

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/117 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480000488.2

[45] 授权公告日 2008 年 2 月 13 日

[11] 授权公告号 CN 100367912C

[22] 申请日 2004.8.12

[21] 申请号 200480000488.2

[30] 优先权

[32] 2003.8.15 [33] JP [31] 293806/2003

[32] 2003.9.5 [33] JP [31] 314557/2003

[32] 2003.9.5 [33] JP [31] 314565/2003

[32] 2003.11.27 [33] JP [31] 397004/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/011605 2004.8.12

[87] 国际公布 WO2005/016146 日 2005.2.24

[85] 进入国家阶段日期 2005.1.13

[73] 专利权人 日本电信电话株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 岛村俊重 森村浩季 重松智志

佐藤升男 浦野正美 町田克之

[56] 参考文献

JP2002-520079A 2002.7.9

CN2484038Y 2002.4.3

JP2003-111749A 2003.4.15

审查员 高虹

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

代理人 朱进桂

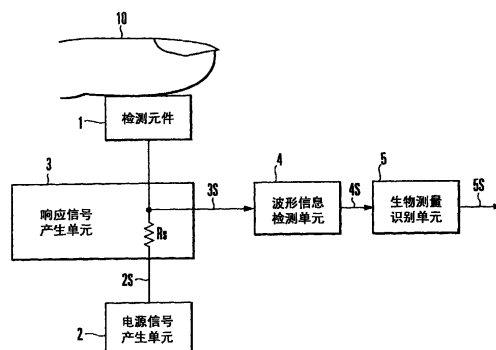
权利要求书 6 页 说明书 41 页 附图 35 页

[54] 发明名称

生物测量识别设备

[57] 摘要

响应信号产生单元(3)将预定电源信号(2S)施
加到检测元件(1)，并输出已经根据所述单元通过
检测元件(1)与其相接触的对象(10)的阻抗而改变
的信号，作为响应信号(3S)。波形信息检测单元
(4)根据来自响应信号产生单元(3)的响应信号
(3S)，检测与对象(10)的阻抗相对应的波形信息，
并且输出表示波形信息的检测信号(4S)。生物测
量识别单元(5)根据来自波形信息检测单元(4)的检
测信号(4S)来确定对象(10)是否为活体。



1. 一种生物测量识别设备，包括：

检测元件，由与对象电接触且与预定公共电位相连的第一检测电极、和与对象电接触的第二检测电极构成；

电源信号产生单元，用于产生 AC 电源信号；

响应信号产生单元，包括连接在所述电源信号产生单元和所述第二检测电极之间的阻性元件，用于将电源信号通过所述阻性元件施加到所述第二检测电极，从阻性元件的一个端子中提取包含根据对象是否为活体而改变的、不少于一个的个体参数的响应信号，并输出所述信号；

波形信息检测单元，从响应信号中检测至少一个个体参数作为波形信息，并且输出表示波形信息的检测信号；以及

生物测量识别单元，根据所述检测信号确定对象是否为活体。

2. 根据权利要求 1 所述的生物测量识别设备，其特征在于所述个体参数包括根据所述设备通过所述检测元件与其相接触的对象阻抗而改变的响应信号的相位和幅度。

3. 根据权利要求 2 所述的生物测量识别设备，其特征在于所述波形信息检测单元检测所述电源信号和响应信号之间的相位差，作为波形信息。

4. 根据权利要求 2 所述的生物测量识别设备，其特征在于所述波形信息检测单元检测与响应信号的幅度峰值相对应的检测信号，作为波形信息。

5. 根据权利要求 2 所述的生物测量识别设备，其特征在于：

所述波形信息检测单元单独地检测表示响应信号的相位的波形信息和表示响应信号的幅度的波形信息；以及

所述生物测量识别单元根据表示各个波形信息的各个检测信号来确定对象是否为活体。

6. 根据权利要求 1 所述的生物测量识别设备，其特征在于所述

个体参数包括所述设备通过所述检测元件与其相接触的对象阻抗的实分量和虚分量。

7. 根据权利要求 6 所述的生物测量识别设备, 其特征在于所述波形信息检测单元检测所述电源信号和响应信号之间的相位差, 作为表示虚分量的波形信息。

8. 根据权利要求 6 所述的生物测量识别设备, 其特征在于所述波形信息检测单元检测所述响应信号的幅度峰值, 作为表示实分量的波形信息。

9. 根据权利要求 3 所述的生物测量识别设备, 其特征在于:

所述电源信号产生单元包括偏移去除电路, 用于输出 AC 电源信号, 作为从中去除了偏移以使中央电位与公共电位一致的电源信号;

所述响应信号产生单元将所述电源信号施加到所述检测元件的第二检测电极, 并且输出作为根据对象阻抗发生相位变化的响应信号的信号;

所述波形信息检测单元包括电平移位电路, 用于对响应信号进行电平移位, 以使响应信号的中央电位与和电源信号同步的参考信号的中央电位一致, 检测通过将参考信号的相位与由电平移位电路电平移位后的响应信号进行比较所获得的相位差, 作为响应信号的波形信息, 并输出表示波形信息的检测信号; 以及

所述生物测量识别单元根据检测信号的波形信息来确定对象是否为活体。

10. 根据权利要求 3 所述的生物测量识别设备, 其特征在于:

所述响应信号产生单元将所述电源信号施加到所述检测元件的第二检测电极, 并输出其相位已经根据所述设备通过所述检测元件与其相接触的对象阻抗而改变的信号, 作为响应信号;

所述波形信息检测单元包括偏移校正电路, 用于校正响应信号中的偏移以使响应信号的中央电位与用于相位比较的预定参考电位一致, 并检测通过将与电源信号同步的参考信号的相位与由偏移校正电路校正后的响应信号的相位进行比较所获得的相位差, 作为响应信号的波形信息, 以及

所述生物测量识别单元根据检测信号的波形信息来确定对象是否为活体。

11. 根据权利要求4所述的生物测量识别设备，其特征在于

所述电源信号产生单元包括偏移去除电路，用于输出通过从电源信号中去除偏移以使电源信号的中央电位与公共电位一致所获得的AC电源信号；

所述响应信号产生单元将所述电源信号施加到所述检测元件的第二检测电极，并输出其相位已经根据所述设备通过所述检测元件与其相接触的对象阻抗而改变的信号，作为响应信号；

所述波形信息检测单元包括最大电压检测电路，用于检测响应信号的最大电压值作为幅度，以及检测通过最大电压检测单元所获得的幅度作为响应信号的波形信息；以及

所述生物测量识别单元根据检测信号的波形信息来确定对象是否为活体。

12. 根据权利要求4所述的生物测量识别设备，其特征在于：

所述响应信号产生单元将所述电源信号施加到所述检测元件的第二检测电极，并且输出其幅度已经根据所述设备通过所述检测元件与其相接触的对象阻抗而改变的信号，作为响应信号；

所述波形信息检测单元包括：峰值电压检测电路，用于检测响应信号的峰值电压值；中央电压检测电路，用于检测响应信号的中央电压值；以及电压比较电路，用于通过将峰值电压值与中央电压值进行比较来检测响应信号的幅度，以及检测由电压比较电路检测到的幅度作为响应信号的波形信息；以及

所述生物测量识别单元根据检测信号的波形信息来确定对象是否为活体。

13. 根据权利要求4所述的生物测量识别设备，其特征在于：

所述响应信号产生单元将所述电源信号施加到所述检测元件的第二检测电极，并且输出其幅度已经根据所述设备通过所述检测元件与其相接触的对象阻抗而改变的信号，作为响应信号；

所述波形信息检测单元包括：最大电压检测电路，用于检测响应

信号的最大电压值；最小电压检测电路，用于检测响应信号的最小电压值；以及电压比较电路，用于将最大电压值与最小电压值进行比较以检测所述幅度，并检测所述幅度，作为响应信号的波形信息；以及

所述生物测量识别单元根据检测信号的波形信息来确定对象是否为活体。

14. 根据权利要求 1 所述的生物测量识别设备，其特征在于所述生物测量识别单元通过将从检测信号的波形信息中所获得的识别索引值与在多个测量条件下所获得的多个识别索引值参考值的参考范围进行比较，来确定对象是否为活体。

15. 根据权利要求 14 所述的生物测量识别设备，其特征在于所述生物测量识别单元根据分别针对具有由所述电源信号产生单元所产生的不同频率的电源信号而获得的多个识别索引值，来执行所述确定。

16. 根据权利要求 14 所述的生物测量识别设备，其特征在于所述生物测量识别单元根据分别针对从施加电源信号开始的不同经过时间而获得的多个识别索引值，来执行所述确定。

17. 根据权利要求 14 所述的生物测量识别设备，其特征在于当将所述每一个识别索引值与参考范围进行比较时，所述生物测量识别单元使用与在其上获得每一个识别索引值的测量条件相对应的个体参考范围。

18. 根据权利要求 14 所述的生物测量识别设备，其特征在于所述波形信息检测单元检测响应信号和与电源信号同步的参考信号之间的相位差，作为波形信息。

19. 根据权利要求 14 所述的生物测量识别设备，其特征在于所述波形信息检测单元检测响应信号相对于与电源信号同步的参考信号的幅度，作为波形信息。

20. 根据权利要求 14 所述的生物测量识别设备，其特征在于所述波形信息检测单元检测响应信号和与电源信号同步的参考信号之间的相位差、以及响应信号的幅度，作为波形信息。

21. 根据权利要求 2 所述的生物测量识别设备，其特征在于所述

所述电源产生单元包括：频率产生电路，用于产生具有预定频率的矩形波信号；以及波形整形电路，用于从由所述频率产生电路所产生的矩形波信号中提取所需的频率分量，并产生由具有预定频率的 AC 信号形成的电源信号，作为电源信号。

22. 根据权利要求 21 所述的生物测量识别设备，其特征在于所述波形整形电路包括低通滤波器，用于从矩形波信号中提取所需的低频分量。

23. 根据权利要求 21 所述的生物测量识别设备，其特征在于所述波形整形电路包括：限幅电路，用于通过限制其幅度来输出矩形波信号；低通滤波器，用于从由限幅电路中所获得的信号中提取所需的低频分量；以及放大电路，用于通过放大信号来输出由低通滤波器所获得的信号。

24. 根据权利要求 23 所述的生物测量识别设备，其特征在于所述限幅电路包括：第一参考电压产生电路，用于产生第一参考电压；第二参考电压产生电路，用于产生第二参考电压；反相器电路，用于通过对信号的逻辑值进行反相来输出矩形波信号；第一开关元件，通过根据由反相器电路所获得的信号来执行切换操作，间歇地输出第一参考电压；以及第二开关元件，通过根据矩形波信号来执行切换操作，在与第一开关元件的定时相反的定时处，间歇地输出第二参考电压。

25. 根据权利要求 23 所述的生物测量识别设备，其特征在于所述限幅电路包括：第一参考电压产生电路，用于产生第一参考电压；第二参考电压产生电路，用于产生第二参考电压；第一开关元件，通过根据矩形波信号来执行切换操作，间歇地输出第一参考电压；以及第二开关元件，通过根据矩形波信号、按照与第一开关元件相反的相位来执行切换操作，在与第一开关元件的定时相反的定时处，间歇地输出第二参考电压。

26. 根据权利要求 21 所述的生物测量识别设备，其特征在于所述波形整形电路包括：限幅低通滤波器，用于限制矩形波信号的幅度并从矩形波信号中提取所需的低频分量；以及放大电路，用于放大并输出由低通滤波器所获得的信号。

27. 根据权利要求 26 所述的生物测量识别设备, 其特征在于所述限幅低通滤波器包括: 第一阻性元件, 具有与第一公共电位相连的一个端子; 第二阻性元件, 具有与第二公共电位相连的一个端子; 第一开关元件, 通过连接到第一阻性元件的另一端子并根据矩形波信号以预定极性执行切换操作, 通过第一阻性元件输出第一公共电位; 以及第二开关元件, 通过连接到第二阻性元件的另一端子并根据矩形波信号以与第一开关元件相反的相位执行切换操作, 在与第一开关元件相反的定时处, 通过第二阻性元件间歇地输出第二公共电位。

28. 根据权利要求 26 所述的生物测量识别设备, 其特征在于所述限幅低通滤波器包括: 第一参考电压产生电路, 用于产生第一参考电压; 第二参考电压产生电路, 用于产生第二参考电压; 第一开关元件, 通过将第一参考电压输入到控制端子以及将矩形波信号输入到输入端子上来执行切换操作; 以及第二开关元件, 通过将第二参考电压输入到控制端子以及将第一开关元件的输出端子与输入端子相连, 以与所述第一开关元件相反的相位来执行切换操作。

29. 根据权利要求 21 所述的生物测量识别设备, 其特征在于还包括频率控制单元, 用于输出指定电源信号的频率的频率控制信号;

所述频率产生电路输出具有与频率控制信号相对应的频率的矩形波信号; 以及

所述波形整形电路从矩形波信号中提取与所述频率控制信号相对应的频率分量, 并输出所述频率分量, 作为电源信号。

30. 根据权利要求 29 所述的生物测量识别设备, 其特征在于所述波形整形电路包括可变低通滤波器, 用于从矩形波信号中提取与所述频率控制信号相对应的低频分量。

31. 根据权利要求 30 所述的生物测量识别设备, 其特征在于所述可变低通滤波器包括: 可变阻性元件, 在将矩形波信号输入到一个端子时, 根据频率控制信号改变电阻值; 以及可变容性元件, 当连接在可变阻性元件的另一端子和预定低阻抗电位之间时, 根据频率控制信号改变电容值。

生物测量识别设备

技术领域

本发明涉及一种检测和识别活体的技术，更具体地，涉及一种当通过检测诸如来自对象的指纹等生物测量信息来执行个体识别时，确定对象是否为活体的生物测量识别技术。

背景技术

随着面向信息社会的发展，用于信息处理系统的安全保护的技术已经得到发展。例如，ID卡已经用于计算机室的进入控制。然而，存在ID卡将丢失或被偷等的较高的可能性。为此，已经引入了个体识别系统，其中将个体等的指纹预先进行登记，作为ID卡的替代，并且在进入房间时对其进行比对。

在这样的个体识别系统，未授权的人可以通过创建已登记指纹的复制来通过检查。为此，个人识别系统需要识别对象是否为活体，以及执行指纹比对。

通常，作为检测对象是否为活体的生物测量识别技术，已经公开了如图45所示的技术，其中使用与对象的阻抗匹配（例如，见日本专利待审公开 No. 2000-172833）。该生物测量检测设备包括：振荡单元73，用于输出高频信号；非谐振电路的电极单元70，对其施加来自振荡电路73的高频信号并且对象与其接触的电极71形成；检测单元74，输出与电极单元70的阻抗变化相对应的反射波信号；确定单元76，将来自检测单元74的反射波信号与预定参考信号进行比较以确定与电极71接触的对象是否为活体；以及参考信号设置单元75，其中预先设置了用于确定对象是否为活体的参考信号，并向确定单元76提供该参考信号。

在该生物测量检测设备中，振荡单元73向电极单元70提供高频

信号。对象是诸如指纹等活体，并且当对象接触电极 71 时，电极单元 70 的阻抗会发生改变。假定当人体接触电极单元 70 时，对象侧的阻抗与电极单元 70 的输入侧的阻抗相匹配。在这种情况下，如果对象是人体，则高频信号的反射波由于上述阻抗匹配而减小。检测单元 74 检测该反射波。确定单元 76 然后将其与参考信号进行比较。如果反射波小于检测电平，则确定人体已经与电极单元相接触。

发明内容

本发明所要解决的问题

然而，这样的传统技术使用了根据阻抗匹配来确定反射波电平的原理，并且除了用于检测单元 70 的阻抗匹配的变压器 72 之外，还需要外部部件，例如，用于检测提供的高频信号的反射波的检测单元 74 的电感和电容。

因此，需要大量部件。这难以减小设备尺寸且增加了制造成本。此外，由于容易从连接部件的互连中读出检测信号或根据外部部件的元件值来估计生物测量确定条件从而执行欺骗性生物测量识别，因此不能够确保令人满意的安全性。

为了解决上述问题，已经提出了本发明，并且本发明的目的是提出一种生物测量识别设备，能够精细地检测对象的电特性，而不需要用于反射波测量的阻抗匹配的诸如变压器等任何电感和电容、或者不会增加设备尺寸，并且能够容易地减小设备尺寸并将设备形成到芯片中。

解决问题的手段

根据本发明的一种生物测量识别设备包括：检测元件，由与对象电接触且与预定公共电位相连的第一检测电极、和与对象电接触的第二检测电极构成；电源信号产生单元，用于产生 AC 电源信号；响应信号产生单元，包括连接在所述电源信号产生单元和所述第二检测电极之间的阻性元件，用于将电源信号通过所述阻性元件施加到所述第二检测电极，从阻性元件的一个端子中提取包含根据对象是否为活体而改变的、不少于一个的个体参数的响应信号，并输出所述信号；波形信息检测单元，从响应信号中检测至少一个个体参数作为波形信息，并且输出表示波形信息

的检测信号；以及生物测量识别单元，根据所述检测信号确定对象是否为活体。

本发明的效果

根据本发明，将预定电源信号通过阻性元件施加到检测元件上，并提取包含根据所述设备通过检测元件与其相接触的对象是否为活体而改变的至少一个个体参数的响应信号。然后，根据来自响应信号中表示至少一个个体参数的检测信号来确定所述对象是否为活体。这能够利用与现有技术相比具有非常简单的电路配置的、诸如通用比较器或逻辑电路等相位比较电路来检测对象的电特性，而无需要求较大面积的阻性元件或容性元件。结果，这能够容易地实现生物测量识别设备尺寸的减小和芯片的形成。

附图说明

图1是示出了根据本发明第一实施例的生物测量识别设备的配置的方框图；

图2是示出了根据本发明第二实施例的生物测量识别设备的配置的方框图；

图3A到3D是示出了在图2所示的生物测量识别设备的各个组件处的信号的信号波形图；

图4是示出了根据本发明第三实施例的生物测量识别设备的配置的方框图；

图5A到5B是示出了在图4所示的生物测量识别设备的各个组件处的信号的信号波形图；

图6是示出了根据本发明第四实施例的生物测量识别设备的配置的方框图；

图7是示出了根据本发明第五实施例的生物测量识别设备的配置的方框图；

图8A到8F是示出了在图7所示的生物测量识别设备的各个组件处的信号的信号波形图；

图9是示出了根据本发明第六实施例的生物测量识别设备的配置

的方框图；

图 10A 到 10E 是示出了在图 9 所示的生物测量识别设备的各个组件处的信号的信号波形图；

图 11 是示出了根据本发明第七实施例的生物测量识别设备的配置的方框图；

图 12A 到 12D 是示出了在图 11 所示的生物测量识别设备的各个组件处的信号的信号波形图；

图 13 是示出了根据本发明第八实施例的生物测量识别设备的配置的方框图；

图 14A 到 14D 是示出了在图 13 所示的生物测量识别设备的各个组件处的信号的信号波形图；

图 15 是示出了根据本发明第九实施例的生物测量识别设备的配置的方框图；

图 16A 到 16C 是示出了在图 15 所示的生物测量识别设备的各个组件处的信号的信号波形图；

图 17A 到 17D 是示出了另一生物测量识别设备的各个组件处的信号的信号波形图；

图 18 是示出了根据本发明第十实施例的生物测量识别设备的配置的方框图；

图 19A 到 19D 是示出了根据响应信号来检测相位差的操作的信号波形图；

图 20A 到 20C 是示出了根据响应信号来检测幅度的操作的信号波形图；

图 21A 到 21D 是示出了频率变化时的相位差变化的信号波形图；

图 22A 到 22D 是示出了频率变化时的幅度变化的信号波形图；

图 23 是用于解释与识别索引值相对应的参考范围的图；

图 24 是示出了根据本发明第十一实施例的生物测量识别设备的配置的方框图；

图 25A 到 25C 是示出了经过时间变化时的相位差变化的信号波形图；

图 26A 到 26C 是示出了经过时间变化时的幅度变化的信号波形图；

图 27 是用于解释与识别索引值相对应的参考范围的图；

图 28 是示出了根据本发明第十二实施例的生物测量识别设备的配置的方框图；

图 29 是示出了在图 28 中所使用的波形整形电路的配置示例的图；

图 30 是示出了在图 29 中所使用的低通滤波器的配置示例的图；

图 31 是示出了根据本发明第十三实施例的生物测量识别设备中所使用的波形整形电路的配置示例的图；

图 32 是在图 31 中所使用的限幅电路的配置示例的图；

图 33 是示出了图 32 中的限幅电路的操作的信号波形图；

图 34 是示出了根据本发明第十四实施例的生物测量识别设备中所使用的限幅电路的配置示例的图；

图 35 是示出了根据本发明第十五实施例的生物测量识别设备中所使用的波形整形电路的配置示例的图；

图 36 是示出了图 35 中所使用的限幅低通滤波器的配置示例的图；

图 37 是示出了图 36 中的限幅低通滤波器的操作的信号波形图；

图 38 是示出了根据本发明第十六实施例的生物测量识别设备中所使用的限幅低通滤波器的配置示例的图；

图 39 是图 38 中的限幅低通滤波器的操作的信号波形图；

图 40 是示出了根据本发明第十七实施例的生物测量识别设备的配置的方框图；

图 41 示出了图 40 中所使用的波形整形电路的配置示例的图；

图 42 是示出了图 41 中所使用的可变低通滤波器的配置示例的图；

图 43 是示出了图 42 中所使用的可变电容电路的配置示例的图；

图 44A 到 44C 是示出了图 40 中的电源信号产生电路的操作的信号波形图；以及

图 45 是示出了传统指纹比对设备的配置示例的图。

具体实施方式

下面将参考附图来描述本发明的实施例。

[第一实施例]

首先将参考图 1 来描述根据本发明第一实施例的生物测量识别设备。图 1 是示出了根据本发明第一实施例的生物测量识别设备的配置的方框图。

该生物测量识别设备具有检测元件 1、电源信号产生电路 2、响应信号产生单元 3、波形信息检测单元 4、以及生物测量识别单元 5。

检测元件 1 通过检测电极与对象 10 电接触，并且将对象 10 的阻抗的容性和阻性分量与响应信号产生单元 3 相连。电源信号产生单元 2 产生由具有预定频率的正弦波等所形成的电源信号 2S，并将其输出到响应信号产生单元 3。响应信号产生单元 3 具有连接在电源信号产生单元 2 和检测元件 1 之间的阻性元件 R，并且将来自电源信号产生单元 2 的电源信号 2S 通过阻性元件 R_s 施加到检测元件 1。然后，响应信号产生单元 3 向波形信息检测单元 4 输出根据来自阻性元件 R_s 的一个端子（即阻性元件 R_s 和检测元件 1 之间的节点）的检测元件 1 的输出阻抗（即对象 10 的阻抗的容性和阻性分量）发生变化的响应信号 3S。

波形信息检测单元 4 根据来自响应信号产生单元 3 的响应信号 3S 所表示的波形，检测针对电源信号 2S 的相位差或幅度，并且向生物测量识别单元 5 输出包含表示这样的相位差或幅度的波形信息的检测信号 4S。生物测量识别单元 5 根据来自波形信息检测单元 4 的检测信号 4S 中所包含的波形信息，识别/确定对象 10 是否为活体并输出识别结果 5S。

接下来，将描述根据该实施例的生物测量识别设备的操作。当对象 10 与检测元件 1 相接触时，从电源信号产生单元 2 施加到检测元件 1 的电源信号 2S 根据对象 10 所唯一的阻抗特性（即容性和阻性分量）而变化。将结果信号作为响应信号 3S 输出到响应信号产生单元 3。由

波形信息检测单元 4 检测响应信号 3S 的相位差或幅度。然后，将包含表示检测结果的信息的检测信号 4S 输出到生物测量识别单元 5。

生物测量识别单元 5 根据检测信号 4S 中所包含的波形信息是否落在可信活体的生物测量波形信息的参考范围内，识别/确定对象 10 是否为活体，并输出识别结果 5S。

如上所述，在该实施例中，提供波形信息检测单元 4 以检测表示响应信号 3S 的相位差或幅度的波形信息，从而检测表示对象 10 的固有阻抗的实分量或虚分量的信息。然后，生物测量识别单元 5 根据检测到的信息，识别对象 10 是否为活体。因此，与现有技术相比，通过用于检测波形信息的相对简单的电路配置，可以接近地查验对象的电特性。这能够减小生物测量识别设备的尺寸，并将其形成在芯片中。

注意，在该实施例中，可以将包含在响应信号 3S 中的相位差或幅度看作一个或多个个体参数，根据对象是否为活体而发生变化。更具体地，响应信号产生单元 3 从阻性元件 R_s 的一个端子（即阻性元件 R_s 和检测元件 1 之间的节点）中提取包含一个或多个个体参数的响应信号 3S，所述个体参数根据对象是否为活体而发生变化。波形信息检测单元 4 从响应信号 3S 的波形中检测至少一个个体参数，作为波形信息，并输出表示波形信息的检测信号。

因此，在以上情况下，将根据通过检测元件 1 与所述设备相接触的对象 10 的阻抗而变化的响应信号 3S 的相位和幅度用作个体参数。

可以根据这样的相位差或幅度计算出对象的虚分量或实分量的幅度，并且可以将其与可信活体的虚分量或实分量的参考范围进行比较。在这种情况下，通过检测元件 1 与所述设备相接触的对象 10 的阻抗的实分量和虚分量被用作个体参数。

[第二实施例]

下面，将描述根据本发明第二实施例的生物测量识别设备。图 2 是示出了根据本发明第二实施例的生物测量识别设备的方框图。与图 1 相同的参考符号表示图 2 中相同或等价的部件。

该实施例将举例说明上述第一实施例的实际配置，其中波形信息

检测单元 4 检测响应信号 3S 的相位差，作为用于生物测量识别/确定的波形信息。

参考图 2,检测单元 1 具有与对象 10 电接触的检测电极 11 和 12。电源信号产生单元 2 具有频率产生电路 21 和波形整形电路 22。响应信号产生单元 3 具有电流电压转换电路 31。波形信息检测单元 4A 具有参考信号产生电路 41 和相位比较电路 42。生物测量识别单元 5A 具有信号转换电路 51 和确定电路 52。

在检测元件 1 中，检测电极 11 与诸如地电位等公共电位相连，并且检测电极 12 与响应信号产生单元 3 的电流电压转换电路 31 的输出级相连，并且检测电极 12 与响应信号产生单元 3 的电流电压转换电路 31 的输出级相连。在电源信号产生单元 2 中，频率产生电路 21 产生具有预定频率的时钟信号，并且波形整形电路 22 根据来自频率产生单元 21 的时钟信号，产生并输出由正弦波等形成的电源信号 2S。注意，可以从外部波形产生设备而不是电源信号产生单元 2 提供电源信号 2S。

响应信号产生单元 3 的电流电压转换电路 31 由连接在电源信号产生单元 2 和检测元件 1 之间的阻性元件 R_s 形成。电流电压转换电路 31 将电源信号 2S 施加到具有充分低于活体阻抗的输出阻抗的对象 10。电流电压转换电路 31 将此时通过检测元件 1 在对象 10 中流动的电流转换为电压，并输出其，作为响应信号 3S。

波形信息检测单元 4A 的参考信号产生电路 41 向相位比较电路 42 输出与电源信号 2S 同步的参考信号 41S。相位比较电路 42 将响应信号 3S 与参考信号 41S 进行比较以检测对象 10 所唯一的阻抗特性、在这种情况下与容性分量相对应的相位差，并将其作为检测信号 4AS 输出。在这种情况下，电源信号 2S 可以用作参考信号 41S。

