



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102368949 B

(45) 授权公告日 2014. 02. 19

(21) 申请号 200980158596. 5

(22) 申请日 2009. 12. 03

(30) 优先权数据

2009-090203 2009. 04. 02 JP

2009-213372 2009. 09. 15 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 09. 29

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2009/070333 2009. 12. 03

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/113354 JA 2010. 10. 07

(73) 专利权人 株式会社村田制作所

地址 日本京都府

(72) 发明人 志牟田亨 高桥英司

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

代理人 张鑫

(51) Int. Cl.

A61B 5/0404 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 3848582 A, 1974. 11. 19, 说明书第 2 页 30-35 行、第 3 页第 50 行 - 第 4 页第 62 行及附图 1、6.

US 3848582 A, 1974. 11. 19, 说明书第 2 页 30-35 行、第 3 页第 50 行 - 第 4 页第 62 行及附图 1、6.

CN 1600269 A, 2005. 03. 30, 说明书第 4 页 5-17 行及附图 1、2.

CN 200960123 Y, 2007. 10. 17, 全文.

CN 1600269 A, 2005. 03. 30, 全文.

EP 1164926 A2, 2002. 01. 02, 全文.

审查员 胡新芬

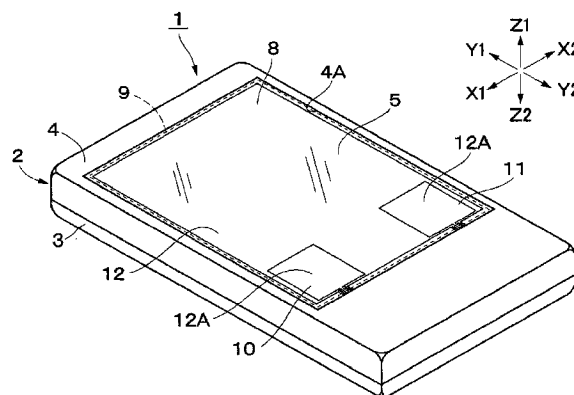
权利要求书2页 说明书16页 附图16页

(54) 发明名称

心电信号检测装置

(57) 摘要

本发明提供一种结构,该结构是将用于检测心电信号的电极作为透明电极 10、11,且在这些透明电极 10、11 上涂敷透明绝缘膜 12,利用生物体与透明电极 10、11 的电容耦合来检测心电信号。由此,能够防止因水分等附着在透明电极 10、11 上而使透明电极 10、11 发生劣化。另外,将透明电极 10、11 配置在与显示面板 8 重合的位置,能够提高操作按钮等的配置自由度,能够实现心电信号检测装置 1 的小型化。



1. 一种心电信号检测装置,其特征在于,包括:

筐体;

显示窗,该显示窗设置在该筐体上;

至少一对电极,该至少一对电极设置于该显示窗的表面,用于检测生物体的电信号,且由透明的导电材料来形成;

绝缘膜,该绝缘膜设置在该至少一对电极上,其与抵接于所述至少一对电极的面相反的面成为与所述生物体接触的接触面,且由透明的绝缘材料来形成;

差动放大部,该差动放大部通过对所述生物体的电信号进行差动放大来生成心电信号,所述生物体的电信号是利用与该绝缘膜的接触面接触的所述生物体和所述至少一对电极彼此间的电容耦合所检测出的电信号;

运算部,该运算部根据由该差动放大部所生成的心电信号来计算出生物体信息;

显示面板,该显示面板设置在所述筐体内,且通过所述显示窗、所述至少一对电极以及所述绝缘膜来对显示信息进行显示;以及

信息显示电路,该信息显示电路用于在该显示面板上显示所述显示信息。

2. 如权利要求1所述的心电信号检测装置,其特征在于,还具有:

触摸面板,该触摸面板设置在所述显示窗的下表面,且用于通过所述显示窗来对输入信息进行输入;

驱动电路,该驱动电路用于驱动该触摸面板;以及

控制部,该控制部根据通过所述触摸面板而输入的输入信息,控制所述运算部。

3. 一种心电信号检测装置,其特征在于,包括:

筐体;显示窗,该显示窗设置在该筐体上;

操作按钮,该操作按钮设置在所述筐体上;

第一电极,该第一电极设置在该操作按钮上,用于检测生物体的电信号,且由导电材料来形成;

第一绝缘膜,该第一绝缘膜设置在该第一电极上;

至少一个的第二电极,该至少一个的第二电极设置在所述显示窗的表面上,用于检测所述生物体的电信号,且由透明的导电材料来形成;

第二绝缘膜,该第二绝缘膜设置在该至少一个的第二电极上,其与抵接于所述至少一个的第二电极的面相反的面成为与所述生物体接触的接触面,且由透明的绝缘材料来形成;

差动放大部,该差动放大部通过对所述生物体的一个电信号与所述生物体的另一个电信号进行差动放大来生成心电信号,所述生物体的一个电信号是利用与该第二绝缘膜的接触面接触的所述生物体的一部分和所述至少一个的第二电极彼此间的电容耦合所检测出的电信号,所述生物体的另一个电信号是利用与所述第一绝缘膜的接触面接触的所述生物体的另一部分和所述第一电极彼此间的电容耦合所检测出的另一个电信号;

运算部,该运算部根据由该差动放大部所生成的心电信号来计算出生物体信息;

显示面板,该显示面板设置在所述筐体内,且通过所述显示窗、至少一个的第二电极以及第二绝缘膜来对显示信息进行显示;以及

信息显示电路,该信息显示电路用于在该显示面板上显示所述显示信息。

4. 如权利要求 3 所述的心电信号检测装置,其特征在于,还具有:

触摸面板,该触摸面板设置在所述显示窗的下表面,且用于通过所述显示窗来对输入信息进行输入;

驱动电路,该驱动电路用于驱动该触摸面板;以及

控制部,该控制部根据通过所述触摸面板而输入的输入信息,控制所述运算部。

5. 如权利要求 1、2、3、或 4 所述的心电信号检测装置,其特征在于,

将所述至少一对的各个电极与所述差动放大部的输入端子连接,所述差动放大部对利用所述生物体与所述至少一对的各个电极各自之间的电容耦合所检测出的所述生物体的电信号进行差动放大,

与该差动放大部的输入端子至少连接 1 个箝位电路,该箝位电路具有至少 1 个高阻抗元件,

将所述箝位电路的连接端的电位固定为一定,同时从所述箝位电路的连接端观察所述差动放大部时的阻抗大于所述箝位电路的阻抗。

心电信号检测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种从生物体检测心电信号的心电信号检测装置。

背景技术

[0002] 为了应用于心脏疾病的诊断、治疗等,有一种众所周知的心电信号检测装置,这种心电信号检测装置提取人的心脏活动以作为心电信号,根据该心电信号来获得心电图数据等生物体信息。

[0003] 在这种心电信号检测装置中,包括:在医院等医疗机构中由医生所使用的大型装置;以及在一般家庭中由普通人所使用的便携式装置。

[0004] 大型的心电信号检测装置具备:具有用于对心电图数据进行分析的高级运算功能的、例如台式计算装置;分别通过电缆与该计算装置连接的、例如 12 个电极;用于对心电图波形等进行监控的台式显示装置;以及打印心电图波形等的打印装置等。然后,医生等对躺在床上的被检测者的四肢以及胸部安装上电极,对上述计算装置进行操作。由此,该心电信号检测装置检测出被检测者的心电信号,对心电图数据进行精密的分析,生成对于心律不齐或心绞痛等的诊断、治疗等直接有用的专门信息。

[0005] 另一方面,便携式的心电信号检测装置具有这样的结构:即,在能够单手拿起的小型筐体内,收纳具有对心电图数据进行简易分析的功能的 IC 芯片以及存储器等,且在该筐体的外面配置例如 2 个或者 3 个电极、小型的液晶显示面板以及操作按钮等。然后,使用者通过用手指或者手掌等与配置在该心电信号检测装置上的电极接触,并对操作按钮进行操作。由此,该心电信号检测装置检测出使用者的心电信号,生成心电图数据等。由该小型的心电信号检测装置所生成的心电图数据与由上述大型的心电信号检测装置所生成的心电图数据相比,虽然数据比较简单,但是作为向医生传达心悸等心脏疾病症状的信息等还是具有利用价值的(参考专利文献 1-3)。

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1:日本国专利特开平 11-299740 号公报

[0008] 专利文献 2:日本国专利特开 2003-144403 号公报

[0009] 专利文献 3:日本国专利特开 2005-46215 号公报

发明内容

[0010] 然而,利用上述的以往技术得到的心电信号检测装置中所设置的电极是由金属、Ag-AgCl 等形成的。因此,在检测心电信号时,这些电极会直接接触人的皮肤。另外,在检测出心电信号之后,各个电极因与人的皮肤接触而附着了水分等,各个电极经常在这样的状态下,被暴露在外围大气中且长时间放置。

[0011] 因此,如果对于心电信号检测装置的管理状况不佳,则会因电极的劣化而导致耐久性的下降。另外,利用已劣化的电极来进行心电图测定,由此会降低测定精度。

[0012] 另外,利用上述的以往技术得到的便携式心电信号检测装置,为了使人的手指或

手掌等更容易接触而必须在其筐体的外面配置多个电极,为此在筐体的外面必须确保用于配置这些电极的空间。因此,很难实现心电信号检测装置的进一步小型化。

[0013] 本发明正是鉴于例如上述问题而设计的,本发明的目的在于提供一种能够提高耐久性、且能够实现小型化的心电信号检测装置。

[0014] (1) 为了解决上述问题,本发明具有:至少一对电极,该至少一对电极用于检测生物体的电信号;绝缘膜,该绝缘膜设置在该至少一对电极上,且其与抵接于所述至少一对电极的面相反的面成为与所述生物体接触的接触面;差动放大部,该差动放大部通过对所述生物体的电信号进行差动放大来生成心电信号,所述生物体的电信号是利用与该绝缘膜的接触面接触的所述生物体和所述至少一对电极彼此间的电容耦合所检测出的电信号;以及运算部,该运算部根据由该差动放大部所生成的心电信号来计算出生物体信息。

[0015] 根据本发明,在电极上设置绝缘膜,并利用电极与生物体的电容耦合检测出心电信号相关的电信号,利用这样的结构,电极与生物体不直接接触,且不使电极暴露在外部大气中。由此,能够防止在电极上附着水分等,且能够抑制电极的劣化。所以,能够提高心电信号检测装置的耐久性,延长使用寿命。

[0016] (2) 另外,本发明具有:筐体;显示窗,该显示窗设置在该筐体上;至少一对电极,该至少一对电极设置于该显示窗的表面,用于检测生物体的电信号,且由透明的导电材料来形成;绝缘膜,该绝缘膜设置在该至少一对电极上,其与抵接于所述至少一对电极的面相反的面成为与所述生物体接触的接触面,且由透明的绝缘材料来形成;差动放大部,该差动放大部通过对所述生物体的电信号进行差动放大来生成心电信号,所述生物体的电信号是利用与该绝缘膜的接触面接触的所述生物体和所述至少一对电极彼此间的电容耦合所检测出的电信号;运算部,该运算部根据由该差动放大部所生成的心电信号来计算出生物体信息;显示面板,该显示面板设置在所述筐体内,且通过所述显示窗、所述至少一对电极以及所述绝缘膜来将显示信息进行显示;以及信息显示电路,该信息显示电路用于在该显示面板上显示所述显示信息。

[0017] 根据本发明,在显示窗的表面形成透明的电极,而且在该电极上形成有透明的绝缘膜,根据这样的结构,能够不妨碍显示面板上的信息显示,且能够将耐久性优越的电极配置在与显示面板的显示区域重合的位置,能够同时实现心电信号检测装置的小型化和长寿命化。

[0018] 另外,能够将表示心电图的测定方法或测定姿势等的显示信息在显示面板的画面中与电极重合、或者相邻那样来进行显示。由此,能够提高心电信号检测装置的操作性的,使得即使是普通的使用者也能够进行心电图测定。

[0019] 而且,能够在电极的下侧配置触摸面板的操作按钮、或者光电脉搏检测用的光传感器等,能够实现小型且高性能的心电信号检测装置。

[0020] (3) 另外,本发明还具有:触摸面板,该触摸面板设置在所述显示窗的下表面,且用于通过所述显示窗来将输入信息进行输入;驱动电路,该驱动电路用于驱动该触摸面板;以及控制部,该控制部根据通过所述触摸面板而输入的输入信息,控制所述运算部。

[0021] 根据本发明,除了上述效果以外,通过用触摸面板来检测生物体与设置于电极上的绝缘膜的接触,从而能够提高心电信号检测装置的操作性的。例如,在人的手指接触到设置于电极上的绝缘膜的同时,能够自动地开始检测与心电信号相关的电信号,因此对于普通

的使用者而言能够实现方便的功能。

[0022] (4) 本发明具有：筐体；显示窗，该显示窗设置在该筐体上；操作按钮，该操作按钮设置在所述筐体上；第一电极，该第一电极设置在该操作按钮上，用于检测生物体的电信号，且由导电材料来形成；第一绝缘膜，该第一绝缘膜设置在该第一电极上；至少一个的第二电极，该至少一个的第二电极设置在所述显示窗的表面上，用于检测所述生物体的电信号，且由透明的导电材料来形成；第二绝缘膜，该第二绝缘膜设置在该至少一个的第二电极上，其与抵接于所述至少一个的第二电极的面相反的面成为与所述生物体接触的接触面，且由透明的绝缘材料来形成；差动放大部，该差动放大部通过对所述生物体的一个电信号与所述生物体的另一个电信号进行差动放大来生成心电信号，所述生物体的一个电信号是利用与该第二绝缘膜的接触面接触的所述生物体的一部分和所述至少一个的第二电极彼此间的电容耦合所检测出的电信号，所述生物体的另一个电信号是利用与所述第一绝缘膜的接触面接触的所述生物体的另一部分和所述第一电极彼此间的电容耦合所检测出的另一个电信号；运算部，该运算部根据由该差动放大部所生成的心电信号来计算出生物体信息；显示面板，该显示面板设置在所述筐体内，且通过所述显示窗、至少一个的第二电极以及第二绝缘膜来将显示信息进行显示；以及信息显示电路，该信息显示电路用于在该显示面板上显示所述显示信息。

[0023] 根据本发明，能够同时检测到生物体与设置于电极上的绝缘膜之间的接触、以及操作按钮的操作，因此能够提高心电信号检测装置的操作性。例如，在人使手指接触设置于电极上的绝缘膜的状态下，能够通过按下操作按钮来开始检测与心电信号相关的电信号，因此对于普通的使用者而言能够实现方便的功能。

