



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106137186 A

(43)申请公布日 2016. 11. 23

(21)申请号 201610565381.7

(22)申请日 2016.07.18

(71)申请人 四川东鼎里智信息技术有限
公司

地址 610041 四川省成都市高新区府城大
道西段399号7栋1103号

(72)发明人 周琳 陈林瑞

(74)专利代理机构 北京天奇智新知识产权代理
有限公司 11340

代理人 杨春

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

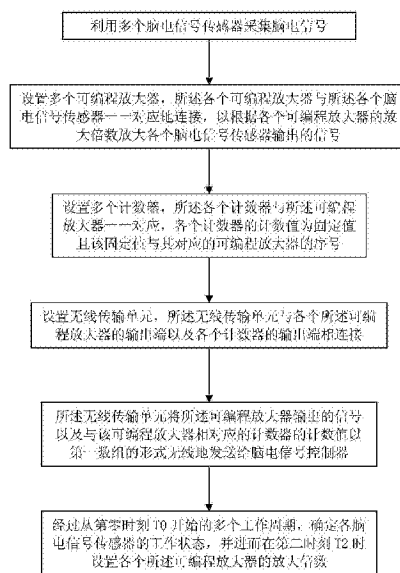
权利要求书1页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

脑电信号的高可靠性采集方法

(57)摘要

为了提高脑电波无线采集方案的无线可靠性,为脑电波信号的准确处理提供坚实的基础和可靠的保证,本发明提供了一种脑电信号的高可靠性采集方法,包括设置初始脑电信号传感器阵列和辅助脑电信号传感器阵列,以及经过从第零时刻T0开始的多个工作周期,确定各脑电信号传感器的工作状态,并进而而在第二时刻T2时设置各个所述可编程放大器的放大倍数等步骤。根据本发明独创的辅助脑电信号传感器,结合无线传输单元发送的脑电信号,能够高速、有效率地处理必须处理的脑电信号,使待分析的脑电信号的信噪比提高30%-40%,使脑电信号采集可靠性平均提高约40%-55%。



1. 一种脑电信号的高可靠性采集方法,包括:
 - (1)利用多个脑电信号传感器采集脑电信号;
 - (2)设置多个可编程放大器,所述各个可编程放大器与所述各个脑电信号传感器一一对应地连接,以根据各个可编程放大器的放大倍数放大各个脑电信号传感器输出的信号;
 - (3)设置多个计数器,所述各个计数器与所述可编程放大器一一对应,各个计数器的计数值为固定值且该固定值与其对应的可编程放大器的序号;
 - (4)设置无线传输单元,所述无线传输单元与各个所述可编程放大器的输出端以及各个计数器的输出端相连接;
 - (5)所述无线传输单元将所述可编程放大器输出的信号以及与该可编程放大器相对应的计数器的计数值以第一数组的形式无线地发送给脑电信号控制器;
 - (6)经过从第零时刻 T_0 开始的多个工作周期,确定各脑电信号传感器的工作状态,并进而第二时刻 T_2 时设置各个所述可编程放大器的放大倍数。
2. 根据权利要求1所述的脑电信号的高可靠性采集方法,其特征在于,所述脑电信号传感器采用干电极传感器。
3. 根据权利要求2所述的脑电信号的高可靠性采集方法,其特征在于,所述干电极传感器采用美国Neurosky公司的ThinkGear AM芯片。
4. 根据权利要求1所述的脑电信号的高可靠性采集方法,其特征在于,所述可编程放大器的放大倍数为0-99。
5. 根据权利要求1所述的脑电信号的高可靠性采集方法,其特征在于,所述无线传输单元与脑电信号控制器之间通过蓝牙芯片进行通信。
6. 根据权利要求1所述的脑电信号的高可靠性采集方法,其特征在于,所述步骤(5)进一步包括:所述无线传输单元在 t 时刻将各个所述可编程放大器输出的信号以及与所述各个可编程放大器相对应的计数器的计数值以 N 个第一数组的形式,并将其中包括非零的所述可编程放大器输出的信号的第一数组无线地发送给脑电信号控制器。
7. 根据权利要求1所述的脑电信号的高可靠性采集方法,其特征在于,所述1个工作周期包括一次步骤(5)的操作。
8. 根据权利要求1所述的脑电信号的高可靠性采集方法,其特征在于,所述蓝牙芯片采用TI公司的BLUENRG-MS芯片。
9. 根据权利要求1所述的脑电信号的高可靠性采集方法,其特征在于,所述脑电信号传感器工作状态包括工作正常和工作异常两种状态。
10. 根据权利要求9所述的脑电信号的高可靠性采集方法,其特征在于,当所述脑电信号传感器工作状态为工作正常状态时,设置与各个脑电信号传感器相对应的可编程放大器的放大倍数为第一放大倍数的集合中的一个放大倍数;否则将其设置为0。

