



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106999090 B

(45) 授权公告日 2021.08.17

(21) 申请号 201580063980.2
 (22) 申请日 2015.11.19
 (65) 同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 106999090 A
 (43) 申请公布日 2017.08.01
 (30) 优先权数据
 14194503.0 2014.11.24 EP
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2017.05.24
 (86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/EP2015/077031 2015.11.19
 (87) PCT国际申请的公布数据
 W02016/083219 EN 2016.06.02
 (73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
 地址 荷兰艾恩德霍芬
 (72) 发明人 J·A·H·M·卡尔曼
 R·拜泽梅尔
 (74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
 72002
 代理人 王英 刘炳胜

(51) Int.Cl.
 A61B 5/0205 (2006.01)
 A61B 5/053 (2021.01)
 A61B 5/00 (2006.01)
 A61B 5/05 (2021.01)
 (56) 对比文件
 CN 104115018 A, 2014.10.22
 CN 103576108 A, 2014.02.12
 CN 103026251 A, 2013.04.03
 CN 102209491 A, 2011.10.05
 CN 101583866 A, 2009.11.18
 CN 101553163 A, 2009.10.07
 CN 103385720 A, 2013.11.13
 CN 1504760 A, 2004.06.16
 EP 2069014 A2, 2009.06.17
 US 2012245439 A1, 2012.09.27
 WO 2010065067 A1, 2010.06.10
 KR 20140030680 A, 2014.03.12
 US 2012029323 A1, 2012.02.02
 KR 20100083882 A, 2010.07.23
 EP 0934030 A1, 1999.08.11
 JP H06237905 A, 1994.08.30

审查员 周生凯

权利要求书2页 说明书9页 附图4页

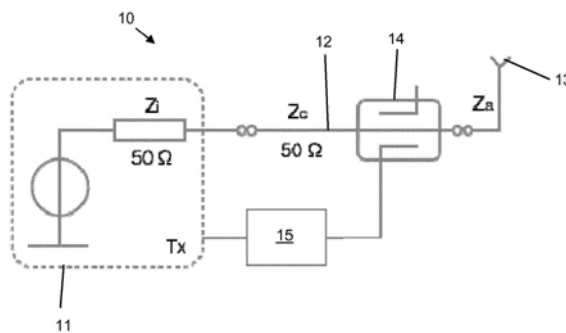
(54) 发明名称

用于估计生理特性的值的装置和方法

(57) 摘要

提供了一种用于估计对象的生理特性的值的测量装置。所述装置包括射频(RF)功率生成装置、检测器、以及与所述RF功率生成装置通信的控制器。所述RF功率生成装置包括：用于发出RF辐射的发射天线；RF信号生成器；以及将所述RF信号生成器连接到所述发射天线的传输线。所述探测器被布置为在测量时段期间测量与所发出的RF辐射的衰减相关的至少一个参数的变化。所述控制器被布置为：使得所述RF功率生成装置在测量时段期间发出RF辐射；接收来自所述检测器

的所述至少一个参数的所述变化的测量结果；并且基于所接收到的测量结果来计算对象的生理特性的值。



CN 106999090 B

1. 一种用于估计对象的生理特性的值的测量装置,所述测量装置包括:
 - 射频RF功率生成装置,其包括:
 - 用于发出RF辐射的发射天线,其中,所述发射天线放置为接近所述对象的身体部分,使得所述对象的所述身体部分中存在的流体的量的变化导致所述发射天线的阻抗的变化;
 - RF信号生成器;以及
 - 将所述RF信号生成器连接到所述发射天线的传输线;
 - 检测器,其被布置为在测量时段期间测量与所述发射天线的所述阻抗的所述变化相关的至少一个参数的变化;以及
 - 控制器,其与所述RF功率生成装置和所述检测器通信,并且所述控制器被布置为:
 - 使得所述RF功率生成装置在所述测量时段期间发出RF辐射;
 - 接收来自所述检测器的所述至少一个参数的所述变化的测量结果;并且
 - 基于所接收到的测量结果来计算对象的生理特性的值。
2. 根据权利要求1所述的测量装置,其中,所述检测器包括被连接到所述传输线的至少一个定向耦合器。
3. 根据权利要求2所述的测量装置,其中,所述至少一个参数包括以下中的一个或多个:
 - 与由所述发射天线与所述传输线之间的接口或者由所述发射天线与所述RF信号生成器之间的接口所反射的RF功率的量有关的参数;以及
 - 由所述发射天线所输出的功率的水平。
4. 根据任意前述权利要求所述的测量装置,其中,所述至少一个参数包括以下中的一个:输入到所述RF信号生成器的DC功率的水平;以及输入到所述RF信号生成器的DC电流的水平,并且其中,所述检测器被布置为监测被供应到所述RF信号生成器的DC电流的所述水平。
5. 根据权利要求1-3中的任一项所述的测量装置,其中,所述检测器包括由另外的传输线被连接到所述控制器的接收天线,其中,所述至少一个参数包括由所述接收天线检测到的RF功率的水平。
6. 根据权利要求1-3中的任一项所述的测量装置,其中,所述发射天线和所述RF信号生成器被提供在单个设备壳体内,并且其中,所述控制器任选地也被提供在所述单个设备壳体内。
7. 根据权利要求6所述的测量装置,其中,所述测量装置包括智能手机。
8. 根据权利要求1-3中的任一项所述的测量装置,其中,所述测量装置包括:被配置为附接到所述对象的传感器部分,以及被配置为与使用RF辐射的所述传感器部分无线通信的分离的读取器部分。
9. 根据权利要求1-3中的任一项所述的测量装置,其中,所述RF功率生成装置被配置为生成具有以下中的一个或多个的频率的RF辐射:2.4GHz、2.5GHz、5GHz、以及13.5MHz。
10. 一种用于根据权利要求8所述的测量装置的传感器部分,所述传感器部分包括所述RF功率生成装置、所述检测器、以及第一无线通信装置。
11. 根据权利要求10所述的传感器部分,其中,所述第一无线通信装置包括以下中的一种:近场通信NFC装置和射频识别RFID装置。

12. 一种用于根据权利要求8所述的测量装置的读取器部分,所述读取器部分包括所述控制器和第二无线通信装置。

13. 根据权利要求12所述的读取器部分,其中,所述第二无线通信装置包括以下中的一种:近场通信NFC装置和射频识别RFID装置。

14. 一种估计对象的生理特性的值的方法,所述方法包括:

-将发射天线放置为邻近于所述对象的身体部分,使得所述对象的所述身体部分中存在的流体的量的变化导致所述发射天线的阻抗的变化;

-在测量时段期间利用RF信号生成器生成射频RF信号并经由传输线将所述射频RF信号发射到所述发射天线;

-在所述测量时段期间根据所生成的RF信号从所述发射天线发出RF辐射到所述对象的所述身体部分中;

-在所述测量时段期间测量与所述发射天线的所述阻抗的所述变化相关的至少一个参数的变化;并且

-基于所述至少一个参数的所测量到的变化来计算所述对象的生理特性的值。

15. 一种计算机可读介质,其包括体现在其中的计算机可读代码,所述计算机可读代码被配置为使得:在由合适的计算机或处理器运行时,所述计算机或处理器:

-使得RF功率生成装置在测量时段期间从发射天线发出RF辐射,其中,所述发射天线放置为接近对象的身体部分,使得所述对象的所述身体部分中存在的流体的量的变化导致所述发射天线的阻抗的变化;

-在所述测量时段期间接收来自检测器的与所述发射天线的所述阻抗的变化相关的至少一个参数的变化的测量结果;并且

-基于所接收到的测量结果来计算所述对象的生理特性的值。

用于估计生理特性的值的装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于估计对象的生理特性的值的测量装置和方法,并且具体涉及用于使用被施加到对象的身体的射频(RF)辐射来估计对象的一个或多个生命参数的测量装置和方法。

背景技术

[0002] 在不能访问医院监测仪器的许多临床场景(例如包括:家庭护理、医院内或医院外的急救护理、以及在远程位置处的筛查/分诊)中,期望能够检查对象的生命参数。例如,当发现人无意识时,应当尽可能快地评估循环和通气存在还是不存在。也将期望在医院候诊室中快速地检查对象的生命参数,以便识别哪些患者最需要快速处置。目前,能够执行该功能的可用的技术是有限的,并且许多现有的技术是昂贵的、难以使用、和/或不可靠的。

[0003] 现有技术中存在基于反射的无线电波的飞行时间(TOF)测量结果的系统,其能够确定全身参数(即,位置和姿态)。然而,这些技术通常不能够测量身体内部的生理参数。例如,由MIT的研究者所提出的WiZ系统是多人厘米级运动跟踪系统,其仅使用检测到的来自人的身体的RF反射来精确定位人的位置。WiZ还能够通过检测与呼吸和心跳相关联的微小移动(例如,由吸气-呼气过程所引起的胸部移动)来远程地跟踪人的呼吸和心跳,而无需任何身体接触。其通过发射低功率无线信号并监测其反射来进行操作。使用该信号的TOF(即,信号从发射器行进到反射体并返回所花费的时间)来测量到反射物体的距离。该系统要求多个发射天线和多个接收天线。此外,由于仅有3D空间中的、信号被发射到其中的小的部分被感兴趣体积所调制,因此难以实现良好的SNR和信号串扰。接收器因此必须具有高度敏感性并且具有低的相位噪声。由于这些要求,如WiZ的系统并不适合在期望测量生命参数的临床环境的外部发生的大多数场景中使用。

[0004] 检查对象的生命参数的快速且可靠的手段将是改进在这样的场景中的结果的有价值的工具。因此,存在对于能够快速提供对象的一个或多个生理特性的可靠估计的改进的方法和装置的需要。

发明内容

[0005] 根据本发明的第一方面,提供了一种用于估计对象的生理特性的值的测量装置。所述测量装置包括射频(RF)功率生成装置、检测器、以及与所述RF功率生成装置通信的控制器。所述RF功率生成装置包括用于发出RF辐射的发射天线;RF信号生成器;以及将所述RF信号生成器连接到所述发射天线的传输线。所述探测器被布置为在测量时段期间测量与所发出的RF辐射的衰减相关的至少一个参数的变化。所述控制器被布置为:在测量时段期间使得所述RF功率生成装置发出RF辐射;接收来自所述检测器的所述至少一个参数的所述变化的测量结果;并且基于所接收的测量结果来计算对象的生理特性的值。

[0006] 因此,请求保护的本发明的实施例能够通过测量被施加到身体的局部RF辐射的时间变化的衰减来估计对象的生命参数。该衰减通过身体内部的主要归因于心跳、呼吸、以及

动脉血脉动的流体含量调制而被调制。有利地,本发明的实施例能够被实施为口袋大小的单机设备,或者能够被集成到并入到RF技术的现有设备(诸如智能手机和平板电脑)中。

[0007] 在本发明的一些实施例中,所述探测器包括被连接到所述传输线的至少一个定向(directional)耦合器。在一些这样的实施例中,与所发出的RF辐射的衰减相关的所述至少一个参数包括与由在所述发射天线与所述传输线之间的接口所反射的RF功率的量有关的参数。额外地或备选地,在这样的实施例中,与所发出的RF辐射的衰减相关的所述至少一个参数包括由所述发射天线输出的功率的水平。在与所发出的RF辐射的衰减相关的所述至少一个参数包括由所述发射天线输出的功率的水平的一些实施例中,所述RF信号生成器的阻抗被匹配到所述传输线的阻抗。备选地或额外地,在一些这样的实施例中,天线的自由空间阻抗被匹配到所述传输线的阻抗。

[0008] 在一些实施例中,与所发出的RF功率的衰减相关的所述至少一个参数包括以下中的一个:输入到所述RF信号生成器的DC功率的水平;以及输入到所述RF信号生成器的DC电流的水平。在一些这样的实施例中,所述探测器被布置为监测被施加到所述RF信号生成器的DC电流的所述水平。在一些这样的实施例中,所述RF信号生成器的所述阻抗被匹配到所述传输线的所述阻抗。备选地或额外地,在一些这样的实施例中,所述天线的所述自由空间阻抗被匹配到所述传输线的所述阻抗。

[0009] 在一些实施例中,所述探测器包括由另外的传输线连接到所述控制器的接收天线。在一些这样的实施例中,与所发出的RF功率的衰减相关的所述至少一个参数包括由所述接收天线检测到的RF功率的水平。

