



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107708575 A

(43)申请公布日 2018.02.16

(21)申请号 201680032334.4

(22)申请日 2016.06.01

(30)优先权数据

62/169,073 2015.06.01 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.12.01

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/035263 2016.06.01

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/196631 EN 2016.12.08

(71)申请人 杜克大学

地址 美国北卡罗来纳州

(72)发明人 彼得·J·霍伦德

格雷格·E·特拉

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 孙纪泉

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

G01N 29/07(2006.01)

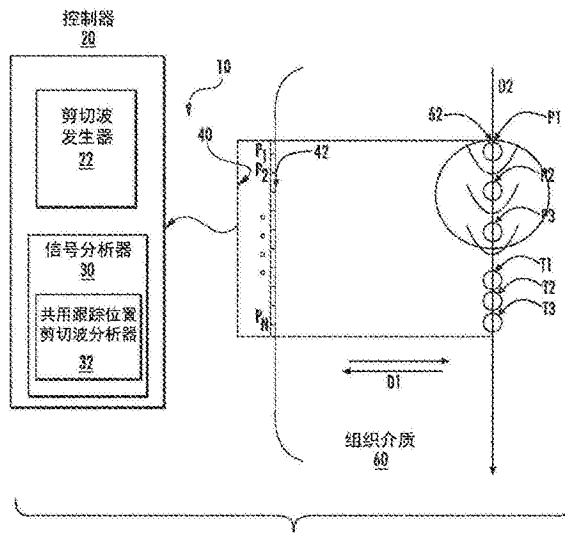
权利要求书2页 说明书14页 附图17页

(54)发明名称

用于单个跟踪位置剪切波弹性成像的方法、系统和计算机程序产品

(57)摘要

提供了一种使用剪切波位移确定具有目标区域的样本的力学参数的方法、系统和计算机程序产品。方法包括a)用激励脉冲在激励位置处、目标区域中生成至少一个剪切波;b)在跟踪区域中传输跟踪脉冲,所述跟踪区域的至少一部分在所述目标区域外;c)接收跟踪区域中的跟踪脉冲的相应回波信号;d)对目标区域内的一个或多个额外的激励位置重复步骤A至C,其中激励脉冲中的至少两个重叠,并且与每个激励位置相关联的跟踪区域和与至少一个其他激励位置相关联的跟踪区域重叠;并且e)基于剪切波位移的至少一个参数来确定所述目标区域的至少一个力学参数。



1. 一种用于使用剪切波位移确定具有目标区域的样本的力学参数的方法,所述方法包括:

a) 用激励脉冲在激励位置处、所述目标区域中生成至少一个剪切波;

b) 在跟踪区域中传输跟踪脉冲,所述跟踪区域的至少一部分在所述目标区域外;

c) 接收所述跟踪区域中的所述跟踪脉冲的相应回波信号;

d) 对所述目标区域内的一个或多个额外的激励位置重复步骤A至C,其中所述激励脉冲中的至少两个重叠,并且与每个激励位置相关联的跟踪区域和与至少一个其他激励位置相关联的跟踪区域重叠;并且

e) 基于来自两个或更多个激励脉冲的剪切波位移的至少一个参数确定所述目标区域的至少一个力学参数,所述两个或更多个激励脉冲的激励位置在所述目标区域中并且与所述两个或更多个激励脉冲关联的跟踪区域在所述目标区域外重叠。

2. 根据权利要求1所述的方法,还包括,在所述剪切波激励中的一个或多个之前传输并接收一个或多个跟踪脉冲。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,通过超声推动波束在所述目标区域中生成至少两个剪切波,所述超声推动波束重叠了横向波束宽度的5%至75%。

4. 根据任一项前述权利要求所述的方法,其中,所述剪切波位移的至少一个参数包括在所述目标区域外的所述跟踪区域中的某点处测量的所述剪切波位移的前沿。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中,所述剪切波位移的所述至少一个参数包括在所述目标区域中生成的、在所述目标区域外的所述跟踪区域中的某点处测量的两个剪切波之间的剪切波位移的前沿之间的第一时间差。

6. 根据任一项前述权利要求所述的方法,其中,确定所述力学性质包括在所述目标区域中使用至少三个剪切波的参数的线性回归。

7. 根据权利要求5或6所述的方法,其中,确定所述力学参数包括根据在所述目标区域外的所述跟踪区域中的多于一个的点处测量得到的参数确定所述力学参数,以及求平均值或使用中值运算来估算所述力学参数以输出最终估算值。

8. 根据任一项前述权利要求所述的方法,其中,所述剪切波和跟踪区域包括多个有效目标子区域,跟踪区域在每个子区域外,该方法包括独立地处理每个子区域以形成限定阵列的一组估算值。

9. 根据权利要求8所述的方法,还包括,通过进入材料中的深度来限定所述多个子区域,从而产生估算值的一维阵列。

10. 根据权利要求8所述的方法,还包括,使用所述生成的剪切波的横向位置和进入材料中的深度来限定所述多个子区域,从而得到二维图像。

11. 根据权利要求8所述的方法,还包括,通过所述生成的剪切波的横向位置和高程位置以及进入组织中的深度限定所述多个子区域,从而产生三维体积。

12. 根据权利要求11所述的方法,进一步包括,使用所述生成的剪切波的参数的空间梯度以确定所述目标体积中的每个体素的所述力学参数。

14. 根据权利要求12所述的方法,其中,所述力学参数是剪切波速并且通过估算所述空间梯度的量值获得。

15. 根据权利要求12所述的方法,其中,所述力学参数是剪切波速,并且所述力学参数

利用所述梯度的相对于所述跟踪区域的径向分量的倒数获得。

16. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法, 其中, 所述至少一个力学参数包括所述目标区域的剪切弹性模量、杨氏模量、储能模量动态剪切粘度、剪切波速和力学阻抗中的至少一个。

17. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法, 其中, 所述目标区域包含体内人体组织样本。

18. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法, 其中, 所述目标区域包括体外生物材料。

19. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法, 其中, 采用插入内部的超声探针阵列检测所述样本的所述回波信号。

20. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法, 其中, 采用外部施加的超声阵列检测所述样本的所述回波信号。

21. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法, 其中, 利用应用的剪切波源生成所述剪切波, 所述剪切波源包括超声换能器和/或机械振动器。

22. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法, 其中, 所述剪切波包括与第一和剪切波的方向正交的位移。

23. 一种用于使用剪切波位移确定具有目标区域的样本的力学参数的计算机程序产品, 所述方法包括, 该计算机程序产品包括其中包含有计算机可读程序代码的非瞬态计算机可读介质, 所述计算机可读程序代码包括:

计算机可读程序代码, 其被配置为:

a) 用激励脉冲在激励位置处、所述目标区域中生成至少一个剪切波;

b) 在跟踪区域中传输跟踪脉冲, 所述跟踪区域的至少一部分在所述目标区域外;

c) 接收所述跟踪区域中的所述跟踪脉冲的相应回波信号;

d) 对所述目标区域内的一个或多个额外的激励位置重复步骤a) 至c), 其中所述激励脉冲中的至少两个重叠, 并且与每个激励位置相关联的跟踪区域和与至少一个其他激励位置相关联的跟踪区域重叠; 并且

计算机可读程序代码, 其被配置为基于来自两个或更多个激励脉冲的剪切波位移的至少一个参数确定所述目标区域的至少一个力学参数, 所述两个或更多个激励脉冲的激励位置在所述目标区域中并且与所述两个或更多个激励脉冲关联的跟踪区域在所述目标区域外重叠。

24. 一种用于使用剪切波位移确定具有目标区域的样本的力学参数的超声系统, 所述系统包括:

超声换能器阵列;

控制器, 所述控制器被配置为控制所述超声换能器阵列, 所述控制器包括:

剪切波发生器, 所述剪切波发生器被配置为用激励脉冲在激励位置处、所述目标区域中生成至少一个剪切波;

信号分析器, 所述信号分析器被配置为: 在跟踪位置处、所述目标区域中传输跟踪脉冲; 接收在所述目标区域中、所述跟踪位置处的所述跟踪脉冲的相应回波信号; 以及确定至少一个力学参数, 其中所述系统被配置为执行根据权利要求1-22所述的方法。

用于单个跟踪位置剪切波弹性成像的方法、系统和计算机程序产品

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求于2015年6月1日提交的美国临时申请62/169,073的优先权,该申请的内容通过引用而被全部纳入此文。

[0003] 政府支持声明

[0004] 本发明是在美国国立卫生研究院授予的基金号为No.R37H1096023的政府资助下完成的。政府对本发明享有一定的权利。

技术领域

[0005] 本发明涉及超声成像和分析,并且特别涉及从跟踪位置处产生的一组剪切波确定样本的力学参数。

背景技术

[0006] 声辐射力 (ARF) 剪切波弹性成像方法通常使用机械剪切波在材料中的横向传播速度来估算样本的机械性质,如材料弹性常数。这些技术可以适用于成像系统,以计算作为轴向和横向位置的函数的局部剪切波传播速度。可以通过估算剪切波的在不同的记录位置处或来自不同的激励位置的到达时间的差值来计算速度。

[0007] 例如,声辐射力 (ARF) 产生于从声波到介质的动量传递,其通过吸收和散射而行进通过所述介质,声辐射力 (ARF) 在K.R.Nightingale,M.Palmeri,R.Nightingale和G.Trahey的著作“关于使用声辐射力进行远程触诊的可行性 (On the feasibility of remote palpation using acoustic radiation force)” (详见2001年的《美国声学协会学报》(J Acoust Soc Am) 110卷第625-634页) 和G.R.Torr的著作“声辐射力” (详见1984年的《美国物理学报》(Am.J.Phys.) 52卷第402-408页)。

$$[0008] \quad \vec{F} = \frac{2\alpha \vec{I}}{c} \quad (1)$$

[0009] 其中 α 是声衰减, I 是声强度, c 是声速, F 是施加在介质上的力。超声剪切波弹性成像 (SWEI) 通过施加超声推动脉冲来利用这种声辐射力,所述超声推动脉冲将微米级的组织移位并跟踪从激励区域传播的横向波的传播。

[0010] 目前,SWEI用于表征组织的硬度,包括肝脏纤维化。SWEI的初始实现方式涉及在反演波动方程解决方案中使用稀疏位移场或渡越时间 (time-of-flight) 算法,其中在具有假定的传播方向的情况下在多个空间位置处估算剪切波到达时间。详见M.L.Palmeri,M.H.Wang,J.J.Dahl,K.D.Frinkley,K.R.Nightingale和L.Zhai的著作“使用声辐射力量化肝脏剪切模量”Accept.UMB,34(4):546-558(2008年4月)。SWEI的其他改进包括使用多个剪切波源,多个剪切波源可以产生独特的剪切波形态,剪切波形态可以使用基于相关性的方法在单个位置进行跟踪,从而具有降低剪切波速估算方差的益处。参见美国专利No.8,225,666和美国专利公开号2011/0184,287,其公开内容通过引用整体并入本文。

[0011] 当前使用的利用声辐射力产生剪切波的SWEI技术通常需要诊断超声阵列来产生和跟踪剪切波,其中较多的信号处理操作用于计算剪切波到达时间和估算剪切波速。

[0012] 授予McAleavey的美国专利No.8,753,277和8,225,666讨论了从单个记录位置估算剪切速度的空间调制源函数,并且扩展了使用源函数与接收位置之间的固定空间距离来创建图像的方法。

发明内容

[0013] 在一些实施例中,用于使用剪切波位移确定具有目标区域的样本的力学参数的方法包括:a)用激励脉冲在激励位置处、目标区域中生成具有的至少一个剪切波;b)在跟踪区域中传输跟踪脉冲,所述跟踪区域的至少一部分在所述目标区域外;c)接收跟踪区域中的跟踪脉冲的相应回波信号;d)对目标区域内的一个或多个额外的激励位置重复步骤A至C,其中激励脉冲中的至少两个重叠,并且与每个激励位置相关联的跟踪区域和与至少一个其他激励位置相关联的跟踪区域重叠;以及e)基于来自两个或更多个激励脉冲的剪切波位移的至少一个参数确定所述目标区域的至少一个力学参数,所述两个或更多个激励脉冲的激励位置在所述目标区域中并且与所述两个或更多个激励脉冲关联的跟踪区域在所述目标区域外重叠。

[0014] 在一些实施例中,该方法包括在一个或多个剪切波激励之前传输和接收一个或多个跟踪脉冲。可以通过超声推动波束在目标区域中生成至少两个剪切波,所述超声推动波束重叠了横向波束宽度的5%至75%。

[0015] 在一些实施例中,剪切波位移的至少一个参数包括在目标区域外部的跟踪区域中的点处测量的剪切波位移的前沿。

[0016] 在一些实施例中,所述剪切波位移的所述至少一个参数包括在所述目标区域中生成的、在目标区域外的跟踪区域中的某点处测量的两个剪切波之间的剪切波位移的前沿之间的第一时间差。

[0017] 在一些实施例中,确定力学性质包括在目标区域中使用至少三个剪切波的参数的线性回归。

[0018] 在一些实施例中,确定力学参数包括根据在目标区域外的跟踪区域中的多于一个的点处测量得到的参数确定力学参数,以及求平均值或使用中值运算来估算力学参数以输出最终估算值。

