



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108024790 A

(43)申请公布日 2018.05.11

(21)申请号 201680053870.2

(22)申请日 2016.09.12

(30)优先权数据

15185481.7 2015.09.16 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.03.16

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/071391 2016.09.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/046019 EN 2017.03.23

(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 B·克龙 D·马修 E·G·范皮滕

N·兰贝特 A·F·科伦

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 8/08(2006.01)

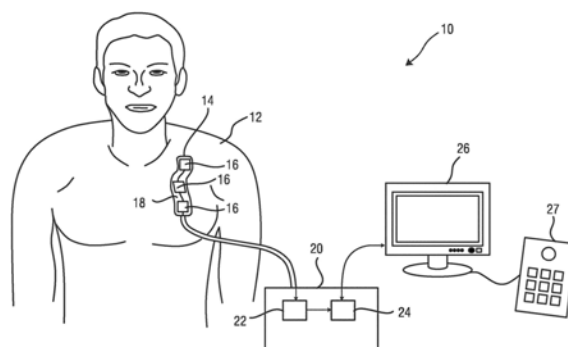
权利要求书2页 说明书12页 附图10页

(54)发明名称

用于对对象进行医学检查的超声装置和方法

(57)摘要

本发明涉及一种用于对对象进行医学检查的超声装置。所述超声装置包括多个超声换能器,所述多个超声换能器用于发射和接收超声波,并且用于基于所述超声波来提供不同的超声信号。提供了连接层,其能附接到所述对象,其中,所述超声换能器被耦合到所述连接层。处理单元,其能够连接到被提供用于接收所述超声信号的所述超声换能器,并且用于基于所述超声信号来确定至少一个参数。所述处理单元适于确定指示所述超声换能器之间的相对位置和/或所述连接层的形状的至少一个参数,并且所述超声波是透射通过所述连接层或被附接到所述连接层的层的表面声波。



1. 一种用于对对象 (12) 进行医学检查的超声装置 (10), 包括:

- 多个超声换能器 (16), 其用于发射和接收超声波, 并且用于基于所述超声波来提供不同的超声信号,

- 柔性和/或弹性连接层 (18), 其能够被附接到所述对象, 其中, 所述超声换能器 (16) 被耦合到所述连接层 (18), 以及

- 处理单元 (24), 其能够被耦合到所述超声换能器以接收所述超声信号 (16), 并且用于基于所述超声信号来确定至少一个参数, 其中, 所述至少一个参数指示所述超声换能器 (16) 相对于所述对象的解剖特征的位置和/或指示所述对象的医学状况,

其中, 所述处理单元 (24) 适于确定指示所述超声换能器 (16) 彼此之间的相对位置和/或所述连接层 (18) 的形状的至少一个参数, 并且

其中, 由所述超声换能器 (16) 接收到的所述超声波适于确定所述超声换能器 (16) 之间的距离和/或适于确定所述连接层的所述形状, 其中, 所述超声波是透射通过所述连接层 (18) 或被附接到所述连接层 (18) 的层的表面声波。

2. 根据权利要求1所述的超声装置, 其中, 所述超声换能器 (16) 相对于所述解剖特征的所述位置是基于以下中的至少一个来确定的: A线检测、B线检测、幅度检测或多普勒信号检测。

3. 根据权利要求1所述的超声装置, 还包括加速度计, 其中, 所述处理单元适于基于从所述加速度计接收到的信号来确定所述对象的姿态。

4. 根据权利要求1所述的超声装置, 还包括与所述超声换能器 (16) 相关联的多个高度检测器, 所述多个高度检测器用于提供与各个超声换能器相对于所述对象的解剖特征的高度相对应的高度信号, 其中, 所述处理单元适于基于所述高度信号来确定所述对象的姿态和/或所述对象的所述姿态的变化。

5. 根据权利要求1所述的超声装置, 还包括用于对由所述超声换能器发射的所述超声波进行聚焦的波束形成单元 (22), 并且其中, 所述波束形成单元适于基于所述超声换能器 (16) 彼此之间的所述相对位置和/或基于所述超声换能器 (16) 相对于所述对象的所述解剖特征的所述位置来对由所述超声换能器 (16) 发射的所述超声波进行聚焦。

6. 根据权利要求1所述的超声装置, 其中, 所述超声换能器 (16) 具有到彼此的距离, 并且其中, 所述处理单元适于基于由所述超声换能器接收到的所述超声波来确定所述超声换能器 (16) 之间的距离。

7. 根据权利要求1所述的超声装置, 其中, 所述处理单元适于基于由所述超声换能器 (16) 接收到的所述超声波来确定所述柔性层的形状。

8. 根据权利要求6或7所述的超声装置, 其中, 由所述超声换能器 (16) 接收到的、用于确定所述超声换能器 (16) 之间的所述距离和/或所述连接层 (18) 的所述形状的所述超声波被所述对象反向散射。

9. 根据权利要求6至9中的任一项所述的超声装置, 其中, 用于确定所述超声换能器 (16) 之间的所述距离和/或所述连接层的所述形状的所述超声波是由所述超声换能器中的一个发射的。

10. 根据权利要求1所述的超声装置, 还包括被耦合到所述处理单元的光发射设备 (70) 和光探测设备 (72), 其中, 所述处理单元适于基于由所述光探测设备探测到的光来确定所

述连接层(18)的所述形状。

11. 根据权利要求10所述的超声装置,其中,光纤(80)被连接到所述连接层(18),其中,所述处理单元适于基于由所述光探测设备探测到的所述光来确定所述光纤的应变,并且基于所确定的应变来确定所述连接层(18)的所述形状。

12. 根据权利要求6至10中的任一项所述的超声装置,其中,所述处理单元适于基于从所述超声换能器(16)接收到的所述超声信号以及所述超声换能器(16)之间的所确定的距离和/或所述连接层(18)的所确定的形状来确定超声图像数据。

13. 一种用于对对象进行医学检查的方法,包括以下步骤:

- 借助于经由柔性和/或弹性连接层能够被附接到所述对象多个超声换能器发射和接收超声波,并且基于由所述多个超声换能器接收到的所述超声波来提供多个不同的超声信号,

- 基于所述超声信号来确定至少一个参数,其中,所述至少一个参数指示所述超声换能器相对于所述对象的解剖特征的位置和/或指示所述对象的医学状况,

- 确定指示所述超声换能器彼此之间的相对位置和/或所述连接层的形状的至少一个参数,并且

- 基于由所述超声换能器接收到的所述超声波来确定所述超声换能器之间的距离,和/或基于由所述超声换能器接收到的所述超声波来确定所述连接层的所述形状,所述超声波是透射通过所述连接层或被附接到所述连接层的层的表面声波。

14. 根据权利要求13所述的方法,包括以下步骤:基于以下中的至少一个来确定所述超声换能器相对于所述解剖特征的所述位置:A线检测、B线检测、幅度检测或多普勒信号检测。

15. 一种用于对对象进行医学检查的计算机程序产品,计算机程序产品包括计算机可读程序代码,所述计算机可读程序代码能从通信网络上下载,或者可存储在或者被存储在计算机可读存储介质上,所述计算机可读程序代码当在计算机上运行时,使所述计算机执行以下步骤:

- 控制经由柔性和/或弹性连接层能够被附接到所述对象多个超声换能器以发射和接收超声波,并且基于由所述多个超声换能器接收到的所述超声波来提供多个不同的超声信号,

- 基于由所述超声换能器接收到的所述超声信号来确定至少一个参数,其中,所述至少一个参数指示所述超声换能器相对于所述对象的解剖特征的位置和/或指示所述对象的医学状况,

- 确定指示所述超声换能器彼此之间的相对位置和/或所述连接层的形状的至少一个参数,并且

- 基于由所述超声换能器接收到的所述超声波来确定所述超声换能器之间的距离,和/或基于由所述超声换能器接收到的所述超声波来确定所述连接层的形状,所述超声波是透射通过所述连接层或被附接到所述连接层的层的表面声波。

用于对对象进行医学检查的超声装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于对对象进行医学检查的超声装置。本发明还涉及一种用于对对象进行医学检查的方法。

背景技术

[0002] 在医学检查系统的领域中,超声是用于医学诊断、尤其是用于监测血液动力学参数或肺部参数或者用于提供患者的医学图像的公知且可靠的技术。

[0003] 为了连续监测患者,还知道要将一个或多个单独的超声换能器附着到患者的皮肤,以便以无创且非突兀的方式在长时间框内连续地或频繁地确定测量数据。例如,根据US 5485841已知一种用于评估肺的对应的超声装置。

[0004] US 2013/0079641 A1公开了一种被配置为被附着到活体的部分的衣服,并且至少一个超声换能器在所述衣服上具有固定位置并且被配置为进行以下中的至少一项:产生和接收穿过所述活体的超声信号。

[0005] 已知的超声监测方法的缺点在于穿戴不同的换能器是复杂的并且将不同的换能器应用于身体是复杂的。另外的缺点在于超声换能器的相对位置是可变的,并且换能器的视场可能会被要监测的患者的解剖特征所阻挡。

发明内容

[0006] 因此,本发明的目的是提供一种用于对对象进行医学检查的改进的超声装置,穿戴和应用所述超声装置较不复杂且所述超声装置提供了更加可靠的测量数据。本发明的另外的目的是提供一种用于对对象进行医学检查的对应的改进的方法。

[0007] 根据本发明的一个方面,提供了一种用于对对象进行医学检查的超声装置,所述超声装置包括:

[0008] -多个超声换能器,其用于发射和接收超声波,并且用于基于所述超声波来提供不同的超声信号,

[0009] -柔性和/或弹性连接层,其能够被附接到所述对象,其中,所述超声换能器被耦合到所述连接层,以及

[0010] -处理单元,其能够被耦合到所述超声换能器以接收所述超声信号,并且用于基于所述超声信号来确定至少一个参数,其中,所述至少一个参数指示所述超声换能器相对于所述对象的解剖特征的位置和/或指示所述对象的医学状况,

