



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105105791 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 02

(21) 申请号 201510559177. X

(22) 申请日 2015. 09. 02

(71) 申请人 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

申请人 深圳开立生物医疗科技股份有限公司

(72) 发明人 袁建人 陈友伟 马晓雯 曹培杰

(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)

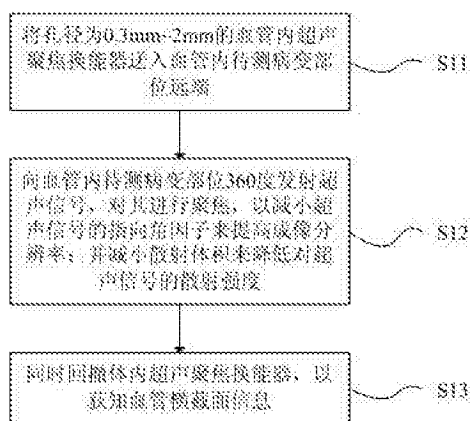
权利要求书3页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

一种血管内超声聚焦方法、聚焦诊断仪及聚焦换能器

(57) 摘要

本发明公开了一种血管内超声聚焦方法、聚焦诊断仪及聚焦换能器,该血管内超声聚焦方法包括将血管内超声聚焦诊断仪送到病变部位远端;向血管内 360 度发射超声信号。该血管内超声聚焦诊断仪包括超声导管,回撤/驱动装置及电子成像系统,超声导管的前端安装有血管内超声聚焦换能器;后端与回撤/驱动装置相连;回撤/驱动装置与电子成像系统相连。该血管内超声聚焦换能器包括超声换能单元及聚焦单元,超声换能单元用于发射超声信号,并对反射回的超声信号进行接收,聚焦单元用于对超声换能单元发射的超声信号进行聚焦。本发明通过血管内超声聚焦技术,提高了诊断仪的分辨率,同时提高了诊断仪成像的信噪比,从而提高诊断精确度。



1. 一种血管内超声聚焦方法,其特征在于,包括以下步骤:

S11:将孔径为 0.3mm ~ 2mm 的血管内超声聚焦换能器送入血管待测病变部位远端;

S12:向血管内待测病变部位 360 度发射超声信号,对其进行聚焦,以减小超声信号的指向角因子来提高成像分辨率,同时减小散射体积来降低血管内待测病变部位对超声信号的散射强度;

S13:同时回撤血管内超声换能器,以获知血管横断面信息。

2. 根据权利要求 1 所述的血管内超声聚焦方法,其特征在于,

所述步骤 S11 中血管内超声聚焦换能器为血管内高频超声换能器,其实现方法为:减小血管内超声换能器的压电层以及匹配层的厚度。

3. 根据权利要求 1 所述的血管内超声聚焦方法,其特征在于,

所述步骤 S11 中血管内聚焦换能器的聚焦实现方法为:将孔径为 0.3mm ~ 2mm 的血管内超声换能器的背衬层和/或压电层和/或声匹配层设计成机械曲面,并根据预定的焦距 f 确定所述机械曲面的曲率半径,聚焦因子 K 定义为焦距 f 和换能器孔径 d 的比,即: $K = f/d$,根据预定的聚焦因子 K 和焦距 f ,计算出孔径 d 的尺寸;

所述步骤 S12 中对其进行聚焦进一步为:通过所述机械曲面的设定来完成聚焦功能。

4. 根据权利要求 1 所述的血管内超声聚焦方法,其特征在于,

所述步骤 S11 中血管内超声聚焦换能器的聚焦实现方法为:在孔径为 0.3mm ~ 2mm 的血管内超声换能器的声匹配层的前面设置声透镜,根据预定的焦距 f 确定所述声透镜的曲率半径,聚焦因子 K 定义为焦距 f 和换能器孔径 d 的比,即: $K = f/d$,根据预定的聚焦因子 K 和焦距 f ,计算出孔径 d 的尺寸;

所述步骤 S12 中对其进行聚焦进一步为:通过所述声透镜的设定来完成聚焦功能。

5. 根据权利要求 1 所述的血管内超声聚焦方法,其特征在于,

所述步骤 S11 中血管内超声聚焦换能器的聚焦实现方法为:在孔径为 0.3mm ~ 2mm 的血管内超声换能器的多个超声换能单元的后面设置多个延时电路来补偿声波从焦点到各超声换能单元的声程差所引起的时间差,根据预定的中心距离差来确定声程差和时间差;第 i 个超声换能单元到中心轴线的距离为 D_i ,则由中心距离差 D_i 引入的声程差为:

$$\Delta R_i = f \cdot \left[\sqrt{1 + \left(\frac{D_i}{f} \right)^2} - 1 \right], \text{ 时间差 } T_i \text{ 为: } T_i = \frac{\Delta R_i}{c} = \frac{f}{c} \cdot \left[\sqrt{1 + \left(\frac{D_i}{f} \right)^2} - 1 \right], \text{ 其中: } i = 1, 2, \dots, 5, f$$

为焦距, c 为声速;

所述步骤 S12 中对其进行聚焦进一步为:通过所述延时电路的设定来完成聚焦功能。

6. 一种血管内超声聚焦诊断仪,其特征在于,包括:

超声导管,所述超声导管的前端安装有血管内超声聚焦换能器,所述血管内超声聚焦换能器的孔径为 0.3mm ~ 2mm,其对发射的超声信号进行聚焦,减小了超声信号的指向角因子,并减小了散射体积;

回撤/驱动装置,以及

电子成像系统,其上装载有重建图像的电子部件;其中:

所述超声导管的后端与所述回撤/驱动装置相连;所述回撤/驱动装置与所述电子成像系统相连。

7. 根据权利要求 6 所述的血管内超声聚焦诊断仪,其特征在于,所述血管内超声聚焦换能器为血管内高频超声换能器。

8. 根据权利要求 6 所述的血管内超声聚焦诊断仪,其特征在于,所述血管内超声聚焦换能器包括依次紧密连接的背衬层、压电层以及声匹配层;其中:

所述背衬层和 / 或所述压电层和 / 或所述声匹配层具有机械曲面,所述机械曲面的曲率半径根据预定的焦距 f 确定,聚焦因子 K 定义为焦距 f 和换能器孔径 d 的比,即: $K = f/d$,孔径 d 的尺寸可根据预定的聚焦因子 K 和焦距 f 来确定。

9. 根据权利要求 6 所述的血管内超声聚焦诊断仪,其特征在于,所述血管内超声聚焦换能器包括依次紧密连接的背衬层、压电层、声匹配层以及声透镜;其中:

所述声透镜具有机械曲面,其曲率半径根据预定的焦距 f 确定,聚焦因子 K 定义为焦距 f 和换能器孔径 d 的比,即: $K = f/d$,孔径 d 的尺寸可根据预定的聚焦因子 K 和焦距 f 来确定。

10. 根据权利要求 9 所述的血管内超声聚焦诊断仪,其特征在于,所述声透镜为平凸或平凹声透镜。

11. 根据权利要求 6 所述的血管内超声聚焦诊断仪,其特征在于,所述血管内超声聚焦换能器包括多个超声换能单元以及多个延时电路;其中:

每个所述超声换能单元连接一个所述延时电路,用以补偿声波从焦点到各超声换能单元的声程差所引起的时间差,声程差和时间差根据预定的中心距离差来确定;第 i 个超声换能单元到中心轴线的距离为 D_i ,由中心距离差 D_i 引入的声程差为:

$$\Delta R_i = f \cdot \left[\sqrt{1 + \left(\frac{D_i}{f} \right)^2} - 1 \right], \text{时间差 } T_i \text{ 为: } T_i = \frac{\Delta R_i}{c} = \frac{f}{c} \cdot \left[\sqrt{1 + \left(\frac{D_i}{f} \right)^2} - 1 \right], \text{其中: } i = 1, 2, \dots, 5, f \text{ 为}$$

焦距, c 为声速。

12. 根据权利要求 11 所述的血管内超声聚焦诊断仪,其特征在于,所述多个超声换能单元为同心排布或阵列排布。

13. 根据权利要求 12 所述的血管内超声聚焦诊断仪,其特征在于,当所述多个超声换能单元同心排布时,其为同心圆环排布或同心方环排布。

14. 根据权利要求 6 所述的血管内超声聚焦诊断仪,其特征在于,所述压电层的材料为压电陶瓷材料、压电厚膜材料、压电薄膜材料、压电陶瓷复合材料、压电单晶复合材料中的任意一种。

15. 根据权利要求 14 所述的血管内超声聚焦诊断仪,其特征在于,当所述压电层的材料为压电单晶复合材料时,其为 PMN-PT 压电单晶复合材料或 PIN-PMN-PT 压电单晶复合材料。

16. 根据权利要求 14 所述的血管内超声聚焦诊断仪,其特征在于,所述血管内超声聚焦换能器为压电微加工超声聚焦换能器或电容微加工超声聚焦换能器。

17. 一种血管内超声聚焦换能器,其特征在于,包括:超声换能单元以及聚焦单元;其中:

所述超声换能单元用于发射一超声信号,并对反射回来的超声信号进行接收;所述超声换能单元包括依次紧密连接的背衬层、压电层以及声匹配层;

聚焦单元用于对所述超声换能单元发射的超声信号进行聚焦。

18. 根据权利要求 17 所述的血管内超声聚焦换能器,其特征在于,所述聚焦单元具体为在所述背衬层、所述压电层以及所述声匹配层上形成的机械曲面。

19. 根据权利要求 17 所述的血管内超声聚焦换能器,其特征在于,所述聚焦单元具体为具有机械曲面的声透镜,所述声透镜与所述超声换能单元的声匹配层紧密连接。

20. 根据权利要求 17 所述的血管内超声聚焦换能器,其特征在于,所述超声换能单元包括多个;

所述聚焦单元具体为多个延迟电路,每个所述超声换能单元连接一个所述延时电路。

一种血管内超声聚焦方法、聚焦诊断及聚焦换能器

技术领域

[0001] 本发明涉及血管内超声诊断仪,特别涉及一种血管内超声聚焦方法、聚焦诊断及聚焦换能器。

背景技术

[0002] 血管内超声诊断仪是用以诊断心血管或外围血管的阻塞情况的最为有效的超声诊断仪器;被称为是分析心血管或外围血管的阻塞情况的“金标准”。它可以定量地检测阻塞截面的距离位置和范围大小等等。由于血管管壁由血管壁从管腔面向外依次由内膜(tunica intima)、中膜(tunica media)和外膜(tunica adventitia)组成,血管内超声诊断仪还可以用来分析血管管壁的病变情况。

[0003] 血管内径仅在毫米到厘米的范围。为了分析血管堵塞和管壁的病变,需要高分辨率的血管内超声诊断仪。目前血管内超声诊断仪的工作频率在 40MHz,其纵向和横向分辨率大约分别在 100 微米和 400 微米左右。提高仪器的工作频率,可以提高检测的分辨率,但是,同时也会减小仪器的检测范围(距离)和增加由于血管内的环境对信号的散射,导致减低仪器的检测信噪比。

