



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110013276 A
(43)申请公布日 2019.07.16

(21)申请号 201811525810.3
(22)申请日 2018.12.13
(30)优先权数据
15/841177 2017.12.13 US
(71)申请人 美国西门子医疗解决公司
地址 美国宾夕法尼亚州
(72)发明人 Y.拉拜德 J.本森
(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001
代理人 孙鹏 刘春元
(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)
A61B 8/00(2006.01)

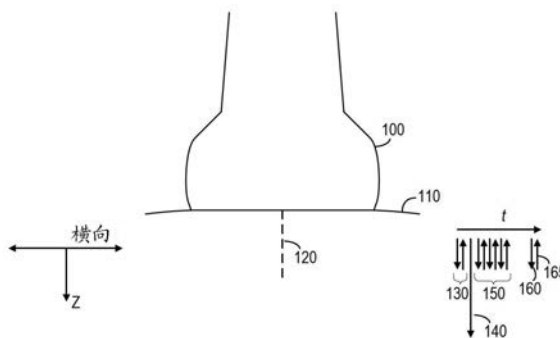
权利要求书2页 说明书7页 附图7页

(54)发明名称

ARFI成像的校准

(57)摘要

一种超声成像系统和方法包括:沿着第一轴(120)朝向材料(110)发射超声推动脉冲(140),所述超声推动脉冲与第一频率、第一F数和第一焦深相关联,确定所述材料响应于所述推动脉冲沿着所述轴的位移,沿着所述第一轴朝向所述材料发射第二超声脉冲(160),所述第二超声脉冲与基本上分别类似于第一频率、第一F数和第一焦深的第二频率、第二F数和第二焦深相关联,响应于第二超声脉冲而从材料接收回波信号(165),基于第一F数和在第一焦深处的固定焦点来对回波信号进行波束成形,确定沿着所述轴的波束成形的回波信号的幅度,基于所确定的所述材料沿着所述轴的位移和沿着所述轴的波束成形的回波信号的幅度来确定所述材料沿着所述轴的相对弹性,以及基于所述材料沿着所述轴的确定的相对弹性来生成图像。



1. 一种超声成像系统,包括:
 - 超声换能器(100),用以:
 - 沿着第一轴(120)朝向材料(110)发射超声推动脉冲(140),所述超声推动脉冲与第一频率、第一F数和第一焦深相关联;
 - 沿着第一轴朝向材料发射第二超声脉冲(160),所述第二超声脉冲与第二频率、第二F数和第二焦深相关联;和
 - 响应于第二超声脉冲而从材料接收回波信号(165);
 - 接收波束成形器(230),用以:
 - 控制接收孔径以基于第一F数和第一焦深处的固定焦点对回波信号进行波束成形;和
 - 处理器(250),用以:
 - 确定材料响应于推动脉冲沿着所述轴的位移;
 - 确定沿着所述轴的波束成形的回波信号的幅度;
 - 基于材料沿着所述轴的所确定的位移和沿着所述轴的波束成形的回波信号的幅度来确定材料沿着所述轴的相对弹性;和
 - 基于材料沿着所述轴的所确定的相对弹性来确定沿着所述轴的多个位置中的每一个处的图像的像素值;和
 - 显示器(255),用以显示图像。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中确定所述材料响应于所述推动脉冲而沿着所述轴的位移包括:
 - 确定所述材料的每个点处响应于所述推动脉冲沿着所述轴的最大位移,和
 - 其中,确定所述材料沿着所述轴的相对弹性是基于所述材料的每个点处沿着所述轴的所确定的最大位移和沿着所述轴的波束成形的回波信号的幅度。
3. 根据权利要求1所述的系统,其中,第二频率、第二F数和第二焦深分别基本上类似于第一频率、第一F数和第一焦深。
4. 根据权利要求1所述的系统,其中,确定所述材料沿着所述轴的相对弹性包括确定所述材料沿着所述轴的所确定的位移与沿着所述轴的所述波束成形的回波信号的幅度的比率。
5. 一种方法,包括:
 - 沿着第一轴(120)朝向材料(110)发射超声推动脉冲(140),所述推动超声脉冲与第一频率、第一F数和第一焦深相关联;
 - 确定所述材料响应于所述推动脉冲的沿着所述轴的位移;
 - 沿着所述第一轴朝向所述材料发射第二超声脉冲(160),所述第二超声脉冲与第二频率、第二F数和第二焦深相关联;
 - 响应于所述第二超声脉冲而从所述材料接收回波信号(165);
 - 基于所述第一F数和所述第一焦深处的固定焦点对所述回波信号进行波束成形;
 - 确定沿着所述轴的波束成形的回波信号的幅度;
 - 基于所述材料沿着所述轴的所确定的位移和沿着所述轴的所述波束成形的回波信号的幅度,确定所述材料沿着所述轴的相对弹性;和
 - 基于材料沿着所述轴的所确定的相对弹性来生成图像。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中确定所述材料响应于所述推动脉冲沿着所述轴的位移包括:

确定所述材料的每个点处响应于所述推动脉冲沿着所述轴的最大位移,和

其中所述材料沿着所述轴的相对弹性是基于所述材料的每个点处沿着所述轴的所确定的最大位移和沿着所述轴的波束成形的回波信号的幅度来确定的。

7. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述第二频率、所述第二F数和所述第二焦深分别基本上类似于第一频率、第一F数和第一焦深。

8. 根据权利要求5所述的方法,其中,确定所述材料沿着所述轴的相对弹性包括确定所述材料沿着所述轴的所确定的位移与沿着所述轴的所述波束成形的回波信号的幅度的比率。

9. 一种超声成像系统,用以:

沿着第一轴(120)朝向材料(110)发射超声推动脉冲(140),所述超声推动脉冲与第一频率、第一F数和第一焦深相关联;

确定所述材料响应于所述推动脉冲的沿着所述轴的位移;

沿着所述第一轴朝向所述材料发射第二超声脉冲(160),所述第二超声脉冲与第二频率、第二F数和第二焦深相关联;

响应于所述第二超声脉冲来从所述材料接收回波信号(165);

基于所述第一F数和所述第一焦深处的固定焦点来对所述回波信号进行波束成形;

确定沿着所述轴的波束成形的回波信号的幅度;

基于所述材料沿着所述轴的所确定的位移和沿着所述轴的所述波束成形的回波信号的幅度,确定所述材料沿着所述轴的相对弹性;和

基于材料沿着所述轴的所确定的相对弹性来生成图像。

10. 根据权利要求9所述的系统,其中确定所述材料响应于所述推动脉冲沿着所述轴的位移包括:

确定所述材料的每个点处响应于所述推动脉冲沿着所述轴的最大位移,并且

其中,所述材料沿着所述轴的相对弹性是基于所述材料沿着所述轴的所确定的最大位移和沿着所述轴的波束成形的回波信号的幅度来确定的。

ARFI 成像的校准

背景技术

[0001] 常规的超声成像系统通过检测体积(volume)内的声阻抗不连续性来创建体积的内部图像。更具体地,常规的超声成像包括将超声束发射到体积中并检测从体积内的声阻抗不连续性反射的信号。因为不同的材料通常展现不同的声阻抗,所以检测的声阻抗不连续性表示体积内不同材料的位置。

[0002] 硬组织和软组织(例如,在肝脏内)可以展现类似的声阻抗。因为在这样的硬组织和软组织之间可以仅存在小的声阻抗不连续性,所以超声束将不会在组织之间的边界处显著反射。因此,常规的超声图像将未能充分区分软组织和硬组织。

[0003] 具有类似声阻抗的软组织和硬组织在经受应力时可能表现不同。对于给定的冲力(impulsive force),较软的组织移动得更远,花费更久来达到峰值位移,并且比较硬的组织恢复得更慢。声辐射力脉冲(ARFI)成像利用这些不同的行为而基于其相对硬度来生成区分组织的图像。ARFI成像涉及使用超声“推动(push)”脉冲机械地压缩组织并跟踪所得到的轴上(on-axis)组织位移。使用灰度或颜色编码来确定和显示位移的相对差异,从而描绘组织内区域的相对硬度。

[0004] 组织内的推动脉冲的强度是深度依赖性的,并且受到沿着到推动脉冲的聚焦区域的路径的衍射和衰减、聚焦增益和组织的吸收性质的影响。因为组织位移与组织内的强度梯度成比例,所以均匀组织的ARFI生成的位移轮廓(profile)将误导地描绘在焦点处和在浅深度处的更大位移(即更硬的组织)。

[0005] 常规的ARFI系统试图基于该区域内的强度梯度来归一化(normalize)感兴趣区域(即ARFI图像)的位移轮廓。例如,使用具有与感兴趣区域的位移轮廓相同焦点的推动脉冲来生成均匀人体模型(phantom)的位移轮廓。然后通过划分出(divide out)均匀人体模型的位移轮廓来归一化感兴趣区域的位移轮廓。此方法未能计及感兴趣区域的特定组织内的强度梯度。期望系统基于成像组织内的实际强度梯度来校准ARFI图像。

附图说明

[0006] 考虑到如附图中所示的以下说明书,实施例的构造和使用将变得显而易见,其中相似的参考数字指定相似的部分,并且其中:

图1示出了根据一些实施例的生成校准的ARFI图像的过程;

图2是根据一些实施例的超声成像装置的框图;

图3示出了根据一些实施例的聚焦的超声脉冲的传输;

图4示出了根据一些实施例的超声脉冲的聚焦接收;

图5是根据一些实施例的生成校准的ARFI图像的过程的流程图;

图6是根据一些实施例的在固定的轴上深度处的位移随时间的曲线图;

图7是根据一些实施例的最大位移对轴上深度的曲线图;

图8是根据一些实施例的固定焦点B模式接收脉冲振幅对轴上深度的曲线图;

图9是根据一些实施例的归一化的最大位移对轴上深度的曲线图;

图10示出了根据一些实施例的二维ARFI图像的获取；
图11A是表示最大位移的原始图像；和
图11B是根据一些实施例的表示最大位移的归一化图像。

具体实施方式

[0007] 提供下面的描述以使得本领域的任何人员能够制造和使用所描述的实施例，并阐述预期用于执行所描述的实施例的最佳模式。然而，各种修改对于本领域人员来说将仍然是显而易见的。

[0008] 一些实施例提供ARFI图像的高效且准确的生成。更具体地，一些实施例提供了一种创造性系统，以基于施加到被成像的组织实际深度相关力来校准ARFI图像。这样的图像可以比常规系统更准确地描绘成像组织的相对硬度。

[0009] 一些实施例解决的技术问题是先前ARFI系统没能力来计及被成像组织的衰减和衍射图案。一些实施例经由对用来获取B模式图像的参数特定控制以及使用B模式图像而基于成像组织的衰减和衍射图案归一化ARFI图像来提供技术方案。

[0010] 图1示出了根据一些实施例的实施方式。通常，超声换能器100将超声束发射到体积110中并从那里接收超声信号。体积110可以包括人体，但是实施例不限于此。超声换能器100可包括任何合适的超声换能器，例如但不限于相控阵列，线性或凸超声换能器。

[0011] 图1描绘了根据一些实施例的ARFI图像的一行的获取。该行从横轴上的点在Z方向上沿着轴120延伸。尽管在不同的时间，下面描述的超声束130至160中的每一个以轴120为中心。

[0012] 超声束130至150用来获取本领域中已知的ARFI图像。特别地，发射/接收波束130描绘了B模式超声跟踪脉冲的发射和对应的基线跟踪回波信号的接收，如本领域中已知的。基线跟踪回波信号旨在测量由于在ARFI推动脉冲之前沿着轴120的生理运动引起的组织位移。可以获取并使用（例如，平均）一组或多组基线跟踪回波信号以获得初始位置。然后，超声换能器100沿着轴120发射波束140。波束140包括旨在沿着轴120和在轴120的方向上使组织位移的推动脉冲。推动脉冲的传输在本领域中是已知的，并且通常由比用来生成B模式数据的发射脉冲的许多更多的循环组成。

[0013] 接下来，超声信号150用来监视组织随时间的所得到的位移。每个接收的一个或多个信号150是位移跟踪回波信号，其表示指示组织在给定时间点处的位置的数据帧。如本领域中已知的，位移跟踪回波信号可以是交叉相关的（cross-correlated），以确定针对沿着轴120的每个点z的随时间的位移幅度。将运动滤波器应用于时间位移轮廓以滤除由生理运动引起的位移。然后，将此数据用来确定最大位移轮廓，其指示在每个点z处经历的最大位移。

[0014] 由位移跟踪回波信号跟踪的位移是由超声推动脉冲和潜在的生理运动两者引起的。上面提到的基线跟踪回波信号可用来模拟潜在的生理运动，其被从最大位移轮廓中减去以获得仅由推动脉冲引起的最大位移。一些实施例在推动脉冲之前采用10-20个基线跟踪脉冲/回波信号对，以便获得基线数据的合适的多项式模型。

