



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 205338994 U

(45) 授权公告日 2016. 06. 29

(21) 申请号 201520847647. 8

(22) 申请日 2015. 10. 28

(73) 专利权人 上海爱声生物医疗科技有限公司
地址 201203 上海市浦东新区张江高科技园
区祖冲之路 887 弄 77-78 号楼 1 楼

(72) 发明人 李翔 陈友伟 赵万金

(74) 专利代理机构 上海汉声知识产权代理有限
公司 31236

代理人 胡晶

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

A61B 8/08(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

(ESM) 同样的发明创造已同日申请发明专利

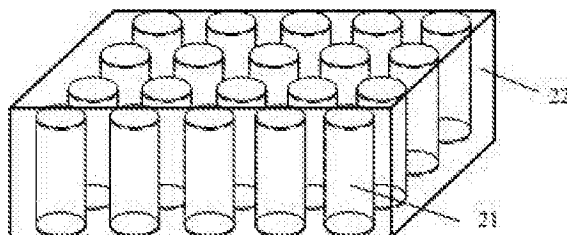
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54) 实用新型名称

一种性能优化的高频超声换能器

(57) 摘要

本实用新型公开了一种性能优化的高频超声换能器,其包括:依次连接的背衬层、压电层及匹配层,背衬层为掺杂有颗粒材料的胶水混合物和/或匹配层为掺杂有颗粒材料的胶水混合物和/或匹配层为聚对二甲苯薄膜。本实用新型的高频超声换能器,避免胶水粘接层的出现,使得匹配层和/或背衬层与压电层之间的匹配更好,带宽更宽,优化了声波能量的传播效率。



1. 一种性能优化的高频超声换能器,其特征在于,包括:依次连接的背衬层、压电层以及匹配层,其中:

所述背衬层和/或所述匹配层通过浇注或蒸镀的方式与所述压电层相连,所述背衬层与所述压电层之间和/或所述匹配层与所述压电层之间不存在胶水层。

2. 根据权利要求1所述的高频超声换能器,其特征在于,所述匹配层和/或所述背衬层的数量为一层或多层。

3. 根据权利要求1所述的高频超声换能器,其特征在于,所述压电层的厚度为 $10\sim 30\mu\text{m}$ 。

4. 根据权利要求1所述的高频超声换能器,其特征在于,所述压电层为超高频压电复合层;

所述超高频压电复合层的频率大于 40MHz 。

5. 根据权利要求1所述的高频超声换能器,其特征在于,所述压电层为复合材料,该复合材料由压电材料和非压电材料构成,所述非压电材料填充在所述压电材料的间隙中。

6. 根据权利要求5所述的高频超声换能器,其特征在于,所述复合材料中压电材料的间隙宽度小于 $5\mu\text{m}$ 。

7. 根据权利要求1所述的高频超声换能器,其特征在于,所述背衬层为高声阻抗背衬层或低声阻抗背衬层或空气背衬层;

所述高声阻抗背衬层的声阻抗大于 40MRayl ;所述低声阻抗背衬层的声阻抗小于 10MRayl 。

一种性能优化的高频超声换能器

技术领域

[0001] 本实用新型涉及超声换能器,特别涉及一种性能优化的高频超声换能器。

背景技术

[0002] 血管内超声(Intravascular Ultrasound, IVUS)是无创性的超声技术和微创性的导管技术相结合的一种新的诊断方法。血管内超声是利用导管技术将一个高频微型超声换能器导入冠状动脉血管腔内进行探测,得到血管壁各层横断面成像,以辅助临床医生对血管内病变进行诊断。

[0003] 血管内超声成像系统包括三个主要部件:装有超声探头的血管内超声导管,回撤装置以及超声主机。血管内超声导管直接在血管内工作,是整个成像系统的核心部件,安装在超声导管远端的超声换能器的性能将直接影响成像质量,进而影响超声诊断仪的诊断效果。

