



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103458800 A

(43) 申请公布日 2013. 12. 18

(21) 申请号 201280016974. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 03. 30

A61B 8/08 (2006. 01)

G06F 19/00 (2011. 01)

(30) 优先权数据

61/469, 295 2011. 03. 30 US

13/314, 736 2011. 12. 08 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 09. 30

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2012/031429 2012. 03. 30

(87) PCT申请的公布数据

W02012/135611 EN 2012. 10. 04

(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 北京金信立方知识产权代理

有限公司 11225

代理人 黄威 董领逊

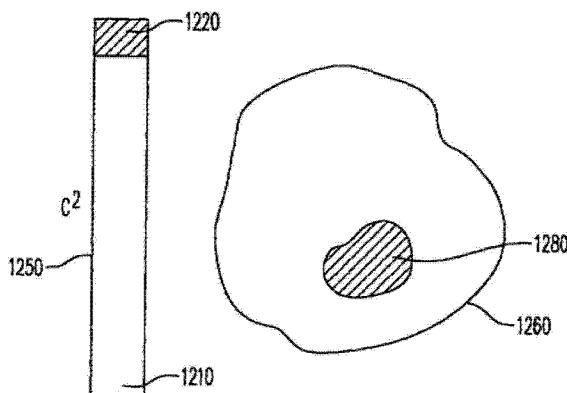
权利要求书5页 说明书12页 附图10页

(54) 发明名称

用于超声波成像的方法和装置

(57) 摘要

第一超声波脉冲被施加给生物组织以在生物组织内产生剪切波，被聚焦的超声波脉冲被发射到生物组织内，接收来自生物组织的一个或多个超声波信号，以及基于所接收到的一个或多个超声波信号来检测生物组织内的剪切波。确定与所检测出的剪切波相关联的至少一个剪切波传播特性，并且显示所确定的至少一个传播特性。超声波束转向被用于提高测量精度。



1. 一种方法,包括:

向生物组织施加第一超声波脉冲以在所述生物组织内产生沿第一方向的剪切波;

将被聚焦的超声波脉冲沿第二方向发射到所述生物组织中;

接收来自所述生物组织的响应于所聚焦的超声波脉冲而生成的一个或多个第一超声波信号;

基于所接收到的一个或多个第一超声波信号来检测所述生物组织内的所述剪切波;

确定与所检测到的剪切波相关联的第一组至少一个剪切波传播特性;

向生物组织施加第二超声波脉冲以在所述生物组织内产生沿第三方向的第二剪切波;

将被聚焦的第二超声波脉冲沿第四方向发射到所述生物组织中;

接收来自所述生物组织的响应于所聚焦的第二超声波脉冲而生成的一个或多个第二超声波信号;

基于所接收到的一个或多个第二超声波信号来检测所述生物组织内的所述第二剪切波;

确定与所检测到的第二剪切波相关联的第二组至少一个剪切波传播特性;

基于所述第一组至少一个传播特性和第二组至少一个传播特性来确定第三组至少一个剪切波传播特性;以及

显示所述第三组至少一个剪切波传播特性。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述第一组至少一个剪切波传播特性、第二组至少一个剪切波传播特性或第三组至少一个剪切波传播特性包括以下中的一个或多个:

与一个或多个所检测出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)。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,检测所述剪切波包括计算在一个或多个时间位置处所接收到的超声波信号之间的相关、绝对差之和(SAD)、平方差之和(SSD)、绝对立方差之和(SCD)或绝对乘方差之和(SPD)。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定所述第一组至少一个剪切波传播特性或第二组至少一个剪切波传播特性包括计算在一个或多个实例中被检测出的剪切波之间的相关、绝对差之和(SAD)、平方差之和(SSD)、绝对立方差之和(SCD)或绝对乘方差之和(SPD)。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,进一步包括:在将被聚焦的超声波脉冲沿所述第二方向发射到所述生物组织中之后以及在被聚焦的超声波脉冲从超声波场中的最深位置返回至所述换能器之前,沿所述第二方向发射来自换能器的被聚焦的第三超声波脉冲。

6. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所发射的被聚焦的超声波脉冲包括经编码的波形信号。

7. 根据权利要求 6 所述的方法,其中,所述经编码的波形信号包括啁啾码、巴克码、格雷码或阿达玛码中的一种。

8. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,显示所述第三组至少一个剪切波传播特性包括:

使用颜色编码、灰度级编码或数字来显示所述第三组至少一个剪切波传播特性的图形表示。

9. 根据权利要求 8 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、波长或比色图表。

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

11. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 检测所述剪切波包括使用彩色多普勒技术来确定所述生物组织的速度。

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和所述生物组织的位移的空间二阶导数之比的平方根来计算所述剪切波传播速度。

13. 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和所述生物组织的位移的空间二阶导数之比来计算所述剪切波传播速度的平方。

14. 根据权利要求 10 所述的方法, 其中, 确定所述生物组织的位移包括计算组织彩色多普勒速度的时间积分。

15. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 施加所述第一超声波脉冲包括向所述生物组织施加多个超声波脉冲以在所述生物组织内产生剪切波,

其中多个超声波脉冲中的每一个被聚焦在不同的焦点上。

16. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 发射被聚焦的超声波脉冲包括将多个被聚焦的超声波脉冲沿相同方向发射到所述生物组织中多于一次, 并且

其中, 在一个或多个实例中从所述生物组织接收所述一个或多个超声波信号。

17. 一种存储处理器可执行的程序代码的非暂态性介质, 所述程序代码能够由设备执行以便于:

向生物组织施加第一超声波脉冲以在生物组织内产生沿第一方向的剪切波;

将被聚焦的超声波脉冲沿第二方向发射到所述生物组织中;

接收来自所述生物组织的响应于被聚焦的超声波脉冲而生成的一个或多个第一超声波信号;

基于所接收到的一个或多个超声波信号来检测所述生物组织内的所述剪切波;

确定与所检测到的剪切波相关联的第一组至少一个剪切波传播特性;

向生物组织施加第二超声波脉冲以在所述生物组织内产生沿第三方向的剪切波;

将被聚焦的第二超声波脉冲沿第四方向发射到所述生物组织中;

接收来自所述生物组织的响应于被聚焦的第二超声波脉冲而生成的一个或多个第二超声波信号;

基于所接收到的一个或多个第二超声波信号来检测所述生物组织内的所述第二剪切波;

确定与所检测到的第二剪切波相关联的第二组至少一个剪切波传播特性;

基于所述第一组至少一个传播特性和第二组至少一个传播特性来确定第三组至少一个剪切波传播特性; 以及

显示所述第三组至少一个剪切波传播特性。

18. 根据权利要求 17 所述的介质, 其中, 所述第一至少一个剪切波传播特性、第二至少一个剪切波传播特性或第三组至少一个剪切波传播特性包括以下中的一个或多个:

与一个或多个被检测出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)。

19. 根据权利要求 17 所述的介质,其中,所述剪切波的检测包括在一个或多个时间位置处所接收到的超声波信号之间的相关、绝对差之和(SAD)、平方差之和(SSD)、绝对立方差之和(SCD)或绝对乘方差之和(SPD)的计算。

20. 根据权利要求 17 所述的介质,其中,所述第一组至少一个剪切波传播特性或第二组至少一个剪切波传播特性的确定包括在一个或多个实例中所述被检测出的剪切波之间的相关、绝对差之和(SAD)、平方差之和(SSD)、绝对立方差之和(SCD)或绝对乘方差之和(SPD)的计算。

21. 根据权利要求 17 所述的介质,进一步包括:在将被聚焦的超声波脉冲沿所述第二方向发射到所述生物组织中之后以及在被聚焦的超声波脉冲从超声波场的最深位置返回至所述换能器之前,沿所述第二方向发射来自换能器的被聚焦的第三超声波脉冲。

22. 根据权利要求 17 所述的介质,其中,所发射的被聚焦的超声波脉冲包括经编码的波形信号。

23. 根据权利要求 22 所述的介质,其中,所述经编码的波形信号包括啁啾码、巴克码、格雷码或阿达玛码中的一种。

24. 根据权利要求 17 所述的介质,其中,所述第三组至少一个剪切波传播特性的显示包括使用颜色编码、灰度级编码或数字的所述第三组至少一个剪切波传播特性的图形表示的显示。

25. 根据权利要求 24 所述的介质,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、波长或比色图表。

26. 根据权利要求 17 所述的介质,其中,所述剪切波的检测包括所述生物组织的位移的确定。

27. 根据权利要求 17 所述的介质,其中,所述剪切波的检测包括使用彩色多普勒技术的所述生物组织的速度的确定。

28. 根据权利要求 18 所述的介质,其中,基于所述生物组织的位移的时间二阶导数和所述生物组织的位移的空间二阶导数之比的平方根来计算所述剪切波传播速度。

29. 根据权利要求 18 所述的介质,其中,基于所述生物组织的位移的时间二阶导数和所述生物组织的位移的空间二阶导数之比来计算所述剪切波传播速度的平方。

30. 根据权利要求 26 所述的介质,其中,所述生物组织的位移的确定包括组织彩色多普勒速度的时间积分的计算。

31. 根据权利要求 17 所述的介质,其中,所述第一超声波脉冲的施加包括向所述生物组织施加多个超声波脉冲以在所述生物组织内产生剪切波,

其中多个超声波脉冲中的每一个均被聚焦在不同的焦点处。

32. 根据权利要求 17 所述的介质,其中,被聚焦的超声波脉冲的发射包括将多个被聚焦的超声波脉冲沿相同方向发射到所述生物组织中多于一次,并且

其中,在一个或多个实例中从所述生物组织接收所述一个或多个超声波信号。

33. 一种系统,包括:

存储器,其存储处理器可执行的程序代码;以及

处理器,其执行所述处理器可执行的程序代码以便于使所述系统:

向生物组织施加第一超声波脉冲以在生物组织内产生沿第一方向的剪切波;

将被聚焦的超声波脉冲沿第二方向发射到所述生物组织中；

接收来自所述生物组织的响应于所聚焦的超声波脉冲而生成的一个或多个第一超声波信号；

基于所接收到的一个或多个第一超声波信号来检测所述生物组织内的所述剪切波；

确定与所检测到的剪切波相关联的第一组至少一个剪切波传播特性；

向生物组织施加第二超声波脉冲以在所述生物组织内产生沿第三方向的剪切波；

将被聚焦的第二超声波脉冲沿第四方向发射到所述生物组织中；

接收来自所述生物组织的响应于所聚焦的第二超声波脉冲而生成的一个或多个第二超声波信号；

基于所接收到的一个或多个第二超声波信号来检测所述生物组织内的所述第二剪切波；

确定与所检测到的第二剪切波相关联的第二组至少一个剪切波传播特性；

基于所述第一组至少一个传播特性和第二组至少一个传播特性来确定第三组至少一个剪切波传播特性；以及

显示所述第三组至少一个剪切波传播特性。

34. 根据权利要求 33 所述的系统，其中，所述第一组至少一个剪切波传播特性、第二组至少一个剪切波传播特性或第三组至少一个剪切波传播特性包括以下中的一个或多个：

