



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109561836 A

(43)申请公布日 2019.04.02

(21)申请号 201780047128.5

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2017.06.27

代理人 张扬 王英

(30)优先权数据

15/233,819 2016.08.10 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/021(2006.01)

2019.01.29

A61B 5/024(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 5/053(2006.01)

PCT/US2017/039551 2017.06.27

A61B 5/145(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

A61B 5/00(2006.01)

W02018/031130 EN 2018.02.15

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0428(2006.01)

(71)申请人 高通股份有限公司

地址 美国加利福尼亚

(72)发明人 D·B·莱默萨尔 J·威尔逊

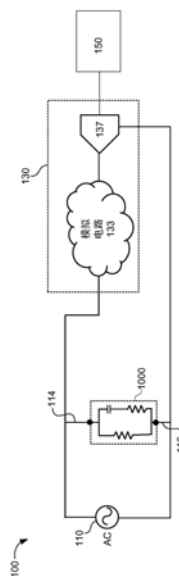
权利要求书3页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

生物阻抗测量系统校准

(57)摘要

公开了用于利用交流(AC)电源、一对电极、参考负载、可在第一开关状态和第二开关状态之间切换的开关布置和测量电子器件测量生物体的生物阻抗的技术。在所述开关布置处在所述第一开关状态下时,将所述AC电源施加在所述参考负载上,并且确定所述测量电子器件的组延迟。在所述开关布置处在所述第二开关状态下并且所述一对电极与所述生物体接触时,测量基于所述AC电源被施加在所述一对电极上的电压波形,并且确定经校准的电压波形,所述经校准的电压波形是针对所述组延迟被纠正的。基于所述经校准的电压波形确定所述生物体的所述生物阻抗值。



1. 一种装置,包括:
交流 (AC) 电源;
一对电极;
参考负载;
开关布置,其可在第一开关状态和第二开关状态之间切换;以及
测量电子器件,其中
响应于所述开关布置处在所述第一开关状态下,所述AC电源被施加在所述参考负载上,并且所述装置关于跨所述参考负载的产生的第一电压波形执行第一操作;并且,
响应于所述开关布置处在所述第二开关状态下,所述AC电源被施加在所述一对电极上,并且所述装置关于跨所述一对电极的产生的第二电压波形执行第二操作。
2. 根据权利要求1所述的装置,其中,当所述一对电极与生物体接触时,所述装置可操作作为确定所述生物体的生物阻抗值。
3. 根据权利要求2所述的装置,其中:
所述第一操作包括:确定所述测量电子器件的组延迟;
所述第二操作包括:确定经校准的第二电压波形,所述经校准的第二电压波形是针对所述组延迟被纠正的;并且
所述装置可操作作为根据所述经校准的第二电压波形来确定所述生物体的所述生物阻抗值。
4. 根据权利要求3所述的装置,其中,所述生物体是对象的解剖学特征,并且所述装置被配置为根据所述生物阻抗值来确定所述对象的一个或多个生理参数。
5. 根据权利要求4所述的装置,其中,所述一个或多个生理参数包括动脉血压、心率、氧气水平或者其任意组合。
6. 根据权利要求4所述的装置,其中,所述解剖学特征是手指、或者其它的身体部位、或者其部分。
7. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述参考负载在小于10MHz的频率处展现可忽略的电抗。
8. 根据权利要求1所述的装置,其中:
所述第一操作和所述第二操作中的至少一项包括检测峰值电压;并且
所述装置被配置为基于所检测的峰值电压来确定所述测量电子器件的组延迟。
9. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述测量电子器件包括被布置得与模拟电路和处理器串联并且位于所述模拟电路和所述处理器之间的模数转换器。
10. 根据权利要求1所述的装置,还包括处理器,所述处理器被配置为控制所述开关布置,以及执行所述第一操作和所述第二操作。
11. 根据权利要求10所述的装置,其中,所述处理器被配置为:
将所述开关布置设置为所述第一开关状态;
执行所述第一操作以使得所述测量电子器件的组延迟是根据所述产生的第一电压波形来确定的;
将所述开关布置设置为所述第二开关状态;以及
执行所述第二操作以使得确定跨所述一对电极的经校准的第二电压波形,所述经校准

的第二电压波形是针对所述组延迟被纠正的。

12. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述装置包括传感器、移动设备、可穿戴设备、或者医疗设备中的一项或多项。

13. 一种用于使用生物阻抗测量系统确定生物体的生物阻抗值的方法,所述生物阻抗测量系统包括测量电子器件,所述方法包括:

基于交流(AC)电源被施加在所述生物阻抗测量系统的参考负载上,确定所述测量电子器件的组延迟;

当所述生物阻抗测量系统的一对电极与所述生物体接触时,基于所述AC电源被施加在所述一对电极上,确定电压波形;

通过针对所述组延迟进行纠正来校准所述电压波形;以及

基于所述经校准的电压波形来确定所述生物体的所述生物阻抗值。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中,所述生物体是对象的解剖学特征,并且所述生物阻抗测量系统被配置为根据所述生物阻抗值确定所述对象的生理参数。

15. 根据权利要求14所述的方法,其中,所述生理参数包括动脉血压、心率和氧气水平中的一项或多项。

16. 根据权利要求14所述的方法,其中,所述解剖学特征是手指、其它的身体部位、或者其部分。

17. 根据权利要求13所述的方法,其中,所述参考负载在小于10MHz的频率处展现可忽略的电抗。

18. 根据权利要求13所述的方法,其中,所述测量电子器件包括被布置得与模拟电路和数字信号处理器串联并且位于所述模拟电路和所述数字信号处理器之间的模数转换器。

19. 一种用于测量生物阻抗的装置,所述装置包括:

