



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102727196 A

(43) 申请公布日 2012. 10. 17

(21) 申请号 201210035278. 3

A61B 5/0402 (2006. 01)

(22) 申请日 2012. 02. 16

A61B 5/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2011-076189 2011. 03. 30 JP

(71) 申请人 索尼公司

地址 日本东京都

(72) 发明人 福田伸一 小木曾贵之 小暮英行

中野裕章 村松广隆 远藤彰

井野浩幸

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限

公司 11227

代理人 陈炜 李德山

(51) Int. Cl.

A61B 5/053 (2006. 01)

权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 18 页

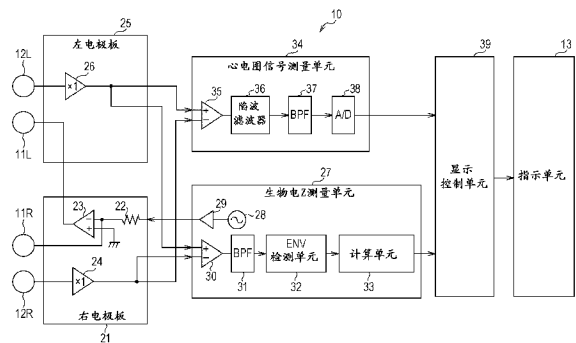
(54) 发明名称

测量设备、测量方法、信息处理设备和信息处理方法

(57) 摘要

公开了一种测量设备、测量方法、信息处理设备和信息处理方法。该测量设备包括：信号产生单元，其产生用于测量生物电阻抗的测量信号；第一电极对，所述第一电极对与被测量的人的身体的左侧和右侧接触，以向所述身体提供所产生的测量信号；第二电极对，所述第二电极对被置于所述第一电极对附近，并与所述身体的左侧和右侧接触；生物电阻抗测量单元，其基于响应于所述测量信号的提供而从所述第二电极对获得的电信号，来测量被测量的人的生物电阻抗；以及心电图信号测量单元，其基于从所述第二电极对获得的电信号来测量被测量的人的心电图信号。

所述生物电阻抗测量单元和所述心电图信号测量单元同时并行地运行。



1. 一种测量设备,包括:
 - 信号产生单元,所述信号产生单元产生用于测量生物电阻抗的测量信号;
 - 第一电极对,所述第一电极对与被测量的人的身体的左侧和右侧接触,以向被测量的人的身体提供所产生的测量信号;
 - 第二电极对,所述第二电极对被置于所述第一电极对附近,并与被测量的人的身体的左侧和右侧接触;
 - 生物电阻抗测量单元,所述生物电阻抗测量单元基于响应于所述测量信号的提供而从所述第二电极对获得的电信号,来测量被测量的人的生物电阻抗;以及
 - 心电图信号测量单元,所述心电图信号测量单元基于从所述第二电极对获得的电信号来测量被测量的人的心电图信号,其中,所述生物电阻抗测量单元和所述心电图信号测量单元同时并行地运行。
2. 根据权利要求 1 所述的测量设备,进一步包括调整单元,所述调整单元使得与所述第一电极对接触的被测量的人的身体的平均电位与所述心电图信号测量单元的参考电位相同。
3. 根据权利要求 2 所述的测量设备,所述调整单元是布置在电源单元与所述第一电极对之间的电流放大器,所述电流放大器中所包括的正输入端和负输入端中的一个被接地。
4. 根据权利要求 2 所述的测量设备,其中,所述心电图信号测量单元包括滤波器单元,所述滤波器单元从自所述第二电极对获得的电信号中提取与所述心电图信号对应的频率分量。
5. 根据权利要求 2 所述的测量设备,其中,所述生物电阻抗测量单元检测响应于所述测量信号的提供而从所述第二电极对获得的电信号的电压差,并基于用于指示所检测的电压差的检测信号以及所述测量信号的电流来计算被测量的人的生物电阻抗。
6. 根据权利要求 5 所述的测量设备,其中,所述生物电阻抗测量单元包括滤波器单元,所述滤波器单元从所述检测信号中提取与所述测量信号中相同的频率分量。
7. 根据权利要求 2 所述的测量设备,进一步包括:
 - 提取单元,所述提取单元从所测量的心电图信号中提取用于指示心脏的循环运动的心跳模式,其中,所述提取单元基于所测量的生物电阻抗来限制所述心跳模式的提取。
8. 一种由测量设备执行的测量方法,所述测量设备测量被测量的人的生物电阻抗和心电图信号,所述方法包括:
 - 产生用于测量所述生物电阻抗的测量信号;
 - 从第一电极对向被测量的人的身体提供所述产生的测量信号,所述第一电极对与所述身体的左侧和右侧接触;
 - 使用与所述第一电极对相邻的第二电极对,基于响应于所述测量信号的提供而获得的电信号来测量被测量的人的生物电阻抗,所述第二电极对与所述身体的左侧和右侧接触;以及
 - 基于从所述第二电极对获得的电信号来测量被测量的人的心电图信号;其中,同时并行地测量所述生物电阻抗和所述心电图信号。
9. 一种使计算机执行处理的程序,所述处理包括:

产生用于测量生物电阻抗的测量信号；

从第一电极对向被测量的人的身体提供所述产生的测量信号，所述第一电极对与所述身体的左侧和右侧接触；

使用与所述第一电极对相邻的第二电极对，基于响应于所述测量信号的提供而获得的电信号来测量被测量的人的生物电阻抗，所述第二电极对与所述身体的左侧和右侧接触；以及

基于从所述第二电极对获得的电信号来测量被测量的人的心电图信号；

其中，同时并行地测量所述生物电阻抗和所述心电图信号。

10. 一种信息处理设备，包括：

生物电阻抗测量单元，所述生物电阻抗测量单元测量被测量的人的生物电阻抗；

心电图信号测量单元，所述心电图信号测量单元与所述生物电阻抗的测量同时地测量被测量的人的心电图信号；

提取单元，所述提取单元从所测量的心电图信号中提取用于指示心脏的循环运动的心跳模式；以及

处理单元，所述处理单元使用所提取的心跳模式来执行预定处理；

其中，所述提取单元基于所测量的生物电阻抗来限制所述心跳模式的提取。

11. 根据权利要求 10 所述的信息处理设备，其中，所述提取单元在所测量的生物电阻抗等于或小于第一阈值时提取所述心跳模式，或者在所测量的生物电阻抗大于所述第一阈值时停止提取所述心跳模式。

12. 根据权利要求 10 所述的信息处理设备，其中，所述处理单元通过下述方式来执行认证：登记与被假定为登记者的被测量的人对应的心跳模式，并将与被假定为进行认证的人的被测量的人对应的心跳模式与所登记的登记者的心跳模式作比较。

13. 根据权利要求 12 所述的信息处理设备，其中，所述处理单元通过下述方式来执行认证：登记与被假定为登记者的被测量的人对应的心跳模式和生物电阻抗，并将相关系数与第二阈值作比较，所述相关系数用于指示与被假定为进行认证的人的被测量的人对应的心跳模式和所登记的登记者的心跳模式之间的相关性，所述第二阈值取决于登记者和进行认证的人之间的生物电阻抗的差。

14. 一种由信息处理设备执行的信息处理方法，所述方法包括：

同时测量被测量的人的生物电阻抗和心电图信号；

在基于所测量的生物电阻抗来进行限制的同时，从所测量的心电图信号中提取用于指示心脏的循环运动的心跳模式；以及

使用所提取的心跳模式来执行预定处理。

15. 一种使计算机执行处理的程序，所述处理包括：

同时测量被测量的人的生物电阻抗和心电图信号；

在基于所测量的生物电阻抗来进行限制的同时，从所测量的心电图信号中提取用于指示心脏的循环运动的心跳模式；以及

使用所提取的心跳模式来执行预定处理。

测量设备、测量方法、信息处理设备和信息处理方法

技术领域

[0001] 本公开涉及测量设备、测量方法、信息处理设备、信息处理方法和程序，并且更具体地涉及能够准确地检测指示人的心脏运动的心跳模式的测量设备、测量方法、信息处理设备、信息处理方法和程序。

背景技术

[0002] 先前，已经为了诸如体格检查的医学目的来测量心电图信号。心电图信号是由人的心脏的循环运动引起的电信号，并且一个循环的波形模式（下面称为心跳模式，heartbeat pattern）的特性在个体之间是不同的。

[0003] 图 1 示出一般的心跳模式的波形。在图 1 中，横轴表示时间轴（采样轴），并且纵轴表示电位。如图 1 中所示，在一般心跳模式中，排列了按顺序依次包括 U 波、P 波、Q 波、R 波、S 波和 T 波的特征波。

[0004] 已经提出了将这种心跳模式用于个人认证的建议（例如，在日本未审查专利申请公布（PCT 申请的翻译）2008-518709 中）。具体地说，测量登记者的心电图信号，提取心跳模式，并且预先计算并登记这些心跳模式的特征量。在认证期间，测量进行认证的人的心电图信号，提取心跳模式，计算特征量并将该特征量与所登记的特征量作比较，并且基于比较结果来进行认证。

[0005] 在进行高度准确的测量的医疗机构中所使用的一般方法是 12 引线系统，其中，电极附接到位于头部、胸部、四肢等上的 12 个点，以测量心电图信号。如图 2 中所示，已存在更简单的方法（下面称为简单测量方法），其中，将左手电极 L、右手电极 R 和附接到左脚等的接地电极 G 用于测量。

[0006] 由于人体的电压应当与用于测量心电图信号的心电图信号测量单元的参考电位相同，因此将人体和心电图信号测量单元接地。然而，由于即使在只使用左手电极 L 和右手电极 R 时人体和心电图信号测量单元之间的电压差也会随着时间变为零，因此能够测量心电图信号。然而，对于更即时且更准确的测量，优选除了左手电极 L 和右手电极 R 之外还使用接地电极 G。

[0007] 已存在与心电图信号的简单测量方法类似的方法，其中，基于在电极之间流动或流过人体的电信号来测量人体阻抗（下面也称为生物电 Z）。在下述状态下测量生物电 Z：例如，如图 3 中所示，被测量的人使他或她的左手与两个电极 L1 和 L2 接触，并使他或她的右手与两个电极 R1 和 R2 接触。被测量的人可以使他或她的两脚底部而非双手与电极接触。

[0008] 具体地说，如图 4 中所示，在电极 L1 和电极 R1 之间馈给频率为几十千赫的交流电 i 作为生物电 Z 测量信号，测量电极 L2 和电极 R2 之间的电位差 V_z ，并基于表达式 $V_z = i \cdot Z$ 来计算生物电 Z。使用预先保存的表格和函数将以这种方式测量的生物电 Z 转换为体成分数据（体脂百分比、肌肉量、骨量），并提供给被测量的人。

发明内容

[0009] 如上所述,已存在用于测量心电图信号的方法和用于测量生物电 Z 的方法,但是这些方法是由不同设备执行的,因此并不同时测量心电图信号和生物电 Z。

[0010] 期望同时测量心电图信号和生物电 Z。

[0011] 根据本公开的实施例,提供了一种测量设备,包括:信号产生单元,所述信号产生单元产生用于测量生物电阻抗的测量信号;第一电极对,所述第一电极对被测量的人的身体的左侧和右侧接触,以向被测量的人的身体提供所产生的测量信号;第二电极对,所述第二电极对被置于所述第一电极对附近,并与被测量的人的身体的左侧和右侧接触;生物电阻抗测量单元,所述生物电阻抗测量单元基于响应于所述测量信号的提供而从所述第二电极对获得的电信号,来测量被测量的人的生物电阻抗;以及心电图信号测量单元,所述心电图信号测量单元基于从所述第二电极对获得的电信号来测量被测量的人的心电图信号,其中,所述生物电阻抗测量单元和所述心电图信号测量单元同时并行地运行。

[0012] 根据本公开的实施例的测量设备可以进一步包括调整单元,所述调整单元使得与所述第一电极对接触的被测量的人的身体的平均电位与所述心电图信号测量单元的参考电位相同。

[0013] 所述调整单元可以是布置在电源单元与所述第一电极对之间的电流放大器,所述电流放大器中所包括的正输入端和负输入端中的一个被接地。

[0014] 所述心电图信号测量单元可以包括滤波器单元,所述滤波器单元从自所述第二电极对获得的电信号中提取与所述心电图信号对应的频率分量。

[0015] 所述生物电阻抗测量单元可以检测响应于所述测量信号的提供而从所述第二电极对获得的电信号的电压差,并可以基于用于指示所检测的电压差的检测信号以及所述测量信号的电流来计算被测量的人的生物电阻抗。

[0016] 所述生物电阻抗测量单元可以包括滤波器单元,所述滤波器单元从所述检测信号中提取与所述测量信号中相同的频率分量。

[0017] 根据本公开的实施例的测量设备可以进一步包括:提取单元,所述提取单元从所测量的心电图信号中提取用于指示心脏的循环运动的心跳模式,其中,所述提取单元可以基于所测量的生物电阻抗来限制所述心跳模式的提取。