发明内容

[0004] 本发明针对上述现有技术中存在的问题,提出一种血管内超声聚焦方法、聚焦诊断及聚焦换能器,利用超声聚焦技术,显著提高了血管诊断仪的分辨率,解决了现有技术中为了提高分辨率而使检测信噪比降低的问题。

[0005] 为解决上述技术问题,本发明是通过如下技术方案实现的:

[0006] 本发明提供一种血管内超声聚焦方法,其包括以下步骤:

[0007] S11:将孔径为 0.3mm ~ 2mm 的血管内超声聚焦换能器送入血管待测病变部位远端;

[0008] S12:向血管内待测病变部位 360 度发射超声信号,对其进行聚焦,以减小超声信号的指向角因子来提高成像分辨率,同时减小散射体积来降低血管内待测病变部位对超声信号的散射强度;

[0009] S13:同时回撤血管内超声换能器,以获知血管横断面信息。

[0010] 较佳地,所述步骤 S11 中血管内超声聚焦换能器为血管内高频超声换能器,其实现方法为:减小血管内超声换能器的压电层以及匹配层的厚度。

[0011] 较佳地,所述步骤 S11 中血管内聚换能器的实现方法为:将孔径为 0.3mm ~ 2mm 的血管内超声换能器的背衬层和 / 或压电层和 / 或声匹配层设置机械曲面,并根据预定的焦距 f 确定所述机械曲面的曲率半径,聚焦因子 K 定义为焦距 f 和换能器孔径 d 的比,即: $K = f/d$,根据预定的聚焦因子 K 和焦距 f ,计算出孔径 d 的尺寸;

[0012] 所述步骤 S12 中对其进行聚焦进一步为:通过所述机械曲面的设定来完成聚焦功能。

[0013] 较佳地,所述步骤S11中血管内超声聚焦换能器的实现方法为:在孔径为0.3mm~2mm的血管内超声换能器的声匹配层的前面设置声透镜,根据预定的焦距 f 确定所述声透镜的曲率半径,聚焦因子 K 定义为焦距 f 和换能器孔径 d 的比,即: $K = f/d$,根据预定的聚焦因子 K 和焦距 f ,计算出孔径 d 的尺寸:

[0014] 所述步骤S12中对其进行聚焦进一步为:通过所述声透镜的设定来完成聚焦功能。

[0015] 较佳地,所述步骤S11中血管内超声聚焦换能器的实现方法为:在孔径为0.3mm~2mm的血管内超声换能器的多个超声换能单元的后面设置多个延时电路来补偿声波从焦点到各超声换能单元的声程差所引起的时间差,根据预定的中心距离差来确定声程差和时间差;第 i 个超声换能单元到中心轴线的距离为 D_i ,则由中心距离差 D_i 引入的声程差为:

$$\Delta R_i = f \cdot \left[\sqrt{1 + \left(\frac{D_i}{f} \right)^2} - 1 \right], \text{时间差 } T_i \text{ 为: } T_i = \frac{\Delta R_i}{c} = \frac{f}{c} \cdot \left[\sqrt{1 + \left(\frac{D_i}{f} \right)^2} - 1 \right], \text{ 其中: } i = 1, 2, \dots, 5, f \text{ 为}$$

焦距, c 为声速;

[0016] 所述步骤S12中对其进行聚焦进一步为:通过所述延时电路的设定来完成聚焦功能。

[0017] 本发明还提供一种血管内超声聚焦诊断仪,其包括:超声导管、回撤/驱动装置以及电子成像系统。所述超声导管的前端安装有血管内超声聚焦换能器,后端连接所述回撤/驱动装置;所述回撤/驱动装置另一端连接所述电子成像系统,所述电子成像系统上装载有重建图像的电子部件,所述血管内超声聚焦换能器的孔径为0.3mm~2mm,其对发射的超声信号进行聚焦,减小了超声信号的指向角因子,并减小了散射体积。

[0018] 本发明的血管内超声聚焦换能器为微型超声传感器,能够进入血管内部,对血管内部病变进行探测。所述回撤/驱动装置先经导丝将超声导管送至靶病变部位远端,然后缓慢回撤超声导管进行超声检查,就可以在电子成像系统的显示屏上看到一系列的血管横断面图像,辅助临床医生对血管内病变进行诊断。

[0019] 目前常用的血管内超声导管的设计主要有两种:机械旋转式和电子相控阵式。机械旋转式是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,得到血管横截面图像,此时回撤装置将兼有驱动换能器旋转的功能。电子相控阵式的换能器呈圆柱形排列,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,图像处理得到血管横截面图像。

[0020] 与这两种设计相对应的换能器有两种,分别为:(1)单波束的平面换能器(如图1所示);(2)圆柱形阵列的换能器(如图2所示)。

[0021] 单波束的平面换能器通常由背衬材料,压电材料和匹配层组成,背衬材料,压电材料和匹配层都可以是仅仅一层或多层复合而成,以得到所需要的性能要求。圆柱形阵列的换能器是由多个单元组成的圆柱状换能器阵列组成,圆柱状换能器的中心是背衬材料和适当的电子器件,条状的各个单元按一定的声学要求分布在圆柱面上。

[0022] 现有的这两种换能器的波束在探测的方向上都没有聚焦的功能。声波在探测的传播方向上只有一个近场和远场的自然分界面。因此,图像的横向分辨率取决于波束的自然带宽,没有聚焦的波束的自然带宽较宽,其分辨率较低。本发明的超声聚焦换能器的声波为聚焦声波,自然带宽窄,因此,其分辨率高,即提高了血管诊断仪的分辨率。