交流(AC)电源;

一对电极;

参考负载;

开关布置,其可在第一开关状态和第二开关状态之间切换;

测量电子器件;以及

用于执行以下操作的单元:

将所述开关布置设置为所述第一开关状态,其中,所述AC电源被施加为使得产生跨所述参考负载的产生的第一电压波形;

根据所述产生的第一电压波形来确定所述测量电子器件的组延迟;

将所述开关布置设置为第二开关状态,其中,所述AC电源被施加在所述一对电极上,所述一对电极与生物体接触;以及

确定跨所述一对电极的经校准的第二电压波形,所述经校准的第二电压波形是针对所述组延迟被纠正的。

20. 根据权利要求19所述的装置,其中,所述装置可操作为根据所述经校准的第二电压波形来确定所述生物体的生物阻抗值。

21. 根据权利要求20所述的装置,其中,所述生物体是对象的解剖学特征,并且所述装置被配置为根据所述生物阻抗值来确定所述对象的生理参数。

22. 根据权利要求21所述的装置,其中,所述生理参数包括动脉血压、心率和氧气水平中的一项或多项。

23. 根据权利要求21所述的装置,其中,所述解剖学特征是手指、或者其它的身体部位、或者其部分。

24. 根据权利要求19所述的装置,其中,所述参考负载在小于10MHz的频率处展现可忽略的电抗。

25. 根据权利要求19所述的装置,其中,所述测量电子器件包括被布置得与模拟电路和处理器串联并且位于所述模拟电路和所述处理器之间的模数转换器。

26. 一种具有存储在其上的软件的非暂时性计算机可读介质,所述软件包括用于使生物阻抗测量系统执行用于确定生物体的生物阻抗值的过程的指令,所述生物阻抗测量系统包括测量电子器件,所述过程包括:

基于交流(AC)电源被施加在所述生物阻抗测量系统的参考负载上,确定所述测量电子器件的组延迟;

当所述生物阻抗测量系统的一对电极与所述生物体接触时,基于所述AC电源被施加在所述一对电极上,确定电压波形;

通过针对所述组延迟进行纠正来校准所述电压波形;以及

基于所校准的电压波形来确定所述生物体的所述生物阻抗值。

27. 根据权利要求26所述的计算机可读介质,其中,所述生物体是对象的解剖学特征,并且所述生物阻抗测量系统被配置为根据所述生物阻抗值来确定所述对象的生理参数。

28. 根据权利要求27所述的计算机可读介质,其中,所述生理参数包括动脉血压、心率和氧气水平中的一项或多项。

29. 根据权利要求27所述的计算机可读介质,其中,所述解剖学特征是手指、或者其它的身体部位、或者其部分。

30. 根据权利要求26所述的计算机可读介质,其中,所述测量电子器件包括被布置得与模拟电路和数字信号处理器串联并且位于所述模拟电路和所述数字信号处理器之间的模数转换器。

生物阻抗测量系统校准

[0001] 对相关申请的交叉引用

[0002] 本公开内容要求于2016年8月10日递交的、名称为“BIOIMPEDANCE MEASUREMENT SYSTEM CALIBRATION”的美国专利申请No. 15/233,819的优先权,以引用方式将该申请的公开内容全部并入本申请。

技术领域

[0003] 本公开内容涉及生物阻抗测量系统,具体地说,本公开内容涉及用于对生物阻抗测量系统进行校准的改进了的技术。

背景技术

[0004] 生物电阻抗(生物阻抗)测量提供获取生理参数的非侵入式的手段,生理参数包括生命体征和关于患者的医疗状况的其它诊断信息。例如,可以借助于生物阻抗测量设备获取动脉血压数据。这样的设备的优点可以包括避免需要常规的上臂压袖带和用于更迅速地、或以更频繁的间隔、更方便地并且在具有更少的患者不便和不适的情况下获取血压信息的能力。

[0005] 在一种典型的生物阻抗测量方案中,将小型交流(AC)激励源与一对电极耦合在一起。在生物阻抗测量期间,使电极变得与将被测试的生物体(例如,患者的前臂或者手指)接触。可以将生物体在电学上建模为 $2R-1C$ 电路。测量电子器件被配置为根据电极处的电压变化确定生物体的生物阻抗。

[0006] 生物阻抗是复值量,即,生物阻抗包括电抗以及电阻。因此,为了在测量过程期间获取准确的生物阻抗值,有必要与AC激励源同相地进行测量。在没有当前所公开的技术时,由于测量电子器件中的不可预期并且变化的组延迟,“同相的”测量是难以可靠地实现的。另外,初始的组延迟的变化可以特别由温度改变(由于周围环境的变化和测量电子器件的焦耳加热)和设备老化引起。

发明内容

[0007] 本公开内容的系统、方法和设备各自具有若干新颖的方面,这些方面中没有任一个单个方面唯一地负责本文中公开的可取的属性。

[0008] 本公开内容中描述的主题的一个新颖的方面涉及一种装置,所述装置包括交流(AC)电源、一对电极、参考负载、可在第一开关状态和第二开关状态之间切换的开关布置和测量电子器件。响应于所述开关布置处在所述第一开关状态下,所述AC电源被施加在所述参考负载上,并且所述装置关于跨所述参考负载的产生的第一电压波形执行第一操作。响应于所述开关布置处在所述第二开关状态下,所述AC电源被施加在所述一对电极上,并且所述装置关于跨所述一对电极的产生的第二电压波形执行第二操作。

