



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107427278 A

(43)申请公布日 2017.12.01

(21)申请号 201580071967.1

(22)申请日 2015.12.29

(30)优先权数据

GE2015A000001 2015.01.02 IT

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.06.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/060020 2015.12.29

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/108178 EN 2016.07.07

(71)申请人 百胜集团

地址 意大利热那亚

(72)发明人 达维德·卡利尼

富尔维奥·比奥尔迪

(74)专利代理机构 中原信达知识产权代理有限
责任公司 11219

代理人 鲁山 孙志湧

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

G01S 7/52(2006.01)

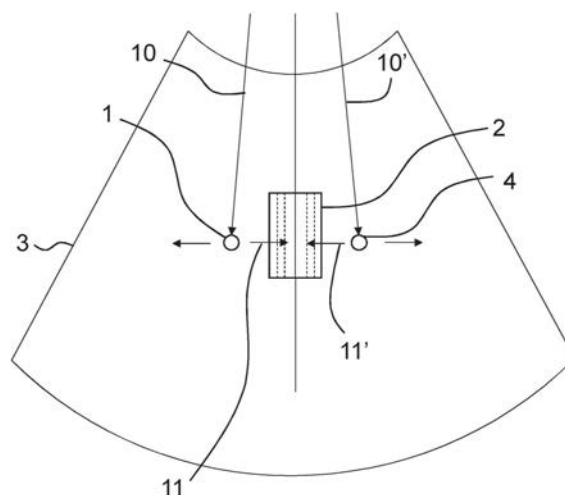
权利要求书4页 说明书14页 附图14页

(54)发明名称

通过超声量化材料的弹性的方法

(57)摘要

一种通过超声量化材料的弹性的方法,包括产生用于产生切变波(11)的第一激励点(1)的一个声干扰超声声束(10),切变波(11)的测量,在与第一激励点(1)不同的预定距离处位于感兴趣区域(2)中的多条视线处,测量的切变波(11)的速度的计算和通过计算的评估基于所测量的切变波速度(11),感兴趣区域(2)中的材料的平均刚度值。在所获取的图像(3)中,在感兴趣区域(2)插入在第一激励点(1)和第二激励点(4)之间的位置上限定第二激励点(4)。进行第二激励点(4)的方法,用于计算第二激励点(4)的切变波(11)的速度,并且基于平均刚度值的计算进行评估对于第一激励点(1)测量的切变波的速度与为第二激励点(4)测量的切变波的速度之间的平均值。



1. 一种通过超声量化生物组织的弹性的方法,包括以下步骤:

- a) 获取超声图像 (3);
 - b) 在所述图像 (3) 中限定感兴趣区域 (2), 所述感兴趣区域包括图像像素;
 - c) 产生指向第一激励点 (1) 的第一声干扰超声声束 (10), 所述第一声干扰超声声束被配置为产生第一切变波 (11), 所述第一切变波具有从所述第一声干扰超声声束 (10) 的传播方向横向延伸的传播方向;
 - d) 测量由所述第一切变波 (11) 导致的所述图像像素的第一位移;
- 其特征在于,所述方法进一步包括:
- e) 产生指向第二激励点 (4) 的第二声干扰超声声束 (10'), 所述第二声干扰超声声束被配置为产生第二切变波 (11'), 所述第二切变波具有从所述第二声干扰超声声束的传播方向横向延伸的传播方向;
 - f) 限定所述第一激励点 (1) 和所述第二激励点 (4) 以被定位为使得所述感兴趣区域 (2) 插入在所述第一激励点 (1) 和所述第二激励点 (4) 之间;
 - g) 测量由所述第二切变波 (11') 导致的所述图像像素的第二位移;和
 - h) 基于在d) 和g) 所测量的所述第一位移和所述第二位移来评估所述感兴趣区域 (2) 中组织的刚度值。

2. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括:

基于在d) 和g) 所测量的位移,分别计算所述第一切变波 (11) 和所述第二切变波 (11') 的第一速度和第二速度;和

基于所述第一速度和所述第二速度来评估所述刚度值。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,评估操作包括分别基于所述第一切变波和所述第二切变波的所述第一速度和所述第二速度之间的平均值来计算平均刚度值。

4. 根据权利要求1或前述权利要求中的一项或多项所述的方法,其中,限定操作包括限定所述第一激励点 (1) 和所述第二激励点 (4), 以使得所述第一切变波 (11) 和所述第二切变波 (11') 通过所述感兴趣区域 (2) 的方式定位。

5. 根据权利要求1或前述权利要求中的一项或多项所述的方法,其中,在d) 和g) 的测量操作包括测量位于与所述第一激励点 (1) 和所述第二激励点 (4) 相距不同的预定横向交错距离处的所述感兴趣区域 (2) 中的多条视线处的所述图像像素的位移。

6. 根据权利要求1或前述权利要求中的一项或多项所述的方法,进一步包括在产生所述第一切变波和所述第二切变波之前,获得所述感兴趣区域中的多条视线的一个或多个参考测量。

7. 根据权利要求1或前述权利要求中的一项或多项所述的方法,其中,所述第一切变波 (11) 和所述第二切变波 (11') 的测量包括测量沿着多条视线的所述组织随时间的平均位移,以及识别所述平均位移的峰值。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,所述测量包括在沿着一条视线的最后一次测量和沿着下一条视线的第一次测量之间提供暂停时段。

9. 根据权利要求1或前述权利要求中的一项或多项所述的方法,其中,在d) 和g) 的测量操作包括计算在与所述第一切变波和所述第二切变波相关联的测量与独立于所述第一切变波和所述第二切变波获得的参考测量之间的互相关。

10. 根据权利要求9所述的方法, 其中, 所述测量操作包括测量沿着多条视线的所述组织随时间的位移, 并且部分地基于相应的视线与所述第一激励点(1)和所述第二激励点(4)的距离计算所述第一切变波(11)和所述第二切变波(11')的速度。

11. 根据权利要求1或前述权利要求中的一项或多项所述的方法, 其中, 进一步包括显示具有所示感兴趣区域的超声图像, 并且所述第一激励点(1)和所述第二激励点(4)进一步显示在所述超声图像(3)上。

12. 根据权利要求1或前述权利要求中的一项或多项所述的方法, 进一步包括记录ECG信号, 以及用所述ECG信号使所述声干扰超声声束的产生和由所述第一切变波和所述第二切变波导致的所述图像像素的所述第一位移和所述第二位移的测量同步。

13. 根据权利要求1或前述权利要求中的一项或多项所述的方法, 进一步包括: 过滤所述第一位移和所述第二位移以消除移动相关的伪影。

14. 根据权利要求1或前述权利要求中的一项或多项所述的方法, 其中, 所述第一切变波的传播方向在与所述第二切变波通过所述感兴趣区域的传播方向相反的方向上通过所述感兴趣区域。

15. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 其中, 通过从图像像素的每个位移减去具有校正斜率的曲线来进行纵向移动的校正。

16. 根据权利要求15所述的方法, 其中, 通过在与随后的视线相关的位移之间进行线性拟合来计算所述校正斜率。

17. 根据权利要求16所述的方法, 其中, 通过将针对先前视线计算的所有校正斜率相加来获得一条视线的校正斜率, 第一校正斜率根据参考位移计算。

18. 一种用于量化生物组织的弹性的超声系统, 包括:

超声探头, 所述超声探头被配置成获取超声图像(3);

存储器, 所述存储器存储程序指令;

至少一个处理器, 所述至少一个处理器执行所述程序指令以:

在所述超声图像(3)中限定感兴趣区域(2), 所述感兴趣区域包括图像像素;

产生指向第一激励点(1)的第一声干扰超声声束(10), 所述第一声干扰超声声束被配置成产生第一切变波(11), 所述第一切变波具有从所述第一声干扰超声声束(10)的传播方向横向延伸的传播方向;

测量由所述第一切变波(11)导致的所述图像像素的第一位移;

其特征在于, 所述至少一个处理器进一步执行所述程序指令以:

产生指向第二激励点(4)的第二声干扰超声声束(10'), 所述第二声干扰超声声束被配置成产生第二切变波(11'), 所述第二切变波具有从所述第二声干扰超声声束的传播方向横向延伸的传播方向;

限定所述第一激励点(1)和所述第二激励点(4), 以被定位为使得所述感兴趣区域(2)插入在所述第一激励点(1)和所述第二激励点(4)之间;

测量由所述第二切变波(11')导致的所述图像像素的第二位移; 和

基于所测量的所述第一位移和所述第二位移来评估所述感兴趣区域(2)中组织的刚度值。

19. 根据权利要求18所述的系统, 其中, 所述至少一个处理器还被配置为:

基于在d)和g)测量的位移,分别计算所述第一切变波(11)和所述第二切变波(11')的第一速度和第二速度;和

基于所述第一速度和所述第二速度来评估所述刚度值。

20.根据权利要求18或19所述的系统,其中,所述至少一个处理器分别基于所述第一切变波和所述第二切变波的所述第一速度和所述第二速度之间的平均值来计算平均刚度值。

21.根据权利要求18或19至20所述的系统,其中,所述至少一个处理器限定所述第一激励点(1)和所述第二激励点(4)以使得所述第一切变波(11)和所述第二切变波(11')通过所述感兴趣区域(2)的方式定位。

22.根据权利要求18或前述权利要求19至21中的一项或多项所述的系统,其中,所述至少一个处理器通过测量位于与所述第一激励点(1)和所述第二激励点(4)相距不同的预定横向交错距离处的所述感兴趣区域(2)中的多条视线处的所述图像像素的位移来测量所述第一位移和所述第二位移。

23.根据权利要求18或前述权利要求19至22中的一项或多项所述的系统,其中,所述至少一个处理器在产生所述第一切变波和所述第二切变波之前,获得所述感兴趣区域中的多条视线的一个或多个参考测量。

24.根据权利要求18或前述权利要求19至23中的一项或多项所述的系统,其中,所述至少一个处理器测量所述第一切变波(11)和所述第二切变波(11')包括测量沿着多条视线的所述组织随时间的平均位移,以及识别所述平均位移的峰值。

25.根据权利要求18或前述权利要求19至24中的一项或多项所述的系统,其中,所述至少一个处理器在沿着一条视线的最后一次测量和沿着下一条视线的第一次测量之间提供暂停时段。

26.根据权利要求18或前述权利要求19至25中的一项或多项所述的系统,其中,所述至少一个处理器通过与所述第一切变波和所述第二切变波相关联的测量和独立于所述第一切变波和所述第二切变波获得的参考测量之间的互相关来测量所述第一位移和所述第二位移。

27.根据权利要求18或前述权利要求19至26中的一项或多项所述的系统,其中,所述至少一个处理器测量沿着多条视线的所述组织随时间的位移,并且部分地基于相应的视线与所述第一激励点(1)和所述第二激励点(4)的距离来计算所述第一切变波(11)和所述第二切变波(11')的速度。

28.根据权利要求18或前述权利要求19至27中的一项或多项所述的系统,进一步包括显示器,所述显示器显示具有所示感兴趣区域的所述超声图像,并且所述第一激励点(1)和所述第二激励点(4)进一步显示在所述超声图像(3)上。

29.根据权利要求18或前述权利要求19至28中的一项或多项所述的系统,还包括记录ECG信号的ECG单元,所述至少一个处理器用所述ECG信号使所述第一声干扰超声声束和所述第二声干扰超声声束的产生以及由所述第一切变波和所述第二切变波导致的所述图像像素的所述第一位移和所述第二位移的测量同步。

30.根据权利要求18或前述权利要求19至29中的一项或多项所述的系统,进一步包括滤波器模块,所述滤波器模块被配置为分析心脏移动对所述第一位移的影响,所述至少一个处理器管理所述第二声干扰超声声束的产生,所述滤波器模块被配置为将基于在所述第

一超声声束之后检测到的所述心脏移动的影响的补偿因子应用到所述图像像素的第二测量位移。

31. 根据权利要求18或前述权利要求19至30中的一项或多项所述的系统, 其中, 所述至少一个处理器通过从图像像素的每个位移减去具有通过插入与随后的视线相关的位移而计算出的校正斜率的曲线来进行纵向移动的校正。

通过超声量化材料的弹性的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种通过超声量化材料的弹性的方法,包括以下步骤:

[0002] a) 获取超声图像;

[0003] b) 在图像中限定感兴趣区域;

[0004] c) 在所获取的图像中限定第一激励点;

[0005] d) 产生用于第一激励点的至少一个声干扰超声声束,用于产生至少一个切变波,所述切变波起始于第一激励点,并且具有大致垂直于超声声束的传播方向的传播方向,第一激励点被定位为使得切变波通过感兴趣区域;

[0006] e) 测量由通过感兴趣区域的切变波引起的图像像素的位移,所述感兴趣区域在位于与第一激励点不同的预定横向交错距离处的感兴趣区域中的多条视线处;

[0007] f) 计算所测量的切变波的速度;

[0008] g) 通过计算,基于所测量的切变波的速度来评估感兴趣区域中的材料的平均刚度值。

背景技术

[0009] 所讨论的材料可以是如非破坏性测试的情况下的非生物类型和由生物组织组成这两者的任何类型。

[0010] 由于药物的前景,柔软的生物组织的弹性已被用于评估可能的病理状况。在常规的体检中通常仍然使用手动触诊以评估组织的健康状况。例如,在常规乳房检查期间发现的刚性质量的存在通常是乳腺癌的早期指示。然而手动触诊方法相对较不客观,并且限于表面解剖结构。