[0015] 除了上述基线跟踪之外，还可以使用在组织返回到其原始状态之后获得的跟踪信号来对生理运动建模。将多项式拟合到根据这些跟踪信号确定的位移值可以提供对如上所

述滤除的潜在生理运动的更好估计。

[0016] 波束160和信号165用来获取附加的B模式数据。根据一些实施例,发射波束160的参数基本上类似于推动脉冲140的那些。例如,发射波束160可以使用频率、F数/孔径大小、聚焦和变迹(apodization)函数参数来生成,所述参数类似于推动脉冲160的那些。发射波束160的循环数适合于展现窄频带(例如,2-8个循环)。相反,推动脉冲140可以由数百个循环构成。

[0017] 与常规的动态接收波束成形相反,接收信号160是反向散射信号并且使用固定焦点来接收。固定焦点位置基本上类似于推动脉冲140和发射波束160的焦点。接收信号160的振幅然后被确定为Z的函数。

[0018] 最大位移轮廓由作为Z的函数的接收信号160的振幅来归一化。根据一些实施例,归一化包括将最大位移轮廓除以接收信号160的振幅。如下面将详细描述,所得到的函数表示沿着轴120的组织的相对硬度,同时减少由成像组织内的衰减和衍射效应引起的最大位移轮廓中的伪像(artifact)。

[0019] 图2是根据一些实施例的超声成像系统200的框图。系统200可以实现本文中描述的一个或多个过程。系统200是相控阵超声成像系统,但是实施例不限于此。典型的相控阵系统利用64至256个接收通道和相当数目的发射通道。为了清楚起见,图2示出了单个发射和接收通道。

[0020] 系统200包括换能器元件205和发射/接收开关210。换能器元件205可包括压电或电容膜元件的1维、1.25维、1.5维、1.75维或2维阵列的元件。操作发射/接收开关210以允许经由元件205发射超声能量(例如,响应于跨元件205的电压的施加),或者允许接收由元件205响应于接收的超声能量(即,回波)生成的电压。

[0021] 发射波束成形器215连同数模转换器220和高电压发射器225可操作,以生成用于多个通道的波形,其中每个波形可展现不同的振幅、延迟和/或相位。接收波束成形器230接收来自多个通道的信号,其中每个可以经受放大235、滤波240、模数转换245、延迟和/或相位旋转器,以及一个或多个加法器。接收波束成形器230可以由硬件或软件配置以应用相对延迟、相位和/或变迹以响应于每个发射波束来形成一个或多个接收波束。接收波束成形器230可以提供本领域中已知的动态接收聚焦,以及固定焦点接收。

[0022] 由接收波束成形器230形成的接收波束表示发射波束和接收波束已经通过其的材料。接收波束输出到处理器250以进行处理。例如,处理器250可以基于接收波束来生成图像。

[0023] 处理器250可以执行存储在存储器260中的处理器可执行程序代码,以执行和/或控制系统200的其他部件以执行本文描述的过程。处理器250可包括B模式检测器、多普勒检测器、脉冲波多普勒检测器、相关处理器、傅里叶变换处理器、专用集成电路、通用处理器、控制处理器、图像处理、现场可编程门阵列、数字信号处理器、模拟电路、数字电路、其组合,或其他当前已知或以后开发的用于基于波束成形的超声样本来生成数据(例如,图像数据)的设备。在一些实施例中,处理器250包括用于确定组织位移的专用处理器。

[0024] 根据一些实施例,处理器250被配置成基于接收的B模式信号来估计从ARFI推动脉冲所得到的组织位移。估计可以使用相关、跟踪、运动检测或其他技术。如下面将描述的,处理器250可以通过将归一化位移值映射到对应图像位置处的显示值来生成图像。所生成的

图像可以存储在存储器260中。

[0025] 存储器260可以包括非暂时性计算机可读存储介质,例如随机存取存储器和/或非易失性存储器(例如,闪存、硬盘存储器)。显示器255可包括阴极射线管显示器、液晶显示器、发光二极管显示器、等离子体显示器或用于基于由处理器250生成的图像数据来显示图像的其他类型的显示器。显示器255可以显示表示在感兴趣区域中的不同位置的相对弹性的图像。

[0026] 图3和4示出了根据一些实施例的聚焦超声波发射和接收。如示出的,发射波束成形器320控制高电压发射器330来产生N个(其中N =发射通道的数目)分别-延迟的高电压发射脉冲。这些脉冲激励换能器阵列305的各个换能器元件来产生聚焦在聚焦区域300处的超声束。

[0027] 换能器阵列305的换能器接收从声阻抗不连续性反射的声能,并且所得到的电信号被路由到单独接收通道,如图4中所示。信号由放大器435和滤波器440处理并数字化。基于延迟轮廓,数字化信号在接收波束成形器450中被延迟和求和,以便生成聚焦在聚焦区域400处的接收波束成形信号。根据一些实施例,聚焦区域300和400在上面关于波束160和165描述的发射/接收序列期间基本上共同定位。

[0028] 图5是根据一些实施例的用来生成描绘相对弹性的图像的过程500的流程图。过程500可以由系统200的元件来执行,但是实施例不限于此。过程500和本文提到的所有其他过程可以在从一个或多个非暂时性计算机可读介质(诸如,软盘、CD-ROM、DVD-ROM、闪存驱动器和磁带)读取的处理器可执行程序代码中具体实施,并且然后以压缩、未编译和/或加密的格式存储。在一些实施例中,可以使用硬连线电路来代替程序代码或与所述程序代码组合以用于实现根据一些实施例的过程。因此,实施例不限于硬件和软件的任何特定组合。

[0029] 最初,在S510处,使用本领域中已知的一对或多对发射和接收波束来获取通过感兴趣区域的轴线的基线B模式数据。可以使用适合于获取B模式数据的任何波束参数来形成发射波束。可以使用本领域中已知的动态接收聚焦技术来接收接收波束。基线B模式数据表示沿着轴线的声阻抗不连续性。

[0030] 在S515处,发射推动脉冲以使感兴趣区域位移。推动脉冲沿着与S510的波束相同的轴发射,并且沿着该轴来压缩感兴趣区域的组织。基于第一频率、F数/孔径大小以及可选地变迹函数来发射推动脉冲。例如,推动脉冲可以包括400循环发射波形,其中焦深为2cm, Fnum为2.5,并且频率为4MHz,并且功率振幅水平类似于或高于用来在S510处获取B模式数据的传输。