[0009] 在一些示例中,在所述一对电极与生物体接触时,所述装置可以是可操作为确定所述生物体的生物阻抗值的。在一些示例中,所述第一操作可以包括:确定所述测量电子器

件的组延迟,所述第二操作可以包括:确定经校准的第二电压波形,所述经校准的第二电压波形是针对所述组延迟被纠正的;并且所述装置可以是可操作为根据所述经校准的第二电压波形确定所述生物体的所述生物阻抗值的。在一些示例中,所述生物体是对象的解剖学特征,并且所述装置可以被配置为根据所述生物阻抗值确定所述对象的一个或多个生理参数。在一些示例中,所述一个或多个生理参数可以包括动脉血压、心率、氧气水平或者其任意组合。在一些示例中,所述解剖学特征可以是手指或者其它的身体部位或者其部分。

[0010] 在一些示例中,所述参考负载可以在小于10MHz的频率处展现可忽略的电抗。

[0011] 在一些示例中,所述第一操作和所述第二操作中的至少一项可以包括检测峰值电压;并且所述装置可以被配置为基于所检测的峰值电压确定所述测量电子器件的组延迟。

[0012] 在一些示例中,所述测量电子器件可以包括被布置得与模拟电路和处理器串联并且位于所述模拟电路和所述处理器之间的模数转换器。

[0013] 在一些示例中,所述装置可以包括处理器,所述处理器被配置为控制所述开关布置,以及执行所述第一操作和所述第二操作。在一些示例中,所述处理器可以被配置为:将所述开关布置设置为所述第一开关状态;执行所述第一操作以使得根据所述产生的第一电压波形确定所述测量电子器件的组延迟;将所述开关布置设置为所述第二开关状态;以及执行所述第二操作以使得确定跨所述一对电极的经校准的第二电压波形,所述经校准的第二电压波形是针对所述组延迟被纠正的。

[0014] 在一些示例中,所述装置可以包括传感器、移动设备、可穿戴设备或者医疗设备中的一项或多项。

[0015] 根据一些实现,在一种用于使用生物阻抗测量系统确定生物体的生物阻抗值的方法中,所述生物阻抗测量系统包括测量电子器件,所述方法包括:基于交流(AC)电源被施加在所述生物阻抗测量系统的参考负载上,确定所述测量电子器件的组延迟;在所述生物阻抗测量系统的一对电极与所述生物体接触时,基于所述AC电源被施加在所述一对电极上,确定电压波形;通过针对所述组延迟进行纠正来校准所述电压波形;以及基于所校准的电压波形来确定所述生物体的所述生物阻抗值。

[0016] 在一些示例中,所述生物体可以是对象的解剖学特征,并且所述生物阻抗测量系统被配置为根据所述生物阻抗值确定所述对象的生理参数。在一些示例中,所述生理参数可以包括动脉血压、心率和氧气水平中的一项或多项。在一些示例中,所述解剖学特征可以是手指、其它的身体部位或者其部分。

[0017] 在一些示例中,所述参考负载可以在小于10MHz的频率处展现可忽略的电抗。

[0018] 在一些示例中,所述测量电子器件可以包括被布置得与模拟电路和数字信号处理器串联并且位于所述模拟电路和所述数字信号处理器之间的模数转换器。

[0019] 根据一些实现,一种用于测量生物阻抗的装置包括交流(AC)电源、一对电极、参考负载、可在第一开关状态和第二开关状态之间切换的开关布置、测量电子器件以及用于执行以下操作的单元:将所述开关布置设置为所述第一开关状态,其中,所述AC电源被施加为使得产生跨所述参考负载的产生的第一电压波形;根据所述产生的第一电压波形确定所述测量电子器件的组延迟;将所述开关布置设置为第二开关状态,其中,所述AC电源被施加在所述一对电极上,所述一对电极与生物体接触;以及确定跨所述一对电极的经校准的第二电压波形,所述经校准的第二电压波形是针对所述组延迟被纠正的。

[0020] 在一些示例中,所述装置可以是可操作为根据所述经校准的第二电压波形确定所述生物体的生物阻抗值的。在一些示例中,所述生物体可以是对象的解剖学特征,并且所述装置被配置为根据所述生物阻抗值确定所述对象的生理参数。在一些示例中,所述生理参数可以包括动脉血压、心率和氧气水平中的一项或多项。在一些示例中,所述解剖学特征可以是手指或者其它的身体部位或者其部分。

[0021] 在一些示例中,所述测量电子器件可以包括被布置得与模拟电路和处理器串联并且位于所述模拟电路和所述处理器之间的模数转换器。

[0022] 根据一些实现,在一种具有存储在其上的软件的非暂时性计算机可读介质中,所述软件包括用于使生物阻抗测量系统执行用于确定生物体的生物阻抗值的过程的指令,所述生物阻抗测量系统包括测量电子器件,所述过程包括:基于交流(AC)电源被施加在所述生物阻抗测量系统的参考负载上,确定所述测量电子器件的组延迟;在所述生物阻抗测量系统的一对电极与所述生物体接触时,基于所述AC电源被施加在所述一对电极上,确定电压波形;通过针对所述组延迟进行纠正来校准所述电压波形;以及基于所校准的电压波形确定所述生物体的所述生物阻抗值。

附图说明

[0023] 在本公开内容和附图中阐述了本说明书中描述的主题的一种或多种实现的细节。通过阅读本公开内容,其它的特征、方面和优点将变得显而易见。应当指出,本公开内容的附图和其它图解的相对尺寸可以不是按比例绘制的。本公开内容中所示出和描述的大小、厚度、布置、材料等是仅作为示例被给出的,并且不应当被解释为限制。各种附图中的相似的附图标记和名称指示相似的元素。

