



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108272469 A

(43)申请公布日 2018.07.13

(21)申请号 201711402853.8

(22)申请日 2017.12.22

(71)申请人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大
学城学苑大道1068号

(72)发明人 邱维宝 苏敏 洪杰韩 张利宁
郑海荣

(74)专利代理机构 上海胜康律师事务所 31263
代理人 李献忠 张静

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

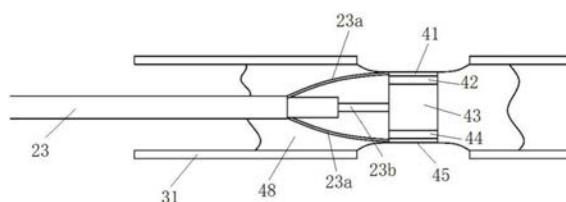
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

一种双频率血管内超声成像探头

(57)摘要

本发明提供一种双频率血管内超声成像探头,包括一个低频超声换能器和一个高频超声换能器,同时或分时发送超声进行成像,并且通过一根同轴电缆同时连接两个超声换能器。本发明通过采用一个低频单阵元换能器和一个高频单阵元换能器,工作时可以同时或分时给两个换能器发送激励信号,使换能器进行超声波发射和接收,并在后期对换能器接收到的信号进行滤波等处理可以同时获取低频和高频超声图像。另外,本发明采用双换能器却只采用一根同轴电缆,相对单阵元机械导管,没有增加外形尺寸,并且在导管尾部同样只需一个旋转回撤装置和信号端口。



1. 一种双频率血管内超声成像探头,其特征在于,包括工作在不同频率的两个超声换能器,同时或分时发送超声进行成像,并且通过同轴电缆同时连接所述不同频率的两个超声换能器。

2. 根据权利要求1所述的双频率血管内超声成像探头,其特征在于,所述两个超声换能器为一个低频超声换能器和一个高频超声换能器。

3. 根据权利要求2所述的双频率血管内超声成像探头,其特征在于,所述低频超声换能器和高频超声换能器均包括匹配层、压电层和背衬层,两个超声换能器可以共有所述背衬层或者不共有所述背衬层。

4. 根据权利要求2所述的双频率血管内超声成像探头,其特征在于,每个所述超声换能器的匹配层为一层匹配层或多层匹配层。

5. 根据权利要求1所述的双频率血管内超声成像探头,其特征在于,所述超声换能器的中心频率范围为10MHz~120MHz。

6. 根据权利要求1所述的双频率血管内超声成像探头,其特征在于,所述超声成像探头具有外壳,所述两个超声换能器设置在所述外壳内,所述外壳为中空圆柱形结构,直径范围为0.3毫米-3毫米。

7. 根据权利要求1所述的双频率血管内超声成像探头,其特征在于,所述超声成像探头的外壳的侧壁上具有两个相对设置的开口,所述两个超声换能器分别通过所述两个开口进行超声波发射和接收。

8. 根据权利要求1所述的双频率血管内超声成像探头,其特征在于,所述同轴电缆为单根同轴电缆。

9. 根据权利要求3所述的双频率血管内超声成像探头,其特征在于,所述换能器的匹配层和背衬层为导电材料的情况下,所述同轴电缆的一极电连接到两个换能器的匹配层,所述同轴电缆的另一极电连接到两个换能器的背衬层。

10. 根据权利要求3所述的双频率血管内超声成像探头,其特征在于,所述换能器的匹配层和背衬层为非导电材料的情况下,所述同轴电缆的一极电连接到两个换能器的压电层的背衬层所在一侧,所述同轴电缆的另一极电连接到两个换能器的压电层的匹配层所在一侧。

11. 根据权利要求2所述的双频率血管内超声成像探头,其特征在于,所述压电层的材料为压电陶瓷、压电单晶材料、压电复合材料或其他压电材料。

一种双频率血管内超声成像探头

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及医学超声成像领域,尤其涉及一种双频率血管内超声成像探头。

背景技术

[0002] 动脉粥样硬化是一种致死率较高的心血管疾病,并且有一个很显著的特点是在发病前不易被诊断发现。75%以上的急性冠状动脉综合症其潜在的病理机制被论证为动脉粥样硬化斑块断裂,因此,检测和表征易断裂的斑块是心脏病学和生物医学成像研究中最活跃的领域之一。

[0003] 目前已有多种医学成像技术可以用来诊断血管动脉粥样硬化的病变情况。血管造影技术是现今检测血管动脉粥样硬化斑块的主要手段,用来确定动脉粥样硬化血管狭窄的位置和程度。它将造影剂在X光照射下快速注入血管当中,因为造影剂吸收X光进而可以实现显影。从显影的结果可以看到含有造影剂的血液流动,从而了解血管的生理和解剖的变化。血管造影术是一种很有价值的诊断血管相关疾病的方法,但是它仅能提供被造影剂充填的管腔轮廓,而不能显示管壁的病变性质和程度,血管中大部分的易损斑块用血管造影技术检测不出来。

