



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102368950 B

(45) 授权公告日 2014. 07. 16

(21) 申请号 201080012711. 0

(22) 申请日 2010. 03. 12

(30) 优先权数据

12/381887 2009. 03. 16 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 09. 15

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2010/000747 2010. 03. 12

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/107473 EN 2010. 09. 23

(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 T·J·萨利文 A·德罗姆 A·罗

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 徐小会 王忠忠

(51) Int. Cl.

A61B 5/0484 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2003/0225340 A1, 2003. 12. 04, 说明书第【0007】、【0010】、【0015】、【0031】、【0034】、【0037】、【0039-0042】段,附图 4.

US 6, 317, 627 B1, 2001. 11. 13,

US 2004/0097802 A1, 2004. 05. 20,

CN 1951327 A, 2007. 04. 25,

CN 1556450 A, 2004. 12. 22,

CN 1248426 A, 2000. 03. 29,

US 2003/0225342 A1, 2003. 12. 04, 说明书

第【0016】段、第【0022】段第 6-11、14-15 行、第【0024】段、第【0026】段第 3-6 行、第【0029-0032】段.

Fukuda et al..Pattern classification of time-series EEG signals using neural networks.《Robot and human communication ,1996,5th IEEE international workshop on》.1996,第 217-222 页.

审查员 许流芳

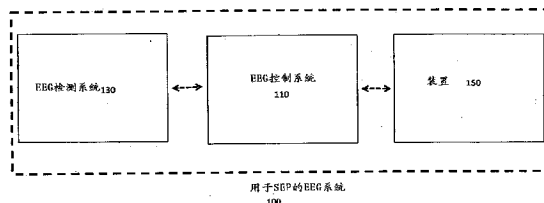
权利要求书2页 说明书10页 附图16页

(54) 发明名称

使用感觉诱发电位对装置的 EEG 控制

(57) 摘要

公开了使用感觉诱发电位 (SEP) (例如,视觉诱发电位) 对装置进行 EEG 控制。在某些实施例中,系统接收多个 EEG 信号样本;使用多个 EEG 信号样本生成刺激锁定的平均信号;以及判断是否响应于刺激模式而诱发多个 EEG 信号样本。



1. 一种用于 EEG 控制的系统,包括:
处理器,其被配置为:
生成多个 EEG 信号样本的刺激锁定的平均信号;以及
判断是否响应于刺激事件的模式而诱发所述多个 EEG 信号样本,其中:
通过使所述刺激锁定的平均值乘以先前创建的原型平均值来进行是否响应于刺激事件模式而诱发所述多个 EEG 信号样本的判断;或者
通过比较所述刺激锁定平均值与阈值来进行是否响应于刺激事件模式而诱发所述多个 EEG 信号样本的判断;或者
通过求所述 EEG 信号数据的积分以生成结果且比较所述结果与阈值来进行是否响应于刺激事件模式而诱发所述多个 EEG 信号样本的判断;或者
通过使用时域分类器来执行是否响应于刺激事件模式而诱发所述多个 EEG 信号样本的判断;以及
存储器,其耦接到所述处理器且被配置为向所述处理器提供指令。
2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述刺激事件模式包括以固定频率周期性地发出闪光的多个光源。
3. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述刺激事件模式包括周期性地发出闪光的多个光源,包括以第一固定频率发出闪光的第一光源和以第二固定频率发出闪光的第二光源。
4. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述刺激事件模式包括以多个频率周期性地发出闪光的光源,包括以第一频率的第一闪光和以第二频率的第二闪光。
5. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述刺激事件模式包括以非周期性频率发出闪光的多个光源。
6. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述刺激事件模式包括下列中的一个或多个:视觉刺激事件模式;声音刺激事件模式;以及触觉刺激事件模式。
7. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述刺激事件的模式包括多个光源,每个光源都提供独立的闪光事件。
8. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述多个 EEG 信号样本被诱发作为用户对所述系统的无意识响应。
9. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述多个 EEG 信号包括有意识的 EEG 信号响应。
10. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述多个 EEG 信号样本中的每一个都包括多个样本点。
11. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述多个 EEG 信号样本中的每一个是 EEG 信号样本的时间序列。
12. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述刺激锁定的平均信号包括闪光锁定的平均信号。
13. 根据权利要求 1 所述的系统,其中实时地执行是否响应于刺激事件模式而诱发所述多个 EEG 信号样本的判断。
14. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述处理器还被配置为:
判断所述系统的用户是否正在观看第一光源。
15. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述处理器还被配置为:

计算所述刺激锁定的平均信号的第一峰值,其中基于所述刺激锁定的平均信号的最大值减去最小值来确定所述第一峰值;以及

比较所述第一峰值与阈值。

16. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述处理器还被配置为:

使用基于刺激定时的时间偏移来将所述多个 EEG 信号样本与所述刺激事件模式相关。

17. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述处理器还被配置为:

基于第一用户进行训练以确定第一标记信号来辅助使所述多个 EEG 信号样本与所述第一用户的刺激事件模式相关。

18. 根据权利要求 1 所述的系统,其中还包括:

多个电极,其包括有源 EEG 电极和基准 EEG 电极,其中所述多个电极检测所述多个 EEG 信号样本。

19. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述处理器还被配置为:

基于是否响应于所述刺激事件模式而诱发所述多个 EEG 信号样本的判断来提供控制信号。

20. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述处理器还被配置为:

基于是否响应于所述刺激事件模式而诱发所述多个 EEG 信号样本的判断来向装置提供控制信号,其中所述装置包括下列项中的一个或多个:娱乐系统、教学系统、医疗系统、汽车系统和执行应用的计算机。

21. 一种用于 EEG 控制的方法,其包括:

使用生物信号传感器来测量多个 EEG 信号样本;

使用多个 EEG 信号样本生成刺激锁定的平均信号;以及

判断是否响应于刺激而诱发所述多个 EEG 信号样本,其中通过使所述刺激锁定的平均值乘以先前创建的原型平均值来进行是否响应于刺激事件模式而诱发所述多个 EEG 信号样本的判断。

使用感觉诱发电位对装置的 EEG 控制

技术领域

[0001] 本发明涉及 EEG 检测系统,并且更特别地,涉及可以被用于 SEP 应用和 / 或使用 SEPs 的对装置的 EEG 控制的 EEG 检测系统。

背景技术

[0002] 存在 EEG 检测系统,其包括生物信号传感器(例如,脑电图描记(EEG)传感器),其允许测量用户的脑电波。感觉诱发电位(SEP)通常为人对于刺激做出响应时生成的人的无意识 EEG 信号(例如,视觉诱发的电位、或者通过其它感觉诱发的 EEG 电位,诸如触觉诱发或声音诱发的电位)。因此,需要提供 EEG 检测系统,其可用于 SEP 应用和 / 或使用诸如视觉诱发的电位的 SEP 对装置的 EEG 控制。

发明内容

[0003] 一种用于 EEG 控制的系统,包括:

[0004] 处理器,其被配置为:

[0005] 生成多个 EEG 信号样本的刺激锁定的平均信号;以及

[0006] 判断是否响应于刺激事件的模式而诱发所述多个 EEG 信号样本,其中:

[0007] 通过使所述刺激锁定的平均值乘以先前创建的原型平均值来进行是否响应于刺激事件模式而诱发所述多个 EEG 信号样本的判断;或者

[0008] 通过比较所述刺激锁定平均值与阈值来进行是否响应于刺激事件模式而诱发所述多个 EEG 信号样本的判断;或者

[0009] 通过求所述 EEG 信号数据的积分以生成结果且比较所述结果与阈值来进行是否响应于刺激事件模式而诱发所述多个 EEG 信号样本的判断;或者

[0010] 通过使用时域分类器来执行是否响应于刺激事件模式而诱发所述多个 EEG 信号样本的判断;以及

[0011] 存储器,其耦接到所述处理器且被配置为向所述处理器提供指令。

[0012] 在上面所公开的方案中,优选地,所述刺激事件模式包括以固定频率周期性地发出闪光的多个光源。

[0013] 在上面所公开的方案中,优选地,所述刺激事件模式包括周期性地发出闪光的多个光源,包括以第一固定频率发出闪光的第一光源和以第二固定频率发出闪光的第二光源。

[0014] 在上面所公开的方案中,优选地,所述刺激事件模式包括以多个频率周期性地发出闪光的光源,包括以第一频率的第一闪光和以第二频率的第二闪光。

[0015] 在上面所公开的方案中,优选地,所述刺激事件模式包括以非周期性频率发出闪光的多个光源。

[0016] 在上面所公开的方案中,优选地,所述刺激事件模式包括下列中的一个或多个:视觉刺激事件模式;声音刺激事件模式;以及触觉刺激事件模式。

[0017] 在上面所公开的方案中,优选地,所述刺激事件的模式包括多个光源,每个光源都提供独立的闪光事件。

[0018] 在上面所公开的方案中,优选地,所述多个 EEG 信号样本被诱发作为用户对所述系统的无意识响应。

[0019] 在上面所公开的方案中,优选地,所述多个 EEG 信号包括有意识的 EEG 信号响应。

[0020] 在上面所公开的方案中,优选地,所述多个 EEG 信号样本中的每一个都包括多个样本点。

[0021] 在上面所公开的方案中,优选地,所述多个 EEG 信号样本中的每一个是 EEG 信号样本的时间序列。

[0022] 在上面所公开的方案中,优选地,所述刺激锁定的平均信号包括闪光锁定的平均信号。

[0023] 在上面所公开的方案中,优选地,实时地执行是否响应于刺激事件模式而诱发所述多个 EEG 信号样本的判断。

[0024] 在上面所公开的方案中,优选地,所述处理器还被配置为:

[0025] 判断所述系统的用户是否正在观看第一光源。

[0026] 在上面所公开的方案中,优选地,所述处理器还被配置为:

[0027] 计算所述刺激锁定的平均信号的第一峰值,其中基于所述刺激锁定的平均信号的最大值减去最小值来确定所述第一峰值;以及

[0028] 比较所述第一峰值与阈值。

[0029] 在上面所公开的方案中,优选地,所述处理器还被配置为:

[0030] 使用基于刺激定时的时间偏移来将所述多个 EEG 信号样本与所述刺激事件模式相关。

[0031] 在上面所公开的方案中,优选地,所述处理器还被配置为:

[0032] 基于第一用户进行训练以确定第一标记信号来辅助使所述多个 EEG 信号样本与所述第一用户的刺激事件模式相关。

[0033] 在上面所公开的方案中,优选地,还包括:

[0034] 多个电极,其包括有源 EEG 电极和基准 EEG 电极,其中所述多个电极检测所述多个 EEG 信号样本。

[0035] 在上面所公开的方案中,优选地,所述处理器还被配置为:

[0036] 基于是否响应于所述刺激事件模式而诱发所述多个 EEG 信号样本的判断来提供控制信号。

[0037] 在上面所公开的方案中,优选地,所述处理器还被配置为:

[0038] 基于是否响应于所述刺激事件模式而诱发所述多个 EEG 信号样本的判断来向装置提供控制信号,其中所述装置包括下列项中的一个或多个:娱乐系统、教学系统、医疗系统、汽车系统和执行应用的计算机。

[0039] 一种用于 EEG 控制的方法,其包括:

[0040] 使用生物信号传感器来测量多个 EEG 信号样本;

[0041] 使用多个 EEG 信号样本生成刺激锁定的平均信号;以及判断是否响应于刺激而诱发所述多个 EEG 信号样本,其中通过使所述刺激锁定的平均值乘以先前创建的原型平均值

