伪迹基本上并非系统性的, 它仅仅会降低整体信噪比水平。也就是说, 对于这种伪迹你没有什么好做的, 并且它通常也不是个严重的问题, 所以不要对它太在意。

以上论述引出了一个要点。如果你在所有导联都看到一个伪迹或噪

声,那么它可能是由于参考电极记录到的。大多数伪迹和噪声源会在部分电极上更明显,但是由参考电极记录到的任何信号都会以颠倒的形式在所有以其为参考的电极上显现出来。然而,如果你在一些导联上使用了双极记录(例如,EOG 记录),那么在这些记录中不会存在来自主要参考电极的伪迹或噪声。这可以帮助你识别和消除噪声源和伪迹源。

伪迹校正

伪迹排除是相对粗糙的处理,因为它将一部分试次完全排除在 ERP 迭加平均之外。正如 Gratton、Coles 和 Donchin(1983)所论述的,排除那些含有眼球伪迹的试次可能会带来以下三个问题。第一,有的情况下,摒弃包含眨眼和眼动的试次可能会导致样本试次失去代表性。第二,有一些被试(例如儿童和精神病人)不能很好地控制他们的眨眼和眼动,导致难以得到足够的无伪试次。第三,在一些实验设计中,眨眼和眼动是完成任务时不可避免的,因而排除具有这类伪迹的试次会产生不良后果。在以上情况下,减去由于眨眼和眼动而引起的电压变化,要比排除具有这类伪迹的试次更为有用。

研究者为此已经开发了好几种伪迹校正处理程序(例如, Berg & Scherg, 1991a, 1994; Gratton, Coles, & Donchin, 1983; Lins et al., 1993b; Verleger, Gasser, & Moecks, 1982)。当眨眼或眼动时,眼睛周围产生的电压传导至头皮电极;在给定位点记录到的电压将等于眼睛周围的电压值乘上传导系数,再加上该位点的 EEG 活动。最简单的眼伪迹校正方法是,计算眼睛和各个头皮电极之间的传导系数,并从各个头皮位点的 ERP 波形中减去相应比例的 EOG 活动。例如, Lins 及其同事(1993a)发现有 47% 的 EOG 记录电压传导到了 Fpz 电极, 18% 到 Fz 电极, 8% 到 Cz 电极。为了把这些电极迭加平均 ERP 波形中的 EOG 成分去除,可以在 Fpz 电极上减去 EOG 波形的 47%, 在 Fz 电极上减去 18%, 在 Cz 电极上减去 8%。

然而,这种方法存在一个很值得注意的问题。具体来说,除了真正的眼球活动,EOG 记录还包含了脑活动,结果,减法处理不仅减去了眼球伪

迹,还减去了部分脑活动。这种简单减法还存在其他问题,比如,需要假定传导系数对于眨眼和眼动是相同的(这个问题最早是由 Gratton, Coles, & Donchin, 1983 提出)。这种方法的更复杂版本处理了以上问题,其效果相当好。例如,采用偶极子模型方法来分离眼球活动(Berg 和 Scherg, 1991b),这种方法很好用,因为偶极子的大概位置事先已知道。

虽然以上伪迹校正技术对于一定任务和被试群体有所帮助,甚至是不可缺少的,但是它们也存在一些明显缺陷。首先,有的技术会引起 ERP 波形和头皮分布显著失真,导致数据难以解释。在对若干技术详细比较之后,Lins 等人(1993b)得到以下结论,源分析方法带来的失真最少,而其他技术(例如 Gratton, Coles, & Donchin, 1983; Verleger, Gasser, & Moecks, 1982)会产生显著失真。然而,即使是源分析也可能产生一些失真,特别是当使用了非最优参数时。

一个更新的有前景的方法是采用独立成分分析(ICA)。这种方法的算法合理,并且近年来的研究表明这种技术在去除眨眼、眼动甚至电噪声时都非常好用(Jung, Makeig, Humphries et al., 2000; Jung, Makeig, Westerfield et al., 2000)(还可以参考 Joyce, Gorodnitsky, & Kutas, 2004 开发的类似技术)。然而,这些研究是由最早开发 ICA 的小组实施的,他们可能有意没有选取那些 ICA 效果不好的实验条件。特别是,这种方法假定伪迹的时间过程独立于 ERP 活动的时间过程,这可能并不总是(甚至并不常常是)一个正确的假设。例如,如果检测一个目标同时导致了一个 P3 波和一个眨眼,那么眨眼和 P3 就会有相关的时间过程,这就可能引起不正确的伪迹校正。除非一个独立的实验室严格测试了这种技术,否则难以知道这类情况是否引起了显著失真。

伪迹校正技术的第二个问题是,使用这类技术需要多费很多力气。例如,Lins 等人(1993b)推荐应该在眼睛附近的至少 7 个电极上进行记录。此外,必须对每个被试都实施一系列标准化测量并对这些数据进行额外的数据处理。这样,就需要权衡使用伪迹校正处理程序所节约的时间以及使其圆满实现所需要的时间。

这些技术的第三个问题是,它们并不能解决由于眨眼和眼动引起的

感觉输入变化问题。例如,如果一个被试在视觉刺激呈现时眨眼,因而不能正常地看到这个刺激,这种问题显然不能由伪迹校正技术来解决。此外,眼球运动时,视觉世界在视网膜上滑动,产生一个感觉 ERP 反应。与之相似,眨眼和眼动还会伴随有运动 ERP。伪迹校正处理通常并没有考虑到这些因素,而如果眨眼或眼动是由任务相关的刺激触发的,这个问题就更为严重。

由于上述局限性,我建议除非在特定实验或被试中伪迹排除变得无效,否则不要使用伪迹校正处理程序。如果必须使用伪迹校正,我建议使用较新的且较少发生错误的技术,比如 ICA 或 Lin 等人(1993b)介绍的源定位技术。此外,我强烈建议不要使用商业 ERP 分析软件包通常提供的简单技术。在你使用这些技术时,很难知道伪迹校正会在多大程度上使结果失真。

(丁玉琰 译)

阅读参考

以下列举的期刊论文和书籍章节,提供了关于迭加平均、伪迹排除和伪迹校正的有用信息。

Berg, P., & Scherg, M. (1994). A multiple source approach to the correction of eye artifacts. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 90(3), 229-241.

Gratton, G., Coles, M. G. H., & Donchin, E. (1983). A new method for off-line removal of ocular artifact. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 55, 468-484.

Hillyard, S. A., & Galambos, R. (1970). Eye movement artifact in the CNV. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 28, 173-182.

Jung, T. P., Makeig, S., Humphries, C., Lee, T. W., McKeown, M. J., Iragui, V., & Sejnowski, T. J. (2000). Removing electroencephalographic artifacts by blind source separation. *Psychophysiology*, 37, 163-178.

Jung, T. P., Makeig, S., Westerfield, M., Townsend, J., Courchesne, E., & Sejnowski, T. J. (2000). Removal of eye activity artifacts from visual event-related potentials in normal and clinical subjects. *Clinical Neurophysiology*, 111, 1745-1758.

Lins, O. G., Picton, T. W., Berg, P., & Scherg, M. (1993). Ocular artifacts in EEG and event-related potentials I: Scalp topography. *Brain Topography*, 6, 51-63.

Lins, O. G., Picton, T. W., Berg, P., & Scherg, M. (1993). Ocular artifacts in

recording EEGs and event-related potentials. II: Source dipoles and source components. *Brain Topography*, 6, 65-78.

Picton, T. W., Linden, R. D., Hamel, G., & Maru, J. T. (1983). Aspects of averaging. *Seminars in Hearing*, 4, 327-341.

Verleger, R., Gasser, T., & Moecks, J. (1982). Correction of EOG artifacts in event-related potentials of the EEG: Aspects of reliability and validity. *Psychophysiology*, 19(4), 472-480.

Woldorff, M. (1988). Adjacent response overlap during the ERP averaging process and a technique (Adjar) for its estimation and removal. *Psychophysiology*, 25, 490.



本章讨论在采集 EEG 数据时,和在对 ERP 波形进行迭加平均的前后,对各种滤波器的应用。在采集数据时进行滤波是绝对必要的,离线滤波也非常有用,但滤波会在很多方面造成 ERP 数据的严重失真,这也是 ERP 研究者所不愿意看到的。比如,滤波器可能会改变一个 ERP 成分的起始时间和持续时间,可能会使原本单相的波形表现为多相,可能会引发振荡伪迹,还可能会干扰对神经兴奋源的定位。本章将解释这些失真的产生原理,以及如何防止失真的产生。为了避免引入复杂的数学,在本章我会在介绍滤波时进行一定程度的简化,如果读者希望了解更多的数学机制,可以阅读另外几本书(如 Glaser & Ruchkin, 1976)。请注意,滤波这个词可以用来指代很多不同类型的数据处理过程,但在本章中,我会把滤波器的类型限定在 ERP 研究者们常用的衰减特定频率范围的那种滤波器,即有限脉冲响应滤波器(*finite impulse response filters*)。

ERP 波形通常被形象化地绘制成时域上的波形,即 X 轴代表时间, Y 轴代表振幅。与此不同,滤波器一般是在频域上表示,即 X 轴代表频率, Y 轴代表振幅或能量。¹ 由于 ERP 研究者一般更关心时域信息而不是频域信息,又由于时域信息可能会因滤波而产生严重失真,因此有必要把滤波理解为既是频域上的操作也是时域上的操作。² 本章将讲述滤波器是如何在时域和频域上进行操作的,以及二者之间的关系。我将把重点放在离线滤波时所采用的数字滤波器上,但所涉及的基本原理同样适用于在放大器里所使用的模拟滤波器。本章的目的是让大家对“滤波器如何工作”有一个直观的理解,因此我将尽量少地使用方程式,并把方程式限定在简单代数的水平。只要你知道求和操作(即 $\sum$ 符号)是怎么回事,那

你的数学水平就足以应付本章所涉及的数学知识了。

虽然理解本章内容并不需要具备高等数学的基础,但其中有一些概念还是相当复杂的。因此,你可能并不想为了搞明白各种滤波器到底是如何工作的,以及它们为什么会造成 ERP 波形的某些特定形式的失真而花费大量时间,尤其是当你第一遍阅读本书的时候。如果真是这样的话,那么你只需阅读下面两部分(“为什么一定要滤波”和“滤波须知”)就够了。

为什么一定要滤波?

本章最重要的信息是,滤波会导致 ERP 数据产生严重失真。既然如此,有必要首先问一个问题:为什么一定要滤波?这个问题有两个答案,第一个答案与之前第三章中讲过的尼奎斯定理有关。该定理指出,只要采样频率不小于连续模拟信号(如 EEG 信号)中最高频率的两倍,就可以在不损失任何信息的前提下,把该模拟信号转变为一组离散信号。该定理对于数据采集过程是非常重要的,因为这意味着,我们把 EEG 信号存储为计算机上的离散信号是合理的。但该定理也同时指出,如果原始信号中包含了频率超过了两倍采样频率的信号,这些非常高的频率会在采样数据中以低频伪迹的形式表现出来(被称为混叠)。因此,EEG 放大器中一般内置了用以过滤高频的滤波器,而它们通常被设定为过滤那些高于二分之一采样频率的频率。比如,在一个典型的 ERP 认知实验中,数字采样率为 250 Hz,那么就有必要把所有高于 125 Hz 的信号都过滤掉。看起来一个截止频率为 125 Hz 的滤波器是不错的选择,但实际上 125 Hz 的截止频率只意味着,能量(或振幅)在 125 Hz 时降低到原来 50% 的水平,因此有必要选择一个更低的频率(如 80 Hz)作为截止频率(在实际应用中,采样频率至少应该为截止频率的三倍)。

滤波的第二个主要目的是降低噪声,而这个过程更加复杂。基本思路是,EEG 中既包含信号也包含噪声,而其中一些噪声在频率上与信号的差异较大,这样就可以通过衰减特定频率的方法来降低这些噪声。比如,在典型的认知神经科学实验中,ERP 波形中绝大部分实验相关成分的

频率范围在 0.01 Hz 到 30 Hz 之间,而由于肌肉收缩导致的 EMG 伪迹则主要由超过 100 Hz 的频率成分构成。因此,过滤 100 Hz 以上的频率可以去除 EMG 伪迹,同时又对 ERP 波形造成的影响甚微。但当噪声和信号的频率范围越来越接近时,在降低噪声的同时保持信号不失真变得越来越困难。比如, α 波是一个明显的噪声源,但由于其频率在 10 Hz 左右,因此很难实现既滤掉 α 波又保持 ERP 波形不显著失真。不仅如此,即便噪声和信号的频率范围差异很大,但如果对滤波器使用不当,仍将导致信号产生明显失真。

除了抑制高频信号外,在大部分实验中还用滤波器来衰减极低频的信号。这类滤波器的最常见用途是去除那些在记录过程中由非神经活动引起的缓慢的电压变化。诸如出汗(可以产生皮电)、电极电阻漂移等因素都会使 EEG 信号的基线电压产生缓慢并持续的变化。通常,去除这些缓慢电压漂移的一个好方法,就是把低于约 0.01 Hz 的频率滤掉。这在记录病人或儿童的脑电时显得尤其重要,因为头和身体的运动是产生电压持续性漂移的一个常见原因。如果这些电压漂移没有被去除,很可能会导致放大器的记录达到饱和,从而造成数据丢失。即使放大器没有饱和,这些电压漂移也会产生较大的电压值,使得平均 ERP 波形产生较大失真。因此,过滤掉那些极低的频率(<0.01 Hz)总不失为一个好主意。

178

滤波须知

任何波形都可以被分解为一组不同频率和相位的正弦波,而把这些正弦波简单相加后又会重建出原波形。通常对滤波器的描述体现了其衰减或通过各种不同频率的能力。最常见的滤波器类型包括:(1)低通滤波器:衰减高频而通过低频;(2)高通滤波器:衰减低频而通过高频;(3)带通滤波器:同时衰减高频和低频,只通过中间的频率;(4)凹陷滤波器:衰减某个很窄的频段,通过所有其他频段。

滤波器与振幅衰减

滤波器的属性一般以其转换函数来表示,该函数用来说明滤波器的

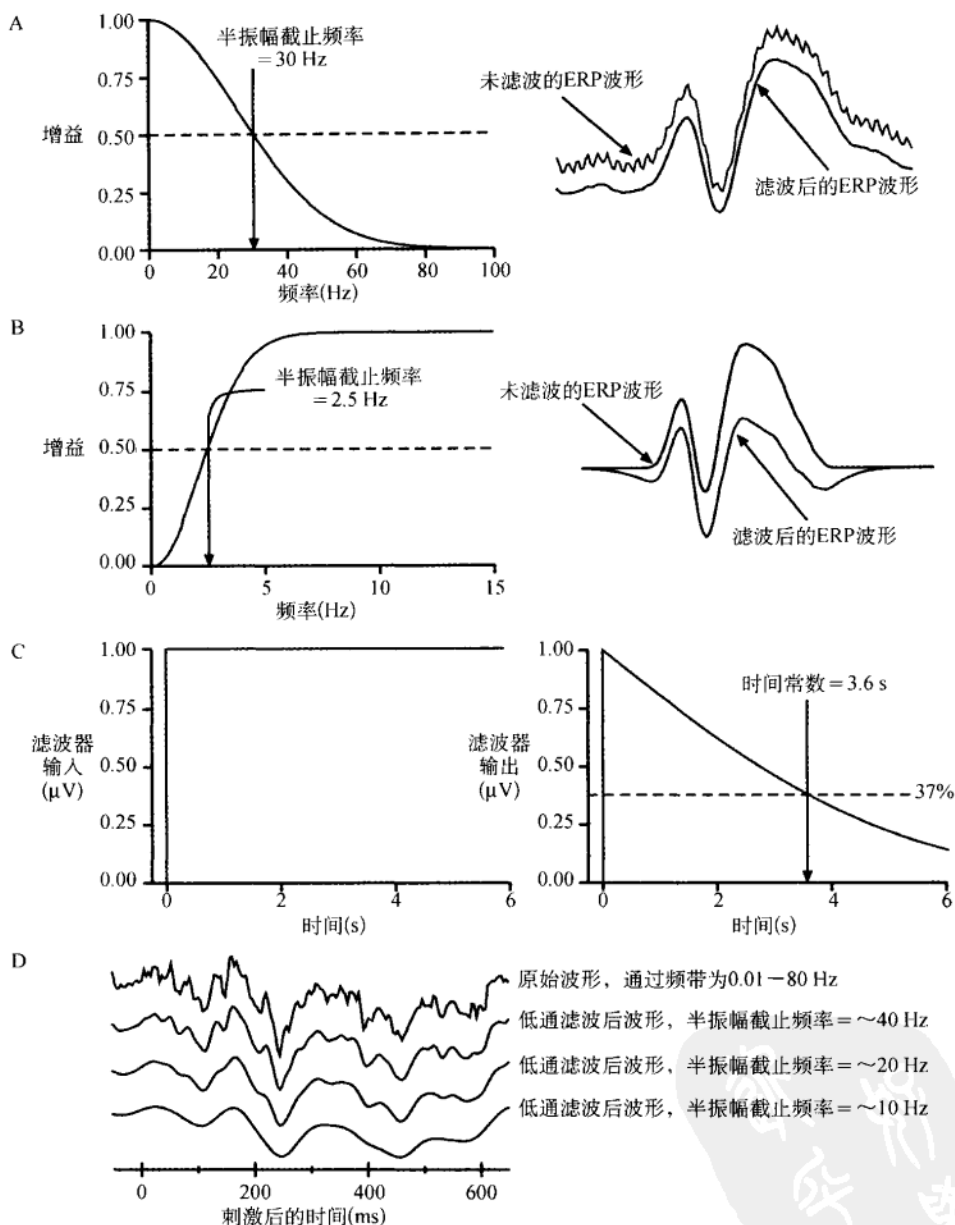


图 5.1 滤波基础。(A)一个半振幅截止频率为 30 Hz 的低通滤波器的频率响应函数,及其应用于一个 ERP 波形的效果。(B)一个半振幅截止频率为 2.5 Hz 的高通滤波器的频率响应函数,及其应用于一个 ERP 波形的效果。(C)高通滤波器时间常数的示例。左边是滤波器的恒定输入,右边是滤波器的递减输出。(D)用各种不同的半振幅截止频率对高噪声的 ERP 波形进行滤波。

输入是如何被“转换”为滤波器的输出的。转换函数可以分解为两个成分,其中频率响应函数用来说明滤波器如何改变各频率的振幅,而相位响应函数则用来说明滤波器如何改变各频率的相位。图 5.1A 显示了一个半振幅截止频率为 30 Hz 的滤波器的频率响应函数,以及该滤波器对实际 ERP 波形中 60 Hz 噪声的过滤效果。在 ERP 研究中,滤波器常常只用其半振幅截止频率来表示,即振幅衰减了 50% 的频率(有时,截止频率用半能量而不是半振幅来表示,能量剩余 50% 对应于振幅剩余 71%)。但如图 5.1A 所示,该滤波器对低于半振幅截止频率的频率也会有很多衰减,而对高出半振幅截止频率很多的频率却没有衰减完全。尽管如此,该滤波器还是能有效地滤掉 ERP 波形中的 60 Hz 噪声,同时保持波形的基本形状不变。

图 5.1B 显示了一个半振幅截止频率约为 2.5 Hz 的高通滤波器的频率响应函数,及其对一个 ERP 波形的过滤效果。如图所示,一个大而宽的正向成分(类似于 P3 波)的振幅在该滤波器的作用下大大减少,而早期高频成分(类似于 P1 波和 N1 波)的振幅则没有减少多少。然而,早期成分的振幅毕竟受到了一定影响,并且在波形的开头和结尾处还产生了一些小的伪峰。这引出了本节最重要的观点:滤波器会以改变 ERP 成分的振幅和时间过程,以及增加伪峰的方式,导致 ERP 波形显著失真。

高通滤波器通常用时间常数而不是半振幅截止频率来描述。如图 5.1C 显示,如果一个高通滤波器的输入是一个恒定电压,那么其输出电压的起始值是该输入电压,之后逐渐降低,而时间常数表示的就是输出电压的变化速率。输出电压以指数形式下降,其值不会真正下降到零。因此,时间常数表示的是输出电压下降到其起始值的 $1/e$ (37%) 的时间。随着半振幅截止频率的提高,时间常数会变短。如果已知高通滤波器的半能量截止频率为 f_c (该频率下滤波器的输出减少了 3 dB),那么时间常数为 $1/(2\pi f_c)$ 。

滤波器与潜伏期位移

到现在为止,我们一直在讨论滤波器对各频率振幅的影响,但要谨

记,滤波器也会改变各频率的相位(时间位移)。尤其是,所有的模拟滤波器(如 EEG 放大器中内置的滤波器)都会移动信号的潜伏期,而绝大多数模拟滤波器对不同频率的潜伏期移动量也不同。当低通滤波器的截止频率较高时,以及高通滤波器的截止频率较低时,这种相位移动尤为明显。与模拟滤波器不同,绝大多数数字滤波器(离线滤波时的滤波器)不会引起相位移动。因此,在对数据进行数字化采样前最好尽可能少地进行滤波,而把大部分滤波操作放到离线时再做。

如何使用滤波器

在 EEG 信号的放大和采样过程中一定要进行某些滤波。首先,在采样前就有必要使用低通滤波器对数据进行高频过滤,以确保采样率至少是信号中最高频率的两倍以上。其次,对极低频率(如 <0.01 Hz)的过滤也几乎总是必要的,以免由于缓慢的非神经活动引起的电压(如皮肤电)而导致信号超出了放大器和模数转换器的操作范围。ERP 研究者还经常使用一种被称为线频滤波器的凹陷滤波器,去过滤由交流设备引起的噪声(通常为 50 Hz 或 60 Hz)。稍后本章会讲到,凹陷滤波器会导致数据的严重失真,应尽可能避免使用。第三章谈到了一些从源头上消除电路噪声的方法,但如果实在不能大幅度地降低线频噪声,使用一个半幅度截止频率为 30 Hz 的低通滤波器就可以有效地过滤掉噪声,并且不会像凹陷滤波器那样对数据造成较大失真。

ERP 研究者有时会使用低通滤波器和高通滤波器来“清洁”高噪声的数据。例如,图 5.1D 显示了一个在放大前被轻度滤波(0.01—80 Hz)的 ERP 波形,以及使用逐渐降低的截止频率对其进行离线低通滤波后的波形。随着截止频率的降低,波形变得越来越平滑,并且更好看了。从这个例子中,你可能会认为滤波是件好事。但是,本章中我要告诉你的最重要的事就是,滤波总会导致 ERP 波形失真;数据被过滤得越多,失真就越严重。

滤波如何使数据失真

关于滤波引起的数据失真,有一条核心原则是值得你立刻记住,并且

以后每当进行滤波时就应该想起的:时域上的精确与频域上的精确成逆相关。换句话说,对一个 ERP 波形的频率限定得越严格(即过滤掉很大的频率范围),该 ERP 波形就会在时间上展开得越多。图 5.2A 显示了其中一种展开:与未滤波时相比,经过低通滤波后 ERP 波形要更早开始更晚结束。低通滤波器几乎总是引起波形的这种“拖尾效应”,导致 ERP 成分和实验效应在起始时间和结束时间上失真。因此,如果经低通滤波后一个实验效应的起始时间是 120 ms,那么其实际起始时间可能是 150 ms。

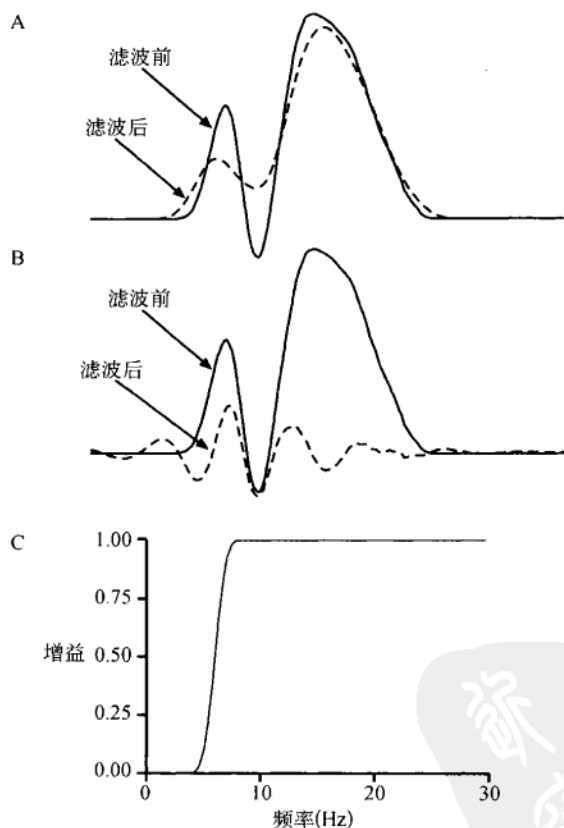


图 5.2 滤波引起的失真。(A)低通滤波在 ERP 波形的起始时间和结束时间上造成影响。(B)高通滤波引起的虚假振荡。(C)在(B)中的滤波器的频率响应函数。

184

如图 5.2B 所示,高通滤波器也能引起 ERP 波形在时间上展开,但此时的失真还包括一组上下振荡的正弦波。因此,该滤波器不仅引发了远早于实际兴奋起始时间的兴奋伪迹,还引发了波形的振荡。这种失真也可能导致,原本应体现在某极性的成分上的实验效应,看起来却表现在一个较早的但极性相反的成分上(比如,原始波形中 N1 振幅的增大可能会在滤波后的波形中表现为 P1 振幅的增大)。不难想象,使用这种滤波器可能会导致对 ERP 实验结果做完全错误的解读。

高通滤波器并不总是产生虚假振荡。比如,图 5.1B 中的高通滤波器只会在每个波形的结尾处产生一个极性相反的虚假峰,而不是多峰振荡。图 5.2B 中的持续较长的振荡式失真模式,是由图 5.2C 中的滤波器频率响应函数所引起的。与图 5.1B 中滤波器在最低截止频率和最高通过频率之间有一个相对平缓的过渡不同,图 5.2B 中的滤波器完全滤掉了较宽范围的低频,而对相对高频则骤然间允许通过。这意味着,图 5.2B 的滤波器在频率特性上要比图 5.1B 的滤波器更精确,这不由得使我们想起了之前介绍的频域精确与时域精确成逆相关的原则。也就是说,滤波器在频率响应函数上的突然变化,将导致 ERP 波形在更大的时间范围内失真。因此,虽然看起来滤波器在频率响应函数上有非常陡峭的截止特性是很理想的,但与平缓的截止特性相比,陡峭的截止特性往往意味着,滤波器会对 ERP 波形产生更严重的失真。商业 ERP 系统的厂商们往往会吹嘘他们的滤波器有如何陡峭的截止特性,但这样的滤波器往往是一个糟糕的主意。

185

如果你想看看滤波会如何扭曲你的 ERP 波形,最简单的方法是对一些已知的人工波形进行滤波,然后比较滤波前后的波形。比如,许多放大器中的校准器能产生单脉冲的方波,你可以记录该方波,并用各种滤波器对其进行过滤。

一些建议

前面我已经介绍了为什么要滤波,以及滤波如何使数据失真,接下来我要给出一些特别的建议。这些建议可能并不是对每个实验都适用,但

应该适用于大部分认知神经科学领域的 ERP 实验。

首先,一定要牢记汉森原理:干净的数据是无可替代的(见第三章)。在最初采集数据时进行一些轻微的滤波是必要的,在某些条件下再进行一些适当的滤波也是有帮助的。但是,如果由于被试间的变异、试次间的变异和迭加平均时包含了一些有问题的试次等原因,而导致你的数据中有大量噪声的话,滤波是不会有帮助的。这时的滤波只能使数据看起来好看一些,但那是假象,会导致你得出错误的结论。

其次,在对信号进行放大和采样的过程中,要尽可能少地进行滤波。总是可以在离线时对数据进行更多的滤波,但决不可能对在采样时已滤波的数据进行“逆滤波”。低通滤波的截止频率应设在采样率的三分之一到四分之一之间(对于大部分的实验,我推荐的采样率为 200 Hz 到 500 Hz)。对于那些高度合作的被试(如大学生),我推荐使用 0.01 Hz 的截止频率进行高通滤波。一些放大器可以根本不进行高通滤波(这称为 DC 记录),但这时皮肤电和其他一些慢伪迹将会产生令人难以接受的噪声水平,除非你关注的就是那些非常缓慢的电压变化。

如果你面对的是一些不那么配合的被试(如病人或孩子),你可能就需要一个高一些的高通截止频率,如 0.05 Hz 甚至 0.1 Hz。这类被试的主要问题在于他们可能会动得比较厉害,这会导致基线电压的改变,并只能慢慢地随时间消退。这会使得数据中含有大量的通过迭加平均过程不足以削弱的噪声,也可能会导致放大器的饱和。但如果采用了较高的高通截止频率,要意识到这将在一定程度上扭曲你的数据,并降低低频成分(如 P3 波和 N400 波)的振幅。事实上,Duncan-Johnson 和 Donchin(1979)在多年前就表明了,相对高的高通截止频率会明显降低 P3 的振幅。

在放大过程中应避免使用凹陷滤波器(也称为线频滤波器)来降低线频噪声。这类滤波器会导致 ERP 波形严重失真。如第三章所介绍,你可以做很多的准备工作来防止线频噪声进入 EEG,这也是避免线频噪声最好的方法。然而,有些时候你确实会面临包含大量线频噪声的很差的 EEG 数据,这时你可能需要线频滤波器来清除这些噪声。

我的第三个建议是尽量少地进行离线滤波。如果迭加平均后的 ERP

波形看起来有些模糊,难以看清实验效应,使用 20 Hz 到 40 Hz 间的半振幅截止频率进行低通滤波会有一些帮助。这会使绘制出来的 ERP 波形很大程度上有所改观,同时在时间上的失真又非常小(尤其是当采用了具有较为平缓的截止特性的滤波器时)。这种滤波对于峰振幅测量和峰潜伏期测量也是有帮助的,但对于平均振幅测量和部分面积潜伏期测量则没有必要(细节请参见第六章)。事实上,由于滤波会对 ERP 波形在时间上进行展开,在某一特定时间范围内(如刺激后 200—250 ms)测量滤波后波形的平均振幅,就相当于在一个较宽的时间范围内(如刺激后 175—275 ms)对滤波前波形进行测量。我的实验室一般在画图时采用 30 Hz 的半振幅截止频率进行低通滤波,而在测量成分振幅时则不进行离线滤波。

我的第四个建议是也不要使用高通滤波(除了前面所说的采集数据时外)。高通滤波比低通滤波更容易造成 ERP 波形的较大失真,进而得出不正确的结论。有时候高通滤波是有用的,比如当处理那些由之前的和随后的刺激所引起的重叠的脑活动时。但是,高通滤波是很危险的,除非你真正理解了其原理,否则不要使用。本章的余下部分将帮助你加深这种理解。

频域滤波

理解滤波的关键在于理解时域和频域的关系。ERP 在时域上的表征,是一幅标出每个时刻点上的电压的图形,如图 5.3A 所示。ERP 在频域上的表征,是一幅标出每个频率上的振幅(及相位)的图形,如图 5.3B 所示。时域和频域上的表征所包含的信息是相同的,只不过是不同的角度来看。可以通过傅立叶分析把其中一种表征转换为另一种表征,这是由 19 世纪的数学家 Joseph Fourier 发明的一种技术。

傅立叶分析的基本原理是,任何时域上的波形都可以被精确无误地表征为一组不同频率和相位的正弦波的和。换句话说,可以通过累加一组不同频率和相位的正弦波的方法,来造出任意的波形(即使是单时刻点脉冲或方波)。傅立叶变换是一种数学方法,它以时域信号(如 ERP 波形)

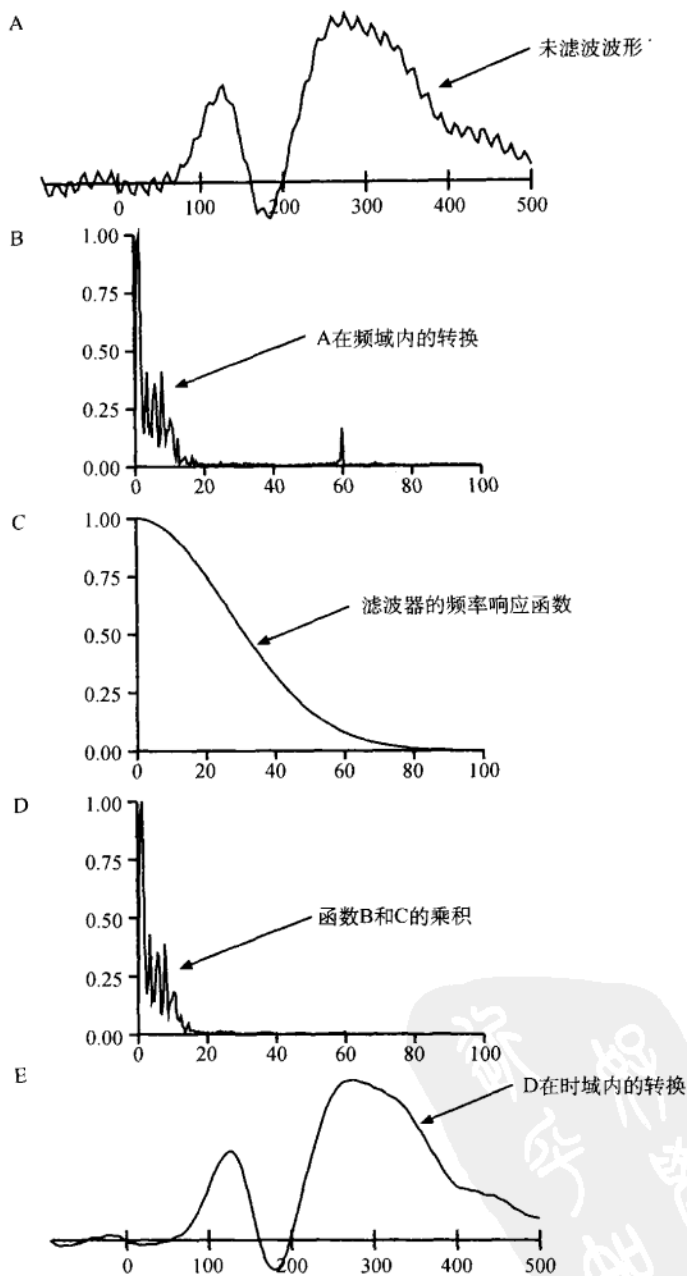


图 5.3 滤波过程在频域上的表现。(A)未滤波波形,含有大量 60 Hz 噪声。(B)(A)在频域内的转换,在 60 Hz 处有一个明显的峰。(C)滤波器的频率响应函数;该函数能去除 (B)中的 60 Hz 噪声,同时保留大部分频率低于 20 Hz 的信号。(D)(B)和(C)的乘积;在每个频率上都是(B)的值与(C)的值相乘。可以看出(D)与(B)在低频区几乎完全相同,但在高频区下降为零。(E)把(D)转换回时域的结果,与(A)中的原始波形很像,但没有了 60 Hz 噪声。请注意,虽然相位信息对于时域和频域间的相互转换是绝对重要的,但为了简单起见,这里省略了频域图中的相位部分。

为输入,计算出那些重建输入波形所需的正弦波的振幅和相位。如图 5.3B 所示,傅立叶变换的输出通常被表示为一幅以频率为横坐标的振幅和相位图³。通过傅立叶逆变换可以把频域表征再转换为原来的时域表征,即最初的电压 $\times$ 时间的 ERP 波形。

从傅立叶分析的角度,你可以把滤波理解为下面的三步:

1. 把时域的 ERP 波形转换为频域表征;
2. 把频域表征里要滤掉的频率范围设为零;
3. 把更改后的频域表征再转换为时域表征。

这样就把一部分频率从 ERP 波形中完全清除了,同时又没有影响到其他频率。我下面会讲到,在频域中骤然清除频率将会产生一些我们并不希望的结果,因此有必要对上面这三步稍加修订。具体来说,与简单地把一部分频率设为零同时保留其他频率相比,从完全过滤到完全不过滤之间进行逐渐的过渡是更好的方法。体现对频率逐渐调制的函数被称为滤波器的频率响应函数。对于每一个频率而言,频率响应函数中都包含了对应的调制因子,用以表示该频率通过滤波器的程度:1 表示对应频率可以完全无损地通过滤波器,0 表示对应频率被滤波器完全滤掉,而中间的值则表示对应频率被部分地过滤。频率响应函数被用于滤波过程的第 2 步,即不再是把一些频率设为零,而是把频率响应函数与 ERP 波形的频域表征相乘,从而把各个频率调制到各自相应的水平(即 ERP 中的每一频率都与频率响应函数中对应的调制因子相乘)。

图 5.3 显示了这种滤波方法。A 栏是未滤波 ERP 波形的时域表征,有明显的 60 Hz 振荡噪声。B 栏是该波形的傅立叶转换。可以看出大部分能量集中在低频区(<20 Hz),但在 60 Hz 处有一个脉冲,对应于时域波形的振荡噪声。C 栏是一个滤波器的频率响应函数。该函数对最低的频率完全通过,当频率升高时逐渐增加过滤程度直至完全过滤。D 栏是把 ERP 波形的频域表征(即 B 栏)与滤波器的频率响应函数(即 C 栏)相乘的结果。可以看出,结果与 B 栏的波形很像,只是 60 Hz 处的脉冲不见了。E 栏是对 D 栏的波形进行傅立叶逆变换的结果,频域表征被转换回

了时域表征。该 ERP 波形结果与 A 栏中原始 ERP 波形很像,但没有了 60 Hz 的振荡噪声。

理论上,你可以采用任意一套调制因子来定义图 5.3C 中的频率响应函数。比如,你可以把所有的奇数频率设为 1,同时把所有的偶数频率设为 0,或者根据 Banff 附近的落基山脉的形状来确定你的调制因子。但在实际应用中,频率响应函数通常是平滑的下降(低通滤波器),或平滑的上升(高通滤波器),或除了有一处凹陷外其余的值都是 1.0(凹陷滤波器),或在最低和最高的频率范围值为 0.0,而在中间的频率范围有一个单峰(带通滤波器)。

上面的讨论都集中在各个频率的振幅上,而忽略了相位。频域表征实际上有两个部分,一部分代表了每个频率的振幅,另一部分代表了每个频率的相位。滤波器除了调制振幅外,还有可能改变各个频率的相位。要完全描绘滤波器的频域特性,有必要明确其转换函数,该函数显示了对每一个频率的振幅调制和相位改变情况。一个通常可取的方法是,把转换函数的相位部分在所有频率上都设成零,这样可以保持 ERP 波形的相位不变。这种方法对于离线的数字滤波是可以的,但对于在线的模拟滤波(如在数据采集时就从 EEG 中滤掉了低频和低频信号)则不行。然而,有一些特定的模拟滤波器,其转换函数的相位部分会随着频率的增加而线性增加(如 Bessel 滤波器),这意味着所有的频率都被位移了相同的时间量;这类滤波器的输出可以在迭加平均时被反向位移相同的时间量,从而消除由滤波器引起的相位位移。

频域表征的问题

虽然在数学上便于把滤波视为频域内的操作,但当把滤波应用于瞬时的 ERP 波形时却存在一个重大的缺点。困难来源于下面这个事实:时域的波形在傅立叶变换中被表征为一组持续时间无限的正弦波的和,而瞬时的 ERP 波形在持续时间上是有限的。尽管从某种角度来看傅立叶转换是对的:确实可以在时域和频域间对 ERP 进行信息无损的转换;但从另一角度来看,这种转换又是错的:构成 ERP 的实际上是持续时间有

191

192

限的电位波动,而不是持续时间无限的正弦波。频域表征在生物学上的不真实性将导致很多问题,我会在本章中一一介绍。

现在,让我们考虑一个极端的例子:只过滤掉一个 ERP 波形中频率为 5 Hz 的活动。完全去除 ERP 波形中 5 Hz 成分相当于先计算频域中 5 Hz 处的振幅和相位,然后从时域 ERP 波形中减去一个相同振幅和相位的正弦波。减去这个持续时间无限的正弦波后,所得的 ERP 波形将在那些原本水平的时间范围内(如刺激前阶段)出现一个 5 Hz 的振荡。这是有悖直觉的,因为对 5 Hz 活动的过滤反而导致了刺激前阶段的 5 Hz 振荡。不仅如此,这种刺激前的振荡还反映了一种不可能的状态,因为对刺激的反应显然不可能在时间上早于刺激的发生。可见,由于傅立叶分析把瞬时的 ERP 波形表征为一组持续时间无限的正弦波的和,而这在生物学上并不真实,因此使用基于频域表征的分析技术可能会使数据产生严重失真。

本章稍早部分介绍过,理解滤波产生的数据失真的一个重要原则是,信号在时域上的展开和频域上的展开呈逆相关;在时间上集中的信号在频率上会分布很广,反之亦然。比如,频域内的单个尖锐脉冲信号在时域内表现为一个持续时间无限的正弦波;而时域内的单个尖锐脉冲信号在频域内则表现为在所有频率上均匀分布。由于这种时域和频域的逆相关,那些严格限定频率的滤波器必然会在时间上展开信号。滤波器在频域范围内限定的越窄,在时间上对信号的展开就越宽。因此,如果只过滤单一频率,如前面例子中的 5 Hz,那么将导致滤波后的波形在时间上无限展开。

时域滤波

要描述时域内的滤波,我们先来介绍一种削弱高频噪声的常识性方法。要削弱存在于图 5.4A 的 ERP 波形中的那些高频噪声,你只需把每一时刻点的电压与其临近时刻点的电压进行迭加平均。换句话说, n 时刻点处的过滤后的电压等于未过滤时的 $n-1$, n 和 $n+1$ 时刻点的电压的平均值。图 5.4B 显示了对图 5.4A 中的波形应用这种滤波器的结果:这

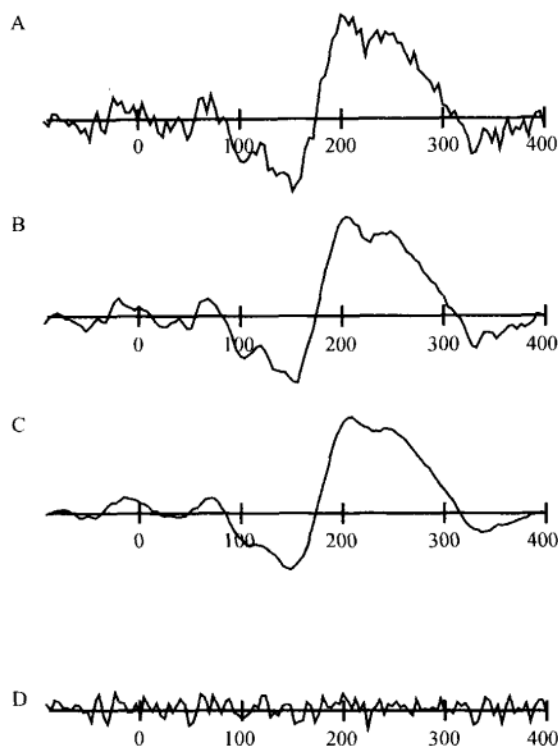


图 5.4 用迭加平均临时刻点电压值的方法来滤波 ERP 波形。(A)滤波前的 ERP 波形,含有大量的高频噪声。(B)通过迭加平均当前时刻点和两侧各一个时刻点的电压的方法,对(A)中波形进行滤波后的结果。(C)通过迭加平均当前时刻点和两侧各三个时刻点的电压的方法,对(A)中波形进行滤波后的结果。(D)高通滤波后的波形,由(A)中的滤波前波形减去(C)中的滤波后波形得到。

194

种简单的滤波器明显地消除了波形中的大部分高频噪声。如要过滤更宽的频率范围,你只需简单地迭加平均更多的时刻点就可以扩展该技术。图 5.4C 显示了迭加平均临近七个时刻点的结果,可以看出,与图 5.4B 中只平均三个点相比,波形中的高频信号得到了更多的过滤。这种滤波方法可以用下面的这个简单公式来表示:

$$fERP_i = \sum_{j=-n}^n wERP_{i+j} \quad (5.1)$$

这里, $fERP_i$ 是滤波后 i 时刻点的 ERP 波形; ERP_i 是滤波前 i 时刻点的

195

ERP 波形; n 是指在当前时刻点的任意一侧需要进行迭加平均的时刻点的数目; $w = 1/(2n+1)$ (代表了权重值)。

该方程表示,要计算任一时刻点的过滤后电压,相当于先把该时刻点和两侧各 n 个时刻点的电压分别乘以 w ,再把这些乘后的电压值加起来。这相当于求这 $2n+1$ 个时刻点(之前 n 个点+之后 n 个点+当前 1 个点= $2n+1$)的电压平均值。

花一些时间来真正理解方程 5.1 是值得的。一旦你真正理解了该方程,你也就理解了数字滤波的精髓。

把这种滤波技术简单地扩展一下就可以用来过滤低频信号了。滤波前的波形是高频成分和低频成分的总和;因此,只需要从滤波前波形中减去低通滤波后的波形,就能过滤掉低频信号。图 5.4D 显示了这种高通滤波的结果,由图 5.4A 的波形减去图 5.4C 的波形得到。

如果滤波只是对每一时刻点临近的 $2n+1$ 个点进行简单的迭加平均的话,那么所有参与的时刻点对于当前时刻点滤波后的值都有着相同的贡献,这会降低滤波后波形在时间上的精确性。为了减轻这个难题,我们可以采用有权重的平均值,来强化较近的时间点,并弱化较远的时间点。比如,对于三时刻点的滤波器,可以把两侧时刻点的权重设为 0.25,而把当前时刻点的权重设为 0.5(而之前讲的滤波器在三个时刻点上采用了相同的权重 0.33)。通常,我们可以定义一个包括 $2n+1$ 个权重的数组 W ,并把滤波方程重写为如下形式:

$$fERP_i = \sum_{j=-n}^n W_j ERP_{i+j} \quad (5.2)$$

三时刻点的权重函数可以进行如下定义:

$$W_{-1} = 0.25, W_0 = 0.50, W_{+1} = 0.25$$

对于之前介绍的在 $2n+1$ 个时刻点有着相同权重的方程,其权重函数为:

$$W_j = \frac{1}{2n+1}$$

实际上,你可以选用任何你能想到的权重函数来进行滤波,函数的形状将决定滤波器的特性。我下面将会介绍,在权重函数和滤波器的频率响应函数之间有很直接的关系。

除了计算在某一特定时刻点滤波后的值之外,有时候还有必要考虑,特定时刻点滤波前的值是如何影响其临近时刻点滤波后的值的。如果我们把权重函数在时间上颠倒一下,所得的函数就代表了当前时刻点对滤波器的输出所产生的效应。这个颠倒的权重函数等同于滤波器对于单时电电压峰或脉冲的输出波形,因此被称为滤波器的脉冲响应函数。

图 5.5 显示了权重函数和脉冲响应函数之间的关系。A 栏是权重函数,B 栏是相应的脉冲响应函数。C 栏显示的是,当输入为单时刻脉冲时滤波器的输出。请注意,滤波器的输出在脉冲时刻之前并不为零,这只能在离线的数字滤波中出现。对于实时操作的模拟滤波器,其脉冲响应函数在脉冲时刻之前是为零的。

尽管以最初的权重函数的方式来思考滤波器似乎更自然,但大多数对滤波的数学描述实际上都是采用脉冲响应函数的。原因之一是,在实际应用中可以通过先输入脉冲信号再直接测量滤波器输出的方法,来得到模拟滤波器的脉冲响应函数。当然,如果脉冲响应函数关于零时刻点对称,那它就与权重函数一样。数字滤波器的脉冲响应函数通常是关于零时刻点对称的,因此等同于权重函数。

如果以脉冲响应函数代替权重函数,来计算波形中每一时刻点的滤波后的值,需要对方程 5.2 做一个小的改动:

$$fERP_i = \sum_{j=-n}^n IRF_j ERP_{i-j} \quad (5.3)$$

其中 IRF_j 是 j 时刻点的脉冲响应函数的值,等于最初的权重函数的一 j 时刻点的值。这个方程本质上就是把作为系数的脉冲响应函数取负值——这就是之前的权重函数——然后再按方程 5.2 进行滤波操作。

脉冲响应函数和 ERP 波形的这种结合方式在术语上被称为卷积,在数学等式中通常用 $*$ 来表示。因此我们可以把方程 5.3 写作:

$$fERP = IRF * ERP \quad (5.4)$$

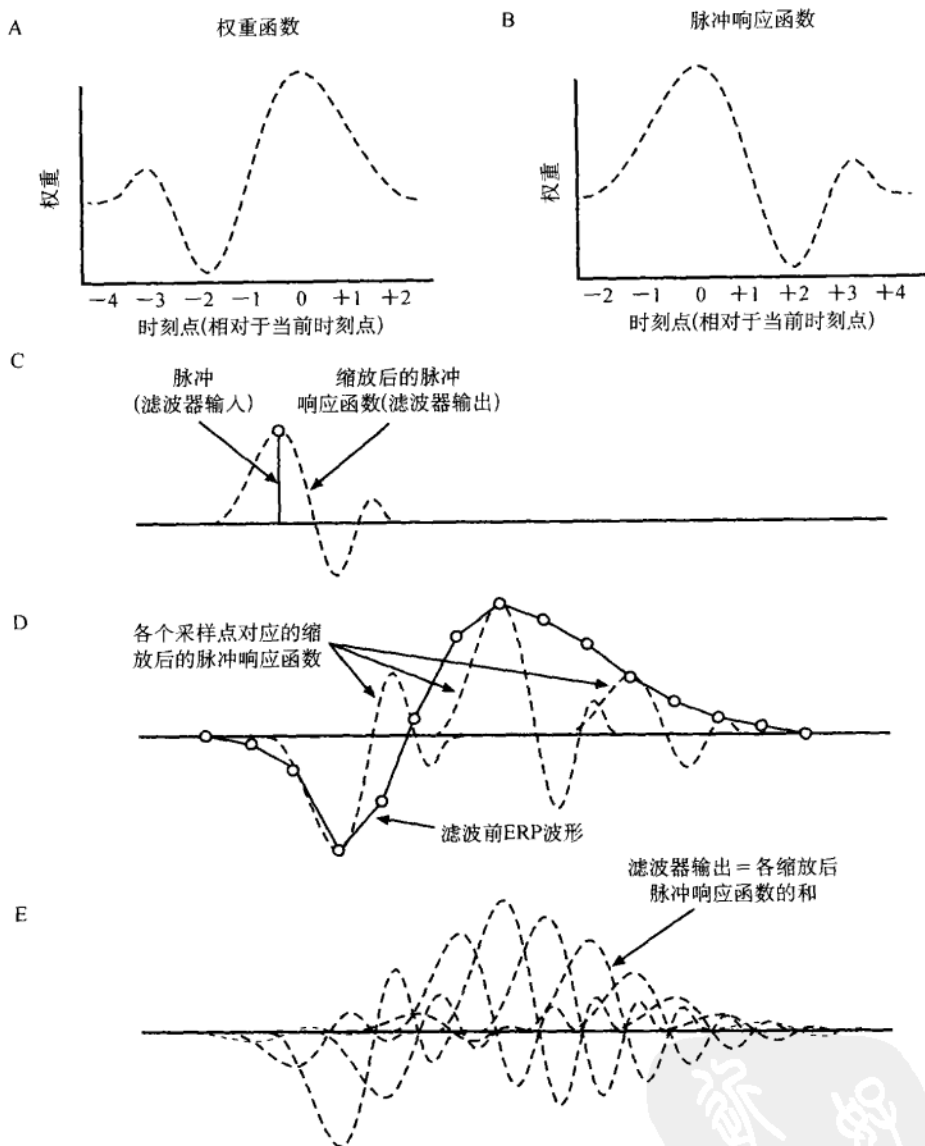


图 5.5 通过卷积 ERP 波形和滤波器脉冲响应函数来滤波。滤波器的权重函数(A)和滤波器的脉冲响应函数(B)关于零时刻点对称。如(C)所示,脉冲响应函数就是滤波器对一个短暂脉冲的输出。对 ERP 波形进行模拟滤波,相当于把每一个采样点都看成一个脉冲,进而把每一个采样点都替换为一个经过缩放的脉冲响应函数,如(D)和(E)所示。在(D)中,实线的波形表示滤波前波形,每一个空心圆代表一个采样点。为显示缩放过程,该图中还显示了其中三个采样点所对应的经过缩放的脉冲响应函数。请注意,当 ERP 电压为负值时,对应的函数将被翻转。(E)显示了把 ERP 波形的每一个时刻点都替换为缩放后的脉冲响应函数的结果;滤波后的波形就等于这些缩放后的脉冲响应函数的和。

该等式表示,滤波后的 ERP 波形等于脉冲响应函数与滤波前 ERP 波形的卷积(请注意符号 $*$ 常常被用来表示乘法,尤其在计算机语言中;我们将用 $\times$ 来表示乘法,而用 $*$ 来表示卷积)。

把滤波方程写成上面这种形式,可以让人很容易看出,特定时刻点滤波后的值是如何根据临近时刻点滤波前的值算出的。还可以采用另一种方法,来计算特定时刻点滤波前的值是如何影响滤波后的波形的。尽管从计算上来说用处不太大,但这种方法可以让人很容易看出,滤波器的脉冲响应函数和滤波后波形之间的关系。这种方法中,滤波前波形的每一个时刻点都被一个经过缩放的脉冲响应函数所取代(根据该时刻点的滤波前振幅决定其缩放比例),然后把这些经过缩放的脉冲响应函数直接相加就得到了滤波后的 ERP 波形。

图 5.5 展示了这种滤波方法。该图显示了一个完全为了展示的目的而设计的假想权重函数(A 栏)。滤波器的脉冲响应函数(B 栏)与权重函数关于零时刻点对称。如果滤波器的输入是一个短暂的脉冲,如 C 栏所示,那么滤波器的输出就是一个根据脉冲大小缩放了脉冲响应函数的简单拷贝(定义就是如此)。D 栏显示了一个未滤波的波形,其采样点是图中所示的各空心圆(连接各圆的直线是后添上去的)。通过把每一个数据点替换为一个缩放后的脉冲响应函数的方法,对该波形进行滤波(为简单起见,D 栏中只展示了其中三个数据点)。E 栏显示了所有缩放后的脉冲响应函数,把这些函数相加就算出了滤波后的 ERP 波形(图中未显示)。以这种方法来思考滤波,我们可以直观地看出滤波器的输出是如何与其脉冲响应函数相关联的。下面会进一步介绍此二者的关系。

