



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110996787 A

(43)申请公布日 2020.04.10

(21)申请号 201880029508.0

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.04.25

代理人 孟杰雄

(30)优先权数据

17169584.4 2017.05.04 EP

(51)Int.Cl.

A61B 5/05(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/00(2006.01)

2019.11.04

A61B 7/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/060541 2018.04.25

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/202486 EN 2018.11.08

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 J·J·莱森 G·J·N·都德曼

R·拜泽梅尔 I·W·F·堡卢森

W·H·佩特斯 M·克雷吉嫩

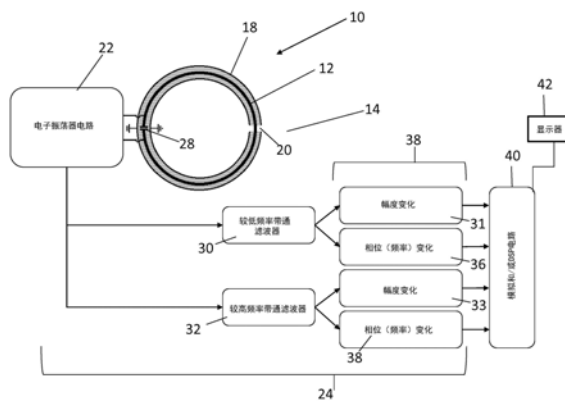
权利要求书2页 说明书7页 附图9页

(54)发明名称

用于通过频率调谐和阻抗相位和/或幅度变化的分析来动态聚焦于心脏和/或肺的系统和方法

(57)摘要

一种生命体征监测设备(10)包括射频(RF)回路线圈(12),其在低频率和不同于且高于低频率的高频率两者处共振。环形法拉第屏蔽(18)被布置为屏蔽RF回路线圈。振荡器电路(22)连接到较低和较高振荡器频率确定RF回路两者。读出电子器件(24)被连接以测量由电压源在低频率和高频率两者处激励的RF回路线圈的电响应,并且:提取电响应在低频率处的至少一个信号分量;提取电响应在高频率处的至少一个信号分量;并且使用电响应在低频率处的至少一个信号分量和电响应在高频率处的至少一个信号分量两者来生成生命体征数据。



1. 一种生命体征监测设备(10),包括:
 - 射频RF回路线圈(12),其在第一频率和不同于并且高于所述第一频率的第二频率两者处共振;
 - 环形法拉第屏蔽(18),其被布置为屏蔽所述RF回路线圈;
 - 电子振荡器电路(22),其连接到所述RF回路线圈以形成在所述第一频率和所述第二频率两者处的振荡器;
 - 读出电子器件(24),其连接到所述回路线圈,并且适于测量由电压源在所述第一频率和所述第二频率两者处激励的所述RF回路线圈的电响应,并且所述读出电子器件适于:
 - 提取所述电振荡器响应在所述第一频率处的至少一个信号分量;
 - 提取所述电振荡器响应在所述第二频率处的至少一个信号分量;以及
 - 使用所述电响应在所述第一频率处的所述至少一个信号分量和所述电响应在所述第二频率处的所述至少一个信号分量两者来生成生命体征数据。
2. 根据权利要求1所述的设备(10),其中,所述电响应在所述第一频率处的所述至少一个信号分量包括所述第一频率处的回路阻抗幅度信号分量,并且所述生命体征数据包括至少根据所述第一频率处的所述阻抗幅度信号分量导出的心率。
3. 根据权利要求2所述的设备(10),其中,所述电响应在所述第二频率处的所述至少一个信号分量包括所述第二频率处的回路阻抗相移信号分量,并且所述心率是根据所述第一频率处的所述幅度信号分量和通过对所述第二频率处的所述相移信号分量进行高通滤波而产生的信号两者来导出的。
4. 根据权利要求1-3中任一项所述的设备(10),其中,所述生命体征数据包括根据所述电响应在所述第二频率处的所述至少一个信号分量导出的呼吸速率。
5. 根据权利要求4所述的设备(10),其中,所述电响应在所述第二频率处的所述至少一个信号分量包括所述第二频率处的幅度信号分量,并且所述呼吸速率是至少根据所述第二频率处的所述幅度信号分量来导出的。
6. 根据权利要求4和5中任一项所述的设备(10),其中,所述电响应在所述第二频率处的所述至少一个信号分量包括所述第二频率处的相移信号分量,并且所述呼吸速率是通过至少包括对所述第二频率处的所述相移信号分量进行低通滤波的操作来导出的。
7. 根据权利要求1-6中任一项所述的设备(10),其中,所述读出电子器件(24)被连接以测量包括由阻抗分析器(23)在所述第一频率和所述第二频率两者处激励的所述RF回路线圈(12)的阻抗的所述电响应。
8. 根据权利要求7所述的设备(10),其中,所述读出电子器件(24)被编程为通过以下操作中的至少一项来测量所述电响应:测量所述RF回路线圈(12)中的涡电流感应的磁场以及测量所述RF回路线圈中的涡电流感应的导电率。
9. 根据权利要求1-8中任一项所述的设备(10),还包括印刷电路板(PCB)(50),其中,所述RF回路线圈(12)包括设置在所述PCB上的印刷电路(52)。
10. 根据权利要求9所述的设备(10),其中,所述读出电子器件(24)包括设置在所述PCB(50)上的电路(54)和微芯片(56)中的至少一个,并且所述生命体征监测设备是单体平面设备。
11. 根据权利要求1-10中任一项所述的设备(10),其中,电流源(22)包括电子振荡器电

路。

12. 根据权利要求1-11中任一项所述的设备(10),还包括显示器(42),所述显示器被配置为显示所导出的至少一个生命体征参数。

13. 根据权利要求1-12中任一项所述的设备(10),其中,所述第一频率小于或等于500MHz,并且所述第二频率是至少一吉赫兹。

14. 根据权利要求1-13中任一项所述的设备(10),其中,所述读出电子器件(24)包括能操作地设置在所述RF线圈(12)的部分上的电容器(28),所述电容器被配置为测量所述RF线圈在所述第一频率和所述第二频率中的每个频率处的阻抗值。

15. 根据任一项前述权利要求所述的设备,其中,所述法拉第屏蔽(18)包括至少一个开口(20),所述射频RF回路线圈(12)的部分暴露在所述至少一个开口中。

16. 根据任一项前述权利要求所述的设备,其中,所述射频RF回路线圈(12)是可调谐回路线圈(12),并且

其中,所述设备还包括围绕所述可调谐回路线圈环形地设置的接地屏蔽(14),其中,所述接地屏蔽和所述法拉第屏蔽包括至少一个开口(20),所述可调谐回路线圈的部分暴露在所述至少一个开口中;

其中,所述电子振荡器电路(22)被配置为与作为频率确定元件的所述可调谐线圈一起在所述第一频率和不同的所述第二频率处振荡;并且

其中,所述读出电子器件(24)包括至少一个处理器(40),所述至少一个处理器被编程为:

根据所述第一频率来生成第一幅度信号;

生成所述第二频率处的第二幅度信号和相移信号;

将所述相移信号与所述第一幅度信号组合以生成第一组合信号;

将所述相移信号与所述第二幅度信号组合以生成第二组合信号;以及

根据所述第一组合信号和所述第二组合信号中的至少一个来导出至少一个生命体征参数。

17. 根据权利要求16所述的设备(10),其中,所述至少一个处理器(38)还被编程为:

根据所述第一组合信号来导出心率信号;以及

根据所述第二组合信号来导出呼吸速率信号和呼吸深度信号中的至少一个。

用于通过频率调谐和阻抗相位和/或幅度变化的分析来动态 聚焦于心脏和/或肺的系统和方法

技术领域

[0001] 下文总体上涉及生命体征监测技术、心肺监测技术、磁场监测技术以及相关技术。

背景技术

[0002] 非侵扰的连续的生命体征监测,尤其是对生命关键性心率和呼吸参数(诸如呼吸速率和/或呼吸深度)的生命体征监测,在广范围的医学设置内是有用的,例如,用于一般病房的能走动的患者,从医院送到家中的患者,以及接受家庭护理的患者(例如心力衰竭、老年人)。多年来,已经开发了若干方法来测量这种生命体征。例如,市场上存在多种能够确定呼吸速率的呼吸速率传感器,例如呼吸带、三维(3D)加速度计或光体积描记(PPG)或心电图(ECG)测量。

[0003] 以非侵扰的方式测量心率和呼吸速率的一种方式是通过经由患者胸部或动脉中的磁感应来测量电和弱磁特性的变化。这可以使用覆盖患者的肺和/或心脏体积的主要磁测量场来完成此。由于心脏循环和呼吸,由胸内流体移动影响所测量的磁和电组织特性。所测量的磁和电特性的这些变化能够用于导出呼吸速率、呼吸深度和心率,以及肺水的存在(即肺水肿)。

