



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112074237 B

(45) 授权公告日 2024. 09. 17

(21) 申请号 201980029944.2

(22) 申请日 2019.04.25

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 112074237 A

(43) 申请公布日 2020.12.11

(30) 优先权数据  
62/666,306 2018.05.03 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2020.11.03

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/EP2019/060681 2019.04.25

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02019/211175 EN 2019.11.07

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司  
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 F·C·梅拉尔 S·塞特拉曼  
W·T·史 J·克吕克尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

专利代理师 孟杰雄

(51) Int.Cl.  
A61B 8/08 (2006.01)  
G01S 7/52 (2006.01)  
G16H 30/40 (2006.01)  
A61B 8/00 (2006.01)

(56) 对比文件  
CN 102667522 A, 2012.09.12  
CN 103720489 A, 2014.04.16

审查员 赵云鹏

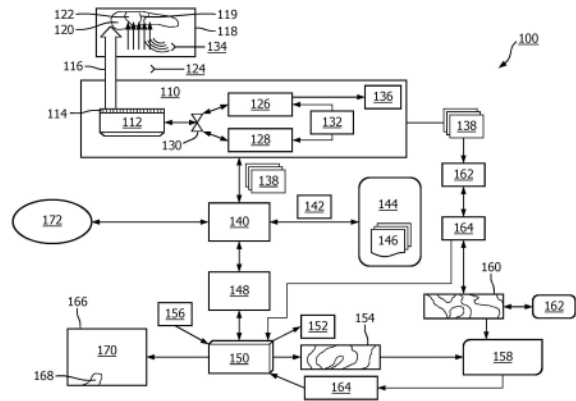
权利要求书2页 说明书14页 附图14页

(54) 发明名称

用于组织弹性监测和显示的剪切波幅值重建

(57) 摘要

本公开描述了被配置为确定目标组织的弹性的超声系统和方法。系统可以包括超声换能器,所述超声换能器被配置为响应于朝向所述组织发射的超声脉冲而采集回波,所述组织可以包括刚度增加的区域。系统还可以包括波束形成器,所述波束形成器被配置为控制换能器以向所述组织发射推动脉冲,从而在刚度增加的区域中生成剪切波。所述波束形成器能够被配置为控制换能器以发送与所述推动脉冲相邻的跟踪脉冲。系统还可以包括处理器,所述处理器被配置为确定所述剪切波的位移幅值,并且基于该幅值来生成所述组织的定性组织弹性图。所述处理器能够将所述定性图与同一组织的定量图组合,并且基于所述组合来确定刚度增加区域的边界。



1. 一种用于剪切波成像的超声成像系统(100),包括:  
超声换能器(110),其被配置为响应于朝向目标组织发射的超声脉冲而采集回波;  
波束形成器(126),其被配置为:  
响应于推动脉冲而从所述超声换能器发射跟踪脉冲,其中,所述推动脉冲在所述目标组织中生成剪切波,并且所述跟踪脉冲在空间上被规划为在一个或多个位置处与所述剪切波相交;并且  
从所述超声换能器接收回波信号,其中,所述跟踪脉冲与所述剪切波相交;以及  
处理器(148),其与所述波束形成器(126)通信,并且被配置为:  
基于所接收的回波信号基于传播通过所述目标组织的所述剪切波的位移幅值来生成所述目标组织的定性组织弹性图;  
基于所接收的回波信号的飞行时间来生成所述目标组织的定量组织弹性图;以及  
通过将所述定性组织弹性图中的不同区域之间的边界与所述定量组织弹性图中的明显具有不同刚度水平的区域之间的边界进行组合来确定所述目标组织内的刚度增加的区域边界。
2. 根据权利要求1所述的用于剪切波成像的超声成像系统,其中,所述处理器(148)还被配置为根据所述定性组织弹性图导出划定一致刚度的区域的轮廓图。
3. 根据权利要求2所述的用于剪切波成像的超声成像系统,其中,组合所述定性组织弹性图和所述定量组织弹性图包括向所述定量组织弹性图上叠加所述轮廓图。
4. 根据权利要求3所述的用于剪切波成像的超声成像系统,其中,所述处理器(148)被配置为通过进一步确定所述刚度增加的区域周围最佳拟合的轮廓线来确定所述刚度增加的区域所述边界。
5. 根据权利要求4所述的用于剪切波成像的超声成像系统,其中,基于能够由用户选择的一组标准,从最佳拟合的两个或更多候选轮廓线中选择最佳的轮廓线。
6. 根据权利要求5所述的用于剪切波成像的超声成像系统,其中,所述一组标准包括过度包含偏置,使得最佳拟合的所述轮廓线包括界定最大组织区域的轮廓线。
7. 根据权利要求1所述的用于剪切波成像的超声成像系统,其中,所述处理器(148)还被配置为基于所确定的所述刚度增加的区域边界来生成混合组织弹性图。
8. 根据权利要求7所述的用于剪切波成像的超声成像系统,其中,所述处理器(148)被配置为通过掩蔽所确定的边界外部的所述混合图的至少一个区域来生成所述混合图。
9. 根据权利要求7所述的用于剪切波成像的超声成像系统,还包括被配置为显示所述混合图的用户接口(150)。
10. 根据权利要求4所述的用于剪切波成像的超声成像系统,其中,所述定量组织弹性图包括组织弹性梯度图。
11. 根据权利要求10所述的用于剪切波成像的超声成像系统,其中,所述处理器被配置为通过如下方式来确定所述最佳拟合的轮廓线:  
沿所述轮廓图内的每条轮廓线对梯度值求和;  
将针对每条轮廓线的梯度值之和除以每条轮廓线的长度;并且  
选择具有最大平均梯度的轮廓线。
12. 根据权利要求1所述的用于剪切波成像的超声成像系统,其中,所述超声换能器被

耦合到消融设备(172),所述消融设备被配置为消融所述刚度增加的区域或包括所述刚度增加的区域的最大区域。

13.根据权利要求1所述的用于剪切波成像的超声成像系统,其中,所述刚度增加的区域包括热损伤。

14.一种剪切波成像的方法,所述方法包括:

响应于朝向目标组织发射的超声脉冲而采集超声回波;

向所述目标组织中发射推动脉冲以在所述目标组织中生成剪切波;

发射跟踪脉冲,所述跟踪脉冲在空间上被规划为在一个或多个区域处与所述剪切波相交;

接收所述跟踪脉冲与所述剪切波相交处的回波信号;

存储根据所接收的回波信号生成的跟踪回波数据;

基于所接收的回波信号基于传播通过所述目标组织的所述剪切波的位移幅值来生成所述目标组织的定性组织弹性图;

基于所接收的回波信号的飞行时间来生成所述目标组织的定量组织弹性图;并且

通过将所述定性组织弹性图中的不同区域之间的边界与所述定量组织弹性图中的明显具有不同刚度水平的区域之间的边界进行组合来确定所述目标组织内的刚度增加的区域边界。

15.根据权利要求14所述的剪切波成像的方法,还包括根据所述定性组织弹性图导出划分一致刚度的区域的轮廓图。

16.根据权利要求15所述的剪切波成像的方法,其中,组合所述定性组织弹性图和所述定量组织弹性图包括向所述定量组织弹性图上叠加所述轮廓图。

17.根据权利要求16所述的剪切波成像的方法,其中,确定所述刚度增加区域的所述边界包括确定所述刚度增加的区域周围最佳拟合的轮廓线。

18.根据权利要求14所述的剪切波成像的方法,还包括通过掩蔽所确定的边界外部的至少一个区域而基于所确定的所述刚度增加的区域边界来生成混合组织弹性图。

19.根据权利要求14所述的剪切波成像的方法,其中,所述刚度增加的区域包括热损伤。

20.一种包括可执行指令的非暂态计算机可读介质,所述可执行指令在被运行时令超声成像系统的处理器执行根据权利要求14-19所述的剪切波成像的方法中的任何方法。

## 用于组织弹性监测和显示的剪切波幅值重建

### 技术领域

[0001] 本公开涉及用于确定组织弹性的超声系统和方法。特定实施方式涉及基于剪切波幅值衰减和去相关的组织弹性确定。

### 背景技术

[0002] 射频消融 (RFA) 是针对肝癌的最广泛使用的有效处置形式,肝癌当前是全球癌症死亡的第二大原因。RFA是微创性的,并且涉及使用插入肿瘤部位的消融电极、针或尖齿来将肿瘤加热到凝固性坏死点。对RFA瞄准的肿瘤进行清晰的边界勾画对于精确瞄准患癌组织是关键性的。当前的RFA处置协议常常实施椭球体消融体积预测法;然而,这样的方法过于简单。结果,实际的处置体积可能会显著偏离预测体积,导致健康组织被偏离目标消融和/或肿瘤组织消融不完全。

