



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111295136 A

(43)申请公布日 2020.06.16

(21)申请号 201880070988.5

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

(22)申请日 2018.10.01

代理人 鄧迅

(30)优先权数据

17199453.6 2017.10.31 EP

(51)Int.Cl.

A61B 5/0428(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.04.29

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/076573 2018.10.01

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/086182 EN 2019.05.09

A61B 5/0488(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

(71)申请人 诺基亚技术有限公司

地址 芬兰埃斯波

A61B 5/0496(2006.01)

(72)发明人 K·布罗姆奎维斯特 M·昂卡拉

K·穆勒 H·林德霍姆

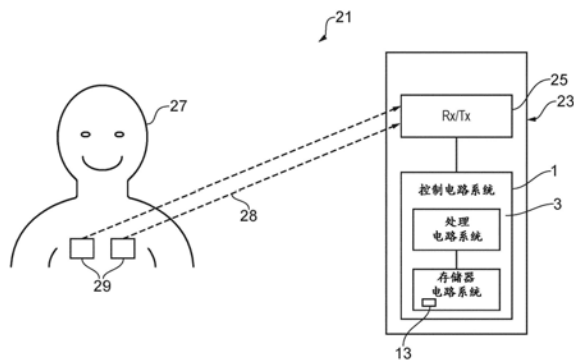
权利要求书2页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

用于使生物电位信号同步的方法、装置和计算机程序

(57)摘要

一种方法、装置和计算机程序,该方法包括:接收由第一电容传感器获得的第一生物电位信号;接收由第二电容传感器获得的第二生物电位信号,第一电容传感器和第二电容传感器位于对象上的不同位置处;通过对由第一电容传感器或第二电容传感器中的至少一个电容传感器获得的生物电位信号应用时间调整来使由第一电容传感器和第二电容传感器获得的生物电位信号同步;其中第一生物电位信号和第二生物电位信号中的至少一个生物电位信号中的特征被用于使由第一电容传感器和第二电容传感器获得的生物电位信号同步。



1. 一种方法,包括:

接收由第一电容传感器获得的第一生物电位信号;

接收由第二电容传感器获得的第二生物电位信号,所述第一电容传感器和所述第二电容传感器位于对象上的不同位置处;

通过对由所述第一电容传感器或所述第二电容传感器中的至少一个电容传感器获得的生物电位信号应用时间调整,使由所述第一电容传感器和所述第二电容传感器获得的生物电位信号同步;

其中所述第一生物电位信号和所述第二生物电位信号中的至少一个生物电位信号中的特征被用于使由所述第一电容传感器和所述第二电容传感器获得的所述生物电位信号同步。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中使所述生物电位信号同步包括:确定所述第一生物电位信号与所述第二生物电位信号之间的延迟。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中使所述生物电位信号同步包括:将所述第一生物电位信号和所述第二生物电位信号进行组合,并且调整所述生物电位信号的所述时间对准以提供包括特征的组合信号。

4. 根据权利要求3所述的方法,包括:使用机器学习过程来识别所述特征。

5. 根据任一前述权利要求所述的方法,其中被同步的所述生物电位信号包括所述第一生物电位信号和所述第二生物电位信号。

6. 根据任一前述权利要求所述的方法,其中被同步的所述生物电位信号包括:由所述第一电容传感器和所述第二电容传感器检测到的另外的生物电位信号。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中所述第一生物电位信号和所述第二生物电位信号包括指示第一类型的生物电位的信息,并且由所述第一电容传感器和所述第二电容传感器检测到的所述另外的生物电位信号包括指示不同的第二类型的生物电位的信息。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中所述第一生物电位信号和所述第二生物电位信号包括心电图信号,并且所述另外的生物电位信号包括以下中的至少一项:脑电图信号、眼电图信号、眼震电图信号、肌电图信号、神经电图信号或者皮肤电位。

9. 根据任一前述权利要求所述的方法包括引起对所述同步的生物电位信号的处理,其中所述处理包括以下中的至少一项:从所述生物电位信号中的一个或多个生物电位信号移除噪声,重构所述一个或多个生物电位信号的至少一部分。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中机器学习过程被用于重构所述一个或多个生物电位信号的至少一部分。

11. 根据任一前述权利要求所述的方法,其中由所述第一电容传感器和所述第二电容传感器获得的所述生物电位信号经由无线通信链路被接收。

12. 根据任一前述权利要求所述的方法,其中所述生物电位信号从多于两个电容传感器被获得。

13. 根据任一前述权利要求所述的方法,包括:为所述电容传感器中的至少一个电容传感器提供控制信号,其中所述控制信号引起所述至少一个电容传感器在第一时间段内是活动的并且在第二时间段内是非活动的。

14. 根据任一前述权利要求所述的方法,包括:将控制信号提供给所述电容传感器,使

得不同的电容传感器被布置为在不同的时间检测所述生物电位。

15. 一种装置,包括用于执行任何前述权利要求的所述方法的部件和/或包括计算机程序指令的计算机程序,所述计算机程序指令在由处理电路系统执行时引起根据任一前述权利要求所述的方法。

用于使生物电位信号同步的方法、装置和计算机程序

技术领域

[0001] 本公开的示例涉及一种用于使生物电位信号同步的方法、装置和计算机程序。具体地,它们涉及一种用于使由多个电容传感器获得的生物电位信号同步的方法、装置和计算机程序。

背景技术

[0002] 电容传感器可以被用于检测生物电位信号,诸如,ECG(心电图)或EEG(脑电图)信号。这种感测系统可以包括多个传感器,其可以位于对象的身体上的不同位置处。

发明内容

[0003] 根据本公开的各种但不一定是全部的示例,可以提供一种方法,该方法包括:接收由第一电容传感器获得的第一生物电位信号;接收由第二电容传感器获得的第二生物电位信号,第一电容传感器和第二电容传感器位于对象上的不同位置处;通过对由第一电容传感器或第二电容传感器中的至少一个电容传感器获得的生物电位信号应用时间调整,使由第一电容传感器和第二电容传感器获得的生物电位信号同步;其中第一生物电位信号和第二生物电位信号中的至少一个生物电位信号中的特征被用于使由第一电容传感器和第二电容传感器获得的生物电位信号同步。