[0024] (5) 另外，本发明还具有：触摸面板，该触摸面板设置在所述显示窗的下表面，且用于通过所述显示窗来将输入信息进行输入；驱动电路，该驱动电路用于驱动该触摸面板；以及控制部，该控制部根据通过所述触摸面板而输入的输入信息，控制所述运算部。

[0025] 根据本发明，除了上述效果以外，通过用触摸面板来检测生物体与设置于电极上的绝缘膜的接触，从而能够提高心电信号检测装置的操作性。

[0026] (6) 本发明中，将所述至少一对的各个电极与所述差动放大部的输入端子连接，所述差动放大部对利用所述生物体与所述至少一对的各个电极各自之间的电容耦合所检测出的所述生物体的电信号进行差动放大，与该差动放大部的输入端子至少连接 1 个箝位电路，该箝位电路具有至少 1 个高阻抗元件，将所述箝位电路的连接端的电位固定为一定，同时从所述箝位电路的连接端观察所述差动放大部时的阻抗大于所述箝位电路的阻抗。

[0027] 在利用电极与生物体之间的电容耦合来检测生物体的电信号的情况下，若从电极观察差动放大部时的输入阻抗较低，则在生物体的电信号的频率区域的损耗变大，变得不能检测出该电信号。

[0028] 与此不同的是，在本发明中，采用高阻抗元件来构成箝位电路，同时将从箝位电路的连接端观察差动放大部的输入端时的阻抗设定为大于箝位电路的阻抗，因此能够降低在生物体的电信号的频率区域中的损耗。而且，由于能够利用箝位电路来固定例如差动放大部的输入端子或其前级一侧的基准电位，所以能够减小生物体的电信号的中心电位的变动。因此，能够检测出信噪比 (Signal to Noise Ratio) 较好、且稳定的生物体的电信号。

附图说明

- [0029] 图 1 是示出本发明第一实施方式的心电信号检测装置的立体图。
- [0030] 图 2 是示出进行心电图测定的状态下的第一实施方式的心电信号检测装置的说明图。
- [0031] 图 3 是示出本发明第一实施方式的心电信号检测装置的主视图。
- [0032] 图 4 是从图 3 中的箭头 IV-IV 方向进行观察的心电信号检测装置的纵向截面图。
- [0033] 图 5 是示出对心电信号检测装置的透明电极等进行放大后的纵向截面图。
- [0034] 图 6 是示出在取下筐体的上侧壳体的状态下、从与图 3 相同的方向观察到的心电信号检测装置的一侧的透明电极以及连接器等的放大主视图。
- [0035] 图 7 是示出心电信号检测装置的电结构的电路图。
- [0036] 图 8 是示出在显示面板的画面中显示有引导信息等的状态下的心电信号检测装置的主视图。
- [0037] 图 9 是示出进行心电图测定的状态下的第二实施方式的心电信号检测装置的说明图。
- [0038] 图 10 是示出进行心电图测定的状态下的第三实施方式的心电信号检测装置的说明图。
- [0039] 图 11 是示出进行心电图测定的状态下的第四实施方式的心电信号检测装置的说明图。
- [0040] 图 12 是示出第五实施方式的心电信号检测装置的电结构的电路图。
- [0041] 图 13 是示出图 12 中的滤波器部、箝位电路等的电路图。
- [0042] 图 14 是示出生物体与透明电极之间的电容值和箝位电路的电阻值之间的关系的说明图。
- [0043] 图 15 是示出心电信号检测装置的输入部中的信号损耗和生物体信号的频率之间的关系的频率特性图。
- [0044] 图 16 是示出当箝位电路的电阻值位于图 14 中的 A 区域时的生物体信号以及放射噪声的时间变化的特性曲线图。
- [0045] 图 17 是示出当箝位电路的电阻值位于图 14 中的边界线 X 附近时的生物体信号以及放射噪声的时间变化的特性曲线图。
- [0046] 图 18 是示出当箝位电路的电阻值位于图 14 中的 B 区域时的生物体信号以及放射噪声的时间变化的特性曲线图。
- [0047] 图 19 是示出第六实施方式的心电信号检测装置的电结构的电路图。
- [0048] 图 20 是示出图 19 中的滤波器部、箝位电路等的电路图。
- [0049] 图 21 是示出第七实施方式的箝位电路的电路图。
- [0050] 图 22 是示出第八实施方式的箝位电路的电路图。
- [0051] 标号说明
- [0052] 1、41、61、81、91、101 心电信号检测装置
- [0053] 2、42、62、82 筐体
- [0054] 4A、42A、62A、82A 开口部
- [0055] 5、43、63、83 显示窗

- [0056] 8、44、64、84 显示面板
- [0057] 9 触摸面板
- [0058] 10、11 透明电极
- [0059] 12 透明绝缘膜
- [0060] 12A 接触面
- [0061] 21 差动放大部
- [0062] 22 运算部
- [0063] 23 信息显示电路
- [0064] 24 触摸面板驱动电路
- [0065] 25 控制部
- [0066] 45、65、66、85 操作按钮
- [0067] 46、47、67、68、86、87 电极
- [0068] 48、49、69、70、89 绝缘膜
- [0069] 88 绝缘部位
- [0070] 94、111 箝位电路
- [0071] 94B、111B 二极管（高阻抗元件）
- [0072] 105、121 第1箝位电路
- [0073] 105B、121B 二极管（第1高阻抗元件）
- [0074] 106、122 第2箝位电路
- [0075] 106B、122B 二极管（第2高阻抗元件）

具体实施方式

[0076] 下面,根据附图对本发明的实施方式进行说明。首先,对本发明第一实施方式进行说明。

[0077] 在图1中,本发明第一实施方式的心电信号检测装置1是一种能够进行简单的心电图测定、且人能够轻而易举地用单手拿起的便携式的装置。根据该心电信号检测装置1,如图2所示,从人的双手的拇指检测出因人(生物体)的心脏活动而变动的电信号、即生物体信号,根据该生物体信号来生成心电信号,再根据该心电信号来生成心电图数据等生物体信息。

[0078] 另外,为了便于说明,将图1中的箭头Z1、Z2所指的方向分别设为上方、下方,箭头X1、X2所指的方向分别设为左方、右方,箭头Y1、Y2所指的方向分别设为后方、前方。

[0079] 筐体2用于形成心电信号检测装置1的外壳。该筐体2位于心电信号检测装置1的下方,包括:收纳有后述的基板6、显示面板8、触摸面板9、连接器16、处理电路部18等的下方壳体3;以及覆盖该下方壳体3的上方的上方壳体4。另外,下方壳体3和上方壳体4分别由例如树脂等绝缘材料来形成。而且,在上方壳体4形成有用于安装显示窗5的开口部4A。

[0080] 显示窗5安装在上方壳体4的开口部4A。该显示窗5由透明的绝缘材料、例如透明的树脂来形成。更具体地说,显示窗5是聚萘二甲酸乙二醇酯(PEN)或者聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)等的透明树脂薄膜。另外,显示窗5也可以由玻璃来形成。因此,显示窗5封

闭开口部 4A,以覆盖显示面板 8 的液晶显示画面的整个上表面。

[0081] 在图 3、图 4 中,基板 6 通过支撑构件 7 安装于下方壳体 3 内。然后,在基板 6 上,安装有后述的显示面板 8、触摸面板 9、连接器 16、处理电路部 18 等。

[0082] 显示面板 8 位置显示窗 5 的下方,且安装于下方壳体 3 内。该显示面板 8 是具有例如液晶显示画面的液晶显示面板单元。即,显示面板 8 安装于基板 6 上,显示面板 8 的连接端子与设置于基板 6 上的显示面板用连接端子(都未图示)进行电连接。另外,配置于显示面板 8 的上表面的液晶显示画面的形状、大小以及位置,都与上方壳体 4 的开口部 4A 对应。然后,使用者能够透视安装于开口部 4A 的显示窗 5、设置于显示窗 5 与显示面板 8 之间的触摸面板 9、以及安装于显示窗 5 上的透明电极 10、11、粘结层 13 和透明绝缘膜 12,观察到显示面板 8 的液晶显示画面上所显示的信息。

[0083] 触摸面板 9 设置于显示窗 5 的下表面,通过显示窗 5 来将输入信息进行输入。即,该触摸面板 9 配置于显示窗 5 与显示面板 8 之间,几乎覆盖整个液晶显示画面。另外,该触摸面板 9 是例如电阻膜方式或电容方式的触摸面板,触摸面板 9 的连接端子与设置于基板 6 上的触摸面板用连接端子(都未图示)进行电连接。人的手指等接触到显示窗 5 的上表面以及形成于透明电极 10、11 的上表面的透明绝缘膜 12 时,触摸面板 9 将包含接触位置信息的接触检测信号输出到控制部 25。

[0084] 2 个透明电极 10、11 用于从人的双手的拇指检测出生物体信号。该透明电极 10、11 分别设置于显示窗 5 的上表面(表面)。各个透明电极 10、11 是由例如 ITO(氧化铟锡)类、ZnO(氧化锌)类、SnO₂(氧化锡)类、TiO₂(氧化钛)类、或镁基非氧化物类的透明导电性材料、或者透明导电性树脂来形成的。

[0085] 另外,各个透明电极 10、11 具有适用于从人的拇指的前端部检测出生物体信号的大小以及形状,例如将其形成为边长尺寸为 1.5cm 左右的正方形。然后,各个透明电极 10、11 是厚度尺寸为例如数 μm ~数十 μm 的薄膜,是通过透明的粘结层 13 在显示窗 5 上进行布图成膜而得到的。另外,也可以将各个透明电极 10、11 形成为直径尺寸为 1.5cm 左右的圆形。

[0086] 另外,将各个透明电极 10、11 配置成如图 2 所示,使得人在用双手拿住心电信号检测装置 1 的状态下,使双手拇指能够容易接触到与透明电极 10、11 对应的部位。即,一个透明电极 10 配置于显示窗 5 上表面内的左手前侧,另一个透明电极 11 配置于显示窗 5 上表面内的右手前侧。而且,当观察心电信号检测装置 1 的上表面时,将各个透明电极 10、11 配置成使得各个透明电极 10、11 的整个透明电极与显示面板 8 的液晶显示画面以及触摸面板 9 重合。

[0087] 然后,在各个透明电极 10、11 上如后所述设置有透明绝缘膜 12,各个透明电极 10、11 利用接触到透明绝缘膜 12 的接触面 12A 的人的拇指与各个透明电极 10、11 之间的电容耦合,从该人的拇指检测出生物体信号。

[0088] 透明绝缘膜 12 覆盖形成有透明电极 10、11 的显示窗 5 的整个上表面。即,该透明绝缘膜 12 直接覆盖透明电极 10、11 的上表面,且通过粘结层 13 覆盖显示窗 5 的上表面中未形成有透明电极 10、11 的部位。然后,在透明绝缘膜 12 的上表面之中,与透明电极 10、11 相对的部位、即与抵接于透明电极 10、11 的面相反的面是接触面 12A。当检测生物体信号时,使人的拇指与该接触面 12A 接触。

[0089] 另外,是在各个透明电极 10、11 的上表面以及显示窗 5 的上表面之中未形成透明电极 10、11 的部位,涂敷例如聚萘二甲酸乙二醇酯 (PEN) 或者聚对苯二甲酸乙二酯 (PET) 等透明绝缘材料,从而形成透明绝缘膜 12,该透明绝缘膜 12 的厚度尺寸为例如数 μm ~ 数十 μm 。

[0090] 再有,在透明绝缘膜 12 的靠近手一侧的边缘部,如图 3 所示,设置用于保护后述的导电线 14 以及接地线 15 的 2 个线保护部 12B。该各线保护部 12B 如图 5 所示,通过使透明绝缘膜 12 的靠近手一侧的边缘部的一部分向设置在基板 6 上的后述的连接部 16 延伸而形成。然后,该各个线保护部 12B 覆盖后述的导电线 14 以及接地线 15 的表面。

[0091] 2 根导电线 14 用于将各个透明导电膜 10、11 与连接器 16 内的信号端子之间进行电连接。该各个导电线 14 利用例如与透明电极 10、11 相同的透明导电材料来形成。于是,如图 5、图 6 所示,这些导电线 14 的后端一侧分别与透明电极 10、11 连接,前端一侧与线保护部 12B 一起通过显示窗 5 的靠近手一侧的端面与上方壳体 4 的开口部 4A 的靠近手一侧的边缘部之间的间隙,朝着筐体 2 内部向下延伸,分别与连接器 16 的信号端子连接。

[0092] 配置接地线 15,使其位于各个导电线 14 的左右方向的两侧,且分别离开该导电线 14 规定的距离。该各个接地线 15 由导电材料来形成。然后,该各个接地线 15 从导电线 14 的后端一侧向着前端一侧、与导电线 14 平行地延伸,其前端与连接器 16 的接地端子连接。由此,通过用接地线 15 来包围各个导电线 14,从而能够抑制放射噪声与流过各个导电线 14 的生物体信号重叠。

[0093] 2 个连接器 16 设置在基板 6 上。该各个连接器 16 通过连接线 17 来连接导电线 14 与后述的处理电路部 18,且将接地线 15 与设置于基板 6 的接地部 (未图示) 连接起来。即,在各个连接器 16 内,设置有连接导电线 14 与连接线 17 的信号端子、以及连接接地线 15 与基板 6 的接地部的接地端子 (都未图示)。

[0094] 处理电路部 18 设置在基板 6 上。该处理电路部 18 如图 7 所示,具有 2 个滤波器部 19、基线变动抑制部 20、差动放大部 21、运算部 22、信息显示电路 23、触摸面板驱动电路 24 以及控制部 25。

[0095] 即,滤波器部 19 设置于处理电路部 18 的输入端一侧,用于减轻从人的拇指所检测出的生物体信号中的噪声。即,滤波器部 19 通过导电线 14、连接器 16 的信号端子和连接线 17,分别与透明电极 10、11 连接,当人的拇指接触到透明电极 10、11 上的透明绝缘膜 12 的接触面 12A 时,用于减轻利用该人的拇指与透明电极 10、11 之间的电容耦合所检测出的生物体信号中所包含的噪声。

[0096] 这里,滤波器部 19 由低通滤波器构成。另外,滤波器部 19 中也可以附加高通滤波器。另外,为了减轻由差动放大部 21 所生成的心电信号的波形畸变,最好提高滤波器部 19 的输入阻抗,例如设为 $1\text{G}\Omega \sim 10\text{T}\Omega$ 。

