



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103857343 A

(43) 申请公布日 2014. 06. 11

(21) 申请号 201280048449. 4

代理人 康建峰 李春晖

(22) 申请日 2012. 08. 17

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

61/525, 378 2011. 08. 19 US

A61B 8/00 (2006. 01)

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 8/08 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 04. 01

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/CA2012/000779 2012. 08. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/026141 EN 2013. 02. 28

(71) 申请人 不列颠哥伦比亚大学

地址 加拿大不列颠哥伦比亚省

(72) 发明人 阿里·巴加尼 哈尼·伊斯坎达里

罗伯特·N·罗林

塞普蒂默·E·萨尔库代安

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

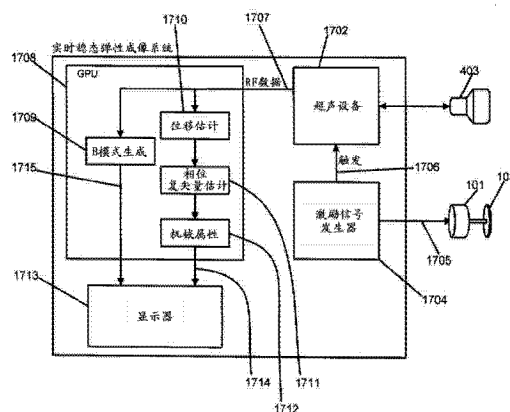
权利要求书3页 说明书15页 附图10页

### (54) 发明名称

使用薄体积的超声成像的弹性成像

### (57) 摘要

本文中所描述的实施例总体上涉及一种弹性成像方法和系统,用于在某一段时间内获取受激励的组织的超声图像,然后在实时刷新率范围内计算地确定组织的一个或多个机械属性。在仅对受激励的组织的薄体积进行成像并且处理时,该方法可以实时地执行弹性成像。薄体积包括组织的期望横截面和与期望横截面相邻的至少两个相邻平面。相邻平面的最大数量选择成使得计算机系统能够在实时刷新率范围内计算地确定机械属性。



1. 一种用于对在组织的期望横截面中的所述组织的至少一个机械属性进行成像的弹性成像方法,包括:

向所述组织施加稳态振动以在所述组织中产生组织位移;

通过在一段时间内采集表示所述组织的薄体积的一组图像数据来在所述一段时间内对所述薄体积进行超声成像,所述薄体积包括所述期望横截面和与所述期望横截面相邻的至少两个平面;

对于所述薄体积中的多个空间点计算地估计在所述一段时间内的多个相位同步的位移,其中,至少一个空间点位于所述横截面和所述相邻平面中的每个上;以及

通过使用所述多个相位同步的位移来计算地确定所述期望横截面上的所述组织的所述至少一个机械属性;

其中,所述相邻平面的数量选择成使得能够在实时刷新率范围内计算地确定所述组织的所述至少一个机械属性。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述实时刷新率是每5秒至少一个新帧。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,使用单个三维(3D)超声探针来对所述薄体积进行成像。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,所估计的位移在超声传播的方向上。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述至少一个机械属性包括选自绝对弹性、绝对剪切模量、绝对横波速度和绝对粘度中的任意一个或多个属性。

6. 根据权利要求4所述的方法,其中,通过使用有限元方法、本振频率估计、行波扩展和直接转换中的任意一个或组合根据所述多个相位同步的位移来计算所述至少一个机械属性。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述估计相位同步的位移的步骤包括:

估计所述多个空间点中的每个的测量位移;

对多个所述测量位移中的至少一个进行相移,以补偿相对于所述振动的周期的延迟。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的方法,其中,所述图像数据包括多个RF线,所述多个RF线中的每个的采集时间被记录,并且所述方法包括:

基于所述采集时间来计算每个RF线相对于所述振动的周期的延迟。

9. 根据权利要求1至7中任一项所述的方法,其中,所述图像数据包括以相等的时间间隔逐线采集的多个RF线,并且所述方法包括:

基于所述时间间隔来计算每个RF线相对于所述振动的周期的延迟。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中,使所述稳态振动与所述RF线的采集同步,使得相对于所述振动的周期以恒定的延迟来采集每个RF线。

11. 根据权利要求1所述的方法,其中,使所述薄体积中的所述平面中的每个平面的所述图像数据的采集与所述稳态振动的周期同步。

12. 根据权利要求1至11中任一项所述的方法,其中,所述稳态振动是谐波正弦激励。

13. 根据权利要求1至11中任一项所述的方法,其中,所述稳态振动是具有不同的频率以及不同的幅值和相位的多个正弦激励的总和。

14. 根据权利要求12所述的方法,其中,所述激励的频率共享公共周期,以及使每个RF线的采集与所述公共周期、所述公共周期的有理分式或整数倍同步。

15. 根据权利要求 1 至 14 中任一项所述的方法,其中,所述薄体积具有的体积在所述期望平面上的长度是体积在第三维度上的长度的至少 3 倍。

16. 一种用于对在组织的期望横截面中的所述组织的至少一个机械属性进行成像的弹性成像系统,包括:

至少一个振动源,所述至少一个振动源配置成生成稳态振动;

三维(3D)超声探针,所述三维超声探针配置成在一段时间内采集表示组织的薄体积的一组图像数据,所述薄体积包括期望横截面和与所述期望横截面相邻的至少两个相邻平面;

电路,所述电路与所述超声探针通信以接收来自所述超声探针的所述图像数据,并且包括具有存储器的处理器,所述存储器上编程有由所述处理器来执行以进行以下操作的步骤和指令:

对于所述薄体积中的多个空间点计算地估计多个相位同步的位移,其中,至少一个空间点位于所述横截面和所述相邻平面中的每个上,以及

通过使用所述多个相位同步的位移来计算地确定所述期望横截面上的所述组织的所述至少一个机械属性,其中,所述相邻平面的数量选择成使得能够在实时刷新率范围内计算地确定所述组织的所述至少一个机械属性;以及

显示设备,所述显示设备与所述电路通信以接收并且显示所述期望横截面的一个或更多个图像以及在所述实时刷新率范围内确定的所述组织的至少一个机械属性。

17. 根据权利要求 16 所述的弹性成像系统,其中,所述图像数据包括多个 RF 线,以及所述电路配置成记录所述多个 RF 线中的每个的采集时间。

18. 根据权利要求 16 所述的弹性成像系统,其中,所述图像数据包括多个 RF 线,以及所述超声探针配置成以相等的时间间隔逐个采集所述 RF 线。

19. 根据权利要求 16 所述的弹性成像系统,其中,所述至少一个振动源和所述超声探针以使得所述稳态振动与所述 RF 线的采集同步的方式来配置,使得相对于所述振动的周期以恒定的延迟来采集每个 RF 线。

20. 根据权利要求 16 所述的弹性成像系统,其中,所述至少一个振动源配置成生成谐波正弦激励。

21. 根据权利要求 16 所述的弹性成像系统,其中,所述至少一个振动源配置成生成作为具有不同的频率以及不同的幅值和相位的多个正弦激励的总和的稳态振动。

22. 根据权利要求 21 所述的弹性成像系统,其中,所述至少一个振动源配置成生成使得所述激励的频率共享公共周期的稳态振动;以及

所述超声探针配置成与所述公共周期、所述公共周期的有理分式或整数倍同步地采集所述 RF 线。

23. 根据权利要求 16 所述的弹性成像系统,其中,所述超声探针包括换能器阵列和配置成驱动所述换能器阵列的电机。

24. 根据权利要求 16 所述的弹性成像系统,其中,所述超声探针包括换能器的 2D 矩阵。

25. 根据权利要求 16 所述的弹性成像系统,其中,所述振动源是电磁音圈。

26. 根据权利要求 16 所述的弹性成像系统,其中,所述振动源是手持式的。

27. 根据权利要求 16 所述的弹性成像系统,其中,所述振动源安装在可调节臂上。

28. 根据权利要求 27 所述的弹性成像系统,其中,所述臂安装在超声机、病床或便携杆上。

29. 根据权利要求 16 所述的弹性成像系统,其中,所述振动源和所述超声探针集成在一起。

30. 根据权利要求 16 所述的弹性成像系统,其中,所述至少一个振动源以如下方式配置:能够在保持至少一个振动源与组织接触的同时改变与所述组织接触的所述振动源的位置、方向和数量。

31. 根据权利要求 16 所述的弹性成像系统,其中,所述处理器包括至少一个图形处理单元和存储器。

32. 根据权利要求 16 所述的弹性成像系统,其中,所述处理器包括至少一个数字信号处理器和存储器。

33. 根据权利要求 16 所述的弹性成像系统,其中,所述至少一个机械属性包括选自绝对弹性、绝对剪切模量、绝对横波速度和绝对粘度中的任意一个或更多个属性。

34. 根据权利要求 16 所述的弹性成像系统,其中,通过使用有限元方法、本振频率估计、行波扩展和直接转换中的任意一个或组合根据所述多个相位同步的位移来计算所述至少一个机械属性。

35. 根据权利要求 16 至 34 中任一项所述的弹性成像系统,其中,所述超声探针配置成以如下方式来采集所述薄体积:使得所述薄体积具有的体积在所述期望平面上的长度是体积在第三维度上的长度的至少 3 倍。

## 使用薄体积的超声成像的弹性成像

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于 2011 年 8 月 19 日提交的序列号为 6,1525,378 的美国临时申请的优先权,其全部内容通过引用合并到本申请中。

### 技术领域

[0003] 本发明总体上涉及医学成像,具体地涉及使用例如组织的对象的薄体积(thin volume)的超声成像来确定对象的粘弹性属性的弹性成像。

### 背景技术

[0004] 弹性成像通常涉及对组织的机械属性如弹性、粘度、松弛时间、剪切模量、孔隙率等进行成像的方法。通常用以下 4 个步骤来执行弹性成像:

[0005] 1. 通过在组织中引起一些形式的变形或运动来对组织进行激励;

[0006] 2. 使用医学成像设备来观察并且记录描绘组织中不同的位置在一段

[0007] 时间内的运动的一系列图像;

[0008] 3. 根据这一系列图像来估计在不同位置和不同时刻组织的位移;以及

[0009] 4. 根据所估计的位移来估计组织的机械属性如弹性和粘度。

[0010] 在本领域中通过组合不同类型的激励已经提出了具有不同成像形式的许多弹性成像系统。已知的成像形式包括超声和磁共振成像(MRI,magnetic resonance imaging)、以及光学相干断层成像(OCT,optical coherence tomography)和 X 射线计算机断层成像(CT,x-ray computed tomography)。也已经提出了用于估计位移、以及根据所估计的位移来估计弹性和粘度的不同方法。

[0011] 尽管也已经研究了在磁共振弹性成像(MRE,magnetic resonance elastography)中使用的瞬态激励,然而本领域中的大多数 MRE 方法还是使用稳态激励。尽管也已经研究了稳态激励,然而本领域中的大多数超声弹性成像方法还是使用瞬态激励。

[0012] 与 MRI、OCT 或 CT 相比,超声成像具有某些优势,如更低的成本、更轻的重量和更容易的操作。然而,提供组织属性的成像的现有实时超声弹性成像系统使用计算密集型技术,该技术需要复杂且昂贵的计算硬件或者要求仅在 2D 成像平面内采集图像。这样的 2D 测量引入了误差或者降低了测量弹性的绝对值的能力,而是仅测量整个图像的相对变化。因此,现有的使用仅在 2D 成像平面内采集数据的探针的超声弹性成像系统易于产生不准确的测量结果。

### 发明内容

[0013] 根据本发明的一个方面,提供了一种用于对在组织的期望横截面中的组织的至少一个机械属性进行成像的弹性成像方法。该方法包括:向组织施加稳态振动以在组织中产生组织位移;通过在一段时间内采集表示组织的薄体积的一组图像数据来在上述一段时间内对薄体积进行超声成像,薄体积包括所述期望横截面和与所述期望横截面相邻的至少两

个平面 ; 对于薄体积中的多个空间点计算地估计在上述一段时间内的多个相位同步的位移, 其中, 至少一个空间点位于横截面和相邻平面中的每个上 ; 通过使用多个相位同步的位移来计算地确定期望横截面上的组织的至少一个机械属性。相邻平面的数量选择成使得能够在实时刷新率范围内计算地确定所述组织的至少一个机械属性, 实时刷新率范围可以定义为每 5 秒至少 1 个新帧。至少一个机械属性可以包括从以下属性中选择的任意一个或更多个属性 : 绝对弹性、绝对剪切模量、绝对横波速度和绝对粘度。另外, 通过使用有限元方法、本振频率估计、行波扩展和直接转换 (direct inversion) 中的任意一个或组合根据多个相位同步的位移来计算至少一个机械属性。

