



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109996498 A

(43)申请公布日 2019.07.09

(21)申请号 201780070752.7

(22)申请日 2017.11.03

(30)优先权数据

62/422,765 2016.11.16 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.05.16

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/059875 2017.11.03

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/093584 EN 2018.05.24

(71)申请人 罗切斯特大学

地址 美国纽约州

(72)发明人 K·帕克

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038

代理人 高文静

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

G01R 33/563(2006.01)

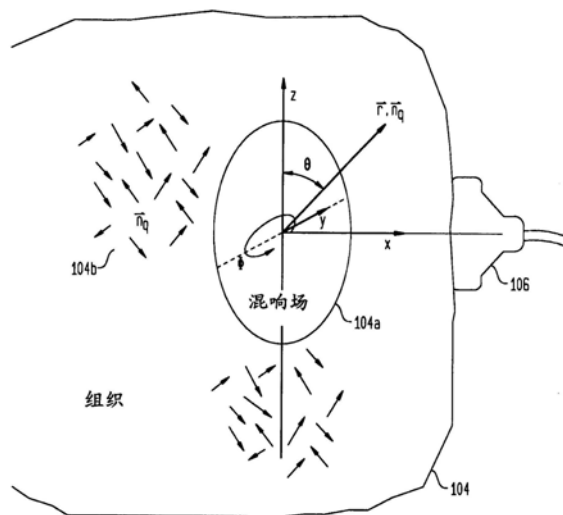
权利要求书2页 说明书16页 附图16页  
按照条约第19条修改的权利要求书2页

(54)发明名称

主体特性的混响剪切波场估计

(57)摘要

诸如患者身体或器官的对象中的混响剪切波场造成用诸如超声或MR装备或其它成像装备之类的成像模态测得的一个或多个所选方向上的变形,以估计一个或多个所选方向上随时间增量的位移,然后估计ROI的诸如刚度之类的粘弹性属性或其它参数。



1. 一种在主体中使用混响剪切波场来估计主体中隐藏的感兴趣区域的粘弹性特性的系统,包括:

振动源,振动源被配置为以所选的频率产生多个剪切波,所述多个剪切波彼此交互并且与主体中的结构交互以在主体中产生混响剪切波场;

成像设备,成像设备被配置为在存在所述混响剪切波场的情况下在第一所选方向上测量主体中感兴趣区域的运动并且产生测得的运动的估计;

图像处理器,图像处理器被配置为接收剪切波所选频率和测得的运动的所述估计作为输入,并且用计算机算法处理输入以提供主体中所述感兴趣区域的一个或多个粘弹性特性的估计;

计算机显示器,被配置为显示感兴趣区域的所述一个或多个粘弹性特性的所述估计;以及

控制器,可操作地与所述振动源、成像设备、图像处理器以及计算机显示器耦合,以控制他们的操作。

2. 如权利要求1所述的系统,其中成像设备是超声扫描仪,超声扫描仪包括超声换能器并且超声扫描仪被配置为提供感兴趣区域的超声图像的时间序列和测得的运动的所述估计。

3. 如权利要求1所述的系统,其中成像设备是磁共振成像(MRI)机器,磁共振成像(MRI)机器被配置为提供感兴趣区域的磁共振图像的时间序列和测得的运动的所述估计。

4. 如权利要求1所述的系统,其中成像设备是光学相干断层扫描(OTC)系统,光学相干断层扫描(OTC)系统被配置为提供感兴趣区域的OTC图像的时间序列和测得的运动的所述估计。

5. 如权利要求1所述的系统,其中成像设备是x射线成像系统,x射线成像系统被配置为提供感兴趣区域的x射线图像的时间序列和测得的运动的所述估计。

6. 如权利要求1所述的系统,其中振动源被配置为产生具有基本相同频率的剪切波。

7. 如权利要求1所述的系统,其中振动源在30-1000Hz范围内的一个或多个频率处产生剪切波。

8. 如权利要求1所述的系统,其中振动源在1600-2400Hz范围内的一个或多个频率处产生剪切波。

9. 如权利要求1所述的系统,其中振动源在1000-4000Hz范围内的一个或多个频率处产生剪切波。

10. 如权利要求1所述的系统,其中振动源包括3-7个单独的振动源。

11. 如权利要求1所述的系统,其中振动源包括多于7个单独的振动源。

12. 如权利要求1所述的系统,其中振动源是延伸的振动表面。

13. 如权利要求1所述的系统,其中测得的运动的所述估计包括在多个相应时间在感兴趣区域的所述第一所选方向上的位置以及在所述第一所选方向上的位置改变的速度,并且图像处理器被配置为拍摄感兴趣区域的图像并根据所述图像的自动相关来计算所述一个或多个估计。

14. 如权利要求1所述的系统,其中成像设备还被配置为测量第二所选方向上的运动并提供该第二方向上的测得的运动的估计。

15. 如权利要求1所述的系统,其中图像处理器被配置为提供感兴趣区域内的多个点中的每个点的所述一个或多个粘弹性特性的图。

16. 如权利要求1所述的系统,其中图像处理器被配置为提供感兴趣区域内的多个点中的每个点的所述一个或多个粘弹性特性的二维图。

17. 如权利要求1所述的系统,其中图像处理器被配置为提供感兴趣区域内的多个点中的每个点的所述一个或多个粘弹性特性的三维图。

18. 一种在主体中使用混响剪切波场来估计主体中隐藏的感兴趣区域的粘弹性的方法,包括:

以选定的频率产生多个剪切波,所述多个剪切波彼此交互并且与主体中的结构交互以产生主体中的混响剪切波场;

使用成像设备在存在所述混响剪切波场的情况下对主体中感兴趣区域进行成像并在第一所选方向上产生感兴趣区域的运动的估计;

计算机处理剪切波的所选频率的测量和测得的运动的所述估计,以提供主体中所述感兴趣区域的一个或多个粘弹性特性的估计;

在计算机显示器上显示感兴趣区域的一个或多个粘弹性特性的所述估计;以及

与产生剪切波、成像、计算机处理和计算机显示的所述步骤交互,以控制它们的操作。

19. 如权利要求17所述的方法,其中使用成像设备的步骤包括使用超声扫描仪来产生感兴趣区域的超声图像的所述时间序列和所述运动的估计。

20. 如权利要求18所述的方法,其中使用成像设备的步骤包括使用MRI扫描仪来产生感兴趣区域的超声图像的所述时间序列和所述运动的估计。

21. 如权利要求18所述的方法,其中使用成像设备的步骤包括使用光学相干断层扫描(OTC)系统,该光学相干断层扫描系统被配置为提供感兴趣区域的光学相干断层扫描图像的时间序列和所述运动的估计。

22. 如权利要求18所述的方法,其中使用成像设备的步骤包括使用x射线成像系统,该x射线成像系统被配置为提供感兴趣区域的x射线图像的时间序列和所述运动的估计。

23. 如权利要求18所述的方法,其中使用成像设备的步骤还包括测量在第二所选方向上感兴趣区域的运动并提供在该第二方向上测得的运动的估计,并且计算机处理步骤包括使用第一方向和第二方向上的运动的估计来提供一个或多个粘弹性特性的所述估计。

24. 如权利要求18所述的方法,其中计算机处理步骤还包括提供感兴趣区域内的多个点中的每个点的所述一个或多个粘弹性特性的估计。

25. 如权利要求18所述的方法,其中计算机处理步骤提供感兴趣区域内的多个点中的每个点的所述一个或多个粘弹性特性的三维图。

26. 如权利要求18所述的方法,其中使用成像设备的步骤包括执行所述图像的自动相关以产生所述运动估计。

## 主体特性的混响剪切波场估计

[0001] 对先前申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2016年11月16日提交的美国临时申请序列No.62/422,765的优先权。该申请通过引用整体并入本文。

### 技术领域

[0003] 本专利申请涉及用于估计例如患者的病变的内部主体结构的粘弹性特性(诸如弹性和刚度)的系统和方法。

### 背景技术

[0004] 近年来已经使用弹性成像来估计生物力学特性,诸如患者体内感兴趣区域(ROI)的刚度,例如以评估腹部乳房中的肿块的刚度,以帮助确定肿块是良性的还是癌性的或者确定病变的其它特点。原则上,将力施加到ROI,并且如通过诸如超声或MRI之类的成像模态所测得的,ROI作为响应变形或移动的方式被用作刚度的指示。已知技术包括(a)准静态弹性成像,其中测量由于压缩引起的感兴趣区域及其周围的形状改变,(b)声学辐射力脉冲成像(ARFI),其中聚焦超声波束沿着波束方向推动ROI的方式被用作刚度的测量,(c)剪切波弹性成像(SWEI),其类似于ARFI,但是垂直于波束方向的ROI位移是刚度的测量,以及(d)超音速剪切成像(SSC),其中推动ROI的声学辐射力生成剪切波并且那些波的速度是刚度的测量。在磁共振弹性成像中,患者体内剪切波的速度被用作刚度测量。

[0005] 在下面背景的更详细讨论中,以及在新方案的描述中,参考文献在括号中识别;在说明书末尾提供了参考文献的完整引用。所有引用的参考材料都通过引入并入本文。

[0006] 已经对用于估计和成像组织的生物力学特性的技术进行了稳健的开发(Parker等人,2011)。施加的刺激可以是准静态、瞬态或连续波。这些当中的每一个都有用于反演解的独特的数学运算和技术(Doyley,2012),但都依赖于生物力学响应的连续体(Parker等人,2005;Parker,2013)。剪切波传播受到了极大的关注,但许多方案的固有挑战是存在来自器官边界的反射波和内部不均匀性。这些反射产生连续波应用中的模态模式(Parker和Lerner,1992;Taylor等人,2000)以及瞬态实验中的向后行波(Ringleb等人,2005)。定向滤波可以用于消除一些类型的反射(Pengfei等,2012;McLaughlin和Renzi,2006;Deffieux等人,2011;Manduca等人,2003;Engel和Bashford,2015;Hah等人,2012)。

[0007] 已经开发了连续剪切波反演方案来估计未知的组织刚度。它们包括磁共振弹性成像(MRE)中Helmoltz方程的反演(Van Houten等人,2001;Ringleb等人,2005;Romano等人,2000;Sinkus等人,2000;Oliphant等人,2001)和声弹性成像(Parker和Lerner,1992;Fai等人,1998;Fu等人,1999)。已经使用随机信号开发了另一类用于水下声学 and 地质力学的估计(Roux等人,2005),并且已经扩展到软组织中的噪声相关性测量(Gallot等人,2011;Catheline等人,2008;Brum等人,2015年)。这些涉及在两个点测得的噪声函数的空间相干性,并且可以作为Green函数和时间反演解重新计算(recast)。Tzschatzsch等人开发了一种利用机械振动源在诸如肝脏之类的大器官中产生多个波方向的方案。(2014;2015;

2016)。使用概率方案,他们通过找到作为方向的函数的最小波数来表征剪切波速度。

[0008] 虽然已知技术可以是有用且有益的,但是仍然需要新的方案来估计诸如体内感兴趣区域的刚度的特性,其可以提供改进的性能和结果。例如,需要更有效的方式来测量患者体内更深处感兴趣区域的刚度,诸如腹部深处,特别是肥胖患者。还需要减少声能与除感兴趣区域之外的组织交互的不良影响。并且,需要一般而言改善性能并降低装备及其操作的成本。本专利说明书描述了此类新方案。

## 发明内容

[0009] 本专利说明书描述了测量和估计主体内感兴趣区域或解剖器官的弹性特性的新方案。一般框架涉及在有界弹性介质中使用混响剪切波。

[0010] 在主体内使用混响剪切波场来测量主体内隐藏的感兴趣区域的粘弹性的系统的非限制性示例包括:多个振动源,这些振动源被配置为以选定的频率产生剪切波,这些剪切波彼此交互并且与主体内的结构交互以产生期望的混响剪切波场;成像设备,被配置为在存在所述混响剪切波场的情况下在第一所选方向上测量主体内感兴趣区域的运动并且产生测得的运动的估计;图像处理器,被配置为接收剪切波的所选频率和测得的运动的所述估计作为输入,并且用计算机算法处理输入以提供主体内所述感兴趣区域的一个或多个粘弹性特性的估计;计算机显示器,被配置为显示感兴趣区域的一个或多个粘弹性特性的所述估计;以及控制器,可操作地与所述振动源、成像设备和计算机显示器耦合,以控制它们的操作。

[0011] 成像设备可以是超声扫描仪,其包括被配置为提供感兴趣区域的超声图像的时间序列和测得的运动的估计的超声换能器。作为另一个示例,成像设备可以是磁共振成像(MRI)机器,其被配置为提供感兴趣区域的磁共振图像的时间序列和测得的运动的估计。成像设备的其它示例包括拍摄感兴趣区域的快速相继x射线图像的x射线成像设备,以及类似地拍摄快速图像序列的光学相干断层扫描(OCT)设备。振动源可以被配置为产生具有基本相同频率或者在相同范围内的剪切波,其进而在更宽的范围,例如30-1000Hz或更高,诸如1600-2400,并且甚至更宽的范围,诸如1000-4000Hz。在一个示例中,可以使用3-7个单独的振动源,但是在其它示例中可以使用多于7个。

[0012] 测得的运动的估计包括在多个相应时间在感兴趣区域的所选方向上的位置以及在那个方向上的位置改变的速度。图像处理器可以被配置为根据在相应时间ROI的位置的自动相关来计算运动和速度的一个或多个估计。该系统还可以被配置为测量运动并提供在一个或两个附加方向上测得的运动的估计,在这种情况下,可以产生图来示出一个或多个粘弹性参数(诸如刚度)在2D平面或3D体积中的空间分布。

## 附图说明

[0013] 图1图示了成像换能器和物体的朝向,该物体具有传播通过其内部的剪切波的各向同性随机分布,与混响剪切波场的理论一致。坐标系的x轴与成像换能器的轴向方向对准,并且假设成像系统检测x方向上的运动。 $\vec{n}_q$ 是分布在整个混响内部的各个平面波的方向向量。

