(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 5 月 23 日 (23.05.2024)

WIPO | PCT

(10) 国际公布号
WO 2024/103214 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 5/24 (2021.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2022/131703

(22) 国际申请日: 2022 年 11 月 14 日 (14.11.2022)

(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)。

(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, 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。

WO 2024/103214 A1

(54) **Title:** SIGNAL COLLECTION SYSTEM

(54) 发明名称: 信号采集系统

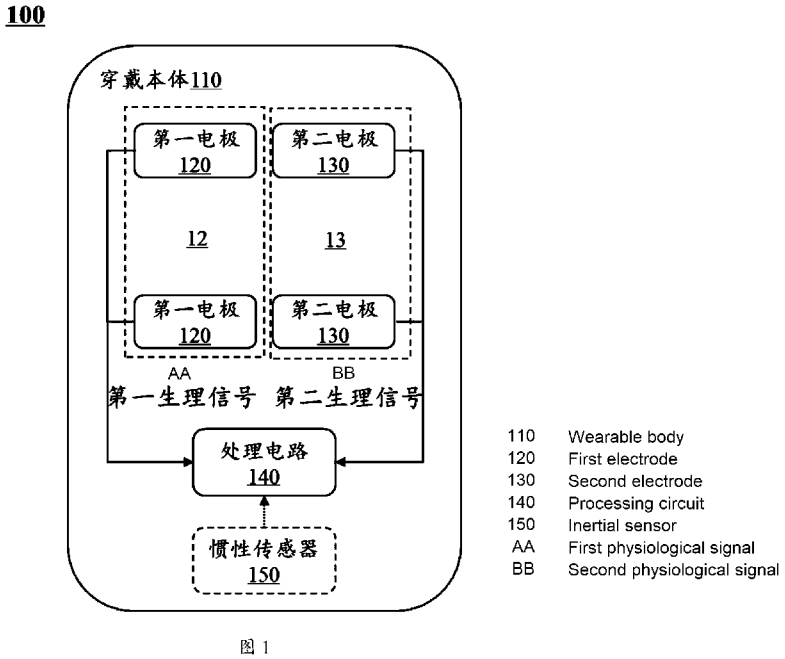

图 1

(57) **Abstract:** Provided in the embodiments of the present description is a signal collection system. The system comprises: a wearable body; a plurality of electrodes, which are fixed to the wearable body and are in contact with the skin of a user, wherein the plurality of electrodes comprise a first electrode group and a second electrode group, the first electrode group comprises two first electrodes, which are arranged spaced apart so as to collect a first physiological signal, and the second electrode group comprises two second electrodes, which are respectively arranged close to the two first electrodes so as to collect a second physiological signal; and a processing circuit,

[见续页]

(84) 指定国(除另有指明，要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, CV, 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, ME, 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))。

which is used for eliminating a motion artifact in the first physiological signal according to the second physiological signal.

(57) 摘要: 本说明书实施例提供一种信号采集系统，包括穿戴本体；固定于穿戴本体并与用户皮肤接触的多个电极，多个电极包括第一电极组和第二电极组，第一电极组包括间隔布置以采集第一生理信号的两个第一电极，第二电极组包括分别靠近两个第一电极布置以采集第二生理信号的两个第二电极；以及处理电路，用于根据第二生理信号消除第一生理信号中的运动伪迹。

信号采集系统

技术领域

[0001] 本说明书涉及信号采集领域，特别涉及信号采集系统。

背景技术

[0002] 广泛应用于生理检测、疾病诊断、实验研究等领域中的信号采集系统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，信号采集系统可以检测并利用心电信号的信息反映人体心脏的工作状态。然而，在信号采集系统采集生理信号时，常常会因为人体在信号采集过程中发生的一些移动或晃动等产生的干扰信号，导致采集到的生理信号包含运动伪迹，造成生理信号质量较差，难以准确地反映用户身体状态。因此，希望可以提出一种信号采集系统，能够减少运动伪迹的干扰，提高采集到的生理信号的质量。

发明内容

[0003] 本说明书实施例之一提供一种信号采集系统，包括：穿戴本体；固定于穿戴本体并与用户皮肤接触的多个电极，多个电极包括第一电极组和第二电极组，第一电极组用于采集生理信号，第二电极组用于采集检测信号；以及处理电路，用于根据检测信号消除生理信号中的运动伪迹。

[0004] 在一些实施例中，第一电极组包括间隔布置的两个第一电极，第二电极组包括分别靠近两个第一电极布置的两个第二电极，生理信号为第一生理信号，检测信号为第二生理信号，处理器用于根据第二生理信号消除第一生理信号中的运动伪迹。

[0005] 在一些实施例中，两个第二电极的材料的导电性不同。

[0006] 在一些实施例中，两个第二电极相对用户皮肤的凸起沿与用户皮肤表面垂直方向上的高度不同。

[0007] 在一些实施例中，两个第二电极的材料的硬度不同，或两个第二电极的材料的褶皱程度不同。

[0008] 在一些实施例中，两个第二电极的面积不同。

[0009] 在一些实施例中，第一电极组包括间隔布置的两个第一电极，第二电极组包括靠近两个第一电极中其中一个第一电极布置的一个第二电极，其中，第二电极和与之靠近的第一电极用于采集检测信号。

[0010] 在一些实施例中，每个第二电极的材料比与之对应的第一电极的材料的导电性弱。

[0011] 在一些实施例中，每个第二电极相对穿戴本体的凸起比与之对应的第一电极相对穿戴本体的凸起沿与用户皮肤表面垂直方向上的高度小。

[0012] 在一些实施例中，每个第二电极的第二材料比与之对应的第一电极的第一材料的硬度大，或者每个第二电极的第二材料比与之对应的第一电极的第一材料的褶皱程度大。

[0013] 在一些实施例中，每个第二电极与皮肤接触的面积比与之对应的第一电极与皮肤接触的面积小。

[0014] 在一些实施例中，第一电极组包括间隔布置的两个第一电极，第二电极组包括分别靠近两个第一电极布置的两个第二电极，检测信号为反映两个第一电极与用户皮肤

之间接触阻抗的检测信号。

[0015] 在一些实施例中，还包括与两个第二电极电连接的激励源，激励源用于提供激励信号。

[0016] 在一些实施例中，生理信号的频率在 20 Hz-400 Hz 范围内，且激励信号的频率不小于 250 Hz。

[0017] 在一些实施例中，激励信号的频率与 50 Hz 的任一整数倍频的差值不小于 1 Hz；或者，激励信号的频率与 60 Hz 的任一整数倍频的差值不小于 1 Hz。

[0018] 在一些实施例中，激励信号的频率高于生理信号的频率范围。

[0019] 在一些实施例中，检测信号和生理信号是在不同的时间段内分别采集的。

[0020] 在一些实施例中，每个第二电极的边缘与对应第一电极的边缘之间的最小距离小于 10 cm。

[0021] 在一些实施例中，每个第二电极分别与一个第一电极之间通过非弹性连接，且第二电极与对应第一电极在与皮肤表面平行的表面上的可移动距离的距离差与对应第一电极在与皮肤表面平行的表面上的可移动距离的比值不大于 50%。

[0022] 在一些实施例中，处理电路用于：

[0023] 差分处理两个第一电极采集的信号得到生理信号；

[0024] 差分处理两个第二电极采集的信号得到检测信号；以及

[0025] 根据检测信号消除生理信号中的运动伪迹。

[0026] 在一些实施例中，还包括惯性传感器，惯性传感器设置在第一电极组背离用户皮肤的一侧，并用于测量第一电极组的运动伪迹。

[0027] 本说明书实施例之一还提供一种信号采集系统，包括：穿戴本体；固定于穿戴本体并与用户皮肤接触的多个电极，多个电极包括间隔布置以采集生理信号的两个电极；与两个电极电连接的激励源，激励源用于提供激励信号，以产生反映两个电极与用户皮肤之间接触阻抗的检测信号；以及处理电路，用于根据检测信号消除生理信号中的运动伪迹。

[0028] 在一些实施例中，生理信号的频率在 20 Hz-400 Hz 范围内，且激励信号的频率不小于 250 Hz。

[0029] 在一些实施例中，激励信号的频率与 50 Hz 的任一整数倍频的差值不小于 1 Hz；或者，激励信号的频率与 60 Hz 的任一整数倍频的差值不小于 1 Hz。

[0030] 在一些实施例中，激励信号的频率高于生理信号的频率范围。

[0031] 在一些实施例中，检测信号和生理信号是在不同的时间段内分别采集的。

附图说明

[0032] 图 1 是根据本说明书的一些实施例所示的示例性信号采集系统的框图；

[0033] 图 2 是根据本说明书的一些实施例所示的示例性信号采集系统的示意图；

[0034] 图 3 是根据本说明书的一些实施例所示的示例性信号采集系统的示意图；

[0035] 图 4 是根据本说明书的一些实施例所示的示例性信号采集系统的结构示意图；

[0036] 图 5 是根据本说明书的又一些实施例所示的示例性信号采集系统的结构示意图；

[0037] 图 6 是根据本说明书的一些实施例所示的示例性信号采集系统的框图；

[0038] 图 7A 是根据本说明书的一些实施例所示的接触阻抗和肌电信号的波动关系示意图；

[0039] 图 7B 是本说明书的一些实施例所示的接触阻抗和肌电信号的波动关系示意图；以及

[0040] 图 8 是根据本说明书的一些实施例所示的示例性信号采集系统的框图。

具体实施方式

[0041] 为了更清楚地说明本申请实施例的技术方案，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申请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申请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。

[0042] 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词语。

[0043] 如本申请和权利要求书中所示，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。

[0044] 本申请说明书以及权利要求书中使用的“第一”“第二”以及类似的词语并不表示任何顺序、数量或者重要性，而只是用来区分不同的组成部分。同样，“一个”或者“一”等类似词语也不表示数量限制，而是表示存在至少一个。除非另行指出，“前部”、“后部”、“下部”和/或“上部”等类似词语只是为了便于说明，而并非限于一个位置或者一种空间定向。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。

[0045] 本说明书实施例描述了一种信号采集系统。在一些实施例中，信号采集系统可以包括穿戴本体和多个电极。其中，电极固定于穿戴本体上，当穿戴本体穿戴在用户身上时，多个电极与用户皮肤相接触，以通过电极采集用户的生理信号。在一些实施例中，多个电极可以包括第一电极组和第二电极组，第一电极组包括间隔布置以采集第一生理信号的两个第一电极，第二电极组包括分别靠近两个第一电极布置以采集第二生理信号的两个第二电极。在一些实施例中，通过对上述两组电极（例如第一电极组和第二电极组）的设计，可以使两组电极采集到差异化的第一生理信号和第二生理信号。例如，第一生理信号中可以包含真实生理信号及运动伪迹，第二生理信号中可以包含运动伪迹以及少量真实生理信号，或者第二生理信号仅包含运动伪迹，其中，运动伪迹是指在信号采集过程中，用户的运动（例如，头部和/或肢体的晃动等）所产生的干扰信号。由于第二电极靠近第一电极设置，第二电极与第一电极具有运动一致性，故第二电极组与第一电极组采集到的生理信号具有强相关性。在一些实施例中，可以认为第一生理信号中的运动伪迹与第二生理信号中的运动伪迹大致相同，第二生理信号中的少量真实生理信号可以忽略不计。在一些实施例中，信号采集系统还可以包括处理电路，处理电路根据第二生理信号消除第一生理信号中的运动伪迹，以得到第一生理信号中的真实生理信号。本说明书实施例描述的信号采集系统，可以尽可能地消除采集到的生理信号中的运动伪迹，使最终获得的生理信号干扰较少，质量较高。