[0019] 在一些实施例中,剪切波和跟踪区域包括多个有效目标子区域,跟踪区域在每个子区域外,该方法包括独立地处理每个子区域以形成限定阵列的一组估算值。

[0020] 在一些实施例中,该方法包括通过进入材料中的深度限定多个子区域,从而得到估算值的一维阵列。

[0021] 在一些实施例中,所述方法包括使用所产生的剪切波的横向位置和进入所述材料的深度来限定所述多个子区域,从而产生二维图像。

[0022] 在一些实施例中,多个子区域由产生的剪切波的横向位置和高程位置以及进入组织中的深度限定,从而产生三维体积。

[0023] 在一些实施例中,所生成的剪切波的参数的空间梯度被用于确定目标体积中的每个体素的力学参数。

- [0024] 在一些实施例中,力学参数是剪切波速并且通过估算空间梯度的量值获得。
- [0025] 在一些实施例中,力学参数是剪切波速,并且所述力学参数利用梯度的相对于跟踪区域的径向分量的倒数获得。
- [0026] 在一些实施例中,所述至少一个力学参数包括目标区域的剪切弹性模量,杨氏模量,储能模量动态剪切粘度,剪切波速和力学阻抗中的至少一个。
- [0027] 在一些实施例中,目标区域包含体内人体组织样本。
- [0028] 在一些实施例中,目标区域包括体外生物材料。
- [0029] 在一些实施例中,采用插入内部的超声探针阵列检测样本的回波信号。
- [0030] 在一些实施例中,采用外部施加的超声阵列检测样本的回波信号。
- [0031] 在一些实施例中,利用应用的剪切波源生成剪切波,所述剪切波源包括超声换能器和/或机械振动器。
- [0032] 在一些实施例中,剪切波包括与第一和剪切波的方向正交的位移。
- [0033] 在一些实施例中,提供了用于使用剪切波位移确定具有目标区域的样本的力学参数的计算机程序产品,该计算机程序产品包括其中包含有计算机可读程序代码的非瞬态计算机可读介质,计算机可读程序代码包括:计算机可读程序代码,其被配置为:a)用激励脉冲在激励位置处、目标区域中生成至少一个剪切波;b)在跟踪区域中传输跟踪脉冲,所述跟踪区域的至少一部分在所述目标区域外;c)接收跟踪区域中的跟踪脉冲的相应回波信号;d)对目标区域内的一个或多个额外的激励位置重复步骤a)至c),其中激励脉冲中的至少两个重叠,并且与每个激励位置相关联的跟踪区域和与至少一个其他激励位置相关联的跟踪区域重叠;并且计算机可读程序代码被配置为基于来自两个或更多个激励脉冲的剪切波位移的至少一个参数确定所述目标区域的至少一个力学参数,所述两个或更多个激励脉冲的激励位置在所述目标区域中并且与所述两个或更多个激励脉冲关联的跟踪区域在所述目标区域外重叠。
- [0034] 计算机程序代码可以被配置为执行在此描述的超声方法。
- [0035] 在一些实施例中,提供了一种使用剪切波位移确定具有目标区域的样本的力学参数的超声系统。该系统包括:超声换能器阵列;控制器,所述控制器被配置为控制所述超声换能器阵列,所述控制器包括:剪切波发生器,所述剪切波发生器被配置为用激励脉冲在激励位置处、所述目标区域中生成至少一个剪切波;信号分析器,所述信号分析器被配置为:在跟踪位置处、所述目标区域中传输跟踪脉冲;接收在目标区域中、所述跟踪位置处的跟踪脉冲的相应回波信号;以及确定至少一个力学参数,其中该系统被配置为执行在此描述的方法。

附图说明

- [0036] 并入说明书中并构成说明书的一部分的附图示出了本发明的实施例,并且与说明书一起用于解释本发明的原理。
- [0037] 图1A是根据一些实施例的超声系统、方法和计算机程序产品的示意图。
- [0038] 图1B是根据一些实施例的超声激励脉冲和对应的跟踪信号的示意图。
- [0039] 图1C是根据一些实施例的超声激励脉冲和对应的跟踪信号的示意图。
- [0040] 图2是图示根据一些实施例的操作的流程图。

[0041] 图3A-3B是根据一些实施例的在两个跟踪位置(图3A)处的单个剪切波以及在单个跟踪位置处的两个剪切波(图3B)的到达时间的示意图。

[0042] 图4是根据一些实施例的呈二维(左侧)和三维(右侧)形式的单个跟踪位置剪切波弹性成像(STL-SWEI)的示意图。

[0043] 图5A是多个跟踪位置SWEI(MTL-SWEI)的到达时间的曲线图。

[0044] 图5B是根据一些实施例的STL-SWEI的到达时间的曲线图。

[0045] 图6示出了用于MTL-SWEI(现有技术)的各种指示尺寸和硬度目标的图像。

[0046] 图7示出了根据一些实施例的用于STL-SWEI的各种指示尺寸和硬度目标的图像。

[0047] 图8是根据一些实施例的用于IV型、6mm内含体的STL-SWEI和MTL-SEI以及ARFI的对比度-噪声比(CNR)和分辨率折衷曲线的图。

[0048] 图9示出了根据一些实施例的在不同的回归滤波值处的1.5mm的IV型内含体的MTL-SWEI(图像A-F)和STL-SWEI(图像G-L)的图像。

[0049] 图10示出根据一些实施例的MTL-SWEI和STL-SWEI位移帧(顶行)、对应的到达时间(中间行)和剪切波速图像(底行)。

[0050] 图11是根据一些实施例的具有凹面HIFU活塞的实验设备的数字图像,所述凹面HIFU活塞与平移台一起移动以转向推动波束,而4ZIC矩阵阵列换能器跟踪从样本的相对侧的位移。

[0051] 图12A是图11的实验设备的二维B模式图像。

[0052] 图12B是图11的实验设备的三维B模式图像。

[0053] 图13示出了根据一些实施例的来自三维STL-SWEI影像的C扫描帧(顶行)和体积(底行)的图像,使用位于4cm处的视跟踪场的中心处的跟踪体素示出剪切波传播。

[0054] 图14示出了根据一些实施例的来自三维STL-SWEI影像的C扫描帧的图像,使用偏离轴线的跟踪波束体素示出两个剪切波传播。

[0055] 图15是根据一些实施例的来自中心跟踪波束体素的在C扫描中的STL-SWEI到达时间的曲线图。

[0056] 图16示出了根据一些实施例的在4cm深度处的64个跟踪体素中的每一个的估算的剪切波速图的图像,其中,被转向的体素显示来自光栅波瓣的破坏。

[0057] 图17是根据一些实施例的在4cm处的所有64个体素上的中值剪切波速图的图像,其中,在中值处,来自光栅波瓣和波束几何形状的伪影在没有任何空间滤波的情况下被减少或消除。

具体实施方式

[0058] 现在将在下文中参照示出本发明的实施例的附图和示例来描述本发明。然而,本发明可以以许多不同的形式来实施,并且不应该被理解为限于在此阐述的实施例。而是,提供这些实施例是为了使本公开内容透彻和完整,并将本发明的范围充分地传达给本领域技术人员。

[0059] 类似的数字始终指代相同的元件。在附图中,为了清楚起见,某些线、层、部件、元件或特征的厚度可能被夸大。

[0060] 本文中使用的术语仅为了描述特定实施例,而不预期限制本发明。如本文中所使

用的,除非上下文另外明确指出,否则单数形式“a”、“an”和“the”也旨在包括复数形式。应进一步理解的是,当在本说明书中使用时,术语“包括”和/或“包含”指明所述特征,步骤,操作,元件和/或部件的存在,但不排除存在或添加一个或多个其他特征,步骤,操作,元件,部件和/或其组合。如本文所使用的,术语“和/或”包括一个或多个相关所列项目的任何和所有组合。如本文所用,诸如“在X与Y之间”以及“在约X与Y之间”的短语应理解为包括X与Y。如本文所用,诸如“在约X与Y之间”等短语表示“在约X与约Y之间”。如在此使用的,诸如“从大约X到Y”的短语表示“从大约X到大约Y”。

[0061] 除非另有规定,本文中使用的的所有术语具有与本发明所属领域中的技术人员所通常理解的意义相同的意义。将进一步理解的是,诸如通常使用的字典中定义的那些术语应该被解释为具有与其在说明书的上下文中和相关领域的含义一致的含义,并且不应理解为理想化或过度正式的含义,除非在此明确地如此定义。为了简洁和/或清楚,可能不会详细描述公知的功能或结构。

[0062] 应该理解的是,当元件被称为“在...上”,“附接”到,“连接”到,“耦合”到,“接触”等另一元件时,该元件可以直接在另一个元件上,附接到,连接到,耦合到或接触另一个元件,或者也可以存在中间元件。相反,当元件被称为例如“直接在...上”,“直接附接”到,“直接连接”到,“直接耦合”或“直接接触”另一个元件时,不存在中间元件。本领域的技术人员还将认识到,对与另一个特征“相邻”设置的结构或特征的提及可以具有与相邻特征重叠或位于其下面的部分。

[0063] 为便于描述,在此可以使用诸如“在...之下”,“之下”,“下”,“在...之上”,“上”等的空间相对术语来描述一个元件或特征与如图所示的另一个(或多个)元件或特征的关系。应该理解的是,空间相对术语旨在包含除了附图中描绘的定向之外的使用或操作中的装置的不同定向。例如,如果附图中的装置是倒置的,则被描述为在其他元件或特征“之下”或“下方”的元件将被定向为在其它元件或特征“之上”。

[0064] 例如,术语“在...之下”可以涵盖“在...之上”和“在...之下”的两个定向。装置可以以其他方式定向(旋转90度或其他定向),并且相应地解释在此使用的空间相对描述术语。类似地,术语“向上”,“向下”,“竖直”,“水平”等在本文中仅用于解释的目的,除非另有明确说明。

[0065] 应该理解的是,虽然这里可以使用术语“第一”,“第二”等来描述各种元件,但是这些元件不应该被这些术语限制。这些术语仅用于区别一个元件与另一元件。因此,下面讨论的“第一”元件也可以被称为“第二”元件而不脱离本发明的教导。操作(或步骤)的顺序不限于权利要求或附图中给出的顺序,除非特别指出。

[0066] 下面参照根据本发明实施例的方法、设备(系统)和/或计算机程序产品的框图和/或流程图描述本发明。可以理解的是,框图和/或流程图中的每个方框以及框图和/或流程图中的方框的组合可以通过计算机程序指令来实现。这些计算机程序指令可以被提供给通用计算机、专用计算机和/或其他可编程数据处理设备的处理器以形成机器,使得经由计算机的处理器和/或其他可编程数据处理设备执行的指令创建用于执行框图和/或流程图方框或多个方框中指定的功能/动作的装置。

[0067] 这些计算机程序指令还可以被存储在计算机可读存储器中,该计算机可读存储器可以指导计算机或其他可编程数据处理设备以特定方式运行,使得存储在计算机可读存储

器中的指令产生制品,所述制品包括实现在框图和/或流程图方框或多个方框中指定的功能/动作的指令。

[0068] 计算机程序指令也可以被加载到计算机或其他可编程数据处理设备上,以引起一系列操作步骤在计算机或其他可编程设备上被执行,以产生计算机实现的过程,使得在计算机或其他可编程设备上执行的指令提供了用于实现在框图和/或流程图方框或多个方框中指定的功能/动作的步骤。

[0069] 因此,本发明可以用硬件和/或软件(包括固件,驻留软件,微码等)来实现。此外,本发明的实施例可以采取在计算机可用或计算机可读的非瞬态存储介质上的计算机程序产品的形式,所述非瞬态存储介质具有体现在介质中的计算机可用或计算机可读程序代码以供指令执行系统使用或连同指令执行系统使用。

[0070] 计算机可用或计算机可读介质可以是例如但不限于电子,光学,电磁,红外或半导体系统,装置或设备。计算机可读介质的更具体的例子(非穷举列表)将包括以下各项:具有一个或多个导线的电连接,便携式计算机磁盘,随机存取存储器(RAM),只读存储器(ROM),可擦除可编程只读存储器(EPROM或闪存),光纤以及便携式光盘只读存储器(CD-ROM)。

[0071] 这里参考术语“组织”来描述根据本发明的实施例。应该理解,术语“组织”可以包括生物材料,例如血液,器官,血管,以及在身体中发现的其他生物物体。将进一步理解的是,根据本发明的实施例可适用于人类以及其他物种。根据本发明的实施例也可以用于对除了组织的物体成像。

[0072] 应该理解的是,本发明的范围包括例如二维(2D)超声成像和三维(或体积)超声成像。另外,本文描述的超声成像的部件可以被封装为单个单元或者分开封装并互连以提供在此描述的功能。

[0073] 根据本发明的实施例还通过参考例如在美国专利No.6,371,912中更详细描述的声音辐射力成像(ARFI)进行描述,其全部公开内容通过引用并入本文。可以使用声辐射力向组织施加力,从而使组织沿力的方向移动和/或产生剪切波。

[0074] 如本文所用,“剪切波”是一种样本位移的形式,其中,诸如超声能量之类的剪切波源沿一个方向被传输到样本中,并且产生沿与剪切波源的方向基本正交的另一个方向传播的延伸的剪切波。由剪切波源引起的位移可以在约0.1 μm 到约300 μm 的范围内。可以提供其他位移。

[0075] 术语“到达时间”在本文中是指在传输信号的发送和对应的反射信号的返回之间的测量的经过时间。到达时间通过常规测量技术来测量。

[0076] 如图1A所示,超声系统10包括控制器20,信号分析器30和超声换能器阵列40。超声换能器阵列40可以包括在 P_1 到 P_N 的位置处的多个阵列元件42。阵列元件42被配置为发送和接收超声信号,并且可以与诸如组织介质60的目标介质接触。如图所示,组织介质60包括目标区域62。超声阵列40可以包括超声阵列元件42,超声阵列元件42限定用于沿着方向DL传输和接收超声信号的传输/接收位置。在一些实施例中,阵列40可以被配置为例如通过向介质60施加脉冲激励声辐射力(通常称为“推动”波束)而传输足够的超声能量,以产生在与D1正交的方向D2上传播的剪切波。阵列40还可以被配置成观察组织介质60,例如,使用ARFI或B模式成像技术以在施加剪切波激励力之前和/或之后的时间内监测组织。在美国专利No.6,371,912;6,951,544和6,764,448中讨论ARFI成像,其公开内容在此通过引用整体并

入。在美国专利No.8,118,744和6,764,448中讨论了剪切波,其公开内容在此通过引用整体并入。超声换能器阵列40可以是被配置为生成二维图像的一维阵列,或者超声换能器阵列40可以是被配置为生成三维图像的二维阵列。

[0077] 控制器20可以包括剪切波发生器22,并且信号分析器30可以包括共用跟踪位置剪切波分析器32。剪切波发生器22和共用跟踪位置剪切波分析器32可以被配置为控制阵列40和/或分析由本文所述阵列40接收到的回波信号。剪切波发生器22和共用跟踪位置剪切波分析器32可以包括硬件,例如控制和/或分析电路,和/或存储在非瞬态计算机可读介质上用于执行在此描述的操作的软件。