[0014] 根据本发明的另一个方面, 存在一种用于对在组织的期望横截面中的所述组织的至少一个机械属性进行成像的弹性成像系统。该系统包括 : 配置成生成稳态振动的至少一个振动源 ; 配置成在一段时间内采集表示组织的薄体积的一组图像数据的超声探针, 该薄体积包括期望横截面和与所述期望横截面相邻的至少两个相邻平面 ; 与超声探针通信以接收来自超声探针的图像数据并且包括具有存储器的处理器的电路, 存储器上编程有由处理器来执行以执行上述弹性成像方法的步骤和指令 ; 以及与电路通信以接收并且显示期望横截面的一个或更多个图像以及在实时刷新率范围内确定的组织的机械属性的显示设备。

[0015] 超声探针可以是 3D 超声探针。更具体地, 3D 超声探针可以是包括具有外部运动台的 2D 探针的机械 3D 探针。可选地, 3D 超声探针可以是包括换能器的二维矩阵的多维探针。

[0016] 振动源可以是电磁音圈并且可以安装在可调节臂上。臂可以安装在超声机、病床或便携杆上。可选地, 振动源可以配置为手持设备。同样, 振动源和超声探针可以集成在一起成为单个设备。

## 附图说明

[0017] 图 1 是根据本发明的实施例的振动源的透视图。

[0018] 图 2 是描绘了根据本发明的实施例的用于使用外部探针对对象进行成像的配置的示意图, 其中, 振动源安装在连接至超声机的可调节臂上。

[0019] 图 3 是描绘了根据本发明的实施例的用于使用内腔探针对对象进行成像的配置的示意图, 其中, 振动源安装在连接至超声机的可调节臂上。

[0020] 图 4 是描绘了根据本发明的实施例的用于使用外部探针对对象进行成像的配置的示意图, 其中, 振动源安装在连接至病床的可调节臂上。

[0021] 图 5 是描绘了根据本发明的实施例的用于使用外部探针对对象进行成像的配置的示意图, 其中, 振动源安装在连接至便携杆的可调节臂上。

[0022] 图 6 是描绘了根据本发明的实施例的用于使用外部探针对对象进行成像的配置的示意图, 其中, 振动源直接使病床振动。

[0023] 图 7 是描绘了根据本发明的实施例的用于使用外部探针对对象进行成像的配置的示意图, 其中, 使用了手持式振动源。

[0024] 图 8 是根据本发明的实施例的集成的振动源和超声探针的示意性视图, 其中, 振动源位于探针的侧面。

[0025] 图 9 是根据本发明的实施例的集成的振动源和超声探针的示意性视图, 其中, 振

动源配置成使探针的超声换能器振动。

[0026] 图 10 是根据本发明的实施例的集成的振动源和超声探针的示意性视图,其中,振动源配置成使惯性块振动。

[0027] 图 11 是描绘了根据本发明的实施例的用于估计两个超声 RF 线之间的位移的互相关方法的示意图。

[0028] 图 12 是描绘了根据本发明的实施例的在不同时间间隔对正弦信号的采样的示意图。

[0029] 图 13 是描绘了根据本发明的实施例的使用超声探针从组织的一部分依次采集 RF 线的示意图。

[0030] 图 14 是描绘了根据本发明的实施例的以两个不同的采样频率采样的正弦信号的示意图。

[0031] 图 15 是描绘了根据本发明的实施例的当通过从组织的一部分依次采集 RF 线来对组织进行成像时从所述一部分中的不同的点采集数据的时间线的示意图。

[0032] 图 16 是描绘了根据本发明的实施例的机动的 3D 探针的示意图。

[0033] 图 17 是描绘了根据本发明的实施例的机动的内腔 3D 探针的示意图。

[0034] 图 18 是描绘了根据本发明的实施例的集成有振动源的矩阵阵列 3D 探针的示意图,其中,探针一次采集一个平面的 3D 数据。

[0035] 图 19 是描绘了根据本发明的实施例的集成有振动源的机动的 3D 探针的示意图。

[0036] 图 20 是描绘了激励与同步信号、以及图像采集与平面切换信号之间的相关性的时序图。

[0037] 图 21 是根据本发明的实施例的与外部 2D 探针一起使用以生成 3D 数据的外部运动台的透视图。

[0038] 图 22 是根据本发明的实施例的与内腔 2D 探针一起使用以生成 3D 数据的外部运动台的透视图。

[0039] 图 23 是描绘了根据本发明的实施例的用于执行对象的实时弹性成像的超声弹性成像系统的框图。

[0040] 图 24 是描绘了由弹性成像系统中的 GPU 实现的基于相关性的运动估计算法的框图。

[0041] 图 25 描绘了由弹性成像系统获取的示例性绝对弹性图像。

## 具体实施方式

[0042] 方向术语如“顶部”、“底部”、“向上”、“向下”、“竖直地”和“横向地”在下面的描述中仅用于提供相对参考的目的,而并不意在暗示对任意元素在使用过程中或相对于环境如何显示进行任何限制。

[0043] 本文中所描述的实施例总体上涉及一种弹性成像方法和系统,用于在某一段时间内获取受激励的组织的超声图像,然后在实时刷新率范围内计算地确定组织的一个或多个机械属性。因为仅对受激励的组织的薄体积进行成像并且处理,所以该方法可以实时地执行弹性成像。该薄体积包括组织的期望横截面和与期望横截面相邻的至少两个平面。相邻平面的最大数量选择成使得计算机系统能够在实时刷新率范围内计算地确定机械属性。

在此背景中,“相邻”表示与期望横截面分隔开并且在期望的横截面旁边,具体地,合适的相邻平面可以紧邻着期望横截面或者在其与期望横截面之间具有一个或更多个其他平面。同样在此背景中,实时刷新率定义为每 5 秒至少一个新帧。

[0044] 该方法总体上涉及:使用能够提供稳态振动的振动源来激励待成像的组织;在所选择的一段时间内在至少两个不同的时刻采集受激励的组织的以射频(RF)数据形式的超声图像;根据 RF 数据来估计受激励的组织的位移,其包括针对超声图像中的多个空间点估计在一段时间内的相位同步位移;以及根据相位同步位移来确定组织的机械属性如绝对弹性和粘度。下面更详细地描述这些步骤中的每个步骤。

[0045] 对体积使用位移测量是有利的,这是因为其允许在全部三个空间方向上执行空间波长的测量。成像处理的速度与体积的大小成比例,所以较小的体积由于其实现了更快的成像速度而是有利的。计算空间波长所需的在任意一个空间方向上的数据点的最小数量是 3 个——2 个数据点仅定义直线并且因此不能用于估计由正弦波构成的波形的空间波长。3 个数据点允许进行曲率测量。换句话说,3 个数据点允许计算可以用于测量空间波长的二阶空间导数。

#### [0046] 激励生成

[0047] 现在参照图 1 至图 10,提供了可以生成稳态激励以激励对象组织的振动源和用于向对象施加振动的装置的不同实施例,它们用于与弹性成像方法一起使用并且构成了弹性成像系统的一部分。

[0048] 在图 1 示出的实施例中,通过能够生成在 2Hz 至 1000Hz 范围内的稳态激励的机械振动源 101 来生成对象组织的激励。振动源 101 可以是电磁音圈,或者是气动或液压驱动的。杆 102 和垫 103 用于将振动传递给组织。

[0049] 图 2 至图 6 示出了用于把振动源 101 施加于对象并且使用超声探针对对象进行成像的不同的配置。在这些实施例中,振动源 101 安装在可调节臂 201 上。可调节臂 201 上设置有手柄 202。临床医生可以通过使用手柄 202 并且将振动垫 103 布置成在期望的位置处以期望的角度与患者 205 接触来调节臂 201。在图 2 和图 3 示出的实施例中,臂 201 安装在超声机 203 上。在图 4 示出的实施例中,臂 201 安装在病床 204 上。在图 5 示出的实施例中,臂 201 安装在便携杆 206 上。图 6 示出了另一实施例,其中,振动源 101 直接通过在其上有患者的床 204 来将振动传递给患者。

[0050] 图 7 示出了又一实施例,其中,振动源 101 是手持式设备。操作者使用一只手 401 握住振动源使得振动垫 103 与患者接触,并且使用另一只手 402 握住超声探针 403。可选地,一个操作者可握住振动源 101,而另一操作者使用超声探针来执行扫描。

[0051] 图 8 是根据本发明的另一实施例的集成的振动源和超声探针的示意图,其中,振动源 101 连接至超声探针 403 并且定位在探针 403 的侧面或顶部。可选地,两个或更多个振动源可以连接至探针的两个或更多个侧面。

[0052] 图 9 示出了根据本发明的另一实施例的集成的振动源和超声探针。在这个实施例中,至少一个振动源 101 直接连接至换能器元件阵列 502。所生成的振动通过用作图 1 的垫 103 的在阵列 502 中的一个或更多个换能器元件传递至组织。

[0053] 图 10 示出了根据本发明的又一实施例的集成的振动源和超声探针。在这个实施例中,振动源 101 连接至探针 403,并且块 503 附接至杆 102。当通过振动源 101 在方向 504



上移动块 503 时,反作用力使超声探针 403 在相反的方向 505 上移动。当探针 403 开始与组织接触时,探针 403 在方向 505 上的运动传递至组织。块 503 可以通过弹簧或弹簧-阻尼系统连接至探针 403,弹簧或弹簧-阻尼系统能够优化,以在具体的频率范围内实现更大的运动,如使用具体的中心频率和品质因数来调谐弹簧-块-阻尼系统以共振。可选地,振动源 101 的杆 102 可以连接至探针 403 而不是其本体 101,实际上使用振动源本体作为反应块并且潜在地降低了总的探针质量。

[0054] 在另一实施例中,振动源 101 的可调节臂 201 连接至探针 403 而不是超声机 203。

[0055] 在本发明的又一实施例中,通过使用来自超声机的声辐射力来在组织中内部生成激励。

[0056] 为了增加组织中的运动的幅值,可以同时使用本文中描述的激励源中的两个或更多个任意组合。

#### [0057] 稳态激励

[0058] 弹性成像方法的本实施例利用稳态激励。在这种类型的激励中,激励信号的每个频率分量的幅值和相位随时间保持恒定,并且在瞬态效应已经消失之后研究组织。

[0059] 在弹性成像方法的一些实施例中,施加给振动源 101 的激励信号  $v(t)$  可以是频率为  $f$  的纯正弦波的形式:

$$[0060] \quad v(t) = a \sin(2\pi ft) \quad (1)$$

[0061] 当激励器垫 103 或探针 403 以这个频率振动,开始与组织接触并且在空间中保持固定时,在短时间段之后组织中的振动图案会达到稳态。在这个稳态下,组织中的每个点可以按正弦模式以同样的频率  $f$  振动,但是在每个位置处具有不同的相位和幅值。如果对象不移动,并且探针和激励器的位置在空间中固定,则相位和幅值将不随着时间改变,因而称为稳态。在这个设置中,每个组织点  $\bar{x}$  的位移  $u(\bar{x}, t)$  可以用其幅值  $a(\bar{x})$  和其相位  $\phi(\bar{x})$  来表示为复数。用  $U_f(\bar{x})$  表示的复数表示定义为在点  $\bar{x}$  处频率为  $f$  的位移的相位复矢量 (phasor)。

[0062]

$$u(\bar{x}, t) = a(\bar{x}) \sin(2\pi ft + \phi(\bar{x})) \rightarrow U_f(\bar{x}) = a(\bar{x}) \exp(j\phi(\bar{x})) \quad (2)$$

[0063] 在弹性成像方法的一些其他实施例中,激励信号  $v(t)$  可以是不同频率的至少两个正弦波的总和:

$$[0064] \quad v(t) = \sum_i b_i \sin(2\pi f_i t + \theta_i) \quad (3)$$

[0065] 在稳态下,组织中的每个点的位移  $u(t)$  也是与包括在激励中的频率相同的频率的正弦波的总和:

[0066]

$$u(\bar{x}, t) = \sum_i a_i(\bar{x}) \sin(2\pi f_i t + \phi_i(\bar{x})) \quad (4)$$

[0067] 并且每个具体的频率  $f_i$  的位移的相位复矢量定义为:

[0068]

$$U_{f_1}(\bar{x}) = a_1(\bar{x}) \exp(j\phi_1(\bar{x})), \quad U_{f_2}(\bar{x}) = a_2(\bar{x}) \exp(j\phi_2(\bar{x})), \dots \quad (5)$$