[0003] 超声成像通常用于在RFA过程期间的引导。具体而言,超声剪切波弹性成像 (SWI) 已经用于通过测量组织弹性来估计消融的范围。超声SWI能够通过如下方式来确定各种组织 (包括肝脏组织) 的局部刚度水平:从换能器向组织中发射“推动脉冲”(被称为声辐射力的现象),从而生成横向通过其传播的剪切波。然后能够使用由换能器发送的跟踪脉冲来测量剪切波传播时的速度,该速度常常与组织的刚度成比例。例如,假设使用相同的推动脉冲来在每种组织类型中生成剪切波,软组织中的剪切波速度通常慢于硬组织中的剪切波速度。由于被消融的坏死组织通常比未处置的组织更硬,因此理论上可以基于剪切波速度来确定消融组织的边界;然而,由于RFA产生的热损伤的高刚度以及处置部位处刚性消融电极的存在,当前的SWI模态和关联的组织重建技术不能可靠地辨认这样的边界。这些因素减小了由SWI系统生成的剪切波的幅值,增加了在从各种组织特征反射的外来信号中检测此类波的难度,从而导致消融区内的低信噪比 (SNR)。因此,经由SWI探查的消融区的弹性估计和定量弹性图往往是不准确和不可靠的。需要改进的组织弹性测量和消融监测技术以提高消融治疗和组织映射的精度。

### 发明内容

[0004] 本公开描述了经由剪切波超声成像来确定目标组织的弹性的系统和方法。所述目标组织能够包括刚度增加的区域,所述区域可以是局部的,并且在尺寸上可以变化。在一些示例中,所述区域可以包括经由消融过程产生的热损伤。尽管在现有系统中已经利用剪切波成像来确定组织弹性信息,但这样的系统常常被高刚度区域 (例如由热消融产生的硬损伤) 中生成的低幅值剪切波妨碍。为了准确地确定硬组织的位置和边界,本文的系统被独特配置为确定传播的剪切波的位移幅值,并基于该幅值导出以准确度和精度表示硬区域的位置的定性组织弹性图。为了清晰地勾画出硬区域的边界并改善计算效率,本文的系统还被配置为从同一区域的定量组织图中移除噪声。具体示例包括处理器,所述处理器被配置为将定性组织弹性图与定量组织弹性图进行组合,并基于所得的组合,勾画硬区域的精确边界。在各实施例中,组合两种图类型涉及首先根据定性组织弹性图来生成组织弹性的轮廓

图,然后向定量图上叠加所述轮廓图。确定并选择与刚度增加区域最佳拟合的轮廓。

[0005] 根据本公开的原理,一种超声成像系统可以包括超声换能器,所述超声换能器被配置为响应于朝向目标组织发射的超声脉冲而采集回波。所述系统还可以包括波束形成器,所述波束形成器被配置为响应于推动脉冲从所述超声换能器发射跟踪脉冲,其中,所述推动脉冲在所述目标组织中生成剪切波,并且所述跟踪脉冲在空间上被规划为在一个或多个位置与所述剪切波相交。所述波束形成器还可以从超声换能器接收所述跟踪脉冲与所述剪切波相交处的回波信号。所述系统还可以包括处理器,所述处理器与所述波束形成器通信,并且被配置为:存储根据所接收的回波信号生成的跟踪回波数据;响应于所述跟踪回波数据来确定通过所述目标组织传播的所述剪切波的位移幅值;并且基于所确定的位移幅值来生成所述目标组织的定性组织弹性图。

[0006] 在一些示例中,所述处理器被配置为通过将所确定的位移幅值与参考位移幅值进行比较来生成所述定性组织弹性图。在一些实施例中,在所述目标组织内的两个或更多横向间隔点处确定所确定的位移幅值,并且在参考组织内的两个或更多横向间隔点处确定所述参考位移幅值,或者根据模拟模型以数值方式确定所述参考位移幅值。在一些实施例中,所述参考组织包括所述目标组织的体模模型或者对应于所述目标组织且没有刚度增加区域的组织类型的患者样本。

[0007] 在一些示例中,所述处理器还被配置为:通过将所述目标组织内的横向间隔点的相继对处的所确定的位移幅值进行比较来确定位移幅值去相关值;通过将参考组织内的横向间隔点的相继对处的所确定的位移幅值进行比较来确定参考位移幅值去相关值;将位移幅值去相关值与参考位移幅值去相关值进行比较;并且基于该比较,生成定性组织弹性图。在一些实施例中,超声换能器被耦合到消融设备,消融设备被配置为消融刚度增加的区域或包括刚度增加的区域更大区域。在一些示例中,超声换能器、波束形成器和处理器被配置为与消融设备协同操作。示例性系统还可以包括被配置为显示定性组织弹性图的用户接口。在一些实施例中,根据参考图导出参考位移幅值。在一些示例中,所述系统还包括被配置为存储多幅参考图的存储器。在一些实施例中,目标组织包括由热损伤构成的刚度增加的区域。

[0008] 根据本公开的原理,一种用于剪切波成像的超声成像系统包括超声换能器,所述超声换能器被配置为响应于朝向目标组织发射的超声脉冲而采集回波。所述系统还可以包括波束形成器,所述波束形成器被配置为响应于推动脉冲而从超声换能器发射跟踪脉冲,其中,推动脉冲在目标组织中生成剪切波,并且跟踪脉冲在空间上被规划为在一个或多个位置处与剪切波相交;并且,从超声换能器接收跟踪脉冲与剪切波相交处的回波信号。所述系统还可以包括与波束形成器通信的处理器。所述处理器能够被配置为:基于所接收的回波信号来生成目标组织的定性组织弹性图;基于所接收的回波信号来生成目标组织的定量组织弹性图;并且,通过将定性组织弹性图与定量组织弹性图进行组合来确定目标组织内的刚度增加的区域边界。

[0009] 在一些示例中,所述处理器还被配置为根据定性组织弹性图导出划分一致刚度的区域的轮廓图。在一些实施例中,将定性组织弹性图和定量组织弹性图进行组合包括向定量组织弹性图上叠加轮廓图。在一些实施例中,所述处理器被配置为通过进一步确定刚度增加的区域周围最佳拟合的轮廓来确定刚度增加的区域边界。在一些实施方式中,基于

可以由用户选择的一组标准,从两个或更多最佳拟合的候选轮廓中选择最佳的轮廓。在一些示例中,一组标准包括过度包含偏置,使得最佳拟合的轮廓包括界定最大组织区域的轮廓。在一些实施例,所述处理器还被配置为基于所确定的刚度增加的区域边界来生成混合组织弹性图。在一些实施例,所述处理器被配置为通过掩蔽所确定边界外部的混合图的至少一个区域来生成混合图。示例性系统还可以包括被配置为显示混合图的用户接口。在一些实施方式中,定量组织弹性图包括组织弹性梯度图。在一些实施例,所述处理器被配置为通过如下方式来确定最佳拟合的轮廓:沿轮廓图内的每条轮廓对梯度值求和;将每条轮廓的梯度值之和除以每条轮廓的长度;并且,选择具有最大平均梯度的轮廓。在一些示例中,超声换能器被耦合到消融设备,所述消融设备被配置为消融刚度增加的区域或包括刚度增加的区域更大区域。在一些实施例,刚度增加的区域包括热损伤。

[0010] 根据本公开的原理,一种剪切波成像的方法可以涉及:响应于朝向目标组织发射的超声脉冲而采集超声回波;向目标组织中发射推动脉冲以在目标组织中生成剪切波;发射跟踪脉冲,在空间上规划跟踪脉冲以在一个或多个区域处与剪切波相交;接收跟踪脉冲与剪切波相交处的回波信号;存储根据所接收的回波信号生成的跟踪回波数据;基于跟踪回波数据来确定经过目标组织传播的剪切波的位移幅值;并且,基于所确定的位移幅值来生成目标组织的定性组织弹性图。