生物测量识别单元 5 的信号转换电路 51 将来自相位比较电路 42 的检测信号 4AS 转换为转换后的信号 51S，其能够由确定电路 52 容易地确定。确定电路 52 确定由来自信号转换电路 51 的转换后的信号 51S 所表示的相位差是否落在表示可信活体的阻抗特性的相位差参考范围内，从而确定对象 10 是否为活体。确定电路 52 然后输出针对对象 10

的识别结果 5S。

接下来，将描述图 2 所示的生物测量识别设备的操作。对象 10 通过检测元件 1 的检测电极 11 和 12 与电流电压转换电路 31 的输出级相连。在这种情况下，对象 10 的固有阻抗可以由连接在检测元件 1 的检测电极 11 和 12 之间的容性分量 C_f 和阻性分量 R_f 来表示。因此，从具有预定输出阻抗的电流电压转换电路 31 所施加的电源信号 2S 由电流电压转换电路 31 的输出阻抗和对象 10 的固有阻抗分压。然后，对象 10 中流动的电流根据对象 10 的固有阻抗发生相位或幅度变化。将这样的变化转换为电压，并输出为响应信号 3S。

在该实施例中，波形信息检测单元 4A 的相位比较电路 42 将从参考信号产生电路 41 输出的参考信号 41S 的相位与响应信号 3S 的相位进行比较，并输出包含响应信号 3S 的相位信息（相位差）的检测信号 4AS。

图 3A 到 3D 示出了在图 2 的各个组件处的信号波形示例。当将以诸如地电位的公共电位为中心的正弦波用作电源信号 2S 时，响应信号 3S 的相位根据对象 10 的阻抗而变化。例如，通过利用与电源信号 2S 同步的信号作为参考信号 41S，并且使相位比较电路 42 将参考信号 41S 的相位与响应信号 3S 的相位进行比较，输出具有相位差 ϕ 作为脉冲宽度的检测信号 4AS。

由于将相位比较电路 42 提供给波形信息检测单元 4A 以便按照这种方式将响应信号 3S 的相位与参考信号 41S 的相位进行比较，可以检测根据对象 10 的固有容性分量而变化的相位，作为表示响应信号 3S 的波形的波形信息。通过使用与现有技术相比具有非常简单的电路配置的诸如通用比较器或逻辑电路等相位比较电路，这能够精细地检测对象的电特性、表示在这种情况下对象 10 的固有阻抗的虚分量的信息，而无需要求较大面积的阻性元件或容性元件。结果，这可以容易地实现生物测量识别设备尺寸的减小并实现芯片的形成。

[第三实施例]

下面，将描述根据本发明第三实施例的生物测量识别设备。图 4

是示出了根据本发明第三实施例的生物测量识别设备的方框图。与图2相同的参考符号表示图4中相同或等价的部件。

上述第二实施例已经举例说明了以下情况：波形信息检测单元4A检测包含在响应信号3S中的表示对象10的阻抗的容性分量的相位信息，作为表示对象10的固有阻抗的虚分量的波形信息。第三实施例将举例说明以下情况：波形信息检测单元4B检测包含在响应信号3S中的对象10的阻抗的阻性分量，作为表示对象10的固有阻抗的实分量的波形信息。

参考图4，波形信息检测单元4B具有峰值电压检测电路43。所述峰值电压检测电路43根据响应信号3S，检测与对象10所唯一的阻抗特性相对应的幅度变化，在这种情况下为阻性分量，并且输出其，作为检测信号4BS。峰值电压检测电路43的实际示例包括抽样/保持电路等。图4中的生物测量识别设备的配置与图2所示相同，除了波形信息检测单元4B之外，这里将省略对其的详细描述。

接下来，将描述图4中的生物测量识别设备的操作。对象10通过检测元件1的检测电极11和12与电流电压转换电路31的输出级相连。在这种情况下，对象10的固有阻抗可以由连接在检测元件1的检测电极11和12之间的容性分量 C_f 和阻性分量 R_f 来表示。因此，从具有预定输出阻抗的电流电压转换电路31所施加的电源信号2S由电流电压转换电路31的输出阻抗和对象10的固有阻抗分压。然后，对象10中流动的电流根据对象10的固有阻抗发生相位或幅度变化。将这样的变化转换为电压，并输出为响应信号3S。

在该实施例中，波形信息检测单元4B的峰值电压检测电路43输出包含响应信号3S的幅度峰值的检测信号4BS。

图5A到5B示出了在图4的各个组件处的信号波形示例。当将以诸如地电位的公共电位为中心的正弦波用作电源信号2S时，响应信号3S根据对象10的阻抗在公共电位附近发生幅度变化。峰值电压检测电路43检测响应信号3S的峰值电压，即电压的最大和最小值，并输出表示与响应信号3S的幅度 A 成正比的DC电位的检测信号4BS。

如以上所描述的，波形信息检测单元4B具有峰值电压检测电路

43, 检测根据对象 10 的固有阻抗分量发生变化的幅度, 作为表示响应信号 3S 的波形的波形信息。通过使用与现有技术相比具有非常简单的电路配置的诸如通用抽样/保持电路等峰值电压检测电路, 这能够精细地检测对象的电特性、表示在这种情况下对象 10 的固有阻抗的实分量的信息, 而无需要求较大面积的阻性元件或容性元件。结果, 这可以容易地实现生物测量识别设备尺寸的减小并实现芯片形成。

[第四实施例]

接下来, 将参考图 6 来描述根据本发明第四实施例的生物测量识别设备。图 6 是示出了根据本发明第四实施例的生物测量识别设备的方框图。与图 1 相同的参考符号表示图 6 中相同或等价的部件。

上述第一实施例已经举例说明了设置波形信息检测单元 4 来从响应信号 3S 中检测表示相位和幅度信息的波形信息的情况。第四实施例将举例说明以下情况: 设置两个波形信息检测单元 4A 和 4B, 以同时根据响应信号 3S 来检测表示相位信息和幅度信息的波形信息, 从而执行生物测量识别。

波形信息检测单元 4A 等价于上述图 2 中的波形信息检测单元 4A, 并且进行如下设计: 相位比较电路 42 将从参考信号产生电路 41 输出的参考信号 41S 与响应信号 3S 进行比较, 以输出包含响应信号 3S 的相位信息的检测信号 4AS。波形信息检测单元 4B 等价于上述图 4 中的波形信息检测单元 4B, 并且进行如下设计: 峰值电压检测电路 43 检测响应信号 3S 的幅度以输出包含峰值的检测信号 4BS。

生物测量识别单元 5A 的信号转换电路 51A 将来自相位信息检测单元 4A 和 4B 的检测信号 4AS 和 4BS 转换为转换后的信号 5AS 和 5BS, 并将其输出到确定电路 52A。确定电路 52A 确定由来自信号转换电路 51A 的转换后的信号 5AS 和 5BS 是否落在表示可信活体的阻抗特性的相位差参考范围和幅度参考范围内, 从而识别/确定对象 10 是否为活体并输出针对对象 10 的识别结果 5S。

如该实施例中所述, 设置波形信息检测单元 4A 和 4B 以检测表示响应信号 3S 的相位差和幅度的波形信息, 并且生物测量识别单元 5A

根据检测到的信息确定对象 10 是否为活体。通过使用与现有技术相比具有非常简单的电路配置的诸如通用比较器或逻辑电路等相位比较电路，这能够精细地检测对象的电特性，在这种情况下表示对象 10 的固有阻抗的实分量和虚分量的信息，而无需要求较大面积的阻性元件或容性元件。结果，这可以容易地实现生物测量识别设备尺寸的减小并实现芯片的形成。

此外，与通过作为整体利用检测实分量和虚分量所获得的信息来执行生物测量识别/确定的情况相比，同时根据表示对象阻抗的实分量和虚分量的信息执行生物测量识别/确定非常难以通过选择对象的材料和质量来单独地调节对象的实分量和虚分量。这可以获得防止利用人造手指等欺骗性识别活动的高安全性。根据其中单独检测实分量和虚分量的上述配置，如图 6 所示，波形信息检测单元 4A 根据表示响应信号 3S 的相位差的波形信息来检测虚分量，并且波形信息检测单元 4B 根据表示响应信号 3S 的幅度的波形信息来检测实分量。然而，即使当使用另一配置作为单独检测实分量和虚分量的配置时，也能够获得类似功能和效果。

在上述第一到第四实施例的每一个中，考虑生物测量识别单元 5 或 5A 的实际示例。例如，当使用具有与相位信息相对应的脉冲宽度的检测信号 4AS 时，信号转换电路 51 或 51A 可以转换该信号的脉冲宽度，并且信号转换电路 51 或 51A 的比较器可以将该电压与以电压定义的相位差参考范围进行比较。当要使用以时间长度定义的相位差参考范围时，确定电路 52 或 52A 的门电路可以直接将检测信号 4AS 与表示相位差参考范围的参考脉冲进行比较。这能够省略信号转换电路 51 或 51A。

当要使用具有与幅度信息相对应的电位的检测信号 4BS 时，信号转换电路 51 或 51A 的电压比较器可以将该信号与以电压定义的幅度差参考范围进行比较。这能够省略信号转换电路 51 或 51A。当要使用以时间长度定义的幅度参考范围时，信号转换电路 51 或 51A 可以将电压转换为脉冲宽度，并且确定电路 52 或 52A 的门电路可以将其与表示该幅度参考范围的参考脉冲进行比较。

根据以上描述，生物测量识别单元 5 或 5A 由模拟电路构成。然

而, 该单元可以由数字电路构成。例如, 由信号转换电路 51 或 51A 对检测信号 4AS 或 4BS 进行 A/D 转换, 并且可以利用确定电路 52 或 52A, 将所获得的数字值与表示相位差参考范围或幅度参考范围的数字信息进行比较。

按照该方式, 检测对象的固有阻抗, 作为表示响应信号的波形的波形信息, 并根据波形信息确定对象是否为活体。这能够利用如上所述的非常简单的电路来形成生物测量识别单元 5 或 5A, 并且容易地实现生物测量识别设备的尺寸减小和芯片的形成。注意, 可以根据这样的相位差或幅度来计算对象的虚分量或实分量的幅度, 并且可以将计算出的幅度与可信活体的虚分量或实分量的参考范围进行比较。

[第五实施例]

接下来, 将参考图 7 来描述根据本发明第五实施例的生物测量识别设备。图 7 是示出了根据本发明第五实施例的生物测量识别设备的方框图。图 7 示出了图 1 所示的生物测量识别设备中的电源信号产生单元 2、响应信号产生单元 3 和波形信息检测单元 4 的配置示例的细节。

对该生物测量识别设备进行如下设计: 波形信息检测单元 4A 检测响应信号 3S 和与原始电源信号 2S 同步的参考信号 42S 之间的相位差, 作为上述波形信息, 并输出包含所述波形信息的检测信号 4AS。注意, 与第一实施例(见图 1)相同的参考符号表示第五实施例中相同或等价的部件。

参考图 7, 检测元件 1 具有检测电极 11 和 12 以便与对象 10 电接触。电源信号产生单元 2 具有频率产生电路 21、波形整形电路 22、以及偏移去除电路 23。响应信号产生电路 3 具有电流电压转换电路 31。波形信息检测单元 4A 具有电平移位电路 41、参考信号产生电路 42 和相位比较电路 43。

在检测元件 1 中, 检测电极 11 与如地电位等公共电位相连, 并且检测电极 12 与响应信号产生单元 3 的电流电压转换电路 31 的输出级相连。从如具有恒定电位(低阻抗)的电源电路的预定电源电路单

元（未示出）中提供该公共电位。

在电源信号产生单元 2 中，频率产生电路 21 产生具有预定频率的时钟信号，并且波形整形电路 22 根据来自频率产生单元 21 的时钟信号，产生由正弦波或三角波等重复波形形成的 AC 整形信号 22S，并且将其输出到偏移去除电路 23。偏移去除电路 23 去除公共电位和整形信号 22S 的中央电位之间的 DC 电位差，即离整形信号 22S 的偏移，以产生其中央电位与公共电位一致的电源信号 2S，并输出其。注意，可以从外部波形产生设备而非电源信号产生电路 2 提供电源信号 2S。

响应信号产生单元 3 的电流电压转换电路 31 将电源信号 2S 施加到具有比活体阻抗充分低的预定输出阻抗的对象 10。在这种情况下，电流电压转换电路 31 将通过检测元件 1 在对象 10 中流动的电流转换为电压，并输出其，作为响应信号 3S。

为了产生与符合预定参考电位的公共电位一致的响应信号 3S 的中央电位，波形信息检测单元 4A 的电平移位电路 41 对信号的整个 DC 偏置进行电平移位，并且向相位比较电路 43 输出所得到的信号，作为待比较信号 41S。参考信号产生电路 42 将与电源信号 2S 同步的参考信号 42S 输出到相位比较电路 43。相位比较电路 43 将待比较信号 41S 的相位与参考信号 42S 的相位进行比较，以检测与对象 10 的固有阻抗特性相对应的相位差，在这种情况下为容性分量，作为波形信息，并输出包含波形信息的检测信号 4AS。在这种情况下，电源信号 2S 可以用作参考信号 42S。

生物测量识别单元 5 确定由来自相位比较电路 43 的检测信号 4AS 所表示的相位差是否落在表示可信活体的阻抗特性的相位差参考范围内，从而确定对象 10 是否为活体。然后，生物测量识别单元 5 输出针对对象 10 的识别结果 5S。

接下来，将描述根据该实施例的生物测量识别设备的操作。对象 10 通过检测元件 1 的检测电极 11 和 12 与电流电压转换电路 31 的输出级相连。对象 10 的固有阻抗可以由连接在检测元件 1 的检测电极 11 和 12 之间的容性分量 C_f 和阻性分量 R_f 来表示。因此，从具有预定输出阻抗的电流电压转换电路 31 所施加的电源信号 2S 由电流电压

转换电路 31 的输出阻抗和对象 10 的固有阻抗分压。然后，对象 10 中流动的电流根据对象 10 的固有阻抗发生相位或幅度变化。将这样的变化转换为电压，并输出为响应信号 3S。

在该结构中，波形信息检测单元 4A 的相位比较电路 43 将待比较信号 41S 的相位与从参考信号产生电路 42 中输出的参考信号 42S 进行比较，并输出包含响应信号 3S 的相位信息（相位差）的检测信号 4AS。

在这种情况下，如果在与检测元件 1 的检测电极 11 相连的如地电位的公共电位和施加到检测电极 12 的电源信号 2S 之间存在偏移，由于 DC 电流在对象 10 中流动，则与对象 10 的阻性分量 R_f 相对应的偏移也出现在响应信号 3S 中。在该实施例中，为电源信号产生单元 2 设置偏移去除电路 23 以去除电源信号 2S 和公共电位之间的偏移，以抑制将 DC 电流施加到对象 10 上，并防止响应信号 3S 中的偏移的出现。

此外，为波形信息检测单元 4A 设置电平移位电路 41 以对响应信号 3S 进行电平移位，从而产生其中央电位与参考电位一致的待比较信号 41S。利用待比较信号 41S 来检测相位差。

图 8A 到 8F 示出了在图 7 中的各个组件处的信号波形示例。电源信号产生单元 2 的波形整形电路 22 产生其中央电位与几乎在电路的操作电源电位 VDD 和地电位（ $0V = GND$ ）中间的电位 VA 一致的整形信号 22S。在这种情况下，当将地电位用作公共电位时，与中央电位 VA 相对应的偏移存在于整形信号 22S 中。偏移去除电路 23 去除该偏移，以产生并输出其中央电位与公共电位一致的电源信号 2S。结果，没有 DC 电流被施加到对象 10 上，并且可以获得其中央电位与公共电位一致的信号，作为响应信号 3S，而没有由对象 10 的阻性分量 R_f 所引起的任何偏移。

在该实施例中，为了利用单一操作电源（即仅在相对于地电位正方向上（负方向上）的操作电源）来操作每一个信号处理电路，波形信息检测单元 4A 的电平移位电路 41 对响应信号 3S 进行电平移位以使响应信号 3S 的幅度落在地电位和操作电源电位 VDD 之间，并输出结果信号作为待比较信号 41S。

在将待比较信号 41S 与参考信号 42S 进行比较时，相位比较电路

43 将这些模拟信号临时转换为数字信号以使逻辑电路执行相位比较。在将模拟信号转换为数字信号时，执行利用高增益放大模拟信号或将其与预定阈值比较的方法。

在这种情况下，如果模拟信号的中央电位与所需的参考电位不一致，则在从数字信号中获得的相位中会出现误差。例如，当利用高增益来放大模拟信号时，由于通过使其饱和到具有充当阈值的参考电压的操作电源电位 VDD 或地电位来对模拟信号数字化。因此，如果模拟信号的中央电位偏离参考电压，则电位高于参考电位的模拟信号的间隔长度变为与电位低于参考电位的信号的间隔长度不对称。因此，即使响应信号 3S 是正弦波，所获得的数字信号的占空比仍然不会变为 1:1，并且在相位上出现误差（前沿或后沿的定时）。这将其应用于通过与预定阈值（即参考电位）比较来数字化模拟信号的情况。

因此，当由波形信息检测单元 4A 的电平移位电路 41 对响应信号 3S 进行电平移位时，对响应信号 3S 进行电平移位，从而使中央电位与参考电位一致。这可以实现单一操作电源，并且抑制上述相位误差的出现。

由相位比较电路 43 按照与以上所述相同的方式对来自参考信号产生电路 42 的参考信号 42S 数字化。在这种情况下，使参考信号产生电路 42 所产生的参考信号 42S 的中央电位与电平移位时的参考电位一致能够容易地获得具有非常少的相移的数字信号，并精确地检测相位差。

当将以如地电位等公共电位为中心的正弦波用作电源信号 2S 时，响应信号 3S 的相位根据对象 10 的阻抗而变化。通过利用与电源信号 2S 同步的信号作为参考信号 42S 且使相位比较电路 43 将该信号的相位与响应信号 3S（即待比较信号 41S）的相位进行比较，输出具有与作为脉冲宽度的对象 10 的阻抗的容性分量相对应的相位差 ϕ 的检测信号 4AS。

由于将相位比较电路 43 提供给波形信息检测单元 4A 以便按照这种方式将响应信号 3S 的相位与参考信号 42S 的相位进行比较，可以检测根据对象 10 的固有容性分量而变化的相位，作为表示响应信号 3S

的波形的波形信息。通过使用与现有技术相比具有非常简单的电路配置的、如通用比较器或逻辑电路等相位比较电路，这能够精细地检测对象的电特性，在这种情况下表示对象 10 的固有阻抗的虚分量的信息，而无需要求较大面积的阻性元件或容性元件。结果，这可以容易地实现生物测量识别设备尺寸的减小并实现芯片的形成。

此外，偏移去除电路 23 产生其中央电位与公共电位一致的电源信号 2S，并将其施加到对象 10。然后，电平移位电路 41 对响应信号 3S 进行电平移位以使中央电位与参考电位一致移产生待比较信号 41S。基于待比较信号 41S 来执行相位比较。这能够单独地设置针对信号处理电路的操作电源电位和具有相对简单的电路配置的公共电位。因此，例如，利用地电位作为公共电位可以改善抗噪性，并允许使用单一电源作为信号处理电路的操作电源。与其中使用正和负电源的情况相比，这能够减小电路的布局面积。结果，这可以减小生物测量识别设备的制造成本。

[第六实施例]

接下来，将参考图 9 来描述根据本发明第六实施例的生物测量识别设备。图 9 是示出了根据本发明第六实施例的生物测量识别设备的方框图。

在该实施例中，检测响应信号 3S 的相位作为波形信息，如同上述第五实施例中（见图 7）。然而，第六实施例与第五实施例的不同在于：将包含相对于公共电位的偏移的信号作为电源信号 2S 施加到检测元件 1，以使波形信息检测单元 4A 校正由响应信号 3S 所引起的偏移。注意，与图 7 相同的参考符号表示图 9 中的相同或等价部件。

电源信号产生单元 2 包括频率产生电路 21 和波形整形电路 22，但是不具有上述偏移去除电路 23。

波形信息检测单元 4A 具有偏移校正电路 41A，作为上述电平移位电路 41 的替代。偏移校正电路 41A 根据对象 10 的阻性分量 R_f ，校正正在响应信号 3S 中所引起的偏移，即响应信号 3S 的中央电位和参考电位之间的 DC 相位差。

接下来,将参考图 10A 到 10E 来描述根据该实施例的生物测量识别设备的操作。图 10A 到 10E 示出了在图 9 中的生物测量识别设备的各个组件处的信号波形示例。

电源信号产生单元 2 的波形整形电路 22 产生并输出其中央电位与几乎在电路的操作电源电位 VDD 和地电位 ($0V=GND$) 之间的中间处的电位 VA 一致的电源信号 2S。结果,将 DC 电流施加到对象 10,并且响应信号 3S 变为包含由对象 10 的阻性分量 R_f 所引起的偏移的信号。假定当 R_f 是预定值时,响应信号 3S 的中央电位变为参考电位 VB。在这种情况下,如果 R_f 大于预定值,则高于参考电位 VB 的 VB2 变为中央电位。如果 R_f 小于预定值,则小于参考电位 VB 的 VB1 变为中央电位。

在该实施例中,波形信息检测单元 4A 的偏移校正电路 41A 对响应信号 3S 进行电平移位,以使响应信号 3S 的幅度落在地电位和操作电源电位 VDD 之间,并输出结果信号作为待比较信号 41S,从而允许后续电路操作在单一操作电源上,即,仅在相对于地电位的正方向(负方向)上的操作电源。

在这种情况下,使偏移校正电路 41A 对响应信号 3S 电平移位以使中央电位与用于相位比较的参考电位 VB 一致不仅能够实现单一操作电源,而且能够抑制在上述数字化操作中的相位误差的出现。

按照该方式,波形信息检测单元 4A 具有相位比较电路 43,以将响应信号 3S 的相位与参考信号 42S 比较,从而检测根据对象 10 的固有容性分量而变化的相位,作为表示响应信号 3S 的波形的波形信息。通过使用与现有技术相比具有非常简单的电路配置的、如通用比较器或逻辑电路等相位比较电路,这能够精细地检测对象的电特性,在这种情况下表示对象 10 的固有阻抗的虚分量的信息,而无需要求较大面积的阻性元件或容性元件。结果,这可以容易地实现生物测量识别设备尺寸的减小并实现芯片的形成。

此外,偏移校正电路 41A 通过校正响应信号 3S 的偏移,使中央电位变为参考电位,产生待比较信号 41S。然后,根据待比较信号 41S 执行相位比较。这能够单独地设置针对信号处理电路的操作电源电位

和具有相对简单的电路配置的公共电位。因此，例如，利用地电位作为公共电位可以改善抗噪性，并允许使用单一电源作为信号处理电路的操作电源。与其中使用正和负电源的情况相比，这能够减小电路的布局面积。结果，这可以减小生物测量识别设备的制造成本。

[第七实施例]

接下来，将参考图 11 来描述根据本发明第七实施例的生物测量识别设备。图 11 是示出了根据本发明第七实施例的生物测量识别设备的方框图。

在该实施例中，检测响应信号 3S 的相位作为波形信息，如同上述第六实施例中（见图 9）。然而，第七实施例与第六实施例的不同在于：设置参考电位提供单元 6，以向检测元件 1 提供等于电源信号 2S 的中央电位的公共电位。与图 9 相同的参考符号表示图 11 中的相同或等价部件。

参考电位提供单元 6 是执行以下操作的电路：检测由电源信号产生单元 2 所产生的电源信号 2S 的中央电位，产生等于中央电位的参考电位 VB，以及向具有低阻抗的检测元件的检测电极 11 提供参考电位。在这种情况下，作为电源信号 2S，使用每一个信号电路的操作电源电位 VDD 和地电位之间的中间电位，并且参考电位还变为等于该中间电位。

注意，波形信息检测单元 4A 包括参考信号产生电路 42 和相位比较电路 43，但是不具有上述偏移校正电路 41A。

接下来，将参考图 12A 到 12D 来描述根据该实施例的生物测量识别设备的操作。图 12A 到 12D 示出了在图 11 中的生物测量识别设备的各个组件处的信号波形示例。

电源信号产生单元 2 的波形整形电路 22 产生并输出其中央电位与电路的操作电源电位 VDD 和地电位之间的中间电位一致的电源信号 2S。参考电位电源单元 6 检测电源信号 2S 的中央电位，并向检测电极 11 提供等于检测到的电位的参考电位 VB。利用该操作，不将 DC 电流施加到对象 10，并且响应信号 3S 变为其中央电位与参考电位 VB 一致

的信号。

在这种情况下，将参考电位 VB 用作用于相位比较电路 43 的参考电位，并且将响应信号 3S 直接输入到相位比较电路 43，其中将响应信号 3S 的相位与参考信号 42S 的相位进行比较。

按照该方式，波形信息检测单元 4A 具有相位比较电路 43，以便将响应信号 3S 的相位与参考信号 42S 比较，从而检测根据对象 10 的固有容性分量而变化的相位，作为表示响应信号 3S 的波形的波形信息。通过使用与现有技术相比具有非常简单的电路配置的、如通用比较器或逻辑电路等相位比较电路，这能够精细地检测对象的电特性，在这种情况下表示对象 10 的固有阻抗的虚分量的信息，而无需要求较大面积的阻性元件或容性元件。结果，这可以容易地实现生物测量识别设备尺寸的减小并实现芯片的形成。

此外，由于从参考电位提供单元 6 提供等于电源信号 2S 的中央电位的参考电位作为检测元件 1 的公共电位，能够以利用单一电源而非正和负电源的相对简单的电路配置来获得具有与对象阻抗相对应的波形信息的所需检测信号。与其中使用正和负电源的情况相比，这能够减小电路的布局面积。结果，这可以减小生物测量识别设备的制造成本。

[第八实施例]

接下来，将参考图 13 来描述根据本发明第八实施例的生物测量识别设备。图 13 是示出了根据本发明第八实施例的生物测量识别设备的方框图。

在该生物测量识别设备中，波形信息检测单元 4B 检测响应信号 3S 的幅度作为上述波形信息，并输出包含波形信息的检测信号 4BS。该实施例与第五实施例（见图 7）的不同在于：波形信息检测单元 4B 包括最大电压检测电路 45。注意，与图 7 相同的参考符号表示图 13 中的相同或等价部件。

最大电压检测电路 45 根据其中央电位与如地电位等公共电位一致的响应信号 3S，检测对象 10 的固有阻抗特性、与阻性分量相对应

的幅度变化，并输出结果信息，作为检测信号 4BS。最大电压检测电路 45 的实际示例包括抽样/保持电路等。注意，图 13 中的生物测量识别设备的配置与图 7 所示的配置相同，除了波形信息检测单元 4B 之外，并且这里将省略对其的详细描述。

将描述图 13 中的生物测量识别设备的操作。对象 10 通过检测元件 1 的检测电极 11 和 12 与电流电压转换电路 31 的输出级相连。在这种情况下，对象 10 的固有阻抗可以由连接在检测元件 1 的检测电极 11 和 12 之间的容性分量 C_f 和阻性分量 R_f 来表示。因此，从具有预定输出阻抗的电流电压转换电路 31 所施加的电源信号 2S 由电流电压转换电路 31 的输出阻抗和对象 10 的固有阻抗分压。然后，对象 10 中流动的电流根据对象 10 的固有阻抗发生相位或幅度变化。将这样的变化转换为电压，并输出为响应信号 3S。

