



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109247937 A

(43)申请公布日 2019.01.22

(21)申请号 201810763227.X

(22)申请日 2018.07.12

(30)优先权数据

10-2017-0089143 2017.07.13 KR

10-2017-0150733 2017.11.13 KR

(71)申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道

(72)发明人 金俊镐 文炳琪 奇明吾 梁壮汎

柳承材 林仁天 韩仑澈 全基文

(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 吴晓兵

(51)Int.Cl.

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

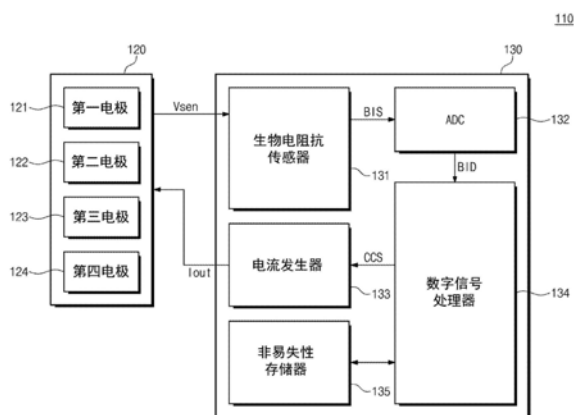
权利要求书3页 说明书16页 附图12页

(54)发明名称

生物处理器、生物信号检测系统和生物处理器的操作方法

(57)摘要

提供了一种生物处理器、一种生物信号检测系统和一种生物处理器的操作方法。生物处理器包括生物电阻抗传感器和数字信号处理器。生物电阻抗传感器在包括建立时间的一部分在内的感测时间期间测量生物电阻抗。数字信号处理器基于测量的生物电阻抗的变化来估计稳定的生物电阻抗值。数字信号处理器基于稳定的生物电阻抗值来生成生物数据。生物处理器减少了测量生物信号的时间,并确保稳定的生物电阻抗值的准确度。



1. 一种生物处理器,包括:

生物电阻抗传感器,被配置为在感测时间期间测量生物电阻抗,使得所述感测时间包括建立时间的一部分,所述建立时间在测量的生物电阻抗达到稳定的生物电阻抗值之前;以及

数字信号处理器,被配置为:

基于测量的生物电阻抗的变化来估计所述稳定的生物电阻抗值,以及
基于所述稳定的生物电阻抗值来生成生物数据。

2. 根据权利要求1所述的生物处理器,其中,所述数字信号处理器被配置为:
将测量的生物电阻抗的变化建模为拟合函数以生成建模的拟合函数;以及
基于所述建模的拟合函数来估计所述稳定的生物电阻抗值。

3. 根据权利要求2所述的生物处理器,其中,所述数字信号处理器被配置为:
根据所述建模的拟合函数计算测量的生物电阻抗得以稳定的时间;以及
基于所述时间来估计所述稳定的生物电阻抗值。

4. 根据权利要求2所述的生物处理器,其中,所述建模的拟合函数是自然对数函数。

5. 根据权利要求2所述的生物处理器,其中,所述数字信号处理器被配置为:
通过将所述建模的拟合函数与测量的生物电阻抗的变化进行比较来确定电极与用户之间的接触误差。

6. 根据权利要求1所述的生物处理器,其中,所述数字信号处理器被配置为:

基于所述稳定的生物电阻抗值中包括的参数来生成所述生物数据,使得由所述数字信号处理器生成的所述生物数据包括体脂数据。

7. 根据权利要求6所述的生物处理器,还包括:

非易失性存储器,被配置为存储参数数据和回归数据,所述参数数据包括关于所述参数的值的信息,所述回归数据包括用于根据所述参数的值计算所述生物数据的数据。

8. 根据权利要求1所述的生物处理器,还包括:

皮肤电反应传感器,被配置为在建立时间期满之前通过皮肤电反应来测量皮肤电阻,其中,所述数字信号处理器被配置为:
基于所述皮肤电阻来估计所述建立时间之后的接触电阻值;以及
基于所述接触电阻值来调整所述稳定的生物电阻抗值以生成经补偿的稳定的生物电阻抗值。

9. 根据权利要求1所述的生物处理器,其中,所述数字信号处理器被配置为:在所述感测时间期间测量生物电阻抗,使得所述感测时间短于所述建立时间。

10. 根据权利要求1所述的生物处理器,其中,所述数字信号处理器包括:

建模电路,被配置为将测量的生物电阻抗的变化建模为拟合函数以生成建模的拟合函数;

误差检测电路,被配置为通过将所述建模的拟合函数与测量的生物电阻抗的变化进行比较来生成接触误差数据;以及

阻抗补偿电路,被配置为基于所述建模的拟合函数来计算所述稳定的生物电阻抗值。

11. 一种生物信号检测系统,所述生物信号检测系统包括:

电极设备,被配置为向所述生物信号检测系统的外部提供输出电流,并且接收基于所

述输出电流的感测电压；

生物电阻抗传感器，被配置为在感测时间期间感测所述感测电压，并且测量与所述感测电压对应的生物电阻抗的变化，所述感测时间包括建立时间的一部分，所述建立时间在生物电阻抗达到稳定的生物电阻抗值之前；以及

处理器，被配置为基于测量的生物电阻抗的变化来估计所述稳定的生物电阻抗值。

12. 根据权利要求11所述的生物信号检测系统，其中，所述处理器被配置为：

基于所述稳定的生物电阻抗值来生成生物数据；以及
通过主机接口输出所述生物数据。

13. 根据权利要求11所述的生物信号检测系统，其中，
所述生物电阻抗传感器被配置为：

基于所述感测电压来生成生物电阻抗信号；以及
通过主机接口输出所述生物电阻抗信号，

所述处理器被配置为：

基于所述生物电阻抗信号来估计所述稳定的生物电阻抗值。

14. 根据权利要求11所述的生物信号检测系统，其中，
所述输出电流包括第一输出电流和第二输出电流，
所述感测电压包括第一感测电压和第二感测电压，以及
所述电极设备包括：

第一电极，被配置为接收所述第一感测电压；

邻近所述第一电极配置的第二电极，所述第二电极被配置为输出所述第一输出电流；

第三电极，被配置为接收所述第二感测电压；以及

邻近所述第三电极配置的第四电极，所述第四电极被配置为输出所述第二输出电流。

15. 根据权利要求14所述的生物信号检测系统，还包括：

皮肤电反应传感器，被配置为：

从所述第三电极接收第一流电电压，

从所述第四电极接收第二流电电压，以及

基于所述第一流电电压和所述第二流电电压来测量皮肤电阻。

16. 根据权利要求11所述的生物信号检测系统，还包括：

皮肤电反应传感器，被配置为从所述电极设备感测流电电压，并且基于所述流电电压来测量皮肤电阻，

其中，所述处理器被配置为：

基于所述稳定的生物电阻抗值来计算体脂数据；以及

基于测量的皮肤电阻来调整体脂数据以生成经补偿的稳定的生物电阻抗值。

17. 根据权利要求11所述的生物信号检测系统，还包括：

皮肤电反应传感器，被配置为从所述电极设备感测流电电压，并且基于所述流电电压来测量皮肤电阻，

其中，所述处理器被配置为：

基于测量的皮肤电阻和测量的生物电阻抗的变化来预测所述建立时间，以生成预测建立时间；以及

基于所述预测建立时间来估计所述稳定的生物电阻抗值。

18. 根据权利要求11所述的生物信号检测系统,还包括:

皮肤电反应传感器,被配置为从所述电极设备感测流电电压,并且基于所述流电电压来测量皮肤电阻,

其中,所述处理器被配置为:

基于所述皮肤电阻来估计所述电极设备和用户之间的接触时间;以及

基于所述生物电阻抗的变化和所述接触时间来估计所述稳定的生物电阻抗值。

19. 一种生物处理器的操作方法,所述方法包括:

在建立时间的一部分期间测量感测电压,所述建立时间在生物电阻抗的值达到稳定的生物电阻抗值之前;

基于所述感测电压的变化将针对所述建立时间的生物电阻抗的值建模为拟合函数,以生成建模的拟合函数;

基于所述建模的拟合函数来估计在稳定时间处的所述稳定的生物电阻抗值,所述稳定时间在所述建立时间期满之后;以及

基于估计的生物电阻抗值来生成生物数据。

20. 根据权利要求19所述的操作方法,还包括:

通过将所述建模的拟合函数与生物电阻抗的值进行比较来确定生物电阻抗传感器与用户之间的接触误差。

生物处理器、生物信号检测系统和生物处理器的操作方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2017年7月13日在韩国知识产权局提交的韩国专利申请第10-2017-0089143号以及于2017年11月13日在韩国知识产权局提交的韩国专利申请第10-2017-0150733号的优先权,其每一个的全部内容通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本文描述的本发明构思的示例实施例涉及处理生物信号。例如,至少一些示例实施例涉及生物处理器、生物信号检测系统和/或生物处理器的操作方法。

背景技术

[0004] 随着医疗技术的发展,人类生活得以提高。由于以各种方式提供了用于引领健康生活的食品信息、医疗信息、健康保健信息等,因此对诸如检查体脂的身体检查的兴趣日益增加。为此,已经开发了用于简化生物信号的检测和基于检测到的生物信号分析身体成分的各种电子设备。

[0005] 近来,可以利用用于使用可穿戴设备测量和处理生物信号的方法来检查人体的健康状态(诸如体脂)。可穿戴设备随时随地穿戴在用户身上,可以检测生物信号并可以处理生物信号。此外,由于包括在可穿戴设备中的生物处理器是执行生物信号分析的元件,因此与生物处理器处理生物信号相关联的速度和准确度的重要性可能会增加。

[0006] 常规生物处理器可以等待,直到从用户提供的生物信号得以稳定,并且可以基于稳定的生物信号来分析身体成分。在生物信号稳定之前,用户可能被迫维持与电子设备的接触状态并且还使运动最小化。如果在生物信号稳定前的时间较长,则用户可能需要将运动限制相对长的时间段,并且由于例如用户在此相对长的时间段期间出汗而可能降低生物信号的准确度。

发明内容

[0007] 本发明构思的示例实施例提供了一种用于减少测量生物信号的时间并提高所分析的生物数据的准确度的生物处理器、生物信号检测系统和/或生物处理器的操作方法。

[0008] 根据示例实施例,一种生物处理器可以包括:生物电阻抗传感器,被配置为在感测时间期间测量生物电阻抗,使得感测时间包括建立时间的一部分,建立时间在测量的生物电阻抗达到稳定的生物电阻抗值之前;以及数字信号处理器,被配置为基于测量的生物电阻抗的变化来估计稳定的生物电阻抗值,并且基于稳定的生物电阻抗值来生成生物数据。

[0009] 根据另一示例实施例,一种生物信号检测系统可以包括:电极设备,被配置为向生物信号检测系统的外部提供输出电流,并且接收基于输出电流的感测电压;生物电阻抗传感器,被配置为在感测时间期间感测所述感测电压,并且测量与所述感测电压对应的生物电阻抗的变化,感测时间包括建立时间的一部分,建立时间在生物电阻抗达到稳定的生物电阻抗值之前;以及处理器,被配置为基于测量的生物电阻抗的变化来估计稳定的生物电

阻抗值。

[0010] 根据另一示例实施例,一种生物处理器的操作方法可以包括:在建立时间的一部分期间测量感测电压,建立时间在生物阻抗的值达到稳定的生物阻抗值之前;基于感测电压的变化将针对建立时间的生物阻抗的值建模在拟合函数中,以生成建模的拟合函数;基于建模的拟合函数来估计在稳定时间处的稳定的生物阻抗值,稳定时间在建立时间期满之后;以及基于估计的生物阻抗值来生成生物数据。

附图说明

[0011] 通过参考以下附图的以下描述,上述和其他目的和特征将变得显而易见,其中,除非另有说明,否则相似的附图标记在各个附图中指代相似的部件,并且在附图中:

[0012] 图1是示出了根据本发明构思的示例实施例的生物信号检测系统的配置的框图;

[0013] 图2是示出了图1的生物信号检测设备的示例配置的框图;

[0014] 图3是示出了随时间测量的生物阻抗的变化的曲线图;

[0015] 图4和图5是示出了在图2的生物处理器处测量生物阻抗并估计稳定的生物阻抗值的处理的曲线图;

[0016] 图6是示出了图2的数字信号处理器的示例配置的框图;

[0017] 图7是示出了图1的生物信号检测设备的另一示例配置的框图;

[0018] 图8是示出了在图7的生物处理器处根据生物阻抗和皮肤电阻来估计稳定的生物阻抗值的处理的曲线图;

[0019] 图9是示出了根据本发明构思的示例实施例的生物处理器的操作方法的流程图;

[0020] 图10是示出了根据本发明构思的示例实施例的生物信号检测系统的配置的框图;

[0021] 图11是示出了根据本发明构思的示例实施例的生物信号检测系统的配置的框图;以及

[0022] 图12是示出了根据本发明构思的示例实施例的可穿戴设备的配置的图。

具体实施方式

[0023] 在下文中,清楚且详细地描述本发明构思的一些示例实施例,使得本公开将是彻底和完整的,并且将把本发明构思的示例实施例的范围完全传达给本领域技术人员。

[0024] 图1是示出了根据本发明构思的示例实施例的生物信号检测系统的配置的框图。

[0025] 参考图1,生物信号检测系统100可以包括但不限于可穿戴设备。例如,生物信号检测系统100可以包括各种便携式电子设备。

[0026] 生物信号检测系统100可以包括生物信号检测设备110、应用处理器140、显示驱动集成电路(DDI)150、显示器160、存储设备170、存储器180和调制解调器190。

