



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109998537 A

(43)申请公布日 2019.07.12

(21)申请号 201910289250.4

(22)申请日 2019.04.11

(71)申请人 深圳和而泰家居在线网络科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区高新南区科技南十路6号深圳航天科技创新研究院大厦D座10楼1003

(72)发明人 李晓云 梁杰 瞿根祥 罗国发

(74)专利代理机构 深圳市六加知识产权代理有限公司 44372

代理人 宋建平

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/0478(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

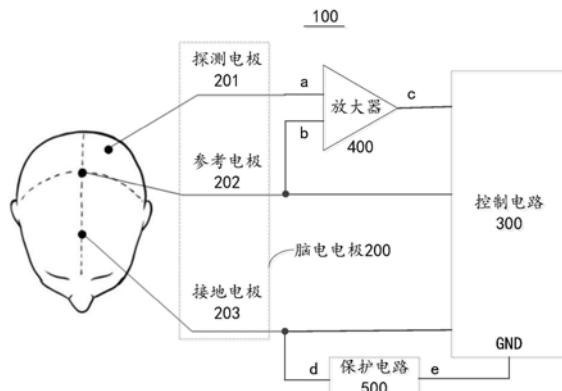
权利要求书3页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

一种脑电波电极切换方法、脑电波采集组件及脑电帽

(57)摘要

本发明涉及临床医学技术领域，提供了一种脑电波电极切换方法、脑电波采集组件及脑电帽。脑电波采集组件包括脑电电极，脑电电极包括多个探测电极、至少一个参考电极和至少一个接地电极，探测电极用于采集脑电波信号，一个或者多个参考电极与一个接地电极对应一个电极组合，至少一个参考电极和至少一个接地电极对应至少一个电极组合；所述方法包括：依次切换每个电极组合；获取每一电极组合下的脑电波信号；根据脑电波信号，计算出每一所述电极组合下的信噪比；从每个电极组合对应的信噪比中遍历出最优信噪比；切换至与最优信噪比对应的电极组合下的参考电极与接地电极。本发明提高了脑电波电极切换的效率和信号采集的准确性。



1. 一种脑电波电极切换方法,其特征在于,应用于脑电波采集组件,所述脑电波采集组件包括脑电电极,所述脑电电极包括多个探测电极、至少一个参考电极和至少一个接地电极,所述探测电极用于采集脑电波信号,一个或者多个所述参考电极与一个所述接地电极对应一个电极组合,所述至少一个参考电极和所述至少一个接地电极对应至少一个所述电极组合;

所述方法包括:

依次切换每个所述电极组合;

获取每一电极组合下的脑电波信号;

根据所述脑电波信号,计算出每一所述电极组合下的信噪比;

从每个所述电极组合对应的信噪比中遍历出最优信噪比;

切换至与所述最优信噪比对应的电极组合下的参考电极与接地电极。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,

放置所述参考电极的位置包括左侧乳突位置、左侧耳垂位置、中央头顶位置、额极中点位置、右侧乳突位置以及右侧耳垂位置;

放置所述接地电极的位置包括中央头顶位置、额极中点位置以及枕骨粗隆位置;

其中,在同一电极组合下,放置所述参考电极的位置与放置所述接地电极的位置是不同的。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述至少一个参考电极和所述至少一个接地电极对应至少一个所述电极组合包括:

位于中央头顶位置的参考电极与位于额极中点位置的接地电极;或者,

位于中央头顶位置的参考电极与位于枕骨粗隆位置的接地电极;或者,

位于额极中点位置的参考电极与位于中央头顶位置的接地电极;或者,

位于额极中点位置的参考电极与位于枕骨粗隆位置的接地电极;或者,

分别位于左侧乳突位置与右侧乳突位置的两个参考电极与位于中央头顶位置的接地电极;或者,

分别位于左侧乳突位置与右侧乳突位置的两个参考电极与位于额极中点位置的接地电极;或者,

分别位于左侧乳突位置与右侧乳突位置的两个参考电极与位于枕骨粗隆位置的接地电极;或者,

分别位于左侧耳垂位置与右侧耳垂位置的两个参考电极与位于中央头顶位置的接地电极;或者,

分别位于左侧耳垂位置与右侧耳垂位置的两个参考电极与位于额极中点位置的接地电极;或者,

分别位于左侧耳垂位置与右侧耳垂位置的两个参考电极与位于枕骨粗隆位置的接地电极。

4. 根据权利要求1至3任一项所述的方法,其特征在于,所述最优信噪比为最大信噪比。

5. 一种脑电波采集组件,其特征在于,包括:

脑电电极,包括多个探测电极、至少一个参考电极和至少一个接地电极,所述探测电极用于采集脑电波信号,一个或者多个所述参考电极与一个所述接地电极对应一个电极组

合,所述至少一个参考电极和所述至少一个接地电极对应至少一个所述电极组合;

控制电路,与所述脑电电极连接;

其中,所述控制电路包括:

至少一个处理器;以及,

与所述至少一个处理器通信连接的存储器;其中,

所述存储器存储有可被所述至少一个处理器执行的指令,所述指令被所述至少一个处理器执行,以使所述至少一个处理器能够执行权利要求1至4任一项所述的脑电波电极切换方法。

6.根据权利要求5所述的组件,其特征在于,

所述控制电路包括模拟开关选择电路和控制器;

所述模拟开关选择电路分别与所述参考电极和所述接地电极连接,所述模拟开关选择电路用于根据所述控制器发送的组合选择指令,依次选择不同电极组合下的参考电极与接地电极;

所述控制器还用于根据所述脑电波信号,计算每个电极组合的信噪比,以使从若干信噪比中遍历出最优信噪比,并切换至所述最优信噪比对应的电极组合下的参考电极与接地电极。

7.根据权利要求6所述的组件,其特征在于,

所述模拟开关选择电路包括开关控制电路和模拟开关组;

所述开关控制电路分别与所述控制器和所述模拟开关组连接,所述模拟开关组分别与所述参考电极和所述接地电极连接,所述开关控制电路用于根据所述组合选择指令,控制所述模拟开关组切换至对应电极组合下的参考电极和接地电极。

8.根据权利要求7所述的组件,其特征在于,

所述开关控制电路包括第一开关电路、第二开关电路以及第三开关电路,所述第一开关电路用于输出第一开关信号,所述第二开关电路用于输出第二开关信号,所述第三开关电路用于输出第三开关信号;

所述模拟开关组包括第一模拟开关、第二模拟开关以及第三模拟开关;

所述第一模拟开关分别与所述第一开关电路和所述参考电极连接,所述第一模拟开关用于根据所述第一开关信号,切换至对应的参考电极;

所述第二模拟开关分别与所述第二开关电路和所述参考电极连接,所述第二模拟开关用于根据所述第二开关信号,切换至对应的参考电极;