在该实施例中，波形信息检测单元 4B 的最大电压检测电路 45 输出包含响应信号 3S 的幅度峰值的检测信号 4BS。

图 14A 到 14D 示出了图 13 的各个组件处的信号波形示例。电源信号产生单元 2 的波形整形电路 22 产生其中央电位与几乎在电路的操作电源电位 VDD 和地电位 ($0V = GND$) 中间的电位 V_A 一致的整形信号 22S。然后，偏移去除电路 23 输出其中央电位与公共电位一致的电源信号 2S。

利用该操作，响应信号 3S 变为其中央电位与公共电位一致的信号，并且幅度根据对象 10 的阻抗而变化。最大电压检测电路 45 检测响应信号 3S 的最大电压值，并输出表示与响应信号 3S 的幅度 A 成正比的 DC 电位的检测信号 4BS。

按照该方式，波形信息检测单元 4B 具有最大电压检测电路 45，检测根据对象 10 的固有阻性分量而变化的幅度，作为表示响应信号 3S 的波形的波形信息。通过使用与现有技术相比具有非常简单的电路配置的、如通用抽样/保持电路等峰值电压检测电路，这能够精细地检测对象的电特性，在这种情况下表示对象 10 的固有阻抗的实分量的信息，而无需要求较大面积的阻性元件或容性元件。结果，这可以容易地实现生物测量识别设备尺寸的减小并实现芯片的形成。

此外，由于由偏移去除电路 23 产生其中央电位与公共电位一致的电源信号 2S 并施加到对象 10，当将地电位用作公共电位时，仅通过使最大电压检测电路 45 检测响应信号 3S 的最大电压，能够获得与对象 10 相对应的响应信号 3S 的幅度。因此，例如，利用地电位作为公共电位可以改善抗噪性，并允许使用单一电源作为信号处理电路的操作电源。与其中使用正和负电源的情况相比，这能够减小电路的布局面积。结果，这可以减小生物测量识别设备的制造成本。

[第九实施例]

接下来，将参考图 15 来描述根据本发明第九实施例的生物测量识别设备。图 15 是示出了根据本发明第九实施例的生物测量识别设备的方框图。

在该实施例中，检测响应信号 3S 的幅度作为波形信息，如同上述第八实施例中（见图 13）。第九实施例与第八实施例的不同在于：通过将响应信号 3S 的峰值电压值与中央电位值进行比较，波形信息检测单元 4B 检测响应信号 3S 的幅度。注意，与图 7 相同的参考符号表示图 15 中的相同或等价部件。

波形信息检测单元 4B 包括峰值电压检测电路 46、中央电压检测电路 47 和电压比较电路 48。峰值电压检测电路 46 检测响应信号 3S 的峰值电压值 46S。中央电压检测电路 47 检测响应信号 3S 的中央电压值 47S。电压比较电路 48 将峰值电压值 46S 与中央电压值 47S 进行比较，并根据其间的电压差来检测响应信号 3S 的幅度。然后，电压比较电路 48 输出包含检测到的幅度的检测信号 4BS，作为波形信息。

注意，电源信号产生单元 2 包括频率产生电路 21 和波形整形电路 22，但是不具有上述偏移去除电路 23。

接下来，将参考图 16A 到 16C 来描述根据该实施例的生物测量识别设备的操作。图 16A 到 16C 示出了在图 15 中的生物测量识别设备的各个组件处的信号波形示例。

电源信号产生单元 2 的波形整形电路 22 输出其中央电位与几乎在电路的操作电源电位 VDD 和地电位 ($0V = GND$) 之间的中间处的电位

VA 一致的电源信号 2S。结果，将 DC 电流施加到对象 10，并且响应信号 3S 变为包含由对象 10 的阻性分量 R_f 所引起的偏移的信号。

在该实施例中，波形信息检测单元 4B 具有峰值电压检测电路 46 和中央电压检测电路 47，用于检测响应信号 3S 的峰值电压值 46S 和中央电压值 47S，并且电压比较电路 48 通过对其进行比较来检测响应信号 3S 的幅度。在这种情况下，峰值电压值可以是响应信号 3S 的最大和最小电压值。

按照该方式，波形信息检测单元 4B 检测根据对象 10 的固有阻性分量而变化的幅度，作为表示响应信号 3S 的波形的波形信息。通过使用与现有技术相比具有非常简单的电路配置的、如通用抽样/保持电路等峰值电压检测电路，这能够精细地检测对象的电特性，在这种情况下表示对象 10 的固有阻抗的实分量的信息，而无需要求较大面积的阻性元件或容性元件。结果，这可以容易地实现生物测量识别设备尺寸的减小并实现芯片的形成。

此外，由于峰值电压检测电路 46 和中央电压检测电路 47 检测响应信号 3S 的峰值电压值 46S 和中央电压值 47S，并且电压比较电路 48 通过对其进行比较来检测响应信号 3S 的幅度，可以检测响应信号 3S 的幅度，与响应信号 3S 的中央电位无关。因此，例如，利用地电位作为公共电位可以改善抗噪性，并允许使用单一电源作为信号处理电路的操作电源。与其中使用正和负电源的情况相比，这能够减小电路的布局面积。结果，这可以减小生物测量识别设备的制造成本。

在该实施例中，可以使用最大电压检测电路和最小电压检测电路来替代峰值电压检测电路 46 和中央电压检测电路 47，并且电压比较电路 48 可以通过使用从这些电路中获得的响应信号 3S 的最大电压值和最小电压值来检测响应信号 3S 的幅度 B，如图 17A 和 17B 所示。利用该结构，可以获得与以上所述相同的功能和效果。

以上所述的第五到第九实施例中的每一个已经举例说明了通过波形信息检测单元 4（4A，4B）来检测相位差和幅度中的任一个的情况。然而，可以同时检测相位差和幅度，并且生物测量识别单元 5 可以根据各个检测信号来确定对象 10 是否为活体。这使其非常难以通过

选择对象的材料和质量来单独地调节对象的实分量和虚分量，从而获得了防止利用人造手指等的欺骗性识别活动的高安全性。

在这种情况下，如果第五到第七实施例之一与第八和第九实施例组合，例如，可以通过使用地电位作为公共电位来改善抗噪性。此外，可以使用单一电源作为信号处理电路的操作电源。与其中使用正和负电源的情况相比，这能够减小电路的布局面积。结果，这可以减小生物测量识别设备的制造成本。

在这种情况下，在第八实施例（见图 13）中，优选地，响应信号 3S 的中央电位与地电位一致，因此，第八实施例可以容易地与使用地电位作为公共电位的第五实施例（见图 7）组合。在第九实施例中（见图 15），优选地，响应信号 3S 存在于操作电源电位和地电位之间，因此，可以容易地将第九实施例与第六实施例（见图 9）和第七实施例（见图 11）组合。

[第十实施例]

接下来，将参考图 18 来描述根据本发明第十实施例的生物测量识别设备。图 18 是示出了根据本发明第十实施例的生物测量识别设备的方框图。

该生物测量识别设备具有检测元件 1、电源信号产生电路 2、响应信号产生单元 3、波形信息检测单元 4、生物测量识别单元 5、以及控制单元 6。

在该实施例中，当要根据对象阻抗来执行生物测量识别时，根据表示阻抗的波形信息来执行生物测量识别，并且还根据在不同频率处检测到的多个生物测量信息来执行生物测量识别。注意，与第一实施例（见图 1）相同的参考符号表示第十实施例中相同或等价的部件。

检测元件 1 通过检测电极与对象 10 电接触，并且将对象 10 的阻抗的容性和阻性分量与响应信号产生单元 3 相连。电源信号产生单元 2 根据来自控制单元 6 的频率控制信号 61S，产生由具有预定频率的正弦波等所形成的电源信号 2S，并将该信号输出到响应信号产生单元 3。响应信号产生单元 3 将来自电源信号产生单元 2 的电源信号 2S 施加到

检测元件 1, 并且向波形信息检测单元 4 输出根据检测元件 1 的输出阻抗（即对象 10 的阻抗的容性和阻性分量）而变化的响应信号 3S。

波形信息检测单元 4 根据来自响应信号产生单元 3 的响应信号 3S 所表示的波形, 检测电源信号 2S 的相位差或幅度, 并且向生物测量识别单元 5 输出包含表示这样的相位差或幅度的波形信息的检测信号 4S。生物测量识别单元 5 根据针对具有不同频率的每一个电源信号 2S 而获得的、来自波形信息检测单元 4 的检测信号 4S 中所包含的波形信息, 识别/确定对象 10 是否为活体并输出识别结果 5S。控制单元 6 包括 CPU、逻辑电路等, 并以预定定时输出频率控制信号 61S 和确定控制信号 62S。

接下来, 将描述根据该实施例的生物测量识别设备的操作。对象 10 通过检测元件 1 与响应信号产生单元 3 的输出级相连。在这种情况下, 对象 10 的固有阻抗可以由通过检测元件 1 连接在响应信号产生单元 3 的输出级和如地电位等公共电位（低阻抗）之间的容性和阻性分量来表示。

因此, 从具有预定输出阻抗的电流电压转换电路 31 所施加的电源信号 2S 由电流电压转换电路 31 的输出阻抗和对象 10 的固有阻抗分压。然后, 对象 10 中流动的电流根据对象 10 的固有阻抗发生相位或幅度变化。将这样的变化转换为电压, 并输出为响应信号 3S。

将响应信号 3S 输入到波形信息检测单元 4, 其中检测相位或幅度的上述变化作为波形的信息, 即波形信息。在这种情况下, 如图 19A 到 19D 的波形图所示, 可以通过利用诸如相位比较电路将与电源信号 2S 同步的参考信号的相位与响应信号 3S 比较, 检测电源信号 2S 和响应信号 3S 之间的相位差 ϕ 。此外, 如图 20A 到 20C 所示, 通过利用如抽样/保持电路来测量响应信号 3S 的最大电压值, 可以检测响应信号 3S 的幅度 V。

从波形信息检测单元 4 中输出包含按照该方式检测到的波形信息的检测信号 4S。

生物测量识别单元 5 将从包含在来自波形信息检测单元 4 的检测信号 4S 中的波形信息中所获得的识别索引值与表示可信活体的识别

索引值的参考范围进行比较,以识别/确定对象 10 是否为活体。然后,生物测量识别单元 5 向对象 10 输出识别结果 5S。

在这种情况下,生物测量识别单元 5 利用针对具有不同频率的每一个电源信号 2S 而获得的识别索引值,根据来自控制单元 6 的确定控制信号 62S,确定对象 10 是否为活体。如果所有识别索引值落在参考范围内,则生物测量识别单元 5 输出表示对象 10 是可信活体的识别结果 5S。如果识别索引值的任一个落在参考范围之外,则生物测量识别单元 5 输出表示对象 10 不是可信活体的识别结果 5S。

如上所述,可信活体的阻抗可以由容性和阻性分量来表示。因此,阻抗的幅度随由于容性分量(即虚分量)造成的频率变化而改变。因此,如图 21A 到 21D 所示,在预定频率 $f=f_0$ 和较高频率 $f=f_3$ ($f_0 < f_3$),针对作为响应信号 3S 的波形信息而获得的电源信号 2S 的相位差 ϕ 会发生变化。此外,如图 22A 到 22D 所示,在频率 $f=f_0$ 和频率 $f=f_3$ 处,作为响应信号 3S 的波形信息而获得的幅度 V 会发生变化。

在将每一个识别索引值与参考范围比较时,生物测量识别单元 5 使用表示针对在其上获得每一个识别索引值(即电源信号 2S 的每一个频率 f)的测量条件的可信活体的识别索引值的参考范围 50,如图 23 所示。这可以利用针对对象 10 的不同测量条件来实现高精度的识别/确定,从而获得防止利用人造手指等欺骗性活动的高安全性。注意,可以将针对各个测量条件的参考范围预先设置在生物测量识别单元 5 中,或可以使用从控制单元 6 通知的信息。

按照该方式,波形信息检测单元 4 从根据对象 10 的阻抗而变化的响应信号 3S 中检测表示响应信号 3S 的波形的诸如相位差或幅度的波形信息,并且根据从波形信息中所获得的识别索引值来执行对象 10 的生物测量识别。通过使用与现有技术相比具有非常简单的电路配置的、如通用比较器或逻辑电路等相位比较电路,这能够精细地检测表示对象的电特性的信息,而无需要求较大面积的阻性元件或容性元件。结果,这可以容易地实现生物测量识别设备尺寸的减小并实现芯片的形成。

由于利用从具有不同频率的电源信号 2S 中获得的多个识别索引

值来执行对象 10 的生物测量识别,难以伪造在各个频率处的阻抗。这能够利用针对对象 10 的不同测量条件来实现高精度的识别/确定,从而获得了防止利用人造手指等欺骗性活动的高安全性。

在这种情况下,利用多个离散选择的频率处的识别索引值作为用于获取识别索引值的测量条件,在这种情况下为频率,来执行生物测量识别。为此,不需要通过检测具有一定宽度的频率区域中的连续频率特性来执行确定。这能够缩短识别/确定操作所需的时间,并以简单的电路配置来获得充分的确定精度。

[第十一实施例]

接下来,将参考图 24 来描述根据本发明第十一实施例的生物测量识别设备。图 24 是示出了根据本发明第十一实施例的生物测量识别设备的方框图。

第十实施例(见图 18)已经举例说明了通过改变电源信号 2S 的频率来设置从对象 10 获取识别索引值的测量条件的情况。在第十一实施例中,通过改变从施加电源信号 2S 开始所经过的时间,设置从对象 10 中获取识别索引值的测量条件。注意,与图 18 相同的参考符号表示图 24 中相同或等价的部件。

控制单元 6 包括 CPU、逻辑电路等,并以预定定时输出电源控制信号 63S 和确定控制信号 64S。电源信号产生单元 2 根据来自控制单元 6 的提供控制信号 63S,开始提供具有预定频率的电源信号 2S。响应该操作,响应信号产生单元 3 开始通过检测元件 1 向对象 10 施加电源信号 2S,并且向波形信息检测单元 4 输出根据对象 10 的阻抗发生相位和幅度改变的响应信号 3S。波形信息检测单元 4 根据来自控制单元 6 的提供控制信号 63S,从响应信号 3S 中检测表示电源信号 2S 的相位差或幅度的波形信息,并输出该信息作为检测信号 4S。注意,波形信息检测单元 4 的操作与以上所述相同,因此这里省略对其的描述。

生物测量识别单元 5 将由波形信息检测单元 4 从检测信号 4S 中获得的识别索引值与表示在来自控制单元 6 的确定控制信号 64S 所指定的定时处(即从施加电源信号 2S 开始的每一个所经过的不同时间

处)可信活体的识别索引值的参考范围进行比较。如果所有识别索引值落在参考范围内,输出表示对象 10 是可信活体的识别结果 5S。如果识别索引值的任一个落在参考范围之外,输出表示对象 10 不是可信活体的识别结果 5S。

如上所述,可信活体的阻抗可以由容性和阻性分量来表示。在这种情况下,由于来自活体的皮肤的排汗等,检测元件 1 和活体之间的接触电阻随着时间发生变化。结果,当从检测元件 1 来看时,对象 10 的阻抗会发生变化。因此,如图 25A 到 25C 所示,作为响应信号 3S 的波形信息而获得的针对电源信号 2S 的相位差 ϕ ,在从对象 10 与检测元件 1 相接触之后施加电源信号 2S 开始的经过时间 $T=T_0$ 和长于经过时间 $T=T_0$ 的经过时间 $T=T_3$ ($T_0 < T_3$) 之间,发生变化。此外,如图 26A 到 26C 所示,作为响应信号 3S 的波形信息而获得的幅度 V ,也在经过时间 $T=T_0$ 和经过时间 $T=T_3$ 之间,发生变化。

在将每一个识别索引值与参考范围进行比较时,生物测量识别单元 5 使用表示在其上获得每一个识别索引值(即从施加电源信号 2S 开始的每一个经过时间 T)的测量条件的可信活体的识别索引值的参考范围 51,如图 27 所示。这可以利用针对对象 10 的不同测量条件来实现高精度的识别/确定,从而获得防止利用人造手指等的欺骗性活动的高安全性。注意,可以将针对各个测量条件的参考范围预先设置在生物测量识别单元 5 中,或可以使用从控制单元 6 通知的信息。

按照该方式,波形信息检测单元 4 从根据对象 10 的阻抗已经变化的响应信号 3S 中检测表示响应信号 3S 的波形的诸如相位差或幅度的波形信息,并且根据从波形信息中所获得的识别索引值来执行对象 10 的生物测量识别。通过使用与现有技术相比具有非常简单的电路配置的诸如通用比较器或逻辑电路等相位比较电路,这能够精细地检测表示对象的电特性的信息,而无需要求较大面积的阻性元件或容性元件。结果,这可以容易地实现生物测量识别设备尺寸的减小并实现芯片的形成。

由于利用在从施加电源信号 2S 开始的各个经过时间处所获得的多个识别索引值来执行对象 10 的生物测量识别,可以实现利用针对对

象 10 的不同测量条件的高精度识别/确定，从而获得了防止利用人造手指等的欺骗性活动的高安全性。

在这种情况下，利用多个离散选择的经过时间处的识别索引值作为用于获取识别索引值的测量条件，在这种情况下为经过时间，来执行生物测量识别。为此，不需要通过检测具有一定宽度的经过时间区域中的连续经过时间特性来执行确定。这能够缩短识别/确定操作所需的时间，并以简单的电路配置来获得充分的确定精度。

上述第十和第十一实施例的每一个已经举例说明了以下情况：在利用多个识别索引值执行综合确定/识别时，仅当所有识别索引值落在参考范围内时，生物测量识别单元 5 确定对象 10 是否为可信活体。然而，本发明并不局限于此。例如，可以根据与识别索引值的数量有关的条件、确定落在参考范围内的诸如一次、预定次数或更多、或大部分的各个识别索引值来执行综合识别/确定。这可以执行抗偶然噪声等的稳定识别/确定。

上述第十和第十一实施例的每一个已经举例说明了以下情况：当将每一个识别索引值与参考范围进行比较时，使用与每一个测量条件相对应的参考范围。然而，可以使用涵盖在各个测量条件下所获得的可信活体的识别索引值的公共参考范围。与利用多个参考范围来执行确定的情况相比，这能够简化电路配置。

根据使生物测量识别单元 5 利用多个识别索引值来执行综合确定/识别的另一方法相比，可以通过统计处理来获得各个识别索引值的代表值，并且可以通过将该代表值与表示可信活体的识别索引值的参考范围进行比较来执行确定识别。作为该代表值，可以使用各种统计值，例如平均值、中值、最大值和最小值。这能够利用一个参考范围来执行确定，因此与利用多个参考范围来执行确定的情况相比，简化了电路配置。此外，利用根据多个识别索引值所获得的诸如平均值或中值等统计值可以实现抗偶然噪声的稳定识别/确定。

第十和第十一实施例的每一个已经举例说明了以下情况：通过改变电源信号 2S 的频率或从施加电源信号开始的经过时间来设置测量条件。然而，可以根据通过组合这些测量条件所获得的多个识别索引

值来执行生物测量识别。这能够以更高精度和安全性来实现生物测量识别。注意，测量条件并不局限于电源信号 2S 的频率和经过时间，并且可以使用其他测量条件。

另外，每一个第十和第十一实施例已经举例说明了以下情况：作为响应信号 3S 的波形信息，使用相位差和幅度。然而，波形信息检测单元 4 可以同时检测两项波形信息，并且生物测量识别单元 5 可以针对根据两项波形信息所获得的各个识别索引值来执行识别/确定。这可以以更高精度和安全性来实现生物测量识别。

[第十二实施例]

接下来，将参考图 28 来描述根据本发明第十二实施例的生物测量识别设备。图 28 是示出了根据本发明第十二实施例的生物测量识别设备的方框图。

该生物测量识别设备具有检测元件 1、电源信号产生电路 2、响应信号产生单元 3、波形信息检测单元 4、以及生物测量识别单元 5。

检测元件 1 通过检测电极与对象 10 电接触，并且将对象 10 的阻抗的容性和阻性分量与响应信号产生单元 3 相连。电源信号产生单元 2 包括频率产生电路 2A 和波形整形电路 2B。所述电源信号产生单元 2 通过从由频率产生电路 2A 所产生的具有预定频率的矩形波信号 20S 中提取所需的频率分量，产生 AC 电源信号 2S，并将该信号输出到响应信号产生单元 3。响应信号产生单元 3 将来自电源信号产生单元 2 的电源信号 2S 通过电流电压转换电路 3A 施加到检测元件 1，并且向波形信息检测单元 4 输出根据检测元件 1 的输出阻抗(即对象 10 的阻抗的容性分量 C_f 和阻性分量 R_f) 而变化的响应信号 3S。

波形信息检测单元 4 根据来自响应信号产生单元 3 的响应信号 3S 所表示的波形，检测电源信号 2S 的相位差或幅度，并且向生物测量识别单元 5 输出包含表示该相位差或幅度的波形信息的检测信号 4S。在这种情况下，波形信息检测单元 4 可以通过使相位比较器等将响应信号 3S 的相位与诸如电源信号等预定参考信号的相位进行比较，检测根据对象 10 的固有容性分量而变化的相位，作为表示响应信号 3S 的波

形的波形信息。可选地，波形信息检测单元 4 可以利用比较器等来检测根据对象 10 的阻性分量而变化的幅度，作为表示响应信号 3S 的波形的波形信息。

生物测量识别单元 5 根据来自波形信息检测单元 4 的检测信号 4S 中所包含的波形信息，识别/确定对象 10 是否为活体并输出识别结果 5S。

接下来，将描述根据该实施例的生物测量识别设备的操作。当对象 10 与检测元件 1 的端子 11 和 12 相接触时，从电源信号产生单元 2 施加到检测元件 1 的电源信号 2S 根据对象 10 的固有阻抗（即容性分量 C_f 和阻性分量 R_f ）而变化。从响应信号产生单元 3 输出结果信号，作为响应信号 3S。由波形信息检测单元 4 从响应信号 3S 中检测相位差或幅度。并且将包含表示检测结果的信息的检测信号 4S 输出到生物测量识别单元 5。

生物测量识别单元 5 根据检测信号 4S 中所包含的波形信息是否落在可信活体的波形信息的参考范围内，识别/确定对象 10 是否为活体，并输出识别结果 5S。

如上所述，在该实施例中，提供波形信息检测单元 4 以检测表示响应信号 3S 的相位差或幅度的波形阻抗，从而检测表示对象 10 的固有阻抗的实分量或虚分量的信息。然后，生物测量识别单元 5 根据检测到的信息，识别对象 10 是否为活体。与现有技术相比，利用相对简单的检测波形信息的电路配置，可以接近地查验对象的电特性，而无需如晶体管、电感和电容等任何外部组件。结果，这能够实现生物测量识别设备的尺寸的减小以及实现芯片的形成。

此外，由于波形信息检测单元 4 检测表示针对响应信号 3S 的相位差的波形信息或幅度而无需使用与对象 10 的任何阻抗匹配，因此，不需要使用没有任何失真的高精度正弦波信号作为电源信号 2S。因此，在该实施例中，电源信号产生单元 2 通过使波形整形电路 2B 从由频率产生电路 2A 所产生的矩形波信号 20S 中提取所需的频率分量，产生由伪正弦波形成的电源信号 2S。与其中产生高精度正弦波信号的电路相比，这能够极大地减小电路配置尺寸。结果，这能够实现生物测

量识别设备的尺寸的减小和芯片的形成。

图 29 示出了波形整形电路 2B 的电路配置示例。波形整形电路 2B 包括第一驱动电路 21、低通滤波器 22 和第二驱动电路 23。

第一驱动电路 21 由如逆变器电路等用于驱动后续电路的缓冲电路形成。第一驱动电路 21 接收从频率产生电路 2A 输出的矩形波信号 20S，并且输出具有低阻抗的矩形波信号 21S。注意，例如，作为频率产生电路 2A，可以使用利用石英振荡器的已知脉冲产生电路。

作为低通滤波器 22，可以使用如图 30 所示的 RC 低通滤波器。尽管该电路示例包括阻性元件 R 和容性元件 C，但是低通滤波器可以具有仅利用电路中的潜在的电容或电阻的配置。低通滤波器 22 从矩形波信号 21S 中提取所需频率分量，并且获得通过圆滑矩形脉冲而得到的波形的低通信号 22S。

第二驱动电路 23 由用于驱动后续电路的电路形成，如同第一驱动电路 21 的情况，并且输出从低通滤波器 22 输出的信号，作为具有低阻抗的电源信号 2S。例如，作为第二驱动电路 23，阻抗转换电路具有差分放大电路的反向输入与输出相连的配置。

如上所述，由于使用从矩形波信号 20S 中提取所需低频分量的低通滤波器 22 作为波形整形电路 2B，例如，可以由阻性元件 R 和容性元件 C 所构成的非常简单的电路配置来获得所需电源信号 2S。这可以实现生物测量识别设备的减小和芯片的形成。

此外，传统数字波形产生电路需要使用 A/D 转换器和存储器，每一个均需要几个平方毫米的安装面积。相反，根据该实施例，可以将电路安装在几十平方微米的面积中。

[第十三实施例]

接下来，将参考图 31 来描述根据本发明第十三实施例的生物测量识别设备。图 31 是示出了根据本发明第十三实施例的生物测量识别设备中所使用的波形整形电路 2B 的电路配置示例。根据该实施例的生物测量识别设备等价于其中使用了图 31 所示的波形整形电路 2B 的、图 28 所示的上述生物测量识别设备。该实施例的配置与上述配置相

同，除了波形整形电路 2B 之外，因此这里将省略对其的描述。

波形整形电路 2B 的配置与图 29 中的上述生物测量识别设备相同，除了添加了限幅电路 24 和放大电路 25 之外。与图 29 中相同的参考符号表示图 31 中相同或等价的部件。

限幅电路 24 是限制矩形波信号 21S 的幅度的电路，并输出矩形波受限信号 24S。放大电路 25 是用于放大从低通滤波器 22 中获得的信号并向第二驱动电路 23 输出结果信号作为放大信号 25S 的电路。

利用该操作，幅度小于矩形波信号 21S 的受限信号 24S 通过低通滤波器 22。这能够减小低通滤波器 22 中所使用的阻性元件的电阻值和容性元件的电容值，因此减小了在芯片上形成电路元件所需的布局面积。

图 32 示出了限幅电路的电路配置示例。限幅电路 24 包括反相电路 200、第一参考电压产生电路 201、第二参考电压产生电路 202、第一开关元件 211 和第二开关元件 212。

反相电路 200 通过反相其逻辑值来输出矩形波信号 21S。第一开关元件 211 根据来自反相电路 200 的反相输出来执行切换（开/关）操作，并且从第一参考电压产生电路 201 中间歇地输出第一参考电压 V_{ref1} ，作为受限信号 24S。第二开关元件 212 根据矩形波信号 21S 执行切换（开/关）操作，并且从第二参考电压产生电路 202 中间歇地输出第二参考电压 V_{ref2} ，作为受限信号 24S。

如图 33 所示，将第一参考电压 V_{ref1} 设置在输入矩形波信号 21S 的中央电位 $V3$ 和第一公共电位 $V1$ （低电平电位）之间的电位处，并且将第二参考电压 V_{ref2} 设置在输入矩形波信号 21S 的中央电位 $V3$ 和第二公共电位 $V2$ （高电平电位： $V2 > V1$ ）之间的电位处。注意，作为这些公共电位，使用如各种电源电位等低阻抗电位。