[0027] 生物信号检测设备110可以包括电极单元120和生物处理器130。电极单元120可以包括多个电极。多个电极可以被配置为与用户接触以感测生物信号。例如,多个电极中的一些可以向用户提供输出电流,并且其他电极可以从用户接收感测电压。在下文中,与电极单元120接触的目标可以被称为用户。然而,示例实施例不限于此。例如,与电极单元120接触的目标可以包括各种对象,例如动物。

[0028] 生物处理器130可以从电极单元120接收生物信号并且可以分析所接收的生物信

号。例如,生物处理器130可以从电极单元120接收感测电压。生物处理器130可以基于感测电压和提供给电极单元120的输出电流来测量生物电阻抗。生物处理器130可以基于测量的生物电阻抗生成生物数据。例如,生物数据可以是体脂数据。生物处理器130可以使用关于用户的身高、体重、年龄和/或性别的用户数据来生成体脂数据。这样的用户数据可以被(例如,预先)存储在生物处理器130中。

[0029] 生物处理器130可以确定用于测量生物电阻抗的感测时间。生物处理器130可以基于在感测时间期间接收到的感测电压来测量生物电阻抗。如果感测时间较长,则用户的运动受限的时间可能会增加。因此,根据本发明构思的示例实施例的生物处理器130可以减少(或者备选地,最小化)感测时间,并且可以基于在减少的(或者备选地,最小化的)感测时间期间收集的感测电压来测量生物电阻抗。这里,生物处理器130可以执行根据减少的(或者备选地,最小化的)感测时间来补偿生物电阻抗值的准确度降低的处理操作。将参考图2详细描述这样的处理时间。

[0030] 生物处理器130可以以集成方式执行测量生物电阻抗的功能和根据生物电阻抗生成诸如体脂数据的生物数据的功能。生物处理器130可以直接分析生物电阻抗并且可以将分析结果输出到应用处理器140。在这种情况下,与将生物电阻抗的数据和用户数据输出到应用处理器140相比,可以减少从生物处理器130输出的数据量。此外,与在单独的主机设备(未示出)处分析基于生物电阻抗的生物数据相比,可以减少通过调制解调器190发送到主机设备的数据量。

[0031] 应用处理器140可以执行控制生物信号检测系统100的控制操作和计算各种数据的算术运算。应用处理器140可以执行操作系统(OS)和各种应用。例如,应用处理器140可以提供用于测量、补偿和分析生物电阻抗的查询数据,并且可以将用于生成生物数据的用户数据提供给生物处理器130。此处,示例实施例不限于此。例如,生物处理器130可以测量和补偿生物电阻抗。应用处理器140可以基于补偿的生物电阻抗来生成生物数据,诸如体脂数据。

[0032] DDI 150可以接收基于由生物处理器130或应用处理器140分析的生物数据的图像数据。例如,应用处理器140可以生成用于显示与分析的生物数据相关联的信息的图像数据。DDI 150可以将图像数据转换为适合于显示器160的规格的图像数据电压。DDI 150可以根据图像数据输出灰度级电压作为图像数据电压。

[0033] 显示器160可以显示与生物数据相关联的信息。显示器160可以从DDI接收图像数据电压,并且可以基于图像数据电压显示与生物数据(诸如体脂数据)相关联的信息。显示器160可以包括液晶显示器(LCD)、有机发光二极管(OLED)、有源矩阵OLED(AMOLED)、柔性显示器、电子墨水等。

[0034] 存储设备170可以被用作应用处理器140的辅助存储器。由应用处理器140执行的OS或各种应用的源代码以及由OS或应用生成以长时间存储的各种数据可以被存储在存储设备170中。例如,用于测量或分析生物电阻抗的执行代码、用于计算生物数据的用户数据等可以被存储在存储设备170中。存储设备170可以包括闪存、相变随机存取存储器(PRAM)、磁性RAM(MRAM)、铁电RAM(FeRAM)、电阻RAM(RRAM)等。

[0035] 存储器180可以被用作应用处理器140的主存储器。例如,存储器180可以存储由应用处理器140处理的各种数据和处理代码。例如,测量的生物电阻抗数据、补偿的生物电阻

抗数据或生物数据可以被存储在存储器180中。存储器180可以包括动态RAM (DRAM)、静态RAM (SRAM)、PRAM、MRAM、FeRAM、RRAM等。

[0036] 调制解调器190可以与外部设备(例如,主机设备(未示出))通信。例如,调制解调器190可以将应用处理器140接收到的生物数据发送到主机设备。调制解调器190可以基于诸如长期演进(LTE)、码分多址(CDMA)、蓝牙、近场通信(NFC)、无线保真(Wi-Fi)和射频识别(RFID)之类的各种无线通信方案以及诸如通用串行总线(USB)、串行AT附件(SATA)、串行外围接口(SPI)、内部集成电路(I2C)、高速I2C(HS-I2C)和集成芯片间声音(I2S)之类的各种有线通信方案中的至少一种来执行通信。

[0037] 图2是示出了图1的生物信号检测设备的示例配置的框图。

[0038] 参考图2,生物信号检测设备110可以包括电极单元120和生物处理器130。

[0039] 电极单元120可以包括电极。在图2中,示出了电极单元120包括第一电极121至第四电极124的示例实施例。然而,示例实施例不限于此。例如,电极单元120可以包括各种数量的电极。

[0040] 生物处理器130可以包括生物电阻抗传感器131、模数转换器(ADC)132、电流发生器133、数字信号处理器134和非易失性存储器135。

[0041] 在一些示例实施例中,生物处理器130可以包括处理电路和存储器(例如,非易失性存储器135),其中处理电路被配置为执行生物电阻抗传感器131、模数转换器(ADC)132、电流发生器133、数字信号处理器134中的一个或多个的功能。在其他示例实施例中,生物电阻抗传感器131、模数转换器(ADC)132、电流发生器133、数字信号处理器134可以各自包括分立式处理电路。

[0042] 处理电路可以是但不限于处理器、中央处理单元(CPU)、控制器、算术逻辑单元(ALU)、数字信号处理器、微型计算机、现场可编程门阵列(FPGA)、专用集成电路(ASIC)、片上系统(SoC)、可编程逻辑单元、微处理器或能够以定义方式执行操作的任何其他设备。

[0043] 如下面更详细讨论的,处理电路可以通过布局设计或存储在存储器(未示出)中的计算机可读指令的执行而被配置为专用计算机,以在感测时间期间测量生物电阻抗,使得感测时间仅包括在测量的生物电阻抗达到稳定的生物电阻抗值之前的建立时间的一部分,基于测量的生物电阻抗的改变来估计稳定的生物电阻抗值,并基于稳定的生物电阻抗值来生成生物数据。因此,处理电路可以通过减少生成生物数据的时间量并提高所生成的生物数据的准确度来改善生物处理器130自身的功能。

[0044] 电极单元120可以从电流发生器133接收输出电流 I_{out} ,并将输出电流 I_{out} 提供给用户。例如,输出电流 I_{out} 可以通过第二电极222和第四电极224提供给用户。输出电流 I_{out} 可以流入用户的身体,并且可能发生由用户身体的电阻引起的电位差。电极单元120可以接收根据这样的电位差的感测电压 V_{sen} ,并且可以将接收到的感测电压 V_{sen} 提供给生物处理器130。例如,感测电压 V_{sen} 可以通过第一电极221和第三电极223提供给生物处理器130。

[0045] 当测量生物信号时,第一电极221至第四电极224可以被配置为与用户接触。例如,第一电极221和第二电极222可以被配置为与用户的左侧(或右侧)身体接触,并且第三电极223和第四电极224可以被配置为与用户的右侧(或左侧)身体接触。然而,示例实施例不限于此。第一电极221和第二电极222可以被定位为彼此相邻并且可以彼此绝缘。第三电极223和第四电极224可以被定位为彼此相邻并且可以彼此绝缘。第二电极222和第四电极224可

以形成穿过用户身体的闭合电路。与第二电极222相邻的第一电极221和与第四电极224相邻的第三电极223可以通过流过该闭合电路的输出电流 I_{out} 向生物电阻抗传感器131提供电位差(即,感测电压 V_{sen})。

[0046] 生物电阻抗传感器131可以基于感测电压 V_{sen} 来测量用户的生物电阻抗。生物电阻抗传感器131可以从电极单元120接收感测电压 V_{sen} 。生物电阻抗传感器131可以使用感测电压 V_{sen} 和输出电流 I_{out} 来测量生物电阻抗。为此目的,生物电阻抗传感器131可以包括电压表。生物电阻抗传感器131可以使用感测电压 V_{sen} 与输出电流 I_{out} 的比来测量生物电阻抗。

[0047] 生物电阻抗传感器131可以基于测量的生物电阻抗来生成生物电阻抗信号BIS。为此,生物电阻抗传感器131可以包括模拟前端(AFE)(未示出)。AFE可以包括用于放大从第一电极121和第三电极123提供的感测电压 V_{sen} (即,第一电极121和第三电极123之间的电位差)的放大器(未示出)。AFE可以包括用于去除放大的感测电压的噪声的带通滤波器。带通滤波器的带宽可以基于从电流发生器133提供的输出电流 I_{out} 的频率来设置。生物电阻抗传感器131可以通过对感测电压 V_{sen} 进行放大和滤波来生成生物电阻抗信号BIS。

[0048] 生物电阻抗传感器131可以在设定的(或者备选地,可以是预设的)感测时间期间测量生物电阻抗。电极单元120可以与用户接触,并且当维持这样的接触状态时,测量生物电阻抗的感测时间可以被分类为包括浮动时间、建立时间或稳定时间中的一个或多个。浮动时间可以被定义为在用户与电极单元120接触之前的时间。建立时间可以被定义为用户与电极单元120接触的时间和生物电阻抗指示期望(或者备选地,预定)值的时间之间的时间。稳定时间可以被定义为生物电阻抗指示期望(或者备选地,预定)值或期望(或者备选地,预定)范围的时间。如下面所讨论的,在一个或多个示例实施例中,感测时间可以包括建立时间的一部分。

[0049] 建立时间可以根据各种因素(例如,第一电极121至第四电极124中的每一个的尺寸、第一电极121至第四电极124中的每一个的形状、用户的姿势或者用户的内部特征)来确定。如果图1的生物信号检测系统100被实现为小型可穿戴设备,则第一电极121至第四电极124中的每一个可以是小尺寸的。随着第一电极121至第四电极124中的每一个的尺寸减小,建立时间可以增加。

[0050] 生物电阻抗传感器131可以在建立时间的一部分期间测量生物电阻抗信号,而不在稳定时间期间测量生物电阻抗。如下面将要描述的,因为生物处理器130基于测量的生物电阻抗来估计稳定的生物电阻抗,而非等待直到稳定时间,所以生物处理器130可以快速生成生物数据。将参考图3给出详细内容的描述。

[0051] ADC 132可以将生物电阻抗信号BIS转换为生物电阻抗数据BID。ADC 132可以从生物电阻抗传感器131接收作为模拟信号的生物电阻抗信号BIS。ADC 132可以将生物电阻抗信号BIS转换成作为数字信号的生物电阻抗数据BID,并且可以将转换的生物电阻抗数据BID输出到数字信号处理器134。

[0052] 电流发生器133可以生成用于测量生物电阻抗的输出电流 I_{out} 。电流发生器133可以将输出电流 I_{out} 提供给电极单元120。电流发生器133可以在数字信号处理器134的控制下将输出电流 I_{out} 提供给电极单元120。电流发生器133可以基于从数字信号处理器134提供的电流控制信号CCS生成输出电流 I_{out} 。输出电流 I_{out} 可以是具有对人无害的电平的正弦波。

流电 (AC)。例如,输出电流 I_{out} 可以是但不限于具有50KHz频率的微电流。

[0053] 数字信号处理器134可以基于测量的生物电阻抗来估计稳定的生物电阻抗值。数字信号处理器134可以从ADC 132接收生物电阻抗数据BID。生物电阻抗数据BID可以基于在设定得相对短的感测时间期间测量的生物电阻抗而生成,而非等待建立时间。因此,如果建立时间太长使得感测时间不包括稳定时间,则生物电阻抗数据BID可以仅包括在建立时间的一部分期间测量的信息,而不包括关于在稳定时间期间测量的生物电阻抗的信息。

[0054] 数字信号处理器134可以分析在感测时间期间的生物电阻抗的模式,并且可以估计稳定的生物电阻抗值。数字信号处理器134可以将测量的生物电阻抗随时间的变化建模为拟合函数。例如,拟合函数可以是但不限于自然对数函数。例如,拟合函数可以包括诸如指数函数的各种函数。数字信号处理器134可以基于测量的生物电阻抗的变化来确定拟合函数的系数或常数。数字信号处理器134可以基于拟合函数的所确定的系数或常数来确定生物电阻抗的稳定时间。数字信号处理器134可以估计在所确定的稳定时间处的稳定的生物电阻抗值。

[0055] 数字信号处理器134可以将建模的拟合函数与测量的生物电阻抗的模式进行比较以确定接触误差。如果用户与电极单元120之间的接触状态较差,则可以以非稳定的方式指示生物电阻抗的实际波形。换言之,可以极大地指示测量的生物电阻抗的波形和建模的拟合函数之间的差。如果建模的拟合函数和测量的生物电阻抗之间的差的累积结果大于误差参考值,则数字信号处理器134可以确定发生接触误差。在这种情况下,数字信号处理器134可以控制生物处理器130重新测量生物电阻抗。