滤波居然可以通过用脉冲响应函数代替每一个数据点,再把这些函数简单相加来得以实现,这看起来很怪异。事实上,这种方法只适用于一部分滤波器,称为有限脉冲响应滤波器。这类滤波器的输出并不会反过来影响输入,正是这条规则导致了上面这种简单的表现模式。当然可以设计一些更精致的不遵守该规则的滤波器(称为无限脉冲响应滤波器或递归式滤波器),但这些滤波器对于绝大部分 ERP 实验来说无疑过于复

199

200

杂了。

时域和频域的关系

我们已经知道了如何在频域和时域中进行滤波。虽然二者看起来是完全不同的方法,但在频域滤波方法和时域滤波方法之间存在一个基本关系,使得滤波器的脉冲响应函数和转换函数之间能够进行直接的转换。这个基本关系基于一条重要的数学原理:频域内的乘法等于时域内的卷积。根据该原理,时域内 ERP 波形和脉冲响应函数的卷积等于 ERP 波形的频域表征和脉冲响应函数的频域表征的乘积。

这提示了一个关于滤波器的重要事实,即滤波器脉冲响应函数的傅立叶变换就是该滤波器的转换函数(还记得吗?转换函数是由一个频率响应函数和一个相位响应函数组成的)。只要通过傅立叶变换把脉冲响应函数转换到频域内,就能确定滤波器的转换函数;反之,对转换函数进行傅立叶逆变换的结果就等于滤波器的脉冲响应函数。因此,要计算一个你期望的转换函数所对应的脉冲响应函数,你只需要把转换函数转换到时域内就可以了。图 5.6 显示了以上这些关系。

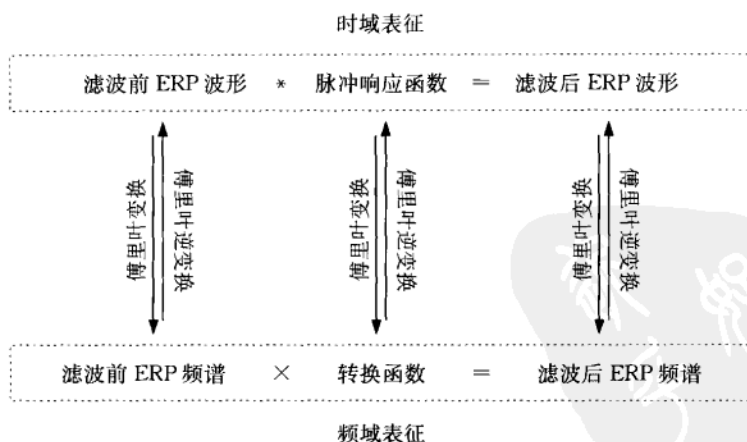


图 5.6 时域滤波和频率滤波的关系:(1)时域中的各项可以通过傅立叶变换的方法转换为频域中的各对应项;(2)时域中的卷积(用 * 表示)等于频域中的乘法(用 × 表示)。

通常用卷积来滤波比用傅立叶变换来滤波要快得多,并且由于二者的结果是一样的,所以大部分的数字滤波器内置的都是卷积滤波。因此,在构建滤波器时通常推荐的方法是,先创建一个期望的滤波器转换函数,再把该函数转换到时域内,得到脉冲响应函数;把脉冲响应函数与 ERP 波形进行卷积,得到滤波后的 ERP 波形¹。然而,尽管这种方法在频域中能得到非常不错的结果,但有可能在时域中引发严重的数据失真,这我下面会讲到。

作为一个演示脉冲响应函数与相应的频率响应函数之间关系的例子,请考虑一下如何构建一个只通过 ERP 波形中的 60 Hz 信号,而过滤掉其他所有频率的滤波器。这个滤波器的频率响应函数的值应该在 60 Hz 时为 1.0,而在其他频率时为 0.0。把该函数转换到时域内去计算滤波器的脉冲响应函数,结果就是一个 60 Hz 的正弦波,而把这个 60 Hz 正弦波与 ERP 波形进行卷积,就相当于抽提出波形中的 60 Hz 成分。

在实际应用中,把除了 60 Hz 的活动都过滤掉会变得比较复杂,因为脉冲响应函数必须在持续时间上是有限的,如图 5.7 所示。该图 A 栏显示了,对于有限长度的 60 Hz 正弦脉冲响应函数,其对应的频率响应函数中既包括一个位于 60 Hz 的峰,也包括了涵盖其两侧广泛频率范围的能量。这些其他频率的能量是由于脉冲响应函数在开始和结束处的突然变化引起的,这对于有限长度的正弦波来说是不可避免的。如 B 栏所示,要减轻这个难题,你可以在正弦脉冲响应函数上乘一个窗口函数,以逐渐减小脉冲响应函数的头尾两端。这样做所产生的频率响应函数,尽管在 60 Hz 附近要宽一些,但平缓了很多,并且比纯正弦波对应的频率响应函数要更快地下降到零。C 栏是把这个窗口化的正弦波与图 5.3A 中的 ERP 波形进行卷积后的结果,有效地抽提出了原 ERP 波形中的 60 Hz 成分。D 栏是从原 ERP 波形中减去该 60 Hz 成分的结果,提供了一种去除原波形中的 60 Hz 噪声的方法。与图 5.3E 中所用的滤波器削弱所有的高频信号不同,本滤波器只去除了 60 Hz 附近的频率,其他更高或更低频率的信号在滤波后的波形中保持不变。

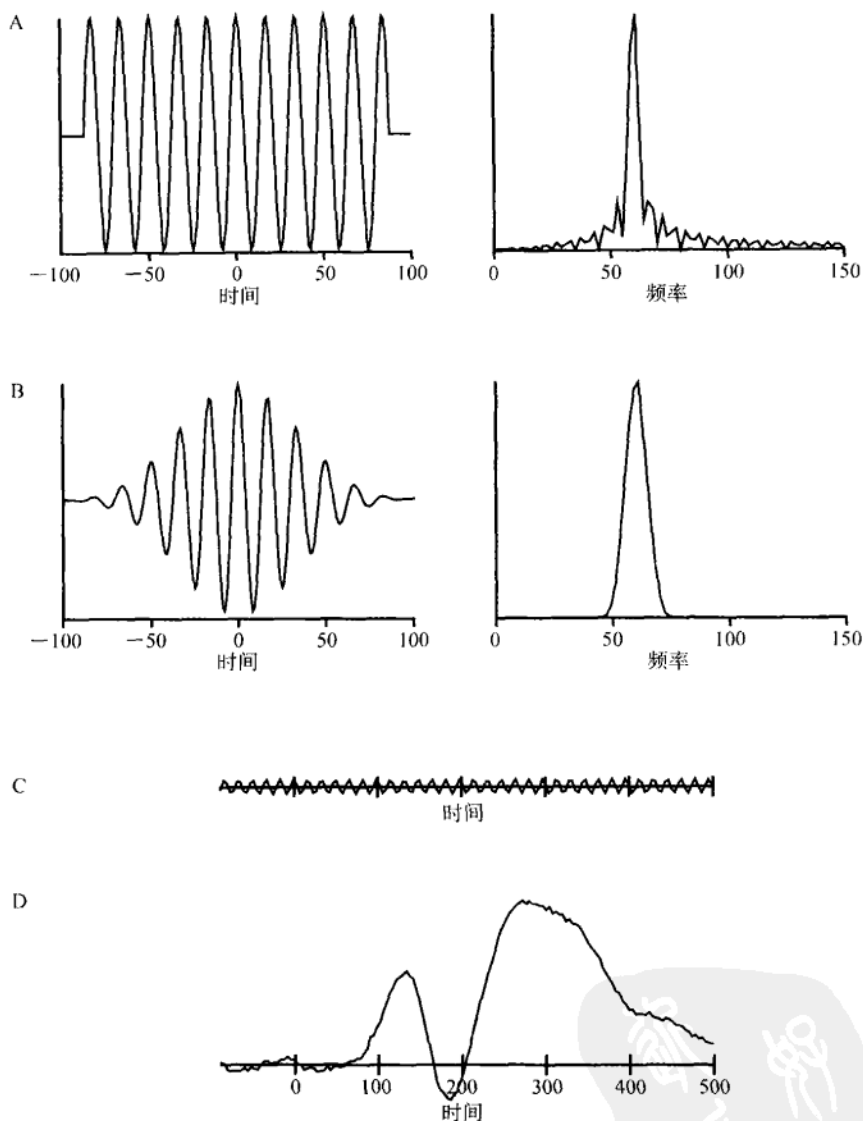


图 5.7 60 Hz 滤波时域和频域的关系。(A)持续时间有限的 60 Hz 正弦波的时域和频域表征。(B)窗口化的正弦波(用 Blackman 窗口进行了调制)的时域和频域表征。(C)把(B)中的 60 Hz 正弦波与图 5.3A 中的 ERP 波形进行卷积后的结果,抽提出了原波形中的 60 Hz 噪声。(D)从原未滤波波形中减去(C)中的 60 Hz 成分后的结果,有效地清除了波形中的 60 Hz 伪迹,但却没有削弱更高和更低的频率。

滤波引起的时域失真

通过以上的例子,我们已经知道了如何通过滤波的方法从 ERP 波形中削弱噪声。但是,瞬时的 ERP 波形必然包括了广泛的频率范围,而从包括了噪声和 ERP 反应的波形中过滤掉一段严格的频率范围,将会导致在噪声和 ERP 信号中同时削弱那些频率的信号。这几乎必然会使时域的 ERP 波形产生一些失真,失真或轻或重,其程度将取决于脉冲响应函数和 ERP 波形的特性。

凹陷滤波引起的失真

为了阐明凹陷滤波对数据造成的失真,图 5.8 显示了使用几个不同的凹陷滤波器对同一个人造 ERP 波形(一个单周期的 10 Hz 正弦波)进行滤波的效果。A 栏是人造 ERP 波形及其傅立叶变换。可以看出,尽管 ERP 波形只是一段 10 Hz 正弦波,但由于持续时间被限定在狭小范围内,该波形实际涵盖了广泛的频率范围(要记住,时间上的狭小分布对应于频率上的广泛分布,反之亦然)。因此,如果我们使用一个去除 10 Hz 成分的凹陷滤波器,并不能将此 ERP 波形完全清除,而只能清除其 10 Hz 的成分。B 栏就体现了这种效应,栏中分别显示了一个 10 Hz 凹陷滤波器的脉冲响应函数、频率响应函数及应用该滤波器对 A 栏中波形进行滤波后的结果。

以图 5.7B 中的方法,对一个 10 Hz 的正弦波进行窗口化得到一个脉冲响应函数,然后再把它转换成一个去除而不是通过 10 Hz 能量的滤波器(见下)。最后得到的脉冲响应函数在零时刻点有一个正峰,两侧是约 10 Hz 的振荡,振荡的相位与人造 ERP 波形的相位相差 180 度;这些相反相位的振荡可以从原始 ERP 波形中减掉那些约 10 Hz 的能量。当应用于人造 ERP 波形时,波形的峰振幅会被降低,但脉冲响应函数中的振荡也被带进了滤波后的波形中,在刺激前阶段和原始反应结束后的阶段都可以看得到。滤波后 ERP 波形的频率图谱在 10 Hz 处能量急剧下降到零,但附近的频率仍有显著的能量,这些附近的频率是在滤波后波形中所观察到的振荡的来源。因此,虽然滤波器被设计为从波形中清除 10 Hz

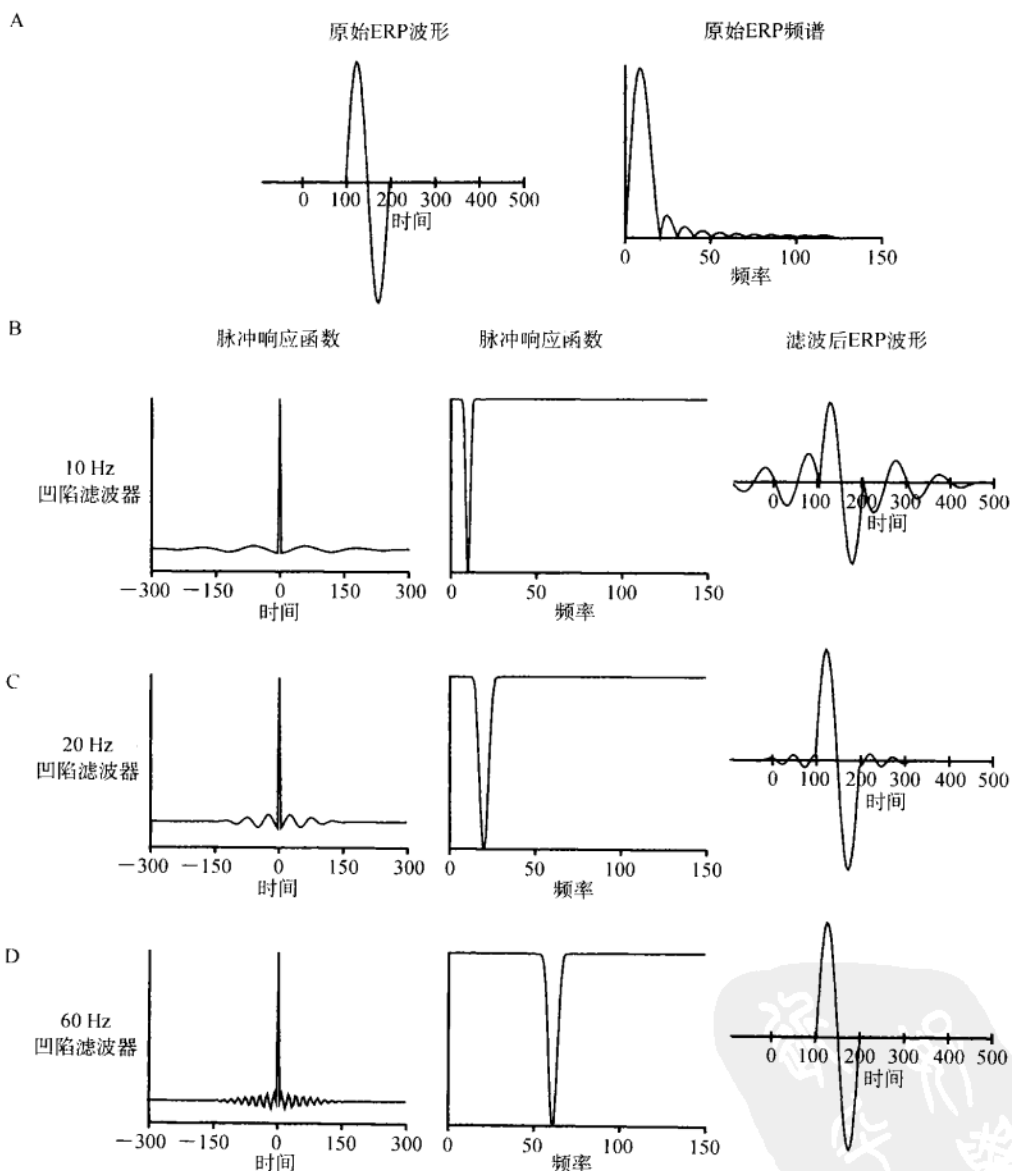


图 5.8 凹陷滤波器引起的时域失真。(A)为原始的人造 ERP 波形(单周期的 10 Hz 正弦波)及其傅立叶变换。(B)(C)(D)分别为 10 Hz、20 Hz、60 Hz 凹陷滤波器的脉冲响应函数、频率响应函数以及对(A)中波形进行滤波的结果。

成分,但其实际的输出中却包含了一些在输入中没有的约 10 Hz 的振荡伪迹。这个例子说明了,包含振荡的脉冲响应函数确实可以在滤波后的 ERP 波形中产生振荡伪迹,尽管该例中的振荡与常见的对 ERP 波形滤波后所产生的振荡相比显得极端了一些。这个重要的事实常常被忽视,尤其是当把滤波认为是一个频域操作而不是时域操作时。

脉冲响应函数中的振荡本身并不足以在滤波器的输出中产生大的振荡。如图 5.8C 和图 5.8D 所示,对于这个特定的人造 ERP 波形而言,20 Hz 和 60 Hz 的凹陷滤波器所引起的振荡,要比 10 Hz 的凹陷滤波器所引起的振荡小得多。这是由于,在未滤波的 ERP 波形的频谱中,20 Hz 和 60 Hz 所对应的能量要小得多(见图 5.8A)。因此,要判断滤波器所引起的失真程度,必须同时考虑脉冲响应函数和未滤波 ERP 波形的特性。

根据以上这些滤波器引起失真的例子,有一点可以明确:要评估滤波器可能产生的失真,必须要知道脉冲响应函数的具体形状。比如,一个 EEG 放大器上只标注了“60 Hz 凹陷滤波”的滤波器,其脉冲响应函数可能与图 5.8D 中显示的有很大差别,因而可能会引发 ERP 波形的较大失真,而不像图 5.8D 中那样几乎没有失真。因此,实际应用中常见的只给出滤波器的半振幅或半能量截止频率的做法显然是不够的;描述滤波时,除了要给出滤波器的截止频率外,还要给出其脉冲响应函数。例如,当我在文章中描述滤波器时,我通常会写类似下面的话:“通过与一个标准差为 6 ms 的高斯脉冲响应函数进行卷积来对 ERP 波形进行离线低通滤波,滤波器的半振幅截止频率约为 30 Hz”。

低通滤波引起的失真

很多时候,把某一特定值以上的所有频率都滤掉(低通滤波)是有用的。这种滤波在对原始 EEG 数据采样时是必须的,因为采样频率至少要比输入信号中的最高频率高两倍。在削弱由肌肉活动或外界电子设备所引起的相对高频的噪声(如 50 或 60 Hz 的线频噪声)时,低通滤波也非常有用。实验中采用的截止频率取决于所记录 ERP 的频率成分和要过滤的噪声的频率成分。比如,在脑干诱发反应中有大量的超高频能量,要过

滤它们的话 5 kHz 的截止频率是合适的,但这个截止频率很难滤掉与之相同频率范围的肌肉噪声。相反,长潜伏期的 ERP 成分主要由 30 Hz 以下的能量组成,因此使用 30—100 Hz 的截止频率是合适的,这样的截止频率既可以滤掉高频的肌肉活动,又不致对 ERP 波形造成大的失真。然而,在 ERP 波形和噪声之间总会有一些重叠频率,因此滤波引发的失真是不可能完全避免的。

这让我们再一次想起了汉森原理:好数据是无可替代的。滤波一定会产生失真,因此在源头上减少噪声(如加屏蔽、降低电极电阻、提高共模抑制、完善实验设计等)总是比用滤波器去过滤的效果要好。当滤波不能避免时,重要的是,选择一个在减少噪声和扭曲 ERP 波形之间实现最优平衡的滤波器。某些类型的失真可能会比另一些失真更严重些,但这取决于所要研究的实验问题的特点,因此在设计最优滤波器时并没有一个简单的规则。

设计滤波器时大部分讨论都强调频域,因此产生了如图 5.9A 所示的理想窗口滤波器。该理想窗口滤波器的半振幅截止频率是 12.5 Hz,之所以称之为“理想”的滤波器,是由于它对所有约 12 Hz 以下的频率都完全通过,而对所有约 13 Hz 以上的频率都完全过滤,只在一个很窄的“过渡频带”中是不完全的过滤。并且该滤波器不会引起相位失真,因为其脉冲响应函数关于零时刻点对称。虽然有这么多优点,但该滤波器频率响应函数中的急速过渡会在脉冲响应函数中造成宽广的振荡,导致在时域内的严重失真。当把这个滤波器应用在图 5.8A 中那个人造 ERP 波形中时,可以在输出中看到,在原始 ERP 波形的之前和之后的时间范围内均包含了一些阻尼振荡⁵(见图 5.9A,右列)。重要的是,滤波后波形在 70 ms 和 230 ms 处表现出峰,但这些峰完全是伪迹,是由滤波器脉冲响应函数中的振荡所引起的。因此,在频率响应函数中有陡峭截止特性的滤波器将会对 ERP 波形的起始和结束时刻产生严重失真,并将造出一些原来 ERP 波形中不存在的虚假峰。换句话说,在频域特性上完美的滤波器在时域特性上远不完美。

我们简要地思考一下,这种失真将如何影响对 ERP 实验的解释。比

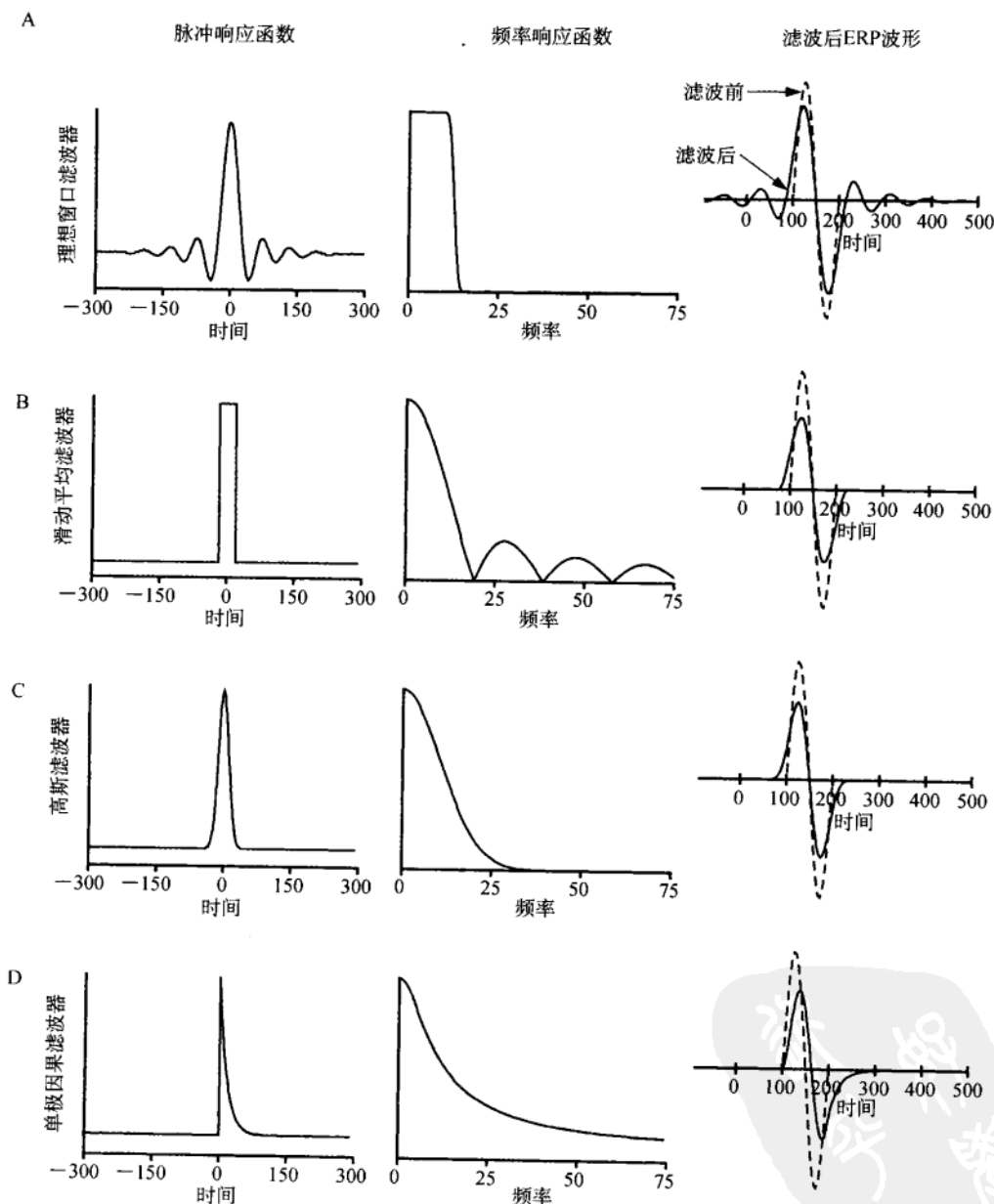


图 5.9 几种半振幅截止频率均为约 12.5 Hz 的低通滤波器所引起的时域失真。左列和中间列分别显示了这几个滤波器的脉冲响应函数和频率响应函数。右列显示了将各个滤波器应用于图 5.8A 中的人造 ERP 波形的结果。

如,我们假设有一个由视觉刺激诱发的分布在额区的 ERP 波形,在约 130 ms 有一个典型的 N1 成分,但没有更早的峰(更早的 P1 成分一般不表现在额区电极上)。如果这个波形由图 5.9A 中的低通滤波器进行滤波的话,滤波后的波形中将会在 N1 成分前出现一个虚假的正峰,在刺激后约 70 ms 达到峰值,那么这个虚假峰就可能会被误认为是 P1 成分。并且,如果是两个条件相比较的话,若 N1 成分在一条件下比另一条件下更大,则在虚假的 P1 成分上也会出现类似的结果。基于滤波后的波形,你可能会得出结论,“实验操作导致了 70 ms 处 P1 振幅的增强”;但实际上并没有 P1 成分,实验效应是直到 100 ms 时才出现的。这个例子提醒我们,为了避免对 ERP 活动的时间过程下错误的结论,了解滤波器的脉冲响应函数是多么的必要。

图 5.9 的 B、C、D 三栏显示了另外几个滤波器,与 A 栏的理想窗口滤波器一样,它们的半振幅截止频率都是 12.5 Hz,但对波形造成的失真却小得多。第一个是简单的滑动平均滤波器,相当于对连续数个时刻点进行迭加平均(如最开始介绍的低通滤波)。与理想窗口滤波器相比,该滤波器的脉冲响应函数只持续了很窄的一段时间,因此在滤波后波形中引起的时间展开也很少。如图 5.9B 的右列所示,滑动平均滤波器的输出要比最初的波形略早开始略晚结束,但该滤波器几乎没有改变波形的整体形状。但该滤波器也有两个缺点。首先,它对集中了原 ERP 波形中大部分能量的 10 Hz 频带有较大的削弱,因而滤波后的波形要比原波形小一些。其次,该滤波器的频率响应函数并不是单调地降为零的。事实上,函数中有很多旁瓣(*sidelobe*),使一些高频噪声很大程度上保留在滤波后的波形中(这点在图 5.9 的例子中是看不出来的,因为该例中根本没有高频噪声)。这些旁瓣可以从脉冲响应函数的方波形状中预测出来:因为转换函数是脉冲响应函数的傅立叶变换,而脉冲响应函数的突然开始和突然结束要求很高的频率参与才可以实现,因此在频率响应函数中一定会出现大量的高频能量。

图 5.9C 中的滤波器有一个高斯脉冲响应函数,其时间上的展开度和滑动平均脉冲响应函数几乎一样。与滑动平均滤波器类似,高斯滤波器

对滤波后波形的起始和结束时间也造成了一些失真,对整体波形也有一些削弱。但是,高斯滤波器的频率响应函数是单调地降为零的,因此能完全过滤掉高于 30 Hz 的频率。大多数情况下,高斯滤波器是时域和频域间的最佳权衡,既在频率响应函数上单调并较快地下降,又在时间上对 ERP 波形造成的失真最小。一个典型的半振幅截止频率为 30 Hz 的高斯滤波器可以过滤掉绝大部分线频噪声和肌肉噪声,又几乎不影响 ERP 的潜伏期。对于绝大部分实验来说,我推荐使用高斯脉冲响应函数来进行低通滤波。

滤波器的频域特征通常只用一个数字来描述,即半振幅截止频率。高斯滤波器的时域特征也可以只用一个反映其脉冲响应函数宽度的数字来描述。有两个常见的指标。一、高斯函数的标准差;二、高斯函数位于最大值一半时的时间宽度,称为半最大值完整宽度(*full width at half maximum*, FWHM)。fMRI 实验中通常会用到空间高斯滤波,并往往用 FWHM 来描述脉冲响应函数。这两个指标可以与滤波器的半振幅截止频率相互转换。如果高斯滤波器的标准差是 σ ms,则其半振幅截止频率(以 Hz 计)是 $185.5/\sigma$ (如,一个标准差为 4 ms 的高斯滤波器,其半振幅截止频率为 $185.5/4$ Hz)。而 FWHM 是标准差的 2.355 倍(以毫秒记),其对应的半振幅截止频率为 $79.62/\text{FWHM}$ 。

213

以上介绍的理想窗口滤波器、滑动平均滤波器和高斯滤波器是目前 ERP 研究中最常用的低通滤波器,它们有各自的优缺点。当 ERP 波形和要过滤的噪声的主要能量分布在接近的频率范围时,理想窗口滤波器比较合适,因为它有陡峭的截止特性。然而,这种滤波器会在时域内产生严重失真,可能导致对 ERP 成分时间进程得出错误结论,也可能在真实 ERP 波形的开始之前和结束之后产生一些虚假峰。当记录潜伏期较长的 ERP 成分时,噪声通常都集中在比 ERP 主体能量高得多的频率范围,因此没有必要采用有陡峭截止特性的理想窗口滤波器,采用高斯滤波器或滑动平均滤波器要更合适一些。一个例外是,当 ERP 波形中污染了 α 频率(~ 10 Hz)的 EEG 噪声时,这些噪声会干扰到一些晚期成分,比如 P300,因为这些晚期成分的能量集中在相对略

低的频率范围。通常,去除 α 噪声的最好方法是保持被试的警醒状态,并对大量试次进行迭加平均(与汉森原理一致),但这并不是总能奏效。必要时,可以采用半振幅截止频率为8 Hz的理想窗口滤波器来削弱 α 活动,但解释结果时要小心,因为这种滤波器所造成的时域失真是不可能的。

滑动平均滤波器和高斯滤波器在时域上引发的失真模式差不多,都是主要影响波形的起始和结束时间。相对而言,高斯滤波器的效果通常要好一些,因为它的频率响应函数在高频范围内是降到零的。但滑动平均滤波器相对更容易实现,该特点对于某些应用来说很重要。并且,滑动平均滤波器的频率响应函数中有多个零点的特点,有时候也可以加以利用。如果滤波主要是想削弱某一线频噪声的话,那么可以设计一个各零点正好落在该线频频率及其谐振频率上的滑动平均滤波器,来实现对线频噪声的较为完美的过滤。

我要介绍的最后一类滤波器叫做因果滤波器,用于如 EEG 放大器等模拟滤波设备中(但也可以以数字式的方式内置)。之所以被标以因果,是因为这类滤波器反映了正常的因果关系,即某一时刻点发生的事件只可能影响之后的事件,而不可能影响之前的事件。具体来说,因果滤波器的脉冲响应函数在零时刻点之前的值都为零。从相反的时间角度来看,滤波器在任一时刻点的输出都只可能反映之前时刻点的输入,而不能反映之后时刻点的输入。图 5.9D 是这类滤波器的一个例子,显示了一个非常简单的模拟滤波器的脉冲响应函数。那些不遵守正常因果关系的滤波器(即在脉冲响应函数的零时刻点之前有非零值的滤波器)被称为非因果滤波器。

由于脉冲响应函数在时间上只向一个方向展开,因果滤波器会在峰潜伏期和结束时间上引起位移,这通常是一个较大的缺点。然而,因果滤波器在起始时间上却几乎不造成失真,这相对于非因果滤波器来说是一个优点,尤其是当起始潜伏期作为一个重要变量时(见 Woldorff, 1993)。然而,并不是所有的因果滤波器都具有该优点;这取决于一个从零时刻点开始较快并单调地下降的脉冲响应函数,如图 5.9D 中所示。

图 5.9D 中的滤波器的频率响应函数在大多数情况下并不是最合适的,因为它下降得较为缓慢,并且永远降不到零。但这并不是因果滤波器的固有特性。比如,如果把图 5.9C 中的高斯脉冲响应函数简单地向右移动,使得零时刻点之前的所有值都为零,那么所得到的因果滤波器有着与非因果高斯滤波器相同的频率响应函数,但输出波形在时间上的位移量将与脉冲响应函数的位移量相同。可以内置在模拟电路中的 Bessel 滤波器,其脉冲响应函数就大致是一个位移后的高斯脉冲响应函数,因而成为了在线滤波(如在 EEG 采样时)的绝佳选择。Bessel 滤波器还有着线性的相位响应,意味着输出波形中的所有频率都被位移了相同的时间量。可以计算出该时间位移量,并在离线时对滤波后波形向回位移这个时间量,以消除模拟滤波器所固有的潜伏期位移。不幸的是,在模拟电路中内置 Bessel 滤波器比较昂贵,因而也比较少见。

卷积的一些重要特性

在继续深入之前,有必要在这里先介绍一下卷积操作在数学上的一些重要特性。具体来说,卷积和乘法一样,也有交换律、结合律和分配律。卷积的交换律是指,对于两个函数的卷积,在交换两个函数的位置后,值不变。即:

$$A * B = B * A$$

结合律是指,对于多重的连续卷积,无论按何种次序进行运算,值不变。即:

$$A * (B * C) = (A * B) * C$$

分配律是指,把函数 B 和 C 相加后再与函数 A 卷积,等于函数 B 和 C 分别与 A 卷积后再相加。即:

$$A * (B + C) = (A * B) + (A * C)$$

卷积的这些数学特性将会引出一些滤波器的重要特性。例如,关于滤波的一个常见问题是:如果对滤波后的波形再滤一次波会怎么样?如

果我们有两个滤波器,脉冲响应函数分别为 IRF_1 和 IRF_2 ,还有一个 ERP 波形,记为 ERP ,那么二次滤波过程就可以被写为:

$$(ERP * IRF_1) * IRF_2$$

根据结合律,这等于先把两个脉冲响应函数进行卷积,再把结果与 ERP 波形进行卷积:

$$ERP * (IRF_1 * IRF_2)$$

举一个具体的例子:把两个高斯函数卷积后得到的是一个宽一些的高斯函数,因此用一个高斯滤波器对 ERP 滤波两次,相当于用一个更宽的高斯滤波器滤波一次。

此外,由于在时域上的卷积等于在频域上的乘法,因此二次滤波所对应的频率响应函数,等于两个滤波器的频率响应函数的乘积。以两个高通滤波器为例,二次滤波所过滤的高频信号将会比其中任何一个滤波器过滤的都多。实际应用中常见的情况是,既使用低通滤波器也使用高通滤波器,结果就是带通滤波器,同时滤掉了高频和低频的信息。然而,如果两个滤波器都有着比较平缓的频率响应函数,那么这两个函数的乘积可能会导致对中间的频率也过滤掉很多。

高通滤波在时域内的实现

在本章一开始关于高通滤波的讨论中,我曾提到过用下面的方法来实现高通滤波:先对 ERP 波形进行低通滤波,然后把滤波后波形从滤波前波形中减去,所得的波形中就只剩下那些被低通滤波所滤掉的高频信号了。这个过程可以表述为:

$$ERP_H = ERP - ERP_L = ERP - (IRF_L * ERP)$$

这里 ERP_H 和 ERP_L 分别是高通和低通滤波后的 ERP 波形,而 IRF_L 是低通滤波器的脉冲响应函数。这个“先卷积再相减”的序列可以被替换为一个单独的与高通滤波器脉冲响应函数的卷积,而这是可以通过一些简单的代数运算算出的。首先,定义一个“单位”脉冲响应函数

IRF_U , 它的值在零时刻点是 1.0, 而在其他时刻点都是 0.0; 该函数与 ERP 波形的卷积就等于 ERP 波形本身(与乘法中乘以 1.0 类似)。通过这个单位函数, 我们再根据分配律, 来创建高通脉冲响应函数 IRF_H , 以达到只用一步完成高通滤波的过程:

$$\begin{aligned}
 ERP_H &= ERP - (IRF_L * ERP) \\
 &= (IRF_U * ERP) - (IRF_L * ERP) \quad (\text{因为 } ERP = IRF_U * ERP) \\
 &= (IRF_U - IRF_L) * ERP \quad (\text{因为分配律}) \\
 &= IRF_H * ERP, \quad \text{这里 } IRF_H = IRF_U - IRF_L
 \end{aligned}$$

至此, 我们通过把单位脉冲响应函数和低通脉冲响应函数相减($IRF_U - IRF_L$), 创建出了高通脉冲响应函数。该高通滤波器的频率响应函数就是低通滤波器频率响应函数的补数(在每一个频率点上都用 1.0 减去低通频率响应函数的值)。

图 5.10A 显示了以单位脉冲响应函数和高斯低通脉冲响应函数(半振幅截止频率为 2.5 Hz)为基础, 创建高通脉冲响应函数的过程。单位脉冲响应函数(图 5.10A, 左)由一个在零时刻点值为 1.0 的单脉冲构成。高斯低通脉冲响应函数(图 5.10A, 中)的每一个时刻点的值都比 1.0 要小很多。用单位脉冲响应函数减去低通脉冲响应函数, 就得到了高通脉冲响应函数(图 5.10A, 右)。

219

这里介绍的这一组滤波器有个相关的属性, 即它们都是线性的, 因此你可以把滤波和其他的线性操作按任意次序进行组合。比如, 信号的迭加平均也是一个线性过程, 这意味着, 对平均 ERP 波形进行滤波与对 EEG 数据滤波后再平均的结果是一样的。⁶ 平均后的 ERP 的数据量往往要比原始的 EEG 的数据量小很多, 因此平均后再滤波要比对原始 EEG 数据滤波后再平均高效得多。

高通滤波引起的失真

图 5.10 显示了用一个高斯高通滤波器分别作用于两个人造 ERP 波形和一个真实 ERP 波形的情况。透过这些滤波后的 ERP 波形, 我们可以

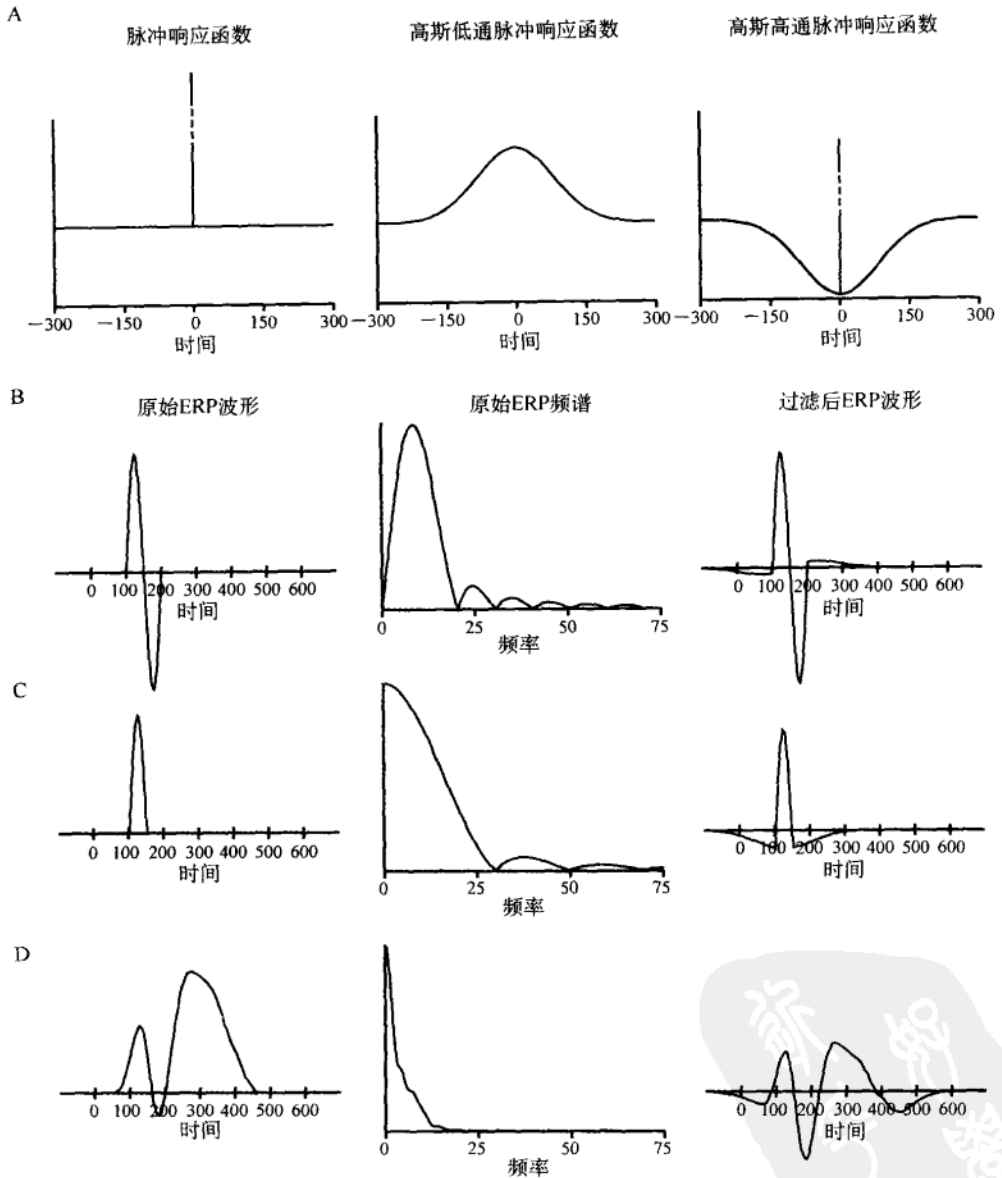


图 5.10 高斯高通滤波器的构建和应用。(A)从单位脉冲响应函数减去高斯低通脉冲响应函数,得到高斯高通脉冲响应函数。(B),(C),(D)显示了将该高通滤波器应用于不同的 ERP 波形。

感到那个颠倒后的高斯脉冲响应函数的存在,因为它在波形的开始和结尾处都引发了“超射”(overshoot)现象。这类失真对于那些主要表现为单一极性的 ERP 波形来说格外明显,如图 5.10C 和图 5.10D 中所示。这个问题可以这样来理解,即把滤波过程视为,把 ERP 波形中的每一个数据点都替换为一个经过缩放的脉冲响应函数。如果滤波前的 ERP 波形由大致相等的正性子成分和负性子成分组成,如图 5.10B,那么这些子成分将对应于极性相反的脉冲响应函数,因此在输出中能得到一定程度的相互抵消。抵消的量将取决于波形的具体形状和脉冲响应函数。但如果 ERP 波形中某个极性占主导地位的话,则大部分情况下会引发更强的“超射”。

220

图 5.10 中的失真,在某种程度上类似于图 5.9C 中由高斯低通滤波器所引起的失真,只不过极性是相反的,这是因为高斯高通脉冲响应函数是颠倒的(由于高通滤波器的截止频率较低,图 5.10 中的失真要比图 5.9 中的失真在时间上更宽一些)。总结一下,对于高斯脉冲响应函数,如果用于对 ERP 波形进行低通滤波,则效果相当于把原来的各个峰在时间上展开一些,但保持极性不变;如果进行高通滤波的话,则在展开的同时会翻转极性。虽然这两类失真在很多方面上类似,但高通滤波所引起的失真问题更大一些,因为那将导致虚假峰的出现,就像图 5.10D 中显示的那样,滤波后波形中在约 75 ms 和 450 ms 处均出现了虚假峰。

图 5.11 显示了用几个不同类型的高通滤波器(半振幅截止频率均为约 2.5 Hz)作用于一个真实 ERP 波形的情况。尽管理想窗口滤波器(A 栏)和高斯滤波器(B 栏)在脉冲响应函数和频率响应函数上都非常相似,但前者与图 5.9A 中的理想窗口低通滤波器一样,包含有一些逐渐衰减的振荡。由于图中的理想窗口高通滤波器有着非常低的半振幅截止频率,其包含的振荡已经超出了图中所画出的时间窗口;如果截止频率高一些的话,就能够明显地看出那些振荡。因此,理想窗口高通滤波器会在滤波后波形中引发振荡伪迹,而高斯高通滤波器则不会。但是,正如之前所介绍的,与高斯低通滤波器不同,高斯高通滤波器会在滤波后波形的开始和结尾处产生单独的虚假峰,如图 5.11B 所示。正由于此,在解读高通滤波后的波形时要格外小心,即使采用的是高斯脉冲响应函数。

222

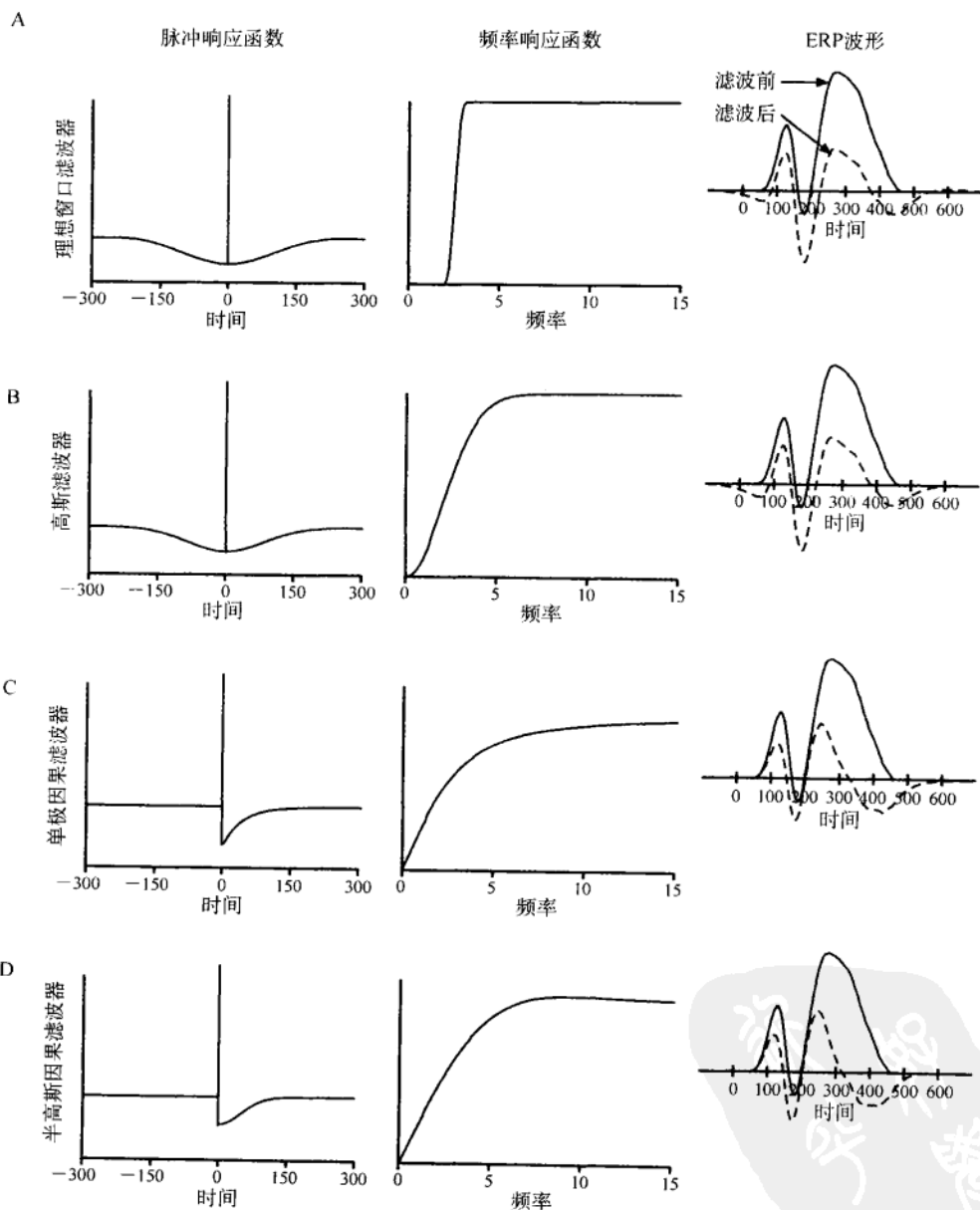


图 5.11 把四种不同的高通滤波器应用于一个 ERP 波形。所有滤波器的半振幅截止频率均为约 2.5 Hz。

图 5.11C 显示了一种因果滤波器的脉冲响应函数和频率响应函数, 见于较早期的 EEG 放大器中。由于其脉冲响应函数在零时刻点前都为零, 该滤波器不会在未滤波波形开始前引发任何的失真, 因此也就不会在滤波后波形的开始位置产生一个虚假峰了。然而, 因果滤波器的这个特性也导致了滤波后波形的峰潜伏期产生了失真, 而这种失真对于大多数非因果滤波器是不存在的。这也再一次提醒我们: 所有的滤波器都会产生失真, 选择哪种滤波器将取决于实验的目的和可接受的失真类型。图 5.11C 中滤波器的频率响应函数的上升过程仍比较平缓; 这可以通过图 5.11D 中的滤波器来进行改进, 该滤波器的脉冲响应函数就是高斯函数的右半边。与图 5.11C 中的滤波器类似, 该“半高斯”滤波器对于滤波后波形的开始端几乎不引发失真, 但由于其频率响应函数的上升过程迅速得多, 而成为很多情况下的更好选择。

大多数情况下, 非因果高通滤波器倾向于在时间上从未滤波波形中抽提出低频信息, 使滤波后波形就像是把原波形沿着时间轴既向前“推”也向后“推”而得到的结果。与此不同, 图 5.11 中所示的那些因果高通滤波器, 只会将信息沿着时间向后推。图 5.12 中显示了该效应。典型的

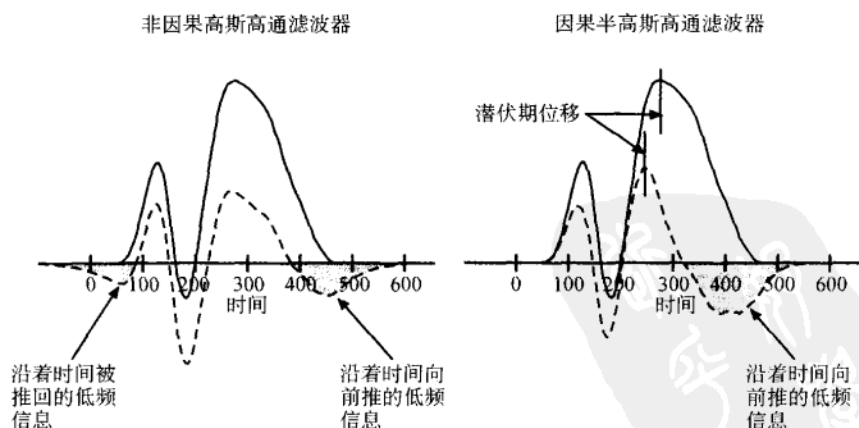


图 5.12 非因果高通滤波器和因果半高斯高通滤波器的比较。首先, 非因果高通滤波器在波形的开始和结尾处均造成了明显的失真, 而因果滤波器在波形的开始处则没有引起失真。还有, 因果滤波器引起了较大的潜伏期位移, 而非因果滤波器则没有。

ERP 波形由较小的相对高频的早期成分和较大的相对低频的晚期成分组成,这种不对称性的序列使得由非因果高通滤波器引发的在时间上的双向失真尤为严重。具体来说,较大的低频晚期成分被推进了较小的早期成分的时间范围,引发了早期成分的严重失真,即使早期成分本身包含了很少的低频信息。采用如图 5.11C 和图 5.11D 中的因果滤波器,则会使早期成分的失真降到最低,因为晚期成分的低频信息不会被推回到早期成分的时间范围内。但是,请注意,只有那些拥有在零时刻点后单调递增的脉冲响应函数的滤波器才是这样的;对于那些不具备该特性的滤波器,比如 Bessel 滤波器,所引发的失真与那些非因果滤波器是类似的。此外,因果滤波器会造成比较大的潜伏期移动,这对于某些实验来说可能是问题。

再次建议

我在本章一开始就给出了一些关于滤波的建议。既然你已经对滤波的原理有了更深的理解,希望你重温一遍那些建议。

下面是我的两个最重要的建议。第一,尽可能少地进行滤波。正如你已经知道的,滤波必然会扭曲 ERP 波形的时域特征,而我们并不想 ERP 波形有不必要的失真。第二,在使用滤波器前,要想清楚它究竟会对数据造成何种失真。要观察滤波器如何扭曲数据,一个常见的最好办法是,造一个无噪声的正弦波并对其进行滤波。这样,你就可以看清楚,该滤波器对成分的起始和结尾会造成何种影响,是否会在数据中添加虚假成分或振荡。如果该滤波器对人造波形的滤波效果还不错,那你就可以充满信心地把它用于你的真实数据:因为你知道这样做不但不会造成危害反而会有所帮助。

(曲折译)

前面几章陆续介绍了实验设计、数据采集和信号处理等过程,本章将继续介绍完成 ERP 实验的后面几步:画图、测量成分和统计分析。

画图

尽管看起来画 ERP 波形图是小事一桩,我却经常看到一些文章把波形图画得令人很难抓住波形要领。因此,我在本章一开始就给出一些如何画 ERP 图形的建议。

必须牢记的首要之事是,实际上所有的 ERP 文章中都应该包含关键 ERP 波形的图形。既然分离出特定的 ERP 成分有着诸多困难,在接受文章结论有效之前就绝对有必要先看一看波形。Kramer(1985)曾说过,“ERP 专家们都擅于通过观察 ERP 波形来认定潜在的成分”,因此提供波形图显得尤为关键。事实上,心理生理学研究协会(SPR)的官方发表指南中明确指出:必须提供用以描述报告中的主要现象的 ERP 平均波形(Picton et al., 2000, 139 页)。

SPR 的指南中还提到了其他几个应该牢记的关于 ERP 图形的要素。首先,提供多个电极的数据几乎总是一个好想法,这些电极应分布在体现感兴趣效应的头皮区域。这些信息在专家认定波形的潜在成分时会起到关键作用。然而,如果能通过其他一些方法分离出成分(如通过相减法分离侧向化准备电位),那么提供多个电极数据的方法也就没有那么重要了。

其次,ERP 波形图中要有电位标识和时间标识,以便读者能很容易看出振幅和潜伏期。电位标识中要标出是正电位还是负电位朝上(如果是

负电位朝上,我建议 in 图形说明中指出)。还有,图中还要标出电极位点(如果只画了单电极,我往往会在图形说明中指出该电极)。

图 6.1 所示的例子中,A 栏为差的标识方式,B 栏为好的标识方式。A 栏中最大的错误在于,没有一条通过零电位的 X 轴来提供波形的标尺。画出 X 轴来标识每条波形的零电位和时间尺度是绝对必要的。如果没有,读者将难以判断波形上各点的振幅和潜伏期。像图 6.1A 中那样只提供一个单独的标识记号是不够的,因为它并没有提供一个视觉参考点。例如,你能看出第一个成分在左图中比在右图中大多少吗?你又能看出来该成分的潜伏期在右图中比在左图中早多少吗?

