



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111372509 A

(43)申请公布日 2020.07.03

(21)申请号 201880075579.4

(22)申请日 2018.11.23

(30)优先权数据

17203659.2 2017.11.24 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.05.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/082394 2018.11.23

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/101935 EN 2019.05.31

(71)申请人 诺基亚技术有限公司

地址 芬兰埃斯波

(72)发明人 A·萨罗 K·布洛姆奎斯特

(74)专利代理机构 北京市中咨律师事务所

11247

代理人 杨晓光

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0428(2006.01)

G01R 19/25(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

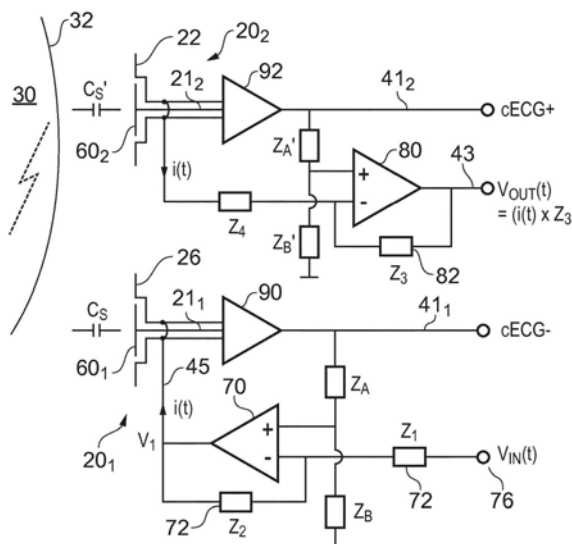
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

生物信号检测

(57)摘要

一种装置,包括:包括第一感测电极和第一保护电极的第一位移电流传感器,其中,第一位移电流传感器被配置为测量取决于对象的心脏的电活动的第一感测信号;包括第二感测电极和第二保护电极的第二位移电流传感器,其中,第二位移电流传感器被配置为测量取决于对象的心脏的电活动的第二感测信号;以及电路,被配置为至少处理第一感测信号以补偿由对象的运动引起的伪影。



1. 一种装置,包括:

包括第一感测电极和第一保护电极的第一位移电流传感器,其中,所述第一位移电流传感器被配置为测量取决于对象的心脏的电活动的第一感测信号;

包括第二感测电极和第二保护电极的第二位移电流传感器,其中,所述第二位移电流传感器被配置为测量取决于对象的心脏的电活动的第二感测信号;以及

电路,被配置为至少处理所述第一感测信号以补偿由所述对象的运动引起的伪影。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述第一位移电流传感器和所述第二位移电流传感器在空间上至少分离若干厘米。

3. 根据权利要求1或2所述的装置,其中,被配置为至少处理所述第一感测信号以补偿由所述对象的运动引起的伪影的所述电路被配置为:

向所述第一保护电极和所述第二保护电极中的一个施加参考信号,在所述第一保护电极和所述第二保护电极中的另一个处感测取决于所述对象的运动的附加信号,并使用所述附加信号以至少处理所述第一感测信号以补偿由所述对象的运动引起的伪影。

4. 根据权利要求3所述的装置,其中,所述参考信号是第一时变电压,并且所述附加信号是取决于所述第一时变电压和所述对象的运动的第二时变电压。

5. 根据权利要求3或4所述的装置,其中,所述第一感测信号和所述第二感测信号被用作虚接地,用于施加所述参考信号和用于感测所述附加信号。

6. 根据权利要求5所述的装置,其中,所述参考信号被连续地施加,并且其中,所述附加信号被连续并且同时地感测。

7. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,其中,所述第一位移电流传感器包括用于使所述第一感测电极与所述对象的皮肤绝缘的电绝缘体,

并且其中,所述第二位移电流传感器包括用于使所述第二感测电极与所述对象的皮肤绝缘的电绝缘体。

8. 根据权利要求7所述的装置,其中,所述第一位移电流传感器能够相对于所述对象而移动,并且未被贴附到所述对象,

并且其中,所述第二位移电流传感器能够相对于所述对象和所述第一位移电流传感器而移动,并且未被贴附到所述对象。

9. 根据权利要求8所述的装置,其中,所述第一位移电流传感器和所述第二位移电流传感器被嵌入床或其它家具中。

10. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,其中,所述电路被配置为:处理所述第一感测信号以补偿由所述对象的运动引起的伪影,以提供ECG信号。

11. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,其中,所述装置包括用于检测所述对象的运动的传感器和/或用于检测所述对象与所述位移电流传感器之间的压力或力的传感器。

12. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,其中,被配置为处理所述第一感测信号以补偿由所述对象的运动引起的伪影的所述电路包括:用于对所述第一感测信号进行滤波以补偿由所述对象的运动引起的伪影的带通滤波器。

13. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,其中,被配置为处理所述第一感测信号以补偿由所述对象的运动引起的伪影的所述电路被配置为:

基于所述对象的运动,确定所述第一感测信号随时间的可靠性;以及

基于所确定的可靠性,使用权重来处理所述第一感测信号。

14. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,其中,被配置为处理所述第一感测信号以补偿由所述对象的运动引起的伪影的所述电路被配置为:

测量由所述对象的运动引起的伪影;以及

在频域中,从所述第一感测信号中去除所测量的伪影。

15. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,其中,被配置为处理所述第一感测信号以补偿由所述对象的运动引起的伪影的所述电路包括:用于对所述第一感测信号进行滤波的自适应滤波器。

16. 根据权利要求3或从属于权利要求3的前述权利要求中任一项所述的装置,其中,被配置为处理所述第一感测信号以补偿由所述对象的运动引起的伪影的所述电路被配置为:

经由第一运算放大器向所述第一保护电极施加所述第一时变电压,在第二运算放大器的输出处测量第二时变电压,其中,所述第二运算放大器的输入被连接到所述第二保护电极,阻抗被连接在所述第二运算放大器的所述输入与所述输出之间,其中,所述第一保护电极与所述第二保护电极之间的阻抗的至少一部分是至少使用所述第一时变电压和所述第二时变电压来估计,以估计所述对象的运动。