[0010] 在一些实施例中,所述发射天线和所述RF信号生成器被提供在单个设备壳体内。在一些这样的实施例中,所述控制器也被提供在所述单个设备壳体内。

[0011] 在一些实施例中,所述装置包括智能手机。

[0012] 在一些实施例中,所述测量装置包括:被配置为附接到对象的测量部分,以及被配置为与使用RF辐射的所述测量部分无线通信的分离的读取器部分。

[0013] 在一些实施例中,所述RF功率生成装置被配置为生成具有以下中的一个或多个的频率的RF辐射:2.4GHz、2.5GHz、5GHz以及13.5MHz。

[0014] 根据本发明的第二方面,还提供了一种用于所述第一方面的所述测量装置的实施例的传感器部分,所述测量装置包括:被配置为附接到对象的测量部分;以及被配置为与使用RF辐射的所述测量部分无线通信的分离的读取器部分。所述传感器部分包括所述RF功率生成装置、所述探测器、以及第一无线通信装置。在所述传感器部分的实施例中,所述第一无线通信装置包括以下中的一种:近场通信NFC装置和射频识别RFID装置。

[0015] 根据本发明的第三方面,还提供了一种用于所述第一方面的所述测量装置的实施例的读取器部分,所述测量装置包括:被配置为附接到对象的测量部分;以及被配置为与使用RF辐射的所述测量部分无线通信的分离的读取器部分。所述读取器部分包括所述控制器和第二无线通信装置。在所述读取器部分的实施例中,所述第二无线通信装置包括以下中的一种:近场通信NFC装置和射频识别RFID装置。

[0016] 根据本发明的另外的方面,还提供了一种可穿戴测量设备,所述可穿戴测量设备包括:能附接到对象的传感器、用于发出RF辐射的发射天线、RF信号生成器、将所述RF信号生成器连接到所述发射天线的传输线、被布置为在测量时段期间测量与所发出的RF辐射的

衰减相关的至少一个参数的变化的检测器、以及用于将所述至少一个参数的所测量到的变化发送到接收端的第一无线收发器。所述接收端例如可以是包括用于接收所述至少一个参数的所测量到的变化的第二无线收发器的患者监测器。所述患者监测器可以启动由所述可穿戴测量设备执行的测量,并且所述测量时段能够由护理提供者进行编程,使得所述可穿戴测量设备在所述患者监测器的控制下进行测量。所述患者监测器中的微控制器具有这样的程序:所述程序使得所述患者监测器中的所述微控制器与所述可穿戴测量设备中的所述RF信号生成器和所述检测器进行通信,使得所述微控制器使得:所述RF信号生成器在所述测量时段期间发出RF辐射;所述微控制器接收来自所述检测器的所述至少一个参数的所述变化的测量结果,并基于所接收到的测量结果来计算对象的生理特性的值。取决于所述生理特性的所计算的值与阈值的比较,所述患者监测器可以提供可视警报和/或可听警报。所述生理特性可以是对象的心率、呼吸率或流体含量。在实施例中,所述可穿戴测量设备被包括在被附接到对象的皮肤的衬片中。

[0017] 根据本发明的第四方面,还提供了一种估计对象的生理特性的值的方法。所述方法包括:

[0018] -将发射天线放置为邻近于所述对象的身体部分;

[0019] -在测量时段期间生成射频RF信号并经由传输线将所述RF信号发射到所述发射天线;

[0020] -在所述测量时段期间根据所生成的RF信号将RF辐射从所述发射天线发出到所述对象的所述身体部分中;

[0021] -在所述测量时段期间测量与所发出的RF辐射的衰减相关的至少一个参数的变化;并且

[0022] -基于所述至少一个参数的所测量到的变化来计算所述对象的生理特性的值。

[0023] 在一些实施例中,所述生理特性是以下中的一个:心率;呼吸率。

[0024] 根据本发明的第五方面,还提供了一种计算机程序产品,所述计算机程序产品包括包含在其中的计算机可读代码。所述计算机可读代码被配置为使得:当由合适的计算机或处理器运行时,所述计算机或处理器:

[0025] -使得RF功率生成装置在测量时段期间发出RF辐射;

[0026] -在所述测量时段期间接收来自检测器的与所发出的RF辐射的衰减相关的至少一个参数的变化的测量结果;并且

[0027] -基于所接收到的测量结果来计算对象的生理特性的值。

附图说明

[0028] 为了更好地理解本发明并且为了更清楚地示出如何将本发明付诸实践,将仅通过范例的方式参考附图,在附图中:

[0029] 图1是根据本发明的第一实施例的装置的图示;

[0030] 图2a示出了由图1的装置所测量到的信号的第一范例;

[0031] 图2b示出了由图1的装置所测量到的信号的第二范例;

[0032] 图3是根据本发明的第二实施例的装置的图示;

[0033] 图4是根据本发明的第三实施例的装置的图示;并且

[0034] 图5是根据本发明的第四实施例的装置的图示。

具体实施方式

[0035] 图1示出了根据本发明的第一实施例的用于估计对象(例如,患者或老年人)的一个或多个生理特性的测量装置。在优选实施例中,所述测量装置能够估计对象的一个或多个生命参数。测量装置10包括RF生成装置、以定向耦合器的形式的检测器14、以及控制器15。所述RF生成装置包括经由传输线12被连接到天线13的信号生成器11。定向耦合器14被插入在传输线12中。控制器15与RF信号生成器11和定向耦合器14通信,使得控制器15能够将控制信号发送到RF信号生成器11并接收来自定向耦合器14的测量数据。

[0036] 在一些实施例中,天线13是四分之一波长WiFi天线。备选地,天线13能够是半波长偶极天线或折叠偶极天线。天线13能够是定向天线(即,在一个或多个特定方向上辐射更大功率的天线)或全向天线(即,在所有方向上辐射相等功率的一个天线)。所述传输线能够是现有技术中已知的任何合适类型的传输线。在一些实施例中,传输线是不平衡的(例如,同轴的)。在备选实施例中,所述传输线是平衡的(例如,双轴或双引线)。在一些实施例中,所述传输线的长度是非常小的(或者实际上为零)。在一些实施例中,所述信号生成器被配置为施加2.4GHz的连续波信号。在一些实施例中,天线13被提供为到信号生成器11的分离的部件并且通过线缆被连接到所述信号生成器。在一些这样的实施例中,传输线12包括50Ω的同轴线缆。在备选实施例中,天线13、信号生成器11和定向耦合器14被提供在单个设备壳体内。在一些实施例中,RF信号生成器11和传输线12是阻抗匹配的。在一些实施例中,天线13在自由空间中的阻抗被匹配到传输线12的阻抗。