[0004] 以下公开了克服这些问题的新的和改进的系统和方法。

发明内容

[0005] 在一个公开的方面中,一种生命体征监测设备包括:射频(RF)回路线圈,其在第一频率和不同于且高于第一频率的第二频率两者处共振。环形法拉第屏蔽被布置为屏蔽RF回路线圈。电子振荡器电路连接到RF回路线圈并实现在第一频率和第二频率两者处的振荡条件。可以提供适于在第一频率和第二频率两者处激励线圈的电源,读出电子器件连接到RF回路线圈,并适于测量在第一频率和第二频率两者处的作为振荡器的一部分的RF回路的电响应,并适于:提取在第一频率处的电振荡器特性的至少一个信号分量;提取在第二频率处的电振荡器特性的至少一个信号分量;以及使用在第一频率处的电振荡器特性的至少一个信号分量和在第二频率处的电振荡器特性的至少一个信号分量来生成生命体征数据。电振荡器特性由以RF回路的幅度和相位表达的电阻抗确定。

[0006] 在后续的公开中,第一频率和第二频率可以被分别频繁地称作低频率和高频率。术语低频率和第一频率以及高频率和第二频率可以被理解为可互换的。

[0007] 在实施例中,法拉第屏蔽可以包括至少一个开口,射频RF回路线圈的一部分暴露在所述至少一个开口中。

[0008] 在实施例中,RF回路线圈是可调谐回路线圈。法拉第屏蔽围绕可调谐回路线圈环形地设置。法拉第屏蔽包括至少一个开口,可调谐回路线圈的一部分暴露在所述至少一个开口中。电压源被配置为向可调谐线圈供应电压。以第一频率和不同的第二频率提供电压。阻抗测量电路被配置为测量在第一和第二频率中的每个频率处可调谐线圈的阻抗值。电阻

抗值以幅度和相位表达,作为用于由试验中组织感应的磁场以及通过试验中组织中涡电流的导电率的磁能耗散的指示。至少一个处理器被编程为:提取第一频率处的第一阻抗幅度和相位信号;提取第二频率处的第二阻抗幅度和相位信号;将第一相位信号与第一幅度信号组合以生成第一组合信号;将第二相位信号与第二幅度信号组合以生成第二组合信号;并根据第一和第二组合信号中的至少一个来导出至少一个生命体征参数。

[0009] 在另一公开的方面中,一种监测患者的至少一个生命体征的方法包括:利用电流源,在第一低频率处向可调谐线圈的内部提供电流,并在第二高频率处向可调谐线圈的外部提供电流,以产生对应的高频和低频电压信号;利用低通滤波器,对低频信号进行滤波以从中移除高频信号分量;利用高通滤波器,对高频信号进行滤波以从中移除低频信号分量;利用至少一个处理器,将低频信号的幅度部分与高频信号的相位部分组合以生成第一组合信号;利用至少一个处理器,将高频信号的幅度部分与高频信号的相位部分组合,以生成第二组合信号;利用至少一个处理器,导出来自第一组合信号的心率信号以及来自第二组合信号的呼吸速率或呼吸深度信号中的至少一个;利用显示器,显示导出的心率信号、呼吸速率信号和呼吸深度信号中的至少一个。

[0010] 一个优点在于提供单体生命体征监测器以测量心脏和呼吸活动两者。

[0011] 另一优点在于为心脏监测提供了减少的来自呼吸的干扰。

[0012] 另一优点在于为呼吸监测提供了减少的来自心脏循环的干扰。

[0013] 另一优点在于为心脏检测提供了改进的信噪比(SNR)。

[0014] 另一优点在于为呼吸检测提供了改进的SNR。

[0015] 另一优点在于提供一种生命体征监测器,其用于当放置在患者身上时以改进的紧凑性、平坦度和/或较小的覆盖区来监测心脏活动、呼吸活动或两者。

[0016] 给定的实施例可以不提供任何前述优点,提供前述优点中的一个、两个、更多或所有,和/或可以提供其他优点,如在阅读和理解本公开后对本领域的普通技术人员将变得显而易见的。

附图说明

[0017] 本公开可以采取各种部件和部件布置的形式,并且可以采取各种步骤和各步骤安排的形式。附图仅出于图示优选实施例的目的,而不应被解释为对本发明的限制。

[0018] 图1A图解地图示了根据一个实施例的生命体征监测设备的线圈。

[0019] 图1B图解地图示了根据另一实施例的生命体征检测设备。

[0020] 图2A图解地图示了根据另一实施例的生命体征检测设备。

[0021] 图2B图解地图示了根据另一实施例的生命体征检测设备。

[0022] 图3A图示了RF回路阻抗的幅度对图1A和/或1B的设备的频率的图形。

[0023] 图3B图示了RF回路阻抗的相位对图1A和/或1B的设备的频率的图形。

[0024] 图4图形地示出了图1和图2的设备的信号处理操作。

[0025] 图5示出了图1和图2的设备的平面视图。

[0026] 图6图解地示出了用于图1和图2的设备的操作的操作流程图。

具体实施方式

[0027] 磁场比电场更深地穿透到人体中并且对测量伪影更不敏感。因此,具有主导磁场的电磁场比具有主导电场的电磁场更适合于非侵扰的生命体征和肺水测量。

[0028] 然而,当以生命体征评估的目的监测胸部中的磁特性变化时,难以将心脏的磁特性的变化的贡献与肺的贡献分离。

[0029] 本文公开了从人体采集的信号中的形状和信息强烈地取决于所施加的频率,并且如与阻抗相位变化相比,不同的信息包含于阻抗幅度变化中。较低的兆赫兹 (MHz) 信号受心跳强烈影响,而较高的MHz和吉赫兹 (GHz) 信号受呼吸周期强烈影响。此外,阻抗相位变化优选地包含关于心脏周期的信息,而阻抗幅度变化优选地包含关于呼吸周期的信息。

[0030] 本文公开了新的和改进的生命体征监测器设备和方法,其在前述观察的基础上操作,并且由此允许利用单个低剖面设备通过频率调谐和相位和/或幅度变化的分析来动态地聚焦于心脏和/或肺。

[0031] 在本文公开的一些实施例中,生命体征检测设备通过使用单个线圈的频率调谐和对相位和/或幅度变化的分析来提供具有改进的信噪比 (SNR) 的心脏和/或肺的监测。生命体征监测设备有利地为对信号伪影和噪声源的高鲁棒性,从而提供了一种可靠的生命体征监测解决方案,其较不受外界干扰影响。此外,所公开的生命体征监测设备可以使用低成本电子器件制造,同时保持高的测量可靠性。

[0032] 本文中公开了生命体征监测设备,其采用单个线圈的双频激励,由法拉第屏蔽来屏蔽平面感应回路。在这种方法中,线圈同时以两个不同的频率被激励,所述两个不同的频率是线圈的共振频率或接近共振频率。该配置经由感应磁场提供了到人体中的深度穿透。接地屏蔽衰减电场残留。患者侧的同轴法拉第屏蔽甚至更多地衰减电场。从概念上讲,较低的频率比较高的频率提供到人体中的更深穿透;而与较低频率处的相移相比,较高频率处的相移受心率和呼吸两者更强烈影响。有利地,直接采用振荡器电路来以线圈组成,具有能够在两个频率处操作的电振荡器,并且根据阻抗幅度和相位随时间的变化提供频率变化和吸收的磁能变化。

[0033] 生命体征监测设备可以提供组合的心脏/呼吸监测器,或者可以提供仅心脏(或仅呼吸)监测器。在后一种情况下,双频有用地提供了对不期望的信号(例如,在心脏监测器的情况下的呼吸信号)的直接和准确的抑制。

[0034] 参考图1A,示出了适用于说明性生命体征监测设备(参见图2)的射频(RF)线圈和接地屏蔽组件。组件可以被配置为测量患者的心脏活动、患者的呼吸活动或两者。组件包括至少一个射频(RF)回路线圈12和接地屏蔽14,并且在图1A的说明性实施例中更具体地是单个RF回路线圈12。回路线圈12在第一低频率处和不同于并高于低频率的第二较高频率两者处共振。尽管说明性回路线圈12的形状是圆形,但是回路线圈可以具有实质上任何几何结构,例如,正方形(参见图1A的“插图A”)、矩形、六边形等。回路线圈12能够任选地是可调谐的,其中,可以调节共振频率。在一些实施例中,高频率在低频率的三次谐波的 $\pm 10\%$ 以内。在已经发现提供对心脏和呼吸周期的良好灵敏度的一些实施例中,低频率低于或等于500MHz,而高频率至少为一吉赫兹。