17. 根据权利要求16所述的装置,其中,所述第一运算放大器通过在邻近所述第一保护电极并且由所述第一保护电极保护的所述第一感测电极处接收的ECG信号来虚接地,并且所述第二运算放大器通过在邻近所述第二保护电极并且由所述第二保护电极保护的所述第二感测电极处接收的ECG信号来虚接地。

18. 根据权利要求16或17所述的装置,被配置为:

将所述第一保护电极与所述第二保护电极之间的所述阻抗的至少一部分作用于至少对所述第一感测信号进行滤波的自适应滤波器的外部参考信号。

19. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,被配置作为评估心脏功能的循环监测系统或健康监测系统的一部分。

20. 一种方法,包括:

使用包括第一感测电极和第一保护电极的第一位移电流传感器以测量取决于对象的心脏的电活动的第一感测信号;

使用包括第二感测电极和第二保护电极的第二位移电流传感器以测量取决于对象的心脏的电活动的第二感测信号;以及

至少处理所述第一感测信号以补偿由所述对象的运动引起的伪影。

生物信号检测

技术领域

[0001] 本发明的实施例涉及生物信号检测。特别地，它们涉及改进生物信号检测。

背景技术

[0002] 生物信号是提供关于对象的身体的功能的信息的信号。存在非常大量的生物信号。

[0003] 涉及心脏和循环的生物信号例如包括收缩压、舒张压、心率、心电图、脉搏波速度、心音图、巴氏心动图、超声心动图等。

[0004] 所检测的生物信号可受到源自许多不同的源的噪声的影响。

[0005] 期望从生物信号中去除噪声。

发明内容

[0006] 根据本发明的各种但并非所有的实施例，提供了一种装置，其包括：

[0007] 包括第一感测电极和第一保护电极的第一位移电流传感器，其中，第一位移电流传感器被配置为测量取决于对象的心脏的电活动的第一感测信号；

[0008] 包括第二感测电极和第二保护电极的第二位移电流传感器，其中，第二位移电流传感器被配置为测量取决于对象的心脏的电活动的第二感测信号；以及

[0009] 电路，被配置为至少处理第一感测信号以补偿由对象的运动引起的伪影。

[0010] 该电路可包括：至少一个处理器；以及包括计算机程序代码的至少一个存储器，至少一个存储器和计算机程序代码被配置为利用至少一个处理器90使得该装置至少执行：处理感测信号以补偿由对象的运动引起的伪影。

[0011] 根据本发明的各种但并非所有的实施例，提供了如所附权利要求所要求保护的示例。

附图说明

[0012] 为了更好地理解有助于理解本发明的详细描述的各种示例，现在将仅以示例的方式参考附图，其中：

[0013] 图1示出用于处理一个或多个感测电信号以补偿由对象的运动引起的伪影的装置的示例；

[0014] 图2和图3示出用于处理一个或多个感测电信号以补偿由对象的运动引起的伪影的装置的示例；

[0015] 图4示出保护电极和ECG电极的配置的示例；

[0016] 图5示出解调电路的示例；

[0017] 图6A、6B、6C示出可以可选地固定到物品的运动关联传感器的示例；

[0018] 图7A至图7D示出被配置为处理一个或多个感测电信号以补偿由对象的运动引起的伪影的电路的进一步的示例；

[0019] 图8示出被配置为处理一个或多个感测电信号以补偿由对象的运动引起的伪影的控制器的示例；

[0020] 图9示出方法的示例。

具体实施方式

[0021] 图1示出了装置10的示例，其用于处理取决于对象的心脏的电活动的一个或多个感测电信号21，以补偿由该对象的运动引起的伪影。以此方式，在一些示例中，装置10从一个或多个感测电信号21中获得心电图信号41。心电图信号41是取决于心肌的电极化和去极化的信号。它指示心脏功能。

[0022] 因此，装置10可以是使用心电图信号41评估心脏功能的循环监测系统或健康监测系统或其一部分。这可以发现用于患者监测、个人健康监测、健身评估、运动效果监测等的应用。

[0023] 装置10至少包括位移电流传感器20和可操作地连接到位移电流传感器20的电路40。该连接例如可以是经由引线的直接的电流连接，如图2和图3所示。

[0024] 位移电流传感器20被配置为测量取决于对象30的心脏的电活动的一个或多个感测电信号21。传感器20检测一个或多个感测电信号21。传感器20可以或可以不进一步处理所检测的电信号以产生一个或多个感测电信号21。因此，测量并非暗示一个或多个感测电信号被量化，尽管可能如此。

[0025] 总电流密度(用旋度 H 定义)具有电流分量 J 和位移分量 dD/dt ，其中 $D = \epsilon E$ 。位移电流传感器20测量取决于 D 的值及其随时间的变化 dD/dt 。

[0026] 位移电流传感器20包括接近对象30的皮肤32但与其电绝缘的至少一个电极22。

[0027] 在一些示例中，位移电流传感器20包括用于使至少一个电极22与对象的皮肤32绝缘的电绝缘体24。在一些示例中，电极22与对象的皮肤32之间的材料附加地或可替代地提供了电极22与对象的皮肤32电绝缘。

[0028] 电绝缘防止位移电流传感器20接收总电流密度的电流分量 J 。

[0029] 电路40被配置为处理一个或多个感测电信号21以补偿由对象的运动引起的伪影。对运动伪影的补偿从感测电信号21中去除噪声，从而产生受噪声影响更小的电信号21的版本。

[0030] 电路40接收运动关联信号50，运动关联信号50与位移电流传感器20的电极22相对于用户30的运动相关联。

[0031] 例如，运动关联信号50可以是取决于或响应于位移电流传感器20的电极22相对于用户30的运动的运动相关信号。附加地或可替代地，运动关联信号50可以是取决于或响应于使得位移电流传感器20的电极22相对于用户30运动的力的力相关信号。

