



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104605892 B

(45)授权公告日 2018.04.06

(21)申请号 201510030966.4

审查员 谢春苓

(22)申请日 2015.01.21

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104605892 A

(43)申请公布日 2015.05.13

(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 马晓雯 江小宁

(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)

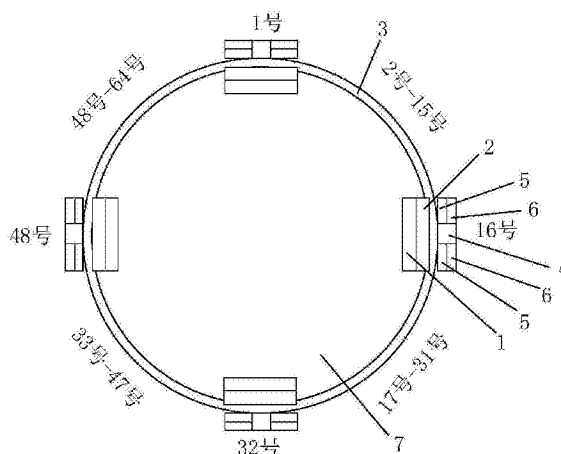
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

具有双频率的单、多阵元IVUS换能器及其成型方法

(57)摘要

本发明提供了一种具有双频率的单阵元IVUS换能器,包括低频压电结构、背衬结构、柔性电路板、填缝结构和两个子阵元,所述低频压电结构和背衬结构依次层叠于所述柔性电路板的一侧表面,所述子阵元和填缝结构设于所述柔性电路板的另一侧表面,且所述填缝结构间隔于两个所述子阵元之间,每个所述子阵元均包括层叠于所述柔性电路板另一侧表面的高频压电结构和匹配层。实际使用时,如要检测血管内壁病变,可以使用高频率(40MHz)的换能器;如要通过造影技术检测微小血管的病变,可以使用低频率(10MHz)的换能器,发射超声波,利用高频率(40MHz)的换能器接收高次谐波,并成像。



1. 一种具有双频率的血管内超声换能器的成型方法,用以为具有双频率的多阵元血管内超声换能器进行成型,所述具有双频率的多阵元血管内超声换能器包括环绕环形的柔性电路板轴心布置的若干阵元,每个所述阵元均包括低频压电结构、背衬结构、所述柔性电路板、填缝结构和两个子阵元,所述低频压电结构和背衬结构依次层叠于所述柔性电路板的内侧表面,所述子阵元和填缝结构设于所述柔性电路板的另一侧表面,且所述填缝结构间隔于两个所述子阵元之间,每个所述子阵元均包括层叠于所述柔性电路板外侧表面的高频压电结构和匹配层;换能器工作时,如果是B模式成像,则只需激励高频压电结构,对血管进行成像;如果需要进行谐波成像,则激励低频压电结构,发射低频超声波,高频压电结构接收高次谐波;

所述柔性电路板内侧空间灌注有背衬材料;该方法包括:

先将若干所述阵元布置于所述柔性电路板,然后将所述柔性电路板弯曲成环形,成为环形后,在所述柔性电路板的内侧空间填充背衬材料。

2. 如权利要求1所述的具有双频率的血管内超声换能器的成型方法,其特征在于:所述低频压电结构的材料为压电陶瓷、压电单晶或复合材料。

3. 如权利要求1所述的具有双频率的血管内超声换能器的成型方法,其特征在于:所述高频压电结构的材料为压电陶瓷、压电单晶或复合材料。

4. 如权利要求1所述的具有双频率的血管内超声换能器的成型方法,其特征在于:所述具有双频率的多阵元血管内超声换能器还包括设于所述柔性电路板上的电缆线,所述电缆线连通至所述高频压电结构和低频压电结构。