[0014] 图2图示了自动相关 $B_{vv}(t=0, \Delta \epsilon)$ 取决于 $\Delta \epsilon$ 相对于速度向量的检测到的分量的相对方向。在这种情况下,检测到的运动方向被视为x轴。粗线给出相对于x的自动相关,细线示出当在垂直的z方向上取 $\Delta \epsilon$ 时的自动相关。对于这些曲线,波数k设置为一。

[0015] 由部分(a)至(f)组成的图3图示了模拟,其中(a)示出了乳房模型的3D网格,(b)示出了乳房的几何模型,其形状为(a)中网格模型的2D轮廓,具有边界条件和以Abaqus/CAE指示的负载,(c)示出了(b)的有限壳元素网格,在背景和夹杂物(inclusion)中具有材料特性定义(直径=17mm),以及感兴趣区域的定界,并且(d-f)在x轴上示出针对操作频率分别为400Hz、500Hz和600Hz的位移场。

[0016] 由部分(a)和(b)组成的图4图示了乳房在Abaqus/CAE中的3D有限元素体模型,具有在内部平面内的复数正弦稳态解的量值位移场。部分(a)图示了针对450Hz的操作频率的z轴的位移场,并且部分(b)是针对500Hz在背景和夹杂物(直径=13mm)区域中的类似图示。

[0017] 图5图示了使用四个外部振动源在模拟乳房组织的模型内部生成混响剪切波场的实验装置以及测量运动参数的超声换能器。

[0018] 图6由部分(a)至(d)组成,其中(a)图示了在Abaqus/CAE中使用壳元素模拟模型获得的400Hz的位移模式,(b)图示了使用第二力矩算法从(a)计算的剪切波速度图,以及(c)和(d)分别图示了在x轴和y轴上从(b)提取的自动相关模式。

[0019] 图7由部分(a)至(c)组成,其中(a)图示了使用Abaqus/CAE获得的450Hz的乳房内部的3D位移模式的2D轮廓,以及(b)和(c)分别图示了使用针对450Hz和500Hz的频率的第二力矩算法从(a)获得的剪切波速度图。

[0020] 图8由部分(a)至(e)组成,其中(a)图示了对于明胶体模获得的400Hz处的位移模式,(b)图示了(a)的相位图,(c)是B模式超声图像,部分(d)是使用第二力矩算法从(a)计算的SWS图,其中点线图示SWS轮廓的深度,以及(e)图示跨病变的SWS轮廓。

[0021] 图9由部分(a)至(e)组成,其中(a)图示了应用于zerdine乳房体模的450Hz的位移模式,(b)是(a)的相位图,(c)是B模式超声图像,(d)是在450Hz处使用第二力矩算法从(a)计算的SWS图,其中点线图示SWS剖面的位置,以及(e)是从(d)跨横向方向通过病变在固定深度处的SWS轮廓。

[0022] 图10图示了小提琴图,其示出了背景和夹杂物ROI的SWS估计概要,并且由部分(a)和(b)组成,其分别示出了在400Hz处针对基于明胶的体模和在450Hz处针对zerdine乳房体模的SWS概要。

[0023] 图11图示了在体内使用混响剪切波场来估计感兴趣区域的特性(诸如刚度)的系统的主要元件。

[0024] 图12是使用本专利说明书中描述的方案的示例来估计感兴趣区域的参数(诸如刚度)的处理的流程图。

## 具体实施方式

[0025] 以下提供优选实施例的实例的详细描述。虽然描述了若干实施例,但是本专利说明书中描述的新主题不限于本文描述的任何一个实施例或实施例的组合,而是涵盖许多替换、修改和等同物。此外,虽然在以下描述中阐述了许多具体细节以提供透彻理解,但是可以在没有这些细节中的一些的情况下实践一些实施例。而且,为了清楚和简明,没有详细描

述相关领域中已知的某些技术素材,以避免不必要地模糊本文所述的新主题。应当清楚的是,本文描述的具体实施例中的一个或多个的各个特征可以与特征或其它描述的实施例结合使用。另外,各个附图中相同的标号和名称指示相同的元件。

[0026] 首先,讨论用于估计内部ROI的刚度的新方案的理论基础,然后描述具体实现的示例。

[0027] 图1图示了可能有助于理解下面的讨论的几何形状和坐标系。该图示出了成像换能器106和物体104,物体具有传播通过其内部的剪切波的各向同性随机分布,由分布在整个混响内部和感兴趣区域104a中的各个平面波的 $\vec{n}_q$ 方向向量104b表示,与混响剪切波场的理论一致。坐标系的x轴与成像换能器106的轴向方向对准,并且假设成像系统检测x方向上的运动。

[0028] 混响室中位置 $\epsilon$ 处的复压 $\hat{P}$ 可以被认为是从所有方向入射的平面波的叠加(Pierce,1981;Parker和Maye,1984)

$$[0029] \quad \hat{P}(t, \epsilon) = \sum_q \hat{P}_q \exp[j(kn_q \cdot \epsilon - \omega_0)t], \quad (1)$$

[0030] 其中索引 $q$ 表示方向, $n_q$ 是均匀分布在 $4\pi$ 立体角附近的单位向量, $k$ 和 $\omega$ 是平面波的波数和径向频率,并且 $\hat{P}_q$ 是随机量值和相位的独立的、完全相同分布的变量。因此,一个点处的对应速度由下式给出

$$[0031] \quad \mathbf{v}(t, \epsilon) = \sum_q \mathbf{n}_q \hat{v}_q \exp[j(k\mathbf{n}_q \cdot \epsilon - \omega_0 t)], \quad (2)$$

[0032] 其中,从平面波阻抗关系来看,

$$[0033] \quad \hat{v}_q = n_q \hat{p}_q / \rho c, \quad (3)$$

[0034] 其中 $p$ 是媒体密度,并且 $c$ 是声速。

[0035] 为了计算自动相关函数,组织内某个位置 $\epsilon$ 的速度的x分量可以写为:

$$[0036] \quad \hat{v}_x(\epsilon) = \mathbf{e}_x \cdot \mathbf{v}(\epsilon) = \sum_q n_{xq} \hat{v}_q \exp[j(kn_q \cdot \epsilon - \omega_0 t)], \quad (4)$$

[0037] 其中 $\hat{\mathbf{e}}_x$ 是X方向上的单位向量并且

$$[0038] \quad n_{xq} = \mathbf{n}_q \cdot \hat{\mathbf{e}}_x \quad (5)$$

[0039] 在 $q$ 上求和应理解为在 $4\pi$ 立体角上取得。

[0040] 写出相关函数定义,然后代入等式(4),给出:

[0041]

$$\begin{aligned}
 & B_{\chi} v_{\chi}(\Delta t, \Delta \varepsilon) = E \{ \bar{u}_{\chi}(t, \varepsilon) \hat{v}_x^*(t + \Delta t, \varepsilon + \Delta \varepsilon) \} \\
 & = E \left\{ \left( \sum_q n_{xq} \hat{v}_q \exp [j(\mathbf{k} \mathbf{n}_q \cdot \varepsilon - \omega_0 t)] \right) \times \left( \sum_{q'} n_{xq'} \hat{v}_{q'}^* \exp \{-j[\mathbf{k} \mathbf{n}_{q'} \cdot (\varepsilon + \Delta \varepsilon) - \omega_0 (t + \Delta t)]\} \right) \right\}
 \end{aligned} \quad (6)$$

[0042] 其中 $E\{\}$ 表示整体平均值,并且星号表示共轭。这两个系列的积将包括以下形式的交叉项:

$$[0043] \quad E \left\{ n_{xq} \hat{v}_q n_{xq'} \hat{v}_{q'}^* e^{j(\dots)} \right\} \quad (7)$$

[0044] 但是由于 $n_{xq}$ 和 $\hat{v}_q$ 是独立的并且 $\hat{v}_q$ 是不相关的,因此这个项消失了。

[0045] 因此:

$$[0046] \quad B_{\chi} v_{\chi}(\Delta t, \Delta \varepsilon) = E \left\{ \sum n_{xq}^2 \exp [j(\omega_0 \Delta t - \mathbf{k} \mathbf{n}_q \cdot \Delta \varepsilon)] \right\} \quad (8)$$

[0047] 取等式(8)的实部,给出:

$$[0048] \quad B_{\chi} v_{\chi}(\Delta t, \Delta \varepsilon) = (V^2)_{\text{avg}} E \left\{ \sum_q n_{xq}^2 \cos(\omega_0 \Delta t - \mathbf{k} \mathbf{n}_q \cdot \Delta \varepsilon) \right\}, \quad (9)$$

[0049] 其中,由于 $V_q$ 独立于 $n_{qx}$ 和余弦项,因此从花括号中取出速度的均方值。由于假设理想的漫射场存在于混响室中,因此整体或空间求平均将为入射声音的所有方向指派相等的权重。因此,在离散方向上的总和的平均值变为在图1的极坐标周围的入射波的所有方向上的平均值(Pierce,1981;Cook等人,1955):

$$[0050] \quad B_{\chi} v_{\chi}(\Delta t, \Delta \varepsilon) = \frac{(V^2)_{\text{avg}}}{2\pi} \int_{\text{hemisphere}} n_{xq}^2 \cos(\omega_0 \Delta t - \mathbf{k} \mathbf{n}_q \cdot \Delta \varepsilon) d\Omega. \quad (10)$$

[0051] 在不失一般性的情况下,向量 $\Delta \varepsilon$ 可以与图1中的z轴对准。使用球面坐标:

$$[0052] \quad \mathbf{n}_q \cdot \Delta \varepsilon = \Delta \varepsilon_z \cos \theta, \quad (11)$$

$$[0053] \quad (n_{xq})^2 = (\mathbf{n}_q \cdot \hat{\mathbf{e}}_x)^2 = (\sin \theta \cos \phi)^2, \quad (12)$$

[0054] 并且差分立体角为

$$[0055] \quad d\Omega = \sin \theta d\theta d\phi, \quad (13)$$

[0056] 因此

[0057]

$$Bv_{\chi}v_{\chi}(A_i, \Delta \epsilon_z) = \frac{(V^2)_{\text{avg}}}{2\pi} \int_{\phi=0}^{2\pi} \int_{\theta=0}^{\pi} (\sin \theta \cos \phi)^2 \times \cos(\omega_0 \Delta t - k A s_z \cos \theta) \sin \theta d\theta d\phi. \quad (14)$$

[0058] 首先在  $\phi$  上积分并扩展余弦项,产生

$$[0059] = 2\pi (V^2)_{\text{avg}} \left( \frac{j_1(k \Delta \epsilon_z)}{k \Delta \epsilon_z} \right) \cos \omega_0 \Delta t \quad (14)$$

[0060] 其中  $j_1(x)$  是第一种球面Bessel函数,阶数为1.这个结果与经由傅立叶和Hankel变换在Helmholtz方程的解中球形Bessel函数的作用相称(Baddour,2011)。而且,等式(15)可以用三角函数或Bessel函数以阶数3/2来写(Parker和Maye,1984;Abramowitz和Stegun,1964年)。

[0061] 现在,切换到剪切波,主要区别在于传播方向垂直于位移方向.因此,如果将 $n_q$ 取作传播方向,那么 $n_{qp}$ ,是剪切位移和速度的垂直方向.因此, $n_q \cdot n_{qp} = 0$ 。

[0062] 为了解释在剪切波的情况下的垂直关系,将 $90^\circ$ 或 $\pi/2$ 加到由 $q$ 和 $x$ (检测到的方向)形成的角度.因此,等式(12)变为

[0063]

$$(\mathbf{n}_{x_{\phi}})^2 = (\mathbf{n}_{qp} \cdot \hat{\mathbf{e}}_x)^2 = \left( \sin \left( \theta + \frac{\pi}{2} \right) \cos \phi \right)^2 = (\cos \theta)^2 (\cos \phi)^2, \quad (16)$$

[0064] 并且,遵循与之前相同的逻辑进展,等式(14)变为

[0065]

$$Bv_x v_x(\Delta t, \Delta \epsilon_z) = \frac{(V^2)_{\text{avg}}}{2\pi} \int_{\phi=0}^{2\pi} \int_{\theta=0}^{\pi} (\cos \theta)^2 (\cos \phi)^2 \times \cos(\omega_0 \Delta t - k \Delta \epsilon_z \cos \theta) \sin \theta d\theta d\phi \\ = (V^2)_{\text{avg}} \left( \cos(\omega_0 t) \left[ \frac{\sin(k \Delta \epsilon_z)}{k \Delta \epsilon_z} - \frac{2j_1(k \Delta \epsilon_z)}{k \Delta \epsilon_z} \right] \right). \quad (17)$$

[0066] 在沿着 $x$ 轴(检测到的速度的方向)取 $\Delta \epsilon$ 的情况下, $\mathbf{n}_q \cdot \hat{\mathbf{e}}_x \Delta \epsilon_x = \Delta \epsilon_x \sin \Theta \cos \phi$ ,等式(17)中的自变量变为 $\cos(\omega_0 \Delta t - k A z_x \sin \Theta \cos \phi)$ ,并且积分导致

[0067]

$$Bv_x v_x(A_t, A s_x) = 2(v^2)_{\text{avg}} \cos(a^3/4i) \left[ \frac{j_1(k \Delta \epsilon_x)}{k \Delta \epsilon_x} + \frac{\sin(k \Delta \epsilon_x)}{k^3 \Delta \epsilon_x^3} - \frac{1}{k^2 \Delta \epsilon_x^2} \right]. \quad (18)$$

[0068] 来自等式 (17) 和 (18) 中的两个函数在图2中示出,它说明自动相关 $B_{vv}(t=0, \Delta \epsilon)$ 取决于 $A\epsilon$ 相对于速度向量的检测到的分量的相对方向。在这种情况下,将检测到的运动方向取作x轴。粗线给出相对于x的自动相关,细线示出当在垂直的z方向上取 $A\epsilon$ 时的自动相关。对于这些曲线,波数k设置为均一。