[0056] 数字信号处理器134可以使用稳定的生物电阻抗值来生成生物数据。例如,数字信号处理器134可以将稳定的生物电阻抗值应用于回归数据。回归数据可以包括期望的(或者备选地,预定的)功能信息以计算用户的体脂。数字信号处理器134可以基于参数和稳定的生物电阻抗值来生成生物数据。例如,参数还可以包括关于用户的身高、体重、年龄或性别的信息。数字信号处理器134可以通过从非易失性存储器135接收回归数据和用户信息来生成生物数据。

[0057] 非易失性存储器135可以存储用于分析生物电阻抗并生成生物数据的各种数据。例如,用于估计稳定的生物电阻抗值的拟合函数数据可以被存储在非易失性存储器135中。此外,用于使用估计的生物电阻抗值生成生物数据的回归数据和用户信息可以被存储在非易失性存储器135中。非易失性存储器135可以是但不限于NAND闪存。例如,非易失性存储器135可以是NOR闪存、PRAM、MRAM、RRAM、FeRAM或电可擦除可编程只读存储器 (EEPROM)。

[0058] 图3是示出了随时间测量的生物电阻抗的变化的曲线图。

[0059] 参考图3,横轴可以表示时间流,并且纵轴可以表示生物电阻抗。生物电阻抗值可以通过被分类为浮动时间、建立时间或稳定时间来得以指示。为了便于描述,将参考图1和图2的附图标记来给出图3的描述。

[0060] 浮动时间可以被定义为第一时间点 t_1 之前的时间。浮动时间可以指示在用户与电极单元120接触之前的时间。换句话说,第一时间点 t_1 可以表示用户开始与电极单元120接触的时间。在浮动时间期间,用户可能无法与电子设备120接触。因此,用户和电极单元120之间可能无法形成闭合电路。在浮动时间期间,从生物电阻抗传感器131测量的生物电阻抗可以具有浮动阻抗值 F_{I1} 。

[0061] 建立时间可以被定义为第一时间点 t_1 与第二时间点 t_2 之间的时间。建立时间可以指示在用户与电极单元120接触之后生物电阻抗稳定之前的时间。换句话说,第二时间点 t_2 可以指示生物电阻抗稳定的时间。在建立时间期间,可以在用户和电极单元120之间形成闭合电路。因此,生物电阻抗传感器131可以具有低于浮动阻抗值 F_{I1} 的阻抗值。在建立时间期间生物电阻抗可以逐渐减小,并且生物电阻抗可以在第二时间点 t_2 具有稳定的生物电阻抗值 SI_1 。

[0062] 稳定时间可以被定义为第二时间点 t_2 之后的时间。稳定时间可以表示在用户和电极单元120彼此接触之后经过建立时间后处于稳定状态的时间。在稳定时间期间,可以保持用户与电极单元120之间形成的闭合电路。如果生物电阻抗传感器131在稳定时间期间测量生物电阻抗,则测量的生物电阻抗可以具有稳定的生物电阻抗值 SI_1 。在图3中,示出了稳定的生物电阻抗值 SI_1 保持恒定的示例实施例。然而,示例实施例不限于此。例如,在稳定时间期间,生物电阻抗可以形成在相对于稳定的生物电阻抗值 SI_1 的特定范围内。

[0063] 优选的是,稳定的生物电阻抗值 SI_1 可以被用于生成与用户的身体成分相关联的生物数据。这里,可以在第二时间点 t_2 之后检测稳定的生物电阻抗值 SI_1 。通常,如果用户在第一时间点 t_1 和第二时间点 t_2 之间的建立时间的至少整个持续时间期间保持与电极单元120接触,则生物处理器130可以生成稳定的生物数据。这里,如果生物信号检测系统100以小尺寸实现,则电极单元120可以在尺寸上减小,并且因此建立时间可能会增加。由于用户和电极单元120之间的接触时间更长,所以用户可能感觉较不舒服。用户在完全建立时间不与电极单元120接触的可能性会很高。

[0064] 图4和图5是示出了在图2的生物处理器处测量生物电阻抗并估计稳定的生物电阻抗值的处理的曲线图。参考图4和图5,横轴可以表示时间流,并且纵轴可以表示生物电阻抗。生物电阻抗值可以通过被分类为浮动时间、建立时间或稳定时间来得以指示。为了便于描述,将参考图1和图2的附图标记来给出图4和图5的描述。

[0065] 图4是示出了当在比建立时间短的处理时间期间测量生物电阻抗值时估计稳定的生物电阻抗值的方法的图。

[0066] 参考图4,浮动时间可以被定义为第一时间点 t_1 之前的时间。在浮动时间中,生物电阻抗可以具有浮动阻抗值 F_{I2} 。处理时间可以被定义为第一时间点 t_1 与第三时间点 t_3 之间的时间。建立时间可以被定义为第一时间点 t_1 与比第三时间点 t_3 晚的第四时间点 t_4 之间的时间。稳定时间可以在第四时间点 t_4 之后。在稳定时间中,生物电阻抗可以具有稳定的生物电阻抗值 SI_2 。

[0067] 处理时间可以是参考图2描述的感测时间。换句话说,处理时间可以是生物电阻抗传感器131接收感测电压 V_{sen} 并测量生物电阻抗的时间。此处,示例实施例不限于此。例如,处理时间可以是在生物处理器130测量生物电阻抗的时间中通过生物处理器130估计稳定的生物电阻抗值的时间。处理时间可以比建立时间短。与图4所示的相反,处理时间的开始点可以是第一时间点 t_1 之后的时间。在处理时间期间,测量的生物电阻抗可能随时间而降低。这里,由于处理时间短于建立时间,所以第三时间点 t_3 处的生物电阻抗值可以不同于(例如,大于)稳定的生物电阻抗值 SI_2 。

[0068] 生物处理器130可以将第一时间点 t_1 与第三时间点 t_3 之间的生物电阻抗的变化建模为拟合函数。例如,拟合函数 $f(t)$ 可以被定义为自然对数函数“ $A \times \ln(t) + B$ ”。生物处理器

130可以计算与在处理时间期间测量的生物电阻抗最接近的拟合函数所对应的A值和B值。例如,生物处理器130可以提取使得测量的生物电阻抗值与拟合函数之间的差相对于时间最小化的A值和B值。由于建立时间较长,A的绝对值可能会减小。此外,当稳定的生物电阻抗值SI2较大时,B值可能较大。

[0069] 生物处理器130可以基于确定的拟合函数来估计稳定的生物电阻抗值SI2。例如,生物处理器130可以基于确定的拟合函数来估计第四时间点t4处的生物电阻抗的值。生物处理器130可以使用第四时间点t4的拟合函数的值来补偿稳定的生物电阻抗值SI2。生物处理器130可以累积和计算测量的生物电阻抗值与拟合函数之间的差,以确保拟合函数的可靠性。如果累积计算的结果大于误差参考值,则生物处理器130可以确定没有测量的生物电阻抗的可靠性。换句话说,生物处理器130可以确定发生与用户等的接触误差,并且可以重新测量生物电阻抗。

[0070] 由于生物处理器130针对建立时间的一部分测量生物电阻抗并确定生物电阻抗值SI2,因此可以减少用户的测量时间。换句话说,根据示例实施例的生物处理器130可以不等到来测量生物电阻抗,直到稳定时间。此外,由于接触误差是针对建立时间的一部分使用累积计算的生物电阻抗的误差值来确定的,因此可以在第四时间点t4之前再次测量生物电阻抗,并且稳定的生物电阻抗值SI2的可靠性可以增加。

[0071] 图5是示出了当在比建立时间长的处理时间期间测量生物电阻抗值时估计稳定的生物电阻抗值的方法的图。

[0072] 参考图5,浮动时间可以被定义为第一时间点t1之前的时间。在浮动时间中,生物电阻抗可以具有浮动阻抗值FI3。处理时间可以被定义为第一时间点t1与第三时间点t3之间的时间。建立时间可以被定义为第一时间点t1与比第三时间点t3早的第五时间点t5之间的时间。稳定时间可以被定义为在第三时间点t3之后。在稳定时间中,生物电阻抗可以具有稳定的生物电阻抗值SI3。

[0073] 处理时间可以是参考图2描述的感测时间。替代地,处理时间可以由生物处理器130估计稳定的生物电阻抗值的时间。处理时间可以比建立时间长。与图5所示的相反,处理时间的开始点可以是第一时间点t1之后的时间。在处理时间中的第一时间点t1与第五时间点t5之间的时间中,测量的生物电阻抗可能随时间而减小。在处理时间中的第五时间点t5与第三时间点t3之间的时间中,测量的生物电阻抗可能达到稳定状态,并且可以指示稳定的生物电阻抗值SI3。

[0074] 为了确保用户方便,优选的是,生物处理器130可以具有比建立时间短的处理时间,并且在到达稳定时间之前估计稳定的生物电阻抗值。生物处理器130可以针对一般用户的平均建立时间来设置比建立时间短的处理时间或感测时间。这里,根据用户的内部特性等,如图5所示,处理时间可以比建立时间长。

[0075] 生物处理器130可以将第一时间点t1与第三时间点t3之间的生物电阻抗的变化建模为拟合函数。例如,拟合函数可以是自然对数函数。如图5所示,生物处理器130可以基于建模的拟合函数来估计稳定的生物电阻抗值SI3。生物处理器130可以确定建立时间是否短于处理时间,并且如果稳定的生物电阻抗值SI3被维持长于指定的参考时间,则生物处理器130可以立即确定稳定的生物电阻抗值SI3,而无需对生物电阻抗的变化进行建模。

[0076] 图6是示出了图2的数字信号处理器的示例配置的框图。

[0077] 参考图6,数字信号处理器134可以生成包括体脂数据BFD的生物数据。数字信号处理器134可以以各种方式生成生物数据,而限于图6的实施例。

[0078] 数字信号处理器134可以通过布局设计或存储在存储器(未示出)中的计算机可读指令的执行而被配置为专用计算机,以执行建模电路134_1、误差检测电路134_2、阻抗补偿电路134_3和体脂计算电路134_4中的一个或多个的功能。为了便于描述,将参考图2的附图标记来给出图6的描述。

[0079] 建模电路134_1可以将感测时间或处理时间期间测量的生物电阻抗建模为拟合函数。建模电路134_1可以从ADC 132接收生物电阻抗数据BID。建模电路134_1可以基于生物电阻抗数据BID来确定拟合函数的系数或常数。例如,建模电路134_1可以将拟合函数确定为自然对数函数,并且可以确定与生物电阻抗数据BID的值随时间的变化最接近的自然对数函数的系数值和常数值。建模电路134_1可以基于确定的系数值和确定的常数值生成建模数据MD。

[0080] 误差检测电路134_2可以将建模的拟合函数与实际测量的生物电阻抗进行比较,以通过用户的姿态确定接触误差。误差检测电路134_2可以从建模电路134_1接收建模数据MD。误差检测电路134_2可以从ADC 132接收生物电阻抗数据BID。误差检测电路134_2可以将建模数据MD与生物电阻抗数据BID进行比较。误差检测电路134_2可以累积和计算建模数据MD与生物电阻抗数据BID之间的差值。如果累积计算的结果大于误差参考值,则误差检测电路134_2可以确定发生接触误差,并且可以生成误差数据ED。

[0081] 基于误差数据ED,数字信号处理器134可能无法估计稳定的生物电阻抗。误差检测电路134_2可以将误差数据ED提供给建模电路134_1。当接收到误差数据ED时,建模电路134_1可能无法将建模数据MD提供给阻抗补偿电路134_3。在这种情况下,数字信号处理器134可以控制生物处理器130再次测量生物电阻抗,而不计算稳定的生物电阻抗。与图6所示的相反,误差数据ED被提供给阻抗补偿电路134_3以停止计算稳定的生物电阻抗,或者误差数据ED被提供给体脂计算电路134_4以停止计算体脂数据BFD。

[0082] 阻抗补偿电路134_3可以基于建模的拟合函数来估计稳定的生物电阻抗值。阻抗补偿电路134_3可以从建模电路134_1接收建模数据MD。阻抗补偿电路134_3可以根据建模数据MD确定生物电阻抗的稳定时间以及稳定时间处的生物电阻抗的估计值。例如,阻抗补偿电路134_3可以根据拟合函数的系数值和常数值来预测波形,并且可以根据预测的波形估计生物电阻抗的稳定时间。阻抗补偿电路134_3可以计算稳定时间处的拟合函数的值,以生成稳定的生物电阻抗数据SCD。

[0083] 体脂计算电路134_4可以基于估计的生物电阻抗值来计算用户的体脂。体脂计算电路134_4可以从阻抗补偿电路134_3接收稳定的生物电阻抗数据SCD。体脂计算电路134_4可以从非易失性存储器135或应用处理器140(参见图1和图2)接收用户数据PD。用户数据PD可以包括与用户相关联的信息。例如,用户数据PD可以包括指示用户的身高、体重、年龄和/或性别的信息。然而,示例实施例不限于此。体脂计算电路134_4可以将用户数据PD和稳定的生物电阻抗数据SCD作为参数应用于回归方程。体脂计算电路134_4可以另外从非易失性存储器135接收用于这样的回归方程的数据。