[0078] 剪切波发生器22和共用跟踪位置剪切波分析器32可以通过从共用跟踪位置生成多个剪切波并对其进行分析来确定样本组织60的目标区域62的力学参数。如本文所使用的,术语“单个跟踪位置”是指检测多个剪切波的参数的跟踪位置,并且可以与术语“共用跟踪”互换使用。可以使用多个共用跟踪位置。如图1A和2所示,剪切波发生器22可以在第一激励源位置P1处、目标区域62中产生第一剪切波(方框100;图2)。控制器20可以控制阵列40在位于第一剪切波的传播方向D2上的跟踪位置T1处、目标区域62外部的区域中发射跟踪脉冲(方框102;图2)。跟踪位置T1处的跟踪脉冲的相应回波信号由阵列40接收(方框104;图2)。可以分别在相应的第二激励位置P2和第三激励位置P3以及跟踪位置T2和T3处针对第二剪切波和第三剪切波重复方框100、102和104处的步骤。尽管在图1中描绘了三个剪切波和三个跟踪位置,但是应该理解,可以使用任何数量的剪切波和跟踪位置,并且剪切波的数量也可以与跟踪位置的数量不同。共用跟踪位置剪切波分析器32基于来自在跟踪位置T1-T3处使组织移位的至少第一、第二和第三剪切波中的每一个的剪切波位移的至少一个参数来确定目标区域62的至少一个力学参数(方框106;图2)。如图1A所示,推动区域是由每个推动波束的形状限定的区域(例如,P1-P3),并且目标区域62是由组成推动区域的前沿界定的与跟踪区域相关联的区域。成像区域是回波信号被波束形成的区域,传播区域是包括可测量的传播剪切波的成像区域的子组,所述可测量的传播剪切波在推动区域之外并且在幅值截止距离之内,在所述幅值截止距离之后,剪切波衰减是不可检测到的。跟踪区域是与目标区域相关联的给定的一组推动波束的传播区域的交叉部,例如跟踪位置T1-T3。

[0079] 尽管在图1A中将P1-P3和T1-T3示出为空间上间隔开的位置,但是在一些实施例中,激励位置P1-P3和/或跟踪位置T1-T3可以重叠,如图1B所示。而且,如图1C所示,跟踪区域可以在推动脉冲任一侧位于推动区域之外。如图1B-1C所示,推动脉冲的观察区域P123可以包括在跟踪位置T123处检测到的所产生的剪切波的前沿。如图1C所示,观察区域P123可以在跟踪位置T123处、推动脉冲P1-P3的相反侧被检测到。而且,应该理解的是,推动和跟踪脉冲序列可以被重复,使得可以使用任何数量的推动和跟踪脉冲。推动脉冲之间的重叠部可以在横向波束宽度的5%和75%之间。力学参数可以根据在目标区域之外的跟踪区域中的多于一个点处测量的参数来确定,并且力学参数的估算值可以被平均或者可以使用中值运算来输出最终估算值。

[0080] 在一些实施例中,剪切波和跟踪区域可以包括多个有效的目标子区域,跟踪区域在每个子区域之外,并且可以独立地处理每个子区域以形成限定阵列的一组估算值。多个子区域可以通过进入材料中的深度来限定,从而产生估算值的一维阵列;可以使用生成的剪切波的横向位置和进入材料中的深度来限定多个子区域,从而得到二维图像;和/或可以

通过生成的剪切波的横向和高程位置以及进入组织中的深度限定多个子区域,从而产生三维体积。生成的剪切波的参数的空间梯度可以被用于确定三维体积中的目标体积中的每个体素的力学参数。力学参数可以是剪切波的速度,并且可以通过估算空间梯度的大小来确定。力学参数可以是剪切波速,并且可以从梯度的相对于跟踪区域的径向分量的倒数获得。

[0081] 例如,力学参数可以基于组织的峰值位移的时间,在跟踪位置T1-T3处的组织位移的位移斜率的弯曲和/或来自剪切波的剪切波位移的相对或绝对位移幅值。在这种配置中,可以在单个或共用跟踪位置处检测由于多个剪切波引起的组织位移。在一些实施例中,可以减少跟踪信号的噪声。例如,因为返回波在换能器孔径处由于散射体在分辨单元内的分布而导致的干涉,“斑点”噪声通常被引入超声成像中。由于用于产生剪切波的推动波束的形状和位置由目标介质的吸收特性限定而不是由散射限定,所以它们的相对位置可抵抗斑点偏差,当多个跟踪位置被用于确定剪切波的传播时,这导致了斑点噪声。对于远离单个源的任何一对记录位置,每个位置处的组织运动的信号将是彼此的时间延迟形式,其中时间延迟反映记录位置之间的剪切波速。类似地,对于任何一对源激励,在源之外的任何单个或共用位置处记录的组织运动信号将是彼此的时间延迟形式,其中时间延迟反映源位置之间的剪切波速。

[0082] 如图3A-3B所示,沿着传播轴线的“推动”和“跟踪”波束及其位置分别用 x_p 和 x_t 表示。图3A示出了使用常规剪切波成像的剪切波速重构,其中在两个跟踪位置处检测到剪切波的传播。图3B示出了在单个剪切波跟踪位置处被产生和跟踪的两个剪切波。如图3B所示,在源之外的任何单个位置处记录的组织运动信号将是彼此的时间延迟形式,其中时间延迟反映源位置之间的剪切波速。波束的位置 x_p 和 x_t 通常由来自超声元件阵列的电子转向和聚焦来确定。对于三维形式,推动波束的位置由 (x_p, y_p) 描述,而跟踪波束由 (x_t, y_t) 描述。在每个深度 z 处限定这些坐标,并且如果波束相对于彼此转向,则这些坐标可以随着 z 而变化。

[0083] 在图4中示出了用于二维的单个跟踪位置剪切波弹性成像(STL-SWEI)(左侧序列)和三维STL-SWEI(右侧序列)的方法的示意图。在图4的左侧的二维STL-SWEI中,在位置 x_p 处顺序地传送多个推动,对每个推动跟踪与推动位置一致的一个或多个位置 x_t 处的响应。相对于跟踪位置在推动位置之间获得特征渡越时间。到达时间 $(\nabla T)^{-1}$ 的梯度的倒数被估算为 T 的斜率,其中符号由相对于跟踪位置 x_t 的位置确定。在图4右侧的三维STL-SWEI图中,通过组合来自景深内的多个深度的分布图来形成图像。该序列与二维相似,但是跟踪波束不需要与推动波束对齐。跟踪波束的位置是通过实验找到的, $(\nabla T)^{-1}$ 是相对于跟踪位置计算得到的。

[0084] 该方法的许多不相互排斥的排列是可能的:

[0085] 1) 通过平移聚焦超声换能器,同时保持跟踪换能器固定,形成推动波束网格。

[0086] 2) 推动波束网格是通过电子转向矩阵阵列换能器形成的。

[0087] 3) 推动波束网格是按顺序生成的,每次生成一个推动波束。

[0088] 4) 推动波束网格是使用多个同时推动生成的。

[0089] 5) 通过使用在不同深度处聚焦的多个推动延伸轴向视场。

[0090] 6) 输出是点处的单个测量值。

[0091] 7) 输出是图像。

[0092] 8) 输出是体积。

- [0093] 9) 测量值被报告为剪切波速 (m/s)。
- [0094] 10) 测量值被报告为剪切模量 (kPa)。
- [0095] 11) 测量值被报告为杨氏模量 (kPa)。
- [0096] 12) 测量值被报告为复杂的粘弹性参数 (即 μ_1 和 μ_2)。
- [0097] 13) 根据单个跟踪波束生成单个输出 (点/图像/体积)。
- [0098] 14) 根据多个跟踪波束生成多个输出 (点/图像/体积) 并组合所述多个输出以增大视场。
- [0099] 15) 根据多个跟踪波束生成多个输出 (点/图像/体积) 并组合所述多个输出以抑制噪声。
- [0100] 16) 特征渡越时间是到峰值位移的时间。
- [0101] 17) 特征渡越时间是到峰值速度的时间。
- [0102] 18) 通过互相关联位移分布图获得特征渡越时间。
- [0103] 19) 通过互相关联速度分布图获得特征渡越时间。
- [0104] 20) 相对于假定的或已知的 (x_t, y_t) 获得剪切波速 $(\nabla_r T)^{-1}$ 。
- [0105] 21) 相对于计算的 (x_t, y_t) 获得剪切波速 $(\nabla_r T)^{-1}$ 。
- [0106] 22) 使用 $(\|\nabla T\|)^{-1}$ 获得剪切波速 $(\nabla_r T)^{-1}$ 。
- [0107] 23) 根据渡越时间的局部线性回归获得剪切波速 $(\nabla_r T)^{-1}$ 。
- [0108] 在一些实施例中, 剪切波位移的至少一个参数包括剪切波位移的前沿。例如, 剪切波位移的至少一个参数可以包括在至少第一剪切波和第二剪切波之间的剪切波位移的前沿之间的第一时间差和在至少第二剪切波和第三剪切波之间的剪切波位移的前沿之间的第二时间差。基于来自在跟踪位置处移位组织的至少第一剪切波、第二剪切波和第三剪切波中的每一个的剪切波位移的至少一个参数来确定目标区域的至少一个力学参数可以通过应用第一时间差和第二时间差的线性回归来执行。不希望被任何特定的理论束缚, 剪切波的前沿的跟踪可以减小由于波束重叠而导致的分辨率限制。在一些实施例中, 可以通过分配值来校正弯曲波前上的位置来实现子推动波束宽度横向分辨率, 如本文所述。例如, 第一剪切波、第二剪切波和第三剪切波可以是重叠的剪切波, 并且在一些实施例中可以重叠传输波束宽度的0%至75%和/或具有0.1mm至2mm的间隔。
- [0109] 另外, 通过对剪切波参数 (例如剪切波速) 的每个估算值使用多于两个的推动波束, 可以使用线性回归。回归内核的尺寸可以建立噪声抑制和分辨率改进之间的折衷。而且, 可以在跟踪位置处使用平行接收波束来对相同的感兴趣区域进行多次估算, 然后将多个估算值在一起平均以进一步抑制方差, 而分辨率几乎没有相应地降低。在一些实施例中, 推动波束可以具有75%的重叠或更多 (0.16mm的间隔或更多) 以使图像不具有降低滤波回归的分辨率。
- [0110] 剪切波可以在方框100处同时产生, 但在使用重叠波束时必须按顺序生成, 图1C中示出了的对于每个推动的单独跟踪整体效果, 并且位置T1、T2和T3可以位于在位置P1、P2和P3处由推动脉冲产生的剪切波的传播路径上, 使得剪切波依次到达位置T1、T2和T3处。换言之, 对于标准剪切波成像, 使用与剪切波源间隔开的一对记录或跟踪位置, 使得在每个位置处的组织运动的信号将是彼此的时间延迟形式, 其中时间延迟反映记录位置之间的剪切波

速。类似地,在单个跟踪位置检测中,对于任何一对源激励或一组三个或更多个源激励,在源外部的任何单个位置处记录的组织运动信号将是彼此的时间延迟形式,其中时间延迟反映在具有基本上均匀的组织硬度的组织区域中的源位置之间的剪切波速。

[0111] 跟踪脉冲可以用于通过使用任何合适的技术(包括本领域技术人员已知的SWEI分析技术)确定目标区域62的至少一个力学参数,包括目标区域62的剪切弹性模量,杨氏模量,储能模量动态剪切粘度,剪切波速和力学阻抗。

[0112] 另外,应当理解,可以使用多于两个或三个的激励源来产生可以在单个跟踪位置处检测到的一组顺序剪切波。此外,可以使用跟踪位置阵列来检测传播通过单个或共用的一个跟踪位置的剪切波的对应组,并且可以产生二维和三维图像。应该理解的是,源激励位置P1、P2和P3处的剪切波可以利用超声换能器和/或机械振动器产生。激励源可以传输足以在感兴趣的区域中产生剪切波的位移脉冲。

[0113] 可以检测跟踪信号和/或可以如本文所述反复生成通过感兴趣的区域的剪切波,以例如生成图像。可以如本文所描述的那样利用插入内部的超声探针阵列或外部施加的超声阵列,跟踪信号可以被检测到和/或剪切波可以被生成。在一些实施例中,目标区域包含体内人体组织样本;然而,可以使用体外生物材料,如工程组织或水凝胶。

[0114] 例如通过使用实际的临床数据和已知的健康/患病组织状态,样本的力学参数(例如剪切弹性模量,杨氏模量,储能模量动态剪切粘度,剪切波速和力学阻抗)可以与健康/患病组织状态的测量值相关联。临床数据可以基于诸如人口统计学信息(例如年龄,性别和种族)的其他因素以将力学参数的测量值与特定人口统计学组中的健康/患病组织状态的测量值相关联。

[0115] 在一些实施例中,通过在一段时间内重复地对样本进行本文所述的剪切波分析技术,可以监测样本的力学参数随时间的变化。健康/患病组织状态的确定可以基于力学参数随时间的变化。例如,可以在数分钟,数小时,数天,数周,数月甚至数年的时间内监测力学参数,以确定疾病的进展和/或治疗的功效。

[0116] 在一些实施例中,可以使用力学参数来形成超声图像,诸如B模式图像或ARFI图像。

[0117] 现在将参考以下非限制性示例来描述根据本发明的实施例。

[0118] 二维成像

[0119] 实验设置:使用连接到西门子Acuson SC2000超声扫描仪(Siemens Healthcare, Mountain View, CA)的原型西门子12L4线性阵列换能器对定制的Zerdine体模(CIRS)成像。体模包含四个台阶形柱状内含体,其直径为1.5mm, 2.5mm, 4mm, 6mm和10mm。柱状内含体具有最初由CIRS列出的标称剪切模量G,其为0.67kPa, 5.33kPa, 8kPa和10.67kPa,背景为G=2.67kPa。内含体大小和硬度的每个组合都用六个独立的斑点实现成像。

