



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 115209807 A

(43) 申请公布日 2022.10.18

(21) 申请号 202180017823.3

(74) 专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理

(22) 申请日 2021.03.09

有限公司 11205

(30) 优先权数据

专利代理人 吴莎 刘芳

2020-048879 2020.03.19 JP

(51) Int.CI.

A61B 5/332 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/333 (2006.01)

2022.08.29

A61B 5/339 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2021/009346 2021.03.09

(87) PCT国际申请的公布数据

W02021/187247 JA 2021.09.23

(71) 申请人 欧姆龙健康医疗事业株式会社

地址 日本京都府向日市

(72) 发明人 鲛岛充

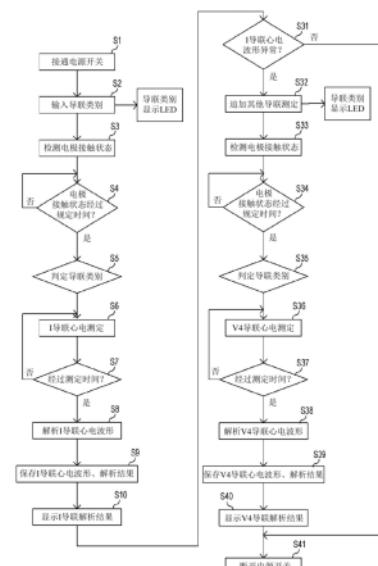
权利要求书2页 说明书16页 附图13页

(54) 发明名称

便携式心电装置、心电测量系统以及程序

(57) 摘要

一种能使用多种导联法来测定心电波形的便携式心电装置，其具备：电极部，与被测者的身体的规定部位抵接来测定心电波形；解析部，与所述心电波形的测定时的导联法相应地，对由所述电极部测定出的所述心电波形进行解析；存储部，将在所述电极部中测定出的所述心电波形、所述导联法以及通过所述解析部对所述心电波形进行解析的解析结果建立关联地保存；以及再测定促进部，在所述解析结果或测定出的所述心电波形的状态满足规定的条件的情况下，向使用者提示通过与所述心电波形的测定时的导联法不同的规定的导联法实现的再测定。



1. 一种便携式心电装置,能使用多种导联法来测定心电波形,其特征在于,所述便携式心电装置具备:

电极部,与被测者的身体的规定部位抵接来测定心电波形;

解析部,与所述心电波形的测定时的导联法相应地,对由所述电极部测定出的所述心电波形进行解析;

存储部,将在所述电极部中测定出的所述心电波形、所述导联法以及通过所述解析部对所述心电波形进行解析的解析结果建立关联地保存;以及

再测定促进部,在所述解析结果或测定出的所述心电波形的状态满足规定的条件的情况下,向使用者提示通过与所述心电波形的测定时的导联法不同的规定的导联法实现的再测定。

2. 根据权利要求1所述的便携式心电装置,其特征在于,

所述再测定促进部具有显示单元,所述显示单元显示应在所述再测定时设定的所述导联法。

3. 根据权利要求2所述的便携式心电装置,其特征在于,

在所述显示单元还显示所述规定的条件被满足的情况。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的便携式心电装置,其特征在于,

还具备设定部,所述设定部对通过所述多种导联法中的哪一种导联法来测定所述心电波形进行设定,

在所述测定时和所述再测定时,使用者通过所述设定部对所述导联法进行设定。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的便携式心电装置,其特征在于,

所述测定时的导联法为12导联法中的I导联,

所述规定的条件为在所述解析结果中发现了心律失常的情况,

所述规定的导联法为12导联法中的V4导联。

6. 根据权利要求1至4中任一项所述的便携式心电装置,其特征在于,

所述测定时的导联法为12导联法中的I导联,

所述规定的条件为在所述解析结果中发现了心房颤动的情况,

所述规定的导联法为12导联法中的V1导联。

7. 根据权利要求1至4中任一项所述的便携式心电装置,其特征在于,

所述测定时的导联法为12导联法中的I导联,

所述规定的条件为在所述解析结果中发现了波形质量不良的情况,

所述规定的导联法为12导联法中的V1导联或V4导联。

8. 一种心电测量系统,具备:便携式心电装置,设有与被测者的身体的规定部位抵接来检测心电波形的电极部;以及便携通信终端,设置为能与所述便携式心电装置进行通信,所述心电测量系统能使用多种导联法来测定心电波形,其特征在于,还具备:

解析部,与所述心电波形的测定时的导联法相应地,对由所述电极部测定出的所述心电波形进行解析;

存储部,将在所述电极部中测定出的所述心电波形、所述导联法以及通过所述解析部对所述心电波形进行解析的解析结果建立关联地保存;以及

再测定促进部,在所述解析结果或测定出的所述心电波形的状态满足规定的条件的情

况下,向使用者提示通过与所述心电波形的测定时的导联法不同的规定的导联法实现的再测定。

9. 根据权利要求8所述的心电测量系统,其特征在于,
所述再测定促进部设于所述便携式心电装置和所述便携通信终端中的任一个,
所述再测定促进部具有显示单元,所述显示单元显示应在所述再测定时设定的所述导联法。
10. 根据权利要求9所述的心电测量系统,其特征在于,
在所述显示单元还显示所述规定的条件被满足的情况。
11. 根据权利要求8至10中任一项所述的心电测量系统,其特征在于,
还具备设定部,所述设定部对通过所述多种导联法中的哪一种导联法来测定所述心电波形进行设定,
在所述测定时和所述再测定时,使用者通过所述设定部对所述导联法进行设定。
12. 根据权利要求8至11中任一项所述的心电测量系统,其特征在于,
所述测定时的导联法为12导联法中的I导联,
所述规定的条件为在所述解析结果中发现了心律失常的情况,
所述规定的导联法为12导联法中的V4导联。
13. 根据权利要求8至11中任一项所述的心电测量系统,其特征在于,
所述测定时的导联法为12导联法中的I导联,
所述规定的条件为在所述解析结果中发现了心房颤动的情况,
所述规定的导联法为12导联法中的V1导联。
14. 根据权利要求8至11中任一项所述的心电测量系统,其特征在于,
所述测定时的导联法为12导联法中的I导联,
所述规定的条件为在所述解析结果中发现了波形质量不良的情况,
所述规定的导联法为12导联法中的V1导联或V4导联。
15. 一种程序,其中,
权利要求9的心电测量系统中的所述显示单元设于所述便携通信终端,
所述程序将所述便携通信终端控制为所述显示单元显示应在所述再测定时设定的所述导联法。
16. 一种程序,其中,
权利要求10的心电测量系统中的所述显示单元设于所述便携通信终端,
所述程序将所述便携通信终端控制为所述显示单元显示所述规定的条件被满足的情况。
17. 一种程序,其中,
权利要求11的心电测量系统中的所述设定部设于所述便携通信终端,
所述程序将所述便携通信终端控制为在所述测定时和所述再测定时,使用者能通过所述设定部对所述导联法进行设定。

便携式心电装置、心电测量系统以及程序

技术领域

[0001] 本发明涉及能进行日常生活等中的心电波形测定的便携式的心电装置和包括该便携式的心电装置的心电测量系统。

背景技术

[0002] 提出了一种在日常生活中的胸部的疼痛、心悸等异常发生时,能立即测定心电波形的便携式的心电测定装置(以下,也称为“便携式心电装置”)。在医生等处,能基于在家庭、外出地等发生心悸等症状时由该心电装置测定出的心电波形的数据等,实现心脏病的早期发现、实施适当的治疗行为。

[0003] 以往,在这样的便携式心电装置中,关于记录心电波形的方法(导联法、导联类别),广泛使用了有国际性规定并使用多种导联法的导联法。在该基于国际性规定的导联法中包括六种四肢导联和六种胸部导联,使用适当的导联法来检测、记录心电波形。

[0004] 其中,关于将包括正电极的接触部推抵在被测者的左手的被称为I导联的导联法和将包括正电极的接触部推抵在被测者的左胸部的被称为V4导联的导联法,将心电波形等测定结果以容易观察的方式显示于显示部的技术是众所周知的(例如,参照专利文献1)。在该技术中,更详细而言,在通过I导联测定时,将测定结果横向显示于显示部,在通过V4导联测定时,将测定结果纵向显示于显示部。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特开2005-000468号公报

发明内容

[0008] 发明要解决的问题

[0009] 然而,在上述的现有技术中,在心电波形的测定时,不一定使用了与心电波形的状态相应的最佳的导联法,心电波形的质量、解析结果的精度有时会降低。

[0010] 鉴于上述的问题,本发明的目的在于提供一种能在测定心电波形时使用与心电波形的状态相应的最佳的导联法来测定而使心电测定的精度提高的技术。

[0011] 技术方案

[0012] 用于解决上述的问题的本发明是一种能使用多种导联法来测定心电波形的便携式心电装置,其具备:

[0013] 电极部,与被测者身体的规定部位抵接来测定心电波形;

[0014] 解析部,与所述心电波形的测定时的导联法相应地,对由所述电极部测定出的所述心电波形进行解析;

[0015] 存储部,将在所述电极部中测定出的所述心电波形、所述导联法以及通过所述解析部对所述心电波形进行解析的解析结果建立关联地保存;以及

[0016] 再测定促进部,在所述解析结果或测定出的所述心电波形的状态满足规定的条件

的情况下,向使用者提示通过与所述心电波形的测定时的导联法不同的规定的导联法实现的再测定。

[0017] 在此,在通过特定的导联法测定心电波形的情况下,有时不一定通过相对于解析结果、心电波形的状态最佳的导联法来进行测定。如此一来,在没有通过最佳的导联法来进行测定的情况下,解析结果的精度也会降低。与此相对,在本发明中设为:在解析结果、心电波形的状态满足规定的条件的情况下,再测定促进部会提示在将导联法变为最佳的导联法的基础上的再测定。由此,即使在用于此处测定时的导联法并不是最佳的情况下,也能在将导联法最佳化的基础上进行再测定。其结果是,能提高解析结果的精度。

[0018] 在此,使用者是指操作便携式心电装置的人。

[0019] 此外,在本发明中,也可以设为,所述再测定促进部具有显示单元,所述显示单元显示应在所述再测定时设定的所述导联法。在该情况下,例如可以设为,将与多种导联法建立了关联的发光部设于装置主体,使与应在再测定时设定的导联法建立了关联的发光部发光。或者,也可以在能显示文字的显示单元中直接显示应在再测定时设定的导联法。由此,使用者能更容易识别应在再测定时设定的导联法。

[0020] 此外,在本发明中,也可以设为,在所述显示单元还显示所述规定的条件被满足的情况。由此,使用者能更容易识别选择应在再测定时设定的导联法的理由。

[0021] 此外,在本发明中,也可以设为,还具备设定部,所述设定部对通过所述多种导联法中的哪一种导联法来测定所述心电波形进行设定,

[0022] 在所述测定时和所述再测定时,使用者通过所述设定部对所述导联法进行设定。由此,使用者能根据自己的意向来选择在测定时或再测定时使用的导联法。

[0023] 此外,在本发明中,也可以设为,

[0024] 所述测定时的导联法为12导联法中的I导联,

[0025] 所述规定的条件为在所述解析结果中发现了心律失常的情况,

[0026] 所述规定的导联法为12导联法中的V4导联。

[0027] 在此,已知:通过12导联法中的I导联难以感测带有心律失常特征的波形,通过利用V4导联来测定,能更高精度地进行心律失常的解析。即,就通过I导联得到的心电波形而言,基于R波形的间隔的心律失常检测比较容易,但难以检测基于除了R波形以外的波形形状的心律失常。另一方面,若使用通过除了I导联以外的导联法(例如,V4导联)得到的心电波形,则能更高精度地进行除了波形节奏(rhythm)以外的心律失常的检测。因此,在本发明中设为:在测定时使用I导联来测定心电波形并在解析结果中发现了心律失常的情况下,再测定促进部提示使用V4导联来再测定。由此,能更高精度地进行心律失常的诊断。

[0028] 此外,在本发明中,也可以设为,

[0029] 所述测定时的导联法为12导联法中的I导联,

[0030] 所述规定的条件为在所述解析结果中发现了心房颤动的情况,

[0031] 所述规定的导联法为12导联法中的V1导联。

[0032] 在此,已知:通过12导联法中的I导联难以感测带有心房颤动特征的波形,通过利用V1导联来测定,能更高精度地进行心房颤动的解析。即,虽然在心房颤动的特征中有RR间隔不规则、P波消失、F波形出现,但就除了RR间隔不规则以外的特征而言,难以在通过I导联得到的心电波形中捕捉,容易在通过V1导联得到的心电波形中捕捉。因此,在本发明中设

为:在测定时使用I导联来测定心电波形并在解析结果中发现了心房颤动的情况下,再测定促进部提示使用V1导联来再测定。由此,能更高精度地进行心房颤动的诊断。

[0033] 此外,在本发明中,也可以设为,

[0034] 所述测定时的导联法为12导联法中的I导联,

[0035] 所述规定的条件为在所述解析结果中发现了波形质量不良的情况,

[0036] 所述规定的导联法为12导联法中的V1导联或V4导联。

[0037] 在此,已知:通过12导联法中的I导联难以感测心电波形的波形质量不良,通过利用V1导联或V4导联来测定,能更高精度地进行心电波形的波形质量不良的解析。因此,在本发明中设为:在测定时使用I导联来测定心电波形并在解析结果中发现了波形质量不良的情况下,再测定促进部提示使用V1导联或V4导联来再测定。由此,能更高精度地检测心电波形的波形质量不良。