与一个或多个被检测出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)。

35. 根据权利要求 33 所述的系统，其中，所述剪切波的检测包括在一个或多个时间位置处所接收到的超声波信号之间的相关、绝对差之和(SAD)、平方差之和(SSD)、绝对立方差之和(SCD) 或绝对乘方差之和(SPD) 的计算。

36. 根据权利要求 33 所述的系统，其中，所述第一组至少一个剪切波传播特性或第二组至少一个剪切波传播特性的确定包括在一个或多个实例中所述被检测出的剪切波之间的相关、绝对差之和(SAD)、平方差之和(SSD)、绝对立方差之和(SCD) 或绝对乘方差之和(SPD) 的计算。

37. 根据权利要求 33 所述的系统，所述处理器进一步执行所述处理器可执行的程序代码以便于使所述系统：

在将被聚焦的超声波脉冲沿所述第二方向发射到所述生物组织中之后以及在被聚焦的超声波脉冲从超声波场的最深位置返回至所述换能器之前，沿所述第二方向发射来自换能器的被聚焦的第三超声波脉冲。

38. 根据权利要求 33 所述的系统，其中，所发射的被聚焦的超声波脉冲包括经编码的波形信号。

39. 根据权利要求 38 所述的系统，其中，所述经编码的波形信号包括啁啾码、巴克码、格雷码或阿达玛码中的一种。

40. 根据权利要求 33 所述的系统，其中，所述第三组至少一个剪切波传播特性的显示包括使用颜色编码、灰度级编码或数字的所述第三组至少一个剪切波传播特性的图形表示的显示。

41. 根据权利要求 40 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、波长或比色图表。

42. 根据权利要求 33 所述的系统, 其中, 所述剪切波的检测包括所述生物组织的位移的确定。

43. 根据权利要求 33 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的所述生物组织的速度的确定。

44. 根据权利要求 34 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和所述生物组织的位移的空间二阶导数之比的平方根来计算所述剪切波传播速度。

45. 根据权利要求 34 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和所述生物组织的位移的空间二阶导数之比来计算所述剪切波传播速度的平方。

46. 根据权利要求 42 所述的系统, 其中, 所述生物组织的位移的确定包括组织彩色多普勒速度的时间积分的计算。

47. 根据权利要求 33 所述的系统, 其中, 所述第一超声波脉冲的施加包括沿相同方向向所述生物组织施加多个超声波脉冲以在所述生物组织内产生剪切波,

其中多个超声波脉冲中的每一个均被聚焦在不同的焦点处。

48. 根据权利要求 33 所述的系统, 其中, 被聚焦的超声波脉冲的发射包括将多个被聚焦的超声波脉冲沿相同方向发射到所述生物组织中多于一次, 并且

其中, 在一个或多个实例中从所述生物组织接收所述一个或多个超声波信号。

用于超声波成像的方法和装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于 2011 年 3 月 30 日提交的、题目为“Method and Apparatus for Ultrasound Imaging (用于超声波成像的方法和装置)”、序列号为 61/469,295 的美国临时专利申请的优先权，其内容出于一切目的通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本文中所述的系统和方法一般涉及超声波成像领域。更具体地，以下所述的实施例涉及用于测量组织中剪切波速度的方法和系统。

背景技术

[0004] 病理状况可能会导致软组织比在生理状况下更僵硬。因此，医师使用触诊来定位体内僵硬的组织，并由此确定病理状况。例如，人们所知的乳腺癌是指患有乳腺癌的组织通常要比健康的乳腺组织更硬，并且可以通过触诊检测为硬块。

[0005] 通过以下方程式，组织内剪切波的传播速度与组织的僵硬度(杨氏模量或剪切模量)有关：

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

[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，可以通过测量穿过组织的剪切波的传播速度来检测组织内的癌变或其他病理状况。

[0009] 通过向组织施加强大的超声波脉冲，可以在组织内产生剪切波。超声波脉冲可能会表现出高振幅和长的持续时间(例如，100 微秒的数量级)。超声波脉冲产生推动组织的声辐射力，从而导致组织层沿超声波脉冲的方向滑动。组织的这些滑动(切变)移动可以被认为是剪切波，其具有低频率(例如，从 10Hz 至 500Hz)且可以沿着垂直于超声波脉冲的方向传播。超声波脉冲可以以 1540m/s 的速度在组织内传播。然而，剪切波在组织内传播要缓慢得多，近似在 1-10m/s 的数量级上。

[0010] 由于组织运动一般是沿轴向方向(即，超声波脉冲方向)，可以使用传统的超声波多普勒技术来检测剪切波。在这点上，超声波多普勒技术最适合于检测沿轴向方向的速度。可替换地，可以通过测量由声辐射力所引起的组织位移来检测剪切波。

[0011] 为了准确地测量剪切波的传播速度，需要以高速率或每秒几千帧的高帧速率来跟踪剪切波。一帧图像可以由几百条超声波线构成。正常超声波成像的典型帧速率是大约 50 帧 / 秒，该帧速率过低而无法跟踪剪切波的传播。因此，存在一种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。另外，还存在一种能够有效地提供组织僵硬度的指示的需要。

附图说明

[0012] 图 1 是由声辐射力引起的剪切波生成的图。

- [0013] 图 2A 是一些实施例的超声波成像系统的图。
- [0014] 图 2B 是根据一些实施例的合成图像处理器的图。
- [0015] 图 3 是传统的超声波成像系统的图。
- [0016] 图 4 是多个超声波发射 / 接收波束的图。
- [0017] 图 5 是超声波发射波束和多个超声波接收波束的图。
- [0018] 图 6 是剪切波传播速度平方的颜色编码。
- [0019] 图 7 是剪切波传播速度平方的颜色编码。
- [0020] 图 8 是示出由声辐射力生成剪切波和剪切波传播的图。
- [0021] 图 9 是示出剪切波的滑动移动的图。
- [0022] 图 10 是示出剪切波传播的图。
- [0023] 图 11 是示出剪切波传播的图。
- [0024] 图 12 是组织内剪切波传播速度平方的颜色编码图像的示例。
- [0025] 图 13 是示出由声辐射力所引起的组织位移的图。
- [0026] 图 14 是通过由 RGB 表示所构成的颜色编码条的剪切波速度平方 c^2 的标度。
- [0027] 图 15 是示出相对于超声波换能器的超声波坐标系统的图。
- [0028] 图 16 是转向的声辐射力。
- [0029] 图 17 是转向的超声波束。
- [0030] 图 18 是转向的超声波束。
- [0031] 图 19 是示出在第一超声波束转向角处剪切波特性的图像。
- [0032] 图 20 是示出在第二超声波束转向角处剪切波特性的图像。
- [0033] 图 21 是示出在第三超声波束转向角处剪切波特性的图像。
- [0034] 图 22 是示出根据一些实施例的剪切波特性的图像。

具体实施方式

[0035] 现在将参考附图描述实施例, 其中贯穿全文相同附图标记表示相同的元件。在详细地说明本发明的实施例之前, 应当理解的是, 实施例并不限于应用在以下说明中所提出或附图中所示出的示例的详细内容中。可以在各种应用中以各种方式实践或实施其他实施例。另外, 应当理解的是, 本文中所使用的措辞和术语是用于描述的目的, 因此不应该被认为是限制性的。本文中“包括”、“包含”或“具有”及其变体的使用意味着包含其后所列出的项及其等同物以及附加项。术语“安装”、“连接”和“耦合”被广泛地使用且包含直接和间接的安装、连接和耦合。另外, “连接”和“耦合”并不限于物理或机械的连接或耦合。

[0036] 由图 1 所示的强的超声波脉冲 120 来产生声辐射力。超声波脉冲 120 呈现出高振幅和长的持续时间, (例如, 在 100 微秒的数量级上)。从超声波换能器阵列 110 发射出超声波脉冲 120。超声波脉冲 120 被聚焦在生物组织 160 的焦点 130 处, 在焦点 130 处产生推动组织 160 的声辐射力。超声波脉冲 120 可以被发射多次且对于所发射的多个超声波脉冲的每一个超声波脉冲 120 可以被聚焦在不同焦点处。

[0037] 组织 160 主要沿超声波脉冲 120 的轴向方向被推动, 产生可以沿横向方向或除轴向方向以外的方向(即, 垂直方向)传播的剪切波 140、150。剪切波 140、150 的传播速度取决于组织 160 的僵硬度(杨氏模量或剪切模量)。如等式 1 所示, 组织僵硬度越大, 引起越大

的剪切波传播速度。病理状况,例如癌变,可以增大组织僵硬度,因而可以通过确定传播速度来诊断出这些状况。例如,取决于组织状况,剪切波传播速度可以从 1m/s 至 10m/s 不同。

[0038] 由于剪切波的特征可以在于组织移动(或运动),因此可以通过超声波多普勒技术(例如,参见 US4573477、US4622977、US4641668、US4651742、US4651745、US4759375、US4766905、US4768515、US4771789、US4780837、US4799490 和 US4961427)来检测剪切波。为了检测该组织移动(或运动),超声波脉冲被发射至组织多次,然后由组织内的散射体散射超声波,再由超声波换能器接收作为所接收的超声波信号。在应用延时和 / 或相位旋转以用于聚焦和转向之后,从超声波阵列换能器所接收到的超声波信号被滤波、放大、数字化、变迹和波束形化(即汇合在一起)。这些处理步骤的顺序可以互换。所接收到的波束形化 RF 超声波信号经历正交解调,结果形成复合多普勒 I-Q 信号。在彩色多普勒技术中,以脉冲重复频率(PRF)来发射超声波,并且速率被检测为所接收到的超声波信号中的频率偏移(多普勒频移)。所接收到的超声波与和所发射的超声波频率具有相同频率的同相(0 度)和正交(90 度)参考信号混合,结果形成复合 I-Q 多普勒信号。

[0039] 一般地,因为多普勒频移和血流速度具有以下关系,所以使用复合 I-Q 信号来获取多普勒频移:

$$[0040] \Delta f = \frac{2f_t v \cos \theta}{c_s} \quad (2),$$

[0041] 其中, Δf 是多普勒频移, f_t 是发射频率, v 是血流速度, θ 是超声波束方向和速度矢量之间的夹角,并且 c_s 是声速。多普勒频移因而取决于速度方向和超声波束方向之间的夹角且是超声彩色多普勒系统可以获得的测量值。