具有双频率的单、多阵元 IVUS 换能器及其成型方法

技术领域

[0001] 本发明涉及血管内相控式的 IVUS 换能器,尤其涉及一种具有双频率的单、多阵元 IVUS 换能器及其成型方法。

背景技术

[0002] 血管内超声 (IVUS) 是通过导管技术将微型化的超声探头置入血管腔内进行显影,可以提供包括管腔和管壁在内的横截面图像,不仅可以了解管腔的形态,还可以直接显示管壁的结构,并根据病变的回声特点判断病变的性质,精确测定管腔、血管的大小及病变的狭窄程度。

[0003] 传统的超声影像设备是接收和发射频率相同的回波信号成像,称为基波成像。实际上回波信号受到人体组织的非线性调制后产生基波的二次三次等高次谐波,利用人体回声的二次等高次谐波构成人体器官的图像,可提高图像分辨率。这种利用高次谐波成像的方法就叫做谐波成像。对比谐波成像是将造影剂注入血管中,以增强组织的回波能力,进一步提高图像的清晰度。

[0004] 现在的 IVUS 换能器主要有两种类型:

[0005] 一种是机械旋转式的超声换能器,通过单个阵元的换能器在 360 度范围内的旋转,并发射超声波,同时将血管截面反射回的声波采集,通过图像处理的方法,呈现出 B 型超声图像。换能器的频率通常在 40MHz 左右。

[0006] 现有的机械式 IVUS 换能器,由于是靠电机驱动、360 度旋转扫描,所以不可避免地会存在换能器的旋转运动与电机的旋转存在非线性的关系,因此图像会有畸变,影响疾病诊断。

[0007] 另一种是相控阵式的超声换能器,拥有 64 个阵元,呈环形排列,无需旋转,利用电子延迟激励的方法,将血管截面反射回的声波采集,通过图像处理的方法,呈现出 B 型超声图像。换能器的频率通常在 20MHz 左右。

[0008] 现有相控阵式的 IVUS 换能器,虽然不需要旋转,机械结构相对简单,但换能器频率较低,只有 20MHz 左右,图像分辨率不足。所以,现有的 IVUS 换能器对于微血管的病变无法检测出。

发明内容

[0009] 本发明要解决的技术问题是如何解决现有相控阵式的 IVUS 换能器换能器频率较低和图像分辨率不足等问题。

[0010] 为了解决这一技术问题,本发明提供了一种具有双频率的单阵元 IVUS 换能器,包括低频压电结构、背衬结构、柔性电路板、填缝结构和两个子阵元,所述低频压电结构和背衬结构依次层叠于所述柔性电路板的一侧表面,所述子阵元和填缝结构设于所述柔性电路板的另一侧表面,且所述填缝结构间隔于两个所述子阵元之间,每个所述子阵元均包括层叠于所述柔性电路板另一侧表面的高频压电结构和匹配层。

- [0011] 可选的,所述低频压电结构的材料为压电陶瓷、压电单晶或复合材料。
- [0012] 可选的,所述高频压电结构的材料为压电陶瓷、压电单晶或复合材料。
- [0013] 可选的,所述的具有双频率的单阵元IVUS换能器还包括设于所述柔性电路板上的电缆线,所述电缆线连通至所述高频压电结构和低频压电结构。
- [0014] 本发明还提供了一种具有双频率的多阵元IVUS换能器,包括环形的柔性电路板环绕所述柔性电路板轴心布置的若干阵元,每个所述阵元均包括低频压电结构、背衬结构、柔性电路板、填缝结构和两个子阵元,所述低频压电结构和背衬结构依次层叠于所述柔性电路板的内侧表面,所述子阵元和填缝结构设于所述柔性电路板的另一侧表面,且所述填缝结构间隔于两个所述子阵元之间,每个所述子阵元均包括层叠于所述柔性电路板外侧表面的高频压电结构和匹配层。
- [0015] 可选的,所述低频压电结构的材料为压电陶瓷、压电单晶或复合材料。
- [0016] 可选的,所述高频压电结构的材料为压电陶瓷、压电单晶或复合材料。
- [0017] 可选的,具有双频率的多阵元IVUS换能器还包括设于所述柔性电路板上的电缆线,所述电缆线连通至所述高频压电结构和低频压电结构。
- [0018] 可选的,所述柔性电路板内侧空间灌注有背衬材料。
- [0019] 本发明还提供了一种具有双频率的IVUS换能器的成型方法,用以为本发明提供的一种具有双频率的多阵元IVUS换能器进行成型,包括:
- [0020] 先将若干所述阵元布置于所述柔性电路板,然后将所述柔性电路板弯曲成环形,成为环形后,在所述柔性电路板的内侧空间填充背衬材料。
- [0021] 本发明的双频率IVUS换能器,可以是拥有64阵元的相控阵类型换能器,无需旋转,不存在图像畸变问题。实际使用时,如要检测血管内壁病变,可以使用高频率(40MHz)的换能器;如要通过造影技术检测微小血管的病变,可以使用低频率(10MHz)的换能器,发射超声波,利用高频率(40MHz)的换能器接收高次谐波,并成像。