[0011] 其中,所述处理单元适于确定指示所述超声换能器彼此之间的相对位置和/或所述连接层的形状的至少一个参数,并且

[0012] 其中,由所述超声换能器接收到的所述超声波适于确定所述超声换能器之间的距离和/或所述连接层的形状,所述超声波是透射通过所述连接层或被附接到所述连接层的层的表面声波。

[0013] 根据本发明的另一方面,提供了一种用于对对象进行医学检查的方法,所述方法

包括以下步骤:

[0014] -借助于经由柔性和/或弹性连接层能够被附接(或被附接)到所述对象多个超声换能器发射和接收超声波,并且基于由所述多个超声换能器接收到的所述超声波来提供多个不同的超声信号,

[0015] -基于由所述超声换能器接收到的所述超声信号来确定至少一个参数,其中,所述至少一个参数指示所述超声换能器相对于所述对象的解剖特征的位置和/或指示所述对象的医学状况,

[0016] -确定指示所述超声换能器彼此之间的相对位置和/或所述连接层的形状的至少一个参数,并且

[0017] -基于由所述超声换能器接收到的所述超声波来确定所述超声换能器之间的距离,和/或基于由所述超声换能器接收到的所述超声波来确定所述连接层的所述形状,所述超声波是透射通过所述连接层或被附接到所述连接层的层的表面声波。

[0018] 根据本发明的另一方面,提供了一种包括程序代码模块的计算机程序产品,当所述计算机程序在计算机上执行时,所述程序代码模块用于使所述计算机执行以下步骤:

[0019] -接收基于从多个能够附接(或被附接)到对象的超声换能器接收到的超声信号的多个不同的超声信号,

[0020] -基于从所述超声换能器接收到的所述超声信号来确定至少一个参数,其中,所述至少一个参数指示所述超声换能器相对于所述对象的解剖特征的位置和/或指示所述对象的医学状况。

[0021] 在实施例中,一种用于对对象进行医学检查的计算机程序产品,所述计算机程序产品包括计算机可读程序代码,所述计算机可读程序代码能从通信网络上下载,或者能够存储在或者被存储在计算机可读存储介质上,所述计算机可读程序代码当在计算机上运行时,使所述计算机执行以下步骤:

[0022] -控制经由柔性和/或弹性连接层能够被附接(或被附接)到所述对象多个超声换能器发射和接收超声波,并且基于由所述多个超声换能器接收到的所述超声波来提供多个不同的超声信号,所述多个超声换能器,

[0023] -基于由所述超声换能器接收到的所述超声信号来确定至少一个参数,其中,所述至少一个参数指示所述超声换能器相对于所述对象的解剖特征的位置和/或指示所述对象的医学状况,

[0024] -确定指示所述超声换能器彼此之间的相对位置和/或所述连接层的形状的至少一个参数,并且

[0025] -基于由所述超声换能器接收到的所述超声波来确定所述超声换能器之间的距离,和/或基于由所述超声换能器接收到的所述超声波来确定所述连接层的形状,所述超声波是透射通过所述连接层或被附接到所述连接层的层的表面声波。

[0026] 所述计算机程序产品能够适于与包括服务器设备和客户端设备的系统一起工作。所述步骤中的一部分能够在所述服务器设备上执行,而所述步骤中的其他部分或另一部分在所述客户端设备上执行。服务器设备和客户端设备能够彼此远离,并且通过本领域已知的有线或无线通信而被连接。替代地,所有步骤都是在服务器设备上执行的,或者都是在客户端设备上执行。

[0027] 在实施例中,可以提供包括以下项的计算机系统或设备:根据本发明的实施例的计算机程序产品;以及一个或多个处理器,其适于通过运行所述计算机程序产品的所述计算机可读程序代码来执行根据实施例的方法。所述系统或设备能够包括客户端设备和服务器设备,或者两者中的任一种以用于运行所述方法的步骤。服务器设备和客户端设备能够具有通信设备以用于使用有线或无线通信协议来彼此通信。

[0028] 在另外的方面中,本发明涉及一种包括指令的计算机可读非瞬态存储介质,所述指令当由处理设备运行时,运行评估人的功能能力的方法的方法步骤,以执行根据本发明的实施例的任务。

[0029] 所述计算机程序产品能够具有用于将所述方法的步骤中的任一个的结果传达给用户的代码。这样的代码能够包括用于生成影像、视频和/或音频输出的代码。系统、客户端和/或服务器设备能够包括用于生成输出的显示器和/或音频输出设备(例如,扬声器)。

[0030] 本发明尤其涉及用于借助于多个超声换能器来监测对象的肺、心脏、主动脉、颈动脉、颈静脉、肱动脉以及股动脉的监测装置,所述多个超声换能器能够分别应用于对象的胸部、颈部、手臂或腿部。

[0031] 根据本发明的另外的方面,提供了一种超声装置,所述超声装置可以根据超声信号来提供超声图像数据,作为中间结果。

[0032] 在从属权利要求中定义了本发明的优选的实施例。应该理解,要求保护的方法与要求保护的并在从属权利要求中定义的设备具有相似和/或相同的优选实施例。

[0033] 本发明基于这样的想法:借助于连接或接触层将多个超声换能器附接到要被检查的对象,以便执行无创且非突兀的连续测量,其中,超声换能器能够被容易地应用到所述对象。由于超声换能器的连接以及超声换能器在对象的身体处彼此之间的位置能够独立地变化,并且视场可能被阻挡,因此超声换能器相对于对象的解剖特征的位置是基于从接收到的超声波导出的超声信号来确定的。因此,能够向用户提供对超声换能器中的一个或多个的适当位置或不适当位置的指示,使得能够实现对超声数据的更加精确并且更加可靠的监测和评价。

[0034] 柔性和/或弹性连接层连接层优选是由柔性和/或弹性材料形成的。这使得可能以高的自由度将换能器独立连接到对象。

[0035] 在实施例中,处理单元适于向用户提供对超声换能器相对于对象的解剖特征的位置的指示。这能够提供对超声换能器的位置的的质量的反馈,使得能够避免超声换能器的阻挡。

[0036] 在另外的实施例中,所述超声换能器相对于所述解剖特征的所述位置是基于以下中的至少一个来确定的:A线检测、幅度和/或强度检测或多普勒信号检测。这使得可能以低的技术努力精确地检测对象的解剖特征。这尤其使得可能确定对象的阻挡的解剖特征,例如确定可能阻挡肺监测的肋骨。

[0037] 在另外的实施例中,处理单元适于基于B线检测来确定指示对象的医学状况的至少一个参数。这使得可能以低的技术努力精确地确定对象的医学状况,其中,能够利用B线检测来检测诸如肺水肿的肺部疾病,或者能够利用B线检测来检测诸如心血管疾病的的心脏、主动脉或动脉的疾病。

[0038] 在另外的实施例中,所述超声装置包括加速度计,其中,所述处理单元适于基于从

所述加速度计接收到的信号来确定所述对象的姿态和/或所述对象的所述姿态的改变。这使得可能改进对超声信号的解读和评价,这是因为考虑了对象的姿态,所述对象的姿态影响针对不同医学状况或参数的尤其是血液动力学参数或肺部参数参数。

[0039] 在另外的实施例中,所述超声装置还包括与所述超声换能器中的每个相关联的多个高度检测器,所述多个高度检测器用于提供与各个超声换能器相对于所述对象的解剖特征的高度相对应的高度信号,其中,所述处理单元适于基于所述高度信号来确定所述对象的姿态。这还使得可能确定影响针对不同的医学测量(尤其是如对血液动力学参数或肺部参数的测量)的参数的对象的姿态。另外,超声换能器相对于重力的相对位置能够被确定,使得例如肺中的液体或液体高度能够被确定。

[0040] 根据本发明的另外的优选实施例,提供了一种用于对对象进行医学检查的超声装置,所述超声装置包括:

[0041] -多个超声换能器,其用于发射和接收超声波,并且用于基于所述超声波来提供不同的超声信号,

[0042] -柔性和/或弹性连接层连接层,其能够被附接到所述对象,其中,所述超声换能器被耦合到所述连接层,以及

[0043] -处理单元,其能够被连接到用于接收所述超声信号的所述超声换能器,并且用于确定基于所述超声信号来确定至少一个参数,其中,所述至少一个参数指示所述对象的医学状况,其中,所述处理单元适于确定指示所述超声换能器彼此之间的相对位置和/或所述连接层的形状的至少一个参数。

[0044] 这使得可能改进对超声信号的评价和解读,这是因为能够执行对超声换能器的配准。具体地,能够基于对应的超声信号和超声换能器彼此之间的相对位置来形成2D图像或3D图像。这通常使得可能对用户而言舒适地改进对数据的评价。

[0045] 在另外的实施例中,所述超声装置包括用于对由所述超声换能器发射的所述超声波进行聚焦的波束形成单元,其中,所述波束形成单元适于基于所述超声换能器彼此之间的所述相对位置和/或基于所述超声换能器相对于所述对象的解剖特征的所述位置来对由所述超声换能器发射的所述超声波进行聚焦。这使得可能基于超声换能器彼此之间的相对位置和/或基于对象的解剖特征来修改所发射超声信号或超声波,使得能够改善测量的精确性和可靠性。

[0046] 在另外的实施例中,所述超声换能器具有到彼此的距离,其中,所述处理单元适于基于由所述超声换能器接收到的所述超声波来确定所述超声换能器之间的距离。这使得可能确定超声换能器彼此之间的相对位置并且将超声换能器配准在对象处的个体位置中,使得能够改善对超声数据的评价并且使得能够从超声信号导出图像数据。

[0047] 在另外的实施例中,所述处理单元适于基于由所述超声换能器接收到的所述超声波来确定所述连接层的形状。这使得可能进一步改善对超声信号的评价和解读并使得可能确定2D超声图像或3D超声图像。

[0048] 在实施例中,由所述超声换能器接收到的、用于确定所述超声换能器之间的所述距离和/或所述连接层的所述形状的所述超声波被所述对象反向散射。这使得可能以低技术努力确定超声换能器的相对位置,即使超声换能器并未经由直接的超声路径进行耦合。

