



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103006199 B

(45)授权公告日 2016.09.28

(21)申请号 201210356228.5

(22)申请日 2012.09.21

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103006199 A

(43)申请公布日 2013.04.03

(30)优先权数据
10-2011-0096990 2011.09.26 KR
10-2012-0026790 2012.03.15 KR

(73)专利权人 三星电子株式会社
地址 韩国京畿道水原市

(72)发明人 李卓炯 高秉勋

(74)专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286
代理人 韩明星

(51)Int.Cl.
A61B 5/04(2006.01)

(56)对比文件
US 2003/0125635 A1,2003.07.03,
US 2011/0028823 A1,2011.02.03,
US 2010/0094081 A1,2010.04.15,
US 2012/0245483 A1,2012.09.27,
WO 2005/027720 A2,2005.03.31,
US 2008/0167701 A1,2008.07.10,
CN 101951832 A,2011.01.19,
CN 101889863 A,2010.11.24,
CN 2156809 Y,1994.02.23,

审查员 胡琴明

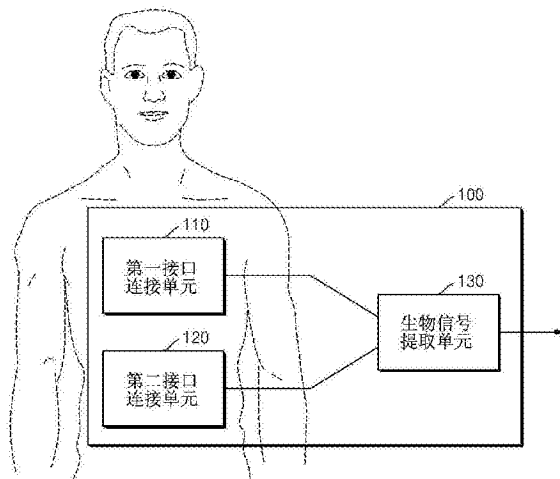
权利要求书4页 说明书14页 附图15页

(54)发明名称

用于测量生物信号的设备和方法

(57)摘要

一种用于测量生物信号的设备,所述设备包括:第一接口连接单元,包括至少两个用于从对象检测包括噪声的生物信号的接口;第二接口连接单元,包括至少两个用于检测噪声信号的接口;生物信号提取单元,通过使用从第一接口连接单元和第二接口连接单元输出的信号来提取对象的生物信号。



1. 一种用于测量生物信号的设备,所述设备包括:

第一接口连接单元,包括至少两个用于从对象检测包括噪声的生物信号的接口;

第二接口连接单元,包括至少两个用于检测噪声信号的接口以及用于连接所述至少两个用于检测噪声信号的接口的连接单元;

生物信号提取单元,通过使用从第一接口连接单元和第二接口连接单元输出的信号来提取对象的生物信号。

2. 如权利要求1所述的设备,其中,包括在第二接口连接单元中的连接单元使包括在第二接口连接单元中的所述至少两个接口短路。

3. 如权利要求1所述的设备,其中,包括在第二接口连接单元中的所述至少两个用于检测噪声信号的接口包括电解质,

其中,包括在第二接口连接单元中的连接单元是用于连接包括在所述至少两个用于检测噪声信号的接口中的电解质的电解质。

4. 如权利要求1所述的设备,其中,包括在第二接口连接单元中的所述至少两个用于检测噪声信号的接口包括电解质,

其中,包括在第二接口连接单元中的连接单元是用于连接包括在所述至少两个用于检测噪声信号的接口中的电解质的金属。

5. 如权利要求3所述的设备,其中,每种电解质是水凝胶。

6. 如权利要求4所述的设备,其中,每种电解质是水凝胶。

7. 如权利要求1所述的设备,其中,第一接口连接单元和第二接口连接单元被附着到衬垫。

8. 如权利要求1所述的设备,其中,生物信号提取单元通过对从第一接口连接单元输出的信号执行差分放大所获得结果去除对从第二接口连接单元输出的信号执行差分放大所获得的结果,来提取对象的生物信号。

9. 如权利要求8所述的设备,其中,生物信号提取单元包括:

第一差分放大器,对从第一接口连接单元输出的信号执行差分放大;

第二差分放大器,对从第二接口连接单元输出的信号执行差分放大;

第一自适应滤波器,基于提取的生物信号,对从第二差分放大器输出的信号进行自适应滤波;

第一加法器,从第一差分放大器的输出信号去除第一自适应滤波器的输出信号。

10. 如权利要求1所述的设备,其中,生物信号提取单元通过对从第一接口连接单元的第十一接口的输出信号去除第二接口连接单元的第二十一接口的输出信号,从第一接口连接单元的第十二接口的输出信号去除第二接口连接单元的第二十二接口的输出信号,并对由于去除而产生的信号执行差分放大,来提取对象的生物信号。

11. 如权利要求10所述的设备,其中,生物信号提取单元包括:

第二自适应滤波器,基于提取的生物信号,对第二接口连接单元的第二十一接口的输出信号进行自适应滤波;

第二加法器,从第一接口连接单元的第十一接口的输出信号去除第二自适应滤波器的输出信号;

第三自适应滤波器,基于提取的生物信号,对第二接口连接单元的第二十二接口的输

出信号进行自适应滤波；

第三加法器,从第一接口连接单元的第十二接口的输出信号去除第三自适应滤波器的输出信号；

第三差分放大器,对第二加法器的输出信号和第三加法器的输出信号执行差分放大。

12.一种用于测量生物信号的设备,所述设备包括:

第一接口连接单元,包括至少两个用于从对象检测包括噪声的生物信号的接口；

第二接口连接单元,包括至少两个用于检测噪声信号的接口；

生物信号提取单元,通过使用从第一接口连接单元和第二接口连接单元输出的信号来提取对象的生物信号,

其中,包括在第二接口连接单元中的所述至少两个接口之间的距离比包括在第一接口连接单元中的所述至少两个接口之间的距离更短。

13.如权利要求12所述的设备,其中,第一接口连接单元和第二接口连接单元被附着到衬垫。

14.一种用于测量生物信号的设备,所述设备包括:

第一接口连接单元,包括至少两个接口以及用于切换所述至少两个接口之间的连接状态的第一切换装置；

控制单元,控制包括在第一接口连接单元中的第一切换装置；

生物信号提取单元,通过使用在控制单元的控制下,根据包括在第一接口连接单元中的所述至少两个接口之间的连接状态而输出的信号,提取对象的生物信号。

15.如权利要求14所述的设备,其中,当控制单元输出用于断开第一切换装置的控制信号时,第一接口连接单元检测包括噪声的生物信号。

16.如权利要求14所述的设备,其中,当控制单元输出用于短路第一切换装置的控制信号时,第一接口连接单元检测噪声信号。

17.如权利要求15所述的设备,其中,控制单元输出用于控制包括在生物信号提取单元中的第二切换装置的控制信号,生物信号提取单元根据第二切换装置的切换结果,通过对包括噪声的生物信号执行差分放大而获得结果去除对噪声信号执行差分放大而获得的结果,来提取对象的生物信号。

18.如权利要求16所述的设备,其中,控制单元输出用于控制包括在生物信号提取单元中的第二切换装置的控制信号,生物信号提取单元根据第二切换装置的切换结果,通过对包括噪声的生物信号执行差分放大而获得结果去除对噪声信号执行差分放大而获得的结果,来提取对象的生物信号。

19.如权利要求17所述的设备,其中,生物信号提取单元包括:

第一差分放大器,对由第一接口连接单元检测到的包括噪声的生物信号执行差分放大；

第二差分放大器,对由第一接口连接单元检测到的噪声信号执行差分放大；

第一自适应滤波器,基于提取的生物信号,对从第二差分放大器输出的信号进行自适应滤波；

第一加法器,从第一差分放大器的输出信号去除第一自适应滤波器的输出信号。

20.如权利要求18所述的设备,其中,生物信号提取单元包括:

第一差分放大器,对由第一接口连接单元检测到的包括噪声的生物信号执行差分放大;

第二差分放大器,对由第一接口连接单元检测到的噪声信号执行差分放大;

第一自适应滤波器,基于提取的生物信号,对从第二差分放大器输出的信号进行自适应滤波;

第一加法器,从第一差分放大器的输出信号去除第一自适应滤波器的输出信号。

21.如权利要求15所述的设备,其中,控制单元输出用于控制包括在生物信号提取单元中的第三切换装置的控制信号,生物信号提取单元通过根据第三切换装置的切换结果从包括噪声的生物信号去除噪声信号并对由于去除而产生的信号执行差分放大,来提取对象的生物信号。

22.如权利要求16所述的设备,其中,控制单元输出用于控制包括在生物信号提取单元中的第三切换装置的控制信号,生物信号提取单元通过根据第三切换装置的切换结果从包括噪声的生物信号去除噪声信号并对由于去除而产生的信号执行差分放大,来提取对象的生物信号。

23.如权利要求21所述的设备,其中,生物信号提取单元包括:

第二自适应滤波器,基于提取的生物信号,当第一切换装置闭合时对第一接口连接单元的第十一接口的输出信号进行自适应滤波;

第二加法器,当第一切换装置断开时,从第一接口连接单元的第十一接口的输出信号去除第二自适应滤波器的输出信号;

第三自适应滤波器,基于提取的生物信号,当第一切换装置闭合时对第一接口连接单元的第十二接口的输出信号进行自适应滤波;

第三加法器,当第一切换装置断开时,从第一接口连接单元的第十二接口的输出信号去除第三自适应滤波器的输出信号;

第三差分放大器,对第二加法器的输出信号和第三加法器的输出信号执行差分放大。

24.如权利要求22所述的设备,其中,生物信号提取单元包括:

第二自适应滤波器,基于提取的生物信号,当第一切换装置闭合时对第一接口连接单元的第十一接口的输出信号进行自适应滤波;

第二加法器,当第一切换装置断开时,从第一接口连接单元的第十一接口的输出信号去除第二自适应滤波器的输出信号;

第三自适应滤波器,基于提取的生物信号,当第一切换装置闭合时对第一接口连接单元的第十二接口的输出信号进行自适应滤波;

第三加法器,当第一切换装置闭合时,从第一接口连接单元的第十二接口的输出信号去除第三自适应滤波器的输出信号;

第三差分放大器,对第二加法器的输出信号和第三加法器的输出信号执行差分放大。

25.一种测量生物信号的方法,所述方法包括:

通过使用用于测量生物信号的设备的第十一接口和第十二接口来从对象检测包括噪声的生物信号;

通过使用所述设备的彼此连接的第二十一接口和第二十二接口来检测噪声信号;

通过使用检测的包括噪声的生物信号和检测的噪声信号来提取对象的生物信号。

26. 一种测量生物信号的方法,所述方法包括:

输出用于控制切换装置处于用于测量生物信号的设备的第十一接口和第十二接口之间的连接状态断开的控制信号;

当第十一接口和第十二接口根据所述控制信号被断开时,从对象检测包括噪声的生物信号;

输出用于控制切换装置处于第十一接口和第十二接口之间的连接状态短路的控制信号;

当第十一接口和第十二接口根据输出的控制信号被短路时,检测噪声信号;

通过使用检测的包括噪声的生物信号和检测的噪声信号来提取对象的生物信号。

用于测量生物信号的设备和方法

[0001] 本申请要求于2011年9月26日提交到韩国知识产权局的第10-2011-0096990号韩国专利申请以及2012年3月15日提交到韩国知识产权局的第10-2012-0026790号韩国专利申请的权益,所述申请的公开通过引用全部包含于此。

技术领域

[0002] 本公开涉及用于测量生物信号的设备和方法。

背景技术

[0003] 身体是一种类型的导体,在身体中产生少量电流。可通过使用附着到身体的电极感测身体中产生的少量电流或感测由于外部刺激而引起的电流量的改变,来测量指示身体的内部特征的生物信号。

发明内容

[0004] 提供了用于测量去除了噪声的生物信号的设备和方法。

[0005] 提供了其上包含有用于在计算机中执行所述方法的程序的非瞬时性计算机可读记录介质。

[0006] 将要解决的技术问题不限于以上描述的那些,可能存在其他技术问题。

[0007] 另外的方面将在以下描述中被部分阐述,还有部分从描述中将是清楚的,或可通过本实施例的实施而得知。

[0008] 根据本发明的一方面,一种用于测量生物信号的设备包括:第一接口连接单元,包括至少两个用于从对象检测包括噪声的生物信号的接口;第二接口连接单元,包括至少两个用于检测噪声信号的接口以及用于连接所述至少两个接口的连接单元;生物信号提取单元,通过使用从第一接口连接单元和第二接口连接单元输出的信号来提取对象的生物信号。

