



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109758180 A

(43)申请公布日 2019.05.17

(21)申请号 201910157389.3

(22)申请日 2019.03.01

(71)申请人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华园1号

(72)发明人 冯雪 王峰乐 金鹏 付际

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/02(2006.01)

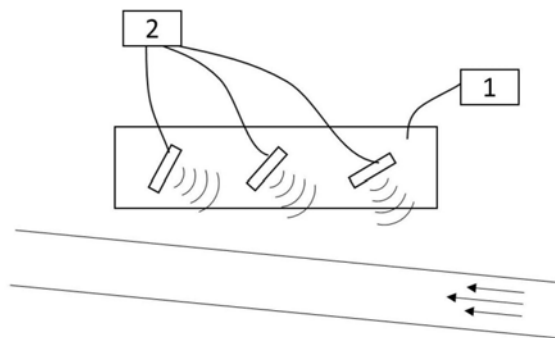
权利要求书1页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种柔性超声探头及其超声诊断装置、方法

(57)摘要

本公开涉及一种柔性超声探头及其超声诊断装置、方法。通过柔性超声探头包括柔性基底和超声换能单元,柔性基底封装超声换能单元,超声换能单元包括1个或多个用于发射和/或接收超声波的超声换能器;至少一部分所述超声换能单元的发射面和/或接收面与所述柔性基底的第一平面具有夹角,其中,所述柔性基底的第一平面与被检体相贴合,能够使得柔性超声探头与被检体表面紧密贴合,减少超声波的能量损失,且能够更加精确的发射和/或接收超声波,提高探测精度。



1. 一种柔性超声探头,其特征在于,包括:
柔性基底,用于封装所述超声换能单元;
超声换能单元,所述超声换能单元包括1个或多个用于发射和/或接收超声波的超声换能器;至少一部分所述超声换能单元的发射面和/或接收面与所述柔性基底的第一平面具有夹角;其中,所述柔性基底的第一平面与被检体相贴合。
2. 根据权利要求1所述的柔性超声探头,其特征在于,所述多个用于发射和/或接收超声波的超声换能器分离设置。
3. 根据权利要求2所述的柔性超声探头,其特征在于,其中一部分超声换能器与所述柔性基底的第一平面的夹角为0度。
4. 根据权利要求1所述的柔性超声探头,其特征在于,所述柔性基底包括:阻尼层、电极层和声匹配层;
所述电极层位于所述阻尼层和声匹配层之间,用于为超声换能单元提供电压,所述超声换能器设置在所述电极层上;
所述阻尼层位于所述电极层的一侧,用于衰减超声换能器向背离被检体的方向发射的超声波;
所述声匹配层位于所述电极层与所述阻尼层相对的另一侧,用于所述超声换能单元与所述被检体的声阻匹配。
5. 根据权利要求4所述的柔性超声探头,其特征在于,所述电极层具有可延展性。
6. 根据权利要求4或5所述的柔性超声探头,其特征在于,所述电极层包括正电极层和负电极层,所述超声换能器设置在正电极层和负电极层之间。
7. 根据权利要求1所述的柔性超声探头,其特征在于,所述夹角小于90度。
8. 一种超声诊断装置,其特征在于,所述超声诊断装置包括:控制单元、传输单元以及权利要求1-7任一项所述的柔性超声探头;
所述控制单元,用于产生第一超声电信号,将所述第一超声电信号通过所述传输单元传输到所述柔性超声探头,使所述柔性超声探头发射第一超声波;以及接收经所述柔性超声探头将其接收的第二超声波转换为的第二超声电信号,并对所述第二超声电信号进行处理;其中,所述第二超声波是第一超声波的反射超声波;
所述传输单元,用于连接所述控制单元与所述柔性超声探头。
9. 根据权利要求8所述的超声诊断装置,其特征在于,所述控制单元,包括:
超声信号发生模块,用于产生第一超声电信号;
模数转换器,用于将所述第一超声电信号和第二超声电信号转换为数字信号;
信号处理模块,用于对所述第二超声电信号进行图像处理,得到所述第二超声电信号的图像数据;
存储显示模块,用于存储并显示所述第二超声电信号的图像数据。
10. 一种基于超声诊断装置的超声诊断方法,其特征在于,所述超声诊断装置为权利要求8-9任一项所述的超声诊断装置,所述方法包括:
控制所述柔性超声探头发射超声波;
处理所述柔性超声探头接收的所发射超声波的反射波;
存储并显示所述反射波的图像数据。

一种柔性超声探头及其超声诊断装置、方法

技术领域

[0001] 本公开涉及医疗设备领域,尤其涉及一种柔性超声探头及其超声诊断装置、方法。

背景技术

[0002] 多普勒超声诊断设备不同于传统的超声成像设备。传统的超声成像设备是利用超声波回波的信号强度,反映探查组织的二维结构。多普勒超声诊断设备是利用超声波回波的频率偏移,反映血流速度。

