(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 102647942 B
(45)授权公告日 2015.06.10

(21)申请号 201080055799.4
(22)申请日 2010.09.21
(30)优先权数据
61/250263 2009.10.09 US
12/886140 2010.09.20 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2012.06.08
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2010/002592 2010.09.21
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2011/043792 EN 2011.04.14
(73)专利权人 纽罗斯凯公司
地址 美国加利福尼亚州
(72)发明人 A. 罗 T. J. 萨利文 A. 德罗尔姆
(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001
代理人 王岳 刘春元
(51)Int.Cl.
A61B 5/04(2006.01)

(56)对比文件
WO 99/09539 A1,1999.02.25, 全文.
US 2005/0131311 A1,2005.06.16, 全文.
CN 101273887 A,2008.10.01, 说明书第1页第30行至第4页最后一行,附图1-2.
WO 95/18565 A1,1995.07.13, 全文.

审查员 陈昭阳

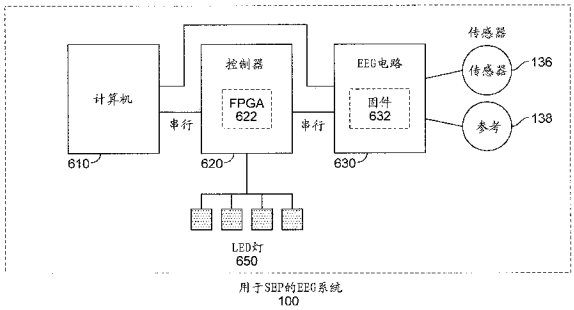
权利要求书2页 说明书9页 附图21页

(54)发明名称

在时域中的感觉诱发电位(SEP)分类/检测

(57)摘要

公开了用于通过在时域中将EEG与感觉刺激的重复呈现同步而进行感觉诱发电位(SEP,例如视觉诱发电位)信号检测/分类的技术。在一些实施例中,系统接收多个EEG信号样本、生成刺激锁定EEG并且确定是否响应于刺激模式诱发多个EEG信号样本。在一些实施例中,无需关于刺激的更新模式(比如视觉刺激的闪烁频率)的先验信息以及关于个别用户的EEG模式的先验知识。



CN 102647942 B

1. 一种用于感觉诱发电位信号分类的方法，包括：

生成由频率表征的刺激模式，其中所述频率是固定的或可变的；

从当前用户接收响应于所述刺激模式而诱发的多个脑电图信号样本；

使所述多个脑电图信号样本与所述刺激模式同步；

使用处理器来生成刺激锁定脑电图信号样本；并且

使用处理器来执行如下操作：使用分类器，确定是否响应于刺激模式诱发所述多个脑电图信号样本，

其中确定是否响应于刺激模式诱发所述多个脑电图信号样本是以如下方式：使用当前用户的脑电图模式和刺激模式的频率；并且

其中所述感觉诱发电位信号分类是通过如下步骤计算的：计算在刺激锁定脑电图信号样本的成对段之间的相互关系；针对每个刺激来确定该相互关系的统计测量；并且使用所述分类器针对每个刺激根据相互关系的统计测量来确定当前用户是否正关注刺激。

2. 根据权利要求 1 所述的方法，还包括接收用于控制刺激模式的信号。

3. 根据权利要求 1 所述的方法，其中通过将脑电图信号样本与感觉刺激的重复呈现同步来执行感觉诱发电位信号分类。

4. 根据权利要求 1 所述的方法，其中通过将脑电图信号样本与感觉刺激的重复呈现同步来执行感觉诱发电位信号分类，其中所述感觉诱发电位信号分类包括视觉诱发电位。

5. 根据权利要求 1 所述的方法，还包括：

检测多个脑电图信号。

6. 根据权利要求 1 所述的方法，还包括：

记录所述多个脑电图信号样本。

7. 根据权利要求 1 所述的方法，还包括：

将所述多个脑电图信号样本与所述刺激模式同步。

8. 根据权利要求 1 所述的方法，还包括：

将每个脑电图信号样本与所述刺激模式的开始同步。

9. 根据权利要求 1 所述的方法，还包括：

确定用户关注哪个刺激。

10. 根据权利要求 1 所述的方法，还包括：

基于所述感觉诱发电位信号分类来生成控制信号。

11. 根据权利要求 1 所述的方法，其中所述相互关系包括相关性、相互信息或者协方差。

12. 根据权利要求 1 所述的方法，其中所述统计测量包括均值、中值或者总和。

13. 一种用于感觉诱发电位信号分类的系统，包括：

处理器，配置成：

生成频率表征的刺激模式，其中所述频率是固定的或可变的；

从当前用户接收响应于所述刺激模式而诱发的多个脑电图信号样本；

使所述多个脑电图信号样本与所述刺激模式同步；

生成刺激锁定脑电图信号样本；并且

执行如下操作：使用分类器，确定是否响应于刺激模式诱发所述多个脑电图信号样本，

其中确定是否响应于刺激模式诱发所述多个脑电图信号样本是以如下方式：使用当前用户的脑电图模式和刺激模式的频率；并且

其中所述感觉诱发电位信号分类是通过如下步骤计算的：计算在刺激锁定脑电图信号样本的成对段之间的相互关系；针对每个刺激来确定该相互关系的统计测量；并且使用所述分类器针对每个刺激根据相互关系的统计测量来确定当前用户是否正关注刺激；以及存储器，耦合到所述处理器并且配置成向所述处理器提供指令。

14. 根据权利要求 13 所述的系统，其中通过将脑电图信号样本与感觉刺激的重复呈现同步来执行感觉诱发电位信号分类，其中所述感觉诱发电位信号分类包括视觉诱发电位。

在时域中的感觉诱发电位(SEP)分类 / 检测

[0001] 对其它申请的交叉引用

[0002] 本申请是出于所有目的而通过引用结合于此、于 2009 年 3 月 16 日提交、标题为 EEG CONTROL OF DEVICES USING SENSORY EVOKED POTENTIALS 的第 12/381,887 号(代理人案号为 NEURP011)共同未决美国专利申请的部分继续申请;并且本申请要求对出于所有目的而通过引用结合于此、于 2009 年 10 月 9 日提交、标题为 SENSORY-EVOKED POTENTIAL (SEP) CLASSIFICATION/DETECTION IN THE TIME DOMAIN 的第 61/250,263 号(代理人案号为 NEURP012+)美国临时专利申请的优先权。

背景技术

[0003] 存在包括生物信号传感器(例如脑电图(EEG)传感器)的 EEG 检测系统,这些传感器允许测量用户的脑波。感觉诱发电位(SEP)一般是个人的在个人对刺激做出响应时生成的非自愿 EEG 信号(例如视觉诱发电位,或者通过其它感觉诱发的 EEG 电位,比如触觉诱发或者听觉诱发电位)。因此希望提供可以用于 SEP 应用和 / 或使用 SEP(比如视觉诱发电位)的设备 EEG 控制的 EEG 检测系统。

附图说明

[0004] 在以下的详细描述和附图中公开本发明的各种实施例。

[0005] 图 1 是图示了根据一些实施例的用于 SEP 的 EEG 系统的框图。

[0006] 图 2 是图示了根据一些实施例的 EEG 控制系统的功能图。

[0007] 图 3 是图示了根据一些实施例的 EEG 检测系统的功能图。

[0008] 图 4 图示了根据一些实施例的 EEG 检测系统,该 EEG 检测系统包括装配在帽内的 EEG 传感器和参考 EEG 传感器。

[0009] 图 5A-5B 图示了根据一些实施例的 EEG 传感器。

[0010] 图 6 是图示了根据一些实施例的用于 SEP 的 EEG 系统的另一框图。

[0011] 图 7 图示了根据一些实施例的具有无接触 EEG 传感器的 EEG 检测系统。

[0012] 图 8A-8B 图示了根据一些实施例的用于 SEP 的 EEG 系统的 LED 灯。

[0013] 图 9A-9B 是图示了用于根据一些实施例的用于 SEP 的 EEG 系统的 EEG 数据和灯控制信号数据的图表。

[0014] 图 10 是用于样本 EEG 数据的功率谱图表。

[0015] 图 11 是图示了根据一些实施例的用于 SEP 的 EEG 系统的灯开始之后的 EEG 段和平均 EEG 的图表。

[0016] 图 12 是图示了根据一些实施例的用于 SEP 的 EEG 系统的灯闪烁和原始 EEG 数据的相关性的图表。

[0017] 图 13 是根据一些实施例的用于 SEP 信号检测或者分类的技术的流程图。

[0018] 图 14 是根据一些实施例的用于 SEP 的例子算法的流程图。

[0019] 图 15 是图示了根据一些实施例的不同刺激类型的图。

[0020] 图 16 是图示了根据一些实施例的时域算法的图。

[0021] 图 17 是图示了根据一些实施例的四个刺激锁定平均值的例子的图表。

[0022] 图 18 是图示了根据一些实施例的用于生成刺激锁定信号的例子的图表。

具体实施方式

[0023] 本发明可以用诸多方式实施，包括实施为过程；装置；系统；物质组成；在计算机可读存储介质上体现的计算机程序产品；和 / 或处理器，比如配置成执行在耦合到处理器的存储器上存储的和 / 或由该存储器提供的指令的处理器。在本说明书中，这些实施方式或者本发明可以采用的任何其它形式可以称为技术。一般而言，可以在本发明的范围内变更公开的过程的步骤的顺序。除非另有指明，描述为配置成执行任务的部件（比如处理器或者存储器）可以实施为暂时配置成在给定时间执行任务的一般部件或者制造成执行任务的具体部件。如这里使用的那样，术语‘处理器’是指配置成处理数据（比如计算机程序指令）的一个或者多个器件、电路（例如 PCB、ASIC 和 / 或 FPGA）和 / 或处理芯。

[0024] 下面与图示本发明原理的附图一起提供对本发明的一个或者多个实施例的详细描述。结合这样的实施例描述本发明，但是本发明并不限于任何实施例。本发明的范围仅受权利要求限制，并且本发明涵盖诸多替选、修改和等效物。在以下的描述中阐述诸多具体细节以便提供对本发明的透彻理解。出于例子的目的而提供这些细节，并且在没有这些具体细节中的一些或者所有细节的情况下可以根据权利要求实现本发明。出于简洁目的，尚未详细描述与本发明有关的技术领域中已知的技术材料，从而不必使本发明晦涩难懂。

[0025] 根据刺激事件（比如用户注视闪烁灯）生成的典型脑电图（EEG）信号是相对弱的信号。因而不容易（例如使用（一个或多个）干性、接触传感器，（一个或多个）湿性、接触传感器或者（一个或多个）无接触 EEG 传感器）在检测的信号中检测具有典型的噪声量（例如来自电路、外部源和 / 或非相关 EEG 源）的这样的信号。此外也不容易以及时的方式（例如在 2 至 3 秒内）检测签名 EEG 信号。例如使用在固定频率下闪烁的灯的系统依赖于在灯频率下监视 EEG 信号的功率增加。这些系统和方法一般称为稳态视觉诱发电位（SSVEP）。然而功率估计技术（例如 FFT 技术）在 EEG 信号中的噪声电平与正被估计的信号相同量级（尤其对于无接触 EEG 传感器，情况经常如此）时不可靠。

[0026] 依赖于由思考或者高级感知生成的 EEG 电位的技术是缓慢的。例如，利用 P300 事件相关电位（ERP），用户必须识别相对罕见的事件从而要求事件在时间上隔开得相对远（例如将在一分钟上间隔十个事件），这限制可以用基于 EEG 的控制来执行确定 / 动作的速度。

[0027] 迄今为止，多数 SEP 分类算法是在频域中开发的。例如，许多算法已使用离散傅里叶变换（DFT）来提取特征用于分类。然而基于频域的算法具有限制。例如当刺激的更新频率不能是确切预定义值或者它横跨设备变化时，需要更灵活的方法，该方法未依赖于关于刺激的更新频率的先验知识。也值得注意的是，当由具有不规律模式的刺激引起 VEP 时，基于频域的方法可能失败。

[0028] 因而需要一种可以基于 EEG 信号高效且有效地确定刺激诱发事件（例如 SEP，比如视觉诱发电位）的系统和方法。另外希望开发一种无需关于刺激的更新模式的先验知识或者关于响应于 SEP 的 EEG 的先验知识的技术（例如该技术即使在刺激改变时或者在不同用户正使用它时仍然起作用）。

[0029] 在一些实施例中，提供一种高效且有效地标识与 SEP 关联的 EEG 信号以控制设备的系统。在一些实施例中，提供一种使用与去往 / 来自用户的命令对应的闪烁灯（例如来自一个或者多个发光二极管（LED）和 / 或来自计算机屏幕或者电视机（TV）屏幕）的系统。在一些实施例中，系统中的闪烁灯在不同固定频率下闪烁。在一些实施例中，系统中的闪烁灯在固定模式中的可变频率下或者在非周期频率下闪烁。系统记录检测到的用户 EEG 信号并且确定用户是否 / 何时正在注视闪烁灯之一。如这里使用的那样，SEP 一般是指在用户暴露于（例如迅速）重复感觉刺激（例如视觉比如闪烁灯或者对视觉刺激事件、听觉、触觉或者其它刺激事件的另一非自愿响应）时生成的非自愿 EEG 信号。如这里使用的那样，SEP 未包括基于用户的思考和更高级感知（例如识别相对罕见的事件（比如 P300）或者识别语法错误）的事件，这些事件一般出现于更长时间偏移周期之后（并且一般需要这样的事件的相对缓慢重复，从而可以出于标识目的而添加和平均小 EEG 信号样本）并且一般称为事件相关电位（ERP）。

[0030] 在一些实施例中，EEG 段是指从一个时间点到更晚时间点记录的一个或者多个 EEG 样本。在一些实施例中，EEG 段可以具有可变长度，并且两个相继 EEG 段可以相互重叠或者可以未相互重叠。

[0031] 在一些实施例中，提供一种对响应于迅速重复感觉刺激而生成的 SEP 信号使用各种信号分析技术的系统。在比如图 18 中所示的一些实施例中，测量来自对迅速重复的刺激事件（比如用户注视闪烁灯）做出反应的用户的 EEG 信号 1801 和用来控制刺激的信号 1802 二者。例如首先记录在灯开始之后的固定长度（例如 500 毫秒（ms））的 EEG 信号的段。然后将记录的数据一起平均，从而将在刺激开始之后的第一 EEG 数据点一起平均，然后将在刺激开始之后的所有第二数据点一起平均，然后将在刺激开始之后的第三数据点一起平均，并且以此类推。该结果提供刺激锁定平均信号（或者在这一例子中为闪烁锁定平均信号）。在一些实施例中，这一平均信号可以具有与在两次灯开始之间的时间间隔相同的长度或者比这一间隔更长或者更短。在记录的段内平均该信号；因此平均信号将具有与记录的段相同的长度。例如，如果用户注视灯，则平均波形将包括特征形状（例如 EEG 电压在灯开始时间之后约 30ms 的正偏转）。可以用如这里进一步描述的多种方式检测平均波形的这一特征形状。如果用户未注视灯，则平均波形将主要是平坦的。