[0009] 根据本发明的另一方面,一种用于测量生物信号的设备包括:第一接口连接单元,包括至少两个用于从对象检测包括噪声的生物信号的接口;第二接口连接单元,包括至少两个用于检测噪声信号的接口;生物信号提取单元,通过使用从第一接口连接单元和第二接口连接单元输出的信号来提取对象的生物信号,其中,包括在第二接口连接单元中的所述至少两个接口之间的距离比包括在第一接口连接单元中的所述至少两个接口之间的距离更短。

[0010] 根据本发明的另一方面,一种用于测量生物信号的设备包括:第一接口连接单元,包括至少两个接口以及用于切换所述两个接口之间的连接状态的第一切换装置;控制单元,控制包括在第一接口连接单元中的第一切换装置;生物信号提取单元,通过使用在控制单元的控制下,根据包括在第一接口连接单元中的所述至少两个接口之间的连接状态而输出的信号,来提取对象的生物信号。

[0011] 根据本发明的另一方面,一种测量生物信号的方法包括:通过使用第十一接口和

第十二接口来从对象检测包括噪声的生物信号;通过使用彼此连接的第二十一接口和第二十二接口来检测噪声信号;通过使用检测的包括噪声的生物信号和检测的噪声信号来提取对象的生物信号。

[0012] 根据本发明的另一方面,一种测量生物信号的方法包括:输出用于控制切换装置处于第十一接口和第十二接口之间的连接状态断开的控制信号;当第十一接口和第十二接口根据所述控制信号被断开时,从对象检测包括噪声的生物信号;输出用于控制切换装置处于第十一接口和第十二接口之间的连接状态短路的控制信号;当第十一接口和第十二接口根据输出的控制信号被短路时,检测噪声信号;通过使用检测的包括噪声的生物信号和检测的噪声信号来提取对象的生物信号。

[0013] 根据本发明的另一方面,一种其上包含有用于执行所述方法的程序的非瞬时性计算机可读记录介质。

附图说明

[0014] 通过下面结合附图对实施例进行的描述,这些和/或其他方面将变得清楚并更容易理解,其中:

[0015] 图1是示出根据本发明的实施例的用于测量生物信号的设备的框图;

[0016] 图2A和2B是示出图1的设备的另一示例的框图;

[0017] 图3A和3B是示出图1的设备的另一示例的框图;

[0018] 图4是示出图1的设备的第二接口连接单元和第一接口连接单元的框图;

[0019] 图5是示出根据本发明的另一实施例的用于测量生物信号的设备的框图;

[0020] 图6是示出根据本发明的另一实施例的用于测量生物信号的设备的框图;

[0021] 图7A和7B是示出图6的设备的另一示例的框图;

[0022] 图8A和8B是示出图6的设备的另一示例的框图;

[0023] 图9是示出接口的结构和与所述接口对应的电路模型的框图;

[0024] 图10是示出根据本发明的实施例的医学成像系统的框图;

[0025] 图11是示出根据本发明的实施例的测量生物信号的方法的流程图;

[0026] 图12是示出根据本发明的另一实施例的测量生物信号的方法的流程图。

具体实施方式

[0027] 现在将参照附图更充分地描述本发明,在附图中示出本发明的示例性实施例。

[0028] 图1是示出根据本发明的实施例的用于测量生物信号的设备100的框图。参照图1,设备100包括第一接口连接单元110、第二接口连接单元120和生物信号提取单元130。

[0029] 仅示出图1的设备100中所包括的与本实施例相关的元件。因此,本领域的普通技术人员将理解,除图1中示出的元件以外的通用元件还可包括在设备100中。

[0030] 此外,图1中示出的生物信号提取单元130可与一个或多个处理器对应。所述处理器可被实现为逻辑门阵列,或者可被实现为通用微处理器和存储在所述通用微处理器中可执行的程序的存储器的组合。此外,本领域普通技术人员将理解,生物信号提取单元130可被实现为另一类型的硬件。

[0031] 设备100的示例包括用于测量对象的生物信号的医学设备和装备。例如,生物信号

可以是电生物信号(electrical biosignal),所述电生物信号的示例可包括(但不限于)心电图(ECG)信号、肌电图(EMG)信号、脑电图(EEG)信号、皮电反应电阻(GSR,galvanic skin resistance)信号以及眼电图(EOG,electro-oculogram)信号。

[0032] 第一接口连接单元110包括至少两个用于从对象检测包括噪声的生物信号的接口。这里,包括噪声的生物信号可与加上了噪声的生物信号对应。例如,第一接口连接单元110可包括两个用于检测信号的接口,并还可包括作为参考接口的接口或类似物。

[0033] 图1中的每个接口可以是(但不限于)用于通过被放置为与对象的皮肤接触或接近对象的皮肤而从对象检测信号的电极。详细地讲,所述接口可以是用于通过应用被附着到对象的皮肤的表面电极来测量所述对象的生物信号的生物电极。在这种情况下,所述电极可包括(但不限于)金属电极、电解质和附着到对象的皮肤的粘合片(adhesive sheet)。以下将参照图9详细解释所述接口的结构。

[0034] 所述接口可被分类为例如湿式电极、干式电极、绝缘式电极和探针式电极。

[0035] 详细地讲,湿式电极通过凝胶材料(gel-like material)与对象的皮肤接口连接。干式电极通过固态导电材料(诸如金属、导电织物或导电橡胶)与对象的皮肤接口连接。绝缘式电极通过由绝缘材料造成的电容耦合来与对象的皮肤接口连接。此外,探针式电极通过穿透对象的皮肤的最外层来与对象的皮肤接口连接。这样,因为绝缘式电极使用电容耦合,所以绝缘式电极在不接触对象的皮肤的情况下与对象的皮肤接口连接。

[0036] 因此,包括在第一接口连接单元110中的所述至少两个接口可通过接触对象的皮肤或被布置为接近对象的皮肤来从对象检测包括噪声的生物信号。

[0037] 由于信号传输路径的电气特性的改变而产生包括噪声的生物信号中的噪声。

[0038] 噪声的示例可包括由于对象的运动而产生的运动伪影,由设备100产生的噪声以及由于轴突动作电位(axon action potential)的改变、EMG和对象的呼吸作用而产生的噪声。

[0039] 将详细解释运动伪影。由于在不同材料彼此接触的双层中产生半电池电位,因此在金属电极和包括在接口中的电解液之间以及在接口的电解液和对象的皮肤之间产生半电池电位。在这种情况下,当由于对象的运动而发生相对位移时,由于所述相对位移而产生运动伪影。将示例性地描述测量诸如ECG信号的生物信号的情况。运动伪影可分布在从约0.5Hz至约250Hz的范围,所述范围是与ECG信号的频带相似的频带。

[0040] 因此,第一接口连接单元110从对象检测包括噪声的信号(即,包括噪声的生物信号)。

[0041] 第二接口连接单元120包括至少两个用于检测噪声信号的接口以及用于连接所述至少两个接口的连接单元。例如,第二接口连接单元120可包括(但不限于)两个用于检测噪声信号的接口,并且第二接口连接单元120还可包括用作参考接口的接口。

[0042] 包括在第二接口连接单元120中的每个接口可以是用于通过接触对象的皮肤或被布置为接近对象的皮肤来从对象检测噪声信号的电极。也就是说,包括在第二接口连接单元120中的接口与包括在第一接口连接单元110中的接口相同,因此将不给出其重复解释。

[0043] 包括在第二接口连接单元120中的连接单元连接包括在第二接口连接单元120中的所述至少两个接口。图1中的术语“连接”是指保持两个或更多个接口的接触,使得所述两个或更多个接口不是彼此电绝缘的。

[0044] 详细地讲,当所述至少两个接口通过包括在第二接口连接单元120中的连接单元而彼此连接时,由于对象的生物信号根据电路而被阻断,因此第二接口连接单元120可检测减小了生物信号的影响的噪声信号。因此,图1的第二接口连接单元120可精确地检测噪声信号。

[0045] 详细地讲,由于噪声信号具有与将被测量的生物信号的频带相似的频带,因此难以通过使用滤波来去除噪声。因此,图1的设备100可通过使用第二接口连接单元120准确检测噪声信号。

[0046] 生物信号提取单元130通过使用从第一接口连接单元110和第二接口连接单元120输出的信号来提取对象的生物信号。

[0047] 例如,生物信号提取单元130可根据基于硬件的计算处理通过使用差分放大器来提取生物信号。另外,生物信号提取单元130可通过监控噪声信号并抵消噪声信号来提取生物信号,这将在下面参照图2A和图3A进行详细解释。

[0048] 此外,图1的生物信号提取单元130不限于此,并可通过监控噪声信号并将噪声信号施加到自适应滤波器(ADF)来提取噪声信号,这将在下面参照图2B和图3B进行详细解释。

[0049] 因此,由于设备100可通过使用第二接口连接单元120准确地检测噪声信号,因此去除了噪声的生物信号可被准确测量。此外,由于噪声被去除,因此设备100可测量具有改善的信噪比(SNR)特性的生物信号。

[0050] 此外,同时从同一身体部分检测由第一接口连接单元110检测的包括噪声的生物信号以及由第二接口连接单元120检测的噪声信号。因此,噪声信号可从包括噪声的生物信号被有效去除。

[0051] 图2A是示出图1的设备100的另一示例的框图。参照图2A,设备100包括第一接口连接单元110、第二接口连接单元120和生物信号提取单元130。第一接口连接单元110包括第十一接口112和第十二接口114,第二接口连接单元120包括第二十一接口122、第二十二接口124以及连接单元126,生物信号提取单元130包括第一差分放大器131、第二差分放大器133和第一加法器135。

[0052] 图2A的设备100的是图1的设备100的另一示例,因此,图2A的设备100不限于图2A中所示出的单元。此外,参照图1的描述可应用于图2A的设备100,因此,将不给出重复解释。

[0053] 尽管在图2A中为了方便解释而解释了第一接口连接单元110和第二接口连接单元120中的每一个包括两个接口的情况,但本实施例不限于此。因此,第一接口连接单元110和第二接口连接单元120中的每一个可包括三个或更多个接口。

[0054] 第一接口连接单元110包括用于从对象检测包括噪声的生物信号的第十一接口112和第十二接口114。第十一接口112和第十二接口114从对象检测包括噪声的生物信号,并且包括噪声的生物信号被发送到生物信号提取单元130。

[0055] 第二接口连接单元120包括第二十一接口122、第二十二接口124以及用于连接第二十一接口122和第二十二接口124的连接单元126。

[0056] 如图2A中所示,连接单元124连接第二十一接口122和第二十二接口124。

[0057] 例如,连接单元126使第二十一接口122和第二十二接口124短路。详细地讲,由于连接单元126的末端之间的生物信号电位差随着连接单元126的电阻减小而降低,因此输入到生物信号提取单元130的信号中的噪声信号起支配作用。因此,由于连接单元126使第二

十一接口122和第二十二接口124短路,因此第二接口连接单元120可准确地检测噪声信号。

[0058] 当连接单元126使第二十一接口122和第二十二接口124短路时,第二十一接口122和第二十二接口124中的每一个可包括电解质,并且连接单元126可以是用于连接包括在第二十一接口122和第二十二接口124中的电解质的电解质。在这种情况下,每种电解质可以是(但不限于)作为导电粘合凝胶的水凝胶。因此,由于第二十一接口122和第二十二接口124包括在一个水凝胶中,因此第二十一接口122和第二十二接口124可彼此电连接。

[0059] 当连接单元126使第二十一接口122和第二十二接口124短路时,第二十一接口122和第二十二接口124中的每一个可包括电解质,并且连接单元126可以是用于连接包括在第二十一接口122和第二十二接口124中的电解质的金属。在这种情况下,每种电解质可以是(但不限于)作为导电粘合凝胶的水凝胶。因此,由于金属被添加到水凝胶,用于连接第二十一接口122和第二十二接口124的连接单元126的电阻可减小。

[0060] 这样,设备100可在不使用另外的传感器等的情况下通过使用第二接口连接单元120来准确地提取噪声信号。

[0061] 如上所述,第二十一接口122和第二十二接口124检测噪声信号并将检测的噪声信号发送到生物信号提取单元130。

[0062] 生物信号提取单元130通过使用从第一接口连接单元110和第二接口连接单元120输出的信号来提取对象的生物信号。例如,生物信号提取单元130可通过从对从第一接口连接单元110输出的信号执行差分放大而获得的结果去除对从第二接口连接单元120输出的信号执行差分放大而获得的结果,来提取对象的生物信号。

[0063] 详细地讲,第一差分放大器131对从第一接口连接单元110输出的包括噪声的生物信号执行差分放大,第二差分放大器对从第二接口连接单元120输出的噪声信号执行差分放大,第一加法器135从第一差分放大器131的输出信号去除第二差分放大器133的输出信号。在这种情况下,第一加法器135可从第一差分放大器131的输出信号去除第二差分放大器133的考虑比例因子(scale factor)的输出信号。在这种情况下,可根据从监控噪声信号而获得的结果来确定所述比例因子,这将在下面参照图2B进行详细解释。

