



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108065964 A

(43)申请公布日 2018.05.25

(21)申请号 201810042073.5

(22)申请日 2018.01.16

(71)申请人 中国科学院苏州生物医学工程技术
研究所

地址 215163 江苏省苏州市高新区科技城
科灵路88号

(72)发明人 焦阳 崔崤峣 韩志乐 简小华
杨晨

(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 马永芬

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

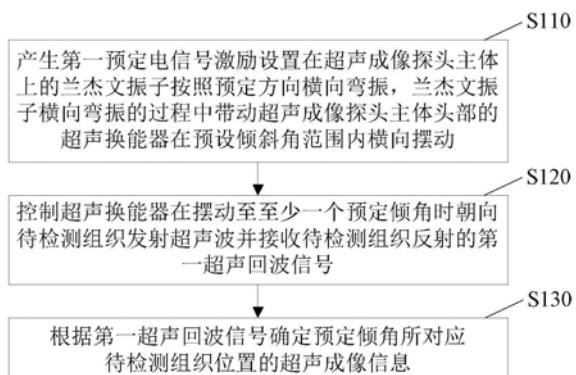
权利要求书2页 说明书10页 附图10页

(54)发明名称

一种超声成像方法、装置、设备及超声成像
探头

(57)摘要

本发明公开了一种超声成像方法、装置、设备及超声成像探头，其中所述方法包括：产生第一预定电信号激励设置在超声成像探头主体上的所述兰杰文振子按照预定方向横向弯振，所述兰杰文振子横向弯振的过程中带动超声成像探头主体头部的超声换能器在预设倾斜角范围内横向摆动；控制所述超声换能器在摆动至至少一预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收所述待检测组织反射的第一超声回波信号；根据所述第一超声回波信号确定所述预定倾角所对应待检测组织位置的超声成像信息。本发明能够增大超声换能器的视场，使得该超声成像探头上无需设置多个超声换能器，体积较小、较轻巧。



1. 一种超声成像方法,其特征在于,包括:

产生第一预定电信号激励设置在超声成像探头主体上的所述兰杰文振子按照预定方向横向弯振,所述兰杰文振子横向弯振的过程中带动超声成像探头主体头部的超声换能器在预设倾斜角范围内横向摆动;

控制所述超声换能器在摆动至至少一预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收所述待检测组织反射的第一超声回波信号;

根据所述第一超声回波信号确定所述预定倾角所对应待检测组织位置的超声成像信息。

2. 根据权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,所述控制所述超声换能器在摆动至至少一个预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收所述待检测组织反射的第一超声回波信号的步骤之后,还包括:

控制所述超声换能器在再次摆动至所述预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收所述待检测组织反射的第二超声回波信号;

所述根据所述第一超声回波信号确定所述预定倾角所对应待检测组织位置的超声成像信息的步骤,包括:

根据所述第一超声回波信号和所述第二超声回波信号确定所述预定倾角所对应待检测组织位置的剪切波的传播速度,所述剪切波为待检测组织产生形变后从形变位置至纵深处传播的波形;

根据所述剪切波的传播速度确定所述预定倾角所对应待检测组织位置的杨氏模量。

3. 根据权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,在所述控制所述超声换能器在摆动至至少一个预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收所述待检测组织反射的第一超声回波信号的步骤之后,在所述控制所述超声换能器在再次摆动至所述预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收所述待检测组织反射的第二超声回波信号的步骤之前,还包括:

产生第A预定电信号激励所述兰杰文振子纵振,所述兰杰文振子纵振时带动超声成像探头主体的头部每隔预定时间间隔按压所述待检测组织一次使其产生形变。

4. 一种超声成像装置,其特征在于,包括:

第一激励单元,用于产生第一预定电信号激励设置在超声成像探头主体上的所述兰杰文振子按照预定方向横向弯振,所述兰杰文振子横向弯振的过程中带动超声成像探头主体头部的超声换能器在预设倾斜角范围内横向摆动;

第一控制单元,用于控制所述超声换能器在摆动至至少一预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收所述待检测组织反射的第一超声回波信号;

确定单元,用于根据所述第一超声回波信号确定所述预定倾角所对应待检测组织位置的超声成像信息。

5. 根据权利要求4所述的超声成像装置,其特征在于,还包括:

第二控制单元,用于控制所述超声换能器在再次摆动至所述预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收所述待检测组织反射的第二超声回波信号;

所述确定单元包括:

第一确定子单元,用于根据所述第一超声回波信号和所述第二超声回波信号确定所述

预定倾角所对应待检测组织位置的剪切波的传播速度,所述剪切波为待检测组织产生形变后从形变位置至纵深处传播的波形;

第二确定子单元,用于根据所述剪切波的传播速度确定所述预定倾角所对应待检测组织位置的杨氏模量。

6. 一种超声成像探头,其特征在于,包括:

主体;

至少一个超声换能器,设置在所述主体的头部,用于发射超声波并接收超声回波信号;

兰杰文振子,设置在所述主体上;所述兰杰文振子在第一预定电信号激励下能够弯振并带动所述主体的头部横向摆动。

7. 根据权利要求6所述的超声成像探头,其特征在于,所述主体包括前部,所述兰杰文振子的前端与所述前部的后端固定连接;或者,所述主体包括:

前部,所述兰杰文振子的前端与所述前部的后端固定连接;

后部,所述兰杰文振子的后端与所述后部的前端固定连接。

8. 根据权利要求6所述的超声成像探头,其特征在于,在所述第二预定电信号激励下,所述兰杰文振子在第二预定电信号激励下能够纵振并带动所述主体的头部前后振动。

9. 一种超声成像设备,其特征在于,包括:超声成像探头、显示器、存储器和处理器,所述超声成像探头、所述显示器、所述存储器和所述处理器之间互相通信连接,所述存储器中存储有计算机指令,所述处理器通过执行所述计算机指令,从而执行权利要求1-3所述的超声成像方法。

10. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述计算机可读存储介质存储有计算机指令,所述计算机指令用于使所述计算机执行权利要求1-3所述的超声成像方法。

一种超声成像方法、装置、设备及超声成像探头

技术领域

[0001] 本发明涉及弹性成像技术领域,具体涉及一种超声成像方法、装置、设备及超声成像探头。

背景技术

[0002] 由于同一生物组织的弹性系数的变化往往与病理特征有关,例如正常组织罹患乳腺癌、肝癌等病症之后,其局部的弹性系数会显著增大。因此生物组织力学参量的定量显示可用于定位病灶和鉴别病变性质,具有重要的医学价值。现有超声弹性成像技术通常是首先向待检测组织发射超声波并接收第一超声回波信号,然后使待检测组织产生微小形变,再向该待检测组织发射超声波并接收第二超声回波信号,最后对第一超声回波信号和第二超声回波信号进行处理得到待检测组织的位移、应变、应变率和速度等响应参数,进而估计出杨氏模量、剪切模量、泊松比和拉梅常数等材料力学属性的相对值。为使弹性信息能够更直观地显示待检测组织的病理特征,通常需要显示待检测组织的一块区域的弹性信息,以便通过一块区域内的弹性信息对比确定待检测组织的病症。

[0003] 若通过设置超声成像探头上的一个超声换能器逐个获取待检测组织一块区域内不同点位置的弹性信息则耗费时间较长。现有方式往往采用超声换能器阵列对应于待检测组织的不同位置发射或接收超声回波,从而获取一块区域内的弹性信息。

[0004] 然而,现有方式要求超声成像探头上必须设置多个超声换能器,从而导致超声成像探头的体积较大、较笨重。

发明内容

[0005] 有鉴于此,本发明实施例提供了一种超声成像方法、装置、设备及超声成像探头,以解决现有超声成像探头上必须设置多个超声换能器导致体积较大、较笨重的问题。

[0006] 本发明第一方面提供了一种超声成像方法,包括:产生第一预定电信号激励设置在超声成像探头主体上的所述兰杰文振子按照预定方向横向弯振,所述兰杰文振子横向弯振的过程中带动超声成像探头主体头部的超声换能器在预设倾斜角范围内横向摆动;控制所述超声换能器在摆动至至少一预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收所述待检测组织反射的第一超声回波信号;根据所述第一超声回波信号确定所述预定倾角所对应待检测组织位置的超声成像信息。

[0007] 可选地,所述控制所述超声换能器在摆动至至少一个预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收所述待检测组织反射的第一超声回波信号的步骤之后,还包括:控制所述超声换能器在再次摆动至所述预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收所述待检测组织反射的第二超声回波信号;所述根据所述第一超声回波信号确定所述预定倾角所对应待检测组织位置的超声成像信息的步骤,包括:根据所述第一超声回波信号和所述第二超声回波信号确定所述预定倾角所对应待检测组织位置的剪切波的传播速度,所述剪切波为待检测组织产生形变后从形变位置至纵深处传播的波形;根据所述剪切波的传播速度确

定所述预定倾角所对应待检测组织位置的杨氏模量。

[0008] 可选地,在所述控制所述超声换能器在摆动至至少一个预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收所述待检测组织反射的第一超声回波信号的步骤之后,在所述控制所述超声换能器在再次摆动至所述预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收所述待检测组织反射的第二超声回波信号的步骤之前,还包括:产生第A预定电信号激励所述兰杰文振子纵振,所述兰杰文振子纵振时带动超声成像探头主体的头部每隔预定时间间隔按压所述待检测组织一次使其产生形变。