[0120] 脉冲序列:为了保持配准并在三种类型的图像之间提供紧密匹配的比较,而不偏向有利于一种类型的结果,设计脉冲序列以在单次采集中采集所有三个图像。在20mm的横向视场中,每0.167mm(1/4的横向波束宽度)顺序地传送一系列400个周期的聚焦在25mm处、F值为2的4.6MHz的激励脉冲。以10,000fps的帧速率,在每次激励之前记录两个5MHz跟踪帧,在每次激励之后记录40个跟踪帧,以对诱发的剪切波进行成像。对于每个激励位置,样品以不同的跟踪配置被激励三次。在激励时记录跟踪线,并且在激励的任一侧具有0.167mm

的间隔,距离激励的偏移在1.3mm和6.5mm之间,在每个激励的左侧总共32条线,一条一致,在每个激励的右侧有32条线。

[0121] **图像形成和后处理:**对于每种类型的弹性图像,使用Loupas's算法和1.2mm (4 λ) 内核来估算在激励前相对于锚定参考系的轴向位移。见T.Loupas等人的著作“通过二维自相关方法的超声血流成像的速度和功率估算的实验评估 (Experimental evaluation of velocity and power estimate for ultrasound blood flow imaging by means of a two-dimensional autocorrelation approach)”,IEEE Trans.Ultrason.,vol.42,no.4, pp.672-688。对于STL-SWEI和MTL-SWEI (“多跟踪位置”SWEI),通过在每个像素处的、并且用截止频率为50Hz和1000Hz的三阶巴特沃斯滤波器进行带通滤波的跟踪时间 (“慢时间”),对位移进行区分。然后滤波后的轴向速度被进送通过用于每个推动位置 (MTL-SWEI) 或跟踪位置 (STL-SWEI) 的方向滤波器来以去除反射伪影。轴向速度均用0.54mm的内核被轴向中间滤波。使用二次子样本估算,并排除表示远远超出预期范围 (大于6m/s或小于0.5m/s) 的速度的候选估算值,根据每个像素处的速度信号的峰值获得每个位置处的剪切波的到达时间。在每个样本周围应用移动的横向线性回归,内核尺寸从0.16mm (2-样本差值) 至4mm (26-样本回归)。对于MTL-SWEI,126个推动位置中的每个基于与其相关的所有跟踪波束形成10.4mm宽的子图像。STL-SWEI也是如此,但每个子图像代表单一的跟踪位置,以及任一侧的5.2mm以内的推动。对于STL-SWEI图像,对每个子图像施加附加的与深度相关的横向偏移以补偿推动波束的形状。然后每个子图像被横向裁剪到中心6mm,因为在推动波束和跟踪波束之间具有大于3mm间隔的速度估算值具有低位移SNR;这也可以避免使用大内核大小时的边界效应。最后,通过在所得到的20个重叠估算值中的每个对准的像素处取中值,对于每个模式的126个裁剪的子图像进行对齐和组合。

[0122] **图像比较:**IV型 ($G_{qEI}=6.48\text{kPa}$) 内含物的MTL-SWEI和STL-SWEI到达时间显示在图5A-5B中,其中突出了STL-SWEI的斑点减少特性。图5A示出了MTL-SWEI的到达时间,图5B示出了根据一些实施例的STL-SWEI的到达时间。在图5A-5B中,显示了通过6mm内含物的IV类型 ($G_{gEj}=6.48\text{kPa}$) 的中心到达时间。竖线指示内含物边界,并且被测量到的推动的左侧的到达时间已被取消以提高可读性。斑点偏差在图5A中是显而易见的,如图所示,以线的斜率的波动方式处理。然而,图5B的STL-SWEI中的斑点偏差是对每条线的恒定偏移,这不影响斜率估算值。在STL-SWEI中,每个到达时间线的斜率更加平滑,允许视觉识别中心处的表现为减少的斜率的增加硬度的区域。

[0123] 示出尺寸和硬度损伤的每种组合的图像显示在图6和7中,其中 $0.33\times 0.33\text{mm}$ 中值滤波器已经应用于最终图像,并显示降低的噪声。数值显示为剪切模量G,其动态范围为0至9.3kPa,但是可以直接从剪切波速得到相同的图像。ARFI图像具有等同的动态范围,是归一化的逆背景位移值的0到4倍。对于MTL-SWEI和STL-SWEI图像,所显示的图像是在激励的3mm范围内的所有重叠估算值的剪切模量G的中值,这针对每个像素转换20个估算值。在每组图像中,病变的显著性随着病变大小和对比度而增加。

[0124] **6mm内含物: CNR与分辨率:**对于6mm直径,IV型内含物,图8中针相对于横向分辨率绘制CNR。该图基于后处理变量描绘了每种成像模式的系统分辨率和CNR之间的“折衷曲线”。ARFI的折衷曲线上的点显示了不同的时间步长值,从左下方的激励后0.2ms开始,以每0.1ms朝右侧递增,在0.5ms时达到最高的CNR。STL-SWEI和MTL-SWEI曲线上的点指示不同的

回归滤波内核大小,具有更好的CNR以及与更大的内核相关的更差的分辨率。STL-SWEI显示了CNR和分辨率的最佳组合,但是ARFI以0.2毫秒的时间步长实现了更好的分辨率。半透明灰色椭圆的高度和宽度显示了六次采集的每个测量值的标准偏差。

[0125] 1.5mm内含物:CNR与分辨率:对于1.5mm的IV型内含物,图9显示了不同回归内核的折衷。在图9中的顶行图像中,MTL-SWEI不能有效地显现病变,具有与较小内核相关的高噪声和与较大内核相关联的低对比度。在图9的底行图像中,STL-SWEI从左到右清楚地显示了随着内核尺寸超过目标尺寸,病变具有正确尺寸、用于噪声抑制的折中分辨率、最终失去对比度。

[0126] 图10的顶行示出了针对模拟运动、MTL-SWEI和STL-SWEI在单个深度处采集的单个帧。推动位置和跟踪位置分别标记为MTL-SWEI和STL-SWEI。MTL-SWEI比STL-SWEI噪音大得多。中间行显示了根据顶行估算的到达时间。斑点偏差在MTL-SWEI中被看作空间关联的过高估值和过低估值。STL-SWEI估算值更为平滑,但偏离中心 (x_t, y_t) ,偏移表示跟踪波束的偏差位置,如标注的那样。检测和校正斑点偏差是在临床深度处产生非常高分辨率的剪切波成像的关键。底行显示相应的剪切波图像。虽然MTL-SWEI按平均值是准确的,但要求空间平滑才能使用。另一方面,STL-SWEI显得更为精确和准确,仅在剪切传播假设可能会被破坏的推动附近失效。

[0127] 3维

[0128] 为了将STL-SWEI扩展到三维,可以独立于一个或多个跟踪波束来调整推动波束的位置。事实上,一个三维STL-SWEI图像可以由单个元素跟踪活塞组成。

[0129] 在图4的右侧示出了三维STL-SWEI算法的示意图。注意跟踪波束如何在不管定向的情况下不与推动波束对准,使得跟踪视场中的任何体素将重建在其深度处的推动平面(必须在该体素处检测到诱发的位移的一些分量,所以垂直跟踪波束不可能在没有侧向跟踪的情况下工作)。一旦推动的网格被激发和记录,推动平面中的每个跟踪体素(在平行波束形成的情况下)被分别处理。当被推动位置指示时,在每个体素处产生C扫描合成剪切波,剪切波从跟踪体素的位置辐射出来。

[0130] 然后可以在轴向、时间、跟踪或推动维度中对位移滤波。针对每个样本计算特征到达时间,并且梯度值的倒数用作剪切波速的估算值。

[0131] 实验设置:凹面的1.1MHz HIFU活塞(H-101,Sonic 21Concepts,Bothell,WA)被安装到平移台,指向目标体模的侧面,并将西门子4z1c矩阵阵列超声波换能器放置在体模对面(在实验室中创建的均匀的明胶体模,测量的剪切波速为1.2m/s),回头看样本(图11)。HIFU活塞具有6cm的固定焦深,与体模的中心对准(图12A-12B),使用西门子SC2000超声扫描仪(西门子医疗2系统,Issaquah,Wa)(图12A-12B)中的4z1c's 2和3D B模式。HIFU活塞通过匹配网络和RF功率放大器(E&I A150,Electronics&Innovation,Rochester,NY)驱动。对于每个推动,对于6,250vps的跟踪体积比,在 θ 和 Φ 方向上在-8度和+8度之间,并且在深度上为7cm的情况下,记录一系列96个 $128 \times 8 \times 8$ 体素超声体积。在平行接收时形成64个波束的情况下,使用发散波传输。为了驱动活塞,函数发生器在检测到每个采集序列的开始后0.56ms发送300个周期的1.1MHz脉冲,以与序列中的第5个体积一致。

[0132] 图像形成和后处理:Loupas算法与1.5mm(5 λ)内核一起使用以估算相对于激励之前的锚定坐标系的轴向位移。使用截止频率为50Hz和1000Hz的三阶巴特沃思滤波器,通过

在每个体素处的跟踪时间(标准时间)对位移进行带通滤波。

[0133] 使用二次子样本估算,并且在推动之后排除2.5ms以下的体积以排除位移中的混响伪差,每个位置处的剪切波的到达时间通过从每个体素处的位移信号的峰值获得。在 x_p 和 y_p 维度中获得到达时间的梯度,剪切波速估算为:

$$[0134] \quad SWS = \frac{1}{\sqrt{(\nabla_{x_p} T)^2 + (\nabla_{y_p} T)^2}}$$

[0135] 在任何阶段都没有对任何数据应用空间滤波(需要 3×3 像素内核来计算梯度)。

[0136] 结果:合成的剪切波:图13显示了在4z1c前面操纵的、来自4cm深处的单个体素产生的合成剪切波影像的5帧。为了视觉的目的,位移被取消,因为原始的位移朝向4z1c被测量。跟踪体素被定位为使得剪切波从网格的中心附近辐射出来,并且剪切波在 x_p 和 y_p 维度上的传播是畅通和顺利的。下方的薄膜带窗格中的体积渲染有助于可视化推动的几何形状。波前的形状在深度上变化,但是传播是顺利的。

[0137] 图14示出了位于视场边缘附近的具有较大的光栅波瓣的不同跟踪体素。跟踪光栅波瓣表现为次级合成剪切波源,两个合成波在 $y_p=4\text{mm}$ 周围相互作用,相互穿过。

[0138] 剪切波速估算:图15显示了在具有投影轮廓的表面处40mm深度处计算的c扫描中的STL-SWEI到达时间。即使没有空间滤波,锥体的形状也是均匀的。推动波束和跟踪波束对准的中部仅有几个像素显示伪影到达时间,但是这些区域通常不用于剪切波速估算。图16显示了4cm深度处的64个跟踪体素中的每一个的剪切波速图。没有应用方向性滤波器,所以来自光栅波瓣的干涉剪切波在一些跟踪体素中造成伪影,特别是那些具有更多转向的跟踪体素。由于跟踪时间不足以捕获峰值,所以在每个跟踪体素(合成波源)的位置附近和离波源大于15mm的距离处估算的波速也是不正确的。图8示出了没有掩蔽或排除的图16中64个体素的中值剪切波速图。即使有一些损坏的估算,图是光滑的,代表均匀的剪切波速 $1.16 \pm 0.05\text{m/s}$ 。

[0139] 斑点消除:在一些实施例中,本文提出的三维STL-SWEI方法具有以非常高的分辨率产生定量弹性体积的可能性。图像中斑点噪声的减少或消除使得到达时间图的平滑性相对于之前用MTL-SWEI模型在大空间内核上的结果得到显著改善,以形成可行的估算,但是STL-SWEI不需要这样的固有平滑。

[0140] 光栅波瓣:这里所示的效果之一是光栅波瓣对跟踪波束的影响。因为跟踪波束同时在多于单个的位置上有效地成像,因此它创造了多个合成波源。当这些波源彼此干涉时,这些波源扰乱到达时间的梯度,但这可通过找到主波瓣的跟踪位置并在圆柱坐标中应用方向滤波器来进行补偿。原始到达时间被使用,并通过所有跟踪波束中的中值被简单平均掉噪声。的确,图17中已经很小的变化可以用这种滤波器进一步减少,或者甚至用简单的加权平均进一步减少。事实上,如果他们的位置被检测到并被定向滤波,光栅波瓣甚至可以用来提供额外的图。对于正确的波束形成波束,图具有较高质量。对于这些体素,因为聚焦活塞也可以记录完整的剪切波速图,所以跟踪阵列的矩阵性质可能是不相关的。

[0141] 剪切波成像具有许多临床应用,以及用于其他材料表征应用。这里描述的STL-SWEI方法和系统可以允许形成比其他方法更高分辨率的图像。STL-SWEI可能具有与ARFI成像相同的声学曝光和帧率限制,但产生了定量剪切波图像。分辨率的这种提高对于临床相

关深度的成像可能是非常有价值的。虽然MTL-SWEI的分辨率可以通过使用更高的频率来改善,但是这是以牺牲穿透力为代价的。对于STL-SWEI,可以在不牺牲穿透力的情况下提高横向分辨率。这对于对乳房病变,肝脏病变和RF烧蚀病变的成像,或者肝纤维化,组织工程构造或心肌的表征是有用的。它也可以用于非医学应用,例如表征食物的成熟或熟化状态。在任何情况下,二维和三维的STL-SWEI可以实现材料力学性质的准确,高分辨率成像。

[0142] 前述内容是对本发明的说明,不应被解释为对本发明的限制。尽管已经描述了本发明的一些示例性实施例,但是本领域技术人员将容易地认识到,在实质上不背离本发明的新颖教导和优点的情况下,可以在示例实施例中进行许多修改。因此,所有这样的修改意图被包括在权利要求所限定的本发明的范围内。因此,应当理解的是,前述内容是对本发明的说明,而不应被解释为限于所公开的特定实施例,并且对所公开的实施例以及其它实施例的修改旨在被包括在所附权利要求的范围中。本发明由所附权利要求限定,其中包括权利要求的等同物。