在这种情况下，由于第一开关元件 211 和第二开关元件 212 受到相反的逻辑信号的控制，其按照相反的相位来执行切换操作。结果，如图 33 所示，在相反的时刻处交替地输出第一参考电压 V_{ref1} 和第二参考电压 V_{ref2} 。将矩形波信号 21S 的幅度限制在第一参考电压 V_{ref1} 和第二参考电压 V_{ref2} 之间的值，并且输出结果信号作为受限信号

24S。

按照该方式，在反相电路 200 中，使两个开关元件 211 和 212 交替地执行切换操作以交替地输出第一参考电压 V_{ref1} 和第二参考电压 V_{ref2} 。这能够以非常简单的电路配置来限制矩形波信号 21S 的幅度，从而减小了电路的布局面积。

注意，作为开关元件 211 和 212，可以使用如 MOSFET 等半导体元件。

[第十四实施例]

接下来，将参考图 34 来描述根据本发明第十四实施例的生物测量识别设备。图 34 示出了在根据本发明第十四实施例的生物测量识别设备中所使用的限幅电路 24 的电路配置示例。根据该实施例的生物测量识别设备等价于其中具有图 31 的波形整形电路 2B 且还使用图 34 中的限幅电路 24 作为限幅电路 24 的、图 28 中的上述生物测量识别设备。注意，除了限幅电路 24 之外，该实施例的配置与上述相同，并且这里省略对其的描述。

限幅电路 24 与图 32 中的上述限幅电路的不同在于：其使具有不同极性（控制逻辑）的两个开关元件在相反的定时处交替地执行切换操作，而不是使两个开关元件 211 和 212 在反相电路 200 中执行切换操作。

限幅电路 24 包括第一参考电压产生电路 201、第二参考电压产生电路 202、第一开关元件 221 和第二开关元件 222。参考图 34，使用 n 型 MOSFET 作为第一开关元件 221，并使用 p 型 MOSFET 作为第二开关元件 222，具有不同的极性（控制逻辑）。

将矩形波信号 21S 公共地输入到第一开关元件 221 和第二开关元件 222 的控制端子（栅极端子）。其输出端子（漏极端子）共同相连并输出受限信号 24S。第一参考电压产生电路 201 和第二参考电压产生电路 202 分别与开关元件的输入端子（源极端子）分别相连。

由于两个开关元件 211 和 222 具有不同极性，当矩形波信号 21S 处于低电平（V1）时，将第一开关元件 221 设置为高阻抗，而将第二

开关元件 222 设置为低阻抗。结果，输出第二参考电压 V_{ref2} 作为受限信号 24S。当将矩形波信号 21S 设置在高电平 (V_2)，由于第一开关元件 221 设置为低阻抗，并且将第二开关元件 222 设置为高阻抗，输出第一参考电压 V_{ref1} 作为受限信号 24S。

利用该操作，矩形波信号 21S 的幅度受到限制以获得如图 33 所示的受限信号 24S。

与图 32 中的电路配置相比，利用具有不同极性的两个开关元件根据矩形波信号 21S 在相反的定时处交替执行切换操作能够进一步简化限幅电路的电路配置，从而减小了电路的布局面积。

[第十五实施例]

接下来，将参考图 35 来描述根据本发明第十五实施例的生物测量识别设备。图 35 示出了根据本发明第十五实施例的生物测量识别设备中使用的波形整形电路 2B 的电路配置示例。根据该实施例的生物测量识别设备等价于其中使用了图 35 所示的波形整形电路 2B 的、图 28 所示的上述生物测量识别设备。注意，除了波形整形电路 2B 之外，该实施例的配置与上述配置相同，因此这里将省略对其的描述。

波形整形电路 2B 的配置与图 29 中的上述波形整形电路的配置相同，除了使用限幅低通滤波器 26 来替代低通滤波器 22 之外，并且添加了放大电路 25。与图 29 中相同的参考符号表示图 25 中相同和等价的部件。

限幅低通滤波器 26 是同时具有限制矩形波信号 21S 的幅度的限幅电路 24 的功能和提取所需频率分量的低通滤波器 22 的功能的电路。

图 36 示出了限幅低通滤波器 26 的电路配置示例。限幅低通滤波器 26 包括第一开关元件 231、第二开关元件 232、第一阻性元件 233 和第二阻性元件 234。

参考图 36，使用 n 型 MOSFET 作为第一开关元件 231，以及使用 p 型 MOSFET 作为第二开关元件 232，具有不同的极性（控制逻辑）。作为第一阻性元件 233 和第二阻性元件 234，可以使用多晶硅电阻器或 MOSFET。

将矩形波信号 21S 公共地输入到第一开关元件 231 和第二开关元件 232 的控制端子（栅极端子）。其输出端子（漏极端子）彼此相连并从中输出受限信号 26S。第一开关元件 231 的输入端子（源极端子）通过第一阻性元件 233 与第一公共电位 V1 相连。第二开关元件 232 的输入端子（源极端子）通过第二阻性元件 234 与第一公共电位 V2 相连。

两个开关元件 231 和 232 具有不同极性。因此，当矩形波信号 21S 设置在低电平（V1）时，将第一开关元件 231 设置为高阻抗，而将第二开关元件 232 设置为低阻抗。结果，如图 37 所示，输出从第二公共电位 V2 中减去由于第二阻性元件 234 而引起的电压降 V_{r2} 所获得的受限电位 V_{p2} ，作为受限信号 26S。

在这种情况下，由于通过针对第二公共电位 V2 的第二阻性元件 234 将第二开关元件 232 设置为低阻抗，输出端子的电位逐渐变化。结果，切断了高频分量，并且对矩形波信号 21S 的波形进行圆滑以获得受限信号 26S。

当矩形波信号 21S 设置在高电位（V2）时，第一开关元件 231 被设置为低阻抗，而将第二开关元件 232 设置为高阻抗。结果，如图 37 所示，输出通过将由于第一阻性元件 233 的电压降 V_{r1} 加到第一公共电位 V1 上所获得的受限电位 V_{p1} ，作为受限信号 26S。

同样，在这种情况下，由于通过针对第一公共电位 V1 的第一阻性元件 233 将第一开关元件 231 设置为低阻抗，输出端子的电位逐渐变化。结果，切断了高频分量，并且对矩形波信号 21S 的波形进行圆滑以获得受限信号 26S。

使具有不同极性的两个开关元件根据矩形波信号 21S 在相反的定时处交替执行切换操作并按照该方式通过电阻器交替地输出两个电位能够同时实现限制矩形波信号 21S 的功能和从矩形波信号 21S 提取所需低频分量的功能。与图 31 中的上述电路配置相比，这能够进一步简化波形整形电路的电路配置，从而减小了电路的布局面积。

[第十六实施例]

接下来, 将参考图 38 来描述根据本发明第十六实施例的生物测量识别设备。图 38 示出了根据本发明第十六实施例的生物测量识别设备中使用的限幅电路低通滤波器的电路配置示例。根据该实施例的生物测量识别设备等价于其中使用了图 35 所示的波形整形电路 2B 并且还使用限幅低通滤波器作为限幅低通滤波器 26 的、图 28 所示的上述生物测量识别设备。注意, 除了限幅低通滤波器 26 之外, 该实施例的配置与上述配置相同, 因此这里将省略对其的描述。

限幅低通滤波器 26 包括第一参考电压产生电路 201、第二参考电压产生电路 202、第一开关元件 241 和第二开关元件 242。

将第一参考电压 V_{ref1} 提供给第一开关元件 241 的控制端子(栅极端子)。将矩形波信号 21S 输入到第一开关元件 241 的输入端子(源极端子)。将第二参考电压 V_{ref2} 提供给第二开关元件 242 的控制端子(栅极端子)。第一开关元件 241 的输出端子(漏极端子)与第二开关元件 242 的输入端子(源极端子)相连。

参考图 38, 使用 p 型 MOSFET 作为第一开关元件 241, 而使用 n 型 MOSFET 作为第二开关元件 242, 具有不同极性(控制逻辑)。

如图 39 所示, 将第一参考电压 V_{ref1} 设置在输入矩形波信号 21S 的中央电位 $V3$ 和第一公共电位 $V1$ (低电平电位)之间的电位处, 并且将第二参考电压 V_{ref2} 设置在输入矩形波信号 21S 的中央电位 $V3$ 和第二公共电位 $V2$ (高电平电位: $V2 > V1$)之间的电位处。注意, 作为这些公共电位, 使用如各种电源电位之一的低阻抗电位。

因此, 当将矩形波信号 21S 设置在地电位 ($V1$) 处时, 将第一开关元件 241 的输入端子(源极端子)设置在第一公共电位 $V1$ 处。由于第一开关元件 241 的控制端子(栅极端子)处于第一参考电压 V_{ref1} , 因此将第一开关元件 241 设置在高阻抗状态。结果, 将第一开关元件 241 的输出端子(漏极端子)设置在通过将第一开关元件 241 的阈值电压 V_{th1} 加到第一参考电压 V_{ref1} 上所获得的受限电位 V_{p1} 处。

另外, 由于第二开关元件 242 的控制端子(栅极端子)处于接近于第二公共电位 $V2$ 且高于受限电位 V_{p1} 的第二参考电压 V_{ref2} , 因此将第二开关元件 242 设置在低阻抗状态。结果, 将从第二开关元件 242

的输出端子(漏极端子)输出的受限信号 26S 设置在第一开关元件 241 的输出端子(漏极端子)的受限电位 V_{p1} 处。

当将矩形波信号 21S 设置在高电平(V_2)处时,第一开关元件 241 的输入端子(源极端子)设置在第二公共电位 V_2 处。由于第一开关元件 241 的控制端子(栅极端子)处于第一参考电压 V_{ref1} 处,则将第一开关元件 241 设置在低阻抗状态。结果,将第一开关元件 241 的输出端子(漏极端子)设置在第二公共电位 V_2 处。

结果,将第二开关元件 242 的输入端子(源极端子)设置在第二公共电位 V_2 处。由于第二开关元件 242 的控制端子(栅极端子)处于第二参考电压 V_{ref2} ,因此将第二开关元件 242 设置在高阻抗状态。由此,将第二开关元件 242 的输出端子(漏极端子)设置在通过从第二参考电压 V_{ref2} 中减去第二开关元件 242 阈值电压 V_{th2} 所获得的受限电位 V_{p2} 处。

因此,输入矩形波信号 21S 的幅度限制于受限电位 V_{p1} 和受限电位 V_{p2} 之间的值,并且输出结果信号作为受限信号 26S。

在这种情况下,当矩形波信号 21S 从低电平(V_1)移位到高电平(V_2)时,第一开关元件 241 在相对较短的时间段内从高阻抗状态变化到低阻抗状态。另一方面,由于第二开关元件 242 的控制端子(栅极端子)处于低于输入端子(源极端子)的第二公共电位 V_2 的第二参考电位 V_{ref2} 处,开关元件的驱动力会减小。结果,第二开关元件 242 需要时间从低阻抗状态变化到高阻抗状态。

相反,当矩形波信号 21S 从高电平(V_2)移位到低电平(V_1)时,由于第一开关元件 241 的控制端子(栅极端子)处于高于输入端子(源极端子)的第一公共电位 V_1 的第一参考电压 V_{ref1} 处,因此,开关元件的驱动力会减小。结果,第一开关元件 241 需要时间从低阻抗状态变化到高阻抗状态。

因此,受限信号 26S 的电位随着矩形波信号 21S 的阻抗的移位而逐渐变化。结果,切断了高频分量,并且对矩形波信号 21S 的波形进行圆滑以获得受限信号 26S。

按照该方式,具有不同极性的开关元件相串联,并且将第一和第

二参考电压单独地提供给各个元件的控制端子，以便根据矩形波信号 21S 在相反的时刻处交替执行切换操作。这能够同时实现限制矩形波信号 21S 的幅度的功能和从矩形波信号 21S 提取所需低频分量的功能。结果，这能够简化波形整形电路的电路配置并减小了电路的布局面积。

[第十七实施例]

接下来，将参考图 40 来描述根据本发明第十七实施例的生物测量识别设备。图 40 是示出了根据本发明第十七实施例的生物测量识别设备的配置的方框图。与如 28 相同的参考符号表示图 40 中相同或等价的部件。

该生物测量识别设备具有与如上所述的第十二实施例的生物测量识别设备相同的配置，除了该设备具有指示要由电源信号产生单元 2 产生的电源信号 2S 的频率控制单元 6。注意，其他配置与第十二实施例相同，因此，省略对其的描述。

频率控制单元 6 包括 CPU 和逻辑电路，并在预定定时处输出频率控制信号 6S。电源信号产生单元 2 产生具有由频率控制信号 6S 所指定的频率的电源信号 2S。

利用该操作，生物测量识别单元 5 利用针对具有不同频率的每一个电源信号 2S 而获得的识别索引值，确定对象 10 是否为活体。如果所有识别索引值落在参考范围内，则生物测量识别单元 5 输出表示对象 10 是可信活体的识别结果 5S。如果识别索引值的任一个落在参考范围之外，则生物测量识别单元 5 输出表示对象 10 不是可信活体的识别结果 5S。

由于利用从具有不同频率的电源信号 2S 中获得的多个识别索引值来执行对象 10 的生物测量识别，难以伪造在各个频率处的阻抗。这能够利用针对对象 10 的不同测量条件来实现高精度的识别/确定，从而获得了防止利用人造手指等欺骗性活动的高安全性。

在这种情况下，利用多个离散选择的频率处的识别索引值作为用于获取识别索引值的测量条件，在这种情况下为频率，来执行生物测量识别。为此，不需要通过检测具有一定宽度的频率区域中的连续频

率特性来执行确定。这能够缩短识别/确定操作所需的时间，并以简单的电路配置来获得充分的确定精度。

接下来，将参考图 41 来描述波形整形电路 2B。频率产生电路 2A 产生具有由频率控制信号 6S 所指示的频率的矩形波信号 20S。为此，波形整形电路 2B 必须执行波形整形处理，以便即使当根据频率控制信号 6S 输入的矩形波信号 20S 的频率发生改变时，也使电源信号 2S 的幅度保持恒定。

图 41 中的波形整形电路 2B 利用可变低通滤波器 27 来替代以上所述的图 29 中的波形整形电路的低通滤波器来处理每一个频率。

图 42 示出了可变低通滤波器 27 的配置示例。可变低通滤波器 27 分别使用可变电阻电路 RV 和可变电容电路 CV 来替代图 30 中的低通滤波器的阻性元件 R 和容性元件 C，并根据频率控制信号 6S 从可变元件控制电路 250 中输出选择信号 60S，从而控制可变电阻电路 RV 和可变电容电路 CV。

这允许使用具有与拥有不同频率的每一个矩形波信号 20S 相对应的时间常数的低通滤波器。因此，即使当输入矩形波信号 20S 的频率改变时，也可以获得具有恒定幅度的低频信号 27S。结果，在其幅度保持恒定的同时，可以输出电源信号 2S。

图 43 示出了可变电容电路 CV 的配置示例。该可变电容电路 CV 具有多个电容电路 261，每一个均由彼此串联的容性元件和开关构成。由选择电路 260 根据选择信号 60S 来选择电容电路 261 中的至少一个。

注意，可以通过用阻性元件来替代可变电容电路 CV 的容性元件来实现可变阻性电路 RV。尽管该电路示例由可变阻性电路 RV 和可变电容电路 CV 构成，但是该电路可以具有仅使用电路中潜在的电容和电阻的配置。

图 44A 到 44C 是示出了波形整形电路 2B 的操作的信号波形图。在这种情况下，为了易于理解，假定可变电阻电路 RV 的电阻值是恒定的。

图 44A 示出了矩形波信号 20S 是第一频率 f_1 ，并且可变电容电路 CV 的电容值是 C_1 的情况。假设 A 是在这种情况下所使用的电源信

号 2S 的幅度。

图 44B 示出了矩形波信号 20S 是第二频率 f_2 ($f_2 > f_1$) 的情况。在这种情况下, 第二频率 f_2 高于第一频率 f_1 。因此, 如果可变电容电路 CV 的电容值保持为 C_1 , 则低通滤波器的时间常数不发生变化。随着频率增加, 信号的衰减增加。所获得的电源信号 2S 的幅度变为小于 A 的 B。

因此, 如果电源信号 2S 根据频率的变化而改变, 则不能够通过生物测量识别单元 5 来精确地识别对象 10 的频率依赖性。

为此, 当可变电容电路 CV 的电容值根据频率 f_2 而改变到 C_2 ($C_2 < C_1$) 时, 低通滤波器的时间常数也改变。结果, 如图 44C 所示, 获得了具有与第一频率处所设置的幅度相同幅度 A 的电源信号 2S。

按照该方式, 波形整形电路 2B 具有可变低通滤波器 27, 以根据表示矩形波信号 20S 的频率的频率控制信号 6S 来调节低通滤波器的时间常数。因此, 即使矩形波信号 20S 的频率改变, 也能够产生具有所需幅度的电源信号 2S。这能够通过使用生物测量识别单元 5 来精确地检测频率依赖性。结果, 通过使用针对对象 10 的不同测量条件, 这能够实现高精度的识别/确定, 从而获得了防止使用人造指纹等欺骗性识别活动的高安全性。

以上描述已经举例说明了使用抽象的第一公共电位 V_1 和第二公共电位 V_2 作为电路的操作电位的情况。然而, 作为这些公共电位, 可以使用任意电位, 只要其满足 $V_2 > V_1$ 。更具体地, 可以使用地电位作为第一公共电位 V_1 , 并且可以使用高于地电位的电源电位作为第二公共电位 V_2 。