[0018] 根据本公开的实施例,提供了一种由测量设备执行的测量方法,所述测量设备测量被测量的人的生物电阻抗和心电图信号,所述方法包括:产生用于测量所述生物电阻抗的测量信号;从第一电极对向被测量的人的身体提供所述产生的测量信号,所述第一电极对与所述身体的左侧和右侧接触;使用与所述第一电极对相邻的第二电极对,基于响应于所述测量信号的提供而获得的电信号来测量被测量的人的生物电阻抗,所述第二电极对与所述身体的左侧和右侧接触;以及基于从所述第二电极对获得的电信号来测量被测量的人的心电图信号;其中,同时并行地测量所述生物电阻抗和所述心电图信号。

[0019] 根据本公开的实施例,提供了一种使计算机执行处理的程序,所述处理包括:产生用于测量生物电阻抗的测量信号;从第一电极对向被测量的人的身体提供所述产生的测量信号,所述第一电极对与所述身体的左侧和右侧接触;使用与所述第一电极对相邻的第二电极对,基于响应于所述测量信号的提供而获得的电信号来测量被测量的人的生物电阻抗,所述第二电极对与所述身体的左侧和右侧接触;以及基于从所述第二电极对获得的电信号来测量被测量的人的心电图信号;其中,同时并行地测量所述生物电阻抗和所述心电图信号。

图信号。

[0020] 在本公开的实施例中,产生用于测量生物电阻抗的所述测量信号,并且从与被测量的人的左侧和右侧接触的所述第一电极对向被测量的人的身体提供所产生的测量信号。然后,使用与所述第一电极对相邻并与被测量的人的身体的左侧和右侧接触的所述第二电极对,基于响应于所述测量信号的提供而获得的电信号,来测量被测量的人的生物电阻抗。与此同时,基于从所述第二电极对获得的电信号来并行地测量被测量的人的心电图信号。

[0021] 根据本公开的另一个实施例,提供了一种信息处理设备,包括:生物电阻抗测量单元,所述生物电阻抗测量单元测量被测量的人的生物电阻抗;心电图信号测量单元,所述心电图信号测量单元与所述生物电阻抗的测量同时地测量被测量的人的心电图信号;提取单元,所述提取单元从所测量的心电图信号中提取用于指示心脏的循环运动的心跳模式;以及处理单元,所述处理单元使用所提取的心跳模式来执行预定处理;其中,所述提取单元基于所测量的生物电阻抗来限制所述心跳模式的提取。

[0022] 所述提取单元可以在所测量的生物电阻抗等于或小于第一阈值时提取所述心跳模式,或者可以在所测量的生物电阻抗大于所述第一阈值时停止提取所述心跳模式。

[0023] 所述处理单元可以通过下述方式来执行认证:登记与被假定为登记者的被测量的人对应的心跳模式,并将与被假定为进行认证的人的被测量的人对应的心跳模式与所登记的登记者的心跳模式作比较。

[0024] 所述处理单元可以通过下述方式来执行认证:登记与被假定为登记者的被测量的人对应的心跳模式和生物电阻抗,并将相关系数与第二阈值作比较,所述相关系数用于指示与被假定为进行认证的人的被测量的人对应的心跳模式和所登记的登记者的心跳模式之间的相关性,所述第二阈值取决于登记者和进行认证的人之间的生物电阻抗的差。

[0025] 根据本公开的其他实施例,提供了一种由信息处理设备执行的信息处理方法,所述方法包括:同时测量被测量的人的生物电阻抗和心电图信号;在基于所测量的生物电阻抗来进行限制的同时,从所测量的心电图信号中提取用于指示心脏的循环运动的心跳模式;以及使用所提取的心跳模式来执行预定处理。

[0026] 根据本公开的其他实施例,提供了一种使计算机执行处理的程序,所述处理包括:同时测量被测量的人的生物电阻抗和心电图信号;在基于所测量的生物电阻抗来进行限制的同时,从所测量的心电图信号中提取用于指示心脏的循环运动的心跳模式;以及使用所提取的心跳模式来执行预定处理。

[0027] 根据本公开的其他实施例,同时测量被测量的人的生物电阻抗和心电图信号,在基于所测量的生物电阻抗进行限制的同时,从所测量的心电图信号提取指示心脏的循环运动的心跳模式,并且使用所提取的心跳模式来执行预定处理。

[0028] 根据本公开的实施例,可以同时测量心电图信号和生物电 Z 。

[0029] 根据本公开的其他实施例,可以同时测量心电图信号和生物电 Z ,并且可以从心电图信号获得良好的心跳模式。

附图说明

[0030] 图 1 示出一般的心跳模式的波形。

[0031] 图 2 示出使用三个电极测量心电图信号的方法。

- [0032] 图 3 示出测量生物电 Z 的方法。
- [0033] 图 4 示出测量生物电 Z 的方法。
- [0034] 图 5A 和 5B 是示出作为实施例的测量设备的轮廓视图。
- [0035] 图 6 是示出测量设备的结构的示例的框图。
- [0036] 图 7 示出用作接地电极的左手内部电极和右手内部电极。
- [0037] 图 8 描述了即使心电图信号测量电极与接地电极相邻,也能够测量心电图信号。
- [0038] 图 9 是示出由测量设备执行的同时测量的流程图。
- [0039] 图 10 示出同时测量的心电图信号和生物电 Z 的波形的示例。
- [0040] 图 11 是图 10 中的心电图信号的波形被横向放大的视图。
- [0041] 图 12A 和 12B 是示出作为另一实施例的认证设备的轮廓视图。
- [0042] 图 13 是示出认证设备的结构的示例的框图。
- [0043] 图 14 是描述由认证设备进行的登记的流程图。
- [0044] 图 15 是描述由认证设备进行的认证的流程图。
- [0045] 图 16 示出如何使用对测量设备和认证设备的修改。
- [0046] 图 17A 和 17B 示出第一修改。
- [0047] 图 18A 和 18B 示出第二修改。
- [0048] 图 19A 和 19B 示出第三修改。
- [0049] 图 20 是示出计算机的结构的示例的框图。

具体实施方式

[0050] 将参考附图详细描述本公开的优选实施例(下面称为实施例)。

[0051] 根据本公开的实施例,提供了一种测量设备,包括:信号产生单元,所述信号产生单元产生用于测量生物电阻抗的测量信号;第一电极对,所述第一电极对被测量的人的身体的左侧和右侧接触,以向被测量的人的身体提供所产生的测量信号;第二电极对,所述第二电极对被置于所述第一电极对附近,并与被测量的人的身体的左侧和右侧接触;生物电阻抗测量单元,所述生物电阻抗测量单元基于响应于所述测量信号的提供而从所述第二电极对获得的电信号,来测量被测量的人的生物电阻抗;以及心电图信号测量单元,所述心电图信号测量单元基于从所述第二电极对获得的电信号来测量被测量的人的心电图信号,其中,所述生物电阻抗测量单元和所述心电图信号测量单元同时并行地运行。

[0052] 根据本公开的实施例,提供了一种由测量设备执行的测量方法,所述测量设备测量被测量的人的生物电阻抗和心电图信号,所述方法包括:产生用于测量所述生物电阻抗的测量信号;从第一电极对向被测量的人的身体提供所述产生的测量信号,所述第一电极对与所述身体的左侧和右侧接触;使用与所述第一电极对相邻的第二电极对,基于响应于所述测量信号的提供而获得的电信号来测量被测量的人的生物电阻抗,所述第二电极对与所述身体的左侧和右侧接触;以及基于从所述第二电极对获得的电信号来测量被测量的人的心电图信号;其中,同时并行地测量所述生物电阻抗和所述心电图信号。

[0053] 根据本公开的实施例,提供了一种信息处理设备,包括:生物电阻抗测量单元,所述生物电阻抗测量单元测量被测量的人的生物电阻抗;心电图信号测量单元,所述心电图信号测量单元与所述生物电阻抗的测量同时地测量被测量的人的心电图信号;提取单元,

所述提取单元从所测量的心电图信号中提取用于指示心脏的循环运动的心跳模式；以及处理单元，所述处理单元使用所提取的心跳模式来执行预定处理；其中，所述提取单元基于所测量的生物电阻抗来限制所述心跳模式的提取。

[0054] 根据本公开的实施例，提供了一种由信息处理设备执行的信息处理方法，所述方法包括：同时测量被测量的人的生物电阻抗和心电图信号；在基于所测量的生物电阻抗来进行限制的同时，从所测量的心电图信号中提取用于指示心脏的循环运动的心跳模式；以及使用所提取的心跳模式来执行预定处理。

[0055] <1. 实施例>

[0056] [测量设备的结构的示例]

[0057] 图 5A 和 5B 示出了作为实施例的测量设备的上表面的轮廓。测量设备 10 同时测量被测量的人的心电图信号和生物电 Z。

[0058] 如图 5A 中所示，在测量设备 10 的左部布置左手内部电极 11L 和左手外部电极 12L，并在右部布置右手内部电极 11R 和右手外部电极 12R。另外，在上表面中心处布置指示单元 13。指示单元 13 向被测量的人示出测量产生的心电图信号的波形以及基于生物电 Z 的体成分值（诸如体脂百分比）。

[0059] 如图 5B 中所示，测量设备 10 在下述状态下进行测量：被测量的人使他的左掌与左手内部电极 11L 和左手外部电极 12L 接触，并使他的右掌与右手内部电极 11R 和右手外部电极 12R 接触。

[0060] 图 6 示出测量设备 10 的结构的示例。测量设备 10 包括右电极板 21、左电极板 25、生物电 Z 测量单元 27、心电图信号测量单元 34、显示控制单元 39 以及指示单元 13，其中，右手内部电极 11R 和右手外部电极 12R 连接到右电极板 21，而左手内部电极 11L 和左手外部电极 12L 连接到左电极板 25。

[0061] 右电极板 21 包括电阻器 22、电流放大器 23 和缓冲放大器 24。电阻器 22 串联连接在电流放大器 23 的负输入端与生物电 Z 测量单元 27 的信号产生单元 28 之间。电阻器 22 的电阻例如是 $1k\Omega$ 。电流放大器 23 的负输入端连接到生物电 Z 测量单元 27 的信号产生单元 28 和右手内部电极 11R。电流放大器 23 的输出端经由左电极板 25 连接到左手内部电极 11L。电流放大器 23 的正输入端接地。电流放大器 23 将从负输入端输入的生物电 Z 测量信号 i （例如具有 $50kHz$ 的频率和 $1V$ 的电压）放大为 $1mA$ ，并且将该信号输出到左手内部电极 11L。

[0062] 因此，经放大的生物电 Z 测量信号 i 流过包括左手内部电极 11L、被测量的人的身体（活体）的内部以及右手内部电极 11R 的路径（当然，该信号反向地流过该路径）。当电流放大器 23 正常工作时，正输入端的电位等于负输入端的电位。然而，由于电流放大器 23 的正输入端接地，因此负输入端的电位也变为 $0V$ 。另外，电流放大器 23 的输出 / 输入端的平均电位也变为 $0V$ 。因此，左手内部电极 11L 和右手内部电极 11R 作为被测量的人的接地电极进行工作。稍后将参考图 7 来给出细节。

[0063] 缓冲放大器 24 放大从右手外部电极 12R 输入的电信号，并将该信号输出到下一级。这个电信号被分为两路，并输出到生物电 Z 测量单元 27 中的放大器 30 的负输入端以及心电图信号测量单元 34 中的放大器 35 的负输入端。

[0064] 左电极板 25 具有缓冲放大器 26。缓冲放大器 26 放大从左手外部电极 12L 输入

的电信号,并将该信号输出到下一级。这个电信号被分为两路,并输出到生物电 Z 测量单元 27 中的放大器 30 的正输入端以及心电图信号测量单元 34 中的放大器 35 的正输入端。

[0065] 生物电 Z 测量单元 27 包括信号产生单元 28、放大器 29、放大器 30、BPF (带通滤波器) 31、ENV 检测单元 32 和计算单元 33。信号产生单元 28 产生生物电 Z 测量信号 i 。放大器 29 放大生物电 Z 测量信号 i ,并将该信号输出到右电极板 21。

[0066] 放大器 30 放大从左手外部电极 12L 和右手外部电极 12R 输入的电信号,并将这些信号输出到 BPF 31。在来自放大器 30 的电信号当中,BPF 31 仅使与生物电 Z 测量信号 i 中相同的频带 (50kHz) 通向下一级中的 ENV 检测单元 32。ENV 检测单元 32 检测从 BPF 31 输入的电信号的包络,并将该包络输出到计算单元 33。计算单元 33 根据由 ENV 检测单元 32 检测的包络获得在左手外部电极 12L 和右手外部电极 12R 之间的差分电压 V_z ,并根据差分电压 V_z 和生物电 Z 测量信号 i 计算生物电 Z ($= V_z/i$)。所计算的生物电 Z 被输出到下一级中的显示控制单元 39。

[0067] 心电图信号测量单元 34 包括放大器 35、陷波滤波器 36、BPF 37 和 A/D 转换器 38。

[0068] 放大器 35 使用 0V 作为参考电压来放大从左手外部电极 12L 和右手外部电极 12R 输入的电信号,并将这些信号输出到陷波滤波器 36。陷波滤波器 36 和 BPF 37 仅从自放大器 30 输出的电信号中提取作为心电图信号的主要分量的、多达 100Hz 的频率分量,并将这些频率分量输出到 A/D 转换器 38。A/D 转换器 38 对来自 BPF 37 的多达 100Hz 的电信号进行数字化,以产生心电图信号。所产生的心电图信号被输出到下一级中的显示控制单元 39。