[0032] 在一些示例中，装置10包括用于产生一个或多个运动关联信号50的一个或多个运动关联传感器52。

[0033] 例如，运动关联传感器52可以是运动传感器、距离传感器、力传感器、压力传感器、变形传感器、和/或身体可穿戴运动传感器。

[0034] 运动关联传感器52例如可以是电容传感器、射频传感器、超声传感器、光学传感器；以及电磁膜传感器、压电传感器、应变式传感器、加速度计、陀螺仪、和/或磁力计。

[0035] 电路40可以是任何合适的电路。例如,它可以是分立组件设置,和/或可包括可编程门阵列,和/或可包括可编程处理器。

[0036] 在一些但并非所有的示例中,电路40被配置为测量由位移电流传感器20的电极22相对于用户30的运动引起的可变电容。电路40可被配置为:通过在虚域中测量可变电抗对参考信号的调制来测量由位移电流传感器20的电极22相对于用户30的运动引起的可变电抗。在图2和图3所示的示例中,参考信号是被施加到对象30的外部信号45。

[0037] 在图2和图3的示例中,电路40被配置为处理一个或多个感测电信号21以获得噪声减少的心电图信号41。电路40测量由运动引起的伪影,作为由电路40经由第一电极26提供给对象30的电参考信号45的调制。电路40被配置为处理感测信号21以补偿由该对象的运动引起的伪影。

[0038] 电路40被配置为将时变电压V1作为参考信号45施加到第一电极26,例如经由第一运算放大器,并测量时变信号 V_{out} ,例如在第二运算放大器的输出处。

[0039] 在这些示例中,第一电极26接近对象30的皮肤32但与其电绝缘。在一些示例中,电绝缘体24使电极26与对象的皮肤32绝缘。在一些示例中,电极26与对象的皮肤30之间的材料附加地或可替代地提供了电极26与对象的皮肤32电绝缘。

[0040] 电参考信号45具有一个或多个高频分量,例如,大于1kHz。例如,电参考信号45可具有超过100kHz的重要分量,例如,在超过100kHz或100–500kHz的范围内,或者在一些实施例中可完全位于100–500kHz的范围内。电参考信号45例如可以是纯音(单频)。

[0041] 在图3的示例中,第一位移电流传感器20₁包括用于测量第一ECG信号41₁的第一ECG电极60₁、以及用于注入电流(参考信号45)的第一电极26,并且第二位移电流传感器20₂包括用于测量第二ECG信号41₂的第二ECG电极60₂、以及用于测量运动伪影的第二电极22。第一位移电流传感器20₁和第二位移电流传感器20₂在物理上是不同的和分离的。

[0042] 电路40被配置为经由第一运算放大器70将时变电压V1施加到第一电极26,并在第二运算放大器80的输出处提供时变信号43(电压 V_{out})。

[0043] 如在图4中更详细地示出的,第一电极26和第二电极22是相应的第一ECG电极60₁和第二ECG电极60₂的保护电极。因此,第一位移电流传感器20₁包括感测电极60₁以及至少一个保护部分即保护电极26。因此,第二位移电流传感器20₂包括感测电极60₂以及至少一个保护部分即保护电极22。

[0044] ECG电极位于中央。在这些示例中,它是圆形的,但并非必需如此。电极26/22与ECG电极60₁/60₂分离,在该示例中,使用低相对介电常数间隙来用于分离。

[0045] 电极26/22是外接ECG电极60₁/60₂但与其分离的圆。

[0046] 返回到图3,在ECG电极60₁处接收的ECG信号41₁经由运算放大器90被施加在第一运算放大器70的+ve端作为虚接地。在一些示例中可使用分压器。例如,阻抗 Z_A 和阻抗 Z_B 可被串联连接在运算放大器90的输出与地之间,并且阻抗 Z_A 与阻抗 Z_B 之间的中间节点可被连接到第一运算放大器70的+ve端。

[0047] 在ECG电极60₂处接收的ECG信号41₂经由运算放大器92被施加在第二运算放大器80的+ve端作为虚接地。在一些示例中可使用分压器。例如,阻抗 Z_A' 和 Z_B' 可被串联连接在运算放大器92的输出与地之间,并且阻抗 Z_A' 与 Z_B' 之间的中间节点可被连接到第二运算放大器80的+ve端。

[0048] 第一运算放大器70在它的输出处产生电流,并在第一保护电极26处产生电压V1。第一运算放大器70被设置用于经由在它的输出与它的-ve端之间连接的阻抗72的闭环负反馈。阻抗72具有值 Z_2 。第一运算放大器70被设置为在它的-ve端处经由阻抗74接收来自可变电压源76的输入。可变电压源76产生电压 $V_{in}(t)$ 。阻抗74具有值 Z_1 。在由运算放大器90放大之后,在第一ECG电极60₁处接收的第一ECG信号41₁被施加在第一运算放大器70的+ve端作为虚接地。

[0049] 第二运算放大器80在-ve端接收来自第二保护电极22的电压。第二运算放大器80被设置用于经由在它的输出与它的-ve端之间连接的阻抗82的闭环负反馈。阻抗82具有值 Z_3 。在由运算放大器92放大之后,在第二ECG电极60₂处接收的第二ECG信号41₂被施加在第二运算放大器80的+ve端作为虚接地。第二运算放大器80在它的输出处产生电压 V_{out} ,其是运动伪影信号43。在一些示例中,阻抗 Z_4 可被连接在第二保护电极22与第二运算放大器80的-ve端之间。

[0050] 在第二运算放大器80的-ve端处的电流取决于在第一电极26处的电压(V1)(相对于虚接地)以及与在电极22、26之间并且通过对象的身体的电流路径相关联的未知阻抗Z。阻抗Z包括稳态值和可变值,该可变值可被假定为基本上由电极22、26与对象的身体之间的相对运动引起。因此,运算放大器80的输出是由相对运动引起的可变阻抗信号43。