所述第三模拟开关与所述第三开关电路和所述接地电极连接,所述第三模拟开关用于根据所述第三开关信号,切换至对应的接地电极。

9.根据权利要求5-8任一项所述的组件,其特征在于,所述脑电波采集组件还包括放大器,所述放大器包括第一输入端、第二输入端及输出端,所述第一输入端与所述探测电极连接,所述第二输入端与所述至少一个参考电极连接,所述输出端与所述控制电路连接。

10.根据权利要求5-8任一项所述的组件,其特征在于,所述脑电波采集组件还包括保护电路,所述保护电路包括保护输入端与保护输出端,所述保护输入端与所述接地电极连接,所述保护输出端与所述控制电路的数字接地端连接,所述保护电路用于抑制工频干扰。

11.一种脑电帽,其特征在于,包括:

脑电帽主体；

如权利要求5至10任一项所述的脑电波采集组件，所述脑电波采集组件安装于所述脑电帽主体。

## 一种脑电波电极切换方法、脑电波采集组件及脑电帽

### 【技术领域】

[0001] 本发明涉及临床医学技术领域，尤其涉及一种脑电波电极切换方法、脑电波采集组件及脑电帽。

### 【背景技术】

[0002] 脑电图是通过脑电帽从头皮上将脑部的自发性生物电位加以放大记录而获得的图形，是通过电极记录下来的脑细胞群的自发性、节律性电活动。脑电帽作为一种生理信号放大器，可探测大脑发出的非常微弱的电信号，通常为几微伏，由于脑电波信号极其微弱，所以在探测过程中非常容易受到外界的干扰，如50/60Hz的电磁干扰，或被其他信号较强的生理信号所掩盖，如心电信号。

[0003] 目前，市面上普遍使用的脑电帽都配备参考电极和接地电极，但是这两种类型的电极都是固定好在电极帽上的特定位置，使得所采集的脑电信号存在较大的外界干扰时，需要人工手动调节参考电极与接地电极，导致测试效率低，且参考电极与接地电极存在若干电极组合，由于手动调节是任意的，无法保证采集结果的准确性。

### 【发明内容】

[0004] 为了解决上述技术问题，本发明实施例提供了一种脑电波电极切换方法、脑电波采集组件及脑电帽，其提高了脑电波电极的信号采集的准确性。

[0005] 为解决上述技术问题，本发明实施例提供以下技术方案：

[0006] 在第一方面，本发明实施例提供了一种脑电波电极切换方法，应用于脑电波采集组件，所述脑电波采集组件包括脑电电极，所述脑电电极包括多个探测电极、至少一个参考电极和至少一个接地电极，所述探测电极用于采集脑电波信号，一个或者多个所述参考电极与一个所述接地电极对应一个电极组合，所述至少一个参考电极和所述至少一个接地电极对应至少一个所述电极组合；

[0007] 所述方法包括：

[0008] 依次切换每个所述电极组合；

[0009] 获取每一电极组合下的脑电波信号；

[0010] 根据所述脑电波信号，计算出每一所述电极组合下的信噪比；

[0011] 从每个所述电极组合对应的信噪比中遍历出最优信噪比；

[0012] 切换至与所述最优信噪比对应的电极组合下的参考电极与接地电极。

[0013] 可选地，放置所述参考电极的位置包括左侧乳突位置、左侧耳垂位置、中央头顶位置、额极中点位置、右侧乳突位置以及右侧耳垂位置；

[0014] 放置所述接地电极的位置包括中央头顶位置、额极中点位置以及枕骨粗隆位置；

[0015] 其中，在同一电极组合下，放置所述参考电极的位置与放置所述接地电极的位置是不同的。

[0016] 可选地，所述至少一个参考电极和所述至少一个接地电极对应至少一个所述电极

组合包括：

- [0017] 位于中央头顶位置的参考电极与位于额极中点位置的接地电极；或者，
- [0018] 位于中央头顶位置的参考电极与位于枕骨粗隆位置的接地电极；或者，
- [0019] 位于额极中点位置的参考电极与位于中央头顶位置的接地电极；或者，
- [0020] 位于额极中点位置的参考电极与位于枕骨粗隆位置的接地电极；或者，
- [0021] 分别位于左侧乳突位置与右侧乳突位置的两个参考电极与位于中央头顶位置的接地电极；或者，
- [0022] 分别位于左侧乳突位置与右侧乳突位置的两个参考电极与位于额极中点位置的接地电极；或者，
- [0023] 分别位于左侧乳突位置与右侧乳突位置的两个参考电极与位于枕骨粗隆位置的接地电极；或者，
- [0024] 分别位于左侧耳垂位置与右侧耳垂位置的两个参考电极与位于中央头顶位置的接地电极；或者，
- [0025] 分别位于左侧耳垂位置与右侧耳垂位置的两个参考电极与位于额极中点位置的接地电极；或者，
- [0026] 分别位于左侧耳垂位置与右侧耳垂位置的两个参考电极与位于枕骨粗隆位置的接地电极。
- [0027] 可选地，所述最优信噪比为最大信噪比。
- [0028] 在第二方面，本发明实施例提供了一种脑电波采集组件，包括：
  - [0029] 脑电电极，包括多个探测电极、至少一个参考电极和至少一个接地电极，所述探测电极用于采集脑电波信号，一个或者多个所述参考电极与一个所述接地电极对应一个电极组合，所述至少一个参考电极和所述至少一个接地电极对应至少一个所述电极组合；
  - [0030] 控制电路，与所述脑电电极连接；
  - [0031] 其中，所述控制电路包括：
    - [0032] 至少一个处理器；以及，
    - [0033] 与所述至少一个处理器通信连接的存储器；其中，
    - [0034] 所述存储器存储有可被所述至少一个处理器执行的指令，所述指令被所述至少一个处理器执行，以使所述至少一个处理器能够执行如上所述的脑电波电极切换方法。
    - [0035] 可选地，所述控制电路包括模拟开关选择电路和控制器；
    - [0036] 所述模拟开关选择电路分别与所述参考电极和所述接地电极连接，所述模拟开关选择电路用于根据所述控制器发送的组合选择指令，依次选择不同电极组合下的参考电极与接地电极；
    - [0037] 所述控制器还用于根据所述脑电波信号，计算每个电极组合的信噪比，以使从若干信噪比中遍历出最优信噪比，并切换至所述最优信噪比对应的电极组合下的参考电极与接地电极。
    - [0038] 可选地，所述模拟开关选择电路包括开关控制电路和模拟开关组；
    - [0039] 所述开关控制电路分别与所述控制器和所述模拟开关组连接，所述模拟开关组分别与所述参考电极和所述接地电极连接，所述开关控制电路用于根据所述组合选择指令，控制所述模拟开关组切换至对应电极组合下的参考电极和接地电极。

[0040] 可选地，所述开关控制电路包括第一开关电路、第二开关电路以及第三开关电路，所述第一开关电路用于输出第一开关信号，所述第二开关电路用于输出第二开关信号，所述第三开关电路用于输出第三开关信号；