[0009] 本发明第二方面提供了一种超声成像装置,包括:第一激励单元,用于产生第一预定电信号激励设置在超声成像探头主体上的所述兰杰文振子按照预定方向横向弯振,所述兰杰文振子横向弯振的过程中带动超声成像探头主体头部的超声换能器在预设倾斜角范围内横向摆动;第一控制单元,用于控制所述超声换能器在摆动至至少一预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收所述待检测组织反射的第一超声回波信号;确定单元,用于根据所述第一超声回波信号确定所述预定倾角所对应待检测组织位置的超声成像信息。

[0010] 可选地,所述装置还包括:第二控制单元,用于控制所述超声换能器在再次摆动至所述预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收所述待检测组织反射的第二超声回波信号;所述确定单元包括:第一确定子单元,用于根据所述第一超声回波信号和所述第二超声回波信号确定所述预定倾角所对应待检测组织位置的剪切波的传播速度,所述剪切波为待检测组织产生形变后从形变位置至纵深处传播的波形;第二确定子单元,用于根据所述剪切波的传播速度确定所述预定倾角所对应待检测组织位置的杨氏模量。

[0011] 本发明第三方面提供了一种超声成像探头,包括:主体;至少一个超声换能器,设置在所述主体的头部,用于发射超声波并接收超声回波信号;兰杰文振子,设置在所述主体上;所述兰杰文振子在第一预定电信号激励下能够弯振并带动所述主体的头部横向摆动。

[0012] 可选地,所述主体包括前部,所述兰杰文振子的前端与所述前部的后端固定连接;或者,所述主体包括:前部,所述兰杰文振子的前端与所述前部的后端固定连接;后部,所述兰杰文振子的后端与所述后部的前端固定连接。

[0013] 可选地,在所述第二预定电信号激励下,所述兰杰文振子在第二预定电信号激励下能够纵振并带动所述主体的头部前后振动。

[0014] 本发明第四方面提供了一种超声成像设备,包括:超声成像探头、显示器、存储器和处理器,所述超声成像探头、所述显示器、所述存储器和所述处理器之间互相通信连接,所述存储器中存储有计算机指令,所述处理器通过执行所述计算机指令,从而执行第一方面或者第一方面任意一种可选实施方式所述的超声成像方法。

[0015] 本发明第五方面提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机指令,所述计算机指令用于使所述计算机执行第一方面或者第一方面任意一种可选实施方式所述的超声成像方法。

[0016] 本发明实施例所提供的超声成像方法、装置、设备及超声成像探头,利用兰杰文振子的弯振模式带动主体的头部横向摆动,从而使得设置于主体头部的超声换能器可以向多个方位的待检测组织位置发送超声波并接收超声回波,从而能够通过一个或较少的超声换能器获取待检测组织上一块区域内的超声成像信息,增大超声换能器的视场。该超声成像探头上无需设置多个超声换能器,体积较小、较轻巧。

附图说明

[0017] 通过参考附图会更加清楚的理解本发明的特征和优点,附图是示意性的而不应理解为对本发明进行任何限制,在附图中:

- [0018] 图1示出了根据本发明实施例的一种超声成像探头的结构示意图;
- [0019] 图2示出了根据本发明实施例的另一种超声成像探头的结构示意图;
- [0020] 图3示出了兰杰文振子带动超声成像探头纵振的示意图;
- [0021] 图4示出了兰杰文振子带动超声成像探头弯振的示意图;
- [0022] 图5示出了兰杰文振子的纵振和弯振示意图;
- [0023] 图6示出了根据本发明实施例的一种超声成像方法的流程图;
- [0024] 图7示出了超声成像探头向待检测组织发射超声波的侧视图;
- [0025] 图8示出了各个预定倾角的示意图;
- [0026] 图9示出了超声成像探头所发射的超声波在待检测组织内能够接收到超声回波的范围俯视图;
- [0027] 图10示出了根据本发明实施例的另一种超声成像方法的流程图;
- [0028] 图11示出了待检测组织内仅有一个剪切波波峰的示意图;
- [0029] 图12示出了步骤S250的一种具体流程图;
- [0030] 图13示出了第一超声回波信号和第二超声回波信号的示意图;
- [0031] 图14示出了步骤S250的另一种具体流程图;
- [0032] 图15示出了根据本发明实施例的一种超声成像装置的原理框图;
- [0033] 图16示出了根据本发明实施例的另一种超声成像装置的原理框图;
- [0034] 图17是示出了根据本发明实施例的超声成像设备的硬件结构示意图。

具体实施方式

[0035] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中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,本领域技术人员在没有作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。

[0036] 实施例一

[0037] 本发明实施例提供了一种超声成像探头,如图1和图2所示,该超声成像探头包括主体10、至少一个超声换能器12和兰杰文振子13。

[0038] 超声换能器12设置在主体10的头部,可以是一个超声换能器,也可以是超声换能器阵列,用于发射超声波并接收超声回波信号。兰杰文振子13设置在主体10上,兰杰文振子13在第一预定电信号激励下能够弯振并带动主体10的头部横向摆动。其中弯振是指兰杰文振子的前端朝向两侧摆动。

[0039] 上述超声成像探头,利用兰杰文振子的弯振模式带动主体的头部横向摆动,从而使得设置于主体头部的超声换能器可以向多个方位的待检测组织位置发送超声波并接收超声回波,从而能够通过一个或较少的超声换能器获取待检测组织上一块区域内的超声成像信息,增大超声换能器的视场。该超声成像探头上无需设置多个超声换能器,体积较小、

较轻巧。

[0040] 可选地,上述超声成像探头中的兰杰文振子13在第二预定电信号激励下能够纵振并带动主体10的头部前后振动。其中纵振是指兰杰文振子的前端朝向或远离兰杰文振子的后端运动,可以是一次纵振,也可以是往复纵振。前后振动是指按照兰杰文振子纵振的方向振动。

[0041] 利用兰杰文振子的纵振模式带动主体的头部前后振动,可以便捷地使待检测组织产生形变并获取超声回波信息,无需采用电动机即可使得主体头部前方的待检测组织产生形变,从而使得超声探头不受磁场影响;兰杰文振子通过逆压电效应使压电材料产生形变,体积较小,由此可以缩小超声成像探头的体积、减轻超声成像探头的重量。

[0042] 兰杰文振子是一种在预定电信号激励下能够按照预定规律振动的部件。例如,在第一预定电信号激励下为纵振模式,即如图3和图5(a)所示的上下振动;在第二预定电信号激励下为弯振模式,即如图4和图5(b)所示的横向摆动,或者在第三预定电信号激励下为另一种弯振模式,即如图5(c)所示的前后摆动。关于兰杰文振子的纵振和弯振模式,现有技术已有研究,例如文献《兰杰文振子的结构动力学有限元模型》(李志荣等,苏州市职业大学学报,2013年3月,第24卷第1期),本申请在此不对兰杰文振子的具体形态、纵振和弯振的具体控制方式做限定。

[0043] 作为本实施例的一种可选实施方式,如图1所示,主体10可以包括前部11,则兰杰文振子13的前端与前部11的后端固定连接。兰杰文振子13的后端可以固定设置,例如固定设置在外壳14上。

[0044] 或者,作为上述可选实施方式的并列可选实施方式,如图2所示,主体10可以包括前部11和后部15。兰杰文振子13的前端与前部11的后端固定连接,兰杰文振子13的后端与后部15的前端固定连接。后部15的后端可以固定设置,例如固定设置在外壳14上。

[0045] 需要补充说明的是,本申请中的超声换能器也可以以兰杰文振子作为主体,超声换能器设置在兰杰文振子的前端,兰杰文振子的后端可以固定设置在外壳上。

[0046] 实施例二

[0047] 图6示出了根据本发明实施例的一种超声成像方法的流程图,该方法可以借助于实施例一的超声成像探头来实现。如图6所示,该方法包括如下步骤:

[0048] S110:产生第一预定电信号激励设置在超声成像探头主体上的兰杰文振子按照预定方向横向弯振,兰杰文振子横向弯振的过程中带动超声成像探头主体头部的超声换能器在预设倾斜角范围内横向摆动。

[0049] 图7示出了超声成像探头向待检测组织发射超声波的侧视图,图8示出了各个预定倾角的示意图。箭头OA和OB分别表示兰杰文振子横向摆动时在两侧的最大幅度,例如可以相对于不摆动时的位置(图7中00'所示位置)的夹角θ为15°,AA'、BB'分别为超声信号在待检测组织内的传播路径。

[0050] S120:控制超声换能器在摆动至至少一个预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收待检测组织反射的第一超声回波信号。

[0051] 图9示出了超声成像探头所发射的超声波在待检测组织内能够接收到超声回波的范围俯视图。其中,A' B'为兰杰文振子带动超声换能器在A' B'方向上弯振时超声换能器能够接收到超声回波的范围。当兰杰文振子在A' B'方向弯振时,在任意角度均可以朝向待检

测组织发射超声波并接收超声回波,则可以获取直线A' B' 上任意一点的超声回波信号,进而可以获取该直线上待检测组织的任意位置的超声成像信息。

[0052] S130:根据第一超声回波信号确定预定倾角所对应待检测组织位置的超声成像信息。

[0053] 可以根据第一超声回波信号获取待检测组织的位移、应变、应变率、剪切波传播速度等响应参数,进而估计出待检测组织的杨氏模量、泊松比等材料力学属性的相对值作为超声成像信息,具体方法可以参照现有技术,本申请在此不作限定。步骤S130中的超声成像信息除了可以为上述弹性成像(即E型成像)信息外,还可以为B型超声成像(即B超)信息、D型超声成像信息、血流成像信息等,本申请对超声成像信息的具体形式不做限定。