[0004] 目前临床上使用的血管内超声导管产品的设计主要有两类:机械旋转式和阵列式。机械旋转式设计通过导管内柔韧的驱动转轴旋转,驱动导管远端的单阵元超声换能器,以获取二维横断面图像。在机械旋转式的血管内超声导管系统内,换能器和导管鞘之间需要充满生理盐水,以获得最佳的声学耦合。目前商品化的机械旋转式的导管中心频率在40MHz左右。阵列式是由多个阵元(目前为止最多为64个)呈环型排列在导管顶端外周,通过电子开关的逐次连续激励,而获得 血管横断面图像。其优点是没有旋转的部件,导丝通过中央腔,使用时不需要注射液体。由于制作高频阵列式换能器的工艺难度极高,目前临床产品的中心频率为20MHz或小于20MHz。

[0005] 目前临床使用的血管内超声导管中选用的换能器,无论是机械旋转式的单阵元换能器,还是阵列式的多阵元换能器,均采用压电陶瓷制作,其声阻抗较高(30-40MRayl),难以与血液声阻抗(1.5-1.8MRayl)很好的匹配从而达到优异的声学性能。

实用新型内容

[0006] 本实用新型针对上述现有技术中存在的问题,提出一种性能优化的高频超声换能器,采用浇注或者蒸镀的方法制作匹配层和/或背衬层,省略了胶水层,使得换能器的匹配性能更好,从而达到有益的声学性能。同时使用高频复合压电材料,降低了超声换能器的声阻抗,提高了换能器的回波灵敏度和频谱带宽,优化了超声图像的对比度和分辨率。

[0007] 为解决上述技术问题,本实用新型是通过如下技术方案实现的:

[0008] 本实用新型提供一种性能优化的血管内超声换能器,其包括:依次连接的背衬层、压电层以及匹配层,其中:

[0009] 所述背衬层和/或所述匹配层通过浇注或蒸镀的方式与所述压电层相连,所述背衬层与所述压电层之间和/或所述匹配层与所述压电层之间不存在胶水层。所述背衬层为掺杂有颗粒材料的胶水混合物和/或所述匹配层为掺杂有颗粒材料的胶水混合物和/或所述匹配层为聚对二甲苯薄膜(Parylene)。

[0010] 超声换能器的匹配层在压电层与人体组织之间形成一个声阻抗过度,匹配层的声阻抗一般介于压电层和人体组织之间,匹配层能够帮助超声能量高效的在声阻抗较高的压电层向声阻抗较低的人体组织传播。传统换能器制作工艺中,使用胶水粘贴压电层和匹配层,所以无法避免的引入一层声阻抗匹配不佳、约 $1\sim 2\mu\text{m}$ 的胶水层,当超声换能器频率较低的时候,超声波长远远大于胶水层的厚度,所以胶水层对超声能量的传播影响很小。但是对于血管内超声应用中的换能器,其工作频率在40MHz以上,波长比传统的低频(5MHz以下)换能器短很多,更接近于胶水层的厚度,故而对很薄的胶水层也会有强烈的反射。本实用新型中对匹配层的制作采用浇注的方法,将掺杂有颗粒材料的胶水混合物浇注在压电层的辐射面,固化后将匹配层研磨至所需厚度;或者通过蒸镀的方法将一定厚度的聚对二甲苯蒸镀在换能器辐射面上形成匹配层;或者两种方法同时使用。

[0011] 超声换能器的背衬层用于吸收压电层向后发射的超声能量,使得向后发射的超声波不会与向前发射的超声波产生叠加而延长脉冲超声的长度,从而有利于提高超声图像的分辨率。其中:背衬层中的颗粒材料用于对超声能量进行吸收和/或散射,将向后发射的超声能量衰减掉,使得向前发射的超声脉冲更短。

[0012] 本实用新型没有胶水粘贴层,使匹配层和/或背衬层与压电层匹配更好,超声脉冲在各层之间反射更小,换能器带宽更宽。

[0013] 较佳地,所述匹配层和/或所述背衬层的数量为一层或多层;当所述匹配层的数量为多层时,与所述压电层相邻的所述匹配层为掺杂有颗粒材料的胶水混合物。

[0014] 较佳地,所述压电层的厚度为 $10\sim 30\mu\text{m}$,其工作频率大于40MHz。

[0015] 较佳地,所述压电层为超高频压电复合层;所述超高频压电复合层的频率大于40MHz,其带宽超过60%,分辨率比现有换能器提高。

[0016] 较佳地,所述压电层包括压电材料和非压电材料,所述非压电材料填充在所述压电材料的间隙中。由于材料中间隙的存在,使这种材料中的横波模式的干扰也被降至很低的水平。