**[0069] 位移估计**

[0070] 参照图 11, 弹性成像方法的所述实施例采用根据通过超声机在两个不同的时刻收集的射频(RF)数据 602 和 603 来估计组织位移的处理。这样的组织位移估计可以基于本领域中已知的处理, 如由 A Manduca、R Muthupillai、P J Rossman、J F Greenleaf 和 R L Ehman 在“Local wavelength estimation for magnetic resonance elastography”(Proceedings International Conference on Image Processing, 1996, Vol. 3, pp. 527-530.) 中描述的处理。

[0071] 在不同的时刻采集两组 RF 数据 602 和 603, 要估计这两组 RF 数据之间的位移。RF 数据 602 和 603 被分成块 604, 并且根据相似度测量执行对匹配的块的搜索。每个块 604 表示位于组织中典型的点  $\mathbf{x}$  607 处的小体积的组织。

[0072] 在弹性成像方法的一种实施例中, 使用归一化相关性 608 作为相似度测量。相关性 605 的峰值示出了块之间的匹配(高相似度), 并且假设匹配的块之间的错位 606 为典型的点  $\mathbf{x}$  607 的位移。在图 12 中示出了这个位移 701, 作为对于正弦激励的时间的函数。结果是在离散时间  $t_k$  与  $t_{k+1}$  之间对在  $\mathbf{x}$  处的小体积组织的位移  $u(\mathbf{x}, (t_k, t_{k+1}))$  的估计。

[0073] 在位移跟踪的一种实现中, 相对于给定的时刻  $t_1$  来计算点  $\mathbf{x}$  的所有位移。这种方法被称为绝对位移跟踪, 并且对于不同的时刻  $t_1, t_2, t_3, \dots, t_K$  生成位移

$$[0074] \quad u(\mathbf{x}, (t_1, t_1)), u(\mathbf{x}, (t_1, t_2)), u(\mathbf{x}, (t_1, t_3)), \dots, u(\mathbf{x}, (t_1, t_K)) \quad (6)$$

[0075] 在另一实现中, 计算连续采集时间的数据之间的位移。这种方法被称为相对位移跟踪, 并且对于不同的时刻  $t_1, t_2, t_3, \dots, t_K$  生成位移

$$[0076] \quad u(\mathbf{x}, (t_1, t_2)), u(\mathbf{x}, (t_2, t_3)), u(\mathbf{x}, (t_3, t_4)), \dots, u(\mathbf{x}, (t_{K-1}, t_K)) \quad (7)$$

[0077] 可以通过取相对位移的累积总和来得到绝对位移, 并且可以通过取绝对位移的差来得到相对位移。

**[0078] 相位复矢量位移估计**

[0079] 为了使弹性成像方法的本实施例使用上述位移数据来确定组织的机械属性, 位移或相位复矢量必须是相位同步的。可以执行相位复矢量位移估计步骤, 以根据所计算的位移  $u(\mathbf{x}, (t_k, t_{k+1}))$  在激励频率  $f_i$  求得组织中的每个点  $\mathbf{x}$  607 的相位同步的相位复矢量(“同步相位复矢量”)  $U_{f_i}(\mathbf{x})$ 。这会是具有挑战性的计算, 这是因为其中通过超声机来采集组织的超声图像的处理不是瞬时处理。由于声音在组织中有限的传播速度(大约 1540m/s), 根据成像的深度、视场、分辨率、脉冲序列方案等, 采集单一图像的处理可能需要数百微秒到数百毫秒。因此超声图像不是组织运动在单个时间瞬间的真正快照。这表示不同点的运动的采样时间不是相同的, 而是分布在整个时间轴。不考虑采样时间的相互关系和激励频率的对相位复矢量的盲估计导致不同步的相位复矢量。在使用不同步的相位复矢量来估计组织弹性之前, 必须对不同步的相位复矢量进行同步。

[0080] 如下面将要讨论的, 使用对位移进行采样的时刻  $t_k$  与激励频率  $f_i$  之间的相互关系来计算组织中的不同的空间点的相位同步相位复矢量。

**[0081] 计算相位复矢量**

[0082] 如图 12 所示, 激励具有单个频率  $f$ 。在这个实施例中, 点  $\mathbf{x}$  607 的测量位移 701 接

近频率为  $f$  的正弦波。患者和持有探针的医生的手的运动、以及测量噪声也可能促成点  $\bar{x}$  607 的测量位移 701。通过估计激励频率为  $f$  的相位复矢量,过滤了这些外来分量的影响。假设通过超声采集处理,在时刻  $t_1, t_2, \dots, t_k$  对点 607 进行了成像,如图 12 所示。

[0083] 在弹性成像方法的一种实施例中,超声机记录其采集的每个 RF 线的采集的时间戳。通过添加由  $\bar{x}$  的深度确定的用以说明由超声发出的超声脉冲到达点  $\bar{x}$ 、对该点进行采样、并且然后返回超声探针所需要的时间的固定延迟,根据包含点  $\bar{x}$  的 RF 线的时间戳来求得对点  $\bar{x}$  进行扫描的时刻,即  $t_1$  至  $t_k$ 。

[0084] 可以对所估计的位移数据通过模型的最小方差拟合(least squares error fitting)来求得位移的幅值和相位。例如,在绝对位移的情况下,模型是:

[0085]

$$\begin{aligned} u(\bar{x}, (t, t_1)) &= u(\bar{x}, t) - u(\bar{x}, t_1) \\ &= a \sin(2\pi f(t - t_1) + \varphi) + c \\ &= \alpha \sin(2\pi f(t - t_1)) + \beta \cos(2\pi f(t - t_1)) + c \end{aligned} \quad (8)$$

[0086] 其中,  $a = \sqrt{\alpha^2 + \beta^2}$ ,  $\varphi = \tan^{-1}(\beta / \alpha)$ , 需要常量  $c$  来说明位移全部是相对于点  $\bar{x}$  在时刻  $t_1$  的位移而言的情形:

$$[0087] \quad c = -u(\bar{x}, t_1) \quad (9)$$

[0088] 通过使用本领域中已知的小二乘法来对下面的方程组进行求解,求得幅值和相位:

$$[0089] \quad \begin{bmatrix} 1 & \sin(2\pi f(t_1 - t_1)) & \cos(2\pi f(t_1 - t_1)) \\ 1 & \sin(2\pi f(t_2 - t_1)) & \cos(2\pi f(t_2 - t_1)) \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & \sin(2\pi f(t_k - t_1)) & \cos(2\pi f(t_k - t_1)) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c \\ \alpha \\ \beta \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u(\bar{x}, (t_1, t_1)) \\ u(\bar{x}, (t_1, t_2)) \\ \vdots \\ u(\bar{x}, (t_1, t_k)) \end{bmatrix} \quad (10)$$

[0090] 注意,相对于  $t_1$  来估计相位,这表示假设在  $t_1$  处相位为零。

[0091] 在弹性成像方法的另一实施例中,激励包含多个频率,并且可以通过下式求得不同频率的相位复矢量中的每个相位复矢量的幅值和相位:

[0092]

$$\begin{aligned} u(\bar{x}, (t, t_1)) &= c + \sum_i a_i \sin(2\pi f_i(t - t_1) + \varphi_i) \\ &= c + \sum_i \alpha_i \sin(2\pi f_i(t - t_1)) + \beta_i \cos(2\pi f_i(t - t_1)) \end{aligned} \quad (11)$$

[0093] 对于不同的时间写出这个公式,得到:

[0094]

$$\begin{bmatrix} 1 & \sin(2\pi f_1(t_1 - t_1)) & \cos(2\pi f_1(t_1 - t_1)) & \cdots & \sin(2\pi f_N(t_1 - t_1)) & \cos(2\pi f_N(t_1 - t_1)) \\ 1 & \sin(2\pi f_1(t_2 - t_1)) & \cos(2\pi f_1(t_2 - t_1)) & \cdots & \sin(2\pi f_N(t_2 - t_1)) & \cos(2\pi f_N(t_2 - t_1)) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ 1 & \sin(2\pi f_1(t_k - t_1)) & \cos(2\pi f_1(t_k - t_1)) & \cdots & \sin(2\pi f_N(t_k - t_1)) & \cos(2\pi f_N(t_k - t_1)) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c \\ \alpha_1 \\ \beta_1 \\ \vdots \\ \alpha_N \\ \beta_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u(\bar{x}, (t_1, t_1)) \\ u(\bar{x}, (t_1, t_2)) \\ \vdots \\ u(\bar{x}, (t_1, t_k)) \end{bmatrix} \quad (12)$$

[0095] 
$$a_i = \sqrt{\alpha_i^2 + \beta_i^2}, \varphi_i = \tan^{-1}(\beta_i / \alpha_i)$$

[0096] 同样相位都相对于  $t_1$  而言的。

[0097] 图 13 示出了另一实施例,其中,对点  $\mathbf{x}$  进行扫描的时间点  $t_1, \dots, t_k$  在时间上可以等间隔:

[0098] 
$$t_2 - t_1 = t_3 - t_2 = \dots = t_k - t_{k-1} = T \quad (13)$$

[0099] 许多超声机以按照 901、902、903、904 的顺序逐线扫描组织,直到采集到待成像的整个扇区 905,并且从第一条线重复同样的序列 906。在这种情况下,超声机不需要记录所有采集的 RF 线的时间戳。知道时间间隔  $T$  就足够了。由  $N$  和  $\tau$  来确定时间间隔  $T$ ,其中, $N$  是扇区中线的数量, $\tau$  是扫描每条线的时间:

[0100] 
$$T = N \tau \quad (14)$$

[0101] 扫描每条线的时间  $\tau$  必须足以让超声脉冲到达在深度  $d$  处的待成像的最深的点 908 并且返回探针:

[0102] 
$$\tau > \frac{2d}{1540m/s} \quad (15)$$

[0103] 总之,可以通过知道  $T$  来根据矩阵方程(10)或(12)确定相位复矢量。

[0104] 在弹性成像方法的另一实施例中,使用基于傅里叶的方法来计算相位复矢量,连续扫描之间的时间间隔  $T$  或激励的频率  $f_i$  调整成使得:

[0105] 1) 激励的频率共享公共周期  $f^{-1}$  (注意,仅在这种情况下稳态激励变为周期性的,周期为  $f^{-1}$ ):

[0106] 
$$f_i = kf \quad k \in \{1, 2, 3, \dots\} \quad (16)$$

[0107] 2) 时间间隔  $T$  是激励的公共周期  $f^{-1}$  的有理分式:

[0108] 
$$T = \frac{m}{n} f^{-1} \quad m, n \in \{1, 2, 3, 4, \dots\} \quad (17)$$

[0109] 换句话说,从  $m$  个激励的周期得到  $n$  个样本。

[0110] 为了这个目的,应当使用以下技术中的一个或组合来调整激励频率  $f_i$  或时间间隔:

[0111] - 改变该扇区中线的数量  $N$ ;

[0112] - 改变成像的深度  $d$ 、或点 908;

[0113] - 在采集序列中增加等待时间;

[0114] - 使对线的采集与具有可调周期的外部脉冲源同步。这个脉冲源可以是生成激励的同一个源。

[0115] 如上所述, $T$  与  $f_i$  之间的这样的关系使得能够使用基于傅里叶的方法来计算相位复矢量。图 14 示出了示例 702,其中, $T$  是激励周期的  $1/5$ 。在这种情况下,还可以采用位移的离散傅里叶变换来计算相位复矢量。在这种情况下取得相位复矢量的另一种数学上等价的方法是乘以  $\exp(j2\pi ft)$  并且关于时间求和:

[0116] 
$$U_f = \frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 \exp(j2\pi f \cdot iT) u(x, (t_1, t_i)) \quad (18)$$

[0117] 图 14 还示出了示例 703,其中, $T$  是激励周期的五分之六。在这种情况下,以与

在 702 的情况下完全相同的相对相位但是在运动的不同周期来对运动进行采样。然而,在这种情况下也可以使用同样的技术(离散傅里叶变换、以及乘以  $\exp(j2\pi ft)$ ) 来计算相位复矢量。即使在采样率低于激励频率 703 时也能计算相位复矢量的情形是频率域中的激励的窄带宽的结果。在本领域中这项技术被称为“带通采样”,并且 R Sinkus、JLorenzen、D Schrader、M Lorenzen、M Dargatz 和 D Holz 在“High-resolution tensor MR elastography for breast tumour Detection”(Phys. Med. Biol. 45, 2000, pp. 1649-1664) 中解释了这项技术。

