



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103096812 B

(45) 授权公告日 2015. 12. 02

(21) 申请号 201180017546. 2

书第3-5段.

(22) 申请日 2011. 03. 22

US 2003013963 A1, 2003. 01. 16, 摘要, 说明书第5段.

(30) 优先权数据

61/321, 005 2010. 04. 05 US

US 2006079773 A1, 2006. 04. 13, 全文.

61/321, 341 2010. 04. 06 US

CN 101657159 A, 2010. 02. 24, 全文.

61/350, 585 2010. 06. 02 US

CN 1809317 A, 2006. 07. 26, 全文.

13/030, 718 2011. 02. 18 US

US 2008249408 A1, 2008. 10. 09, 全文.

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 09. 29

Mickael Tanter 等. 《Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity :initial clinical results using supersonic shear imaging》.《Ultrasound in Medicine and Biology》. 2008, 第34卷(第9期), 第1373-1386页.

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2011/029402 2011. 03. 22

Mickael Tanter 等. 《Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity :initial clinical results using supersonic shear imaging》.《Ultrasound in Medicine and Biology》. 2008, 第34卷(第9期), 第1373-1386页.

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/126729 EN 2011. 10. 13

评估员 胡新芬

(73) 专利权人 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 11225

代理人 黄威 邓玉婷

(51) Int. Cl.

A61B 8/14(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2002010398 A1, 2002. 01. 24, 摘要, 说明

权利要求书3页 说明书9页 附图8页

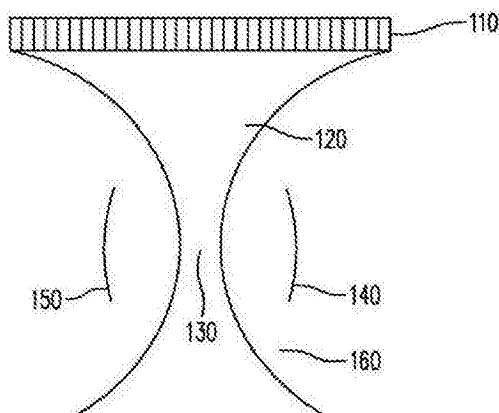
(54) 发明名称

用于超声成像的方法和装置

(57) 摘要

将第一超声脉冲施加到生物组织以在所述生物组织中生成剪切波, 将聚焦的超声脉冲发射到所述生物组织中, 从所述生物组织接收一个或者多个超声信号, 基于接收到的一个或者多个超声信号检测所述生物组织中的剪切波。确定与检测到的剪切波相关联的至少一个传播特性, 以及显示所确定的至少一个传播特性。

CN 103096812 B



1. 一种超声成像方法,包括:

将第一超声脉冲施加到生物组织以在所述生物组织中生成剪切波;

将聚焦的超声脉冲发射到所述生物组织中;

从所述生物组织接收响应于所述聚焦的超声脉冲而生成的一个或者多个超声信号;

基于所述接收到的一个或者多个超声信号检测所述生物组织中的剪切波;

确定与所述检测到的剪切波相关联的至少一个传播特性;以及

使用编码方法显示与所述检测到的剪切波相关联的至少一个传播特性,

其中,检测所述剪切波的步骤包括计算一个或者多个时间位置上的所述接收到的超声信号之间的相关性、差的绝对值和、差的平方和或者差的绝对值幂方和。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述至少一个剪切波传播特性包括以下的一个或者多个:

与一个或者多个所述检测到的剪切波相关联的传播速度;以及

实数 (b) 与所述剪切波传播速度的平方 (c^2) 的乘积 (bc^2)。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定所述至少一个传播特性的步骤包括计算在一个或者多个时刻的所述检测到的剪切波之间的相关性、差的绝对值和、差的平方和或者差的绝对值幂方和。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,进一步包括:在发射第一聚焦的超声脉冲之后并且在所述第一聚焦的超声脉冲从超声场中的最深位置处返回到换能器之前,从所述换能器发射第二聚焦的超声脉冲。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述发射的聚焦的超声脉冲包括经编码的波形信号。

6. 根据权利要求 5 所述的方法,其中,所述经编码的波形信号包括啁啾编码、巴克码、戈莱编码或者哈达马德编码中的一个。

7. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述编码方法包括颜色编码、灰度级编码或者数字显示。

8. 根据权利要求 7 所述的方法,其中,所述颜色编码基于 RGB(红色、绿色、蓝色)值、RGBY(红色、绿色、蓝色、黄色)值、色调、亮度、波长或者颜色图表。

9. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,检测所述剪切波的步骤包括确定所述生物组织的位移。

10. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,检测所述剪切波的步骤包括使用彩色多普勒技术确定所述生物组织的速度。

11. 根据权利要求 2 所述的方法,其中,基于所述生物组织的位移的时间二阶导数与所述生物组织的位移的空间二阶导数之间比值的平方根,计算所述剪切波传播速度。

12. 根据权利要求 2 所述的方法,其中,基于所述生物组织的位移的时间二阶导数与所述生物组织的位移的空间二阶导数之间的比值,计算所述剪切波传播速度的平方。

13. 根据权利要求 9 所述的方法,其中,确定所述生物组织的位移的步骤包括计算组织彩色多普勒速度的时间积分。

14. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,施加所述第一超声脉冲的步骤包括将多个超声脉冲施加到所述生物组织以在所述生物组织中生成剪切波,

其中所述多个超声脉冲中的每个聚焦于不同的焦点。

15. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 发射所述聚焦的超声脉冲的步骤包括将多个聚焦的超声脉冲多次发射到所述生物组织中, 并且

其中一个或者多个时刻从所述生物组织接收所述一个或者多个超声信号。

16. 一种超声成像系统, 包括 :

存储器, 其存储处理器可执行程序代码; 以及

处理器, 其执行所述处理器可执行程序代码, 以使所述系统 :

将第一超声脉冲施加到生物组织以在所述生物组织中生成剪切波;

将聚焦的超声脉冲发射到所述生物组织中;

从所述生物组织接收响应于所述聚焦的超声脉冲而生成的一个或者多个超声信号;

基于所述接收到的一个或者多个超声信号检测在所述生物组织中的剪切波;

确定与所述检测到的剪切波相关联的至少一个传播特性; 以及

使用编码系统显示与所述检测到的剪切波相关联的至少一个传播特性,

其中, 检测所述剪切波的步骤包括计算一个或者多个时间位置上的所述接收到的超声信号之间的相关性、差的绝对值和、差的平方和或者差的绝对值幂方和。

17. 根据权利要求 16 所述的系统, 其中, 所述至少一个剪切波传播特性包括以下一个或者多个:

与一个或者多个所述检测到的剪切波相关联的传播速度; 以及

实数 (b) 与所述剪切波传播速度的平方 (c^2) 的乘积 (bc^2)。

18. 根据权利要求 16 所述的系统, 其中, 所述剪切波的检测包括计算一个或者多个时间位置上的所述接收到的超声信号之间的相关性、差的绝对值和、差的平方和或者差的绝对值幂方和。

19. 根据权利要求 16 所述的系统, 其中, 所述至少一个传播特性的确定包括计算在一个或者多个时刻的所述检测到的剪切波之间的相关性、差的绝对值和、差的平方和或者差的绝对值幂方和。

20. 根据权利要求 16 所述的系统, 所述处理器进一步执行所述处理器可执行程序代码, 以使所述系统:

在发射第一聚焦的超声脉冲之后并且在所述第一聚焦的超声脉冲从超声场中的最深位置处返回到换能器之前, 从所述换能器发射第二聚焦的超声脉冲。

21. 根据权利要求 16 所述的系统, 其中, 所述发射的聚焦的超声脉冲包括经编码的波形信号。

22. 根据权利要求 21 所述的系统, 其中, 所述经编码的波形信号包括啁啾编码、巴克码、戈莱编码或者哈达马德编码中的一个。

23. 根据权利要求 16 所述的系统, 其中, 所述编码系统包括颜色编码、灰度级编码或者数字显示。

24. 根据权利要求 23 所述的系统, 其中, 所述颜色编码基于 RGB(红色、绿色、蓝色) 值、RGBY(红色、绿色、蓝色、黄色) 值、色调、亮度、波长或者颜色图表。

