



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106419955 A

(43)申请公布日 2017. 02. 22

(21)申请号 201610807495.8

(22)申请日 2016.09.07

(71)申请人 苏州国科昂卓医疗科技有限公司
地址 215163 江苏省苏州市高新区锦峰路8号15号楼420室

(72)发明人 焦阳 崔峭峒 伍吉兵 徐杰
简小华

(74)专利代理机构 北京三聚阳光知识产权代理有限公司 11250

代理人 陈博旻

(51) Int. Cl.
A61B 8/00(2006.01)

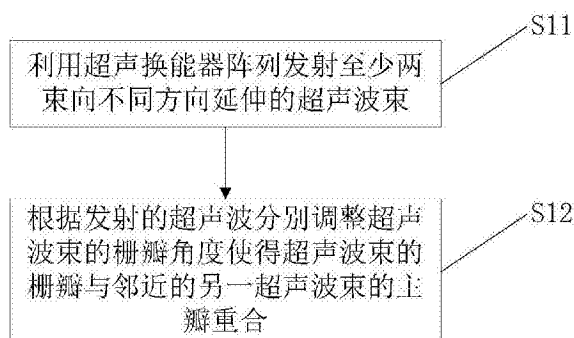
权利要求书1页 说明书8页 附图6页

(54)发明名称

超声波合成方法及应用、剪切波超声弹性成像方法及应用

(57)摘要

本发明提供了一种超声波合成方法及应用、剪切波超声弹性成像方法及应用,属于超声技术领域,该超声波合成方法包括如下步骤:利用超声换能器阵列发射至少两束向不同方向延伸的超声波束;根据发射的超声波分别调整超声波束的栅瓣角度使得超声波束的栅瓣与邻近的另一超声波束的主瓣重合。该方法不需要抑制栅瓣,而是将栅瓣与其他超声波束的主瓣合并成能量更高的新超声波束,因此在提高了成像质量的同时可以大大提高能量的利用率。



1. 一种超声波合成方法,其特征在于,包括如下步骤:
利用超声换能器阵列发射至少两束向不同方向延伸的超声波束;
根据发射的超声波分别调整所述超声波束的栅瓣角度使得所述超声波束的栅瓣与邻近的另一超声波束的主瓣重合,所述栅瓣为能量最高的一束或两束。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述利用超声换能器阵列发射至少两束向不同方向延伸的超声波束的步骤包括:
将所述超声换能器阵列分成至少两组子阵列;
分别获取所述至少两组子阵列中各个阵元与其对应的目标聚焦点之间的距离;
根据所述子阵列中各个阵元与其对应的目标聚焦点之间的距离确定所述子阵列的发射参数,该发射参数包括子阵列的各阵元的发射延时、发射波束变迹加权函数和输入信号的激励频率。
3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述根据发射的超声波分别调整所述超声波束的栅瓣角度使得所述超声波束的栅瓣与邻近的另一束超声波束的主瓣重合的步骤包括:
调整所述超声波束对应的子阵列的发射参数。
4. 根据权利要求2或3所述的方法,其特征在于,各个所述目标聚焦点与所述超声换能器阵列之间的距离不相等。
5. 根据权利要求1-4中任一项所述的方法,其特征在于,所述根据发射的超声波分别调整所述超声波束的栅瓣角度使得所述超声波束的栅瓣与邻近的另一超声波束的主瓣重合的步骤包括:
获取发射的超声波的声压分布或超声回波信号;
根据所述声压分布或所述超声回波信号判断是否有超声波束的栅瓣没有与邻近的超声波束重合。
6. 根据权利要求1-5中任一项所述的方法,其特征在于,所述超声换能器阵列为线阵型或凸阵型。
7. 根据权利要求1-6中任一项所述的超声波合成方法在声辐射力弹性成像上的应用,其特征在于,利用所述超声波合成方法合成至少两束激励波束。
8. 根据权利要求1-6中任一项所述的超声波合成方法在超音弹性成像上的应用,其特征在于,利用所述超声波合成方法合成至少两束激励波束。
9. 一种剪切波超声弹性成像方法,其特征在于,包括如下步骤:
获取目标区域在初始状态下的超声回波信号;
利用权利要求1-6中任一项所述的超声波合成方法形成至少两束聚焦于不同目标聚焦点的超声波束作为激励波束以对应产生至少两组剪切波,所述超声波束的栅瓣与邻近的另一束超声波束的主瓣重合;
获取所述目标区域在剪切波传播过程中的超声回波信号;
根据初始状态下的超声回波信号和剪切波传播过程中的超声回波信号得到所述目标区域的超声弹性图像。
10. 根据权利要求9所述的剪切波超声弹性成像方法的应用,其特征在于,目标区域的成分不均匀或目标区域内包含中空结构。

超声波合成方法及应用、剪切波超声弹性成像方法及应用

技术领域

[0001] 本发明涉及超声技术领域,具体涉及一种超声波合成方法及应用、剪切波超声弹性成像方法及应用。

背景技术

[0002] 超声成像是一种适用范围很广的诊断方法,具有无损伤、无电离辐射和使用方便等特点。波束形成是超声成像系统中最为关键的环节,直接影响着超声成像的质量。而超声波束的栅瓣则是影响超声成像质量的一个主要因素,如图1所示,因此低的栅瓣级一直是波束形成设计中追求的目标。

[0003] 传统的波束形成方法一般都是利用超声波合成方法使各阵元发射的超声聚焦成一束,并抑制栅瓣。然而,在抑制栅瓣的过程中会不可避免地有能量的损失,因此,为了使得形成的超声波束的功率密度满足需要,就要提高超声波束发射探头的输入功率。而在超声波束发射探头的输入功率一定的情况下,就需要较高的能量转换效率。

[0004] 另外,在声辐射力弹性成像技术 (ARFI)、剪切波弹性成像技术 (SWEI) 和超音弹性成像技术 (SSI) 等超声成像技术中,如果只用一束聚焦的超声波束来激励目标区域以获取该目标区域的超声弹性图像,为保证成像精度等,就需要在目标区域的不同位置多次重复激励成像过程,从而限制了超声弹性成像速度。

发明内容

[0005] 因此,本发明要解决的技术问题在于现有的波束合成方法一般都仅合成一束超声波束并需要抑制栅瓣,不仅会导致能量的损失,而且在一些应用场合,只有一束合成波束限制了超声成像的速度。

[0006] 为此,本发明实施例提供了如下技术方案:

[0007] 一种超声波合成方法,包括如下步骤:

[0008] 利用超声换能器阵列发射至少两束向不同方向延伸的超声波束;