[0118] 对相位复矢量进行相位同步

[0119] 因为相对于点在时刻  $t_{1901}$  的位移取得每个点  $\mathbf{x}_{607}$  的位移(如在图 13 中示例性地示出),所以相位复矢量的所计算的相位是相对于  $t_1$  而言的。对于两个不同的点  $\mathbf{x}$  和  $\mathbf{x}'$ , 参考时刻通常是不同的:

[0120]

$$\begin{aligned} u(\mathbf{x}, (t_1, t_k)) &\rightarrow U_f(\mathbf{x}) = a \exp(j\varphi) \text{ 相对于 } t_1 \\ u(\mathbf{x}', (t'_1, t'_k)) &\rightarrow U_f(\mathbf{x}') = a' \exp(j\varphi') \text{ 相对于 } t'_1 \end{aligned} \quad (19)$$

[0121] 因此相位差  $\varphi - \varphi'$  不表示所述两个点的运动的实际相位差。其还包括由参考时刻的差异  $t_1 - t'_1$  引起的相位差。可以通过对这个外加的相位差进行补偿来使相位复矢量同步(相位同步):

[0122]

$$u(\mathbf{x}', (t'_1, t'_k)) \rightarrow U_{f, \text{in-phase}}(\mathbf{x}') = a' \exp(j\varphi') \exp(j2\pi f(t_1 - t'_1)) \text{ 相对于 } t_1 \quad (20)$$

[0123] 在记录由超声机采集的每个 RF 线的时间戳的弹性成像方法的实施例中,使用时间戳来计算参考时间的差异并且使用上述公式使相位复矢量同步。

[0124] 在逐线 901、902、903 采集图像并且一条线和下一条线的采集之间的延迟为常量  $\tau$  的弹性成像方法的实施例中,如图 13 和图 15 所示,执行相位补偿不需要知道 RF 线的绝对时间戳。

[0125] 如图 15 所示,可以绘制采集的时间线图,根据采集的时间线图可以计算任意两个点的采集之间的延迟。为了说明的目的,在扫描线序列和时间线图二者上标记了 9 个点 1005 至 1013。例如对于在两个连续的线上的相同深度处的两个点  $\mathbf{x}_{1005}$  和  $\mathbf{x}'_{1008}$ , 时间延迟等于  $\tau$ , 并且这两个所述点的对应的相位复矢量可以通过下式来同步:

[0126]

$$u(\mathbf{x}', (t'_1, t'_k)) \rightarrow U_{f, \text{in-phase}}(\mathbf{x}') = a' \exp(j\varphi') \exp(j2\pi f\tau) \quad (21)$$

[0127] 在一些特殊的情况下,两个点之间的相位差可以变为零,换句话说,点已经同步并且不需要在他们之间进行相位补偿。为了做到这一点,使得:

$$[0128] \quad \exp(j2\pi f(t_1 - t'_1)) = 1$$

$$[0129] \quad f(t_1 - t'_1) = m \quad m \in \{0, 1, 2, 3, \dots\} \quad (22)$$

$$[0130] \quad t_1 - t'_1 = mf^{-1}m \in \{0, 1, 2, 3, \dots\}$$

[0131] 为了利用这个属性,调整连续的线的扫描之间的时间间隔  $\tau$  和激励的频率  $f_i$ , 使得:

[0132] 1) 激励的频率共享公共周期  $f^{-1}$ ;

[0133] 2) 时间间隔  $\tau$  是激励的公共周期  $f^{-1}$  的整数倍。

[0134] 估计位移的两个分量

[0135] 在本领域中已知使用常规的声束偏转来在不同角度采集 RF 线以计算位移的两个分量(轴向和横向)的方法,例如由 R Zahiri-Azar、A Baghani、SE Salcudean 和 R Rohling 在“2D High Frame Rate Dynamic Elastography Using Delay Compensated and Angularly Compounded Motion Vectors:Preliminary Results”(IEEE trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. contr, Vol57, No11, Nov. 202010, pp. 2421-2436)中讨论的。

[0136] 在弹性成像方法的一些实施例中,至少在两个不同的角度采集 RF 线,并且沿两个或更多个方向计算的位移的相位复矢量相结合以计算轴向和横向位移。

[0137] 根据相位复矢量位移计算绝对弹性和粘度

[0138] 通过激励源生成并且传递至组织的在 2Hz 至 1000Hz 范围内的机械振动作为横波传播通过组织。假设为纯粹的弹性模型的这些波的传播的控制方程是:

[0139]

$$\rho \frac{\partial^2}{\partial t^2} u(x, y, z, t) = \mu \left( \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2} \right) u(x, y, z, t) \quad (23)$$

[0140] 其中,  $\rho$  是密度,  $\mu$  是剪切模量,点  $\bar{x}$  的坐标用  $(x, y, z)$  来表示。因为生物组织是几乎不可压缩的,所以其弹性模量  $E$  等于  $3\mu$ , 并且因此弹性和剪切模量的测量是等同的。对于频率为  $f$  的稳态激励,控制频率为  $f$  的位移的相位复矢量的方程变成:

$$[0141] \quad -\rho(2\pi f)^2 U_f(x, y, z) = \frac{E}{3} \left( \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2} \right) U_f(x, y, z) \quad (24)$$

[0142] 实际上生物组织不完全是弹性的。对组织的粘弹性性质进行建模的一种方法是考虑  $\mu$  为复数,其是频率的函数,

$$[0143] \quad \mu = \mu(f) = \mu_{\text{RE}}(f) + j\mu_{\text{IM}}(f) \quad (25)$$

[0144] 其中,  $\mu_{\text{RE}}$  与剪切弹性相关联,并且  $\mu_{\text{IM}}$  与剪切粘度有关。

[0145] 用于根据相位复矢量来计算弹性和粘度的绝对值的方法在本领域中是已知的,并且可以在本实施例的弹性成像方法中实现以计算、但不限于计算弹性、剪切模量、剪切波速和粘度中的任意一个。

[0146] 例如,波动方程的直接反演的方法,如由 R Sinkus、J Lorenzen、D Schrader、M Lorenzen、M Dargatz 和 D Holz 在“High-resolution tensor MR elastography for 20 breast tumour detection”(Phys. Med. Biol. 45, 2000, pp. 1649-1664)中所描述的,可以用于通过转换波动方程(24)来求得弹性,

$$[0147] \quad E = -3\rho(2\pi f)^2 \frac{U_f}{\left( \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2} \right) U_f} \quad (26)$$

[0148] 可以对  $U_f$  进行滤波,例如,可以在被用在公式(26)中之前进行低通滤波以去除噪声,或进行高通滤波以去除零频率分量,或者进行上述两种处理。

[0149] 在本振频率估计(LFE, local frequency estimation)中,以在现有技术中已

知的方式如由 A Manduca、R Muthupillai、PJ Rossman、JFGreenleaf 和 RL Ehman 在“Local wavelength estimation for magnetic resonance elastography”(Proceedings International Conference on Image Processing, 1996, Vol. 3, pp. 527-530)中所描述的,对相位复矢量进行定向滤波并且使相位复矢量通过一组滤波器组。假设本振频率在所使用的滤波器对的带宽范围内,每对滤波器的输出的比率给出对本振频率的估计。使用该估计的加权总和作为对本振频率的测量。本振(空间角)频率  $k$  通过下式与弹性相关:

$$[0150] \quad E = -3\rho(2\pi f)^2 \frac{1}{-k^2(x, y, z)} \quad (27)$$

[0151] 此外,作为算法的一部分,  $U_f$  可以在用在滤波器组中之前进行适当的滤波。

[0152] 在行波扩展(TWE, travelling wave expansion)中,使用具有不同的幅值和相位的不同方向上的行波的总和作为用本振(空间角)频率作为模型参数的模型。然后通过求得最佳本振频率来使模型本振地拟合到相位复矢量。可以如在(27)中已在本领域中已知的方式根据所估计的本振(空间角)频率来计算弹性。

[0153] 在有限元方法(FEM, finite element method)中,使正演模型(forward model)迭代地拟合到相位复矢量,每次调整机械属性的假设分布,直到得到机械属性的实际绝对值;由 H Eskandari、SE Salcudean、R Rohling 和 J Ohayon 在“Viscoelastic Characterization of Soft Tissue from Dynamic Finite Element Models”(Physics in Medicine and Biology, Vol. 53, No. 22, pp. 6569-6590, Nov. 2008)中描述了示例方法。

#### [0154] 绝对弹性成像的体积成像

[0155] 如公式(24)所描述的,弹性  $E$  的准确估计需要在 3D 体积中测量位移相位复矢量。换句话说,振动实际上在生物组织的 3D 体积中传播。为了测量这样的振动的空间频率,需要在 3D 体积中对其进行测量。因此,在弹性成像方法的本实施例中,使用单个 3D 超声探针从组织的 3D 体积收集超声数据(体积成像)。

[0156] 一般来说,合适的 3D 超声探针将声波发送至限定待成像的组织的 3D 体积中。来自反射的声波的接收数据创建了解剖结构(anatomy)的体积数据集(通常缩写为“体积”),这与创建截面的图像的 2D 超声探针不同。至少可以通过以下两种已知方法来实现实时 3D 超声成像:

[0157] 1) 机械扫描:通过将 2D 探针与用于快速移动 2D 探针的机动机构组合使得 2D 图像重复地扫描通过感兴趣的体积来构建专用 3D 探针。通常以摆动方式来实现重复扫描,其中每次摆动产生 3D 体积。因为探针运动是受控的,所以由于每次摆动的 2D 图像集之间的空间关系是已知的,并且图像重建成 3D 笛卡尔坐标体积。在下文中该设备称为机械 3D 探针;

[0158] 2) 多维阵列:在不使用机动机构而是使用换能器的二维阵列来扫描感兴趣的 3D 体积的情况下创建专用探针。体积采集的速度通常高于机械探针,但是探针的复杂度有所增加,并且图像质量可能较差。该探针被称为多维探针。

[0159] 在弹性成像方法的本实施例中使用的 3D 超声探针可以是本领域中已知的或在下面描述的机械 3D 探针或多维 3D 探针。

[0160] 合适的已知机械 3D 探针的示例是用于通用电气公司(GE 医疗集团,查尔方特-圣贾尔斯,英国(GE Healthcare, Chalfont St. Giles, United Kingdom))的 Voluson730 超声

机的 RAB2-5H46701M。合适的已知多维探针的示例是用于飞利浦 iU22 超声机(飞利浦医疗保健, 安多佛, 马萨诸塞州, 美国(Philips Healthcare, Andover, Massachusetts, USA)) 的 X7-2。

[0161] 图 16 至图 22 中示出了根据不同实施例的机械 3D 探针和多维 3D 探针。图 16 示出了外部 3D 机动线性阵列超声探针。内腔 3D 机动超声探针在图 17 中示意性地示出并且能够根据对多个平面的成像来采集 3D 体积图像。图 18 示出了在探针内集成有振动源的矩阵阵列 3D 超声探针。图 19 示出了根据本发明的实施例的也集成有振动源的机动的 3D 超声探针。图 21 和图 22 示出了使用具有外部运动台的 2D 探针的一对机械 3D 超声探针。无论在弹性成像方法的本实施例中使用哪种 3D 超声探针, 都通过以下步骤来采集体积数据:

[0162] (a) 将组织的体积分为多个平面。

[0163] (b) 在一段时间内对每个平面进行成像使得多次扫描平面中的每个点; 以及

[0164] (c) 对所有平面重复该处理。

[0165] 如上所述, 3D 超声探针采集包括期望横截面和至少两个相邻平面的组织的薄体积的图像。例如, 在图 16、图 17 和图 18 中, 正在成像的薄体积是所有平面的凸形外壳, 期望横截面示出为 1204, 相邻平面示出为 1203、1202 和 1205、1206, 1203、1202 和 1205、1206 都与横截面 1204 相邻, 平面 1203 和 1205 紧邻横截面 1204。在一些情况下, 需要调整相邻平面之间的间隔, 以更准确地捕捉在立面方向上的相位复矢量的变化。