[0011] 通过超声量化生物组织的弹性或比较测量的方法允许在被检体内测量深层组织弹性,其是可靠的,因此在临床实践中使用。

[0012] 不同于传统的超声成像,诸如B模式,其允许在具有不同声特性的组织被区分的情况下获取图像,测量弹性的方法允许区分具有不同机械特性的组织。为此,这种方法对组织执行激励并监测与组织弹性有关的应变响应。

[0013] 一种弹性测量方法提供了在激励之后产生的横波或切变波,并被定义为切变波弹性成像(SWEI)。这些方法提供在由超声探头施加的第一激励点的被称为冲击干扰声干扰之后在组织中产生切变波,并且因此监测位于激励区域或激励点之外的感兴趣区域中的切变波。通过测量在与激励源隔开已知距离的多个横向位置处的图像或图像的像素或视线像素随时间的位移,可以估计切变波速度。

[0014] 实际上,测量是间接的,因为该方法检测在与激励点的声冲击干扰大致正交的方向上的切变波的传播速度。

[0015] 这种切变波的速度与弹性之间的关系是近似的,并且其取决于关于被检查组织的密度的一些假设。

[0016] 组织弹性与切变波 V_s 的传播速度 ρ 成比例,根据下式:

[0017] $E \approx 3\rho V_s^2$

[0018] 其中假设 $\rho \approx 1$,即组织密度是单位数量。

[0019] 文献US 5,606,971描述了一种SWE方法,其使用聚焦超声换能器,其通过发送调制的超声脉冲在组织中引起切变波。检测调制信号的频率的切变波。基于切变波的速度和衰减的所测量的值来评估被检查的组织机械特性。

[0020] 这种方法的子集是被定义为pSWE(点切变波弹性)的方法,其中,代替图像,产生在感兴趣区域中通常平均的点测量。

[0021] 已知方法的问题源于在检查期间探头和/或患者移动的可能性。获取期间的这种移动可以大致被认为是两种不同的类型:横向的,即沿横波的传播方向,例如由于探头在患者皮肤上的平移或位移或探头在图像的平面上旋转小角度;或纵向的,即沿着超声声束的传播方向,例如其通过由于握住探头的手的不同压力或患者呼吸所引起的探头相对于患者的不同相对位置而引起。

[0022] 在两种情况下,测量被改变:在存在横向移动的情况下,取决于探头的旋转方向或平移方向,稍微地在之前或之后检测到波;在存在纵向移动的情况下,重构信号还包含这种移动的影响,该移动包含叠加在波上的错误斜坡趋势。这导致切变波传播速度的计算不对应于实际,并因此导致组织弹性的失真的估计。

发明内容

[0023] 本发明的目的在于通过诸如在前描述的方法来克服目前已知方法的缺点,其进一步包括在步骤g)之前执行的以下步骤:

[0024] h) 在获取的图像中限定第二激励点,使得感兴趣区域插入在第一激励点和第二激励点之间;

[0025] i) 对第二激励点执行步骤d)至f),用于计算第二激励点的切变波的速度;

[0026] 并且其中,如步骤g)中的平均刚度值的计算基于针对第一激励点测量的切变波的速度与针对第二激励点测量的切变波的速度之间的平均值来执行。

[0027] 根据改进,通过从图像像素的每个位移减去具有校正斜率的曲线来补偿纵向移动。

[0028] 通过在与随后的视线相关的位移之间进行线性拟合来有利地计算校正斜率。

[0029] 根据优选实施例,通过将针对先前视线计算的所有校正斜率求和来获得一条视线的校正斜率。通常基于参考位移计算第一校正斜率,因为由于先前的冲击脉冲存在而不存在切变波。

[0030] 因此,本发明的方法允许通过校正由于移动,特别是由于探头在图像平面上相对于患者的相互旋转或反之亦然引起的异常,获得被检查的材料弹性,特别是被检查的生物组织的弹性的可靠测量。在感兴趣区域的两个相对侧上提供两个激励点的事实允许移动误差被补偿,因为如果对于与第一激励点对应的测量预测到切变波的检测,则对于与第二激励点对应的测量被延迟并且反之亦然。这对于在检查期间小并且始终具有相同方向的探头和/或患者的移动显然是有效的。

[0031] 在一个实施例中,切变波的测量提供了测量在所考虑的门中沿着每条视线的组织随时间的平均位移,并且识别为每条视线测量的平均位移的峰值。

[0032] 位移是平均位移,因为通过对近像素之间的位移测量进行分组,其在空间中被平均。在每条视线上,随时间重复位移的测量以形成表示切变波的经过的样本曲线。

[0033] 优选地,这种曲线被移动平均值过滤以消除噪声。

[0034] 因此,所测量的平均位移的峰值被限定为找到切变波传播速度:与视线的彼此已知距离相关的每条视线上的峰值时刻允许计算传播速度。识别峰值是最简单和最有利的操作,但作为替代,可以考虑曲线的其他重要点,诸如最大斜率点或曲线之间的相关性或曲线之间的差。

[0035] 因此,考虑沿着视线的感兴趣区域内的位移,以便通过测量所有视线重建切变波传播模式。

[0036] 在一个实施例中,沿着每条视线的组织随时间的平均位移的测量为每条视线提供了第一或第二激励点的声干扰和对应的切变波的产生,以及被检查的视线上的多个重复的测量。

[0037] 因此,检查以重复获取序列构成,并且每个序列包括激励点的声干扰和与单条视线或多条并行获取的视线相关的像素的位移的测量。测量容易逐行发生,因此对于单独或并行获取的不同视线上的每个测量都需要冲击声干扰。

[0038] 例如,使用标准的B模式成像技术,可以一次获得一条视线或并行地一次获得两条或四条视线。

[0039] 在每条视线的另一实施例中,在激励点的声干扰之前,进行在被检查的视线上的一个或多个参考测量。

[0040] 因此,可以相对于组织不受切变波的通过干扰的参考条件来测量视线上的位移。

[0041] 根据一个实施例,对于参考或跟踪测量这两者,在视线上的最后一次测量与后面视线上的第一次测量之间,提供如下详述的暂停时段。

[0042] 这种特征具有允许硬件准备执行新的声干扰并且同时允许探头和组织冷却的双重优点。

[0043] 根据一个实施例,沿着被检查的视线的组织随时间的平均位移的测量提供计算每个测量与参考测量之间的复相关。

[0044] 每条视线上的像素在没有切变波,仅受噪声影响的情况下形成非常稳定的一维图像。当产生切变波时,这些像素由于切变波通过所导致的移动而沿着视线平移。通过计算瞬时的一维图像与在产生切变波之前获取的选择作为参考的一维图像之间的互相关来测量这种位移。

[0045] 优选地,通过将近像素之间的位移测量分组,即沿着感兴趣区域内的视线平移的窗口来执行互相关。然后将单个结果值平均,尽可能多地获得不受噪声影响的组织的平均位移的测量。可以通过如下所述减去斜坡来可选地校正纵向移动。

[0046] 在另一实施例中,通过对于每条视线对于视线与激励点的距离识别对应于互相关峰值的时刻来执行所测量的切变波速度的计算。

[0047] 因此,分别对应于针对第一激励点执行的测量和针对第二激励点执行的测量来限定两个不同的峰值时刻。

[0048] 对于两个激励点测量的两个不同时刻优选地被平均,以便找到平均峰值时刻。

[0049] 基于基于峰值平均时刻和视线之间的距离计算的波传播速度来计算弹性值。通过

考虑多条视线,每条视线的平均峰值时刻位于具有纵坐标上的时间和横坐标上的空间或视线之间的距离的图中。因此,通过诸如最小平方等的已知方法来描绘作为绘制值的最佳近似的直线,并且限定的直线的斜率对应于计算的传播速度。

[0050] 根据另一实施例,处理通过切变波的测量检测的数据,用于过滤可能的伪影。

[0051] 优选地,在每条视线的位移的计算之前和切变波传播速度的计算之后执行这种处理。

[0052] 本发明还涉及根据前述权利要求中一项或多项所述的方法,其中显示所获取的图像,示出感兴趣区域,第一激励点和/或第二激励点进一步显示在所获取的图像上。

[0053] 本发明还涉及如上所述的通过超声量化生物组织的弹性的方法,其中显示所获取的图像,激励点被显示在所获取的图像上。

[0054] 这对立即看到切变波的起源的用户是很大的帮助。

[0055] 这具有许多优点,其中可以立即评估对于激励点的感兴趣区域的位置的正确性以及对于组织的激励点的位置的正确性的评估。可能意外地执行错误点(诸如例如容器、界面区域等)的激励,使得切变波不以适当的方式产生。在这种情况下,用户可以清楚地看到错误,其可以立即校正检查的设置。

[0056] 在一个实施例中,记录ECG信号,并且用ECG信号使超声声束的产生和通过感兴趣区域的切变波引起的图像中的像素的位移的测量同步。

[0057] 因此,该方法可以在心跳上执行触发,以便尝试尽可能地抑制针对其pSWE非常敏感的移动相关伪影。

[0058] 该实施例可以用于测量心脏移动所涉及的任何生物组织的弹性,并且对于肝左侧的测量,即受心跳影响的肝部分的测量是特别有利的。

[0059] 除了当可能或必要时令人不适之外,目的是提供不仅关于在最容易达到的右边的区域,而且关于现在分析较少的左侧的弹性测量。

[0060] 肝脏左侧部分的兴趣来源于对正确和完整的诊断,了解肝脏在各种疾病中的一般状况的需要。

[0061] 这样的一般概述可以通过进行非常令人不适、需要大量时间并且昂贵的活组织检查来获得,因为它们需要住院治疗并且使得患者受到直接与被取样本数成正比的时间的控制。平均时间是一整天,由于必要的时间和材料,方法昂贵。

[0062] 作为替代方案,在理想情况下,可以基于关于通过活检和超声检查更容易达到的肝脏右叶和左叶的弹性的一般数据获得一般概述。其动力源于靠近心脏,这也是由于患者躯干的呼吸和/或移动。

[0063] 伴随患者躺下并被要求停止呼吸,患者躯干的呼吸和/或移动效应被完全取消。

[0064] 关于心跳的影响部分,恰恰相反,需要制定补偿心脏运动对pSWE的测量的“有害”影响的适当的动作,其受到移动的相当大的影响,这导致大伪影的发生,如果不能避免/适当消除,则其妨碍获得肝脏弹性的可靠和可重复测量。

[0065] 根据改进,过滤由通过感兴趣区域的切变波导致的图像像素的测量位移,用于消除移动相关的伪影。

[0066] 这允许执行信号的自组织管理,以便消除或减少可能的残留移动相关的伪影。

[0067] 根据进一步的改进,滤波提供发射第一声干扰超声声束,以分析心脏移动对所测

量的图像像素的位移的影响,发射第二声干扰超声声束并且基于在第一超声声束之后检测到的心脏移动的影响,将补偿处理应用于所测量的图像像素的位移。

[0068] 这是一种迭代方法,其首先允许已知移动相关伪影对测试信号的影响,以便稍后处理校正补偿动作作用于正确地“读取”以下信号。

[0069] 在第一和第二拍摄或发射的超声声束的分析的时刻没有心律失常心脏事件的情况下(非常可接受的假设)这是有效的。相反,在双重获取和分析的时间内没有自愿移动和呼吸活动可以由患者处理。

[0070] 为了提高过滤精度,可以使用两次以上的拍摄,仍然假设需要不存在可能的心律失常,不存在躯干移动和在必须长于两次拍摄和分析的“简单”情况的时间内屏住呼吸。

[0071] 可以使用基于旨在对伪影的经验分析和产生用于校正伪影的算法自适应神经网络的技术。基于神经网络的这种技术的使用允许基于所使用的系统的计算能力或速度来正确校正/消除/补偿心脏运动相关伪影的可能性或容量。由于心脏运动本身的重复,这种补偿在相同的患者上是可重复的。

附图说明

[0072] 从以下附图中所示的一些实施例的描述中,本发明的这些和其他特征和优点将更加清楚,其中:

[0073] 图1是可能的显示图形界面;

[0074] 图2是如果探头或患者通过在图像平面上旋转移动,则与两个激励点相关的速度曲线;

[0075] 图3是获取模式;

[0076] 图3a和图3b示出了用于校正纵向移动的对位移曲线的操作的示例;

[0077] 图3c示出了根据实施例的用于校正由于纵向移动引起的位移曲线的伪斜率的方法的图;

[0078] 图4是在不过滤伪影的情况下沿着不同视线测量的波的渲染;

[0079] 图5是在过滤操作之后的相同渲染;

[0080] 图6-图8和图8a图示了根据各种实施例的方法;

[0081] 图9图示了根据实施例的系统的框图。

具体实施方式

[0082] 图1示出了根据本发明的方法的界面,该界面示出了B模式超声图像3。在B模式图像3上,用户通过门限定感兴趣区域2,在该感兴趣区域中,希望间接地测量组织弹性。

[0083] 感兴趣区域2可以具有任何形状,优选地为矩形形状或作为环的一部分,并且优选地,其对于最终用户具有预定尺寸。优选地,仅在显影步骤中限定的图像的一部分中,用户可以放置他/她期望的感兴趣区域2,以避免不适于测量的区域,诸如例如太深或太浅的图像的区域。

[0084] 在专用获取期间,B模式图像静止或“冻结”,并且其只有在产生数值结果后,才能从该状态中移除。

[0085] 因此,一旦限定了感兴趣区域2,用户开始测量;图像静止,并且执行特殊的声透

射/获取以用于估计切变波。一旦这样的步骤已经结束,则处理数据并将获得的结果显示在显示器上。

[0086] 一旦测量结束,图像可以“解冻”,以允许新的拍摄和新的获取,直到离开模式。

[0087] 一旦限定了感兴趣区域2,则在获取的B模式图像3内限定第一激励点1。

[0088] 因此,产生聚焦的超声声束10用于第一激励点1的声干扰,以产生切变波11。切变波11起始于第一激励点1,并且在图中箭头所示的两个相反离开的方向上具有与超声声束10的传播方向大致垂直的传播方向。第一激励点1被定位为使得切变波11通过感兴趣区域2。