[0009] 根据发射的超声波分别调整所述超声波束的栅瓣角度使得所述超声波束的栅瓣与邻近的另一超声波束的主瓣重合,所述栅瓣为能量最高的一束或两束。

[0010] 可选地,所述利用超声换能器阵列发射至少两束向不同方向延伸的超声波束的步骤包括:

[0011] 将所述超声换能器阵列分成至少两组子阵列;

[0012] 分别获取所述至少两组子阵列中各个阵元与其对应的目标聚焦点之间的距离;

[0013] 根据所述子阵列中各个阵元与其对应的目标聚焦点之间的距离确定所述子阵列的发射参数,该发射参数包括子阵列的各阵元的发射延时、发射波束变迹加权函数和输入信号的激励频率。

[0014] 可选地,所述根据发射的超声波分别调整所述超声波束的栅瓣角度使得所述超声波束的栅瓣与邻近的另一束超声波束的主瓣重合的步骤包括:

- [0015] 调整所述超声波束对应的子阵列的发射参数。
- [0016] 可选地,各个所述目标聚焦点与所述超声换能器阵列之间的距离不相等。
- [0017] 可选地,所述根据发射的超声波分别调整所述超声波束的栅瓣角度使得所述超声波束的栅瓣与邻近的另一超声波束的主瓣重合的步骤包括:
- [0018] 获取发射的超声波的声压分布或超声回波信号;
- [0019] 根据所述声压分布或所述超声回波信号判断是否有超声波束的栅瓣没有与邻近超声波束重合。
- [0020] 可选地,所述超声换能器阵列为线阵型或凸阵型。
- [0021] 上述任一种超声波合成方法在声辐射力弹性成像上的应用,利用上述任一种超声波合成方法合成至少两束激励波束。
- [0022] 上述任一种超声波合成方法在超音弹性成像上的应用,利用上述任一种超声波合成方法合成至少两束激励波束。
- [0023] 一种剪切波超声弹性成像方法,包括如下步骤:
- [0024] 获取目标区域在初始状态下的超声回波信号;
- [0025] 利用上述任一种超声波合成方法形成至少两束聚焦于不同目标聚焦点的超声波束作为激励波束以对应产生至少两组剪切波,所述超声波束的栅瓣与邻近的另一束超声波束的主瓣重合;
- [0026] 获取目标区域在剪切波传播过程中的超声回波信号;
- [0027] 根据初始状态下的超声回波信号和剪切波传播过程中的超声回波信号得到所述目标区域的超声弹性图像。
- [0028] 上述任一种剪切波超声弹性成像方法的应用,其目标区域的成分不均匀或目标区域内包含中空结构。
- [0029] 本发明技术方案,具有如下优点:
- [0030] 1. 本发明实施例提供的超声波束合成方法,发射至少两束聚焦的超声波束并将各超声波束的栅瓣与靠近该栅瓣的另一超声波束合并。由于该方法不需要抑制栅瓣,而是将栅瓣与其他超声波束的主瓣合并成能量更高的新超声波束,因此在提高了成像质量的同时可以大大提高能量的利用率。
- [0031] 2. 本发明实施例提供的超声波束合成方法在声辐射力弹性成像上的应用,利用该超声波合成方法同时合成多束激励波束,不仅去除了栅瓣、提高了成像质量,还提高了能量的利用率,而且大大提高了成像效率。
- [0032] 3. 本发明实施例提供的超声波束合成方法在超音弹性成像上的应用,利用该超声波合成方法同时合成多束激励波束,不仅去除了栅瓣、提高了成像质量,还提高了能量的利用率,而且大大提高了成像效率。
- [0033] 4. 本发明实施例提供的剪切波超声弹性成像方法,是本发明实施例提供的超声波束合成方法在在剪切波弹性成像上的应用,该剪切波超声弹性成像方法是一种多角度激励的剪切波弹性成像方法,其利用了多个不同方向同时发射的剪切波激励波束对目标区域的组织进行激励以产生多组剪切波,并同时检测多组剪切波在组织内的传播过程以映射得到组织的弹性信息。该方法不需要提前预判病变组织的大概位置,可以同时多个目标位置上的组织弹性信息进行测量,即使待检测的目标区域较大也能很快完成检测。并且,由于同

时对目标区域的多个位置进行激励以产生剪切波,因此仅需要根据激励位置附近的剪切波传播速度来判断附近区域组织的弹性信息,远离激励位置的组织弹性信息由激励位置在附近的剪切波传播速度来判断。从而避免了远距离传播对剪切波传播速度和方向等的影响,进而大大提高了剪切波弹性成像的准确度。

[0034] 4. 本发明实施例提供的剪切波超声弹性成像方法,通过目标聚焦点的预先设定,可以调整各束超声激励波束的聚焦焦距,从而实现对目标区域内不同深度的组织同时激励产生剪切波,进而可以得到同时在不同组织深度内沿激励波束垂直方向传播的多组剪切波,进而可以同时针对不同深度的组织进行剪切波弹性成像。

[0035] 5. 本发明实施例提供的剪切波超声弹性成像方法应用于成分不均匀目标区域的弹性检测,可以同时产生多组剪切波,通过检测不同剪切波从不同方向传输到目标点时的速度实现各向异性生物组织的弹性信息检测。也可以通过调整剪切波激励波束的角度和焦距使得各组剪切波相交于目标点,然后通过比较各组剪切波在目标点的不同方向上的传播速度实现各向异性生物组织弹性信息的检测。

[0036] 6. 本发明实施例提供的剪切波超声弹性成像方法应用于包含中间结构的目标区域的弹性检测,通过利用多种激励波束对中空组织或器官周围的区域进行剪切波弹性成像,解决了中空结构会导致剪切波传播过程中幅值的大幅衰减甚至传播中断从而对相关区域形成盲区并导致剪切波弹性成像方法失效的问题,该方法提高了剪切波弹性成像技术的临床适用性。

附图说明

[0037] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对具体实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施方式,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0038] 图1为利用现有波束合成方法合成出的带有栅瓣的超声波束的示意图;

[0039] 图2为本发明实施例1中超声波合成方法的流程图;

[0040] 图3为本发明实施例1中超声波合成方法可以适用的一种凸阵探头示意图;

[0041] 图4为本发明实施例1中利用凸阵探头合成出三束向不同方向发射的超声波束的示意图;

[0042] 图5为本发明实施例2中合成的三束超声波束的示意图(未示出中间超声波束的栅瓣与两侧超声波束主瓣合并);

[0043] 图6为本发明实施例3中合成的两束超声波束的示意图;

[0044] 图7为本发明实施例5中一种剪切波超声弹性成像方法的流程图;

[0045] 图8为本发明实施例6中将剪切波超声弹性成像方法应用于成分不均匀目标区域弹性检测的示意图;