图 6.1A 所犯的第二大错误是没有把波形重叠起来。这会令读者很难判断效应的精确模式。例如,你能精确地分辨出两波形的差异在何时转换了极性吗?所有的关键效应都应该通过重叠相关的波形来体现。图 6.1A 既没有标出时间零点,也无法判断朝上的正电位还是负电位。

图 6.1B 解决了所有这些问题。它有贯穿波形的 X 轴,并且波形被重

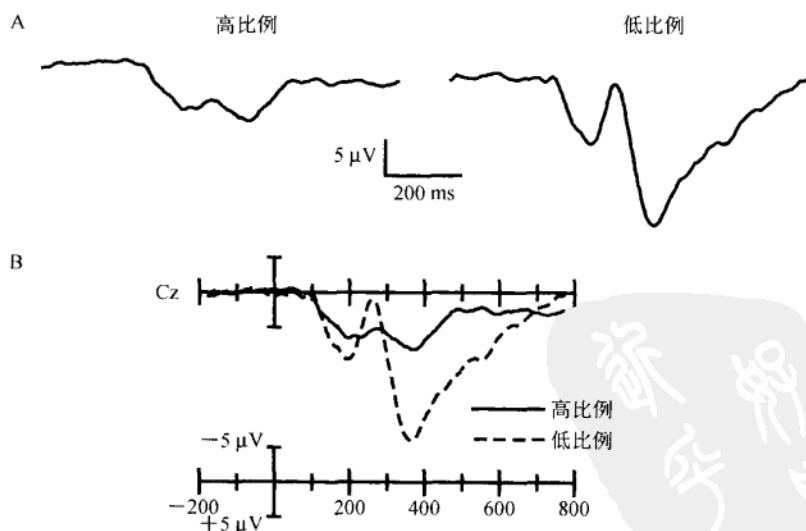


图 6.1 画 ERP 波形的办法。(A)差的办法。(B)好的办法。负电位朝上。

叠起来。它提供了额外的标尺轴线来标识潜伏期(并采用较短的刻度线来代表中间的潜伏期)。电位标尺清楚地显示了正负电位的朝向。图中的两个波形以一种容易分辨的方式画出,并且提供了图例,来说明每条波形所对应的实验条件(这种方法比在图形说明或正文中用文字说明要更好)。该图还标出了波形所来源的电极位点。

对于一个波形图来说,画出一段刺激前部分(*prestimulus portion*)也是非常重要的。刺激前部分可以让读者来评估记录时的总体噪声水平,以及是否存在之前试次的重叠效应。并且,由于 ERP 波峰表现出的幅值依赖于基线水平,因此稳定的基线对于正确描述两条或多条波形间的差异很重要。我几乎总是提供一段 200 ms 的刺激前基线,我也推荐绝大部分认知 ERP 实验采用这一标准。

228

画 ERP 波形图时,选择线条类型要谨慎。首先,你应该选择一些相当粗的线条。图形在发表时通常会被缩小两到三倍,这样原来一些不太粗的线条就会变得很细,以至于无法看清。如果再对这些文章进行复印的话,这些线条就可能会消失了。当然,你也不想选用一些过于粗的线条,以至于模糊了实验效应。我发现对于大多数情况来说,用两点宽的线条效果不错。此外,如果多条波形重叠的话,你一定得保证不同的线条易于分辨。最好的方法是采用实线、虚线和点线(或者如果可能的话用不同颜色,但复印会丢失信息)。不要采用不同的线条粗细来标识不同波形;这种方法根本不好用,发表时对图的缩小将导致细线可能消失。一般而言,要避免超过三条线重叠在一起(即使绝对有必要,也不能超过四条)。如果相互重叠的线很多,则画出的图形看起来就像是一堆面条一样。

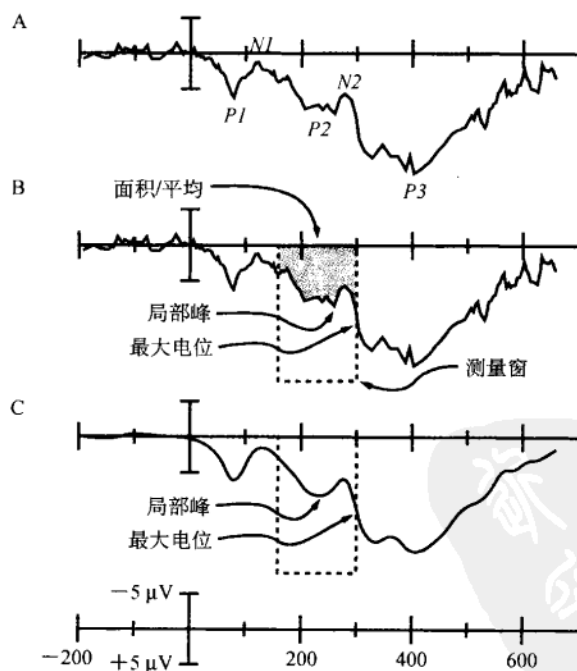
画图时要画出多少个电极呢?这在一定程度上取决于你的文章的读者群。如果要把文章发表在一个 ERP 导向的杂志,比如 *Psychophysiology*,读者会期望看到从较大范围的电极来选取波形。如果文章将发表在一个 ERP 研究并不常见的杂志,比如 *Journal of Neuroscience* 或 *JEP: General*,那么你应该只选取那些关键的电极位点。如果你记录时使用了大量的电极,在一张图中把所有的电极都画出来是不合适的。如果一张图中超过了十到十五个电极,每个单独的波形会变得非常小,以至于提供

不了多少信息。更好的方法是,画出一些代表性电极的波形,然后通过地形图来显示头皮电位的分布。

测量 ERP 振幅

大部分 ERP 研究都集中讨论一个或多个 ERP 成分的振幅,因此正确测量振幅非常重要。如图 6.2 所示,有两种常见的方法来测量 ERP 振幅。最常见的方法是,定义一个时间窗,然后对于每个要测量的波形,找出在那个时间窗内的最大振幅。这被称为峰振幅测量。第二种常见方法是,定义一个时间窗,然后对于每个要测量的波形,算出那个时间窗内的平均振幅。这被称为平均振幅测量。还有计算时间窗内每个时刻点电位总和的方法(面积测量),但这实际上就是平均振幅乘以时间窗内的时刻

230



229

图 6.2 (A)一条有多个峰的 ERP 波形。(B)用刺激后 150—300 ms 的时间窗对波形进行的几个测量。(C)滤波后的 ERP 波形。负电位朝上。

点个数而已。对于所有以上的方法,电位测量一般通过与刺激前阶段的平均电位相比而得到。有时也会用到其他一些方法,但那超出了本书的范畴。

这些方法的目的是通过尽量排除噪声和其他一些重叠成分的干扰来测量内在 ERP 成分的大小。正如我在第二章开始时讲过的,直接从原始 ERP 波形中测量振幅和潜伏期而不受到一些重叠成分的干扰是非常困难的。那章中我也介绍了一些策略来尽量避免这个难题(比如用差异波),但这些策略也常常依赖于正确的测量方法。请记住第二章中的准则 1:峰和成分不是一回事。峰是电压在局部达到最大值的点,此外别无含义。

峰振幅

既然电位达到局部极大值的时刻点并没有什么特别的,那我们为什么还要用峰振幅来测量 ERP 成分的振幅呢?实际上,在大多数 ERP 实验中,确实没有令人信服的理由来用峰振幅进行测量(尽管在某些特定的条件下,用峰振幅来测量可能有很好的原因)。不仅如此,还有好几个理由说明,我们在很多时候不该用峰振幅来测量,至少在对其基本测量过程没有改进时不应该用。

比如,请看图 6.2A 所示的 ERP 波形。要测量 P2 波的峰值,你可能会选用 150—300 ms 的时间窗。如图 6.2B 所示,由于 P3 波的影响,该时间窗内的最大电位落在了时间窗的边界上(300 ms)。因此,P2 波振幅的测量将在 300 ms 处进行,这与 P2 峰的真正时间相距甚远。很明显,这不是测量 P2 波的好方法。虽然使用更窄的时间窗可以避免上面这种问题,但考虑到电极间、实验条件间以及被试间的差异,通常应该选用一个比较宽的时间窗。为了避免这个难题,一个更好的办法是,在时间窗内搜索那个比两侧的值都大的最大值。我把这种方法称为局部峰振幅,而把之前的方法称为简单峰振幅。为了避免选到那些由于高频噪声引起的假的局部峰,局部峰应该被定义为,振幅比两侧各三至五个点的平均振幅大,而不是只比两侧各一个点的振幅大。¹

局部峰振幅测量显然比简单峰振幅测量要好。奇怪的是,我从未见

过任何一个人明确地表示是用这种方法进行的峰值测量。有可能是人们用了这种方法,但名义上还是叫做峰振幅(我自己也这么做过),但如果人人都能用局部峰振幅的术语来明确地表示峰值的测量过程的话就最好不过了。

尽管局部峰振幅是比简单峰振幅更好的测量方法,高频噪声对两种方法都会产生显著干扰。如图 6.2B 所示,局部峰并不在 P2 波的中央位置,而是由于噪声的影响偏向右侧。这使得峰振幅值易于受到噪声干扰,因为该方法用一个特定时刻点的电位,来代表了一个持续数百毫秒的成分。而且,更大的噪声水平和更宽的时间窗将可能会导致峰振幅测量值变得更大,因为这两个因素实际上增加了出现更大噪声的概率。因此,比较由不同试次数迭加平均所得的和选用不同长度时间窗所得的峰振幅,是绝对无效的。我已经见过数篇 ERP 文章违反了这一规则,这无疑会使结果产生偏差。

232

如果你由于某种原因仍想采用峰振幅的方法进行测量,你可以通过在测量前过滤掉高频信号的方法,来减少高频噪声的影响。图 6.2C 的波形是对图 6.2B 的波形进行低通滤波后得到的。在过滤后的图形中,如果采用简单峰振幅测量仍会受到干扰,而采用局部峰振幅测量则会得到相当不错的结果。如第五章所述,把高频过滤后,波形上每一点的电位都包含了周围时刻点电位的不同权重的贡献。因此,滤波后的峰振幅避免了用单一时刻点电位代表一个持续数百毫秒成分的难题。

峰振幅测量方法的另一个缺点是,其本质上是非线性的。例如,如果你先测量每个被试的 P2 波的峰振幅,然后对这些峰振幅求平均值,其结果与你先创建所有被试的总平均波形,然后对总平均波形的 P2 波进行峰振幅测量所得的结果之间,几乎总会存在差异。这就使得,图中给出的总平均波形与统计分析中使用的平均峰振幅之间产生了矛盾。类似地,如果原始 EEG 数据中一个成分的潜伏期在试次之间存在变化,那么平均 ERP 波形中的峰振幅将小于单个试次中的振幅(参考第二章图 2.1 中 G 栏和 H 栏)。如果这种潜伏期差异在一种条件下比在另一种条件下更大,那么即使各条件下单个试次的峰振幅是一样的,峰振幅也会在不同条

件下表现出差异。

总结一下,峰振幅测量有四个严重缺点:(1)在测量时间窗内的最大电位时,有可能测到的不是我们想要的峰,而是在时间窗边缘处的另一重叠成分的上升或下降相;(2)峰振幅用单一时刻点电位来代表一个持续数百毫秒的成分,容易受到噪声的干扰;(3)如果噪声水平更高(如较少的试次数)或时间窗的范围更大的话,峰振幅会被虚假地放大;(4)峰振幅测量非线性,导致通过总平均 ERP 波形测量和通过单个试次测量之间可能无法很好地对应。

233

有一种看似很吸引人的观点认为,峰振幅测量的方法是有用的,因为该方法考虑到了不同条件、不同电极以及不同被试间的潜伏期差异。毕竟,如果一个成分的峰潜伏期在一些电极上比在另一些电极上要晚的话,难道你想在同一时刻点上对所有电极进行峰振幅测量吗?这种观点是经不起推敲的,并引出了一个更加抽象的理由,来避免使用峰振幅测量法。那就是,峰振幅测量法隐含着在纵容“峰和成分是一回事,而电位达到峰值的那一刻是很特殊的”这一错误观点。

比如,不同电极在不同时刻达到其电位峰值的事实,不可能反映了内在成分在不同电极上有不同的潜伏期。一个成分,正如定义的那样,反映的是一个脑活动过程,它同时所有电极上影响着所记录的电位,不可能在不同的电极上有不同的潜伏期。如第二章所述(尤其参考图 2.1),ERP 波形中一个峰的时间进程会随着各种相互重叠成分的相对振幅的改变而改变,这才是峰潜伏期在不同电极间变化的原因。实际上,对于不同的电极,在不同的时刻点去测量同一成分的潜伏期的做法是很怪异的。类似地,峰潜伏期在被试间的差异,既有可能是由各种内在成分相对振幅的差别造成,也有可能由感兴趣成分潜伏期的差别所引起。与之相比,内在成分的潜伏期确实可以在不同的实验条件间有很大差别。但在这种情况下,几乎不可能测量到不被其他重叠成分显著干扰的成分,因为振幅和潜伏期的测量常常是混淆在一起的(见第二章)。因此,尽管看起来峰振幅测量好像不太受成分的时间进程的影响,但这实际上只是一个假优点。

234

平均振幅

平均振幅相比峰振幅有好几个优点。首先,你可以选用一个更窄的测量时间窗,因为这种方法并不在乎,最大振幅值是否在某些电极上或某些被试上落在了时间窗之外。事实上,选用的时间窗越窄,相互重叠的成分对测量的影响越小。例如,如果要测量图 6.2 中波形的 P2 成分的平均振幅,200—250 ms 的时间窗是合适的;而如果要测量的是峰振幅,则 150—300 ms 的时间窗才是合适的。

平均振幅测量的第二个优点是,它不像峰振幅测量对高频噪声那么敏感,因为它采用了一系列的时刻点,而不是只采用一个时刻点。也由于这个原因,该方法不宜选用过窄的时间窗(<40 ms),即便窄的时间窗对于分离重叠成分的影响更有用。还应该注意的是,虽然低通滤波在峰振幅测量时能够有效减少高频噪声的干扰效应,但在平均振幅测量时低通滤波并没有优势。根据定义,平均振幅是指对多个临近时刻点的电位进行平均,而低通滤波所做的也正是这些。实际上,先对数据进行滤波再采用某一特定时间窗进行平均振幅测量,与采用一个宽一些的时间窗对未滤波的数据进行平均振幅测量是一回事。

平均振幅测量的第三个优点是,它并不受更高的噪声水平或更长的测量时间窗的影响。换句话说,方差可能会改变,但期望值(expected value)并不随着变化。因此,比较基于不同试次数迭加而得的波形的平均振幅是没有问题的,而峰振幅测量则不行。

平均振幅测量的第四个优点是,它是一种线性测量。也就是说,如果你先对每一个被试测量某成分的平均振幅,再把这些测量进行平均,所得到的结果与你从总平均波形中测量该成分的平均振幅的结果是一样的。这使得直接比较总平均波形和统计分析中的平均结果成为可能。相同的原理同样适用于对单个试次的 EEG 数据进行迭加平均而得到平均 ERP 波形的过程。即,对一个被试的平均 ERP 波形进行平均振幅测量,与对单个试次 EEG 数据进行平均振幅测量后再求平均的结果是一样的。

尽管平均振幅相对于峰振幅有诸多优点,但也不是万能的。尤其是平均振幅仍然对成分重叠的问题相当敏感,如果某一成分的潜伏期在条

件间变化的话,会导致一些虚假的结果。此外,由于并没有一个事先的理由来选择某一特定时间窗,人们往往会通过尝试不同的时间窗,来获取想要的显著性结果。还有另外一些更加复杂的方法来测量成分的振幅[如偶极子源建模(dipole source modeling)、ICA、PCA等],但这些方法都是基于一些难以评估的假设,超出了本书的范畴(想获取这些方法的更多信息,请参考 Coles et al., 1986)。因此,我一般推荐用平均振幅测量的方法,再加上第二章提到的如何避免成分重叠的准则和策略。

基线

236

无论你测量的是平均振幅还是峰振幅,你都有意无意地减掉了一个代表基线或零点的电位——通常是刺激前的平均电位。因此基线中的任何噪声都会增加你测量的噪声,所以选择合适的基线很重要。如果是测量那些刺激锁定的波形,我推荐选用刺激出现前 200 ms 的平均振幅作为基线。100 ms 长的基线也很常见,虽然没有 200 ms 长的基线好,但通常可以接受。如果基线短于 100 ms 的话,很有可能会增加测量的噪声。

刺激前的阶段通常被作为基线,是因为这段时间的电位被认为没有受到刺激的影响。尽管时间锁定的刺激的确不能影响刺激前的阶段,但是要意识到,处理过程并不总是在刺激呈现后才开始。如果刺激的间隔时间较短的话(<2 秒),前一个刺激所诱发的晚成分在本次刺激呈现时可能还没有完全消失,因此会对基线电位产生影响。此外,即使不考虑刺激间隔的时间长度,刺激前的电位也有可能受到准备过程的影响(事实上,准备过程的影响效应在刺激间隔长时更明显)。基于这些原因,刺激前基线很少会是一条绝对中性的基线,在很多实验中都会发现,在刺激前阶段有明显的向上或向下的电压变化。如果刺激前的激活在不同实验条件间有差异的话会是一个大问题,因为所测到的条件间的振幅差异可能反映的是刺激前的差异,而不是刺激后的差异(参考第四章和 Woldorff, 1988)。

即使刺激前激活在不同条件间没有差异,也要意识到刺激前的间隔阶段通常并不是完全中性的。比如,如果在刺激前的间隔阶段有明显激

237

活,则头皮电位分布会受到明显扭曲,之后在成分测量期间逐渐消退。唯一的真正解决办法是,时刻牢记所测电位反映的是在测量时间窗内和在刺激前阶段的振幅差(就像是它也反映了所测电极和参考电极的振幅差一样)。

对于反应锁定的波形来说,基线就更为复杂,因为反应前的活动通常和反应后的活动一样大,甚至更大。该难题的一个解决办法是,采用比反应早足够长的一段时间作为基线,以使基线总是早于刺激。另一个方法是把整个分段(epoch)区间的平均振幅作为基线。就我而言,此二者间不存在一种绝对好的方法,倒不如仔细思考一下,采用哪种方法对结果不会造成影响。

值得一提的是,研究者有时会测量峰—峰振幅,即连续两个极性相反的峰的振幅差。例如,视觉 N1 波的振幅有时就通过测量 N1 峰和之前的 P1 峰的振幅差来得到(也可以通过测量平均振幅的差来得到,但较不常见)。如果假定不同成分在时间上重叠,以至于前一成分影响了后一成分的振幅,有时会采用这一方法。这可以说是一个合理的方法,只要你真正搞清楚了你在测什么。

测量 ERP 潜伏期

峰潜伏期

238

ERP 潜伏期通常采用峰潜伏期测量的办法:先在一个时间窗内找到振幅最大的峰,再用该峰的潜伏期来代表内在成分的潜伏期。之前介绍的峰振幅测量的所有缺点也同样适用于峰潜伏期测量。首先,如果测量时间窗涵盖了一个更大重叠成分的上升或下降相,则测出的最大振幅可能会落在时间窗的边缘(如图 6.2B)。幸运的是,我们可以通过使用局部峰潜伏期的方法来解决这个难题,即只有比左右两侧各三至五个点的振幅都大的点才可以作为峰。

与峰振幅相似,峰潜伏期的第二个缺点是对高频信号敏感。如果一个峰比较宽并且平的话,高频噪声可能会导致峰值点与峰的中心点相距

较远(见图 6.2 中的局部峰)。实际上,相对于峰振幅测量来说,这个问题对峰潜伏期测量更为严重,因为受噪声干扰的峰可能在振幅上与真正的峰值还比较接近,但在时间上却相距很远。与峰振幅测量时一样,我们可以通过过滤波形中的高频信号来缓解这个难题(见图 6.2C 中的局部峰)。

与峰振幅相似,峰潜伏期的第三个缺点是,它会随着整体噪声水平的增加而发生系统性的改变。具体来说,噪声水平越大,平均峰潜伏期会越接近测量时间窗的中心。为了更好地理解这一现象,请想象一段完全由随机噪声组成的 ERP 波形。如果你在 200—400 ms 的时间窗内测量峰潜伏期,对于单个试次而言,其峰潜伏期将随机地分布在这个时间窗内的任一时刻点上,因此最终的平均值将会位于时间窗的中心。如果波形中既有信号也有噪声,则最终的平均峰潜伏期将会落在真正的峰值点和时间窗中心之间的某个时刻点上。

峰潜伏期的第四个缺点是非线性。也就是说,从总平均波形中测得的峰潜伏期,与从所有被试波形中分别测量峰潜伏期后再平均得到的结果并不总是一样。类似地,从单个被试平均波形中测得的峰潜伏期,与从单个试次中测量峰潜伏期后再平均的结果也可能会不一样。

239

峰潜伏期的第五个缺点是,它与峰振幅隐含了同样错误的观点,即峰和成分是一回事,而电位达到峰值的那一刻是很特殊的。电位达到峰值的那一刻很大程度上取决于各种重叠成分的特性和感兴趣成分的波形,因此峰潜伏期与 ERP 成分的时间进程并没有特殊联系。

尽管有诸多缺点,但由于没有更好的选择,峰潜伏期测量常常又是最好的办法。当使用峰潜伏期测量时,请做到以下几点:(1)滤掉波形中的高频噪声;(2)用局部峰测量而不是绝对峰测量的方法;(3)保证相互比较的波形间有相近的噪声水平;(4)记住峰潜伏期只是对成分时间进程的一种粗略的、非线性的测量手段。

部分面积潜伏期

在某些条件下,我们可以采用部分面积潜伏期测量方法来避开峰潜伏期测量的诸多缺点,就像采用平均振幅测量时一样。测量部分面积潜

伏期时,先计算某一特定潜伏期范围内 ERP 波形的面积,接着找到把该面积分为预先设定的比例的那个时刻点(该方法最早是由 Hansen 和 Hillyard 在 1980 年使用)。通常采用的比例是一半,称为 50 % 面积潜伏期测量。图 6.3A 显示了一个例子。图中测量时间窗是 300—600 ms,该时间窗下的波形区域在 432 ms 时被分为了两块面积相同的部分,因此 50% 面积潜伏期是 432 ms。

这种方法测得的潜伏期很大程度上取决于所采用的时间窗。例如,如果图 6.3A 中的时间窗不是 300—600 ms 而是 300—500 ms 的话,测得的 50% 面积潜伏期就会更早些。因此,该方法不适于测量某一成分的绝对潜伏期,除非测量时间窗覆盖了整个成分,并且不存在其他的重叠成分。然而,峰潜伏期也不是一个好的测量绝对潜伏期的方法,因为它会受到重叠成分的很大干扰,并且对波的具体形状相当不敏感。幸运的是,在

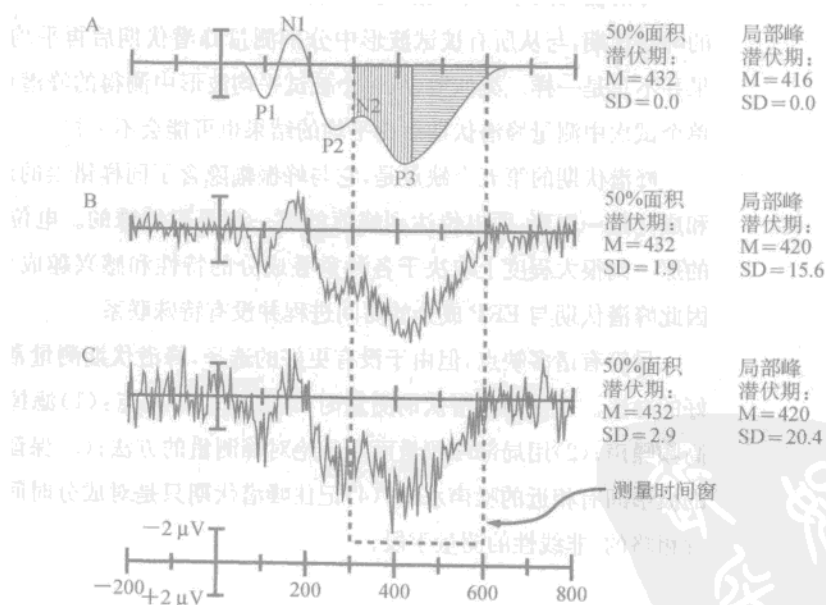


图 6.3 对不同的波形应用 50% 面积潜伏期测量和局部峰潜伏期测量。(A) 无噪声的 ERP 波形。(B) 含中度噪声的 ERP 波形。(C) 含明显噪声的 ERP 波形。此例中, 分别测量了 100 条波形, 图中标出了 100 次测量的平均值(M)和标准差(SD)。负电位朝上。

大多数实验中,我们真正关心的并不是成分的绝对潜伏期,而是两个条件间的相对潜伏期。因此,当决定如何来测量实验中的潜伏期时,应该选用一种能够正确地区分出两条件间潜伏期差异的方法。很多时候,即使所采用的时间窗并没有覆盖整个成分,并且有来自其他成分的重叠干扰,50%面积潜伏期测量仍可以正确地定性判断条件间的潜伏期差异。

50%面积潜伏期测量的一个优点是它对噪声不敏感。为了体现这一点,我在图 6.3A 的波形中加入了随机(高斯)噪声,并分别测量了 P3 波的 50%面积潜伏期和局部峰潜伏期。共采用了两种噪声水平,各进行了一百次测量,以模拟测量时的不同变异。当噪声水平是 $0.5 \mu\text{V}$ 时,局部峰潜伏期的标准差是 15.6 ms,而 50%面积潜伏期的标准差仅为 1.9 ms。图 6.3B 显示了其中一个试次的模拟波形(对于模拟的 100 个试次来说,基本波形相同,但噪声彼此不同)。当噪声水平增高至 $1.0 \mu\text{V}$ (图 6.3C),局部峰潜伏期的标准差是 20.4 ms,而 50%面积潜伏期的标准差仅为 2.9 ms。对数据进行滤波能很大程度上减少峰潜伏期的变异,因此为公平起见,对峰潜伏期的检验应该在过滤后进行。当通过与高斯脉冲响应函数($\text{SD}=30 \text{ ms}$,半振幅截止频率为 6 Hz)进行卷积滤波后,峰潜伏期的标准差在 $0.5 \mu\text{V}$ 和 $1.0 \mu\text{V}$ 的噪声水平下分别下降到了 3.3 ms 和 6.1 ms。可见,即使对数据进行滤波后,峰潜伏期的标准差仍然是 50%面积潜伏期的标准差的差不多两倍大。

50%面积潜伏期测量还有另外几个优点。首先,该方法适于测量那些没有一个明确的峰或者有多个峰的成分的时间进程。其次,该方法对于噪声水平不同的数据能得到相同的期望值。再次,50%面积潜伏期是线性的,因此测得的平均值将能够和总平均波形图很好地对应。最后,与峰潜伏期相比,50%面积潜伏期与反应时的对应关系更直接,这会在下一节讨论到。

虽然 50%面积潜伏期有着相对于峰潜伏期的诸多优点,但它也有一个严重的缺点。那就是,当时间窗范围没有大部分地覆盖住感兴趣的 ERP 成分,或者在时间窗范围内有很多重叠 ERP 成分的干扰时,该方法将对结果产生严重扭曲。不幸的是,这个缺点将使得 50%面积潜伏期测

量对于大部分实验都不适用。该方法主要适用于那些比较大的晚期成分(如 P3 和 N400),或者是能够通过差异波的方法分离出感兴趣成分的情况。以我自己为例,我只在两个研究中使用了 50%面积潜伏期的方法(Luck, 1998b; Luck & Hillyard, 1990)。但在那两个研究中,我主要感兴趣的是 ERP 潜伏期与行为反应时之间的关系。因此,50%面积潜伏期测量既是一种非常有用的方法,也有相当的局限性,对于那些能够分离出特定 ERP 成分的实验来说,该方法特别奏效。

在本节结束之际我要强调的是,测量 ERP 潜伏期是很困难的。峰潜伏期测量方法有很多问题,而 50%面积潜伏期测量虽然相对而言有一些优点,但也只适用于一些很局限的条件。而更复杂的 PCA 和 ICA 技术是用来测量 ERP 振幅的,不能被用来测量潜伏期(这些方法一般假设潜伏期是不变的)。因此,在解释潜伏期的结果时一定要非常谨慎。

比较 ERP 潜伏期和反应时

在很多研究中,比较 ERP 潜伏期效应的大小和反应时(RT)效应的大小都是很有用的。这种比较看起来很直接,但实际上很困难。问题在于 RT 通常反映的是多个试次的平均值,而 ERP 波形中的峰潜伏期与单个试次潜伏期分布的峰值(即众数)更紧密相关,而 50%面积潜伏期与单个试次潜伏期分布的中位数更紧密相关。在很多实验中,RT 差异主要受 RT 分布的尾部变化所影响,因为尾部变化对平均数的影响要比对众数或中位数的影响更大。因此,ERP 潜伏期效应往往比平均 RT 效应要小。

为了清楚地说明这个问题,在图 6.4A 中显示了一个假想实验中 RT 的两种可能分布情况,分别对应于两种实验条件:容易和困难。图中每一点代表了 RT 落在该时刻 ± 15 ms 范围内的可能性(即该图为一个柱宽为 30 ms 的直方图)。与典型情况下一致,图中的 RT 分布是倾斜的,向右侧延伸的尾部对应那些长的 RT。造成两条件间 RT 差异的主要原因是,相对较长的 RT 所占的比例不同,而不是 RT 分布的单纯位移。假设该实验中 P3 波与反应精确地时间锁定,总是在反应后 150 ms 达到峰值。那么,在不同的试次中 P3 波将发生在不同的时刻,其可能性分布将与同条件下

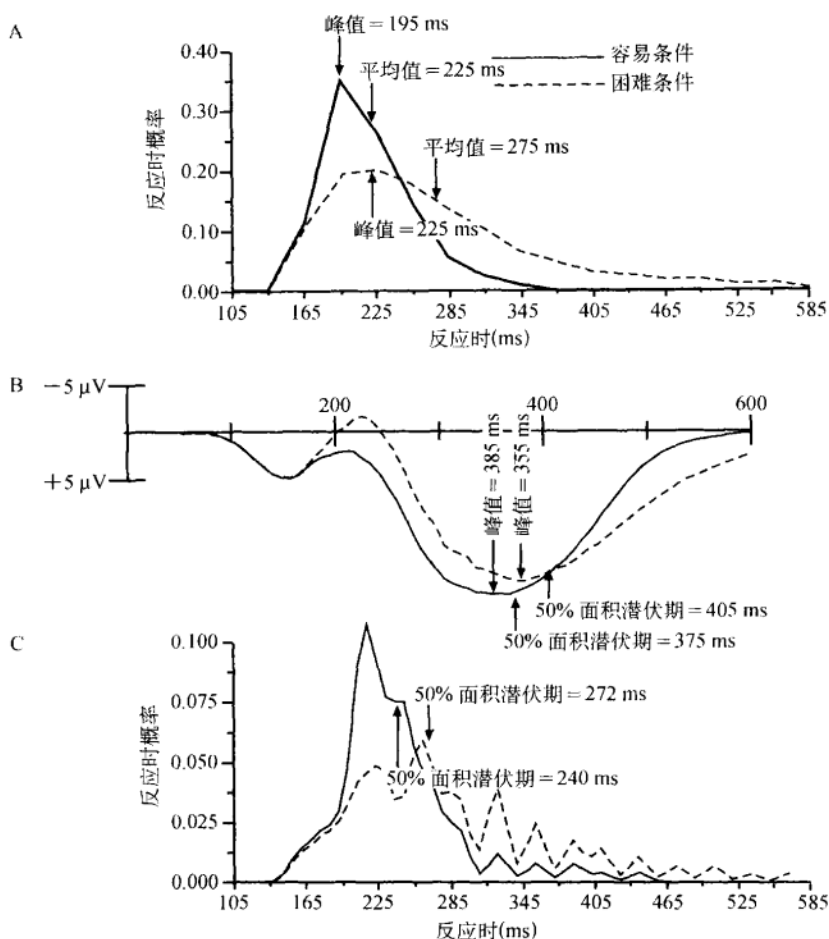


图 6.4 (A)一个假想实验中,容易条件和困难条件下各时间段(段宽=30 ms)所对应的反应时概率的直方图。(B)当早期成分对反应时不敏感,而P3波精确地时间锁定于反应时,该假想实验所得到的ERP波形。负电位朝上。(C)显示任一时刻点反应时概率的反应密度波形。

244

RT分布的形状相同(但向右移了150 ms)。进一步假设较早的ERP成分是与刺激时间锁定,而不是与反应时间锁定。图6.4B显示了两种条件下的平均ERP波形结果。

由于容易条件下的RT大部分集中在一个较窄的时间范围内,单个

试次的 P3 也将集中在较窄的时间范围内,导致平均 ERP 波形的 P3 峰将在 RT 分布的峰后约 150 ms 出现(来自其他成分的重叠会影响到峰的精确潜伏期)。虽然有些单个试次的 RT 会比较长,但由于所占比例较小,不会对平均 ERP 波形中 P3 的峰潜伏期造成太大的影响。

困难条件下的平均 RT 比容易条件下要晚 50 ms。然而,这种 RT 效应主要是由于较长 RT 的增多造成的,而在 RT 分布图中,困难条件下的峰只比容易条件下晚 30 ms 而已。由于平均 ERP 波形中 P3 波的峰是与 RT 分布的峰紧密关联的,因此困难条件下的 P3 峰潜伏期也只比容易条件下晚 30 ms,即 P3 波的峰潜伏期的变化模式反映了 RT 分布中的峰(众数)的变化,而不是平均数的变化。由于 RT 效应主要由 RT 分布的尾部增加而不是由整体分布的位移所引起,峰潜伏期的改变通常要比平均 RT 的改变要小,即使实验调控对于成分和反应的影响方式是完全一样的。因此,不应该直接比较 ERP 峰潜伏期的效应值和平均 RT 的效应值,除非你知道 RT 效应反映的是 RT 分布的简单的向右位移(可以通过画如图 6.4A 中那样的 RT 分布图来证明这一点)。

那么,我们如何来比较 RT 效应和 ERP 潜伏期效应呢? 答案是,必须要采用同样的测量方法。一种办法是对 ERP 和 RT 都采用峰潜伏期的测量方法(对 RT 而言就是在 RT 的概率分布图中找到峰)。但是 RT 分布的峰不可能很好地反映 RT 效应,因为 RT 效应通常是由那些较长 RT 的变化所引起的。并且,RT 分布一般会有较大的噪声,除非你测量了数千次 RT,因此对于大多数实验来说,想要稳定地测量一个 RT 分布的峰是很困难的。此外,正如本章稍早部分介绍的,ERP 波形的峰潜伏期也并不是一个测量内在成分时间进程的很好的办法。

50%面积潜伏期测量的是把 ERP 波形区域平分面积的那个时刻点,这和 RT 的中位数很类似,RT 中位数也是一个时刻点,把较快的一半 RT 和较慢的一半 RT 分开。事实上,我曾在一个研究中比较了 P3 波的 50%面积潜伏期和 RT 中位数,结果相当不错(Luck, 1998b)。但是,50%面积潜伏期和 RT 中位数在原理上并不完全一致,因为 RT 中位数并不考虑中位数两侧的那些 RT 的具体值。例如,如果在 RT 分布中有一半 RT 在

200 到 300 ms 之间,而另一半 RT 在 300 到 400 ms 之间,那么 RT 中位数是 300 ms;而如果一半 RT 在 290 到 300 ms 之间,而另一半 RT 在 300 到 5000 ms 之间的话,RT 中位数仍将是 300 ms。

因此,我们需要一种测量方法,来找到把 RT 分布区域进行面积平分的那个时刻点,就像 50% 面积潜伏期是对 ERP 波形区域进行面积平分一样。问题在于 RT 是离散的非连续事件,这对于面积测量是一个难题。要得到可测面积的曲线,一种方法是对 RT 概率的直方图(如图 6.4A)进行计算。但这种直方图并不是真正连续的,因此并不是测量面积的完美方法。进行单细胞记录研究的那些研究者也面临着同样的问题,因为神经脉冲也是离散的非连续事件。为了从一组神经脉冲中造出连续的波形,他们发明了脉冲密度波形(*spike density waveforms*)的方法(见 Szűcs, 1998)。在这种方法中,每一个脉冲都被一个连续的高斯函数所代替,高斯函数的峰值时刻正是脉冲的发生时刻,然后再把所有的高斯函数相加,得到最终波形。我们可以对反应时使用相同的方法,来造出反应密度波形(*response density waveforms*)。

图 6.4C 显示了这种波形的一个例子。先把图 6.4A 的直方图中的那些单次反应都替换为标准差为约 8 ms 的高斯函数,再对所有的试次进行迭加平均,得到该波形。测量该波形的 50% 面积潜伏期,方法和测量 ERP 波形时一样。结果显示,容易条件下的反应时为 240 ms,而困难条件下为 272 ms,两者间相差 32 ms,这与用 50% 面积潜伏期方法测量 ERP 波形时得到的 30 ms 的差异吻合的很好。

我不知道有谁用过这种方法,而我确信这种方法也是有局限的(我在前一节的结尾部分介绍了一些 50% 面积潜伏期方法的局限)。但是,用这种方法来比较 RT 效应和 ERP 潜伏期效应,无疑要比直接比较 ERP 峰潜伏期和平均 RT 要好。

起始潜伏期(Onset Latency)

对于很多实验来说,知道 ERP 成分出现的起始时间是否在条件间发生变化,是很有用的。不幸的是,测量起始潜伏期是很困难的。当感兴趣

成分的起始部分与其他 ERP 成分重叠在一起时,根本没有办法直接从波形中测量其起始时间。要测量起始时间,就一定要在某种程度上移除重叠成分。最常见的方法是通过差异波来分离出感兴趣成分(如在第二章中介绍过的通过差异波分离出侧向化准备电位)。也可以用一些更复杂的方法,如偶极子源分析和独立成分分析(ICA),来分离 ERP 成分。

即使成分被分离后,测量其起始时间仍是很困难的。主要原因在于,根据定义,在成分的起始时刻成分的振幅要为零(或接近零),而同时信噪比也要为零(或接近零)。因此,波形中的任何噪声都可能会掩盖真正的起始时刻。近年来研究者发展出了一些不同的方法来测量起始时刻,我将介绍其中最常用的几种。

一种简单的方法是,把每个被试的波形都画在纸上,然后让一个不知实验目的的人拿一把直尺来量出波形上 $0\mu\text{V}$ 的点,所对应的时刻点就被记为起始时刻。这是很费时的,并且此方法有一个假设,即可以把成分正确地描述为线性递增的波形。这种方法尽管有一些主观但却很好用,因为它利用了人类视觉系统所采用的一些精密的直觉。但这种方法也容易引起偏向,因此一定要要求判断潜伏期的人不知道每条波形所属的实验条件。

第二个方法是采用本章前面介绍过的部分面积潜伏期测量方法。这回不是要找那个把波形分为面积相等区域的时刻点,而是要找那个分出前 25% 面积区域的时刻点(见 Hansen & Hillyard, 1980)。这种方法很有效,但会受到成分中远晚于起始时刻的部分的影响。想象一下波形 A 和 B 有相同的起始时刻,但在较晚的时刻,波形 B 的振幅要比波形 A 更大。那么波形 B 的总面积就要比波形 A 更大,因此到达 25% 面积的时刻点也要比波形 A 更晚。

第三种方法是,找到波形的振幅超过随机水平的那个时刻点。可以利用刺激前电位的方差来定义超过随机水平的振幅,波形的起始时刻就是那个首次达到超随机水平振幅的时刻(具体细节请参考 Miller, Patterson & Ulrich, 1998; Osman et al., 1992)。不幸的是,这种方法非常受噪声水平影响,而噪声水平在不同的被试和条件间可能会变异很大。

与此相关的一个方法是,找到两种条件彼此差异达到显著的那个时刻点,来作为实验效应的起始潜伏期。最简单的办法就是在每个时刻点上对两种条件进行 t 检验,找到首个 p 值小于 0.05 的点。该方法的问题是,由于进行了很多的比较,很容易得到虚报的假结果。当然可以通过多重比较进行修正,但这往往会得到高度保守的结果,即检验显著的時刻点要远晚于真正的效应起始时刻。一个折中的办法是以下面两个标准来找出起始时刻:(1)该点 p 值小于 0.05;(2)随后的 N 个点的 p 值也都小于 0.05(N 通常为 3—10)。基本思路是,不可能出现一连串的假结果,因此此方法可以排除假结果。这是相当合理的,但有一个前提假设,即某一时刻点的噪声与临近点的噪声是相互独立的。该假设一般情况下并不成立,对于经过低通滤波的数据而言,则完全不成立。如第五章所介绍的,低通滤波把电位在时间上展开,在某一时刻点上的噪声也因此被传递到周围的时刻点。然而,如果数据没有进行极端的低通滤波,并且 N 足够大的话(如对应于 100 ms),该方法很可能效果不错。

Miller、Patterson 和 Ulrich(1998)发明了一种出色的方法,来测量两条条件间侧向化准备电位的起始潜伏期差异,该方法也同样适用于其他可以从 ERP 波形中分离出来的成分。该方法是,对于两种条件下的总平均波形,分别找到电位达到某一特定值(如波形峰振幅的 50%)的时刻点。根据这个时刻点在两条条件间的差异,估计出两条条件起始时刻的差异。因为这种估计是基于总平均波形中的一个具有相当大振幅的点,因此对噪声不敏感。之后可以利用折刀技术(*jackknife technique*)对估计的结果进行统计显著性检验,以评估标准误(具体细节参见 Miller, Patterson & Ulrich, 1998)。折刀技术是一项理由充足的技术,Miller 及其同事(1998)进行了一系列的模拟后,显示该技术在真实的条件下很有效。

统计分析

当你从一组被试中搜集了 ERP 波形,并测量了振幅和潜伏期后,接下来就该进行一些统计分析,来看看实验效应是否显著了。在大部分认知 ERP 实验中,研究者都是在完全交叉因素设计(*completely crossed*

factorial design)中寻求主效应或交互作用,因此 ANOVA 是主要的统计方法。我也将只介绍这一种方法。其他的一些方法有时候很有用,但超出了本书的范畴。

在介绍如何使用 ANOVA 来分析 ERP 数据之前,我要澄清一点:我认为统计学并不是什么好东西,尽管它很必要。我们常常把 0.05 的 α 水平视为有某种魔力一样,把 $p < 0.05$ 的实验效应认为是“真实的”,而把 $p > 0.05$ 的效应都看成是不存在的。这显然是很荒谬的。毕竟,如果 $p = 0.06$ 的话,意味着效应随机发生的概率只有 6%,这也处在很低的水平。并且,几乎每个 ERP 实验都违反了 ANOVA 的前提假设,因此我们得到的 p 值只能大体上反映 I 类错误的真实概率。但从另一方面来看,当检验一组比较微弱的实验效应时,我们总要有有一个标准来衡量这些效应是否可信,那么 p 值又聊胜于无了。

为避免传统统计学所带来的问题,我给出两个专门的建议。首先,尽可能通过实验设计的方法,来使得实验效应远大于噪声水平,进而得到很低的 p 值(0.01 或更小)。这样的话,你就不必担心由于一个“差”被试而导致 p 值没有达到神奇的 0.05 水平。并且,如果实验效应远大于噪声水平,你会对结果中一些没有进行统计分析的细节部分有一定的信心(如实验效应的起始时刻和结束时刻)。第二个建议是,使用一种不会失灵的统计方法,即重复(见提示 6.1)。如果你接连在一系列实验中发现了同样的效应,则说明它是个真正的效应。如果你只在大概一半的实验中发现了某效应,说明它是一个微弱的效应,你应该想办法来使该效应变得更强烈些,以便更容易地去研究它。

重复是最好的统计。我是在 Hillyard 的实验室当研究生时学到这一点的,尽管那时候没有谁大声地说这句话。我现在经常大声地对我的学生们说这句话。重复并不要求数据符合正态

的、球形的或是独立的假设；重复不会被异常值所扭曲；重复是科学的基石；重复是最好的统计。

必然性原则(corollary principle)——Hillyard 倒是大声说过这个词——是指：结果越重要，在发表前重复该结果也越重要。这有两个原因。第一个原因很明显：你并不想以一个大胆的、全新的但却是错误的结论来欺骗自己。第二个不是很明显的原因是：如果你想要人们给予你这个重要的新结果以应有的重视，你应该保证人们没有怀疑它的理由。当然，把一个实验完全重做一遍是很不划算的。一个好的思路是进行后续实验，既重复之前实验所得到的结果，又对其进行扩展(例如，可以衡量结果的通用性，或排除另一个可能的解释等)。

标准方法

为了阐述用 ANOVA 分析 ERP 数据的标准方法，我介绍一下我对第一章开始时提到的实验所进行的一些分析。在该实验中，我们通过分布在额区、中央区和顶区的两侧及中线的电极(即 F3、Fz、F4、C3、Cz、C4、P3、Pz 和 P4)来记录数据。呈现给被试的刺激是一系列的 X 和 O，被试的任务是对 X 按一个键，对 O 按另一个键。在一些区组中，X 的比例较高(75%)而 O 的比例较低(25%)，另一些区组中则相反。我们还通过改变刺激的亮度来控制 X/O 分辨的任务难度。实验重点关注 P3 波，也讨论了 P2 和 N2 成分。

在测量这些成分的振幅和潜伏期之前，我先对 X 和 O 的数据进行了合并，得到两条波形，一条对应于高比例刺激，另一条对应于低比例刺激。之所以这样做的一个简单原因是，我们并不关心 X 和 O 本身有什么差异，把二者合并起来可以减少 ANOVA 中的因素数量。ANOVA 中的因素数量越多，要计算的 p 值数量就越多，也就越有可能出现一个由随机原因引起的小于 0.05 的 p 值[这被称为实验式错误(*experimentwise error*)

的增加]。通过合并无关因素可以避免这一问题(同时还能避免去解释一个怪异的、很可能错误的五重交互作用)。

图 6.5 是该实验的结果,分别显示了 Fz、Cz 和 Pz 电极的波形。从图中可以明显地看出,低比例刺激比高比例刺激诱发了更大的 P2、N2 和 P3 波,尤其对于亮刺激更是如此。因此,对于每个成分的振幅来说,我们希望能看到显著的刺激比例的主效应,和比例×亮度的交互作用。

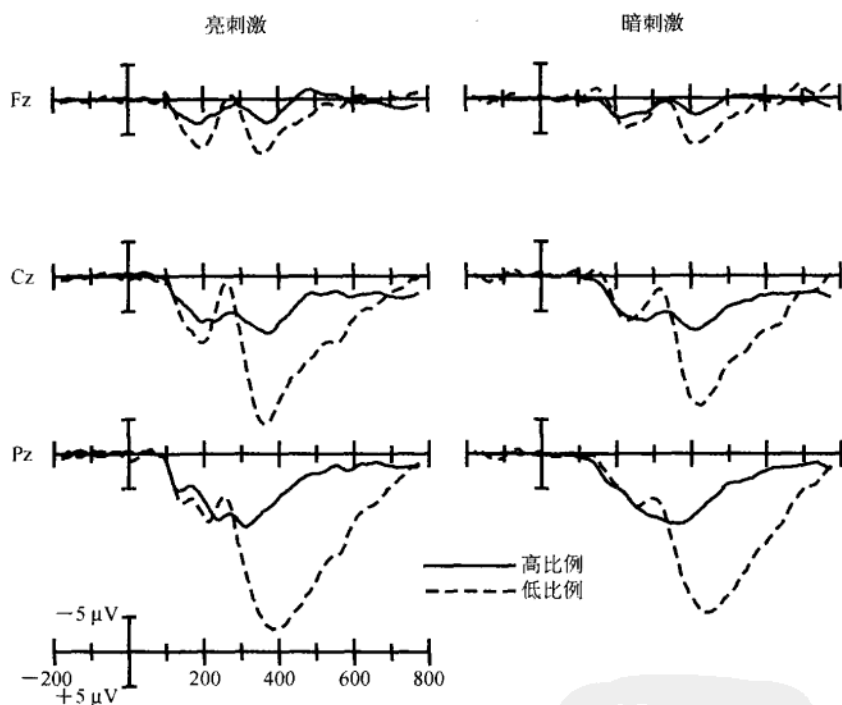


图 6.5 高、低比例刺激在亮暗两种条件下的总平均 ERP 波形。

对 P3 振幅的分析相对简单一些。我们以 300—800 ms 的时间窗在九个电极上分别测量了 P3 的平均振幅,并进行了被试内四因素 ANOVA 分析。四因素分别为:刺激比例(高/低)、刺激亮度(亮/暗)、电极的前后分布(额区/中央区/顶区)、电极的左右分布(左侧/中线/右侧)。我们也可以只用电极位点这个因素(含九个水平)来分析,但把电极分解为几个

代表不同空间维度的因素通常能提供更多的信息。与图 6.5 中的波形一致,ANOVA 的结果显示,刺激比例的主效应非常显著, $F(1,9) = 95.48$, $p < 0.001$, 而比例 $\times$ 亮度的交互作用也非常显著, $F(1,9) = 11.66$, $p < 0.01$ 。

一些研究者对每一个电极(或分别对左侧/中线/右侧的电极组)进行单独的 ANOVA 分析,而不是在 ANOVA 中把电极设为一个因素。尽管这种方法可能有一些优点,但也同时增加了 I 类错误(错误地拒绝了零假设)和 II 类错误(错误地接受了零假设)的概率。I 类错误会增加是因为,当对每个电极进行单独的 ANOVA 分析时会产生更多的 p 值,从而更有可能得到一个达到 0.05 水平的假效应。II 类错误会增加是因为,虽然一个小的效应可能在每一个电极上都达不到显著性,但如果效应在多个电极上都有所表现的话,对所有这些电极进行统计分析足以令该效应达到显著性。

254

即使要在一个单独的 ANOVA 分析中包含多个电极,一般也最好不要包含整个头皮的电极。实际上,最好的办法是,只在那些表现出某 ERP 成分的电极上对该成分进行测量和分析。否则,那些没有表现出该成分的电极会增加分析的噪声,或者那些电极上的一些其他成分会对结果造成扭曲。并且,有时候只分析那些感兴趣成分很大而其他成分很小的电极是很有用的,这样其他成分将不会对感兴趣成分的测量结果造成扭曲。以本实验为例,我们分析 P3 时使用了所有的九个电极,因为在所有电极上 P3 成分都比其他成分大得多;而分析 P2 时只使用了额叶的电极,因为在这些电极上 P2 效应很大,而 N2 和 P3 波相对较小。但是,如果你想得到一个关于某成分头皮分布的结论,就很有必要从所有电极上进行测量。

提示 6.2 中介绍了一些关于如何在文章中描述 ANOVA 结果的思路。

提示 6.2 统计的表述

255

如 ANOVA 这样的推断性统计方法告诉我们的是,能在多

大程度上信任我们的数据。由此可见,统计结果并不是数据,只是判断数据模式是否可信的一种方法。然而,许多 ERP 文章把结果部分写得好像这些推断性统计才是主要结果一样,根本不提描述性统计结果或者 ERP 波形。例如,下面就摘录自一个结果部分:

结果

对于 P3 振幅,刺激比例的主效应显著, $F(1,9) = 4.57$, $p < 0.02$ 。电极位点的主效应也显著, $F(11,99) = 3.84$, $p < 0.01$, 并且有显著的刺激比例 $\times$ 电极位点的交互作用, $F(11,99) = 2.94$, $p < 0.05$...