[0031] 接下来,在S520处,获取随时间的连续B模式数据。在组织的位移期间沿着相同的轴并以不同的间隔来获取连续B模式数据。在一些实施例中,使用1-5个循环脉冲来获取连续B模式数据达3-5毫秒,所述脉冲在5和10kHz之间的脉冲重复频率处具有1.0的Fnum和小于720mW/cm²的强度。如下面将描述的,将基于在S520处获取的数据与在S510处获取的数据的比较来确定由推动脉冲引起的组织位移。

[0032] 在S525处,沿着轴来发射B模式脉冲。使用与推动脉冲的参数基本相似的参数来发射B模式脉冲。在本示例中,B模式脉冲可以以2cm的焦深、2.5的Fnum和4MHz的频率来发射。此B模式脉冲的循环数可以小于推动脉冲的那些(例如,3.5个循环)。

[0033] 在S530处,接收对应于在S525处发射的B模式脉冲的B模式信号。例如,接收波束成

形器基于焦深而形成来自接收信号的接收波束,该焦深固定在与在S525处发射的B模式脉冲基本相同的焦深处(例如,2cm)。根据一些实施例,S530包括禁用系统200的动态接收聚焦功能。

[0034] 在S535处,确定在轴向方向上的感兴趣区域的位移。更具体地,基于在S505处获取的基线B模式数据和在S510处获取的连续B模式数据,针对多个深度(即,z位置)中的每一个来确定随时间的位移。可以通过使用本领域中已知的基于相关的跟踪算法跟踪推动前和推动后B模式数据中的斑点图案(speckle pattern)的移动来确定位移。基于相关的跟踪算法的分辨率可以从Cramer-Rao下界限导出,并且取决于信噪比(SNR)、要相关的回波的峰值相关和带宽以及跟踪波束的中心频率。当应用于典型的超声数据(即分别地,SNR = 45 dB, $\rho = 0.99$, BW = 70%, $f_0 = 7.2$ MHz)时,Cramer-Rao下界限预测最小轴向位移为大约数十微米。

[0035] 通过常规超声成像系统获取的B模式数据可以包括解调的同相和正交(IQ)数据,而不是射频(RF)数据。可以将IQ数据重新调制回到RF数据并使用如上所讨论的交叉相关来跟踪。然而,如本领域中已知的,可以使用基于自相关的方法而直接通过估计随时间的每个深度处的IQ数据中的相移来计算位移。每个深度处的相移表示局部化的位移,受限于声波长的一半的最大平移以避免相位包裹伪像。

[0036] 图6是根据一些实施例的在固定的轴上深度($Z=2$ cm)处的位移D随时间t的曲线图。如在本领域中已知的,可以在S535处基于在S510和S520处获取的数据之间的相关来确定 $Z=2$ cm处的随时间的位移D。时间 t_P 表示推动脉冲发射所处的时间。虽然图6示出了与单个轴上深度相关联的位移数据,但是S535包括获得针对其他轴上深度的位移数据。

[0037] 在S540处,确定在每个深度处经历的最大位移。可以基于在S535处针对多个深度中的每一个确定的时间位移轮廓来确定最大位移。图7是根据一些实施例的最大位移对轴上深度的轮廓。如所示出的,图7轮廓绘制了针对轴上深度Z的最大位移 D_{max} 。图6曲线图中的位移D的最大值在如所示出的在 $Z=2$ 处的图7轮廓上绘制。图7轮廓由在S535处确定的每个轮廓的最大位移值组成,其在它们对应的Z值处绘制。

[0038] 接下来,在S545处,在S530处接收的B模式信号的幅度被确定为深度的函数,如本领域中已知的(例如,使用包络检测)。根据一些实施例,通过计算 $\text{abs}(\text{Hilbert}_z(\text{RF}(x,z)))$ 来确定幅度,但是实施例不限于此。在一些实施例中,S545包括通过将所确定的幅度除以依赖于深度的增益函数(例如, $\text{FeGain}(z)$)来补偿前端模拟增益。

[0039] 图8是根据一些实施例的固定焦点B模式接收脉冲振幅对轴上深度的曲线图。在S550处,基于在S545处确定的随深度的幅度和在S540处确定的随深度的最大位移来估计感兴趣区域内的相对弹性。

[0040] 根据一些实施例,S550包括将最大位移轮廓除以在S545处确定的随深度的幅度。图9是根据一些实施例的由此归一化的最大位移随深度的曲线图。如下面将描述的,每个深度处的归一化最大位移与该深度处组织的弹性成反比。有利地,归一化计及了被成像的实际组织的衰减和衍射图案。

[0041] 特别地,在S535处获取的位移轮廓可以被写为 $\text{displ}(z)$ 并且与 $E(z)D^2(z)e^{-2\alpha fz}$ 如下成比例: $\text{displ}(z) \propto E(z)I_0(z)e^{-2\alpha fz} = E(z)D^2(z)e^{-2\alpha fz}$,其中 $E(z)$ 是与深度z处组织

的弹性性质相关的常数,并且与硬度成反比(E 小=硬, E 大=软), $I_0(z)$ 是缺少衰减的轴上强度轮廓, $D(z)$ 是缺少衰减的轴上发射波束轮廓(即, $I_0(z) = D^2(z)$), f 是波束频率,并且 α 是组织的衰减系数。因此,指数 $-2\alpha fz$ 表示由于沿着波束路径的衰减引起的强度降低。

[0042] 在S545处确定的幅度可以表示为 $BSC(z)$ 并且与 $D_{Tx}(z)D_{Rx}(z)e^{-2\alpha fz}$ 成比例。因为S525和S530的发射和接收波束的相同焦点,所以 $D_{Tx}(z) = D_{Rx}(z)$ 。因此,
 $D_{Tx}(z)D_{Rx}(z)e^{-2\alpha fz} = D^2(z)e^{-2\alpha fz}$,并且 $BSC(z) \propto D^2(z)e^{-2\alpha fz}$ 。

[0043] 因此,在S550处,我们有 $displ(z) \propto E(z)D^2(z)e^{-2\alpha fz}$ (来自S535)和
 $BSC(z) \propto D^2(z)e^{-2\alpha fz}$ (来自S545)。在S550处将 $displ(z)$ 除以 $BSC(z)$ 抵消了 $D^2(z)e^{-2\alpha fz}$ 项,导致作为与 $E(z)$ 成比例的深度的函数的归一化位移,其表示在缺少衍射和衰减效应的情况下组织的弹性性质。