[0037] 在使用时,天线13被放置为靠近对象的身体。将意识到,天线需要多靠近取决于诸如天线类型和所发出的RF辐射的频率的因素;然而,预期的是,通常天线或封装天线的设备将被保持为与对象的身体接触或者与对象穿戴的衣物接触。并不要求电接触,也不必要求天线与对象的皮肤直接接触。定向天线通常将不需要如全向天线那样靠近。当在对象的身体上时,天线的放置将取决于哪个生理特性正在被测量。如果正在测量心率,则天线优选被放置为靠近动脉。如果正在测量呼吸率,则天线13优选被放置为邻近对象的胸部。然而,在一些情况下,也可能在天线13被放置为邻近对象的腹部上部时测量呼吸率。将意识到,在天线与测量装置10的其他部件被集成在单个设备壳体中的实施例中,将天线13放置为靠近对象的身体包括将测量装置10放置为靠近对象的身体。

[0038] 当天线13已经被放置在对于测量的合适的位置中时,控制器15控制RF信号生成器11(例如,通过将控制信号发送到RF信号生成器11)以生成RF信号并经由传输线13将所述RF信号发射到天线13。天线13从而根据所生成的RF信号将RF辐射发出到对象的身体中。所述控制器控制RF信号生成器以在一时间段(后文被称为测量时段)内生成RF信号。在一些实施例中,测量时段的持续时间是预定的。在一些实施例中,测量时段的持续时间为5-30秒。在一些实施例中,测量时段的持续时间是根据正在被估计的生理特性来确定的。在一些这样的实施例中,测量时段的持续时间被定义为使得其包括生理过程的最小数量的循环,例如,最小数量的呼吸或心跳。较长的测量时段能够改善所估计的(一个或多个)生理特性值的准确度;然而,将意识到,增加测量时段的持续时间减小了测量装置的速度和易用性。

[0039] 在优选实施例中,所发出的RF辐射的频率落入工业科学医学(ISM)频带内。在一些

这样的实施例中,RF辐射具有2.4-2.5GHz或5GHz的频率(即,由WiFi系统或蓝牙系统所使用的频率)。有利地,用于这些频率的电子部件是容易获得的并且被并入到许多现有的便携式电子设备中。在其他这样的实施例中,RF辐射具有13.5MHz的频率(即,由近场通信(NFC)所使用的频率)。有利地,在这样的实施例中,波更深地穿透到组织中。这可以使得能够检测例如子宫内胎儿的心跳。此外,许多现有的智能手机装备有NFC系统。

[0040] 紧密接近(通常为0.1-2cm)天线13的流体对所施加的RF场进行衰减并有效地改变天线13的阻抗。当行进通过天线系统的电磁波遇到阻抗差时,波的功率的一些部分被两个不同阻抗之间的界面反射回到源,在传输线12中形成驻波。反射的功率的量取决于阻抗之间的不匹配的大小,并且因此与所发出的RF辐射的衰减的程度相关。将意识到,在RF生成器11、传输线12和(自由场中的)天线13的阻抗相匹配的实施例中,当天线位于自由空间中时将不发生反射。因此,当天线接近对象的身体或其他包含流体的物体时,感兴趣体积(即,接收来自天线13的RF辐射的体积)中存在的流体的量的变化引起天线阻抗的变化,其因此改变反射波的幅度并且因此改变反射信号的功率水平。反射波的幅度将根据流体改变而变化,而不管RF生成器、传输线和/或(自由场中的)天线是否是阻抗相匹配的,因此,将意识到,这样的阻抗匹配并不是必须的。实际上,在反射波的功率被测量的实施例(诸如在图1中所示的实施例)中,对于天线13的(自由场)阻抗不与传输线12的阻抗相匹配是有利的。这是因为所测量到的功率信号不具有符号(即,+或-),因此任何阻抗偏差(不管方向如何)将引起信号幅度的增加。

[0041] 反射功率由定向耦合器14来检测,所述定向耦合器14测量反射信号的功率水平。换言之:在感兴趣体积中的流体移动对天线13与传输线12之间的阻抗不匹配进行调制,其继而对由定向耦合器14测量到的反射信号的功率水平进行调制。(在传输线12的长度实际上为零的实施例中,来自天线13与RF信号生成器11之间的接口反射被测量,而不是来自天线13与传输线12之间的接口的反射被测量)。所测量到的功率水平被定向耦合器14发送到控制器15以用于处理。

[0042] 心跳和呼吸两者引起流体在感兴趣体积中移动。对象的心跳引起给定动脉段中的血液体积在时间上随着对象的心率(HR)周期性地变化。同时,呼吸引起对象的肺周期性地扩张和收缩。当肺扩张时,包括肺的至少部分的感兴趣体积包含比在肺收缩时更大体积的空气(并且因此更少体积的流体)。取决于对天线13的放置,HR和呼吸率中的一个或两者将因此贡献于对由定向耦合器14测量到的反射功率的调制。所发射的信号功率、驻波比(VSWR或SWR)(即,由反射的功率形成的驻波中的最大功率对最小功率的比率)、(传输线12与天线13之间的接口的)反射系数、以及反射波相对于初始波的复幅度比率也将取决于感兴趣体积的流体含量的改变而变化,并且因此也与由流体引起的所发出的RF辐射的衰减的程度相关。

[0043] 在一些实施例中,对于反射信号功率而言备选地或额外地,使用现有技术中已知的任何合适的技术来测量或确定这些参数中的一个或多个参数。例如,能够通过将被布置为检测前向功率而不是反射功率的定向耦合器插入到传输线12中来测量发射信号功率。在定向耦合器被用于测量发射信号功率的实施例中,优选地,至少RF信号生成器和传输线的阻抗是相匹配的。这有利地使得反射波在信号生成器中被完全地吸收而不是被反射回到天线。对多个RF参数的测量结果进行组合能够有利地提供关于通过改变流体含量所引起的RF

