



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108338788 A

(43)申请公布日 2018.07.31

(21)申请号 201810070899.2

(22)申请日 2018.01.24

(30)优先权数据

10-2017-0011232 2017.01.24 KR

(71)申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道

(72)发明人 郑明薰 南宫楠 李列镐

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 李敬文

(51)Int.Cl.

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

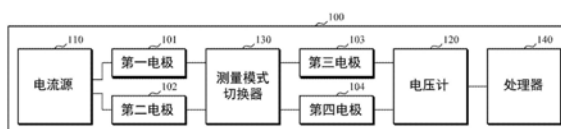
权利要求书4页 说明书16页 附图9页

(54)发明名称

测量生物电阻抗的装置和方法以及测量生物信息的装置和方法

(57)摘要

一种用于测量生物电阻抗的装置包括:电流源,被配置为通过第一电极和第二电极向对象施加恒定电流;测量模式切换器,被配置为响应于测量模式切换信号将测量模式从第一测量模式切换到第二测量模式;电压计,被配置为获得由于施加到对象的恒定电流而施加到第三电极和第四电极的电压;以及处理器,被配置为基于紧接在测量模式切换开始之前由电压计获得的第一电压来获得第一阻抗,基于紧接在测量模式切换完成之后由电压计获得的第二电压来获得第二阻抗,并且基于第一阻抗和第二阻抗来获得对象的生物电阻抗。



1. 一种用于测量生物电阻抗的装置,所述装置包括:

第一电极;

第二电极;

第三电极;

第四电极;

电流源,被配置为通过所述第一电极和所述第二电极向对象施加恒定电流;

测量模式切换器,被配置为响应于测量模式切换信号将测量模式从第一测量模式切换到第二测量模式;

电压计,被配置为分别在所述第一测量模式和所述第二测量模式下获得由于通过所述第一电极和所述第二电极施加到所述对象的所述恒定电流而施加到所述第三电极和所述第四电极的电压;以及

处理器,被配置为基于紧接在从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换开始之前由所述电压计获得的的第一电压来获得第一阻抗,基于紧接在从所述第一测量模式到所述第二测量模式的所述测量模式切换完成之后由所述电压计获得的第二电压来获得第二阻抗,并且基于所述第一阻抗和所述第二阻抗来获得所述对象的生物电阻抗。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中,在所述第一测量模式下使用四点阻抗测量方法,以及在所述第二测量模式下使用两点阻抗测量方法。

3. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述测量模式切换器还被配置为通过将所述第一电极和所述第三电极彼此短路并且将所述第二电极和所述第四电极彼此短路,将所述测量模式从所述第一测量模式切换到所述第二测量模式。

4. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述处理器还被配置为响应于确定在所述第一测量模式下经过预定时间段,产生所述测量模式切换信号。

5. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述处理器还被配置为响应于确定所述第一测量模式的所述第一阻抗超过预定的第一阈值,产生所述测量模式切换信号。

6. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述处理器还被配置为确定从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换的完成时间点。

7. 根据权利要求6所述的装置,其中,所述处理器还被配置为:通过基于紧接在从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换开始之后由所述电压计获得的电压来监测测量阻抗,确定从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换的完成时间点。

8. 根据权利要求7所述的装置,其中,所述处理器还被配置为:将所述测量阻抗的改变从正(+)变为负(-)的时间点确定为从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换的完成时间点。

9. 根据权利要求1所述的装置,还包括控制器,所述控制器被配置为控制所述电压计、所述测量模式切换器和所述处理器重复获得电压、切换测量模式、获得第一阻抗、第二阻抗和生物电阻抗的操作,直到当前获得的生物电阻抗和紧接在当前获得的生物电阻抗之前所获得的生物电阻抗之间的差变得等于或小于预定阈值为止。

10. 根据权利要求9所述的装置,其中,所述控制器还被配置为:响应于确定当前获得的生物电阻抗与紧接在当前获得的生物电阻抗之前所获得的生物电阻抗之间的差等于或小

于所述预定阈值,将所获得的生物电阻抗确定为所述对象的生物电阻抗。

11.一种用于测量生物电阻抗的装置,所述装置包括:

第一电极;

第二电极;

第三电极;

第四电极;

电流源,被配置为通过所述第一电极和所述第二电极向对象施加恒定电流;

测量模式切换器,被配置为响应于测量模式切换信号将测量模式从第二测量模式切换到第一测量模式;

电压计,被配置为分别在所述第一测量模式和所述第二测量模式下获得由于通过所述第一电极和所述第二电极施加到所述对象的所述恒定电流而施加到所述第三电极和所述第四电极的电压;以及

处理器,被配置为基于紧接在从所述第二测量模式到所述第一测量模式的测量模式切换开始之前由所述电压计获得的第二电压来获得第二阻抗,基于紧接在从所述第二测量模式到所述第一测量模式的所述测量模式切换完成之后由所述电压计获得的第一电压来获得第一阻抗,并且基于所述第一阻抗和所述第二阻抗来获得所述对象的生物电阻抗。

12.根据权利要求11所述的装置,其中,在所述第一测量模式下使用四点阻抗测量方法,以及在所述第二测量模式下使用两点阻抗测量方法。

13.根据权利要求11所述的装置,其中,所述测量模式切换器还被配置为:通过使在所述第二测量模式下彼此短路的所述第一电极和所述第三电极断开并且使在所述第二测量模式下彼此短路的所述第二电极和所述第四电极断开,将所述测量模式从所述第二测量模式切换到所述第一测量模式。

14.根据权利要求11所述的装置,其中,所述处理器还被配置为:响应于确定所述第二测量模式的所述第二阻抗小于预定的第二阈值,产生所述测量模式切换信号。

15.根据权利要求14所述的装置,其中,考虑到用于测量所述生物电阻抗的所述装置的动态范围来设置所述预定的第二阈值。

16.根据权利要求11所述的装置,其中,所述处理器还被配置为:通过基于紧接在从所述第二测量模式到所述第一测量模式的测量模式切换开始之后由所述电压计获得的电压来监测测量阻抗,确定从所述第二测量模式到所述第一测量模式的测量模式切换的完成时间点。

17.根据权利要求16所述的装置,其中,所述处理器还被配置为:将所述测量阻抗的改变从负(-)变为正(+)的时间点确定为从所述第二测量模式到所述第一测量模式的测量模式切换的完成时间点。

18.一种测量生物电阻抗的方法,所述方法包括:

基于紧接在从第一测量模式到第二测量模式的测量模式切换开始之前所获得的对象的第一电压,获得第一阻抗;

将测量模式从所述第一测量模式切换到所述第二测量模式;

基于紧接在从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换完成之后所获得的所述对象的第二电压,获得第二阻抗;以及

基于所述第一阻抗和所述第二阻抗来获得所述对象的生物电阻抗。

19. 根据权利要求18所述的方法, 其中, 在所述第一测量模式下, 使用基于第一电极、第二电极、第三电极和第四电极的四点阻抗测量方法, 以及在所述第二测量模式下, 使用基于所述第三电极和所述第四电极的两点阻抗测量方法。

20. 根据权利要求19所述的方法, 其中, 所述切换包括: 通过将所述第一电极和所述第三电极彼此短路以及将所述第二电极和所述第四电极彼此短路, 将测量模式从所述第一测量模式切换到所述第二测量模式。

21. 根据权利要求18所述的方法, 其中, 所述切换包括: 响应于确定在所述第一测量模式下经过预定时间段和/或所述第一测量模式的所述第一阻抗超过预定的第一阈值, 将测量模式从所述第一测量模式切换到所述第二测量模式。

22. 根据权利要求18所述的方法, 其中, 获得第二阻抗包括: 通过基于紧接在从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换开始之后所获得的电压来监测测量阻抗, 确定从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换的完成时间点。

23. 根据权利要求22所述的方法, 其中, 确定测量模式切换的完成时间点包括: 将所述测量阻抗的改变从正 (+) 变为负 (-) 的时间点确定为从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换的完成时间点。

24. 根据权利要求18所述的方法, 还包括: 重复执行获得第一阻抗、从第一测量模式切换到第二测量模式、获得第二阻抗和获得生物电阻抗的操作, 直到当前获得的生物电阻抗与紧接在当前获得的生物电阻抗之前所获得的生物电阻抗之间的差变得等于或小于预定阈值为止。

25. 一种用于测量生物信息的装置, 所述装置包括:

生物电阻抗测量器, 被配置为获得对象的生物电阻抗; 以及

生物信息估计器, 被配置为基于所获得的所述对象的生物电阻抗来估计所述对象的生物信息,

其中, 所述生物电阻抗测量器包括:

第一电极;

第二电极;

第三电极;

第四电极;

电流源, 被配置为通过所述第一电极和所述第二电极向所述对象施加恒定电流;

测量模式切换器, 被配置为响应于测量模式切换信号将测量模式从第一测量模式切换到第二测量模式;

电压计, 被配置为分别在所述第一测量模式和所述第二测量模式下获得由于通过所述第一电极和所述第二电极施加到所述对象的所述恒定电流而施加到所述第三电极和所述第四电极的电压; 以及

处理器, 被配置为基于紧接在从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换开始之前由所述电压计获得的第一电压来获得第一阻抗, 基于紧接在从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换完成之后由所述电压计获得的第二电压来获得第二阻抗, 并且基于所述第一阻抗和所述第二阻抗来获得所述对象的生物电阻抗。

26. 根据权利要求25所述的装置, 其中, 所述生物信息包括以下至少一项: 体脂百分比、体脂量、肌肉质量、骨骼肌肉质量、基础代谢率、细胞内含水量、细胞外含水量、身体含水量、无机物质量和内脏脂肪含量。

27. 根据权利要求25所述的装置, 其中, 所述生物信息估计器还被配置为: 使用定义了所述对象的所述生物电阻抗与所述对象的所述生物信息之间的关系的公式, 来估计所述生物信息。

测量生物电阻抗的装置和方法以及测量生物信息的装置和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2017年1月24日向韩国知识产权局递交的韩国专利申请No. 10-2017-0011232的优先权,其全部公开内容通过引用全部并入本文中。

技术领域

[0003] 根据示例性实施例的装置和方法涉及用于测量生物电阻抗的装置和方法以及用于测量生物信息的装置和方法。

背景技术

[0004] 正在开发各种医疗设备来诊断患者的健康状况。由于在医疗检查过程中为了患者的方便和医疗检查结果的即时性,用于测量患者的电生物信号的医疗设备的重要性得以强调。

[0005] 特别地,可以使用生物电阻抗来监测活体的健康或情绪状态。近来,已经进行了各种研究,使用于测量生物电阻抗的设备小型化,并更加快速且精确地测量生物电阻抗。