[0051] 在第一运算放大器70的-ve端处的电流是 V_{in}/Z_1 ,其中, V_{in} 是经由阻抗 Z_1 被施加到第一运算放大器70的-ve输入的可变电压(相对于虚接地)。第一运算放大器70被设置用于闭环负反馈。因此,第一运算放大器70的输出是 $V_1 = V_{in} * (1 + Z_2/Z_1)$ 。在第二运算放大器80的-ve端处的电流是 V_1/Z ,其中, V_1 是经由电极间阻抗Z被施加到第二运算放大器80的-ve输入的可变电压(相对于虚接地)。第二运算放大器80被设置用于闭环负反馈。因此,第二运算放大器80的输出是 $V_{out} = Z_3 * V_1/Z = V_{in} * (Z_3/Z) * (1 + Z_2/Z_1)$ 。

[0052] 可以将由于Z的变化而引起的 V_{out} 部分与由于 V_{in} 的变化而引起的 V_{out} 部分分离。

[0053] 这例如可通过使用解调器在频域中从 V_{out} 中去除 V_{in} 来实现。

[0054] 如果 Z_1 、 Z_2 、 Z_3 是电阻器,则在较高频率的 V_{in} 下,身体的稳态阻抗可被视为主要是电阻性的。由电极22/26与皮肤表面之间的距离引起的变化阻抗将主要是电抗性的(电容性的)。

[0055] 因此,可变阻抗信号43的虚(电抗性的)部的变化可归因于由电极22、26与身体的相对运动引起的电容的变化。这些表示感测信号21中的运动伪影。

[0056] 图5示出了解调电路的示例。解调电路处理输入时变电压 V_{in} 和输出时变电压 V_{out} 以获得可变阻抗信号43的虚分量和实分量。

[0057] 解调电路可被配置为计算输入时变电压 V_{in} 与输出时变电压 V_{out} 之间的复传递函数如何随时间变化。

[0058] 因此,装置10包括:包括第一感测电极60₁和第一保护电极26的第一位移电流传感器20₁,以及包括第二感测电极60₂和第二保护电极22的第二位移电流传感器20₂。第一位移电流传感器20₁被配置为测量取决于对象的心脏的电活动的第一感测信号21₁。第二位移电流传感器20₂被配置为测量取决于对象的心脏的电活动的第二感测信号21₂。

[0059] 第一位移电流传感器20₁包括用于使第一感测电极60₁与对象的皮肤绝缘的电绝缘体。第二位移电流传感器20₂包括用于使第二感测电极60₂与对象的皮肤绝缘的电绝缘体。

[0060] 第一位移电流传感器20₁和第二位移电流传感器20₂在空间上分离至少若干厘米(大于2或3cm)。第一位移电流传感器20₁可相对于对象而移动,并且未被贴附到该对象。第二位移电流传感器20₂可相对于对象和第一位移电流传感器20₁而移动,并且未被贴附到该对象。第一位移电流传感器20₁和第二位移电流传感器20₂可被嵌入床或其它家具中。

[0061] 装置10包括被配置为处理第一感测信号211以补偿由对象的运动引起的伪影,并处理第二感测信号212以补偿由该对象的运动引起的伪影的电路。

[0062] 该电路被配置为向第一保护电极26和第二保护电极22中的一个施加参考信号45,在第一保护电极26和第二保护电极22中的另一个处感测取决于对象的运动的附加信号,并使用该附加信号以估计由该对象的运动引起的伪影并且补偿第一感测信号和/或第二感测信号。在所示的示例中,该电路被配置为向第一保护电极26施加参考信号45,并在第二保护电极22处感测取决于该对象的运动的附加信号。参考信号45是第一时变电压,并且附加信号是取决于第一时变电压和对象的运动的第二时变电压。在该示例中,参考信号45被连续地施加,并且附加信号被连续并且同时地感测。

[0063] 第一感测信号和第二感测信号被用作虚接地,用于施加参考信号45和用于感测附加信号。该电路被配置为经由运算放大器70向第一保护电极26施加第一时变电压V₁,在另一个运算放大器80的输出处测量第二时变电压V_{out}。运算放大器80的输入被连接到第二保护电极22。阻抗Z₃被连接在运算放大器80的输入与输出之间。第一和第二保护电极26、22之间的阻抗的至少一部分是至少使用第一时变电压和第二时变电压来测量,以估计对象的运动。

[0064] 运算放大器80通过在邻近第二保护电极22并且由第二保护电极保护的感测电极60₂处接收的ECG信号来虚接地,并且运算放大器70通过在邻近第一保护电极26并且由第一保护电极26保护的感测电极60₁处接收的ECG信号来虚接地。装置10可被配置为将第一保护电极与第二保护电极之间的阻抗的至少一部分用作对第一感测信号和/或第二感测信号进行滤波的自适应滤波器的外部参考信号。

[0065] 因此,该电路被配置为处理第一感测信号以补偿由对象的运动引起的伪影,以提供ECG信号。该电路被配置为处理第二感测信号以补偿由对象的运动引起的伪影,以提供ECG信号。

[0066] 可以理解,在装置10中,感测信号21被用作虚接地以补偿由对象的运动引起的伪影。感测信号21(作为虚接地)被用于感测与所施加的参考信号45相比的变化,用于补偿由对象的运动引起的伪影。第一位移电流传感器20₁被配置为使用第一感测信号作为虚接地来施加参考信号45。第二位移电流传感器20₂被配置为使用第二感测信号作为虚接地来感测附加信号。第一位移电流传感器20₁被配置为经由第一保护电极26施加参考信号45,并使用由第一保护电极26保护的邻近的第一感测电极60₁来感测第一感测信号。第二位移电流传感器20₂被配置为经由第二保护电极22感测附加信号,并使用由第二保护电极22保护的邻近的第二感测电极60₂来感测第二感测信号。

[0067] 图6A、6B、6C示出了被配置为提供一个或多个运动关联信号50的运动关联传感器52的示例。运动关联传感器52产生与位移电流传感器20的电极22相对于用户30的运动相关联的运动关联信号50。