[0032] 在一些实施例中，可以用相似方式获得刺激锁定总和、方差或者中值信号或者任何如下计算，该计算代表刺激锁定 EEG 信号的某个统计方面。这一信号可以具有与在两次刺激开始之间的时间间隔相同的长度或者比这一间隔更长或者更短。如果用户正关注刺激，则这一信号将包括可以用多种方式检测的特征形状。

[0033] 在一些实施例中，系统包括不止一个刺激。例如图 17 是图示了四个刺激锁定平均值的例子的图表。平均值之一显现了特征形状，而其它平均值相对平坦。

[0034] 可以使用各种技术（包括在从开始起的某一延迟时与阈值比较、在某一时间段内将刺激锁定平均值（或者总和、中值、方差等）信号进行积分并且将该结果与阈值比较或者创建区分是否关注灯的分类器）来检测上文提到的刺激锁定信号的特征形状。作为另一例子，可以构造（例如在关注灯时）理想信号的原型并且将其乘以实际信号。高值结果将指示关注的灯。可以用多种方式（包括在已知用户注视灯时计算 EEG 平均值（或者总和、中值、方差等）或者在已知用户注视灯时构造 EEG 数据的自回归模型以及使用该自回归模型的系数

作为原型的数据元）构造原型。

[0035] 在一些实施例中，记录来自对迅速重复的刺激事件（比如用户注视闪烁灯）做出反应的用户的 EEG 信号和用来控制刺激的信号二者。在如图 18 中描述的一些实施例中，EEG 数据首先与每个刺激的重复事件 / 状态同步，并且针对某一时间段获得多个段。这些段可以与在两个相继刺激事件之间的时间间隔相同或者更短 / 更长。

[0036] 在一些实施例中，计算相关系数、相互信息、协方差或者任何如下计算，该计算测量在每对这些段（或者这些段的子集，或者段的部分比如段的后一半，或者二者）之间的相互关系。接着可以针对每个刺激来计算平均值 / 中值和 / 或与所述相互关系的统计有关的任何测量。这些值提供对 EEG 段在它们与每个刺激同步时相互有多么相关的测量。如果用户正关注一个刺激，则对应值（比如平均相关系数）将高于与其它刺激对应的值。

[0037] 在一些实施例中，可以计算在每个个别段与 EEG 段的平均值 / 中值 / 总和之间的相互关系（比如相关系数、相互信息、协方差或者其它相互关系）。接着可以针对每个刺激来计算平均值、中值或者与所述相互关系的统计有关的任何计算。如果用户正关注一个刺激，则对应计算将高于与其它刺激对应的计算。

[0038] 在一些实施例中，在时域中的 SEP 分类 / 检测包括 ：接收多个脑电图信号样本 ；生成刺激锁定脑电图信号样本 ；并且确定是否响应于刺激模式诱发多个脑电图信号样本。在一些实施例中，在时域中的 SEP 分类 / 检测还包括 ：计算在刺激锁定脑电图信号样本的成对段之间的相互关系 ；针对每个刺激来确定相互关系的统计测量 ；并且使用分类器针对每个刺激根据相互关系的统计测量来确定用户是否正关注刺激。在一些实施例中，相互关系包括相关性、相互信息或者协方差。在一些实施例中，统计测量包括均值、中值或者总和。在一些实施例中，将分类器实施为线性鉴别分析（LDA）、神经网络或者支持矢量机（SVM）。在一些实施例中，比较最大相互关系值与阈值，并且如果它大于阈值，则可能关注对应刺激。

[0039] 在一些实施例中，EEG 数据首先与每个刺激的重复事件 / 状态同步，并且可以计算在 EEG 与刺激之间的相互关系（比如相关系数、相互信息、协方差或者其它相互关系）。如果用户正关注一个刺激，则对应相互关系将高于与其它刺激对应的相互关系。

[0040] 可以进一步应用多种方法以通过查看前述相互关系测量来判决用户是否正关注刺激和 / 或用户正关注哪个刺激。例如可以构建分类器（比如通过训练一些样本数据而获得的线性鉴别分析（LDA））以判决是否正关注刺激。或者可以比较最大相互关系值与阈值，并且如果它大于阈值，则可能关注对应刺激。

[0041] 在一些实施例中，系统用来使用因用户注视闪烁灯而诱发的某些 EEG 信号来控制设备。例如也可以基于检测的 SEP 向另一设备（例如娱乐系统、教育系统、医疗系统、用于汽车的应用和执行应用的计算机）提供控制信号。例如系统可以包括每个代表用来控制设备的命令的若干闪烁灯。当用户注视闪烁灯之一时，可以使用刺激锁定平均技术来确定 EEG 信号中的唯一签名存在于用户的记录 EEG 信号模式中。例如计算设备（例如编程的计算机 / 膝上型计算机 / 笔记本计算机 / 便携计算设备、微控制器、ASIC 和 / 或 FPGA）可以执行如下高效且有效的算法（例如分类器），该算法连续检查与每个闪烁灯对应的唯一 EEG 信号签名。在一些实施例中，算法实时执行这样的确定（例如在事件（在这一情况下为闪烁灯（一个或多个）事件（一个或多个））的约 3 秒内计算这样的确定）。在一些实施例中，离线（例如在收集所有数据之后）执行这样的确定。在一些实施例中，调节各种参数以最大化 EEG 信

号并且增加视觉诱发电位检测速率，比如灯亮度、颜色、间距、频率、占空比和灯所用的视场量。当检测到视觉诱发电位时，然后向控制的设备发送对应命令。

[0042] 例如控制的设备可以是玩具，并且当系统识别用户正注视闪烁灯之一时，然后玩具发生一些趣事(例如基于来自系统的用于检测SEP的命令)。作为另一例子，在视频游戏内的对象可以闪烁，并且游戏可以识别用户正注视什么(例如哪个闪烁物体)并且将这并入到游戏玩耍中。作为另一例子，在飞行仿真器或者军事或其它应用内的对象可以闪烁，并且游戏可以识别用户正注视什么(例如哪个闪烁物体)并且将这并入到应用中。作为另一例子，控制的设备可以是编程的计算机或者任何装置，其允许不能使用其手但是需要该能力的用户进行系统选择。作为另一例子，控制的设备可以是汽车应用，其中为驾驶员和/或乘客选择或者设置汽车接口。例如EEG检测系统可以是以用户佩戴的帽子的形式和/或集成到汽车座位的头枕中，并且闪亮/闪烁灯可以集成到汽车的控制台/仪表板中用于控制无线电、温度或者其它控制/设置或者与用于汽车或者其它设备(比如精神状态监视器)的各种其它EEG应用组合(例如用于确定比如汽车、飞机或者任何其它设备的驾驶员的注意、焦虑、惊讶和/或犯困状态)。

[0043] 图1是图示了根据一些实施例的用于SEP的EEG系统的框图。如图所示，用于SEP的EEG系统100系统包括EEG控制系统110、EEG检测系统130和设备150。在一些实施例中，设备150由EEG控制系统110控制。在一些实施例中，设备150如图所示与用于SEP的EEG系统一起包括或者集成并且使用串行或者其它通信信道来与设备150通信。在一些实施例中，设备150与用于SEP的EEG系统100分离并且使用有线线路或者无线通信来与EEG控制系统110通信。在一些实施例中，EEG控制系统110使用串行或者其它通信信道(例如有线或者无线)来与EEG检测系统130通信。

[0044] 在一些实施例中，EEG检测系统130检测用户的EEG信号，并且EEG控制系统110包括配置成针对EEG检测系统130检测到的EEG信号执行SEP确定算法(例如实时分类算法/分类器)的处理器。在一些实施例中，如这里公开的那样使用各种SEP确定技术(例如时域SEP确定算法/分类器)。

[0045] 在一些实施例中，基于(一个或多个)SEP确定，EEG控制系统110向设备150发送(一个或多个)对应控制信号(例如基于关联的SEP)。在一些实施例中，EEG检测系统130向EEG控制系统110发送原始EEG信号数据或者在一些实施例中为处理的EEG信号数据(例如为了滤除噪声)。

[0046] 图2是图示了根据一些实施例的EEG控制系统的功能图。如图所示，EEG控制系统130包括用于与EEG检测系统130通信的EEG检测通信部件112、用于针对EEG检测系统130检测到的EEG信号执行SEP确定算法的处理器114、用于与设备150通信的输出控制118、用于与一个或者多个LED(例如闪烁LED灯系统)通信的LED通信122以及数据储存器124(例如用于存储比如用于闪烁LED灯的接收EEG信号样本和关联时序数据)以及通信链路120。

[0047] 在一些实施例中，编程的计算机与EEG控制系统110通信，并且EEG控制系统110也包括去往计算机部件的EEG数据，该计算机部件用于向计算机发送检测到的EEG信号样本。在这一例子中，计算机包括配置成针对EEG检测系统130检测到的EEG信号执行SEP确定算法的处理器，并且计算机然后可以向EEG控制系统提供分析的结果用于控制该设备

(例如基于关联的 SEP)。在一些实施例中,计算机包括配置成针对 EEG 检测系统 130 检测到的 EEG 信号执行 SEP 确定算法的处理器,并且计算机基于 EEG 信号样本的分析结果向设备发送(一个或多个)对应控制信号。在一些实施例中,EEG 信号样本的分析的全部或者仅部分由编程的计算机执行。在一些实施例中,在 EEG 检测系统(例如与 EEG 传感器集成或者通信的 ASIC)中执行 EEG 信号样本的分析的全部或者仅部分。

[0048] 图 3 是图示了根据一些实施例的 EEG 检测系统的功能图。如图所示,EEG 检测系统 130 包括处理器 132(例如 FPGA 或者 ASIC)、有源 EEG 传感器 136 和参考 EEG 传感器 138 以及通信链路 134。向 EEG 控制系统 110 提供测量的 EEG 信号。在一些实施例中,检测并且向 EEG 控制系统 110 提供 EEG 信号样本的连续测量。

[0049] 图 4 图示了根据一些实施例的 EEG 检测系统,该 EEG 检测系统包括装配在帽内的 EEG 传感器和参考 EEG 传感器。如图所示,EEG 检测系统 130 是用户将佩戴的帽,该帽包括在帽内的 EEG 传感器 136 和参考 EEG 传感器 138。EEG 传感器 136 和参考 EEG 传感器 138 经由有线线路通信(例如串行通信链路)连接到 EEG 控制系统 110。在一些实施例中,EEG 传感器 136 位于帽内以在用户佩戴帽时在用户的头部的枕骨区域上(例如用于视觉事件相关 EEG 信号检测),并且参考 EEG 传感器 138 位于用户的头部上的另一位置(例如在前额、用户的头部在耳部上方的一侧上或者在用户的头部的后部上在与有源 EEG 传感器的位置不同的位置)。在一些实施例中,(一个或多个)EEG 传感器基于将如本领域普通技术人员将理解的那样检测的刺激事件类型而位于不同位置。在一些实施例中,EEG 传感器 136 和参考 EEG 传感器 138 是无接触 EEG 传感器。在一些实施例中,EEG 检测系统包括不止一个 EEG 传感器 136。在一些实施例中,EEG 检测系统 130 是以头戴式受话器、音频头戴式受话器、汽车座位头枕或者任何其它形式的如下装置或者模块的形式,该装置或者模块可以由用户用来将(一个或多个)EEG 传感器 136 和参考 EEG 传感器 138 安全地定位于用户的头部的适当位置用于 EEG 信号检测。在一些实施例中,EEG 检测系统 130 (例如如图所示的帽 / 帽子)包括用于减少噪声量的接地耳夹。

[0050] 图 5A-5B 图示了根据一些实施例的 EEG 传感器。如图 5A 中所示,EEG 传感器 136 装配于 EEG 信号检测帽的内部上。如图 5B 中所示,图示了 EEG 传感器 136 的顶侧,其中所图示的 EEG 传感器 136 是近似为美国二角五分硬币尺寸的无接触电极。EEG 传感器 136 与放大 EEG 信号并且滤除噪声的模拟前端电路一起集成到印刷电路板(PCB)中。EEG 传感器 136 包括例如保护敏感信号免受外部噪声的金属屏蔽。在一些实施例中,用于 EEG 传感器 136 的电路集成到 ASIC 中。

[0051] 图 6 是图示了根据一些实施例的用于 SEP 的 EEG 系统的另一框图。如图所示,用于 SEP 的 EEG 系统 100 包括配置(例如编程)成针对检测到的 EEG 信号执行 SEP 确定算法的计算机 610、用于控制 LED (闪烁)灯系统 650 (例如控制灯闪烁的偏移和开始时序以及哪些灯在哪些模式中闪烁)的控制器 620 以及用于接收(并且在一些实施例中处理)来自 EEG 传感器 136 和参考 EEG 传感器 138 的检测到的 EEG 信号的 EEG 电路 630。如图所示,在 LED 灯系统 650 中提供四个 LED 灯。在一些实施例中,提供一个或者多个 LED 灯。

[0052] 控制器 620 也包括 FPGA 622(或者在一些实施例中为处理器或者在处理器上执行的软件的任何其它形式,比如 ASIC 或者编程的处理器)。在一些实施例中,控制器 620 控制 LED 灯 650 并且也与计算机 610 和 EEG 电路 630 通信。在一些实施例中,控制器 620 控制闪

烁灯并且从 EEG 电路 630 接收 EEG 信号(样本)数据。在一些实施例中,控制器也将接收的 EEG 信号数据和灯时序数据(例如用于 LED 灯系统 650 的闪烁开始 / 偏移)组合成串行流,该串行流发送到计算机 610 用于进一步分析和处理(例如使用实时 SEP 确定算法)。在一些实施例中,控制器 620 也向控制的设备(例如设备 150)发送控制信号。

[0053] EEG 电路 630 包括固件 632 (或者在一些实施例中为处理器或者在处理器上执行的软件的任何其它形式,比如 ASIC 或者 FPGA 或者编程的处理器)。控制器如图所示与计算机 610 和 EEG 电路 630 串行通信。在一些实施例中,EEG 电路 630 也如图所示经由与计算机 610 的直接串行连接而直接连接到计算机 610 (或者在一些实施例中与计算机 610 直接有线或者无线通信)。在一些实施例中,这些连接中的一个或者多个连接是无线的。

