



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104203115 A

(43) 申请公布日 2014. 12. 10

(21) 申请号 201380018671. 4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 03. 26

A61B 8/08 (2006. 01)

(30) 优先权数据

61/617, 848 2012. 03. 30 US

13/608, 453 2012. 09. 10 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 09. 30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/059803 2013. 03. 26

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/147297 EN 2013. 10. 03

(71) 申请人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 田村正

(74) 专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司

公司 11225

代理人 黄威 邓玉婷

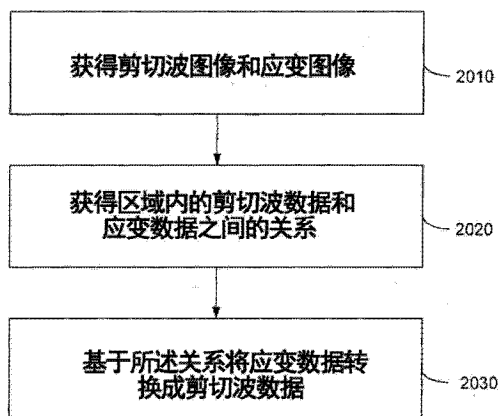
权利要求书3页 说明书13页 附图15页

(54) 发明名称

超声成像的方法和装置

(57) 摘要

将第一超声波脉冲施加在生物组织以在该生物组织中创建剪切波, 向该生物组织内传输聚焦的超声波脉冲, 从该生物组织接收一个或多个超声波信号, 并且基于接收的一个或多个超声波信号检测该生物组织内的剪切波。确定至少一个与被检测的剪切波相关的传播特性, 显示所确定的至少一个传播特性。通过声辐射力或者机械性压缩获得应变图像, 例如通过超声探头。随后, 使用之前获得的剪切波速度图像将该应变图像转换成新的剪切波速度图像。



1. 一种方法,包括:
获得具有至少一个剪切波传播特性的第一剪切波图像;
获得应变图像;
确定在第一剪切波图像和应变图像之间的回归线;
基于该回归线,将该应变图像转换成具有至少一个剪切波传播特性的第二剪切波图像。
2. 如权利要求 1 所述的方法,其中获得应变图像包括使用力来获取应变图像,所述力为声辐射力或者机械性压缩。
3. 如权利要求 1 所述的方法,其中第一剪切波图像包括至少一个图像像素。
4. 如权利要求 1 所述的方法,其中确定第一剪切波图像和应变图像之间的回归线包括:
将应变图像和第一剪切波图像划分成多个区域;以及
计算所述多个区域的每个区域内的应变图像值和第一剪切波图像值之间的回归线。
5. 如权利要求 4 所述的方法,其中应变图像值包括应变或应变的倒数。
6. 如权利要求 1 所述的方法,其中获得剪切波图像包括:
将第一超声波脉冲施加至生物组织以在该生物组织中创建剪切波;
向该生物组织内传输聚焦的超声波脉冲;
接收来自该生物组织的超声波信号响应于该聚焦的超声波脉冲而产生的一个或多个超声波信号;
基于接收的一个或多个超声波信号,检测该生物组织中的剪切波;
确定与所检测的剪切波相关联的至少一个剪切波传播特性;以及
形成与所检测的剪切波相关联的具有所述至少一个剪切波传播特性的第一剪切波图像。
7. 如权利要求 2 所述的方法,其中使用力来获得应变图像包括:
在将该力施加至该生物组织之前获得第一超声波图像;
在将该力施加至该生物组织之后获得第二超声波图像;
通过互相关、差的绝对值和 (SAD)、差的平方和 (SSD)、差的绝对值的立方和 (SCD)、差的绝对值的幂次方和 (SPD)、彩色多普勒频移、彩色多普勒相位或彩色多普勒速度来计算在第一和第二超声波图像之间的组织位移;以及
通过计算所述位移的空间导数来计算应变图像。
8. 如权利要求 1 所述的方法,其中至少一个剪切波传播特性包括下面一个或多个:
与一个或多个已检测的剪切波相关联的传播速度;以及
实数 (b) 和剪切波传播速度的平方 (c^2) 的乘积 (bc^2)。
9. 一种储存了计算机可执行程序代码的非暂态媒介,该程序代码由计算设备执行以:
获得具有至少一个剪切波传播特性的第一剪切波图像;
获得应变图像;
确定在第一剪切波图像和应变图像之间的回归线;以及
基于该回归线将应变图像转换成具有至少一个剪切波传播特性的第二剪切波图像。
10. 如权利要求 9 所述的媒介,其中该程序代码由计算设备执行以获得应变图像包括,

该程序代码由计算设备执行以：

使用力来获得该应变图像，该力为声辐射力或者机械性压缩。

11. 如权利要求 9 所述的媒介，其中第一剪切波图像包括至少一个图像像素。

12. 如权利要求 9 所述的媒介，其中该程序代码由计算设备执行以确定在第一剪切波图像和应变图像之间的回归线包括，该程序代码由计算设备执行以：

将应变图像和第一剪切波图像划分成多个区域；以及

计算所述多个区域的每个区域内的应变图像值和第一剪切波图像值之间的回归线。

13. 如权利要求 12 所述的媒介，其中该应变图像值包括应变或者应变的倒数。

14. 如权利要求 9 所述的媒介，其中该程序代码由计算设备执行以获得剪切波图像包括，该程序代码由计算设备执行以：

将第一超声波脉冲施加至生物组织以在该生物组织中创建剪切波；

向该生物组织内传输聚焦的超声波脉冲；

接收来自该生物组织的超声波信号响应于该聚焦的超声波脉冲而产生的一个或多个超声波信号；

基于接收的一个或多个超声波信号，检测该生物组织中的剪切波；

确定与所检测的剪切波相关联的至少一个剪切波传播特性；以及

形成与所检测的剪切波相关联的具有所述至少一个剪切波传播特性的第一剪切波图像。

15. 如权利要求 10 所述的媒介，其中该程序代码由计算设备执行以使用力获得应变图像包括，该程序代码由计算设备执行以：

在将该力施加至该生物组织之前获得第一超声波图像；

在将该力施加至该生物组织之后获得第二超声波图像；

通过互相关、差的绝对值和 (SAD)、差的平方和 (SSD)、差的绝对值的立方和 (SCD)、差的绝对值的幂次方和 (SPD)、彩色多普勒频移、彩色多普勒相位或彩色多普勒速度来计算在第一和第二超声波图像之间的组织位移；

通过计算所述位移的空间导数来计算应变图像。

16. 如权利要求 9 所述的媒介，其中至少一个剪切波传播特性包括下面一个或多个：

与一个或多个已检测的剪切波相关联的传播速度；以及

实数 (b) 和剪切波传播速度的平方 (c^2) 的乘积 (bc^2)。

17. 一种系统，包括：

存储设备；

处理器，执行储存在存储器中的计算机可执行程序代码以：

获得具有至少一个剪切波传播特性的第一剪切波图像；

获得应变图像；

确定在第一剪切波图像和应变图像之间的回归线；

基于该回归线，将该应变图像转换成具有至少一个剪切波传播特性的第二剪切波图像。

18. 如权利要求 17 所述的系统，其中获得应变图像包括使用力来获取应变图像，该力为声辐射力或者机械性压缩。

19. 如权利要求 17 所述的系统,其中第一剪切波图像包括至少一个图像像素。

20. 如权利要求 17 所述的系统,其中确定第一剪切波图像和应变图像之间的回归线包括:

将应变图像和第一剪切波图像划分成多个区域;以及

计算所述多个区域的每个区域内的应变图像值和第一剪切波图像值之间的回归线。

21. 如权利要求 20 所述的系统,其中应变图像值包括应变或应变的倒数。

22. 如权利要求 17 所述的系统,其中获得剪切波图像包括:

将第一超声波脉冲施加至生物组织以在该生物组织中创建剪切波;

向该生物组织内传输聚焦的超声波脉冲;

接收来自该生物组织的超声波信号响应于该聚焦的超声波脉冲而产生的一个或多个超声波信号;

基于接收的一个或多个超声波信号,检测该生物组织中的剪切波;

确定与所检测的剪切波相关联的至少一个剪切波传播特性;以及

形成与所检测的剪切波相关联的具有所述至少一个剪切波传播特性的第一剪切波图像。

23. 如权利要求 18 所述的系统,其中使用力来获得应变图像包括:

在将该力施加至该生物组织之前获得第一超声波图像;

在将该力施加至该生物组织之后获得第二超声波图像;

通过互相关、差的绝对值和 (SAD)、差的平方和 (SSD)、差的绝对值的立方和 (SCD)、差的绝对值的幂次方和 (SPD)、彩色多普勒频移、彩色多普勒相位或彩色多普勒速度来计算在第一和第二超声波图像之间的组织位移;

通过计算所述位移的空间导数来计算应变图像。

24. 如权利要求 17 所述的系统,其中至少一个剪切波传播特性包括下面一个或多个:

与一个或多个已检测的剪切波相关联的传播速度;以及

实数 (b) 和剪切波传播速度的平方 (c^2) 的乘积 (bc^2)。

超声成像的方法和装置

技术领域

[0001] 此处描述的系统和方法概括地涉及超声成像领域。更具体地,下述实施例涉及在组织中测量剪切波速度的方法和系统。

背景技术

[0002] 疾病状态使得软组织比在生理状态下呈现得更为僵硬。内科医生因此使用触诊来定位在身体内部的僵硬组织,并且因此而识别疾病状态。例如,已知乳癌通常比健康的乳房组织更坚硬,并且可以通过触诊检测出坚硬的肿块。

[0003] 由下面的公式,组织中的剪切波传播特性与组织的硬度相关(杨氏模量):

$$[0004] \quad E = 3 \rho \cdot c^2 \quad (1)$$

[0005] 其中 c 是剪切波的传播速度, E 是杨氏模量,以及 ρ 是组织密度。因此,可以通过测量穿过组织的剪切波的传播速度来在组织中检测癌或者其他疾病状态。

[0006] 通过将强超声波脉冲施加在组织可以在该组织内创建剪切波。该超声波脉冲显现出较高的振幅和较长的持续时间(比如 100 微秒的数量级)。该超声波脉冲产生推动该组织的声辐射力,因而导致各层组织沿着超声波脉冲的方向滑动。组织的这些滑动(剪切)运动可以被认为是低频(比如从 10 到 500Hz)剪切波,并且可以向与超声波脉冲方向垂直的方向传播。超声波脉冲在组织中以 1540m/s 的速度传播。然而,剪切波在组织中的传播就慢得多,大约是 1-10m/s 的数量级。

[0007] 因为组织运动通常在轴方向上(即超声波脉冲方向),因此可以使用传统的超声多普勒技术来检测剪切波。在这点上,超声多普勒技术最适合在轴方向上检测速度。可替代地,还可以通过测量由声辐射力导致的组织位移来检测剪切波。

[0008] 为了更准确地测量剪切波的传播速度,需要快速地或者以每秒几千帧的快帧速率来跟踪该剪切波。帧中的图像包含了几百条超声线。常规超声成像的典型帧速率大约是 50 帧/秒,其太慢而不能跟踪剪切波传播。因此,需要在保持良好的信噪比和良好的空间分辨率的同时增加帧速率。而且,还需要有效地提供组织硬度的指标。

[0009] 剪切波速度成像显现出有限的空间分辨率。由于剪切波速度的测量需要在至少两个横向位置处检测剪切波(即在至少两个超声波束的位置处),因此横向的空间分辨率尤其有限。另一方面,仅仅使用一个超声波束就可以检测组织应变。因此,组织应变成像比剪切波速度成像显现出更高的空间分辨率。然而,组织应变成像仅仅产生了组织硬度的定性测量,而剪切波速度成像提供了定量测量。