[0068] 例如,如图6A所示,运动关联信号50可以是取决于或响应于使得位移电流传感器

20的电极22相对于用户30运动的力的力相关信号。

[0069] 运动关联传感器52例如可以是力传感器、压力传感器、和/或变形传感器。运动关联传感器52例如可以是电磁膜传感器、压电传感器、应变式传感器。

[0070] 例如,如图6B所示,运动关联信号50可以是取决于或响应于对象的身体的运动(例如,相对于位移电流传感器20的固定电极22)的运动相关信号。运动关联传感器52例如可以是身体可穿戴运动传感器。运动关联传感器52例如可以是加速度计、陀螺仪、和/或磁力计。

[0071] 例如,如图6C所示,运动关联信号50可以是取决于或响应于位移电流传感器20的电极22相对于用户30的运动的运动相关信号。运动关联传感器52例如可以是运动传感器或距离传感器。运动关联传感器52例如可以是电容传感器、射频传感器、超声传感器、光学传感器。

[0072] 图3中所示的电路40产生可变阻抗信号43,作为运动关联信号50。可变阻抗信号43随着ECG电极60₁与对象的身体以及ECG电极60₂与对象的身体之间的变化电容而变化。

[0073] 运动关联传感器52可以是装置10的一部分或与装置10分离。

[0074] 运动关联传感器52可执行参考图6A至图6C描述的感测功能中的一个或多个。

[0075] 在图6A至图6C的示例中,位移电流传感器20可相对于对象而移动,并且未被贴附到该对象。例如,位移电流传感器20的电极22(26)可相对于对象而移动,并且未被贴附到该对象。

[0076] 在这些但并非所有的示例中,位移电流传感器20被固定到邻近对象30的物品56上。物品56例如可以是床或其它家具。

[0077] 图7A至图7D示出了电路40的进一步的示例,其被配置为处理一个或多个感测电信号21以补偿由对象的运动引起的伪影。对运动伪影的补偿从感测电信号21中去除噪声,从而产生受噪声影响更小的电信号21。

[0078] 在图7A的示例中,电路40被配置为通过以下操作来处理感测信号21以补偿由对象的运动引起的伪影:使感测信号21通过被配置为对感测信号21进行滤波以补偿由对象30的运动引起的伪影的带通滤波器110。可期望滤波器110具有自适应性并且响应于与运动关联信号50进行自适应。在一些但并非所有的示例中,滤波器110可具有固定的带宽或在1-40kHz的范围内的自适应带宽。

[0079] 在图7B的示例中,电路40被配置为通过以下操作来处理感测信号21以补偿由对象的运动引起的伪影:

[0080] i) 基于运动关联信号50,确定感测信号21随时间的可靠性。例如,如果运动关联信号50指示在第一时间段内的运动,则感测信号21可被标记为在该第一时间段内是不可靠的。如果运动关联信号50指示在第二时间段内没有运动,则感测信号21可被标记为在该第二时间段内是可靠的。

[0081] ii) 基于所确定的可靠性,使用权重来处理感测信号21。例如,如果感测信号21被标记为是可靠的,则它可具有权重1(乘法因子=1),并且如果感测信号21被标记为是不可靠的,则它可具有权重0(乘法因子=0)。当然,可以具有取决于可靠性/不可靠性的程度的在0与1之间的权重。

[0082] 在图7C的示例中,电路40配置为通过以下操作来处理感测信号21以补偿由对象的运动引起的伪影:

- [0083] 测量由对象的运动引起的伪影;以及
- [0084] 在频域中,从感测信号中去除所测量的伪影。
- [0085] 运动关联信号50可被用于表示由对象30的运动引起的伪影。运动关联信号50可例如通过使用诸如傅立叶变换(FT)的变换函数而被转换112到频域。感测信号21可例如通过使用诸如傅立叶变换(FT)的变换函数而被转换112到频域。
- [0086] 处理器116可被用于在频域中从感测信号中去除所测量的伪影。
- [0087] 例如,可确定运动关联信号50的频谱分量50'表示感测信号21的频谱分量中的噪声。对应于运动关联信号50的频谱分量的感测信号的频谱分量可适于去除运动伪影。在一些示例中,它们可被减少。在一些示例中,它们可被去除。
- [0088] 在图7D的示例中,电路40被配置为通过以下操作来处理感测信号21以补偿由对象的运动引起的伪影:使用自适应滤波器118对感测信号21进行滤波。滤波后的信号或一些其它参考信号被用于更新自适应滤波器118。例如,在第一电极60₁与第二电极60₂之间的阻抗的至少一部分可被用作用于对感测信号21进行滤波的自适应滤波器118的外部参考信号117。在一些但并非所有的示例中,滤波器118可具有在1-40kHz的范围内的自适应带宽。
- [0089] 例如,电路40的实现可以是作为控制器96。控制器96可以仅以硬件来实现,具有只包括固件的软件中的某些方面,或者可以是硬件和软件(包括固件)的组合。
- [0090] 如图8所示,控制器96可使用实现硬件功能的指令来实现,例如,通过在通用或专用处理器90中使用计算机程序94的可执行指令(其可存储在计算机可读存储介质(磁盘、存储器等)上以由这种处理器90执行)来实现。
- [0091] 处理器90被配置为从存储器92读取和向存储器92写入。处理器90还可包括输出接口和输入接口,处理器90经由输出接口输出数据和/或命令,数据和/或命令经由输入接口被输入到处理器90。
- [0092] 存储器92存储计算机程序94,其包括计算机程序指令(计算机程序代码),该计算机程序指令在被加载到处理器90中时控制装置10的操作。计算机程序94的计算机程序指令提供逻辑和例程,该逻辑和例程使得该装置能够执行图11所示的方法。处理器90通过读取存储器92能够加载和执行计算机程序94。
- [0093] 因此,装置10包括:
- [0094] 至少一个处理器90;以及
- [0095] 包括计算机程序代码的至少一个存储器92,
- [0096] 至少一个存储器92和计算机程序代码被配置为利用至少一个处理器90使得装置10至少执行:
- [0097] 测量来自位移电流传感器20的取决于对象的心脏的电活动的感测信号;以及
- [0098] 处理感测信号21以补偿由对象30的运动引起的伪影。
- [0099] 计算机程序94可以经由任何合适的传送机制到达装置10。传送机制例如可以是非暂时性计算机可读存储介质、计算机程序产品、存储设备、诸如光盘只读存储器(CD-ROM)或数字视频光盘(DVD)的记录介质、有形体现计算机程序94的制造产品。传送机制可以是被配置以可靠传送计算机程序94的信号。装置可将计算机程序94作为计算机数据信号来传播或传输。
- [0100] 虽然存储器92被示出为单个组件/电路,但是它可被实现为一个或多个单独的组

