



## (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104080407 B

(45)授权公告日 2017.03.01

(21)申请号 201280065044.1

R·M·洛伦扎托 B·R·里特兹

(22)申请日 2012.12.28

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所  
11256

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104080407 A

代理人 鄧迅

(43)申请公布日 2014.10.01

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

61/581,583 2011.12.29 US

A61B 8/00(2006.01)

61/691,717 2012.08.21 US

G01N 29/24(2006.01)

G06T 7/20(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.06.27

(56)对比文件

US 5820561 A, 1998.10.13,

US 5820561 A, 1998.10.13,

US 2010/0262013 A1, 2010.10.14,

US 5515856 A, 1996.05.14,

US 2006/0173327 A1, 2006.08.03,

US 2004/0111028 A1, 2004.06.10,

CN 1781460 A, 2006.06.07,

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/071923 2012.12.28

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/101988 EN 2013.07.04

审查员 何琛

(73)专利权人 毛伊图像公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 K·D·布鲁尔 D·M·史密斯

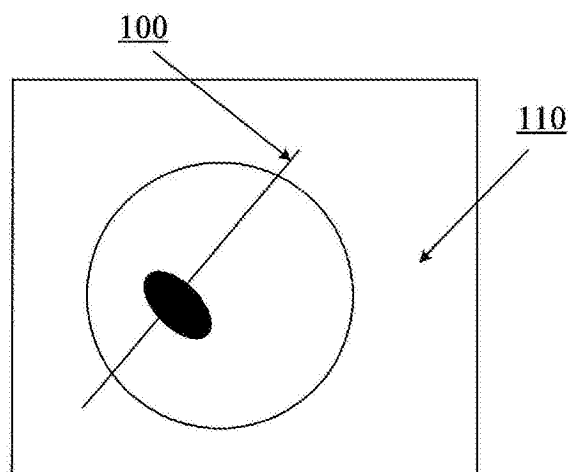
权利要求书1页 说明书12页 附图6页

(54)发明名称

任意路径的M模式超声成像

(57)摘要

M模式超声成像的系统和方法允许沿着用户定义的路径的M模式成像。在各种实施例中,用户定义的路径可以是非线性路径或者弯曲路径。在一些实施例中,一种用于M模式超声成像的系统可以包括至少具有第一发射孔径和第二接收孔径的多孔径探头。接收孔径可以与发射孔径分离。在一些实施例中,发射孔径可以被配置为向感兴趣区域中发射未经聚焦的、球形的超声ping信号。用户定义的路径可以定义感兴趣区域内的感兴趣结构。



1. 一种定义和显示用于在超声成像系统中显示的M模式路径的方法,所述方法包括:  
从单个发射换能器元件向包括感兴趣结构的感兴趣区域中发射第一未经聚焦的超声信号;  
使用第一组接收换能器元件接收所述第一未经聚焦的超声信号的回波;  
使用第二组接收换能器元件接收所述第一未经聚焦的超声信号的回波;  
取回位置数据,所述位置数据描述所述单个发射换能器元件、所述第一组接收换能器元件中的每个元件以及所述第二组接收换能器元件中的每个元件的声学位置;  
通过使用所述位置数据计算用所述第一组接收换能器元件中的每个所述元件接收的所述回波的反射体位置、并且相干地组合由所述第一组接收换能器元件中的所述元件接收的回波数据来形成第一图像;  
通过使用所述位置数据计算用所述第二组接收换能器元件中的每个所述元件接收的所述回波的反射体位置、并且相干地组合由所述第二组接收换能器元件中的所述元件接收的回波数据来形成第二图像;  
通过非相干地组合所述第一图像和所述第二图像来从所接收的回波产生所述感兴趣区域的质量改善的图像;  
向用户显示包括所述感兴趣结构的所述感兴趣区域的所述质量改善的图像;  
定义经过所述感兴趣结构的任意的一个像素宽的路径;以及  
显示沿着所述路径的像素随时间的量值图。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述路径为非线性的。
3. 根据权利要求2所述的方法,其中所述路径具有至少一个弯曲段。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中所述路径具有至少一个线性段和至少一个弯曲段。
5. 根据权利要求2所述的方法,其中所述路径具有以除180度之外的角度相交的至少两个线性段。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中所述路径具有至少两个非连续段。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中所述发射换能器元件位于与包含所述第一组接收换能器元件的阵列分离的物理换能器阵列上。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中与所述发射和所述接收基本上同时执行定义经过所述感兴趣结构的路径。

## 任意路径的M模式超声成像

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2011年12月29日提交的、题为“M-Mode Ultrasound Imaging Of Arbitrary Paths”的美国临时专利申请61/581,583以及于2012年8月21日提交的、题为“Raw Data Memory Architecture”的美国临时专利申请61/691,717的权益,二者通过引用而结合于此。

[0003] 通过引用的结合

[0004] 在本说明书中提到的所有出版物和专利申请通过引用而结合于此,如同每份单独出版物或者专利申请被特别地和单独地指示为通过引用而结合。

### 技术领域

[0005] 本发明总体上涉及超声成像,并且更特别地涉及任意路径的M模式成像。

### 背景技术

[0006] 常规超声(或者如这里所用的“基于扫描线”的超声)利用相控阵列控制器来产生和导引基本上线性的发射波形。为了产生B模式图像,可以产生和导引这样的线性波形(或者“扫描线”)的序列以便跨越兴趣区域扫描。沿着每个相应的扫描线接收回波。然后可以组合来自完整扫描的单独扫描线以形成完整图像(有时称为“扇形扫描”图像)。

[0007] 一种称为M模式(或者运动模式)成像的显示方法常用于其中希望查看经成像的对象的运动的心脏病学和其它领域。在一些M模式成像形式中,相对于静态参考点随时间显示来自一维线的回波以便允许临床医生评估特定结构(比如心壁或者心瓣(valve))随时间的移动。由于传统基于扫描线的超声路径是有向的(沿着扫描线轴),所以可用的M模式线往往限于沿着扫描线的路径。

[0008] 一般而言,M模式成像提供体内结构随时间的位置和移动的图形指示。在一些情况下,以高帧率发射单个静止聚焦的声束并且并排显示所得M模式图像或者线,从而提供心脏在多个心脏周期的功能的指示。

### 发明内容

[0009] 一种定义和显示用于在超声成像系统中显示的m模式路径的方法,该方法包括:从发射换能器元件向包括感兴趣结构的感兴趣区域中发射超声信号;使用至少一个接收换能器元件接收回波;从所接收的回波产生感兴趣区域的图像;向用户显示包括感兴趣结构的感兴趣区域的图像;定义经过感兴趣结构的一个像素宽的路径,其中该路径不沿着与发射换能器元件或者接收换能器元件相交的线放置;并且显示沿着路径的像素随时间的量值(magnitude)图。

[0010] 在一些实施例中,路径为非线性的。在其它实施例中,路径具有至少一个弯曲段。在一个实施例中,路径具有至少一个线性段和至少一个弯曲段。在另一实施例中,路径具有以除180度之外的角度相交的至少两个线性段。在一些实施例中,路径具有至少两个非连续

段。

[0011] 在一个实施例中,发射换能器元件位于与包含至少一个接收换能器元件的阵列分离的物理换能器阵列上。

[0012] 在另一实施例中,发射换能器被配置为向感兴趣区域中发射未经聚焦的ping超声信号。

[0013] 在一些实施例中,该方法还包括:使用至少一个接收换能器元件从整个感兴趣区域接收回波;使用第二接收换能器元件从整个感兴趣区域接收回波;并且通过组合在第一换能器元件和第二换能器元件处接收的回波来产生感兴趣区域的图像。

[0014] 在一些实施例中,与所述发射和接收基本上同时执行定义经过感兴趣结构的路径。

[0015] 在另一实施例中,发射换能器被配置为声穿透(insonify)相控阵列扫描线。

[0016] 也提供一种超声成像方法,该方法包括:向感兴趣区域中发射超声信号并且使用超声探头(probe)接收所发射的超声信号的回波;定义第一图像窗口作为感兴趣区域的一部分;标识与在第一图像窗口中可见的特征相交的M模式路径;与第一图像窗口的B模式图像一起在公共显示器上显示代表M模式路径的数据;定义第二图像窗口作为感兴趣区域的与第一图像窗口不同的一部分;并且与第二图像窗口的B模式图像一起在公共显示器上显示代表M模式路径的数据。