[0011] 在一些示例中,基于所确定的位移幅值生成目标组织的定性组织弹性图包括将所确定的位移幅值与参考位移幅值进行比较。在一些实施例,在目标组织内的两个或更多横向间隔点处确定所确定的位移幅值,并且在参考组织内的两个或更多横向间隔点处确定参考位移幅值,或者根据模拟模型以数值方式确定参考位移幅值。在一些示例中,所述方法还涉及:通过将目标组织内的横向间隔点的相继对处的所确定的位移幅值进行比较来确定位移幅值去相关值;通过将参考组织内的横向间隔点的相继对处的所确定的位移幅值来确定参考位移幅值去相关值;将位移幅值去相关值与参考位移幅值去相关值进行比较;并且基于该比较来生成定性组织弹性图。

[0012] 在一些实施例,所述方法还涉及在用户接口上显示定性组织弹性图。在一些示例中,根据参考图导出参考位移幅值。在一些实施例,目标组织包括由热损伤构成的刚度增加的区域。

[0013] 根据本公开的原理,一种剪切波成像的方法可以涉及:响应于朝向目标组织发射的超声脉冲而采集超声回波;向目标组织中发射推动脉冲以在目标组织中生成剪切波;发射跟踪脉冲,在空间上规划跟踪脉冲以在一个或多个区域处与剪切波相交;接收跟踪脉冲与剪切波相交处的回波信号;存储根据所接收的回波信号生成的跟踪回波数据;基于所接收的回波信号来生成目标组织的定性组织弹性图;基于所接收的回波信号来生成目标组织的定量组织弹性图;以及通过将定性组织弹性图和定量组织弹性图进行组合来确定目标组织内的刚度增加的区域边界。

[0014] 在一些示例中,所述方法还涉及根据定性组织弹性图导出划分一致刚度区域的轮廓图。在一些实施例,将定性组织弹性图和定量组织弹性图进行组合包括向定量组织弹性图上叠加轮廓图。在一些示例中,确定刚度增加的区域边界包括确定刚度增加的区域周围最佳拟合的轮廓。在一些实施例,通过掩蔽所确定的边界外部的至少一个区域,基于刚度增加的区域所确定的边界来生成混合组织弹性图。在一些示例中,刚度增加的区域

包括热损伤。

[0015] 本文描述的任何方法或其步骤可以包含于包括可执行指令的非暂态计算机可读介质中,该可执行指令在被执行时可以使医学成像系统的处理器执行本文包含的方法或步骤。

### 附图说明

[0016] 图1为根据本公开的原理构造的超声成像系统的框图;

[0017] 图2是根据本公开的原理,与组织消融系统协同操作的超声剪切波成像系统的图片。

[0018] 图3是由图2所示系统生成的消融区和相邻感兴趣区域的超声图像和对应的组织弹性图。

[0019] 图4A是根据本公开的原理在第一时间点构建的参考剪切波幅值位移图。

[0020] 图4B是根据本公开的原理在第二时间点构建的参考剪切波幅值位移图。

[0021] 图4C是根据本公开的原理构建的参考剪切波幅值位移图。

[0022] 图4D是根据本公开的原理构建的参考剪切波去相关图。

[0023] 图5A是根据本公开的原理在第一时间点构建的剪切波幅值位移图。

[0024] 图5B是根据本公开的原理在第二时间点构建的剪切波幅值位移图。

[0025] 图5C是根据本公开的原理构建的剪切波幅值位移图。

[0026] 图5D是根据本公开的原理构建的剪切波去相关图。

[0027] 图6A是根据本公开的原理构建的剪切波位移幅值重建图。

[0028] 图6B是根据本公开的原理构建的剪切波去相关重建图。

[0029] 图7是示出根据本公开的原理执行的方法的流程图。

[0030] 图8A是根据本公开的原理构建的剪切波去相关重建图。

[0031] 图8B是使用图8A的剪切波去相关重建图生成的轮廓图。

[0032] 图8C是与图8B的轮廓图重叠的定量弹性图。

[0033] 图9A是根据本公开的原理应用于对损伤划界的候选轮廓的最佳拟合度量的图示。

[0034] 图9B是与图9A的图示中标识的最优轮廓重叠的剪切波去相关重建图。

[0035] 图9C是与图9B中所示的最优轮廓重叠的定量弹性图。

[0036] 图10A是根据本公开的原理,应用于对病灶划界的候选轮廓的最佳拟合度量的图示。

[0037] 图10B是与候选最优轮廓重叠的剪切波去相关重建图。

[0038] 图10C是与图10B中所示的候选最优轮廓重叠的定量弹性图。

[0039] 图10D是与候选最优轮廓重叠的组织弹性梯度图。

[0040] 图11是示出根据本公开的原理执行的方法的流程图。

### 具体实施方式

[0041] 对某些实施例的以下描述本质上仅是示范性的,决非旨在限制本发明或其应用或用途。在本系统和方法的实施例的以下详细描述中将引用附图,附图形成其一部分,并且在附图中以举例方式示出了可实践所述系统和方法的具体实施例。足够详细地描述了这些实

实施方案以使得本领域的技术人员能够实践这里公开的系统和方法,应当理解,可以使用其它实施方案并且可在不脱离本系统的实质和范围的情况下做出结构和逻辑改变。此外,出于清楚的目的,在某些特征对于本领域的技术人员而言将是显而易见时,将不会论述它们的描述,以免使本系统的描述模糊不清。因此,以下详细描述不应该被理解为限制性的意义,并且本系统的范围仅由所附权利要求界定。

[0042] 下文还参考根据这些实施例的方法、设备(系统)和/或计算机程序产品的框图和/或流程图描述了这种技术。应当理解,框图和/或流程图图示的框以及框图和/或流程图图示中的框的组合可以通过计算机可执行指令来实现。这些计算机可执行指令可以被提供到通用计算机、专用计算机和/或其他可编程数据处理设备的处理器、控制器或控制单元,以生成机器,使得经由计算机和/或其他可编程数据处理设备的处理器执行的指令创建用于实现在一个或多个框图和/或流程图框中指定的功能/动作的模块。

[0043] 本文提供了基于超声的SWI系统,其被配置为以改善消融过程的精度的方式提供组织消融的准确的实时监测和显示。现有的消融监测系统可以利用SWI来通过测量剪切波穿过组织区域的传播速度来估计组织弹性。这样的飞行时间方法也称为到达峰值时间重建,通常通过测量经由从超声换能器发送的横向间隔的跟踪波束通过所述区域检测到的波延迟来估计剪切波速度。与RFA相关联的多个因素减弱了此类技术的精确度。例如,由于穿过RFA生成的热损伤的剪切波幅值低,低的信噪比阻碍了飞行时间方法,由于消融之后组织的枯焦状态,热损伤可能比周围健康或癌变组织硬6-8倍。剪切波会快速通过这样的硬组织,导致波的幅值减小。随着消融过程继续进行,热损伤的体积增长,由低幅值剪切波产生的不可靠定量数据的比例也增长,使得在过程接近结束时,在剩余最小量的肿瘤组织时,消融监测的精确度可能是最低的。因此,继续消融的精度可能在过程中的最关键点(即,在剩余最少量的癌变组织时)处达到低点,从而放大了对健康组织的偏离目标消融以及癌变组织消融不完全的风险。SW弹性成像假设自由场剪切波传播并且存在固体消融电极、或尖齿,在RFA中使用使这种假设失效,并且还可能进一步减小传播的剪切波的幅值,即使电极未被直接放在剪切波成像视场内。这些因素的累积效应是始终很低的SNR,这阻碍了对甚至中等分辨率或精确度的组织弹性图的阐明。为了解决这些问题,本文所公开的系统通过如下方式改进了超声SWI:即使在非常接近刚性消融针的地方也以高灵敏度辨别损伤边界,并且在整个消融区上方提供综合实时的消融监测和显示。示例性系统可以被具体配置为通过在处置部位内的不同空间位置处检测剪切波幅值位移和相关值来生成定性组织弹性图。系统还被配置为以增强损伤边界勾画精度的方式将定量组织弹性图和定性组织重建图进行组合。尽管本文描述的大部分示例涉及确定经消融产生的组织损伤的位置和边界,但本领域技术人员应当理解,可以利用公开的系统来探查很多组织类型,包括硬组织的区域(无论是否存在损伤)以及响应于接收到推动脉冲而产生低幅值剪切波的组织区域。