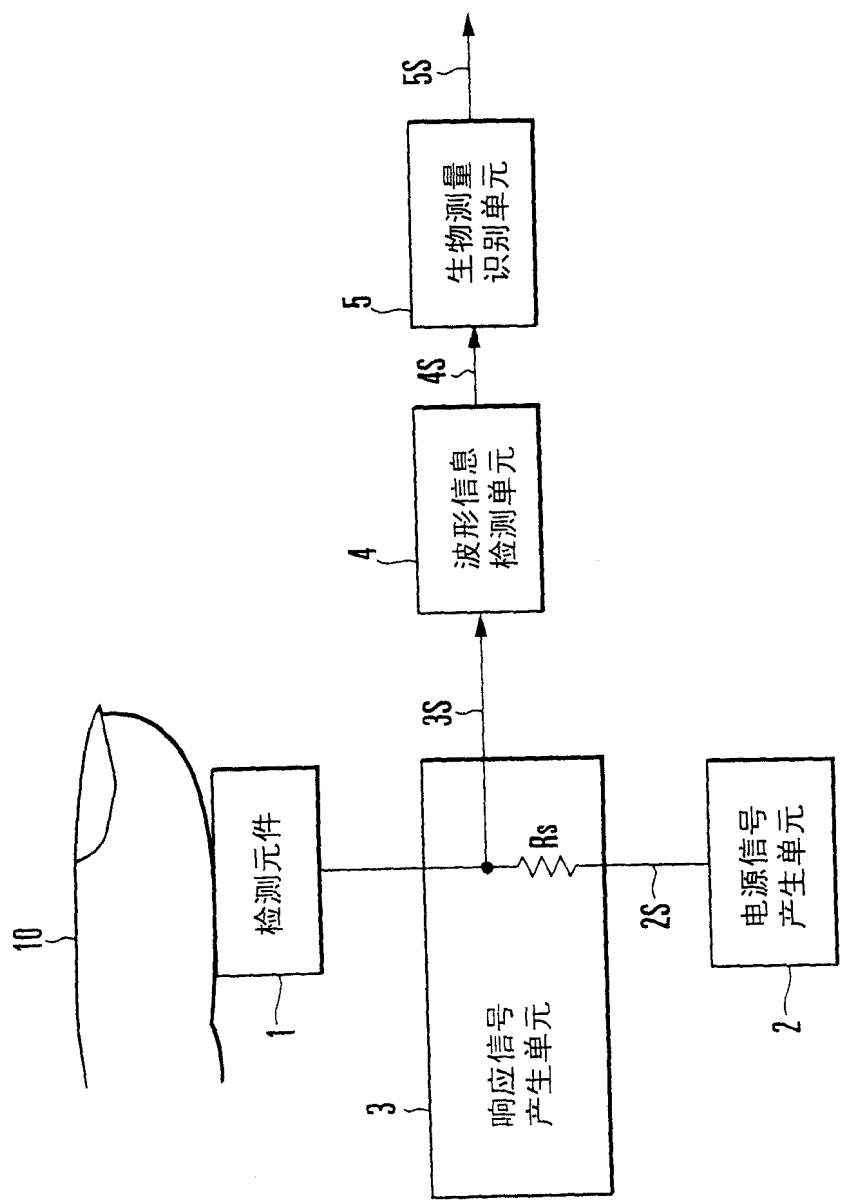


图 1

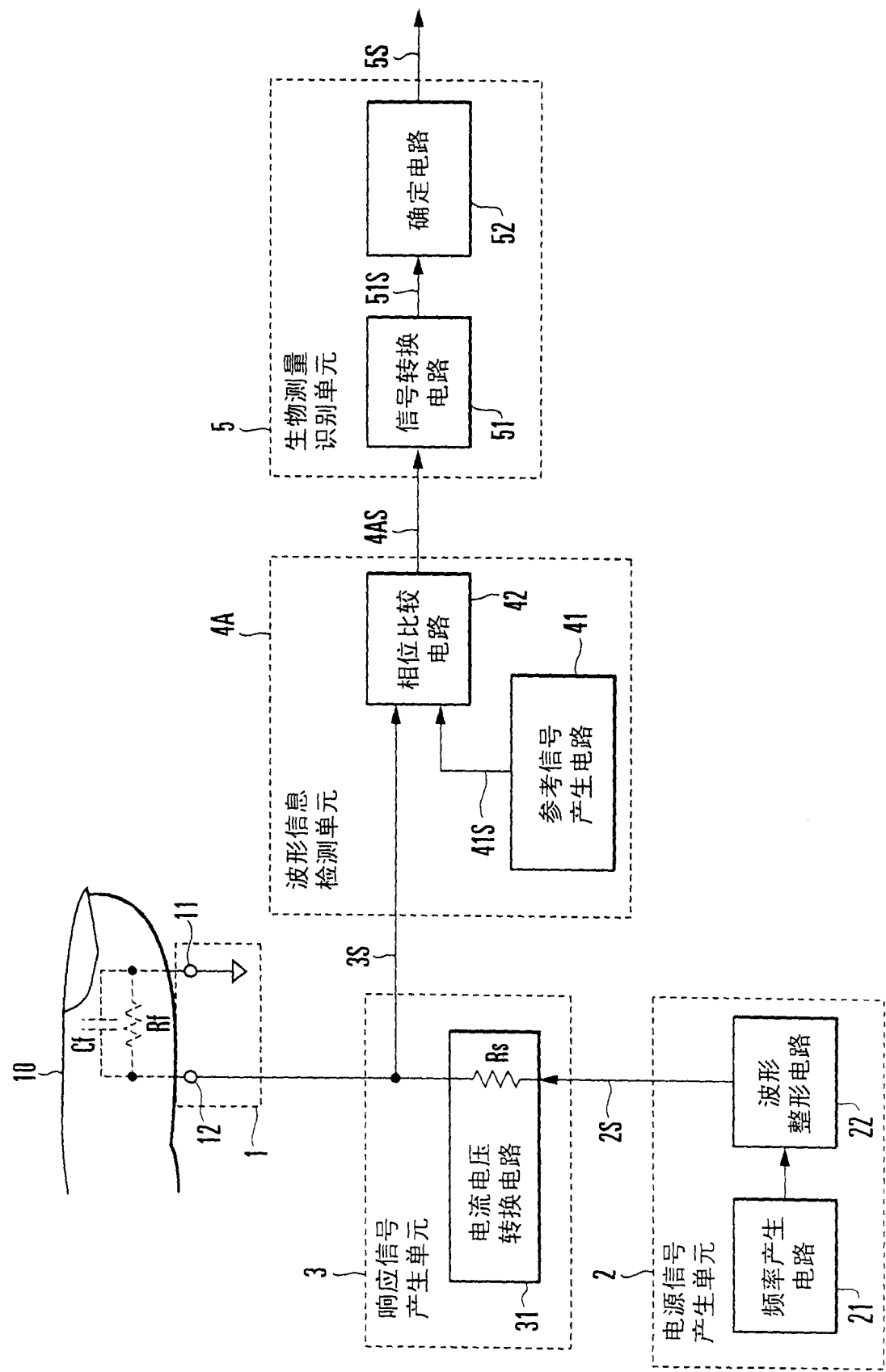


图 2

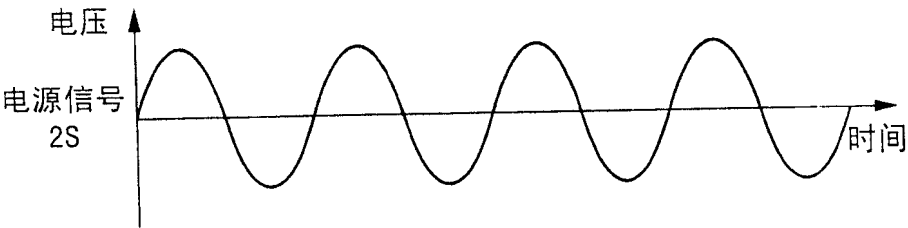


图 3A

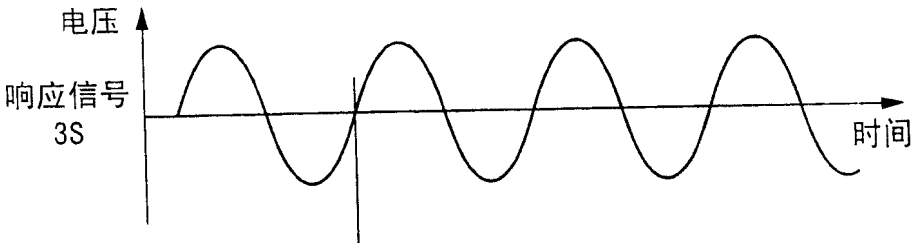


图 3B

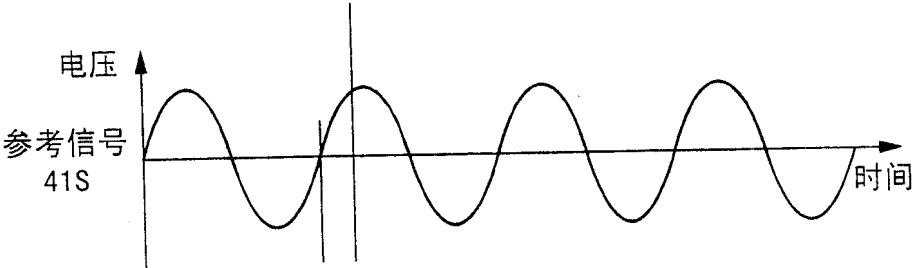


图 3C

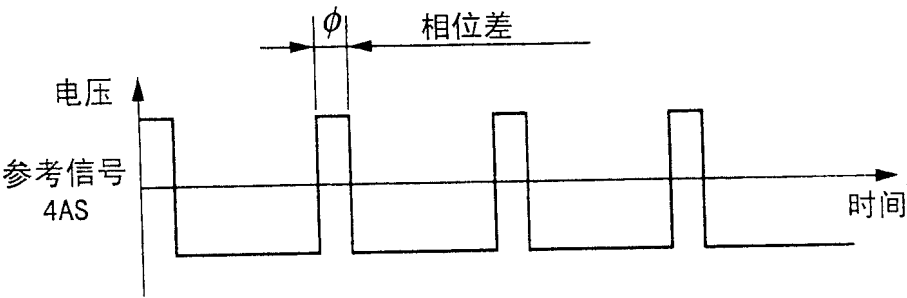


图 3D

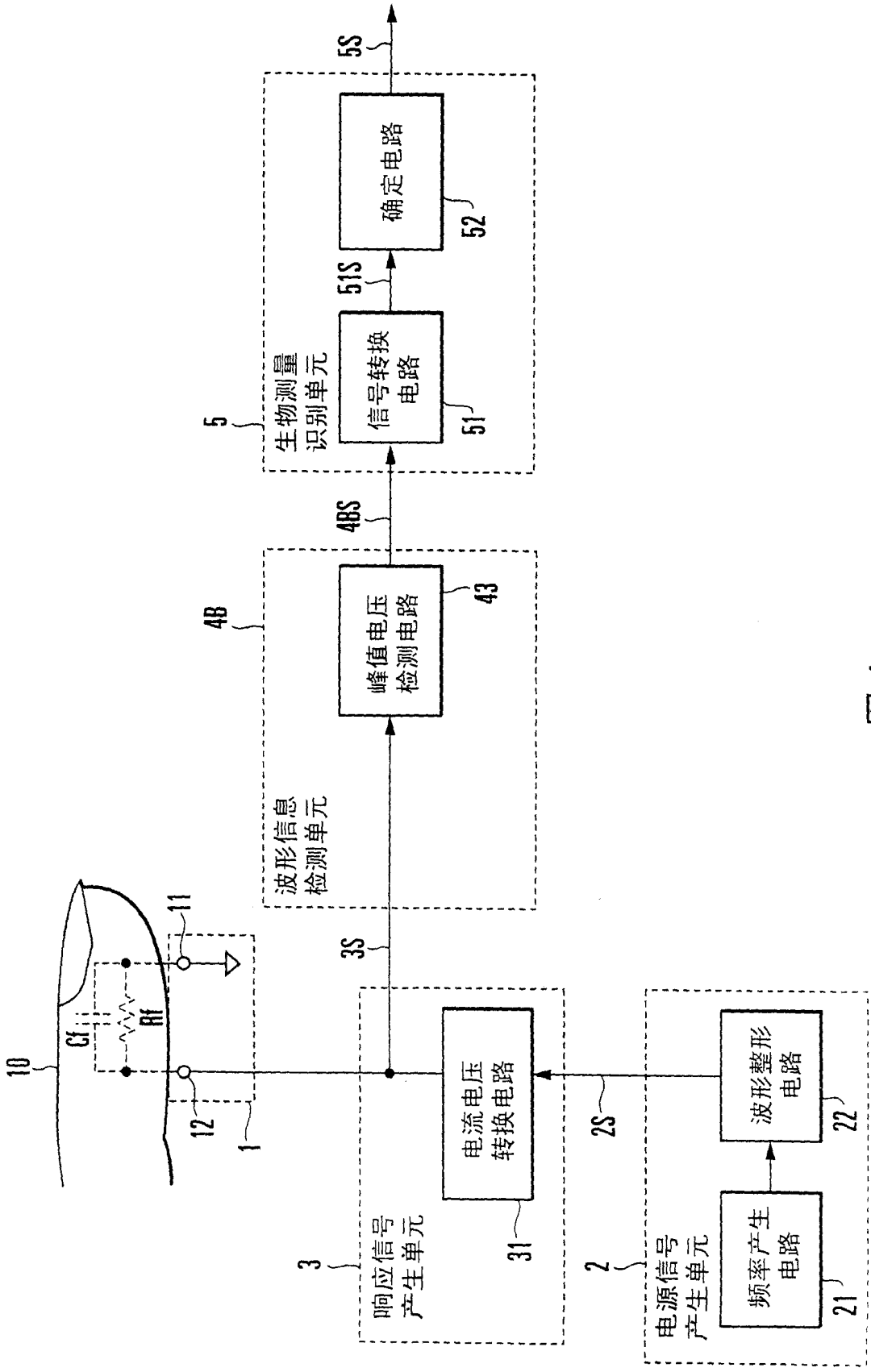


图 4

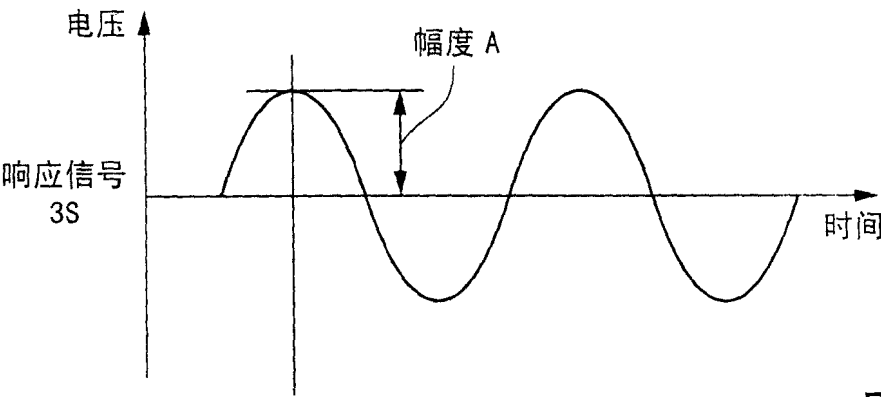


图 5A

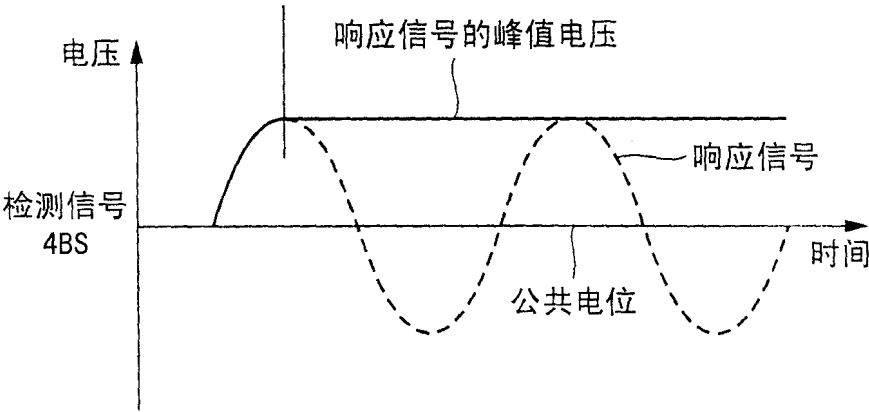


图 5B

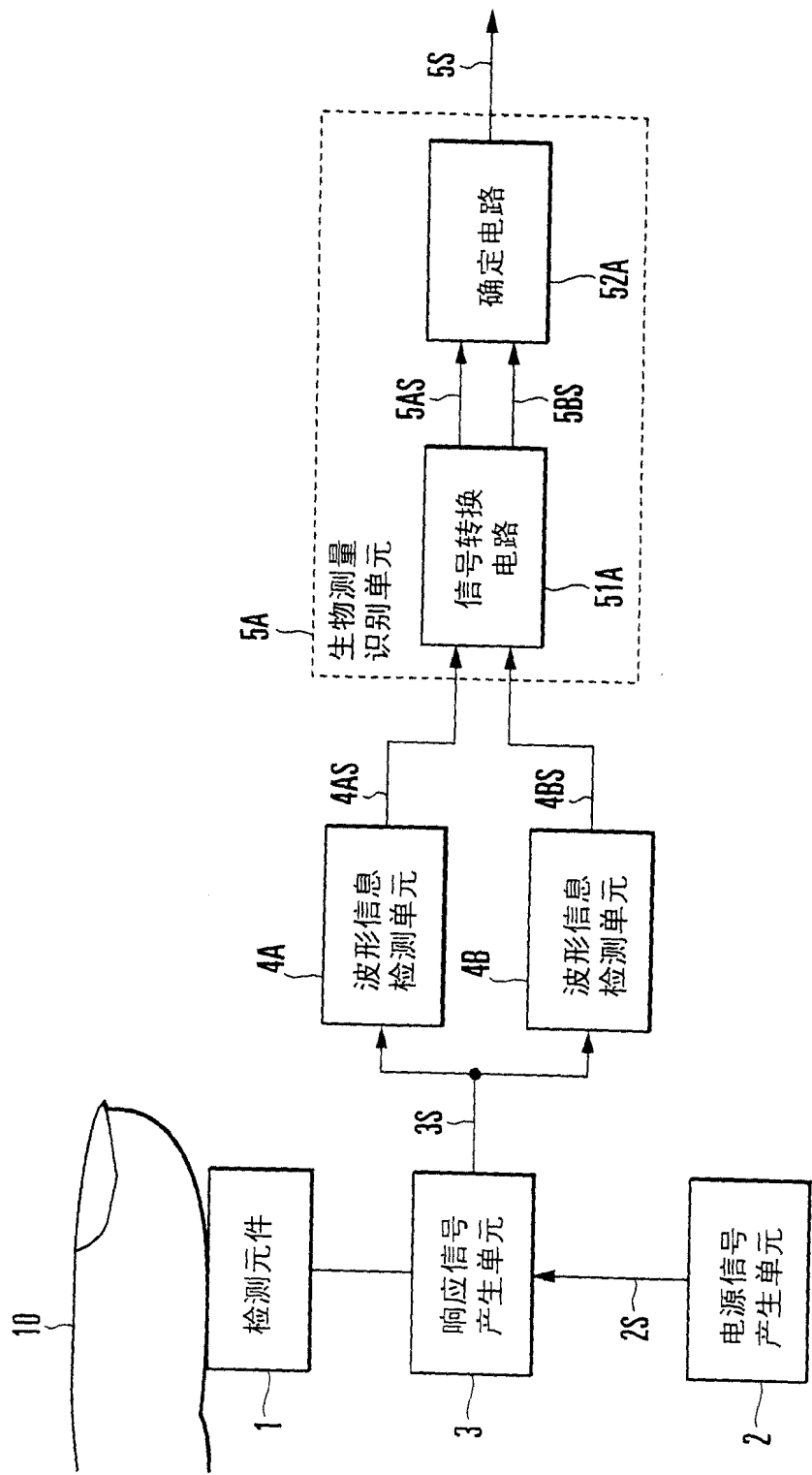


图 6

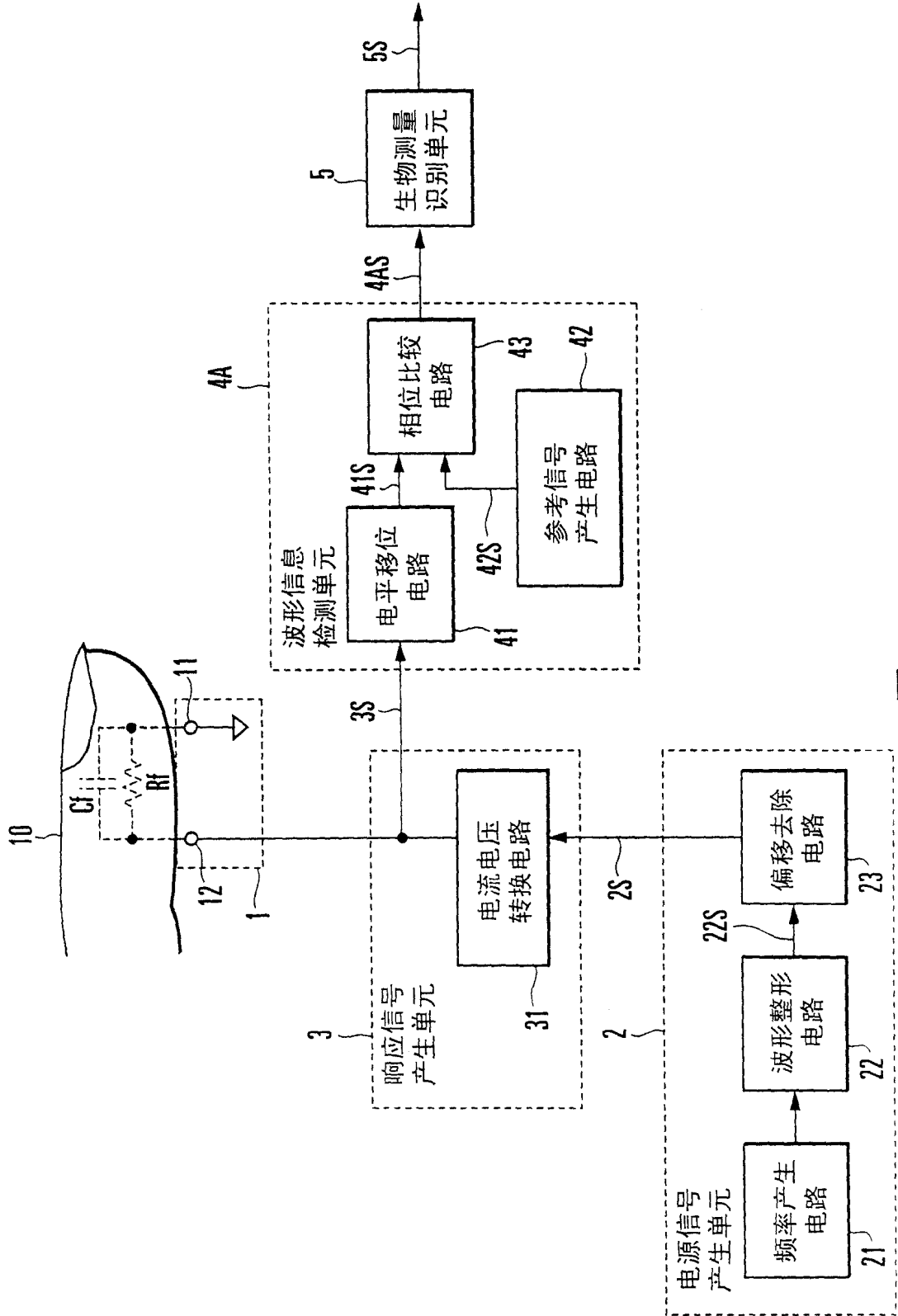


图 7

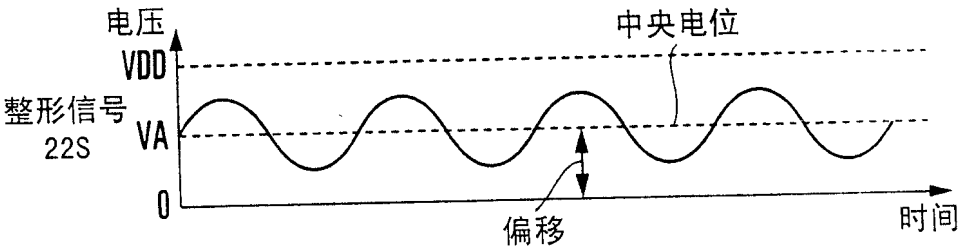


图 8A

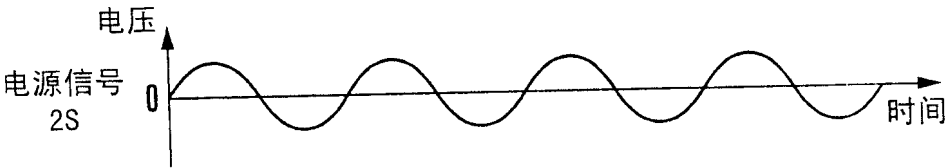


图 8B

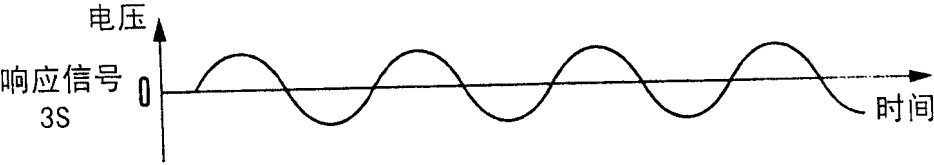


图 8C

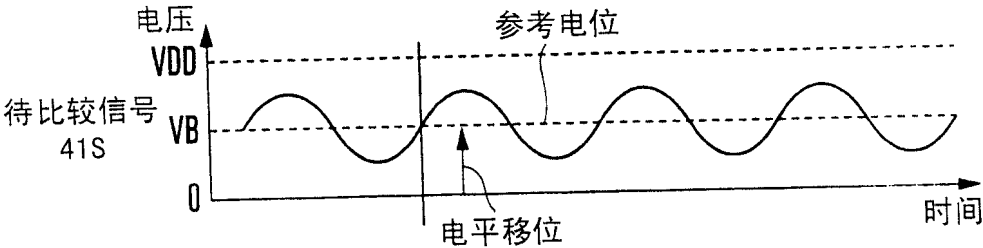


图 8D

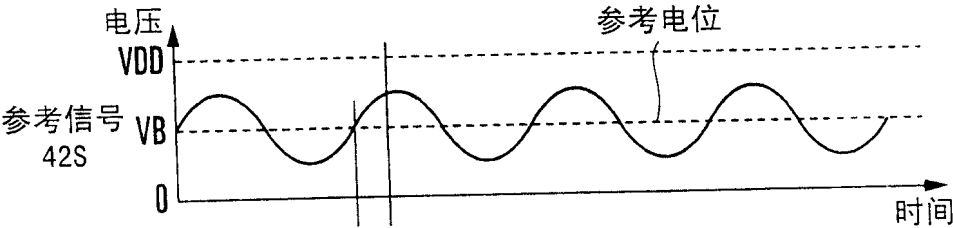


图 8E

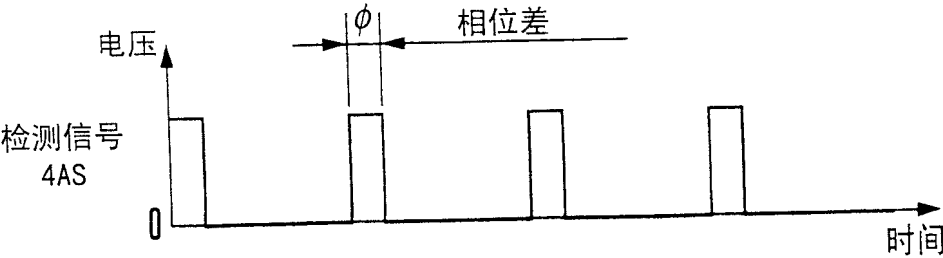


图 8F

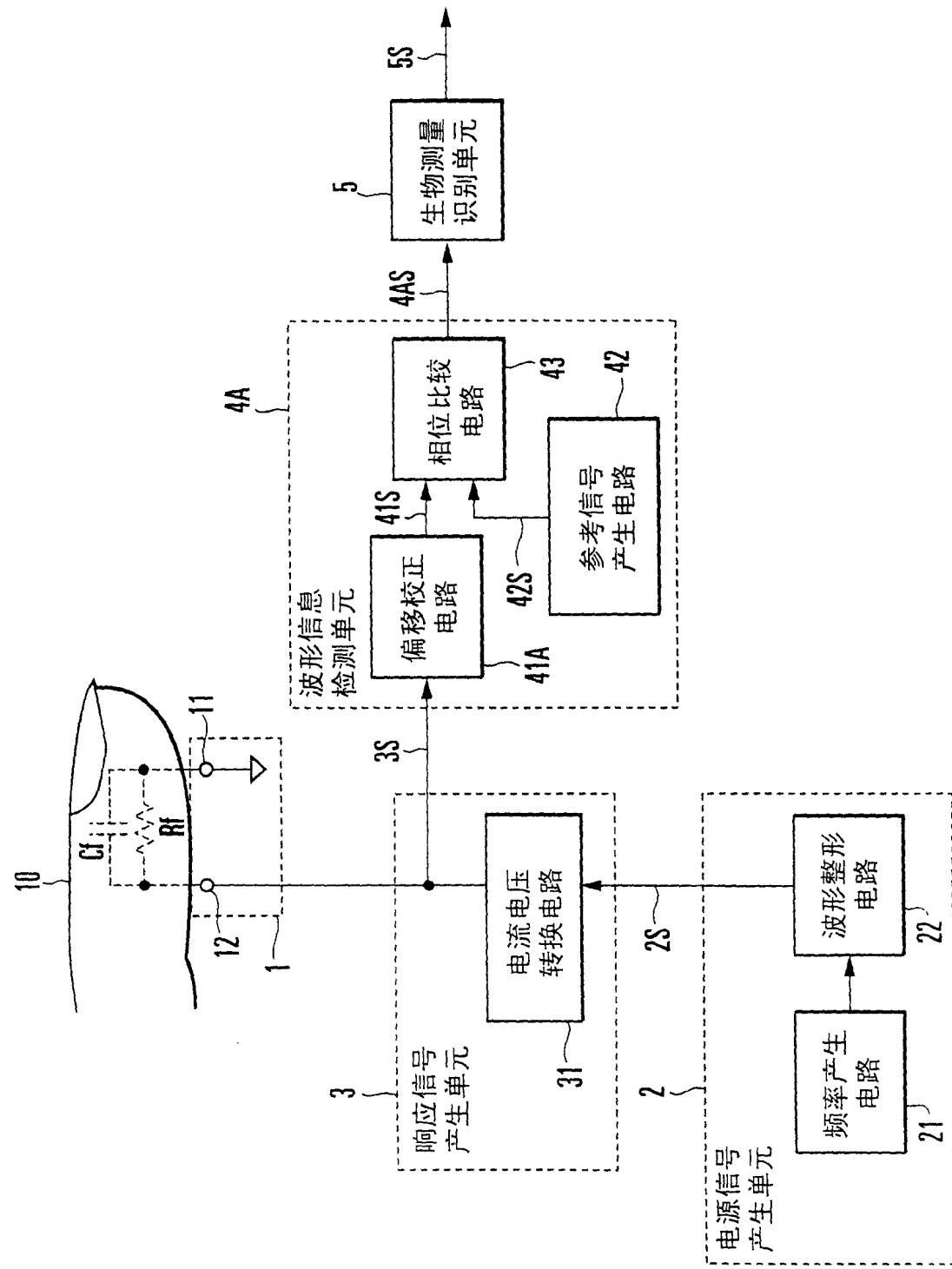


图 9

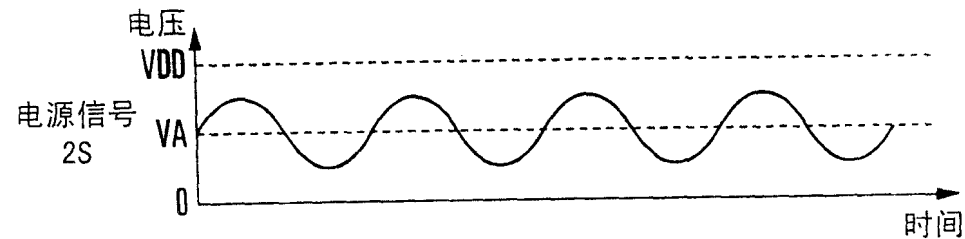


图 10A

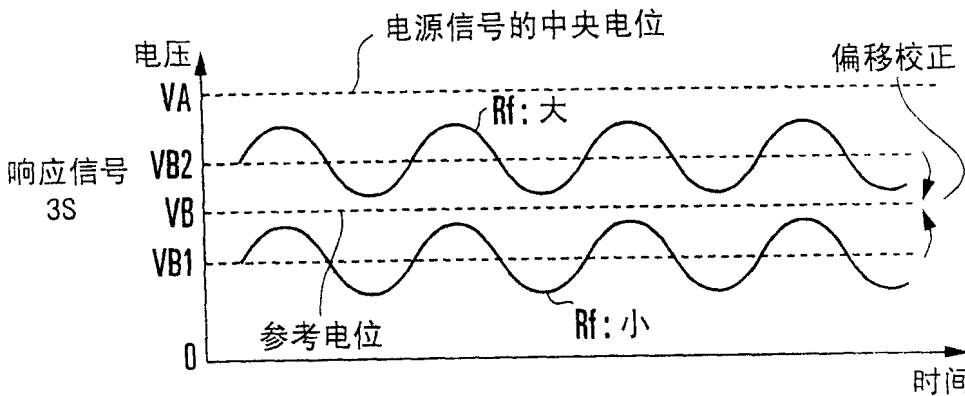


图 10B

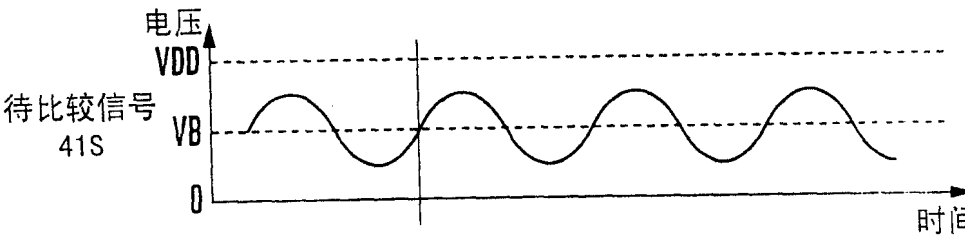


图 10C

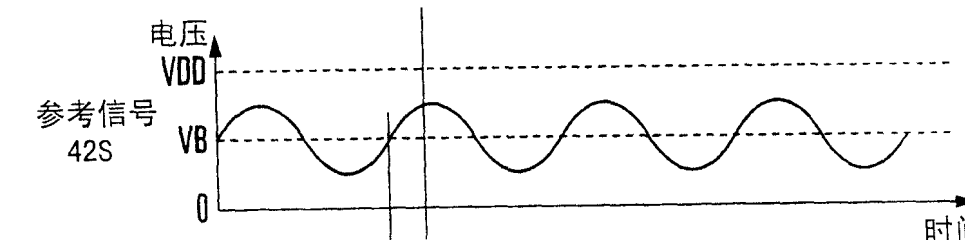


图 10D

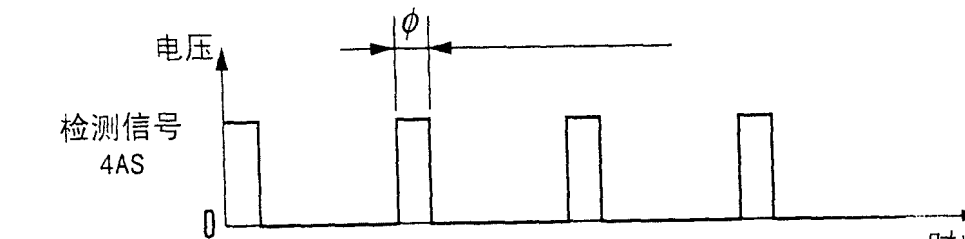


图 10E

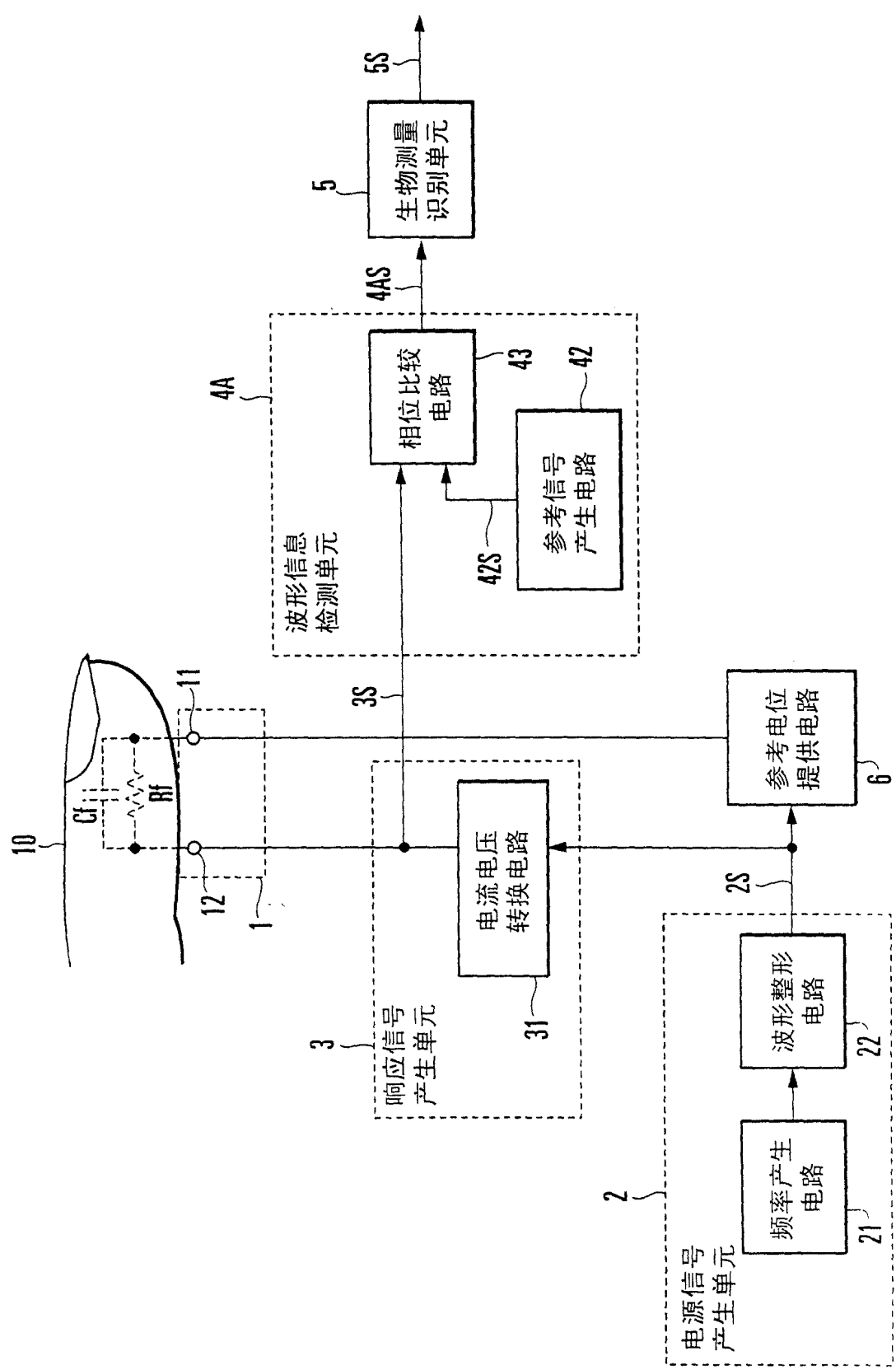


图 11

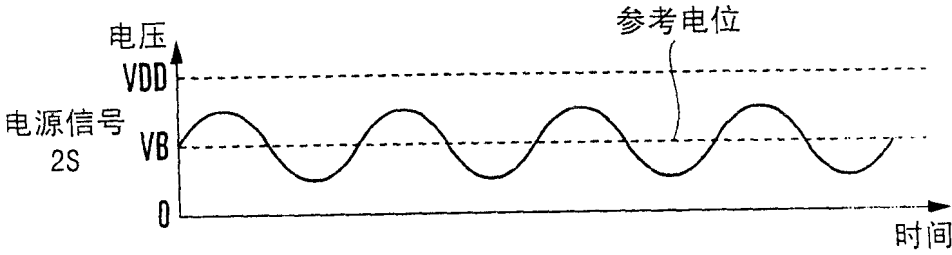


