



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110974210 A

(43)申请公布日 2020.04.10

(21)申请号 201911248616.X

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2019.12.09

(71)申请人 武汉联影智融医疗科技有限公司
地址 430073 湖北省武汉市东湖新技术开发
区高新大道666号光谷生物城B1栋
549-1号

(72)发明人 何卓彪 里敦 陈义峰 朱珍珍
田军

(74)专利代理机构 北京华进京联知识产权代理
有限公司 11606
代理人 张书涛

(51)Int.Cl.
A61B 5/0402(2006.01)
A61B 5/0476(2006.01)
A61B 5/0488(2006.01)

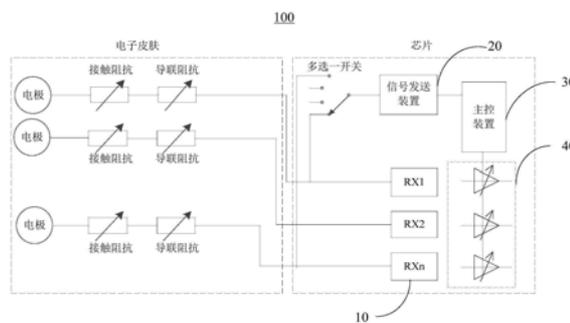
权利要求书3页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

生理信号采集通路阻抗校正方法及装置

(57)摘要

本申请涉及一种生理信号采集通路阻抗校正方法及装置。生理信号采集通路阻抗校正方法通过选择每一生理信号采集通路作为输入电路,其它生理信号采集通路作为接收电路,可以得到每一作为输入电路的生理信号采集通路的参考矩阵。根据全部参考矩阵,可以确定每一所述生理信号采集通路的阻抗,进而对所述生理信号采集通路进行阻抗校正。通过生理信号采集通路阻抗校正方法可以提高抗运动伪影以及抗共模干扰的能力,同时可以减弱因水凝胶老化、电极工艺离散性导致的阻抗变化对生理信号的精度造成的影响,延长生理信号采集过程中各类装置的使用寿命,降低了生理信号采集所需的成本。



1. 一种生理信号采集通路阻抗校正方法,其特征在于,包括:

确定其中一个生理信号采集通路为输入电路,其余所述生理信号采集通路为接收电路,其中作为所述输入电路的所述生理信号采集通路的输出端与作为所述接收电路的所述生理信号采集通路通过待检测对象电连接;

生成一个校正信号,通过作为所述输入电路的所述生理信号采集通路将所述校正信号提供给所述待检测对象;

通过作为所述接收电路的每一所述生理信号采集通路接收经所述待检测对象传输的电压信号,得到实际检测信号;

根据所述校正信号和所述实际检测信号,确定作为所述输入电路的所述生理信号采集通路的参考矩阵;

从未被选择作为所述输入电路的所述生理信号采集通路中选择一个作为新的所述输入电路,并返回执行通过作为所述输入电路的所述生理信号采集通路将所述校正信号提供给所述待检测对象的步骤,直至得到每一所述生理信号采集通路的所述参考矩阵,得到参考矩阵组;

根据所述参考矩阵组,确定每一所述生理信号采集通路的阻抗,以及根据每一所述生理信号采集通路的阻抗生成与所述生理信号采集通路对应的调控指令;

根据每一所述生理信号采集通路对应的调控指令,对所述生理信号采集通路进行阻抗校正,以使任意两个校正后的所述生理信号采集通路的阻抗之间的差值小于预设值。

2. 根据权利要求1所述的生理信号采集通路阻抗校正方法,其特征在于,所述校正信号的频率与所述待检测对象的生理信号的频率不同。

3. 根据权利要求1所述的生理信号采集通路阻抗校正方法,其特征在于,通过作为所述接收电路的每一所述生理信号采集通路接收经所述待检测对象传输的电压信号,得到实际检测信号,包括:

通过作为所述接收电路的每一所述生理信号采集通路实时接收经所述待检测对象传输的电压信号,得到相邻两个时刻的预判信号;

根据所述相邻两个时刻的所述预判信号,得到所述预判信号的特征变化量;

判断所述特征变化量是否大于预设阈值;

当所述预判信号的特征变化量超过所述预设阈值,则将所述相邻两个时刻中靠后时刻的所述预判信号作为所述实际检测信号,执行根据所述校正信号和所述实际检测信号,确定作为所述输入电路的所述生理信号采集通路的参考矩阵的步骤;

否则,返回通过作为所述接收电路的每一所述生理信号采集通路实时接收经所述待检测对象传输的电压信号,得到相邻两个时刻的所述预判信号的步骤。

4. 根据权利要求3所述的生理信号采集通路阻抗校正方法,其特征在于,所述特征变化量为所述预判信号的幅值变化量或所述预判信号中干扰噪声的变化量。

5. 根据权利要求1所述的生理信号采集通路阻抗校正方法,其特征在于,周期性执行所述生理信号采集通路阻抗校正方法。

6. 根据权利要求1所述的生理信号采集通路阻抗校正方法,其特征在于,还包括:

根据阻抗校正后的每一所述生理信号采集通路的阻抗,计算每一所述生理信号采集通路的模拟增益;

根据计算得到所述模拟增益以及预设目标增益,调整差分放大电路后端增益。

7. 一种生理信号采集通路阻抗校正方法,其特征在于,包括:

设置接收电路,其中所述接收电路与生理信号采集通路一一对应,所述接收电路与其对应的所述生理信号采集通路走线相伴,且所述生理信号采集通路的输出端与其对应的所述接收电路电连接;

生成一个校正信号,通过所述生理信号采集通路将所述校正信号提供给所述接收电路;

通过所述接收电路接收电压信号,得到实际检测信号;

根据每一所述生理信号采集通路的所述校正信号和所述实际检测信号,计算得到每一所述生理信号采集通路的阻抗,以及根据每一所述生理信号采集通路的阻抗生成与所述生理信号采集通路对应的调控指令;

根据每一所述生理信号采集通路对应的调控指令,对所述生理信号采集通路进行阻抗校正,以使任意两个校正后的所述生理信号采集通路的阻抗之间的差值小于预设值。

8. 一种生理信号采集通路阻抗校正装置,其特征在于,包括:

至少两个生理信号采集通路;

信号发送装置,分别与每个所述生理信号采集通路电连接,用于生成校正信号,并经其中一个所述生理信号采集通路将所述校正信号提供给待检测对象;

主控装置,与所述信号发送装置电连接,且分别与每个所述生理信号采集通路电连接,用于确定其中一个生理信号采集通路为输入电路,其余生理信号采集通路为接收电路,并控制所述信号发送装置向所述输入电路发送所述校正信号,并经每一所述接收电路获取实际测量信号,以及根据所述校正信号和所述实际测量信号计算作为所述输入电路的每一所述生理信号采集通路的参考矩阵,并根据每一所述生理信号采集通路的所述参考矩阵确定每一所述生理信号采集通路的阻抗,进而生成调控指令;以及

阻抗调整装置,与所述主控装置电连接,且分别与每一所述生理信号采集通路电连接,用于根据所述主控装置发送的所述调控指令,调整每个所述生理信号采集通路在差分接收前端的阻抗差值。

9. 根据权利要求8所述的生理信号采集通路阻抗校正装置,其特征在于,还包括:

差分放大电路,与所述阻抗调整装置电连接,用于对所述生理信号采集通路获取的生理信号进行放大;以及

增益调节器,与所述差分放大电路电连接,用于调节每个所述生理信号采集通路经所述差分放大电路放大后的增益值。

10. 一种生理信号采集通路阻抗校正装置,其特征在于,包括:

生理信号采集通路,以及与所述生理信号采集通路一一对应的接收电路,所述接收电路与其对应的所述生理信号采集通路走线相伴;

信号发送装置,与所述生理采集通路电连接,用于生成校正信号,并经所述生理信号采集通路将所述校正信号提供给所述接收电路;

主控装置,与所述信号发送装置电连接,且分别与每一所述生理信号采集通路电连接,用于控制所述信号发送装置向所述生理信号采集通路发送所述校正信号,并通过所述接收电路获取实际测量信号,以及根据所述校正信号和所述实际测量信号计算每一所述生理信

号采集通路的阻抗,进而生成调控指令;以及

阻抗调整装置,与所述主控装置电连接,且分别与每一所述生理信号采集通路电连接,用于根据所述主控装置发送的所述调控指令,调整每个所述生理信号采集通路在差分接收前端的阻抗差值。

11. 根据权利要求10所述的生理信号采集通路阻抗校正装置,其特征在于,所述接收电路和所述生理信号采集通路分别包括一个电极,且所述接收电路的电极包围所述生理信号采集通路的电极。

生理信号采集通路阻抗校正方法及装置

技术领域

[0001] 本申请涉及生理信号检测技术领域,特别是涉及一种生理信号采集通路阻抗校正方法及装置。

背景技术

[0002] 在生理信号检测技术领域,当使用电极采集心电信号 (Electrocardiogram, ECG)、脑电信号 (Electroencephalogram, EEG) 和肌电信号 (Electromyogram, EMG) 等生物体电信号时,电极与生物体的接触阻抗会随着生物体的运动或生理状态 (如汗液状态) 的改变而变化,而该变化会导致运动伪影和抗共模干扰性能变差,影响获得的生物体电信号的精度。

[0003] 集成连线的柔性电极在一定程度上可以减小生物体与电极之间接触阻抗变化产生的不利影响。然而,不同电极与生物体粘合特性的不同,以及粘合特性随时间的变化仍然会导致抗共模干扰变差和接触阻抗变化的问题。此外,集成连线的柔性电极为适应生物体的体型及其活动需求,通常具有可拉伸特性,而可拉伸特性会导致电极连线阻抗的变化,进而导致运动伪影以及抗共模干扰性能的变差的问题。

发明内容

[0004] 基于此,有必要针对现有技术中生物体电信号采集过程中存在的运动伪影和抗共模干扰性能变差的问题,提供一种生理信号采集通路阻抗校正方法及装置。

[0005] 本申请提供一种生理信号采集通路阻抗校正方法,包括:

[0006] 确定其中一个生理信号采集通路为输入电路,其余所述生理信号采集通路为接收电路,其中作为所述输入电路的所述生理信号采集通路的输出端与作为所述接收电路的所述生理信号采集通路通过待检测对象电连接;

[0007] 生成一个校正信号,通过作为所述输入电路的所述生理信号采集通路将所述校正信号提供给所述待检测对象;

[0008] 通过作为所述接收电路的每一所述生理信号采集通路接收经所述待检测对象传输的电压信号,得到实际检测信号;

[0009] 根据所述校正信号和所述实际检测信号,确定作为所述输入电路的所述生理信号采集通路的参考矩阵;

[0010] 从未被选择作为所述输入电路的所述生理信号采集通路中选择一个作为新的所述输入电路,并返回执行通过作为所述输入电路的所述生理信号采集通路将所述校正信号提供给所述待检测对象的步骤,直至得到每一所述生理信号采集通路的所述参考矩阵,得到参考矩阵组;

[0011] 根据所述参考矩阵组,确定每一所述生理信号采集通路的阻抗,以及根据每一所述生理信号采集通路的阻抗生成与所述生理信号采集通路对应的调控指令;

[0012] 根据每一所述生理信号采集通路对应的调控指令,对所述生理信号采集通路进行阻抗校正,以使任意两个校正后的所述生理信号采集通路的阻抗之间的差值小于预设值。

[0013] 在其中一个实施例中,所述校正信号的频率与所述待检测对象的生理信号的频率不同。

[0014] 在其中一个实施例中,通过作为所述接收电路的每一所述生理信号采集通路接收经所述待检测对象传输的电压信号,得到实际检测信号,包括:

[0015] 通过作为所述接收电路的每一所述生理信号采集通路实时接收经所述待检测对象传输的电压信号,得到相邻两个时刻的预判信号;

[0016] 根据所述相邻两个时刻的所述预判信号,得到所述预判信号的特征变化量;

[0017] 判断所述特征变化量是否大于预设阈值;

[0018] 当所述预判信号的特征变化量超过所述预设阈值,则将所述相邻两个时刻中靠后时刻的所述预判信号作为所述实际检测信号,执行根据所述校正信号和所述实际检测信号,确定作为所述输入电路的所述生理信号采集通路的参考矩阵的步骤;

[0019] 否则,返回通过作为所述接收电路的每一所述生理信号采集通路实时接收经所述待检测对象传输的电压信号,得到相邻两个时刻的所述预判信号的步骤。

[0020] 在其中一个实施例中,所述特征变化量为所述预判信号的幅值变化量或所述预判信号中干扰噪声的变化量。

[0021] 在其中一个实施例中,周期性执行所述生理信号采集通路阻抗校正方法。

[0022] 在其中一个实施例中,所述生理信号采集通路阻抗校正方法还包括:

[0023] 根据阻抗校正后的每一所述生理信号采集通路的阻抗,计算每一所述生理信号采集通路的模拟增益;

[0024] 根据计算得到所述模拟增益以及预设目标增益,调整差分放大电路后端增益。

[0025] 基于同一发明构思,本申请还提供一种生理信号采集通路阻抗校正方法,包括:

[0026] 设置接收电路,其中所述接收电路与生理信号采集通路一一对应,所述接收电路与其对应的所述生理信号采集通路走线相伴,且所述生理信号采集通路的输出端与其对应的所述接收电路电连接;

[0027] 生成一个校正信号,通过所述生理信号采集通路将所述校正信号提供给所述接收电路;

[0028] 通过所述接收电路接收电压信号,得到实际检测信号;

[0029] 根据每一所述生理信号采集通路的所述校正信号和所述实际检测信号,计算得到每一所述生理信号采集通路的阻抗,以及根据每一所述生理信号采集通路的阻抗生成与所述生理信号采集通路对应的调控指令;

[0030] 根据每一所述生理信号采集通路对应的调控指令,对所述生理信号采集通路进行阻抗校正,以使任意两个校正后的所述生理信号采集通路的阻抗之间的差值小于预设值。

[0031] 基于同一发明构思,本申请还提供一种生理信号采集通路阻抗校正装置,包括:

[0032] 至少两个生理信号采集通路;

[0033] 信号发送装置,分别与每个所述生理信号采集通路电连接,用于生成校正信号,并经其中一个所述生理信号采集通路将所述校正信号提供给待检测对象;