[0046] 图 1 是根据本说明书的一些实施例所示的示例性信号采集系统 100 的框图。如图 1 所示，信号采集系统 100 包括穿戴本体 110、第一电极组 12、第二电极组 13 以及处理电路 140。第一电极组 12 可以包括两个第一电极 120，第二电极组 13 可以包括两个第二电极 130。

[0047] 穿戴本体 110 用于穿戴于用户身上。在一些实施例中，穿戴本体 110 可以为上

衣（例如T恤、马甲、背心、外套等），穿戴于用户的上半身。在一些实施例中，穿戴本体 110 可以为裤装（例如长裤、短裤等），穿戴于用户的下半身。在一些实施例中，穿戴本体 110 也可以为腿环或腰带，分别对应穿戴于用户的腿部或腰部。在一些实施例中，穿戴本体 110 还可以包括智能手环、智能鞋袜、智能眼镜、智能头盔、智能手表、智能背包、智能配件等或其任意组合。

[0048] 电极（例如，第一电极组 12 中的第一电极 120，第二电极组 13 中的第二电极 130）可以指用于与其他物体接触以输入或导出电压（电流）的电路元件。在一些实施例中，电极（例如，第一电极组 12 中的第一电极 120，第二电极组 13 中的第二电极 130）可以与皮肤接触，用于采集用户的生理信号。生理信号为可以反应用户身体状态的信号，在一些实施例中，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、血氧信号、温度信号等一种或多种信号。在生理信号的采集过程中，电极可以固定在穿戴本体 110 上且保持与用户皮肤的接触。在一些实施例中，电极可以设置在穿戴本体 110 上相对人体各个部位，例如，小腿、大腿、腰、后背、胸部、肩部、颈部等。

[0049] 以采集心电信号为例，用于采集心电信号的多个电极可以设置在穿戴本体 110 上距离用户心脏不同距离的位置（例如，人体的腰、后背、胸部、手部等）。例如，第一电极组 12 的两个第一电极 120 可以在人体的腰部区域间隔分布，第二电极组 13 中的两个第二电极 130 分别靠近两个第一电极 120 设置。在一些实施例中，为了提高两个第一电极（或第二电极）所采集的心电信号中运动伪迹的相似性，穿戴本体 110 可以将两个第一电极（或第二电极）对称贴合在人体的正中矢状面的两侧。两个第一电极 120 中的一个第一电极 120 采集第一电势，另一个第一电极 120 采集第二电势，第一电势和第二电势之间具有第一电势差(第一电势差可以用来产生反映第一心电信号的参数)。两个第二电极 130 中的一个第二电极 130 采集第三电势，另一个第二电极 130 采集第四电势，第三电势和第四电势之间具有第二电势差(第二电势差可以用来反映第二心电信号的参数)。

[0050] 又以采集肌电信号为例，用于采集肌电信号的多个电极可以设置在穿戴本体 110 上具有大肌群的位置（例如，人体的背部、腰部、腿部等）。例如，第一电极组 12 的两个第一电极 120 可以在一块肌肉上间隔设置，第二电极组 13 中的两个第二电极 130 分别靠近两个第一电极 120 设置。在一些实施例中，两个第一电极 120 及两个第二电极 130 可以沿该部位肌肉纤维的长度方向依次设置。肌肉纤维长度方向上的不同位置具有不同的电势，两个第一电极 120 中的一个第一电极 120 可以采集第一电势，另一个第一电极 120 可以采集第二电势，第一电势和第二电势之间具有第一电势差(第一电势差可以用来产生反映第一肌电信号的参数)。两个第二电极 130 中的一个第二电极 130 可以采集第三电势，另一个第二电极 130 可以采集第四电势，第三电势和第四电势之间具有第二电势差(第三电势差可以用来产生反映第二肌电信号的参数）。

[0051] 以下结合图 2 及图 3 示例性说明第一电极 120 及第二电极 130 的设置位置。

[0052] 图 2 是根据本说明书的一些实施例所示的示例性信号采集系统 100 的示意图。如图 2 所示，信号采集系统 100 包括穿戴本体 110，所述穿戴本体 110 为上衣。两个第一电极 120 间隔设置，两个第二电极 130 中的一个第二电极 130 分别靠近两个第一电极 120 中的一个第一电极 120 设置。如图 2 所示，两个第一电极 120 和两个第二电极 130 可以设置于上衣对应于人体胸部的位置。

[0053] 图 3 是根据本说明书的一些实施例所示的示例性信号采集系统 100 的示意图。如图 3 所示，穿戴本体 110 为绑带，套在人体的小腿上。在一些实施例中，一个第一电极 120 及与其靠近设置的第二电极 130 可以设置于绑带上沿肌肉纤维长度方向上的一

侧；另一个第一电极 120 及与其靠近设置的第二电极 130 可以设置于绑带上沿肌肉纤维长度方向上的另外一侧。

[0054] 处理电路 140 可以用于处理信号。在一些实施例中，处理电路 140 可以独立于穿戴本体 110 设置，多个电极可以与处理电路 140 通讯连接。在又一些实施例中，处理电路 140 可以固定于穿戴本体 110 上。在一些实施例中，第一电极组 12（两个第一电极 120）和第二电极组 13（两个第二电极 130）可以均与处理电路 140 电连接，处理电路 140 接收来自两个第一电极 120 的第一电势和第二电势以及来自两个第二电极 130 的第三电势和第四电势。处理电路 140 可以差分处理第一电势和第二电势得到第一电势差，用于表征生理信号（例如，第一生理信号）。处理电路 140 可以差分处理第三电势和第四电势得到第二电势差，用于表征检测信号（例如，第二生理信号）。在一些实施例中，处理电路 140 可以利用第二生理信号对第一生理信号进行差分处理，以消除第一生理信号中的运动伪迹。在一些实施例中，可以通过对多个电极（例如，第一电极 120 与第二电极 130，和/或两个第二电极 130）之间的差异化设计，使第一生理信号中的真实生理信号和运动伪迹的占比与第二生理信号中的真实生理信号和运动伪迹的占比不同，以根据差异化的第一生理信号和第二生理信号，消除第一生理信号中的运动伪迹。关于电极差异化设计的更多说明可以参见图 4、图 5 及本说明书其它部分的相关描述。

[0055] 在一些实施例中，信号采集系统 100 还可以包括惯性传感器 150。惯性传感器 150 用于测量第一电极组 12 的运动伪迹。在一些实施例中，惯性传感器 150 可以设置在第一电极组 12 上。例如，两个第一电极 120 中的任意一个处（例如，所述该第一电极 120 背离用户皮肤的一侧）设置有惯性传感器 150，此时，可以认为惯性传感器 150 及其所在的第一电极 120 具有一致的运动状态，故惯性传感器 150 检测到的运动信号可以表示其所在的第一电极 120 的运动状态，检测到的运动信号可以用于表征第一电极组 12 的运动伪迹。再例如，两个第一电极 120 处（例如，每个第一电极 120 背离用户皮肤的一侧）可以分别设置有惯性传感器 150。此时，两个惯性传感器 150 可以分别检测到用于表示其所在的第一电极 120 的运动状态的运动信号。在一些实施例中，可以将两个惯性传感器 150 检测到的两个运动信号做处理（例如，平均、加权平均等），以获得第一电极组 12 的运动伪迹。

[0056] 在一些实施例中，惯性传感器 150 可以与处理电路 140 电连接。在一些实施例中，信号采集系统 100 可以包括第一电极组 12、设置在所述第一电极组背离用户皮肤的一侧的惯性传感器 150 以及处理电路 140。第一电极组 12 包括间隔布置以采集生理信号（即第一生理信号）的两个第一电极 120；惯性传感器 150 用于测量所述第一电极组 12 的运动信号，作为所述第一电极组 12 的运动伪迹；处理电路 140 用于根据惯性传感器 150 测得的运动信号消除所述第一电极组 12 采集的生理信号中的运动伪迹。由于惯性传感器 150 测量运动信号的原理与第一电极组 12 采集生理信号中包含运动伪迹的测量原理不同，因此处理电路 140 可以通过预处理运动信号与生理信号（例如，将运动信号和生理信号进行归一化处理）后再做差分处理，以消除运动信号中的运动伪迹。再例如，通过预处理运动信号和生理信号，将运动信号和生理信号都做主成分分析，然后在生理信号中去掉运动信号的主成分，再重构，以消除运动信号中的运动伪迹。在一些实施例中，信息采集系统 100 可以包括第一电极组 12、第二电极组 13、设置在所述第一电极组背离用户皮肤的一侧的惯性传感器 150 以及处理电路 140。处理电路 140 用于根据惯性传感器 150 测得的运动信号确定第二生理信号用于消除第一生理信号中的运动伪迹的置信度。例如，处理电路 140 中可以预设阈值，若惯性传感器 150 测得的运动信号与第二电极组 13 采集的第二生理信号的差异小于预设阈值，则认为第二生理信号的置信度较高，处理电路 140 可以根据第二生理信号对第一生理信号进行差分处理，以

消除第一生理信号中的运动伪迹；若运动信号与第二生理信号的差异超过预设阈值，则认为所述第二生理信号的置信度较低，所述处理电路 140 可以发送重新获取第二生理信号的指令给第二电极组 13。再例如，处理电路 140 可以根据惯性传感器 150 测得的运动信号对第一生理信号进行差分处理（如上所述，先进行预处理再进行差分处理），以消除第一生理信号中的运动伪迹。

[0057] 需要说明的是，信号采集系统 100 可以包括多个第一电极组 12 和多个第二电极组 13。多个第一电极组 12 和多个第二电极组 13 分别固定在穿戴本体 110 上对应人体的不同部位，以采集用户的不同身体部位的生理信号。还需要说明的是，关于采用惯性传感器 150 的技术方案可以应用于本说明书的其它实施例中，例如，可以应用于图 4、图 5 所示的信号采集系统 100、图 6 所示的信号采集系统 300 及图 8 所示的信号采集系统 400 中。