图 12A

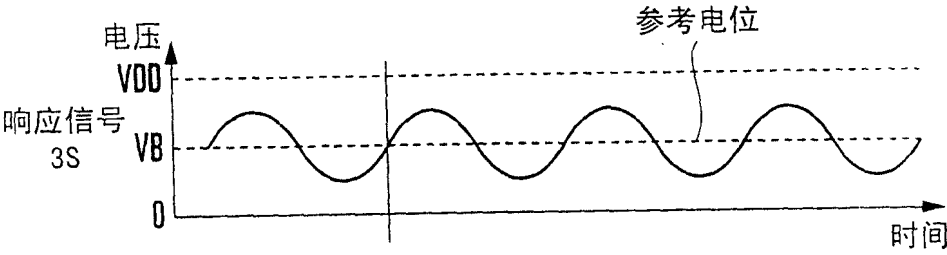


图 12B

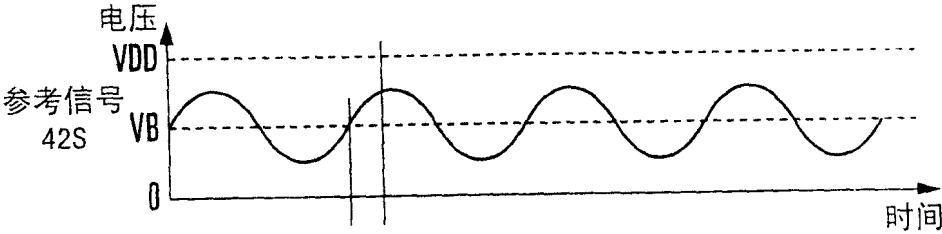


图 12C

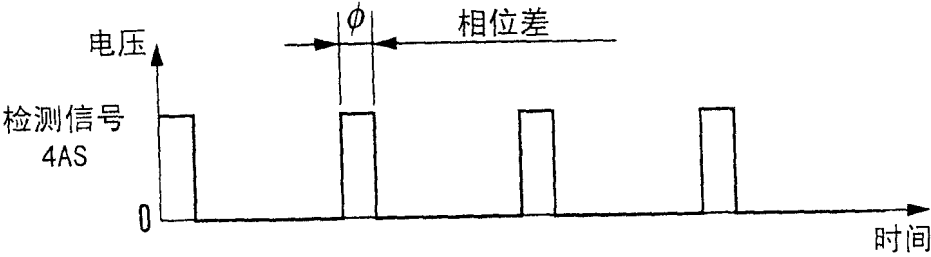


图 12D

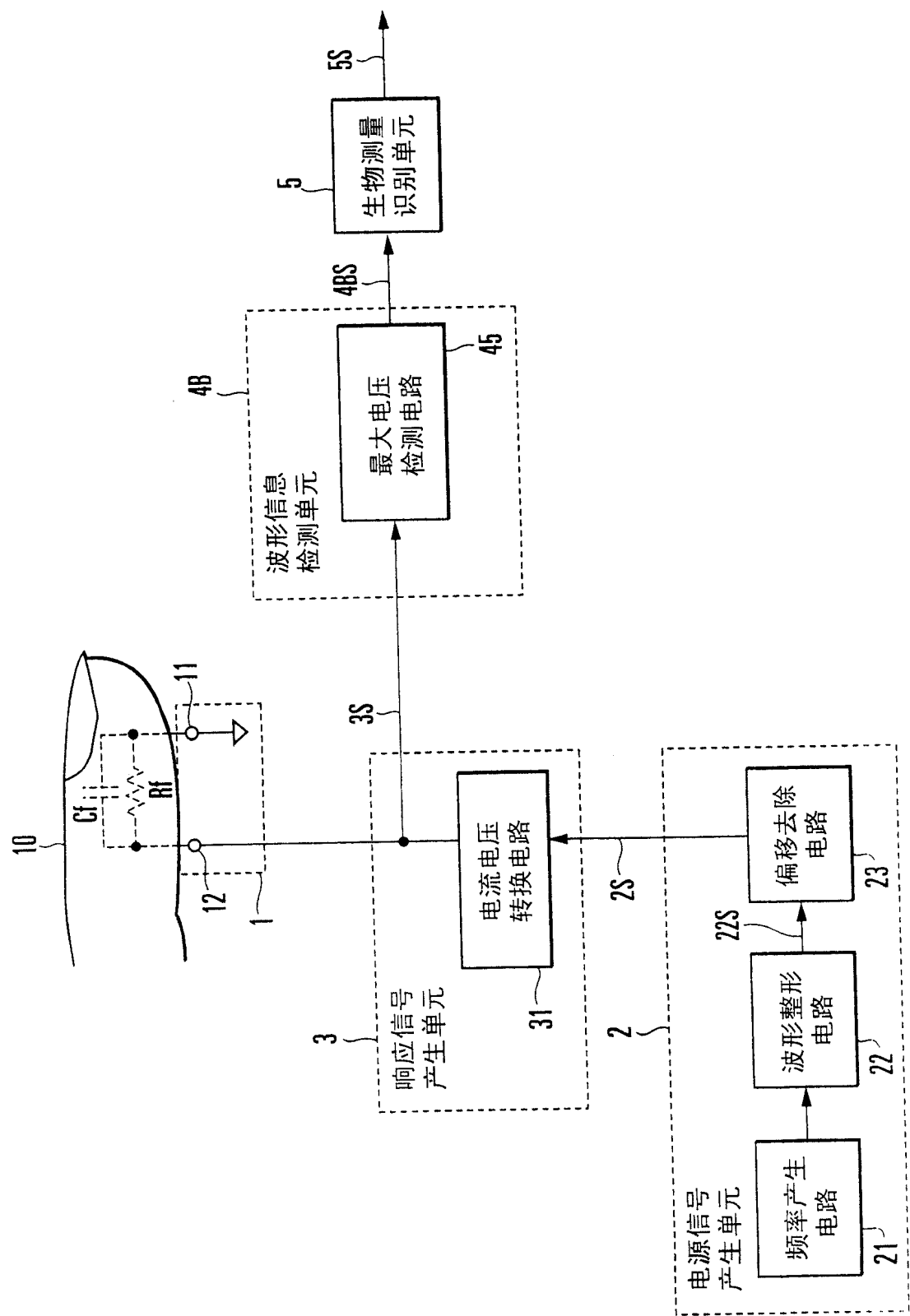


图 13

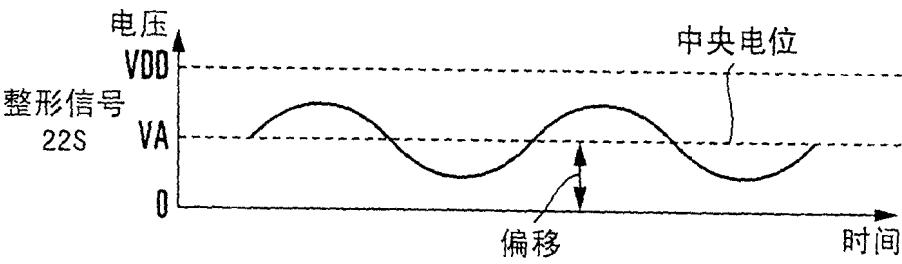


图 14A

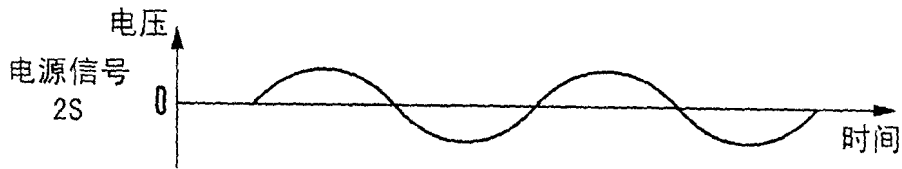


图 14B

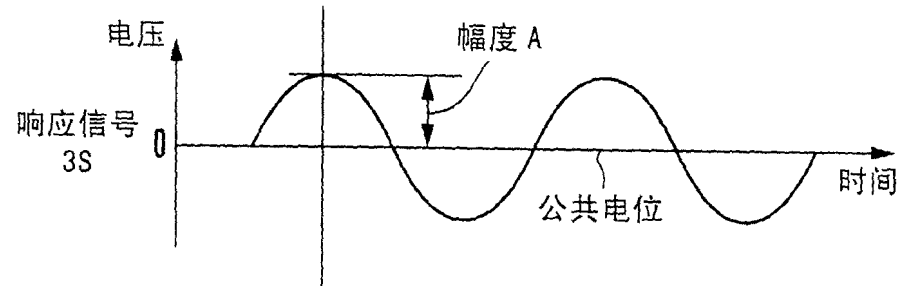


图 14C

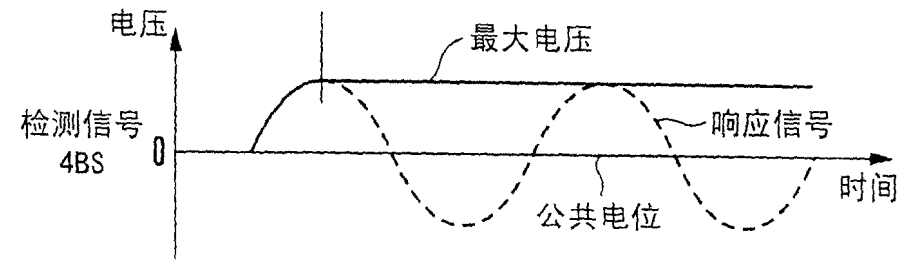


图 14D

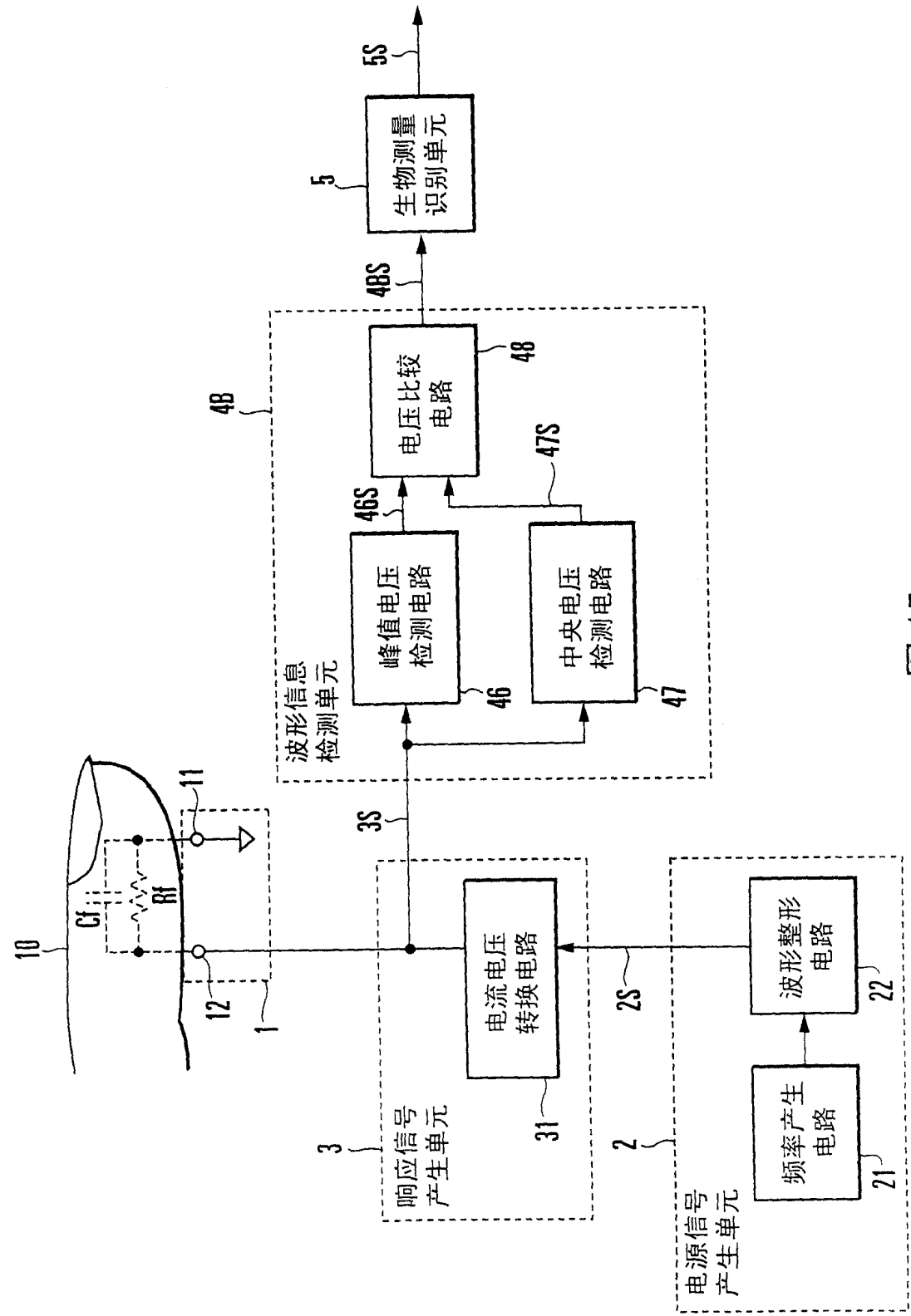


图 15

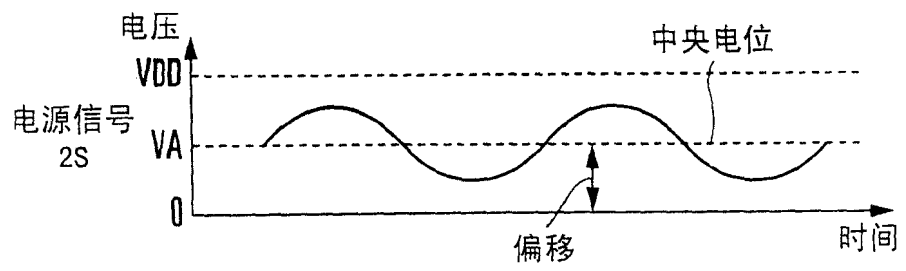


图 16A

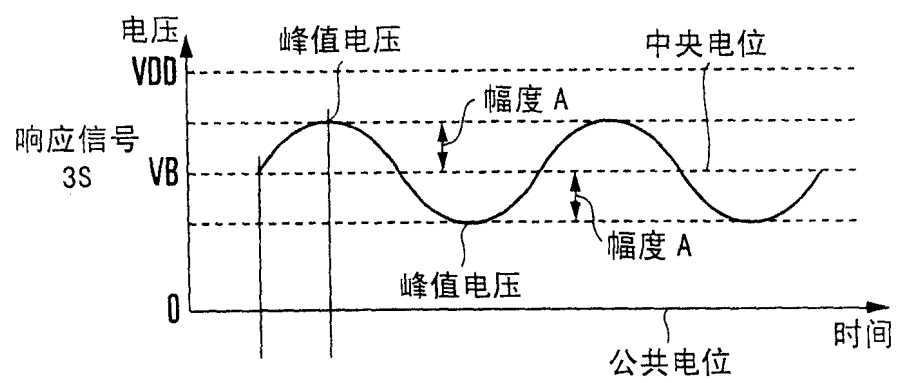


图 16B

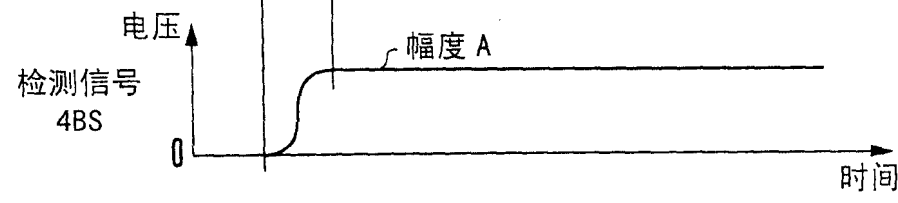


图 16C

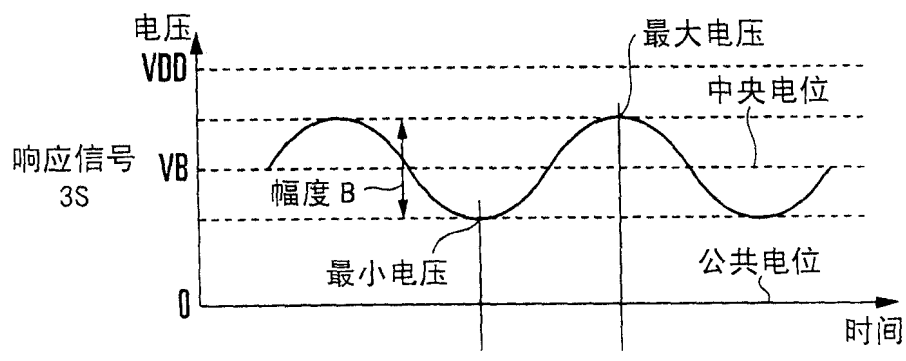


图 17A

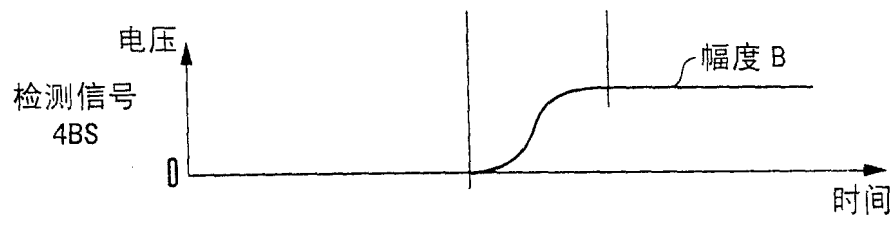


图 17B

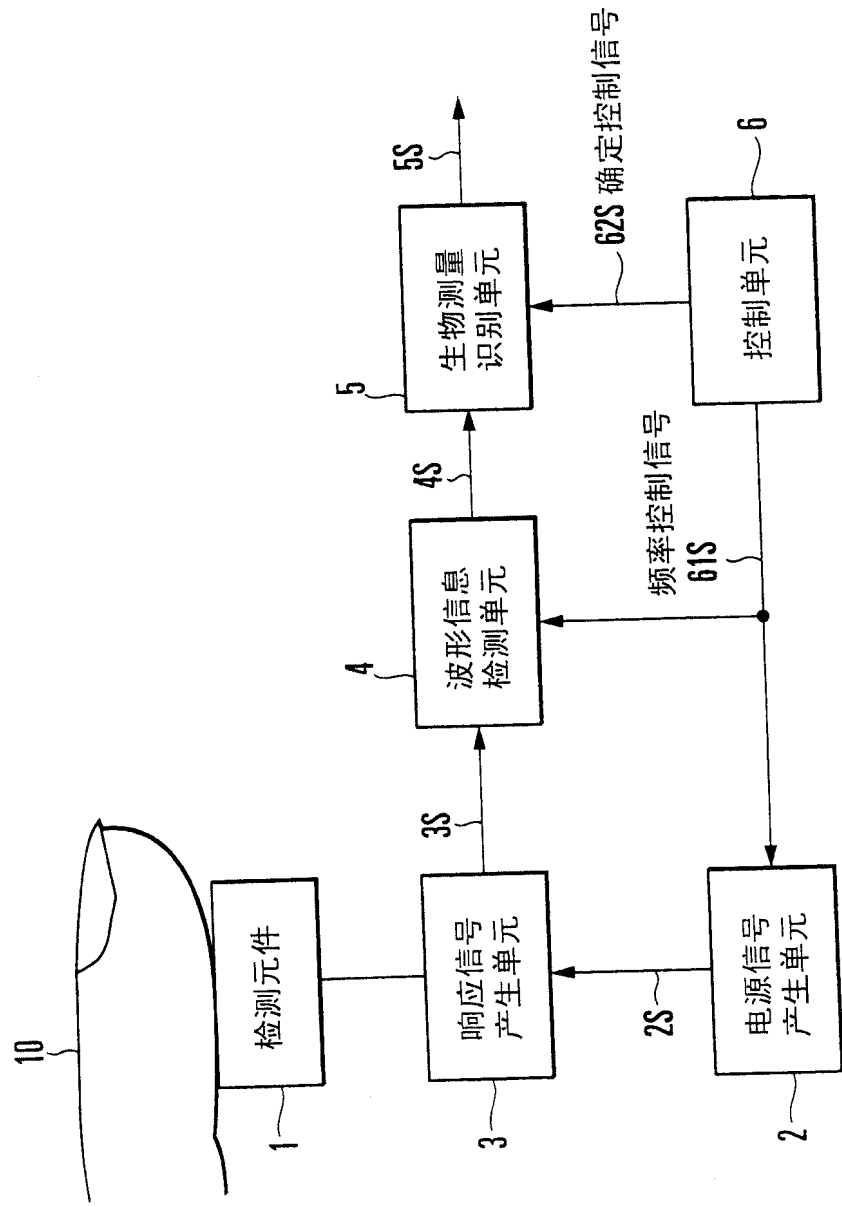


图 18

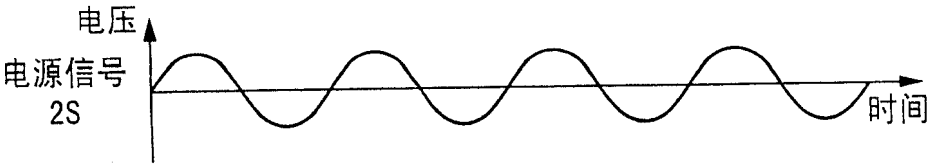


图 19A

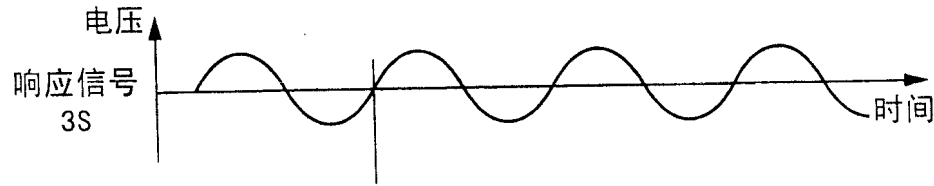


图 19B

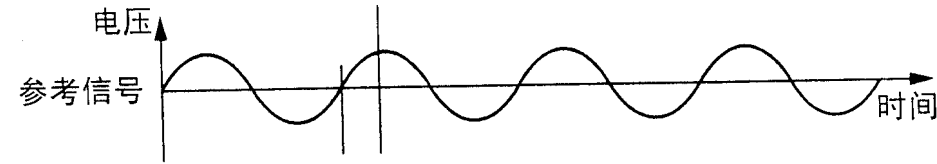


图 19C

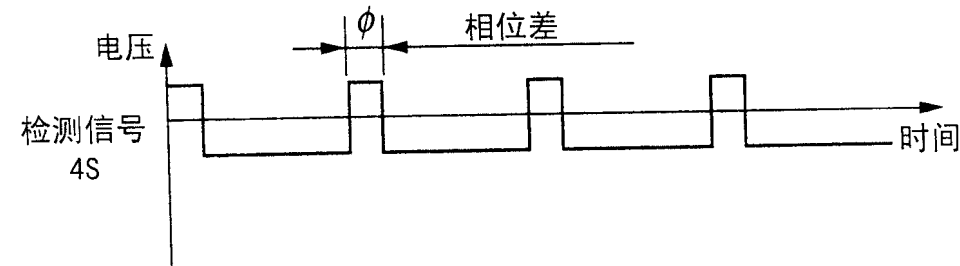


图 19D

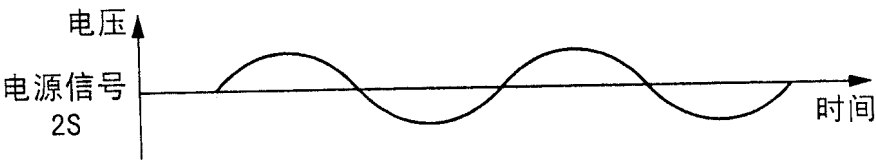


图 20A

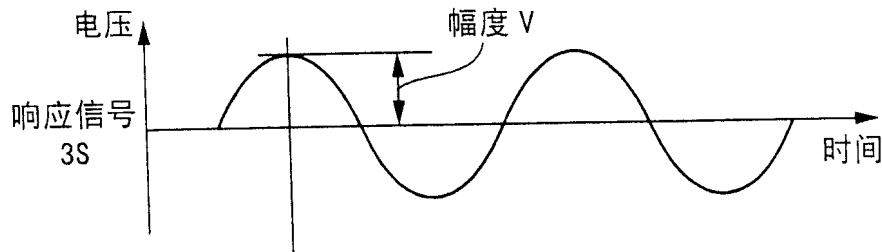


图 20B

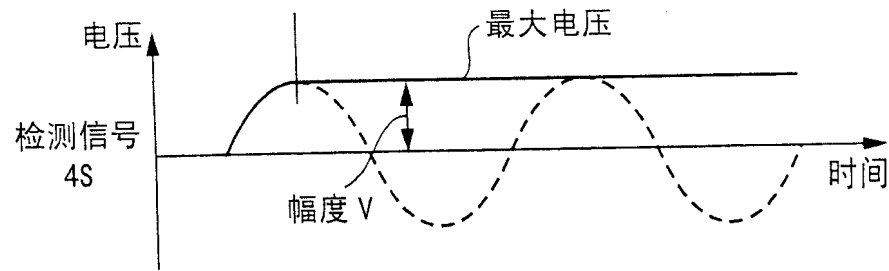


图 20C

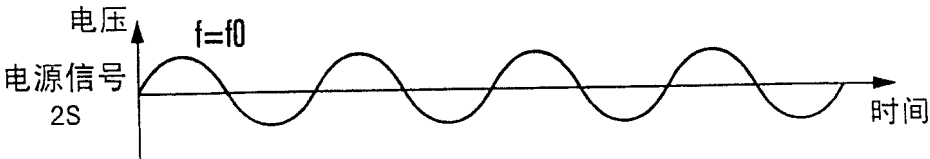


图 21A

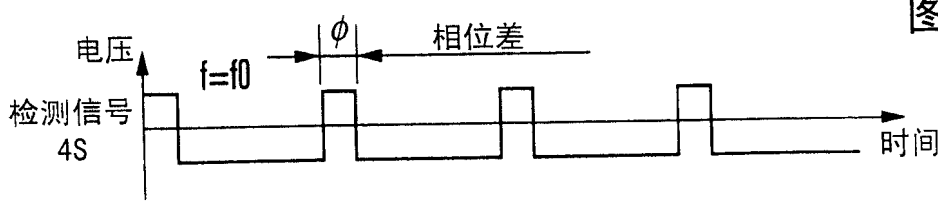


图 21B