[0069] 显示控制单元 39 使用预先包含的表格和函数将从生物电 Z 测量单元 27 输入的生物电 Z 转换为体成分值 (诸如体脂百分比),产生显示数据,并且将该数据输出到指示单元 13。显示控制单元 39 还基于从心电图信号测量单元 34 输入的心电图信号来产生显示数据,并且将该数据输出到指示单元 13。

[0070] 指示单元 13 基于来自显示控制单元 39 的显示数据来提供被测量的人的体成分值和心电图信号的波形。指示单元 13 还显示用于指示被测量的人与电极接触或重新尝试与电极接触的消息或用于报告测量错误的消息。[对左手内部电极 11L 和右手内部电极 11R 为何成为接地电极的原因的描述]

[0071] 表示电流放大器 23 的外部电路的图 7 描述了左手内部电极 11L 和右手内部电极 11R 成为接地电极。

[0072] 如上所述,具有 50kHz 的频率、1V 的电压 V_1 和 1mA 的电流的生物电 Z 测量信号 i 流过包括左手内部电极 11L、人体和右手内部电极 11R 的路径。电流放大器 23 的负输入端的电位 V_2 是 0V,并且电流放大器 23 的输入端的电位 / 输出端的电位 V_3 的平均值也是 0V。与左手内部电极 11L 和右手内部电极 11R 接触的被测量的人的电位也变为 0V。因此,采用左手内部电极 11L 和右手内部电极 11R 来用作被测量的人的接地电极。

[0073] [对为何即使当心电图信号测量电极邻近接地电极时也能够测量心电图信号的原因的描述]

[0074] 图 8 描述了即使当心电图信号测量电极 (左手外部电极 12L 和右手外部电极 12R) 邻近接地电极 (左手内部电极 11L 和右手内部电极 11R) 时,也能够测量心电图信号。

[0075] 在此,将生物电 Z 分离为体电阻 R_b 和掌部皮肤电阻 R_s 。另外,假定用于放大来自左手外部电极 12L 和右手外部电极 12R 的电信号的缓冲放大器 24 和 26 的内部电阻是 R_{IN} 。

[0076] 与掌部皮肤电阻 R_s 相比, 体电阻 R_b 足够小 (因为人体主要包含液体), 并且内部电阻 R_{IN} 足够大。在该情况下, 由心脏的运动导致的心电图电压 V_E 被测量为缓冲放大器 24 和缓冲放大器 26 之间的差分电压 ($V_p - V_M$), 而与左手外部电极 12L 和左手内部电极 11L 之间 (或右手外部电极 12R 和右手内部电极 11R 之间) 的距离无关。

[0077] [测量设备 10 的操作]

[0078] 图 9 是用于描述测量设备 10 测量生物电 Z 和心电图信号的处理 (下面称为同时测量) 的流程图。

[0079] 在步骤 S1 中, 提示被测量的人与电极接触。响应于此, 被测量的人使他或她的左掌与左手内部电极 11L 和左手外部电极 12L 接触, 并使他或她的右掌与右手内部电极 11R 和右手外部电极 12R 接触。

[0080] 在步骤 S2 中, 生物电 Z 测量单元 27 的信号产生单元 28 开始输出生物电 Z 测量信号 i 。生物电 Z 测量信号 i 流过包括左手内部电极 11L、人体和右手内部电极 11R 的路径。

[0081] 在步骤 S3 中, 来自左手外部电极 12L 的电信号被输入到生物电 Z 测量单元 27 和心电图信号测量单元 34。在步骤 S4 中, 生物电 Z 测量单元 27 计算生物电 Z, 并将该生物电 Z 输出到显示控制单元 39。与此同时, 心电图信号测量单元 34 产生心电图信号, 并将该心电图信号输出到显示控制单元 39。

[0082] 在步骤 S5 中, 显示控制单元 39 使用预先保存的表格和函数来将所计算的生物电 Z 转换为体成分值 (诸如体脂百分比), 产生显示数据, 并将该数据输出到指示单元 13。显示控制单元 39 还基于从心电图信号测量单元 34 输入的心电图信号来产生显示数据, 并将该显示数据输出到指示单元 13。指示单元 13 基于来自显示控制单元 39 的显示数据来提供被测量的人的体成分值以及心电图信号的波形。现在, 完成同时测量。

[0083] 在上述的同时测量中, 能够在不进行时间划分的情况下同时测量生物电 Z 和心电图信号。由于能同时测量生物电 Z 和心电图信号, 因此能够迅速地执行使用生物电 Z 和心电图信号的预定处理 (诸如稍后描述的认证)。

[0084] <2. 另一实施例 >

[0085] 首先, 将描述生物电 Z 和心电图信号之间的关系。然后, 将描述把生物电 Z 和心电图信号用于个人认证的、作为另一实施例的认证设备。

[0086] 图 10 示出同时测量的生物电 Z 和心电图信号的波形的示例。在图 10 中, 在横轴上绘制采样编号, 并在纵轴上绘制电位。图 11 是图 10 中的心电图信号在从采样编号 2000 至 3000 的范围中的放大视图。

[0087] 发现图 10 和 11 中所示的心电图信号在从采样编号 2000 至 3000 的范围中具有稳定的波形。还发现心电图信号在其他范围中因包含噪声分量而具有不稳定的波形。例如由手掌和电极之间的松散连接、活体的肌电位的变化等导致包含噪声分量。

[0088] 发现图 10 中的生物电 Z 在从采样编号 2000 至 3000 的范围和等于或大于 3500 的范围中指示低值; 生物电 Z 在其他范围中指示高值。如图 10 中所示, 心电图信号和生物电 Z 之间存在相关性; 当心电图信号的波形不稳定时, 生物电 Z 变高, 而当心电图信号的波形稳定时, 生物电 Z 变低。

[0089] 在稍后描述的登记和认证中, 从心电图信号提取的心跳模式 (的特征量) 与被测量的人 (登记者或进行认证的人) 相关联。为了提高个人认证的准确性, 应当从稳定的心

心电图信号提取心跳模式。

[0090] 因此,作为另一实施例的认证设备参考生物电 Z ,并仅在生物电 Z 等于或小于预定值时从心电图信号提取心跳模式。

[0091] [认证设备的结构的示例]

[0092] 图 12A 和 12B 是示出作为另一实施例的认证设备的上表面的轮廓视图。该认证设备 50 同时测量被测量的人(登记者或进行认证的人)的心电图信号和生物电 Z ,并使用从心电图信号提取的心跳模式执行个人认证。

[0093] 在认证设备 50 的组件中,与作为实施例的测量设备 10 共有的组件被赋予相同的附图标号,并适当省略了对这些部件的说明。

[0094] 如图 12A 中所示,在认证设备 50 的左部布置左手内部电极 11L 和左手外部电极 12L;在右部布置右手内部电极 11R 和右手外部电极 12R。另外,在上表面的中心布置示出测量结果、认证结果等的指示单元 13。

[0095] 如图 12B 中所示,认证设备 50 在下述状态下进行测量:被测量的人使他或她的左掌与左手内部电极 11L 和左手外部电极 12L 接触,并使他或她的右掌与右手内部电极 11R 和右手外部电极 12R 接触;然后执行个人认证。

[0096] 图 13 示出认证设备 50 的结构的示例。认证设备 50 包括右电极板 21 和左电极板 25、生物电 Z 测量单元 27、心电图信号测量单元 34、认证单元 60 以及指示单元 13,其中右手内部电极 11R 和右手外部电极 12R 连接到右电极板 21,而左手内部电极 11L 和左手外部电极 12L 连接到左电极板 25。

[0097] 生物电 Z 测量单元 27 向认证单元 60 的心跳模式提取单元 62 和登记认证单元 63 报告所计算的生物电 Z 。心电图信号测量单元 34 向认证单元 60 的峰值检测单元 61 输出所产生的心电图信号。

[0098] 认证单元 60 包括峰值检测单元 61、心跳模式提取单元 62 和登记认证单元 63。

[0099] 峰值检测单元 61 检测心电图信号中的特征波(例如,R波)的峰值,并将该峰值报告到心跳模式提取单元 62。只有当生物电 Z 等于或小于预定的第一阈值时,心跳模式提取单元 62 才从心电图信号中提取相对于所检测的峰值的预定的采样范围来作为心跳模式,计算该心跳模式的特征量,并将该特征量输出到登记认证单元 63。用于计算心跳模式的特征量的方法是任意的。可以假定心跳模式本身是特征量。

[0100] 在登记期间,登记认证单元 63 将被测量的人(登记者)与心跳模式的特征量以及在提取心跳模式时测量的生物电 Z 相关联,并且对其进行记录(登记)。在认证期间,登记认证单元 63 计算用于指示被测量的人(进行认证的人)的心跳模式的特征量与所登记的每一个心跳模式的特征量之间的相关性的相关值,并基于该相关值来执行对进行认证的人的个人认证。

[0101] 具体地说,登记认证单元 63 识别在所登记的登记者的心跳模式的特征量当中具有最高相关值的那个特征量,并在该相关值等于或大于预定的第二阈值时,将进行认证的人认证为对应的登记者。

[0102] 预定的第二阈值可以是固定值,或者可以是依赖于进行认证的人的生物电 Z 与要比较的登记者的生物电 Z 之间的差的可变值。对于同一个人,尽管生物电 Z 随测量时间而变化,但是该变化较小。因此,当被测量的人的生物电 Z 与具有最高相关度的登记者的生物

电 Z 之间的差变大时,第二阈值应当更大。

[0103] 当假定相关值的范围是从 -1 至 1 并且最高相关值是 1 时,例如如果进行认证的人的生物电 Z 与登记者的生物电 Z 之间的差可以是 170Ω 或更小,则将第二阈值设为 0.99 ; 如果该差是 170 至 340Ω ,则第二阈值可以是 0.995 ; 如果该差是 340Ω 或更大,则第二阈值可以是 0.999 。

[0104] 登记认证单元 63 向指示单元 13 输出个人认证的结果。另外,当生物电 Z 大于第一阈值时,登记认证单元 63 使得指示单元 13 显示用于指示测量错误等的消息。

[0105] 指示单元 13 显示从登记认证单元 63 输入的个人认证的结果。另外,指示单元 13 在登记认证单元 63 的控制下显示用于指示被测量的人与电极接触或重新尝试与电极接触的消息或用于报告测量错误的消息。

[0106] [认证设备 50 的操作]

[0107] 图 14 是描述由认证设备 50 进行的登记的流程图。

[0108] 该登记假定已通过测量设备 10 所进行的同时测量相类似的处理来将同时从登记者测量的生物电 Z 和心电图信号输入到认证单元 60。还假定峰值检测单元 61 已经检测到从前一级输入的心电图信号的峰值。

[0109] 在步骤 S11 中,心跳模式提取单元 62 和登记认证单元 63 确定生物电 Z 是否等于或小于第一阈值。当确定生物电 Z 大于第一阈值时,由于认为此时测量的心电图信号的波形是不稳定的,因此处理进行到步骤 S12。在步骤 S12 中,指示单元 13 在登记认证单元 63 的控制下显示用于指示测量错误等的消息。响应于这个消息,登记者进行诸如重新尝试与电极接触的行为。

[0110] 当在步骤 S11 中确定生物电 Z 等于或小于第一阈值时,由于认为此时测量的心电图信号的波形是稳定的,因此处理进行到步骤 S13。心跳模式提取单元 62 在步骤 S13 中从心电图信号提取相对于所检测的峰值的预定的采样范围来作为心跳模式,并在步骤 S14 中计算该心跳模式的特征量,并将该特征量输出到登记认证单元 63。

[0111] 在步骤 S15 中,登记认证单元 63 将进行认证的人(登记者)与心跳模式的特征量以及在提取心跳模式时测量的生物电 Z 相关联,并对其进行记录(登记)。现在,完成登记。

[0112] 在上面的登记中,当认为心电图信号不稳定时,并不提取心跳模式,而只在认为心电图信号稳定时才提取心跳模式。因此,能够登记与登记者对应的、可靠的心跳模式(的特征量)。

[0113] 图 15 是描述由认证设备 50 进行的认证的流程图。

[0114] 该认证假定已通过测量设备 10 所进行的同时测量相类似的处理来将同时从进行认证的人测量的生物电 Z 和心电图信号输入到认证单元 60。还假定峰值检测单元 61 已检测到从前一级输入的心电图信号的峰值。

[0115] 在步骤 S21 中,心跳模式提取单元 62 和登记认证单元 63 确定生物电 Z 是否等于或小于第一阈值。当确定生物电 Z 大于第一阈值时,由于认为此时测量的心电图信号的波形不稳定,因此处理进行到步骤 S22。在步骤 S22 中,指示单元 13 在登记认证单元 63 的控制下显示用于指示测量错误的消息等。响应于这个消息,进行认证的人的采取诸如重新尝试与电极接触的行为。

[0116] 另一方面,当确定生物电 Z 等于或小于第一阈值时,由于认为此时测量的心电图

信号的波形是稳定的,因此处理进行到步骤 S23。心跳模式提取单元 62 在步骤 S23 中从心电图信号提取相对于所检测的峰值的预定的采样范围来作为心跳模式,并在步骤 S24 中计算该心跳模式的特征量并将该特征量输出到登记认证单元 63。