[0041] 所述模拟开关组包括第一模拟开关、第二模拟开关以及第三模拟开关；

[0042] 所述第一模拟开关分别与所述第一开关电路和所述参考电极连接，所述第一模拟开关用于根据所述第一开关信号，切换至对应的参考电极；

[0043] 所述第二模拟开关分别与所述第二开关电路和所述参考电极连接，所述第二模拟开关用于根据所述第二开关信号，切换至对应的参考电极；

[0044] 所述第三模拟开关与所述第三开关电路和所述接地电极连接，所述第三模拟开关用于根据所述第三开关信号，切换至对应的接地电极。

[0045] 可选地，所述脑电波采集组件还包括放大器，所述放大器包括第一输入端、第二输入端及输出端，所述第一输入端与所述探测电极连接，所述第二输入端与所述至少一个参考电极连接，所述输出端与所述控制电路连接。

[0046] 可选地，所述脑电波采集组件还包括保护电路，所述保护电路包括保护输入端与保护输出端，所述保护输入端与所述接地电极连接，所述保护输出端与所述控制电路的数字接地端连接，所述保护电路用于抑制工频干扰。

[0047] 在第三方面，本发明实施例提供了一种脑电帽，包括：

[0048] 脑电帽主体；

[0049] 如上所述的脑电波采集组件，所述脑电波采集组件安装于所述脑电帽主体。

[0050] 本发明的有益效果是：与现有技术相比较，本发明实施例提供了一种脑电波电极切换方法、脑电波采集组件及脑电帽。通过依次切换每个电极组合，获取每一电极组合下的脑电波信号，根据脑电波信号，计算出每一所述电极组合下的信噪比，从每个电极组合对应的信噪比中遍历出最优信噪比，切换至与最优信噪比对应的电极组合下的参考电极与接地电极。因此，本发明提高了脑电波电极切换的效率和信号采集的准确性。

## 【附图说明】

[0051] 一个或多个实施例通过与之对应的附图中的图片进行示例性说明，这些示例性说明并不构成对实施例的限定，附图中具有相同参考数字标号的元件表示为类似的元件，除非有特别申明，附图中的图不构成比例限制。

[0052] 图1为本发明实施例提供的一种脑电波采集组件的结构示意图；

[0053] 图2为本发明实施例提供的一种国际10%-20%系统电极放置位置示意图；

[0054] 图3为本发明实施例提供的一种控制电路的结构示意图；

[0055] 图4为本发明实施例提供的一种模拟开关选择电路的电路连接示意图；

[0056] 图5为本发明实施例提供的一种脑电波电极切换方法的方法流程图。

## 【具体实施方式】

[0057] 为了便于理解本申请，下面结合附图和具体实施方式，对本申请进行更详细的说明。需要说明的是，当一个元件被表述“连接”另一个元件，它可以是直接连接到另一个元件、或者其间可以存在一个或多个居中的元件。此外，术语“第一”、“第二”等仅用于描述目

的,而不能理解为指示或暗示相对重要性。除非另有定义,本说明书所使用的所有的技术和科学术语与属于本发明的技术领域的技术人员通常理解的含义相同。在本发明的说明书中所使用的术语只是为了描述具体的实施方式的目的,不是用于限制本发明。本说明书所使用的术语“和/或”包括一个或多个相关的所列项目的任意的和所有的组合。

[0058] 此外,下面所描述的本申请不同实施例中所涉及的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互结合。

[0059] 请参阅图1,为本发明实施例提供的一种脑电波采集组件的结构示意图。如图1所示,所述脑电波采集组件100包括脑电电极200、控制电路300、放大器400以及保护电路500。

[0060] 所述脑电电极200包括多个探测电极201、至少一个参考电极202和至少一个接地电极203,所述探测电极201用于采集脑电波信号,一个或者多个所述参考电极202与一个所述接地电极203对应一个电极组合,所述至少一个参考电极202和所述至少一个接地电极203对应至少一个所述电极组合。

[0061] 其中,一个或者多个所述参考电极202与一个所述接地电极203对应一个电极组合包括:一个所述参考电极202与一个所述接地电极203对应一个电极组合;以及,多个所述参考电极202与一个所述接地电极203对应一个电极组合,优选地,所述参考电极202的数量为2。即所述电极组合包括一个所述参考电极202和一个所述接地电极203,此时,所述参考电极202与所述接地电极203为一一对应的关系,所述电极组合还包括多个所述参考电极202与一个所述接地电极203,此时,所述参考电极202与所述接地电极203为多对一的关系。

[0062] 所述脑电电极200固定于电极帽或电极座,并按照国际10%-20%系统电极放置位置排列。可以理解,所述脑电电极200应当放置在距离脑电活动电场最近的部位,用于采集双侧大脑半球表面的电活动,无论电极的数量多少,排放时都应注意半球表面的各解剖分区,并应遵循左右对称,间距相等的原则。由于脑电波信号非常微弱,为消除外界的干扰,需要尽可能地降低电极与头皮间的阻抗,故而,所述脑电电极200采用导电性能良好的金属材料制成,例如Ag电极/AgCl电极,所述脑电电极200的种类包括柱状电极、盘状电极、针电极、耳电极、特殊部位的电极、液体电极等等。

[0063] 如图2所示,国际10%-20%系统首先在头皮表面确定两条基线,一条为鼻根位置(N电极的位置)至枕骨粗隆位置(I电极的位置)的前后连线为100%,另一条为双耳前凹之间的左右连线为100%,两条连线的交点为中央头顶位置(Cz电极的位置)。

[0064] 具体的,从鼻根位置(N电极的位置)向后10%处为额极中点位置(Fpz电极的位置),从额极中点位置(Fpz电极的位置)向后每间隔20%的距离为一个电极的位置,依次为额中线位置(Fz电极的位置)、中央头顶位置(Cz电极的位置)、顶中线位置(Pz电极的位置)以及枕中线位置(0z电极的位置),其中,枕中线位置(0z电极的位置)与枕骨粗隆位置(I电极的位置)的间距为10%。

[0065] 双耳前凹连线距左耳前凹10%处为左中颞位置(T3电极的位置),向右每间隔20%的距离放置一个电极,依次为左中央位置(C3电极的位置)、中央头顶位置(Cz电极的位置)、右中央位置(C4电极的位置)以及右中颞位置(T4电极的位置),其中,右中颞位置(T4电极的位置)距右耳前凹间距为10%。

[0066] 从额极中点位置(Fpz电极的位置)通过左中颞位置(T3电极的位置)至枕中线位置(0z电极的位置)的连线为左颞连线,从额极中点位置(Fpz电极的位置)向左10%的距离为