在这个例子中,读者得知在 P3 波上刺激比例的主效应显著,但无法得知 P3 到底是对于高比例刺激更大,还是对于低比例刺激更大。这种情况并不少见,我就在评审杂志的稿件时看到过多次与此类似的结果部分。一定要记住,推断性统计是用来支持波形和方法的,决不能只给出统计结果而不对实际数据进行描述。持相同观点的不只我一个。比如,几年前 *Perception & Psychophysics* 杂志的发表指南中就明确指出:“结果部分,连同其中的统计分析,其目的是把实验结果清楚地呈现给读者……应该先向读者呈现研究的发现,然后才是统计分析”(Macmillan, 1999, 第 2 页)。

与电极的交互作用

图 6.5 清楚地显示了,高、低比例刺激的 P3 振幅差异在后部电极比前部电极更大。这导致了显著的刺激比例 $\times$ 电极前后分布的交互作用, $F(2,18) = 63.92$, $p < 0.001$ 。此外,与暗刺激的比例效应相比,亮刺激的比例效应在顶区要更大些,而在额区则没有多少差别。这导致了显著的刺激比例 $\times$ 刺激亮度 $\times$ 电极前后分布的三重交互作用, $F(2,18) = 35.17$, $p < 0.001$ 。

根据这个交互作用,你可能会下这样的结论:对亮、暗刺激的反应涉及了不同的神经源位点(neural generator site)。但正如 McCarthy 和 Wood(1985)曾指出的,当两种条件的平均振幅不同时,涉及电极位点因素的 ANOVA 交互作用是不太靠得住的。图 6.6 就说明了这点。图中条件 A 和条件 B 反映了同一神经源在这两个条件下所表现出的头皮电位分布。如果该神经源在条件 B 下的激活水平比条件 A 下大 50%,那么条件 B 下每个电极的电位都将比条件 A 下大 50%。这是一个乘法效应,不是加法效应,即 Fz 电极的电压从 $1\mu\text{V}$ 增加了 $0.5\mu\text{V}$ 变为 $1.5\mu\text{V}$,而 Pz 电极的电压从 $2\mu\text{V}$ 增加了 $1\mu\text{V}$ 变为 $3\mu\text{V}$ 。图 6.6 的条件 C 显示的是加法效应。该条件下,每个电极的绝对电压都增加了 $1\mu\text{V}$,但这并不是单个神经源的强度发生改变所能得到的模式。由此可见,如果单个神经源的强度在一个条件下比另一条件下更大的话,条件和电极位点之间的交互作用就会发生(如条件 A 和 B 所示),而涉及多个神经源位点的变化有时却能产生一个纯的加法效应(如条件 A 和 C 所示)。

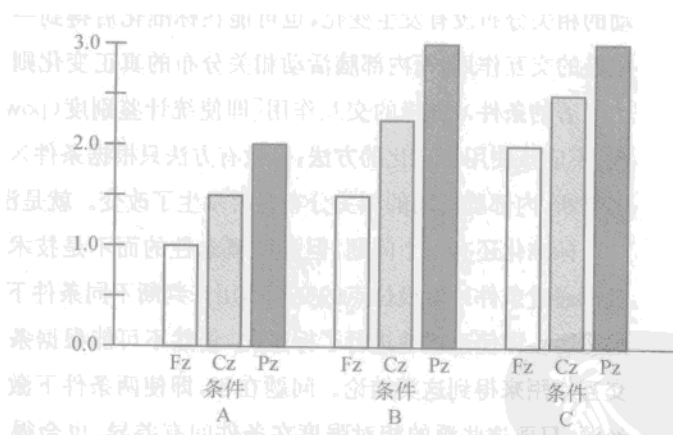


图 6.6 ERP 头皮分布的加法效应和乘法效应。条件 B 与条件 A 相比,神经源位点的活动水平增加了 50%,导致每个电极上的电压也增大了 50%。这是乘法性的变化。条件 C 与条件 A 相比,每个电极的电压都增大了 $1\mu\text{V}$ 。这是加法性的变化,一般不由神经源位点的活动水平增加而引起。

256

为了判断实验条件和电极位点的交互作用是否真的反映了内部神经源的变化,McCarthy 和 Wood(1985)提出了对数据进行标准化的方法,来

257

去除条件间整体振幅的差异。具体来说,就是通过对数据进行按比例缩放,使得两种条件下各电极的电压值都控制在 0 到 1 的范围内。要达到这一点,你只需要在每个条件下都找到电压最大和最小的两个电极,然后根据下面的公式,算出该条件下的每个电极的新电压值:

$$\text{新电压} = (\text{旧电压} - \text{最小电压}) \div (\text{最大电压} - \text{最小电压})$$

只要进行了标准化处理,条件间的整体电压水平就没有差异了,条件 $\times$ 电极位点的交互作用就不会再被内在神经源的活动强度与各电极的电压分布之间的乘法关系所扭曲了。因此,应用标准化后的数据所得到的显著的交互作用,就一定反映了内部脑活动的相关分布的变化。

但有一个问题。在许多实验室使用标准化的方法差不多已有 20 年的时候,Urbach 和 Kutas(2002)令人信服地证明了,该方法并不奏效。由于一整套高深的技术原因,当把电极作为 ANOVA 的一个因素时,标准化的方法将不能对其中的乘法性交互作用进行正确的调整。即使内部脑活动的相关分布没有发生变化,也可能在标准化后得到一个显著的条件 $\times$ 电极的交互作用;而内部脑活动相关分布的真正变化则可能不会产生一个显著的条件 $\times$ 电极的交互作用[即使统计鉴别度(power)无限大]。因此,不应该使用标准化的方法,也没有方法只根据条件 $\times$ 电极的交互作用来判断,内部脑活动的相关分布是否发生了改变。就是没办法!

标准化还有一个问题,但那是概念性的而不是技术性的。许多研究者都通过条件 $\times$ 电极位点的交互作用来判断不同条件下是否涉及了同样的脑区。即使正确进行了标准化,仍然不可能根据条件 $\times$ 电极位点的交互作用来得到这类结论。问题在于,即使两条件下激活的是同一批神经源,只要这些源的相对强度在条件间有差异,也会得到显著的交互作用。如果脑区 A 和脑区 B 在一个条件下的激活水平分别为 6 和 12,而在另一种条件下分别为 8 和 9,则会导致头皮分布在条件间发生改变,从而产生显著的条件 $\times$ 电极位点的交互作用。但是,即使神经源的激活水平在条件间没有发生变化,只要其中一个神经源的潜伏期在条件间发生变化,那么我们在任一时刻所测到的头皮分布就可能会在条件间发生改变。

因此,不能根据 ANOVA 的结果下神经源激活水平不同的强结论。

对 ANOVA 假设的违反

众所周知,ANOVA 方法的前提假设是,数据要符合正态分布,并且不同条件下的方差要一样。这些假设经常被违反,但如果只是轻中度的违反,ANOVA 是很稳定的,几乎不会改变 I 类错误的实际发生概率 (Keppel, 1982)。除非对假设的违反很严重(例如,不同条件下的方差相差两倍以上),否则根本不必担心其结果。然而,当使用被试内的 ANOVA 时,还有一个前提假设,即协方差的同质性(也被称为球形假设)。该假设只能用于那些至少有三个水平的因素。例如,设想在一个实验中每个被试都参加了三个条件,C1、C2 和 C3。大部分情况下,在 C1 中表现好的被试在 C2 和 C3 中表现也好;实际上,这种条件间的相关是被试内 ANOVA 的一个重要特征。协方差同质性假设就是指,C1 和 C2 的相关程度与 C2 和 C3、C1 和 C3 的相关程度是一样的。该假设不能用于只有两个水平的因素,因为这时只有一个相关。

259

ERP 实验比其他大部分实验都更多地违反了协方差同质性假设,因为近处电极的数据一般要比远处电极的数据更相关。比如,Fz 电极处的随机 EEG 噪声会更多地扩散到 Cz 电极,而不是 Pz 电极。这样,Fz 和 Cz 之间的数据相关程度要比 Fz 和 Pz 之间更大。还有,当协方差同质性假设被违反时,ANOVA 就不是那么稳定了。这种违反会错误地导致 p 值降低,这样即使 I 类错误的实际概率是 15%,你也有可能得到一个小于 0.05 的 p 值。因此,有必要对该假设的违反进行处理。

最常见的处理方法是使用 Greenhouse-Geisser epsilon 校正(见 Jennings & Wood, 1976),该方法能抵消由于方差和协方差异质性(也称为非球形)引起的 I 类错误的扩大。对于 ANOVA 中每个超过一个自由度的 F 值,该方法通过向下调整自由度数目从而增大 p 值的方法,来体现每个 F 值的非球形程度。幸运的是,大多数主流统计软件都提供了该校正方法,很容易使用。

我们在之前介绍的 P3 振幅数据的统计分析中使用了 Greenhouse-

Geisser 校正。校正只影响了那些涉及电极因素的主效应和交互作用,因为其他的因素都只有两个水平(如高比例/低比例、亮刺激/暗刺激)。对于大部分的 F 检验来说,校正的效果并不明显,因为那些未校正的效应或者原本就不显著,或者原本太显著了,即使进行了适度的校正也不会有什么问题(如未校正的 p 值是 0.00005,校正后变为 0.0003)。但也有部分情况下,原来显著的 p 值在校正后变得不再显著了。比如,在对标准化数据的 ANOVA 分析中,电极前后分布的主效应在校正前是显著的 [$F(2, 18) = 4.37, p = 0.0284$],但校正后不显著 ($p = 0.0586$)。看起来该效应并不是什么大事,因为它在校正后不显著了。然而,最初的 p 值是不对的,校正后的 p 值更接近于 I 类错误的真实概率。并且,当使用的电极数很多时,校正幅度通常会很大,未校正时极有可能得到显著的但却是错误的 p 值。

在我看来,只要 ANOVA 中有超过两个水平的因素,就绝对有必要使用 Greenhouse-Geisser 校正(或一些相应的方法²),尤其当其中一个因素是电极位点时更是如此。这并不只是我的观点,而是业内的共识。事实上, *Psychophysiology* 杂志就专门要求作者或者使用校正的方法,或者要证明其数据没有违反球形假设。而对于其他杂志,绝大多数懂 ERP 的评审人也会要求使用校正的方法。即使你未经校正但却通过了评审,你还是应该对数据校正一下,因为不校正的话你的 p 值可能会受到严重扭曲。

事后比较

一旦你在 ANOVA 中发现了一个显著的效应,往往有必要再做一些分析来搞清楚该效应的意义。比如,如果有三个实验条件,而 ANOVA 显示实验条件的主效应显著,通常会进一步分析,三个条件间的差异到底是怎样的。或者,如果实验中交互作用显著,那么需要进一步分析交互作用的本质是什么。例如,在我们的 P3 实验中,我们发现了刺激亮度 $\times$ 刺激比例的交互作用,亮刺激比暗刺激有更大的比例效应。你可以通过进一步的分析来研究,是否比例效应只在亮刺激上显著而在暗刺激上不显著,或者是否亮度效应只在低比例刺激上显著而在高比例刺激上不显著。

回答这些问题的最简单方法就是,对其中一部分数据再进行一次 ANOVA 分析。比如,我们对亮刺激的数据进行了 ANOVA 分析,发现显著的比例主效应;对暗刺激数据的 ANOVA 分析也得到了显著的比例主效应。因此,我们可以下结论:无论亮、暗刺激都有显著的比例效应,即使最初的 ANOVA 结果显示,亮刺激比暗刺激的比例效应更大。

当对一部分数据进行一次新的 ANOVA 分析时,有可能会使用到原来 ANOVA 中的相应的误差项[这被称为“使用合并误差项”(pooled error term)]。使用合并误差项的优点是,它有更多的自由度,因此有更大的检验统计功效。缺点是,任何对方差协方差同质性假设的违反都会使该方法不再有效。由于 ERP 数据几乎总会违反这些假设,因此我建议在大多数情况下不要使用合并误差项。

还有一些因素是在进行进一步的分析时必须得考虑的。比如,计算的 p 值越多,由于随机原因而导致得到显著性结果的机会越大。但 ERP 研究与其他领域的研究在这些因素上并没有差别,因此在这里我就不再重复那些在标准统计课本中都会有相关讨论了。

262

分析多个成分

在标准的 ERP 分析中,对于每个测得的峰要做一个单独的 ANOVA。也可以把峰作为被试内因素,对多个峰的数据同时进行分析,但这没有体现 ANOVA 方法中单变量的精髓。也就是说,不同成分所测量的其实并不是不同条件下的同一变量。当然,对每一个峰进行一个单独的 ANOVA 会产生更多的 p 值,进而增加实验性错误,这在测量很多不同的峰时是一个比较严重的问题。如第二章所介绍,通常最好的办法是,一个实验只关注一两个成分,而不是在很多的成分中寻找实验效应,这可以最大限度地减少实验性错误。还可以对所有峰的数据进行一个单独的 MANOVA,但多变量统计方法超出了本书的范围(更多信息请参见 Dnochin & Heffley, 1978; Vasey & Thayer, 1987)。

如果一定要同时分析多个峰,尽量避免各成分在时间上重叠的问题就显得非常重要。例如,图 6.5 中的刺激比例效应在 P2、N2 和 P3 波上相

互重叠,这在中央区和顶区电极上尤为明显。特别是,暗刺激在 Cz 和 Pz 上没有表现出 P2 效应,这可能是由于 P2 潜伏期有所增加,从而把 P2 波推迟到了 N2 波的时间范围内,导致 P2 波和 N2 波相互抵消了。

当面对这样的数据时,你有三种方法可以选择。第一种是直接忽略 P2 和 N2 波,只关注 P3 波,因为 P3 波比 P2 和 N2 波都大很多,不可能被它们严重扭曲。如果实验设计是为了检验一个与某一成分相关而与其他成分无关的假设,该方法是一个非常合理的策略。第二种是使用一些更加复杂的方法,如 PCA 和 ICA。这也是一个比较合理的方法,只要你仔细考虑了这些技术的前提条件。第三种是使用简单的测量和分析方法,但精心选择测量时间窗和电极位点,以最大限度降低重叠成分效应(但须注意,重叠成分仍然有影响结果的可能)。

本例中,我们选择了第三种方法。我们采用 125—275 ms 的时间窗来测量 P2 的振幅,该时间窗覆盖了大部分亮、暗刺激的 P2 波。并且,为了最大限度地减少重叠成分的干扰效应,我们只在额区电极测量 P2 波,因为额区电极的 P2 波比较大,而其他成分比较小。通过分析发现,刺激比例的主效应显著, $F(1,9) = 6.13$, $p < 0.05$, 刺激亮度的主效应显著, $F(1,9) = 22.12$, $p < 0.002$, 刺激比例 $\times$ 刺激亮度的交互作用也显著, $F(1,9) = 5.44$, $p < 0.05$ 。尽管我们不能百分之百肯定,这些效应没有由于重叠的 N2 波和在 P2 潜伏期上的刺激亮度效应而受到一定程度的干扰,但是它们与图 6.5 中的波形对应得很好,很可能是真实的。

结束语

本节中,我介绍了对 ERP 数据进行统计分析的最常见的方法。正如我本节开始时提到的,这种方法并非没有瑕疵,但它也有两个重要的优点。第一点,也是最重要的,它是传统方法,这意味着人们可以很容易地理解和评价按这种分析模式得到的结果。第二点,尽管当 ANOVA 的假设被违反时,或者计算的 p 值很多时,采用 0.05 的一刀切标准显得有点愚蠢,但这是个相当保守的方法,让大家有一个共同的标准。我最后的建议是,向其他研究者展示结果时要使用标准方法,但在判断结果是否真实

时要更多地依赖高水平的检验统计功效、重复和常识。

(曲折译)

阅读参考

下面列出了一些对 ERP 测量和分析技术有用的杂志文献和书的章节。

Coles, M. G. H., Gratton, G., Kramer, A. F., & Miller, G. A. (1986). Principles of signal acquisition and analysis. In M. G. H. Coles, E. Donchin & S. W. Porges (Eds.), *Psychophysiology: Systems, Processes, and Applications* (pp. 183 - 221). New York: Guilford Press.

Donchin, E., & Heffley, E. F., III. (1978). Multivariate analysis of event-related potential data: A tutorial review. In D. Otto (Ed.), *Multidisciplinary Perspectives in Event-Related Brain Potential Research* (pp. 555 - 572). Washington, D. C.: U. S. Government Printing Office.

Jennings, J. R., & Wood, C. C. (1976). The e-adjustment procedure for repeated-measures analyses of variance. *Psychophysiology*, 13, 277 - 278.

Picton, T. W., Bentin, S., Berg, P., Donchin, E., Hillyard, S. A., Johnson, R., Jr., Miller, G. A., Ritter, W., Ruchkin, D. S., Rugg, M. P., & Taylor, M. J. (2000). Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: recording standards and publication criteria. *Psychophysiology*, 37, 127 - 152.

Rosler, F., & Manzey, D. (1981). Principal components and varimax-rotated components in event-related potential research: Some remarks on their interpretation. *Biological Psychology*, 13, 3 - 26.

Ruchkin, D. S., & Wood, C. C. (1988). The measurement of event-related potentials. In T. W. Picton (Ed.), *Human Event Related Potentials* (pp. 121 - 137). Amsterdam: Elsevier.

Squires, K. C., & Donchin, E. (1976). Beyond averaging: The use of discriminant functions to recognize event related potentials elicited by single auditory stimuli. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 41, 449 - 459.

Urbach, T. P., & Kutas, M. (2002). The intractability of scaling scalp distributions to infer neuroelectric sources. *Psychophysiology*, 39, 791 - 808.

Vasey, M. W., & Thayer, J. F. (1987). The continuing problem of false positives in repeated measures ANOVA in psychophysiology: A multivariate solution. *Psychophysiology*, 24, 479 - 486.

Wood, C. C., & McCarthy, G. (1984). Principal component analysis of event-related potentials: Simulation studies demonstrate misallocation of variance across components. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 59, 249 - 260.

认知神经科学的终极目标,是理解大脑的神经通路如何产生各种认知过程。这是一项富于挑战性的工作,其主要困难之一,就在于测量特定的神经细胞群在完成各种认知任务时如何工作。测量神经细胞群活动的几种最佳技术都具有损伤性,通常不能应用于人类被试,而用非人类被试来研究认知的众多方面又非常困难。PET 和 fMRI 提供的无损伤性定位方法,虽然可以测量由神经活动的总体变化所引起的大脑血流量的变化,但是这种血流量改变的速度很慢,不能用于实时测量大多数认知过程。ERPs 能满足时间分辨率的要求,但是缺少像 PET 和 fMRI 那样相对较高的空间分辨率。不过,ERPs 的确也能提供一些空间信息,而且,许多研究者正试图利用这些空间信息,为特定脑区内神经活动的时间过程提供一个测量。

本章的目的是,解释 ERP 源定位(*source localization*)通常如何进行,并对最常用的源定位技术提出讨论和批评。不过,在我开始之前,我想先提出一个重要告诫:我对 ERP 定位倾向于极其怀疑,本章内容则反映出了我的这种怀疑。其他许多研究者也对 ERP 定位持怀疑态度(如 Snyder, 1991),但是我相对于大多数人而言犹有过之。因此,不要假定我本章的结论和建议代表了大多数 ERP 研究者。在你决定是否应用源定位技术之前,你应该和更多更广的 ERP 专家交流。

从所用到的数学和各个步骤的具体实施两方面来说,源定位都很复杂,如果要提供主要技术的细节性描述,那需要另外一整本书。所以本章主要集中在简单描述两类主要技术,包括描述它们的优缺点,以便读者能理解已发表的、使用了源定位技术的研究报告,并决定自己是否要应用这

种定位技术。

我在本章的主要建议是,初始和中级水平的 ERP 研究者不要尝试去定位 ERP 数据。ERP 定位是一件很棘手的事情,想做好它需要用到许多很复杂的技术,还需要丰富的经验。而且,目前被广泛应用的几种技术尚不尽如人意。不过,有许多聪明人正在努力改进这些技术,一些有前途的方法也初显端倪。因此,最终你可能要做一些源定位工作,而且你肯定要读带有定位结果的文献。所以,本章目标是,让你成为源定位工作的一个知情的、挑剔的观察者,而不是一个参与者。

概述

如果仅放一个偶极子到导电球体内部,你可以应用简单的方程式来预测球体表面可观察到的电压的准确分布。这被称为前向问题,它相对容易解决。电压可线性求和,这也意味着容易解决前向问题中多个偶极子同时活动的情况——各个偶极子的电压分布可以简单相加,来推出所有偶极子的电压分布。对真实头模型而言,前向问题也可以解决。

在解决逆问题时,困难来了。所谓逆问题,就是从观察到的头皮电压分布,来决定偶极子的位置和朝向。如果仅仅有一个偶极子,并且没有噪声,那么从一个模拟的偶极子可以得到一个前向的预测分布;通过比较这个预测分布和实际观察到的头皮分布,然后再调节偶极子以减小预测分布与实际分布之间的差异,就可能在任意期望的空间分辨率水平上解决这个逆问题。然而,如果你不知道偶极子的数目(或者如果活动是分布式的而不是偶极子式的),那么就不可能解决逆问题,因为在这种情况下,逆问题没有唯一解。换言之,对任意给定的头皮分布,存在无穷多个可以产生同样头皮分布的可能的偶极子组合(Helmholtz, 1853; Plonsey, 1963)。因此,即使数据完美得没有噪声,逆问题仍没有完美的解答。

研究者们对这个唯一解难题所提出的解决方法,可归为两类。一类是用小数目的等效电流偶极子,每一个偶极子代表一小块皮层区域的总活动(约 1—2 立方厘米),并假设这些偶极子随时间变化只能变化强度;即源定位方法中的等效电流偶极子(*equivalent current dipole*)类。第二

类把整个大脑(或者大脑皮层表面)分为数目相当多的小块(大约有几千块),然后计算这些小块的程度组合,使其既能够解释所观察到的头皮分布,又能够满足附加的数学限制;即分布式源(*distributed source*)类。

前向求解

270

早期的前向求解方法假设头是一个球体,这使得计算相对简单。也就是说,如果我们假定头是个球体,并且头的电阻是均匀的,那么很容易计算出一个或任意多个偶极子的组合所产生的头表每一点的电压。脑壳和头皮的电阻值比大脑要高,不过这可以被包容在一个模型里,其中脑壳层和头皮层覆盖了一个同质的球形大脑。研究者们经常使用球形近似来做前向求解,因为这样容易产生模型,而且计算速度快。然而,这种模型很显然是过于简化了,研究者们正在用一些更真实的头模型,例如有限元模型(*finite element models*)。有限元模型把头分成几千甚至几十万独立的小立方体。每个小立方体内部的电阻被假定是相同的(由于小立方体非常小,这是一个相对合理的近似),不过小立方体之间的电阻是不同的。另外,限定头的这些立方体并非一定要形成一个大的球体,而是考虑到每个被试的真实头形(由 MRI 结构扫描所决定)。

一旦研究者把头分成众多的小立方体,并且决定了它们各自的电阻值,那么,运用简单的方程式,就可以计算出一个给定位置的偶极子所产生的表面电压。由于在实际头模型中有许多小立方体,因此做这种建模工作需要很多计算力,不过随着计算机速度越来越快,这种建模方法将会被越来越多的研究者采用。困难的方面在于决定每个小立方体的电阻。实际上,电阻不能从活体人类被试上测得,不过能通过 MRI 扫描做出估计;根据 MRI 扫描结果把头分成不同组织类型的区域,并给每一组织类型应用标准化的电阻值(例如,那些通过有损伤方法从尸体上,从非人类动物身上,还有可能从人类神经手术病人身上得到的那些电阻值)。

271

由于有限元模型要求的计算力过于强大,研究者们已经发展了一种不那么要求强大计算力的变种,边界元模型(*boundary element model*)。这种方法利用了大脑本身电阻相对恒定,并且大部分活动发生在大脑、脑

壳和头皮之间边界上的事实。所以,该模型由这些组织的边界表面构成,并假定同一组织之内的电阻恒定。与有限元模型一样,这些边界从 MRI 结构像中估计而得,而且每一组织类型的导电性也基于标准值。

等效电流偶极子和 BESA 方法

脑电源分析(*brain electrical source analysis*, BESA)技术是等效电流偶极子技术的典型例子。另外,在过去二十多年,BESA 是定位 ERP 源时最常用的方法,部分原因是它相对简单和便宜(从计算资源和钱两方面看)。因此,本部分主要讲 BESA 技术。感兴趣的读者可能还想学 MUSIC(*multiple signal characterization*,多信号刻画)技术,它提供了一种更复杂的求解等效电流偶极子的方法(见 Mosher, Baillet, & Leahy, 1999; Mosher & Leahy, 1999; Mosher, Lewis, & Leahy, 1992)。

BESA 的基本假设是,电压的时空分布可以由相对小数量的偶极子(小于 10 个)得到充分地模拟;每个偶极子有固定的位置和朝向,但是其强度可随时间而变(Scherg, Vajsar, & Picton, 1989; Scherg & Von Cramon, 1985)。每个偶极子有五个主要参数,三个表示位置,两个表示方向。必不可少的还有一个幅度(*magnitude*)参数,不过该参数随时间而变,因此把它和位置及朝向参数区别对待。

BESA 的基本原理

BESA 算法一开始加入一些带有预定位置和朝向信息的偶极子,而其幅度信息是不确定的。然后 BESA 求这些偶极子头皮分布的前向解,对每个偶极子在每个时间点上计算幅度,以使偶极子的总和,能产生一个头皮电压分布,可以在每一个时间点上,尽可能拟合所观测到的分布。

然后,在每一个时间点上,比较从模型所得的头皮电压分布和实际观测到的头皮分布,看两者之间的匹配程度。匹配程度的好坏,是用模型所解释的头皮分布的变异百分比来量化的;或者,它也可以用没有解释的变异百分比(叫做残差, *residual variance*)来表示。BESA 程序的目标,就是找到能产生最低残差的这套偶极子的位置和朝向,以使模型和数据之间

的拟合最佳。

如图 7.1 所示,这个过程是以一种迭代的方式完成的。每一次迭代里,都计算前向解,得到一个残差值,再微调偶极子的位置和方向,以减小残差。这一步骤通过梯度下降算法迭代多次,以使每次迭代之后,所调节的偶极子的位置和朝向,能减小残差。在最初的几次迭代里,残差下降很快,不过很多次迭代之后,两次迭代之间的残差就不再减小很多,而且偶极子的位置和朝向也趋于稳定。当然还可以增加很多更精细的步骤,不过这些就是 BESA 技术的基本原理。

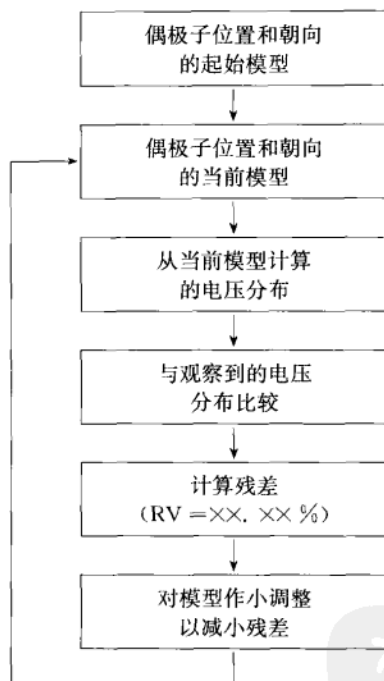


图 7.1 BESA 技术的基本步骤

图 7.2 显示了用 BESA 求解的一个例子(来自 Di Russo et al., 2002)。这一源定位的目标是刻画早期视觉感觉成分的来源。图中上方显示的头皮分布,对应的是在不同时间范围里,一个棋盘格(checkerboard)刺激呈

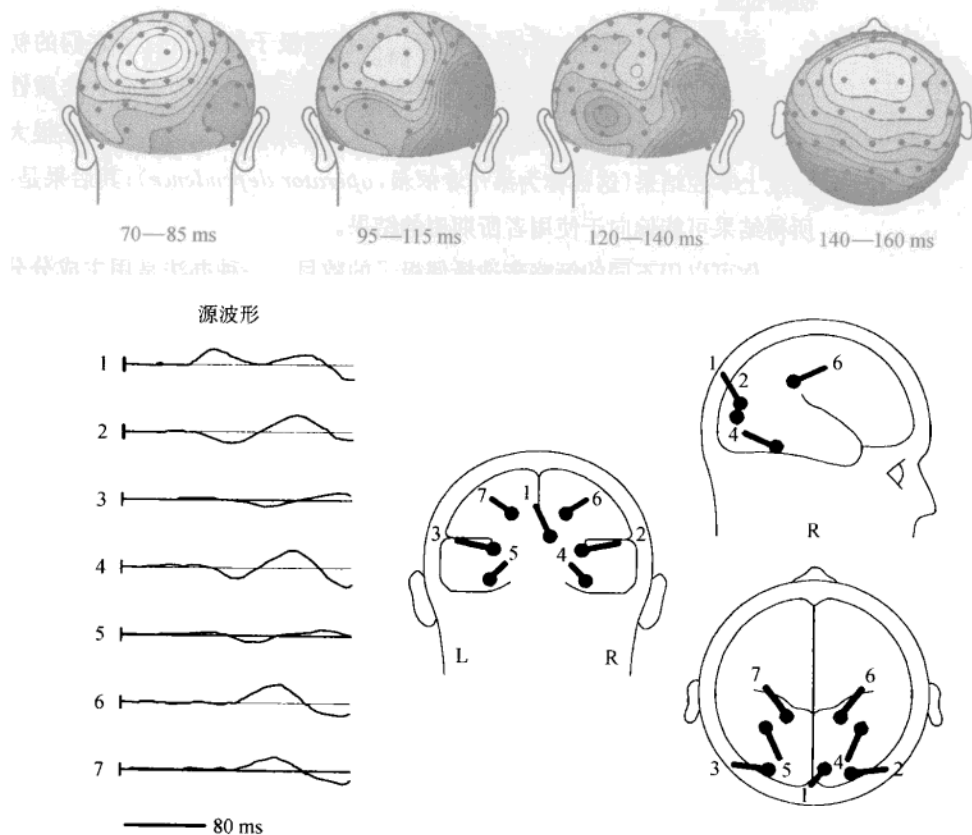


图 7.2 运用 BESA 技术得到的一个等效电流偶极子模型的例子(来自于 Di Russo et al., 2002 的研究)。图的上方显示了不同时间段里测得的头表电压分布,所用刺激是呈现在左上视野的棋盘格。这一时空电压数据由七个偶极子来拟合。偶极子的位置和朝向以三个角度显示在右下区域,每个偶极子随时间变化的强度显示在左下方。(2002 Wiley-Liss, Inc.)感谢 Francesco Di Russo 提供这些图的电子版本。

274

现在视野左上方所引起的 ERP 反应。图中下方显示了所获得的 BESA 模型。每个偶极子是由一个显示位置的点和显示朝向的线来表示的;还从三个不同的视角来显示头,以便在三维空间里看偶极子。每个偶极子还有一个源波形(*source waveform*),它表示对该偶极子所估计的强度如何随时间而变。

初始位置

在迭代过程开始之前,必须先确定所用偶极子的数目以及它们的初始位置。这是非常重要的,它们对这种算法最后所得到的解会有实质性的影响。事实上,BESA 技术最让人产生疑问的就是,使用者可以在很大程度上掌控结果(这被称为操作者依赖, *operator dependence*);其后果是,所得结果可能偏向于使用者所期望的结果。

你可以用不同的策略来选择偶极子的数目。一种办法是用主成分分析(*principal component analysis*, PCA)来决定有几个内在的大脑活动的空间分布,对所观察到的头皮电压分布起作用。这一技术在一些情况下很有效。可是,如果两个偶极子的强度随时间变化而相关,那么这两个偶极子就会被合并成一个。因此,PCA 所确定的成分的数目,只能作为偶极子数目的下限。

另一种策略是以一个或者两个偶极子作为起始,来建立早期 ERP 成分的模型,基于的假设是,这些早期反应始于一个或两个感觉区。求得这些早期成分的稳定解之后,保持这些偶极子不变,再扩大时间窗口并增加新的偶极子。然后,再不断地扩大时间窗口,来重复这一过程。这个方法有些道理,但是也有一些缺点。首先,在视觉活动开始的 60 毫秒之内,视觉皮层中至少有十几个区域被激活(Schmolsky et al., 1998),因而用一两偶极子来表达波形的早期部分显然是过于简化了。其次,任何偶极子求解都很可能会产生一些错误,起始偶极子带来的小错,将导致后面偶极子定位的大错,并且随着你加入越来越多的偶极子,对偶极子位置的估计就越来越不准确。

第三种策略是利用已有的关于大脑的知识来确定偶极子的数目。例如,如果你用差异波来分离侧向化准备电位,比较合理的初始假设是,有两个偶极子,每个半球各一个。

还有几种策略可用于确定偶极子的初始位置和朝向,而不同的策略会导致不同的结果。不幸的是,大部分使用 BESA 技术的文章所描述的模型是从一个,或者两个不同的初始点得到的。几乎每次读利用 BESA 技术的文章,我都希望作者能提供不同的初始位置所得结果的细节描述。

对研究者来说,做到这一点是可能的。事实上,Aine、Huang 及其同事已经开发了一种他们称之为源定位的“多起始点”(multi-start)方法,其中他们对不同的初始参数应用了几百甚至几千次的定位算法(Aine et al., 2000; Huang et al., 1998)。这就有可能确定,哪个偶极子位置经常在最后结果中出现,因此相对而言不受初始参数的影响。

另一种策略是让偶极子的初始位置基于已有的有关大脑的知识。这些位置可以基于常识(例如,初级或者次级听觉区的位置),也可以基于先前的实验结果(例如,从类似的 fMRI 实验得到的激活中心)。用后一方法时,研究者们有时会说,求解是基于预种的偶极子(*seeded dipoles*),而且有研究明确显示,随机和预种偶极子位置得到相似的结果(例如,Heinze et al., 1994)。这在某种程度上是比较合理的办法。不过,它倾向于去证实偏向性,增加了得到预期结果的可能性,而这些预期结果并不一定正确。

BESA 方法的缺点

BESA 方法有很多缺点,最明显的问题是,它缺少一种基于数学原理的方法来量化结果的精度。特别是,在有噪声的情况下,很可能一个明显不对的结果,会有与正确结果同样(或者更低)的残差。即使噪声很小,明显不对的结果仍然有可能会有非常低的残差(特别是用的偶极子数量较多时)。引起这种情况的原因之一,是每个偶极子都有五个自由参数(再加上一个随时间变化的幅度参数),因此,一个仅有六个偶极子的模型,就有三十个自由参数,这样其中某个参数的较大误差,可以很容易地通过其他参数的微调得到弥补,使得残差很低。即使模型中只有一个偶极子,由于数据中的噪声和头模型的误差,BESA 结果也可能不准确。如果没有一些方法来量化某个结果正确或接近正确的可能性,就很难用 BESA 结果来很强地支持或者反对某个实验假设。

第二个明显的缺点是,BESA 技术依赖于操作者的水平(如本节开头所简略提到过的)。除了设定偶极子的数量和起始位置,研究者可以改变很多参数,这在算法搜索最小残差的配置时,可以控制算法对偶极子位置

和朝向的调节。而且,在求解过程的某些时候,研究者可以主观判断是在结果中增加或者删除偶极子,或者改变对偶极子的各种限制。我见过 ERP 研究者花好几个星期,用 BESA 来处理数据,翻来覆去地用不同的参数设置,直到结果“看上去对了”为止。当然,“看上去对了”的结果往往是会证实研究者的假设(或者至少避免去证明它不成立)。

BESA 技术的另外一个明显缺点是,如果偶极子的数目不准确,它会得出错误的结果。而我们一般很难甚至不可能事先知道偶极子的数目,尤其是在一个涉及复杂认知任务的实验里,因此它有相当的局限性。而且,BESA 是用一个离散的偶极子点来代表可能分布在相当大的脑区里的活动,这种简化也会导致很大的误差。

一个模拟研究

关于等效电流偶极子定位的精度,已经有一系列测试,不过这些测试大多使用了仅仅一个或者两个同时活动的偶极子(见例如, Cohen & Cuffin, 1991; Leahy et al., 1998)。对于评价非常简单的感觉实验中的误差,这些模拟还非常有用,不过对于大部分认知神经科学的实验中可能发生的误差来说,它们并不能提供很有意义的信息。

Miltner 等(1994)进行了对认知神经科学而言最富于信息量的模拟实验。这个实验使用了 BESA 的三层球体头模型来模拟出一套偶极子,并在三十二导的电极上产生对应这套偶极子的 ERP 波。共有九名被试试图用 BESA 来对这些 ERP 波形进行定位。这些被试由 BESA 水平不一的 ERP 研究者组成(其中有三名的水平很高)¹。被试被告知这些数据是模拟反应,对应的是在一项 oddball 任务下,左边的体感刺激作为靶呈现时所引起的大脑反应。被试的任务是尝试定位这些源。所模拟的结果由十个偶极子组成,每一个在 900 毫秒时间段的某一部分活动。数据中加入了白噪声,以模拟真实的 ERP 实验中各种各样的噪声。所模拟的结果包括左侧初级体感区的两个偶极子(对应 P100 波和 N150 波的早期部分),左右两侧次级体感区镜像对称的一对偶极子,大脑前额和中央区域中线位置的两个偶极子,以及两对分别位于颞叶中部区域和背侧前额区

域中镜像对称的偶极子。

这是一套非常复杂的偶极子组合²，不过通过以下至少七个因素，被试者的任务变得相对简单了：(1)所求的解当中，有几个偶极子的位置正好被定位在预期的位置(例如，那些初级和次级体感区)；(2)有三对镜像对称的偶极子(这符合 BESA 的一个典型假设，即在定位过程中假定早期成分镜像对称)；(3)建立模拟结果时使用了球体头模型，消除了不正确的前向解而引起的误差；(4)不同偶极子在时程上的重叠程度适中(对大多数偶极子来说，在一个时间段里，除了该偶极子外，只有另一个偶极子或者和该偶极子镜像对称的偶极子的活动较强)；(5)除了在初级体感区的两个偶极子以外，偶极子之间的距离相对较远；(6)所加入的白噪声比典型的 EEG 噪声更易去掉，而且不同导联之间的白噪声明显不相关；(7)模拟结果使用了离散的偶极子而不是分布式的区域来表示激活。

尽管这个模拟非常好地符合了 BESA 技术的假设而且被高度简化，被试中无人能够求得包含了所有十个偶极子，而且位置基本正确的解。他们的答案中，偶极子的数目在六和十二间变化，也就是说，漏掉和误报偶极子的情况都有。九个被试中仅有两人能区分出前额区中线和中央区中线的两个偶极子，而其他七人则倾向于把这两个偶极子合并为一个偶极子，尽管实际上这两个偶极子之间的距离大约相距 5 厘米。

被试所定出来的所有偶极子，平均定位误差大约为 1.4 厘米，这听起来不太坏。不过，这是一个基于 BESA 头模型的简化了的模拟，而用真实数据的话，误差可能会更大。而且，很多情况下，单个偶极子的估计位置与实际位置相差 2—5 厘米，单个被试所定的偶极子的平均误差高至 2 厘米。不过为公平起见，我应该说明，大部分被试对于初级体感区的两个偶极子之一，次级体感区的两个偶极子，中颞叶的两个偶极子以及前额区背侧的两个偶极子，都提供了比较准确的定位。但是九名被试中，每个人至少漏报一个偶极子，误报一个偶极子，或者是某个定位误差超过 2 厘米。

从这个研究中，我们可以得到两个主要结论。首先，在这种高度简化了的情况下，往往可以比较准确地定位偶极子，对多数被试来说，平均误

279

280

差幅度为 1—2 厘米(相对于 17 厘米的头直径)。因此,当实际情况与这种简化情况偏离不太大的时候,在大部分情况下,对大部分偶极子来说,BESA 技术有可能提供合理的位置估计。不过,一些简化了的情况与实际情形相差很远,如果使用真实的数据,平均误差完全有可能会明显增大。

第二个主要结论是,在给定的多偶极子的 BESA 模型中的任意一个偶极子,即使是最适宜的条件下,也很可能是明显不对的。偶极子可能被误放到几厘米远的地方,或者干脆被漏掉;多个源可能会被合并起来,尽管它们之间相隔很远;模型中还可能出现根本就不对应任何真实脑活动的假偶极子。因此,即使多数偶极子的平均误差为 1—2 厘米,上述模拟实验提示,对于中等复杂程度的数据的 BESA 解,经常会至少包括一个漏报,一个误报,或者一个 2—5 厘米的定位误差。对于偏离上述简化模拟实验的真实数据而言,BESA 技术的准确度还会更差。

尽管 BESA 技术在过去二十多年被广泛运用,多数 ERP 研究者现在认识到了它的局限性。目前一个明显的趋势是,不用 BESA,而转用更复杂化的等效电流偶极子方法或者分布式源定位方法。

分布式源定位方法

概述

除了用数目较小的等效电流偶极子来表示神经活动的模式以外,还可以把大脑分成数目较小的块(voxel),来找一种激活模式,使之产生所观察到的头皮电压分布。例如,你可以把大脑表面分为一百个小立方体。每个立方体则有三个偶极子,一个向上,一个向前,还有一个向侧面(通过改变这三个偶极子的相对强度,可以模拟出任意方向的单个偶极子)。然后你就可以找到这些偶极子强度的一种模式,使之产生所观察到的头皮电压分布。这会提供一种对整个大脑电活动的分布的估计。

这种方法的困难在于,即使仅仅粗糙地把大脑分成 100 块,也需要计算 300 个不同偶极子的强度。也就是说,你的模型要估计 300 个自由的

参数。一般说来,你需要至少和自由参数数目相当的独立的数据值,而即使你记录了 300 个电极的电压,这些数据也会受噪声干扰而且不相互独立。结果是,这 300 个偶极子可以有很多种不同的组合,来产生观察到的 ERP 电压分布。这是个非唯一解(nonuniqueness)难题。如果要把大脑分成更多的小块的话,这个问题会变得更糟糕。

皮层约束的模型

研究者们已经发现了几种办法来避免非唯一解问题。一种策略是,通过假定头皮 ERPs 全部由大脑皮层内产生的电流引起,而且电流方向与皮层表面垂直(这个假设在多数情况是合理的),来减小偶极子的数目。这种方法不是用填满整个大脑的一套小立方体(每块有三个偶极子),而是用 MRI 结构像把皮层表面分成几百或者几千个小三角块,每个三角块有一个与皮层表面垂直的偶极子。这种皮层约束(cortically constrained)的方法极大地减小了模型中自由参数的数目(尽管由于皮层表面重建时的不精确,可能会引入一些误差)。所得结果为一个皮层表面电活动分布的模型。

图 7.3 图解了这种方法。图中是卡通脑的一个切面,显示了左半球的皮层表面以及用于记录的电极。皮层表面被分成一些小片,每一片被处理成一个垂直指向皮层表面的偶极子电流源。这种方法与把整个大脑分成众多小方块,每块有三个偶极子相比,减小了偶极子的位置和朝向的数目。可是,在一个真实实验中,所需偶极子的数目还是很大的(往往有几百或者几千个),而且仍然没有唯一一种偶极子强度模式,来解释所观察到的头皮电压分布。也就是说,这种皮层约束的模型,减小了用于解释实际头皮电压分布的内部电活动模式的数目,但是它不能把这个数目减小到一(即,求得唯一解)。

皮层约束模型的非唯一解的困难,可以通过考虑图 7.3 中的源 15 和源 16 来评价。这两个源几乎正好互相平行,但是它们的朝向是相反的(即,源 15 向下指向皮层外表面,而源 16 向上指)。由于人类的大脑皮层有很多的褶皱,上述情况会经常发生。这时非唯一解问题就来了,因为源

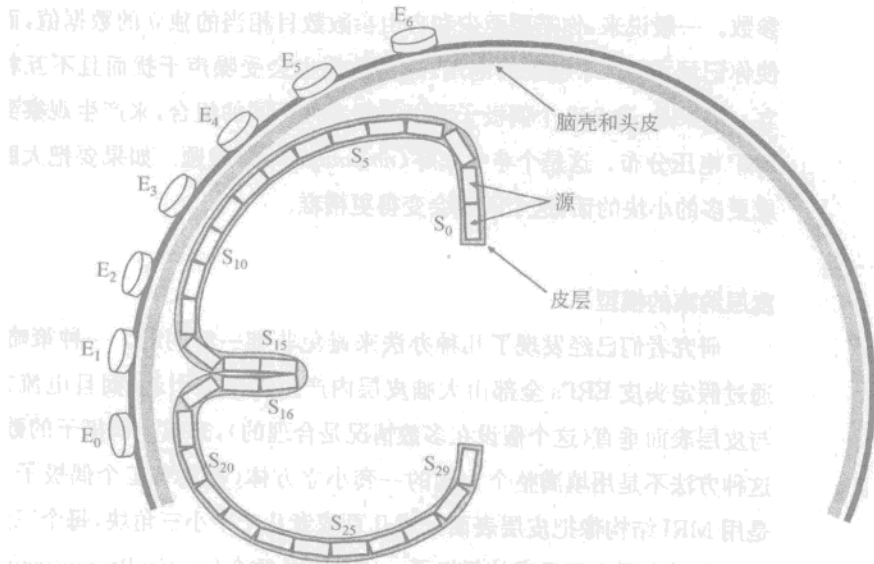


图 7.3 皮层限制的分布式源定位方法所用的电源及测量电极的示例。此图显示了大脑的冠状切面。大脑皮层被分为很多块,它们被假定为电源(这里用 S_0-S_{29} 标记)。每一个源都作为一个偶极子来建模,每个偶极子位于相应皮层块的中心,其朝向与皮层块垂直。对应于每个源的电压通过大脑、脑壳和头皮传达到记录电极(用 E_0-E_6 标记),并且,从不同源来的电压是简单相加的。

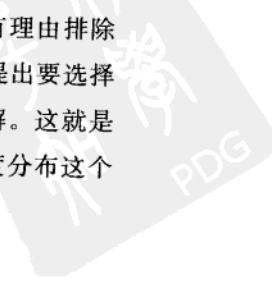
15 的强度增加,可以由源 16 的强度增加来抵消掉而不至于改变头皮表面电压的分布。

最小模方法

为了解决全脑模型或者皮层限制的模型都不能避免的非唯一解问题,Hämäläinen 和 Ilmoniemi (1984) 提出对模型另外再增加一个约束。这个约束基于的一个事实是,如图 7.3 中源 15 和源 16 所示的抵消难题,允许相近的源的强度变得很大而不改变头皮的电压分布。这些巨大的幅度是建模过程中出现的在生物学意义上不现实的结果,所以有理由排除掉那些幅度巨大的解。因此,Hämäläinen 和 Ilmoniemi(1984)提出要选择那个既产生所观察到的头皮分布、又有最小的总体源幅度的解。这就是所谓的最小模(minimum norm)方法,用以解决寻找唯一源强度分布这个

283

284



难题。

最小模方法的一个缺点是,它偏向于求得接近表面的源,因为一个深的源,如果要像一个浅的源一样产生同样的头皮电压,必然强度要更大。不过,这个问题可以通过一种深度加权的最小模(*depth-weighted minimum norm*)方法来解决。这种方法在求最小整体源幅度时,对每个源的幅度按其深度进行加权。

另有一些研究者提出了另外一些反映不同约束的最小模方法。其中最广为应用的低分辨率电磁成像(*low-resolution electromagnetic tomography*, LORETA)技术。该技术假定电压在脑体之间,或者皮层表面之间是渐变的,并选择平滑度最大的那个源幅度分布作为最终解(Pascual-Marqui, 2002; Pascual-Marqui et al., 2002; Pascual-Marqui, Michel, & Lehmann, 1994)。在大部分情况下,这个“平滑”的约束是合理的,但是在相邻的神经解剖区域之间,会有一些尖锐的边界,而这些边界有时候会引起皮层电流方向的急剧改变。事实上,如果一个实验计划激活一个脑区(比如 V3),而不是邻近脑区(比如 V4),那么实验目标就和“平滑”的假设不符。另一方面,在一个神经解剖区域之内,活动的渐变可能是常规,所以这个“平滑”的约束在许多情况下是适宜的。请注意,由于其“平滑”的约束,LORETA 技术仅在用于找脑区的激活中心时适用,而不适于评价激活区域的大小。相反,最初的或者深度加权的最小模方法中,都不包含任何约束,来阻止对那些尖锐的边界成像。

把实验中得到的约束和这些数学约束结合起来是有可能的。例如,Dale 和 Sereno(1993)描述了一个方法,它利用功能神经成像数据来提供能与最小模方法相结合的附加约束(也见 George et al., 1995; Phillips, Rugg, & Friston, 2002; Schmidt, George, & Wood, 1999)。与 LORETA 方法相似,这个方法的优点是,可以利用生物学信息来约束选择解的过程。不过,很容易想到的一种情形是,一种 fMRI 效应并不伴随一种 ERP 效应,反之亦然(见 Luck, 1999),因而这类基于 fMRI 的附加约束,可能会导向一个更糟糕的而不是更好的解。它也会产生证实偏向:当你使用 fMRI 数据来约束 ERP 源定位时,你更可能发现 ERP 与 fMRI 数

据是匹配的,即使 ERP 并不来自产生 fMRI 中 BOLD 信号的位置。一个模拟实验提示,最有疑问的情况是,有一个 ERP 源但没有相应的 fMRI 源 (Liu, Belliveau, & Dale, 1998)。这个研究还显示,如果源定位算法假定 ERP 和 fMRI 数据之间并非完全对应,所带来的歪曲比较小。还不清楚的是,对于真实数据,如果用 fMRI 数据作为 ERP 源定位的概率上的约束,是否会导致显著误差。

与等效源偶极子方法不同,基于最小模方法的技术总会找到逆问题的唯一解,并且求解过程基本上是自动进行的。不过,一个唯一的自动的解,并不一定是正确的解。正确的解依赖于正确的假设。如 Ilmoniemi (1995) 讨论过的,如果所用的假设是有效的,那么这种方法会提供一个最佳解,但是对于不同的数据来说,有效的假设也会不同。例如,如果对三维脑体应用 LORETA 技术,但没有预先建立一个皮层表面的模型,那么当两个脑区在大脑皮层表面上相距很远,但由于皮层之间的折叠导致它们相邻时所谓的平滑假设就肯定不成立。但是如果平滑的约束被用于重建的二维皮层表面,那么这等于假设皮层下的区域对数据没有影响,而这假设可能是不对的。

脑磁记录的附加价值

如第一章中所描述的,EEG 伴随着一个磁信号,即 MEG,而且事件相关电位(ERPs)伴随着事件相关磁场(ERMFs)。由于脑壳对磁力来说是通透的,它不模糊 MEG 信号,这使得 MEG 记录有着更好的空间分辨率。MEG 的另一个优点是,由于磁力是无阻抗穿过头,MEG/ERMF 定位不需要头导电性的模型,而只需要一个大脑总体形状模型。因此,把定位技术用于 ERMFs 比用于 ERPs 会更有优势。

与 ERP 定位一样,ERMF 定位也面对着同样的非唯一解问题,但是把 ERP 和 ERMF 数据相结合,可以提供一些新的约束,有助于定位。其主要原因是,电场和磁场方向不同,因此两者提供了互补的信息。如图 7.4A 所示,磁场环绕着电流偶极子。当电流偶极子的朝向与脑壳平行时,磁场从一侧穿出脑壳,再从另一侧重新进入脑壳(图 7.4B)。磁场强

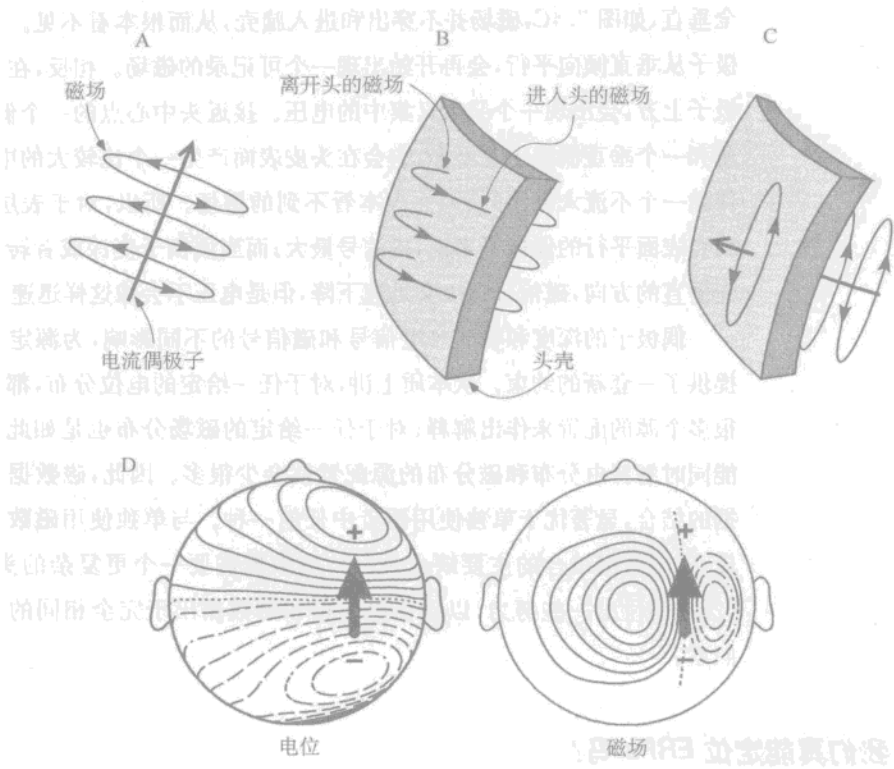


图 7.4 电偶极子和与之相联系的磁场的关系。电偶极子周围有一个磁场(A),并且,当偶极子与头表面大致平行时,磁场离开并且重新进入头(B)。如果偶极子的朝向与头是垂直的,那么在头表面的磁场没有变化(C)。当一个偶极子与头表面平行(由 D 中的箭头表示),在正端(实线)有一大块正电压区,在负端(虚线)有一大块负电压区,它们之间用一根零电压线(用点线表示)分开。与此对照,磁场由偶极子一侧离开头的磁通量(实线)和另一侧重新进入头的磁通量(虚线)组成,中间由一根零磁通量线(点线)分开。感谢 Max Hopf 提供(D)中显示的电和磁的分布。

287

度的变化是与偶极子距离的函数,就好像电场的强度,不过由于头皮的模糊作用,电压分布更广一些(图 7.4D)。另外,电场和磁场的分布互成 90 度角。如图 7.4D 所示,正负电位出现在偶极子的正负极,零电位线与偶极子中心垂直。相反,磁场的流出和流入发生在偶极子的左右两侧,零磁通量线与偶极子的方向平行。

288

MEG 场与 EEG 场还有另一个主要不同。如果电流偶极子与脑壳完

PDG

全垂直,如图 7.4C,磁场并不穿出和进入脑壳,从而根本看不见。随着偶极子从垂直倾向平行,会再开始出现一个可记录的磁场。相反,在垂直偶极子上方,会出现一个又大又集中的电压。接近头中心点的一个偶极子,就和一个垂直偶极子差不多,它会在头皮表面产生一个比较大的电压,并伴随一个不流入流出的、因而根本看不到的磁场。所以,对于表层的、与脑壳表面平行的偶极子来说,磁信号最大;而当偶极子变深或者转向与脑壳垂直的方向,磁信号强度会迅速下降,但是电压不会像这样迅速下降。

偶极子的深度和朝向对电信号和磁信号的不同影响,为源定位的解提供了一套新的约束。从本质上讲,对于任一给定的电位分布,都可以由很多个源的配置来作出解释;对于任一给定的磁场分布也是如此。但是能同时解释电分布和磁分布的源配置就会少很多。因此,磁数据和电数据的结合,显著优于单独使用两者中任何一种。与单独使用磁数据相比较,磁电数据结合的主要缺点是:(1)电数据需要一个更复杂的头模型;(2)需要付出一些努力,以确保电数据和磁数据出于完全相同的空间参照系。

我们真能定位 ERPs 吗?