[0117] 在步骤 S25 中,登记认证单元 63 计算进行认证的人的心跳模式的特征量与所登记的心跳模式的特征量之间的相关值。在步骤 S26 中,登记认证单元 63 识别具有最高相关值的登记者作为该计算的结果,并确定该最高相关值是否等于或大于第二阈值,该第二阈值依赖于所识别的登记者的生物电 Z 与进行认证的人的生物电 Z 之间的差。

[0118] 当确定最高相关值等于或大于第二阈值时,处理进行到步骤 S27。在步骤 S27 中,登记认证单元 63 向指示单元 13 通知进行认证的人被认证为登记者。指示单元 13 向进行认证的人通知进行认证的人被认证为登记者。

[0119] 另一方面,当确定最高相关值小于第二阈值时,处理进行到步骤 S28。在步骤 S28 中,登记认证单元 63 向指示单元 13 通知没有与进行认证的人匹配的登记者。指示单元 13 向进行认证的人通知没有与进行认证的人匹配的登记者。现在,完成认证。

[0120] 在上面的登记中,当认为心电图信号不稳定时,并不提取心跳模式,而只在认为心电图信号稳定时才提取心跳模式。因此,能够登记与进行认证的人对应的、可靠心跳模式(的特征量),由此提高认证的准确性。

[0121] <3. 修改>

[0122] 接下来,将描述对作为实施例的测量设备 10 和作为另一实施例的认证设备 50 的修改。

[0123] 可以如以下所描述的那样来改变测量设备 10(认证设备 50)的四个电极的位置。

[0124] 图 16 示出如何使用四个电极的位置已改变的测量设备 10(认证设备 50)。即,可以布置四个电极,使得在被测量的人用两手拿着测量设备 10(认证设备 50)的状态下,两个电极与左掌和右掌或手指中的每一个接触。

[0125] 图 17A 和 17B 示出下述修改:在该修改中,左手外部电极 12L 被布置在测量设备 10(认证设备 50)的主体的左侧,右手外部电极 12R 被布置在右侧,并且左手内部电极 11L 和右手内部电极 11R 被布置在主体的背面的中心附近。

[0126] 图 18A 和 18B 示出下述修改:在该修改中,左手内部电极 11L 和左手外部电极 12L 被布置在测量设备 10(认证设备 50)的主体的左侧,并且右手内部电极 11R 和右手外部电极 12R 被布置在右侧。

[0127] 图 19A 和图 19B 示出下述修改:在该修改中,左手外部电极 12L 被布置在测量设备 10(认证设备 50)的主体的左侧,右手外部电极 12R 被布置在右侧,左手内部电极 11L 被布置在主体的背面的左部,并且右手内部电极 11R 被布置在主体的背面的右部。

[0128] 能够以除了图 17A 至 19B 中所示的修改以外的方式来布置四个电极。

[0129] 可以通过硬件或软件来实现上述一系列处理。当通过软件来实现这一系列处理时,使用具有专用硬件的计算机,该专用硬件包含构成软件的程序;或者,从通用个人计算机中的程序存储介质来安装程序,该通用个人计算机例如根据所安装的程序来执行各种功能。

[0130] 图 20 是示出使用程序来执行上述一系列处理的计算机的硬件结构的示例的框图。

[0131] 在计算机 100 中, CPU(中央处理单元) 101、ROM(只读存储器) 102 和 RAM(随机存取存储器) 103 通过总线 104 互连。

[0132] 输入/输出接口 105 也连接到总线 104。下述各项连接到输入/输出接口 105: 输入单元 106, 包括键盘、鼠标、麦克风等; 输出单元 107, 包括显示器、扬声器等; 存储单元 108, 包括硬盘驱动器、非易失性存储器等; 通信单元 109, 包括网络接口等; 以及驱动器 110, 用于驱动诸如磁盘、光盘、磁光盘或半导体存储器的可移动介质 111。

[0133] 在如上述那样配置的计算机 100 中, CPU 101 将存储单元 108 中所存储的程序经由输入/输出接口 105 和总线 104 加载到 RAM 103 中, 并执行该程序以进行上述一系列处理。

[0134] 由计算机执行的程序可以是: 根据本说明书中描述的顺序以时间顺序来执行处理的程序; 或者, 并行地或在必要时(诸如出现调用时) 执行处理的程序。

[0135] 可以由一个计算机来处理该程序, 或者可以由多个计算机以分布方式来处理该程序。另外, 可以将该程序传送到远程计算机以进行执行。

[0136] 在本说明书中, 系统表示包括多个单元的整体设备。

[0137] 本公开的实施例不限于以上实施例, 而且可以在不脱离本公开的范围的情况下进行各种修改。

[0138] 本公开包含与 2011 年 3 月 30 日提交到日本专利局的日本优先权专利申请 JP 2011-076189 中所公开的主题相关的主题, 该申请全部内容通过引用合并于此。