[0038] 此外,本发明也可以是一种心电测量系统,具备:便携式心电装置,设有与被测者的身体的规定部位抵接来检测心电波形的电极部;以及便携通信终端,设置为能与所述便携式心电装置进行通信,所述心电测量系统能使用多种导联法来测定心电波形,其还具备:

[0039] 解析部,与所述心电波形的测定时的导联法相应地,对由所述电极部测定出的所述心电波形进行解析;

[0040] 存储部,将在所述电极部中测定出的所述心电波形、所述导联法以及通过所述解析部对所述心电波形进行解析的解析结果建立关联地保存;以及

[0041] 再测定促进部,在所述解析结果或测定出的所述心电波形的状态满足规定的条件的情况下,向使用者提示通过与所述心电波形的测定时的导联法不同的规定的导联法实现的再测定。

[0042] 在此,使用者是指操作心电测量系统的人。

[0043] 此外,本发明也可以是以如下为特征的上述的心电测量系统:

[0044] 所述再测定促进部设于所述便携式心电装置和所述便携通信终端中的任一个,

[0045] 所述再测定促进部具有显示单元,所述显示单元显示应在所述再测定时设定的所述导联法。

[0046] 由此,使用者能使用显示单元来对应在再测定时使用的导联法进行识别。此外,在显示单元设于便携通信终端的情况下,能使用便携通信终端的高性能的显示器,来对应在再测定时使用的导联法进行显示。

[0047] 此外,本发明也可以是以如下为特征的上述的心电测量系统:

[0048] 在所述显示单元还显示所述规定的条件被满足的情况。

[0049] 由此,使用者能使用显示单元来对规定的条件进行识别。此外,在显示单元设于便携通信终端的情况下,能使用便携通信终端的高性能的显示器来对规定的条件进行显示。

[0050] 此外,本发明也可以是以如下为特征的上述的心电测量系统:还具备设定部,所述设定部对通过所述多种导联法中的哪一种导联法来测定所述心电波形进行设定,

[0051] 在所述测定时和所述再测定时,使用者通过所述设定部对所述导联法进行设定。

[0052] 这样,能对在测定时和再测定时使用的导联法进行设定。此外,在便携通信终端中具备设定部的情况下,能使用便携通信终端远程地对在测定时和再测定时使用的导联法进行设定。

- [0053] 此外,本发明也可以是以如下为特征的上述的心电测量系统:
- [0054] 所述测定时的导联法为12导联法中的I导联,
- [0055] 所述规定的条件为在所述解析结果中发现了心律失常的情况,
- [0056] 所述规定的导联法为12导联法中的V4导联。
- [0057] 此外,本发明也可以是以如下为特征的上述的心电测量系统:
- [0058] 所述测定时的导联法为12导联法中的I导联,
- [0059] 所述规定的条件为在所述解析结果中发现了心房颤动的情况,
- [0060] 所述规定的导联法为12导联法中的V1导联。
- [0061] 此外,本发明也可以是以如下为特征的上述的心电测量系统:
- [0062] 所述测定时的导联法为12导联法中的I导联,
- [0063] 所述规定的条件为在所述解析结果中发现了波形质量不良的情况,
- [0064] 所述规定的导联法为12导联法中的V1导联或V4导联。
- [0065] 此外,在上述的心电测量系统中的所述显示单元设于所述便携通信终端的情况下,本发明也可以是一种程序,其将所述便携通信终端控制为所述显示单元显示应在所述再测定时设定的所述导联法。
- [0066] 此外,在上述的心电测量系统中的所述显示单元设于所述便携通信终端的情况下,本发明也可以是一种程序,其将所述便携通信终端控制为所述显示单元显示所述规定的条件被满足的情况。
- [0067] 此外,在上述的心电测量系统中的所述设定部设于所述便携通信终端的情况下,本发明也可以是一种程序,其将所述便携通信终端控制为在所述测定时和所述再测定时,使用者能通过所述设定部对所述导联法进行设定。
- [0068] 需要说明的是,在本发明中,上述的用于解决问题的方案可以尽可能地组合使用。
- [0069] 发明效果
- [0070] 根据本发明,能在测定心电波形时使用与心电波形的状态相应的最佳的导联法来测定,能提高心电测定的精度。

附图说明

- [0071] 图1的(A)～(F)是表示本实施方式的便携式心电装置的外观的图。
- [0072] 图2是本实施方式的便携式心电装置的功能框图。
- [0073] 图3是本实施方式的智能手机的功能框图。
- [0074] 图4是表示本实施方式的便携式心电装置的基本的心电测定处理的过程的流程图。
- [0075] 图5是对心电波形和特定的参数进行说明的图。
- [0076] 图6的(A)～(L)是举例示出每个导联类别的心电波形的图。
- [0077] 图7是表示在本实施方式的便携型心电装置中追加不同的导联法的心电测定处理的过程的流程图。
- [0078] 图8是表示本实施方式的便携式心电装置与智能手机协作的基本的心电测定处理的过程的流程图的一部分。
- [0079] 图9是表示本实施方式的便携式心电装置与智能手机协作的基本的心电测定处理

的过程的流程图的一部分。

[0080] 图10的(A)和(B)是表示本实施方式的智能手机的显示例的图。

[0081] 图11是表示本实施方式的便携式心电装置与智能手机协作来追加不同的导联法的心电测定处理的过程的流程图的一部分。

[0082] 图12是表示本实施方式的便携式心电装置与智能手机协作来追加不同的导联法的心电测定处理的过程的流程图的一部分。

[0083] 图13的(A)和(B)是表示本实施方式的智能手机的其他显示例的图。

具体实施方式

[0084] 以下,基于附图来对本发明的具体的实施方式进行说明。

[0085] <实施方式1>

[0086] 以下,对本发明的实施方式的一个例子进行说明。其中,关于本实施方式中记载的构成部件的尺寸、材质、形状、其相对配置等,只要没有特别记载,就没有将本发明的范围仅限于这些方式的意思。

[0087] (便携式心电装置的构成)

[0088] 图1的(A)～(F)是表示本实施方式的便携式心电装置100的构成的一个例子的图。图1的(A)是从前面观察便携式心电装置100的图。图1的(B)是从下方观察便携式心电装置100的图。图1的(C)是从上方观察便携式心电装置100的图。图1的(D)是表示从便携式心电装置100的前面观察到的左侧面的图。图1的(E)是表示从便携式心电装置100的前面观察到的右侧面的图。图1的(F)是从背面观察便携式心电装置100的图。上下方向是指相对于图1的(A)中示出的姿态的便携式心电装置100在纸面上的上下方向。

[0089] 如图1的(A)～(F)所示,便携式心电装置100的主体1为进行了倒圆角的大致四棱柱形状且前面与背面间形成扁平。在便携式心电装置100的底部设有第一电极2。在便携式心电装置100的上部,从前面观察,在左侧设有第二电极3,在该右侧设有第三电极4。便携式心电装置100的上部为平滑地弯曲的形状,以便被测者的右手食指容易抵接。

[0090] 在便携式心电装置100的主体1的前面上下并列地配置有测定通知LED5和异常波形检测LED6。测定通知LED5是在心电波形的测量时点亮或者闪烁的发光元件。异常波形检测LED6是在针对测量出的心电波形检测到异常波形时点亮的发光元件。通过异常波形检测LED6的点亮,向被测者通知有无从心电波形的测定数据中检测到的异常波形。

[0091] 在便携式心电装置100的主体1的从前面观察的左侧面上下并列地配置有电源开关7、电源LED8、BLE通信按钮9、通信LED10、存储器剩余显示LED11以及电池更换LED12。电源开关7是用于接通便携式心电装置100的电源的按下开关,电源LED8是在电源接通时点亮的发光元件。BLE通信按钮9是用于使与依据BLE(Bluetooth(注册商标)LowEnergy:蓝牙低功耗)方式的设备的通信发挥功能的操作部件,通信LED10是在通信时点亮的发光元件。需要说明的是,便携式心电装置100所具备的通信功能并不限于BLE方式,也可以是红外线通信、利用超声波的信息传输等无线通信方法、经由电缆或连接器等连接的有线通信方式。存储器剩余显示LED11是表示后述的存储器部的空闲容量的状态的发光元件。电池更换LED12是在便携式心电装置100所具备的电源(电池)的电力低于规定值时点亮来提示电池更换的发光元件。

[0092] 在便携式心电装置100的主体1的从前面观察的右侧面配置有导联类别设定输入部13和导联类别显示LED14。导联类别显示LED14显示通过多种导联法中的哪一种导联法来检测心电波形。导联类别显示LED14通过I导联的显示LED14a、II导联的显示LED14b、III导联的显示LED14c、V1导联的显示LED14d、V2导联的显示LED14e、V3导联的显示LED14f、V4导联的显示LED14g、V5导联的显示LED14h以及V6导联的显示LED14i构成。在主体1的右侧面，在显示LED14a～14i的附近设有表示各导联法的显示。导联类别设定输入部13是通过接下来切换导联类别的按钮。例如，在便携式心电装置100的电源接通时，I导联被设定为初始设定，I导联的显示LED14a点亮，而通过选择并按下导联类别设定输入部13的按钮，II导联被设定，II导联的显示LED14b点亮。同样地，每当按下导联类别设定输入部13的按钮时，设定为III导联、V1导联、V2导联、V3导联、V4导联、V5导联以及V6导联的导联类别依次切换，对应的导联类别显示LED14c～14i依次点亮。而且，导联类别显示LED14和导联类别设定输入部13对应于本发明的设定部。

[0093] 导联类别显示LED并不限于以上述的方式按每个导联类别设置LED的情况，也可以设为，设置一个按每个导联类别以不同的颜色发光的LED，根据LED的发光颜色来区分导联类别。

[0094] 此外，在便携式心电装置100的主体1的背面设有可拆装的电池盖15。

[0095] 在此，在心电测定中，例如，在进行I导联测定的情况下，用右手抓持便携式心电装置100，并且使设于主体1的底部的第一电极2与左手掌接触。在抓持便携式心电装置100时，使右手的食指的顶端部与第二电极3接触，并使右手的食指的中节与第三电极4接触。例如，被测者一边从设有第二电极3、第三电极4的主体1的上部侧将设于底部的第一电极2向左手手掌方向的推抵方向按压，一边进行心电测定。在此，右手的食指的顶端部、中节以及左手手掌对应于本发明的被测者的身体的规定部位。

[0096] 在心电测定中进行II导联测定的情况下，用右手抓持便携式心电装置100，并且使设于主体1的底部的第一电极2与左大腿部(或左脚踝)接触。在抓持便携式心电装置100时，使右手的食指的顶端部与第二电极3接触，使右手的食指的中节与第三电极4接触。在此，右手的食指的顶端部、中节以及左大腿部(或左脚踝)对应于本发明的被测者的身体的规定部位。

[0097] 此外，在心电测定中进行III导联测定的情况下，用左手抓持便携式心电装置100，并且使设于主体1的底部的第一电极2与左大腿部(或左脚踝)接触。在用左手抓持便携式心电装置100时，使左手的食指的顶端部与第三电极4接触，使左手的食指的中节与第二电极3接触。被测者例如一边从设有第二电极3、第三电极4的主体1的上部侧将设于底部的第一电极2向左大腿部(或左脚踝)方向的推抵方向按压，一边进行心电测定。在此，左手的食指的顶端部、中节以及左大腿部(或左脚踝)对应于本发明的被测者的身体的规定部位。

[0098] 此外，在心电测定中进行V4导联测定的情况下，被测者例如用右手抓持便携式心电装置100，并且使设于主体1的底部的第一电极2与左胸部的心窝部稍左方/乳头下方的皮肤接触。在抓持便携式心电装置100时，使右手的食指与第二电极3接触，使右手食指的中节与第三电极4接触。然后，一边从设有第二电极3、第三电极4的主体1的上部侧将设于底部的第一电极2向朝测定部位方向推抵的方向按压，一边进行心电测定。在此，右手的食指的顶端部、中节以及左胸部的心窝部稍左方/乳头下方的皮肤对应于本发明的被测者身体的规

定部位。

[0099] (便携式心电装置的构成)

[0100] 接着,对便携式心电装置100的构成进行说明。图2是表示本实施方式的便携式心电装置100的构成的一个例子的功能框图。

[0101] 如图2所示,便携式心电装置100构成为包括电极部101、放大部102、AD (Analog to Digital: 模拟到数字) 转换部103、控制部104以及计时部105。此外,在便携式心电装置100的构成中包括存储器部106、显示部107、操作部108、电源部109以及通信部110。控制部104、计时部105、存储器部106、显示部107、操作部108、电源部109以及通信部110相互连接。

[0102] 电极部101具备作为一对测定电极来发挥功能的第一电极2和第三电极4以及作为GND(接地)电极来发挥功能的第二电极3。通过与被测者的皮肤接触的电极部101,检测规定期间内心电波形。由电极部101的各电极检测到的心电波形分别被输入至与该电极部连接的放大部102。在放大部102中,由电极部101检测到的信号被放大并向AD转换部103输出。在AD转换部103中,通过放大部102放大的心电波形的检测信号被数字转换并向控制部104输出。

[0103] 控制部104是负责便携式心电装置100的控制的CPU等处理器,通过执行存储器部106中存储的程序,来执行导联类别的设定、与导联法相应的心电波形的测定以及解析等各种处理。在此,执行与导联法相应的心电波形的解析处理的控制部104对应于本发明的解析部。

