

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2024 年 3 月 21 日 (21.03.2024)



(10) 国际公布号
WO 2024/055301 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61B 5/053 (2021.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2022/119380
- (22) 国际申请日: 2022 年 9 月 16 日 (16.09.2022)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (71) 申请人: 深圳市韶音科技有限公司 (SHENZHEN SHOKZ CO., LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深圳市宝安区石岩街道浪心社区石新社区山城工业区 26 栋厂房一层至四层, Guangdong 518108 (CN)。
- (72) 发明人: 周鑫 (ZHOU, Xin); 中国广东省深圳市宝安区石岩街道浪心社区石新社区山城工业区 26 栋厂房一层至四层, Guangdong 518108 (CN)。
张宇翔 (ZHANG, Yuxiang); 中国广东省深圳市宝

安区石岩街道浪心社区石新社区山城工业区 26 栋厂房一层至四层, Guangdong 518108 (CN)。
苏雷 (SU, Lei); 中国广东省深圳市宝安区石岩街道浪心社区石新社区山城工业区 26 栋厂房一层至四层, Guangdong 518108 (CN)。
黎美琪 (LI, Meiqi); 中国广东省深圳市宝安区石岩街道浪心社区石新社区山城工业区 26 栋厂房一层至四层, Guangdong 518108 (CN)。
刘嘉 (LIU, Jia); 中国广东省深圳市宝安区石岩街道浪心社区石新社区山城工业区 26 栋厂房一层至四层, Guangdong 518108 (CN)。
廖风云 (LIAO, Fengyun); 中国广东省深圳市宝安区石岩街道浪心社区石新社区山城工业区 26 栋厂房一层至四层, Guangdong 518108 (CN)。
齐心 (QI, Xin); 中国广东省深圳市宝安区石岩街道浪心社区石新社区山城工业区 26 栋厂房一层至四层, Guangdong 518108 (CN)。

(54) Title: SIGNAL MEASUREMENT CIRCUIT AND METHOD

(54) 发明名称: 一种信号测量电路及方法

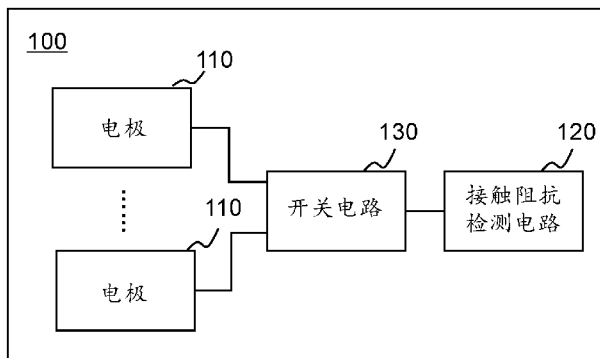


图 1

- 110 Electrode
120 Contact impedance detection circuit
130 Switching circuit

(57) Abstract: Disclosed in the embodiments of the present description are a signal measurement circuit and method. The circuit comprises: a plurality of electrodes used for fitting a human body and acquiring physiological signals of the human body; a contact impedance detection circuit electrically connected to the plurality of electrodes, the contact impedance detection circuit being used for measuring the contact impedances between the electrodes and the human body; and a switching circuit for controlling the conduction state of the plurality of electrodes with the contact impedance detection circuit, so that at the same moment, only part of the plurality of electrodes are kept in the conduction state with the contact impedance detection circuit. According to the present description, the contact impedances between the electrodes and the human body can be measured, and the fitting state between the electrodes and the human body can be determined on the basis of the contact impedances, thereby ensuring the quality of the physiological signals acquired by the electrodes. Further, different electrodes can be selected at different moments to be kept in the conduction state with the contact impedance detection circuit, so that the contact impedances corresponding to different parts of electrodes are acquired at

(74) 代理人:成都七星天知识产权代理有限公司(METIS IP (CHENGDU) LLC); 中国四川省成都市中国(四川)自由贸易试验区天府新区湖畔路北段269号1栋1单元4层401号, Sichuan 610213 (CN)。

(81) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

different moments, thereby ensuring the quality of the acquired physiological signals.

(57) 摘要: 本说明书实施例公开了一种信号测量电路及方法。该电路包括: 多个电极, 用于贴合人体并采集人体的生理信号; 接触阻抗检测电路, 与多个电极电连接, 该接触阻抗检测电路用于测量电极与人体之间的接触阻抗; 以及开关电路, 用于控制多个电极与接触阻抗检测电路的导通状态, 使得在同一时刻, 仅有多个电极中的部分电极与接触阻抗检测电路保持导通状态。本说明书可以通过测量得到的电极与人体之间的接触阻抗, 并基于该接触阻抗确定电极与人体之间的贴合状态, 确保电极采集到的生理信号的质量。还可以通过在不同时刻下选择不同的电极与接触阻抗检测电路保持导通状态, 以分时采集不同的部分电极对应的接触阻抗, 从而确保采集到的生理信号的质量。

一种信号测量电路及方法

技术领域

[0001] 本说明书涉及电路设计领域，特别涉及一种信号测量电路及方法。

背景技术

[0002] 随着人们对生理监测、疾病诊断、实验研究等领域的关注越来越高，对信号测量的电路结构的研究也越来越被重视。信号测量电路往往可以通过采集生理信号获取与用户身体状况相关的数据。例如，信号测量电路可以监测并利用肌电信号的信息对肌肉发力情况、肌疲劳性等肌肉状态，甚至重症肌无力、肌强直以及肌萎缩等多种疾病做出临床诊断。

[0003] 然而，在信号测量电路采集生理信号时，常常会因为电极与人体之间贴合较差、在干燥环境下皮肤近乎绝缘等原因，导致采集的生理信号质量差，难以准确地进行监测。

[0004] 因此，希望可以提出一种能够提高生理信号的质量的装置。

发明内容

[0005] 本说明书实施例之一提供一种信号测量电路。该电路包括：多个电极，用于贴合人体并采集人体的生理信号；接触阻抗检测电路，与多个电极电连接，该接触阻抗检测电路用于测量电极与人体之间的接触阻抗；以及开关电路，用于控制多个电极与接触阻抗检测电路的导通状态，使得在同一时刻，仅有多个电极中的部分电极与接触阻抗检测电路保持导通状态。

[0006] 在一些实施例中，多个电极包括两个贴合同一肌肉的电极，两个贴合同一肌肉的电极同步保持与接触阻抗检测电路的导通状态。

[0007] 在一些实施例中，多个电极包括两个贴合同一肌肉的电极，两个贴合同一肌肉的电极分别在不同时刻保持与接触阻抗检测电路的导通状态。

[0008] 在一些实施例中，接触阻抗检测电路包括：激励源，用于为两个贴合同一肌肉的电极提供激励信号，以产生反映每一电极与人体之间接触阻抗的检测信号；两个分压阻抗，分别耦接于激励源和每一电极之间，用于对激励源进行分压形成检测信号；两个模数转换器，分别用于对检测信号进行模数转换。

[0009] 在一些实施例中，接触阻抗检测电路包括：激励源，用于为每一电极提供激励信号，以产生反映每一电极与人体之间接触阻抗的检测信号；分压阻抗，耦接于激励源和每一电极之间，用于对激励源进行分压形成检测信号；模数转换器，用于对检测信号进行模数转换。

[0010] 在一些实施例中，激励源为直流激励源或频率不小于 0.1Hz 的交流激励源。

[0011] 在一些实施例中，分压阻抗包括电阻和/或电容。

[0012] 在一些实施例中，模数转换器与分压阻抗之间耦接跟随器。

[0013] 在一些实施例中，信号测量电路还包括用于处理生理信号的增益电路，增益电路和接触阻抗检测电路之间分别在不同时刻与多个电极保持导通状态。

[0014] 在一些实施例中，信号测量电路还包括处理电路，用于根据每个电极的接触阻抗，确定反映每个电极与人体的贴合状态的参数信息。

[0015] 本说明书实施例之一提供一种信号测量方法，该方法包括：通过开关电路控制多个电极与接触阻抗检测电路的导通状态，使得在同一时刻，仅有多个电极中的部分电极与接触阻抗检测电路保持导通状态，其中多个电极用于贴合人体并采集人体的生理信号，接触阻抗检测电路用于测量电极与人体之间的接触阻抗；根据每个电极的接触阻抗，确定反映每个电极与人体的贴合状态的参数信息。

[0016] 在一些实施例中，该方法还包括：根据两个贴合同一肌肉的电极的接触阻抗之间的差值或比值，确定用户的热身状态。

[0017] 本说明书实施例中通过测量得到的电极与人体之间的接触阻抗，并基于该接触阻抗确定电极与人体之间的贴合状态，进而确保电极采集到的生理信号的质量。

[0018] 再者，本说明书实施例还可以通过在不同时刻下选择不同的部分电极与接触阻抗检测电路保持导通状态，以分时采集不同的部分电极对应的接触阻抗，从而确保信号测量电路中不同电极采集到的生理信号的质量。

附图说明

[0019] 本说明书将以示例性实施例的方式进一步说明，这些示例性实施例将通过附图进行详细描述。这些实施例并非限制性的，在这些实施例中，相同的编号表示相同的结构，其中：

- [0020] 图 1 是根据本说明书一些实施例所示的信号测量电路的结构框图；
[0021] 图 2 是根据本说明书一些实施例所示的接触阻抗电路的结构框图；
[0022] 图 3 是根据本说明书一些实施例所示的信号测量电路的原理示意图；
[0023] 图 4 是根据本说明书另一些实施例所示的信号测量电路的结构框图；
[0024] 图 5 是根据本说明书一些实施例所示的信号测量电路的结构示意图；
[0025] 图 6 是根据本说明书一些实施例所示的用户运动时多个电极所对应的接触阻抗的曲线示意图；
[0026] 图 7 是根据本说明书一些实施例所示的信号测量方法的示例性流程图。

具体实施方式

[0027] 为了更清楚地说明本说明书实施例的技术方案，下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单的介绍。显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本说明书的一些示例或实施例，对于本领域的普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图将本说明书应用于其它类似情景。除非从语言环境中显而易见或另做说明，图中相同标号代表相同结构或操作。

[0028] 应当理解，本文使用的“系统”、“装置”、“单元”和/或“模块”是用于区分不同级别的不同组件、元件、部件、部分或装配的一种方法。然而，如果其他词语可实现相同的目的，则可通过其他表达来替换所述词语。

[0029] 如本说明书和权利要求书所示，除非上下文明确提示例外情形，“一”、“一个”、“一种”和/或“该”等词并非特指单数，也可包括复数。一般说来，术语“包括”与“包含”仅提示包括已明确标识的步骤和元素，而这些步骤和元素不构成一个排它性的罗列，方法或者设备也可能包含其它的步骤或元素。

[0030] 本说明书中使用了流程图用来说明根据本说明书的实施例的系统所执行的操作。应当理解的是，前面或后面操作不一定按照顺序来精确地执行。相反，可以按照倒序或同时处理各个步骤。同时，也可以将其他操作添加到这些过程中，或从这些过程移除某一步或数步操作。

[0031] 本说明书一个或多个实施例的信号测量电路和方法可以应用于采集一个或多个生理信号的设备，如智能穿戴设备、医疗检测设备或信号分析设备。在一些实施例中，智能穿戴设备可以设置在人体各个部位（例如，小腿、大腿、腰、后背、胸部、肩部、颈部等），用于采集用户在不同状态时其身体各个部位的生理信号，后续还可以进一步对采集的信号进行处理。在一些实施例中，智能穿戴设备可以包括智能手镯、智能鞋袜、智能眼镜、智能头盔、智能手表、智能衣服、智能背包、智能配件等或其任意组合。