来进行是否响应于刺激事件模式而诱发所述多个 EEG 信号样本的判断。

附图说明

- [0042] 将在下面的发明详述和附图中公开本发明的各种实施例。
- [0043] 图 1 是示出根据某些实施例的用于 SEP 的 EEG 系统的方块图。
- [0044] 图 2 是示出根据某些实施例的 EEG 控制系统的功能图。
- [0045] 图 3 是示出根据某些实施例的 EEG 检测系统的功能图。
- [0046] 图 4 示出根据某些实施例包括安装于帽内的 EEG 传感器与基准 EEG 传感器的 EEG 检测系统。
- [0047] 图 5A 至图 5B 示出根据某些实施例的 EEG 传感器。
- [0048] 图 6 是示出根据某些实施例的用于 SEP 的 EEG 系统的另一方块图。
- [0049] 图 7 示出根据某些实施例具有非接触式 EEG 传感器的 EEG 检测系统。
- [0050] 图 8A-8B 示出根据某些实施例用于 SEP 的 EEG 系统的 LED 灯。
- [0051] 图 9A-8B 是示出根据某些实施例用于 SEP 的 EEG 系统的 EEG 数据和灯控制信号数据的图。
- [0052] 图 10 是样本 EEG 数据的功率谱图。
- [0053] 图 11 是示出根据某些实施例对于用于 SEP 的 EEG 系统,在光开始之后的平均 EEG 数据的图。
- [0054] 图 12 是示出根据某些实施例对于用于 SEP 的 EEG 系统,闪光与原始 EEG 数据的相关性的图。
- [0055] 图 13 是根据某些实施例用于 SEP 的 EEG 系统的流程图。
- [0056] 图 14 是根据某些实施例用于 SEP 的 EEG 系统的另一流程图。
- [0057] 图 15 是示出根据某些实施例的不同刺激类型的图。
- [0058] 图 16 是示出根据某些实施例的时域算法的图。
- [0059] 图 17 是示出根据某些实施例的四个刺激锁定的(stimulus-locked)平均值的实例的图。
- [0060] 图 18 是示出根据某些实施例的生成闪光锁定的(flash-locked)平均信号的实例的图。

具体实施方式

[0061] 本发明可以多种方式来实施,包括方法,设备,系统,物的组合,实施于计算机可读存储介质上的计算机程序产品,和 / 或处理器,诸如被配置为执行存储于耦接到处理器的存储器上的指令和 / 或由该存储器提供的指令的处理器。在本说明书中,这些实施例方式或者本发明可采取的任何其它形式,可被称作技术。一般而言,可在本发明的范围内更改所公开的方法的步骤次序。除非另有陈述,被描述为被配置为执行任务的元件,诸如处理器或存储器,可被实施为暂时地被配置为在给定时间执行该任务的通用元件或者被制造为执行该任务的专用元件。如本文所用的那样,术语“处理器”指被配置为处理数据,诸如计算机程序指令的一个或多个装置、电路(例如,PCB、ASIC 和 / 或 FPGA)和 / 或处理核。

[0062] 在下文中结合说明了本发明的原理的附图来提供本发明的一个或多个实施例的

详细描述。虽然结合这些实施例描述本发明,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且本发明涵盖许多替代、修改和等效物。在下文的说明中陈述了许多具体细节以便提供对本发明的透彻理解。提供这些细节是出于举例目的且可根据权利要求而没有某些或所有这些具体细节来实践本发明。出于清楚目的,在与本发明有关的技术领域中已知的技术材料将不再详细地描述,使得不会不必要地混淆本发明。

[0063] 根据刺激事件,诸如用户观看闪光而生成的典型的脑电图描记 (EEG) 信号是相对弱的信号。因此,不易于在(例如使用(一个或多个)干接触式传感器、(一个或多个)湿接触式传感器或者(一个或多个)非接触式 EEG 传感器)所检测的信号中检测具有典型量的噪音(例如,来自电路、外部源和 / 或非相关的 EEG 源)的这些信号。此外,也不易于以及时的方式(例如,在 2 秒至 3 秒内)来检测标记(signature) EEG 信号。举例而言,使用以固定频率闪烁的光的系统依赖监视 EEG 信号用于在光频率增加功率。这些系统和方法通常被称作稳态视觉诱发的电位 (SSVEP)。但是,当在 EEG 信号中的噪音水平与正在被估计的信号差不多一样时,功率估计技术(例如,FFT 技术)并不可靠,这常常是特别地利用非接触式 EEG 传感器的情况。

[0064] 依靠由思想或高层次感知生成 EEG 电位的技术是缓慢的。举例而言,利用 P300 事件相关的电位 (ERP),用户必须识别相对稀少的事件,其中所述相对稀少的事件需要事件在时间上相对远地间隔开(例如,十个事件将间隔超一分钟),这限制了利用基于 EEG 的控制所执行的判断 / 行为的速度。

[0065] 因此,需要一种能高效地且有效地判断基于 EEG 信号的刺激诱发事件(例如,SEP,诸如视觉诱发的电位)的系统和方法。

[0066] 在某些实施例中,提供一种高效地且有效地识别与 SEP 相关联的 EEG 信号以控制装置的系统。在某些实施例中,提供一种使用对应于往 / 来于用户的命令的闪光(例如,来自一个或多个发光二极管(LED))和 / 或来自计算机屏幕或电视机(TV)屏幕)的系统。在某些实施例中,在该系统中闪光以不同的固定频率闪烁。在某些实施例中,在系统中闪光以固定模式以可变频率或者以非周期性频率闪烁。系统记录所检测的用户的 EEG 信号且判断用户是否 / 何时正在观看闪光之一。如本文所用的那样,SEP 通常指当用户经受(例如快速地)重复的感觉刺激(例如,视觉,诸如闪光,或对于视觉刺激事件、听觉刺激事件、触觉刺激事件或其它刺激事件的另一无意识响应)时生成的无意识的 EEG 信号。如本文所用的那样,SEP 并不包括基于用户的思想和更高层次认知的事件(例如,识别相对稀有的事件,如 P300,或识别语法错误),其通常在较长时段的偏移之后发生(且通常需要这些事件相对缓慢的重复使得小的 EEG 信号样本可被相加并被平均用于识别目的)且其通常被称作事件相关的电位 (ERP)。

[0067] 在某些实施例中,提供一种对响应于快速重复的感觉刺激而生成的 SEP 信号使用各种信号平均化技术的系统。在某些实施例中,诸如图 18 所示的那样,测量由于用户对快速重复刺激事件做出反应(诸如用户观看闪光)而产生的 EEG 信号与用于控制刺激的信号。举例而言,首先记录在光开始之后固定长度(例如,100 毫秒(ms))的 EEG 信号片段。然后对所记录的数据一起进行平均使得在刺激开始之后的第一 EEG 数据点在一起被平均,然后在刺激开始之后的所有第二数据点一起被平均,然后在刺激开始之后的第三数据点一起被平均,等等。结果提供了刺激锁定的平均信号(或者在此实例中,闪光锁定的平均信号),其

具有与所记录片段相同长度的平均波形。举例而言,如果用户观看光,那么平均波形将包括特征性形状(例如,在光开始时间之后大约 30ms 的 EEG 电压的正偏转)。平均波形的这种特征性形状可以多种方式被检测,如在本文中进一步描述的那样。如果用户没有观看光,那么平均波形将是大致平坦的。

[0068] 在某些实施例中,该系统包括多于一个刺激。举例而言,图 17 是示出四个刺激锁定的平均值的实例的图。平均值之一已经发展出特征性形状,而其它平均值相对平坦。

[0069] 可使用各种技术来检测特征性形状,包括在从开始的某延迟处与阈值比较,求某段时间上的平均 EEG 信号的积分且比较该结果与阈值,或者创建区分是否正在注意光的分类器(classifier)。作为另一实例,可构建理想平均值的原型(即,当正在注意光时)且乘以实际平均值。高值结果将指示受到注意的光。可以多种方式来构建原型,包括当已知用户正在观看光时计算 EEG 平均值、或者当已知用户正在观看光时构建 EEG 数据的自动回归(regression)模型、和使用该自动回归模型的系数作为原型的数据要素。

[0070] 在某些实施例中,该系统用于使用由用户观看闪光所诱发的某些 EEG 信号来控制装置。举例而言,也可基于所检测的 SEP 向另一装置(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。举例而言,该系统可包括若干个闪光,每个闪光都表示用于控制装置的命令。当用户观看闪光之一时,可使用刺激锁定的平均技术来确定 EEG 信号中的独特标记存在于用户记录的 EEG 信号模式中。举例而言,计算装置(例如,编程计算机/膝上型计算机/上网本/便携式计算装置、微控制器、ASIC 和/或 FPGA)可执行高效且有效的算法(例如,分类器),其持续地检查对应于每个闪光的唯一 EEG 信号标记。在某些实施例中,算法实时地执行这些判断(例如,在事件的大约 3 秒内计算这些判断,在此情况下为闪光(或多个闪光)事件(或多个事件))。在某些实施例中,调整各种参数来使得 EEG 信号最大且提高视觉诱发电位检测速率,诸如光亮度、颜色、间距、频率、占空比和由光所用的视场量。当检测到视觉诱发的电位时,将相对应的命令发送给受控制的装置。

[0071] 举例而言,受控制的装置可为玩具且当该系统识别出用户正在观看闪光之一时,那么玩具将发生有趣的事情(例如,基于来自用于检测 SEP 的系统的命令)。作为另一实例,在视频游戏内的物体可闪光,且游戏可识别到用户正在观看什么(例如,哪个闪光物体)且将其合并到游戏内。作为另一实例,在飞行模拟器或军事或其它应用内的物体可闪光,且游戏可识别到用户正在观看什么(例如,哪个闪光物体)且将其合并到该应用内。作为另一实例,受控制的装置可为编程计算机或者任何设备,其允许不能用他们的手但需要能力的用户做出系统选择。作为另一实例,受控制的装置可为汽车应用,其中驾驶员和/或乘客的汽车界面的选择或设置。举例而言,EEG 检测系统可为由用户佩戴的罩的形式和/或集成到汽车座位的车座枕头内且闪烁的光/闪光可集成到汽车的控制台/仪表板内用于控制收音机、温度或其它控制/设置,或者与汽车或其它装置的各种其它 EEG 应用组合,其中所述其它装置诸如为心理状态监视器(例如,为了确定注意力、焦虑、吃惊和/或疲劳状态,诸如用于汽车、飞机或任何其它装置的驾驶员)。

[0072] 图 1 是示出根据某些实施例的用于 SEP 的 EEG 系统的方块图。如图所示,用于 SEP 的 EEG 系统 100 包括 EEG 控制系统 110、EEG 检测系统 130 和装置 150。在某些实施例中,装置 150 受到 EEG 控制系统 110 控制。在某些实施例中,装置 150 被包括于用于 SEP 的 EEG

系统中或者与用于 SEP 的 EEG 系统集成,如图所示,且使用串行或其它通信信道与装置 150 通信。在某些实施例中,装置 150 与用于 SEP 的 EEG 系统 100 分开且使用有线或无线通信与 EEG 控制系统 110 通信。在某些实施例中,EEG 控制系统 110 使用串行或其它通信信道(例如,有线或无线)与 EEG 检测系统 130 通信。