[0042] 在彩色多普勒的情况下,采样信号的数量可以被限制为几个。因此,自相关技术通常用来确定 I-Q 信号之间的相差,然后用来确定如下所述的多普勒频移和速度。彩色多普勒的 I-Q 信号 $z(m) = x(m) + jy(m)$, 用来计算在以下等式中所示的“自相关” r , 其中, $z(m)$ 是复合 I-Q 多普勒信号, $x(m)$ 是同相(实)信号, $y(m)$ 是正交相位(虚)信号, m 表示信号号码, j 是虚数单位且 $*$ 表示复共轭。

$$[0043] r = \sum z(m) \cdot z^*(m-1) \quad (3)$$

[0044] r 的实部 ($\text{Real}(r)$) 和虚部 ($\text{Imag}(r)$) 用来获得在以下等式中所示的相位 φ 。

[0045]

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

[0046] 因为 \tan^{-1} 通常仅提供 -0.5π 至 0.5π , 在复坐标中复值 r 的位置也可以用来获取在 $-\pi$ 至 π 范围内的 φ 。如以下等式所示,则相位(即,彩色多普勒相位) φ 与多普勒频移有关。

[0047]

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

[0048] 因而获得在所接收的复基带超声波信号之间的自相关 r 以检测组织速度或移动。

[0049] 通过多个超声波束(例如,图 5 中 540、545、550)在组织区域范围内的多个横向点

处检测到组织移动以便于监控移动。该移动反应了在那些多个横向点(或多个超声波束)处剪切波的作用。因此,可以由所检测到的组织移动来确定剪切波的横向传播速度。

[0050] 可替换地,通过测量由声辐射力引起的组织位移可以检测出剪切波,而声辐射力又是由图 13 所示的强超声波脉冲所引起的。组织 1310 在施加声辐射力之前被定位在位置 1320 处,然后,在施加声辐射力之后,组织 1310 被移动至位置 1330 处。为了测量由强超声波脉冲所引起的组织位移,从超声波换能器 1305 发射超声波脉冲至组织,然后从组织内的散射体散射超声波脉冲并返回至换能器 1305,再被换能器 1305 接收作为所接收的超声波信号。超声波脉冲聚焦在某深度处以便于同未聚焦的超声波脉冲比较起来增大了最后所接收到的超声波信号的信噪比。利用从组织所接收到的超声波信号的相关,可以获得由于声辐射力所引起的组织 1310 的位移 1340 (从位置 1320 至位置 1330) 且其后可以跟踪组织 1310。在由声辐射力产生剪切波之后,超声波脉冲可以由此跟踪剪切波。

[0051] 在施加声辐射力之前由第一超声波脉冲引起的且从组织 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引起的所接收到的超声波信号互相关,以便于求得所接收到的超声波信号之间的最佳匹配。可以通过求得最大相关值来求得最佳匹配以跟踪组织及其由于声辐射力引起的位移。因此,当观察或测量组织位移时,检测到剪切波。位移和组织速度可能是相关的,因为位移是组织速度 v_s 的时间积分 $\int v_s dt$ 。因此,可以通过计算彩色多普勒速度的时间积分来获得组织位移。所接收到的超声波信号可以是调制后的 RF (射频)、IF (中频)或基带信号。可替换地,位移可以进一步被求微分以获得组织应变 (tissue strain),然后组织应变可以用来检测剪切波的传播速度。

[0052] 在前面段落中的信号的互相关 $CC(t, \tau)$ 可以在数学上被表达如下,

$$[0053] CC(t, \tau) = \int_t^{t+W} S_1(t') S_2(t'-\tau) dt' \quad (6)$$

[0054] 其中, $CC(t, \tau)$: 互相关; $S_1(t')$: 从第一超声波发射中所接收到的信号; $S_2(t'-\tau)$: 从第二超声波发射中所接收到的信号; W : 窗口长度; t : 时间, t' : 时间; τ : 时间位移。实现最大互相关(或最佳匹配)的时间位移值 τ 确定组织位移。在互相关之前,可以进行使用插值函数(例如,三次样条函数)的信号的内插,以提高空间分辨率。

[0055] 可以通过如下的绝对差之和(SAD)、平方差之和(SSD)、绝对立方差之和(SCD)或绝对乘方差之和(SPD)来替换互相关。

$$[0056] SAD[l, k] = \sum_{n=0}^N |S_1[l+n] - S_2[l+n-k]| \quad (7)$$

$$[0057] SSD[l, k] = \sum_{n=0}^N (S_1[l+n] - S_2[l+n-k])^2 \quad (8)$$

$$[0058] SCD[l, k] = \sum_{n=0}^N |S_1[l+n] - S_2[l+n-k]|^3 \quad (9)$$

$$[0059] SPD[l, k] = \sum_{n=0}^N |S_1[l+n] - S_2[l+n-k]|^p \quad (10)$$

[0060] S_1 是在位移之前从第一超声波发射所接收到的超声波信号, S_2 是位移之后从第二超声波发射所接收到的超声波信号。N: 是在信号窗口中信号的数量。k: 是通过信号数量

的窗口位移以及 τ 的等效值。1: 是窗口的位置。p 是实数。对于 SAD、SSD、SCD 和 SPD, 基于实现 SAD、SSD、SCD 和 SPD 中每一个的最小值(或最佳匹配)的 k 值来确定组织位移。

[0061] 图 8 和图 9 用来详细地说明剪切波的生成和检测。从超声波换能器 810、910 施加超声波脉冲 820 至组织 860、960 一次或多次以增大由超声波脉冲引起的声辐射力所产生的剪切波的振幅。在组织中剪切波衰减得非常迅速, 因此, 越大的振幅导致越长的传播距离。一个或多个超声波脉冲可以聚焦在一个焦点或不同的焦点处。超声波脉冲产生声辐射力, 声辐射力推动组织层, 引起如图 9 所示的主要沿轴向(垂直)方向的组织移动 830、910。组织层移动 910 引起主要沿轴向方向的相邻组织层移动 920、925。组织层移动 920、925 然后依次引起下一组织层移动 930、935, 该组织层移动 930、935 然后引起相邻组织层移动 940、945。这一连串的组织移动表示了如图 8 所示的沿横向(水平)方向的剪切波 840、850 的传播。因为由声辐射力所引起的组织移动(或运动)主要沿轴向方向, 可以通过彩色多普勒技术来检测运动, 彩色多普勒技术对沿轴向方向的运动敏感。

[0062] 例如, 彩色多普勒技术发射和接收几个超声波脉冲, 确定所接收到的超声波信号之间的相差, 并采用如前面所讨论的且在本领域中已知的自相关技术来计算组织或血液的速度。除了速度以外, 还可以计算彩色多普勒信号的方差和功率。正如移动的组织或血液的常规显示, 可以使用这些参数中的一个参数来显示如图 10、图 11 所示的剪切波。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) 且在下一个时刻或在下一个帧中确定剪切波 1060 (1160)、1070 (1170)。可以获得更多的剪切波的图像帧以跟踪剪切波并且创建剪切波传播影片(movie)。在替换实施例中, 可以检测到由于声辐射力引起的组织位移。

[0063] 图 10 和图 11 描述了在两个时间点处的剪切波传播。通过将两个时间点处的两个剪切波图像相关, 可以推导出如箭头 1080、1090 所示的局部剪切波传播速度。可以使用更多的剪切波图像帧来跟踪在更大图像区域中剪切波的传播, 以便于在如下所述的二维图像中呈现出局部剪切波传播速度或剪切波传播速度的平方。

[0064] 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)作为如下的散斑追踪(speckle tracking),

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

[0066] 其中, $S^1_{x,z}$ 是第一帧的 x、z 处的超声波信号, $S^2_{x+X,z+Z}$ 是第二帧的 x+X、z+Z 处的超声波信号, \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。在图 15 中显示了相对于超声波换能器 1510 的坐标系统 (x, y, z)。尽管出于说明的目的显示得略有不同, 但是俯仰轴 y 垂直于图 15 的纸面。

[0067] 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, 从而确定速度(即, 每单位时间的距离)。

[0068] 与 1D 情况相似, 可以通过如下的绝对差之和(SAD)、平方差之和(SSD)、绝对立方差之和(SCD)或绝对乘方差之和(SPD)来替换相关系数。

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

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

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

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

[0073] p 是实数 ; m 和 n 是整数。可以通过 1D 散斑追踪来逼近 2D 散斑追踪以获得剪切波传播速度和剪切波传播速度的平方。数学表达式将类似于在位移测量中使用的数学表达式。

[0074] 可替换地, 可以使用剪切波等式 (16) 来推导出如下的剪切波传播速度,

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

[0076] 其中 $i = x, y, z$, ρ 是组织密度, μ 是剪切模量, u_i 是位移矢量, x 是横向坐标, y 是纵向坐标且 z 是轴向坐标, 如图 15 所示。对于不可压缩的材料, 杨氏模量 E 和剪切模量 μ 具有如下的关系。

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

[0078] 因此, 可以获得剪切波传播速度的平方作为如以下等式所示的剪切模量与密度之比。

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

[0080] 可以通过如前面所讨论的互相关来确定在等式 16 中的其中一个位移分量 u_z 。通过结合等式 16 和等式 18 的 z 分量, 获得剪切波传播速度的平方和速度如下,

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

[0082] 以及

[0083]

和

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

[0084] 因此, 获得剪切波传播速度作为位移的时间二阶导数和位移的空间二阶导数之比的平方根。同样, 获得剪切波传播速度的平方作为位移的时间二阶导数和位移的空间二阶

导数之比。因为与其他的空间导数相比,位移在纵向的空间导数 $\frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2}$ 可以被认为是可忽略的,可以从其他测量值来获得剪切波传播速度的平方和速度。

[0085] 频繁地监控和跟踪剪切波是可取的,意指以快速率或帧速率来监控和跟踪剪切波。如图 5 所示,为了加快帧速率,可以发射宽的聚集的超声波脉冲 520 且可以同时接收多个超声波信号 540、545、550。如前面所述使用所接收到的超声波束来检测剪切波并从其中得到剪切波的传播特性(即,速度和速度的平方)。聚集发射的超声波束 520 可以特别适合于在剪切波检测期间保持最终所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,多个超声波束(脉冲)被同时施加和发射至组织场且每发射的超声波脉冲的多个超声波束(脉冲)被接收以增大帧速率。在图 4 中,超声波脉冲 420、430 被同时从超声波换能器阵列 410 发射至生物组织 480。对于每个被发射的超声波脉冲 420、430,同时接收到多个超声波接收信号 440、445、465、460、465、470。可以同时地或在大致相同的时间来发射多个超声波脉冲。多个超声波脉冲可以被同时发射。或者,在第一超声波脉冲被发射之后且第一超声波脉冲从超声波场的最深深度返回至超声波换能器之前,可以发射第二超声波脉冲。该发射方法提高了帧速率。

