



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110477953 A

(43)申请公布日 2019. 11. 22

(21)申请号 201810775105.2

(22)申请日 2018.07.16

(71)申请人 华中科技大学

地址 430074 湖北省武汉市洪山区珞喻路  
1037号

(72)发明人 朱本鹏 徐廷念 欧阳君 杨晓非  
谢明星 黄国明 申明柯

(74)专利代理机构 华中科技大学专利中心  
42201

代理人 李智 曹葆青

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

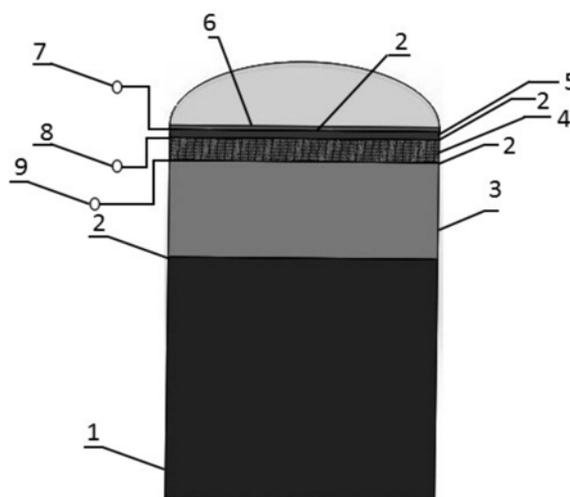
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种双频超声换能器

(57)摘要

本发明公开一种双频超声换能器,其包括:背衬、超声发射层、匹配层、超声接收层和保护层;背衬和超声发射层、超声发射层和匹配层、匹配层和超声接收层、超声接收层和保护层均通过超声换能器粘结胶粘结;从超声发射层和匹配层引出两个电极供发射超声换能器工作;从超声接收层和匹配层引出两个电极供接收超声换能器工作;超声发射层的材料为铌镁酸铅钛酸铅(PMN-PT),超声接收层的材料是聚偏二氟乙烯(PVDF)。本发明通过在同一只换能器中使用两种压电材料——PMN-PT和PVDF,运用的PVDF材料声阻抗接近人体组织的声阻抗特点,容易获得较好的匹配,同时其电容率低,也易于和电输出回路匹配,接收时尾波少,采用的是20-35M的谐波成像,使得成像的分辨率更高。



1. 一种双频超声换能器,其特征在于,所述双频超声换能器包括:背衬、超声发射层、匹配层、超声接收层和保护层;

背衬和超声发射层、超声发射层和匹配层、匹配层和超声接收层、超声接收层和保护层均通过超声换能器粘结胶粘结;

从超声发射层和匹配层引出两个电极供发射超声换能器工作;

从超声接收层和匹配层引出两个电极供接收超声换能器工作;

超声发射层的材料为PMN-PT,超声接收层的材料是PVDF。

2. 如权利要求1所述的双频超声换能器,其特征在于,超声发射层发射2-7MHz中心频率的超声波,超声接收层接收20-35MHz中心频率的超声波。

3. 如权利要求1或2所述的双频超声换能器,其特征在于,超声发射层的厚度 $d_0 = c_{A0} / 2 \cdot f_0$ ,超声接收层的厚度 $d_v = c_{Av} / 2 \cdot f_v$ ,其中, $c_{A0}$ 、 $c_{Av}$ 分别为超声发射层、超声接收层的声速, $f_0$ 、 $f_v$ 分别为发射频率和接收频率。

4. 如权利要求3所述的双频超声换能器,其特征在于,匹配层的厚度为 $d_{p2} = c_{Ap2} / 4 \cdot f_0$ ,保护层的厚度为 $d_{p1} = c_{Ap1} / 4 \cdot f_v$ ,其中, $c_{Ap1}$ 、 $c_{Ap2}$ 分别为匹配层、保护层的声速。

