



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101912278 A

(43) 申请公布日 2010. 12. 15

(21) 申请号 201010252406. 0

(22) 申请日 2010. 08. 12

(71) 申请人 陈庆武

地址 510095 广东省广州市越秀区淘金东路  
139 号 1105

(72) 发明人 林春漪 陈庆武

(74) 专利代理机构 广州市南锋专利事务所有限  
公司 44228

代理人 何本谦

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

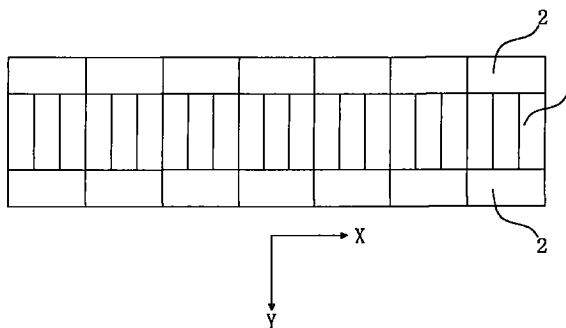
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 1 页

## (54) 发明名称

超声动态弹性成像探头及方法

## (57) 摘要

本发明公开了一种超声动态弹性成像探头及成像方法。本发明的探头内包括频率较高的成像换能器和频率较低的激励换能器,所述的成像换能器位于中间,所述的激励换能器位于成像换能器的两旁;成像换能器和激励换能器在耦合模式下同步工作,激励换能器产生的超声波辐射力在组织内产生剪切波,剪切波的横向传播引起组织的纵向位移;成像换能器发射超声波检测组织的纵向位移,然后根据波动方程重建出弹性物理量,从而获取组织的弹性图像。本发明采用了由较低频率的换能器激励组织产生剪切波,所产生的剪切波强度更大,有效激励范围更广,同时由传统的较高频率的换能器对剪切波的传播成像,弹性图像的信噪比高,图像质量高,符合国家声功率标准。



1. 一种超声动态弹性成像探头,其特征在于:探头内包括频率较高的成像换能器和频率较低的激励换能器,所述的成像换能器位于中间,所述的激励换能器位于成像换能器的两旁;成像换能器和激励换能器在耦合模式下同步工作,激励换能器产生的超声辐射力在组织内产生剪切波,剪切波的横向传播引起组织的纵向位移;成像换能器发射超声波检测组织的纵向位移,然后根据波动方程重建出弹性物理量,从而获取组织的弹性图像。

2. 按照权利要求1所述的超声动态弹性成像探头,其特征在于:所述的成像换能器和激励换能器均排成线性阵列的形式。

3. 按照权利要求2所述的超声动态弹性成像探头,其特征在于:所述的成像换能器阵列和激励换能器阵列的每个阵元都是独立电子控制的,并可实现同步。

4. 按照权利要求1所述的超声动态弹性成像探头,其特征在于:所述的激励换能器的谐振频率是成像换能器谐振频率的1/2以下。

5. 按照权利要求4所述的超声动态弹性成像探头,其特征在于:所述的激励换能器的谐振频率为1MHz~4MHz,成像换能器的谐振频率为5MHz~12MHz。

6. 按照权利要求1至5中任一项所述的超声动态弹性成像探头,其特征在于:所述的成像换能器和激励换能器都采用独立电子聚焦。

7. 按照权利要求6所述的超声动态弹性成像探头,其特征在于:所述的激励换能器的电子聚焦深度可调范围为10-40mm,成像换能器的电子聚焦深度可调范围为10-40mm。

8. 按照权利要求1至5中任一项所述的超声动态弹性成像探头,其特征在于:所述的激励换能器与成像换能器的数量比为2:2~2:5之间的范围。

9. 按照权利要求8所述的超声动态弹性成像探头,其特征在于:所述的激励换能器与成像换能器的数量比为2:3。

10. 一种超声动态弹性成像方法,其特征在于:采用两种频率不同的换能器,两种换能器工作在耦合模式下,其中较低频率的换能器工作于激励模式,其产生的超声辐射力在组织内产生剪切波,剪切波的横向传播引起组织的纵向位移;较高频率的换能器工作于成像模式,其发射超声波检测组织的纵向位移,然后根据波动方程重建出弹性物理量,从而获取组织的弹性图像。