[0034] 主控装置,与所述信号发送装置电连接,且分别与每个所述生理信号采集通路电连接,用于确定其中一个生理信号采集通路为输入电路,其余生理信号采集通路为接收电路,并控制所述信号发送装置向所述输入电路发送所述校正信号,并经每一所述接收电路

获取实际测量信号,以及根据所述校正信号和所述实际测量信号计算作为所述输入电路的每一所述生理信号采集通路的参考矩阵,并根据每一所述生理信号采集通路的所述参考矩阵确定每一所述生理信号采集通路的阻抗,进而生成调控指令;以及

[0035] 阻抗调整装置,与所述主控装置电连接,且分别与每一所述生理信号采集通路电连接,用于根据所述主控装置发送的所述调控指令,调整每个所述生理信号采集通路在差分接收前端的阻抗差值。

[0036] 在其中一个实施例中,生理信号采集通路还包括:

[0037] 差分放大电路,与所述阻抗调整装置电连接,用于对所述生理信号采集通路获取的生理信号进行放大;以及

[0038] 增益调节器,与所述差分放大电路电连接,用于调节每个所述生理信号采集通路经所述差分放大电路放大后的增益值。

[0039] 基于同一发明构思,本申请还提供一种生理信号采集通路阻抗校正装置,包括:

[0040] 生理信号采集通路,以及与所述生理信号采集通路一一对应的接收电路,所述接收电路与其对应的所述生理信号采集通路走线相伴;

[0041] 信号发送装置,与所述生理采集通路电连接,用于生成校正信号,并经所述生理信号采集通路将所述校正信号提供给所述接收电路;

[0042] 主控装置,与所述信号发送装置电连接,且分别与每一所述生理信号采集通路电连接,用于控制所述信号发送装置向所述生理信号采集通路发送所述校正信号,并通过所述接收电路获取实际测量信号,以及根据所述校正信号和所述实际测量信号计算每一所述生理信号采集通路的阻抗,进而生成调控指令;以及

[0043] 阻抗调整装置,与所述主控装置电连接,且分别与每一所述生理信号采集通路电连接,用于根据所述主控装置发送的所述调控指令,调整每个所述生理信号采集通路在差分接收前端的阻抗差值。

[0044] 在其中一个实施例中,所述接收电路和所述生理信号采集通路分别包括一个电极,且所述接收电路的电极包围所述生理信号采集通路的电极。

[0045] 本申请提供的生理信号采集通路阻抗校正方法,依次选择每一生理信号采集通路作为输入电路,其它生理信号采集通路作为接收电路,可以得到每一作为输入电路的生理信号采集通路的参考矩阵。根据全部参考矩阵,可以确定每一所述生理信号采集通路的阻抗,进而对所述生理信号采集通路进行阻抗校正。通过生理信号采集通路阻抗校正方法可以提高抗运动伪影以及抗共模干扰的能力,同时可以减弱因水凝胶老化、电极工艺离散性导致的阻抗变化对生理信号的精度造成的影响,延长生理信号采集过程中各类装置的使用寿命,降低了生理信号采集所需的成本。

附图说明

[0046] 图1为本申请实施例提供的一种生理信号采集通路阻抗校正方法流程图;

[0047] 图2为本申请实施例提供的另一种生理信号采集通路阻抗校正方法流程图;

[0048] 图3为本申请实施例提供的一种生理信号采集装置结构示意图;

[0049] 图4为本申请实施例提供的另一种生理信号采集装置结构示意图;

[0050] 图5为本申请实施例提供的再一种生理信号采集装置结构示意图;

[0051] 图6为本申请实施例提供的又一种生理信号采集装置结构示意图。

具体实施方式

[0052] 为使本申请的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂，下面结合附图对本申请的具体实施方式做详细的说明。在下面的描述中阐述了很多具体细节以便于充分理解本申请。但是本申请能够以很多不同于在此描述的其它方式来实施，本领域技术人员可以在不违背本申请内涵的情况下做类似改进，因此本申请不受下面公开的具体实施的限制。

[0053] 需要说明的是，当元件被称为“固定于”另一个元件，它可以直接在另一个元件上或者也可以存在居中的元件。当一个元件被认为是“连接”另一个元件，它可以是直接连接到另一个元件或者可能同时存在居中元件。

[0054] 除非另有定义，本文所使用的所有的技术和科学术语与属于本申请的技术领域的技术人员通常理解的含义相同。本文中在本申请的说明书中所使用的术语只是为了描述具体的实施例的目的，不是旨在于限制本申请。本文所使用的术语“及/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。

[0055] 目前，通常使用电极采集生物体的生理信号，如心电ECG、脑电EEG、肌电EMG等。在生理信号采集过程中，电极与待检测对象之间的接触阻抗会随着待检测对象的运动或生理状态(汗液)的改变而变化，从而引起运动伪影。在现有技术中，通常采用良好的粘贴材料，并使待检测对象尽量减小活动幅度或者保持静止来减少接触阻抗的影响。例如，3M心电电极可以在不致敏的前提下尽量保证粘性的可靠性，但其与待检测对象皮肤之间的接触阻抗变化范围依然很大，为1k欧姆至100k欧姆。

[0056] 此外，现有的电极导线通常具有抗拉伸特性，但抗拉伸线缆较粗且柔韧性较差。柔性电子或者印刷电子的兴起使得集成连线的柔性电极成为学术和产业界的研究热点，由于柔性电极与皮肤贴合程度良好，且无需外挂线缆，使得由于线缆拉扯导致的电极与皮肤之间的接触阻抗变化得到了较大的改善。但是，其中不同电极与皮肤粘合特性的不同，以及电极的粘性随时间的变化均会导致阻抗和抗共模干扰性能的改变。同时，为了适应待检测对象的体型并确保待检测对象的自由活动，与柔性电极集成为一体的印刷导线需要有可拉伸的特性，而可拉伸特性通常会导致导线阻抗的改变，导致运动伪影的产生以及抗共模干扰性能变差。

[0057] 可以理解，测量生理信号时的阻抗变化会导致抗共模干扰性能以及生理信号精度变差。这是由于对生理信号进行差分放大时，若差分器件输入的两路信号的增益和相位不平衡，则会导致差分器件的共模抑制特性变差，即共模信号转化为差模信号。若使用的差分器件相同，例如差分运放，输入阻抗的不一致会导致增益不平衡，进而导致差分器件抗共模特性变差。上述现状导致了当前遥测监护以及动态心电图等运动特性较差，每个电极采集信号的强弱以及抗共模干扰的能力均受到阻抗变化的较大影响，从而产生运动伪影，而运动伪影通常无法通过算法消除或代价很大。此外，由于共模干扰抑制能力在采集前端已经恶化，共模转为差模的部分产生的干扰更是难以消除。

[0058] 请参见图1，本申请提供一种生理信号采集通路阻抗校正方法。生理信号采集通路阻抗校正方法包括：步骤S110，确定其中一个生理信号采集通路10为输入电路，其余生理信号采集通路10为接收电路，其中作为输入电路的生理信号采集通路10的输出端与作为接收