[0097] 基线变动抑制部 20 设置于各个滤波器部 19 的后级。该基线变动抑制部 20 用于抑制由各个滤波器部 19 所输出的生物体信号的基线 (基准线) 的变动。

[0098] 差动放大部 21 通过对由基线变动抑制部 20 所输出的生物体信号进行差动放大,从而生成心电信号。该差动放大部 21 由例如包括运算放大器 (operational amplifier) 等的差动放大电路来构成。另外,通常使用的运算放大器的输入阻抗在 $1\text{G}\Omega$ 以上。因此,差动放大器 21 的输入阻抗成为 $1\text{G}\Omega$ 以上。然后,差动放大器 21 对由一个透明电极 10 从

人的左手拇指检测出的、且通过一侧的滤波器部 19 及基线变动抑制部 20 而输入的生物体信号；与由另一个透明电极 11 从人的右手拇指检测出的、且通过另一侧的滤波器部 19 及基线变动抑制部 20 而输入的生物体信号进行差动放大，从而生成心电信号。

[0099] 运算部 22 设置于差动放大部 21 的后级。该运算部 22 与控制部 25 一起由例如中央运算处理装置 (CPU) 来构成，根据由差动放大部 21 所生成的心电信号来算出心电图数据等生物体信息。

[0100] 信息显示电路 23 用于对显示面板 8 的液晶显示画面中的显示信息进行控制，且与显示面板 8 进行电连接。触摸面板驱动电路 24 用于驱动触摸面板 9，且与触摸面板 9 进行电连接。

[0101] 控制部 25 用于控制显示面板 8、运算部 22 等。具体而言，控制部 25 通过信息显示电路 23 来控制显示面板 8，将例如如图 8 所示的引导信息 31、箭头标记 32、操作按钮图像 33 等信息显示于液晶显示画面。这里，引导信息 31 是用于对使用者说明例如心电图的测定方法或测定姿势等的文字或图像的信息。

[0102] 另外，控制部 25 通过信息显示电路 23 来控制显示面板 8，将基于由运算部 22 算出的生物体信息、例如心电图数据的心电图波形等，显示于显示面板 8 的液晶显示画面。

[0103] 而且，控制部 25 根据通过触摸面板 9 输入的输入信息来控制运算部 22。具体而言，控制部 25 通过触摸面板驱动电路 24 来接收由触摸面板 9 所输出的接触检测信号，根据该接触检测信号中所包含的接触位置信息，来检测人的手指接触到显示窗 5 (透明绝缘膜 12) 的上表面中配置有透明电极 10、11 的部位、或者未配置有透明电极 10、11 的部位。然后，当控制部 25 检测到人的拇指分别接触到透明电极 10、11 上的透明绝缘膜 12 的接触面 12A 时，控制运算部 22 等，开始检测来自人的拇指的生物体信号、生成心电信号、并算出心电图数据等。

[0104] 本发明第一实施方式的心电信号检测装置 1 具有如上所述的结构，下面对其动作进行说明。

[0105] 首先，若使用者接通心电信号检测装置 1 的电源，则控制部 25 通过信息显示电路 23 来控制显示面板 8，将用于选择心电信号检测装置 1 的各种功能的菜单显示到液晶显示画面上。然后，若使用者用手指触摸显示窗 5 (透明绝缘膜 12)，来进行从菜单中选择心电图测定的操作，则控制部 25 通过触摸面板 9 及触摸面板驱动电路 24 来检测该选择操作。接着，控制部 25 通过信息显示电路 23 来操作显示面板 8，如图 8 所示，将引导信息 31、箭头标记 32 以及操作按钮图像 33 显示到液晶显示画面上。

[0106] 如图 2 所示，若使用者用双手拿住心电信号检测装置 1，以使双手的拇指接触到透明电极 10、11 上的透明绝缘膜 12 的接触面 12A，则控制部 25 通过触摸面板 9 及触摸面板驱动电路 24 来检测双手拇指接触到该接触面 12A 的情况。再然后，控制部 25 控制运算部 22 等，开始检测来自人的拇指的生物体信号、生成心电信号、并且计算出心电图数据等。

[0107] 由此，能够利用透明电极 10、11 分别检测出基于使用者的心脏活动而变化的生物体信号。即，接触到透明电极 10、11 上的透明绝缘膜 12 的接触面 12A 的使用者的双手拇指与透明电极 10、11 之间通过电容分别结合，生物体信号从拇指分别传递到透明电极 10、11。然后，分别传送到透明电极 10、11 的生物体信号通过导电线 14、连接器 16 的信号端子及连接线 17，被分别输入到处理电路部 18 的滤波器部 19。

[0108] 接着,滤波器部 19 降低生物体信号中所包含的噪声,基线变动抑制部 20 抑制生物体信号基线的变动。然后,差动放大部 21 对降低了噪声、且抑制了基线变动后的 2 个生物体信号进行差动放大,由此生成心电信号。而且,运算部 22 根据该心电信号进行运算处理,生成心电图数据等生物体信息。接着,控制部 25 通过信息显示电路 23 来控制显示面板 8,将生物体信息(例如基于心电图数据的心电图波形等)显示到液晶显示画面上。

[0109] 如上所说明的那样,本发明第一实施方式的心电信号检测装置 1 具有上表面被透明绝缘膜 12 覆盖的透明电极 10、11,且该心电信号检测装置 1 利用电容耦合来检测出生物体信号。由此,人的手指等不会直接接触到透明电极 10、11,且透明电极 10、11 不会暴露在外围大气中。因此,能够防止透明电极 10、11 上附着水分等,能够抑制透明电极 10、11 的劣化。所以,能够提高心电信号检测装置 1 的耐久性,延长使用寿命。

[0110] 另外,在心电信号检测装置 1 中,将用于检测生物体信号的电极作为由透明材料所形成的透明电极 10、11,将这些透明电极 10、11 配置到与显示面板 8 的液晶显示画面重合的显示窗 5 的上表面。这样,通过将用于检测生物体信号的电极作为透明电极,能够在与显示面板 8 重合的位置确保配置电极的空间,从而能够提高配置电极的位置的选择度。另外,通过将透明电极 10、11 配置在与显示面板 8 重合的位置上,能够容易确保要配置在筐体 2 的外表面的其他元器件(例如,操作按钮等)的配置空间。

[0111] 因而,如图 2 所示,能够实现心电信号检测装置 1 的小型化。而且,能够扩大显示面板 8 的显示画面面积,还能够提高心电信号检测装置 1 的设计自由度。

[0112] 并且,通过将透明电极 10、11 配置于显示窗 5 的表面,如图 8 所示,能够将引导信息 31 及箭头标记 32 等与透明电极 10、11 相邻显示,且能够将操作按钮图像 33 与透明电极 10、11 重合显示。由此,能够提高心电信号检测装置 1 的操作性,即使是普通的使用者也能够容易进行心电图测定。

[0113] 例如,利用箭头标记 32 及操作按钮图像 33 来告知使用者需要拇指按住的位置,并能够利用引导信息 31 来指导使用者在拇指按住的状态下需要保持静止的时间等。由此,即使使用者不重读心电信号检测装置 1 的使用说明书,也能够进行心电图测定。

[0114] 另外,在心电信号检测装置 1 中,利用触摸面板 9 来检测人的拇指与透明电极 10、11 上的透明绝缘膜 12 的接触面 12A 之间的接触,根据该检测结果,自动地开始检测生物体信号、生成心电信号、并计算出心电图数据等。由此,能够提高心电信号检测装置 1 的操作性。

[0115] 例如,因为仅在使用者使拇指接触到透明电极 10、11 上的透明绝缘膜 12 的接触面 12A 时,才能够开始心电图测定,因此,能够避免例如开始测定操作后着急地将手指按到电极上这样的动作、或者将手指按到电极上以后为了开始测定操作而必须让手指离开电极上的位置这样的复杂的动作。

[0116] 另外,普通人在日常生活中能够简便地使用小型的心电信号检测装置 1 来进行心电图测定。例如,通过对心电信号检测装置 1 追加便携式电话、便携式终端机、便携式游戏机、或者导航装置等日常生活中频繁使用的设备的功能(例如,将本发明具体实现作为安装有心电图测定功能的便携式电话),从而能够容易推进日常的心电图测定。

[0117] 另外,在上述第一实施方式中,例举了将 2 个透明电极 10、11 配置在显示窗 5 的上表面内的靠近手一侧的情况。由此,得到了一种所希望的结构,即,能够让人用双手拿住心

电信号检测装置 1 以使双手拇指分别准确地与透明电极 10、11 上的透明绝缘膜 12 的接触面 12A 接触的结构,但是透明电极的个数以及配置位置并不限于此。

[0118] 另外,与透明电极 10、11 上的透明绝缘膜 12 的接触面 12A 接触的人的部位不限于拇指,也可以是食指、中指等或者手掌,只要根据与透明电极上的透明绝缘膜的接触面接触的人的部位来适当地设定透明电极的个数或者配置位置即可。

[0119] 在上述第一实施方式中,例举了这样的情况,即,不仅在透明电极 10、11 的上表面,在显示窗 5 的上表面之中未形成有透明电极 10、11 的部位,也涂敷透明绝缘膜 12,但是本发明并不限于此。也可以仅在透明电极 10、11 的上表面设置透明绝缘膜 12。

[0120] 而且,在上述第一实施方式中,例举了采用具有液晶显示画面的显示面板 8 的情况,但是也可以采用等离子显示面板、有机 EL(Electroluminescence:电致发光)显示面板、无机 EL 显示面板、场致发射显示面板、MEMS(Micro Electro Mechanical Systems:微机电系统)显示面板、电子纸(Electronic Paper),来代替该显示面板 8。

[0121] 接着,根据图 9 对本发明第二实施方式进行说明。如图 9 所示,本发明第二实施方式的心电信号检测装置 41 具有利用树脂等绝缘材料形成的筐体 42,在形成于该筐体 42 的上表面的开口部 42A 安装有显示窗 43,在该显示窗 43 的下方设置有显示面板 44。另外,在筐体 42 的上表面设置有由树脂等绝缘材料所形成的操作按钮 45。

[0122] 而且,心电信号检测装置 41 具有 2 个用于检测生物体信号的电极 46、47。一个电极 46 是与第一实施方式中的透明电极 10 相同的透明电极,且配置于显示窗 43 的上表面内的靠近左手一侧。然后,在该电极 46 的上表面设置有由透明的绝缘材料所形成的绝缘膜 48,在绝缘膜 48 上,与抵接于电极 46 的面相反的面成为与人的拇指接触的接触面。

[0123] 另外,另一个电极 47 是由透明或不透明的导电材料所形成的电极,且配置于操作按钮 45 的表面上。然后,在该电极 47 的上表面涂敷有由透明或不透明的绝缘材料所形成的绝缘膜 49,在绝缘膜 49 上,与抵接于电极 47 的面相反的面成为与人的拇指接触的接触面。电极 46、47 都是通过电容耦合来从人的拇指检测出生物体信号的电极。

[0124] 而且,在筐体 42 的内部,收纳有与图 7 所示的处理电路部 18 相同的处理电路部(未图示),该处理电路部具有这样的功能,即,当按下操作按钮 45 时,开始检测生物体信号、生成心电信号、并且计算出心电图数据等。

[0125] 另外,所述处理电路部在显示面板 44 的显示画面中的与电极 46 对应的位置,显示该位置表示是使用者左手拇指要接触的地方的标记 50,同时在该显示画面,显示如下的引导信息(未图示),例如“请将左手拇指按在下面的标记上,将右手拇指按在操作按钮上,按下操作按钮,然后保持 5 秒钟”。

[0126] 本发明第二实施方式的心电信号检测装置 41 具有如上所述的结构,下面对其动作进行说明。即,使用者根据显示于显示面板 44 的显示画面上的引导信息等,使双手拇指分别接触电极 46 上的绝缘膜 48 的接触面、以及电极 47 上的绝缘膜 49 的接触面,然后利用与绝缘膜 49 的接触面接触的拇指来按下操作按钮 45。由此,开始检测生物体信号、生成心电信号、并且计算出心电图数据等。然后,将基于所算出的心电图数据的心电图波形等显示于显示面板 44 的显示画面上。

[0127] 如上所述,根据本发明第二实施方式的心电信号检测装置 41,在用于检测生物体信号的电极 46、47 上设置绝缘膜 48、49,利用这样的结构能够抑制电极 46、47 的劣化,并且

能够提高心电信号检测装置 41 的耐久性。

[0128] 另外,将电极 46 和绝缘膜 48 形成为透明的,并且将电极 46 和绝缘膜 48 配置在与显示面板 44 重合的显示窗 43 的上表面,利用这样的结构能够实现心电信号检测装置 41 的小型化。

[0129] 而且,通过将电极 47 配置在操作按钮 45 上,能够提高心电信号检测装置 41 的操作性。例如,使用者在使拇指与位于电极 46、47 上的绝缘膜 48、49 接触的状态下,按下操作按钮 45 来开始心电图测定。

[0130] 另外,在上述第二实施方式中,例举了将电极 47 配置在操作按钮 45 上的例子,但是也可以取而代之而将电极 47 埋入操作按钮 45 的内部。这种情况下,覆盖电极 47 的上表面的操作按钮 45 的上表面一侧的部位相当于绝缘膜 49。

[0131] 接着,根据图 10 对本发明第三实施方式进行说明。如图 10 所示,本发明第三实施方式的心电信号检测装置 61 具有利用树脂等绝缘材料形成的筐体 62,在形成于该筐体 62 的上表面的开口部 62A 安装有显示窗 63,在该显示窗 63 的下方设置有显示面板 64。另外,在筐体 62 的上表面设置有由树脂等绝缘材料所形成的操作按钮 65、66。

[0132] 然后,在操作按钮 65、66 的上表面分别设置有助于检测生物体信号的 2 个电极 67、68。各个电极 67、68 由透明或者不透明的导电材料来形成。另外,在电极 67、68 的上表面涂敷有由透明或不透明的绝缘材料所形成的绝缘膜 69、70。于是,在这些绝缘膜 69、70 上,与抵接于电极 67、68 的面相反的面成为与人的拇指接触的接触面。这些电极 67、68 是利用与绝缘膜 69、70 的接触面接触的人的拇指和电极 67、68 之间的电容耦合来检测人的生物体信号的电极。

[0133] 而且,在筐体 62 的内部,收纳有与图 7 所示的处理电路部 18 相同的处理电路部(未图示),该处理电路部具有这样的功能,即,当按下操作按钮 65 或者操作按钮 66 时,开始检测生物体信号、生成心电信号、并且计算出心电图数据等。