[0003] 多普勒超声诊断设备主要包括连续式多普勒超声诊断设备和脉冲式多普勒超声诊断设备。

[0004] 早期的多普勒超声诊断设备多为连续式多普勒超声诊断设备。连续式多普勒超声诊断设备的探头中设置有两个相互隔离的超声换能器,其中一个用来持续发射超声波,另一个用来不断接收超声波回波。由于连续的发射超声波和接收超声波回波,无法区分超声波对应的超声波回波,进而无法区分超声波回波对应的深度的血流速度。因此,早期的连续式多普勒超声诊断设备只能反映超声波发射方向上的综合血流速度,不能探测特定深度的血流速度。

[0005] 脉冲式多普勒超声诊断设备的探头中设置有一个超声换能器,超声换能器按照一定脉冲频率(pulse repetition frequency,PRF)发射超声波,以及接收超声波回波。由于超声换能器是间断的发射超声波和接收超声波回波,脉冲式多普勒超声诊断设备能够区分超声波所对应的超声波回波,能够探测超声波回波对应深度的血流速度,能够实时探测特定深度的血流速度。

[0006] 以连续式多普勒超声诊断设备测量血流速度为例,如图1所示,超声发射频率 f_0 ,血流速度为 v ,超声波传播速度为 c ,超声发射端发射的超声波与血液流动方向的夹角为 θ_1 ,超声接收端接收的超声波回波与血液流动方向的夹角为 θ_2 ,多普勒超声频率偏移量(下文简称为“多普勒超声频移”)为 f_d 。多普勒超声频偏测量血流速度的公式为:

$$[0007] \quad f_d = \frac{2v \cos(\theta_1 + \theta_2)}{c} f_0,$$

$$[0008] \quad \text{计算得到血流速度为: } v = \frac{c f_d}{2 f_0 \cos(\theta_1 + \theta_2)}。$$

[0009] 虽然,目前临床医学上主要采用多普勒超声频移测速法测量血流速度,但是,一般为大型B超检查设备,携带不方便。单独采用多普勒超声频移测速法的多普勒超声诊断设备(例如超声多普勒频谱分析仪)只在国外几家推出,造价昂贵。且上述多普勒超声诊断设备的探头多为硬质材料制成,与人体贴合困难,难以实现与弯曲表面的紧密贴合。

发明内容

[0010] 有鉴于此,本公开提出了一种柔性超声探头及其超声诊断装置、方法,能够实现超声诊断装置的柔性超声探头与被检体的表面紧密贴合,减少超声波的能量损失,且能够更

加精确的发射和/或接收超声波,提高探测精度,且价格便宜易携带。

[0011] 根据本公开的一方面,提供了一种柔性超声探头,包括:

[0012] 柔性基底,用于封装所述超声换能单元;

[0013] 超声换能单元,所述超声换能单元包括1个或多个用于发射和/或接收超声波的超声换能器;至少一部分所述超声换能单元的发射面和/或接收面与所述柔性基底的第一平面具有夹角;其中,所述柔性基底的第一平面与被检体相贴合。

[0014] 在一种可能的实现方式中,所述多个用于发射和/或接收超声波的超声换能器分离设置。

[0015] 在一种可能的实现方式中,其中一部分超声换能器与所述柔性基底的第一平面的夹角为0度。

[0016] 在一种可能的实现方式中,所述柔性基底包括:阻尼层、电极层和声匹配层;

[0017] 所述电极层位于所述阻尼层和声匹配层之间,用于为超声换能单元提供电压,所述超声换能器设置在所述电极层上;

[0018] 所述阻尼层位于所述电极层的一侧,用于衰减超声换能器向背离被检体的方向发射的超声波;

[0019] 所述声匹配层位于所述电极层与所述阻尼层相对的另一侧,用于所述超声换能单元与所述被检体的声阻匹配。

[0020] 在一种可能的实现方式中,所述电极层具有可延展性。

[0021] 在一种可能的实现方式中,所述电极层包括正电极层和负电极层,所述超声换能器设置在正电极层和负电极层之间。

[0022] 在一种可能的实现方式中,所述夹角小于90度。

[0023] 根据本公开的另一方面,提供了一种超声诊断装置,所述超声诊断装置包括:控制单元、传输单元以及上述的柔性超声探头;

[0024] 所述控制单元,用于产生第一超声电信号,将所述第一超声电信号通过所述传输单元传输到所述柔性超声探头,使所述柔性超声探头发射第一超声波;以及接收经所述柔性超声探头将其接收的第二超声波转换为的第二超声电信号,并对所述第二超声电信号进行处理;其中,所述第二超声波是第一超声波的反射超声波;