[0104] 计时部105是受理来自控制部104的指示、对心电波形的测定所涉及的各种时间或期间进行计时的单元。

[0105] 存储器部106构成为除了包括ROM (Read Only Memory: 只读存储器) 和RAM (Random Access Memory: 随机存取存储器) 等主存储装置以外,还包括例如闪存等长期存储介质。在存储器部106中存储有心电波形的测定和解析所涉及的各种程序、用于检测异常波形等各种信息。在此,存储器部106对应于本发明的存储部。

[0106] 显示部107是显示心电波形的测定所涉及的各种信息的单元。在显示部107中包括测定通知LED5、异常波形检测LED6、电源LED8、通信LED10、存储器剩余显示LED11、电池更换LED12以及导联类别显示LED14。显示部107可以包括通过液晶显示器等的图像/影像显示各种信息的单元。

[0107] 操作部108是受理来自被测者或使用者的操作输入的单元。在操作部108中包括电源开关7、BLE通信按钮9以及导联类别设定输入部13。电源部109是供给用于使便携式心电装置100发挥功能的电力的单元,包括电池、二次电池等。通信部110是负责在与智能手机200这样的设备之间收发信号的通信接口。作为通信部110所提供的通信功能,可以举例示出BLE通信,但也可以采用其他公知的无线通信方式、有线通信方式。

[0108] (智能手机)

[0109] 图3是表示智能手机200的构成的框图。如后所述,智能手机200与便携式心电装置100协作构成心电测量系统。

[0110] 智能手机200具备:控制部201;触摸面板显示器202;扬声器等声音输出部203;存储器部204;麦克风等声音输入部205;按钮等操作部206;电源部207;以及通信部208,是负责在与便携式心电装置100之间通过BLE通信等方式收发信号的通信接口。在控制部201中,

通过执行存储器部204中存储的程序,来执行导联类别的设定、心电波形和解析结果的显示、保存等各种处理。作为设置为能与便携式心电装置100进行通信的便携通信终端的一个例子的智能手机200,可以采用公知的构成,因此不进行详细叙述。在此,智能手机200的存储器部204对应于本发明的存储部。

[0111] (基本的心电测定处理)

[0112] 图4是表示使用便携式心电装置100的心电波形测定处理中的基本的心电波形测定处理的过程的流程图。

[0113] 首先,通过按下便携式心电装置100的电源开关7,接通电源(步骤S1)。此时,电源LED8点亮,显示电源为接通。

[0114] 接着,被测者或使用者通过导联类别设定输入部13输入进行测定的导联类别(步骤S2)。例如,当被测者要进行通过V4导联实现的心电波形的测定时,若从在初始设定下I导联的显示LED14a点亮的状态起按下导联类别设定输入部13的按钮六次,则导联类别按II、III依次切换,V4导联的显示LED14g点亮,显示设定了通过V4导联实现的心电测定(步骤S2-1)。

[0115] 在V4导联中,使右手的食指的顶端部接触第二电极3,使右手食指的中节接触第三电极4。然后,使第一电极2与左胸部的心窝部稍左方/乳头下方的皮肤接触。将经由各电极2、3、4获取到的电信号通过放大部102放大,通过AD转换部103进行数字转换,生成接触状态检测信号。将以这样的方式生成的接触状态检测信号发送至控制部104,检测被测者与各电极2、3、4的接触状态(步骤S3)。

[0116] 控制部104判断是否维持电极接触状态地经过了规定时间(步骤S4)。

[0117] 在步骤S4中判断为否的情况下,重复步骤S4。

[0118] 在步骤S4中判断为是的情况下,控制部104判定导联类别(步骤S5)。

[0119] 在步骤S2中设定V4导联的情况下,控制部104在步骤S5中判定为导联类别为V4导联,前进至步骤S17,开始通过V4导联实现的心电波形的测定。

[0120] 控制部104通过计时部105对从测定开始起的时间进行计时,判断是否经过了规定的测定时间(步骤S18)。

[0121] 在步骤S18中为否的情况下,返回至步骤S17,继续心电波形的测定。

[0122] 在步骤S18中为是的情况下,控制部104进行通过V4导联得到的心电波形的解析(步骤S19)。当心电波形的解析结束时,点亮测定通知LED5,向被测者通知测定结束。

[0123] 确定心电波形的参数的特征因导联法而异,因此,理想的是,设定能得到适合想要获取的信息的心电波形数据的导联法。此外,通过在心电波形数据的解析中进行与导联法相应的心电波形解析,能进行最佳的心电波形解析。

[0124] 图5中示出了代表性的心电波形参数。分别针对P波定义了P波高度和P波宽度,针对Q波定义了Q波高度,针对P波和Q波定义了PQ时间,针对R波定义了R波高度,针对S波定义了S波高度,针对Q波、R波以及S波定义了QRS宽度,针对T波定义了T波高度和T波宽度,针对Q波和T波定义了QT时间,针对U波定义了U波高度和U波宽度。可以将该心电图各部分的一个或多个数值或者基于一个或多个数值计算出的值用作确定心电图的波形的参数。

[0125] 图6表示代表性的导联类别的心电波形。图6的(A)是通过I导联测定出的心电波形,图6的(B)是通过II导联测定出的心电波形,图6的(C)是通过III导联测定出的心电波

形,图6的(D)是通过V1导联测定出的心电波形,图6的(E)是通过V2导联测定出的心电波形,图6的(F)是通过V3导联测定出的心电波形,图6的(G)是通过V4导联测定出的心电波形,图6的(H)是通过V5导联测定出的心电波形,图6的(I)是通过V6导联测定出的心电波形,图6的(J)是通过aVR导联测定出的心电波形,图6的(K)是通过aVL导联测定出的心电波形,图6的(L)是通过aVF导联测定出的心电波形。

[0126] 如图6的(A)所示,就通过I导联得到的心电波形而言,能根据峰值高的R波形的间隔大致判定是否为不规则脉搏波。但是,通过I导联得到的心电波形的波高值小,P波、F波(不规则的基线的摆动)容易掩埋于噪声。因此,在测定如图5所示的代表性的心电波形参数时,收集通过像V4导联那样PQRST的形状大的导联法得到的心电波形数据,由此能进行最佳的心电测定。

[0127] 此外,作为与导联法相应的心电波形解析的例子,V4导联由于容易捕捉ST的变化,因此,也进行ST升降的判定,但就除了V4导联以外的导联法而言,由于难以捕捉ST的变化,因此,也可以设为进行其他的判定而不进行ST升降的判定,但并不限于此。

[0128] 当心电波形的解析结束时,控制部104将通过V4导联得到的心电波形与解析结果建立关联地保存在存储器部106的规定区域(步骤S20)。

[0129] 然后,控制部104显示对心电波形进行解析的结果(步骤S21)。具体就对心电波形进行解析的结果而言,在检测到异常波形的情况下,使异常波形检测LED6点亮,向被测者通知检测到异常波形。

[0130] 当显示心电波形的解析结果、心电测定处理结束时,被测者或使用者再次按下电源开关7,由此断开电源。也可以设为,在从心电波形的解析结果显示起不操作电源开关7地经过了规定时间的情况下,电源变为断开。

[0131] 在上述的例子中,对在步骤S2中将V4导联设定为导联类别的情况进行说明,但在步骤S2中将I导联设定为导联类别的情况下,控制部104也通过同样的过程执行处理。即,测定通过I导联得到的心电波形(步骤S6),等待经过规定的测定时间(步骤S7),进行I导联的心电波形解析(步骤S8),将通过I导联得到的心电波形和解析结果保存在存储器部106的规定区域(步骤S9)。然后,在心电波形中检测到异常的情况下,使异常检测LED6点亮,显示解析结果(步骤S10),结束心电测定处理,通过按下电源开关7来断开电源(步骤S11)。

[0132] 在图4中,在步骤S2中,除了I导联和V4导联以外,还对设定了V1导联的情况的处理(步骤S12~步骤S16)、设定了V6导联的情况的处理(步骤S22~步骤S26)进行了记载,但由于与对I导联和V4导联进行过说明的处理相同,因此省略说明。在图4中,对于省略了记载的其他导联类别、即V2导联、V3导联、V5导联,也由于与对I导联和V4导联进行过说明的处理相同,因此省略说明。

[0133] (追加通过不同的导联法实现的心电波形的再测定的处理)

[0134] 以下,参照图7,对使用便携式心电装置100的心电波形测定处理中的追加通过不同的导联法实现的心电波形的再测定的处理进行说明。

[0135] 对于与图4所示的心电波形测定处理相同的过程,使用相同的附图标记,省略详细的说明。

[0136] 关于步骤S1至步骤S10,与图4所示的心电波形测定处理相同。在此,对在步骤S2中将I导联设定为导联类别的例子进行说明。

[0137] 在步骤S6和步骤S7中进行通过I导联实现的心电波形测定，在步骤S8中对心电波形进行解析。然后，在步骤S9中，将通过I导联得到的心电波形和解析结果保存在存储器部106的规定区域。在步骤S8中通过I导联得到的心电波形有异常的情况下，在步骤S10中使异常波形检测LED6点亮。在步骤S8中通过I导联得到的心电波形无异常的情况下，在步骤S10中显示测定解析结果。解析结果无异常的意思显示为不使异常波形检测LED6点亮或以与解析结果有异常的情况不同的方式使异常波形检测LED6点亮或闪烁。在此，异常波形检测LED6对应于本发明的显示单元。

[0138] 在此，在下一个步骤S31中，控制部104判定心电波形解析的结果、通过I导联得到的心电波形有无异常。在此，心电波形解析的结果、心电波形有无异常通过心电波形的解析结果是否满足规定的条件来判断。规定的条件是指例如发现了心律失常、发现了心房颤动、发现了波形质量不良等条件。在满足这样的条件的情况下，控制部104判断为心电波形有异常。

[0139] 在步骤S31中判断为否的情况下，结束心电测定处理，通过按下电源开关7来断开电源(步骤S41)。

[0140] 在步骤S31中判断为是的情况下，前进至步骤S32。

[0141] 就I导联而言，能根据峰值高的R波形的间隔大致判定是否为不规则脉搏波(参照图6的(A))。但是，就I导联而言，图5所示的作为心电波形的代表性的参数的PQRST波的大小很小，难以进行最佳的解析。因此，若就这样结束心电波形测定，则会止于通过I导联实现的简单的心电波形测定，无法进行精度更高的心电波形测定、解析。因此，在通过I导联实现的心电波形测定中检测到像心律失常这样的异常的心电波形的情况或波形质量不良的情况下，为了提示通过其他导联法实现的心电波形测定，控制部104使与追加实施的导联法对应的导联类别显示LED14闪烁(步骤S32)。如此一来，控制部104对应于本发明的再测定促进部，所述控制部104判断心电波形有无异常，在判断为有异常的情况下，进行使提示再测定的导联类别显示LED14闪烁的处理。

[0142] 例如，在想要更准确地掌握并解析心电波形图案的情况下，假定要追加通过V4导联实现的心电波形的再测定而使对应的显示LED14g闪烁。如此一来，设定了通过V4导联实现的再测定后的步骤S33～步骤S35的处理与图4的步骤S3～步骤S5相同，步骤S36～步骤S41的处理与图4的步骤S17～步骤S21以及步骤S11相同。

[0143] 在通过I导联实现的心电波形测定中追加的导联法并不限于上述的V4导联，可以设定各种导联法。例如，就步骤S8中的心电波形的解析的结果而言，在控制部104判定为可能是心房颤动(AF: atrial fibrillation)的情况下，通过I导联难以更可靠地进行心房颤动的判定，优选的是确认有无P波、F波(不规则的基线的摆动)。此时，在步骤S32中追加通过V1导联实现的心电波形的再测定。通过V1导联得到的心电波形为图6的(D)中举例示出的波形，因此通过追加容易掌握P波、F波的V1导联进行再测定，能收集更有益于判定心房颤动的有无的心电波形数据。

[0144] (便携式心电装置与智能手机协作的基本的心电测定处理)

[0145] 图8和图9是对便携式心电装置100与智能手机200等搭载有BLE方式的通信功能的终端一边进行BLE通信一边测定基本的心电波形的过程进行说明的流程图，图8和图9表示一系列的过程。

[0146] 首先,通过按下便携式心电装置100的电源开关7,接通电源(步骤S301)。另一方面,在智能手机200中,打开心电测定用的应用程序(步骤S401)。被测者的ID的登记等作为在上述的初始设定时已完成的事项来进行说明。

[0147] 接着,在便携式心电装置100与智能手机200之间,按照规定的过程来进行BLE连接(步骤S302、步骤S402)。

[0148] 当在便携式心电装置100与智能手机200之间建立BLE连接时,智能手机200对便携式心电装置100发送通信开始请求(步骤S403)。

[0149] 接着,智能手机200中,控制部201受理导联类别的输入(步骤S404)。图10的(A)是被测者或使用者通过智能手机200输入导联类别设定时的触摸面板显示器202的显示例。在触摸面板显示器202中,在导联类别设定画面2021中与文字一同显示有选择多种导联法中的应设定的导联法的按钮2022。选择导联类别的按钮2022包括与多种导联法对应的按钮。即,按钮2022包括设定I导联的按钮2022a、设定II导联的按钮2022b、设定III导联的按钮2022c、设定V1导联的按钮2022d、设定V2导联的按钮2022e、设定V3导联的按钮2022f、设定V4导联的按钮2022g、设定V5导联的按钮2022h以及设定V6导联的按钮2022i。在各按钮2022a~2022i进行了与各导联法关联的显示。例如,被测者或使用者在选择通过V4导联实现的心电测定的情况下,触碰触摸面板显示器202的按钮2022g。当设定V4导联时,会在触摸面板显示器202如图10的(B)所示那样,与所设定的导联法相应地显示引导画面2023,所述引导画面2023使用图和文字来说明被测者应使便携式心电装置100的电极2接触的位置(测定部位)。在此,举例示出了与V4导联相应的引导画面,但可以针对被测者或使用者所能选择的导联法,显示相同的引导画面。与所设定的导联类别相应地将使电极2接触的测定部位显示于智能手机200的触摸面板显示器202,由此,被测者能使电极2与正确的位置接触。通过利用这样的引导画面2023对被测者引导测定部位,能更可靠地设定最佳的导联,能测定正确的心电波形。在此,包括按钮2022a~2022i的按钮2022对应于本发明的设定部。