[0069] 等式 (17) 和 (18) 的简单性,基本上是“正弦”和“jinc”空间函数,对于实际实现是有用的。超声或磁共振成像 (MRI) 扫描仪可以跟踪感兴趣区域内的组织运动。这沿着某个感兴趣区域 (ROI) 生成函数 $V(x)$ 。组织经受多个剪切波源,这些剪切波源以通常在30-1000Hz范围内的频率操作。计算相关函数 $B_{vv}$ 并拟合到等式 (17) 或 (18),以估计未知参数k。k的局部估计用于创建通常以彩色显示的图,其表示剪切波速度并因此表示不同位置处的组织的刚度。

[0070] 通过检查自动相关函数的傅立叶变换来实现等式 (17) 中的未知k的高效估计器:

$$[0071] \quad \mathfrak{F}_x \left\{ \frac{\sin(kx)}{kx} - \frac{2j_i(kx)}{kx} \right\} = \sqrt{\frac{\pi}{2}} \left( \frac{s^2}{k^3} \right) \quad \text{对于} \quad s \leq k, \quad (19)$$

[0072] 其中s是空间变换变量。这是个严格的带限函数,空间频率的上限由k(未知波数)设置。因此,变换的第二力矩 $m_s^2$ 类似地由k确定。根据Bracewell,第8章,第143页(1965年):

$$[0073] \quad m_s^2 = \int_{-k}^{+k} (s^2) \sqrt{\frac{\pi}{2}} \left( \frac{s^2}{2k^3} \right) ds \\ = \frac{\sqrt{2\pi}}{5} k^2. \quad (20)$$

[0074] 类似地,等式 (18) 的空间项的傅立叶变换是:

$$[0075] \quad \mathfrak{F}_x \{ \cdot \} = \frac{s(s-k)}{2k^3} \quad \text{对于} \quad 0 < s < k, \quad (21)$$

[0076] 并且该函数是s的实数和均匀函数。用于这种情况的第二力矩是:

$$[0077] \quad m_s^2 = \frac{k^2}{5}. \quad (22)$$

[0078] 此外,众所周知,变换的第二力矩与原点处函数的二阶导数精确相关(Bracewell, 1965)。这可以通过有限差分来近似。因此:

[0079]

$$\left| \hat{k} \right|^2 \cong C \left[ \operatorname{Re} \{ B_{vv}(\Delta x) \} + \operatorname{Re} \{ B_{vv}(-\Delta x) \} - 2 \operatorname{Re} \{ B_{vv}(0) \} \right], \quad (23)$$

[0080] 其中 $\hat{k}$ 是估计值,C是与 $Ax^2$ 成反比的常数,并且使用来自数据的某个片段的 $At=0$ 处的自动相关的实部的 $Ax$ 滞后和零滞后值。类似的表达式适用于使用 $Az$ 的估计。

[0081] 已经通过下面讨论的数值模拟确认了本专利说明书中描述的新方案方法。

[0082] 使用Abaqus/CAE版本6.14-1 (Dassault Systems, Velizy-Villacoublay, France) 进行了使用有限元分析的数值模拟, 以证实在本专利说明书中进一步描述的明胶体模实验 (壳元素分析) 和乳房体模 (三维实体有限元分析)。

[0083] 图3图示了模拟, 其中 (a) 示出了乳房模型的3D网格, (b) 示出了乳房的几何模型, 其形状为 (a) 中网格模型的2D轮廓, 具有边界条件和以Abaqus/CAE指示的负载, (c) 示出了 (b) 的有限壳元素网格, 在背景和夹杂物中具有材料特性定义 (直径=17mm), 以及感兴趣区域的定界, 并且 (d-f) 在x轴上示出针对操作频率分别为400Hz、500Hz和600Hz的位移场。

[0084] 在壳元素分析中, 乳房的3D网格模型的轮廓 (图3 (a)) 用于创建具有模拟肿瘤的硬夹杂物的均匀乳房的2D几何实体模型。边界条件被设置为具有位于乳房模型的不同部分中的八个表面牵引负载, 以便在操作频率下产生剪切位移 (图3 (b))。使用大约1500000个混合和二次壳元素对模型进行网格划分 (图3 (c))。选择依赖幂律频率的粘弹性材料特性来表示组织。指派给背景和夹杂物的弹性模量、密度和粘弹性参数在表1中描述。这些参数在使用下述机械测试提取的明胶体模值范围内。对于100Hz和1000Hz之间的频率范围, 模拟的类型被选择为稳态动态直接解。当既定的负载在模型中引入振动时, 这种类型的分析计算乳房位移和粒子速度的3D复杂正弦稳态解。

[0085] 表1. 2D有限元模型中的背景和夹杂物的粘弹性材料参数。依赖幂律频率的模型是  $g^*(\omega) = g[f^{-a}]$ , 其中  $g^*(\omega)$  是无量纲剪切弛豫函数的傅立叶变换,  $g_1^*$  是复常数,  $a$  是实常数并且  $\omega = \omega 2\pi$ 。

[0086]

	密度, $\rho$ ( $\text{kg/m}^3$ )	泊 松 比, $\nu$	杨 氏 模 量, $E$ ( $\text{Pa}$ )	依赖幂律频率的参数		
				实 部 $\{g_1^*\}$	虚 部 $\{g_1^*\}$	$a$
背景	998	0.499	4227.2	0.01730	-0.1715	0.936
夹杂物	998	0.499	18154.8			

[0087] 在进行模拟之后, 存储粒子速度的复数值用于较后的后处理步骤。图3 (d-f) 示出了对于不同频率在背景和夹杂物中的混响向量场。

[0088] 在3D实体有限元分析中, 使用图3 (a) 中的网格模型的形状, 使用大约400000个混合和二次四面体元素创建具有硬夹杂物的均匀乳房的3D几何实体模型并进行网格划分。根据如表2中所述的分配给背景和夹杂物部分的zerdine乳房模型 (型号509, CIRS Inc., Norfolk, Virginia) 的规格选择材料特性。

[0089] 表2. 3D有限元模型中背景和夹杂物的粘弹性材料参数。依赖幂律频率模型是  $g^*(\omega) = g_1^* f^{-a}$ , 其中  $g^*(\omega)$  是无量纲剪切弛豫函数的傅立叶变换,  $g_1^*$  是复常数,  $a$  是实常数并且  $\omega = \omega / 2\pi$ 。

[0090]

	密度, $\rho$ ( $\text{kg/m}^3$ )	泊 松 比, $\nu$	杨 氏 模 量, $E$ (Pa)	依赖幂律频率的参数		
				实 部 $\{g_1^*\}$	虚 部 $\{g_1^*\}$	$a$
背景	998	0.499	20000	0.004521	-0.04482	0.936
夹杂物	998	0.499	40000			

[0091] 所选择的模拟的类型是针对450Hz和500Hz的两个操作频率的稳态动态直接解。边界条件设置为代表胸壁的扇区中的零位移。此外,八个表面牵引负载位于乳房模型的不同部分,以便在操作频率下产生剪切位移。存储粒子速度的复数值用于后处理。模型的轮廓切割显示对于450Hz和500Hz的操作频率在背景和夹杂物内的混响向量场(图4(a,b))。在这个示例中,使用具有在内部平面内的复杂正弦稳态解的量值位移场的乳房的Abaqus/CAE中的3D有限元实体模型。图4(a)图示了针对450Hz的操作频率的z轴的位移场,并且图4(b)是针对500Hz在背景和夹杂物(直径=13mm)区域中的类似图示。

[0092] 已经进行了实验以验证上述新方案的某些方面。

[0093] 图5示出了使用zerdine乳房体模500的设置,其中混响剪切波场由两个机械振动器502a、502b和两个微型振动源504a、504b引发。成像超声换能器506是超声成像系统的一部分(图中未示出)。由双通道函数发生器(型号AFG3022B, Tektronix, Beaverton, OR, 美国)驱动功率放大器(型号2718, Bruel&Kjaer, Naerum, 丹麦)和数字功率放大器(型号LP-2020A+, Lepai, Bukang, 中国)向两个机械振动源(型号4810, Bruel&Kjaer, Naerum, 丹麦)和两个微型振动源(型号NCM02-05-005-4JB, H2W, Linear Actuator, Santa Clara, CA, USA)提供输入信号,从而以400至500Hz的频率振动,与基于明胶的和zerdine乳房体模接触。按照Hah等人(2012)使用的方法构造直径为12.6mm的较硬的圆柱形夹杂物,其嵌入在其它方面均匀的背景中。一个具有明胶的体模(300Bloom Pork Gelatin, Gelatin Innovations Inc., Schiller Park, IL, USA)的背景浓度为4%,夹杂物浓度为7%,是通过加热明胶、0.71的脱气水、6.3g的NaCl和1.05g琼脂的混合物至50°C制成的。然后将混合物冷却至约30°C并倒入立方体模具(14×10×10cm<sup>3</sup>)中,然后在4°C下静置过夜。在实验之前,将这个体模从其模具中取出并在室温下放置3小时。zerdine体模的尺寸和形状模拟仰卧位的患者,并且它包含几个固体质量,至少比背景硬两倍。病变的直径范围为3至10mm,并在整个背景中随机定位。此外,启用高帧率采集和相干平面波复合采集方案的Verasonics超声系统(V-1, Verasonics Inc., Kirkland, WA, USA)以及线性阵列超声换能器506(型号L7-4, Verasonics Inc., Redmond, WA, USA)被用于使用Loupas估计器(Loupas等人, 1995)跟踪引起的位移。存储IQ数据的3-D矩阵以供后处理。从获取的3-D IQ数据计算平均轴向位移的电影。在所有实验中,中心频率为5MHz,并且跟踪脉冲重复频率(PRF)被设置为每循环获取至少20个样本,即,PRF=振动频率的20倍。

[0094] 对于基于明胶的体模材料,对用于构建基于明胶的介质的相同混合物制备的三个圆柱形样本(直径大约38mm,长度33mm)进行压缩测试。使用具有5N负荷传感器(load cell)

的QT/5机械设备(MTS Systems Co.,Eden Prairie,MN,USA)测量应力-应变响应。将压缩率调节至0.5mm/s。在评估圆柱体模的弹性特性时,这些常规的机械测量被认为是参考。

[0095] 以下讨论来自数值模拟和实验的结果。

[0096] 壳元素分析结果:存储包含病变的前ROI内的混响模式的复值位移帧用于分析。图6(a)示出了针对400Hz激发频率的位移模式的实部,其中背景和夹杂物可以通过干涉的峰和谷的整体分离尺寸来识别。图6(b)示出了通过将新方案应用于自动相关窗口( $1.3 \times 1.3 \text{cm}^2$ )而获得的2D剪切波速度(SWS)图,该窗口被移动以覆盖整个ROI。 $x$ 和 $y$ 方向上的轮廓取自2D互相关,当分别与图6(c,d)中的等式(17)和(18)相比时,这与理论非常一致。随后,考虑先前从模拟获得的比例因子 $C$ ,将等式(23)中描述的第二力矩方案应用于相关分布。对两个轴中的 $\hat{k}$ 的估计进行平均,并通过 $c_s = \omega / \hat{k}_{ave}$ 用在剪切波速度的计算中。

[0097] 3-D固体有限元分析结果:在模拟期间获得450Hz和500Hz处的混响的复值位移帧。图7(a)示出了针对450Hz激励频率的位移模式的实部的轮廓。粘度(衰减)和边界条件的效果影响混响模式的质量。用于计算壳元素模拟数据上的SWSM的相同方案应用于3D有限元情况,如图7(b,c)中所示。剪切波速度的平均值在背景中报告 $c_s = 2.45 \pm 0.1 \text{m/s}$ (基本事实 $c_s = 2.58 \text{m/s}$ )并且在夹杂物中报告 $c_s = 3.49 \pm 0.26 \text{m/s}$ (基本事实 $c_s = 3.65 \text{m/s}$ )。在外边界附近可以看到一些伪影,其中各向同性混响场的假设可能不成立。

[0098] 当使用基于明胶的体模时的超声实验结果:图8(a)示出了在400Hz处来自基于明胶的体模的混响位移。图8(b)给出了通过在每个(轴向-横向)位置处的位移模式随时间的傅立叶变换获得的相位图。B模式和SWS图像(通过将新方案应用于尺寸为 $1.3 \times 1.3 \text{cm}^2$ 的窗口而获得)分别在图8(c,d)中示出。从背景和夹杂物中取出感兴趣的区域( $7 \times 7 \text{mm}^2$ )以获得每个区域的均值:分别 $1.22 \pm 0.01 \text{m/s}$ 、 $2.15 \pm 0.13 \text{m/s}$ 。两个区域的SWS结果与通过机械测量获得的弹性性质一致: $1.32 \pm 0.16 \text{m/s}$ 、 $2.46 \pm 0.21 \text{m/s}$ 。最后,图8(e)示出了与图8(d)对应的固定深度的SWS曲线。

[0099] 当使用Zerdine乳房体模时的超声实验结果:图9示出了CIRS乳房体模的混响结果。使用450Hz振动频率的位移模式在图9(a)中示出。图9(b)给出了450Hz处混响模式的相位图;可以注意到,在轴向方向上有2到3cm之间的两个不同波长,这是夹杂物所在的区域(参加B模式图像(图9(c))。覆盖B模式图像的SWS图(通过将我们的方案应用于尺寸为 $1.3 \times 1.3 \text{cm}^2$ 的相关窗口)在图9(d)中示出。感兴趣区域( $7 \times 7 \text{mm}^2$ )取自背景和夹杂物以获得每个区域的均值:对于450Hz分别是 $2.28 \pm 0.14 \text{m/s}$ 、 $3.43 \pm 0.18 \text{m/s}$ 。针对背景的SWS结果与CIRS制造商指定的弹性特性一致: $2.58 \pm 0.32$ 。对于夹杂物处的SWS结果,体模制造商仅报告夹杂物刚度至少比背景高两倍。因此,针对夹杂物的SWS结果也与那个信息一致。最后,图9(e)示出了与图9(d)对应的固定深度的SWS曲线。