脑电信号的高可靠性采集方法

技术领域

[0001] 本发明涉及脑电信号采集技术,更具体地,涉及一种脑电信号的高可靠性采集方法。

背景技术

[0002] 脑电信号(EEG)是一种典型的生物电信号,是大脑皮层脑神经细胞电活动的总体反映,其中包含了大量的生理和病理信息,是临床检测的重要生理参数之一,也是认知科学、脑机接口和警觉度等领域研究的重要手段。由于传统脑电信号采集设备都比较庞大,不便于脑电信号的适时获取,因此无线远程脑电信号采集设备的研发具有重要意义。

[0003] 现有的无线数据采集方案尽管不需要使用者熟悉脑电采集电极设置的位置,但其中的无线信号传输本身存在一些阻碍脑电波信号采集可靠性的因素。例如,CN201410166176.4公开了一种脑电采集传送方法,包括:采集多导脑电信号;将所述多导脑电信号转化为光信号;接收所述光信号并将接收到的所述光信号转化为第一电信号;将所述第一电信号进行数字化处理以得到第二电信号;将所述第二电信号传输至采集主机。尽管其能够在一定程度上解决无线数据传输链路不稳定的问题,但由于光电/电光信号的转换造成了原始信号的失真。另一方面,由于脑电信号的信噪比非常低,干扰信号比有效数据的幅值更大,使得信号基本被噪声湮没,分离难度很大,涉及到的噪声不仅包括有头部运动、面部肌肉运动造成的干扰,还包括电源波动引发的干扰等等。

[0004] 因此,在脑电传感器与数据处理端通过无线方式连接的环境下,尽可能大地提高脑电信号的采集可靠性和脑电信号的信噪比,是本领域一直致力解决的课题。

发明内容

[0005] 为了提高脑电波无线采集方案的无线可靠性,为脑电波信号的准确处理提供坚实的基础和可靠的保证,本发明提供了一种脑电信号的高可靠性采集方法,包括:

[0006] (1)利用多个脑电信号传感器采集脑电信号;

[0007] (2)设置多个可编程放大器,所述各个可编程放大器与所述各个脑电信号传感器一一对应地连接,以根据各个可编程放大器的放大倍数放大各个脑电信号传感器输出的信号;

[0008] (3)设置多个计数器,所述各个计数器与所述可编程放大器一一对应,各个计数器的计数值为固定值且该固定值与其对应的可编程放大器的序号;

[0009] (4)设置无线传输单元,所述无线传输单元与各个所述可编程放大器的输出端以及各个计数器的输出端相连接;

[0010] (5)所述无线传输单元将所述可编程放大器输出的信号以及与该可编程放大器相对应的计数器的计数值以第一数组的形式无线地发送给脑电信号控制器;

[0011] (6)经过从第零时刻 T_0 开始的多个工作周期,确定各脑电信号传感器的工作状态,并进而在第二时刻 T_2 时设置各个所述可编程放大器的放大倍数,其中1个工作周期包括步

骤(5)的操作。

[0012] 该步骤(6)进一步包括：

[0013] (61)在第零时刻 T_0 ，假设各可编程放大器的放大倍数为第一放大倍数的集合；

[0014] (62)在所述第零时刻 T_0 之后，经过多个工作周期，其中1个工作周期包括步骤(5)的操作，当到达第一时刻 T_1 时，脑电信号控制器存储在所述第零时刻 T_0 及其后的所述多个工作周期内的初始脑电信号传感器阵列和辅助脑电信号传感器阵列中各个脑电信号传感器的输出经过与其相对应的可编程放大器的放大后的输出值，并根据这些输出值确定各脑电信号传感器的工作状态，然后根据所述脑电信号传感器工作状态，设置与各个脑电信号传感器相对应的可编程放大器的放大倍数为第二放大倍数的集合；