[0150] 在步骤S404中设定的导联类别被从智能手机200发送至便携式心电装置100。便携式心电装置100接收导联类别(步骤S303),保存在存储器部106的规定区域。

[0151] 接着,在便携式心电装置100中,控制部104检测电极接触状态(步骤S304)。

[0152] 具体而言,在通过便携式心电装置100进行V4导联测定的情况下,使右手的食指的顶端部与第二电极3接触,使右手食指的中节与第三电极4接触。然后,使第一电极2与左胸部的心窝部稍左方/乳头下方的皮肤接触。此外,在通过便携式心电装置100进行I导联测定的情况下,使右手的食指的顶端部与第二电极3接触,使右手食指的中节与第三电极4接触。然后,使左手手掌与第一电极2接触。如此一来,被测者使各电极2、3、4接触于与所设定的导联类别相应的测定部位。将经由各电极2、3、4获取到的电信号通过放大部102放大,通过AD转换部103进行数字转换,生成接触状态检测信号。将以这样的方式生成的接触状态检测信号发送至控制部104,检测被测者与各电极2、3、4的接触状态。

[0153] 在便携式心电装置100中,向智能手机200发送表示电极接触状态的信息(步骤S305)。当智能手机200接收表示电极接触状态的信息时(步骤S405),将电极接触状态显示于触摸面板显示器202等(步骤S406),将与各电极2、3、4正常接触的情况通知给被测者。

[0154] 控制部104判断是否维持电极接触状态地经过了规定时间(步骤S306)。

[0155] 在步骤S306中判断为否的情况下,返回至步骤S304。

[0156] 在步骤S306中判断为是的情况下,控制部104开始与所设定的导联类别相应的心电测定(步骤S307)。

[0157] 当开始心电测定时,便携式心电装置100在与智能手机200之间进行流通信,向智能手机200发送导联类别信息、心电波形信息以及测定时间信息(步骤S308)。测定时间信息是与由计时部105计时的从心电测定开始起的经过时间相关的信息,在此,是表示从规定时间减去从心电测定开始起的经过时间的剩余的测定时间的信息。可以从便携式心电装置100将从心电测定开始起的经过时间的信息发送至智能手机200并在智能手机200侧进行从规定时间的减法处理。另一方面,在智能手机200中,从便携式心电装置100接收导联类别信息、心电波形信息以及测定时间信息(步骤S407)。

[0158] 在智能手机200中,在触摸面板显示器202显示导联类别、心电波形以及测定时间(步骤S408)。由此,将导联类别、心电测定正在正常进行以及剩余的测定时间通知给被测者。

[0159] 能将触摸面板显示器202中显示的导联类别用于对被测者指导正确的测定姿态。此外,在触摸面板显示器202中显示有与被测者所意图的导联法不同的导联类别的情况下,能提示以正确的测定姿态再次测定。

[0160] 判断心电波形的测定开始之后是否经过了规定的测定时间(例如30秒)(步骤S309)。

[0161] 在步骤S309中判断为否的情况下,返回至步骤S307,继续心电测定。

[0162] 在步骤S309中判断为是的情况下,控制部104进行与所设定的规定的导联法相应的心电波形的解析(步骤S310)。通过与所设定的规定的导联法相应地对心电波形进行解析,能进行精度高的解析。

[0163] 控制部104在心电波形的解析中向智能手机200发送表示处于心电波形的解析中的信息(步骤S311)。当智能手机200从便携式心电装置100接收表示处于心电波形的解析中的信息时(步骤S409),将表示处于心电波形的解析中的信息显示于触摸面板显示器202(步骤S410)。

[0164] 当心电波形的解析结束时,控制部104将导联类别、心电波形以及解析结果建立关联地保存在存储器部106的规定区域(步骤S312)。通过预先将导联类别与心电波形和解析结果建立关联地保存在存储器部106的规定区域,能在医生读出心电波形并将其用于诊断等的情况下,提供有用的信息。也可以设为,不将相互建立了关联的导联类别、心电波形以及解析结果保存在便携式心电装置100的存储器部106,而仅保存在智能手机200侧。此外,也可以设为,仅将导联类别、心电波形以及解析结果中的任一种保存在便携式心电装置100的存储器部106。

[0165] 也可以设为,在通过心电波形的解析检测到异常波形的情况下,控制部104使异常波形检测LED13闪烁,向被测者通知异常波形检测。

[0166] 此外,当心电波形的解析结束时,控制部104通过高速的数据通信向智能手机200发送解析结果(步骤S314)。此时,在智能手机200中,接收从便携式心电装置100发送的解析结果(步骤S411),将解析结果,即心电测定结果正常且没有问题还是检测到异常波形,显示于触摸面板显示器202(步骤S412)。

[0167] 然后,在便携式心电装置100中有未发送的心电波形数据、导联类别判定结果数据

以及解析结果的情况下,控制部104通过高速的数据通信,将这些信息从新的信息起按顺序向智能手机200发送(步骤S315)。此时,在智能手机200中,从便携式心电装置100接收未发送的心电波形数据、导联类别数据以及解析结果(步骤S413),保存在存储器部204的规定区域。然后,在智能手机200中,将最新的心电波形和心电测定结果正常或检测到异常波形等解析结果显示于触摸面板显示器202(步骤S414)。

[0168] 在便携式心电装置100中,当未发送的心电波形数据、导联类别判定结果数据以及解析结果的发送完成时(步骤S316),根据从智能手机200发送的通信结束请求(步骤S415),切断BLE通信(步骤S317)。与便携式心电装置100中的BLE通信的切断对应地,也在智能手机200侧切断BLE通信(步骤S416)。

[0169] 在切断BLE通信后,在便携式心电装置100中,断开电源开关7(步骤S318)。就电源开关7而言,既可以是,在BLE切断后控制部104根据规定的时间的经过来自动断开,也可以设为由被测者或使用者对电源开关7的按下实现的断开。另一方面,在智能手机200中,在切断BLE通信后,关闭应用程序(步骤S417)。如此一来,便携式心电装置100中的与智能手机200协作的心电测定结束。

[0170] (便携式心电装置与智能手机协作来追加通过不同的导联法实现的心电波形的再测定的处理)

[0171] 图11和图12是对便携式心电装置100与智能手机200等搭载有BLE方式的通信功能的终端一边进行BLE通信,一边测定通过一个导联法得到的心电波形并在之后测定通过不同的导联法得到的心电波形的过程进行说明的流程图,图11和图12表示一系列的过程。对于图8和图9所示的与基本的心电波形测定处理共用的处理,使用相同的附图标记,省略详细的说明。

[0172] 首先,便携式心电装置100中的步骤S301和步骤S302以及智能手机200中的步骤S401~步骤S403的处理与图8所示的情况相同,因此省略说明。

[0173] 接着,智能手机200中,控制部201受理导联类别的输入(步骤S604)。此时,在智能手机200中,选择并输入I导联。此时,被测者或使用者在智能手机200的触摸面板显示器202中触碰设定I导联的按钮2022a。当设定I导联时,会在触摸面板显示器202如图13的(A)所示那样,与所设定的I导联相应地显示引导画面2024,所述引导画面2024使用图和文字来说明被测者应使便携式心电装置100的电极2接触的位置(测定部位)。在此,举例示出了与I导联相应的引导画面,但可以针对被测者或使用者所能选择的导联法,显示相同的引导画面。与所设定的导联类别相应地将使电极2接触的测定部位显示于智能手机200的触摸面板显示器202,由此,被测者能使电极2与正确的位置接触。通过利用这样的引导画面2024对被测者引导测定部位,能更可靠地设定最佳的导联,能测定正确的心电波形。在此,包括按钮2022a~2022i的按钮2022对应于本发明的设定部。

[0174] 在步骤S604中设定的导联类别被从智能手机200发送至便携式心电装置100。便携式心电装置100接收导联类别(步骤S503),保存在存储器部106的规定区域。

[0175] 接着,在便携式心电装置100中,控制部104检测电极接触状态(步骤S504)。

[0176] 具体而言,在通过便携式心电装置100进行I导联测定的情况下,使右手的食指的顶端部与第二电极3接触,使右手食指的中节与第三电极4接触。然后,使左手手掌与第一电极2接触。如此一来,被测者使各电极2、3、4接触于与设定的导联类别相应的测定部位。将经

由各电极2、3、4获取到的电信号通过放大部102放大，通过AD转换部103进行数字转换，生成接触状态检测信号。将以这样的方式生成的接触状态检测信号发送至控制部104，检测被测者与各电极2、3、4的接触状态。

[0177] 在便携式心电装置100中，向智能手机200发送表示电极接触状态的信息(步骤S505)。当智能手机200接收表示电极接触状态的信息时(步骤S605)，将电极接触状态显示于触摸面板显示器202等(步骤S606)，将与各电极2、3、4正常接触的情况通知给被测者。

[0178] 控制部104判断是否维持电极接触状态地经过了规定时间(步骤S506)。

[0179] 在步骤S506中判断为否的情况下，返回至步骤S504。

[0180] 在步骤S506中判断为是的情况下，控制部104开始通过所设定的I导联实现的心电测定(步骤S507)。

[0181] 当开始心电测定时，便携式心电装置100在与智能手机200之间进行流通信，向智能手机200发送表示为I导联的导联类别信息、心电波形信息以及测定时间信息(步骤S508)。测定时间信息是与由计时部105计时的从心电测定开始起的经过时间相关的信息，在此，是表示从规定时间减去从心电测定开始起的经过时间的剩余的测定时间的信息。可以从便携式心电装置100将从心电测定开始起的经过时间的信息发送至智能手机200并在智能手机200侧进行从规定时间起的减法处理。另一方面，在智能手机200中，从便携式心电装置100接收导联类别信息、心电波形信息以及测定时间信息(步骤S607)。

[0182] 在智能手机200中，在触摸面板显示器202显示导联类别、心电波形以及测定时间(步骤S608)。由此，将导联类别为I导联、心电测定正在正常进行以及剩余的测定时间通知给被测者。

[0183] 判断心电波形的测定开始后是否经过了规定的测定时间(例如30秒)(步骤S509)。

[0184] 在步骤S509中判断为否的情况下，返回至步骤S507，继续心电测定。

[0185] 在步骤S509中判断为是的情况下，控制部104进行与所设定的规定的导联法相应的心电波形的解析(步骤S510)。通过与所设定的I导联相应地对心电波形进行解析，能进行精度高的解析。

[0186] 控制部104在心电波形的解析中向智能手机200发送表示处于心电波形的解析中的信息(步骤S511)。当智能手机200从便携式心电装置100接收表示处于心电波形的解析中的信息时(步骤S609)，将表示处于心电波形的解析中的信息显示于触摸面板显示器202(步骤S610)。

[0187] 当心电波形的解析结束时，控制部104将作为I导联的导联类别、心电波形以及解析结果建立关联地保存在存储器部106的规定区域(步骤S512)。通过预先将导联类别与心电波形和解析结果建立关联地保存在存储器部106的规定区域，能在医生读出心电波形并将其用于诊断等的情况下，提供有用的信息。也可以设为，不将相互建立了关联的导联类别、心电波形以及解析结果保存在便携式心电装置100的存储器部106，而仅保存在智能手机200侧。此外，也可以设为，仅将导联类别、心电波形以及解析结果中的任一种保存在便携式心电装置100的存储器部106。

[0188] 也可以设为，在通过心电波形的解析检测到异常波形的情况下，控制部104使异常波形检测LED13闪烁，向被测者通知异常波形检测。

[0189] 此外，当心电波形的解析结束时，控制部104通过高速的数据通信向智能手机200

发送解析结果(步骤S514)。此时,在智能手机200中,接收从便携式心电装置100发送的解析结果(步骤S611),将解析结果、即心电测定结果正常且没有问题或检测到异常波形显示于触摸面板显示器202(步骤S612)。

[0190] 控制部104判定心电波形解析的结果、通过I导联得到的心电波形有无异常(步骤S515)。

[0191] 在步骤S515中判断为否的情况下,结束心电测定处理,通过按下电源开关7来断开电源(步骤S516)。

[0192] 在步骤S515中判断为是的情况下,即在通过I导联得到的心电波形中发现了异常的情况下,控制部104为了以更正确的导联法来进行心电测定而向智能手机200发送通过其他导联法实现的再测定的追加(步骤S517)。