[0044] 图1示出了示例性超声系统100,其被配置为在消融区中执行剪切波弹性成像,通过产生准确的组织弹性数据来确定消融区的边界,并且基于所产生的数据来生成消融区的定性弹性图。系统100可以包括超声采集单元110,超声采集单元可以包括容纳超声传感器阵列114的超声探头112,超声传感器阵列114被配置为发射和接收超声信号。阵列114被配置为向目标区域118中发送高幅值推动脉冲116,目标区域可以包含一种或多种组织异常120,例如肿瘤或硬组织内容。在额外或备选实施例中,推动脉冲116可以由阵列114之外的

阵列生成。例如,在一些示例中,可以使用一个阵列来施加声辐射力 (ARF),并且可以使用不同阵列进行成像。在其他示例中,可以例如使用被配置为施加外部机械力的外部机械致动器以机械方式刺激组织。根据处置阶段,还可以存在至少一个消融区122,也可以称为凝结区或热损伤。目标区域118可以包括器官,包括但不限于人体肝脏、胰脏、肾脏、肺部、心脏或大脑,或组织区域,例如肌肉组织。阵列114还被配置为向目标区域118中发射多个跟踪脉冲或波束124,以检测由推动脉冲116生成的剪切波119的传播。跟踪脉冲124可以与推动脉冲116相邻被发射,在一些示例中,可以相对于推动脉冲横向间隔开。在一些实施例中,跟踪脉冲124可以与推动脉冲116平行,例如,在利用线性探头发送跟踪脉冲时。在其他示例中,跟踪脉冲124可以不平行于推动脉冲116而被发射。例如,弯曲探头可以在径向方向上发射跟踪脉冲,其间具有角度分隔。这样的脉冲在笛卡尔空间中可能不平行,但在极坐标系或圆柱坐标系中是在相同方向发射的。阵列114经由发射/接收 (T/R) 开关130被耦合到发射波束形成器126和多线接收波束形成器128。波束形成器126、128的发射和接收的协调可以由波束形成器控制器132控制。在操作中,发射波束形成器126可以控制阵列114以向与消融区122相邻的目标区域118中发射一个或多个(例如一系列)推动脉冲116,如果尚未开始消融过程,目标区域可以包括预期的消融区。多线接收波束形成器128能够产生回波信号134的空间不同的接收线(A线),回波信号可以由阵列114接收并由信号处理器136通过滤波、噪声减少等来处理。在一些实施例中,采集单元110的部件可以被配置为根据超声回波134生成多个相继的超声图像帧138。

[0045] 系统100还可以包括一个或多个处理器,诸如定性处理模块140,其可以被配置为确定通过消融区122传播的剪切波119的位移幅值。在实施例中,可以在消融区122内的两个或更多横向间隔点处检测位移幅值,使得可以确定远离推动脉冲的组织中的位移幅值的衰减。定性处理模块140然后将幅值衰减与从选定参考图142导出的参考幅值衰减进行比较。如图1所示,能够从与定性处理模块140通信耦合的存储器部件144选择性地提取参考图142。存储器部件144可以在库或数据库146中存储多个参考图。基于所确定的幅值衰减和参考幅值衰减之间的比较,定性处理模块140能够以高精度重建消融区122内的和附近的下方组织的弹性,尽管由推动脉冲116生成的剪切波119的幅值低。

[0046] 在各实施例中,系统100还包括与定性处理模块140耦合的显示处理器148,连同被配置为显示所述显示处理器的输出的用户接口150。显示处理器148能够被配置为根据图像帧138和定性剪切波重建图154生成超声图像152。如下所述,定性剪切波重建图154可以包括剪切波位移幅值重建图或剪切波去相关重建图,两者都可以体现组织消融区内的和附近的组织弹性的定性表示。用户接口150能够被配置为在执行超声扫描和/或消融过程时,实时地显示图像152和定性重建图154,并可以在此类过程之前、期间或之后的任何时间接收用户输入156。在一些示例中,可以在超声SWI扫描期间,并且在一些实施例中,在消融过程期间,在由数据采集单元110接收和处理的每个采集帧处更新用户接口150上显示的超声图像和/或图。

[0047] 在一些实施方式中,系统100还包括边界模块158,边界模块被配置为接收定性剪切波重建图154和定量弹性图160,并基于两个图来细化损伤或硬组织区域的所确定的边界,所述损伤可以包括经由消融产生的热损伤。为了简单起见,这里参考了损伤边界,但本领域技术人员应当理解,经由所公开的系统和方法,还可以分辨额外的组织边界,例如,器

官边界或刚度增加的局部区域,诸如某些癌变损伤。通过细化损伤的边界,边界模块158可以减少或消除先前使损伤的边界模糊的信令噪声,从而提高系统100的准确度和精度。边界模块158可以被具体配置为确定精确跟踪损伤的实际物理边界的绝对阈值。可以根据由数据采集单元110在SWI期间生成的超声图像帧138生成定量弹性图160。在具体实施例中,定量处理模块162可以根据图像帧138生成定量弹性图160。定量刚度图可以存储于存储器部件162中。如图进一步所示,还可以包括边界显示处理器164,其可以与用户接口150耦合。显示处理器164可以单独地或与边界模块158和/或用户接口150一起被配置为生成混合图166,混合图166包括损伤168和损伤边界外部的至少一个掩模区域170。

[0048] 图1中所示的系统100的配置可以变化。例如,系统100可以是便携的或静止的。各种便携式设备,例如膝上型计算机、平板计算机、智能手机等可以用于实施系统100的一种或多种功能。在结合此类设备的示例中,超声传感器阵列114可以经由例如USB接口可连接的。系统100可以与消融设备172协同操作,所述消融设备被配置为执行消融治疗,包括但不限于:RFA、微波消融或高强度聚焦超声消融。在一些示例中,消融设备172可以包括被配置为插入构成消融区122的组织中的针、尖齿或探头,其中,所述设备在一些实施例中指引局部热量。系统100的一个或多个部件可以与消融设备172通信地、操作性地和/或物理地耦合,使得设备和系统可以对其他设备和系统的操作做出响应。例如,在一些实施例中,消融设备172可以被配置为基于由定性处理模块140和/或边界模块158生成的组织弹性图来调节消融区的尺寸和/或位置。系统100因此可以通过在消融过程期间或消融过程之前为消融设备172和/或其操作者提供关于损伤的位置和/或边界的信息来改善消融准确度和/或减少消融时间。在一些示例中,系统100还可以被配置为与图像引导的活检过程相继地操作,在活检过程期间,由于存在活检针,活检靶的有效刚度常常会增加。还可以采用系统100来确定导致强剪切波衰减的组织中的组织弹性,例如可能因为疾病,例如脂肪肝疾病而发生的损伤。这样的组织可能不会包含任何消融的区域或针。在一些示例中,可以组合图1中所示的一个或多个部件。例如,在一些实施例中,可以将定性处理模块140、定量处理模块162和/或边界模块158组合成一个处理模块。在一些示例中,也可以集成定量显示处理器164和定性显示处理器148。

[0049] 参考图142可以从各种源导出。在一些示例中,参考图146能够从人为创建的组织体模导出,所述组织体模可以被设计成模拟具体组织类型,并可以包含一个或多个刚度增加的区域,以模拟组织内的损伤的存在。例如,可以针对可能包含一个或多个肿瘤和/或消融区域的肝脏体模、膀胱体模、肺部体模等创建参考图142。额外地或备选地,可以从实际患者组织导出参考图142。用于创建参考图146的组织能够是健康组织,例如,没有任何损伤、肿瘤或其他异常的弹性一致的组织。从此类组织获得的SNR比可能比异质组织更高,从而使组织更可靠,作为基线参考。然而,在一些示例中,可以将包含至少一种异常的组织用作参考。例如,在一些实施例中,参考图142可以是从在更早时间点受到超声SWI的患者导出的癌变组织的图。通过比较不同时间点获得的相同组织的幅值衰减值,能够确定异常组织的扩张或减小,从而确定处置进展。可以在处置期间或在个体处置之后跟踪进展。例如,参考图可以在消融过程之前创建的,被写入存储器144中,然后在过程期间或紧随过程之后从存储器读取用于一次或多次比较。可以随着时间,例如在生成新数据时,修改参考图142,或者在每次执行新的超声扫描时进行简单地替换。额外地或备选地,可以从数值模型(例如模拟