[0084] 体脂计算电路134_4可以通过将包括稳定的生物电阻抗数据SCD的各种参数应用于回归方程来生成体脂数据BFD。体脂数据BFD可以根据应用处理器140和/或外部主机设备

的请求而输出。在这种情况下,与在应用处理器140或外部主机设备处直接处理生物电阻抗数据BID并计算体脂数据BFD相比,通过在生物处理器130处计算体脂数据BFD,可以减少传输数据的量并且可以减少根据数据传输的功耗。

[0085] 图7是示出了图1的生物信号检测设备的另一示例配置的框图。生物信号检测设备210可以是图1的生物信号检测设备110。

[0086] 参考图7,生物信号检测设备210可以包括电极单元220和生物处理器230。

[0087] 生物处理器230可以包括生物电阻抗传感器231、皮肤电反应传感器232、ADC 233、电流发生器234、数字信号处理器235和非易失性存储器236。

[0088] 电极单元220可以包括第一电极221至第四电极224。电极单元220可以将从电流发生器234接收到的第一输出电流 I_{out1} 和第二输出电流 I_{out2} 提供给用户。第二电极222可以将第一输出电流 I_{out1} 提供给用户,并且第四电极224可以将第二输出电流 I_{out2} 提供给用户。当电极单元220将第一输出电流 I_{out1} 和第二输出电流 I_{out2} 提供给用户时,电极单元220可以接收生成的第一感测电压 V_{sen1} 和生成的第二感测电压 V_{sen2} ,并且可以将第一感测电压 V_{sen1} 和第二感测电压 V_{sen2} 提供给生物电阻抗传感器231。第一电极221可以将第一感测电压 V_{sen1} 提供给生物电阻抗传感器231,并且第三电极223可以将第二感测电压 V_{sen2} 提供给生物电阻抗传感器231。在第一电极221至第四电极224处将输出电流提供给用户以测量生物电阻抗并将感测电压提供给生物处理器230的处理可以与图2中的处理相同。

[0089] 电极单元220可以接收第一流电(Galvanic)电压 V_{gsr1} 和第二流电电压 V_{gsr2} ,并且可以将第一流电电压 V_{gsr1} 和第二流电电压 V_{gsr2} 提供给皮肤电反应传感器232以通过皮肤电反应来测量皮肤电阻。电极单元220测量生物电阻抗的操作和电极单元220通过皮肤电反应来测量皮肤电阻的操作可以在不同的时间生成。为了测量皮肤电阻,可以假定使用第三电极223和第四电极224。第三电极223和第四电极224可以被定位为彼此相邻并且可以彼此绝缘。

[0090] 第三电极223和第四电极224可以从电流发生器234接收直流电(DC),并且可以将接收到的DC提供给用户。在这种情况下,通过用户的第三电极223和第四电极224之间的电阻可以通过皮肤电反应而改变。皮肤电反应可以基于汗腺的状态来得以指示。可以基于改变的电阻在第三电极223和第四电极224之间形成电位差。第三电极223可以接收第一流电电压 V_{gsr1} 并且可以将第一流电电压 V_{gsr1} 提供给皮肤电反应传感器232,第四电极224可以接收第二流电电压 V_{gsr2} 并且可以将第二流电电压 V_{gsr2} 提供给皮肤电反应传感器232。

[0091] 生物电阻抗传感器231可以基于第一感测电压 V_{sen1} 和第二感测电压 V_{sen2} 来测量用户的生物电阻抗。生物电阻抗传感器231可以基于测量的生物电阻抗来生成生物电阻抗信号BIS。由于生物电阻抗传感器231的配置和功能与图2的生物电阻抗传感器131的配置和功能相同,因此将省略详细描述。

[0092] 皮肤电反应传感器232可以基于第一流电电压 V_{gsr1} 和第二流电电压 V_{gsr2} 来测量用户的皮肤电阻。皮肤电反应传感器232可以使用第一流电电压 V_{gsr1} 和第二流电电压 V_{gsr2} 来感测电阻的变化。为此目的,皮肤电反应传感器232可以包括电压表。皮肤电反应传感器232可以根据第一流电电压 V_{gsr1} 和第二流电电压 V_{gsr2} 的变化来测量电阻的变化。

[0093] 皮肤电反应传感器232可以基于测量的皮肤电阻来生成皮肤电反应信号GSS。为此目的,皮肤电反应传感器232可以包括AFE(未示出)。AFE可以包括用于放大第一流电电压

Vgsr1和第二流电电压Vgsr2之间的电位差的放大器(未示出)。AFE可以包括用于去除放大的流电电压的噪声的低通滤波器(LPF)。

[0094] 皮肤电反应传感器232可以在用于测量生物电阻抗的感测时间之前测量皮肤电阻。换句话说,在皮肤电反应传感器232测量皮肤电阻之后,生物电阻抗传感器231可以测量生物电阻抗。在图7中,示例实施例示出了皮肤电反应传感器232和生物电阻抗传感器231彼此独立。然而,示例实施例不限于此。例如,皮肤电反应传感器232和生物电阻抗传感器231可以被集成到一个配置中。

[0095] ADC 233可以将生物电阻抗信号BIS转换为生物电阻抗数据BID。ADC 233可以将皮肤电反应信号GSS转换为皮肤电反应数据GSD。由于ADC 233的配置和功能与图2的ADC 132的配置和功能相同,因此将省略详细描述。

[0096] 电流发生器234可以生成用于测量生物电阻抗的第一输出电流Iout1和第二输出电流Iout2。电流发生器234可以将第一输出电流Iout1提供给第二电极222,并且可以将第二输出电流Iout2提供给第四电极224。电流发生器234可以生成用于测量皮肤电阻的DC。电流发生器234可以将DC提供给第三电极223或第四电极224。电流发生器234可以基于电流控制信号CSS生成第一输出电流Iout1和第二输出电流Iout2,或者可以生成DC。

[0097] 数字信号处理器235可以基于测量的生物电阻抗来估计稳定的生物电阻抗值。由于估计稳定的生物电阻抗值的处理与参考图2所描述的处理相同,所以将省略详细描述。数字信号处理器235可以基于另外测量的皮肤电阻来补偿稳定的生物电阻抗值。例如,数字信号处理器235可以基于测量的皮肤电阻来估计在生物电阻抗稳定时的接触电阻值。这里,接触电阻可以指由用户与电极单元220之间的接触引起的电阻,其中反映了由汗水等引起的皮肤干燥程度。数字信号处理器235可以使用接触电阻值作为回归数据的参数来补偿估计的生物电阻抗值的接触电阻值。

[0098] 数字信号处理器235可以基于测量的皮肤电阻和测量的生物电阻抗来预测生物电阻抗的建立时间。数字信号处理器235可以分析在感测时间期间测量的生物电阻抗的模式,并且可以将分析的模式建模为拟合函数。数字信号处理器235可以反映在对拟合函数建模的处理中测量的皮肤电阻。换句话说,数字信号处理器235可以基于测量的皮肤电阻和测量的生物电阻抗来确定拟合函数的系数和常数。此处,示例实施例不限于此。例如,数字信号处理器235可以基于测量的生物电阻抗对拟合函数进行建模,并且可以预测建立时间以估计稳定的生物电阻抗值,从而反映测量的皮肤电阻以补偿生物电阻抗值。

[0099] 数字信号处理器235可以基于测量的皮肤电阻来预测电极单元220和用户之间的接触时间。例如,如果生物信号检测系统100被实现为可穿戴设备,则在测量生物电阻抗的本次迭代之前,可穿戴设备可能已经被穿戴。数字信号处理器235可以基于测量的皮肤电阻,根据用户的汗腺的状态来预测可穿戴设备被穿戴的时间。数字信号处理器235可以根据可穿戴设备被穿戴的时间对皮肤电阻进行建模,并且可以预测在生物电阻抗稳定时的接触电阻值。数字信号处理器235可以通过反映预测的接触电阻值来补偿稳定的生物电阻抗值。

[0100] 图8是示出了在图7的生物处理器处根据生物电阻抗和皮肤电阻来估计稳定的生物电阻抗值的处理的曲线图。

[0101] 参考图8,横轴可以表示时间流,并且纵轴可以表示电阻。生物电阻抗值可以通过被分类为浮动时间、建立时间或稳定时间来得以指示。为了便于描述,将参考图7的附图标

记来给出图8的描述。

[0102] 图8的虚线指示在用户比一般人出汗多的情况下测量的生物电阻抗的变化。图8的交替的长短虚线指示在用户比一般人具有更干燥的皮肤的情况下测量的生物电阻抗的变化。图8的实线指示根据皮肤干燥程度补偿接触电阻变化的生物电阻抗的变化。图8所示的实线、虚线和交替的长短虚线可以被理解为为了便于描述而被简化的曲线图。真实的皮肤干燥程度可能会因压力或外部刺激而实时改变。

[0103] 参考图8,浮动时间可以被定义为第一时间点t1之前的时间。在浮动时间中,生物电阻抗可以具有浮动阻抗值FI4。此外,在可穿戴设备的结构上,第三电极223和第四电极224可以维持第三电极223和第四电极224与用户接触的状态,并且第一电极221和第二电极222可以在测量生物电阻抗时另外与用户接触。随着用户与第三电极223和第四电极224之间的接触时间变长,用户可能出汗更多。随着用户出汗更多,由于具有导电性的水或电解质生成得更多,所以皮肤电阻可以减小。因此,在浮动时间期间,皮肤电阻可能持续减小。

[0104] 建立时间可以被定义为第一时间点t1与第六时间点t6之间的时间。处理时间可以被定义为第一时间点t1与比第六时间点t6早的第三时间点t3之间的时间。生物电阻抗可以在建立时间期间减小。在出汗很多的人的情况下,如由虚线所示,皮肤电阻会迅速降低。在出汗很少的人的情况下,如由交替的长短虚线所示,皮肤电阻会相对温和地降低。如上所述,在处理时间期间,生物电阻抗传感器231可以将生物电阻抗的变化建模为拟合函数。生物电阻抗传感器231可以基于建模的拟合函数来估计第六时间点t6处的生物电阻抗值。

[0105] 在出汗很多的人的情况下,估计的生物电阻抗值可以指示第一生物电阻抗值GIa。在出汗很少的人的情况下,估计的生物电阻抗值可以指示第二生物电阻抗值GIb。

[0106] 如上所述,在测量生物电阻抗之前,皮肤电反应传感器232可以测量皮肤电阻。数字信号处理器235可以基于测量的皮肤电阻来预测电极单元220和用户之间的接触时间。数字信号处理器235可以基于预测的接触时间来预测第六时间点t6处的皮肤电阻。数字信号处理器235可以基于第六时间点t6处的皮肤电阻将第一生物电阻抗值GIa或第二生物电阻抗值GIb补偿到被补偿的生物电阻抗值SI4。

[0107] 数字信号处理器235可以在生成生物数据的处理中补偿第一生物电阻抗值GIa和/或第二生物电阻抗值GIb。例如,数字信号处理器235可以通过使用由皮肤电反应传感器232确定的皮肤电阻值作为回归数据的参数,来将测量的第一生物电阻抗值GIa和/或测量的第二生物电阻抗值GIb补偿到被补偿的生物电阻抗值SI4。

[0108] 数字信号处理器235可以在估计稳定的生物电阻抗值的处理中将第一生物电阻抗值GIa和/或第二生物电阻抗值GIb补偿到被补偿的生物电阻抗值SI4。例如,数字信号处理器235可以对生物电阻抗的变化进行建模,并且可以计算与虚线或交替的长短虚线对应的拟合函数,从而基于测量的皮肤电阻将计算的拟合函数补偿到与实线对应的拟合函数。替代地,数字信号处理器235可以对生物电阻抗的变化进行建模,并且可以将第一生物电阻抗值GIa和/或第二生物电阻抗值GIb确定为稳定的生物电阻抗值,从而将最终生物电阻抗值确定为被补偿的生物电阻抗值SI4。

[0109] 图9是示出了根据本发明构思的示例实施例的生物处理器的操作方法的流程图。

[0110] 参考图9,生物处理器的操作方法可以由图1或图2的生物处理器130或图7的生物处理器230执行。为了便于描述,将参考图2的附图标记来给出图9的描述。

[0111] 在操作S110中,生物电阻抗传感器131可以在感测时间期间测量感测电压。生物电阻抗传感器131可以从电极单元120接收感测电压 V_{sen} 。生物电阻抗传感器131可以使用提供给用户的输出电流 I_{out} 和从用户提供的感测电压 V_{sen} 来测量用户的生物电阻抗。感测时间可以包括建立时间的一部分。数字信号处理器134可以控制感测时间的长度,使得感测时间可以短于建立时间。

[0112] 在操作S120中,数字信号处理器134可以对生物电阻抗进行建模。数字信号处理器134可以将感测时间期间测量的生物电阻抗建模为拟合函数。拟合函数可以是随时间具有线性的函数,例如自然对数函数。拟合函数可以指示建立时间处的生物电阻抗的近似值。数字信号处理器134可以确定具有与测量的生物电阻抗的值最接近的值的拟合函数的系数或常数。

[0113] 在操作S130中,数字信号处理器134可以确定接触误差。数字信号处理器134可以将建模的拟合函数与测量的生物电阻抗进行比较。数字信号处理器134可以在对应时间处累积和计算拟合函数与真实生物电阻抗之间的差。如果累积计算的结果大于误差参考值,则数字信号处理器134可以确定在用户和电极单元120之间发生接触误差。如果检测到接触误差,则生物信号检测系统100可以向用户提供用于请求维持与电极单元120的接触状态的视觉消息或听觉消息。之后,可以再次进行操作S110。如果未检测到接触误差,则操作S140可以进行。