[0010] 图说明

[0011] 图 1 是声辐射力导致产生剪切波的图像。

[0012] 图 2 是一些实施例的超声成像系统的图像。

[0013] 图 3 是传统的超声成像系统的图像。

[0014] 图 4 是多个超声波发送/接收波束的图像。

[0015] 图 5 是一个超声波发送波束和多个超声波接收波束的图像。

- [0016] 图 6 是剪切波传播速度的平方的颜色编码。
- [0017] 图 7 是剪切波传播速度的平方的颜色编码。
- [0018] 图 8 显示了通过声辐射力和剪切波传播而生成剪切波的图像。
- [0019] 图 9 是显示了剪切波滑动运动的图像。
- [0020] 图 10 是显示了剪切波传播的图像。
- [0021] 图 11 是显示了剪切波传播的图像。
- [0022] 图 12 是在组织中剪切波传播速度的平方的颜色编码图的例子。
- [0023] 图 13 是显示了由声辐射力导致的组织位移的图像。
- [0024] 图 14 是利用了由 RGB 表示而组成颜色编码柱的剪切波速度的平方 c^2 的数值范围。
- [0025] 图 15 是显示了关于超声换能器的超声坐标系的图像。
- [0026] 图 16A 是应变图像。
- [0027] 图 16B 是剪切波图像。
- [0028] 图 16C 是应变图像和剪切波图像。
- [0029] 图 17 是依据一些实施例的、在剪切波图像值和应变图像值之间的相关和回归线。
- [0030] 图 18 是依据一些实施例的处理流程图。
- [0031] 图 19A 是压缩前的组织。
- [0032] 图 19B 是压缩后的组织。
- [0033] 图 20 是依据一些实施例的处理流程图。

具体实施方式

[0034] 将参照图对实施例进行描述,其中在全部图中,相似的数字表示相似的元件。在详细地描述这些实施例之前,应该理解的是,实施例不局限于其对在下面描述中提出的或在图中图示的示例的细节的应用。可以以不同的应用并以不同的方式来实践或实施其他实施例。而且,应该理解的是,此处所使用的措辞和术语是出于描述的目的并且不应该被视作限制。本文所使用的“包括 (including)”、“包含 (comprising)”或“具有”及其变型是指包括之后列出的项目和其等同物以及其他项目。术语“安装”、“连接”和“联接 (coupled)”被广泛地使用并且包括直接和间接的安装、连接和联接。此外,“连接”和“联接”并不限于物理或机械的连接或联接。

[0035] 图 1 中显示了由强超声波脉冲 120 创建声辐射力。超声波脉冲 120 展现出较高的振幅以及较长的持续时间 (例如 100 毫秒数量级)。从超声换能器阵列 110 传输超声波脉冲 120。超声波脉冲 120 在生物组织 160 中聚焦于一个焦点 130,导致在该焦点 130 处推动组织 160 的声辐射力。超声波脉冲 120 可以传输多次,并且对于多个传输的超声波脉冲中的每一个可以聚焦于不同的焦点处。

[0036] 组织 160 主要在超声波脉冲 120 的轴向上被推动,创建在横向上或者除轴向以外的其他方向 (例如垂直方向) 上传播的剪切波 140、150。剪切波 140、150 的传播速度依赖于组织 160 的硬度 (杨氏模数或者剪切模数)。如公式 1 所示,较高的组织硬度导致较高的剪切波传播速度。例如癌的病理性状态会增加组织硬度,因而可以通过确定传播速度来诊断这些状态。例如,依据组织状态,剪切波传播速度可以从 1m/s 到 10m/s。

[0037] 因为剪切波可以由组织运动 (或活动) 来表现特征,因此,可以使用超声多普勒技

术来检测剪切波（例如参见 US4573477, US4622977, US4641668, US4651742, US4651745, US4759375, US4766905, US4768515, US4771789, US4780837, US4799490, 以及 US4961427）。为了检测此组织运动（活动），多次将超声波脉冲发射到组织，并且由散射器在组织中散射超声，再由超声波换能器接收超声波作为接收到的超声波信号。在为了聚焦和导向而应用延迟和 / 或相位旋转之后，对来自超声换能器阵列的接收到的超声波信号进行滤波、放大、数字化、变迹以及波束成形（即合并）。这些处理步骤的顺序可以互换。接收到的形成波束的 RF 超声波信号经过正交解调，得到复数多普勒 I-Q 信号。在彩色多普勒技术中，以脉冲重复频率（PRF）发射超声波并且将速度检测为接收到的超声波信号中的频移（多普勒频移）。接收到的超声波与和所发射的超声波频率相同频率的同相位（0 度）参考信号以及正交（90 度）参考信号混合，得到复数多普勒 I-Q 信号。

[0038] 一般而言，复数 I-Q 信号被用于推导多普勒频移，因为多普勒频移和血液速度具有如下关系：

$$[0039] \quad \Delta f = \frac{2f_t v \cos \theta}{c_s} \quad (2)$$

[0040] 其中， Δf 为多普勒频移， f_t 为发射频率， v 为血液速度， θ 为超声波束方向与速度矢量之间的角度，而 c_s 为声速。因此多普勒频移取决于速度方向与超声波束方向之间的角度，并且是超声波彩色多普勒系统可以获得的测量值。

[0041] 在彩色多普勒的情况下，所采样的信号的数量可能被限制为几个。因此，通常将自相关技术用于确定 I-Q 信号之间的相位差，并且接着如下文所述确定多普勒频移和速度。如下面等式中所示使用彩色多普勒的 I-Q 信号 $z(m) = x(m) + jy(m)$ 来计算“自相关” r ，其中 $z(m)$ 为复数 I-Q 多普勒信号， $x(m)$ 为同相位（实数）信号， $y(m)$ 为正交相位（虚数）信号， m 表示信号编号， j 为虚数单位，而 $*$ 表示复共轭。

$$[0042] \quad r = \sum z(m) \cdot z^*(m-1) \quad (3)$$

[0043] 如下面等式中所示， r 的实数部分（ $\text{Real}(r)$ ）和虚数部分（ $\text{Imag}(r)$ ）被用于获得相位 φ 。

[0044]

$$\varphi = \tan^{-1} \frac{\text{Imag}(r)}{\text{Real}(r)} \quad (4)$$

[0045] 因为 $\tan^{-1}$ 通常范围仅在 -0.5π 至 0.5π ，所以复数值 r 在复坐标中的位置也可以被用于推导在 $-\pi$ 至 π 范围内的 φ 。接着，相位（即，彩色多普勒相位） φ 与多普勒频移有如下面等式所示的关系。

[0046]

$$\Delta f = \frac{\varphi_{PRF}}{2\pi} \quad (5)$$

[0047] 于是，获得接收到的复数基带超声波信号之间的自相关 r 以检测组织速度或者运动。

[0048] 由多个超声波束（例如图 5 中的 540、545、550）在组织区域中的多个横向点检测组织运动以便对运动进行监测。这个运动反映剪切波在那些多个横向点（或者多个超声波

束)处的动作。因此,剪切波的横向传播速度可以根据检测到的组织运动来确定。

[0049] 可选择地,如图 13 所示,可以通过测量由声辐射力(声辐射力反过来是由强超声波脉冲导致的)导致的组织位移来检测剪切波。在施加声辐射之前组织 1310 位于位置 1320 处,并且接着在施加声辐射力之后运动到位置 1330。为了测量由强超声波脉冲导致的组织位移,将超声波脉冲从超声波换能器 1305 发射到组织,并且接着由散射器在组织中散射超声波脉冲,超声波脉冲再返回到换能器 1305 并且被换能器 1305 接收作为接收到的超声波信号。将超声波脉冲聚焦在一定深度处,以便与未聚焦的超声波脉冲相比提高最终接收到的超声波信号的信噪比。利用从组织接收到的超声波信号的相关性,可以获得由于声辐射力导致的组织 1310 的位移 1340(从位置 1320 到位置 1330),并且可以在此后追踪组织 1310。由此超声波脉冲可以在由声辐射力产生剪切波之后追踪剪切波。

[0050] 将在施加声辐射力之前由第一超声波脉冲产生且从组织 1310 接收到的超声波信号与在施加声辐射力之后由第二超声波脉冲产生的接收到的超声波信号互相关,以便找出接收到的超声波信号之间的最佳匹配。通过查找最大相关值可以找出最佳匹配以追踪组织以及由声辐射力造成的组织位移。因此,当观察到或者测量到组织位移时,即可检测到剪切波。位移和组织速度可以如此关联:位移是组织速度 v_s 的时间积分 $\int v_s dt$ 。因此,通过计算彩色多普勒速度的时间积分可以获得组织位移。接收到的超声波信号在解调之后可以是 RF(射频)、IF(中频)或者基带信号。可替代地,可以对位移进一步微分以获得组织应变,组织应变可以接着被用于检测剪切波传播速度。

[0051] 在上面段落中的信号的互相关 $CC(t, \tau)$ 数学表达如下:

$$[0052] \quad CC(t, \tau) = \int^{-W} S_1(t') S_2(t' - \tau) dt' \quad (6)$$

[0053] 其中, $CC(t, \tau)$:互相关; $S_1(t')$:根据第一超声波发射而接收到的信号; $S_2(t' - \tau)$:根据第二超声波发射而接收到的信号; W :窗口长度; t :时间; t' :时间; τ :时间位移。由形成最大互相关(或者最佳匹配)的时间位移值 τ 确定组织位移。在互相关之前可以使用插值函数(例如三次样条函数)执行信号的插值以提高空间分辨率。

[0054] 可以如下所示用差的绝对值和(SAD)、差的平方和(SSD)、差的绝对值的立方和(SCD)或者差的绝对值的幂次方和(SPD)代替互相关。

$$[0055] \quad SAD[l, k] = \sum_{n=0}^N |S_1[l+n] - S_2[l+n-k]| \quad (7)$$

$$[0056] \quad SSD[l, k] = \sum_{n=0}^N (S_1[l+n] - S_2[l+n-k])^2 \quad (8)$$

$$[0057] \quad SCD[l, k] = \sum_{n=0}^N |S_1[l+n] - S_2[l+n-k]|^3 \quad (9)$$

$$[0058] \quad SPD[l, k] = \sum_{n=0}^N |S_1[l+n] - S_2[l+n-k]|^p \quad (10)$$

[0059] S_1 为在位移之前根据第一超声波发射而接收到的超声波信号, S_2 为在位移之后根据第二超声波发射而接收到的超声波信号。 N :在信号窗口中的信号数量。 k :由信号数量以及当量 τ 引起的窗口位移。 l :窗口的位置。 p 是实数。对于 SAD、SSD、SCD 和 SPD 而言,基于使 SAD、SSD、SCD 和 SPD 最小(或者最佳匹配)的 k 值来确定组织位移。

[0060] 在一些实施例中,基于已接收的超声波信号的 I-Q 信号,计算彩色多普勒速度、彩色多普勒频移或者彩色多普勒相位(如公式 2、3、4 和 5 所示),以确定如前讨论的组织位移。彩色多普勒速度(或者彩色多普勒频移,或者彩色多普勒相位)的时间积分产生如前所述的组织位移。在这种情况下,公式(2)中的角度 θ 可以被认为是零(0)度。

[0061] 图 8 和图 9 被用于详细地图示出剪切波的产生和检测。从超声波换能器 810、910 将强超声波脉冲 820 一次或者多次地施加到组织 860、960,以增加由超声波脉冲产生的声辐射力导致的剪切波的振幅。剪切波在组织中衰减得非常快,因此较大的振幅可使得传播更远的距离。可以将一个或者多个超声波脉冲聚焦在一个焦点或者不同的焦点处。超声波脉冲产生推动组织层的声辐射力,得到如图 9 所图示的主要在轴向(垂直方向)上的组织运动 830、910。组织层运动 910 导致主要在轴向上的相邻的组织层运动 920、925。组织层运动 920、925 接着依次导致下一个组织层运动 930、935,组织层运动 930、935 接着导致相邻的组织层运动 940、945。如图 8 所示,此连续的组织运动表示剪切波 840、850 在横向(水平方向)上的传播。因为由声辐射力导致的组织运动(或者活动)主要在轴向上,所以可以通过对在轴向上的活动敏感的彩色多普勒技术对该活动进行检测。