25. 根据权利要求 16 所述的系统, 其中, 所述剪切波的检测包括确定所述生物组织的位移。

26. 根据权利要求 16 所述的系统, 其中, 所述剪切波的检测包括使用彩色多普勒技术确定所述生物组织的速度。

27. 根据权利要求 17 所述的系统, 其中, 基于所述生物组织的位移的时间二阶导数与所述生物组织的位移的空间二阶导数之间比值的平方根, 计算所述剪切波传播速度。

28. 根据权利要求 17 所述的系统, 其中, 基于所述生物组织的位移的时间二阶导数与所述生物组织的位移的空间二阶导数之间的比值, 计算所述剪切波传播速度的平方。

29. 根据权利要求 25 所述的系统, 其中, 所述生物组织的位移的确定包括计算组织彩色多普勒速度的时间积分。

30. 根据权利要求 16 所述的系统, 其中, 所述第一超声脉冲的施加包括将多个超声脉冲施加到所述生物组织以在所述生物组织中生成剪切波,

其中所述多个超声脉冲中的每个聚焦于不同的焦点。

31. 根据权利要求 16 所述的系统, 其中, 所述聚焦的超声脉冲的发射包括将多个聚焦的超声脉冲多次发射到所述生物组织中, 并且

其中一个或者多个时刻从所述生物组织接收所述一个或者多个超声信号。

用于超声成像的方法和装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2010 年 4 月 5 日提交的序列号为 61/321,005 的美国临时专利申请“Method and Apparatus for Ultrasound Imaging”(用于超声成像的方法和装置)、2010 年 4 月 6 日提交的序列号为 61/321,341 的美国临时专利申请“Method and Apparatus for Ultrasound Imaging”(用于超声成像的方法和装置) 和 2010 年 6 月 2 日提交的序列号为 61/350,585 的美国临时专利申请“Method and Apparatus for Ultrasound Imaging”(用于超声成像的方法和装置) 的优先权,为了所有目的将这些申请的全部内容通过引用合并于此。

技术领域

[0003] 此处所述的系统和方法概括地涉及超声成像领域。更具体地,下面所述实施例涉及一种用于测量组织中剪切波速的方法和系统。

背景技术

[0004] 病理条件可能导致软组织比生理上正常状况下所呈现的更僵硬。因此,内科医生使用触诊法定位体内的僵硬组织,从而识别出病理条件。例如,已知乳腺癌通常比健康的乳腺组织更坚硬,并且可以通过触诊法被检测为坚硬的肿块。

[0005] 按照以下方程式,剪切波在组织中的传播速度与组织的硬度(杨氏模量或剪切模量)相关:

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

[0007] 其中

[0008] c 是剪切波的传播速度, E 是杨氏模量,而 ρ 是组织密度。因此,通过测量剪切波穿过组织的传播速度,可以在组织中检测癌变或者其他病理条件。

[0009] 通过将强超声脉冲施加到组织,可以在组织内生成剪切波。超声脉冲可以表现为高振幅和长持续时间(例如,在 100 微秒等级上)。超声脉冲生成推动组织的声辐射力,因此导致组织层沿着超声脉冲的方向滑动。组织的这些滑动(剪切)运动可以被视为低频(例如,从 10Hz 到 500Hz)的并且可以沿垂直于超声脉冲的方向传播的剪切波。超声脉冲可以在组织中以 1540m/s 的速度传播。然而,剪切波在组织中传播得慢得多,大约在 1-10m/s 等级上。

[0010] 由于组织运动通常是沿轴向(即,超声脉冲方向)的,因此可以使用常规超声多普勒技术检测剪切波。在这方面,超声多普勒技术最适于检测沿轴向的速度。可选择地,可以通过测量由声辐射力导致的组织位移来检测剪切波。

[0011] 为了精确地测量剪切波的传播速度,需要以快速率或者每秒几千帧的快帧速率跟踪剪切波。帧中的图像可以由几百条超声线组成。常规超声成像的典型帧速率为大约 50 帧 / 秒,该速率太慢而无法跟踪剪切波传播。因此,存在提高帧速率,同时保持良好的信噪比和良好的空间分辨率的需要。此外,还存在有效地提供组织硬度指示的需要。

发明内容

[0012] 一种方法、介质和系统，其可以提供：将第一超声脉冲施加到生物组织以在所述生物组织中生成剪切波，将聚焦的超声脉冲发射到所述生物组织中，从所述生物组织接收响应于聚焦的超声脉冲而生成的一个或者多个超声信号，基于所述接收到的一个或者多个超声信号检测在所述生物组织中的剪切波，确定与所述检测到的剪切波相关联的至少一个传播特性，以及使用编码方法显示与所述检测到的剪切波相关联的至少一个传播特性。

附图说明

- [0013] 图 1 为由声辐射力产生的剪切波的图。
- [0014] 图 2 为一些实施例的超声成像系统的图。
- [0015] 图 3 为常规超声成像系统的图。
- [0016] 图 4 为多个超声发射 / 接收波束的图。
- [0017] 图 5 为一超声发射波束和多个超声接收波束的图。
- [0018] 图 6 为剪切波传播速度的平方的颜色编码。
- [0019] 图 7 为剪切波传播速度的平方的颜色编码。
- [0020] 图 8 为示出了由声辐射力产生剪切波和剪切波传播的图。
- [0021] 图 9 为示出了剪切波滑动的图。
- [0022] 图 10 为示出了剪切波传播的图。
- [0023] 图 11 为示出了剪切波传播的图。
- [0024] 图 12 为剪切波在组织中的传播速度的平方的颜色编码图像的示例。
- [0025] 图 13 为示出了由声辐射力导致的组织位移的图。
- [0026] 图 14 为由 RGB 构成的颜色编码条表示的剪切波速度的平方 c^2 的色阶。
- [0027] 图 15 为示出了相对于超声换能器的超声坐标系的图。

具体实施方式

[0028] 将参照附图描述实施例，其中全文中相似的附图标记表示相似的元件。在详细说明本发明的实施例之前，应该理解的是，实施例的应用并不限于下面描述中所述或者附图中所示的示例的细节。可以在各种应用中和以各种方式实践或者实施其他实施例。此外，应该理解的是，此处使用的措词和术语用于描述的目的，而不应该被视为限制。此处使用的“包括(including)”、“包含(comprising)”或者“具有(having)”和其变型意图包含其后列出的项目和等同物及附加项目。术语“安装”、“连接”和“联接”广泛使用并包含直接和间接安装、连接和联接。此外，“连接”和“联接”不限于物理或者机械连接或者联接。

[0029] 如图 1 所示，声辐射力由强超声脉冲 120 生成。超声脉冲 120 表现为高振幅和长持续时间(例如，在 100 微秒等级上)。超声脉冲 120 由超声换能器阵列 110 发射。超声脉冲 120 聚焦于生物组织 160 中的焦点 130 处，从而产生在焦点 130 处推动组织 160 的声辐射力。超声脉冲 120 可以多次发射，并且多次发射的超声脉冲中的每个可以聚焦于不同的焦点处。

[0030] 组织 160 主要沿超声脉冲 120 的轴向被推动，从而生成剪切波 140、150，剪切波 140、150 可以沿横向或者除轴向(即垂直方向)以外的方向传播。剪切波 140、150 的传播速

度取决于组织 160 的硬度(杨氏模量或者剪切模量)。如方程式 1 所示,组织硬度越高,剪切波传播速度越快。病理条件如癌变可能增加组织硬度,从而通过确定传播速度可以诊断这些病理条件。例如,剪切波传播速度可以在 1m/s 至 10m/s 之间变化,具体速度取决于组织条件。