[0023] 医疗超声检测的声强度定义为单位面积上的声能量,即等于总能 W 和波束面积的比:

$$[0024] \quad I = \frac{W}{S}$$

[0025] 显然,对于给定的声功率,减小波束面积 S ,便能增加声强度 I ,从而提高成像检测的信噪比。

[0026] 对于给定的空间角 $d\Omega$,超声散射声强度是 $(b(\theta, \varphi) * S_v * dv / r^2) * (b'(\theta, \varphi) / r^2)$ 对空间的体积积分。其中 S_v 是体积散射系数。 dv 是散射体积元,定义为 $dv = \frac{1}{2} r^2 d\Omega * c\tau$, 其中:

r 是超声换能器到目标的距离, c 是声速, τ 是脉冲长度; $b(\theta, \varphi)$ 和 $b'(\theta, \varphi)$ 分别为发射和接收的指向角因子,其原理如图 3 所示。

[0027] 不难看出,减小指向角因子 $b(\theta, \varphi)$ 和 $b'(\theta, \varphi)$, 将直接提高成像检测的分辨率。现有的提高血管内超声检测分辨率的方法,为通过提高仪器的工作频率来实现。提高仪器的工作频率减小了指向角因子 $b(\theta, \varphi)$ 和 $b'(\theta, \varphi)$ 。但是随工作频率的升高,体积散射系数 S_v 成指数关系增加,这将增加血管内的环境对信号的散射,导致仪器的检测信噪比降低,从而降低了仪器的探测范围。

[0028] 本发明的超声聚焦换能器不仅减小了指向角因子 $b(\theta, \varphi)$ 和 $b'(\theta, \varphi)$, 提高了成像检测的分辨率;同时也减小了散射体积 dv , 降低了血管内环境(血小板等)的散射强度,从而提高了成像检测的信噪比(信号散射噪声比),提高了成像的清晰度,即图像的质量,同时也提高了诊断仪的探测范围。

[0029] 本发明聚焦超声技术的实现按实现的方法可分为:(1) 机械结构聚焦;(2) 电子聚焦。机械结构聚焦又可以分为整体声学结构聚焦和声透镜聚焦。较佳地,所述超声聚焦换能器包括依次紧密连接的背衬层、压电层以及声匹配层;其中:所述背衬层、所述压电层以及所述声匹配层都具有所需的机械曲面,然后叠加、粘结在一起,得以实现声束聚焦,其是采用整体声学结构聚焦技术来实现聚焦。

[0030] 较佳地,所述血管内超声聚焦换能器为血管内高频超声换能器。

[0031] 较佳地,所述血管内超声聚焦换能器包括依次紧密连接的背衬层、压电层以及声匹配层;其中:所述背衬层和/或所述压电层和/或所述声匹配层具有机械曲面,所述机械曲面的曲率半径根据预定的焦距 f 确定,聚焦因子 K 定义为焦距 f 和换能器孔径 d 的比,即: $K = f/d$, 孔径 d 的尺寸可根据预定的聚焦因子 K 和焦距 f 来确定。

[0032] 较佳地,所述超声聚焦换能器包括依次紧密连接的背衬层、压电层、声匹配层以及声透镜;其中:所述声透镜具有机械曲面,其曲率半径根据预定的焦距 f 确定,聚焦因子 K 定义为焦距 f 和换能器孔径 d 的比,即: $K = f/d$, 孔径 d 的尺寸可根据预定的聚焦因子 K 和焦距 f 来确定。

[0033] 较佳地,所述声透镜为平凸或平凹声透镜,透镜的凹凸形状由声透镜的声速决定。

[0034] 较佳地,所述超声聚焦换能器包括多个超声换能单元以及多个延时电路;其中:每个所述超声换能单元都接入一个所述延时电路,来补偿声波从发射点到个超声聚焦换能器的声程差所引起的时间差,声程差和时间差根据预定的中心距离差来确

定；第 i 个超声换能单元到中心轴线的距离为 D_i ，由中心距离差 D_i 引入的声程差为：

$$\Delta R_i = f \cdot \left[\sqrt{1 + \left(\frac{D_i}{f}\right)^2} - 1 \right], \text{时间差 } T_i \text{ 为: } T_i = \frac{\Delta R_i}{c} = \frac{f}{c} \cdot \left[\sqrt{1 + \left(\frac{D_i}{f}\right)^2} - 1 \right], \text{其中: } i = 1, 2, \dots, 5, f \text{ 为}$$

焦距， c 为声速。此超声聚焦换能器通过调节延时电路的时间，可以自由调节系统的焦距，比较灵活，其是采用电子聚焦技术来实现聚焦。

[0035] 较佳地，所述多个超声换能单元为同心排布或阵列排布。

[0036] 较佳地，当所述多个超声换能单元同心排布时，其为同心圆环排布或同心方环排布。

[0037] 较佳地，所述压电层所使用的材料可以为压电陶瓷材料、压电厚膜材料、压电薄膜材料、压电陶瓷复合材料或压电单晶复合材料。

[0038] 较佳地，当所述压电层的材料为压电单晶复合材料时，其为 PMN-PT 压电单晶复合材料或 PIN-PMN-PT 压电单晶复合材料。PMN-PT 和 PIN-PMN-PT 具有很高的 k_{33} （可以高达 0.9 以上），因此 PMN-PT 和 PIN-PMN-PT 的复合材料换能器具有很高的灵敏度与带宽。