[0100] 图10分别示出了部分(a)和(b)中基于明胶的和乳房体模的SWS估计概要、背景和夹杂物ROI。小提琴图的宽度示出了不同值的数据的概率密度。实线和虚线表示数据的均值和中值。

[0101] 下面描述新方案的实际实现的一个示例,但是应当清楚,这是几种可能的实现之一,并且新方案不限于这个示例。

[0102] 如图11中的框图形式所示,系统100包括振动源102,在该示例中,振动源102是单

独的振动源102-1至102-N的形式,与主体104耦合并且被配置为产生彼此交互并与主体104内的结构交互的剪切波,以在体内产生混响剪切波场。在其它示例中,可以使用集成振动源102,诸如在表面上的不同点处以不同方式移动的延伸表面,其在主体104中产生所需的混响剪切波场,并且由此类似于各个振动源的阵列起作用。箭头104b表示在主体104中的混响剪切波场中随机或几乎随机分布的剪切波方向。在存在混响剪切波场的情况下,成像系统106测量主体104中的感兴趣区域(ROI) 104a的运动,优选地在诸如成像超声换能器的波束方向的单个所选方向上。图像处理器108将计算机处理应用于来自成像换能器106的运动测量和振动源102的频率参数,以产生ROI 104a的一个或多个粘弹性特性(诸如刚度特性)的估计。计算机显示器110显示估计并且通常还包括用户通过其与系统通信的接口110a。控制器112与元件102、106、108、110和110a通信以监视和控制它们的操作。

[0103] 系统100的一个重要方面是它仅需要测量ROI在单个方向上的运动,并且主体104中的剪切波通常在所有或几乎所有方向上。振动源102可以包括几个,通常是3到7个或更多个从中发射剪切波的单独的源或点,这些源或点以不需要精确的方式排列在主体104周围,只要它们有助于产生指定的混响剪切波场即可。源102产生的剪切波不需要精确定向。可以使用彼此独立操作的各个振动源102,或者可以使用源102的一个或多个集成的集合。为了概括,在使用单独的振动源的情况下,使用振动源102-1至102-N,其中N是大于1且优选地大于2的正整数。在集成振动源的情况下,源具有1至N个点或部分,其产生相应的剪切波,这些剪切波进而产生所需的混响场。成像系统106可以包括具有以适于对感兴趣区域成像的频率(例如5MHz或另一个合适频率)操作的换能器元件的1D或2D阵列的超声换能器,以适于对感兴趣区域成像的频率操作。作为另一个示例,成像系统106可以使用另一个成像模态,例如磁共振,在这种情况下,所需的成像脉冲序列被简化并且比2D或3D MR成像更快,因为仅需要测量ROI 104a在单个方向上的运动。作为另一个示例,成像系统106可以采用光学相干断层扫描(OCT)或x射线成像。应当以所需的时间序列频率拍摄图像,例如,体内感兴趣区域中的混响剪切波场的最高感兴趣频率的两倍或优选地更多,诸如五倍或十倍。图像处理器108可以是已知的超声引擎,其适于将来自超声换能器的回波处理成图像,该图像可以被自动相关,以导出在所选方向上ROI104a的位移和位移速度,并且此后的ROI的期望的一个或多个粘弹性特性。在成像换能器106是磁共振扫描仪的情况下,图像处理器108可以是MRI系统的已知计算机设备,也适于提供ROI 104a的位移以及最终期望的一个或多个粘弹性特性的测量。在OCT或x射线成像的情况下,图像处理器108可以是现有系统的计算机,其被编程以提供ROI的图像,从该图像可以导出位移的测量以及最终期望的粘弹性特性。计算机显示器110可以是通常是超声、MRI或OCT扫描仪或x射线成像系统的一部分的显示器。控制器112可以是服务于所指示功能的单独设备,可以通过适当地编程和接口超声或MRI或OCT扫描仪或x射线成像系统的现有计算机设备来实现。

[0104] 在操作中,诸如患者乳房之类的主体104被放置在平台114上,平台114配备有振动源102,诸如单独的源102-1至102-N,例如3-7个或更多个源,这些源与乳房104耦合以在其中产生混响剪切波场。振动源可以在平台上、在单独的结构上、或者在可以围绕患者的腹部的带中,或者在一些其它集成结构中,只要主体104的足够区域可以自由地将成像超声换能器耦合到患者,成像超声换能器可以对ROI成像,并且可以诱导所需的混响场主体104。在使用MRI对ROI成像的情况下,需要采取适当的预防措施来考虑在选择和使用振动源时的强稳

态磁场和磁梯度的存在以及相对于患者身体和MRI部件(诸如RF线圈)的放置。可以使用其它成像模态代替超声和MRI,诸如OCT(光学相干断层扫描)或x射线成像,只要它们可以产生ROI的图像的所需时间序列即可,该时间序列示出在混响剪切波场存在的情况下其运动。

[0105] 该处理的主要步骤在图12中示出。在步骤302中,诸如健康专业人员之类的用户选择剪切波的频率或频带,并通过接口110a将选择输入到控制器112中。所选择的频率优选地在30-1000Hz的范围内,并且作为示例可以是500Hz,但是可以是不同的范围,诸如但不限于1600-2400Hz,或1000-4000Hz,例如在评估可能感兴趣的患者的骨骼时。可替代地,频率或一个或多个频率范围可以预先设置或以其它方式传送给一个或多个振动源,使得用户不需要为每个患者研究来输入它们。即使被预先设置,系统也仍然可以允许用户覆盖该预先设置并为给定的患者研究选择不同的振动频率或一个或多个频带。优选地,振动源产生具有基本相同频率的剪切波,或者在较宽频带(例如30-1000Hz)内或另一个相对宽范围(诸如1600-2400Hz,或1000-4000Hz)内的窄带中的频率,但是有可能产生在频率和/或相位上彼此显著不同的剪切波,在这种情况下,ROI图像的处理需要考虑这种实质性差异。在步骤304中,用户例如通过在乳房104上方移动作为成像系统106的一部分的超声换能器来对ROI进行成像,并且观察所得到的图像以选择ROI在图像内的换能器的位置和朝向。为此,用户可以操作商业上可获得的超声系统,诸如由GEHealthcare以商品名LOGIQ、由西门子(Acuson)以商标名S3000提供的那些,或者另一种商业上可获得的超声扫描仪或专门为图11中的系统100设计的扫描仪。这种超声扫描仪包括用作成像系统106的元件的超声换能器、用作元件108的超声引擎,以及用作图12中所示的元件110和110a的显示器和接口。在步骤306中,用户打开一个或多个振动源102,以在乳房104中或至少在ROI104a和周围产生所需的混响剪切波场。虽然混响剪切波场存在于乳房104中或至少ROI104a和周围,但是在步骤308中,超声扫描仪继续对ROI104a进行成像以产生ROI的图像的快速时间序列。图像处理器108从成像系统106接收所需的图像,并且在步骤310中估计混响剪切波的至少一个向量方向。可以是所指示的市售超声扫描仪的超声引擎的图像处理器108根据需要被编程为执行本专利说明书中描述的操作,在步骤310中接收源102的振动频率和向量估计作为输入,并且在步骤312中计算分别在等式(17)和(18)中识别出的自动相关函数  $B_{vx}V_x(\Delta\vec{t},\Delta\epsilon_z)$  和  $B_{vx}V_x(\Delta\vec{t},\Delta\epsilon_\chi)$ ,使用已知的自动相关算法将测得的位移转换成自动相关值。(可以沿着一条或多条其它  $\Delta\epsilon$  线进行自动相关,代替沿着  $\Delta\epsilon_z$  和  $\Delta\epsilon_x$  方向的自动相关,例如沿着x和z轴之间的对角线或沿着不是成像超声波束或垂直于该波束的方向的一些其它方向。)为此,步骤312使用来自步骤310的增量  $\Delta\vec{t}$  和  $\Delta\epsilon_z$  的位移。在步骤314中,图像处理器108根据等式23从自动相关函数计算波数k和剪切波速度  $c=w/k$  的估计。在步骤316中,系统向计算机显示器输出估计剪切波速度和/或粘弹性参数(诸如ROI或感兴趣器官的刚度)的图。

[0106] 原则上,在等式(17)和(18)中识别出的所指示的自动相关函数  $B_{vx}V_x(\Delta\vec{t},\Delta\epsilon_z)$  和  $B_{vx}V_x(\Delta\vec{t},\Delta\epsilon_\chi)$  的计算涉及匹配连续超声中ROI的位置或ROI的点或ROI和周围的MR或OCT图像,以确定那些位置沿着x方向和/或在这个示例中沿着z方向从一个时间点到另一个时间点的形状或位置如何改变,从而估计ROI或其点的一个或多个方向上的运动。

$B_{vx}V_x(\Delta\vec{i},\Delta\epsilon_z)$  与z方向(例如垂直于来自超声换能器的成像波束)上的运动有关,并且  $B_{vx}V_x(\Delta\vec{i},\Delta\epsilon_x)$  与x方向(例如沿着来自超声换能器的波束的方向)上的运动有关。在普通计算机程序员的技能范围内,常规处理可以用于从ROI的一系列图像中获得  $\Delta\vec{i}$ 、 $\Delta\epsilon_z$  和  $\Delta\epsilon_x$  值,并使用它们来计算自动相关值,并进而在等式23中使用计算出的自动相关值。参见 Loupas,1995针对自动相关处理的示例。虽然沿着仅一个方向的自动相关原则上足以导出ROI的一个或多个期望弹性特性,诸如刚度或速度,但是在实际应用中沿着两个或甚至更多个方向自动相关可以产生来自测量冗余的诸如减少噪声效应的益处。一旦自动相关值中的至少一个可用,等式(23)就解释了如何使用它来导出k(波数)个估计。等式(23)中的系数C通过使用诸如乳房体模的已知对象的测试来经验地导出,其中等式(23)的除C之外的参数是已知的或者可以被估计,并且求解C。刚度与波数k相关,如Parker 2011中所解释的,并且可以针对ROI中的每个兴趣点导出,以估计和显示ROI中的单个点处的刚度,作为ROI中的2D点图,或者作为3D点图。

[0107] 回顾以下,利用混响场框架有几个优点。首先,在一些常见的弹性成像方案中,来自边界和内部不均匀性的反射的存在是不可避免的,并且这些反射加上多个源和模式转换的应用都会有助于产生混响剪切波场。一旦建立,就可以利用那个场的特点来估计底层的剪切波相速度和/或粘弹性。其次,假设检测到的速度仅有一个向量分量,导出了自动相关函数的预期值。这表示对于超声和MRI的最简单和最快速的数据获取,因为需要附加的发射方向(在超声中)或附加的相位编码(在MRI中)来确定剪切波速度的附加向量分量,并且这些在本文开发的框架中是不必要的。第三,在混响框架中消除了验证波传播的主要方向的需要,因为底层的数学运算解释了波的叠加。第四,在混响方法中避免了对在一些反演方案中必不可少的边界条件或二阶导数的显式知识的需要(Doyley,2012)。

[0108] 诸如器官尺寸、衰减、频率和剪切波源之类的因素可以造成模型的降级或偏离。此外,作为相同参数的函数的剪切波速度的估计器的性能可以要求更详细的评估。最后,可以实现新方案的多频版本以评估剪切波速度的频率依赖性并因此评估分散和粘弹性特性。

[0109] 本专利说明书描述了上述已知方法的替代方案,并涉及在组织内应用许多波的窄带混响场。在实际情况下,这些波自然地建立(甚至不可避免),并且可以通过利用感兴趣组织附近的多个剪切源来加强。这种新方案导致更简单的解、更容易实现,以及局部组织剪切波长或剪切波速度以及因此刚度或弹性的快速估计。

[0110] 参考文献

[0111] Abramowitz M and Stegun I A 1964 Handbook of mathematical functions with formulas, graphs, and mathematical tables (Washington, :U.S.Govt.Print.Off.)

[0112] Baddour N 2011 Multidimensional wave field signal theory: mathematical foundations AIP Advances 1 0221201-02212024

[0113] Bracewell R N 1965 The Fourier transform and its applications (New York:McGraw-Hill)

[0114] Brum J, Catheline S, Benech N and Negreira C 2015 Quantitative shear elasticity imaging from a complex elastic wavefield in soft solids with

application to passive elastography IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 62 673-85

[0115] Catheline s,Benech N,Brum J and Negreira C 2008 Time reversal of elastic waves in soft solids Physical review letters 100 064301

[0116] Cook R K,Waterhouse R V,Berendt R D,Edelman S and Thompson M C 1955 Measurement of correlation coefficients in reverberant sound fields JAcoust Soc Am 27 1072-7

[0117] Deffieux T,Gennisson J L,Bercoff J and Tanter M 2011 On the effects of reflected waves in transient shear wave elastography IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 58 2032-5

[0118] Doyley M M 2012 Model-based elastography:a survey of approaches to the inverse elasticity problem Phys Med Biol 57 R35-R73

[0119] Engel A J and Bashford G R 2015 A new method for shear wave speed estimation in shear wave elastography IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 62 2106-14

[0120] Fai Y,Levinson S F,Dongshan F and Parker K J 1998 Feature-adaptive motion tracking of ultrasound image sequences using a deformable mesh IEEE Trans Med Imaging 17 945-56

[0121] Fu D,Levinson S F,Graceswki S M and Parker K J 1999 Solution of the inverse problem in sonoelastography using an iterative forward approach.In: Ultrasonic Imaging and Tissue Characterization Symposium,pp 61-2

[0122] Gallot T,Catheline S,Roux P,Brum J,Benech N and Negreira C 2011 Passive elastography:shear-wave tomography from physiological-noise correlation in soft tissues IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 58 1122-6

[0123] Hah Z,Hazard C,Mills B,BarryC,Rnbens D and Parker K 2012 Integration of Crawling Waves in an Ultrasound Imaging System.Part 2:Signal Processing and Applications Ultrasound Med Biol 38 312-23

[0124] Loupas T,Peterson R B and Gill R W 1995 Experimental evaluation of velocity and power estimation for ultrasound blood flow imaging,by means of a two-dimensional auttocorrelation approach IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 42 689-99

[0125] Manduca A,Lake D S,Kruse S A and Ehman R L 2003 Spatio-temporal directional filtering for improved inversion of MR elastography images Med Image Anal 7 465-73

[0126] McLaughlin J and Renzi D 2006 Shear wave speed recovery in transient elastography and supersonic imaging using propagating fronts Inverse Probl 22 681-706

[0127] Oliphant T E,Manduca A,Ehman R L and Greenleaf J F 2001 Complex-valued

stiffness reconstruction for magnetic resonance elastography by algebraic inversion of the differential equation *Magn Reson Med* 45 299–310

[0128] Parker K J 2013 *Imaging in medical diagnosis and therapy*, (Boca Raton, FL: CRC Press) pp xvii, 331 p.