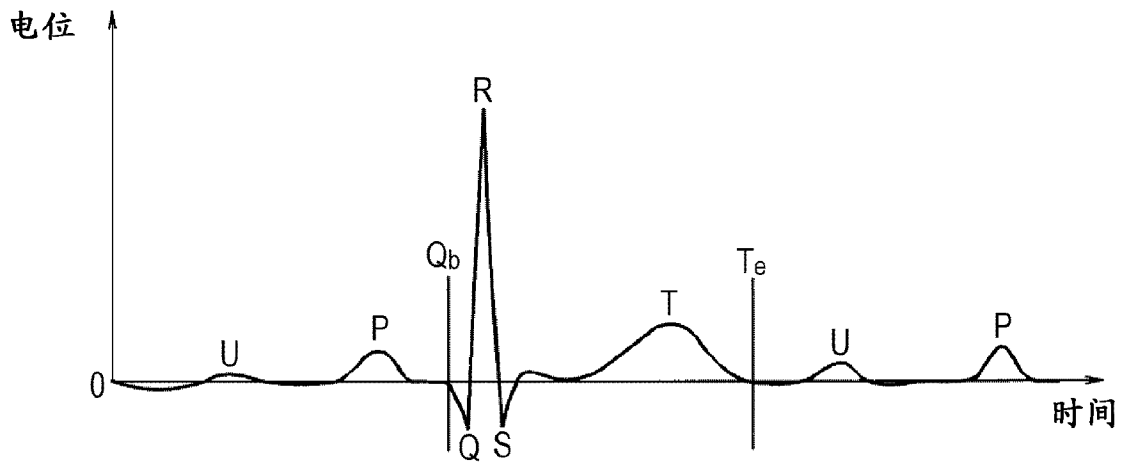


图 1

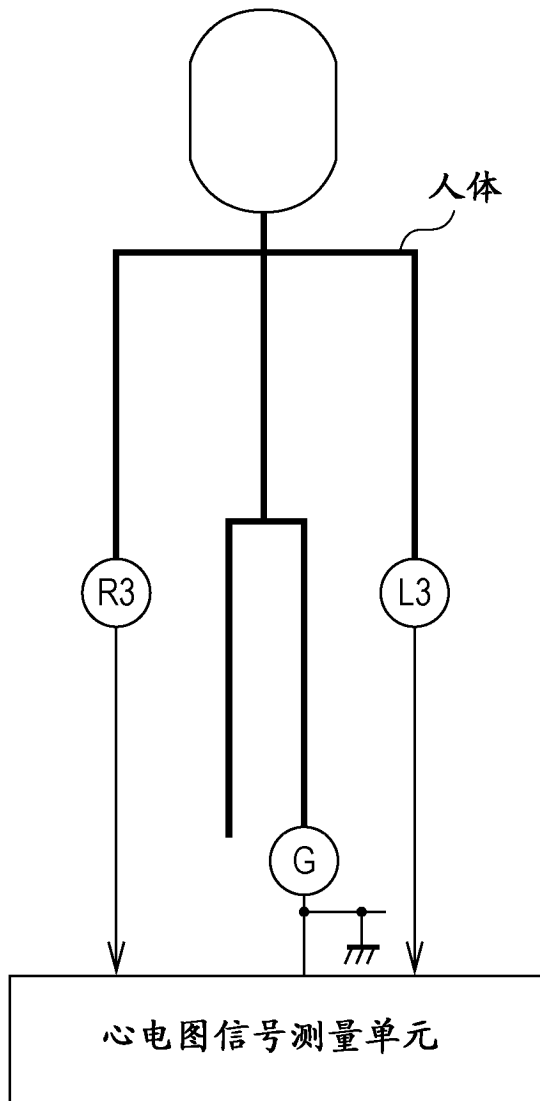


图 2

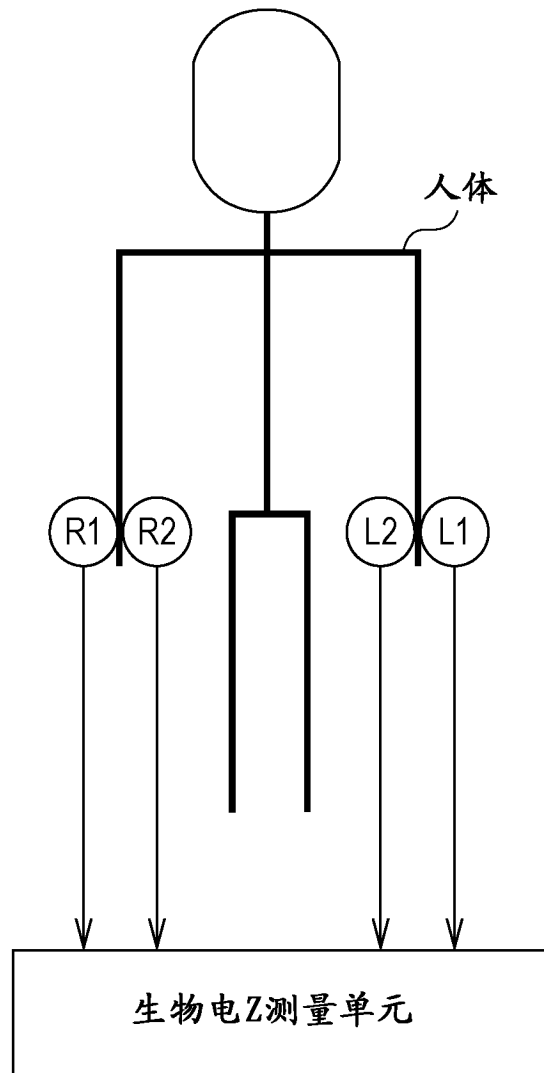


图 3

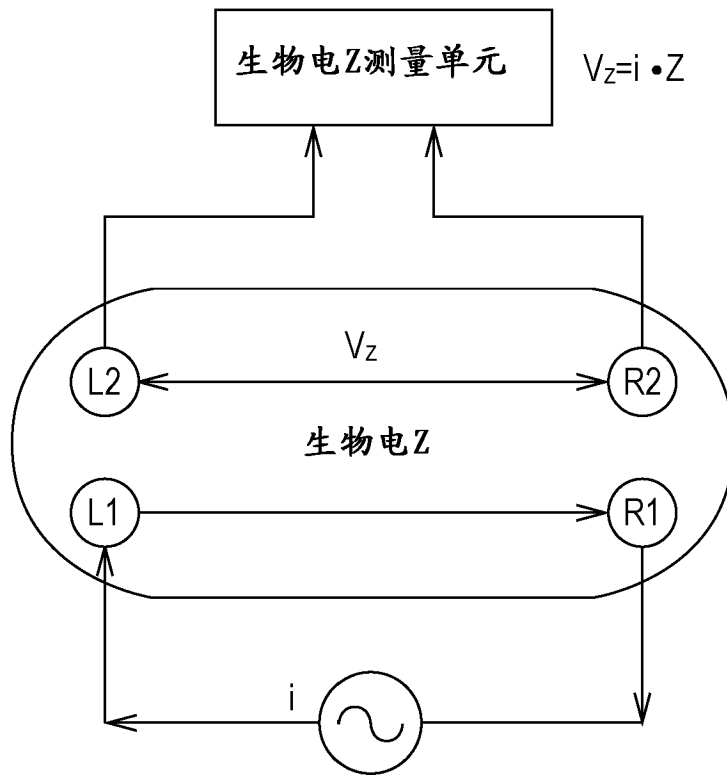


图 4

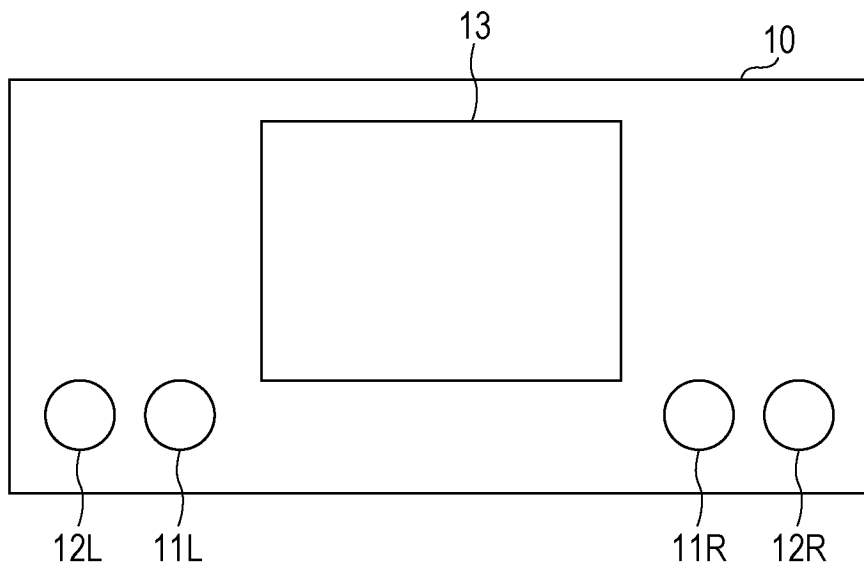


图 5A

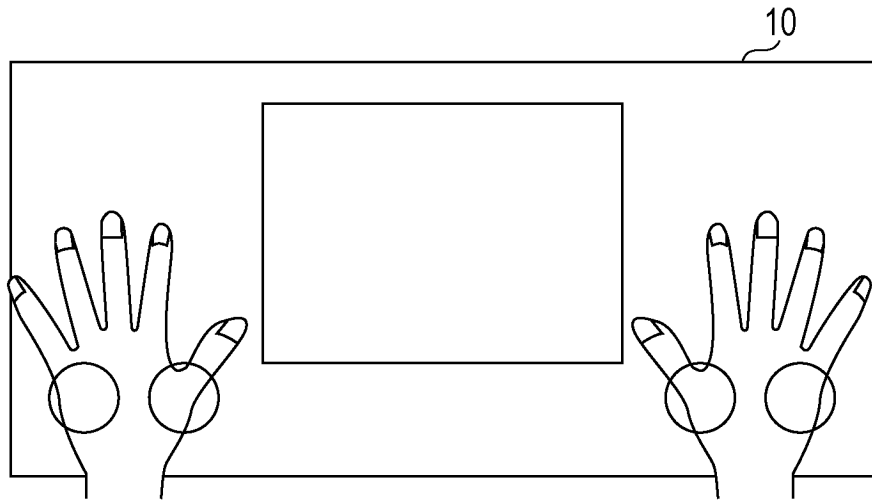


图 5B

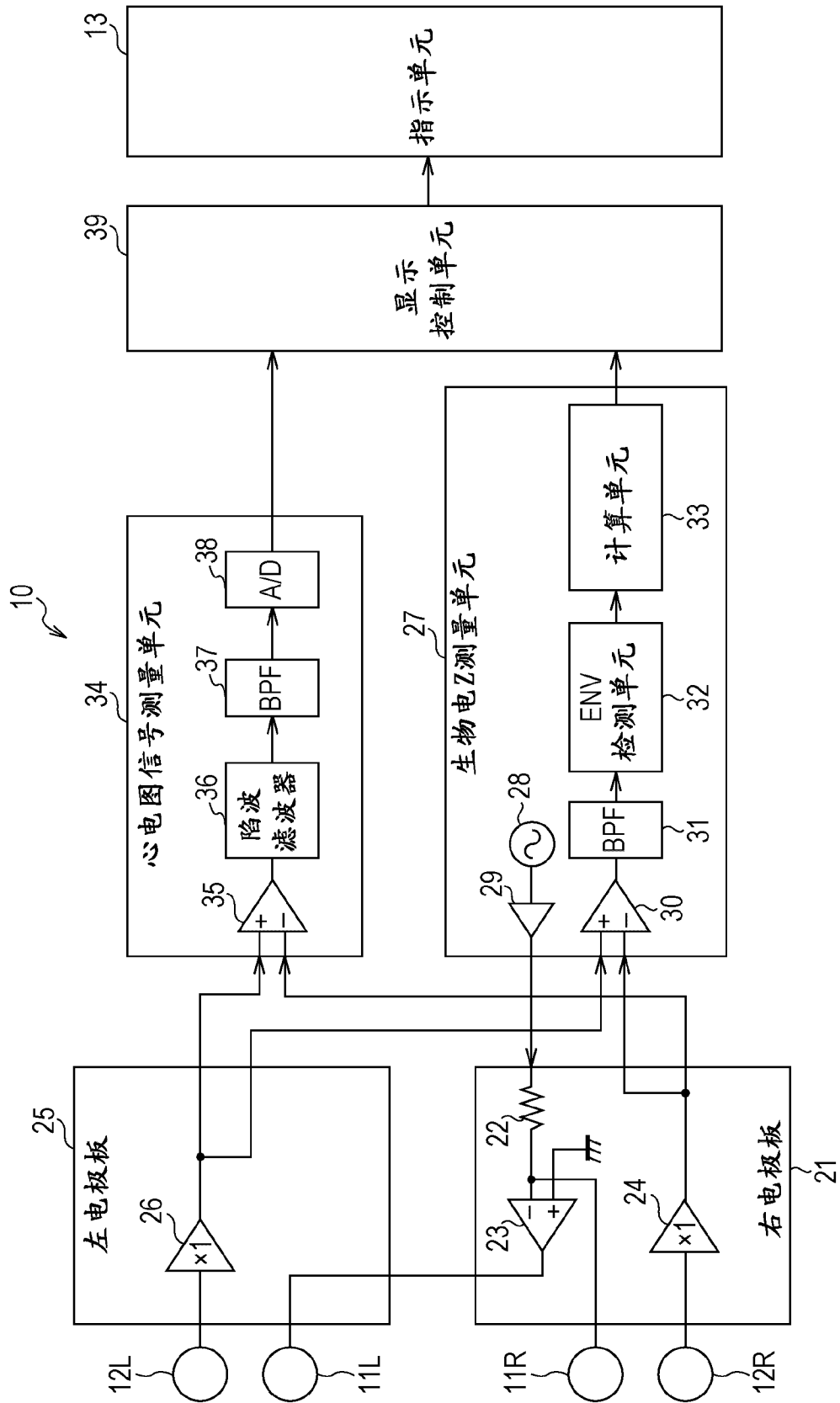


图 6

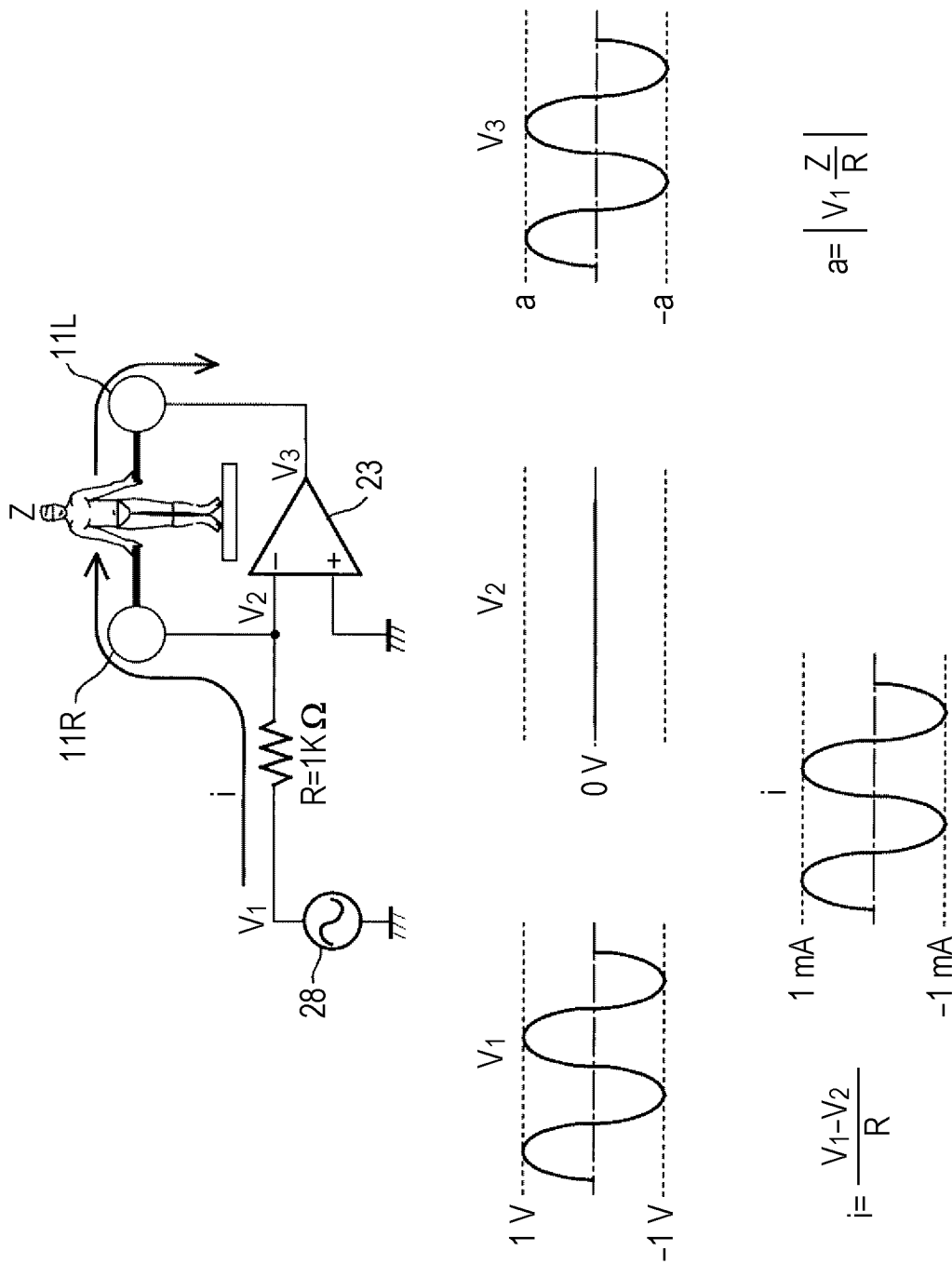
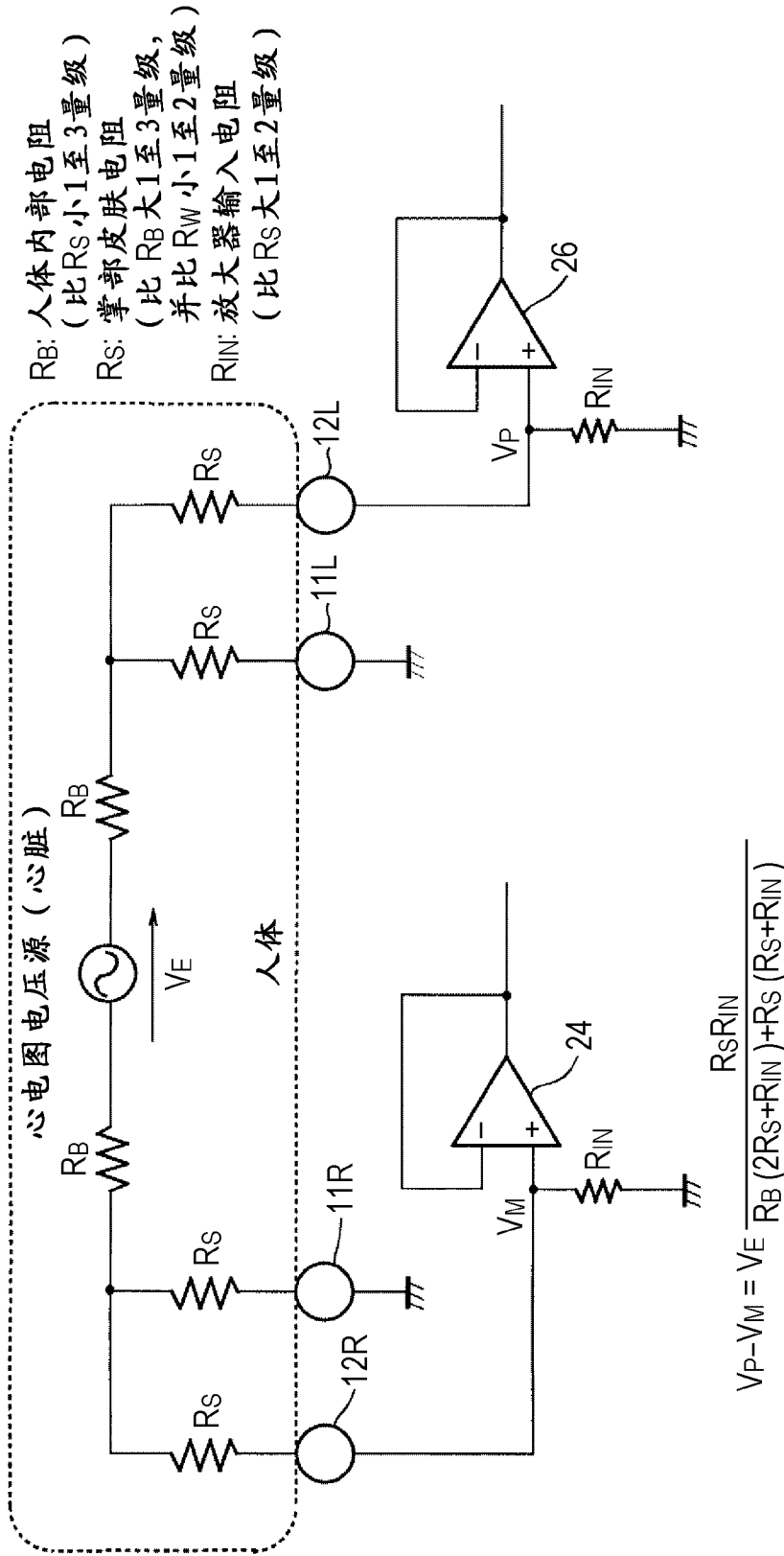