[0017] 在一个实施例中,在实况的、实时的成像时期期间执行所有的方法步骤。

[0018] 在另一实施例中,M模式路径包括至少一个非线性段。在一个实施例中,M模式路径不是与探头相交的线。

[0019] 在另一实施例中,使用从原始数据存储设备取回的存储的原始回波数据来执行所有的方法步骤。

[0020] 在一些实施例中,第一图像窗口小于第二图像窗口并且完全位于第二图像窗口内。在另一实施例中,第二图像窗口不与第一图像窗口重叠。

[0021] 在附加实施例中,该方法还包括同时与第一图像窗口和第二窗口两者的B模式图像一起在公共显示器上显示M模式路径的数据。

[0022] 在一些实施例中,M模式路径具有至少两个非连续段。

[0023] 也提供一种多孔径M模式超声成像系统,该系统包括:发射换能器元件,被配置为向包括感兴趣结构的感兴趣区域中发射超声信号;与发射换能器元件分离的接收换能器元件,该接收换能器元件被配置为从超声信号接收回波;控制器,被配置为从所接收的回波产生感兴趣区域的图像;输入机制,被配置为接收用户输入,该用户输入定义经过感兴趣结构的一个像素宽的路径,其中该路径不沿着与发射换能器元件或者接收换能器元件相交的线放置;以及显示器,被配置为显示包括感兴趣结构的感兴趣区域,该显示器还被配置为显示沿着路径的像素随时间的量值图。

[0024] 在一些实施例中,发射换能器被配置为向感兴趣区域中发射未经聚焦的ping超声信号。

[0025] 在另一实施例中,发射换能器被配置为向感兴趣区域中发射未经聚焦的球形ping超声信号。在一些实施例中,发射换能器被配置为声穿透相控阵列扫描线。

## 附图说明

[0026] 在随后的权利要求中具体阐述本发明的新颖特征。将通过参照以下详细描述和附图来获得对本发明的特征和优点的更好理解,以下详细描述阐述了其中利用本发明的原理的说明性实施例,在附图中:

[0027] 已经因此概括了本发明的主要性质,其实施例和修改将从以下参照附图的详细描述中变得对本领域技术人员而言是显而易见的。

[0028] 图1A是图示超声成像系统的部件的框图。

[0029] 图1B是图示超声成像系统的另一实施例的框图。

[0030] 图2是多孔径超声成像探头的截面图。

[0031] 图3是使用点源发射信号的多孔径超声成像过程的示意图。

[0032] 图4A是具有经过成像的对象的一部分定义的M模式路径的B模式超声图像的图示。

[0033] 图4B是数据沿着图4A的M模式路径的M模式图形的图示。

[0034] 图5A是具有经过成像的对象的一部分定义的一个或多个M模式路径的B模式超声图像的图示。

[0035] 图5B是数据沿着图5A的一个或多个M模式路径的M模式图形的图示。

## 具体实施方式

[0036] 在传统超声系统中,通过组合来自作为相控阵列扫描线发射的一系列脉冲的回波来生成图像。在这样的基于扫描线的超声成像系统中,用户接口使用的坐标系通常沿着扫描线放置。结果,在这样的系统中,用于选择M模式线的用户接口通常涉及到选择扫描线之一的期望段。然而,需要将扫描线用作M模式线意味着声谱仪操作者(sonographer)必须定位和保持探头,以使得扫描线中的至少一个扫描线与期望M模式线所经过的解剖特征相交。在实践中,这可能是困难的和/或费时的,并且可能限制视野。

[0037] 以下实施例提供用于沿着未必沿着超声扫描线放置的任意和/或用户定义的路径基本上实时地获得M模式数据的系统和方法。在一些实施例中,路径可以是一维直线。在其它实施例中,路径可以包括曲折图案、弯曲路径或者任何其它非线性路径。如这里所用,术语“一维的”可以是指无论是线性的、弯曲的还是以其它方式成形的窄路径。在一些实施例中,一维路径可以具有单个显示像素的宽度。在其它实施例中,一维路径可以具有大于一个显示像素(例如2个或3个像素)的宽度,但是仍然可以具有明显大于它的宽度的长度。如本领域技术人员将清楚的那样,在表示的对象的实际尺度与图像像素之间的关系可以由成像系统定义的任何值。在一些实施例中,M模式路径未必是直线并且可以包括在扫描平面内的任何方向上的分量。

[0038] 在一些实施例中,超声成像系统可以被配置为获得三维(3D)图像数据,在该情况下,可以从显示的3D体积选择M模式路径。例如,可以通过选择经过3D体积的期望平面并且然后使用这里描述的系统和方法中的任何系统和方法在所选择的2D平面内定义M模式路径来在3D体积中定义M模式路径。

[0039] 用于指定和显示任意M模式线的系统和方法的一些实施例可以与基于ping的和/或多孔径超声成像系统结合使用。在其它实施例中,如这里示出和描述的用于指定和显示

任意M模式线的系统和方法也可以与基于扫描线的成像系统结合使用。

[0040] 超声成像系统部件

[0041] 图1A是图示可以与M模式成像系统和方法的一些实施例一起使用的超声成像系统的部件的框图。图1A的超声系统10可以特别适合用于基于扫描线的成像并且可以被配置用于获取实时的心脏图像作为2D断层切片或者作为体积图像数据。该系统可以包括被配置为控制其它系统部件的中央控制器/处理器,这些其它系统部件包括探头12,该探头包括一个或者多个换能器阵列,该一个或者多个换能器阵列的元件可以发射和/或接收超声信号。在一些实施例中,(多个)换能器阵列可以包括从任何适当的换能器材料形成的1D、2D或者其它维度的阵列。探头一般可以被配置为发射超声波并且接收超声回波信号。在一些实施例中,这样的发射和接收可以由可以包括波束成形器14的控制器来控制。来自波束成形器14的回波信息然后可以由B模式处理器20和/或如需要的其它专用处理器(例如,多普勒处理器、对比度信号处理器、弹性成像处理器等)来处理。

[0042] B模式处理器20可以被配置为执行功能,这些功能包括但不限于滤波、频率和空间混合、谐波数据处理和其它B模式功能。在一些实施例中,然后可以经过扫描转换器24传递经处理的数据,该扫描转换器被配置为在几何上将来自相控阵列扫描探头使用的线性或者极坐标几何体的数据校正成在每个维度中具有适当缩放的笛卡尔格式(x、y或者x、y、z)。在一些实施例(比如以下参照图2和图3描述的实施例)中,可以从系统省略扫描转换器24。

[0043] 用于每个2D图像或者3D体积的数据然后可以被存储于存储器28中。存储器28可以是配置为存储数秒至数分钟或者更多的2D或者3D回波图像数据的易失性和/或非易失性存储器。视频处理器26可以被配置为取得在存储器28中存储的回波数据以及来自中央控制器16的指令以形成包括任何添加的图形叠加和/或文本标注(例如患者信息)的视频图像。经处理的视频数据然后可以被传递到显示器30用于向操作者呈现。中央控制器16可以指引视频处理器26以显示最新获取的存储器中的数据作为实时显示,或者它可以重放较旧的存储的2D切片或者3D体积数据的序列。

[0044] M模式处理器235也可以被提供用于从用户接口接收M模式路径的定义并且用于形成以期望的输出格式显示所选择的M模式数据的图像。在一些实施例中,M模式处理器235也可以包括用于存储所定义的M模式路径的(易失性或者非易失性)存储器设备。在一些实施例中,M模式处理器235可以在逻辑上位于图1A的图中的视频处理器26与显示器30之间。在其它实施例中,M模式处理器235可以是向视频处理器26或者系统的另一部件中构建的功能集。

[0045] 图1B图示了包括超声探头202的超声成像系统200的另一实施例,该超声探头可以包括多个单独超声换能器元件,这些单独超声换能器元件中的一些单独超声换能器元件可以被指派为发射元件,而这些单独超声换能器元件中的其它单独超声换能器元件可以被指派为接收元件。在一些实施例中,每个探头换能器元件可以将超声振动转换成时变电信号,反之亦然。在一些实施例中,探头202可以包括具有任何期望配置的任何数目的超声换能器阵列。与这里描述的系统和方法结合使用的探头202可以具有如期望的任何配置,包括单孔径探头和多孔径探头。

[0046] 超声信号从探头202的元件的发射可以由发射控制器204控制。在接收发射信号的回波时,探头元件可以生成与所接收的超声振动对应的时变电信号。可以从探头202输出并

