



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106580248 B

(45)授权公告日 2020.02.14

(21)申请号 201610955206.9

A61B 5/145(2006.01)

(22)申请日 2016.11.03

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号

CN 101853070 A,2010.10.06,

申请公布号 CN 106580248 A

US 8805489 B1,2014.08.12,

(43)申请公布日 2017.04.26

孙金燕.利用脑电及光电联合检测分别研究注意中的定向和执行控制.《中国博士学位论文全文数据库(医药卫生科技辑)》.2014,(第12期),

(73)专利权人 中国科学院自动化研究所
地址 100080 北京市海淀区中关村东路95号

审查员 李馥然

(72)发明人 蒋田仔 张鑫 左年明 司娟宁

(74)专利代理机构 北京瀚仁知识产权代理事务所(普通合伙) 11482

代理人 宋宝库

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

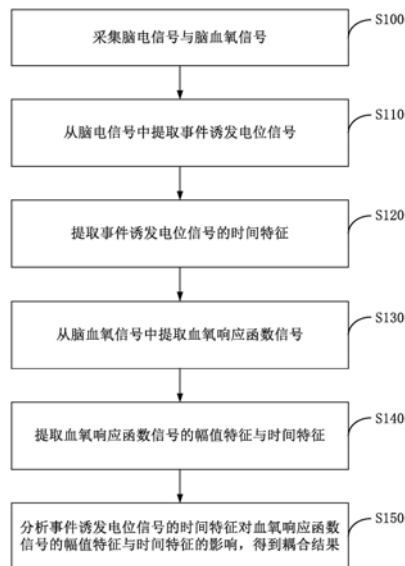
权利要求书1页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

基于脑电与功能近红外光谱技术的神经血管耦合分析方法

(57)摘要

本发明涉及一种基于脑电与功能近红外光谱技术的神经血管耦合分析方法。其中,该方法包括采集脑电信号与脑血氧信号;从脑电信号中提取事件诱发电位信号;提取事件诱发电位信号的时间特征;从脑血氧信号中提取血氧响应函数信号;提取血氧响应函数信号的幅值特征与时间特征;分析事件诱发电位信号的时间特征对血氧响应函数信号的幅值特征与时间特征的影响,得到耦合结果。本发明实施例从时间特征方面描述神经元电活动与血氧响应之间的关系,克服了传统神经血管耦合分析中,缺乏对神经元电活动与血氧响应时间特征研究的不足。



1. 一种基于脑电与功能近红外光谱技术的神经血管耦合分析方法,其特征在于,所述方法包括:

采集脑电信号与脑血氧信号;

从所述脑电信号中提取事件诱发电位信号;

提取所述事件诱发电位信号的时间特征;

从所述脑血氧信号中提取血氧响应函数信号;

提取所述血氧响应函数信号的幅值特征与时间特征;

分析所述事件诱发电位信号的时间特征对所述血氧响应函数信号的幅值特征与时间特征的影响,得到耦合结果;

所述提取所述事件诱发电位信号的时间特征具体包括:

使用基于不同对比度的视觉黑白棋盘格反转实验提取所述事件诱发电位信号的所述时间特征;

所述血氧响应函数信号的幅值特征为峰值幅度;所述血氧响应函数信号的时间特征为上升延迟时间、峰值时间、以及半峰宽;

所述分析所述事件诱发电位信号的时间特征对所述血氧响应函数信号的幅值特征与时间特征的影响,得到耦合结果,具体包括:

分析所述事件诱发电位信号单个成分的所述时间特征与所述血氧响应函数信号的峰值幅度之间的关系,并得到耦合关系;

分析所述事件诱发电位信号单个成分的所述时间特征分别与所述血氧响应函数信号的上升延迟时间、峰值时间和半峰宽之间的关系,并得到耦合关系。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述采集脑电信号与脑血氧信号具体包括:

利用光电同步脑活动检测系统同步采集所述脑电信号与所述脑血氧信号。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述从所述脑电信号中提取事件诱发电位信号具体包括:

对所述脑电信号滤波、去除眼电干扰成分、去趋势、数据分段、移除伪迹及叠加平均处理,得到所述事件诱发电位信号。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述从所述脑电信号中提取事件诱发电位信号还包括:降采样处理。

5. 根据权利要求1至4中任一所述的方法,其特征在于,所述事件诱发电位信号的所述时间特征为延迟。

6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述从所述脑血氧信号中提取血氧响应函数信号具体包括:

对所述脑血氧信号进行浓度转换、滤波、数据分段、伪迹移除以及叠加平均处理,来提取所述血氧响应函数信号。

基于脑电与功能近红外光谱技术的神经血管耦合分析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及脑电与功能近红外光谱技术领域,具体而言涉及一种基于脑电与功能近红外光谱技术的神经血管耦合分析方法。

背景技术

[0002] 脑功能活动包括神经元活动和局部能量代谢等多个过程,复杂的功能活动使得大脑汇集了多个模态的信息,其中最为重要的是神经元的电活动和激活区域的血氧代谢变化,两者之间的关系称为神经血管耦合(Neurovascular Coupling)。该复杂的耦合过程需要神经元、星形胶质细胞和毛细血管之间的一系列活动。然而,目前在神经科学研究中采用血氧变化推测神经元活动的基础尚不明确,这在一定程度上影响了对神经元活动的判断。

[0003] 采用多模态脑功能成像融合技术研究神经血管耦合是近年来研究的热点之一。虽然功能磁共振(fMRI)的空间分辨率较高,可以与时间分辨率较高的脑电技术(EEG)结合形成优势互补,但由于它的磁场信号和EEG的电信号形成强烈的噪声干扰,此外fMRI对被试和环境有较为苛刻的要求,加上它的设备沉重、价格昂贵,一定程度上限制了EEG-fMRI融合技术的发展。而功能近红外光谱技术(fNIRS)是近年来发展起来的新技术,与fMRI相比,fNIRS不仅能够获取脱氧血红蛋白(HbR)的变化信息,而且还能获取含氧血红蛋白(HbO)以及总血红蛋白($HbT=HbO+HbR$)的变化信息。fNIRS的光信号和EEG的电信号几乎没有任何干扰,加上它和EEG设备的低成本、便携性、无创、操作方便,受到了很多研究者的青睐。将EEG和fNIRS技术相结合,实现对神经元的电活动和激活区的血氧代谢信息的同步提取,对开展同步性要求较高的神经血管耦合的研究,可提供积极的技术支持,从而为深入研究大脑神经元活动的机理提供重要的途径。这可以从功能区入手,建立血氧信号与神经元活动的对应关系;在此基础上,研究不同脑区之间耦合的差异性,对差异进行量化研究。然而,这方面的研究主要是基于EEG与fNIRS的幅值特征(激活强度)来展开的。