[0025] 所述传输单元,用于连接所述控制单元与所述柔性超声探头。

[0026] 在一种可能的实现方式中,所述控制单元,包括:

[0027] 超声信号发生模块,用于产生第一超声电信号;

[0028] 模数转换器,用于将所述第一超声电信号和第二超声电信号转换为数字信号;

[0029] 信号处理模块,用于对所述第二超声电信号进行图像处理,得到所述第二超声电信号的图像数据;

[0030] 存储显示模块,用于存储并显示所述第二超声电信号的图像数据。

[0031] 根据本公开的另一方面,提供了一种基于超声诊断装置的超声诊断方法,所述超声诊断装置为上述的超声诊断装置,所述方法包括:

[0032] 控制所述柔性超声探头发射超声波;

[0033] 处理所述柔性超声探头接收的所发射超声波的反射波;

[0034] 存储并显示所述反射波的图像数据。

[0035] 通过柔性超声探头包括柔性基底和超声换能单元,柔性基底封装超声换能单元,超声换能单元包括1个或多个用于发射和/或接收超声波的超声换能器;至少一部分超声换能单元的发射面和/或接收面与柔性基底的第一平面具有夹角,其中,柔性基底的第一平面与被检体相贴合,能够使得柔性超声探头与被检体的表面紧密贴合,减少超声波的能量损失,且能够更加精确的发射和/或接收超声波,提高探测精度。

[0036] 根据下面参考附图对示例性实施例的详细说明,本公开的其它特征及方面将变得清楚。

附图说明

[0037] 包含在说明书中并且构成说明书的一部分的附图与说明书一起示出了本公开的示例性实施例、特征和方面,并且用于解释本公开的原理。

[0038] 图1示出了相关技术中连续式多普勒超声诊断设备测量血流速度的原理图。

[0039] 图2示出了根据本公开一实施例的柔性超声探头的结构图。

[0040] 图3示出了根据本公开一实施例的柔性超声探头的柔性基底的结构图。

[0041] 图4示出了根据本公开一实施例的柔性超声探头的电极层结构图。

[0042] 图5示出了根据本公开一实施例的柔性超声探头的应用示例图。

[0043] 图6示出了根据本公开一实施例的超声诊断装置的结构示意图。

[0044] 图7示出了根据本公开一实施例的超声诊断装置的结构框图。

[0045] 图8示出了根据本公开一实施例的一种基于超声诊断装置的超声诊断方法的流程图。

具体实施方式

[0046] 以下将参考附图详细说明本公开的各种示例性实施例、特征和方面。附图中相同的附图标记表示功能相同或相似的元件。尽管在附图中示出了实施例的各种方面,但是除非特别指出,不必按比例绘制附图。

[0047] 在这里专用的词“示例性”意为“用作例子、实施例或说明性”。这里作为“示例性”所说明的任何实施例不必解释为优于或好于其它实施例。

[0048] 另外,为了更好的说明本公开,在下文的具体实施方式中给出了众多的具体细节。本领域技术人员应当理解,没有某些具体细节,本公开同样可以实施。在一些实例中,对于本领域技术人员熟知的方法、手段、元件和电路未作详细描述,以便于凸显本公开的主旨。

[0049] 图2示出根据本公开一实施例的柔性超声探头的结构图。柔性超声探头可以应用于超声波诊断装置、多普勒超声诊断装置,还可以用于其它医疗设备上,例如超声波胎心监测设备等。本公开下文的实施例中将以应用于多普勒超声诊断装置的柔性超声探头为例进行说明。

[0050] 如图2所示,该柔性超声探头包括:

[0051] 柔性基底1,用于封装所述超声换能单元2。

[0052] 超声换能单元2,包括1个或多个用于发射和/或接收超声波的超声换能器;至少一部分所述超声换能单元2的发射面和/或接收面与柔性基底1的第一平面具有夹角;其中,柔性基底1的第一平面与被检体相贴合。

[0053] 其中,柔性基底1的材料可以为硅橡胶、水凝胶等。柔性基底的材料还可以为树脂,例如丙烯酸树脂等。

[0054] 柔性基底能够在一定范围产生形变,例如弯曲、折叠、扭转、压缩或拉伸等。柔性基底的弯曲刚度与被检体组织相近,能够紧密贴合在被检体的表面。

[0055] 超声换能器可以由压电材料(比如压电陶瓷、压电晶体或者压电聚合物等)、压电复合材料(比如由压电陶瓷和聚合物复合等)或MEMS超声波换能器制成。

[0056] 超声换能器可以用于电信号与机械信号(例如超声波)之间的转换。例如,发射超声换能器可以将输入的电信号转换为机械信号再发射出去,接收超声换能器可以将接收的机械信号转换为电信号再传递出去进行处理。