[0114] 在操作S140中,数字信号处理器134可以估计稳定的生物电阻抗值。数字信号处理器134可以基于在操作S120中建模的拟合函数来估计稳定的生物电阻抗值。例如,数字信号处理器134可以基于建模的拟合函数来确定生物电阻抗值的稳定时间。数字信号处理器134可以将稳定时间的拟合函数值估计为稳定的生物电阻抗值。

[0115] 如图7所示,如果生物处理器230包括皮肤电反应传感器232,则在操作S140中,作为测量皮肤电阻的结果所计算的稳定时间的接触电阻可以被反映在稳定的生物电阻抗值中。换句话说,图7的数字信号处理器235可以基于由皮肤电反应传感器232测量的皮肤电阻来计算用户与电极单元220之间的接触电阻值。数字信号处理器235可以将接触电阻值反映在稳定的生物电阻抗值中以去除因汗水等生成的附加电阻。

[0116] 在操作S150中,数字信号处理器134可以基于估计的生物电阻抗值来计算体脂。数字信号处理器134可以将估计的生物电阻抗值应用于回归方程以计算体脂。数字信号处理器134可以另外地关于身高、体重、年龄或性别的用户信息以及生物电阻抗应用于回归方程以计算体脂。用户信息和关于回归方程的信息可以被预先存储在非易失性存储器135中。指定操作S150来计算体脂。然而,示例实施例不限于此。例如,数字信号处理器134可以基于稳定的生物电阻抗值来计算各种身体成分。

[0117] 图10是示出了根据本发明构思的示例实施例的生物信号检测系统的配置的框图。图1的生物信号检测系统100可以使用生物处理器130以集成方式来处理感测生物电阻抗并基于感测的生物电阻抗生成生物数据的过程。图10的生物信号检测系统300可以分开提供感测生物电阻抗的配置和基于生物电阻抗生成生物数据的配置。

[0118] 参考图10,生物信号检测系统300可以包括生物信号检测设备310和主机设备360。生物信号检测设备310可以包括电极单元320、生物电阻抗传感器330、处理器340和主机接口350。由于电极单元320具有与图1的电极单元120相同的配置并且执行与电极单元120相

同的功能,因此将省略详细描述。

[0119] 生物电阻抗传感器330可以在感测时间期间测量生物电阻抗。生物电阻抗传感器330可以通过电极单元320向用户提供输出电流。为此目的,生物电阻抗传感器330可以包括电流发生器。生物电阻抗传感器330可以经由电极单元320接收由通过用户的输出电流生成的感测电压。生物电阻抗传感器330可以基于接收到的感测电压来测量用户的生物电阻抗。生物电阻抗传感器330可以执行与图2的生物电阻抗传感器131相同的功能。

[0120] 处理器340可以基于在感测时间期间测量的生物电阻抗来估计稳定的生物电阻抗值。处理器340可以将感测时间期间测量的生物电阻抗建模为拟合函数。处理器340可以确定与测量的生物电阻抗最接近的拟合函数的系数或常数。处理器340可以基于确定的拟合函数来估计稳定时间的生物电阻抗值。此外,处理器340可以将拟合函数与测量的生物电阻抗进行比较以确定接触误差。处理器340的估计稳定的生物电阻抗值的操作可以与图2的数字信号处理器134的操作相同。

[0121] 处理器340可以基于估计的生物电阻抗值生成生物数据。处理器340可以将稳定的生物电阻抗值应用于回归数据。处理器340可以将包括稳定的生物电阻抗值和用户数据的参数应用于回归数据以生成生物数据。可以通过主机接口350从主机设备360接收用户数据。处理器340可以根据主机设备360的请求通过主机接口350向主机设备360提供生物数据。在处理器340处生成生物数据的处理可以与图2的数字信号处理器134的处理相同。

[0122] 主机接口350可以提供主机设备360和生物信号检测设备310之间的接口。主机接口350可以使用通用串行总线(USB)、小型计算机系统接口(SCSI)、外围组件互连(PCI) express、ATA、并行ATA(PATA)、串行ATA(SATA)、串行连接的SCSI(SAS)等与主机设备360通信。

[0123] 主机设备360可以通过主机接口350与生物信号检测设备310通信。主机设备360可以向生物信号检测设备310提供用于请求提供生物数据的查询数据。在这种情况下,主机设备360可以从生物信号检测设备310接收生物数据。为此,主机设备360可以将用户数据提供给生物信号检测设备310。主机设备360可以包括各种电子设备,例如计算机设备、智能电话或便携式终端。

[0124] 图11是示出了根据本发明构思的示例实施例的生物信号检测系统的配置的框图。

[0125] 参考图11,图11的生物信号检测系统400可以分开提供感测生物电阻抗的配置和基于生物电阻抗生成生物数据的配置。

[0126] 生物信号检测系统400可以包括生物信号检测设备410和主机设备450。生物信号检测设备410可以包括电极单元420、生物电阻抗传感器430和主机接口440。主机设备450可以包括处理器460。

[0127] 由于电极单元420具有与图1的电极单元120或图10的电极320相同的配置并且执行与电极单元120或电极320相同的功能,因此将省略详细描述。由于生物电阻抗传感器430具有与图10的生物电阻抗传感器330相同的配置并且执行与生物电阻抗传感器330相同的功能,所以将省略详细的配置。主机接口440可以具有与图10的主机接口350相同的配置并且可以执行与主机接口350相同的功能。主机接口440可以向主机设备450发送关于由生物电阻抗传感器430在感测时间期间测量的生物电阻抗的信息。

[0128] 主机设备450可以通过主机接口440与生物信号检测设备410通信。主机设备450可

以向生物信号检测设备410提供用于请求提供生物电阻抗信息的查询数据。在这种情况下，主机设备450可以从生物信号检测设备410接收生物电阻抗信息。

[0129] 处理器460可以基于从生物信号检测设备410接收到的生物电阻抗信息来估计稳定的生物电阻抗值。处理器460可以将由生物电阻抗传感器430测量的生物电阻抗建模为拟合函数。处理器460可以基于拟合函数来估计稳定时间的生物电阻抗值。处理器460可以基于稳定的生物电阻抗值生成生物数据。处理器460可以执行与图10的处理器340或图2的数字信号处理器134相同的功能。

[0130] 图12是示出了根据本发明构思的示例实施例的可穿戴设备的配置的图。

[0131] 参考图12,图12的可穿戴设备500可以被配置为穿戴在用户的手腕上。图1的生物信号检测系统100可以以图12的可穿戴设备500实现。替代地,图10的生物信号检测设备310或图11的生物信号检测设备410可以以可穿戴设备500实现。

[0132] 可穿戴设备500可以包括处理器510、电极单元520和显示器560。

[0133] 处理器510可以嵌入在可穿戴设备500中。处理器510可以测量生物电阻抗并且可以生成生物数据。在这种情况下,处理器510可以是但不限于图2的生物处理器130或图7的生物处理器230。例如,处理器510可以基于测量的生物电阻抗来估计稳定的生物电阻抗值,并且可以生成生物数据。在这种情况下,处理器510可以是图10的处理器340,并且可穿戴设备500可以单独地包括生物电阻抗传感器。

[0134] 电极单元520可以包括第一电极521至第四电极524。第一电极521和第二电极522可以被定位为与可穿戴设备500中包括的显示器560的显示表面邻近。换句话说,当用户穿戴可穿戴设备500时,第一电极521和第二电极522可能无法与手腕接触。第一电极521和第二电极522可以被定位为彼此相邻并且可以彼此绝缘。第三电极523和第四电极524可以位于手腕与可穿戴设备500的接触表面上。换句话说,当用户穿戴可穿戴设备500时,第三电极523和第四电极524可以与手腕接触。第三电极523和第四电极524可以被定位为彼此相邻并且可以彼此绝缘。

[0135] 如果可穿戴设备500被穿戴在用户的左手腕上,则为了测量生物电阻抗,用户使她或她的右手接触第一电极521和第二电极522。在这种情况下,第二电极522(或第一电极521)和第四电极524(或第三电极523)可以形成穿过用户身体的闭合电路。处理器510可以使用因通过该闭合电路流动的输出电流引起的电位差(例如,感测电压)来测量生物电阻抗。

[0136] 显示器560可以显示与根据测量的生物电阻抗生成的生物数据相关联的信息。此外,如果作为处理器510的确定结果,用户和电极单元520之间的接触状态不好,则显示器560可以显示用于请求用户维持与电极单元520的接触状态的消息。可穿戴设备500还可以包括用于在听觉上提供与生物数据相关联的信息或请求维持接触状态的消息的扬声器(未示出)。

[0137] 虽然没有详细示出,但是可穿戴设备500还可以包括用于测量生物电阻抗以及生成、显示和发送诸如体脂数据的生物数据的各种元件。例如,可穿戴设备500还可以包括图1的处理器140、存储设备170、存储器180和调制解调器。

[0138] 生物处理器、生物信号检测系统和生物处理器的操作方法可以通过基于建立时间的生物电阻抗估计稳定的生物电阻抗值来减少测量生物信号的时间,从而确保稳定的生物

电阻抗值的准确度。

[0139] 尽管已经参照一些示例性实施例描述了本发明构思,但是对于本领域技术人员来说显而易见的是,在不脱离本发明构思的精神和范围的情况下,可以进行各种改变和修改。因此,应当理解,上述示例实施例不是限制性的,而是说明性的。