[0004] 医学超声成像技术以其无创、无辐射、实时性好、对软组织鉴别力较高、仪器使用方便、价格低廉等特点,成为现代医学成像中不可替代的诊断技术,目前已成为临床多种疾病诊断的首选方法。

[0005] 血管内超声(Intravascular ultrasound, IVUS)成像技术为医学超声成像中专门应用于心血管疾病检测的一种特殊成像技术。该技术利用安装在导管顶端的微型超声探头插入到人体血管内疑似病变的位置进行二维组织成像。它不仅可以实时显示血管内壁的形态,而且还可以通过组织分析和三维重建对病变大小进行测量,为深入了解血管病变的形态和功能提供了新的视野,同时也为临床诊断和治疗提供更加准确可靠的信息。血管内超声成像技术除了可显示管腔形态和血管壁信息之外,还可以初步确定粥样硬化斑块的组织形态学特征;同时,通过准确的定量分析,测量血管直径、横截面积和狭窄程度,可识别血管造影不能发现的早期动脉粥样硬化病变,尤其对血管造影显示的临界病变,血管内超声成像技术可对其进行精确的定量分析,确定其狭窄程度及病变类型,以协助临床治疗方案的选择。血管内超声成像技术在指导冠状动脉介入式治疗方面也具有非常重要的应用价值。因为该技术可以准确的反应血管内部形貌、病变的性质以及严重程度等情况,从而为选择正确的治疗策略提供依据,例如选择尺寸合适的支架等。同时血管内超声成像技术可用于术后支架治疗效果的评价,例如支架扩张是否充分、是否完全贴壁、是否均匀的展开并完全覆盖病变等,有利于及时发现和纠正支架植入后存在的某些问题,以达到最佳的介入治疗效果。

[0006] 血管内超声成像技术是一种微创性的成像技术,使用末端连接有超声换能器的特殊导管进行医学成像技术,能够显示病变所在的管壁和粥样斑块,提高诊断的准确性。现今

使用的血管内超声换能器,主要是高频平面单阵元血管内超声换能器和高频环形阵列血管内超声换能器。传统血管内超声导管一般为单阵元换能器的机械导管和线阵换能器的电子相控阵导管。血管内超声导管中的换能器频率越高,超声图像的分辨率越好。传统的电子相控阵导管换能器频率一般在20MHz左右,机械导管换能器频率一般在40MHz左右,频率都相对较低,对血管壁的微小组织病变和前期粥样硬化斑块检测不能实现精准检测。

发明内容

[0007] 针对上述现有技术的不足,本发明提供了一种双频率血管内超声成像探头,可以同时获取低频和高频超声图像。

[0008] 本发明提供了一种双频率血管内超声成像探头,包括工作在不同频率的两个超声换能器,同时或分时发送超声进行成像,并且通过同轴电缆同时连接所述不同频率的两个超声换能器。

[0009] 优选地,所述两个超声换能器为一个低频超声换能器和一个高频超声换能器。

[0010] 优选地,所述低频超声换能器和高频超声换能器均包括匹配层、压电层和背衬层,两个超声换能器可以共有所述背衬层或者不共有所述背衬层。

[0011] 优选地,每个所述超声换能器的匹配层为一层匹配层或多层匹配层。

[0012] 优选地,所述超声换能器的中心频率范围为10MHz~120MHz。

[0013] 优选地,所述超声成像探头具有外壳,所述两个超声换能器设置在所述外壳内,所述外壳为中空圆柱形结构,直径范围为0.3毫米-3毫米。

[0014] 优选地,所述超声成像探头的外壳的侧壁上具有两个相对设置的开口,所述两个超声换能器分别通过所述两个开口进行超声波发射和接收。

[0015] 优选地,所述同轴电缆为单根同轴电缆。

[0016] 优选地,所述换能器的匹配层和背衬层为导电材料的情况下,所述同轴电缆的一极电连接到两个换能器的匹配层,所述同轴电缆的另一极电连接到两个换能器的背衬层。

[0017] 优选地,所述换能器的匹配层和背衬层为非导电材料的情况下,所述同轴电缆的一极电连接到两个换能器的压电层的背衬层所在一侧,所述同轴电缆的另一极电连接到两个换能器的压电层的匹配层所在一侧。

[0018] 优选地,所述压电层的材料为压电陶瓷、压电单晶材料、压电复合材料或其他压电材料。。

[0019] 本发明的有益效果:本发明的一种双频率血管内超声成像探头,采用一个低频单阵元换能器和一个高频单阵元换能器,工作时可以同时或分时给两个换能器发送激励信号,使换能器进行超声波发射和接收,并在后期对换能器接收到的信号进行滤波等处理可以同时获取低频和高频超声图像。另外,本发明采用双换能器却只采用一根同轴电缆,相对单阵元机械导管,没有增加外形尺寸,并且在导管尾部同样只需一个旋转回撤装置和信号端口。