[0087] 图 4 显示了两个同时被发射的超声波脉冲的示例,但也可以使用两个以上的被发射的超声波脉冲。在一些实施例中,可以发射编码后的超声波形以用来更好地分离同时被发射的多个超声波信号。例如,可以使用啁啾码(chirp code)、巴克码(Barker code)、格雷码(Golay code)或阿达玛码(Hadamard code)用来更好地分离超声波脉冲。再者,使用前面所述的方法来分析所接收到的信号以确定在多点处的组织移动,并从其中推导出剪切波的传播特性。

[0088] 可以基于在成像场中的多点处检测到的运动(或速度)来形成剪切波图像。超声波的后续的发射 / 接收序列可以形成在多个时间点处的多个剪切波图像。然后,计算剪切波图像之间的相关以获得如前面所讨论的剪切波传播速度和速度平方。可替换地,确定由声辐射力所引起的组织位移并计算剪切波传播速度作为位移的时间二阶导数和位移的空间二阶导数之比的平方根。同样地,计算剪切波传播速度的平方作为位移的时间二阶导数和位移的空间二阶导数之比。

[0089] 在一些实施例中,可以显示所检测到的剪切波的传播速度(c)。在一些实施例中,可以显示所检测到的剪切波的传播速度的平方(c^2)。有利地是,传播速度的平方(c^2)可能比传播速度(c)与如等式 1 中所示的杨氏模量或剪切模量更密切相关。因此,传播速度的平方(c^2)可以为实际僵硬度提供有效代理(proxy)。在一些实施例中,传播速度的平方(c^2)可以乘以三然后被显示。如果组织密度接近于 1g/cm^3 ,则该数值(即, $3c^2$)可以接近于实际的杨氏模量。在一些实施例中,可以显示任意实数(b)和传播速度平方(c^2)的乘积(bc^2)。因为组织密度未知的则必须进行估计,所以实际僵硬度的确定是困难的且易出错。

[0090] 可以采用彩色编码技术、灰度级技术或图形编码技术来将剪切波的传播特性(即,速度 c 或速度平方 c^2)呈现给用户。在一些实施例中,在二维彩色图像中显示组织内剪切波的传播速度的平方(c^2)。在一些实施例中,还可以使用图形编码和 / 或二维图像来表示传播速度 c 或速度平方 c^2 。

[0091] 可以使用红色来编码剪切波传播速度平方 c^2 的低值,而使用蓝色来编码 c^2 的高

值。例如,图 6 示出了图例,其表明红色组织区域包括与低 c^2 值(例如, $1\text{m}^2/\text{s}^2$) 相关联的剪切波,且蓝色组织区域包括与高 c^2 值(例如, $100\text{m}^2/\text{s}^2$) 相关联的剪切波。实施例并不限于基于颜色的编码。可以使用灰度级或图形模式(例如,垂直线、水平线、交叉影线、不同密度的点阵模式等)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] 如图 6 所示,在确定了传播速度平方 (c^2) 后,可以相对于颜色波长来对 c^2 进行线性编码。例如,如果组织区域内的 c^2 被确定为 $50\text{m}^2/\text{s}^2$,可以使用黄色 630 来显示该组织区域。

[0093] 可替换地,可以如图 7 所示限定剪切波传播速度平方 (c^2) 的颜色编码。与剪切波传播速度平方的低值相关联的组织区域可以被显示为蓝色 710,而与速度平方的高值相关联的区域可以被显示为红色 720。还可以使用不同的颜色编码方法来表示剪切波的传播速度的平方 (c^2) 或速度 c 。例如,颜色编码可以基于色调、亮度以及其他颜色特征。颜色编码等级可以表示与如图 6 和图 7 所示的不同的剪切波传播速度平方或速度的最大值和最小值。在这点上,图 6 和图 7 中的速度平方的最大值 $100\text{m}^2/\text{s}^2$ 和速度平方的最小值 $1\text{m}^2/\text{s}^2$ 仅出于说明目的,因而并不限制权利要求的范围。可以有其他值表示编码等级的最大值或最小值。

[0094] 如图 14 所示,基于红色、绿色和蓝色(RGB)值的颜色编码可以用来表示剪切波的传播速度 c 或速度平方 (c^2)。在这个示例(图 14)中,根据基于 RGB 值 1420、1430 和 1440 的颜色编码条 1410 来表示组织内剪切波的传播速度的平方 (c^2)。正如在颜色编码条 1410 中的 256 色所表示的那样,在该示例中,剪切波传播速度的平方具有 256 个可能的值。通过由 R (0) 1422、G (0) 1432 和 B (0) 1442 组合构成的颜色来表示最小速度平方 $c^2(0)$ 1412。通过由 R (127) 1425、G (127) 1435 和 B (127) 1445 的组合构成的颜色来表示中速度平方 $c^2(127)$ 1415。通过由 R (255) 1428、G (255) 1438 和 B (255) 1448 的组合构成的颜色来表示最高速度平方 $c^2(255)$ 1418。在该示例中,R (255) 仅表示与红色指数 255 相关联的红色而不一定表示作为最亮的红色的红色值 255。同样地,G (255) 表示与绿色指数 255 相关联的绿色且 B (255) 表示与蓝色指数 255 相关联的蓝色。

[0095] 可替换地,红色、绿色、蓝色和黄色可以用来限定颜色编码条。可替换地,可以使用基于色调的颜色编码条。

[0096] 图 12 表示了显示人体软组织(例如,胸部)内的剪切波传播速度平方 c^2 的颜色编码图像 1260 的示例。图示了颜色编码等级 1250,其中,颜色编码 1210(即,尽管在该黑 / 白文件中显示为白色,但却代表红色)表示低的剪切波传播速度平方值,而颜色编码 1220(即,尽管在该黑 / 白文件中显示为阴影线,但却代表蓝色)表示较高的剪切波传播速度平方值。

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

[0098] 颜色编码方法提供了包括具有高的传播速度平方值的剪切波的区域和包括具有低的传播速度平方值的剪切波的其他区域之间的有效区分。颜色编码方法因此允许有效地识别软组织区域内的硬组织区域。显示剪切波传播速度或速度平方的图像可以与常规超声波图像相组合(例如,相叠加),所述常规超声波图像例如, B 模式图像或者组合的 B 模式图像和彩色多普勒图像和 / 或频谱多普勒图像。可替换地,可以用数字方式来显示剪切波传

播速度平方或速度。在一些实施例中,可以以灰度级形式或基于诸如使用图案而不是颜色的其他图形编码方法,来显示剪切波传播速度平方。例如,可以使用灰度级编码方法,以黑色或深灰色来显示剪切波传播速度或剪切波传播速度平方的低值,而以浅灰色或白色来显示剪切波传播速度或剪切波传播速度平方的高值。

[0099] 图 3 示出了采用 B 模式成像、多普勒频谱和彩色多普勒成像的常规超声波诊断成像系统的图。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、衬度成像(contrast imaging)及其他。从由发射器 / 发射波束形成器 310 驱动的超声波探头 330 通过发射 / 接收开关 320 发射超声波信号。探头 320 可以由超声波换能器元件阵列构成,所述超声波换能器元件是被具有不同延时的发射器 / 发射波束形成器 310 单独驱动的,使得发射超声波束被聚焦和转向。接收波束形成器 340 从探头 330 通过开关 320 接收所接收到的超声波信号并处理信号 325。接收波束形成器 340 施加延时和 / 或相位到信号且所得到的信号用来聚焦和转向所接收到的超声波束。接收波束形成器 340 也可以适用于变迹、放大和滤波。

[0100] 在替换实施例中,通过给如图 16 中所示的超声波束角度转向施于适当的延迟,可以转向用于声辐射力的超声波束 1620。作为一个示例,图 16 中的超声波束 1620 向右转向。还可以通过使用如图 17 和图 18 中所示的被转向的发射超声波束 1720、1820、1830 来检测剪切波。

[0101] 使用以两个或更多个转向角发射的超声波束,可以在如前所讨论的每个图像点处确定剪切波传播速度和速度平方。然后,基于为给定图像点所确定的两个或更多个速度或速度平方中的每一个(例如,求平均值),可以确定对于给定图像点的剪切波传播速度或剪切波传播速度的平方。该处理可以提高所得到的图像的精度。

[0102] 例如,如上所述,可以向生物组织施加第一超声波脉冲以在生物组织内产生沿第一方向的剪切波。接着,将被聚焦的超声波脉冲沿第二方向发射到生物组织内。然后,从生物组织接收到响应所聚焦的超声波脉冲而生成的一个或多个第一超声波信号,且基于所接收到的一个或多个第一超声波信号,检测生物组织内的剪切波。然后,对于视野中每一个图像像素确定与所检测到的剪切波相关联的第一组至少一个剪切波传播特性(例如,剪切波传播速度和 / 或速度平方)。

[0103] 图 19 示出了如上所述被确定的第一组至少一个剪切波传播特性的图像 1950。根据图 19,已经将所聚焦的超声波脉冲以 0 度波束转向角发射到生物组织内。第一组由图像 1950 中对于每个点的剪切波传播特性的值组成。换句话说,对于图像 1950 中的给定点所确定的剪切波传播特性的值确定了被分配给代表该点的图像像素的值。

[0104] 接着,可以向生物组织施加第二超声波脉冲以在生物组织内产生沿第三方向的第二剪切波,且被聚焦的第二超声波脉冲沿第四方向被发射到生物组织内。然后,从生物组织接收到响应被聚焦的第二超声波脉冲而生成的一个或多个第二超声波信号,且基于所接收到的一个或多个第二超声波信号,来检测生物组织内的第二剪切波。然后,为视野中的每一个图像像素确定与所检测到的第二剪切波相关联的第二组至少一个剪切波传播特性(例如,剪切波传播速度和 / 或速度平方)。

[0105] 图 20 示出了如上所述被确定的第二组至少一个剪切波传播特性的图像 2050。已经将图 20 示例中的所聚焦的超声波脉冲以向左 10 度的波束转向角发射到生物组织中。第