[0039] 较佳地，所述血管内超声聚焦换能器为压电微加工超声聚焦换能器（PMUT）或电容微加工超声聚焦换能器（CMUT）。

[0040] 本发明还提供一种血管内超声聚焦换能器，其包括：超声换能单元以及聚焦单元；其中：所述超声换能单元用于发射一超声信号，并对反射回来的超声信号进行接收；所述超声换能单元包括依次紧密连接的背衬层、压电层以及声匹配层；聚焦单元用于对所述超声换能单元发射的超声信号进行聚焦。

[0041] 需要说明的是，此处所说的聚焦单元并不一定为一个具体的结构，可以是对超声换能单元自身结构进行改变，使其具有聚焦功能。本发明的血管内超声聚焦换能器采用的聚焦技术具体可以分为两大类：（1）机械结构聚焦；（2）电子聚焦。机械结构聚焦又可以分为整体声学结构聚焦和声透镜聚焦。

[0042] 较佳地，所述聚焦单元具体为在所述背衬层、所述压电层以及所述声匹配层上形成的机械曲面，其为采用整体声学结构聚焦技术的血管内超声聚焦换能器。

[0043] 较佳地，所述聚焦单元具体为具有机械曲面的声透镜，所述声透镜与所述超声换能单元的声匹配层紧密连接，所述声透镜位于所述匹配层背对所述压电层的一侧，其为采用声透镜聚焦技术的血管内超声聚焦换能器。

[0044] 较佳地，所述超声换能单元包括多个；所述聚焦单元具体为多个延迟电路，每个所述超声换能单元连接一个所述延时电路，其为采用电子聚焦技术的血管内超声聚焦换能器。

[0045] 相较于现有技术，本发明具有以下优点：

[0046] （1）本发明提供的血管内超声聚焦方法、聚焦诊断及聚焦换能器，利用超声聚焦技术，可以增强超声检测的声强，并且能显著提高血管内超声检测仪成像的信噪比和分辨率，即利用超声聚焦技术可以在不增加超声检测波束宽度的前提下，同时提高仪器检测的纵向和横向分辨率，即提高检测成像的质量和检测的清晰度，从而提高诊断的精确度；

[0047] （2）本发明提供的血管内超声聚焦方法、聚焦诊断及聚焦换能器，减小了换能器的孔径，可以使血管内超声聚焦检测仪介入到更加细小的血管（例如脑血管）实施超声成像和检测诊断，使其在血管中活动范围更大，更加方便的自由旋转，减少了跟血管壁的摩

擦；

[0048] (3) 目前常用的医疗超声换能器,其压电层的厚度为工作频率的 $1/2$ 波长,匹配层厚度为工作频率的 $1/4$ 波长,即分别为 $C_c/2f$ 和 $C_m/4f$ 。其中 C_c , C_m 为压电材料的和匹配层的声速 (m/s), f 为工作频率 (Hz),本发明通过减小压电层以及匹配层的厚度,提高了工作频率,从而提高了成像检测分辨率;虽然提高工作频率会增加散射,但通过聚焦又减小了散射。

附图说明

[0049] 下面结合附图对本发明的实施方式作进一步说明：

[0050] 图 1 为现有的单波束平面换能器的示意图；

[0051] 图 2 为现有的圆柱形阵列换能器的示意图；

[0052] 图 3 为超声换能器的体积散射系数和散射声强度的原理图；

[0053] 图 4 为本发明的实施例 1 的血管内超声聚焦换能器的示意图；

[0054] 图 5 为本发明的实施例 2 的血管内超声聚焦换能器的示意图；

[0055] 图 6 为本发明的实施例 3 的血管内超声聚焦换能器的示意图；

[0056] 图 7 为本发明的实施例 3 的血管内超声聚焦换能器为同心圆环排布的左视图；

[0057] 图 8 为本发明的实施例 3 的血管内超声聚焦换能器为同心方环排布的左视图；

[0058] 图 9 为本发明的实施例 3 的血管内超声聚焦换能器为阵列排布的左视图；

[0059] 图 10 为本发明的血管内超声聚焦诊断仪的示意图；

[0060] 图 11 为本发明的血管内超声聚焦方法的流程图。

[0061] 标号说明：1- 超声导管,2- 回撤 / 驱动装置,3- 电子成像系统；

[0062] 11- 背衬层,12- 压电层,13- 声匹配层,14- 透镜。

具体实施方式

[0063] 下面对本发明的实施例作详细说明,本实施例在以本发明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,但本发明的保护范围不限于下述的实施例。

[0064] 本发明的超声聚焦换能器包括：超声换能单元以及聚焦单元；其中：所述超声换能单元用于超声的发射和接收；所述超声换能单元包括依次紧密连接的背衬层、压电层以及声匹配层；聚焦单元用于对所述超声进行聚焦。下面结合具体实施例来详细描述本发明的超声聚焦换能器。

[0065] 实施例 1：采用整体声学结构聚焦技术的血管内超声聚焦换能器

[0066] 如图 4 所示为本实施例的超声聚焦换能器的示意图,其包括依次紧密连接的背衬层 11、压电层 12 及声匹配层 13,其中：背衬层 11、压电层 12 以及声匹配层 13 都具有机械曲面,三者的曲率半径可根据聚焦声场的要求来计算和设定。聚焦因子 K 定义为焦距 f 和换能器孔径 d 的比,即： $K = f/d$ 。给定了聚焦因子 K 和焦距 f 后,便可计算出孔径 d 的尺寸。