[0032] 在一些实施例中，生理信号为可以被检测的能够体现身体状态的信号，例如，生理信号可以包括呼吸信号、心电信号（ECG）、肌电信号、血压信号、温度信号等多种信号。在一些实施例中，所述生理信号的频率范围可以包括 0.05Hz~2kHz，其中，所述心电信号的频率范围可以包括 0.05Hz~100Hz，所述肌电信号的范围可以包括 10Hz~850Hz。

[0033] 在一些实施例中，信号测量电路采集到的生理信号的强度会受到多种因素的影响，如人体与电极之间的接触阻抗、人体肌肉的激活程度等。接触阻抗为人体的皮肤与信号测量电路的电极接触而产生的阻抗，其阻抗值会受到皮肤的干燥状态、人体与电极的贴合状态的影响，从而影响生理信号。例如，皮肤越干燥，接触阻抗的阻抗值越大，导致采集到的生理信号的质量越差；反之，皮肤越湿润，接触阻抗的阻抗值越小，采集到的生理信号的质量越好。再例如，人体与电极的接触不良会导致接触阻抗的阻抗值变大，使得生理信号的质量变差。

[0034] 在一些实施例中，肌肉的激活程度是肌肉在工作时的活跃状态，其可以影响肌肉释放的肌电信号的强度。对于用户来说，存在很多日常的运动监测需求（如，走路、站姿等），相对于健身监测需求（如，深蹲、跑步等），日常的运动对肌肉的激活程度低，会造成生理信号（如，肌电信号）识别的强度较低，影响后续的识别和处理。这种情况下，若在生理信号采集过程中，用户佩戴电极不正确或是用户的皮肤过于干燥，则人体与电极之间的接触阻抗容易较大，导致采集到的生理信号的质量差，难以准确地对用户进行生理监测。

[0035] 因此，根据本说明书的一些实施例，首先可以通过接触阻抗检测电路测量得到的电极与人体之间的接触阻抗，并基于该接触阻抗确定电极与人体之间的贴合状态，进而确保电极采集到的生理信号的质量。再者，当要监测多个电极与人体身体不同部位的贴合状态时，可以通过在不同时刻下选择不同的部分电极与接触阻抗检测电路保持导通状态，以分时采集不同的部分电极对应的接触阻抗，这样可以防止不同电极之间的干扰，并且节约接触阻抗检测电路的资源。

[0036] 图 1 是根据本说明书一些实施例所示的信号测量电路的结构框图。信号测量电路如图 1 所示，信号测量电路 100 可以包括：多个电极 110、开关电路 130 和接触阻抗检测电路 120。多个电极 110 与开关电路 130 电连接，接触阻抗检测电路 120 与开关电路 130 电连接。在一些实施例中，多个电极 110 可以贴合人体并采集所述人体的生理信号。接触阻抗检测电路 120 可以用于测量电极与人体之间的接触阻抗。开

关电路 130 用于控制多个电极 110 与所述接触阻抗检测电路 120 的导通状态。在一些实施例中，在同一时刻，仅有多个电极 110 中的部分电极 110 与所述接触阻抗检测电路 120 保持导通状态。

[0037] 电极 110 可以为通过接触以输入或导出电流的电路元件。在一些实施例中，电极 110 可以贴合人体，以采集人体的生理信号（例如肌电信号、ECG 信号、血压信号等）。在一些实施例中，电极 110 可以采集人体位于目标频率范围内的生理信号。目标频率范围可以包括人体产生的大部分生理信号的频率，也可以包括期望获取到的生理信号所在的频率。

[0038] 在一些实施例中，电极 110 可以贴合在人体的不同部位，以采集不同部位的生理信号。例如，电极 110 可以贴合在用户的胸部、腕部、背部、腿部、手臂、头部等部位。在一些实施例中，可以利用一个电极采集一个部位的生理信号，或者利用两个电极作为一组共同采集同一部位的生理信号。

[0039] 在一些实施例中，多个电极 110 可以包括两个贴合同一肌肉的电极 110。在一些实施例中，两个贴合同一肌肉的电极 110 可以作为一组电极，以采集该同一肌肉在同一时刻下的两个生理信号。可选地，该同一时刻下的两个生理信号可以经过差分、求和等运算过程后形成反映该同一肌肉的运动状态的参数。如此，可以防止因某个电极损坏或与人体贴合状态不好而导致生理信号的测量不准确。在一些可替代的实施例中，两个贴合同一肌肉的电极 110 也可以分时进行工作，以采集该部位在不同时刻下的两个生理信号。不同时刻下的两个生理信号可以反映生理信号的变化，以对用户的生理状态进行监测。关于分时工作的具体描述，可以参考本说明书的其他实施例，例如开关电路及其相关描述。

[0040] 在一些实施例中，电极 110 与人体之间的接触阻抗可以在外部激励下（如，激励信号）产生检测信号，从而可以根据该检测信号确定该电极 110 所对应的接触阻抗。在一些实施例中，检测信号可以为反映接触阻抗的大小的信号，相应地，可以用于反映生理信号的质量。通过分析单个电极 110 对应的检测信号，或者多个电极之间的检测信号的差异，可以评估单个电极或多个电极所采集的生理信号的质量。例如，如果某个电极对应的检测信号表示该电极与人体的接触阻抗大于某个阈值，意味着该电极没有佩戴正确或者用户的皮肤过于干燥。再例如，如果两个电极对应的检测信号之间的差异大，表示这两个电极与人体的接触阻抗的差异大，意味着其中至少有一个电极没有佩戴正确或者用户的皮肤过于干燥，则所采集的生理信号的质量较差；反之，如果两个电极对应的检测信号之间的差异小，表示这两个电极与人体的接触阻抗的差异小，意味着所采集的生理信号的质量较好。在一些实施例中，检测信号还可以反映用户的电极佩戴状态、体成分信息、皮肤状态等其他信息。

[0041] 在一些实施例中，贴合同一肌肉的两个电极 110 对应的接触阻抗可以同时产生两个检测信号。根据这两个检测信号可以识别出同一时刻下所述两个电极 110 与人体的贴合状态，以此反映该时刻下所采集的生理信号的质量。可选地，所述两个电极 110 对应的外部激励可以提供不同频率的激励信号，则通过对不同频率的检测信号分别进行信号处理后，可以获得人体在不同频率下的阻抗信息，由此用于反映人体的体成分信息。在一些实施例中，贴合同一肌肉的两个电极 110 分别在不同时刻下产生两个检测信号。在一些场景下，这两个检测信号的获取时间的间隔很短，在这段时间内，仍然可以认为所述两个电极 110 与人体的贴合状态变化不大。对这两个检测信号进行处理，例如，差分或求和等运算，仍然可以反映这段时间内两个电极 110 与人体的贴合状态，由此反映同时段内生理信号的质量。

[0042] 在一些实施例中，电极 110 可以以柔性贴片的形式与人体接触，该贴片可以为圆形、椭圆形、矩形、菱形等规则形状或其他不规则形状。在一些实施例中，电极可以采用金属导电材料（如，铜、铝、镍、铬、合金等）、非金属导电材料（如，导电塑料、导电橡胶、导电硅胶、导电织物）或其他导电材料。

[0043] 在一些实施例中，信号测量电路 100 还可以包括一个或多个参考地电极（图 1 中未示出），该参考地电极可以作为信号测量电路 100 中的参考地。在一些实施例中，该一个或多个参考地电极可以用于与人体贴合，以使前述激励信号能够经由人体流向参考地电极，形成闭环回路。在一些实施例中，该一个或多个参考地电极可以设置在平坦且较为稳定（动作较少）的部位，例如人体背部、头部等，从而能够有效降低噪音。

[0044] 接触阻抗检测电路 120 可以为具有一定的信号处理功能（如放大、整流、A/D 转换、滤波、逻辑处理等）的结构模块。在一些实施例中，接触阻抗检测电路 120 可以基于前述与电极对应的检测信号，确定电极 110 与人体之间的接触阻抗。

[0045] 仅作为示例，在一些实施例中，接触阻抗检测电路 120 可以单独对某个电极 110 对应的检测信号进行处理，并以此评估该电极所采集的生理信号。示例性的，接触阻抗检测电路 120 可以对与该电极 110 所对应的检测信号进行模数（A/D）转换，转换后的数字信号经过进一步处理后可以单独反映该电极 110 与人体之间的接触阻抗，从而反映电极 110 与人体的贴合状态，以此确定对应电极 110 所采集的生理信号的质量。

[0046] 在一些实施例中，接触阻抗检测电路 120 可以结合多个电极 110 对应的检测信号，综合评估这些电极 110 所采集生理信号。示例性的，接触阻抗检测电路 120 可以对多个电极 110（如，贴合同一肌肉的

两个电极 110) 所对应的检测信号进行运算 (例如, 差分、求和), 然后对运算后的结果进行模数 (A/D) 转换。经过运算后的检测信号可以综合反映两个电极 110 与人体之间的接触阻抗的差异, 从而反映两个电极 110 与人体的贴合状态, 以此确定生理信号的质量。

[0047] 在一些实施例中, 接触阻抗检测电路 120 与电极 110 保持导通状态时, 可以与电极 110 进行数据传输, 接触阻抗检测电路 120 可以同时获取到电极 110 对应的检测信号以及电极 110 采集到的生理信号。在一些实施例中, 接触阻抗检测电路 120 还可以对电极 110 所对应的检测信号进行滤波, 以区分开电极 110 对应的检测信号与电极 110 所采集的生理信号。当激励信号的频率与生理信号的频率不同时, 由激励信号产生的检测信号的频率与生理信号的频率也不同, 从而可以利用滤波器分别提取检测信号和生理信号, 以便后续对生理信号和检测信号进行评估。由于电极 110 对应的检测信号的强度大于以及电极 110 采集到的生理信号的强度, 在一些可选的实施例中, 接触阻抗检测电路 120 可以通过跟随器和模数转换器, 基于信号强度区分开电极 110 对应的检测信号以及电极 110 采集到的生理信号。

[0048] 在一些实施例中, 接触阻抗检测电路 120 的数量可以是一个, 该接触阻抗检测电路 120 可以与开关电路 130 耦合。在这种情况下, 通过开关电路 130 可以在不同时刻选择多个电极 110 中的一个或多个与接触阻抗检测电路 120 导通。

[0049] 在一些实施例中, 接触阻抗检测电路 120 的数量可以是多个。在这种情况下, 开关电路 130 可以选择多个接触阻抗检测电路 120 中的部分接触阻抗检测电路 120 与多个电极 110 中的部分电极保持导通状态。也就是说, 通过开关电路 130 可以同时需要对需要导通的电极 110 以及需要导通的接触阻抗检测电路 120 进行选择。在一些可选的实施例中, 在接触阻抗检测电路 120 为多个时, 开关电路 130 也可以为多个, 每个接触阻抗检测电路 120 可以通过一个开关电路 130 与一个或多个电极 120 耦合, 多个开关电路 130 可以在同一时刻控制多个接触阻抗检测电路 120 与多个电极保持导通状态。也就是说, 通过多个开关电路 130 可以控制多个电极 110 与其对应的接触阻抗检测电路 120 导通。关于接触阻抗检测电路 120 的具体描述, 可以参看本说明书的其他实施例, 例如图 2 及其相关描述。

[0050] 开关电路 130 可以为切换多个设备之间导通状态和关断状态的控制结构。在一些实施例中, 导通状态可以反映设备之间是否能够进行数据传输, 关断状态可以反映设备之间难以进行数据传输。在一些实施例中, 开关电路 130 的输入端与多个电极 110 连接, 开关电路 130 的输出端可以与接触阻抗检测电路 120 连接, 开关电路 130 可以控制输入端和输出端的导通和关断的切换。开关电路 130 可以选择与多个电极 110 中的一个或多个电极 110 对应的输入端与开关电路 130 的输出端导通, 从而实现电极 110 与接触阻抗检测电路 120 保持导通状态。