左额极位置(Fp1电极的位置),向后每间隔20%的距离放置一个电极,依次为左前颞位置(F7电极的位置)、左中颞位置(T3电极的位置)、左后颞位置(T5电极的位置)及左枕位置(O1电极的位置)。其中,左中颞位置(T3电极的位置)为此线与双耳前凹连线的交点,左枕位置(O1电极的位置)距枕中线位置(0z电极的位置)为10%。右颞连线与此相对应,从前向后依次为右额极位置(Fp2电极的位置)、右前颞位置(F8电极的位置)、右中颞位置(T4电极的位置)、右后颞位置(T6电极的位置)以及右枕位置(O2电极的位置)。

[0067] 从左额极位置(Fp1电极的位置)至左枕位置(O1电极的位置)和从右额极位置(Fp2电极的位置)至右枕位置(O2电极的位置)各作一连线,分别为左、右矢状旁连线,从左额极位置(Fp1电极的位置)和右额极位置(Fp2电极的位置)向后每间隔20%的距离为一个电极位点,左侧依次为左额位置(F3电极的位置)、左中央位置(C3电极的位置)、左顶位置(P3电极的位置)以及左枕位置(O1电极的位置)。右侧依次为右额位置(F4电极的位置)、右中央位置(C4电极的位置)、右顶位置(P4电极的位置)和右枕位置(O2电极的位置)。

[0068] 另外,左侧耳朵包括左侧乳突位置(M1电极的位置)和左侧耳垂位置(A1电极的位置),右侧耳朵包括右侧乳突位置(M2电极的位置)和右侧耳垂位置(A2电极的位置)。

[0069] 综上,国际10%-20%系统的电极数量较多,且电极位置的排列与头颅的大小和形状成比例,克服了因头围大小和头形变异所带来的影响,使不论出于生长期的儿童,还是有小头畸形、脑积水等各种病理情况的患者,其脑电图结果在个体之间及同一个体自身前后的记录之间都具有可比性,且电极位置与解剖部位基本符合。

[0070] 需要说明的是,国际10%-20%系统仅仅是本发明实施例提供的一种实施方式,并不用于限制本发明,例如,所述脑电波采集组件100可以基于国际10%系统进行脑电波信号采集,也可以基于其他国际或区域之间的规定(例如蝶骨电极)进行脑电波信号采集,还可以基于自定义的系统进行脑电波信号采集。

[0071] 探测电极201用于采集脑电波信号,参考电极202用于获取近似0的基线信号,其目的是测量参考电极与每个探测电极之间的电压差。接地电极203用于共模抑制,其目的是防止电磁噪声对感兴趣的微小生物电信号造成干扰。在信号采集过程中,为了提高脑电信号的信噪比,可对参考电极202和接地电极203的放置位置进行调整。

[0072] 在本实施例中,放置所述参考电极202的位置包括左侧乳突位置(M1电极的位置)、左侧耳垂位置(A1电极的位置)、中央头顶位置(Cz电极的位置)、额极中点位置(Fpz电极的位置)、右侧乳突位置(M2电极的位置)以及右侧耳垂位置(A2电极的位置)。换言之,在本实施例中,可选择左侧乳突位置、左侧耳垂位置、中央头顶位置或者额极中点位置对应的电极(包括M1电极、A1电极、Cz电极或Fpz电极)作为参考电极202。

[0073] 放置所述接地电极203的位置包括中央头顶位置(Cz电极的位置)、额极中点位置(Fpz电极的位置)以及枕骨粗隆位置(I电极的位置)。换言之,可选择中央头顶位置、额极中点位置或者枕骨粗隆位置对应的电极(包括Cz电极、Fpz电极或I电极)作为接地电极203。

[0074] 需要说明的是,在同一电极组合下,放置所述参考电极202的位置与放置所述接地电极203的位置是不同的,即在同一电极组合下,同一个位置的电极只能作为参考电极202或者接地电极203。

[0075] 具体的,所述至少一个参考电极202和所述至少一个接地电极203对应以下电极组合:

[0076] (1) 位于中央头顶位置 (Cz电极的位置) 的参考电极202与位于额极中点位置 (Fpz电极的位置) 的接地电极203。

[0077] (2) 位于中央头顶位置 (Cz电极的位置) 的参考电极202与位于枕骨粗隆位置 (I电极的位置) 的接地电极203。

[0078] (3) 位于额极中点位置 (Fpz电极的位置) 的参考电极202与位于中央头顶位置 (Cz电极的位置) 的接地电极203。

[0079] (4) 位于额极中点位置 (Fpz电极的位置) 的参考电极202与位于枕骨粗隆位置 (I电极的位置) 的接地电极203。

[0080] (5) 分别位于左侧乳突位置 (M1电极的位置) 与右侧乳突位置 (M2电极的位置) 的两个参考电极202与位于中央头顶位置 (Cz电极的位置) 的接地电极203。

[0081] (6) 分别位于左侧乳突位置 (M1电极的位置) 与右侧乳突位置 (M2电极的位置) 的两个参考电极202与位于额极中点位置 (Fpz电极的位置) 的接地电极203。

[0082] (7) 分别位于左侧乳突位置 (M1电极的位置) 与右侧乳突位置 (M2电极的位置) 的两个参考电极202与位于枕骨粗隆位置 (I电极的位置) 的接地电极203。

[0083] (8) 分别位于左侧耳垂位置 (A1电极的位置) 与右侧耳垂位置 (A2电极的位置) 的两个参考电极202与位于中央头顶位置 (Cz电极的位置) 的接地电极203。

[0084] (9) 分别位于左侧耳垂位置 (A1电极的位置) 与右侧耳垂位置 (A2电极的位置) 的两个参考电极202与位于额极中点位置 (Fpz电极的位置) 的接地电极203。

[0085] (10) 分别位于左侧耳垂位置 (A1电极的位置) 与右侧耳垂位置 (A2电极的位置) 的两个参考电极202与位于枕骨粗隆位置 (I电极的位置) 的接地电极203。

[0086] 其中,左侧耳垂位置 (A1电极的位置) 与右侧耳垂位置 (A2电极的位置) 是同时选择的,说明连接两侧的耳垂电极作为参考电极202。左侧乳突位置 (M1电极的位置) 与右侧乳突位置 (M2电极的位置) 是同时选择的,说明连接两侧的乳突电极作为参考电极202。可以理解,当放置所述参考电极202的位置和放置所述接地电极203的位置发生变化时,所述电极组合也会随之发生变化,故而,所述电极组合不限于上述所公开的10种电极组合。

[0087] 所述控制电路300与所述脑电电极200连接,所述控制电路300包括至少一个处理器,以及与所述至少一个处理器通信连接的存储器。其中,所述存储器存储有可被所述至少一个处理器执行的指令,所述指令被所述至少一个处理器执行,以使所述至少一个处理器能够执行本发明实施例所公开的脑电波电极切换方法。

[0088] 请参阅图3,所述控制电路300包括模拟开关选择电路301和控制器302。

[0089] 所述模拟开关选择电路301分别与所述参考电极202和所述接地电极203连接,所述模拟开关选择电路301用于根据所述控制器302发送的组合选择指令,依次选择不同电极组合下的参考电极202与接地电极203。