附图说明

[0020] 图1是具有本发明的双频率血管内超声成像探头的超声成像装置的结构示意图。

[0021] 图2是本发明的双频率血管内超声成像探头的结构示意图。

- [0022] 图3是本发明的双频率血管内超声成像探头中的超声探头的结构示意图。
- [0023] 图4是本发明的双频率血管内超声成像探头中的双换能器工作示意图。
- [0024] 图5是混频激励信号示意图。
- [0025] 图6是超声激励及后处理系统模块示意图。
- [0026] 图7是双频率换能器带宽示意图。
- [0027] 图8是超声探头的另一种接线方法示意图。
- [0028] 图9是双换能器的其他排列方式示意图。

具体实施方式

[0029] 下面结合附图对本发明的具体实施例进行说明。在下文所描述的本发明的具体实施例中,为了更好地理解本发明而描述了一些很具体的技术特征,但显而易见的是,对于本领域的技术人员来说,并不是所有的这些技术特征都是实现本发明的必要技术特征。下文所描述的本发明的一些具体实施例只是本发明的一些示例性的具体实施例,其不应被视为对本发明的限制。另外,为了避免使本发明变得难以理解,对于一些公知的技术没有进行描述。

[0030] 图1是具有本发明的双频率血管内超声成像探头的超声成像装置的结构示意图。如图1所示,该超声成像装置包括连接器1,导管2和本发明的双频率血管内超声成像探头3。连接器1的一端与导管2连接,另一端连接成像系统和回撤装置(未图示),用于信号传输和超声探头回撤。连接器1上具有阀门11,阀门11用于给超声导管里注入生理盐水,挤出导管内的空气,并作为超声耦合剂使用。导管2从外到内依次具有护管21、金属软管22和换能器线缆(同轴电缆)23,也具有传输信号和探头回撤的功能,并且导管2还具有导丝24(见图2)和定位环等装置(未图示),能够定位换能器所处的位置,以及引导换能器在血管内移动。超声探头3位于导管2的前端(即远离连接器1的一端),用于进行超声成像。

[0031] 如图2是本发明的双频率血管内超声成像探头的结构示意图。如图2所示,超声探头3具有外壳31,以及固定在外壳31内的一个低频超声换能器4a和一个高频超声换能器4b。两个超声换能器4a、4b背对背设置,同时或分时发送超声进行成像。外壳31为铜或其他金属材料的外壳。换能器4a、4b(换能器晶片)使用生物兼容胶水固定在外壳31内。具体地,整个超声探头3位于护管21内,金属软管22固定在所述外壳31的一端侧。工作时,超声探头3旋转,护管21和导丝24保持不动。

[0032] 本发明中,超声探头3的外壳31为中空圆柱形结构,直径为0.3毫米-3毫米。超声探头3的外壳31的侧壁上具有两个相对设置的开口32,两个超声换能器4a、4b分别通过两个开口32进行超声波发射和接收。在另外的实施中,探头外壳31也可以为其他形状的结构。

[0033] 下面结合图3详细说明超声探头的结构。本发明中,两个换能器4a、4b可以是单阵元平面换能器,单阵元聚焦换能器或多阵元换能器。两个超声换能器为分层结构,并且本实施例中示出共用背衬层的情况,包括第一匹配层41、第一压电层42、共用背衬层43、第二压电层44和第二匹配层45。匹配层41、45和背衬层43为导电材料。压电层的材料为压电陶瓷、压电单晶材料、压电复合材料或其他压电材料。本发明中,两个超声换能器的第一匹配层和第二匹配层的数量可以分别为一层或多层。图3所示的结构为第一匹配层和第二匹配层分别为一层匹配层的情况。在匹配层分别为两层的实施例中,两个超声换能器包括第一匹配

层、第二匹配层,第一压电层、背衬层、第二压电层、第三匹配层和第四匹配层。

[0034] 此外,如图3示出了同轴电缆23与换能器的具体连接关系。这里需要将同轴电缆的正负极和压电材料(换能器的压电层)的正反两面连接。由于换能器的匹配层(或第一层匹配层)和背衬层可以是导电材料,可以将同轴电缆23的正负极分别和背衬层、匹配层(或第一匹配层)电气连接。在一个实施例中,可以将负极线(或正极线)分为两股分别和两个换能器的匹配层(或第一层匹配层)通过导电粘接剂电连接,将正极线(或负极线)和背衬层通过导电粘接剂电连接(两个换能器共享背衬层的情况下)。在两个换能器分别具有自己的背衬层的情况下,将正极线(或负极线)分为两股,分别和两个换能器的背衬层通过导电粘接剂电连接。当然,在换能器的匹配层和背衬层是非导电材料的情况下,需要将同轴电缆的正负极直接与压电层的正反两面连接。即,将所述同轴电缆23的一极分为两股分别电连接到两个换能器的压电层的背衬层所在一侧,所述同轴电缆23的另一极分为两股分别电连接到两个换能器的压电层的匹配层所在一侧。本发明中采用双换能器却只采用一根同轴电缆23,相对单阵元机械导管(两根线缆,直径较粗),没有增加外形尺寸(单根线缆,直径较细),并且在导管2尾部同样只需一个旋转回撤装置和信号端口。