[0044] 因此,推动脉冲的焦深、频率和Fnum与B模式脉冲的焦深、频率和Fnum越相似,则上面用于抵消 $D^2(z)e^{-2\alpha fz}$ 项(即,用于将影响 $displ(z)$ 的衍射和衰减效应最小化)的技术越有效。因此,一些实施例采用具有焦深、频率和Fnum的B模式脉冲,其基本上类似于推动脉冲的相应参数到提供衍射和衰减效果的适当降低的程度。在一些实施例中,B模式脉冲的基本相似的参数值可以从推动脉冲的相应焦深、频率和Fnum变化5mm、100hz和0.1。实施例不限于这些范围。

[0045] 归一化位移用来在S555处生成轴线的图像。例如,轴线上的每个点 z 的归一化位移被映射到显示像素的颜色、灰度、亮度、色调或其他特性。在一些实施例中,映射一系列颜色,使得第一颜色(例如,红色)指示更大的位移,并且第二颜色(例如,蓝色)指示更小的位移。

[0046] 可以针对通过感兴趣区域的其他轴线来重复过程500,并且可以将针对每个轴线生成的图像数据组合成二维图像。图10示出了发射到体积1010中的推动脉冲以及通过相对于通过体积1010的每个轴向扫描线执行过程500而生成的所得到的图像。

[0047] 图11A描绘了如本文所述的归一化之前的位移图像1100。位移图像1100描绘了针对许多轴线中的每一条的作为深度的函数的最大位移(如在S540处确定的)。图11B的归一化位移图像1150针对每条轴线描绘了基于如上所述的接收的B模式信号的幅度的在归一化之后作为深度的函数的最大位移。如所示出的,图像1150比图像1100显著更清楚地描绘了成像组织内的相对弹性的差异。

[0048] 根据一些实施例,如本文所述生成的弹性图像可以与其他图像信息组合并显示。例如,弹性图像可以显示为B模式图像的颜色叠加。此外,可以将已知的处理技术应用于图像以去除噪声,调整亮度,使视场准直和/或使帧符合显示设备的显示性质。

[0049] 根据一些实施例,用户可以在显示的弹性图像内选择两个或更多个感兴趣区域(ROI)。例如,一个选择的ROI可以包括病变,并且另一个选择的ROI可以包括正常组织。然后确定并显示区域的弹性之间的比率。此比率可用于识别病变类型或量化状况的程度。通过提供更准确的弹性图像,可以比在先前系统中更精确地确定此比率。