[0004] 有鉴于此,特提出本发明。

发明内容

[0005] 为了克服传统神经血管耦合分析中,缺乏对神经元电活动与血氧响应时间特征研究的不足,本发明提供一种基于脑电与功能近红外光谱技术的神经血管耦合分析方法。

[0006] 为了实现上述目的,提供以下技术方案:

[0007] 一种基于脑电与功能近红外光谱技术的神经血管耦合分析方法,其特征在于,所述方法包括:

[0008] 采集脑电信号与脑血氧信号;

[0009] 从所述脑电信号中提取事件诱发电位信号;

[0010] 提取所述事件诱发电位信号的时间特征;

[0011] 从所述脑血氧信号中提取血氧响应函数信号;

[0012] 提取所述血氧响应函数信号的幅值特征与时间特征;

- [0013] 分析所述事件诱发电位信号的时间特征对所述血氧响应函数信号的幅值特征与时间特征的影响,得到耦合结果。
- [0014] 进一步地,所述采集脑电信号与脑血氧信号具体包括:
- [0015] 利用光电同步脑活动检测系统同步采集所述脑电信号与所述脑血氧信号。
- [0016] 进一步地,从所述脑电信号中提取事件诱发电位信号具体包括:
- [0017] 对所述脑电信号滤波、去除眼电干扰成分、去趋势、数据分段、移除伪迹及叠加平均处理,得到所述事件诱发电位信号。
- [0018] 进一步地,从所述脑电信号中提取事件诱发电位信号还包括:降采样处理。
- [0019] 进一步地,提取所述事件诱发电位信号的时间特征具体包括:
- [0020] 利用模式反转视觉刺激的方法提取所述事件诱发电位信号的所述时间特征。
- [0021] 进一步地,所述时间特征为延迟。
- [0022] 进一步地,从所述脑血氧信号中提取血氧响应函数信号具体包括:
- [0023] 对所述脑血氧信号进行浓度转换、滤波、数据分段、伪迹移除以及叠加平均处理,来提取所述血氧响应函数信号。
- [0024] 进一步地,所述血氧响应函数信号的幅值特征为峰值幅度;所述血氧响应函数信号的时间特征为上升延迟时间、峰值时间、以及半峰宽。
- [0025] 进一步地,分析所述事件诱发电位信号的时间特征对所述血氧响应函数信号的幅值特征与时间特征的影响,得到耦合结果,具体包括:
- [0026] 分析所述事件诱发电位信号单个成分的所述时间特征与所述血氧响应函数信号的峰值幅度之间的关系,并得到耦合关系;
- [0027] 分析所述事件诱发电位信号单个成分的所述时间特征分别与所述血氧响应函数信号的上升延迟时间、峰值时间和半峰宽之间的关系,并得到耦合关系。
- [0028] 本发明提供一种基于脑电与功能近红外光谱技术的神经血管耦合分析方法。其中,该方法包括同步采集脑电信号与脑血氧信号;从脑电信号中提取事件诱发电位信号;提取事件诱发电位信号的时间特征;从脑血氧信号中提取血氧响应函数信号;提取血氧响应函数信号的幅值特征与时间特征;分析事件诱发电位信号的时间特征对血氧响应函数信号的幅值特征与时间特征的影响,得到耦合结果。本发明实施例利用事件诱发电位信号的时间特征对血氧响应函数信号的幅值特征与时间特征的影响,从时间特征方面描述神经元电活动与血氧响应之间的关系,克服了传统的仅基于幅值角度分析二者关系的局限性,可以通过同步采集神经元电活动与激活脑区血氧代谢变化,辅助分析脑功能活动,可用于许多重大神经精神疾病的临床研究,其包括癫痫、儿童等特殊群体的临床研究。

附图说明

- [0029] 图1为根据本发明实施例的基于脑电与功能近红外光谱技术的神经血管耦合分析方法的流程示意图;
- [0030] 图2为根据本发明实施例的视觉模式反转实验对应的视觉诱发电位的示意图;
- [0031] 图3为根据本发明实施例的血氧响应函数示意图;
- [0032] 图4a为根据本发明实施例的视觉黑白棋盘格反转实验的实验范式(25秒棋盘格翻转刺激以及30秒恢复期)示意图;

[0033] 图4b为根据本发明实施例的视觉黑白棋盘格反转实验中近红外光极与脑电电极排布示意图；

[0034] 图5a为根据本发明实施例的不同对比度下的VEP波形示意图；

[0035] 图5b为根据本发明实施例的VEP延迟与对比度的关系示意图；

[0036] 图6a为根据本发明实施例的不同对比度下的HRF波形示意图；

[0037] 图6b为根据本发明实施例的HRF激活强度与对比度的关系示意图；

[0038] 图7为根据本发明实施例的神经血管耦合关系示意图；

[0039] 图8为根据本发明另一实施例的基于脑电与功能近红外光谱技术的神经血管耦合分析方法的流程示意图。

具体实施方式

[0040] 下面参照附图来描述本发明的优选实施方式。本领域技术人员应当理解的是，这些实施方式仅仅用于解释本发明的技术原理，并非旨在限制本发明的保护范围。

[0041] 本发明实施例的基本思想是基于光电同步脑活动检测系统，通过脑电技术与功能近红外技术同步采集同一脑区神经元电活动以及血氧代谢变化，并利用光和电这两种模态数据，从时间特征的角度进行脑电与脑血氧双模态融合的神经血管耦合分析。

[0042] 这里，从时间特征方面描述神经元电活动与血氧响应之间的关系，即神经血管耦合关系。

[0043] 本发明实施例提供一种基于脑电与功能近红外光谱技术的神经血管耦合分析方法，如图1所示，该方法包括：

[0044] S100：采集脑电信号与脑血氧信号。

[0045] 为了保证信号同步性，本步骤可以在同一时刻采集脑电信号与脑血氧信号。

[0046] 在实际应用中，可以利用光电同步脑活动检测系统来同步采集脑电信号与脑血氧信号。通过光电同步脑活动检测系统对被试者进行脑电信号与脑血氧信号的多路同步采集，针对配置好的采集位置，在同一时刻采集所有配置通道的脑电信号与脑血氧信号，这样可以保证了配置通道间的信号同步性。