[0057] 超声换能单元可以包括一个或多个超声换能器,多个超声换能器可通过导体连接,在此不作限定。

[0058] 超声换能器中,一部分可以仅发射超声波,另一部分可以仅接收超声波。还可以有一部分、或者全部超声换能器即发射超声波,也接收超声波。

[0059] 在一种可能的实现方式中,发射面可表示为用于发射超声波的超声换能器的表面。接收面可表示为用于接收超声波回波的超声换能器的表面。能够发射和接收超声波的超声换能器,其发射面和接收面可为同一表面。

[0060] 柔性基底的第一平面可以与被检体的表面紧密贴合,超声换能单元的发射面和/或接收面与被检体的表面也可具有夹角,超声换能单元的发射面发射的超声波和/或接收面接收的超声波与被检体的表面之间具有一定的夹角,能够根据多普勒超声频移测速法测量血流速度。

[0061] 通过柔性超声探头包括柔性基底和超声换能单元,柔性基底封装超声换能单元,超声换能单元包括1个或多个用于发射和/或接收超声波的超声换能器;至少一部分超声换能单元的发射面和/或接收面与柔性基底的第一平面具有夹角,其中,柔性基底的第一平面与被检体相贴合,能够使得柔性超声探头与被检体的表面紧密贴合,减少超声波的能量损失,且能够更加精确的发射和/或接收超声波,提高探测精度。

[0062] 在一种可能的实现方式中,如图2所示,多个用于发射和/或接收超声波的超声换能器可分离设置在柔性基底1上。多个超声换能器倾斜设置在柔性基底1上,与柔性基底1的第一平面具有一定的夹角,能够向被检体发射具有一定夹角的超声波。其中,各超声换能器形成的夹角可以不同,例如多个超声换能器可以以一系列渐变的夹角设置在柔性基底1上,也可以以其它的方式设置在柔性基底1上,在此不作限定,只要能够满足被检体内不同走向的血管的最佳入射角度的需求即可。

[0063] 在一种可能的实现方式中,所述夹角小于90度。如图2所示,超声换能器发射的超声波的方向与柔性基底1的第一平面的夹角小于90度,优选为45度至60度。当夹角太小,超声波在被检体的表面易发生全反射,到达血管路径较长,超声波的能量衰减较大,当夹角太大,多普勒超声频移量太小,柔性超声探头探测血流速度的精度变低。其中,至于夹角的具体值是多少,可以根据实际需要灵活设置,在此不作限定。

[0064] 图3示出根据本公开一实施例的柔性超声探头的柔性基底的结构图。

[0065] 在一种可能的实现方式中,如图3所示,柔性基底1包括:阻尼层11、电极层13和声匹配层12。

[0066] 电极层13可位于阻尼层11和声匹配层12之间,用于为超声换能单元2提供电压,所述超声换能器设置在所述电极层13上。阻尼层11可位于电极层13的一侧(如图2所示的上侧),用于衰减超声换能器向背离被检体的方向发射的超声波;声匹配层12可位于电极层13与阻尼层11相对的另一侧(如图2所示的下侧),用于超声换能单元2与被检体的声阻匹配。

[0067] 其中,电极层13可由聚酰亚胺或聚脂薄膜等柔性电路板制成,可包括正电极层和负电极层。电极层13可连接外部设备或电源,用于接收外设备或电源的电信号。

[0068] 举例来说,如图3所示,电极层13可包括正电极层131和负电极层132,超声换能单元2(1个或多个的超声换能器)设置在电极层13上(例如,如图3所示,超声换能单元2位于正电极层131和负电极层132之间)。电极层13为超声换能单元2提供电压,激励超声换能单元2的超声换能器产生超声波。

[0069] 阻尼层11可由弹性材料(例如硅橡胶、塑料等)制成,能够降低超声换能单元2发射超声波的噪声。例如,阻尼层11设置在电极层13的背离被检体的一侧,用于吸收超声换能单元2向背离被检体的方向发射超声波。阻尼层11的声阻抗与超声换能单元2的声阻抗相近时,能够极大的衰减超声换能单元2向背离被检体的方向发射超声波的能量。

[0070] 声匹配层12也可由弹性材料(例如硅橡胶、塑料等)制成,能够减少超声换能单元2发射的超声波的折射能量的损失。例如,声匹配层12的声阻抗的大小可设置在超声换能单元2和被检体的声阻抗之间,用于匹配超声换能单元2和被检体的声阻。声匹配层12的厚度可设置为 $\lambda/4$, λ 为超声波在介质(例如声匹配层)中传播的波长,这样超声换能单元2穿透声匹配层12射向被检体时超声波的折射能量的损失较少。

[0071] 通过本实施例的柔性基底的电极层13为超声换能单元2提供电压,阻尼层11吸收超声换能单元2背向发射的超声波的能量,声匹配层12降低超声换能单元2发射超声波的折射的能量,能够有效降低超声波在传输过程中的能量损耗以及去除超声波噪声的影响。