电路的生理信号采集通路10通过待检测对象电连接。步骤S120,生成一个校正信号,通过作为输入电路的生理信号采集通路10将校正信号提供给待检测对象。步骤S130,通过作为接收电路的每一生理信号采集通路10接收经待检测对象传输的电压信号,得到实际检测信号。步骤S140,根据校正信号和实际检测信号,确定作为输入电路的生理信号采集通路的参考矩阵。步骤S150,从未被选择作为输入电路的生理信号采集通路10中选择一个作为新的输入电路,并返回执行通过作为输入电路的生理信号采集通路将校正信号提供给待检测对象的步骤,直至得到每一生理信号采集通路10的参考矩阵,得到参考矩阵组。步骤S160,根据参考矩阵组,确定每一生理信号采集通路10的阻抗,以及根据每一生理信号采集通路10的阻抗生成与生理信号采集通路10对应的调控指令。步骤S170,根据每一生理信号采集通路10对应的调控指令,对生理信号采集通路10进行阻抗校正,以使任意两个校正后的生理信号采集通路10的阻抗之间的差值小于预设值。

[0059] 在本实施例中,生理信号采集通路10可以为心电信号接收通路,通常包括粘贴于皮肤上的电极以及传输电极信号的导线。输入电路为生理信号采集通路10中的被选定的任一个生理信号采集通路。输出电路为除作为输入电路的生理信号采集通路以外的其他生理信号采集通路。此外,校正信号可以通过有源电路产生。

[0060] 本申请采用的生理信号采集通路阻抗校正方法,通过设置一个阻抗校正环节,可以校正各个生理信号采集通路10中皮肤接触阻抗和线缆阻抗产生的变化,使得各个通路的增益基本一致,从而改善差分链路的共模抑制能力。可以理解,本申请生理信号采集通路阻抗校正方法可以得到每个待校正的生理信号采集通路10相对于特定通路(如第一个生理信号采集通路)的电阻差异,并通过在差分接收前端设置可调电阻对通路阻抗进行自由补偿。在其中一个实施例中,若差分接收前端两路中的一路阻抗变大,则另一路则需要依靠可调电阻使电阻增加,以保持差分两路阻抗的一致性。可以理解,可调电阻可以选用调节范围大或者调节档位多的电阻。此外,本申请对生理信号采集通路10的待校正通路的数量不作限定,可以依据实际情况选择全部生理信号采集通路10中的一部分通路进行校正。本申请提供的生理信号采集通路阻抗校正方法可以无需对现有的生理信号采集通路10进行修改,直接采用算法对生理信号采集通路10的阻抗进行了校正,可以避免成本增加。

[0061] 在其中一个实施例中,可以将每个生理信号采集通路10中的阻抗分别等效为接触阻抗和导联阻抗,分别对应皮肤接触阻抗以及导线阻抗。在本实施例中,采集待检测对象的生理信号可以为心电信号,生理信号采集通路10可以为心电信号接收通路,通常包括粘贴于皮肤上的电极以及传输电极信号的导线。在选定RX1通路作为输入电路,RX2~RXn通路作为接收电路后,向作为输入电路的RX1通路发射频率为1KHz的校正信号S0。RX1通路中的电极(输出端)接收到校正信号后通过人体将其传输至RX2~RXn通路的电极,RX2~RXn通路通过各自相应的电极采集到通过人体传输的电信号,得到实际测量信号,即S21,S31,⋯Sn1。根据校正信号S0和实际测量信号S21,S31,⋯Sn1可以得到参考矩阵 $S0*[RX1]*[RX2,RX3,\dots,RXn]' = [S21,S31,\dots,Sn1]'$ 。

[0062] 同理,当选定RX2通路作为输入电路,且RX1,RX3~RXn通路作为接收电路时,RX2通路对应的电极收到校正信号S0并通过人体传输到RX1、RX3~RXn通路的电极。RX1,RX3~RXn通过各自相应的电极采集到通过人体以及各自皮肤接触部分、导联线部分传输的实际测量信号S12,S32,⋯Sn2,故可以得到参考矩阵 $S0*[RX2]*[RX1,RX3,\dots,RXn]' = [S12,S32,\dots,$

Sn2]’。以此类推,共得到n个未知数[RX1,RX2,⋯RXn],以及n*(n-1)个方程,联立方程可以计算得出RX1~RXn通路的阻抗。根据求得的RX1~RXn通路的阻抗值,若在相应的差分前端有外在差分电阻的差异,则可以通过调整差分放大器的差分输入电阻,使得差分两路输入总阻抗基本不变。

[0063] 本申请提供的生理信号采集通路阻抗校正方法,依次选择每一生理信号采集通路10作为输入电路,其它生理信号采集通路10作为接收电路,可以得到每一作为输入电路的生理信号采集通路的参考矩阵。根据全部参考矩阵,可以确定每一生理信号采集通路10的阻抗,进而对生理信号采集通路10进行阻抗校正。可以理解,本申请提供的生理信号采集通路阻抗校正方法通过阻抗补偿,提高了抗共模干扰能力,从而可以避免受待检测对象运动造成的影响,同时避免因生理信号采集通路10中电极水凝胶老化带来的生理信号测量不准确的问题。

[0064] 此外,在电极的制作工艺中,电极的配方、水凝胶的配方、面积、厚度等都会导致不同的电极与待检测对象皮肤接触后产生不同的皮肤接触阻抗,本申请提供的生理信号采集通路10可以补偿因电极工艺离散型导致的阻抗不同的问题。因此,生理信号采集通路阻抗校正方法可以提高抗运动伪影以及抗共模干扰的能力,同时可以减弱因水凝胶老化、电极工艺离散性导致的阻抗变化对生理信号的精度造成的影响,延长生理信号采集过程中各类装置的使用寿命,降低了生理信号采集所需的成本。

[0065] 在其中一个实施例中,校正信号的频率与待检测对象的生理信号的频率不同。可以理解,生理信号采集通路阻抗校正方法可以与生理信号采集过程同时进行,此时,由于校正信号和生理信号的同时存在,可以通过选用与生理信号频率不同的校正信号来对两者进行区分。在其中一个实施例中,校正信号的频率可以为1kHz,此时,若采集的生理信号为心电图ECG信号,其频率通常位于300Hz以下,故频率为1kHz的校正信号可以与生理信号进行区分。可以理解,若生理信号采集通路阻抗校正过程与生理信号采集过程同时进行,可以在生理信号采集发生改变时对阻抗进行校正,并选用校正完成后采集的生理信号作为待检测对象的实际生理信号。

[0066] 在其中一个实施例中,可以通过设置一定的触发条件,从而开始对生理信号采集通路10的阻抗进行校正。可以理解,本申请对生理信号采集通路10阻抗校正方法的触发条件不作限定。在其中一个实施例中,通过作为所述接收电路的每一所述生理信号采集通路10接收经所述待检测对象传输的电压信号,得到实际检测信号,包括:通过作为所述接收电路的每一所述生理信号采集通路10实时接收经所述待检测对象传输的电压信号,得到相邻两个时刻的预判信号。根据所述相邻两个时刻的所述预判信号,得到所述预判信号的特征变化量。判断所述特征变化量是否大于预设阈值。当所述预判信号的特征变化量超过所述预设阈值,则将所述相邻两个时刻中靠后时刻的所述预判信号作为所述实际检测信号,执行根据所述校正信号和所述实际检测信号,确定作为所述输入电路的所述生理信号采集通路10的参考矩阵的步骤。否则,返回通过作为所述接收电路的每一所述生理信号采集通路10实时接收经所述待检测对象传输的电压信号,得到相邻两个时刻的所述预判信号的步骤。在其中一个实施例中,所述特征变化量为所述预判信号的幅值变化量或所述预判信号中干扰噪声的变化量。