本章所提到的每一种源定位技术都有一些缺点。当然,任何一种科学技术都会有局限性和缺点,但是源定位技术的缺点,从根本上不同于其他用于功能定位的技术。本节将探究这些差异,并介绍一种看上去更有前途的新方法。

基于模型拟合的源定位

为了解 ERP 源定位的实质,比较有帮助的是,把它和一种“真正”的神经成像技术,例如 PET 作比较。通常用的 PET 方法中,带有放射性标记的水分子流在血液中,其扩散属性是直接的。因此,任一给定脑区中,放射性水分子的数目可以直接与通过该脑区的血流相关。当作了标记的水分子发生衰变,它发射出正电子,正电子在与一个负电子发生冲撞之前,会穿过一个已知的距离(或者多个距离的分布)。这一冲撞导致一

对反方向而行的湮灭光子。当这两个高强度的光子被一圈围绕被试的检测器中的其中两个同时探测到时,非常可能的是,它们产生于两个探测器间这条直线上的某个地方,而衰变的同位素已知是在这条线的一定距离之内。因此,通过把放射的物理学和多种概率分布结合起来,可以计算出带有放射性标记的水分子最可能的位置及该位置的误差幅度。对 fMRI 来说,尽管更复杂一些,不过情况类似。

290

由于 ERP 定位问题是悬而未决的,主流的 ERP 定位技术采用了一种不同的方法。那就是,它们不是在电磁物理的基础上,简单去计算源的最大可能位置及其误差幅度。ERP 定位技术产生电活动潜在分布的模型,然后从满足各种约束的能力的角度,对这些模型进行评价。最基本的约束当然是,任一给定模型必须能在头的表面重建出所观察到的电压分布。然而,一个正确的模型并不一定能准确拟合数据,因为数据中的噪声会扭曲所观察到的分布。因此,任意内部的源配置,如果 95% 与所观察到的头皮电压分布相吻合,就应该认为是可接受的。遗憾的是,能解释所观察到的头皮分布的源配置会有无穷多种,尤其在只要求拟合 95% 的情况下。

因此,加入了一些附加的约束,以便从多个能解释所观察到的数据的源配置中,找出一个解。每一种源定位技术使用了一套不同的附加约束,而这些附加约束可以是数学的(如在最小模方法中用到的),或者是依据经验的(如用 fMRI 数据约束 ERP 定位)。最直接的依据经验的约束是,用 MRI 结构像来把源的位置限制在皮层表面。然而,仅此并不能保证有唯一解(而且并不一定所有的头皮 ERP 活动都来自皮层)。所以研究者们加入更多的约束,但是通常无法评价这些约束是否正确或者充分。

关键是,ERP 定位的结果是电活动内部配置的一个模型,而不是电活动内部分布的一种测量。相反,PET 和 fMRI 提供了测量而不仅仅是模型。例如,PET 提供带有放射性标记的血流的内部分布。这一测量是从更基本的测量中推导出来的,但是这对大多数更复杂的科学测量来说均是如此。而且,尽管 PET 测量并不是没有误差的,但是这对任何测量来说也均是如此,而且误差幅度能被确定。要准确说明 fMRI 中 BOLD 信

291

号所反映的内容比较困难,但是这一信号的位置是可测的,其误差幅度是可知的。相反,我们无法使用表面电极,预知误差幅度地去测量内部电活动的分布。

偶尔有人问我,ERPs的定位到底可以准确到什么程度,希望得到一个准确性的量化描述,以便与PET和fMRI的准确性相比较。我的回答是,ERP定位的准确性完全是不确定的。那就是,如果除了所观察到的头皮分布之外没有其他任何的约束,那么会有非常不同的内部电活动的分布,可以产生所观察到的头皮分布,并且,从本质上讲,整个头的直径就是它的误差幅度。

一旦加入约束之后,从原则上讲,一些定位方法能够量化误差幅度。例如,我们可以说,所估计的激活区域的中心,在实际的激活区域中心的若干毫米之内。或者说,所估计的每一小片皮层内的电流量,在实际电流量的百分之多少以内。我还没见过有人在严格的实验情况下这么做,但是这对源定位技术来说是一个非常有用的补充。不过,用这种方式确定的误差幅度,仅在模型的多个约束完全充分、而且唯一的误差源来自于ERP数据噪声(或者确定头模型时的误差)的情况下才有意义。如果这些约束是不充分的,或者它们反映了不正确的关于潜在神经活动的假设,那么误差幅度就毫无意义。所以,目前广为使用的多种源定位技术,实际上并不提供有意义的误差幅度估计。

概率的方法

通常使用的几种源定位技术,试图找到内部电活动的一种单一模式,以最好地解释所观察到的头皮分布(以及满足其他明显的或者隐含的约束)。每当我阅读报告了源定位模型的文章,我总是想,其他什么样的分布,将与所报告的解一样好,或者差不多好地拟合数据。所有合理的解都与所报告的解相似吗?还是存在其他非常不同于所报告的解,但是可以差不多好地拟合数据以及满足约束?毕竟,数据中的噪声意味着,即使是正确解实际上也不能完美地拟合数据,因此,仅能解释97%误差的一个解,可能比能解释100%误差的那个解更加接近正确解。

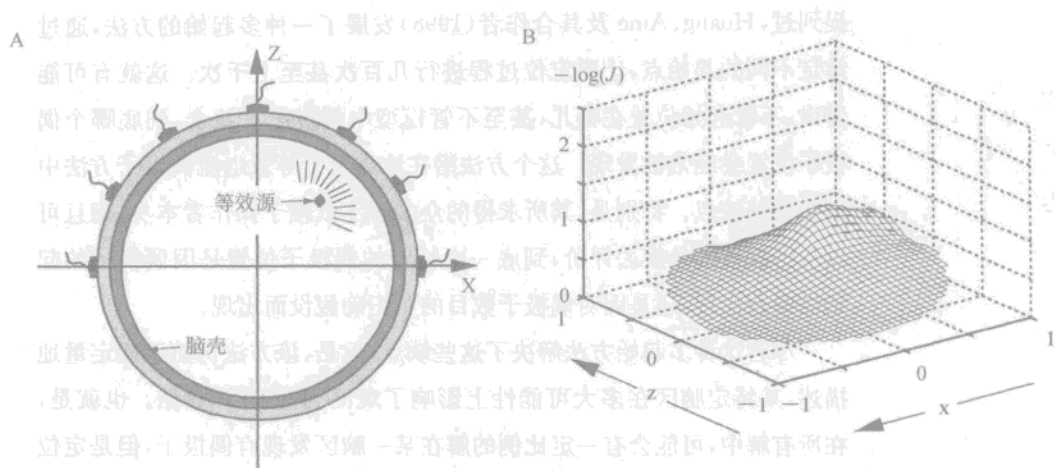


图 7.5 分布式的电源示例(A)以及在一系列位置上用单一偶极子估计这个源所产生的误差量(B)。尽管存在一个最小误差值,但是误差量在相当大的范围内变化都很小(引自 Koles, 1998, 1998 Elsevier Science Ireland Ltd.)。感谢 Zoltan Koles 提供这些图的电子版。

293

图 7.5 显示了 Koles(1998)给出的用来说明这个难题的一个模拟。Koles 用几个排列在一个曲面上的偶极子,建立了一个分布的源,然后拟合出一个等效电流偶极子,使它产生的头皮分布与这个分布的源一致。他把模型偶极子对称地放到不同的位置,然后测量这些位置的残差。如图 7.5 右侧显示,在接近最佳等效电流偶极子的位置,误差最小,但是在很大的一片位置范围里,误差相差不大。这种信息恰恰是我们在试图评价一个源定位模型时所需要知道的。

在我看来,由于 ERP 定位所固有的不确定性,试图去找到一个唯一解的做法是误入歧途了。较好的做法是,在一定标准下(比如吻合度在 95% 或者以上),报告出吻合数据和约束的解的整个范围。而且,报告出当增加或者去除不同约束时的解的范围,会很有帮助。例如,如果在几乎所有的解当中,不管使用什么约束,对某一特定区域估计出的活动都很强,这就会给我们相当的信心,认为这一区域的确是对所观察到的 ERPs 起作用的。

有一些研究者探索了这一类方法。例如,在等效电流源方法一节中

提到过, Huang、Aine 及其合作者(1998)发展了一种多起始的方法,通过给定不同的起始点,让源定位过程进行几百次甚至上千次。这就有可能看出,不管起始位置在哪儿,甚至不管模型中偶极子有几个,到底哪个偶极子位置会经常被发现。这个方法潜在地克服了等效电流偶极子方法中最主要的缺点。特别是,其所求得的众多解不依赖于操作者本身,而且可以从可能性的角度去评价,到底一个特定的偶极子位置是因偶极子的起始位置而出现,还是因对偶极子数目的不正确假设而出现。

尽管这种多起始方法解决了这些缺点,但是,该方法仍然不能定量地描述,某特定脑区在多大可能性上影响了观测到的 ERP 数据。也就是,在所有解中,可能会有一定比例的解在某一脑区发现有偶极子,但是定位方法并不保证,全部解的空间被完全并且均匀地抽样。不过, Schmidt、George 和 Wood(1999)发展出一种分布式源定位方法,该方法基于贝叶斯推论(Bayesian inference),可提供更复杂的评价可能性的方法。这种方法与多起始方法一样,也要产生几千个可能解。不过,它所基于的贝叶斯理论可以提供可能解空间的更完全的和量化的描述。这是我看到过的最有前景的定位技术。遗憾的是,该方法还没有广泛被用于真实实验中,而且其他的研究小组还没有完全搞清楚它的局限。尽管如此,此方法和多起始方法中所包含的更通用的原则,即系统地考察可能解的空间,似乎是研究和开发源定位技术的最佳方向。

一些建议

作为本章的结束,我将提供一些关于源定位技术是否要用、何时用以及如何用的建议。我的基本结论是,ERP 定位是非常困难的,只能由专家,而且只能通过诸如 MRI 结构像以及电磁数据结合等一些合理的限制,使得解空间降维之后,才可以进行尝试。另外,最常用的几种技术,主要用于获得收敛性证据,而不是提供关于一个假设的决定性的、独立的测试,尽管正在进行的研发工作可能在将来某一天会让源定位数据提供确定的结果。

源定位与科学的推论

为评价源定位技术的价值,把它放到科学推论的一般原则之中可能会有帮助。可能最为广泛运用的科学推论原则是 Popper(1959)提出的证伪思想。对此思想的一个延伸,是另一个普遍被应用但是较少被引用的思想,即 Platt(1964)的强推论(*strong inference*)观念。在强推论观念中,最好的实验是那些能区分两种对立的假设,支持一个、证伪另一个的实验。

用这些标准来判断的话,源定位技术究竟表现如何?答案是不怎么样。我想不会有人真的相信,一个简单的源定位模型可以决定性地证伪一种假设,或者在两种对立的假设之间做出决定性的选择。源定位技术所牵涉的不确定性实在太多。而另一方面,无论用何种定位方法做的实验,能真的有 100% 决定性的也很少,所以这一标准可能不现实。

一种较为灵活的方法是把贝叶斯理论应用到科学推论中。在此背景下,我们可以把贝叶斯理论归纳如下:一个新的结果在一定程度上增加了某个假设为真的可能性,如果(a)假设为真时,该结果为真的可能性很高;(b)假设为假时,该结果为真的可能性很低。换言之,符合某假设的一个发现,如果它在所提出的假设为假时还经常会出现,那么这个发现并不能为我们提供更多信心去相信该假设。

在此背景下,某一给定的源定位模型会在一定程度上有价值,如果它不单是支持某假设,而且在假设失真时也不太会得到。对于源定位模型来说,至少就研究者们通常的用法而言,上述前提中的第二部分特别有问题。如上节已经讨论过的,几种源定位模型提供了电活动内部分布的一个估计,但是它们一般并不量化该估计犯错的可能性(这与即使假设失真时也能得到该发现的可能性相关)。不过,至少从原则上讲,这个问题可以得到解决。例如,上一节所讲到的概率方法,可提供关于可能解范围的信息,这就有可能来评价某一活动出现在模型中特定位置的可能性,尽管该大脑位置可能并不是真的被激活。所以,尽管大部分源定位方法并不适用于这一类科学推论,但是该局限性并不是源定位技术本身所固有的。

另一个广为引用的科学推论原则是收敛性证据(*converging*

evidence),它最早是在知觉研究(Garner, Hake, & Eriksen, 1956)的背景中发展起来,但是现在被广泛用于认知神经科学中。其基本思想是,关于心智的很多有趣的问题,无法通过任一单独的方法来回答,但是当优缺点不同的众多方法收敛到同一结论时,就可以得到明确的答案。这是源定位模型的一种通常用法。即,研究者们理解,源定位模型不是 ERPs 产生于某一特定脑区的决定性的证据,但是他们相信,如果这些模型与其他渠道得到的数据收敛一致,那么它们就很有价值。框 7.1 列举了来自我的研究的一个这样的例子。

297

提示 7.1 收敛性证据

以下这个例子,说明我如何用源定位来为一个特定假设提供收敛性证据。我最初研究 N2pc 成分的视觉搜索实验提示,该成分反映了注意聚焦于目标并过滤掉分心物体的无关信息(Luck & Hillyard, 1994a, 1994b)。这似乎与 Moran 和 Desimone (1985) 在 V4 区和颞下皮层单细胞记录所观察到的注意效应的类型相似,但是我当时没办法把 N2pc 定位到这些脑区。然后 Leonardo Chelazzi 在 Desimone 的实验室做了一系列的后续实验,用到的视觉搜索任务与我研究 N2pc 成分时更相似(Chelazzi et al., 1993, 1998, 2001)。这些单细胞记录研究中注意效应的起始与 N2pc 成分的起始时间非常相似,这提示 N2pc 成分可能反映了与单细胞注意效应一样的神经活动。为检验这一假设,我做了一系列与 Chelazzi 的单细胞实验平行的 N2pc 实验,发现 N2pc 成分对几种实验控制的反应方式与单细胞注意效应一致。为了提供收敛性证据,我与 Max Hopf 和 Hajo Heinze 合作了 N2pc 成分的 ERP/ERMF 结合研究,并使用了皮层约束的最小模方法(Hopf et al., 2000)。所得到的源定位模型,与人类对应于猴子 V4 和 IT 区的通常区域里的源一致(在后顶叶还另外有

一个源)。以这种方式,源定位的数据为 N2pc 成分和神经活动的特定类型之间的联系提供了收敛性证据(对于传统的假设检验和源定位方法相结合的扩展讨论,可参见 Luck, 1999)

源定位模型的主要作用将是提供收敛性证据,除非源定位技术能够常规性地提供有意义的和量化的信息来判断某一模型的正确性。不过,并非所有的收敛性证据都是平等的:如果某模型用了比较差的方法来建立某一源定位模型,那么这个模型将只能提供比较差的收敛性证据。这些模型的价值是值得怀疑的,尤其是建模过程还要花费大量的时间和费用。目前看来,源定位模型只有在应用最新方法并周密细致地得出结果时,才能提供比较强的收敛性证据。

特殊的建议

第一个特殊建议是,避免用那些涉及非常多的操作者输入的技术(对于许多,但不是全部的等效电流偶极子方法都需要很多操作者的输入)。这些技术非常倾向于实验者的偏向,仅能提供最弱的收敛性证据。实际上,我认为这些模型往往比根本没有模型还要糟糕,因为它们在实际上证据很弱时,能给人一种证据很强的错觉。此建议的一个例外是,这些方法在同时满足以下三个标准时,可能是充分的:(1)数据很干净;(2)你非常肯定,只存在一个或者两个偶极子;(3)你有充分的理由相信,电活动是相对集中的而不是分布在一个较大的区域里。在这样的条件下,定位是相当容易的,而且有验证性实验已经显示,此时定位误差平均约 1 厘米或者更小(见例如, Cuffin et al., 1991; Leahy et al., 1998)。

第二个特殊建议是,争取得到每个被试的结构 MRI 像,以便建立一个比较准确的头模型,并应用皮层限制方法中的一种(通常涉及分布式源求解方法而不是等效电流偶极子求解方法)。对于认知神经科学的大部分实验来说,很可能认知活动只产生在大脑皮层并有着垂直朝向,而这提供了一个非常强有力的约束,来显著地减小求解空间。最常见的版本是

本章前面所说的深度加权的最小模和 LORETA 两种技术。LORETA 很适于如下情况:(a)你想确定每一块激活区域的中心,(b)你不关心激活区域的空间范围,(c)各激活区域之间分离较大。如果满足这些条件,LORETA 用起来似乎很好(见由 Vitacco et al., 2002 所获得的给人深刻印象的 LORETA/fMRI 对应)。而如果这些条件不满足,则我建议使用深度加权的最小模方法。

第三个建议是,用差异波来分离出单个成分(或者数量较小的几个成分;更多讨论见第二章)。活跃的成分越多,就越难理清头绪。当活动的源数目比较多时,等效电流源方法变得相当成问题,但是,对分布式源方法来说,这同样也是个问题。

第四个建议是,在 ERPs 基础上,再记录事件相关磁场 ERMFs。ERMFs 比 ERPs 有两个主要优点。第一,ERMFs 不被高阻抗脑壳所模糊或扭曲,导致更高的分辨率和更小的求解空间(见 Leahy et al., 1998 的模拟结果)。第二,由于生物组织具有磁通透性,不必要另外去建立一个大脑、脑壳和头皮导电性的模型,而这排除了一个可能的误差来源。然而,ERMF 记录也有一些缺点。首先,无论从初始的资金投入还是之后的维护费用角度来说,ERMf 记录都极其昂贵(特别是冷却剂)。其次,ERMF 记录不能检测出那些较深的源或者与头表面垂直的源(不过注意,当 ERMFs 与 ERPs 相结合时,这一点变成了优点而不是缺点)。我的体会是,单靠 ERPs 的源定位,不确定性太大。

问题的关键在于,源定位非常困难,任何认真的定位尝试,都要求复杂的方法以及相当的花费(从时间和金钱两个方面看)。如果你只是记录非常多导联的 ERPs,然后试图不用任何约束,用六个偶极子去拟合数据,那么你得到的结果可能会非常不清楚。最好的情况是,你会得到一些较弱的收敛性结果。最糟糕的情况是,你可能因相信一个完全错误的解而被误导。

最后我要提请注意的是,ERP 技术很显然强在它的时间分辨率,而不是其定位脑功能上。所以明智的做法是,主要用它来解决要求高时间分辨率的问题,而把那些功能定位的问题留给其他技术。当一个问题要求

高时间分辨率和高空间分辨率的结合时,ERPs、ERMFs、MRI 结构像,以及 fMRI 数据的结合可能会提供相当强的证据,但是广为使用的定位 ERPs/ERMFs 的方法还说不清楚证据到底有多强。随着新方法的发展,特别是那些基于概率的方法的发展,我们也许最终能够以相当高的(而且已知的)确信程度,找到那些源的位置。

(傅世敏 译)

阅读参考

以下列出了一些期刊文章和书的章节的清单,它提供了 ERP 和 MEG 源定位的有用信息。

Dale, A. M., & Sereno, M. I. (1993). Improved localization of cortical activity by combining EEG and MEG with MRI cortical surface reconstruction: A linear approach. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 5, 162 - 176.

George, J. S., Aine, C. J., Mosher, J. G., Schmidt, D. M., Ranken, D. M., Schlitt, H. A., Wood, C. C., Lewine, J. D., Sanders, J. A., & Belliveau, J. W. (1995). Mapping function in the human brain with magnetoencephalography, anatomical magnetic resonance imaging, and functional magnetic resonance imaging. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 12, 406 - 431.

Hämäläinen, M. S., Hari, R., Ilmoniemi, R. J., Knuutila, J., & Lounasmaa, O. V. (1993). Magnetoencephalography — theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain. *Review of Modern Physics*, 65, 413 - 497.

Koles, Z. J. (1998). Trends in EEG source localization. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 106, 127 - 137.

Luck, S. J. (1999). Direct and indirect integration of event-related potentials, functional magnetic resonance images, and single-unit recordings. *Human Brain Mapping*, 8, 15 - 120.

Mangun, G. R., Hopfinger, J. B., & Jha, A. P. (2000). Integrating electrophysiology and neuroimaging in the study of human brain function. In P. Williamson, A. M. Siegel, D. W. Roberts, V. M. Thandi & M. S. Gazzaniga (Eds.), *Advances in Neurology* (Vol. 84, pp. 33 - 50). Philadelphia: Lippincott, Williams, & Wilkins.

Miltner, W., Braun, C., Johnson, R., Jr., Simpson, G. V., & Ruchkin, D. S. (1994). A test of brain electrical source analysis (BESA): A simulation study. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 91, 295 - 310.

Pascual-Marqui, R. D., Esslen, M., Kochi, K., & Lehmann, D. (2002). Functional imaging with low-resolution brain electromagnetic tomography (LORETA): a review. *Methods & Findings in Experimental & Clinical Pharmacology*, 24 Suppl C, 91 - 95.

Scherg, M., Vajsar, J., & Picton, T. (1989). A source analysis of the human auditory evoked potentials. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 1, 336 - 355.

Schmidt, D. M., George, J. S., & Wood, C. C. (1999). Bayesian inference applied to the electromagnetic inverse problem. *Human Brain Mapping*, 7, 195 - 212.

Snyder, A. (1991). Dipole source localization in the study of EP generators: A critique. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 80, 321 - 325.



本章介绍如何建立一所 ERP 实验室,包括对仪器和刺激呈现、数据收集以及数据分析的软件选择的建议。很显然,有许多种建立实验室的方法,而且一些因素取决于你研究的课题。不过,本章的建议会为几乎所有第一次建立 ERP 实验室的人提供一个很好的起点。还有,本章的许多建议都基于我自己的经验,但是条条大路通罗马,多问一问其他 ERP 研究者如何建立他们的实验室,也会很有价值。如果你已经有了可以使用的 ERP 实验室,你或许会在本章中找到一些改进实验室的好办法(请特别参考本章后面的提示框 8.1)。

数据收集系统

计算机

图 8.1 显示了一个普通的 ERP 数据收集系统的图解。通常来说,需要至少两台,或许三台计算机。一台计算机用于呈现刺激,第二台计算机用于收集 EEG。这些功能通常不用一台计算机来完成,因为两者都需要精确计时,而仅用一台计算机来协调两个实时的事件流是很困难的。如果有第三台计算机提供实时的被试任务表现信息,会非常有帮助。用于呈现刺激的计算机有时会提供这个功能,但任务表现信息通常是在一组测试结束之后才综合给出,而不是实时显示(而实时显示当然更好)。

计算机之间需要某些方式的实时通讯,以便在某个事件(例如,一个刺激,或者一个反应)发生时,能把事件码(event codes)送入采样计算机

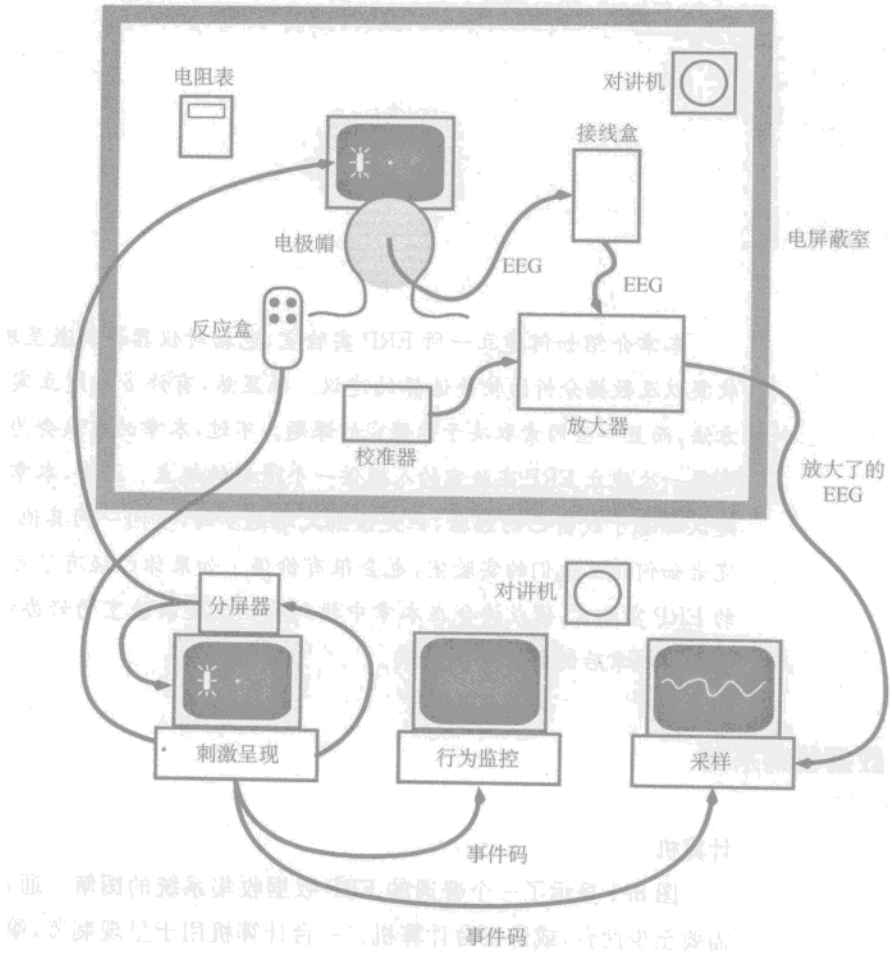


图 8.1 一个典型的 ERP 记录系统的主要组成部分。

中。这些事件码被用作迭加平均时的对齐时间点,因此计时必须非常准确。一致的延迟问题不大,因为你可以 在时间上移动平均波形来弥补这一延迟。不过,变化的延迟通常不好弥补,它就像一个低通滤波器,带来的后果是,在时间上抹平 ERP 波形,扭曲各成分的起始和终止时间以及实验效应。

来自刺激呈现计算机的视频输出,通常会联到一个分屏器。分屏器

有两个作用。第一,它把视频信号分屏,这样实验者可以看到被试在看的内容(这一点很重要,以便实验者能聪明地监测 EEG 信号和发现问题,比如那些可能由某些刺激所触发的眨眼和眼动)。第二,它增强了视频信号,让我们可以用一根较长的电缆把视频信号送进记录室。重要的是,从分屏器到记录室要用高质量的、屏蔽的视频电缆,以减小记录室里的电噪声,以及避免视频信号衰减。如第三章中讨论过的,一个好办法是,把视频显示器放入一个法拉第屏蔽笼里,以避免把较大的噪声带入记录室。在本章较后的刺激呈现部分,我会提供更多有关视频系统的信息。

被试的安置

在使用视觉刺激的实验中,被试坐在离显示器一定距离的位置。即使用了屏蔽笼,显示器也会产生电干扰,因此被试不能太接近显示器。我建议的最短距离是 70 厘米,如果记录室足够大,那么 1—2 米会更好。

让被试坐舒服很重要。早期记录 ERP 时,一般只用到几个电极,而且听觉刺激比视觉刺激更常见。做这类实验时,一张宽大的、加垫子的躺椅是最合适的。这可以让被试很舒服,并最大限度地减小被试用颈部肌肉去支持头的需要,从而减小 EMG 噪声(见第四章)。然而,如果电极是放在头的后部,躺椅就不那么好了:头会给电极以压力,而且任何小的头动,都会引起电极在头皮上移动,从而引起一个大的、突然的电压飘移。

如果你的实验需要从头的后部电极上记录,那么我不建议用躺椅。我建议用一把高质量的办公椅,它可以提供很好的腰部支持,而且很容易调节高度。最好选用滑动椅而不是滚动椅,以免被试在记录室内四下移动椅子。椅子在地板上的位置应该做上记号,以便椅子移动后能正确复位。还有,我建议不要用任何头托或者头固定装置。尽管你可能认为,这可以减小颈部肌肉的紧张度,但我的经验是,头托在 15 分钟左右之后就会变得不舒服(而大部分 ERP 实验需要至少一个小时的记录时间)。

行为反应

大部分认知 ERP 实验使用较少数量的行为反应选项,而且一般只需要两到四个按钮。最方便的反应装置通常是某种小巧轻便的掌上装置。我实验室里用的是计算机的视频游戏控制器。很容易找到一些既舒适又轻巧的游戏控制器,而且它们往往有四个按钮(这对大部分实验来说已经足够)。也可以使用各种定制的反应装置,但是它们通常不如游戏控制器那样容易拿和用。计算机键盘一般不太好,因为它太大了,无法放在被试的膝上,而如果把它放到被试前方的桌子上,那么由于被试抬手放在键盘上,很容易产生肌电(EMG)噪声。如果由于很多的反应选项而不得不用键盘,那么在反应附近的数据可能会受 EMG 噪声干扰,并且,如果被试需要看着键盘找正确的反应键,就可能会产生眼动伪迹。不过可以通过实验设计,使得反应附近的数据不重要。也可以用一个键盘托,以尽量减小被试抬手或伸手去够键盘的需要。

键盘和游戏键这类装置不是为实时的电记录所设计的,在按键时间与计算机记录按键的时间之间会有延迟。由于反应时通常波动范围较大,所以这点误差影响不大。然而,如果你是做反应锁定的迭加平均,问题就很大。在这种情况下,你可能需要一些时间特性已知并一致的特定反应装置。保证精确计时的一个方法是,用一个有模拟输出的反应装置,这样可以通过模数转换,与 EEG 信号一起记录模拟反应信号。

电极—放大器—计算机的连接

EEG 信号由电极测得,并通过电缆传送到放大器系统。信号在放大之前非常小,而与 EEG 信号相比,电缆所受的电噪声相对较大。所以,电极与放大器系统之间的电缆应该尽可能短。现在可以买带有内嵌式前置放大器的电极,它可以增加 EEG 信号,从而增加其相对电缆所受噪声的强度。理论上讲,这方法不错,不过我没有试验过这种电极,也不知道实际使用时效果如何。

很多 EEG 放大器有一个插线盒(headbox),它提供一种连接电极与放大器的灵活方法。这种灵活性很重要。例如,你希望能为大部分导联

选择一个共用的参考电极(如,一个乳突或者耳垂参考电极),同时允许余下的导联使用一个不同的参考电极(如,眼动通常记录为眼睛两侧电极间的电压)。由于插线盒的输出没被放大,因此插线盒到放大器的电缆以较短为好。最好应该屏蔽这根电缆,特别是如果实际的放大器是在记录室的外面。如果放大器在记录室里面,那么无屏蔽的带状电缆或许就足够了(一根带状电缆保持活动信号、参考信号和接地信号之间很接近,因此它们所受的干扰信号相同,这就使得差动放大器可以把噪声减掉)。

如果放大器接在交流电上,那么通常最好把放大器放在记录室外面,以避免把噪声引入到电极里。如果放大器用电池作电源,那么或许可以把它放到记录室内,这样做比较好,因为这样只有放大了的信号才离开记录室,而记录室外的电噪声是相当大的。信号一旦被放大,往往比所引入的噪声大许多,这样你就可以用较长的电缆去连接放大器与采样计算机。然而,在这一阶段仍然可能受噪声干扰,因此即使信号被放大之后,可能仍需要用一些屏蔽。在我实验室的某个记录室里,我们发现,必须使用屏蔽电缆,才能避免记录到放大器与采样计算机之间的噪声。

记录室

309

一个 ERP 实验室最贵的东西之一是能屏蔽电的记录室。这些记录室通常为了听力测试、播音或者听觉研究而被设计成隔音房,不过一些厂家也提供电屏蔽的选项。我拥有 Industrial Acoustics Company 和 Acoustic Systems 制造的记录室,都很不错。在 1990 年代后期,一个中等大小的记录室,花了我大约 11000 美元(包括安装费)。

是否真的必需一个电隔离的记录室?不总是这样。如果周围电噪声的显著来源不太多,你可以用一个半波幅截止频率为 30 赫兹左右的低通滤波器,去掉线频噪声。如果你刚开始从事 ERP 研究而且不知道将要做多少个实验,这个选择比较合理。然而,如果你计划做上几年 ERP 研究,那么记录室的花费并不是那么高,而是一项很值得的投资。记住,任何信噪比的显著下降,都会耗费更多的测试次数(或者被试数),才能得到可靠

的 ERP 波形(见第三章)。

不要假设记录室可以有效地去除所有的噪声源。记录室里通常有交流电源插座、电扇和灯,它们会引起明显的电噪声。事实上,我用过的第一个记录室就引入了太多的噪声,以至于在记录室外面反而比在里面记录更干净。后来我发现原因在记录室的断路开关,关掉它之后,噪声就消失了。你可以使用第三章中介绍的设备(参见图 3.3B),来找出记录室内的各种噪音源。

配件

在一个 ERP 实验室里,有一些配件很重要。首先,通常需要一个电阻表,在安装电极时用来测量电极电阻。有些放大器系统里内置这一功能,这在开始收集数据后,判断是否有电阻问题时非常有用。第二,必须要有某种校正器(calibrator),用于测量放大器的实际增益。许多放大器系统自带有校正器,不过如果你的放大器没有内置校正器,那么你可以购买一个外置式的。如有可能,校正器应该能产生由刺激呈现计算机所触发的方波脉冲。这有助于你判断事件码是否有时间延迟,还让你更容易准确看到放大器的滤波会产生何种失真。

第三个重要配件是一个对话系统,它允许你在记录过程中与被试交流。购买对话系统时,记住不要买使用交流电源的,因为它会把电噪声引入到记录室内。我尝试过几种对话系统,我偏好的对话系统由一对麦克风及带电源的扬声器(这些你可以从很多地方买到,比如 Radio Shack 店)组成。一个麦克风连到记录室的天花板上,并与记录室外的扬声器相连。另一个麦克风固定在实验者旁边,并与记录室内的扬声器相连。记录室内的扬声器应该由电池驱动。与一般的对话系统相比,此系统的优点是:(1)它允许被试和实验者之间同时的双向交流(这比想说话之前要先按一个钮更自然);(2)保真度要高很多。

最后,如果你准备呈现视觉刺激,那么我强烈建议你把视频显示器放到法拉第笼里面,以减少电噪声,如第三章所述(见图 3.3A)。关于如何记录高质量数据的一些附加建议放在提示框 8.1 中。

提示 8.1 让被试满意

ERP 实验一般又长又单调,一次又一次地重复同样的基本任务。为保证记录到最高质量的数据,很重要的是要让被试高兴和放松。如果他们失去兴趣或者变得厌烦,他们可能不很注意他们的表现,从而导致你的实验效应变弱。而且,厌烦了的被试倾向于变得紧张和不舒服,导致肌肉噪声以及运动伪迹。通过保持被试高兴和放松,你会得到更大的和更稳定的实验效应,而这从长远来说会替你省很多时间。以下是达到这点的四条建议。

首先,与被试交谈。当你准备电极时,和被试聊聊天,问问有关学校、工作、嗜好、家庭、运动等等(但是别涉及那些潜在有煽动性的话题,比如政治)。确保让对话围绕被试而不是你自己。这样一来,你会让自己迎合被试,而被试则更有可能尽力在实验中让你高兴。另外,实验中如有间歇,你应该继续和被试谈话,以保持被试清醒和有兴趣。有些被试只是想尽快做完实验,你应该尊重他们。但是如果被试对交谈很感兴趣,那么你应该交谈。这也是给被试提供行为表现、眨眼、眼动等的反馈并鼓励被试努力改进的好时机。如果一个被试做得不太好(例如在行为表现和伪迹方面),别不好意思告诉被试,因为行为表现差以及伪迹多的数据对你没多大用处。你还需确保被试理解将会发生什么以及什么时候发生(特别是在安装电极的过程中)。人们通常在知道去预期什么的时候会更放松一些。

第二,确保各组实验有合理的长度。如果一组实验太长,被试的注意力会渐渐消退。我发现实验各组如果持续 5—7 分钟,加以 1—2 分钟的休息间隔,对很多实验是适宜的。另外,你通常会要求被试抑制眨眼和眼动,而长时间不眨眼和没有眼动是很困难的。有些实验由很短的测试加 1—3 秒的间隔组成,这一

间隔为被试眨眼提供了时间(尽管间隔内眨眼的终止可能会影响下一测试 ERP 的早期部分)。如果做不到这样,我建议在 1—2 分钟测试后提供 15—20 秒的简短休息。

第三,由于一般的 ERP 实验都持续很长时间,在实验进行到 30%—50% 时,提供一些小吃和饮料会有帮助。含咖啡因的饮料对帮助被试清醒特别有用(尽管在一些实验里这可能不恰当)。这有助于被试清醒、警觉和友好。

我的第四个建议是我首次建立自己的 ERP 实验室时开始做的事,但我不知道是否有其他人这么做。那就是,我们在被试完成任务时在记录室里放背景音乐。实际上,我们建议被试自己带喜欢的 CD(包括古典、流行、摇滚、重金属、击打、乡村、电子/背景等,所有能想到的)。当然,音乐会对任务产生干扰,而且声音也会诱发 ERP。然而,我相信音乐比起另一可能,即让人麻木的厌烦感,所带来的干扰要小得多。而且,任何音乐诱发的 ERP 都是与刺激无关的,因此仅仅会在 EEG 中加入很少的噪声。我不相信音乐带来的 EEG 噪声,会比它所减小的其他形式的 EEG 噪声(比如 α 波)更大。当然,在某些情况下,背景音乐是个坏主意。例如,它在一些使用听觉刺激的实验中会有问题,而且它对某些类型的被试分心作用太大。但是,如果这些情况对你不适用,那我绝对推荐用背景音乐。我并没有做过有无背景音乐的数据比较,但是我强烈猜测,背景音乐能使总体数据质量有适度提升。如果你放背景音乐,请确保使用屏蔽的扬声器,而且从音响到扬声器的电线也要屏蔽。扬声器的电线通常是不屏蔽的,但是 you 很容易就可以对它进行某种形式的屏蔽,比如用 Wiremold 包围起来。

选择电极、放大器和采样软件

新 ERP 用户偶尔会问我,记录 ERPs 要买什么电极、放大器和软件。

本节概括了我通常的建议。由于我并没有完全测试过所有的可买到的系统,我并不适合推荐特定的厂家。然而,对于如何选择收集数据的仪器设备,我可以提供一些通用的建议。

然而,首先,我要给大家提个醒。这些建议都是我个人的意见,它们可能与其他研究者(特别是某些仪器厂家)的意见相左。所以,我建议从许多有经验的 ERP 研究者那里寻求建议(但是不要问厂家,厂家很自然是有偏向性的)。

电极 我推荐使用的电极很简单:老式的、技术不那么尖端的电极帽,对大部分 ERP 新用户来说是最好的选择。如第三章里讨论的,一些较新的系统允许你在短时间内安装好很多电极,而传统的电极要求你擦拭每个电极下面的皮肤,这使得安装很多电极时颇费时间(例如,与 16 导联花 15 分钟相比,64 导联要花一个小时)。然而,这些新系统一般比传统的系统要贵,而且其高电极阻抗会导致从皮肤电位来的低频噪声显著增大。并且,在大部分 ERP 实验中,很大的导联数并不能提供显著的好处,反而可能带来坏处,因为随着导联数的增加,不正常电极出现的可能性也更大。所以,对大部分 ERP 实验,我推荐使用导联数在 20 到 32 之间的标准电极帽。

有些被试不容易忍受被刮来刮去的,比如婴幼儿和孩子。这时,对其研究者来说,可能那些快速安装、高阻抗电极系统会特别有吸引力。然而,多年以来,已经有一些研究者从这类被试中,使用传统电极记录 ERP,因此传统电极的方法是可行的(尽管这既要求灵活又要求耐心)。而且,由于很难从这类被试那里收集很多的测试,其数据因噪声水平太高而不适于源定位,因此使用很多的导联几乎没有优势。所以,即使是婴幼儿和儿童被试,我仍然推荐用传统电极。

放大器 选择放大器时,你需要检查几个关键参数,并且你可能希望拥有某些功能(按你的预算而定)。最重要的参数是输入阻抗和共模抑制(这些术语的定义见第三章)。输入阻抗应该至少为 100 千欧,共模抑制应该至少为 100 dB。最基本的功能是:(a)能给许多电极选择一个公用的参考电极,但是给其他电极用不同的参考电极;(b)较大范围的滤波器设

313

314

置。特别是,我推荐有一个低通滤波器,能设置其半幅截止频率为 20—40 Hz,80—120 Hz,和 300—700 Hz,以及一个高通滤波器,其截止频率可设置为大约 0.01 Hz(用于大部分记录),或者大约 0.1 Hz(用于那些容易有问题的被试)。在一些放大器中,最低的半幅截止频率是 0.05 Hz,是我所推荐的 0.01 Hz 的 5 倍;这正好落在我认为可以接受的边界上。要求厂家提供滤波器的脉冲反应函数也是很值得的,这样你就可以评价滤波器会产生的时间域上的失真(如果他们不能提供脉冲反应函数,那么那是有关该厂家的一个警告标志)。我反对使用没有高通滤波器的直流放大器,除非你要记录的是很慢的电位变化。

以下是一些有用但不是必须的功能:

1. 多个增益设置。为了测试目的,或者匹配模数转换器的输入范围,增大或减小增益是非常有用的。
2. 电阻检查。能测量电阻而无需把被试与放大器断开是很方便的。如果你的系统能够在某一导联的电阻超出预定值时自动提醒你,那就更好。
3. 校准。放大器如果自带校准器会很有用。
4. 凹陷滤波器。凹陷滤波器一般来说是个坏主意,但它有时候是必需的坏东西(见第五章)。
5. 独立的或者联接的滤波器设置。你通常会对所有的导联使用同样的滤波器设置,但是偶尔对几个导联使用不同的滤波器设置也很有用。
6. 计算机控制的设置。如果计算机能够根据用户预定的要求设定放大器的设置,那么其他用户无意中改变参数的可能性会降低。

采样软件 有了电极和放大器后,你还需要一台计算机以及软件来采样 EEG。某些情况下,电极会决定放大器的选择,而放大器可能会连带有采样软件。大部分采样软件有着你会用到的基本功能,因此你应该选择比较方便、而且能与你系统的其他部分可以协同工作的那些功能。采

样软件(以及与之相联系的模数转换器)的最基本的功能如下:

7. 模数转换器必须有至少 12 位精度。许多转换器现在提供 16 位精度,但是由于 EEG 信号比较差的信噪比,这并没有太大好处。一个 16 位精度的转换器允许你使用较低的放大器增益,可降低放大器饱和的可能性。不过,饱和一般是由大的慢电位漂移引起的,这些漂移即使在放大器没有饱和时也会污染你的数据。
8. 必须有很方便的途径来给系统发送事件码。有些系统只是利用模数转换器的一导,在事件出现时编码一个脉冲,而事件实际上存贮在另一台计算机(通常是呈现刺激的计算机)里。这使得按刺激进行迭加平均不太方便,所以比较好的是,让采样计算机接收表明每个刺激准确实质的代码。这通常是用 8 位数字代码(对某些实验来说超过 8 位会更方便)来完成的。
9. 系统必须允许连续的 EEG 记录。许多 ERP 实验模式中,刺激间隔时间很长而且中间没有诱发 ERP 的事件,所以有可能只记录刺激附近的 EEG 时段,而在间隔期间暂停记录。这就是所谓的基于时段的记录(*epoch-based recordings*)。然而,之后你可能希望你所记录的是更长的时段。例如,你可能会发现某个实验效应在记录时段结束之后其波幅仍然在增长,或者你想更彻底地评价刺激前的重叠情况。基于时段的记录不允许做这些。另一种方法(连续记录, *continuous recording*)是连续记录 EEG,并在迭加平均时提取任意需要的时段。由于所有的数据都被记录,因此有可能在以后用不同的时段重新平均数据。这要求更大的存储空间,但是存储空间现在非常便宜,对连续记录已经不是什么问题。所以,你应该选择一个能连续记录的系统。基于时段记录的选项可能听上去不错,但是我不推荐使用这个方法,因为它损失了灵活性。
10. 系统必须能够很方便地实时显示所记录的 EEG。实时监测很重要,它便于实验者发现电极的问题,较大的伪迹(特别是眼动和

肌肉活动),以及由较大的 α 波所显示的被试的疲劳(疲劳问题会成为大问题,因为ERP实验一般要持续几个小时)。能调节信号的垂直尺度以匹配EEG信号的大小也很必要,能调节水平(时间)尺度也很有帮助。系统还应该包括能观察事件码到达的方法。如果事件码出现的位置与EEG显示同步会很方便,这样你就可以观察事件码与伪迹之间的关系。

317

另外一些可能有用的选项如下:

11. 除看EEG时域外,看EEG频域的能力。这使得很容易判断不同噪声的水平,例如线频电噪声,还很容易注意到 α 水平的增高(它通常是瞌睡的标志)。
12. 以多种格式,包括文本文件,存贮数据的能力。文本文件非常巨大,但其优点是很容易转换成别的格式。
13. 进行导联匹配的能力,其中放大器导联的采样是随意的、用户控制的顺序。这会很容易跳过特定实验里不需要的导联,将数据组织为一种有用的顺序。
14. 用户自定义EEG显示的空间格式的能力。这会更容易看到EEG中提示伪迹的模式。一些系统甚至可以实时显示EEG频段图。
15. 做简单的实时平均的能力。例如在某些实验里,被试倾向于做小的但是系统的眼动,这很难在单个测试中看出来,但是在平均波形中很容易看出来。通过做实时平均,可以在记录过程中就确定并且校正此类伪迹,而不是事后扔掉被试的数据。

基本的采样软件是很直接明了的,因此你无需过分担心如何得到好用的软件。EEG采样时唯一不太好办的地方是,EEG和时间码必须同时获得,不能有时间上的误差。现代的计算机操作系统很难做到这一点,因此我并不推荐你自己写采样软件,除非你在精确计时编程方面有相当的

经验。

在购买采样软件之后,你必须很仔细地测试它。最常见的问题是,在刺激和存贮在计算机里的时间码之间存在延迟。事实上,我的实验室最近发现,某一很常见的商业采样系统,其引入的延迟,在实验测试组里逐渐增加。我们联系厂家时,他们告诉我们说,当他们的软件用于特定品牌的计算机时,这个问题会出现。当我们换用不同的计算机时,这个问题消失了。但是如果我们没有充分地测试系统,我们永远也不会注意到这个问题。你不能简单地假定你的软件是正确的。

318

测试一个采样系统,你需要能够记录一个由你的刺激呈现系统所触发的参考信号。要做到这一点,最简单的方法是用一个带有外部触发输入的方波校正信号(如果你的放大器没有这样的校正器,你可以买一个)。你可以用刺激呈现软件触发校正器,再看校正脉冲是否与 EEG 文件中时间码出现在同一时间上。方波应该开始于时间码出现的同时,并且你应该这样测试好几分钟,以让自己信服,计时不随时间漂移。根据你的系统的特点,你可能偶尔会看到某一采样区间出现时间上的偏移;这偶尔会出现,即使计时只差一两个毫秒。但是如果这种情况出现的次数超过时间码的百分之十,或者误差长于一个采样区间,那么你应该联系厂家。

数据分析系统

我实验室使用一套很好的定制的 ERP 分析软件包,但是这套软件并不向公众开放。所以,这一节中我的建议是基于这样的考虑,即,如果我没有这套软件包,那我会怎么做。

我看过一些市面上的商用 ERP 分析系统,目前为止它们还没有给我很不错的印象。它们有很多花哨的东西,但是很贵,而且看上去不能按我需要的去做。其原因之一是,科学研究通常注重做的事情,或是从没做过的,或是那些需要依赖研究领域细节才能完成的。这样软件公司很难写出 ERP 分析软件,使之能适用于广大研究者的特定需求并且预知未来需求。他们还试图让软件容易使用,但是使用的容易度通常是与功能和灵活性成反比的。

319

除购买商用软件外,你或许想自己写 ERP 分析程序。多年以来在这方面我做了很多,这很花时间。能用于多个实验的灵活的数据分析程序需要花很长时间写,特别是用一些大众化的程序语言,例如 C、Pascal 和 Basic。为单独一个实验写专用的程序时间会少一些,但是如果你必须为每个新实验的分析都写新程序,那你的研究进展会很慢。

或许最好的折衷是,自己写程序,但是利用为数字处理而设计的开发系统,比如 MATLAB。MATLAB 是为数组和矩阵的数学计算而设计的,而 ERP 波形正好就是这样的数组和矩阵。那就是,在一个典型的实验里,平均数据可以被描述为时间 $\times$ 电极 $\times$ 条件 $\times$ 被试的电压值矩阵。MATLAB 包含内置的子程序来快速计算矩阵的数学操作,并且这些程序是由一种相对简单但很强大的程序语言写成的。

为让 MATLAB 分析数据更容易些,有两个研究小组开发出了免费的、公用的 MATLAB 函数库,以分析 EEG/MEG 和 ERP/ERMF 数据。其中一个软件包是 EEGLAB(Delorme & Makeig, 2004, <http://scn.ucsd.edu/eeglab/>)。该软件包括基本功能的程序,例如伪迹排除和迭加平均,并且它还包括对一些高级功能的优秀支持,特别是基于频率的分析以及独立成分分析。它还可以读入来自不同数据采集系统的 EEG 文件。第二个软件叫做 BrainStorm(Baillet et al., 1999, <http://neuroimage.usc.edu/brainstorm/>)。它主要注重于源定位技术。

这两个软件包都提供一个图形用户界面,这对新用户很有帮助。然而,也可以输入命令,这就有可能产生命令脚本,它对有经验的用户来说极有价值。而且,你学会一些 MATLAB 之后,你可以加入你自己的函数。如果我要建一个 ERP 实验室,而且没有我目前所用的数据分析软件包,我绝对会采用这个方法。

假定这些免费的软件包不能百分之百地满足你的需求,这个方法要求你(a)在计算机编程方面有一定能力,(b)愿意花费相当的时间学习计算机编程,或者(c)愿意雇人做一些编程工作。如果你是个研究生而且计划在研究生院以及之后做相当多的 ERP 研究工作,那么学习一些编程还是很值得的。如果你已经是一个高级研究人员,想要通过适量的 ERP 实

验来增进你的研究,你或许没有时间去学习编程和写需要的程序。

如果你不能自己写程序,而且你不能雇人写,那么你就得买一个商用 ERP 分析系统。我不能告诉你买哪一种,但是对于一些重要的功能,我可以提供一些建议:

16. 迭加平均数据的方法要简单,但是要能够用复杂的标准,比如按刺激的顺序,按正确与错误的反应,以及按反应时不同的反应,等等。必须能够做反应锁定的平均。
17. 一大套伪迹排除的功能,例如那些在第四章中所讲到过的。应该能够基于对 EEG 的视觉检查而设定参数。还很有用的是,应该能够根据视觉检查手工做伪迹排除。
18. 用一系列半幅截止频率对原始 EEG 数据以及平均 ERP 波形进行滤波的能力。滤波器的脉冲响应函数必须被描述得非常清楚,并且最好包括有高斯脉冲响应函数的滤波器(见第五章)。
19. 应该有一大套用于成分测量的程序(见第六章)。
20. 画图能力。能画出显示电压(或者电流密度)在头皮上的分布图,最好使用球形样条插值算法(spherical spline interpolation algorithm, 见 Perrin et al., 1989)。
21. 必须很容易对 ERP 波形做数学计算,包括对数据重新做参考以及形成差异波。
22. 输入和输出不同数据格式特别是文本文件的能力,非常有用。
23. 批处理的能力会非常有用。例如,如果你发现在某个实验中,需要用更长的时间窗口来重新迭加平均每个被试的数据,那么,如果你能用批处理的话,就可以省很多时间和精力。
24. 有方便的统计分析也很不错。或者你可以使用标准的、通用的统计软件包,但是如果能够对测量和数据分析进行批处理会很有用,而这对大部分通用的软件包来说是很困难的。
25. 必须有方便而灵活地绘制 ERP 波形图的方法。对于有重叠的波形图来说,你必须能够指定各波形线条的类型和颜色,这些重叠

波形的放置位置,以及时间和波幅轴的格式(见第六章开始关于绘图一节)。另外,系统必须能够以基于向量的文件格式存贮图形文件,以便可以读入到标准的基于向量的图形软件包(位图方式的输出通常不适于绘制用于发表的 ERP 波形图)。

刺激呈现系统

事件码的计时

通常来说,好的刺激呈现系统的关键是,事件码和刺激之间的精确计时。现代的计算机操作系统不是被设计为用于实时操作的,程序经常会被简短中断,以便操作系统能够从事不同的管理任务。这些中断在正常使用计算机时通常不被注意到,但是它们会引入计时误差,其误差范围相对于 ERP 记录的时间尺度来说还很大(可以多至 200 毫秒)。实际上,实时运行程序以及精确计时在更早的系统里反而容易实现,比如 MS-DOS 和 Apple II 的操作系统。所以,最好不要尝试自己建立刺激呈现系统软件,除非你确实知道你在做什么(或者你会使用用于简化实时控制的软件开发系统)。

另外,不要假定可买到的刺激呈现软件都有 ERP 记录所需要的精确计时水平。大约在 15 年前,我测试过一个当时最流行的刺激呈现软件,结果发现非常明显的计时问题(的确令人震惊!)。所以,不管你使用什么系统,你应该验证其计时精度(我会在下一段解释如何做)。并且请牢记,精度是关键,而不是准确性(因为这些术语有其技术定义)。那就是说,刺激与事件码之间的一个稳定的已知延迟是可以的,因为它可以根据延迟量,通过平移平均波形而减掉。然而,一个无法预测的变化的延迟是不能接受的,因为它无法补救。

测试刺激呈现系统计时的最好方法是,试着用你的数据收集系统记录刺激。例如,对于听觉刺激,你可以把麦克风放到扬声器前面并记录麦克风的输出,就像记录 EEG 一样。然后你可以利用数据分析软件,检查刺激的起始时间是否与条件码的时间完全吻合。这对于视觉刺激来说稍