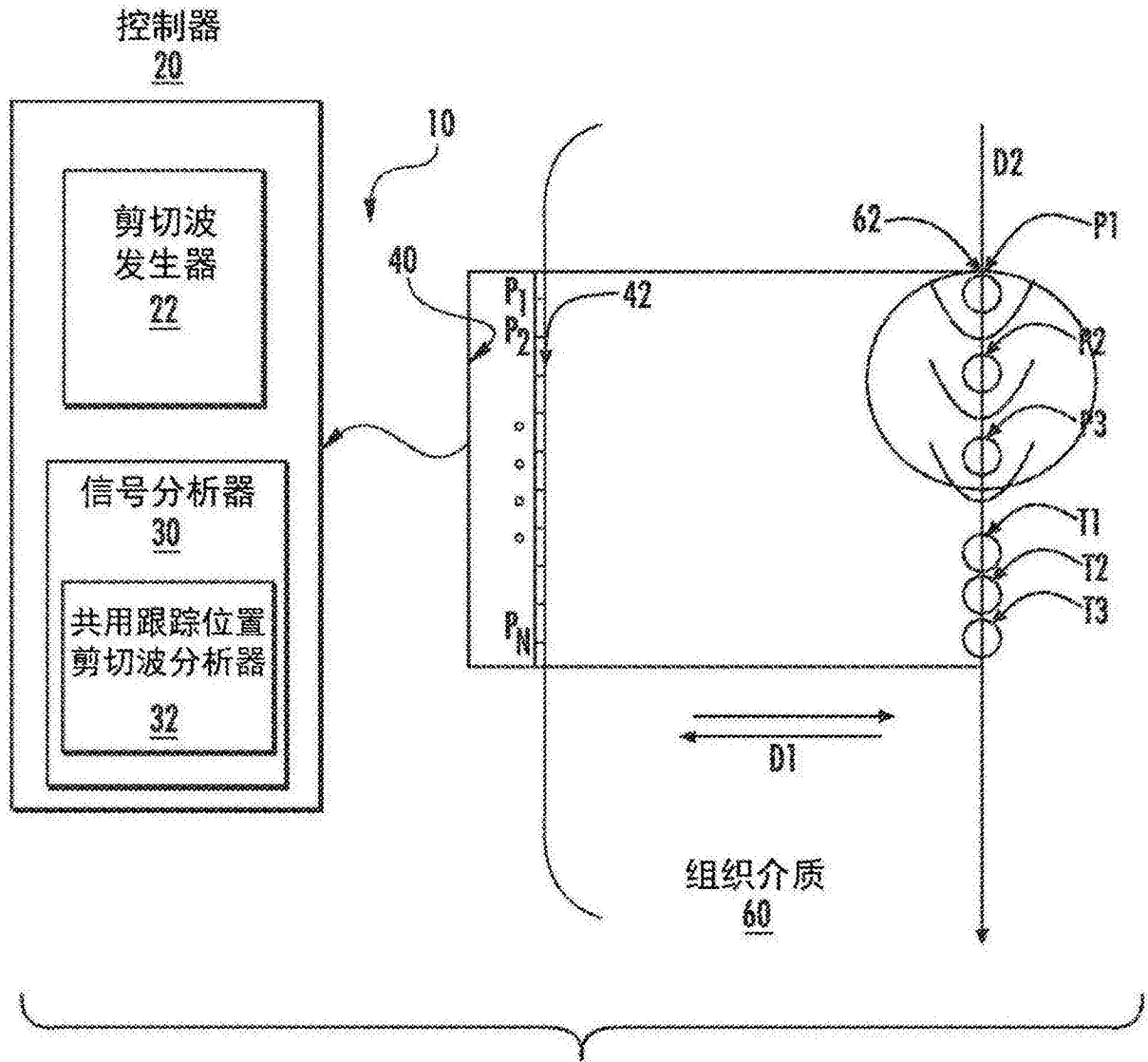


图 1A

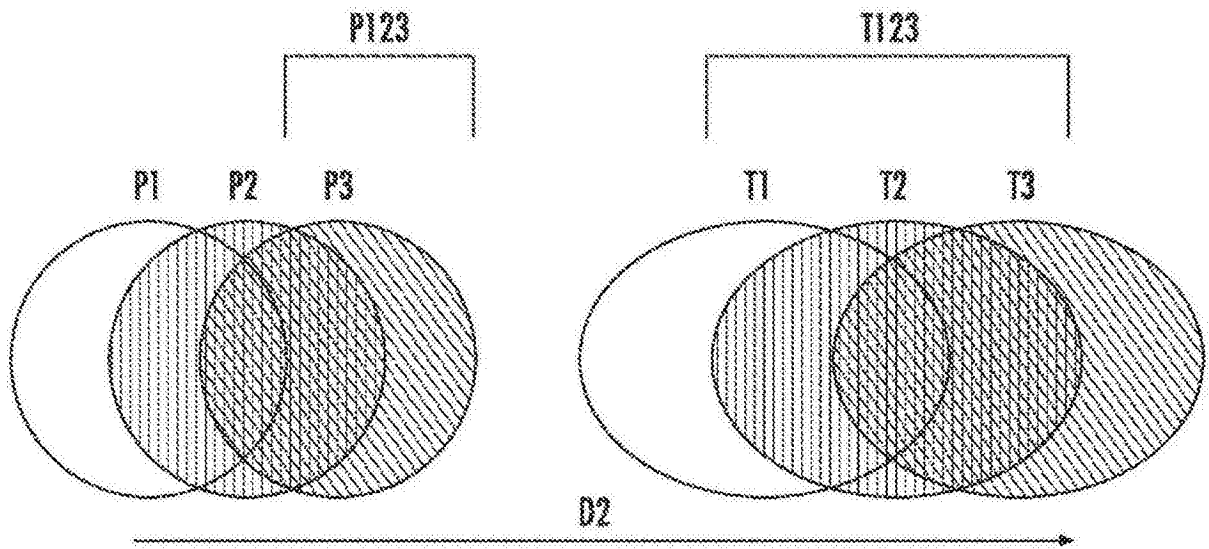


图1B

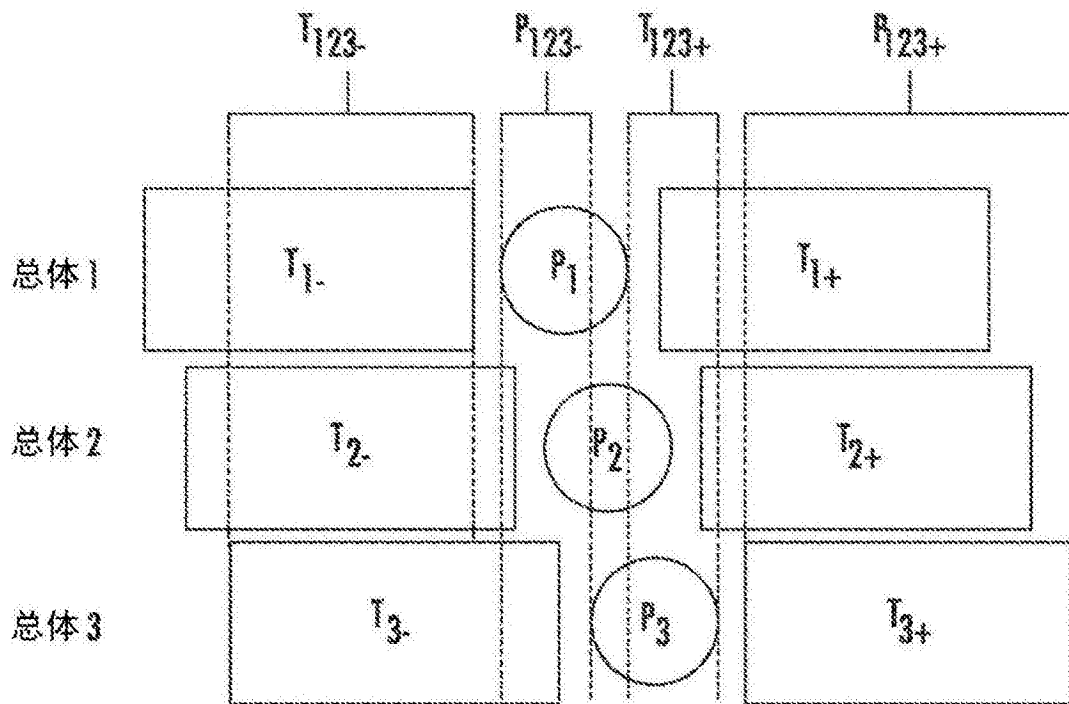


图1C

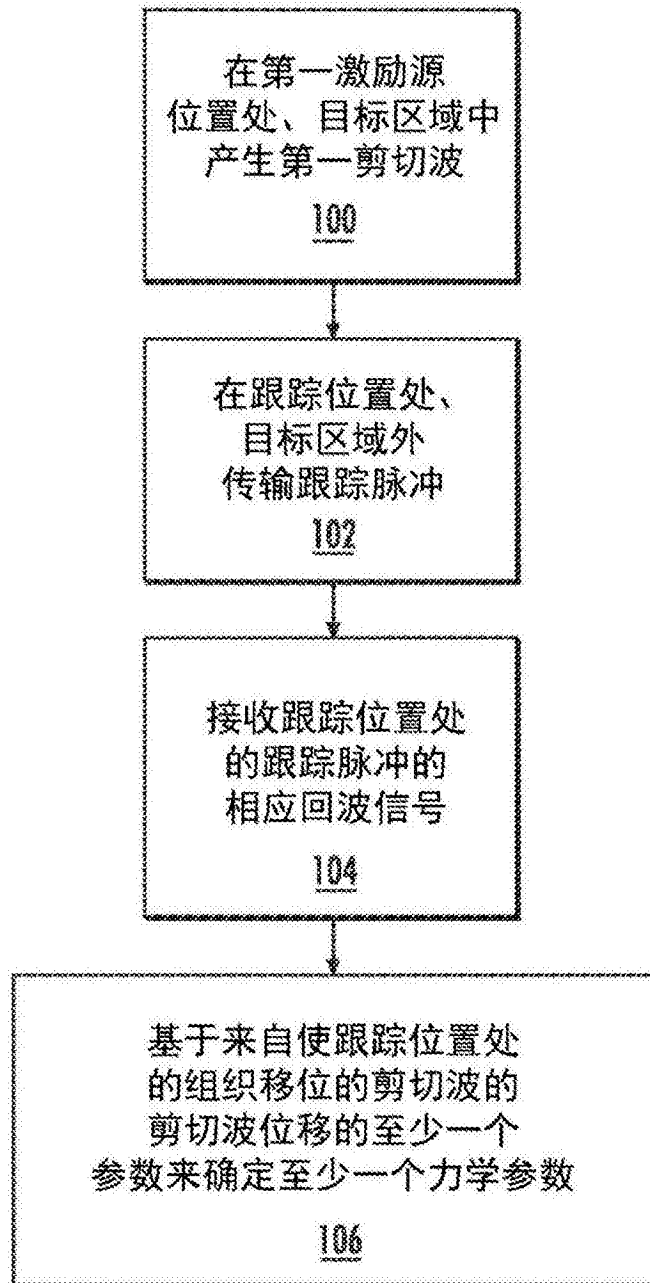


图2

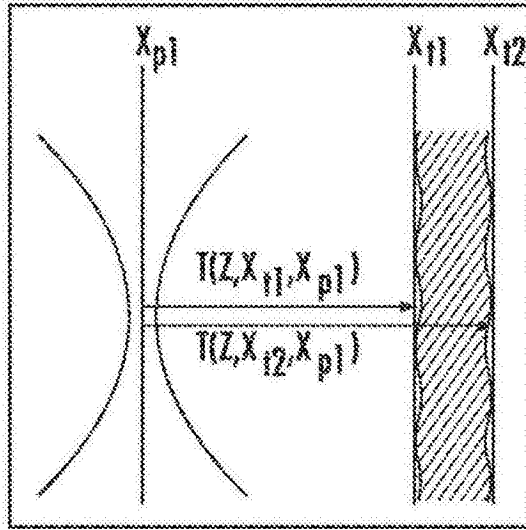


图3A

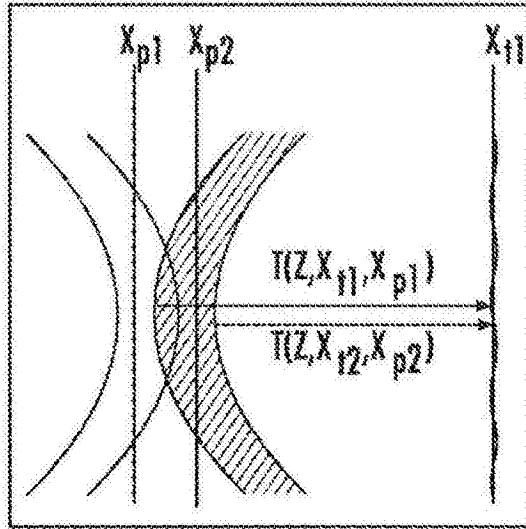