[0051] 在一些实施例中, 开关电路 130 可以控制多个电极 110 中的部分电极 110 同时导通, 以同步测量该部分电极 110 对应的接触阻抗。在这种情况下, 接触阻抗检测电路 120 可以分时测量该部分电极 110 与其他电极 110 对应的接触阻抗。在一些可选的实施例中, 开关电路 130 还可以控制电极 110 中的每个电极分时导通, 以测量每一电极 110 对应的接触阻抗。在一些可选的实施例中, 开关电路 130 还可以控制电极 110 分时采集生理信号和测量该部分电极 110 对应的接触阻抗。下面分别对上述三种分时测量进行说明。

[0052] 在一些实施例中, 开关电路 130 可以控制不同部分的电极 110 在不同时刻保持与接触阻抗检测电路 120 的导通状态, 以分时测量不同部分的电极与人体之间的接触阻抗。例如, 多个电极 110 可以包括贴合同一肌肉的两个电极 110, 开关电路 130 可以控制两个贴合同一肌肉的电极 110 同步保持与接触阻抗检测电路 120 的导通状态。在这种情况下, 接触阻抗检测电路 120 可以同步检测两个电极 110 与人体之间的接触阻抗, 以此确定两个电极 110 所采集的生理信号 (如, 肌电信号) 的质量。也就是说, 可以从多个电极 110 中选择两个电极 110 在同一时刻进行测量, 其他电极 110 在另一个或多个时刻进行测量。接触阻抗检测电路 120 可以同时获取到与贴合同一肌肉的两个电极 110 对应的检测信号, 从而可以同步检测两个电极 110 与人体之间的接触阻抗, 以评估该肌肉对应的生理信号的质量。在一些实施例中, 接触阻抗检测电路 120 还可以分别根据两个检测信号, 确定每个电极 110 对应的接触阻抗, 从而分别评估两个电极 110 采集的生理信号的质量。在一些实施例中, 如果两个贴合同一肌肉的电极 100 所采集的两路肌电信号的质量都较好时, 可以通过其它处理电路进一步对这两路肌电信号进行运算放大 (例如, 差分放大), 得到反映肌肉状态的参数值。可选地, 其它处理电路可以根据两个电极 110 与人体之间的接触阻抗, 对两路肌电信号进行校准或修改, 提高电极采集肌电信号的准确性。

[0053] 如此, 开关电路 130 通过控制贴合同一肌肉的两个电极 110 同步与接触阻抗检测电路 120 保持导通状态, 可以捕捉到同一时刻下同一肌肉的两个电极的接触阻抗信息, 从而避免接触阻抗随时间的波动以及其他信号的干扰 (如其他电极对应的检测信号), 更准确地评估生理信号的质量。

[0054] 在一些实施例中, 以两个贴合同一肌肉的电极 110 为一个电极组, 电极 110 可以包括多个电极组, 开关电路 130 可以控制一个或多个电极组与接触阻抗检测电路 120 的导通以同时测量接触阻抗。示例性的, 假设有 4 个电极组, 则开关电路 130 可以控制其中 1 个电极组中的两个电极 110 同时保持与接触阻抗检测

电路 120 的导通状态,而其他 3 个电极组处于关断状态,不与接触阻抗检测电路 120 进行传输数据。开关电路 130 还可以控制其中 2 个电极组中的电极 110 同时保持与接触阻抗检测电路 120 的导通状态,而其他 2 个电极组处于关断状态,不与接触阻抗检测电路 120 进行传输数据,从而获取到同一时刻下的 2 个电极组的接触阻抗信息。

[0055] 在一些实施例中,开关电路 130 可以控制每个电极 110 在不同时刻保持与接触阻抗检测电路 120 的导通状态,以分时测量每个电极 110 与人体之间的接触阻抗。例如,开关电路 130 可以控制两个贴合同一肌肉的电极 110 分别在不同时刻保持与接触阻抗检测电路 120 的导通状态。在这种情况下,接触阻抗检测电路 120 可以分时检测两个电极 110 与人体之间的接触阻抗,以此确定两个电极 110 所采集的生理信号(如,肌电信号)的质量。也就是说,接触阻抗检测电路 120 可以异步获取与两个电极 110 对应的检测信号,以评估该肌肉对应的生理信号的质量。在一些实施例中,接触阻抗检测电路 120 可以分别根据两个检测信号,确定每个电极 110 对应的接触阻抗,从而分别评估两个电极 110 采集的生理信号的质量。由于两个检测信号的获取时间的间隔很短,在一些实施例中,接触阻抗检测电路 120 也可以根据两个检测信号的差异,确定两个电极 110 之间的接触阻抗差值,评估两个电极 110 采集的生理信号的质量。

[0056] 如此,接触阻抗检测电路 120 可以异步检测两个电极 110 与人体之间的接触阻抗,减少同一时刻后续电路处理检测信号的负担,例如,降低系统对后续模数转换过程中的采样频率的要求。并且,异步检测可以节约后续电路成本,并且能够防止两个电极 110 的相互干扰,从而进一步提升生理信号的质量。

[0057] 示例性的,接触阻抗检测电路 120 可以在第一时刻获取到第一电极对应的检测信号,然后等待直到第二时刻获取到第二电极对应的检测信号,再根据第一电极对应的检测信号和第二电极对应的检测信号,评估两个电极 110 采集的生理信号的质量。需要说明的是,为了保证开关通道中的信号稳定以及防止异步检测导致的信号误差,第一时刻和第二时刻之间的间隔时长可以设置得很短。在激励源为交流激励源时,由于接触阻抗检测电路 120 读取多个检测信号需要等待完整周期,在一些实施例中,第一时刻和第二时刻之间的间隔时长还可以根据交流激励源的频率进行设定。示例性的,第一时刻和第二时刻之间的间隔时长可以为 100 μ s、1ms、10ms、20ms 等。

[0058] 在一些实施例中,在接触阻抗检测电路 120 的数量为多个时,开关电路 130 还可以控制多个接触阻抗检测电路 120 中的部分接触阻抗检测电路 120 处于导通状态,另一部分接触阻抗检测电路 120 处于关断状态,从而使得需要导通的部分接触阻抗检测电路 120 能够与需要导通的部分电极 110 进行数据传输。在一些实施例中,接触阻抗检测电路 120 可以与电极 110 存在对应关系,开关电路 130 可以选择与部分电极 110 对应的接触阻抗电路 120,从而使得部分电极 110 可以与其对应的接触阻抗电路 120 保持导通。

[0059] 仅作为示例,每个电极 110 分别与一个接触阻抗检测电路 120 对应,则开关电路 130 可以分时控制每个电极 110 与其对应的接触阻抗检测电路 120 保持导通状态。再例如,每个电极组与一个接触阻抗检测电路 120 对应,则开关电路 130 可以分时控制不同电极组与其对应的控制接触阻抗检测电路 120 保持导通状态。

[0060] 在一些实施例中,开关电路 130 可以包括控制端和开关,开关用于电连接电极 110 和接触阻抗检测电路 120,控制端可以用于控制开关的导通和关断。在一些实施例中,开关电路 130 可以包括单通道开关,以实现多个电极 110 进行选择的功能。在一些实施例中,单通道开关的通道数量可以与多个电极 110 的数量相关,期望导通的通道数量可以与期望同一时刻与接触阻抗电路 120 导通的电极 110 的数量相关。示例性的,当存在 8 个电极 110 时,开关电路 130 可以包括 8 选 1 开关、8 选 2 开关、8 选 4 开关等单通道开关。开关电路 130 可以利用 8 选 1 开关,在同一时刻从 8 个电极中选择一个电极 110 与接触阻抗电路 120 连接。以此类推,也可以利用 8 选 2 开关,在同一时刻从 8 个电极中选择两个电极 110(例如,贴合同一肌肉的两个电极)与接触阻抗电路 120 连接。

[0061] 在一些实施例中,开关电路 130 可以包括双通道开关,以实现多个电极 110 和对多个接触阻抗检测电路 120 进行选择的功能。与单通道开关类似,在一些实施例中,双通道开关中与多个电极 110 对应的通道数量可以与多个电极 110 的数量相关,双通道开关中与多个接触阻抗电路 120 对应的通道数量可以与接触阻抗电路 120 的数量相关,期望导通的通道数量可以与期望同一时刻与接触阻抗电路 120 导通的电极 110 的数量相关。仅作为示例,当存在 8 个电极 110 和 4 个接触阻抗电路 120 时,开关电路 130 可以包括对于电极 110 来说 8 选 2,对于接触阻抗电路 120 来说 4 选 1 的双通道开关。关于双通道开关的具体实现方式,可以参看本说明书其他实施例,如图 5 及其相关内容,此处不再赘述。

[0062] 在一些实施例中,开关电路 130 还可以控制电极 110 分时采集生理信号和测量该部分电极 110 对应的接触阻抗。在一些实施例中,开关电路 130 还可以控制电极 110 分别在不同时刻与接触阻抗检测电路 120 和增益电路(用于处理生理信号)保持导通状态。电极 110 与接触阻抗检测电路 120 保持导通状态时,接触阻抗检测电路 120 可以获取并处理与电极 110 对应的检测信号,以得到与电极 110 对应的接触阻抗信息。电极 110 与增益电路保持导通状态时,电极 110 可以采集生理信号,增益电路可以对采集到的生理信

号进行处理，以得到反映人体生理状态的信息（如，肌肉状态等信息）。

[0063] 如此，通过开关电路 130 控制电极 110 异步采集生理信号和测量接触阻抗，可以隔开检测信号和生理信号，从而防止信号互相干扰，进一步提高生理信号的质量。

[0064] 需要说明的是，生理信号和检测信号也可以同步进行处理，而为了区分生理信号和检测信号，可以通过两者的频率差异，利用滤波器分别提取生理信号和检测信号，以便后续对生理信号和检测信号进行评估。示例性的，可以利用低通滤波器提取模数转换后的生理信号，利用高通滤波器提取模数转换后的检测信号。

[0065] 图 2 是根据本说明书一些实施例所示的接触阻抗电路的结构框图。如图 2 所示，在一些实施例中，接触阻抗检测电路 120 可以包括：激励源 121、分压阻抗 122 和模数转换器 123。其中，激励源 121 与分压阻抗 122 连接，用于为电极 110 提供激励信号，以产生反映电极 110 与人体之间接触阻抗的检测信号。分压阻抗 122 与多个电极 110 连接，用于对激励源 121 进行分压形成所述检测信号。模数转换器与分压阻抗 122 连接，用于对检测信号进行模数转换。

[0066] 激励源 121 可以为提供电能的电路元件。在一些实施例中，激励源 121 可以为电流源或电压源。在一些实施例中，激励源 121 可以提供激励信号，以产生反映电极 110 与人体之间接触阻抗的检测信号。仅作为示例，激励信号可以理解为通过电极 110 流经人体后形成闭环回路，此时，检测信号可以对应电极 110 与人体之间的接触阻抗、以及人体的阻抗在该闭环回路中的分压。激励源 121 的强度越高，检测信号越容易被检测到。同时需要说明的是，激励源 121 的强度的设置还需要考虑人体的安全电压和电流，以保证人体安全，激励源 121 的强度不宜过高。在一些实施例中，激励源 121 的电流强度可以小于 1mA。进一步的，在一些实施例中，激励源 121 的电流强度可以小于 100 μ A。再进一步的，在一些实施例中，激励源 121 的电流强度可以小于 10 μ A。在一些实施例中，激励源 121 的电压强度可以在 10 μ V~3.3V 的强度范围内。进一步的，在一些实施例中，激励源 121 的电压强度可以在 100mV~9V 的强度范围内。