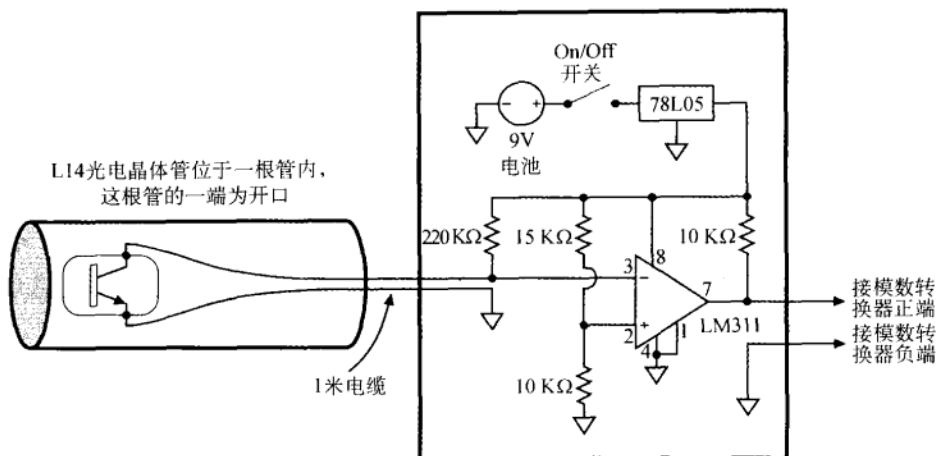


图 8.2 可用于测量一小块视频显示区域所发射的光的电路图。输出可以直接连接到你的 EEG 采样系统的模数转换器上(假定电压范围是正确的)。感谢 Lloyd Frei 设计此电路。

323

微困难一点,不过图 8.2 显示了一个简单装置的电路图,可用于测量视频显示器所产生的光。你可以把该装置指向屏幕上刺激出现的位置,并把输出记录到你的数据收集系统。当你做这类测试时,我建议使用高于常规的采样率来记录信号(1000 Hz 或者更高)。这样会更容易看到这些信号,它们可能包含非常快的转变。而且,你应该记录大量的刺激,以便能测试到偶尔才出现的较大时间误差。如果你发现计时误差,你或许可以通过关闭计算机上那些不必要的硬件和软件系统来消除它。例如,你要确保没有其他软件或者操作系统的扩展包同时在计算机上运行,而且你可以把计算机从网络、不必要的硬盘、打印机等等上断开。

324

刺激相关的伪迹

不管你使用什么刺激,你必须确保它们不会带来会被电极记录到的伪迹或者引起数据污染的反射活动。例如,多数耳机通过电流穿过线圈来引起膜相对于磁体的运动,而这会在电极中引起电流。所以,屏蔽的耳机对于听觉 ERP 实验来说可能是非常重要的。另外,突然的噪声能引起肌肉抽搐,即所谓的后耳反射(post-auricular reflex),而 EEG 电极可以记

录到这些肌电。体感刺激常常是由小电击来实现的,它们也会带来电极的伪迹和诱发反射。

CRT 显示器的刺激计时

本章后面将主要讲在计算机控制的 CRT(阴极射线管, cathode-ray tube)显示器上呈现刺激(更多的讨论见 Brainard, Pelli, & Robson, 2002)。主要讨论视觉刺激呈现有三个理由。首先,视觉刺激往往比其他感觉的刺激更常用。第二,在 CRT 上的视觉刺激呈现涉及一些细微的计时问题,这些问题对于 ERP 实验而言极其重要。最后,我对其他感觉通道的刺激没有太多经验,所以无法提供更细节的信息。你可以通过文献或者问其他专家来获得非视觉刺激呈现的细节。

CRT 基础 CRT 给刺激计时提出了独特的难题,你需要知道计算机控制的 CRT 是如何工作的,以避免计时错误。如图 8.3A 所示,CRT 是通过一狭窄的电子束穿过一个磁场来工作的,磁场把电子束导向显示器前方的荧光粉层里的特定位置。当电子束打到荧光粉,荧光粉就发射出光,光的强度与电子束的强度成比例。在某一给定时刻被电子束打中的位置就是显示器上的一个像素。彩色 CRT 使用三个电子束,它们指向稍微不同的位置,那些位置上的荧光粉分别发射红、绿、蓝光;不过,为简单起见,除非作特别说明,我们将假定单一的电子束。

电子束在任意给定时刻只激活一个像素。哪个像素被激活是通过磁场的即时调制来实现的。在一个示波镜里,电子束可以以任何需要的模式来回移动。可是一个 CRT,使用的是光栅(*raster*)模式,电子束被称为光栅束(*raster beam*)(见图 8.3B)。光栅束起始于屏幕左上角,把显示器最上面一行上所有的像素一个接一个地显示,强度根据每个像素单独调整。然后它转到下面一行,显示下一行像素,这样一直到它呈现完右下角,这时候屏幕上的每一个像素已经被显示了一些。然后电子束被简短关闭并且移动到显示器的左上角,再重复整个过程。重复的速率(刷新频率)通常在 50 到 100 Hz 之间,相对应的刷新时间为 20 到 10 毫秒之间。

每个像素光栅束的强度是由存贮在视频卡的帧缓存(*frame buffer*)

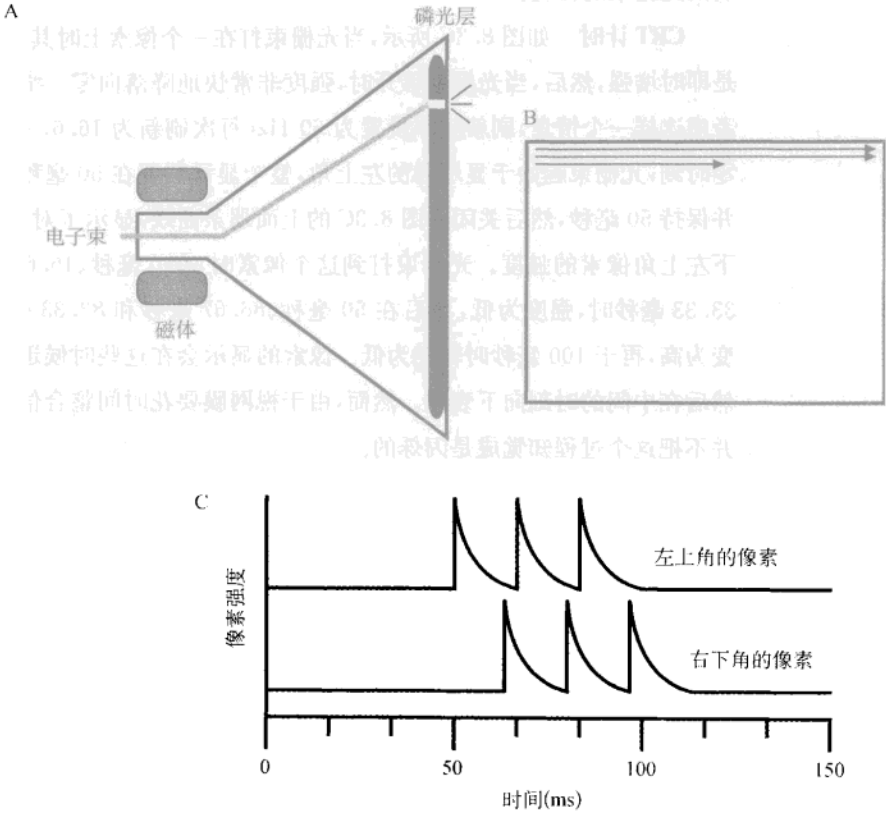


图 8.3 CRT 显示器的工作原理。(A)电子束被磁场导向到显示器前面的特定位置,使得荧光层(phosphor layer)上的一小点被照亮。(B)电子束随时间而移动的光栅模式。(C)CRT 显示器两个不同位置的像素的亮度强度。

326

里的一系列数字决定的。帧缓存是一套连续的存贮位置,每个位置包含一个特定像素的强度值(或者对于彩色 CRT 来说是三个值,红、绿、蓝的强度值各一)。当程序在显示器上画图时,它实际上只是更新帧缓存里的值。显示器上不会有什么变化,直到光栅束到达对应于更新值的像素之后,这时这些数值从帧缓存被读出并且像素被相应地激活。这就是为什么对于 CRT 来说计时如此怪异:在某一时刻显示器上实际显示的内容,既取决于你的程序直接控制的帧缓存的内容,又取决于程序不能直接控

327

制的光栅束的位置。

CRT 计时 如图 8.3C 所示,当光栅束打在一个像素上时其强度几乎是即时增强,然后,当光栅束移开时,强度非常快地降落向零。举个例子,考虑这样一个情景,刷新频率设置为 60 Hz(每次刷新为 16.67 毫秒),在零时刻,光栅束起始于显示器的左上角,整个显示器要在 50 毫秒时变亮,并保持 50 毫秒,然后关闭。图 8.3C 的上面那条曲线,显示了对于该情景下左上角像素的强度。光栅束打到这个像素时,在 0 毫秒、16.67 毫秒和 33.33 毫秒时,强度为低,然后在 50 毫秒、66.67 毫秒和 83.33 毫秒时转变为高,再于 100 毫秒时转变为低。像素的显示会在这些时候迅速向上,然后在中间的时刻向下衰减。然而,由于视网膜要花时间整合信息,我们并不把这个过程知觉成是闪烁的。¹

在左上角的像素 50 毫秒时显示之后不到 1 微秒的时间之内,它右边的那个像素会被显示,然后是下一个,如此直到最上面的整行都被显示(在 640×480 分辨率下,画一整行像素大约要花 120 微秒)。然后是显示下一行的像素,再下一行,如此直到整个显示屏都被显示(在 60 Hz 更新频率的情况下这大约需要花 16 毫秒)。图 8.3C 的下面那条曲线显示了对于接近显示器下方的一个像素所观察到的实际的显示情况。这一像素的显示,相对于位于显示器左上角的像素显示而言,延迟了大约 16 毫秒。所以,显示屏并不是一下子就画出来的,而是要花一段若干毫秒的时间逐渐画出来的。

计时错误 如果你的刺激呈现程序在一些随机的时刻画图,这可能会带来一个大的、能看得见的伪迹,即所谓的撕裂(*tearing*)。当帧缓存被更新的位置正好被光栅束画到屏幕上时,这种情况就会发生。避免这种伪迹非常重要,因为它可以非常散乱。

为避免撕裂并达到精确计时,视频卡会在光栅束画完一屏并刚要开始画下一屏之前,发送一个信号到计算机,这个信号被称为垂直折回中断(*vertical retrace interrupt*)或者视频空白中断(*video blanking interrupt*)。在大多数情况下,确保正确计时的最好办法是,在刺激呈现程序中使用下列事件序列:(a)等待中断信号,(b)发送一个事件码,(c)以如下方式来画

刺激,即,要确保存贮在帧缓存里的强度值的任何变化,都发生在中断之后但是在那些值被光栅束读到之前。

依照这个顺序,你可以确保事件码与电极束的位置相联系,并因此与显示器的照明实际发生变化的时刻相联系。在事件码与一个特定像素的照明之间会有一个延迟,该延迟将取决于像素的位置(即,屏幕下方的行比上方的行延迟更大)。然而,该延迟对于某一个固定的像素来说是确定的,并且你可以用图 8.2C 所示的装置,通过记录一给定位置的照明来测定延迟量。一个已知的、固定的延迟只是稍微有点麻烦,而一个未知的、变化的延迟会成为大问题。

这一顺序的微妙之处在最后部分,即,要确保在帧缓存里的数值,在被用于控制特定光栅周期中的光栅束之后不被改变。这种改变很可能在两种常见方式下出现。第一,如果你在画一个复杂的刺激,或者计算机或软件系统比较慢,那么可能画刺激的时间会长于一个光栅周期。第二,你可能不是从上往下画图,有一部分刺激可能会在光栅束已经画好这部分屏幕之后才被画到帧缓存。例如,想象你要做一个视觉搜索实验,其中有 24 个方块被画在显示器上的随机位置。如果你等待垂直折回中断,然后以随机顺序把方块画到帧缓存,那么结果可能是,在中断 5 毫秒之后才能把方块画到接近缓存顶部。在这一时刻,光栅束已经画完了帧缓存的顶部,因此你可能会看到撕裂伪迹,并且方块只有等到下一个光栅周期才会出现。

在大部分情况下,避免这些问题的最好方法是,预先把刺激画到屏幕外缓存里。即,在实验的每一次测试开始之前,你可以把刺激预先画到内存区域里来模拟帧缓存,但是实际上刺激并不可见。到了呈现刺激的时候,你要等垂直折回中断,发送一个事件码,然后再把模拟的帧缓存拷贝到实际的帧缓存。只要拷贝是从上到下进行,并且比光栅束快,就可以保证你的计时是非常准确的(尽管屏幕下方的像素仍然比上方的像素显示更慢)。或者,一些视频卡有多个帧缓存,就可以在一个帧缓存里预画刺激,同时呈现另一个帧缓存里的刺激。呈现预画帧缓存可以通过告诉视频卡改变呈现位置来实现,而这几乎是即时的。在这种情况下,就不需要

从内存拷贝到帧缓存了。

软件包 有多种刺激呈现软件,有些是专为 ERP 实验设计的。在购买软件之前,你应该询问视频计时的实质。每一个零售商都会告诉你计时很精确,但是你应该弄清楚程序到底是怎么工作的。特别是,你要搞清楚(a)刺激呈现与事件码是否与垂直折回中断同步;(b)是否以屏幕外缓存的方式预画刺激;(c)是否可能偶尔被其他程序或者操作系统中断,如果是的话会带来很大的计时误差。

如果你倾向于自己写刺激呈现程序,我强烈推荐使用 MATLAB 以及一系列叫做 PsychToolbox 的子程序。这个工具箱是由两位名望很高的视觉研究者开发出来的,分别是 David Brainard 和 Dennis Pelli(Brainard, 1997; Pelli, 1997),并且他们严格测试了计时。MATLAB 为新实验的相对快速开发提供了优秀的环境,并且用 PsychToolbox 可以很容易完成这里所描述的步骤顺序。

CRT 与 LCD 在写这本书的时候,CRT 显示器正迅速被 LCD 显示器代替,这一改变可能使前面所提供的大部分信息都无效。不幸的是,在我看来 LCD 技术还不够稳定,还不能提供足够精确的计时。

LCD 显示器的工作原理是:通过使用电子信号来改变显示单元的极性,从而影响光的传播。LCD 不需要任何光栅束,因此有可能可以在屏幕上的任意位置对像素作即时改变。然而,与 LCD 相整合的计算机系统最初是为 CRT 设计的,从视频卡的帧缓存里的信息通常被串行传输到 LCD 显示器。所以,仍然需要仔细考虑刺激相对于事件码的计时。

LCD 的光学特性也可能是有疑问的。对 ERP 记录而言,最大的问题是,LCD 的光传播变化相对较慢。这样的结果是,刺激的起始和终止比 CRT 更加缓慢。幸好,LCD 的制造商们非常愿意来减轻这个问题,因为越来越多的 LCD 被用于电视显示器、视频游戏,以及其他高速应用中。所以,LCD 可能不久就会有更好的时间特性。

为了直接检查 LCD 的计时,我使用了图 8.2 的电路来测量一台高质量 LCD 显示器的输出,并且我用 ERP 采样系统记录了这个信号。我没有使用数字化 LCD 接口,而是把 LCD 显示器连接到计算机的模拟 VGA

输出上(这是为 CRT 设计的)。当前大多数 LCD 都有模拟和数字两个输入,数字输入通常会有较高的可靠性(但是可能会有不确定的时间特性)。图 8.4 显示了 LCD 在一个白方波呈现在黑背景位置上的输出。方波的起始时间应该是 0 毫秒(事件码的时间)并且终止于 350 毫秒(如果我用 CRT 显示器就正好是这样)。

图 8.4A 显示了 LCD 输出的整个时间过程;起始和结束分别显示在放大了时间尺度的图 8.4B 和图 8.4C 中。此图显示了 LCDs 的三个潜在问题。首先,LCDs 的输出稍有延迟:亮度改变的起始直到刺激码出现大约 7 毫秒之后才开始,而且亮度直到约 357 毫秒才开始消退。我怀疑这由模拟 VGA 链接引起;模拟信号必须被 LCD 显示器转换成数字信号。其次,起始不是即时的,而是要花费大约 5 毫秒才形成。这对于大多数 ERP 实验来说大约足够快了,但是这一 LCD 显示器是因其快速的起始时

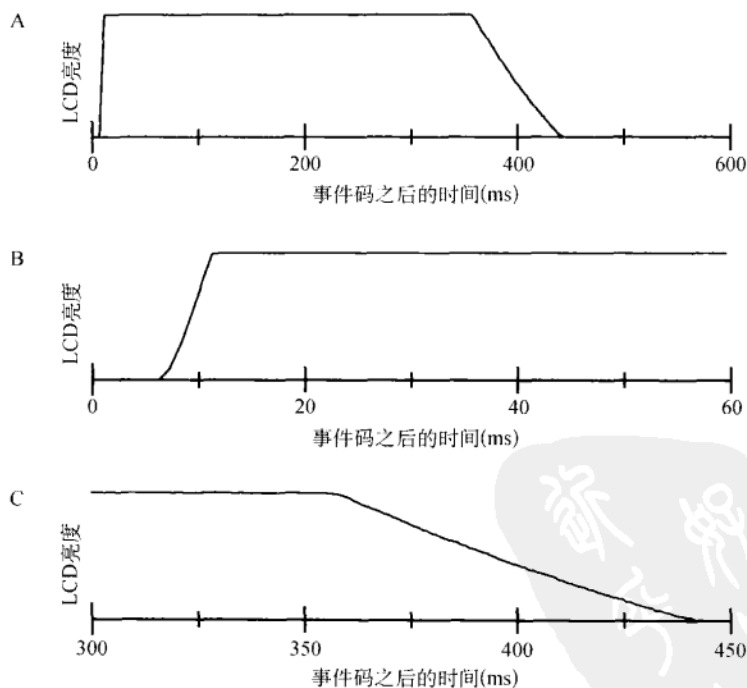


图 8.4 在一个 LCD 显示器上记录到的亮度,刺激为一个白色方块呈现在黑色背景上。同一个亮度信号被显示在三个不同的时间尺度上。

间而被选用的,而其他 LCD 显示器要花费更长的时间。第三,显示器的终止是非常缓慢的,大约需要 100 毫秒左右才能回到基线亮度水平。当刺激呈现在黑背景上时,这不是一个大问题。然而,如果刺激是呈现在白背景上,刺激的起始是通过亮度的减小来实现的,而亮度将以图 8.4C 所示的缓慢方式改变。这对需要严格计时的实验来说可能问题非常大。

LCD 与 CRT 相比也有非常大的优点:他们并不直接向被试头部方向射出电子束。相应地,LCD 应该比 CRT 产生更小的电子干扰,可能连法拉第笼都不需要。因此,LCD 可能在技术成熟之后,成为大部分实验的最佳选择。与此同时,你可能愿意尝试着用 LCD 显示器,但是你应该在使用前仔细测试每个显示器(不同品牌可能有非常不同的时间特性)。

(傅世敏 译)



本附录介绍在考虑 ERPs 的神经来源以及 ERP 记录中的噪声来源时所涉及的电和磁的一些重要方面。

电不过是通过一导体媒介的电荷的流动。在电路中,通常是电子在流动。在神经系统中,很多电流的产生是由于小的离子穿过细胞膜的运动所致。但是在两种情况下,电的原理是一样的。

电压、电流和电阻

电学中三个最基本的术语是电压、电流和电阻。电压本质上就是电的压力,类似于水压。电压也被称为电位 (*potential*),因为它反映了电流从一处流到另一处的潜力。这可以通过水流通过管道的比喻来理解。比如,考虑山顶上的一缸水。这缸水有很大的潜力从山顶流到山脚,但是只有很小的潜力漫到山顶。重要的是,即使在某一时刻水没有流(例如,由于阀门关闭),这种水向山下流的趋势仍然存在。类似的,即使实际上没有电流在流动,汽车电池中的电流仍然存在从一极流向另一极的潜力。电压通常用 E 表示,以示电动势 (*electromotive force*)。

电流是在单位时间里,流过一个给定点的带电粒子(比如电子)的数目。电流的度量单位是安培,一安培等于一秒钟内有一库仑(6.24×10^{18} 个)电荷通过一个点。测量电流类似于测量在单位时间里通过某一段管道的水量(如每小时 10 升)。电流通常用 I 表示,以示强度 (*intensity*)。

电阻是一种物质阻止带电的粒子穿过它的能力(它正好与导电性相反)。有三个主要因素影响某种物质的电阻:(1)物质的组成,(2)长度,(3)直径。由于其分子特性,某些物质比其他物质导电性更好(例如,铜相

对于锌来说是更好的导体)。然而,任何物质如果非常细的话,其导电能力都会降低。用另一个水压的例子来说,考虑一个水过滤系统,其为房子的供水通过一个很大的充有碳的水箱。如果碳充得很紧密,水就不容易流过水箱,但是如果碳充得比较松散,水就很容易流过。这类似于电阻取决于物质的特性。现在想象水通过一根水管。如果水管又长又窄,要在短时间内放满一桶水,就需要有很大的水压。如果水管又短又粗,那么,只需要适量的水压,就可以很快放满一桶水。这类似于电阻取决于导体的长度和直径。电阻的度量单位是欧姆(Ω),通常用 R 来表示。

上一个类比同时还表明了电压、电流和电阻之间的关系。如果用一根细的水管,通过水管一头的流量,相对于同样水压下一根较粗的水管而言,会比较少。类似地,如果电压保持不变而电阻增加,电流将减小。然而,如果使用一根较细的水管,那么通过增加水压,可在单位时间内得到更多的水。类似地,如果电阻增加的同时增加电压,是可以保持电流不变的。

欧姆定律

上述三者的关系可以用欧姆定律来总结: $E = IR$ (电压等于电流和电阻的乘积)。这就是说,要让 1 安培的电流通过 1 欧姆的电阻,需要有 1 伏特的电压。这个公式提示,如果电压增强,那么必然伴随着电流的增加,或者电阻的增加,或者两者都有变化。特别是,如果电压增加而电阻不变,那么电流必然按电压成比例增加。这有道理,因为压力(电压)增加自然就导致流量(电流)增加。然而,欧姆定律的一个不那么直觉性的结果是,如果电阻增加而要保持电流不变,那么电压必须与电阻成比例增加。这看起来似乎是反直觉的,因为你可能会预计,电阻的增加可能会引起电压的降低,但实际上却会导致电压增加(假定电流保持恒定)。然而,如果你考虑一下水压的类比,就会发现这是有道理的:如果你用一根较细的水管,但是要保持端口流出来的水量不变,那么必须增加水压。

欧姆定律的另一个推论是,当电阻接近无穷大时,即使电压很大,也不会有明显的电流,而电阻无穷大是非常常见的(比如不连接到任何东西

上的车用电池的两极)。然而,要想在没有明显电压的情况下得到明显的电流,唯一的办法就是让电阻接近零,而这并不常见(它要求超低温制冷)。

阻抗

在这里我想提到另一个术语,即阻抗(*impedance*)。技术上讲,术语电阻只有当电流随时间恒定时才适用(这被称为直流电或者 DC),而术语阻抗适用于电流随时间变化时(交流电或者 AC)。由于 ERPs 随时间变化,阻抗一般说来是更适用的概念。需要不同的术语是因为某些因素(特别是感应系数和电容),会影响交流阻抗而不影响直流电阻。然而,对大多数实际实用而言,阻抗类似于电阻,所以不必担心它们之间的差异。阻抗通常用 Z 来表示,大多数阻抗表测量阻抗用的是一个振荡频率约为 10 Hz 的小正弦波电压。

336

电和磁

电和磁从根本上是互相关联的,理解这一关系对于理解 ERP 记录如何记下噪声,以及理解 MEG/ERMF 记录如何与 EEG/ERP 记录相关,都非常重要。电流通过导体会产生一个围绕导体的磁场。而且,如果磁场通过导体,它会在导体中产生电流。图 A.1 图示了这两条原则,显示当电

337

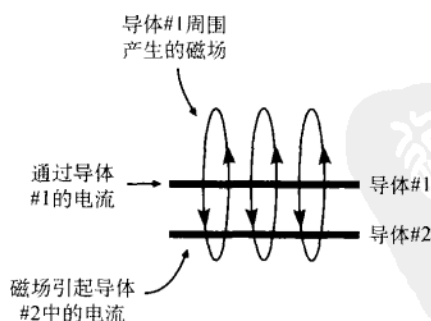


图 A.1 电和磁之间的关系。电流通过导体 #1,这产生了环绕导体 #1 的磁场。该磁场通过导体 #2,它感生出导体 #2 中的一个小的电流。

PDG

流通过两个相邻导体之一时所发生的。通过其中一个导体的电流产生一个磁场,这个磁场则在另一个导体产生感生电流。这就是环境中的电噪声如何在 ERP 被试者身上,或电极上,或电极到放大器的电线上感生出电活动的。

(傅世敏 译)



第一章

339

1. 噪声的概念对于任何数据记录技术都是基本的,但有很多初学者不熟悉这个名词。简单地说,这个名词是指数据中那些与你想要的记录(叫做信号)不相关的、任何来源的变化。不过请注意,一个研究者所说的噪声有可能是另一个研究者所说的信号。例如,心脏产生的电活动(EKG)有时可能会污染 ERP 记录,那么,ERP 研究者就会把它当作噪声对待,但对于心脏病学家,EKG 是信号,而不是噪声。噪声可以是随机不可预测的,也可以是非随机可预测的,只要它导致记录数据偏离了信号,它就是噪声。
2. 认为记录电极与激活皮层之间具有足够距离的假设,对于头皮记录总是成立的。
3. 更准确地说,颅骨的高阻抗只引起少量的垂直穿过颅骨的容积传导电流,这种垂直的电活动也会伴随少量的磁场。因此,颅骨的高阻抗也会间接引起磁场小的失真,但与电活动的失真相比,这只是一个微小的反应。
4. 你可能会奇怪,为什么对于 P3 波所反映的心理或神经生理过程,所有这些研究都还未能导致一种共识?我猜测,有两个主要因素。一个因素是,至少在某种程度上,P3 波几乎出现于每个实验的每一种实验条件,由于 P3 波那么普遍,所以很难将这样一般的认知领域局限于同 P3 的特异关联。第二个因素是很难将 P3 波同与其重叠的其他 ERP 成分分离开来。很有可能,在广泛的 P3 时段与 P3 的头皮分布区,有很多不同的正走向 ERP 成分被激活,而每一个成分都反映了不同的认知过程,由于我们缺乏分离这些不同 P3 子成分的适宜手段,所以就很难把这种 P3 活动的混合物同特异的心理过程相联系。

第二章

1. 以前曾发表过本章的缩写版本(Luck, 2005)。
2. 在这个定义中,关于神经解剖模块的定义,有一点儿不确定性的余地。你可以使用 Brodmann 分区来定义模块,也可以使用更细致的现代神经解剖学的划分,或者使用像背侧流与腹侧流这样更粗糙的划分。
3. 这个结果是以柱状图的形式进行总结的,图中没有给出 ERP 波形。因为从观察的 ERP 波形很难测量出潜在的成分,重要的是要显示出 ERP 波形的变化,而不是仅仅提供成分振幅与潜伏期的测量(详见第六章第一部分)。而且,这个实验所处的时代,计算机还相当原始,直接计算被试间平均波形,还不是非常地普遍。那时的期刊论文也不包含组平均波形,代之,显示少数被试的波形举例。不过个体被试波形不甚好看,因此,这里就不显示了。

第四章

1. 从技术上来讲,利用的是协方差(covariance)而不是相关(correlation),这意味着匹配的 EEG 分段必须很大,并且在波形上与模板相似。
2. 图中显示的数据实际上是利用一个略有不同的技术来计算的,这个技术使用了小波(Wavelet)变换,而不是傅立叶变换。不过,其基本原理还是相同的。
3. 这个框架最初是由 UCSD 的 Jon Hansen 开发的。他同时还开发了几种特殊伪迹排除的算法,本章稍后将介绍它们。
4. 尽管下巴托架看似应该会减少肌肉紧张,可是我的实验室却发现它们实际上增强了肌肉噪声。但是以某种方式设置下巴托架,使得肌肉噪声减弱而不是增强,也是有可能的。

第五章

1. 这里,能量等于振幅的平方。
2. 这里介绍的滤波原理实际上可以应用于由任何源所引起的瞬时波形,包括事件相关磁场。但是,这些原理主要适用于由离散刺激诱发的瞬时反应,而不适用于由以固定频率呈现的快速、重复的刺激流诱发的稳态反应。
3. 相位图通常难以理解,本章中的傅立叶变换将只显示振幅信息,不显示相

应的相位信息。

4. 进行这一过程实际上要更为复杂一些,因为 ERP 波形和脉冲响应函数都是持续时间有限的,并且都是数字化采样的。
5. 12.5 Hz 的半振幅截止频率比通常采用的过滤高频噪声的截止频率要低得多。然而,滤波引起的失真在较低的截止频率下更为明显,因此选用 12.5 Hz 的截止频率,是为了把失真表现得更清楚些。
6. 伪迹排除是一个非线性过程,因此在伪迹排除和迭加平均前进行滤波,其结果与先进行伪迹排除和迭加平均再滤波的结果是不一样的(尽管二者会很相似,如果所用的特定滤波器不严重伪迹排除过程的话)。

341

第六章

1. 偶尔,在波形测量时间范围内找不到一个局部峰满足振幅比两侧各三至五个点的平均振幅都大的条件。当波形在整个测量时间窗内单调递增或递减时,会发生这种情况。这种情况下,你可以采用简单峰振幅或潜伏期时段中心点的振幅。这并不是完美的解决方法,但比一直采用简单峰振幅的方法要好。
2. Greenhouse-Geisser 校正倾向于太过保守,尤其是在中、高水平的非球形条件下。许多统计软件都包含 Hyun-Feldt 校正,这可能是一个某种程度上更合理的方法,在低统计鉴别度成问题的情况下可能很有用。

第七章

1. 一位没有任何 BESA 和 ERPs 知识的物理学家也接受了测试,但是他的定位结果既不具代表性也不正确,因此我将不把他的结果放入讨论中。
2. 如果假定两个偶极子是镜像对称的,那么只需要七个参数来表示两个偶极子,否则需要十二个参数。也就是,与通常情况一样,用六个参数来表示其中一个偶极子,但是另一个偶极子只需要再用一个参数,来表示它的强度(这是仅有的一个区别于另一偶极子的参数)。而且,由于强度参数在 BESA 中被不同于其他参数处理,镜像对称的假设从根本上去掉了两个偶极子之一的所有主要参数。所以,这个十偶极子的模拟等价于一个无限制的七偶极子模拟。

第八章

1. 由于视网膜的整合时间,把刺激的呈现时间从 100 ms 缩短至更短的时间,将导致一个更模糊而不是更短的刺激的知觉(这是 Bloch 定律)。另外,100 ms 左右或者更短的刺激不会诱发分开的 ERP 起始和终止反应,但是更长的刺激就会了。因此,我建议在用短刺激的实验中,采用 100 ms 的呈现时间;而在用长刺激的实验中,让刺激持续时间超过感兴趣的 ERP 波形部分。这样就不会在波形中间有刺激终止反应混入。



参考文献

- Adrian, E. D., & Matthews, B. H. C. (1934). The Berger rhythm: Potential changes from the occipital lobes in man. *Brain*, 57, 355 - 385.
- Aine, C., Huang, M., Stephen, J., & Christner, R. (2000). Multistart algorithms for MEG empirical data analysis reliably characterize locations and time courses of multiple sources. *Neuroimage*, 12, 159 - 172.
- Alcaini, M., Giard, M. H., Thevenet, M., & Pernier, J. (1994). Two separate frontal components in the N1 wave of the human auditory evoked response. *Psychophysiology*, 31, 611 - 615.
- American Encephalographic Society. (1994). Guidelines for standard electrode position nomenclature. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 11, 111 - 113.
- Baillet, S., Mosher, J. C., Leahy, R. M., & Shattuck, D. W. (1999). BrainStorm: A matlab toolbox for the processing of MEG and EEG signals. *Neuroimage*, 9, 246.
- Bentin, S., Allison, T., Puce, A., Perez, E., & McCarthy, G. (1996). Electrophysiological studies of face perception in humans. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 8, 551 - 565.
- Bentin, S., & Carmel, D. (2002). Accounts for the N170 face-effect: A reply to Rossion, Curran, & Gauthier. *Cognition*, 85, 197 - 202.
- Berg, P., & Scherg, M. (1991a). Dipole modelling of eye activity and its application to the removal of eye artefacts from the EEG and MEG. *Clinical Physics & Physiological Measurement*, 12 Suppl A, 49 - 54.
- Berg, P., & Scherg, M. (1991b). Dipole models of eye movements and blinks. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 79, 36 - 44.
- Berg, P., & Scherg, M. (1994). A multiple source approach to the correction of eye artifacts. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 90, 229 - 241.
- Berger, H. (1929). Ueber das Elektrenkephalogramm des Menschen. *Archives fur Psychiatrie Nervenkrankheiten*, 87, 527 - 570.
- Bertrand, O., Perrin, F., & Pernier, J. (1991). Evidence for a tonotopic organization of the auditory cortex with auditory evoked potentials. *Acta Otolaryngologica*, 491, 116 - 123.
- Brainard, D. H. (1997). The psychophysics toolbox. *Spatial Vision*, 10, 433 - 436.
- Brainard, D. H., Pelli, D. G., & Robson, T. (2002). Display characterization. In J. Hornak (Ed.), *Encyclopedia of Imagine Science and Technology* (pp. 172 - 188). New

York: Wiley.

Brandeis, D., Naylor, H., Halliday, R., Callaway, E., & Yano, L. (1992). Scopolamine effects on visual information processing, attention, and event-related potential map latencies. *Psychophysiology*, 29, 315 - 336.

Broadbent, D.E. (1958). *Perception and Communication*. New York: Pergamon.

Carmel, D., & Bentin, S. (2002). Domain specificity versus expertise: Factors influencing distinct processing of faces. *Cognition*, 83, 1 - 29.

Chelazzi, L., Duncan, J., Miller, E. K., & Desimone, R. (1998). Responses of neurons in inferior temporal cortex during memory-guided visual search. *Journal of Neurophysiology*, 80, 2918 - 2940.

Chelazzi, L., Miller, E. K., Duncan, J., & Desimone, R. (1993). A neural basis for visual search in inferior temporal cortex. *Nature*, 363, 345 - 347.

Chelazzi, L., Miller, E. K., Duncan, J., & Desimone, R. (2001). Responses of neurons in macaque area V4 during memory-guided visual search. *Cerebral Cortex*, 11, 761 - 772.

Chun, M. M., & Potter, M. C. (1995). A two-stage model for multiple target detection in rapid serial visual presentation. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21, 109 - 127.

Clark, V. P., Fan, S., & Hillyard, S. A. (1995). Identification of early visually evoked potential generators by retinotopic and topographic analyses. *Human Brain Mapping*, 2, 170 - 187.

Cohen, D., & Cuffin, B. N. (1991). EEG versus MEG localization accuracy: Theory and experiment. *Brain Topography*, 4, 95 - 103.

Coles, M. G. H. (1989). Modern mind-brain reading: Psychophysiology, physiology and cognition. *Psychophysiology*, 26, 251 - 269.

Coles, M. G. H., Gratton, G., Kramer, A. F., & Miller, G. A. (1986). Principles of signal acquisition and analysis. In M. G. H. Coles, E. Donchin & S. W. Porges (Eds.), *Psychophysiology: Systems, Processes, and Applications* (pp. 183 - 221). New York: Guilford Press.

Coles, M. G. H., & Rugg, M. D. (1995). Event-related potentials: An introduction. In M. D. Rugg & M. G. H. Coles (Eds.), *Electrophysiology of Mind* (pp. 1 - 26). New York: Oxford University Press.

Coles, M. G. H., Smid, H., Scheffers, M. K., & Otten, L. J. (1995). Mental chronometry and the study of human information processing. In M. D. Rugg & M. G. H. Coles (Eds.), *Electrophysiology of Mind: Event-Related Brain Potentials and Cognition* (pp. 86 - 131). Oxford: Oxford University Press.

Courchesne, E., Hillyard, S. A., & Galambos, R. (1975). Stimulus novelty, task relevance and the visual evoked potential in man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 39, 131 - 142.

Cuffin, B. N., Cohen, D., Yunokuchi, K., Maniewski, R., Purcell, C., Cosgrove, G. R., Ives, J., Kennedy, J., & Schomer, D. (1991). Test of EEG localization accuracy using implanted sources in the human brain. *Annals of Neurology*, 29, 132 - 138.

Dale, A. M., & Sereno, M. I. (1993). Improved localization of cortical activity by

combining EEG and MEG with MRI cortical surface reconstruction: A linear approach. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 5, 162 - 176.

Davis, H., Davis, P. A., Loomis, A. L., Harvey, E. N., & Hobart, G. (1939). Electrical reactions of the human brain to auditory stimulation during sleep. *Journal of Neurophysiology*, 2, 500 - 514.

Davis, P. A. (1939). Effects of acoustic stimuli on the waking human brain. *Journal of Neurophysiology*, 2, 494 - 499.

de Jong, R., Coles, M. G., Logan, G. D., & Gratton, G. (1990). In search of the point of no return: The control of response processes. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception & Performance*, 16, 164 - 182.

Dehaene, S., Naccache, L., Le Clec, H. G., Koechlin, E., Mueller, M., Dehaene-Lambertz, G., van de Moortele, P. F., & Le Bihan, D. (1998). Imaging unconscious semantic priming. *Nature*, 395, 597 - 600.

Dehaene, S., Posner, M. I., & Tucker, D. M. (1994). Localization of a neural system for error detection and compensation. *Psychological Science*, 5, 303 - 305.

Delorme, A., & Makeig, S. (2004). EEGLAB: An open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of Neuroscience Methods*, 134, 9 - 21.

Desmedt, J. E., Chalklin, V., & Tomberg, C. (1990). Emulation of somatosensory evoked potential (SEP) components with the 3-shell head model and the problem of "ghost potential fields" when using an average reference in brain mapping. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 77, 243 - 258.

Deutsch, J. A., & Deutsch, D. (1963). Attention: Some theoretical considerations. *Psychological Review*, 70, 80 - 90.

Di Russo, F., Martinez, A., Sereno, M. I., Pitzalis, S., & Hillyard, S. A. (2002). Cortical sources of the early components of the visual evoked potential. *Human Brain Mapping*, 15, 95 - 111.

Di Russo, F., Teder-Sälejärvi, W. A., & Hillyard, S. A. (2003). Steady-state VEP and attentional visual processing. In A. Zani & A. M. Proverbio (Eds.), *The Cognitive Electrophysiology of Mind and Brain* (pp. 259 - 274). San Diego: Academic Press.

Dien, J. (1998). Issues in the application of the average reference: Review, critiques, and recommendations. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 30, 34 - 43.

Donchin, E. (1981). Surprise!... Surprise? *Psychophysiology*, 18, 493 - 513.

Donchin, E. (1979). Event-related brain potentials: A tool in the study of human information processing. In H. Begleiter (Ed.), *Evoked Brain Potentials and Behavior* (Vol. 2, pp. 13 - 88). New York: Plenum Press.

Donchin, E., & Coles, M. G. H. (1988). Is the P300 component a manifestation of context updating? *Behavioral Brain Science*, 11, 357 - 374.

Donchin, E., & Heffley, E. F., III. (1978). Multivariate analysis of event-related potential data: A tutorial review. In D. Otto (Ed.), *Multidisciplinary Perspectives in Event-Related Brain Potential Research* (pp. 555 - 572). Washington, D. C.: U. S. Government Printing Office.

- Duncan-Johnson, C., & Donchin, E. (1979). The time constant in P300 recording. *Psychophysiology*, 16, 53 - 55.
- Duncan-Johnson, C. C., & Donchin, E. (1977). On quantifying surprise: The variation of event-related potentials with subjective probability. *Psychophysiology*, 14, 456 - 467.
- Duncan-Johnson, C. C., & Kopell, B. S. (1981). The Stroop effect: Brain potentials localize the source of interference. *Science*, 214, 938 - 940.
- Eimer, M. (1996). The N2pc component as an indicator of attentional selectivity. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 99, 225 - 234.
- Eriksen, C. W., & Schultz, D. W. (1979). Information processing in visual search: A continuous flow conception and experimental results. *Perception and Psychophysics*, 25, 249 - 263.
- Falkenstein, M., Hohnsbein, J., Joormann, J., & Blanke, L. (1990). Effects of errors in choice reaction tasks on the ERP under focused and divided attention. In C. H. M. Brunia, A. W. K. Gaillard & A. Kok (Eds.), *Psychophysiological Brain Research* (pp. 192 - 195). Amsterdam: Elsevier.
- Felleman, D. J., & Van Essen, D. C. (1991). Distributed hierarchical processing in the primate cerebral cortex. *Cerebral Cortex*, 1, 1 - 47.
- Farree, T. C., Luu, P., Russell, G. S., & Tucker, D. M. (2001). Scalp electrode impedance, infection risk, and EEG data quality. *Clinical Neurophysiology*, 112, 536 - 544.
- Gaillard, A. W. K. (1988). Problems and paradigms in ERP research. *Biological Psychology*, 26, 91 - 109.
- Galambos, R., & Sheatz, G. C. (1962). An electroencephalographic study of classical conditioning. *American Journal of Physiology*, 203, 173 - 184.
- Ganis, G., Kutas, M., & Sereno, M. I. (1996). The search for "common sense": An electrophysiological study of the comprehension of words and pictures in reading. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 8, 89 - 106.
- Garner, W. R., Hake, H. W., & Eriksen, C. W. (1956). Operationism and the concept of perception. *Psychology Review*, 63, 149 - 159.
- Gehring, W. J., Goss, B., Coles, M. G. H., Meyer, D. E., & Donchin, E. (1993). A neural system for error-detection and compensation. *Psychological Science*, 4, 385 - 390.
- Gehring, W. J., & Willoughby, A. R. (2002). The medial frontal cortex and the rapid processing of monetary gains and losses. *Science*, 295, 2279 - 2282.
- George, J. S., Aine, C. J., Mosher, J. C., Schmidt, D. M., Ranken, D. M., Schlitt, H. A., Wood, C. C., Lewine, J. D., Sanders, J. A., & Belliveau, J. W. (1995). Mapping function in the human brain with magnetoencephalography, anatomical magnetic resonance imaging, and functional magnetic resonance imaging. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 12, 406 - 431.
- George, N., Evans, J., Fiori, N., Davidoff, J., & Renault, B. (1996). Brain events related to normal and moderately scrambled faces. *Cognitive Brain Research*, 4, 65 - 76.
- Gevens, A., Le, J., Leong, H., McEvoy, L. K., & Smith, M. E. (1999). Deblurring. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 16, 204 - 213.

Gibbs, F. A., Davis, H., & Lennox, W. G. (1935). The electro-encephalogram in epilepsy and in conditions of impaired consciousness. *Archives of Neurology and Psychiatry*, 34, 1133 - 1148.

Girelli, M., & Luck, S. J. (1997). Are the same attentional mechanisms used to detect visual search targets defined by color, orientation, and motion? *Journal of Cognitive Neuroscience*, 9, 238 - 253.

Glaser, E. M., & Ruchkin, D. S. (1976). *Principles of Neurobiological Signal Analysis*. New York: Academic Press.

Gratton, G., Coles, M. G. H., & Donchin, E. (1983). A new method for off-line removal of ocular artifacts. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 55, 468 - 484.

Gratton, G., Coles, M. G. H., Sirevaag, E. J., Eriksen, C. W., & Donchin, E. (1988). Preand post-stimulus activation of response channels: A psychophysiological analysis. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 14, 331 - 344.

Gray, C. M., König, P., Engel, A. K., & Singer, W. (1989). Oscillatory responses in cat visual cortex exhibit inter-columnar synchronization which reflects global stimulus properties. *Nature*, 338, 334 - 337.

Hagoort, P., Brown, C. M., & Swaab, T. Y. (1996). Lexical-semantic event-related potential effects in patients with left hemisphere lesions and aphasia, and patients with right hemisphere lesions without aphasia. *Brain*, 119, 627 - 649.

Hämäläinen, M. S., Hari, R., Ilmoneni, R. J., Knuutila, J., & Lounasmaa, O. V. (1993). Magnetoencephalography — theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain. *Review of Modern Physics*, 65, 413 - 497.

Hämäläinen, M. S., & Ilmoneni, R. J. (1984). Interpreting measured magnetic fields of the brain: Estimates of current distributions. In *Technical Report TKK-F-A599*. Espoo: Helsinki University of Technology.

Handy, T. C., Soltani, M., & Mangun, G. R. (2001). Perceptual load and visuocortical processing: Event-related potentials reveal sensory-level selection. *Psychological Science*, 12, 213 - 218.

Hansen, J. C., & Hillyard, S. A. (1980). Endogenous brain potentials associated with selective auditory attention. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 49, 277 - 290.

Heinze, H. J., Mangun, G. R., Burchert, W., Hinrichs, H., Scholz, M., Münte, T. F., Gös, A., Scherg, M., Johannes, S., Hundeshagen, H., Gazzaniga, M. S., & Hillyard, S. A. (1994). Combined spatial and temporal imaging of brain activity during visual selective attention in humans. *Nature*, 372, 543 - 546.

Helmholtz, H. (1853). Ueber einige Gesetze der Vertheilung elektrischer Ströme in körperlichen Leitern mit Anwendung auf die thierisch-elektrischen Versuche. *Annalen der Physik und Chemie*, 89, 211 - 233, 354 - 377.

Hillyard, S. A., & Galambos, R. (1970). Eye movement artifact in the CNV. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 28, 173 - 182.

Hillyard, S. A., Hink, R. F., Schwent, V. L., & Picton, T. W. (1973). Electrical

signs of selective attention in the human brain. *Science*, 182, 177 - 179.

Hillyard, S. A., & Picton, T. W. (1987). Electrophysiology of cognition. In F. Plum (Ed.), *Handbook of Physiology: Section 1. The Nervous System: Volume 5. Higher Functions of the Brain, Part 2* (pp. 519 - 584). Bethesda, MD: Waverly Press.

Hillyard, S. A., Vogel, E. K., & Luck, S. J. (1998). Sensory gain control (amplification) as a mechanism of selective attention: Electrophysiological and neuroimaging evidence. *Philosophical Transactions of the Royal Society: Biological Sciences*, 353, 1257 - 1270.

Holcomb, P. J., & McPherson, W. B. (1994). Event-related brain potentials reflect semantic priming in an object decision task. *Brain and Cognition*, 24, 259 - 276.

Holroyd, C. B., Nieuwenhuis, S., Yeung, N., Nystrom, L., Mars, R. B., Coles, M. G. H., & Cohen, J. D. (2004). Dorsal anterior cingulate cortex shows fMRI response to internal and external error signals. *Nature Neuroscience*, 7, 497 - 498.

Hopf, J.-M., Luck, S. J., Girelli, M., Hagner, T., Mangun, G. R., Scheich, H., & Heinze, H.-J. (2000). Neural sources of focused attention in visual search. *Cerebral Cortex*, 10, 1233 - 1241.

Hopf, J.-M., Vogel, E. K., Woodman, G. F., Heinze, H.-J., & Luck, S. J. (2002). Localizing visual discrimination processes in time and space. *Journal of Neurophysiology*, 88, 2088 - 2095.

Hopfinger, J. B., Luck, S. J., & Hillyard, S. A. (2004). Selective attention: Electrophysiological and neuromagnetic studies. In M. S. Gazzaniga (Ed.), *The Cognitive Neurosciences, Volume 3* (pp. 561 - 574). Cambridge, MA: MIT Press.

Hopfinger, J. B., & Mangun, G. R. (1998). Reflective attention modulates processing of visual stimuli in human extrastriate cortex. *Psychological Science*, 9, 441 - 447.

Huang, M., Aine, C. J., Supek, S., Best, E., Ranken, D., & Flynn, E. R. (1998). Multi-start downhill simplex method for spatio-temporal source localization in magnetoencephalography. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 108, 32 - 44.

Ikui, A. (2002). A review of objective measures of gustatory function. *Acta Otolaryngologica Supplement*, 546, 60 - 68.

Ilmoniemi, R. J. (1995). Estimating brain source distributions: Comments on LORETA. *ISBET Newsletter*, 6, 12 - 14.

Isreal, J. B., Chesney, G. L., Wickens, C. D., & Donchin, E. (1980). P300 and tracking difficulty: Evidence for multiple resources in dual-task performance. *Psychophysiology*, 17, 259 - 273.

Ito, S., Stuphorn, V., Brown, J. W., & Schall, J. D. (2003). Performance monitoring by the anterior cingulate cortex during saccade countermanding. *Science*, 302, 120 - 122.

Jasper, H. H. (1958). The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 10, 371 - 375.

Jasper, H. H., & Carmichael, L. (1935). Electrical potentials from the intact human brain. *Science*, 81, 51 - 53.

Jeffreys, D. A. (1989). A face-responsive potential recorded from the human scalp.

Experimental Brain Research, 78, 193 - 202.

Jeffreys, D. A., & Axford, J. G. (1972). Source locations of pattern-specific components of human visual evoked potentials. I: Components of striate cortical origin. *Experimental Brain Research*, 16, 1 - 21.

Jennings, J. R., & Wood, C. C. (1976). The e-adjustment procedure for repeated-measures analyses of variance. *Psychophysiology*, 13, 277 - 278.

Johnson, R., Jr. (1984). P300: A model of the variables controlling its amplitude. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 425, 223 - 229.

Johnson, R., Jr. (1986). A triarchic model of P300 amplitude. *Psychophysiology*, 23, 367 - 384.

Joyce, C. A., Gorodnitsky, I. F., King, J. W., & Kutas, M. (2002). Tracking eye fixations with electroocular and electroencephalographic recordings. *Psychophysiology*, 39, 607 - 618.

Joyce, C. A., Gorodnitsky, I. F., & Kutas, M. (2004). Automatic removal of eye movement and blink artifacts from EEG data using blind component separation. *Psychophysiology*, 41, 313 - 325.

Jung, T. P., Makeig, S., Humphries, C., Lee, T. W., McKeown, M. J., Iragui, V., & Sejnowski, T. J. (2000). Removing electroencephalographic artifacts by blind source separation. *Psychophysiology*, 37, 163 - 178.

Jung, T. P., Makeig, S., Westerfield, M., Townsend, J., Courchesne, E., & Sejnowski, T. J. (2000). Removal of eye activity artifacts from visual event-related potentials in normal and clinical subjects. *Clinical Neurophysiology*, 111, 1745 - 1758.

Keppel, G. (1982). *Design and Analysis*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.

Klem, G. H., Luders, H. O., Jasper, H. H., & Elger, C. (1999). The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology, Supplement* 52, 3 - 6.

Koles, Z. J. (1998). Trends in EEG source localization. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 106, 127 - 137.

Kornhuber, H. H., & Deecke, L. (1965). Hirnpotentialänderungen bei Willkurbewegungen und passiven Bewegungen des Menschen: Bereitschaftspotential und reafferente potentials. *Pflügers Archives*, 284, 1 - 17.

Kramer, A. F. (1985). The interpretation of the component structure of event-related brain potentials: An analysis of expert judgments. *Psychophysiology*, 22, 334 - 344.

Kutas, M. (1997). Views on how the electrical activity that the brain generates reflects the functions of different language structures. *Psychophysiology*, 34, 383 - 398.

Kutas, M., & Hillyard, S. A. (1980). Reading senseless sentences: Brain potentials reflect semantic incongruity. *Science*, 207, 203 - 205.

Kutas, M., Hillyard, S. A., & Gazzaniga, M. S. (1988). Processing of semantic anomaly by right and left hemispheres of commissurotomy patients. *Brain*, 111, 553 - 576.

Kutas, M., McCarthy, G., & Donchin, E. (1977). Augmenting mental chronometry: The P300 as a measure of stimulus evaluation time. *Science*, 197, 792 - 795.

Leahy, R. M., Mosher, J. C., Spencer, M. E., Huang, M. X., & Lewine, J. D. (1998). A study of dipole localization accuracy for MEG and EEG using a human skull

phantom. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 107, 159 - 173.

Leuthold, H., & Sommer, W. (1998). Postperceptual effects and P300 latency. *Psychophysiology*, 35, 34 - 46.

Lindsley, D. B. (1969). Average evoked potentials — achievements, failures and prospects. In E. Donchin & D. B. Lindsley (Eds.), *Average Evoked Potentials: Methods, Results and Evaluations* (pp. 1 - 43). Washington, D. C.: U. S. Government Printing Office.

Lins, O. G., Picton, T. W., Berg, P., & Scherg, M. (1993a). Ocular artifacts in EEG and event-related potentials I: Scalp topography. *Brain Topography*, 6, 51 - 63.

Lins, O. G., Picton, T. W., Berg, P., & Scherg, M. (1993b). Ocular artifacts in recording EEGs and event-related potentials. II: Source dipoles and source components. *Brain Topography*, 6, 65 - 78.

Liu, A. K., Belliveau, J. W., & Dale, A. M. (1998). Spatiotemporal imaging of human brain activity using functional MRI constrained magnetoencephalography data: Monte Carlo simulations. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 95, 8945 - 8950.

Loveless, N. E., & Sanford, A. J. (1975). The impact of warning signal intensity on reaction time and components of the contingent negative variation. *Biological Psychology*, 2, 217 - 226.

Luck, S. J. (1998a). Neurophysiology of selective attention. In H. Pashler (Ed.), *Attention* (pp. 257 - 295). East Sussex: Psychology Press.

Luck, S. J. (1998b). Sources of dual-task interference: Evidence from human electrophysiology. *Psychological Science*, 9, 223 - 227.

Luck, S. J. (1999). Direct and indirect integration of event-related potentials, functional magnetic resonance images, and single-unit recordings. *Human Brain Mapping*, 8, 15 - 120.

Luck, S. J. (2005). Ten simple rules for designing ERP experiments. In T. C. Handy (Ed.), *Event-Related Potentials: A Methods Handbook* (pp. 17 - 32). Cambridge, MA: MIT Press.

Luck, S. J., Fan, S., & Hillyard, S. A. (1993). Attention-related modulation of sensory-evoked brain activity in a visual search task. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 5, 188 - 195.

Luck, S. J., & Girelli, M. (1998). Electrophysiological approaches to the study of selective attention in the human brain. In R. Parasuraman (Ed.), *The Attentive Brain* (pp. 71 - 94). Cambridge, MA: MIT Press.

Luck, S. J., Girelli, M., McDermott, M. T., & Ford, M. A. (1997). Bridging the gap between monkey neurophysiology and human perception: An ambiguity resolution theory of visual selective attention. *Cognitive Psychology*, 33, 64 - 87.