[0129] Parker K J, Doyley M M and Rubens D J 2011 Imaging the elastic properties of tissue: the 20-year perspective *Phys Med Biol* 56 R 1–R29

[0130] Parker K J and Lerner R M 1992 Sonoelasticity of organs: shear waves ring a bell *J Ultrasound Med* 11 387–92

[0131] Parker K J and Maye B A 1984 Partially coherent radiation from reverberant chambers *J Acoust Soc Am* 76 309–13

[0132] Parker K J, Taylor L S, Gracewski S and Rubens D J 2005 A unified view of imaging the elastic properties of tissue *J Acoust Soc Am* 117 2705–12

[0133] Pengfei S, Heng Z, Manduca A, Urban M W, Greenleaf J F and Shigao C 2012 Comb-push ultrasound shear elastography (CUSE): a novel method for two-dimensional shear elasticity imaging of soft tissues *IEEE Trans Med Imaging* 31 1821–32

[0134] Pierce A D 1981 *McGraw-Hill series in mechanical engineering*, (New York: McGraw-Hill Book Co.)

[0135] Ringleb S I, Chen Q, Lake D S, Manduca A, Ehman R L and An K N 2005 Quantitative shear wave magnetic resonance elastography: comparison to a dynamic shear material test *Magn Reson Med* 53 1197–201

[0136] Romano A J, Bucaro J A, Ehman R L and Shirron J J 2000 Evaluation of a material parameter extraction algorithm using MRI-based displacement measurements *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 47 1575–81

[0137] Roux P, Sabra K G, Kuperman W A and Roux A 2005 Ambient noise cross correlation in freespace: theoretical approach *J Acoust Soc Am* 117 79–84

[0138] Sinkus R, Lorenzen J, Schrader D, Lorenzen M, Dargatz M and Holz D 2000 High-resolution tensor MR elastography for breast tumour detection *Phys Med Biol* 45 1649–64

[0139] Taylor L S, Porter B C, Rubens D J and Parker K J 2000 Three-dimensional sonoelastography: principles and practices *Phys Med Biol* 45 1477–94

[0140] Tzschatzsch H, Guo J, Dittmann F, Hirsch S, Barnhill E, Johrens K, Braun J and Sack I 2016 Tomoelastography by multifrequency wave number recovery from time-harmonic propagating shear waves *Med Image Anal* 30 1–10

[0141] Tzschatzsch H, Ipek-Ugay S, Guo J, Streitberger K J, Gentz E, Fischer T, Klaua R, Schultz M, Braum J and Sack I 2014 In vivo time-harmonic multifrequency elastography of the human liver *Phys Med Biol* 59 164 1–54

[0142] Tzschatzsch H, Ipek-Ugay S, Trong M N, Guo J, Eggers J, Gentz E, Fischer T,

Schultz M, Braun J and Sack 12015 Multifrequency time-harmonic elastography for the measurement of liver viscoelasticity in large tissue windows  
Ultrasound Med Biol 41 724-33

[0143] Van Houten E E, Miga M I, Weaver J B, Kennedy F E and Paulsen K D 2001  
Three-dimensional subzone-based reconstruction algorithm for MR elastography  
Magn Reson Med 45 827-37

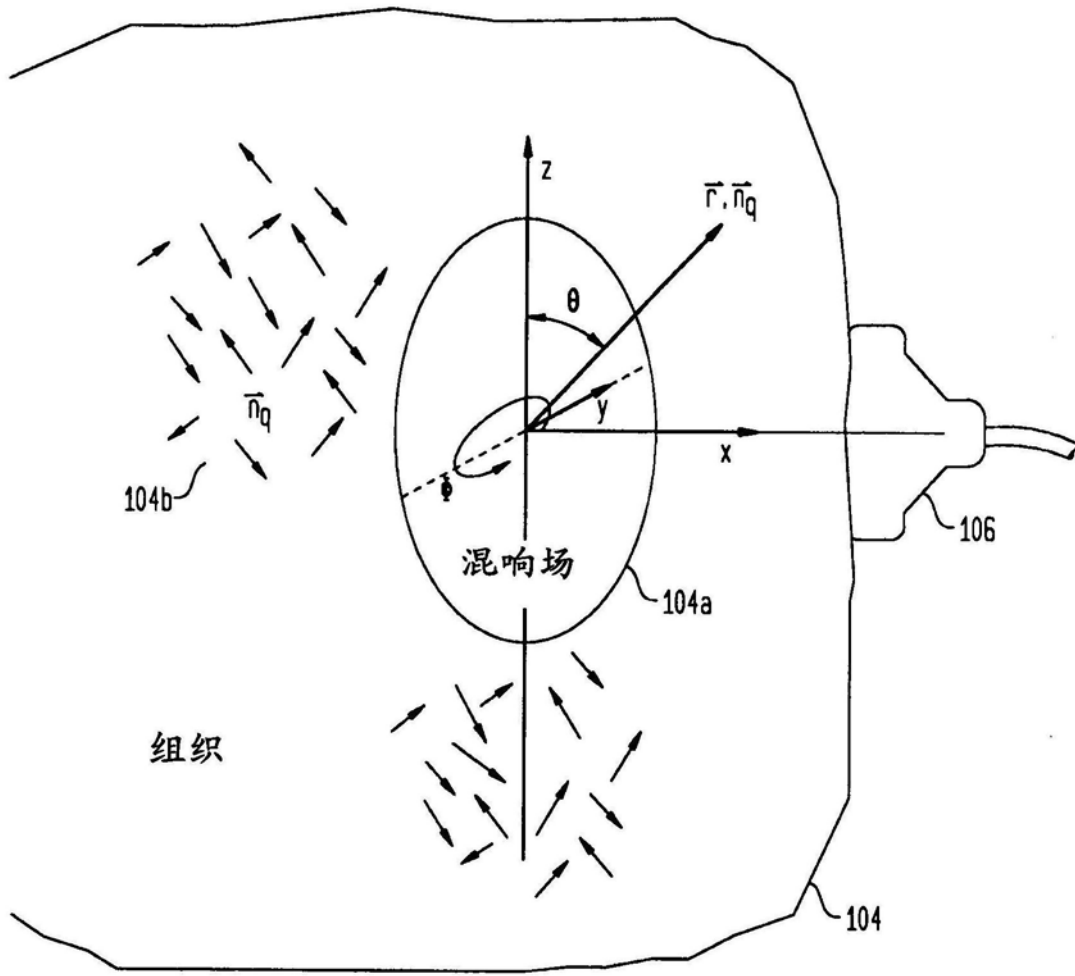


图1

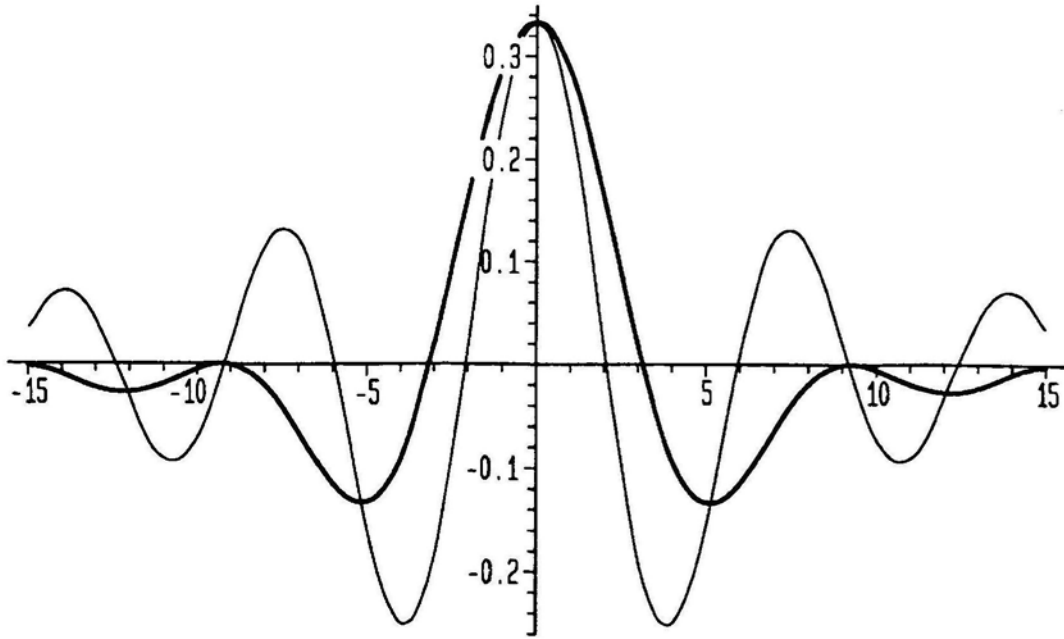


图2

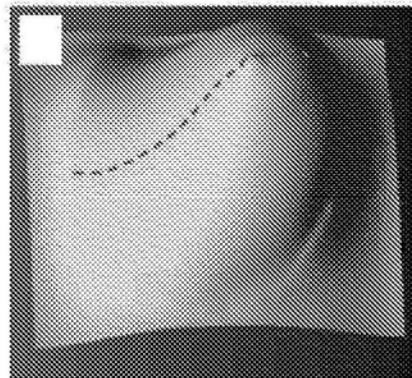


图2A

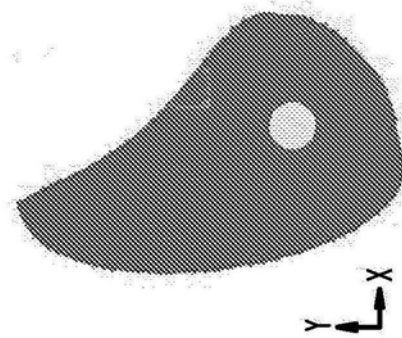


图2B

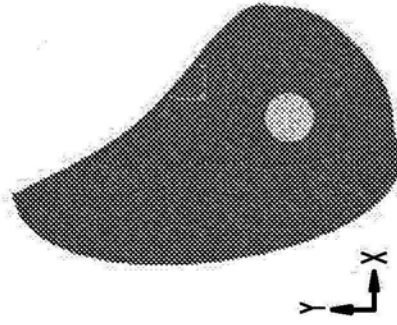
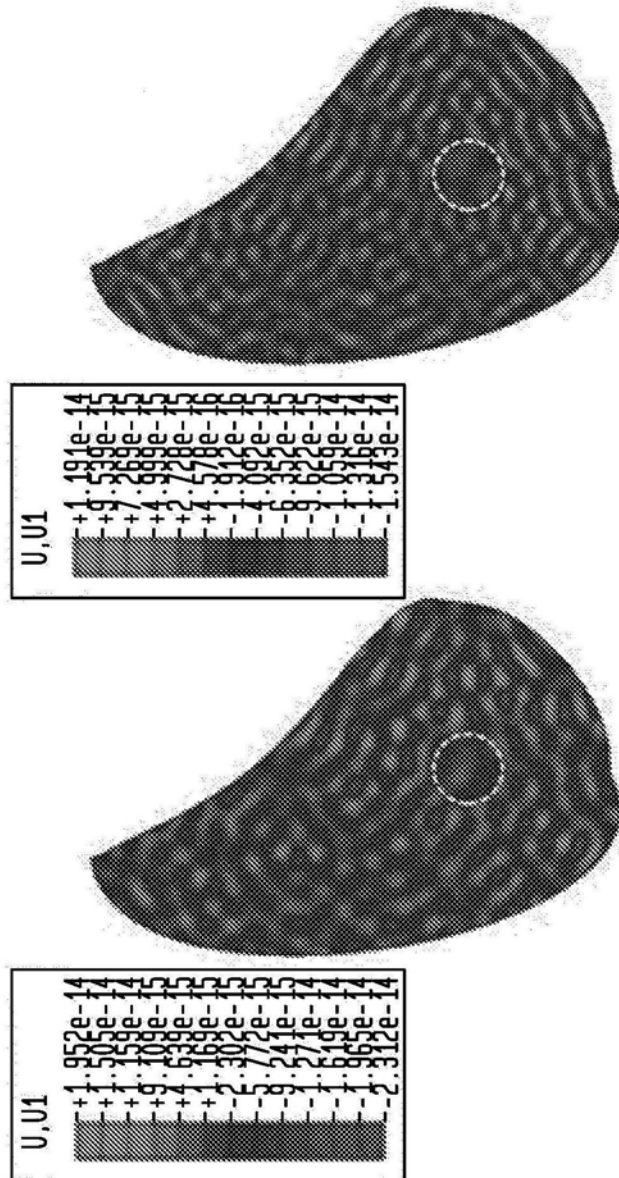