[0193] 在图13的(B)中示出在步骤S515中判定为通过I导联得到的心电波形有异常的情况下,显示于触摸面板显示器202的解析结果的例子。在此,在触摸面板显示器202中显示有通过I导联得到的心电波形的解析结果。在触摸面板显示器202进行了“发现了心律失常”的解析结果显示2025和“为了正确的诊断,请追加进行V4导联测定”的提示通过不同的导联法进行心电波形的再测定的显示2026。如此一来,控制部104对应于本发明的再测定促进部,所述控制部104判断心电波形有无异常,在判断为有异常的情况下,向智能手机200发送通过其他导联法实现的再测定的追加,使触摸面板显示器202进行提示通过不同的导联法进行心电波形的再测定的显示2026。此外,在此,触摸面板显示器202对应于本发明的显示单元,所述触摸面板显示器202进行提示通过不同的导联法进行心电波形的再测定的显示2026。

[0194] 如图6的(A)所示,就通过I导联得到的心电波形而言,能根据峰值高的R波形的间隔大致判定是否为不规则脉搏波。但是,图5所示的代表性的心电波形参数的PRQRST波的大小很小,难以进行最佳的解析。因此,若就这样结束心电波形测定,则会止于通过I导联实现的简单的心电波形测定,无法进行精度更高的心电波形测定、解析。因此,在通过I导联实现的心电波形测定中、检测到像心律失常这样的异常的心电波形的情况或波形质量不良的情况下,如图13的(B)所示,在智能手机200的触摸面板显示器202中进行提示通过其他导联法实现的心电波形测定的显示2026(步骤S613)。在此,为了更准确地掌握并解析心电波形图案,提示为进行通过V4导联实现的心电测定。

[0195] 当被测者或使用者触碰图13的(B)所示的进行了提示通过其他导联法实现的心电波形测定的显示2026的触摸面板显示器202时,会显示图10的(A)所示的导联类别设定画面2021。被测者或使用者触碰设定V4导联的按钮2022g,由此获取被测者或使用者对追加通过作为其他导联法的V4导联实现的心电波形的再测定的同意(OK)(步骤S614)。接到同意,从智能手机200中将表示为V4导联的信息作为其他导联类别的信息向便携式心电装置100发送。此外,当被测者或使用者触碰导联类别设定画面2021的设定V4导联的按钮2022g时,会在触摸面板显示器202如图10的(B)所示那样,与所设定的导联法相应地显示引导画面2023,所述引导画面2023使用图和文字来说明被测者应使便携式心电装置100的电极2接触的位置(测定部位)。由此,被测者能使电极2与正确的位置接触,能测定正确的心电波形。

[0196] 便携式心电装置100接收其他导联测定的信息(步骤S518)。

[0197] 之后,进行通过被设定为其他导联法的V4导联实现的心电测定。步骤S519之后的

处理过程与图8和图9中示出的步骤S304和步骤S405之后的处理过程相同,因此省略说明。

[0198] 在通过I导联实现的心电波形测定中追加的导联法并不限于上述的V4导联,可以设定各种导联法。例如,就步骤S518中的心电波形的解析的结果而言,在控制部104判定为可能是心房颤动(AF)的情况下,通过I导联难以更可靠地判定心房颤动,优选的是确认有无P波、F波(不规则的基线的摆动)。此时,在步骤S32中追加通过V1导联实现的心电波形的再测定。通过V1导联得到的心电波形为图6的(D)中举例示出的波形,因此通过追加容易掌握P波、F波的V1导联进行再测定,能收集更有益于判定心房颤动的有无的心电波形数据。

[0199] 如此一来,能在通过一个导联法实现的心电测定中追加进行通过其他导联法实现的心电波形的再测定。由此,能正确地测定心电波形图案,能收集对正确的诊断有益的信息。对在通过I导联实现的心电测定中追加通过V4导联实现的心电波形的再测定的例子和在通过I导联实现的心电测定中追加通过V1导联实现的心电波形的再测定的例子进行了说明,但在通过I导联实现的心电测定中追加进行心电波形的再测定的情况下的导联法并不限于此。此外,最初进行心电测定时的导联法与追加心电波形的再测定的情况下的导联法的组合也不限于此。在通过一个导联法实现的心电测定中,因波形质量不佳、噪声多、波形图案不清楚等理由而无法期待高精度的解析的情况下,追加通过能实现具有将其补全的特性的心电波形的测定的导联法实现的心电波形的再测定,由此能提高心电测定的精度。

[0200] 附图标记说明

- [0201] 1:便携式心电装置主体;
- [0202] 2、3、4:电极;
- [0203] 13:导联类别设定输入部;
- [0204] 14:导联类别显示LED;
- [0205] 100:便携式心电装置;
- [0206] 200:智能手机;
- [0207] 202:触摸面板显示器。