[0090] 在本实施例中,所述控制器302根据所述参考电极202与所述接地电极203可以供选择的位置,生成一个电极组合表,根据所述组合选择指令,依次选择并切换电极组合表中的某一个电极组合对应的参考电极202和接地电极203。当电极组合表包括10种电极组合时,每一电极组合对应的序号为01、02、03、04、05、06、07、08、09和10,该组合选择指令可以为顺序选择,此时,根据01-10对应的电极组合,依次选择并切换至所述电极组合对应的参考电极202和接地电极203。该组合选择指令也可以为随机选择,根据10组电极组合,任意选

择并切换其中一组对应的参考电极202和接地电极203，直到10组电极组合均被选择完毕。

[0091] 可以理解，通过所述组合选择指令控制所述模拟开关选择电路301依次选择并切换至不同电极组合下的参考电极202与接地电极203不限于本实施例所公开的电极组合表的实施方式。

[0092] 在本实施例中，所述模拟开关选择电路301包括开关控制电路110和模拟开关组210。

[0093] 所述开关控制电路110分别与所述控制器302和所述模拟开关组210连接，所述开关控制电路110用于根据所述组合选择指令，控制所述模拟开关组210切换至对应电极组合下的参考电极202和接地电极203。

[0094] 其中，所述开关控制电路110包括第一开关电路11、第二开关电路12以及第三开关电路13，所述第一开关电路11用于输出第一开关信号，所述第二开关电路12用于输出第二开关信号，所述第三开关13电路用于输出第三开关信号。

[0095] 请一并参阅图4，第一开关电路11与所述控制器302和所述第一模拟开关21连接，所述第一开关电路11接收所述控制器302发送的组合选择指令，输出所述第一开关信号。所述第一开关信号是由图中所示的U1\_A端口、U1\_B端口，U1\_C端口以及U1\_INNIBIT端口输出的信号，其中，U1\_A端口、U1\_B端口和U1\_C端口输出的高低电平组成二进制序列，该二进制序列用于选通所述第一模拟开关21对应的参考电极202，相当于一个译码器，例如当所述第一开关信号为“001”时，选择左侧乳突位置与右侧乳突位置的两个参考电极202。所述U1\_INNIBIT端口输出的信号作用于所述第一模拟开关21，用于选通或关闭所述第一模拟开关21。

[0096] 所述第一开关电路11包括第一电阻R1、第二电阻R2、第三电阻R3以及第四电阻R4，所述第一电阻R1、第二电阻R2、第三电阻R3以及第四电阻R4的一端均与电源电压连接，所述第一电阻R1的另一端与所述U1\_A端口连接，所述第二电阻R2的另一端与所述U1\_B端口连接，所述第三电阻R3的另一端与所述U1\_C端口连接，所述第四电阻R4的另一端与所述U1\_INNIBIT端口连接。

[0097] 所述第二开关电路12与所述控制器302和所述第二模拟开关22连接，所述第二开关电路12接收所述控制器302发送的组合选择指令，输出所述第二开关信号。所述第二开关信号是由图中所示的U2\_A端口、U2\_B端口，U2\_C端口以及U2\_INNIBIT端口输出的信号，其中，U2\_A端口、U2\_B端口和U2\_C端口输出的高低电平组成二进制序列，该二进制序列用于选通所述第二模拟开关22对应的参考电极202，相当于一个译码器，例如当所述第二开关信号未“002”时，选择中央头顶位置的参考电极202。所述U2\_INNIBIT端口输出的信号作用于所述第二模拟开关22，用于选通或关闭所述第二模拟开关22，所述U2\_INNIBIT端口输出的信号还用于当所述控制器302检测到所述接地电极203选择Cz电极或Fpz电极时，禁止所述第二模拟开关22选择相同的Cz电极或Fpz电极作为参考电极202。

[0098] 所述第二开关电路12包括第五电阻R5、第六电阻R6、第七电阻R7以及第八电阻R8，所述第五电阻R5、第六电阻R6、第七电阻R7以及第八电阻R8的一端均与电源电压连接，所述第五电阻R5的另一端与所述U2\_A端口连接，所述第六电阻R6的另一端与所述U2\_B端口连接，所述第七电阻R7的另一端与所述U2\_C端口连接，所述第八电阻R8的另一端与所述U2\_INNIBIT端口连接。

[0099] 所述第三开关电路13与所述控制器302和所述第三模拟开关23连接,所述第三开关电路13接收所述控制器302发送的组合选择指令,输出所述第三开关信号。所述第三开关信号是由图中所示的U3\_A端口、U3\_B端口,U3\_C端口以及U3\_INNIBIT端口输出的信号,其中,U3\_A端口、U3\_B端口和U3\_C端口输出的高低电平组成二进制序列,该二进制序列用于选通所述第三模拟开关23对应的接地电极203,相当于一个译码器,例如当所述第一开关信号为“003”时,选择中央头顶位置的接地电极203。所述U3\_INNIBIT端口输出的信号作用于所述第三模拟开关23,用于选通或关闭所述第三模拟开关23,所述U3\_INNIBIT端口输出的信号还用于当所述控制器302检测到所述参考电极202选择Cz电极或Fpz电极时,禁止所述第三模拟开关23选择相同的Cz电极或Fpz电极作为接地电极203。

[0100] 所述第三开关电路13包括第九电阻R9、第十电阻R10、第十一电阻R11以及第十二电阻R12,所述第九电阻R9、第十电阻R10、第十一电阻R11以及第十二电阻R12的一端均与电源电压连接,所述第九电阻R9的另一端与所述U3\_A端口连接,所述第十电阻R10的另一端与所述U3\_B端口连接,所述第十一电阻R11的另一端与所述U3\_C端口连接,所述第十二电阻R12的另一端与所述U3\_INNIBIT端口连接。

[0101] 在本实施例中,所述模拟开关组210分别与所述参考电极202和所述接地电极203连接,所述模拟开关组210包括第一模拟开关21、第二模拟开关22以及第三模拟开关23。

[0102] 所述第一模拟开关21分别与所述第一开关电路11和所述参考电极202连接,所述第一模拟开关21用于根据所述第一开关信号,切换至对应的参考电极202。所述第二模拟开关22分别与所述第二开关电路12和所述参考电极202连接,所述第二模拟开关22用于根据所述第二开关信号,切换至对应的参考电极202。所述第三模拟开关23与所述第三开关电路13和所述接地电极203连接,所述第三模拟开关23用于根据所述第三开关信号,切换至对应的接地电极203。

[0103] 如图4所示,所述第一模拟开关21、第二模拟开关22以及第三模拟开关23为集成电路,型号均为4051L-P16-R。其中,第一电容C1、第二电容C2、第三电容C3、第四电容C4、第五电容C5以及第六电容C6为滤波电容。

[0104] 所述放大器400包括第一输入端a、第二输入端b及输出端c,所述第一输入端a与所述探测电极201连接,所述第二输入端b与所述至少一个参考电极202连接,所述输出端c与所述控制电路300连接。