[0035] 此外,本发明中,两个超声换能器具有共同的背衬层43,通过共用背衬层,可以减小多层结构的换能器的厚度。因为血管内超声成像装置器件对厚度要求很高,减小换能器厚度将提高装置的实用性。在其他实施例中也可以不共有背衬层43,而是分别具有自己的背衬层。

[0036] 本发明中,两个超声换能器4a、4b的中心频率范围为10MHz~120MHz。其中,高频超声换能器4b的中心频率是低频超声换能器4a的中心频率的两倍以上。例如,低频范围为15-45MHz,高频范围为45-120MHz。由于低频换能器和高频换能器的谐振频率相差巨大,同时给两个换能器施加信号时,与超声信号频率对应的换能器的振幅大而与超声信号频率不对应的换能器振幅微弱,因此工作时可以同时或分时对两个换能器施加低频和高频信号,使换能器进行超声波发射和接收,并在后期进行信号处理可以同时获得低频和高频超声图像。

[0037] 图4是本发明的双频率血管内超声成像探头中的双换能器工作示意图。如图所示,通过旋转超声探头,两个换能器4a、4b绕超声探头的外壳的中心轴转动,同时或分时发送超声进行双声束成像工作。通过本发明中的双换能器结构,两个换能器同时工作进行超声波发射和接收,可以获得成像范围更大,分辨率更高的超声图像,能够进行更准确的病理分析。

[0038] 图5是双频率激励信号示意图。其中,(a)左侧为同时宽频激励的示意图,即使用一个窄脉冲,例如小于10ns的负脉冲激励双频换能器,该脉冲的频谱覆盖宽频带范围(大于100MHz),足够满足激励双频换能器的工作频率,使双频换能器系统能够激发工作;(a)右侧为系统在血管组织中检测的示意图;(b)左侧为分时双频激励的示意图,即先后使用高频脉冲和超高频脉冲激发双频换能器,使双频换能器系统能够激发工作;(b)右侧为系统在血管组织中检测的示意图。本发明两个换能器旋转时同时工作能够提高成像帧频。如上所述,该系统可以有两种工作模式:同时发射宽频激励信号或者分时发射双频激励信号。宽频激励信号频谱包括高频频谱成分及超高频频谱成分,并且双频换能器的谐振频率相差巨大,同时给两个换能器施加高频信号及超高频信号时,与超声信号频率对应的换能器振幅大而与超声信号频率不对应的换能器振幅微弱,由此双频探头的激励信号及回波信号保真度较

高,在进行数字信号处理之后可以同时得到两帧的图像。

[0039] 图6是超声激励及后处理系统模块示意图。由FPGA(Field-Programmable Gate Array,即现场可编程门阵列)产生激发脉冲信号,后经数模转换器将激发脉冲序列转换为模拟激励信号,再由功率放大模块对信号进行放大处理,使之电压足以驱动双频换能器工作并获得理想回波幅度信号,放大后的信号通过发射/接收控制开关(该模块用于防止发射信号进入接受信号处理回路),到旋转回撤装置(该装置用于伸进及回拉换能器导管),并被发送至本发明的双频换能器(即双频率血管内超声成像探头);接收的回波信号经过信号放大器,再由带通滤波器对回波信号频率进行选取,之后经由模数转换最后到达FPGA进行数学信号处理,处理后的信号通过数据传输接口(例如USB(Universal Serial Bus,通用串行总线),PCIE(Peripheral Component Interconnect Express,高速串行计算机扩展总线标准)等),上传到上位机进行成像,同时在存储器中进行存储。

[0040] 图7是双频率换能器带宽示意图。如图所示,(a)为宽频脉冲频谱图,宽频脉冲的频谱将低频换能器的中心频率为HF,高频换能器的中心频率为SHF都包含在内,可以同时激励两个换能器,之后再对回波信号进行滤波,可以分别采集到低频和超声信号。(b)为双频脉冲频谱图,其中低频换能器的中心频率为HF,高频换能器的中心频率为SHF。当两个换能器的中心频率相差足够大时,两个换能器的带宽重合的部分非常小,分时采用低频和超声信号激励换能器,当使用一个频率脉冲对换能器进行激励时,另一个换能器几乎不会受到影响。

[0041] 图8是超声探头的另一种接线方法示意图。如图所示,两个超声换能器之间设有绝缘层47,具体地,两个超声换能器各自的背衬层43之间设置有绝缘层47,可以有效地减少两个换能器之间的串声干扰。这种情况下,同轴电缆通过两根正极线23a分别连接到两个超声换能器各自的背衬层43。

[0042] 图9是双换能器的其他排列方式示意图。两个换能器4a、4b在外壳31内可以按照并列(即沿外壳径向并在水平方向上排列)、同向叠放(即沿外壳径向并在垂直方向上排列,并且换能器朝向相同)、沿外壳轴向前后排列的方式进行排列,并采用同一根同轴电缆同时连接两个换能器。本发明图2中的换能器排列方式是属于沿外壳径向并在垂直方向上排列,并且以换能器朝向相反的方式排列的。