[0035] 在一些实施例中,较低频率将从25MHz或100MHz至350MHz;或50MHz或100MHz至500MHz的范围中选择。由于在这些频率范围处因为极化电流而发生的涡电流的相移,因此

这些操作范围可以提供监测设备的额外的灵敏度。

[0036] 在25MHz至1GHz或至2GHz的频率范围内,生物组织内部的极化电流(也称为位移电流)变得与传导电流可比较;换句话说,极化电流变得明显。发明人发现,极化电流(或位移电流)的感应用于生命体征测量是有益的。

[0037] 这可以以以下方式理解,极化电流改变了次级磁场的相位,这对于所选择的测量配置是有益的,其中,感应回路线圈12被带到为在电容器28上共振。该配置提供了设备对次级场的相位变化的增加的灵敏度。与初级场相比,由传导电流(在较低频率中主导)感应的磁场被90度相移,这导致共振器的耗散的变化(数学上指代为回路的自感的虚部)。耗散的这些变化对于测量可能是挑战性的,并且因此通常会淹没在噪声水平中。然而,由极化电流(或开始在25MHz至500MHz或1GHz频率范围内主导的位移电流)感应的磁场与初级场同相,这导致共振器频移。与主要依赖传导电流的传感器相比,可以更精确地测量频移,并且因此向生命体征监测设备提供改进的灵敏度。

[0038] 此外,在我们建议的频率范围内,极化电流(或位移电流)相比于传导电流的相对强度针对不同组织而不同。在25MHz-100 MHz的范围内频率的选择允许区分脂肪与肌肉和血液,而在从100MHz-500 MHz的范围内的频率允许区分肌肉与血液。

[0039] 因此,25MHz-500 MHz在范围内,其中,生命体征测量实施方式变得对位于回路的探测体积中的组织类型的空间和时间变化敏感。跳动的心脏可以看作是周期性变化的血液体积和肌肉体积。可以将呼吸的肺看作是周期性变化的空气体积和肌肉体积。因此,通过在建议的频率范围内操作,极化电流(或位移电流)显著,由此增强信号,并允许设备对组织类型的空间和时间变化敏感。

[0040] 本文公开的频率范围的下限可以有利地选择为50MHz(而不是25MHz)。由于导致涡电流更靠近回路线圈而发生的集肤效应,因此该频率限制还提供改进的灵敏度,这增加了信号强度。此外,集肤效应引起同相涡电流,为此,所讨论的生命体征监测设备示出灵敏度的进一步增加(在回路的检测空间内)。

[0041] 如图1B所示,并且继续参考图1A,法拉第屏蔽18被布置成与回路线圈12交叠。法拉第屏蔽18屏蔽回路线圈12免受来自线圈12外部的不期望的射频干扰(RFI)。如图1B的侧视图所看到的,RF线圈屏蔽组件是低剖面的,即基本平坦的,并且具有患者侧 S_P 和后侧 S_B —患者侧 S_P 面对患者的胸部或其他被探测的身体部位,而后侧 S_B 背向患者的胸部。因此,回路线圈12面对并靠近患者的胸部,而接地屏蔽14位于患者的远端,并且由此定位成将回路线圈12与外部RFI屏蔽。法拉第屏蔽18与回路线圈12交叠。在说明性示例中,法拉第屏蔽18是环形的以围绕圆形回路线圈12。接地屏蔽14和法拉第屏蔽18包括至少一个开口20,以抑制屏蔽14或18中的涡电流。

[0042] 现在参考图2A,变型RF线圈/法拉第屏蔽组件包括圆形扁平线圈12和法拉第屏蔽18。振荡器电路22连接到回路线圈12。振荡器电路22被配置为与回路线圈在两个或更多频率(即,低频和高频)处振荡。

[0043] 生命体征监测设备10包括RF线圈12和接地屏蔽14(或法拉第屏蔽18),并且还包括通过传输线25连接到回路线圈12和接地屏蔽14或法拉第屏蔽18的读出电子器件24。读出电子器件24被编程为测量在低频率和高频率两者处由振荡器电路22激励的回路线圈12的电响应。在一些示例中,对读出电子器件24进行编程以通过与回路线圈12的互感来分别测量

测试中的体内的涡电流感应的磁场的幅度和相位,并在第一和第二频率中的每个处提取线圈的体内涡电流路径长度和导电率。可以基于所测量的涡电流感应的磁场和/或导电率来调节频率。

[0044] 在一些实施例中,读出电子器件24包括可操作地设置在回路线圈12的一部分上的电容器28,耦合到回路电容器28一起形成共振电路。电子振荡器电路22输出低频阻抗信号和较高频阻抗信号,如下所述,其由读出电子器件24处理。

[0045] 如本文所公开的,通过频率滤波有效地分离心脏和/或呼吸信号。因此,读出电子器件24包括使较低频信号通过的较低频带通滤波器30,从所述较低频信号中获得阻抗幅度变化31和相位变化36。类似地,较高频带通滤波器32使较高频信号通过,从所述较高频信号获得回路阻抗幅度变化33和相位变化38,如下面更详细地描述的。如本文进一步公开的,对回路阻抗变化的相位变化的分析提供了用于分离心脏和/或呼吸信号的额外或备选信息。

[0046] 尽管图2A图示了通用实施例,但是在特定的实施方式中,预期省略经频率滤波的RF回路阻抗幅度和/或相位信号31、33、36、38中的一个或多个的生成。通过图示,本文参考图4稍后描述的实施例在生成生命体征数据时没有利用低频相移信号36,并且因此在图4的实施例中可以任选地不生成该信号36。所导出的经频率滤波的幅度和/或相位信号31、33、36、38还由模拟或数字电路40处理以生成生命体征信号,其在显示器42上示出。

[0047] 电子器件24、40可以包括模拟部件、典型的计算机和/或信号处理电子部件。通常,各种电子信号处理部件22、30、32、40可以被实施为诸如模拟滤波器、运算放大器(op-amp)电路等的模拟电子设备,和/或在使用回波损耗或从线圈12输出的其他信号的A/D转换器进行模数(A/D)转换后被实施为数字信号处理(DSP)部件(例如专用DSP芯片、由患者监测器的微处理器执行的计算机处理等)。

[0048] 通常,生命体征监测设备10可以放置在要监测其(一个或多个)生命体征的患者的胸部上。回路线圈12是振荡器电路22的一部分,并且以(低)共振频率(例如,在线圈12的内部为350MHz)和(高)共振频率(例如,在线圈的外部为1400MHz)振荡,以用于对由心脏和肺的循环引起的磁阻抗调制的最佳灵敏度。

[0049] 图2A的方法采用振荡器22,其输出由电子器件24分析以生成各种阻抗幅度和相位变化31、33、36、38(或在一些实施例中,这些的一些子集)。这提供了低成本和低功率的硬件。

[0050] 参考图2B,在一些其他预期实施例中,采用备选读出电子器件。通过非限制性说明,在图2B的实施例中,阻抗测量电路或分析器23直接耦合到共振电路而没有图2A的振荡器22,并且被配置为在第一和第二频率中的每一个处测量线圈回路12的阻抗值。与图2A采用振荡器22的方法相比,图2B的方法预期更贵且能源效率更低。

[0051] 图3A和图3B图示了在线圈共振处或附近获得最大灵敏度。由心跳和呼吸引起的流体和空气移位造成的胸部中的磁阻抗的变化影响线圈12的阻抗,并且由此影响振荡器频率和振荡器电路的负阻抗。法拉第屏蔽18防止来自设备10外部的干扰,并且开口20防止屏蔽中的涡电流。

[0052] 在图4所示的一种说明性信号处理方法中,模拟和/或DSP电路系统40通过处理较低频率幅度信号31、较高频率幅度信号33和较高频相移信号38来生成心脏和呼吸生命体征两者。更具体地,在该说明性实施例中,心脏信号44是通过组合较低频率幅度信号31和较高频

率相位变化信号38而生成的;同时,通过组合较高频率幅度信号33和较高频率相移信号38来生成呼吸信号46。从心脏和呼吸信号44、46中导出至少一个生命体征参数。例如,心率信号可以从心脏信号44导出作为原则性周期,例如通过傅立叶变换提取,确定平均峰到峰时间间隔等。类似地,可以将呼吸速率信号导出作为呼吸信号46的原则性频率。也可以从呼吸信号46导出呼吸深度信号,例如作为呼吸信号46的幅度或峰谷度量。然后,可以由处理器40将心率信号、呼吸信号和/或呼吸深度信号传输到显示器42以在其上显示,或传输到针对用户的计算机系统(例如电话、手表或PC)。