[0134] 根据具有上述结构的本发明第三实施方式的心电信号检测装置 61,在电极 67、68 的上表面设置有绝缘膜 69、70,从而能够抑制电极 67、68 的劣化,并且能够提高心电信号检测装置 61 的耐久性。

[0135] 另外,通过将电极 67、68 配置在操作按钮 65、66 的表面上,使用者能够在使拇指与电极 67、68 上的绝缘膜 69、70 接触的状态下,按下操作按钮 65 或者操作按钮 66 来开始心电图测定。由此,能够提高心电信号检测装置 61 的操作性。

[0136] 另外,在上述第三实施方式中,例举了将电极 67、68 配置在操作按钮 65、66 的上表面的情况,但是也可以取而代之而将电极 67、68 埋入操作按钮 65、66 的内部。这种情况下,覆盖电极 67、68 的上表面的操作按钮 65、66 的上表面一侧的部位相当于绝缘膜 69、70。

[0137] 另外,在上述第三实施方式中,虽然例举了在操作按钮 65、66 的上表面分别配置有电极 67、68 的情况,但是本发明并不仅限于此。例如,也可省去操作按钮 65,在筐体 62 的上表面直接成膜来形成电极 67,在该电极 67 上涂敷有绝缘膜 69。

[0138] 另外,也可以省去操作按钮 65 而将电极 67 埋入筐体 62 的上表面一侧的内部。这种情况下,覆盖电极 67 的上表面的筐体 62 的上表面一侧的部位相当于绝缘膜 69。

[0139] 接着,根据图 11 对本发明第四实施方式进行说明。如图 11 所示,本发明第四实施方式的心电信号检测装置 81 具有利用树脂等绝缘材料形成的筐体 82,在形成于该筐体 82

的上表面的开口部 82A 安装有显示窗 83,在该显示窗 83 的下方设置有显示面板 84。另外,在筐体 82 的上表面设置有由树脂等绝缘材料所形成的操作按钮 85。

[0140] 然后,用于检测生物体信号的 2 个电极 86、87 之中,将一个电极 86 埋设于筐体 82 的左侧面板 82B。另外,在筐体 82 上,覆盖埋设于左侧面板 82B 的电极 86 的上表面(朝向左方的表面)的绝缘部位 88 相当于绝缘膜。

[0141] 而且,另一个电极 87 配置于操作按钮 85 的上表面,在该电极 87 上涂敷有绝缘膜 89。也可以将电极 87 埋入操作按钮 85 内。

[0142] 根据具有这样结构的本发明第四实施方式,能够得到与上述第二实施方式几乎相同的效果。特别是通过将一个电极 86 配置于筐体 82 的左侧面,如图 11 所示,能够用左手从心电信号检测装置 81 的底侧将其拿住,同时使左手拇指与电极 86 上的绝缘部位 88 接触,能够以稳定的姿势来进行心电图测定。

[0143] 接着,根据图 12 至图 18 对本发明第五实施方式进行说明。另外,在第五实施方式中,对于与所述第一实施方式相同的结构单元标有相同的标号,并省略其说明。

[0144] 如图 12 所示,本发明第五实施方式的心电信号检测装置 91 具有处理电路部 92。然后,处理电路部 92 与第一实施方式的处理电路部 18 一样,具有后述的 2 个滤波器部 93、基线变动抑制部 20、差动放大部 21、运算部 22、控制部 25 等。

[0145] 滤波器部 93 设置于处理电路部 92 的输入端一侧。即,滤波器部 93 的输入端子 93A 通过导电线 14、连接器 16 的信号端子及连接线 17 分别与透明电极 10、11 连接,滤波器部 93 的输出端子 93B 通过基线变动抑制部 20 与差动放大部 21 的输入端连接。于是,人的拇指接触到透明电极 10、11 上的透明绝缘膜 12 的接触面 12A 时,滤波器部 93 降低利用该人的拇指与透明电极 10、11 的电容耦合而检测出的生物体信号中所包含的噪声。

[0146] 这里,滤波器部 93 由例如低通滤波器(low pass filter)来构成。具体而言,该滤波器部 93 如图 13 所示,具有:例如运算放大器 93C;串联连接在该运算放大器 93C 的同相端子与输入端子 93A 之间的第 1、第 2 电阻 93D、93E;连接在第 1、第 2 电阻 93D、93E 之间的连接点与运算放大器 93C 的输出端子之间的第 1 电容器 93F;以及连接在运算放大器 93C 的同相端子与接地之间的第 2 电容器 93G,由连接在反相端子与输出端子之间的 Sallen-Key 电路构成的。这时,滤波器部 93 的截止频率由电阻 93D、93E 的电阻值 R1、R2、以及电容器 93F、93G 的电容值 C1、C2 来决定。

[0147] 箝位电路 94 与滤波器部 93 的输入端子 93A 连接。该箝位电路 94 具有:作为直流稳压源的接地 94A;以及连接在该接地 94A 与输入端子 93A 之间的作为高阻抗元件的二极管 94B、94C。这时,以二极管 94B、94C 面对面的状态进行串联连接,使其正向互相相反。因此,二极管 94B、94C 的负极彼此连接,且二极管 94B 的正极与接地 94A 连接,二极管 94C 的正极与输入端子 93A 连接。

[0148] 因此,二极管 94B 对于电压高于接地电压的电信号具有反向特性,作为高阻抗具有例如 $100\text{M}\Omega$ 以上的电阻值 R0。另一方面,二极管 94C 对于电压低于接地电压的电信号具有反向特性,作为高阻抗具有例如 $100\text{M}\Omega$ 以上的电阻值 R0。于是,箝位电路 94 将成为其连接端的输入端子 93A 的基准电位固定为作为一定电压的接地电压。

[0149] 这里,将从箝位电路 94 的连接端观察差动放大部 21 时的阻抗设定为大于箝位电路 94 的阻抗(电阻值 R0)的值。具体而言,箝位电路 94 的阻抗主要由二极管 94B、94C 的

反向特性的电阻值 R_0 来决定。另外,该电阻值 R_0 一般是比滤波器部 93 的运算放大器 93C 的同相端子(输入端子)的输入阻抗即 $1G\Omega$ 以上要小的值。因此,从透明电极 10、11 观察差动放大器 21 时的阻抗由二极管 94B、94C 来决定。

[0150] 所以,接着讨论二极管 94B、94C 的电阻值 R_0 。如同心电信号检测装置 91 那样利用生物体与透明电极 10、11 的电容耦合来测量生物体信号的情况下,滤波器部 93 的输入端子 93A 上的损耗取决于生物体与透明电极 10、11 之间的电容值 C_0 和箝位电路 94 的电阻值 R_0 。因此,若未适当地选择电容值 C_0 及电阻值 R_0 ,则在生物体信号的频带中会产生损耗。

[0151] 这时,透明电极 10、11 的大小与生物体接触部分即手指尖差不多。因此,透明电极 10、11 是一边边长为 $10\text{mm} \sim 30\text{mm}$ 左右的长方形,或者是直径为 $10\text{mm} \sim 30\text{mm}$ 左右的椭圆形。另外,透明电极 10、11 被例如厚度尺寸具有数 $\mu\text{m} \sim$ 数十 μm 左右的透明绝缘膜 12 所覆盖。因此,生物体与透明电极 10、11 之间所产生的电容值 C_0 在 $70\text{pF} \sim 600\text{pF}$ 左右。

[0152] 对于这样的电容值 C_0 ,为了能够检测出生物体信号,必须减小生物体信号的波形畸变,同时要减小放射噪声的影响。为了满足这样的条件,电阻值 R_0 必须大于边界线 X。即,电阻值 R_0 必须位于图 14 中的 B 区域。

[0153] 具体而言,当电阻值 R_0 位于图 14 中的 A 区域时,如图 15 中的特性线 a 所示,在生物体信号的频带即 $0.1 \sim 200\text{Hz}$ 处损耗变大。在这种情况下,如图 16 所示,相对于无损耗的理想生物体信号 S_0 ,生物体信号 S 的畸变变大,无法检测出适当的生物体信号。

[0154] 与此不同的是,当电阻值 R_0 位于图 14 中的边界线 X 附近时,如图 15 中的特性线 x 所示,在生物体信号的频带即 $0.1 \sim 200\text{Hz}$ 处损耗变小。在这种情况下,如图 17 所示,生物体信号 S 的畸变也变小,生物体信号 S 的波形接近理想的生物体信号 S_0 。另外,因为电阻值 R_0 变得比 A 区域大,所以放射噪声 NG 的影响也变小。由此,虽然难以检测出生物体信号的详细波形,但是能够检测出生物体信号的峰值。

[0155] 当电阻值 R_0 位于图 14 中的 B 区域时,如图 15 中的特性线 b 所示,在生物体信号的频带即 $0.1 \sim 200\text{Hz}$ 处损耗进一步下降。在这种情况下,如图 18 所示,生物体信号 S 的波形几乎与理想的生物体信号 S_0 的波形相同地变化,生物体信号 S 的畸变以及放射噪声 NG 的影响也进一步下降。结果,为了减少生物体信号的畸变,同时减少放射噪声 NG 的影响,电阻值 R_0 就必须包含在图 14 的 B 区域中。即,电阻值 R_0 必须在例如 $100M\Omega$ 以上。

[0156] 这里,对于一般的箝位电路所使用的电阻元件,即使电阻值较大也就数 $M\Omega$ 左右,无法得到上述那样的 $100M\Omega$ 以上的高阻抗。因此,在使用一般的电阻元件的情况下,生物体信号 S 的畸变会变大,信噪比会降低。与此不同的是,在本实施方式的箝位电路 94 中,利用二极管 94B、94C 的反向特性,作为电阻值 R_0 实现了 $100M\Omega$ 以上的高阻抗。

[0157] 具体而言,在本实施方式中,根据透明电极 10、11 的大小得到的生物体信号的电压为 $1 \sim 2\text{mV}$ 左右。这时,如图 13 所示,若将二极管 94B、94C 面对面地连接,则利用反向特性向二极管 94B、94C 中的任一个施加 $1 \sim 2\text{mV}$ 的反向电压。另一方面,二极管 94B、94C 的击穿电压通常为 1V 左右。因此,由于反向电压比击穿电压足够小,所以在二极管 94B、94C 中没有电流流过。结果,二极管 94B、94C 起到了例如 $100M\Omega$ 以上的高阻抗元件的作用。由此,在本实施方式中,能够检测出畸变较小、信噪比较好的生物体信号 S。

[0158] 另外,上述的来自外部的放射噪声 NG 主要包含商用电源的噪声(50Hz 或者 60Hz)、以及其高次谐波(50Hz 或者 60Hz 的整数倍)的噪声(200Hz 以上)。这里,由于商用电源

的噪声对于 2 个透明电极 10、11 是以同相施加,因此利用差动放大器 21 相互抵消。此外的 200Hz 以上的噪声可以利用滤波器部 93 来除去。因此,滤波器部 93 的截止频率被设定为 200Hz 以上的适当值。

[0159] 根据具有这样结构的本发明第五实施方式,能够得到与上述第一实施方式几乎相同的效果。另外,在利用透明电极 10、11 与生物体的电容耦合来检测生物体信号的情况下,若从透明电极 10、11 观察差动放大部 21 时的输入阻抗较低,则在生物体信号的频率区域损耗会变大,会变得难以检测出生物体信号。另外,若不固定滤波器部 93 的输入端子 93A 的基准电位,则生物体信号的中心电位的变动会变大,变得难以测定稳定的心电信号。与不同的是,在第五实施方式中,由于能够利用箝位电路 94 来对位于差动放大部 21 的输入端的前级一侧的滤波器部 93 的输入端子 93A 的基准电位进行固定,所以能够减小生物体信号的中心电位的变动。

[0160] 另外,由于利用作为高阻抗元件的二极管 94B、94C 来构成箝位电路 94,同时将从箝位电路 94 的连接端观察差动放大部 21 的输入端时的阻抗设定为大于箝位电路 94 的阻抗(电阻值 R_0),所以能够降低在生物体信号的频率区域中的损耗。而且,由于利用箝位电路 94 来固定差动放大部 21 的前级一侧的基准电位,所以能够减小生物体信号的中心电位的变动。因此,能够检测出信噪比较好、且稳定的生物体信号。

[0161] 接着,根据图 19 及图 20 对本发明第六实施方式进行说明。另外,在第六实施方式中,对于与所述第一实施方式相同的结构单元标有相同的标号,并省略其说明。

[0162] 如图 19 所示,本发明第四实施方式的心电信号检测装置 101 具有处理电路部 102。然后,处理电路部 102 与第一实施方式的处理电路部 18 一样,具有 2 个滤波器部 103、基线变动抑制部 20、差动放大部 21、运算部 22、控制部 25 等。

[0163] 这里,滤波器部 103 的输入端子 103A 分别与透明电极 10、11 连接,滤波器部 103 的输出端子 103B 通过基线变动抑制部 20 分别与差动放大部 21 的输入端连接。另外,滤波器部 103 几乎与例如第五实施方式的滤波器部 93 相同,构成了低通滤波器,该低通滤波器利用运算放大器 103C、第 1、第 2 电阻 103D、103E、以及第 1、第 2 电容器 103F、103G 由 Sallen-Key 电路来构成。而且,滤波器部 103 设置于处理电路部 102 的输入端一侧,用于减轻生物体信号中的噪声。

[0164] 箝位电路部 104 与滤波器部 103 的输入端子 103A 连接。该箝位电路部 104 利用 2 个箝位电路 105、106 来构成。

[0165] 这里,如图 20 所示,第 1 箝位电路 105 具有:作为第 1 直流稳压源的接地 105A;以及作为连接在该接地 105A 与输入端子 103A 之间的第 1 高阻抗元件的二极管 105B。这时,二极管 105B 的正极与接地 105A 连接,二极管 105B 的负极与输入端子 103A 连接。因此,二极管 105B 对于电压高于接地电压的电信号具有反向特性,作为高阻抗具有例如 $100M\Omega$ 以上的电阻值 R_0 。

[0166] 另一方面,第 2 箝位电路 106 具有:作为第 2 直流稳压源的例如运算放大器 103C 的驱动电压源 106A;以及作为连接在该驱动电压源 106A 与输入端子 103A 之间的第 2 高阻抗元件的二极管 106B。这时,二极管 106B 的正极与输入端子 103A 连接,二极管 106B 的负极与驱动电压源 106A 连接。因此,二极管 106B 对于电压低于驱动电压源 106A 的驱动电压 V_{cc} 的电信号具有反向特性,作为高阻抗具有例如 $100M\Omega$ 以上的电阻值 R_0 。