[0073] 在某些实施例中,EEG 检测系统 130 检测用户的 EEG 信号,且 EEG 控制系统 110 包括处理器,该处理器被配置为对由 EEG 检测系统 130 所检测的 EEG 信号执行 SEP 判断算法(例如,实时分类算法/分类器)。在某些实施例中,使用各种 SEP 判断技术(例如,时域 SEP 判断算法/分类器),如本文所公开的那样。

[0074] 在某些实施例中,基于 SEP 判断(或多个 SEP 判断),EEG 控制系统 110 发送相对应的控制信号(或多个控制信号)给装置 150(例如,基于相关联的 SEP)。在某些实施例中,EEG 检测系统 130 发送原始 EEG 信号数据,或在某些实施例中发送经处理的 EEG 信号数据(例如,以过滤出噪音)给 EEG 控制系统 110。

[0075] 图 2 是示出根据某些实施例的 EEG 控制系统的功能图。如图所示,EEG 控制系统 130 包括:EEG 检测通信元件 112,其用于与 EEG 检测系统 130 通信;处理器 114,其用于对由 EEG 检测系统 130 所检测的 EEG 信号执行 SEP 判断算法;输出控制 118,其用于与装置 150 通信;LED 通信 122,其用于与一个或多个 LED(例如,闪烁的 LED 灯系统)通信;以及数据存储装置 124(例如,用于存储接收到的 EEG 信号样本和相关联的定时数据,诸如闪烁 LED 灯);以及通信链路 120。

[0076] 在某些实施例中,编程计算机与 EEG 控制系统 110 通信,且 EEG 控制系统 110 还包括到计算机元件的 EEG 数据用于发送所检测的 EEG 信号样本给计算机。在此实例中,计算机包括处理器,该处理器被配置为对由 EEG 检测系统 130 所检测的 EEG 信号执行 SEP 判断算法,然后计算机可提供分析结果给 EEG 控制系统用于控制该装置(例如,基于相关联的 SEP)。在某些实施例中,计算机包括处理器,该处理器被配置为对由 EEG 检测系统 130 检测到的 EEG 信号执行 SEP 判断算法,且基于 EEG 信号样本的分析结果计算机向装置发送相对应的控制信号(或多个相对应的控制信号)。在某些实施例中,由编程计算机执行对 EEG 信号样本的分析的全部或仅一部分。在某些实施例中,在 EEG 检测系统(例如,与 EEG 传感器集成或通信的 ASIC)中执行对 EEG 信号样本的分析的全部或仅一部分。

[0077] 图 3 是示出根据某些实施例的 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 ASIC),有源 EEG 传感器 136 和基准 EEG 传感器 138 和通信链路 134。所测量的 EEG 信号被提供给 EEG 控制系统 110。在某些实施例中,对 EEG 信号样本的持续测量被检测且被提供给 EEG 控制系统 110。

[0078] 图 4 示出根据某些实施例包括安装于帽内的 EEG 传感器与基准 EEG 传感器的 EEG 检测系统。如图所示,EEG 检测系统 130 为由用户佩戴的帽子,其包括在帽内的 EEG 传感器 136 和基准 EEG 传感器 138。EEG 传感器 136 和基准 EEG 传感器 138 经由有线通信(例如,串行通信链路)连接到 EEG 控制系统 110。在某些实施例中,当用户戴上该帽子时,EEG 传感器 136 在帽内位于用户头部的枕骨区内(例如,用于视觉事件相关的 EEG 信号检测)且基准 EEG 传感器 138 位于用户头部的另一位置(例如,在前额、在用户头部在耳朵上方的一侧、或者在用户头后部上不同于有源 EEG 传感器位置的位置)。在某些实施例中,基于待检测的刺激事件类型 EEG 传感器(或多个 EEG 传感器)位于不同位置,如将由本领域普通技

术人员所理解的那样。在某些实施例中,EEG 传感器 136 和基准 EEG 传感器 138 为非接触式 EEG 传感器。在某些实施例中,EEG 检测系统包括多于一个 EEG 传感器 136。在某些实施例中,EEG 检测系统 130 为头戴装置、音频头戴式装置、汽车座位车座枕头的形式或任何其它形式的设备或模块,其可由用户用于将 EEG 传感器(或多个 EEG 传感器) 136 和基准 EEG 传感器 138 牢固地定位于用户头部的适当位置用于 EEG 信号检测。在某些实施例中,EEG 检测系统 130(例如,帽/罩,如图所示)包括接地耳夹(ear clip)以减小噪音量。

[0079] 图 5A 至图 5B 示出根据某些实施例的 EEG 传感器。如图 5A 所示,EEG 传感器 136 安装于 EEG 信号检测帽内部。如图 5B 所示,示出了 EEG 传感器 136 的顶侧,其中所图示的 EEG 传感器 136 为大约二角五分美元硬币大小的非接触式电极。EEG 传感器 136 集成到带模拟前端电路的印刷电路板 (PCB) 内,模拟前端电路放大 EEG 信号且滤出噪音。EEG 传感器 136 包括金属屏蔽件,其保护例如敏感信号避免外部噪音。在某些实施例中,用于 EEG 传感器 136 的电路集成到 ASIC 内。

[0080] 图 6 是示出根据某些实施例的用于 SEP 的 EEG 系统的另一方块图。如图所示,用于 SEP 的 EEG 系统 100 包括:计算机 610,其被配置(例如,编程)为对所检测的 EEG 信号执行 SEP 判断算法;控制器 620,其用于控制 LED(闪烁)灯系统 650(例如,控制灯闪烁的开始和偏移(offset)的定时和哪些灯以哪种模式闪烁);以及 EEG 电路 630,其用于从 EEG 传感器 136 和基准 EEG 传感器 138 接收(且在某些实施例中处理)所检测的 EEG 信号。如图所示,四个 LED 灯设于 LED 灯系统 650 中。在某些实施例中,提供一个或多个 LED 灯。

[0081] 控制器 620 还包括 FPGA622(或在某些实施例中,任何其它形式的处理器或在诸如 ASIC 或编程处理器的处理器上执行的软件)。在某些实施例中,控制器 620 控制 LED 灯 650 且还与计算机 610 和 EEG 电路 630 通信。在某些实施例中,控制器 620 控制闪光且从 EEG 电路 630 接收 EEG 信号(样本)数据。在某些实施例中,控制器还将所接收的 EEG 信号数据与光定时数据(例如,LED 灯系统 650 的闪烁开始/偏移)组合为串行流,该串行流被发送给计算机 610 用于进一步分析和处理(例如,使用实时 SEP 判断算法)。在某些实施例中,控制器 620 还发送控制信号给受控制的装置(例如,装置 150)。

[0082] EEG 电路 630 包括固件 632(或在某些实施例中,任何其它形式的处理器或在诸如 ASIC 或 FPGA 或编程处理器的处理器上执行的软件)。控制器与计算机 610 和 EEG 电路 630 成串行通信,如图所示的那样。在某些实施例中,EEG 电路 630 还直接连接到,如图所示经由直接串行连接到计算机 610(或者,在某些实施例中与计算机 610 直接通信、有线或无线地)。在某些实施例中,这些连接中的一个或多个为无线的。

[0083] 图 7 示出根据某些实施例具有非接触式 EEG 传感器的 EEG 检测系统。如图所示,EEG 检测系统 130 为由用户戴上的帽或罩的形式,其包括电池 710(例如,可再充电的锂离子电池),EEG 电路 720 和到 EEG 传感器的布线 730(非接触式 EEG 传感器安装于帽内部且因此由用户戴上帽的此描绘图中不可看到)。在某些实施例中,EEG 检测系统 130 与其它设备/装置,诸如 EEG 控制系统 110 无线通信(例如,蓝牙或另一无线协议)。在某些实施例中,电池 710、EEG 电路 720 和到 EEG 传感器 730 的布线更紧密地集成到帽/罩和/或其它头戴式设备内(如在上文中类似地讨论)且在某些实施例中,当由用户戴上时通常是不可见的。应了解,可使用各种其它设计和头戴式设备来提供本文所公开的 EEG 检测系统 130。

[0084] 图 8A-8B 示出根据某些实施例用于 SEP 的 EEG 系统的 LED 灯。如图所示,图 8A 示

出 LED 灯 650, 其中, 关掉了所有四个 LED 灯 (例如, 未开启闪烁)。如图所示, 图 8B 示出 LED 灯 650, 其中, 开启了所有四个 LED 灯 (例如, 闪烁开启)。如图所示, LED 灯 650 安装于盒形设备中, 其例如能以代表给用户的命令的模式闪烁。在某些实施例中, LED 灯系统 650 的四个单独的 LED 灯中的每个 LED 灯都可独立地开启 / 关闭闪烁。在某些实施例中, LED 灯系统 650 的 LED 灯以不同的固定频率闪烁。在某些实施例中, LED 灯系统 650 的 LED 灯以固定模式以可变频率闪烁。在某些实施例中, 四个 LED 灯中每一个以不同频率闪烁。在某些实施例中, LED 灯中每个灯的频率以 1Hz 或 2Hz 来分开 (例如, 可以下列频率来设置四个 LED 灯: 9Hz、10Hz、11Hz 和 12Hz 或其它频率, 诸如在 8Hz 至 20Hz 的范围或者可有效地检测 SEP 的某些其它频率范围)。在某些实施例中, 在 LED 灯系统 650 中包括少于四个或多于四个 LED。在某些实施例中, 闪烁模式受到控制器 620 控制 (例如, 使用 FPGA 控制器, 诸如执行 Verilog 代码的 XilinxFPGA 芯片来控制闪烁频率)。

[0085] 图 9A-9B 是示出根据某些实施例用于 SEP 的 EEG 系统的 EEG 数据和灯控制信号数据的图。图 9A 示出测量的 EEG 信号 (以伏特 (V) 为单位) 相对于时间 (以秒为单位)。图 9B 示出光输入信号 (以赫兹 (Hz) 为单位) (例如, 闪光事件) 相对于时间 (以秒为单位)。如图所示, 光输入信号为固定频率的方波。

[0086] 图 10 是样本 EEG 数据的功率谱图。特别地, 图 10 示出测量的 EEG 信号 (以 V 为单位) 相对于频率 (以 Hz 为单位), 其中描绘了两个测量值: 第一测量的 EEG 信号, 其中不存在光事件; 和第二测量的信号, 其中发生 12Hz 光事件且用户正在观看以 12Hz 的固定频率开启和关闭闪烁的光。如在图 10 所示的此实例中所说明和如上文所讨论的那样, 难以判断在 12Hz 增加的功率是否是由于观看 12Hz 的光造成或者其是否为不相关的噪音。

[0087] 图 11 是示出根据某些实施例对于用于 SEP 的 EEG 系统, 在光开始之后的平均 EEG 数据的图。特别地, 图 11 示出在光开始 (例如, 12Hz 闪光事件) 之后的平均 EEG 信号, 其中数据的时间序列的平均值被时间锁定到 12Hz 的闪光。如图所示, 闪光锁定的平均信号提供这样的信号形状: 其可被识别来检测正在注意光 (例如, 由用户观察到) 从而有效地检测 SEP (例如, 使用阈值比较和 / 或标记信号比较, 如本文中所讨论的那样)。

[0088] 图 12 是示出根据某些实施例对于用于 SEP 的 EEG 系统, 闪光与原始 EEG 数据相关性的图。特别地, 图 12 示出平均 EEG 信号 (例如, 闪光锁定的平均信号) 与闪光事件 (例如, 光闪烁) 之间的相关性分析。在时间上的每个离散点处, 测量的 EEG 信号与测量的光信号被相乘在一起。所有的这些结果一起被平均以形成相关数。在某些实施例中, 使用在 EEG 数据与光信号数据之间的时间偏移 (例如, 30ms) 重复分析。结果是可用于确定正在注意光 (例如, 由用户观察到) 的特征性形状, 从而有效地检测 SEP。