[0024] 图1示出了一种生物阻抗测量系统。

[0025] 图2示出了根据一种实现的生物阻抗测量系统。

[0026] 图3示出了根据一种实现的、用于确定生物体的生物阻抗值的方法的一个示例。

[0027] 图4示出了根据一种实现的、用于确定生物体的生物阻抗值的方法的一个示例。

具体实施方式

[0028] 在本公开内容中阐述了本说明书中描述的主题的一种或多种实现的细节,本公开内容包括本文档中的描述内容和权利要求以及附图。通过阅读本公开内容,其它的特征、方面和优点将变得显而易见。应当指出,本公开内容的附图和其它图解的相对尺寸可以不是按比例绘制的。本公开内容中所示出和描述的大小、厚度、布置、材料等是仅作为示例被给出的,并且不应当被解释为限制。

[0029] 本发明人已经开发了改进了的生物阻抗测量技术。本公开内容的系统、方法和设备各自具有若干新颖的方面,这些方面中没有任一个单个方面唯一地负责本文中公开的可行的属性。尽管有测量电子器件中的不可预期的组延迟,所公开的技术也使得能够获取准确的生物阻抗测量。有利地,可以实现所公开的技术,而几乎不在额外的成本或者复杂度方面向被取样的测量系统添加内容。

[0030] 图1示出了一种生物阻抗测量系统。生物阻抗测量系统100包括与电极114和116耦合在一起的交流(AC)电源110。在生物阻抗测量期间,电极114和116与将被测试的生物体

1000接触。生物体1000可以是对象(例如,接受检查的人类患者或者动物)的解剖学特征(诸如,手指或者其它的身体部位或者其部分)。在图1中,生物体1000被示意性地描绘为在电学上被建模的2R-1C电路。测量电子器件130(在所示出的示例中,模拟电路133和模/数转换器(ADC)137)和数字信号处理器(DSP)150被配置为根据电极114和116处的电压变化确定生物体1000的电阻抗。在没有当前所公开的技术时,由于测量电子器件中(具体地说,模拟电路133中)的不可预期并且变化的组延迟,“同相的”测量是难以可靠地实现的。因此,使用图1中示出的布置准确地确定绝对生物阻抗可以是不可能的。

[0031] 根据当前所公开的技术,将在本文中被称为“参考负载”的、具有实常量阻抗(即,不包括除可忽略的电抗分量之外的全部电抗的阻抗)的负载包括在生物阻抗测量系统中。图2示出了根据一种实现的生物阻抗测量系统。生物阻抗测量系统可以被配置为例如传感器、移动设备、可穿戴设备或者医疗设备。在所说明的实现中,生物阻抗测量系统200包括通过开关261和262有选择地与AC电源210和测量电子器件230耦合在一起的参考负载260。参考负载260可以被布置得例如靠近生物体1000。在开关261和262被分别设置到位置“A1”和“A2”时,参考负载260处在被测量的状态下。有利地,参考负载260可以被配置为以感兴趣的频率展现可忽略的电抗。例如,参考负载可以被配置为展现复值阻抗,复值阻抗具有采用小于10MHz的频率的、可忽略的电抗分量。因此,使用数字信号处理器(DSP)250或者其它的诸如是例如通用处理器、中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)或者微控制器这样的电子电路(未示出)的生物阻抗测量系统200可以被配置为通过确定由模拟电路233和ADC 237展现的组延迟来对 0° 相位点进行校准。在开关261和262被分别设置到位置“B1”和“B2”,并且电极214和216与生物体1000接触时,DSP 250可以被配置为对电极214和216上的电压进行处理以确定生物体1000的生物阻抗。例如,在开关261和262被设置到分别的位置A1和A2时,DSP 250可以被配置为确定测量电子器件230的组延迟。在开关261和262被设置到分别的位置B1和B2时,DSP 250可以被配置为针对组延迟作出纠正,以及确定生物体1000的生物阻抗值。

[0032] 开关261和262在本文中可以被称为开关布置。开关布置可以是可在第一开关状态和第二开关状态之间切换的。开关可以由操作员直接控制,或者由测量电子器件230、DSP 250和别的电子电路自动地或者半自动地控制。在第一开关状态(其中,开关261和262被分别设置到位置“A1”和“A2”)下,AC电源210被施加在参考负载260上。产生的电压波形(“第一电压波形”)可以由测量电子器件230和DSP 250处理以(作为“第一操作”的结果)确定测量电子器件230的组延迟。在第二开关状态(其中,开关261和262被分别设置到位置“B1”和“B2”)下,AC电源210被施加在一对电极214和216上。在一对电极214和216与生物体1000接触时,不同的产生的电压波形(“第二电压波形”)可以由测量电子器件230和DSP 250处理以(作为“第二操作”的结果)确定经校准的第二电压波形,经校准的第二电压波形是针对测量电子器件230的组延迟被纠正的。在一种实现中,第一操作可以包括检测第一电压波形的峰值电压和/或第二操作可以包括检测第二电压波形的峰值电压。生物阻抗测量系统200可以被配置为基于所检测的峰值电压确定测量电子器件的组延迟。

[0033] 在一种实现中,DSP 250可以执行用于确定AC电源210的 0° 度相位点与被测量的电压波形的 0° 度相位点相位之间的组延迟的算法。在被测量的电压处在其峰值处时,可以认为 0° 度相位点出现。在一种实现中,组延迟可以在AC电源210被施加在参考负载260上时被