[0049] 由所述超声换能器接收到的、用于确定所述超声换能器之间的距离和/或所述连

接层的形状的所述超声波是透射通过所述连接层或被附接到所述连接层的额外层的表面声波。这使得可能改善对超声换能器的相对位置的测量的鲁棒性,这是因为距离感测和形状感测仅取决于对连接层或被附接到连接层的额外层的构建,并且不基于对象的组织特性。

[0050] 在另外的实施例中,用于确定所述超声换能器之间的所述距离和/或所述连接层的所述形状的所述超声波是由所述超声换能器中的一个发射的。这使得可能以低技术努力确定超声换能器的距离和/或连接层的形状,这是因为也能够利用集成的超声换能器来确定超声换能器之间的距离和/或连接层的形状。超声换能器之间的距离和连接层的形状是通过借助于单个超声换能器发射一个短超声脉冲来确定的,其中,其他换能器接收所述脉冲。距离和形状能够基于该超声脉冲的飞行时间、幅度或相位来确定。

[0051] 根据另外的实施例,距离测量是通过由多个超声换能器发射短超声脉冲或由超声换能器中的每个以相继的方式发射短超声脉冲来执行的,其中,在每个情况下,各自的其他超声换能器接收所发射的超声脉冲。超声换能器之间的距离和连接层的形状能够基于所发射并且被各自的其他剩余的超声换能器所接收的超声脉冲中的每个的飞行时间、幅度或相位来确定。

[0052] 在另外的实施例中,所述超声装置还包括被耦合到所述处理单元的光发射设备和光探测设备,其中,所述处理单元适于基于由所述光探测设备探测到的光来确定所述连接层的所述形状。这使得可能进一步改善对连接层的形状的检测的可靠性。

[0053] 在另外的实施例中,所述光发射设备和所述光探测设备借助于被连接到所述连接层的光纤而被光学地耦合。这使得可能以高精确性确定连接层的形状。

[0054] 在另外的实施例中,所述光纤被连接到柔性和/或弹性层,其中,所述处理单元适于基于由所述光探测设备探测到的光来确定所述光纤的应变,并且基于所确定的应变来确定所述连接层的所述形状。这使得可能精确地确定所述连接层的形状。

[0055] 在另外的实施例中,所述处理单元适于基于从所述多个超声换能器接收到的所述超声信号以及所述超声换能器之间的所确定的距离和/或所述连接层的所确定的形状来确定超声图像数据。这使得可能利用超声信号来进行超声成像,其中,超声图像数据的质量能够基于超声换能器之间的所确定的距离和/或连接层的所确定的形状得以改善。

[0056] 如以上所提及的,能够借助于所述连接层或接触层被连接到所述对象的所述超声换能器能够提供对对象的医学参数的非侵入性的且不突兀的连续且频繁的监测,其中,能够改善对从所述超声换能器接收到的不同的超声信号的评价和解读,并且能够提供基于超声信号的精确、鲁棒且可靠的测量。另外,归因于连接层或接触层,超声换能器能够被独立地附接到对象,并且归因于对超声换能器相对于彼此以及相对于对象的解剖特征的位置的测量,能够改善测量,并且能够避免例如由骨骼、血管、器官或其他结构对期望的视场的阻挡。

[0057] 用于对对象进行医学检查的超声装置的范例包括:i) 多个超声换能器,其用于发射和接收超声波,并且用于基于所述超声波来提供不同的超声信号,ii) 连接层,其能附接到所述对象,其中,所述超声换能器被耦合到所述连接层,以及iii) 处理单元,其能耦合到所述超声换能器以接收所述超声信号,并且用于基于所述超声信号来确定至少一个参数,其中,所述至少一个参数指示所述超声换能器相对于所述对象的解剖特征的位置和/或指

示所述对象的医学状况。

[0058] 用于对对象进行医学检查的方法的范例包括以下步骤：i) 借助于多个超声换能器发射和接收超声波，所述多个超声换能器经由柔性和/或弹性连接层能够被附接(或被附接)到所述对象，并且基于由所述多个超声换能器接收到的所述超声波来提供多个不同的超声信号，并且iii) 基于由所述超声换能器接收到的所述超声信号来确定至少一个参数，其中，所述至少一个参数指示所述超声换能器相对于所述对象的解剖特征的位置和/或指示所述对象的医学状况。

附图说明

[0059] 本发明的这些和其他方面将根据下文描述的实施例变得显而易见，并且将参考下文描述的(一个或多个)实施例得到阐述。在以下附图中：

[0060] 图1示出了用于对对象的体积进行医学检查的超声装置的示意性表示；

[0061] 图2示出了包括多个换能器元件的超声装置的详细表示；

[0062] 图3示出了包括被能柔性地附接到彼此的三个换能器元件的超声装置的详细表示；

[0063] 图4示出了包括超声换能器和连接层的超声装置的示意性截面图；

[0064] 图5示出了包括缚带连接器的超声换能器的实施例；

[0065] 图6示出了图5中示出的超声装置的实施例的截面图；

[0066] 图7示出了超声换能器的另外的实施例的截面图；

[0067] 图8示出了包括被附接到连接层的多个超声换能器的超声换能器的详细的俯视图；

[0068] 图9示出了包括用于确定超声换能器的距离和/或连接层的形状的多个超声换能器的超声装置的截面图；

[0069] 图10示出了包括用于确定连接层的形状的光发射设备和光探测设备的超声装置的实施例的截面图；

[0070] 图11示出了形状和取向函数关于笛卡尔坐标系的图解；并且

[0071] 图12示出了包括用于确定连接层的形状的光纤的超声装置的示意性俯视图。

具体实施方式

[0072] 图1示出了一般用10表示的、用于对对象进行医学检查的超声装置的示意性图示。超声装置10被应用于检验解剖部位(尤其是对象12或患者12的解剖部位)的体积。超声装置10包括超声换能器单元14，所述超声换能器单元14包括多个超声换能器16以及用于将超声换能器16连接到对象12连接层18或接触层18。连接层18或接触层18是柔性和/或弹性层18，所述柔性和/或弹性层18用于将超声换能器16柔性地或能延伸地连接到彼此。超声换能器单元14可以包括被连接到连接层18的两个、三个、四个或更多个超声换能器16中。超声换能器16包括至少一个超声换能器元件，所述至少一个超声换能器元件用于发射和接收超声波，并且用于基于从对象12的解剖侧反向散射的超声波来提供各自的超声信号。超声换能器16借助于电线被电连接到彼此，并且被电连接到中央处理单元20，所述中央处理单元20用于控制超声换能器16，并且用于接收和评价来自超声换能器16超声信号。中央处理单元

20包括控制单元22,所述控制单元22用于控制超声波的发射,并且用于接收各自的超声信号。控制单元22被连接到用于接收超声信号并用于评价超声信号的处理单元24。处理单元24适于如下文所述地确定超声换能器16彼此之间的相对位置和/或超声换能器16相对于对象12的解剖特征的位置。处理单元24还基于从超声换能器16接收到的超声信号来确定指示对象12的医学状况的至少一个参数。中央处理单元20并且尤其是处理单元24被连接到用于向用户显示医学检验结果的显示设备26。显示设备26可以被连接到用于控制超声装置10的输入设备27。

[0073] 超声换能器16可以包括一个换能器元件或换能器元件的阵列,其中,超声换能器16一般被耦合到可以由能弯曲的和有弹性的材料形成的连接层18,使得超声换能器16之间的间隔能够被手动调节并且超声换能器16能够被独立地放置在对象12的独立选择的位置处。这使得用户能够检验对象12的期望部分(尤其是肺、心脏、主动脉等)或非胸部分(如颈动脉、肱动脉和股动脉),其中,超声换能器16被设置在对象12的肋骨之间的肋间部分处,或者被设置在对象12的颈部、手臂或腿部上/周围,以便实现对要被检查的器官或脉管的无阻挡的查看。处理单元24适于确定超声换能器16相对于解剖特征(例如,骨或器官或其他阻挡的解剖特征)的相对位置,以便指示超声换能器16中的一个或多个是否被不合适地设置在对象12处,从而提供可靠的测量。显示设备26可以向操作者提供对应的警告。

[0074] 可以基于如超声信号或多普勒测量中的A线的伪影来确定解剖特征,以用于检测动脉血管和/或静脉血管以及评估灌注。良好定位的超声换能器16能够例如示出肺胸膜线,所述肺胸膜线与A线的伪影相关联。因此,能够基于超声信号来自动识别超声换能器16的适当定位。

[0075] 对于利用超声换能器单元14来监测对象12的肺的情况,能够利用B线伪影来确定肺水肿的存在和程度,所述肺水肿是从肺的底部向上发展的。而且,能够监测与诸如感染的局部肺积水相关联的其他肺部状况,其中,超声换能器16能够指示局部肺积水的增大、减小或迁移。在另一实施例中,超声换能器单元14能够适于测量心脏参数、主动脉参数、血管参数或静脉参数。超声换能器16中的每个均可以被装备有用于确定对象12的姿态的高度计或加速度计,对象12的姿态通常由于重力的影响而导致肺水的迁移和血液动力学的变化。高度传感器也能够用于基于哪些换能器发现了B线伪影以及哪些换能器并未发现B线伪影来导出肺水肿的程度(即,高度)。

[0076] 在替代的实施例中,处理单元24使用从超声换能器16接收到的超声信号来重建和提供超声图像数据。为了重建和提供图像数据,超声换能器16的相对位置和个体超声换能器16的各自的取向必须被配准。基于由超声换能器16接收到的并且借助于处理单元24评价的超声波来确定超声换能器16的相对位置和取向。在替代的实施例中,可以基于被附接到或被耦合到或被集成在连接层18中的光发射设备和光探测设备来确定连接层18的形状。基于如此确定的超声换能器16彼此之间的相对位置和超声换能器16的个体取向,能够重建超声图像。当超声换能器16形成元素的矢量或线时,能够形成超声信号的2D图像作为B模式或平面波复合。如果超声换能器16形成超声换能器的矩阵,则能够形成3D图像。