[0067] 可以理解,预判信号为每一所述生理信号采集通路10接收经所述待检测对象传输

的电压信号,可以用于判断所述生理信号采集通路10是否存在阻抗变化。在其中一个实施例中,还可以选用任一生理信号采集通路10采集到的预判信号作为参考值,该生理信号采集通路10可以为提供校正信号的生理信号采集通路10。同时判断其他生理信号采集通路10采集的预判信号与参考值的差值是否大于预设阈值,若大于预设阈值,则可以判定其他生理信号采集通路10的阻抗相对于参考值所在生理信号采集通路10的阻抗发生变化。

[0068] 在本实施例中,由于获取待检测对象生理信号的过程中,可能由于待检测对象的动作使生理信号采集通路10的阻抗发生变化。此时,会导致获取的每一所述生理信号采集通路10接收的电压信号的信号特征发生改变,例如信号幅值发生突变或者信号中的噪声突然增大等。因此,可以通过设置一个预判信号变化阈值,通过预判信号的变化程度判断待检测对象是否产生动作导致阻抗变化,从而判断是否需要生理信号采集通路10中阻抗进行校正。在本实施例中,可以单独对某个发生变化的生理信号采集通路10进行调整,从而避免整体调整,可以提高生理信号采集通路阻抗校正方法的效率。可以理解,本申请对预判信号变化阈值的设置方式不作限定,其可以依据预判信号采集过程的影响预判信号测量精度的实际因素进行设置。可以理解,阻抗校正触发条件的设置可以扩大生理信号采集通路阻抗校正方法的应用范围,同时提高阻抗校正的准确度。

[0069] 在其中一个实施例中,周期性执行生理信号采集通路阻抗校正方法。可以理解,若生理信号采集通路阻抗校正方法无法设置触发条件或者触发条件难以设置的情况下,也可以通过周期性执行生理信号采集通路阻抗校正方法,即定时发送校正信号,并对实际测量信号进行接收和处理,以实现对待检测对象生理信号采集过程中通路阻抗的持续校正。通过设置合适的循环周期,同样可以提高生理信号采集通路10获取生理信号的准确性。

[0070] 在其中一个实施例中,生理信号采集通路阻抗校正方法还包括:根据阻抗校正后的每一生理信号采集通路10的阻抗,计算每一生理信号采集通路10的模拟增益。根据计算得到模拟增益以及预设目标增益,调整差分放大电路110后端增益。在其中一个实施例中,该步骤可以设置于步骤S170之后。可以理解,由于差分放大电路110前端输入阻抗的不一致会导致增益不平衡,而对差分放大电路110前端的输入阻抗进行校正后,差分放大电路110后端可能难以达到预设目标增益,通过预先计算完成阻抗校正后的模拟增益,可以对差分放大电路110后端的增益进行调整,以达到预设目标增益值,从而可以保证信号处理单元接收到符合要求的生理信号。可以理解,通过在差分放大电路110输出端设置数字增益调整装置,可以对增益进行调整,需要说明的是,本申请对数字增益调整装置的设置位置不作限定,只要其可以实现增益调整即可。在其中一个实施例中,得到的生理信号可以用于监测待检测对象的生理特征,同时还可以作为医学影像设备的门控信号,以减少医学成像过程中运动伪影的产生。

[0071] 请一并参见图2,基于同一发明构思,本申请还提供一种生理信号采集通路阻抗校正方法。生理信号采集通路阻抗校正方法包括:步骤S210,设置接收电路,其中接收电路与生理信号采集通路10一一对应,接收电路与其对应的生理信号采集通路10走线相伴,且生理信号采集通路10的输出端与其对应的接收电路电连接。步骤S220,生成一个校正信号,通过生理信号采集通路10将校正信号提供给接收电路。步骤S230,通过接收电路接收电压信号,得到实际检测信号。步骤S240,根据每一生理信号采集通路10的校正信号和实际检测信号,计算得到每一生理信号采集通路10的阻抗,以及根据每一生理信号采集通路10的阻抗

生成与生理信号采集通路10对应的调控指令。步骤S250,根据每一生理信号采集通路10对应的调控指令,对生理信号采集通路10进行阻抗校正,以使任意两个校正后的生理信号采集通路10的阻抗之间的差值小于预设值。

[0072] 在本实施例中,可以对每个生理信号采集通路10的通路阻抗进行逐个校正。通过为每个生理信号采集通路10设置一个与该生理信号采集通路10走线相伴的接收电路,可以实现对每个生理信号采集通路10的阻抗分别进行校正。其中,需要保证工艺以及待检测对象的运动对走线相伴的接收电路和生理信号采集通路10造成的影响一致,其走线相伴可以理解为生理信号采集通路10中的电极与接收电路的电极相邻设置,且生理信号采集通路10中的连接电极的导线与接收电路中连接电极的导线紧贴设置,即设置路径相同。可以理解,接收电路中的电极520与生理信号采集通路10中的电极510相邻设置,该设置可以使校正信号无需通过人体即可实现在生理信号采集通路10中的电极510和接收电路中的电极520之间传输,从而避免了校正信号的能量损失。

[0073] 在其中一个实施例中,通过向任意一个生理信号采集通路10发射1kHz的校正信号,校正信号先后通过皮肤接触阻抗以及导线阻抗传输至生理信号采集通路10的电极510,校正信号中大部分的能量可以被接收电路中电极520接收,随后再通过变化皮肤接触阻抗以及导线阻抗返回至信号接收装置,得到实际测量信号。通过比较校正信号和实际测量信号,即可得到皮肤接触阻抗以及导线阻抗产生的变化值。本实施例提供的生理信号采集通路阻抗校正方法,通过为每个生理信号采集通路10增设接收电路,可以大幅简化阻抗校正方法所需算法的复杂程度,从而提高生理信号采集通路10的阻抗校正速度。在本实施例中,可以假设接收电路形成的通路中的阻抗与其对应的生理信号采集通路10中的阻抗相同,实际应用中两者阻值基本相同。

[0074] 可以理解,在已知皮肤接触阻抗以及导线阻抗,通过生理信号采集通路阻抗校正方法可以计算得到皮肤接触阻抗以及导线阻抗的变化值,从而实现对生理信号采集通路10的阻抗校正过程。同理,将校正信号发射至其他生理信号采集通路10,同样可以获得对应通路的阻抗变化。若在相应的差分前端有外在差分电阻的差异,则可以通过调整差分放大电路的差分输入电阻,使得差分两路输入总阻抗基本不变。同时依据总的目标增益,可以适当调节差分后端的增益,使得生理信号采集通路10的增益满足预设目标增益,即总的目标增益值。在本实施例中,接收电路的电极520与生理信号采集通路10的电极510连接,由于校正信号与生理信号的频率不同,故进行阻抗校正的过程不影响生理信号采集通路10获取待检测对象的生理信号。