[0067] 在一些实施例中，激励源 121 可以为直流激励源或交流激励源。在分时处理生理信号和检测信号时，生理信号和检测信号难以互相干扰，此时激励源 121 可以采用直流激励源，也可以采用交流激励源。而在未分时处理生理信号和检测信号时，为了避免生理信号和检测信号的互相干扰，可以通过设置交流激励源的频率，使得检测信号的频率与生理信号的频率具有差异，以便后续可以根据检测信号与生理信号的频率差异，分别提取检测信号和生理信号。在一些实施例中，激励源 121 的频率可以设置在受外界干扰（例如，工频干扰）较小且对生理信号干扰较小的频率范围。示例性的，在一些实施例中，激励源 121 可以为直流激励源或频率不小于 0.1Hz 的交流激励源。

[0068] 在一些实施例中，激励源 121 的数量可以为一个，通过并联多个电极 110 的方式，为多个电极 110（如，两个贴合同一肌肉的电极 110）提供激励信号。在一些实施例中，激励源 121 的数量可以为多个，每个激励源 121 可以分别与一个或多个电极 110 连接，为每个电极 110 提供激励信号。需要说明的是，多个接触阻抗电路 120 也可以共用一个激励源 121，通过并联多个电极 110 的方式，该激励源 121 可以为所有的电极 110 提供激励信号。

[0069] 在一些实施例中，激励源 121 为交流激励源时，激励源 121 可以分别同时产生多个具有不同频率的激励信号，并且可以给多个电极 110 提供具有相同频率或不同频率的激励信号，由此产生不同频率的检测信号。

[0070] 例如，激励源 121 可以为多个电极 110 提供不同频率的激励信号以采集不同的检测信号。多个电极 110 之间可以具有较大的距离（例如大于或等于 5cm），以使激励信号流经的闭环回路可以经由不同的人体组织，如此设置，多个电极 110 对应的不同频率的检测信号可以用于反映人体的体成分信息，如体脂率、骨密度、体液含量等等体成分信息。

[0071] 具体地，激励源 121 可以提供与激励信号不同的第二激励信号，以产生第二检测信号。第二检测信号可以反映在另一频率（即，与激励信号的频率不同的频率）下每个电极与所述人体之间形成的闭环回路上的阻抗信息，包括电极与人体的接触阻抗以及闭环回路上人体组织的阻抗。在一些实施例中，利用通过第一激励信号（如，前述激励信号）产生的第一检测信号，以及通过第二激励信号产生的第二检测信号，可以确定人体的体成分信息。

[0072] 在一些实施例中，激励信号可以为电压信号或电流信号。在一些实施例中，激励信号可以为直流激励信号，也可以为交流信号，以使产生的检测信号的频率与激励信号的频率相关。

[0073] 在一些实施例中，分压阻抗 122 可以设置在激励源 121 与电极 110 之间。由于电极 110 和分压阻抗 122 处于同一回路中，检测信号可以对应电极 110 与人体的接触阻抗、以及人体的阻抗在该闭环回路中的分压，或者对应分压阻抗在该闭环回路中的分压。由于检测信号的大小受到电极 110 与人体之间接触阻抗的影响，检测信号的大小可以反映接触阻抗的大小，从而可以反映生理信号的质量。例如，某个电极 110 对应的检测信号的强度越大，表示对应的接触阻抗越大，意味着该电极所采集的生理信号的质量较差；反

之，如果检测信号的强度越小，表示对应的接触阻抗越小，意味着该电极所采集的生理信号的质量较好。

[0074] 在一些实施例中，分压阻抗 122 可以有多个，每个电极 110 可以与一个分压阻抗 122 对应连接。在一些可选的实施例中，分压阻抗 122 也可以只有一个，通过开关电路 130 与导通的电极 110 连接。在一些实施例中，分压阻抗 122 的数量可以根据处于导通状态下电极 110 的数量确定。仅作为示例，在两个电极 110 同步保持与接触阻抗检测电路 120 的导通状态时，分压阻抗 122 可以为两个，以同步与该两个电极 110 保持导通状态。在两个电极 110 分时与接触阻抗检测电路 120 保持导通状态时，分压阻抗 122 可以为一个，只与导通状态下的电极 110 连接。

[0075] 图 3 是根据本说明书一些实施例所示的信号测量电路的原理示意图。如图 3 所示，电极 110 可以包括第一电极 111 和第二电极 112，分压阻抗 122 可以包括第一分压阻抗 R4 和第二分压阻抗 R5。激励源 121（如图 3 所示的激励源 Source）发出激励信号后，可以流经第一分压阻抗 R4，经第一分压阻抗 R4 分压后，可以通过第一电极 111 流向人体，最后流向参考地电极，形成第一路径。其中，第一分压阻抗 R4 可以对激励信号进行分压，从而形成第一电极 111 所对应的检测信号。

[0076] 同理地，激励源 121 发出激励信号后，可以流经第二分压阻抗 R5，经第二分压阻抗 R5 分压后，可以通过第二电极 112 流向人体，最后流向参考地电极，形成第二路径。第二分压阻抗 R5 可以对激励信号进行分压，从而形成第二电极 112 所对应的检测信号。其中，接触阻抗 R1 可以指第一电极 111 与人体之间的接触阻抗，接触阻抗 R2 可以指第二电极 112 与人体之间的接触阻抗，阻抗 R3 可以包括人体的阻抗以及参考地电极与人体之间的阻抗。

[0077] 在一些实施例中，第一路径与第二路径可以具有一定的对称性。具体而言，即第一分压阻抗 R4 与第二分压阻抗 R5 可以具有相同的参数，当激励源 121 的数量为多个时，多个激励源 121 可以具有相同的参数。例如，一个或多个激励源 121 可以产生具有相同频率的激励信号，第一分压阻抗 R4 与第二分压阻抗 R5 在激励源 121 的激励作用下具有相同的阻抗。在一些实施例中，通过保证第一路径和第二路径的对称性，可以使得第一电极 111 所对应的检测信号与第二电极 112 所对应的检测信号的差值主要来源于第一电极 111 和第二电极 112 与人体之间的接触阻抗的差值。这样，通过比较检测信号之间的差异，即可体现两个电极与人体之间的贴合状态是否良好，进而反映出由电极所采集的生理信号是否满足要求。

[0078] 在一些实施例中，接触阻抗检测电路 120 和增益电路可以与电极 110 保持同时导通。此时，当第一分压阻抗 R4 与第二分压阻抗 R5 的阻值过小时，会因并联造成后续的输入阻抗过小，导致所采集的生理信号的强度过小而难以被监测到，例如，生理信号有可能被各种噪音（包括混叠噪音、热噪音等）淹没，进而导致系统不能正常工作。而当第一分压阻抗 R4 与第二分压阻抗 R5 的阻值过大时，会导致对激励信号的分压过大，使得检测信号的强度过小难以体现出电极与人体之间的接触阻抗。

[0079] 在一些实施例中，当激励源 121 为直流激励源时，分压阻抗 122 可以包括电阻，以便对直流激励源进行适宜大小的分压，防止因分压阻抗 122 的阻值过大导致分压过大，确保检测信号的强度较大，可以反映出电极与人体之间的接触阻抗。

[0080] 在一些实施例中，当激励源 121 为交流激励源时，分压阻抗 122 可以包括电阻和/或电容。分压阻抗 122 为电容时可以在不同频率下可以具有不同的阻抗。如此设置，在激励信号的频率（即较高的频率）下，分压阻抗 122 可以具有较小的阻抗，从而减小对激励信号的分压，使得检测信号可以更多体现出电极与人体之间的接触阻抗；而在大部分生理信号所对应的较低的频率下，分压阻抗 122 具有较大的阻抗，避免因并联而导致后续的输入阻抗的降低，使得生理信号可以更有效地被后续电路拾取和处理。

[0081] 在一些实施例中，接触阻抗检测电路 120 和增益电路与电极 110 保持分时导通。在一些实施例中，接触阻抗检测电路 120 与电极 110 导通时，增益电路与电极 110 断开，或者增益电路与电极 110 导通时，接触阻抗检测电路 120 与电极 110 断开。在一些可选的实施例中，增益电路与电极 110 可以长时间保持导通，仅切换接触阻抗检测电路 120 与电极 110 的导通和断开。也就是说，增益电路与电极 110 可以不必断开，仅在需要采集接触阻抗信息的时候，才控制接触阻抗检测电路 120 与电极 110 的导通，以采集与接触阻抗对应的检测信息，不需要采集时可以控制接触阻抗检测电路 120 与电极 110 的断开，以节省开关电路 130 的切换次数。在分时导通的情况下，接触阻抗检测电路 120 不会对处理生理信号的增益电路产生影响，即分压阻抗 122 并不会并联到增益电路的输入端，此时分压阻抗 122 即使采用较小的阻抗值也可以得到质量较好的检测信号。在一些实施例中，当激励源 121 为 3.3V 的直流时，分压阻抗 122 可以选择 $1\text{M}\Omega\sim 10\text{M}\Omega$ 的电阻。当激励源 121 为交流时，分压阻抗 122 可以选择 $1\text{pF}\sim 50\text{pF}$ 的电容。

[0082] 在一些实施例中，模数转换器 123 可以对检测信号进行采样，以便生成与检测信号对应的数字信号。在一些实施例中，当激励源 121 为交流激励源时，模数转换器 123 的采样率可以结合激励源 121 的频率进行设定。具体来说，为了对检测信号进行采样，模数转换器 123 的采样率可以大于激励源 121 的频率的 2 倍。为了减少误差，在一些实施例中，采样率可以是激励源 121 的频率的 4 倍及以上。需要说明的是，由于信号测量装置 100 的通道数目较多，大部分电路难以支持多通道的极高采样率，所以单通道采样率和

激励源 121 的频率也不宜过高。例如，激励源 121 的频率可以为 1kHz，单通道采样率可以为 8kHz。

[0083] 在一些实施例中，可以根据接触阻抗检测的分辨率需求选择不同的模数转换器。示例性的，在供电为 3.3V 的条件下，分辨率为 12 位模数转换器的精度可以达到 0.8mV，16 位模数转换器可达到 0.05mV。

[0084] 在一些实施例中，模数转换器 123 与分压阻抗 122 之间可以耦接跟随器。跟随器可以用于缓冲或隔离不同功能的元器件，如隔离分压阻抗 122 和模数转换器 123（如图 3 所示的模数转换器 ADC），并保持模数转换器 123 的输入稳定。示例性的，参考图 3，其中，跟随器 U1 的正相输入端与第一分压阻抗 R4 连接，用于接收检测信号，跟随器 U1 的反相输入端与跟随器 U1 的输出端连接。跟随器 U2 的正相输入端与第二分压阻抗 R5 连接，用于接收检测信号，跟随器 U2 的反相输入端与跟随器 U2 的输出端连接。

[0085] 在一些实施例中，接触阻抗检测电路 120 的结构（如激励源、分压阻抗、模数转换器等）还可以根据不同的分时测量方式进行不同的设置。

[0086] 在一些实施例中，在开关电路 130 控制贴合同一肌肉的两个电极 110 同步保持与接触阻抗检测电路 120 的导通状态，即在两个电极 110 同步采集检测信号的场景下，接触阻抗检测电路 120 可以包括激励源 121、两个分压阻抗 122 和两个模数转换器 123。其中，激励源 121 可以为贴合同一肌肉的两个电极 110 提供激励信号，以产生反映每一电极 110 与人体之间接触阻抗的检测信号；两个分压阻抗 122 分别耦接于激励源 121 和每一电极 110 之间，用于对所述激励源 121 进行分压形成检测信号；两个模数转换器 123 可以分别用于对两个电极 110 对应的检测信号进行模数转换。

[0087] 示例性的，开关电路 130 可以在第一时刻控制贴合第一肌肉的第一电极以及第二电极分别与接触阻抗检测电路 120 保持导通状态。其中，接触阻抗检测电路 120 中的每一分压阻抗 122 可以分别与第一电极和第二电极连接。在第二时刻，开关电路可以断开接触阻抗检测电路 120 与第一电极以及第二电极的连接，而控制贴合第二肌肉的第三电极以及第四电极分别与接触阻抗检测电路 120 保持导通状态，以获取与第三电极和第四电极对应的检测信号。