[0089] 图 13 是根据某些实施例用于 SEP 的 EEG 系统的流程图。在 1302, 该过程开始。在 1304, 检测到多个 EEG 信号样本。在 1306, 使用 EEG 信号样本生成刺激锁定的平均信号。在某些实施例中, 确定 EEG 信号的平均值, 其时间锁定到光开始和 / 或偏移事件 (或多个光开始和 / 或偏移事件)。举例而言, 对于在光开始之后的规定时段 (例如, 50ms), 记录 EEG 信号, 且在一个或多个光开始中的每次开始之后执行这种记录。然后所得到的 50ms EEG 片段一起被平均以提供平均信号。在 1308, 判断是否响应于刺激事件模式而诱发 EEG 信号样本 (例如, SEP 判断, 诸如响应于视觉事件)。例如, 可使用各种技术来检测刺激锁定的平均信号的特征性形状, 包括在从开始的某延迟处与阈值比较, 求某段时间上的平均 EEG 信号的

积分且比较该结果与阈值,或者创建区分是否正在注意光的分类器。作为另一实例,理想平均值的原型(即,当正在注意光时)可被构建且被乘以实际平均值。高值结果将指示注意到光。可以多种方式来构建原型,包括当已知用户正在观看光时计算 EEG 平均值,或者当已知用户正在观看光时构建 EEG 数据的自动回归模型,和使用该自动回归模型的系数作为原型的数据要素。在 1310,基于 SEP 判断来提供控制信号。在 1312,该过程完成。

[0090] 图 14 是根据某些实施例用于 SEP 的 EEG 系统的另一流程图。在 1402,该过程开始。在 1404,检测并记录(例如,存储)多个 EEG 信号样本。在 1406,使用 EEG 信号样本生成刺激锁定的平均信号。在 1408,计算刺激锁定的平均信号的峰值,其中基于平均信号的最大值减去最小值来确定第一峰值。在 1410,比较该峰值与阈值。举例而言,如果用户经历刺激诱发事件(例如,正在观看闪光),那么平均 EEG 信号将通常包括在闪烁开始之后不久能注意到的峰值(例如,在这些 SEP 的大约 30ms 至 50ms 偏移之后)。因此,可设置阈值(例如,标记信号)来判断是否存在峰值。在某些实施例中,基于利用特定用户的测试来训练该系统,且基于训练来生成阈值(或者在某些实施例中,为信号标记)。在某些实施例中,使用时间延迟偏移(例如,30ms 至 50ms)来使得 EEG 信号样本与刺激事件模式相关以判断是否响应于刺激事件模式而诱发 EEG 信号样本(例如,SEP 判断,诸如响应于视觉事件)。在 1412,基于 SEP 判断来提供控制信号。在 1414,该过程完成。

[0091] 图 15 是示出根据某些实施例的不同刺激频率类型的图。如图所示,光输入信号的刺激频率可以是单个固定频率,诸如方波,符号(sign)或三角波,具有调制的载波。在某些实施例中,使用混合频率刺激,其中混合频率刺激为,例如加在一起的两个或更多个的固定频率的组合。在某些实施例中,使用各种其它类型的非周期性信号且与时域分析相匹配。举例而言,具有调制的载波将类似于具有与不同的较小的信号组合的在固定频率处的大的正弦波分量的 FM 无线电信号。作为另一实例,可通过在频率中添加某些变化来调整单频率刺激。应了解,还存在许多方式来构建伪随机码,诸如在蜂窝电话网络中使用的 CDMA 代码。

[0092] 图 16 是示出根据某些实施例的时域算法的图。在某些实施例中,时域分类器技术使用 EEG 信号而无需转换到频域。举例而言,可使用的一种方案是将 EEG 信号乘以与闪光相同频率的正弦波。如果正弦波具有正确的频率和相位,则输出将具有相对大的幅度。与不正确的正弦波相比,这样的输出的绝对值将相对高。作为另一实例,可使用相关性分析,其将 EEG 数据的每个点乘以光强度数据的每个点(例如,在减去均值之后)。如果在两个数据向量之间无相关性,输出将为零。也可在光强度数据与 EEG 的延迟版本之间计算相关性(例如,使用适当偏移,诸如 30ms 至 50ms)。在某延迟处,对于正在被注意的光而言,相关性将通常为强。在下文中进一步描述刺激锁定平均技术的各种实施例。

[0093] 图 17 是示出根据某些实施例的四个刺激锁定平均值的实例的图。平均值之一已经发展出特征性形状,而其它平均值相对平坦。

[0094] 图 18 是示出根据某些实施例生成闪光锁定的平均信号的实例的图。如图 18 所示,测量由于用户观看闪光所生成的 EEG 信号和用于控制光的信号。首先记录在光开始之后的固定长度(100ms)的 EEG 信号的片段。所记录的数据一起被平均使得在光开始之后的第一 EEG 数据点一起被平均,然后在光开始之后的所有第二数据点一起被平均,然后在光开始之后的第三数据点一起被平均,等等。结果提供与所记录的片段相同长度的平均波形。举例而言,如果用户观看光,那么平均波形将包括特征性形状(例如,在光开始时间之后大约 30ms

至 50ms 的 EEG 电压的正偏转)。可以多种方式来检测这种特征性形状。如果用户没有观看光,那么平均波形将是大致平坦的。在某些实施例中,这种技术类似地用于生成刺激锁定的平均信号。在某些实施例中,测量的 EEG 信号包括无意识的 EEG 信号响应。在某些实施例中,测量的 EEG 信号还包括有意识的 EEG 信号响应,诸如强度或注意力集中(focus)相关的 EEG 信号响应(例如,EEG 信号的强度可以这样的方式被更改:其中(诸如外围注意力集中相对于直接注意力集中(a periphery versus a direct focus))或者用户观察闪光(或多个闪光)的强度))。

[0095] 尽管已经为了清楚理解的目的在某种详细程度上描述了前述实施例,本发明并不限于所提供的细节。存在许多实施本发明的替代方式。所公开的实施例是说明性的而不是限制性的。