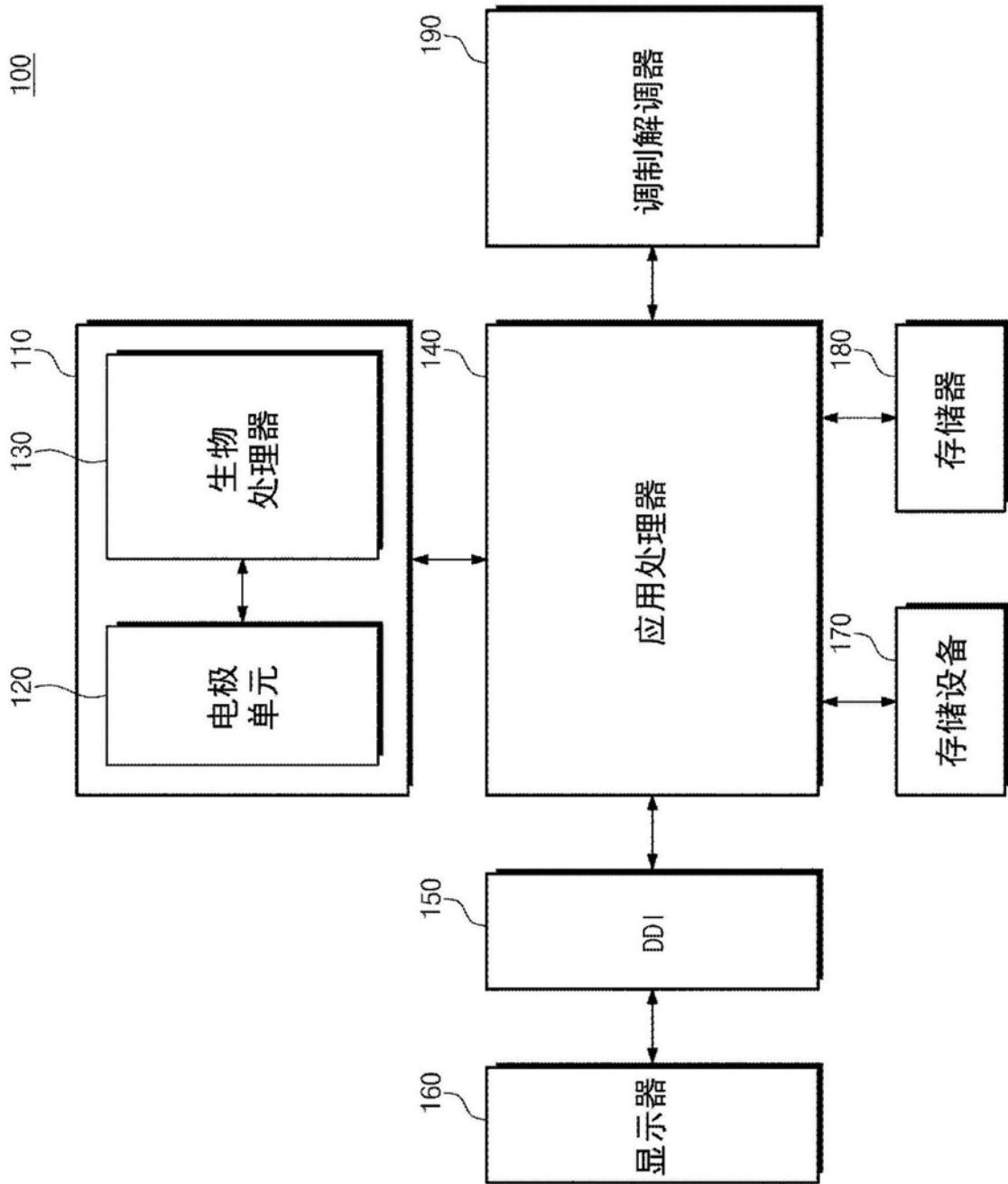


图1

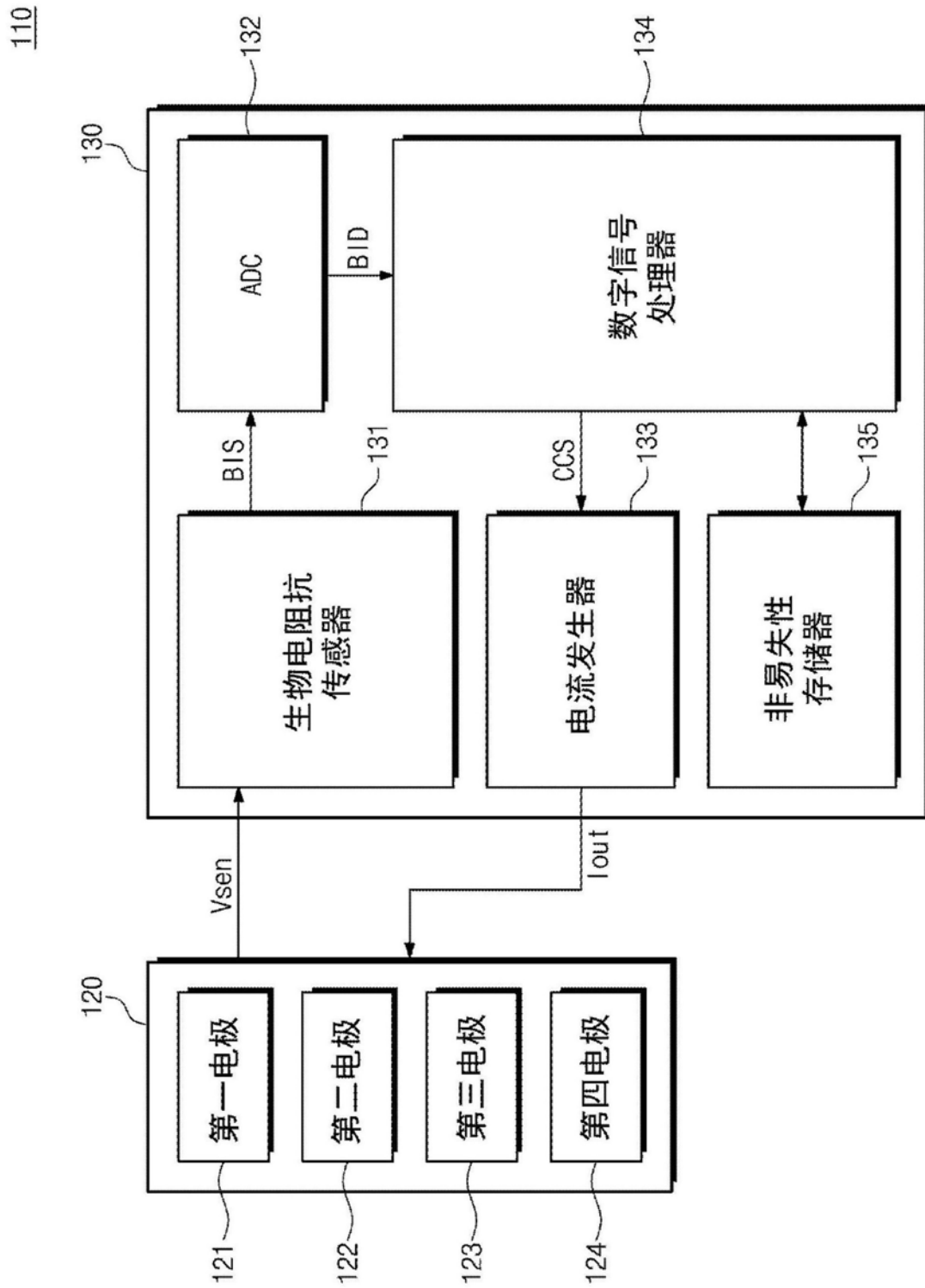


图2

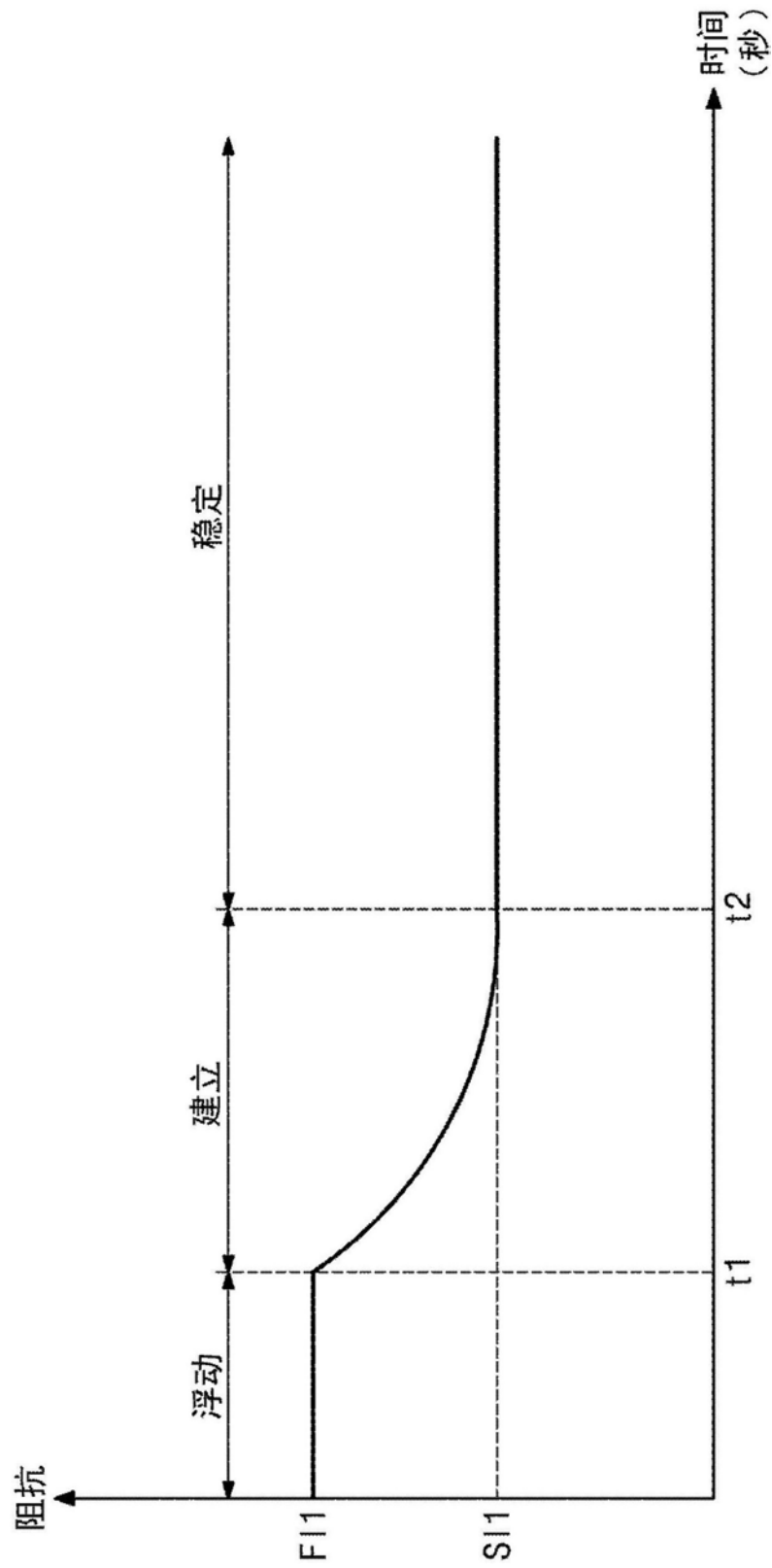


图3

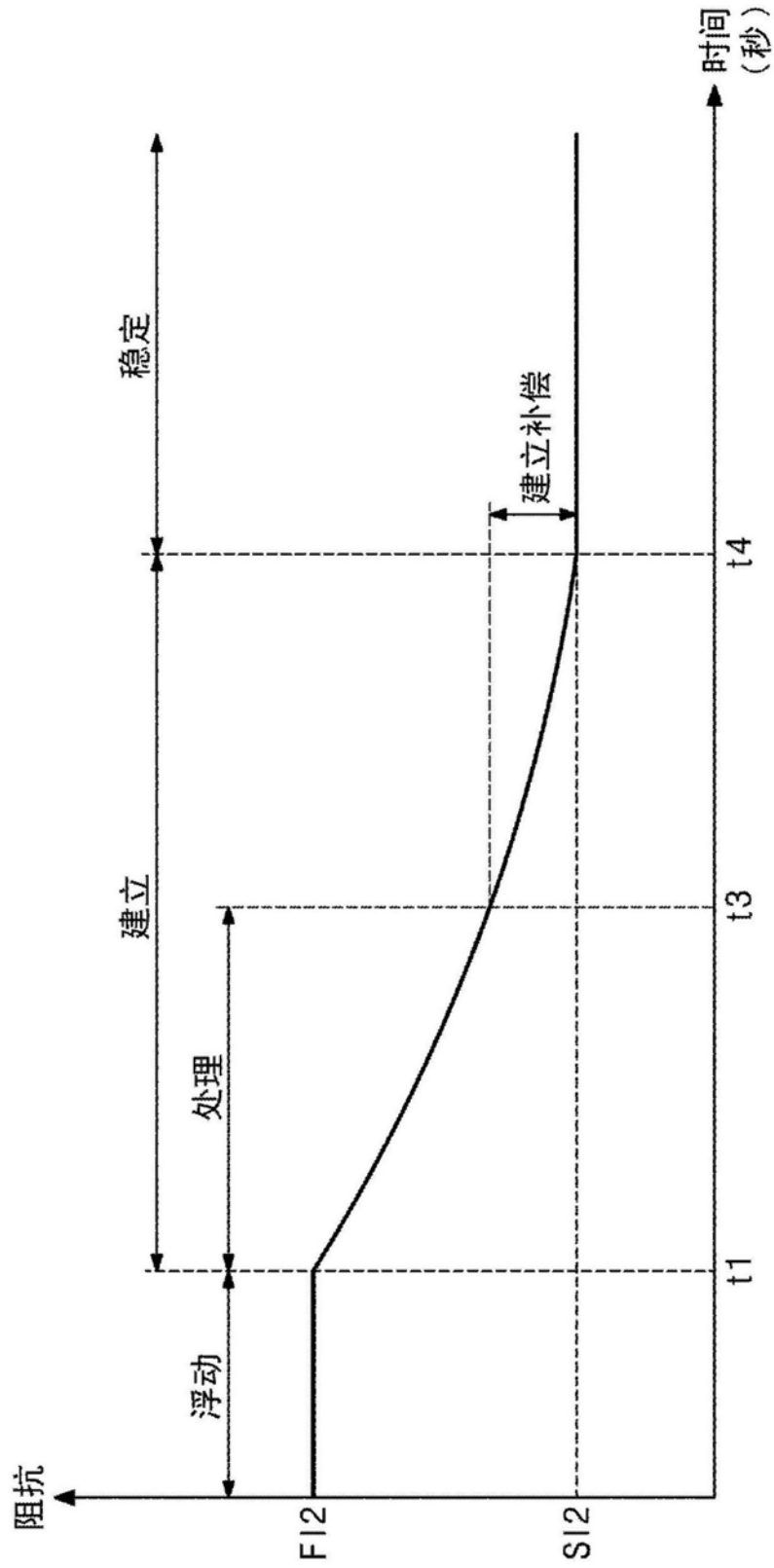


图4

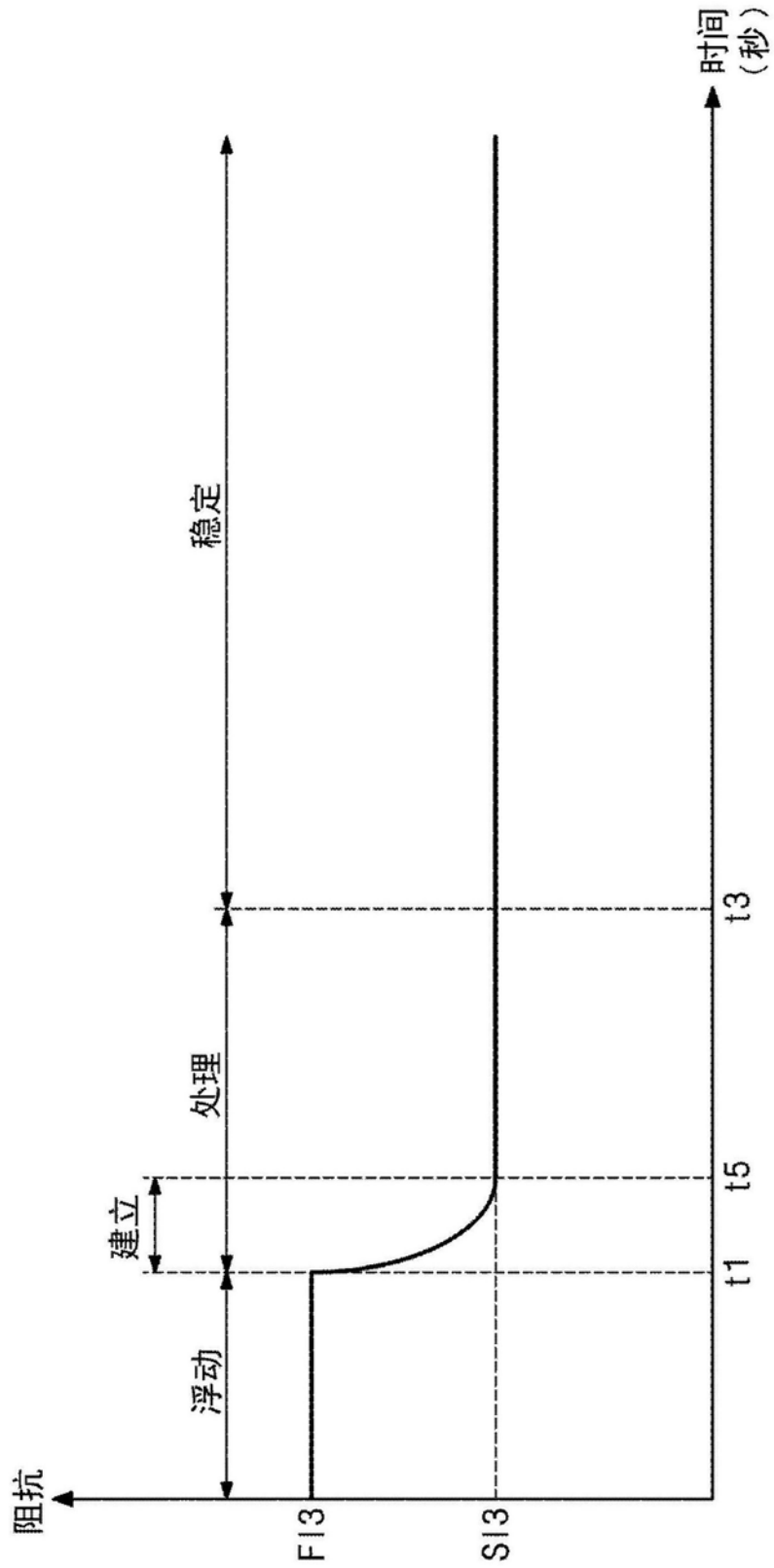


图5

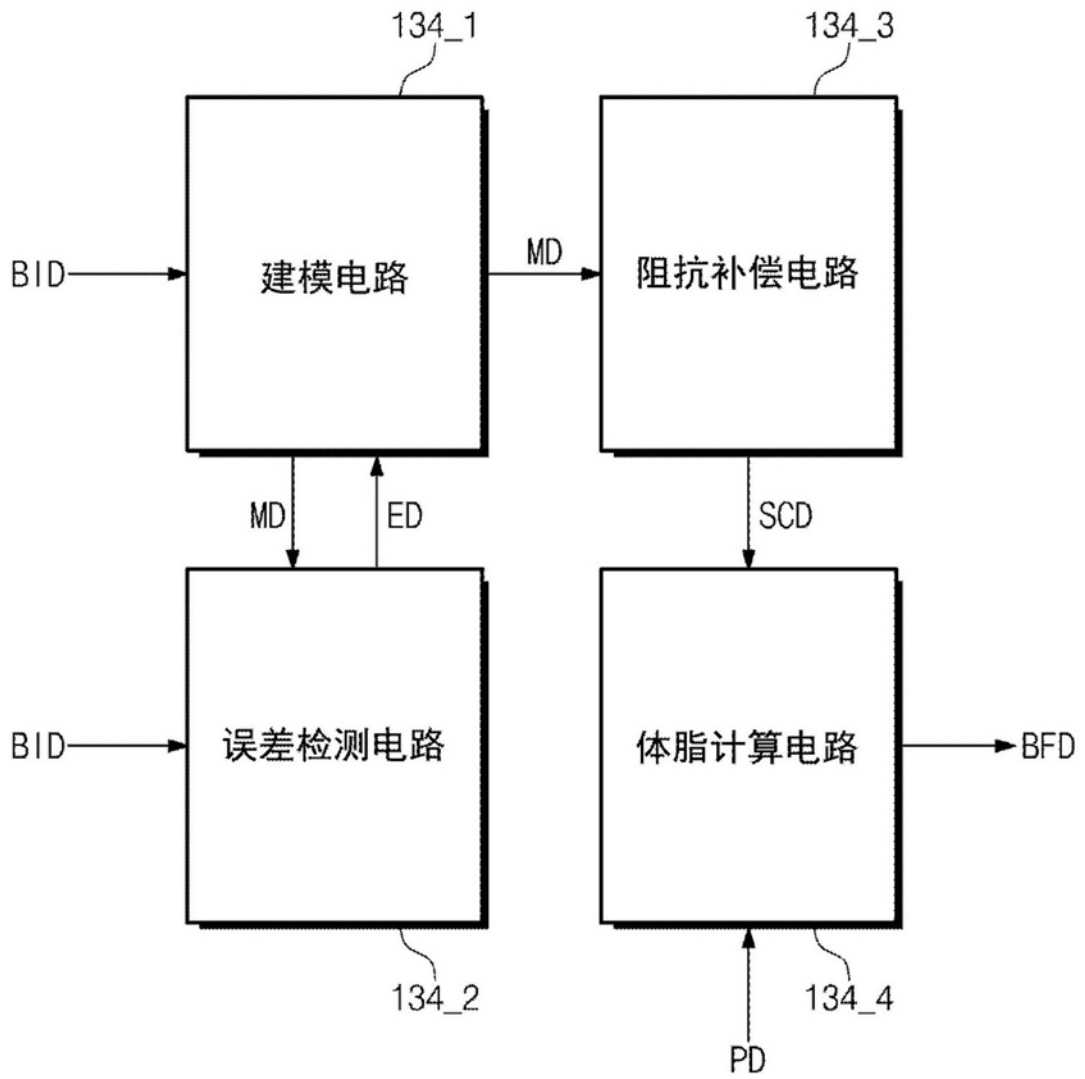


图6

210

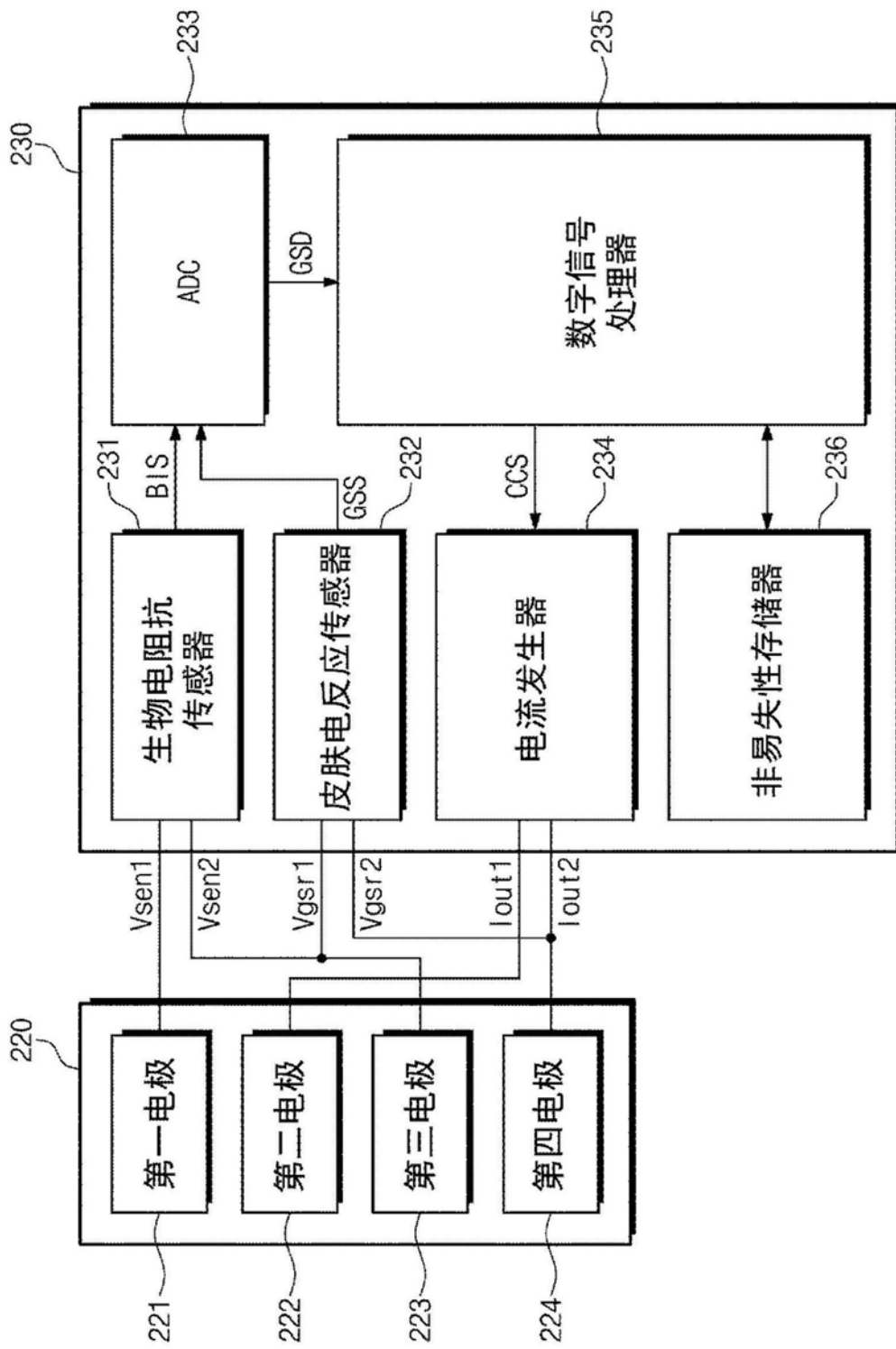


图7

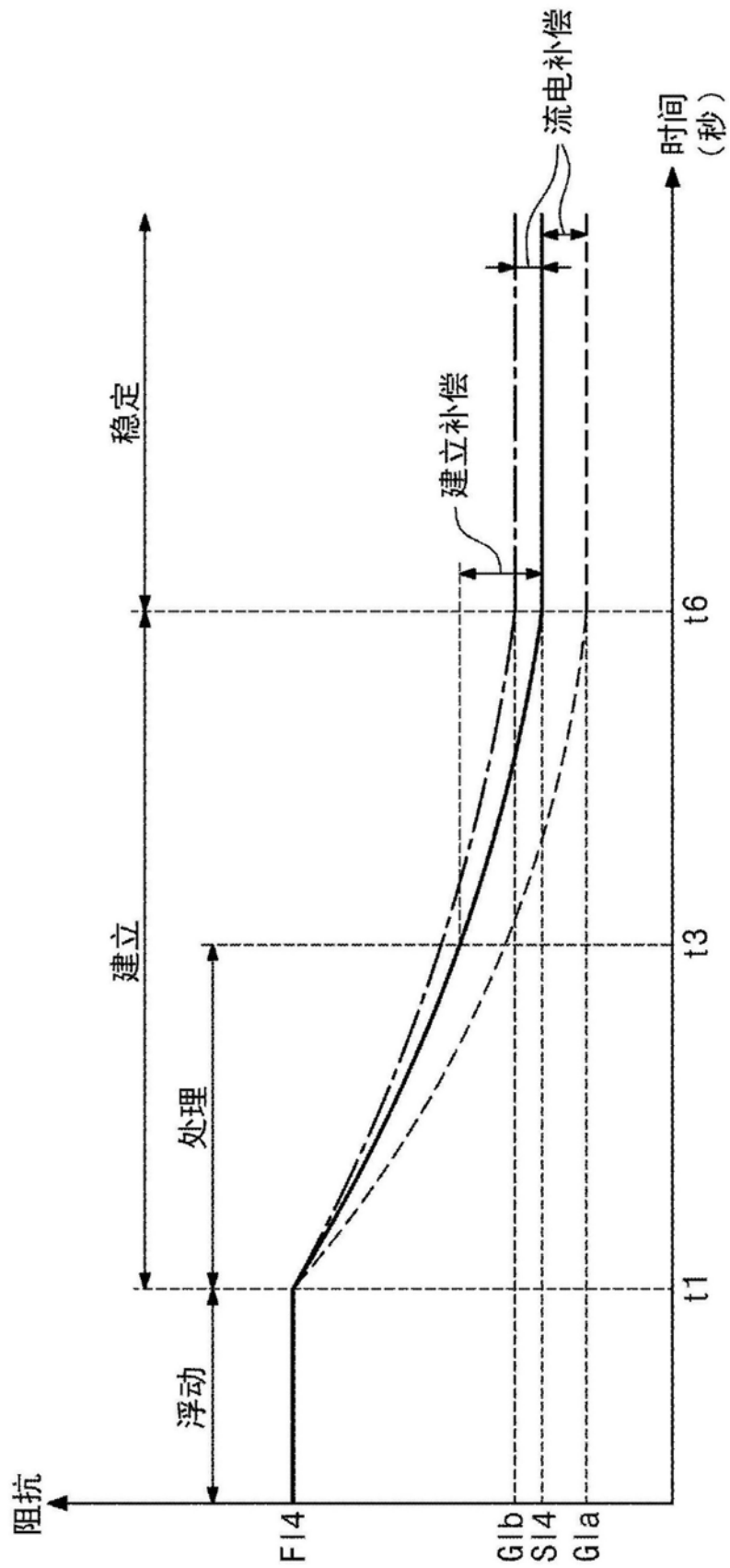


图8

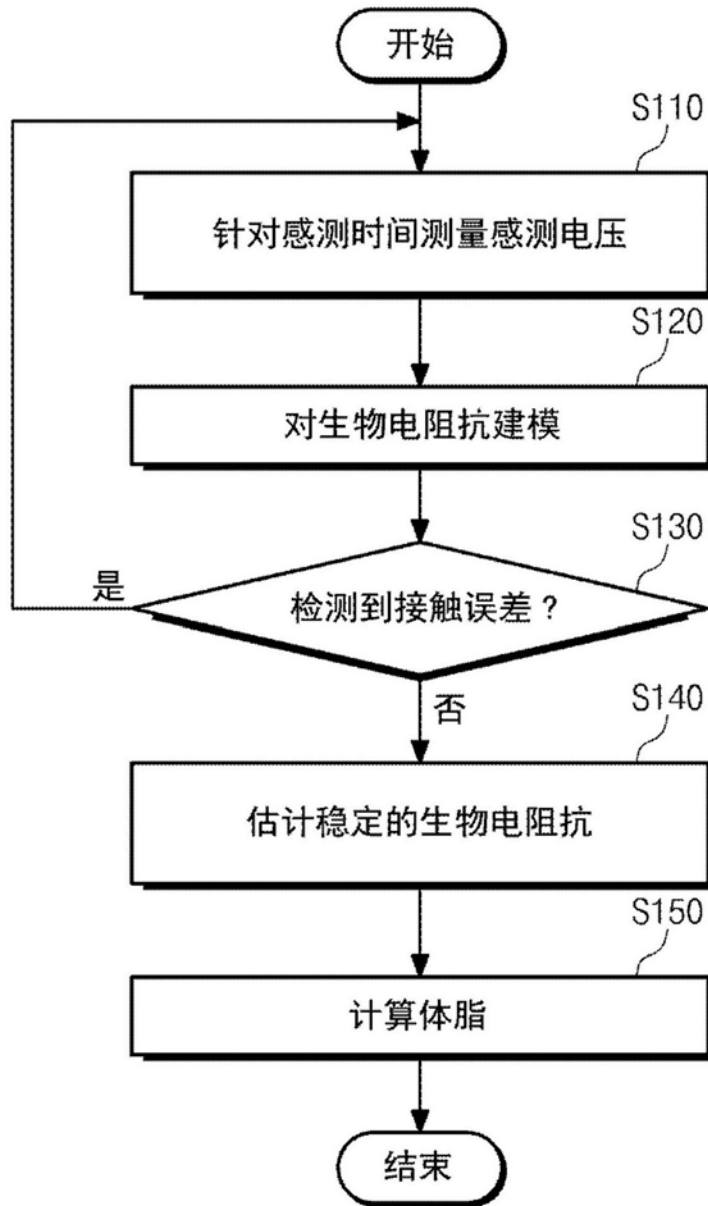