[0054] 图 7 图示了根据一些实施例的具有无接触 EEG 传感器的 EEG 检测系统。如图所示,EEG 检测系统 130 是以用户佩戴的帽或帽子的形式,该帽或帽子包括电池 710 (例如可再充电锂离子电池)、EEG 电路 720 和与 EEG 传感器的配线 730 (无接触 EEG 传感器装配在帽内,因此在用户佩戴帽的这一描绘中不可见)。在一些实施例中,EEG 检测系统 130 与其它装置 / 设备(比如 EEG 控制系统 110)无线(例如蓝牙或者另一无线协议)。在一些实施例中,电池 710、EEG 电路 720 和与 EEG 传感器的配线 730 更紧密地集成到帽 / 帽子和 / 或其它头戴装置(如上文相似讨论的)中并且在一些实施例中在用户佩戴时一般不可见。如将理解的那样,各种其它设计和头戴装置可以用来提供这里公开的 EEG 检测系统 130。

[0055] 图 8A-8B 图示了根据一些实施例的用于 SEP 的 EEG 系统的 LED 灯。如图所示,图 8A 图示了 LED 灯 650,其中所有四个 LED 灯关断(例如未闪烁接通)。如图所示,图 8B 图示了 LED 灯 650,其中所有四个 LED 灯接通(例如闪烁接通)。如图所示,LED 灯 650 装配于例如可以在对于用户而言代表命令的模式中闪烁的盒形装置中。在一些实施例中,LED 灯系统 650 的四个单独 LED 灯中的每个 LED 灯可以独立闪烁接通 / 关断。在一些实施例中,LED 灯系统 650 的 LED 灯在不同固定频率下闪烁。在一些实施例中,LED 灯系统 650 的 LED 灯在固定模式中在可变频率下闪烁。在一些实施例中,四个 LED 灯中的每个 LED 灯在不同频率下闪烁。在一些实施例中,LED 灯中的每个 LED 灯的频率隔开 1 或者 2Hz (例如可以在以下频率下设置四个 LED 灯 :9Hz、10Hz、11Hz 和 12Hz 或者其它频率,比如在 8Hz 至 20Hz 的范围中或者可以有效检测 SEP 的某一其它频率范围)。在一些实施例中,在 LED 灯系统 650 中包括少于四个或者多于四个 LED。在一些实施例中,闪烁模式由控制器 620 控制(例如使用 FPGA 控制器(比如执行 Verilog 代码的 Xilinx FPGA 芯片)来控制闪烁的频率)。

[0056] 图 9A-9B 是图示了根据一些实施例的用于 SEP 的 EEG 系统的 EEG 数据和灯控制信号数据的图表。图 9A 图示了相对于时间(以秒为单位)的测量 EEG 信号(以伏特(V)为单位)。图 9B 图示了相对于时间(以秒为单位)的灯输入信号(以赫兹(Hz)为单位)(例如闪烁灯事件)。如图所示,灯输入信号是固定频率的方波。

[0057] 图 10 是用于样本 EEG 数据的功率谱图表。具体而言,图 10 图示了相对于频率(以 Hz 为单位)的测量 EEG 信号(以 V 为单位),其中描绘两个测量——第一测量 EEG 信号(不存在灯事件)和第二测量信号(出现 12Hz 灯事件并且用户正注视在 12Hz 的固定频率下闪烁接通和关断的灯)。如图 10 中所示的这一例子中所图示的并且如上文讨论的,难以确定在 12Hz 的增加功率是否归因于注视 12Hz 灯或者它是否为无关噪声。

[0058] 图 11 是图示了根据一些实施例的用于 SEP 的 EEG 系统的灯开始之后的 EEG 段和

平均 EEG 的图表。用户正注视在 10Hz 闪烁的灯，并且四个面板中的每个面板示出了在 EEG 段锁定到四个灯（分别在 9、10、11 和 12Hz 闪烁）之一的开始时的 EEG 段。黑曲线示出了 EEG 段的平均值。当 EEG 段锁定到关注的刺激的重复开始时，存在明显更高的段间相关性。在所有成对 EEG 段之间的相关系数的平均值可以是一种用于测量这一相关活动的方式。也如图所示，闪烁锁定平均信号提供如下信号形状，可以识别该信号形状以检测正在关注（例如用户观察）灯，从而有效检测 SEP（例如使用如这里讨论的阈值比较和 / 或签名信号比较）。

[0059] 图 12 是图示了根据一些实施例的用于 SEP 的 EEG 系统的闪烁和原始 EEG 数据的相关性的图表。具体而言，图 12 图示了在平均 EEG 信号（例如闪烁锁定平均信号）与闪烁灯事件（例如灯闪烁）之间的相关性分析。在每个离散时间点，将测量的 EEG 信号和测量的灯信号一起相乘。将所有这些结果一起平均以形成相关数。在一些实施例中，使用在 EEG 数据与灯信号数据之间的时间偏移（例如 30ms）来重复分析。结果是可以用来确定正在关注（例如用户观察）灯的特征形状，从而有效检测 SEP。

[0060] 图 13 是根据一些实施例的用于 SEP 信号检测或者分类的技术的流程图。在一些实施例中，算法实时迭代地且连续地运行。在一些实施例中，算法离线（例如在收集所有数据之后）分析数据。在 1301，检测并且记录多个 EEG 信号样本。在 1302，在一些实施例中，可以应用一种或者多个预处理技术，比如滤波（用于去除 DC 漂移和 / 或高频噪声）、重新采样（用于改变原始 EEG 数据的采样频率，比如下样本、上样本、插值等）和 / 或非自然信号（artifact）/ 移动去除（用于去除眨眼引起的非自然信号、肌肉噪声、移动、EKG 等），以预备 EEG 用于进一步数据分析。在 1303，EEG 信号与刺激事件 / 状态同步。在 1304，以多种方式（比如刺激锁定平均方法或者段间相关方法）确定是否响应于刺激事件模式诱发 EEG 信号样本（例如，比如响应于视觉事件的 SEP 确定）。在图 14 中图示了对段间相关方法的详细描述。在 1305，基于 SEP 确定来提供控制信号。

[0061] 图 14 是根据一些实施例的一种用于确定用户是否正关注刺激或者用户正关注哪个刺激的技术的流程图。在 1401，EEG 信号与刺激的重复开始同步。在 1402，针对该刺激生成刺激锁定 EEG 段。在一些实施例中，段的长度比在两次刺激开始之间的时间间隔更短 / 更长。在 1403，计算在每对段之间的相关系数。在一些实施例中，可以仅在一些成对段之间计算相关系数。在一些实施例中，计算测量在这些段之间的相互关系（比如相互信息）的其它值。在 1404，计算相关系数的平均值。在一些实施例中，可以计算相关系数的中值而不是平均值。在 1406，针对每个刺激重复步骤 1401 至 1404。在 1405，如果在所有平均值（每个刺激有一个平均值）之中的最大值大于阈值，则记住对应刺激。在一些系统中，基于对特定用户的测试来训练系统，并且基于训练来生成阈值（或者在一些实施例中为信号签名）。在 1407，重复步骤 1401 至 1405 数次。在 1408，如果历史结果与相同刺激一致，则在 1409 确定用户关注对应刺激；否则在 1410 确定未在关注刺激。

[0062] 图 15 是图示了根据一些实施例的不同刺激频率类型的图。如图所示，用于灯输入信号的刺激频率可以是单个固定频率，比如方波、符号或三角波或者具有调制的载波。在一些实施例中，使用混合频率刺激，其中混合频率刺激例如是一起相加的两个或者更多固定频率的组合。在一些实施例中，使用各种其它类型的非周期信号并且将其与时域分析匹配。例如具有调制的载波将类似于与不同更小信号组合的在固定频率具有大正弦波分量的 FM 无线电信号。作为另一例子，可以通过在频率上添加一些变化来调节单频刺激。如将理解

的那样，也有用于构造伪随机代码（比如在蜂窝电话网络中使用的 CDMA 代码）的许多方式。

[0063] 图 16 是图示了根据一些实施例的时域算法的图。在一些实施例中，时域分类器技术使用 EEG 信号而未向频域转换。例如在 1601，EEG 与刺激事件 / 状态同步。在 1602，可以使用的一种方式是计算在 EEG 与刺激之间的相互关系（比如相关性或者相互信息）。如果用户正关注该刺激，则输出将具有与其它刺激相比的相对更大幅度。也可以在刺激与 EEG 的延迟版本（例如使用适当偏移，比如 30ms 至 50ms）之间计算相互关系。在某一延迟，相互关系将通常对于正关注的刺激而言为强。在 1603，时域算法的一些实施例生成刺激锁定 EEG 段。在 1604，在一些实施例中计算在这些段之间的相互关系。在 1605，在一些实施例中针对每个刺激来计算刺激锁定平均值。在一些实施例中，可以针对每个刺激来计算其它刺激锁定信号（比如刺激锁定中值 / 总和或者方差）。在 1606，可以在已知用户正注视刺激时构造 EEG 的自回归模型，并且该自回归模型的系数可以用作数据元用于进一步分类。在 1607，可以构造（例如当正关注灯时）理想平均值的原型并且将其与实际平均值相乘。高值结果将指示关注的灯。可以用多种方式（包括在已知用户正注视灯时计算 EEG 平均值）构造原型。在 1608，在某一时间段内对平均 EEG 的绝对值积分。在 1609，计算平均 EEG 中的峰峰差值。在 1610，分类方法比如阈值化、线性鉴别分析（LDA）、K 最近邻居（KMM）、支持矢量机（SVM）、人工神经网络（ANN）、隐藏马尔可夫模型（HMM）可以用来进一步判决用户是否正关注具体刺激。

[0064] 图 17 是图示了根据一些实施例的四个刺激锁定平均值的例子的图表。平均值之一显现了特征形状，并且其它平均值相对平坦。

[0065] 图 18 是图示了根据一些实施例的用于生成刺激锁定信号的例子的图表。如图 18 中所示，测量来自关注刺激的用户的 EEG 信号 1801 和用来控制刺激的信号 1802 二者。首先记录在刺激开始之后的固定长度（例如 500ms）的 EEG 信号的段。在一些实施例中，在 EEG 与刺激之间的相关性 1803 被计算并且用于进一步分类。在一些实施例中，提取 EEG 段，从而每个段中的第一数据点是在刺激开始之后记录的第一 EEG 样本，每个段中的第二数据点是在刺激开始之后记录的第二 EEG 样本，并且以此类推。这些段可以具有与在两次刺激开始之间的时间间隔相同的长度或者可以更长或者更短。在 1804，将段一起平均，从而将在灯开始之后的第一 EEG 数据点一起平均，然后将在灯开始之后的所有第二数据点一起平均，然后将在灯开始之后的第三数据点一起平均，并且以此类推。结果提供平均波形。在一些实施例中，测量的 EEG 信号包括非自愿 EEG 信号响应。在一些实施例中，测量的 EEG 信号也包括自愿 EEG 信号响应，比如强度或者聚焦相关 EEG 信号响应（例如可以按照用户注视（一个或多个）闪烁灯的方式（比如周界比对直接聚焦）或者强度来变更 EEG 信号的强度）。在 1805，可以计算在每对这些段之间的相关性。在一些实施例中，仅使用这些段的子集（比如第二、第四、第六…段）。在一些实施例中仅使用这些段的部分（比如从在刺激开始之后的 100ms 起）。