附图说明

- [0022] 图1是本发明一实施例中具有双频率的单阵元IVUS换能器的结构示意图;
- [0023] 图2是本发明另一实施例中具有双频率的多阵元IVUS换能器的结构示意图;
- [0024] 图3是本发明另一实施例中具有双频率的多阵元IVUS换能器的立体结构示意图;
- [0025] 图中,1-背衬结构;2-低频压电结构;3-柔性电路板;4-填缝结构;5-高频压电结构;6-匹配层;7-背衬材料;8-电缆线连接区域。

具体实施方式

[0026] 以下将结合图1至图3通过两个实施例对本发明提供的具有双频率的单、多阵元IVUS换能器及其成型方法进行详细的描述,其为本发明可选的实施例,可以认为,本领域的技术人员在不改变本发明精神和内容的范围内能够对其进行修改和润色。

[0027] 实施例1

[0028] 请参考图1,本实施例提供了一种具有双频率的单阵元IVUS换能器,包括低频压电结构2、背衬结构1、柔性电路板3、填缝结构4和两个子阵元,所述低频压电结构2和背衬结构1依次层叠于所述柔性电路板3的一侧表面,所述子阵元和填缝结构4设于所述柔性电路板3

的另一侧表面,且所述填缝结构4间隔于两个所述子阵元之间,每个所述子阵元均包括层叠于所述柔性电路板3另一侧表面的高频压电结构5和匹配层6。

[0029] 实际使用时,如要检测血管内壁病变,可以使用高频率(40MHz)的换能器;如要通过造影技术检测微小血管的病变,可以使用低频率(10MHz)的换能器,发射超声波,利用高频率(40MHz)的换能器接收高次谐波,并成像。

[0030] 本实施例中的所述低频压电结构的材料可以为压电陶瓷、压电单晶或复合材料。所述高频压电结构的材料也可以为压电陶瓷、压电单晶或复合材料。

[0031] 所述的具有双频率的单阵元IVUS换能器还包括设于所述柔性电路板3上的电缆线,所述电缆线3连通至所述高频压电结构5和低频压电结构2。电缆线可以经过柔性电路板3上的电缆线连接区域8连接到所述高频压电结构5和低频压电结构2。

[0032] 实施例2

[0033] 请参考图2和图3,本实施例提供了具有双频率的多阵元IVUS换能器,当然,图3的立体图并未示意全部的阵元,仅是部分示意,不表示其上仅三个阵元,该换能器包括环形的柔性电路板3环绕所述柔性电路板轴心布置的若干阵元,每个所述阵元均包括低频压电结构2、背衬结构1、柔性电路板3、填缝结构4和两个子阵元,所述低频压电结构2和背衬结构1依次层叠于所述柔性电路板3的内侧表面,所述子阵元和填缝结构4设于所述柔性电路板3的另一侧表面,且所述填缝结构4间隔于两个所述子阵元之间,每个所述子阵元均包括层叠于所述柔性电路板3外侧表面的高频压电结构5和匹配层6。