[0072] 图4示出根据本公开一实施例的柔性超声探头的电极层的结构图。

[0073] 在一种可能的实现方式中,电极层13具有延展性。如图4所示,电极层13被设计成“S”形可延展的形状,用于连接设置在电极层上的超声换能单元2,通过拉伸电极层13可以实现柔性超声探头紧密贴合被检体的任意曲形表面。其中,电极层13还可以被设计成锯齿形、波浪形等,在此不作限定。

[0074] 图5分别示出根据本公开一实施例的柔性超声探头的应用示例图。如图5所示,多个超声换能单元2分离设置柔性基底的电极层13上。

[0075] 在一种可能的实现方式中,将所有的超声换能单元2倾斜设置在电极层13上,超声换能单元2的发射面和/或接收面与柔性基底的第一平面具有夹角。超声换能单元2的超声换能器能够发射和/或接收与被检体的表面具有一定夹角的多普勒超声波,通过探测被检体的不同位置的多普勒超声频移信息,根据多普勒超声频移测速原理,能够得到被检体的不同位置、不同深度的血流速度。

[0076] 在一种可能的实现方式中,其中一部分超声换能器与柔性基底的第一平面的夹角可为0度。如图5所示,其中,一部分超声换能单元2倾斜设置在电极层13上,发射和/或接收与被检体的表面具有一定夹角的多普勒超声波,根据探测的被检体的不同位置的多普勒超声频移信息,得到被检体的不同位置、不同深度的血流速度。另一部分超声换能单元2平铺在电极层13上,组成该部分超声换能单元2的1个或多个超声换能器与柔性基底的第一平面

的夹角为零,与被检体的表面夹角几乎为零。该部分的超声换能单元2的超声换能器发射的超声波和/或接收的超声波回波垂直于被检体的表面,不能产生多普勒效应,平铺的超声换能单元2可作为超声成像单元,利用超声波回波的信号强度,能够探测被检体的不同位置的二维结构的灰度图像信息。这样通过倾斜设置的超声换能单元2和平铺设置的超声换能单元2的结合使用,能够得到被检体的超声图像上不同位置、不同深度的血流速度信息。

[0077] 其中,当柔性超声探头为连续式多普勒超声探头,相邻的两个超声换能单元2,其中一个超声换能单元2用于发射超声波,另一个超声换能单元2用于接收超声波。当柔性超声探头为脉冲式多普勒超声探头,每个超声换能单元2同时可以发射和接收超声波。

[0078] 需要说明的是,上述超声换能单元2的设置方式仅仅是一个示例,不以任何方式限制本公开。用户完全可根据实际应用场景灵活设置超声换能单元2,只要能够探测被检体的不同位置的血流速度即可。

[0079] 图6示出根据本公开一实施例的超声诊断装置的结构示意图。该超声诊断装置包括基于上文所述的柔性超声探头,可以用于被检体的血流速度诊断、胎儿的胎心监测等。本公开的实施例中被检体的血流速度的诊断为例进行说明。

[0080] 如图6所示,超声诊断装置可包括:控制单元3、传输单元4以及柔性超声探头(如图6所示的由柔性基底1和超声换能单元2所组成);

[0081] 控制单元3,用于产生第一超声电信号,将第一超声电信号通过传输单元3传输到柔性超声探头,使柔性超声探头发射第一超声波;以及接收经柔性超声探头将其接收的第二超声波转换为的第二超声电信号,并对第二超声电信号进行处理;其中,所述第二超声波是第一超声波的反射超声波;

[0082] 传输单元4,用于连接控制单元3与柔性超声探头。

[0083] 其中,传输单元4可为有线传输方式(例如光纤、双绞线、电缆等),也可以为无线传输方式(例如WIFI、天线、Zigbee等),在此不作限定。

[0084] 图7示出根据本公开一实施例的超声诊断装置的结构框图。

[0085] 在一种可能的实现方式中,如图7所示,控制单元3包括:超声信号发生模块31,用于产生第一超声电信号。其中,超声信号发生模块31可以为高频脉冲振荡器,高频脉冲振荡器根据设定的脉冲宽度、电压振幅等产生第一超声电信号。

[0086] 模数转换器32,用于将所述第一超声电信号和第二超声电信号转换为数字信号。

[0087] 信号处理模块33,用于对所述第二超声电信号进行图像处理,得到所述第二超声电信号的图像数据。信号处理模块33可以为DSP、FPGA等,在此不做限定。信号处理模块33可包含解调和多普勒超声频移算法,能够对第二超声电信号进行解调和多普勒超声频移处理。

[0088] 存储显示模块34,用于存储并显示所述第二超声电信号的图像数据。存储显示模块34可包括存储器(例如只读存储器ROM、随机存储器RAM等)和显示器(例如液晶显示器、等离子显示器等)。