[0066] 虽然出于清楚理解的目的而以一些细节描述了前述实施例，但是本发明并不限于提供的细节。有实施本发明的许多替选方式。公开的实施例是说明性的而非限制性的。

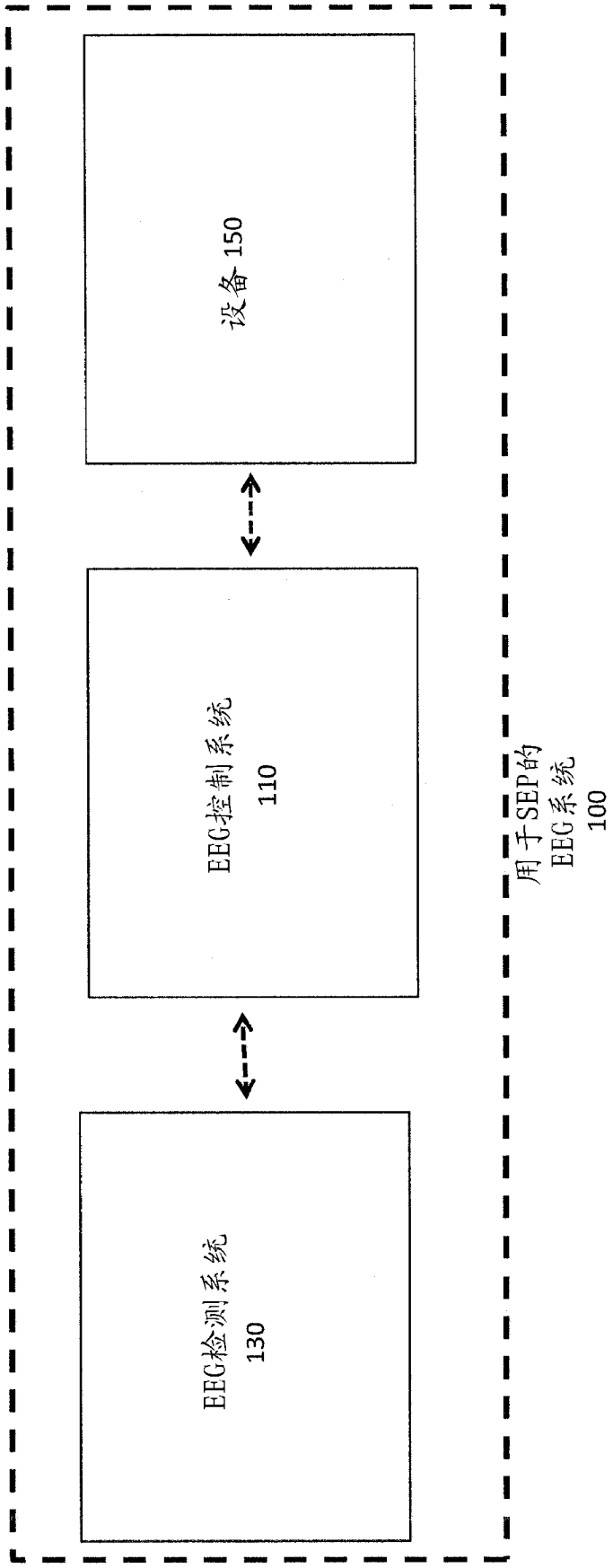


图 1

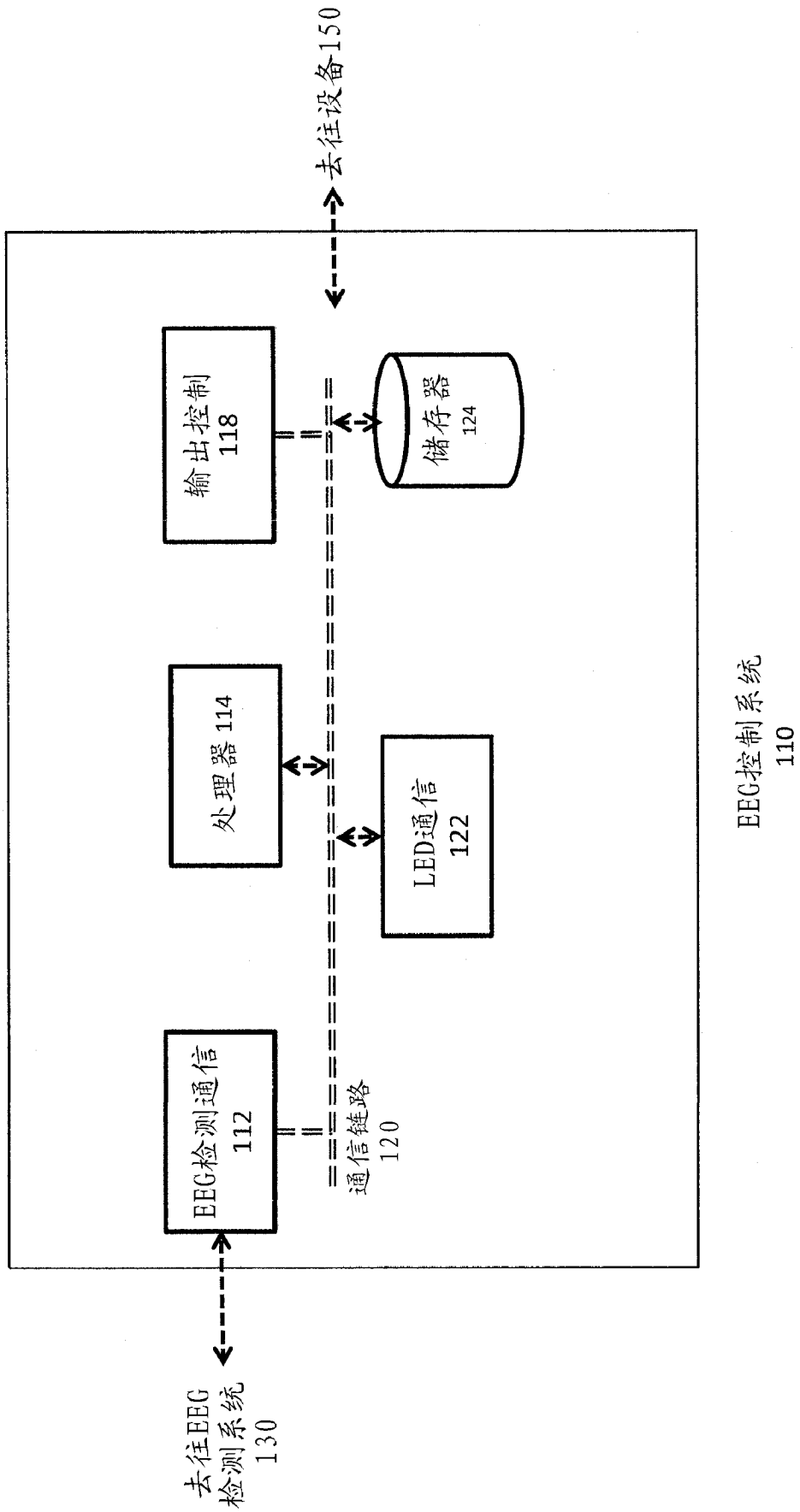

去往设备150
输出控制
118
储存器
124
处理器 114
LED通信
122
EEG检测通信
112
通信链路
120
去往EEG
检测系统
130
EEG控制系统
110