二组由图像 2050 中对于每个点的剪切波传播特性的值组成,其中,为图像 2050 中的给定点所确定的剪切波传播特性的值确定了被分配给代表该点的图像像素的值。

[0106] 另外,图 21 示出了使用以向右 10 度的波束转向角(即, -10 度)被发射到生物组织内的被聚焦的超声波脉冲,如上所述被确定的第三组至少一个剪切波传播特性的图像 2150。此外,第三组由图像 2150 中对于每个点的剪切波传播特性的值组成,其中,为图像 2150 中给定点所确定的剪切波传播特性的值确定了被分配给代表该点的图像像素的值。

[0107] 接着,基于所确定组的剪切波传播特性来确定第四组剪切波传播特性。根据本示例,求为给定点所确定的剪切波传播特性值的平均值以为给定点确定合成剪切波传播特性值。然后,生成图像,其中使用每个给定点的合成值来确定被分配给代表给定点的图像像素的值。

[0108] 关于图 19 至图 21 中所述的在生物组织内形成的剪切波,可以沿任意方向行进,取决于所施加的声辐射力的方向,且这些剪切波中的一个或多个可以沿相同方向行进。

[0109] 图 22 描述了如上所述基于合成值生成的图像 2250。例如,对在区域(即,像素)1970、2070、2170 处所确定的剪切波速度(即, C_{1970} 、 C_{2070} 和 C_{2170})求平均值以产生平均剪切波速度 $C_{2270} = (C_{1970} + C_{2070} + C_{2170}) / 3$, 其用来确定在区域(即,像素)2270 处的图像像素值。可替换地,可以基于平均剪切波速度平方 $(C_{2270})^2 = ((C_{1970})^2 + (C_{2070})^2 + (C_{2170})^2) / 3$ 来确定在区域(即,像素)2210 处的图像像素值。

[0110] 因此,图像 2250 的区域 2210 是由其值是基于在图像 1950、2050 和 2150 中所代表的剪切波传播特性值的图像像素构成的。然而,由于图像 1950、2050 和 2150 的不同视野,图像 2250 的一些区域是仅基于图像 1950、2050 和 2150 中的两个或一个图像来确定的。例如,区域 2220 是由其值是基于在图像 1950 和 2050 中所代表的剪切波传播特性值的图像像素构成的,区域 2230 是由其值是基于在图像 1950 和 2150 中所代表的剪切波传播特性值的图像像素构成的,区域 2240 是由其值是基于在图像 2050 的剪切波传播特性值的图像像素构成的,且区域 2260 是由其值是基于在图像 2150 的剪切波传播特性值的图像像素构成的。

[0111] 不同的超声波散斑信号是由不同转向角引起的,因而上述求平均值更有效地提高了剪切波传播速度和速度平方的确定的精度。不同的超声波束转向角产生相关较低的超声波信号或不相关的超声波信号。对不相关的信号求平均值将使得信号中不相关噪声的减少,从而比对相关信号求平均值能更好地提高测量精度。因此,上述波束转向技术将提高剪切波传播速度或速度平方的测量精度。

[0112] 尽管上述讨论了求平均值,但任意数学函数都可以适用于对于给定点的多个传播特性值以确定对于给定点的合成值。上述讨论也考虑了使用三个波束转向角以便于提高测量精度。然而,波束转向角的数量可以是两个或多于三个。另外,波束转向角可以是除了 0 度、10 度和 / 或 -10 度以外的其他度数。用于产生剪切波的超声波脉冲的波束转向角可以不同于被用于检测这样的剪切波的被聚焦的超声波脉冲的波束转向角。

[0113] 被处理后的信号 345 被耦合至多普勒频谱处理器 350、彩色多普勒处理器 360 以及 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,并且处理多普勒流速信号且计算和输出多普勒频谱 355。彩色多普勒处理器 360 处理所接收到的信号 345 并且计算和输出速度信号、功率信号和方差信号 365。B 模式图像处理器 370 处理所接收到的信号 345 并且计算和输出 B 模式图像 375 或通过振幅检测得到的信号振幅。

[0114] 多普勒频谱信号 355、彩色多普勒处理器信号(速度、功率和方差)365 和 B 模式处理器信号 375 被耦合至扫描变换器 380, 扫描变换器 380 将信号转换成扫描变换后信号。扫描变换器 380 的输出被耦合至显示监控器 390 用来显示超声波图像。

[0115] 图 2A 示出了根据一些实施例的包括剪切波处理器 295 的超声波成像系统的元件的图。图 2A 中的超声波系统发射强的超声波脉冲至生物组织以产生推动生物组织的声辐射力。在生物组织被推动之后, 在组织中产生剪切波, 并且剪切波在组织中传播。随着剪切波在生物组织中传播, 超声波系统然后发射和接收超声波脉冲以跟踪剪切波。可以通过接收波束形成器 240 来同时形成多个所接收到的超声波束。同样地, 可以通过发射器 / 发射波束形成器 210 来同时生成多个被发射的超声波束。处理从接收波束形成器 240 所接收到的超声波信号以获得如前所述的组织位移、多普勒速度、相关、剪切波传播速度和 / 或剪切波传播速度平方。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 接收来自接收波束形成器 240 的输出 245。输出 297 包括剪切波速度数据或其他剪切波特性。例如, 剪切波处理器 295 输出剪切波传播速度或传播速度的平方至扫描变换器 280, 并且剪切波传播速度或剪切波传播速度平方的表示连同 B 模式、彩色多普勒图像或频谱多普勒图像经由合成图像处理器 285 被输出至显示监控器 290。

[0116] 对于 B 模式信号, 来自 B 模式图像处理器 275 的数据是行数据, 所述行数据是由为每个接收超声波束所处理的波束信号构成的但可以不具有对于具备用于显示的正确的垂直 - 水平距离关系的所有图像像素的信号。行数据还可以为沿超声波束方向但不一定沿显示器方向(x, z)的矢量数据。扫描变换器 280 内插两维(x, z)的行数据并用超声波图像数据来填补所有的图像像素。另外, 彩色多普勒数据 265 是行数据, 所述行数据是由为每个接收彩色多普勒波束所处理的波束信号构成的但可以不包括对于具备用于显示的正确的垂直 - 水平距离关系的所有图像像素的信号。扫描变换器 280 内插两维(x, z)的行数据并用扫描转换后的彩色多普勒图像数据来填补所有的彩色多普勒图像像素。同样地, 剪切波数据 297 也可以是行数据, 由此可能需要扫描变换。扫描变换器 280 内插两维(x, z)的行数据并用扫描转换后的剪切波图像数据来填补所有的剪切波图像像素。

[0117] 合成图像处理器 285 接收在多个波束转向角处获得的剪切波特性(例如, 剪切波速度、剪切波速度平方)的多个图像并且计算合成图像, 例如, 平均图像或基于多个图像计算出的图像。为了求两个波束转向角处的图像信号的平均值, 可以从在第一波束转向角处获得的在相同图像位置(x, z)处的图像信号 $I_{1,x,z}$ 和在第二波束转向角处在相同图像位置(x, z)处的图像信号 $I_{2,x,z}$ 获得在图像位置(x, z)处的合成图像信号 $I_{x,z}$ 。图像信号 $I_{x,z}$ 可以或者是剪切波速度或者是剪切波速度平方。

$$[0118] I_{x,z} = \frac{I_{1,x,z} + I_{2,x,z}}{2} \quad (21)$$

[0119] 为了求三个波束转向角处的图像的平均值, 第一图像 $I_{1,x,z}$ 、第二图像 $I_{2,x,z}$ 和第三图像 $I_{3,x,z}$ 可以在如下的每个图像位置(x, z)处求平均值。

$$[0120] I_{x,z} = \frac{I_{1,x,z} + I_{2,x,z} + I_{3,x,z}}{3} \quad (22)$$

[0121] 可替换地, 合成图像可以计算作为如下的每个图像像素位置(x, z)处多个波束转向角处的多个图像 $I_{1,x,z}, I_{2,x,z}, \dots$ 的函数 f。

[0122] $I_{x,z} = f(I_{1,x,z}, I_{2,x,z}, \dots)$ (23)

[0123] 合成图像处理器 285 可以由图像处理器 284 和存储多个图像的多个存储器 281、282、283 构成。多个图像用于计算如图 2B 所示的剪切波特性(例如, 剪切波速度或剪切波速度的平方)的合成图像。

[0124] 前述讨论涉及二维图像。然而,可以在剪切波传播特性(例如, 剪切波速度或剪切波速度的平方)的三维图像(或卷)中执行求平均值或数学图像函数 f 。

[0125] 发射器 210 可以包含发射波束形成器,其可以向换能器元件的信号施加延时,用来聚焦和波束转向。例如,第一组发射延时或者被生成或者从存储器中读取然后在加载至发射延时表中,并且第一组接收延时 / 相位被生成或者从存储器中读取,然后加载至接收延时表中。然后在第一波束转向角处获取第一剪切波图像(即,剪切波速度或剪切波速度的平方)。接着,第二组发射延时或者被生成或者从存储器中读取,然后加载至发射延时表中,并且第二组接收延时 / 相位被生成或者从存储器中读取,然后加载至接收延时表中。然后,在第二波束转向角处获取第二剪切波图像。随着发射波束形成器和接收波束形成器更新每个延时表且在多个波束转向角处获取多个剪切波图像,该处理继续多次。

[0126] 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)、现场可编程门阵列(FPGA)、图形处理单元(GPU) 和 / 或分立电子设备。

[0127] 图 2A 表现了依照一些实施例的逻辑结构,然而实际的实现方式可以包括以其他方式布置的多个或不同的元件。其他的拓扑结构可以与其他实施例结合使用。而且,可以由任意个彼此经由任意个其他公共和 / 或私人网络互相通信的计算设备来实现图 2A 系统的每个元件。两个或更多个这样的计算设备可以彼此远离定位且可以经由网络和 / 或专用接线等任意已知的方式彼此通信。系统可以包括适合于提供本文中所述功能以及其他任何功能的任意个硬件和 / 或软件单元。例如,在图 2A 系统实现方式中使用的任意计算设备可以包括处理器来执行程序代码,使得计算设备如本文中所述操作。

[0128] 本文中讨论的所有系统和过程可以被具体体现在被存储于一个或多个非暂态性计算机可读介质里的程序代码中。这样的介质可以包括,例如,软盘、CD-ROM、DVD-ROM、蓝光光盘(Blu-ray disk)、闪存驱动器、磁带以及固态随机存取存储器(RAM) 或只读存储器(ROM) 存储单元。实施例因此并不限于硬件和软件的任何具体的组合。