确定,其可以是大致上非电抗性的(即,几乎纯电阻性的)阻抗。

[0034] 可以在AC电源210被施加在电极214和216上、这些电极与生物体1000接触时确定电压波形。然后通过针对组延迟进行纠正来校准电压波形,由此消除模拟电路283、电极214和216或者位于信号路径上的任何其它元件的任何相移效应。

[0035] 在一种实现中,DSP 250可以被配置为根据经校准的第二电压波形确定生物体1000的生物阻抗值。在一种实现中,生物体1000可以是对象(人类或者动物)的解剖学特征(身体部位或者其部分),并且装置200可以被配置为根据生物阻抗值确定对象的生理参数。例如,可以使动脉血压、心率和氧气水平与所确定的生物阻抗值相互关联。解剖学特征可以是例如患者的手指或者其它的附属器官或者肢体。

[0036] 图3示出了根据另一种实现的生物阻抗测量系统。在所示出的实现中,生物阻抗测量系统300包括与AC电源310和测量电子器件330耦合在一起的参考负载360。参考负载360可以被布置得例如靠近被配置为与生物体1000对接的电极314和316。在电极314和316不与生物体1000接触时,仅参考负载360被测量。有利地,参考负载360可以被配置为以感兴趣的频率展现可忽略的电抗。例如,参考负载可以被配置为展现复值阻抗,所述复值阻抗具有采用小于10MHz的频率的、可忽略的电抗分量。因此,使用数字信号处理器(DSP) 350或者其它的电子电路(未示出)的生物阻抗测量系统300可以被配置为通过确定由模拟电路333和ADC 337展现的组延迟对 0° 相位点进行校准。

[0037] 在电极314和316与生物体1000接触时,DSP 350可以被配置为对电极探针314和316上的电压进行处理以确定生物体1000的生物阻抗。更具体地说,在电极314和316不与生物体1000接触时,DSP 350可以被配置为确定测量电子器件330的组延迟。在电极314和316与生物体1000接触时,DSP 250可以被配置为针对组延迟和针对参考负载360的已知的阻抗作出纠正,以及确定生物体1000的生物阻抗值。

[0038] 相对于图2中示出的实现,生物阻抗测量系统300简化了开关布置。取代物理的开关261和262,开关布置是可以使电极314和316变得与生物体1000接触而在第一状态(其中,AC电源310不是与生物体1000耦合在一起的)和第二状态(其中,AC电源310是与生物体1000耦合在一起的)之间可切换的。

[0039] 图4示出了根据一种实现的、用于确定生物体的生物阻抗值的方法的一个示例。如在上文中描述的那样,可以使用包括交流电源、测量电子器件、参考负载和一对电极的生物阻抗测量系统执行方法。在所示出的实现中,方法400包括用于基于交流(AC)电源被施加在参考负载上来确定测量电子器件的组延迟的方框410。

[0040] 在方框420处,方法继续在生物阻抗测量系统的一对电极与生物体接触时,基于AC电源被施加在该对电极上,确定电压波形。在一些用例中,方框420可以总是紧挨在方框410之前。然而在一些用例中,在例如之后跟随对方框420的一系列重复执行的测量会话的初始建立阶段期间,方框410可以被执行仅一次。

[0041] 在方框430处,方法继续通过针对组延迟进行纠正来校准电压波形。

[0042] 在方框440处,方法以基于电压波形和组延迟来确定生物体的生物阻抗值结束。

[0043] 因此,已经公开了改进了的生物阻抗测量技术。所公开的技术使生物阻抗测量能够不仅在相对意义上(即,生物阻抗正在如何相对于时间变化)是准确的,还在绝对意义上是准确的,这允许更简单地确定诸如是血压这样的各种医疗属性。有利地,可以实现所公开

的技术,而几乎不在额外的成本或者复杂度方面向被取样的测量系统添加内容。

[0044] 应当认识到,可以设想一些替换的配置和制造技术。

[0045] 如本文中使用的,提到项目的列表“中的至少一项”的短语指包括单个成员的那些项目的任意组合。作为一个示例,“a、b或者c中的至少一项”旨在覆盖:a、b、c、a-b、a-c、b-c和a-b-c。

[0046] 结合本文中公开的实现描述的各种说明性的逻辑、逻辑方框、模块、电路和算法过程可以被实现为电子硬件、计算机软件或者这两者的组合。已经一般地按照功能描述了和在上面描述的各种说明性的部件、方框、模块、电路和过程中示出了硬件与软件的可互换性。这样的功能用硬件还是软件来实现取决于具体的应用和被强加于总体系统的设计约束。

[0047] 被用于实现结合本文中公开的方面描述的各种说明性的逻辑、逻辑方框、模块和电路的硬件和数据处理装置可以利用通用的单或者多芯片处理器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)或者其它的可编程逻辑设备、分立的门或者晶体管逻辑、分立的硬件部件或者被设计为执行本文中描述的功能的其任意组合来实现或者执行。通用处理器可以是微处理器或者任何常规的处理器的、控制器、微控制器或者状态机。处理器还可以被实现为计算设备的组合,例如,DSP与微处理器的组合、多个微处理器、结合DSP核的一个或多个微处理器或者任何其它这样的配置。在一些实现中,具体的过程和方法可以被专用于给定的功能的电路执行。

[0048] 在一个或多个方面中,所描述的功能可以用包括本说明书中公开的结构硬件、数字电子电路、计算机软件、固件及其结构上的等价项或者用其任意组合来实现。本说明书中描述的主题的实现还可以被实现为被编码在计算机存储介质上用于被数据处理装置执行或者用于控制数据处理装置的操作的一个或多个计算机程序(即,计算机程序指令的一个或多个模块)。