Luck, S. J., & Hillyard, S. A. (1990). Electrophysiological evidence for parallel and serial processing during visual search. *Perception & Psychophysics*, 48, 603 - 617.

Luck, S. J., & Hillyard, S. A. (1994a). Electrophysiological correlates of feature analysis during visual search. *Psychophysiology*, 31, 291 - 308.

Luck, S. J., & Hillyard, S. A. (1994b). Spatial filtering during visual search: Evidence

from human electrophysiology. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 20, 1000 - 1014.

Luck, S. J., & Hillyard, S. A. (1995). The role of attention in feature detection and conjunction discrimination: An electrophysiological analysis. *International Journal of Neuroscience*, 80, 281 - 297.

Luck, S. J., Hillyard, S. A., Mouloua, M., Woldorff, M. G., Clark, V. P., & Hawkins, H. L. (1994). Effects of spatial cuing on luminance detectability: Psychophysical and electrophysiological evidence for early selection. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 20, 887 - 904.

Luck, S. J., Vogel, E. K., & Shapiro, K. L. (1996). Word meanings can be accessed but not reported during the attentional blink. *Nature*, 382, 616 - 618.

Luck, S. J., Woodman, G. F., & Vogel, E. K. (2000). Event-related potential studies of attention. *Trends in Cognitive Sciences*, 4, 432 - 440.

Macmillan, N. A. (1999). Editorial. *Perception & Psychophysics*, 61, 1 - 2.

Magliero, A., Bashore, T. R., Coles, M. G. H., & Donchin, E. (1984). On the dependence of P300 latency on stimulus evaluation processes. *Psychophysiology*, 21, 171 - 186.

Makeig, S. (1993). Auditory event-related dynamics of the EEG spectrum and effects of exposure to tones. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 86, 283 - 293.

Makeig, S., Jung, T. P., Bell, A. J., Ghahremani, D., & Sejnowski, T. J. (1997). Blind separation of auditory event-related brain responses into independent components. *Proceedings of the National Academy of Science*, 94, 10979 - 10984.

Mangun, G. R. (1995). Neural mechanisms of visual selective attention. *Psychophysiology*, 32, 4 - 18.

McCarthy, G., & Donchin, E. (1981). A metric for thought: A comparison of P300 latency and reaction time. *Science*, 211, 77 - 80.

McCarthy, G., Nobre, A. C., Bentin, S., & Spencer, D. D. (1995). Language-related field potentials in the anterior-medial temporal lobe: I. Intracranial distribution and neural generators. *Journal of Neuroscience*, 15, 1080 - 1089.

McCarthy, G., & Wood, C. C. (1985). Scalp distributions of event-related potentials: An ambiguity associated with analysis of variance models. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 62, 203 - 208.

McClelland, J. L. (1979). On the time relations of mental processes: An examination of systems of processes in cascade. *Psychological Review*, 86, 287 - 330.

Miller, J., & Hackley, S. A. (1992). Electrophysiological evidence for temporal overlap among contingent mental processes. *Journal of Experimental Psychology: General*, 121, 195 - 209.

Miller, J., Patterson, T., & Ulrich, R. (1998). Jackknife-based method for measuring LRP onset latency differences. *Psychophysiology*, 35, 99 - 115.

Miller, J., Riehle, A., & Requin, J. (1992). Effects of preliminary perceptual output on neuronal activity of the primary motor cortex. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 18, 1121 - 1138.

Miltner, W., Braun, C., Johnson, R., Jr., Simpson, G. V., & Ruchkin, D. S.

(1994). A test of brain electrical source analysis (BESA): A simulation study. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 91, 295 - 310.

Moran, J., & Desimone, R. (1985). Selective attention gates visual processing in the extrastriate cortex. *Science*, 229, 782 - 784.

Mosher, J. C., Baillet, S., & Leahy, R. M. (1999). EEG source localization and imaging using multiple signal classification approaches. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 16, 225 - 238.

Mosher, J. C., & Leahy, R. M. (1999). Source localization using recursively applied and projected (RAP) MUSIC. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 47, 332 - 340.

Mosher, J. C., Lewis, P. S., & Leahy, R. M. (1992). Multiple dipole modeling and localization from spatio-temporal MEG data. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 39, 541 - 557.

Näätänen, R., & Picton, T. (1987). The N1 wave of the human electric and magnetic response to sound: A review and an analysis of the component structure. *Psychophysiology*, 24, 375 - 425.

Näätänen, R., & Picton, T. W. (1986). N2 and automatic versus controlled processes. In W. C. McCallum, R. Zappoli & F. Denoth (Eds.), *Cerebral Psychophysiology: Studies in Event-Related Potentials* (pp. 169 - 186). Amsterdam: Elsevier.

Nagamine, T., Toro, C., Balish, M., Deuschl, G., Wang, B., Sato, S., Shibasaki, H., & Hallett, M. (1994). Cortical magnetic and electrical fields associated with voluntary finger movements. *Brain Topography*, 6, 175 - 183.

Norman, D. A. (1968). Toward a theory of memory and attention. *Psychological Review*, 75, 522 - 536.

Nunez, P. L. (1981). *Electric Fields of the Brain*. New York: Oxford University Press.

Osman, A., Bashore, T. R., Coles, M., Donchin, E., & Meyer, D. (1992). On the transmission of partial information: Inferences from movement-related brain potentials. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 18, 217 - 232.

Osman, A., & Moore, C. M. (1993). The locus of dual-task interference: Psychological refractory effects on movement-related brain potentials. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 19, 1292 - 1312.

Osterhout, L., & Holcomb, P. J. (1992). Event-related brain potentials elicited by syntactic anomaly. *Journal of Memory & Language*, 31, 785 - 806.

Osterhout, L., & Holcomb, P. J. (1995). Event-related potentials and language comprehension. In M. D. Rugg & M. G. H. Coles (Eds.), *Electrophysiology of Mind* (pp. 171 - 215). New York: Oxford University Press.

Paller, K. A. (1990). Recall and stem-completion priming have different electrophysiological correlates and are modified differentially by directed forgetting. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory and Cognition*, 16, 1021 - 1032.

Pascual-Marqui, R. D. (2002). Standardized low-resolution brain electromagnetic tomography (sLORETA): Technical details. *Methods & Findings in Experimental & Clinical Pharmacology*, 24 Suppl D, 5 - 12.

Pascual-Marqui, R. D., Esslen, M., Kochi, K., & Lehmann, D. (2002). Functional

imaging with low-resolution brain electromagnetic tomography (LORETA): A review. *Methods & Findings in Experimental & Clinical Pharmacology*, 24 Suppl C, 91-95.

Pascual-Marqui, R. D., Michel, C. M., & Lehmann, D. (1994). Low resolution electromagnetic tomography: A new method for localizing electrical activity in the brain. *International Journal of Psychophysiology*, 18, 49-65.

Pelli, D. G. (1997). The VideoToolbox software for visual psychophysics: Transforming numbers into movies. *Spatial Vision*, 10, 437-442.

Pernier, J., Perrin, F., & Bertrand, O. (1988). Scalp current density fields: Concept and properties. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 69, 385-389.

Perrin, F., Pernier, J., Bertrand, O., & Echallier, J. F. (1989). Spherical splines for scalp potential and current density mapping. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 72, 184-187.

Phillips, C., Rugg, M. D., & Friston, K. J. (2002). Anatomically informed basis functions for EEG source localization: Combining functional and anatomical constraints. *Neuroimage*, 16, 678-695.

Picton, T. W. (1992). The P300 wave of the human event-related potential. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 9, 456-479.

Picton, T. W., Bentin, S., Berg, P., Donchin, E., Hillyard, S. A., Johnson, R., Jr., Miller, G. A., Ritter, W., Ruchkin, D. S., Rugg, M. P., & Taylor, M. J. (2000). Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: Recording standards and publication criteria. *Psychophysiology*, 37, 127-152.

Picton, T. W., & Hillyard, S. A. (1972). Cephalic skin potentials in electroencephalography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 33, 419-424.

Picton, T. W., Hillyard, S. A., & Galambos, R. (1974). Cortical evoked responses to omitted stimuli. In M. N. Livanov (Ed.), *Basic Problems in Brain Electrophysiology* (pp. 302-311). Moscow: Nauka.

Picton, T. W., Linden, R. D., Hamel, G., & Maru, J. T. (1983). Aspects of averaging. *Seminars in Hearing*, 4, 327-341.

Picton, T. W., Lins, O. G., & Scherg, M. (1995). The recording and analysis of event-related potentials. In F. Boller & J. Grafman (Eds.), *Handbook of Neuropsychology*, Vol. 10 (pp. 3-73). New York: Elsevier.

Picton, T. W., & Stuss, D. T. (1980). The component structure of the human event-related potentials. In H. H. Kornhuber & L. Deecke (Eds.), *Motivation, Motor and Sensory Processes of the Brain* (pp. 17-49). North-Holland: Elsevier.

Platt, J. R. (1964). Strong inference. *Science*, 146, 347-353.

Plonsey, R. (1963). Reciprocity applied to volume conductors and the EEG. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 19, 9-12.

Polich, J. (2004). Clinical application of the P300 event-related brain potential. *Physical Medicine & Rehabilitation Clinics of North America*, 15, 133-161.

Polich, J., & Comerchero, M. D. (2003). P3a from visual stimuli: Typicality, task, and topography. *Brain Topography*, 15, 141-152.

Polich, J., & Kok, A. (1995). Cognitive and biological determinants of P300: An integrative review. *Biological Psychology*, 41, 103-146.

- Polich, J., & Lawson, D. (1985). Event-related potentials paradigms using tin electrodes. *American Journal of EEG Technology*, 25, 187 - 192.
- Popper, K. (1959). *The Logic of Scientific Discovery*. London: Hutchinson.
- Potter, M. C. (1976). Short-term conceptual memory for pictures. *Journal of Experimental Psychology: Human Learning and Memory*, 2, 509 - 522.
- Pritchard, W. S. (1981). Psychophysiology of P300. *Psychology Bulletin*, 89, 506 - 540.
- Raymond, J. E., Shapiro, K. L., & Arnell, K. M. (1992). Temporary suppression of visual processing in an RSVP task: An attentional blink? *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 18, 849 - 860.
- Regan, D. (1989). *Human Brain Electrophysiology: Evoked Potentials and Evoked Magnetic Fields in Science and Medicine*. New York: Elsevier.
- Ritter, W., Simson, R., Vaughan, H. G., & Friedman, D. (1979). A brain event related to the making of a sensory discrimination. *Science*, 203, 1358 - 1361.
- Ritter, W., Vaughan, H. G. Jr., & Costa, L. D. (1968). Orienting and habituation to auditory stimuli: A study of short term changes in average evoked responses. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 25, 550 - 556.
- Rohrbaugh, J. W., Syndulko, K., & Lindsley, D. B. (1976). Brain wave components of the contingent negative variation in humans. *Science*, 191, 1055 - 1057.
- Rosler, F., & Manzey, D. (1981). Principal components and varimax-rotated components in event-related potential research: Some remarks on their interpretation. *Biological Psychology*, 13, 3 - 26.
- Rossion, B., Curran, T., & Gauthier, I. (2002). A defense of the subordinate-level expertise account for the N170 component. *Cognition*, 85, 189 - 196.
- Rossion, B., Delvenne, J. F., Debatisse, D., Goffaux, V., Bruyer, R., Crommelinck, M., & Guerit, J. M. (1999). Spatio-temporal localization of the face inversion effect: An event-related potentials study. *Biological Psychology*, 50, 173 - 189.
- Rossion, B., Gauthier, I., Goffaux, V., Tarr, M. J., & Crommelinck, M. (2002). Expertise training with novel objects leads to left-lateralized facelike electrophysiological responses. *Psychological Science*, 13, 250 - 257.
- Ruchkin, D. S., & Wood, C. C. (1988). The measurement of event-related potentials. In T. W. Picton (Ed.), *Human Event Related Potentials* (pp. 121 - 137). Amsterdam: Elsevier.
- Schendan, H. E., Ganis, G., & Kutas, M. (1998). Neurophysiological evidence for visual perceptual categorization of words and faces within 150 ms. *Psychophysiology*, 35, 240 - 251.
- Scherg, M., Vajsar, J., & Picton, T. (1989). A source analysis of the human auditory evoked potentials. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 1, 336 - 355.
- Scherg, M., & von Cramon, D. (1985). A new interpretation of the generators of BAEP waves I - V: Results of a spatio-temporal dipole model. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 62, 290 - 299.
- Schmidt, D. M., George, J. S., & Wood, C. C. (1999). Bayesian inference applied to the electromagnetic inverse problem. *Human Brain Mapping*, 7, 195 - 212.

- Schmolesky, M. T., Wang, Y., Hanes, D. P., Thompson, K. G., Leutgeb, S., Schall, J. D., & Leventhall, A. G. (1998). Signal timing across the macaque visual system. *Journal of Neurophysiology*, 79, 3272 - 3278.
- Shapiro, K. L., Arnell, K. M., & Raymond, J. E. (1997). The attentional blink. *Trends in Cognitive Science*, 1, 291 - 296.
- Shapiro, K. L., Raymond, J. E., & Arnell, K. M. (1994). Attention to visual pattern information produces the attentional blink in rapid serial visual presentation. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 20, 357 - 371.
- Shibasaki, H. (1982). Movement-related cortical potentials. In *Evoked Potentials in Clinical Testing* (Vol. 3, pp. 471 - 482). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Simson, R., Vaughan, H. G., & Ritter, W. (1977). The scalp topography of potentials in auditory and visual discrimination tasks. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 42, 528 - 535.
- Snyder, A. (1991). Dipole source localization in the study of EP generators: A critique. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 80, 321 - 325.
- Soltani, M., & Knight, R. T. (2000). Neural origins of the P300. *Critical Reviews in Neurobiology*, 14, 199 - 224.
- Squires, K. C., & Donchin, E. (1976). Beyond averaging: The use of discriminant functions to recognize event related potentials elicited by single auditory stimuli. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 41, 449 - 459.
- Squires, N. K., Squires, K. C., & Hillyard, S. A. (1975). Two varieties of long-latency positive waves evoked by unpredictable auditory stimuli. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 38, 387 - 401.
- Sutton, S. (1969). The specification of psychological variables in average evoked potential experiments. In E. Donchin & D. B. Lindsley (Eds.), *Averaged Evoked Potentials: Methods, Results and Evaluations* (pp. 237 - 262). Washington, D. C.: U. S. Government Printing Office.
- Sutton, S., Braren, M., Zubin, J., & John, E. R. (1965). Evoked potential correlates of stimulus uncertainty. *Science*, 150, 1187 - 1188.
- Sutton, S., Tueting, P., Zubin, J., & John, E. R. (1967). Information delivery and the sensory evoked potential. *Science*, 155, 1436 - 1439.
- Szűcs, A. (1998). Applications of the spike density function in analysis of neuronal firing patterns. *Journal of Neuroscience Methods*, 81, 159 - 167.
- Tallon-Baudry, C., Bertrand, O., Delpuech, C., & Pernier, J. (1996). Stimulus specificity of phase-locked and non-phase-locked 40 Hz visual responses in humans. *Journal of Neuroscience*, 16, 4240 - 4249.
- Thorpe, S., Fize, D., & Marlot, C. (1996). Speed of processing in the human visual system. *Nature*, 381, 520 - 522.
- Treisman, A. M. (1969). Strategies and models of selective attention. *Psychological Review*, 76, 282 - 299.
- Tucker, D. M. (1993). Spatial sampling of head electrical fields: The geodesic sensor net. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 87, 154 - 163.
- Urbach, T. P., & Kutas, M. (2002). The intractability of scaling scalp distributions

to infer neuroelectric sources. *Psychophysiology*, 39, 791 - 808.

Van Petten, C., & Kutas, M. (1987). Ambiguous words in context: An event-related potential analysis of the time course of meaning activation. *Journal of Memory & Language*, 26, 188 - 208.

van Schie, H. T., Mars, R. B., Coles, M. G., & Bekkering, H. (2004). Modulation of activity in medial frontal and motor cortices during error observation. *Nature Neuroscience*, 7, 549 - 554.

van Turenout, M., Hagoort, P., & Brown, C. M. (1998). Brain activity during speaking: From syntax to phonology in 40 milliseconds. *Science*, 280, 572 - 574.

Vasey, M. W., & Thayer, J. F. (1987). The continuing problem of false positives in repeated measures ANOVA in psychophysiology: A multivariate solution. *Psychophysiology*, 24, 479 - 486.

Vaughan, H. G., Jr. (1969). The relationship of brain activity to scalp recordings of event-related potentials. In E. Donchin & D. B. Lindsley (Eds.), *Average Evoked Potentials: Methods, Results and Evaluations* (pp. 45 - 75). Washington, D. C.: U. S. Government Printing Office.

Vaughan, H. G., Jr., Costa, L. D., & Ritter, W. (1968). Topography of the human motor potential. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 25, 1 - 10.

Verleger, R. (1988). Event-related potentials and cognition: A critique of the context updating hypothesis and an alternative interpretation of P3. *Behavioral Brain Science*, 11, 343 - 427.

Verleger, R. (1997). On the utility of P3 latency as an index of mental chronometry. *Psychophysiology*, 34, 131 - 156.

Verleger, R., Gasser, T., & Moecks, J. (1982). Correction of EOG artifacts in event-related potentials of the EEG: Aspects of reliability and validity. *Psychophysiology*, 19, 472 - 480.

Verleger, R., Jaskowski, P., & Wauschkuhn, B. (1994). Suspense and surprise: On the relationship between expectancies and P3. *Psychophysiology*, 31, 359 - 369.

Vitacco, D., Brandeis, D., Pascual-Marqui, R., & Martin, E. (2002). Correspondence of event-related potential tomography and functional magnetic resonance imaging during language processing. *Human Brain Mapping*, 17, 4 - 12.

Vogel, E. K., & Luck, S. J. (2000). The visual N1 component as an index of a discrimination process. *Psychophysiology*, 37, 190 - 123.

Vogel, E. K., & Luck, S. J. (2002). Delayed working memory consolidation during the attentional blink. *Psychonomic Bulletin & Review*, 9, 739 - 743.

Vogel, E. K., Luck, S. J., & Shapiro, K. L. (1998). Electrophysiological evidence for a postperceptual locus of suppression during the attentional blink. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 24, 1656 - 1674.

Vogel, E. K., & Machizawa, M. G. (2004). Neural activity predicts individual differences in visual working memory capacity. *Nature*, 428, 748 - 751.

Wada, M. (1999). Measurement of olfactory threshold using an evoked potential technique. *Rhinology*, 37, 25 - 28.

Walter, W. G., Cooper, R., Aldridge, V. J., McCallum, W. C., & Winter, A. L.

(1964). Contingent negative variation: An electric sign of sensorimotor association and expectancy in the human brain. *Nature*, 203, 380 - 384.

Wastell, D. G. (1977). Statistical detection of individual evoked responses: An evaluation of Woody's adaptive filter. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 42, 835 - 839.

Winkler, I., Kishnerenko, E., Horvath, J., Ceponiene, R., Fellman, V., Huotilainen, M., Naatanen, R., & Sussman, E. (2003). Newborn infants can organize the auditory world. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 100, 11812 - 11815.

Woldorff, M. (1988). Adjacent response overlap during the ERP averaging process and a technique (Adjar) for its estimation and removal. *Psychophysiology*, 25, 490.

Woldorff, M. (1993). Distortion of ERP averages due to overlap from temporally adjacent ERPs: Analysis and correction. *Psychophysiology*, 30, 98 - 119.

Woldorff, M., & Hillyard, S. A. (1991). Modulation of early auditory processing during selective listening to rapidly presented tones. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 79, 170 - 191.

Woldorff, M. G., Gallen, C. C., Hampson, S. A., Hillyard, S. A., Pantev, C., Sobel, D., & Bloom, F. E. (1993). Modulation of early sensory processing in human auditory cortex during auditory selective attention. *Proceedings of the National Academy of Science*, 90, 8722 - 8726.

Woldorff, M. G., Hackley, S. A., & Hillyard, S. A. (1991). The effects of channel-selective attention on the mismatch negativity wave elicited by deviant tones. *Psychophysiology*, 28, 30 - 42.

Wood, C. C., & McCarthy, G. (1984). Principal component analysis of event-related potentials: Simulation studies demonstrate misallocation of variance across components. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 59, 249 - 260.

Woodman, G. F., & Luck, S. J. (2003). Serial deployment of attention during visual search. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 29, 121 - 138.

Woody, C. D. (1967). Characterization of an adaptive filter for the analysis of variable latency neuroelectric signals. *Medical and Biological Engineering*, 5, 539 - 553.



- Abrasion of Skin before electrode placement, 120 电极放置前摩擦皮肤
- Absolute voltages, 103 绝对电压
- AC current, 336 交变电流
oscillations in, 113 交变电流的振荡
- Accessories in ERP lab, 309-310, 311b-312b ERP实验室里的附属用品
- Action potentials, 23, 27-29 动作电位
- Active electrodes, 101-104, 105f 活动电极
- Adjacent response (ADJAR) filters for overlap, 149 去除重叠的相邻反应滤波
- Adrian, E. D., 3 人名
- Advantages of ERP technique, 21-22, 34 ERP技术的优点
- Ag/AgCl electrodes, 117 银—氯化银电极
- Aine, C., 276, 293 人名
- Alcaini, M., 39 人名
- Aliasing, 127, 177 混叠
- Alpha waves, 164f, 168-169 α 波
measurements of, 156 α 波的测量
noise from, 177, 317 来自 α 波噪声
as noise source, elimination of, 213 作为噪声源的 α 波, α 波的去除
- Amperes, 333 安培(电流电位)
- Amplifiers 放大器
blocking of, 164f, 167-168 放大器阻塞
calibrator for, 310 放大器的校准器
and common mode rejection, 120-121 放大器共模抑制
differential, 103 差动放大器
electrode-amplifier-computer connections, 307-308 电极—放大器—计算机的连接
filters in, 113 放大器中的滤波器
gain setting on, 125, 128 放大器的增益设置
headbox for, 308 放大器的接线盒
high-pass filter setting on, 125-126 放大器的高通滤波设置

* 编辑注:索引中的页码为英文原版页码,参见本书边码。

- input impedance of, 121 放大器的输入阻抗
- recommended types of, 314 - 315 放大器的推荐类型
- saturation of, 167 - 168 放大器的饱和
- Amplitude 振幅
 - area, 139, 229 - 230 面积
 - attenuation by filters, 178 - 181 滤波导致的衰减
 - of frequencies, 187 - 191 频率的振幅
 - half-amplitude cutoff, 179, 180, 314, 321 半波截止的振幅
 - and latency variability problem, 135 - 139 振幅与潜伏期变异问题
 - local peak, 231, 341n 局部峰
 - mean, 229, 234 - 235, See also Mean amplitude 平均振幅, 也见 Mean amplitude
 - measurements of, 57, 229 - 237, 229f 振幅的测量
 - in oscillations, 142 - 143 振幅振荡
 - of P3 component, factors affecting, 43 - 44 P3 成分的振幅, 影响振幅的因素
 - peak, 139, 139 - 229, 230 - 234. See also Peak amplitude 峰, 也见 Peak amplitude
 - peak-to-peak, 237. See also Peak-to-peak amplitude 峰-峰, 也见 Peak-to-peak amplitude
 - relation to latency, 52, 53f, 55 - 56 振幅与潜伏期的关系
- Analog filters, 176 模拟滤波器
- Analog-to-digital converters (ADC), 125, 315 模数转换器
 - sixteen-bit, 126 16 位
- ANOVA, 250 - 254. See also Statistical analyses 方差分析, 也见 Statistical analyses
- Anterior cingulate cortex, 47 扣带前回
- Area amplitude, 13, 229 - 230 面积振幅
- Area-based measures compared to peak-based, 139 - 140 基于面积的测量和基于峰的测量之间的比较
- Arnell, K. M., 87, 88 人名
- Artifact(s), 12 伪迹
 - aliasing, 127, 177 混叠现象
 - in low-pass filtered waveforms, 209, 210f 在低通滤波波形里的伪迹
 - oscillations caused by filters, 183f, 184 由滤波引起的振荡
 - peaks added by filters, 179 因滤波而增加的峰
 - stimulus-related, 324 刺激相关的伪迹
 - tearing, 328 撕裂伪迹
- Artifact correction, 152, 170 - 173 伪迹校正
 - problems with, 172 - 173 伪迹校正问题
- Artifact rejection, 101, 151 - 170, 321, 340n 伪迹排除
 - alpha waves, 164f, 168 - 169 α 波
 - amplifier saturation or blocking, 164f, 167 - 168 放大器的饱和或阻塞
 - choice of sensitive measure, 154 敏感测量的选择
- Artifact rejection (cont.) 伪迹排除(续)
 - in electrooculograms, 154 - 155, 155f 眼电图的伪迹排除
 - eye movements, 162 - 166 眼动

- eyeblinks, 158 - 162 眨眼
- and filtering before or after averaging, 219, 340n - 341n 伪迹排除与迭加平均之前或之后的滤波
- general process, 152 - 154 伪迹排除的一般过程
- muscle and heart activity, 169 - 170 肌肉和心脏活动
- slow voltage shifts, 166 - 167 慢电压漂移
- threshold choice, 157 - 158 阈值的选择
- for between-subject studies, 157 组间研究的伪迹排除
- for individual subjects, 158 个体被试的伪迹排除
- Assumptions 假设
 - ANOVA, violation of, 250, 258 - 260 ANOVA, 对 ANOVA 假设的违反
 - averaging, 134 - 135 迭加平均的假设
- Attention 注意
 - auditory selective, 75 - 80, 77f, 340n 听觉选择性注意
 - and locus of selection, 75 注意以及选择的位置
 - and physical stimulus confounds, 70b - 71b 物注意以及理刺激的混淆
 - systems in detection of color and motion, 13 - 17 检测颜色和运动的注意系统
- Attention effects, 297b 注意效应
- Attentional blink paradigm, 87 - 88, 88f 注意瞬脱范式
- Auditory brainstem responses, 7 听觉脑干反应
- Auditory selective attention, 75 - 80, 77f, 340n 听觉选择性注意
- Auditory sensory responses, 38 - 39 听觉反应
- Auditory stimuli 听觉刺激
 - artifacts from, 324 来自听觉刺激的噪声
 - timing of, 323 听觉刺激的时程
- Automation of processing, 321 自动加工
- Average across all electrodes as reference, 109 - 111, 110f 以所有电极的平均为参考
- Average mastoids reference derivation, 107 - 108 平均乳突参考推导
- Averaging, 131 - 151 迭加平均
 - application of, 132f 迭加平均的应用
 - assumptions in, 134 - 135 迭加平均中的假设
 - basic procedures in, 9 - 10, 12, 131 - 135 迭加平均的基本过程
 - of dipole orientations, 31 偶极子方向的迭加平均
 - distortions caused by, 56 - 57 迭加平均引起的失真
 - electrooculogram waveforms in, 165 - 166 在迭加平均中的眼电波形
 - and filtering before or after artifact rejection, 219 迭加平均以及伪迹排除之前或之后的滤波
 - grand averages in, 17 - 21, 27. See also Grand averages 在迭加平均中的组平均, 也见 Grand averages
 - and latency variability problem, 135 - 139, 136f, 138f 迭加平均与潜伏期变异问题
 - area measures in, 139 - 140 潜伏期变异时的面积测量
 - response-locked averages in, 140 潜伏期变异时反应锁定的迭加平均
 - time-locked spectral averaging in, 142 - 145, 144f 潜伏期变异时的时间锁定的频谱平均

- Woody filter technique in, 141 - 142 潜伏期变异时的 Woody 滤波技术
 and noise in waveforms, 131, 133 迭加平均与波形中的噪声
 on-line, 317 联机迭加平均
 and overlap problem, 145 - 149, 146f 迭加平均与重叠问题
 in transient and steady-state responses, 149 - 151, 150f 瞬时和稳态反应中的重叠问题
 reliability of, 18 - 20, 19f 迭加平均的可靠性
 residual EEG noise in, 99 迭加平均中的残留 EEG 噪声
 response-locked, 138f, 140, 307, 320 反应锁定的迭加平均
 baselines in, 237 反应锁定迭加平均的基线
 signal-to-noise ratio in, 133 - 134 迭加平均的信噪比
 stimulus-locked, 138f, 140 刺激锁定的迭加平均
 time-locked, for spectral information, 142 - 145, 144f 时间锁定的迭加平均, 频谱信息的迭加平均
 of voltages at time points, 192f, 193 - 195 各时间点上电压的平均
- Axford, J. G., 36 人名
- Background music, use of, 312b 背景音乐, 背景音乐的使用
- Baillet, S., 271, 320 人名
- Band-pass filters, 178, 191 带通滤波器
- Baselines, 236 - 237 基线
 prestimulus, 236 刺激前基线
 and response-locked averages, 237 基线与反应锁定的迭加平均
- Bayes theorem/Bayesian inference, 294, 295 贝叶斯定理/贝叶斯推理
- Behavioral response devices, 306 - 307 行为反应装置
- Belliveau, J. W., 285 人名
- Bentin, S., 38 人名
- Bereitschaftspotential, 47 BP(同准备电位 RP)
- Berg, P., 171, 172 人名
- Berger, H., 3 人名
- Bertrand, O., 32, 58, 111 人名
- BESA. See Brain electrical source analysis BESA 见 Brain electrical source analysis
- Bessel filters, 215 Bessel 滤波器
- Bipolar recordings 双极记录
 artifacts and noise sources in, 170 双极记录的伪迹和噪声源
 in eye movements, 162 眼动的双极记录
 in eyeblinks, 162 眨眼的双极记录
- Blink. See Eyeblinks 眨眼, 见 Eyeblinks
- Bloch's law, 341n Bloch 定律
- Blocking, amplifier, 164f, 167 - 168 阻塞, 放大器
- Blurring of voltage distribution, 32 电压分布的污染
- BOLD signal, 23 BOLD(血液氧合水平相关的)信号
- Boundary element model, 271 边界元模型
- Brain electrical source analysis (BESA), 271 - 273, 273f. See also Equivalent current

- dipole, localization methods 脑电源分析(BESA),也见等效电流偶极子,定位方法
- Brainard, D. H., 324, 330 人名
- Brainstem evoked responses, 7, 38 脑干诱发反应
- auditory, 7, 38 听觉脑干诱发反应
- cutoff frequency in, 208 脑干诱发反应的截止频率
- BrainStorm package for data analysis, 320 数据分析的 BrainStorm 软件包
- Brandeis, D., 142 人名
- Braren, M., 5 人名
- Bright and dim stimuli, comparative effects of, 71, 73-74, 252, 253f 亮、暗刺激,亮、暗刺激的对比效应
- Broadbent, D. E., 75 人名
- Brown, C. M., 46 人名
- CI component, visual, 35-36, 58-59 C1 成分,视觉 C1 成分
- Cables, noise from, 114, 116, 305, 308, 312b 电缆,来自电缆的噪声
- Calibration of recording system, 128-129 记录系统的标准化
- Calibrator for amplifiers, 310, 314 放大器的校准器
- Capacitance, 117, 336 电容
- Carmel, D., 38 人名
- Carmichael, L., 3 人名
- Cathode-ray tube. See CRT monitors 阴极射线管,见 CRT 监视器
- Causal filters 因果滤波器
- high-pass, 221f, 222-223 高通因果滤波器
- low-pass, 210f, 214-215 低通因果滤波器
- frequency response function, 210f, 214-215 频率响应函数
- impulse response function, 210f, 214 脉冲响应函数
- Chair, recliner, 169, 306 椅子,靠椅
- Chalklin, V., 109 人名
- Channel mapping, 317 导联匹配
- Chelazzi, L., 297b 人名
- Chin rests, 167, 169, 306, 340n 下巴托架
- Chun, M. M., 88 人名
- Clark, V. P., 36, 59 人名
- Clean data, importance of, 86-87, 99-101, 185 干净数据,干净数据的重要性
- CNV. See Contingent negative variation CNV 见 Contingent negative variation
- Cognitive neuroscience 认知神经科学
- ERP findings in, 94 认知神经科学的 ERP 发现
- reference sites in, 106-108 认知神经科学中使用的参考点
- Cohen, D., 278 人名
- Coles, M. G. H., 35, 43, 48, 65, 83, 170, 171, 172, 235 人名
- Color-defined targets, detection of, 13-17 颜色定义的靶,颜色定义靶的检测
- Comerchero, M. D., 42 人名
- Common mode rejection, 120-121, 314 共模抑制

- Communication with subjects in experiments, 311b 实验中与被试的交流
- Component-independent experimental designs, 66 - 94 成分独立的实验设计
 avoiding confounds and misinterpretations in, 66 - 74 在实验设计中避免混淆与曲解
 examples of 举例
 auditory selective attention, 75 - 80, 77f 听觉选择注意的例子
 dual-task performance, 87 - 94, 88f, 90f 双任务能力的例子
 partial information transmission, 80 - 87, 84f 部分信息的传递
- Computers, 303 - 305 计算机
 for amplifier settings, 315 放大器设置用的计算机
 in artifact detection, 156 - 157 检测伪迹的计算机
 digitization software, 315 - 318. See also Digitization 数字化软件, 也见数字化
 electrode-amplifier-computer connections, 307 - 308 电极—放大器—计算机连接
 event codes for, 305 software for. See Software 给计算机的事件码, 计算机软件,
 见 Software
- Conductance, 334 导电性
- Conduction, volume, 32 传导, 容积传导
- Confounds 混淆
 avoidance of, 66 - 74 避免混淆
 examples of, 70b - 71b 混淆例子
- Constraints, 281 - 283, 283f 约束
 and minimum norm solution, 283 - 286 约束与最小模方法
- Context updating hypothesis, 42 - 43 前后内容更新的假设
- Contingent negative variation, 4 - 5, 49 关联性负变华
- Continuous performance task, 7 连续操作任务
- Continuous recording, 316 连续记录
- Contralateral sites, N2pc component in, 15 - 17, 41, 65 对侧位置, 对侧位置的 N2pc 成分
- Converging evidence, 296 - 297, 297b 收敛性证据
- Convolution 卷积
 mathematical properties of, 215 - 216 卷积的数学特性
 and noise affecting latency measures, 241 卷积与影响潜伏期测量的噪声
 in time domain, 197 - 199, 198f, 200, 201 - 203, 202f 时域的卷积
 equivalent to multiplication in frequency domain, 200 - 201, 201f, 216 时域卷积等于频
 域的乘法
 of unity impulse response function, 217 单位脉冲响应函数的卷积
- Cortical folding patterns, 20, 31 皮层皱褶模式
- Cortically constrained distributed source localization, 281 - 283, 283f 受皮层约束的分布
 式源定位
- Costa, L. D., 47 人名
- Costs of recording techniques, 24, 26 记录技术的费用
- Courchesne, E., 42 人名
- CRT monitors, 324 - 332 CRT 监视器
 basic operation of, 325 - 327, 326f CRT 监视器基本工作原理
 compared to LCD monitors, 330 - 332 CRT 监视器与 LCD 显示器的比较

- timing in, 324, 327-329 CRT 监视器的计时
errors of, 328-329 CRT 监视器的计时误差
- Cuffin, B.N., 278, 298 人名
- Curran, T., 38 人名
- Current, electrical, 333-334 电流
alternating (AC), 336 交流电
direct (DC), 335 直流电
- Current density, 111-112 电流密度
- Current source density (current density), 111-112 电流源密度(电流密度)
- Cutoff frequency, 177, 186, 314 截止频率
for brainstem evoked responses, 208 脑干诱发反应
and digitization rate, 127, 177 截止频率与采样率
half-amplitude, 179, 180f, 314, 321 半波振幅
in gaussian filter, 212-213 高斯滤波器的半波振幅
in high-pass filters, 125 高通滤波器的截止频率
in low-pass filters, 127-128, 208 低通滤波器的截止频率
and sampling rate, 128 截止频率与采样率
- Dale, A.M., 285 人名
- Data acquisition system, 303-318, 304f 数据收集系统
- Data analysis systems, 318-322 数据分析系统
suggested features in, 320-322 数据分析系统中建议的功能
- Davis, H., 2, 4, 10b 人名
- Davis, P.A., 4, 10b 人名
- DC current, 335 直流电流
- DC recordings, 185 DC 记录
in saccades, 163, 166 眼跳
- Deblurring, 32 去模糊, 去污染
- Deecke, L., 47 人名
- Definition of ERP component, 58-59 ERP 成分的定义
- Dehaene, S., 47, 86b, 94 人名
de Jong, R., 86b 人名
- Delays between stimuli, and overlapping waveforms, 147, 148 刺激间的延迟, 以及重叠波形
- Delorme, A., 319 人名
- Desimone, R., 297b 人名
- Desmedt, J.E., 109 人名
- Deutsch, D., 75 人名
- Deutsch, J.A., 75 人名
- Dien, J., 111 人名
- Difference waves 差异波
to isolate components, 63-65, 298-299 用差异波分离成分
and isolation of lateralized readiness potential, 83 差异波与分离侧向化准备电位

- for overlap problems, 91, 94 - 95, 247 用差异波处理重叠问题
- Differential amplifiers, 103 差动/差分放大器
- Differential step function in eyeblink 关于眨眼的差异阶梯函数
 - artifact rejection, 162 用于伪迹排除的差异阶梯函数
- Digital filters, 176 数字滤波器
 - convolutions in, 201 - 203, 202f 数字滤波器中的卷积
 - equation for, 193, 195 数字滤波器的方程
 - impulse response functions in, 196 数字滤波器的脉冲响应函数
 - lack of phase shift with, 181 用数字滤波器缺乏相位位移
- Digitization, 124 - 126 数字化
 - event codes in, 305, 315 采样中的事件码
 - filters in, 181, 182, 185 采样中的滤波
 - rate of, and cutoff frequency of filter, 127, 177 采样率, 采样中的滤波器截止频率
 - software for, 315 - 318 采样软件
 - testing of, 317 - 318 采样软件的测试
- Dipoles 偶极子
 - equivalent current, 31, 269 等效电流
 - forward problem, 268 前向问题
 - inverse problem, 33 - 34, 269 逆问题
 - modeling procedures to isolate ocular activity, 172 分离眼球活动的模型方法
 - neuron, 29 神经元
 - summation of, 31 累积, 综合
 - seeded, 276 种子偶极子
- Direct coupled (DC) recordings, 126 直接耦合(DC)记录
- Di Russo, F., 36, 150f, 272, 274f 人名
- Disadvantages of ERP technique, 22 - 23, 26 ERP 技术的缺点
- Distortions 失真
 - from averaging, 56 - 57 迭加平均引起的失真
 - from filters, 170, 175, 182 - 185, 183f, 204 - 223 滤波引起的失真
- Distributed source localization methods, 269, 281 - 289 分布式源定位方法
 - added value of magnetic recordings, 286 - 289, 287f 磁记录的附加价值
 - cortically constrained models, 281 - 283, 283f 皮层约束的模型
 - minimum norm solution, 283 - 286 最小模方法
- Donchin, E., 9b, 42, 43, 44, 58, 94, 170, 171, 172, 262 人名
- Double filtering, frequency response function of, 216 双重滤波, 双重滤波的频率响应函数
- Dual-task performance, study of, 87 - 94, 88f, 90f 双任务能力, 双任务能力的研究
- Duncan-Johnson, C. C., 22, 43 人名
- Earlobe reference sites, 106 - 107, 308 耳垂参考点
- Early selection hypothesis, 75 - 79 早期选择假设
- Earth as reference point, 102 以接地作为参考点
- Edge detection algorithms for artifact detection, 165 伪迹检测的边缘检测算法

- EEG. See Electroencephalogram EEG, 脑电图, 见 Electroencephalogram
- EEGLAB package for data analysis, 319 - 320 数据分析的 EEGLAB 软件包
- Eimer, M., 41 人名
- Electrical activity in neurons, 27 - 32 神经元电活动
- Electrical noise in environment, 112 - 116, 305, 306, 308, 309 环境中的电噪声
 filtering of, 182 环境电噪声的滤波
 low-pass filters in, 208 环境电噪声的低通滤波器
- Electrical potential, 40, 101 - 104, 333 电位
- Electricity 电
 basic principles of, 333 - 337 电学基本原理
 relation to magnetism, 336 - 337, 336f 电与磁的关系
- Electrocardiogram (EKG) artifacts, 164f, 170 心电(EKG)伪迹
- Electrode(s), 116 - 124 电极
 active, 101 - 104, 105f 活动电极
 caps for, 313 电极帽
 in geodesic sensor net, 122 网状电极帽的电极
 ground, 102, 103 地
 interactions between condition and electrode site, 254 - 258, 256f 条件和电极位点间的交互作用
 large arrays of, 121 大阵列电极
 perspective on, 123 - 124, 124b 大阵列电极观点
 problems with, 122 大阵列电极问题
 placing and naming of sites in 10/20 system, 118b - 119b 10/20 系统电极位点的放置和命名
 recommended types of, 313 推荐的电极类型
 reference, 103, 104 - 112, 105f, 308 参考电极
 silver/silver-chloride, 117 银-氯化银电极
 tin, 117 锡电极
- Electrode-amplifier-computer connections, 307 - 308 电极-放大器-计算机的连接
- Electroencephalogram (EEG) 脑电, 脑电图(EEG)
 amplifier settings, 125 - 126 脑电放大器设置
 blocking and skin potential artifacts in, 164f, 169 脑电阻塞和皮肤电位伪迹
 fields compared to MEG fields, 286 - 288 EEG 电场与 MEG 磁场的比较
 flat-line signal from slow voltage shifts, 125, 167, 168 慢电压漂移引起的平直信号
 historical aspects of, 3 - 4 脑电的历史
 residual noise in, 99 脑电的残余噪声
- Electromotive force, 333 电动势
- Electromyogram (EMG), 164f, 169, 306 肌电, 肌电图(EMG)
- Electrooculogram (EOG) 眼电, 眼电图(EOG)
 artifact corrections, 171 伪迹校正
 artifact rejections, 154 - 155, 155f, 157 伪迹排除
 averaged waveforms, 165 - 166 迭加平均波形
 eyeblick detection, 158 - 160, 159f 眨眼检测

- in saccades, 163, 164f 眼跳
- voltages produced by eye movements, 163 眼睛运动产生的电压
- EMG. See Electromyogram 肌电图, 见 Electromyogram
- Endogenous components, 11 内生成分
- EOG. See Electrooculogram 眼电图, 见 Electrooculogram
- Epoch-based recording, 316 基于时段的记录
- Equivalent current dipole, 31 等效电流偶极子
 - localization methods, 269, 271 - 280, 293 - 294 定位方法
 - BESA technique in, 271 - 273, 273f BESA 技术
 - multi-start approach in, 276, 294 多个起始点的方法
 - numbers and locations of dipoles in, 273 - 276 定位方法中偶极子的数目和位置
 - operator dependence of, 275, 277 定位方法的操作者依赖性
 - shortcomings of, 276 - 278 定位方法的缺点
 - simulation study of, 278 - 280, 341n 定位方法的模拟研究
 - source waveforms in, 273, 274f 源波形
- Eriksen, C. W., 80, 296 人名
- ERMF. See Event-related magnetic fields ERMF, 事件相关磁场, 见 Event-related magnetic fields
- ERPology, 5 - 6 ERP 学
- Error detection, 46 - 47 错误检测
- Error-related negativity, 47 错误相关负波
- Event codes, 305, 315 事件码
 - timing of, 322 - 324 事件码计时
- Event-related magnetic fields (ERMFs), 23, 24t, 33, 286, 299 事件相关磁场
 - combined with ERP data, 286 - 289 事件相关磁场与 ERP 数据的结合
- Event-related potentials (ERPs) 事件相关电位 (ERPs)
 - advantages and disadvantages of, 21 - 23 事件相关电位的优缺点
 - combined with magnetic data, 286 - 289 结合磁数据的事件相关电位
 - compared to other measures, 23 - 27, 24t 事件相关电位与其他测量方法的比较
 - components of, 34 - 49, 59 - 61 事件相关电位的成分
 - definition of, 58 - 59, 339n - 340n 成分的定义
 - history of, 3 - 7 成分的历史
 - origin of term, 4, 6 - 7 成分的术语来源
 - steady-state, 150 - 151, 150f 稳态电位
 - transient, 149 - 150, 150f 瞬时电位
- Evoked potentials (EPs), 6 诱发电位
- Evoked response, 7 诱发反应
 - brainstem, 7, 38, 208 脑干诱发反应
 - visual, 7 视诱发反应
- Exogenous components, 11 外生成分
- Experiment design and interpretation 实验设计与解释
 - ambiguities avoided in, 61 - 66 在实验设计与解释中避免不确定性
 - component-independent designs in, 66 成分独立的实验设计

- confounds and misinterpretations in, 66 - 71 实验设计中的混淆与曲解
- Experiment design and interpretation (cont.) 实验设计与解释(续)
 - avoidance of, 72 - 74 避免
 - definition of ERP component in, 57 - 61 ERP 成分的定义
 - examples of, 75 - 94 实验设计的例子
 - focus in, 62 集中于……
 - isolation of components in, 63 - 65 成分的分离
 - large components in, 63 分离大的成分
 - rules for, 52 - 57, 74, 92, 96 - 97 成分分离的准则
 - strategies for, 62 - 66, 94 - 95, 98 成分分离的策略
 - waveform peaks versus latent ERP components in, 51 - 57 波形峰与潜在的 ERP 成分
 - well-studied components used in, 62 实验设计时使用已知的成分
- Experimental effect compared to raw ERP waveforms, 55 实验效应比原始 ERP 波形
- Experimentwise error, 252 实验性错误
- Eye movements 眼动
 - artifact correction, 170 - 173 伪迹校正
 - detection and rejection of artifacts, 162 - 166 伪迹检测和排除
 - suppressed during recordings, 311b 记录时抑制眼动
- Eyeblinks, 12 眨眼
 - artifact correction, 170 - 173 伪迹校正
 - assessment with electrooculogram, 154 - 155, 155f 眼电的评估
 - attentional blink paradigm, 87 - 88, 88f 注意瞬脱范式
 - detection and rejection of artifacts, 158 - 162 伪迹检测和排除
 - differential step function in, 162 差异阶梯函数
 - step function in, 161 阶梯函数
 - polarity reversal in, 159 - 160, 159f, 161 眨眼时的极性翻转
 - reducing occurrence of, 160 减少眨眼的出现
 - suppressed during recordings, 311b 记录时抑制眨眼
 - and voltage deflection levels, 153 - 154 眨眼与电压偏移水平
- Face stimuli, N170 wave in, 37 - 38 面孔刺激, N170 波
- Falkenstein, M., 47 人名
- Falsification, 295 证伪
- Fan, S., 36, 59, 94 人名
- Faraday cage, 114, 115f, 305, 310 法拉第笼, 屏蔽笼
- Felleman, D. T., 340n 人名
- Ferree, T. C., 123 人名
- 50 - Hz noise, 113 50 Hz 噪声
- 50 percent area latency measure, 139, 239 - 242, 240f 50% 面积潜伏期测量
 - compared to median reaction time, 246 50% 面积潜伏期测量与反应时中位数的比较
 - disadvantages of, 242 50% 面积潜伏期测量的缺点
- Filter(s) 滤波, 滤波器
 - adjacent response (ADJAR), 149 相邻反应 (ADJAR)

- and amplitude attenuation, 178 - 181 滤波振幅衰减
- analog, 176 模拟滤波
- attenuating low frequencies, 177 - 178 低频衰减
- band-pass, 178 带通滤波
- frequency response functions, 191 频率响应函数
- Bessel, 215 Bessel 滤波器
 - causal 因果滤波器
 - high-pass, 221f, 222 - 223 高通滤波器
 - low-pass, 210f, 214 - 215 低通滤波器
 - cutoff frequency of, 177, 186, 314. See also Cutoff frequency 截止频率, 也见 Cutoff frequency
 - digital, 176 数字滤波
 - lack of phase shift with, 181 无相移滤波
 - distortions from, 170, 175, 182 - 185, 183f, 204 - 223 滤波引起的失真
 - with high-pass filters, 219 - 223 高通滤波器引起的失真
 - with low-pass filters, 207 - 215, 210f 低通滤波器引起的失真
 - with notch filters, 204 - 207, 206f 凹陷滤波器引起的失真
 - frequency-domain, 175 频域
 - transformed into time domain, 188f, 190 频域转换到时域
 - frequency response function, 179, 180f, 188f, 190 频率响应函数
 - gaussian, 210f, 212 - 214. See also Gaussian filters 高斯, 也见 Gaussian filters
 - half-gaussian, 21 半高斯
 - high-pass, 178, 314 高通滤波
 - to attenuate low frequencies, 195 低频衰减
 - avoidance of, 187 避免
 - causal, 221f, 222 - 223 因果滤波器
 - cutoff frequency, 125 截止频率
 - distortions from, 219 - 223 高通滤波器引起的失真
 - in eye movement recordings, 163 高通滤波器与眼动记录
 - frequency response function, 179, 191 频率响应函数
 - gaussian, 218f, 219 - 220, 221f 高斯
 - linear, 219 线性
 - noncausal, 222 非因果滤波器
 - for overlap problem, 149 重叠问题
 - reducing slow voltage shifts, 167, 178 减少慢电压漂移
 - settings for, 125 - 126 高通滤波器设置
 - time constants, 179, 180f, 181 时间常数
 - time-domain implementation of, 216 - 219 高通滤波在时域的实现
 - windowed ideal, 220, 221f 理想窗口
 - impulse response. See also Impulse response function 脉冲响应, 也见 Impulse response function
 - finite, 175, 200 有限
 - infinite, 200 无限

- and latency shift, 181 潜伏期偏移
- line-frequency, 113, 182, 186, 208 线路频率, 线频
- low-pass, 127 - 128, 178, 314 低通滤波器
- causal, 210f, 214 - 215 因果滤波器
- compared to mean amplitude measures, 234 低通滤波器与平均振幅测量相比较
- cutoff frequency, 127 - 128, 208 截止频率
- distortions from, 207 - 215, 210f 低通滤波引起的失真
- frequency response function, 179, 191 频率响应函数
- noncausal, 214 非因果滤波器
- windowed ideal, 208 - 209, 210f, 213 理想窗口
- need for, 176 - 178 对滤波器的需求
- noncausal 非因果滤波器
- high-pass, 222 高通滤波器
- low-pass, 214 低通滤波器
- notch, 178, 182, 186, 315 凹陷滤波器
- frequency response functions, 191 凹陷滤波器的频率响应函数
- temporal distortions from, 204 - 207, 206f 凹陷滤波器引起的时间失真
- phase response function, 179 滤波器的相位响应函数
- recursive, 200 递归的
- running average, 210f, 211 - 212, 213 - 214 滑动平均
- settings for, 125 - 126, 315 滤波器设置
- suppressing high frequencies, 177 高频抑制
- time-domain, 175 时域
- distortions from, 204 - 223 时域失真
- transfer function, 178 - 179 转换函数, 传递函数
- windowed ideal, 208 - 209, 210f, 213, 220, 221f 理想窗口
- Filtering, 175 - 224 滤波
 - as frequency-domain procedure, 187 - 193, 188f 频域方法的滤波
 - problem with, 191 - 193 滤波的问题
 - and peak amplitude measures, 232 滤波与峰振幅测量
 - recommendations for, 181, 185, 186 - 187, 223 - 224 关于滤波的建议
 - as time-domain procedure, 193 - 200, 194f 时域方法的滤波
 - Woody technique, 141 - 142 Woody 滤波技术
- Finite element models, 270 - 271 有限元方法
- Finite impulse response filters, 175 有限脉冲响应滤波器
- Flat-line signal in EEG, in slow voltage shifts, 125, 167, 168 EEG 中的平直信号, 慢电压漂移中的平直信号
- fMRI 功能磁共振成像
 - activation centers in, 276 fMRI 的激活中心
 - BOLD signal in, 23 fMRI 中的 BOLD 信号
 - compared to ERP source localization, 290 - 291 fMRI 与 ERP 源定位的比较
 - compared to event-related potentials, 16 与 ERP 数据的比较
 - compared to other recording techniques, 24t, 267 与其他记录技术的比较

- correspondence with ERP data, 285 与 ERP 数据的相应关系
- spatial gaussian filters in, 212 在 fMRI 中的空间高斯滤波器
- Folds, cortical, 20, 31 皮层皱褶
- Foolproof techniques, 34 简单化的技术
- Forward problem, 33, 268 前向问题
- Forward solution, 269 - 271 前向解
 - boundary element model in, 271 前向解的边界元模型
 - finite element models in, 270 - 271 前向解的有限元模型
- Fourier analysis, 58, 187 傅立叶分析
 - transient waveforms represented in, 192 傅立叶分析所表征的瞬时 ERP 波形
- Fourier transform, 143, 189, 200 - 201, 340n 傅立叶变换
 - in detection of EMG activity, 169 检测 EMG 活动的傅立叶变换
 - inverse, 189, 201, 201f 逆
- Fractional area latency, measurement of, 239 - 242, 240f, 248 部分面积潜伏期, 部分面积潜伏期测量
- Frame buffers in video cards 视频卡中的帧缓存
 - in CRT monitors, 325, 329 CRT 显示器中的帧缓存
 - in LCD monitors, 330 LCD 显示器中的帧缓存
- Frequencies 频率
 - amplitude of, 187 - 191 频率的振幅
 - cutoff. See Cutoff frequency 截止, 也见 Cutoff frequency
 - phases of, 191 频率的相位
- Frequency domain, 317 频域
 - relation to time domain, 182, 184, 187, 200 - 204, 201f, 202f 频域与时域的关系
 - and distortion from filters, 192 - 193 频域与滤波引起的失真
- Frequency-domain filters, 175, 187 - 193, 188f 频域滤波器
 - problem with, 191 - 193 频域滤波器的问题
- Frequency response function of filters, 179, 180f, 188f, 190 滤波器的频率响应函数
 - with causal filters, 214 - 215 因果滤波器的频率响应函数
 - with double filtering, 216 双重滤波的频率响应函数
- Friston, K. J., 285 人名
- Full width at half maximum (FWHM), in gaussian function, 212 - 213 全宽半最大值, 在高斯函数中的全宽半最大值
- Functional magnetic resonance imaging. See fMRI 功能磁共振成像, 见 fMRI
- FWHM. See Full width at half maximum FWHM, 见 Full width at half maximum
- Gain settings on amplifiers, 125, 128 放大器增益设置
- Galambos, R., 2, 4, 10b, 42, 149, 162 人名
- Ganis, G., 38, 45 人名
- Garner, W. R., 296 人名
- Gasser, T., 171, 172 人名
- Gaussian filters 高斯滤波器
 - high-pass, 218f, 219 - 220, 221f 高通