[0129] 已经描述了一个或多个实施例。尽管如此,各种不同的改进例对于本领域技术人员来说都将是显而易见的。

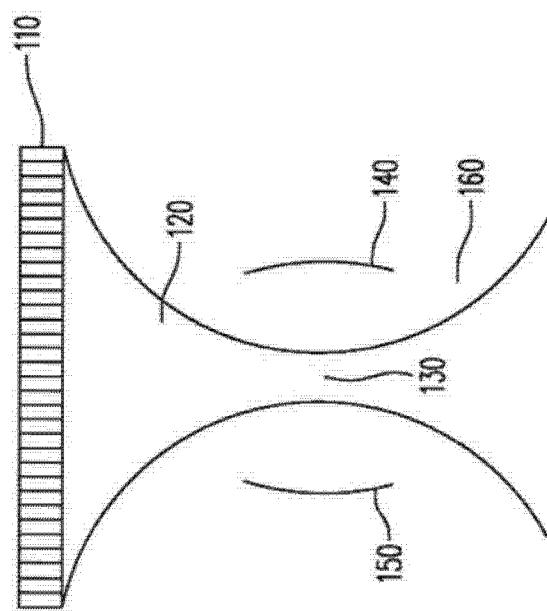


图 1

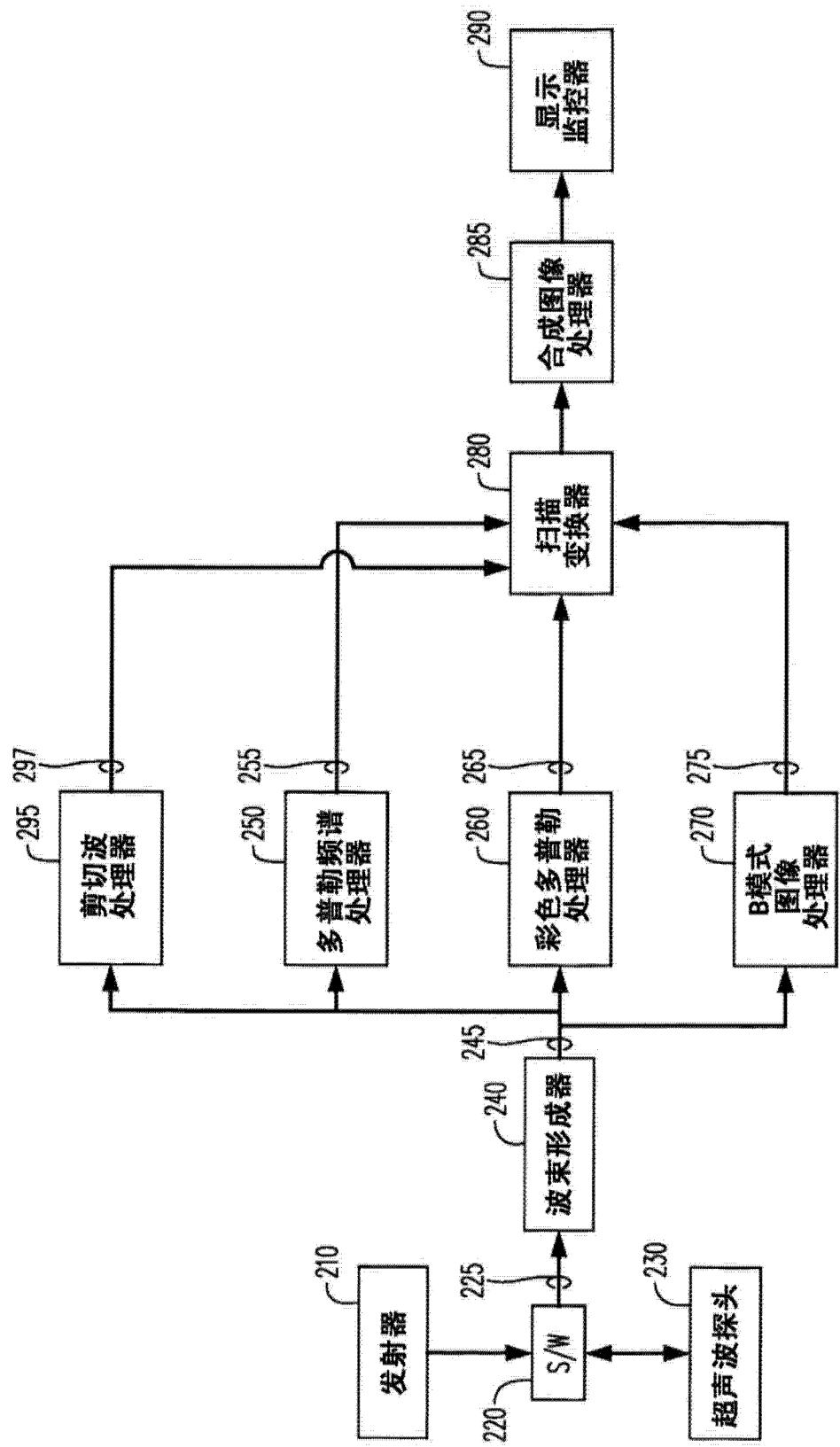


图 2A

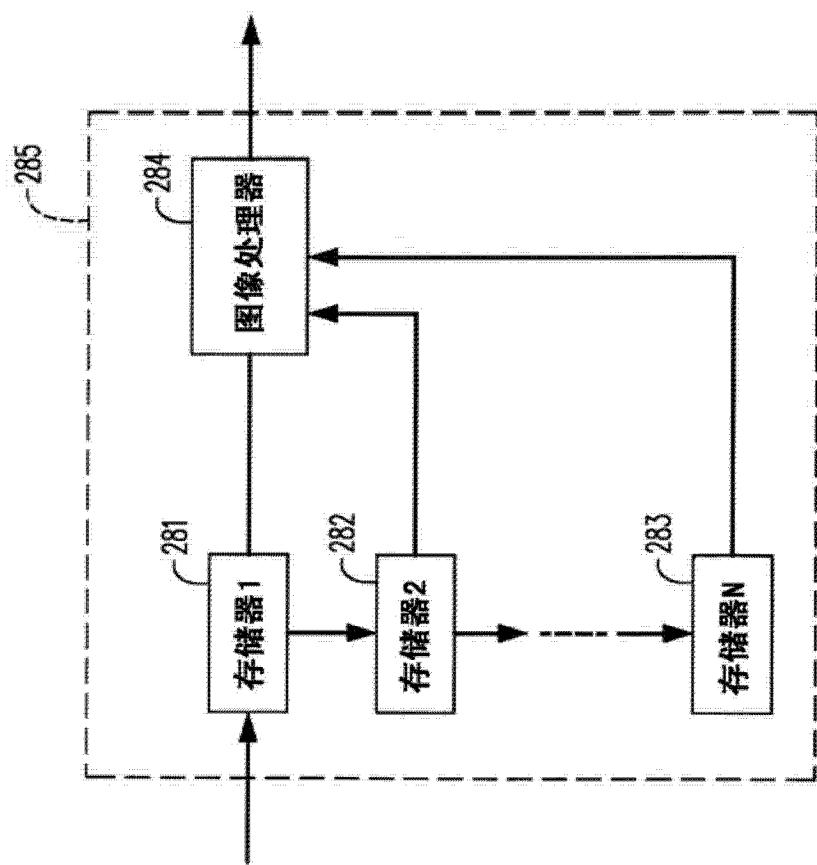


图 2B

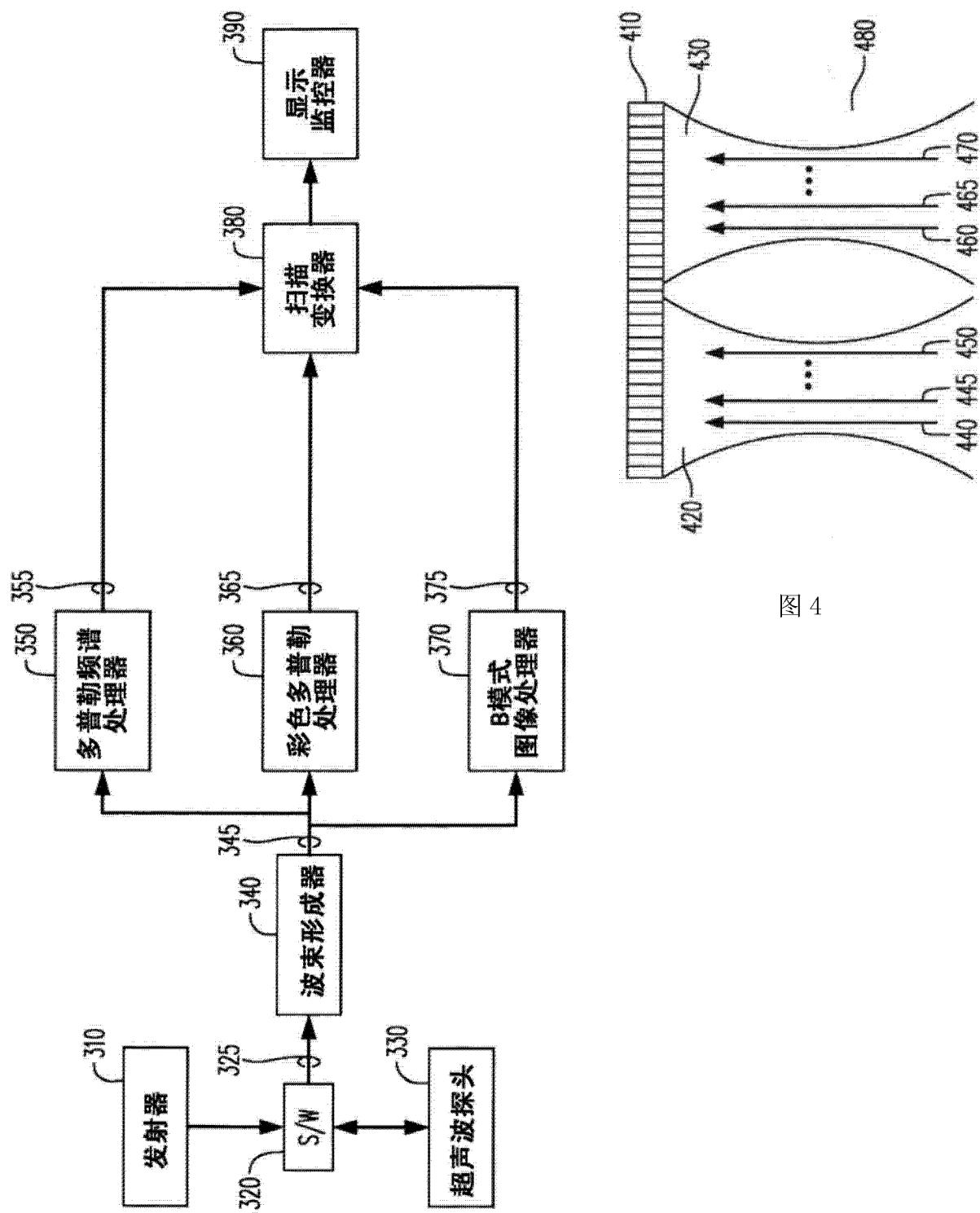


图 3(现有技术)