[0105] 所述脑电电极200与所述放大器400通过导联线连接,所述探测电极201可支持8导联、16导联、32导联、64导联、128导联、256导联等的电极帽类型,所述探测电极201通过不同类型的导联线连接至所述第一输入端a。

[0106] 在本实施例中,所述放大器400为差分放大器,使用差分放大器可以消除同相成分的噪声、减少噪声的干扰。所述放大器400根据一定的信号采样频率采集所述脑电波信号,在信号采集过程中,用户可以根据实际需要,选择不同频率的信号采样频率,如250Hz、500Hz、512Hz等,从而确定所采集信号的质量,理论上,信号采样频率越高,所述脑电波信号的还原度也就越高。

[0107] 所述保护电路500包括保护输入端d与保护输出端e,所述保护输入端d与所述接地电极203连接,所述保护输出端e与所述控制电路300的数字接地端连接,所述保护电路500用于抑制工频干扰。

[0108] 在本实施例中,所述保护电路500包括ESD防护二极管ESD和第十三电阻R13,所述第十三电阻R13的一端与所述接地电极203和所述第三模拟开关23连接,所述第十三电阻R13的另一端与所述数字接地端连接,所述ESD防护二极管ESD并联在所述第十三电阻R13的另一端和所述数字接地端之间。

[0109] 所述脑电波采集组件通过控制电路与脑电电极之间的交互,提高了脑电波电极切换的效率和信号采集的准确性。

[0110] 作为本发明实施例的另一方面,本发明实施例还提供了一种脑电帽。其中,所述脑电帽包括脑电帽主体和上述各个实施例所阐述的脑电波采集组件100,其中,所述脑电波采集组件100安装于所述脑电帽主体。

[0111] 所述脑电帽通过依次切换每个电极组合对应的参考电极与接地电极,获取每一电极组合下的脑电波信号,根据脑电波信号,计算出每一所述电极组合下的信噪比,从每个电极组合对应的信噪比中遍历出最优信噪比,切换至与最优信噪比对应的电极组合下的参考电极与接地电极,提高了脑电波电极切换的效率和信号采集的准确性。

[0112] 请参阅图5,为本发明实施例提供的一种脑电波电极切换方法的方法流程图。如图5所示,所述脑电波电极切换方法应用于脑电波采集组件100,所述脑电波采集组件100包括脑电电极200,所述脑电电极200包括多个探测电极201、至少一个参考电极202和至少一个接地电极203,所述探测电极201用于采集脑电波信号,一个或者多个所述参考电极202和一个所述接地电极203对应一个电极组合,所述至少一个参考电极202和所述至少一个接地电极203对应至少一个所述电极组合。

[0113] 其中,所述方法包括:

[0114] S10:依次切换每个所述电极组合。

[0115] 在设备连接阶段,需要选择与头皮位置对应的参考电极202和接地电极203,在本实施例中,由于存在多个可供选择的参考电极202和多个可供选择的接地电极203,故而,所述参考电极202和所述接地电极203存在至少一个电极组合,每一个所述电极组合都是脑电电极200的一种连接方式,均可以在连接设备完毕后,进行后续的信噪比检测的步骤。当切换至某一所述电极组合时,该电极组合对应的一个或者多个参考电极202和一个接地电极203连接至采集电路中。

[0116] 通过所述控制器302控制所述模拟开关选择电路301,自动切换至下一个所述电极组合,直到至少一个所述电极组合均被连接入设备中,且在每一电极组合下,需要完成相应的信噪比检测,才触发切换至下一个电极组合下的所述参考电极202和所述接地电极203。可以理解,所述电极组合的切换顺序与所述组合选择指令有关,所述组合选择指令是由所述控制器302内对应的软件程序决定的,无需手动调节,从而提高脑电波电极切换的效率,进而提高了信号采集的效率。

[0117] S30:获取每一电极组合下的脑电波信号。

[0118] 在所述参考电极202与接地电极203连接完毕后,探测电极获取该电极组合下的脑电波信号。在一些实施例中,可以通过脑电图仪等设备直接测量探测电极201的阻抗值。

[0119] S50:根据所述脑电波信号,计算出每一所述电极组合下的信噪比。

[0120] 在本实施例中,利用阻抗测量值表征信噪比的大小,通过直接测量探测电极的阻抗,间接得出脑电波信号的信噪比的大小。原理上,阻抗测量值越小,所述脑电波信号的信

噪比越高，也就说明混合在有效脑电波信号中的噪声越小。

[0121] S70：从每个电极组合对应的信噪比中遍历出最优信噪比。

[0122] 在本实施例中，所述最优信噪比为最大信噪比。由于所述控制器302处理的是所述放大器400输出后的信号，理想情况下，所述放大器400应当仅放大所述脑电波信号，但是，在实际的信号采集过程中，噪声是不可避免的，例如，设备在运行过程中产生的噪声，被测量者其他生理信号（例如心电信号）的影响，电磁干扰等，故而，所述信噪比越大越好。

[0123] S90：切换至与所述最优信噪比对应的电极组合下的参考电极与接地电极。

[0124] 当切换至与所述最优信噪比对应的电极组合下的参考电极与接地电极时，开始正式采集脑电波信号，此时，所采集的脑电波信号是最为准确的，能够很大程度地还原被测量者当下真实的大脑细胞群自发性、节律性生物电活动。

[0125] 区别于现有技术，本实施例提供的脑电波电极切换方法通过依次切换每个所述电极组合，获取每一电极组合下的脑电波信号，根据脑电波信号，计算出每一所述电极组合下的信噪比，从每个电极组合对应的信噪比中遍历出最优信噪比，切换至与最优信噪比对应的电极组合下的参考电极与接地电极，提高了脑电波电极切换的效率和信号采集的准确性。

[0126] 最后应说明的是：以上实施例仅用以说明本发明的技术方案，而非对其限制；在本发明的思路下，以上实施例或者不同实施例中的技术特征之间也可以进行组合，步骤可以任意顺序实现，并存在如上所述的本发明的不同方面的许多其它变化，为了简明，它们没有在细节中提供；尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明，本领域的普通技术人员应当理解：其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改，或者对其中部分技术特征进行等同替换；而这些修改或者替换，并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的范围。