[0064] 因此,设备100可准确并有效地提取不包括对象的噪声的生物信号,并且使用提取的对象的生物信号的诊断准确度可被提高。

[0065] 图2B是示出图1的设备100的另一示例的框图。参照图2B,设备100包括第一接口连接单元110、第二接口连接单元120和生物信号提取单元130。第一接口连接单元110包括第十一接口112和第十二接口114。第二接口连接单元120包括第二十一接口122、第二十二接口124和连接单元126。生物信号提取单元130包括第一差分放大器131、第二差分放大器133、第一加法器135和第一自适应滤波器(ADF)137。

[0066] 除了第一ADF 137被另外地包括在生物信号提取单元130中以外,图2B的设备100与图2A的设备100相同,因此将不给出其重复解释。

[0067] 第一ADF 137基于由第一加法器135提取的生物信号,对从第二差分放大器133输出的已执行了差分放大的噪声信号进行自适应滤波。

[0068] 例如,第一ADF 137更新滤波器系数,以将没有完全从由第一加法器135提取的生物信号去除的噪声信号汇聚至0(零)。在这种情况下,第一ADF 137可考虑第一加法器135提取的生物信号的SNR、伪影消除百分比(ARP, artefact reduction percentage)和噪声降低

比率来更新滤波器系数,但本实施例不限于此。

[0069] 第一加法器135从第一差分放大器131的输出信号去除第一ADF 137的输出信号。

[0070] 因此,图2B的设备100可通过使用在通过第一ADF 137时考虑比例因子的信号来去除噪声信号,来输出完全去除了噪声的生物信号。

[0071] 图3A是示出图1的设备100的另一示例的框图。参照图3A,设备100包括第一接口连接单元110、第二接口连接单元120和生物信号提取单元130。第一接口连接单元110包括第十一接口112和第十二接口114,第二接口连接单元120包括第二十一接口122、第二十二接口124和连接单元126,生物信号提取单元130包括第二加法器132、第三加法器134和第三差分放大器136。

[0072] 图3A的设备100是图1的设备100的另一示例,因此,图3A的设备100不限于图3A中示出的单元。此外,参照图1的描述可应用于图3A的设备100,将不给出重复解释。

[0073] 此外,除了生物信号提取单元130的结构以外,图3A的设备100与图2A的设备100相同,因此,将不给出重复解释。

[0074] 第一接口连接单元110检测包括噪声的生物信号并将所述生物信号发送到生物信号提取单元130,第二接口连接单元120检测噪声信号并将所述噪声信号发送到生物信号提取单元130。

[0075] 生物信号提取单元130通过使用从第一接口连接单元110和第二接口连接单元120输出的信号来提取对象的生物信号。例如,生物信号提取单元130通过从第十一接口112的输出信号去除第二十一接口122的输出信号,从第十二接口114的输出信号去除第二十二接口124的输出信号,并对由于去除而产生的信号执行差分放大,来提取对象的生物信号。

[0076] 详细地讲,第二加法器132从第十一接口112的输出信号去除第二十一接口122的输出信号,第三加法器134从第十二接口114的输出信号去除第二十二接口124的输出信号,第三差分放大器136对由于去除而产生的信号执行差分放大。在这种情况下,第二加法器132可从第十一接口112的输出信号去除第二十一接口122的考虑比例因子的输出信号,第三加法器134可从第十二接口114的输出信号去除第二十二接口124的考虑比例因子的输出信号。在这种情况下,可根据从监视噪声信号而获得的结果来确定所述比例因子,这将在下面参照图3B进行详细解释。

[0077] 因此,图3A的设备100可通过仅使用第三差分放大器136来准确并有效地提取不包括对象的噪声的生物信号,并且使用提取的对象的生物信号的诊断准确度可被提高。

[0078] 图3B是示出图1的设备100的另一示例的框图。参照图3B,设备100包括第一接口连接单元110、第二接口连接单元120和生物信号提取单元130。第一接口连接单元110包括第十一接口112和第十二接口114。第二接口连接单元120包括第二十一接口122、第二十二接口124和连接单元126。生物信号提取单元130包括第二加法器132、第三加法器134、第三差分放大器136、第二ADF 138和第三ADF 139。

[0079] 除了第二ADF 138和第三ADF 139被另外地包括在生物信号提取单元130中以外,图3B的设备100与图3A的设备100相同,因此将不给出重复解释。

[0080] 第二ADF 138基于从第三差分放大器136输出的生物信号对第二十一接口122的输出信号进行自适应滤波,第三ADF 139基于从第三差分放大器136输出的生物信号对第二十二接口124的输出信号进行自适应滤波。

[0081] 例如,第二ADF 138和第三ADF 139更新滤波器系数,以将没有完全从第三差分放大器136输出的生物信号去除的噪声信号汇聚至0(零)。在这种情况下,第二ADF 138和第三ADF 139可考虑从第三差分放大器136输出的生物信号的SNR、伪影消除百分比(ARP)、噪声降低比率来更新滤波器系数,但本实施例不限于此。

[0082] 第二加法器132从第十一接口112的输出信号去除第二ADF 138的输出信号。第三加法器134从第十二接口114的输出信号去除第三ADF 139的输出信号。第三差分放大器136对由于去除而产生的信号执行差分放大。

[0083] 因此,图3B的设备100可通过使用在通过第二ADF 138和第三ADF 139的同时考虑比例因子的信号来去除噪声信号,输出完全去除了噪声的生物信号。

[0084] 图4是示出图1的设备100的第一接口连接单元110和第二接口连接单元120的框图。参照图4,第一接口连接单元110和第二接口连接单元120被附着到衬垫(pad)40。这样,附着到衬垫40的第一接口连接单元110和第二接口连接单元120可被实现为混合电极(hybrid electrode)。

[0085] 第一接口连接单元110包括用于从对象测量包括噪声的生物信号的第十一接口112和第十二接口114。此外,第一接口连接单元110还可包括(但不限于)作为参考接口的第十三接口116。

[0086] 第二接口连接单元120包括第二十一接口122、第二十二接口124和连接单元126。在这种情况下,第二十一接口122和第二十二接口124可共享(但不限于)作为参考接口的第十三接口116。

[0087] 连接单元126可使第二十一接口122和第二十二接口124短路。也就是说,连接单元126可以是用于连接包括在第二十一接口122和第二十二接口124中的电解质的电解质,或者可以是用于连接包括在第二十一接口122和第二十二接口124中的电解质的金属。

[0088] 此外,第一接口连接单元110和第二接口连接单元120之间的距离可小于约5cm。可选择地,由于第一接口连接单元110和第二接口连接单元120位于衬垫40上,因此第一接口连接单元110和第二接口连接单元120可被附着到对象的同一身体部分。这样,由于当第一接口连接单元110和第二接口连接单元120被布置为彼此接近时测量信号,因此从对象测量生物信号的准确度可被提高。

[0089] 由于第一接口连接单元110和第二接口连接单元120如图4中被实现,因此对象的生物信号可被准确且方便地测量。

[0090] 图5是示出根据本发明的另一实施例的用于测量生物信号的设备500的框图。参照图5,设备500包括第一接口连接单元510、第二接口连接单元520和生物信号提取单元530。第一接口连接单元510包括第十一接口512和第十二接口514,第二接口连接单元520包括第二十一接口522和第二十二接口524。

[0091] 图5的设备500是图1的设备100的另一示例。因此,图5的设备500不限于图5中示出的单元。此外,图1的描述可应用于图5的设备500,因此将不给出重复解释。

[0092] 此外,除了第二接口连接单元520不包括连接单元126以外,图5的设备500与图2A至图3B的设备100以及图4的第一接口连接单元110和第二接口连接单元120的实现的实施例相同,因此将不给出重复解释。

[0093] 第一接口连接单元510包括用于从对象检测包括噪声的生物信号的第十一接口

512和第十二接口514,第二接口连接单元520包括用于检测噪声信号的第二十一接口522和第二十二接口524。

[0094] 在这种情况下,包括在第二接口连接单元520中的第二十一接口522和第二十二接口524之间的距离比包括在第一接口连接单元510中的第十一接口512和第十二接口514之间的距离更短。因此,第二接口连接单元520可检测减少了生物信号的影响的噪声信号。

[0095] 生物信号提取单元130通过使用从第一接口连接单元510和第二接口连接单元520输出的信号来提取对象的生物信号。

[0096] 因此,设备500可通过使用第二接口连接单元520测量对象的具有改善的SNR特性的生物信号。

[0097] 图6是示出根据本发明的另一实施例的用于测量生物信号的设备600的框图。参照图6,设备600包括第一接口连接单元610、控制单元625和生物信号提取单元630。第一接口连接单元610包括第十一接口612、第十二接口614以及第一切换装置618。

[0098] 图6的设备600是图1的设备100的另一示例。因此,图6的设备600不限于图6中示出的单元。此外,参照图1的描述可应用于图6的设备600,因此将不给出重复解释。

[0099] 此外,除了设备600不包括第二接口连接单元120以外,图6的设备600与图2A至图3B的设备100以及图4的第一接口连接单元110和第二接口连接单元120的实现的实施例相同,因此将不给出重复解释。

[0100] 第一接口连接单元610包括至少两个接口以及用于切换所述至少两个接口之间的连接状态的第一切换装置618。

[0101] 例如,第一接口连接单元610包括用于检测包括噪声的生物信号以及噪声信号中的至少一个的第十一接口612和第十二接口614。此外,第一接口连接单元610包括用于切换第十一接口612和第十二接口614之间的连接状态的第一切换装置618。

[0102] 在这种情况下,第一切换装置618可包括(但不限于)开关、晶体管、金属氧化物半导体场效应晶体管(MOSFET)、继电器等,并可包括用于在控制单元625的控制下执行切换操作的任何装置。

[0103] 控制单元625控制包括在第一接口连接单元110中的第一切换装置618。因此,控制单元625可输出(但不限于)用于控制第一切换装置618的控制信号和时钟信号。

[0104] 例如,控制单元625输出用于断开(open)第一切换装置618的控制信号,并通过使用第一接口连接单元110来检测包括噪声的生物信号。

[0105] 可选择地,控制单元625输出用于闭合(close)第一切换装置618的控制信号,并通过使用第一接口连接单元110来检测噪声信号。

[0106] 因此,第一接口连接单元610可在控制单元625的控制下选择性地输出包括噪声的生物信号或噪声信号。

[0107] 生物信号提取单元630通过使用在控制单元625的控制下,根据包括在第一接口连接单元610中的所述至少两个接口之间的连接状态而输出的信号来提取对象的生物信号。

[0108] 例如,生物信号提取单元630在第一切换装置618在控制单元625的控制下被断开时从第十一接口612和第十二接口614接收包括噪声的生物信号,并在第一切换装置618在控制单元625的控制下被闭合时从第十一接口612和第十二接口614接收噪声信号。

[0109] 因此,生物信号提取单元630通过使用加上了噪声的生物信号以及噪声信号来提

取对象的生物信号,这将在下面参照图7A至图8B进行详细解释。

[0110] 因此,图6的设备600可在不使用另外的接口的情况下测量对象的具有改善的SNR特性的生物信号。

[0111] 图7A是示出图6的设备600的另一示例的框图。参照图7A,设备600包括第一接口连接单元610、控制单元625和生物信号提取单元630。第一接口连接单元610包括第十一接口612、第十二接口614和第一切换装置618,生物信号提取单元630包括第一差分放大器631、第二差分放大器633、第一加法器635和第二切换装置637。

[0112] 图7A的设备600是图6的设备600的另一示例。因此,图7A的设备600不限于图7A中示出的单元。此外,参照图6的描述可应用于图7A的设备600,因此将不给出重复解释。

[0113] 第一接口连接单元610包括第十一接口612、第十二接口614以及用于切换第十一接口612和第十二接口614之间的连接状态的第一切换装置618。

[0114] 控制单元625控制包括在第一接口连接单元610中的第一切换装置618以及包括在生物信号提取单元630中的第二切换装置637。

[0115] 例如,控制单元625输出用于断开第一切换装置618的控制信号,并通过使用第一接口连接单元610来检测包括噪声的生物信号。

[0116] 可选择地,控制单元625输出用于闭合第一切换装置618的控制信号,并通过使用第一接口连接单元610来检测噪声信号。

[0117] 此外,控制单元625还可输出用于控制第二切换装置637的控制信号。

[0118] 生物信号提取单元630通过使用在控制单元625的控制下,根据第十一接口612和第十二接口614之间的连接状态而输出的信号来提取对象的生物信号。

[0119] 例如,控制单元625输出用于控制第二切换装置637的控制信号,生物信号提取单元630根据第二切换装置637的切换结果,通过对包括噪声的生物信号执行差分放大而获得的结果去除对噪声信号执行差分放大而获得的结果,来提取对象的生物信号。