且向接收子系统210发送代表所接收的回波的信号。在一些实施例中,接收子系统可以包括多个通道,这些通道中的每个通道可以包括模拟前端设备(“AFE”)212和模数转换设备(ADC)214。在一些实施例中,接收子系统210的每个通道也可以包括在ADC214之后的数字滤波器和数据调理器(未示出)。在一些实施例中,也可以提供在ADC214之前的模拟滤波器。每个ADC214的输出可以被引向原始数据存储设备220中。在一些实施例中,可以提供接收子系统210的独立通道用于探头202的每个接收换能器元件。在其它实施例中,两个或者更多个换能器元件可以共享公共接收通道。

[0047] 在一些实施例中,模拟前端设备212(AFE)可以在向模数转换设备214(ADC)传递信号之前执行某些滤波过程。ADC214可以被配置为以某一预定采样率将接收的模拟信号转换成一系列数字数据点。不同于多数超声系统,图1B的超声成像系统的一些实施例然后可以在执行任何进一步的波束成形、滤波、图像层组合或者其它图像处理之前在原始数据存储设备220中存储数字数据,该数字数据代表由每个单独接收元件接收的超声回波信号的时序、相位、量值和/或频率。

[0048] 为了将所捕获的数字采样转换成图像、将数据转换成图像,数据可以被图像生成子系统230从原始数据存储设备220取回。如所示出的,图像生成子系统230可以包括波束成形块232和图像层组合(“1LC”)块234。在一些实施例中,波束成形器232可以与包含探头校准数据的校准存储器238通信。探头校准数据可以包括关于精确的声学位置、操作质量的信息和/或关于单独探头换能器元件的其它信息。校准存储器238可以在物理上位于探头内、成像系统内或者探头和成像系统二者之外的位置中。

[0049] 在一些实施例中,在穿过图像生成块230之后,图像数据然后可以被存储于图像缓冲存储器236中,该图像缓冲存储器可以存储经波束成形和(在一些实施例中)经层组合的图像帧。在视频子系统240内的视频处理器242然后可以从图像缓冲器取回图像帧,并且可以将图像处理成可以在视频显示器244上显示和/或在视频存储器246中被存储为数字视频剪辑(例如,在本领域中被称为“电影回放”)的视频流。

[0050] M模式处理器235也可以被提供用于从用户接口接收M模式路径的定义并且用于形成以期望的输出格式显示所选择的M模式数据的图像。在一些实施例中,M模式处理器235也可以包括用于存储所定义的M模式路径的(易失性或者非易失性)存储设备。在一些实施例中,M模式处理器235可以在逻辑上位于图1B的图中的图像缓冲器236与视频处理器242之间。在其它实施例中,M模式处理器235可以是向图像生成子系统230或者视频处理器242或者系统的任何其它适当部件中构建的功能集。

[0051] 在一些实施例中,可以使用除超声成像系统之外的设备来取回、波束成形在存储设备中存储的原始回波数据、将原始回波数据处理成图像并且在显示器上显示。例如,这样的系统可以省略图1B的探头202、发射控制器204和接收子系统210而包括其余部件。可以主要是在通用计算硬件上运行的软件来实施这样的系统。这样的备选处理硬件可以包括桌面型计算机、平板计算机、膝上型计算机、智能电话、服务器或者任何其它通用数据处理硬件。

[0052] 基于Ping的成像的介绍

[0053] 将与这里描述的系统和方法结合使用的超声成像系统的一些实施例可以在发射脉冲期间使用超声信号的点源发射。从点源发射的超声波阵面(这里也称为“ping”)使用每

个圆形或者球形波阵面照射整个感兴趣区域。来自由单个接收换能器元件接收的单个ping的回波可以被波束成形以形成经声穿透的感兴趣区域的完整图像。通过组合来自跨宽探头的多个接收换能器的数据和图像,并且通过组合来自多个ping的数据,可以获得很高分辨率的图像。

[0054] 如这里所使用的,术语“点源发射”和“ping”可以指代从单个空间位置向介质中引入发射的超声能量。这可以使用单个超声换能器元件或者一起发射的相邻换能器元件的组合来实现。来自一个或者多个元件的单个发射可以与均匀球形波阵面近似,或者在对2D切片进行成像的情况下,可以在2D切片内创建均匀圆形波阵面。在一些情况下,来自点源发射孔径的圆形或者球形波阵面的单个发射这里可以被称为“ping”或者“点源脉冲”或者“未经聚焦的脉冲”。

[0055] 点源发射在它的空间特性上不同于在特定方向上(沿着扫描线)聚焦来自换能器元件阵列的能量的基于扫描线的“相控阵列发射”或者“有向脉冲发射”。相控阵列发射依次操纵一组换能器元件的相位,以便加强声穿透波或者将声穿透波导引到特定的感兴趣区域。

[0056] 可以通过对由一个或者多个接收换能器元件接收的回波进行波束成形来从这样的超声ping形成图像。在一些实施例中,这样的接收元件可以在被称为多孔径超声成像的过程中被布置到多个孔径中。

[0057] 波束成形一般被理解为如下过程,通过该过程组合在多个分立接受器处接收的成像信号以形成完整的相干图像。基于ping的波束成形的过程与这一理解一致。基于ping的波束成形的实施例一般涉及到基于超声信号可以已经沿着其行进的路径、假设恒定的声速以及在发射ping与接收回波的时间之间的流逝的时间来确定与接收的回波数据的部分对应的反射器的位置。换言之,基于ping的成像涉及到基于假设的速度和测量的时间的距离计算。一旦已经计算这样的距离,就有可能对任何给定的反射器的可能位置进行三角测量。使用关于发射换能器元件和接收换能器元件的相对位置的准确信息使这一距离计算成为可能(如在以上引用的申请人的在先申请中讨论的那样,可以校准多孔径探头以在至少期望的准确程度上确定每个换能器元件的声学位置)。在一些实施例中,基于ping的波束成形可以被称为“动态波束成形”。

[0058] 动态波束成形器可以用来确定用于与从每个发射的ping产生的回波中的每个回波对应的图像像素的位置和强度。当发射ping信号时,无需向所发射的波形应用波束成形,但是动态波束成形可以用来组合使用多个接收换能器接收的回波以形成像素数据。

[0059] 可以通过组合由波束成形器从一个或者多个后续的发射的ping形成的图像来进一步提高图像质量。可以通过组合由多于一个的接收孔径形成的图像来获得对图像质量的更进一步提高。重要的考虑是,来自不同ping或者接收孔径的图像的求和应当是相干求和(对相位敏感的)还是非相干求和(在没有相位信息的情况下对信号的量值进行求和)。在一些实施例中,相干(对相位敏感的)求和可以用来组合从一个或者多个ping产生的、由位于公共接收孔径上的换能器元件接收的回波数据。在一些实施例中,非相干求和可以用来组合可以有可能包含抵消相位数据的、由接收孔径接收的回波数据或者图像数据。这样可以是具有接收孔径的情况,这些接收孔径具有比用于给定的成像目标的最大相干孔径宽度大的组合的总孔径。

[0060] 如这里所使用的,术语“超声换能器”和“换能器”可以承载它们的如超声成像技术领域的人员理解的普通含义,并且可以在没有限制的情况下指代能够将电信号转换成超声信号和/或反之亦然任何单个部件。例如,在一些实施例中,超声换能器可以包括压电器件。在一些备选实施例中,超声换能器可以包括电容式微机械超声换能器(CMUT)。经常以多个元件的阵列来配置换能器。换能器阵列的元件可以是阵列的最小分立部件。例如,在压电换能器元件阵列的情况下,每个元件可以是单个压电晶体。

[0061] 如这里所使用的,术语“发射元件”和“接收元件”可以承载它们的如超声成像技术领域的人员理解的普通含义。术语“发射元件”可以在没有限制的情况下指代至少暂时地执行发射功能的超声换能器元件,在该发射功能中,电信号被转换成超声信号。相似地,术语“接收元件”可以在没有限制的情况下指代至少暂时地执行接收功能的超声换能器元件,在该接收功能中,在元件上撞击的超声信号被转换成电信号。超声向介质中的发射这里也可以被称为“声穿透”。反射超声波的对象或者结构可以被称为“反射器”或者“散射体”。

[0062] 如这里所使用的,术语“孔径”在没有限制的情况下指代在给定的时刻共同地执行公共功能的一个或者多个超声换能器元件。例如,在一些实施例中,术语孔径可以指代执行发射功能的一组换能器元件。在备选实施例中,术语孔径可以指代执行接收功能的多个换能器元件。在一些实施例中,可以在不同的时间点重新定义形成孔径的一组换能器元件。