[0089] 在一示例中,高频脉冲振荡器将第一超声电信号传输至模数转换器2。模数转换器32将第一超声电信号转换为数字信号,通过传输单元4发送到柔性超声探头,激励超声换能单元发射超声波。入射到被检体内的超声波,经被检体反射至超声换能单元,经超声换能单元转换为第二超声电信号,通过传输单元4传输到模数转换器32。模数转换器32将接收的第二超声电信号转换为数字信号后,发送到信号处理模块33。DSP(Digital Signal

Processing,数字信号处理)对第二超声电信号进行解调和多普勒超声频移处理,输出被检体的体内血液的超声波回波的多普勒超声频移的图像信息(例如可以为血流速度图像信息)到存储显示模块34。其中,存储显示模块34的显示器用于显示超声波回波的多普勒超声频移的图像信息,存储显示模块34的存储器用于存储超声波回波的多普勒超声频移的图像信息。

[0090] 超声诊断装置通过传输单元连接柔性超声探头和控制单元3,控制单元3能够产生超声电信号激励柔性超声探头发射的超声波,以及控制单元能够接收的超声波的回波进行解调和多普勒超声频移处理,能够得到被检体的特定深度的血流速度信息。

[0091] 图8示出了根据本公开一实施例的一种基于超声诊断装置的超声诊断方法的流程图。其中,图8所示的方法可以是基于上文所述的超声诊断装置,该方法可用于被检体的血流速度诊断、胎儿的胎心监测等。下文将以被检体的血流速度诊断为例进行说明。

[0092] 如图8所示,该超声诊断方法包括:

[0093] 步骤S11、控制所述柔性超声探头发射超声波。

[0094] 在一种可能的实现方式中,将柔性超声探头紧密贴合在被检体的表面,超声信号发生模块产生第一超声电信号,经模数转换器转换为数字信号,通过有线或无线的方式传输到柔性超声探头的电极层,电极层为超声换能单元提供电压,激励超声换能单元发射超声波。

[0095] 步骤S12、处理所述柔性超声探头接收的所发射超声波的反射波。

[0096] 在一种可能的实现方式中,柔性超声探头的超声换能单元接收超声波回波,将超声波回波转换为第二超声电信号后,传输到控制单元的模数转换器进行模数转换,将转换为的数字信号发送至信号处理模块进行解调和多普勒超声频移处理,得到被检体的体内血液的超声波回波的多普勒超声频移的图像信息。

[0097] 步骤S13、存储并显示所述反射波的图像数据。

[0098] 在一种可能实现方式中,超声诊断装置的存储器可存储被检体的体内血液的超声波回波的多普勒超声频移的图像信息。超声诊断装置的显示器可显示被检体的体内血液的超声波回波的多普勒超声频移的图像信息,供医护人员观察,并作出相应的诊断。

[0099] 通过柔性超声探头与被检体的表面紧密贴合,根据被检体的超声波回波的多普勒超声频移的图像信息,能够探测被检体任意曲面的特定深度的血流速度,提高探测的精度。

[0100] 需要说明的是,以上关于柔性超声探头以及超声诊断装置在多普勒超声诊断领域的应用仅仅是本公开的一个示例,本公开不限于此,根据患者的需要还可以将超声诊断装置用于其它部位的诊断,不一一列举。

[0101] 以上已经描述了本公开的各实施例,上述说明是示例性的,并非穷尽性的,并且也不限于所披露的各实施例。在不偏离所说明的各实施例的范围和精神的情况下,对于本技术领域的普通技术人员来说许多修改和变更都是显而易见的。本文中所用术语的选择,旨在最好地解释各实施例的原理、实际应用或对市场中的技术改进,或者使本技术领域的其它普通技术人员能理解本文披露的各实施例。