[0046] 图9为利用现有剪切波超声弹性成像方法检测包含中空结构目标区域的示意图;

[0047] 图10为本发明实施例6中将剪切波超声弹性成像方法应用于包含中空结构目标区域弹性检测的示意图。

具体实施方式

[0048] 下面将结合附图对本发明的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0049] 此外,下面所描述的本发明不同实施方式中所涉及的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互结合。

[0050] 实施例1

[0051] 本实施例提供一种超声波合成方法,如图2所示,包括如下步骤:

[0052] S11:利用超声换能器阵列发射至少两束向不同方向延伸的超声波束;

[0053] S12:根据发射的超声波分别调整超声波束的栅瓣角度使得超声波束的栅瓣与邻近的另一超声波束的主瓣重合。超声波束的栅瓣一般都是分布于主瓣两侧的,且每侧有多束栅瓣,本实施例中只将主瓣两侧能量最高的栅瓣与邻近的另一超声波束的主瓣合并。

[0054] 本实施例提供的超声波合成方法,发射至少两束聚焦的超声波束并将各超声波束中能量高的栅瓣与靠近该栅瓣的另一超声波束合并。由于该方法不需要抑制栅瓣,而是将栅瓣与其他超声波束的主瓣合并成能量更高的新超声波束,因此不仅消除了栅瓣(能量高的)从而提高了成像质量,而且大大提高了能量的利用率。另外,在一些应用场合,例如声辐射力弹性成像技术 (ARFI)、剪切波弹性成像技术 (SWEI) 和超音弹性成像技术 (SSI) 等超声成像技术领域,同时合成多束超声波束作为激励波束,可以同时为目标区域的不同位置进行激励,与对目标区域的不同位置进行逐个激励的方法相比,可以大大提高成像效率。

[0055] 作为具体的实施方式,上述步骤S11,即利用超声换能器阵列发射至少两束向不同方向延伸的超声波束的步骤包括:

[0056] 首先,将超声换能器阵列分成至少两组子阵列。

[0057] 然后,分别获取至少两组子阵列中各个阵元与其对应的目标聚焦点之间的距离。该目标聚焦点只是用于确定各合成的超声波束的发射方向,并非是固定不变的。在调整好各超声波束的栅瓣角度(即各超声波束的栅瓣能与邻近的超声波束主板合并)后,随着超声换能器阵列的移动,各超声波束的聚焦点也随之改变。另外,在调整各超声波束的栅瓣角度时,也可以微调该超声波束的发射角度或者邻近超声波束的发射角度,以使得该超声波束的栅瓣能够与邻近超声波束的主瓣重合。

[0058] 上述各子阵列对应的目标聚焦点与超声换能器阵列之间的距离可以是不相等的,从而同时发射的多束超声波束在目标区域内的聚焦深度不同。

[0059] 最后,根据子阵列中各个阵元与其对应的目标聚焦点之间的距离确定子阵列的发射参数,该发射参数包括子阵列的各阵元的发射延时、发射波束变迹加权函数(即对各个阵元发射信号的幅度进行加权)和输入信号的激励频率。该步骤中,主要通过调整子阵列中各个超声换能器阵元的发射延迟时间来实现超声波向多个不同方向的聚焦偏转。具体地,子阵列的各阵元的发射延时主要是通过各阵元与目标聚焦点之间的距离差来确定的。距离目标聚焦点远的阵元的发射延时短、距离目标聚焦点近的阵元的发射延时长,以保证各阵元发射的超声波同时到达目标聚焦点。

[0060] 具体地,上述步骤S12,即根据发射的超声波分别调整超声波束的栅瓣角度使得超

声波束的栅瓣与邻近的另一束超声波束的主瓣重合的步骤包括：

[0061] 首先,获取发射的超声波的声压分布或超声回波信号；

[0062] 然后,根据声压分布或超声回波信号判断是否有超声波束的栅瓣没有与邻近超声波束重合。本实施例中,只判断超声波束两侧的栅瓣中能量最高的栅瓣是否与邻近的超声波束合并。

[0063] 另外,上述步骤S12,即根据发射的超声波分别调整超声波束的栅瓣角度使得超声波束的栅瓣与邻近的另一束超声波束的主瓣重合的步骤还包括：

[0064] 调整该超声波束对应的子阵列的发射参数。此处主要通过调整超声波束的变迹方式来调整其栅瓣的角度,从而使得靠近另一超声波束的栅瓣与该另一超声波束合并。另外,也可以通过调整子阵列的发射参数来调整超声波束的发射方向,从而调整其栅瓣的角度。

[0065] 本实施例提供的超声波合成方法,可以适用于声辐射力弹性成像技术 (ARFI)、剪切波弹性成像技术 (SWEI) 和超音弹性成像技术 (SSI) 以及其他超声成像技术中。即利用该超声波合成方法同时合成多束激励波束,不仅去除了栅瓣、提高了成像质量,还提高了能量的利用率,而且大大提高了成像效率。

[0066] 本实施例提供的超声波合成方法,不仅可以适用于线阵超声探头,即超声换能器阵列为线阵型,也可以适用于其他类型的探头,例如,如图3所示的凸阵探头,即超声换能器阵列为凸阵型,图4示出了利用凸阵探头合成三束向不同方向发射的超声波束。

[0067] 实施例2

[0068] 本实施例提供了一种超声波合成方法,包括如下步骤：

[0069] 1) 将超声换能器阵列分成三个子阵列。

[0070] 2) 分别获取该三个子阵列中各个阵元与各自对应的目标聚焦点之间的距离。

[0071] 3) 根据子阵列中各个阵元与其对应的目标聚焦点之间的距离确定各子阵列的发射参数,该发射参数主要是指子阵列中各个超声换能器阵元的发射延时时间。到此,确定了三束聚焦的超声波束的发射方向、以及在目标区域(组织)中的聚焦深度。

[0072] 4) 调整各子阵列发射的超声波束的栅瓣角度,即通过调整子阵列的发射参数,主要是变迹函数,来调整各超声波束的栅瓣角度,以使得中间超声波束两侧的栅瓣分别与两侧超声波束的主瓣合,并且左侧超声波束的右侧栅瓣与中间超声波束合并、右侧超声波束的左侧栅瓣与中间超声波束合并,如图5所示(图中未示出中间超声波束的栅瓣与两侧超声波束主瓣合并)。本实施例通过将超声波束的栅瓣与邻近的超声波束合并的方式,不仅达到了消除栅瓣从而保证了成像质量的目的,还提高了能量利用率,避免了现有栅瓣抑制方法带来的能量损失和技术限制。。

[0073] 另外,本实施例中,还可以通过调整各个子阵列的阵元个数和发射功率来控制对应超声波束的能量,从而可以实现同时发射不同角度、不同聚焦深度和不同能量的三束超声波束。当然,也可以实现同时发射其他数目不同角度、不同聚焦深度和不同能量的超声波束。