图 2

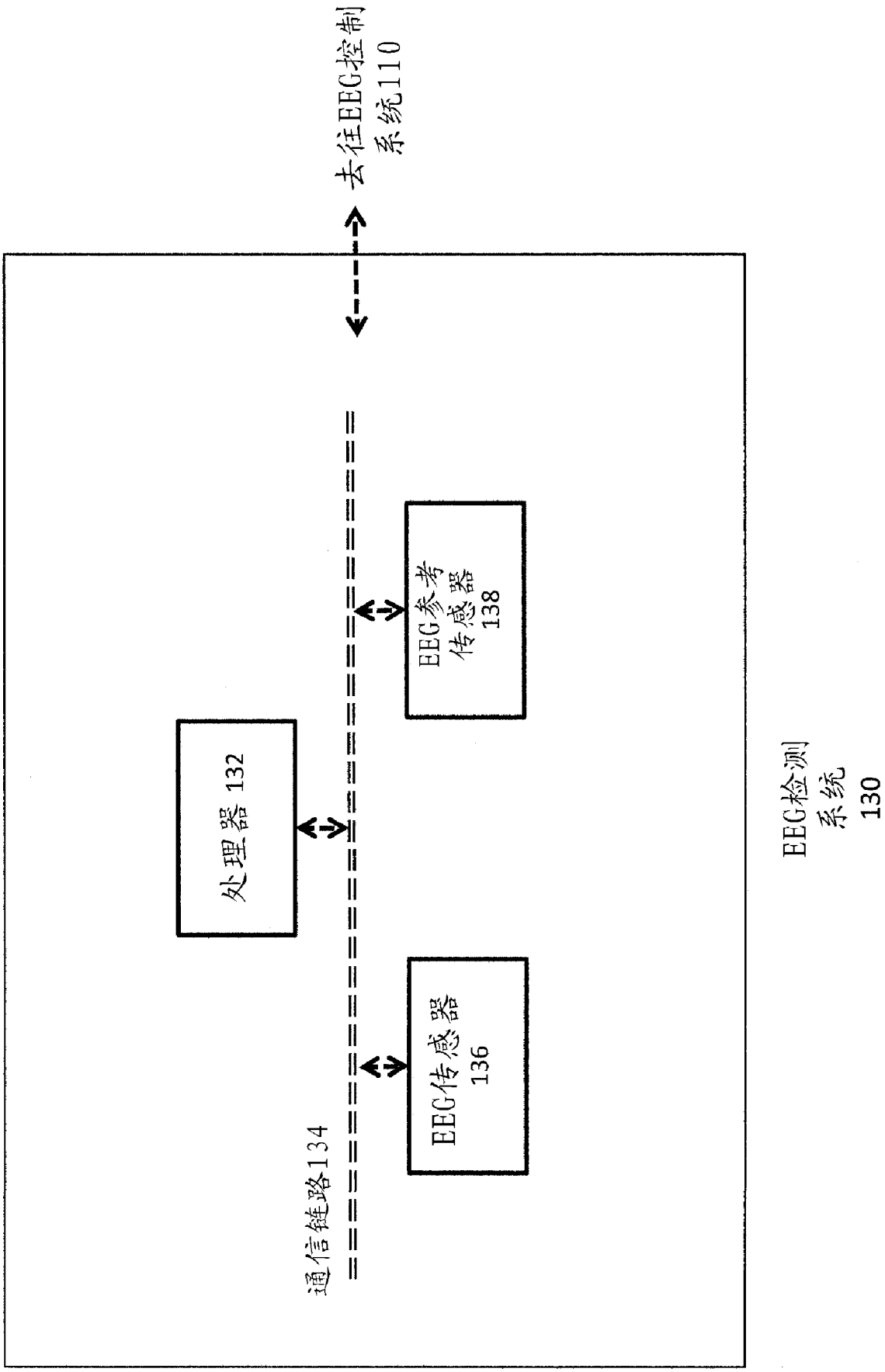

去往EEG控制
系统110
处理器 132
EEG参考
传感器
138
EEG传感器
136
通信链路134
EEG检测
系统
130

图 3

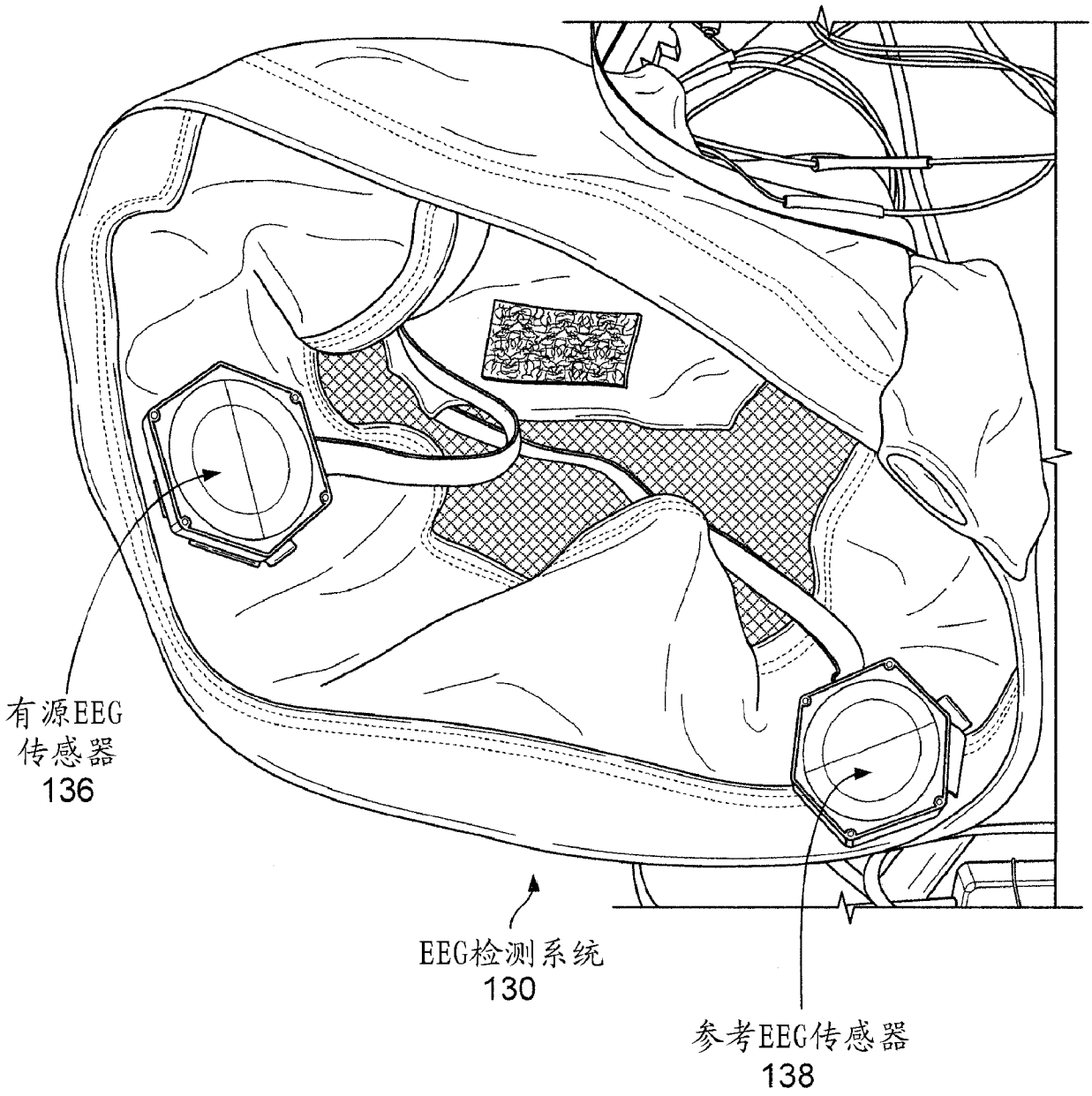


图 4

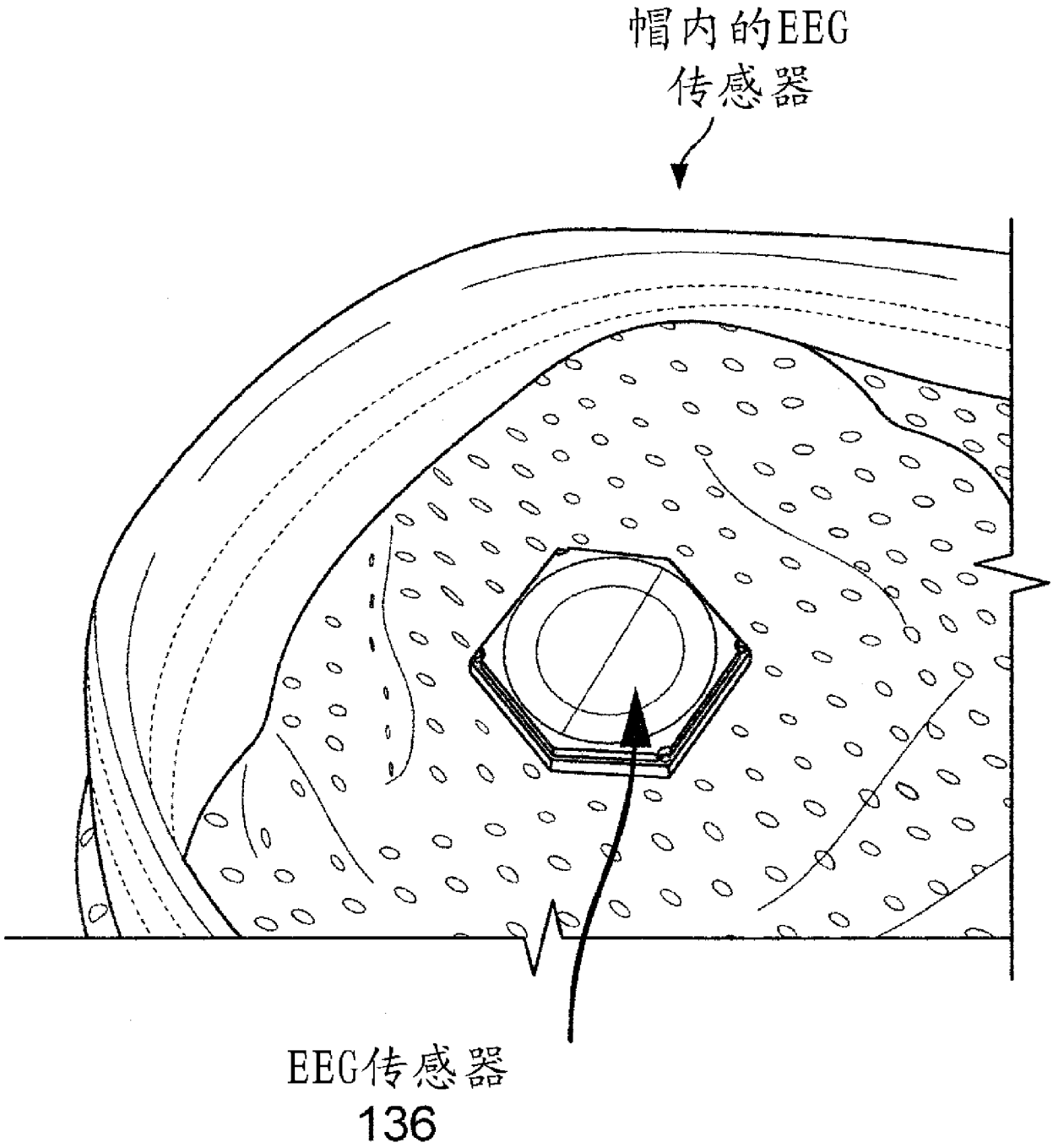


图 5A

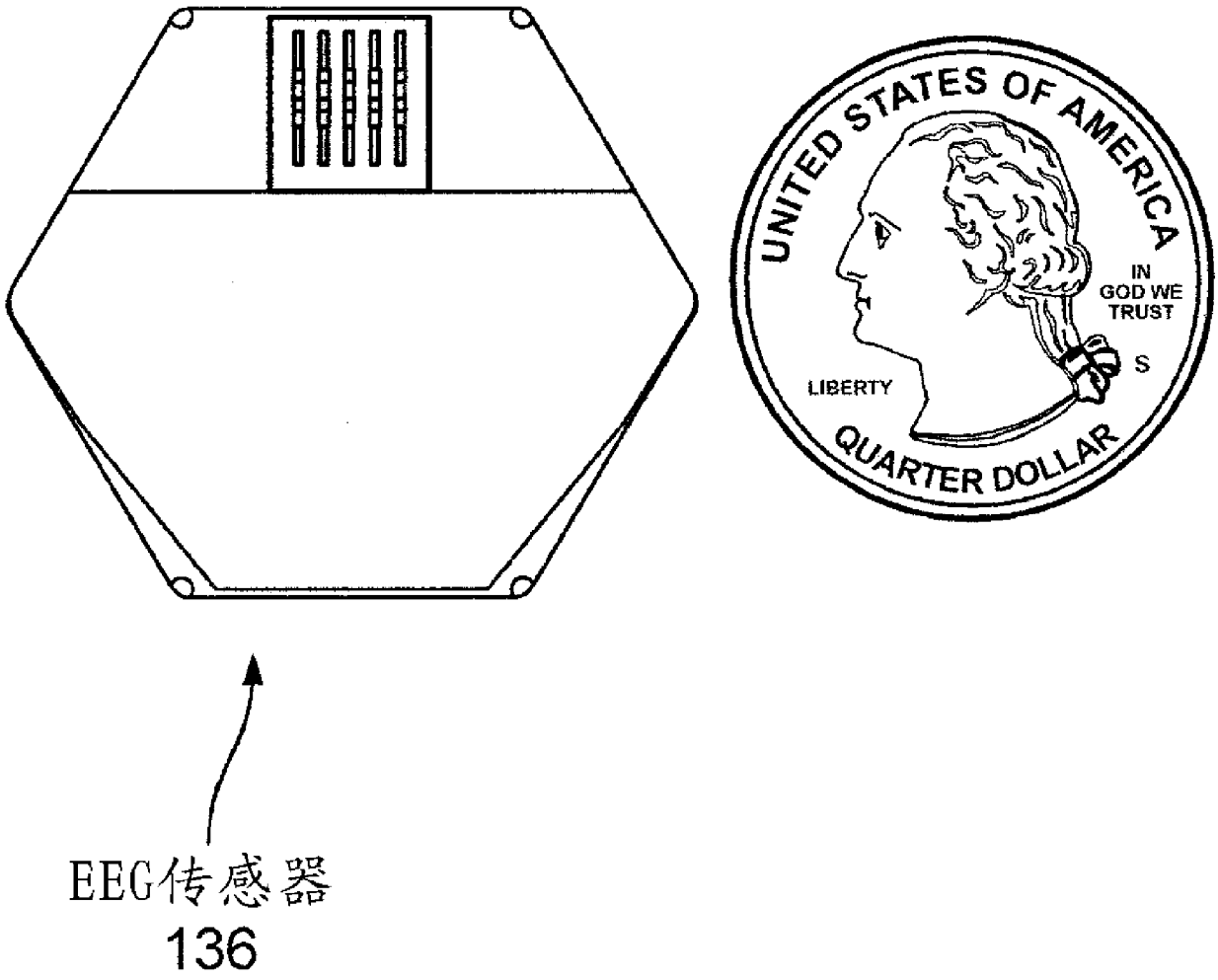

UNITED STATES OF AMERICA
IN GOD WE TRUST
LIBERTY
QUARTER DOLLAR
EEG传感器
136

图 5B

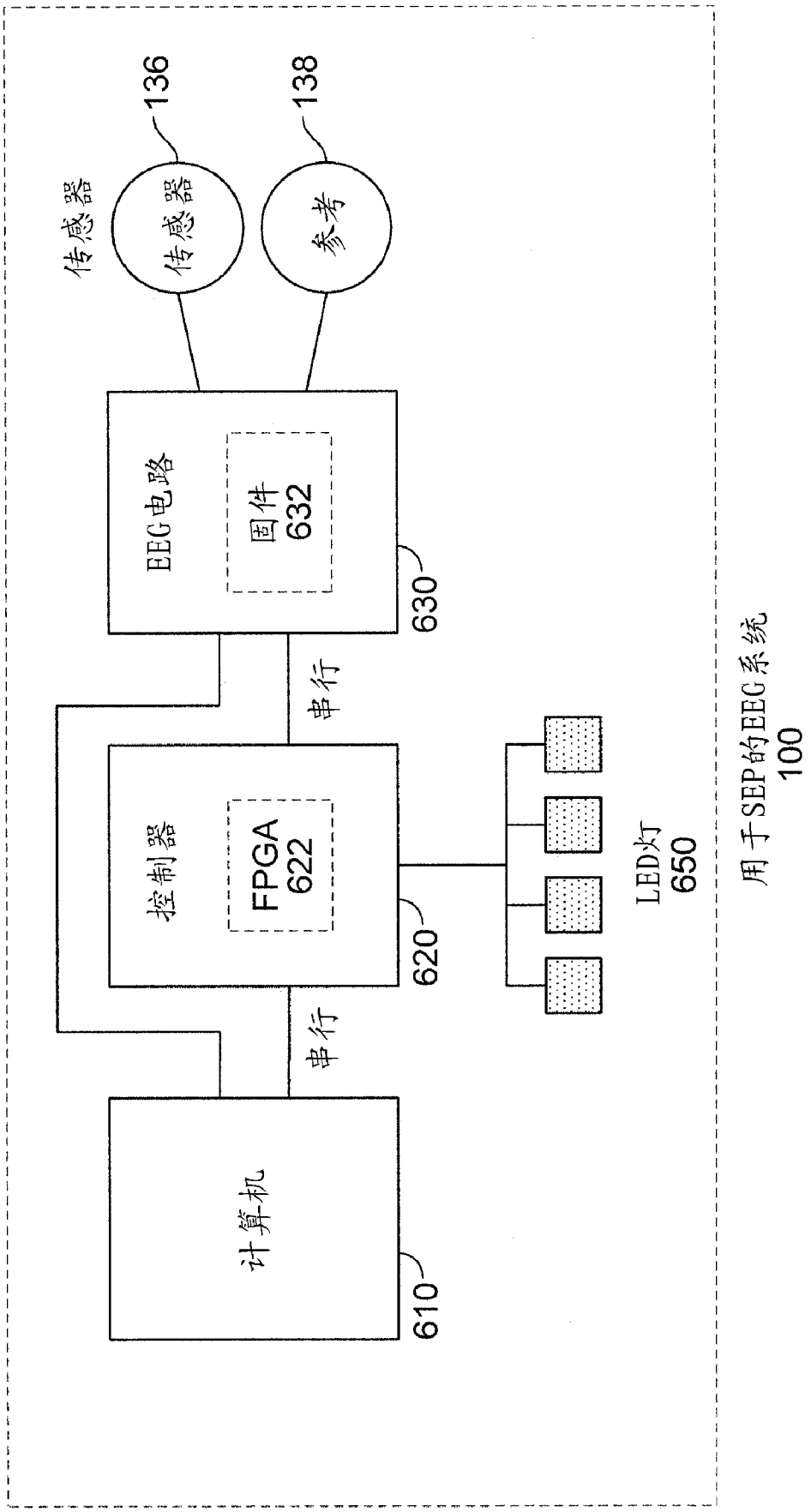

传感器
136
传感器
138
参考
EEG电路
固件
632
630
串行
控制器
FPGA
622
620
串行
计算机
610
LED灯
650
用于SEP的EEG系统
100