[0120] 详细地讲,当用于断开第一切换装置618的控制信号从控制单元625被输出以使第十一接口612和第十二接口614绝缘时,控制单元625输出用于控制第二切换装置637的控制信号。根据在控制单元625的控制下的第二切换装置637的切换结果,生物信号提取单元638将从第一接口连接单元610输出的包括噪声的生物信号发送到第一差分放大器631。

[0121] 此外,当用于闭合第一切换装置618的控制信号从控制单元625被输出以使第十一接口612和第十二接口614短路时,控制单元625输出用于控制第二切换装置637的控制信号。根据在控制单元625的控制下的第二切换装置637的切换结果,生物信号提取单元638将从第一接口连接单元610输出的噪声信号发送到第二差分放大器633。

[0122] 第一加法器635通过从使用第一差分放大器631执行差分放大而获得的结果去除使用第二差分放大器633执行差分放大而获得的结果,来提取对象的生物信号。

[0123] 详细地讲,第一差分放大器631对包括噪声的生物信号执行差分放大,第二差分放大器633对噪声信号执行差分放大,第一加法器从第一差分放大器631的输出信号去除第二差分放大器633的输出信号。在这种情况下,第一加法器635可从第一差分放大器631的输出信号去除第二差分放大器633的考虑比例因子的输出信号。在这种情况下,可根据从监控噪声信号而获得的结果来确定所述比例因子,这将在下面参照图7B进行详细解释。

[0124] 因此,图7的设备600可准确且有效地提取对象的去除了噪声的生物信号,并且使

用对象的提取的生物信号的诊断准确度可被提高。

[0125] 图7B是示出图6的设备600的另一示例的框图。参照图7B,设备600包括第一接口连接单元610、控制单元625和生物信号提取单元630。第一接口连接单元610包括第十一接口612、第十二接口614和第一切换装置618。生物信号提取单元630包括第一差分放大器631、第二差分放大器633、第一加法器635和第二切换装置637和第一ADF 638。

[0126] 除了第一ADF 638被另外地包括在生物信号提取单元630中以外,图7B的设备600与图7A的设备600相同,因此将不给出其重复解释。

[0127] 第一ADF 638基于第一加法器635提取的生物信号对从第二差分放大器633输出的已执行了差分放大的噪声信号进行自适应滤波。图7B的第一ADF638执行与图2B的第一ADF 137的功能相同的功能,因此将不给出其重复解释。

[0128] 图8A是示出图6的设备600的另一示例的框图。参照图8A,设备600包括第一接口连接单元610、控制单元625和生物信号提取单元630。第一接口连接单元610包括第十一接口612、第十二接口614和第一切换装置618,生物信号提取单元630包括第二加法器632、第三加法器634、第三差分放大器636和第三切换装置638。

[0129] 图8A的设备600是图6的设备600的另一示例。因此,图8A的设备600不限于图8A中示出的单元。此外,参照图6的描述可应用于图8A的设备600,因此将不给出重复解释。

[0130] 此外,除了生物信号提取单元630的结构以外,图8A的设备600与图7A的设备600相同,因此将不给出重复解释。

[0131] 第一接口连接单元610包括第十一接口612、第十二接口614以及用于切换第十一接口612和第十二接口614之间的连接状态的第一切换装置618。

[0132] 控制单元625控制包括在第一接口连接单元610中的第一切换装置618以及包括在生物信号提取单元630中的第三切换装置638。

[0133] 生物信号提取单元630通过使用在控制单元625的控制下,根据第十一接口612与第十二接口614之间的连接状态而输出的信号来提取对象的生物信号。

[0134] 例如,控制单元625输出用于控制第三切换装置638的控制信号,生物信号提取单元639通过根据第三切换装置638的切换结果从包括噪声的生物信号去除噪声信号并对由于去除而产生的信号执行差分放大,来提取对象的生物信号。

[0135] 详细地讲,当用于断开第一切换装置618的控制信号从控制单元625被输出以使第十一接口612和第十二接口614绝缘时,控制单元625输出用于控制第三切换装置638的控制信号。根据在控制单元625的控制下的第三切换装置638的切换结果,生物信号提取单元630将从第一接口连接单元610输出的包括噪声的生物信号发送到第二加法器632和第三加法器634的正极(+)端子。

[0136] 此外,当用于闭合第一切换装置618的控制信号从控制单元625被输出以使第十一接口612和第十二接口614短路时,控制单元625输出用于控制第三切换装置638的控制信号。根据在控制单元625的控制下的第三切换装置638的切换结果,生物信号提取单元630将从第一接口连接单元610输出的噪声信号发送到第二加法器632和第三加法器634的负极(-)端子。

[0137] 第二加法器632和第三加法器634从包括噪声的生物信号去除噪声信号,第三差分放大器636对由于去除而产生的信号执行差分放大。在这种情况下,第二加法器632和第三

加法器634可从包括噪声的生物信号去除考虑比例因子的噪声信号。在这种情况下,可根据从监控噪声信号而获得的结果来确定所述比例因子,这将在下面参照图8B进行详细解释。

[0138] 因此,图8的设备600可通过仅使用第三差分放大器636准确且有效地提取不包括对象的噪声的生物信号,并且使用提取的对象的生物信号的诊断准确度可被提高。

[0139] 图8B是示出图6的设备600的另一示例的框图。参照图8B,设备600包括第一接口连接单元610、控制单元625和生物信号提取单元630。第一接口连接单元610包括第十一接口612、第十二接口614和第一切换装置618。生物信号提取单元630包括第二加法器632、第三加法器634、第三差分放大器636、第三切换装置638、第二ADF 6391和第三ADF 6392。

[0140] 除了第二ADF 6391和第三ADF 6392被另外地包括在生物信号提取单元630中以外,图8B的设备600与图8A的设备600相同,因此将不给出其重复解释。

[0141] 由于用于闭合第一切换装置618的控制信号以及用于控制第二切换装置637的控制信号从控制单元625被输出,因此从第一接口连接单元610输出的噪声信号被发送到第二ADF 6391和第三ADF 6392。

[0142] 因此,第二ADF 6391基于从第三差分放大器636输出的生物信号对第十一接口612的输出信号进行自适应滤波,第三ADF 6392基于从第三差分放大器636输出的生物信号对第十二接口614的输出信号进行自适应滤波。

[0143] 例如,第二ADF 6391基于由第三差分放大器636提取的生物信号,在第一切换装置618闭合时对第十一接口612的输出信号进行自适应滤波,第二加法器632在第一切换装置618断开时从第十一接口612的输出信号去除第二ADF 6391的输出信号。

[0144] 另外,第三ADF 6392基于第三差分放大器636提取的生物信号,在第一切换装置618闭合时对第十二接口614的输出信号进行自适应滤波,第三加法器632在第一切换装置618断开时从第十二接口614的输出信号去除第三ADF 6392的输出信号。

[0145] 因此,第三差分放大器636可对第二加法器632的输出信号以及第三加法器634的输出信号执行差分放大,并输出生物信号。

[0146] 图8B的第二ADF 6391和第三ADF 6392执行与图3B的第二ADF 138和第三ADF 139的功能相同的功能,因此将不给出其重复解释。

[0147] 图9是示出接口920的结构91以及接口920的电路图92的框图。

[0148] 参照接口920的结构91,接口920包括金属电极921、电解质922以及粘合片(adhesive sheet)923。

[0149] 金属电极921通过平台930电连接或机械连接接口920和设备100、500或600。在这种情况下,平台930可以是包括数字信号处理器(DSP)等的感测平台。

[0150] 粘合片923可以是附着到对象的皮肤的片,电解质922可以是导电凝胶。

[0151] 参照与接口920对应的电路模型92,金属电极921a可与电容器和电阻器元件921b对应,电解质922a可与电阻器元件922b对应。此外,对象的皮肤的表皮925a可与电容器和电阻器元件925b对应,对象的皮肤的真皮和皮下层926a可与电阻器元件926b对应。

[0152] 此外,可在不同材料彼此接触的双层927a和928a(如在电解质922和对象的皮肤940之间以及金属电极921和电解质922之间)中产生半电池电位(half cell potential),所述双层927a和928a可与电源元件927b和928b对应。

[0153] 如图9中所示,可在不同材料彼此接触的双层(如在金属电极921和电解质之间以

及电解质922和对象940的皮肤之间)中产生半电池电位,并且由于对象的运动使这样的双层的电学稳定性被破坏,因此产生运动伪影。由于运动伪影,因此难以检测到对象的准确生物信号。

[0154] 因此,设备100、500或600可通过使用第二接口连接单元120或520,或者通过使用包括在第一接口连接单元610中的第一切换装置618来检测准确的噪声信号,因此,可检测到具有改善的SNR特性的生物信号。

[0155] 图10是示出根据本发明的实施例的医学成像系统1000的框图。参照图10,医学成像系统1000包括用于测量生物信号的设备1100、显示单元1200、存储单元1300以及通信单元1400。

[0156] 仅示出包括在图10的医学成像系统1000中的与本实施例相关的元件。因此,本领域普通技术人员将理解,除图10中示出的元件以外的通用元件也可包括在医学成像系统1000中。

[0157] 图10的设备1100是图1至图8的设备100、500和600中的至少一个。因此,参照图1至图8A的描述可应用于图10的设备1100,因此,将不给出重复解释。

[0158] 显示单元1200显示由设备1100测量到的生物信号。例如,显示单元1200的示例包括布置在医学成像系统1000上的输出装置(诸如显示面板、液晶显示器(LCD)屏幕和监控器)。

[0159] 然而,本领域普通技术人员将理解,医学成像系统1000可不包括显示单元1200,而可包括用于将由设备1100测量的生物信号输出到外部显示装置(未示出)的通信单元1400。

[0160] 存储单元1300存储当执行医学成像系统1000的操作时产生的数据。本领域普通技术人员将理解,存储单元1300的示例可包括硬盘驱动器(HDD)、只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、闪存和存储卡。

[0161] 通信单元1400可通过有线或无线网络或有线串行通信网络将数据发送到外部装置或从外部装置接收数据。例如,外部装置的示例可包括位于远处的另一医学成像系统,通用计算机系统、个人数字助理(PDA)、移动终端和传真机。

[0162] 在这种情况下,网络的示例可包括(但不限于)互联网、局域网(LAN)、无线局域网(无线LAN)、广域网(WAN)和个域网(PAN),并可包括可发送和接收信息的任何网络。

[0163] 此外,本领域普通技术人员将理解,存储单元1300和通信单元1400还可具有图像读取和搜索功能,并可集成为医学影像存档与通信系统(PACS)。

[0164] 因此,图10的医学成像系统1000可将由设备1100测量的生物信号显示、存储或输出到外部装置。因此,可提高由设备100测量的生物信号的有效性。

[0165] 图11是示出根据本发明的实施例的测量生物信号的方法的流程图。参照图11,所述方法包括由图1至图4的设备100以及图10的医学成像系统1000中的任意一个顺序执行的步骤。因此,所省略的与图1至图4的设备100以及图10的医学成像系统1000相关的描述可应用于图11的方法。

[0166] 在操作1101,第一接口连接单元110通过使用第十一接口112和第十二接口114,从对象检测包括噪声的生物信号。

[0167] 在操作1102,第二接口连接单元120通过使用彼此连接的第二十一接口122和第二十二接口124检测噪声信号。

[0168] 例如,包括在第二十一接口122和第二十二接口124中的电解质可被彼此连接,并且可以是水凝胶。

[0169] 可选择地,包括在第二十一接口122和第二十二接口124中的电解质可通过金属彼此连接。

[0170] 在操作1103,生物信号提取单元130通过使用在操作1101中检测的包括噪声的生物信号以及在操作1102中检测的噪声信号来提取对象的生物信号。

[0171] 因此,图11的方法可通过使用彼此连接的第二十一接口122和第二十二接口124来准确地检测噪声信号,因此,可测量到具有改善的SNR特性的生物信号。

[0172] 图12是示出根据本发明的另一实施例的测量生物信号的方法的流程图。参照图12,所述方法包括由图6至图8A的设备600以及图10的医学成像系统1000顺序执行的步骤。因此,所省略的与图6至图8A的设备600以及图10的医学成像系统1000相关的描述可应用于图12的方法。

[0173] 在操作1201,控制单元625输出用于控制第一切换装置618处于第十一接口612和第十二接口614之间的连接状态断开的控制信号。

[0174] 在操作1202,由于第十一接口612和第十二接口614根据在操作1201输出的控制信号的控制而被断开,因此第十一接口612和第十二接口614从对象检测包括噪声的生物信号。

[0175] 在操作1203,控制单元625输出用于控制第一切换装置618处于第十一接口612和第十二接口614之间的连接状态短路的控制信号。

[0176] 在操作1204,由于第十一接口612和第十二接口614根据在操作1203输出的控制信号的控制而被短路,因此第十一接口612和第十二接口614检测噪声信号。