[0058] 为获得更准确、质量更高的生理信号，可以通过对多个电极之间的差异化设计（例如，第一电极 120 与第二电极 130 之间的差异化或两个第二电极 130 之间的差异化设计），以获得差异化的第一生理信号和第二生理信号。以下将结合图 4-图 5 对电极的差异化设计进行示例性说明。图 4 是根据本说明书的一些实施例所示的示例性信号采集系统 100 的结构示意图。图 5 是根据本说明书的又一些实施例所示的示例性信号采集系统 100 的结构示意图。如图 4 及图 5 所示，多个电极可以固定在穿戴本体 110 靠近用户皮肤的侧面上，且能够与皮肤接触。在穿戴本体 110 上，两个第一电极 120 可以间隔开设置，两个第二电极 130 可以分别靠近第一电极 120 设置。在一些实施例中，两个第一电极 120 与两个第二电极 130 可以并排设置，两个第二电极 130 可以位于两个第一电极 120 的相对的两侧。在一些实施例中，两个第二电极 130 可以位于两个第一电极 120 之间。在另一些实施例中，其中一个第二电极 130 可以位于两个第一电极 120 之间，另外一个第二电极 130 可以位于与之靠近的第一电极 120 的远离另外一个第一电极 120 的一侧。需要知道的是，两个第一电极 120 和/或两个第二电极 130 不限于如图 4 及图 5 所示的并排设置，也可以是呈其他方式设置。例如，两个第一电极 120 可以在于皮肤表面平行的表面上以任一分隔的方式分开设置，与每个第一电极 120 靠近设置的第二电极 130 可以以一定距离设置在所述第一电极 120 周围的任意位置，本说明书对此不作限制。

[0059] 在一些实施例中，第二电极 130 与对应第一电极 120 之间的距离指第二电极 130 的边缘与对应第一电极 120 的边缘之间的最小距离。如图 4 及图 5 所示，第二电极 130 与对应第一电极 120 之间的距离可以指尺寸 a，即第二电极 130 和与之靠近的第一电极 120 的相互靠近的边缘之间的最小距离。为保证第二电极组 13 与第一电极组 12 的运动具有一致性，在一些实施例中，所述一定距离可以小于 10 cm。例如，所述一定距离可以小于 8 cm。再例如，所述一定距离可以小于 6 cm。这里所述的“对应”指两个靠近设置的第一电极 120 和第二电极 130。即如果一个第一电极 120 和一个第二电极 130 靠近设置，则可以称该第一电极 120 为与该第二电极 130 对应的第一电极，也可以称该第二电极 130 为与该第一电极 120 对应的第二电极。

[0060] 在一些实施例中，为保证第二电极组 13 与第一电极组 12 的运动尽可能一致，第二电极 130 与对应第一电极 120 之间可以物理连接。本说明书所述的物理连接是指通过结构、材料或复合的结构材料，实现物理意义上的连接。为避免第一电极 120 与第二电极 130 之间产生电信号影响，这里所说的物理连接，是一种绝缘性连接。在一些实施例中，第二电极 130 与对应第一电极 120 之间可以通过绝缘结构（例如，硅胶层）实现连接。第二电极 130 的任意位置（例如侧面、侧边或面上局部区域等）可以与第一电极 120 的任意位置（例如侧面、侧边或面上局部区域等）通过物理连接。在一些实施例中，为了加强第二电极 130 与对应第一电极 120 的运动一致性，第二电极 130 与对应第一电

极 120 之间可以非弹性连接（或刚性连接）。在一些实施例中，每个第二电极 130 与对应第一电极 120 在与皮肤表面平行的表面上的可移动距离的距离差与对应第一电极 120 在与皮肤表面平行的表面上的可移动距离的比值可以不大于 50%。例如，在用户佩戴所述信号采集系统 100 时，第一电极组 12 和第二电极组 13 可能在皮肤表面移动，移动时，每个第二电极 130 与对应第一电极 120 在与皮肤表面平行的表面上的可移动距离的距离差与对应第一电极 120 在与皮肤表面平行的表面上的可移动距离的比值可以不大于 45%。再例如，每个第二电极 130 与对应第一电极 120 在与皮肤表面平行的表面上的可移动距离的距离差与对应第一电极 120 在与皮肤表面平行的表面上的可移动距离的比值可以不大于 40%。

[0061] 为了降低运动伪迹的干扰，提高最终所得的生理信号的质量，可以通过对第一电极 120 及第二电极 130 的差异化设计，以提升第一生理信号与第二生理信号之间的差异性。

[0062] 在一些实施例中，每个第二电极 130 的材料比与之对应（例如，物理连接）的第一电极 120 的材料的导电性弱。如此，第一电极组 12 采集的第一生理信号中的真实生理信号占比相对于第二电极组 13 采集的第二生理信号中真实生理信号的占比更多。在一些实施例中，当第二电极 130 的材料的导电性比与之相对应的第一电极 120 的材料的导电性弱到一定程度（例如，第二电极 130 的材料的阻抗和与之相对应的第一电极 120 的材料的阻抗相差一定程度）时，第二电极组 13 采集到的第二生理信号中的真实生理信号可以小到可以忽略，因此第二生理信号可以被认为只包含运动伪迹。例如，在电极保护的尺寸下，50Hz 处为例，第一电极 120 的阻抗在几千欧姆，第一电极 120 的材料的阻抗和第二电极 130 的材料的阻抗相差达到 1M 欧姆以上时，第二电极组 13 采集到的第二生理信号中运动伪迹信号的成分明显变多；当第一电极 120 的材料的阻抗和第二电极 130 的材料的阻抗相差达到 100M 欧姆以上，第二生理信号中采集的主要是运动伪迹。同时，因为第一电极组 12 与第二电极组 13 的运动具有一致性，因此可以根据第二生理信号消除第一生理信号中的运动伪迹，以降低第一生理信号中运动伪迹的干扰，得到高质量的生理信号。在一些实施例中，电极可以是由单一材料组成的电极，例如金属织物电极、导电硅电极、水凝胶电极、金属电极等。例如，每个第一电极 120 的材料可以为金属织物，与之对应的第二电极 130 的材料可以为导电硅，金属织物电极电阻率更小，导电性更强。在一些实施例中，电极材料的不同不仅仅会影响电极本身的阻抗，同时会影响电极与皮肤间的接触阻抗。例如，每个第一电极 120 的材料可以为水凝胶，与之对应的第二电极 130 的材料可以为导电硅，水凝胶相比于导电硅更加亲和皮肤且保持湿润，因此，第一电极 120 相对于与之对应的第二电极 130 的接触阻抗更小，导电性更强。在一些实施例中，电极材料的不同还会影响角质层的电势强度。例如氯化银材料相比于银材料的半电池电势绝对值更小，其角质层电势更小，相同其他条件下，MA 的影响小。在一些实施例中，第一电极 120 及第二电极 130 的差异化可以通过相同的材料的不同厚度实现。例如，由于金属织物电极厚度在一定范围内时，厚度越大，其阻抗以及与皮肤之间的接触阻抗也越小，导电性越好。在一些实施例中，每个第一电极 120 的材料和与之对应的第二电极 130 的材料可以均为金属织物，但第一电极 120 的材料的垂直于皮肤方向（参见图 4 及图 5 所示 A 方向）上的厚度大于与之对应的第二电极 130 的材料 A 方向上的厚度。再例如，由于导电硅电极厚度越大，其阻值越小，导电性越好，故在一些实施例中，第一电极 120 的材料和与之对应的第二电极 130 的材料可以均为导电硅，但第一电极 120 的材料的厚度大于与之对应的第二电极 130 的材料的厚度。在一些实施例中，第一电极 120 的材料和/或与之对应的第二电极 130 的材料可以是不同材料的组合（例如层叠、结合等）。例如，第一电极 120 的材料及与之对应的第二电

极 130 的材料均由金属织物与导电硅材料构成，第一电极 120 的材料中的金属织物的厚度小于与之对应的第二电极 130 的材料中的金属织物的厚度，第一电极 120 的材料中的导电硅材料的厚度大于与之对应的第二电极 130 的材料中的导电硅材料的厚度。

[0063] 在一些实施例中，电极可以通过胶粘、卡扣、魔术贴、缝合、压合等方式固定在穿戴本体 110 上，电极相对于穿戴本体 110 朝向皮肤表面的方向可能存在凸起。在一些实施例中，在沿与用户皮肤表面垂直的方向上，每个第二电极 130 相对于穿戴本体 110 的高度可以小于与之对应的第一电极 120 相对于穿戴本体 110 的高度。本说明书中的电极的“凸起”指在电极超过穿戴本体 110 靠近皮肤的表面 111 的部分；凸起的高度指在沿与用户皮肤表面垂直的方向上，电极超过穿戴本体 110 靠近皮肤的表面 111 的部分的高度。如图 4 所示，每个第一电极 120 相对穿戴本体 110 的凸起沿与皮肤表面垂直的方向（即方向 A）的高度为 c；与之对应的第二电极 130 相对穿戴本体 110 的凸起沿与皮肤表面垂直方向（即方向 A）的高度为 b。为了使第二电极 130 与皮肤之间的压力小于相对应的第一电极 120 与皮肤之间的压力，使第二电极 130 与皮肤的贴合程度相对于第一电极 120 更差，进而使第二电极组 13 采集的第二生理信号中真实生理信号的比例小，如图 4 所示，每个第二电极 130 相对穿戴本体 110 的凸起沿与皮肤表面垂直方向（即方向 A）的高度 b 可以小于与之对应的第一电极 120 相对穿戴本体 110 的凸起沿与皮肤表面垂直的方向（即方向 A）的高度 c。如此，第一电极组 12 采集的第一电信号与第二电极组 13 采集的第二电信号存在差异化。在一些实施例中，当第二电极 130 的凸起的高度 b 和与之对应的第一电极 120 的凸起的高度 c 之间的差值与对应第一电极 120 的高度 c 的比值大于一定高度阈值（例如，5%）时，第一电极组 12 采集的第一电信号与第二电极组 13 采集的第二电信号存在明显差异，因此第二生理信号可以被认为只包含运动伪迹。同时，因为第一电极组 12 与第二电极组 13 的运动具有一致性，因此可以利用第二生理信号对第一生理信号进行差分处理，以消除第一生理信号中的运动伪迹，以降低第一生理信号中运动伪迹的干扰，得到高质量的生理信号。在一些实施例中，为了产生差异化的第一生理信号和第二生理信号，每个第一电极 120 的凸起的高度可以在 1 mm-10 cm 范围内，与之对应的第二电极 130 的凸起的高度可以在 0 mm-5 mm 范围内。

[0064] 在一些实施例中，为了产生差异化的第一生理信号和第二生理信号，每个第二电极 130 的材料可以和与之对应的第一电极 120 的材料不同。例如，每个第二电极 130 的材料可以比与之对应的第一电极 120 的材料的硬度大，以使对应的第一电极 120 比第二电极 130 相对于用户皮肤的贴合性更好，因此第二生理信号中真实生理信号的占比相对于第一生理信号更少（即第二生理信号中运动伪迹的占比相对于第一生理信号更大）。在一些实施例中，每个第二电极 130 的材料可以比与之对应的第一电极 120 的材料的褶皱程度大，以使对应的第一电极 120 比第二电极 130 相对于用户皮肤的贴合性更好，因此第二生理信号中真实生理信号的占比相对于第一生理信号更少（即第二生理信号中运动伪迹的占比相对于第一生理信号更大）。应当理解的是材料的硬度或褶皱程度是在同一测量方法或同一测量标准下测量的比较。