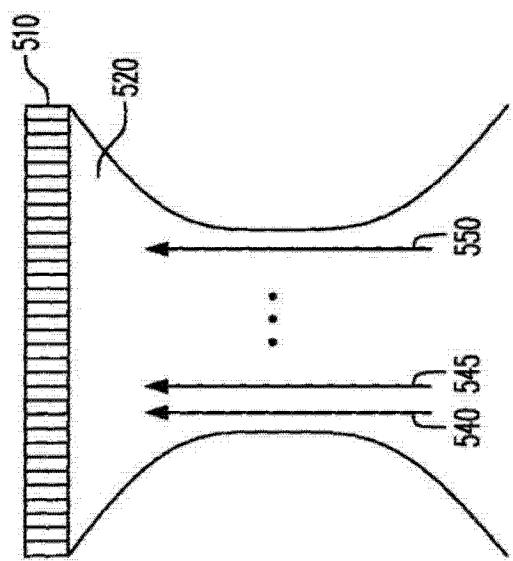


图 5

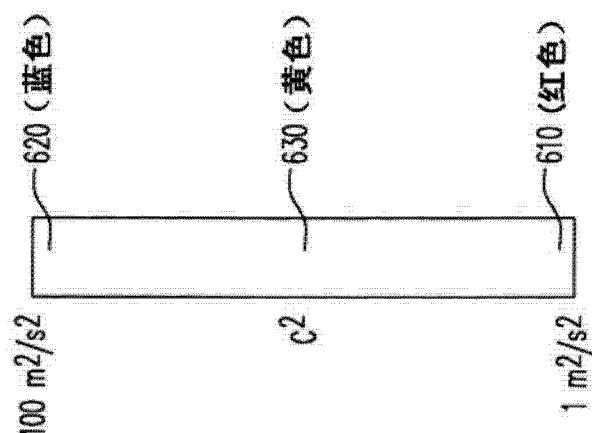


图 6

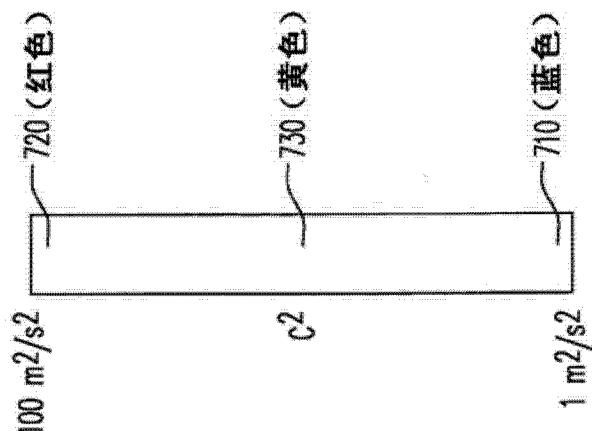


图 7

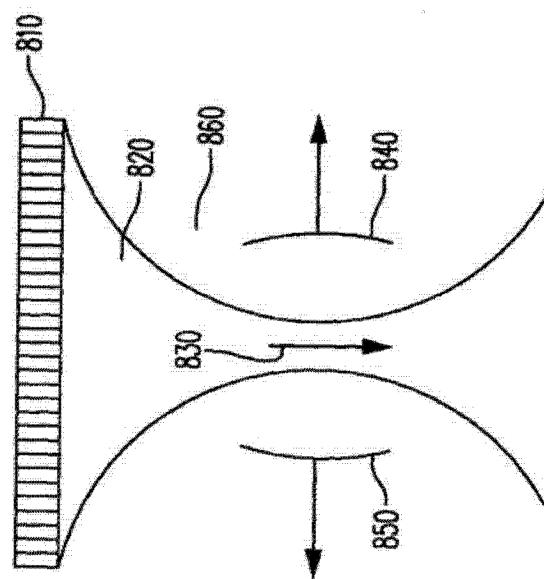


图 8

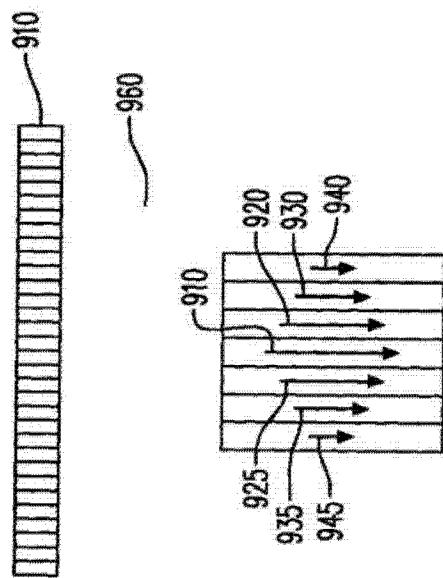


图 9

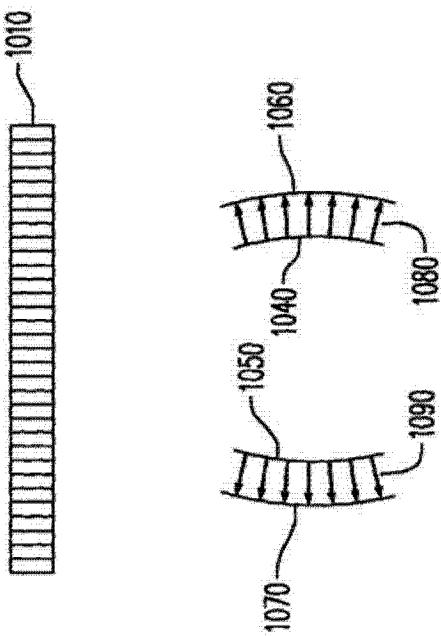


图 10

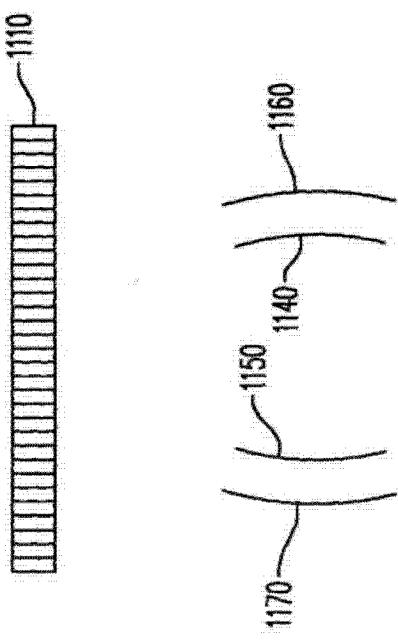


图 11

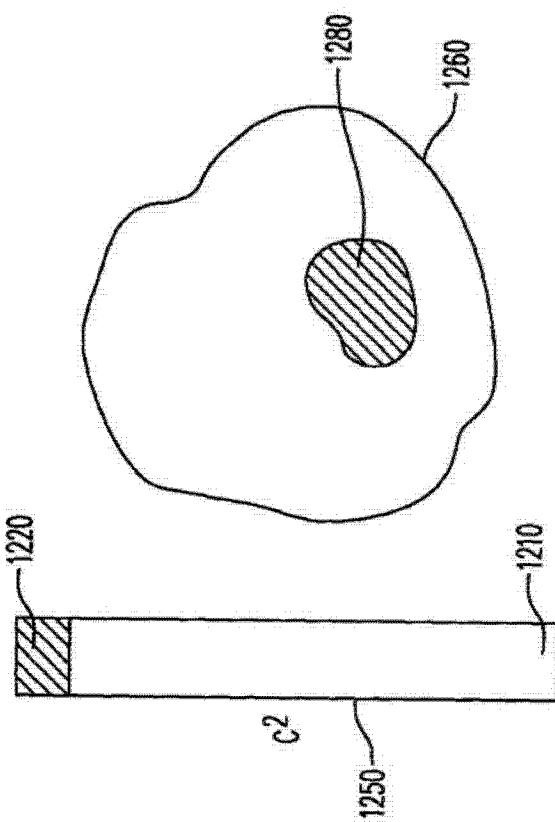


图 12

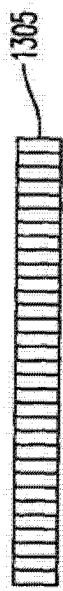


图 13

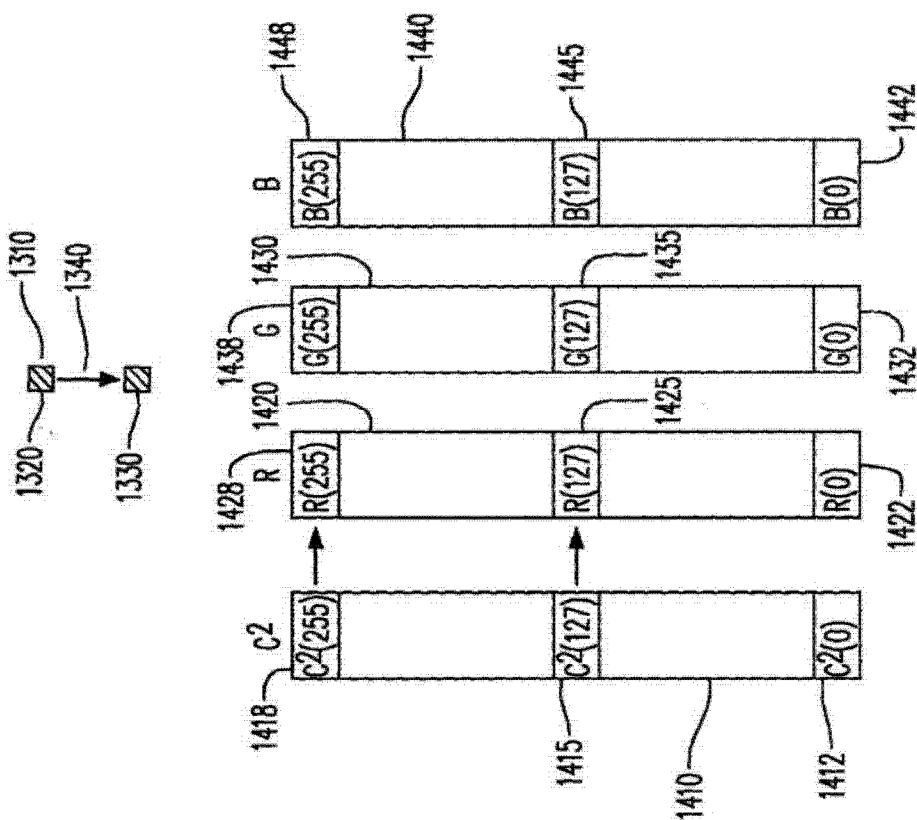


图 14

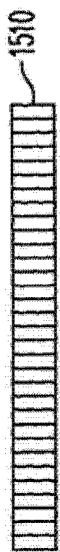


图 15

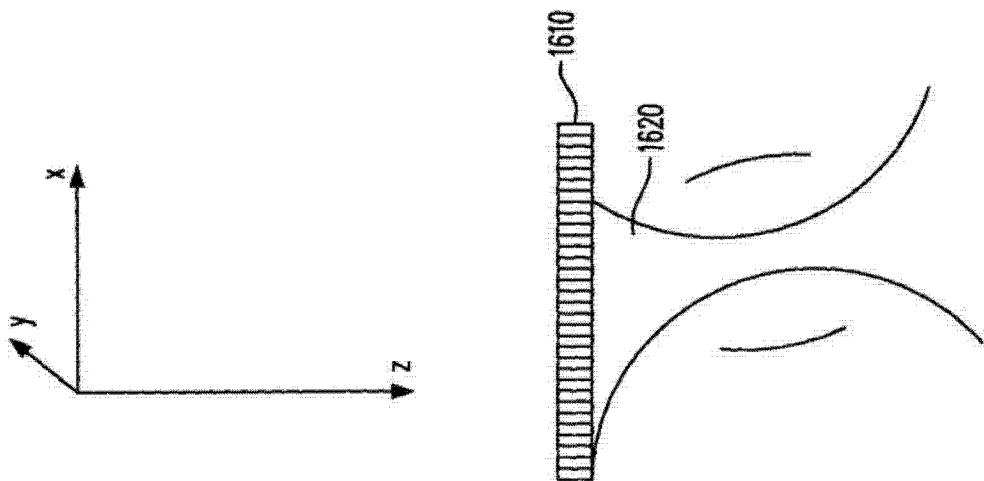


图 16

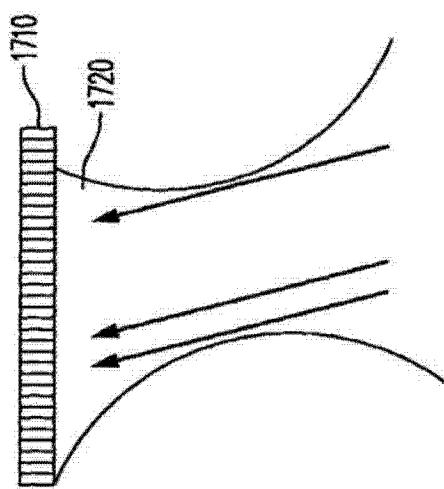


图 17

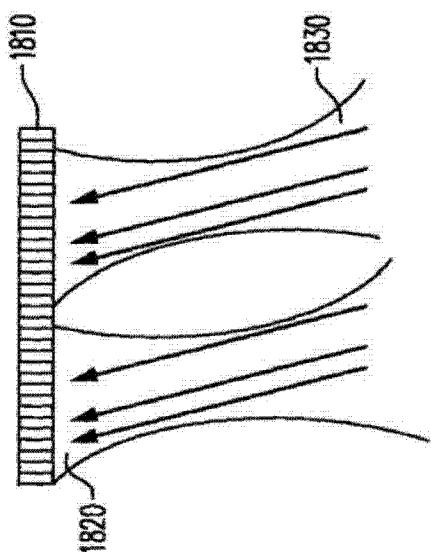


图 18

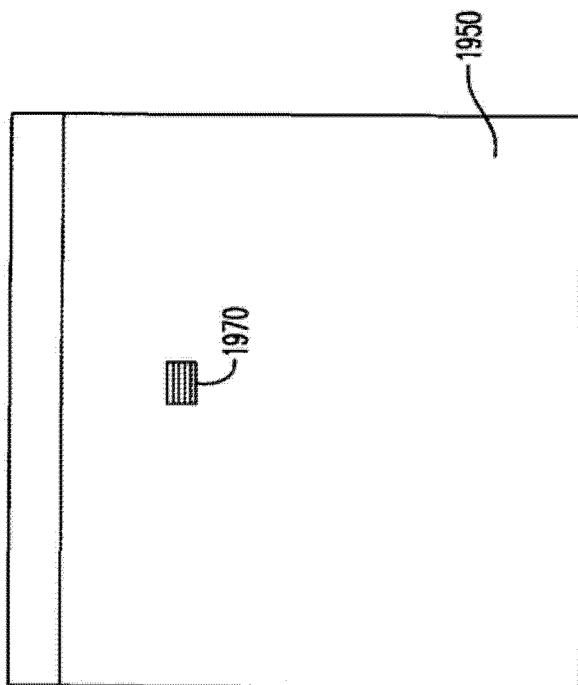


图 19

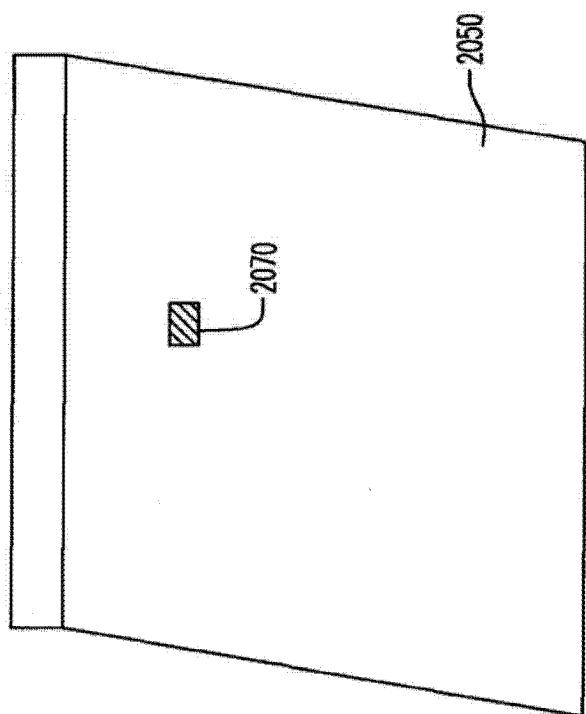


图 20