[0063] 使用基于ping的超声成像过程来生成超声图像意味着来自整个感兴趣区域的图像一直“处于焦点中”。这之所以成立,是因为每个发射的ping照射整个区域,接收孔径从整个区域接收回波,并且动态多孔径波束成形过程可以形成经声穿透的区域的任何部分或者全部的图像。在这样的情况下,图像的最大程度可以主要受衰减和信噪比因素而不是受发射或者接收波束成形装置的局限聚焦所限制。结果,可以使用相同的原始回波数据集从感兴趣区域的任何部分形成全分辨率图像。如这里所使用的,术语“图像窗口”将用来指代在任何给定的时间被显示的整个经声穿透的感兴趣区域的选择的部分。例如,第一图像窗口可以被选择以包括整个经声穿透的区域,并且然后用户可以选择在较小的选择区域上进行“放大”,由此定义新的图像窗口。用户然后可以选择缩小或者竖直地和/或水平地摇动(pan)图像窗口,由此选择又一个图像窗口。在一些实施例中,单独的、同时存在的图像可以由在单个经声穿透的区域内多个重叠的或者非重叠的图像窗口形成。

[0064] 多孔径超声成像系统和方法的实施例

[0065] 申请人于2007年10月1日提交的、公布为美国专利申请公开文本2008/0103393的在先美国专利申请11/865,501以及美国专利申请13/029,907(“’907申请”)描述了使用具有多个孔径的探头以在宽视野内提供明显增加的分辨率的超声成像技术的实施例。

[0066] 在一些实施例中,探头可以包括用于超声成像的一个、两个、三个或者更多个孔径。图2图示了可以用于使用点源发射信号的超声成像的多孔径超声探头的一个实施例。图2的探头包括三个换能器阵列60、62、64,这些换能器阵列中的每个换能器阵列可以是1D、2D、CMUT或者其它超声换能器阵列。在备选实施例中,也可以使用单个弯曲阵列,根据需要在逻辑上、电学上定义每个孔径。在又一个实施例中,也可以使用任何单孔径或者多孔径超声成像探头。如图所示,横向阵列60和64可以以相对于中心阵列62的角度被安装于探头外壳70中。在一些实施例中,横向阵列相对于中心阵列的角度 $\theta$ 可以在零与45度或者更多之间。在一个实施例中,角度 $\theta$ 约为30度。在一些实施例中,右横向阵列64和左横向阵列60可以

以相对于中心阵列62的不同角度来安装。在一些实施例中,图2的探头50可以具有明显比2cm宽的总宽度74,并且在一些实施例中为10cm或者更大。

[0067] 在如图2中所示的一些实施例中,探头的独立孔径可以包括可以在物理上彼此分开的独立换能器阵列。例如,在图2中,距离72在物理上将中心孔径62与右横向孔径64分开。距离72可以是孔径62上的换能器元件与孔径64上的换能器元件之间的最小距离。在一些实施例中,距离72可以等于来自发射孔径的发射的最小波长的至少两倍。在多孔径超声成像系统的一些实施例中,相邻孔径之间的距离可以至少是一个换能器元件的宽度。在备选实施例中,孔径之间的距离可以在特定应用和探头设计的约束条件内尽可能地大。

[0068] 在一些实施例中,诸如图2中图示的探头之类的探头可以与诸如图1中图示的超声成像系统之类的超声成像系统一起使用,但是省略了扫描转换器。如以下将更详细描述的那样,点源成像方法的一些实施例无需扫描转换器。探头50也可以包括被接合到超声成像系统和/或通过线缆56、57、58接合到换能器阵列的一个或者多个传感器52和/或控制器54。在于2011年2月17日提交的美国专利申请公开文本2010/0262013和美国专利申请13/029,907中也示出并且描述了相似的多孔径探头50的实施例,上述申请两者通过引用而结合于此。

[0069] 现在将参照图3描述使用点源发射信号的多孔径超声成像方法的实施例。图3图示了探头300,该探头具有被引向由在探头下面的网格代表的感兴趣区域的第一孔径302和第二孔径304。在所示实施例中,第一孔径用作发射孔径302,并且第二孔径304用于接收回波。在一些实施例中,可以通过使用发射孔径302中的点源发射元件声穿透待成像的整个感兴趣区域并且然后在一个或者多个接收孔径304中的一个或者多个接收元件(例如R1-Rm)上从整个成像平面接收回波来产生超声图像。

[0070] 在一些实施例中,可以以相似的点源方式从发射孔径302上的元件T1-Tn中的每个元件发射后续的声穿透脉冲。回波然后可以在每个声穿透脉冲之后被(多个)接收孔径302上的元件接收。可以通过处理来自每个发射脉冲的回波来形成图像。虽然从发射脉冲获得的每个单独图像可以具有相对低的分辨率,但是组合这些图像可以提供高分辨率图像。

[0071] 在一些实施例中,可以以任何期望的依次顺序来操作发射元件而无需遵循规定的模式。在一些实施例中,接收功能可以由接收阵列302中的所有元件来执行。在备选实施例中,可以在接收阵列302的仅一个或者选择的少数元件上接收回波。

[0072] 由接收元件接收的数据是由目标区域内的对象反射的一系列回波。为了生成图像,必须评估每个接收的回波以确定目标区域内、反射它的对象的位置(每个被反射的点这里可以被称为散射体)。对于由图3中的坐标(i,j)代表的散射体点,计算从特定发射元件Tx到在(i,j)处的内部组织或者目标对象T的元件的总距离“a”以及从该点到特定接收元件的距离“b”是件简单的事情。可以使用基本的三角测量法来执行这些计算。这些距离之和是由一个超声波行进的总距离。

[0073] 假设经过目标对象行进的超声波的速度是已知的,这些距离可以被转化成可以用来标识在图像内与每个接收的回波相对应的位置的时间延迟。当假设组织中的超声速度在整个目标对象内均匀时,有可能计算从发射脉冲的开始到在接收元件处接收到回波的时间的时间延迟。因此,目标对象中的给定散射体是如下的点,对于该点, $a+b$ =给定的时间延迟。相同的方法可以用来计算在待成像的期望目标中的所有点的延迟,从而创建点轨迹。如

在'907申请中更详细地讨论的那样,可以进行对时间延迟的调整,以便考虑经过可变组织路径的声速的变化。

[0074] 现在将参照图3描述一种渲染目标对象中所有散射体的位置并且因此形成目标对象的二维横截面的方法,该图图示了要通过孔径302和孔径304成像的点网格。网格上的点被赋予矩形坐标(i, j)。完整图像将是向视频处理系统提供的要作为对应的像素阵列来显示的二维点阵列。在图3的网格中, 'mh' 是阵列的最大水平尺度, 并且 'mv' 是最大垂直尺度。图3也图示了MAUI电子设备, 其可以根据需要包括任何硬件和/或软件元件, 诸如以上参照图1描述的硬件和/或软件元件。

[0075] 在一些实施例中, 以下伪代码可以用来积累要来自图3的布置中的一个发射元件(例如, 来自孔径302的T1...Tn中的一个元件)的发射脉冲以及通过图3的布置中的一个接收元件(例如, 来自孔径304的R1...Rm中的一个元件)接收的随之发生的回波收集的所有信息。

[0076]

```
对于 (i = 0; i < mh; i++) {  
    对于 (j = 0; j < mv; j++) {  
        计算距离 a  
        计算距离 b  
        计算 a+b 的时间等效量  
        回波[i][j] = 回波[i][j]+在计算的时间延迟处的存储的  
        接收的回波。  
    }  
}
```

[0077] 可以通过针对接收孔径304中的每个接收元件(例如R1...Rm)重复这一过程来形成完整的二维图像。在一些实施例中, 有可能在并行硬件中实施这一代码从而导致实时图像的形成。

[0078] 在一些实施例中, 可以通过组合来自其它发射元件的脉冲产生的相似图像来进一步提高图像质量。在一些实施例中, 可以通过单点源脉冲图像的简单求和(例如相干加法)来执行图像的组。备选地, 组合可以涉及到在求和之前首先取单点源脉冲图像的每个要素的绝对值(例如非相干加法)。在以上引用的申请人的在先美国专利申请中描述了这样的组合的进一步的细节, 这些细节包括对于经过不同超声路径的声速变化的校正。