图2C



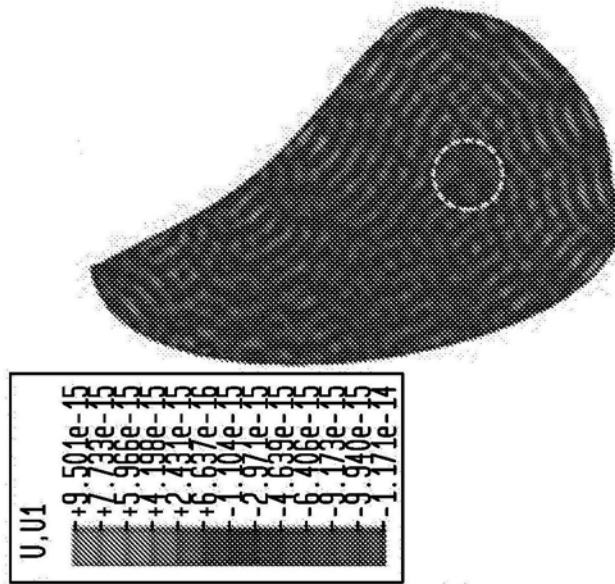


图2F

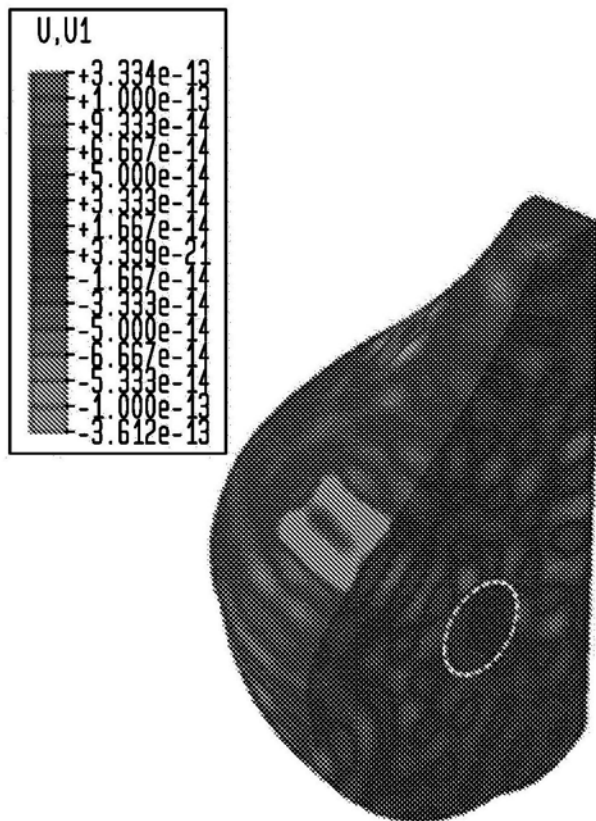


图4A

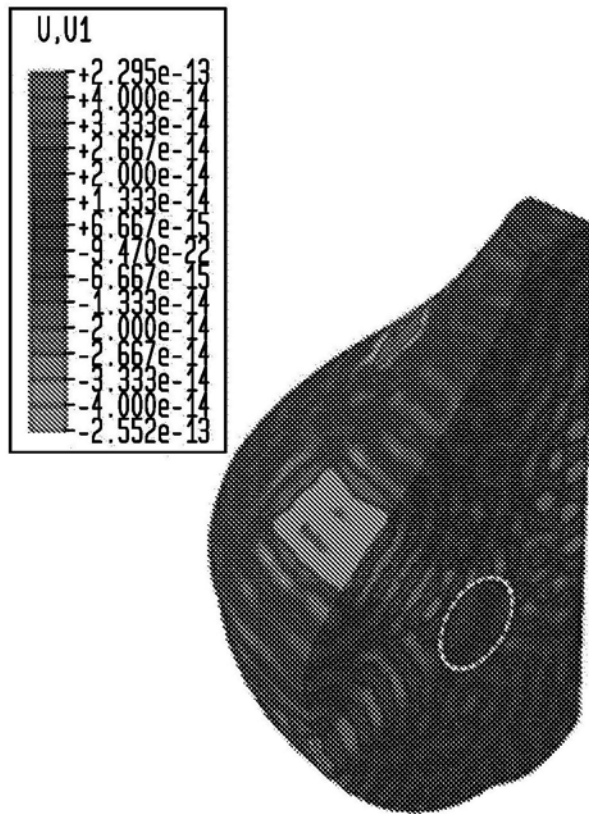


图4B

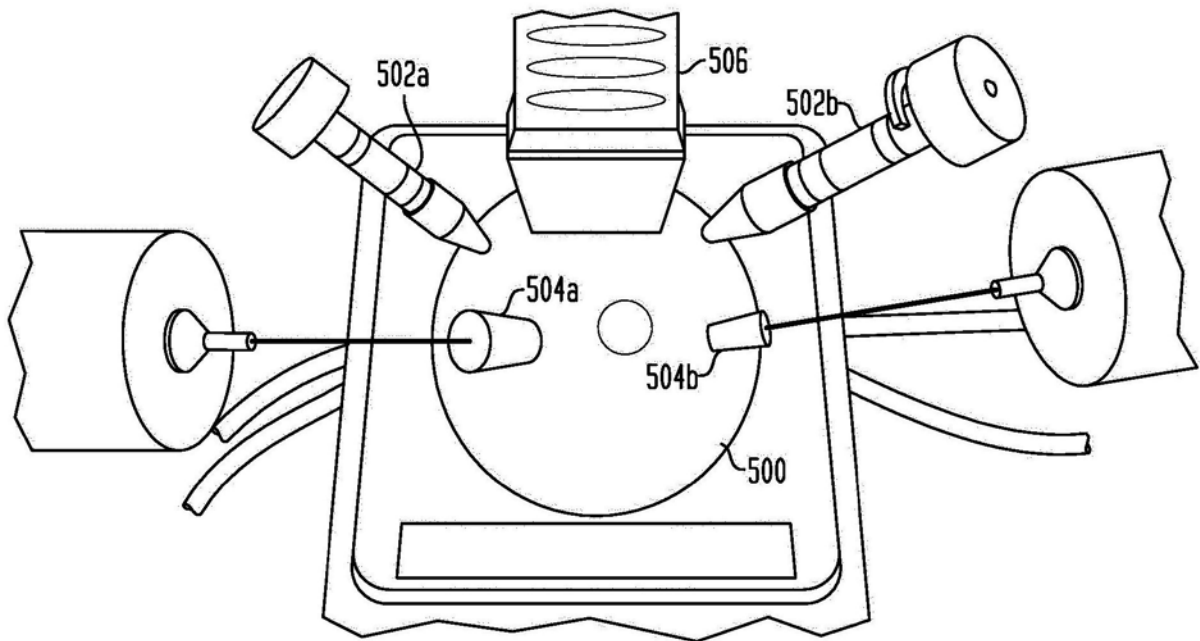


图5

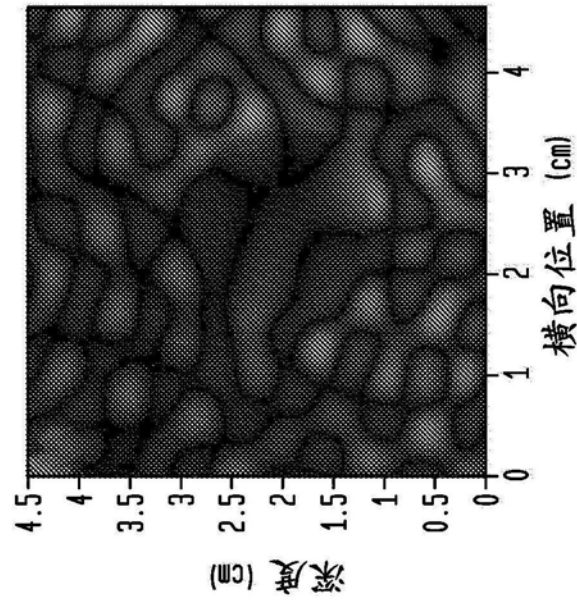


图6A

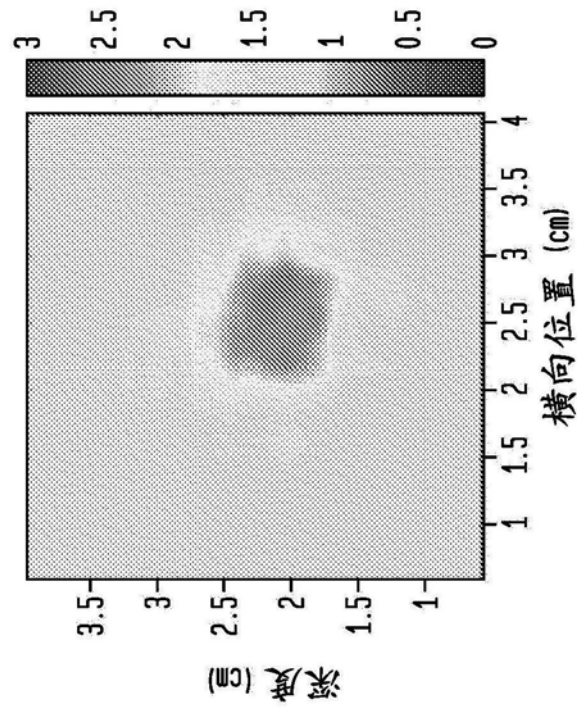


图6B

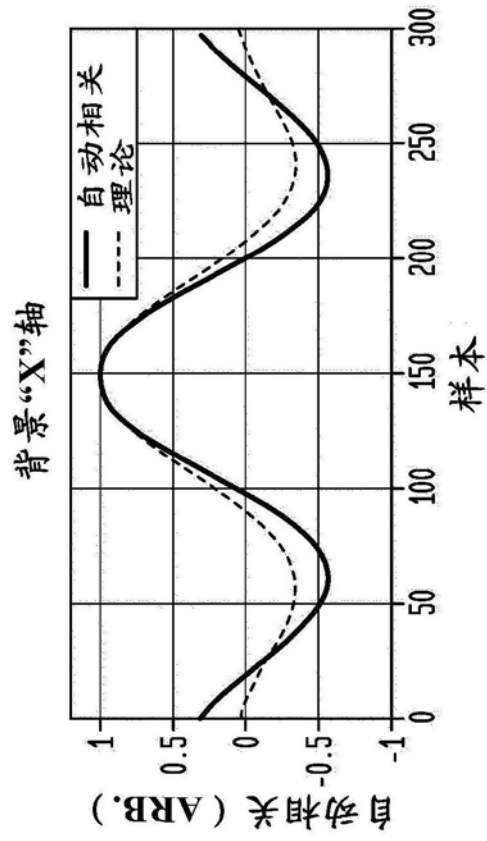


图6C

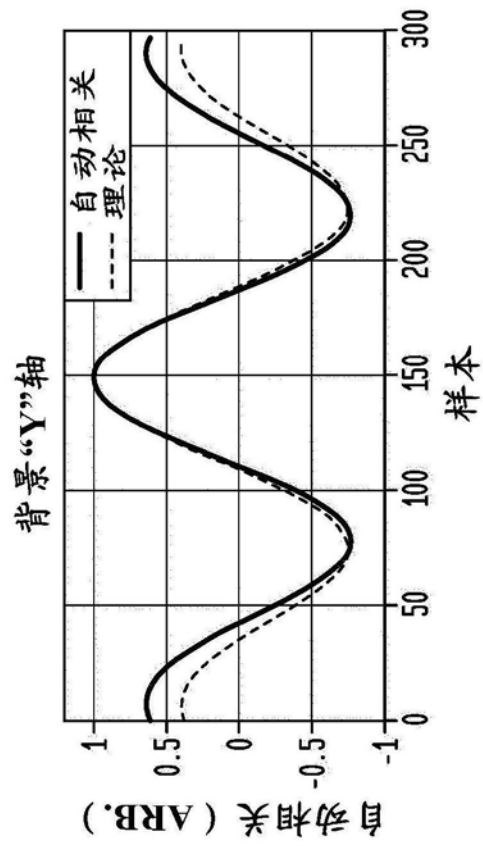


图6D

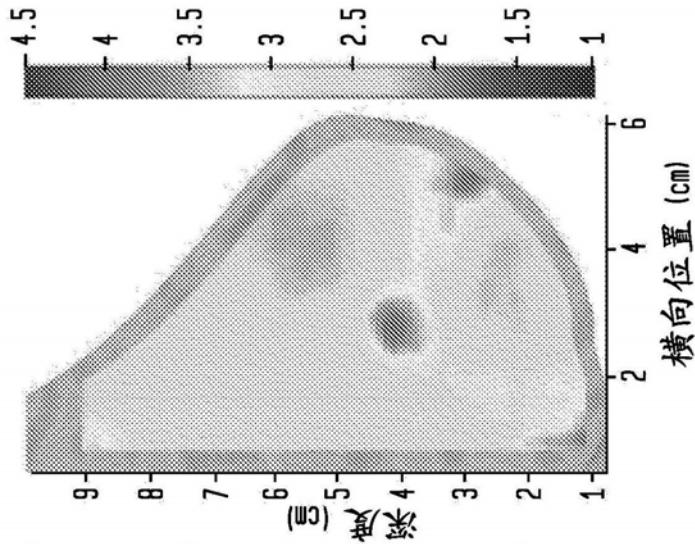


图7A

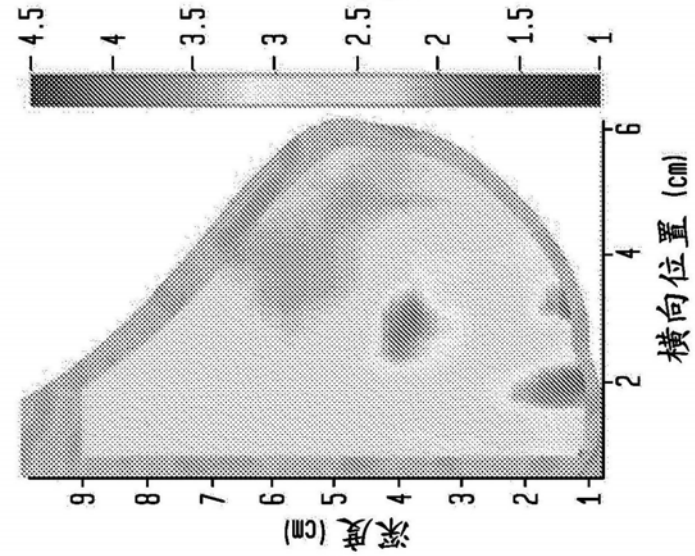


图7B

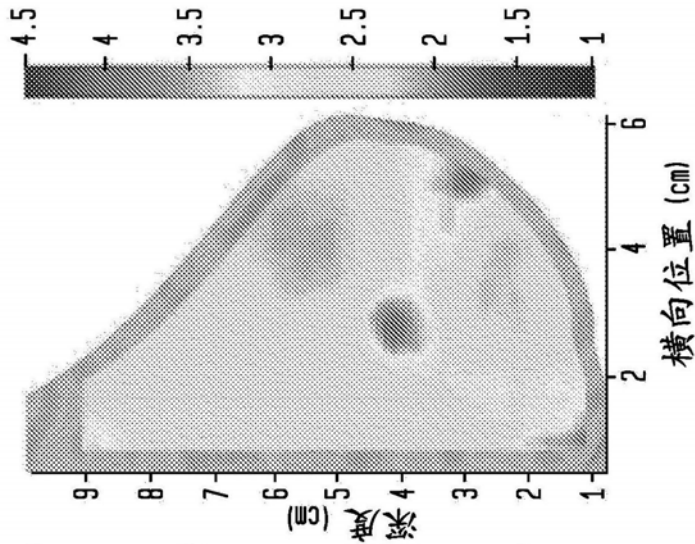


图7C

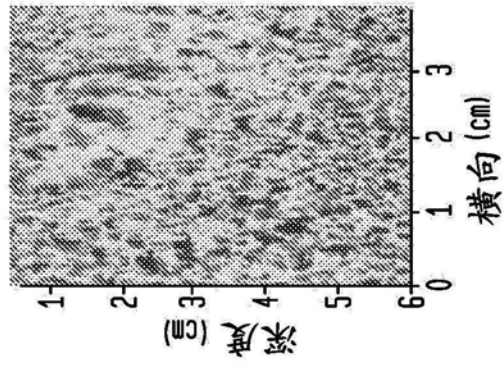


图8A

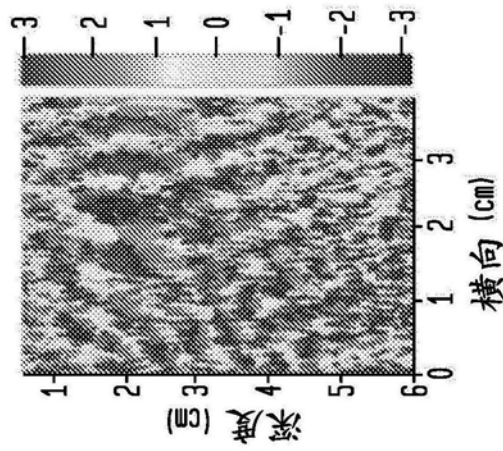


图8B

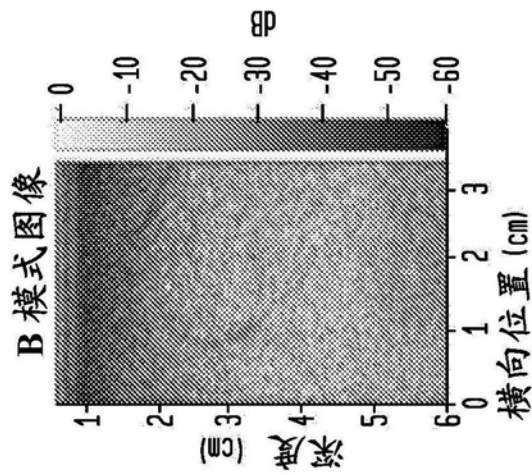


图8C

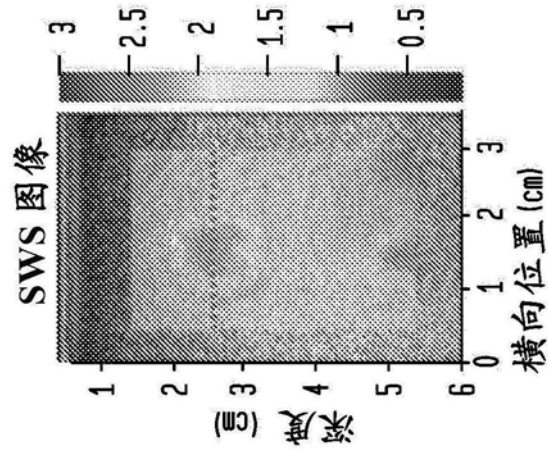


图8D

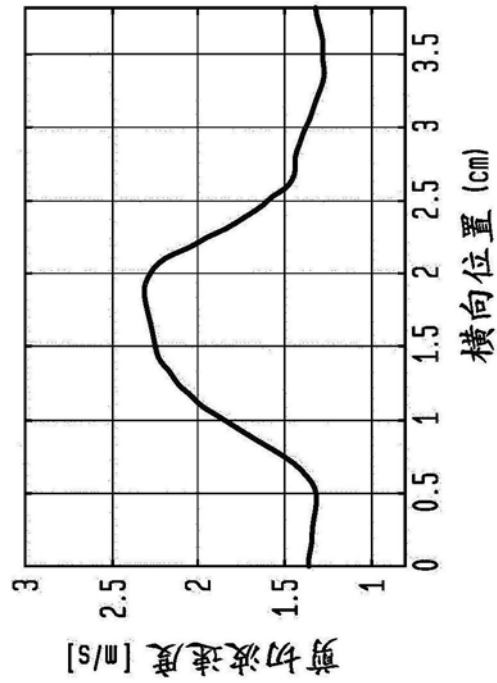


图8E

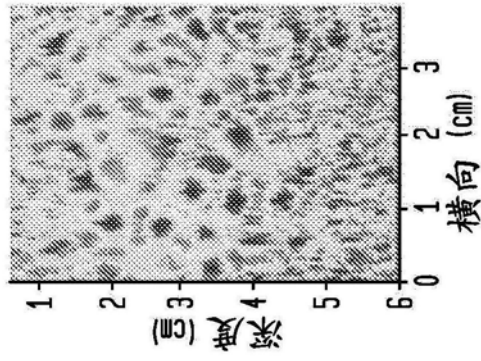


图9A

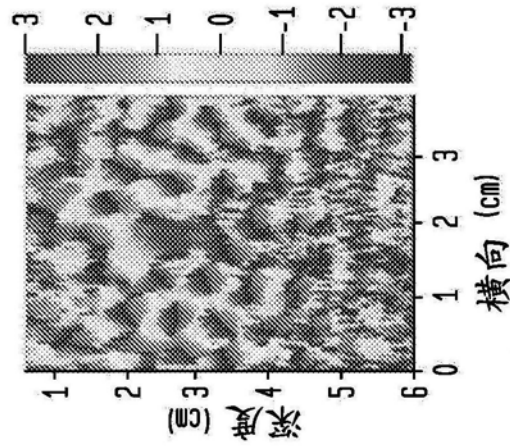


图9B

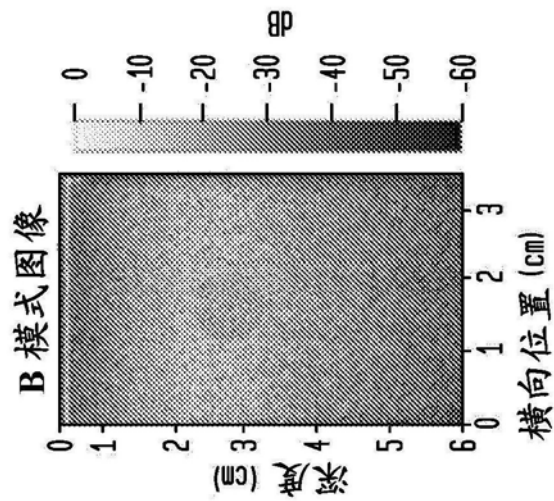


图9C

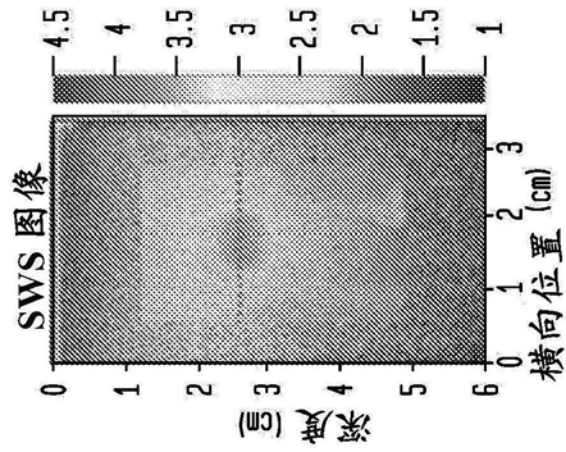


图9D

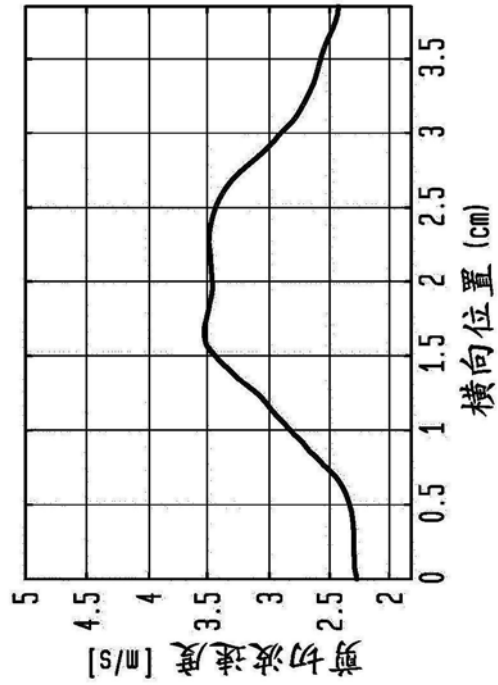


图9E

基于明胶的体模

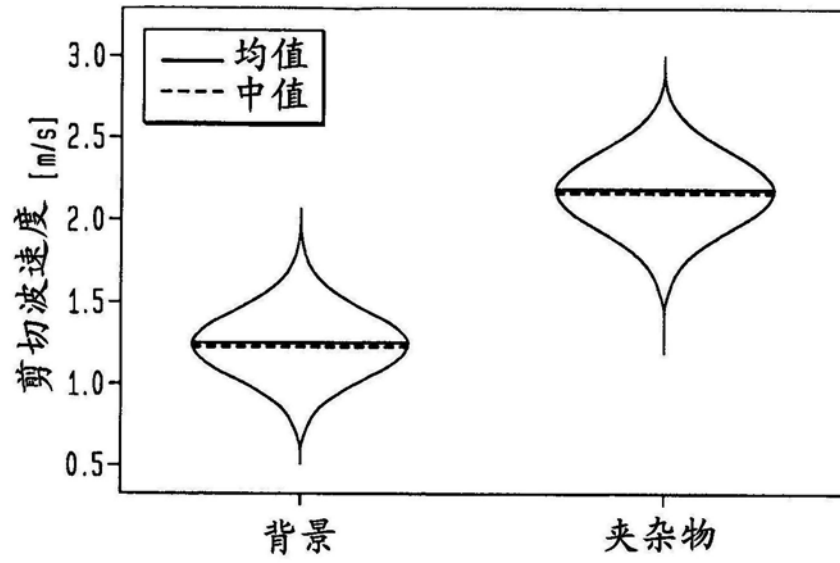


图10A

胸部体模

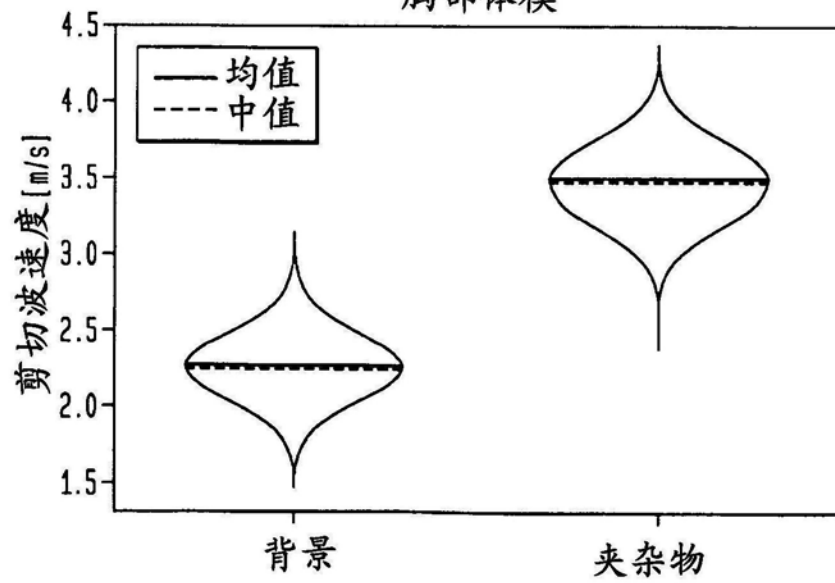


图10B

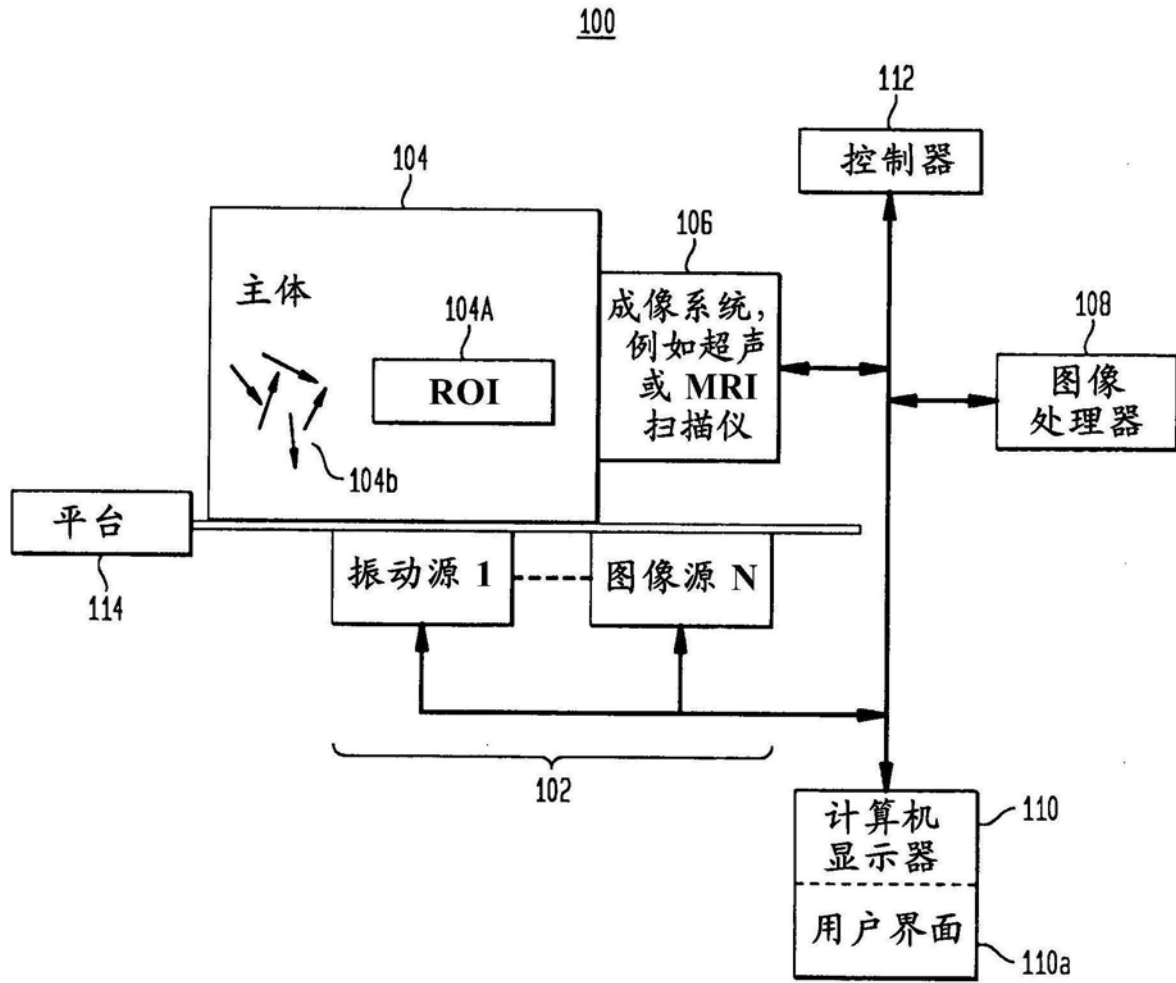


图11

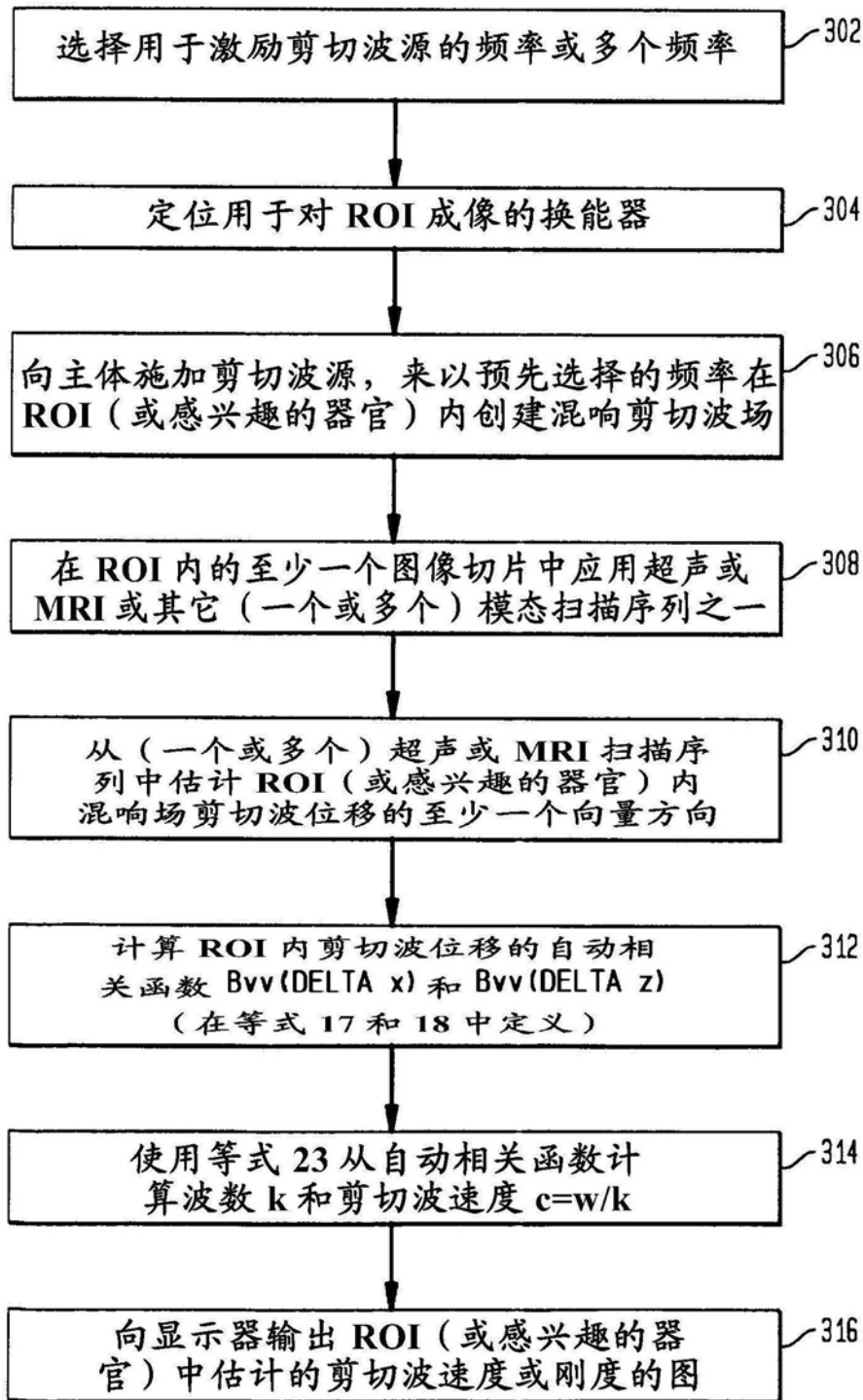


图12

1. 一种在主体中使用混响剪切波场来估计主体中隐藏的感兴趣区域的粘弹性特性的系统,包括:

振动源,振动源在测量周期内振动并且被配置为以所选的频率产生多个剪切波,所述多个剪切波彼此交互并且与主体中的结构交互以在主体中产生混响剪切波场,该混响剪切波场是所述多个剪切波的连续三维叠加;

成像设备,成像设备被配置为在存在所述混响剪切波场的情况下在第一所选方向上在所述测量周期内测量主体中感兴趣区域的运动并且产生测得的运动的估计;