[0053] 在一些实际构造的实施例中,线圈以两个共振频率350MHz和1100MHz同时操作。也预期将频率大约为1:3的其他相关频率对设计为容易设计的共振线圈。与精确的三次谐波相差10%或更小的近似三次谐波被预期为有利于简化驱动电路和共振线圈12的设计。法拉第屏蔽18确保电磁场的磁场部分主导共振线圈12的行为。两个频率可以在25MHz至1GHz或甚至2GHz的范围内选择。通过从25MHz(或50MHz)到大约100MHz,优选地大约80-90MHz中选择第一频率,并通过从100MHz以上至500MHz(或甚至1GHz)中选择第二频率,可以实现改进的设备10灵敏度。

[0054] 尽管图4的说明性示例输出心脏和呼吸信号两者,但是在其他实施例中,生命体征监测设备可以被构造为仅输出心脏数据或仅输出呼吸数据。本文公开的双频方法在这些实施例中仍然是有益的,因为它允许抑制“其他”信号,即,如果测量呼吸,则抑制心跳;或相反地,如果测量心跳,则抑制呼吸。

[0055] 现在参考图5,图解地示出了设备10的说明性物理构造实施例。如图5所示,生命体征监测设备10还包括印刷电路板(PCB)50。线圈12包括设置在PCB 50上的印刷电路52。读出电子器件24包括设置在PCB 50上的电路54和微芯片56中的至少一个。在实际构造的实施例中,通过采用小的印刷电路板(PCB)来构造低剖面(即,基本上平坦的)生命体征监测设备,在所述PCB上线圈12被印刷有PCB的内层,PCB的底层和顶层用作接地板法拉第屏蔽18,其中,诸如振荡器电路的部件利用PCB迹线焊接到PCB以用于互连。

[0056] 在该示例中,设备10是单体平面设备。在该实施例中,假设将设备10的输出发送到患者监测器、智能电话或其他单独的设备(未示出)以用于显示和/或生命体征数据存储,例如经由无线传输(在这种情况下,电子器件24包括蓝牙或其他无线发射器)或有线连接(例如,具有到PCB 40的焊接连接的微型USB端口)。额外地或备选地,预期包括安装在PCB 40上的机载显示器(未示出),例如LCD读出显示器。如图5所示,设备10非常平,并且可以低成本构造,并且可以嵌入手持系统中用于筛查和分类,或者可以嵌入(一次性)可穿戴设备或片块中用于长时间检测(胎儿)生命体征和/或肺状况。当设备10被嵌入在例如片块中时,可以朝着对心脏的高灵敏度(组合低频幅度调制和低频相移调制),朝着对肺的高灵敏度(组合高频幅度和相移调制),或两者的结合,对设备进行调谐。

[0057] 参考图6,设备10的操作被图解地流程化为方法100。在102处,电压源22以对应的低频和高频向线圈12的内部和外部供应电压,以产生高频信号和低频信号。在104处,低通滤波器30和高通滤波器32对对应的高频信号和低频信号进行滤波。在106处,处理器40将低频信号的幅度部分与高频信号的相位部分组合以生成第一组合信号。在108处,处理器40将高频信号的幅度部分与高频信号的相位部分组合以生成第二组合信号。在110处,处理器40从第一组合信号得出心率信号和/或从第二组合信号得出呼吸速率或深度信号。在112处,

将心率信号、呼吸速率信号和/或呼吸深度信号显示在显示器42上。

[0058] 通过一些非限制性的说明性临床应用,设备10对于医院中、从医院到家以及在家的心脏(例如,术后、心力衰竭、高血压、老年人)和呼吸(例如,COPD、哮喘、肺炎)患者的移动式监测非常有价值。利用低水平磁场而不是电场或超声,设备10对于非侵扰的胎儿监测或检查也潜在地能够具有价值。

[0059] 已经参考优选实施例描述了本公开。在阅读和理解了前面的详细描述之后,其他人可能会想到修改和变更。本发明旨在被解释为包括所有这样的修改和改变,只要它们落入所附权利要求或其等价方案的范围内。

[0060] 在实施例之一中,处理器38还被编程为:从第一组合信号导出心率信号;并且从第二组合信号导出呼吸速率信号和呼吸深度信号中的至少一个。

[0061] 根据实施例中的一些的设备10可以包括可操作地设置在可调谐线圈的一部分上的电容器28,电容器被配置为在第一和第二频率中的每个频率处测量可调谐线圈的阻抗值。其还可以包括:低通滤波器30,其被配置为从第一幅度信号对第二频率进行滤波;以及高通滤波器32,其被配置为从第二幅度信号和相移信号对第一频率进行滤波。

[0062] 在又一实施例中,提出了一种监测患者的至少一个生命体征的方法100,所述方法包括:利用振荡器22与频率确定可调谐线圈12以及接地屏蔽14和法拉第屏蔽18中的至少一个,通过电容器28确定第一低频并且通过间隙20的外部确定第二高频,以产生对应的高频和低频信号;利用低通滤波器30,对低频信号进行滤波以从中移除高频信号分量;利用高通滤波器32,对高频信号进行滤波以从中移除低频信号分量;利用至少一个处理器40,将低频信号的幅度部分与高频信号的相位部分组合以生成第一组合信号;利用至少一个处理器40,将高频信号的幅度部分与高频信号的相位部分组合,以生成第二组合信号;并且