[0065] 在一些实施例中，可以通过第一电极组 12 和第二电极组 13 与皮肤之间的接触阻抗的差异，产生差异化的第一生理信号和第二生理信号。在一些实施例中，可以通过每个第一电极 120 和与之对应的第二电极 130 与皮肤接触面的面积的差别，使第一电极组 12 和第二电极组 13 之间产生差异化的接触阻抗。例如，第一电极 120 与皮肤接触面（例如，如图 4 所示 B 面）可以具有第一面积，与之对应的第二电极 130 与皮肤接触面（例如，如图 4 所示 C 面）可以具有第二面积，每个第二电极 130 的第二面积可以比与之对应的第一电极 120 的第一面积小，以使第一电极 120 与皮肤之间的接触阻抗小于

与之对应的第二电极 130 与皮肤之间的接触阻抗。如此，第一电极组 12 采集的第一生理信号中的真实生理信号占比相对于第二电极组 13 采集的第二生理信号的更多，同时，第二生理信号中的运动伪迹占比相对于第一生理信号更多。在一些实施例中，第一电极 120 的 B 面或第二电极 130 的 C 面可以为矩形或圆角矩形。在一些实施例中，为了使第一电极组 12 和第二电极组 13 与皮肤之间的接触阻抗不同，进而产生差异化的第一生理信号和第二生理信号，第一电极 120 与皮肤接触面（例如，如图 4 所示 B 面）的面积可以在 1 cm^2-100 cm^2 范围内；第二电极 130 与皮肤接触面（例如，如图 4 所示 C 面）的面积可以在 0.5 cm^2-50 cm^2 范围内。在一些实施例中，第一电极 120 的 B 面或第二电极 130 的 C 面的形状也可以为圆形、三角形、六边形等其他规则或不规则的形状，在实际应用中，B 面或 C 面的形状可以取决于生理信号待采集部位的形状。在一些实施例中，可以在每个第二电极 130 的 C 面上布置特定图案的结构或褶皱结构，以此降低第二电极 130 与皮肤的贴合性，同时减少第二电极 130 与皮肤贴合的面积，达到区别于第一电极 120 的目的。

[0066] 应当理解的是，图 1-3 所示的包含四个电极的信号采集系统 100 仅为示例，并不旨在限定信号采集系统 100 中电极的数量。信号采集系统 100 中电极的数量可以是任意能够获取差异化运动信号和生理信号的数量，在此不做限定。例如，第一电极组 12 可以包括两个第一电极 120，第二电极组 13 可以只包括一个第二电极 130（即信号采集系统 100 包括 3 个电极）。两个第一电极 120 用于获取第一生理信号，第二电极 130 可以靠近其中一个第一电极 120 布置，并与该第一电极 120 组成一个电极对，用于获取第二生理信号。应当理解的是，当第二电极组 13 可以只包括一个第二电极 130 时，第二电极组中的第二电极 130 和与之对应的第一电极 120 的材料、导电性、相对于穿戴本体的凸起、硬度、褶皱程度、与皮肤接触面积等参数可以与第二电极组 13 可以包括两个第二电极 130 时每个第二电极 130 和与之对应的第一电极 120 的对应参数相同，在此不赘述。再例如，在上述 3 个电极的基础上，信号采集系统 100 还可以包括一个参考电极，用于获取参考信号。再例如，如图 1-3 所示的包含四个电极的信号采集系统 100 中，两个第一电极 120 用于获取第一生理信号；两个第二电极 130 可以分别于两个第一电极 120 构成电极对，获取第二生理信号和第三生理信号；两个第二电极 130 可以获取第四生理信号。如此，包含四个电极的信号采集系统 100 可以获取四组差异化的电信号。应当理解的是，本说明书中描述的第一电极组包括两个第一电极 120 仅为示例，第一电极组可以包括两个以上数量的第一电极 120，相对应地，在一些实施例中，第二电极组可以包括与所述第一电极 120 数量相同的第二电极 130。例如，第一电极组包括三个第一电极 120，用于采集生理信号；第二电极组包括三个第二电极 130，用于采集检测信号。在一些实施例中，第一电极组可以包括两个以上数量的第一电极 120，第二电极组可以包括至少一个第二电极 130。例如，第一电极组可以包括三个第一电极 120，用于采集生理信号；第二电极组可以包括一个第二电极 130，用于与其中一个第一电极 120 靠近布置，以采集检测信号。

[0067] 在一些实施例中，为了方便信号采集系统 100 中多个电极的生产制作，第二电极组 13 中的两个第二电极 130 可以相同。例如，如图 4 所示，每个第二电极 130 可以具有相同的导电性、凸起高度、硬度、褶皱程度、与皮肤的接触面积等。在一些实施例中，为了降低运动伪迹的干扰，提高生理信号的质量，可以对第二电极组 13 的两个第二电极 130 实施差异化设计。当两个第二电极 130 不同（例如，导电性、凸起高度、硬度、褶皱程度、与皮肤的接触面积等中的一个或任意组合不同）时，第二电极组 13 采集到的第二生理信号中运动伪迹的占比相对于相同的两个第二电极 130 采集的第二生理信号中的更多。因此可以通过第二电极组 13 中的两个第二电极 130 的差异化设计，

获得差异化的第一生理信号和第二生理信号，以利用第二生理信号消除第一生理信号中的运动伪迹时，以降低运动伪迹的干扰。

[0068] 在一些实施例中，两个第二电极 130 之间的差异化可以与上述第一电极 120 和与之对应的第二电极 130 之间的差异化设计类似。在一些实施例中，两个第二电极 130 的材料的导电性可以不同。例如，两个第二电极 130 可以为厚度不同的导电硅电极。再例如，两个第二电极 130 的材料可以分别为导电硅电极和金属织物电极。在一些实施例中，两个第二电极 130 相对穿戴本体 110 的凸起沿与 A 方向上的高度（参见图 5 所示的高度 d 和 e）可以不同，以使两个第二电极 130 相对于用户皮肤的贴合性不同。在一些实施例中，两个第二电极 130 的材料的硬度可以不同，以使两个第二电极 130 相对于用户皮肤的贴合性不同。在一些实施例中，两个第二电极 130 的材料的褶皱程度可以不同，以使两个第二电极 130 相对于用户皮肤的贴合性不同。在一些实施例中，两个第二电极 130 与皮肤接触的面积（参见图 5 所示的 E 面及 D 面）可以不同，以使两个第二电极 130 与皮肤之间的接触阻抗不同。

[0069] 在一些实施例中，如图 4 和图 5 所示，信号采集系统 100 还可以包括惯性传感器 150。惯性传感器 150 设置在第一电极 120 背离用户皮肤的一侧，以使第一电极 120 与惯性传感器 150 具有一致的运动状态。应当理解的是，图 4 和图 5 仅为信号采集系统 100 的两个实施例，并不用于限定信号采集系统 100 的结构。例如，信号采集系统 100 可以包括第一电极组 12、设置在所述第一电极组 12 背离用户皮肤的一侧的惯性传感器 150 以及处理电路 140（即不包括第二电极组 13）。再例如，如图 4 或图 5 所示，信息采集系统 100 可以包括第一电极组 12、第二电极组 13、设置在所述第一电极组背离用户皮肤的一侧的惯性传感器 150 以及处理电路 140。关于惯性传感器 150 的描述可以参见图 1 的相关描述。再例如，信号采集系统 100 可以包括第一电极组 12、第二电极组 13 以及处理电路 140（即不包括惯性传感器 150）。

[0070] 图 6 是根据本说明书的一些实施例所示的示例性信号采集系统 300 的框图。如图 6 所示，信号采集系统 300 可以包括穿戴本体 310、第一电极组 32、第二电极组 33 以及处理电路 340。第一电极组 12 可以包括两个第一电极 320。第二电极组 13 可以包括两个第二电极 330。图 6 示出的穿戴本体 310 和第一电极 320 的功能与结构分布可以分别与图 1-5 所述的穿戴本体 110 和第一电极 120 类似，在此不再赘述。图 6 的信号采集系统 300 与图 1-5 所述的信号采集系统 100 相比的不同在于第二电极 330 的功能与结构分布。例如，第二电极 330 用于采集反映所述两个第一电极 320 与用户皮肤之间接触阻抗的检测信号，相应地，所述处理电路 340 用于根据所述检测信号消除所述生理信号中的运动伪迹（例如，可以将检测信号和生理信号接入电路，在模拟电路中处理，也可以在数字电路中处理，或在算法中处理）。在一些实施例中，第二电极 330 用于采集反映所述两个第二电极 330 与用户皮肤之间接触阻抗的检测信号。为了保证第一电极 320 与第二电极 330 之间的运动一致性，在一些实施例中，可以通过将每个第二电极 330 的边缘设置成与对应第一电极 320 的边缘之间的最小距离小于 10 cm。在一些实施例中，还可以将每个第二电极 330 设置成分别与一个第一电极 320 之间通过非弹性连接，且所述第二电极 330 与对应第一电极 320 在与皮肤表面平行的表面上的可移动距离的距离差与对应第一电极 320 在与皮肤表面平行的表面上的可移动距离的比值不大于 50%。再例如，为了使两个第一电极 320 与两个第二电极 330 与皮肤之间的接触阻抗尽量一致，以使第二电极 330 的接触阻抗可以间接反映第一电极 320 的接触阻抗，每个第二电极 330 可以和与之对应的第一电极 320 相同。例如，每个第二电极 330 的材料和与之对应的第一电极 320 的材料的导电性可以相同。再例如，每个第二电极 330 相对于穿戴本体 310 的凸起可以和与之对应的第一电极 320 的凸起沿与用户皮肤垂直方向上的高度

相同。再例如，每个第二电极 330 的材料的硬度和/或褶皱程度可以和与之对应的第一电极 320 的硬度和/或褶皱程度相同。再例如，每个第二电极 330 与皮肤的接触面积可以和与之对应的第一电极 320 与皮肤的接触面积相同。如此，第一电极 320 与第二电极 330 之间的运动一致性且与皮肤的接触阻抗尽量一致，两个第二电极 330 采集的两个第二电极 330 与用户皮肤之间接触阻抗的检测信号可以用于反映两个第一电极 320 与用户皮肤之间接触阻抗的检测信号。在一些实施例中，处理电路 340 可以差分处理两个第一电极 320 采集的信号得到生理信号，差分处理所述两个第二电极 330 采集的信号得到检测信号，并根据所述检测信号消除所述生理信号中的运动伪迹。