图 6

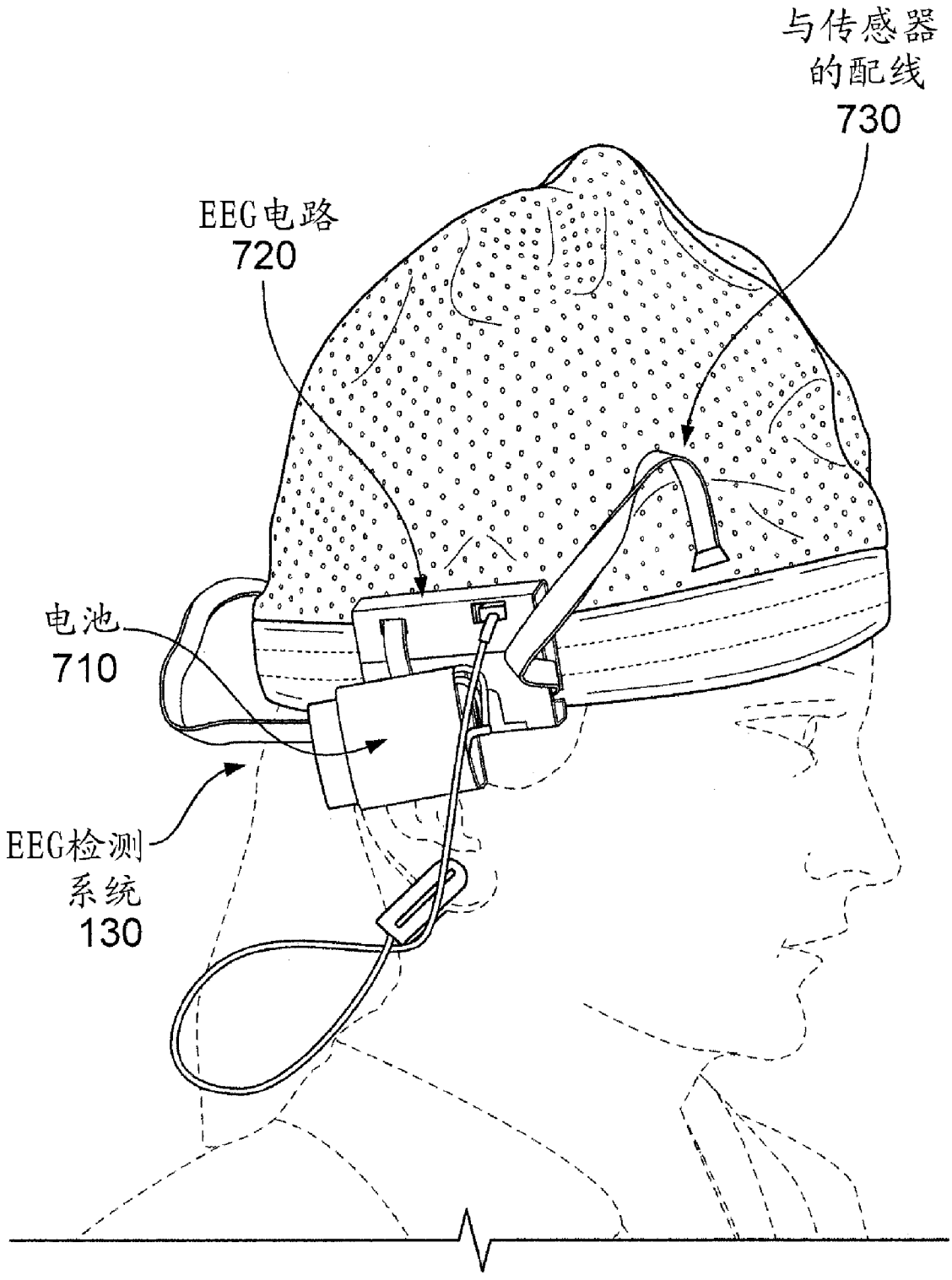


图 7

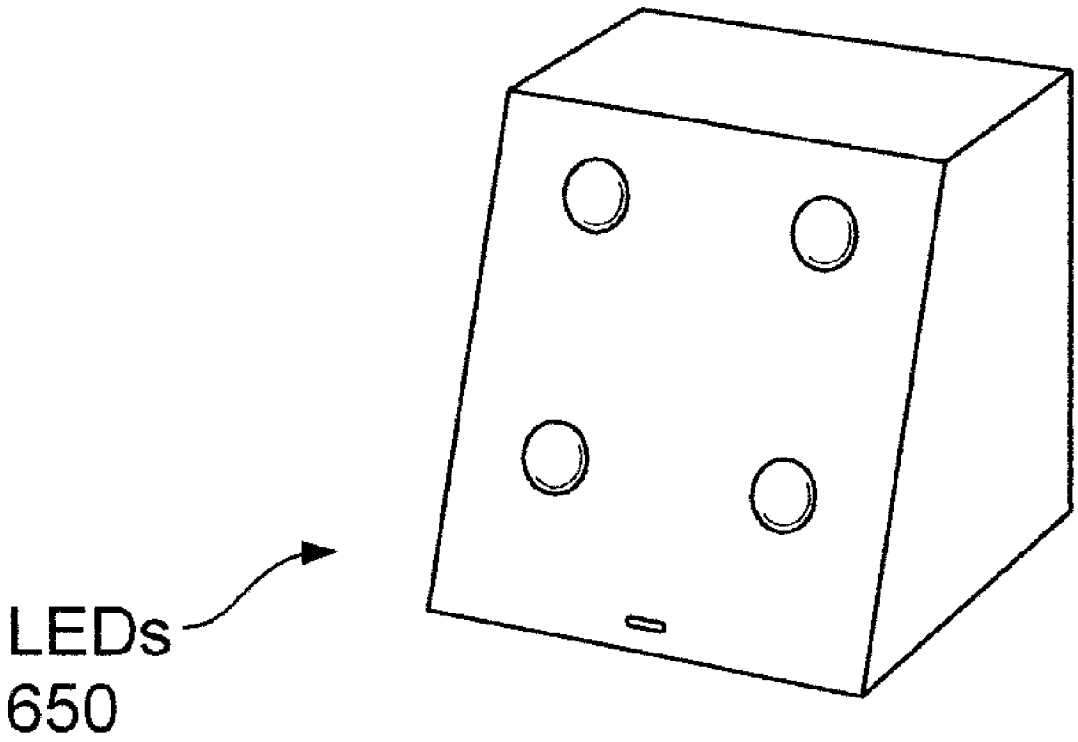


图 8A

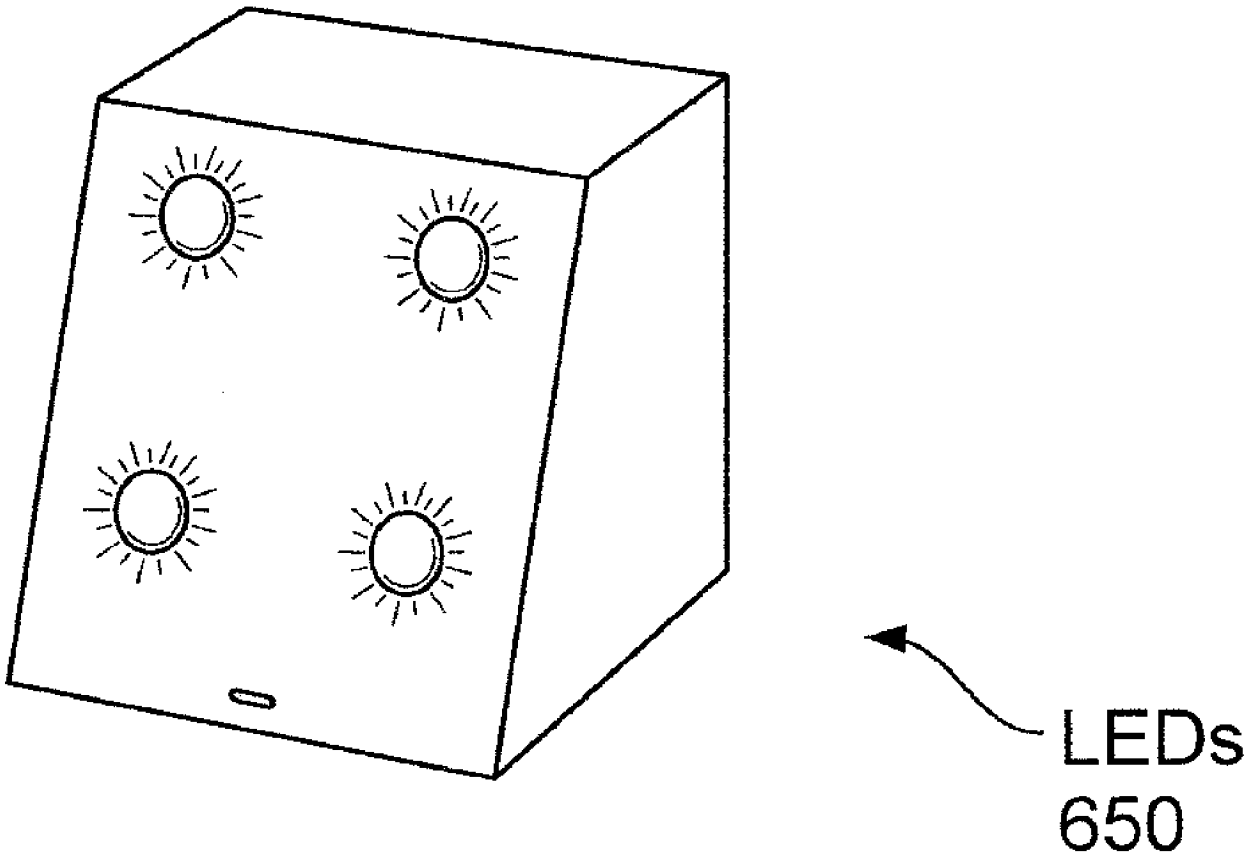


图 8B

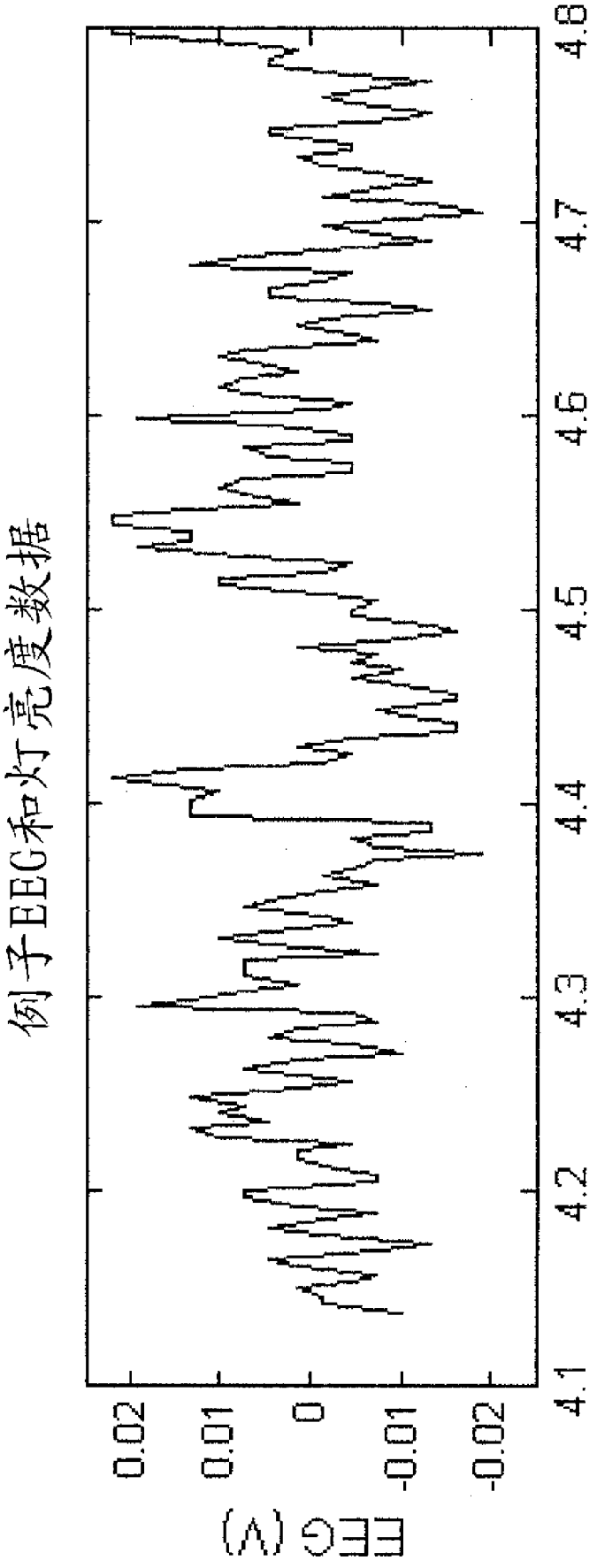


图 9A

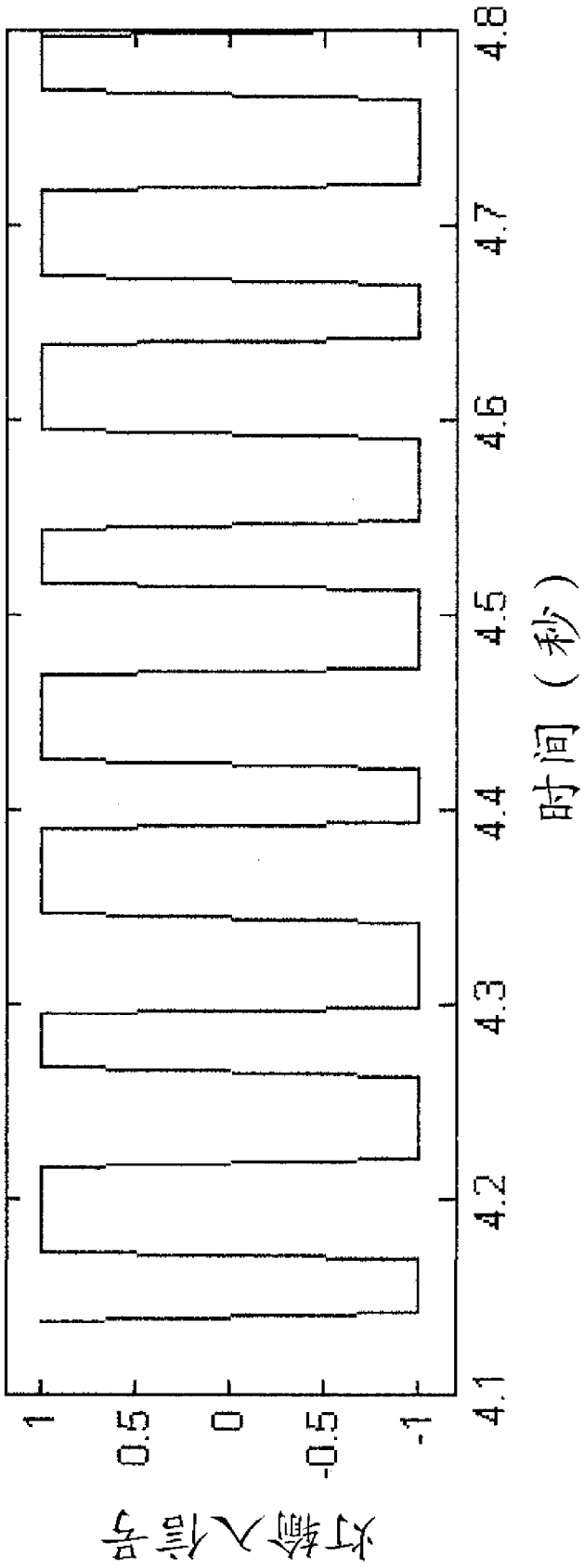


图 9B

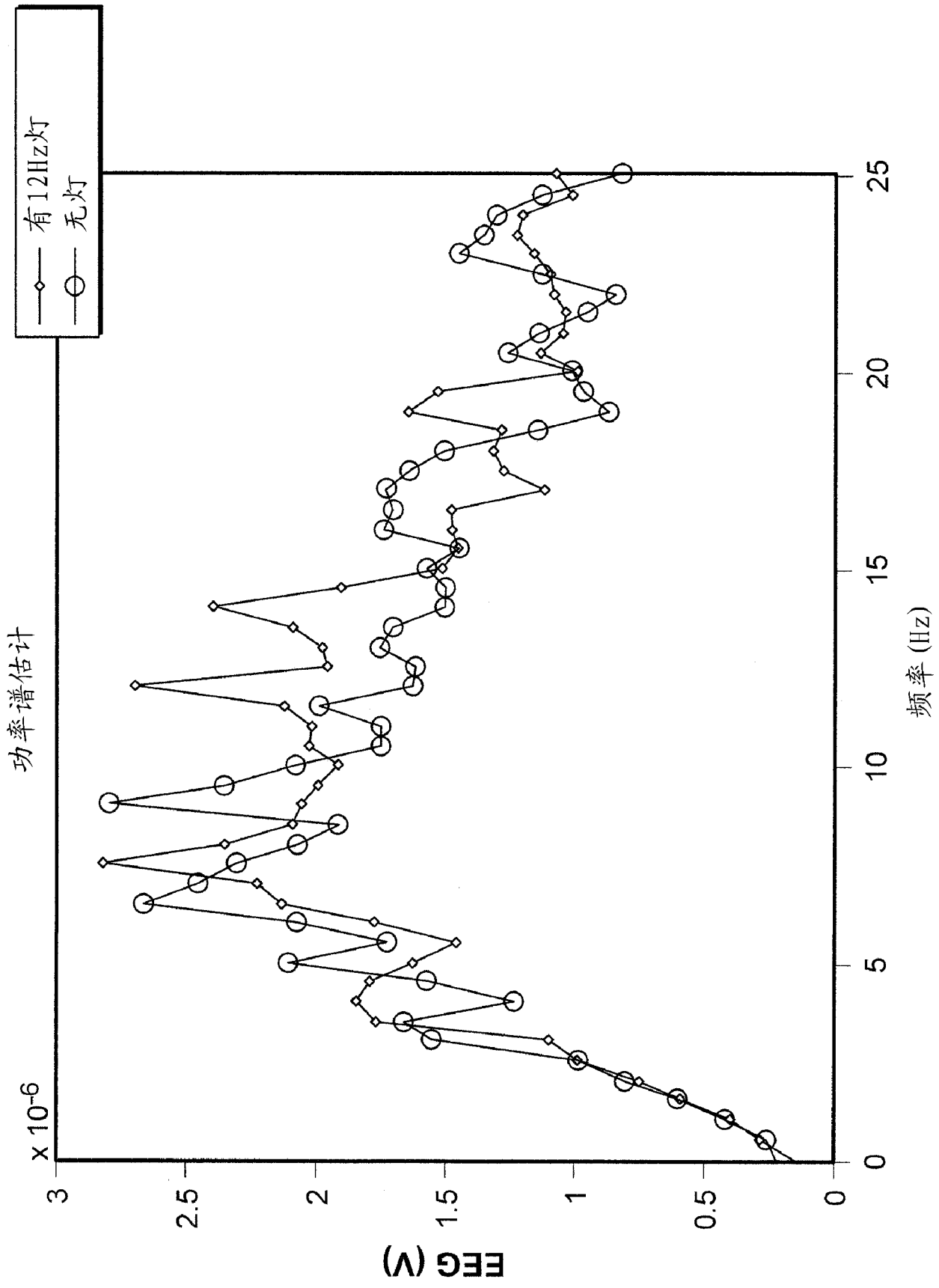


图 10

在灯开始之后的EEG段及其平均值

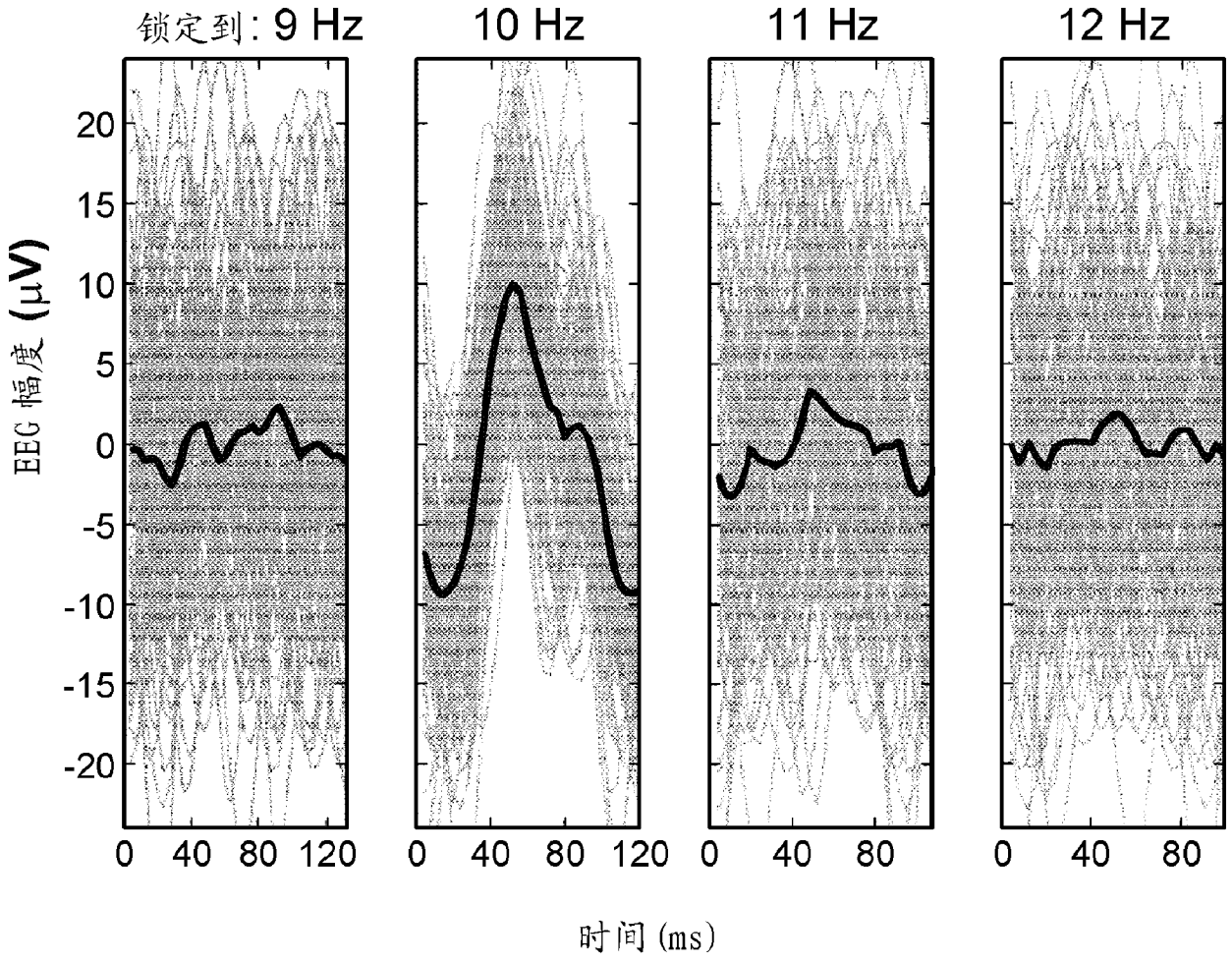


图 11

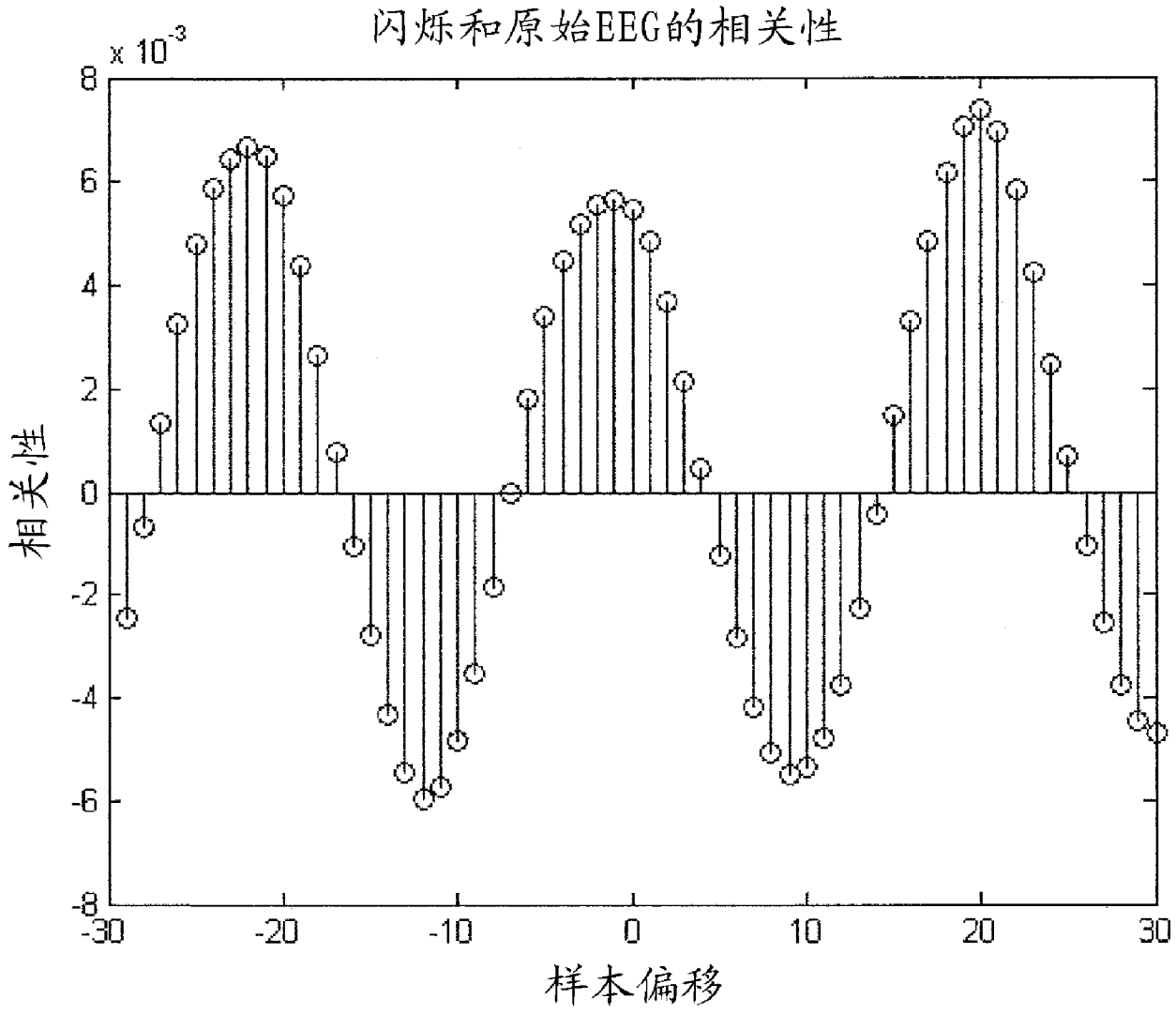