发明内容

[0006] 一个或多个示例性实施例提供了一种用于更加快速且精确地测量生物电阻抗的装置和方法。

[0007] 一个或多个示例性实施例还提供了一种用于更加快速且精确地测量生物电信息的装置和方法。

[0008] 根据示例性实施例的方面,提供了一种用于测量生物电阻抗的装置,包括:第一电极;第二电极;第三电极;第四电极;电流源,被配置为通过所述第一电极和所述第二电极向对象施加恒定电流;测量模式切换器,被配置为响应于测量模式切换信号将测量模式从第一测量模式切换到第二测量模式;电压计,被配置为分别在所述第一测量模式和所述第二测量模式下获得由于通过所述第一电极和所述第二电极施加到所述对象的所述恒定电流而施加到所述第三电极和所述第四电极的电压;以及处理器,被配置为基于紧接在从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换开始之前由所述电压计获得的第一电压来获得第一阻抗,基于紧接在从所述第一测量模式到所述第二测量模式的所述测量模式切换完成之后由所述电压计获得的第二电压来获得第二阻抗,并且基于所述第一阻抗和所述第二阻抗来获得所述对象的生物电阻抗。

[0009] 在所述第一测量模式下,可以使用四点阻抗测量方法,而在所述第二测量模式下,可以使用两点阻抗测量方法。

[0010] 所述测量模式切换器可以通过将所述第一电极和所述第三电极彼此短路并且将所述第二电极和所述第四电极彼此短路,将所述测量模式从所述第一测量模式切换到所述第二测量模式。

[0011] 所述处理器可以响应于确定在所述第一测量模式下经过预定时间段,产生所述测量模式切换信号。

[0012] 所述处理器可以响应于确定所述第一测量模式的所述第一阻抗超过预定的第一阈值,产生所述测量模式切换信号。

[0013] 所述处理器可以确定从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换的完成时间点。

[0014] 所述处理器可以通过基于紧接在从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换开始之后由所述电压计获得的电压来监测测量阻抗,确定从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换的完成时间点。

[0015] 所述处理器可以将所述测量阻抗的改变从正(+)变为负(-)的时间点确定为从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换的完成时间点。

[0016] 所述装置还可以包括控制器,所述控制器被配置为控制所述电压计、所述测量模式切换器和所述处理器重复获得电压、切换测量模式、获得第一阻抗、第二阻抗和生物阻抗的操作,直到当前获得的生物阻抗和紧接在当前获得的生物阻抗之前所获得的生物阻抗之间的差变得等于或小于预定阈值为止。

[0017] 所述控制器可以响应于确定当前获得的生物阻抗与紧接在当前获得的生物阻抗之前所获得的生物阻抗之间的差等于或小于所述预定阈值,将所获得的生物阻抗确定为所述对象的生物阻抗。

[0018] 根据另一示例性实施例的方面,提供了一种用于测量生物阻抗的装置,包括:第一电极;第二电极;第三电极;第四电极;电流源,被配置为通过所述第一电极和所述第二电极向对象施加恒定电流;测量模式切换器,被配置为响应于测量模式切换信号将测量模式从第二测量模式切换到第一测量模式;电压计,被配置为分别在所述第一测量模式和所述第二测量模式下获得由于通过所述第一电极和所述第二电极施加到所述对象的所述恒定电流而施加到所述第三电极和所述第四电极的电压;以及处理器,被配置为基于紧接在从所述第二测量模式到所述第一测量模式的测量模式切换开始之前由所述电压计获得的第二电压来获得第二阻抗,基于紧接在从所述第二测量模式到所述第一测量模式的所述测量模式切换完成之后由所述电压计获得的第一电压来获得第一阻抗,并且基于所述第一阻抗和所述第二阻抗来获得所述对象的生物阻抗。

[0019] 在所述第一测量模式下,可以使用四点阻抗测量方法,而在所述第二测量模式下,可以使用两点阻抗测量方法。

[0020] 所述测量模式切换器可以通过使在所述第二测量模式下彼此短路的所述第一电极和所述第三电极断开并且使在所述第二测量模式下彼此短路的所述第二电极和所述第四电极断开,将所述测量模式从所述第二测量模式切换到所述第一测量模式。

[0021] 所述处理器可以响应于确定所述第二测量模式的所述第二阻抗小于预定的第二阈值,产生所述测量模式切换信号。

[0022] 可以考虑到用于测量所述生物阻抗的所述装置的动态范围来设置所述预定的第二阈值。

[0023] 所述处理器可以通过基于紧接在从所述第二测量模式到所述第一测量模式的测量模式切换开始之后由所述电压计获得的电压来监测测量阻抗,确定从所述第二测量模式

到所述第一测量模式的测量模式切换的完成时间点。

[0024] 所述处理器可以将所述测量阻抗的改变从负(-)变为正(+)的时间点确定为从所述第二测量模式到所述第一测量模式的测量模式切换的完成时间点。

[0025] 根据又一示例性实施例的方面,提供了一种测量生物电阻抗的方法,所述方法包括:基于紧接在从第一测量模式到第二测量模式的测量模式切换开始之前所获得的对象的第一电压,获得第一阻抗;将测量模式从所述第一测量模式切换到所述第二测量模式;基于紧接在从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换完成之后所获得的所述对象的第二电压,获得第二阻抗;以及基于所述第一阻抗和所述第二阻抗来获得所述对象的生物电阻抗。

[0026] 在所述第一测量模式下,可以使用基于第一电极、第二电极、第三电极和第四电极的四点阻抗测量方法,而在所述第二测量模式下,可以使用基于所述第三电极和所述第四电极的两点阻抗测量方法。

[0027] 所述切换可以包括:通过将所述第一电极和所述第三电极彼此短路以及将所述第二电极和所述第四电极彼此短路,将测量模式从所述第一测量模式切换到所述第二测量模式。

[0028] 所述切换可以包括:响应于确定在所述第一测量模式下经过预定时间段和/或所述第一测量模式的所述第一阻抗超过预定的第一阈值,将测量模式从所述第一测量模式切换到所述第二测量模式。

[0029] 获得第二阻抗可以包括:通过基于紧接在从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换开始之后所获得的电压来监测测量阻抗,确定从所述第一测量模式到所述第二测量模式的所述测量模式切换的完成时间点。

[0030] 确定所述测量模式切换的完成时间点可以包括:将所述测量阻抗的改变从正(+)变为负(-)的时间点确定为从所述第一测量模式到所述第二测量模式的所述测量模式切换的完成时间点。

[0031] 所述还可以包括:重复执行获得第一阻抗、从第一测量模式切换到第二测量模式、获得第二阻抗和获得生物电阻抗的操作,直到当前获得的生物电阻抗与紧接在当前获得的生物电阻抗之前所获得的生物电阻抗之间的差变得等于或小于预定阈值为止。

[0032] 根据又一示例性实施例的方面,提供了一种用于测量生物信息的装置,包括:生物电阻抗测量器,被配置为获得对象的生物电阻抗;以及生物信息估计器,被配置为基于所获得的所述对象的生物电阻抗来估计所述对象的生物信息,其中,所述生物电阻抗测量器包括:电流源,被配置为通过第一电极和第二电极向所述对象施加恒定电流;测量模式切换器,被配置为响应于测量模式切换信号将测量模式从第一测量模式切换到第二测量模式;电压计,被配置为分别在所述第一测量模式和所述第二测量模式下获得由于通过所述第一电极和所述第二电极施加到所述对象的所述恒定电流而施加到所述第三电极和所述第四电极的电压;以及处理器,被配置为基于紧接在从所述第一测量模式到所述第二测量模式的测量模式切换开始之前由所述电压计获得的第一电压来获得第一阻抗,基于紧接在从所述第一测量模式到所述第二测量模式的所述测量模式切换完成之后由所述电压计获得的第二电压来获得第二阻抗,并且基于所述第一阻抗和所述第二阻抗来获得所述对象的生物电阻抗。

[0033] 所述生物信息可以包括以下至少一项：体脂百分比、体脂量、肌肉质量、骨骼肌肉质量、基础代谢率、细胞内含水量、细胞外含水量、身体含水量、无机物质量和内脏脂肪含量。

[0034] 所述生物信息估计器可以使用定义了所述对象的所述生物电阻抗与所述对象的所述生物信息之间的关系的公式，来估计所述生物信息。

附图说明

[0035] 通过参考附图描述某些示例性实施例，上述和/或其它方面将会更加清楚，在附图中：

[0036] 图1是示出了根据示例性实施例的用于测量生物电阻抗的装置的框图。

[0037] 图2是用于描述根据示例性实施例的用于测量生物电阻抗的装置的电路图。

[0038] 图3是用于描述接触阻抗与第一测量模式的第一阻抗之间的关系以及接触阻抗与第二测量模式的第二阻抗之间的关系的曲线图。

[0039] 图4是用于描述根据示例性实施例的生物电阻抗测量方法的曲线图。

[0040] 图5是用于描述根据另一示例性实施例的生物电阻抗测量方法的曲线图。

[0041] 图6是示出了根据另一示例性实施例的用于测量生物电阻抗的装置的框图。

[0042] 图7是用于描述根据另一示例性实施例的生物电阻抗测量方法的曲线图。

[0043] 图8是示出了根据示例性实施例的测量生物电阻抗的方法的流程图。

[0044] 图9是示出了根据另一示例性实施例的测量生物电阻抗的方法的流程图。

[0045] 图10是示出了根据示例性实施例的测量生物电阻抗的方法的流程图。

[0046] 图11是示出了根据示例性实施例的用于测量生物信息的装置的框图。

[0047] 图12是示出了根据示例性实施例的测量生物信息的方法的流程图。

[0048] 图13A是示出了相关技术的生物电阻抗测量方法下的测量时间与根据示例性实施例的生物电阻抗测量方法下的测量时间之间的比较的示意图；以及

[0049] 图13B示出了相关技术的生物电阻抗测量方法下的测量精度与根据示例性实施例的生物电阻抗测量方法下的测量精度之间的比较数据。

具体实施方式

[0050] 在下文中，将参考附图详细描述各种示例性实施例。本文所述的系统、装置和/或方法的各种变型、改型和等同物包含在本公开中。在以下描述中，当本文所并入的公知功能和配置可能会以不必要的细节混淆本主题时，将省略对其的详细描述。在整个附图和详细描述中，除非另有描述，否则相同的附图标记应被理解为指代相同的元件、特征以及结构。为了清楚、说明和方便起见，可以放大这些元件的相对大小和刻画。

[0051] 还应当注意，在一些备选实现中，在块中标记的功能/动作可以不以流程图中标记的顺序发生。例如，连续示出的两个块实际上可以是实质上同时执行的，或者所述块在某些时候可以以相反的顺序执行，这取决于所涉及到的功能/动作。

[0052] 本文中所述的术语是通过考虑实施例中的功能来选择的，并且含义可以根据例如用户或操作者的意图或习惯而变化。因此，在以下实施例中，当术语被具体定义时，术语的含义应该基于定义来解释，否则应该基于本领域技术人员所认识的一般含义来解释。

[0053] 除非上下文另外清楚指示,否则本文中使用的单数形式也意在包括复数形式。还将理解,本描述中所使用的术语“包括”、“具有”和/或“包含”表示存在所陈述的特征、数字、步骤、操作、元件、组件或其组合,但并不排除存在或添加一个或多个其它特征、数字、步骤、操作、元件、组件或其组合。当元素列表之前存在诸如“至少一个”之类的表述时,其修饰整个元素列表,而不是修饰列表的各个元素。例如,表述“a、b和c中的至少一个”应被理解为包括:仅a、仅b、仅c、a和b两者、a和c两者、b和c二者、或a、b和c全部。