[0177] 在操作1205,生物信号提取单元130通过使用在操作1201中检测的包括噪声的生物信号以及在操作1204中检测的噪声信号来提取对象的生物信号。

[0178] 因此,图12的方法可通过使用用于切换第十一接口612和第十二接口614之间的连接状态的第一切换装置618来准确地检测噪声信号,因此,可测量到具有改善的SNR特性的生物信号。

[0179] 在这种情况下,操作1201和1202以及操作1203和1204被执行的顺序可被改变。

[0180] 如上所述,由于在不使用另外的传感器和信号源的情况下,噪声信号被准确地检测到,因此可准确地测量到对象的生物信号。

[0181] 另外,由于用于测量生物信号的设备的尺寸减小并且设备的便携性提高,因此当对象的生物信号被测量时产生运动伪影。然而,即使图1至图8的设备100、500和600的尺寸被减小并且其便携性提高,所述设备也可测量去除了噪声的生物信号。

[0182] 另外,由于通过使用图1至图8的设备100、500和600来测量具有改善的SNR特性的生物信号,因此可通过提高设备100、500和600的效率来使功耗最小化。

[0183] 同时,所述方法可被实现为可执行程序,并可被通过使用计算机可读记录介质来运行所述程序的通用数字计算机执行。可通过使用计算机可读介质上的任意单元来记录所述方法中使用的数据。计算机可读记录介质的示例包括磁存储介质(例如,ROM、软盘、硬盘等)和光记录介质(例如,CD-ROM或数字通用盘(DVD))。

[0184] 尽管已使用特定术语参照本发明的示例性实施例具体示出和描述了本发明,但所

述实施例和术语已被用于解释本发明,且不应该被解释为限制由权利要求限定的本发明的范围。优选实施例应被视为仅是描述性的意义,而不是用于限制的目的。因此,本发明的范围不由本发明的详细描述限定,而是由权利要求限定,所述范围内的所有不同将被解释为包括在本发明中。