[0062] 例如,彩色多普勒技术发射和接收数个超声波脉冲,使用如上所述的并且现有技术已知的自相关技术确定接收到的超声波信号之间的相位差并且计算组织或者血液的速度。除速度外,还可以计算彩色多普勒信号的方差(variance)和幂(power)。如在运动的组织或者血液的常规显示中,这些参数中的一个可以被用于显示如图 10 和图 11 所示的剪切波。假设在表示一定时间的彩色多普勒帧中确定剪切波 1040(1140)、1050(1150),并且在下一个时刻或者在下一个帧中确定剪切波 1060(1160)、1070(1170)。可以获得更多剪切波的图像帧以追踪剪切波并且产生剪切波传播的动画。在替代实施例中,可以检测由于声辐射力造成的组织位移。

[0063] 图 10 和图 11 描绘出在两个时间点处的剪切波传播。如箭头 1080、1090 所图示的,可以通过对在两个时间点处的剪切波的两个图像进行相关来推导出局部剪切波传播速度。可以使用更多的剪切波的图像帧以追踪剪切波在更多图像区域中的传播,以便呈现局部剪切波传播速度或者如下文所述在二维图像中的剪切波传播速度的平方。

[0064] 可以通过如下的散斑追踪获得第一帧信号 S^1 与第二帧信号 S^2 之间的相关系数(CCV):

$$[0065] \quad CCV(S^1, S^2) = \frac{\sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n (S_{x,z}^1 - \bar{S}^1)(S_{x+X, z+Z}^2 - \bar{S}^2)}{\sqrt{\sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n (S_{x,z}^1 - \bar{S}^1)^2 \cdot \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n (S_{x+X, z+Z}^2 - \bar{S}^2)^2}} \quad (11)$$

[0066] 其中 $S_{x,z}^1$ 为第一帧的 x, z 处的超声波信号, $S_{x+X, z+Z}^2$ 为第二帧的 $x+X, z+Z$ 处的超声波信号, $\bar{S}^1$ 为第一帧信号的窗口中的平均信号值, $\bar{S}^2$ 为第二帧信号的窗口中的平均信号值。在图 15 中示出相对于超声波换能器 1510 的坐标系 (x, y, z) 。纵轴 y 垂直与图 15 的纸面,虽然为了图示的目的将其示出得略微不同。

[0067] 由产生最大相关系数的位移 X, Z 确定正确的散斑追踪和距离,并因此确定速度(即,单位时间的距离)。

[0068] 与 1D 的情况类似,可以用如下所示的差的绝对值和 (SAD)、差的平方和 (SSD)、差的绝对值的立方和 (SCD) 和差的绝对值的幂次方和 (SPD) 代替相关系数。

$$[0069] \quad SAD(S^1, S^2, X, Z) = \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n |S^1_{x,z} - S^2_{x+X, z+Z}| \quad (12)$$

$$[0070] \quad SSD(S^1, S^2, X, Z) = \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n (S^1_{x,z} - S^2_{x+X, z+Z})^2 \quad (13)$$

$$[0071] \quad SCD(S^1, S^2, X, Z) = \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n |S^1_{x,z} - S^2_{x+X, z+Z}|^3 \quad (14)$$

$$[0072] \quad SPD(S^1, S^2, X, Z) = \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n |S^1_{x,z} - S^2_{x+X, z+Z}|^p \quad (15)$$

[0073] p 为实数 ; m 和 n 为整数。可以用 1D 散斑追踪来近似 2D 散斑追踪以获得剪切波传播速度以及剪切波传播速度的平方。数学表达式将与在位移测量中所使用的类似。

[0074] 可替代地,可以使用剪切波等式 (16) 推导出剪切波传播速度如下 :

$$[0075] \quad \rho \frac{\partial^2 u_i}{\partial t^2} = \mu \left(\frac{\partial^2 u_i}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_i}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_i}{\partial z^2} \right) \quad (16)$$

[0076] 其中, $i = x, y, z$, ρ 为组织密度, μ 为剪切模量, u_i 为位移矢量,如图 15 所示, x 为横向坐标, y 为纵向坐标,并且 z 为轴向坐标。对于不可压缩物质而言,杨氏模量 E 和剪切模量 μ 具有下述关系。

$$[0077] \quad E = 3\mu \quad (17)$$

[0078] 因此,可以如下列等式以剪切模量与密度的比率获得剪切波传播速度的平方。

$$[0079] \quad c^2 = \frac{\mu}{\rho} \quad (18)$$

[0080] 可以由上文所述的互相关来确定等式 16 中的一个位移分量 u_z 。通过合并等式 16 和等式 18 中的 z 分量,获得剪切波传播速度的平方和剪切波传播速度如下 :

$$[0081] \quad c^2 = \frac{\frac{\partial^2 u_z}{\partial t^2}}{\frac{\partial^2 u_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2}} \quad (19)$$

[0082] 以及

$$[0083] \quad c = \sqrt{\frac{\frac{\partial^2 u_z}{\partial t^2}}{\frac{\partial^2 u_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2}}} \quad (20)$$

[0084] 因此,以位移的二阶时间导数与位移的二阶空间导数之间的比率的平方根获得剪切波传播速度。类似地,以位移的二阶时间导数与位移的二阶空间导数之间的比率获得剪切波传播速度的平方。因为与其他空间导数相比,在纵向 (elevational direction) 上的

位移的空间导数 $\frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2}$ 可以被忽略,所以可以根据其他的测量值获得剪切波传播速度的平方和剪切波传播速度。

[0085] 期望能频繁地(意为以快速的速率或者帧速率)监测并且追踪剪切波。为了加快帧速率,如图 5 所示可以发射较宽的聚焦的超声波脉冲 520 并且可以同时接收多个超声波信号 540、545、550。如上所述接收到的超声波束被用以检测剪切波,并且用以推导出剪切波传播特性(即,速度和速度的平方)。发射的聚焦的超声波束 520 尤其适合于在剪切波的检测期间保持最终接收到的超声波束的良好的信噪比。

[0086] 在一些实施例中,如图 4 所示,将多个超声波束(脉冲)同时施加和发射到组织领域,并且接收每个发射的超声波脉冲的多个超声波束(脉冲)以提高帧速率。在图 4 中,将超声波脉冲 420、430 从超声波换能器阵列 410 同时发射到生物组织 480。对于各个发射的超声波脉冲 420、430,同时接收多个超声接收信号 440、445、465、460、465、470。可以同时或者基本上同时发射多个超声波脉冲。可以同时发射多个超声波脉冲。或者可以在发射第一超声波脉冲之后并且在第一超声波脉冲从超声场的最深处返回至超声波换能器之前发射第二超声波脉冲。这种发射方法提高了帧速率。

[0087] 图 4 示出两个同时发射的超声波脉冲的示例,但是还可以发射多于两个的超声波脉冲。在一些实施例中,可以发射经编码的超声波形用于更好地分离同时发射的多个超声波信号。例如,可以使用啁啾编码(chirp code)、巴克编码(Barker code)、戈莱编码(Golay code)或者哈德玛编码(Hadamard code)用于超声波脉冲的更好的分离。再次使用上文所述的方法分析接收到的信号以确定在多个点上的组织运动,并且据此推导出剪切波传播特性。

[0088] 能够基于在成像场中的多个点处检测到的活动(或者速度)产生剪切波的图像。随后的超声波发射/接收次序可以在多个时间点处产生剪切波的多个图像。接着如上文所述计算剪切波的图像之间的相关以获得剪切波传播速度和速度的平方。可替代地,确定由声辐射力导致的组织位移,并且以位移的二阶时间导数与位移的二阶空间导数之间的比率的平方根计算剪切波传播速度。类似地,以位移的二阶时间导数与位移的二阶空间导数之间的比率计算剪切波传播速度的平方。

[0089] 在一些实施例中,可以显示检测到的剪切波的传播速度 c 。在一些实施例中,可以显示检测到的剪切波的传播速度的平方 c^2 。有利地,如等式 1 所示,传播速度的平方 c^2 可以比传播速度 c 更紧密关联于杨氏模量或者剪切模量。因此,传播速度的平方 c^2 可以提供实际硬度的有效代表值。在一些实施例中,传播速度的平方 c^2 可以乘以 3 并且接着被显示。如果组织密度接近 1g/cm^3 ,则这个数字(即, $3c^2$)可以接近实际的杨氏模量。在一些实施例中,可以显示任意实数 b 与传播速度的平方 c^2 的乘积 bc^2 。实际硬度的确定是困难的并且容易出错,这是因为组织的密度是未知的并且必须进行估计。

[0090] 可以采用彩色编码技术、灰度级技术或者图形编码技术以向用户呈现剪切波传播特性(即,速度 c 或者速度的平方 c^2)。在一些实施例中,将组织内的剪切波传播速度的平方 c^2 显示在二维彩色图像中。在一些实施例中,还可以使用图形编码和/或二维图像来呈现传播速度 c 或者速度的平方 c^2 。

[0091] 可以使用红色对剪切波传播速度的平方 c^2 的低值进行编码,而使用蓝色对 c^2 的高

值进行编码。例如,图 6 图示出图例指示红色组织区域包括与 c^2 的低值(例如 $1\text{m}^2/\text{s}^2$) 关联的剪切波并且蓝色组织区域包括与 c^2 的高值(例如 $100\text{m}^2/\text{s}^2$) 关联的剪切波。实施例不限于基于颜色的编码。可以使用灰度级或者图形模式(例如,垂直线、水平线、阴影线、不同密度的点图形等)和颜色的任意组合来对组织内的剪切波传播特性的图像进行编码。

[0092] 在确定了传播速度的平方 c^2 之后,可以如图 6 所示相对于颜色波长而对 c^2 进行线性编码。例如,如果确定组织区域内的 c^2 为 $50\text{m}^2/\text{s}^2$,则使用黄色 630 显示组织区域。

[0093] 可替代地,可以如图 7 所示定义剪切波传播速度的平方 c^2 的颜色编码。可以以蓝色 710 显示与剪切波传播速度的平方的低值相关联的组织区域,而可以用红色 720 显示与剪切波传播速度的平方的高值相关联的组织区域。还可以使用不同的颜色编码方法呈现剪切波的传播速度的平方 c^2 或者剪切波的速度 c 。例如,颜色编码可以基于色调、亮度和其他颜色特征。颜色编码标尺可以呈现与图 6、图 7 中所示不同的剪切波传播速度的平方或者剪切波传播速度的最大值和最小值。在这点上,图 6 和图 7 中的速度的平方的最大值 $100\text{m}^2/\text{s}^2$ 和速度的平方的最小值 $1\text{m}^2/\text{s}^2$ 仅为图示的目的,而并不限制权利要求的范围。可以用其他值呈现编码标尺的最大值和最小值。

[0094] 可以如图 14 所示使用基于红色、绿色和蓝色 (RGB) 值的颜色编码呈现剪切波的传播速度 c 或者速度的平方 c^2 。在这个示例(图 14)中,根据基于 RGB 值 1420、1430 以及 1440 的颜色编码条 1410 呈现组织内的剪切波的传播速度的平方 c^2 。在这个示例中,因为在颜色编码条 1410 中呈现 256 种颜色,所以剪切波传播速度的平方具有 256 个可能的值。以由 R(0) 1422、G(0) 1432 和 B(0) 1442 组成的颜色呈现最小的速度的平方 $c^2(0)$ 1412。以由 R(127) 1425、G(127) 1435 和 B(127) 1445 组成的颜色呈现中间的速度的平方 $c^2(127)$ 1415。以由 R(255) 1428、G(255) 1438 和 B(255) 1448 组成的颜色呈现最大的速度的平方 $c^2(255)$ 1418。在这个示例中,R(255) 仅指示与红色指数(index)255 相关联的红色,并且不一定指示为最亮红色的红色值 255。类似地,G(255) 指示与绿色指数 255 相关联的绿色并且 B(255) 指示与蓝色指数 255 相关联的蓝色。