[0004] 使生物电位信号同步可以包括:确定第一生物电位信号与第二生物电位信号之间的延迟。

[0005] 使生物电位信号同步可以包括:将第一生物电位信号和第二生物电位信号组合,并且调整生物电位信号的时间对准以提供包括特征的组合信号。该方法可以包括:使用机器学习过程来识别可标识特征。

[0006] 被同步的生物电位信号可以包括第一生物电位信号和第二生物电位信号。

[0007] 被同步的生物电位信号包括:由第一电容传感器和第二电容传感器检测到的另外的生物电位信号。第一生物电位信号和第二生物电位信号可以包括指示第一类型的生物电位的信息,并且由第一电容传感器和第二电容传感器检测到的另外的生物电位信号包括指示不同的第二类型的生物电位的信息。第一生物电位信号和第二生物电位信号可以包括心电图信号,并且另外的生物电位信号包括以下中的至少一项:脑电图信号、眼电图信号、眼震电图信号、肌电图信号、神经电图信号或者皮肤电位。

[0008] 该方法可以包括引起对同步的生物电位信号的处理,其中该处理包括以下中的至少一项:从生物电位信号中的一个或多个生物电位信号移除噪声,重构一个或多个生物电位信号的至少一部分。机器学习过程可以被用于重构一个或多个生物电位信号的至少一部分。

[0009] 由第一电容传感器和第二电容传感器获得的生物电位信号可以经由无线通信链路被接收。

[0010] 生物电位信号可以从多于两个的电容传感器被获得。

[0011] 该方法可以包括：为电容传感器中的至少一个电容传感器提供控制信号，其中控制信号使至少一个电容传感器在第一时间段内是活的动并且在第二时间段内是非活动的。

[0012] 该方法可以包括：将控制信号提供给电容传感器，使得不同的电容传感器被布置为在不同的时间检测生物电位。

[0013] 根据本公开的各种但不一定是全部的示例，可以提供一种装置，该装置包括：用于接收由第一电容传感器获得的第一生物电位信号的部件；用于接收由第二电容传感器获得的第二生物电位信号的部件，第一电容传感器和第二电容传感器位于对象上的不同位置处；用于通过对由第一电容传感器或第二电容传感器中的至少一个获得的生物电位信号应用时间调整来使由第一电容传感器和第二电容传感器获得的生物电位信号同步的部件；其中第一生物电位信号和第二生物电位信号中的至少一个生物电位信号中的特征被用于使由第一电容传感器和第二电容传感器获得的生物电位信号同步。

[0014] 根据本公开的各种但非全部的示例，可以提供一种装置，该装置包括：处理电路系统；以及包括计算机程序代码的存储器电路系统，存储器电路系统和计算机程序代码被配置为与处理电路系统一起使该装置：接收由第一电容传感器获得的第一生物电位信号；接收由第二电容传感器获得的第二生物电位信号，第一电容传感器和第二电容传感器位于对象上的不同位置处；通过对由第一电容传感器或第二电容传感器中的至少一个电容传感器获得的生物电位信号应用时间调整来使由第一电容传感器和第二电容传感器获得的生物电位信号同步；其中第一生物电位信号和第二生物电位信号中的至少一个生物电位信号中的特征被用于使由第一电容传感器和第二电容传感器获得的生物电位信号同步。

[0015] 根据本公开的各种但非全部的示例，可以提供一种包括计算机程序指令的计算机程序，该计算机程序指令在由处理电路系统执行时使：接收由第一电容传感器获得的第一生物电位信号；接收由第二电容传感器获得的第二生物电位信号，第一电容传感器和第二电容传感器位于对象上的不同位置处；通过对由第一电容传感器或第二电容传感器中的至少一个电容传感器获得的生物电位信号应用时间调整来使由第一电容传感器和第二电容传感器获得的生物电位信号同步；其中，第一生物电位信号和第二生物电位信号中的至少一个生物电位信号中的特征被用于使由第一电容传感器和第二电容传感器获得的生物电位信号同步。

[0016] 根据本公开的各种但非全部的示例，提供了所附权利要求所要求保护的示例。

附图说明

[0017] 为了更好地理解有助于理解简要说明的各种示例，现在将仅以示例方式参附图，其中：

[0018] 图1图示了装置；

[0019] 图2图示了系统；

[0020] 图3图示了方法；以及

[0021] 图4图示了另一方法。

具体实施方式

[0022] 本公开的示例涉及可以被用于使从电容电极获得的生物电位信号同步的方法、装

置和计算机程序。该方法、装置和计算机程序以及计算机程序可以与无线电极一起被使用。与通过一个或多个电线或电缆被耦合在一起的电极相比,无线电极可能更容易和更方便地被附接到对象。

[0023] 图1示意性地示出了可以被用于实现本公开的示例的装置1。

[0024] 图1所图示的装置1可以是芯片、芯片组或任何其他合适的布置。在一些示例中,装置1可以提供在任何合适的设备(诸如,处理设备或通信设备)内。

[0025] 装置1包括控制电路系统3。控制电路系统3可以提供用于控制诸如处理设备或通信设备等电子设备的部件。控制电路系统3还可以提供用于执行本公开的示例的方法或方法的至少一部分的部件。

[0026] 控制电路系统3包括处理电路系统5和存储器电路系统7。处理电路系统5可以被配置为从存储器电路系统7读取以及向存储器电路系统7写入。处理电路系统5可以包括一个或多个处理器。处理电路系统5还可以包括:输出接口,经由该输出接口,处理电路系统5输出数据和/或命令;以及输入接口,经由该输入接口,将数据和/或命令输入到处理电路系统5。