[0079] 如以上讨论的那样, 由于使用点源发射信号和多孔径接收探头的成像系统的实施例能够响应于单个声穿透脉冲接收整个扫描平面图像, 所以无需扫描转换器, 并且因此可以从超声成像系统省略该扫描转换器。已经以相似方式接收了一系列图像帧, 可以处理并且向显示器发送图像数据用于由操作者查看。除了使用点源发射信号的超声成像系统之外, 选择和显示任意m模式路径的以下方法也可以与包括相控阵列发射系统、单孔径探头、3D探头以及使用合成孔径技术的系统中的探头在内的任何其它超声成像系统一起使用。

[0080] 用于定义和显示任意M模式路径的实施例

[0081] 图4A图示了具有经过成像的对象110绘制的指定的m模式路径100的超声图像的示例。可以在图(例如条形图、线形图或者任何其它期望的格式)中显示沿着m模式路径的每个像素的幅度。可以随时间图示改变的像素幅度值。图4B图示了沿着图4A的m模式路径100取得的数据的图的示例。

[0082] 在一些实施例中,声谱仪操作者可能希望同时查看沿着两个或者更多个分离的M模式路径的变化。因此,在一些实施例中,用户可以定义如图5A中所示的多个M模式路径110、112。可以在例如如图5B中所示的一对幅度/时间图表中同时显示沿着第一路径110和第二路径112放置的像素值的变化。图5A也示出了非线性路径112的示例。如以下进一步详细讨论的那样,非线性M模式路径可以具有所需的任意长度和形状。

[0083] 多个非连续M模式路径和/或非线性M模式路径在同时查看多个结构的移动时可能是有益的。例如,曲线M模式路径在对诸如移动瓣(诸如三尖瓣、主动脉瓣或者二尖瓣)之类的解剖结构进行成像时可能是有益的。在其它实施例中,多个同时但非连续的m模式线可以用来同时查看多个结构的移动。例如,可以绘制第一m模式路径以查看三尖瓣的操作,并且可以绘制第二M模式路径以查看二尖瓣的操作。同时查看两个瓣的功能可以提供明显的诊断益处,比如允许精确校准起搏器。

[0084] 选择M模式路径一般涉及到标识将随时间作为M模式图呈现的一组图像像素位置。标识用于m模式路径的一组像素可以包括标识选择的像素在由视频处理系统使用的坐标系中的坐标。在一些实施例中,可以使用诸如图1A和图1B中所示的超声成像系统之类的超声成像系统来实时地执行如这里描述的M模式选择和显示方法。参照图1A和图1B,用户可以经由在与M模式处理器235的通信中执行的适当用户接口交互来执行M模式路径的选择。选择的像素的标识可以至少暂时被存储于与M模式处理器235关联的存储器设备中。然后可以从图像缓冲器中和/或视频处理器中的图像帧取回定义M模式路径的选择的像素,并且图示所选择像素的值的M模式图形或者图像可以由M模式处理器235形成并且发送到显示器以与B模式图像一起显示。在备选实施例中,可以在回放存储的2D或者3D图像数据的工作站上执行如这里描述的M模式选择和显示方法。

[0085] 在一些实施例中,用于作为M模式路径呈现的一组像素位置的选择可以被辅助或者完全自动执行,比如通过使用计算机辅助检测(CAD)系统来辅助,该系统被配置为标识可能期望m模式路径经过的期望的解剖或者其它特征。例如,美国专利申请公开文本2011/0021915描述了一种用于在M模式超声成像中自动检测结构的系统。在其它实施例中,用户可以通过若干可能的用户接口交互中的任何用户接口交互来选择期望的M模式路径,以下提供了这些用户接口交互的若干示例。

[0086] 如本领域技术人员将清楚的那样,成像系统或者图像显示系统可以包括各种用户接口设备,通过这些用户接口设备,用户可以向显示的图像输入信息或者修改在显示的图像中的信息或者对象。这样的用户接口设备可以包括以下各项中的任一项:轨迹球、按钮、按键、小键盘、滑块、拨号盘、语音命令、触摸屏、操纵杆、鼠标等。这些以及其它用户输入设备的使用对于本领域技术人员将是清楚的。

[0087] 在一些实施例中,用户可以选择图像平面中的任何任意线或者路径作为用于M模式显示的线。在一些实施例中,可以选择具有定义的长度的线性路径作为m模式路径。可以通过多个用户接口交互而有助于这一点,以下提供了这些用户接口交互的一些示例。

[0088] 在一些实施例中,超声显示器可以包括触摸屏,并且用户可以通过在显示屏幕上直接使用手指或者触笔简单地绘制所期望的路径来定义M模式路径。在其它实施例中,用户可以使用分离的用户接口设备(比如鼠标或者绘图板)来绘制徒手路径。在一些实施例中,在绘制期望形状的路径之后,可以跨显示器拖动期望形状的M模式路径并且/或者将其旋转到期望位置。

[0089] 在用户接口交互的一个实施例中,可以通过先定义线长度、然后定义旋转角度并且然后将线平移到期望位置来选择线性m模式路径段。在一些实施例中,可以根据需要对线长度、旋转角度和位置进行进一步调整。在一些实施例中,定义线长度可以包括使用数字小键盘键入数值,或者使用滚轮、轨迹球、拨号盘、滑块、箭头按键或者其它输入设备增加/减少线长度数值。相似地,在一些实施例中,可以通过使用数字小键盘或者任何其它输入设备键入数值来定义旋转角度。可以相对于任何适当坐标系来定义旋转角度。例如,在一些实施例中,零度的旋转角度可以对应于三点钟的位置(例如,假设图像的顶部是12点钟)。

[0090] 在一些实施例中,可以在显示屏幕上不显示线长度或者旋转角度的数值,相反可以仅示出对线的线长度或者旋转角度的改变。在一些实施例中,可以使用箭头按键、轨迹球、鼠标、触摸屏、语音命令或者其它输入设备来执行在图像平面内向上、向下、向左或者向右平移线。

[0091] 在用户接口交互的另一实施例中,可以通过定义或者调整线长度、平移线直至第一端点处于期望位置、固定第一端点并且旋转第二端点直至线被旋转到期望方向和位置来选择期望的线性m模式路径段。

[0092] 在用户接口交互的另一实施例中,可以通过先选择第一端点(比如通过将光标定位于图像上的期望位置)来选择期望的线性m模式路径段。然后可以根据需要定义和调整线长度和旋转角度。在一些实施例中,可以通过指引系统以绕着所选择的第一端点转动线来定义旋转角度。备选地,用户可以选择沿着线的第二端点或者另一点,绕着该第二端点或者另一点转动线以便定义期望的旋转角度。

[0093] 在用户接口交互的另一实施例中,可以通过使用光标选择第一端点并且然后在期望的方向上拖动光标以绘制线来选择期望的线性m模式路径段。在其它实施例中,可以通过选择第一端点和第二端点来定义线,从而通过接合上述两点来定义线。

[0094] 在任何情况下,一旦自动地或者通过诸如以上描述的用户接口交互之类的用户接口交互定义了线,长度和旋转角度可以是可通过进一步的用户接口交互调整的。例如,用户可以定义转动点,绕着该转动点转动线以便调整旋转角度。相似地,用户可以选择固定点,从该固定点增加或者减少线的长度。这样的固定点和转动点可以是端点中的任一端点或者沿着线的任何其它点。

[0095] 在一些实施例中,可以通过以上用户接口交互中的任一用户接口交互、通过接合线性段以形成由线性段组成的任何期望的非线性路径来定义非线性M模式路径。在一些实施例中,用户可以选择在与线性段的交点相邻的区域中将半径应用于M模式路径。在一些实施例中,这样的半径可以被自动应用或者可以通过用户接口交互来增加或者减少。

[0096] 在其它实施例中,可以通过向用户提供自由形式的绘制光标来定义非线性M模式路径,用户可以使用该自由形式的绘制光标如期望的那样绘制任何非线性路径。然后可以比如通过选择和拖动沿着路径的一个或者多个单独点以获得期望的M模式路径来对路径进