[0015] (63)在第一时刻 T_1 之后又经历多个工作周期后到达的第二时刻 T_2 ，所述脑电信号控制器根据脑电信号传感器的工作状态信息，设置各个所述可编程放大器的放大倍数，使之在下一个与 T_0 至 T_2 相等的时间段内不变，然后重复步骤(61)-(63)，直到接收到脑电信号采集终止信号为止，其中 $T_2 > T_1$ 。

[0016] 进一步地，所述脑电信号传感器采用干电极传感器。

[0017] 进一步地，所述干电极传感器采用美国Neurosky公司的ThinkGear AM芯片。

[0018] 进一步地，所述可编程放大器的放大倍数为0-99。

[0019] 进一步地，所述无线传输单元与脑电信号控制器之间通过蓝牙芯片进行通信。

[0020] 进一步地，所述步骤(5)进一步包括：所述无线传输单元在 t 时刻将各个所述可编程放大器输出的信号以及与所述各个可编程放大器相对应的计数器的计数值以 N 个第一数组的形式，并将其中包括非零的所述可编程放大器输出的信号的第一数组无线地发送给脑电信号控制器。

[0021] 进一步地，所述1个工作周期包括一次步骤(5)的操作。

[0022] 进一步地，所述第一时刻 T_1 与所述第零时刻 T_0 之间间隔3-4个工作周期。

[0023] 进一步地，所述蓝牙芯片采用TI公司的BLUENRG-MS芯片。

[0024] 进一步地，所述脑电信号传感器工作状态包括工作正常和工作异常两种状态。

[0025] 进一步地，当所述脑电信号传感器工作状态为工作正常状态时，设置与各个脑电信号传感器相对应的可编程放大器的放大倍数为第一放大倍数的集合中的一个放大倍数；否则将其设置为0。

[0026] 本发明的有益效果包括：

[0027] (1)根据本发明独创的辅助脑电信号传感器，结合无线传输单元发送的脑电信号，能够高速、有效率地处理必须处理的脑电信号，其中根据自主研发的脑电信号可靠性处理算法，相比直接处理包括噪声信号在内的现有技术各种算法，能够使待分析的脑电信号的信噪比提高30%-40%；

[0028] (2)根据本发明的脑电信号可靠性算法，能够自适应改变减小了蓝牙芯片的功耗，使无线通信方式下的数据传输可靠性得以大幅度提高，根据发明人实验(即在现有技术的情况下和在本申请的情况下，分别通过采集规定次数的数据后，分析数据对于分析 α 脑波和 β 脑波的可用性后得出可用的数据的总次数这种方式)测得的可靠性平均提高约40%-55%。

[0029] (3)能够基于使用者信息以及实时采集到的脑电信号，周期性地鉴别哪些脑电信

号传感器采集到的脑电信号是有用信号；

[0030] (4)能够根据脑电信号的处理结果进行反馈,从而调整发送脑电信号的脑电信号传感器的工作状态,使得脑电信号处理效率得以大幅度增加;

[0031] (5)能够根据脑电信号的实时状态,自适应地改变采集脑电信号的传感器的工作状态,从而使得传输脑电信号的蓝牙通信芯片的功耗发生动态改变,有利于减小脑电信号采集所需功耗,从而提高脑电信号采集时在使用者处的无线传输单元的工作寿命。

附图说明

[0032] 图1示出了根据本发明的脑电信号的高可靠性采集方法的流程框图。

具体实施方式

[0033] 如图1所示,本发明的一种脑电信号的高可靠性采集方法,包括:

[0034] (1)利用多个脑电信号传感器采集脑电信号;具体而言,该步骤包括:

[0035] 首先,设置初始脑电信号传感器阵列:将 $i \times j$ 个所述脑电信号传感器设置成 i 行 \times j 列(例如,像现有技术中通常使用的、用于覆盖使用者头部的传感器阵列那样),其中 i 和 j 均为大于1的自然数,其中 j 列脑电信号传感器表示脑电信号传感器被设置在沿着使用者头部轮廓的前方至后方的方向上的、多个彼此电连接的脑电信号传感器, i 行表示沿着使用者头部轮廓的左方至右方的方向上的、多个彼此没有电连接的脑电信号传感器,每一列脑电信号传感器彼此之间通过信号总线和电力总线连接在一起;本领域技术人员应当知晓:在上述各“列”上,相邻脑电信号传感器之间的距离并不相同,除非使用者的头部轮廓接近半球形。本发明中,使用者表示待采集脑电信号的对象,使用者头部指的是使用者一般佩戴或穿戴干电极传感器的区域,例如头部发际线的区域。

[0036] 其次,设置辅助脑电信号传感器阵列:测量使用者头部轮廓的前方至后方的方向上的、沿着使用者头部的最长距离 L_{\max} 和最短距离 L_{\min} ;在第 j 列上的第 i 个所述脑电信号传感器上,以朝向使用者头顶中心的方向、距离为 $\left\lceil \frac{|L_j - (L_{\max} - L_{\min})|}{i} \right\rceil$ 的位置,设置辅助脑电信号传感器,其中与所述第 j 列上的第 i 个所述脑电信号传感器相对应的所述辅助脑电信号传感器也被连接到所述信号总线上, L_j 为第 j 列在沿着使用者头部轮廓的前方至后方的方向上的长度,“ $|$ ”表示取绝对值运算,“ $\lceil \quad \rceil$ ”表示取上整数;

[0037] 所述初始脑电信号传感器阵列和辅助脑电信号传感器阵列中的各个脑电信号传感器被通过硅胶定型成适合使用者戴在头部的结构。

[0038] 设所述初始脑电信号传感器阵列中的位于第 i 行第 j 列的脑电信号传感器的输出电压为 $V_{i,j}(t)$, t 表示采集涉及的时间信息。

[0039] 设所述初始脑电信号传感器阵列中的位于第 i 行第 j 列的脑电信号传感器对应的辅助脑电信号传感器的输出电压为 $V_{i',j}(t)$ 。

[0040] (2)设置多个可编程放大器,所述各个可编程放大器与所述各个脑电信号传感器一一对应地连接,以根据各个可编程放大器的放大倍数放大各个脑电信号传感器输出的信号;在此步骤中,为所述初始脑电信号传感器阵列和辅助脑电信号传感器阵列中的每一个

脑电信号传感器设置可编程放大器。

[0041] (3)设置多个计数器,所述各个计数器与所述可编程放大器一一对应,各个计数器的计数值为固定值且该固定值与其对应的可编程放大器的序号;在此步骤中,为所述初始脑电信号传感器阵列和辅助脑电信号传感器阵列中的每一个脑电信号传感器设置计数器,以标识该脑电信号传感器在整个初始脑电信号传感器阵列和辅助脑电信号传感器阵列中的所有脑电信号传感器中的序号,该序号在整个初始脑电信号传感器阵列和辅助脑电信号传感器阵列中的所有脑电信号传感器中为唯一值。为便于描述,将初始脑电信号传感器阵列中脑电信号传感器的总个数记作 $i \times j$,所述辅助脑电信号传感器阵列中脑电信号传感器的总个数记作 $i \times j$,则所述初始脑电信号传感器阵列和辅助脑电信号传感器阵列中脑电信号传感器的总个数为 $2 \times i \times j$;

[0042] (4)设置无线传输单元,所述无线传输单元与各个所述可编程放大器的输出端以及各个计数器的输出端相连接;

[0043] (5)所述无线传输单元将所述可编程放大器输出的信号以及与该可编程放大器相对应的计数器的计数值以第一数组的形式无线地发送给脑电信号控制器;根据本发明的优选实施例,所述可编程放大器可以包括阻值可编程的电阻器以及仪用放大器,其中阻值可编程的电阻器用于根据所述无线传输单元接收到的信号断开或闭合,从而相应地产生对输入该可编程放大器的信号产生0倍放大(即该可编程放大器输出端无输出信号)或产生根据所述无线传输单元接收到的信号进行指定倍数的放大。根据本发明的优选实施例,所述阻值可编程的电阻器通过数字电路实现,然后通过数模转换电路再连接仪用放大器。