吸收的变化的更为详细的信息。

[0044] 如果天线13被良好地校准并且天线13的位置被良好地定义(即,相对于对象的身体),则能够使用上文所列举出的所测量到的RF参数中的一个或多个参数来确定绝对流体含量。然而,对于天线13的校准和放置的施加严格的要求将使测量装置10的操作显著复杂化,使得其较不适合在家庭护理或急救情境中使用。因此,在优选实施例中,并不确定绝对流体含量值。替代地,在这样的实施例中,控制器15仅基于(一个或多个)测量到的参数的时间变化(即,在测量时段期间的(一个或多个)测量到的参数的变化)来计算一个或多个生理特性的值。

[0045] 在图1的实施例中,由定向耦合器14输出的信号是由谱分析器(其被包括在控制器15中)来解调的。图2a和图2b示出了针对由对应于仅检测血液移动(图2a)(这将例如在天线13被放置为邻近对象的腕部时发生)和检测血液移动和肺移动两者(图2b)的情况的谱分析器产生的所测量到的反射功率的范例波形。从图2b能够清楚地看到,由血液移动所引起的变化比由肺移动所引起的变化在显著更短的时间尺度内发生。使用合适的后处理技术(例如,时域滤波、FFT、相关性技术)从由谱分析器所生成的波形中提取针对HR和/或呼吸率的数值。由测量装置10输出的生理特性值的准确性随着被包括在所分析的信号中的循环(即,呼吸或心跳)的数量而增加。在所分析的信号中应当包括最少两个循环,以便产生可靠的结果。优选地,5-10个循环被包括在所分析的信号中。

[0046] 图3示出本发明的第二实施例。不像在第一实施例中,由第二实施例的测量装置30所使用的检测器不是定向耦合器,并且因此,控制器35仅与RF信号生成器通信。所有其他部件与第一实施例中的相同。由于定向耦合器不可用,因此不能够直接测量因天线与传输线之间的变化的阻抗不匹配所引起的反射功率。替代地,输入到RF信号生成器的DC功率或DC电流的水平中的一个或多个能够被用作针对反射功率的量的代表物。在该实施例中,检测器因此包括在现有技术中已知用于测量针对RF生成装置的DC输入功率或DC输入电流的任何合适的电路(这样的电路通常将被提供为控制器的部分)。优选地,在测量DC输入功率或DC输入电流的实施例中,至少RF信号生成器和传输线的阻抗是相匹配的,从而避免了多个反射(即,来自RF信号生成器和传输线之间的接口,以及来自天线与传输线之间的接口)。

[0047] RF生成装置(即,信号生成器加传输线加天线)被调谐以实现针对最小功率输入的最大功率输出(其是在RF信号生成器和天线两者的阻抗都匹配传输线的阻抗时获得的)。如上文所解释的,当阻抗不匹配发生时(例如,由于感兴趣体积的流体含量的改变),由接口反射输入电流中的一些(以及因此输入功率中的一些)。这引起由天线输出的RF功率下降。在一些实施例中,测量装置30被配置为维持输出功率的给定水平。为了实现该目的,RF信号生成器在不匹配增加时必须汲取更多的输入功率(以及因此更多的电流)以偏移由接口反射的功率。输入到RF信号生成器的DC功率和DC电流的水平因此与传输线的有效阻抗一起变化,其继而与感兴趣体积中的流体的量一起变化。DC输入功率或DC输入电流中的任一项因此能够被测量以产生由感兴趣体积中的流体分布的变化所调制的时间变化的信号。

[0048] DC功率或电流输入信号(以及RF功率输出信号)不如由定向耦合器输出的反射功率信号干净,并且因此,控制器35必须比第一实施例的控制器15执行更多的处理来提取生理特性值。具体地,天线阻抗与DC电流之间的关系必须是在测量装置的校准阶段期间确定的。该关系除其他因素以外取决于传输线的长度(即,有多少波长)。

[0049] 该实施例是有利的,因为其能够由在许多常见便携式电子设备中已经存在的RF电路来实施。例如,智能手机或平板电脑的WiFi电路包括经由传输线被耦合到天线的RF信号生成器,以及用于测量RF生成装置的内部RF输出功率和DC输入功率(如上文所解释的,这两者中的任一个能够被用作针对天线-传输线阻抗不匹配的代表物)中的至少一个的器件。备选地,能够使用存在于许多智能手机中的近场通信(NFC)硬件。NFC通信取决于由NFC读取器发出的RF场的调制,例如,由无线标签的调制。该调制是由NFC读取器来测量的。NFC硬件因此能够被用于测量由身体中的流体体积改变所引起的RF调制,如由本发明的实施例所要求的。合适的控制软件能够被容易地提供给智能手机,例如以app的形式。

[0050] 智能手机是广泛使用的,使得其尤其适合在急救护理和家庭护理环境中使用。另外的优点在于,智能手机通常并入了其他类型的传感器,诸如加速度计、相机和麦克风。在获得RF信号的同时由这些其他传感器中的一个或多个传感器记录的数据能够与RF信号相关,以增强所输出的生理特性值的准确性。例如,在一些实施例中,相机被用于记录在RF测量时段期间对象的胸部的视频。所记录的图像数据然后被分析以检测因对象的呼吸所引起的胸部移动,其能够被用于生成对呼吸率的独立估计。这然后能够与根据RF信号生成的估计进行组合,以改进最终计算的值的准确性。在一些实施例中,麦克风被用于记录在RF测量时段期间的对象的呼吸音,并且该数据以与关于相机数据所描述的相似的方式与RF数据进行组合。在测量装置被配置为在RF测量时段期间保持抵靠对象胸部的一些实施例(即,天线处于主设备壳体中的实施例)中,所述测量装置包括加速度计。所述加速度计检测在RF测量时段期间由对象的肺和胸部的扩张和收缩所引起的测量装置的移动。加速度计数据以与关于相机数据所描述的相似的方式与RF数据进行组合。

[0051] 来自任意额外的传感器的数据也能够被有利地用于检测和移除来自RF信号的伪影。例如,天线相对于对象的意外移动将可能引起感兴趣体积中的流体体积的改变,但是该改变将与正在被估计的生理特性无关。与天线位于相同壳体中的加速度计将检测该移动,并且允许识别并校正对RF信号产生的效果。相机和/或麦克风数据可以被类似地用于检测在RF测量时段期间的测量装置的非主观移动。