图3B

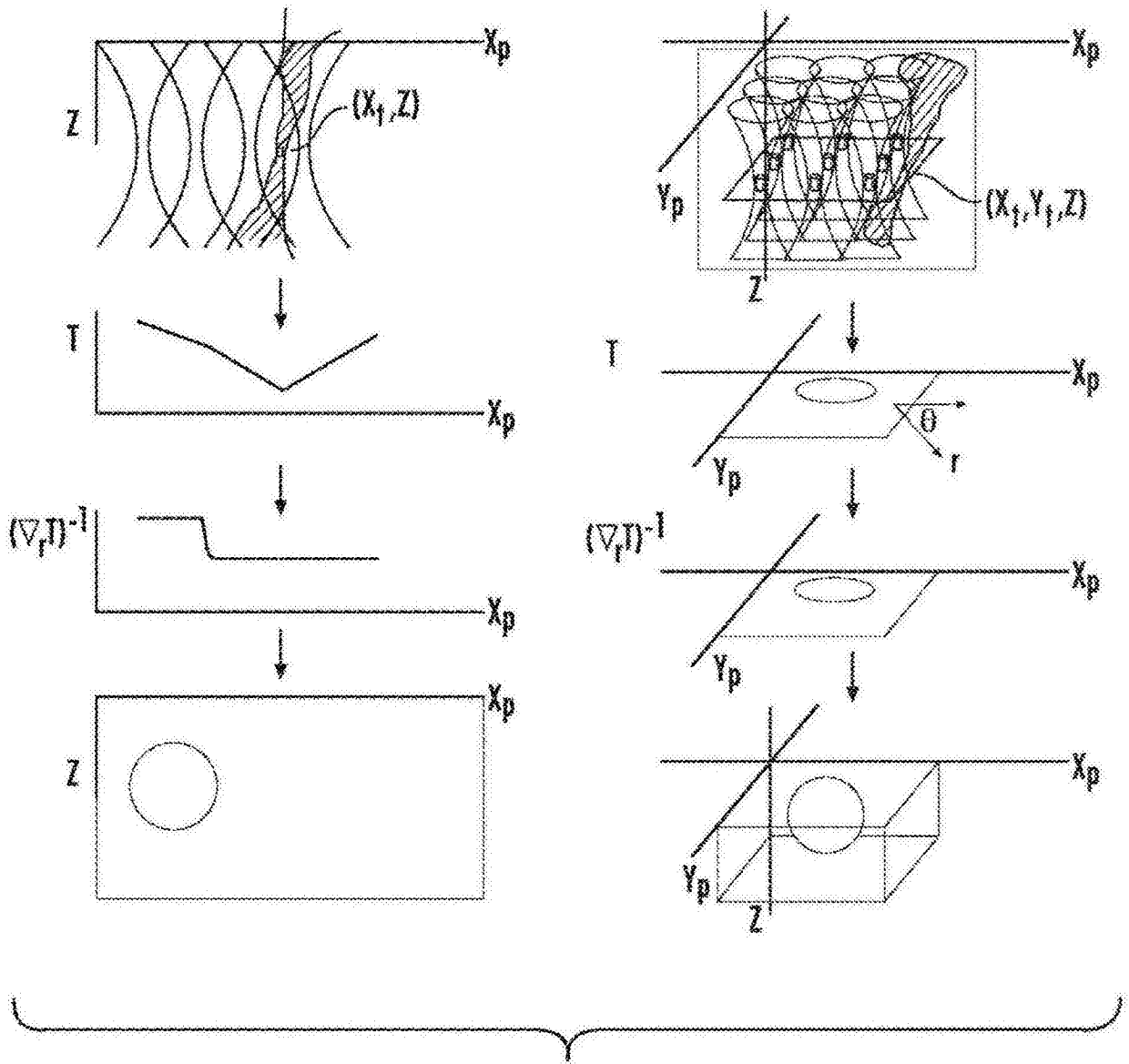


图 4

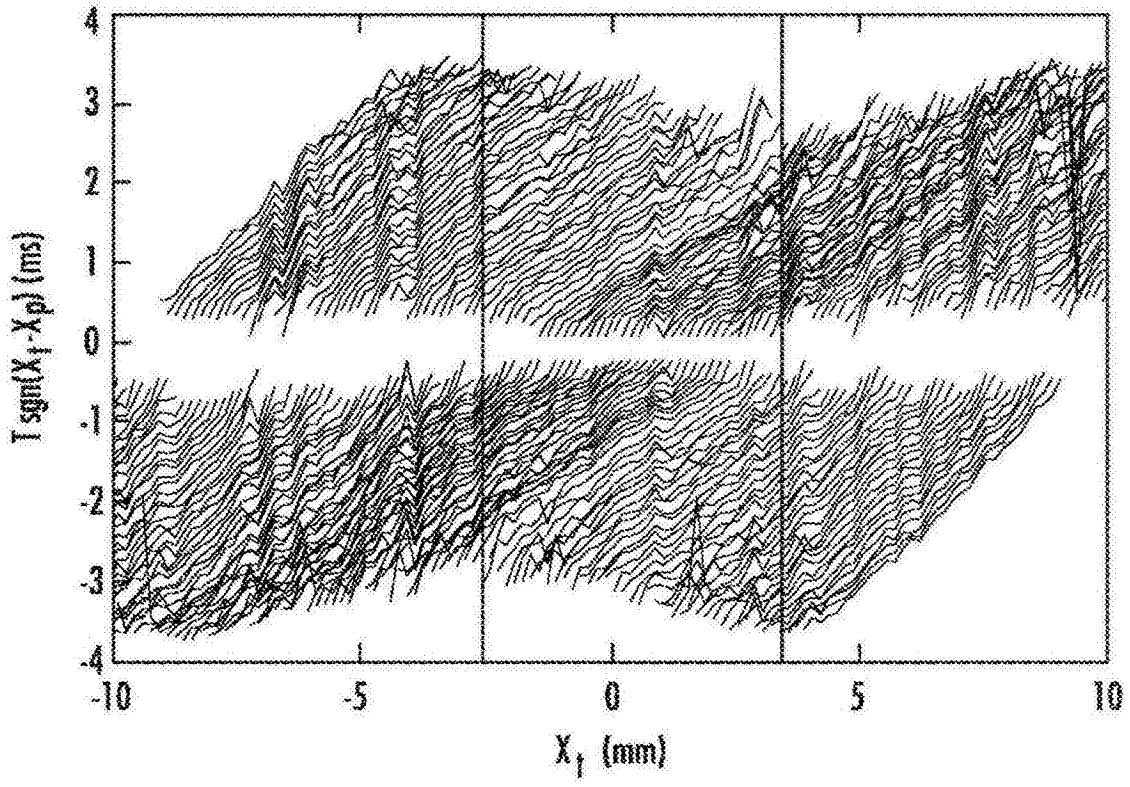


图5A

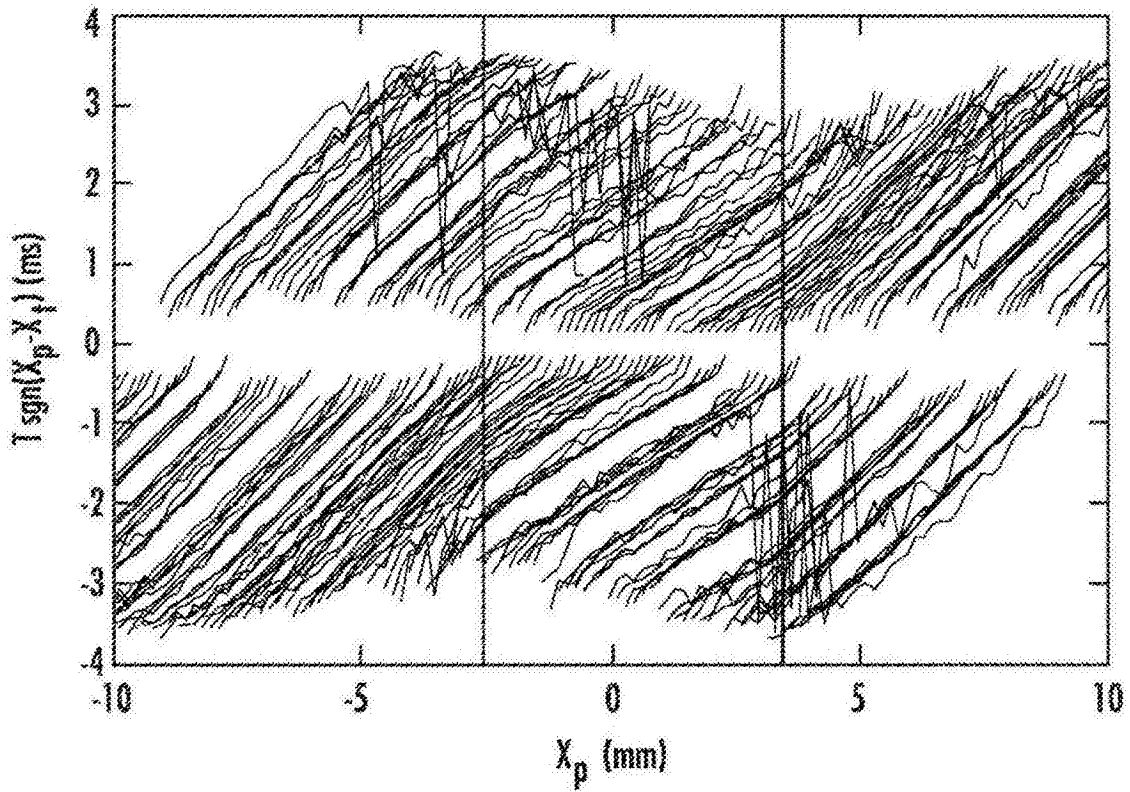


图5B

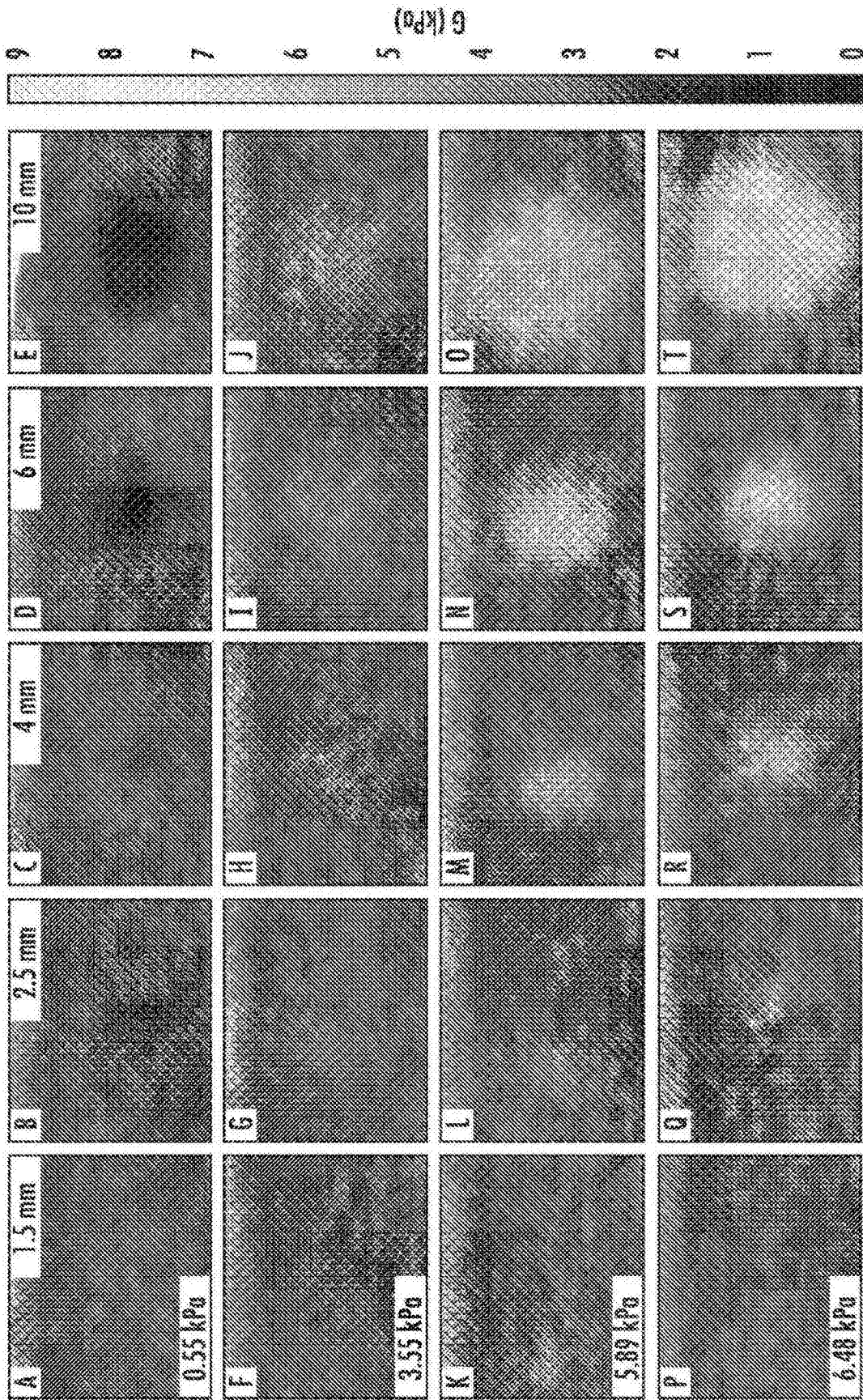


图6

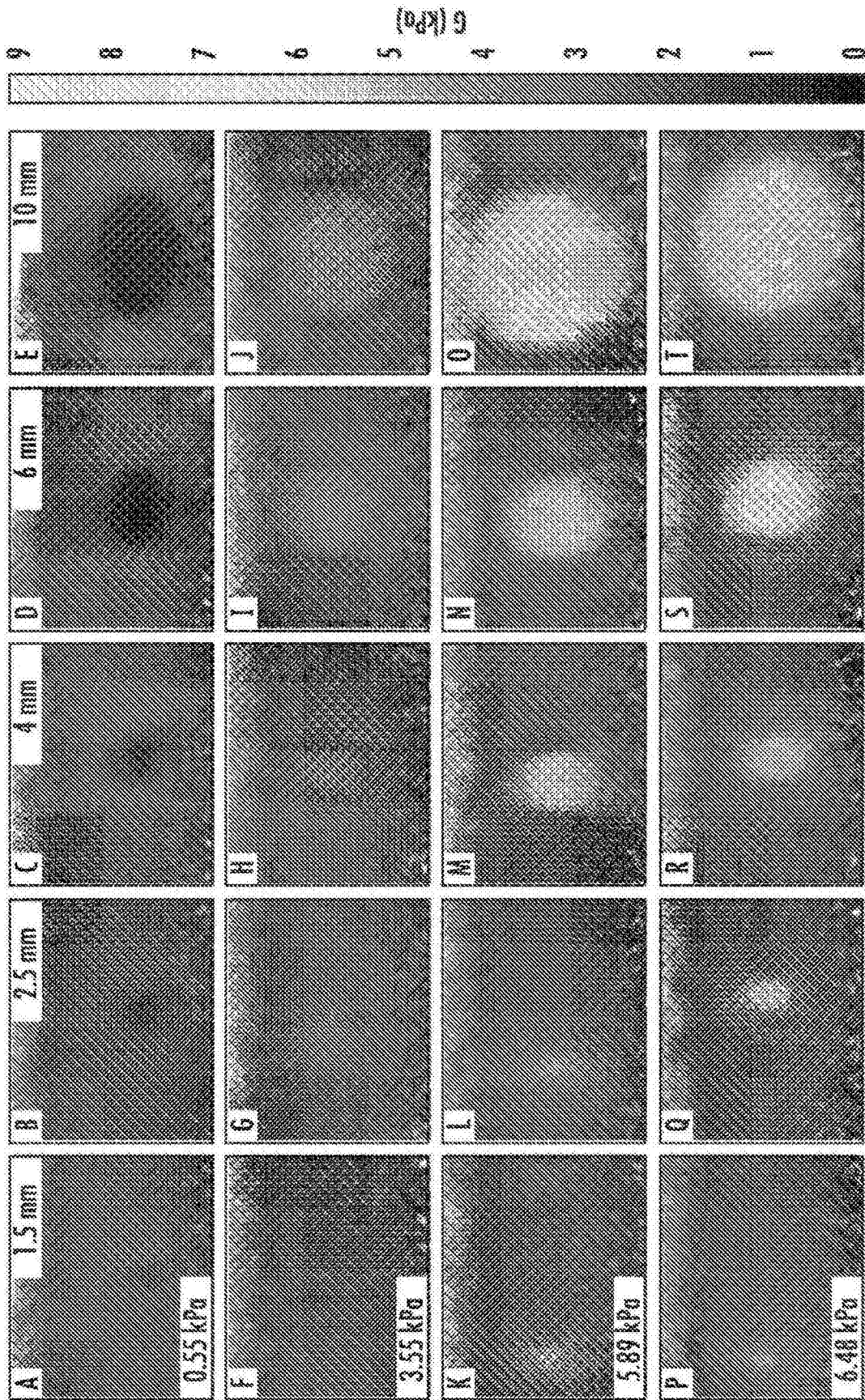


图7