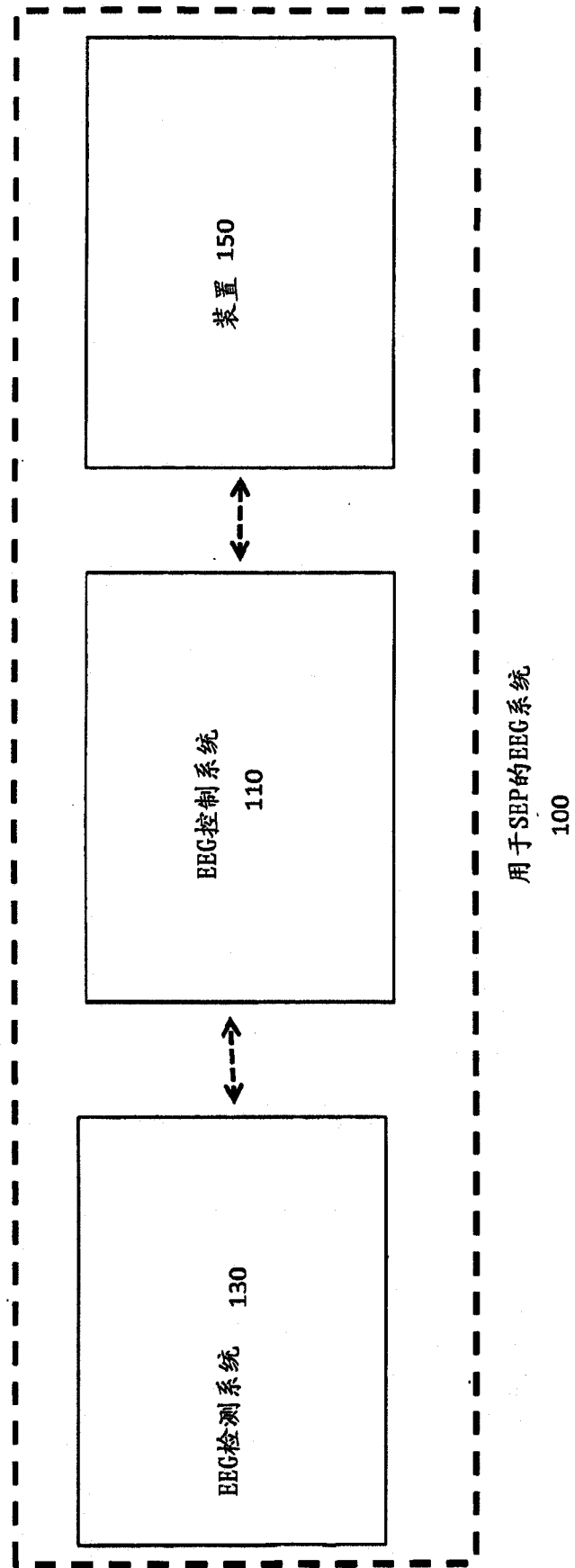


图 1

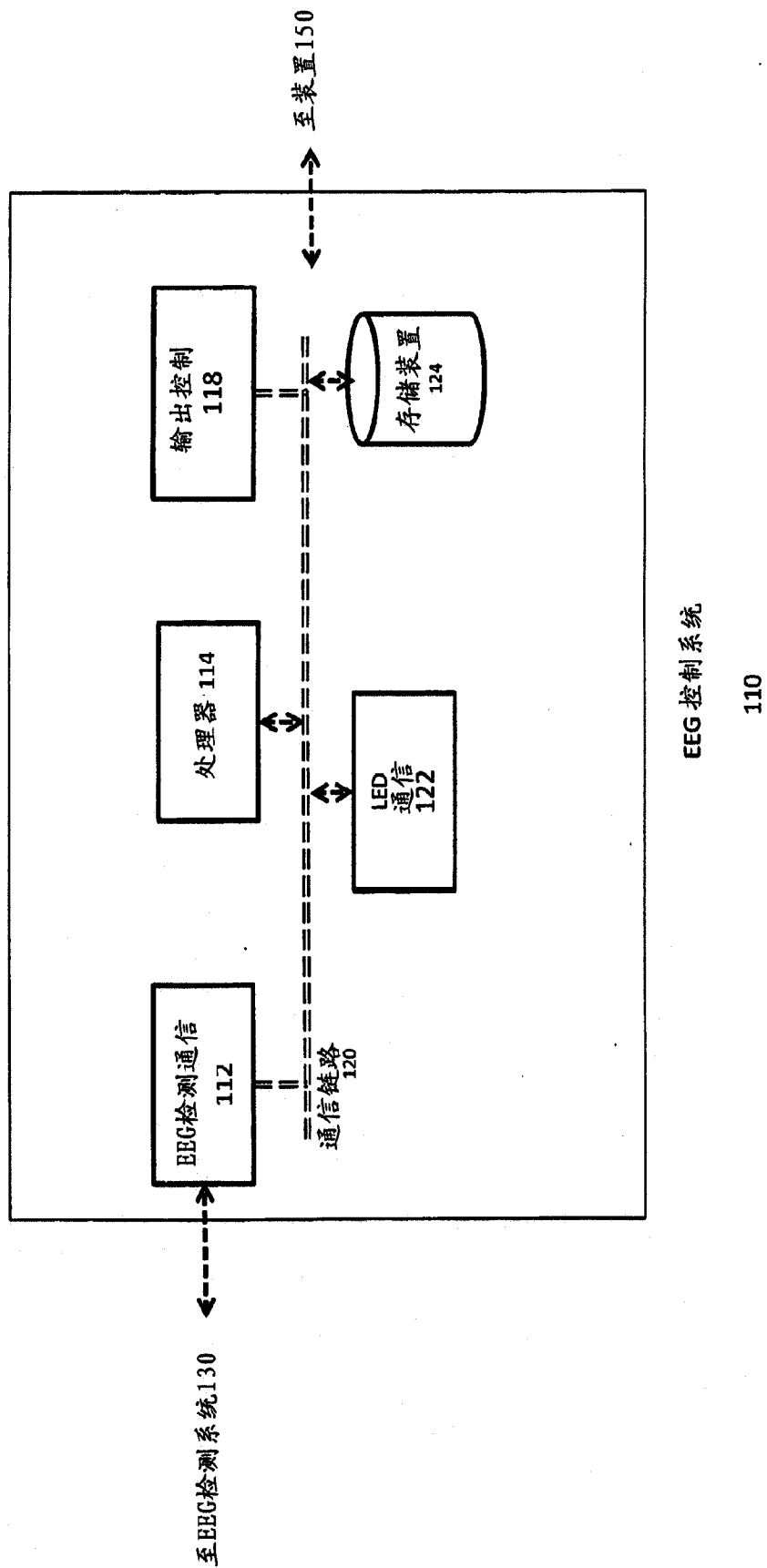


图 2

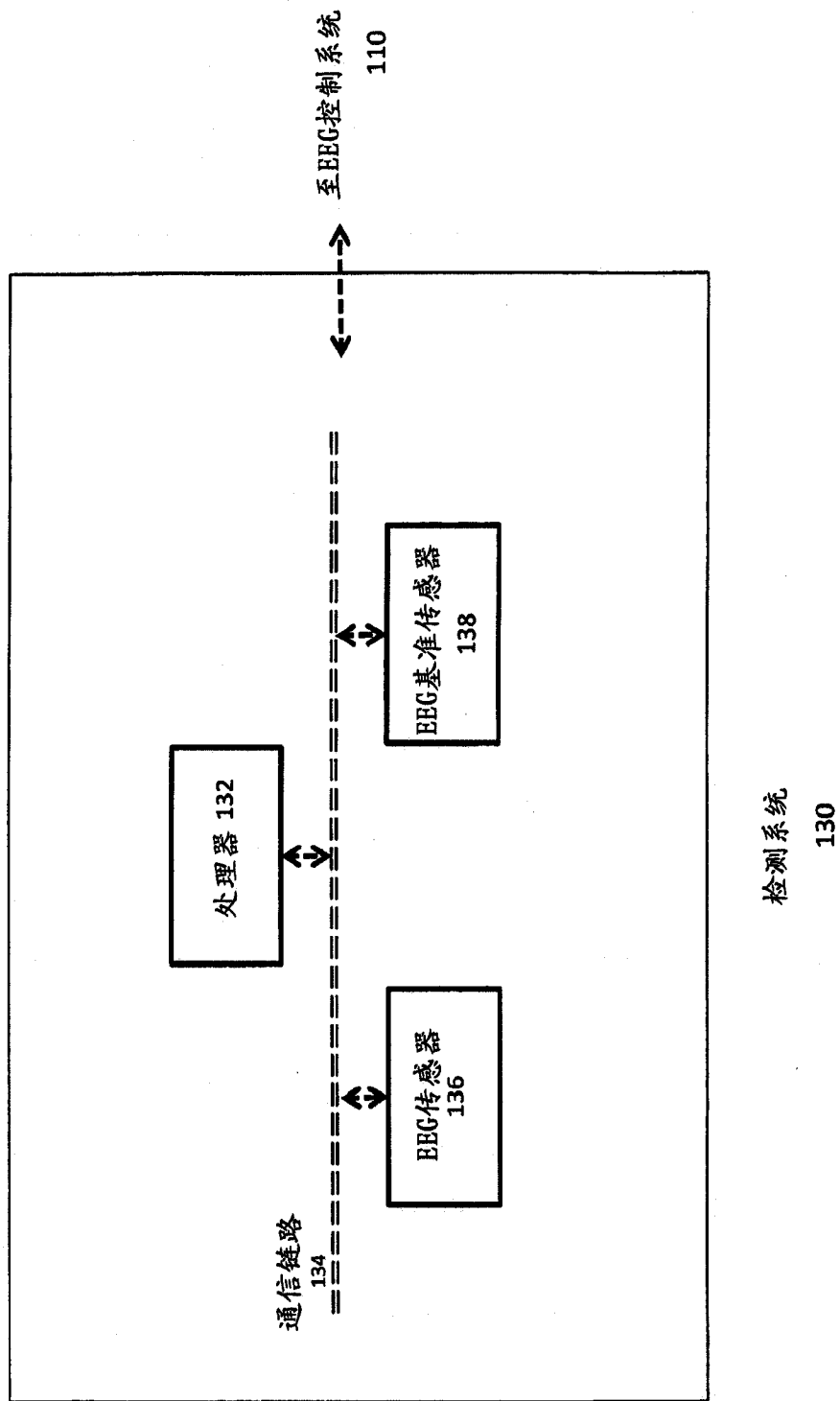


图 3

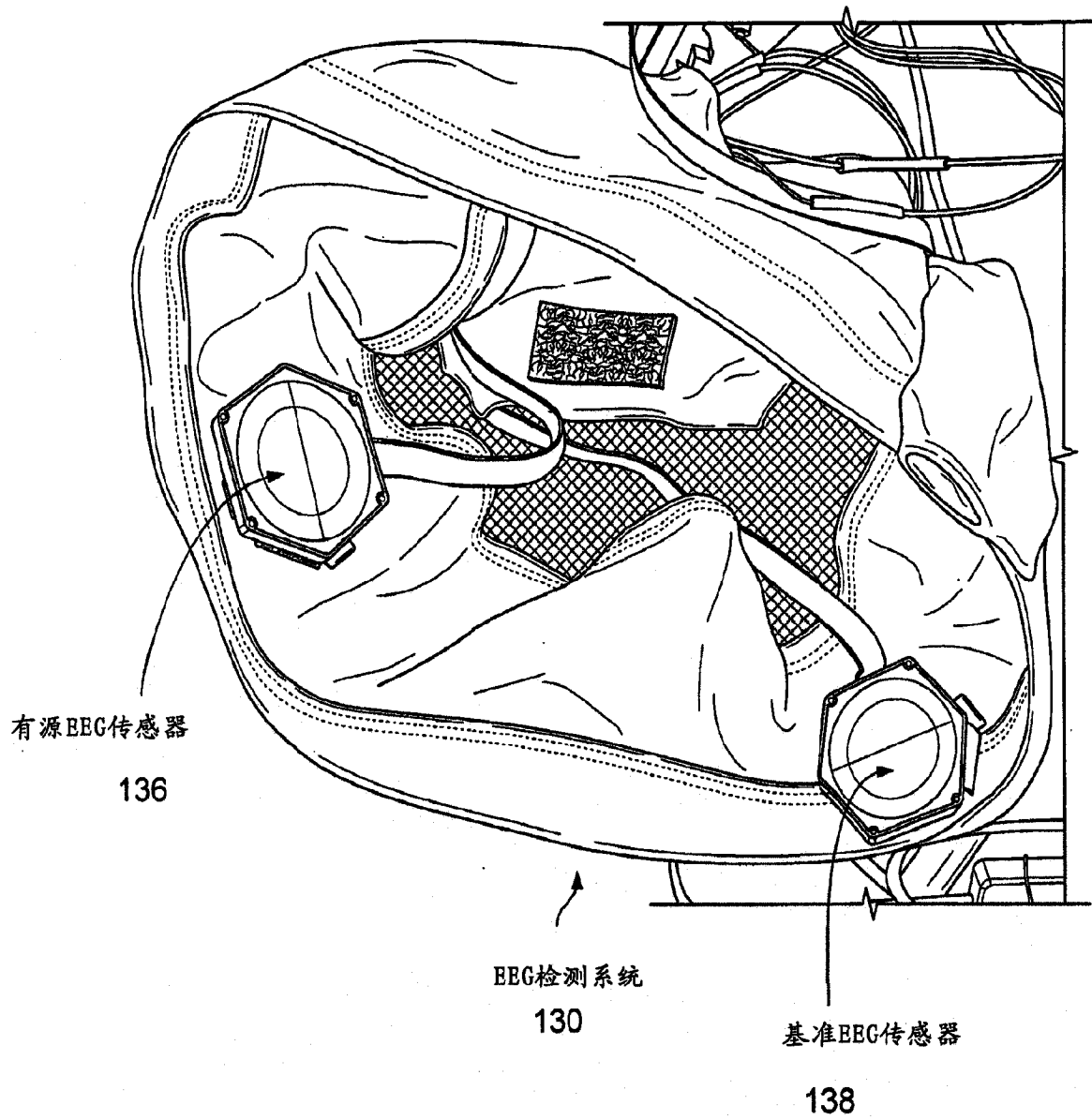


图 4

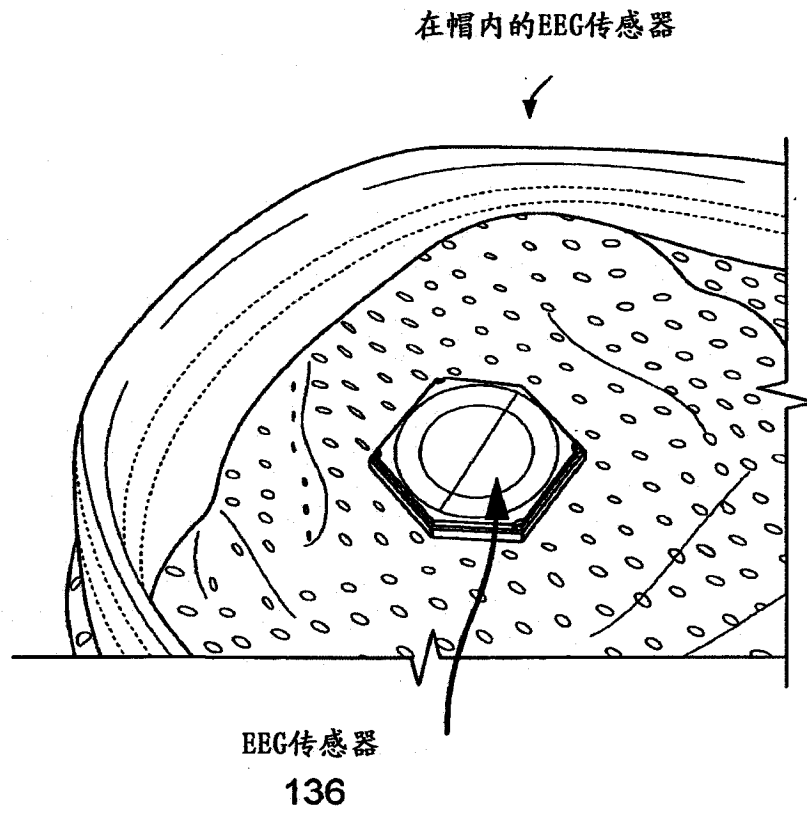


图 5A