[0088] 在一些实施例中，在开关电路 130 可以控制贴合同一肌肉的两个电极 110 分别在不同时刻保持与接触阻抗检测电路 120 的导通状态，即在两个电极 110 异步采集检测信号的场景下，接触阻抗检测电路 120 可以包括激励源 121、分压阻抗 122 和模数转换器 123。其中，激励源 121 可以为某一导通的电极 110 提供激励信号，以产生反映所述电极 110 与人体之间接触阻抗的检测信号；分压阻抗 122 耦接于激励源 121 和所述导通的电极 110 之间，用于对激励源 121 进行分压形成检测信号；模数转换器 123 可以用于对所述导通的电极 110 对应的检测信号进行模数转换。

[0089] 示例性的，以两个电极 110（第一电极和第二电极）为例，开关电路 130 可以在第一时刻控制第一电极与接触阻抗检测电路保持导通状态，以获取与第一电极对应的检测信号。开关电路 130 在第二时刻可以切换电极，控制第二电极与接触阻抗检测电路保持导通状态，以获取与第二电极对应的检测信号。

[0090] 图 4 是根据本说明书另一些实施例所示的信号测量电路的结构框图。在一些实施例中，信号测量电路 100 还可以包括增益电路 140，其可以用于处理生理信号，增益电路 140 和接触阻抗检测电路 120 分别在不同时刻与某个电极 110 保持导通状态，或者在同一时刻与不同电极 110 保持导通状态。

[0091] 在一些实施例中，增益电路 140 可以为对信号进行放大处理的信号处理电路。在一些实施例中，增益电路 140 可以用于为生理信号提供增益，以提高生理信号的强度和信噪比，确保信号的质量。在一些实施例中，增益电路 140 和接触阻抗检测电路 120 可以分别在不同时刻与多个电极 110 保持导通状态，从而通过开关电路 130 控制电极 110 异步采集生理信号和测量接触阻抗，以此隔开检测信号和生理信号，防止信号互相干扰，进一步提高生理信号的质量。

[0092] 在一些实施例中，增益电路 140 的数量可以为一个，增益电路 140 可以与一个或多个电极 110 连接，由开关电路 130 控制增益电路 140 与电极 110 的导通状态。在一些实施例中，增益电路 140 的数量可以为多个，开关电路 130 可以选择电极 110 以及与其对应的增益电路 140 保持导通状态。增益电路 140 与电极 110 的导通方式，与接触阻抗检测电路 120 与电极 110 的导通方式类似，具体实现方式可以参看上述图 1 及相关描述。

[0093] 在一些实施例中，增益电路 140 可以为全频段信号提供增益，还可以为部分频段信号提供增益。以肌电信号为例，大部分肌电信号主要分布在 10Hz~850Hz 的频段内，则增益电路 140 可以为 10Hz~850Hz 频段内的肌电信号提供增益，以避免为其他频段（如，除 10Hz~850Hz 的频段）提供增益，从而抑制噪声对肌电信号的干扰，提高肌电信号的信噪比。

[0094] 在一些实施例中，增益可以表示为对肌电信号进行放大的程度。例如，增益电路 140 提供的增益越大，肌电信号被放大的倍数越大，反之，增益电路 140 提供的增益越小，肌电信号被放大的倍数越小。

[0095] 在一些实施例中，增益的大小可以根据实际信号强度以及期望信号强度进行设定。在一些实施例中，可以根据肌电信号和检测信号的实际信号强度以及期望信号强度设定增益大小。例如，由于肌电信号的实际信号强度大约在 10 μ V 及以下，而常用的 12 位模数转换器的分辨率大约为 0.8mV（即期望信号强

度)，则可以利用增益电路 140 提供百倍以上到千倍的增益，以使增益后的肌电信号的信号强度可以达到 1mV~1.65V。

[0096] 由于在信号测量过程中存在很多干扰信号，如前述运动伪迹、工频及其谐波、混叠噪声等。一方面，如果为前述干扰信号提供过大的增益，会造成增益后的干扰信号超出电路的测量范围，从而导致电路饱和丢失数据，难以通过算法恢复数据。另一方面，如果为高频噪声提供过大的增益，由于受到采样率的限制，导致超过采样率的高频噪声被混叠，从而提高了噪声基底使得高频噪声会与肌电信号重叠，难以进行区分和处理。

[0097] 在一些实施例中，可以将 10Hz 处的增益表示为运动伪迹的增益，增益电路 140 对 100Hz 处的增益和对 10Hz 处的增益的比值可以为第一信噪比。为了提高增益电路 140 的增益信噪比，该第一信噪比可以被设置为不小于 4。在一些实施例中，可以将 50Hz 处的增益表示为工频噪声的增益，增益电路 140 对 100Hz 处的增益和对 50Hz 处的增益的比值为第二信噪比。为了提高增益电路 140 的增益信噪比，该第二信噪比可以不小于 2。在一些实施例中，由于混叠噪声的产生与采样率有关，则可以将模数转换器的采样率的 1/2 频率表示为混叠噪声的频率，也叫做第一频率。如采样频率为 4kHz 时混叠噪声的频率可以为 2kHz。增益电路 140 对 100Hz 处的增益与第一频率处的增益的比值可以为第三信噪比（即，前述混叠信噪比）。为了提高增益电路 140 的增益信噪比，该第三信噪比可以不小于 10。

[0098] 需要说明的是，增益信噪比还可以用于衡量增益电路的质量，信号测量装置的增益信噪比越高可以表明获取到的肌电信号的强度和质量越好，增益电路的质量也就越高。

[0099] 在一些实施例中，增益电路 140 可以包括多级放大电路，其用于对输入信号（如，生理信号）进行多级放大处理，实现提供增益的功能。在一些实施例中，放大电路可以在信号测量电路 100 中独立设置，还可以作为组件设置在具有其他功能的电路（如滤波电路等）中，与其他功能的电路作为一个整体进行设置，在实现其他功能的同时还可以提供增益。在一些实施例中，多级放大电路中不同级放大电路对输入信号可以具有不同的放大增益。例如，位于前级的放大电路的增益可以小于位于后级的增益。

[0100] 在一些实施例中，增益电路 140 还可以设置有高通滤波器，以滤除运动伪迹、工频噪声等低频噪声。在一些实施例中，增益电路 140 还可以设置有低通滤波器，以滤除频率较高干扰信号，例如混叠噪声等高频噪声。其中，高频滤波器以及低通滤波器的截止频率可以根据生理信号所在的频率进行设定。

[0101] 在一些可替代的实施例中，由于人体与电极的接触阻抗的阻抗值可能较小，导致分压产生的检测信号强度低，后续难以对检测信号进行识别和处理。增益电路 140 还可以用于为检测信号提供增益，以提高检测信号的强度，保证后续准确地对检测信号进行识别和处理。在一些实施例中，增益电路 140 可以在不同的时间段内分别为生理信号和检测信号提供增益。

[0102] 在一些实施例中，信号测量电路 100 还可以包括处理电路，用于根据每个电极 110 的接触阻抗，确定反映每个电极 110 与人体的贴合状态的参数信息。

[0103] 在一些实施例中，处理电路可以为具有一定的信号处理功能的模块，处理电路的结构。在一些实施例中，参数信息可以包括每一个电极 110 与人体之间的阻抗信息，可以反映出每一个电极 110 与人体之间的贴合状态，进而可以反映出穿戴设备的当前穿戴状态以及尺码合身度等情况。

[0104] 在一些实施例中，处理电路可以根据参数信息与其所在的幅值范围，对人体的贴合状态进行评估。示例性的，当参数信息位于目标幅值范围之外，可以反映采集生理信号的质量很差，后续难以使用该生理信号进行生理监测，从而需要输出异常提醒信息以提醒用户及时检查、调整。当参数信息位于目标幅值范围之外，可以反映采集生理信号的质量很差，后续难以使用该生理信号进行生理监测，从而需要输出异常提醒信息以提醒用户及时检查、调整。若参数信息位于目标幅值范围之内，则可以确定穿戴设备的当前穿戴状态为穿戴良好，也可以确定穿戴设备的尺码合身度为尺码适合，还可以确定或者用户处于充分热身状态，还可以确定或者当前电极与人体接触处的皮肤处于较为湿润的状态。参数信息的种类、目标幅值范围的限定可以根据测量需求进行调整。

[0105] 在一些实施例中，当生理信号的质量很差时，处理电路还可以利用信号处理算法对生理信号进行纠正或补偿，从而确保该生理信号的质量或准确性。在一些实施例中，信号处理算法还可以包括如下一种或多种算法：信号滤波、小波变换、机器学习等算法。

[0106] 在一些实施例中，信号测量电路 100 可以应用到可穿戴设备上。在一些实施例中，可穿戴设备可以包括智能手镯、智能鞋袜、智能眼镜、智能头盔、智能手表、智能服装、智能背包、智能配件等或其任意组合。以智能服装（例如健身服或运动服）为例，信号测量电路 100 可以获取任意两个或者具有特定关联的两个电极（例如，贴合在同一肌肉上以接收同一肌肉的肌电信号的两个电极）所采集的生理信号，并基于该任意两个电极或者具有特定关联的两个电极所采集的生理信号的差值评估该生理信号的质量，或者评估该任意两个电极或者具有特定关联的两个电极与人体之间的贴合状态。

[0107] 在一些实施例中，信号测量电路 100 还可以基于前述生理信号的评估结果进行穿戴状态分析、热

身状态分析、尺码合身度分析、服装寿命分析、动作监测、皮肤状态分析、体成分分析等。

[0108] 下面提供一种示例的信号测量电路 500，详细描述分时测量的具体实现方式。

[0109] 图 5 是根据本说明书一些实施例所示的信号测量电路的结构示意图。如图 5 所示，信号测量电路 500 可以包括 8 个电极 510、接触阻抗检测电路 520、以及开关电路 530。接触阻抗检测电路 520 包括激励源 521（如图 5 所示的激励源 Source）、分压阻抗 R1-R2、跟随器 U1-U2 以及模数转换器 ADC1-ADC2。其中，8 个电极 510 中的每两个电极 510 可以作为一个电极组，贴合在同一肌肉上，两个电极 510 用于测量该肌肉的生理信号。8 个电极 510 分别与开关电路 530 耦合，分压阻抗 R1-R2 的一端分别与激励源 521 耦合，另一端分别与开关电路 530 耦合，分压阻抗 R1-R2 可以对激励源 521 进行分压，以生成反映每个电极 510 与人体接触阻抗的检测信号。分压阻抗 R1-R2 与开关电路 530 的耦合端还与模数转换器连接，模数转换器用于将检测信号转换为数字信号，以便后续设备进行处理，例如，计算电极与人体的接触阻抗、识别电极与人体的贴合状态等。跟随器 U1-U2 可以设置在分压阻抗 R1-R2 与模数转换器之间，跟随器 U1-U2 可以用于稳定输入至模数转换器 ADC1-ADC2 的检测信号。

[0110] 在一些实施例中，开关电路 530 可以控制 8 个电极 510 中的 2 个电极 510（8 选 2）同时与接触阻抗检测电路 520 保持导通状态，以使在激励源 521 的作用下同时产生 2 个检测信号，接触阻抗检测电路 520 可以接收到反映 2 个电极 510 与人体之间接触阻抗的检测信号，并对 2 个检测信号进行模数转换。在一些实施例中，开关电路 530 可以包括 8 选 2 开关，以实现上述从 8 个电极 510 中选择 2 个电极 510 同时与接触阻抗检测电路 520 保持导通状态的功能。