[0054] 图1是示出了用于测量生物电阻抗的装置的示例性实施例的框图。

[0055] 用于测量生物电阻抗的装置100可以安装在电子设备中。电子设备可以包括但不限于,例如,移动电话、智能电话、平板计算机、笔记本计算机、个人数字助理(PDA)、便携式多媒体播放器(PMP)、导航系统、MP3播放器、数码相机和可穿戴设备。可穿戴设备可以包括各种类型,比如手表型、腕带型、环型、带型、项链型、脚踝带型、大腿带型、前臂带型等。然而,电子设备和可穿戴设备不限于上述示例。

[0056] 用于测量生物电阻抗的装置100是能够使用生物电阻抗分析(BIA)来测量对象的生物电阻抗的装置,并且支持第一测量模式和第二测量模式。在第一测量模式下,使用四点测量方法,其使用四个电极来测量阻抗,而在第二测量模式下,使用两点测量方法,其使用两个电极来测量阻抗。装置100可以基于在第一测量模式和第二测量模式下测量到的阻抗来获得生物电阻抗。

[0057] 参考图1,装置100包括四个电极101、102、103和104、电流源110、电压计120、测量模式切换器130和处理器140。

[0058] 第一电极101和第二电极102是用于向对象施加电流的电流施加电极,并且第三电极103和第四电极104是用于对由于通过第一电极101和第二电极102所施加的电流而被施加到对象的电压进行测量的电压测量电极。

[0059] 电流源110通过第一电极101和第二电极102向对象施加电流。例如,电流源110可以通过第一电极101和第二电极102向对象施加相同大小的恒定电流。

[0060] 电压计120测量由于通过第一电极101和第二电极102施加到对象的电流而被施加到第三电极103和第四电极104的两端的对象的电压。

[0061] 测量模式切换器130响应于处理器140的测量模式切换信号,在第一测量模式和第二测量模式之间切换测量模式。处理器140可以是例如中央处理单元(CPU)。

[0062] 根据示例性实施例,当测量模式切换器130从处理器140接收到用于从第一测量模式切换到第二测量模式的信号(在下文中,将称为“第一测量模式切换信号”)时,测量模式切换器130可以通过使断开的第三电极103和第四电极104短路并且使断开的第二电极102和第一电极101短路,从第一测量模式切换到第二测量模式。此外,当测量模式切换器130从处理器140接收到用于从第二测量模式切换到第一测量模式的信号(在下文中,将称为“第二测量模式切换信号”)时,测量模式切换器130通过使短路的第一电极101和第三电极103断开以及使短路的第二电极102和第四电极104断开,将测量模式从第二测量模式切换到第一测量模式。

[0063] 测量模式切换器130可以通过使断开的第三电极103和第四电极104彼此短路以及使断开的第二电极102和第一电极101彼此短路,将使用四个电极的第一测量模式改变为使用两个电极的第二测量模式。此外,测量模式切换器130可以通过使短路的第一电极101和

第三电极103断开以及使短路的第二电极102和第四电极104断开,将使用两个电极的第二测量模式改变为使用四个电极的第一测量模式。为此,测量模式切换器130可以包括两个开关(参考图2)。因此,电压计120测量由于在第一测量模式下被施加到对象的恒定电流而被施加到第三电极和第四电极的电压,并且测量由于在第二测量模式下被施加到对象的恒定电流而被施加到第一电极和第二电极的第二电压。

[0064] 处理器140产生测量模式切换信号(例如,第一测量模式切换信号和第二测量模式切换信号)。

[0065] 根据示例性实施例,处理器140可以在第一测量模式下经过预定时间段时(例如,在进入第一测量模式之后经过预定时间段)产生第一测量模式切换信号,并且可以在第二测量模式下经过预定时间段时(例如,在进入第二测量模式之后经过预定时间段)产生第二测量模式切换信号。在这种情况下,可以默认设置或者根据用户的输入来设置预定时间段。可以基于在每个测量模式下用于获得足够的测量数据的时间来适当地确定默认设置的预定时间段。

[0066] 根据另一示例性实施例,当基于在第一测量模式下测量的对象的电压(在下文中,将称为“第一电压”)而获得的第一测量模式的阻抗(在下文中,将称为“第一阻抗”)大于第一阈值时,处理器140可以产生第一测量模式切换信号。当基于在第二测量模式下测量的对象的电压(在下文中,将称为“第二电压”)而获得的第二测量模式的阻抗(在下文中,将称为“第二阻抗”)小于第二阈值时,处理器140可以产生第二测量模式切换信号。在这种情况下,可以考虑到装置100的动态范围来设置第一阈值和第二阈值。

[0067] 处理器140可以确定测量模式切换的完成时间点(例如,从第一测量模式到第二测量模式的测量模式切换的完成时间点和/或从第二测量模式到第一测量模式的测量模式切换的完成时间点)。在这种情况下,测量模式切换的完成时间点是指在电路中完成测量模式切换时的时间点。根据示例性实施例,处理器140可以通过监测基于在测量模式切换开始之后测量到的电压而获得的测量阻抗的改变,确定测量模式切换的完成时间点。例如,处理器140可以监测在测量模式切换开始之后的测量阻抗,并且确定测量阻抗的微分值的符号的转折点(例如,在从第一测量模式切换到第二测量模式的情况下,测量阻抗的改变从正(+)变为负(-)的时间点,并且在从第二测量模式切换到第一测量模式的情况下,测量阻抗的改变从负(-)变为正(+)的时间点)作为测量模式切换的完成时间点。

[0068] 当第一测量模式切换到第二测量模式时,处理器140基于紧接在从第一测量模式到第二测量模式的测量模式切换开始之前所测量的第一电压,获得紧接在测量模式切换开始之前的第一阻抗,并且基于紧接在从第一测量模式到第二测量模式的测量模式切换完成之后所测量的第二电压,获得紧接在测量模式切换完成之后的第二阻抗。此外,当第二测量模式切换到第一测量模式时,处理器140基于紧接在从第二测量模式到第一测量模式的测量模式切换开始之前所测量到的第二电压,获得紧接在测量模式切换开始之前的第二阻抗,并且基于紧接在从第二测量模式到第一测量模式的测量模式切换完成之后所测量的第一电压,获得紧接在测量模式切换完成之后的第一阻抗。在这种情况下,紧接在测量模式切换开始之前的时间可以包括测量模式切换的开始时间点,并且紧接在测量模式切换完成之后的时间可以包括测量模式切换的完成时间点。

[0069] 当第一测量模式切换到第二测量模式时,处理器140使用生物电阻抗计算公式,基

于紧接在测量模式切换开始之前的第一阻抗和紧接在测量模式切换完成之后的第二阻抗,获得对象的生物阻抗。此外,当第二测量模式切换到第一测量模式时,处理器140使用生物阻抗公式,基于紧接在测量模式切换开始之前的第二阻抗和紧接在测量模式切换完成之后的第一阻抗,获得对象的生物阻抗。

[0070] 在下文中,将参考图2描述获得生物阻抗计算公式的过程。

[0071] 图2是用于描述用于测量生物阻抗的装置100的电路图。在图2中, Z_m 表示对象的生物阻抗, $R_c(t)$ 表示时间 t 时的接触阻抗, Z_i 表示模拟前端(AFE)的输入阻抗,并且 R_s 表示输出阻抗。本文中,AFE指代模拟电路。

[0072] 参考图2,第一测量模式(在该模式下,第一电极101和第三电极103是断开的,并且第二电极102和第四电极104也是断开的)的第一阻抗 $Z_{4P}(t)$ 和第二测量模式(在该模式下,第一电极101和第三电极103彼此短路,并且第二电极102和第四电极104也彼此短路)的第二阻抗 $Z_{2P}(t)$ 可以各自表示为这样的关系:将随时间变化的接触阻抗 $R_c(t)$ 和生物阻抗 Z_m 用作变量。

[0073] 第一阻抗 $Z_{4P}(t)$ 与第二阻抗 $Z_{2P}(t)$ 分别由方程1和方程2表示。

$$[0074] \quad Z_{4P}(t) = f_1(Z_m, R_c(t)) = Z_m \times \frac{1}{1 + \frac{Z_m + 2R_c(t)}{Z_i}} \times \frac{R_s}{R_s + 2R_c(t) + \frac{1}{\frac{1}{Z_m} + \frac{1}{2R_c(t) + Z_i}}} \quad \dots(1)$$

$$[0075] \quad Z_{2P}(t) = f_2(Z_m, R_c(t)) = \frac{1}{\frac{1}{Z_m + R_c(t)} + \frac{1}{Z_i} + \frac{1}{R_s}} \quad \dots(2)$$

[0076] 如在方程1和方程2中可以看出的,由于接触阻抗 $R_c(t)$ 是随时间变化的值,因此第一阻抗 $Z_{4P}(t)$ 和第二阻抗 $Z_{2P}(t)$ 也随时间变化。因此,在相关技术的四点测量方法和相关技术的两点测量方法中,通过等待直到接触阻抗 $R_c(t)$ 随着时间的推移而减小并稳定,使得第一阻抗 $Z_{4P}(t)$ 和第二阻抗 $Z_{2P}(t)$ 稳定,来测量第一阻抗 $Z_{4P}(t)$ 和第二阻抗 $Z_{2P}(t)$ 。也就是说,需要用于使第一阻抗 $Z_{4P}(t)$ 和第二阻抗 $Z_{2P}(t)$ 稳定的时间。此外,在相关技术中,可以使用通过四点测量方法测量的阻抗和通过两点测量方法测量的阻抗来补偿接触阻抗 $R_c(t)$ 。然而,即使在这种情况下,在每种测量模式下也需要用于使接触阻抗 $R_c(t)$ 稳定的时间长度。这样的稳定时间会导致更多的时间来测量生物阻抗,并且根据用户的状况或皮肤的干燥程度,稳定时间可能会显著延长。因此,在相关技术的方法中,不可能缩短用于测量生物阻抗所需的时间。

[0077] 参考方程1和方程2,第一阻抗 $Z_{4P}(t)$ 和第二阻抗 $Z_{2P}(t)$ 是测量值,并且AFE的输入阻抗 Z_i 和AFE的输出阻抗 R_s 是根据AFE的特性而确定的值。因此,可以通过同时求解方程1和方程2来获得生物阻抗 Z_m 。

[0078] 基于方程1和方程2导出的生物阻抗计算公式如方程3(在从第一测量模式切换到第二测量模式的情况下)所示或者如方程4(在从第二测量模式切换到第一测量模式的情况下)所示。

$$[0079] \quad Z_m = f_3(Z_{4P}(t_1), Z_{2P}(t_2)) \text{ 对于 } R_c(t_1) = R_c(t_2), t_2 \approx t_1 \dots (3)$$

$$[0080] \quad Z_m = f_3(Z_{2P}(t_1), Z_{4P}(t_2)) \text{ 对于 } R_c(t_1) = R_c(t_2), t_2 \approx t_1 \dots (4)$$