[0027] 存储器电路系统7可以被配置为存储计算机程序9,该计算机程序9包括计算机程序指令(计算机程序代码11),该计算机程序指令在被加载到处理电路系统5中时控制装置1的操作。计算机程序9的计算机程序指令提供逻辑和例程,其使得装置1能够执行所描述的示例方法。通过读取存储器电路系统7,处理电路系统5能够加载并执行计算机程序9。

[0028] 在本公开的示例中,存储器电路系统7被布置为存储一个或多个数据库13。数据库13可以被用于存储可以用于使多个生物电位信号能够被同步的信息。在一些示例中,数据库13可以包括参考信号,该参考信号可以与由多个电容电极获得的生物电位信号进行比较,以使得生物电位信号能够同步。存储在数据库13中的信息可以包括使得机器学习算法能被用于使生物电位信号同步的信息。

[0029] 计算机程序9可以经由任何合适的递送机制到达装置1。递送机制可以是例如非瞬态计算机可读存储介质、计算机程序产品、存储器设备、诸如光盘只读存储器(CD-ROM)或数字通用光盘(DVD)等记录介质或者有形地体现计算机程序的制品。递送机制可以是被配置为可靠地传输计算机程序9的信号。该装置可以将计算机程序9作为计算机数据信号进行传播或传输。在一些示例中,可以使用诸如蓝牙、低功耗蓝牙、智能蓝牙、6LoWPan(低功率个人局域网上的IPv6) ZigBee、ANT+、近场通信(NFC)、射频标识、无线局域网(无线LAN)或任何其他合适的协议等无线协议将计算机程序代码11传输到装置1。

[0030] 尽管存储器电路系统7在附图中被图示为单个组件,但是要了解,它可以被实现为一个或多个单独的组件,其中一些或全部可以是集成/可移动的和/或可以提供永久/半永久/动态/缓存的存储装置。

[0031] 尽管存储器电路系统5在附图中被图示为单个组件,但是要了解,它可以被实施为一个或多个单独的组件,其中一些或全部可以是集成/可移动的。

[0032] 对“计算机可读存储介质”、“计算机程序产品”、“有形体现的计算机程序”等或“控制器”、“计算机”、“处理器”等的引用应该理解为不仅包含具有不同架构(诸如,单/多处理器架构、精简指令集计算(RISC)和顺序(冯诺依曼)/并行架构)的计算机,还包括专用电路,诸如,现场可编程门阵列(FPGA)、专用集成电路(ASIC)、信号处理设备和其他处理电路系

统。对计算机程序、指令、代码等的引用应该理解为包含用于可编程处理器或固件的软件，诸如，例如，硬件设备的可编程内容，无论是用于处理器的指令还是用于固定功能设备、门阵列或可编程逻辑设备等的配置设置。

[0033] 如在本申请中所使用的，术语“电路系统”指代以下中的所有：

[0034] (a) 仅硬件电路实现（诸如，仅在模拟和/或数字电路系统中的实现）；以及

[0035] (b) 硬件和软件（和/或固件）的组合，诸如（如果适用的话）：(i)（多个）处理器的组合；或者(ii)（多个）处理器/软件的部分（包括（多个）数字信号处理器）、软件和（多个）存储器，其一起工作以使诸如移动电话或服务器等装置执行各种功能）以及

[0036] (c) 需要软件或固件才能操作的电路，诸如，（多个）微处理器或（多个）微处理器的一部分，即使物理上并不存在该软件或固件也是如此。

[0037] “电路系统”的这种定义适用于本申请中该术语的所有使用，包括在任何权利要求中。作为又一示例，如在本申请中所使用的，术语“电路系统”也将覆盖仅处理器（或多个处理器）或处理器的一部分及其（或它们的）伴随的软件和/或固件的实现。例如并且如果适用于特定权利要求元件的话，则术语“电路系统”还将覆盖用于服务器、蜂窝网络设备或另一网络设备中的移动电话或类似的集成电路的基带集成电路或应用处理器集成电路。

[0038] 图2示意性地图示了可以被用于实现本公开的实施例的示例系统21。示例系统21包括处理设备23和多个电容传感器29。

[0039] 处理设备23包括装置1，该装置1包括可以如上所述的控制电路系统3。在图2的示例中，存储器电路系统7包括数据库13。在其他示例中，一个或多个数据库13可以存储在一个或多个不同的设备中。处理设备23可以被布置为与一个或多个不同的设备通信，以使得能够根据需要访问一个或多个数据库13。

[0040] 处理设备23还包括一个或多个收发器25。在图2的示例中，收发器被示出为单个组件。要了解，在本公开的其他示例中，可以在一些处理设备23中提供单独的发射器和接收器。

[0041] 收发器25可以包括使得能够在处理设备23与多个电容传感器29之间建立通信链路28的任何装置。收发器25可以使无线通信链路被建立。无线通信链路可以是任何合适类型的通信链路，诸如，蓝牙、低功耗蓝牙、智能蓝牙、6LoWPan（低功耗个人局域网上的IPv6）ZigBee、ANT+、射频标识、无线局域网（无线LAN）或任何其他合适类型的无线通信链路。

[0042] 系统21还包括多个电容传感器29。在图2的示例中，示出了两个电极，但是要了解，在本公开的其他示例中可以使用任何数量的电容传感器29。

[0043] 电容传感器29位于对象27的身体上。在图2的示例中，对象27是人，然而本公开的示例也可以用于动物。电容传感器29可以位于对象27上的任何合适位置上。电容传感器29的位置可以由电容传感器29被布置以检测的生物电位信号来确定。例如，在电容传感器29被布置以检测ECG信号的情况下，电容传感器29可以位于对象27的胸部上，并且在电容传感器29被布置以检测EEG信号的情况下，电容传感器29可以位于对象27的头部上。

[0044] 电容传感器29可以包括可以被布置以电容地感测来自对象身体的生物电位信号的任何部件。可以布置电容传感器29，使得电容传感器29的导电部分不与对象的身体直接接触。