[0077] 控制单元24可以控制超声换能器16,以便基于对象12的检测到的解剖特征来将由超声换能器16发射的超声波束聚焦到感兴趣区域。

[0078] 图2示出了被附接到对象12的部位的超声换能器单元14的示意图。连接层18被附

接到对象12的胸部,使得超声换能器16被设置在对象12的肋骨28之间。连接层18借助于胶粘层或黏合层或粘结剂被附接到对象12的皮肤。超声换能器16中的每个可以包括用于发射和接收超声波的一个、两个或多个换能器元件。超声换能器16可以是电容式微机械超声换能器(CMUT)、压电式微机械超声换能器(PMUT)元件或C模式、P模式或聚合物换能器(例如,PVDF换能器元件),以便发射和接收超声波。

[0079] 处理单元24适于基于从超声换能器16接收到的超声信号来确定超声换能器16相对于解剖特征(在这种特定情况下解剖特征为肋骨28)的相对位置,使得能够确定超声换能器16在肋骨28处的不适当位置,并且能够借助于例如警告信号向用户指示该不适当位置。应当注意,解剖特征可以是并不感兴趣的任何阻挡特征,如骨、器官或血管。

[0080] 处理单元14还基于超声信号来确定对象12的医学状况(在该特定情况下为肺、心脏、主动脉或其他血管的状况),并且可以基于超声信号来确定疾病。

[0081] 优选地基于超声信号中的A线伪影来确定阻挡解剖特征。能够基于超声信号中的B线伪影来确定对象12的医学状况(在该特定情况下为肺的肺水肿)。替代地,出于血管目的,优选使用多普勒信号,并且在心脏检验的情况下,能够利用其它重建信号或信号特征。

[0082] 图3示出了超声换能器单元14的详细图解。超声换能器16通过焊接、胶合或接合而被附接到连接层18,其中,超声换能器16借助于线32被电连接,所述线32可以被形成为连接层18或基板18上的印刷线32。换能器元件16能够借助于水凝胶层30被附接到对象12的皮肤。超声换能器16借助于连接层18被连接到彼此,所述连接层18可以由布料形成,其中,导电线34被附接到布料,以便将印刷线32和超声换能器16连接到彼此。超声换能器单元14经由线缆36和连接器38被连接到中央处理单元20。超声换能器16之间的部分能够被切割成曲折的形状,以确保连接层18的柔性和弹性。所有超声换能器16都经由单个连接器被连接到中央电子器件单元。将超声换能器16连接到中央处理单元20的另一种方式是将柔性电子器件集成到连接层18以使中央处理单元20与换能器之间形成电接触。在这种情况下,拼片之间的片块的曲折并不是必要的。

[0083] 如此柔性连接的超声换能器16能够被附接到对象12的彼此之间具有一定距离的个体部分,使得超声换能器16能够针对不同的医学检查被使用,例如,监测肺、心脏、脉管或其他器官,如以上所提及的。

[0084] 图4示出了超声换能器单元14的示意性截面图。超声换能器16被附接到连接层18,其中,连接层18被设置在超声换能器元件16的顶部。衬背层40被附接到连接层18和超声换能器16的顶部,以便吸收超声换能器16的超声能量并向超声换能器16提供压力以改善到对象12的皮肤的附接。替代地,压力引发层可以被附接到衬背层40以向超声换能器16提供压力。衬背层40可以具有比压力引发层的厚度更大的厚度。在实施例中,衬背层40可以具有为压力引发层的厚度的至少两倍的厚度。超声换能器16被基底层42包围以支持超声换能器16。基底层42可以由毡制品或泡沫形成。匹配层44被设置在超声换能器16的下面,所述匹配层44被连接到水凝胶层30,以提供到对象12的皮肤人良好的超声接触或耦合。超声换能器16经由电极46、48被连接到印刷线32,其中,电极46、48借助于绝缘层50与匹配层44和基底层44相隔离。

[0085] 能够利用导电黏合剂将超声换能器16焊接或接合或胶合到柔性印刷电路箔(例如,聚对苯二甲酸乙二酯(PET))上。连接层18的两侧上的电路,除了在暴露于皮肤的换能器

区上之外,能够利用电介质涂层进行电绝缘。填充有高密度金属颗粒的聚合物层能够被用作在与超声换能器单元14的皮肤侧相对的柔性层上的顶层涂层,用于减弱朝向皮肤的相反侧的超声波。能够经由连接层18上的线32对超声换能器16中的每个进行寻址,并且超声换能器16中的每个可以包括模数转换器。

[0086] 超声换能器单元14还可以包括电子设备。可以集成实施对RF数据(即,超声信号)的处理的额外的中央处理单元,所述对RF数据的处理包括对肺、心脏和/或心血管状况或疾病的分类和无线通信。超声换能器单元14也可以被无线连接到中央处理单元20。无线超声换能器单元也需要能量存储设备,例如,电池。有线片块能够通过对每个换能器元件使用同轴缆线而将所有处理分流(offload)到外部单元。替代地,超声信号可以在超声换能器单元14中进行处理,并且超声换能器单元14可以利用如USB 3.0缆线一样简单的项被连接到另一设备。

[0087] 超声换能器16中的每个可以与加速度计和/或高度检测器相关联,以确定对象的姿态和/或各个超声换能器16相对于重力和/或对象12的解剖特征的高度。

[0088] 图5示出了包括连接带52的超声换能器单元14的实施例的示意性俯视图,其中,连接带52包括能附接到衬背层40的多个子带54,以便吸收超声能量并改进压力,借助于其,超声换能器16被压迫到对象12的皮肤上。压力引发层可以被形成在衬背层40的顶部,并且形成额外的间隔物以引发局部压力。能够将连接带52穿戴在对象12的胸部、手臂或腿部周围或者另一部位处,以便向超声换能器16提供相应的接触力。这能够确保超声换能器16在对象12的皮肤处形成接触,例如在对象12的肋间区域中的肋骨28之间或另一部分处形成接触。

[0089] 图6示出了超声换能器单元14的示意性截面图。超声换能器16被附接到水凝胶片材30并且被连接层18覆盖。超声换能器16也可以被附接到基板56,所述基板56包括用于驱动超声换能器16的电子设备。柔性层18可以被覆盖层58覆盖,所述覆盖层58可以由织物形成,其中,缚带插入物60被附接到覆盖层58以用于支持能被附接到连接层18的子带54,以便向连接层18提供改善的压力。如此布置的超声换能器单元14能够被适当地固定到对象12,包括必要的压力,其中,超声换能器16由于连接层18而能够被独立地设置在特定位置处。超声换能器14可以包括黏合层62,以便将超声换能器单元14以黏合方式附接到对象12的皮肤。

[0090] 图7示出了超声换能器单元14的替代实施例的截面图。超声换能器单元14还可以包括被附接到柔性层18的柔性较小的支持层64或刚体层64,以便向超声换能器16提供相应的接触力,使得能够提供适当的接触。

[0091] 图8示出了超声换能器单元14的示意性俯视图,其中,不同的层被部分地切割以示出超声换能器单元14的不同的层。超声换能器单元14的上表面由覆盖层58形成。在覆盖层58下面设置有柔性较小的层或刚体层64,其中,在柔性较小的层或刚体层64下面设置有连接层18。覆盖层58可以由织物或纺织材料形成。超声换能器16中的每个均可以包括基板56,所述基板56包括用于驱动超声换能器16的电子设备。超声换能器16被附接到水凝胶片材30,以便在超声换能器16与对象12之间提供适当的超声传输。包括超声换能器16的柔性层18被黏合层62(未示出)包围,以便将超声换能器单元14附接到对象12。

[0092] 超声换能器单元14可以使用有线通信或无线通信来向用户和/或护理人员传送关

于超声换能器单元14和超声换能器16的放置以及关于对象12的医学状况的信息。作为中间信息,能够向用户或护理人员提供信号或信号质量信息作为反馈。用户或护理人员能够接收关于以下项的信息以减小技术努力:超声换能器单元14和/或超声换能器16的放置以及电话、头戴式设备、近眼显示器、生命体征监测器上的(中间)测量结果或通过由集成在超声单元14中的一个或多个LED提供的视觉信号或通过由集成在超声单元14中的一个或多个扬声器提供的声学信号。

[0093] 超声换能器单元14的各自的状态能够被集总到单个信号或信息中。替代地,能够提供诸如以下的特定伪影的反馈:A线伪影存在与否、B线伪影存在与否、肺部滑动存在与否,或者能够基于多普勒信号来提供反馈。实施例能够使用LED来指示对超声换能器16的适当的或不恰当的放置和/或对象12的医学状况。在另外的实施例中,超声换能器16中的每个可以包括多个LED,以指示放置和测量结果的质量。作为范例,绿色LED能够指示良好的放置或信号质量与在该换能器下的健康的器官或血管的组合,橙色LED能够指示需要更换超声换能器16,而红色LED能够指示差的信号质量与在该换能器下的不健康的器官或脉管的组合。

[0094] 图9示出了超声换能器单元14的实施例,其包括用于确定超声换能器16彼此之间的相对位置和/或连接层18的的形状的器件的。用于确定超声换能器16的相对位置和/或连接层18的的形状的器件确定超声换能器16之间的距离、超声换能器16之间的相对角度、每个超声换能器16相对于法线方向的角度、超声换能器16相对于对象12的位置、超声换能器16相对于重力矢量和/或解剖特征的角度和/或超声换能器16被附接到的连接层18的形状。基于超声换能器16彼此之间的相对位置,能够借助于处理单元24来执行配准,以便基于超声信号来评价能够用于形成超声信号数据的超声信号。

[0095] 能够使用样条插值来确定连接层18或超声换能器单元14的形状,其中,仅需要在垂直于超声换能器16的方向上的局部曲率。对连接层18的所确定的形状的分辨率与超声换能器16的密度成比例,并且用于确定连接层18的的形状的必要的空间分辨率通常取决于连接层或超声换能器单元14的柔度或刚度。