[0081] 本文中, t_1 是紧接在测量模式切换开始之前的时间点,并且 t_2 是紧接在测量模式

切换完成之后的时间点。参考方程3,当 t_1 和 t_2 彼此非常接近时,接触阻抗 $R_c(t_1)$ 和接触阻抗 $R_c(t_2)$ 彼此相同。因此,假设 t_1 和 t_2 非常接近并且因此接触阻抗 $R_c(t_1)$ 和接触阻抗 $R_c(t_2)$ 彼此相同,处理器140可以基于紧接在测量模式切换开始之前的第一阻抗 $Z_{4P}(t_1)$ 或第二阻抗 $Z_{2P}(t_1)$ 和紧接在测量模式切换完成之后的第一阻抗 $Z_{4P}(t_2)$ 或第二阻抗 $Z_{2P}(t_2)$,使用生物电阻抗计算公式(方程3或方程4),获得电阻抗 Z_m 。

[0082] 因此,与相关技术不同,装置100在测量阻抗之前不需要用于使接触阻抗稳定的时间。通过使用紧接在测量模式切换开始之前的第一阻抗(或第二阻抗)以及紧接在测量模式切换完成之后的第二阻抗(或第一阻抗),可以实时地估计改变的 R_c 值,从而可以在任何测量时间时获得精确的生物电阻抗。在这种情况下,随着获得第一阻抗(或第二阻抗)的时间点 t_1 变得越接近于获得第二阻抗(或第一阻抗)的时间点 t_2 ,生物电阻抗可以变得越精确。因此,可以在非常短的时间内测量生物电阻抗。

[0083] 图3是用于描述接触阻抗与第一测量模式的第一阻抗之间的关系以及接触阻抗与第二测量模式的第二阻抗之间的关系的曲线图。图3中,附图标记310表示接触阻抗,附图标记320表示第一测量模式的第一阻抗,附图标记330表示第二测量模式的第二阻抗。接触阻抗由于对象出汗而随时间逐渐减小。

[0084] 第一测量模式的第一阻抗由方程1表示。可以通过关于接触阻抗对方程1进行微分来获得由接触阻抗引起的第一阻抗的改变。这由方程5来表示。

$$[0085] \quad \frac{dZ_{4P}}{dR_c} \approx \frac{-2Z_m \times Z_i // R_s}{(2R_c + Z_m + Z_i // R_s)^2} \quad Z_i, R_s \gg Z_m, R_c \quad \dots(5)$$

[0086] 参考图5,在第一测量模式下测量期间根据 R_c 的改变的 Z_{4P} 的改变率是负的。因此,如图3所示,当 R_c 310减小时, Z_{4P} 320相反地增大。

[0087] 此外,当 Z_i 和 R_s 是无限的时,不管 R_s 的改变如何, Z_{4P} 总是恒定的,但当 Z_i 和 R_s 是有限的时, Z_{4P} 也由于 R_c 的改变而改变。特别地,随着 Z_i 和 R_s 的并联阻抗值降低,根据 R_c 的改变的 Z_{4P} 的改变率增加更多。

[0088] 第二测量模式的第二阻抗由方程2定义。可以通过关于接触阻抗对方程2进行微分来获得根据接触电阻 R_c 的第二阻抗的改变,并且该改变由方程6表示。

$$[0089] \quad \frac{dZ_{2P}}{dR_c} = \frac{1}{\left(1 + \frac{Z_m + R_c}{Z_i // R_s}\right)^2} \quad \dots(6)$$

[0090] 参考方程6,在第二测量模式下的测量期间根据 R_c 的改变的 Z_{2P} 的改变率为正。因此,如图3所示,当 R_c 310减小时, Z_{2P} 330也减小。

[0091] 此外,当 Z_i 和 R_s 是无限的时,根据 R_c 的改变的 Z_{2P} 的改变率为1。因此,除非 R_c 饱和,否则 Z_{2P} 也不饱和。

[0092] 图4是用于描述生物电阻抗测量方法的示例性实施例的曲线图。

[0093] 图4示出了从第一测量模式切换到第二测量模式的示例,其中,当在第一测量模式下经过了预定时间段时,测量模式从第一测量模式切换到第二测量模式。

[0094] 在图4中,附图标记410表示测量阻抗,附图标记411表示第一测量模式间隔,并且

附图标记412表示第二测量模式间隔。此外,附图标记413表示测量模式切换间隔。

[0095] 参考图1和图4,电压计120在第一测量模式下经过预定时间段之后的时间点 t_1 处测量对象的第一电压 $v(t_1)$,并且处理器140基于第一电压 $v(t_1)$ 来获得第一阻抗 $Z_{4P}(t_1)$ 。

[0096] 处理器140在时间点 t_1 处产生第一测量模式切换信号,并且测量模式切换器130通过将第一电极101和第三电极103彼此短路并且将第二电极102和第四电极104彼此短路,将测量模式从第一测量模式切换到第二测量模式。

[0097] 处理器140基于在测量模式向第二测量模式的切换开始之后由电压计120测量的电压,监测在测量模式切换间隔413中的测量阻抗410,并且处理器140确定测量模式切换的完成时间 t_2 。也就是说,处理器140从时间点 t_1 起监测在测量模式切换间隔413中的测量阻抗410,并且确定测量阻抗410的改变从正(+)变为负(-)时的时间点 t_2 是测量模式切换的完成时间点。如参考图3所述,接触阻抗随时间减小,因此第二测量模式的第二阻抗也减小。因此,可以确定测量模式切换间隔413中的测量阻抗410开始减小的时间点 t_2 是测量模式切换的完成时间点。

[0098] 电压计120在第二测量模式下在时间点 t_2 处测量对象的第二电压 $v(t_2)$,并且处理器140基于第二电压 $v(t_2)$ 获得第二阻抗 $Z_{2P}(t_2)$ 。

[0099] 处理器140基于第一阻抗 $Z_{4P}(t_1)$ 和第二阻抗 $Z_{2P}(t_2)$,使用方程3来获得对象的生物电阻抗 Z_m 。

[0100] 图5是用于描述生物电阻抗测量方法的另一示例性实施例的曲线图。

[0101] 图5示出了从第二测量模式切换到第一测量模式的示例,其中,当在第二测量模式下测量的第二测量模式的阻抗小于第二阈值时,测量模式从第二测量模式切换到第一测量模式。本文中,可以考虑到用于测量生物电阻抗的装置100的动态范围来设置第二阻抗。

[0102] 在图5中,附图标记510表示测量阻抗,附图标记511表示第二测量模式间隔,并且附图标记512表示第一测量模式间隔。此外,附图标记513表示测量模式切换间隔。

[0103] 参考图1和图5,电压计120在第二测量模式下测量对象的第二电压 $v(t)$,并且处理器140基于测量的第二电压 $v(t)$ 监测测量阻抗(或者第二阻抗 $Z_{2P}(t)$ 510),并且确定测量阻抗(或者第二阻抗 $Z_{2P}(t)$ 510)变得小于第二阈值 Z_{th} 的时间点 t_1 。

[0104] 处理器140在时间点 t_1 处提取第二阻抗 $Z_{2P}(t_1)$,并且在时间点 t_1 处产生第二测量模式切换信号。测量模式切换器130响应于第二测量模式切换信号,通过使短路的第一电极101和第三电极103断开并且使短路的第二电极102和第四电极104断开,将测量模式从第二测量模式切换到第一测量模式。

[0105] 处理器140基于在向第一测量模式的测量模式切换开始之后由电压计120测量的电压,监测在测量模式切换间隔513中的测量阻抗510,并且处理器140确定测量模式切换的完成时间 t_2 。也就是说,处理器140从测量模式切换的开始时间(例如,时间点 t_1)起监测测量阻抗510,并且确定测量阻抗510的改变从负(-)变为正(+)的时间点 t_2 是测量模式切换的完成时间点。如参考图3所述,接触阻抗随时间减小,因此第一测量模式的第一阻抗增加。因此,可以将测量模式切换间隔513中的测量阻抗510开始增加的时间点 t_2 可确定为测量模式切换的完成时间点。

[0106] 电压计120在第一测量模式下在测量时间点 t_2 处测量第一电压 $v(t_1)$,并且处理器140基于第一电压 $v(t_1)$ 获得第一阻抗 $Z_{4P}(t_2)$ 。

[0107] 处理器140基于第二阻抗 $Z_{2P}(t_1)$ 和第一阻抗 $Z_{4P}(t_2)$,使用方程4来获得对象的生物电阻抗 Z_m 。

[0108] 图6是示出了用于测量生物电阻抗的装置的另一示例性实施例的框图。

[0109] 参考图6,用于测量生物电阻抗的装置600包括四个电极601、602、603和604、电流源610、电压计620、测量模式切换器630、处理器640、模数转换器(ADC)650和控制器660。本文中,四个电极601至604、电流源610、电压计620、测量模式切换器630和处理器640与图1的四个电极101至104、电流源110、电压计120、测量模式切换器130和处理器140相同,因此其详细描述将不再重复。

[0110] ADC 650可以将作为模拟信号而输入的电压转换为数字信号。

[0111] 控制器660可以通过控制电流源610、电压计620、测量模式切换器630和处理器640来重复执行生物电阻抗的计算。例如,控制器650可以控制电流源610、电压计620、测量模式切换器630和处理器640,使得重复地执行第一电压的测量、第一阻抗的计算、测量模式切换、第二电压的测量、第二阻抗的计算和生物电阻抗的计算,直到最近获得的生物电阻抗和紧接在所述生物电阻抗之前获得的生物电阻抗之间的差变得等于或小于预定阈值为止。此外,当最近获得的生物电阻抗与紧接在所述生物电阻抗之前获得的生物电阻抗之间的差等于或小于预定阈值时,控制器650可以停止重复处理,并且将最后获得的生物电阻抗确定为对象的生物电阻抗。

[0112] 图7是用于描述生物电阻抗测量方法的另一示例性实施例的曲线图。图7示出了在每种测量模式下经过预定时间段时执行测量模式切换的示例。为了便于说明,在图7中将在测量模式切换间隔中的测量阻抗的改变示出为直线。

[0113] 参考图6和图7,电压计620在第一测量模式下经过预定时间段之后的时间点 t_1 处测量对象的第一电压 $v(t_1)$,并且处理器640基于第一电压 $v(t_1)$ 来获得第一阻抗 $Z_{4P}(t_1)$ 。

[0114] 处理器640在时间点 t_1 处产生第一测量模式切换信号,并且测量模式切换器630通过将第一电极601和第三电极603彼此短路并且将第二电极602和第四电极604彼此短路,将测量模式从第一测量模式切换到第二测量模式。

[0115] 处理器640基于在向第二测量模式的测量模式切换开始之后由电压计620测量的电压来监测测量模式切换间隔中的测量阻抗,并且确定测量模式切换的完成时间 t_2 。也就是说,处理器640从时间点 t_1 起监测在测量模式切换间隔中的测量阻抗,并且确定测量阻抗的改变从正(+)变为负(-)时的时间点 t_2 是测量模式切换的完成时间点。