[0095] 可替代地,可以使用红色、绿色、蓝色和黄色来定义颜色编码条。可替代地,可以使用基于色调的颜色编码条。

[0096] 图 12 表示以颜色编码图像 1260 显示人体软组织(例如乳房)内的剪切波传播速度的平方 c^2 的示例。图示出颜色编码标尺 1250,其中颜色编码 1210(即表示红色,尽管在本黑/白文档中显示为白色)表示剪切波传播速度的平方的低值,并且颜色编码 1220(即表示蓝色,尽管在本黑/白文档中显示为阴影)表示剪切波传播速度的平方的较高值。

[0097] 基于编码标尺 1250,能够看出颜色编码图像 1260 包括高传播速度的平方 c^2 的区域 1280。因为剪切波传播速度的平方 c^2 与杨氏模量成比例,所以对应于区域 1280 的组织区域可能是硬的。因为肿瘤通常是硬的,所以图像 1260 可以指示病理状况。

[0098] 颜色编码方法提供了包括具有高传播速度的平方值的剪切波的区域与包括具有低传播速度的平方值的剪切波的其他区域之间的有效区分。因此,颜色编码方法允许有效的识别软组织区域内的硬组织区域。可以将显示剪切波传播速度或者速度的平方的图像与常规的超声波图像(例如,B 模式图像或者 B 模式图像和彩色多普勒图像和/或频谱多普勒图像的结合)相结合(例如重叠)。可替代地,可以用数字显示剪切波传播速度的平方或者剪切波传播速度。在一些实施例中,可以以灰度级或者基于诸如使用图案而非颜色的其

他图形编码方法来显示剪切波传播速度的平方。例如,利用灰度级编码方法,可以以黑色或者深灰色来显示剪切波传播速度或者剪切波传播速度的平方的低值,而以浅灰色或者白色来显示剪切波传播速度或者剪切波传播速度的平方的高值。

[0099] 组织应变 ε 是如下对于组织位移的测量。

$$[0100] \quad \sigma = E \varepsilon \quad (21)$$

$$[0101] \quad \sigma = E \frac{\Delta L}{L} \quad (22)$$

$$[0102] \quad \varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (23)$$

[0103] 如图 19A 和 19B 所示的,其中 σ 是压力, E 是杨氏模量, L 是组织长度, ΔL 是位移。图 19A 显示了在施加了一个力 1930 之前的组织 1910 和它的长度 L,而图 19B 显示了在施加了一个力 1930 并且组织 1920 被压缩之后的组织 1920。压力 σ 是各个区域的力,如公式 21 中所示的,其通过杨氏模量与应变 σ 相关。该力可以是将超声波探头推动组织的机械力,或者是由传输的超声波脉冲创建的声辐射力。公式 (22) 可以重写为局域的应变 $\frac{\partial u_z}{\partial z}$, 以取代全局的应变 $\frac{\Delta L}{L}$ (即,在长度 L 上的平均应变)。

$$[0104] \quad \sigma = E \frac{\partial u_z}{\partial z} \quad (24)$$

[0105] 其中 u_z 是使用了引入公式 16 的规定而在轴位置 z 上的局域位移。因此,该位移的空间导数是从一个位置到其他位置而变化的应变或者局域应变。同样地,压力也可以从一个位置到另一个位置而变化。随着组织压力或压缩的增长,组织的应变也在增长。对于一个给定的压力,如果组织硬度越坚硬,杨氏模量越大,应变就越小。因此,只要压力已知,组织应变就可以指示组织的硬度。然而,压力通常不能容易地被获得。因此,应变可以在相近压力的区域内指示相关的组织硬度,从而可以认为是定性的。压力和由此的应变可以通过之前讨论的声辐射力以及通过超声探测的机械压缩而创建。另一方面,由于组织密度在公式 1 中是相对恒定的,因此剪切波传播速度或者速度的平方更直接地与组织硬度相关。剪切波传播速度或速度的平方可以直接指示组织硬度和杨氏模量,并且由此可以认为是定量的。然而,剪切波速度成像需要在 2 个或更多的横向位置处或者在 2 个或更多的超声波束处检测剪切波,从而横向分辨率有限。另一方面,应变可以通过超声波束获得,从而可以具有比剪切波速度成像更好的横向分辨率。因此,在这个实施例,同时使用应变图像和剪切波速度成像数据来创建新的剪切波速度图像。

[0106] 第一,如之前讨论的以及如图 16B 所示的,可以获得剪切波速度图像 1640。第二,如图 16A 所示的,应变图像 1630 可以通过声辐射力或者通过例如超声探测的机械压缩而创建。如图 19A 所示,在施加诸如声辐射力或机械压缩等力之前从组织获得超声波图像以作为参考图像。如图 19B 所示,在施加诸如声辐射力或机械压缩等力之后获得第二超声波图像。通过两幅(第一幅和第二幅)图像(图 19A 和 19B)的相关性来计算组织位移。例如,

公式 6、7、8、9 或 10 可以应用于两幅图像以获得相关性以及位移 u_z 。位移的空间导数 $\frac{\partial u_z}{\partial z}$ 产生了一幅应变图像。

[0107] 第三,应变图像 1630 和剪切波速度图像 1640 都分隔(划分)成多个如图 16C 所示的匹配区域。实施这个过程是因为如之前讨论的压力从一个位置到另一个位置是变化的。在图 16C 中,两幅图像(即应变图像 1630、剪切波图像 1640)相互之间是有层叠的,以表示它们的空间关系。稍微大一些的椭圆图像 1620 表示由剪切波成像所描绘的肿瘤,而小一些的椭圆图像 1610 则代表由应变成像所描绘的肿瘤,指示了不同的空间分辨率。第四,如图 17 所示,在一个区域内的各像素点的每个应变图像值(横轴)依靠于在该区域内的各相同(对应的)像素点的剪切波图像值(纵轴)来绘出。第五,如图 17 所示,在应变图像值和剪切波图像值之间获得回归线(例如直线或者曲线)或者回归线公式(例如 $Y = aX + b$, 其中 X 代表应变图像值,而 Y 代表剪切波图像值)以及相关系数,即在图 16C 中所示的每个区域内的各对应像素位置处的剪切波传播速度的平方以及应变的倒数。

[0108] 回归线是最小误差下的靠近相关变量 X 和 Y 的一条线。假设在给定图像点(像素)处的变量 $X(X_i$:实际剪切数据样本)和变量 $Y(Y_i$:实际应变数据样本)与回归线相关,例如获取 $Y = aX + b$ 和 a 和 b ,使得误差的和被最小化(例如,平方误差),如下:

$$[0109] \quad \sum (Y_i - aX_i - b)^2 \quad (25)$$

[0110] 其中误差是在对于使用回归线给定的 X_i 而由回归线估计的 Y 值 Y_{est} 以及真实数据样本 Y_j 之间的差值,如下:

$$[0111] \quad Y_{est} = aX_i + b \quad (26)$$

$$[0112] \quad Error = Y_i - Y_{est} \quad (27)$$

[0113] 从公式 (1)、(21) 和 (24),假设恒定压力在较小的区域内,剪切波传播速度的平方与应变的倒数成正比,如下:

$$[0114] \quad c^2 \propto \frac{1}{\varepsilon} \quad (28)$$

[0115] 可替换地,应变也可以与剪切波传播速度的平方的倒数成正比,如下:

$$[0116] \quad \varepsilon \propto \frac{1}{c^2} \quad (29)$$

[0117] 其中, ε 是应变,以及 c 是剪切波传播速度。因此,如图 17 所示,在期望压力恒定的较小区域内,可以期望线性的相关性。

[0118] 在一些实施例中,除了真实数据之外,由于剪切波速度的平方与应变之间的关系,在坐标原点的虚拟数据也被用于回归线的计算。

[0119] 如下获得在数据抽样 X_i 和数据抽样 Y_i 之间的相关系数 r :

$$[0120] \quad r = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2}} \quad (30)$$

[0121] 其中 $\bar{X}$ 和 $\bar{Y}$ 各自是 X_i 和 Y_i 的平均值。

[0122] 如果在某一区域内的相关系数大于预置的值(即阈值),那么通过在回归线公式中输入 X (即应变图像值)以及计算最终得到的新的剪切波速度(或者速度的平方)(即 Y)图像值,使用回归线将该区域内的应变图像值转换为剪切波速度的平方。因为应变图像值用于创建该区域的新的剪切波图像值,所以该新的剪切波图像应当具有与应变图像相同的

空间分辨率,其比原始的剪切波图像的空间分辨率要高。

[0123] 如果一个区域的相关系数低于阈值,那么该区域的应变图像值和剪切波图像值不会被很好地相关。这可能发生在硬度改变大的区域内,例如坚硬组织区域的边缘。如果相关系数低于预置的值,那么如上所述,使用最近邻近区域的回归线来将当前区域的应变图像值转换成剪切波图像值,该最近邻近区域与大于预置值的相关系数相关联。

[0124] 整体流程如图 18 所示。在 1810,获得剪切波图像(速度或者速度的平方)以及应变图像。在 1820,将该图像划分为更小的区域。在 1830,基于每一个较小区域的剪切波图像值(例如剪切波速度和速度的平方)和应变图像值(例如应变和应变的倒数),为该所述每一个较小的区域获取回归线和相关系数。在 1840,如果该区域的相关系数被确定为大于阈值,那么在 1850,使用回归线将该区域的应变图像值转换成该区域的剪切波图像值。如果该区域的相关系数不大于阈值,那么在 1860,使用最近邻近区域的回归线来将应变图像值转变成剪切波图像值,该最近邻近区域具有大于阈值的相关系数。

[0125] 在一些实施例中,如图 16C 所示,可以由应变和剪切波图像来创建较小的区域而不是划分(分开)图像。换句话说,在邻近区域之间存在着缝隙。图 16C 表示没有任何缝隙的情况。可以使用每个区域内的所有或者部分的剪切波或者应变像素来计算相关系数和回归线。

[0126] 在一些实施例中,在应变图像和剪切波中选择一小区域。在该区域中的应变图像值和剪切波图像值之间获得一种关系(例如回归线和/或相关系数)。然后,基于所述关系将该应变图像值转换成剪切波图像值。在其他的小区域内重复这个过程以覆盖所有或者部分的图像。因此,在所有或者部分的原始图像区域内,将应变图像转换成新的剪切波图像。图 20 显示了处理的流程。首先,在 2010,获得剪切波和应变图像。在 2020,获得区域内的关系(例如回归线和/或相关系数)。在 2030,使用所述关系,将应变图像数据转换成剪切波数据。

[0127] 在一些实施例中,使用回归线将应变图像数据转换成剪切波图像数据,而不用检查相关系数。

[0128] 在一些实施例中,自适应性地选择剪切波图像数据和应变图像数据之间的相关性较高的区域。换句话说,搜索剪切波图像数据和应变图像数据之间的相关性高于阈值的区域。在该区域中,获得回归线,并且使用该回归线将应变图像数据转换成剪切波图像数据。此过程可以在其他区域中重复。这对于找到相同压力的区域和排除压力变化大的区域,例如,如图 16C 所示坚硬组织损害(或肿瘤)边缘,是有效的。

[0129] 在一些实施例中,可以基于回归线将剪切波图像值转换成应变图像值。具体过程如下。获得第一剪切波图像。获得应变图像。将应变图像和第一剪切波划分成多个区域。在所述多个区域内的每个区域计算在应变图像值和第一剪切波图像值之间的回归线。基于每个区域内的回归线将该应变图像值转换成剪切波值。

[0130] 在一些实施例中,剪切波图像和/或应变图像由几个像素到百万个像素组成。在一些实施例中,剪切波图像和/或应变图像由至少一个图像像素组成。

[0131] 在之前的讨论中,二维的图像被用于描述实施例。然而,此处所述的过程可以应用于三维图像,其中在 1820 处,所述图像被分为体量(volume),而不是区域。