[0052] 图4示出了根据本发明的第三实施例的测量装置40。测量装置40包括以RF信号生成器41的形式的RF生成装置,所述RF信号生成器41经由第一传输线42被连接到第一(发射)天线43。控制器45被提供为与RF信号生成器41通信。测量装置40还包括第二(接收)天线46,所述第二(接收)天线46经由第二传输线48被连接到控制器45中的网络分析器。在一些实施例中,第二天线46是与第一天线43相同类型的。备选地,第二天线46是能够在距对象较大距离处使用的定向天线,使得对象的身体的大部分或全部处于第二天线46的视场内。在这样的备选实施例中,第二天线46能够被用于采集来自身体的不同区域的信息。

[0053] 在使用时,第一天线43被布置为邻近对象的身体部分的第一侧,并且第二天线46被布置为邻近对象的身体部分的相对侧,使得第二天线46在由第一天线43发出的RF辐射已经穿过对象的所述身体部分之后检测该RF辐射。所接收的信号因此受到因第一天线与第二天线之间的路径中的流体体积所引起的RF阻尼的影响。所接收到的信号也受到第一天线43与第一传输线42之间的阻抗不匹配以及第二天线46与第二传输线48之间的阻抗不匹配的影响。

[0054] 第一天线与第二天线之间的路径的(复)RF传递函数是通过将由RF信号生成器41

所生成的发射信号与由第二天线46所接收到的信号进行比较(例如,使用控制器45中的网络分析器)来确定的。该传递函数根据所述路径中的流体体积而变化,并且因此将包含关于对象的HR和/或呼吸率的信息(取决于天线43、46的放置)。控制器45使用现有技术中已知的任何合适的信号处理技术基于时间变化的传递函数来生成针对一个或多个生理特性的估计值。例如,针对每个天线-线缆组合需要恰当表征和/或校准,以将所测量到的RF传递函数与所述路径中的实际流体体积相关联。

[0055] 根据本发明的该实施例的监测设备能够有利地产生对象的生命参数的更为准确的估计,因为第一天线和第二天线能够被放置为使得第一天线与第二天线之间的路径包括对象的整个上半身。这使作为心跳或呼吸的结果而发生的感兴趣体积中的流体体积的改变的幅度最大化,由此改进了测量信号的信噪比。

[0056] 任选地,第一天线43与传输线42之间的阻抗不匹配也被测量(例如,以第一实施例的方式借助于定向耦合器,或者以第二实施例的方式通过测量DC输入功率/电流)。将基于天线不匹配的生理特性的估计值与基于传递函数的估计值进行组合能够有利地改进总体输出生理特性值的准确性。

[0057] 在一些实施例中(未图示),测量装置40还包括一个或多个额外的发射天线和/或一个或多个额外的接收天线。这具有改进(一个或多个)输出生理特性值的准确性的效果。

[0058] 图5示出了根据本发明的第四实施例的测量装置50。测量装置50包括贴合物(plaster)58和读取器59。用于借助于将RF辐射发出到感兴趣体积中来检测感兴趣体积中的流体体积改变的传感器装置51与第一NFC装置52一起被集成到贴合物58中。在所图示的实施例中,传感器装置51以与上文关于第一实施例所描述的测量装置10相同的方式进行操作。然而,也设想到了其他实施例,在所述其他实施例中,传感器装置51以与上文关于第二实施例所描述的测量装置30相同的方式进行操作。贴合物58被配置为被附接到对象的皮肤。读取器59包括与第二NFC装置53通信的控制单元55。在优选实施例中,读取器59是便携式手持设备的形式。在一些实施例中,读取器59包括智能手机。

[0059] 在使用时,贴合物在合适的位置处被附接到对象的皮肤以用于检测有关于感兴趣生理特性的流体移动(例如,动脉中的血流、或者归因于呼吸的肺流体移位)。为了生成针对感兴趣生理特性的估计值,读取器59被放置在贴合物58附近,并且第二NFC装置53被激活(例如通过来自控制器55的控制信号)。这引起第二NFC装置53发出具有13.5MHz的频率的RF辐射,该RF辐射由贴合物中的第一NFC装置52接收。贴合物58中的RF电路变为由所接收到的RF辐射供电,并且以上文关于第一实施例所描述的方式来执行测量(即,使用定向耦合器来检测反射功率)。来自定向耦合器的输出信号(后文中被称为测量信号)被发送到第一NFC装置52,所述第一NFC装置52将所述输出信号发射到读取器59。读取器59中的第二NFC装置53接收所测量到的信号并将所测量到的信号发送到控制器55。控制器55处理所测量到的信号,从而以上文关于第一实施例所描述的方式来生成针对一个或多个生理特性的估计值。

[0060] 在一些备选实施例中,RFID技术被用于替代NFC技术,以实现在贴合物与读取器之间的通信。在这样的实施例中,用于激活贴合物的RF辐射的频率为2.45GHz。

[0061] 该方法是有利的,因为贴合物的位置、以及因此传感器装置的位置关于对象的身体是固定的。这减小或消除了RF测量时段期间的传感器装置的非主观移动,并且因此改善了(一个或多个)输出生理特性值的准确性。此外,贴合物在测量之间能够被留下附接到

对象,这降低了测量与测量之间的变化。这在促进监测涉及感兴趣体积中的流体体积的缓慢改变的生理特性方面也是有利的。例如,由脱水或肺水肿所引起的组织中的流体改变通常在数小时或数天中发生。将传感器装置的位置固定若干天的时段允许这样的缓慢变化被检测到。这些特征对于监测应用而言是尤其有利的。例如,根据本发明的第四实施例的测量装置将尤其适合用于监测住院患者中的流体改变,并且/或者尤其适合用于监测位于家中的心率衰竭患者的肺水肿的发作。

[0062] 因此,提供了一种允许快速且可靠地估计对象的一个或多个生命参数(或其他生理特性)的测量装置。所述测量装置能够被实施为小的、易于使用的便携式设备。所述测量装置能够被有利地用作紧急情形下的抽样检查工具,和/或被有利地用于促进在例如家庭护理情形中的定期监测。

[0063] 尽管在附图和前述描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当视为是图示性的或示范性的,而不是限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0064] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的变型。在权利要求中,“包括”一词并不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”并不排除复数。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中的简单事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如,光学存储介质或固态介质,与其他硬件一起提供或者作为其他硬件的部分提供,但是也可以以其他形式进行分布,例如经由互联网或其他有线或无线电信系统。权利要求书中的任何附图标记均不应被解释为限制范围。