[0043] 尽管已经根据优选的实施方案对本发明进行了说明,但是存在落入本发明范围内的改动、置换以及各种替代等同方案。还应当注意的是,存在多种实现本发明的方法和系统的可选方式。因此,意在将随附的权利要求书解释为包含落在本发明的主旨和范围之内所有这些改动、置换以及各种替代等同方案。

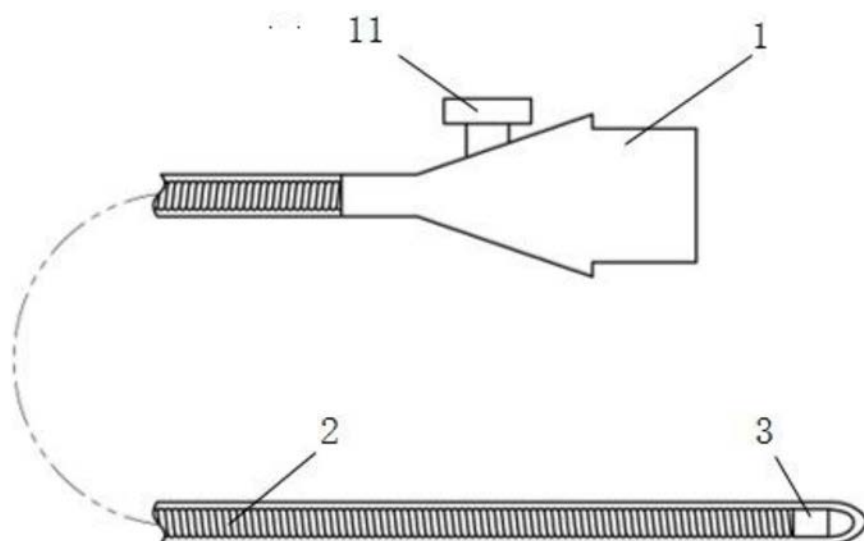


图1

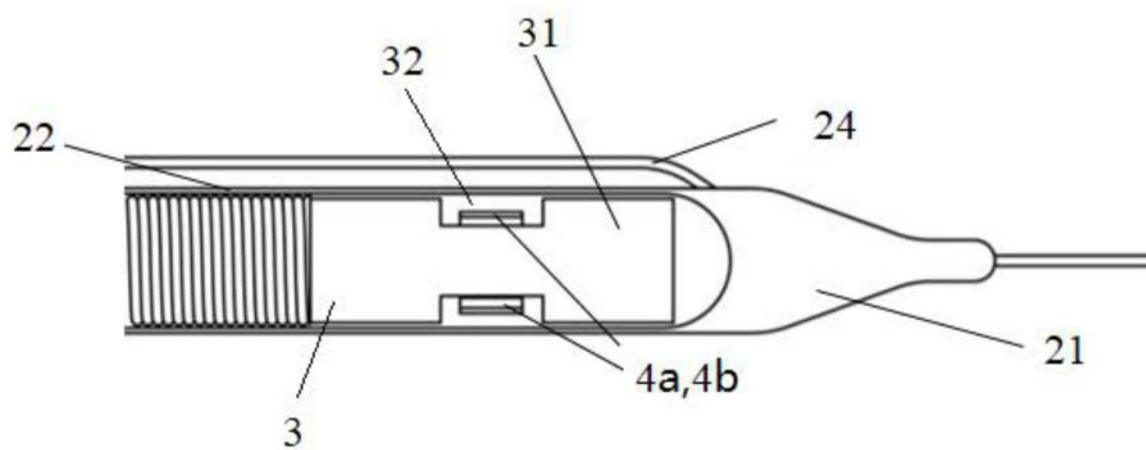


图2

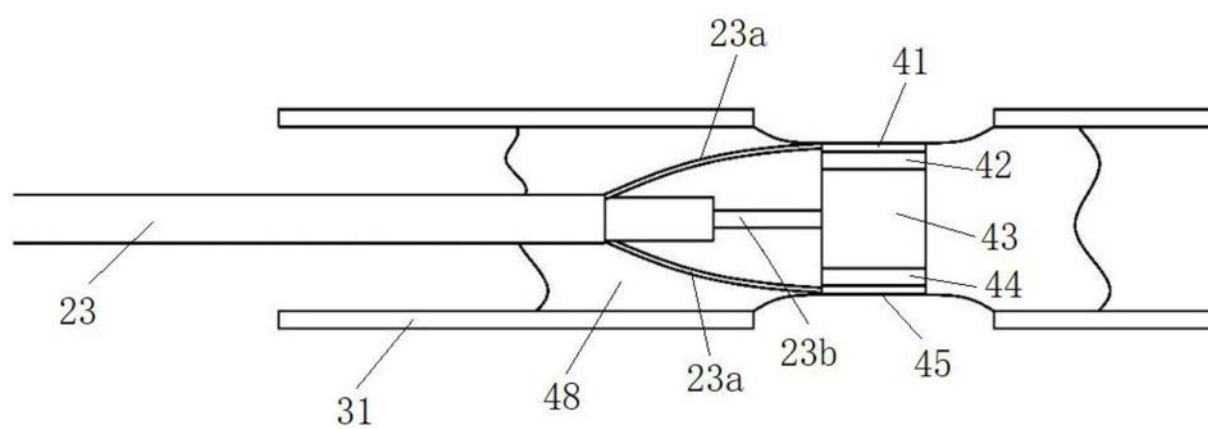


图3