[0074] 实施例3

[0075] 本实施例提供了一种超声波合成方法,与上述实施例2的区别在于,本实施例仅同时发射两束超声波束,具体包括如下步骤：

[0076] 1) 将超声换能器阵列分成两个子阵列。

[0077] 2) 分别获取该两个子阵列中各个阵元与各自对应的目标聚焦点之间的距离。

[0078] 3) 根据子阵列中各个阵元与其对应的目标聚焦点之间的距离确定各子阵列的发射参数,该发射参数主要是指子阵列中各个超声换能器阵元的发射延时时间。到此,确定了两束聚焦的超声波束的发射方向、以及在目标区域(组织)中的聚焦深度。

[0079] 4) 调整各子阵列发射的超声波束的栅瓣角度,即通过调整子阵列的发射参数,主要是变迹函数,来调整各超声波束的栅瓣角度,以使得一束超声波束中靠近另一束超声波束的栅瓣与另一束超声波束的主瓣合并,如图6所示。

[0080] 本实施例通过将超声波束的栅瓣与邻近的超声波束合并的方式,不仅达到了消除栅瓣从而保证了成像质量的目的,而且还提高了能量利用率,即在相同的换能器输入功率和激励时间下,提高了由初始电信号到剪切波驱动力的转化效率,降低了实现剪切波有效激励所需的激励信号能量阈值。

[0081] 实施例4

[0082] 本实施例提供一种剪切波超声弹性成像方法,包括如下步骤:

[0083] 1) 获取目标区域在初始状态下的超声回波信号;

[0084] 2) 利用实施例1或2或3所述的超声波合成方法形成至少两束聚焦于不同目标聚焦点的超声波束作为激励波束以对应产生至少两组剪切波,超声波束的栅瓣与邻近的另一束超声波束的主瓣重合;

[0085] 3) 获取目标区域在剪切波传播过程中的超声回波信号;

[0086] 4) 根据初始状态下的超声回波信号和剪切波传播过程中的超声回波信号得到目标区域的超声弹性图像。

[0087] 现有的剪切波弹性成像方法一般是利用波束合成技术使超声波聚焦于目标区域中的一点或一条直线,并抑制栅瓣,即利用合成的一束超声波作用于目标区域中的目标聚焦点(线)以推动目标组织产生一组剪切波。但是这种激励方式存在以下缺点:1. 组织受激励产生剪切波要求激励波束的功率密度达到一定阈值,而该激励方式在抑制栅瓣的过程中将不可避免地有能量损失,所以需要增大输入功率或者提高超声探头(换能器阵列)的能量转换效率;2. 剪切波在组织内的传播衰减和在复杂组织成分中的传播方向改变会导致远离激励位置的剪切波成像的有效性(信噪比)和准确性降低;3. 剪切波弹性成像(SWEI)技术是利用组织内剪切波的传播速度来映射得到传播路径上的组织弹性模量绝对值,所以一次激励只能得到一条传播路径上的组织弹性信息,为了得到一整幅组织剪切波弹性图像需要在组织内不同的位置多次激励并检测剪切波,限制了成像速度。或者,为了尽快利用超声弹性成像确定病变区,需要预先通过其他手段判断出病变区的大概位置。

[0088] 而本实施例提供的剪切波超声弹性成像方法,是一种多角度激励的剪切波弹性成像方法,其利用了多个不同方向同时发射的剪切波激励波束对目标区域的组织进行激励以产生多组剪切波,并同时检测多组剪切波在组织内的传播过程以映射得到组织的弹性信息。该方法不需要提前预判病变组织的大概位置,可以同时多个目标位置上的组织弹性信息进行测量,即使待检测的目标区域较大也能很快完成检测。

[0089] 并且,由于同时对目标区域的多个位置进行激励以产生剪切波,因此仅需要根据激励位置附近的剪切波传播速度来判断附近区域组织的弹性信息,远离激励位置的组织弹性信息由激励位置在附近的剪切波传播速度来判断。从而避免了远距离传播对剪切波传播

速度和方向等的影响,进而大大提高了剪切波弹性成像的准确度。

[0090] 另外,该方法中的剪切波激励波束合成方法突破了现有技术中一味抑制栅瓣的技术限制,通过将栅瓣合并到邻近超声波束中的方式,有效提高了剪切波激励波束的能量利用率,从而可以有效的降低使组织受激励产生剪切波所需要的初始电信号能量阈值,也降低了用于剪切波激励的超声探头的功率设计指标,进而缓解了实际使用过程中的换能器散热问题(工程实际中,散热直接影响换能器的性能和寿命),也使得剪切波弹性成像方法在实际临床使用中的安全性得到了改善。

[0091] 本实施例中的激励方法,还可以适用于声辐射力弹性成像技术 (ARFI) 和超音弹性成像技术 (SSI) 以及其他超声成像技术中。

[0092] 实施例5

[0093] 如图7所示,本施例提供一种剪切波超声弹性成像方法,包括如下步骤:

[0094] S21:获取目标区域在初始状态下的超声回波信号。具体地,可以利用超声换能器阵列发出超声平面波快速地获取目标区域在初始状态下的超声回波信号。也可以利用合成的超声波束以逐线或逐点扫描的方式以获取深层目标区域的不同位置在初始状态下的超声回波信号。

[0095] S22:将超声换能器阵列分成三个子阵列,也可以分成两个子阵列或者其他数目的子阵列。

[0096] S23:分别获取该三个子阵列中各个阵元与其对应的目标聚焦点之间的距离。如果是将超声换能器阵列分成了两个子阵列,那就分别获取该两个子阵列中各个阵元与各自对应的目标聚焦点之间的距离。通过目标聚焦点的预先设定,可以调整各束超声激励波束的聚焦焦距,从而实现对目标区域内不同深度的组织同时激励产生剪切波。例如,可以将左侧超声波束的聚焦深度设为距离超声换能器阵列(探头表面)60mm,中间超声波束的聚焦深度设为80mm,右侧超声波束的聚焦深度设为40mm。从而,可以得到不同组织深度内分别沿激励波束垂直方向同时传播的三组剪切波,进而可以同时对不同深度的组织进行剪切波弹性成像。

[0097] S24:根据子阵列中各个阵元与其对应的目标聚焦点之间的距离确定各子阵列的发射参数,该发射参数主要是指子阵列中各个超声换能器阵元的发射延时时间。到此,确定了三束或两束聚焦的超声波束的发射方向、以及在目标区域(组织)中的聚焦深度。