[0089] 产生的切变波11在位于感兴趣区域2内的与第一激励点1不同的预定距离的多条视线处被测量。该图示出了被检查的视线,而其他视线是虚线。

[0090] 通过测量所有视线上的切变波的通过,计算所测量的切变波的传播速度。

[0091] 因此,在所获取的B模式图像3中限定第二激励点4,第二激励点4的位置使得感兴趣区域2插入在两个激励点1和4之间。

[0092] 同样对于第二激励点4,执行冲击声干扰10',用于产生另一个切变波11',其在与第一激励点的切变波11通过感兴趣区域2的方向相反的方向上通过感兴趣区域2。

[0093] 同样在所有视线上测量这样的波,并计算其传播速度。

[0094] 图2示出了下述情况:由于探头或患者的移动来描述图像平面上的旋转,由与两个激励点1和4相关的测量所检测的速度彼此不同。这对于探头和/或小实体的患者的移动显然是有效的,并且在包括在点1和点4处的激励的检查期间总是具有相同的方向。

[0095] 在图2的曲线图上,横坐标示出传播时间并且纵坐标示出空间,即视线的位置。对于每条视线,对应于波峰的沿着视线的平均位移的最大值被识别并绘制在图中。

[0096] 相对于第一激励点1测量的值由小三角形示出,并且它们限定其斜率对应于与第一激励点1相关的切变波11的速度50的直线。同样,相对于第二激励点4测量的值由小圆圈示出,并且它们限定与第二激励点4相关的切变波的速度51。

[0097] 探头和/或患者的移动导致速度的错误测量。在速度50的情况下,移动导致测量值高于实际速度值,由直线52表示。

[0098] 因为探头和/或患者的移动总是在相同的方向上,并且因为两个激励点1和4位于感兴趣区域2的相反侧上,所以切变波以相反的方向通过感兴趣区域2,并且关于两个激励点1和4的测量因此导致错误的速度值,一个过多,另一个有缺陷。

[0099] 由于这种原因,在这种情况下,针对第二激励点4所检测的速度51具有比实际速度52低的值,其中速度是随时间在波峰的位置中的改变。

[0100] 实际速度52将大致对应于第一速度50和第二速度51之间的平均值。

[0101] 因此,基于所检测的速度50和51,计算感兴趣区域2中的组织的平均刚度值,并且基于针对第一激励点1测量的切变波的速度50和针对第二激励点4测量的切变波的速度51之间的平均值执行此计算。

[0102] 由于仅容易地逐条视线执行测量,因此对于不同视线上的每个测量都需要第一激励点1或第二激励点4的冲击声干扰,以重复获取序列构造检查。

[0103] 每个序列6包括第一激励点1或第二激励点4的声干扰以及在单条视线上的位移的测量。

[0104] 诸如图3所示,序列6分为3个连续相位,加上最后的暂停7。

[0105] 第一相位60(参考)提供了在被检查的视线上的一个或多个参考测量。一旦识别到属于感兴趣区域2的被检查的视线,则以一种短M模式获取其给定数量的重复。然后该获取被用作与在冲击声透射之后进行进一步获取的比较分析的参考。

[0106] 第二相位10(冲击)提供对应于图1所示的特定的或冲击的声透射,以便在随后的第三测量相位中声学地干扰组织并跟随它们的位移。对应于冲击声干扰的脉冲串例如可以具有200 μ s的持续时间。

[0107] 由于冲击干扰,由于对声干扰的非线性,激励点周围的组织将被移位。然而,一旦冲击声透射终止,它们趋向回到它们的自然位置,从而产生垂直于声透射前传播的切变波。

[0108] 因此,第三相位61(跟踪)通过再次使用M模式类型的获取来监测被检查的相同视线,但是监测相当长的时间,例如20ms。

[0109] 一旦第三相位61结束,则在使用第一相位60对后面视线再次开始之前,需要等待一段时间。这样的时间对于硬件来说是必要的,以便准备新的声冲击干扰并且用于冷却探头和组织。

[0110] 参考图6a,所获取的数据的处理大致分为以下3个宏步骤:

[0111] I.处理所有视线的重复获取,以获得在感兴趣区域内的这些视线上的组织的平均位移随时间的图案的提取;

[0112] II.处理前面步骤的结果,即属于视线的整组位移的结果,用于过滤移动相关的伪影等;

[0113] III.处理从前面步骤得到的整组结果,以便获得整个观测的切变波速度。

[0114] 参考图6b,必要的处理可以总结如下:

[0115] 1.对于每条视线,根据随时间获取的在冲击声干扰10并且与获取作为参考的数据执行比较之后的关于感兴趣区域数据,获得描述切变波通过的曲线。为此,如下面更好地解释的,在未过采样的测量和参考信号I和Q中,使用算法来搜索复相关相位的零。

[0116] 2.所有获取的视线的曲线被放在一起,并且产生仍然受移动相关伪影影响的图像。

[0117] 3.探头/患者移动被校正,获得更稳定的图像。

[0118] 4.执行搜索每条视线的峰值。

[0119] 5.执行线性拟合,排除在预定值范围之外的图案,并且获得速度和因此的弹性的评估,即杨氏模量。

[0120] 为了拟合,可以使用例如“RANSAC”算法(随机抽样一致(RANdom Sample Consensus))。

[0121] 在测量之后,机器等待冷却探头和被检查组织所需的时段。

[0122] 图4示出了在幻影上执行的实际获取的示例。示出了仍然受移动相关伪影影响的非插入切变波的图像。轴分别示出从冲击声干扰时刻以 μ m为单位的位移,以ms为单位的时间,以及视线的以mm为单位的空间,即视线与激励点的距离。

[0123] 图5示出了在去除了纵向类型的移动相关伪影之后的插入切变波的相同图像。纵向移动是指沿着超声声束的传播方向的移动,即探头患者靠近患者或远离患者移动的方向。

- [0124] 现在详细描述计算组织的位移的算法和计算切变波速度的算法。
- [0125] 计算位移的算法。
- [0126] 一旦确定了第一LS(视线)：
- [0127] -获取Ref(参考)矢量,发射冲击声干扰,获取Trk(跟踪)测量矢量。
- [0128] 每个矢量是属于所选择的感兴趣区域的在给定时刻获取的当前视线的射频(RF)信号。
- [0129] 对于每个Trk向量,搜索相对于Ref的随时间的位移;每个位移是在重复之间经过的时间上前一个与下一个的距离。
- [0130] 该算法计算当前Trk视线相对于Ref向量的位移,执行以下步骤：
- [0131] -提取Ref和当前Trk向量样本的群组(子集)；
- [0132] -例如通过汉恩窗(Hann window)或渐变余弦,群组被加窗,使得Ref和Trk群组类似于窗边缘；
- [0133] -计算窗Ref和Trk群集之间的复相关($\text{vector} = [\text{real_part}, \text{imaginary_part}] = [I, Q]$)；
- [0134] -计算复相关的模数和相位；
- [0135] -计算复相关的最大模数的指数,对应于Ref和Trk群组之间的'粗糙'位移；
- [0136] -围绕指数最大值提取相位的样本范围(例如3或5个样本)；
- [0137] -执行相位的1阶拟合(线性回归)；
- [0138] -计算线性回归线的零点位置:这样的位置插入在2个样本之间,并且它对应于Ref和Trk群组之间的'精细'位移；
- [0139] -样本中的“粗糙”位移与'精细'位移相加；
- [0140] -通过已知采样频率(通常为50MHz),位移的采样单位转换为 μm 。
- [0141] 因此,在第一测量时刻相对于Ref矢量已经计算了Trk矢量的位移。
- [0142] 然后,我们传到以下群组,与前面群组部分重叠,计算第二点(即等于Trk重复的1/PFR的间隔时间,通常PRF=6KHz)等等,直到结束Ref和Trk向量的维度。
- [0143] 因此,我们继续第二视线,直到最后一个,获得多条位移曲线,每条视线一条位移曲线。
- [0144] 计算切变波速度的算法。
- [0145] 从计算位移的算法获得矩阵,其行由位移曲线组成。
- [0146] 对于这种矩阵,移动平均滤波器应用于类型[1 2 2 2 1]的每一行,以减少噪声,并通过例如通过等于50的过采样因子的精细插值。
- [0147] 现在可能在视线的位移曲线和另一条视线之间具有伪斜率;这种现象的起因由探头或患者或者这两者都可以在纵向方向上移动的事实来解释。
- [0148] 在获取时间期间位移的假设转化为添加到曲线的斜率,其可以被去除。
- [0149] 已经开发了不同的算法用于去除这样的伪斜率：
- [0150] -通过带通滤波器(移动是低频,高频是噪声)进行滤波:其具有排除例如由于由心跳导致的移动而引起的频率的优点；
- [0151] -使用RANSAC算法对单个LS的位移曲线执行线性拟合,不考虑拟合中的峰值；
- [0152] -通过将几个LS与第一LS对齐,使用RANSAC算法对相邻位移曲线之间的差执行线

性拟合(两个相邻LS的曲线相似,仅由探头/样本导致的位移的直线大致保持不变);

[0153] 如前面的步骤,但通过将几个LS的曲线与LS的平均值曲线对齐。

[0154] 参考图3a、图3b和图3c,用于去除这种伪斜率的另一实施例提供了执行下述步骤:进行与第一LS (LS0) 的位移曲线相关的一些参考测量的线性拟合(图3c的步骤300、301和302),以及确定拟合线的斜率(见下表,行S0,列C和D;步骤303);然后从位移曲线(F)中减去拟合线:图3c的步骤304。

[0155] 对于其他视线LS (1、2、3),实施例提供例如使用RANSAC算法对每条位移曲线和前面位移曲线(C)之间的差进行线性拟合(步骤305、306和307),并计算拟合线(D)的斜率(步骤308),将其与先前步骤(E)中找到的斜率相加(步骤309);通过从相关位移曲线(F)中减去具有所计算的斜率的线来进行斜率校正(步骤310)。

[0156] 对与其他另外的视线相关的其他位移曲线中的每一条重复步骤305至310(步骤311)。

[0157] 结果是根据纵向移动校正的,即没有叠加的斜坡的针对每条视线LS的位移曲线,对于其计算峰值的时间位置更可靠。

[0158] 作用于差的线性拟合的该算法的有点在于:不被由于针对前面的视线LS而产生的切变波而引起的可能的残余位移的影响,从而允许在时间上进行与随后的LS相关的紧密获取。

[0159]

A	B	C	D	E	F
LS	位移斜率	用于拟合的位移	计算的斜率	累积斜率校正 (-1*计算的斜率的和)	最终斜率
LS0	α	Ref (0)	α	$-\alpha$	$\alpha - \alpha = 0$
LS1	0	$d(LS1) - d(LS0)$	$-\alpha$	0	0
LS2	β	$d(LS2) - d(LS1)$	β	$-\beta$	$\beta - \beta = 0$
LS3	γ	$d(LS3) - d(LS2)$	$\gamma - \beta$	$-\gamma$	$\gamma - \gamma = 0$

[0160] 也用于纵向移动的稳定矩阵现在可用。

[0161] 对于每个LS,通过将传播波的传播假设为球面波或圆柱波,计算激励点与对应于该视线的感兴趣区域的平均位置的距离(lateral_distance),并且通过将切变波的通过时刻与样本相对于参考位置的位移的最大值相关联,如逻辑上预期的,限定点[X,Y] = (lateral_distance,maximum_instant),其中maximum_instant是与对应于随时间的位移的曲线的最大值相对应的时间。

[0162] 因此,所有LS的点[X,Y]都在图中绘制,并且通过消除与其他相距太远的获取来执行与RANSAC算法的拟合。

[0163] 根据直线的斜率,通过将组织密度假设为单位数量,获得切变波速度以及因此的杨氏模量。

[0164] 上文讨论的图3c、图6-图8和图8a图示了根据本文的实施例的通过超声来量化生物组织的弹性的方法。图3c、图6-图8和图8a的操作可以由超声系统的一个或多个处理器响应于存储在超声系统的存储器中的程序指令的执行而执行。图3c、图6-图8和图8a的操作可以由一个或多个数字信号处理器(DSP)、现场可编程门阵列(FPGA)和/或其他硬件或固件组件来执行。另外地或可替代地,图3c、图6-图8和图8a的操作可以由网络上的一个或多个服务器内的处理器响应于存储在服务器处的程序指令和/或存储在服务器处的其他应用的执

行而执行。

[0165] 在602,超声探头获取代表超声图像的超声数据。例如,一个或多个处理器、声束形成器和其他硬件和软件管理超声信号的传输和接收,以获取表示患者(例如人或动物)的至少一部分的超声回波信号。在604,处理器限定超声图像内的感兴趣区域。例如,感兴趣区域可以基于超声图像中的地标或标记的自动识别来自动地限定。可替选地或另外地,感兴趣区域可以由超声系统的用户限定。例如,一个或多个初始图像(例如,B模式、彩色多普勒等)被呈现在显示器上,并且用户利用用户界面来指定感兴趣的区域。可以以各种方式指定感兴趣的区域,诸如通过指定检查区域内的一个或多个点,指定检查区域内的一个或多个边界等。

[0166] 感兴趣的区域包括沿ROI的相对侧的侧边界。侧边界从超声探头的换能器的表面投射。ROI还包括在与超声探头的换能器的表面通常共同的方向上从一侧到另一侧延伸的顶部和底部边界。作为非限制性示例,顶部和底部边界可以彼此平行地延伸或沿着共同的同心圆弧延伸。