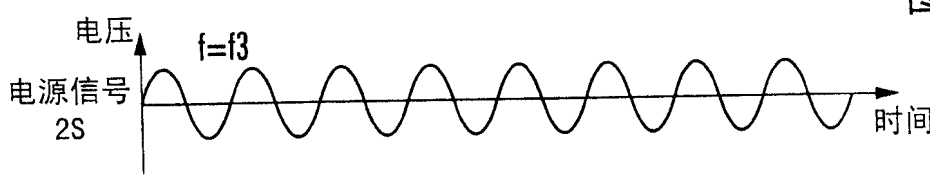


图 21C

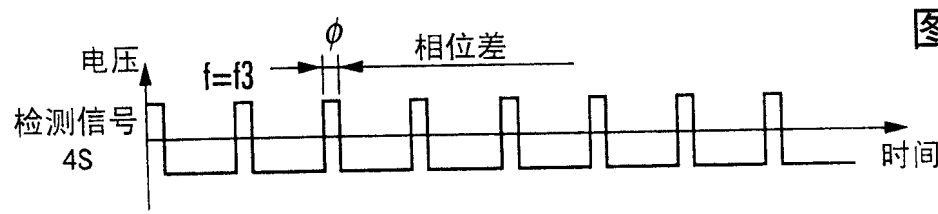


图 21D

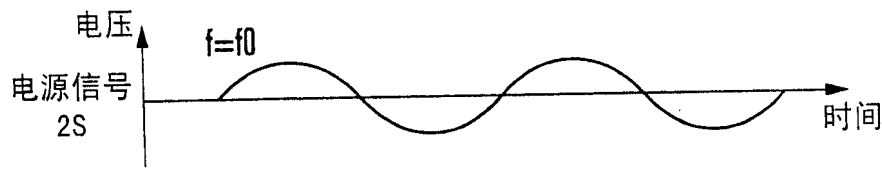


图 22A

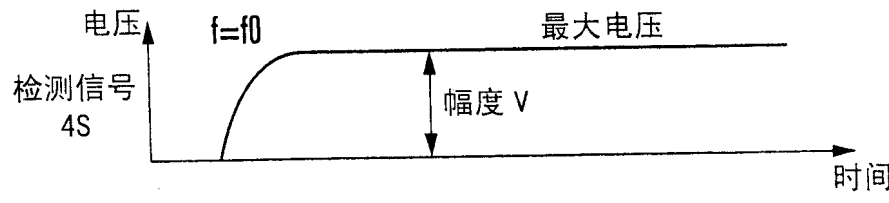


图 22B

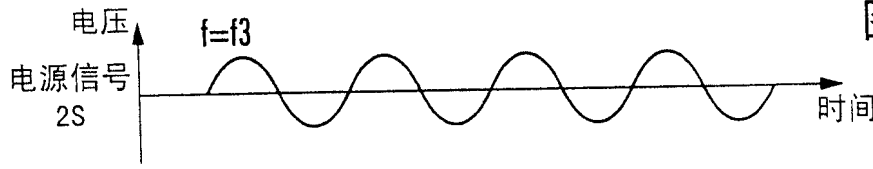


图 22C

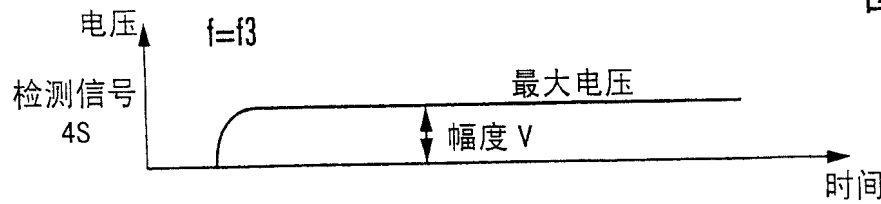


图 22D

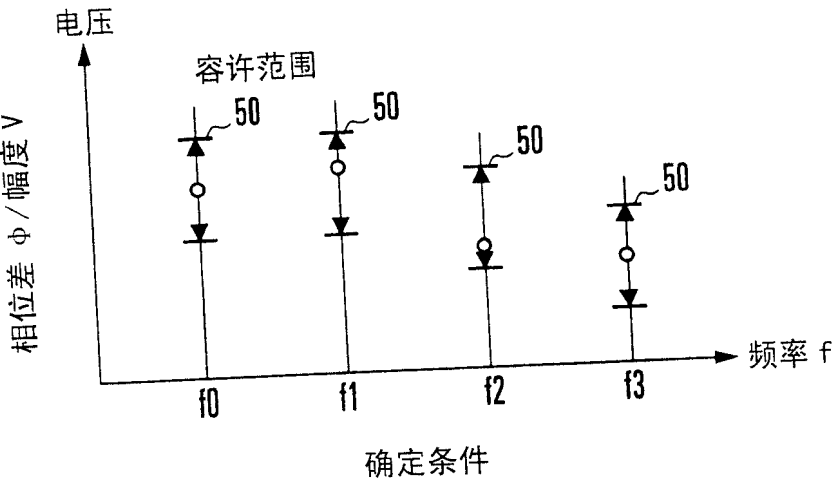


图 23

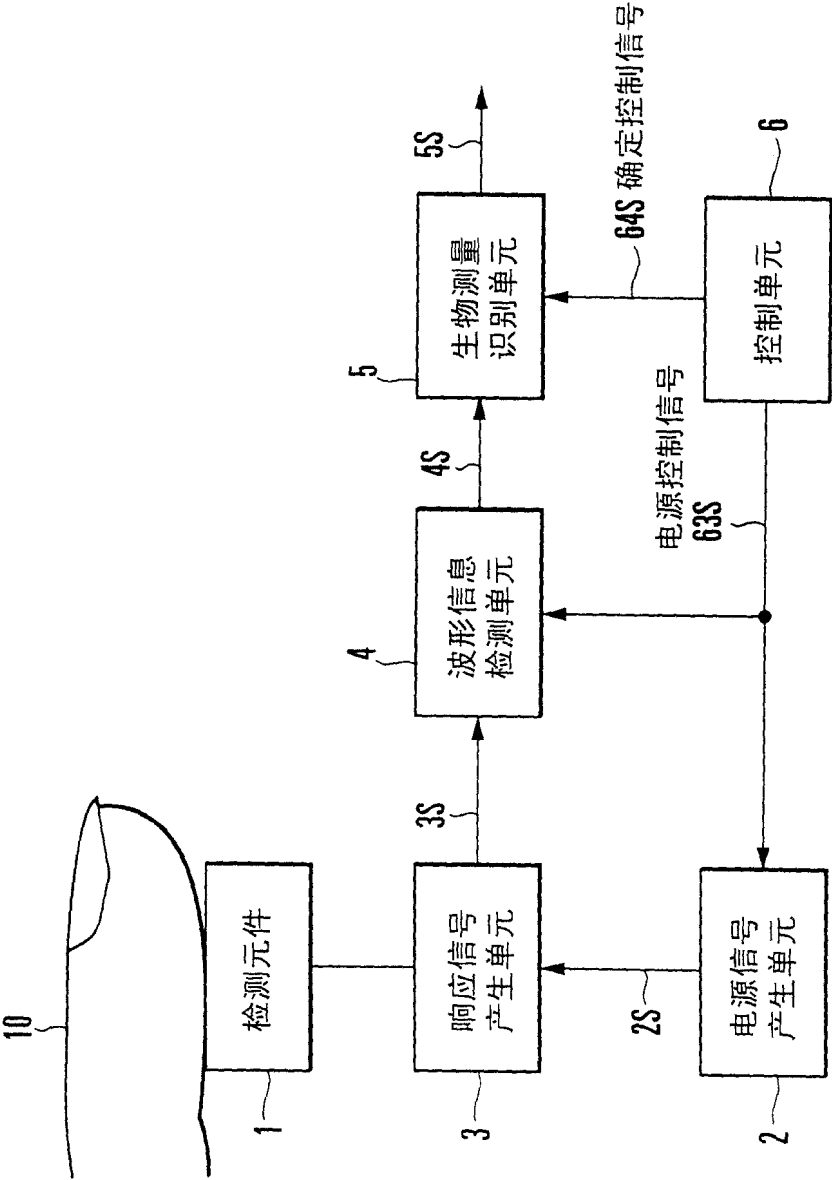


图 24

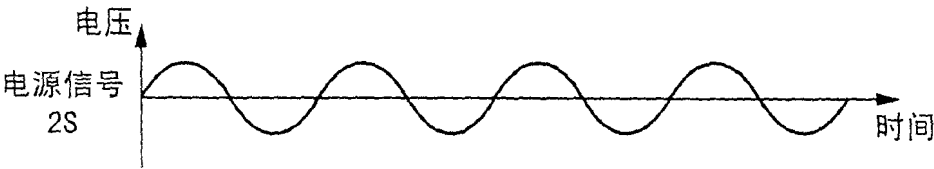


图 25A

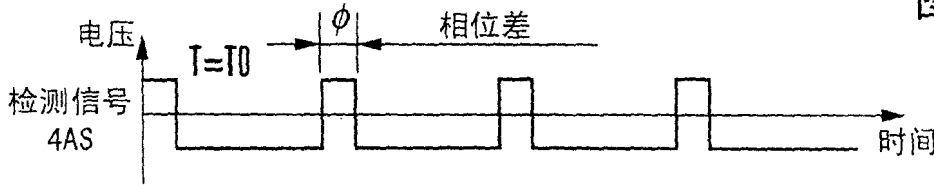


图 25B

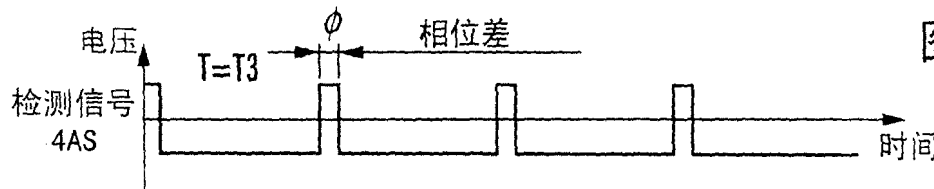


图 25C

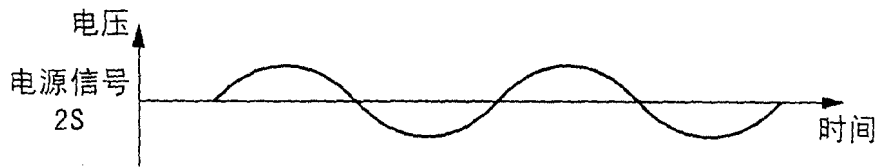


图 26A

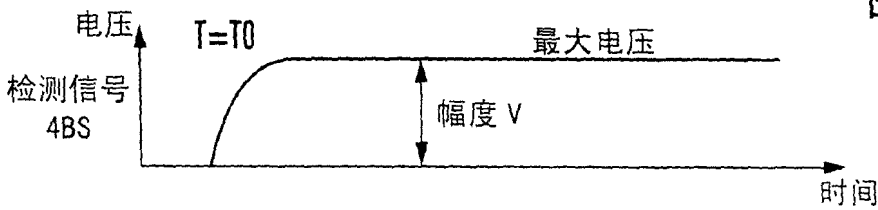


图 26B

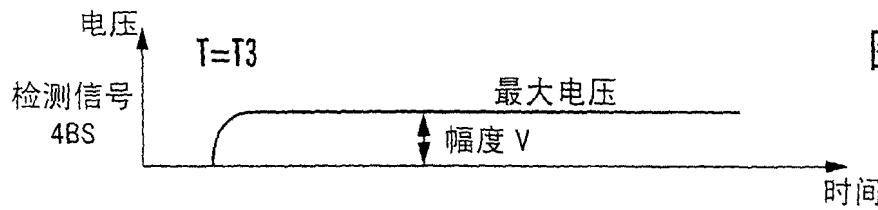


图 26C

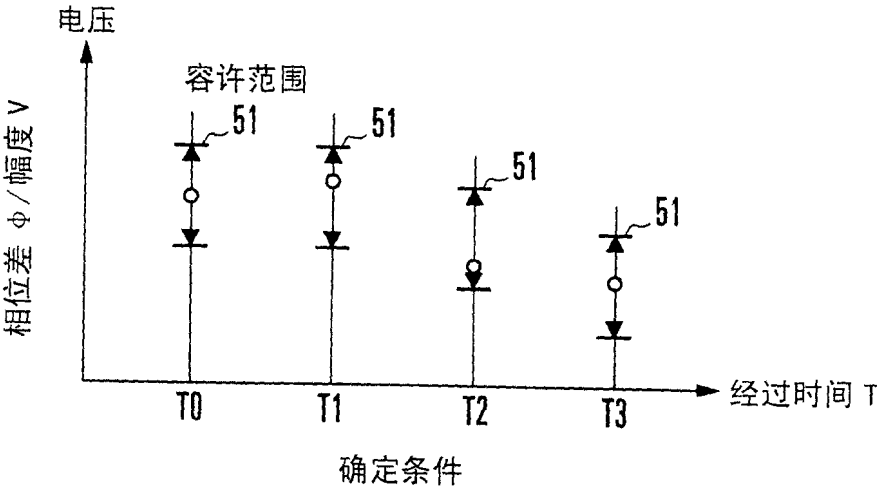


图 27

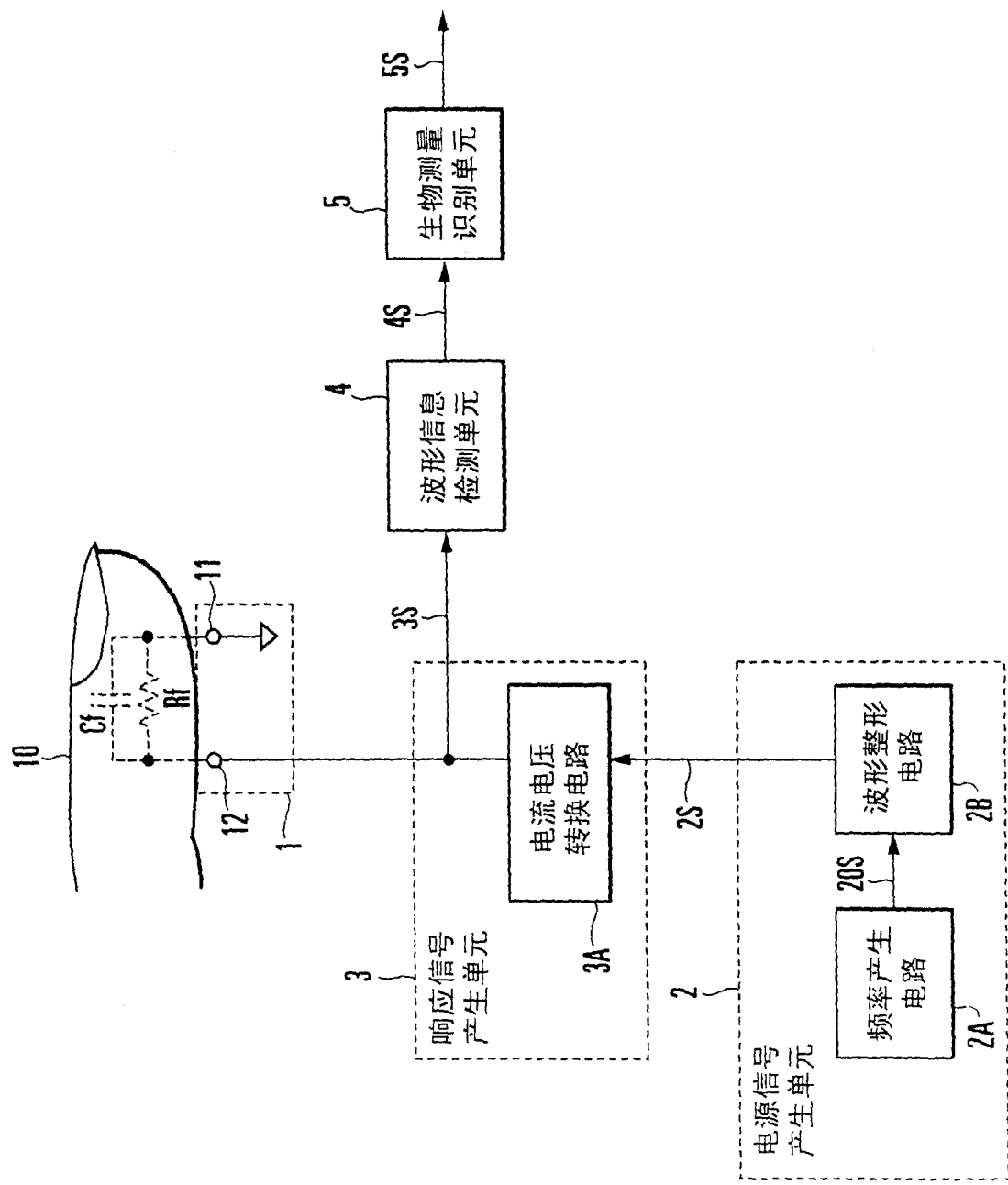


图 28

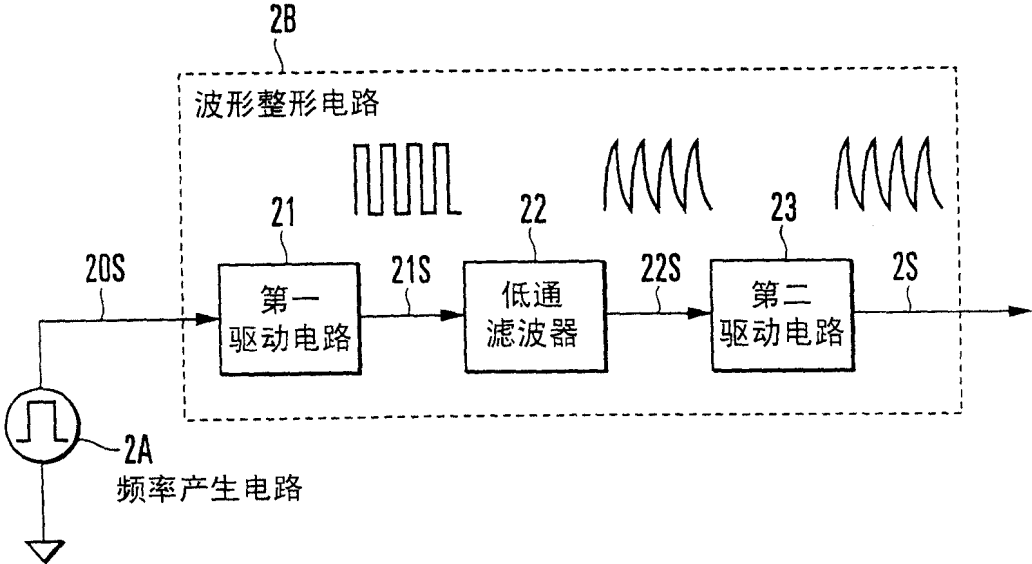


图 29

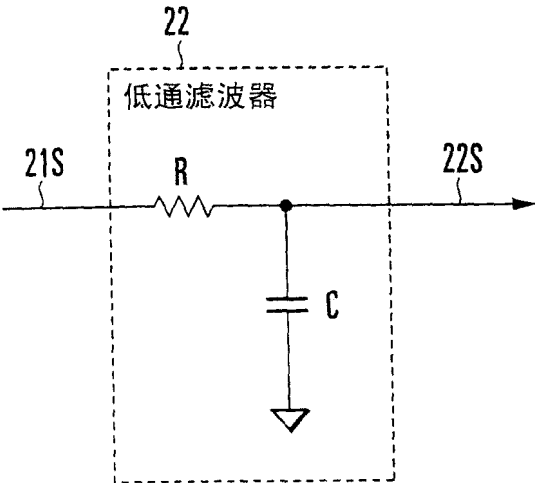


图 30

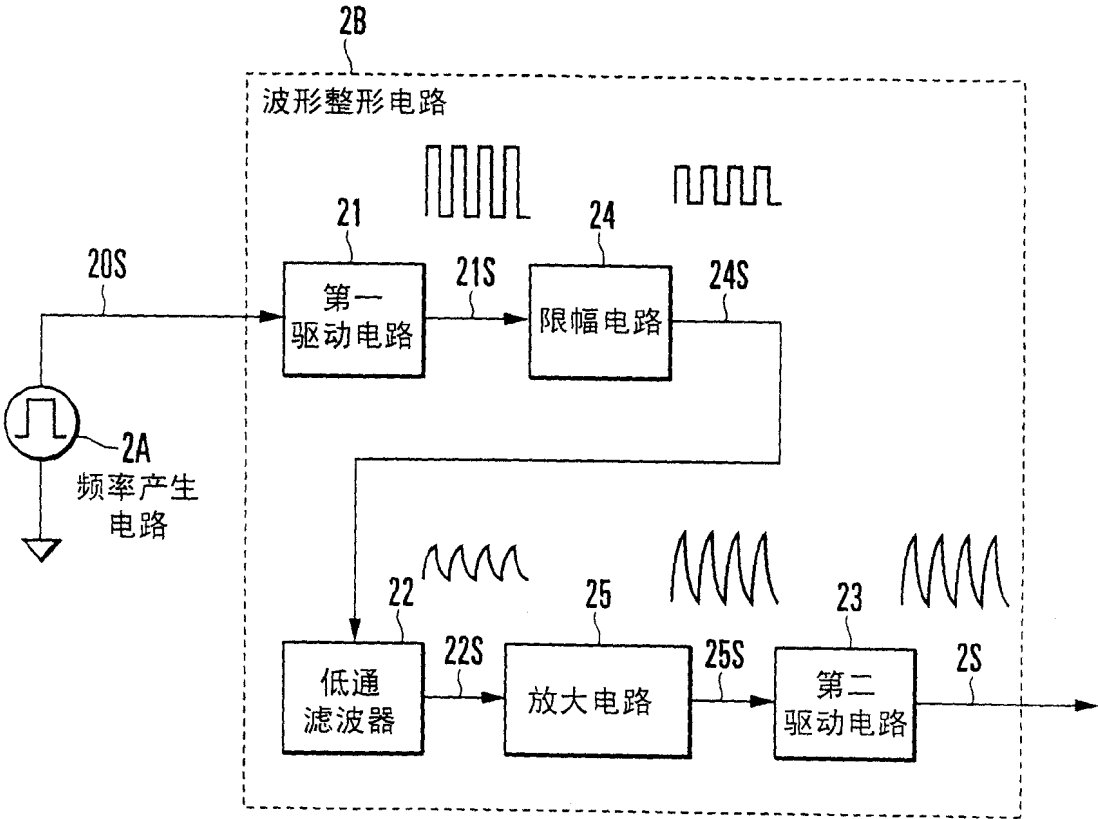


图 31

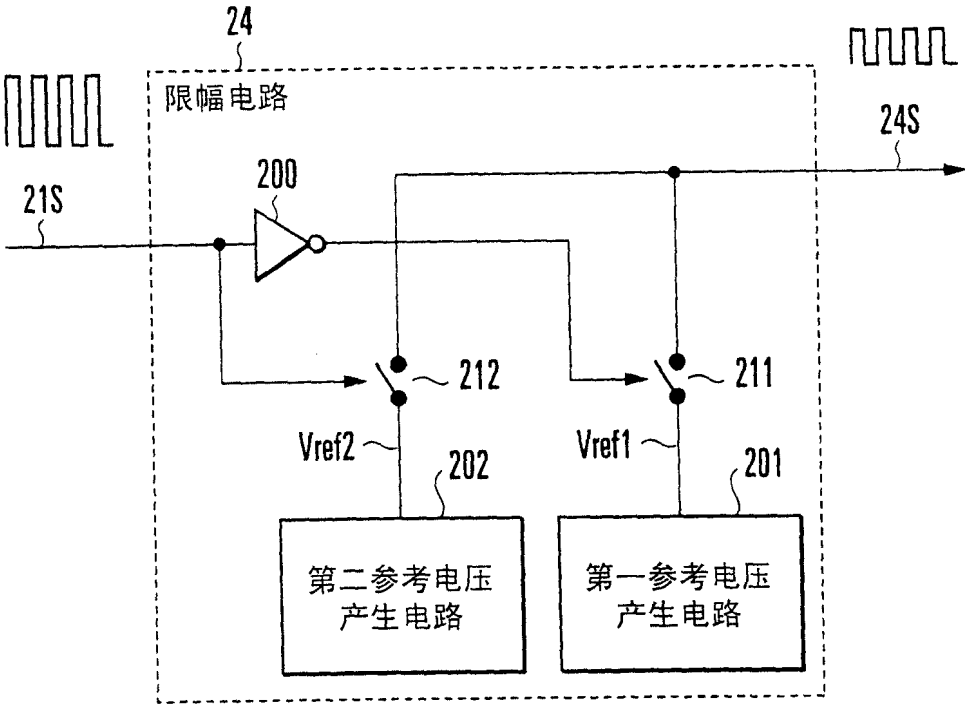


图 32

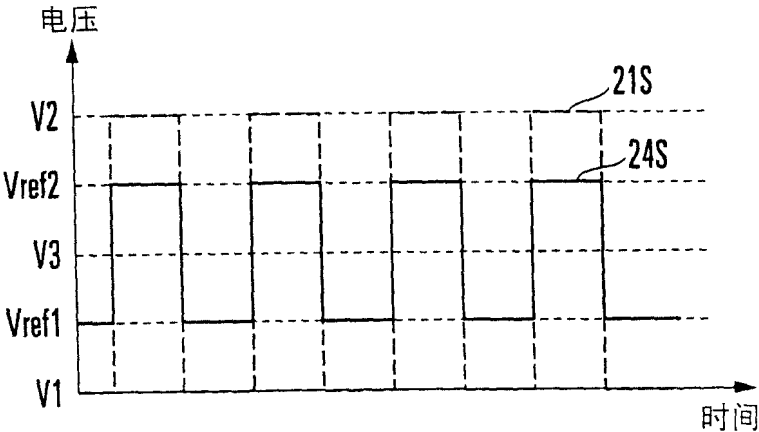


图 33

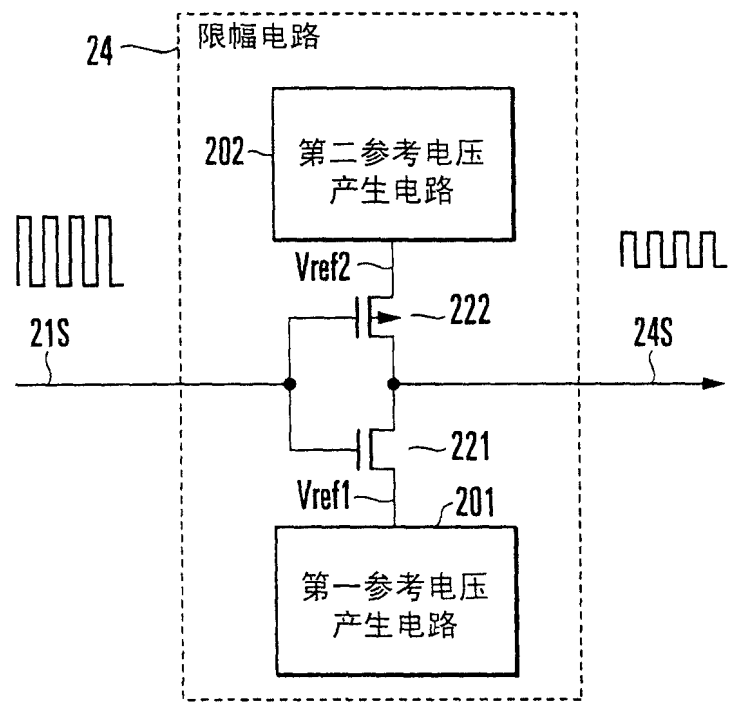


图 34

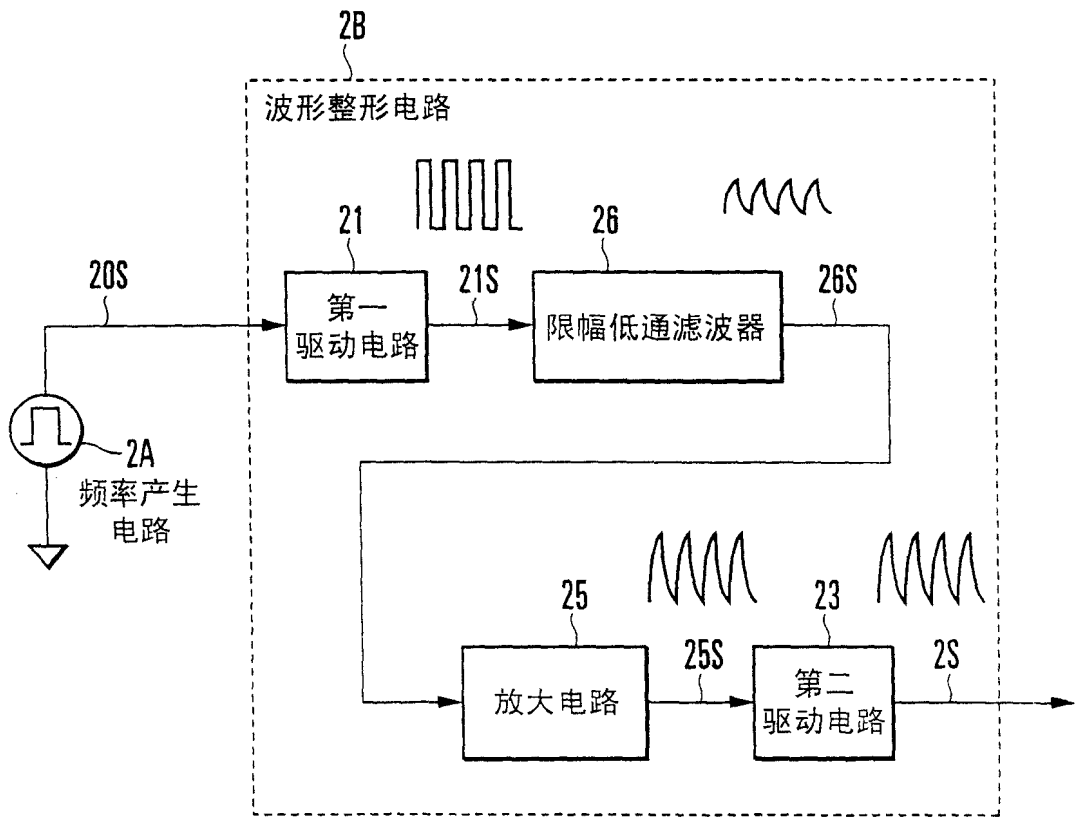


图 35

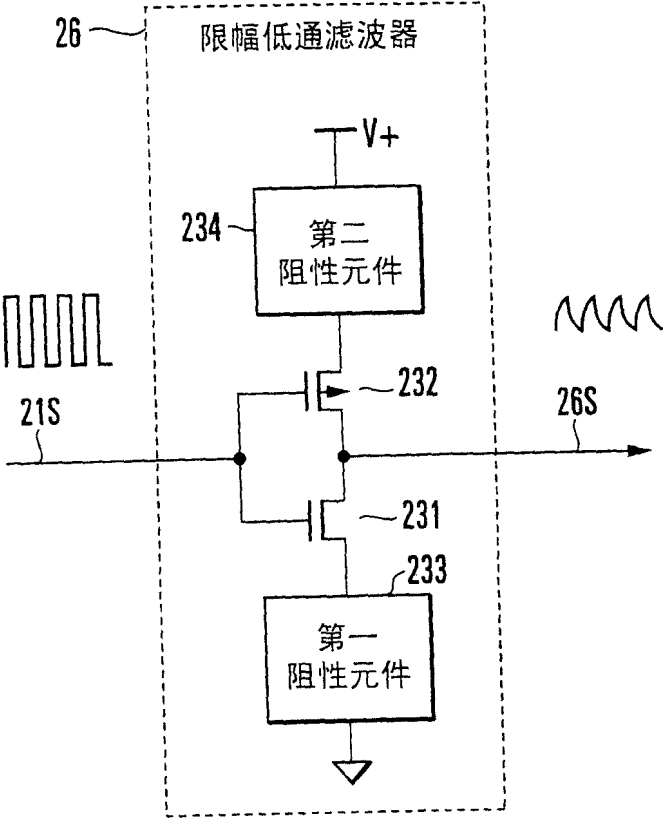


图 36

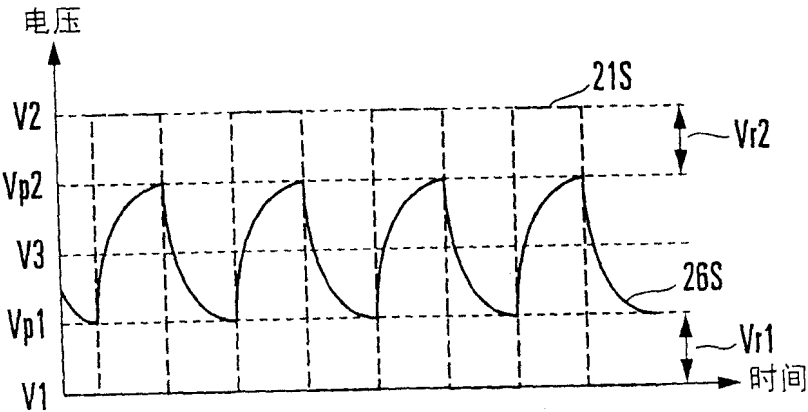


图 37