[0054] 如图9所示,C' D' 为兰杰文振子带动超声换能器在C' D' 方向上弯振时超声换能器能够接收到超声回波的范围,E' F' 为兰杰文振子带动超声换能器在E' F' 方向上弯振时超声换能器能够接收到超声回波的范围……由此可见,理论上,在预设倾斜角范围不变的情况下,若变换兰杰文振子的横向弯振方向则可以获取图9中阴影部分区域的待检测组织上任意位置的超声回波信号,进而可以获取该区域内待检测组织的超声成像信息。

[0055] 上述超声成像方法,利用兰杰文振子的弯振模式带动主体的头部横向摆动,从而使得设置于主体头部的超声换能器可以向多个方位的待检测组织位置发送超声波并接收超声回波,从而能够通过一个或较少的超声换能器获取待检测组织上一块区域内的超声成像信息,增大超声换能器的视场。该超声成像探头上无需设置多个超声换能器,体积较小、较轻巧。

[0056] 实施例三

[0057] 图10示出了根据本发明实施例的另一种超声成像方法的流程图,该方法可以借助于实施例一的超声成像探头来实现。如图10所示,该方法包括如下步骤:

[0058] S210:产生第一预定电信号激励设置在超声成像探头主体上的兰杰文振子按照预定方向横向弯振,兰杰文振子横向弯振的过程中带动超声成像探头主体头部的超声换能器在预设倾斜角范围内横向摆动。请参见步骤S110。

[0059] S220:控制超声换能器在摆动至至少一个预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收待检测组织反射的第一超声回波信号。请参见步骤S120。

[0060] S230:产生第A预定电信号激励兰杰文振子纵振,兰杰文振子纵振时带动超声成像探头主体的头部每隔预定时间间隔按压待检测组织一次使其产生形变。

[0061] 需要补充说明的是,上述步骤S230使待检测组织产生形变的方式并不限于采用兰杰文振子纵振带动主体头部纵振的方式,还可以采用电动机带动主体头部纵振,或者也可以采用其他装置按压或手动按压。

[0062] 作为步骤S230的一种变形方式,也可以仅按压待检测组织一次,使其产生一次形变。相应地,待检测组织内的剪切波仅有一个波峰,则一个波峰短期衰减之后便无法据此获取剪切波波速。图11示出了待检测组织内仅有一个剪切波波峰的示意图,其中实曲线表示当前时刻的波峰位置,虚曲线表示过去时刻的波峰位置。

[0063] 为此,上述步骤S230每个预定时间间隔按压待检测组织一次使其产生形变,使得待检测组织内的剪切波可以有多个波峰,剪切波在待检测组织内的持续时间较长,延长剪切波的检测时间,便于后续兰杰文振子弯振过程中获取多个位置的超声回波信号。图7和图

9示出了待检测组织内有多个剪切波波峰的示意图,其中实曲线表示当前时刻的波峰位置,虚曲线表示当前时刻的波谷位置。

[0064] S240:控制超声换能器在再次摆动至该预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收待检测组织反射的第二超声回波信号。

[0065] 超声波传播速度远远大于剪切波传播速度。以20cm深度的待检测组织为例,剪切波的传播速度约为5m/s,剪切波的持续激励时间为 $0.2/5=0.04s$ 。超声波传播速度约为1540m/s,超声波发射并返回一次的最大检测时间为 $0.2*2/1540=2.5*10^{-4}s$ 。兰杰文振子弯振工作频率约为65Hz,弯曲角度范围 $-15^\circ \sim 15^\circ$, (从 -15° 摆动至 15° 为半个周期) 在该角度范围内共采集15条直线(每个预定倾角对应一条直线)上的超声信号(每 2° 发射并采集一次超声信号),每一条直线上的扫描时间为 $1/65/2/15=5.13*10^{-4}s$,可以满足在同一直线上的发射并接收2次超声信号。

[0066] 结合图8,假设兰杰文振子横向弯振的倾斜角为 θ ,每隔 Δ 角度发射一次超声波并接收超声回波,则兰杰文振子弯振的半个周期内(从 $-\theta$ 至 $+\theta$ 为半个周期)发射的超声波的次

数为 $\frac{\theta}{\Delta}$;在每一条直线上的扫描时间为 $\frac{1}{f_L * 2 * \frac{\theta}{\Delta}}$ 。假设待检测组织的深度为H,超声波的传

播速度为 v_u ,则超声波发射并返回一次的最大检测时间为 $\frac{H*2}{v_u}$ 。由此可见,只需设计满足

$\frac{1}{f_L * 2 * \frac{\theta}{\Delta}} > \frac{H*2}{v_u}$ 即可满足每隔 Δ 角度发射一次超声波并接收超声回波;如需每隔 Δ 角度

发射n次超声波并接收超声回波,则需设计 $\frac{1}{f_L * 2 * \frac{\theta}{\Delta}} > n * \frac{H*2}{v_u}$ 。

[0067] S250:根据第一超声回波信号和第二超声回波信号确定该预定倾角所对应待检测组织位置的剪切波的传播速度,剪切波为待检测组织产生形变后从形变位置至纵深处传播的波形。

[0068] 如图3(d)所示,待检测组织的表面产生形变之后,内部便产生剪切波以球面的形式从形变点开始向外传播。

[0069] 对于同一预定倾角位置,以第一超声回波信号为参考,根据第一超声回波信号和第二超声回波信号可以确定第一时刻t1的剪切波波峰位置;以第一超声回波信号为参考,根据第一超声回波信号和第三超声回波信号可以确定第二时刻t2的剪切波波峰位置。根据波峰的位移、t2时刻与t1时刻的时间差即可确定剪切波的传播速度。

[0070] S260:根据剪切波的传播速度确定该预定倾角所对应待检测组织位置的杨氏模量。

[0071] 杨氏模量与剪切波之间的关系为: $E=3*\rho*V_s^2$ 。其中,E为杨氏模量;ρ为待检测组织的密度(kg/m^3),为常量; V_s 为剪切波的传播速度。由此可见,根据剪切波的传播速度即可确定待检测组织的杨氏模量。

[0072] 作为本实施例的一种可选实施方式,如图12所示,步骤S250包括S251、S252、S253、S254、S255和S256。

[0073] S251:根据第一超声回波信号和第二超声回波信号确定剪切波的第一波峰在第二超声回波信号中对应采样点的序号n₁。

[0074] 如图13所示,以预定采样频率获取超声回波信号,超声回波信号中采样时刻较早的超声回波幅值对应于待检测组织内较浅的组织,采样时刻较晚的超声回波幅值对应于待检测组织内较深的组织。

[0075] 步骤S251可以多次选取第一超声回波信号和第二超声回波信号在相同和/或相邻的预定时间段内的信号(可以采用窗函数进行选取,窗函数长度为预定时间段),计算被选取的第一超声回波信号和第二超声回波信号的互相关值。当互相关值小于预定数值时,确定互相关值对应的预定时间段内采样点的序号作为波峰在第二超声回波信号中对应采样点的序号。

[0076] 例如,如图13所示,可以通过hanning窗选取A2-A1时间段内的第一超声回波信号与第二超声回波信号计算互相关值;然后选取A2-A1时间段内的第一超声回波信号与B2-B1时间段内的第二超声回波信号计算互相关值,也即第一超声回波信号的窗口不变,将第二超声回波信号的窗口向后移动。

[0077] 互相关计算公式可以为:

$$[0078] C_{xx}(N) = \frac{\sum_{n \in N} [RF_1(n) - \overline{RF_1(N)}][RF_2(n) - \overline{RF_2(N)}]}{\sqrt{[RF_1(n) - \overline{RF_1(N)}]^2 [RF_2(n) - \overline{RF_2(N)}]^2}}$$

[0079] 其中,C_{xx}(N)为互相关值,N为预定时间段内采样点的集合,RF₁(n)为第一超声回波信号中采样点的集合N内第n个采样点的幅值,RF₂(n)为第二超声回波信号中采样点的集合N内第n个采样点的幅值,RF₁(N)为第一超声回波信号中采样点的集合N内所有采样点对应幅值的平均值,RF₂(N)为第二超声回波信号中采样点的集合N内所有采样点对应幅值的平均值。

[0080] 通常情况下,若未使待检测组织产生形变,则第一超声回波信号和第二超声回波信号在理论上应该相同,在相同时段内的互相关值应为1(或者受其他因素的影响,小于1但接近于1)。受剪切波影响,第二超声回波信号上剪切波波峰位置的待检测组织受挤压,波峰位置的超声回波信号通常与第一超声回波信号在相同或相邻时间段内的互相关值较小,即二者相差较大。本申请通过第一超声回波信号和第二超声回波信号在相同或相邻的预定时间段的互相关值可以快速确定剪切波波峰对应的位置。

[0081] S252:根据第一超声回波信号和第三超声回波信号确定剪切波的第二波峰在第三超声回波信号中对应采样点的序号n₂。

[0082] 步骤S252可以多次选取第一超声回波信号和第三超声回波信号在相同和/或相邻的预定时间段内的信号,计算被选取的第一超声回波信号和第三超声回波信号的互相关值。当互相关值小于预定数值时,确定互相关值对应的预定时间段内采样点的序号作为波峰在第三超声回波信号中对应采样点的序号。具体请参见步骤S251。