[0049] 如果用软件来实现,则功能可以作为计算机可读介质(诸如,非暂时性介质)上的一个或多个指令或者代码被存储或者发送。本文中公开的方法或者算法的过程可以用可以驻留在计算机可读介质上的处理器可执行的软件模块来实现。计算机可读介质包括计算机存储介质和通信介质两者,通信介质包括任何可以使其能够将计算机程序从一个地方传输到另一个地方的介质。存储介质可以是任何可以被计算机访问的可用介质。作为示例而非限制,非暂时性介质可以包括RAM、ROM、EEPROM、CD-ROM或者其它光盘存储装置、磁盘存储装置或者其它磁性存储设备或者任何其它的可以被用于存储采用指令或者数据结构的形式的期望的程序代码并且可以被计算机访问的介质。此外,任何连接可以被恰当地称为计算机可读介质。如本文中使用的,磁盘和光盘包括压缩盘(CD)、激光盘、光盘、数字多功能光盘(DVD)、软盘和蓝光盘,其中,磁盘通常磁性地复制数据,而光盘利用激光在光学上复制数据。以上各项的组合也应当被包括在计算机可读介质的范围内。额外地,方法或者算法的操作可以作为代码和指令中的一条代码和指令或者其任意组合或者集合驻留在机器可读介质和计算机可读介质中,可以将机器可读介质和计算机可读介质并入计算机程序产品中。

[0050] 对本公开内容中描述的实现的实现的各种修改对于本领域的技术人员可以是显而易见的,并且本文中定义的一般原理可以被应用于其它的实现,而不脱离本公开内容的精神或者范围。因此,权利要求不旨在被限于本文中示出的实现,而将符合与本公开内容、本文中

公开的原理和新颖特征一致的最宽范围。额外地,如本领域的技术人员应当认识到的,术语“上”、“下”、“顶”和“底”、“前”和“后”以及“上方”、“上面”、“下方”和“底下”有时是出于易于对图进行描述的目的被使用的,并且指示与被恰当地取向的页面上的图的朝向相对应的相对方位,并且可能不反映如被实现的设备的恰当朝向。

[0051] 在本说明书中在单独的实现的上下文中描述的特定的特征也可以在单个实现中被组合地实现。反过来,在单个实现的上下文中描述的各种特征也可以单独地在多个实现中或者采用任何合适的子组合地被实现。此外,尽管特征可以在上面被描述为以特定的组合起作用,并且甚至初始被这样地要求保护,但在一些情况下,可以将来自所要求保护的组合的一个或多个特征从组合中删除,并且所要求保护的组合可以涉及子组合或者子组合的变型。

[0052] 类似地,尽管在附图中按照具体的次序描绘了操作,但这不应当被理解为要求这样的操作按照所示出的具体的次序或者按照顺序的次序被执行,或者为了达到可取的结果,要求全部所说明的操作被执行。进一步地,附图可以以流程图的形式示意性地描绘一个或多个示例过程。然而,可以将其它的未被描绘的操作并入被示意性地说明的示例过程。例如,可以在所说明的操作中的任意操作之前、之后、与其同时地或者在其之间执行一个或多个额外的操作。在特定情况下,多任务和并行处理可以是有利的。此外,上面描述的实现中对各种系统部件的分隔不应当被理解为在全部实现中要求这样的分隔,并且应当理解,所描述的程序组件和系统一般可以一起被集成在单个软件产品中或者被打包成多个软件产品。额外地,其它的实现落在以下权利要求的范围内。在一些情况下,在权利要求中被详述的行动可以按照不同的次序被执行,并且仍然达到可取的结果。