[0075] 请一并参见图3,基于同一发明构思,本申请还提供一种生理信号采集通路阻抗校正装置100。生理信号采集通路阻抗校正装置100包括至少两个生理信号采集通路10、信号发送装置20、主控装置30和阻抗调整装置40。信号发送装置20分别与每个生理信号采集通路10电连接,用于生成校正信号,并经其中一个生理信号采集通路10将校正信号提供给待检测对象。主控装置30与信号发送装置20电连接,且分别与每个生理信号采集通路10电连接,用于确定其中一个生理信号采集通路10为输入电路,其余生理信号采集通路10为接收电路,并控制信号发送装置20向输入电路发送校正信号,并经每一接收电路获取实际测量信号,以及根据校正信号和实际测量信号计算作为输入电路的每一生理信号采集通路10的参考矩阵,并根据每一生理信号采集通路10的参考矩阵确定每一生理信号采集通路10的阻

抗,进而生成调控指令。阻抗调整装置40与主控装置30电连接,且分别与每一生理信号采集通路10电连接,用于根据主控装置30发送的调控指令,调整每个生理信号采集通路10在差分接收前端的阻抗差值。

[0076] 可以理解,通过设置至少两个生理信号采集通路10,可以形成对应每个生理信号采集通路10的参考矩阵,根据全部参考矩阵计算得到每个生理信号采集通路10的阻抗。信号发送装置20用于生成校正信号,在本实施例中,通过主控装置30确定其中一个生理信号采集通路10为输入电路,其余生理信号采集通路10为接收电路后,再通过信号发送装置20发送校正信号至输入电路。在其中一个实施例中,信号发送装置20可以通过多路切换开关将校正信号发送至不同的生理信号采集通路10。主控装置30可以用于执行生理信号采集通路阻抗校正方法中的部分步骤,主要包括输入电路的选定,实际测量信号的接收,以及生理信号采集通路10的阻抗变化计算。阻抗调整装置40为差分放大电路前端处理装置,可以对阻抗的变化进行弥补。

[0077] 本申请提供的生理信号采集通路阻抗校正装置100,通过设置主控装置30,可以依次选择每一生理信号采集通路10作为输入电路,其它生理信号采集通路10作为接收电路,通过信号发送装置20向输入电路发送校正信号后,可以得到每一作为输入电路的生理信号采集通路10的参考矩阵。主控装置30可以根据全部参考矩阵,确定每一生理信号采集通路10的阻抗,进而通过阻抗调整装置40对生理信号采集通路10进行阻抗校正。可以理解,本申请提供的生理信号采集通路阻抗校正装置100可以进行阻抗补偿以提高抗共模干扰能力,从而可以避免受到待检测对象运动造成的影响,同时避免因生理信号采集通路10中电极水凝胶老化带来的生理信号测量不准确的问题。

[0078] 此外,在电极的制作工艺中,电极的配方、水凝胶的配方、面积、厚度等都会导致不同的电极与待检测对象皮肤接触后产生不同的皮肤接触阻抗,本申请提供的生理信号采集通路阻抗校正装置100可以补偿因电极工艺离散型导致的阻抗不同的问题。因此,生理信号采集通路阻抗校正装置100可以提高抗运动伪影以及抗共模干扰的能力,同时可以减弱因水凝胶老化、电极工艺离散性导致的阻抗变化对生理信号的精度造成的影响,延长生理信号采集过程中各类装置的使用寿命,降低了生理信号采集所需的成本。

[0079] 请一并参见图4,在其中一个实施例中,生理信号采集通路10阻抗校正装置还包括差分放大电路110和增益调节器120。差分放大电路110与阻抗调整装置40电连接,用于对生理信号采集通路10获取的生理信号进行放大。增益调节器120与差分放大电路110电连接,用于调节每个生理信号采集通路10经差分放大电路110放大后的增益值。可以理解,由对生理信号采集通路10的电阻进行补偿后的每路接收前端增益不一致,故需要在差分放大电路110的后端进行增益调节以保持增益的一致性。在其中一个实施例中,增益调节器120可以为数字增益调节器。增益调节器120的设置可以保证获取的生理信号经过差分放大电路110放大后,满足预设目标增益值。差分放大电路110和增益调节器120的设置可以提高获取的生理信号的质量,同时也可以进一步扩大生理信号采集通路阻抗校正装置100适用范围。

[0080] 请一并参见图5,基于同一发明构思,本申请提供一种生理信号采集通路10阻抗校正装置。生理信号采集通路10阻抗校正装置包括生理信号采集通路、接收电路、信号发送装置20、主控装置30和阻抗调整装置40。生理信号采集通路10与生理信号采集通路10的接收电路一一对应,接收电路与其对应的生理信号采集通路10走线相伴。信号发送装置20与生

理采集通路电连接,用于生成校正信号,并经生理信号采集通路10将校正信号提供给接收电路。主控装置30与信号发送装置20电连接,且分别与每一生理信号采集通路10电连接,用于控制信号发送装置20向生理信号采集通路10发送校正信号,并通过接收电路获取实际测量信号,以及根据校正信号和实际测量信号计算每一生理信号采集通路10的阻抗,进而生成调控指令。阻抗调整装置40与主控装置30电连接,且分别与每一生理信号采集通路10电连接,用于根据主控装置30发送的调控指令,调整每个生理信号采集通路10在差分接收前端的阻抗差值。

[0081] 需要说明的是,本实施例中的生理信号采集通路10、信号发送装置20、主控装置30和阻抗调整装置40可以为上述实施例中任意一种生理信号采集通路10、信号发送装置20、主控装置30和阻抗调整装置40,在此不再赘述。可以理解,本实施例相比于图3-图4对应实施例提供的生理信号采集通路阻抗校正装置100,为生理信号采集通路10增设了一个接收电路,可以简化主控装置30中计算生理信号采集通路10阻抗时的算法的复杂程度,从而提高主控装置30的运算速度。可以理解,主控装置30运算速度的增加可以在一定程度上保证阻抗调整的实时性,从而确保获取的待检测对象生理信号的准确性。

[0082] 请一并参见图6,在其中一个实施例中,接收电路和生理信号采集通路10分别包括一个电极,且接收电路的电极520包围生理信号采集通路10的电极510。可以理解,接收电路的电极520可以包围生理信号采集通路10的电极510,即两个电极为同心圆结构,且内部圆形结构的电极可以作为校正信号的发射电极,即生理信号采集通路10的电极510。外部圆形结构的电极可以作为校正信号的接收电极,即接收电路的电极520。同心圆结构电极的设计可以使接收电路的电极520可以充分接收校正信号,以防止校正信号的能量通过人体泄露至其他非相关电极,从而提高生理信号采集通路阻抗校正装置100的校正精度。

[0083] 以上所述实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0084] 以上所述实施例仅表达了本申请的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对申请专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本申请构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本申请的保护范围。因此,本申请专利的保护范围应以所附权利要求为准。