[0083] S253:获取超声波的传播速度v₀、超声回波的采样频率f。

[0084] S254:计算第一波峰至第二波峰的位移s:s = v₀*|n₂-n₁|* $\frac{1}{f}$ 。

[0085] S255: 获取接收第二超声回波与接收第三超声回波的时间间隔 t_1 。

[0086] S256: 计算剪切波的传播速度: $v = \frac{s}{t_1}$ 。

[0087] 作为上述可选实施方式的并列可选实施方式,如图14所示,步骤S250也可以仅包括S257、S258、S259。

[0088] S257: 根据第一超声回波信号和第二超声回波信号确定剪切波的第一波峰在第二超声回波信号中对应采样点的序号 n_1 。

[0089] S258: 获取超声波的传播速度 v_0 、超声回波的采样频率 f 。

[0090] S259: 计算剪切波从形变点至第一波峰的位移 $s: s = v_0 * n_1 * \frac{1}{f}$ 。

[0091] S2510: 获取使待检测组织形变结束的时刻与接收第二超声回波时刻的时间间隔 t_2 。

[0092] S2511: 计算剪切波的传播速度: $v = \frac{s}{t_2}$ 。

[0093] 实施例四

[0094] 图15示出了根据本发明实施例的一种超声成像装置的原理框图,该装置可以用于实现实例二或实例三,或者其任意一种可选实施方式所述的超声成像方法。如图15所示,该装置包括第一激励单元10、第一控制单元20和确定单元30。

[0095] 第一激励单元10用于产生第一预定电信号激励设置在超声成像探头主体上的兰杰文振子按照预定方向横向弯振,兰杰文振子横向弯振的过程中带动超声成像探头主体头部的超声换能器在预设倾斜角范围内横向摆动。

[0096] 第一控制单元20用于控制超声换能器在摆动至至少一预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收待检测组织反射的第一超声回波信号。

[0097] 确定单元30用于根据第一超声回波信号确定预定倾角所对应待检测组织位置的超声成像信息。

[0098] 上述超声成像装置,能够增大超声换能器的视场,使得该超声成像探头上无需设置多个超声换能器,体积较小、较轻巧。具体请参见实施例二。

[0099] 作为本实施例的一种可选实施方式,如图16所示,该装置还包括第二控制单元40,用于控制超声换能器在再次摆动至预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收待检测组织反射的第二超声回波信号。

[0100] 确定单元30包括第一确定子单元31和第二确定子单元32。第一确定子单元31用于根据第一超声回波信号和第二超声回波信号确定预定倾角所对应待检测组织位置的剪切波的传播速度,剪切波为待检测组织产生形变后从形变位置至纵深处传播的波形。第二确定子单元32用于根据剪切波的传播速度确定预定倾角所对应待检测组织位置的杨氏模量。

[0101] 作为本实施例的一种可选实施方式,如图16所示,该装置还包括:第二激励单元50,用于产生第A预定电信号激励兰杰文振子纵振,兰杰文振子纵振时带动超声成像探头主体的头部每隔预定时间间隔按压待检测组织一次使其产生形变。

[0102] 图17是本发明实施例提供的执行超声成像方法的超声成像设备的硬件结构示意图,如图17所示,该设备包括超声成像探头1710、显示器1720、一个或多个处理器1730以及

存储器1740,图17中以一个处理器1730为例。

[0103] 超声成像探头1710、显示器1720、处理器1730和存储器1740可以通过总线或者其他方式连接,图17中以通过总线连接为例。

[0104] 超声成像探头1710可以为实施例一所述,用于向待检测组织发射超声波并获取超声回波信号。显示器1720用于显示待检测组织的超声成像信息。

[0105] 处理器1730可以为中央处理器(Central Processing Unit,CPU)。处理器1730还可以为其他通用处理器、数字信号处理器(Digital Signal Processor,DSP)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、现场可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件等芯片,或者上述各类芯片的组合。通用处理器可以是微处理器或者该处理器也可以是任何常规的处理器等。

[0106] 需要补充说明的是,上述处理器1730可以设置于超声成像探头1710的外部,也可以设置于超声成像探头1710的内部。

[0107] 存储器1740作为一种非暂态计算机可读存储介质,可用于存储非暂态软件程序、非暂态计算机可执行程序以及模块,如本申请实施例中的超声成像方法对应的程序指令/模块(例如,附图15所示的第一激励单元10、第一控制单元20和确定单元30)。处理器1730通过运行存储在存储器1740中的非暂态软件程序、指令以及模块,从而执行服务器的各种功能应用以及数据处理,即实现上述方法实施例超声成像方法。

[0108] 存储器1740可以包括存储程序区和存储数据区,其中,存储程序区可存储操作系统、至少一个功能所需要的应用程序;存储数据区可存储根据列表项操作的处理装置的使用所创建的数据等。此外,存储器1740可以包括高速随机存取存储器,还可以包括非暂态存储器,例如至少一个磁盘存储器件、闪存器件、或其他非暂态固态存储器件。在一些实施例中,存储器1740可选包括相对于处理器1730远程设置的存储器,这些远程存储器可以通过网络连接至列表项操作的处理装置。上述网络的实例包括但不限于互联网、企业内部网、局域网、移动通信网及其组合。

[0109] 所述一个或者多个模块存储在所述存储器1740中,当被所述一个或者多个处理器1730执行时,执行如图6、图10所示的方法。

[0110] 上述产品可执行本发明实施例所提供的方法,具备执行方法相应的功能模块和有益效果。未在本实施例中详尽描述的技术细节,具体可参见如图6、图10所示的实施例中的相关描述。

[0111] 本发明实施例还提供了一种非暂态计算机存储介质,所述计算机存储介质存储有计算机可执行指令,该计算机可执行指令可执行上述任意方法实施例中的超声成像方法。其中,所述存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体(Read-Only Memory,ROM)、随机存储记忆体(Random Access Memory,RAM)、快闪存储器(Flash Memory)、硬盘(Hard Disk Drive,缩写:HDD)或固态硬盘(Solid-State Drive,SSD)等;所述存储介质还可以包括上述种类的存储器的组合。

[0112] 本领域技术人员可以理解,实现上述实施例方法中的全部或部分流程,是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的程序可存储于一计算机可读取存储介质中,该程序在执行时,可包括如上述各方法的实施例的流程。其中,所述的存储介质可为磁

碟、光盘、只读存储记忆体(ROM)或随机存储记忆体(RAM)等。

[0113] 虽然结合附图描述了本发明的实施例,但是本领域技术人员可以在不脱离本发明的精神和范围的情况下作出各种修改和变型,这样的修改和变型均落入由所附权利要求所限定的范围之内。