的、数值计算的模型) 导出参考图142。可以使用或不使用定量SWI测量来修改模型性质。在一些示例中, 可以不从组织样本或数值模型导出参考组织信息, 而是可以从特定介质的先验知识导出。在一些实施方式中, 可以针对各种组织创建参考图142, 从而可以将针对特定组织类型(例如肝脏组织) 确定的幅值衰减与从导出自相同组织类型的参考图确定的幅值衰减值进行比较。在每次使用系统100来执行SWI时能够创建参考图142并存储在存储器144中, 使得可以随时间推移而补充参考图的库146。综合库可以包含特异于多个患者和/或组织类型的参考图。

[0050] 定性处理模块140可以被配置为基于一个或多个因素选择性地提取特异性参考图142。例如, 定性处理模块可以被配置为选择对应于当前正在被检查和/或被瞄准进行消融的组织类型的参考图。处理模块还可以被配置为选择对应于当前正在被检查的具体患者的参考图。可以随时间推移存储从同一患者导出的参考图, 并且处理模块可以被配置为选择在特定时间点存储的参考图。在一些实施例中, 用户能够手动选择特定参考图。额外地或备选地, 定性处理模块可以自动选择特定参考图而无需用户输入。根据这样的示例, 定性处理模块可以被配置为应用参考图选择标准。例如, 定性处理模块可以相对于组织类型使患者身份更优先, 从而该模块首先请求对应于当前正在被检查的特定患者的参考图。如果没有针对该特定患者的参考图, 该模块可以继续请求对应于正在被检查的特定组织类型的参考图, 而不论患者身份如何。处理模块还可以应用额外的标准(例如患者年龄和/或健康) 来在超声扫描和/或组织消融过程期间从存储器挑选特异性图。

[0051] 图2是与消融系统协同操作的超声系统的图片。超声换能器202和消融针204瞄准肝脏206内的感兴趣区域。超声换能器202可以被配置为向肝脏206中与消融针204瞄准的消融部位相邻的区域中发送推动脉冲。如图所示, 成像部件和消融部件可以非常接近地物理耦合, 使得能够同时在相同组织区域执行成像和消融。图2中所示的组织是肝脏组织, 但本领域的技术人员应当理解, 本文描述的系统和方法不限于肝脏, 可以应用于很宽范围的组织类型。

[0052] 图3是由图2所示的超声SWI系统获得的组织区域的超声图像。指示剪切波感兴趣区域302, 连同消融区边界304和消融针目标部位306。向该图像上叠加剪切波ROI的弹性图308。剪切波ROI 302涵盖向组织中发送每个推动脉冲之后剪切波传播(在这幅图中从上到下) 所经的组织的区域, 并能够被定位为与消融针目标部位306相邻并与消融区边界304重叠。为了检测传播中的剪切波的位移幅值, 能够向剪切波ROI 302中发送横向间隔的跟踪波束。如图所示, 能够向恰好在预期损伤区域外部的组织中发射推动波束。因此, 系统被配置为确定具有与邻接(例如, 被消融) 区域不同的弹性性质的区域的组织弹性性质。

[0053] 在各实施例中, 图3中所示的一个或多个区可以由超声SWI系统单独或与消融系统协作地自动定义。在一些示例中, 操作系统的用户可以修改(例如, 重新定位和/或重新设定尺寸) 剪切波ROI 302、消融区边界304和/或消融针306的目标部位。可以在显示超声图像的用户接口处输入这样的修改。在一些实施例中, 可以预定义两个或更多区之间的空间关系, 使得一个区的调节激发另一个区的自动调节。例如, 消融区边界304的调节可以导致剪切波ROI 302的调节, 反之亦然。额外地或备选地, 可以在用户接口(例如用户接口150处) 例如通过在屏幕上移动表示针的图形来指定消融针目标部位306。剪切波ROI 302和消融区边界304可以响应于针目标部位306的移动而自动移动, 以保持消融区和被成像区域之间的一致

空间布置。由超声换能器成像的覆盖区域可以变化,例如从大约1到大约10cm,大约2到大约8cm,大约3到大约6cm,大约4到大约5cm,或大约2到大约3cm宽。在各实施例中,本文中由系统生成的组织图可以跨越整个覆盖区域。在剪切波传播通过剪切波ROI 302时,波幅值可能降低。底层组织性质的变化(诸如消融区边界304内的硬消融区域的存在)可能导致波幅值的额外变化,从而改变波的衰减模式。组织的底层材料性质的任何改变(诸如由热消融导致的刚度的增加)将导致剪切波幅值衰减的变化。本文中的系统被配置为通过将剪切波位移幅值与参考位移幅值进行比较来检测这样的变化。例如,通过确定目标区域内的横向间隔点处的当前剪切波幅值和参考剪切波幅值之间的峰到峰差异,能够由定性处理模块140检测衰减变化。

[0054] 图4A和4B图示了通过均质组织介质内的ROI的剪切波传播的参考幅值位移图,均质组织介质可以包括真实或人为的无损伤介质,以大致一致的弹性为特征。可以由与图1中所示的数据采集和显示部件协作操作的定性处理模块140生成位移图。在生成参考图之后,它们能够被存储在存储器部件144内,并稍后响应于超声SWI过程的启动而由定性处理模块提取。图4A提供发射推动脉冲之后九毫秒的剪切波传播的快照,并且图4B提供发射推动脉冲之后12毫秒的剪切波传播的快照。在y轴上指示组织深度,并且在x轴上指示组织内的横向距离。在每个图上都指示三个横向间隔的点402、403、406。例如,可以由处理模块自动指定每个点的坐标。在一些示例中,可以通过手动方式(例如经由接收用户输入)来指定坐标,但在一些示例中,用户仅指定ROI。每幅图中所示的点的具体放置和数量仅用于例示的目的,不应被视为限制。根据确定重建图中最终体现的弹性信息来指定点。图4C是随时间测量的在点402、404、406的每个处检测到的剪切波位移轮廓的图示,图4D是横向间隔点的相继对之间的对应互相关值的图示。在图4C中明显看出,在其发射之后大约3毫秒,在这一点402处检测到最大绝对剪切波位移,第一点定位于最接近推动脉冲的部位处。

[0055] 图5A和5B示出了通过非均匀介质内的ROI的剪切波传播的幅值位移图,非均匀介质可以包括至少一个损伤,并且以与介质的其余部分相比不同的弹性值来表征。幅值位移图能够由定性处理模块140在超声SWI和消融过程期间使用图1的部件来生成。如本文所述,能够将位移幅值图与参考幅值位移图进行比较,以识别图间的剪切波衰减的变化。图5A提供发射推动脉冲之后九毫秒的剪切波传播的快照,并且图5B提供推动脉冲发射之后12毫秒的剪切波传播的快照。在每个图上指示三个横向间隔的点502、504、506。像图4B所示的点那样,图5B中所示的点可以自动指定,或者在一些示例中,手动指定。如上所述,图5B中所示的点仅用于例示的目的,不应被视为限制。图5C是随时间测量的在点502、504、506的每个处检测到的剪切波位移轮廓的图示,并且图5D是横向间隔点的相继对之间的对应互相关值的图示。

[0056] 能够根据图4C和5C所示的位移轮廓通过如下方式来计算定性剪切波幅值位移重建图:确定每个点502、504、506(“峰值位移”)处的最大幅值位移,或者确定每个点502、504、506处的最大和最小值之间的差异(“峰到峰位移”),并将这样的值与在每个参考点402、404、406处确定的对应峰值位移或峰到峰位移进行比较。例如,位于 $x_0, y_0$ 处的单个像素的位移幅值可以给出为 $p(x_0, y_0) = D(x_0, y_0) / D_{ref}(x_0, y_0)$ ,其中,D表示位移峰值幅值或峰到峰幅值,ref指示从选定参考图中提取的对应幅值。能够针对每个接收到的超声波束来检测剪切波位移幅值。在一些实施例中,接收波束的数量可以变化,范围从大约40到大约48个。