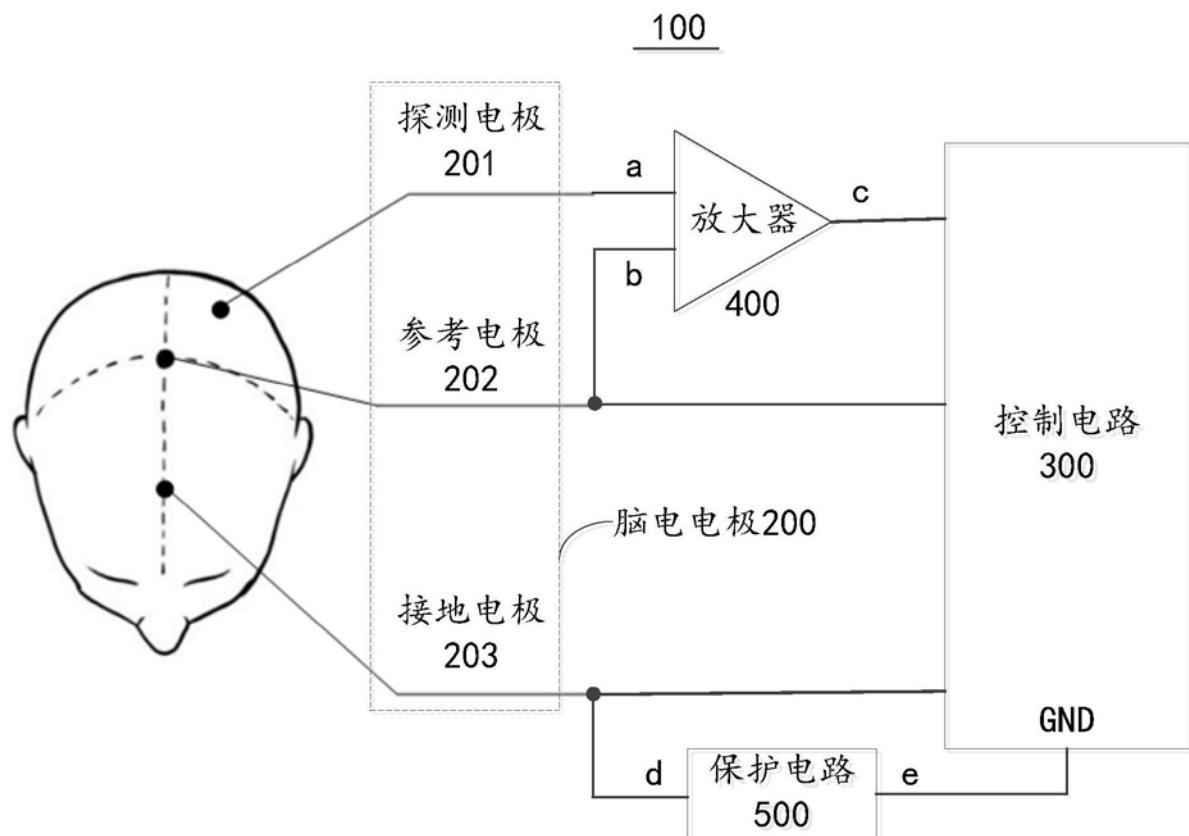


图1

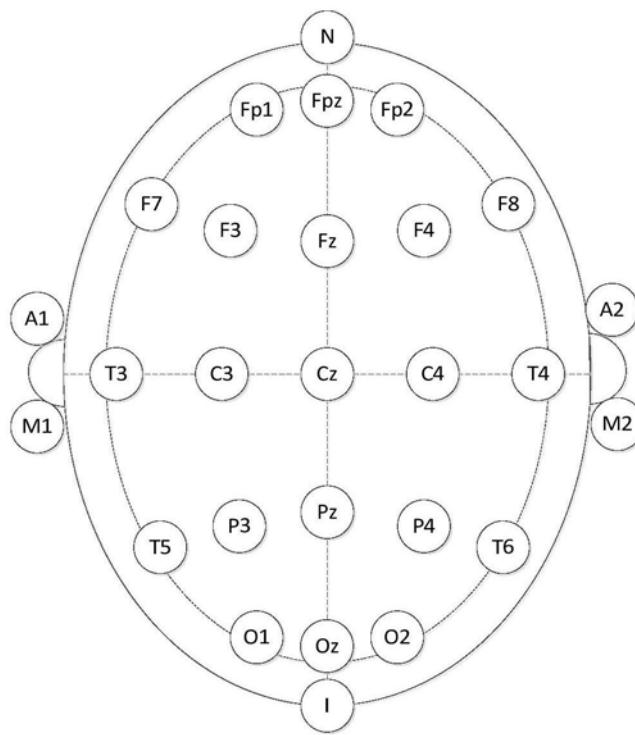


图2

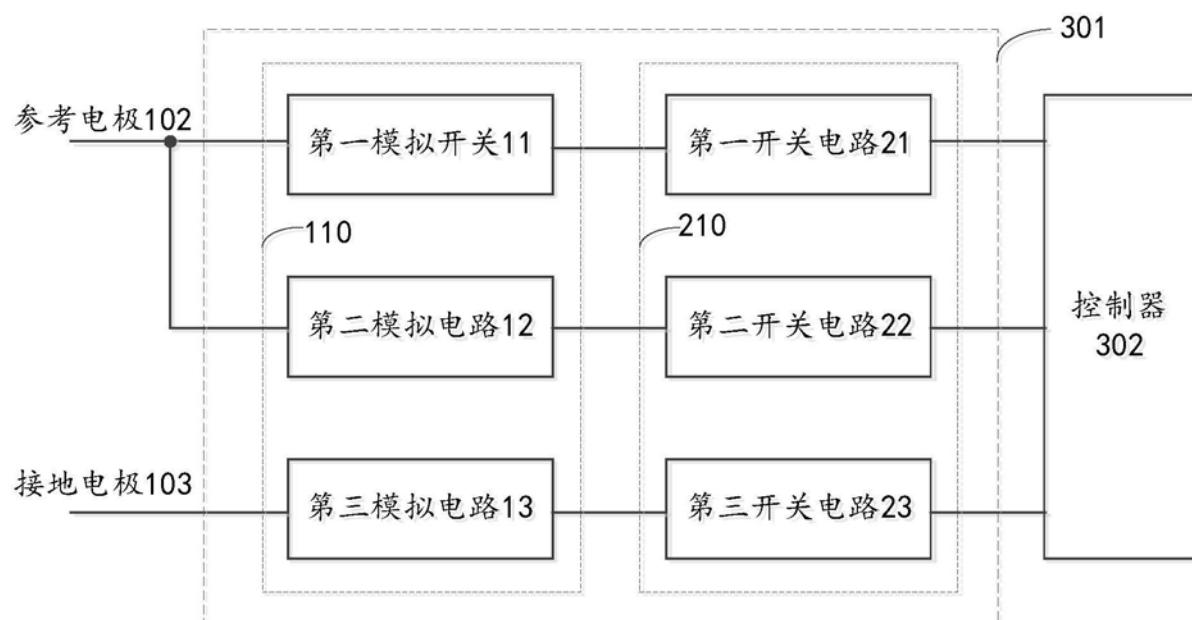
300

图3

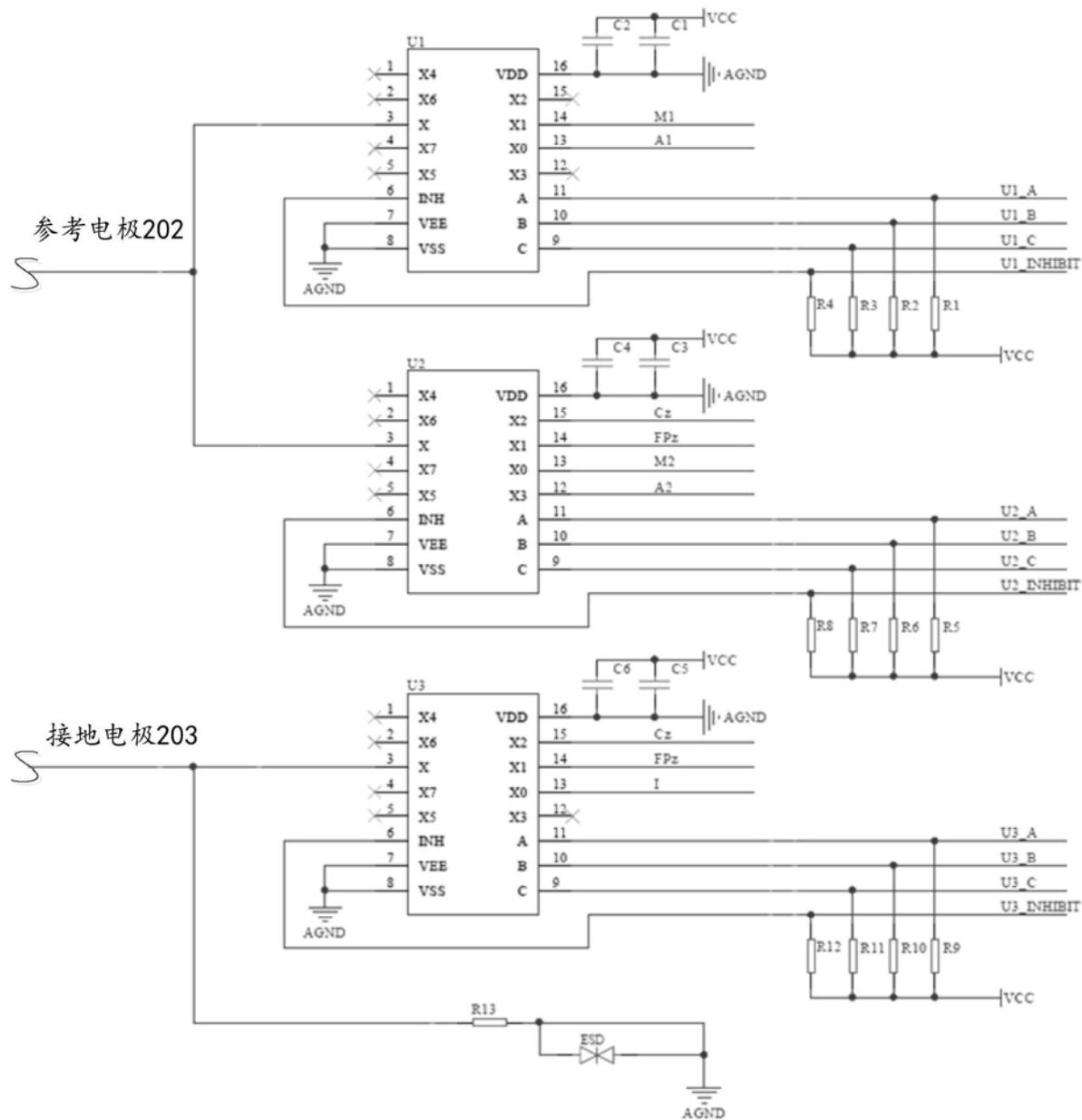


图4

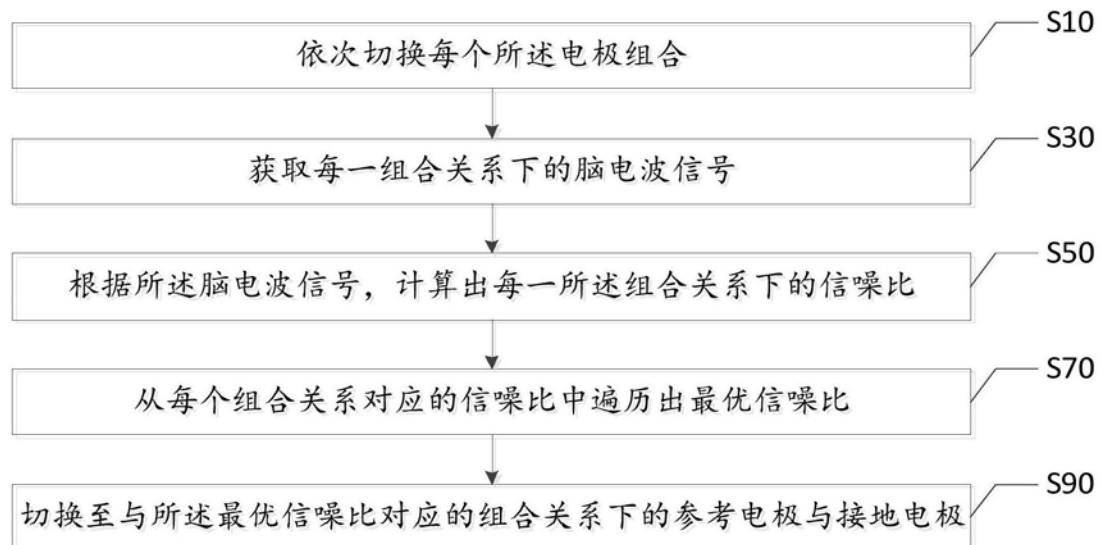


图5

专利名称(译)	一种脑电波电极切换方法、脑电波采集组件及脑电帽		
公开(公告)号	<a href="#">CN109998537A</a>	公开(公告)日	2019-07-12
申请号	CN201910289250.4	申请日	2019-04-11
[标]发明人	李晓云 梁杰 瞿根祥 罗国发		
发明人	李晓云 梁杰 瞿根祥 罗国发		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0478 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0478 A61B5/6803 A61B5/7203 A61B5/7225		
代理人(译)	宋建平		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

**摘要(译)**

本发明涉及临床医学技术领域，提供了一种脑电波电极切换方法、脑电波采集组件及脑电帽。脑电波采集组件包括脑电电极，脑电电极包括多个探测电极、至少一个参考电极和至少一个接地电极，探测电极用于采集脑电波信号，一个或者多个参考电极与一个接地电极对应一个电极组合，至少一个参考电极和至少一个接地电极对应至少一个电极组合；所述方法包括：依次切换每个电极组合；获取每一电极组合下的脑电波信号；根据脑电波信号，计算出每一所述电极组合下的信噪比；从每个电极组合对应的信噪比中遍历出最优信噪比；切换至与最优信噪比对应的电极组合下的参考电极与接地电极。本发明提高了脑电波电极切换的效率和信号采集的准确性。