[0167] 这里,将从箝位电路 105、106 的连接端观察差动放大部 21 时的阻抗设定为高于箝位电路 105、106 的阻抗(电阻值 R_0) 的值。具体而言,与滤波器部 103 的运算放大器 103C 的同相端子(输入端子)的输入阻抗即 $1G\Omega$ 以上的值相比,成为箝位电路 105、106 的阻抗的二极管 105B、106B 的反向特性的电阻值 R_0 较小。

[0168] 于是,箝位电路 105、106 将成为其连接端的输入端子 103A 的基准电位固定为一定电压,该一定电压是在驱动电压 V_{cc} 与接地电压之间预先确定的值。

[0169] 根据具有这样结构的本发明第六实施方式,能够得到与上述第一、第五实施方式几乎相同的效果。特别是在第六实施方式中,与滤波器部 103 的输入端子 103A 连接有多个箝位电路 105、106。因此,能够将滤波器部 103 的输入端子 103A 的基准电位设定为在第 1 箝位电路 105 的接地电压与第 2 箝位电路 106 的驱动电压 V_{cc} 之间的范围内的任意值。结果,考虑到利用例如滤波器部 103 的运算放大器 103C 而可放大的范围以及生物体信号的大小等,能够将滤波器部 103 的输入端子 103A 的基准电位设定为适当的值。

[0170] 另外,在上述第五实施方式的箝位电路 94 中,是 2 个二极管 94B、94C 的负极之间互相连接的结构。但是,本发明并不仅限于此,例如如图 21 所示的第七实施方式的箝位电路 111 那样,也可以是与接地 111A 连接的 2 个二极管 111B、111C 的正极之间互相连接的结构。另外,也可以将面对面的二极管 94B、94C 或者 111B、111C 作为一组,再将多组串联连接。这些第五、第七实施方式的二极管 94B、94C、111B、111C 也适用于第六实施方式的箝位电路 105、106 的二极管 105B、106B(高阻抗元件)。

[0171] 另外,在上述第六实施方式的箝位电路 105、106 中,高阻抗元件使用单一的二极管 105B、106B 来构成。但是,本发明并不仅限于此,也可以是例如如图 22 所示的第八实施方式的箝位电路 121、122 那样,在接地 121A、驱动电压源 122A 之间,采用正向相同且多个二极管 121B、122B 分别串联连接的结构。这种情况下,相邻的 2 个二极管 121B、122B 分别将负极和正极连接。由此,不仅二极管 121B、122B 的反向电流变小,而且能够容易提高箝位电路 121、122 的电阻值。

[0172] 另外,在第五至第八实施方式中,虽然作为高阻抗元件采用二极管 94B、94C、105B、106B、111B、111C、121B、122B,但是也可以采用例如下述结构来代替二极管 94B、94C、105B、106B、111B、111C、121B、122B;即,使双极型晶体管的基极与集电极短路而利用基极—发射极之间的特性,或者使场效应晶体管的栅极与源极短路而利用栅极—源极之间的特性。

[0173] 而且,作为高阻抗元件,还能够采用高电阻元件、高电阻半导体膜等。在对高电阻半导体膜进行成膜时,可以采用例如溅射法、CVD 法、MBE 法、蒸镀法等,也可以采用其他的成膜方法。作为高电阻半导体膜,可以是例如氧化物半导体膜,也可以是其他的高电阻半导体膜。另外,也可以使用硅、砷化镓等来形成绝缘体的基板,同时降低该基板的电阻以形成高阻抗元件。作为降低基板电阻的方法,可以考虑利用例如热扩散法、离子注入法等对基板添加杂质的方法。

[0174] 另外,在第六实施方式中,其结构为与透明电极 10、11 连接有相同的箝位电路 105、106。但是,本发明并不仅限于此,也可以是与 2 个透明电极连接有互不相同的箝位电路的结构。在这种情况下,对于与一个透明电极连接的第 1 箝位电路的第 1 直流稳压源、和与另一个透明电极连接的第 1 箝位电路的第 1 直流稳压源,也可以是互不相同的电位。同样地,对于与一个透明电极连接的第 2 箝位电路的第 2 直流稳压源、和与另一个透明电极连

接的第2箝位电路的第2直流稳压源,也可以是互不相同的电位。另外,箝位电路105、106的二极管105B、106B的电阻值R0也可以是互不相同的值。

[0175] 另外,在第五、第六实施方式中,用于除去放射噪声的滤波器93、103是利用包括具有高输入阻抗的运算放大器93C、103C的有源滤波器来构成的,也可以由省去运算放大器后的无源滤波器来构成。

[0176] 另外,在第五、第六实施方式中,其结构为与第一实施方式的透明电极10、11连接有箝位电路94、105、106。但是,本发明并不仅限于此,也可以是与第二至第四实施方式的电极46、47、67、68、86、87连接有箝位电路的结构。

[0177] 另外,在上述各个实施方式中,例举了在安装于心电信号检测装置1、41、61、81、91、101的筐体2、42、62、82的显示窗5、43、63、83的上表面、或者操作按钮45、65、66、85的上表面等上设置用于检测生物体信号(心电信号)的电极10、11、46、47等的情况,但是本发明并不仅限于此。本发明能够适用于具有多个检测传感器的心电信号检测装置,该多个检测传感器具有:例如软线;设置在该软线的前端部的电极;以及设置在该电极上(电极的前端面上)、且其与抵接于该电极的面相反的面成为与生物体接触的接触面的绝缘膜。