图9

300

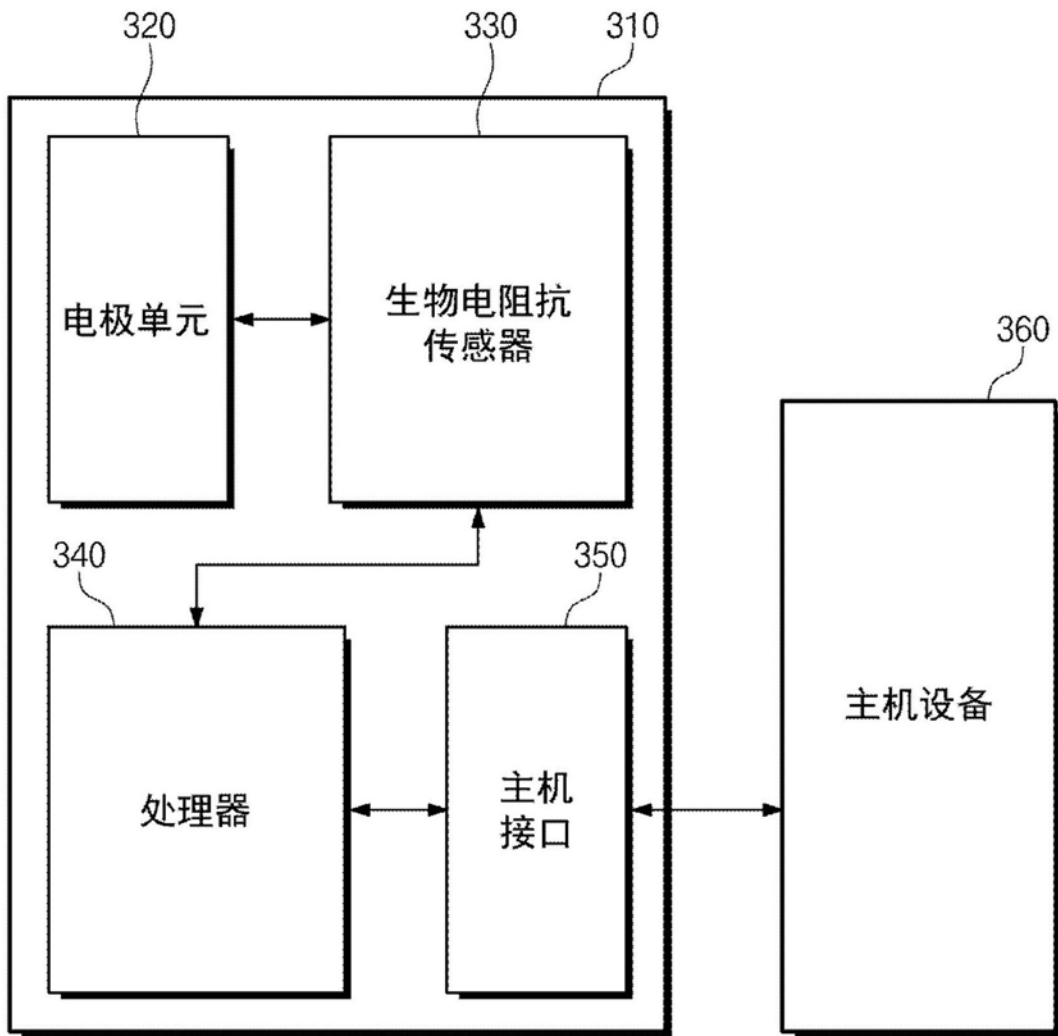


图10

400

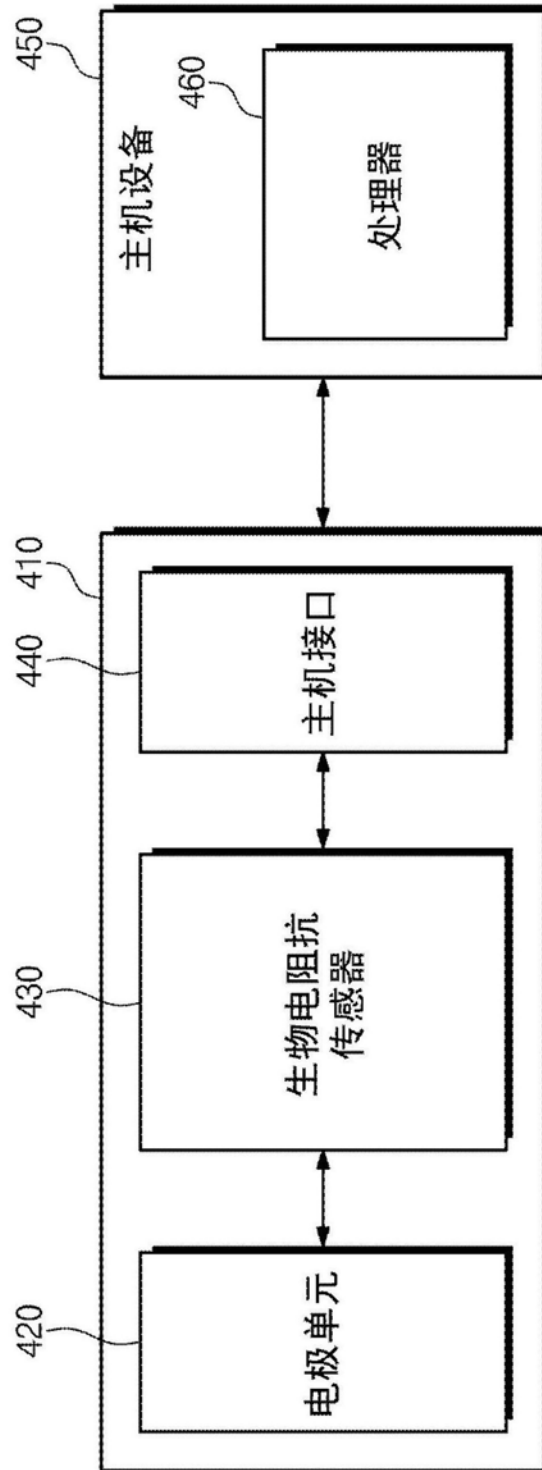


图11

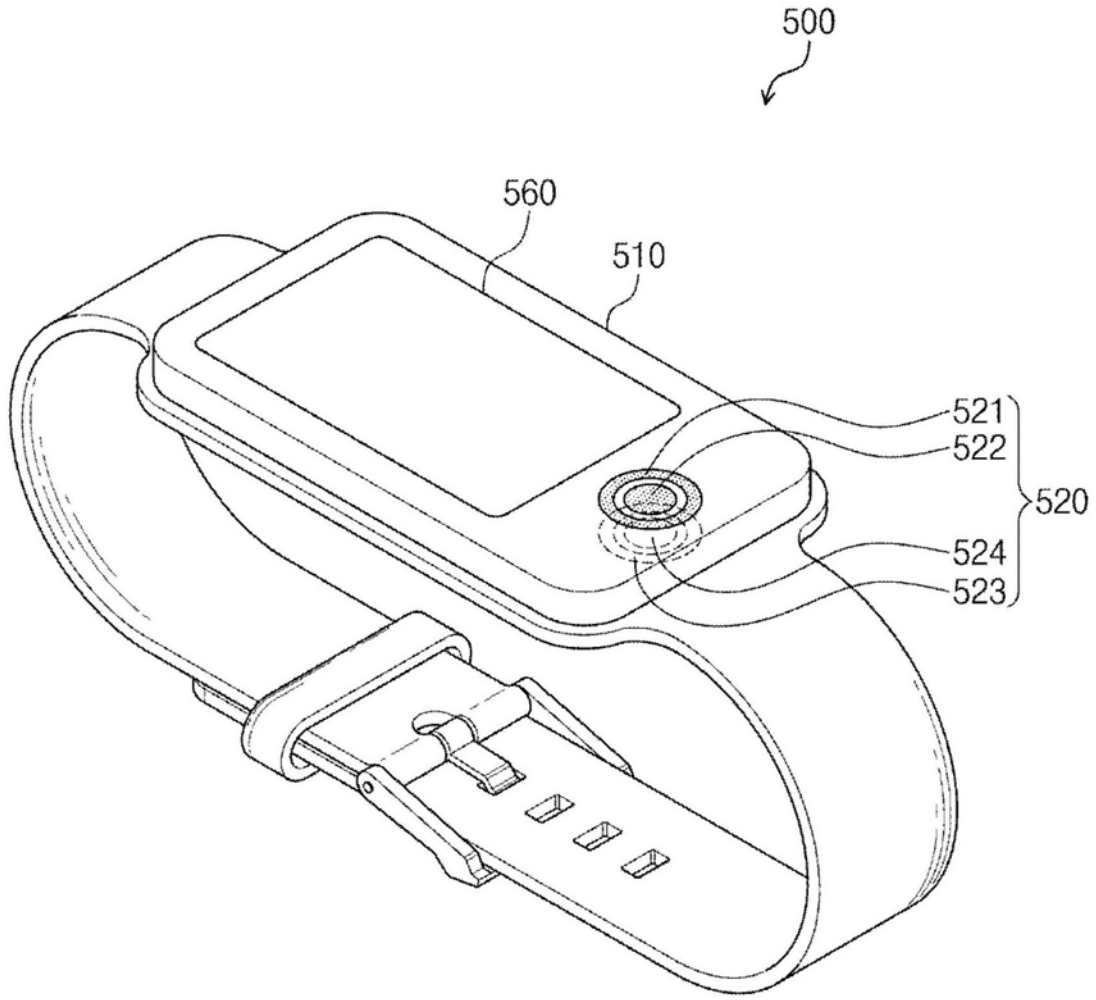


图12

专利名称(译)	生物处理器、生物信号检测系统和生物处理器的操作方法		
公开(公告)号	CN109247937A	公开(公告)日	2019-01-22
申请号	CN201810763227.X	申请日	2018-07-12
[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	金俊镐 文炳琪 奇明吾 梁壮汎 柳承材 林仁天 韩仑澈 全基文		
发明人	金俊镐 文炳琪 奇明吾 梁壮汎 柳承材 林仁天 韩仑澈 全基文		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0533 A61B5/0537 A61B5/4872 A61B5/6824 A61B2562/0209 A61B5/6802		
代理人(译)	吴晓兵		
优先权	1020170150733 2017-11-13 KR 1020170089143 2017-07-13 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种生物处理器、一种生物信号检测系统和一种生物处理器的操作方法。生物处理器包括生物电阻抗传感器和数字信号处理器。生物电阻抗传感器在包括建立时间的一部分在内的感测时间期间测量生物电阻抗。数字信号处理器基于测量的生物电阻抗的变化来估计稳定的生物电阻抗值。数字信号处理器基于稳定的生物电阻抗值来生成生物数据。生物处理器减少了测量生物信号的时间，并确保稳定的生物电阻抗值的准确度。