[0047] S110：从脑电信号中提取事件诱发电位信号。

[0048] 具体地，本步骤可以对采集到的脑电信号 (EEG) 进行诸如滤波、降采样、去除眼电干扰成分、去趋势、数据分段、移除伪迹以及叠加平均等处理，来提取事件诱发电位信号 (ERP)。

[0049] 优选地，滤波可以为带通滤波，以提取EEG信号的感兴趣波段，如：1-100Hz或提取EEG信号的节律成分，如Delta节律 (<4Hz)、Theta节律 (4-7Hz)、Alpha节律 (8-15Hz)、Beta节律 (16-30Hz) 等。

[0050] 需要说明的是，在上述步骤中，考虑到采样频率太高、采集时间太长时会导致数据量过大，可根据实际需要进行降采样处理。

[0051] 上述去除眼电干扰成分步骤可以是指基于独立成分分析方法 (Independent Component Analysis, ICA) 去除与眼电信号相关的成分 (例如：去除受眼电信号干扰的成分)。

[0052] 上述去趋势可以指的是考虑到信号的直流成分，通过去趋势处理来消除漂移。

[0053] 上述数据分段处理可以是指按照事件发生的时间标记,将数据分为若干段。

[0054] 上述伪迹移除可以是指去除存在较大运动伪迹的数据分段。优选地,可以采用如下方法来处理:设定某个阈值,当EEG信号的幅值超出该阈值时,则在后续的叠加平均中不计入该数据分段。

[0055] 上述叠加平均处理可以是指将已处理好的数据分段综合起来,叠加平均提取ERP信号。

[0056] S120:提取事件诱发电位信号的时间特征。

[0057] 视觉诱发电位(VEP)是大脑皮层枕叶区域受到视觉刺激而产生的电活动,是代表视网膜接收刺激,经视通路传导至枕叶皮层而引起的电位变化。VEP具有两个非常重要的指标,即幅值特征(幅值)和延迟特征(延迟,其视为时间特征)。幅值表示到达视觉皮层的信息量的多少;而延迟表示从视网膜接收视觉刺激并传导至视觉皮层所需要的时间。由于VEP能够提供视觉系统功能完整性的重要临床诊断信息。1970年,VEP被用来进行婴幼儿以及儿童的视力评估。此后,越来越多的研究者将VEP应用于临床,通过测量视觉刺激引起的各个成分的幅值和延迟,进行视觉通路完整性的评价,以及视觉相关疾病的诊断等方面。

[0058] 随着脑科学研究的不断发展,采用多模态脑功能成像融合技术研究神经血管耦合是近年来研究的热点之一。由于视觉皮层具有独特的结构和功能特征,VEP也常常被用来研究视觉皮层的神经血管耦合关系,这方面的研究主要是基于VEP的幅值而展开的,重点研究了VEP幅值与血氧响应之间的关系。然而,VEP时间特征(潜伏期)对血氧响应的影响却知之甚少,目前还未见将VEP延迟作为一个指标来研究及与血氧响应关系的相关报道。许多基于不同对比度视觉刺激的研究发现:VEP幅值主要反映刺激的类型及形态信息,而VEP延迟主要反映刺激的对比度及亮度信息;一些视觉信息被编码在VEP延迟中,也就是说,视觉刺激的对比度及亮度主要编码在延迟信息中,而刺激的类型及形态则主要编码在幅值信息中;时间编码(时间特征)主要用于判别微小的对比度差别,而神经元放电率(幅值特征)则主要用于进行总体差异的判别。由此可见,VEP的延迟具有和幅值同样的重要性,在进行神经血管耦合相关的分析中,将VEP延迟作为一个指标具有非常重要的价值。

[0059] 获取事件诱发电位信号幅值特征和时间特征的方法有很多种,作为示例,本步骤可以利用模式反转视觉刺激的方法来获取事件诱发电位信号的幅值特征和时间特征。

[0060] 图2示例性地示出了视觉模式反转实验对应的视觉诱发电位的示意图。其中,横轴表示时间(latency),纵轴表示幅值(amplitude)。图2主要呈现了出现在75ms左右的第一个的负峰(N75),出现在100ms左右的第一个正峰(P100),出现在135ms左右的第二个负峰(N135)。

[0061] 本发明实施例在幅值特征和时间特征的提取过程中,例如可以通过VEP的波峰和波谷来提取。其中,每一个极值代表一个成分。以图2所示为例,对于第二个出现在100ms时刻的成分P100,这个成分同时包含两个主要的特征,即幅值特征约7.5 μ V,时间特征(例如:延迟)为100ms。

[0062] S130:从脑血氧信号中提取血氧响应函数信号。

[0063] 具体地,在一个优选的实施例中本步骤可以对脑血氧信号进行诸如浓度转换、滤波、数据分段、伪迹移除以及叠加平均等处理,来提取血氧响应函数信号(HRF)。

[0064] 上述浓度转换(Concentration calculation)可以是指根据比尔朗勃定律

(Modified Beer-Lambert law,MBLL)将原始电压信号转换为HbO、HbR以及HbT的浓度变化信号。

[0065] 上述滤波可以是指消除与任务不相关的噪声信号,如高频仪器噪声以及低频生理噪声(例如:呼吸、心跳、Mayer波等)。

[0066] 上述数据分段可以是指按照事件发生的时间标记,将数据分为若干段。

[0067] 上述伪迹移除是指消除存在较大的运动伪迹的数据分段。

[0068] 上述叠加平均(Block average)是指将已处理好的数据分段综合起来,获取血氧响应函数(HRF)。

[0069] S140:提取血氧响应函数信号的幅值特征与时间特征。

[0070] 图3示例性地示出了血氧响应函数示意图。其中主要包含上升段、持续段和下降段;其中, ΔC 表示血氧浓度的变化,PA表示峰值幅度,PT表示峰值时间,RD表示上升延迟时间,FWHM表示半峰宽,Peak表示血氧响应的峰值,Onset表示刺激起始点,Stimulation表示刺激时间长度。

[0071] 血氧响应函数的幅值特征可以为:峰值幅度(peakamplitude,PA)。

[0072] 血氧响应函数的时间特征例如可以为:

[0073] a) 上升延迟时间(rising delay, RD),即从刺激开始时刻到响应曲线上上升段最大值的10%所需的时间;

[0074] b) 峰值时间(peak time,PT),即从刺激起始时刻到响应曲线最大值所需的时间;