[0111] 在一些可选的实施例中，开关电路 530 可以控制 8 个电极 510 中的 2 个电极 510 分别在不同的时刻与接触阻抗检测电路 520 保持导通状态，以使在激励源 521 的作用下异步产生 2 个检测信号。即，同一时刻下只有 8 个电极 510 中的 1 个电极 510（8 选 1）与接触阻抗检测电路 520 保持导通状态。接触阻抗检测电路 520 可以先后接收到反映 2 个电极 510 与人体之间接触阻抗的检测信号，并对 2 个检测信号进行模数转换。在一些实施例中，开关电路 530 可以包括 8 选 2 开关，以实现上述控制 8 个电极 510 中的 2 个电极 510，分别在不同的时刻与接触阻抗检测电路 520 保持导通状态的功能。在一些实施例中，开关电路 530 也可以包括 8 选 1 开关，以便实现控制同一时刻下只有 8 个电极 510 中的 1 个电极 510 与接触阻抗检测电路 520 保持导通状态的功能。

[0112] 在一些可选的实施例中，开关电路 530 还可以控制 8 个电极 510 中部分电极 510 分别在不同的时刻与接触阻抗检测电路 520 和增益电路（图 5 中未示出）保持导通状态，以实现异步采集生理信号和检测接触阻抗。

[0113] 图 6 是根据本说明书一些实施例所示的用户运动时多个电极所对应的接触阻抗的曲线示意图。其中，横坐标表示采样点数，纵坐标表示电极对应的接触阻抗的大小。图（a）包括贴合在左胸肌的两个电极所对应的接触阻抗的曲线 610 和曲线 620；图（b）包括贴合在左肱三头肌的两个电极所对应的接触阻抗的曲线 630 和曲线 640；图（c）包括贴合在左肱二头肌的两个电极所对应的接触阻抗的曲线 650 和曲线 660；图（d）包括贴合在左腹斜肌的两个电极所对应的接触阻抗的曲线 670 和曲线 680。

[0114] 由图 6 中的图（a）-图（d）所示，贴合不同肌肉的两个电极的接触阻抗差（如，曲线 610 与曲线 620 的纵坐标差值、曲线 630 与曲线 640 的纵坐标差值、曲线 650 与曲线 660 的纵坐标差值、曲线 670 与曲线 680 的纵坐标差值）也不一样。随着热身的进行（如，横坐标的增加表示时间增加），接触阻抗的绝对值（如，曲线 610-曲线 680 的纵坐标大小）都在变小，接触阻抗差也在变小，从而可以确定热身能够帮助改善电极与人体的贴合状态，提升采集到的生理信号的质量。

[0115] 图 7 是根据本说明书一些实施例所示的信号测量方法的示例性流程图。在一些实施例中，流程 700 可以由前述智能穿戴设备执行，该智能穿戴设备可以包括处理器、存储器以及如上所述的信号测量电路 100，其中，存储器可以存储用于执行流程 700 的计算机程序，处理器可以是信号测量电路 100 中的处理电路的一部分，也可以是独立设置的、能够实现处理电路的功能的电子器件。关于信号测量电路 100 的更多细节可以参照图 1-图 6 部分及其相关论述。

[0116] 参照图 7，在一些实施例中，流程 700 可以包括：

[0117] 步骤 710，通过开关电路控制多个电极与接触阻抗检测电路的导通状态，使得在同一时刻，仅有多数电极中的部分电极与接触阻抗检测电路保持导通状态。在一些实施例中，步骤 710 可以由信号测量电路 100 中的开关电路 130 实现。

[0118] 根据以上信号测量电路 100 的描述，在一些实施例中，信号测量电路 100 中的多个电极可以用于与人体贴合，以采集人体的生理信号（如，肌电信号）。在设置激励源的情况下，还可以获取用于反映电极与人体之间接触阻抗的检测信号。当接触阻抗检测电路与部分电极保持导通状态时，接触阻抗检测电路可以接收与该部分电极对应的检测信号，接触阻抗检测电路可以对检测信号进行运算（例如，差分、求和），以确定人体与部分电极的接触阻抗。而另一部分电极可以在另一时刻与接触阻抗检测电路保持导通。

[0119] 在一些实施例中，多个电极可以包括贴合同一肌肉的两个电极。相对应的，在一些实施例中，开关电路可以控制贴合同一肌肉的两个电极同时与接触阻抗检测电路保持导通状态，即接触阻抗检测电路可以捕捉到同一时刻下同一肌肉的两个电极的接触阻抗信息，从而避免接触阻抗随时间的波动以及其他信号的干扰（如其他电极对应的检测信号），更准确地评估生理信号的质量。

[0120] 在一些可选的实施例中，可以控制贴合同一肌肉的两个电极分别在不同时刻与接触阻抗检测电路保持导通状态，即接触阻抗检测电路可以异步获取两个检测信号，异步检测对两个电极与人体之间的接触阻抗，从而减少同一时刻处理检测电路的负担，例如，降低系统对后续模数转换过程中的采样频率的要求。并且，异步检测可以节约后续电路成本，并且能够防止两个电极的相互干扰，从而进一步提升生理信号的质量。

[0121] 在一些可选的实施例中，开关电路可以控制电极分别在不同时刻与增益电路和接触阻抗检测电路保持导通，即异步采集生理信号和测量接触阻抗，从而隔开检测信号和生理信号，防止信号互相干扰，进一步提高生理信号的质量。

[0122] 步骤 720，根据每个电极的接触阻抗，确定反映每个电极与人体的贴合状态的参数信息。在一些实施例中，步骤 710 可以由信号测量电路 100 中的接触阻抗检测电路 120 或处理电路实现。

[0123] 在一些实施例中，参数信息可以包括每一电极与人体之间的阻抗信息，通过该参数信息，可以反映出每一个电极与人体之间的贴合状态，进而可以反映出穿戴设备的当前穿戴状态以及尺码合身度等情况。在一些实施例中，根据电极与人体的贴合状态的参数信息，还可以评估穿戴设备的当前穿戴状态、尺码合身度、热身状态、服装寿命状态、动作监测、电极与人体接触处的皮肤状态、体成分信息中的一种或多种信息，或是其他穿戴信息。

[0124] 在一些实施例中，当电极的接触阻抗大于某个阈值，可以反映该电极没有佩戴正确或者用户的皮肤过于干燥，从而可以向用户发出指示信息，以使用户可以参考指示信息对电极的佩戴状态以及尺码合身度进行检查或调整。

[0125] 在一些实施例中，还可以获取反映生理信号质量的检测信号，对检测信号进行数字采样，确定指标参数值，其可以用于反映生理信号的质量。

[0126] 在一些实施例中，处理电路可以根据指标参数值在预设时间段内的幅值波动，判断生理信号的质量。示例性的，当指标参数值位于目标幅值范围之外，可以反映采集生理信号的质量很差，后续难以使用该生理信号进行生理监测，从而需要输出异常提醒信息以提醒用户及时检查、调整。在一些实施例中，存在很多造成生理信号的质量很差的因素，例如电极与人体皮肤脱离或用户身体出现病变等，用户可以根据异常提醒信息及时检查各项因素。

[0127] 当指标参数值位于第一幅值范围内，则处理电路可以输出指示用户运动的第一指示信息。指标参数值位于第一幅值范围内表示生理信号的质量仍较差，难以准确地反映用户的生理状态，从而建议用户检测或调整，以改善生理信号的质量。用户可以根据第一指示信息进行运动，通过热身减小接触阻抗，从而提高生理信号的质量。

[0128] 当指标参数值位于第二幅值范围内，则处理电路可以输出指示用户调整电极的贴合状态的第二指示信息。指标参数值位于第二幅值范围内时，可以表示电极与人体皮肤之间的贴合状态可能存在异常，例如接触不良或未完全贴合等，导致生理信号的质量仍较差，难以准确地反映用户的生理状态。此时，用户可以根据第二指示信息调整电极的贴合状态，以使用户可以改变接触阻抗的大小。

[0129] 在一些实施例中，当指标参数值较低，用户进行的动作也可以引起指标参数值的幅值发生波动。基于此，在一些实施例中，可以根据指标参数值在预设时间段内的幅值波动，对用户的运动动作进行监测。示例性的，在指标参数值小于预设阈值时，且指标参数值在预设时间段内具有超过预设数目的峰，则可以确定用户该预设时间内进行了运动动作。

[0130] 根据上述图 6 可知，在一些实施例中，可以根据两个贴合同一肌肉的电极的接触阻抗之间的差值或比值，确定用户的热身状态。在一些实施例中，接触阻抗之间的差值或比值可以反映用户的热身状态。参考图 6，随着时间的增长，接触阻抗之间的差值或比值越小，热身状态越好；反之，接触阻抗之间的差值或比值越大，热身状态越差。需要说明的是，每一个电极的接触阻抗也可以单独反映用户的热身状态。例如，接触阻抗的绝对值越小，热身状态越好。

[0131] 需要说明的是，在一些实施例中，多个电极 110 对应的不同频率的检测信号还可以用于反映人体的体成分信息，如体脂率、骨密度、体液含量等等体成分信息。

[0132] 本说明书实施例可能带来的有益效果包括但不限于：（1）可以通过接触阻抗检测电路测量得到的电极与人体之间的接触阻抗，并基于该接触阻抗确定电极与人体之间的贴合状态，进而确保电极采集到的生理信号的质量；（2）当要监测多个电极与人体身体不同部位的贴合状态时，可以通过在不同时刻下选择不同的部分电极与接触阻抗检测电路保持导通状态，以分时采集不同的部分电极对应的接触阻抗，这样可

以防止不同电极之间的干扰，并且节约接触阻抗检测电路的资源。

[0133] 上文已对基本概念做了描述，显然，对于本领域技术人员来说，上述详细披露仅仅作为示例，而并不构成对本说明书的限定。虽然此处并没有明确，说明，本领域技术人员可能会对本说明书进行各种修改、改进和修正。该类修改、改进和修正在本说明书中被建议，所以该类修改、改进、修正仍属于本说明书示范实施例的精神和范围。

[0134] 同时，本说明书使用了特定词语来描述本说明书的实施例。如“一个实施例”、“一实施例”、和/或“一些实施例”意指与本说明书至少一个实施例相关的某一特征、结构或特点。因此，应强调并注意的是，本说明书中在不同位置两次或多次提及的“一实施例”或“一个实施例”或“一个替代性实施例”并不一定是指同一实施例。此外，本说明书的一个或多个实施例中的某些特征、结构或特点可以进行适当的组合。

[0135] 此外，除非权利要求中明确说明，本说明书所述处理元素和序列的顺序、数字字母的使用、或其他名称的使用，并非用于限定本说明书流程和方法的顺序。尽管上述披露中通过各种示例讨论了一些目前认为有用的发明实施例，但应当理解的是，该类细节仅起到说明的目的，附加的权利要求并不仅限于披露的实施例，相反，权利要求旨在覆盖所有符合本说明书实施例实质和范围的修正和等价组合。例如，虽然以上所描述的系统组件可以通过硬件设备实现，但是也可以只通过软件的解决方案得以实现，如在现有的服务器或移动设备上安装所描述的系统。

[0136] 同理，应当注意的是，为了简化本说明书披露的表述，从而帮助对一个或多个发明实施例的理解，前文对本说明书实施例的描述中，有时会将多种特征归并至一个实施例、附图或对其的描述中。但是，这种披露方法并不意味着本说明书对象所需要的特征比权利要求中提及的特征多。实际上，实施例的特征要少于上述披露的单个实施例的全部特征。

[0137] 一些实施例中使用了描述成分、属性数量的数字，应当理解的是，此类用于实施例描述的数字，在一些示例中使用了修饰词“大约”、“近似”或“大体上”来修饰。除非另外说明，“大约”、“近似”或“大体上”表明所述数字允许有 $\pm 20\%$ 的变化。相应地，在一些实施例中，说明书和权利要求中使用的数值参数均为近似值，该近似值根据个别实施例所需特点可以发生改变。在一些实施例中，数值参数应考虑规定的有效数位并采用一般位数保留的方法。尽管本说明书一些实施例中用于确认其范围广度的数值域和参数为近似值，在具体实施例中，此类数值的设定在可行范围内尽可能精确。