[0045] 电容传感器29可以是无线电容传感器29。在本公开的示例中，对象27上的任何电

容传感器29之间可能不存在电缆或电线。因此,多个电容传感器29中的每个电容传感器可以是独立的电容传感器29,它可以独立操作,使得每个电容传感器29都独立于其他电容传感器29测量生物电位信号。

[0046] 电容传感器29还可以包括一个或多个收发器,其使电容传感器29能够在电容传感器29与处理设备23之间建立无线通信链路。这使得系统21能够被布置为不需要任何电线或电缆来将电容传感器29和处理设备23连接在一起。由于没有电缆可以限制电容传感器29的可能位置,因此这可以使系统21的使用更加容易和方便。在其他示例中,可以使用部分布线的系统21。部分布线的系统21可以包括将一个或多个传感器29连接至系统21内的其他组件的一些电线。部分布线的系统21可以不包括直接在传感器21之间的任何电线。

[0047] 由电容传感器29测量的生物电位信号可以包括由对象27生成的任何随时间变化的电信号。生物电位信号可以包括自主信号。自主信号可以由对象27潜意识地控制。在一些示例中,生物电位信号可以包括由用户的心跳在对象身体内生成的电信号。在一些示例中,生物电位信号可能包括用户大脑或其神经系统的其他部分的电活动。生物电位信号可以包括心电图信号、脑电图信号、肌电图信号、眼电图信号、胃电图信号、眼震电图信号、皮肤电位信号或任何其他合适的生物电位信号中的至少一个。

[0048] 在图2的示例系统21中,处理设备23已经与每个电容传感器29直接建立了通信链路28。在该示例中,在电容传感器29与处理设备23之间不存在中间元件。在其他示例中,可以在电容传感器29和处理设备23之间提供一个或多个附加设备。例如,该系统可以包括通信设备。电容传感器29可以被布置为经由任何合适的装置将生物电位信号传输到通信设备。然后,通信设备可以将生物电位信号传输到处理设备23。

[0049] 在图2的示例中,将处理设备23作为单独的设备提供给任何传感器29。每个传感器29被布置为经由通信链路28向处理设备23提供信号。在其他示例中,可以在处理设备23内提供一个或多个传感器29。在这种示例中,不是处理设备23的一部分的传感器29可以经由通信链路28提供信号,而在处理设备23内提供的传感器29不需要这种通信链路28。

[0050] 图3图示了用于将使用电容传感器29获得的生物电位信号同步的方法。该方法可以使用上述的装置1和系统21来实现。在一些示例中,该方法可以由单个处理设备23执行。在其他示例中,该方法可以由两个或多个分布式处理设备23执行。

[0051] 该方法包括:在框31,接收由第一电容传感器29获得的第一生物电位信号,并且在框33,接收由第二电容传感器29获得的第二生物电位信号。第一电容传感器29和第二电容传感器29位于对象27上的不同位置处。

[0052] 第一电容传感器29和第二电容传感器29可以彼此独立地操作。可能不存在电线或电缆来连接各个电容传感器29。电容传感器29可以被布置为与处理设备23通信,然而电容传感器29可以被布置为使得电容传感器29自身之间不存在直接通信。

[0053] 在本公开的示例中,经由无线通信链路28接收由第一电容传感器29和第二电容传感器29获得的生物电位信号。在本公开的示例中,处理设备23可以与每个电容传感器29建立单独的通信链路28。这可以确保各个电容传感器29可以彼此独立地操作。

[0054] 在框35,该方法包括:通过对由第一电容传感器29或第二电容传感器29中的至少一个电容传感器获得的生物电位信号应用时间调整来使由第一电容传感器29和第二电容传感器29获得的生物电位信号同步。第一生物电位信号和第二生物电位信号中的至少一个

生物电位信号中的特征被用于使由第一电容传感器29和第二电容传感器29获得的生物电位信号同步。

[0055] 可以使用其他合适的过程来使生物电位信号同步。在一些示例中,使生物电位信号同步包括确定第一生物电位信号与第二生物电位信号之间的延迟。在这种示例中,可以计算或估计延迟,并且可以将指示延迟的信息存储在存储器电路系统7中。然后,当需要使由电容传感器29获得的生物电位信号同步时,指示延迟的信息可以被获取。

[0056] 可以使用其他合适的方法来确定各个生物电位信号之间的延迟。在一些示例中,确定延迟的过程可以包括交叉核验各个生物电位信号并比较信号中的特征之间的延迟。该特征可以包括生物电位信号的特征。例如,它们可以包括ECG信号的独特最大值和最小值。在一些示例中,特征可以包括存在于由电容传感器29获得的所有生物电位信号中的噪声。

[0057] 在一些示例中,生物电位信号可以被同步而无需显式地计算或估计延迟。例如,在一些示例中,使生物电位信号同步包括:将第一生物电位信号和第二生物电位信号组合,并且调整生物电位信号的时间对准以提供包括可标识特征的组合信号。可标识特征可以包括信号内可以被处理电路系统5识别的任何特征。例如,可标识特征可以包括生物电位信号内的任何合适的图案、形状或序列。

[0058] 在这种示例中,机器学习过程可以被用于识别可标识特征。机器学习过程可以包括:获取被存储在一个或多个数据库13中的信息,并将组合的生物电位信号与所获取的信息进行比较。当组合的信号对应于所获取的信息时,组合的生物电位信号可以被认为是同步的。当组合信号中的一个或多个可标识特征匹配或者与来自存储在数据库13中的信号的特征类似时,组合的生物电位信号可以对应于所获取的信息。

[0059] 在一些示例中,被同步的生物电位信号包括第一生物电位信号和第二生物电位信号。例如,第一生物电位信号和第二生物电位信号可以被存储在存储器电路系统中,并且可以由处理设备23同步。同步可以被实时执行。例如,它可以由处理设备23执行,而电容传感器29正在从用户获得生物电位信号并将其传输到处理设备23。这可以使同步的输出信号立即或以非常小的延迟被提供。在其他示例中,可以在稍后的时间执行同步。