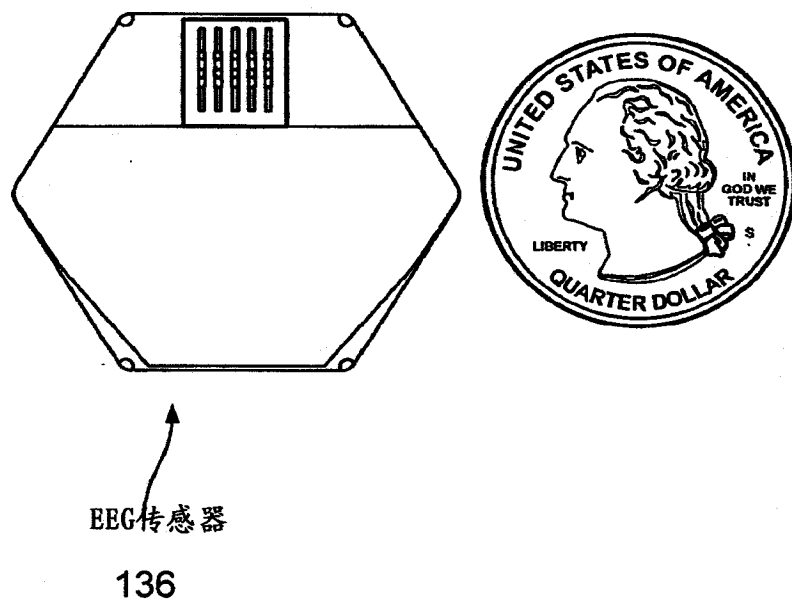


图 5B

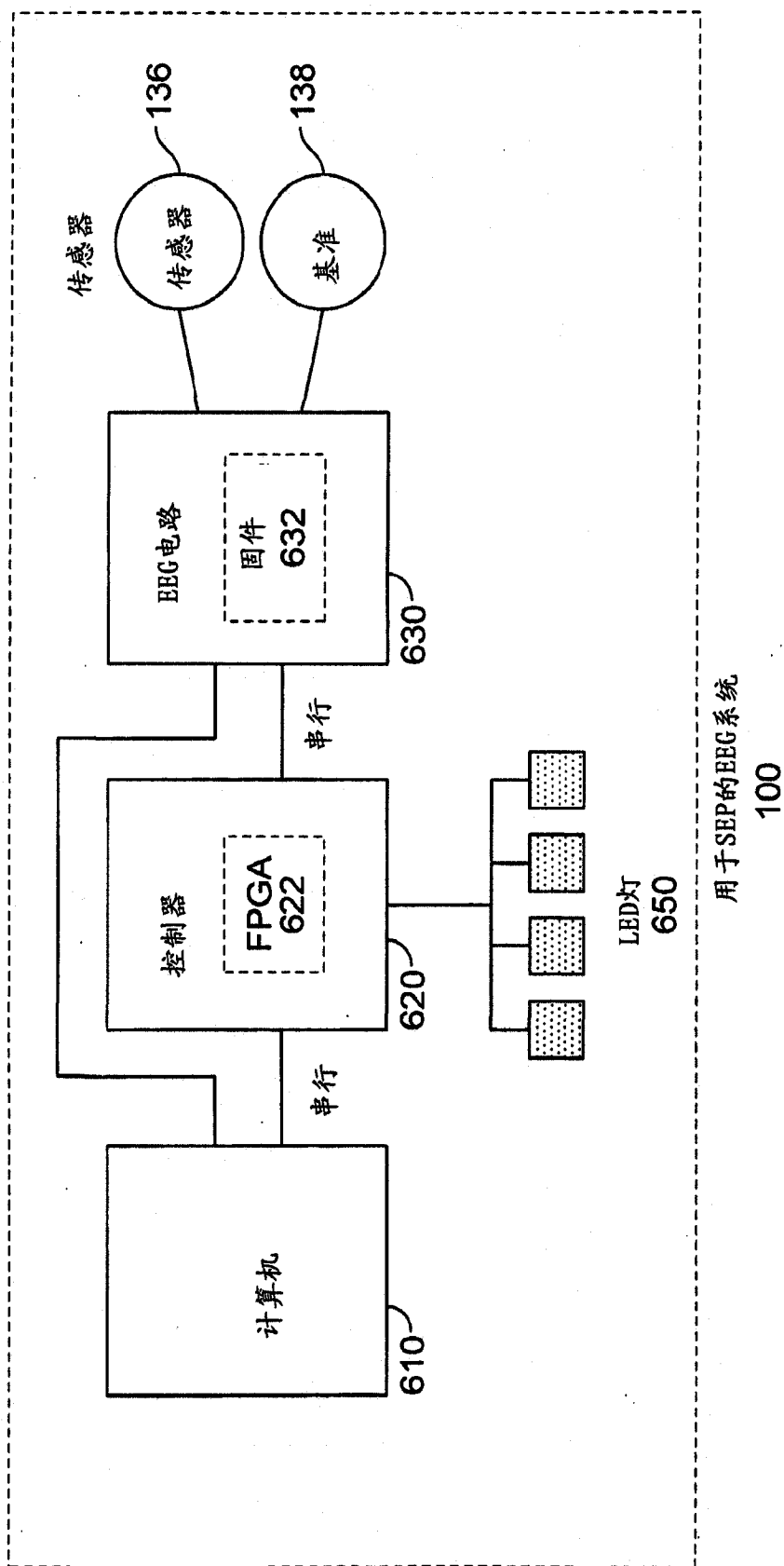


图 6

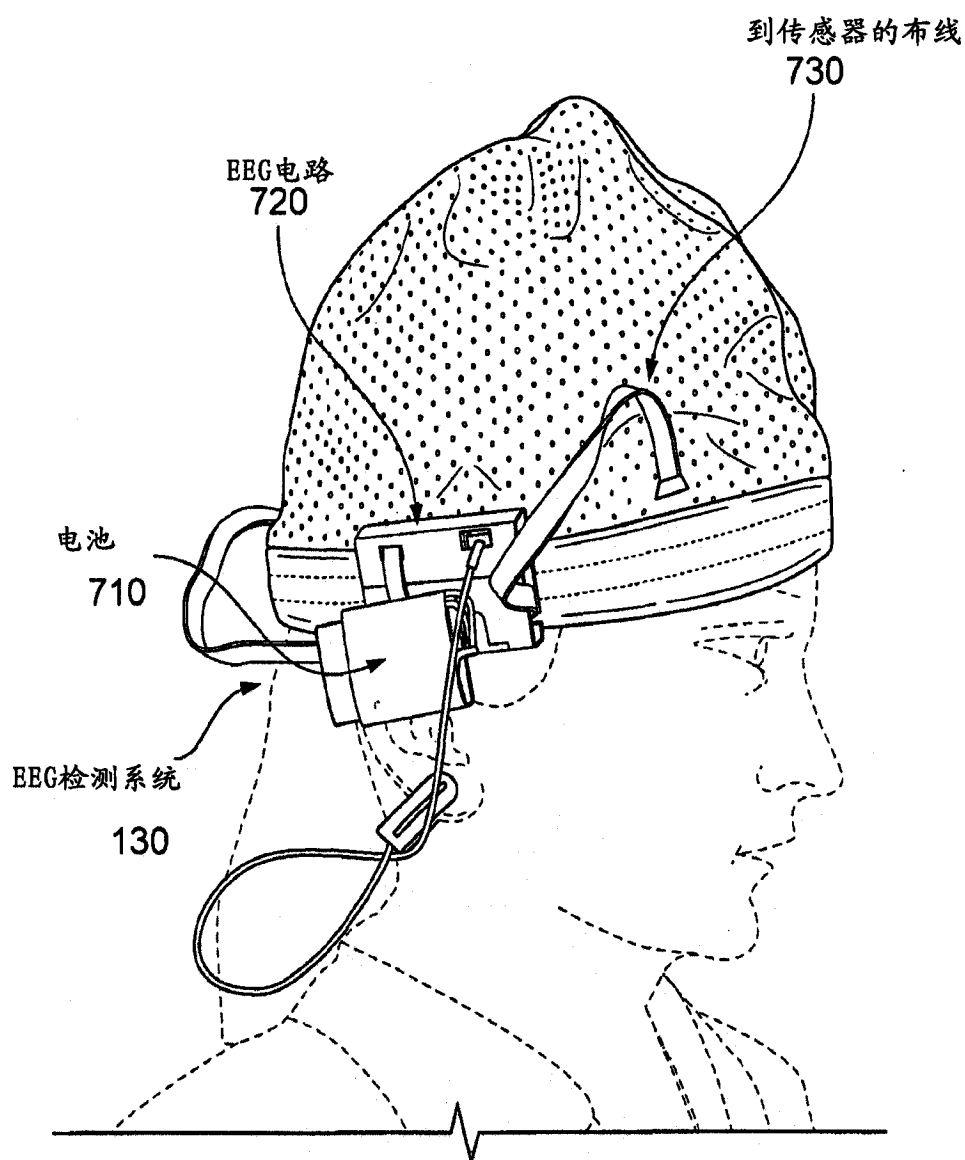


图 7

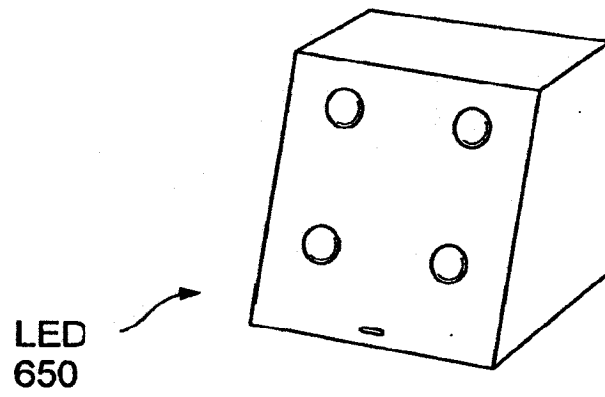


图 8A

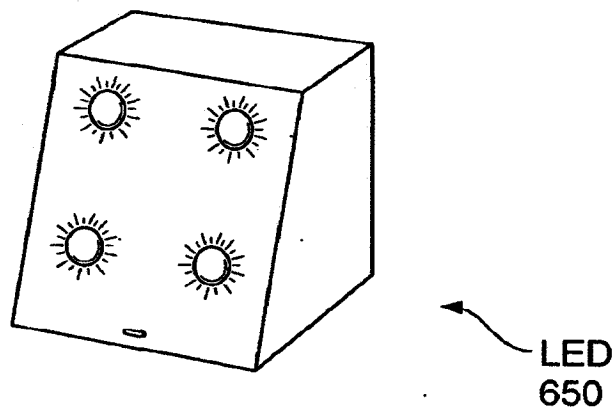


图 8B

实例EEG和光亮度数据