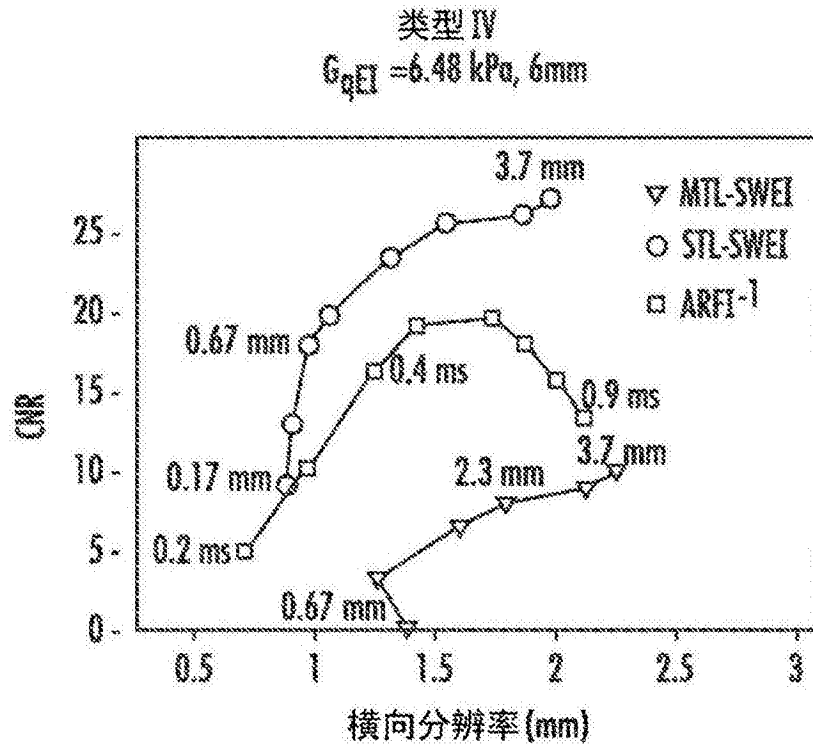


图8

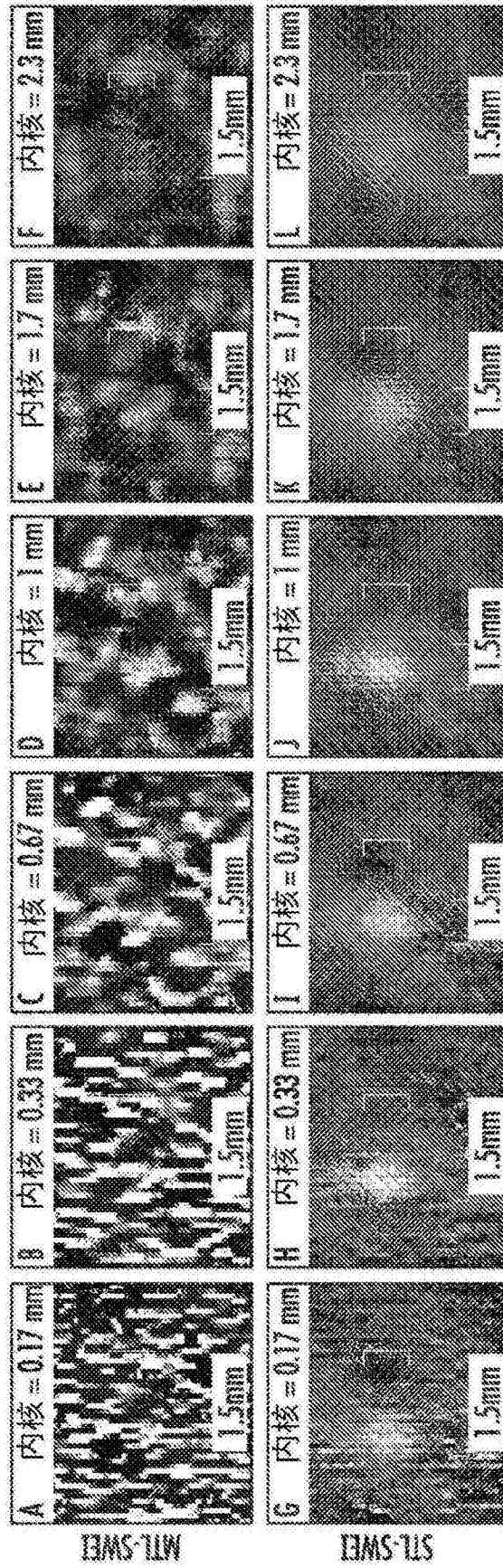


图9

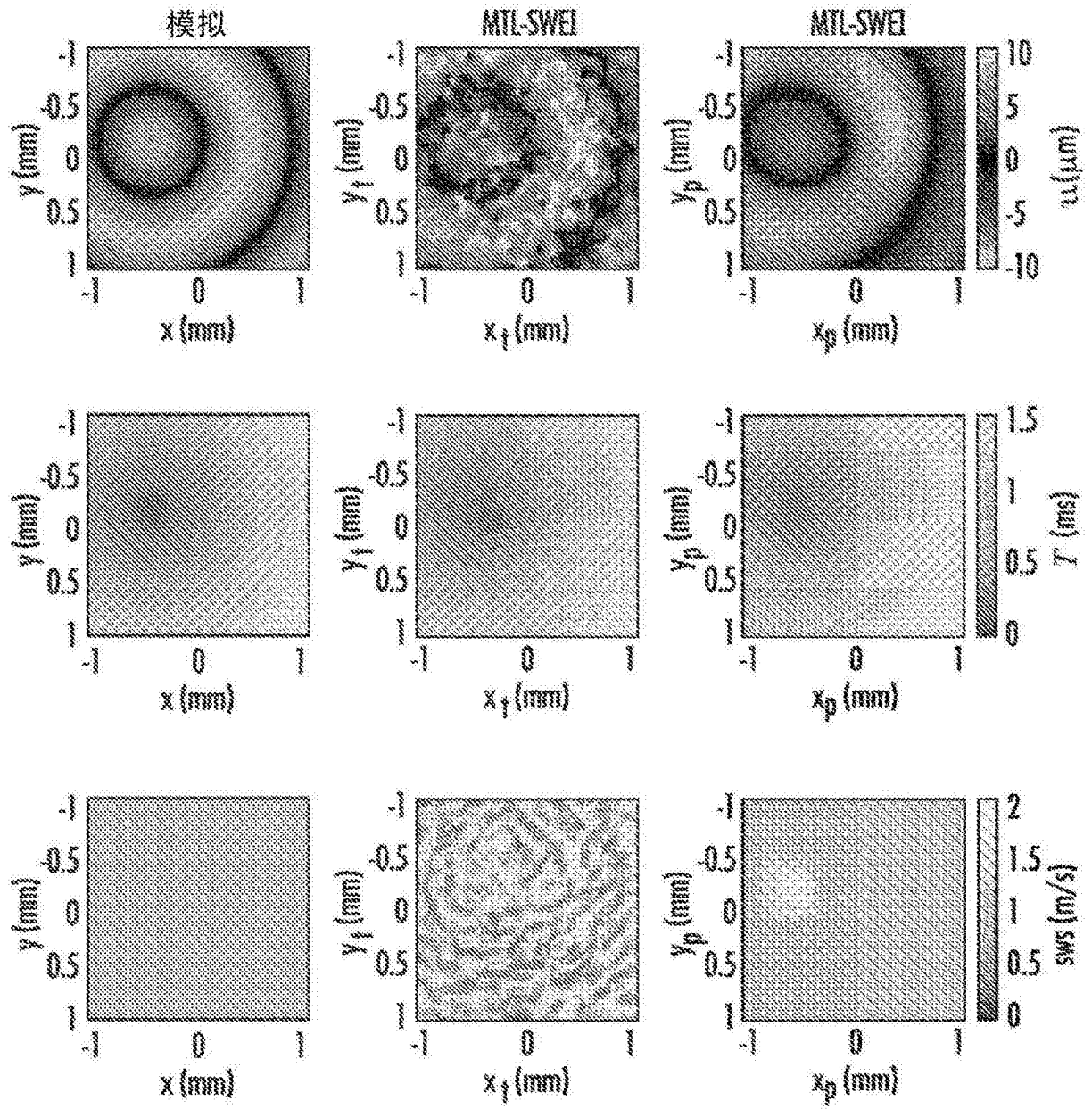


图10

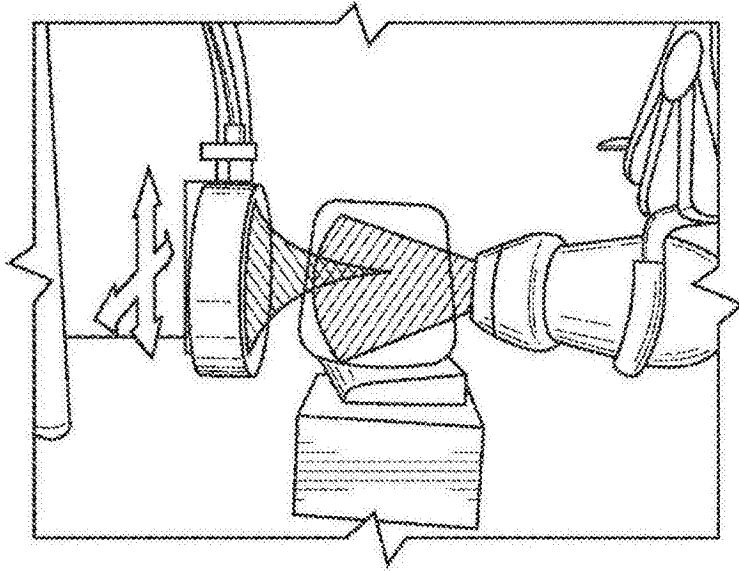


图11

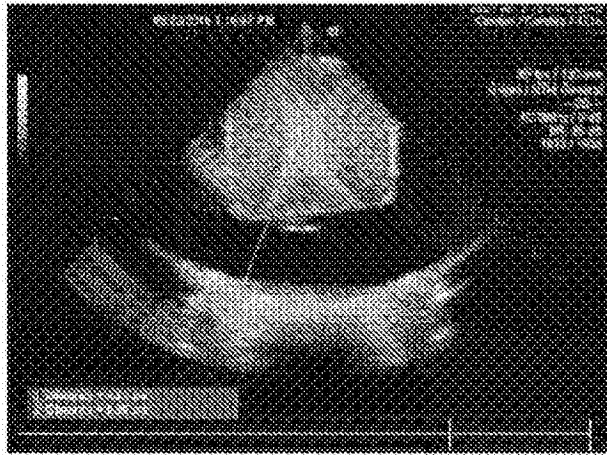


图12A

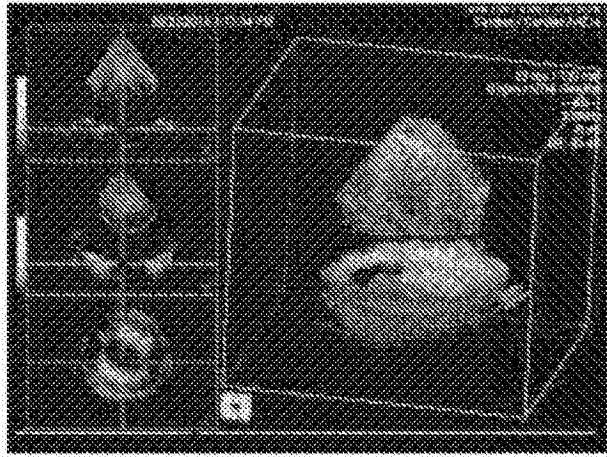