[0031] 由于剪切波可以体现组织移动(或者运动)的特性,因此可以通过超声多普勒技术(例如,参阅 US4573477、US4622977、US4641668、US4651742、US4651745、US4759375、US4766905、US4768515、US4771789、US4780837、US4799490 和 US4961427)检测剪切波。为了检测该组织移动(运动),向组织多次发射超声脉冲,而超声脉冲被组织中的散射体散射并作为接收到的超声信号被超声换能器接收。在为了聚焦和转向而应用延迟和 / 或相位旋转之后,对从超声阵列换能器接收到的超声信号进行滤波、放大、数字化、变迹和波束成形(即汇总)处理。这些处理步骤的顺序可以互换。接收到的经波束成形的 RF 超声信号经过正交解调,从而产生复数多普勒 I-Q 信号。在彩色多普勒技术中,以脉冲重复频率(PRF)发射超声并且将速度检测为接收到的超声信号中的频移(多普勒频移)。接收到的超声与具有和所发射的超声频率相同频率的同相(0 度)和正交(90 度)基准信号混合,从而产生复数 I-Q 多普勒信号。

[0032] 通常,复数 I-Q 信号用于推导多普勒频移,因为多普勒频移与血流速度具有以下关系:

$$[0033] \Delta f = \frac{2f_r v \cos \theta}{c_s} \quad (2)$$

[0034] 其中, Δf 是多普勒频移, f_r 是发射频率, v 是血流速度, θ 是超声波束方向与速度向量之间的角度,以及 c_s 是声速。因而,多普勒频移取决于速度方向和超声波束方向之间的角度,并且多普勒频移是超声彩色多普勒系统可以获得的测量值。

[0035] 在彩色多普勒的情况下,采样信号的数量可以限于几个。因此,自相关技术通常用于确定 I-Q 信号之间的相位差,然后确定多普勒频移和速度,如下所述。彩色多普勒的 I-Q 信号 $z(m) = x(m) + jy(m)$ 用于计算“自相关” r ,如下面方程式所示,其中 $z(m)$ 是复数 I-Q 多普勒信号, $x(m)$ 是同相(实数)信号, $y(m)$ 是正交相位(虚数)信号, m 表示信号数, j 是虚数单位,以及 * 表示共轭复数。

$$[0036] r = \sum z(m) \cdot z^*(m-1) \quad (3)$$

[0037] r 的实部($\text{Re } \text{al}(r)$)和虚部($\text{Im } \text{ag}(r)$)用于获得相位 φ ,如下面方程式所示。

[0038]

$$\varphi = \tan^{-1} \frac{\text{Im } \text{ag}(r)}{\text{Re } \text{al}(r)} \quad (4)$$

[0039] 由于 \tan^{-1} 通常仅提供 -0.5π 至 0.5π 之间的值,因此,复数值 r 在复坐标中的位置也可用于推导在 $-\pi$ 至 π 范围内的 φ 。然后,相位(即彩色多普勒相位) φ 与多普勒频移相关,如下面方程式所示。

[0040]

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

[0041] 从而,获得接收到的复数基带超声信号之间的自相关 r ,以检测组织速度或者移

动。

[0042] 为了监视移动,通过多个超声波束(例如,图 5 中的 540、545、550)在组织区域中多个侧点处检测组织移动。该移动反映剪切波在那些多个侧点(或者多个超声波束)处的动作。结果,可以从检测到的组织移动确定剪切波的横向传播速度。

[0043] 可选择地,如图 13 所示,通过测量由强超声脉冲导致的声辐射力所导致的组织位移,可以检测到剪切波。在施加声辐射之前,组织 1310 位于位置 1320 处,然后在施加声辐射之后,组织 1310 移动到位置 1330。为了测量由强超声脉冲导致的组织位移,从超声换能器 1305 向组织发射超声脉冲,然后超声脉冲从组织中的散射体被散射并返回到换能器 1305,并且作为接收到的超声信号被换能器 1305 接收。与未聚焦的超声脉冲相比,为了增加最终接收到的超声信号的信噪比,将超声脉冲聚焦于一定深度。通过利用从组织接收到的超声信号的相关性,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),并且其后可以跟踪组织 1310。因此,在由声辐射力生成剪切波之后,超声脉冲可以跟踪剪切波。

[0044] 为了找到接收到的超声信号之间的最佳匹配,在施加声辐射力之前由第一超声脉冲得到的并从组织 1310 接收到的超声信号与在施加声辐射力之后由第二超声脉冲得到的接收到的超声信号交叉相关。通过找到最大相关值以追踪组织与由声辐射力造成的组织位移,可以找到最佳匹配。因此,当观察到或者测量到组织位移时,检测到剪切波。位移和组织速度可以如此相关: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。接收到的超声信号在解调之后可以是 RF (射频)、IF (中频)或者基带信号。可选择地,可以进一步对位移进行微分以获得组织应变,然后所述组织应变可以用于检测剪切波传播速度。

[0045] 前面段落中所述的信号的交叉相关 $CC(t, \tau)$ 可以被数学表示如下,

$$CC(t, \tau) = \int_{t-W}^{t+W} S_1(t')S_2(t'-\tau)dt' \quad (6)$$

[0047] 其中, $CC(t, \tau)$: 交叉相关; $S_1(t')$: 从第一超声发射中接收到的超声信号; $S_2(t' - \tau)$: 从第二超声发射中接收到的超声信号; W : 窗口长度; t : 时间; t' : 时间; τ : 时间平移值。形成最大交叉相关(或者最佳匹配)的时间平移值 τ 确定组织位移。在交叉相关之前,可以使用插值函数(例如三次样条)执行信号插值,以增加空间分辨率。

[0048] 交叉相关可以替换为差的绝对值和(SAD)、差的平方和(SSD)、差的绝对值立方和(SCD)或者差的绝对值幂方和(SPD),如下所示。

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

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

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

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

[0053] S_1 是位移之前从第一超声发射中接收到的超声信号, S_2 是位移之后从第二超声发射中接收到的超声信号。N : 信号窗口中的信号数。k : 以信号数和 τ 等效值计算的窗口位

移。1:窗口的位置。p 是实数。对于 SAD、SSD、SCD 和 SPD, 基于形成 SAD、SSD、SCD 和 SPD 各方法中的最小值(或者最佳匹配)的 k 的值确定组织位移。

[0054] 图 8 和图 9 用于详细地示出剪切波的产生和检测。从超声换能器 810、910 向组织 860、960 一次或者多次地施加强超声脉冲 820, 以增加由得自超声脉冲的声辐射力所导致的剪切波的振幅。剪切波在组织中衰减得非常快, 因而振幅越大, 传播距离越长。一个或者多个超声脉冲可以聚焦于一个焦点或者不同的焦点。超声脉冲生成推动组织层的声辐射力, 从而导致主要沿轴向(垂直方向)的组织移动 830、910, 如图 9 所示。组织层移动 910 导致主要沿轴向的邻近的组织层移动 920、925。然后, 组织层移动 920、925 依次导致邻近的组织层移动 930、935, 其后组织层移动 930、935 导致邻近的组织层移动 940、945。这一连续的组织移动表示剪切波 840、850 沿横向(水平方向)的传播, 如图 8 所示。由于由声辐射力导致的组织移动(或者运动)主要是沿轴向的, 因此可以通过对轴向运动敏感的彩色多普勒技术来检测所述运动。