[0034] 同实施例类似的,本实施例的双频率IVUS换能器,是拥有64阵元的相控阵类型换能器,无需旋转,不存在图像畸变问题。实际使用时,如要检测血管内壁病变,可以使用高频率(40MHz)的换能器;如要通过造影技术检测微小血管的病变,可以使用低频率(10MHz)的换能器,发射超声波,利用高频率(40MHz)的换能器接收高次谐波,并成像。

[0035] 换能器工作时,如果是普通B模式成像,则只需激励高频压电材料,对血管进行成像;如果需要进行谐波成像,则可以激励低频压电材料,发射低频超声波,然后用高频压电材料接收高次谐波。

[0036] 与实施例1相同的,本实施例中的所述低频压电结构2的材料可以为压电陶瓷、压电单晶或复合材料。所述高频压电结构5的材料也可以为压电陶瓷、压电单晶或复合材料。具有双频率的多阵元IVUS换能器还包括设于所述柔性电路板上的电缆线,所述电缆线连通至所述高频压电结构和低频压电结构。电缆线可以经过柔性电路板3上的电缆线连接区域8连接到不同阵元的所述高频压电结构5和低频压电结构2。

[0037] 此外,在本实施例中,所述柔性电路板内侧空间灌注有背衬材料。以增强整个结构的强度,并且加大背衬材料的尺寸,更利于减小回波的震荡。

[0038] 本实施例还提供了一种具有双频率的IVUS换能器的成型方法,用以为如本实施例提供的具有双频率的多阵元IVUS换能器进行成型,包括:

[0039] 先将若干所述阵元布置于所述柔性电路板3,然后将所述柔性电路板3弯曲成环形,那么,阵元之间依靠柔性电路板连接成环形,成形之后,在圆柱形中间区域灌注背衬材料,成为环形后,在所述柔性电路板3的内侧空间填充背衬材料7。这里所称成为环形或成形,自然可以包括将柔性电路板3加工成一体封闭环形的过程,其手段很多,本实施例不做具体展开。此外,使用MEMES,即半导体微机械加工的方法,制作cMUT或者pMUT换能器,实现

双频率多阵元IVUS环阵。

[0040] 综上所述,本发明的双频率IVUS换能器,可以是拥有64阵元的相控阵类型换能器,无需旋转,不存在图像畸变问题。实际使用时,如要检测血管内壁病变,可以使用高频率(40MHz)的换能器;如要通过造影技术检测微小血管的病变,可以使用低频率(10MHz)的换能器,发射超声波,利用高频率(40MHz)的换能器接收高次谐波,并成像。