图12B

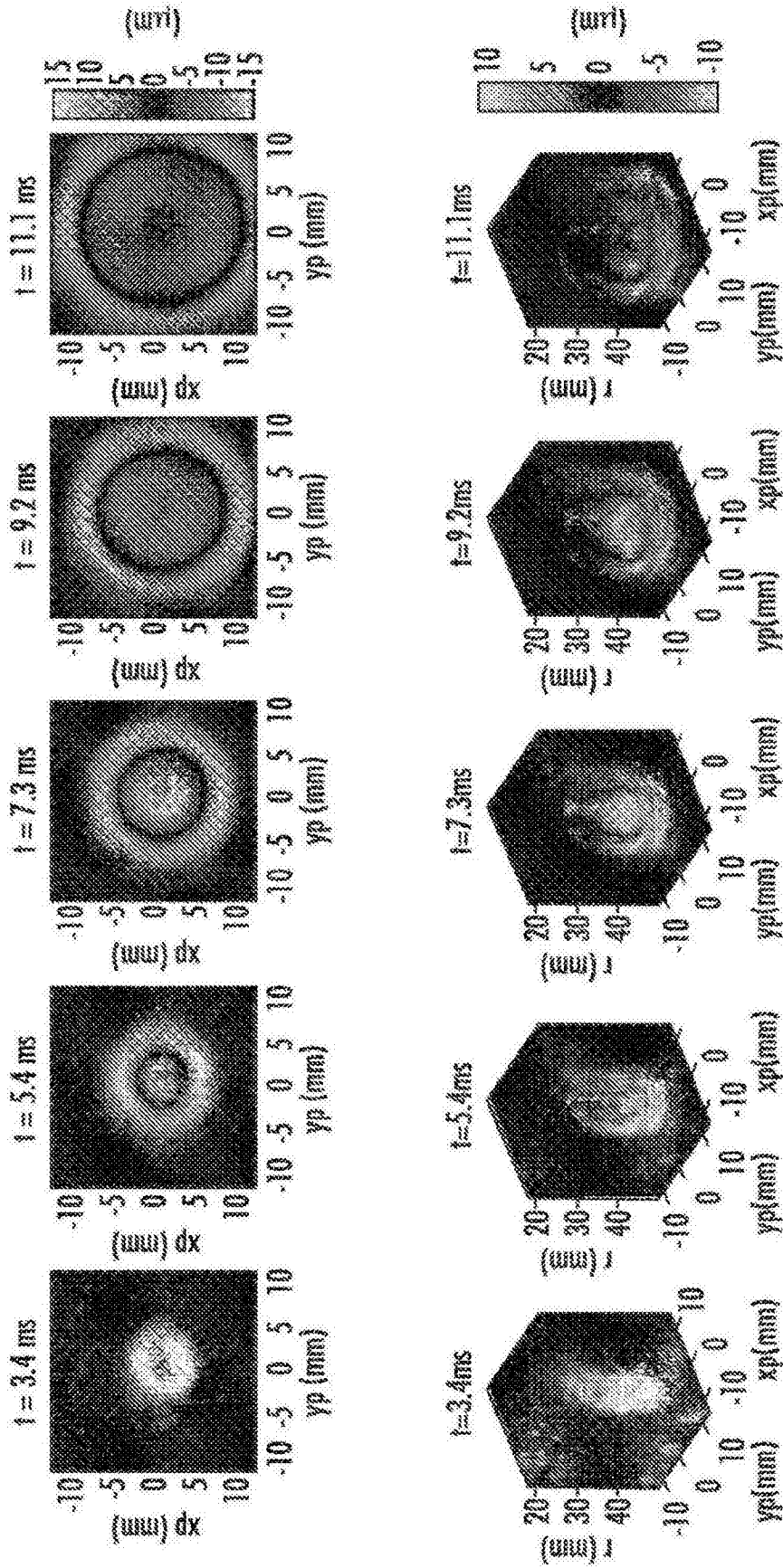


图 13

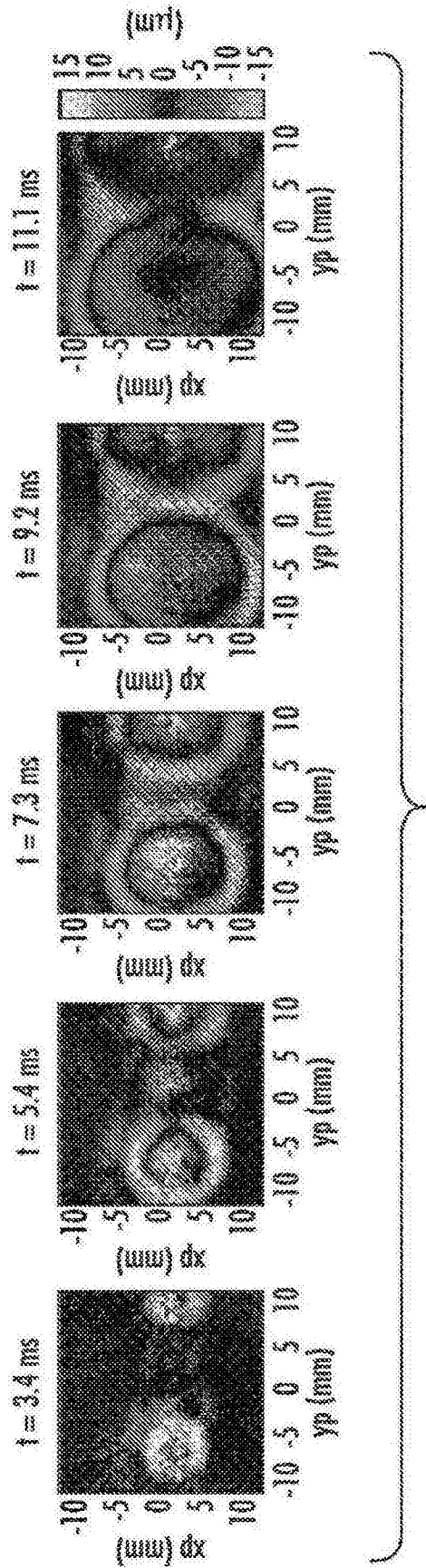


图 14

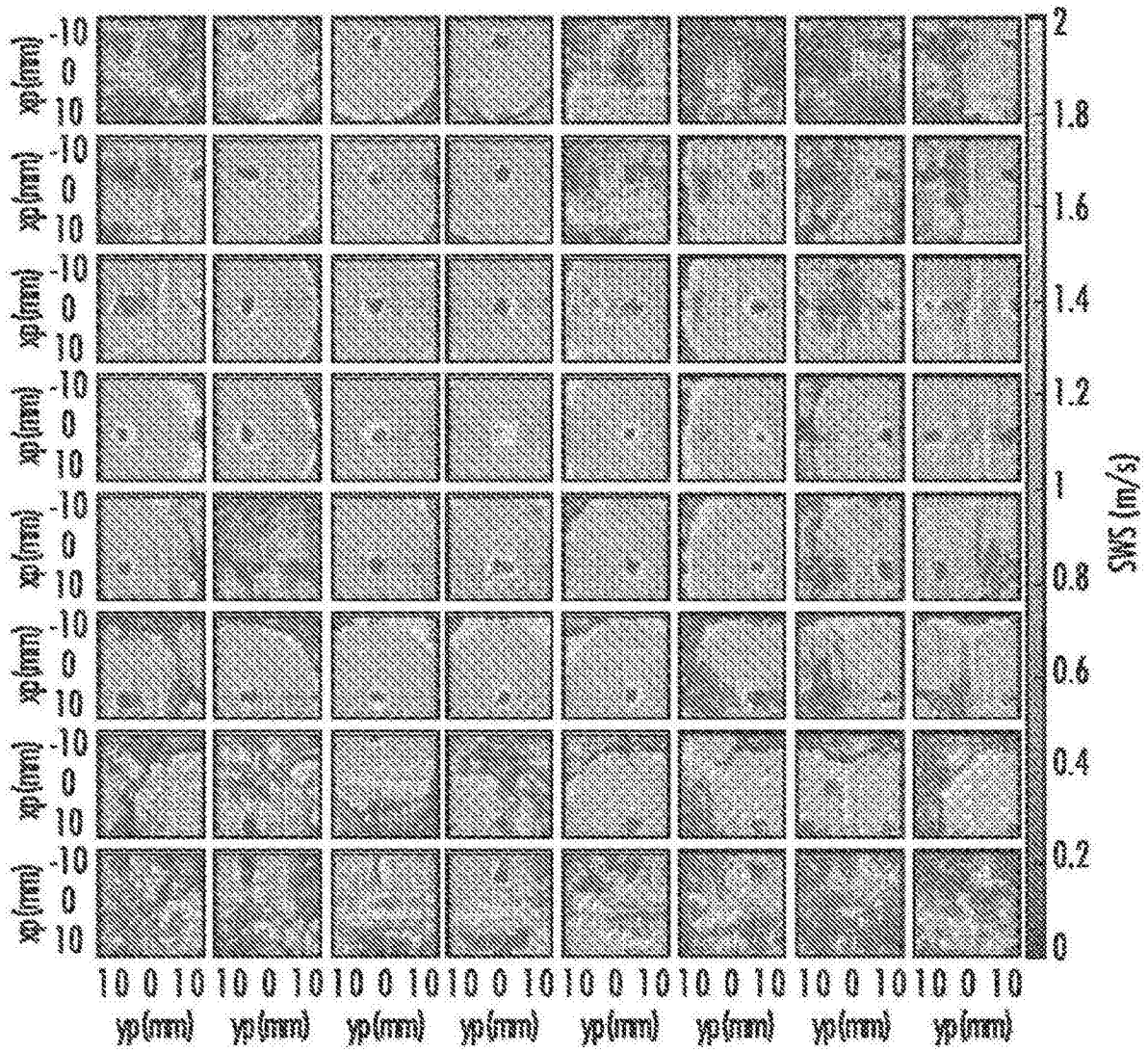


图16

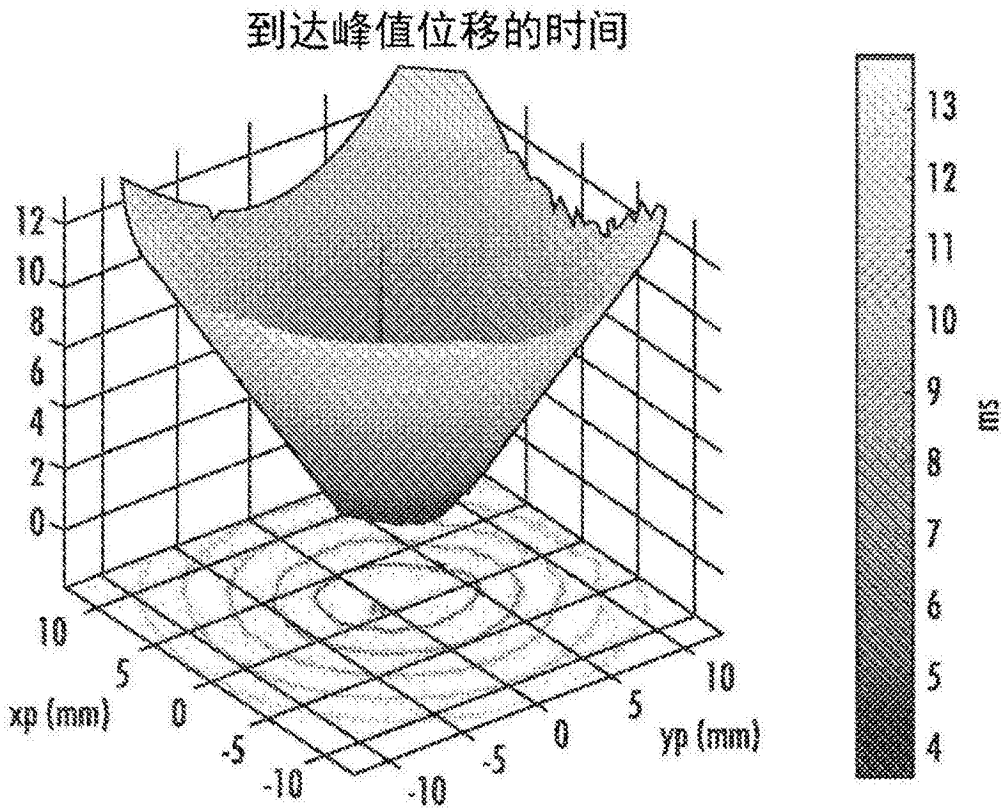


图15

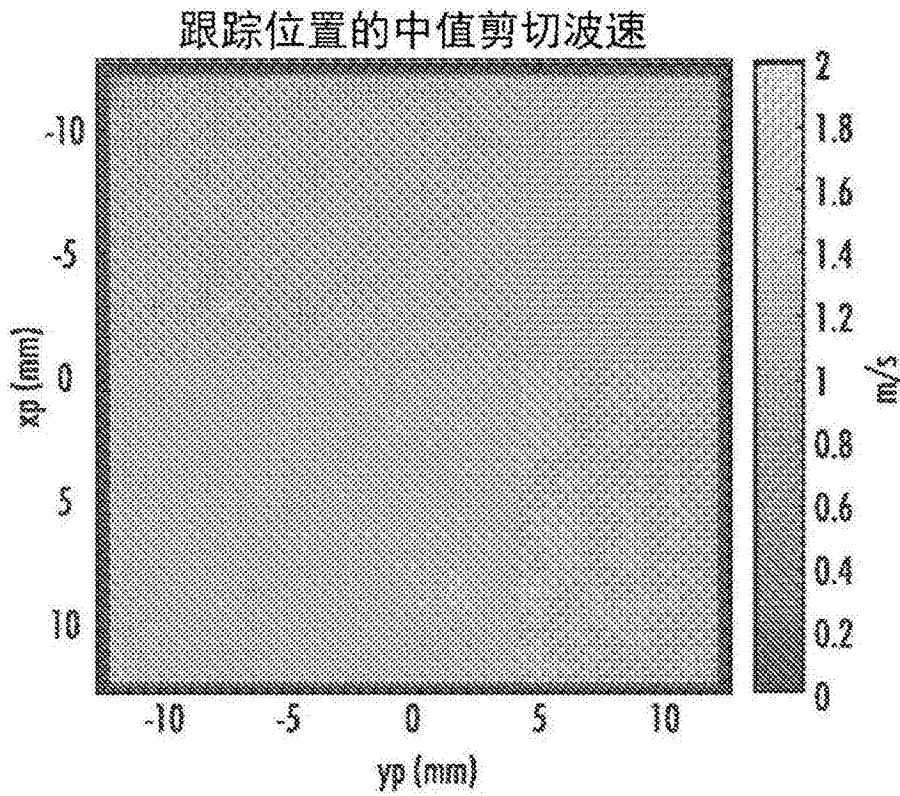


图17