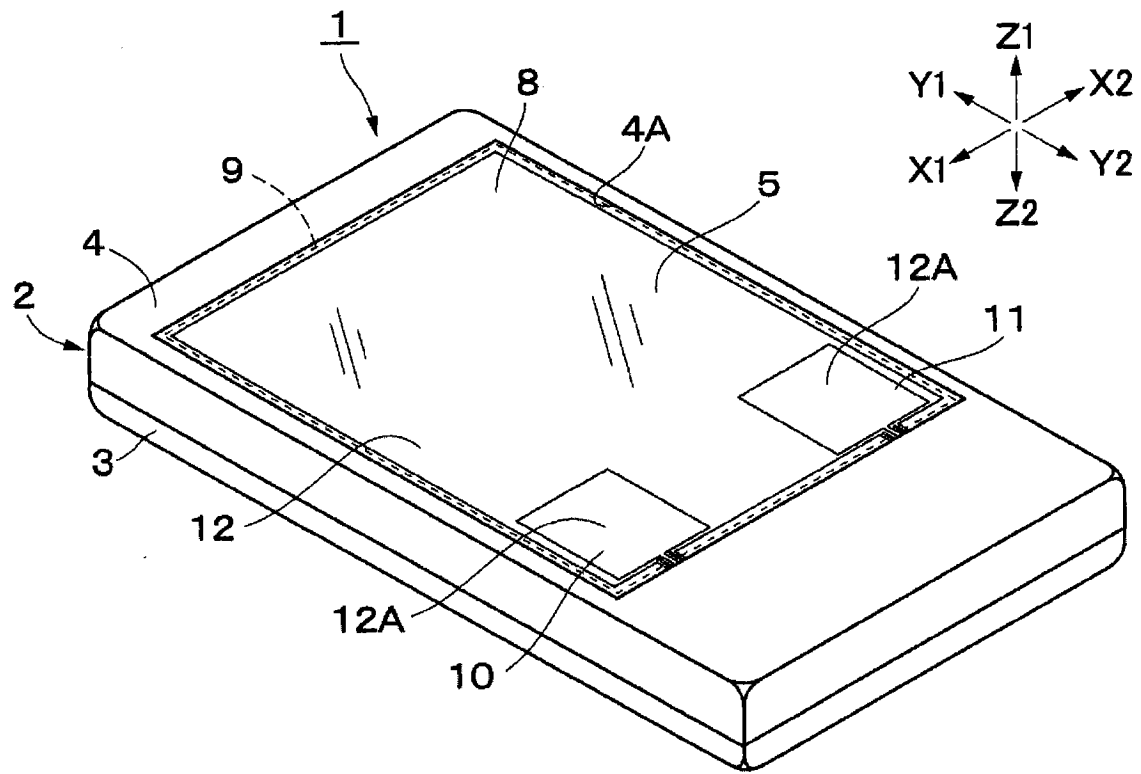


图 1

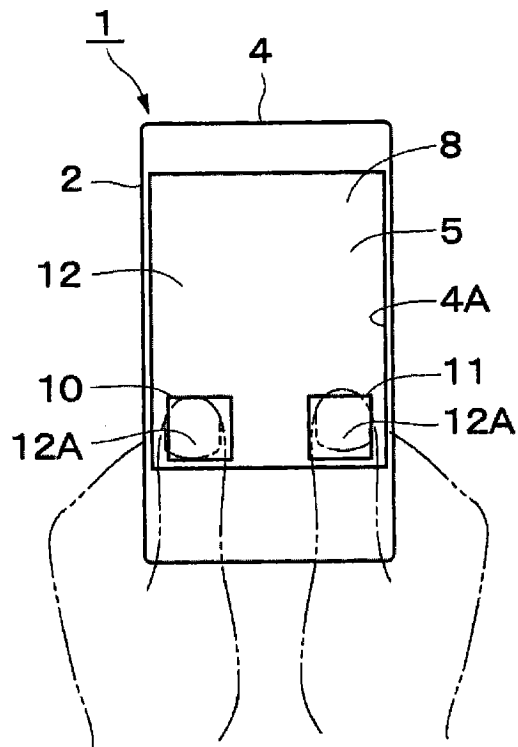


图 2

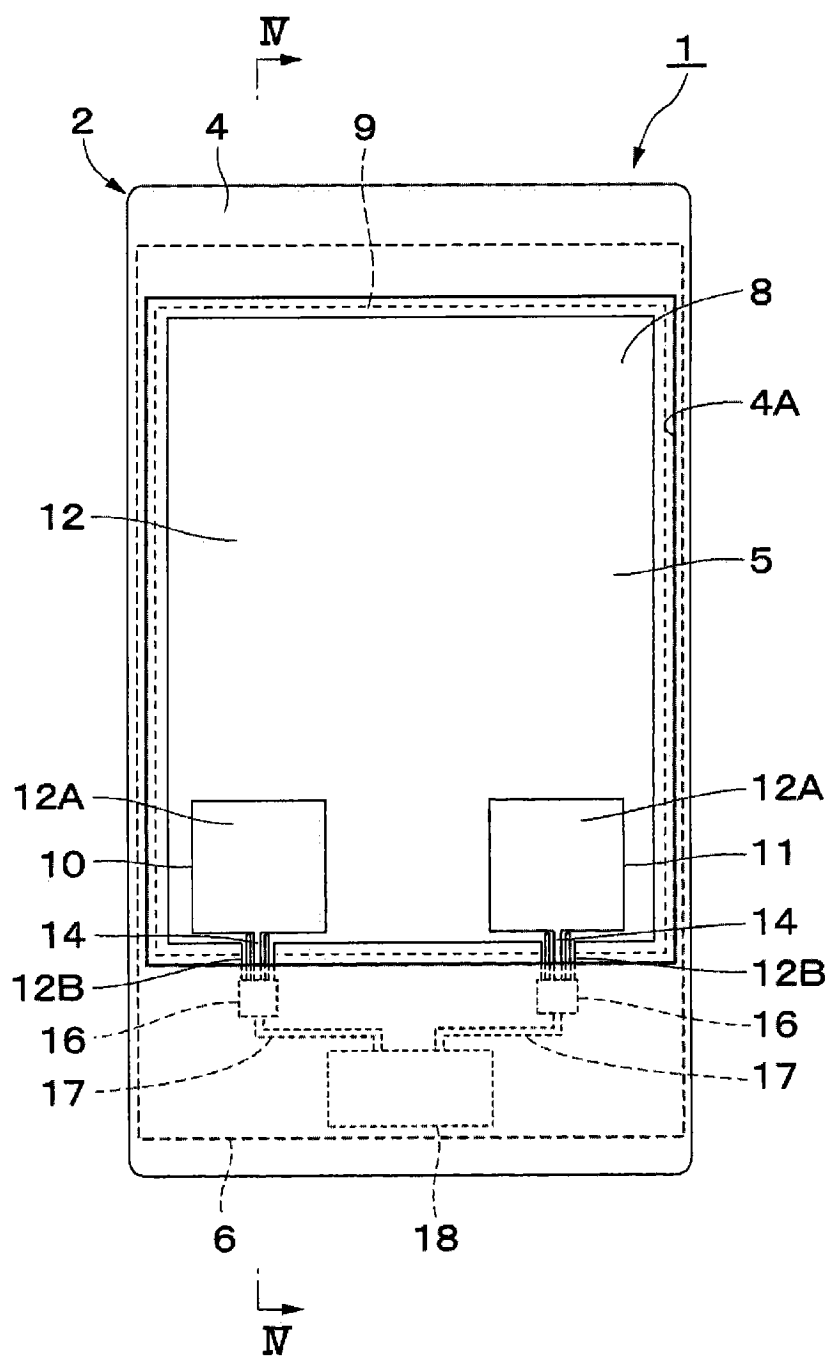


图 3

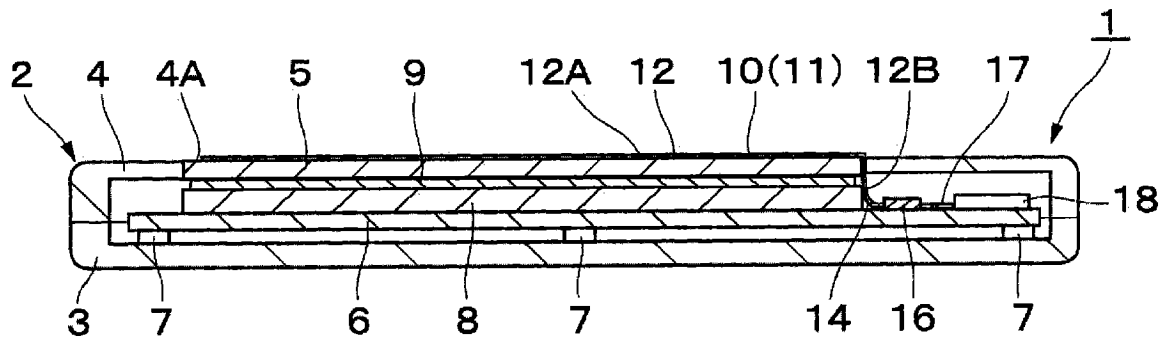


图 4

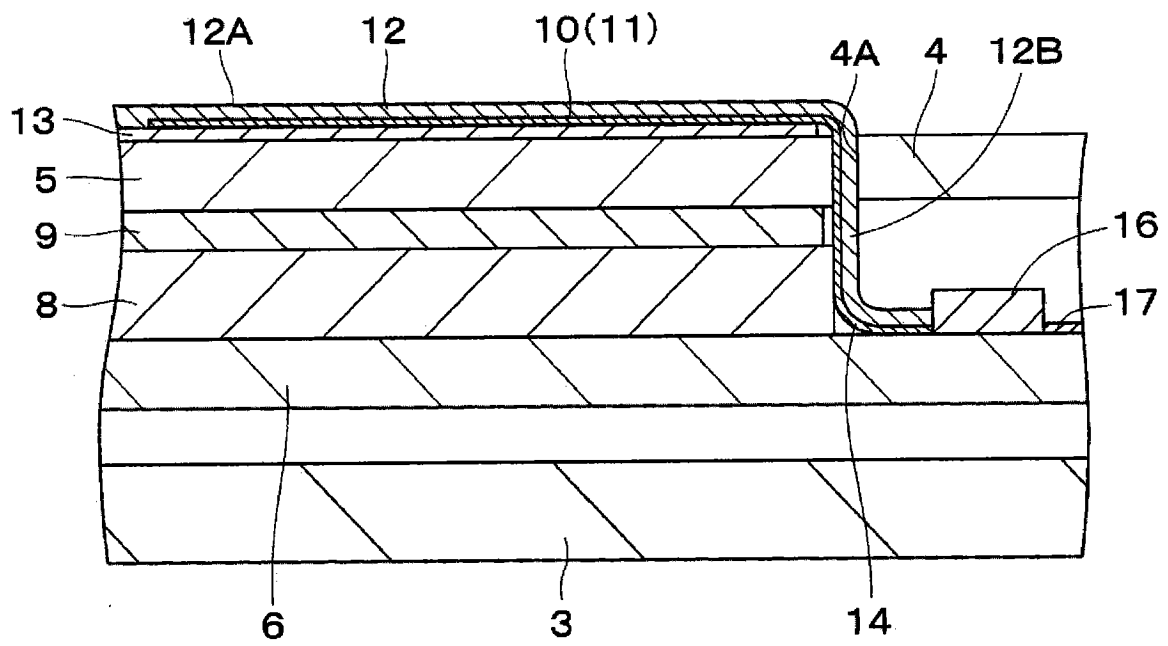


图 5

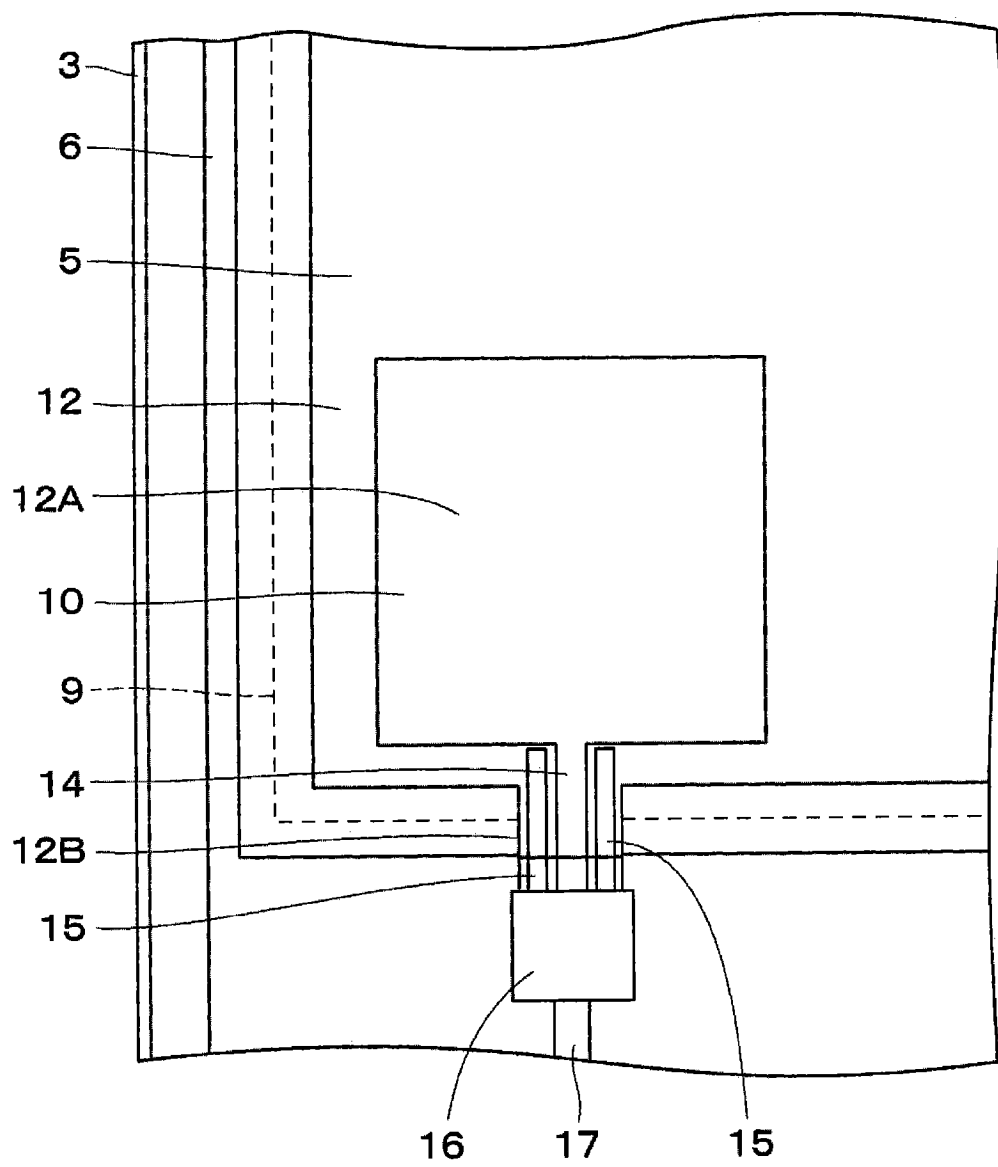


图 6

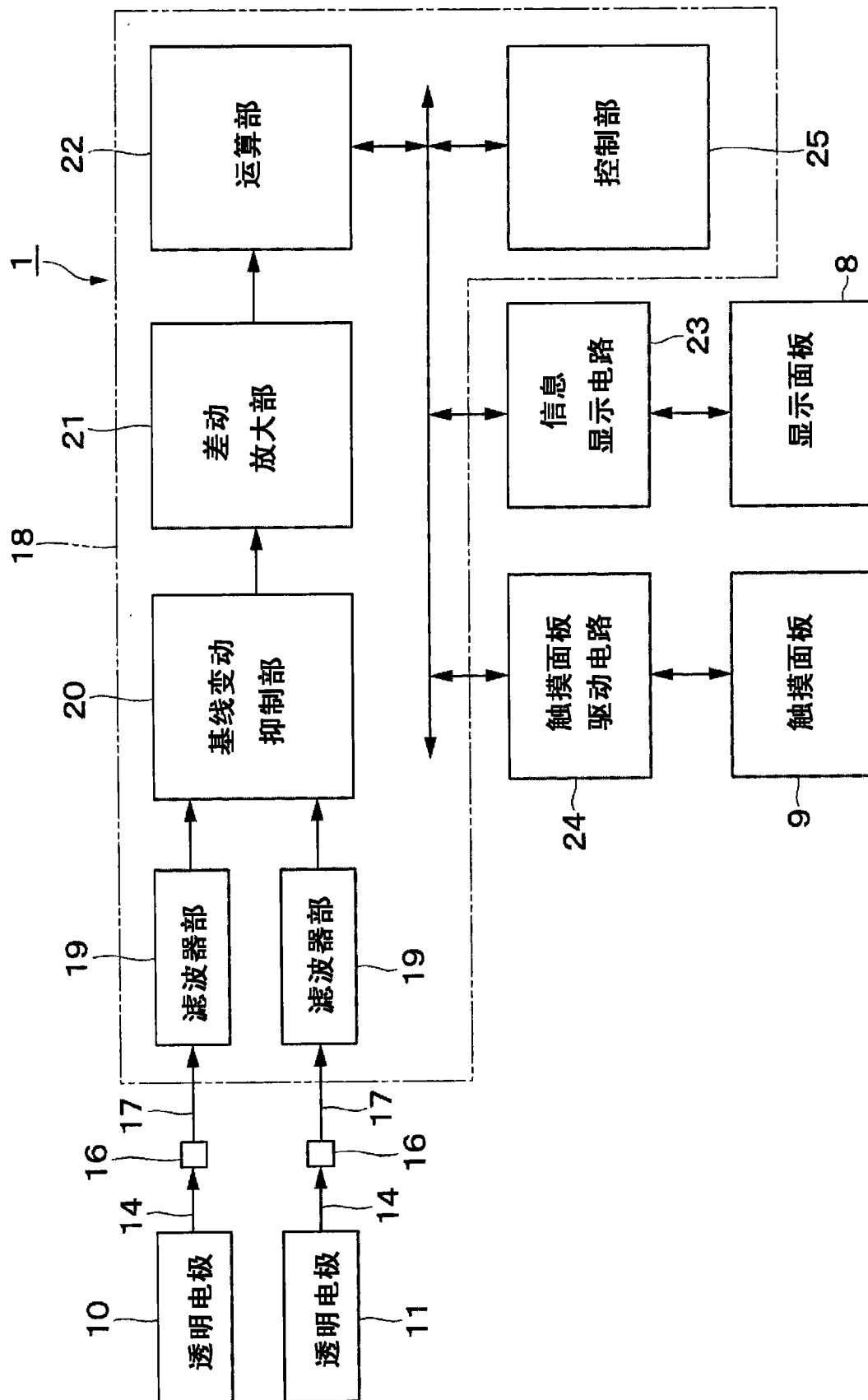


图 7