件/电路,其中一些或所有组件/电路可以是集成/可移除的和/或可提供永久/半永久/动态/缓存存储。

[0101] 虽然处理器90被示出为单个组件/电路,但是它可被实现为一个或多个单独的组件/电路,其中一些或所有组件/电路可以是集成/可移除的。处理器90可以是单核或多核处理器。

[0102] 提到“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”等或者“控制器”、“计算机”、“处理器”等,应当被理解为不仅包括具有诸如单个/多个处理器架构和串行(冯诺依曼)/并行架构的不同架构的计算机,而且还包括诸如现场可编程门阵列(FPGA)、专用集成电路(ASIC)、信号处理设备和其它处理电路的专用电路。提到计算机程序、指令、代码等,应被理解为包括用于可编程处理器的软件、或者可包括用于处理器的指令的例如硬件设备的可编程内容的固件、或者用于固定功能器件、门阵列或可编程逻辑器件等的配置设置。

[0103] 如在本申请中使用的,术语“电路”是指以下的全部:

[0104] (a) 仅硬件电路实现(诸如仅模拟和/或数字电路的实现);

[0105] (b) 电路和软件(和/或固件)的组合,诸如(如果适用):(i) 处理器的组合或(ii) 处理器/软件的部分(包括数字信号处理器、软件和存储器,其一起工作以使诸如移动电话或服务器的装置执行各种功能);以及

[0106] (c) 电路,诸如微处理器或微处理器的一部分,其需要软件或固件来操作,即使软件或固件并不是物理存在的。

[0107] “电路”的这一定义应用于在本申请中的该术语的全部使用,包括在任何权利要求中的使用。作为另一个示例,如在本申请中使用的,术语“电路”还覆盖仅处理器(或多个处理器)或处理器的部分及其伴随的软件和/或固件的实现。术语“电路”还覆盖(例如且如果适用于具体要求的元件)用于移动电话或服务中的类似集成电路、蜂窝网络设备或其它网络设备的基带集成电路或应用处理器集成电路。

[0108] 图9示出了方法100的示例,其包括:

[0109] 在方框102处,使用位移电流传感器20测量取决于对象的心脏的电活动的感测信号21;

[0110] 在框104处,处理感测信号21以补偿由对象30的运动引起的伪影。

[0111] 当被应用于图3中所示的装置时,该方法包括:在框102处,使用包括第一感测电极和第一保护电极的第一位移电流传感器以测量取决于对象的心脏的电活动的第一感测信号,并使用包括第二感测电极和第二保护电极的第二位移电流传感器以测量取决于对象的心脏的电活动的第二感测信号;以及在框104处,处理第一感测信号以补偿由对象的运动引起的伪影,和/或处理第二感测信号以补偿由对象的运动引起的伪影。

[0112] 图9中所示的框可表示方法中的步骤和/或计算机程序94中的部分代码。对框的特定顺序的说明并不意味着对于框存在所要求或优选的顺序,并且框的顺序和布置可变化。此外,可以省略一些框。

[0113] 在已经描述了结构特征的情况下,它可用于执行结构特征的一个或多个功能的构件来代替,无论该功能或这些功能是否明确或隐含地描述。

[0114] 如在本文中所使用的,“模块”是指不包括由终端制造商或用户添加的某些部件/

组件的单元或装置。装置10可以是模块。

[0115] 在本文中使用的术语“包括”具有包容而非排它性的含义。也就是说,任何表述“X包括Y”表示X可以仅包括一个Y或可以包括多于一个Y。如果意图使用具有排它性含义的“包括”,则将在上下文中通过提及“仅包括一个……”或者使用“由……组成”来明确。

[0116] 已经在该简要的描述中参考各种示例。针对示例的特征或功能的描述指示这些特征或功能存在于该示例中。无论是否明确陈述,在文本中术语“示例”或“例如”或“可”的使用表示这种特征或功能至少存在于所描述的示例中,无论是否作为示例来描述,并且这种特征或功能可以但不必需存在于一些或所有其它示例中。因此,“示例”、“例如”或“可”是指一类示例中的特定实例。实例的性质可以仅是该实例的性质或该类实例的性质或包括一些但未包括全部该类实例的该类实例的子类的性质。因此,隐含公开了针对一个示例但未针对另一个示例描述的特征可以但不必需用于其它示例。

[0117] 尽管本发明的实施例已经在前面的段落中参考各种示例进行了描述,但应当理解,可在不背离本发明要求保护的范围内对给出的示例进行修改。

[0118] 在前面的描述中描述的特征可用于除了明确描述的组合以外的组合中。

[0119] 尽管已经参考某些特征描述功能,这些功能可由其它特征来执行,无论是否描述。

[0120] 尽管已经参考某些实施例描述特征,这些特征也可存在于其它实施例中,无论是否描述。

[0121] 尽管在前面的描述中试图指出被认为是特别重要的本发明的特征,但应当理解,申请人要求保护关于在本文中之前参考附图和/或在附图中示出的任何可授予专利的特征或特征组合的内容,无论是否已特别强调。