图 12

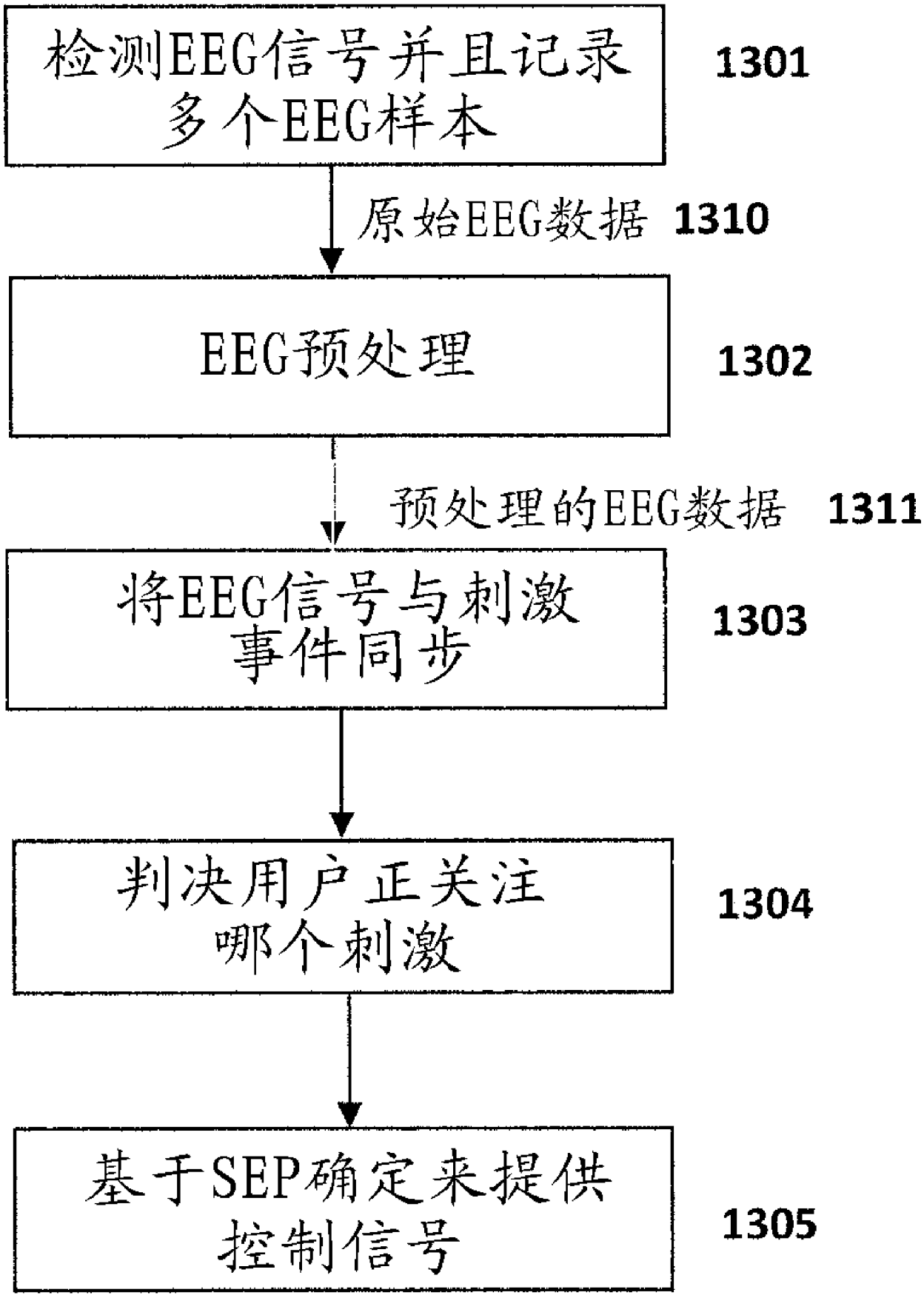

检测EEG信号并且记录多个EEG样本
1301
原始EEG数据 1310
EEG预处理
1302
预处理的EEG数据 1311
将EEG信号与刺激事件同步
1303
判决用户正关注哪个刺激
1304
基于SEP确定来提供控制信号
1305

图 13

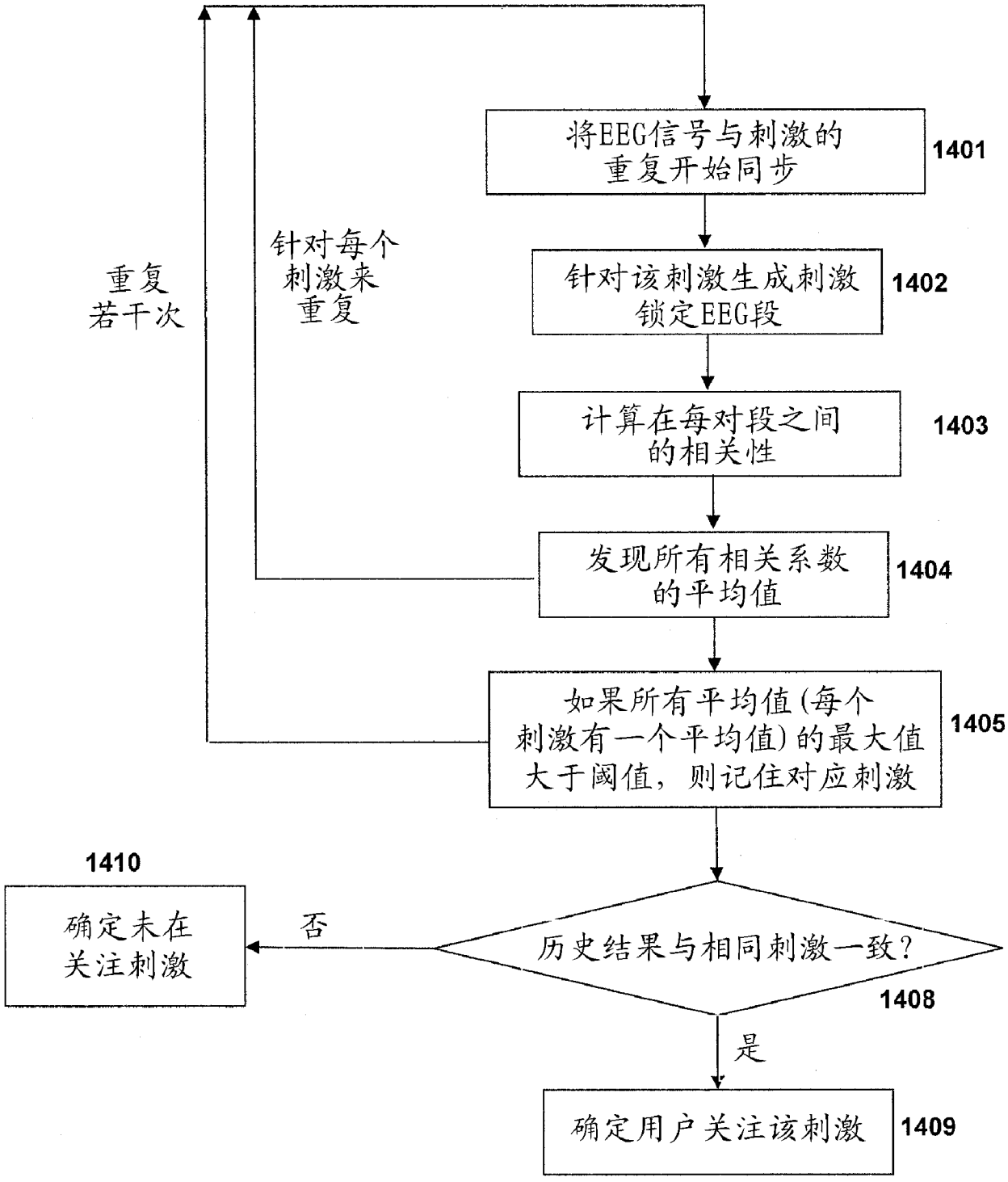

将EEG信号与刺激的重复开始同步
1401
针对该刺激生成刺激锁定EEG段
1402
计算在每对段之间的相关性
1403
发现所有相关系数的平均值
1404
如果所有平均值(每个刺激有一个平均值)的最大值大于阈值，则记住对应刺激
1405
历史结果与相同刺激一致?
1408
否
确定未在关注刺激
1410
是
确定用户关注该刺激
1409
重复若干次
针对每个刺激来重复