[0132] 图 3 示出具有 B 模式成像、多普勒频谱和彩色多普勒成像的常规超声诊断成像系

统。该系统可以包括其他成像模式,例如弹性成像、3D 成像、实时 3D 成像、组织多普勒成像、组织谐波成像、对比成像以及其他成像。超声波信号从通过发射 / 接收开关 320 由发射器 / 发射波束形成器 310 驱动的超声探头 330 发射。探头 320 可以由发射器 / 发射波束形成器 310 以不同的时间延迟分别驱动的超声波换能器元件的阵列构成,以便聚焦和导向发射的超声光束。接收波束形成器 340 通过开关 320 接收从探头 330 接收到的超声波信号并且对信号 325 进行处理。接收波束形成器 340 对信号施加延迟和 / 或相位,并且将得到的信号合并用于聚焦和导向所接收到的超声波束。接收波束形成器 340 还可以施加变迹、放大和过滤。

[0133] 经处理的信号 345 联接到多普勒频谱处理器 350、彩色多普勒处理器 360 和 B 模式图像处理器 370。多普勒频谱处理器 350 包括多普勒信号处理器和频谱分析仪,并且对多普勒流速信号进行处理以及计算和输出多普勒频谱 355。彩色多普勒处理器 360 对所接收到的信号 345 进行处理,计算并输出速度、幂和方差信号 365。B 模式图像处理器 370 对所接收到的信号 345 进行处理,计算并输出 B 模式图像 375 或者由振幅检测得到的信号的振幅。

[0134] 多普勒频谱信号 355、彩色多普勒处理器信号 (速度、幂和方差) 365 以及 B 模式处理器信号 375 联接到扫描转换器 380,由扫描转换器 380 将信号转换成经扫描转换的信号。扫描转换器 380 的输出联接到显示监视器 390 用于显示超声波图像。

[0135] 图 2 示出根据一些实施例的包括剪切波处理器 295 的超声成像系统的元件的图。图 2 中的超声系统将强超声波脉冲发射到生物组织以产生推动生物组织的声辐射力。在推动生物组织之后,剪切波在组织中产生并传播。接着超声系统发射并且接收超声波脉冲,以随着剪切波在生物组织中的传播来追踪剪切波。可以由接收波束形成器 240 同时形成多个接收到的超声波束。类似地,可以由发射器 / 发射波束形成器 210 同时形成多个发射的超声波束。如上文所述,对从接收波束形成器 240 接收到的超声波信号进行处理,以获得组织位移、多普勒速度、相关性、剪切波传播速度和 / 或剪切波传播速度的平方。剪切波处理器 295 可以执行如上文所述的剪切波处理方法。剪切波处理器 295 从接收波束形成器 240 接收输出 245。输出 297 包括剪切波速度数据或者其他剪切波速度特性。例如,剪切波处理器 295 将剪切波传播速度或者传播速度的平方输出到扫描转换器 280,并且将剪切波传播速度或者剪切波传播速度的平方的表征与 B 模式图像、彩色多普勒图像或者频谱多普勒图像一起输出到显示监视器。

[0136] 剪切波处理器 295 可以包括通用中央处理单元 (CPU)、数字信号处理器 (DSP)、现场可编程阵列 (FPGA)、图形处理单元 (GPU) 和 / 或小型 (discreet) 电子装置。

[0137] 图 2 表示根据一些实施例的逻辑结构,并且实际实现可以包括以其他方式布置的更多的或者不同的元件。可以与其他实施例结合使用其他拓扑结构。并且,图 2 系统的各个元件可以由经由任意数量的其他公共和 / 或专用网络彼此通信的任意数量的计算装置实现。两个以上这样的计算装置可以彼此远距离放置,并且可以经由网络的任意已知方式和 / 或专用连接彼此通信。该系统可以包括任意数量的适于提供此处所述功能以及任何其他功能的硬件和 / 或软件元件。例如,用于实现图 2 系统的任何计算装置可以包括处理器以执行程序代码而使计算装置如此处所述运行。

[0138] 此处讨论的所有系统和处理可以以存储在一个以上非暂时性的计算机可读介质中的程序代码实施。这样的介质可以包括,例如软盘、CD-ROM、DVD-ROM、蓝光光盘、闪存驱动

器、磁带以及固件状态的随机存取存储器 (RAM) 或者只读存储器 (ROM) 存储单元。因此, 实施例不限于任何具体的硬件和软件的组合。

[0139] 已经描述一个以上实施例。然而, 对本领域技术人员来说各种修改将是显而易见的。

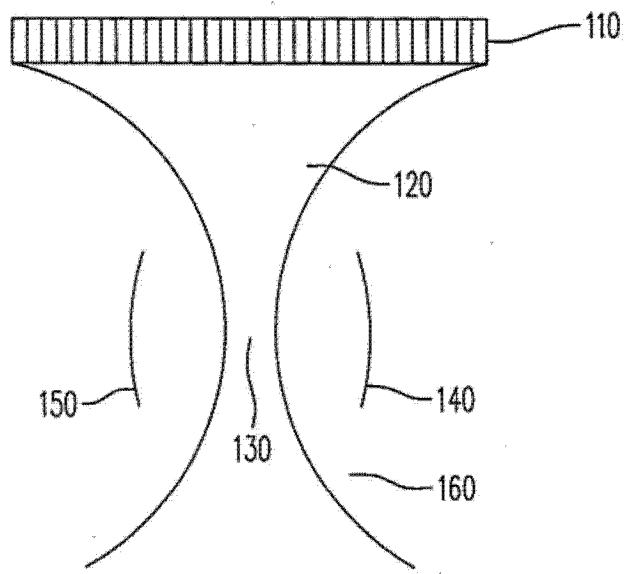


图 1

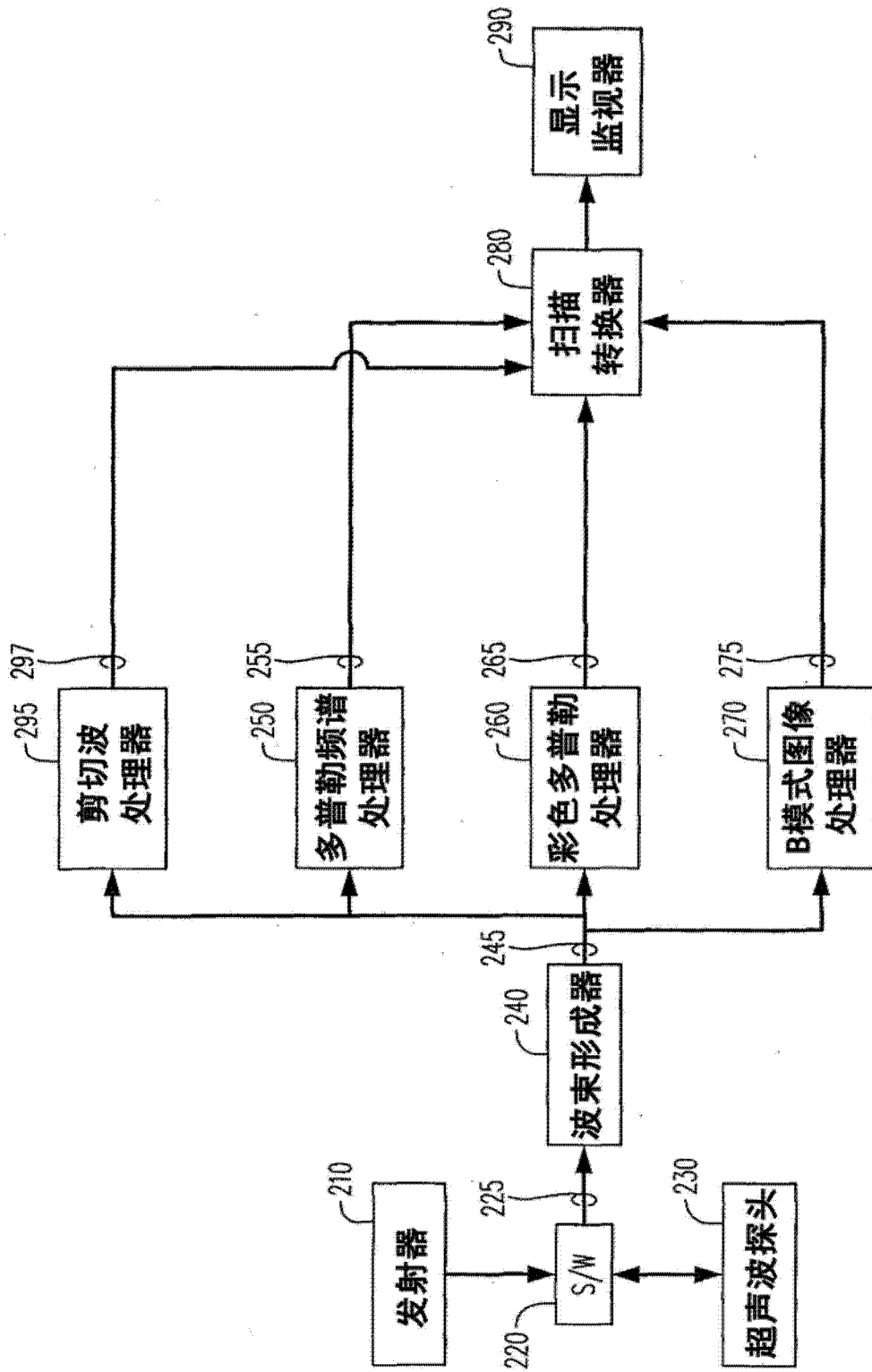


图 2

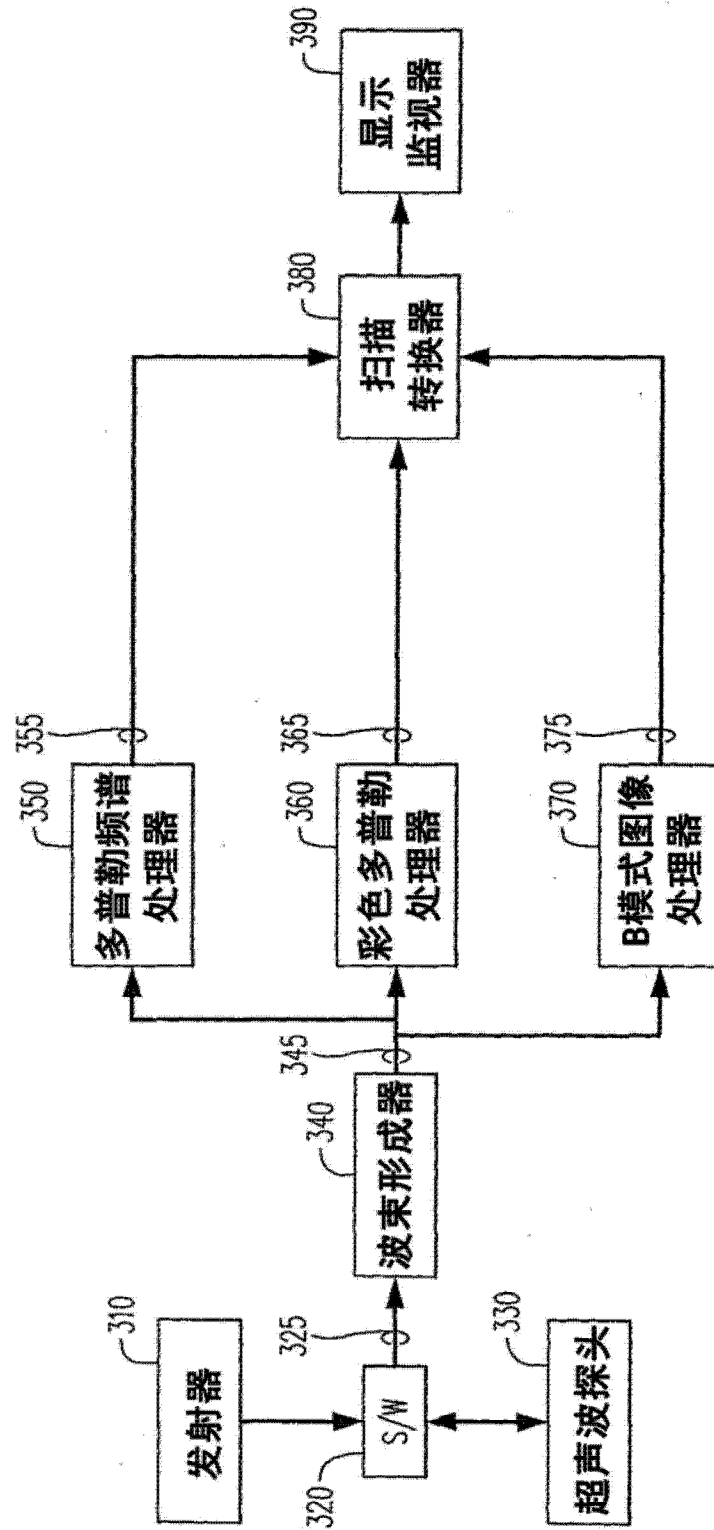


图3(现有技术)