连同每个接收波束,能够沿垂直轴以高分辨率(例如在大约300到大约600个像素中的每个处)确定位移幅值。在显示图之前,在后续的扫描转换步骤处减少垂直轴中的点的数量。在一些示例中,可以通过如下方式获得定性图154:针对在数据采集单元110处接收的每个空间上不同的A线,执行剪切波幅值的峰值或峰到峰分析。

[0057] 在一些示例中,本文的系统还可以被配置为生成剪切波去相关图,其体现两个横向间隔点处的剪切波幅值位移轮廓之间的相关性。通过将横向间隔点之间的相关值与从参考图中的可比较的横向间隔点导出的相关值进行比较,能够识别剪切波相关性的变化,从而识别组织弹性。在一些实施例中,去相关图相对于剪切波幅值位移图可以是优选的,这是因为去相关图还可能对于波的形状和频率变化敏感。图4D中的线408表示第一点402和第二点404之间的互相关性,并且线410表示第二点406和第三点408之间随时间推移的互相关性。类似地,在图5D中,线508表示图5A和5B中所示的第一点502和第二点504之间的互相关性,并且线510表示第二点506和第三点508之间随时间推移的互相关性。如图4D所示,在均匀介质内的每个横向对之间,互相关值较高。相反,对于图5D中的线510,互相关值低得多,这指示在非均匀介质中的点504和506之间可能存在损伤。通过将幅值位移和互相关值与对应参考值进行比较,本文的系统被配置为重建图6A和6B中所示的组织弹性的定性表示,与基于剪切波飞行时间的定量图不同,不需要高的剪切波位移SNR。在各实施例中,相对于最大位移容积,对由定性处理模块140做出的所有幅值位移确定(包括相对于参考图的幅值位移确定)进行归一化,因此基于位移幅值的差异来提供相对组织弹性变化的准确描绘。

[0058] 图6A是通过比较从图4C和5C提取的数据而生成的剪切波位移幅值重建图。该图包括相对于参考而言的高幅值变化的区域602a,指示可能存在消融诱发的损伤,其被相对低幅值变化的区域604a围绕。图6B是通过比较从图4D和5D提取的数据而生成的剪切波去相关重建图。由相对低的相关区域604b包围的高去相关的局部区域602b证实消融诱发的损伤的存在以及大致位置,其位置与图6A中分别示出的高幅值变化和低幅值变化的区域紧密对齐。在生成图6A的剪切波幅值位移重建图和/或图6B的剪切波去相关重建图时,本文中的一个或多个部件(例如定性处理模块140和/或显示处理器148)能够被配置为内插在横向间隔接收波束的每个之间定位的幅值位移/去相关值,从而在整个覆盖区域内生成平滑的空间连续的图。

[0059] 为了清晰地阐明定量重建图中识别的一个或多个损伤的外边界,本文中的系统部件(例如边界模块158)可以被配置为将定性图(例如图6A和6B的图)与相同区域的至少一个定量弹性图进行组合。这样做可以从定量弹性图中移除噪声。因此,本文中的系统可以被配置为生成改善的弹性数据,其省略通常在定量弹性图中出现的噪声低SNR数据,而是体现由清晰边界勾画的明确损伤位置。通过这种方式,本文的系统通过消除噪声,改善损伤识别的准确度以及减少处理时间而改进了超声SWI技术。

[0060] 图7是根据本公开的原理执行的剪切波成像的方法的流程图。示例性方法700示出了可以由本文描述的系统和/或装置按照任意顺序使用的步骤。方法700可以由超声成像系统(例如系统100)或其他系统(例如包括移动系统,诸如Koninklijke Philips N.V. (“Philips”)的LUMIFY)执行。额外的示例性系统可以包括也由Philips生产的SPARQ和/或EPIQ。

[0061] 在图示的实施例中,方法700通过“响应于朝向目标组织发射的超声脉冲而采集超

声回波”开始于框702。

[0062] 在框704处,所述方法涉及“向目标组织中发射推动脉冲以在目标组织中生成剪切波。”

[0063] 在框706处,所述方法涉及“发射跟踪脉冲,其在空间上被规划为在一个或多个区域与剪切波相交。”

[0064] 在框708处,所述方法涉及“接收跟踪脉冲与剪切波相交处的回波信号。”

[0065] 在框710处,所述方法涉及“存储根据所接收的回波信号生成的跟踪回波。”

[0066] 在框712处,所述方法涉及“基于跟踪回波数据来确定通过目标组织传播的剪切波的位移幅值。”

[0067] 在框714处,所述方法涉及“基于所确定的位移幅值来生成目标组织的定性组织弹性图。”

[0068] 图8A是剪切波去相关重建图的示例。如图6B中所示的去相关图那样,图8A的图是定性的,并且包括一个高度去相关的局部区域802a。能够由边界模块158根据去相关重建图对类似去相关性的不同区域进行辨别和分组,边界模块能够划分出每个不同区域之间的边界并生成轮廓,以勾画它们,从而生成去相关轮廓图,如图8B所示。

[0069] 为了提高轮廓相对于实际损伤边界的准确度,边界模块158还能够被配置为向定量组织弹性图上叠加轮廓图,如图8C的叠加图所示。可以通过文献中描述的各种方式,例如根据飞行时间方法来生成定量弹性图。如图8C所示,根据去相关图生成的轮廓可能不会与定量图中明显的不同刚度水平的区域精确对准。为了评估和改善轮廓图和定量弹性图之间的拟合,使得轮廓精确地封装下方组织中存在的任何焦点损伤,能够由边界模块158生成两个度量。第一度量聚焦度(f)体现给定轮廓内的相对于轮廓质心的平均刚度分布。第二度量罚分(p)体现给定轮廓外部的组织刚度的平均分布。如果叠加图上的点(x,z)在轮廓内,则由边界模块158将该点处的杨氏模量贡献给轮廓的聚焦度。如果该点在轮廓外部,则将把该点处的杨氏模量贡献给针对该轮廓的罚分。可以将这种关系通过数学方式表达为:

[0070] 如果  $(x, z) \in C_i$ , 则 
$$f = f + \frac{E(x, z)}{r}$$

[0071] 如果否, 则 
$$p = p + \frac{E(x, z)}{r}$$

[0072] E(x,z) 指示在距离由轮廓定义的区域的质量中心距离r处的特定像素位置(x,z)处的刚度值,并且Ci表示由轮廓在去相关dB水平‘i’下所围的面积。边界模块158能够被配置为操作被定义为 $cost = p - f$ 的成本函数。为了改善每条轮廓和定量图中包括的焦点损伤之间的拟合,从而在一些示例中生成涵盖损伤的最优轮廓,边界模块158还能够被配置为通过使针对一个或多个候选轮廓的聚焦度值最大化并使罚分值最小化,从而使成本函数最小化。

[0073] 图9A是根据图9B的定性去相关图产生的针对一定范围的轮廓候选值(以分贝(dB)为单位)的罚分902、聚焦度904和成本函数906的图示。如图所示,成本函数906一开始减小,直到在大约29dB处达到最小点。成本函数906然后随着罚分902项升高而增加,指示表示位于涵盖不同横截面的每条轮廓候选外部的硬组织的像素数量增加。29dB处的轮廓表示针对图9B所示的损伤910的最优轮廓,如在将线叠加于图9B中的去相关图上时线908和实际损伤之间的紧密拟合所示。还可以由边界模块158将最优轮廓908叠加到定量刚度图上。如图9C

所示,这个动作可以显露不表示损伤的高刚度的区域。这样的区域可以转而表示信号噪声或对实际损伤没有贡献的高刚度的结构。为了在有噪声的情况下清晰地勾画实际损伤,边界模块158还能够被配置为掩蔽定量图内的落在最优轮廓外部的区域(例如区域912),并在显示器上生成此类掩模区域被掩蔽的混合图。参考图1,图示的混合图166包括损伤168和掩模区域170。在图示的特定实施例中,在图166上仅示出了损伤168。在额外示例中,可以在图上保留组织弹性变化的一个或多个区域。例如,边界模块158单独或与边界显示处理器164和/或用户接口150组合,能够被配置为应用不同的掩模阈值,以增加或减少最终混合图166中表示的细节。