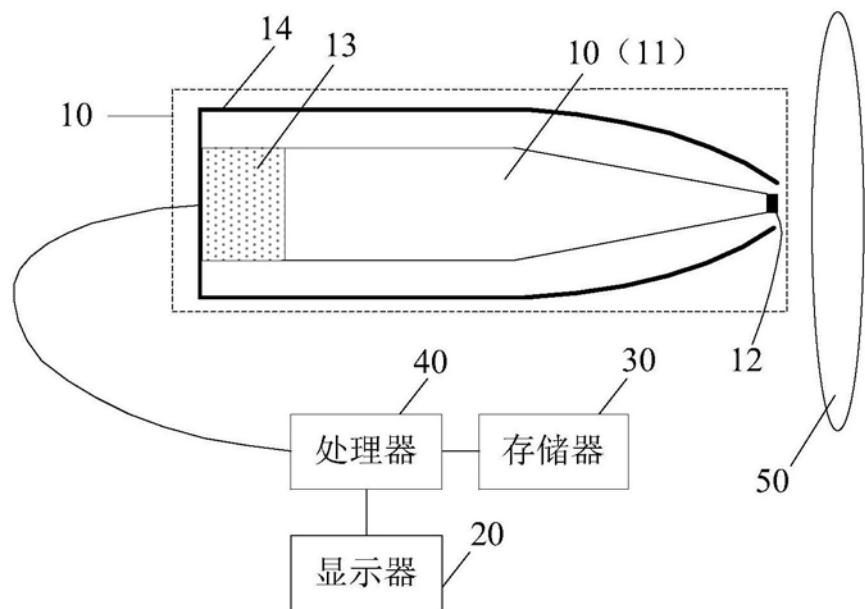


图1

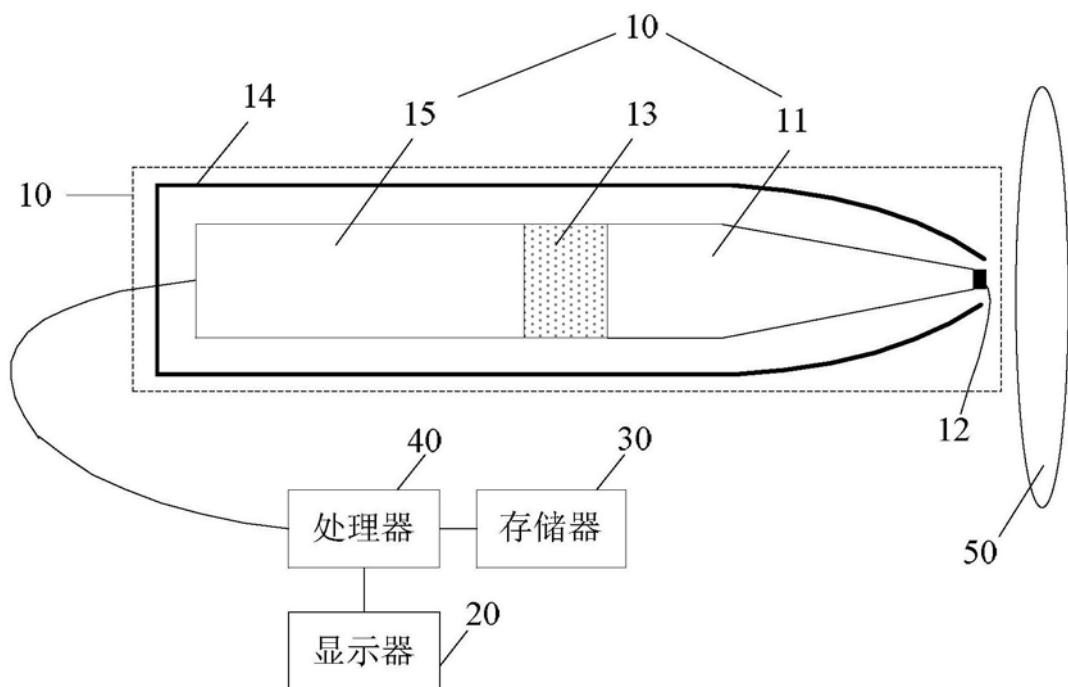


图2

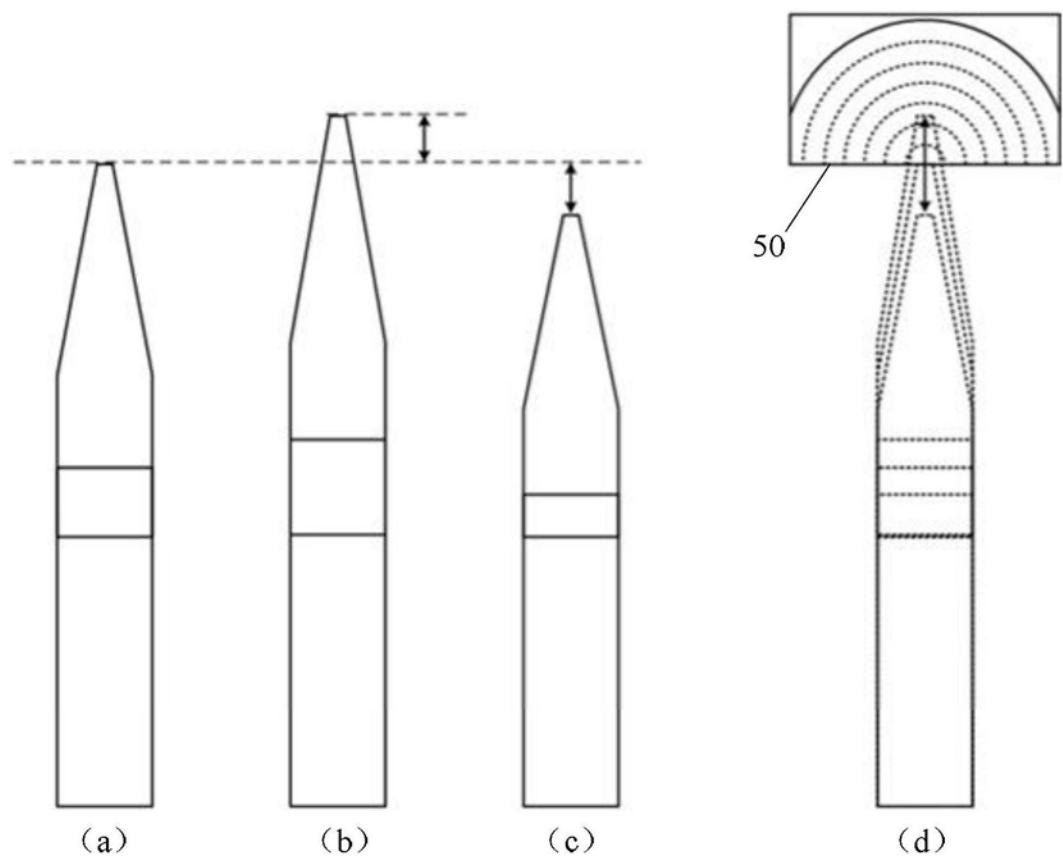


图3

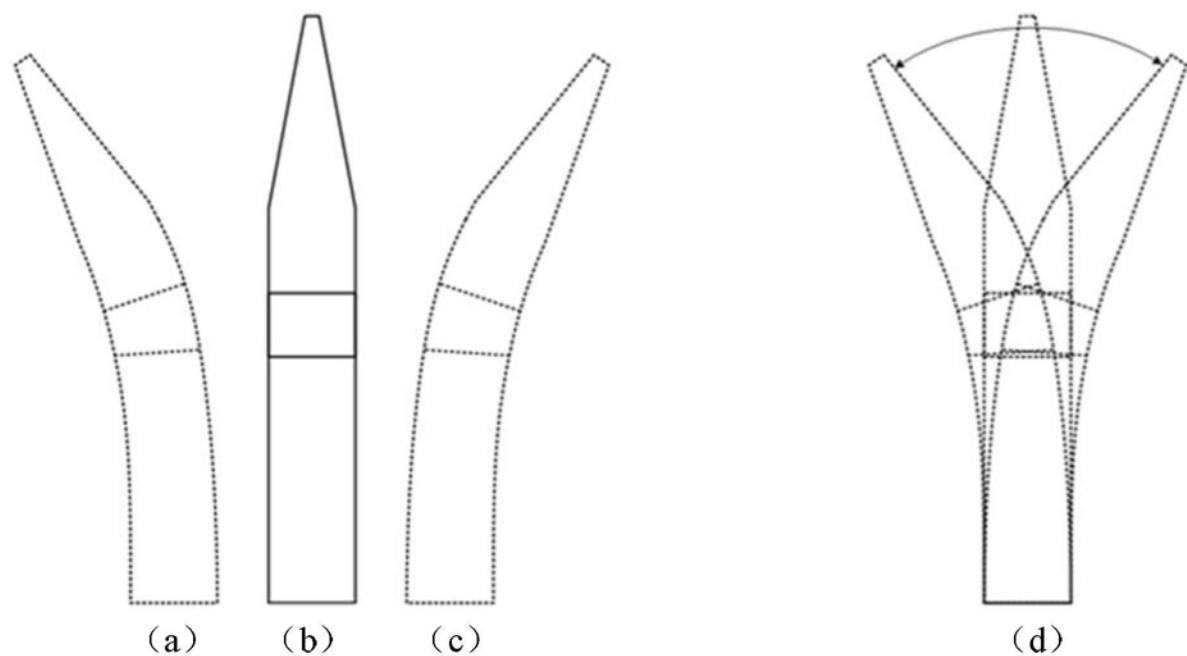


图4

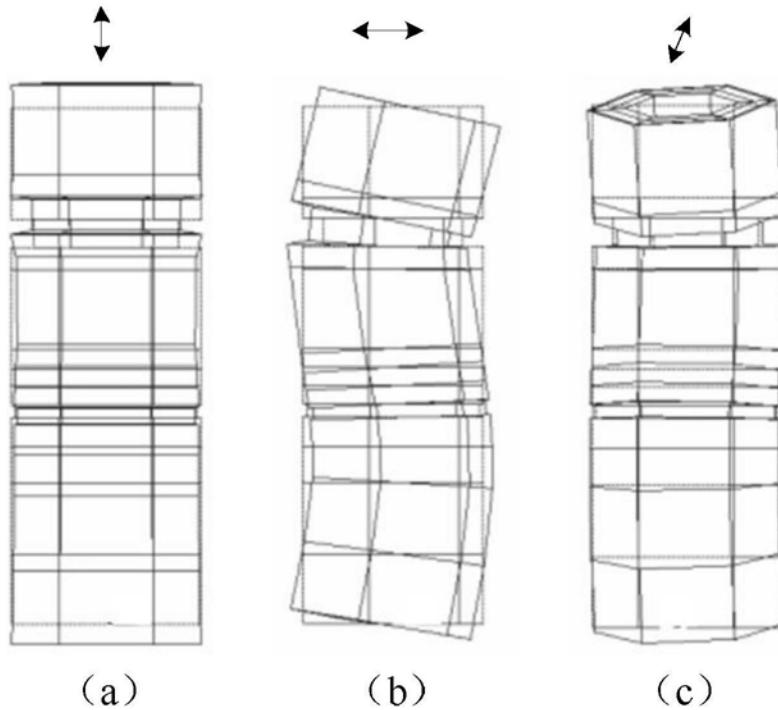


图5

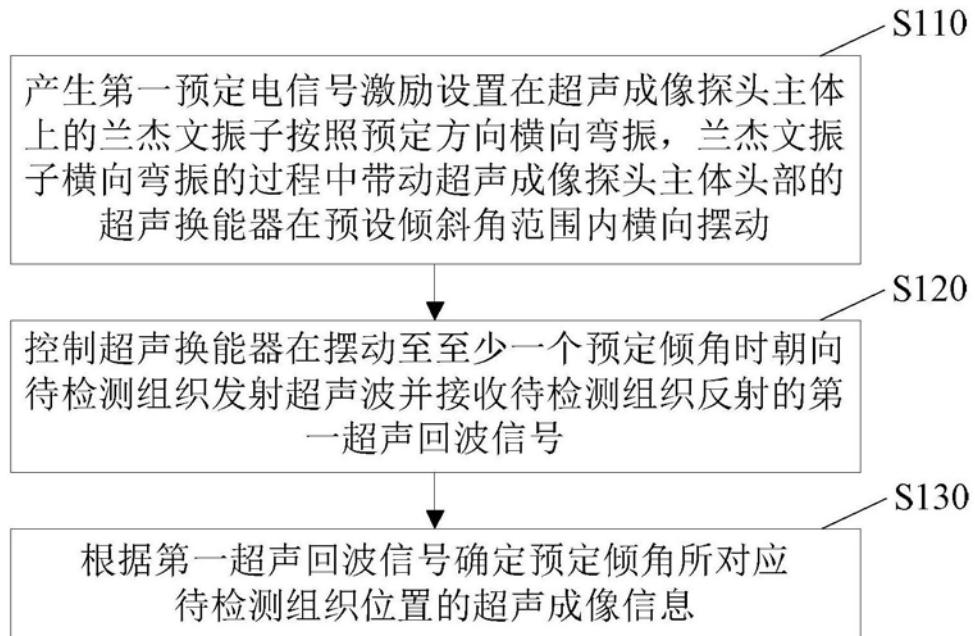


图6

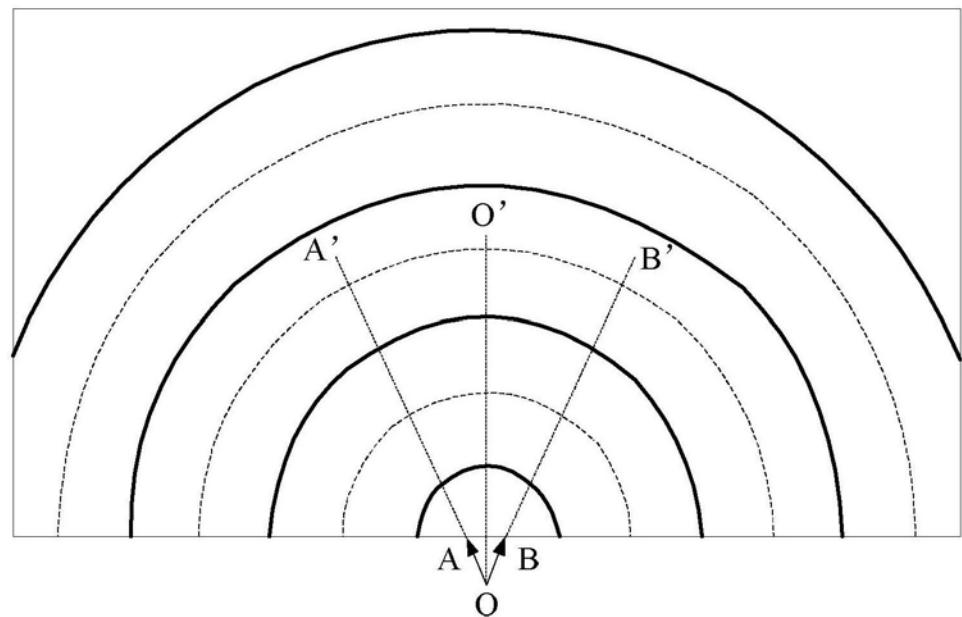


图7