[0096] 根据对超声换能器单元14的形状确定,能够例如通过以下公式来确定作为曲线形线性超声换能器单元14的函数的、在笛卡尔坐标系中超声换能器16中的每个在连接层18或超声换能器单元14处的位置:

$$[0097] \quad r(u, v) = x(u, v)\hat{x} + y(u, v)\hat{y} + z(u, v)\hat{z}$$

[0098] 其中,r对应于超声换能器单元14或柔性层18的位置,并且u和v对应于超声换能器单元14的曲线形线性坐标。应当注意,该公式是一个范例,并且也能够使用其他函数。在图11中示出了针对笛卡尔坐标系中的弯曲的超声换能器单元14的函数的范例。

[0099] 在图9中,示意性地示出了包括用于确定超声换能器16彼此之间的相对位置以及连接层18的对应形状的超声换能器16的超声换能器单元14的一个实施例。

[0100] 超声换能器单元14包括适于发射超声脉冲信号的一个超声换能器16',其中,其他超声换能器16"接收来自发射超声换能器16'的脉冲信号。基于如此传递的超声脉冲信号的飞行时间、幅度参数或相位参数,能够确定超声换能器16"中的每个相对于发射超声换能器16'的相对位置。超声脉冲信号可以通过对象12被直接接收,或者可以从对象12的特定的解剖特征66被反向散射,如图9中所示。超声脉冲信号从发射超声换能器16'传递到接收超声

换能器16”的对应路径取决于连接层18的曲率。

[0101] 能够针对不同的超声换能器16重复超声脉冲信号的发射或传递,以便确定连接层18的形状或超声换能器单元14的形状。

[0102] 替代地,可以通过额外的超声换能器来确定超声换能器单元14或连接层18的形状,所述额外的超声换能器被声学耦合(例如被胶合)到连接层18。超声换能器16引发并测量通过超声换能器单元14或连接层18的表面声波。通常,基于通过柔性层18的表面声波进行的形状检测更为鲁棒,这是因为形状检测仅取决于超声换能器单元14而不取决于对象12的组织。

[0103] 图10示出了用于确定连接层18或超声换能器单元14的形状的超声换能器单元14的替代实施例。超声换能器单元14包括多个光发射器70和多个光探测器72,它们通常都被集成在连接层18或超声换能器单元14中。光发射器70和光探测器72可以被设置在所有超声换能器16处或超声换能器16的子集处或超声换能器16之间的位置处。光探测器72测量从光发射器70发射的并且由于对象12的组织中的子表面散射而传输的光74。在超声换能器单元14围绕对象12弯曲的情况下,光信号被扭曲。当超声换能器单元14围绕对象12成曲线形时,探测到的光由于直接光学路径而增加,并且当超声换能器单元14以其他方式成曲线形时,探测到的光的量由于较长的或间接的光路而减少。

[0104] 图12示出了包括光纤80的超声换能器单元14的替代实施例,所述光纤80被集成在连接层18中并且被连接到光学探测器单元82。光学探测器单元82被设计为通过诸如光学频率域反射测定术或对内切纤维布拉格光栅的光学读出的技术来测量沿着光纤80的空间分辨的散射。这样的测量能够用于局部地确定光纤80中的应变。根据这样的应变测量,能够确定超声换能器单元14或连接层18的形状。这样,基于探测到的沿着光纤80的光的分布来确定超声换能器单元14的形状。光纤80可以是集成的或者平行于电线34连接。

[0105] 类似地,能够利用超声来代替光,其中,用超声换能器16或额外的超声换能器之间的填充凝胶的传导路径来代替光导80,其中,填充凝胶的传导路径声学耦合所述超声换能器16或所述额外的超声换能器,借助于所述超声换能器16或额外的超声换能器,超声波能够被传递。填充凝胶的路径能够是具有超声隔离壁或超声反射壁的窄管。当路径变形时,超声传输特性变化,并且这能够再次经由飞行时间测量、幅度测量或相位测量而被测量。

[0106] 因此,能够基于超声发射和检测或光发射和检测来精确地确定超声换能器设备14的形状,使得能够执行对超声换能器16的配准,并且能够从超声信号中导出生理数据。

[0107] 用于通过在处理单元24上运行而执行本发明的方法的计算机程序代码可以被写成一种或多种编程语言的任何组合,包括面向对象的编程语言(例如,Java、Smalltalk、C++等)和常规程序编程语言(例如,“C”编程语言或类似的编程语言)。所述程序代码可以作为独立软件包(例如,app)而完全在处理单元24上运行,或者可以部分地在处理单元24上运行并且部分地在远程服务器上运行。在后一种场景中,远程服务器可以通过任何类型的网络连接到能安装在头部的计算设备,所述网络包括局域网(LAN)或广域网(WAN),或者可以连接到外部计算机(例如,通过使用互联网服务提供商的互联网)的连接。

[0108] 上面参考根据本发明的实施例的流程图图示和/或方法、装置(系统)以及计算机程序产品的方框图描述了本发明的各方面。应当理解,能够由要被整体或部分运行在处理单元24上的计算机程序指令来实施流程图和/或框图中的每个框以及流程图和/或框图中

的框的组合,使得所述指令创建用于实施流程图和/或方框图的一个或多个方框中的指定的功能/动作的器件。这些计算机程序指令也可以被存储在计算机可读介质中,所述计算机可读介质能够指示包括便携式计算设备的心肺复苏指导系统来以特定方式工作。

[0109] 所述计算机程序指令可以例如被加载到便携式计算设备上,以引起要在便携式计算设备和/或服务服务器上执行的一系列操作步骤,从而产生计算机实施的过程,使得在便携式计算设备和/或上运行的指令提供用于实施在流程图和/或一个或多个框图的框中指定的功能/动作的过程。所述计算机程序产品可以形成包括便携式计算设备的患者监测系统的部分。

[0110] 尽管已经在附图和前面的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被认为是图示性或示范性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。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其他变型。

[0111] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0112] 计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。因此,可以提供一种计算机程序产品,其能从通信网络下载和/或被存储在计算机可读介质和/或能由微处理器执行的介质上,其中,所述计算机程序产品包括计算机程序代码指令,所述计算机程序代码指令当由至少一个处理器运行时,实施根据所提出的实施例的方法。