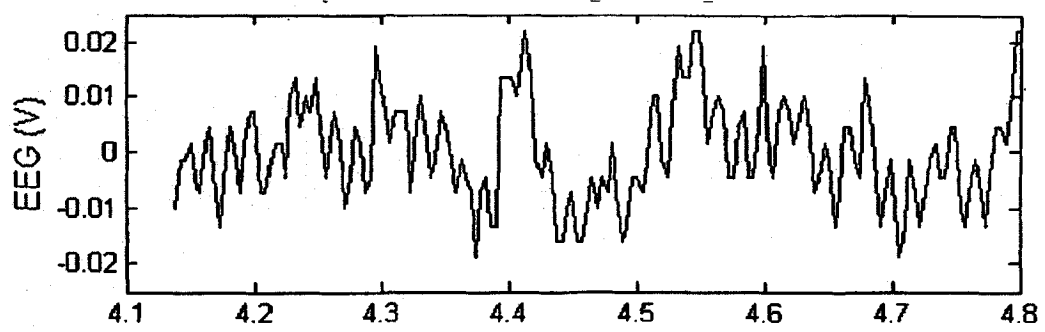


图 9A

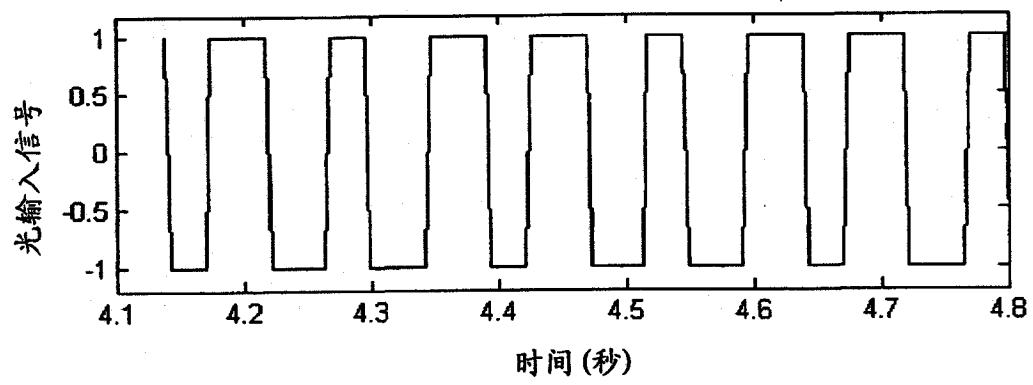


图 9B

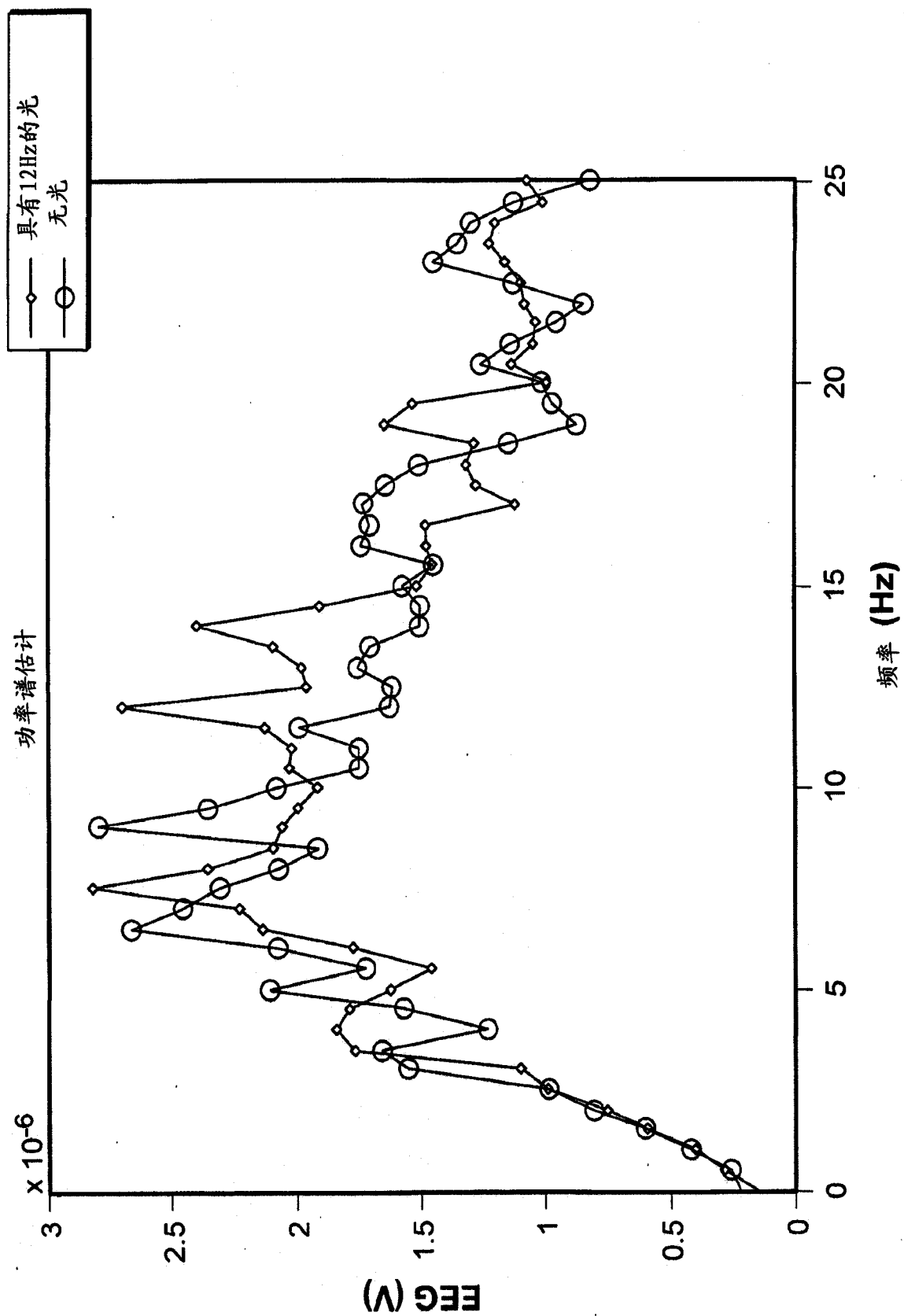


图 10

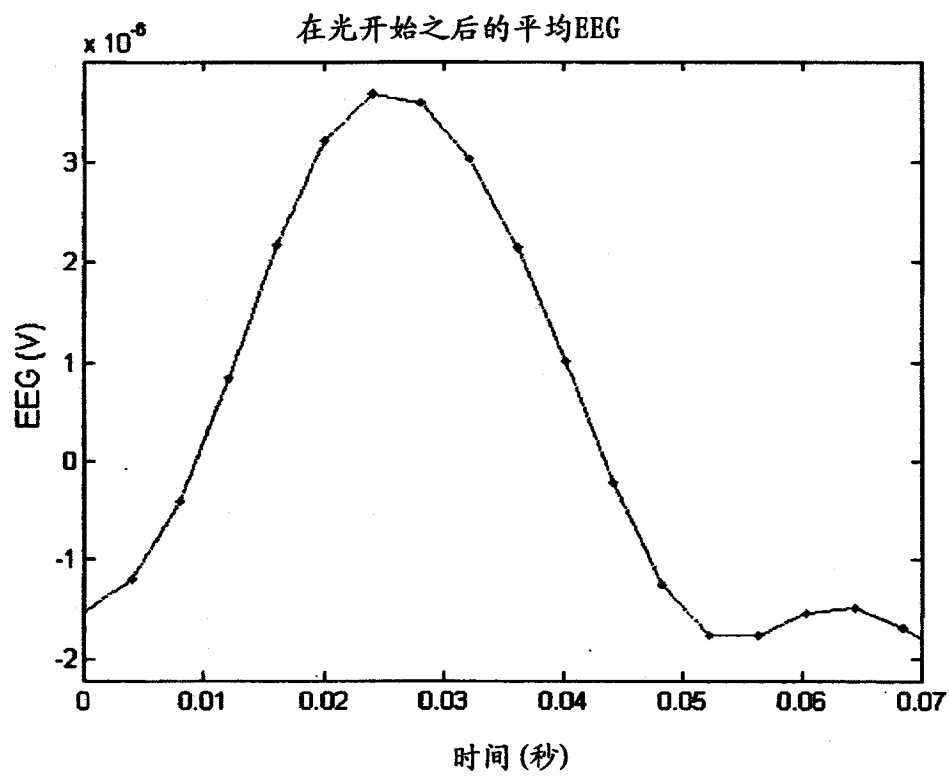


图 11

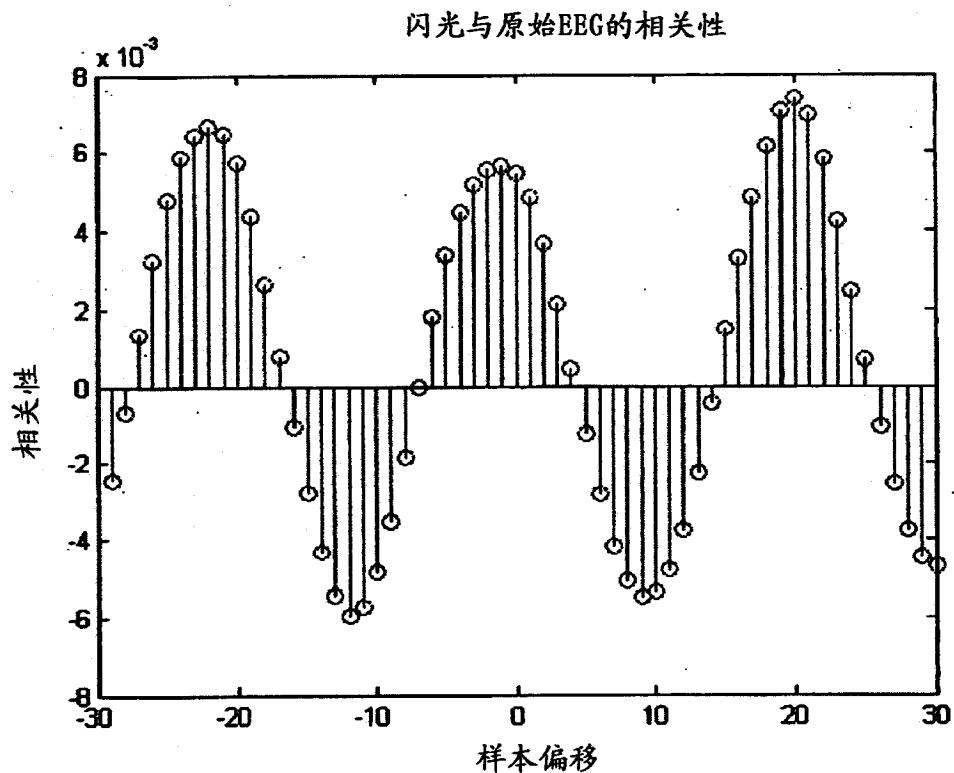


图 12

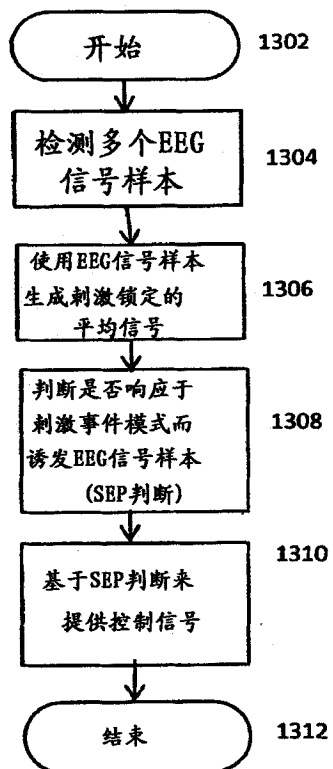