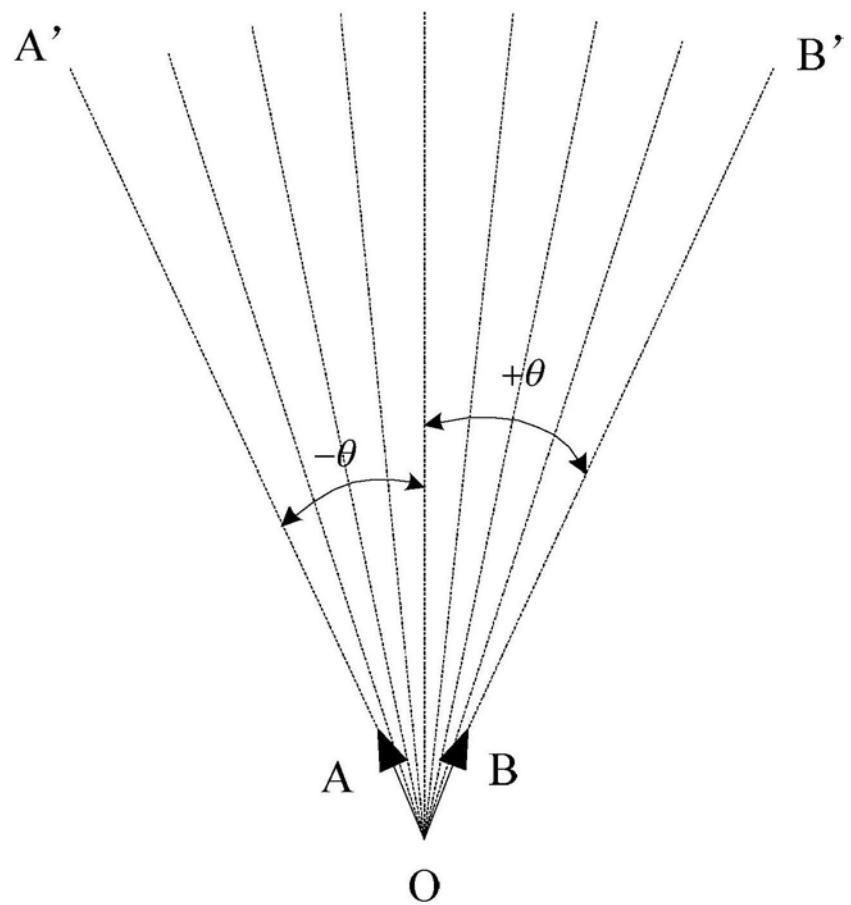


图8

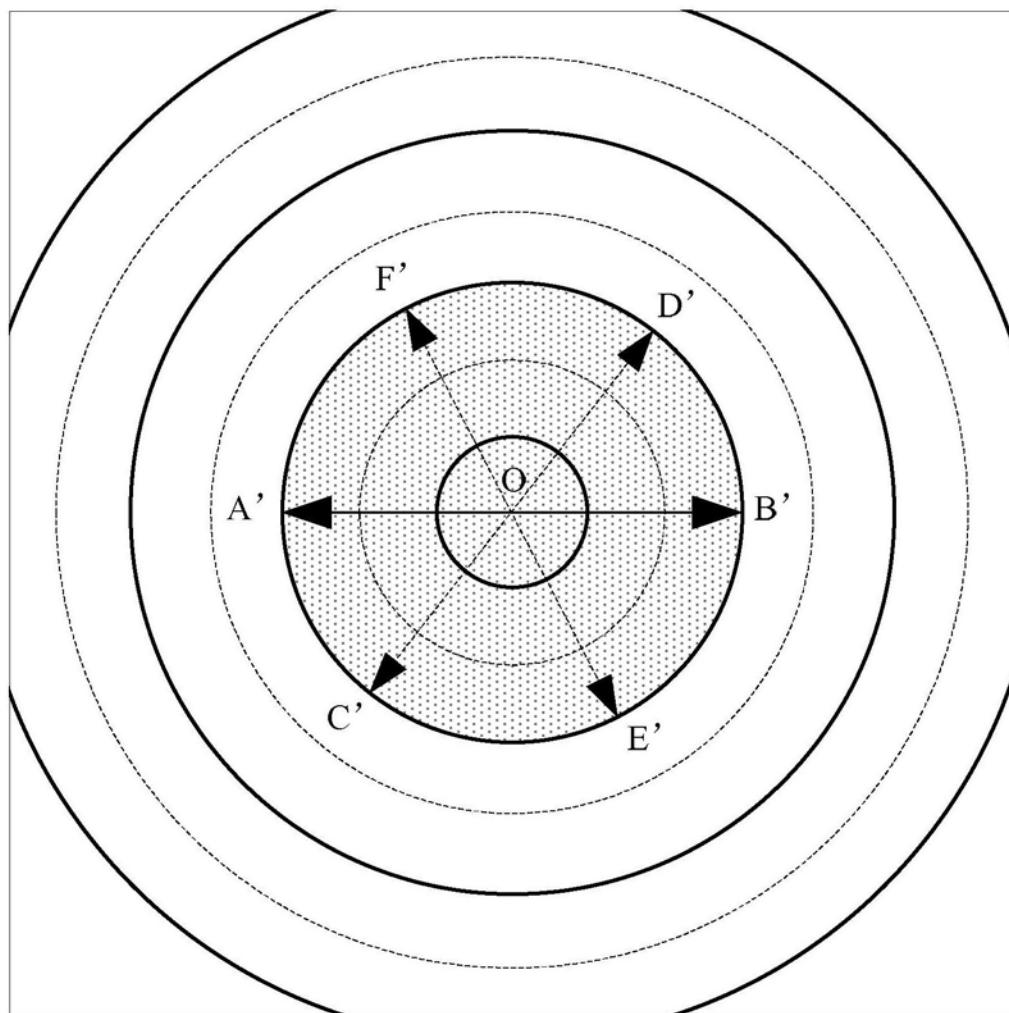


图9

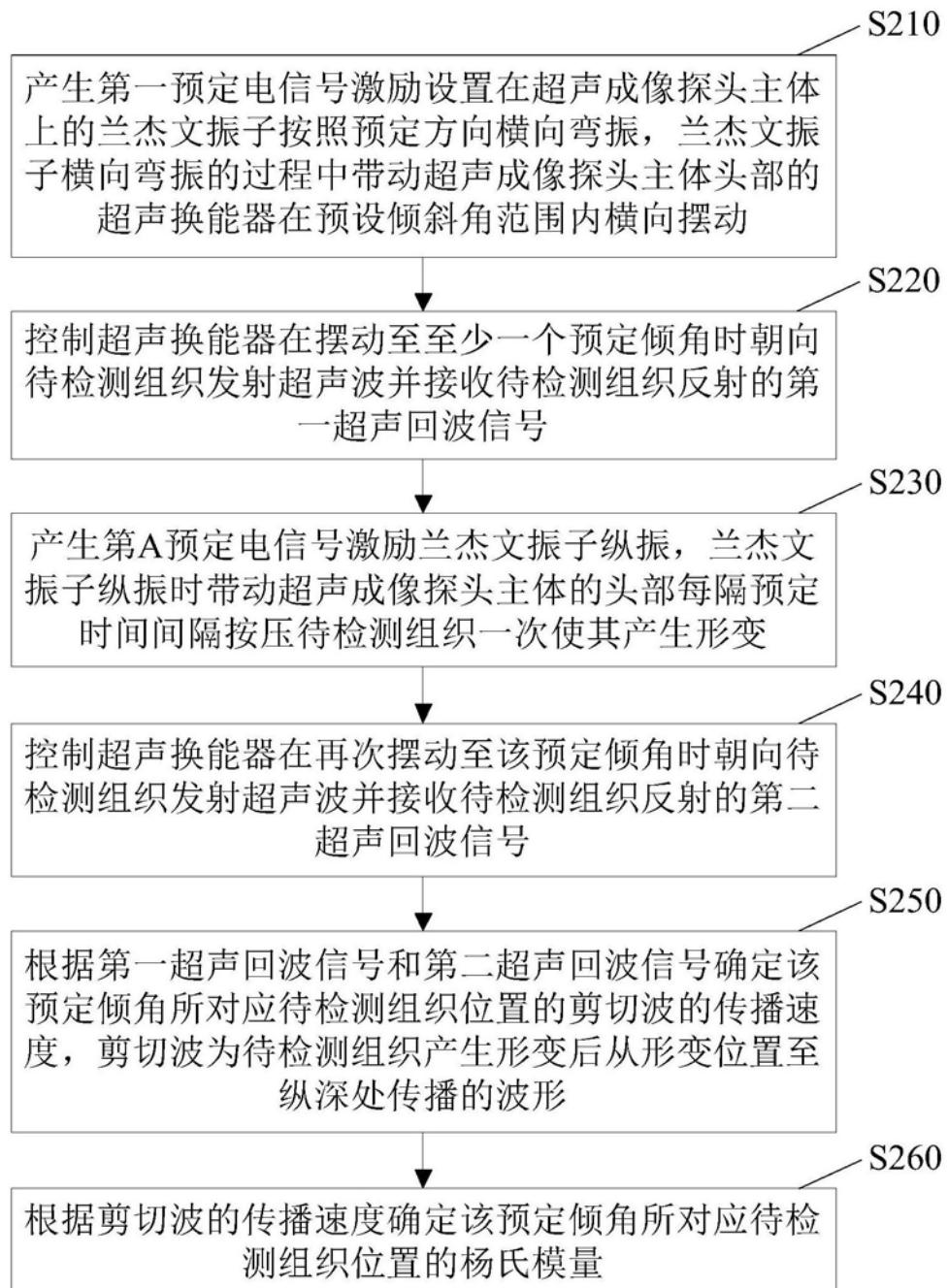


图10

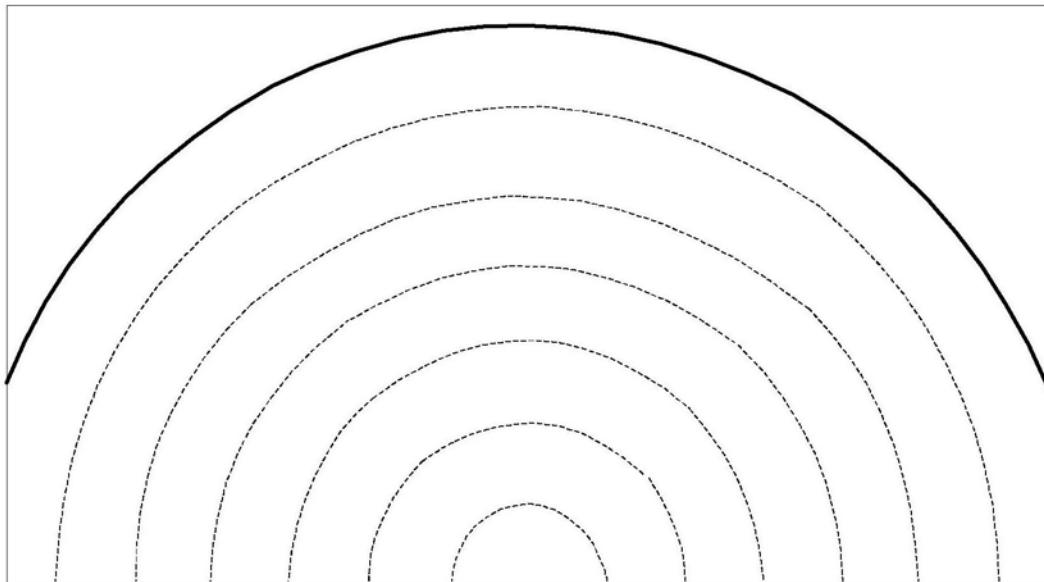


图11

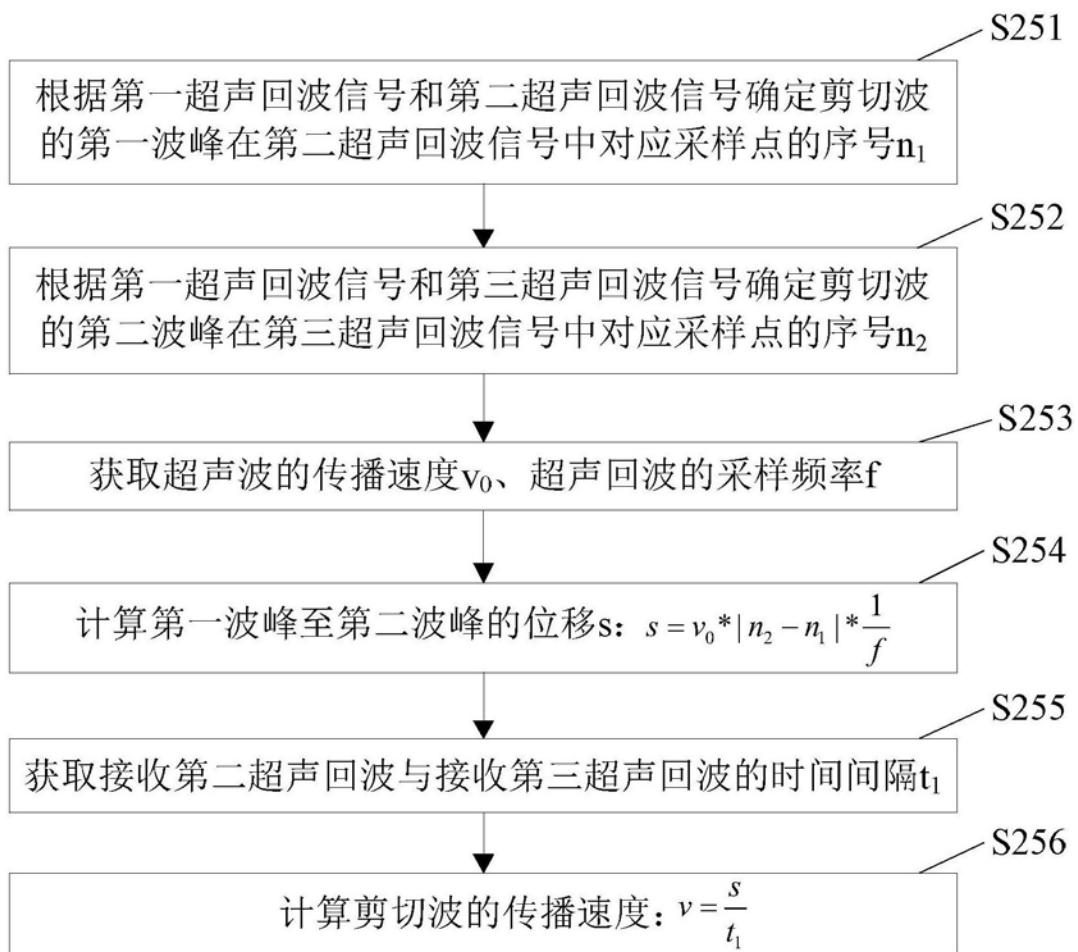


图12

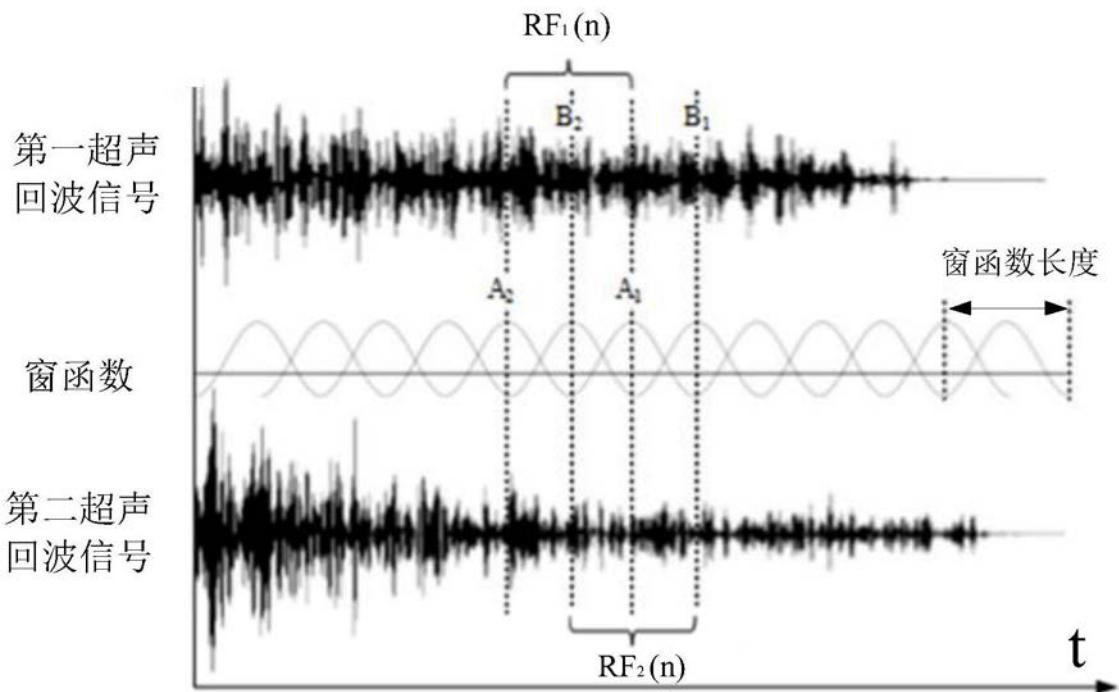


图13

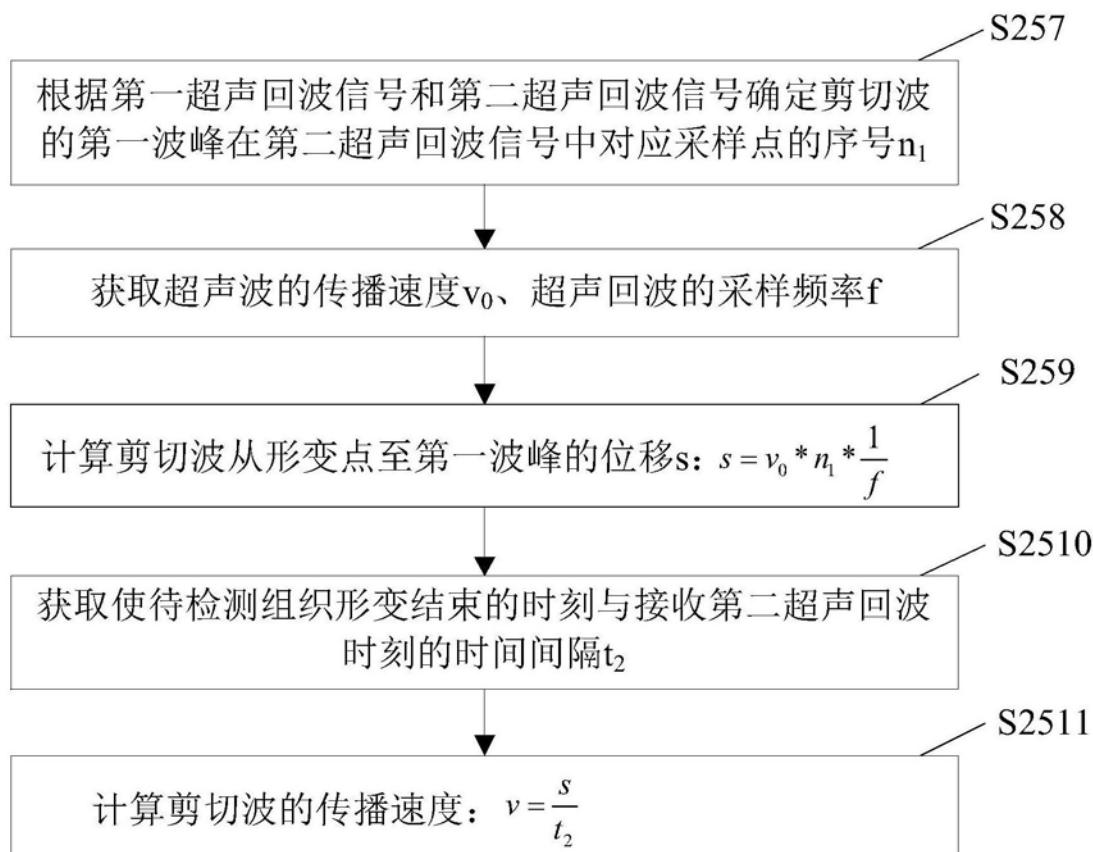


图14

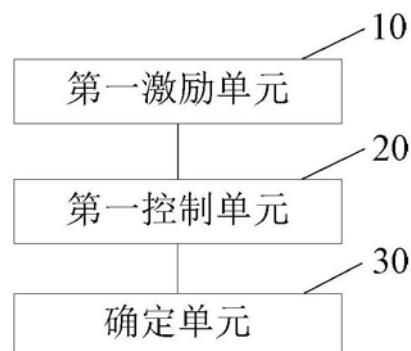