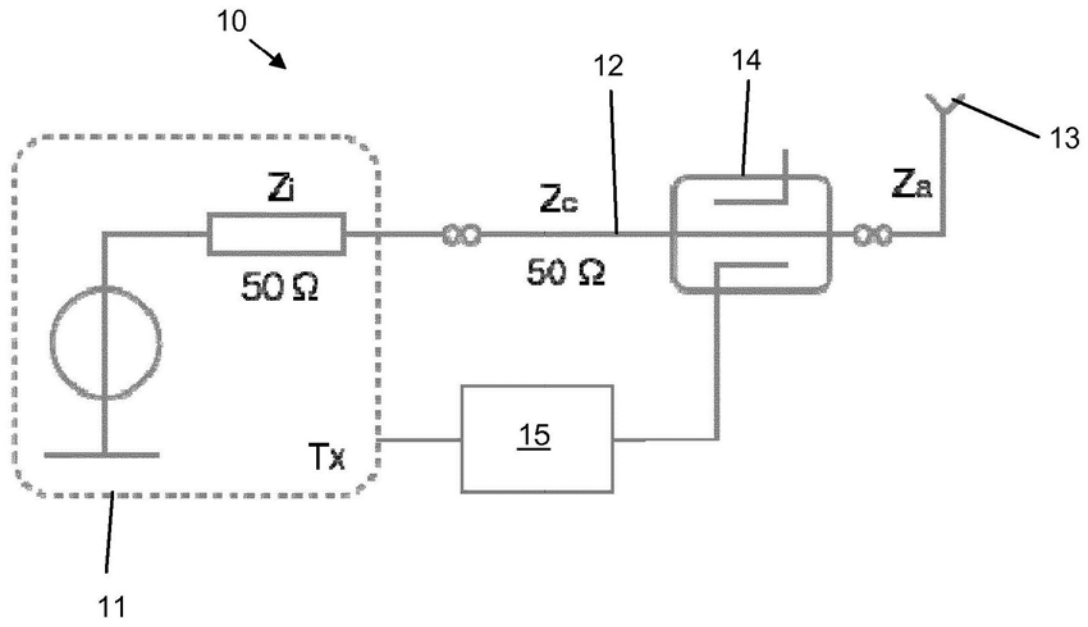


图1

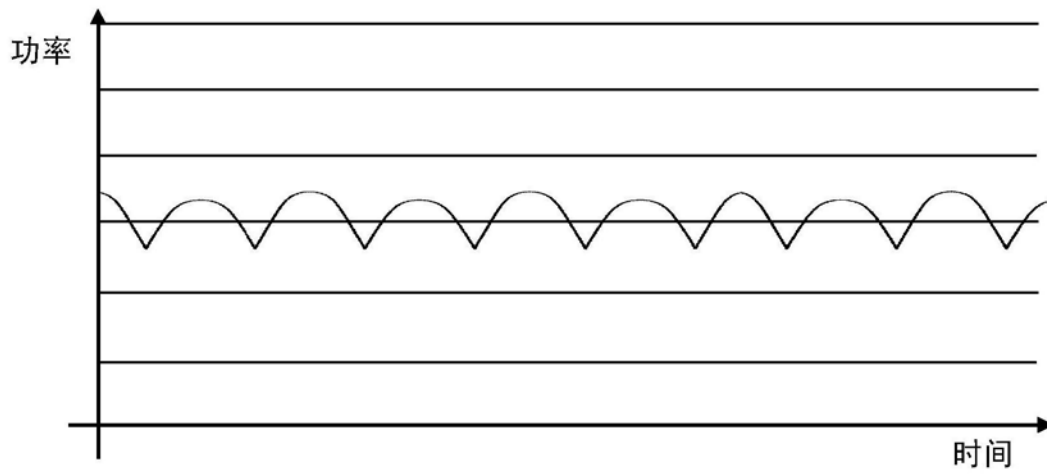


图2a

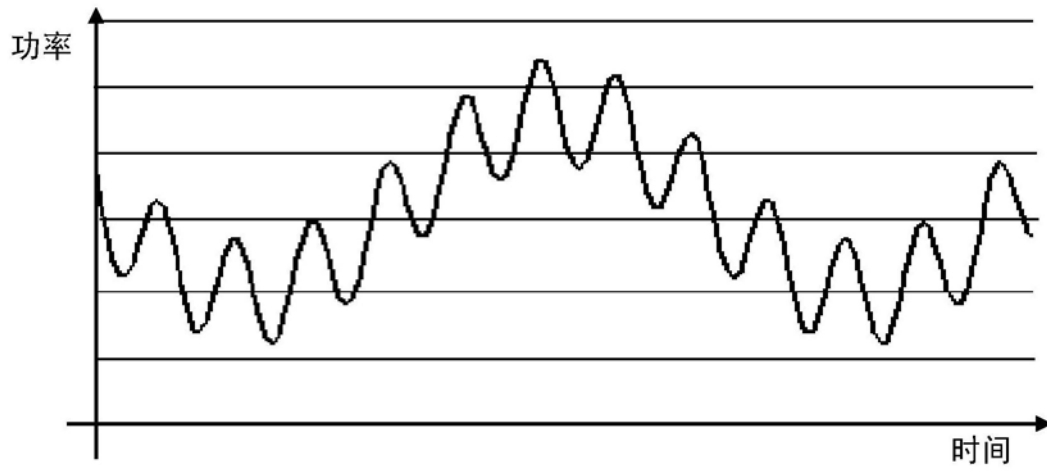


图2b