[0138] 针对本说明书引用的每个专利、专利申请、专利申请公开物和其他材料，如文章、书籍、说明书、出版物、文档等，特此将其全部内容并入本说明书作为参考。与本说明书内容不一致或产生冲突的申请历史文件除外，对本说明书权利要求最广范围有限制的文件（当前或之后附加于本说明书中的）也除外。需要说明的是，如果本说明书附属材料中的描述、定义、和/或术语的使用与本说明书所述内容有不一致或冲突的地方，以本说明书的描述、定义和/或术语的使用为准。

[0139] 最后，应当理解的是，本说明书中所述实施例仅用以说明本说明书实施例的原则。其他的变形也可能属于本说明书的范围。因此，作为示例而非限制，本说明书实施例的替代配置可视为与本说明书的教导一致。相应地，本说明书的实施例不仅限于本说明书明确介绍和描述的实施例。

权利要求书

- 1、一种信号测量电路，包括：
多个电极，用于贴合人体并采集所述人体的生理信号；
与所述多个电极电连接的接触阻抗检测电路，用于测量所述电极与所述人体之间的接触阻抗；以及
开关电路，用于控制所述多个电极与所述接触阻抗检测电路的导通状态，使得在同一时刻，仅有所述多个电极中的部分电极与所述接触阻抗检测电路保持导通状态。
- 2、根据权利要求1所述的信号测量电路，其特征在于，所述多个电极包括两个贴合同一肌肉的电极，所述两个贴合同一肌肉的电极同步保持与所述接触阻抗检测电路的导通状态。
- 3、根据权利要求1所述的信号测量电路，其特征在于，所述多个电极包括两个贴合同一肌肉的电极，所述两个贴合同一肌肉的电极分别在不同时刻保持与所述接触阻抗检测电路的导通状态。
- 4、根据权利要求2所述的信号测量电路，其特征在于，所述接触阻抗检测电路包括：
激励源，用于为所述两个贴合同一肌肉的电极提供激励信号，以产生反映每一电极与所述人体之间接触阻抗的检测信号；
两个分压阻抗，分别耦接于所述激励源和每一电极之间，用于对所述激励源进行分压形成所述检测信号；
两个模数转换器，分别用于对所述检测信号进行模数转换。
- 5、根据权利要求3所述的信号测量电路，其特征在于，所述接触阻抗检测电路包括：
激励源，用于为每一电极提供激励信号，以产生反映每一电极与所述人体之间接触阻抗的检测信号；
分压阻抗，耦接于所述激励源和每一电极之间，用于对所述激励源进行分压形成所述检测信号；
模数转换器，用于对所述检测信号进行模数转换。
- 6、根据权利要求4或5所述的信号测量电路，其特征在于，所述激励源为直流激励源或频率不小于0.1Hz的交流激励源。
- 7、根据权利要求4或5所述的信号测量电路，其特征在于，所述分压阻抗包括电阻和/或电容。
- 8、根据权利要求4或5所述的信号测量电路，其特征在于，所述模数转换器与所述分压阻抗之间耦接跟随器。
- 9、根据权利要求1所述的信号测量电路，其特征在于，还包括用于处理所述生理信号的增益电路，所述增益电路和所述接触阻抗检测电路之间分别在不同时刻与所述多个电极保持导通状态。
- 10、根据权利要求9所述的信号测量电路，其特征在于，所述增益电路为所述生理信号提供增益。
- 11、根据权利要求10所述的信号测量电路，其特征在于，所述增益电路对100Hz处的增益和对10Hz处的增益的比值为第一信噪比，所述第一信噪比不小于4。
- 12、根据权利要求10所述的信号测量电路，其特征在于，所述增益电路对100Hz处的增益和对50Hz处的增益的比值为第二信噪比，所述第二信噪比不小于2。
- 13、根据权利要求10所述的信号测量电路，所述增益电路对100Hz处的增益和对第一频率处的增益的比值为第三信噪比，所述第一频率为与模数转换器的采样率的1/2对应的频率，所述第三信噪比不小于10。
- 14、根据权利要求1所述的信号测量电路，其特征在于，还包括处理电路，用于根据每个电极的接触阻抗，确定反映每个电极与所述人体的贴合状态的参数信息。

15、根据权利要求 1 所述的信号测量电路，其特征在于，所述信号测量电路设置在可穿戴设备中。

16、一种信号测量方法，包括：

通过开关电路控制多个电极与接触阻抗检测电路的导通状态，使得在同一时刻，仅有所述多个电极中的部分电极与所述接触阻抗检测电路保持导通状态，其中所述多个电极用于贴合人体并采集所述人体的生理信号，所述接触阻抗检测电路用于测量所述电极与所述人体之间的接触阻抗；