[0075] c) 半峰宽(full-width-at-half-maximum,FWHM),即响应曲线上上升段最大值的50%到下降段最大值的50%持续的时间。

[0076] S150:分析事件诱发电位信号的时间特征对血氧响应函数信号的幅值特征与时间特征的影响,得到耦合结果。

[0077] 本步骤分析ERP成分的时间特征(即潜伏期)对血氧响应的影响(例如:血氧响应的幅值、上升延迟时间、峰值时间以及半峰宽),挖掘两种模态信号之间的内在联系。

[0078] 具体地,在一个优选的实施例中本步骤可以包括:

[0079] S151:分析ERP单个成分的时间特征(Latency)与血氧响应的HbO/HbR的峰值幅度(PA)之间的关系,并得到耦合关系。

[0080] S152:分析ERP单个成分的时间特征(Latency)分别与血氧响应的HbO/HbR的上升延迟时间(RD)、峰值时间(PT)和半峰宽(FWHM)之间的关系,并得到耦合关系。

[0081] 本发明实施例考察脑电诱发电位信号的时间特征(潜伏期)对激活脑区血氧响应的峰值幅度、峰值时间、上升延迟时间以及半峰宽等参数的影响,从时间特征方面描述神经元电活动与血氧响应之间的关系。

[0082] 下面结合图4a至图7以一优选实施例来详细说明本发明。

[0083] 视觉皮层具有独特的结构和功能特征,下面将以一个经典的视觉黑白棋盘格反转实验为例来详细说明本发明。

[0084] 本优选实施例基于不同对比度的视觉黑白棋盘格反转实验,采用ERP单个成分的时间特征(Latency)与血氧响应的HbO幅值特征(PA)来说明耦合分析的过程。其中采用7个组块(7Blocks)的实验范式。每个组块包含25秒棋盘格反转刺激(Stimulation)以及30秒恢复期(Resting),三种对比度(1%,10%,以及100%)视觉刺激以随机顺序出现,参见图4a,

其中Baseline表示基线,Stimulation表示刺激期,Resting表示恢复期,Reversal表示黑白棋盘格反转刺激。近红外光极与脑电电极按照图4b所示方式排布,其中黑色、灰色圆圈分别表示近红外光源(Source)与探测器(Detector);六边形表示脑电电极(Electrode);黑色实线表示光通道。

[0085] S1:采集EEG信号和fNIRS信号。

[0086] S2:对采集到的EEG信号进行滤波、降采样、去除眼电干扰成分、去趋势、数据分段、移除伪迹以及叠加平均等预处理,得到不同对比度下的VEP,如图5a所示。图5a中的横轴表示时间,纵轴表示电压。

[0087] S3:根据VEP信号进行延迟特征提取。

[0088] 图5b示例性地示出了VEP延迟与对比度(Contrast)的关系,其中P1表示VEP波形中第一个正峰,N1表示VEP波形中第一个负峰。

[0089] S4:对采集到的fNIRS信号进行浓度转换、滤波、数据分段、伪迹移除、以及叠加平均等预处理,得到不同对比度下的血氧响应函数HRF,如图6a所示,其中 ΔC 表示血氧浓度的变化,实线表示含氧血红蛋白(HbO)的浓度变化,虚线表示脱氧血红蛋白(HbR)的浓度变化。

[0090] S5:根据HRF进行幅值特征提取。

[0091] 图6b示例性地示出了HRF激活强度与对比度(Contrast)的关系。

[0092] S6:将EEG信号与fNIRS信号提取的特征做联合分析,得到耦合关系。

[0093] 图7示例性地示出了将EEG信号与fNIRS信号提取的特征做联合分析所得到的耦合关系曲线。其中 ΔC 表示血氧浓度的变化。

[0094] 这里需要说明的是,上述实施例中虽然将各个步骤按照上述先后次序的方式进行了描述,但是本领域技术人员可以理解,为了实现本实施例的效果,不同的步骤之间不必按照这样的次序执行,其可以同时(并行)执行或以颠倒的次序执行,这些简单的变化都在本发明的保护范围之内。例如:如图8所示,对脑电信号的处理和对血氧响应的处理流程可以是并列的关系,二者之间没有先后顺序和级联关系。在图8中,光电同步脑活动采集系统同步采集EEG信号和fNIRS信号,之后可以同时同时进行EEG信号和fNIRS信号的数据预处理,同时进行EEG信号和fNIRS信号特征提取,最后进行耦合分析。

[0095] 通过上述实施例可知:对于一个很强的刺激(如本例中100%对比度的刺激),神经元通常能在较短的时间内引起较大的响应。也就是说,随着对比度的增加(刺激增强),神经元活动强度增加且所需同步时间降低。此外,由于神经元活动需要消耗大量的能量,而能量的供应主要是通过血流来输送的。因此,对于一个强刺激,神经元需要在很短的时间内达到同步放电,就需要更多的能量供应,从而引起较大的血氧响应激活幅度。这个基于时间特征的机理(神经元活动延迟时间越短,引起的血氧响应幅度越大)与传统基于激活强度的机理(神经元活动强度越高,引起的血氧响应幅度越大)并不冲突。更为重要的是,这个基于时间特征的机理,为更加全面深入的研究和解释神经元电活动与血氧响应之间的关系提供了更加丰富的信息。

[0096] 至此,已经结合附图所示的优选实施方式描述了本发明的技术方案,但是,本领域技术人员容易理解的是,本发明的保护范围显然不局限于这些具体实施方式。在不偏离本发明的原理的前提下,本领域技术人员可以对相关技术特征作出等同的更改或替换,这些更改或替换之后的技术方案都将落入本发明的保护范围之内。