[0116] 电压计620在第二测量模式下在时间点 t_2 处测量对象的第二电压 $v(t_2)$,并且处理器640基于第二电压 $v(t_2)$ 获得第二阻抗 $Z_{2P}(t_2)$ 。

[0117] 处理器640基于第一阻抗 $Z_{4P}(t_1)$ 和第二阻抗 $Z_{2P}(t_2)$,使用方程3来获得对象的生物电阻抗 Z_{m1} 。

[0118] 在控制器660的控制下,处理器640在第二测量模式下经过预定时间段之后的时间点处产生第二测量模式切换信号,并且测量模式切换器630响应于第二测量模式切换信号,通过使短路的第一电极601和第三电极603断开并且使短路的第二电极602和第四电极604断开,将测量模式从第二测量模式切换到第一测量模式。

[0119] 电压计620在第一测量模式下经过预定时间段之后的时间点 t_3 处测量对象的第一电压 $v(t_3)$,并且处理器640基于第一电压 $v(t_3)$ 来获得第一阻抗 $Z_{4P}(t_3)$ 。

[0120] 处理器640在时间点 t_3 处产生第一测量模式切换信号,并且测量模式切换器630响应于第一测量模式切换信号,通过将第一电极601和第三电极603彼此短路并且将第二电极602和第四电极604彼此短路,将测量模式从第一测量模式切换到第二测量模式。

[0121] 处理器640基于在向第二测量模式的测量模式切换开始之后由电压计620测量的电压来监测测量模式切换间隔中的测量阻抗,并且确定测量模式切换的完成时间 t_4 。也就是说,处理器640从时间点 t_3 起监测在测量模式切换间隔中的测量阻抗,并且确定测量阻抗的改变从正(+)变为负(-)时的时间点 t_4 是测量模式切换的完成时间点。

[0122] 电压计640在第二测量模式下在时间点 t_4 处测量对象的第二电压 $v(t_4)$,并且处理器640基于第二电压 $v(t_4)$ 获得第二阻抗 $Z_{2P}(t_4)$ 。

[0123] 处理器640基于第一阻抗 $Z_{4P}(t_3)$ 和第二阻抗 $Z_{2P}(t_4)$,使用方程3来获得对象的生物电阻抗 Z_{m2} 。

[0124] 控制器660确定生物电阻抗 Z_{m2} 与生物电阻抗 Z_{m1} 之间的差是否等于或小于预定阈值。

[0125] 当生物电阻抗 Z_{m2} 和生物电阻抗 Z_{m1} 之间的差不等于或小于预定阈值时,在控制器660的控制下,处理器640在第二测量模式下经过预定时间段之后的时间点处产生第二测量模式切换信号,并且测量模式切换器630响应于第二测量模式切换信号,通过使短路的第一电极601和第三电极603断开并且使短路的第二电极602和第四电极604断开,将测量模式从第二测量模式切换到第一测量模式。

[0126] 电压计620在第一测量模式下经过预定时间段之后的时间点 t_5 处测量对象的第一电压 $v(t_5)$,并且处理器640基于第一电压 $v(t_5)$ 来获得第一阻抗 $Z_{4P}(t_5)$ 。

[0127] 处理器640在时间点 t_5 处产生第一测量模式切换信号,并且测量模式切换器630响应于第一测量模式切换信号,通过将第一电极601和第三电极603彼此短路并且将第二电极602和第四电极604彼此短路,将测量模式从第一测量模式切换到第二测量模式。

[0128] 处理器640基于在向第二测量模式的测量模式切换开始之后由电压计620测量的电压来监测测量模式切换间隔中的测量阻抗,并且确定测量模式切换的完成时间 t_6 。也就是说,处理器640从时间点 t_5 起监测在测量模式切换间隔中的测量阻抗,并且确定测量阻抗的改变从正(+)变为负(-)时的时间点 t_6 是测量模式切换的完成时间点。

[0129] 电压计640在第二测量模式下在时间点 t_6 处测量对象的第二电压 $v(t_6)$,并且处理器640基于第二电压 $v(t_6)$ 获得第二阻抗 $Z_{2P}(t_6)$ 。

[0130] 处理器640基于第一阻抗 $Z_{4P}(t_5)$ 和第二阻抗 $Z_{2P}(t_6)$,使用方程3来获得对象的生物电阻抗 Z_{m3} 。

[0131] 控制器660确定生物电阻抗 Z_{m3} 与生物电阻抗 Z_{m2} 之间的差是否等于或小于预定阈值。当生物电阻抗 Z_{m3} 与生物电阻抗 Z_{m2} 之间的差等于或小于预定阈值时,控制器660将生物电阻抗 Z_{m3} 确定为对象的生物电阻抗。

[0132] 图8是示出了测量生物电阻抗的方法的示例性实施例的流程图。

[0133] 图8的测量生物电阻抗的方法可以由图1的用于测量生物电阻抗的装置100执行。

[0134] 参考图1和图8,用于测量生物电阻抗的装置100获得紧接在测量模式从第一测量模式切换到第二测量模式的开始之前的第一阻抗(操作810)。例如,装置100可以紧接在从第一测量模式到第二测量模式的测量模式切换开始之前测量对象的第一电压,其中,由于

通过第一电极101和第二电极102而施加到对象的电流,对象的第一电压施加到第三电极103和第四电极104的两端。然后,装置100可以基于紧接在测量模式切换的开始之前测量的第一电压,获得第一阻抗。

[0135] 装置100将测量模式从第一测量模式切换到第二测量模式(操作820)。例如,当在第一测量模式下经过预定时间段的条件和第一阻抗超过第一阈值的条件中的至少一个条件满足时,装置100可以产生第一测量模式切换信号,用于使第一电极101和第三电极103彼此短路并且使第二电极102和第四电极104彼此短路。

[0136] 装置100获得紧接在从第一测量模式到第二测量模式的测量模式切换完成之后的第二阻抗(操作830)。例如,装置100可以确定从第一测量模式到第二测量模式的测量模式切换的完成时间点,并且紧接在测量模式切换完成之后测量对象的第二电压,其中,由于通过短路到第三电极103的第一电极101和短路到第四电极104的第二电极102而施加到对象的电流,第二电压被施加至短路到第一电极101的第三电极103以及短路到第二电极102的第四电极104。然后,装置100可以基于紧接在测量模式切换完成之后所测量的第二电压,获得紧接在测量模式切换完成之后的第二阻抗。

[0137] 在这种情况下,装置100可以通过监测基于在测量模式切换开始之后测量的电压的测量阻抗的改变,确定测量模式切换的完成时间点。例如,装置100可以监测紧接在测量模式切换开始之后的测量阻抗,并且将测量阻抗的微分值的符号的转折点(例如,测量阻抗的改变从正(+)变为负(-)的时间点)确定为测量模式切换的完成时间点。

[0138] 装置100基于如下项来获得对象的生物电阻抗(操作840):紧接在从第一测量模式到第二测量模式的测量模式切换开始之前的第一阻抗;以及紧接从第一测量模式到第二测量模式的测量模式切换完成之后的第二阻抗。例如,装置100可以基于紧接在测量模式切换开始之前的第一阻抗和紧接在测量模式切换完成之后的第二阻抗,使用方程3来获得对象的生物电阻抗。

[0139] 图9是示出了测量生物电阻抗的方法的另一示例性实施例的流程图。

[0140] 图9的测量生物电阻抗的方法可以由图1的用于测量生物电阻抗的装置执行。

[0141] 参考图1和图9,装置100监测第二测量模式的第二阻抗(操作910)。例如,装置100可以测量对象的第一电压,由于通过短路到第三电极103的第一电极101以及短路到第四电极104的第二电极102而施加到对象的电流,第一电压被施加至短路到第一电极101的第三电极103以及短路到第二电极102的第四电极104,并且装置100可以基于测量的第一电压监测第二测量模式的第二阻抗。

[0142] 装置100确定第二阻抗是否小于第二阈值(操作920)。当第二阻抗等于或大于第二阈值时,装置100返回至操作910并且监测第二测量模式的第二阻抗。

[0143] 当第二阻抗小于第二阈值时,装置100提取第二阻抗,并且将所提取的第二阻抗确定为紧接在测量模式切换开始之前的第二阻抗(操作930)。

[0144] 装置100将测量模式从第二测量模式切换到第一测量模式(操作940)。例如,装置100可以通过使短路的第一电极101和第三电极103断开并且使短路的第二电极102和第四电极104断开,将测量模式从第二测量模式切换到第一测量模式。

[0145] 装置100获得紧接在从第二测量模式到第一测量模式的测量模式切换完成之后的第一阻抗(操作950)。例如,装置100可以确定测量模式从第二测量模式切换到第一测量模

式的完成时间点,并且紧接在测量模式切换完成之后测量对象的第一电压,其中,由于通过第一电极101和第二电极102而施加到对象的电流,第一电压被施加到第三电极103和第四电极104。然后,装置100可以基于紧接在测量模式切换完成之后所测量的第一电压来获得第一阻抗。

[0146] 在这种情况下,装置100可以通过监测基于在测量模式切换开始之后测量的电压的测量阻抗的改变,确定测量模式切换的完成时间点。例如,装置100可以监测紧接在测量模式切换开始之后的测量阻抗,并且将测量阻抗的微分值的符号的转折点(例如,测量阻抗的改变从负(-)变为正(+))的时间点)确定为测量模式切换的完成时间点。

[0147] 装置100基于如下项来计算对象的生物电阻抗(操作960):紧接在从第二测量模式到第一测量模式的测量模式切换开始之前的第二阻抗;以及紧接在从第二测量模式到第一测量模式的测量模式切换完成之后的第一阻抗。例如,装置100可以基于紧接在测量模式切换开始之前的第二阻抗和紧接在测量模式切换完成之后的第一阻抗,使用方程4来获得对象的生物电阻抗。

[0148] 图10是示出了测量生物电阻抗的方法的示例性实施例的流程图。

[0149] 图10的测量生物电阻抗的方法可以由图6的用于测量生物电阻抗的装置600执行。

[0150] 参考图6和图10,装置600获得紧接在从第一测量模式到第二测量模式的测量模式切换开始之前的第一阻抗(操作1010)。例如,装置600可以紧接在从第一测量模式到第二测量模式的测量模式切换开始之前测量对象的第一电压,其中,由于通过第一电极101和第二电极102而施加到对象的电流,对象的第一电压被施加到第三电极103和第四电极104。然后,装置600可以基于紧接在测量模式切换的开始之前测量的第一电压,获得紧接在测量模式切换开始之前的第一阻抗。

[0151] 装置600将测量模式从第一测量模式切换到第二测量模式(操作1020)。例如,当在第一测量模式下经过预定时间段的条件和第一阻抗超过第一阈值的条件中的至少一个条件满足时,装置600可以通过使第一电极101和第三电极103彼此短路并且使第二电极102和第四电极104彼此短路,将测量模式从第一测量模式切换到第二测量模式。