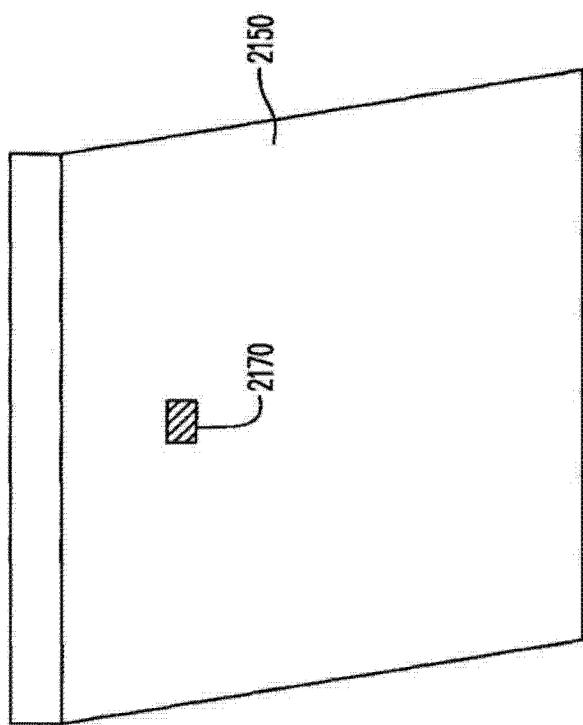


图 21

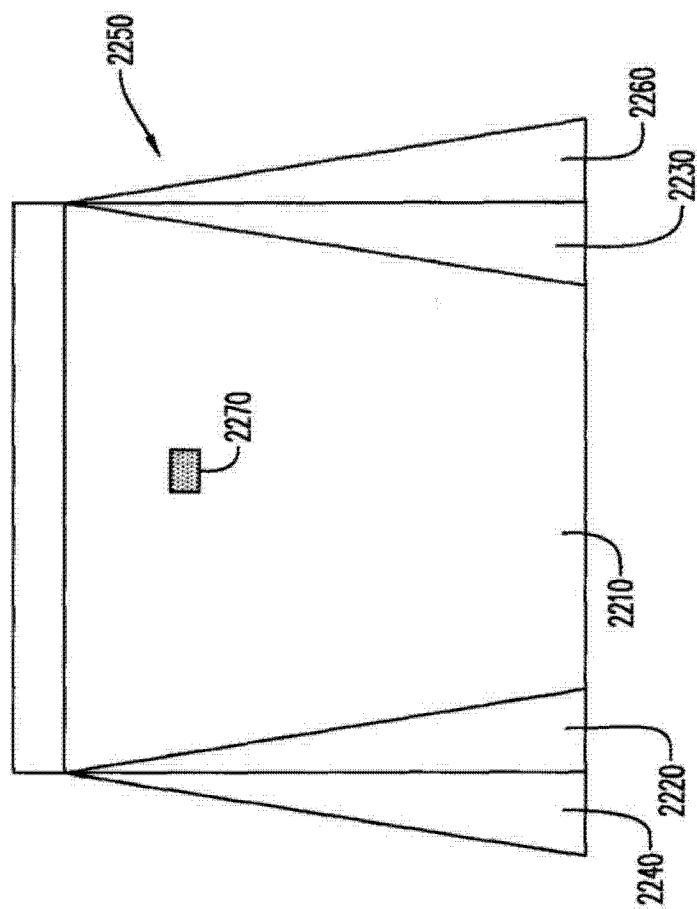


图 22

专利名称(译)	用于超声波成像的方法和装置		
公开(公告)号	CN103458800A	公开(公告)日	2013-12-18
申请号	CN201280016974.8	申请日	2012-03-30
[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)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	田村正		
发明人	田村正		
IPC分类号	A61B8/08 G06F19/00		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/0825 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/488 G01S7/52038 G01S7/52071 G01S7/5209 G01S7/52095 G01S15/8959		
代理人(译)	黄威		
优先权	61/469295 2011-03-30 US 13/314736 2011-12-08 US		
外部链接	Espacenet	Sipo	

摘要(译)

第一超声波脉冲被施加给生物组织以在生物组织内产生剪切波，被聚焦的超声波脉冲被发射到生物组织内，接收来自生物组织的一个或多个超声波信号，以及基于所接收到的一个或多个超声波信号来检测生物组织内的剪切波。确定与所检测出的剪切波相关联的至少一个剪切波传播特性，并且显示所确定的至少一个传播特性。超声波束转向被用于提高测量精度。