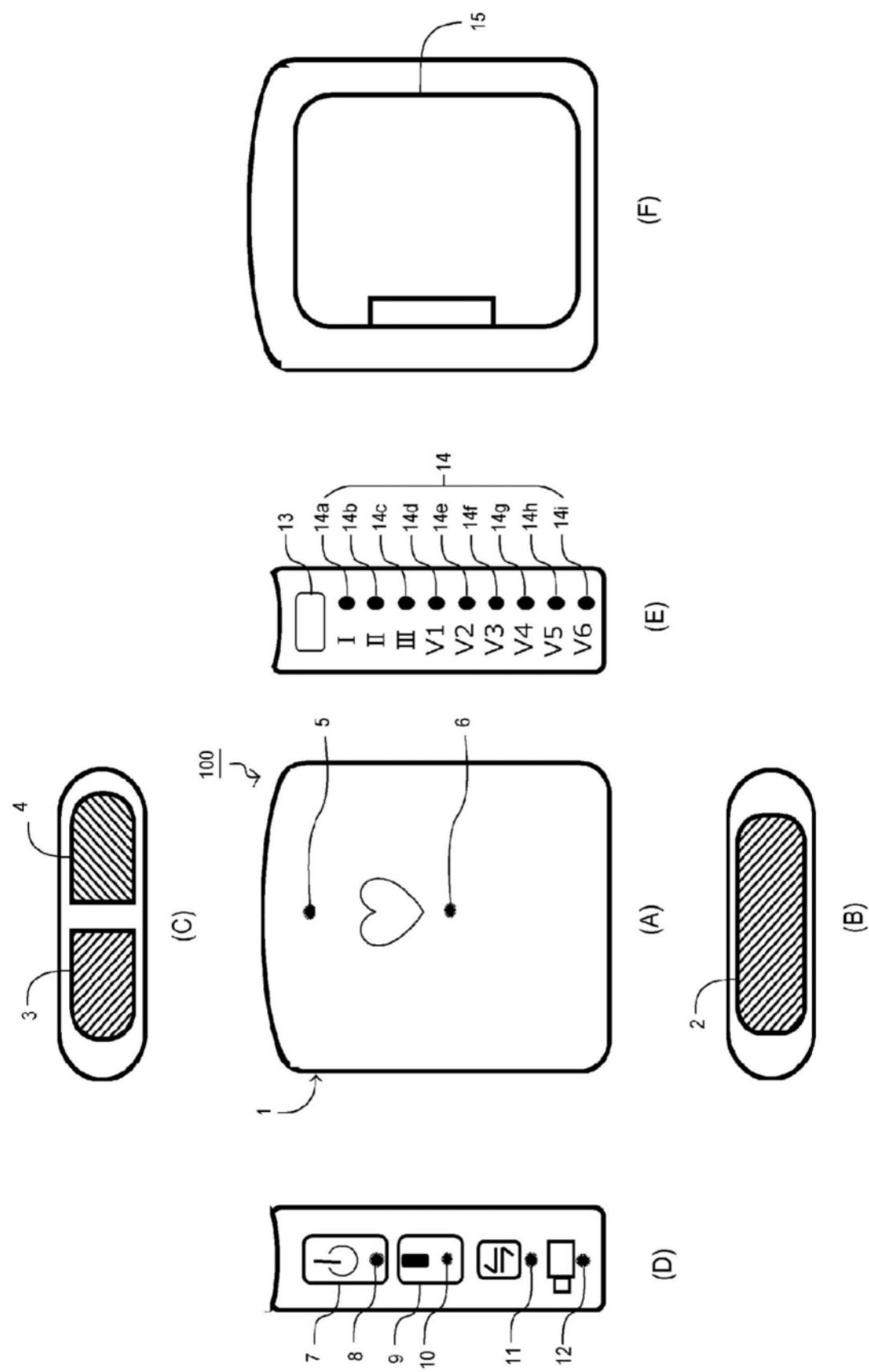


图1

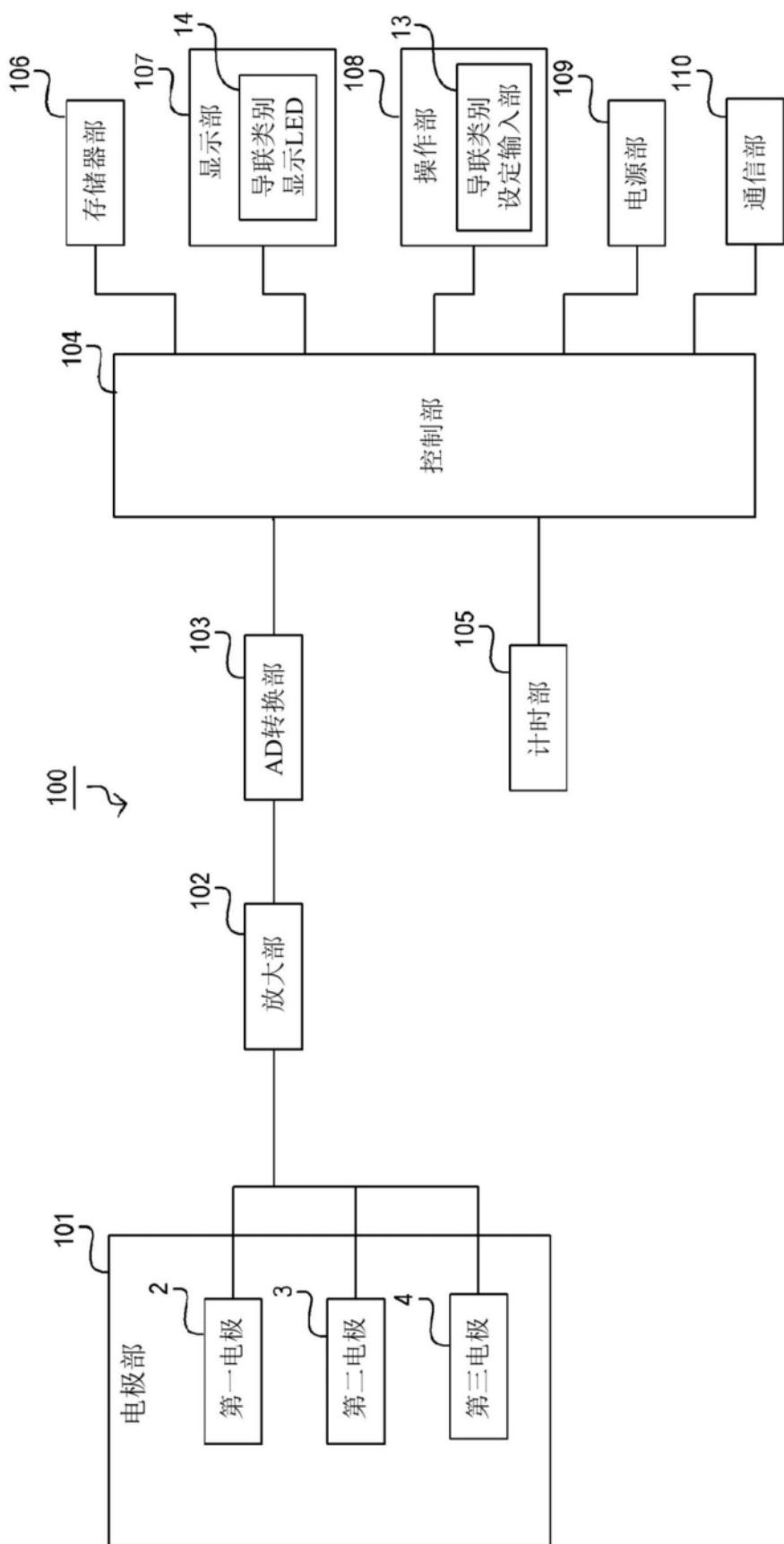


图2

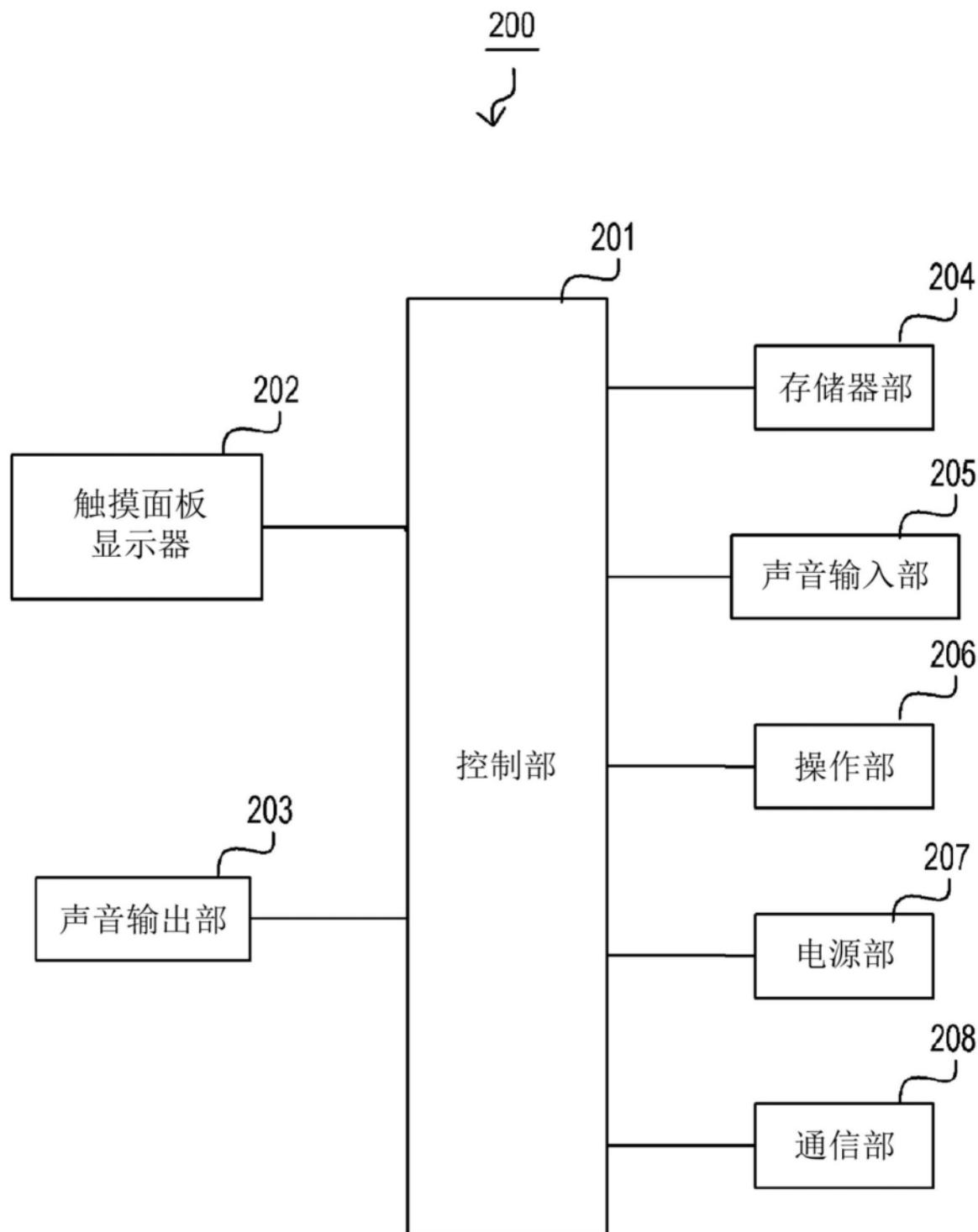


图3

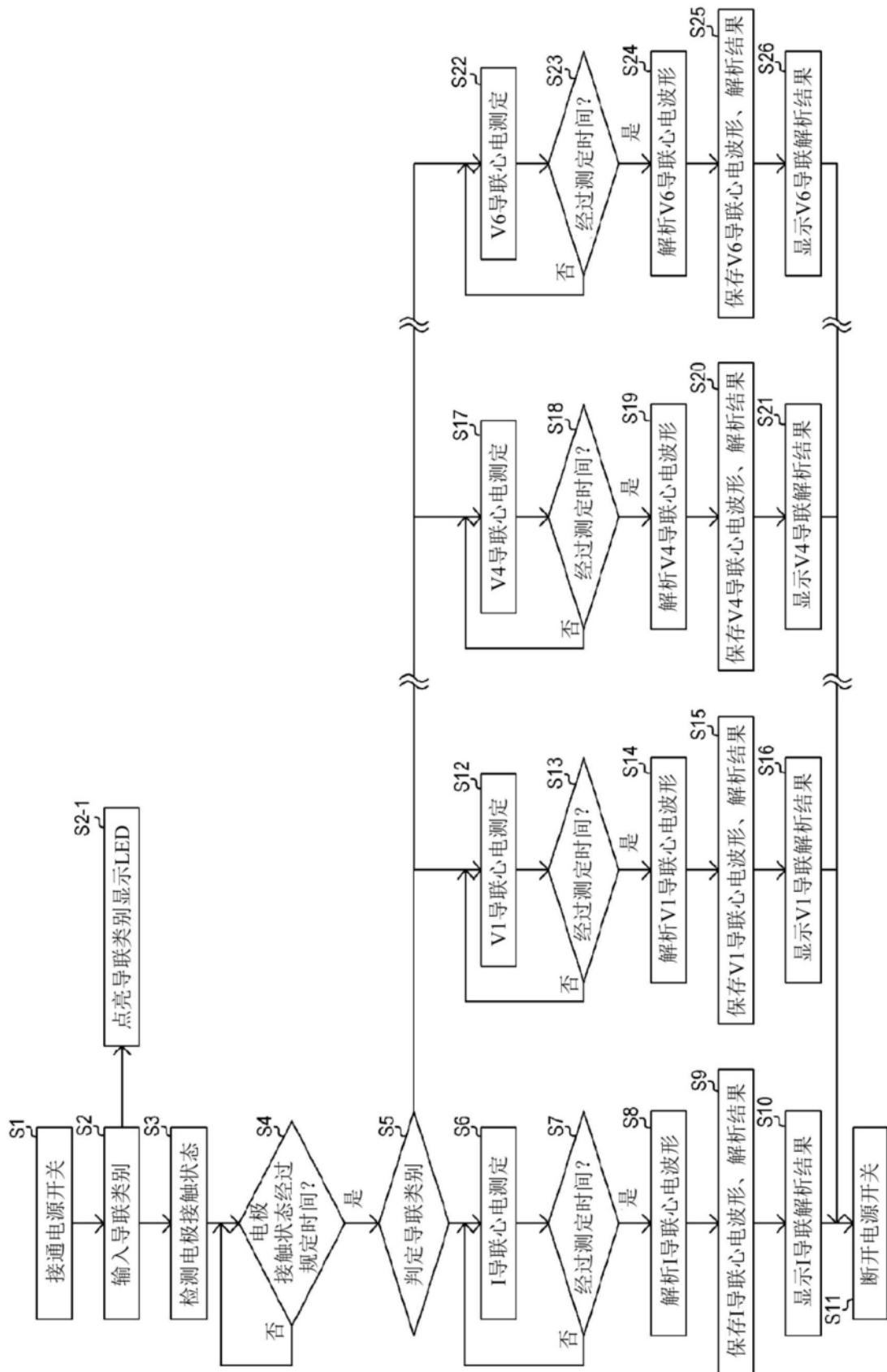


图4