[0166] 如图 18 所示的 3D 超声探针包括用于操纵超声成像平面并且采集多个平面 1202、1203、1204、1205、1206 以形成体积的换能器的矩阵阵列 1201。在这个探针中, 电子地切换成像平面, 因此与其他类型的探针相比, 能够更快地执行采集, 并且能够达到更高的整体帧速率。图 18 的实施例中使用的振动机构是与图 10 中示出的振动机构基本相同的块 503。具有换能器的矩阵阵列的该超声探针可以使用合成孔径波束形成, 以重建覆盖 3D 体积的 RF 线。由 **Jørgen** Arendt Jensen、Svetoslav Ivanov Nikolov、Kim **Løkke** Gammelmark 和 Morten **Høgholm** Pedersen 在“Synthetic aperture ultrasound imaging”(Ultrasonics44, 2006, pp. e5-e15) 中描述了这样的探针的示例。可选地, 具有换能器的矩阵阵列的该超声探针可以使用微波束形成, 以重建覆盖 3D 体积的 RF 线。由 Christopher Hall 在“4-Dimensional Ultrasonic Imaging”(Advances in Health care Technology Care Shaping the Future of Medical, Philips Research Book Series, 2006, Volume6, No. 2, pp. 99-116) 中描述了这样的探针的示例。

[0167] 图 19 中示出的超声探针包括线性换能器阵列 1401 和用于使阵列扫过一扇形角的电机 1402。在这个探针中, 探针从一个面到下一个面的运动在超声 RF 线的采集处理中产生了新的时延。这是探针内的机械运动停止所需要的时间。如果不同平面上所采集的 RF 线的时间戳是可用的, 则可以如公式(20)中一样使用该信息来使相位复矢量同步。振动机构是与图 10 中示出的振动机构基本相同的块 503。图 20 示出了根据本发明的实施例的激励和同步信号、图像采集和平面切换信号之间的相关性。如图 20 所示, 激励(V)的频率共享公共周期  $f-1$ , 并且以同样的周期  $f-1$  生成同步信号(S)。同步信号 S 用于使每个成像面上的采集的开始 1504 与振动源同步。图 20 示出了用于这个目的的一个示例时序图。在这个图中, 同步信号 S 与振动信号 V 是同步的。通过采集信号 A 来控制 RF 线的采集, P 是例如



前往电机 1402 的控制器的平面切换信号。在已经针对一个平面采集了数据 1501 之后,命令电机移动至新的平面 1502。在电机已经稳定在新的位置 1503 之后,系统等待同步信号 S 上的下一个上升沿,以启动下一个平面的采集 1504。

[0168] 可选地,包括具有外部运动台的 2D 探针的机械 3D 探针可以用于对 3D 体积进行成像。例如,图 21 中示出了根据一种可选实施例的与外部 2D 探针一起使用以生成 3D 数据的外部运动台 1601,而图 22 示出了根据另一实施例的包括与内腔 2D 探针一起使用以生成 3D 数据的外部运动台 1603 的机械 3D 探针。外部运动台 1601、1603 移动固定至所述运动台的 2D 探针 403,以采集在图 21 中标记为 1602 以及在图 22 中标记为 1604 的多个平面。在这些实施例中,不同平面的采集时间可以使用时间戳来记录或者与激励同步,以便使不同平面的位移相位复矢量同步。

[0169] 不像位于平行的平面内等间距的笛卡尔位置的 MRE 中的位移测量的规则间距,使用超声的位移测量通常不在等间距的笛卡尔位置处。从图 16 和图 17 中的平面的不平行间隔可以看到这一点。在这样的超声数据的情况下,因此需要适应测量的具体间隔,使得在笛卡尔坐标系中执行绝对弹性和粘度的计算,如在公式(23)、(24)、(26)和(27)中所示。假设相位复矢量的相位同步包括测量的位置,则相位同步步骤应该包含超声波束和平面的实际空间位置。

#### [0170] 实时地执行计算

[0171] 现在参照图 23,提供了一种执行上述弹性成像方法的弹性成像系统。该系统包括耦接至超声探针 403 的超声机 1702;耦接至振动源 101 的激励信号发生器 1704(或者称为波形发生器);与超声机通信并且包括具有存储器的处理单元 1708(GPU)的电路,存储器上编程有由 GPU1708 可执行的实施弹性成像方法的步骤和指令;以及用于显示成像的组织 and 该组织的由弹性成像方法确定的机械属性的显示器 1713。

[0172] GPU1708 可以具有并行处理能力,并行处理能力可以用于相对于 RF 数据的采集时间降低用于估计机械属性的计算时间。超声机 1702 可以从探针 403 采集 RF 数据 1707,并且将 RF 数据 1707 发送至 GPU1708。GPU1708 具有以在本领域中已知的方式生成 B 模式图像 1715 并且把 B 模式图像 1715 发送至显示器 1713 的 B 模式生成软件模块 1709。GPU1708 还具有计算至少一个轴向上的组织位移的位移估计模块 1710、相位复矢量生成软件模块 1711 和计算组织的机械属性的软件模块 1712。在一种实现中, GPU1708 将机械属性的图像发送至显示器 1713,机械属性的图像叠加在 B 模式图像上并且向用户显示。波形发生器 1704 生成用于振动源 101 的信号 1705,并且还生成用于超声机 1702 的触发信号 1706。

[0173] 并行处理 GPU 可以包括数百个处理单元。这样的 GPU 能够同时执行数千个线程(顺序程序)。弹性成像方法中定义的计算是高度并行的,因此适于由并行处理 GPU 来执行。按照 NVIDIA 公司的“NVIDIA CUDAC 编程指南”和“用于 CUDA 架构的 OpenCL 编程”中指定的方法,由 **NVIDIA®** 提供的 CUDATM 库可以用于编译 GPU 的多线程程序。由 Victor Podlozhnyuk 在“Image convolution with cuda”(Technical report, NVIDIA Corporation, 2007)中提供了如何使用 CUDATM 库来进行图像滤波的详细的示例。

[0174] 图 24 是示出了执行弹性成像方法的弹性成像系统的另一实施例的框图,该实施例执行基于相关性的运动估计算法以执行弹性成像方法。在该系统中,在单独的线程中执行计算每个对应的两个 RF 线 1803 与 1804 之间的位移估计的互相关的每个步骤。两个内

核 1805 和 1806 在主机处理器(CPU)1700 上运行。互相关内核 1805 将 RF 线 1803 和 1804 从 CPU 存储器 1802 复制 1807 到 GPU1708 的全局存储器 1809。数据被分成窗口。然后,根据两个 RF 线 1801 和 1808 求得多个相邻的窗口(例如 4 个窗口)的位移所需的数据被复制 1810 到 GPU1708 中的 GPU 块 1811,并且对其他组的四个窗口重复同样的到其他块的过程,使得在 GPU1708 的块 1811 至块 1820 之间分配求得互相关的任务。在每个块中,128 个线程 1813、1814、1815 计算每个窗口的不同变化量的互相关。所有的线程并行运行并且在计算所有块的互相关的时刻被同步。互相关被写入全局存储器 1809。

[0175] 第二内核 1806——或称为峰值查找内核——在块之间分配互相关并且求得每个窗口的互相关的峰值,在结束时同步以确保已经求得所有峰值,并且写回 GPU1708 上的全局存储器 1809。然后,最后的位移被传送回 CPU 存储器 1802。

[0176] 在另一实施例中,使用 CULA™ 库来执行快速多线程矩阵代数。使用 CULA™ 库通过对公式(12)进行求解来根据时间位移计算相位复矢量。在一个矩阵中把不同点的时间位移分为一组(公式 12 的右边),使得对 CUDA™ 求解程序的单一调用可以同时提供所有点的相位复矢量。优选地,由内核来使不同点的相位复矢量同步。内核在单独的线程中执行每个点的相位补偿。

[0177] 另外,可以使用由 **NVIDIA®** 提供的 CUFFT™ 来执行 LFE 滤波所需的傅里叶变换。可选地,可以使用 CULA™ 库来对 FEM 的矩阵方程进行求解。

[0178] 也可以以有效的方式在现场可编程门阵列(FPGA, field-programmable gate array)上或者在数字信号处理器(DSP, digital signal processor)上执行上述计算中的一些。

#### [0179] 薄体积的实时采集

[0180] 有意义的是,实时地或者以每五秒至少一帧以及优选地接近或者在每 1/30 秒一帧的高帧速率沿着组织的横截面来采集描绘组织的机械属性(例如弹性)的 2D 图像。放射科医师、超声技术人员、医生、护士和超声机的其他用户通常使用实时 2D 成像来定位恶性肿瘤和进行诊断。本实施例实现了弹性成像方法的实时计算处理并且从而使用户可以在缓慢地移动探针时观察所显示的图像的变化。

[0181] 在弹性成像方法的所描述的实施例中,从组织的期望横截面和与期望横截面相邻的至少两个其他平面采集数据。这样的数据的体积称为薄体积,这是因为体积在期望平面上的长度是体积在第三(平面外)维度上的长度的至少 3 倍。薄体积可比更大的体积更容易进行实时采集。然后在所述期望横截面上使用数据来估计例如弹性的机械属性,并且向用户示出作为 2D 图像的结果。

[0182] 在体积内使用位移相位复矢量的测量是有益的,这是因为其允许在全部三个空间方向上执行空间波长的测量。成像处理的速度与体积的大小成比例。较小的体积是有益的,这是因为其能够实现更快的成像率。计算空间波长所需的在空间方向中任意一个空间方向上的数据点的最小数量是三个,这是因为三个数据点允许计算可以用于测量空间波长的二阶空间导数。因此,使用薄体积和同步采集以及高效的相位矫正,本发明的实施例能够实现实时的或高帧速率的超声弹性成像。

[0183] 图 25 示出了通过弹性成像系统的实施例收集的示例绝对弹性图像。该系统用于使用以下成像参数对组织模型进行成像:扫描每条线的时间  $\tau$  等于 125 微秒,125 微秒使

得能够进行深度为 80mm 的成像。扇区中的线的数量  $N$  等于 32, 线间距为 1.2mm。所得到的扇区宽度等于 38.4mm。每个平面扫描 30 次。平面的采集时间是  $30 \times 32 \times 125 \mu s = 120ms$ 。采集相邻平面之间间距为 1.2mm 的七个平面, 其需要  $7 \times 120ms = 0.84$  秒。使用将晶体从一个平面移动至下一个平面需要 20ms 的机动 3D 探针(图 19)。因此每个帧的总采集时间是:  $0.84s + 7 \times 20ms = 0.98$  秒。数据的处理没有对采集时间(小于 100ms)造成严重的系统开销。在该示例中薄体积的尺寸在感兴趣的平面中是 38.4mm 乘以 80mm, 对于第三(平面外)维度是 8.4mm。当数据变得可用时对位移和相位复矢量进行估计。感兴趣的平面是中央平面, 并且所采集的七个平面的中央平面中的弹性使用 LFE 方法来估计并且实时地示出。所得到的帧速率是每秒一帧。图 25 并排示出了叠加在 B 模式图像上的所得到的弹性图像的一帧和 B 模式图像。因而可以在不到一秒钟内完成对在通常使用的大约 80mm 乘以 40mm 的合理的感兴趣区域中的组织弹性的绝对值的成像。这意味着弹性成像系统可以以大于每秒 1 帧的刷新率显示绝对弹性图像。

[0184] 标准超声检查中所使用的其他图像尺寸涉及最多 200mm 的深度以及每扇区 64 线的线密度。如以前一样假设 7 个平面的采集, 弹性图像刷新率将近似是每 5 秒一个新帧。

[0185] 薄体积中所使用的平面的数量和所得到的成像帧速率之间总会存折衷。确定立面上相位复矢量的变化的精确度取决于所使用的点的数量。三个平面是最小值并且将产生最高弹性成像帧速率。更多的平面会提供另外的所测量的相位复矢量位置并且因此会提高弹性图像精确度。已经发现, 使用标准的弹性模型, 七个平面提供了图像精确度与成像帧速率之间的良好折衷。