[0063] 利用至少一个处理器(40),导出来自第一组合信号的心率信号和来自第二组合信号的呼吸速率或呼吸深度信号中的至少一个。

[0064] 方法100还可以包括:利用显示器(42),显示所导出的心率信号、呼吸速率信号和呼吸深度信号中的至少一个。

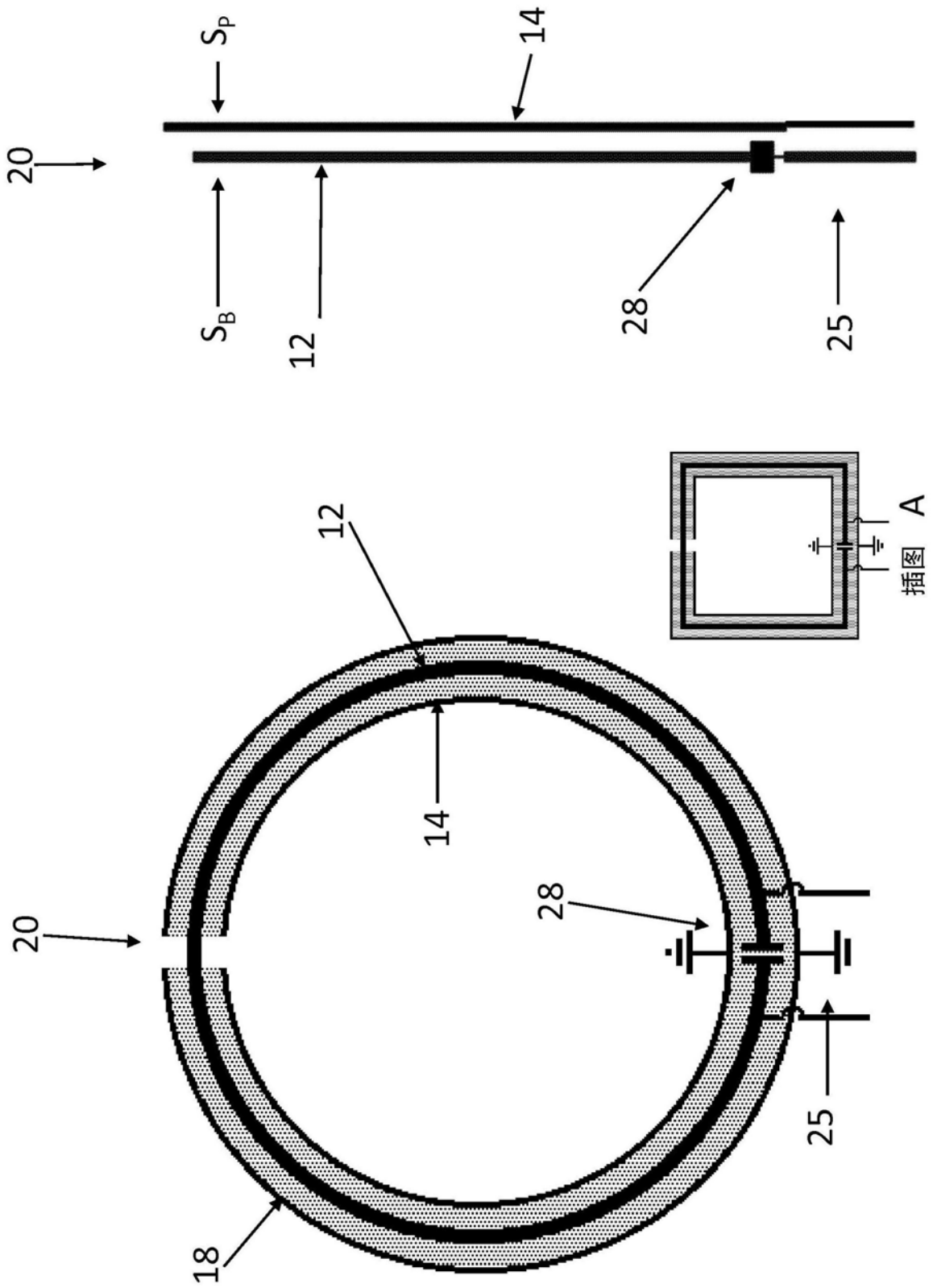


图1A

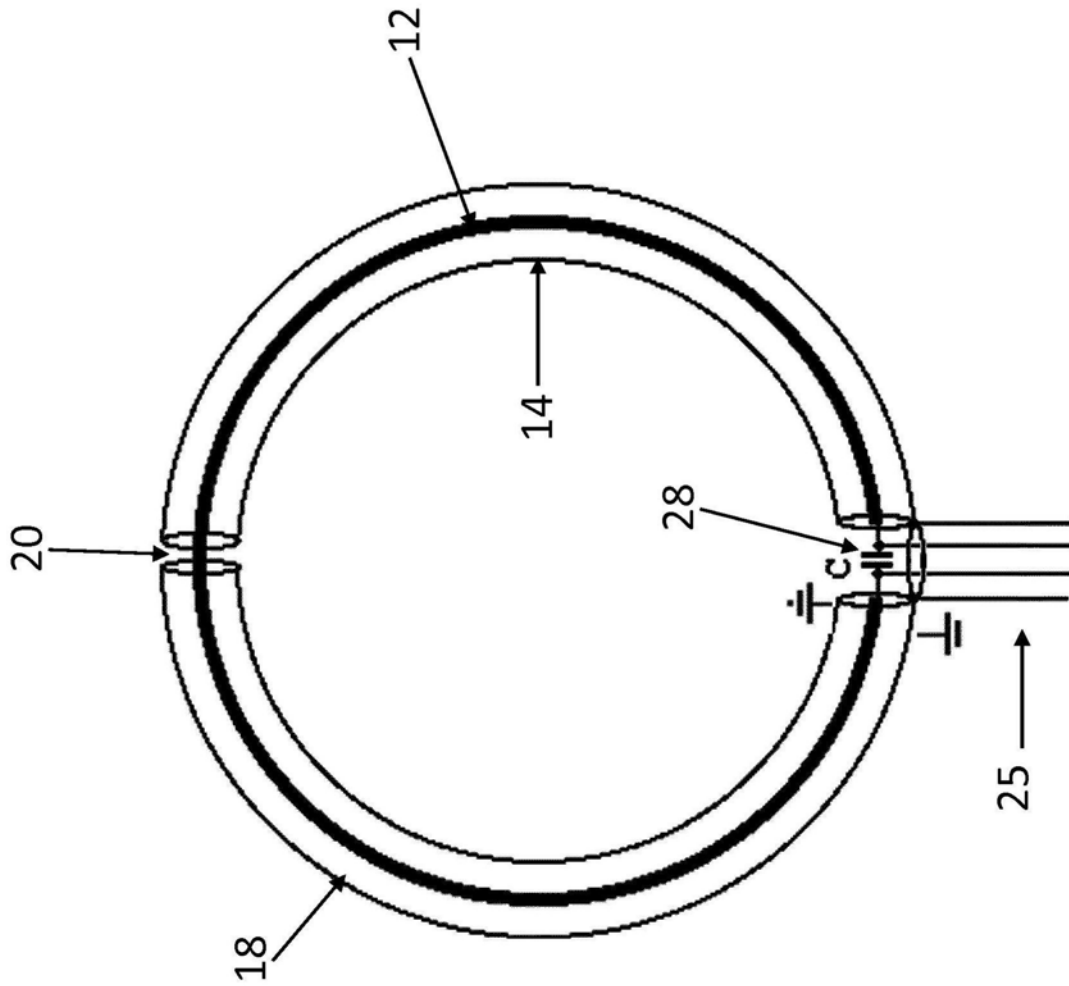
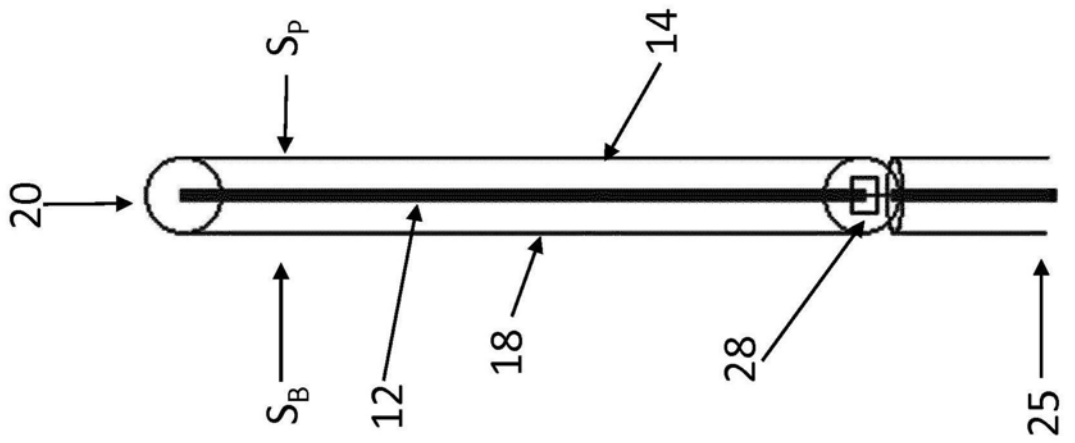