[0044] (6)经过从第零时刻 T_0 开始的多个工作周期,确定各脑电信号传感器的工作状态,并进而在第二时刻 T_2 时设置各个所述可编程放大器的放大倍数。

[0045] 该步骤(6)优选地包括:

[0046] (61)在第零时刻 T_0 ,假设各可编程放大器的放大倍数为第一放大倍数的集合,设序号为第 k 个脑电信号传感器对应相连的可编程放大器在该集合中的第一放大倍数为 A_k ;

[0047] (62)在所述第零时刻 T_0 之后,经过多个工作周期,其中1个工作周期包括步骤(5)的操作,当到达第一时刻 T_1 时,脑电信号控制器存储在第零时刻 T_0 及其后的所述多个工作周期内的初始脑电信号传感器阵列和辅助脑电信号传感器阵列中各个脑电信号传感器的输出经过与其相对应的可编程放大器的放大后的输出值,并根据这些输出值确定各脑电信号传感器的工作状态,然后根据所述脑电信号传感器工作状态,设置与各个脑电信号传感器相对应的可编程放大器的放大倍数为第二放大倍数的集合,设序号为第 k 个脑电信号传感器对应相连的可编程放大器在该集合中的第二放大倍数为 A'_k ;该步骤具体包括:

[0048] 首先,设在第零时刻 T_0 之后到第一时刻 T_1 之前共经历 M 个工作周期(例如, $M=3$),对于第零时刻 T_0 之后的第 T 个工作周期,其中 T 大于1且 $T < M$,所述初始脑电信号传感器阵列中的位于第 i 行第 j 列的脑电信号传感器的输出电压为 $V_{ij}^k(t)$,所述初始脑电信号传感器阵列中的位于第 i 行第 j 列的脑电信号传感器对应的辅助脑电信号传感器的输出电压为 $V_{ij}^{k'}(t)$;

[0049] 然后,根据经验公式 $\frac{\int_{T=2}^{T=M} (V_{i,j}^{k_r'}(t) \times \int_{-\infty}^{+\infty} V_{i,j}^{k_r}(t) V_{i,j}^{k_r'}(t+T) dt)}{\int_{T=1}^{T=M} V_{i,j}^{k_r}(t)}$ 与 $\left[\frac{|L_j - (L_{\max} - L_{\min})|}{i} \right] \times A_k$

之间的关系,确定第*i*行第*j*列的脑电信号传感器的工作状态;若

$\frac{\int_{T=2}^{T=M} (V_{i,j}^{k_r'}(t) \times \int_{-\infty}^{+\infty} V_{i,j}^{k_r}(t) V_{i,j}^{k_r'}(t+T) dt)}{\int_{T=1}^{T=M} V_{i,j}^{k_r}(t)} < \left[\frac{|L_j - (L_{\max} - L_{\min})|}{i} \right] \times \frac{A_k}{2 \times i \times j}$, 则认为第*i*行第*j*列的

脑电信号传感器的工作状态为工作正常状态;否则为工作异常状态,将第*i*行第*j*列的脑电信号传感器相应的可编程放大器的放大倍数设置为*A'*_k,此后该脑电信号传感器的工作状态确定方式为:判断

[0050] $\frac{\int_{T=2}^{T=M} (V_{i,j}^{k_r'}(t) \times \int_{-\infty}^{+\infty} V_{i,j}^{k_r}(t) V_{i,j}^{k_r'}(t+T) dt)}{\int_{T=1}^{T=M} V_{i,j}^{k_r}(t)} < \left[\frac{|L_j - (L_{\max} - L_{\min})|}{i} \right] \times \frac{A_k}{2 \times i \times j}$ 。

[0051] (63)在第一时刻T1之后又经历P个工作周期后到达的第二时刻T2(例如,P=6),所述脑电信号控制器根据脑电信号传感器的工作状态信息,设置各个所述可编程放大器的放大倍数,使之在下一个与T0至T2相等的时间段内不变,然后重复步骤(61)-(63),直到接收到脑电信号采集终止信号为止,其中T2>T1,且P为M的正整数倍。具体而言,该步骤包括:

[0052] 若到达T2之前,每隔M个工作周期计算上述第*i*行第*j*列脑电信号传感器的工作状态,若到达第二时刻T2时,第*i*行第*j*列脑电信号传感器的工作状态为工作正常状态的次数与 $\left(\left\lfloor \frac{P}{M} \right\rfloor + 1 \right)$ 之间的大小关系,若前者大于后者,则将第*i*行第*j*列的脑电信号传感器对应的

可编程放大器的放大倍数恢复为T0时刻存储的放大倍数;否则,将此脑电信号传感器对应的可编程放大器的放大倍数设置为0;

[0053] 在上述设置可编程放大器的放大倍数期间,脑电信号控制器向所述无线传输单元发送这样的第二数组,该第二数组包括多对数据,每对数据均包括以下两部分数据:

[0054] (1)第一部分数据:脑电信号传感器编号;

[0055] (2)第二部分数据:与此编号对应的脑电信号传感器相对应的可编程放大器的放大倍数。

[0056] 当所述无线传输单元接收到上述第二数组后,分别对其中的每一对数据进行如下处理:根据其中第一部分数据,设置与该第一部分数据对应的脑电信号传感器相对应的可编程放大器的放大倍数为所述的一对数据中的第二部分数据。

[0057] 优选地,所述脑电信号传感器采用干电极传感器。

[0058] 优选地,所述干电极传感器采用美国Neurosky公司的ThinkGear AM芯片。

[0059] 优选地,所述可编程放大器的放大倍数为0-99。

[0060] 优选地,所述无线传输单元与脑电信号控制器之间通过蓝牙芯片进行通信。

[0061] 优选地,所述步骤(5)进一步包括:所述无线传输单元在*t*时刻将各个所述可编程放大器输出的信号以及与所述各个可编程放大器相对应的计数器的计数值以*N*个第一数组

的形式,并将其中包括非零的所述可编程放大器输出的信号的第一数组无线地发送给脑电信号控制器。

[0062] 优选地,所述1个工作周期包括一次步骤(5)的操作。

[0063] 所述第一时刻T1与所述第零时刻T0之间间隔3-4个工作周期。

[0064] 优选地,所述蓝牙芯片采用TI公司的BLUENRG-MS芯片。

[0065] 优选地,所述脑电信号传感器工作状态包括工作正常和工作异常两种状态。

[0066] 优选地,当所述脑电信号传感器工作状态为工作正常状态时,设置与各个脑电信号传感器相对应的可编程放大器的放大倍数为第一放大倍数的集合中的一个放大倍数;否则将其设置为0。

[0067] 以上对于本发明的较佳实施例所作的叙述是为阐明的目的,而无意限定本发明精确地为所揭露的形式,基于以上的教导或从本发明的实施例学习而作修改或变化是可能的,实施例是为解说本发明的原理以及让所属领域的技术人员以各种实施例利用本发明在实际应用上而选择及叙述,本发明的技术思想企图由权利要求及其均等来决定。