图 14

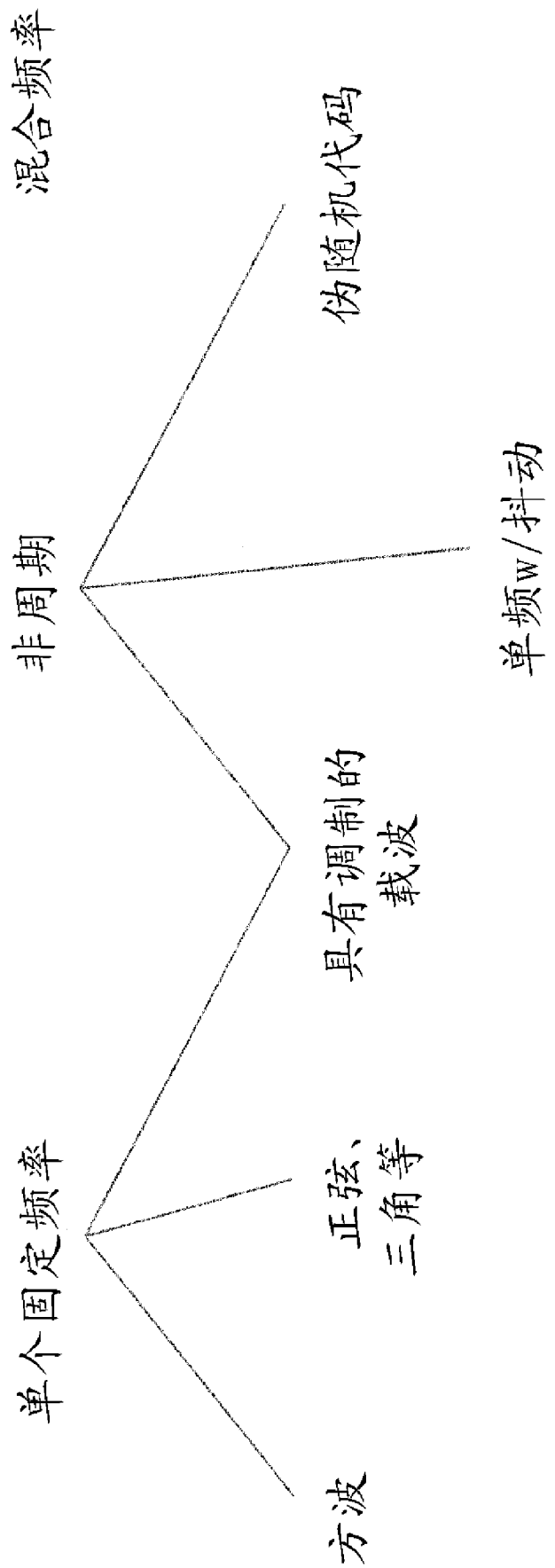


图 15

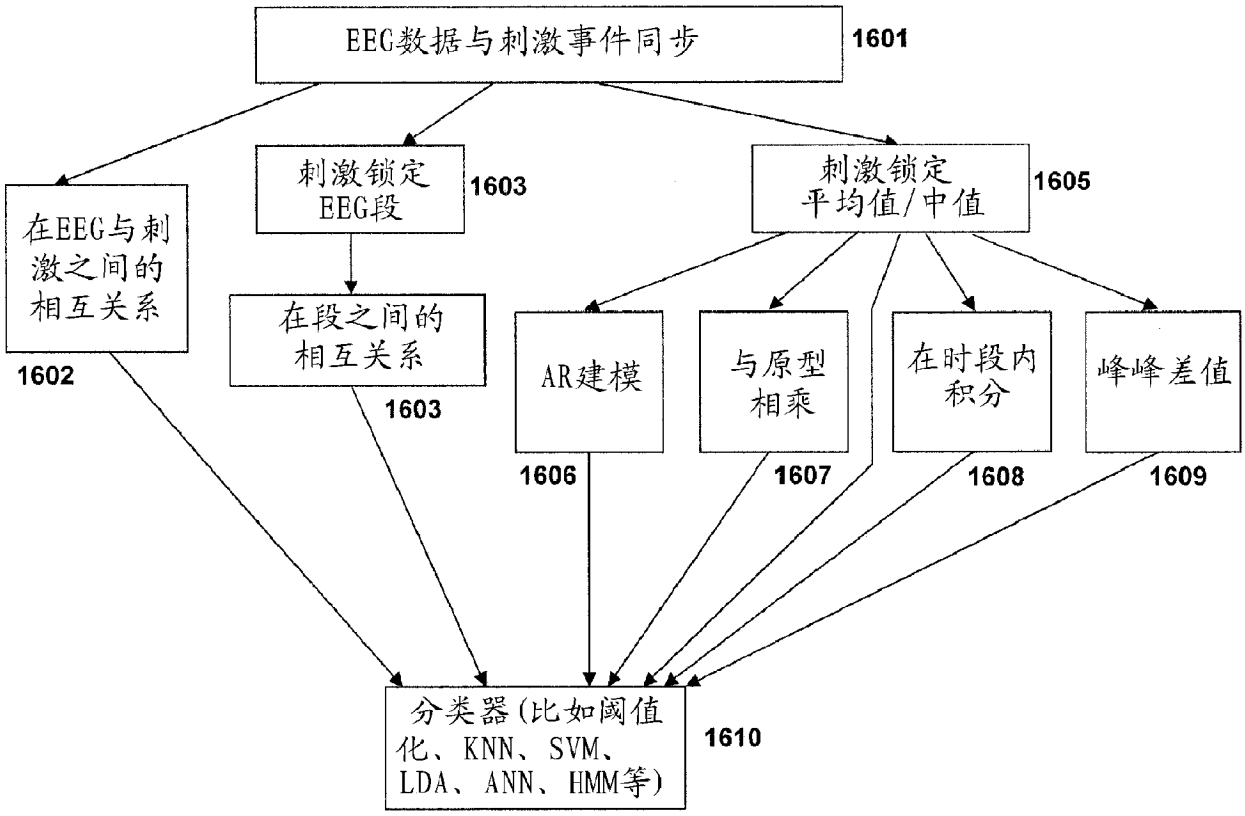

EEG数据与刺激事件同步
1601
刺激锁定
EEG段
1603
刺激锁定
平均值/中值
1605
在EEG与刺激之间的相互关系
1602
在段之间的相互关系
1603
AR建模
1606
与原型相乘
1607
在时段内积分
1608
峰峰差值
1609
分类器(比如阈值化、KNN、SVM、LDA、ANN、HMM等)
1610

图 16

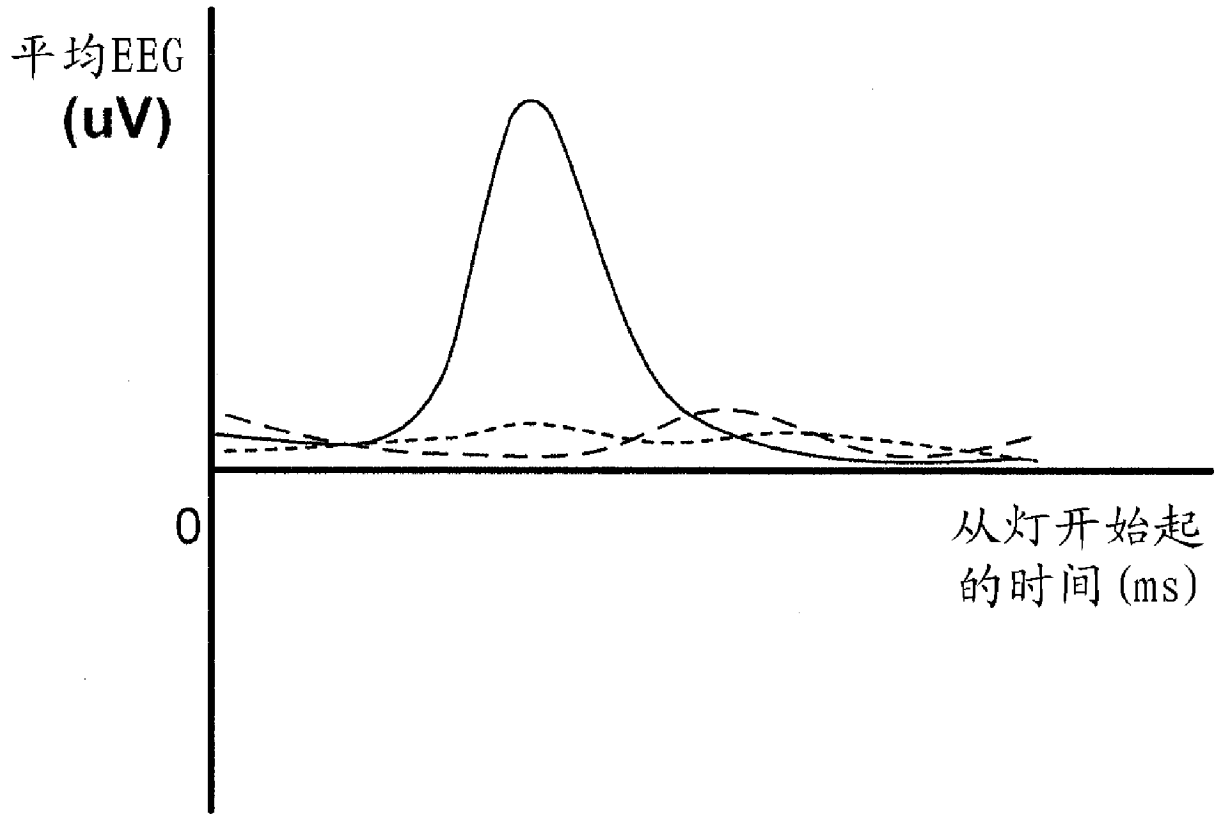


图 17

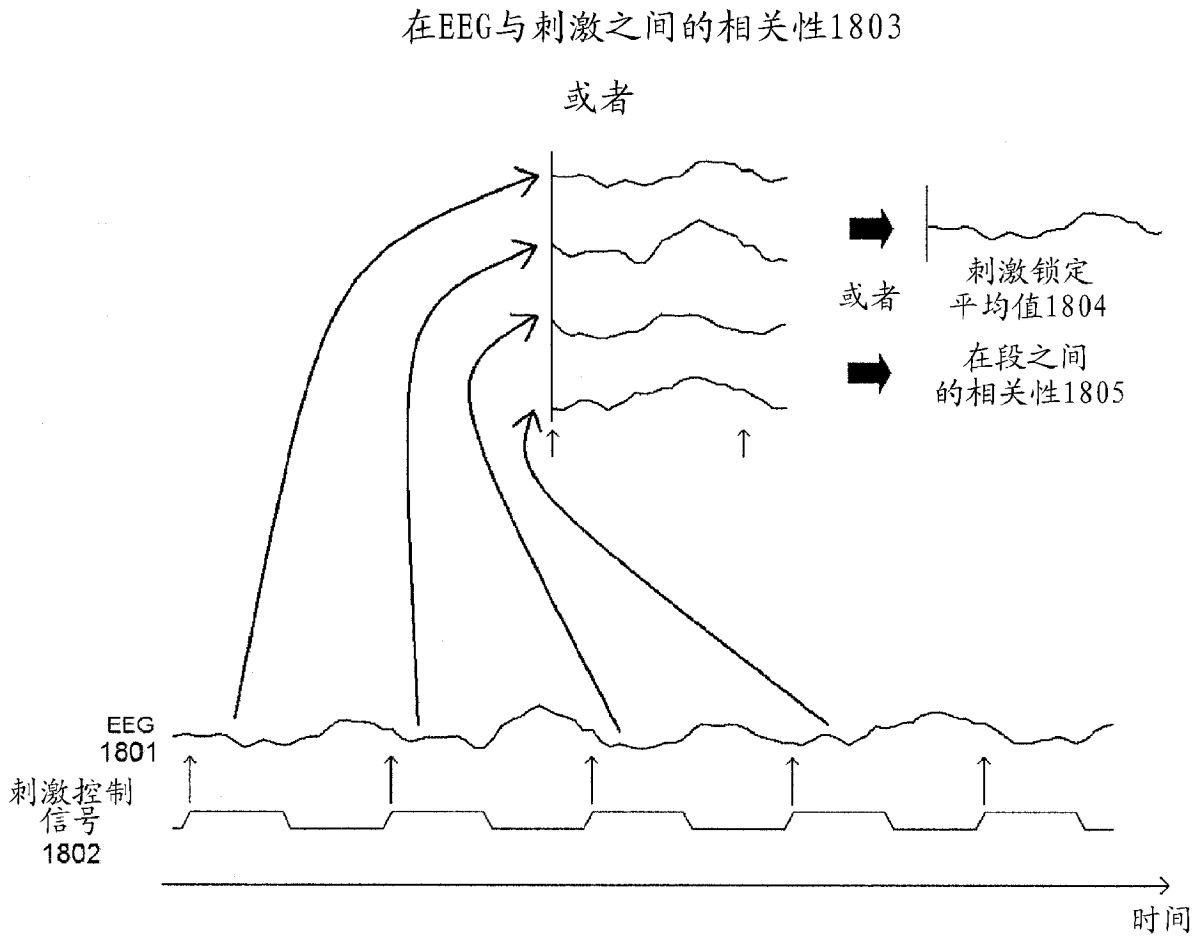

在EEG与刺激之间的相关性1803
或者
或者
刺激锁定
平均值1804
在段之间
的相关性1805
EEG
1801
刺激控制
信号
1802
时间

图 18