图1B

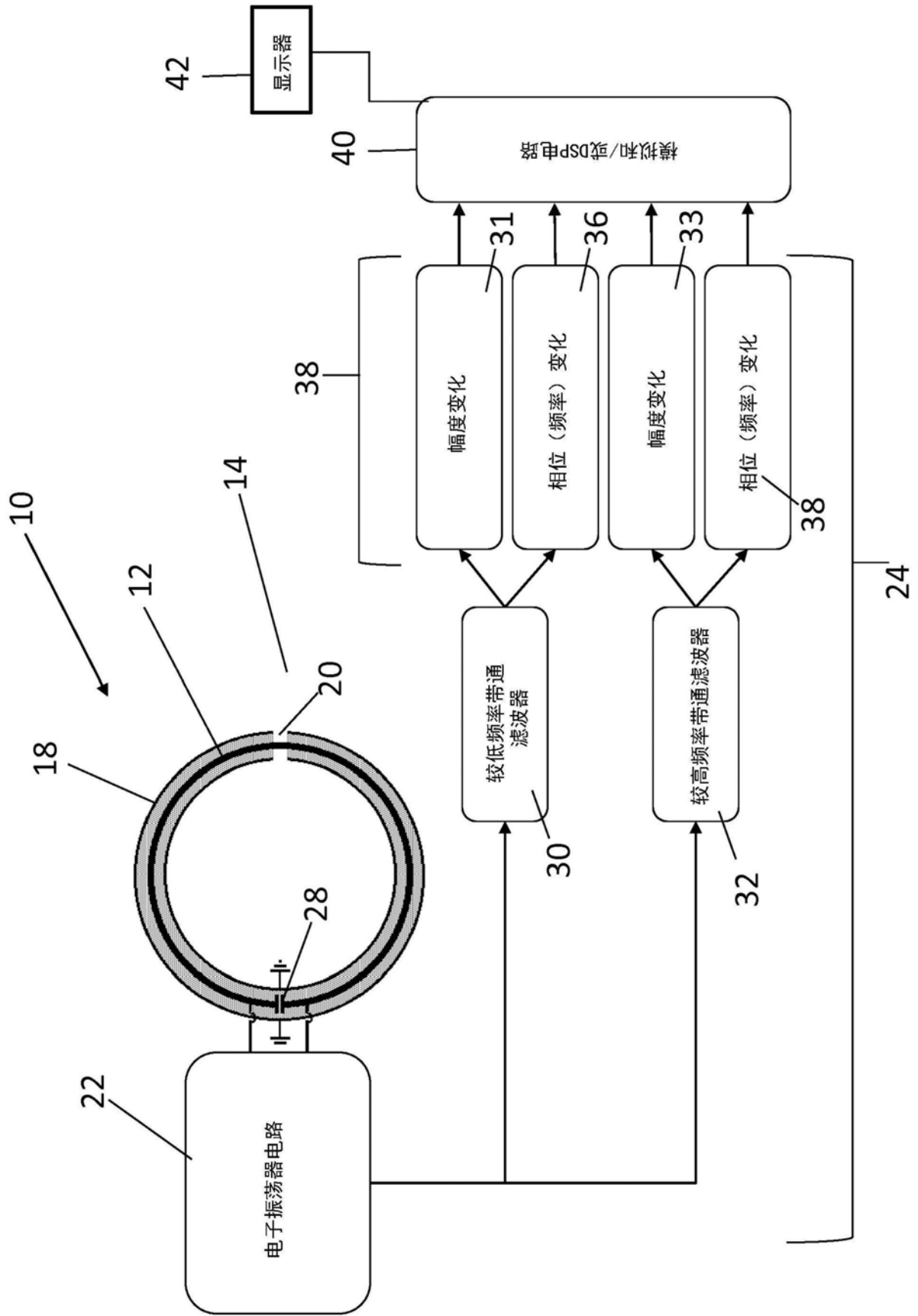


图2A

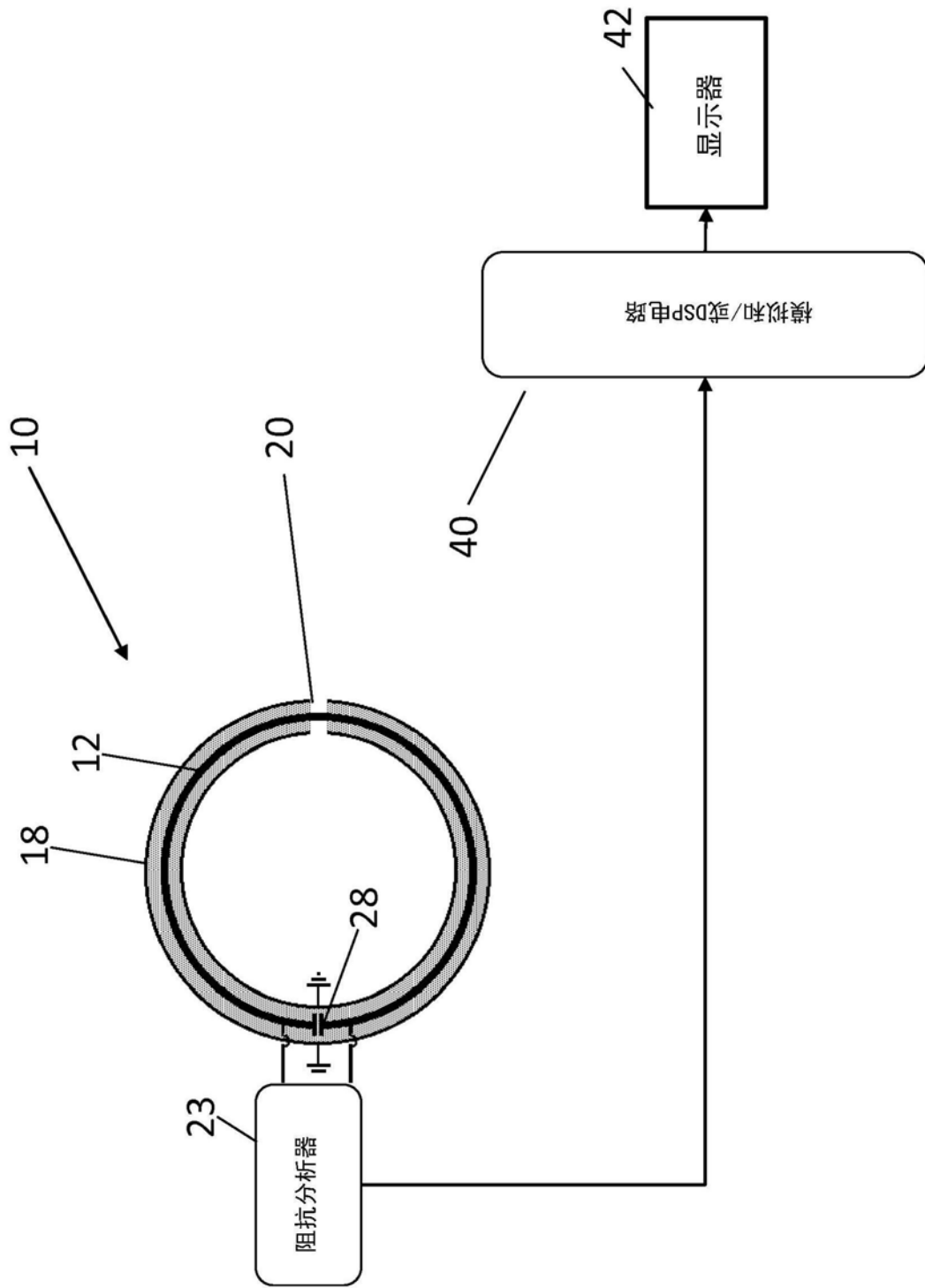


图2B

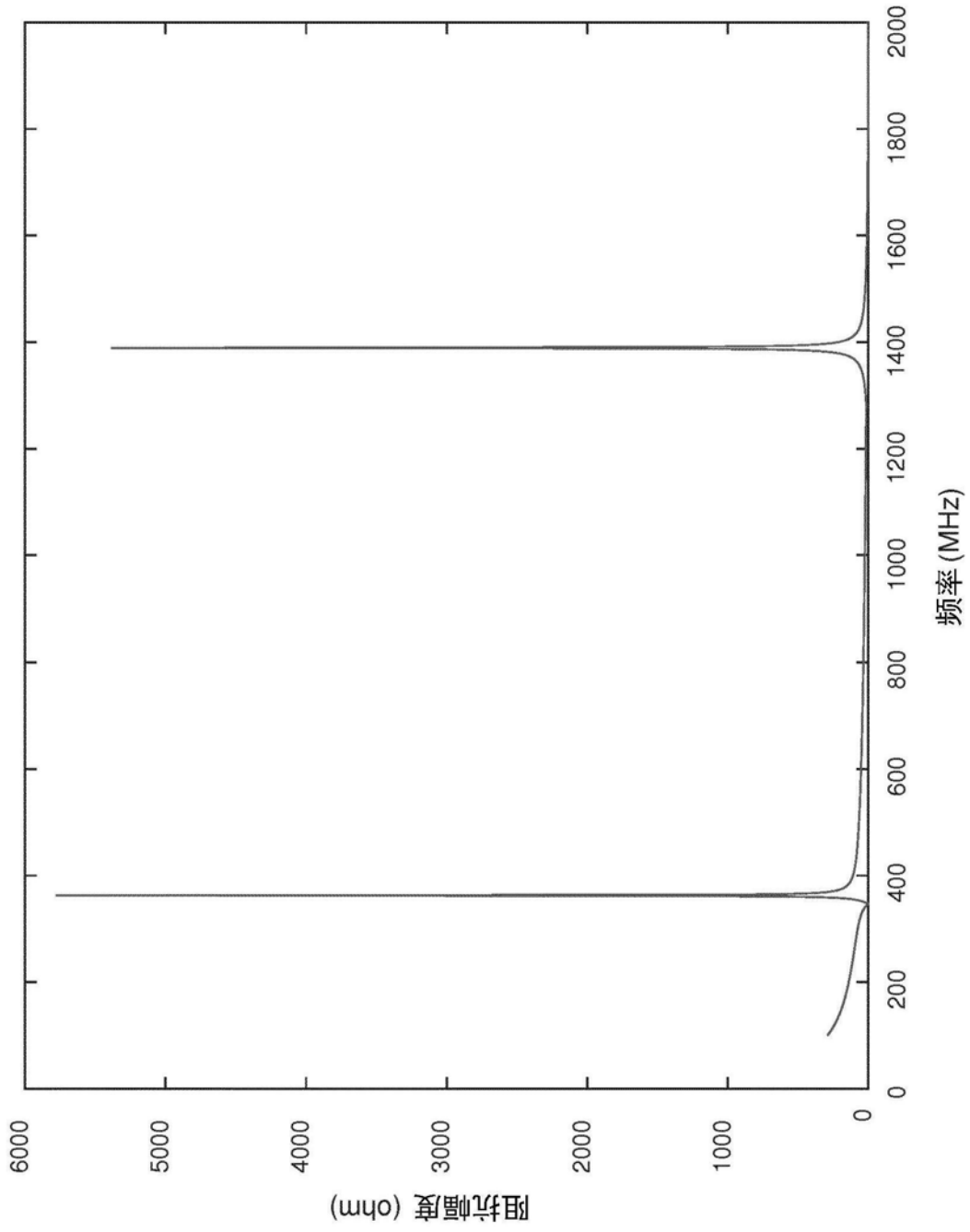


图3A

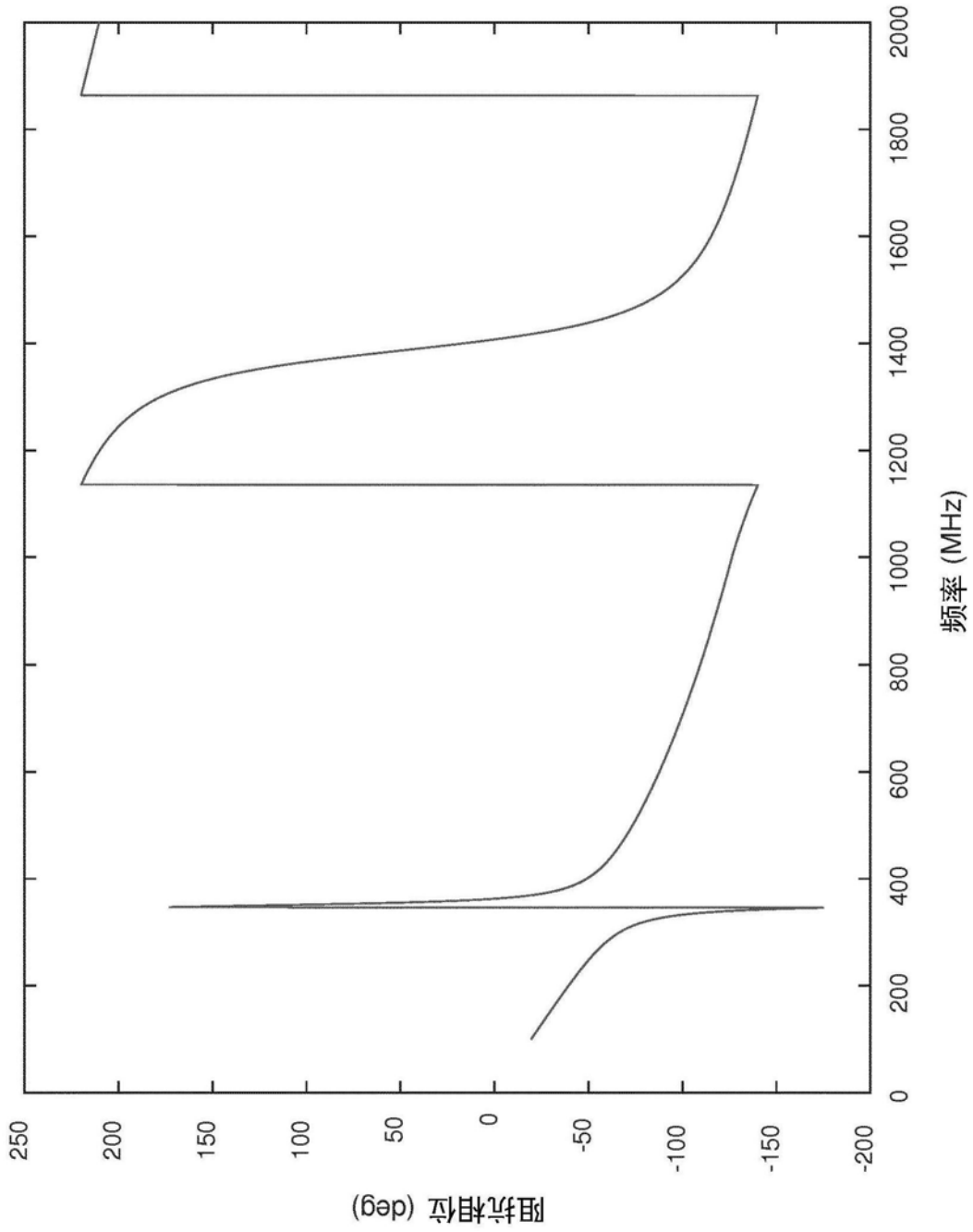


图3B

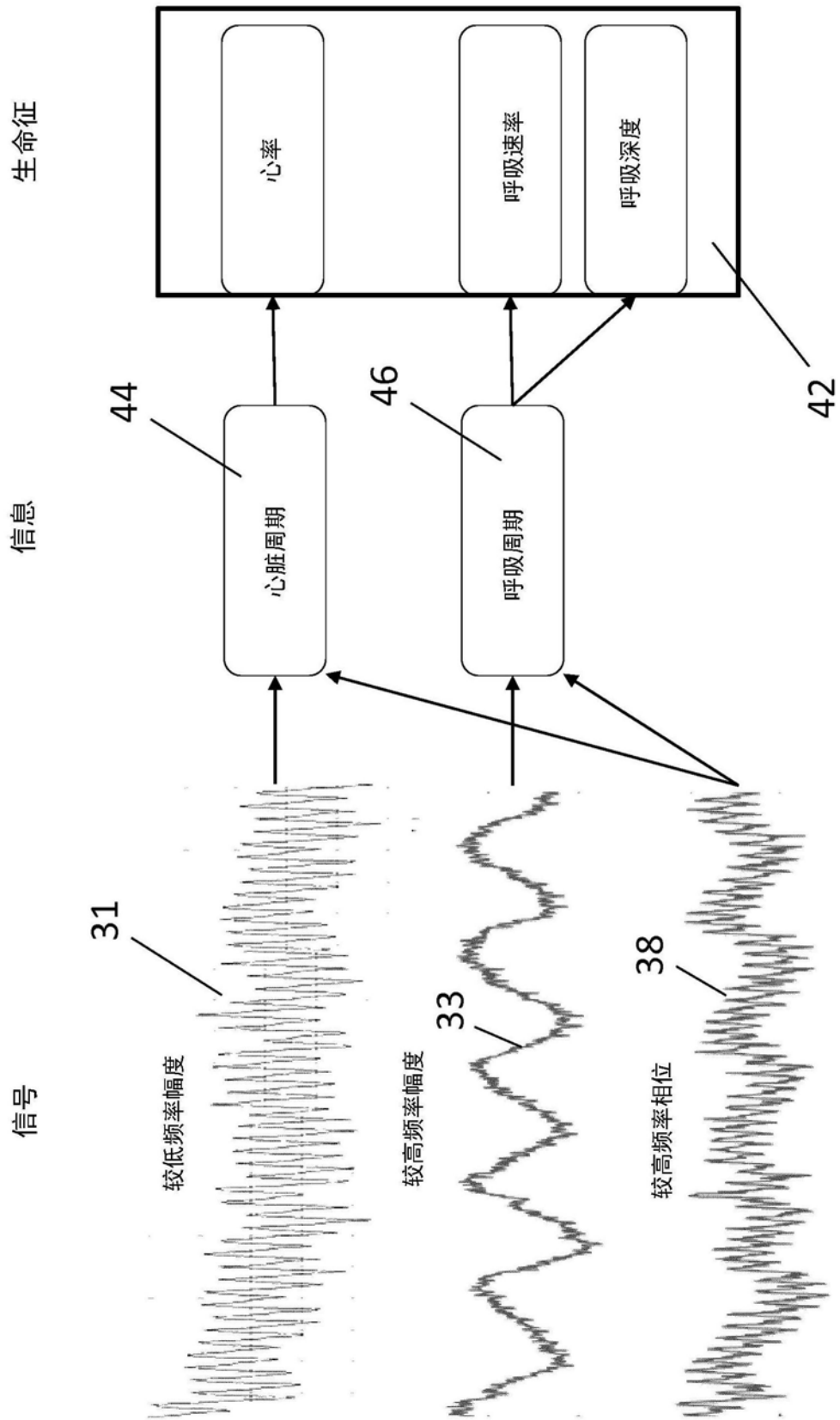


图4

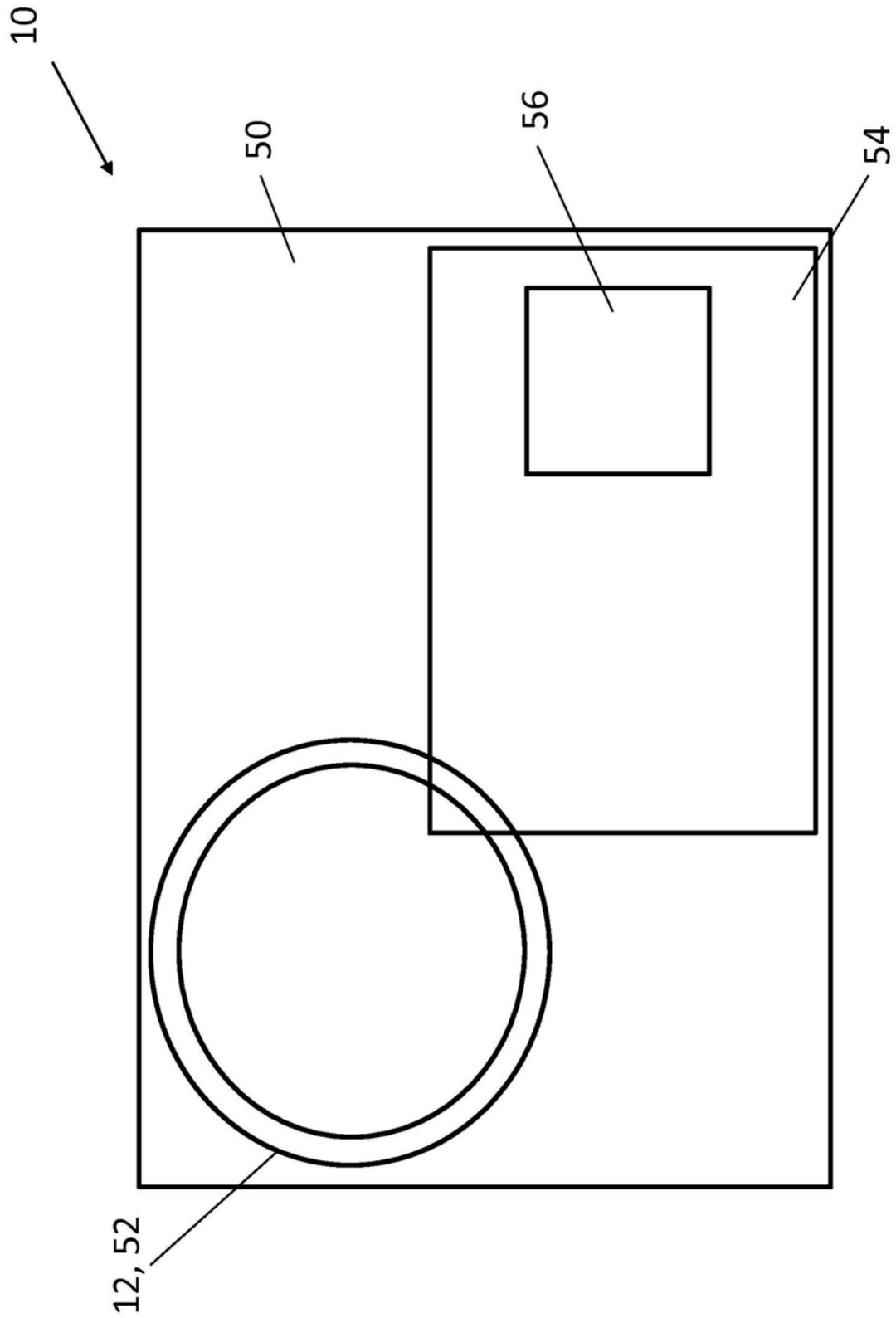


图5

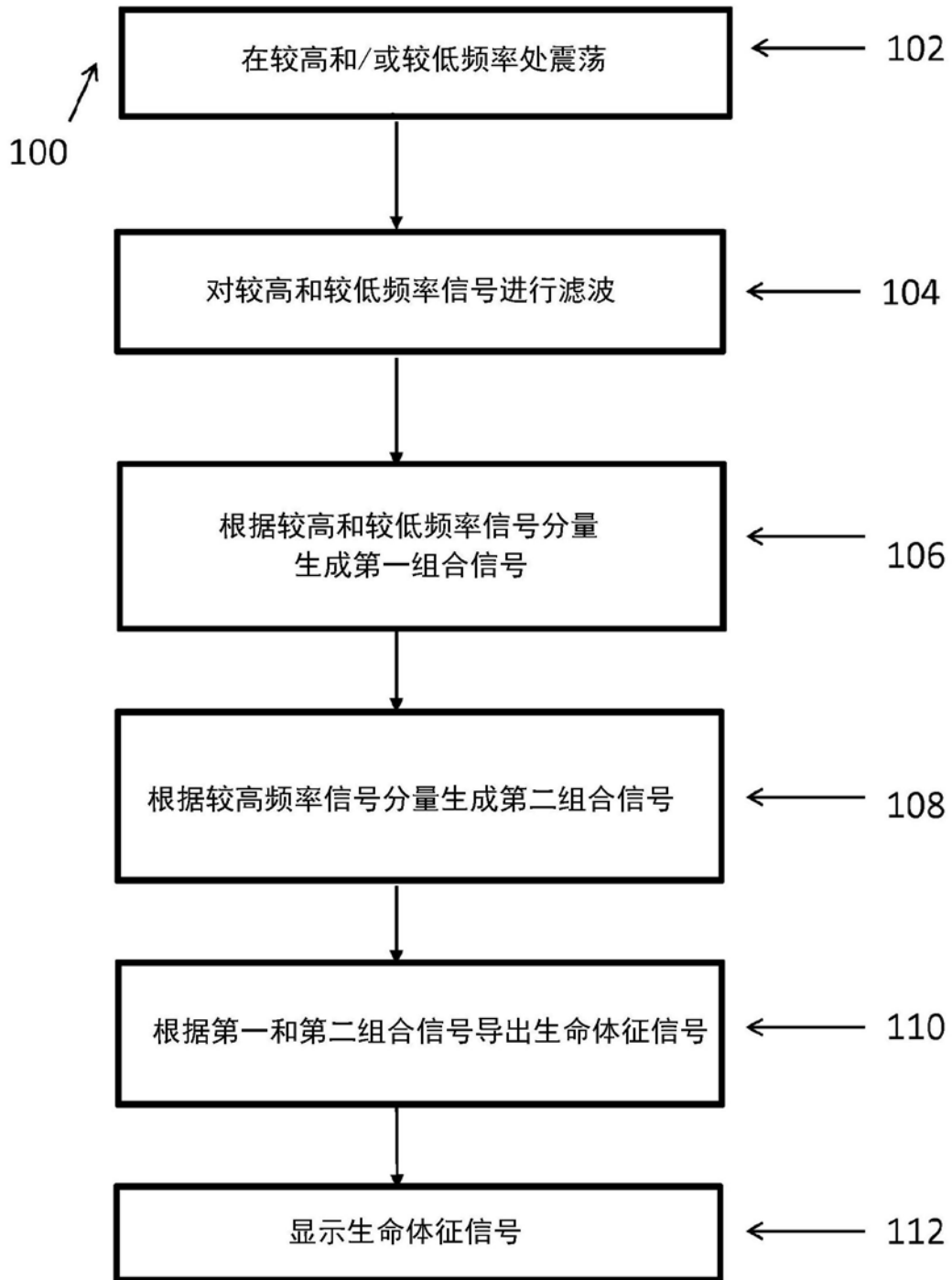


图6