[0067] 实施例 2：采用声透镜聚焦技术的血管内超声聚焦换能器

[0068] 如图 5 所示为本实施例的超声聚焦换能器的示意图,其包括依次紧密连接的背衬层 11、压电层 12、声匹配层 13 以及声透镜 14,其中,声透镜 4 具有机械曲面,其曲率半径可

根据聚焦声场的要求来计算和设定。

[0069] 声透镜 14 可以为平凸透镜或平凹透镜,其是根据透镜材料的声速决定。对于声速低于介质声速的透镜材料,为平凸透镜,如图 5 中虚线所示;对于声速高于介质声速的透镜材料,为平凹透镜,如图 5 中实线所示。

[0070] 实施例 3:采用电子聚焦技术的血管内超声聚焦换能器

[0071] 如图 6 所示为本实施例的超声聚焦换能器的示意图,其包括多个超声换能单元以及多个延时电路 T,每个超声换能单元对应一个延时电路 T,

[0072] 本实施例以五个同心方环换能单元为例,其左视图如图 7 所示,分别标为 e1, … e5, 声波从自由声场中 F 点到达各超声换能单元的时间是不一样的。因此,总的接收信号是不同相位的信号的叠加,输出信号不可能是最大的。每个超声换能单元的输出端接一个延时电路,来补偿声波从 F 点到各超声换能单元的声程差所引起的时间差。第 i 个超声换能单元到中心轴线的距离为 D_i ,则由中心距离差 D_i 引入的声程差为:

$$[0073] \quad \Delta R_i = f \cdot \left[\sqrt{1 + \left(\frac{D_i}{f}\right)^2} - 1 \right]$$

[0074] 时间差 T_i 为:

$$[0075] \quad T_i = \frac{\Delta R_i}{c} = \frac{f}{c} \cdot \left[\sqrt{1 + \left(\frac{D_i}{f}\right)^2} - 1 \right]$$

[0076] 式中, $i = 1, 2, \dots, 5$, f 为焦距, c 为声速。当给定 D_i ,通过调节延时电路的时间差 T_i ,可以调节焦距 f ,达到可变焦距超声聚焦。

[0077] 不同实施例中,多个超声换能单元也可以为同心方环排布,其左视图如图 8 所示;也可以为阵列排布,其左视图如图 9 所示。上述实施例中,压电层 12 的材料可以为压电陶瓷材料、压电厚膜材料、压电薄膜材料、压电陶瓷复合材料或压电单晶复合材料;血管内超声聚焦换能器可以为 PMUT 或 CMUT。

[0078] 实施例 4:血管内超声聚焦诊断仪

[0079] 如图 10 所示,为本发明的超声聚焦血管诊断仪的结构示意图,其包括超声导管 1、回撤/驱动装置 2 以及电子成像系统 3,超声导管 1 的前端安装有超声聚焦换能器,后端连接回撤/驱动装置 2,回撤/驱动装置 2 与电子成像系统 3 相连,电子成像系统 3 中装载有重建图像的电子部件,根据接收的超声信号重建血管内横断面的图像,从而根据图像来判断血管内病变。其中:超声聚焦换能器为如实施例 1-3 中的任意一个所描述的超声聚焦换能器,此处超声聚焦换能器的孔径为毫米数量级,较佳地在 0.3mm ~ 2mm 之间,可以进入血管病变部位。

[0080] 利用超声聚焦换能器不仅减小了指向角因子 $b(\theta, \varphi)$ 和 $b'(\theta, \varphi)$,同时也减小了散射体积 dv ,从而提高了成像检测的分辨率,且降低了血管内环境的散射强度,提高了成像检测的信噪比,提高了成像的清晰度,同时也提高了诊断仪的探测范围。

[0081] 实施例 5:血管内超声聚焦方法

[0082] 如图 11 所示,本发明的血管内超声聚焦方法包括以下步骤:

[0083] S11:将孔径为 0.3mm ~ 2mm 的血管内超声聚焦换能器送入血管待测病变部位远端;

[0084] S12 :向血管内待测病变部位 360 度发射超声信号,对其进行聚焦,减小超声信号的指向角因子,提高成像分辨率;并减小散射体积,降低血管内待测病变部位对超声信号的散射强度;

[0085] S13 :同时回撤血管内超声聚焦换能器,以获知血管横截面信息。

[0086] 步骤 S12 和步骤 S13 同时进行,一边发射超声波,一边回撤血管内超声聚焦换能器。

[0087] 不同实施例中,实现血管内超声聚焦的方法可以有很多种,比如:可以为:将孔径为 0.3mm ~ 2mm 的血管内超声换能器的依次紧密连接的背衬层、压电层以及声匹配层设置机械曲面;也可以为:在孔径为 0.3mm ~ 2mm 的血管内超声换能器的声匹配层的前面设置声透镜;还可以为:在孔径为 0.3mm ~ 2mm 的血管内超声换能器的后面设置延时电路。

[0088] 此处公开的仅为本发明的优选实施例,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发明的原理和实际应用,并不是对本发明的限定。任何本领域技术人员在说明书范围内所做的修改和变化,均应落在本发明所保护的范围内。