根据每个电极的接触阻抗，确定反映每个电极与所述人体的贴合状态的参数信息。

17、根据权利要求 16 所述的信号测量方法，其特征在于，还包括：

根据两个贴合同一肌肉的电极的接触阻抗之间的差值或比值，确定用户的热身状态。

18、根据权利要求 16 所述的信号测量方法，其特征在于，还包括：

获取反映每个电极与所述人体之间的接触阻抗的检测信号；

对所述检测信号进行处理，确定反映所述人体的生理信号质量的指标参数值。

19、根据权利要求 18 所述的信号测量方法，其特征在于，还包括：

当所述指标参数值位于第一幅值范围内，则输出指示用户运动的第一指示信息。

20、根据权利要求 18 所述的信号测量方法，其特征在于，还包括：

当指标参数值位于第二幅值范围内，则输出指示用户调整电极的贴合状态的第二指示信息。

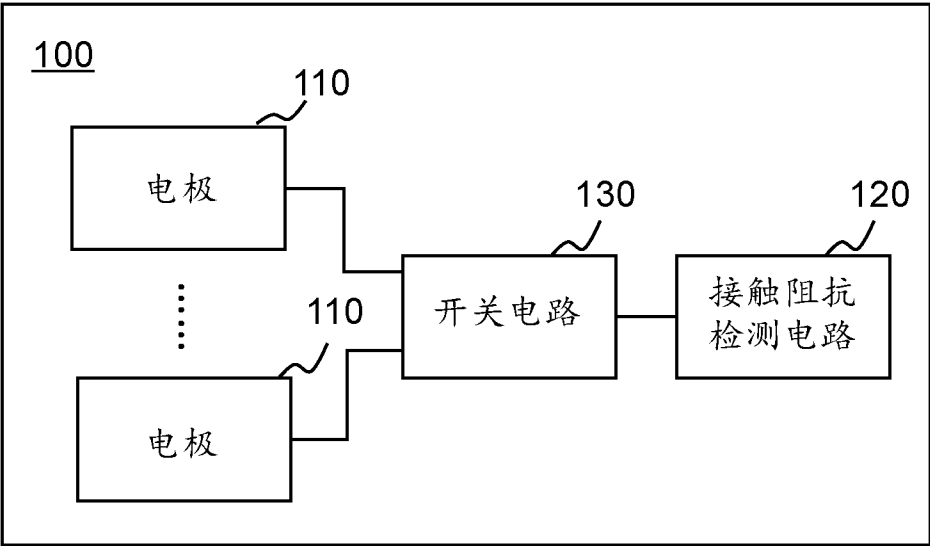


图 1

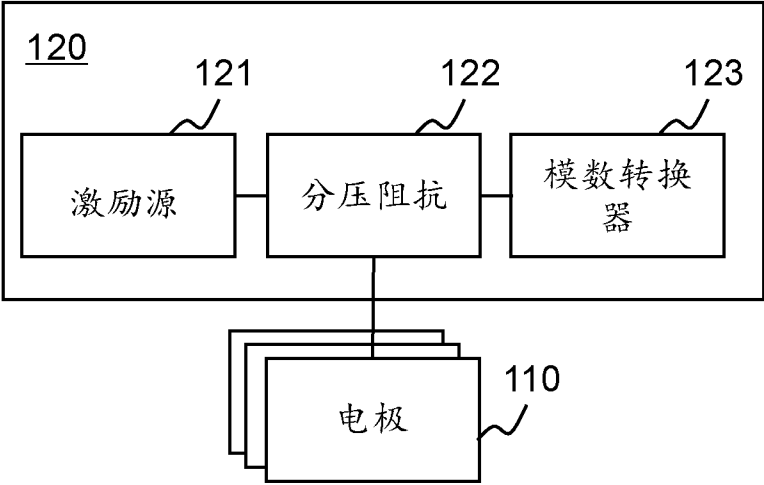


图 2

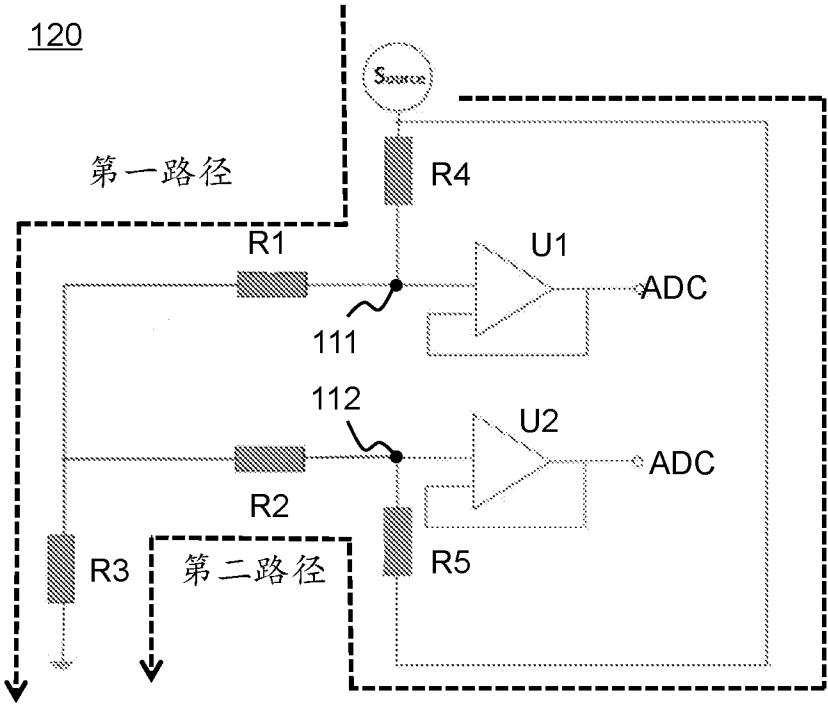


图 3

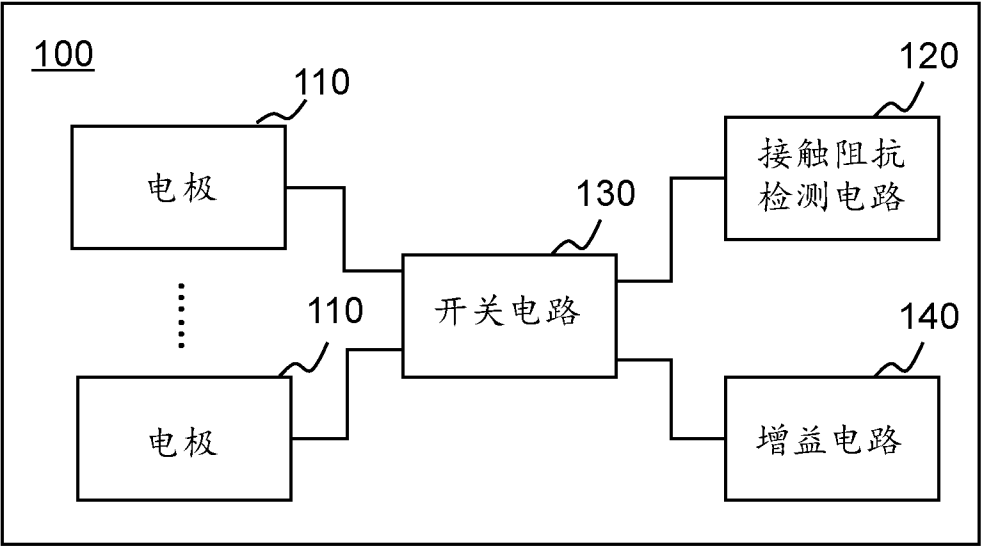


图 4

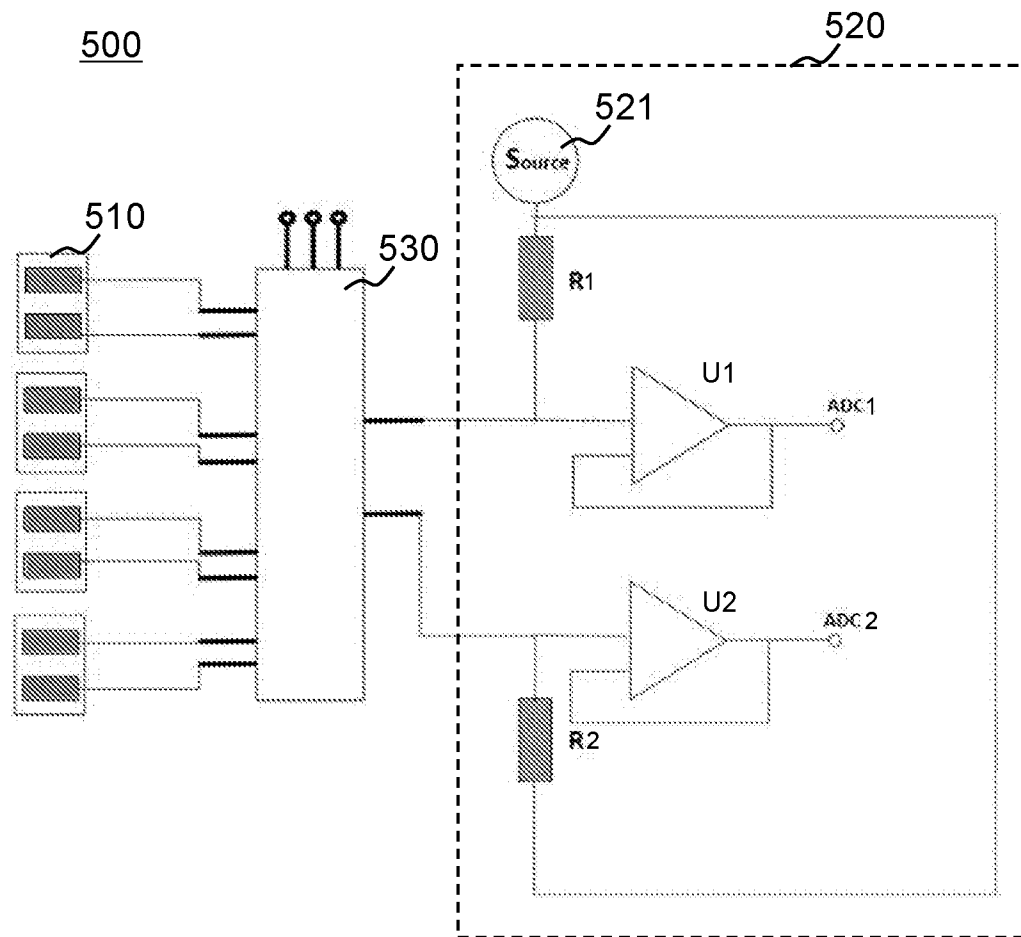


图 5

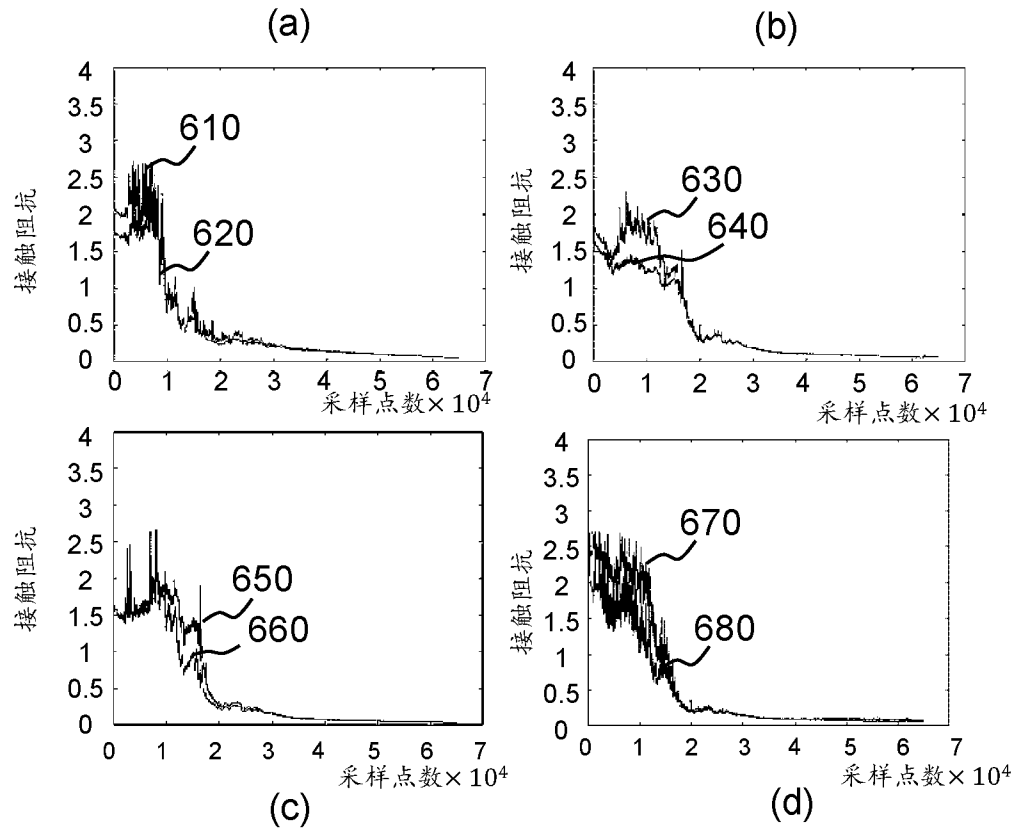


图 6

700

通过开关电路控制多个电极与接触阻抗检测电路的导通状态，使得在同一时刻，仅有多数电极中的部分电极与接触阻抗检测电路保持导通状态

710



根据每个电极的接触阻抗，确定反映每个电极与人体的贴合状态的参数信息

720

图 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2022/119380

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/053(2021.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

VEN, CNABS, CNTXT, WOTXT, EPTXT, USTXT, CNKI, IEEE: 接触阻抗, 电极, 多, 模数, 人体, contact resistance, multi, AD, electrode pole

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 209678509 U (SHENZHEN HET DATA RESOURCES AND CLOUD TECHNOLOGY CO., LTD.) 26 November 2019 (2019-11-26) description, figures 2, 4, and 6	1-20
X	CN 109528193 A (SHENZHEN HET DATA RESOURCES AND CLOUD TECHNOLOGY CO., LTD.) 29 March 2019 (2019-03-29) description, figures 2, 4, and 6	1-20
A	CN 113598747 A (CHIPSEA TECHNOLOGY (SHENZHEN) CO., LTD.) 05 November 2021 (2021-11-05) entire document	1-20
A	CN 106618569 A (FOURTH MILITARY MEDICAL UNIVERSITY OF CHINESE PEOPLE'S LIBERATION ARMY) 10 May 2017 (2017-05-10) entire document	1-20
A	CN 108714027 A (FOURTH MILITARY MEDICAL UNIVERSITY OF CHINESE PEOPLE'S LIBERATION ARMY) 30 October 2018 (2018-10-30) entire document	1-20



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

16 December 2022

Date of mailing of the international search report

23 December 2022

Name and mailing address of the ISA/CN

China National Intellectual Property Administration (ISA/
CN)
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing
100088, China

Facsimile No. (86-10)62019451

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2022/119380

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
CN	209678509	U	26 November 2019	None	
CN	109528193	A	29 March 2019	None	
CN	113598747	A	05 November 2021	None	
CN	106618569	A	10 May 2017	None	
CN	108714027	A	30 October 2018	None	

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2022/119380

A. 主题的分类 A61B 5/053 (2021.01) i 按照国际专利分类 (IPC) 或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类																				
B. 检索领域 检索的最低限度文献 (标明分类系统和分类号) A61B 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库 (数据库的名称, 和使用的检索词 (如使用)) VEN, CNABS, CNTXT, WOTXT, EPTXT, USTXT, CNKI, IEEE: 接触阻抗, 电极, 多, 模数, 人体, contact resistance, multi, AD, electrode pole																				
C. 相关文件 <table border="1"> <thead> <tr> <th>类 型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>CN 209678509 U (深圳和而泰数据资源与云技术有限公司) 2019年11月26日 (2019 - 11 - 26) 说明书附图2、4、6</td> <td>1-20</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>CN 109528193 A (深圳和而泰数据资源与云技术有限公司) 2019年3月29日 (2019 - 03 - 29) 说明书附图2、4、6</td> <td>1-20</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 113598747 A (芯海科技深圳股份有限公司) 2021年11月5日 (2021 - 11 - 05) 全文</td> <td>1-20</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 106618569 A (中国人民解放军第四军医大学) 2017年5月10日 (2017 - 05 - 10) 全文</td> <td>1-20</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 108714027 A (中国人民解放军第四军医大学) 2018年10月30日 (2018 - 10 - 30) 全文</td> <td>1-20</td> </tr> </tbody> </table>			类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	X	CN 209678509 U (深圳和而泰数据资源与云技术有限公司) 2019年11月26日 (2019 - 11 - 26) 说明书附图2、4、6	1-20	X	CN 109528193 A (深圳和而泰数据资源与云技术有限公司) 2019年3月29日 (2019 - 03 - 29) 说明书附图2、4、6	1-20	A	CN 113598747 A (芯海科技深圳股份有限公司) 2021年11月5日 (2021 - 11 - 05) 全文	1-20	A	CN 106618569 A (中国人民解放军第四军医大学) 2017年5月10日 (2017 - 05 - 10) 全文	1-20	A	CN 108714027 A (中国人民解放军第四军医大学) 2018年10月30日 (2018 - 10 - 30) 全文	1-20
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																		
X	CN 209678509 U (深圳和而泰数据资源与云技术有限公司) 2019年11月26日 (2019 - 11 - 26) 说明书附图2、4、6	1-20																		
X	CN 109528193 A (深圳和而泰数据资源与云技术有限公司) 2019年3月29日 (2019 - 03 - 29) 说明书附图2、4、6	1-20																		
A	CN 113598747 A (芯海科技深圳股份有限公司) 2021年11月5日 (2021 - 11 - 05) 全文	1-20																		
A	CN 106618569 A (中国人民解放军第四军医大学) 2017年5月10日 (2017 - 05 - 10) 全文	1-20																		
A	CN 108714027 A (中国人民解放军第四军医大学) 2018年10月30日 (2018 - 10 - 30) 全文	1-20																		
☐ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。																				
<table border="0"> <tr> <td> * 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 </td> <td> “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件 </td> </tr> </table>			* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件	“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件																
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件	“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件																			
国际检索实际完成的日期		国际检索报告邮寄日期																		
2022年12月16日		2022年12月23日																		
ISA/CN的名称和邮寄地址		受权官员																		
中国国家知识产权局 (ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451		冯昊 电话号码 010-53961269																		

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2022/119380

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利	公布日 (年/月/日)
CN	209678509	U	2019年11月26日	无	
CN	109528193	A	2019年3月29日	无	
CN	113598747	A	2021年11月5日	无	
CN	106618569	A	2017年5月10日	无	
CN	108714027	A	2018年10月30日	无	