[0017] 较佳地,所述压电材料的间隙宽度小于 $5\mu\text{m}$,间隙宽度极窄,能够进一步降低横波模式的干扰。

[0018] 较佳地,所述压电材料为压电单晶材料;所述非压电材料为环氧树脂类材料或硅胶类材料或环氧树脂与硅胶的混合材料。压电单晶材料的压电性能更优,灵敏度更高,带宽更宽;环氧树脂类材料的声阻抗较低;这两者形成的复合压电材料较一般的压电材料,声阻抗更低,机电耦合系数更高,频率响应带宽更宽,从而使得换能器的灵敏度和分辨率更高。

[0019] 较佳地,所述背衬层为高声阻抗背衬层或低声阻抗背衬层或空气背衬层;所述高声阻抗背衬层的声阻抗大于 40MRayl ;所述低声阻抗背衬层的声阻抗小于 10MRayl ;当采用普通背衬层时,向后传播的超声波被充分吸收,换能器的灵敏度和带宽相互平衡和优化;当采用高声阻抗背衬层时,其声阻抗远大于压电层的声阻抗,使得向后传播的声波在压电层与背衬层的界面产生全反射,回到辐射面,提高了换能器的灵敏度和带宽,但降低了换能器的工作频率,此时为了得到所需频率就必须降低压电层的厚度;另一方面,当采用含有大量空气的空气背衬层时,其声阻抗极小,所以向后传播的超声波遇到声阻抗差异很大的界面,能量也会被全部反射回辐射面,从而提高了换能器的灵敏度,但降低了换能器的带宽。

[0020] 相较于现有技术,本实用新型具有以下优点:

[0021] (1)本实用新型提供的性能优化的高频超声换能器,采用浇注的方法,将掺杂有颗粒材料的胶水混合物浇注在压电层上形成匹配层和/或背衬层,或者采用蒸镀的方法将聚对二甲苯直接蒸镀在换能器辐射面上形成匹配层,省去了胶水层,与压电层匹配更好,带宽更宽;

[0022] (2)另外本实用新型还使用高频复合压电材料,降低了超声换能器的声阻抗,提高了换能器的回波灵敏度和频谱带宽,优化了超声图像的对比度和分辨率。

[0023] 当然,实施本实用新型的任一产品并不一定需要同时达到以上所述的所有优点。

附图说明

[0024] 下面结合附图对本实用新型的实施方式作进一步说明:

[0025] 图1为本实用新型的性能优化的高频超声换能器的结构示意图;

[0026] 图2为本实用新型的性能优化的高频超声换能器的压电层的结构示意图。

[0027] 标号说明:1-背衬层,2-压电层,3-匹配层;

[0028] 21-压电材料,22-非压电材料。

具体实施方式

[0029] 下面对本实用新型的实施例作详细说明,本实施例在以本实用新型技术方案为前提下进行实施,给出了详细的实施方式和具体的操作过程,但本实用新型的保护范围不限于下述的实施例。

[0030] 结合图1,对本实用新型的性能优化的高频超声换能器进行详细描述,其包括:依次连接的背衬层1、压电层2以及匹配层3,匹配层3和/或背衬层1是通过浇注的方式沉积在压电层2的表面上,是将掺杂有颗粒材料的胶水混合物浇注在压电层2的表面,固化后再将匹配层3和/或背衬层1研磨至所需厚度,这样制作出的匹配层3和/或背衬层1没有胶水粘接层,与压电层2之间的匹配更好,带宽更宽。匹配层3之上可以添加一层蒸镀形成的聚对二甲苯薄膜匹配层,或者匹配层3本身即为蒸镀形成的聚对二甲苯薄膜匹配层。