图 7



$$V_P - V_M = V_E \frac{R_S R_{IN}}{R_B (2R_S + R_{IN}) + R_S (R_S + R_{IN})}$$

如果 $R_{IN} \gg R_S$

$$V_P - V_M = V_E \frac{R_S}{R_B + R_S}$$

如果 $R_S \gg R_B$

$$V_P - V_M = V_E$$

图 8

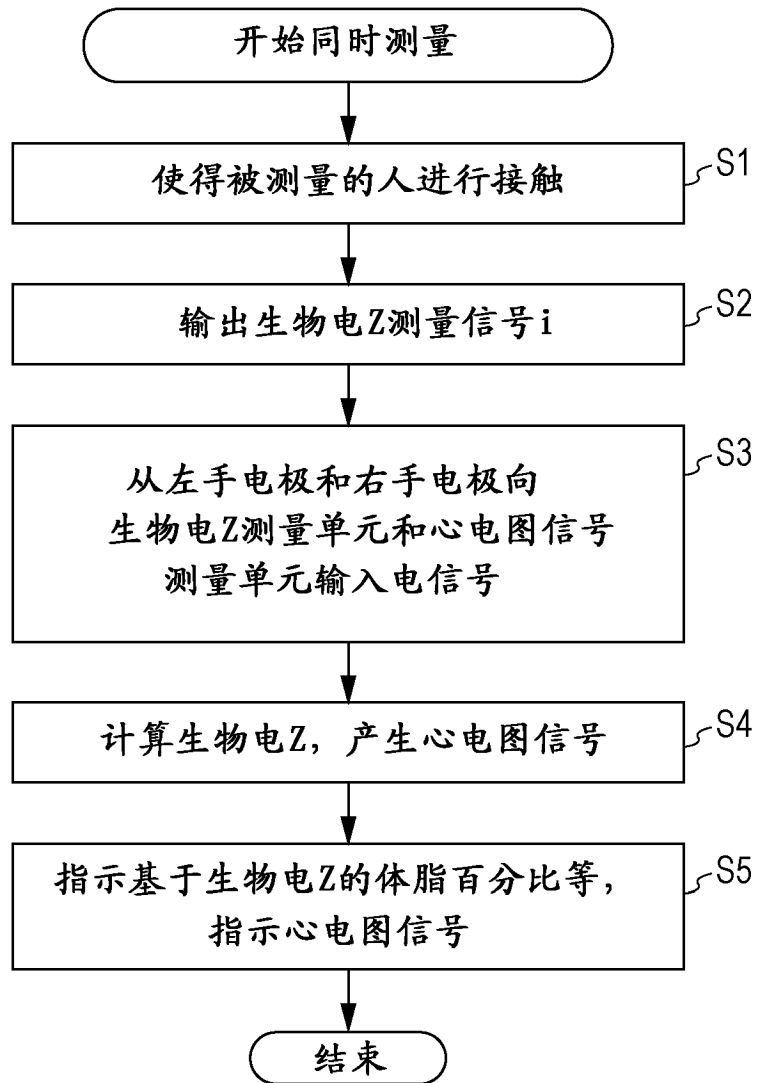


图9

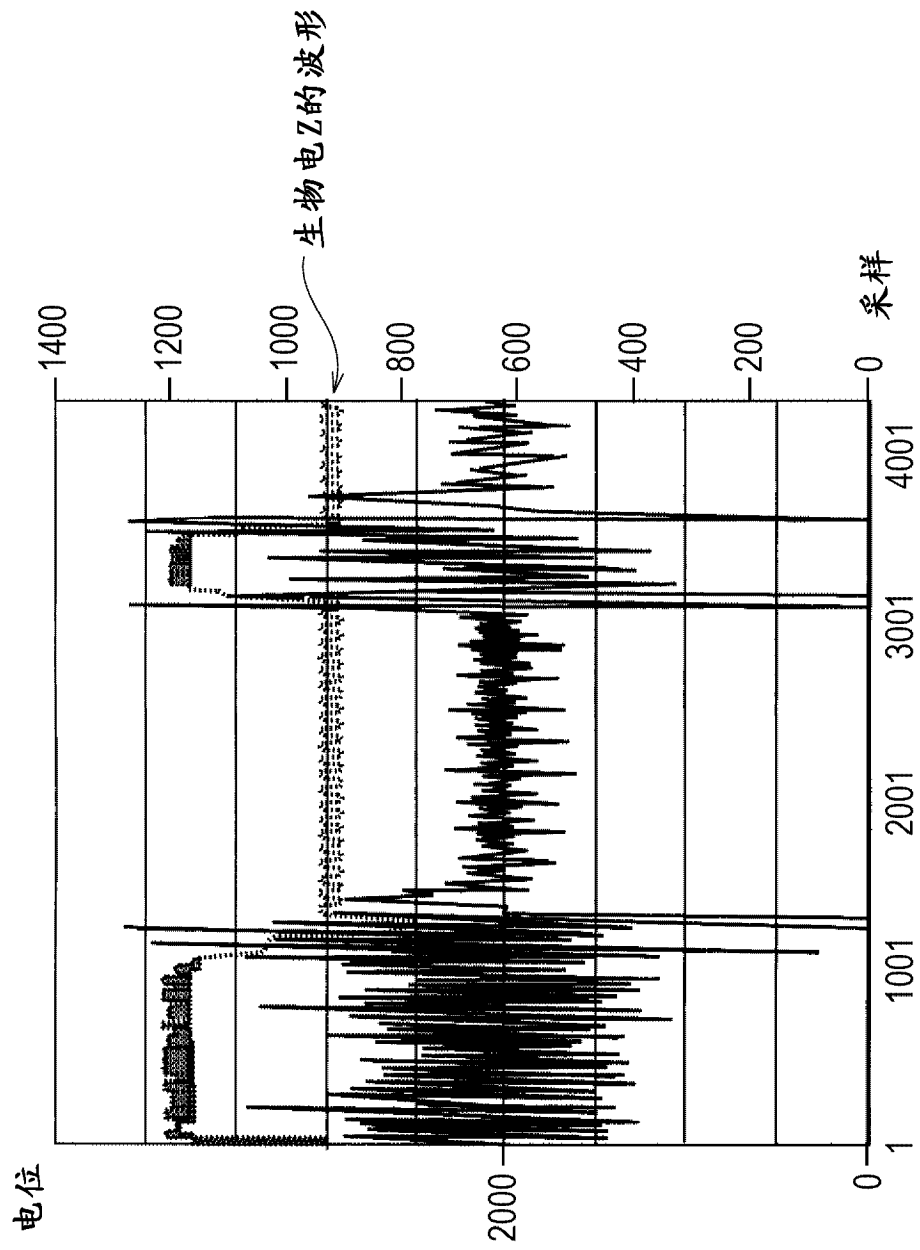


图 10

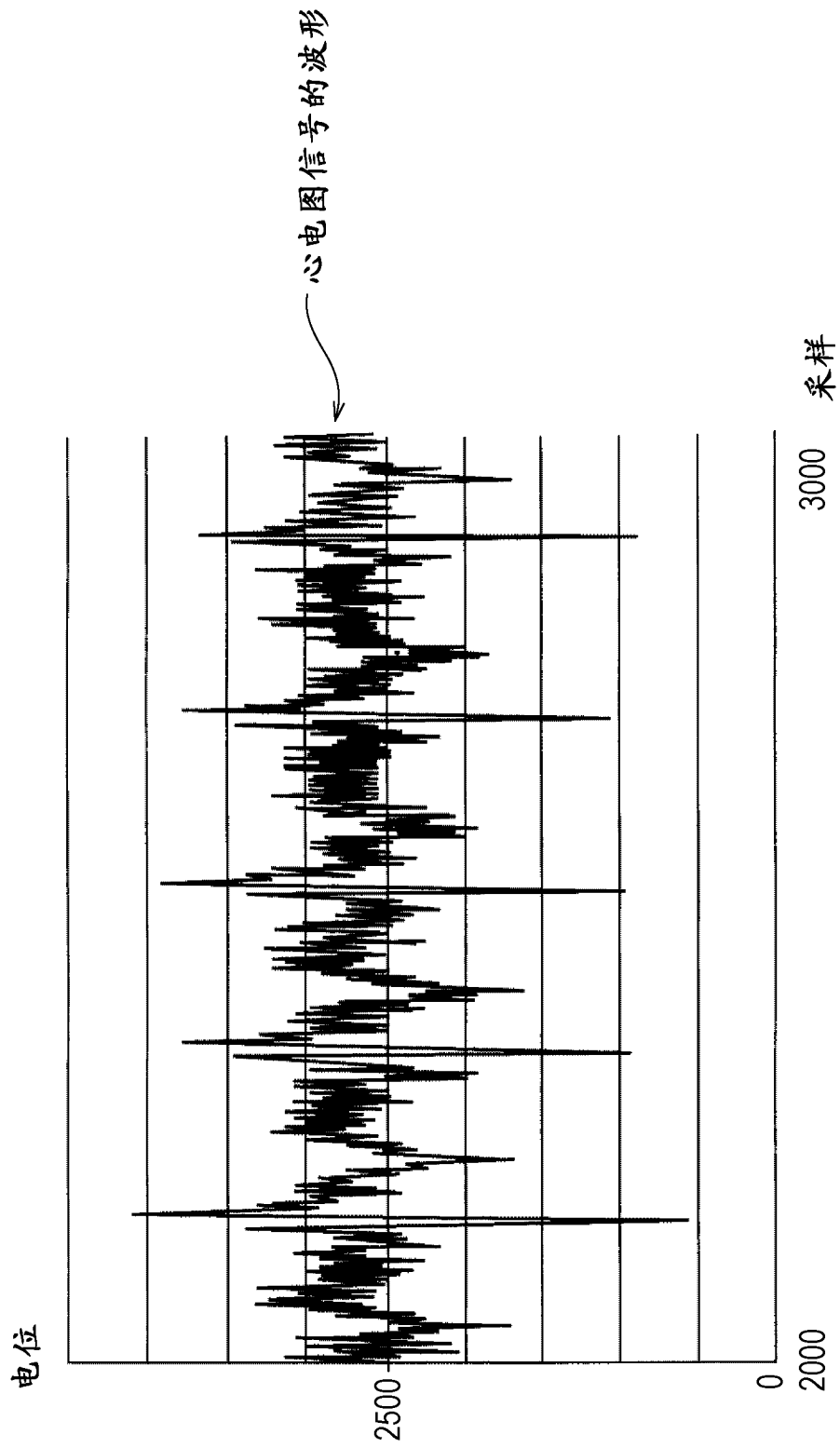


图 11

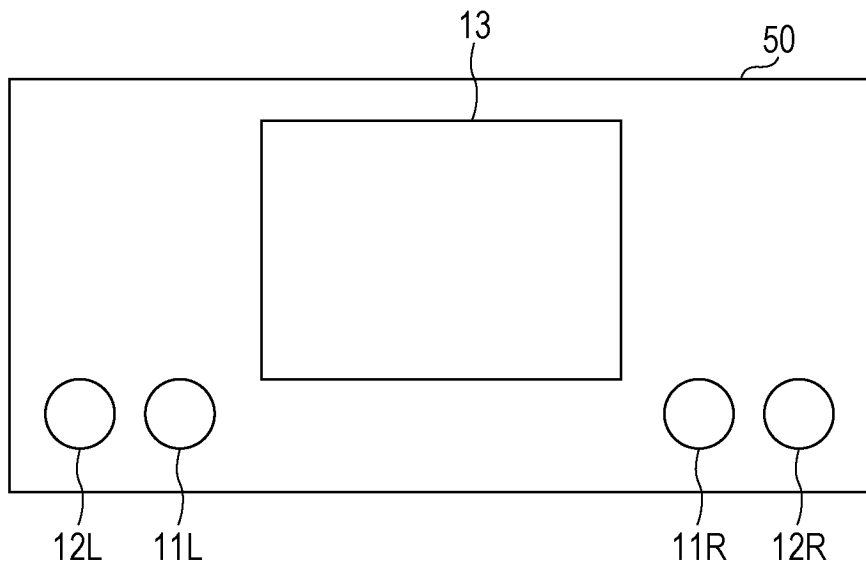


图 12A

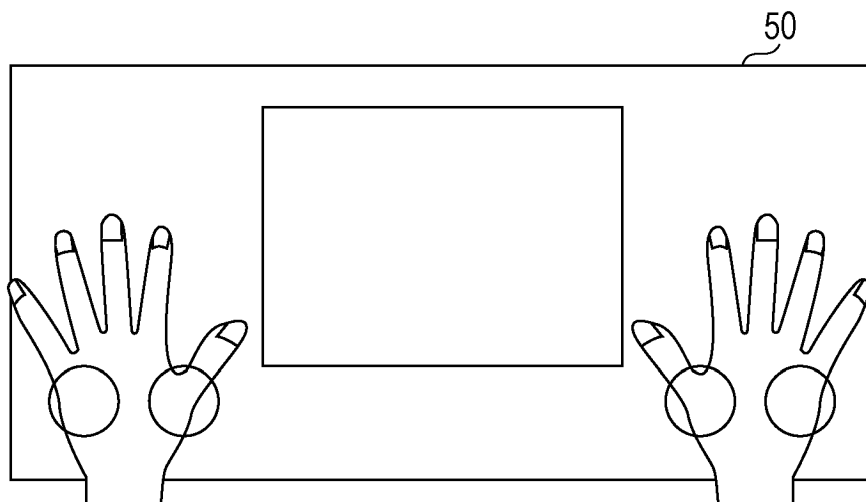


图 12B

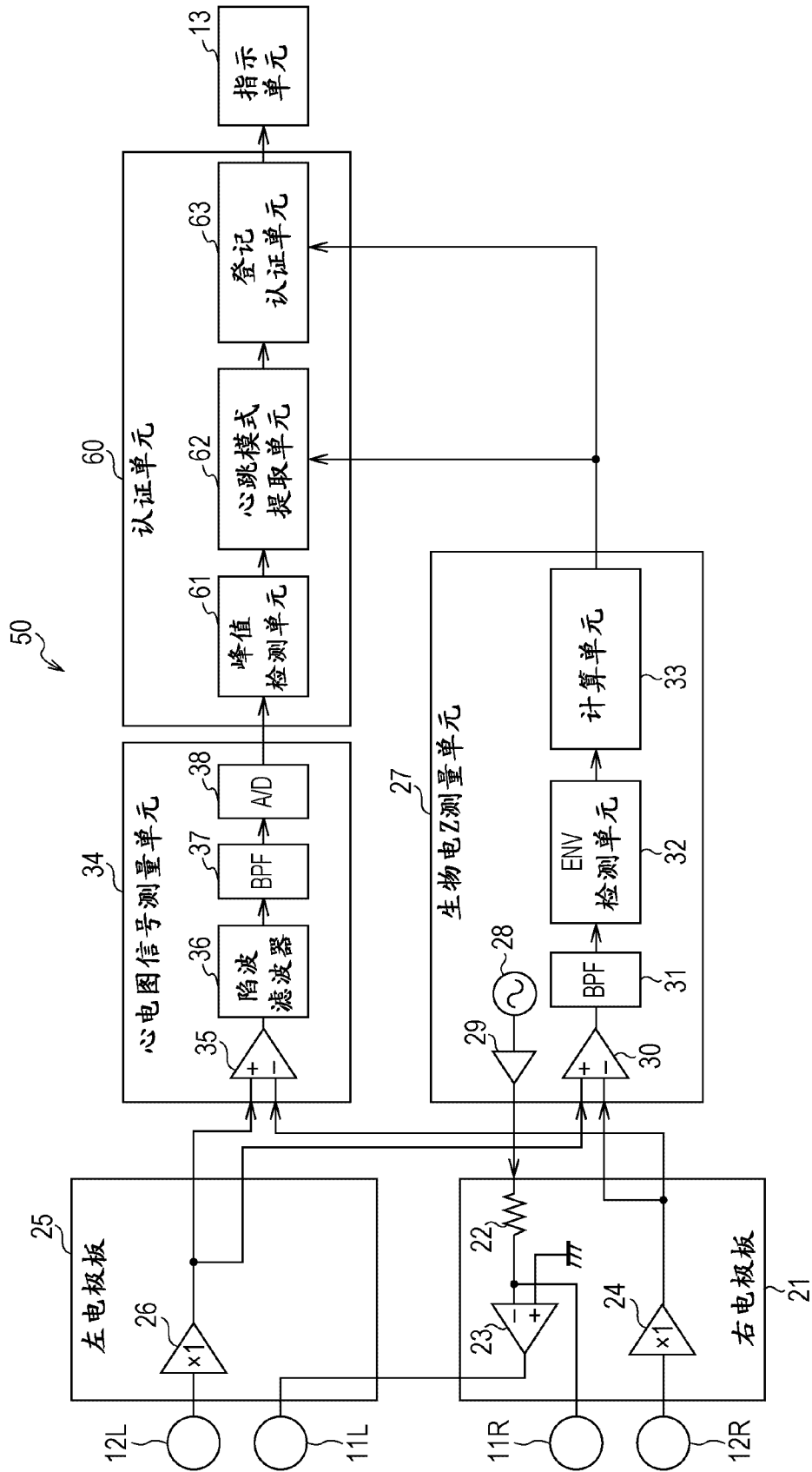


图 13

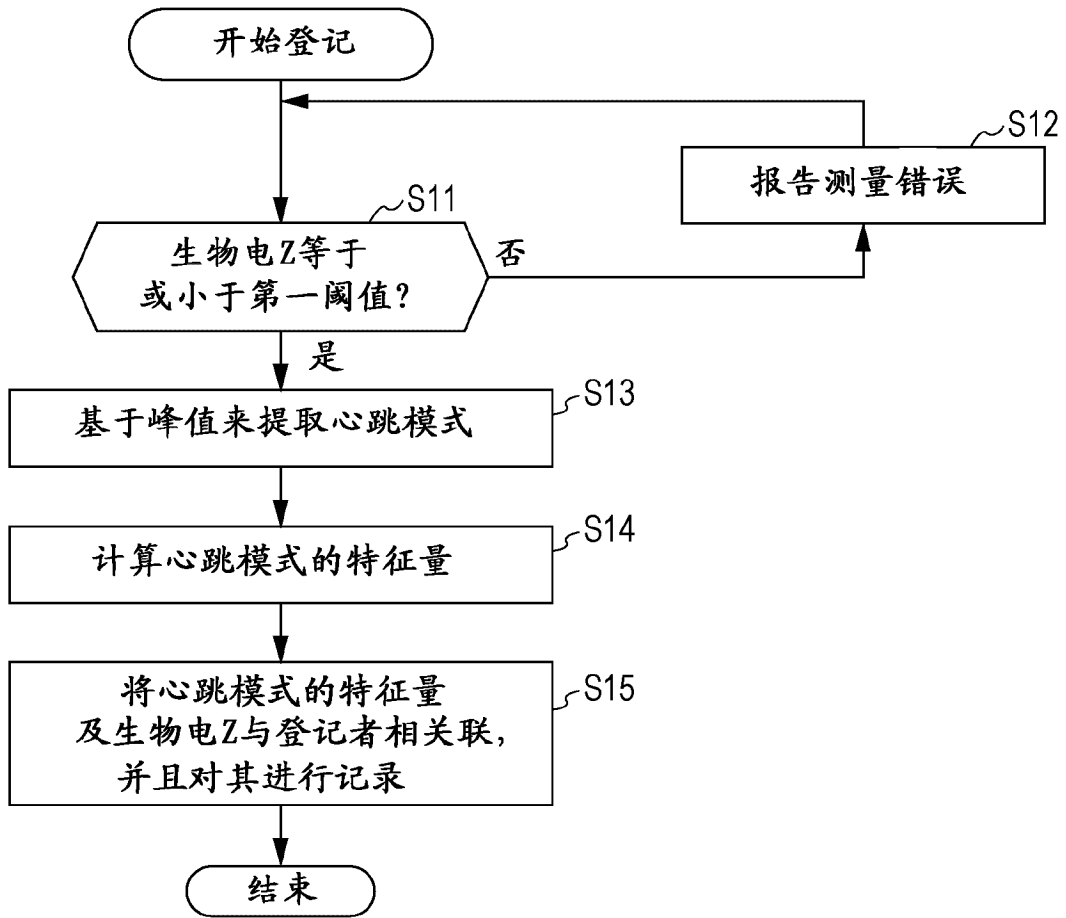


图 14

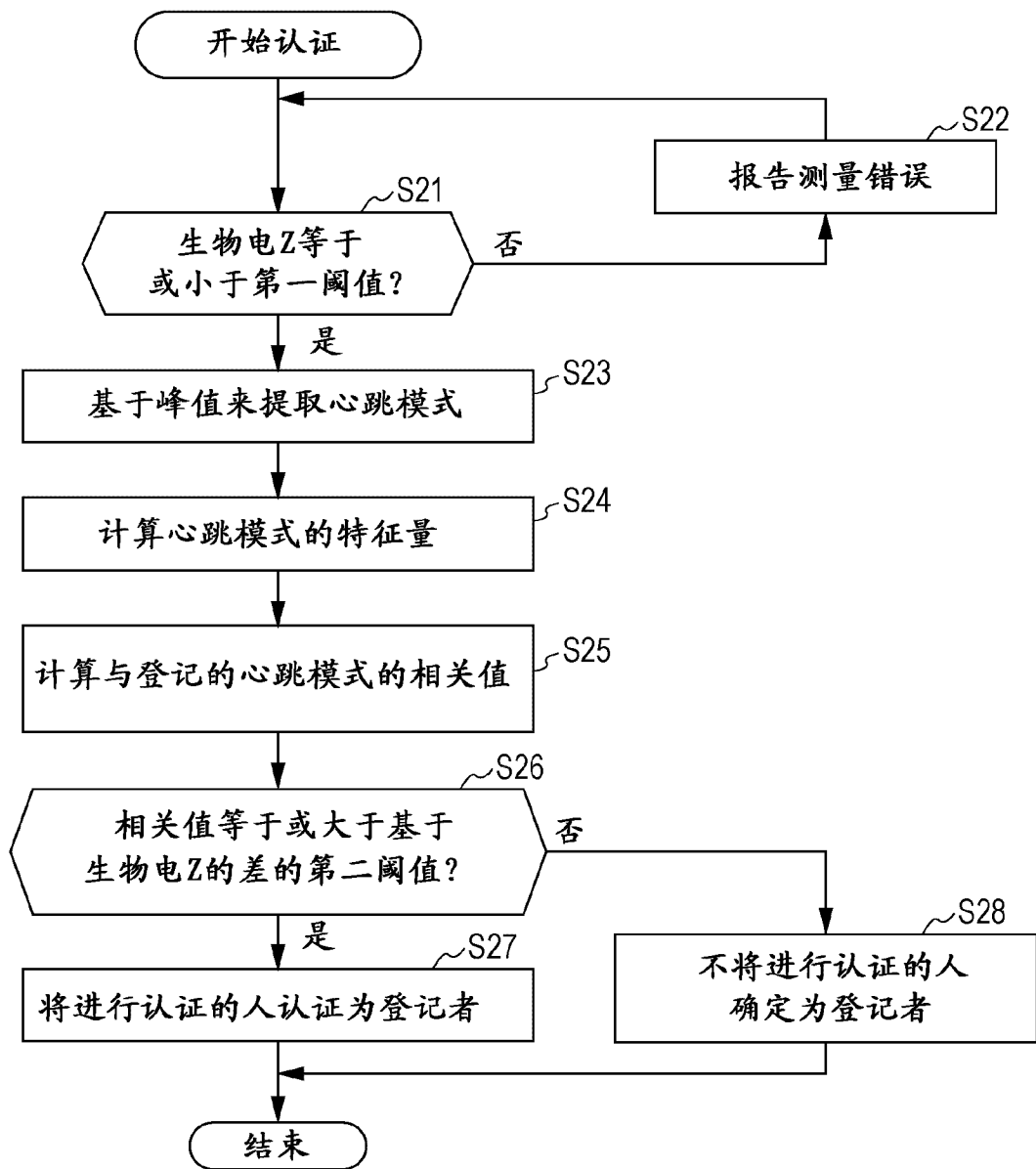