[0050] 本领域人员将认识到,在不脱离权利要求的范围和精神的情况下,可以配置上述

实施例的各种改编和修改。因此,要理解的是,权利要求可以不同于如本文具体描述的来实施。

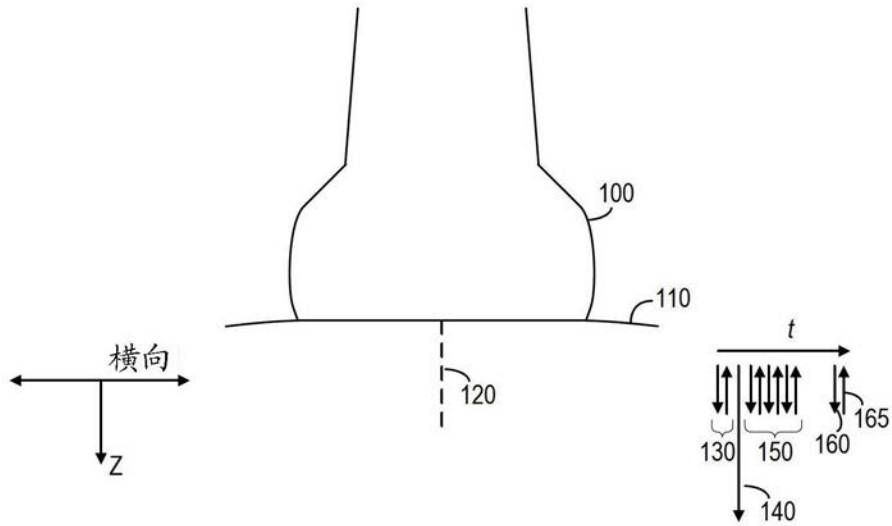


图 1

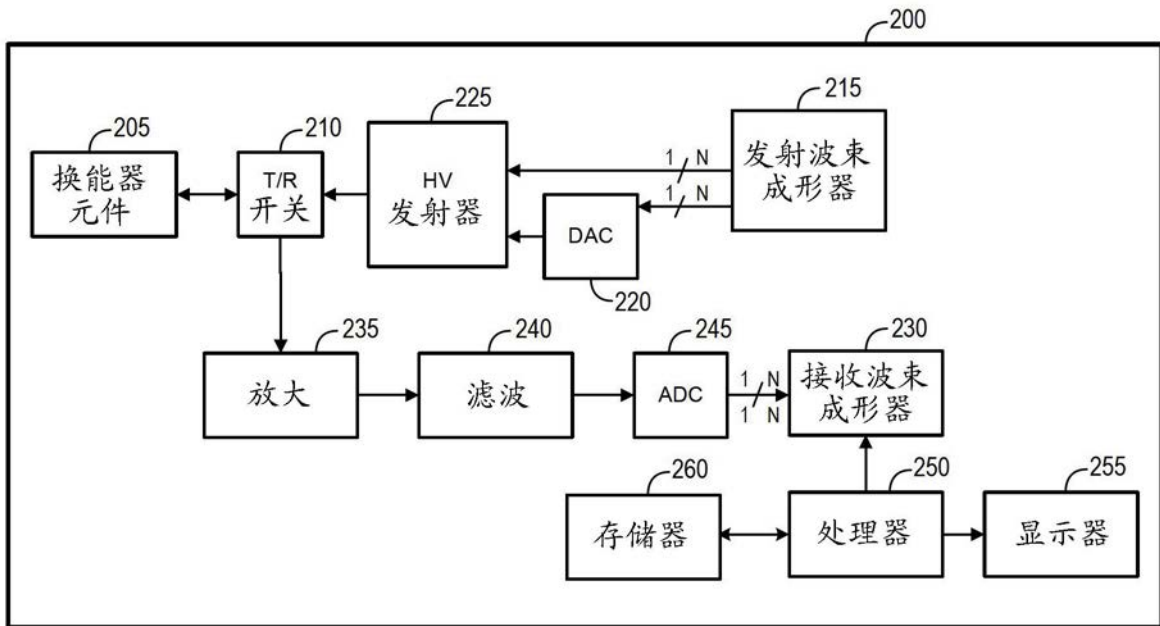


图 2

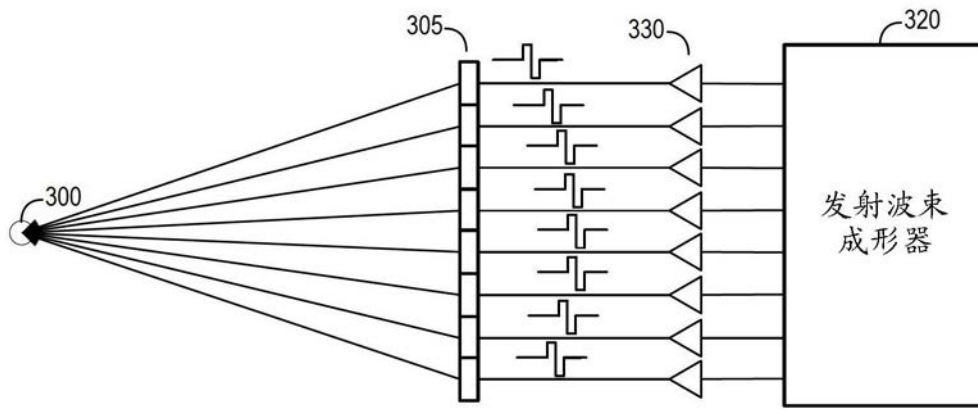


图 3

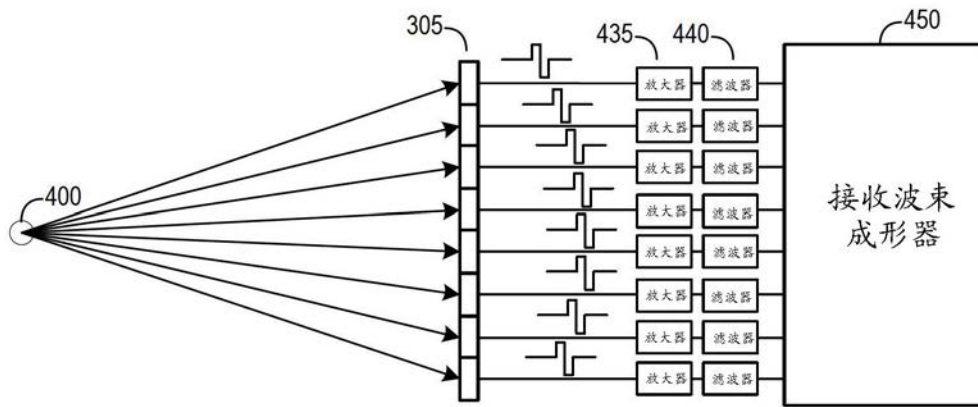


图 4

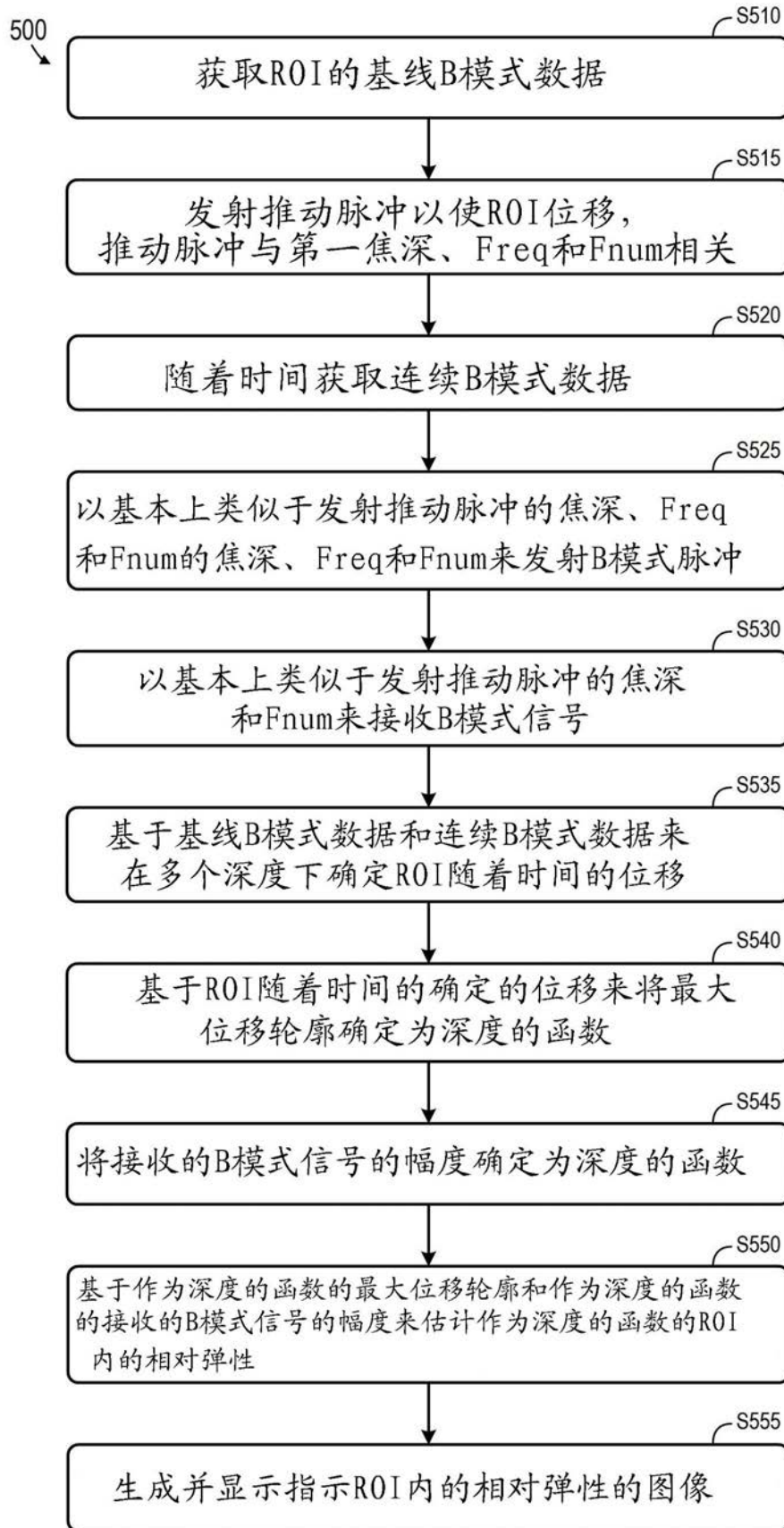


图 5

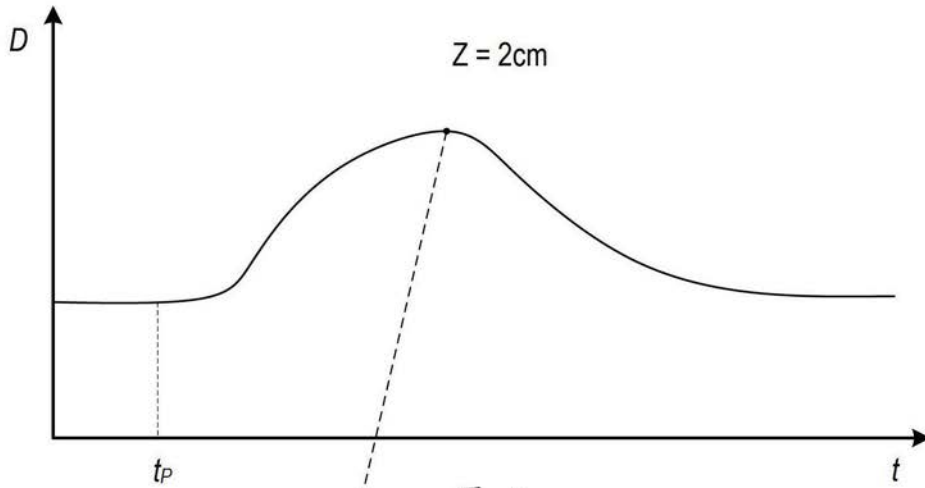


图 6

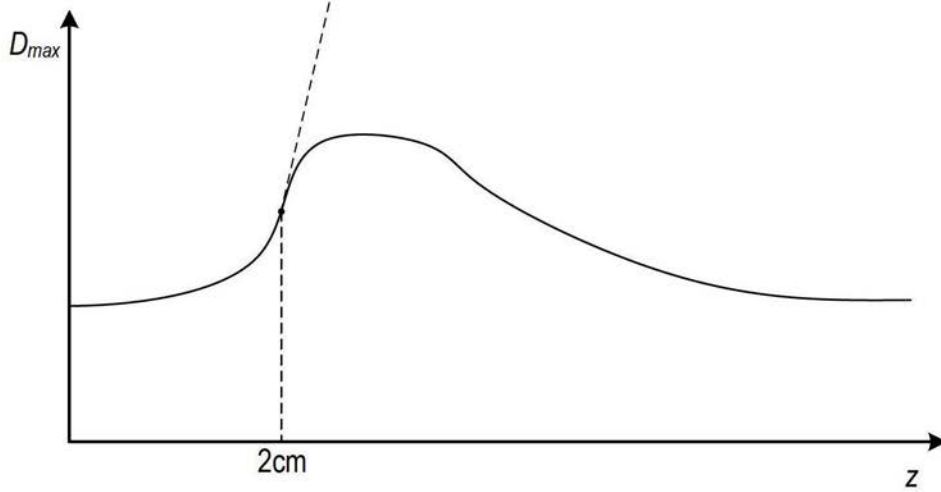


图 7

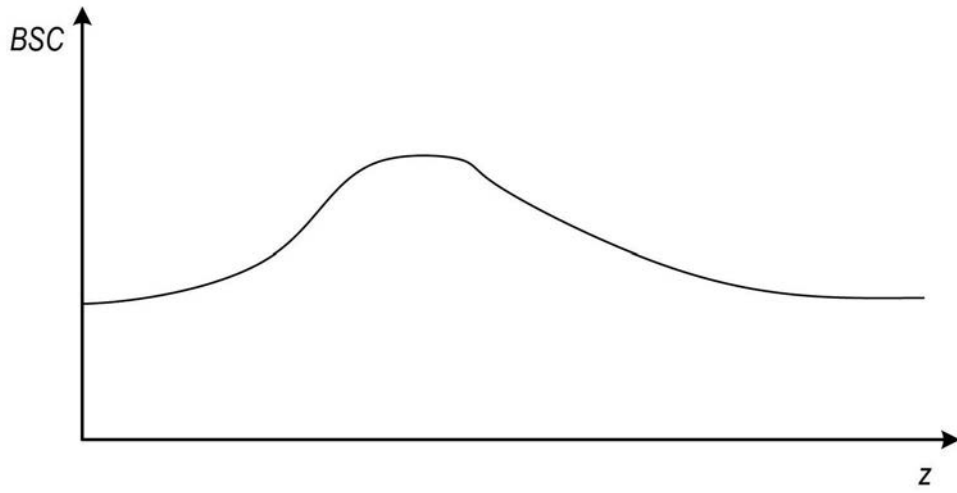


图 8

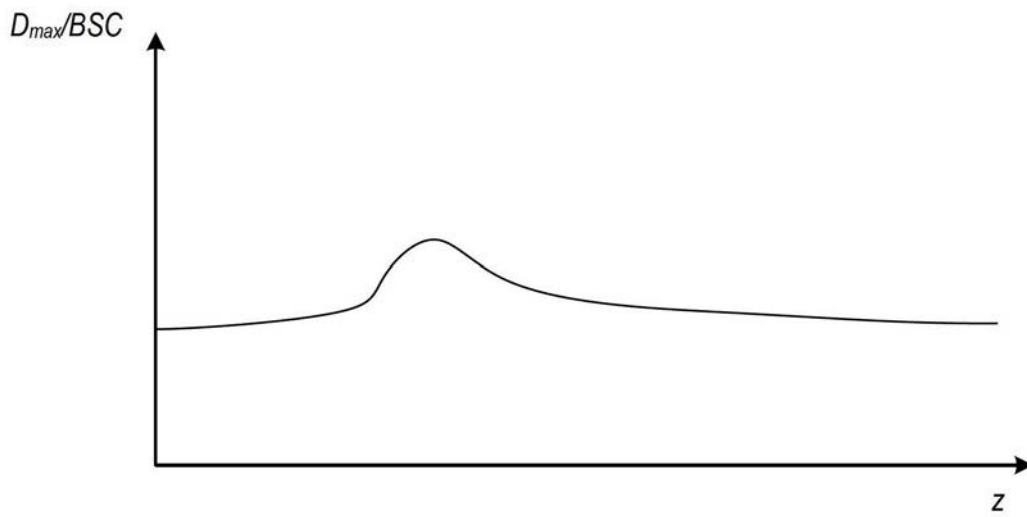