[0074] 在一些示例中,边界模块158能够向成本函数和聚焦度函数应用最大操作数以定义成本函数,并继续识别使成本函数最小化的轮廓。根据这样的实施方式,成本函数将在罚分函数和聚焦度函数的交点处被最小化,如图10A所示。在大约32.8dB处,罚分函数1002与聚焦度函数1004相交。该轮廓阈值由图10B的定性去相关图上显示的第一最优轮廓1006指示。备选地,能够至少部分地基于图10D的梯度图中所示的定性去相关图的梯度来确定最优轮廓。为了基于梯度来识别最优轮廓,能够向梯度图上绘制一定范围的轮廓,并且针对每条线,梯度值能够相加在一起,并将总和除以轮廓的长度,由此获得每条线的平均梯度。能够选择具有最大平均梯度的轮廓并叠加到去相关和/或定量刚度图上,如图10B和10C中的线1008所示。因此,边界将勾画出最显著的梯度变化。在各示例中,边界模块158可以被配置为评估两个或更多候选轮廓,例如线1006和1008,并选择一个用于勾画损伤。可以针对每条线计算置信水平,并选择具有最高置信水平的线。额外地或备选地,可以显示两个或更多候选轮廓供用户选择。用户可以基于对候选的视觉评估和/或通过应用预设标准来选择单一轮廓。在一些示例中,所述标准可以包括对组织包含过度的程序化偏好,从而降低不会消融瞄准组织的可能性。相反,所述标准还可以包括对组织包含不足的程序化偏好,从而使消融健康组织的可能性最小化。

[0075] 在一些实施例中,SNR可能过低而无法获得有意义的定量刚度图。在这样的情况下,边界模块158可以被配置为在根据消融过程的热模型导出的热图或弹性图上确定罚分函数和聚焦度函数。根据这样的实施方式,定性去相关图能够由定量热数据证实。

[0076] 图11是根据本公开的原理执行的剪切波成像的方法的流程图。示例性方法1100示出了可以由本文描述的系统 and/或装置按照任意顺序使用的步骤。方法1100可以由超声成像系统(例如系统100)或其他系统(例如包括移动系统,诸如Koninklijke Philips N.V. (“Philips”)的LUMIFY)执行。额外的示例性系统可以包括也由Philips生产的SPARQ和/或EPIQ。

[0077] 在图示的实施例中,方法1100“响应于朝向目标组织发射的超声脉冲而采集超声回波”开始于框1102。

[0078] 在框1104处,所述方法涉及“向目标组织中发射推动脉冲以在目标组织中生成剪切波。”

[0079] 在框1106处,所述方法涉及“发射跟踪脉冲,其在空间上被规划为在一个或多个区域与剪切波相交。”

[0080] 在框1108处,所述方法涉及“接收跟踪脉冲与剪切波相交处的回波信号。”

[0081] 在框1110处,所述方法涉及“存储根据所接收的回波信号生成的跟踪回波。”

[0082] 在框1112处,所述方法涉及“基于所接收的回波信号来生成目标组织的定性组织弹性图。”

[0083] 在框1114处,所述方法涉及“基于所接收的回波信号来生成目标组织的定量组织弹性图。”

[0084] 在框1116处,所述方法涉及“通过将定性组织弹性图与定量组织弹性图进行组合来确定目标组织内的刚度增加的区域边界。”

[0085] 在使用诸如基于计算机的系统或可编程逻辑的可编程设备实施部件、系统和/或方法的各实施例中,应当理解,可以使用任何各种已知或稍晚开发的编程语言,诸如“C”、“C++”、“FORTRAN”、“Pascal”、“VHDL”等来实施上述系统和方法。因此,可以准备各种存储介质,例如计算机磁盘、光盘、电子存储器等,其能够包含能够指导诸如计算机的设备实施上述系统和/或方法的信息。一旦适当设备有权访问存储介质上包含的信息和程序,存储介质就可以向设备提供信息和程序,从而使得设备能够执行本文描述的系统和/或方法的功能。例如,如果向计算机提供包含适当材料(例如源文件、目标文件、可执行文件等)的计算机盘,计算机可以接收该信息,适当配置自身并执行上文的示意图和流程图中概述的各种系统和/或方法的功能以实施各种功能。亦即,计算机可以磁盘接收涉及上述系统和/或方法的不同元件的信息的各个部分,实施个体系统和/或方法,并协调上述个体系统和/或方法的功能。

[0086] 考虑到本公开,要指出的是,可以在硬件、软件和固件中实施本文描述的各种方法和设备。此外,通过举例的方式,而绝非以任何限制意义包括了各种方法和参数。考虑到本公开,本领域的普通技术人员能够在确定其自己的技术以及执行这些技术所需的设备时实施这种教导,同时保持在本发明的范围内。可以将本文描述的处理器的中一者或多者的功能并入更少数量或单个处理单元(例如,CPU)中,并且可以使用专用集成电路(ASIC)或被编程控制以响应于可执行指令来执行本文描述的功能的通用处理电路来实现。

[0087] 尽管可能已经特别参考超声成像系统描述了本系统,但还可以设想可以将本系统扩展到其他以系统方式获得一个或多个图像的其他医学成像系统。因此,可以使用本系统来获得和/或记录涉及但不限于肾脏、睾丸、乳房、卵巢、子宫、甲状腺、肝、肺、骨骼肌、脾脏、心脏、动脉和血管系统的图像信息,以及涉及超声引导的介入的其他成像应用。此外,本系统还可以包括一个或多个程序,可以将一个或多个程序用于常规成像系统,使得它们可以提供本系统的特征和优点。在研究本公开时,本公开的某些额外优点和特征对于本领域的技术人员可能是显而易见的,或者可以被采用本公开的新颖系统和方法的人体验到。本系统和方法的另一个优点可以是,能够容易地升级常规医学图像系统,以结合本系统、设备和方法的特征和优点。

[0088] 当然,应当认识到,本文描述的示例、实施例或过程的任一个都可以与一个或多个其他示例、实施例和/或过程组合,或者在根据本系统、设备和方法的独立设备或设备部分之间分开和/或执行。

[0089] 最后,以上论述仅仅意在例示本系统,不应被理解为将所附权利要求限制到任何特定实施例或实施例组。于是,尽管已经参考示范性实施例特别详细地描述了本系统,但还应当理解,可以由本领域的普通技术人员构想出众多修改和替代实施例而不脱离如以下权利要求中阐述的本系统的更宽和期望精神和范围。因此,说明书和附图要以例示的方式来