5. 如权利要求1或2所述的双频超声换能器,其特征在于,所述双频超声换能器用于对微血管进行对比度增强的超谐波成像。

## 一种双频超声换能器

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声换能器技术领域,更具体地,涉及一种双频超声换能器。

### 背景技术

[0002] 根据世界卫生组织的数据显示,超过50%心血管疾病死亡都与心肌微循环血供障碍有关,所以能够及早的对心肌微血管高分辨率的成像,对心血管疾病的早期诊断和治疗都有很重要的意义。与其他成像方式相比,超声波成像以其方便、安全等优点,正在越来越多地引起人们的兴趣。而超声成像的关键之一就是超声换能器。因此研究一种多频的、结构简单且新颖,高分辨率的超声换能器已成为国内外研究人员的当务之急。

[0003] 挪威东南大学的研究者提出了一种以硅-聚合物组合为匹配层的双频探头,将CMUT换能器制作在一块大的PZT上实现多频模式,但是实现的高频只有6M左右,频率较低。2002年,香港理工大学的研究人员设计了一种基于BNBT-6/环氧树脂1-3复合材料的双频超声换能器,能够实现双频成像,但是接收的换能器频率为6M左右,这样的低频显然这对于微血管的成像分辨率是远远不够的。2014年,北京航空航天大学马建国提出一种压电的双频超声换能器阵列,能够得到超谐波对比度增强的图像,但存在两个缺点。一方面,制作上有很大的挑战,必须在特征频率与尺寸间权衡。另一方面,接收换能器采用的压电材料的声阻抗一般较大,与耦合液(通常是水)的匹配不是很好,接收时回响的尾波较多,不利于对信号的提取和分析。2017年,韩国产业技术综合评价研究所提出的一种用反转层技术制成的双频超声传感器阵列,但是该传感器接收的频率为2.4MHz,制造的工艺复杂并且分辨率也不高。2018年,重庆大学的研究者提出一种通过结合电容式和压电式超声波的双频换能器,它可以有效的纠正阻抗失配,但它也不可避免地导致从背层到顶部CMUT的混响。

[0004] 综上所述,目前的双频换能器接收换能器的中心频率较低,不能满足微血管成像的分辨率要求,接收的换能器的声阻抗较大,需要考虑与人体组织的匹配问题,制备工艺复杂,难度高。有的换能器还存在不可避免的串扰等问题,使得换能器的整体性能并不十分出色。

### 发明内容

[0005] 针对现有技术的缺陷,本发明提供了一种双频超声换能器,来解决现有的双频换能器接收换能器的中心频率较低,成像分辨率低,接收的换能器的声阻抗较大,制备工艺复杂,难度高,存在不可避免的串扰等技术问题。

[0006] 为实现上述目的,本发明提供了一种双频超声换能器,所述双频超声换能器包括:背衬、超声发射层、匹配层、超声接收层和保护层;

[0007] 背衬和超声发射层、超声发射层和匹配层、匹配层和超声接收层、超声接收层和保护层均通过超声换能器粘结胶粘结;

[0008] 从超声发射层和匹配层引出两个电极供发射超声换能器工作;

[0009] 从超声接收层和匹配层引出两个电极供接收超声换能器工作;

[0010] 超声发射层的材料为PMN-PT,超声接收层的材料是PVDF。

[0011] 具体地,超声发射层发射2-7MHz中心频率的超声波,超声接收层接收20-35MHz中心频率的超声波。

[0012] 具体地,超声发射层的厚度 $d_0=cA_0/2 \cdot f_0$ ,超声接收层的厚度 $d_v=cA_v/2 \cdot f_v$ ,其中, $cA_0$ 、 $cA_v$ 分别为超声发射层、超声接收层的声速, $f_0$ 、 $f_v$ 分别为发射频率和接收频率。