[0031] 本实施例的换能器,将胶水与制作匹配层3和/或背衬层1的颗粒材料均匀混合,并紧紧贴在压电层2的表面,直接形成匹配层3和/或背衬层1,从而避免了胶水粘接层的出现。颗粒材料可以为银粉、钨粉、铝粉或其他金属颗粒或金属化合物颗粒或非金属颗粒。

[0032] 较佳实施例中,压电层2的厚度在 $10\sim 30\mu\text{m}$ 之间,且为高频复合材料形成的压电层,其结构示意图如图2所示,其包括压电材料21以及填充在压电材料21的间隙中的非压电材料22。且压电材料21中的间隙宽度小于 $5\mu\text{m}$,由于材料中间隙的存在且间隙极窄,使得这种材料中横波模式的干扰被降至最低水平。较佳地,压电材料21可以为PMN-PT单晶或其他压电材料。当然,不同实施例中,压电单元的截面不一定是圆形,也可以为六边形、长方形、三角形等各种形状。

[0033] 较佳实施例中,填充在压电材料21的间隙中的非压电材料22为环氧树脂类材料或硅胶类材料或环氧树脂与硅胶的混合材料,与颗粒材料混合的胶水也为环氧树脂类材料或硅胶类材料或环氧树脂与硅胶的混合材料,使匹配层3和/或背衬层1与压电层2之间的匹配更好。

[0034] 较佳实施例中,背衬层1采用低声阻抗背衬(声阻抗 $<10\text{MRayl}$)或高声阻抗背衬($>$

40MRay1)或空气背衬。

[0035] 不同实施例中,匹配层3和/或背衬层1的数量可以为一层或多层,当匹配层3的数量为多层时,可以同时包括掺杂有颗粒材料的胶水混合物匹配层和聚对二甲苯薄膜匹配层,此时,与压电层2相邻的一层匹配层为掺杂有颗粒材料的胶水混合物匹配层。

[0036] 此处公开的仅为本实用新型的优选实施例,本说明书选取并具体描述这些实施例,是为了更好地解释本实用新型的原理和实际应用,并不是对本实用新型的限定。任何本领域技术人员在说明书范围内所做的修改和变化,均应落在本实用新型所保护的范围内。

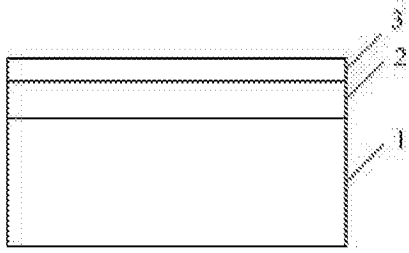


图1

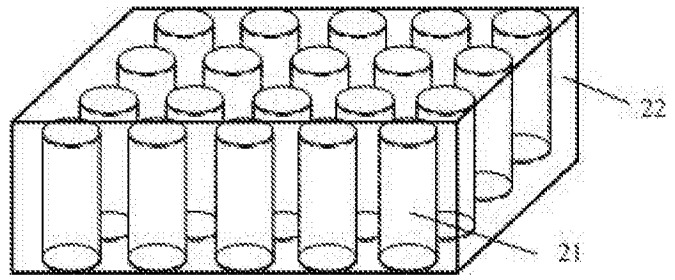


图2

专利名称(译)	一种性能优化的高频超声换能器		
公开(公告)号	CN205338994U	公开(公告)日	2016-06-29
申请号	CN201520847647.8	申请日	2015-10-28
[标]申请(专利权)人(译)	上海爱声生物医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	上海爱声生物医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	上海爱声生物医疗科技有限公司		
[标]发明人	李翔 陈友伟 赵万金		
发明人	李翔 陈友伟 赵万金		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/08 A61B8/00		
代理人(译)	胡晶		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种性能优化的高频超声换能器，其包括：依次连接的背衬层、压电层及匹配层，背衬层为掺杂有颗粒材料的胶水混合物和/或匹配层为掺杂有颗粒材料的胶水混合物和/或匹配层为聚对二甲苯薄膜。本实用新型的高频超声换能器，避免胶水粘接层的出现，使得匹配层和/或背衬层与压电层之间的匹配更好，带宽更宽，优化了声波能量的传播效率。