图 15

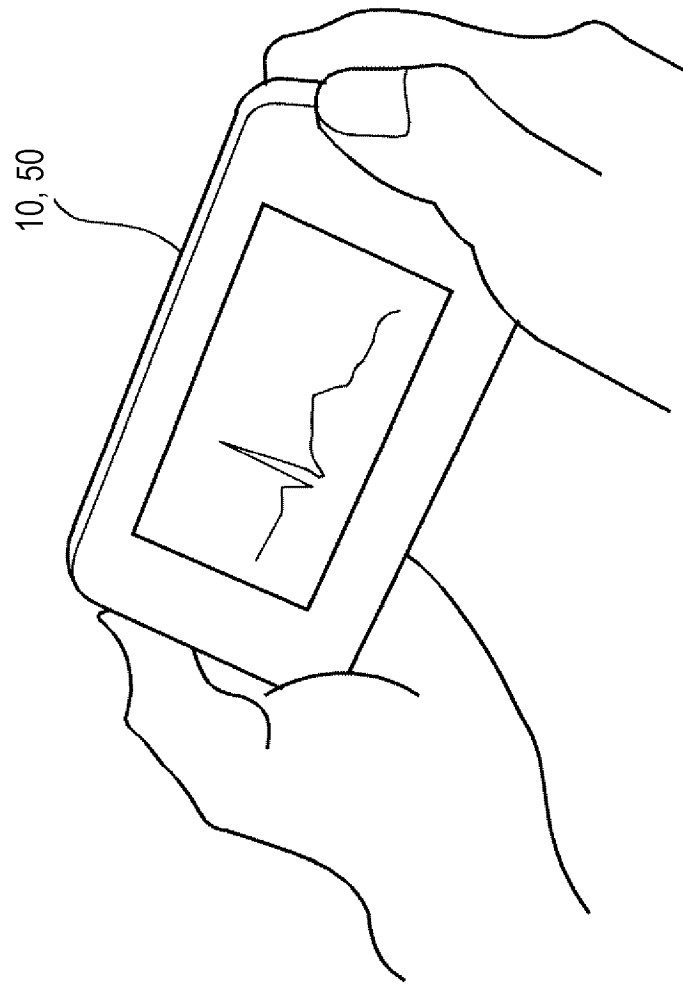


图 16

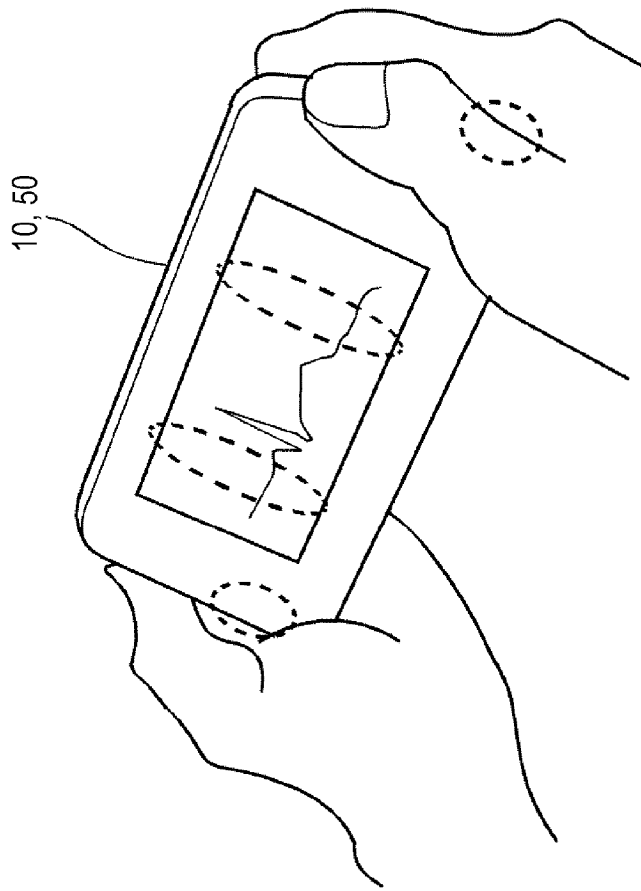


图 17A

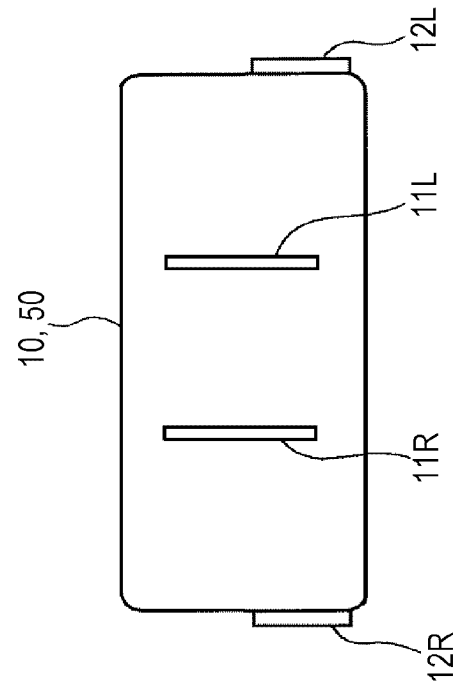


图 17B

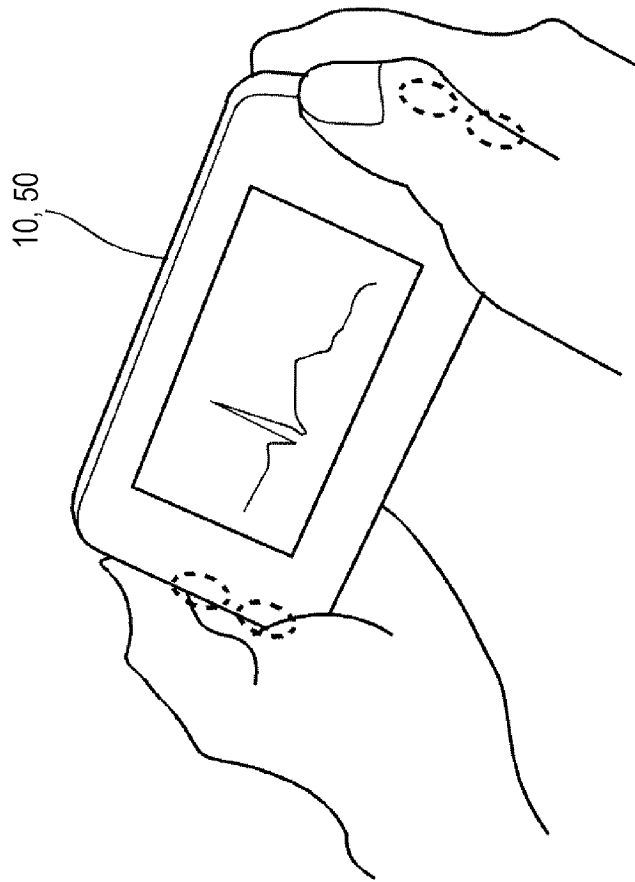


图 18A

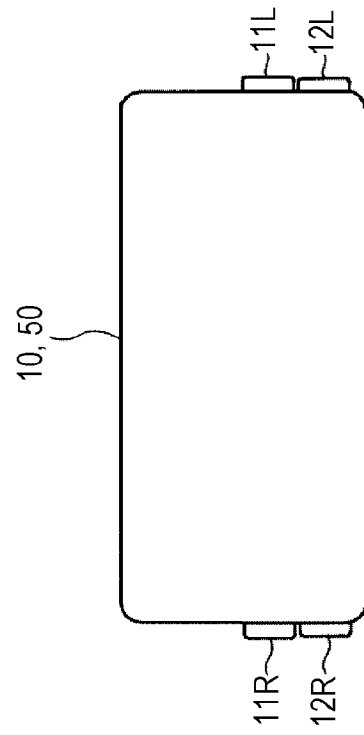


图 18B

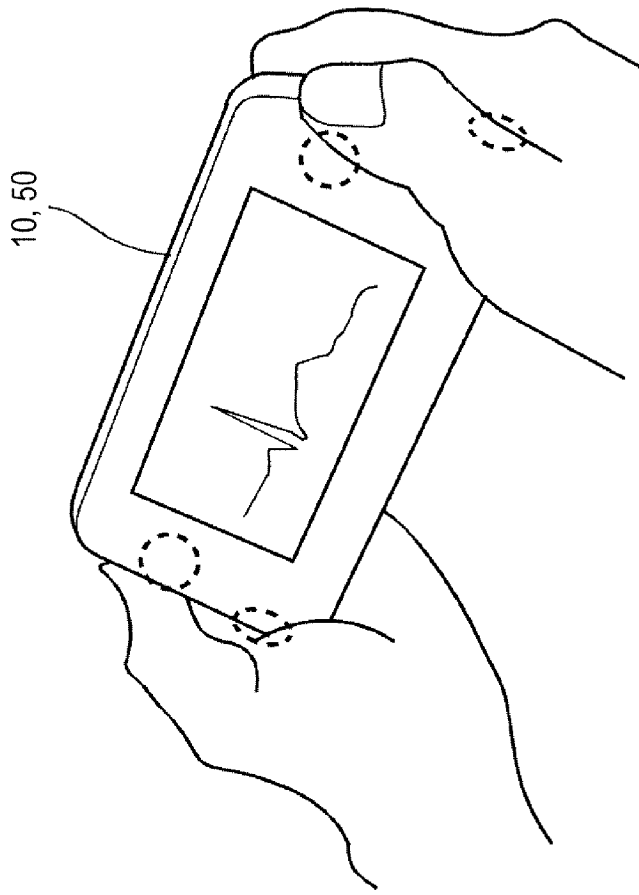


图 19A

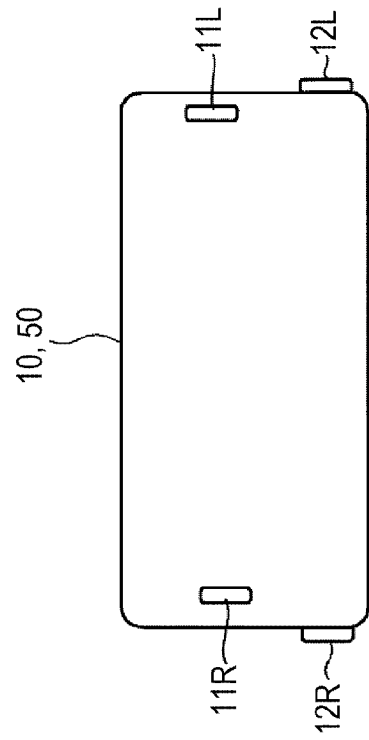


图 19B

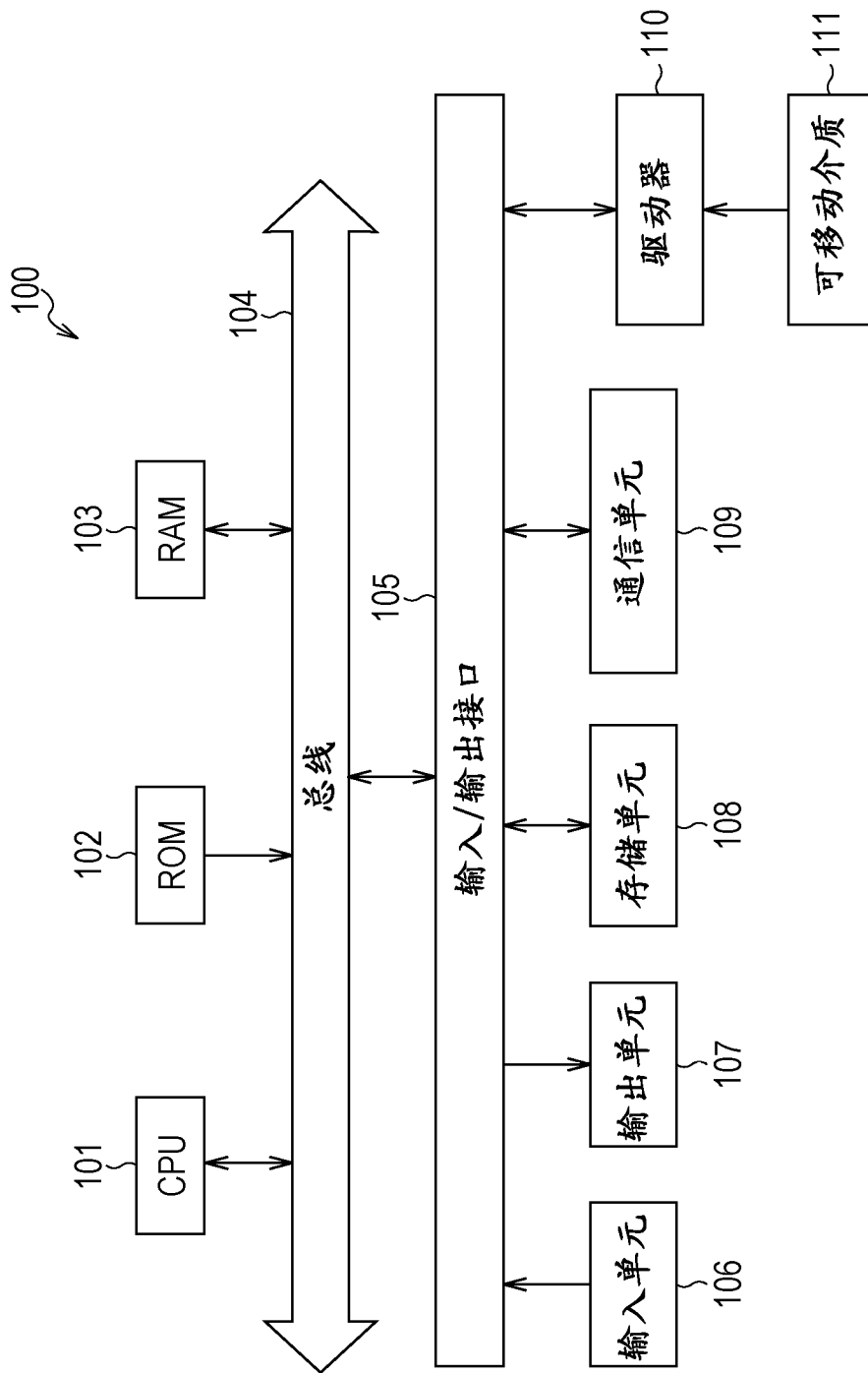


图 20

专利名称(译)	测量设备、测量方法、信息处理设备和信息处理方法		
公开(公告)号	CN102727196A	公开(公告)日	2012-10-17
申请号	CN201210035278.3	申请日	2012-02-16
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
当前申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	福田伸一 小木曾贵之 小暮英行 中野裕章 村松广隆 远藤彰 井野浩幸		
发明人	福田伸一 小木曾贵之 小暮英行 中野裕章 村松广隆 远藤彰 井野浩幸		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0428 A61B5/0452 A61B2560/0468 A61B5/053		
代理人(译)	陈炜 李德山		
优先权	2011076189 2011-03-30 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种测量设备、测量方法、信息处理设备和信息处理方法。该测量设备包括：信号产生单元，其产生用于测量生物电阻抗的测量信号；第一电极对，所述第一电极对与被测量的人的身体的左侧和右侧接触，以向所述身体提供所产生的测量信号；第二电极对，所述第二电极对被置于所述第一电极对附近，并与所述身体的左侧和右侧接触；生物电阻抗测量单元，其基于响应于所述测量信号的提供而从所述第二电极对获得的电信号，来测量被测量的人的生物电阻抗；以及心电图信号测量单元，其基于从所述第二电极对获得的电信号来测量被测量的人的心电图信号。所述生物电阻抗测量单元和所述心电图信号测量单元同时并行地运行。