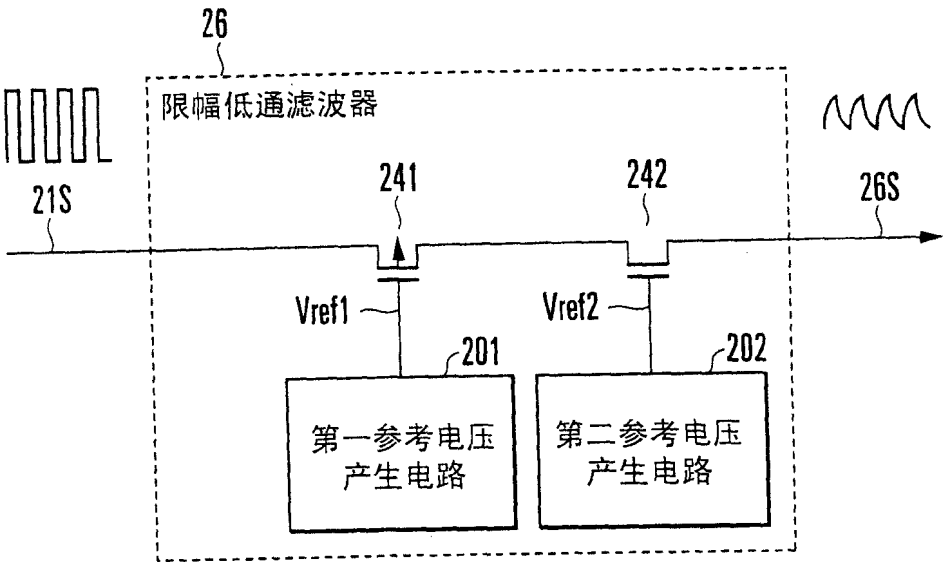


图 38

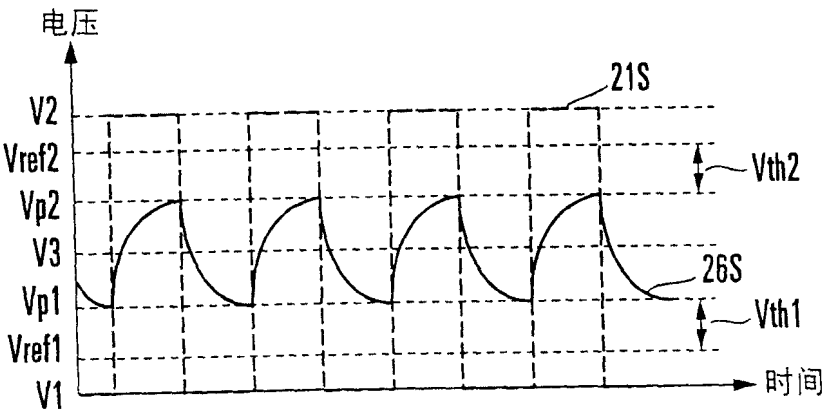


图 39

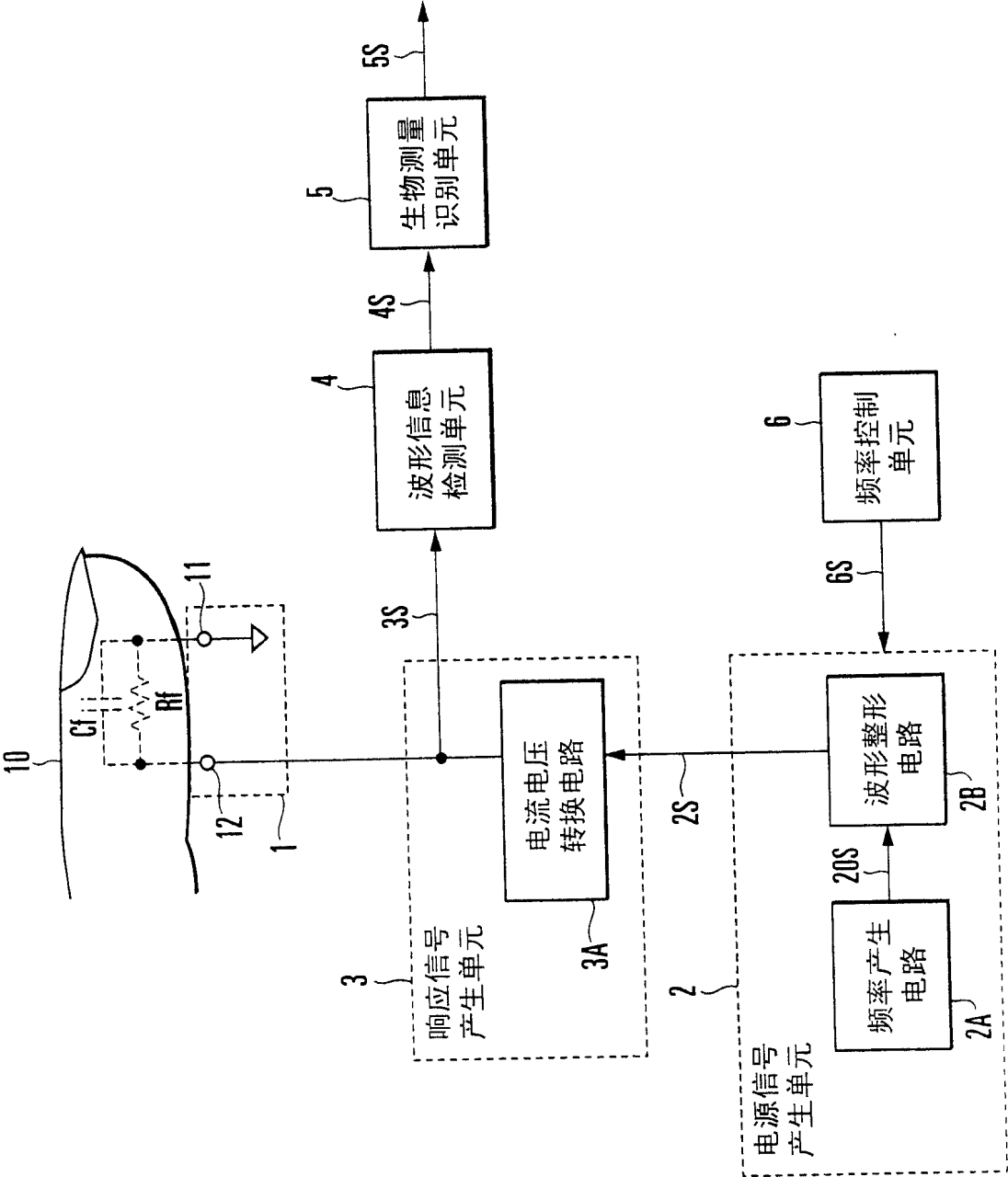


图 40

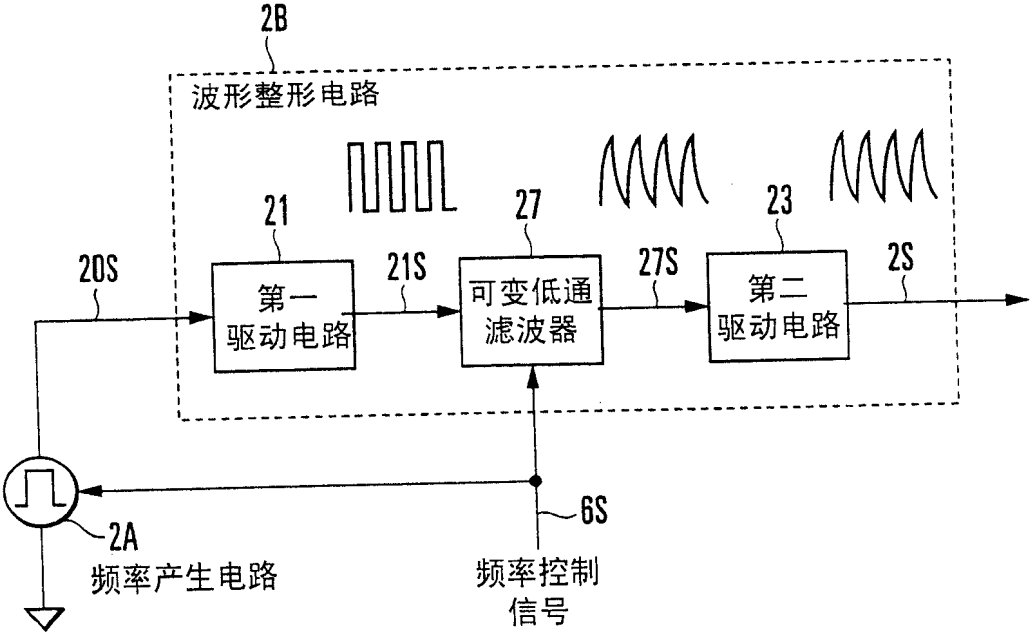


图 41

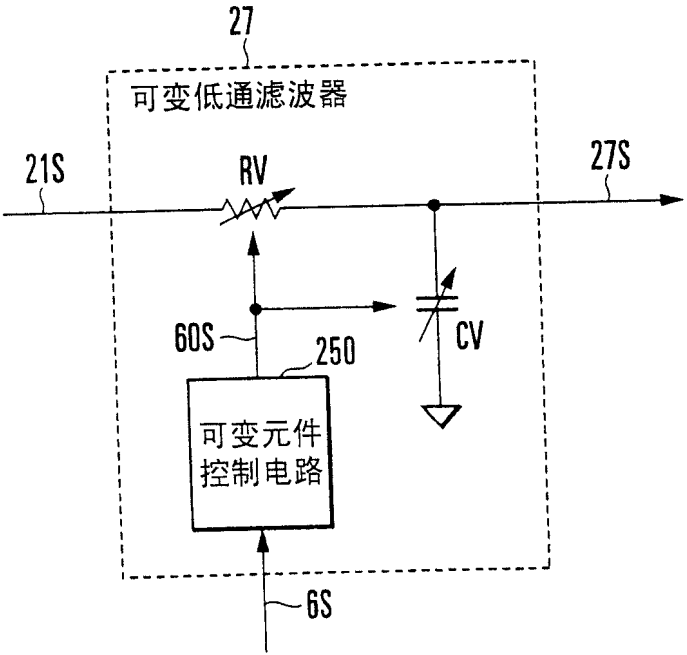


图 42

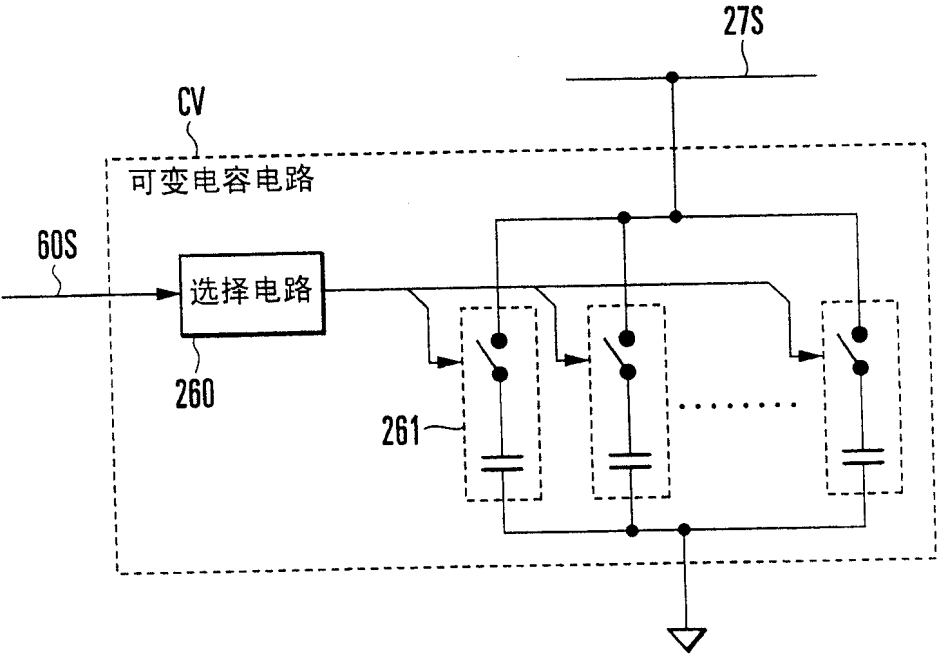


图 43

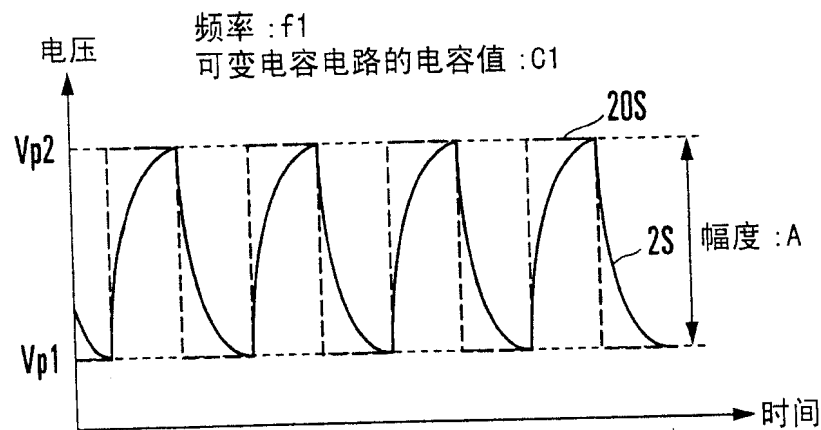


图 44A

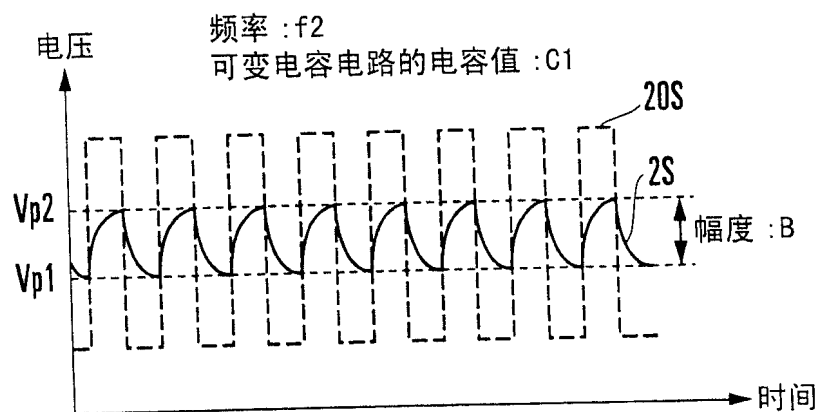


图 44B

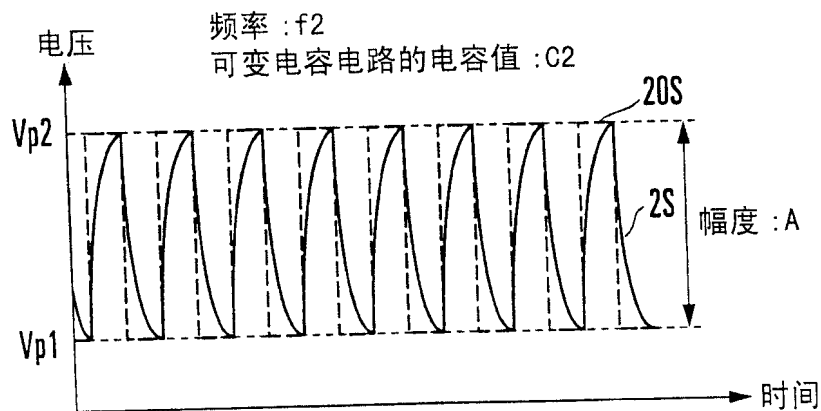


图 44C

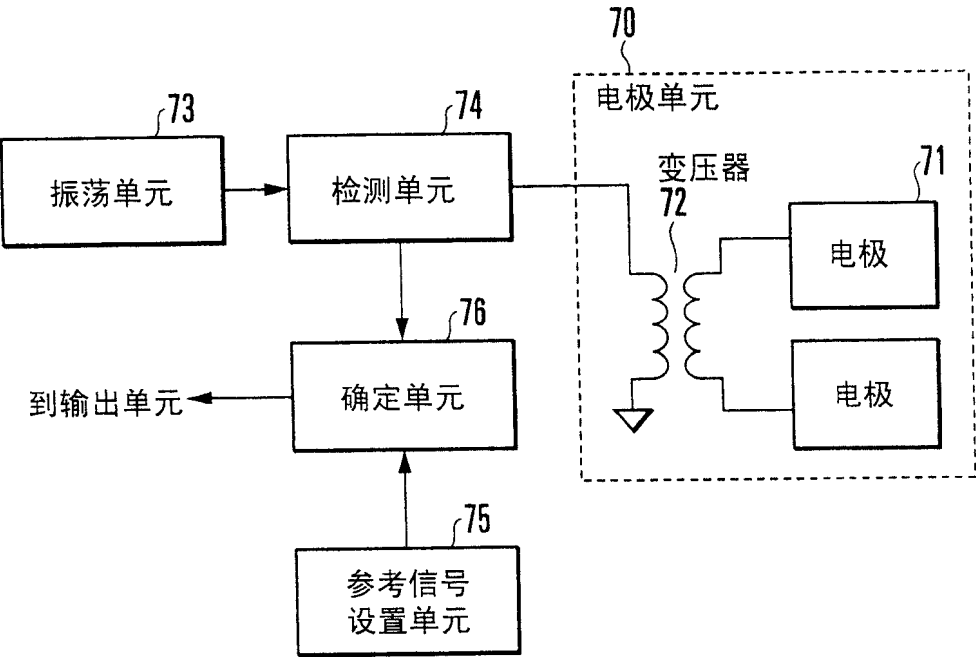


图 45

专利名称(译)	生物测量识别设备		
公开(公告)号	CN100367912C	公开(公告)日	2008-02-13
申请号	CN200480000488.2	申请日	2004-08-12
[标]申请(专利权)人(译)	日本电信电话株式会社		
申请(专利权)人(译)	日本电信电话株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日本电信电话株式会社		
[标]发明人	岛村俊重 森村浩季 重松智志 佐藤升男 浦野正美 町田克之		
发明人	岛村俊重 森村浩季 重松智志 佐藤升男 浦野正美 町田克之		
IPC分类号	A61B5/117 A61B5/00 A61B5/1172		
审查员(译)	高虹		
优先权	2003293806 2003-08-15 JP 2003314557 2003-09-05 JP 2003314565 2003-09-05 JP 2003397004 2003-11-27 JP		
其他公开文献	CN1697626A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

响应信号产生单元(3)将预定电源信号(2S)施加到检测元件(1)，并输出已经根据所述单元通过检测元件(1)与其相接触的对象(10)的阻抗而改变的信号，作为响应信号(3S)。波形信息检测单元(4)根据来自响应信号产生单元(3)的响应信号(3S)，检测与对象(10)的阻抗相对应的波形信息，并且输出表示波形信息的检测信号(4S)。生物测量识别单元(5)根据来自波形信息检测单元(4)的检测信号(4S)来确定对象(10)是否为活体。