行进一步的调整。

[0097] 如以上描述的那样,可以对于示出经声穿透的感兴趣区域的不同的重叠或者非重叠部分的两个或者更多个分离的、同时的图像窗口形成多个图像。因此,在一些实施例中,可以在显示第一图像窗口时定义M模式路径,并且用户然后可以向第二图像窗口缩放或者摇动图像。在一些实施例中,系统可以被配置为即使在所显示的B模式图像被改变成与其中定义M模式路径的图像窗口不同的图像窗口时仍然继续显示沿着所定义的M模式路径的数据。例如,用户可以放大以查看心瓣,并且可以在放大的图像窗口中定义与该瓣相交的M模式路径。用户然后可以选择缩小以查看整个心脏(或者心脏的不同区域)的移动,同时继续监视沿着与心瓣相交的M模式线的数据。

[0098] 在一些实施例中,系统可以存储其中定义M模式线的图像窗口的定义并且可以允许用户在M模式定义图像窗口的B模式图像与至少一个其它图像窗口的B模式图像之间切换。在更进一步的实施例中,系统可以被配置为同时显示M模式定义窗口和另一图像窗口二者的B模式图像(例如在画中画模式中或者在并排视图中)。

[0099] 以上用户接口交互中的任何用户接口交互也可以用来经过显示的3D体积定义M模式路径。在一些实施例中,从3D体积定义M模式路径也可以涉及到在以上描述的M模式路径定义用户接口步骤中的任何M模式路径定义用户接口步骤之前、之后或者期间旋转3D体积的图像的步骤。

[0100] 虽然这里参照各种解剖结构的超声成像描述了各种实施例,但是将理解的是,也可以在比如成像和评估非解剖结构和对象之类的其它应用中使用这里示出和描述的方法和设备中的许多方法和设备。例如,可以在各种机械对象、结构对象或者材料(比如焊缝、管道、梁、板、压力容器、分层结构等)的非破坏性测试或者评估中使用这里描述的超声探头、系统和方法。因此,提供这里对医学或者解剖成像目标(比如血液、血管、心脏或者其它器官)的引用仅作为可以使用这里描述的各种装置和技术来成像或者评估的接近无穷多种目标的非限制性示例。

[0101] 虽然已经在某些优选实施例和示例的上下文中公开了本发明,但是本领域技术人员将理解的是,本发明超越具体公开的实施例而延伸至本发明的其它备选实施例和/或用途及其明显的修改和等同物。因此,旨在这里公开的本发明的范围不应受以上描述的公开的特定实施例限制而应当仅由所附权利要求的合理解读来确定。具体而言,可以如相关领域技术人员的水平内运用材料和制造技术。另外,对单数项的引用包括有多个相同项目存在的可能性。更具体而言,如这里和在所附权利要求中使用的,单数形式“一个(a)”、“一个(an)”、“所述”和“该”包括复数个指示对象,除非上下文另有明示。还注意到,可以撰写权利要求以排除任何可选要素。这样,这一陈述旨在用作用于与权利要求要素的记载结合的诸如“唯一”、“仅”等排他性术语的使用或者“否定”限制的使用的先行基础。除非这里另行定义,否则这里使用的所有技术和科学术语具有如本发明所属技术领域的普通技术人员通常理解的那样相同的含义。