[0186] 尽管已经描述并且示出了具体的实施例, 然而这样的实施例应当认为仅仅是说明性的而不作为对本发明的限制。

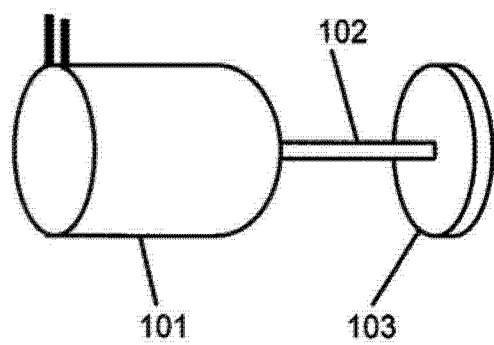


图 1

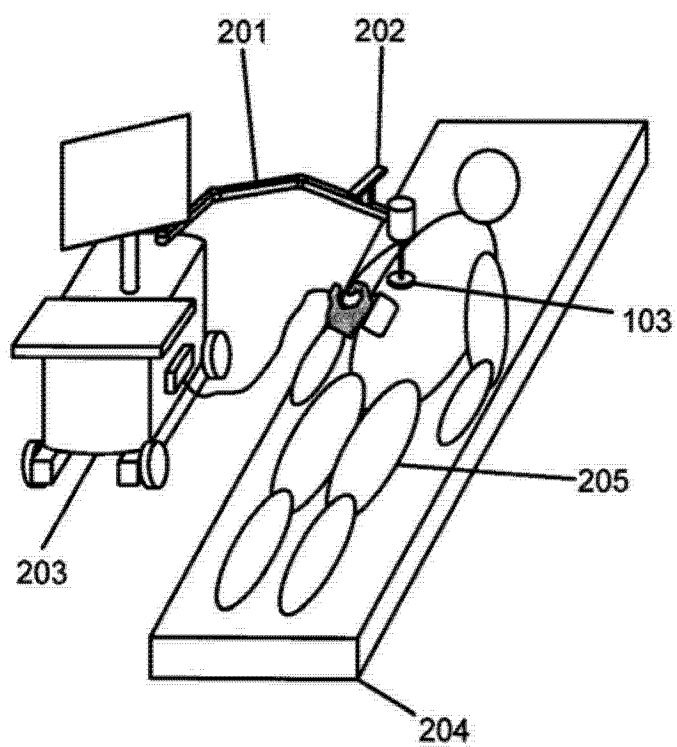


图 2

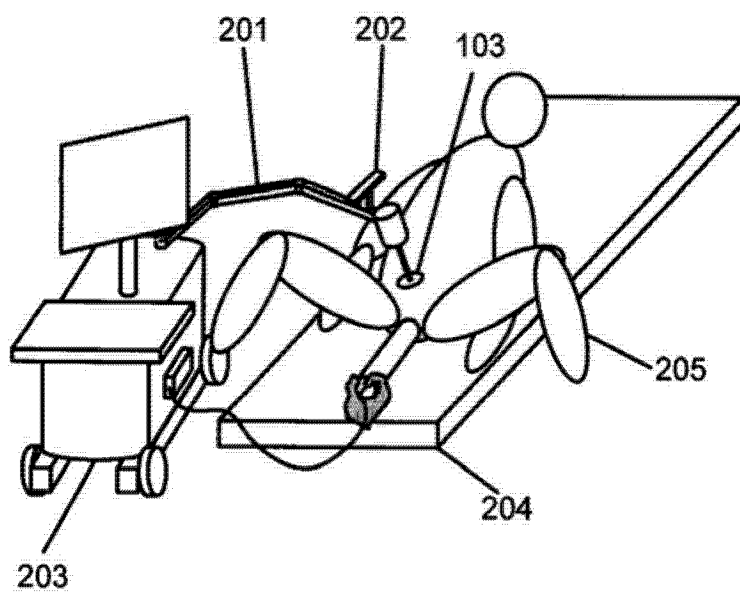


图 3

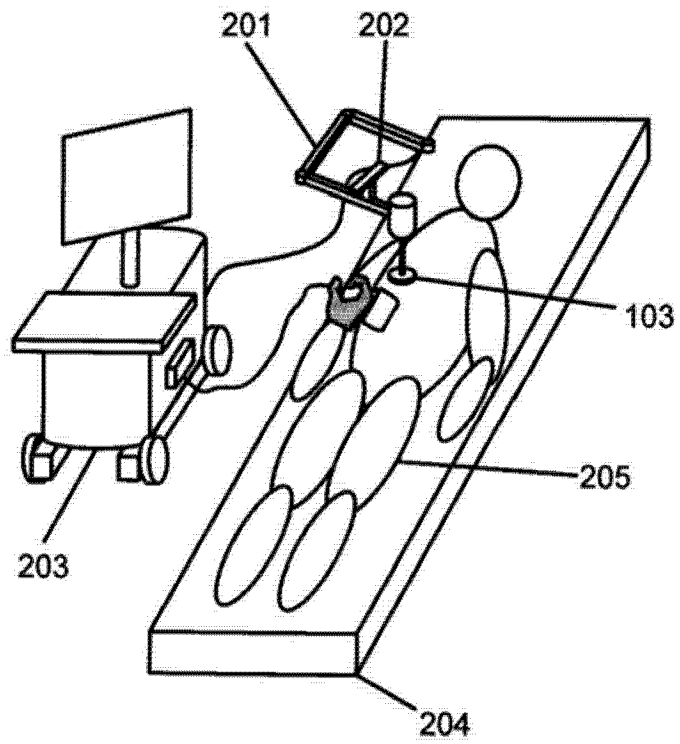


图 4

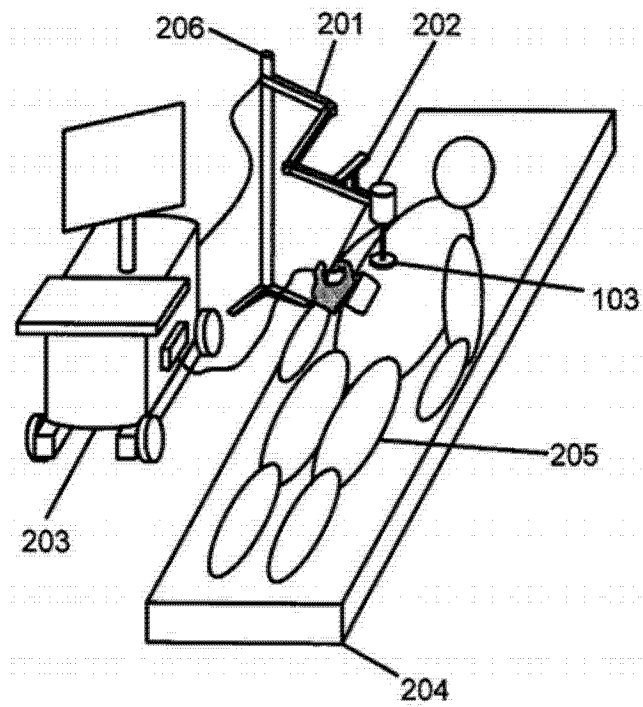


图 5

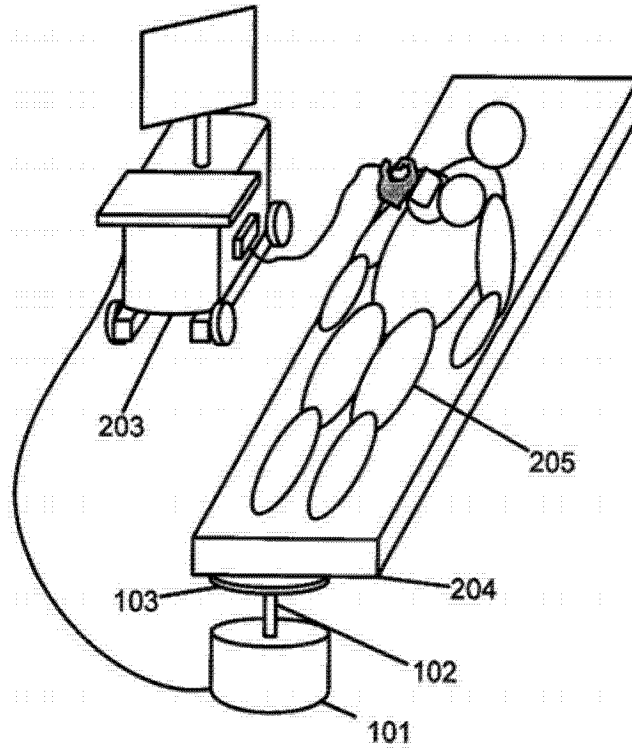


图 6

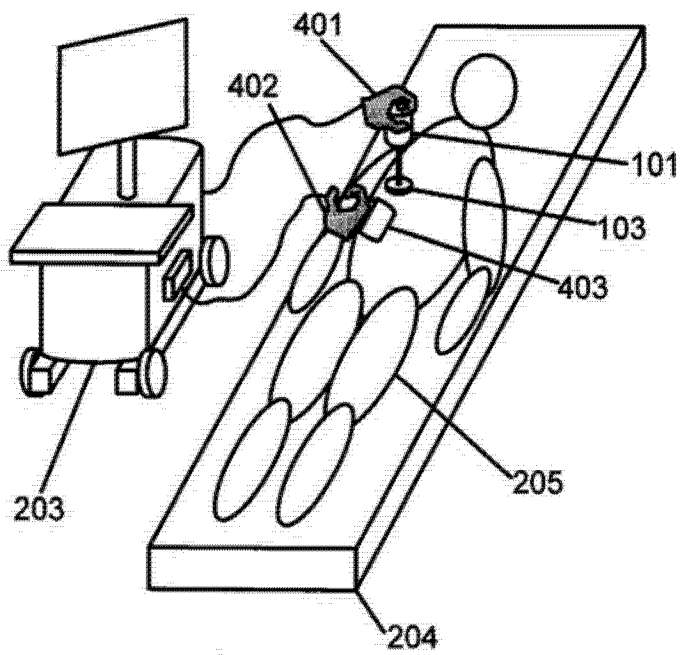


图 7

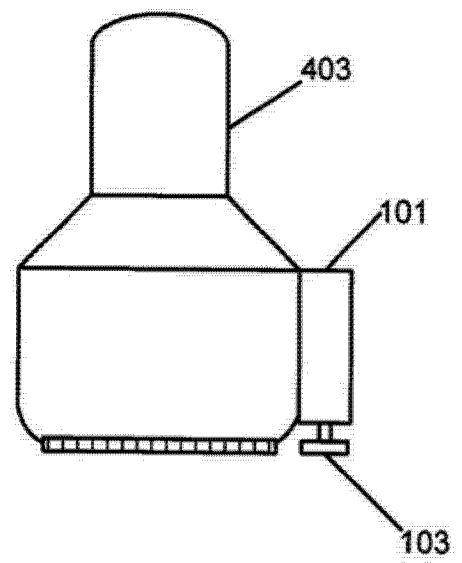


图 8

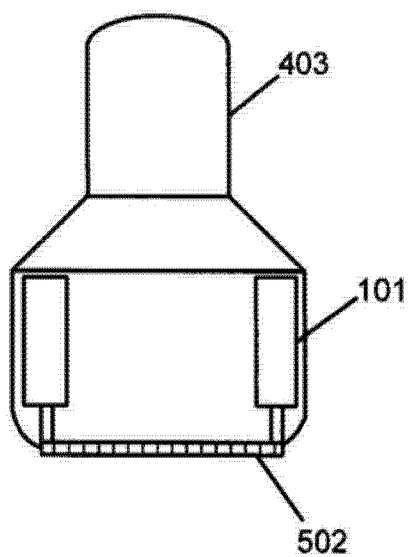


图 9

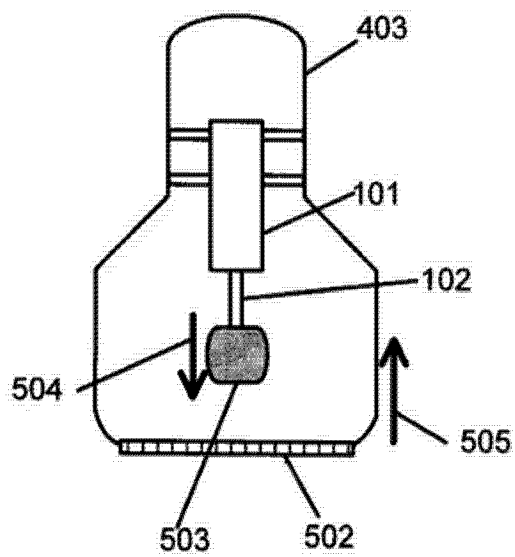


图 10

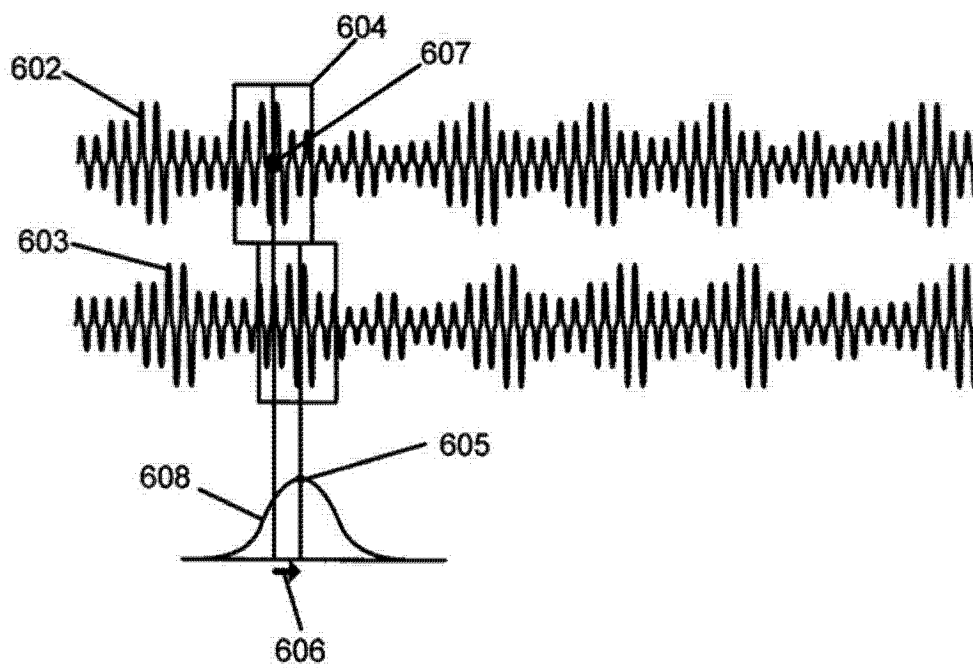


图 11

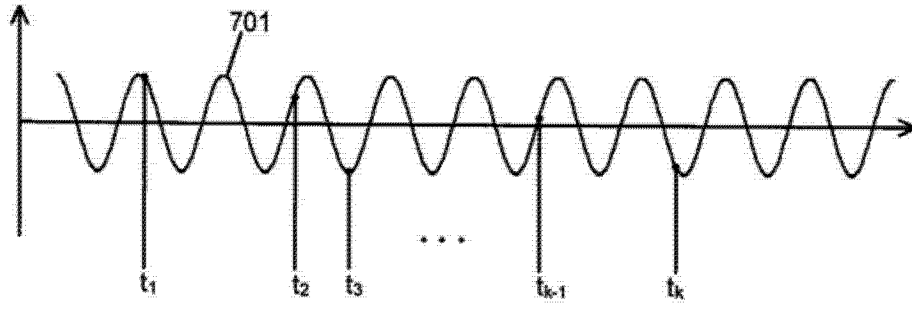


图 12

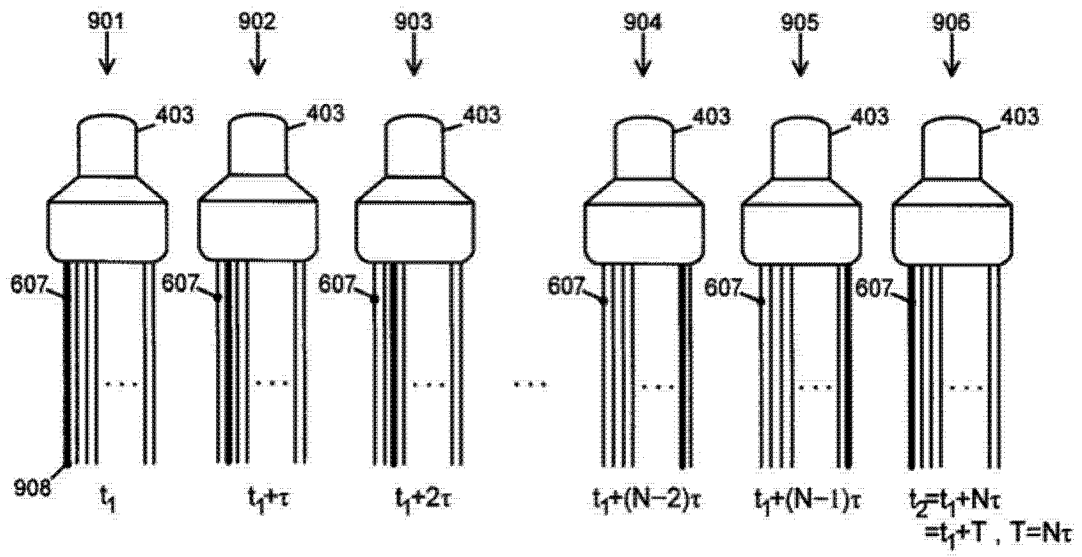