[0055] 例如, 彩色多普勒技术发射和接收数个超声脉冲, 确定接收到的超声信号之间的相位差, 并使用前述和本领域中已知的自相关技术计算组织或者血液速度。除速度之外, 还可以计算彩色多普勒信号的方差(variance)和幂(power)。在移动的组织或者血液的常规显示中, 这些参数中的一个可以用于显示剪切波, 如图 10 和图 11 所示。将假设在表示特定时间的彩色多普勒帧中确定剪切波 1040 (1140)、1050 (1150), 并且在下一时刻或者在下一帧中确定剪切波 1060 (1160)、1070 (1170)。可以获得剪切波的更多图像帧, 以跟踪剪切波并生成剪切波传播的动画。在可选的实施例中, 可以检测到由于声辐射力产生的组织位移。

[0056] 图 10 和图 11 示出了两个时间点的剪切波传播。通过关联两个时间点的剪切波的两个图像, 可以推导出局部剪切波传播速度, 如箭头 1080、1090 所示。为了呈现二维图像中局部剪切波传播速度或者剪切波传播速度的平方, 剪切波的更多图像帧可以用于跟踪更多图像区域中的剪切波的传播, 如下所述。

[0057] 可以获得第一帧信号 S^1 和第二帧信号 S^2 之间的相关系数(CCV)作为散斑跟踪, 如下所示,

$$[0058] CCV(S^1, S^2) = \frac{\sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n (S_{x,z}^1 - \bar{S}^1)(S_{x+z, z+Z}^2 - \bar{S}^2)}{\sqrt{\sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n (S_{x,z}^1 - \bar{S}^1)^2 \cdot \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n (S_{x+z, z+Z}^2 - \bar{S}^2)^2}} \quad (11)$$

[0059] 其中, $S_{x,z}^1$ 是第一帧的 x, z 坐标处的超声信号, $S_{x+z, z+Z}^2$ 是第二帧的 x+X, z+Z 坐标处的超声信号, \bar{S}^1 是第一帧信号的窗口中的平均信号值, \bar{S}^2 是第二帧信号的窗口中的平均信号值。图 15 中示出了相对于超声换能器 1510 的坐标系 (x, y, z)。尽管为了图示的目的图 15 略微显示得不同, 但是, 高度轴 y 垂直于图 15 的纸面。

[0060] 产生最大相关系数的位移 X, Z 确定正确的散斑跟踪和距离, 进而确定速度(即, 单位时间的距离)。

[0061] 与 1D 实例相似, 相关系数可以替换为差的绝对值和(SAD)、差的平方和(SSD)、差的绝对值立方和(SCD)和差的绝对值幂方和(SPD), 如下所示。

$$[0062] SAD(S^1, S^2, X, Z) = \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n |S_{x,z}^1 - S_{x+z, z+Z}^2| \quad (12)$$

[0063] $SSD(S^1, S^2, X, Z) = \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n (S_{x,z}^1 - S_{x+X,z+Z}^2)^2 \quad (13)$

[0064] $SCD(S^1, S^2, X, Z) = \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n |S_{x,z}^1 - S_{x+X,z+Z}^2|^3 \quad (14)$

[0065] $SPD(S^1, S^2, X, Z) = \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n |S_{x,z}^1 - S_{x+X,z+Z}^2|^p \quad (15)$

[0066] p 是实数 ;m 和 n 是整数。可以用 1D 散斑跟踪近似 2D 散斑跟踪, 以获得剪切波传播速度和剪切波传播速度的平方。数学表达式将与位移测量中使用的表达式相似。

[0067] 可选择地, 剪切波方程式 (16) 可用于推导剪切波传播速度, 如下所示,

[0068] $\rho \frac{\partial^2 u_i}{\partial t^2} = \mu (\frac{\partial^2 u_i}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_i}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_i}{\partial z^2}) \quad (16)$

[0069] 其中, i=x, y, z, ρ 是组织密度, μ 是剪切模量, u_i 是位移向量, x 是横向坐标, y 是高度坐标, 以及 z 是轴向坐标, 如图 15 所示。对于不可压缩物质, 杨氏模量 E 和剪切模量 μ 具有下面关系。

[0070] $E = 3 \mu \quad (17)$

[0071] 因此, 剪切波传播速度的平方可以通过剪切模量与密度的比值获得, 如下面方程式所示。

[0072] $c^2 = \frac{\mu}{\rho} \quad (18)$

[0073] 通过前面所述的交叉相关, 可以确定方程式 16 中的一个位移分量 u_z 。通过合并方程式 16 和方程式 18 的 z 分量, 即可获得剪切波传播速度的平方及速度, 如下所示,

[0074] $c^2 = \frac{\frac{\partial^2 u_z}{\partial t^2}}{\frac{\partial^2 u_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2}} \quad (19)$

[0075] 和

[0076] $c = \sqrt{\frac{\frac{\partial^2 u_z}{\partial t^2}}{\frac{\partial^2 u_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2}}} \quad (20)$

[0077] 因此, 获得剪切波传播速度为位移的时间二阶导数与位移的空间二阶导数之间比值的平方根。同样地, 获得剪切波传播速度平方为位移的时间二阶导数与位移的空间二阶导数之间的比值。由于与其他空间导数比较, 高度方向上的位移的空间导数 $\frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2}$ 可以忽略, 因此可以从其他测量值获得剪切波传播速度的平方和速度。

[0078] 较为有利的是频繁即以快速的速率或者帧速率监视和跟踪剪切波。为了加快帧速率, 可以发射宽的聚焦超声脉冲 520, 并且可以同时接收多个超声信号 540、545、550, 如图 5 所示。如前所述, 接收到的超声波束用于检测剪切波并由此推导剪切波传播特性(即, 速度和速度的平方)。聚焦的发射超声波束 520 特别适合用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信噪比。

[0079] 在一些实施例中,向组织区域同时施加和发射多个超声波束(脉冲),并接收每次发射的超声脉冲的多个超声波束(脉冲)以增加帧速率,如图 4 所示。在图 4 中,将超声脉冲 420、430 从超声换能器阵列 410 同时发射到生物组织 480。对于每个发射的超声脉冲 420、430,同时接收多个超声接收信号 440、445、450、460、465、470。可以同时或者大致同时发射多个超声脉冲。可以同时发射多个超声脉冲。或者,可以在发射第一超声脉冲之后并且第一超声脉冲从超声场的最大深度处返回到超声换能器之前,发射第二超声脉冲。该发射方法能够增加帧速率。

[0080] 图 4 示出了两个同时发射的超声脉冲的示例,但是也可以使用两个以上发射的超声脉冲。在一些实施例中,为了更好地分离同时发射的多个超声信号,可以发射经编码的超声波形。例如,为了更好地分离超声脉冲,可以使用啁啾(Chirp)编码、巴克码、戈莱编码或者哈达马德编码。再次使用前述方法分析接收到的信号,以确定多点处的组织移动,并且由此推导剪切波传播特性。

[0081] 基于在成像区域中多点处检测到的运动(或者速度),能够生成剪切波图像。后续发射 / 接收序列的超声可以在多个时间点生成剪切波的多个图像。然后如上文所述计算剪切波的图像之间的相关性,以获得剪切波传播速度和速度的平方。可选择地,确定由声辐射力导致的组织位移,并且将剪切波传输速度计算为位移的时间二阶导数与位移的空间二阶导数之间的比值的平方根。同样地,将剪切波传播速度的平方计算为位移的时间二阶导数与位移的空间二阶导数之间比值。

[0082] 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,与传播速度(c)比较,传播速度的平方(c^2)可以与杨氏模量或者与剪切模量更密切相关,如方程式 1 所示。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,然后再显示出其值。如果组织密度接近 1g/cm^3 ,则该数值(即, $3c^2$)可以接近于实际杨氏模量。在一些实施例中,可以显示任何实数(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,因为组织密度未知并且必须估计组织的密度。

[0083] 可以利用颜色编码技术、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,将组织内剪切波的传播速度的平方(c^2)显示在二维彩色图像中。在一些实施例中,也可以使用图形编码和 / 或二维图像呈现传播速度 c 或者速度的平方 c^2 。