图像处理器,图像处理器被配置为接收剪切波所选频率和测得的运动的所述估计作为输入,并且用将剪切波的方向视为类似地分布的计算机算法处理输入以提供主体中所述感兴趣区域的一个或多个粘弹性特性的估计;

计算机显示器,计算机显示器被配置为显示感兴趣区域的所述一个或多个粘弹性特性的所述估计;以及

控制器,控制器可操作地与所述振动源、成像设备、图像处理器以及计算机显示器耦合,以控制它们的操作。

2. 如权利要求1所述的系统,其中成像设备是超声扫描仪,超声扫描仪包括超声换能器并且超声扫描仪被配置为提供感兴趣区域的超声图像的时间序列和测得的运动的所述估计。

3. 如权利要求1所述的系统,其中成像设备是磁共振成像(MRI)机器,磁共振成像(MRI)机器被配置为提供感兴趣区域的磁共振图像的时间序列和测得的运动的所述估计。

4. 如权利要求1所述的系统,其中成像设备是光学相干断层扫描(OTC)系统,光学相干断层扫描(OTC)系统被配置为提供感兴趣区域的OTC图像的时间序列和测得的运动的所述估计。

5. 如权利要求1所述的系统,其中成像设备是x射线成像系统,x射线成像系统被配置为提供感兴趣区域的x射线图像的时间序列和测得的运动的所述估计。

6. 如权利要求1所述的系统,其中振动源被配置为产生具有基本相同频率的剪切波。

7. 如权利要求1所述的系统,其中振动源在30-1000Hz范围内的一个或多个频率处产生剪切波。

8. 如权利要求1所述的系统,其中振动源在1600-2400Hz范围内的一个或多个频率处产生剪切波。

9. 如权利要求1所述的系统,其中振动源在1000-4000Hz范围内的一个或多个频率处产生剪切波。

10. 如权利要求1所述的系统,其中振动源包括3-7个单独的振动源。

11. 如权利要求1所述的系统,其中振动源包括多于7个单独的振动源。

12. 如权利要求1所述的系统,其中振动源是延伸的振动表面。

13. 如权利要求1所述的系统,其中测得的运动的所述估计包括在多个相应时间在感兴趣区域的所述第一所选方向上的位置以及在所述第一所选方向上的位置改变的速度,并且图像处理器被配置为拍摄感兴趣区域的图像并根据所述图像的自动相关来计算所述一个或多个估计。

14. 如权利要求1所述的系统,其中成像设备还被配置为测量第二所选方向上的运动并

提供该第二方向上的测得的运动的估计。

15. 如权利要求1所述的系统,其中图像处理器被配置为提供感兴趣区域内的多个点中的每个点的所述一个或多个粘弹性特性的图。

16. 如权利要求1所述的系统,其中图像处理器被配置为提供感兴趣区域内的多个点中的每个点的所述一个或多个粘弹性特性的二维图。

17. 如权利要求1所述的系统,其中图像处理器被配置为提供感兴趣区域内的多个点中的每个点的所述一个或多个粘弹性特性的三维图。

18. 一种在主体中使用混响剪切波场来估计主体中隐藏的感兴趣区域的粘弹性特性的方法,包括:

以所选的频率产生多个剪切波,所述多个剪切波彼此交互并且与主体中的结构交互以产生主体中的混响剪切波场;

使用成像设备在存在所述混响剪切波场的情况下对主体中的感兴趣区域进行成像并在第一所选方向上产生感兴趣区域的运动的估计;