[0013] 具体地,匹配层的厚度为 $d_{p2}=cA_{p2}/4 \cdot f_0$ ,保护层的厚度为 $d_{p1}=cA_{p1}/4 \cdot f_v$ ,其中, $cA_{p1}$ 、 $cA_{p2}$ 分别为匹配层、保护层的声速。

[0014] 具体地,所述双频超声换能器用于对微血管进行对比度增强的超谐波成像。

[0015] 总体而言,通过本发明所构思的以上技术方案与现有技术相比,具有以下有益效果:

[0016] (1) 相比于现有的双频超声换能器,本发明提出的结构的特点是在同一只换能器中使用两种压电材料——铌镁酸铅钛酸铅 (PMN-PT) 和聚偏二氟乙烯 (PVDF)。运用的PVDF材料声阻抗接近人体组织的声阻抗特点,容易获得较好的匹配,同时其电容率低,也易于和电输出回路匹配,接收时尾波少。

[0017] (2) 相比于现有的双频超声换能器,本发明提出的双频换能器采用的是20-35M的谐波成像,使得成像的分辨率更高。

[0018] (3) 相比于现有的双频超声换能器,本发明提出的双频换能器结构简单,制造工艺简单,易于生产和携带。

## 附图说明

[0019] 图1为本发明实施例提供的5MHz发射/30MHz接收的双频超声换能器结构示意图。

[0020] 图2为本发明实施例提供的5MHz发射/30MHz接收的双频超声换能器剖视图。

[0021] 图3为本发明提供的双频换能器的工作示意图。

## 具体实施方式

[0022] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0023] 利用了微泡的声学非线性效应,可以在成像时将血管与组织很明显的分开。声场中微泡的非线性振动和散射,除了产生基波(F),还会产生次谐波(F/2)、二次谐波(2F)、超谐波(3F、4F.....),而组织的信号以线性为主,利用非线性谐波信号成像,能提高血管与组织的对比度。目前临床常用的非线性成像方法主要利用次谐波和二次谐波,亦称低次谐波成像技术,但仍然不能满足对心肌微血管进行直接成像的要求。首先,组织本身也可以产生一定的非线性谐波,在低次谐波范围内,血管与组织的信号强度相差并不太大,难以将其完全分离开,故成像仍然受到组织信号的干扰。其次,目前临床常用微泡造影剂的粒径约为0.8-4 $\mu$ m(如Sonovue,Definity,Optison等),相对应的共振频率约通常在10MHz以下,其二次谐波最高约20MHz,理论分辨率最大约154-308 $\mu$ m(波长是2-4倍)。考虑传播衰减和换能器阻抗特性及发射脉冲宽度的影响,实际分辨力约在600 $\mu$ m以上,仍达不到心肌微血管直接成像的要求。由于超声的分辨率与频率呈正相关,理论上讲,如要提高分辨率,微血管显像需

要利用更高频率的声波(30MHz以上)。然而,声波频率与微泡共振频率相差越大,产生的非线性信号越弱。目前用于临床的脂质微泡造影剂共振频率为2-10MHz,因此,30MHz以上的高频超声激发微泡所产生的非线性信号非常微弱,目前的超声探测技术难以对其成像。另外,超声波的衰减程度与频率的 $2/3$ 次方成正比,频率越高,衰减越大。频率的提高不仅降低了成像的探测深度,也导致声波衰减增加,进一步加重了高频超声非线性成像的难度。因此,传统高频发射、高频接收的方式无法实现微血管的高频超声成像。

[0024] 针对当前低次谐波超声成像及高频超声成像面对的困境,本发明发射与微泡共振频率相近的低频声波,而接收高频声波,便于利用微泡的声学非线性效应,可消除周围组织的干扰,对血管清晰显影,增强对比度。发射的低频声波与微泡共振频率相近,可以产生最强的共振信号;同时由于发射频率低,也保证了足够的探测深度。接收微泡非线性反射的超谐波(3倍频以上)。微泡的超谐波信号强度远高于组织,可有效抑制组织谐波信号,成像分辨率显著提高。同时,双频超声成像时由于高频只在接收的过程中产生,相较于传统的高频发射、高频接收的方式,高频传播距离减少1倍,因此高频声波的衰减也明显减少。