[0167] 在606,处理器限定超声图像内的第一和第二激励点,其中第一和第二激励点被定位为使得感兴趣区域插入在第一和第二激励点之间。例如,处理器可以通过限定距探头的换能器的表面的参考距离/深度和参考横向间隔来建立第一和第二激励点的位置。参考深度和横向间隔可以是距ROI的相应顶部、底部和/或侧边界的预定距离。参考深度可以是距探头的预定深度。可以将参考深度设置为与ROI中感兴趣的特征对齐。例如,用户可以指定对其弹性感兴趣的组织的区域。然后,处理器可以将参考深度设置为与要测量弹性的组织区域对齐。可选地,可以基于其他因素动态地定位参考深度。例如,参考深度可以被设置为对应于ROI的中心深度,或者可以被设置在相对于ROI的顶部和底部边界的另一深度(例如,在上三分之一、中三分之一、下三分之一)。

[0168] 在608,处理器在第一激励点产生第一超声声束(也被称为第一声干扰超声声束),以产生第一切变波,该第一切变波在相对于第一超声声束的传播方向横向的传播方向上投射。切变波以附图标记11在图1图示。横向方向可以平行于超声探头的换能器的表面延伸。另外地或可替选地,横向方向可以相对于超声探头的换能器的表面成锐角延伸。横向方向通常延伸通过ROI。

[0169] 在610,处理器测量由第一切变波导致的图像像素的第一位移。以下将结合图7和图8更详细地描述610的操作。

[0170] 在612,处理器在第二激励点处产生第二超声声束(也被称为第二声干扰超声声束),以产生第二切变波,该第二切变波在相对于第二超声声束的传播方向横向的传播方向上投射。第二切变波的传播方向可以与第一切变波的传播方向平行或不平行。虽然第一和第二切变波从相应的激励点在多个方向上投射,但第一和第二超声声束的传播方向至少部分地朝着彼此延伸。

[0171] 在614,处理器测量由第二切变波导致的图像像素的第二位移。以下将结合图7和图8更详细地描述614的操作。

[0172] 在616,处理器基于第一和第二位移来评估感兴趣区域中的组织的刚度值。可选地,可以基于参考测量来计算组织的刚度值。

[0173] 图7图示了根据本文的实施例的结合视线确定ROI中的参考测量的过程。在702,处

理器限定通过感兴趣区域投射的多条视线。视线可以位于ROI内的不同位置处。例如，视线可以定位在与第一和第二激励点中的一个或这两者不同的预定横向交错距离处。例如，视线可以横向地均匀分布在ROI上。

[0174] 在704,处理器测量沿着延伸通过感兴趣区域的一条或多条视线的一个或多个像素位置处的图像像素(在感兴趣区域内)的位移。位移测量在之前或之后执行,但是独立于切变波并且不需要切变波的存在。例如,一组像素位置可以沿着每条视线被限定,其中像素位置沿着视线均匀分布。可选地,像素位置可以位于ROI中的附近感兴趣的特征附近。像素位置可以位于沿着每条视线的相同位置或不同位置处。

[0175] 在706,处理器将位移测量记录为感兴趣区域中对应的一条或多条视线的参考测量。在708,处理器确定是否针对附加的视线重复过程。如果是这样,则流程返回到704,并且针对相同或不同的视线获得附加参考测量。如果不是,则图7的过程结束。图7的处理在像素位置处收集参考测量。可以在对其收集后续测量的某些但不是全部的像素位置处收集参考测量。

[0176] 图8图示了根据本文的实施例的测量由切变波导致的位移的过程。结合图6中的608至616的操作来执行图8的操作。

[0177] 在802,处理器限定了通过感兴趣区域投射的多条视线(或使用图7中限定的视线),其中视线位于与第一和第二激励点中的一个或这两者不同的预定横向交错距离处。视线可以与用于收集图7的参考测量的视线相同或不同。

[0178] 在804,处理器产生指向选择激励点的超声声束,其中超声声束被配置为产生具有从超声声束的传播方向横向延伸的选择传播方向的切变波。如本文所解释的,切变波的传播方向可以垂直于超声声束的传播方向,或定向为与超声声束的传播方向成锐角。

[0179] 在806,处理器测量沿着通过感兴趣区域延伸的一条或多条视线的一个或多个像素位置处的图像像素(在感兴趣区域内)的位移。位移测量在切变波存在期间执行,使得位移由切变波影响并取决于切变波,因此测量代表切变波导致的位移测量。可选地,可以基于参考测量来调整位移测量以去除非切变波分量。例如,当参考测量(如结合图7收集的)指示选择像素位置呈现移动的基线量时,可以在存在切变波的情况下从位移测量中减去作为非切变波分量的移动的基线量。可选地,可以基于参考测量来调整位移测量以去除非切变波分量。例如,当参考测量(如结合图7收集的)指示选择像素位置呈现基线移动量时,基线移动量可以作为非切变波分量从位移减去在存在切变波的情况下执行测量。可选地,可以基于参考测量以其他方式调整切变波导致的位移测量。例如,切变波导致的位移测量可以基于与参考位移测量求平均或与参考位移测量组合来进行滤波。可替代地,对于非切变波导致的分量,切变波导致的位移测量可以不以任何方式调节。

[0180] 在808,处理器将位移测量记录为感兴趣区域中对应的一条或多条视线的切变波导致的测量。

[0181] 在810,处理器确定是否收集针对附加视线的位移测量。如果是这样,则流程返回到806。否则,流程继续到812。对于选择数量的视线,重复806和808的过程。

[0182] 在812,处理器基于位移测量来计算通过感兴趣区域的对应切变波的传播速度。

[0183] 在814,处理器确定是否重复针对附加激励点和附加切变波的位移测量。如果是这样,则流程返回到804。否则,图8的过程结束。可以理解,结合第一和第二激励点中的每一

个,图8的操作可以仅重复一次或重复多次。

[0184] 图8a图示了根据本文的实施例的校正纵向位移的过程。

[0185] 在802',处理器进行与第一LS 802'的位移曲线相关的参考测量的线性拟合。

[0186] 在804',处理器确定拟合线的斜率。

[0187] 在806',处理器从位移曲线中减去拟合线。

[0188] 现在,处理器开始对后续的视线进行工作。在808',处理器对每条位移曲线和前一条位移曲线之间的差进行线性拟合。

[0189] 在810',处理器计算拟合线的斜率,该斜率被求和到先前步骤中发现的斜率。

[0190] 在812',处理器通过从相关位移曲线中减去具有所计算的斜率的线来进行斜率校正。

[0191] 在814',处理器确定是否重复针对视线的斜率校正。如果是这样,则流程返回到808'。否则,图8a的过程结束。

[0192] 图9图示了超声系统的高级框图。系统的部分(由各种功能框限定)可以使用诸如可以利用模拟组件的发射/接收(TX/RX)驱动/前置放大器和功率开关电路的专用硬件来实现。数字组件、DSP和/或FPGA可用于实现定序器控制器和定时发生器。

[0193] 图9的超声系统包括一个或多个超声探头901。探头901可以包括各种换能器阵列配置,诸如一维阵列、二维阵列、线阵、凸阵等。该阵列的换能器可以被管理以操作为1D阵列、1.25D阵列、1.5D阵列、1.75D阵列、2D阵列、3D阵列、4D阵列等。

[0194] 超声探头901通过有线或无线链路耦合到声束形成器903。声束形成器903包括由TX/RX声束形成器903共同表示的发射(TX)声束形成器和接收(RX)声束形成器。声束形成器903将发射信号提供到探头901并且执行由探头901接收的“回波(echo)”信号的声束成形。

[0195] TX波形发生器902耦合到声束形成器903,并产生从声束形成器903提供给探头901的发射信号。发射信号可以表示各种类型的超声TX信号,诸如结合B模式成像、彩色多普勒成像、脉冲反转发射技术、基于对比度的成像、M模式成像等使用。根据本文的实施例,发射信号包括指向选择激励点的声干扰超声(ACU)声束(图1中的10、10')。如本文所述,ACU声束被配置为产生切变波。

[0196] 声束形成器903在接收到的回波信号上执行声束形成,以在分布在感兴趣区域的连接像素位置中形成经声束形成的回波信号。例如,根据某些实施例,换能器元件产生提供给声束形成器的原始模拟接收信号。声束形成器调整延迟以沿着选择的接收声束和以ROI内的选择深度聚焦接收信号。声束形成器调整接收信号的加权以获得期望的变迹和轮廓。声束形成器将延迟的加权接收信号相加以形成RF经声束形成的信号。RF经声束形成的信号由RX前置放大器和A/D转换器904以选择采样率数字化。RF声束形成的信号被转换为I、Q数据对。

[0197] TX波形发生器902、TX/RX声束形成器903和A/D转换器904协作以产生指向第一和第二激励点(1、4)的第一和第二声干扰超声声束(10、10')。第一和第二声干扰超声声束被配置为产生第一和第二切变波(11、11'),其具有从第一和第二声干扰超声声束(10、10')的传播方向横向延伸的传播方向。I、Q数据对被保存为视线(LOS)存储器中的图像像素。例如,LOS存储器可以包括与通过ROI的每条视线相关联的LOS存储器部分。沿对应的LOS限定对应的单个ROI位置的图像像素的I、Q数据对被保存在对应的LOS存储器部分中。图像像素(例

如, I、Q数据对)的集合随时间被收集并保存在LOS存储器905中。图像像素对应于ROI内的组织和其他解剖结构。当ROI经历切变波时, ROI中的组织和其他解剖结构响应于切变波移动。图像像素的集合捕获ROI内的组织和其他解剖结构的移动。

[0198] 在实施例中, 专用定序器/定时控制器910可被编程以管理获取定时, 其可以被概括为对准在测量框之外的本地产生的切变波的激励序列, 其后是跟踪激励, 以监测通过测量框(对应于ROI)中的获取线(LOS)的切变波的转变。可选地, 可以添加空闲相位以控制探头的加热并管理符合安全排放法规。

[0199] 结合发射ADU声束以及测量在沿着视线的单个LOS位置处的图像像素, 序列控制器910管理TX/RX声束形成器903和A/D转换器904的操作。序列控制器910管理参考测量和切变波导致的测量的集合。序列控制器910在沿着一条视线的最后一次测量与沿着下一条视线的第一次测量之间提供暂停时段。

[0200] 一个或多个处理器906执行如本文所述的各种处理操作。CPU912可以结合切变波的产生、位移的测量、位移速度的计算、刚度值的计算等执行本文所描述的操作中的一个或多个。

[0201] 其中, 处理器906和/或CPU912分析图像像素以测量图像像素的位移。处理器906和/或CPU912测量位于感兴趣区域中的多条视线的图像像素处的位移。视线位于与第一和第二激励点(1)、(4)不同的预定横向交错距离处。处理器测量分别由第一和第二切变波(11、11')导致的图像像素的第一和第二位移。

[0202] 处理器906和/或CPU912还基于在单个LOS位置处测量的位移, 计算第一切变波(11)的第一速度和第二切变波(11')的第二速度。处理器906和/或CPU912还基于第一和第二速度来评估刚度值。例如, 处理器906和/或CPU912可以通过基于第一切变波的第一速度和第二切变波的第二速度之间的平均值来计算平均刚度值, 以评估刚度值。

[0203] 如本文所解释的, 在产生第一和第二切变波之前, 处理器906和/或CPU912获得感兴趣区域中的多条视线的一个或多个参考测量。处理器906和/或CPU912测量第一和第二切变波(11、11')包括测量沿着多条视线的组织随时间的平均位移并且识别平均位移的峰值。

[0204] 例如, 处理器906和/或CPU912的测量可以包括计算与第一和第二切变波相关联的测量以及独立于第一和第二切变波获得的参考测量之间的互相关。处理器906和/或CPU912测量沿着多条视线的组织随着时间的变化, 并且部分地基于对应视线与第一和第二激励点(1、4)的距离来计算第一和第二切变波(11、11')的速度。

[0205] 处理器906和/或CPU912也执行传统的超声操作。例如, 处理器906执行B/W模块以产生B模式图像。处理器906和/或CPU912执行B/W模块以产生B模式图像。处理器执行彩色流模块(CFM)来产生彩色流图像。处理器906和/或CPU912可以实施附加的超声成像和测量操作。可选地, 处理器906和/或CPU912可以过滤第一和第二位移以消除移动相关的伪影。

[0206] 图像扫描转换器907对图像像素执行扫描转换, 以从超声获取信号路径(例如, 声束形成器等)的坐标系和显示器的坐标系转换图像像素的格式。例如, 扫描转换器907可以将图像像素从极坐标转换成用于图像帧的笛卡尔坐标。

[0207] 电影存储器908存储随时间的图像帧集合。图像帧可以以极坐标、笛卡尔坐标或另一坐标系格式存储。

[0208] 图像显示器909显示各种超声信息, 诸如根据本文实施例测量的图像帧和信息。例

如,图像显示器909显示根据本文实施例计算的刚度值、位移测量、位移速度和其他信息。刚度值、位移测量、位移速度和其他信息可以显示为图像信息、数字值、图形信息等。显示器909显示具有所示感兴趣区域的超声图像。可选地,显示器909可以显示指示第一和第二激励点(1、4)的标记,其中标记被覆盖在超声图像上和/或沿着超声图像的相对侧呈现。

[0209] 可选地,图9的系统可以包括将ECG传感器耦合到患者并记录指示患者心率的ECG信号的ECG监测器915。处理器906和/或序列控制器910用ECG信号将声干扰超声声束(10、10')的产生与由第一和第二切变波(11、11')导致的图像像素的第一和第二位移的测量同步。