[0098] S25:调整各子阵列发射的超声波束的栅瓣角度,即通过调整子阵列的发射参数,主要是变迹函数,来调整各超声波束的栅瓣角度,以使得中间超声波束两侧的栅瓣分别与两侧超声波束的主瓣合,并且左侧超声波束的右侧栅瓣与中间超声波束合并、右侧超声波束的左侧栅瓣与中间超声波束合并。如果是两束聚焦的超声波束,那么就使得一束超声波束中靠近另一束超声波束的栅瓣与另一束超声波束合并。这种将栅瓣能量合并到其他超声波束中的方法,充分利用了栅瓣的能量。另外,每束作为激励波束的超声波束的能量可以通过调整各子阵列的阵元数量和输入功率来调整。

[0099] S26:各子阵列按照调整后的发射参数发射超声波束作为激励波束以产生三组剪切波,如果只产生两束激励波束的话对应产生两组剪切波。

[0100] S27:获取目标区域在剪切波传播过程中的超声回波信号。具体地,可以利用超声换能器阵列发出超声平面波快速地获取目标区域在剪切波传播过程中的超声回波信号。也

可以利用多束合成超声波束分别获取深层目标区域的不同位置在剪切波传播过程中的超声回波信号。

[0101] S28:根据初始状态下的超声回波信号和剪切波传播过程中的超声回波信号得到目标区域的超声弹性图像。具体可以是,通过比较目标区域内各位置在初始状态下的超声回波信号与实时获得的剪切波传播过程中的超声回波信号在不同时刻下的变化,可分析得到不同时刻下目标区域内各位置上的由剪切波引起的组织位移情况,追踪剪切波在组织中的传播过程,进而得到目标区域内各位置上的杨氏弹性模量绝对值,并映射得到弹性成像。

[0102] 由于剪切波的传播过程会随着介质(组织)成分的改变而产生幅值变化和传播方向的改变(反射、衍射和折射等)等。而剪切波弹性成像算法的核心是利用成像方法追踪并得到剪切波在目标区域(待检组织内)的传播速度,以此来获得组织的弹性信息。一般来说,剪切波传播距离越远,其幅值衰减越大且在介质内的传播状态也越复杂,甚至会导致剪切波追踪方法无法对剪切波的传播过程进行有效的检测(例如,剪切波幅值太小,传播方向突变等)。本实施例提供的方法通过一次发射,同时激励多个不同角度上的组织位置产生剪切波,仅需要根据激励位置附近的剪切波传播过程来确定附近组织弹性信息,其他区域的组织弹性信息由其他组剪切波的传播过程来检测,可以有效的降低复杂介质对剪切波传播过程的影响,从而提高剪切波弹性图像的有效性和准确性。

[0103] 本实施例中,设定目标聚焦点只是为了预设各超声波束的发射方向以及聚焦深度,在确定了各超声波束的发射方向和聚焦深度后,只需要保证子阵列之间的相对位置不发生改变,就可以通过移动超声阵列的方式对目标区域内的不同位置发射超声波束以获取整个较大目标区域内的组织弹性信息,而不需要重新确定和调整超声阵列的发射参数。

[0104] 实施例6

[0105] 本施例提供了一种上述实施例4或5所述的剪切波超声弹性成像方法的应用,具体是将该方法应用于成分不均匀或者包含中空结构的目标区域的弹性检测。

[0106] 由于在实际应用中,一般生物组织的物质分布都是不均匀、不连续,且各向异性的。利用上述实施例4或5所述的剪切波超声弹性成像方法,可以同时产生多组剪切波,通过检测不同剪切波从不同方向传输到目标点时的速度实现各向异性生物组织的弹性信息检测。也可以通过调整剪切波激励波束的角度和焦距使得各组剪切波相交于目标点,如图8所示(交点位置即目标点),然后通过比较各组剪切波在目标点的不同方向上的传播速度实现各向异性生物组织弹性信息的检测。

[0107] 另外,剪切波作为机械横波的一种,只能在介质内传播。而在生物体体的组织或器官中,有许多中空结构,如人体中空的器官包括:气管、支气管、胃、肠、膀胱、子宫等。如图9所示,中空结构1会导致剪切波传播过程中幅值的大幅衰减甚至传播中断,从而对相关区域形成盲区2并导致剪切波弹性成像方法的失效。本实施例可以利用同时激励多组剪切波的方法来解决上述问题,即可以对中空组织或器官周围的区域进行剪切波弹性成像,如图10所示,从而提高剪切波弹性成像技术的临床适用性。

[0108] 显然,上述实施例仅仅是为清楚地说明所作的举例,而并非对实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。而由此所引伸出的显而易见的变化或变动仍处于本发明创造的保护范围之内。