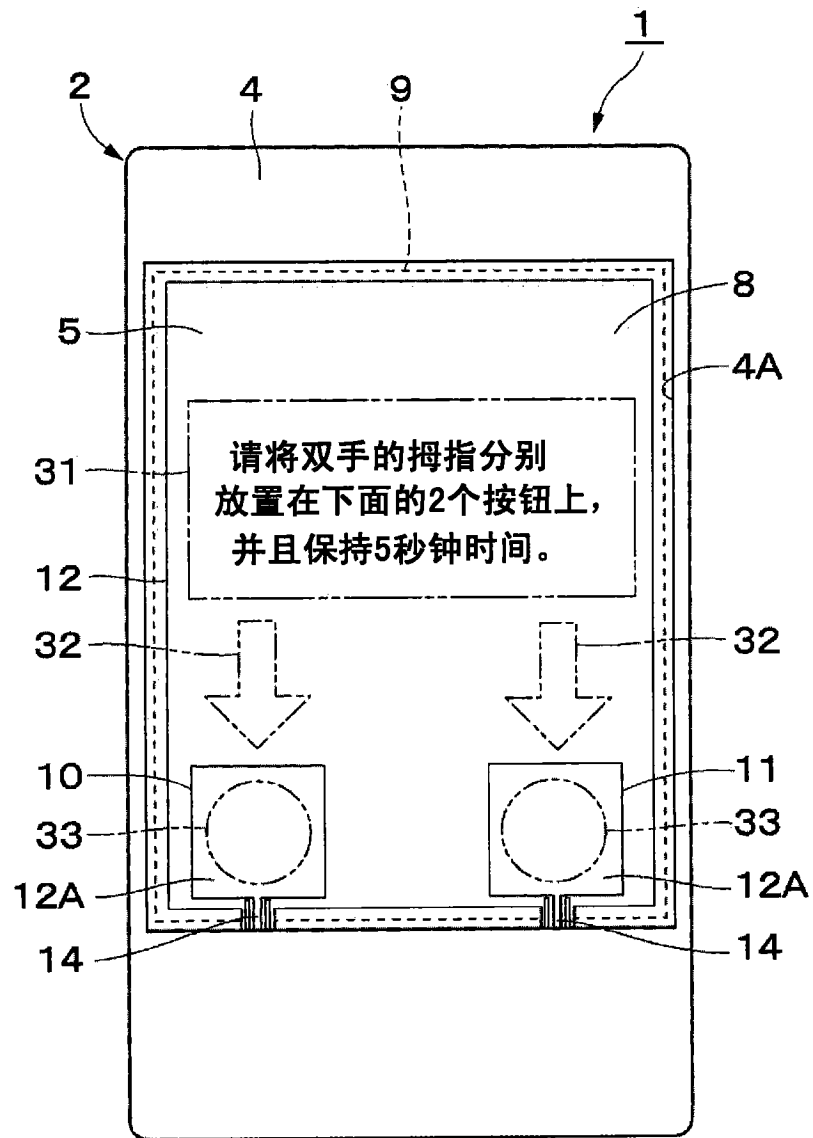


图 8

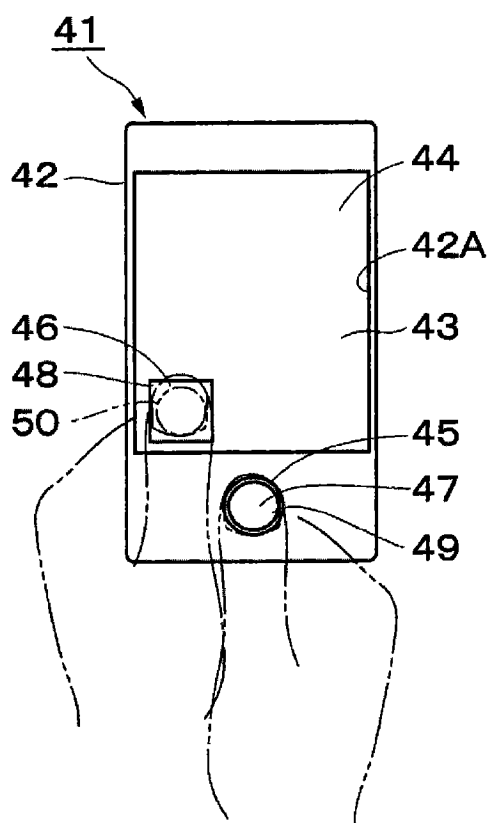


图 9

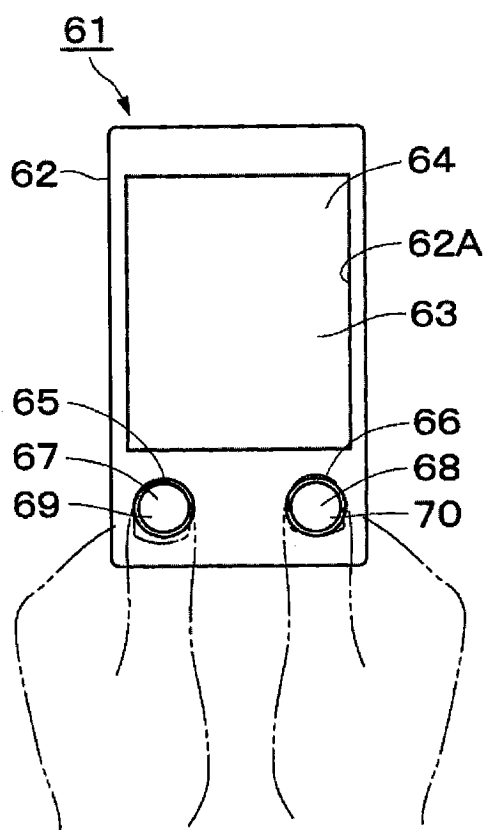


图 10

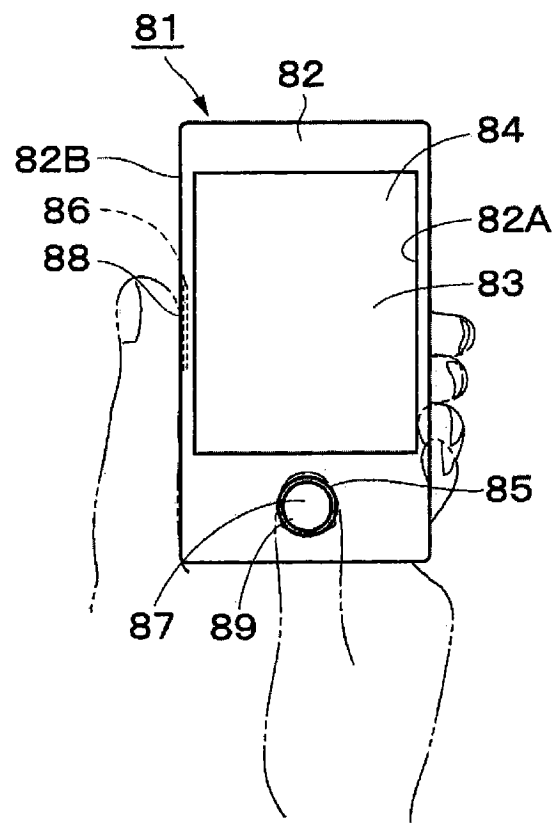


图 11

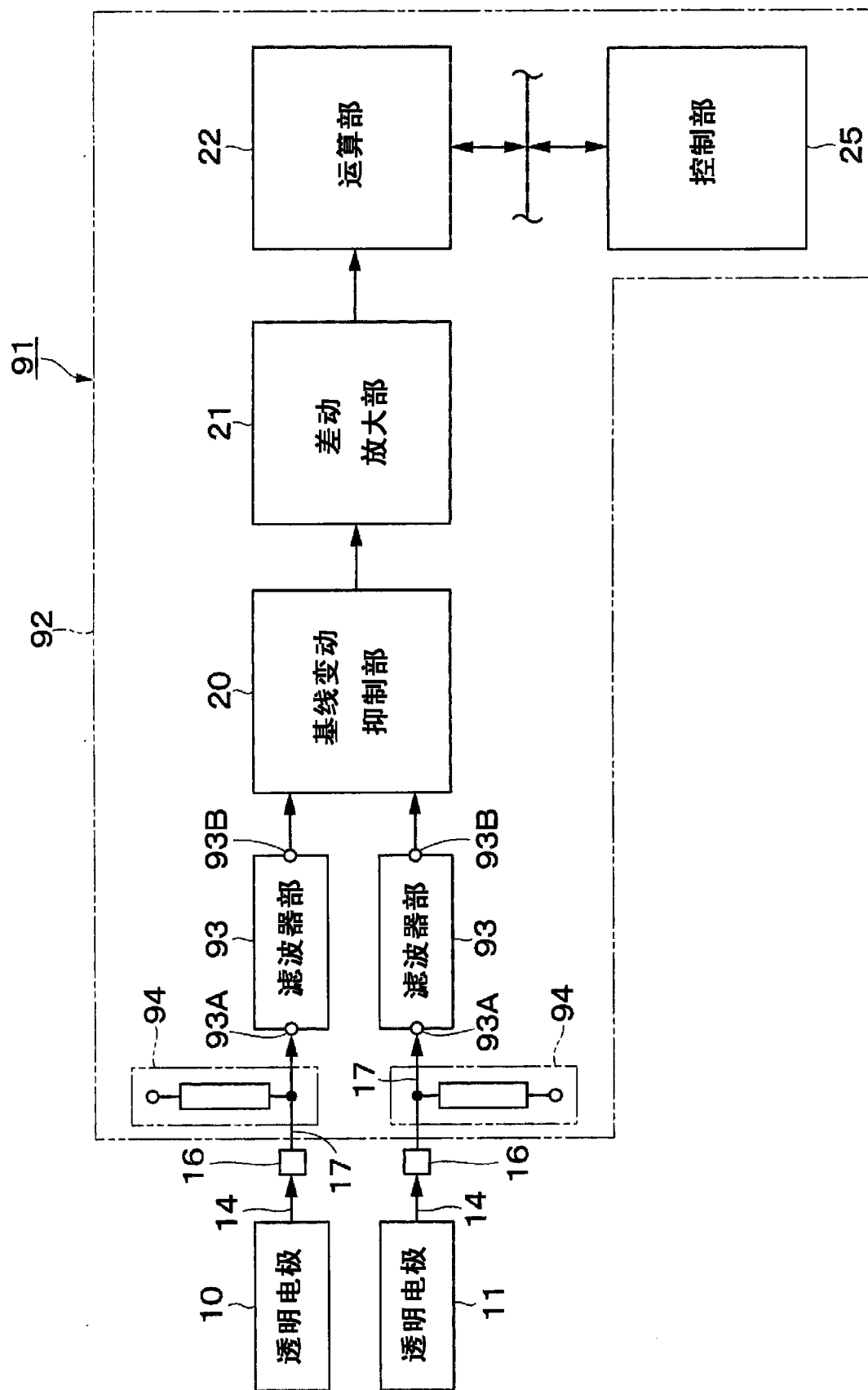


图 12

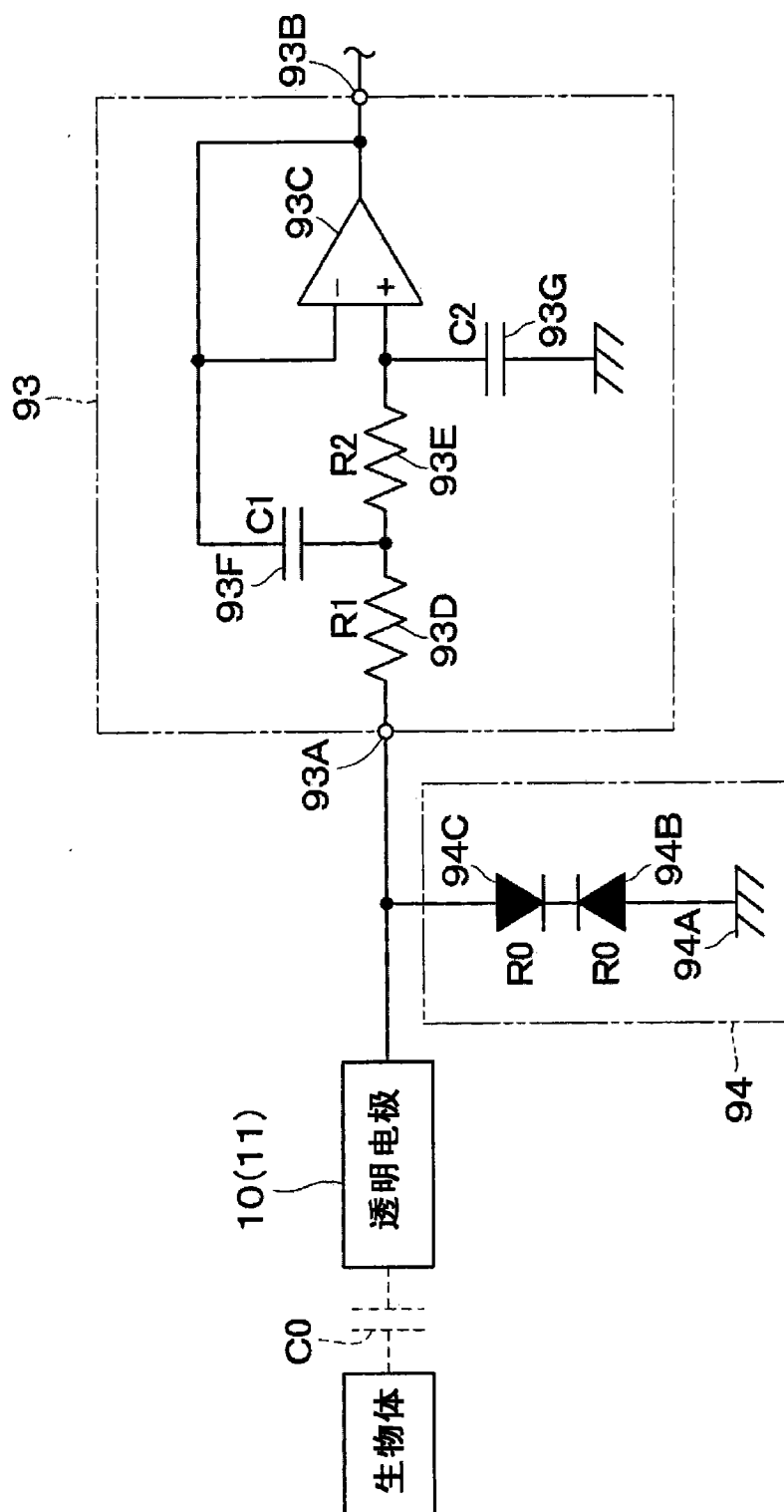


图 13

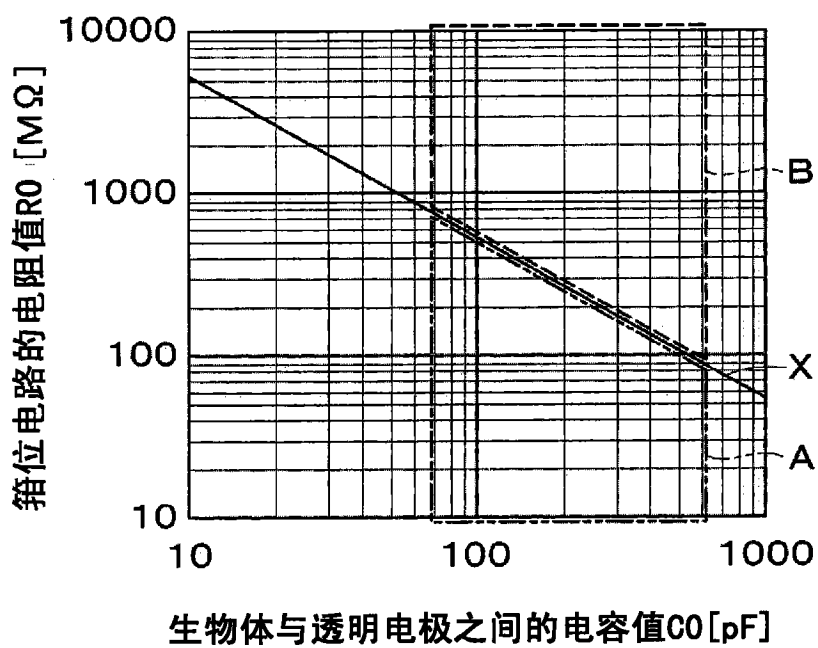


图 14