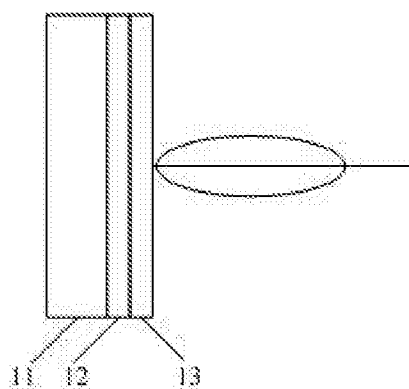


图 1

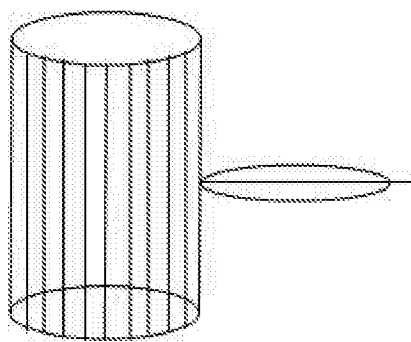


图 2

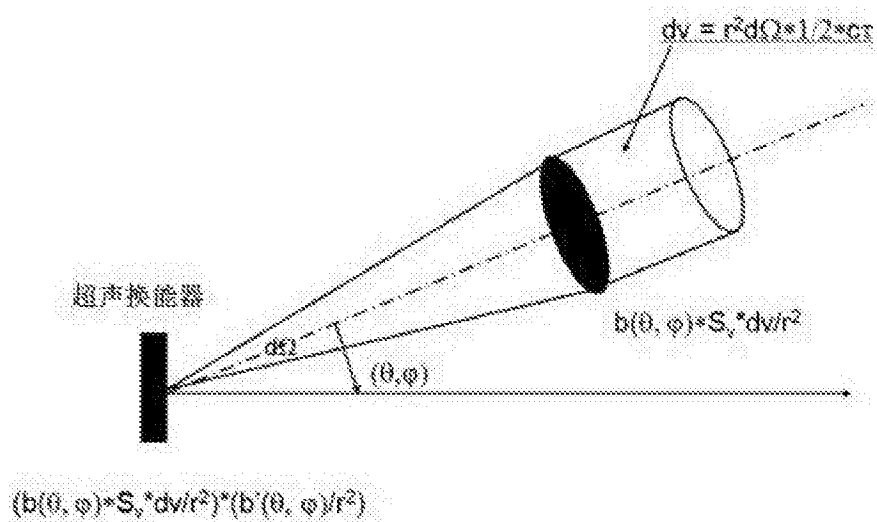


图 3

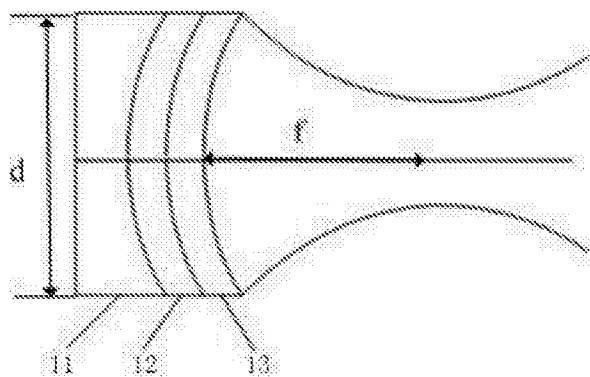


图 4

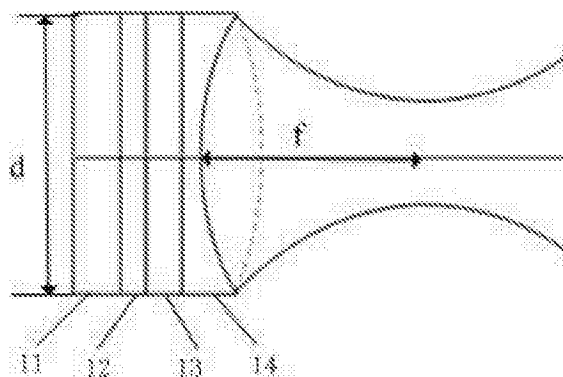


图 5

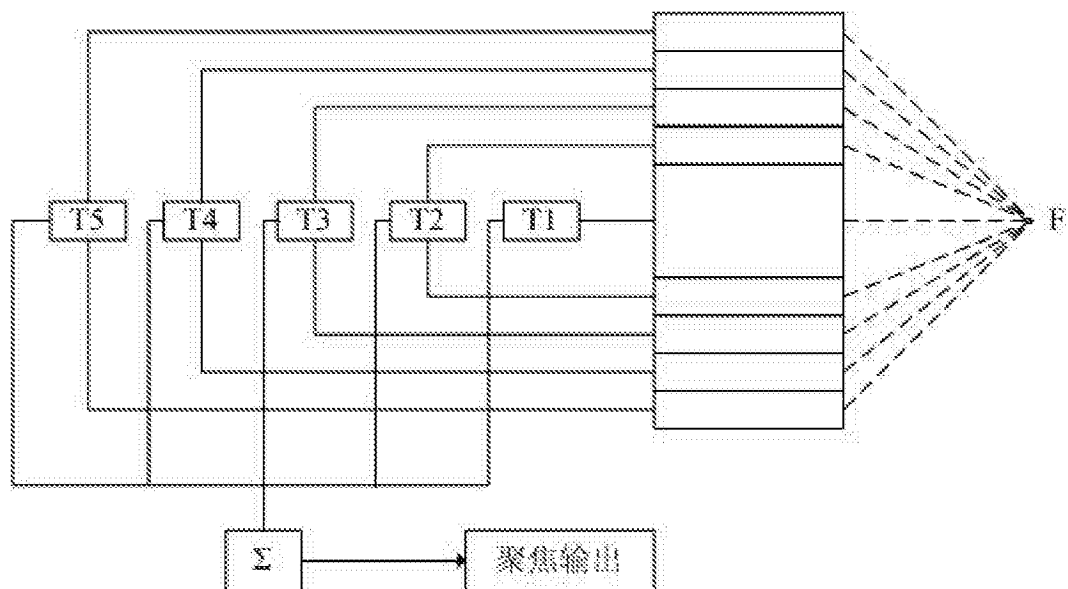


图 6

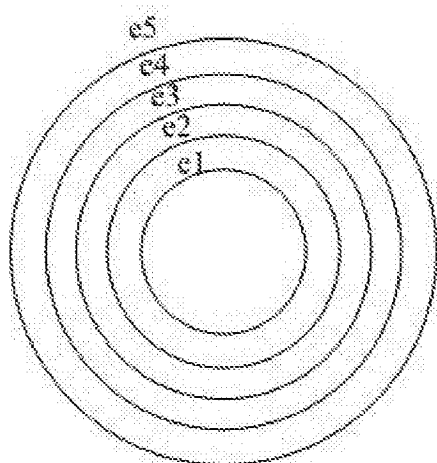


图 7

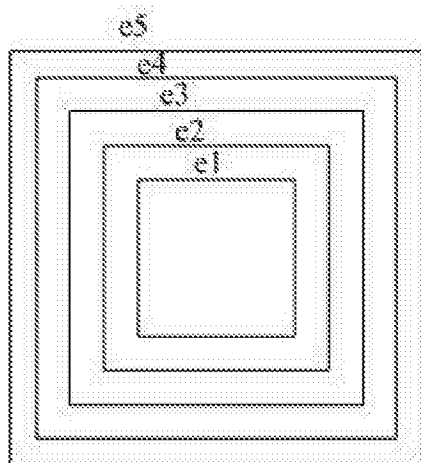


图 8

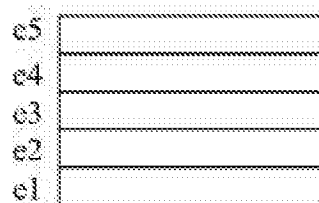


图 9

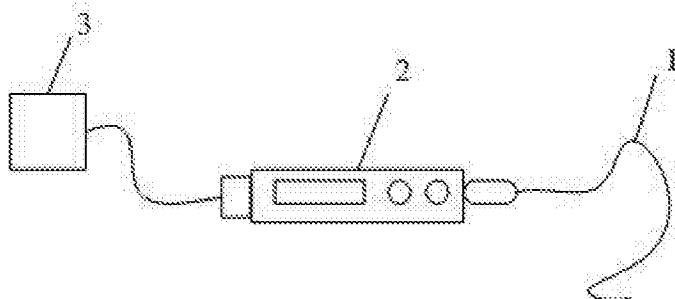


图 10

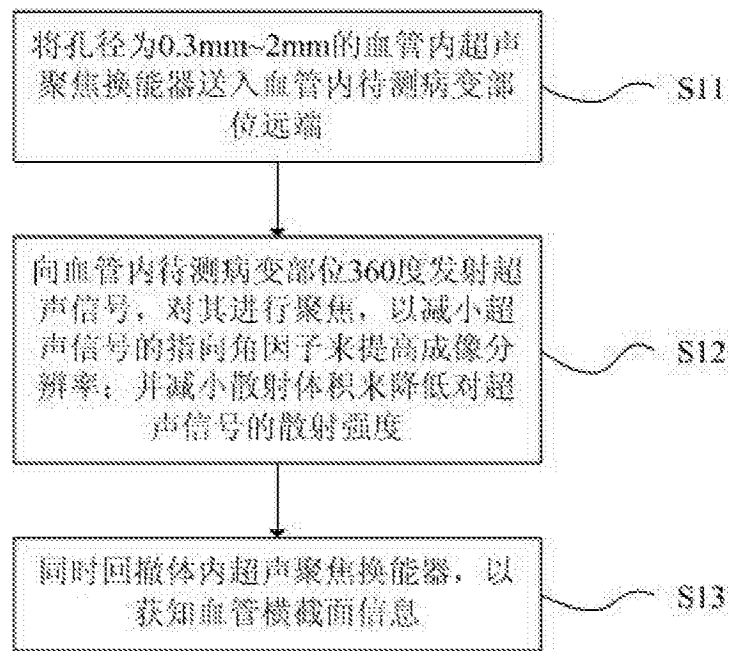


图 11

专利名称(译)	一种血管内超声聚焦方法、聚焦诊断及聚焦换能器		
公开(公告)号	CN105105791A	公开(公告)日	2015-12-02
申请号	CN201510559177.X	申请日	2015-09-02
[标]申请(专利权)人(译)	上海爱声生物医疗科技有限公司 深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	上海爱声生物医疗科技有限公司 深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	上海爱声生物医疗科技有限公司 深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	袁建人 陈友伟 马晓雯 曹培杰		
发明人	袁建人 陈友伟 马晓雯 曹培杰		
IPC分类号	A61B8/12		
代理人(译)	胡晶		
其他公开文献	CN105105791B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种血管内超声聚焦方法、聚焦诊断及聚焦换能器，该血管内超声聚焦方法包括将血管内超声聚焦诊断仪送到病变部位远端；向血管内360度发射超声信号。该血管内超声聚焦诊断仪包括超声导管，回撤/驱动装置及电子成像系统，超声导管的前端安装有血管内超声聚焦换能器；后端与回撤/驱动装置相连；回撤/驱动装置与电子成像系统相连。该血管内超声聚焦换能器包括超声换能单元及聚焦单元，超声换能单元用于发射超声信号，并对反射回的超声信号进行接收，聚焦单元用于对超声换能单元发射的超声信号进行聚焦。本发明通过血管内超声聚焦技术，提高了诊断仪的分辨率，同时提高了诊断仪成像的信噪比，从而提高诊断精确度。