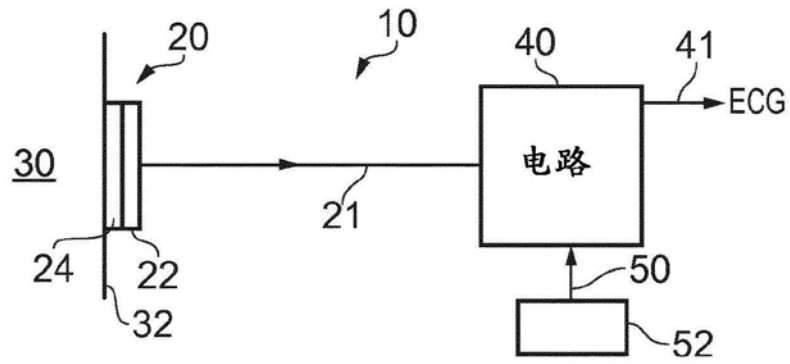


图1

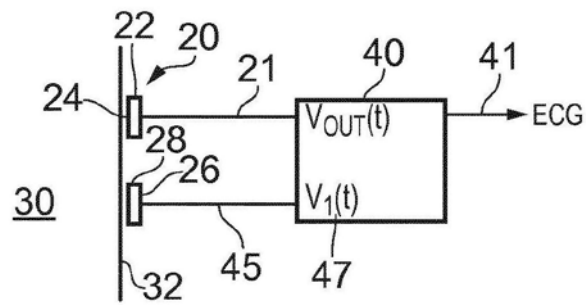


图2

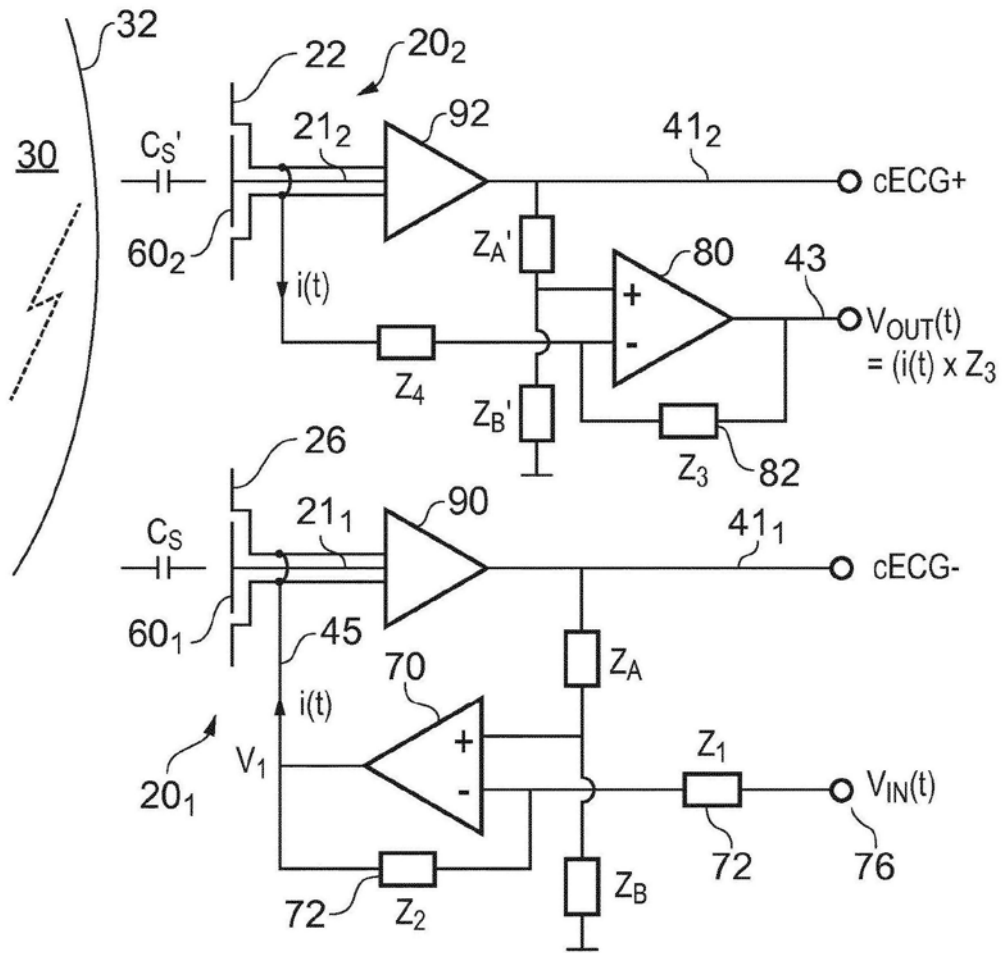


图3

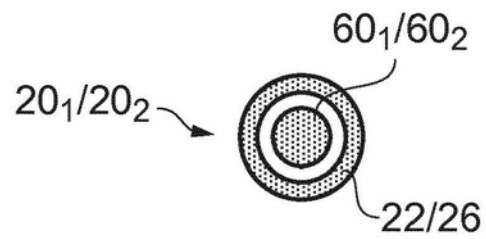


图4A

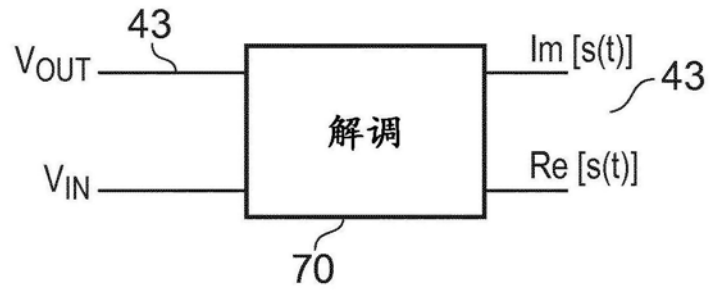


图5

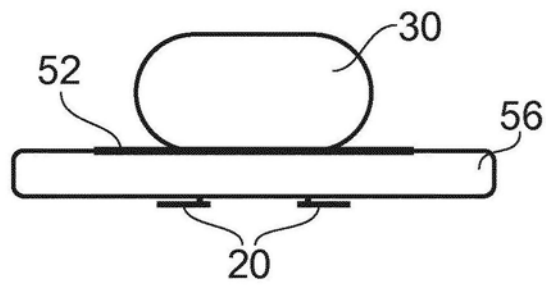


图6A

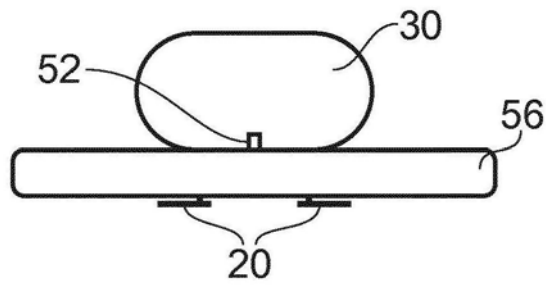


图6B

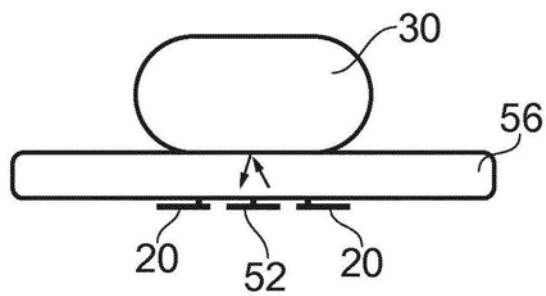


图6C

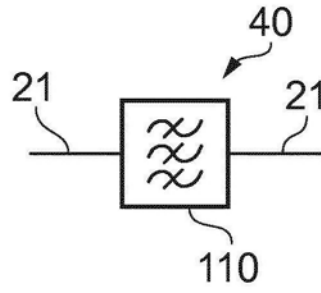


图7A

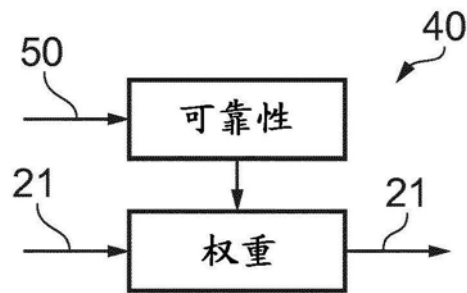


图7B

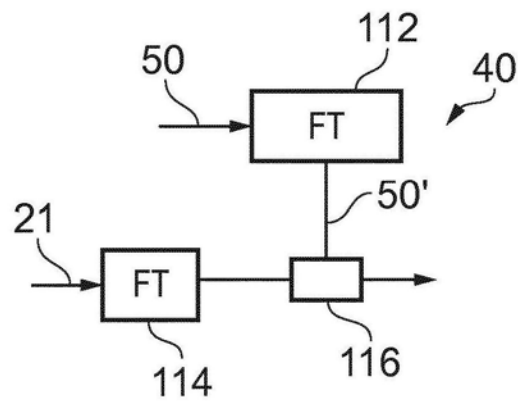


图7C

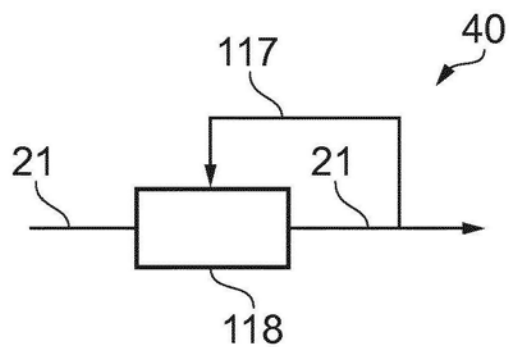


图7D

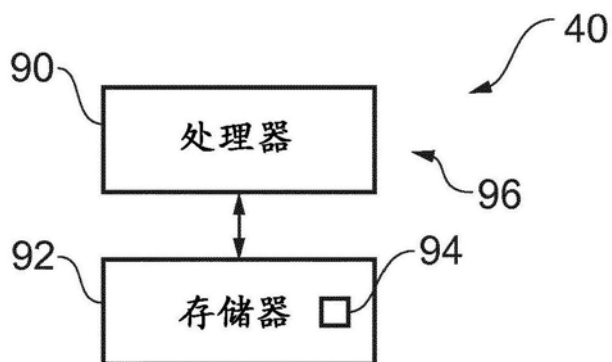