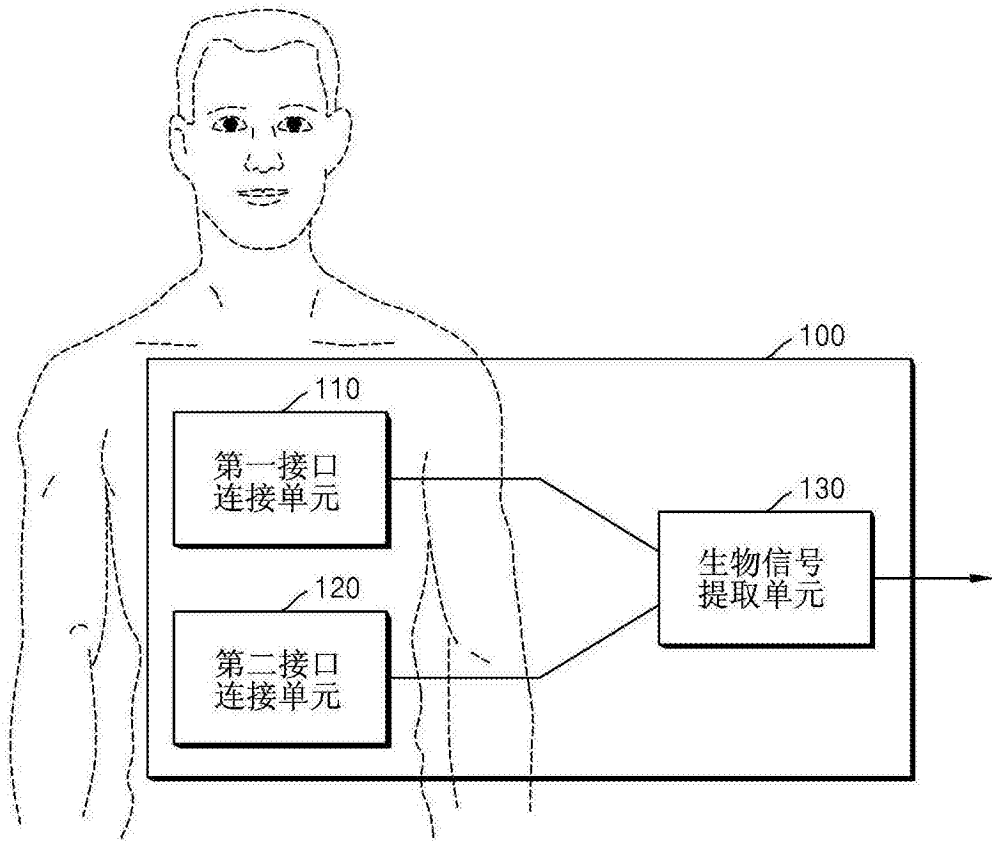


图1

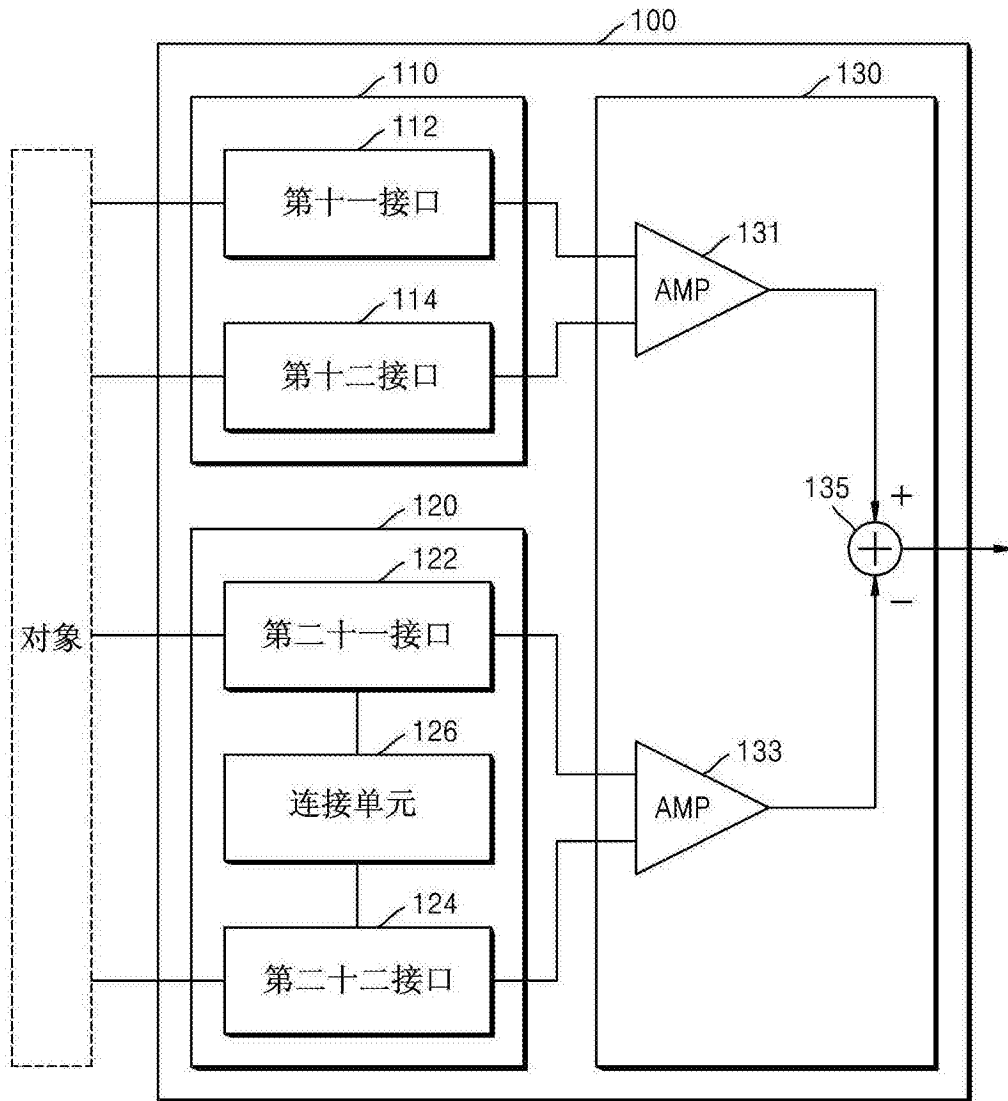


图2A

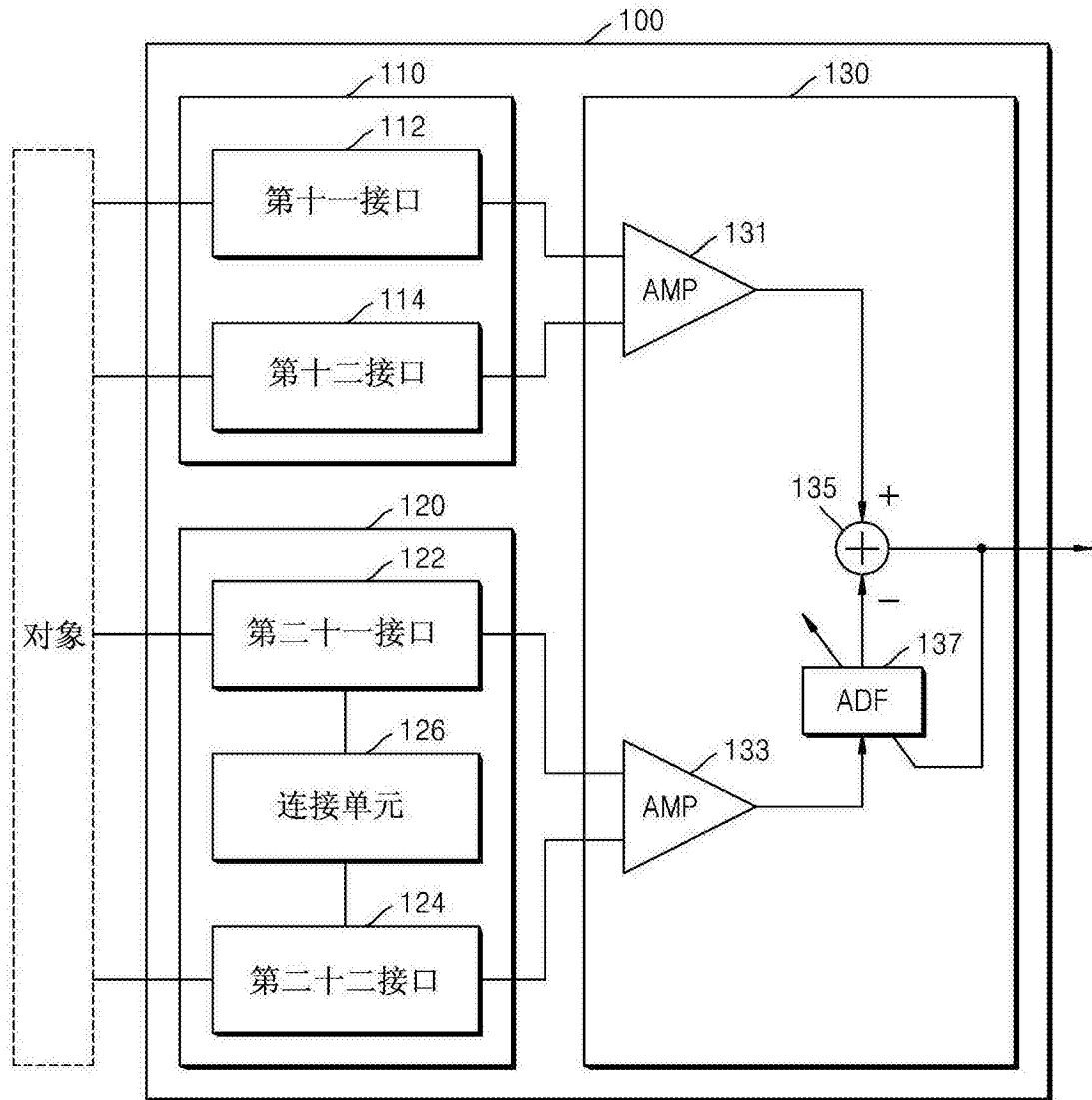


图2B

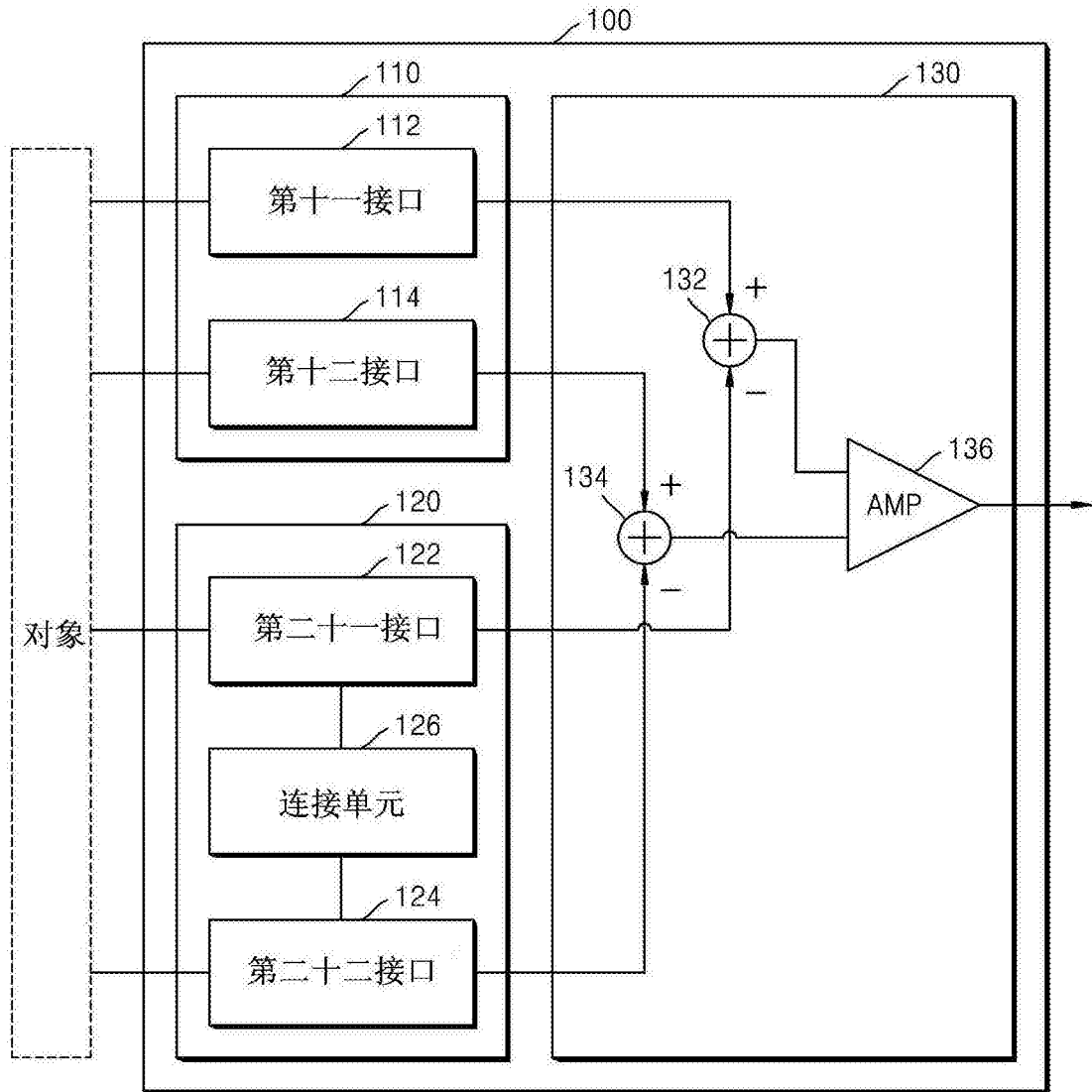


图3A

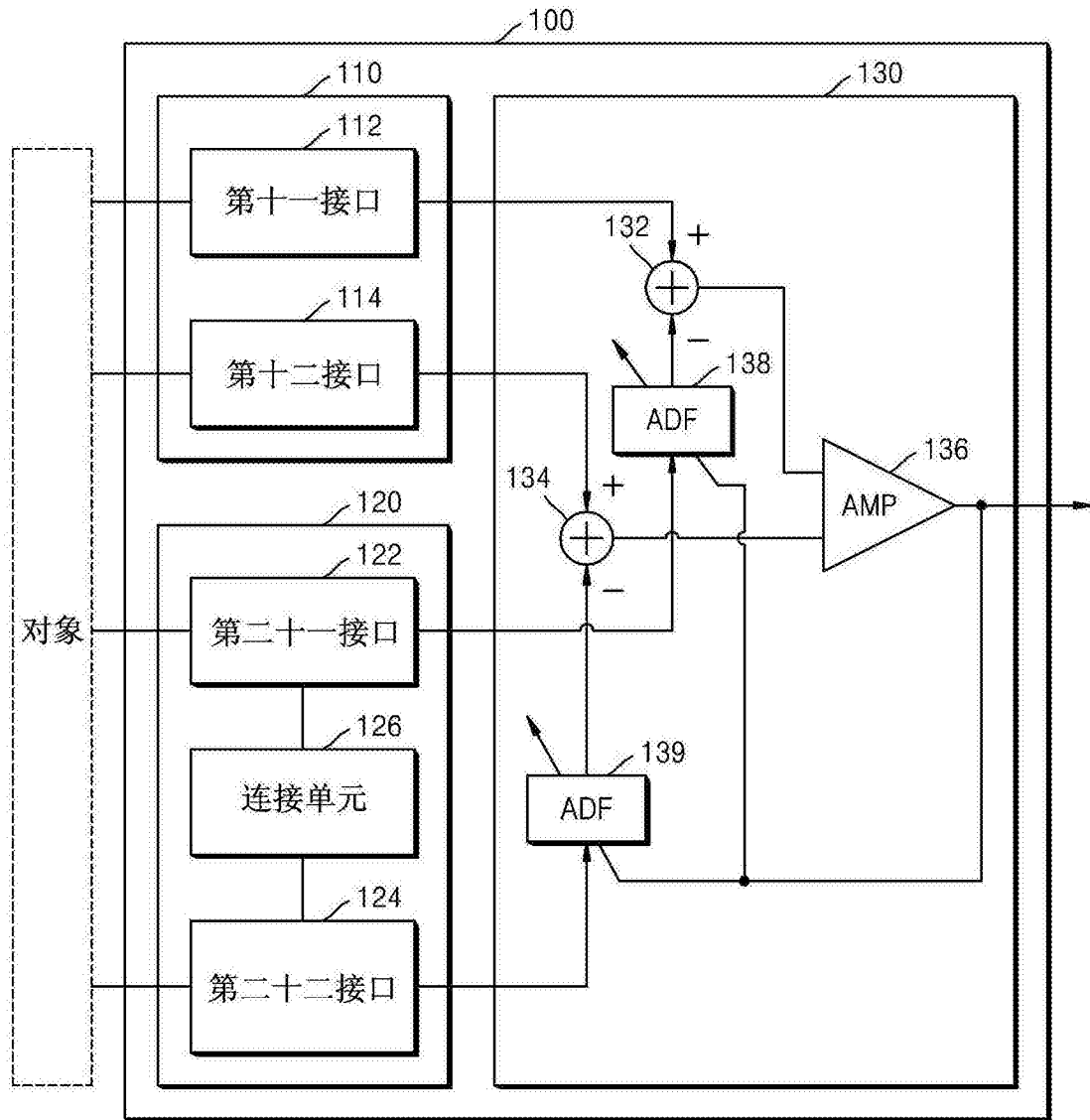


图3B