[0060] 在一些示例中,被同步的生物电位信号包括由第一电容传感器29和第二电容传感器29检测到的其他生物电位信号。例如,第一生物电位信号和第二生物电位信号可以被用于校准系统21并确定应该如何执行同步。一旦系统21已经被校准,则电容传感器29然后可以被用于获得其他生物电位信号,然后可以根据需要使其同步。

[0061] 在一些示例中,电容传感器29中的一个或多个电容传感器可以在获得校准生物电位信号的块31与获得其他生物电位信号的框33之间移动。例如,为了获得校准生物电位信号,可以将电容传感器29放置在对象27的躯干上,并且然后电容传感器29可以被放置在对象27的头部上以获得另外的生物电位信号。

[0062] 在一些示例中,校准生物电位信号和另外的生物电位信号可以包括关于不同类型的生物电位的信息。在一些示例中,校准生物电位信号可以包括信号,该信号包括可以由处理电路系统5容易识别的独特特征,而另外的生物电位信号可以包括处理电路系统5不那么容易识别的特征。例如,被用作校准信号的第一生物电位信号和第二生物电位信号可以包括ECG信号,并且另外的生物电位信号可以包括眼电图(EOG)信号,反之亦然。要了解,在本

公开的其他示例中可以使用其他类型的生物电位信号。其他类型的生物电位信号可以包括脑电图信号、眼震电图信号、肌电图信号、神经电图信号或皮肤电位或其他类型的信号。

[0063] 在本公开的一些示例中,一旦生物电位信号已经被同步,就可以对其进行处理。该处理可以由处理设备23的处理电路系统5执行。在一些示例中,生物电位信号可以被传输到一个或多个其他处理设备23,以使该处理能被执行。该处理可以包括从一个或多个生物电位信号中移除噪声和/或重构一个或多个生物电位信号的至少一部分和/或任何其他合适的处理。

[0064] 生物电位信号的重构可以包括使部分信号能被重构的任何合适的方法。在一些示例中,机器学习过程可以被用于实现重构至少一部分生物电位信号。在这种示例中,处理电路系统5可以使用被存储在数据库13中的信号来使所获得的生物电位信号的缺失片段能被标识和重构。

[0065] 在一些示例中,对生物电位信号的处理可以使反馈能被提供给对象27或系统21的另一用户,诸如,医学专业人员。例如,如果生物电位信号包括指示用户心率的信息,那么信号的处理可以使得能够提供指示心率的信息。在一些示例中,系统21可以被布置为如果心率下降到阈值频带之外则给出预警输出。

[0066] 在上述示例方法中,该方法包括从两个电容传感器29接收两个生物电位信号。要了解,在本公开的实现中,该方法可以包括从多于两个的电容传感器29接收生物电位信号。例如,多个电容传感器29可以位于对象27上的多个不同位置处。每个电容传感器29可以独立于其他电容传感器29进行操作,使得在任何电容传感器29之间不存在直接通信。

[0067] 在一些示例中,一个或多个电容传感器29可以充当系统21内的一个或多个其他电容传感器29的网关。例如,可以在第一电容传感器29和第二电容传感器29之间建立通信链路。这可以实现从第一电容传感器29向第二电容传感器29提供信息。然后,第二电容传感器29可以使用通信链路28来将信息传输到处理设备23。

[0068] 在一些示例中,处理设备23可以被布置为向一个或多个电容传感器29提供控制信号。处理设备23可以经由无线通信链路28提供控制信号。控制信号可以控制电容传感器29活动的时间段。这可以使不同的电容传感器29在不同的时间段内活动。例如,提供给第一电容传感器29的第一控制信号可以使第一电容传感器29在第一时间段内是活动的,并且在第二时间段内是非活动的,而被提供给第二电容传感器29的第二控制信号可以使第二电容传感器29在第一时间段内是非活动的并且在第二时间段内是活动的。这使得不同的电容传感器29能够在不同的时间检测生物电位信号。在这种示例中,可以使用机器学习算法来重构信号以校正电容传感器29非活动的时间段。

[0069] 具有在不同时间活动的不同电容传感器29可以提供更有效的感测系统21,因为它降低了系统的功率需求。具有降低的功率需求还可以使电容传感器29穿戴更长的时间段,因此可以使得能够在更长的时间段内获得关于生物电位信号的信息。这还可以减少收集的数据量,并因此减少通信链路28所需的带宽,并且可以降低处理设备23的处理需求和/或存储器需求。

[0070] 在一些示例中,控制信号还可以允许电容传感器29的自适应操作。例如,处理设备23可以被布置为确定电容传感器29的最佳操作变量,并且经由通信链路将这些最佳操作变量传输到电容传感器29。由控制信号控制的操作变量可以包括所使用的滤波器、所施加的

增益或任何其他合适的变量。

[0071] 图4图示了可以使用所描述的装置1和系统21来实现的另一方法。

[0072] 在框41中,接收多个生物电位信号。在图4的示例方法中,接收n个生物电位信号。可以从如上所述的n个电容传感器29接收n个生物电位信号。生物电位信号中的每个生物电位信号可以包括作为维度之一的时间。

[0073] 在框43,该方法包括使接收到的生物电位信号同步。可以使用任何合适的方法使接收到的生物电位信号同步。在图4的示例方法中,可以通过提取接收到的生物电位信号中的特征并使用这些提取的特征确定时间延迟来使生物电位信号同步。然后可以通过将合适的延迟添加到各个生物电位信号来使生物电位信号同步。

[0074] 在框45,该方法包括降维。降维可以确保针对任何数目的输入生物电位信号,输出信号的维度是固定的。可以使用主成分分析、独立成分分析、奇异值分解、机器学习或任何其他合适的过程来实现降维。

[0075] 在框47,处理同步的生物电位信号。

[0076] 在一些示例中,在框47执行的处理包括减少同步的生物电位信号中的噪声。接收到的生物电位信号中存在的噪声可能包括内部源引起的噪声和/或外部源引起的噪声。内部源可以在对象27的身体内部。内部噪声源可能是由对象27的运动、肌肉信号、电容传感器29和对象27之间的不良电连接或任何其他合适的源引起的。外部噪声源可能是由电力线噪声或任何其他合适的源引起的。