[0025] 图1为本发明实施例提供的5MHz发射/30MHz接收的双频超声换能器结构示意图,为了便于理解各层的组成,将各层分隔开来画。图2为本发明实施例提供的5MHz发射/30MHz接收的双频超声换能器剖视图。如图1和图2所示,所述双频超声换能器包括:背衬(1)、超声发射层(3)、匹配层(4)、超声接收层(5)和保护层(6),背衬(1)和超声发射层(3)、超声发射层(3)和匹配层(4)、匹配层(4)和超声接收层(5)、超声接收层(5)和保护层(6)均通过超声换能器粘结胶(2)两两粘结。从超声发射层(3)和从匹配层(4)引出两个电极(8、9)供发射超声换能器工作,再从超声接收层(5)和从匹配层(4)引出两个电极(7、8)供接收超声换能器工作。

[0026] 超声发射层(3)中心频率为2-7MHz,超声接收层(5)中心频率为20-35MHz。

[0027] 背衬(1)的材料为E-solder3022、钨粉、氧化石墨烯或环氧树脂复合物等比较常见的背衬材料。

[0028] 超声换能器粘结胶(2)是301胶水等常见胶水。

[0029] 超声发射层(3)的材料为铌镁酸铅钛酸铅(PMN-PT),它是一种新型的压电材料,具有高压电常数、大机电耦合系数、高介电常数、低损耗的特性,尤其,压电性能比普通的压电材料要提高10倍左右,使得它可以在比传统的PZT压电陶瓷有更广泛的应用领域,用它制作的超声换能器具有较低的输入功率损耗,是一种良好的发射型压电材料。但由于PMN-PT材料的声阻抗一般较大,与耦合液(通常是水)的匹配不是很好,接收时回响的尾波较多,不利于对信号的提取和分析。

[0030] 匹配层(4)的材料是聚合物与金属的混合物,可选的,可以用像 $2-3\mu\text{m}$ 直径的金/银小球和Insulcast501按照一定的比例混合物。

[0031] 超声接收层(5)的材料是聚偏二氟乙烯(PVDF),它是一种高分子压电聚合物,它具有小的弹性刚度,机械阻尼大,声阻抗接近人体组织的声阻抗,容易获得较好的匹配,同时其电容率低,也易于和电输出回路匹配,接收时尾波少,因而是一种良好的接收型压电材料,且PVDF的发射灵敏度很低,所以适合用来制作接收换能器。

[0032] 保护层(6)主要起到保护PVDF的作用,其材料是Parylene C(聚一氯对二甲苯)。

[0033] 在同一只换能器中使用两种压电材料——PMN-PT和PVDF,2-7MHz的PMN-PT用于发

射,20-35MHz的PVDF用于接收,而且接收换能器接收的数据是高次谐波数据,可以很好的避免组织的超声反射带来的影响,分辨率大大提高。

[0034] 在制作我们需要的频率的换能器时,我们需要提前做一些准备工作。我们要先将PVDF和PMN-PT切割成我们选定的中心频率对应的厚度和面积。为了满足特定频率的换能器对匹配层2声阻抗和厚度的要求,我们要将银小球和501胶水按照一定的比例调制,使它的厚度和声阻抗都满足要求。以上的准备工作做好后,我们可以在2-7MHz的PMN-PT超声发射换能器3上用超声换能器粘结胶粘结匹配层2(6)。然后,再在匹配层2(6)上用超声换能器粘结胶将20-35MHz的PVDF超声接收换能器粘结。接下来,将特定厚度的聚一氯对二甲苯涂在20-35MHz的PVDF超声接收换能器上。最后,我们将2-3mm的背衬层加到最下方,我们可以看到,各部分面积均相等。