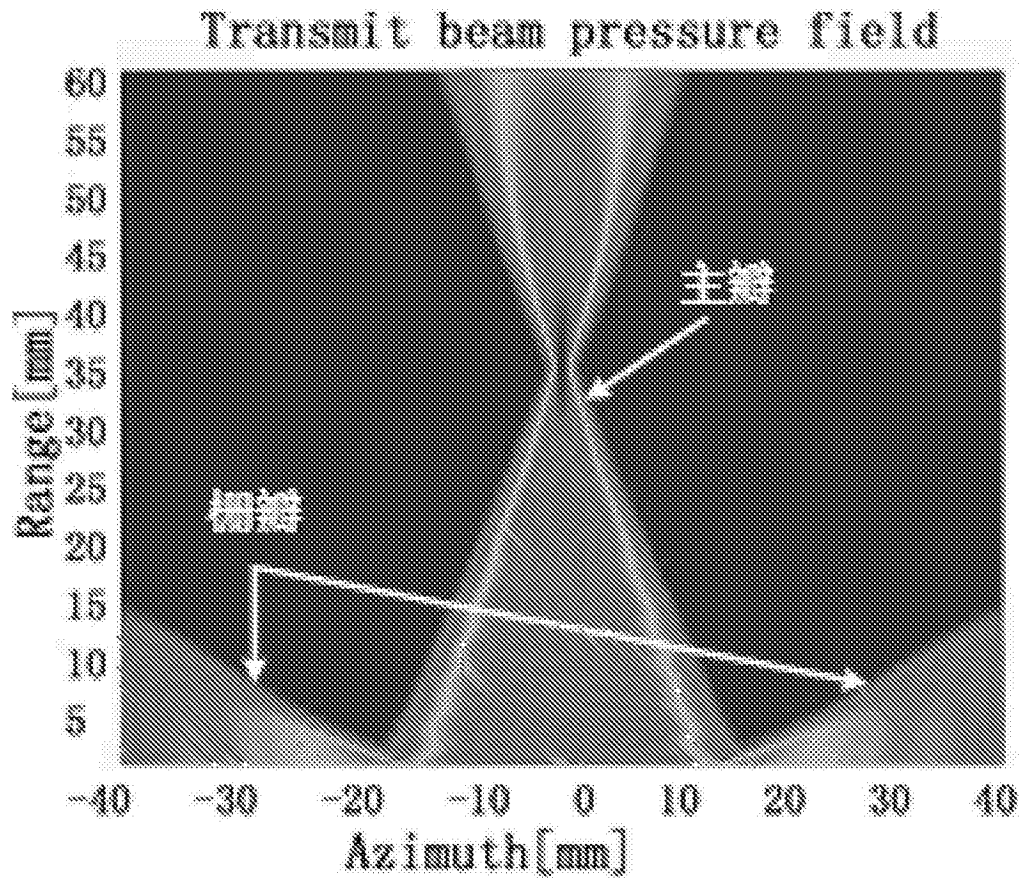


图1

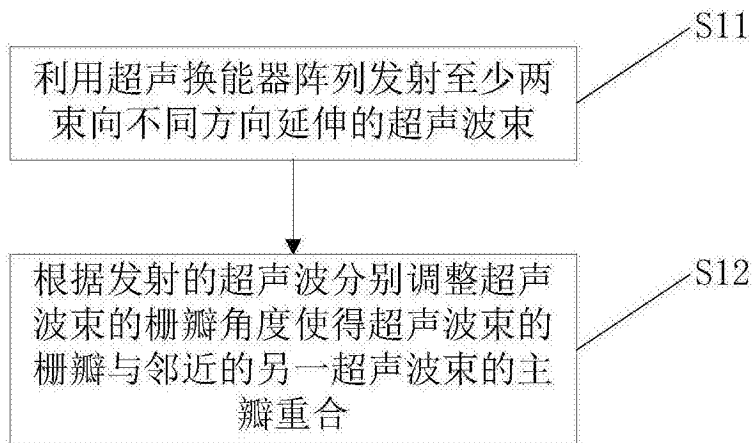


图2

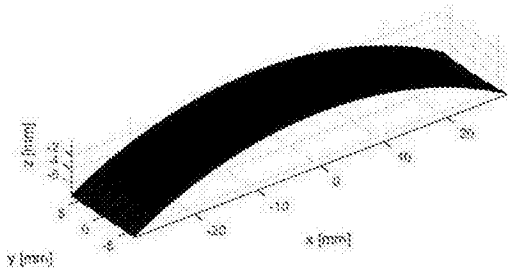


图3

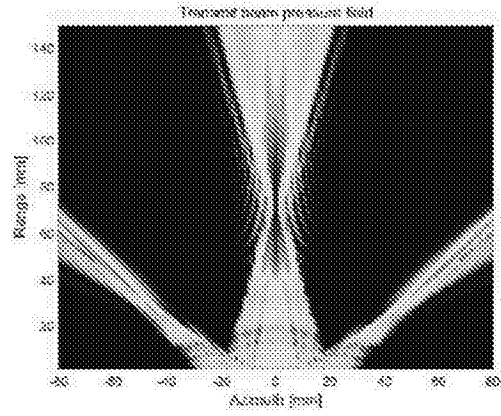


图4

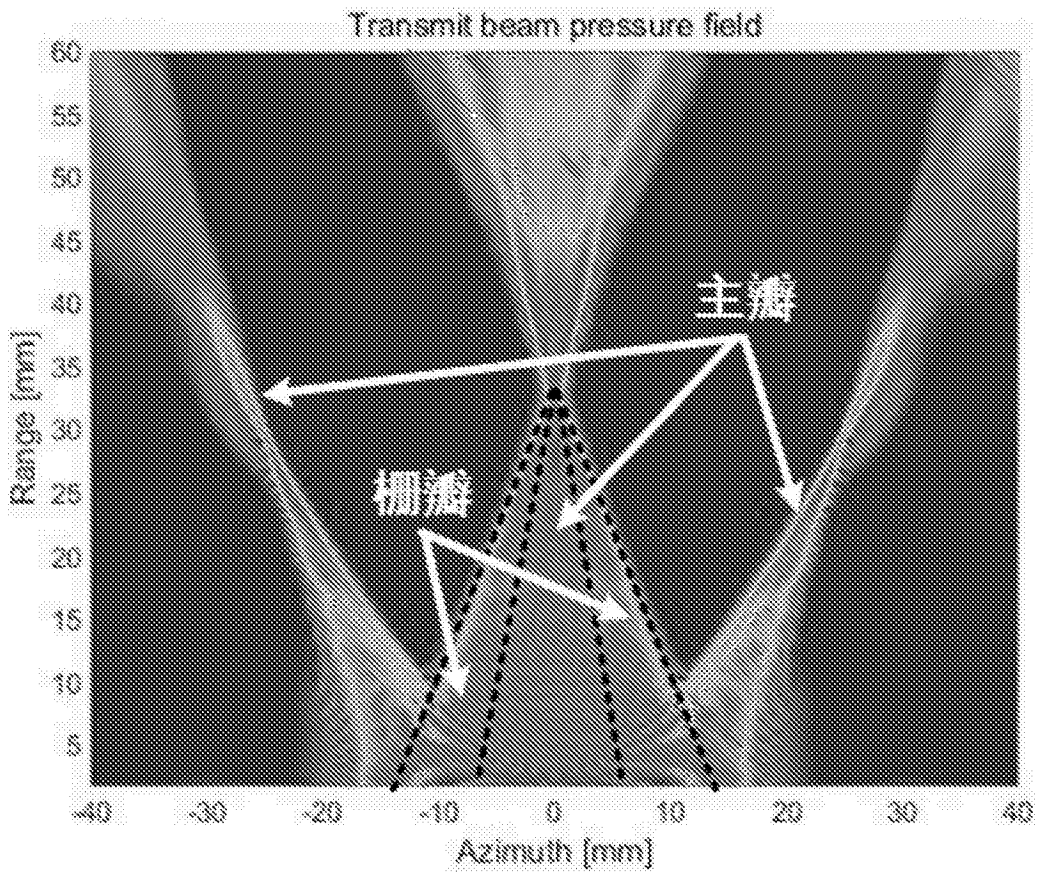


图5

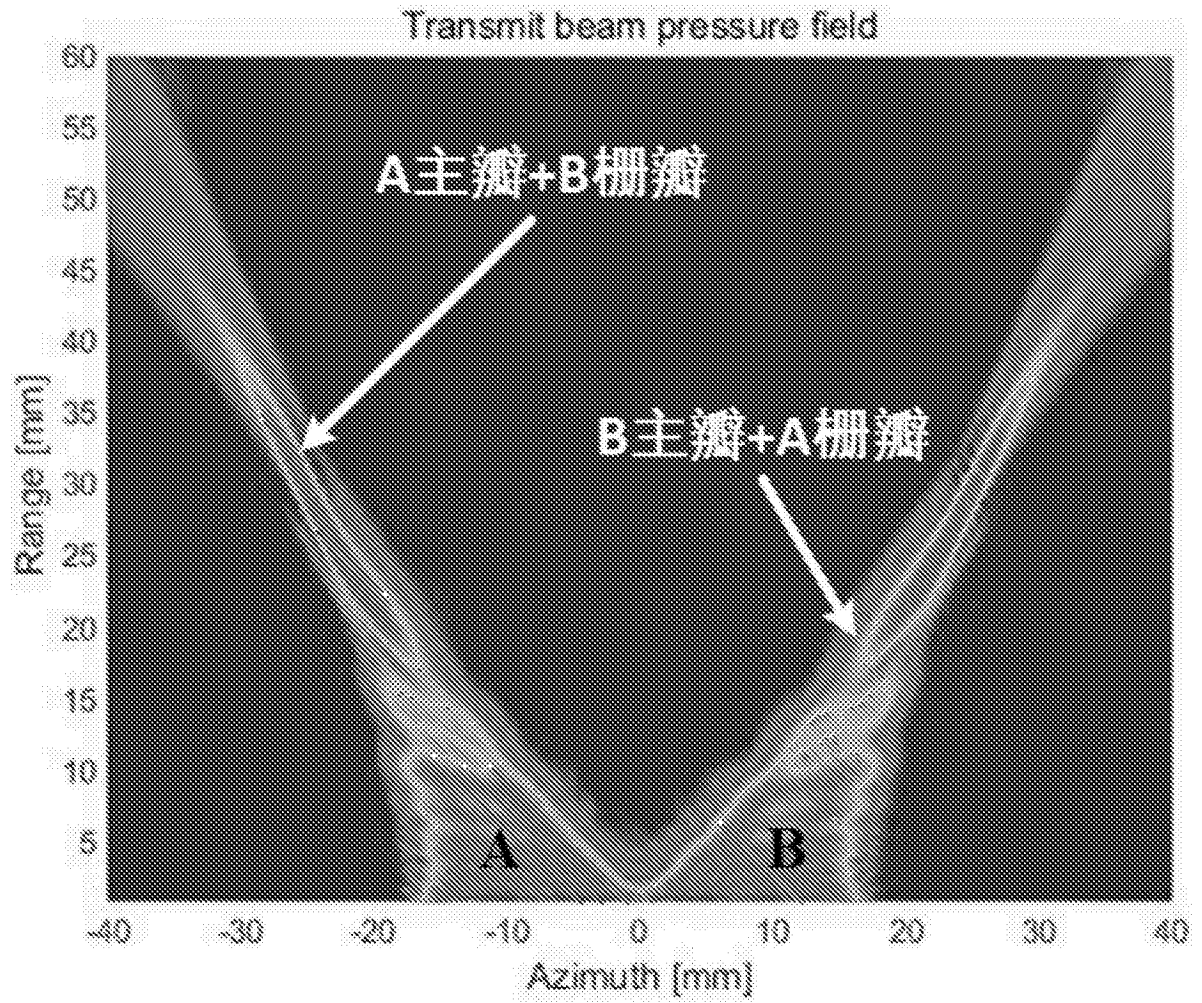


图6

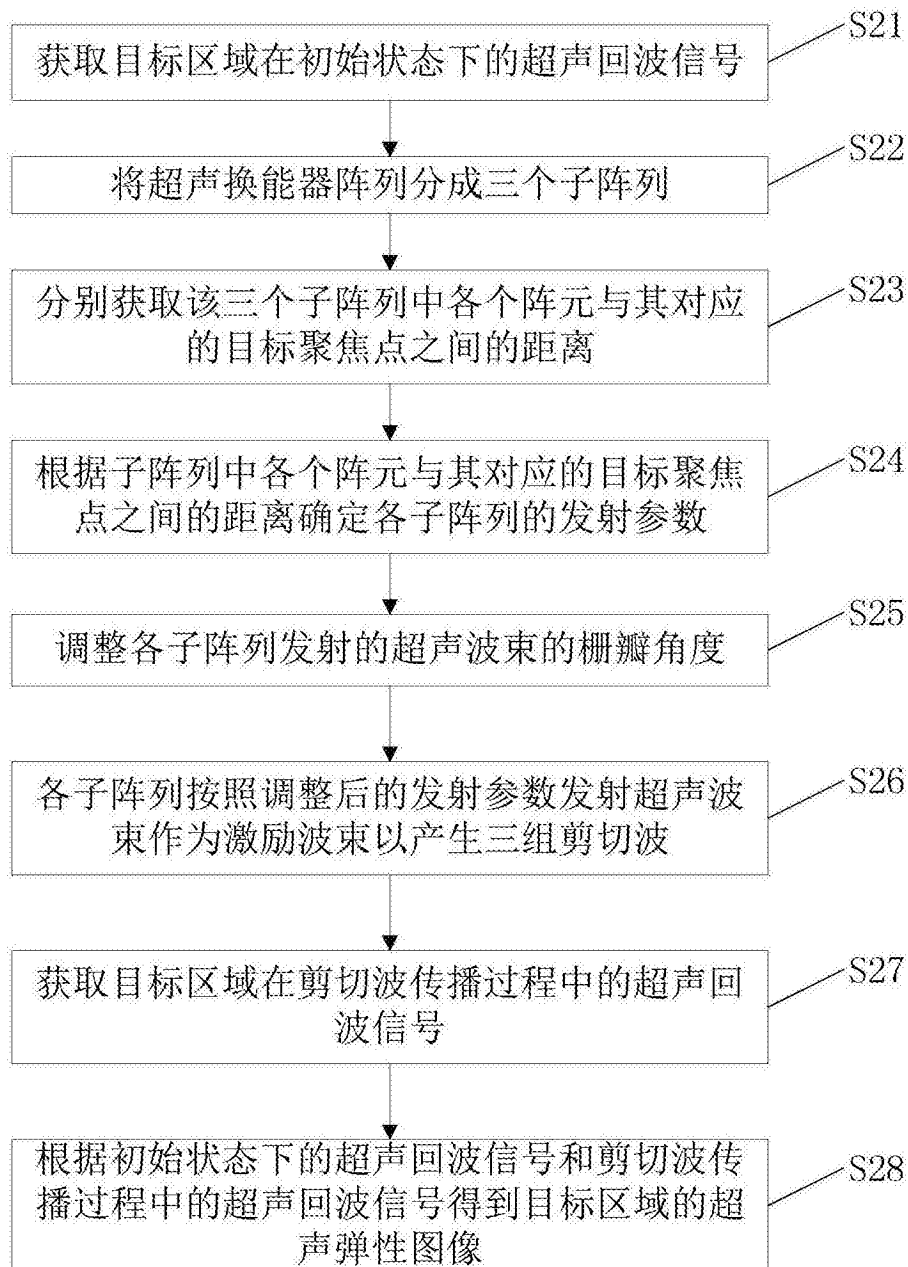


图7

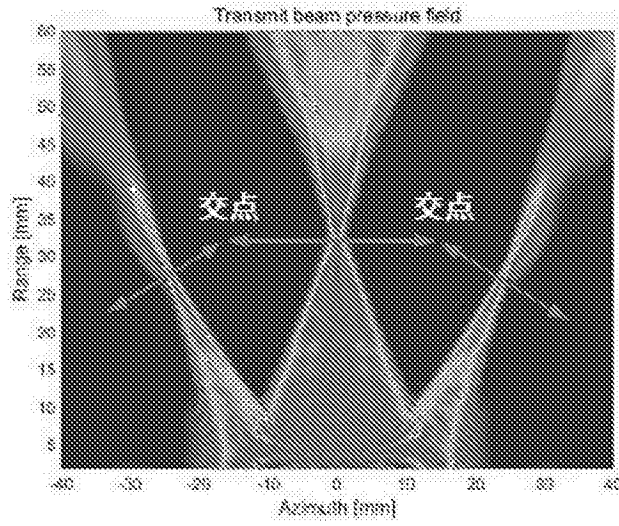


图8