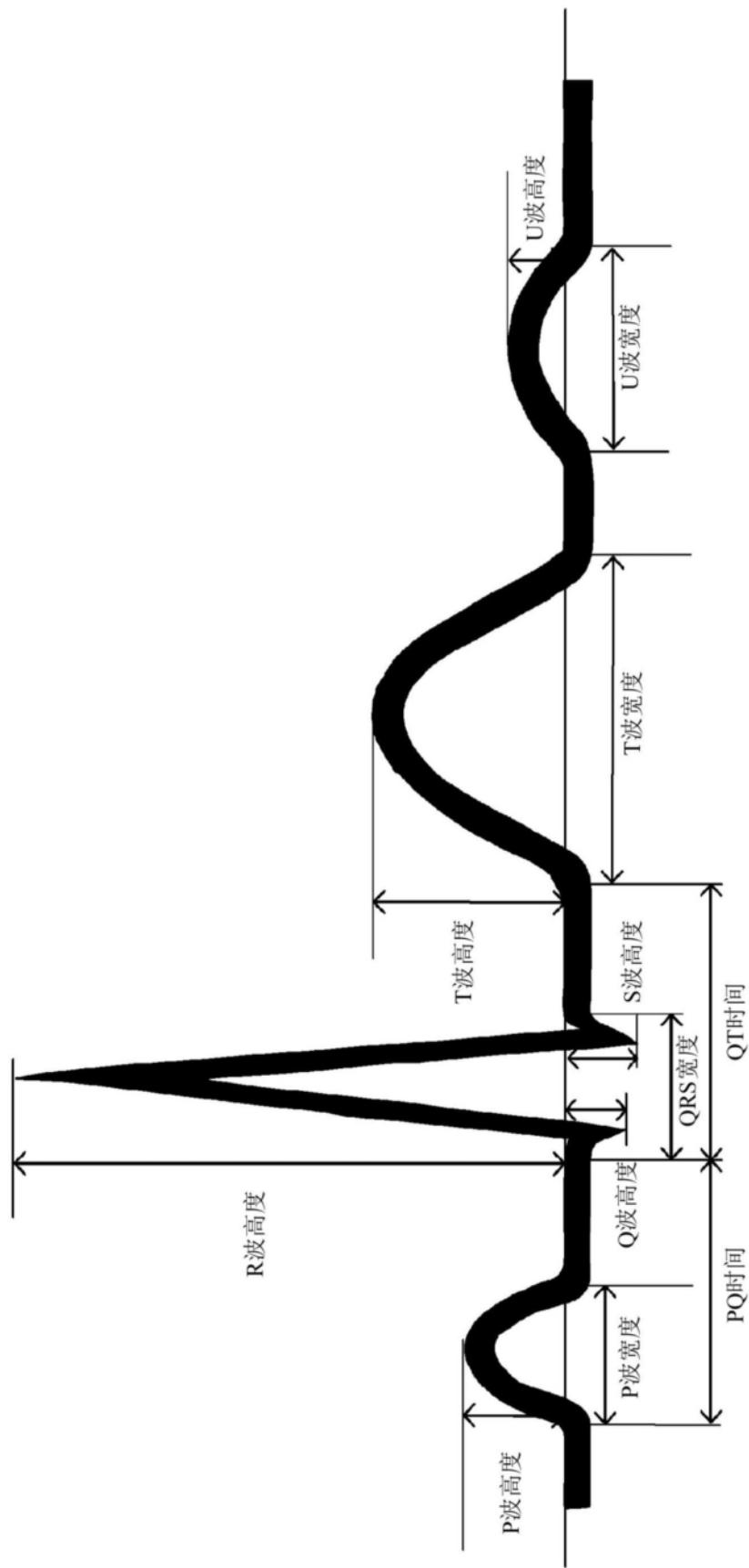


图5

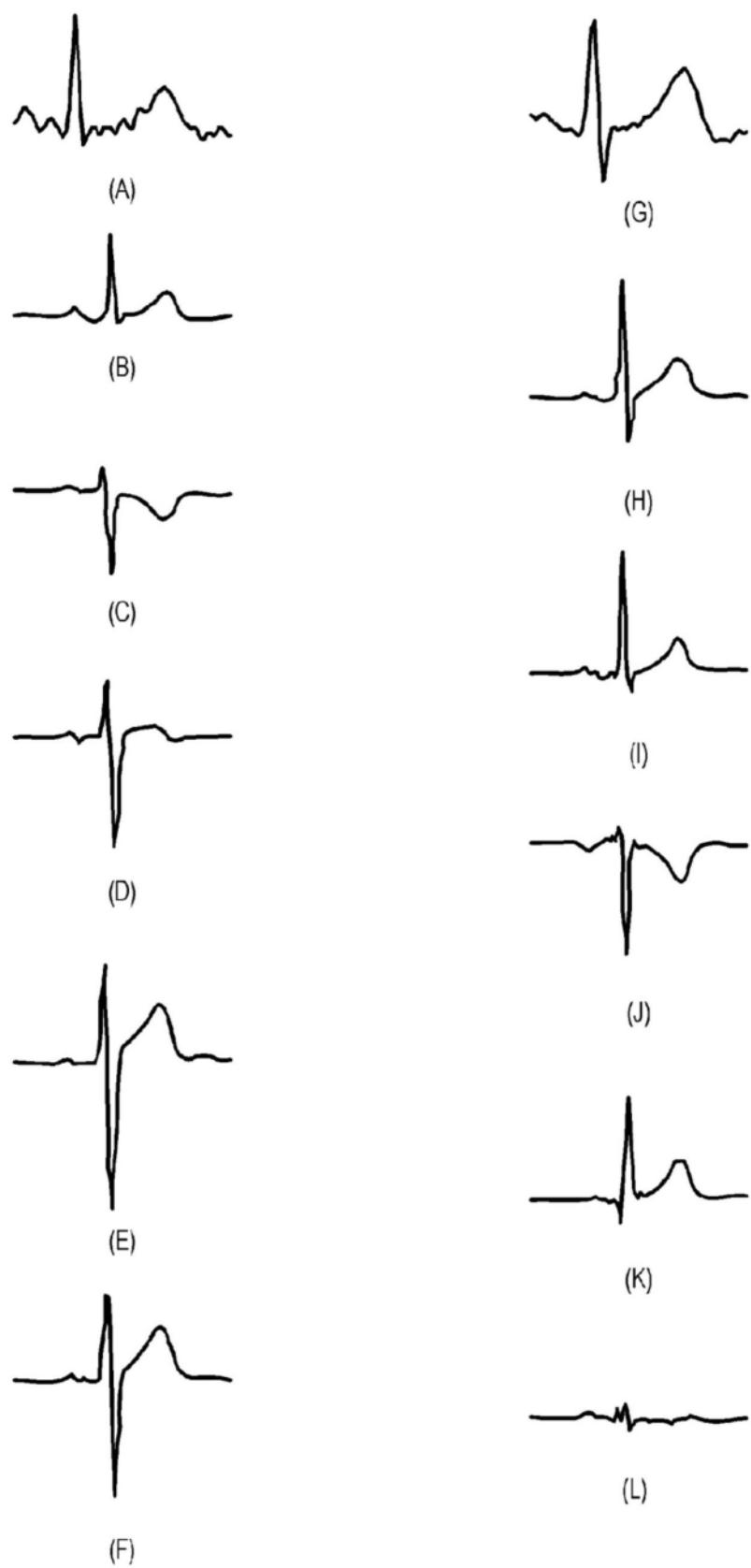


图6

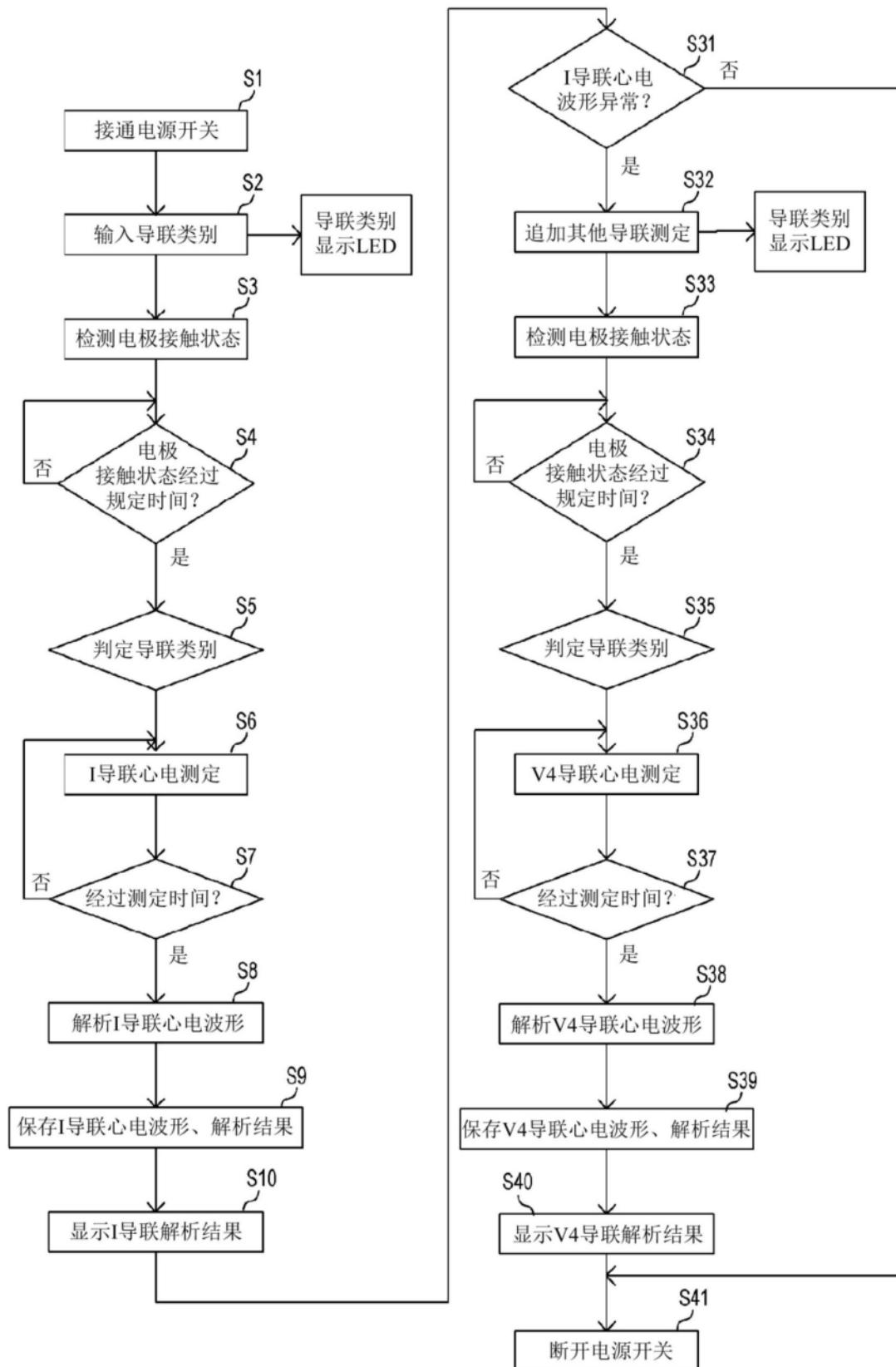


图7

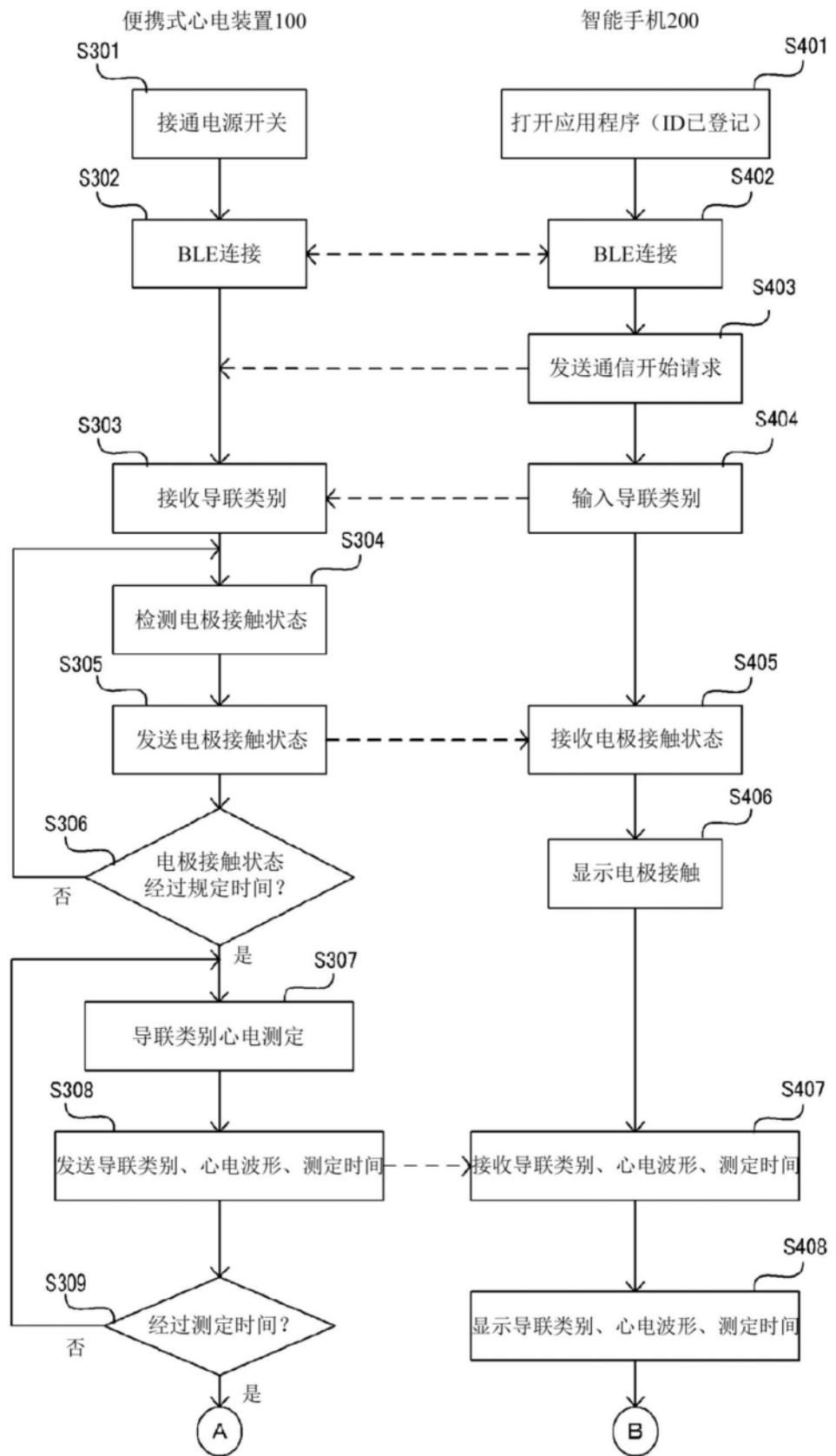


图8

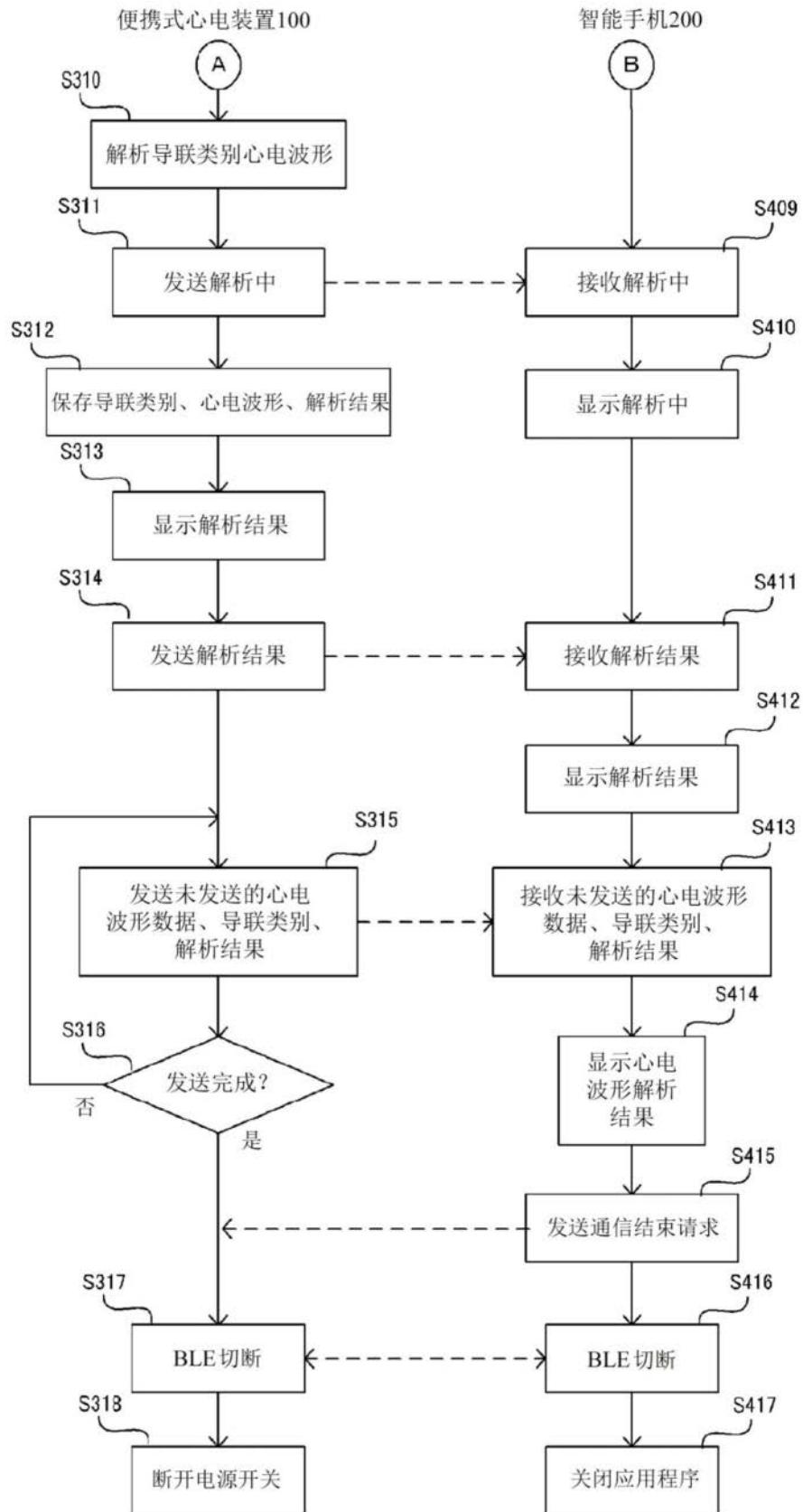