[0152] 装置600获得紧接在从第一测量模式到第二测量模式的测量模式完成之后的第二阻抗(操作1030)。例如,装置600可以确定测量模式从第一测量模式切换到第二测量模式的完成时间点,并且测量对象的第二电压,其中,由于通过短路到第三电极103的第一电极101和短路到第四电极104的第二电极102而施加到对象的电流,第二电压被施加至短路到第一电极101的第三电极103以及短路到第二电极102的第四电极104。然后,设备600可以基于紧接在测量模式切换完成之后所测量的对象的第二电压,获得紧接在测量模式切换完成之后的第二阻抗。

[0153] 在这种情况下,装置600可以通过监测基于在测量模式切换开始之后测量的电压的测量阻抗的改变,确定测量模式切换的完成时间点。例如,装置600可以监测紧接在测量模式切换开始之后的测量阻抗,并且将测量阻抗的微分值的符号的转折点(例如,测量阻抗的改变从正(+)变为负(-))的时间点)确定为测量模式切换的完成时间点。

[0154] 装置600基于如下项来获得对象的生物电阻抗(操作1040):紧接在从第一测量模式到第二测量模式的测量模式切换开始之前的第一阻抗;以及紧接在从第一测量模式到第二测量模式的测量模式切换完成之后的第二阻抗。例如,装置600可以基于紧接在测量模式

切换开始之前的第一阻抗并且基于紧接在测量模式切换完成之后的第二阻抗,使用方程3来获得对象的生物电阻抗。

[0155] 装置600将最近获得的生物电阻抗与紧接在最近的生物电阻抗之前获得的生物电阻抗进行比较,并且确定这两个生物电阻抗之间的差是否等于或大于预定阈值(操作1050)。

[0156] 当最近获得的生物电阻抗与紧接在所述生物电阻抗之前所测量的生物电阻抗之间的差超过预定阈值时,装置600将测量模式从第二测量模式切换到第一测量模式(操作1060),并且返回到操作1010,以获得紧接在从第一测量模式到第二测量模式的测量模式切换开始之前的第一阻抗。也就是说,装置600重复执行操作1010至1060,直到最近获得的生物电阻抗与紧接在最近的生物电阻抗之前所测量的生物电阻抗之间的差等于或小于预定阈值为止。

[0157] 当最近获得的生物电阻抗与紧接在最近的生物电阻抗之前所测量的生物电阻抗之间的差等于或小于预定阈值时,装置600将最近获得的生物电阻抗确定为对象的生物电阻抗,并且终止操作。

[0158] 图11是示出了用于测量生物信息(biometric information)的装置的示例性实施例的框图。

[0159] 用于测量生物信息的装置1100可以安装在电子设备上。在这种情况下,电子设备可以包括移动电话、智能电话、平板计算机、笔记本计算机、个人数字助理(PDA)、便携式多媒体播放器(PMP)、导航系统、MP3播放器、数码相机和可穿戴设备等。可穿戴设备可以包括各种类型,比如手表型、腕带型、环型、带型、项链型、脚踝带型、大腿带型、前臂带型等。然而,电子设备和可穿戴设备不限于上述示例。

[0160] 参考图11,用于测量生物信息的装置100包括生物电阻抗测量器1110和生物信息估计器1120。

[0161] 作为能够测量对象的生物电阻抗的设备,生物电阻抗测量器1110与参考图1至图10所述的用于测量生物电阻抗的装置100和600相同,因此将不重复对其的详细描述。

[0162] 生物信息估计器1120可以基于由生物电阻抗测量器1110测量的对象的生物电阻抗来估计对象的生物信息。在这种情况下,生物信息可以包括:体脂百分比、体脂量、肌肉质量、骨骼肌肉质量、基础代谢率、细胞内含水量、细胞外含水量、身体含水量、无机物质量、内脏脂肪含量等。

[0163] 根据示例性实施例,生物信息估计器1120可以使用生物信息计算公式来估计对象的生物信息。在这种情况下,生物信息计算公式可以定义生物阻抗、身体信息和生物信息之间的关系,并且可以预先通过实验导出。身体信息可以包括性别、年龄、身高、体重等。

[0164] 图12是示出了测量生物信息的方法的示例性实施例的流程图。

[0165] 图12的测量生物信息的方法可以由图11的用于测量生物信息的装置1100执行。

[0166] 参考图11和图12,用于测量生物测量信息的装置1100测量对象的生物电阻抗(操作1210)。

[0167] 装置1100基于所测量的生物电阻抗来估计对象的生物信息(操作1220)。在这种情况下,生物信息可以包括:体脂百分比、体脂量、肌肉质量、骨骼肌肉质量、基础代谢率、细胞内含水量、细胞外含水量、身体含水量、无机物质量、内脏脂肪含量等。

[0168] 根据示例性实施例,装置1100可以使用生物信息计算公式来估计生物信息。在这种情况下,生物信息计算公式可以定义生物阻抗、身体信息和生物信息之间的关系,并且可以预先通过实验导出。身体信息可以包括性别、年龄、身高、体重等。

[0169] 图13A是示出了相关技术的生物电阻抗测量方法下的测量时间与根据示例性实施例的生物电阻抗测量方法下的测量时间之间的比较的示意图。

[0170] 参考图13A,假设每种模式的测量时间设置为3秒,并且第一测量模式和第二测量模式之间的模式切换的时间间隔设置为1秒。然而,这只是示例,本公开不限于此。为了便于说明,示意性地示出了测量阻抗的改变,并且在图13A中未清楚地示出测量模式切换间隔。

[0171] 在图13A的示例中,根据用于测量生物阻抗的相关技术,总测量时间可以是第一测量模式下的测量时间(3S)、测量模式切换间隔(1S)和第二测量模式(3S)下的测量时间(3S)之和。也就是说,总测量时间可以是7秒($3S+1S+3S=7S$)。因此,相关技术的缺点在于,由于通过切换测量模式执行了两次测量,并且在每个测量模式下需要用于使接触电阻稳定的时间长度,因此测量时间延长了。

[0172] 另一方面,根据示例性实施例的测量生物阻抗的方法,由于不需要用于在测量阻抗之前使接触阻抗稳定的时间,因此可以缩短阻抗测量时间。例如,根据示例性实施例,总测量时间可以是第一测量模式下的测量时间(3S)、测量模式切换间隔(1S)、第二测量模式下的测量时间(1S)。也就是说,总测量时间可以是5秒($3S+1S+1S=5S$)。因此,根据示例性实施例,可以更快地测量生物阻抗。

[0173] 图13B示出了相关技术的生物电阻抗测量方法下的测量精度与根据示例性实施例的生物电阻抗测量方法下的测量精度之间的比较数据。

[0174] 参考图13B,通过使用手腕型体脂比例测量装置来为二十个对象测量第一测量模式的第一阻抗 $Z_{4P}(t)$ 、生物电阻抗 Z_m 以及体脂百分比。如图13B所示,使用根据示例性实施例的生物阻抗测量方法(例如,与5S的测量时间相对应)执行的测量和相关技术的接触电阻补偿测量方法(例如,与7S的测量时间相对应)执行的测量具有实质上相同的测量精度。因此,可以看出,当使用根据示例性实施例的生物阻抗测量方法时,可以在具有相同的测量精度的同时缩短测量时间(例如,从7S到5S)。

[0175] 本实施例可以被实现为计算机可读记录介质中的计算机可读代码。本领域技术人员可以容易地推断构成计算机程序的代码和代码段。计算机可读记录介质包括存储有计算机可读数据的所有类型的记录介质。计算机可读记录介质的示例包括只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、紧凑型光盘(CD)-ROM、磁带、软盘和光学数据存储介质。此外,记录介质可以以诸如互联网发送的载波的形式来实现。此外,计算机可读记录介质可以通过网络分发到计算机系统,其中可以按照分布方式存储和执行计算机可读代码。

[0176] 如附图所示,由块表示的组件、元件、模块或单元中的至少一个可以体现为执行根据实施例的上述各功能的各种数量的硬件、软件和/或固件结构。例如,这些组件、元件或单元中的至少一个可以使用直接电路结构(比如,存储器、处理器、逻辑电路、查找表等),其可以通过控制一个或多个微处理器或其它控制装置来执行各个功能。此外,这些组件、元件或单元中的至少一个可以通过包含用于执行指定的逻辑功能、且由一个或多个微处理器或者其它控制装置执行的一个或多个可执行指令在内的模块、程序或代码的一部分来具体地体现。此外,这些组件、元件或单元中的至少一个还可以包括执行各个功能的处理器(比如,中

央处理单元 (CPU))、微处理器等,或者通过执行各个功能的处理器(比如,中央处理单元 (CPU))、微处理器等来实现。这些组件、元件或单元中的两个或更多个可以被组合成执行组合的两个或更多个组件、元件或单元的所有操作或功能的单个组件、元件或单元。此外,这些组件、元件或单元中的至少一个的至少部分功能可以由这些组件、元件或单元中的另一个来执行。此外,尽管在上述框图中没有示出总线,但是可以通过总线来执行部件、元件或单元之间的通信。实施例的功能方面可以以在一个或多个处理器上执行的算法来实现。此外,由块或处理步骤表示的组件、元件或单元可以采用用于电子配置、信号处理和/或控制,数据处理等的任何数量的相关技术。

[0177] 尽管已经示出和描述了一些实施例,但是本领域技术人员应该理解,可以在不脱离本公开(其范围由权利要求及其等同物限定)的原理和精神的情况下,对示例性实施例进行改变。