## 超声动态弹性成像探头及方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于医学超声成像的技术领域。

### 背景技术

[0002] 目前,传统用于医学超声成像(又叫回波成像)的电子探头由N个压电换能器阵元排成一直线或曲线阵列。探头只有一种换能器,通过电子的方法控制声束的扫描和聚焦,在接收时检测纵波,利用回波幅度成像法或多普勒成像法重建出声像图,提供解剖结构信息或动力学信息。但不能提供组织硬度或弹性的有关生物力学特性。

[0003] 在动态弹性成像技术中,超声波的另一种作用是用来激励组织产生瞬时变化,例如产生超声辐射力。利用超声辐射力激励物体组织运动,产生横向传播的剪切波,再检测剪切波传播所引起的组织纵向位移,重建出组织弹性物理量,并对之成像,提供组织的弹性信息。

[0004] 虽然可以使用传统的电子探头,给予不同于回波幅度法或多普勒法的激励实现动态弹性成像。然而,传统电子探头是只由一组换能器阵元组成,因为组织对超声的衰减随着频率的增加而增大,为了保证图像的空间分辨力必须使用足够高的超声频率,这样就导致了在较深的深度处无法产生足够强的剪切波,影响弹性图像的信噪比,质量无法令人满意。概括地,对现有弹性成像技术来说,传统探头存在以下几个方面的缺点:

[0005] (1) 机械压力的穿透深度受到限制,通常只能达到潜在探测深度的一半。

[0006] (2) 因内部的剪切波源传播范围有限,造成探测区域的深度受到限制。

[0007] (3) 为了产生可检测的剪切波而采用过强的声场会产生空化效应,对病人造成伤害。

[0008] (4) 过强的超声激励会超出国家标准。

[0009] 因此传统的探头不是弹性成像的最佳选择。

### 发明内容

[0010] 本发明的目的在于提供一种既可保证高质量的传统超声成像,又能提供定量的动态弹性成像、符合国家声功率标准的超声动态弹性成像探头,本发明还提供了一种超声动态弹性成像方法。

[0011] 为解决上述技术问题,本发明采用的技术方案为:超声动态弹性成像探头,探头内包括频率较高的成像换能器和频率较低的激励换能器,所述的成像换能器位于中间,所述的激励换能器位于成像换能器的两旁;成像换能器和激励换能器在耦合模式下同步工作,激励换能器产生的超声辐射力在组织内产生剪切波,剪切波的横向传播引起组织的纵向位移;成像换能器发射超声波检测组织的纵向位移,然后根据波动方程重建出弹性物理量,从而获取组织的弹性图像。

[0012] 所述的成像换能器和激励换能器均排成线性阵列的形式。

[0013] 所述的成像换能器阵列和激励换能器阵列的每个阵元都是独立电子控制的,并可

实现同步。

[0014] 所述的激励换能器的谐振频率是成像换能器谐振频率的 1/2 以下。

[0015] 所述的激励换能器的谐振频率为 1MHz ~ 4MHz, 成像换能器的谐振频率为 5MHz ~ 12MHz。

[0016] 所述的成像换能器和激励换能器都采用独立电子聚焦。

[0017] 所述的激励换能器的电子聚焦深度可调范围为 10-40mm, 激励换能器的电子聚焦深度可调范围为 10-40mm。

[0018] 所述的激励换能器与成像换能器的数量比为 2 : 2 ~ 2 : 5 之间的范围。

[0019] 所述的激励换能器与成像换能器的数量比为 2 : 3。

[0020] 一种超声动态弹性成像方法, 采用两种频率不同的换能器, 两种换能器工作在耦合模式下, 其中较低频率的换能器工作于激励模式, 其产生的超声辐射力在组织内产生剪切波, 剪切波的横向传播引起组织的纵向位移; 较高频率的换能器工作于成像模式, 其发射超声波检测组织的纵向位移, 然后根据波动方程重建出弹性物理量, 从而获取组织的弹性图像。

[0021] 本发明的成像换能器可在标准模式下工作, 用于传统超声成像。成像换能器和激励换能器在耦合模式下同步工作, 可用于动态弹性成像。激励换能器使用较低频率的聚焦超声束激励组织, 由于声传播的非线性, 产生的超声辐射力在组织内产生剪切波, 剪切波的横向传播引起组织的纵向位移, 成像换能器发射超声波检测此位移, 然后根据波动方程可以重建出弹性物理量, 此物理量的分布反映了定量的组织弹性性质, 让弹性定量测量成为可能, 从而获取组织的弹性图像。

[0022] 本发明用于激发组织的换能器, 与成像换能器相比, 可以聚焦于更远处, 在相同的聚焦深度处可以有更强的声强。有这样的一种特性, 使得声场区域加大, 场强增加, 从而可以降低发射声强。