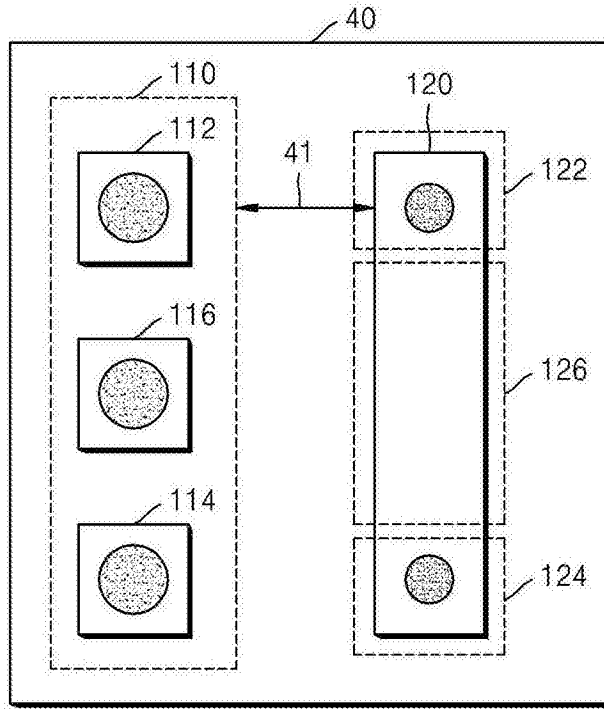


图4

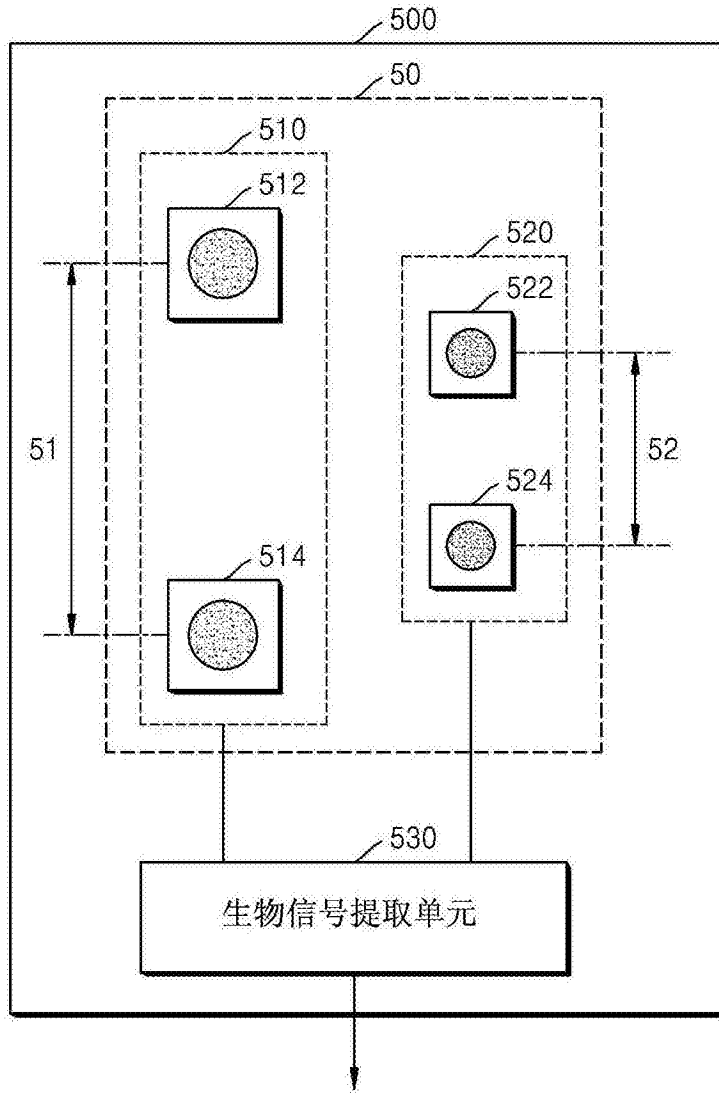


图5

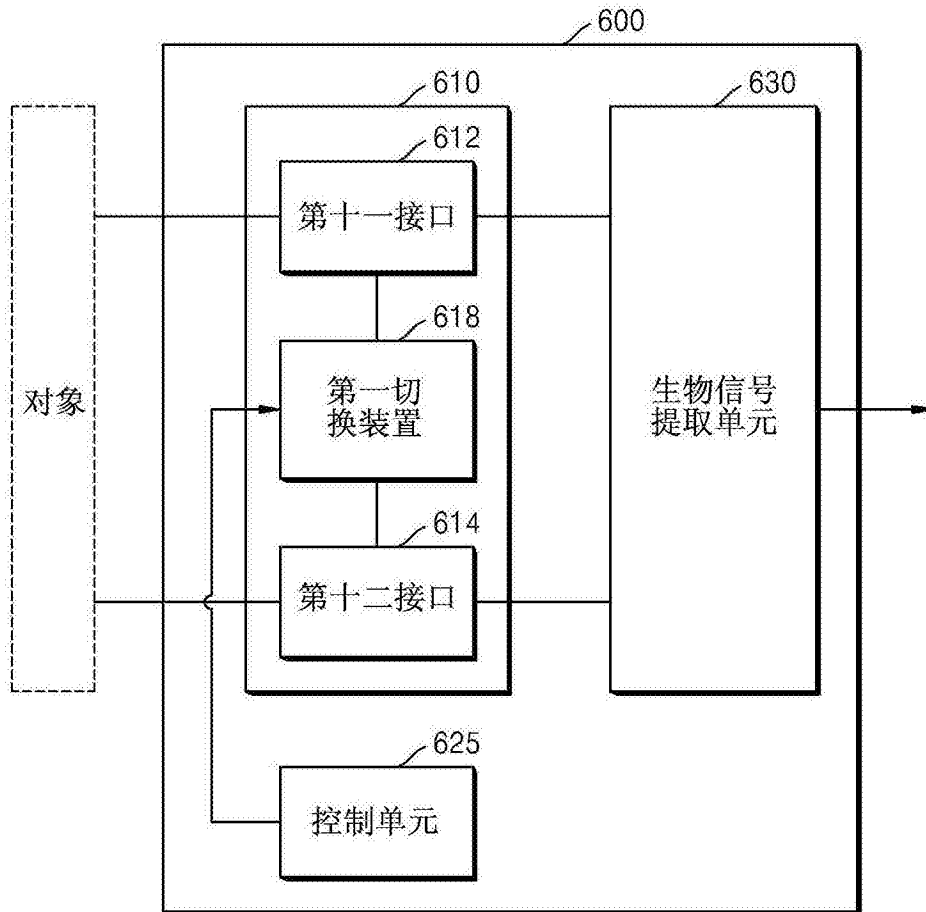


图6

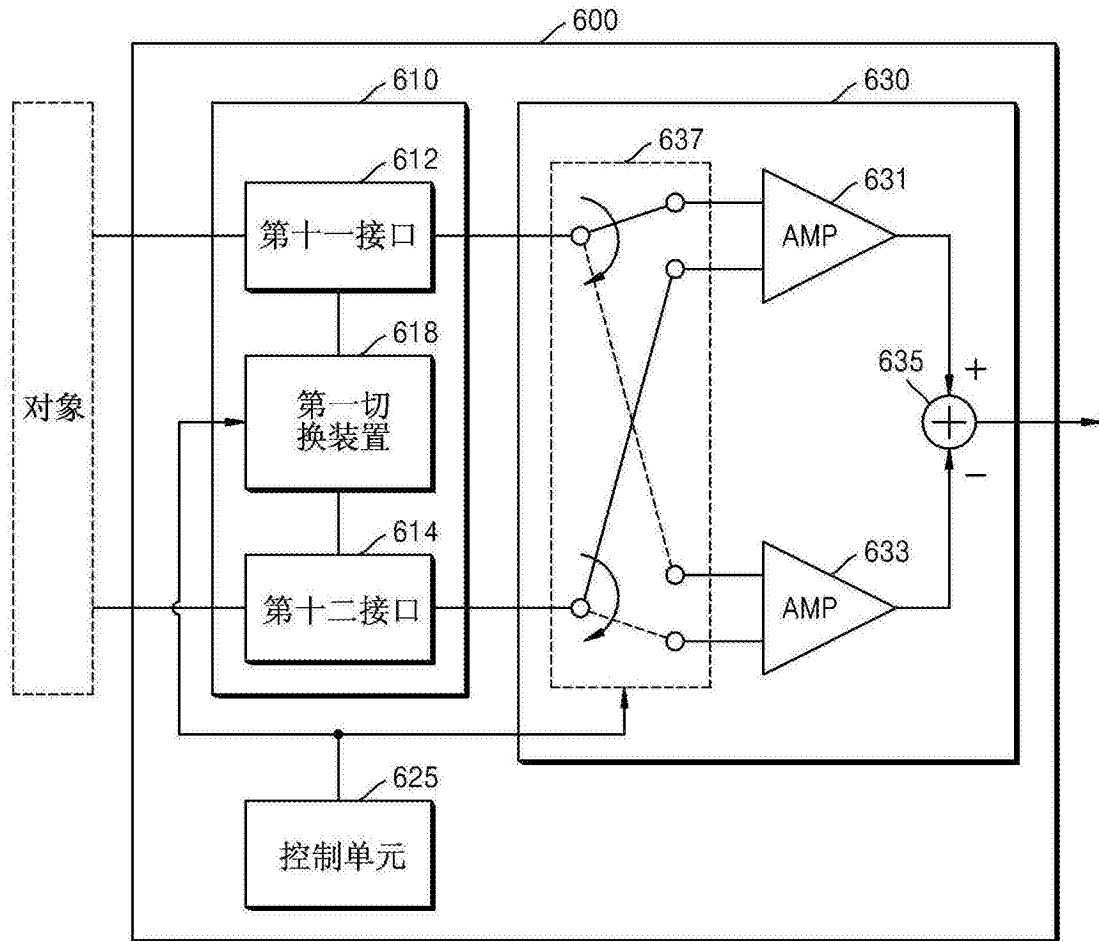


图7A

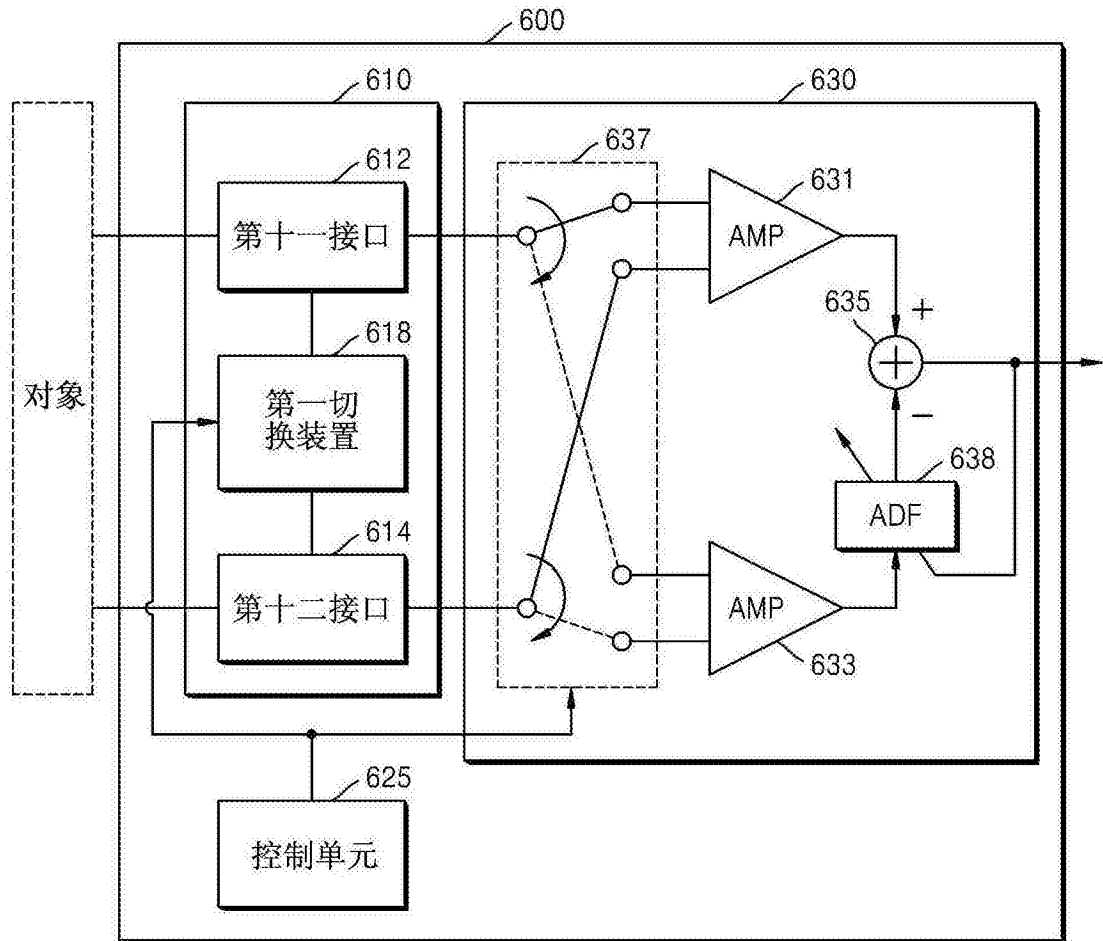


图7B

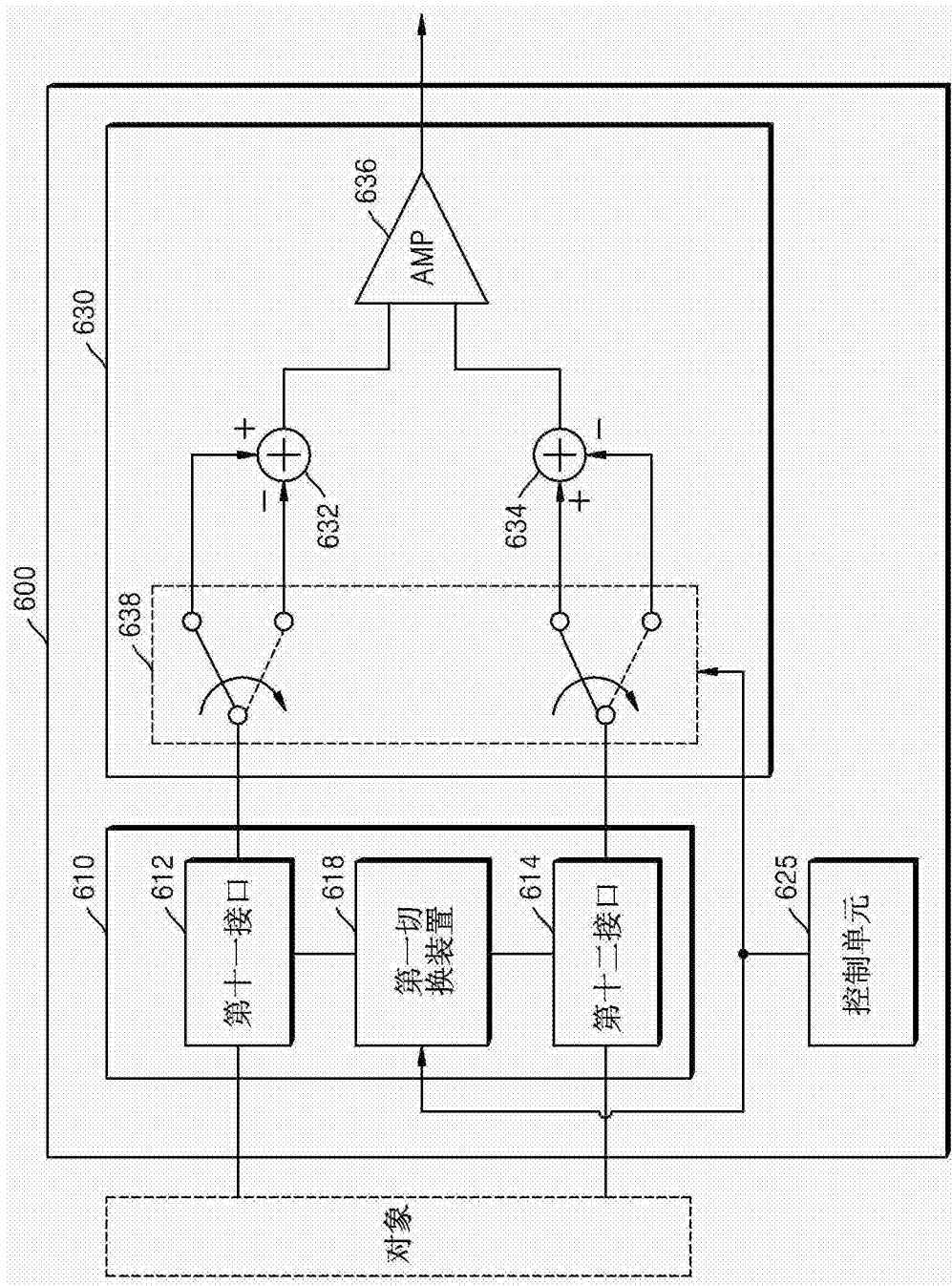