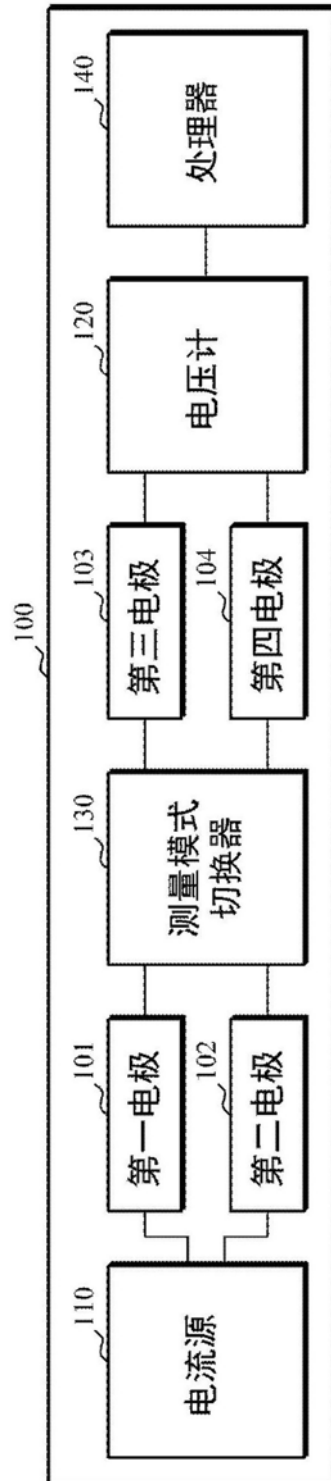


图1

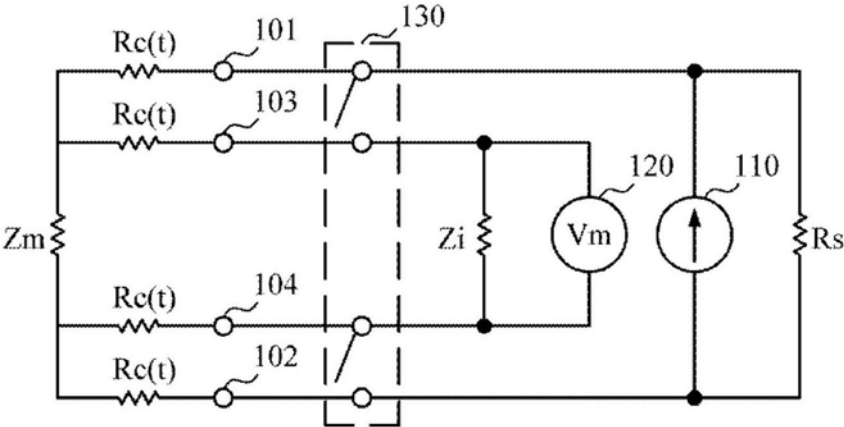


图2

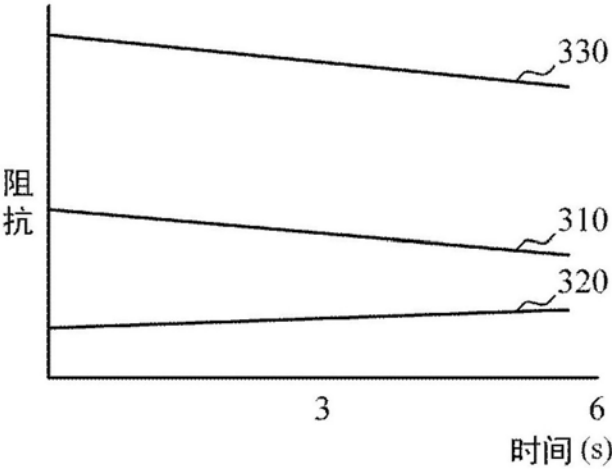


图3

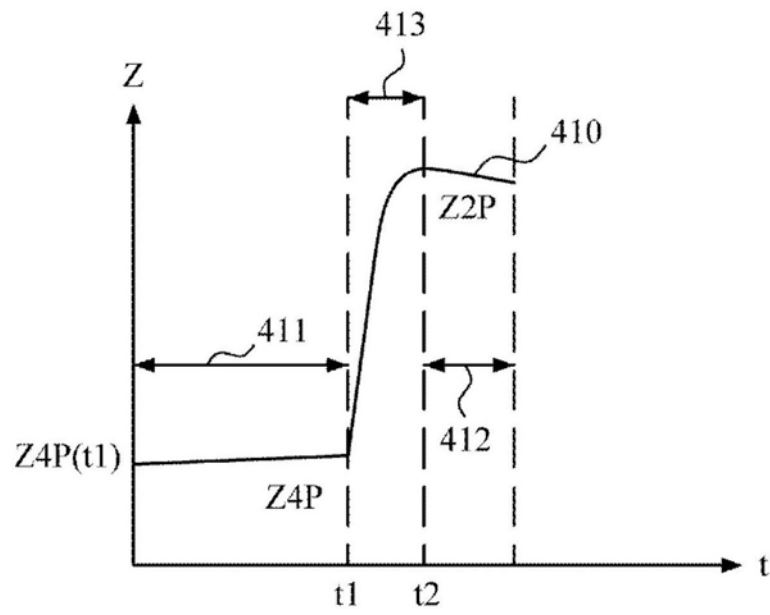


图4

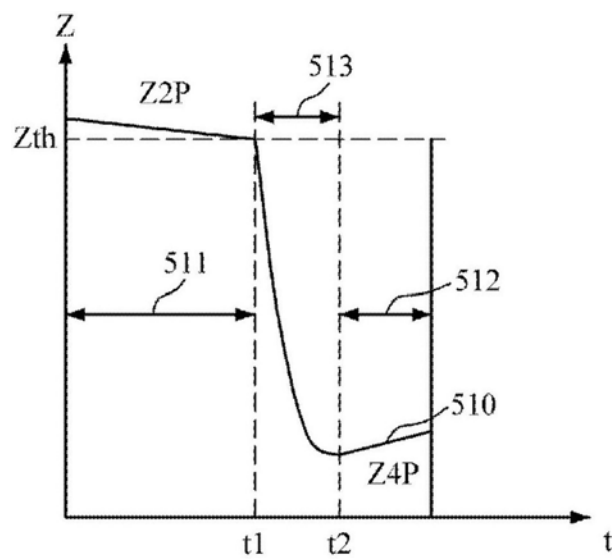


图5

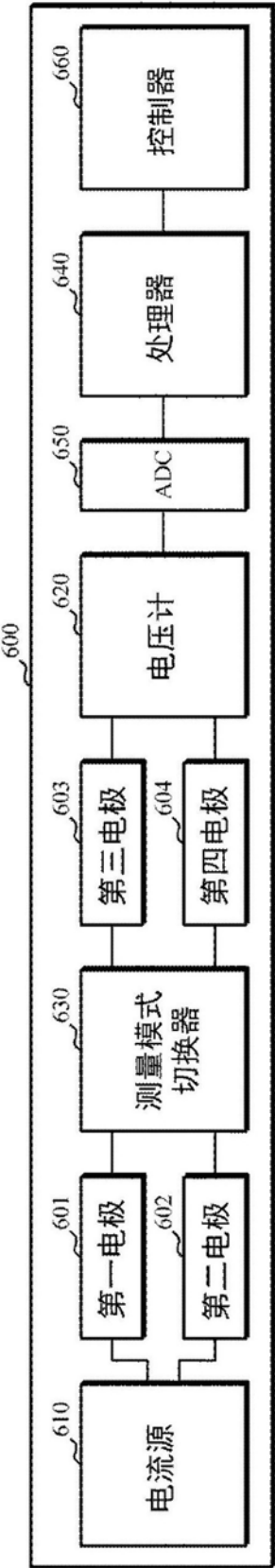


图6

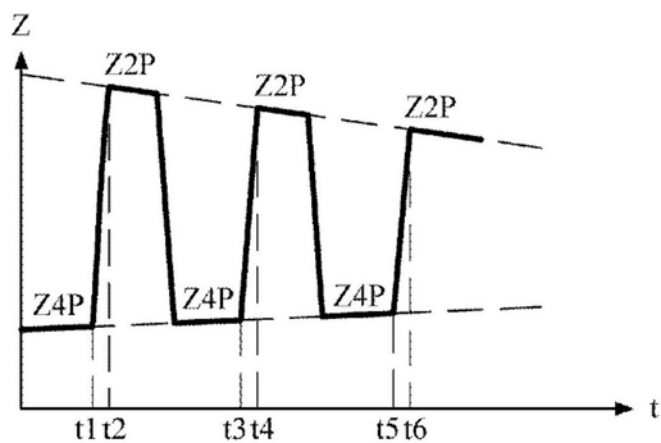


图7

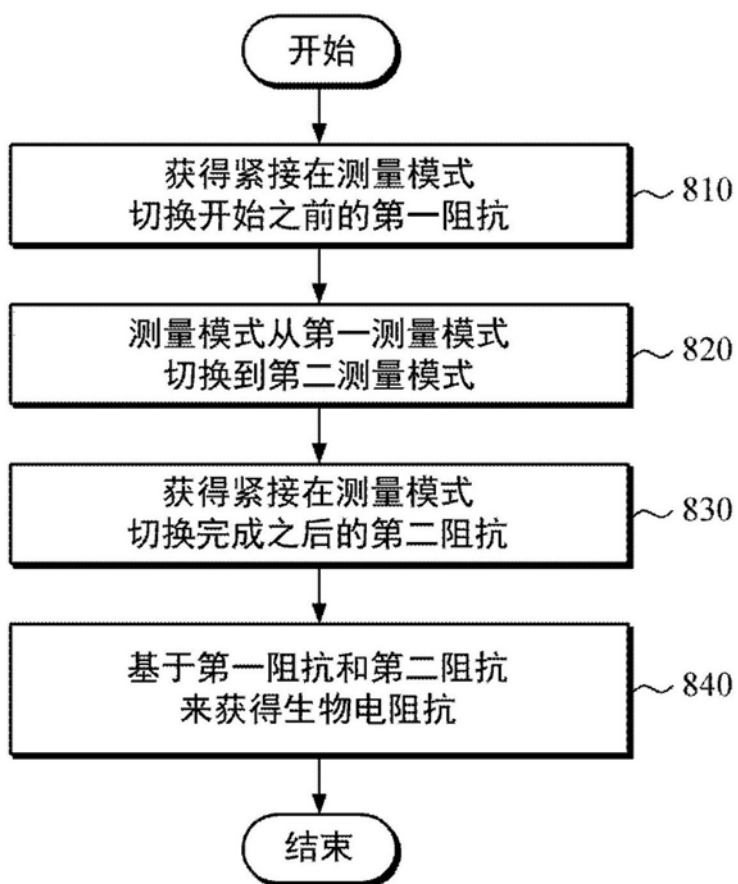


图8

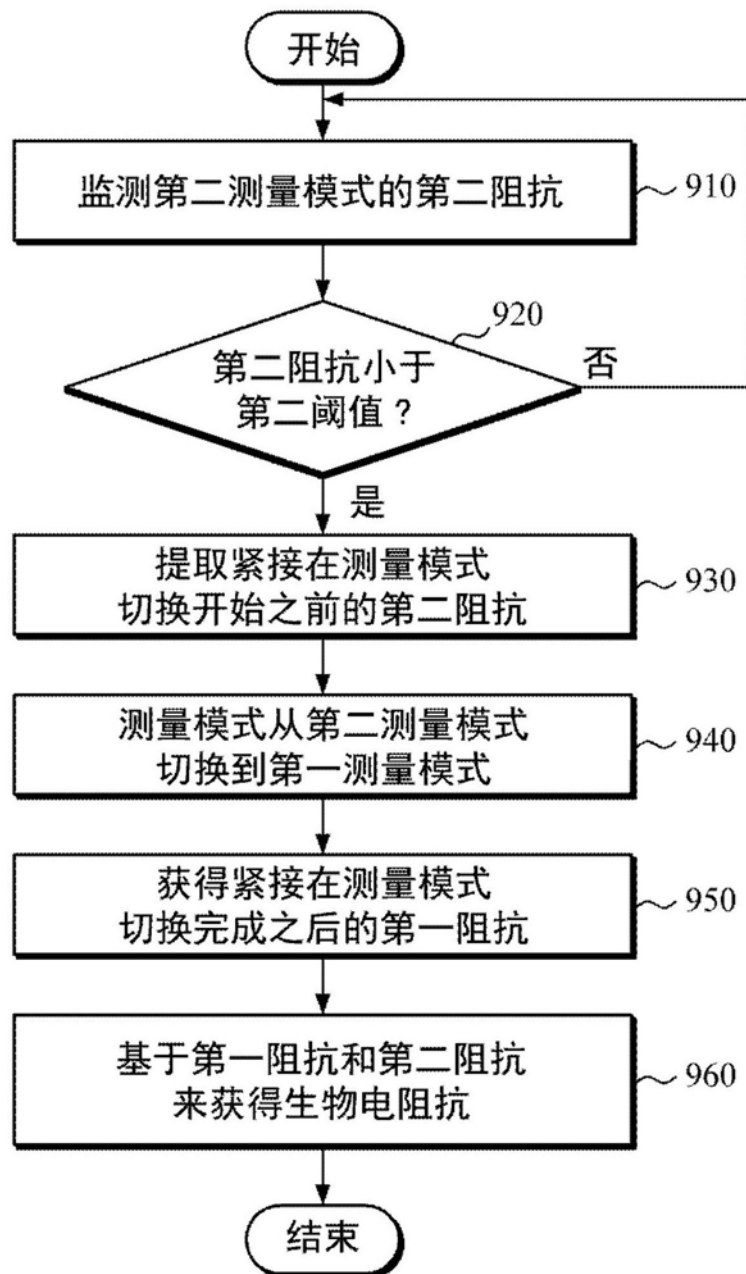


图9

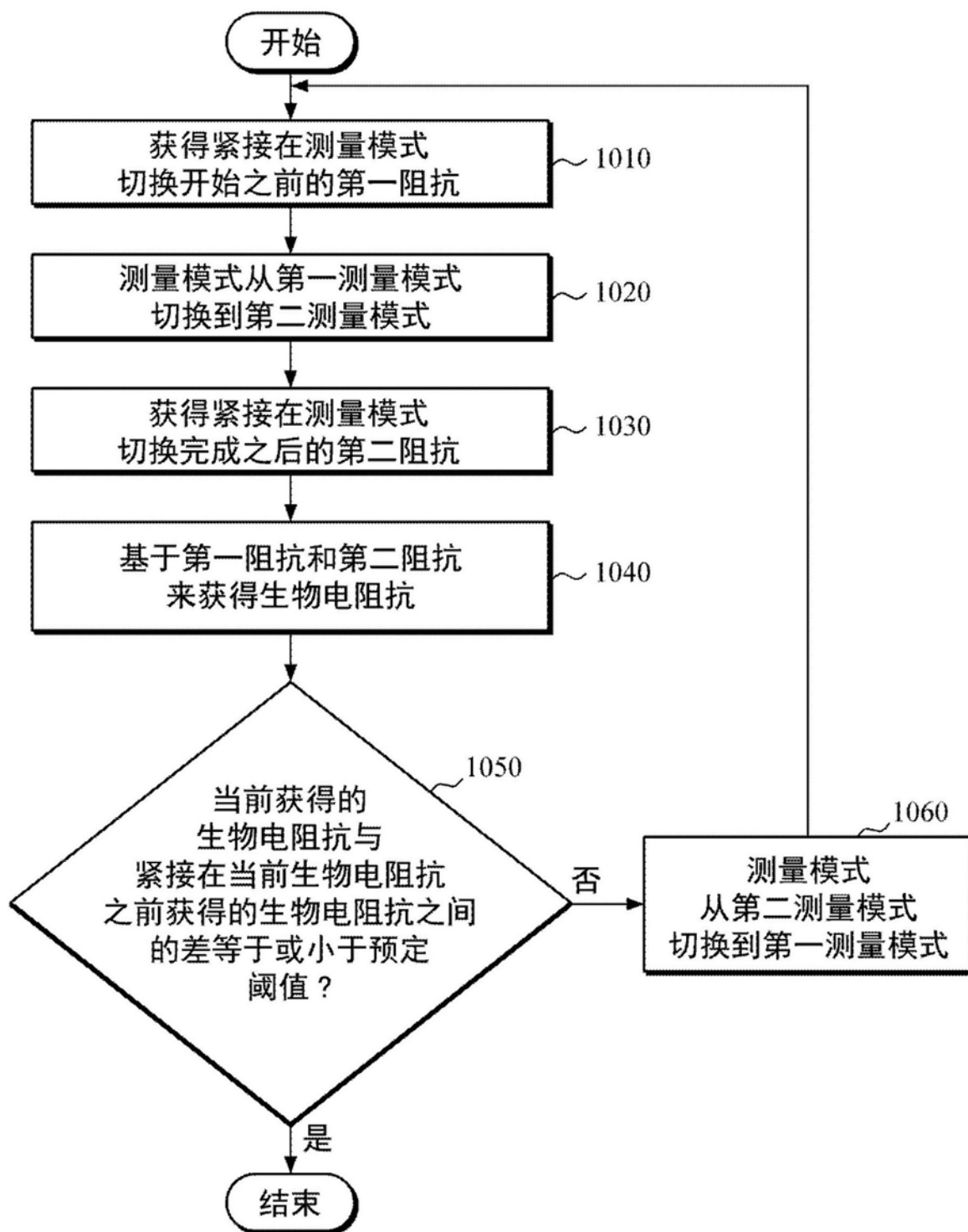


图10

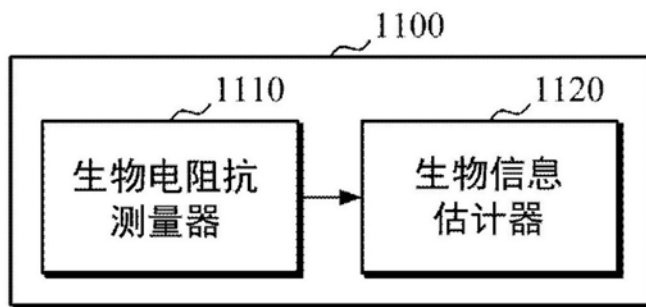


图11

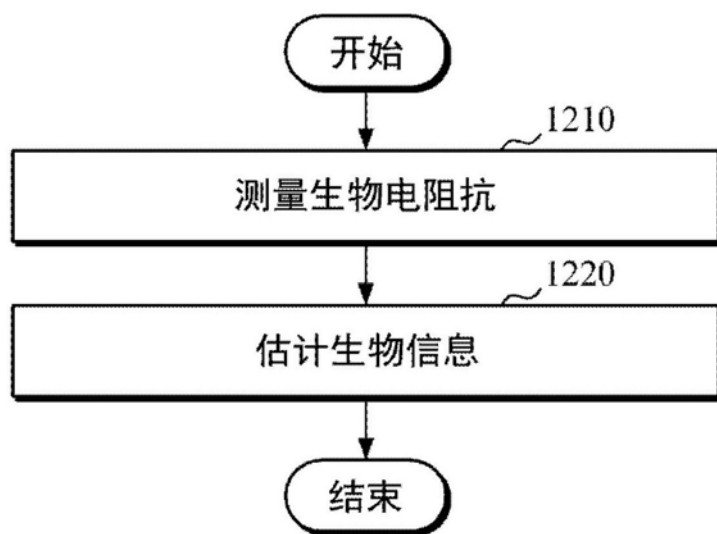


图12

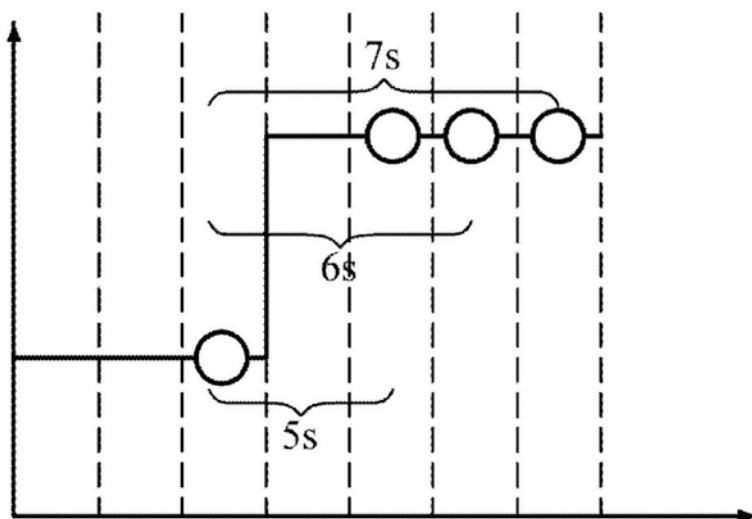


图13A

对象	Z4P	Zm 范围 [Ω]			BF 范围 [%]		
	范围 [Ω]	5s	6s	7s	5s	6s	7s
1	102.4	72.3	70.4	69.1	1.1	1.1	1.0
2	39.2	40.2	40.2	40.3	0.7	0.7	0.7
3	35.0	14.6	15.0	16.1	0.3	0.3	0.3
4	199.9	43.3	38.3	35.1	1.1	1.0	0.9
5	194.7	92.2	94.6	97.3	1.2	1.2	1.3
6	145.7	33.2	35.8	37.9	0.5	0.6	0.6
7	220.5	158.4	159.8	160.9	2.7	2.7	2.7
8	107.2	30.0	30.7	31.1	0.6	0.6	0.6
9	13.6	26.2	26.1	25.7	0.4	0.4	0.4
10	18.5	22.9	23.2	23.1	0.4	0.4	0.4