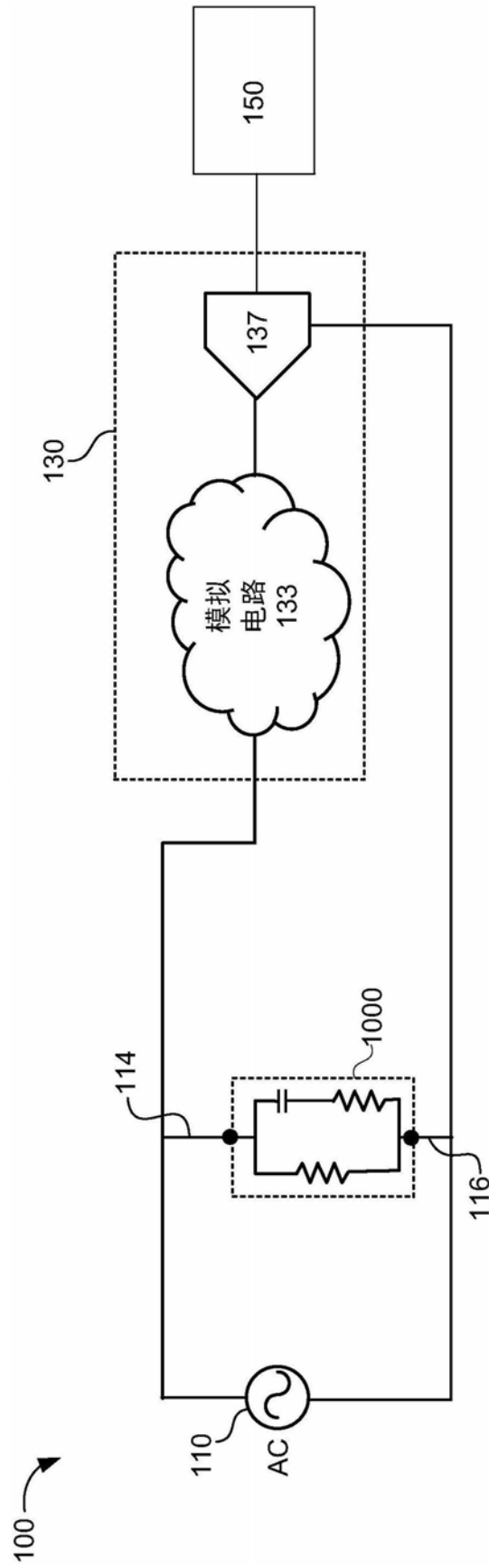


图1

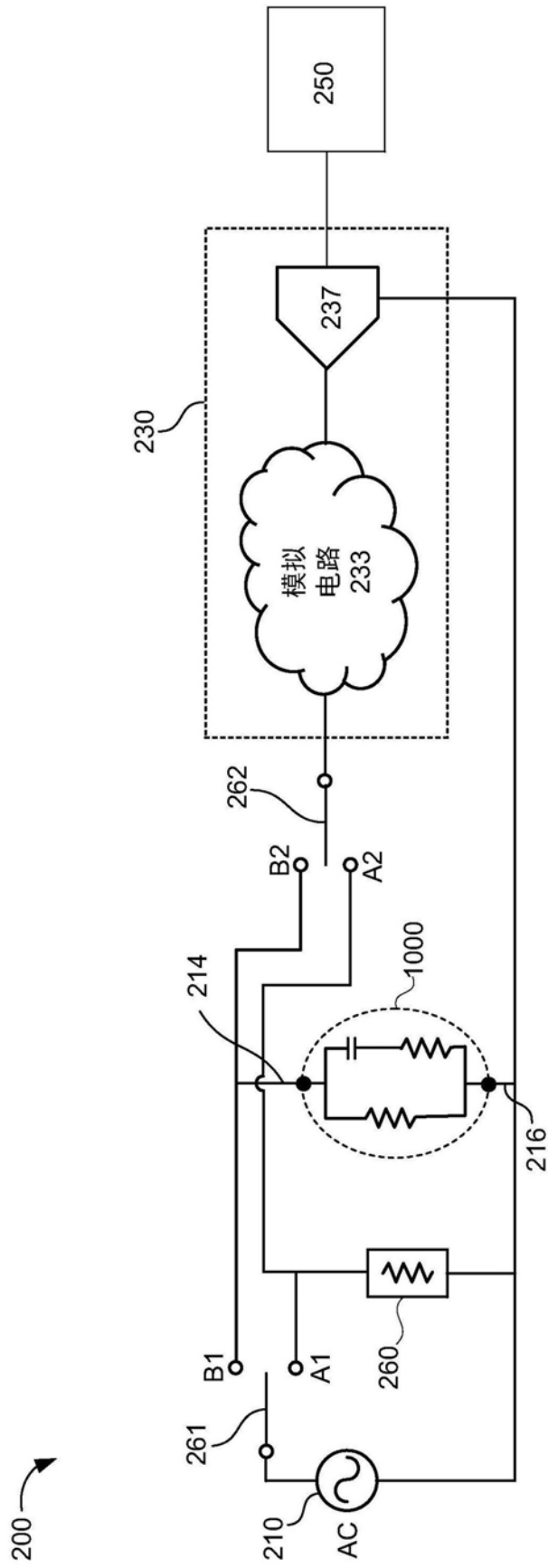


图2

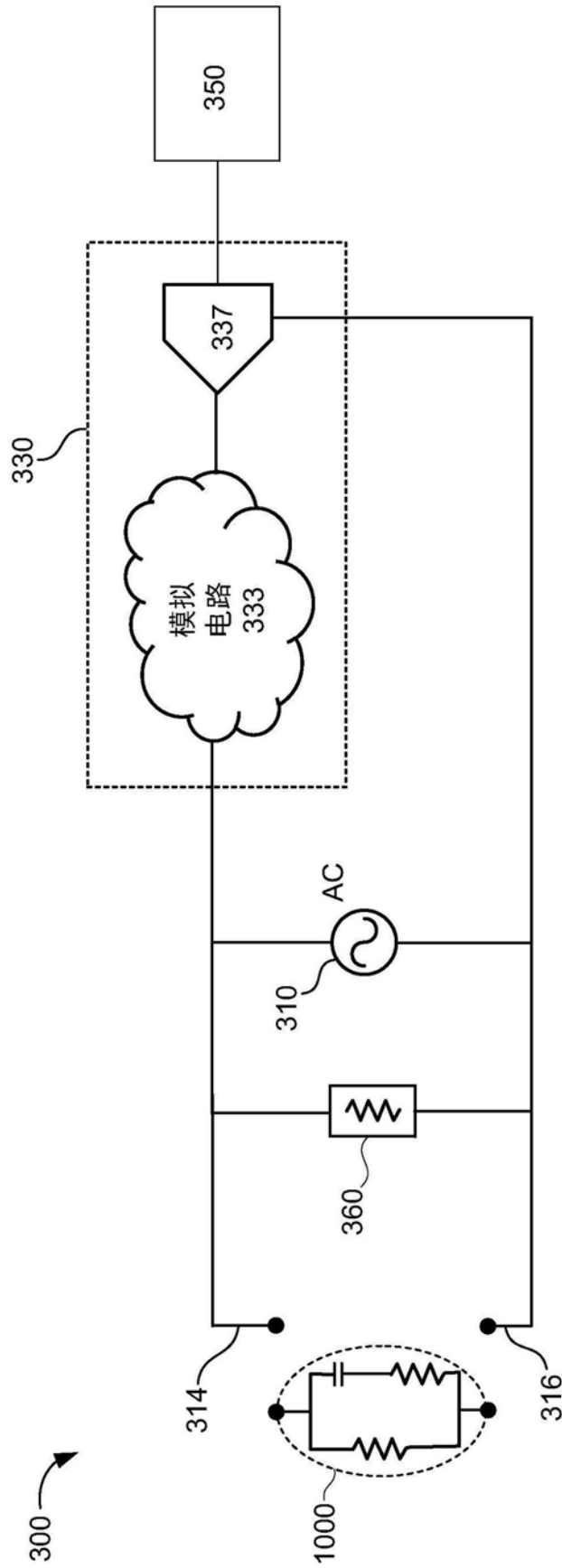


图3

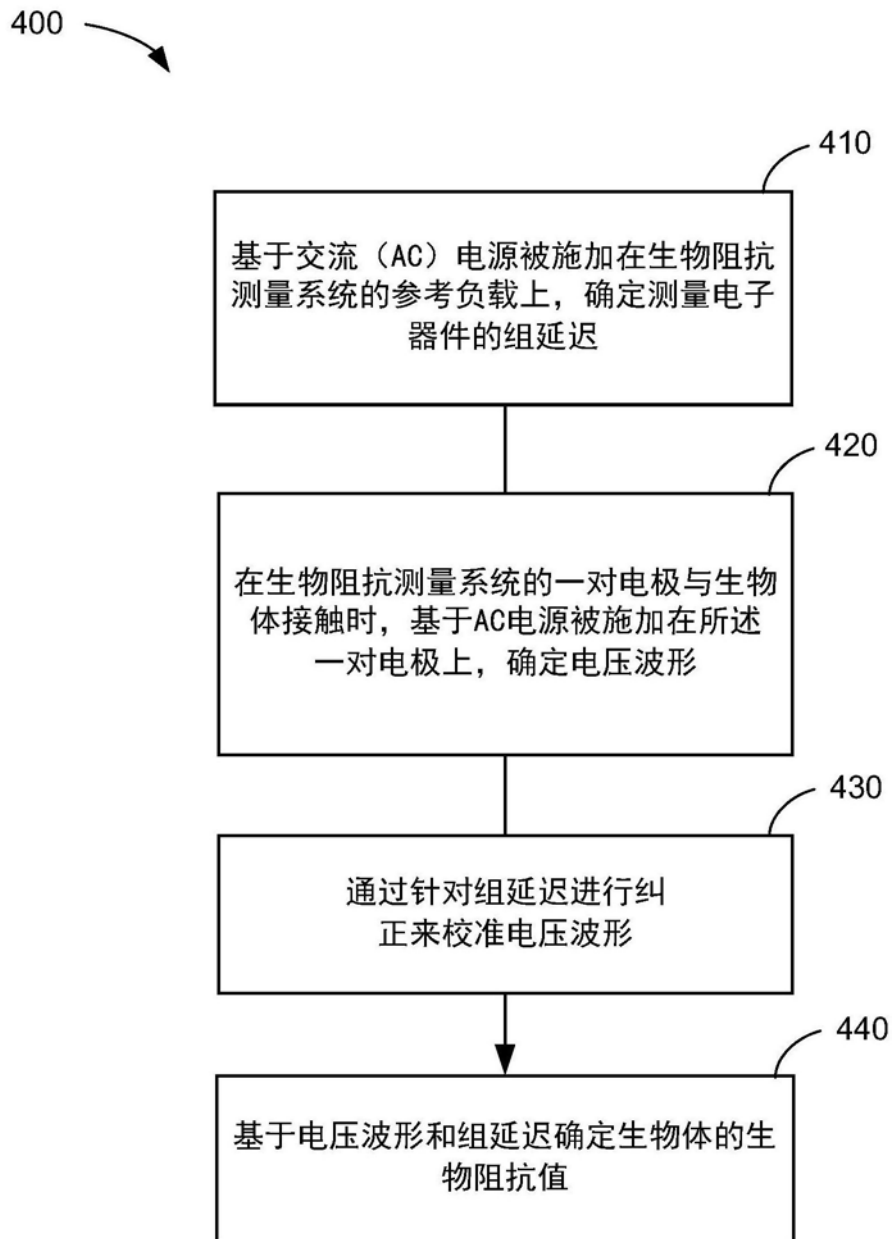


图4

专利名称(译)	生物阻抗测量系统校准		
公开(公告)号	CN109561836A	公开(公告)日	2019-04-02
申请号	CN201780047128.5	申请日	2017-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
[标]发明人	D B 莱默萨尔 J威尔逊		
发明人	D·B·莱默萨尔 J·威尔逊		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/053 A61B5/145 A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0428		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/02444 A61B5/04004 A61B5/0428 A61B5/053 A61B5/14532 A61B5/14542 A61B5/6826 A61B5/7225 A61B2560/0223 A61B5/0245 A61B5/6898 A61B5/7278 A61B2562/0209		
代理人(译)	张扬 王英		
优先权	15/233819 2016-08-10 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了用于利用交流(AC)电源、一对电极、参考负载、可在第一开关状态和第二开关状态之间切换的开关布置和测量电子器件测量生物体的生物阻抗的技术。在所述开关布置处在所述第一开关状态下时，将所述AC电源施加在所述参考负载上，并且确定所述测量电子器件的组延迟。在所述开关布置处在所述第二开关状态下并且所述一对电极与所述生物体接触时，测量基于所述AC电源被施加在所述一对电极上的电压波形，并且确定经校准的电压波形，所述经校准的电压波形是针对所述组延迟被纠正的。基于所述经校准的电压波形确定所述生物体的所述生物阻抗值。