图8

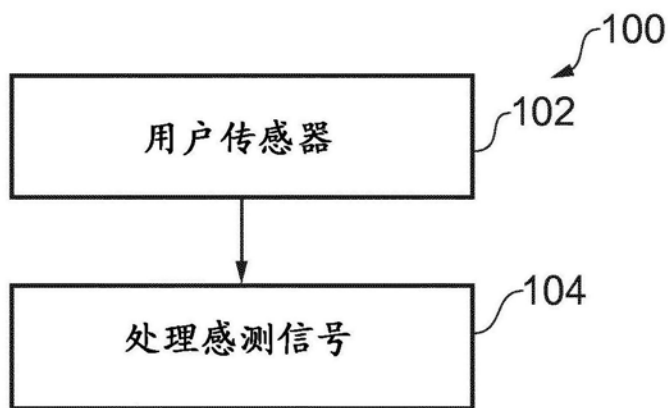


图9

专利名称(译)	生物信号检测		
公开(公告)号	CN111372509A	公开(公告)日	2020-07-03
申请号	CN201880075579.4	申请日	2018-11-23
[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	A萨罗 K布洛姆奎斯特		
发明人	A·萨罗 K·布洛姆奎斯特		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0428 G01R19/25 A61B5/0402		
代理人(译)	杨晓光		
优先权	2017203659 2017-11-24 EP		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

一种装置，包括：包括第一感测电极和第一保护电极的第一位移电流传感器，其中，第一位移电流传感器被配置为测量取决于对象的心脏的电活动的第一感测信号；包括第二感测电极和第二保护电极的第二位移电流传感器，其中，第二位移电流传感器被配置为测量取决于对象的心脏的电活动的第二感测信号；以及电路，被配置为至少处理第一感测信号以补偿由对象的运动引起的伪影。