[0084] 剪切波传播速度的平方 c^2 的低值可以使用红色编码,而 c^2 的高值可以使用蓝色编码。例如,图 6 为示出了指示红色编码组织区域包括与低 c^2 值(例如, $1\text{m}^2/\text{s}^2$)关联的剪切波以及蓝色编码组织区域包括与高 c^2 值(例如, $100\text{m}^2/\text{s}^2$)关联的剪切波的图例。实施例不限于颜色编码。组织内剪切波传播特性的图像可以使用灰度级或者图形(例如,垂直线、水平线、交叉阴影线、不同密度的点阵图形等)和颜色的任何组合进行编码。

[0085] 确定传播速度的平方(c^2)之后,可以相对于颜色波长对 c^2 进行线性编码,如图 6 所示。例如,如果组织区域内的 c^2 被确定为 $50\text{m}^2/\text{s}^2$,则可以使用黄色 630 显示组织区域。

[0086] 可选择地,可以如图 7 所示定义剪切波传播速度的平方(c^2)。与剪切波传播速度的平方的低值相关联的组织区域可以显示为蓝色 710,而与速度的平方的高值相关联的区域

可以显示为红色 720。还可以使用不同的颜色编码方法表示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、亮度和其他颜色特性。颜色编码色标可以表示不同于图 6 和图 7 所示的剪切波传播速度的平方或者速度的最大值和最小值。在这方面，图 6 和图 7 中的速度的平方最大值 $100\text{m}^2/\text{s}^2$ 和速度的平方最小值 $1\text{m}^2/\text{s}^2$ 仅用于图示目的，并不限制权利要求的范围。其他值可以表示编码色标的最大值或最小值。

[0087] 基于红色、绿色和蓝色(RGB)值的颜色编码可用于表示剪切波的传播速度 c 或者速度的平方 (c^2)，如图 14 所示。在该示例(图 14)中，根据基于 RGB 值 1420、1430 和 1440 的颜色编码条 1410，表示组织内的剪切波的成本速度的平方 (c^2)。在该示例中，剪切波传播速度的平方具有 256 个可能值，这些值在颜色编码条 1410 中表示 256 种颜色。最小的速度的平方 $c^2(0)$ 1412 表示为由 R(0) 1422、G(0) 1432 和 B(0) 1442 组合构成的颜色。中间的速度的平方 $c^2(127)$ 1415 表示为由 R(127) 1425、G(127) 1435 和 B(127) 1445 组合构成的颜色。最高的速度的平方 $c^2(255)$ 1418 表示为由 R(255) 1428、G(255) 1438 和 B(255) 1448 组合构成的颜色。在该示例中，R(255) 仅指示与红色指标 255 相关联的红色，并且不一定指示为最亮红色的红色值 255。同样地，G(255) 指示与绿色指标 255 相关联的绿色，而 B(255) 指示与蓝色指标 255 相关联的蓝色。

[0088] 可选择地，红色、绿色、蓝色和黄色可以用于定义颜色编码条。可选择地，可以使用基于色调的颜色编码条。

[0089] 图 12 表示颜色编码图像 1260 的示例，其中显示了人体柔软组织(例如，乳腺)内的剪切波传播速度的平方 c^2 。示出了颜色编码色标 1250，其中颜色代码 1210 (即，虽然在黑 / 白文档中显示为白色，但是表示红色) 表示低剪切波传播速度的平方值，而颜色代码 1220 (即，虽然在黑 / 白文档中显示为阴影线，但是表示蓝色) 表示较高的剪切波传播速度的平方值。

[0090] 基于编码色标 1250，能够看到颜色编码图像 1260 包括高传播速度的平方 c^2 的区域 1280。由于剪切波传播速度的平方 c^2 与杨氏模量成比例，因此，对应于区域 1280 的组织区域很可能是硬的。由于癌变通常是硬的，因此，图像 1260 可能指示病理条件。

[0091] 该颜色编码方法提供了在包括具有高传播速度的平方值的剪切波的区域和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，该颜色编码方法允许有效地识别柔软组织区域内的坚硬组织区域。显示剪切波传播速度或者速度的平方的图像可以与超声的常规图像例如 B 模式图像或者 B 模式图像和彩色多普勒图像和 / 或频谱多普勒合并的图像进行合并(例如，叠加)。可选择地，剪切波传播速度的平方或者速度可以用数字显示。在一些实施例中，剪切波传播速度的平方可以显示为灰度级或者基于其他图形编码方法如使用非彩色的图案。例如，通过使用灰度级编码方法，剪切波传播速度或者剪切波传播速度的平方的低值可以显示为黑色或者深灰色，而剪切波传播速度或者剪切波传播速度的平方的高值可以显示为浅灰色或者白色。

[0092] 图 3 示出了具有 B 模式成像、多普勒频谱和彩色多普勒成像模式的常规超声诊断成像系统的图。所述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、对比成像等。从由发射器 / 发射波束生成器 310 通过发射 / 接收开关 320 驱动的超声探头 330 发射超声信号。探头 320 可以由一组超声换能器元件组成，所述元件由发射器 / 发射波束生成器 310 以不同的时间延迟独立驱动，以使对发射超声

波束进行聚焦和转向。接收波束生成器 340 通过开关 320 接收来自探头 330 的接收到的超声信号，并且处理信号 325。接收波束生成器 340 对信号应用延迟和 / 或相位，并且汇总所产生的信号以对接收到的超声波束进行聚焦和转向。接收波束生成器 340 还可以应用变迹、放大和滤波。

[0093] 经处理的信号 345 被耦合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，并且多普勒频谱处理器 350 处理多普勒流速信号以及计算和输出多普勒频谱 355。彩色多普勒处理器 360 处理接收到的信号 345，并且计算和输出速度、功率和差异信号 365。B 模式图像处理器 370 处理接收到的信号 345，并且计算和输出 B 模式图像 375 或者通过振幅检测到的计算和输出信号振幅。

[0094] 多普勒频谱信号 355、彩色多普勒处理器信号(速率、功率和差异) 365 和 B 模式处理器信号 375 被耦合到扫描转换器 380，扫描转换器 380 将信号转换为经扫描转换的信号。扫描转换器 380 的输出被耦合到用于显示超声图像的监视器 390。

[0095] 图 2 示出了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 中的超声系统向生物组织发射强超声脉冲，以生成推动生物组织的声辐射力。生物组织被推动后，在组织中生成并且传播剪切波。然后，超声系统发射并且接收超声脉冲，以便在剪切波在生物组织中传播时跟踪剪切波。可以由接收波束生成器 240 同时形成多个接收到的超声波束。同样地，可以由发射器 / 发射波束生成器 210 同时形成多个发射超声波束。处理从接收波束生成器 240 接收到的超声信号，以获得前述的组织位移、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 可以执行前述的剪切波处理方法。剪切波处理器 295 从接收波束生成器 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、彩色多普勒或者频谱多普勒图像一同输出到监视器。

[0096] 剪切波处理器 295 可以包括通用中央处理器(CPU)、数字信号处理器(DSP)、现场可编程阵列(FPGA)、图形处理器(GPU) 和 / 或小型电子装置。

[0097] 图 2 表示根据一些实施例的逻辑架构，并且实际实施可以包括以其他方式布置的更多的或者不同的元件。其他拓扑结构可以与其他实施例结合使用。此外，图 2 所示系统的每个元件可以通过经由任何数量的其他公共和 / 或专用网络相互通信的任何数量的计算装置实现。两个以上这样的计算装置可以彼此相距很远，并且可以经由任何已知方式的网络和 / 或专用连接相互通信。所述系统可以包括适合提供此处所述功能以及任何其他功能的任何数量的硬件和 / 或软件元件。例如，用于图 2 系统的实现的任何计算装置可以包括执行程序代码的处理器，以使计算装置如此处所述操作。