[0077] 在图4的示例方法中,处理可以包括机器学习过程。在这种示例中,机器学习过程可以支持从噪声和/或部分信号中获取生物电位信号。这可能需要一个或多个数据库13中获得机器学习信息。从一个或多个数据库中获取到的机器学习信息48可以包括已经从多个对象27获得的信息48。在一些示例中,机器学习信息48可以包括高质量信号。可以使用与本公开的示例中用于获得生物电位信号的系统不同的系统21来获得高质量信号。使用更可靠且噪声更少的系统可以获得高质量信号。来自高质量信号的信息可以用于重构从电容传感器29获得的噪声和/或部分生物信号。

[0078] 在一些示例中,机器学习信息48可以从当前正被监测的相同对象27获得。在一些示例中,机器学习信息48还可以包括或者备选地包括从一个或多个其他对象获得的数据。机器学习信息48可以通过使用输入信号和输出信号示例的对应来对来确定,以获得它们之间的广义映射。

[0079] 机器学习过程可以使用完全连接的、递归的或一维卷积神经网络来实现,或者通过使用支持向量机来实现,该支持向量机使用通过离散余弦变换、快速傅立叶变换或小波获得的特征,或者通过使用任何其他合适的过程来实施。

[0080] 例如,深度卷积神经网络可以用作输入信号和输出信号之间的模型。可以使用随机梯度下降的任何变型来训练机器学习,其中,在机器学习训练过程按顺序示出输入和输出数据的随机对应对。机器学习训练过程然后计算预测输出以及预测输出与目标输出之间的误差。在一些示例中,然后可以关于神经网络权重计算误差梯度,然后调整权重以最小化目标输出和预测输出之间的误差。机器学习训练过程将继续,直到模型收敛或满足某些其他外部标准为止。训练后,机器学习过程可以用于预测。

[0081] 在一些示例中,机器学习过程还可以包括计算置信度估计。这可以提供对已处理

信号中的误差量的指示。

[0082] 在框49,获得输出信号。在一些示例中,输出信号是同步的生物电位信号。在其他示例中,输出信号可以包括从同步的生物电位信号得出的信号。例如,输入生物电位信号可以包括ECG信号,并且输出信号可以包括对象的心率或心率变异性。

[0083] 在所描述的示例中,电容传感器29中的每个电容传感器可以具有相同的时钟速度,然而,由于电容传感器29彼此独立地操作,因此不同的电容传感器29可以具有不同的参考时间。上述示例使得参考时间能够通过后处理来同步。在其他示例中,电容传感器29可以具有不同的时钟速度。在这种示例中,可以使用附加处理来解决时钟速度的差异。例如,基于动态时间规整距离的方法或机器学习过程可以用于实现不同的电容传感器29之间的时间对准。

[0084] 本文描述的一个或多个示例的技术效果是提供无线系统21,其可以用于监测来自对象的生物电位信号。由于该系统是无线21,这意味着电容传感器29可以位于对象上的任何合适的位置上。这可以使得能够监测不同类型的生物电位信号。这还可以允许在测量生物电位信号时对象27自由移动。

[0085] 本公开的示例还可以支持从生物电位信号中提取不同类型的数据。例如,在一些示例中,它可以使ECG和EOG数据都可以从相同的生物电位信号中被提取。这可以允许改善的医学诊断,这可以减少所需的电容传感器29的数量和/或对对象27进行的所需测试的数量。

[0086] 在该描述中,术语耦合是指可操作地耦合,并且在耦合组件之间可以存在任何数量或组合的中间元件(不包括中间元件)。

[0087] 在本文中,以包含性而非排他性的含义使用术语“包括”。即,对包括Y的X的任何引用都指示X可能仅包括一个Y或可能包括一个以上的Y。如果要使用具有排他性含义的“包括”,那么在上下文中将通过引用“仅包括一个…”或通过使用“由…组成”而显而易见。

[0088] 在该简要描述中,已经参照了各种示例。关于示例的特征或功能的描述指示那些特征或功能存在于该示例中。不管是否明确规定,在文本中使用术语“示例”或“例如”或“可以”表示至少在所描述的示例中存在这种特征或功能,无论是否作为示例进行描述,并且它们可以但不一定存在于一些或所有其他示例中。因此,“示例”、“例如”或“可以”是指一类示例中的特定实例。实例的属性可以是仅该实例的属性或者这类属性或者该类的子类的属性,其包括该类中的一些但非全部实例。因此,隐式地公开了参照一个示例而不是参照另一示例描述的特征在可能的情况下可以在该另一示例中使用,而不必在该另一示例中使用。

[0089] 尽管在前述段落中已经参照各种示例描述了本发明的实施例,但是应该了解的是,可以在不脱离所要求保护的本发明的范围的情况下对给出的示例进行修改。

[0090] 除了明确描述的组合之外,可以以组合方式使用在前述描述中描述的特征。

[0091] 尽管已经参照某些特征描述了功能,但是那些功能可以由其他特征执行,无论是否描述。

[0092] 尽管已经参照某些实施例描述了特征,但是那些特征也可以存在于其他实施例中,无论是否描述。

[0093] 尽管尽力在前述说明书中引起对被认为特别重要的本发明的那些特征的注意,但是应该理解的是,本申请人要求保护在此之前参照和/或在附图中示出的任何可获专利的