[0023] 本发明用于激发组织的换能器的谐振频率是成像换能器谐振频率的 1/2 以下。利用这个特性, 在辐射压力产生方面, 激发组织的换能器会更加有效, 可以聚焦于更深的深度。

[0024] 本发明采用了由较低频率的换能器激励组织产生剪切波, 所产生的剪切波强度更大, 有效激励范围更广, 同时由传统的较高频率的换能器对剪切波的传播成像, 弹性图像的信噪比高, 图像质量高, 符合国家声功率标准。

#### 附图说明

[0025] 下面结合附图对本发明的具体实施方式作进一步详细的描述。

[0026] 图 1 是超声动态弹性成像探头的冠面结构示意图;

[0027] 图 2 是超声动态弹性成像探头的侧面结构示意图。

#### 具体实施方式

[0028] 如图 1、图 2 所示, 本发明所述的超声动态弹性成像探头, 该探头用于回波成像和弹性成像。更具体地说, 该探头可以用于表浅组织如胸部、腹部、颈部的组织成像。探头内包括频率较高的成像换能器 1 和频率较低的激励换能器 2。所述的成像换能器 1 和激励换

能器 2 均排成线性阵列的形式。这种线性阵列可以是直的,或者弯的,甚至是能适应探测物体的几何特性的特定形状。激励换能器 2 被排成两排,位于成像换能器 1 的两旁。

[0029] 所述的成像换能器位于探头的中间,如入口表面,用于成像。成像换能器阵列可以由 192 个换能器组成,每个阵元 X 方向的宽度为 0.2mm, Y 方向为 4mm。为了清晰起见,在图 1 中, X 方向和 Y 方向的尺寸是不一样的。这些换能器是借助插入探头的多路复用器或者与探头连接的回波成像系统,通过 192 路独立的电子线路来控制的。有这样的特性,成像换能器阵列提供一个高质量的 2 维胸部回波图像。

[0030] 所述的激励换能器用来产生一种超声辐射压以致产生横波在组织内的传播。激励换能器阵列位于成像换能器的两旁,每边各有 64 个组成一排,共有 128 个。每个阵元 X 方向的宽度为 0.6mm, Y 方向为 2mm。成像换能器用于成像,激励换能器用于激励组织运动,它们的扫描平面是同一平面,因此应该紧挨着,但如果嵌入成像换能器中,会引起相互干扰,而且同类阵元间隔过大,所以激励换能器只能排在成像换能器的两侧。成像换能器可采用常规尺寸,目的是与传统的成像模式兼容,为了用户使用的方便,整个探头的厚度不宜太大,一般控制在 1cm 以内,因此激励换能器的厚度选择是 2mm。

[0031] 所述的成像换能器 1 和激励换能器 2 都属于超声换能器系列。它们的谐振频率都大于 20kHz,但它们有不同的频率间隔。两类换能器是不同的,可以用超声谐振频率、几何特性和尺寸大小来区分。成像换能器 1 的谐振频率范围为 5MHz ~ 12MHz,过高频率的换能器的成本也相应越高。如用于浅表器官的成像,成像换能器 1 的谐振频率可选为 8MHz。激励换能器的谐振频率是成像换能器的 1/2 以下,谐振频率范围为 1MHz ~ 4MHz。如用于浅表器官的成像,激励换能器 2 的谐振频率可选为 4MHz。

[0032] 所述的激励换能器与用于成像换能器的数量比可以选择为 2 : 2 ~ 2 : 5 之间的范围,比较合适的选择是 2 : 3。这样决定的依据是,激励换能器只是用于激励组织的运动,其阵元密度不需达到成像换能器的密度,可以降低对换能器阵元制作工艺的要求,同时也兼顾了激励脉冲的聚焦性能。

[0033] 如图 2 中探头的侧面图所示,成像换能器 1 以及成像换能器 1 两旁的每对激励换能器 2 都是电子耦合的,分别通过独立的电子线路 C1 和 C2 控制。因此,控制激励换能器的 64 个电子线路与成像换能器的 192 个电子线路不同,探头由拥有 256 个独立电子线路的回波成像系统来控制的,可以实现同步。成像换能器和激励换能器都是通过电子聚焦的方式来调焦的,其中用于浅表器官的换能器,成像换能器的电子聚焦深度可调范围为 10-40mm,激励换能器的聚焦深度可调范围为 10-40mm。