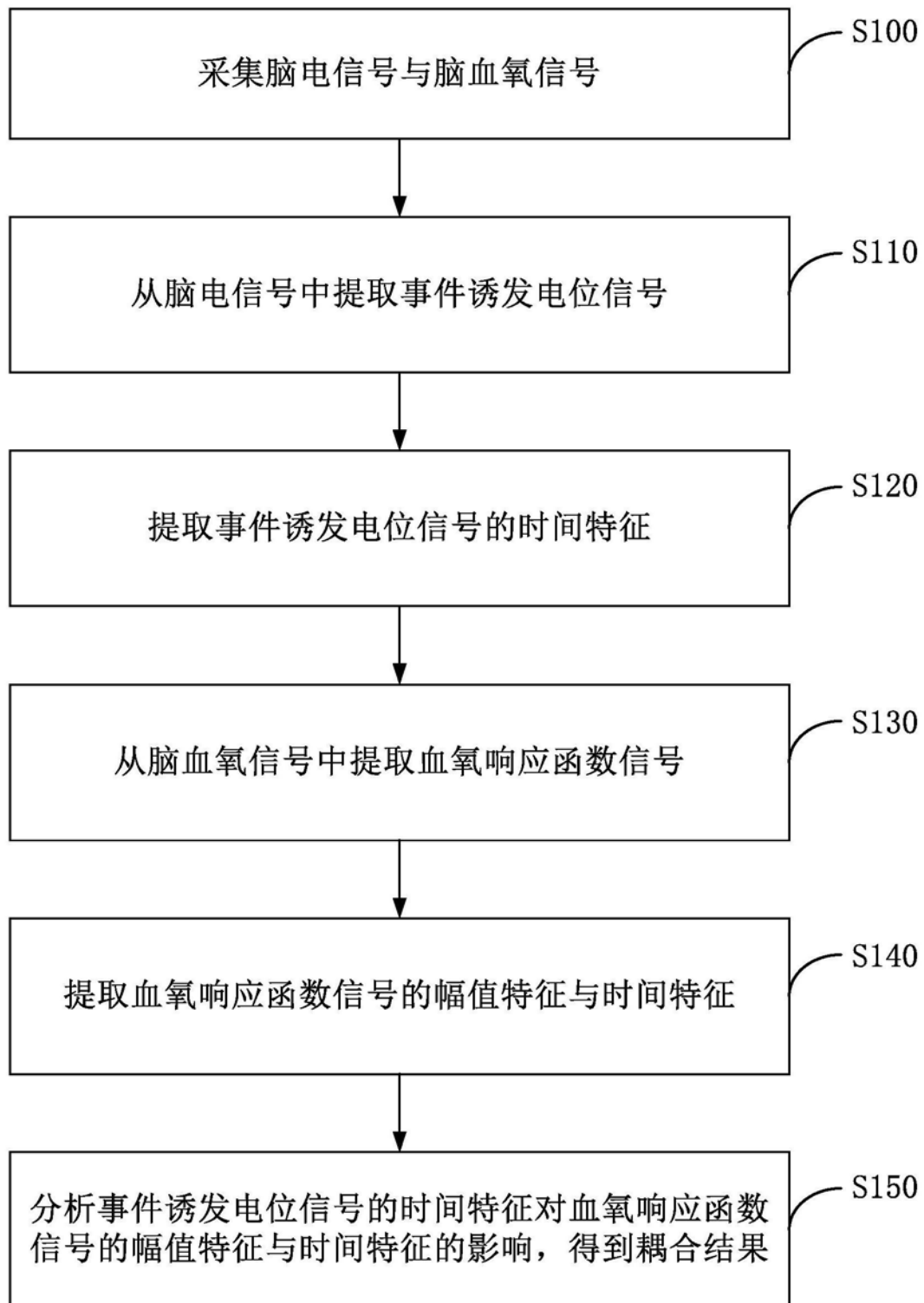


图1

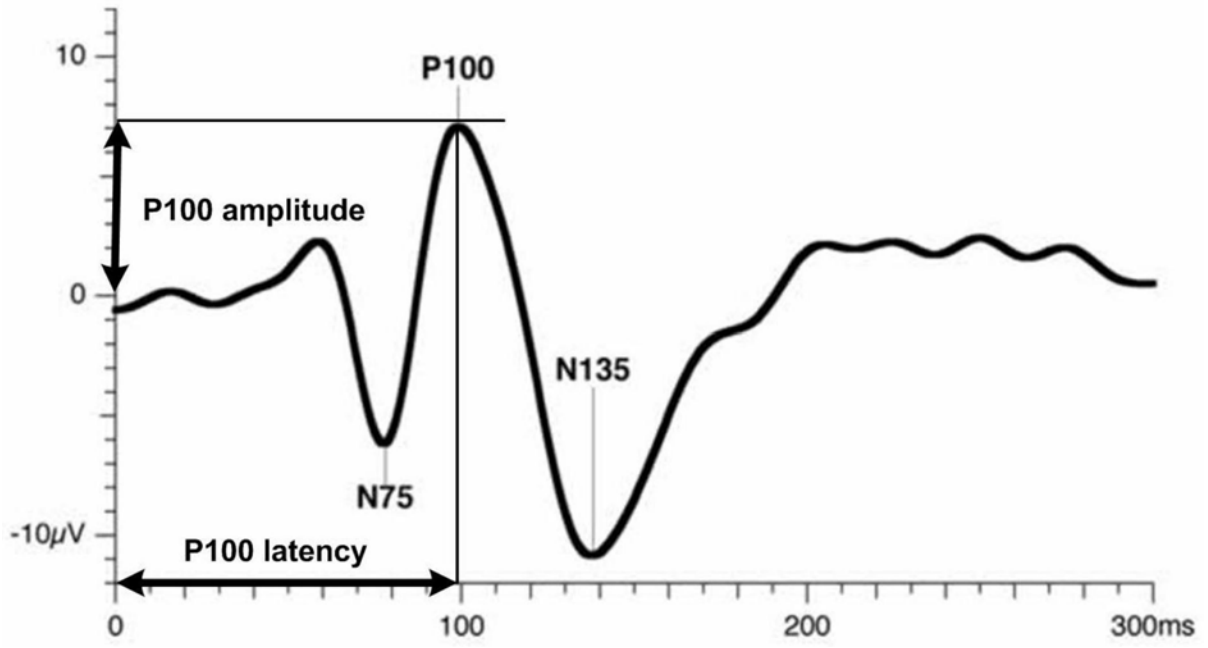


图2

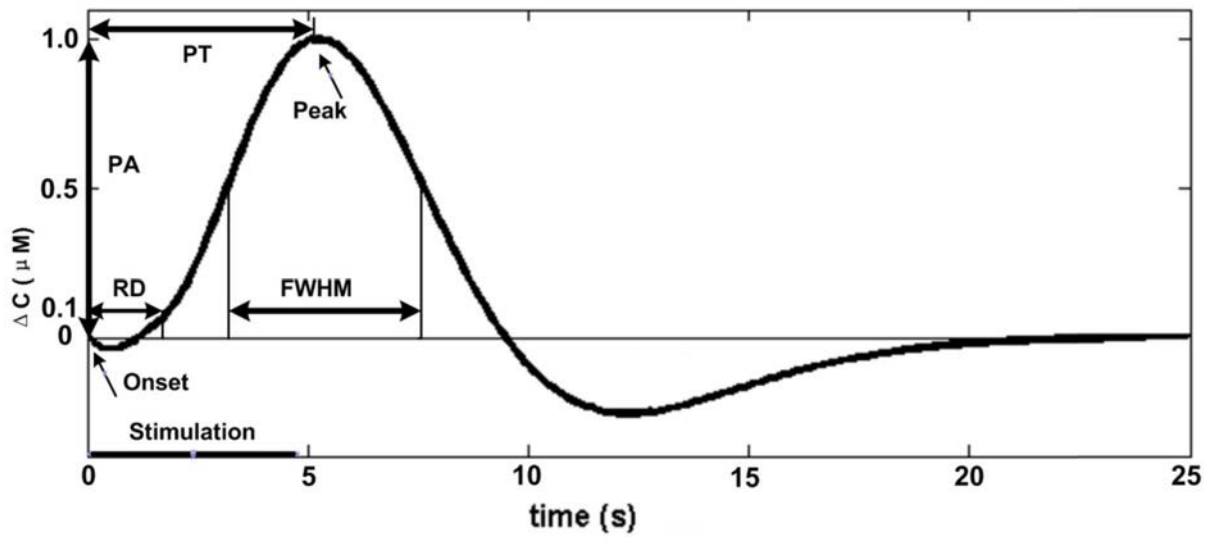


图3

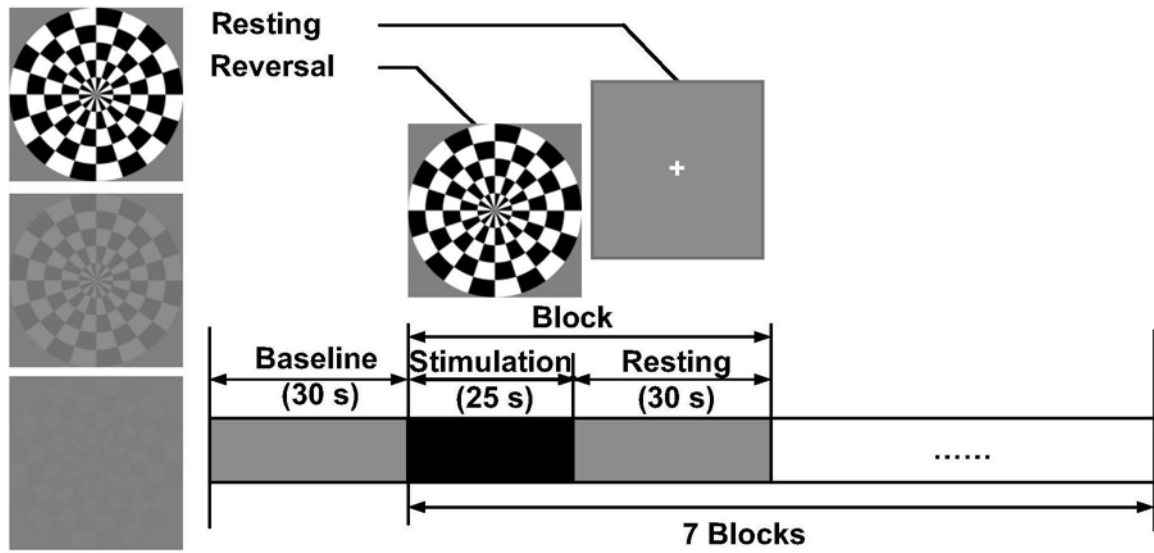


图4a

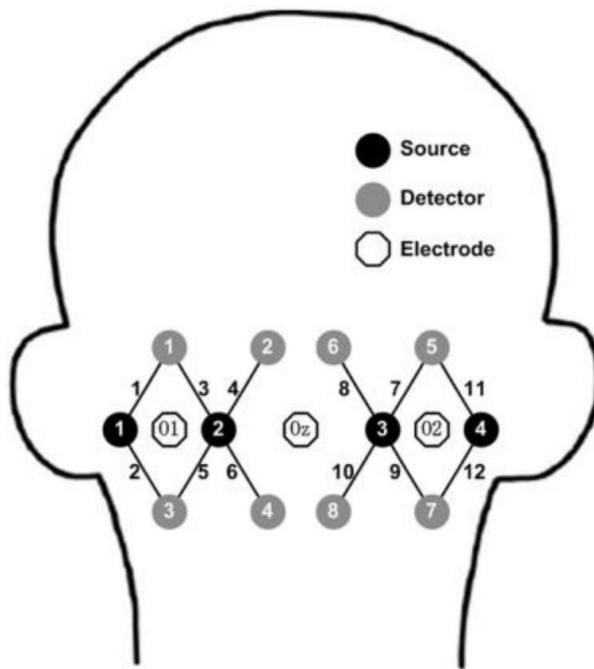


图4b

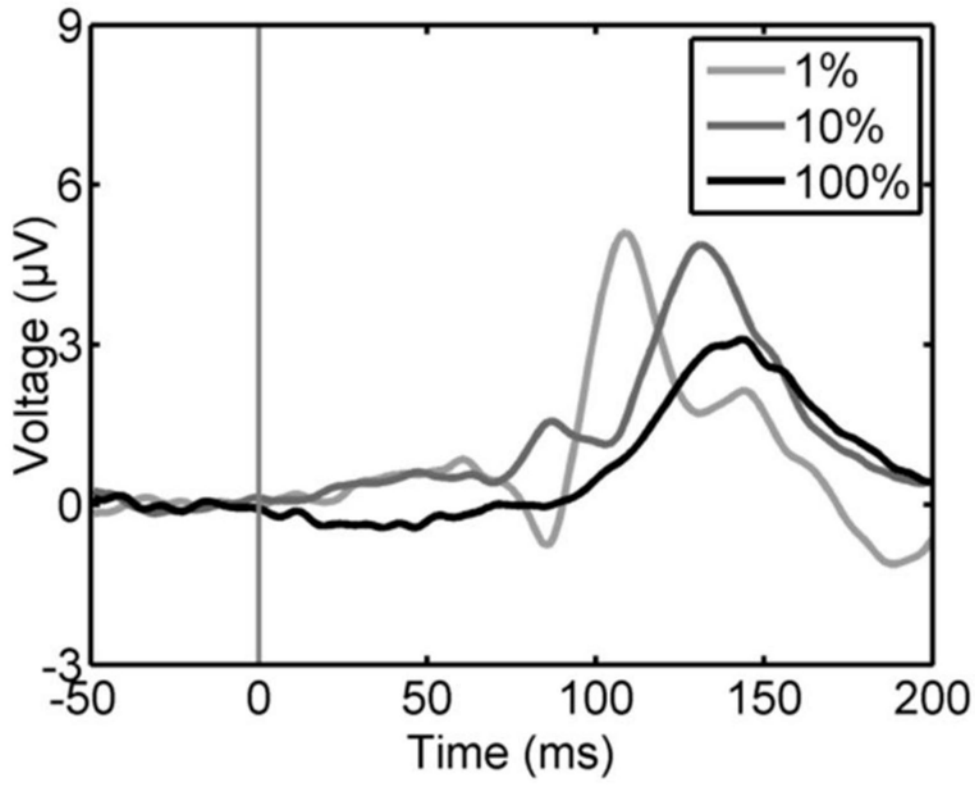


图5a

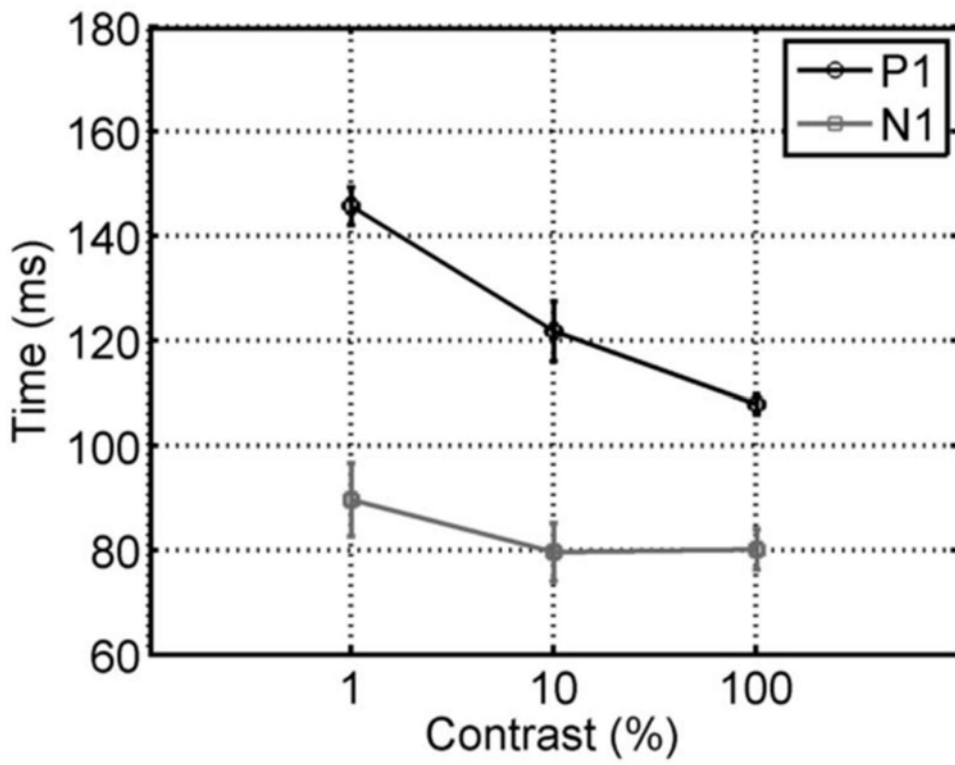


图5b