图 13

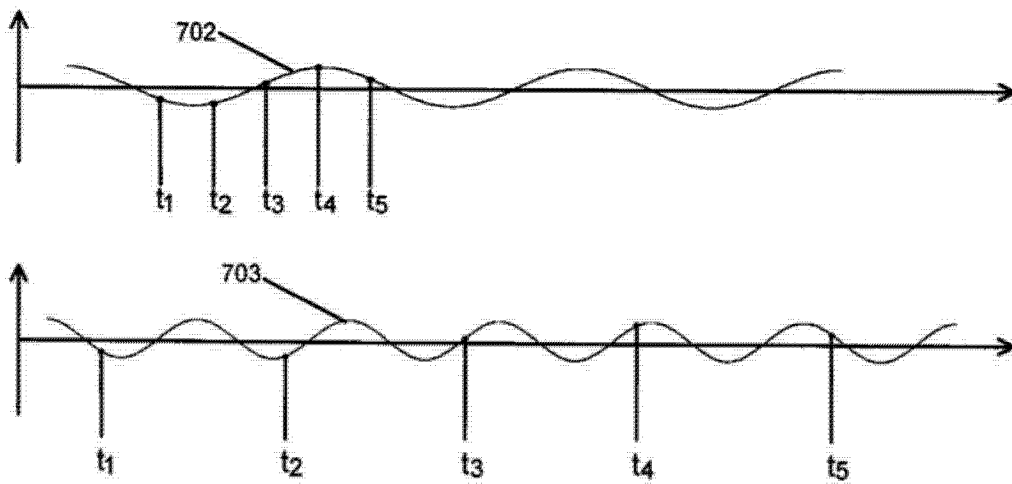


图 14



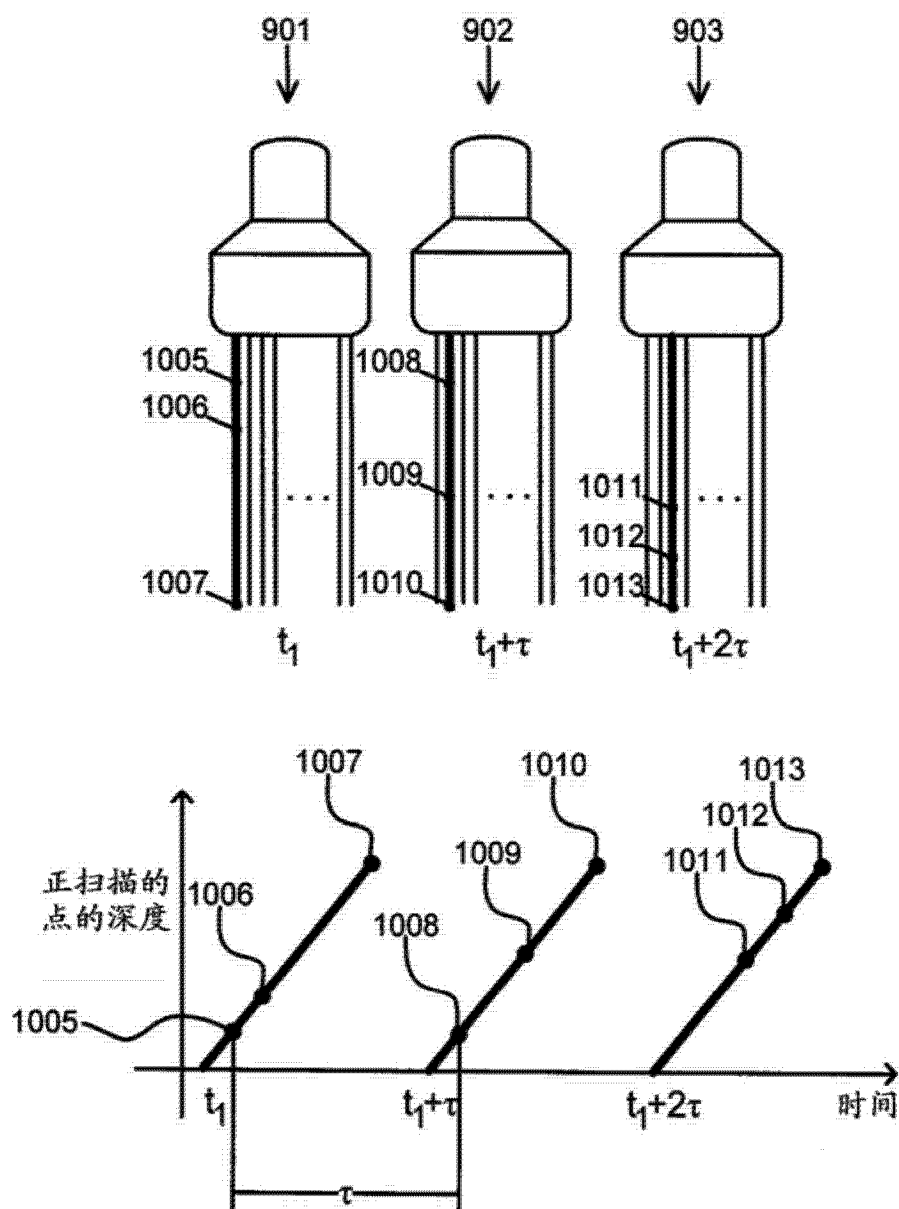


图 15

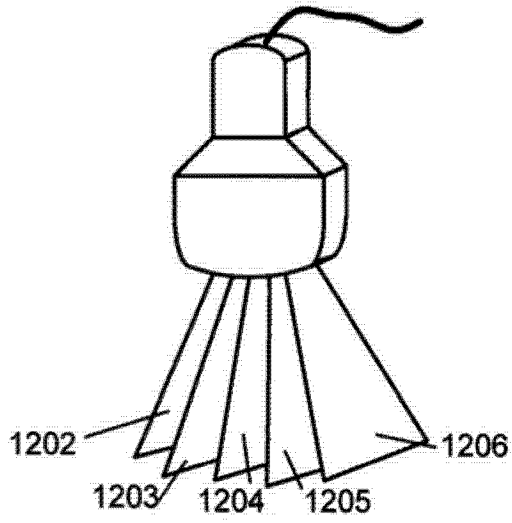


图 16

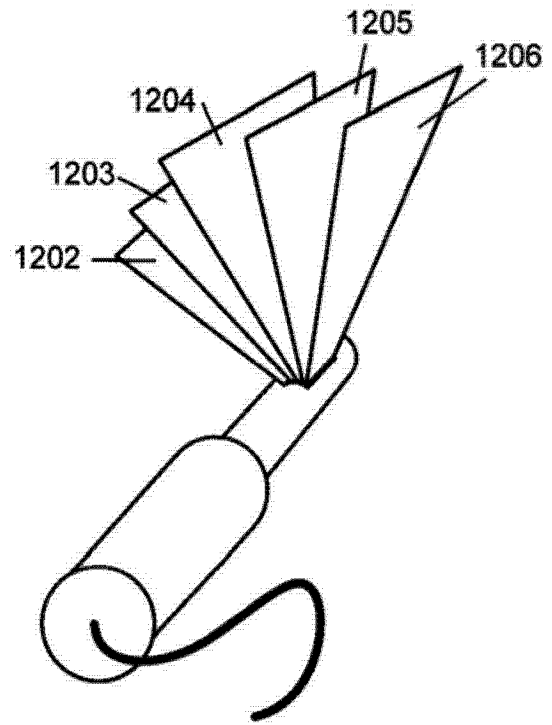


图 17

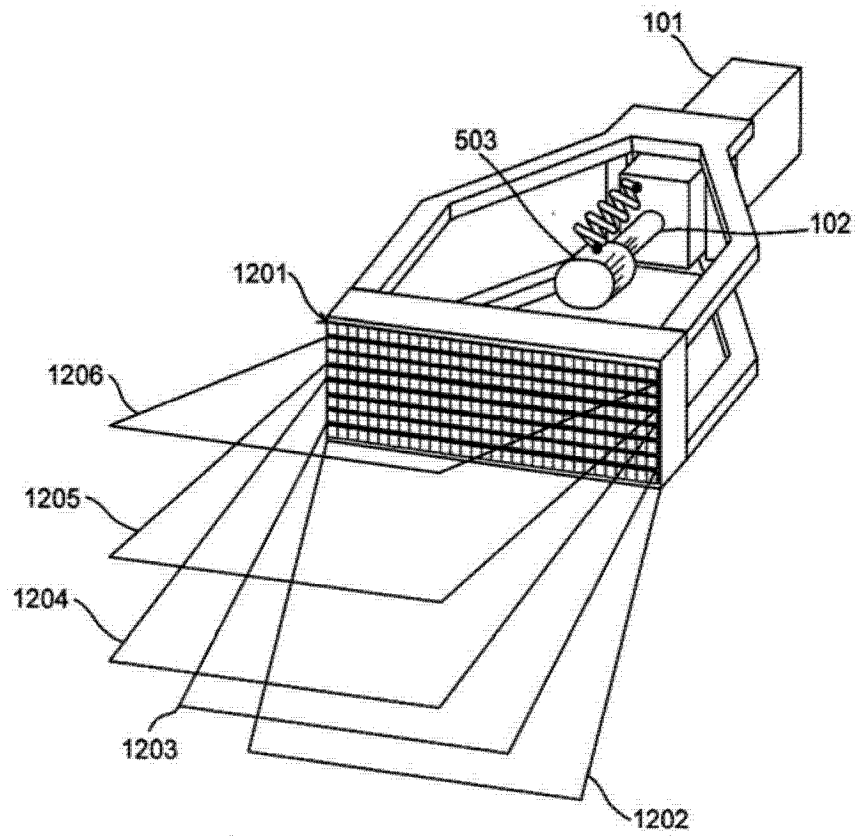


图 18

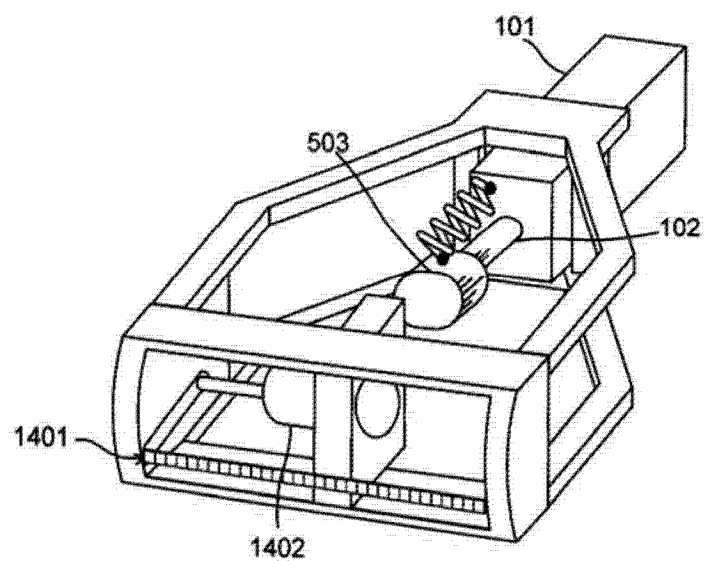


图 19

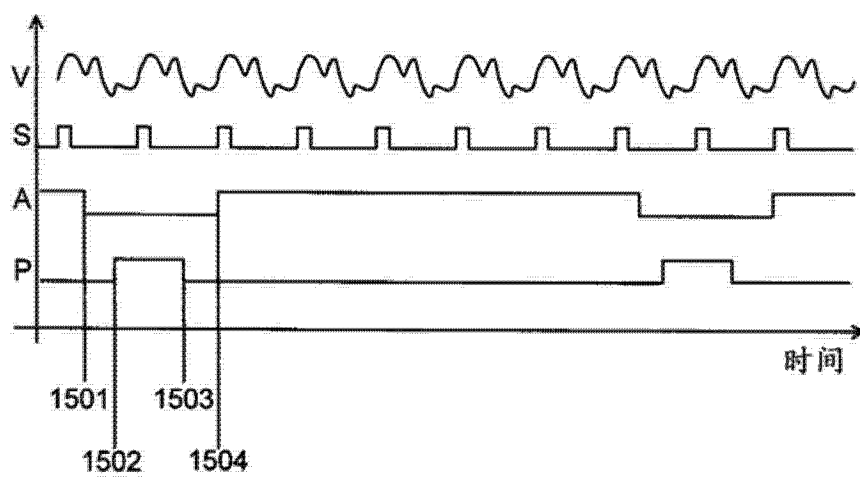


图 20

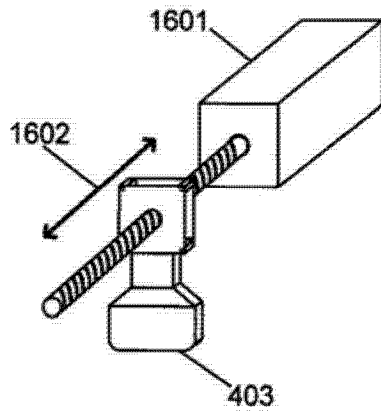


图 21

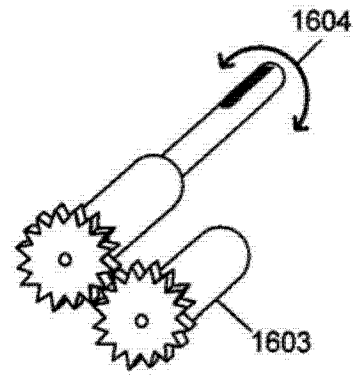


图 22

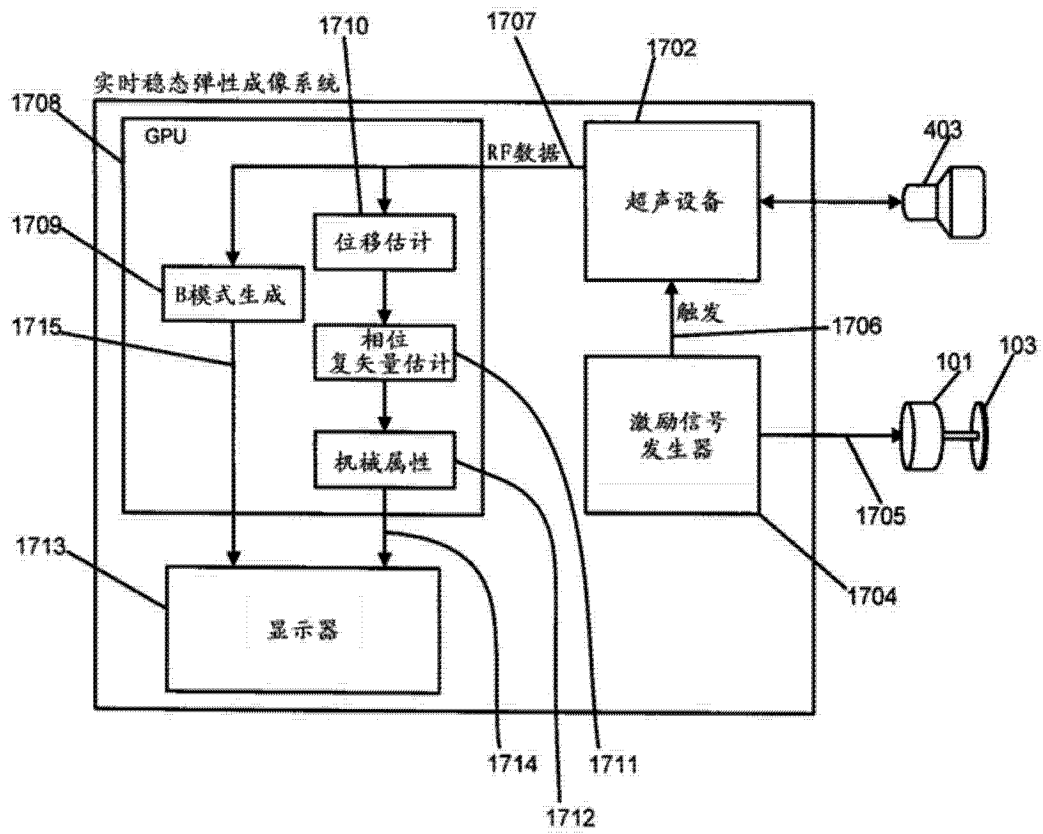


图 23

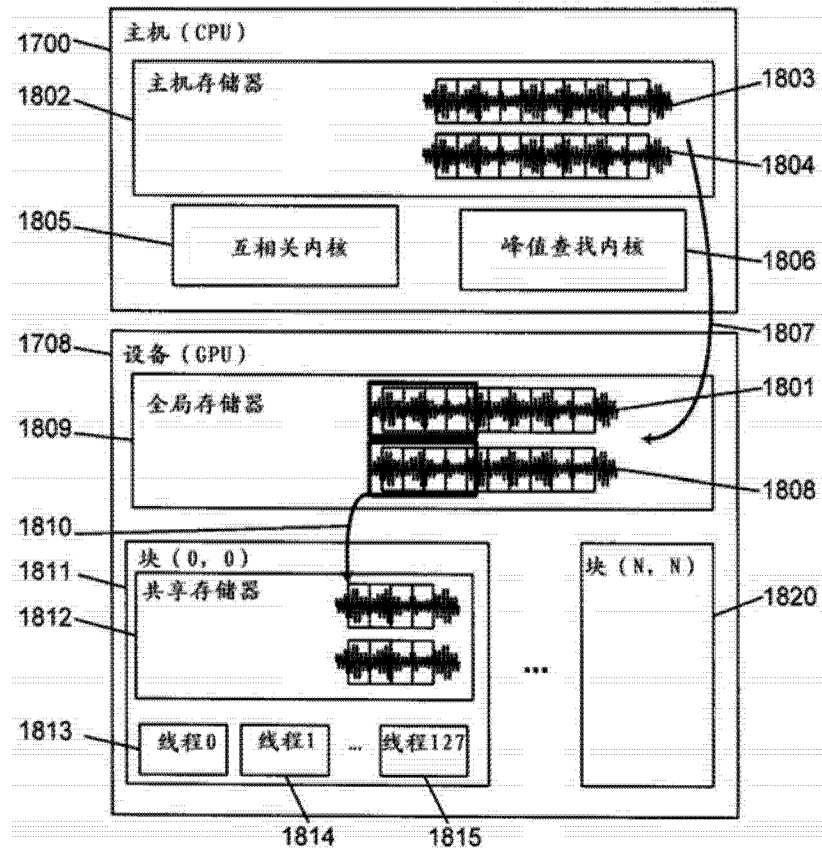


图 24

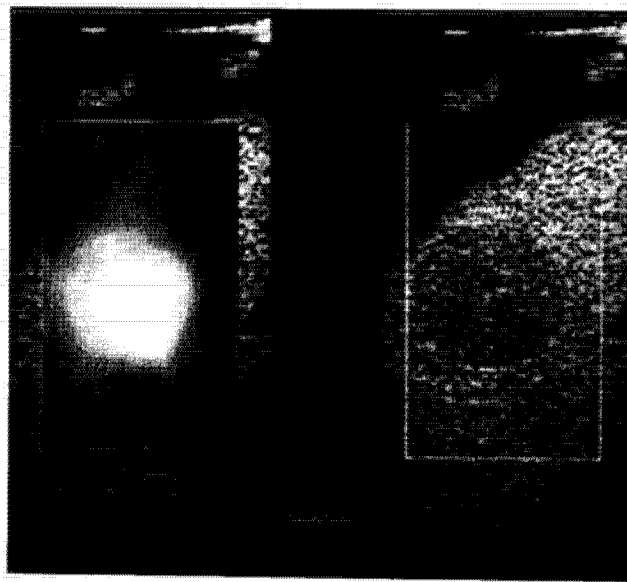


图 25

专利名称(译)	使用薄体积的超声成像的弹性成像		
公开(公告)号	<a href="#">CN103857343A</a>	公开(公告)日	2014-06-11
申请号	CN201280048449.4	申请日	2012-08-17
[标]申请(专利权)人(译)	英属哥伦比亚大学		
申请(专利权)人(译)	不列颠哥伦比亚大学		
当前申请(专利权)人(译)	不列颠哥伦比亚大学		
[标]发明人	阿里巴加尼 哈尼伊斯坎达里 罗伯特N罗林 塞普蒂默E萨尔库代安		
发明人	阿里·巴加尼 哈尼·伊斯坎达里 罗伯特·N·罗林 塞普蒂默·E·萨尔库代安		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/0825 A61B8/12 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/5223		
代理人(译)	康建峰 李春晖		
优先权	61/525378 2011-08-19 US		
其他公开文献	CN103857343B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

# 摘要(译)

本文中所描述的实施例总体上涉及一种弹性成像方法和系统，用于在某一时间段内获取受激励的组织的超声图像，然后在实时刷新率范围内计算地确定组织的一个或多个机械属性。在仅对受激励的组织的薄体积进行成像并且处理时，该方法可以实时地执行弹性成像。薄体积包括组织的期望横截面和与期望横截面相邻的至少两个相邻平面。相邻平面的最大数量选择成使得计算机系统能够在实时刷新率范围内计算地确定机械属性。