通过将剪切波的方向视为类似地分布的计算机算法来计算处理剪切波的所选频率的测量和测得的运动的所述估计,以提供主体中所述感兴趣区域的一个或多个粘弹性特性的估计;

在计算机显示器上显示感兴趣区域的一个或多个粘弹性特性的所述估计;以及

与产生剪切波、成像、计算机处理和计算机显示的所述步骤交互,以控制它们的操作。

19. 如权利要求17所述的方法,其中使用成像设备的步骤包括使用超声扫描仪来产生感兴趣区域的超声图像的所述时间序列和所述运动的估计。

20. 如权利要求18所述的方法,其中使用成像设备的步骤包括使用MRI扫描仪来产生感兴趣区域的超声图像的所述时间序列和所述运动的估计。

21. 如权利要求18所述的方法,其中使用成像设备的步骤包括使用光学相干断层扫描(OTC)系统,该光学相干断层扫描系统被配置为提供感兴趣区域的光学相干断层扫描图像的时间序列和所述运动的估计。

22. 如权利要求18所述的方法,其中使用成像设备的步骤包括使用x射线成像系统,该x射线成像系统被配置为提供感兴趣区域的x射线图像的时间序列和所述运动的估计。

23. 如权利要求18所述的方法,其中使用成像设备的步骤还包括测量在第二所选方向上感兴趣区域的运动并提供在该第二方向上测得的运动的估计,并且计算机处理步骤包括使用第一方向和第二方向两者上的运动的估计来提供一个或多个粘弹性特性的所述估计。

24. 如权利要求18所述的方法,其中计算机处理步骤还包括提供感兴趣区域内的多个点中的每个点的所述一个或多个粘弹性特性的估计。

25. 如权利要求18所述的方法,其中计算机处理步骤提供感兴趣区域内的多个点中的每个点的所述一个或多个粘弹性特性的三维图。

26. 如权利要求18所述的方法,其中使用成像设备的步骤包括执行所述图像的自动相关以产生所述运动的估计。

专利名称(译)	主体特性的混响剪切波场估计		
公开(公告)号	<a href="#">CN109996498A</a>	公开(公告)日	2019-07-09
申请号	CN201780070752.7	申请日	2017-11-03
[标]申请(专利权)人(译)	罗彻斯特大学		
申请(专利权)人(译)	罗切斯特大学		
当前申请(专利权)人(译)	罗切斯特大学		
[标]发明人	K帕克		
发明人	K·帕克		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/00 A61B5/055 G01R33/563		
CPC分类号	A61B5/0051 A61B5/0057 A61B5/0066 A61B5/055 A61B5/7239 A61B6/12 A61B6/486 A61B6/502 A61B6/5217 A61B8/0825 A61B8/085 A61B8/485 G01R33/56358 A61B8/54		
代理人(译)	高文静		
优先权	62/422765 2016-11-16 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

诸如患者身体或器官的对象中的混响剪切波场造成用诸如超声或MR装备或其它成像装备之类的成像模态测得的一个或多个所选方向上的变形，以估计一个或多个所选方向上随时间增量的位移，然后估计ROI的诸如刚度之类的粘弹性属性或其它参数。