[0113] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

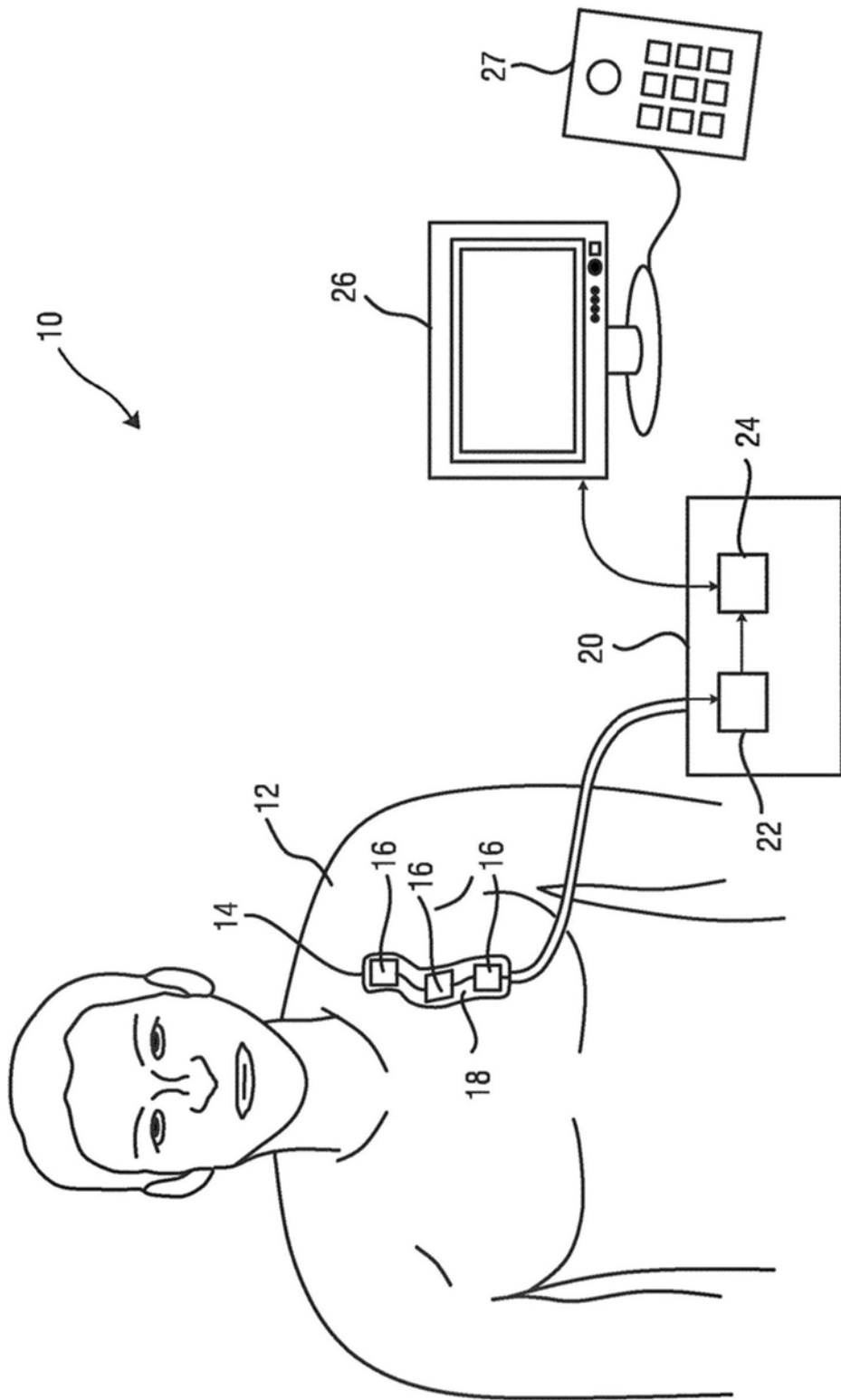


图1

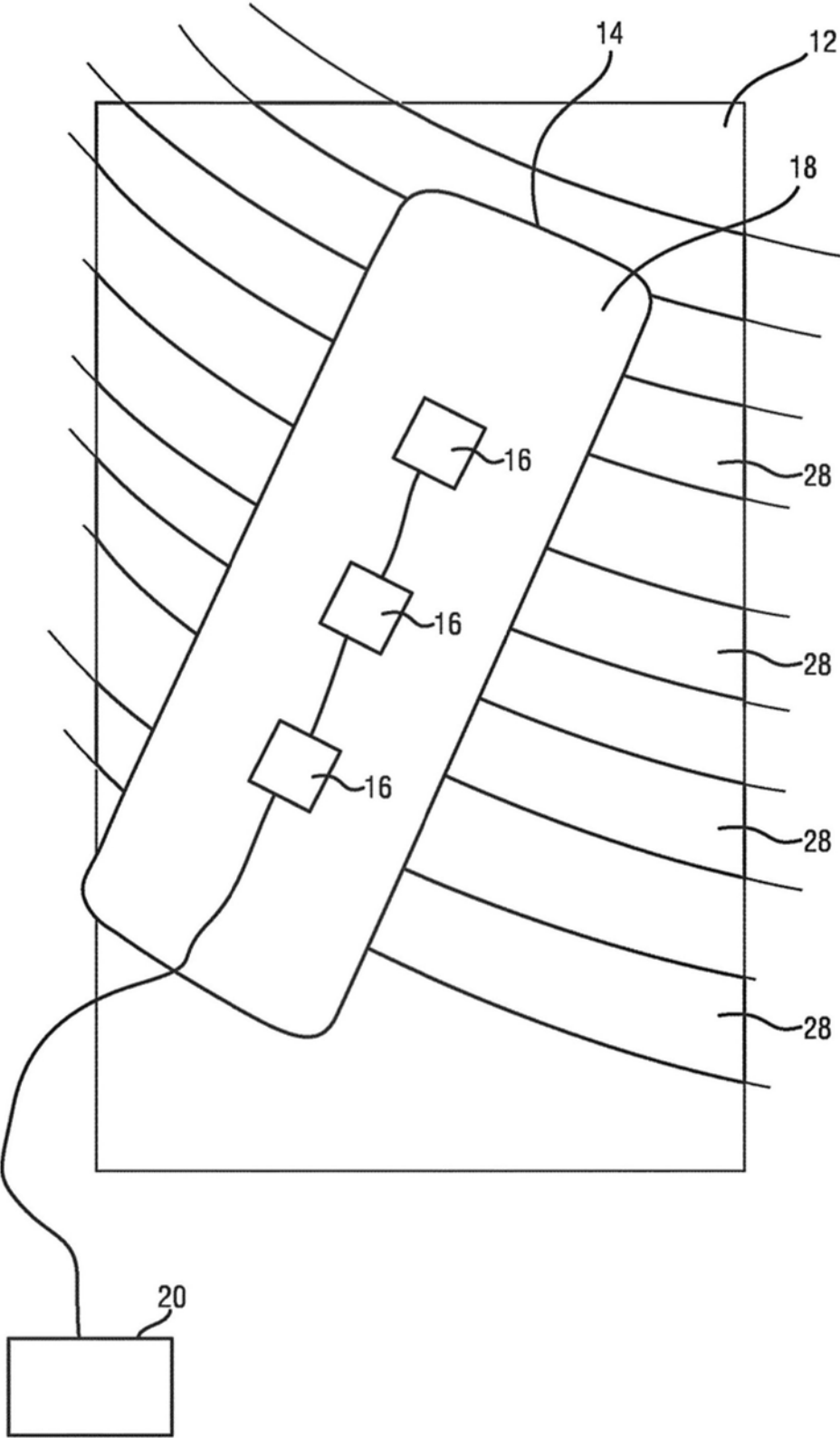


图2

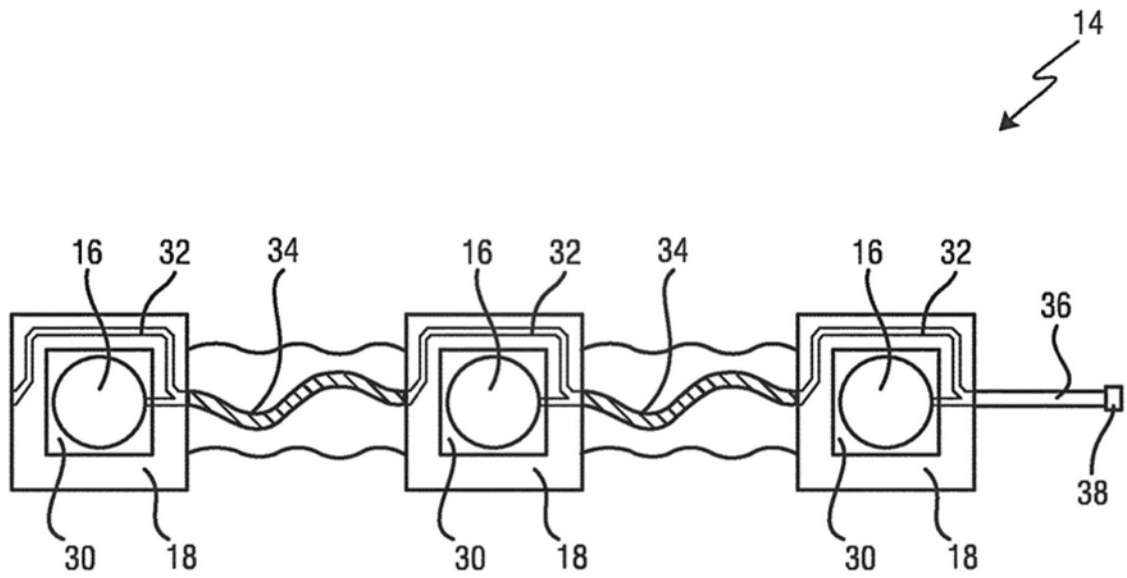


图3

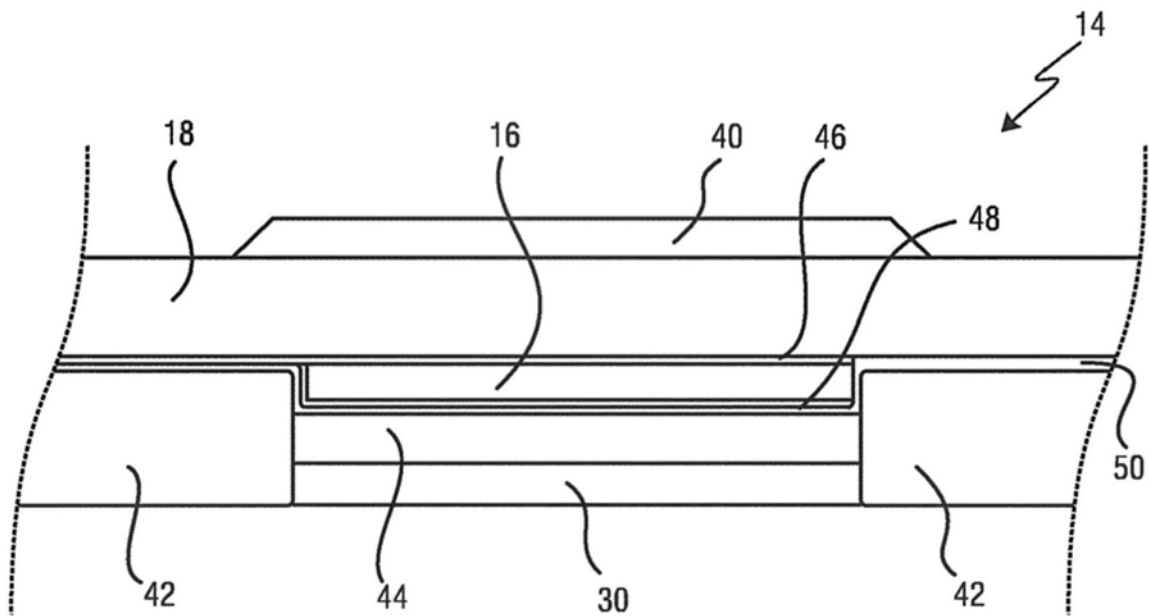


图4

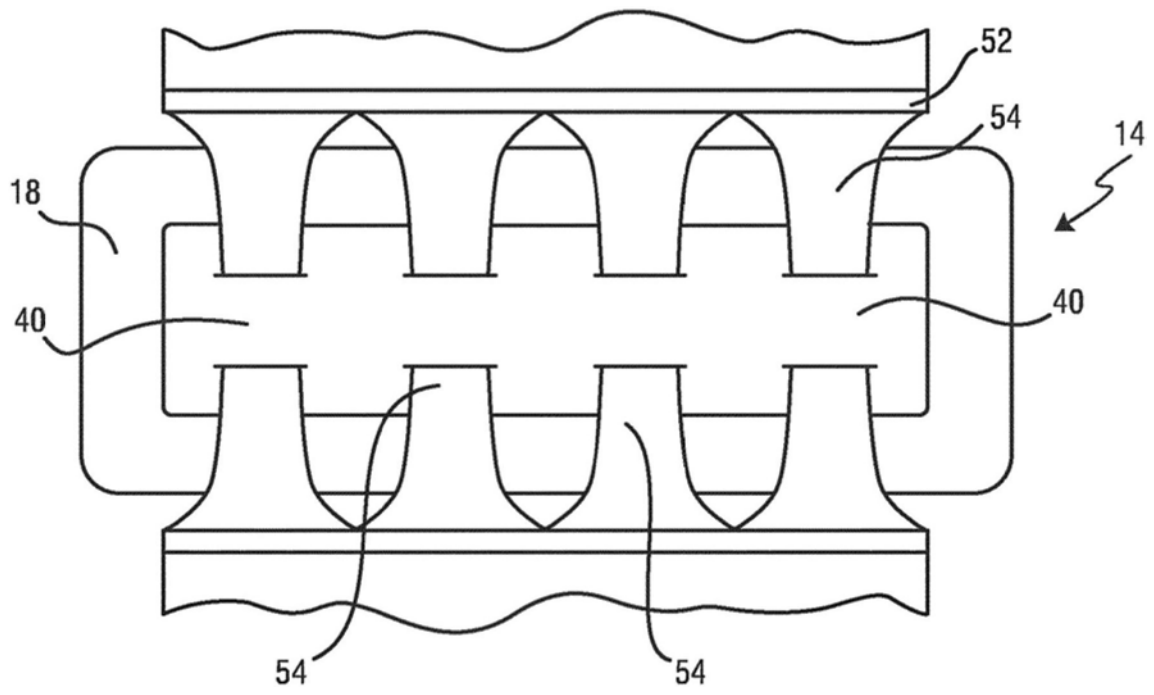


图5

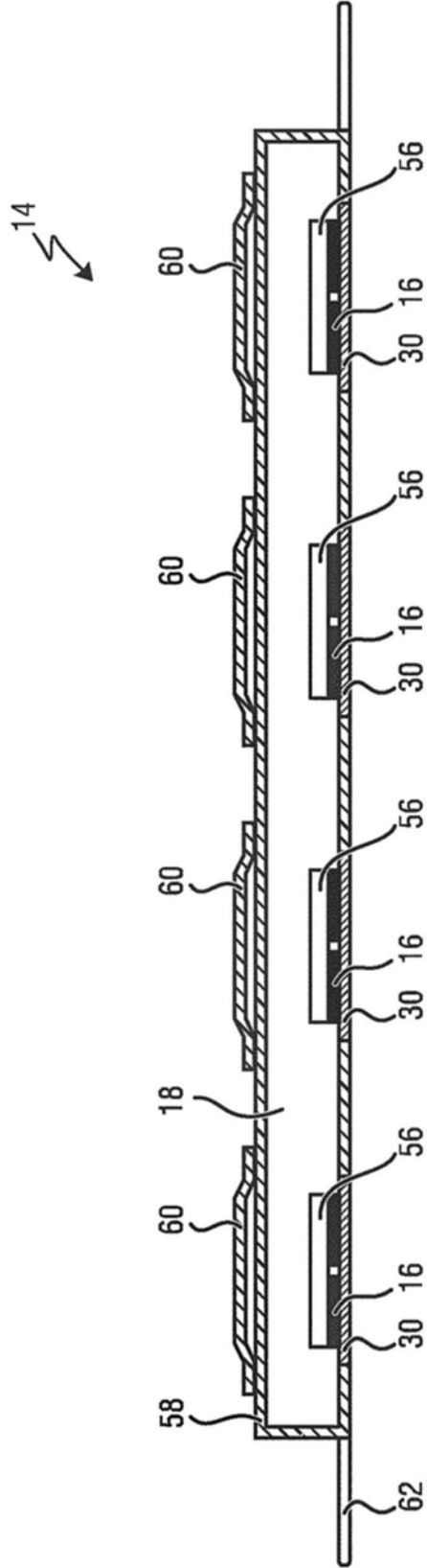


图6

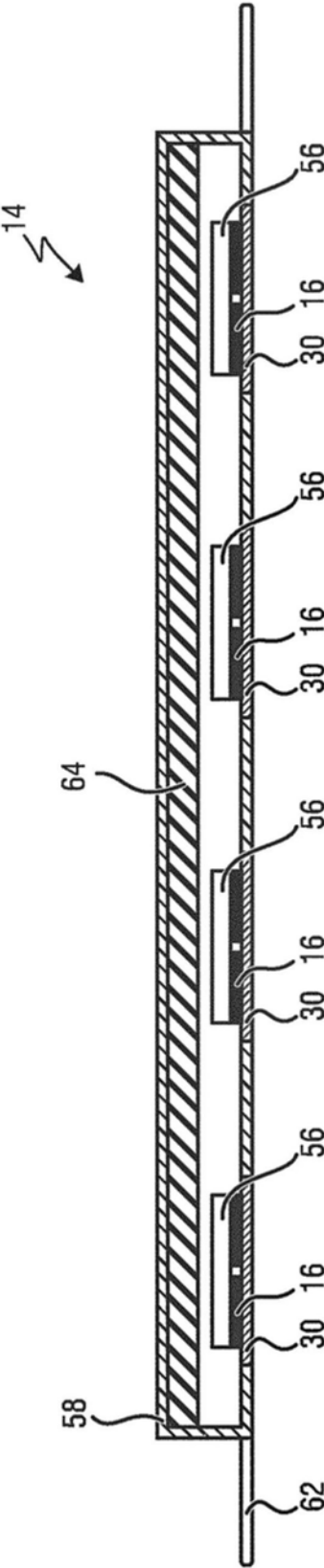


图7

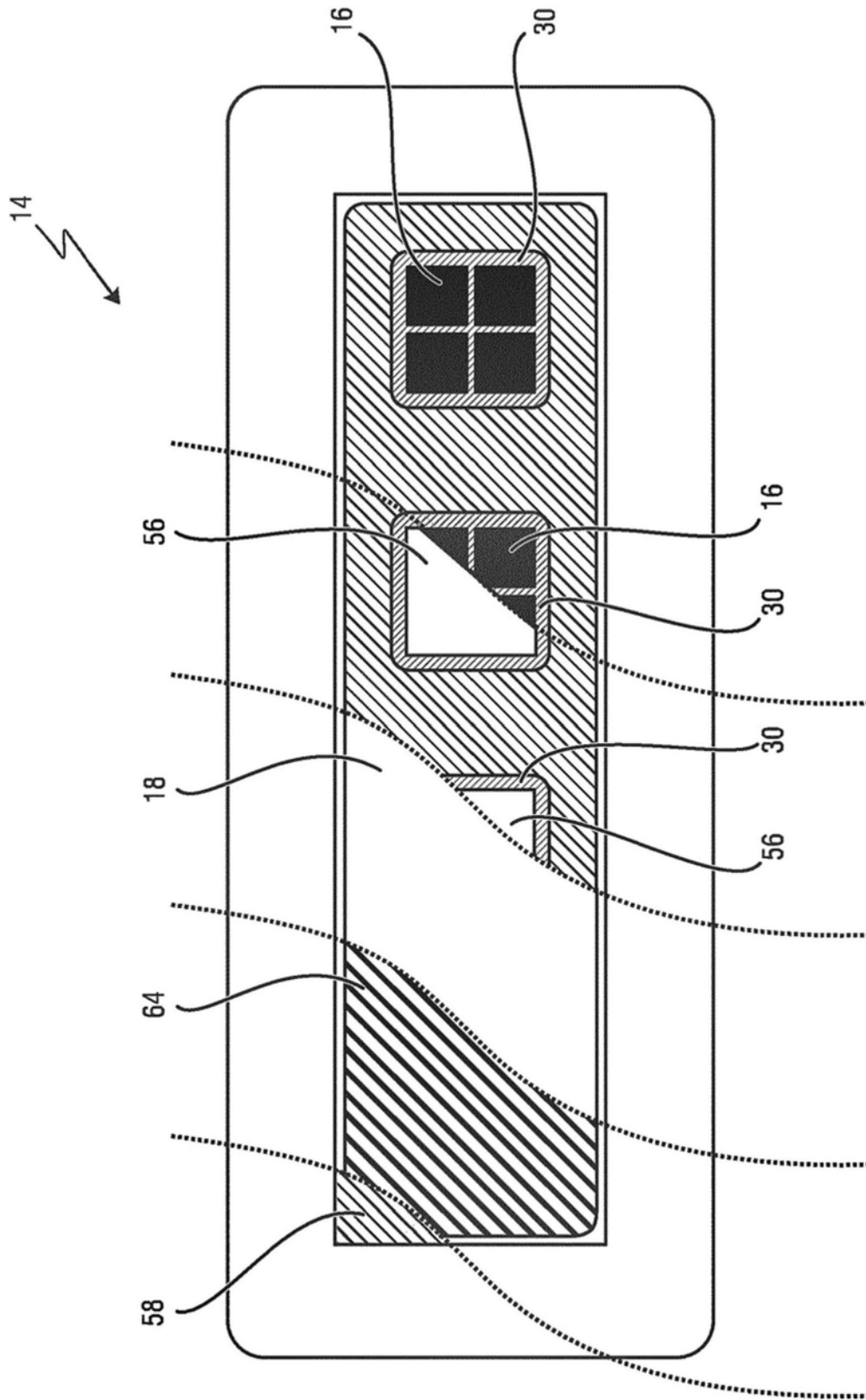


图8

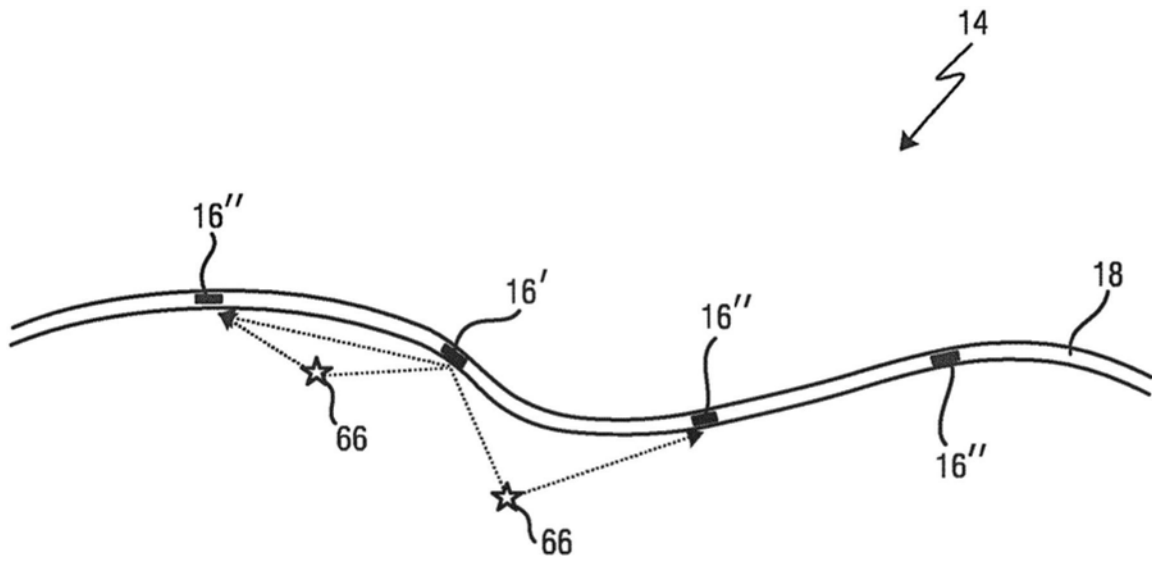