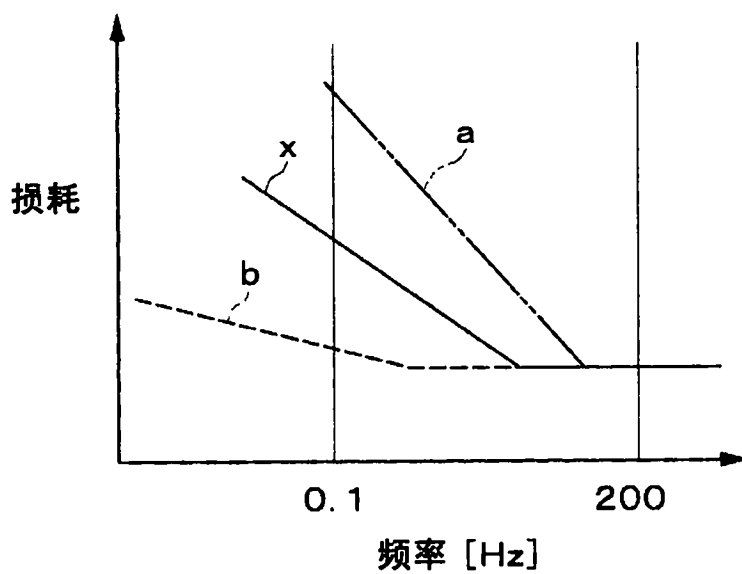


图 15

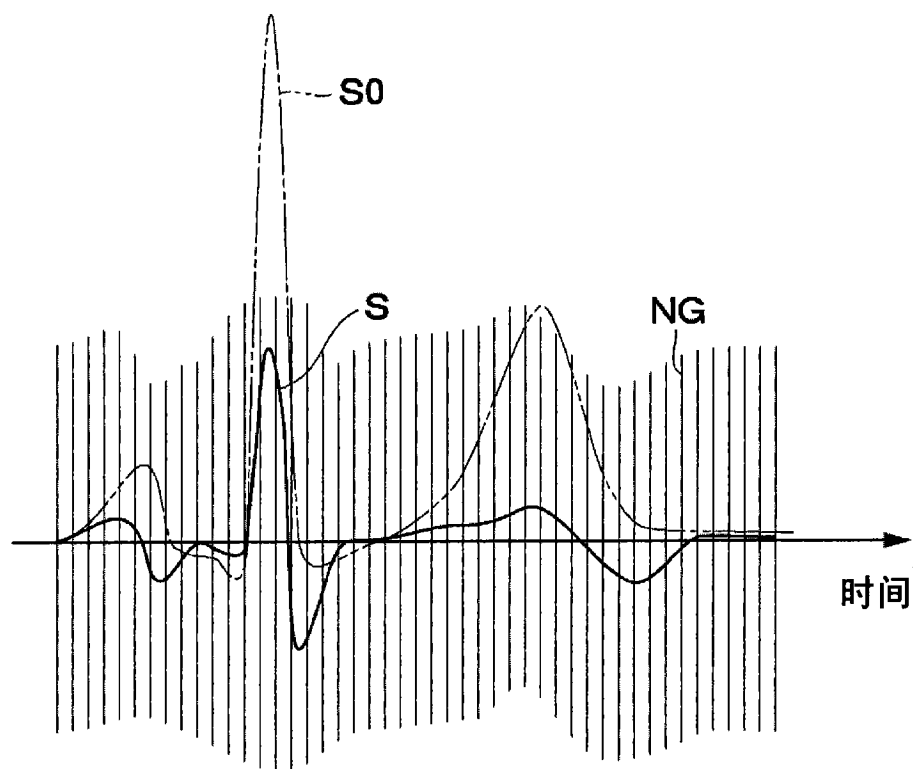


图 16

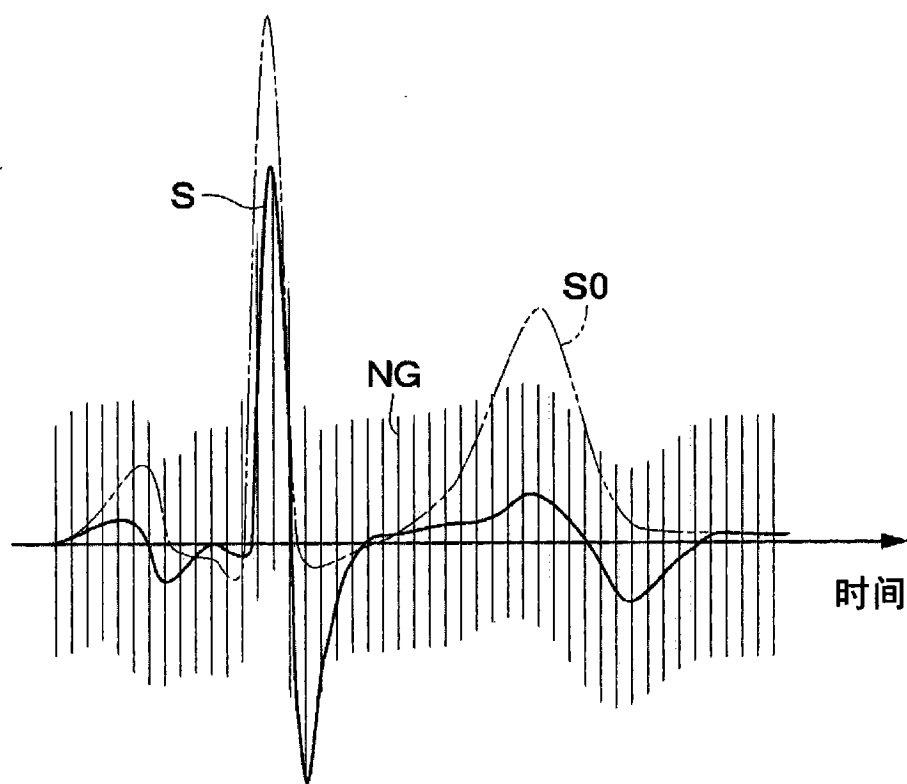


图 17

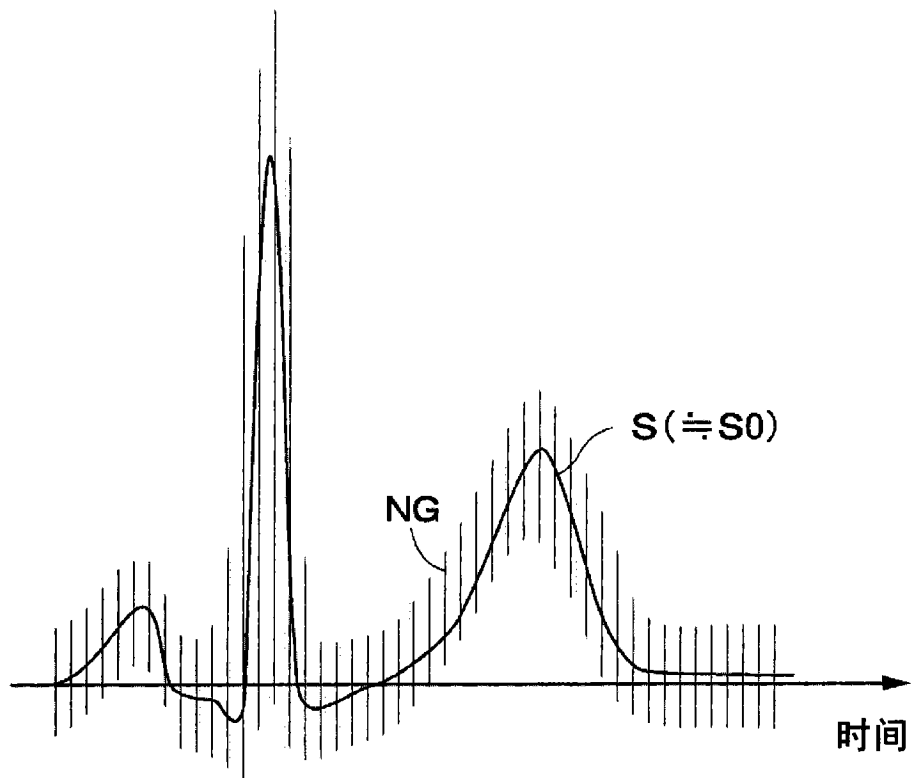


图 18

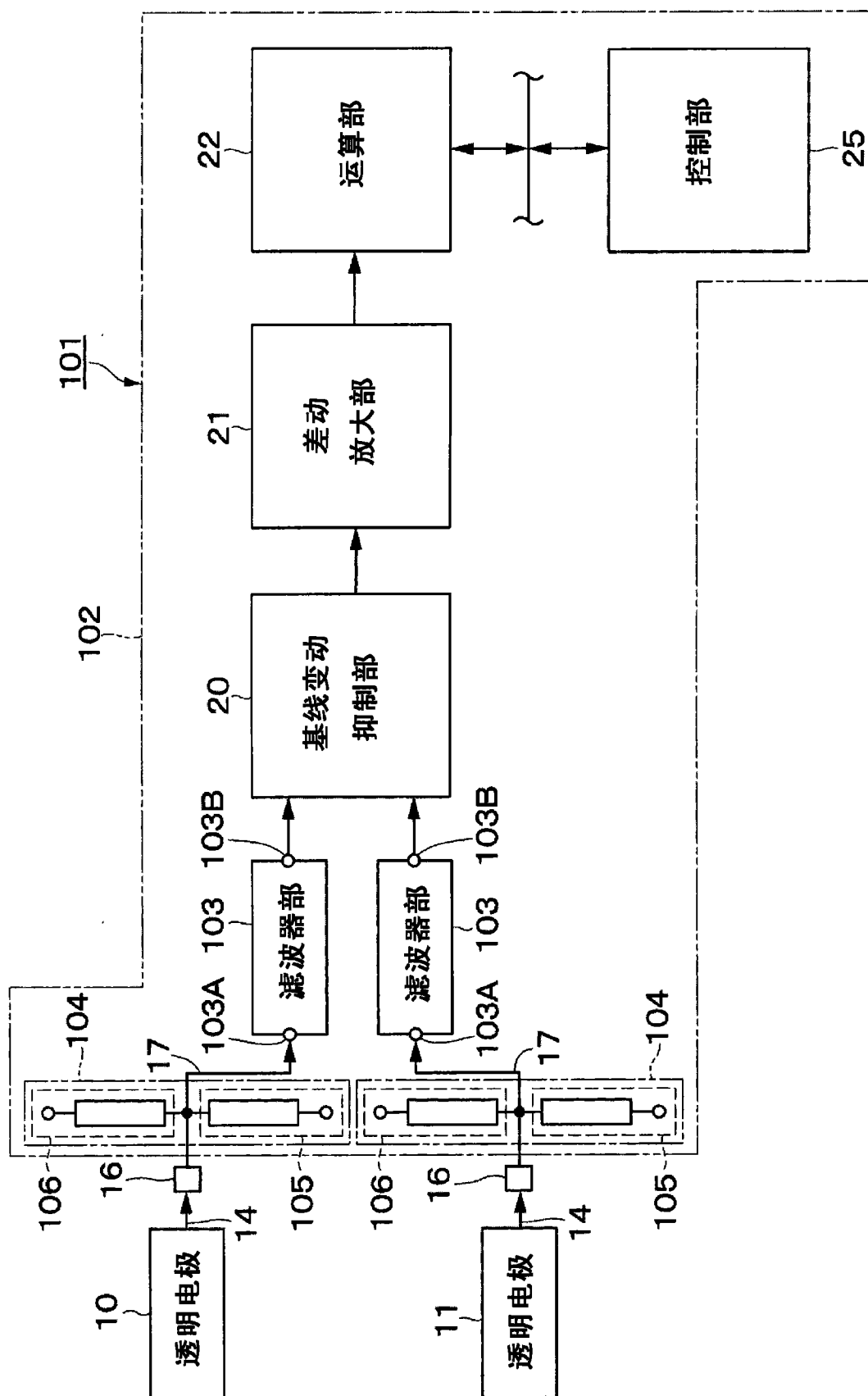


图 19

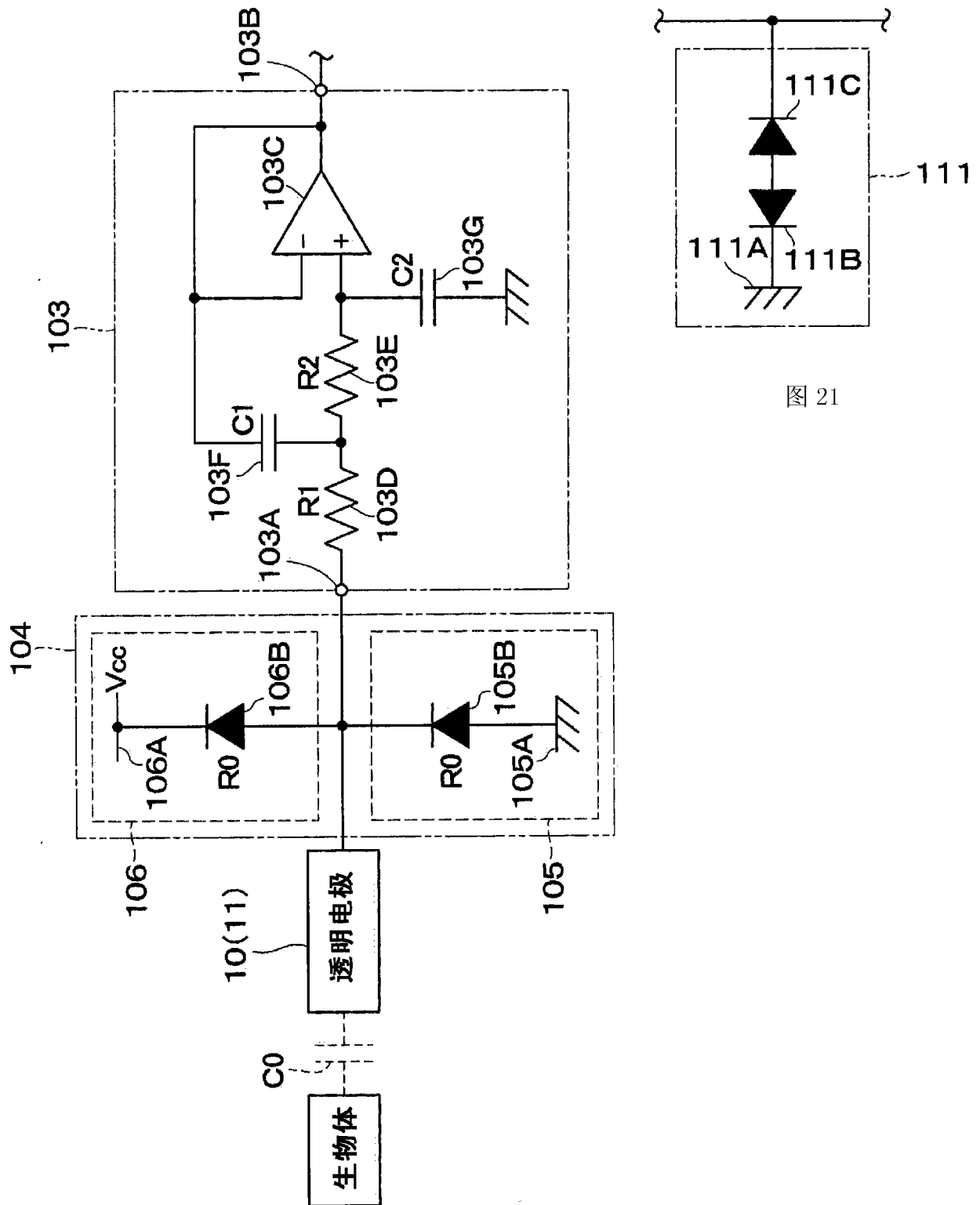


图 20

图 21

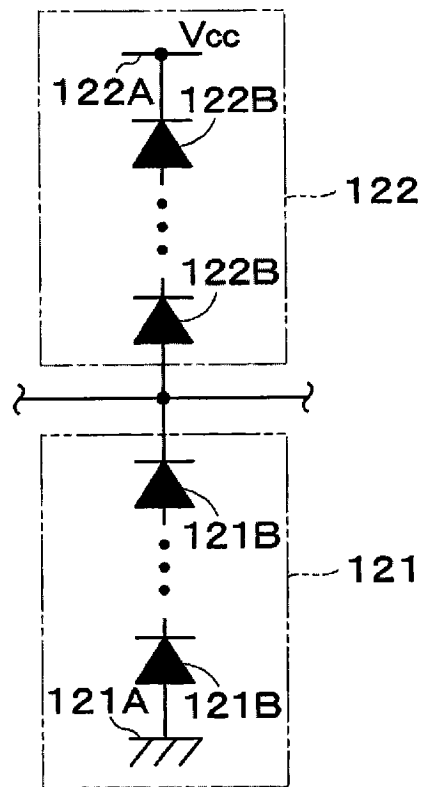


图 22