[0035] 双频超声换能器共有5层:保护层、PV DF、匹配层、PMN-PT和背衬。为了方便计算,保护层、PV DF、匹配层、PMN-PT的声阻抗依次为 $Z_{p1}$ 、 $Z_V$ 、 $Z_{p2}$ 、 $Z_0$ ,厚度依次为 $d_{p1}$ 、 $d_v$ 、 $d_{p2}$ 、 $d_0$ ,声速依次为 $c_{A_{p1}}$ 、 $c_{A_V}$ 、 $c_{A_{p2}}$ 、 $c_{A_0}$ 。背衬的声阻抗为 $Z_b$ 。 $f_0$ 、 $f_V$ 分别为发射频率和接收频率。PMN-PT超声发射层(3)厚度由公式 $d_0 = c_{A_0}/2 \cdot f_0$ 算出。所述的PVDF接收层(5)的厚度由公式 $d_v = c_{A_V}/2 \cdot f_V$ 算出,匹配层(4)的厚度为 $d_{p2} = c_{A_{p2}}/4 \cdot f_0$ ,保护层(6)的厚度为 $d_{p1} = c_{A_{p1}}/4 \cdot f_V$ ,背衬(1)的厚度一般为2-3mm。这里,为了理解得更加深入透彻,我们以5MHz中心频率的PMN-

PT超声发射层(3)为例,声速为4000m/s,计算其厚度为 $d_v = c_{A_V}/2 \cdot f_V = \frac{4 \times 10^6 \text{ mm/s}}{2 \times 5 \times 10^6 \text{ Hz}} = 400 \mu\text{m}$ ,

我们以30MHz中心频率的PVDF接收层(5)为例,计算其厚度为

$d_v = c_{A_V}/2 \cdot f_V = \frac{2 \times 10^6 \text{ mm/s}}{2 \times 30 \times 10^6 \text{ Hz}} = 33.3 \mu\text{m}$ ,在选择这两个频率下,计算的得到的匹配

层(4)的厚度为 $d_{p2} = c_{A_{p2}}/4 \cdot f_0 = \frac{1.9 \times 10^6 \text{ mm/s}}{4 \times 5 \times 10^6 \text{ Hz}} = 95 \mu\text{m}$ ,保护层(6)的厚度为17.8 $\mu\text{m}$ ,

背衬(1)的厚度一般为2-3mm。

[0036] 为了使得换能器能够获取工作所需的电压,我们还需要将发射和接收的换能器的引线接出来便于与同轴电缆连接工作。图3为本发明提供的双频换能器的工作示意图。如图3所示。先在血管(10)里注入微泡(11),再利用本发明中换能器(15)对血管进行成像。当换能器在低频超声发射电路的驱动下利用逆压电效应,产生2-7MHz的超声波(13),超声波(13)入射到血管中与微泡(11)产生共振,由于微泡的非线性效应,会产生高次谐波(14)作用于本换能器,通过换能器的压电效应,使得带有血管信息的声信号转化为了电信号,再通过同轴电缆(12)将电信号传输到超谐波接收电路进行放大处理,最后经过FPGA将数据成像,即获取了血管的超声图像。