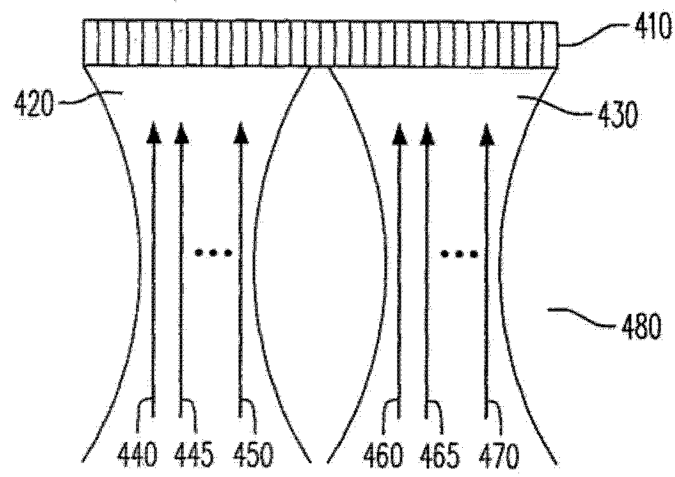


图 4

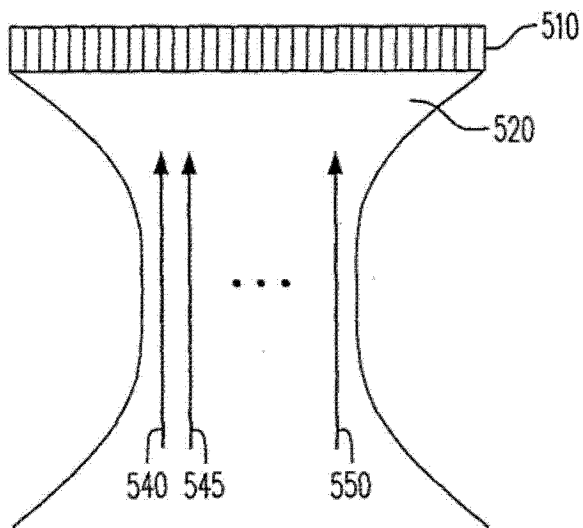


图 5

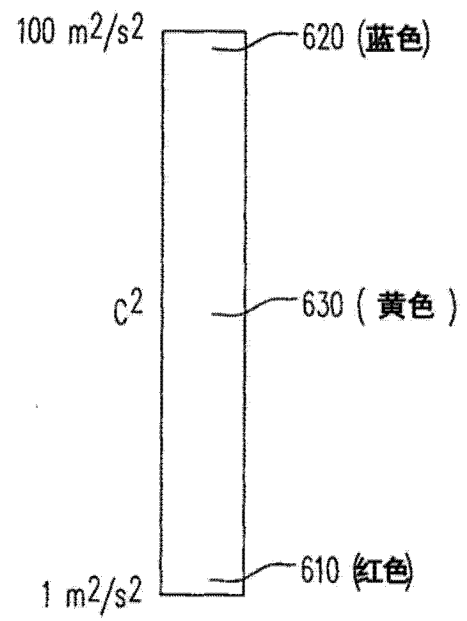


图 6

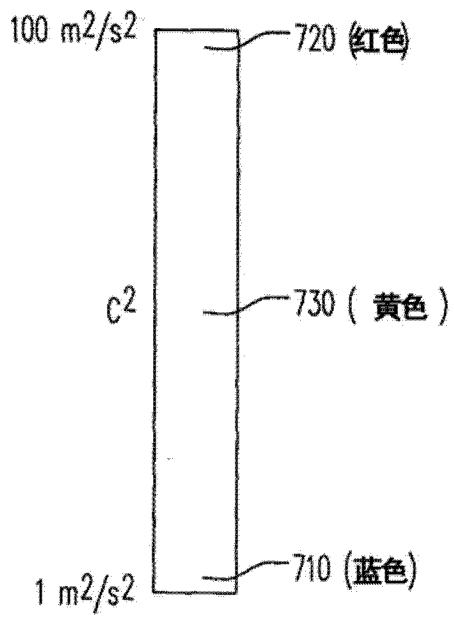


图 7

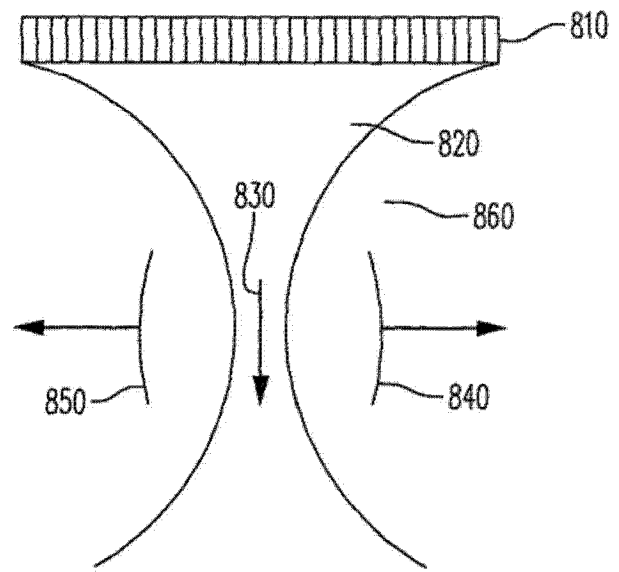


图 8

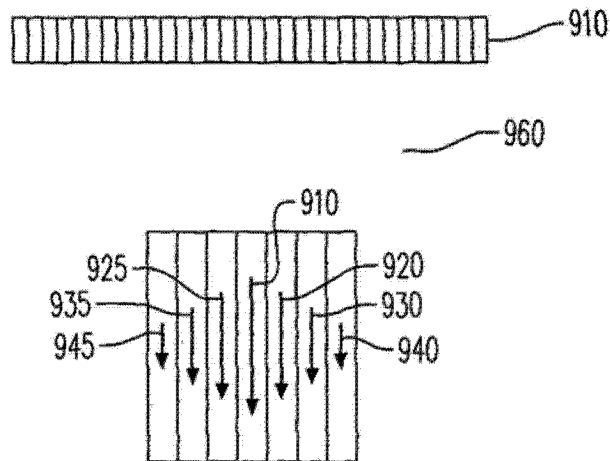


图 9

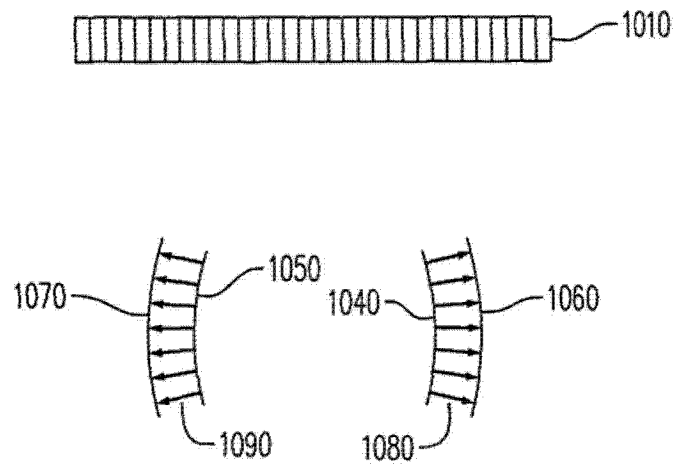


图 10

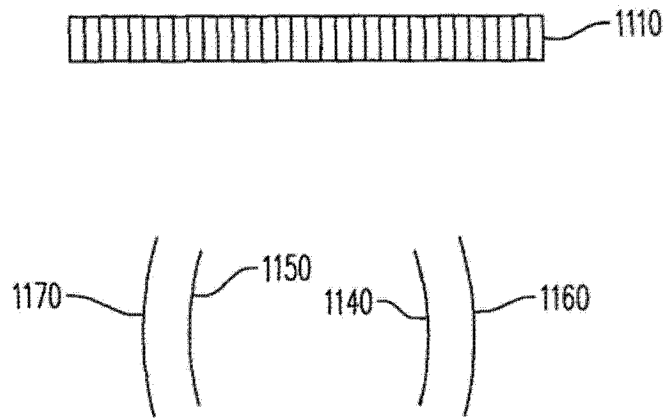


图 11

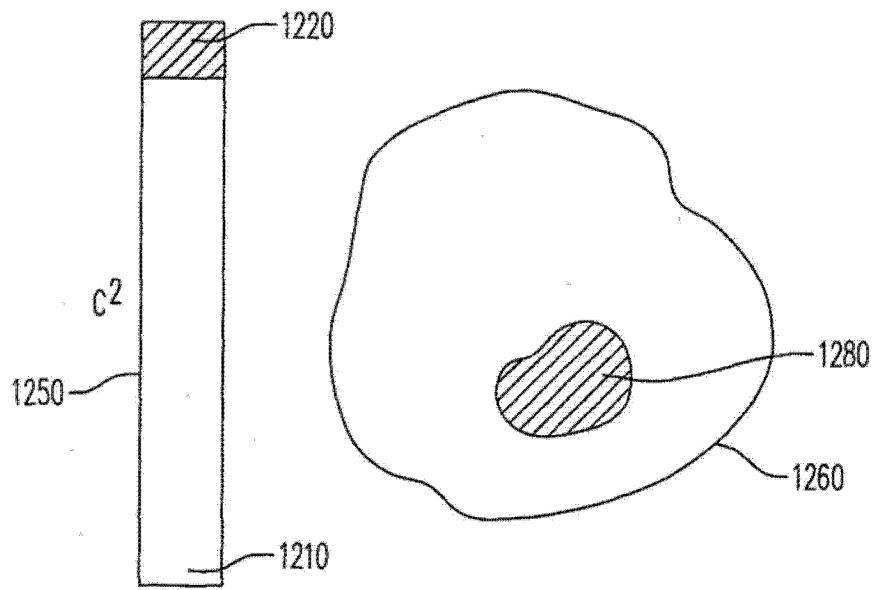


图 12

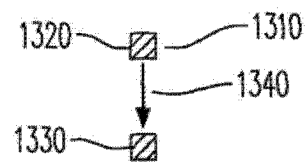
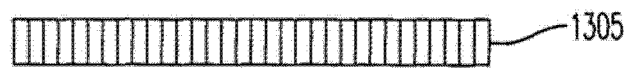