[0210] 图9所示的框/模块可以使用专用硬件(DPS、FPGA、存储器)和/或使用一个或多个处理器在软件中来实现。

[0211] 控制CPU模块912被配置为执行各种任务,诸如实现用户/界面和整个系统配置/控制。在完全软件实现超声信号路径的情况下,处理节点通常还具有控制CPU的功能。

[0212] 电源电路911以向各种电路、模块、处理器、存储器组件等供电。电源911可以是交流电源和/或电池电源(例如,与便携式操作相关)。

[0213] 可选地,在切变波获取中,RX跟踪线(视线-LOS)可以在前端本地存储器中暂时存储为纯RF或I/Q数据。处理可以由专用处理器模块906和/或CPU912来实现。处理的数据可以被格式化为切变波速度测量或刚度值。然后将它们添加到被扫描的视野的辅助数据,并正确地报告为系统显示器上显示的图像的叠加。

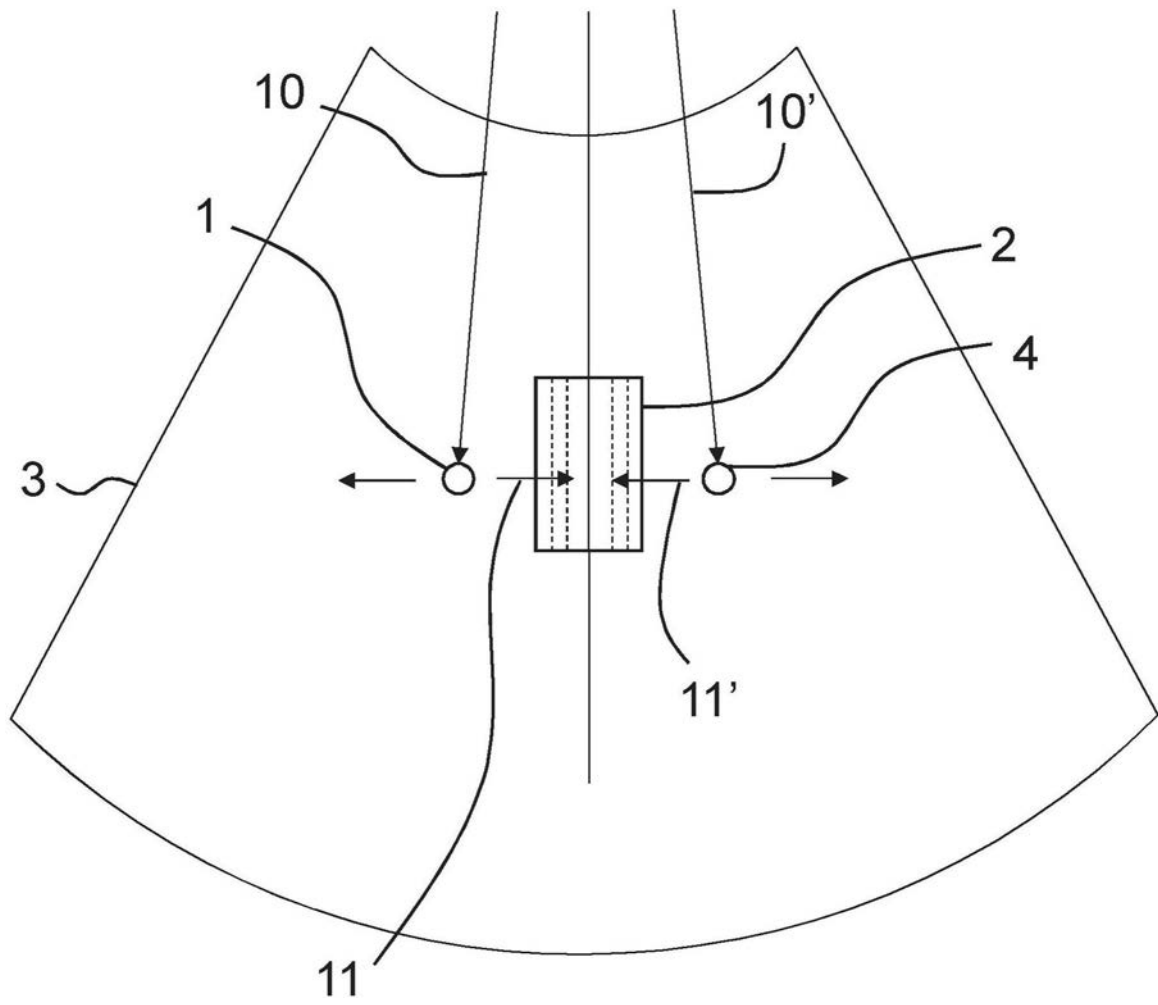


图1

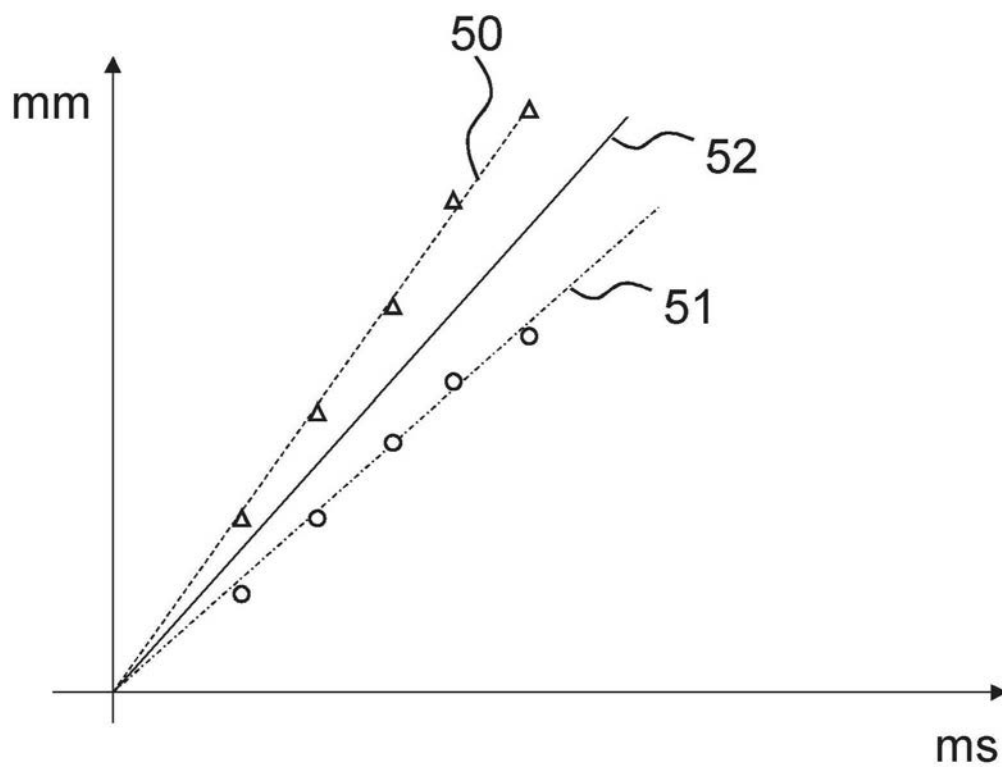


图2