图15

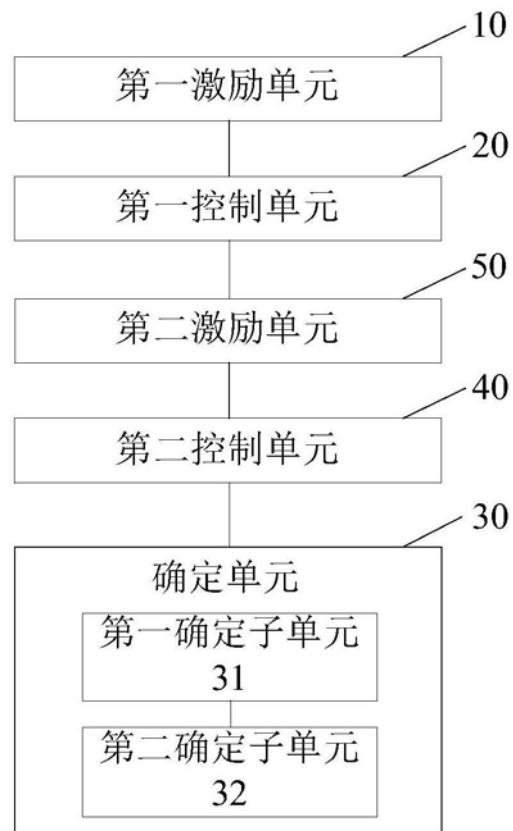


图16

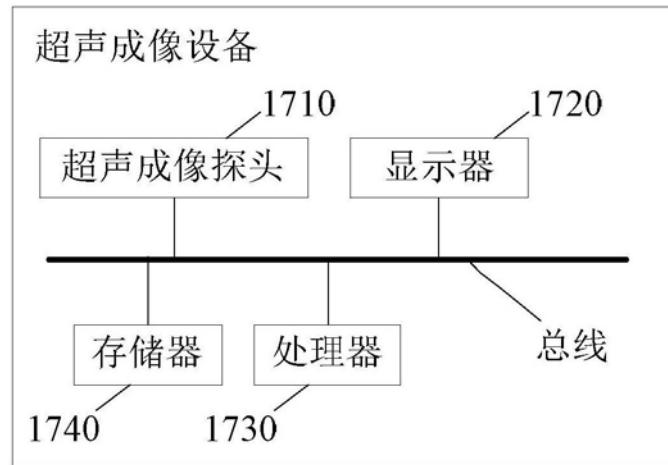


图17

专利名称(译)	一种超声成像方法、装置、设备及超声成像探头		
公开(公告)号	CN108065964A	公开(公告)日	2018-05-25
申请号	CN201810042073.5	申请日	2018-01-16
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
[标]发明人	焦阳 崔崤峣 韩志乐 简小华 杨晨		
发明人	焦阳 崔崤峣 韩志乐 简小华 杨晨		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/485		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声成像方法、装置、设备及超声成像探头，其中所述方法包括：产生第一预定电信号激励设置在超声成像探头主体上的所述兰杰文振子按照预定方向横向弯振，所述兰杰文振子横向弯振的过程中带动超声成像探头主体头部的超声换能器在预设倾斜角范围内横向摆动；控制所述超声换能器在摆动至至少一个预定倾角时朝向待检测组织发射超声波并接收所述待检测组织反射的第一超声回波信号；根据所述第一超声回波信号确定所述预定倾角所对应待检测组织位置的超声成像信息。本发明能够增大超声换能器的视场，使得该超声成像探头上无需设置多个超声换能器，体积较小、较轻巧。