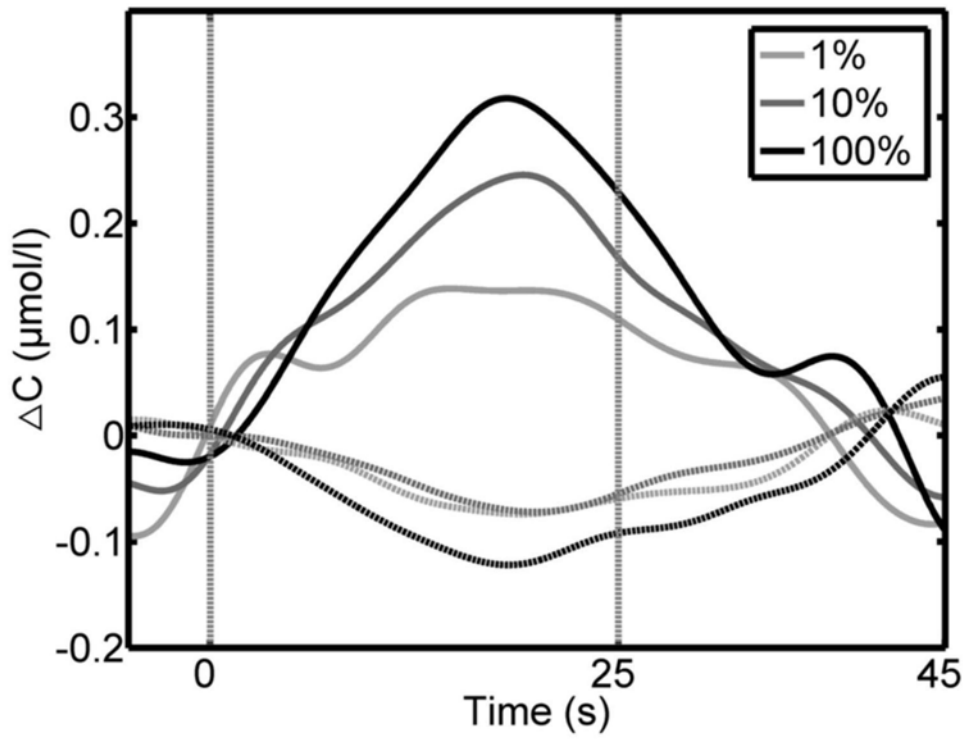


图6a

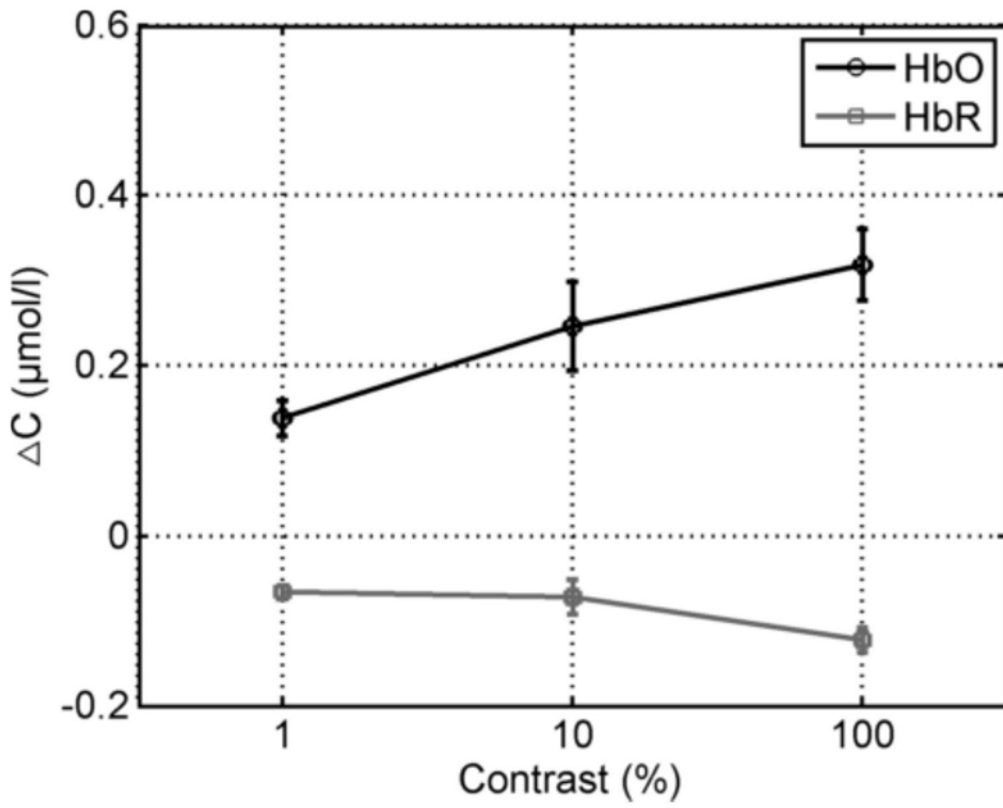


图6b

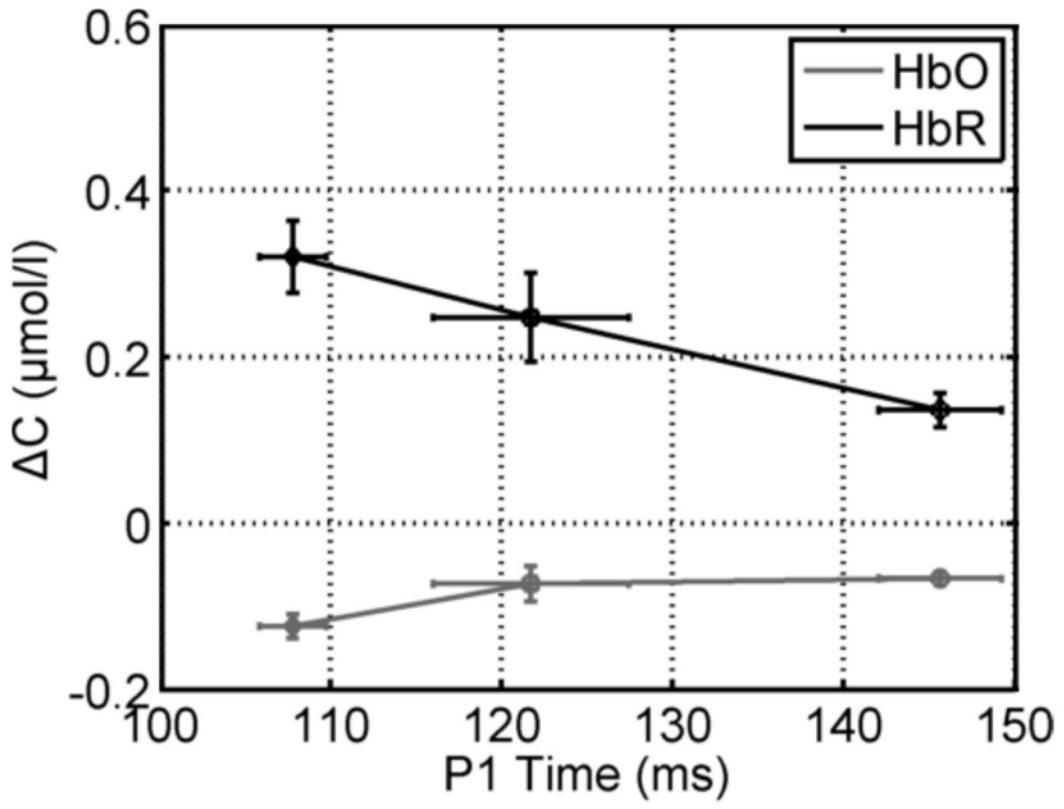


图7

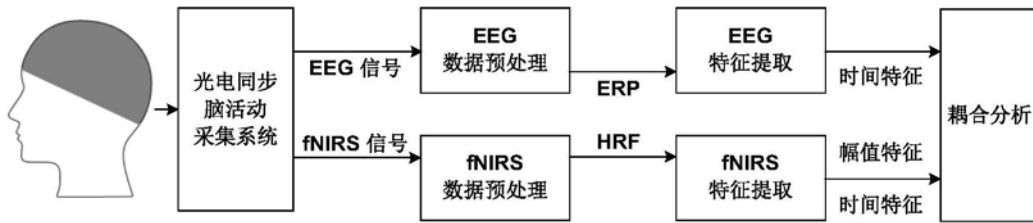


图8

专利名称(译)	基于脑电与功能近红外光谱技术的神经血管耦合分析方法		
公开(公告)号	CN106580248B	公开(公告)日	2020-02-14
申请号	CN201610955206.9	申请日	2016-11-03
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院自动化研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院自动化研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院自动化研究所		
[标]发明人	蒋田仔 张鑫 左年明 司娟宁		
发明人	蒋田仔 张鑫 左年明 司娟宁		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0476 A61B5/145		
CPC分类号	A61B5/0075 A61B5/0476 A61B5/145 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7285		
其他公开文献	CN106580248A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于脑电与功能近红外光谱技术的神经血管耦合分析方法。其中，该方法包括采集脑电信号与脑血氧信号；从脑电信号中提取事件诱发电位信号；提取事件诱发电位信号的时间特征；从脑血氧信号中提取血氧响应函数信号；提取血氧响应函数信号的幅值特征与时间特征；分析事件诱发电位信号的时间特征对血氧响应函数信号的幅值特征与时间特征的影响，得到耦合结果。本发明实施例从时间特征方面描述神经元电活动与血氧响应之间的关系，克服了传统神经血管耦合分析中，缺乏对神经元电活动与血氧响应时间特征研究的不足。