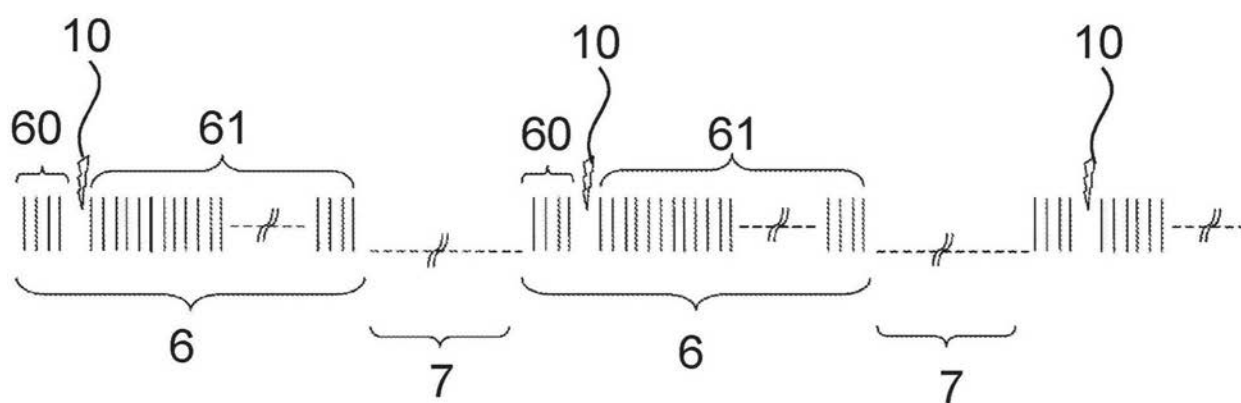


图3

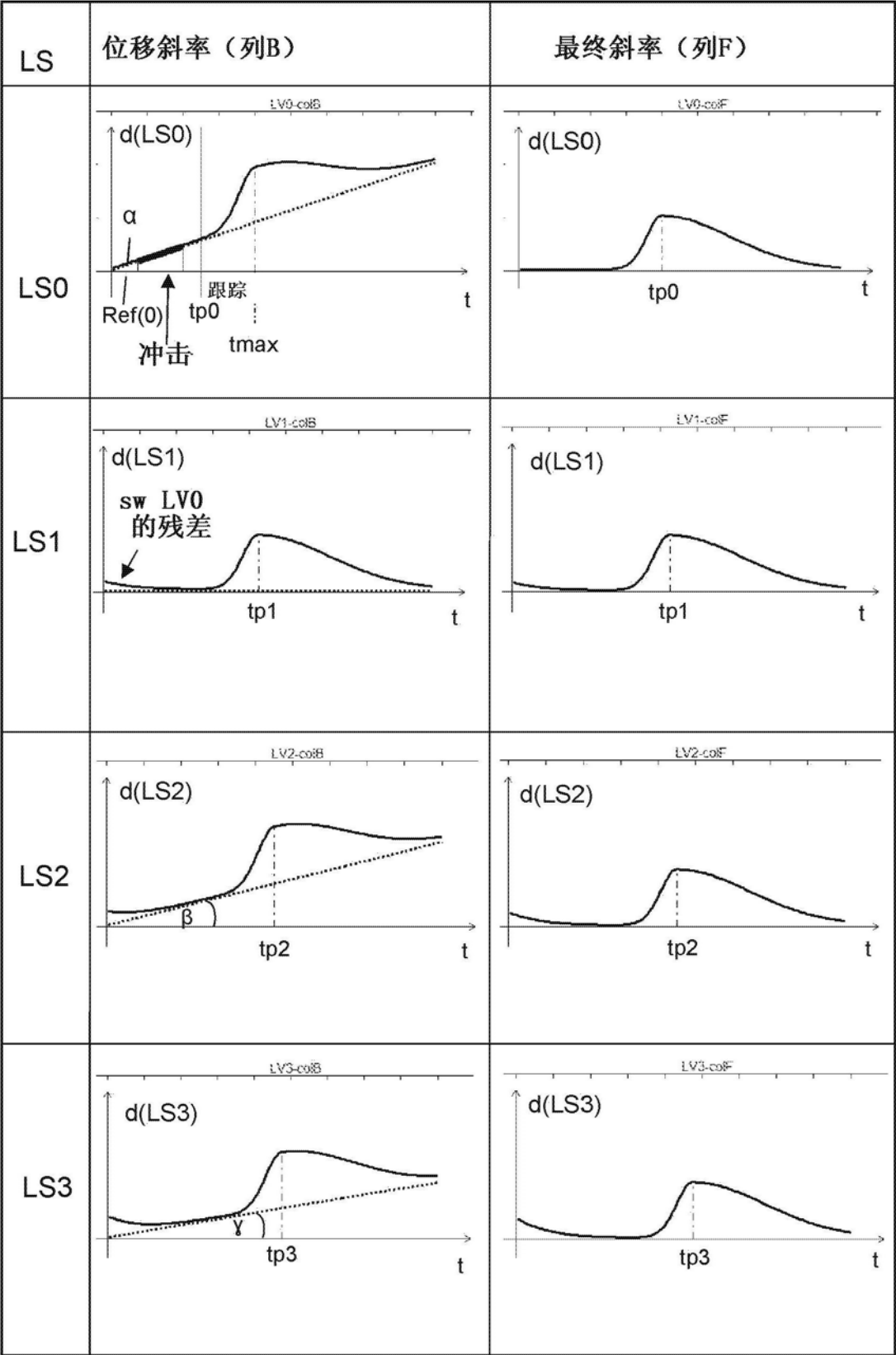


图3a

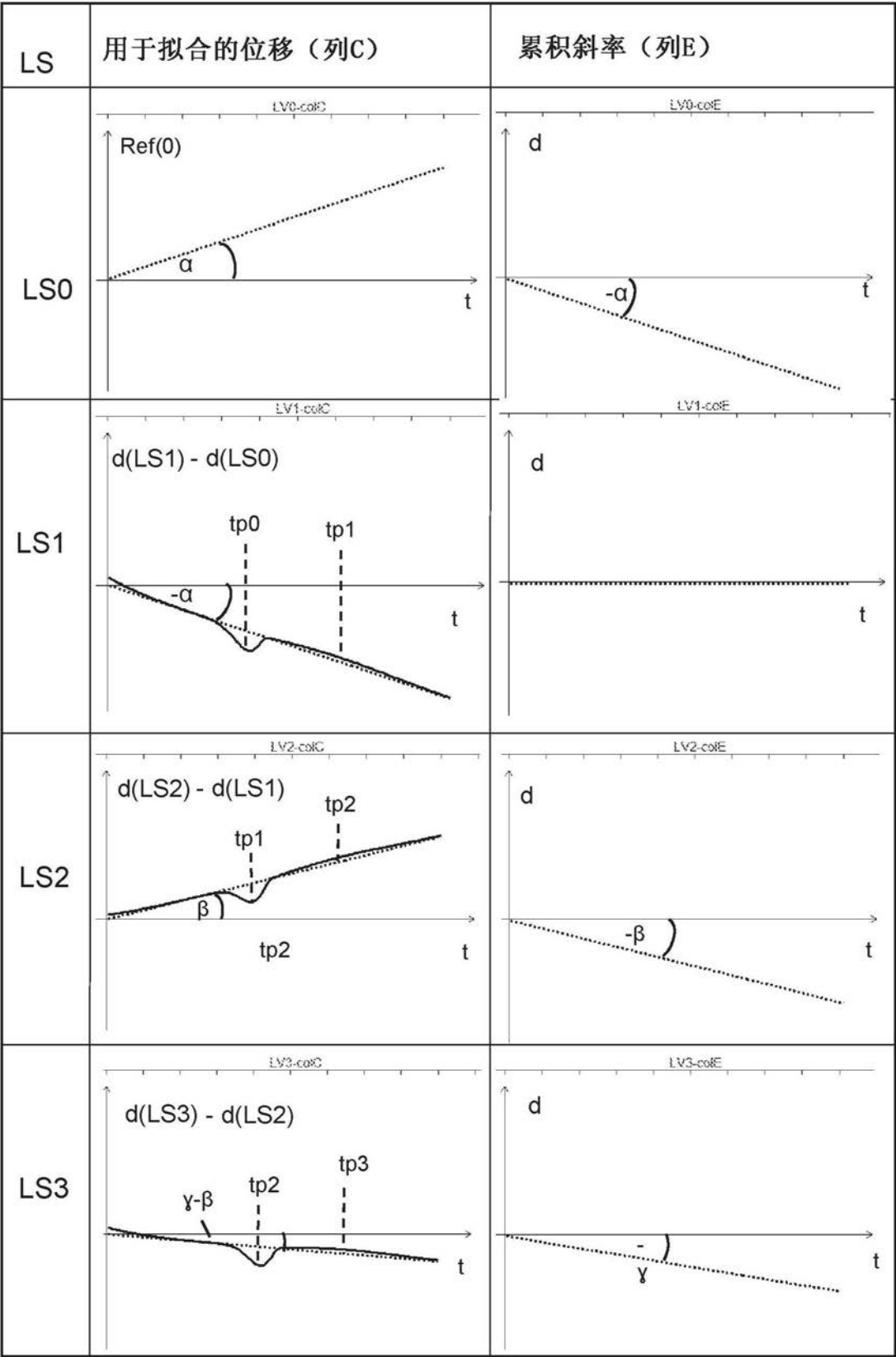


图3b

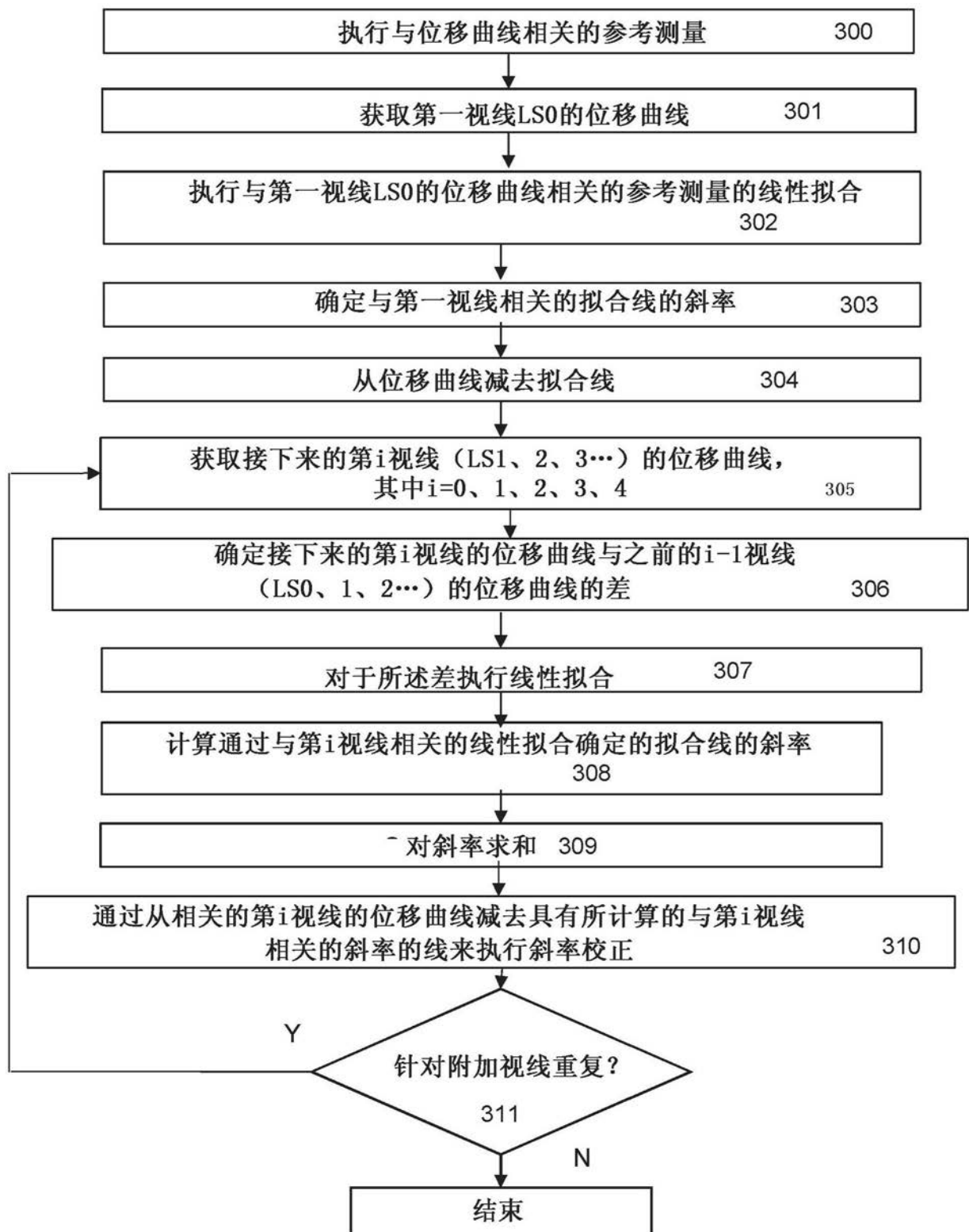


图3c

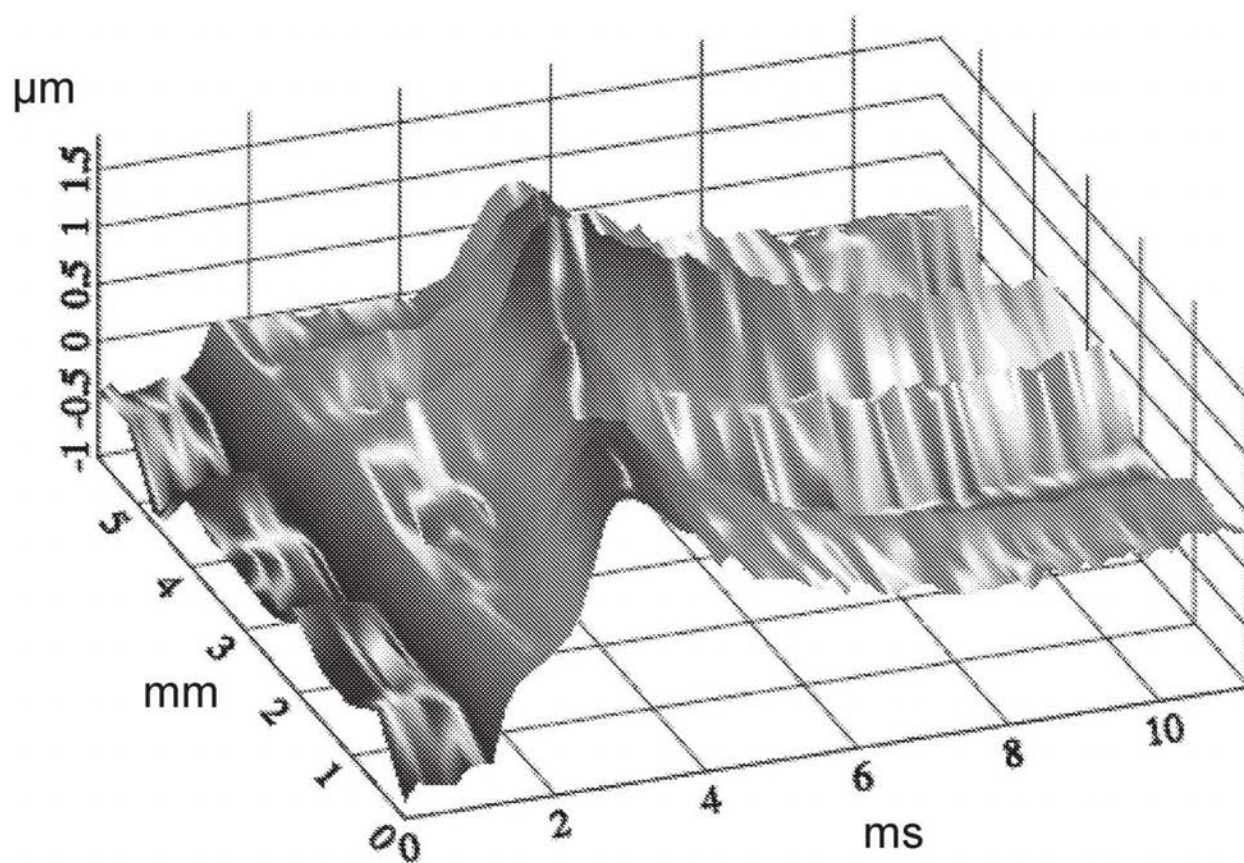


图4

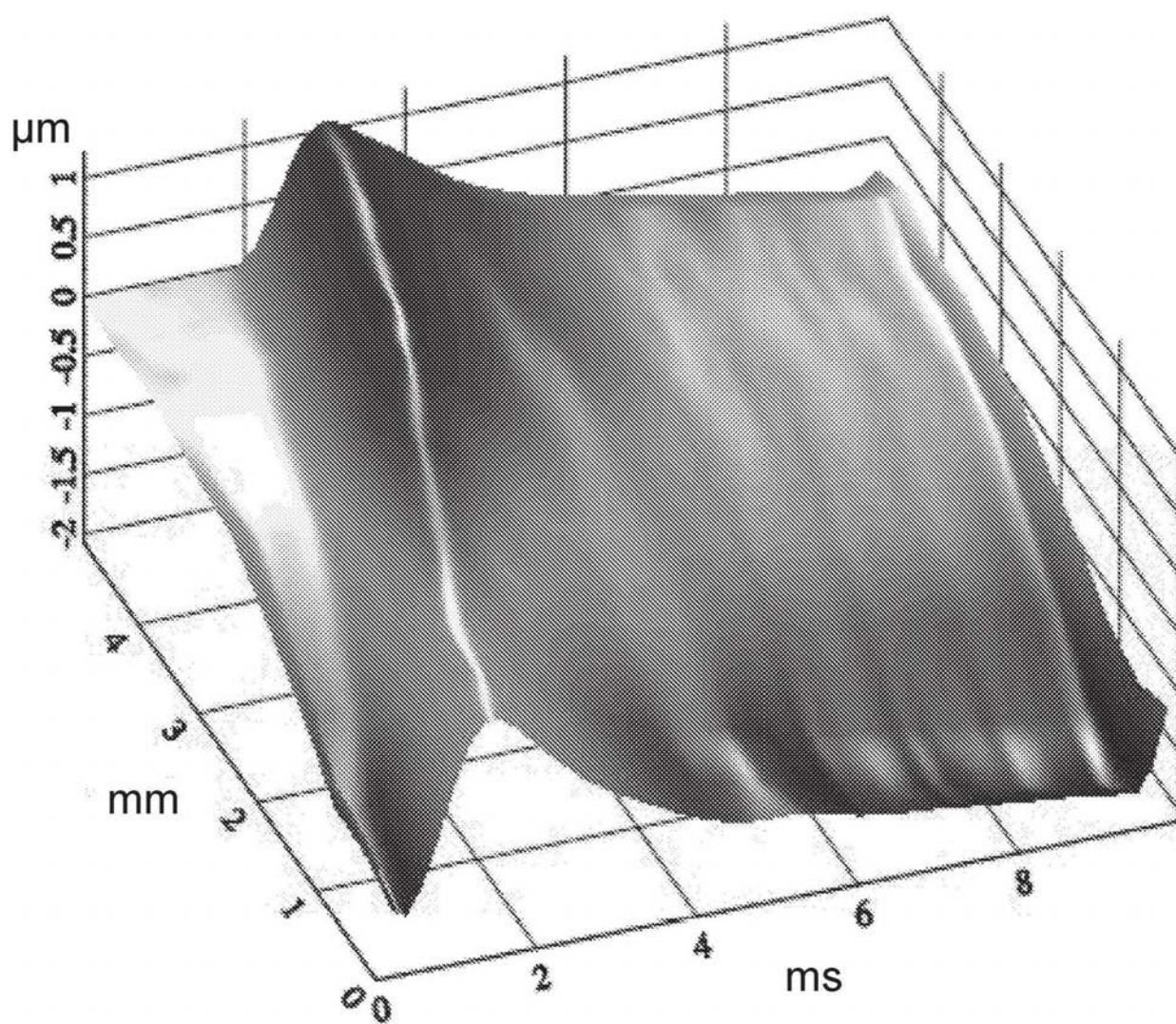


图5

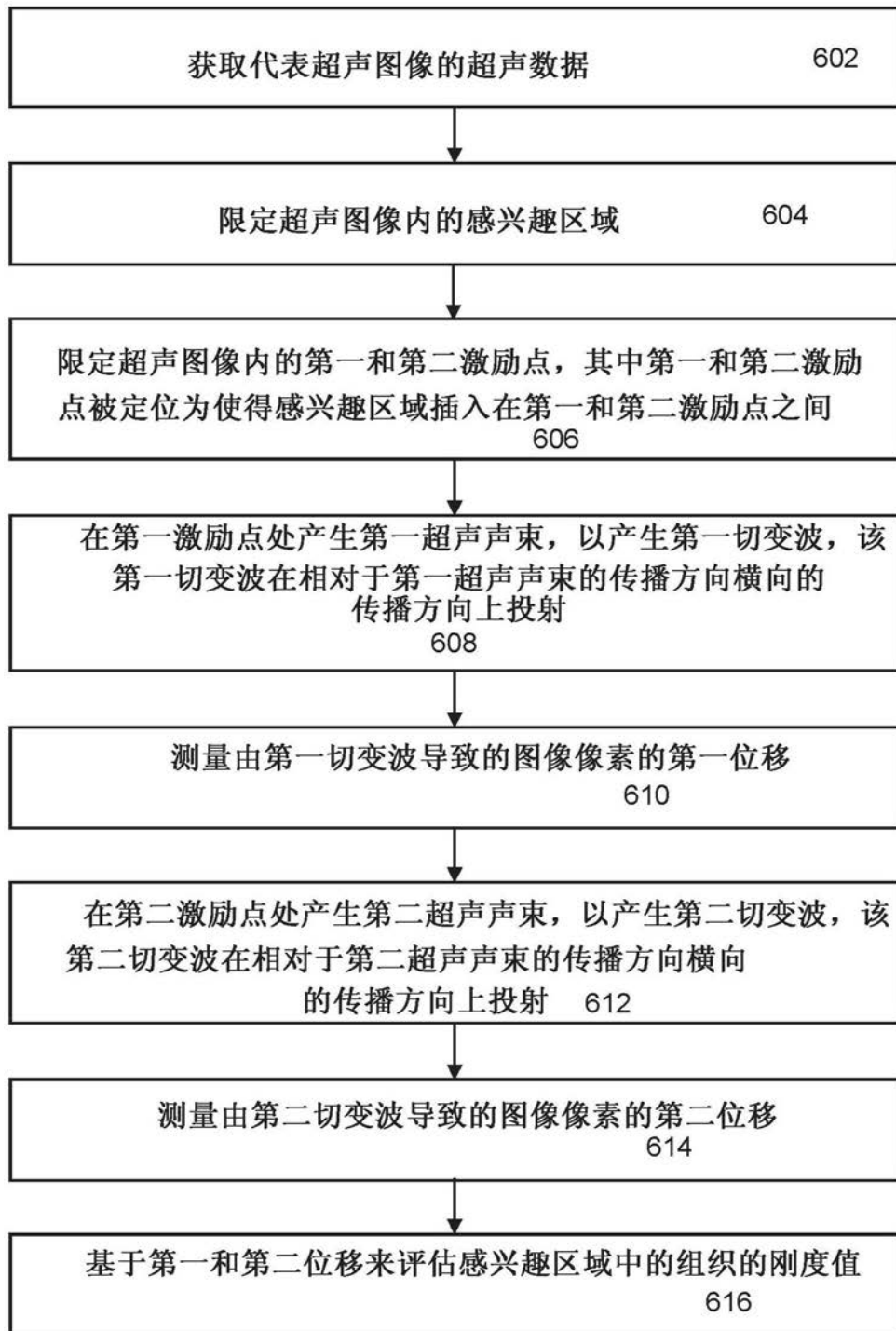


图6

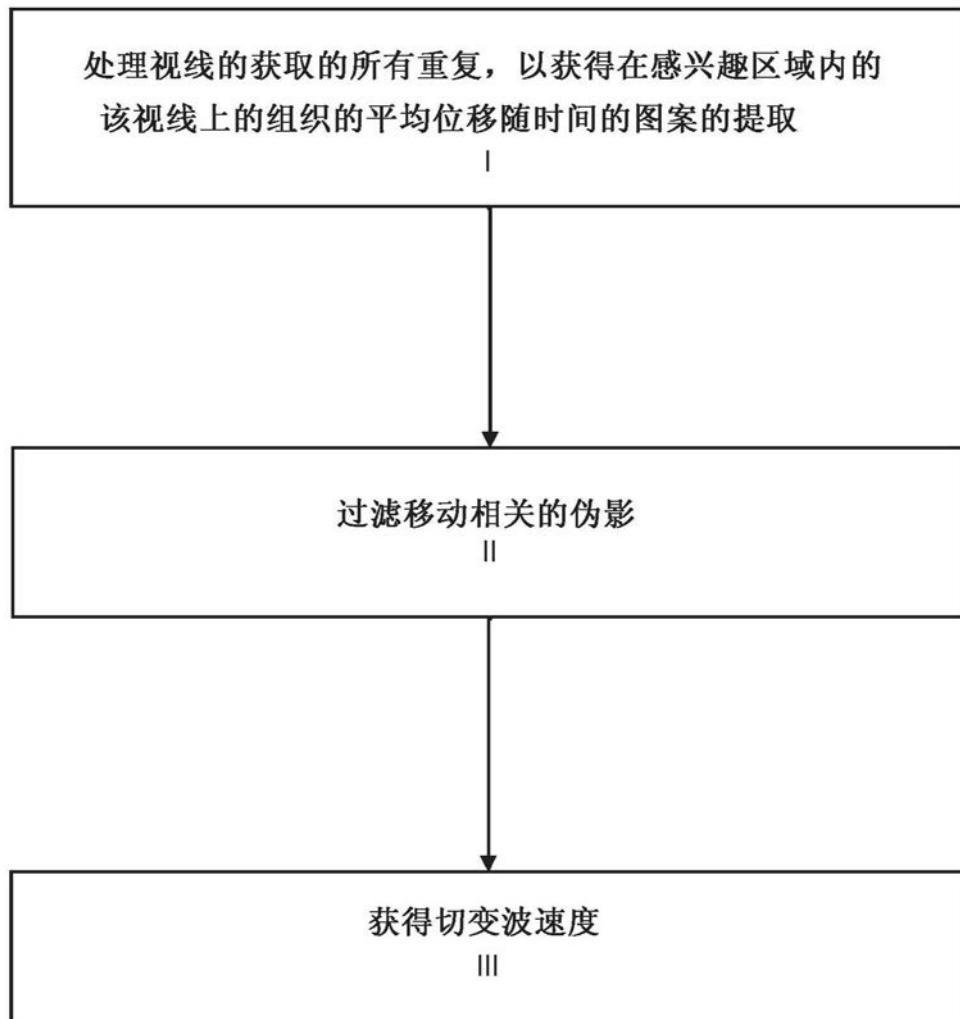


图6a

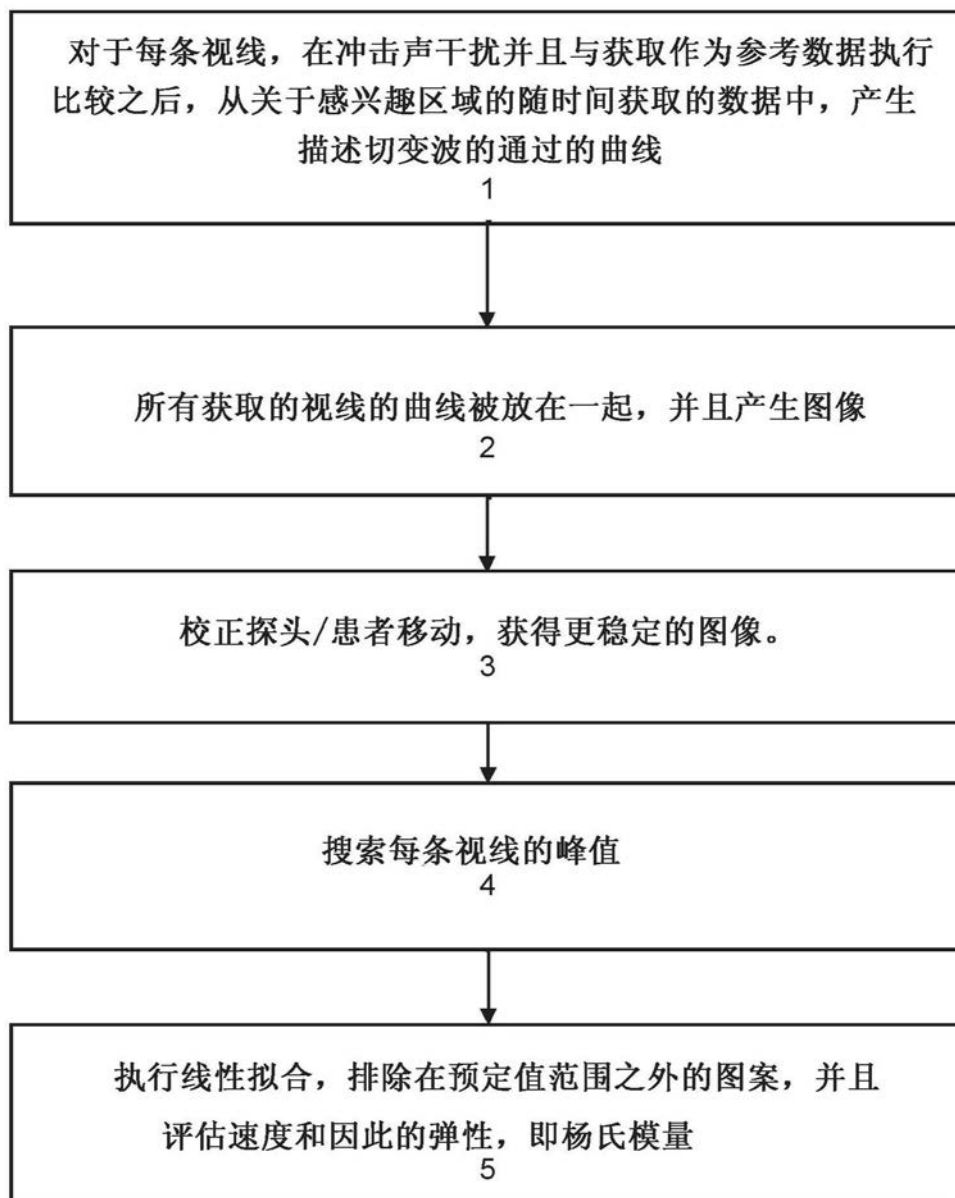


图6b

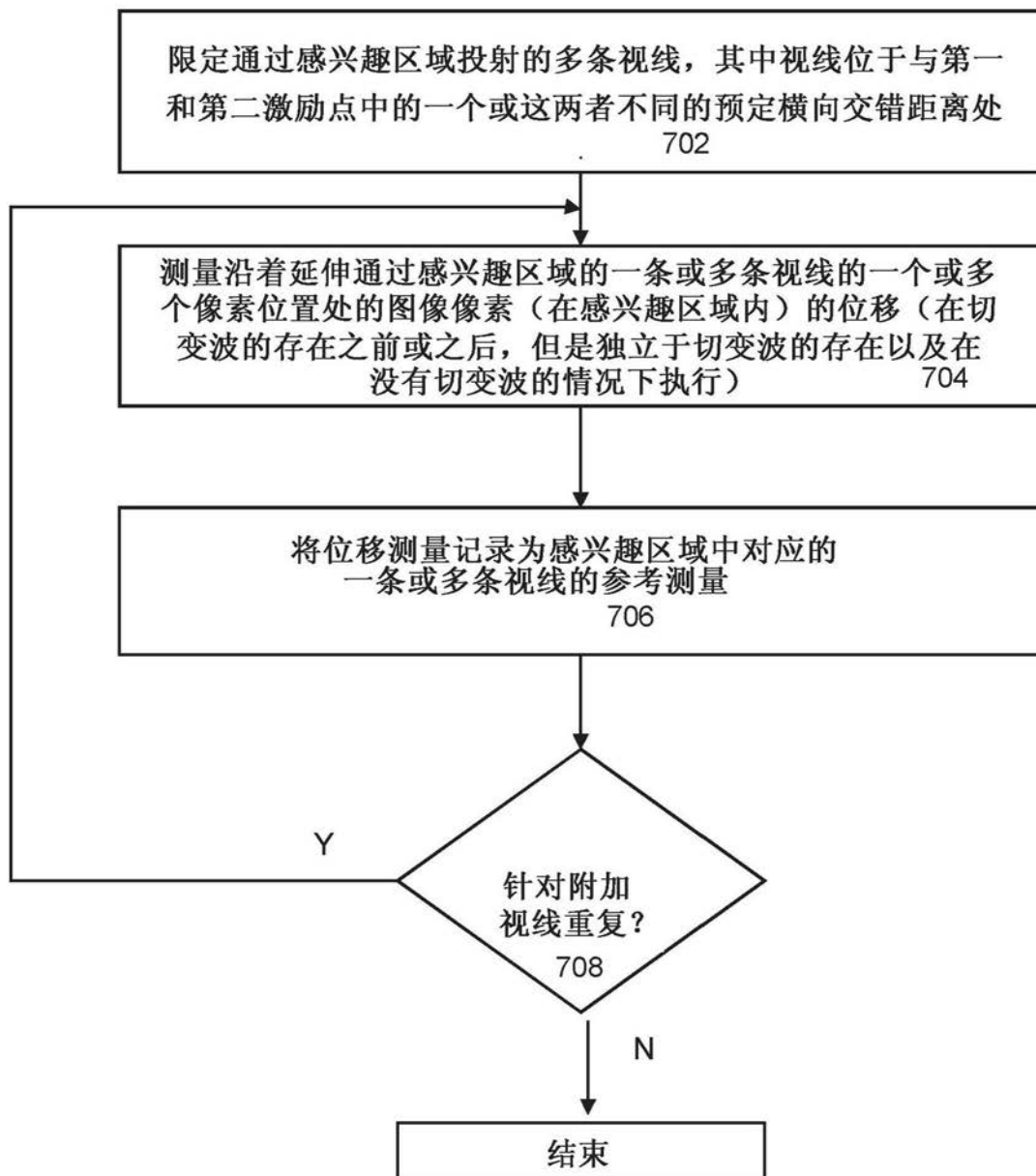


图7