图 9

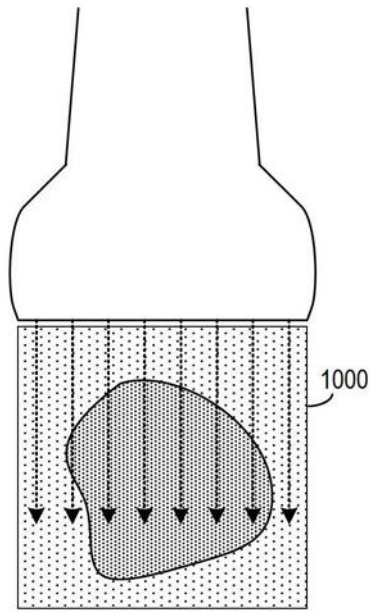


图 10

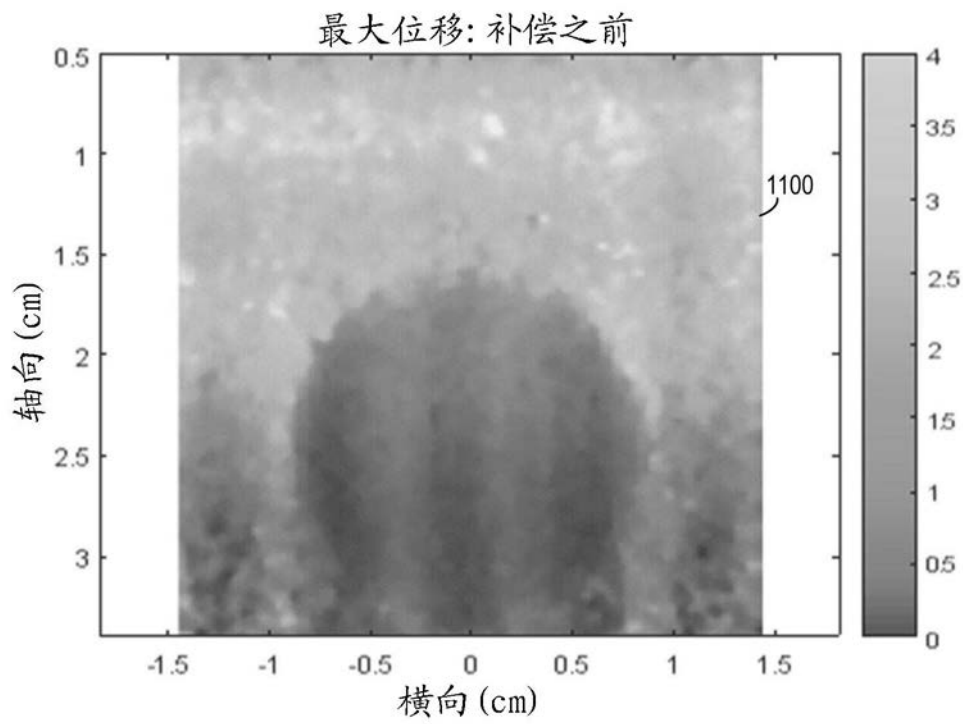


图 11A

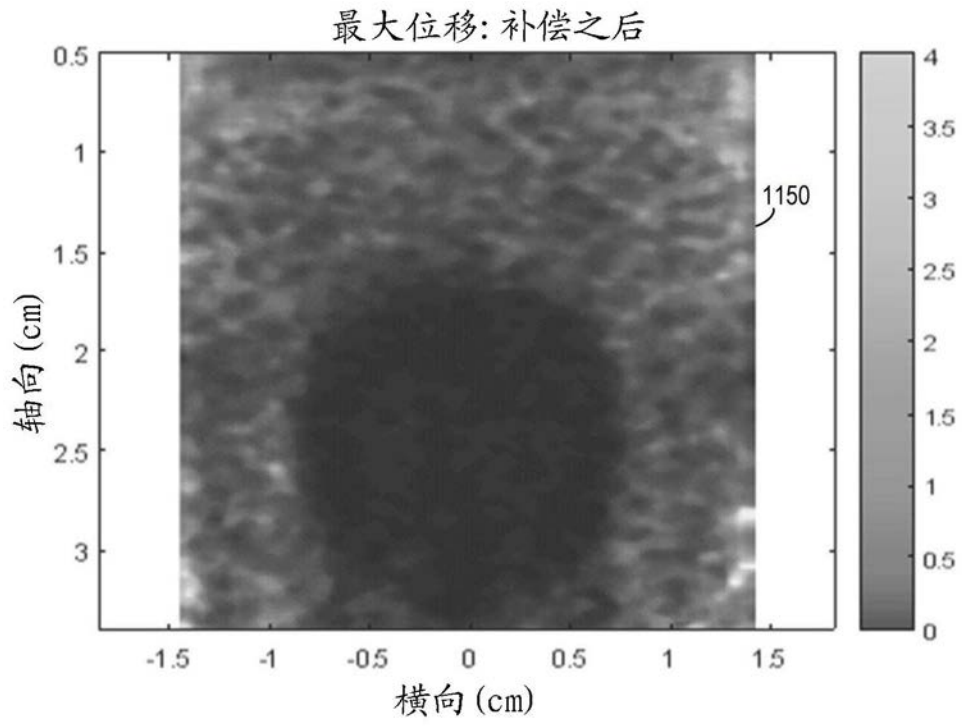


图 11B

专利名称(译)	ARFI成像的校准		
公开(公告)号	CN110013276A	公开(公告)日	2019-07-16
申请号	CN201811525810.3	申请日	2018-12-13
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	Y 拉拜德 J 本森		
发明人	Y.拉拜德 J.本森		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/58 A61B8/14 A61B8/4416 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/54 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/52046 G01S7/52063 G01S15/8952 A61B8/5246		
代理人(译)	孙鹏 刘春元		
优先权	15/841177 2017-12-13 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声成像系统和方法包括：沿着第一轴（120）朝向材料（110）发射超声推动脉冲（140），所述超声推动脉冲与第一频率、第一F数和第一焦深相关联，确定所述材料响应于所述推动脉冲沿着所述轴的位移，沿着所述第一轴朝向所述材料发射第二超声脉冲（160），所述第二超声脉冲与基本上分别类似于第一频率、第一F数和第一焦深的第二频率、第二F数和第二焦深相关联，响应于第二超声脉冲而从材料接收回波信号（165），基于第一F数和在第一焦深处的固定焦点来对回波信号进行波束成形，确定沿着所述轴的波束成形的回波信号的幅度，基于所确定的所述材料沿着所述轴的位移和沿着所述轴的波束成形的回波信号的幅度来确定所述材料沿着所述轴的相对弹性，以及基于所述材料沿着所述轴的确定的相对弹性来生成图像。