[0071] 在一些实施例中，信号采集系统 300 还包括与两个第二电极 330 电连接的激励源 370。激励源 370 可以用于提供激励信号，以产生反映第一电极组 32 与人体之间接触阻抗的检测信号。在一些实施例中，激励源 370 可以是交流激励源，也可以是直流激励源，也可以是两者的组合。仅作为示例，激励信号可以理解为通过第二电极 330 流经人体后形成闭环回路，此时，检测信号可以对应第二电极组 33 与人体之间的接触阻抗在该闭环回路中的分压。图 7A 是根据本说明书的一些实施例所示的接触阻抗和肌电信号的波动关系示意图；图 7B 是本说明书的一些实施例所示的接触阻抗和肌电信号的波动关系示意图。如图 7A 和图 7B 所示，无论接触阻抗值是大还是小，在相同的采样点，接触阻抗的值均会随着运动而产生相关波动（例如，接触阻抗的值会随着肌电信号的增大而增大，也会随着肌电信号的减小而减小）。因此，可以根据接触阻抗获得运动伪迹，并可利用获得的运动伪迹（例如，通过第二电极组 33 采集的反映第一电极组 32 与用户皮肤之间接触阻抗的检测信号来表征的运动伪迹）消除第一电极组 32 采集的生理信号中的运动伪迹。例如，可以对接触阻抗进行频率分析，得到运动伪迹的主频率，还可以对接触阻抗进行幅值分析（例如，波动值/附近的平均值等），以获取运动伪迹的强度信息。

[0072] 激励源 370 可以为提供电能的电路元件。在一些实施例中，激励源 370 可以提供第一频率的激励信号，以产生反映第二电极 330 与人体之间接触阻抗的检测信号。在一些实施例中，激励源 370 可以为电流源或电压源。同时需要说明的是，激励源 370 的强度的设置还需要考虑人体的安全电压或安全电流，以保证人体安全，激励源 370 的强度不宜过高。在一些实施例中，激励源 370 的电流强度可以小于 1 mA。进一步的，在一些实施例中，激励源 370 的电流强度可以小于 100 μA。再进一步的，在一些实施例中，激励源 370 的电流强度可以 10 μA。

[0073] 在一些实施例中，激励源 370 的数量可以为一个，可以通过多个分路与多个第二电极 330 连接，为多个第二电极 330 提供激励信号，其中，每个分路可以设置有一个第二电极 330。在一些实施例中，激励源 370 可以为多个，每个激励源 370 可以分别与一个或多个第二电极 330 连接，为每个第二电极 330 提供激励信号。

[0074] 在一些实施例中，激励源 370 可以同时产生多个具有不同频率的激励信号，并且可以给多个第二电极 330 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。例如，激励源 370 可以为多个第二电极 330 提供不同频率的激励信号以采集不同的检测信号。多个第二电极 330 之间可以具有较大的距离（例如大于或等于 5 cm），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，多个第二电极 330 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。具体地，激励源 370 可以提供与第一频率不同的第二频率的第二激励信号，以产生第二检测信号。第二检测信号可以反映在第二频率下第二电极 330 与人体之间形成的闭环回路上的阻抗信息，包括第二电极 330 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，具有

第一频率的激励信号）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。

[0075] 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，激励信号可以为具有第一频率的交流信号，以使产生的检测信号也具有第一频率。第一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。

[0076] 在一些实施例中，激励信号的频率可以根据生理信号的频率范围进行设定。在一些实施例中，激励信号的频率可以高于所述生理信号的频率范围，以避开生理信号所在的大部分频段，减小生理信号与激励信号之间的相互干扰。在一些实施例中，激励频率可以不小于 850 Hz。例如，激励频率可以不小于 400 Hz。若激励信号的强度较大或者与待测量部位的电极对应的接触阻抗能分到足够多的电压，则生理信号对激励信号的干扰较低，激励信号（例如，频率可以不小于 400 Hz 的激励信号）可以容忍少部分的生理信号（如，频率在 400 Hz~850 Hz 内的生理信号）。在一些实施例中，由于生理信号（例如，肌电信号）的频率主要集中在 20 Hz~400 Hz，并且，低频段中具有强度较大的运动伪迹，为了避免受到肌电信号和运动伪迹的影响，激励源 370 提供的激励信号的频率可以大于 250 Hz。在一些实施例中，由于信号采集系统 300 中还存在工频（如，50 Hz 或 60 Hz 的交流供电及其谐波）噪声的干扰，激励源的频率还可以避开工频噪声所在的频率范围。在一些实施例中，激励源 370 提供的激励信号的频率与 50 Hz 或 60 Hz 的任一整数倍频的差值可以不小于 1 Hz，或者，激励源 370 提供的激励信号的频率与 50 Hz 或 60 Hz 的任一整数倍频的差值可以不小于 2%。在一些实施例中，激励源 370 提供的激励信号的频率可以为 400 Hz 以上，例如 460 Hz、640 Hz、830 Hz 等。在一些实施例中，激励源 370 提供的激励信号的频率的设置还需要结合处理电路 340 的采样频率进行考虑。具体来说，为了采集到检测信号，该采样频率可以是激励源 370 提供的激励信号的频率的至少 2 倍及以上。为了减少误差，在一些实施例中，采样频率可以是激励源 370 提供的激励信号的频率的 4 倍及以上。需要说明的是，由于待采样的通道数目可能较多，大部分处理电路 340 难以支持多通道的极高采样频率，所以处理电路 340 的采样频率和激励源 370 提供的激励信号的频率也不宜过高。基于此，在一些实施例中，激励源 370 提供的激励信号的频率可以在设置在 250 Hz~2000 Hz 范围内。

[0077] 在一些实施例中，信号采集系统 300 可以在不同的时间段内分别采集生理信号和检测信号。示例性的，信号采集系统 300 可以在第一时间段内采集生理信号。信号采集系统 300 可以在第二时间段内采集检测信号。例如，信号采集系统 300 可以包括开关电路，开关电路可以用于控制第一电极组与处理电路 340 的导通状态，还可以用于控制第二电极组与激励源 370 的导通状态，以使在同一时刻仅有第一电极组与处理电路 340 保持电导通状态，或是仅有第二电极组与激励源 370 保持电导通状态。如此，通过分时采集以及处理检测信号和生理信号，可以在避免信号互相干扰的同时，减轻设备的处理压力，节约计算资源。在一些实施例中，信号采集系统 300 可以同时采集生理信号和检测信号，并通过不同的传输通道传输给不同的处理电路，以避免信号互相干扰。

[0078] 图 8 是根据本说明书的一些实施例所示的示例性信号采集系统 400 的框图。如图 8 所示，信号采集系统 400 可以包括穿戴本体 410、两个电极 420、处理电路 440 及交流激励源 470。图 8 示出的穿戴本体 410、处理电路 440 及交流激励源 470 与图 6 所示的穿戴本体 310、以及处理电路 340 类似，在此不再赘述。图 8 的信号采集系统 400 与图 6 的信号采集系统 300 的不同在于，信号采集系统 400 仅包括一组电极（两个电极 420），两个电极 420 可以既采集生理信号，又采集反映两个电极 420 与皮肤之间接触阻抗的检测信号；信号采集系统 400 中的激励源为交流激励源 470，而信号采集系统 300 中的激励源可以为交流激励源，也可以为直流激励源，也可以为两者的组合。在一些实

施例中，用于采集生理信号和检测信号的两个电极420可以固定于所述穿戴本体410并与用户皮肤接触。

[0079] 在一些实施例中，交流激励源470与两个电极420电连接。交流激励源470用于提供激励信号，以产生反映两个电极420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420流经人体后形成闭环回路，此时，检测信号可以对应电极420与人体之间的接触阻抗在该闭环回路中的分压。在一些实施例中，如图7A和图7B所示，接触阻抗的值会随着运动而产生相关波动（例如，接触阻抗的值会随着肌电信号的增大而增大，也会随着肌电信号的减小而减小）。因此，可以根据接触阻抗获得运动伪迹，即可利用获得的运动伪迹（例如，通过两个电极420采集的反映两个电极420与用户皮肤之间接触阻抗的检测信号来表征的运动伪迹）消除两个电极420采集的生理信号中的运动伪迹。应当理解的是，图8所示的信号采集系统400采集的生理信号的频率、激励信号的频率等可以与图6所示的信号采集系统300的类似，在此不赘述。由于生理信号和检测信号由同一组电极采集，信号采集系统400可以在不同的时间段内分别采集生理信号和检测信号。示例性的，信号采集系统400可以在第一时间段内采集生理信号。信号采集系统400可以在第二时间段内采集检测信号。例如，信号采集系统400可以包括开关电路，开关电路可以用于控制两个电极420与处理电路440的导通状态，还可以用于控制两个电极420与激励源370的导通状态，以使在同一时刻两个电极420与处理电路440保持电导通状态，或是两个电极420与交流激励源470保持电导通状态。如此，通过分时采集以及处理检测信号和生理信号，可以在避免信号互相干扰的同时，减轻设备的处理压力，节约计算资源。

[0080] 需要注意的是，以上对于信号采集系统的描述，仅为示例性描述，并不能把本说明书限制在所举实施例范围之内。其中不同实施例可能产生的有益效果不同，在不同的实施例里，可能产生的有益效果可以是以上任意一种或几种的组合，也可以是其他任何可能获得的有益效果。

[0081] 本说明书具有以下技术效果：（1）通过第一电极组和与第二电极组的差异化设计，可以实现第一电极组和第二电极组采集的生理信号的差异化；（2）通过第二电极组中两个第二电极的差异化设计，可以实现差异化的生理信号；（3）差异化的生理信号可以降低运动伪迹的干扰，从而提取质量较高的生理信号；（4）由于接触阻抗和运动之间存在关联性，根据接触阻抗消除生理信号中运动伪迹的干扰。

[0082] 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，而并不构成对本申请的限定。虽然此处并没有明确说明，本领域技术人员可能会对本申请进行各种修改、改进和修正。该类修改、改进和修正在本申请中被建议，所以该类修改、改进、修正仍属于本申请示范实施例的精神和范围。

[0083] 同时，本申请使用了特定词语来描述本申请的实施例。如“一个实施例”、“一实施例”、和/或“一些实施例”意指与本申请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，本申请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。

[0084] 此外，除非权利要求中明确说明，本申请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，并非用于限定本申请流程和方法的顺序。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申请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。

[0085] 同理，应当注意的是，为了简化本申请披露的表述，从而帮助对一个或多个发明实施例的理解，前文对本申请实施例的描述中，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申请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。

[0086] 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”表明数字允许有±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。尽管本申请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。

[0087] 针对本申请引用的每个专利、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申请作为参考。与本申请内容不一致或产生冲突的申请历史文件除外，对本申请权利要求最广范围有限制的文件（当前或之后附加于本申请中的）也除外。需要说明的是，如果本申请附属材料中的描述、定义、和/或术语的使用与本申请内容有不一致或冲突的地方，以本申请的描述、定义和/或术语的使用为准。

[0088] 最后，应当理解的是，本申请中实施例仅用以说明本申请实施例的原则。其他的变形也可能属于本申请的范围。因此，作为示例而非限制，本申请实施例的替代配置可视为与本申请的教导一致。相应地，本申请的实施例不仅限于本申请明确介绍和描述的实施例。