11	45.1	34.7	35.2	35.2	0.6	0.6	0.6
12	40.9	35.3	35.3	35.0	0.8	0.8	0.8
13	39.6	28.7	29.1	29.2	0.5	0.5	0.5
14	84.1	56.4	57.1	58.0	1.0	1.0	1.1
15	45.9	21.4	21.3	21.3	0.4	0.4	0.4
16	19.8	25.1	25.0	24.8	0.4	0.4	0.4
17	39.5	52.9	52.9	52.3	0.5	0.5	0.5
18	59.2	36.4	35.8	34.9	0.3	0.3	0.3
19	34.4	26.7	26.7	27.1	0.6	0.6	0.6
20	86.6	58.1	58.9	59.9	1.1	1.1	1.1
平均值	78.600	45.454	45.575	45.713	0.754	0.754	0.754

图13B

专利名称(译)	测量生物电阻抗的装置和方法以及测量生物信息的装置和方法		
公开(公告)号	CN108338788A	公开(公告)日	2018-07-31
申请号	CN201810070899.2	申请日	2018-01-24
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	郑明薰 南宫桷 李列镐		
发明人	郑明薰 南宫桷 李列镐		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0537 A61B5/4872 A61B5/4875 A61B5/7278 A61B5/053 A61B5/4869		
代理人(译)	李敬文		
优先权	1020170011232 2017-01-24 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于测量生物电阻抗的装置包括：电流源，被配置为通过第一电极和第二电极向对象施加恒定电流；测量模式切换器，被配置为响应于测量模式切换信号将测量模式从第一测量模式切换到第二测量模式；电压计，被配置为获得由于施加到对象的恒定电流而施加到第三电极和第四电极的电压；以及处理器，被配置为基于紧接在测量模式切换开始之前由电压计获得的第一电压来获得第一阻抗，基于紧接在测量模式切换完成之后由电压计获得的第二电压来获得第二阻抗，并且基于第一阻抗和第二阻抗来获得对象的生物电阻抗。