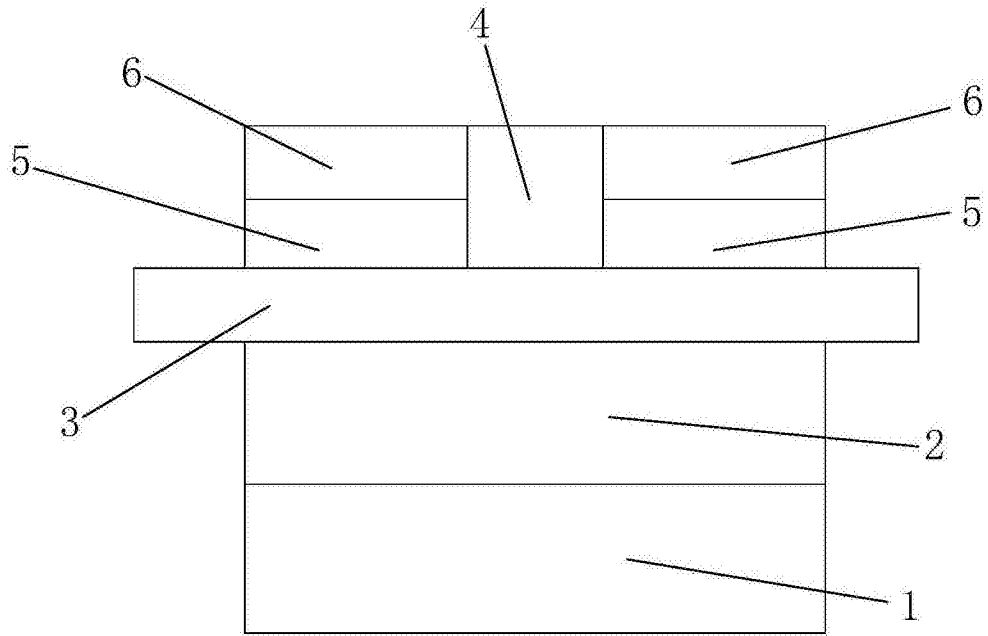


图1

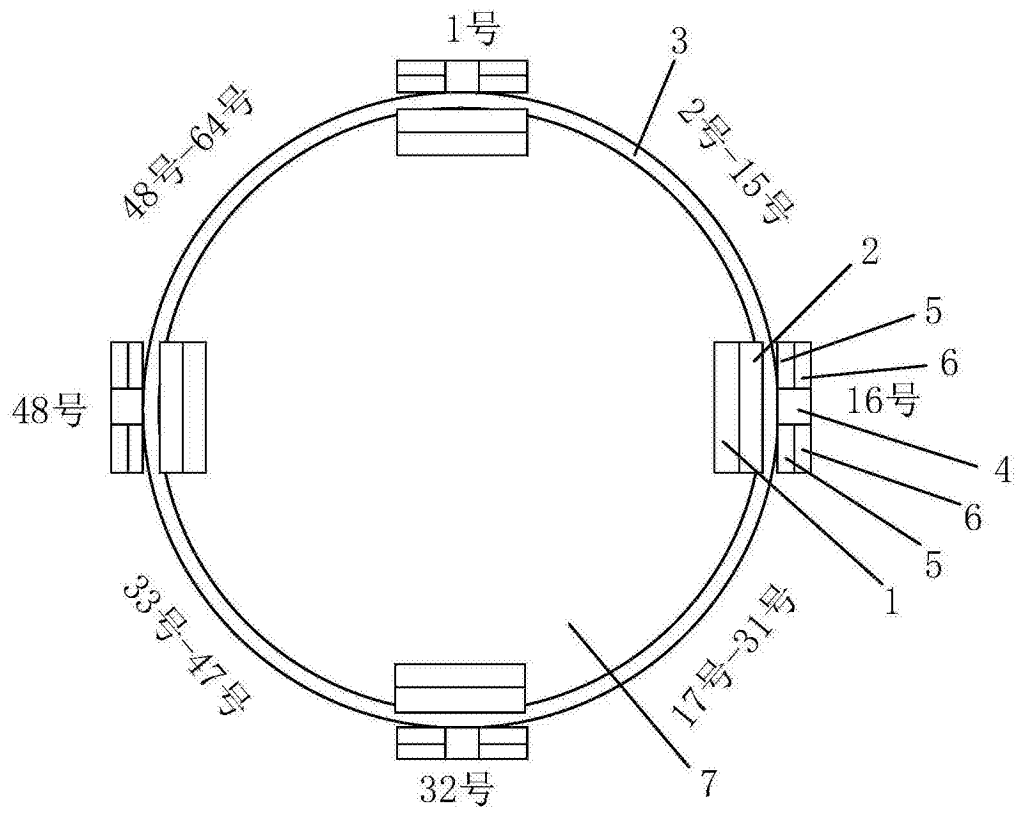


图2

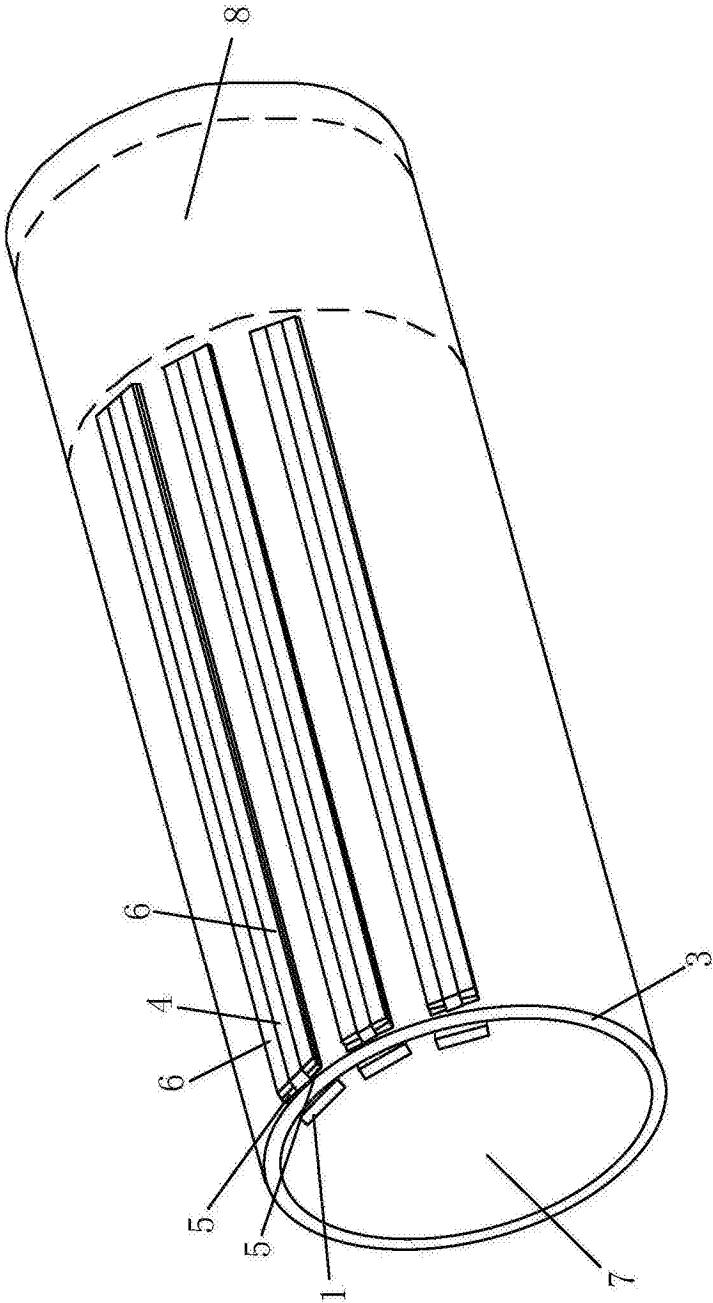


图3

专利名称(译)	具有双频率的单、多阵元IVUS换能器及其成型方法		
公开(公告)号	CN104605892B	公开(公告)日	2018-04-06
申请号	CN201510030966.4	申请日	2015-01-21
[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	马晓雯 江小宁		
发明人	马晓雯 江小宁		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B8/4494		
代理人(译)	胡晶		
其他公开文献	CN104605892A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种具有双频率的单阵元IVUS换能器，包括低频压电结构、背衬结构、柔性电路板、填缝结构和两个子阵元，所述低频压电结构和背衬结构依次层叠于所述柔性电路板的一侧表面，所述子阵元和填缝结构设于所述柔性电路板的另一侧表面，且所述填缝结构间隔于两个所述子阵元之间，每个所述子阵元均包括层叠于所述柔性电路板另一侧表面的高频压电结构和匹配层。实际使用时，如要检测血管内壁病变，可以使用高频率(40MHz)的换能器；如要通过造影技术检测微小血管的病变，可以使用低频率(10MHz)的换能器，发射超声波，利用高频率(40MHz)的换能器接收高次谐波，并成像。