权 利 要 求 书

1. 一种信号采集系统，包括：

穿戴本体；

固定于所述穿戴本体并与用户皮肤接触的多个电极，所述多个电极包括第一电极组和第二电极组，所述第一电极组用于采集生理信号，所述第二电极组用于采集检测信号；以及

处理电路，用于根据所述检测信号消除所述生理信号中的运动伪迹。

2. 根据权利要求 1 所述的信号采集系统，其特征在于，所述第一电极组包括间隔布置的两个第一电极，所述第二电极组包括分别靠近所述两个第一电极布置的两个第二电极，所述生理信号为第一生理信号，所述检测信号为第二生理信号，所述处理电路用于根据所述第二生理信号消除所述第一生理信号中的运动伪迹。

3. 根据权利要求 2 所述的信号采集系统，其特征在于，所述两个第二电极的材料的导电性不同。

4. 根据权利要求 2 或权利要求 3 所述的信号采集系统，其特征在于，所述两个第二电极相对用户皮肤的凸起沿与用户皮肤表面垂直方向上的高度不同。

5. 根据权利要求 2-4 中任意一项所述的信号采集系统，其特征在于，所述两个第二电极的材料的硬度不同，或所述两个第二电极的材料的褶皱程度不同。

6. 根据权利要求 2-5 中任意一项所述的信号采集系统，其特征在于，所述两个第二电极的面积不同。

7. 根据权利要求 1 所述的信号采集系统，其特征在于，所述第一电极组包括间隔布置的两个第一电极，所述第二电极组包括靠近所述两个第一电极中其中一个第一电极布置的一个第二电极，其中，所述第二电极和与之靠近的所述第一电极用于采集所述检测信号。

8. 根据权利要求 2-7 中任意一项所述的信号采集系统，其特征在于，所述每个第二电极的材料比与之对应的第一电极的材料的导电性弱。

9. 根据权利要求 2-8 中任意一项所述的信号采集系统，其特征在于，所述每个第二电极相对穿戴本体的凸起比与之对应的第一电极相对穿戴本体的凸起沿与用户皮肤表面垂直方向上的高度小。

10. 根据权利要求 2-9 中任意一项所述的信号采集系统，其特征在于，所述每个第二电极的第二材料比与之对应的第一电极的第一材料的硬度大，或者所述每个第二电极的第二材料比与之对应的第一电极的第一材料的褶皱程度大。

11. 根据权利要求 2-10 中任意一项所述的信号采集系统，其特征在于，所述每个第二电极与皮肤接触的面积比与之对应的第一电极与皮肤接触的面积小。

12. 根据权利要求 1 所述的信号采集系统，其特征在于，所述第一电极组包括间隔布置的两个第一电极，所述第二电极组包括分别靠近所述两个第一电极布置的两个第二电极，所述检测信号为反映所述两个第一电极与用户皮肤之间接触阻抗的检测信号。

13. 根据权利要求 12 所述的信号采集系统，其特征在于，还包括与所述两个第二电极电连接的激励源，所述激励源用于提供激励信号。

14. 根据权利要求 13 所述的信号采集系统，其特征在于，所述生理信号的频率在 20 Hz-400 Hz 范围内，且所述激励信号的频率不小于 250 Hz。

15. 根据权利要求 14 所述的信号采集系统，其特征在于，所述激励信号的频率与 50 Hz 的任一整数倍频的差值不小于 1 Hz；或者，所述激励信号的频率与 60 Hz 的任一整数倍频的差值不小于 1 Hz。

16. 根据权利要求 12-15 中任意一项所述的信号采集系统，其特征在于，所述激励信号的频率高于所述生理信号的频率范围。

17. 根据权利要求 12 所述的信号采集系统，其特征在于，所述检测信号和所述生理信号是在不同的时间段内分别采集的。

18. 根据权利要求 2-17 中任意一项所述的信号采集系统，其特征在于，每个第二电极的边缘与对应第一电极的边缘之间的最小距离小于 10 cm。

19. 根据权利要求 2-18 中任意一项所述的信号采集系统，其特征在于，每个第二电极分别与一个第一电极之间通过非弹性连接，且所述第二电极与对应第一电极在与皮肤表面平行的表面上的可移动距离的距离差与对应第一电极在与皮肤表面平行的表面上的可移动距离的比值不大于 50%。

20. 根据权利要求 1-19 中任意一项所述的信号采集系统，其特征在于，所述处理电路用于：

差分处理所述两个第一电极采集的信号得到生理信号；

差分处理所述两个第二电极采集的信号得到检测信号；以及

根据所述检测信号消除所述生理信号中的运动伪迹。

21. 根据权利要求 1-20 中任意一项所述的信号采集系统，其特征在于，还包括惯性传感器，所述惯性传感器设置在所述第一电极组背离用户皮肤的一侧，并用于测量所述第一电极组的运动伪迹。

22. 一种信号采集系统，包括：

穿戴本体；

固定于所述穿戴本体并与用户皮肤接触的多个电极，所述多个电极包括间隔布置以采集生理信号的两个电极；

与所述两个电极电连接的激励源，所述激励源用于提供激励信号，以产生反映所述两个电极与用户皮肤之间接触阻抗的检测信号；以及

处理电路，用于根据所述检测信号消除所述生理信号中的运动伪迹。

23. 根据权利要求 22 所述的信号采集系统，其特征在于，所述生理信号的频率在 20 Hz-400 Hz 范围内，且所述激励信号的频率不小于 250 Hz。

24. 根据权利要求 22 所述的信号采集系统，其特征在于，所述激励信号的频率与 50

Hz 的任一整数倍频的差值不小于 1 Hz；或者，所述激励信号的频率与 60 Hz 的任一整数倍频的差值不小于 1 Hz。

25. 根据权利要求 22-24 中任意一项所述的信号采集系统，其特征在于，所述激励信号的频率高于所述生理信号的频率范围。

26. 根据权利要求 22 所述的信号采集系统，其特征在于，所述检测信号和所述生理信号是在不同的时间段内分别采集的。

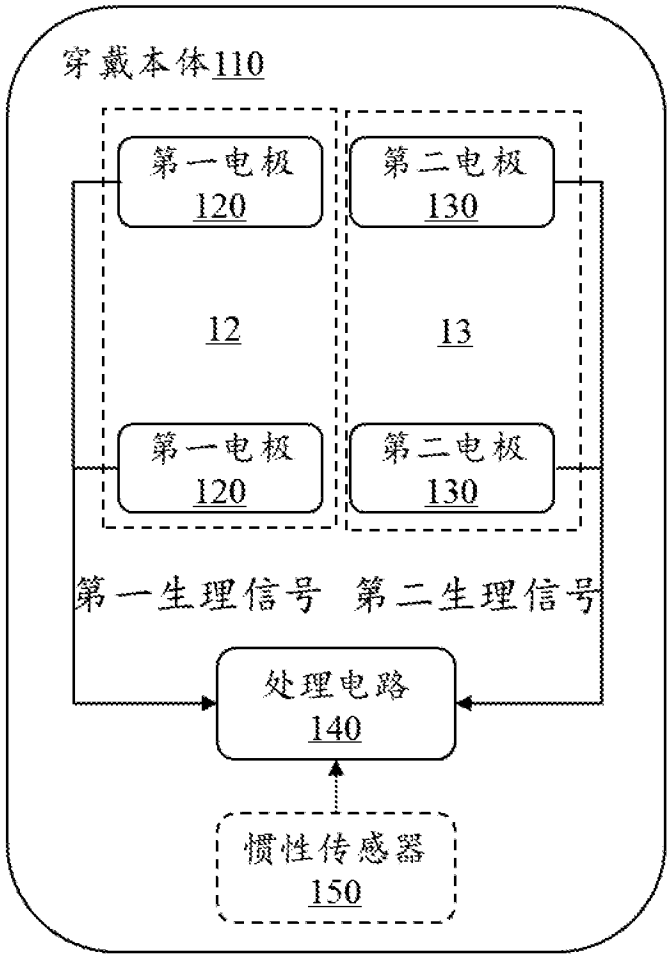
100
穿戴本体110
第一电极
120
第二电极
130
12
13
第一电极
120
第二电极
130
第一生理信号
第二生理信号
处理电路
140
惯性传感器
150