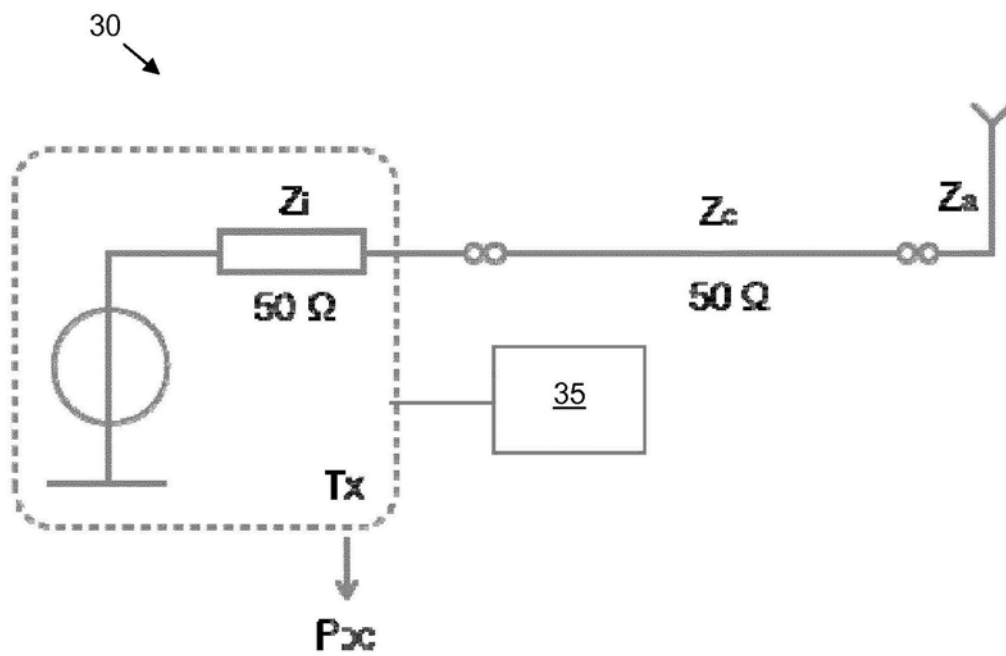


图3

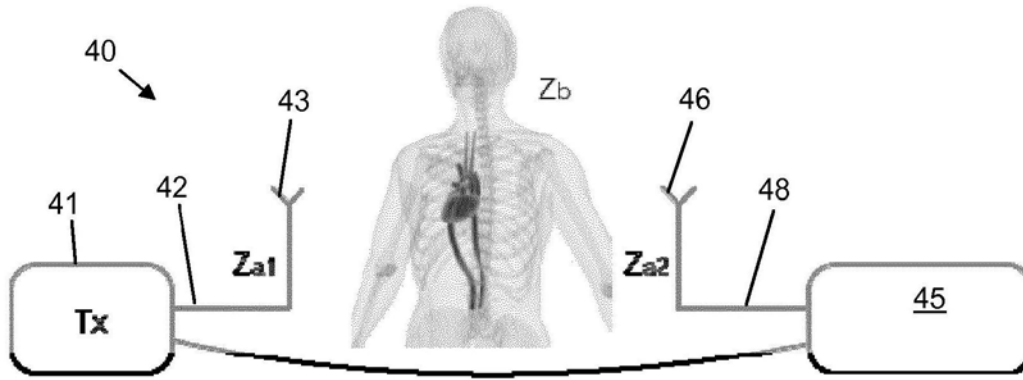


图4

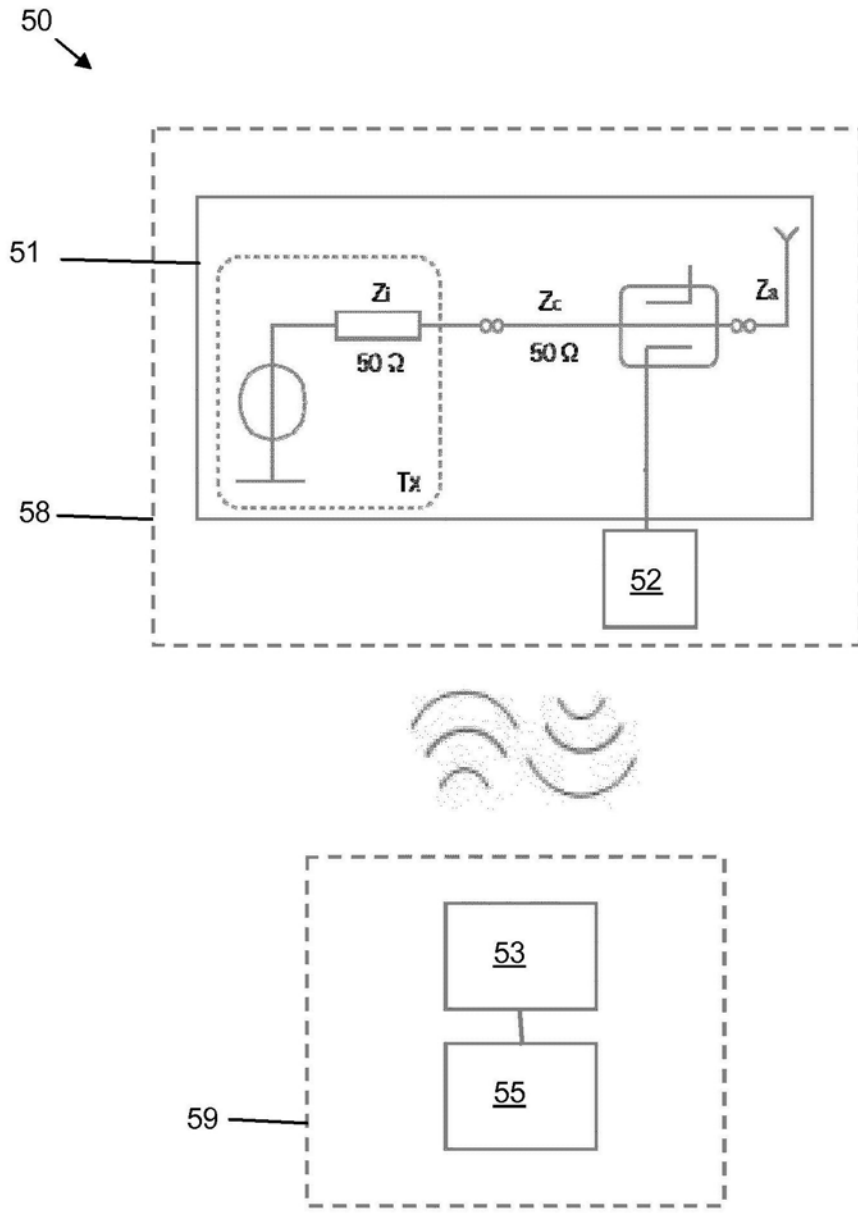


图5