图9

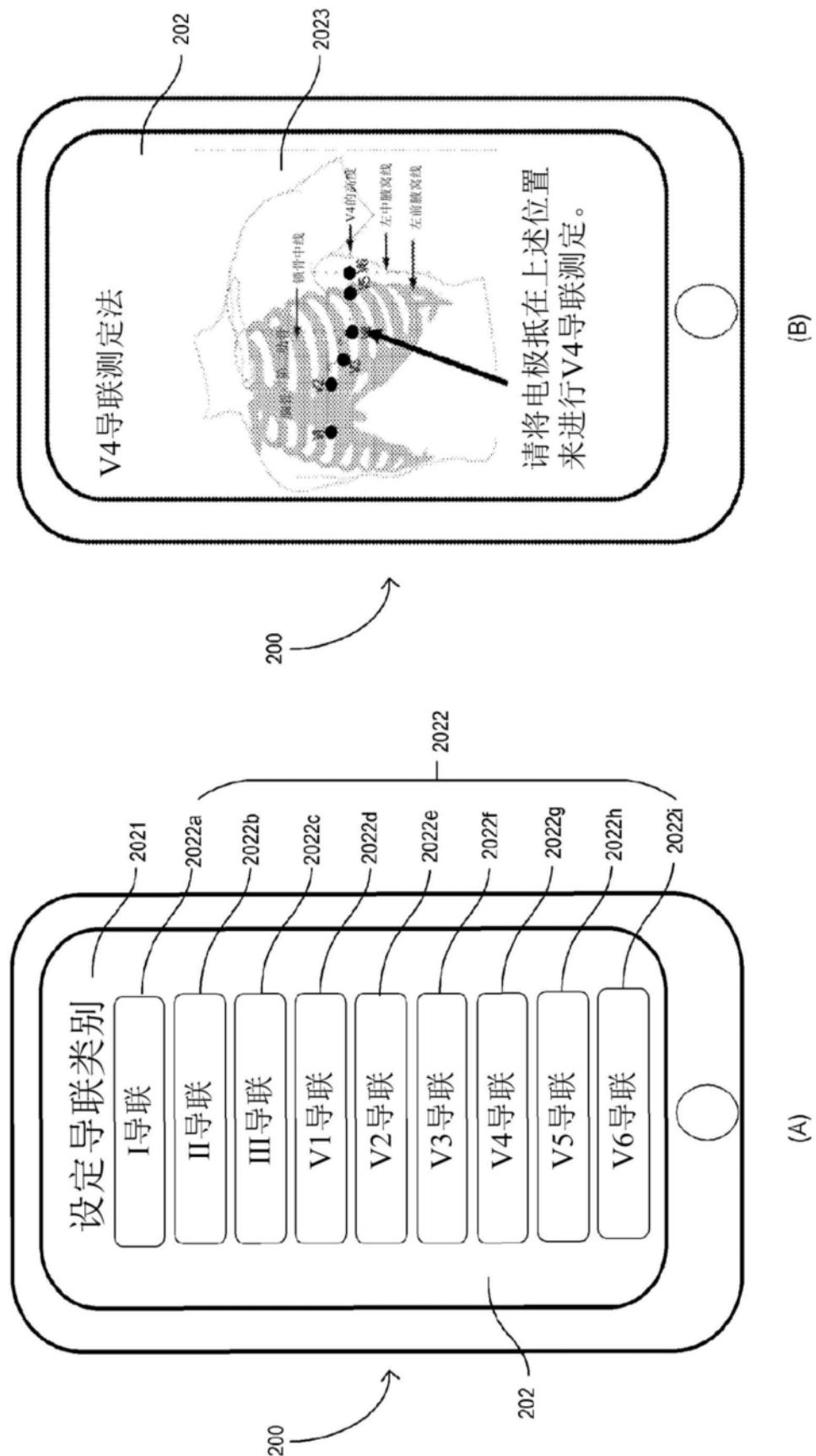


图10

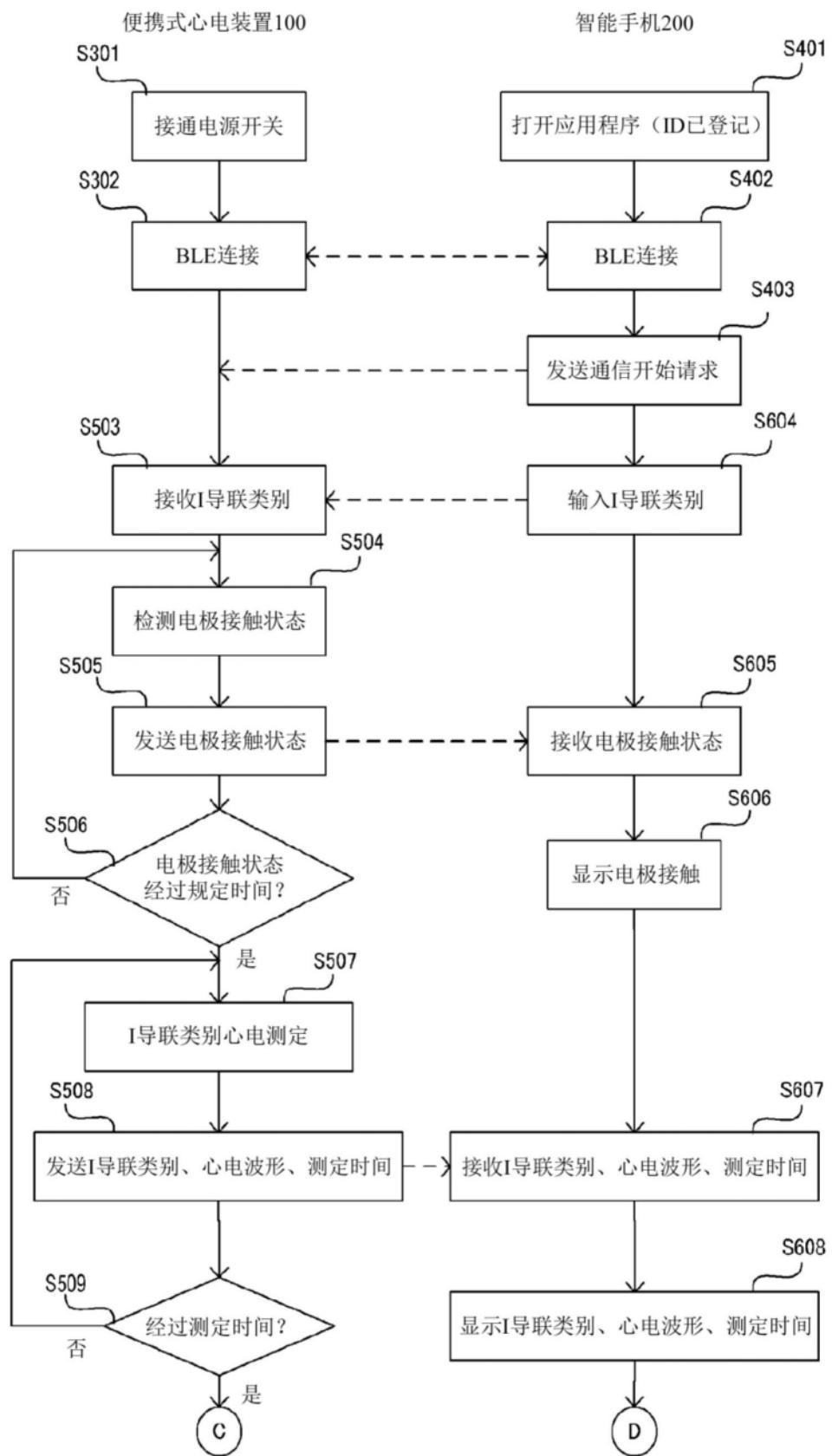


图11

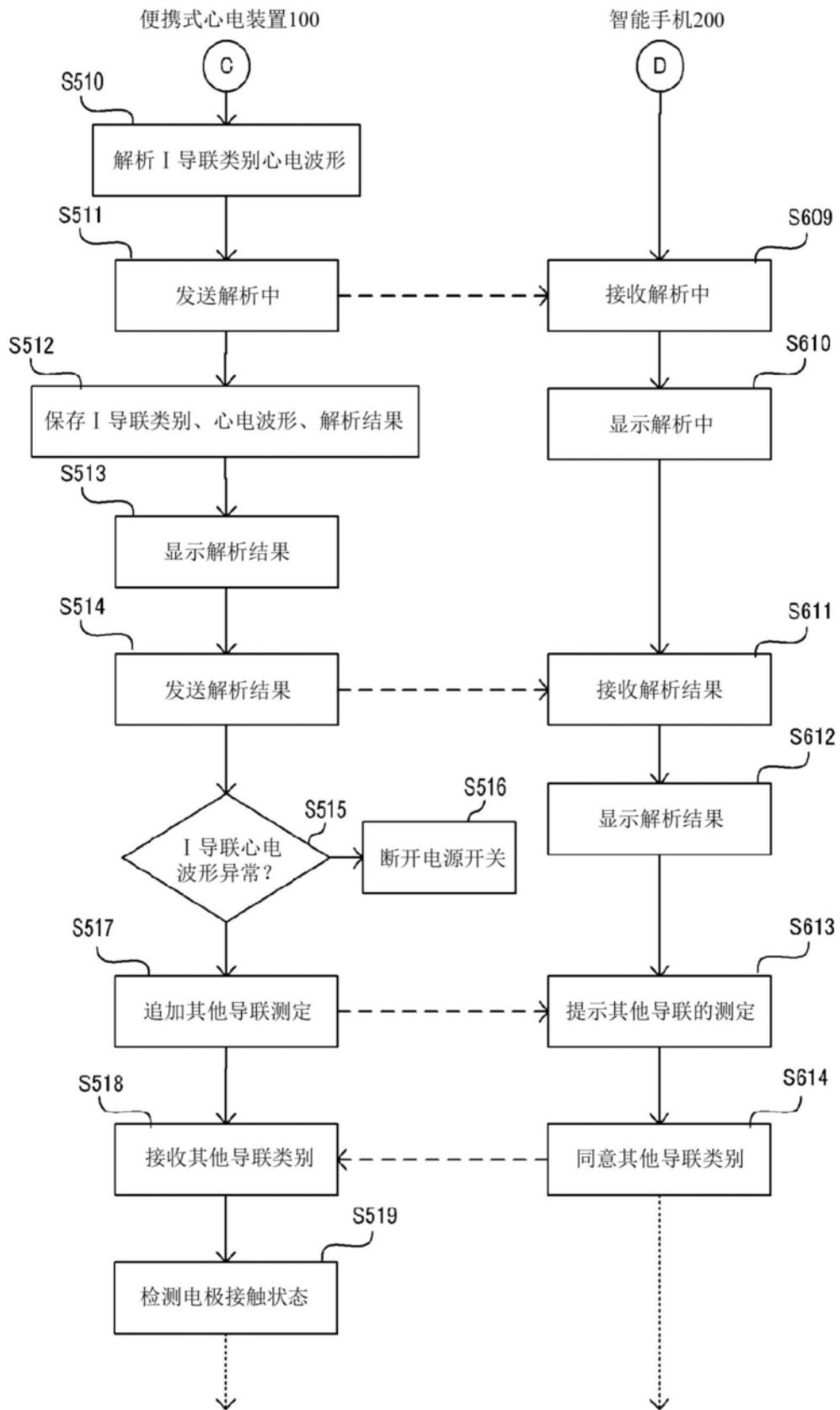


图12

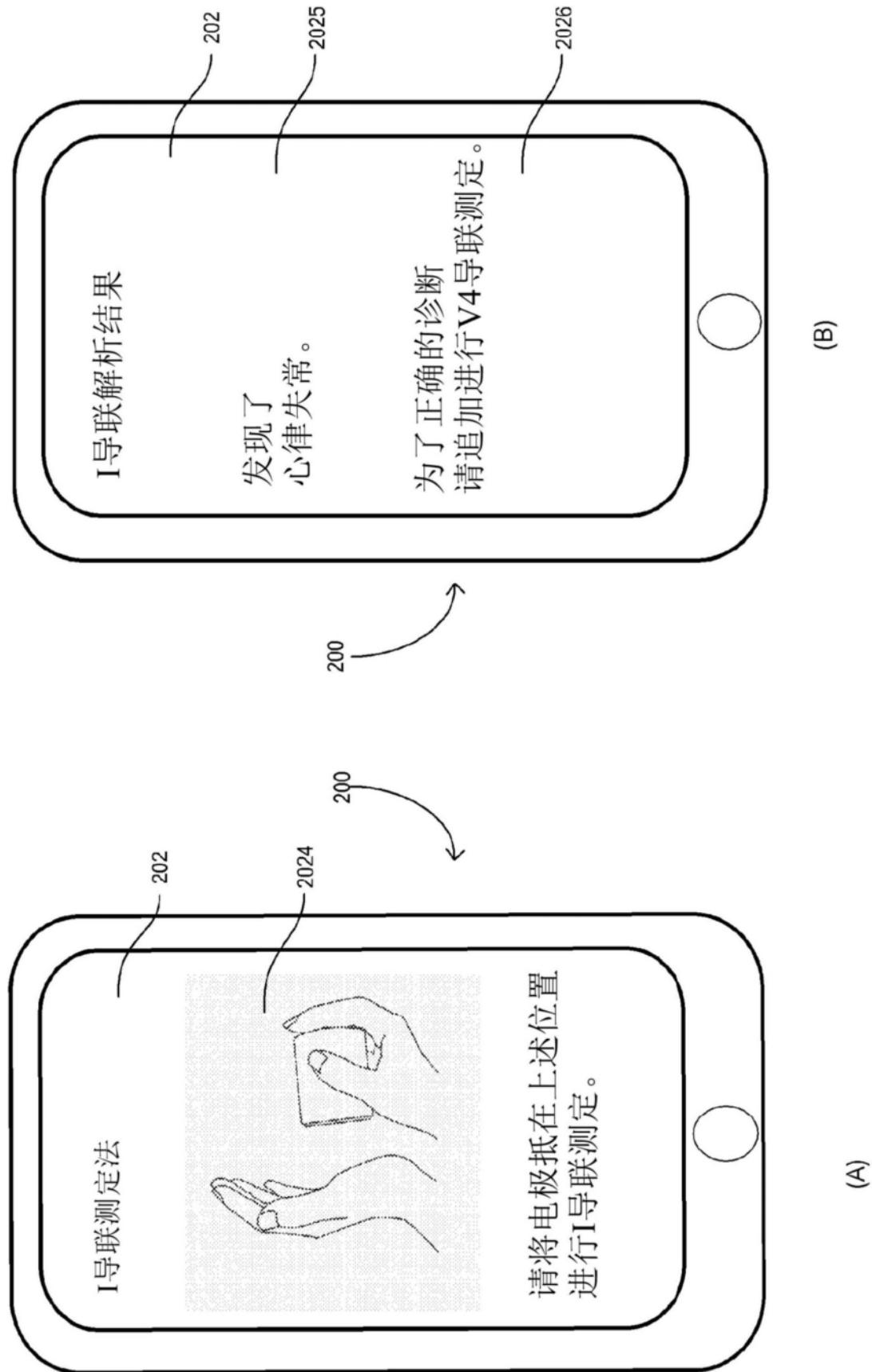


图13