专利名称(译)	用于通过频率调谐和阻抗相位和/或幅度变化的分析来动态聚焦于心脏和/或肺的系统和方法		
公开(公告)号	CN110996787A	公开(公告)日	2020-04-10
申请号	CN201880029508.0	申请日	2018-04-25
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	JJ莱森 R拜泽梅尔 IWF堡卢森 WH佩特斯		
发明人	J·J·莱森 G·J·N·都德曼 R·拜泽梅尔 I·W·F·堡卢森 W·H·佩特斯 M·克雷吉嫩		
IPC分类号	A61B5/05 A61B5/00 A61B7/00		
CPC分类号	A61B5/04005 A61B5/04007 A61B5/0816 A61B2562/0223 A61B5/0205 A61B5/7278		
优先权	2017169584 2017-05-04 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种生命体征监测设备(10)包括射频(RF)回路线圈(12)，其在低频率和不同于且高于低频率的高频率两者处共振。环形法拉第屏蔽(18)被布置为屏蔽RF回路线圈。振荡器电路(22)连接到较低和较高振荡器频率确定RF回路两者。读出电子器件(24)被连接以测量由电压源在低频率和高频率两者处激励的RF回路线圈的电响应，并且：提取电响应在低频率处的至少一个信号分量；提取电响应在高频率处的至少一个信号分量；并且使用电响应在低频率处的至少一个信号分量和电响应在高频率处的至少一个信号分量两者来生成生命体征数据。