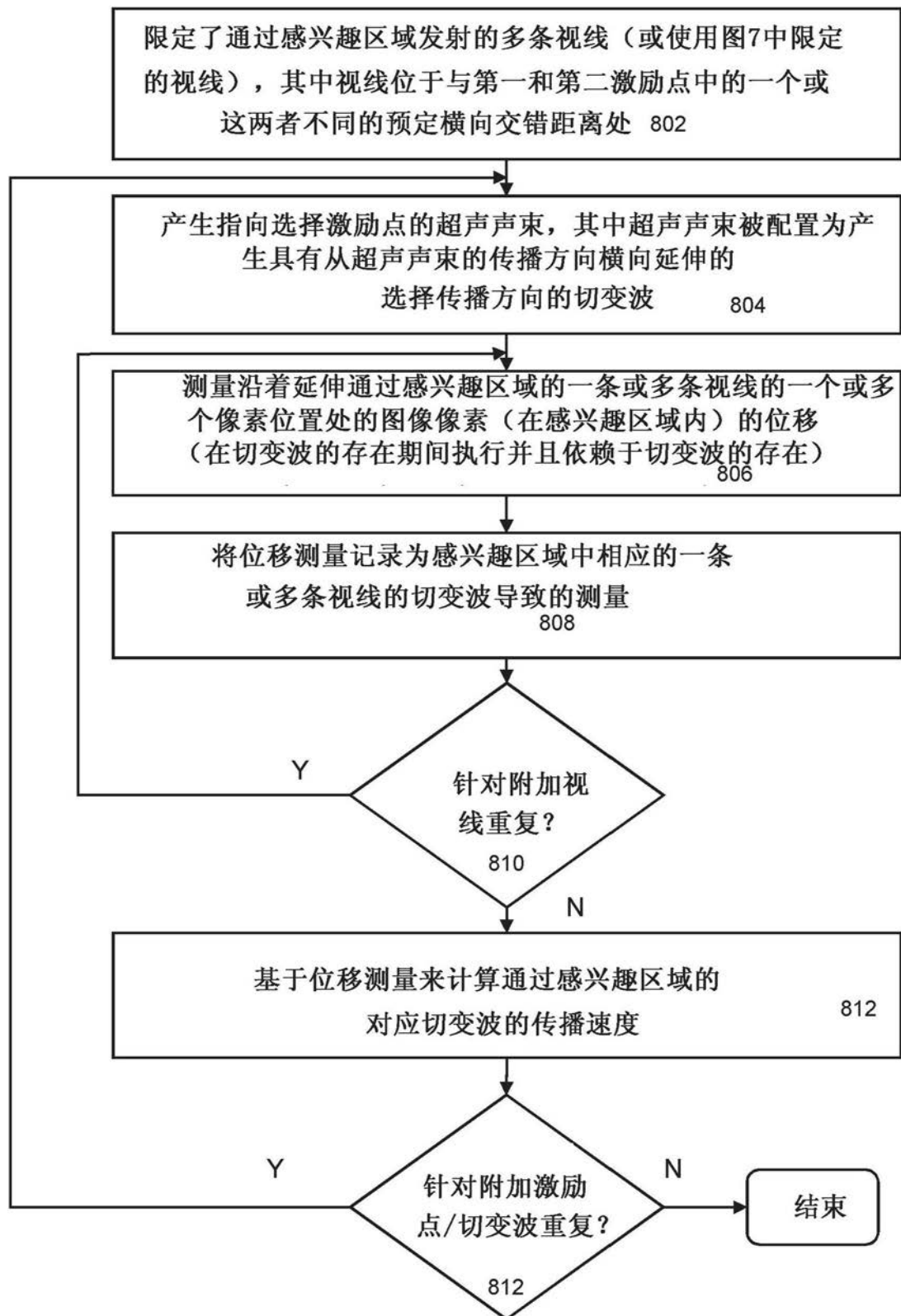


图8

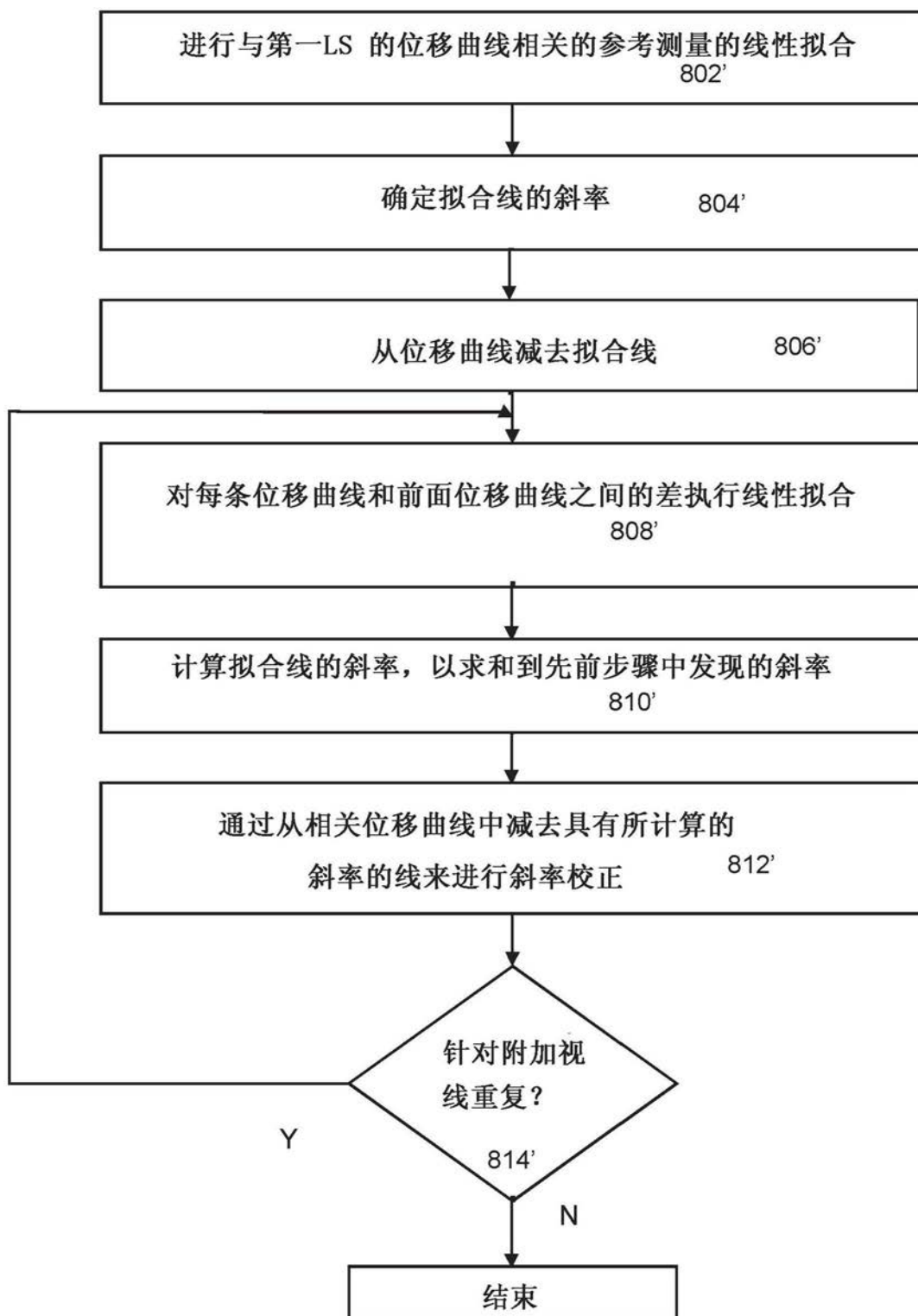


图8a

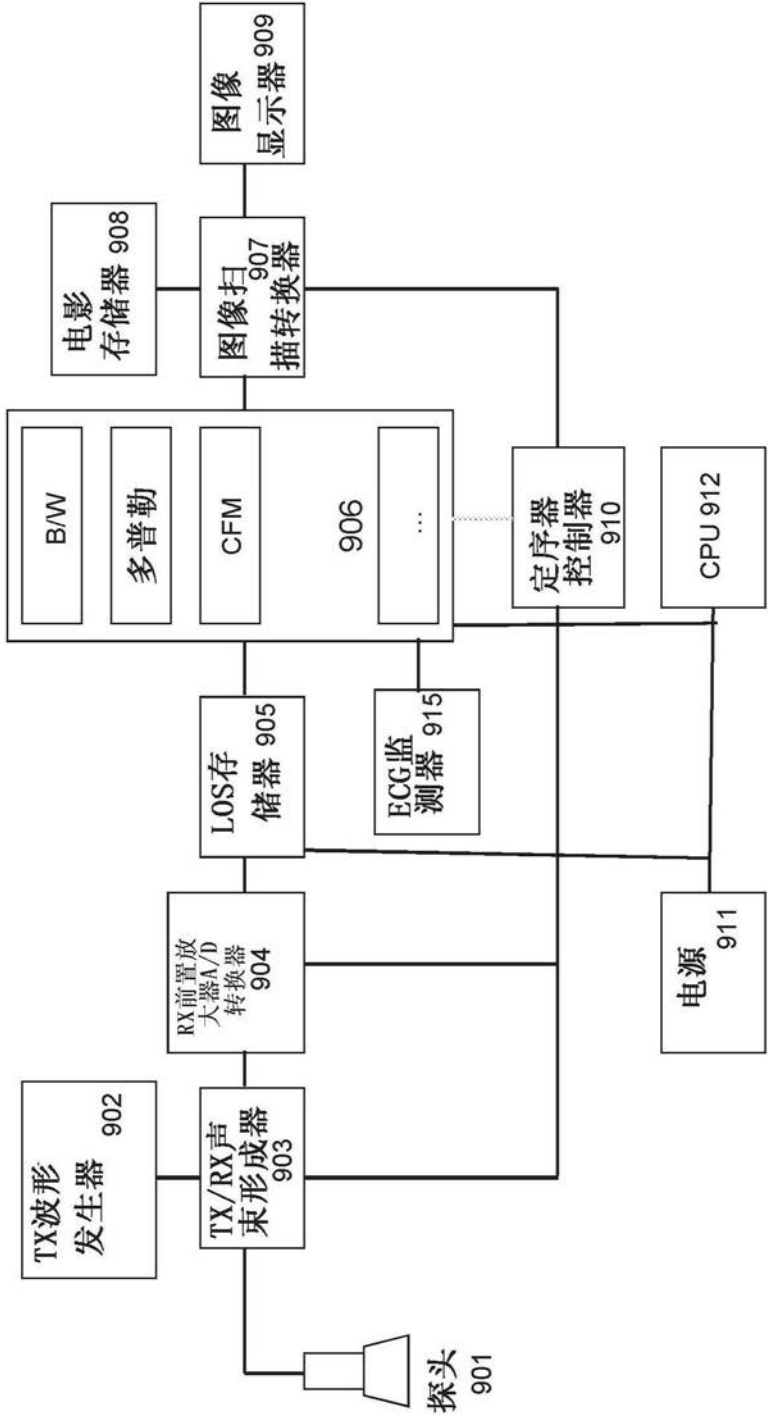


图9

专利名称(译)	通过超声量化材料的弹性的方法		
公开(公告)号	CN107427278A	公开(公告)日	2017-12-01
申请号	CN201580071967.1	申请日	2015-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	百胜集团		
申请(专利权)人(译)	百胜集团		
当前申请(专利权)人(译)	百胜集团		
[标]发明人	达维德·卡利尼 富尔维奥·比奥尔迪		
发明人	达维德·卡利尼 富尔维奥·比奥尔迪		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/5276 A61B8/543 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/52085 A61B5/0402 A61B8/463 A61B8/5223		
优先权	GE2015000001 2015-01-02 IT		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种通过超声量化材料的弹性的方法，包括产生用于产生切变波(11)的第一激励点(1)的一个声干扰超声声束(10)，切变波(11)的测量，在与第一激励点(1)不同的预定距离处位于感兴趣区域(2)中的多条视线处，测量的切变波(11)的速度的计算和通过计算的评估基于所测量的切变波速度(11)，感兴趣区域(2)中的材料的平均刚度值。在所获取的图像(3)中，在感兴趣区域(2)插入在第一激励点(1)和第二激励点(4)之间的位置上限定第二激励点(4)。进行第二激励点(4)的方法，用于计算第二激励点(4)的切变波(11)的速度，并且基于平均刚度值的计算进行评估对于第一激励点(1)测量的切变波的速度与为第二激励点(4)测量的切变波的速度之间的平均值。