特征或特征组合, 无论是否已特别强调了这一点。

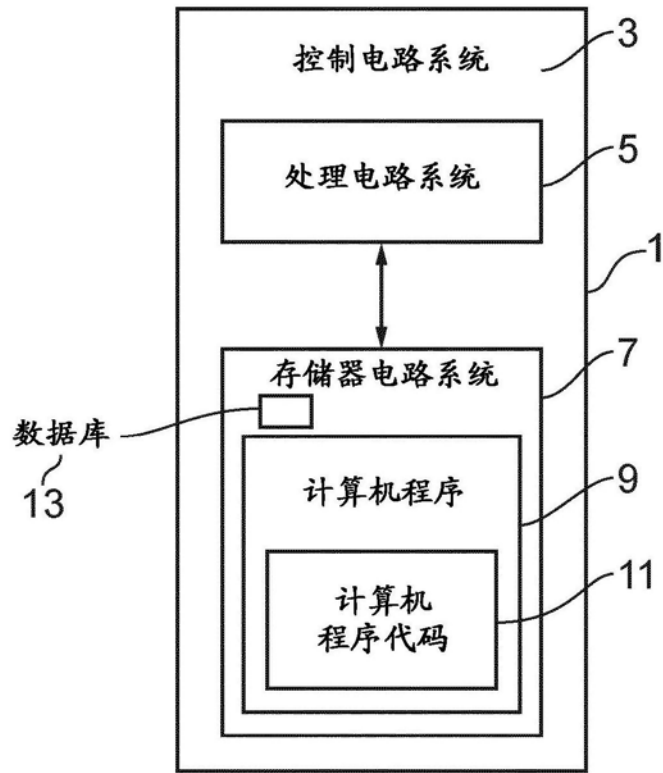


图1

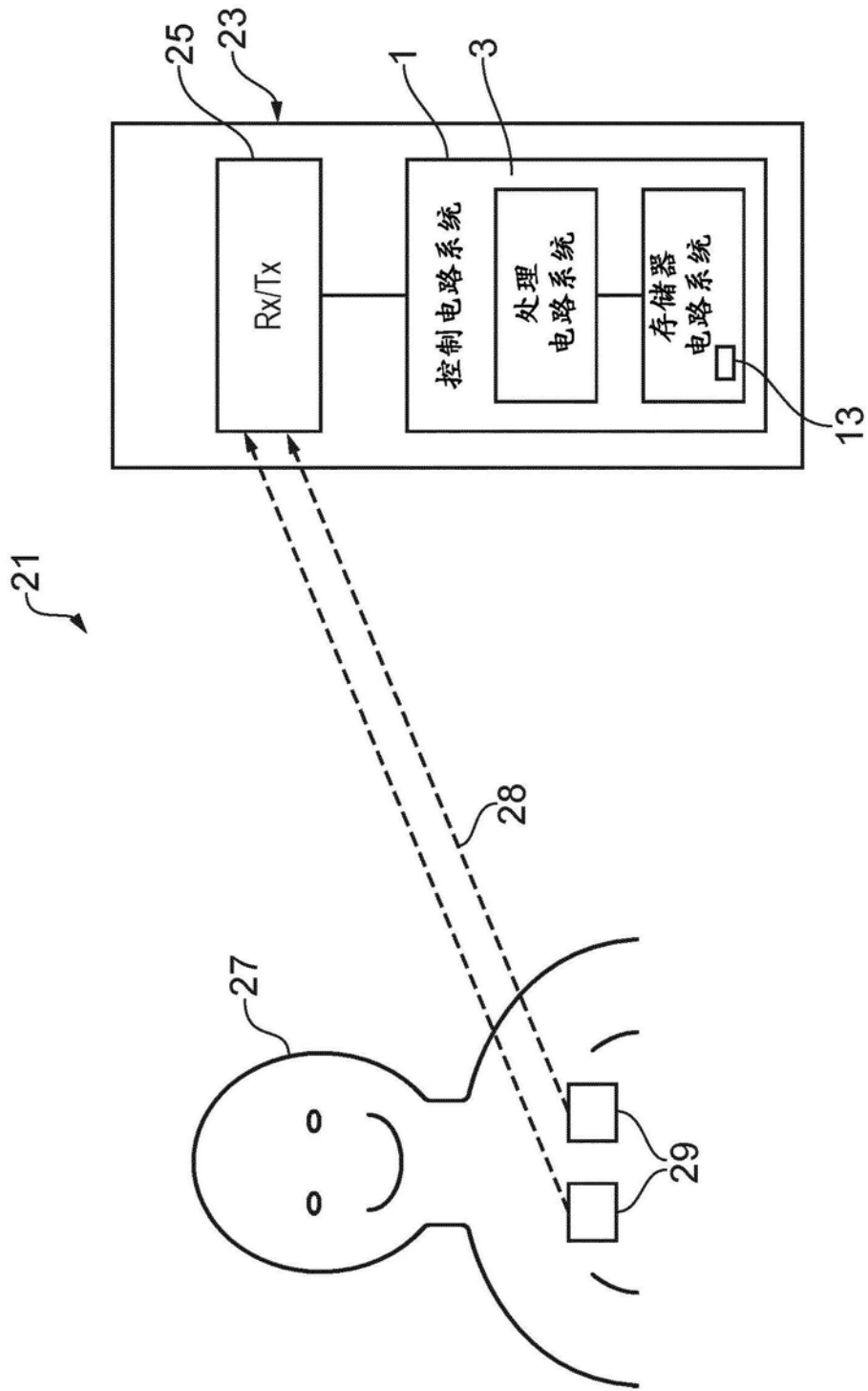


图2

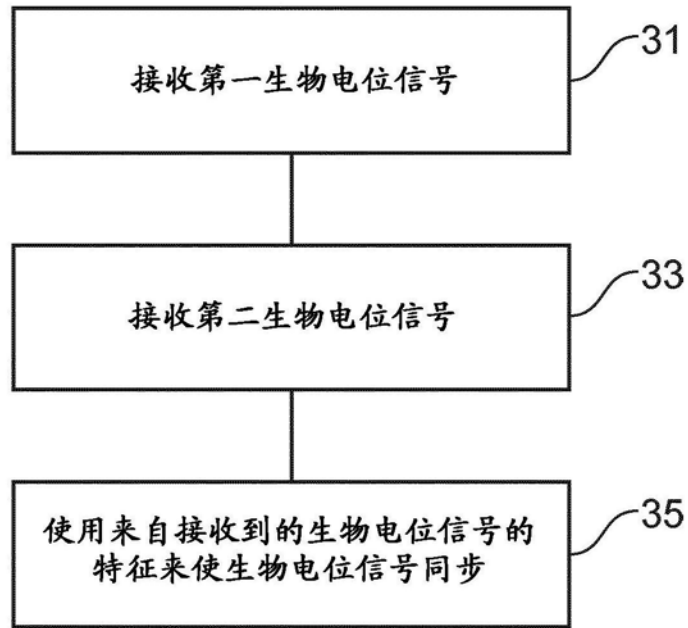


图3

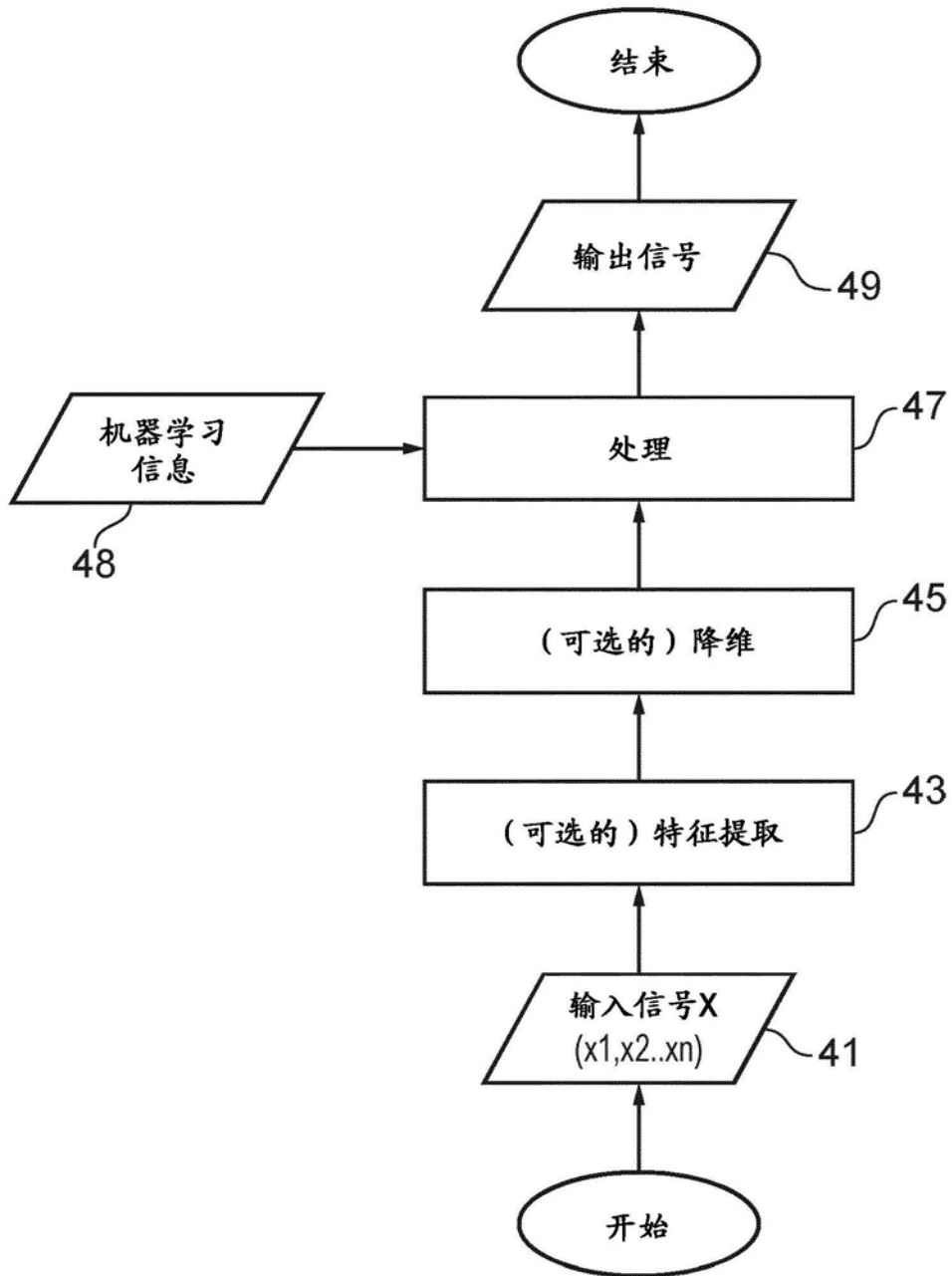


图4

专利名称(译)	用于使生物电位信号同步的方法、装置和计算机程序		
公开(公告)号	CN111295136A	公开(公告)日	2020-06-16
申请号	CN201880070988.5	申请日	2018-10-01
[标]申请(专利权)人(译)	诺基亚技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	诺基亚技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	诺基亚技术有限公司		
[标]发明人	K 布罗姆奎维斯特 M 昂卡拉 K 穆勒		
发明人	K·布罗姆奎维斯特 M·昂卡拉 K·穆勒 H·林德霍姆		
IPC分类号	A61B5/0428 A61B5/00 A61B5/0402 A61B5/04 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/053 A61B5/0496		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/04284 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/0496 A61B5/0531 A61B5/72		
优先权	2017199453 2017-10-31 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种方法、装置和计算机程序，该方法包括：接收由第一电容传感器获得的第一生物电位信号；接收由第二电容传感器获得的第二生物电位信号，第一电容传感器和第二电容传感器位于对象上的不同位置处；通过对由第一电容传感器或第二电容传感器中的至少一个电容传感器获得的生物电位信号应用时间调整来使由第一电容传感器和第二电容传感器获得的生物电位信号同步；其中第一生物电位信号和第二生物电位信号中的至少一个生物电位信号中的特征被用于使由第一电容传感器和第二电容传感器获得的生物电位信号同步。