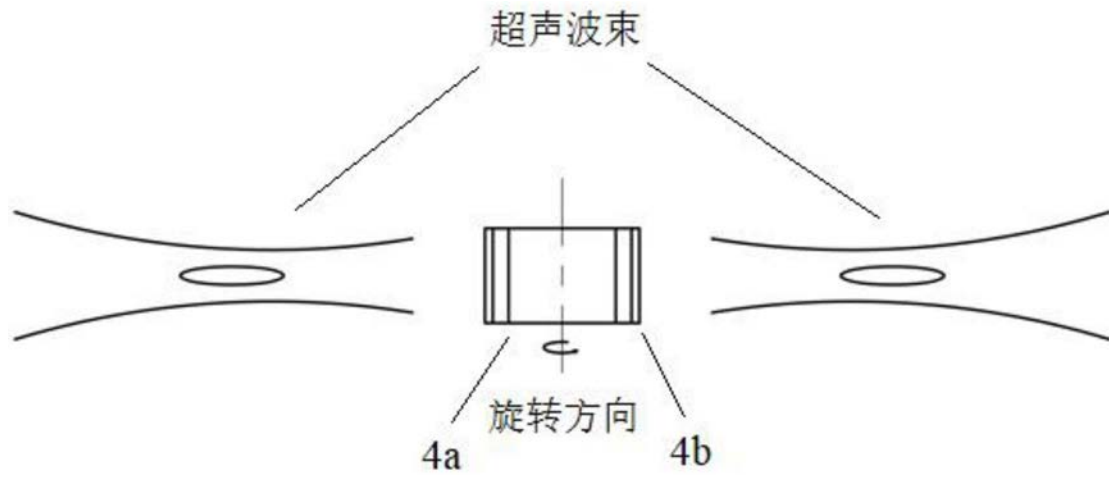


图4

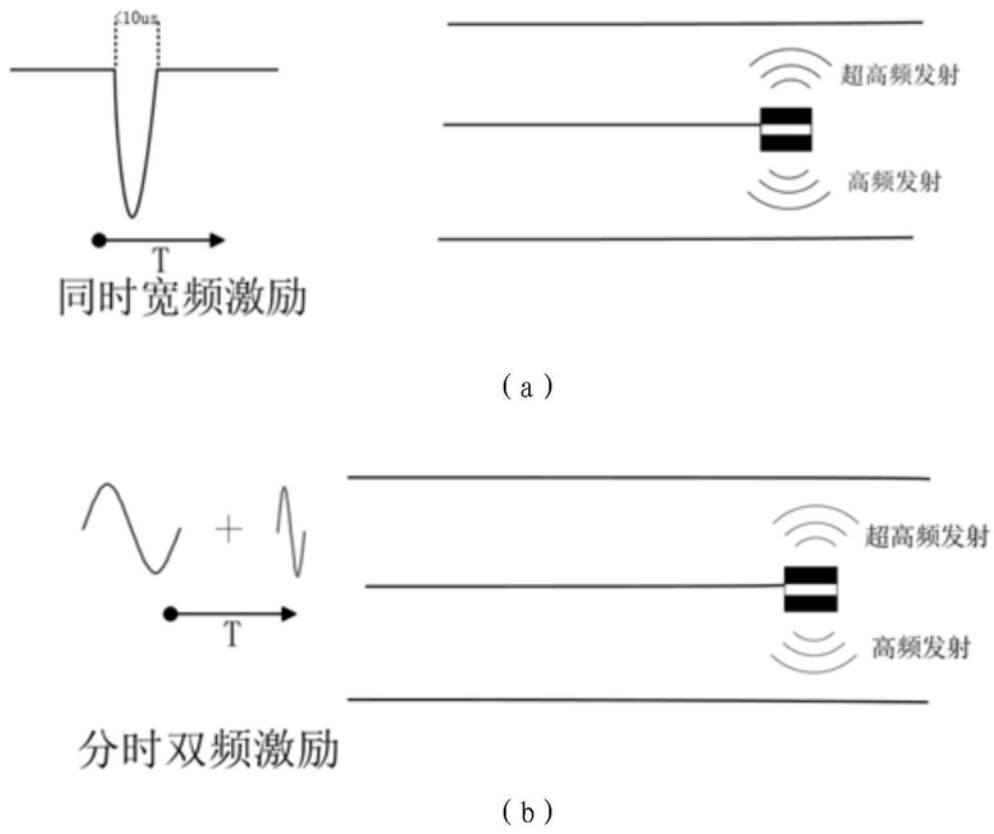


图5

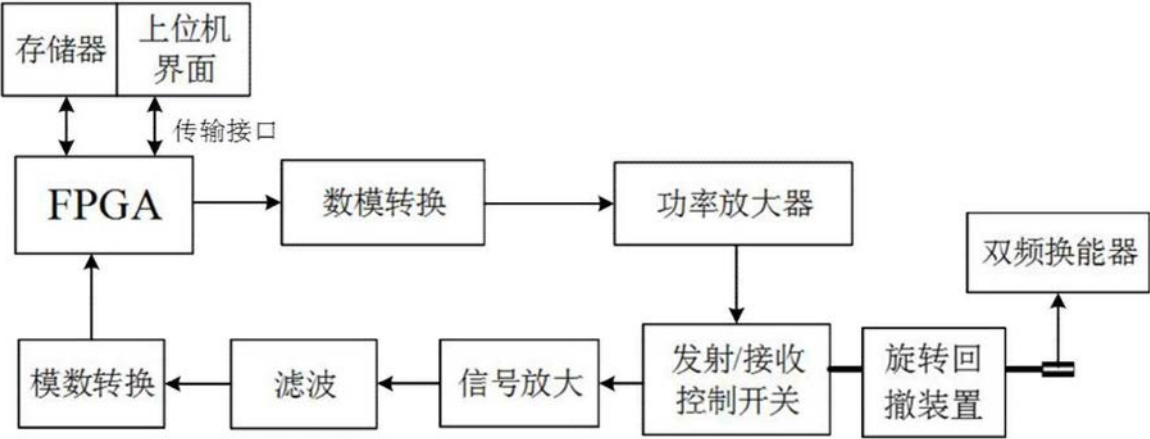


图6

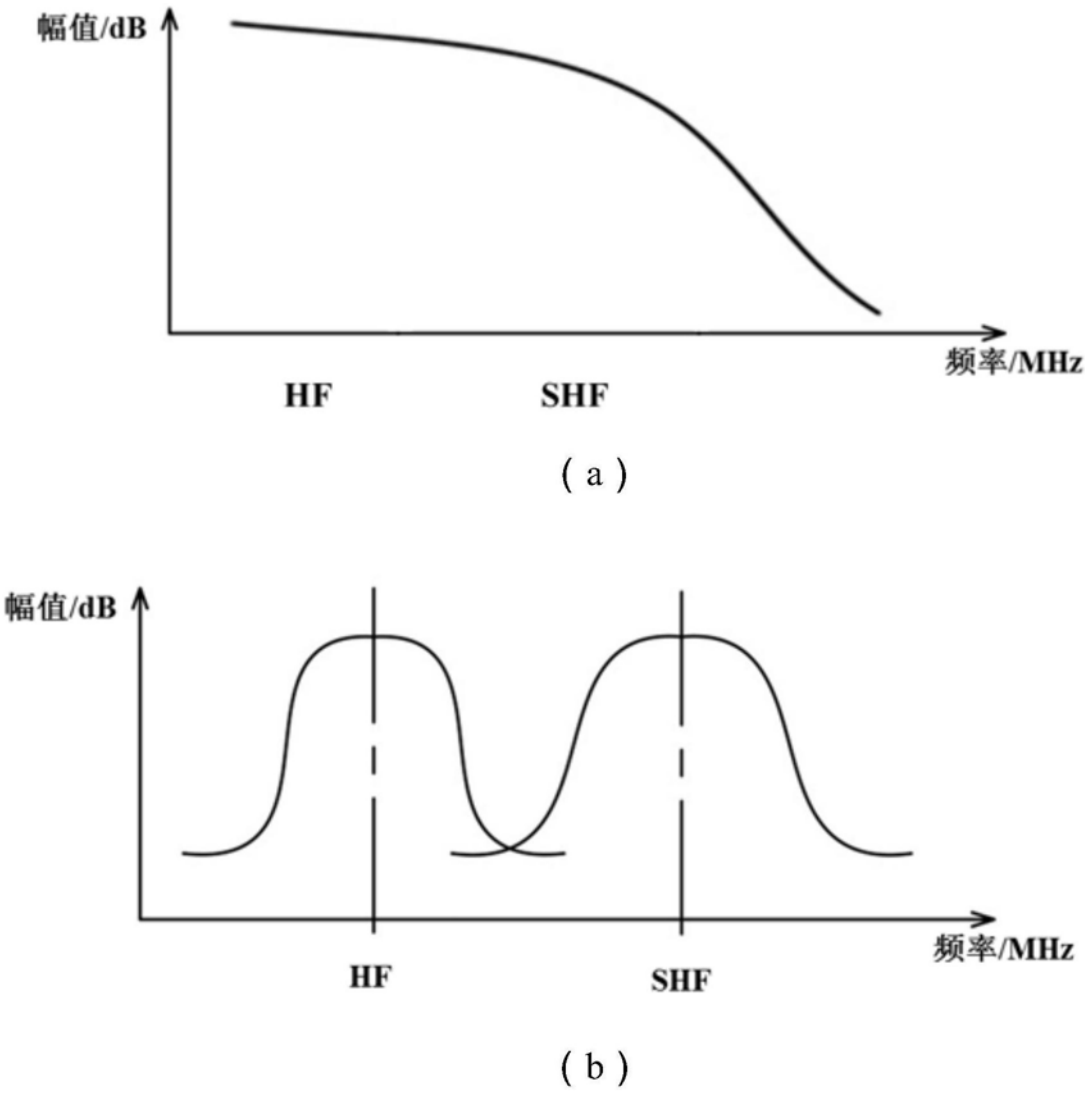


图7

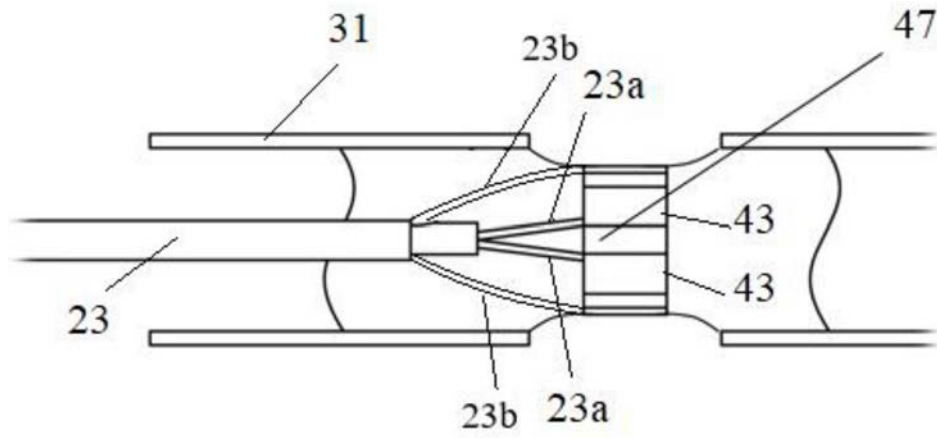


图8

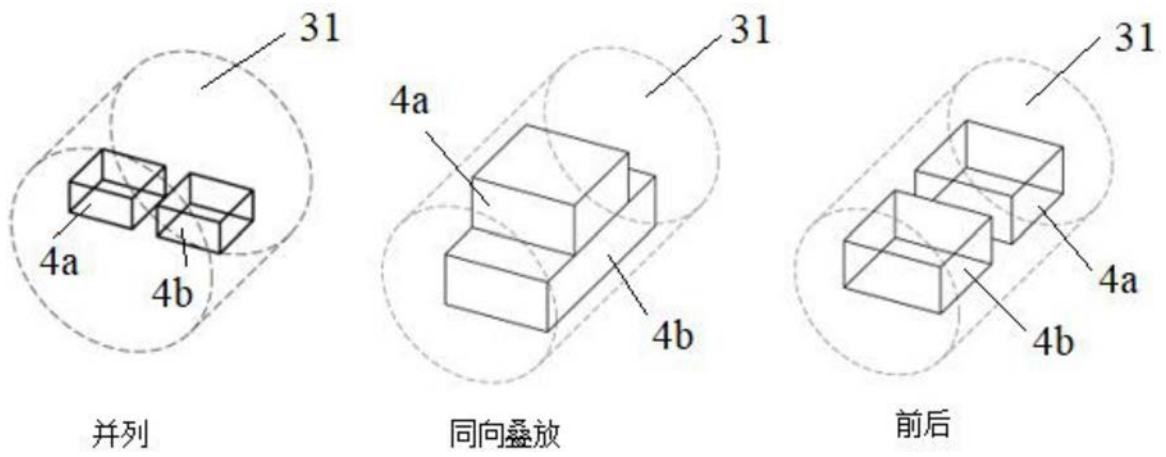


图9

专利名称(译)	一种双频率血管内超声成像探头		
公开(公告)号	CN108272469A	公开(公告)日	2018-07-13
申请号	CN2017111402853.8	申请日	2017-12-22
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	邱维宝 苏敏 洪杰韩 张利宁 郑海荣		
发明人	邱维宝 苏敏 洪杰韩 张利宁 郑海荣		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4444 A61B8/4477 A61B8/4483		
代理人(译)	李献忠 张静		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种双频率血管内超声成像探头，包括一个低频超声换能器和一个高频超声换能器，同时或分时发送超声进行成像，并且通过一根同轴电缆同时连接两个超声换能器。本发明通过采用一个低频单阵元换能器和一个高频单阵元换能器，工作时可以同时或分时给两个换能器发送激励信号，使换能器进行超声波发射和接收，并在后期对换能器接收到的信号进行滤波等处理可以同时获取低频和高频超声图像。另外，本发明采用双换能器却只采用一根同轴电缆，相对单阵元机械导管，没有增加外形尺寸，并且在导管尾部同样只需一个旋转回撤装置和信号端口。