[0034] 在标准模式下,成像换能器 1 单独工作,与传统的超声探头相同,用于传统超声成像。

[0035] 在耦合模式下,成像换能器 1 和激励换能器 2 同步工作,用于将组织 10 连续的瞬时变化动态弹性成像。激励换能器 2 用于激发组织的运动,产生剪切波,工作于激励模式,其产生的聚焦超声束由于声的非线性传播引起的超声辐射力在组织内产生剪切波,剪切波的横向传播引起组织的纵向位移。成像换能器工作于成像模式,发射超声波检测组织的纵向位移,然后根据波动方程重建出弹性物理量,从而获取组织的弹性图像。

[0036] 本发明探头所产生的剪切波强度更大,有效激励范围更广,特别适合剪切弹性成像。这与本发明所追求的目标相符合。在运用弹性成像方法时,聚焦处的场强不如离焦区

域的场强重要。上述的压力场产生了一个剪切源。

[0037] 本发明的探头,在离焦区剪切波的衰减速度比传统探头的慢得多,在传播距离超过 2cm 后,本发明的探头的切变场的强度是传统探头的 4 倍。这使得剪切波在成像平面外的衍射减少了。这样,可以产生一个更高质量的横波,同时局部的压力强度较小。调整后的声功率范围有限,这是非常有利的。

[0038] 为了使弹性成像技术得到令人满意的应用,有必要关注剪切源的穿透深度,集中注意力在产生深度尽可能深的横波上。这要求激励换能器的工作频率要比用于回波成像的成像换能器的低。否则,在传统探头的情况下,由于超声的衰减,聚焦深度被限制在成像深度的一半左右。

[0039] 不同的应用,换能器的排列可能会改变。成像换能器阵列和激励换能器阵列可能互相叠加在一起。在这种情况下,只有成像的换能器对操作者是可见的,激励换能器被“藏”在成像的换能器后面。每种换能器的数量和形状可能是多种多样的。可能用多一些的成像换能器而少一点的激励换能器,反过来也一样。

[0040] 全部或部分的激励换能器,尽管明确地用于产生压力,但工作在耦合模式下也可以用来生成回波图像,比如在产生压力的前后,这比只用成像换能器在横向方向能覆盖更宽的图像区域。在图 2 中所提出的探头在耦合模式下,在三个不同的图像平面使同步成像成为可能。除了激励换能器能产生压力外,成像换能器,全部或部分也可以用来产生压力。

[0041] 总之,本发明虽然例举了上述优选实施方式,但是应该说明,虽然本领域的技术人员可以进行各种变化和改型,除非这样的变化和改型偏离了本发明的范围,否则都应该包括在本发明的保护范围内。