- low-pass, 210f, 212 - 214 低通
- frequency response function, 210f, 212 高斯低通滤波器的频率响应函数
- full width at half maximum value, 212 高斯低通滤波器的全宽半最大值
- Gaussian filters (cont.) 高斯滤波器(续)
- impulse response function, 210f, 212 高斯滤波器的脉冲响应函数
- temporal distortion from, 213 - 214 高斯滤波器引起的时间失真
- Gaussian impulse response functions, 321 高斯脉冲响应函数
- and noise affecting latency measures, 241 高斯脉冲响应函数与影响潜伏期测量的噪声
- Gauthier, I., 38 人名
- Gazzaniga, M. S., 46 人名
- Gehring, W. J., 46, 47 人名
- Generator site changes, effects of, 255 - 257 神经起源位置的改变, 神经起源位置的效应
- Geodesic sensor net, 122 网状电极帽
- George, J. S., 285, 294 人名
- George, N., 38 人名
- Gevins, A., 32 人名
- Gibbs, F. A., 3 人名
- Girelli, M., 13, 70b 人名
- Glaser, E. M., 175 人名
- Go/No-Go trials, and lateralized readiness potential, 81, 84 - 85 Go/No-Go 试次, Go/No-Go 试次与侧向化准备电位
- Gorodnitsky, I. F., 172 人名
- Grand averages, 17 - 21, 27 组平均
- with bright and dim stimuli, 253f 亮、暗刺激得组平均
- and mean amplitude measures, 235 平均振幅测量
- and peak amplitude measures, 232, 233 峰振幅测量
- Gratton, G., 48, 170, 171, 172, 173 人名
- Gray, C. M., 135 人名
- Greenhouse-Geisser epsilon adjustment, 259 - 260, 341n Greenhouse-Geisser epsilon 校正
- Ground circuit, 102 - 103 接地回路
- Ground electrode, 102, 103 接地电极
- Gustatory responses, 40 味觉反应
- Hackley, S. A., 39, 80 - 86 人名
- Hagoort, P., 46 人名
- Hake, H. W., 296 人名
- Half-amplitude cutoff, 179, 180f, 314, 321 半波截止频率
- in gaussian filter, 212 - 213 高斯滤波器的半波截止频率
- Half-gaussian filters, 221f, 222 半高斯滤波器
- Hämäläinen, M. S., 283, 284 人名
- Hansen, J. C., 100 - 101, 168, 239, 248, 340n 人名
- Hansen's axiom, 100, 112, 152, 185 - 187, 208, 213 汉森原理
- Headbox, 308 头部电极接线盒

- Headphones, shielding of, 324 耳机,耳机的屏蔽
- Heart activity, detection of, 164f,169 心脏活动,心脏活动的检测
- Heffley, E. F., 58,262 人名
- Heinze, H., 276,297b 人名
- Helmholtz, H., 34,269 人名
- Heterogeneity of variance and covariance, 259 方差与协方差的不均匀性
- High-pass filters. See Filter(s), high-pass 高通滤波器,见 Filter(s), high-pass
- Hijacking ERP components, 94-95 劫持 ERP 成分
- Hillyard, S. 人名
- on auditory selective attention, 75-80 听觉选择性注意
 - on C1 wave, 36,59 C1 波
 - on converging evidence, 297b 收敛性证据
 - on eye movements, 162 眼动
 - on 50 percent area latency, 242 50%面积潜伏期
 - on fractional area latency, 239,248 部分面积潜伏期
 - on hijacking ERP components, 94 劫持 ERP 成分
 - on impedance of skin, 121 皮肤阻抗
 - laboratory at UCSD, 2,10b, 100 在 UCSD 的实验室
 - on language-related components, 45,46 语言相关成分
 - on latency jitter, 135 潜伏期抖动
 - on mismatch negativity, 39 失匹配负波
 - on modality-specific P3 wave subcomponents, 3 通道特异的 P3 波子成分
 - on N1 wave, 37 N1 波
 - on N2 family, 40,41 N2 家族
 - on N2pc component, 14 N2pc 成分
 - on overlap patterns, 148,149 重叠模式
 - on P3 family, 42 P3 家族
 - on replication of results, 251b 结果的重复
 - on slow voltage shifts, 167 缓慢电压漂移
 - on steady-state ERPs, 151 稳态 ERPs
 - on subtle confounds, 70b 细微的混淆
 - on target letter shapes, 68 靶字母形状
 - on transient responses, 150f 瞬时反应
- Hillyard principle, 68-69,74,97 Hillyard 原理
- Holcomb, P. J., 45 人名
- Holroyd, C. B., 47 人名
- Homogeneity-of-covariance assumption, 258-259 协方差同质性假设
- Hopf, J.-M., 37,287f,297b 人名
- Hopfinger, J. B., 149,151 人名
- Huang, M., 276,293 人名
- Humphries, C., 172 人名
- Ideal filters, windowed 理想滤波器,理想的窗口滤波器

- high-pass, 220, 221f 高通
- low-pass, 208 - 209, 210f, 213 低通
- Ignored stimuli 非注意刺激
 - processing of, 22 非注意刺激的处理
 - responses to, 75 - 77 对非注意刺激的反应
- Ikui, A., 40 人名
- Ilmoniemi, R.J., 283, 284, 286 人名
- Impedance, 117 - 119, 314, 335 - 336 阻抗
 - and common mode rejection, 120 - 121, 314 阻抗与共模抑制
 - measurements of, 119 阻抗的测量
 - problems from, 120 - 122 阻抗的问题
 - reduction of, 119 - 120 阻抗的降低
 - and signal quality with high-impedance systems, 122 - 123 阻抗与高阻抗系统中的信号质量
 - and skin potentials, 121 阻抗与皮肤电位
- Impedance meter, 309 - 310 阻抗表
- Impulse response filters 脉冲响应滤波器
 - finite, 175, 200 有限
 - infinite, 200 无限
- Impulse response function, 196 - 200, 198f, 321 脉冲响应函数
 - of causal filters, 214 因果滤波器的脉冲响应函数
 - convolution in time domain, 197 - 199, 198f, 200, 201 - 203, 202f 时域卷积
 - gaussian, 321 高斯脉冲响应函数
 - high-pass, 218f, 219 - 220, 221f 高通
 - and noise affecting latency measures, 241 高斯脉冲响应函数与影响潜伏期测量的噪声
 - high-pass 高通
 - creation of, 217 - 219, 218f 脉冲响应函数的创建
 - gaussian, 218f, 219 - 220, 221f 高斯
 - unity, 217, 218f 单位脉冲响应函数
- Independent components analysis (ICA), 58, 60, 242, 263 独立成分分析
 - in artifact correction, 172 伪迹校正独立成分分析
- Inductance, 117 感应
- Inference, strong, 295 推理, 强推理
- Interactions with electrode site, 254 - 258, 256f 与电极位点的交互作用
- Intercom system, 310 对讲系统
- Interrupt 中断
 - vertical retrace, 328 垂直回扫
 - video blanking, 328 视频空白
- Invasiveness of recording techniques, 24 - 25, 24t 记录技术的损伤性(书中“无创性”一词, 除来自 noninvasiveness 外, 也有来自损伤性 invasiveness 的转译)
- Inverse Fourier transform, 189, 201, 201f 逆傅立叶变换
- Inverse problem, 33 - 34, 269 逆问题
 - minimum norm solution in, 285 逆问题中的最小模方法

Ipsilateral waveforms, N2pc component in, 15 - 17 同侧波形, 同侧波形中的 N2pc 成分

Isreal, J. B., 44 人名

Ito, S., 47 人名

Jackknife technique to measure onset latency differences, 249 测量起始潜伏期差异的折刀技术

Jaskowski, P., 42 人名

Jasper, H. H., 3, 118b 人名

Jeffreys, D. A., 36, 37 人名

Jennings, J. R., 259 人名

Jitter, latency. See Latency, variability of 抖动, 抖动与潜伏期, 见 Latency, variability of

John, E. R., 5 人名

Johnson, R., Jr., 43, 44, 58 人名

Joyce, C. A., 166, 172 人名

Jung, T. P., 172 人名

Keppel, G., 258 人名

Klem G. H., 119b 人名

Knight, R. T., 42 人名

Kok, A., 18, 43 人名

Koles, Z. J., 292 人名

Kopell, B. S., 22 人名

Kornhuber, H. H., 47 人名

Kramer, A. F., 61, 225 人名

Kutas, M., 38, 43, 44, 45, 46, 62, 94, 172, 257 人名

Labeling conventions for ERP components, 10 - 11, 35 ERP 成分标记的惯例

Laboratory setup, 303 - 332 建立实验室

accessories, 309 - 310, 311b - 312b 附件

amplifier types, 314 - 315 放大器类型

behavioral response input devices, 306 - 307 行为反应输入装置

computers, 303 - 305 计算机

data acquisition system, 303 - 318, 304f 数据收集系统

data analysis system, 318 - 322 数据分析系统

digitization software, 315 - 318 采样软件

electrode-amplifier-computer connections, 307 - 308 电极-放大器-计算机连接

electrode types, 313 电极类型

recording chamber, 309 记录间

seating, 305 - 306 就座

stimulus presentation system, 322 - 332 刺激呈现系统

Language comprehension assessment of, 22 语言理解的评估

and semantic mismatch in attentional blink paradigm, 89 语言理解评估与注意瞬脱范式下的语义失匹配

difference waves in, 54 评估语言理解的差异波

Language-related ERP components, 45 - 46 语言相关的 ERP 成分

and N400 component in word identification, 89 - 93 语言相关的 ERP 成分与词识别的
N400 成分

Latency 潜伏期

50% area, 139 50%面积潜伏期

fractional area, 239 - 242, 240f, 248 部分面积潜伏期

Latency (cont.) 潜伏期(续)

and labeling problems, 35 潜伏期与标记问题

local peak, 238 局部峰

measurements of, 57, 237 - 249 潜伏期测量

compared to reaction time effects, 243 - 247, 244f 潜伏期与反应时效应的比较

onset, 66, 247 - 249. See also Onset latency or time 起始潜伏期, 也见 Onset latency
or time

P3 wave, factors affecting, 44 - 45 P3 波, 影响 P3 的因素

peak, 22 - 23, 52, 237 - 239 峰

relation to amplitude, 52, 53f, 55 - 56 潜伏期与振幅的关系

shift caused by filters, 181 滤波引起的漂移

variability of, 135 - 139, 136f, 139f 潜伏期的变异

Latent ERP components 潜在的 ERP 成分

assessment of, 51 - 57 潜在 ERP 成分的评价

avoiding ambiguities and misinterpretations in, 61 - 74 避免理解潜在 ERP 成分的不确
定性及曲解

examples of, 53f 潜在 ERP 成分的例子

Lateralized readiness potential (LRP), 48, 65 侧向化准备电位(LRP)

isolation with difference waves, 82 - 83 通过差异波分离 LRP

and partial information transmission, 80 - 87 LRP 与部分信息传递

usefulness of, 86b LRP 的用处

Lawson, D., 117 人名

LCD monitors, 330 - 332, 331f LCD 显示器, LCD 监视器

Leahy, R. M., 271, 278, 298, 299 人名

Lehmann, D., 284 人名

Lennox, W. G., 3 人名

Leuthold, H., 45 人名

Lewis, P. S., 271 人名

Lights, electrical noise from, 114 灯, 来自照明灯的电噪声

Lindsley, D. B., 49 人名

Line-frequency filters, 113, 180f, 182, 186, 208 线路频率滤波器, 线频滤波器

Line-frequency noise, 113, 317 线路频率噪声, 线频噪声

Linear filters, high-pass, 219 线性滤波器, 高通

Lins, O. G., 117, 162, 163, 171, 172, 173 人名

Liu, A. K., 285 人名

Local field potential recordings, 28 局部场电位记录

PDF

- Local peak amplitude, 231, 341n 局部峰振幅
- Local peak latency, 238 局部峰潜伏期
- Localization methods, 34, 60, 267 - 300 定位方法
- distributed source approaches in, 269, 281 - 289 分布式源定位方法
 - equivalent current dipoles and BESA approach in, 269, 271 - 280 等效电流偶极子和 BESA 方法
 - forward problem and solution in, 268 - 271 前向问题与定位方法的解
 - as model but not measurement of electrical activity, 289 - 292 定位方法是建立模型, 不是电活动的测量
 - and principles of scientific inference, 295 - 297 定位方法与科学推理的原则
 - probabilistic approaches in, 292 - 294 定位的概率方法
 - recommendations for, 294 - 300 定位方法的建议
 - reporting range of solutions in, 292 - 294, 293f 报告定位方法中解的范围
- Locus of selection, and attention, 75 选择的位置, 选择的位置与注意
- LORETA. See Low-resolution electromagnetic tomography LORETA. 见 Low-resolution electromagnetic tomography
- Loveless, N. E., 49 人名
- Low-pass filters, 127 - 128, 178, 314. See also Filter(s), low-pass 低通滤波器, 也见 Filter(s), low-pass
- Low-resolution electromagnetic tomography (LORETA), 284 - 285, 298 低分辨率电磁断层成像(LORETA)
- LRP. See Lateralized readiness potential LRP. 见 Lateralized readiness potential
- Luck, S. J. 人名
- on advantages of ERPs, 22 ERPs 的优点
 - on converging evidence, 297b 收敛性证据
 - on detection of color and motion, 13 检测颜色和运动
 - on difference waves, 64, 65 差异波
 - on dual-task performance, 89 - 94 双任务能力
 - on 50 percent area latency, 242 50%面积潜伏期
 - on latency jitter, 135 潜伏期抖动
 - on minimum norm solution, 285 最小模方法
 - on modality-specific P3 wave subcomponents, 35 通道特异的 P3 波成分
 - on N2 family, 40, 41 N2 家族
 - on N2pc component, 14 N2pc 成分
 - on overlap patterns, 149 重叠模式
 - on P1 wave, 36 P1 波
 - on P2 wave, 37 P2 波
 - on P3 family, 43, 45 P3 家族
 - on reaction times, 246 反应时
 - on steady-state ERPs, 151 稳态 ERPs
 - on subtle confounds, 70b 细微的混淆
 - on target letter shapes, 68 靶字母形状

- Machizawa, M. G., 41 人名
- Magliero, A., 44 人名
- Magnetic fields, 30f, 32 - 33, 287f 磁场
 event-related. See Event-related magnetic fields 事件相关磁场, 见 Event-related magnetic fields
- Magnetic resonance imaging (MRI), 298 磁共振成像
 in cortically constrained distributed source localization, 282 在皮层约束的分布式源定位中的 MRI
 functional. See fMRI 功能的, 见 fMRI
- Magnetism, relation to electricity, 336 - 337, 336f 磁, 磁与电的关系
- Magnetoencephalogram (MEG), 33 脑磁, 脑磁图 (MEG)
 fields compared to EEG fields, 286 - 288 与 EEG 场的比较
- Makeig, S., 58, 143, 172, 319 人名
- Mangun, G. R., 37, 149 人名
- MANOVA, 262 多变量方差分析
- Mastoid reference sites, 106 - 107, 308 乳突参考点
 average mastoids reference derivation, 107 - 108 平均乳突参考推导
 linked mastoids reference, 107 连接的乳突参考
- MATLAB program, 148, 319 - 320, 330 MATLAB 程序
- Matthews, B. H. C., 3 人名
- McCarthy, G., 43, 44, 46, 94, 255, 257 人名
- McClelland, J. L., 80 人名
- McPherson, W. B., 45 人名
- Mean amplitude 平均振幅
 compared to peak amplitude, 73 平均振幅与峰振幅的比较
 measurement of, 229, 234 - 235 平均振幅的测量
 advantages of, 234 - 235 平均振幅的优点
 compared to low-pass filtering, 234 平均振幅与低通滤波的比较
 problems with, 235 平均振幅的问题
- Measuring ERP 测量 ERP
 amplitudes, 229 - 237, 229f ERP 振幅
 area amplitude, 229 - 230 ERP 面积振幅
 baselines in, 236 - 237 ERP 基线
 mean amplitude, 229, 234 - 235 ERP 平均振幅
 peak amplitude, 229, 230 - 234 ERP 峰振幅
 peak-to-peak, 237 ERP 峰-峰值
- Measuring ERP latencies, 57, 237 - 249 测量 ERP 潜伏期
 compared to reaction time effects, 243 - 247, 244f ERP 潜伏期与反应时效应比较
 fractional area latency, 239 - 242, 240f 部分面积潜伏期
 onset latency, 247 - 249 起始潜伏期
 peak latency, 237 - 239 峰潜伏期
- MEG. See Magnetoencephalogram MEG, 见 Magnetoencephalogram
- Michel, C. M., 284 人名

- Microphones, 310 麦克风, 话筒
- Miller, J., 48, 80-86, 248, 249 人名
- Miltner, W., 278 人名
- Minimum norm solution in distributed source localization, 283-286 分布式源定位中的最小模方法
 combined constraints in, 285 最小模方法中的联合约束
 depth-weighted, 284, 298 深度加权法
 LORETA technique in, 284-285 低分辨率电磁断层扫描(LORETA)技术
- Mirror symmetry of dipoles in simulation study of BESA, 278-279, 341n BESA 模拟研究中偶极子的镜像对称
- Mismatch negativity (MMN), 39 失匹配负波(MMN)
- Mismatch, semantic 失匹配, 语义失匹配
 in attentional blink paradigm, 89 在注意瞬脱范式中的失匹配
 difference waves in, 54 失匹配差异波
- Models of electrical activity compared to measurements, 289-292 与测量相比较的电动模型
- Moecks, J., 171, 172 人名
- Monitoring, real-time, 316, 317 监控, 实时监控
- Moore, C. M., 86b 人名
- Moran, J., 297b 人名
- Mosher, J. C., 271 人名
- Motion-defined targets, detection of, 13-17 运动定义的靶, 运动定义靶的检测
- Motor ERPs in eyeblinks and eye movements, 173 眨眼和眼动中的运动 ERPs
- Movement-related components, 48 运动相关成分
- Moving-window techniques in time-locked spectral averaging, 143 时间锁定频谱平均的移动窗口技术
- MRI. See Magnetic resonance imaging MRI, 见 Magnetic resonance imaging
- Multiphasic waveforms, latency variability affecting, 136f, 140 多相波形, 多相波形的潜伏期变异
- Multiple electrode sites, and ANOVA results, 254 多重电极位点, 多重电极位点与ANOVA 结果
- Multiple peaks, analysis of, 262-263 多重峰, 多重峰的分析
- Multiple signal characterization (MUSIC), 271 多信号特征(MUSIC)
- Multi-start approach to source localization, 276, 294 源定位的多起点方法
- Multi-unit recordings, 28 多细胞记录
- Muscle activity 肌肉活动
 detection of, 164f, 169 肌肉活动的检测
 low-pass filtering of noise from, 208 来自肌肉活动的低通滤波
 post-auricular reflex in, 324 肌肉活动中的耳后反射
- Music as background in recording, 312 记录时的背景音乐
- N1 component, 10-11 N1 成分
 auditory, 39, 79 听觉 N1 成分

- modality-specific, 35 通道特异的 N1 成分
- visual, 37 视觉 N1 成分
- N2 component, 10-11, 40-41 N2 成分
 - basic N2, 40 基本 N2
 - modality-specific, 35 通道特异的 N2 成分
- N2a, 41 N2a
- N2b, auditory and visual, 40, 41 N2b, 听觉的和视觉的 N2b
- N2pc, 14, 15-17, 41, 65, 297b N2pc 成分
 - isolation of, 15-17 N2pc 成分的分离
 - and physical stimulus confounds, 70b-71b N2pc 成分的分离与物理刺激混淆
- N10 component, 40 N10 成分
- N170 component, visual (faces), 37-38 N170 成分, 视觉(面孔)N170 成分
- N200 component, 11b N200 成分
- N280 component, 46 N280 成分
- N400 component, 11b N400 成分
 - discovery of, 62 N400 成分的发现
 - in dual-task performance, 89-93 在双任务能力中的 N400 成分
 - in experimental manipulations, 61-65 在实验操作中的 N400 成分
 - in semantic violations, 45-46 语义违反的 N400 成分
 - and word identification, 93 N400 成分与词的识别
- Naatanen, R., 35, 39, 40, 59 人名
- Nagamine, T., 48 人名
- Naming components, 10-11 唤名成分
- Negative-upward plotting 负值向上画图
- Negative variation, contingent, 4-5, 48 负变化, 关联性负变化
- Neurons, electrical activity in, 27-32 神经元, 神经元电活动
- Niese, A., 94 人名
- Noise, 12, 339n 噪声
 - affecting peak amplitude measures, 231-232 影响峰振幅测量
 - from alpha waves, 177, 317 来自 α 波的噪声
 - elimination of, 213 噪声的清除
 - in averaged waveforms, 131, 133 迭加平均波形中的噪声
 - and common mode rejection, 120-121 噪声与共模抑制
 - electrode impedance affecting, 123 电极阻抗与噪声
 - environmental sources of, 112-116, 305, 306, 308, 309 环境噪声源
 - filtering of, 180f, 182, 208 噪声的过滤
 - and 50 percent area latency measure, 241 噪声与 50% 面积潜伏期测量
 - and importance of clean data, 86-87, 99-101, 185 噪声与干净数据的重要性
 - in LCD monitors, 332 LCD 显示器中的噪声
 - line-frequency, 317 线频噪声
 - filtering of, 113, 180f, 182, 186, 208 线频噪声的滤波
 - and onset time, 247 噪声与起始时间
 - and peak latency measures, 238, 241 噪声与峰潜伏期测量

- reduction with filters, 177 通过滤波减少噪声
- from skin potentials, 121 来自皮肤电位的噪声
- sources of, 100 噪声源
- Noncausal filters 非因果滤波器
 - high-pass, 222 高通
 - low-pass, 214 低通
- Nonlinear measures 非线性测量
 - peak amplitude, 232, 233 峰振幅的非线性测量
 - peak latency, 238 峰潜伏期的非线性测量
- Nonsphericity, 259 非球形
- Non-uniqueness problem in distributed source localization, 281 - 283 分布式源定位中的非唯一解问题
- Normalization of data, 257 - 258 对数据进行正态化
- Norman, D. A., 75 人名
- Notch filters, 178, 182, 186, 315 凹陷滤波器
 - frequency response functions, 191 凹陷滤波器的频率响应函数
 - temporal distortions from, 204 - 207, 206f 凹陷滤波器引起的时间失真
- Null hypothesis, acceptance or rejection of, 253 零假设, 零假设的接受或拒绝
- Number of trials, and signal-to-noise ratio, 123, 133 - 134 试次数目, 试次数目与信噪比
- Nunez, P. L., 34, 107 人名
- Nyquist theorem, 127, 176 尼奎斯特定理
- Oddball experiment, 7 Oddball 实验(一种著名的实验范式)
 - signal averaging in, 134 Oddball 实验的信号迭加平均
- Offline filtering, recommendations for, 181, 185, 186 - 187 离线(脱机)滤波, 离线(脱机)滤波的建议
- Offset time, filters affecting, 183, 183f 消失时间, 滤波与消失时间
- Ohms, 334 欧姆
 - in impedance measurements, 119 阻抗测量中的欧姆
- Ohm's law, 166, 335 欧姆定律
- Olfactory responses, 40 嗅觉反应
- On-line averaging, 317 在线(联机)平均
- Onset latency or time, 66 起始潜伏期或时间
 - differences measured between two conditions, 249 测量两条件间起始潜伏期的差异
 - filters affecting, 183, 183f 滤波与起始潜伏期
 - of lateralized readiness potential, 85 侧向化准备电位的起始潜伏期或时间
 - measurement of, 247 - 249 起始潜伏期或时间的测量
- Operator dependence of equivalent current dipole localization, 275, 277 等效电流偶极子定位的操作者依赖性
- Orientation of dipoles, averaging of, 31 偶极子方向, 偶极子方向的平均
- Oscillations 振荡
 - amplitude, measurement of, 142 - 143 振幅, 振幅的测量
 - artifactual, caused by filters, 183f, 184 伪迹, 滤波引起的伪迹

- voltage, sources of, 113 电压, 电压的起源
- Osman, A., 80, 86b, 248 人名
- Osterhout, L., 46 人名
- Overlap, 145 - 149, 146f 重叠
- adjacent response (ADJAR) filters for, 149 处理重叠的相邻反应(ADJAR)滤波器
 - in analysis of multiple peaks, 262, 263 多重峰分析中的重叠
 - area-based measures in, 140 重叠中基于面积的测量
 - difference waves for, 91, 94 - 95 重叠的差异波
 - and expansion of time between stimuli, 148 重叠与刺激间隔时间范围的扩展
 - high-pass filtering of, 149 重叠的高通滤波
 - isolation of components in, 247 分离重叠的成分
 - management of, 148 - 149 重叠的处理
 - in mean amplitude measures, 235 平均振幅测量中的重叠
 - in peak amplitude measures, 232 - 233 峰振幅测量中的重叠
 - simulation of, 148 重叠的模拟
 - subtraction of, 149 重叠的相减
- Overshoots caused by filters, 218f, 219 - 220 滤波引起的超射
- p-values p 值
- and .05 criterion, 250 p 值与 0.05 的标准
 - adjustment in violation of ANOVA assumptions, 259 - 260 针对违反 ANOVA 假设的 p 值调整
- P1 component, 10 - 11 P1 成分
- visual, 36 视觉 P1 成分
 - modality-specific, 35 通道特异的 P1 成分
- P2 component, 10 - 11 P2 成分
- amplitude measurements, 263 P2 成分的振幅测量
 - visual, 37 视觉 P2 成分
- P3 component, 10 - 11, 42 - 45, 339n P3 成分
- amplitude of, 43 - 44 P3 成分的振幅
 - in attentional blink context, 93 - 94 注意瞬脱背景下的 P3 成分
 - context updating hypothesis of, 42 - 43 前后关系更新的假设
 - discovery of, 5 P3 成分的发现
 - elicited by bright and dim stimuli, 73, 252 由亮、暗刺激诱发的 P3 成分
 - latency of, 44 - 45 P3 成分潜伏期
 - modality-specific, 35 通道特异的 P3 成分
 - P3a, 42 P3a
 - P3b, 42 P3b
 - signal averaging in oddball experiment, 134 Oddball 实验中的信号迭加平均
 - and stimulus evaluation time, 93 - 94 P3 成分与刺激评价时间
 - and uncertainty, 42 - 43, 48 P3 成分与不确定性
- P100 component, 11b P100 成分
- P300 component, 11b P300 成分

P600 component, 46 P600 成分

Partial information transmission, study of, 80 - 87, 84f 部分信息传递, 部分信息传递的研究

Pascual-Marqui, R. D., 284 人名

Patterson, T., 248, 249 人名

Peak(s), 10 - 11 峰

artificial, added by filters, 179 因滤波而增加的峰

compared to components, 52, 230, 233, 239 峰与成分的比较

multiple, analysis of, 262 - 263 多重, 多重峰的分析

relation to latent components, 51 - 57, 53f 峰与潜在成分的关系

shapes of, 53f, 54 峰的形状

X-within-Y-of-peak function, 168 峰函数中 Y 值对应的 X 值

Peak amplitude, 139, 229 峰振幅

compared to mean amplitude, 73 峰振幅与平均振幅的比较

in filtered waveforms, 232 在滤波后波形中的峰振幅

local, 231, 341n 局部峰振幅

measurement of, 229, 230 - 234 峰振幅的测量

noise affecting, 231 - 232 噪声与峰振幅

as nonlinear measure, 232, 233 峰振幅的非线性测量

simple, 231, 341n 单一峰

Peak-based measures compared to area-based, 139 - 140 基于峰的测量与基于面积的测量的比较

Peak latency, 22 - 23, 52 峰潜伏期

local, 238 局部峰潜伏期

measurement of, 237 - 239 峰潜伏期的测量

noise affecting, 238, 241 噪声与峰潜伏期

as nonlinear measure, 238 - 239 峰潜伏期的非线性测量

precautions with, 239 小心识别峰潜伏期

Peak-to-peak amplitude 峰—峰振幅

in electrooculogram, 155 - 156, 157 在眼电图中的峰—峰振幅

measurements of, 237 峰—峰振幅的测量

in saccade detection, 165 在眼跳检测中的峰—峰振幅

in slow voltage shifts, 167 在慢电压漂移中的峰—峰振幅

Pelli, D. G., 324, 330 人名

Pernier, J., 32, 58, 111 人名

Perrin, F., 32, 58, 111, 321 人名

PET scans. See Positron-emission tomography PET 扫描, 见 Positron-emission tomography

Phase(s) 相位

of frequencies, 191 频率的相位

plots of, 189, 340n 相位的画图

response function of filters, 179 滤波器的响应函数

shift caused by filters, 181 滤波器引起的相位漂移

- Phillips, C., 285 人名
- Physical stimulus confounds
 avoidance of, 74 避免物理刺激混淆
 effects of, 67-74, 70b-71b 物理刺激混淆的影响
- Picton, T. W. 人名
 on auditory selective attention, 76 听觉选择性注意
 on brain electrical source analysis, 271 脑电源分析
 on ERP components, 35, 59 ERP 成分
 on impedance, 167 阻抗
 on N1 component, 39 N1 成分
 on N2 family, 40 N2 家族
 on overlap, 149 重叠
 on P3 family, 43 P3 家族
 on plotting ERP data, 225 对 ERP 数据画图
 on skin potentials, 121 皮肤电位
 on tin electrodes, 117 锡电极
- Pixels, 325 像素
- Platt, J. R., 295 人名
- Plonsey, R., 34, 269 人名
- Plotting ERP data 对 ERP 数据画图
 examples of, 226-227, 226f 画图例子
 line types in, 228 画图线条类型
 multiple electrode sites in, 225-226, 228 图中的多个电极位点
 negative upward and positive downward, 9, 10b 图中负值朝上与正值朝下
 recommendations for, 225-229, 321 画图的一些建议
 voltage and time scales in, 226 图中电位和时间的尺度
- Polarity 极性
 and definition of ERP component, 58, 59 极性与 ERP 成分的定义
 reversal in eyeblinks, 159-160, 159f, 161 在眨眼中的极性翻转
- Polich, J., 18, 42, 43, 117 人名
- Pooled error term, use of, 261 合并误差项, 合并误差项的应用
- Pop-out stimuli, 14 突显刺激
- Popper, K., 295 人名
- Positive-downward plotting, 9 正指向下画图
- Positron-emission tomography (PET) 正电子发射断层扫描(PET)
 compared to ERP source localization, 289-292 PET 与 ERP 源定位的比较
 compared to event-related potentials, 16 PET 与事件相关电位的比较
 compared to other recording techniques, 24t, 267 PET 与其他记录技术的比较
- Posner, M. L., 47 人名
- Post-auricular reflex, 324 耳后反射
- Postsynaptic potentials, 28
 summation of, 29-31 突触后电位的总合(综合)
- Potential(s), 40, 101-104, 333 电位

- event-related. See Event-related potentials (ERPs) 事件相关电位, 见 See Event-related potentials (ERPs)
- readiness, 47-48 准备电位
- skin, 121 皮肤电位
- vertex positive, 37-38 顶正电位
- Potter, M. C., 88 人名
- Prestimulus interval, and baseline voltage, 236 刺激前间隔, 刺激前间隔和基线电压
- Primary auditory cortex, 38 初级(原始)听觉皮层
- Primary visual cortex, 35-36 初级(原始)视觉皮层
- Principal components analysis (PCA), 58, 59-60, 242, 263 主成分分析(PCA)
- Pritchard, W. S., 43 人名
- Probabilistic approaches to localization, 292-294 定位的概率方法
- Probability, and P3 amplitude, 44 概率, 概率与 P3 振幅
- Psychological confounds, effects of, 68 心理混淆, 心理混淆效应
- PsychToolbox, 330 软件包名
- Raster beam, 325, 326f 光栅束
- Raymond, J. E., 87, 88 人名
- Reaction time. See also 50 percent area latency measure 反应时, 也见 50 percent area latency measure
- in bright or dim conditions, 71, 74 在亮、暗条件下的反应时
- compared to ERP latencies, 243-247, 244f 反应时与 ERP 潜伏期的比较
- differences, 22, 23 反应时差异
- Readiness potential, 47-48 准备电位
- lateralized, 48, 65 侧向化准备电位
- Real-time control in programming, 322 程序中的实时控制
- Real-time monitoring, 316, 317 实时监控
- Recliner, 169, 306 靠椅
- Recording, 99-129 记录
- active and reference electrodes in, 101-112 活动和参考电极记录
- amplification in, 128-129 记录的放大
- continuous, 315 连续记录
- digitization process in, 124-126 记录中的数字化处理
- direct coupled (DC), 126, 185 直接耦合(DC)的记录
- in saccades, 163, 166 眼跳的记录
- and electrical noise in environment, 112-116 记录与环境中的电噪声
- electrodes and impedance in, 116-124 记录的电极和阻抗
- epoch-based, 316 分段记录
- filters in 记录中的滤波器
- high-pass, 125-126 高通
- low-pass, 127-128 低通
- importance of clean data in, 86-87, 99-101, 185 在记录中干净数据的重要性
- interactions with subjects in, 311b-312b 记录中与被试的互动

- sampling period in, 127 记录的采样周期
- Recording chamber, 309 记录间
- Recursive filters, 200 递归式滤波器
- Reference electrodes, 103, 104 - 112, 105f, 308 参考电极
- artifacts and noise sources in, 170 伪迹与参考电极的噪声源
 - average across all electrodes, 109 - 111, 110f 以所有电极平均为参考
 - mastoid process sites, 106 - 107, 308 乳突突起的位置
 - average derivation, 107 - 108 平均推导
 - linked mastoids reference, 107 连接的乳突参考
 - site selections, 104 - 112, 105f 参考电极位点的选择
 - alternatives to, 109 - 112, 110f 参考电极位点选择的替代方法
 - criteria for, 106 参考电极位点选择的标准
- Reflexes, stimulus-related, 324 反射, 刺激相关的反射
- Refresh rate of CRT monitor, 325 CRT显示器的刷新速率
- Regan, D., 2, 35 人名
- Reliability of ERP waveforms, 17 - 21, 19f ERP波形的可靠性
- Replication as best statistic, 250 - 251, 251b 重复是最好的统计
- Requin, J., 48 人名
- Residual variance, 272 残差
- Resistance, 334, 335 电阻
- of skull, 33, 339n 颅骨电阻
- Resource allocation, and P3 amplitude, 44 资源分配, 资源分配与 P3 振幅
- Response density waveforms, 246 - 247 反应密度的波形
- Response devices, types of, 306 - 307 反应装置, 反应装置的类型
- Response-locked averaging, 138f, 140, 307, 320 反应锁定的迭加平均
- baselines in, 237 反应锁定迭加平均的基线
- Response-related ERP components, 47 - 49 反应相关的 ERP 成分
- Retina, integration time of, 327, 341n 视网膜, 视网膜的整合时间
- Riehle, A., 48 人名
- Ritter, W., 6, 37, 41, 47 人名
- Robson, T., 324 人名
- Rohrbaugh, J. W., 49 人名
- Rossion, B., 38 人名
- Ruchkin, D. S., 175 人名
- Rugg, M. D., 35, 285 人名
- Rules for experimental design, 52 - 57, 74, 92, 96 - 97 实验设计的准则
- Running average filters 滑动平均滤波器
- impulse response function of, 210f, 211 - 212, 213 滑动平均滤波器的脉冲响应函数
 - temporal distortion from, 213 - 214 滑动平均滤波器引起的时间失真
- Saccades 眼跳
- detection and rejection of artifacts, 162 - 166 眼跳时伪迹的检测和排除
 - electrooculogram in, 163, 164f 眼跳的眼电

- visual ERP responses in, 163 眼跳的视觉 ERP 反应
- Sampling period, 127 采样周期
- Sampling rate, 127 采样率
and cutoff frequency, 128 采样率与截止频率
- Sanford, A. J., 49 人名
- Saturation, amplifier, 167 - 168 饱和, 放大器饱和
- Scalp current density (SCD), 111 头皮电流密度(SCD)
- Scalp distribution 头皮分布
in brain electrical source analysis (BESA), 272 在脑电源分析(BESA)中的头皮分布
and definition of ERP component, 58, 59 头皮分布与 ERP 成分的定义
distortion of, 236 - 237 头皮分布的失真
in experimental effects or in raw ERP waveforms, 55 在实验效应中或在原始 ERP 波形中的头皮分布
and inverse problem, 269 头皮分布与逆问题
topographic maps of, 321 头皮分布的地形图
voltage at different neural generator sites affecting, 254 - 257, 256f, 258 不同神经源位点的电压与头皮分布
- Scalp ERPs, 29 - 31, 39f 头皮 ERPs
- Schendan, H. E., 38 人名
- Scherg, M., 117, 171, 172, 271 人名
- Schmidt, D. M., 285, 294 人名
- Schmolsky, M. T., 275 人名
- Schultz, D. W., 80 人名
- Schwent, V. L., 76 人名
- Scientific inference, principles of, 295 - 297 科学推理, 科学推理的原则
- Seating arrangements for subjects, 169, 305 - 306 被试的安排
- Seeded dipoles, 276 种子偶极子
- Selective attention, auditory, 75 - 80, 77f, 340n 听觉选择性注意
- Semantics 语义学
affecting ERP components, 45 语义对 ERP 成分的影响
mismatch in 语义失匹配
in attentional blink context, 89 注意瞬脱背景下的语义
difference waves in, 54 语义差异波
- Sensory disorders, steady-state response in, 151 感觉紊乱, 感觉紊乱的稳态反应
- Sensory responses 感觉反应
auditory, 38 - 49 听觉反应
evoked by nontarget stimuli, 78 非靶刺激诱发的听觉反应
visual, 35 - 38 视觉反应
in eyeblinks and eye movements, 173 眨眼和眼动时的视觉反应
- Sereno, M. I., 45, 285 人名
- Setting up ERP lab, 303 - 332. See also Laboratory setup 建立 ERP 实验室, 也见 Laboratory setup
- Shapes of peaks and components, 53f, 54 峰的形状与成分

- Shapiro, K. L., 43, 64, 87, 88, 89 - 94, 149 人名
- Sheatz, G. C., 4 人名
- Shibasaki, H., 48 人名
- Shielding
 of cables, 114, 116, 305, 308, 312b 电缆的屏蔽
 of headphones, 324 耳机的屏蔽
- Shifts 位移、漂移
 latency, 181 潜伏期漂移
 phase, 181 相位漂移
 slow voltage, 166 - 167, 178, 182 慢电压漂移
- Shocks 电击
 from improper grounding, 101 - 102 接地不良导致的电击
 for somatosensory stimulation, 324 用于体感刺激的电击
- Side lobes with running average filter, 211 滑动平均滤波器的侧翼
- Signal averaging. See Averaging 信号平均, 见 Averaging
- Signal-to-noise ratio, 16 信噪比
 in averaging, 133 - 134 迭加平均的信噪比
 of difference waves, 65 差异波的信噪比
 number of trials affecting, 123, 133 - 134 试次数目对信噪比的影响
 for target and nontarget waveforms, 69, 71 靶和非靶波形的信噪比
- Silver/silver-chloride electrodes, 117 银-氯化银电极
- Simple peak amplitude, 231, 341n 简单峰振幅
- Simson, R., 41 人名
- Simulated head, 114 - 116, 115f 模拟头
- Simulation study of equivalent current dipole localizations, 278 - 280, 341n 等效电流偶极子定位的模拟研究
- Single-unit recordings, 28 单细胞记录
 60-Hz noise, 113 60 Hz 噪声
 filtering of, 188f, 190, 202f, 203 - 204 60 Hz 噪声的滤波
 60-Hz notch filters, temporal distortions from, 204 - 207, 206f 60 Hz 凹陷滤波器, 60 Hz 凹陷滤波器引起的时间失真
- Skin potentials, 121, 164f, 166 - 167 皮肤电位
 high-pass filters for, 125, 178, 182 皮肤电位的高通滤波器
- Slow voltage shifts, 166 - 167, 178, 182 慢电压漂移
- Snyder, A., 267 人名
- Software 软件
 for data analysis, 318 - 322 数据分析软件
 data from simulated head, 116 来自模拟头的数据
 digitization, 315 - 318 数字化, 采样
 testing of, 317 - 318 采样测试
 for stimulus presentations, 322, 330 刺激呈现软件
- Soltani, M., 42 人名
- Somatosensory stimulation, 40 体感刺激

- artifacts from, 324 体感刺激带来的伪迹
- Sommer, W., 45 人名
- Source analysis procedures in artifact correction, 172 伪迹校正中的源分析方法
- Source localization. See Localization methods 原定位, 见 Localization methods
- Source waveforms, 273, 274f 源波形
- Spatial layout of EEG display, 317 EEG 显示的空间排列
- Spatial resolution of recording techniques, 24t, 25 - 26 记录技术的空间分辨率
- Speakers, powered, 310 扬声器, 带电源的扬声器
- Spectral averaging, time-locked, 142 - 145, 144f 频谱平均, 时间锁定的频谱平均
- Sphericity, 258 球形
- Spike density waveforms, 246 脉冲(棘波)密度波形
- SQUID probe, 33 超导量子探头, SQUID 探头
- Squires, K. C., 42 人名
- Squires, N. K., 42 人名
- Static electricity, 102 静电
- Statistical analyses, 250 - 264, 321 统计分析
 - follow-up comparisons, 260 - 262 事后比较
 - interactions between conditions and electrode sites in, 254 - 258, 256f 在统计分析里条件和电极位点间的交互作用
 - for multiple components, 262 - 263 多成分的统计分析
 - normalization of data in, 257 - 258 统计分析中数据的正态化
 - results described in, 255b 统计分析结果的描述
 - standard approach in (ANOVA), 251 - 254 ANOVA 的标准方法
 - type I errors in, 250, 253 统计分析的 I 类错误
 - type II errors in, 253 - 254 统计分析的 II 类错误
 - violation of ANOVA assumptions, 250, 258 - 260 对 ANOVA 假设的违反
- Steady-state responses to stimuli, 150 - 151, 150f 对刺激的稳态反应
- Step function 阶梯函数
 - in eyeblink artifact rejection, 161, 162 眨眼伪迹排出的阶梯函数
 - in saccade detection, 165 眼跳检测的阶梯函数
 - in slow voltage shifts, 167 慢电压漂移的阶梯函数
- Stimulus confounds 刺激混淆
 - avoidance of, 74 避免刺激混淆
 - effects of, 67 - 74, 70b - 71b 刺激混淆的影响
- Stimulus evaluation time, P3 wave in, 93 - 94 刺激评价时间, 刺激评价时间的 P3 波
- Stimulus-locked averages, 138f, 140 刺激锁定的迭加平均
- Stimulus presentation system, 322 - 332 刺激呈现系统
 - artifacts in, 324 刺激呈现系统里的伪迹
 - timing of event codes in, 322 - 324 刺激呈现系统中事件码的计时
- Strategies for experimental design, 62 - 66, 94 - 95, 98 实验设计中的策略
- Strong inference, 295 强推论
- Stroop paradigm, 21 - 22 Stroop 范式
- Stuss, D. T., 35 人名

- Summation of electrical potentials, 29-31 电压总合(综合)
- Sutton, S., 5 人名
- Swaab, T. Y., 46 人名
- Sweating, and skin potentials, 121, 166, 178 出汗, 出汗和皮肤电位
- Syndulko, K., 49 人名
- Syntax affecting ERP components, 46 语法对 ERP 成分的影响
- Szucs, A., 246 人名
- Tallon-Baudry, C, 143, 145 人名
- Target and nontarget differences, effects of, 67-71 靶与非靶的差异, 靶与非靶差异的效应
- Target probability, and P3 amplitude, 43 靶概率, 靶概率与 P3 振幅
- Tearing artifact, 328 撕裂伪迹
- Teder-Salejarvi, W. A., 150f 人名
- Temporal jitter, filtering properties of, 147 时间抖动, 时间抖动的滤波特性
- Temporal resolution of recording techniques, 24t, 25-26 记录技术的时间分辨率
- 10/20 system for placing electrodes, 118b-119b 电极放置的 10-20 系统
- Testing of digitization system, 317-318 数字化(采样)系统的测试
- Text files, 317, 321 文本文件
- Thayer, J. F., 262 人名
- Thorpe, S., 66 人名
- Time constants of filters, 179, 180f, 181 滤波器的时间常数
- Time delays between stimuli, and overlapping waveforms, 147, 148 刺激间的时间延迟, 刺激间时间延迟与重叠波形
- Time domain, 175, 317 时域
- distortions from filters, 192-193, 204-223, 206f, 210f 滤波引起的时域失真
- in filtering, 193-200, 194f 滤波的时域
- implementation of high-pass filters, 216-219, 218f 在滤波时域中应用高通滤波器
- impulse response function in, 196-200, 198f 滤波时域中的脉冲响应函数
- relation to frequency domain, 182, 184, 187, 200-204, 201f, 202f 滤波时域与频域的关系
- weighting function in, 195-196 滤波时域中的权重函数
- Time-locked spectral averaging, 142-145, 144f 时间锁定的频谱平均
- Timing of event codes, 322-324 事件码的计时
- Tin electrodes, 117 锡电极
- Tomberg, C, 109 人名
- Transfer function, 178-179 转换函数, 传递函数
- Transient responses to stimuli, 149-150, 150f 对刺激的瞬时反应
- and filtering, 340n 对刺激的瞬时反应与滤波
- Transient waveforms represented in Fourier analysis, 192 傅立叶分析中所表征的瞬时波形
- Transmission of partial information, responses to, 80-87, 84f 部分信息的传递, 对部分信息传递的反应

- Treisman, A. M., 75 人名
- Tucker, D. M., 47, 122, 123 人名
- Type I errors, 250, 253 I 类错误
- Type II errors, 253 - 254 II 类错误
- Ulrich, R., 248, 249 人名
- Uncertainty, and P3 amplitude, 44 不确定性, 不确定性与 P3 振幅
- Uniqueness problem in source localization, 269 源定位中的非唯一性问题
- Unity impulse response function, 217, 218f 单位脉冲响应函数
- Urbach, T. P., 257 人名
- Van Essen, D. C., 340n 人名
- van Shier, H. T., 47 人名
- Variability 变异性
- between-subject, 17 - 20 被试间(组间)的变异性
 - latency, 135 - 139, 136f, 139f 潜伏期变异性
 - within-subject, 18 被试内(组内)的变异性
- Variance, residual, 272 方差, 残差
- Vasey, M. W., 262 人名
- Vasjar, J., 271 人名
- Vaughan, H. G., 6 - 7, 41, 47 人名
- Verleger, R., 42 人名
- Vertex positive potential, 37 - 38, 40 顶正电位
- Vertex site, 37 顶点(电极位置)
- Vertical retrace interrupt, 328 垂直回扫中断
- Very early components, auditory, 38 - 39 非常早的成分, 听觉非常早的成分
- Video blanking interrupt, 328 视频空白中断
- Video cards, frame buffers in 视频卡, 视频卡中的帧缓存
- in CRT monitors, 325, 329 在 CRT 显示器中的视频卡
 - in LCD monitors, 330 在 LCD 显示器中的视频卡
- Video monitors, noise from, 113 视频监视器, 来自视频监视器的噪声
- Video splitter, 305 视频分路器
- Visual cortex, primary, 35 - 36 视皮层, 初级(原始)视皮层
- Visual evoked potential, 7 视诱发电位
- Visual evoked response, 7 视诱发反应
- Visual inspection in artifact detection, 156, 158 伪迹检测的视觉观测
- Visual sensory responses, 35 - 38 视觉反应
- Visual stimuli presentation 视觉刺激呈现
- CRT monitors in, 324 - 332 呈现视觉刺激的 CRT 显示器
 - LCD monitors in, 330 - 332, 331f 呈现视觉刺激的 LCD 显示器
 - software packages for, 330 视觉刺激呈现的软件包
 - timing of, 323, 323f 视觉刺激呈现的计时
- Vitacco, D., 298 人名

- Vogel, E. K. , 22, 36, 37, 41, 43, 64, 89 - 94, 149 人名
- Voltage, 333 电压
- absolute, 103 绝对电压
 - between active and reference sites, 101 - 104 活动和参考电极之间的电压
 - ADC range for, 125 模数转换器(ADC)的电压范围
 - averaged at time points, 192f, 193 - 195 时刻点上的平均
 - baseline, 236 基线
 - changes with skin potentials, 121 皮肤电位变化
 - deflection from eyeblinks, 153 - 154 眨眼引起的漂移
 - distribution 电压分布
 - in forward problem, 268 在前向问题中的电压分布
 - in inverse problem, 269 在逆问题中的电压分布
 - and impedance, 117 电压与阻抗
 - and latent components, 52, 56 电压与潜在成分
 - oscillating, sources of, 113 电压与振荡, 振荡源
 - prestimulus, 236 刺激前电压
 - at single site, 103 在单个位点上的电压
 - slow voltage shifts, 166 - 167, 178, 182 慢电压漂移
- Volume conduction, 32 容积传导
- von Cramon, D. , 271 人名
- Wada, M. , 40 人名
- Walter, W. G. , 4, 49 人名
- Wastell, D. G. , 141 人名
- Wauschkuhn, B. , 42 人名
- Waveforms 波形
- distortion by filters, 170, 182 - 185, 183f 由滤波引起的波形失真
 - overlapping, 145 - 149, 146f. See also Overlap 波形重叠, 也见 Overlap
 - response density, 246 - 247 响应密度
 - source, 273, 274f 源
 - spike density, 246 脉冲密度
- Weighting function for filtering, 195 - 196 滤波的权重函数
- reversed, 196 颠倒的, 逆
- Westerfield, M. , 172 人名
- Willoughby, A. R. , 47 人名
- Windowed ideal filter 理想窗口滤波器
- high-pass, 220, 221f 高通
 - low-pass, 208 - 209, 210f, 213 低通
- Woldorff, M. G. , 39, 69, 70b, 145, 148, 149, 214, 236 人名
- Wood, C. C. , 255, 257, 259, 285, 294 人名
- Woodman, G. F. , 22, 65 人名
- Woody, C. D. , 141 人名
- filter technique, 141 - 142 Woody 滤波技术

Word identification, N400 component in, 89 - 93 词识别, 词识别的 N400 成分

X-within-Y-of-peak function, 168 峰函数中 Y 值对应的 X 值

Zubin, J., 5 人名



译者后记

译者长期从事 ERP 研究与教学。初读此书,感觉耳目一新;细细品味,感觉与以往读过的 ERP 书籍有所不同。很多问题虽在脑海中也曾浮现过,却未理清,而本书将其清晰化、条理化,并上升至理论。当然,从本书还能读到一些从未读过甚至也少思考过的内容。

本书与众不同的突出特点是,它并不以讨论 ERPs 在各应用领域的成果为主,而是以讨论、总结 ERP 技术本身为主,和你交流怎样才能扬长避短地正确用好 ERP 技术。本书的另一特点是深入浅出,能适应不同水平的广大读者群(包括初学者、有 ERP 经验的研究者以及需要了解 ERPs 的非 ERP 工作者)。

因此,译者不约而同地决定合作翻译此书,愿与同行以及广大读者共享。中文版历经几年曲折,终与读者见面。好在正值 ERP 应用价值不断提升之际,也正值国内发展方兴未艾之际,希望本书有益于 ERP 的研究与教学。

译者虽已竭力,但总难免水平之限,诚望读者批评指正,帮我们减缓对读者的可能贻误。

难得作者本人及其懂中文的同事张伟伟博士对本书译稿提供了很大的帮助,在此谨表特别的诚挚谢意!本书初译稿,还曾特约中山大学心理系王优、苏予灵两位同学试读,他们也提出了很多非常宝贵的意见。中山大学心理系邸新同学帮助完成了英文索引的录入工作。此外,本书第三章至第六章的译者在翻译过程中,得到了国家自然科学基金项目(No. 30570605)的支持。在此,一并致以诚恳的谢意!

[General Information]

书名=事件相关电位基础

作者=(美)拉克著

页数=314

出版社=华东师范大学出版社

出版日期=2009.08

SS号=12336039

DX号=000006781853

url=http://img2.duxiu.com/n/jpgfs.shtml?kid=656667676A6467
6D3137393633373234&pagetype=5&pagenum=1&template=jpgfs&uf=
1&a=32B3E00116DBF3C3E5603AC1013C925C&t=5&url=http%3A%2F%2F
book2.duxiu.com%2FbookDetail.jsp%3FdxNumber%3D000006781853
%26d%3DD03BCF8E0EF672746DDFA7547DE0A37D%26rtype%3D1

封面
书名
版权
前言
目录

第一章事件相关电位 (E R P s) 及其神经起源

本书目标与观点
E R P 发展简史
一个简单的实验范例
一个实际实验
E R P 波形的可靠性
E R P 技术的优缺点
E R P 的神经起源
主要 E R P 成分介绍
阅读参考

第二章 E R P 实验的设计与解释

波峰与潜在的 E R P 成分
什么是 E R P 的成分？
避免 E R P 解释的不确定性
避免混淆与曲解
来自文献的例子
阅读参考
准则、原理与策略的总结

第三章 E R P 记录的基本原理

干净数据的重要性
活动和参考电极
环境中的电噪声
电极和阻抗
信号的放大、过滤和数字化

第四章迭加平均、伪迹排除和伪迹校正

迭加平均过程
伪迹排除和校正
阅读参考

第五章滤波

为什么一定要滤波？
滤波须知
频域滤波
时域滤波
时域和频域的关系
滤波引起的时域失真
再次建议

第六章画图、测量和分析

画图
测 W E R P 振幅
测量 E R P 潜伏期
统计分析
阅读参考

第七章 E R P 源定位

概述
前向求解
等效电流偶极子和 B E S A 方法
分布式源定位方法
我们真能定位 E R P s 吗？
一些建议
阅读参考

第八章 E R P 实验室的建立

数据收集系统
数据分析系统
刺激呈现系统
附录电学基本原理
电压、电流和电阻
欧姆定律
阻抗
电和磁
注解

参考文献

索引