图 1

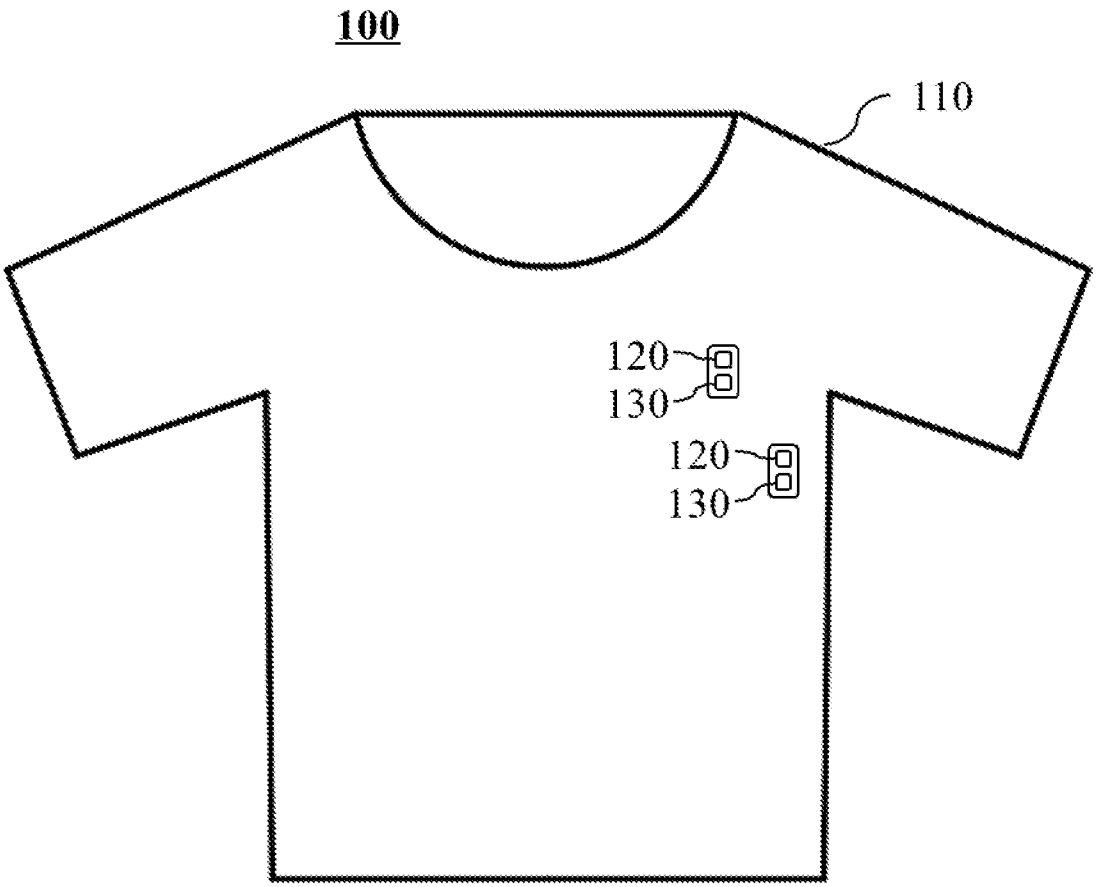

图 2

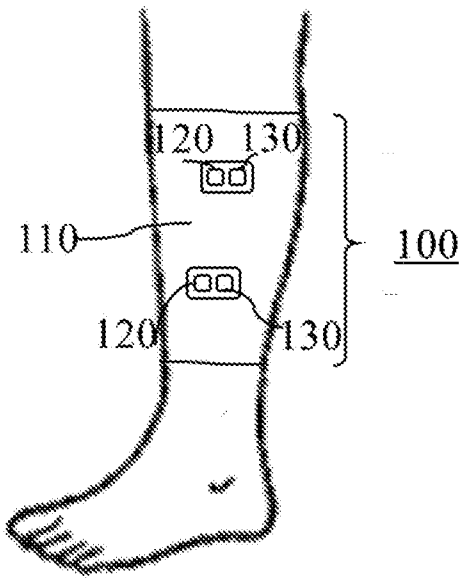

图 3

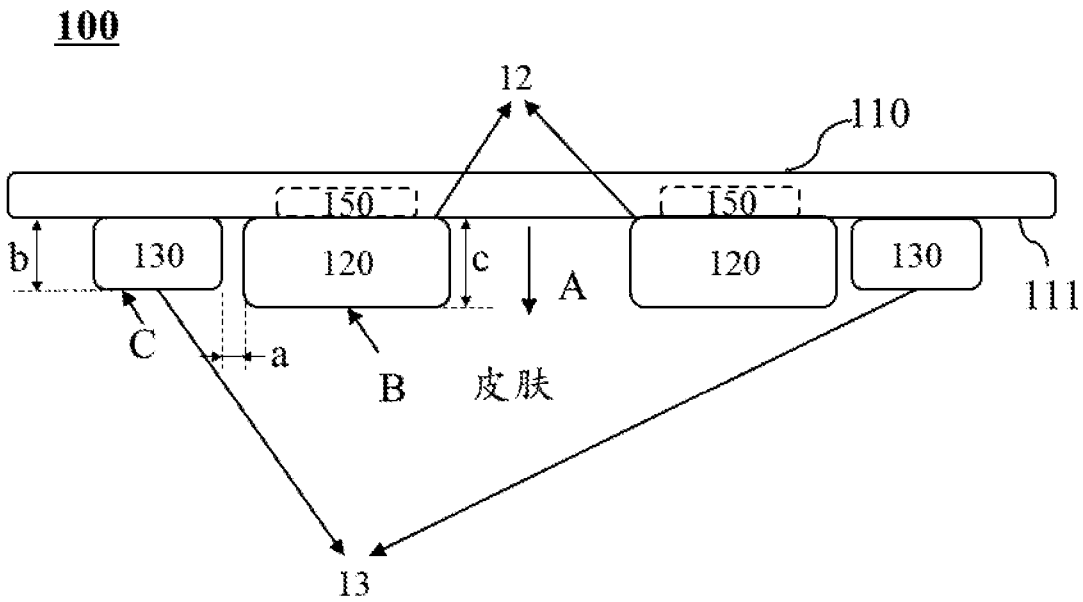
100
12
110
150
150
b
130
120
c
A
120
130
111
C
a
B
皮肤
13

图 4

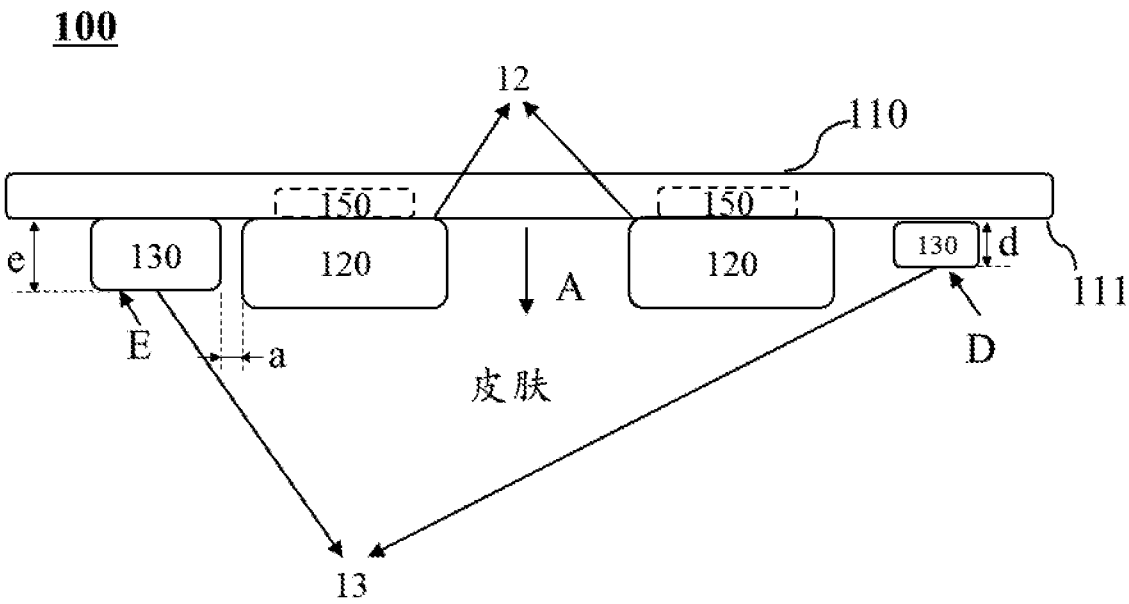
100
12
110
150
150
e
130
120
A
120
130
d
111
E
a
皮肤
D
13

图 5

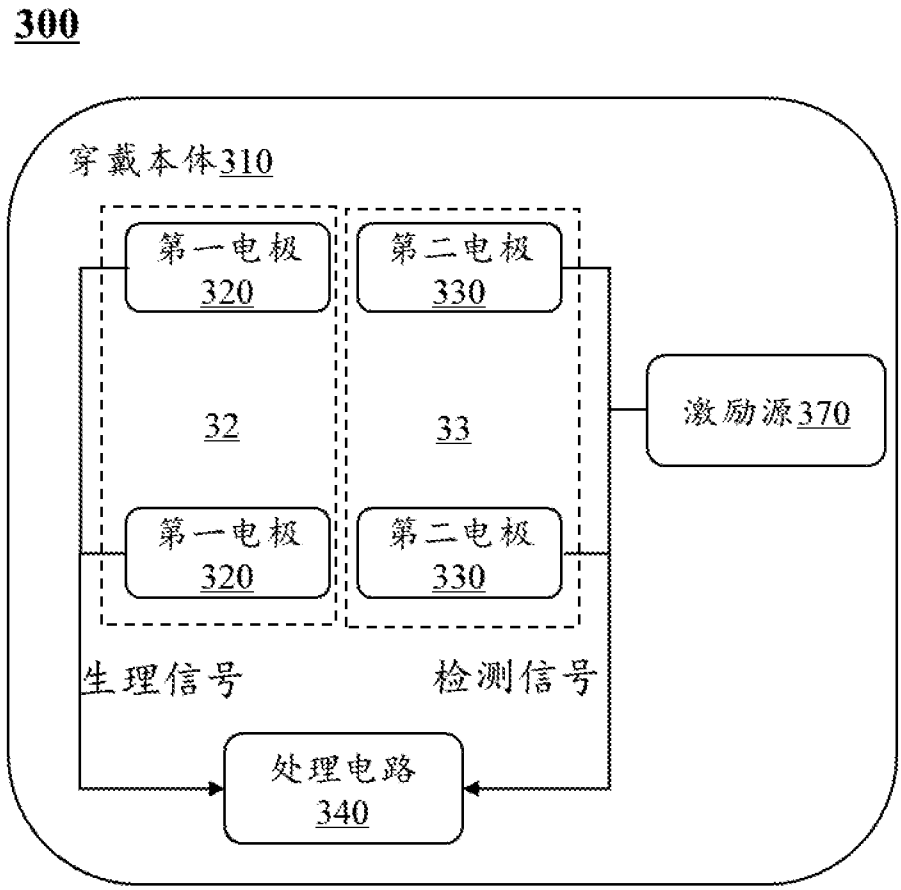
300
穿戴本体310
第一电极
320
第二电极
330
32
33
激励源370
第一电极
320
第二电极
330
生理信号
检测信号
处理电路
340