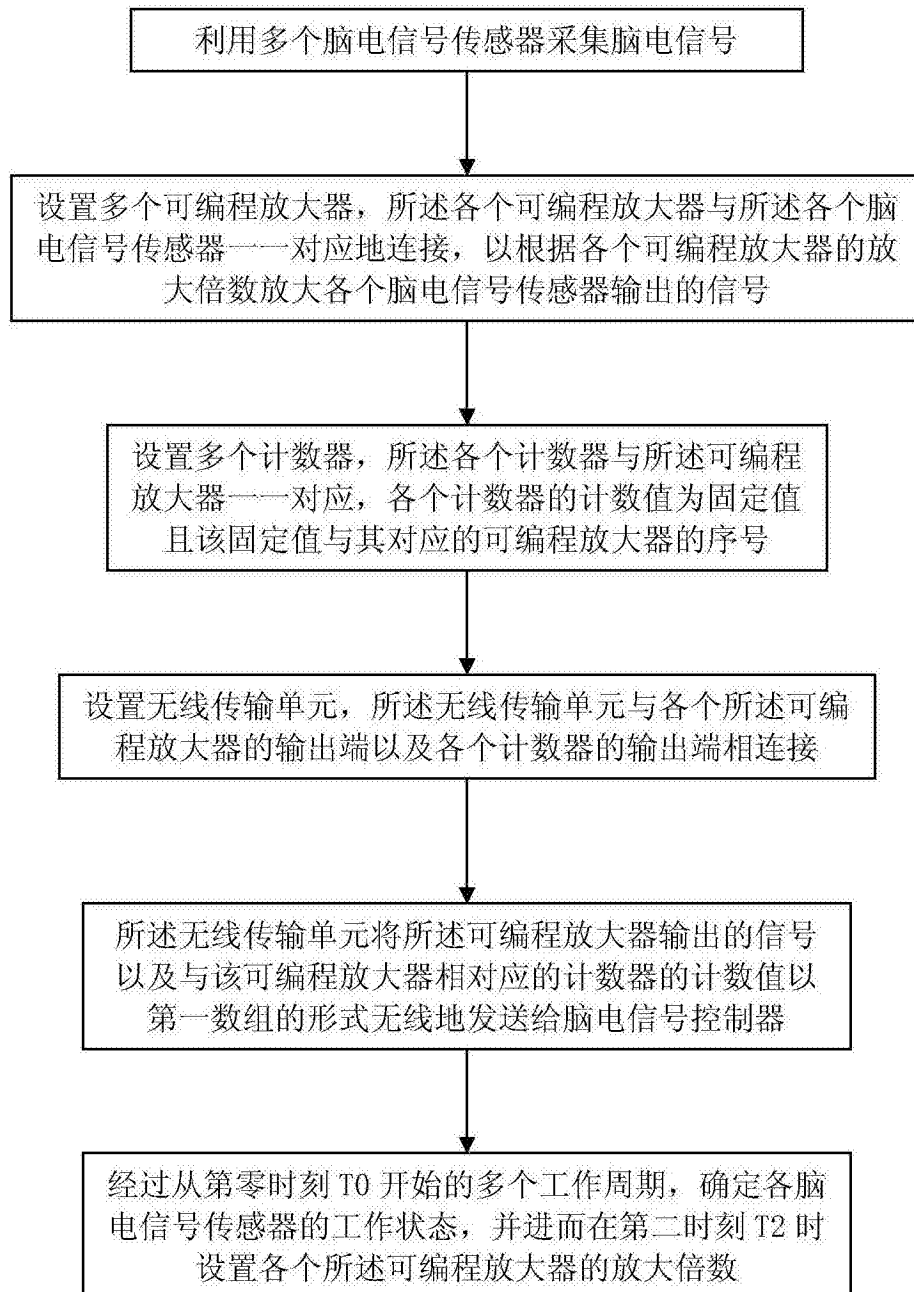


图1

专利名称(译)	脑电信号的高可靠性采集方法		
公开(公告)号	CN106137186A	公开(公告)日	2016-11-23
申请号	CN201610565381.7	申请日	2016-07-18
[标]申请(专利权)人(译)	四川东鼎里智信息技术有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	四川东鼎里智信息技术有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	四川东鼎里智信息技术有限责任公司		
[标]发明人	周琳 陈林瑞		
发明人	周琳 陈林瑞		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
代理人(译)	杨春		
其他公开文献	CN106137186B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

为了提高脑电波无线采集方案的无线可靠性，为脑电波信号的准确处理提供坚实的基础和可靠的保证，本发明提供了一种脑电信号的高可靠性采集方法，包括设置初始脑电信号传感器阵列和辅助脑电信号传感器阵列，以及经过从第零时刻T0开始的多个工作周期，确定各脑电信号传感器的工作状态，并进而在第二时刻T2时设置各个所述可编程放大器的放大倍数等步骤。根据本发明独创的辅助脑电信号传感器，结合无线传输单元发送的脑电信号，能够高速、有效率地处理必须处理的脑电信号，使待分析的脑电信号的信噪比提高30%-40%，使脑电信号采集可靠性平均提高约40%-55%。