图 13

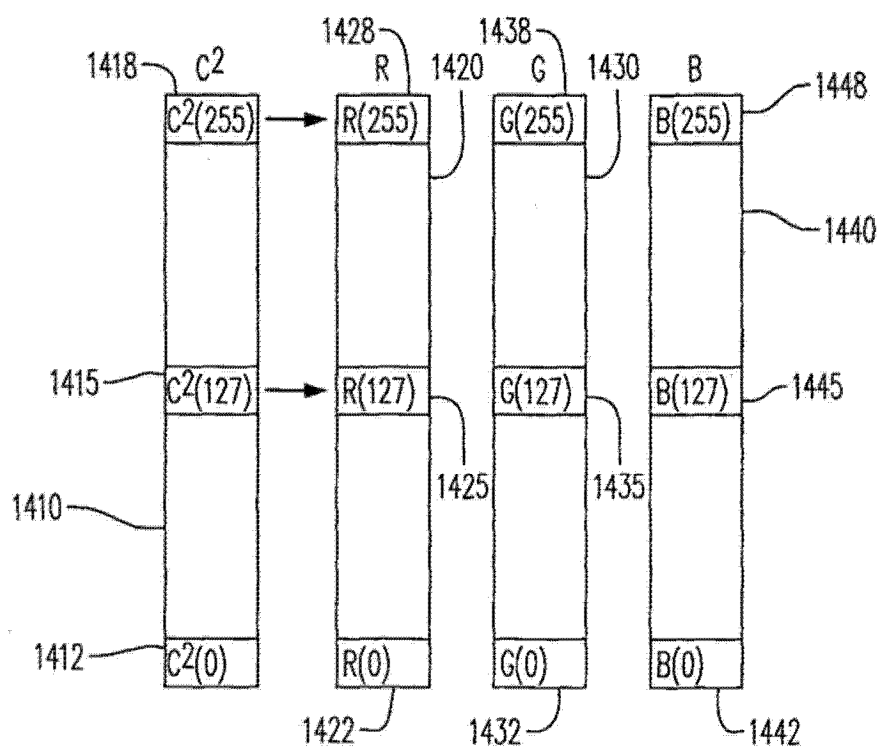


图 14

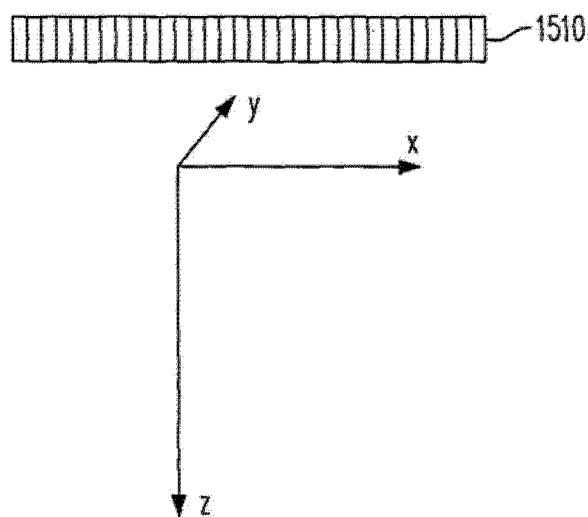


图 15

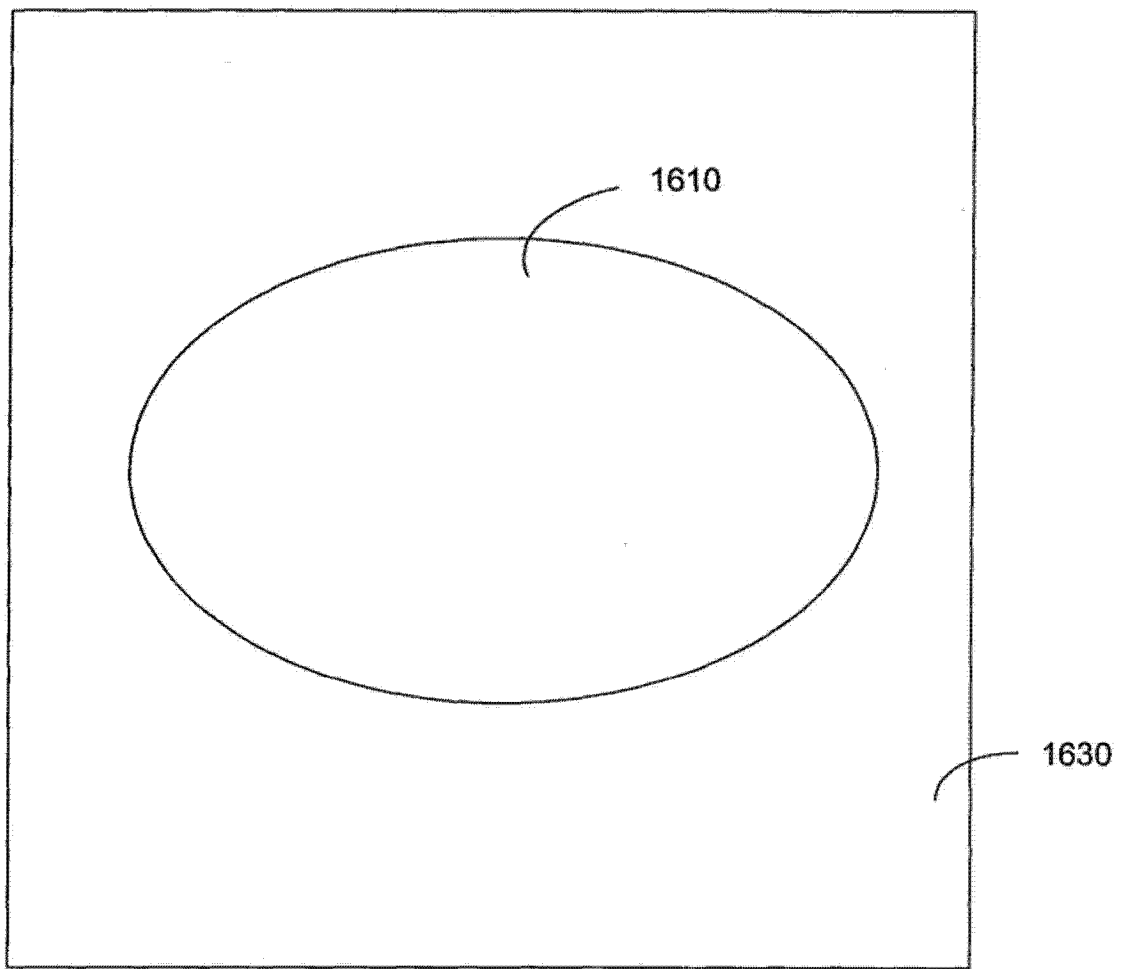


图 16A

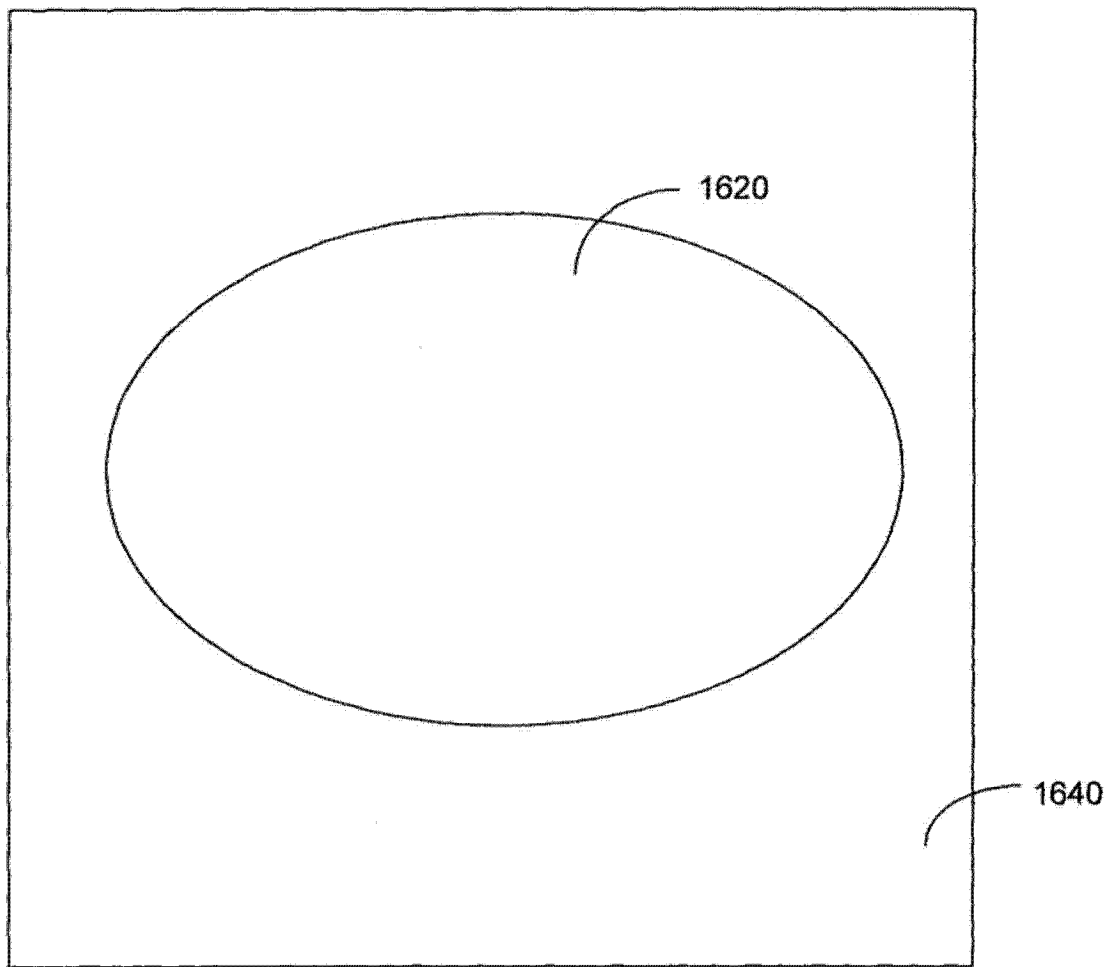


图 16B

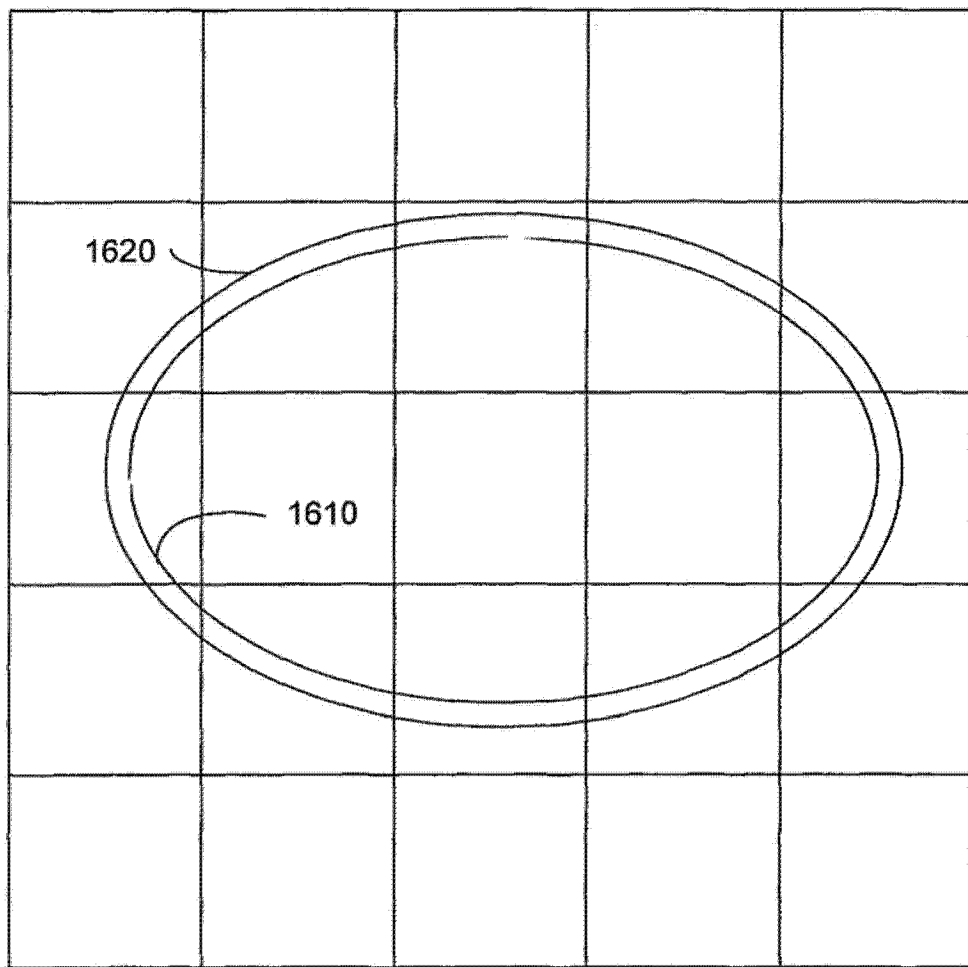


图 16C

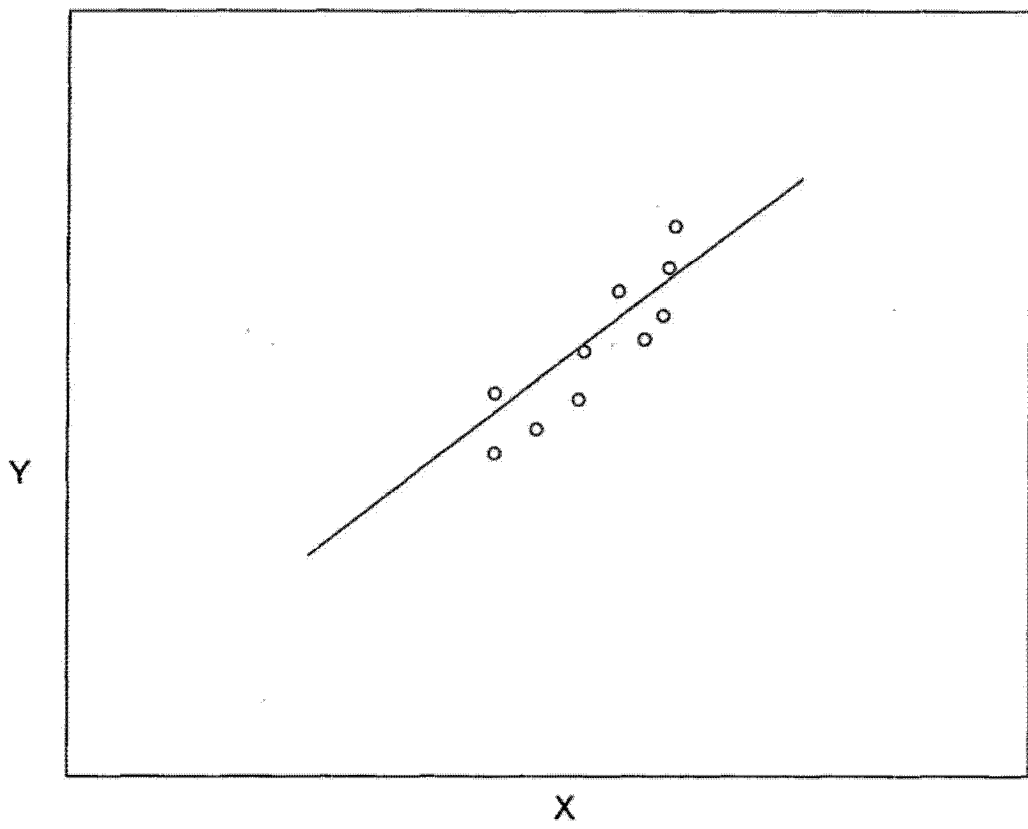


图 17

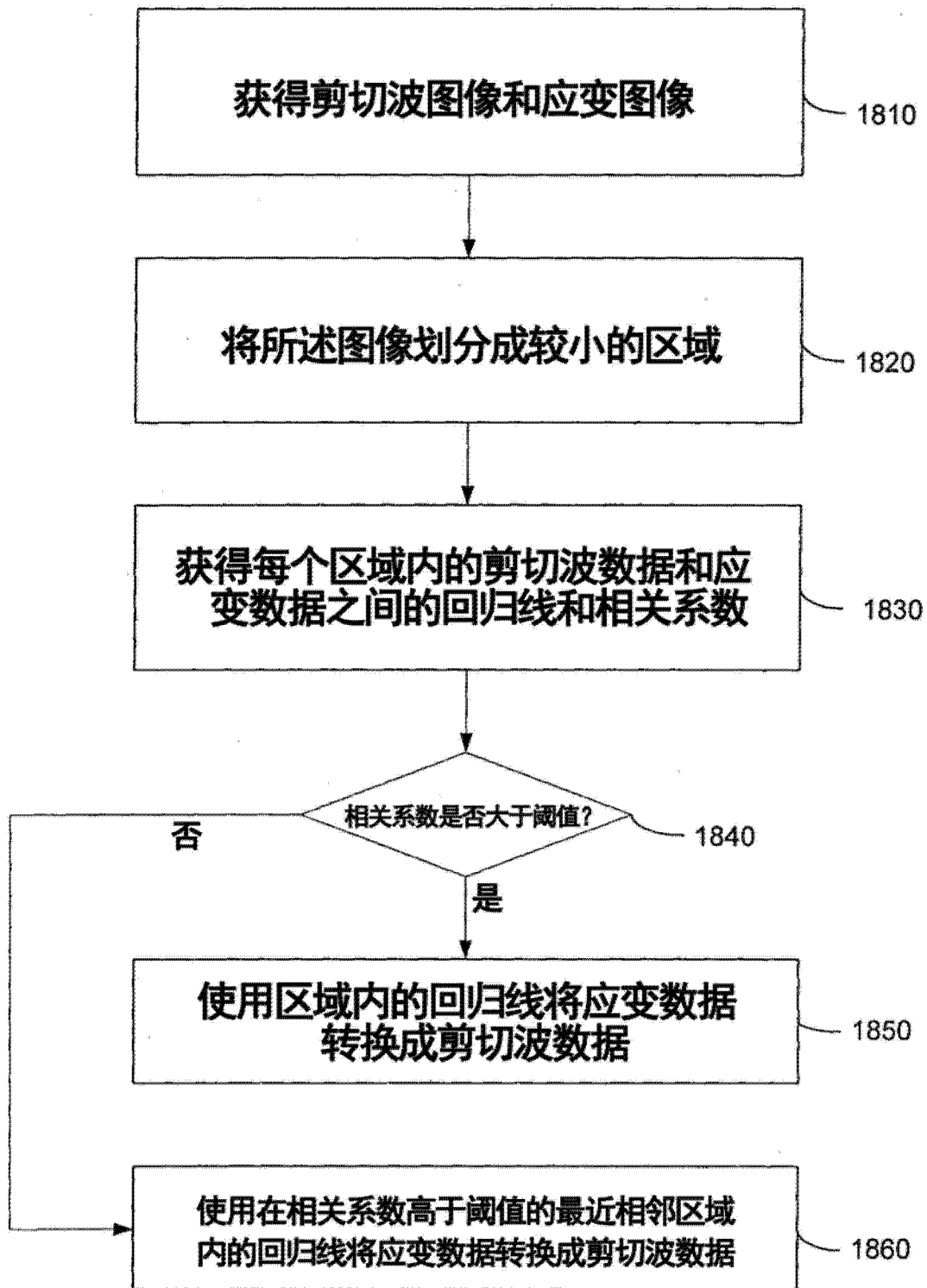


图 18

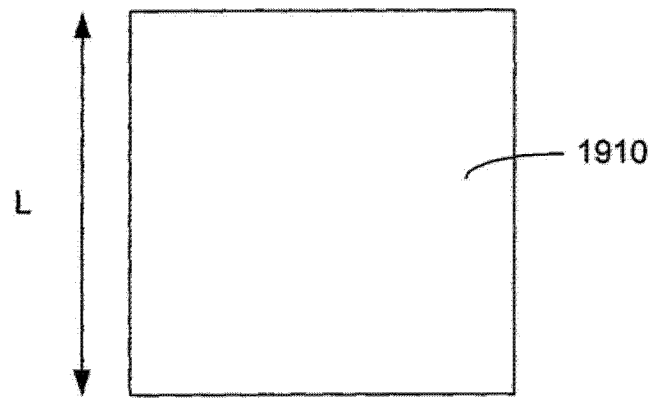


图 19A

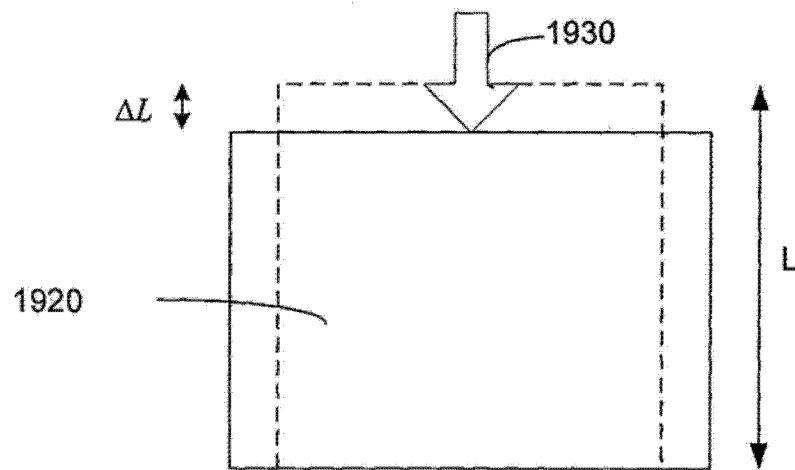


图 19B

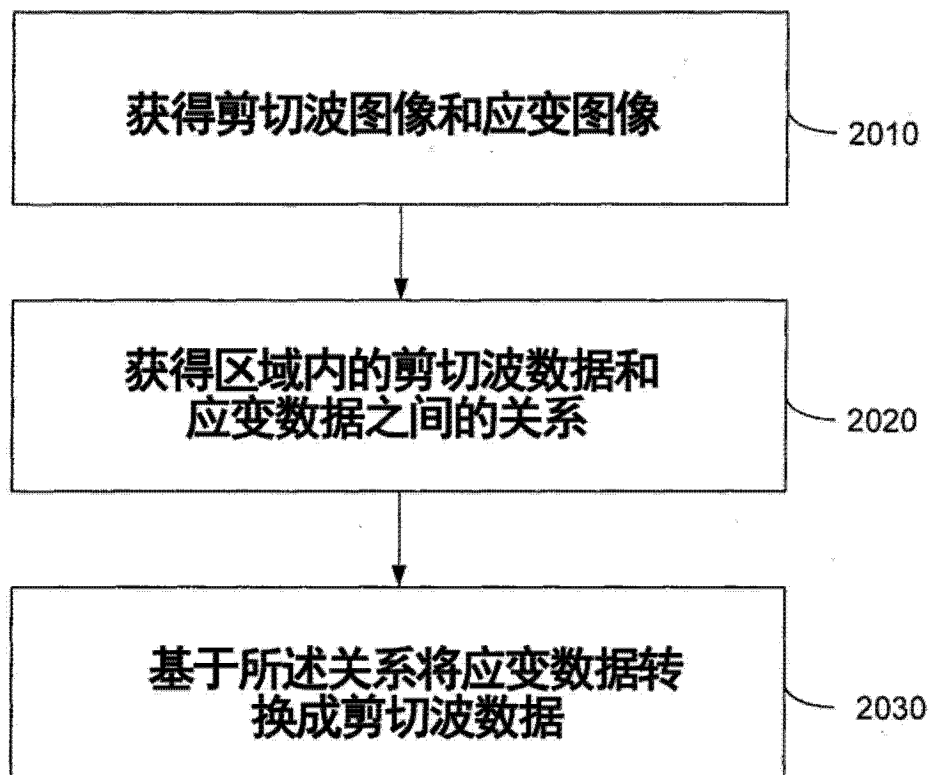


图 20

专利名称(译)	超声成像的方法和装置		
公开(公告)号	CN104203115A	公开(公告)日	2014-12-10
申请号	CN201380018671.4	申请日	2013-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	田村正		
发明人	田村正		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/488 G01S7/52095 A61B8/08 A61B8/085 A61B8/485 G01S7/5209 G01S7/52042		
代理人(译)	黄威 邓玉婷		
优先权	13/608453 2012-09-10 US 61/617848 2012-03-30 US		
其他公开文献	CN104203115B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

将第一超声波脉冲施加在生物组织以在该生物组织中创建剪切波，向该生物组织内传输聚焦的超声波脉冲，从该生物组织接收一个或多个超声波信号，并且基于接收的一个或多个超声波信号检测该生物组织内的剪切波。确定至少一个与被检测的剪切波相关的传播特性，显示所确定的至少一个传播特性。通过声辐射力或者机械性压缩获得应变图像，例如通过超声探头。随后，使用之前获得的剪切波速度图像将该应变图像转换成新的剪切波速度图像。