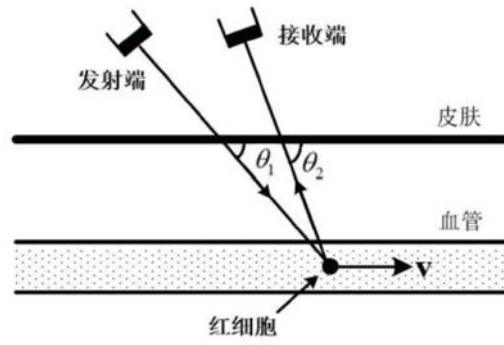


图1

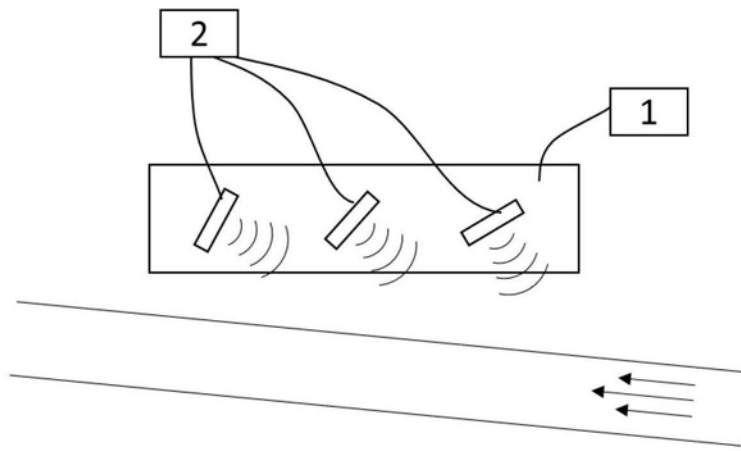


图2

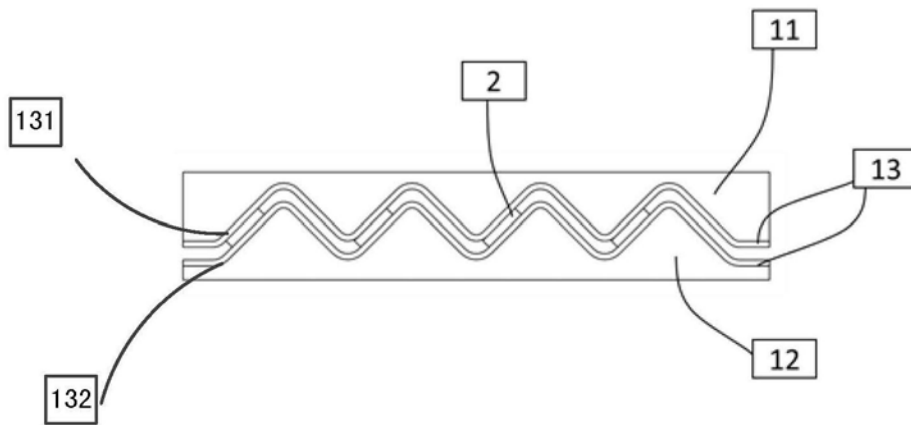


图3

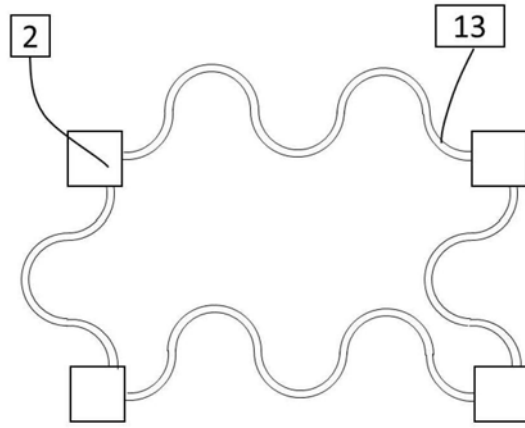


图4

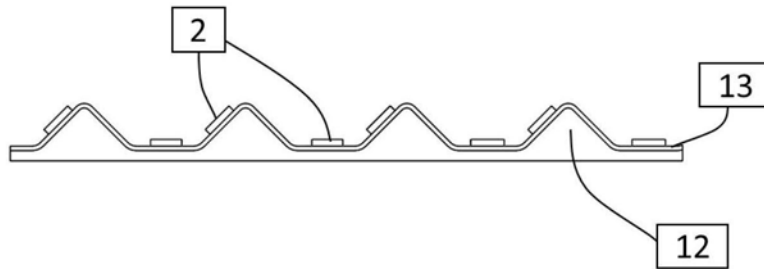


图5

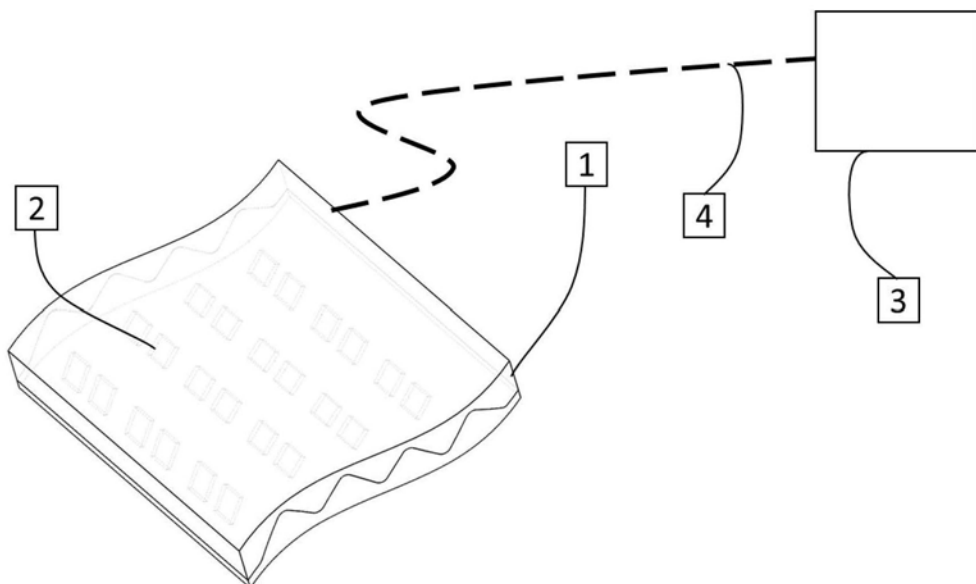


图6

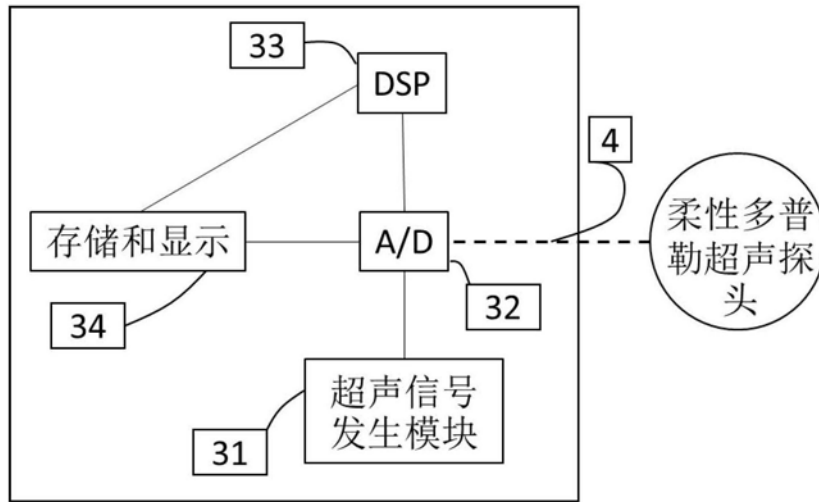


图7

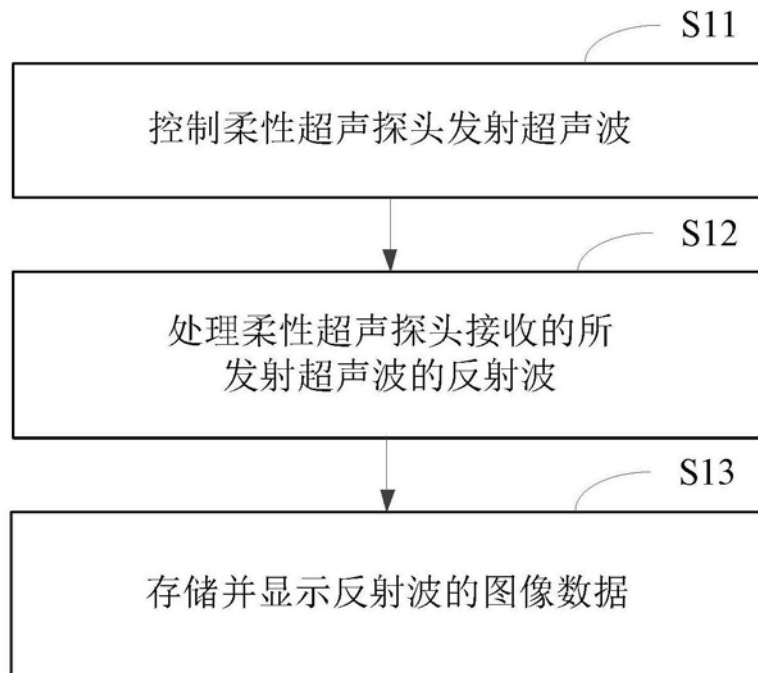


图8

专利名称(译)	一种柔性超声探头及其超声诊断装置、方法		
公开(公告)号	CN109758180A	公开(公告)日	2019-05-17
申请号	CN201910157389.3	申请日	2019-03-01
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	冯雪 王峰乐 金鹏 付际		
发明人	冯雪 王峰乐 金鹏 付际		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61B8/02		
代理人(译)	刘新宇		
其他公开文献	CN109758180B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开涉及一种柔性超声探头及其超声诊断装置、方法。通过柔性超声探头包括柔性基底和超声换能单元，柔性基底封装超声换能单元，超声换能单元包括1个或多个用于发射和/或接收超声波的超声换能器；至少一部分所述超声换能单元的发射面和/或接收面与所述柔性基底的第一平面具有夹角，其中，所述柔性基底的第一平面与被检体相贴合，能够使柔性超声探头与被检体表面紧密贴合，减少超声波的能量损失，且能够更加精确的发射和/或接收超声波，提高探测精度。