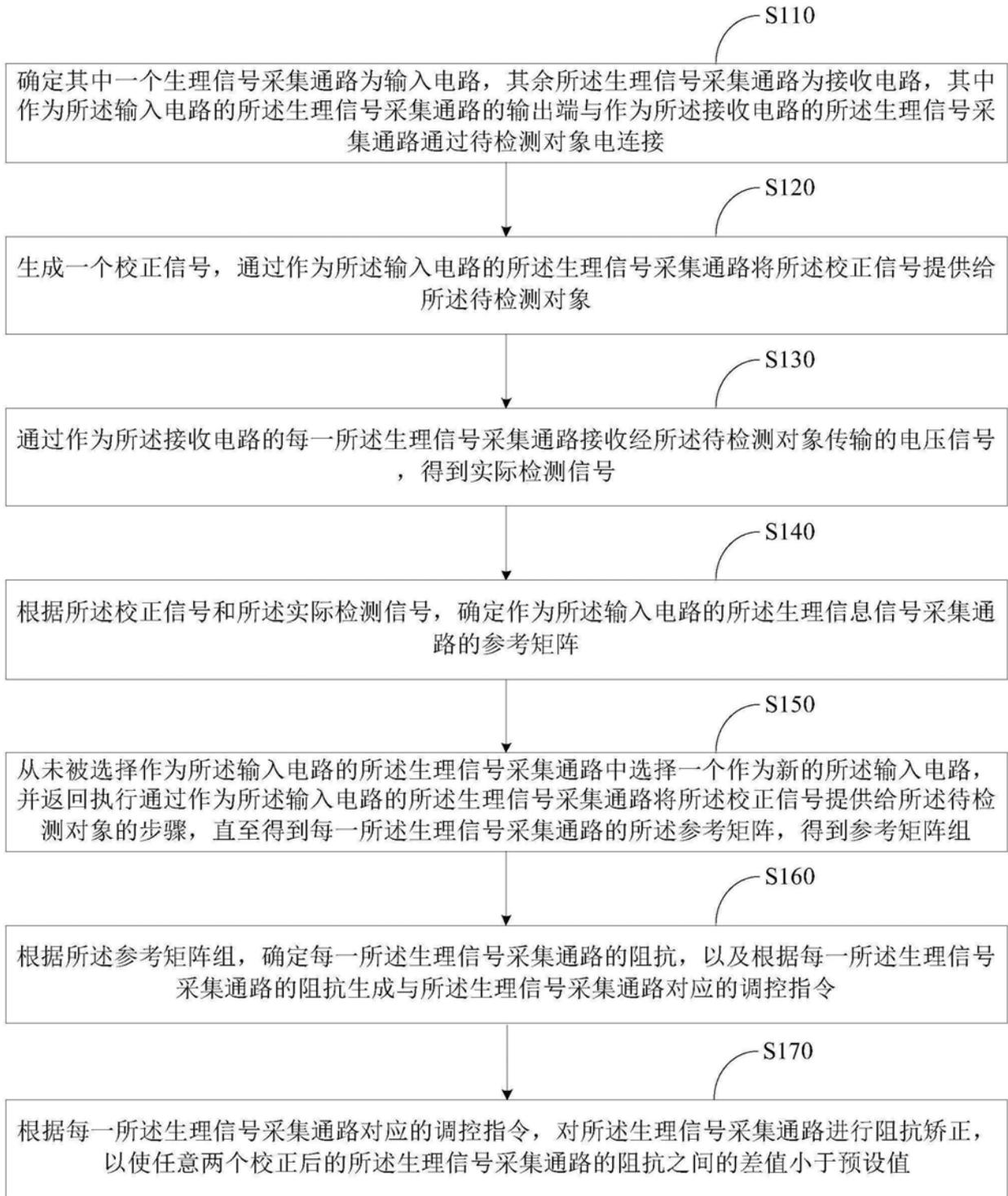


图1

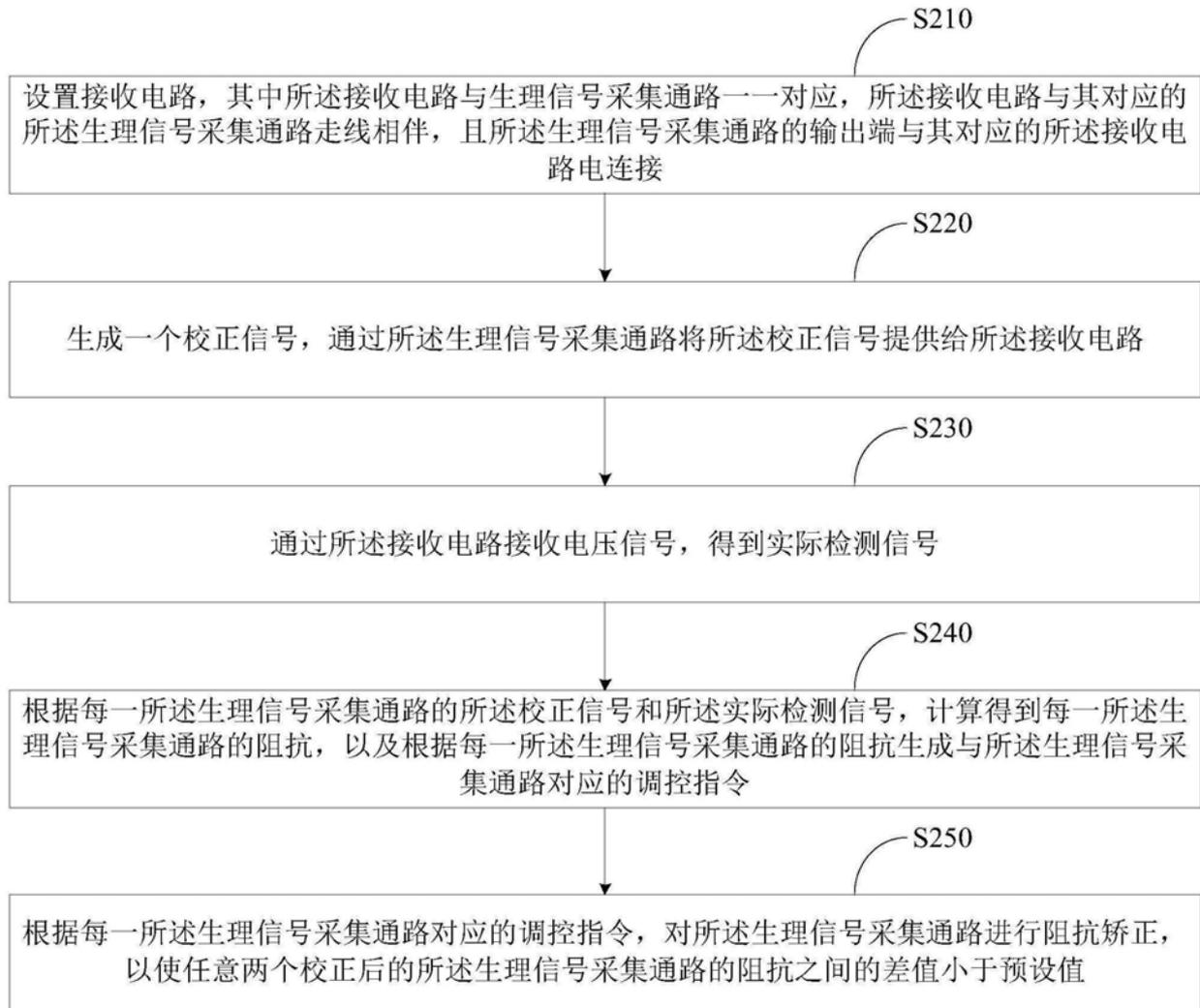


图2

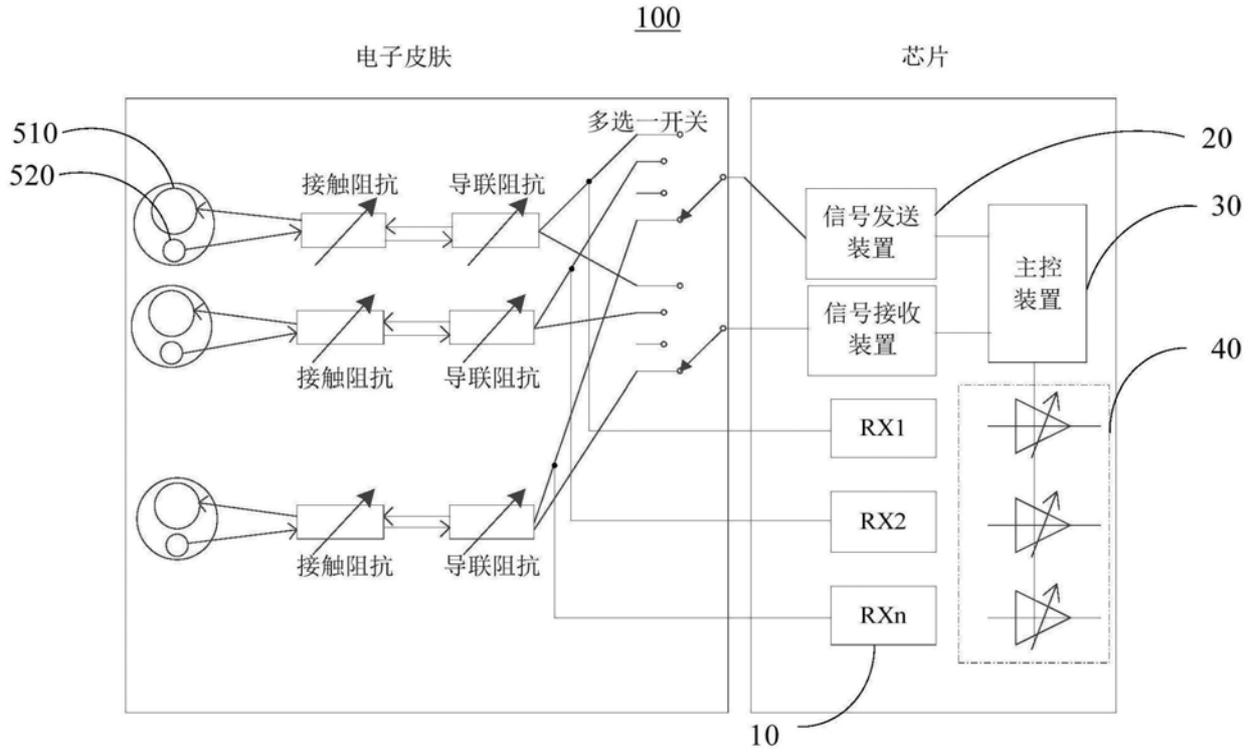


图5

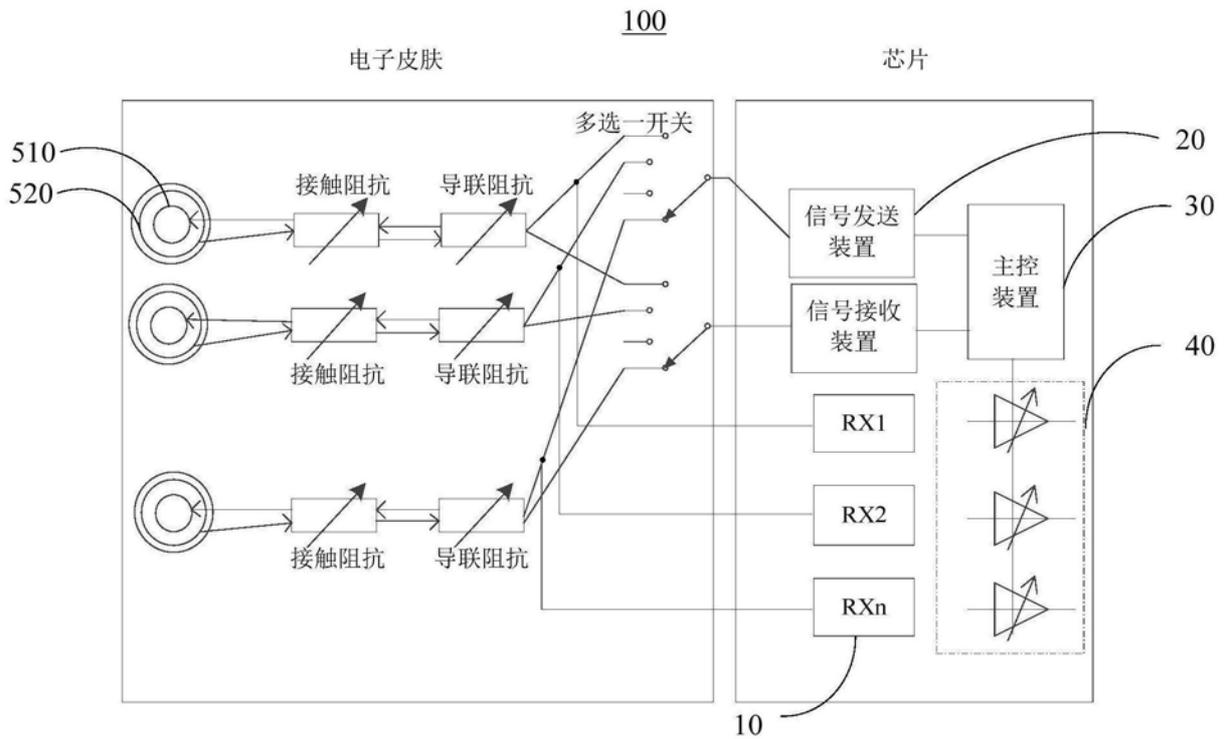


图6

专利名称(译)	生理信号采集通路阻抗校正方法及装置		
公开(公告)号	CN110974210A	公开(公告)日	2020-04-10
申请号	CN201911248616.X	申请日	2019-12-09
[标]发明人	何卓彪 陈义峰 朱珍珍 田军		
发明人	何卓彪 里敦 陈义峰 朱珍珍 田军		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/7225		
代理人(译)	张书涛		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请涉及一种生理信号采集通路阻抗校正方法及装置。生理信号采集通路阻抗校正方法通过选择每一生理信号采集通路作为输入电路，其它生理信号采集通路作为接收电路，可以得到每一作为输入电路的生理信号采集通路的参考矩阵。根据全部参考矩阵，可以确定每一所述生理信号采集通路的阻抗，进而对所述生理信号采集通路进行阻抗校正。通过生理信号采集通路阻抗校正方法可以提高抗运动伪影以及抗共模干扰的能力，同时可以减弱因水凝胶老化、电极工艺离散性导致的阻抗变化对生理信号的精度造成的影响，延长生理信号采集过程中各类装置的使用寿命，降低了生理信号采集所需的成本。