[0098] 此处所述的所有系统和处理过程可以实施为存储在一个以上非暂时性计算机可读介质上的程序代码。例如，这种介质可以包括软盘、CD-ROM、DVD-ROM、蓝光光盘、闪存盘、磁带和固件状态随机存取存储器(RAM)或者只读存储器(ROM)存储单元。因此，实施例不限于硬件和软件的任何特定组合。

[0099] 已经描述了一个以上实施例。然而，对本领域技术人员来说各种改进将是显而易见的。

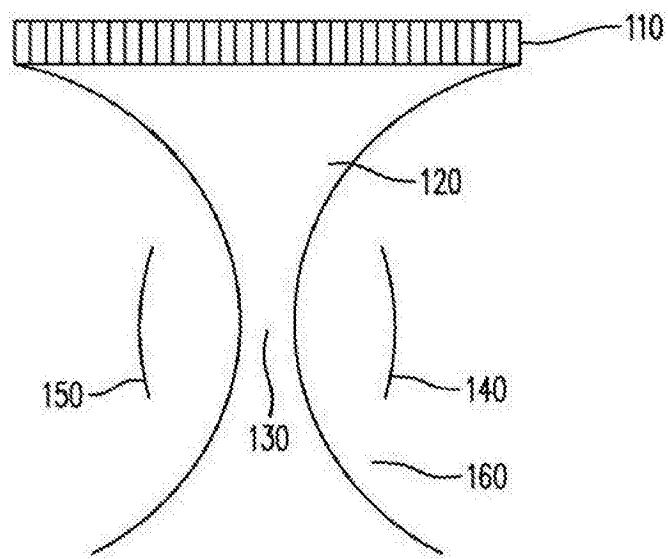


图 1

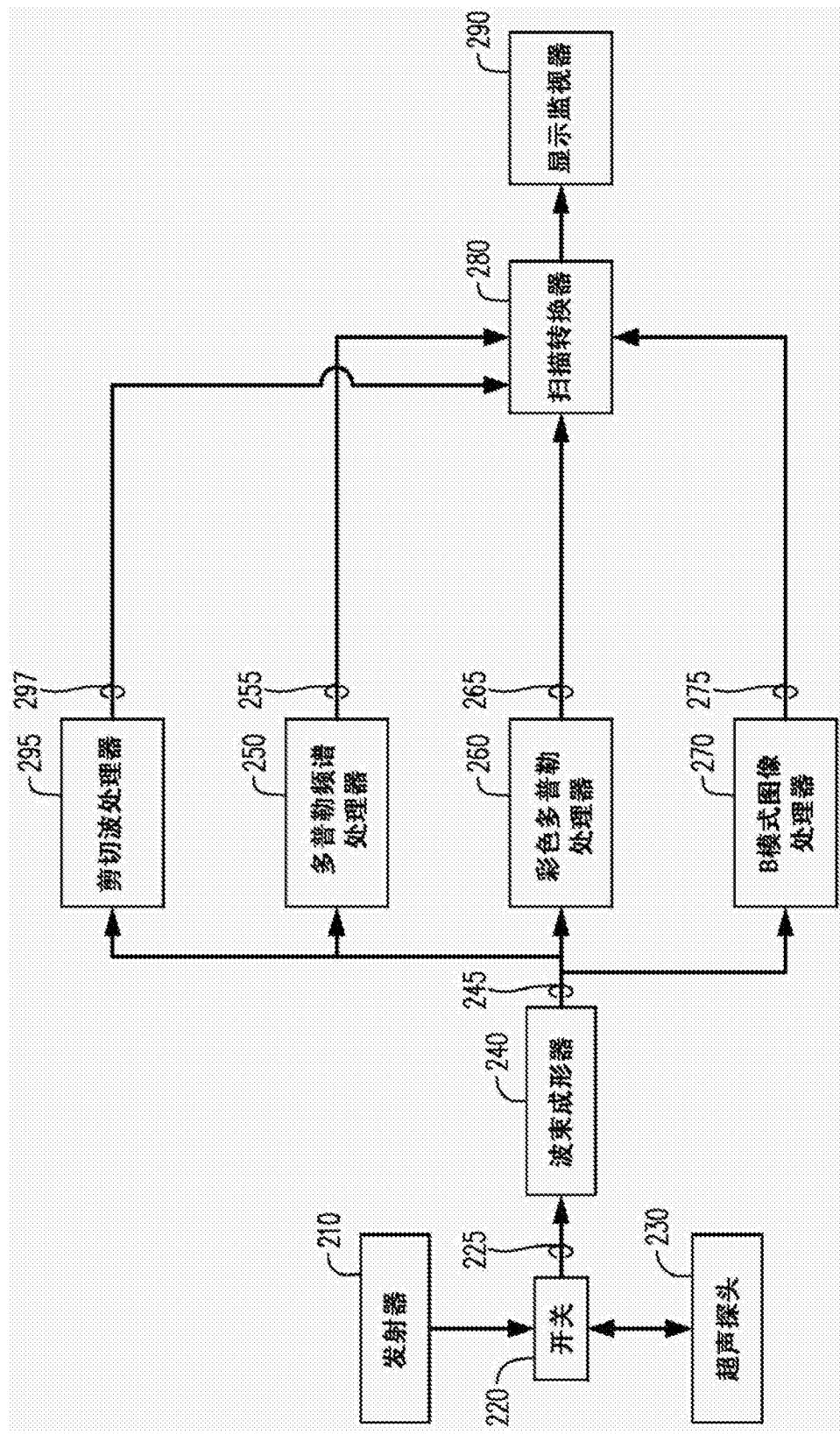


图 2

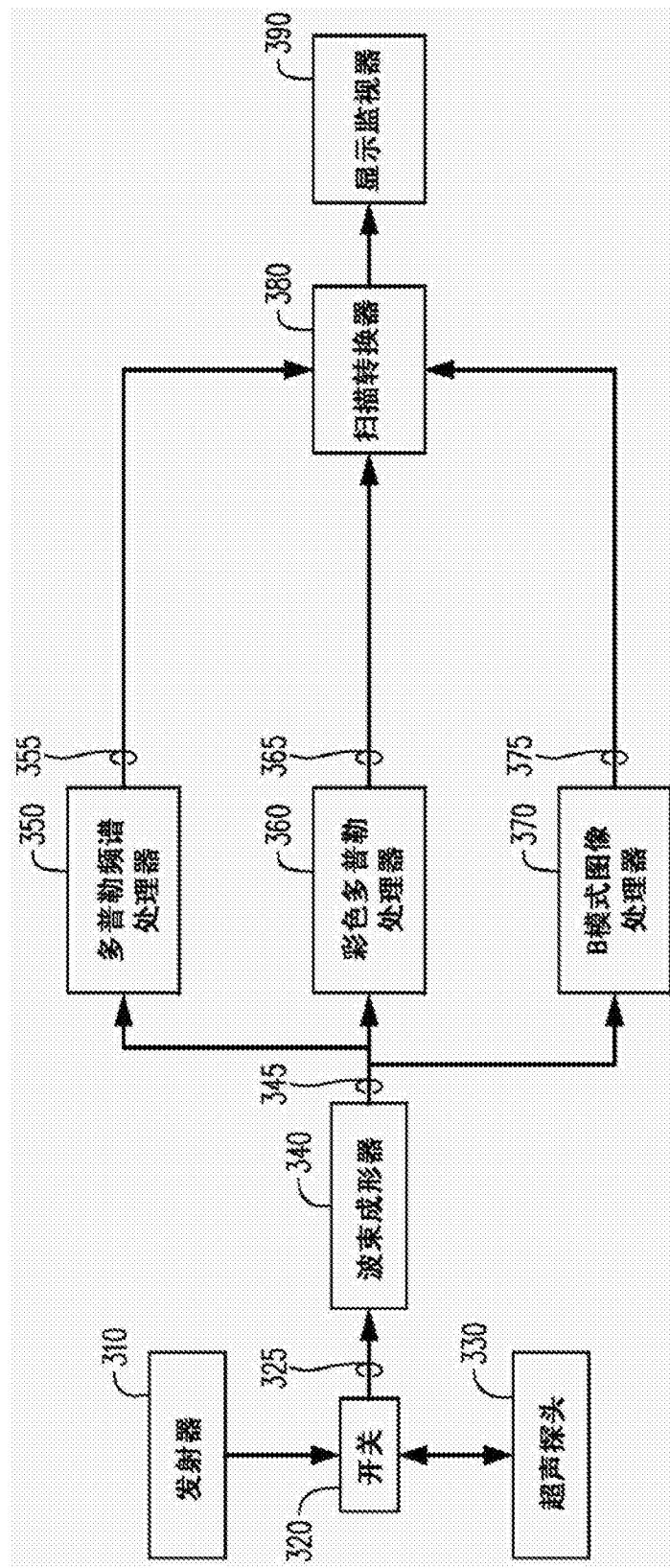


图 3

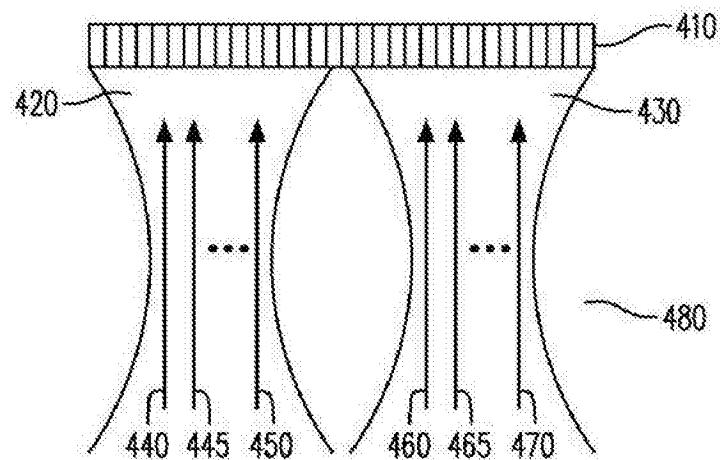


图 4

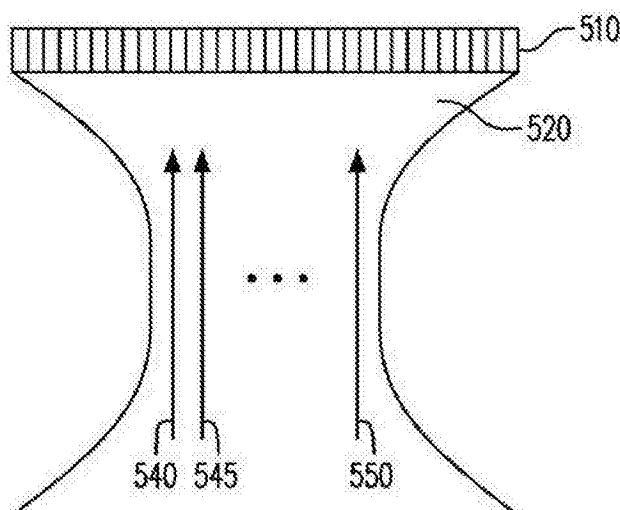


图 5

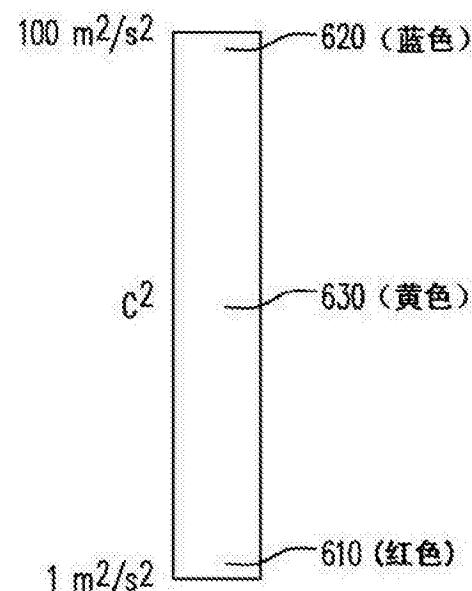


图 6