[0037] 本领域的技术人员容易理解,以上仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

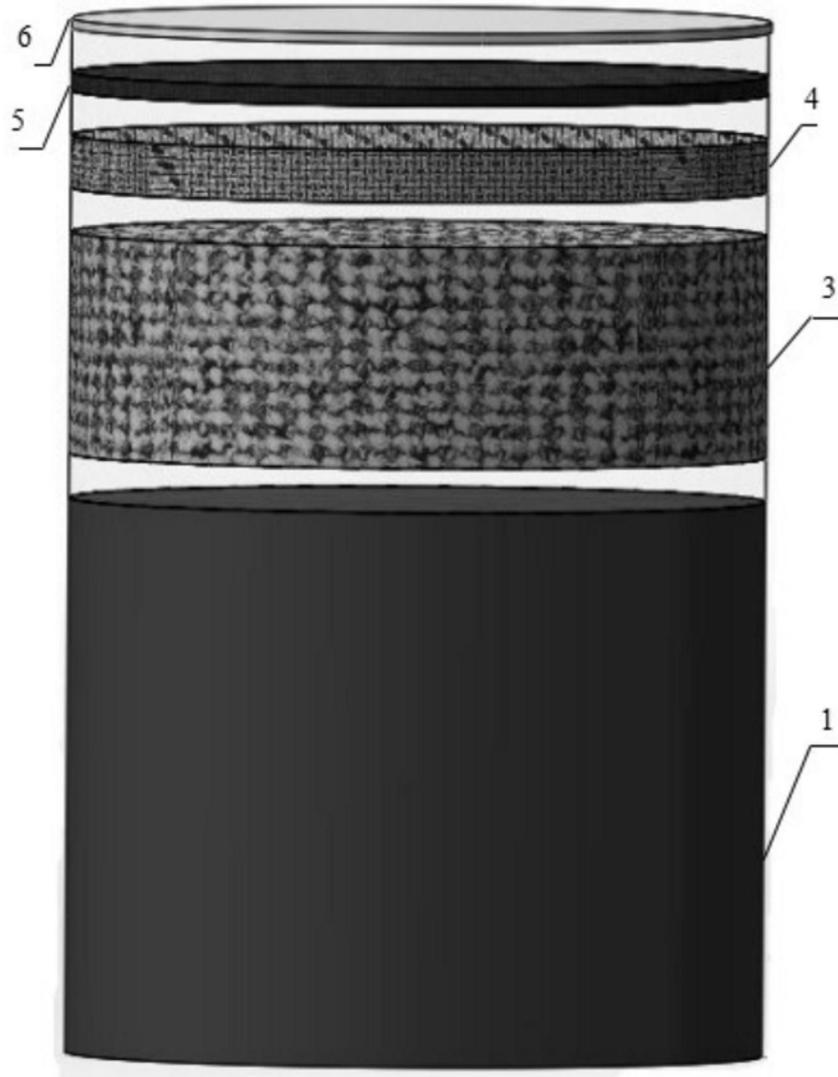


图1

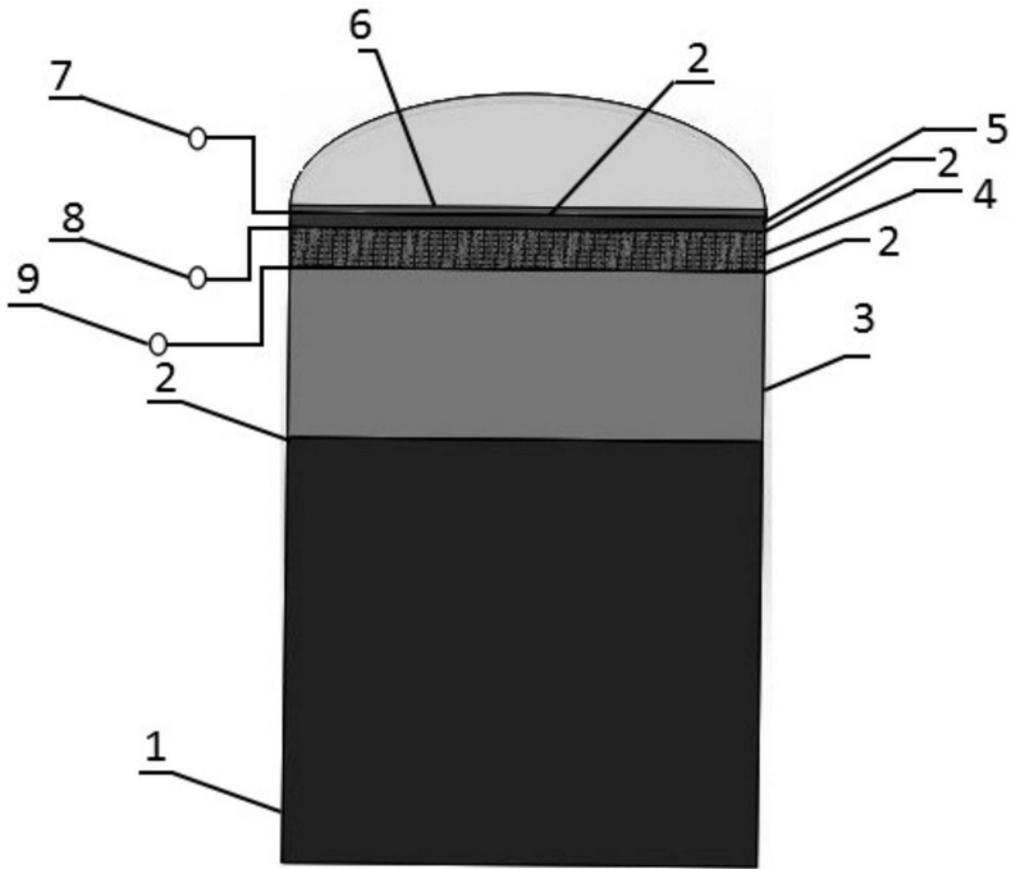


图2

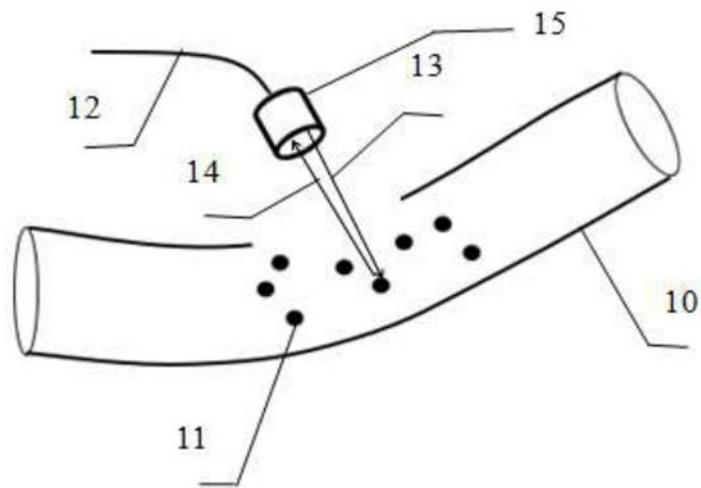


图3

专利名称(译)	一种双频超声换能器		
公开(公告)号	<a href="#">CN110477953A</a>	公开(公告)日	2019-11-22
申请号	CN201810775105.2	申请日	2018-07-16
[标]申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
[标]发明人	朱本鹏 欧阳君 杨晓非 谢明星 黄国明 申明柯		
发明人	朱本鹏 徐廷念 欧阳君 杨晓非 谢明星 黄国明 申明柯		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/4483		
代理人(译)	李智		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开一种双频超声换能器，其包括：背衬、超声发射层、匹配层、超声接收层和保护层；背衬和超声发射层、超声发射层和匹配层、匹配层和超声接收层、超声接收层和保护层均通过超声换能器粘接胶粘结；从超声发射层和匹配层引出两个电极供发射超声换能器工作；从超声接收层和匹配层引出两个电极供接收超声换能器工作；超声发射层的材料为铌镁酸铅钛酸铅(PMN-PT)，超声接收层的材料是聚偏二氟乙烯(PVDF)。本发明通过在同一只换能器中使用两种压电材料——PMN-PT和PVDF，运用的PVDF材料声阻抗接近人体组织的声阻抗特点，容易获得较好的匹配，同时其电容率低，也易于和电输出回路匹配，接收时尾波少，采用的是20-35M的谐波成像，使得成像的分辨率更高。