图 13

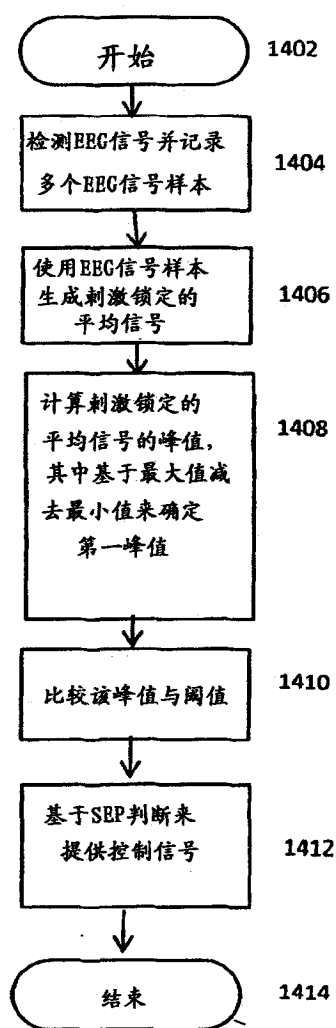


图 14

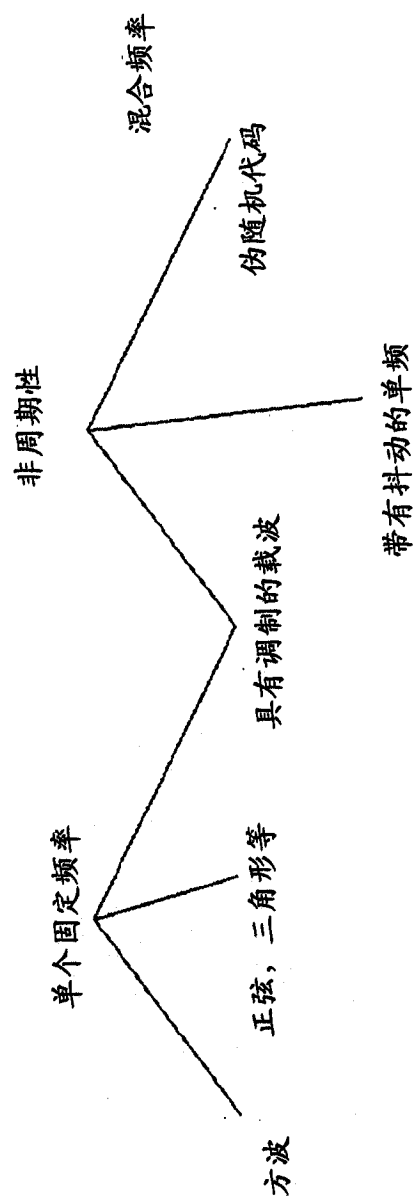


图 15

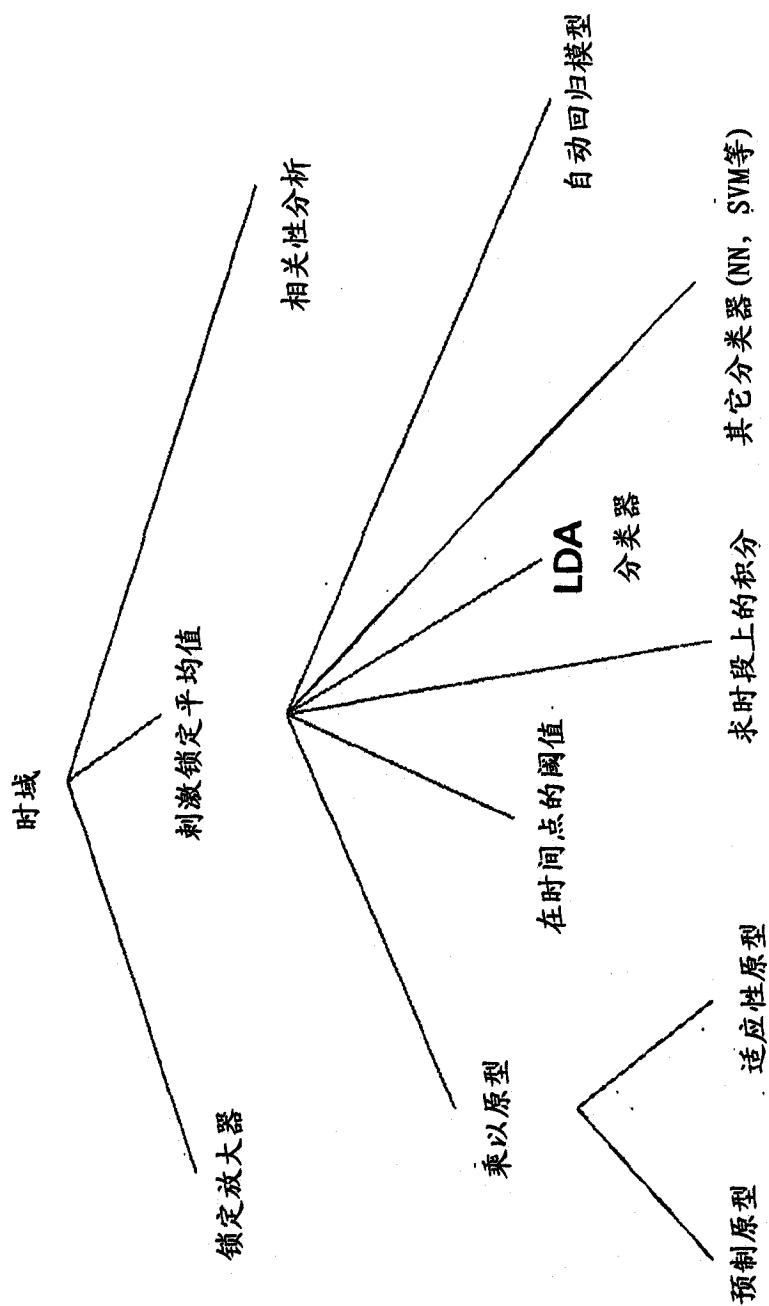


图 16

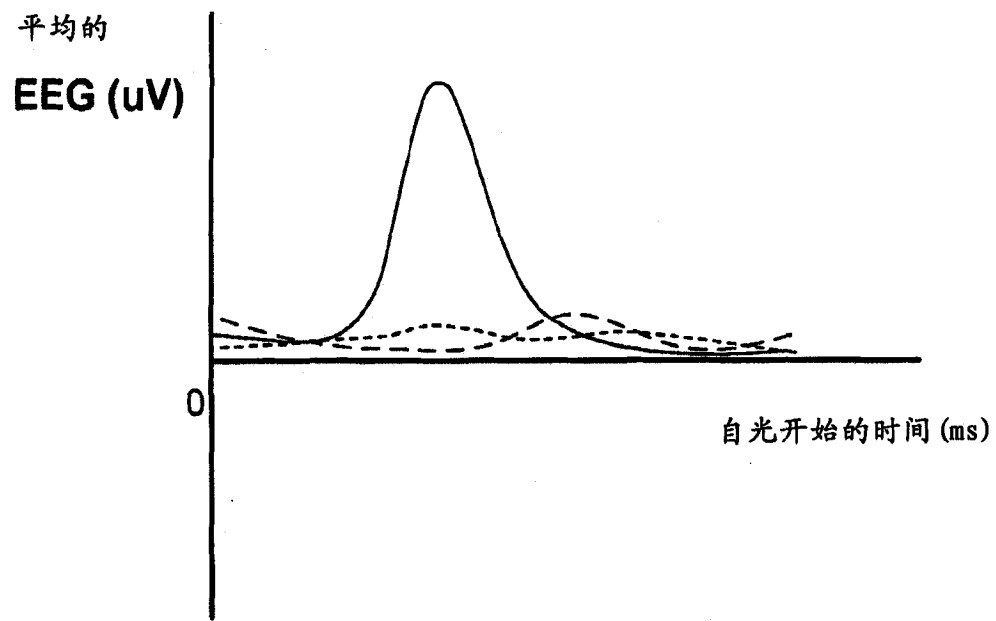


图 17

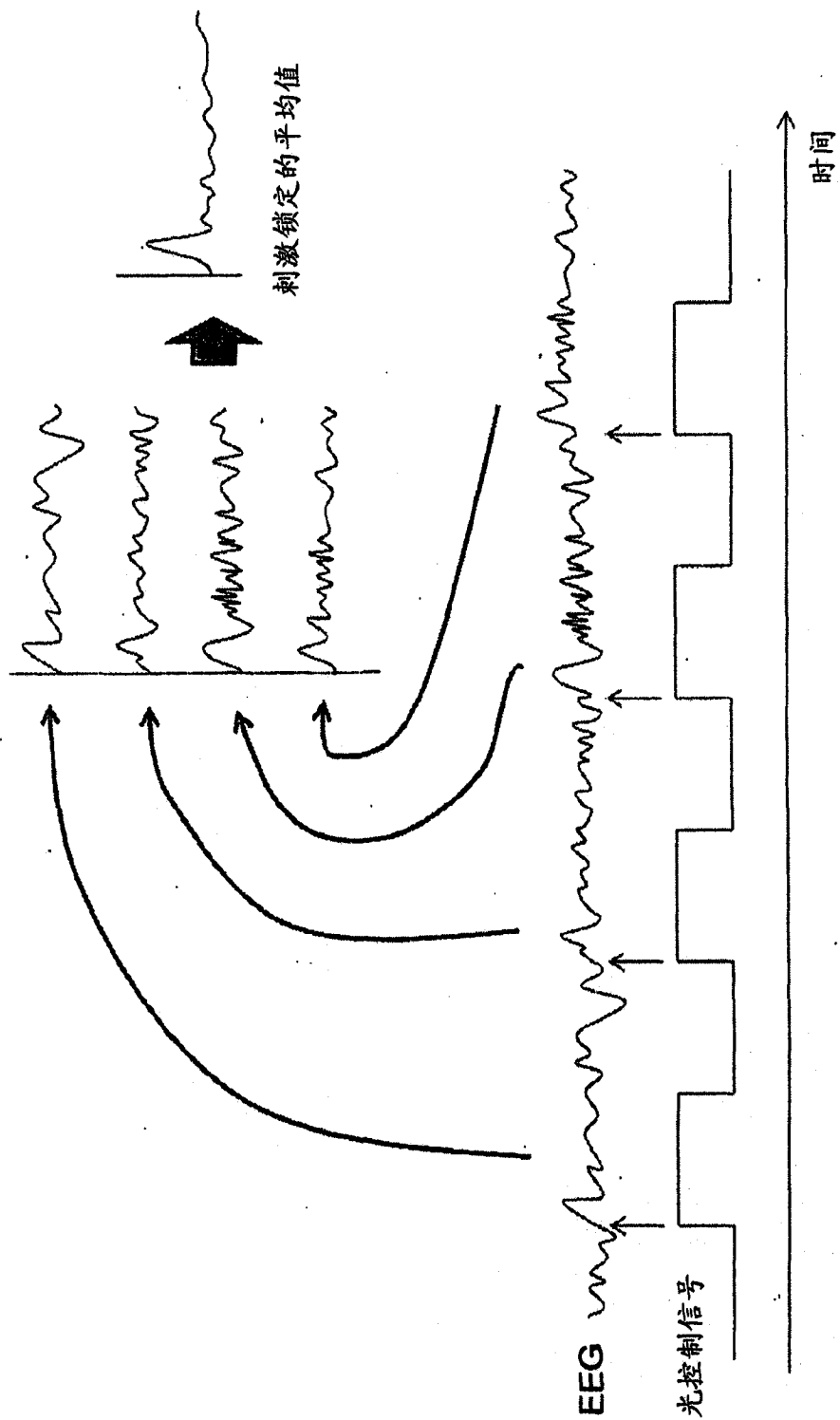


图 18