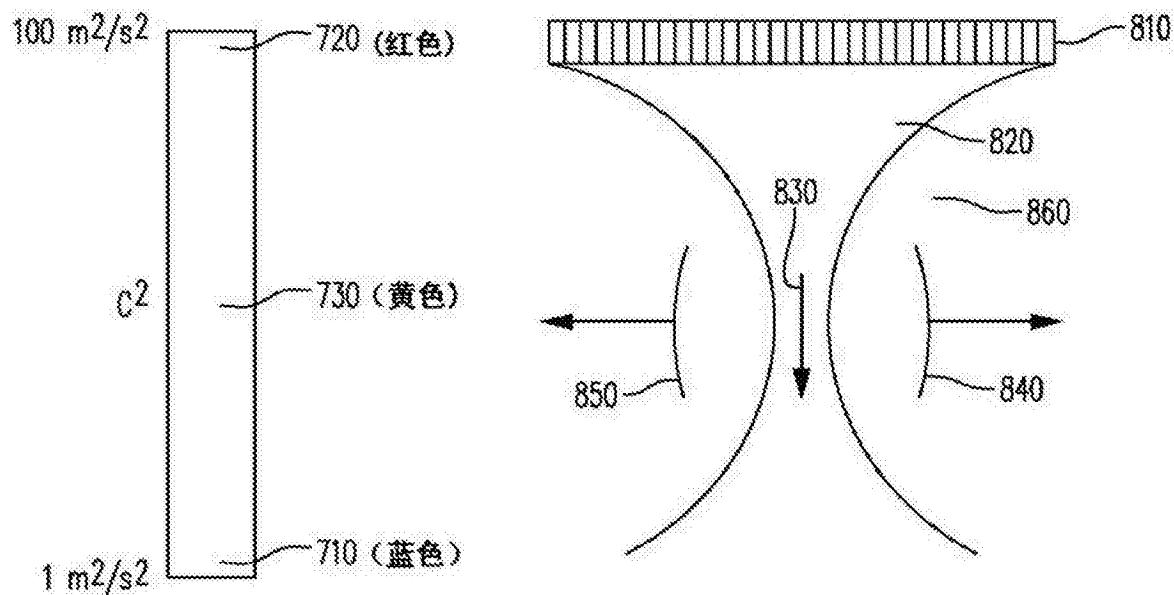


图 7

图 8

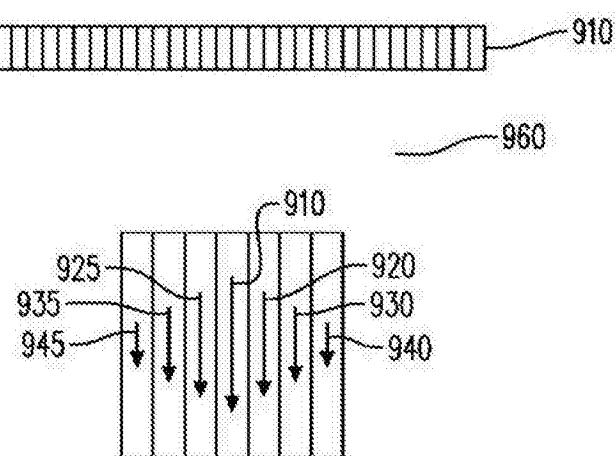


图 9

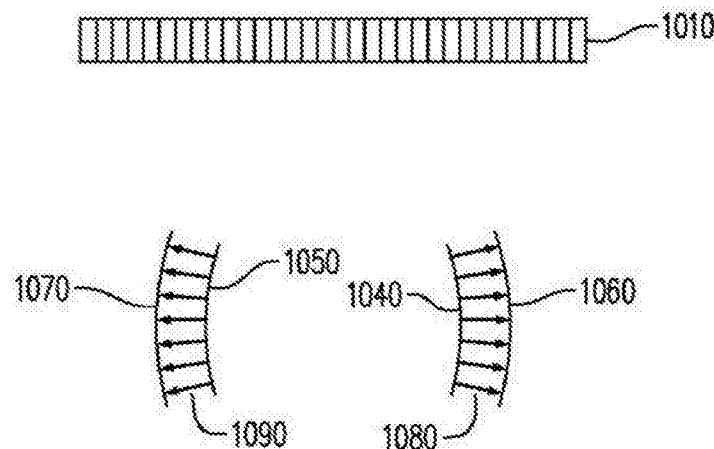


图 10

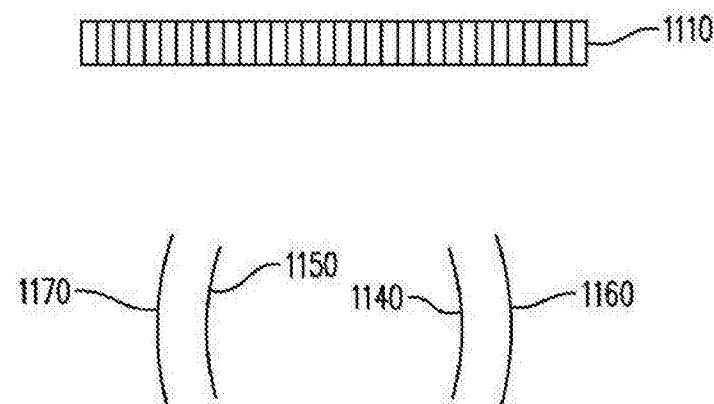


图 11

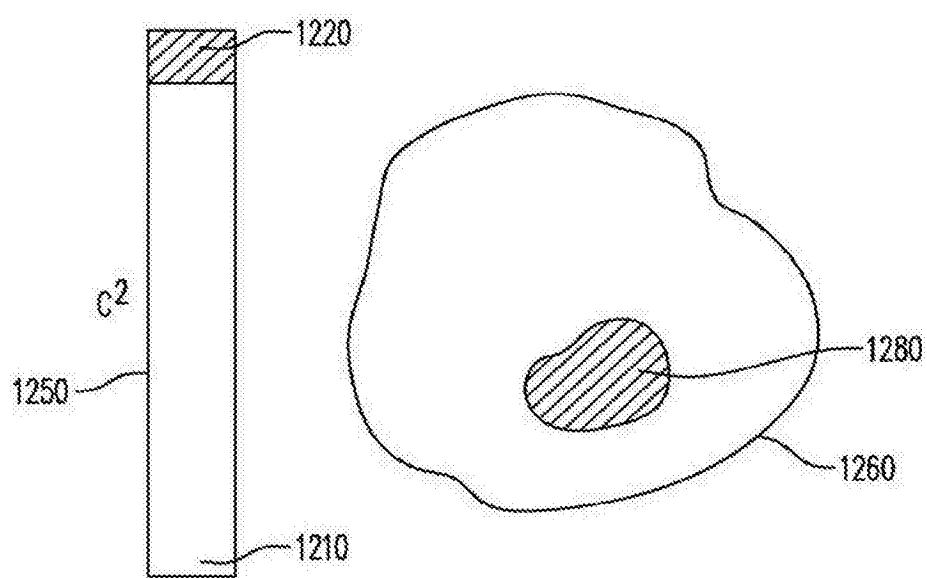


图 12

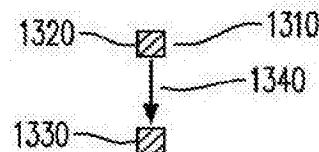


图 13

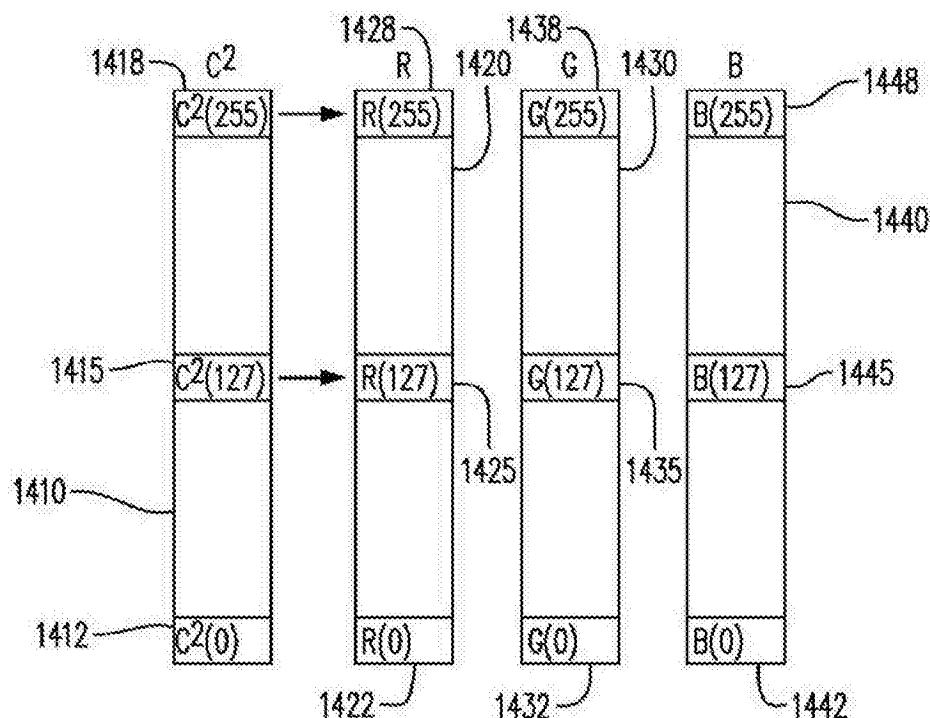


图 14

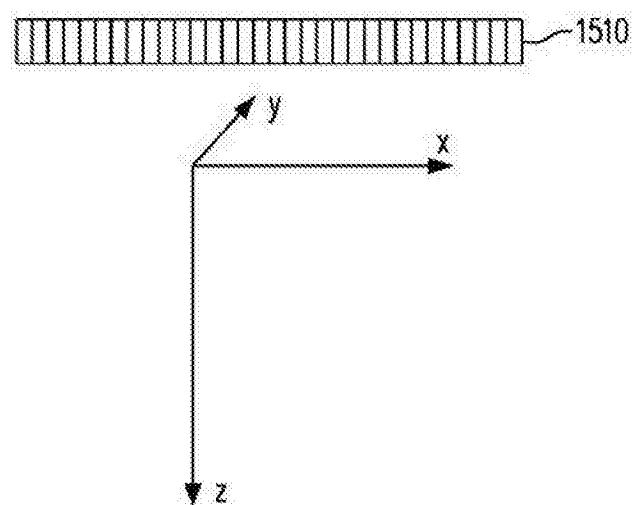


图 15

专利名称(译)	用于超声成像的方法和装置		
公开(公告)号	CN103096812B	公开(公告)日	2015-12-02
申请号	CN201180017546.2	申请日	2011-03-22
[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	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/485 G01S7/52036 G01S7/52071 G01S7/52095 G01S15/8979 G01S7/52042		
代理人(译)	黄威 邓玉婷		
优先权	61/321341 2010-04-06 US 61/350585 2010-06-02 US 13/030718 2011-02-18 US 61/321005 2010-04-05 US		
其他公开文献	CN103096812A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

将第一超声脉冲施加到生物组织以在所述生物组织中生成剪切波，将聚焦的超声脉冲发射到所述生物组织中，从所述生物组织接收一个或者多个超声信号，基于接收到的一个或者多个超声信号检测所述生物组织中的剪切波。确定与检测到的剪切波相关联的至少一个传播特性，以及显示所确定的至少一个传播特性。