图8A

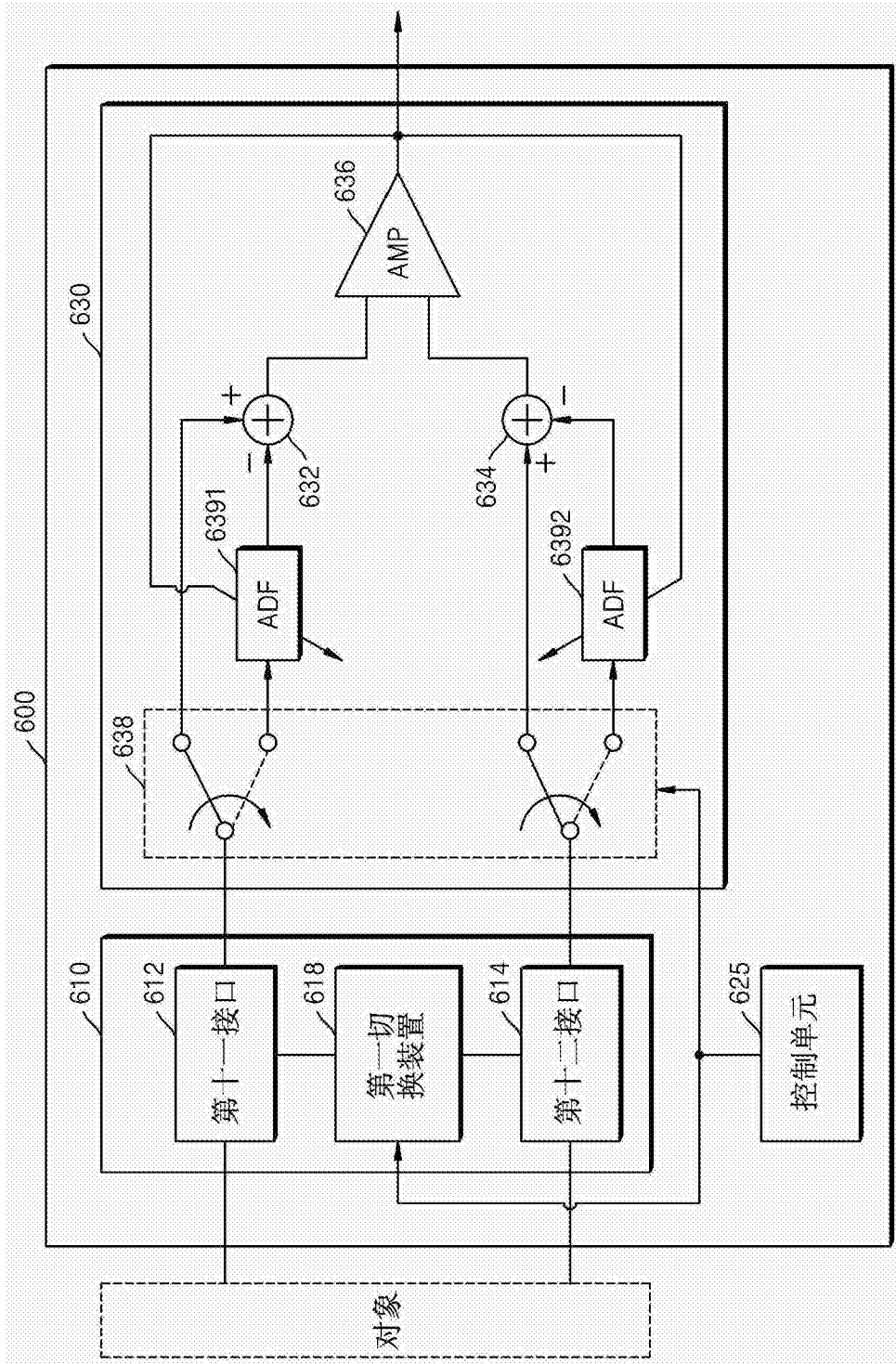


图8B

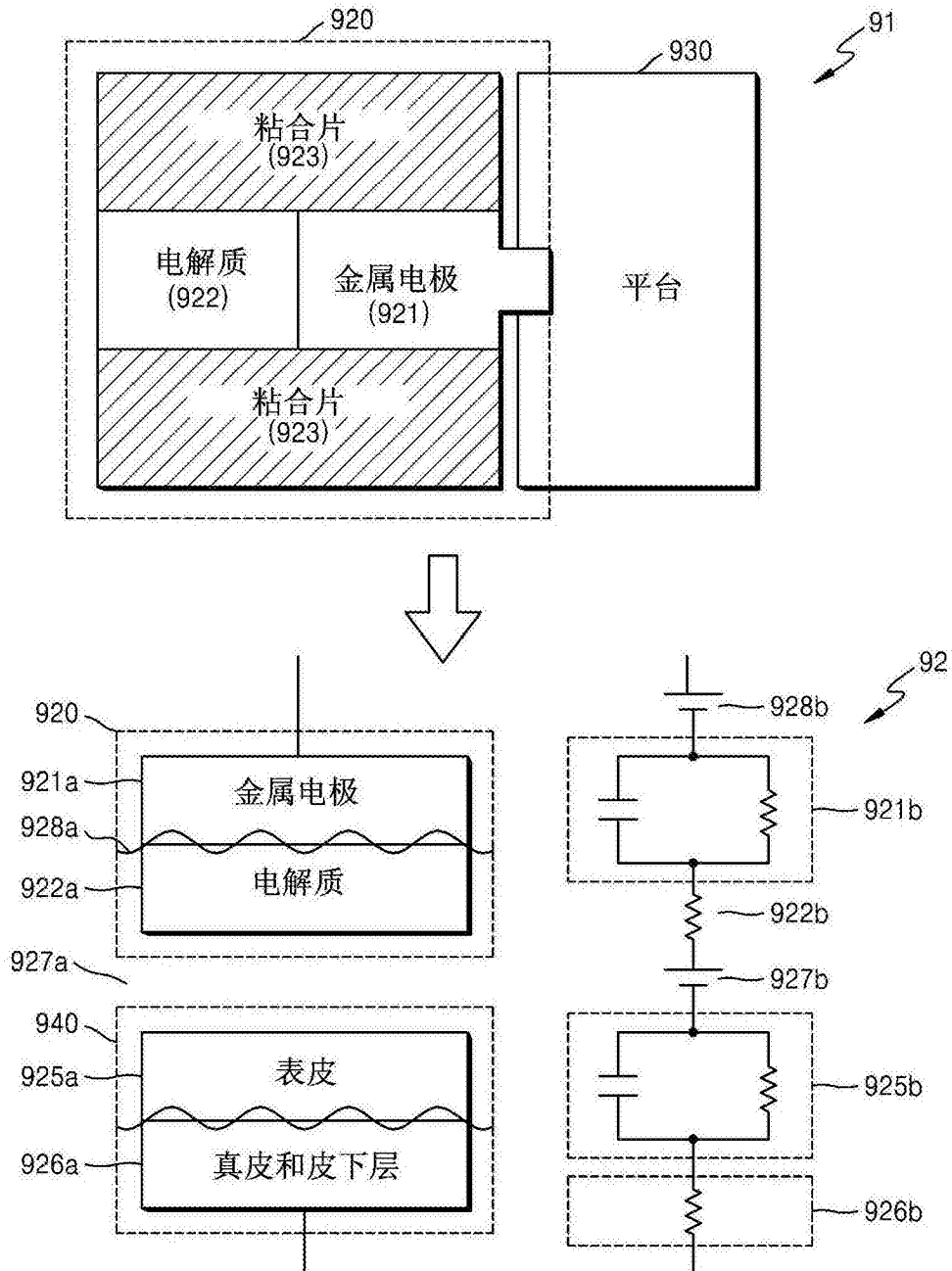


图9

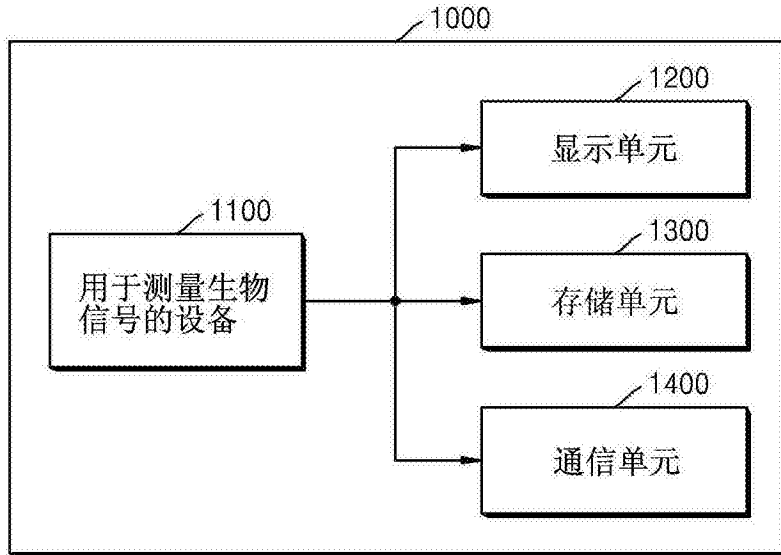


图10

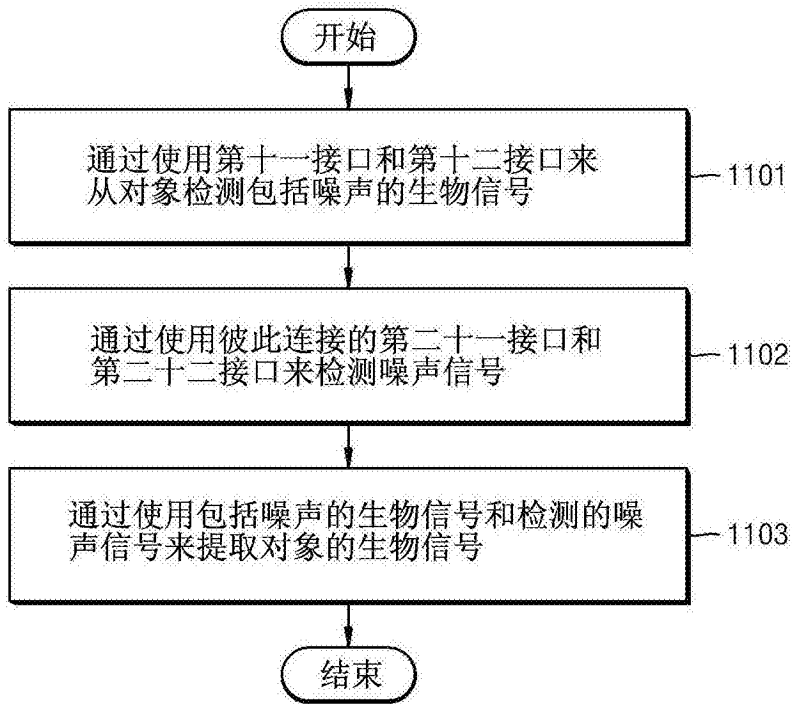


图11

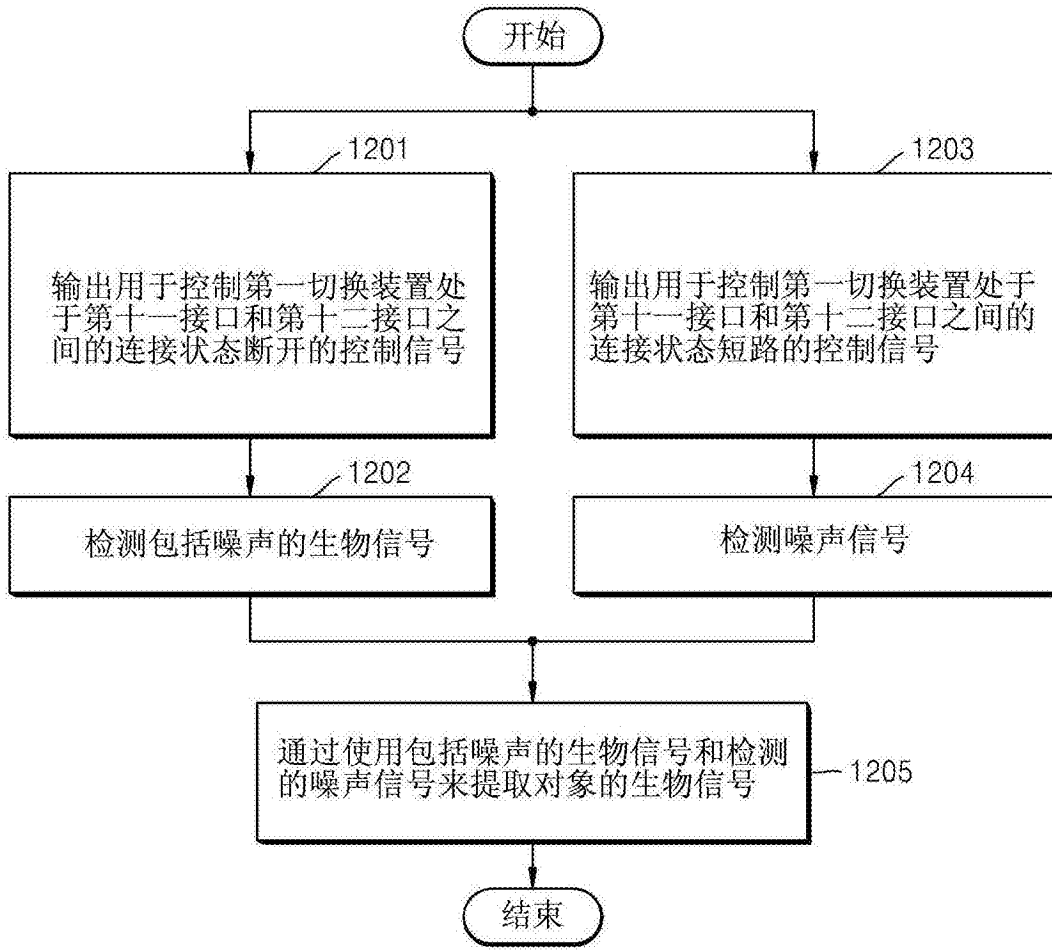


图12