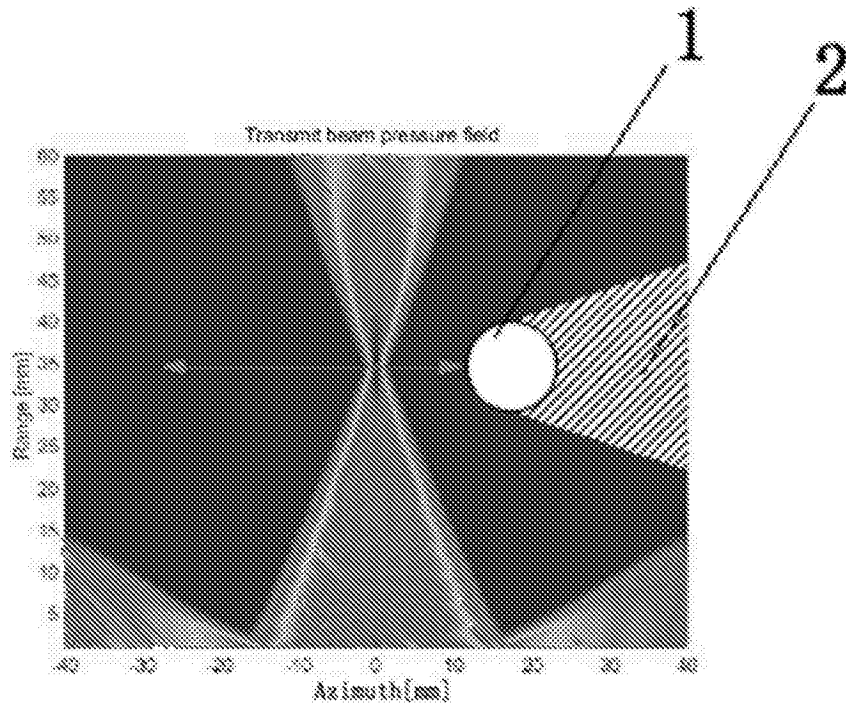


图9

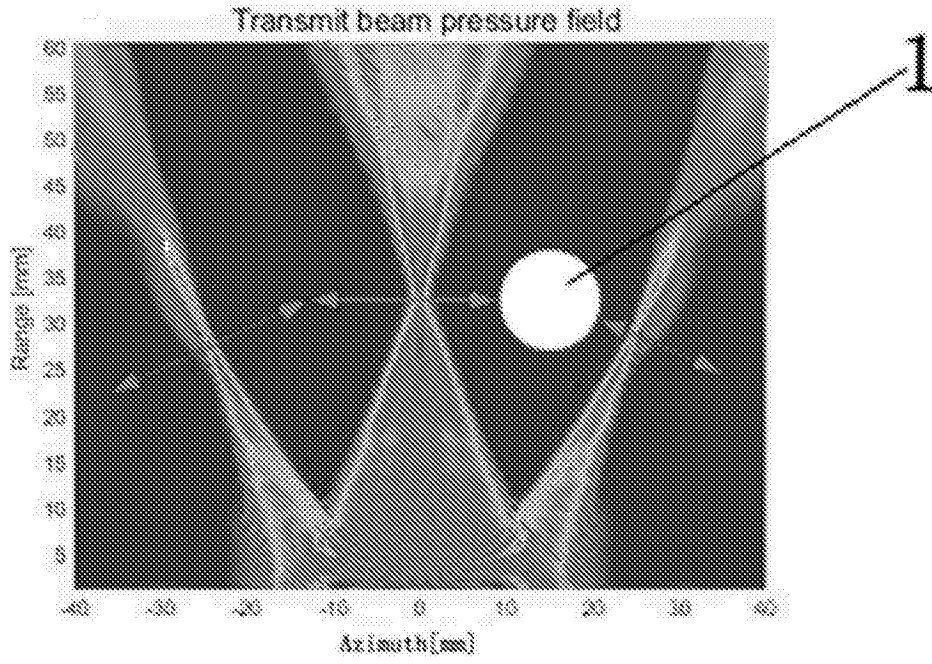


图10

专利名称(译)	超声波合成方法及应用、剪切波超声弹性成像方法及应用		
公开(公告)号	CN106419955A	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201610807495.8	申请日	2016-09-07
[标]申请(专利权)人(译)	苏州国科昂卓医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	苏州国科昂卓医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	苏州国科昂卓医疗科技有限公司		
[标]发明人	焦阳 崔峭峣 伍吉兵 徐杰 简小华		
发明人	焦阳 崔峭峣 伍吉兵 徐杰 简小华		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/52 A61B8/5207		
其他公开文献	CN106419955B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声波合成方法及应用、剪切波超声弹性成像方法及应用，属于超声技术领域，该超声波合成方法包括如下步骤：利用超声换能器阵列发射至少两束向不同方向延伸的超声波束；根据发射的超声波分别调整超声波束的栅瓣角度使得超声波束的栅瓣与邻近的另一超声波束的主瓣重合。该方法不需要抑制栅瓣，而是将栅瓣与其他超声波束的主瓣合并成能量更高的新超声波束，因此在提高了成像质量的同时可以大大提高能量的利用率。