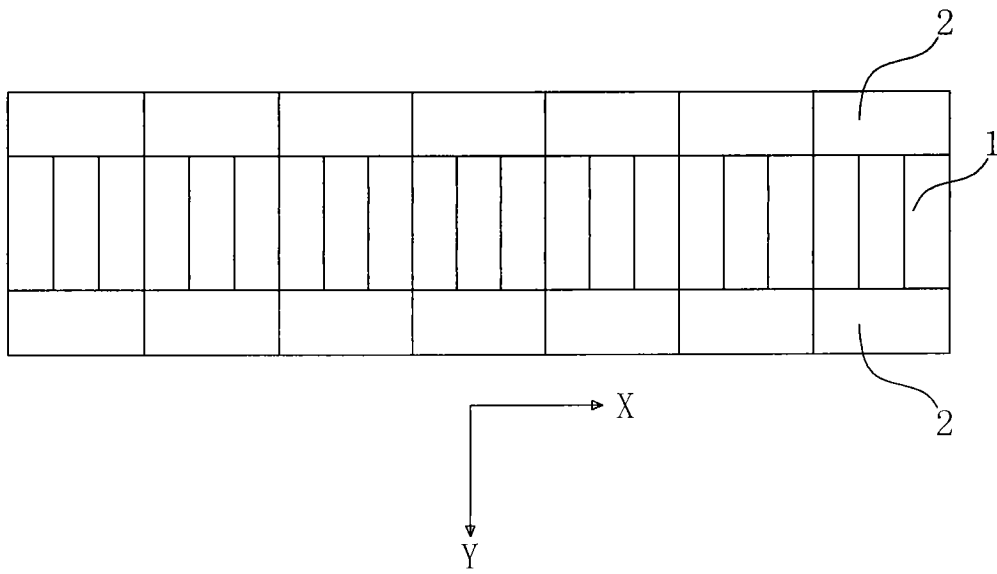


图 1

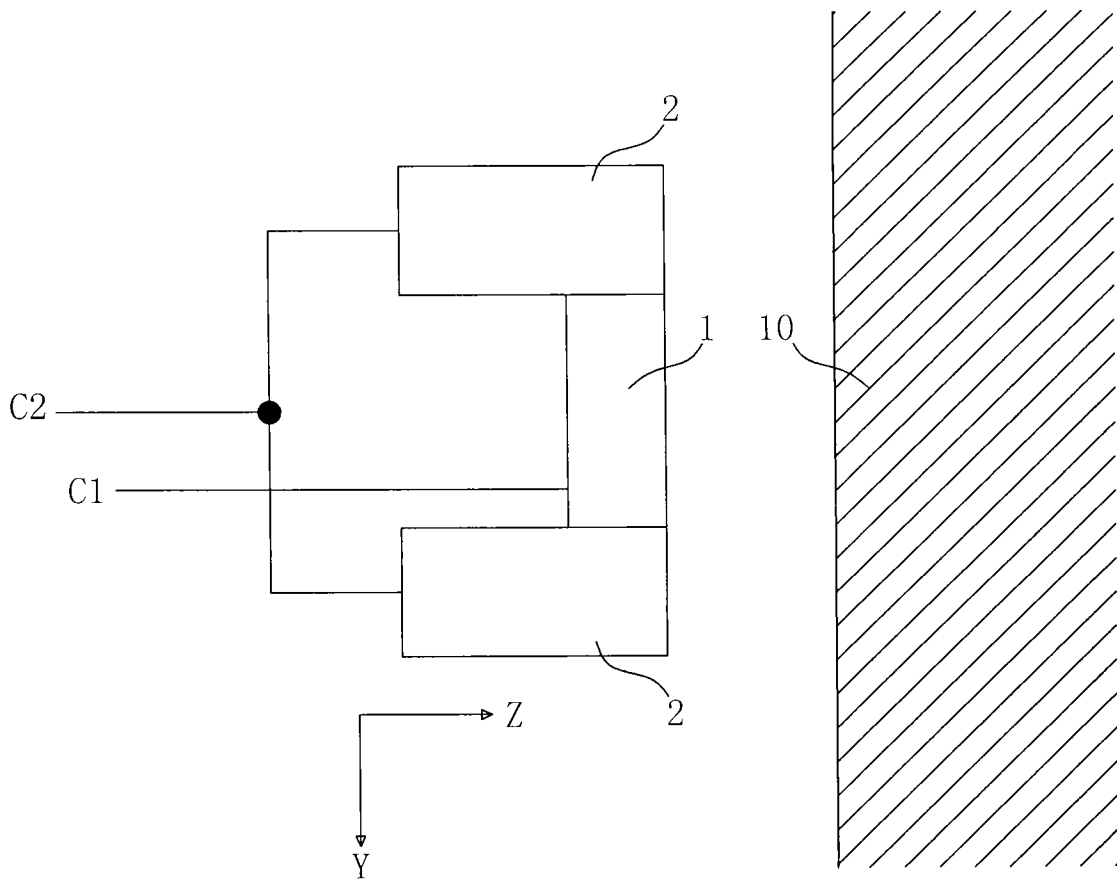


图 2

专利名称(译)	超声动态弹性成像探头及方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101912278A</a>	公开(公告)日	2010-12-15
申请号	CN201010252406.0	申请日	2010-08-12
申请(专利权)人(译)	陈庆武		
当前申请(专利权)人(译)	陈庆武		
[标]发明人	林春漪 陈庆武		
发明人	林春漪 陈庆武		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/485		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种超声动态弹性成像探头及成像方法。本发明的探头内包括频率较高的成像换能器和频率较低的激励换能器，所述的成像换能器位于中间，所述的激励换能器位于成像换能器的两旁；成像换能器和激励换能器在耦合模式下同步工作，激励换能器产生的超声波辐射力在组织内产生剪切波，剪切波的横向传播引起组织的纵向位移；成像换能器发射超声波检测组织的纵向位移，然后根据波动方程重建出弹性物理量，从而获取组织的弹性图像。本发明采用了由较低频率的换能器激励组织产生剪切波，所产生的剪切波强度更大，有效激励范围更广，同时由传统的较高频率的换能器对剪切波的传播成像，弹性图像的信噪比高，图像质量高，符合国家声功率标准。