图 6

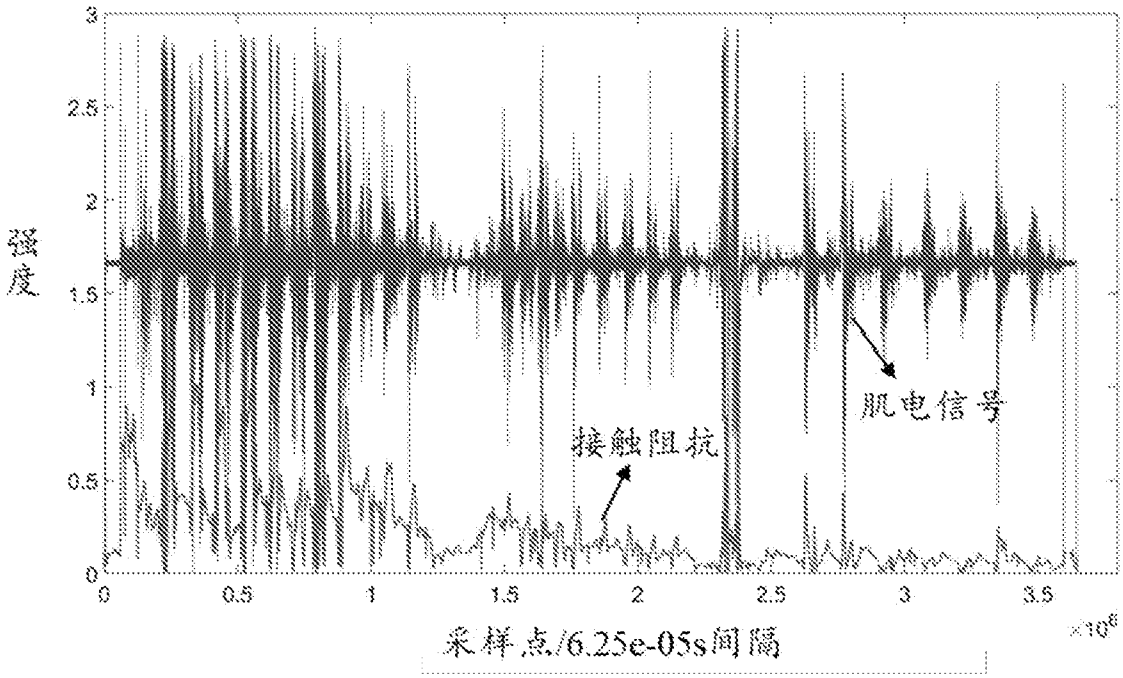
强度
肌电信号
接触阻抗
采样点/6.25e-05s间隔

图 7A

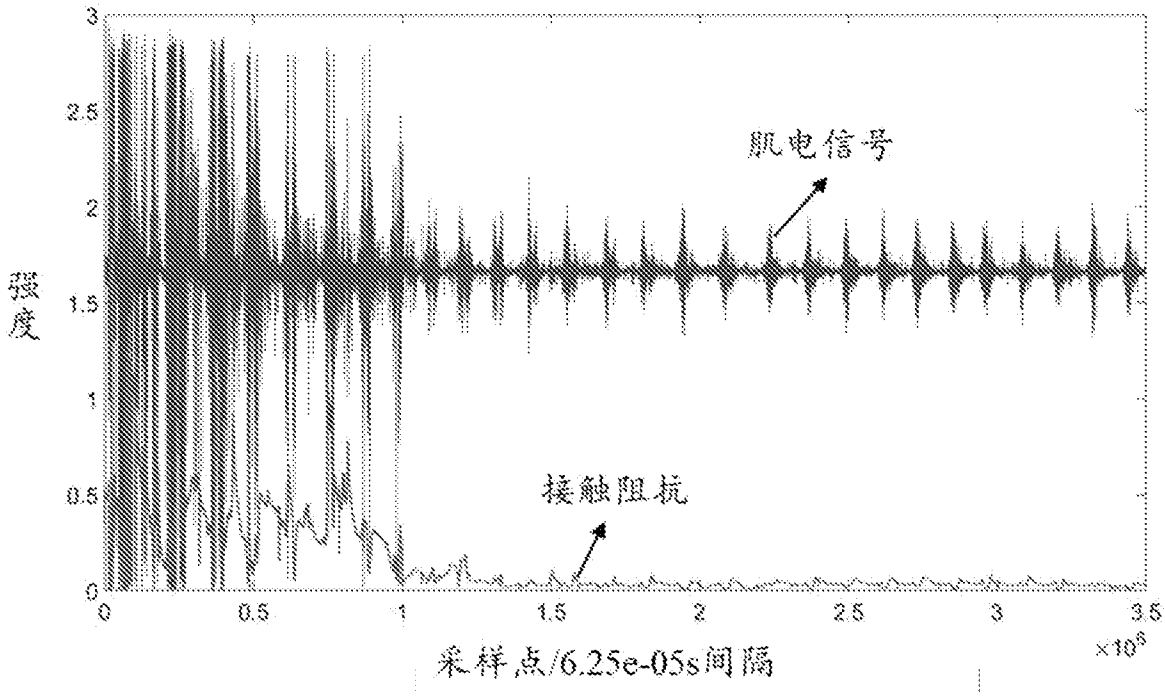
肌电信号
接触阻抗
强度
采样点/6.25e-05s间隔
×10^6

图 7B

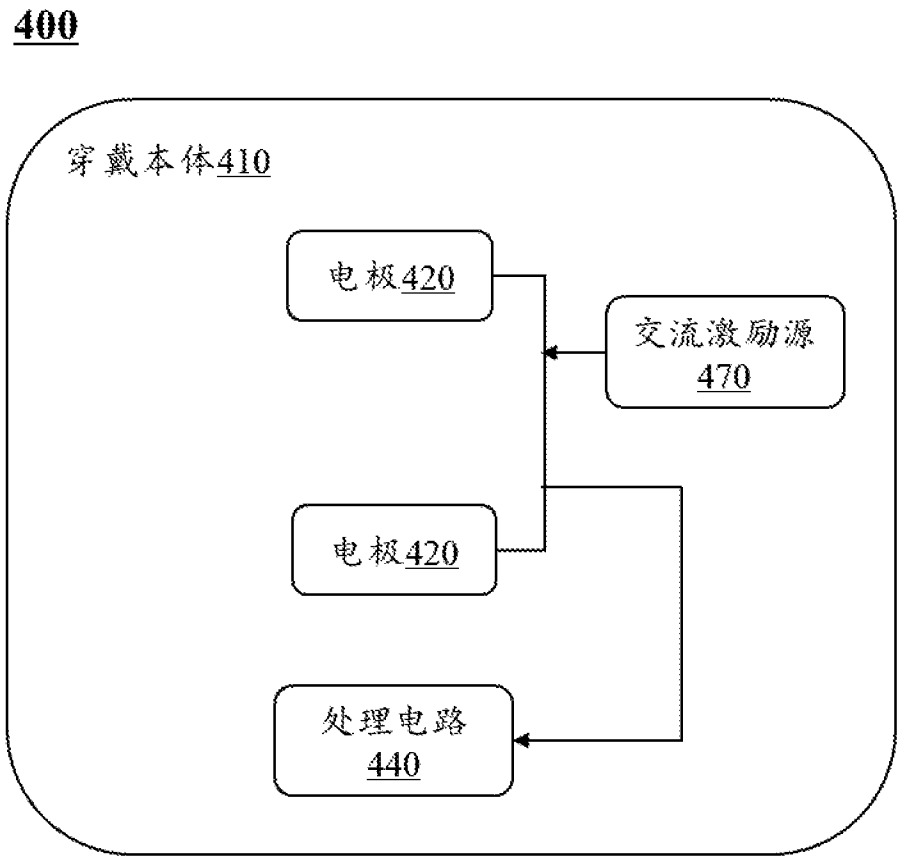
400
穿戴本体410
电极420
交流激励源
470
电极420
处理电路
440

图 8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2022/131703

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/24(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)

IPC: 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)

CNABS; CNTXT; CNKI; WPABS; DWPI; USTXT; WOTXT; EPTXT: 生理, 心电, 呼吸, 肌电, 血压, 血氧, 信号, 采集, 运动, 伪迹, 伪差, 噪声, 干扰, 阻抗, 惯性传感器, 加速度传感器, 差分, ECG, signal, collect, impedance, inertial sensor, acceleration sensor, acceleration instrument, difference

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 107981859 A (UNIVERSITY OF ELECTRONIC SCIENCE AND TECHNOLOGY OF CHINA) 04 May 2018 (2018-05-04) description, paragraphs [0005]-[0063]	1-21
A	CN 107981859 A (UNIVERSITY OF ELECTRONIC SCIENCE AND TECHNOLOGY OF CHINA) 04 May 2018 (2018-05-04) description, paragraphs [0005]-[0063]	22-26
X	CN 107049299 A (HEBEI UNIVERSITY) 18 August 2017 (2017-08-18) description, paragraphs [0006]-[0051]	1-21
A	CN 107049299 A (HEBEI UNIVERSITY) 18 August 2017 (2017-08-18) description, paragraphs [0006]-[0051]	22-26
X	CN 101422362 A (SOUTH CHINA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY) 06 May 2009 (2009-05-06) claims 1-6, and description, page 3, line 3 to page 5, line 24	22-26

☑ 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
"D" document cited by the applicant in the international application
"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	Date of mailing of the international search report
15 June 2023	**05 July 2023**

Name and mailing address of the ISA/CN	Authorized officer
China National Intellectual Property Administration (ISA/CN) **China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing 100088**	Telephone No.

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 101422362 A (SOUTH CHINA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY) 06 May 2009 (2009-05-06) claims 1-6, and description, page 3, line 3 to page 5, line 24	1-21
X	CN 115153580 A (THE GBA NATIONAL INSTITUTE FOR NANOTECHNOLOGY INNOVATION) 11 October 2022 (2022-10-11) description, paragraphs [0056]-[0145]	22-26
A	CN 115153580 A (THE GBA NATIONAL INSTITUTE FOR NANOTECHNOLOGY INNOVATION) 11 October 2022 (2022-10-11) description, paragraphs [0056]-[0145]	1-21
A	CN 114431863 A (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) 06 May 2022 (2022-05-06) entire document	1-26
A	CN 104605841 A (UNIVERSITY OF ELECTRONIC SCIENCE AND TECHNOLOGY OF CHINA) 13 May 2015 (2015-05-13) entire document	1-26

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2022/131703

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
CN 107981859 A	04 May 2018	None	
CN 107049299 A	18 August 2017	CN 107049299 B	06 December 2019
CN 101422362 A	06 May 2009	None	
CN 115153580 A	11 October 2022	None	
CN 114431863 A	06 May 2022	None	
CN 104605841 A	13 May 2015	None	

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2022/131703

A. 主题的分类

A61B5/24(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)

IPC：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））

CNABS;CNTXT;CNKI;WPABS;DWPI;USTXT;WOTXT;EPTXT：生理，心电，呼吸，肌电，血压，血氧，信号，采集，运动，伪迹，伪差，噪声，干扰，阻抗，惯性传感器，加速度传感器，差分，ECG，signal，collect，impedance，inertial sensor，acceleration sensor，acceleration instrument，difference

C. 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
X	CN 107981859 A (电子科技大学) 2018年5月4日 (2018 - 05 - 04) 说明书第[0005]-[0063]段	1-21
A	CN 107981859 A (电子科技大学) 2018年5月4日 (2018 - 05 - 04) 说明书第[0005]-[0063]段	22-26
X	CN 107049299 A (河北大学) 2017年8月18日 (2017 - 08 - 18) 说明书第[0006]-[0051]段	1-21
A	CN 107049299 A (河北大学) 2017年8月18日 (2017 - 08 - 18) 说明书第[0006]-[0051]段	22-26
X	CN 101422362 A (华南理工大学) 2009年5月6日 (2009 - 05 - 06) 权利要求1-6，说明书第3页第3行-第5页第24行	22-26
A	CN 101422362 A (华南理工大学) 2009年5月6日 (2009 - 05 - 06) 权利要求1-6，说明书第3页第3行-第5页第24行	1-21

☑ 其余文件在C栏的续页中列出。

☑ 见同族专利附件。

* 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

“D” 申请人在国际申请中引证的文件

“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
2023年6月15日	2023年7月5日
ISA/CN的名称和邮寄地址 中国国家知识产权局 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088	受权官员 赵小娟 电话号码 (+86) 0512-88995847

C. 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
X	CN 115153580 A（广东粤港澳大湾区国家纳米科技创新研究院）2022年10月11日（2022 - 10 - 11） 说明书第[0056]-[0145]段	22-26
A	CN 115153580 A（广东粤港澳大湾区国家纳米科技创新研究院）2022年10月11日（2022 - 10 - 11） 说明书第[0056]-[0145]段	1-21
A	CN 114431863 A（深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司）2022年5月6日（2022 - 05 - 06） 全文	1-26
A	CN 104605841 A（电子科技大学）2015年5月13日（2015 - 05 - 13） 全文	1-26

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2022/131703

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 107981859 A	2018年5月4日	无	
CN 107049299 A	2017年8月18日	CN 107049299 B	2019年12月6日
CN 101422362 A	2009年5月6日	无	
CN 115153580 A	2022年10月11日	无	
CN 114431863 A	2022年5月6日	无	
CN 104605841 A	2015年5月13日	无	