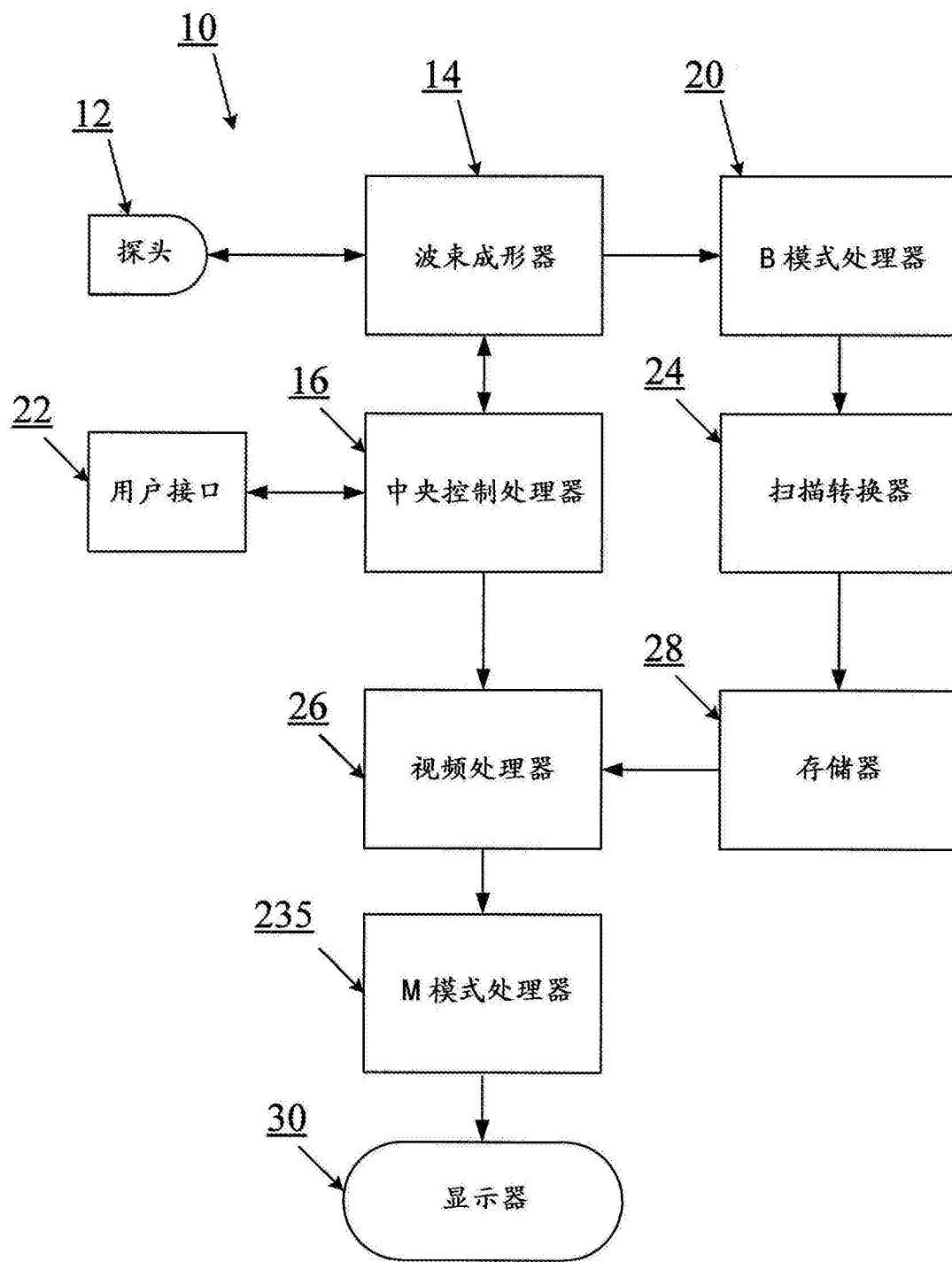


图1A

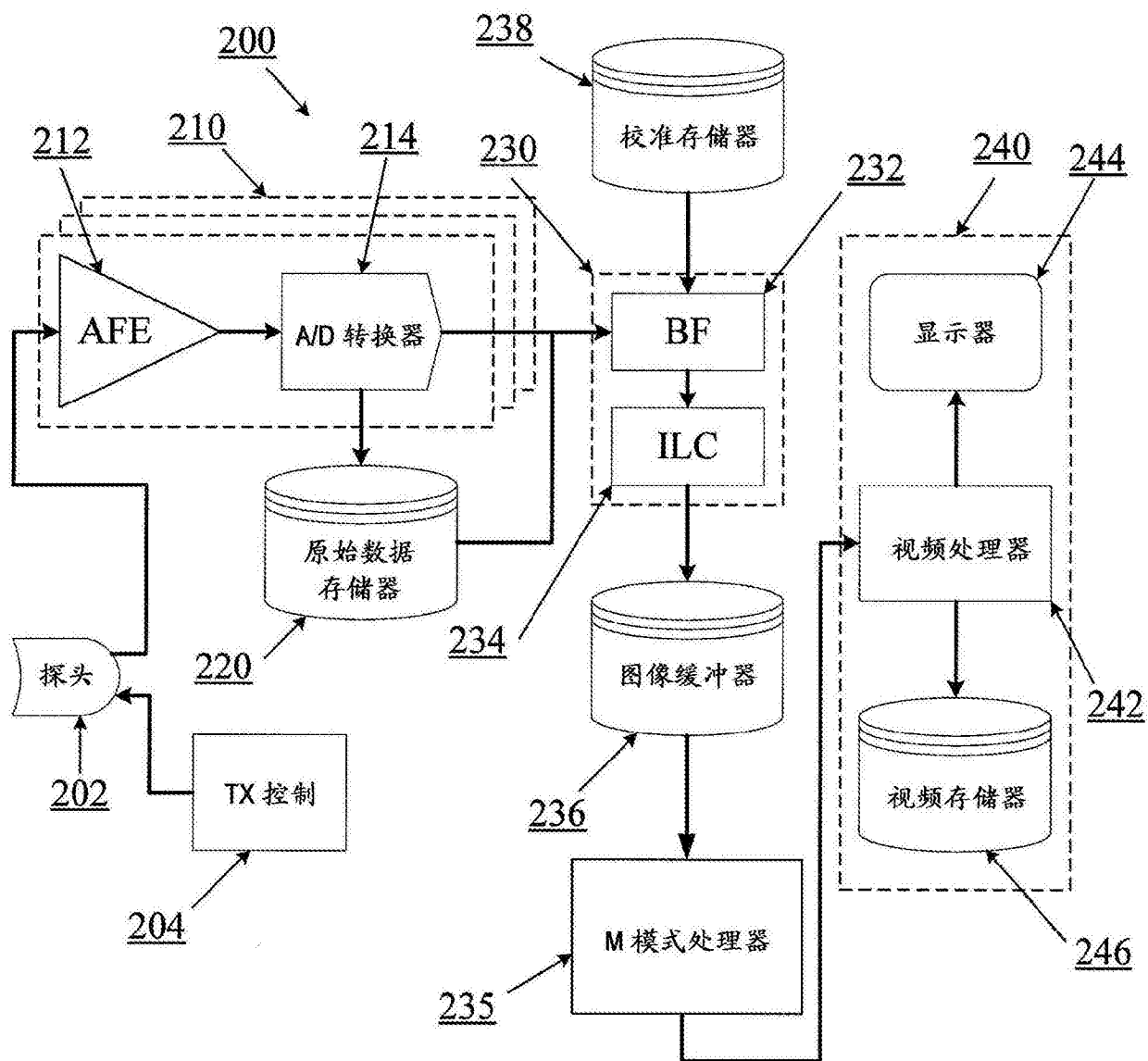


图1B

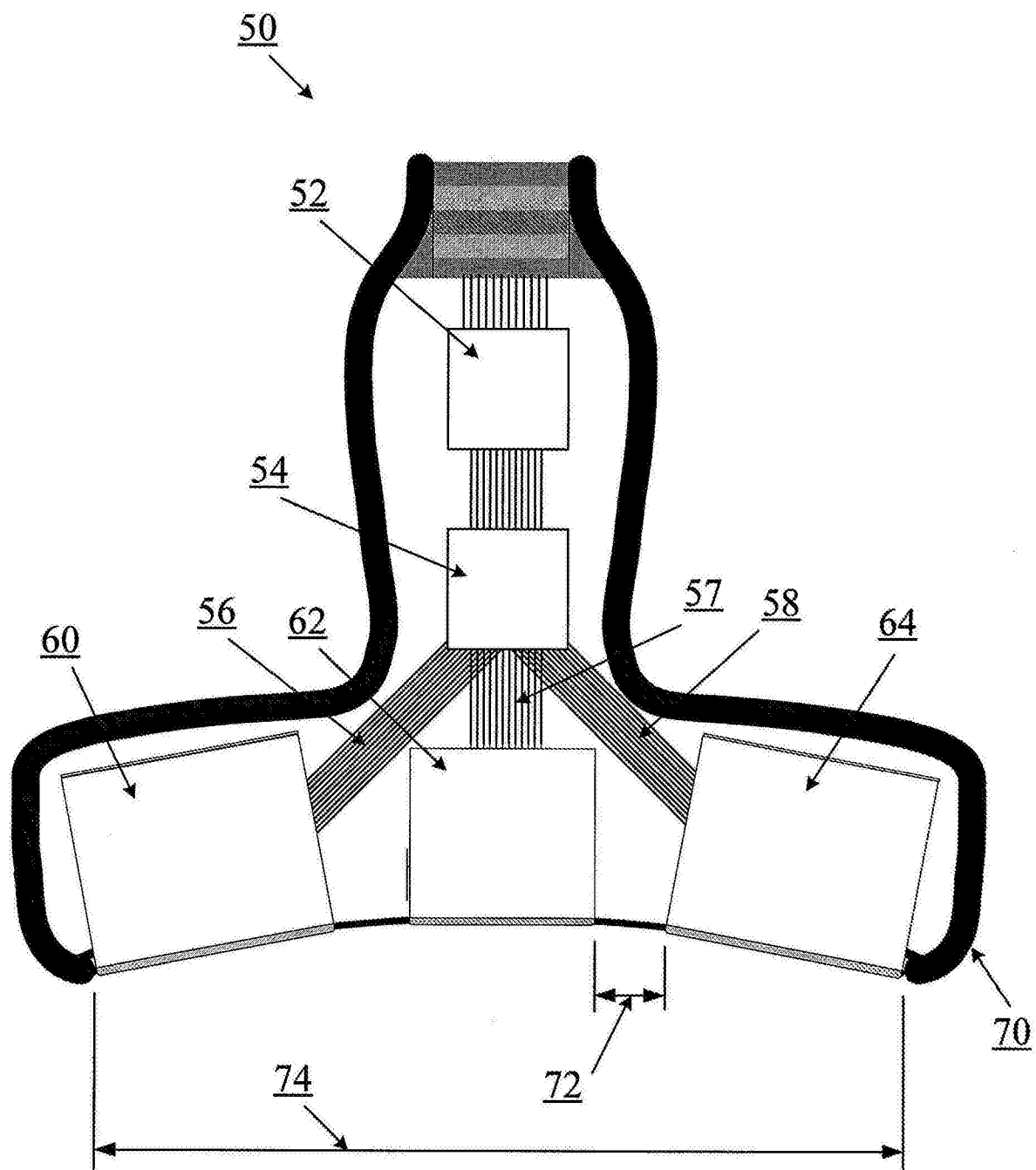


图2

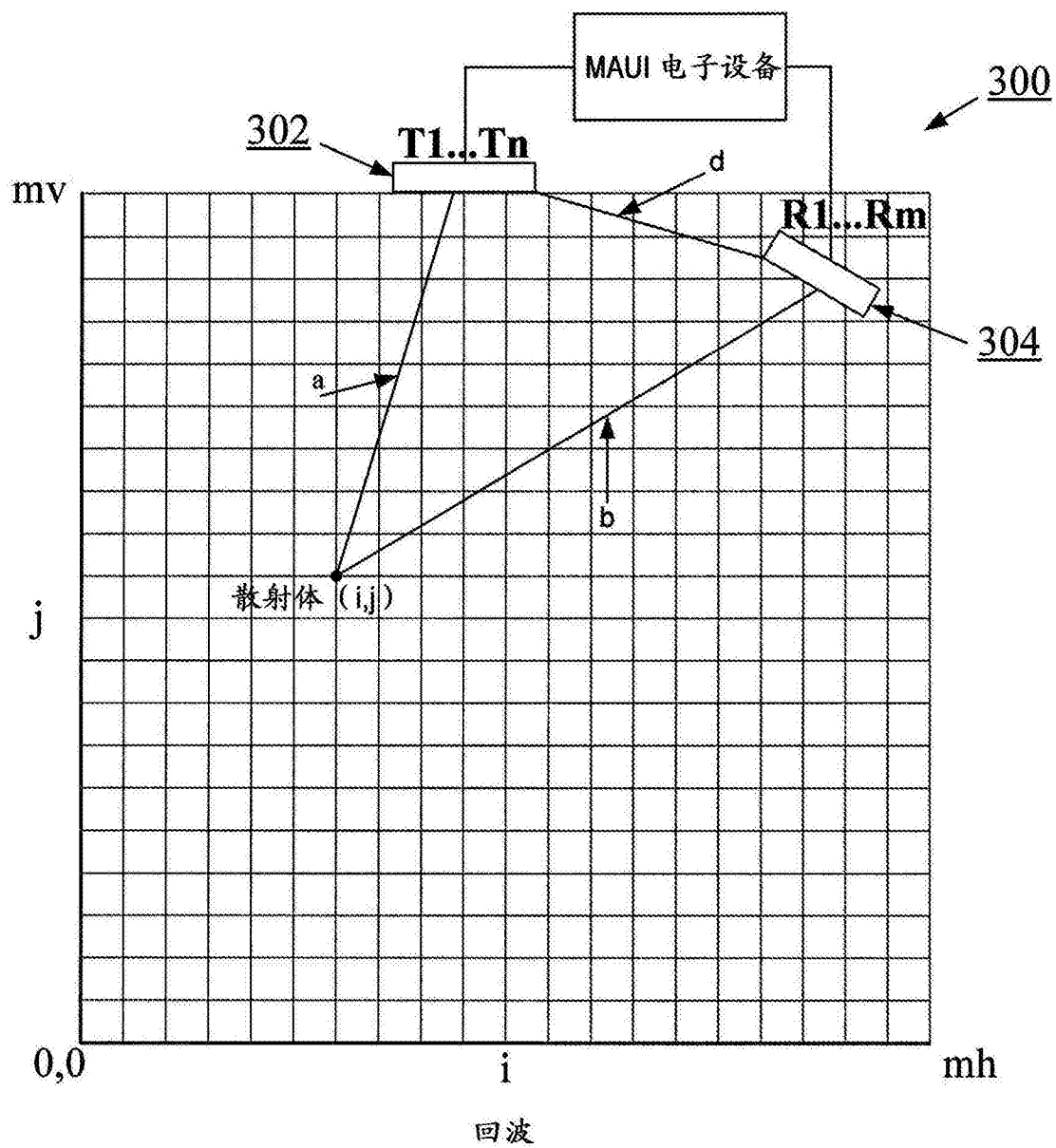


图3

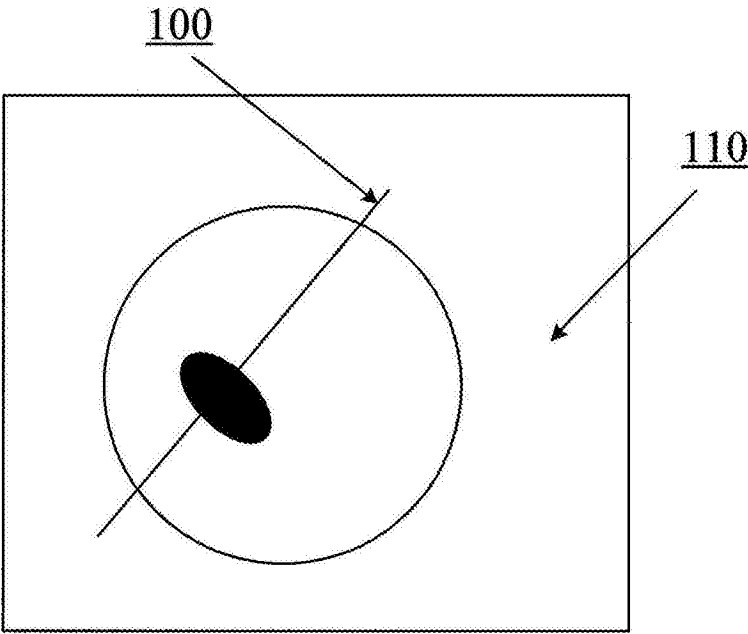


图4A

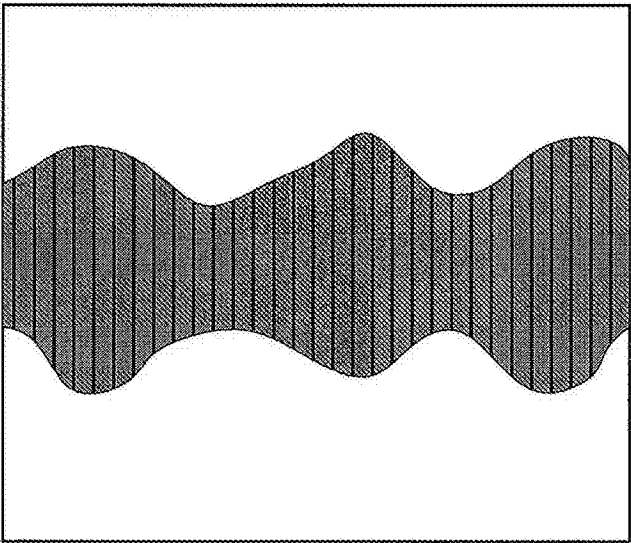


图4B

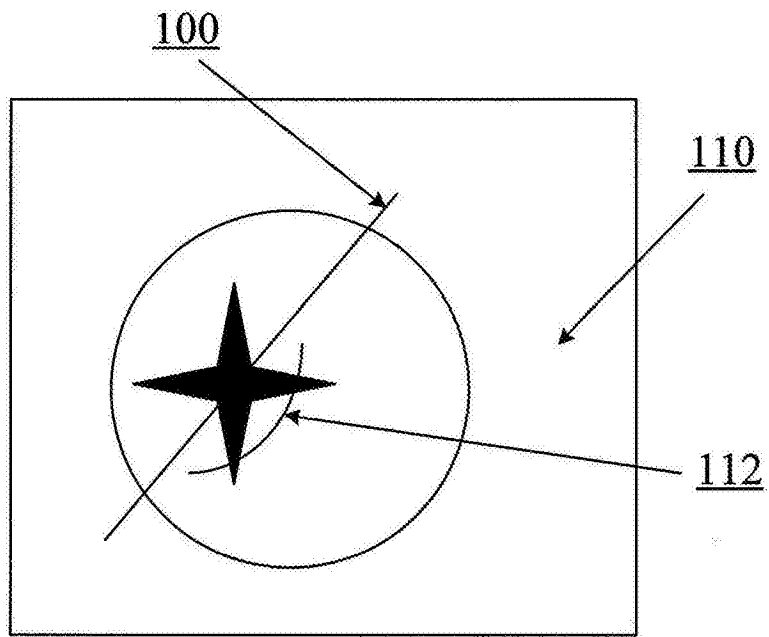


图5A

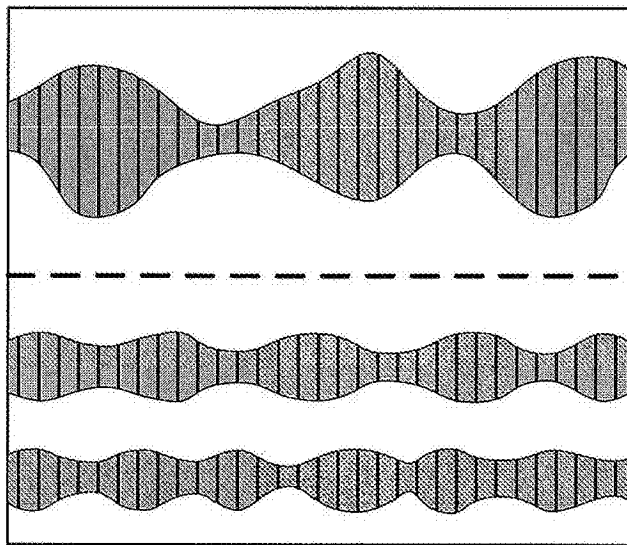


图5B

专利名称(译)	任意路径的M模式超声成像		
公开(公告)号	<a href="#">CN104080407B</a>	公开(公告)日	2017-03-01
申请号	CN201280065044.1	申请日	2012-12-28
[标]申请(专利权)人(译)	毛伊图像公司		
申请(专利权)人(译)	毛伊图像公司		
当前申请(专利权)人(译)	毛伊图像公司		
[标]发明人	KD布鲁尔 DM史密斯 RM洛伦扎托 BR里特兹		
发明人	K·D·布鲁尔 D·M·史密斯 R·M·洛伦扎托 B·R·里特兹		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24 G06T7/20		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/4477 A61B8/4488 A61B8/463 A61B8/467 A61B8/486 A61B8/5207 G01S15/8913 G01S15/8927 A61B8/466		
审查员(译)	何琛		
优先权	61/581583 2011-12-29 US 61/691717 2012-08-21 US		
其他公开文献	CN104080407A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

M模式超声成像的系统和方法允许沿用户定义的路径的M模式成像。在各种实施例中，用户定义的路径可以是非线性路径或者弯曲路径。在一些实施例中，一种用于M模式超声成像的系统可以包括至少具有第一发射孔径和第二接收孔径的多孔径探头。接收孔径可以与发射孔径分离。在一些实施例中，发射孔径可以被配置为向感兴趣区域中发射未经聚焦的、球形的超声ping信号。用户定义的路径可以定义感兴趣区域内的感兴趣结构。