图9

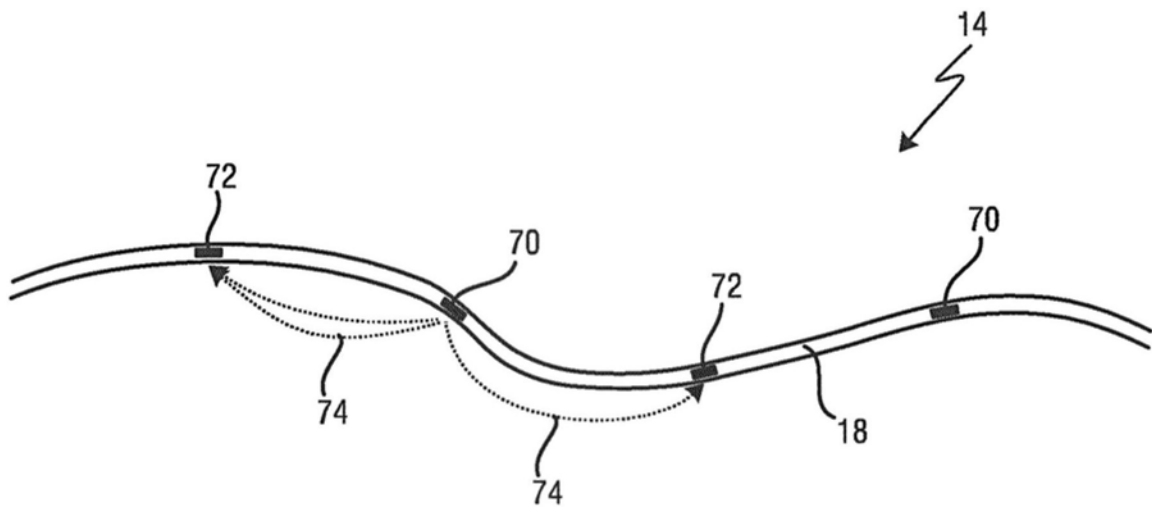


图10

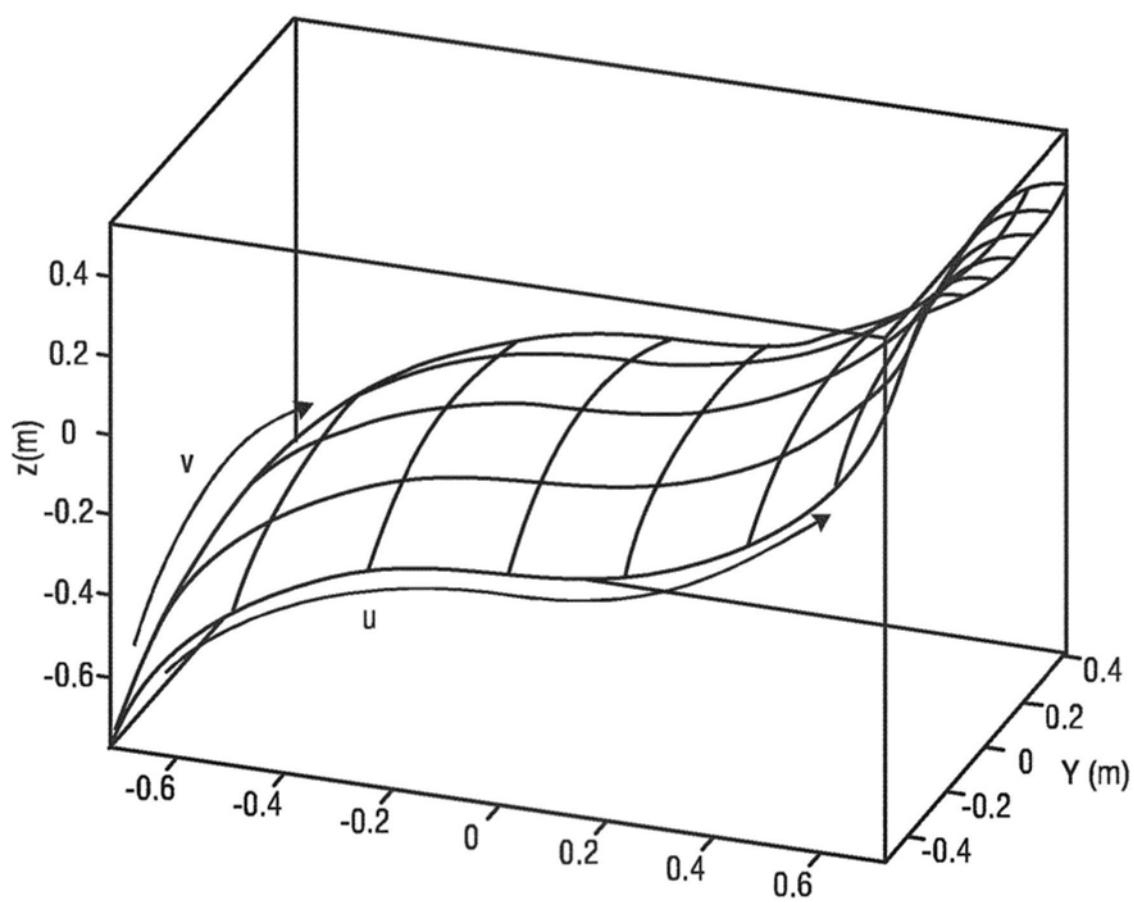


图11

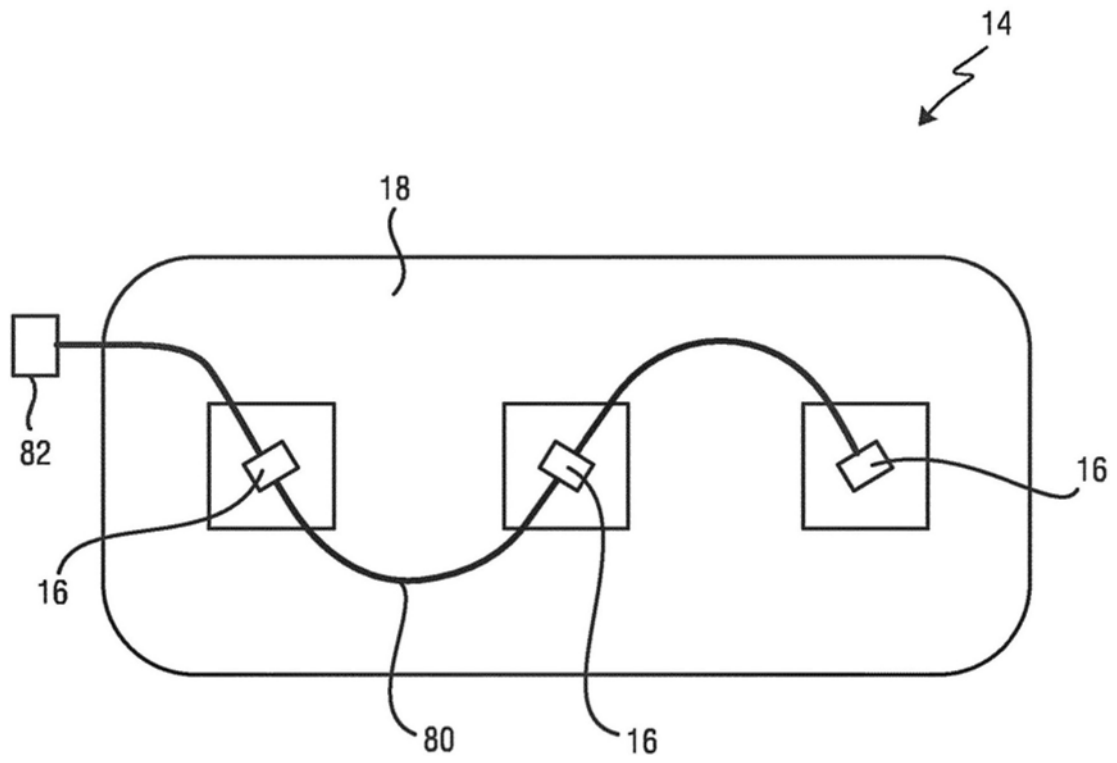


图12

专利名称(译)	用于对对象进行医学检查的超声装置和方法		
公开(公告)号	CN108024790A	公开(公告)日	2018-05-11
申请号	CN201680053870.2	申请日	2016-09-12
[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	B克龙 D马修 EG范皮滕 N兰贝特 AF科伦 R拜泽梅尔		
发明人	B·克龙 D·马修 E·G·范皮滕 N·兰贝特 A·F·科伦 R·拜泽梅尔		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/4236 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/4245 A61B8/4477 A61B8/4483 A61B8/5253		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2015185481 2015-09-16 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于对对象进行医学检查的超声装置。所述超声装置包括多个超声换能器，所述多个超声换能器用于发射和接收超声波，并且用于基于所述超声波来提供不同的超声信号。提供了连接层，其能附接到所述对象，其中，所述超声换能器被耦合到所述连接层。处理单元，其能够连接到被提供用于接收所述超声信号的所述超声换能器，并且用于基于所述超声信号来确定至少一个参数。所述处理单元适于确定指示所述超声换能器之间的相对位置和/或所述连接层的形状的至少一个参数，并且所述超声波是透射通过所述连接层或被附接到所述连接层的层的表面声波。