看待,而并非意在限制所附权利要求的范围。



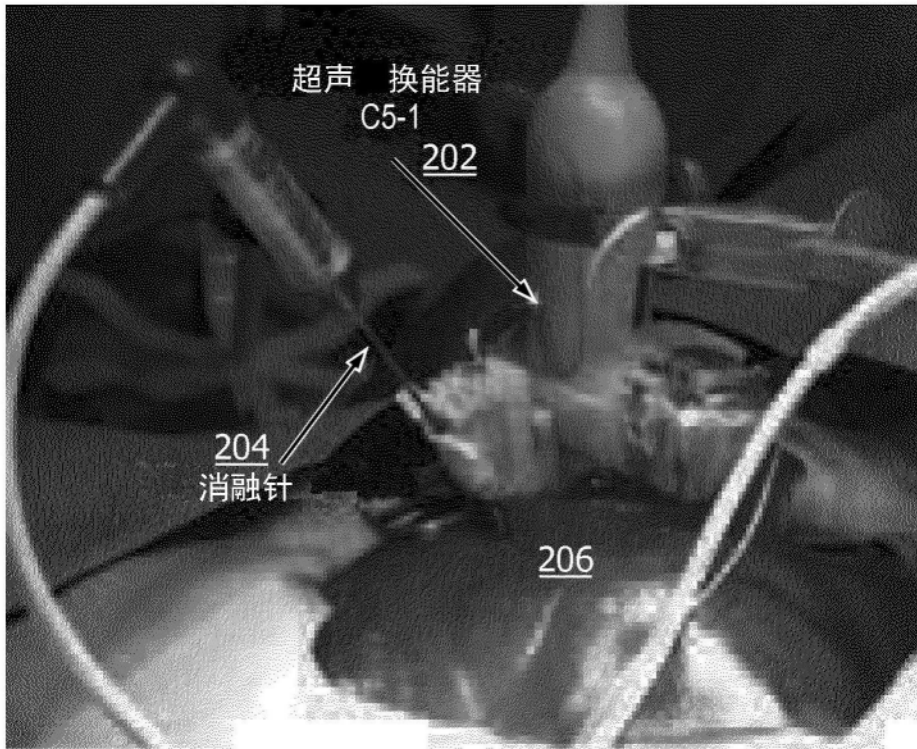


图2

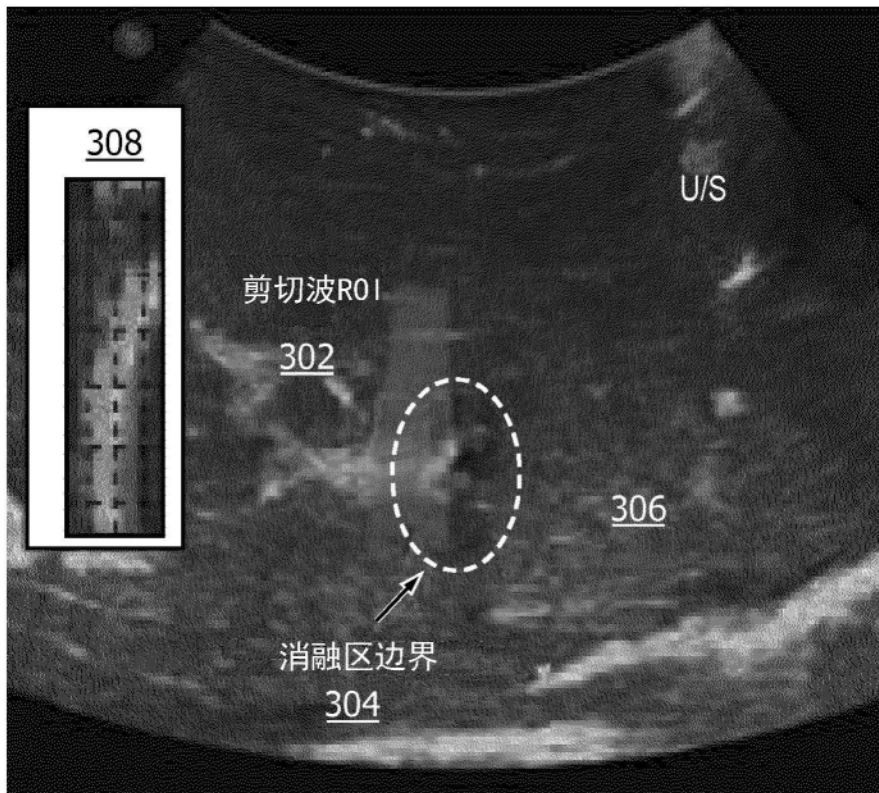


图3

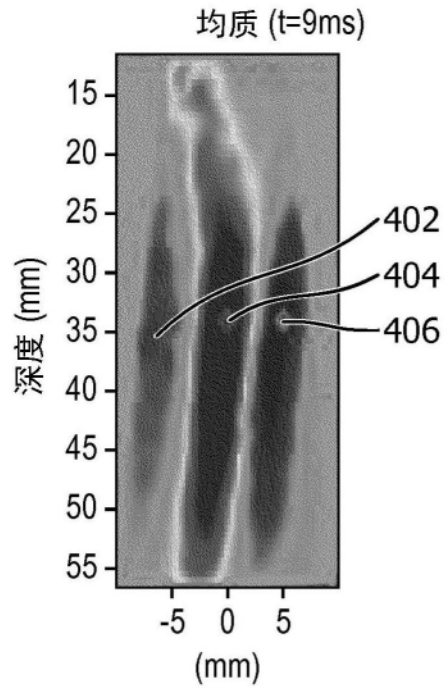


图4A

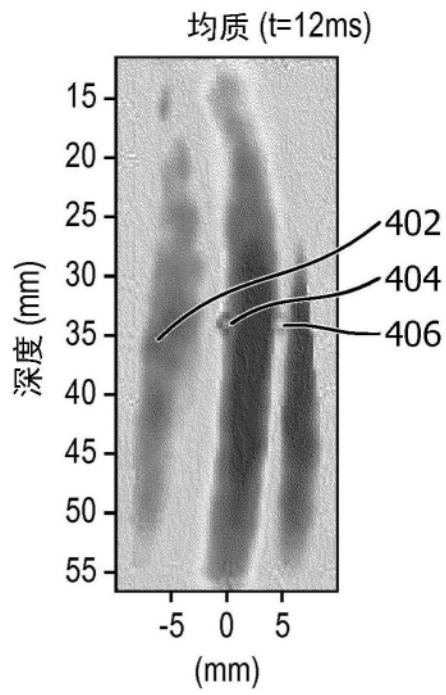


图4B

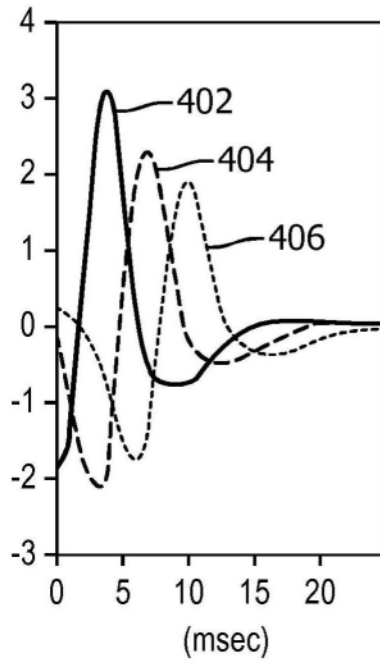


图4C

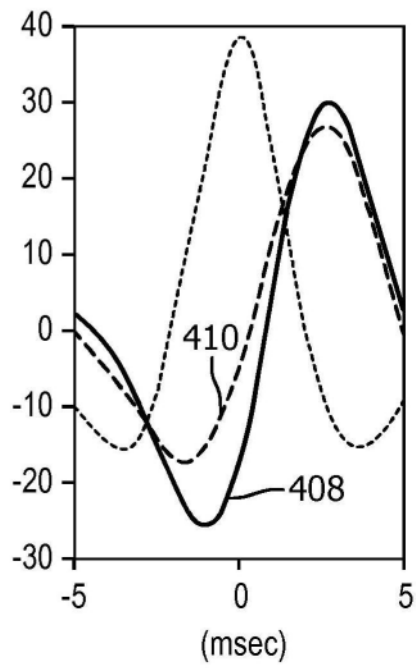


图4D

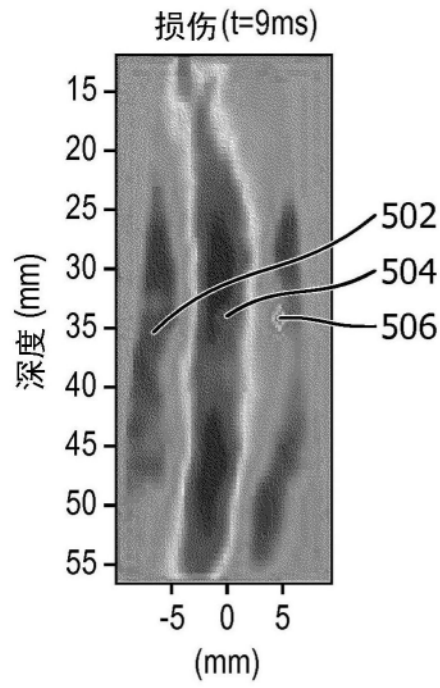


图5A

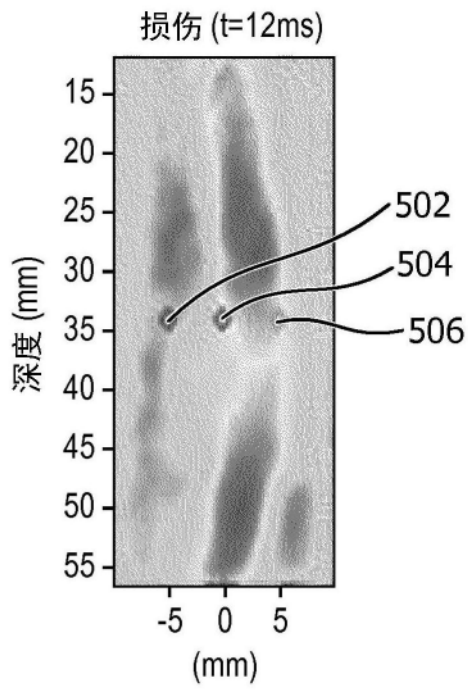


图5B

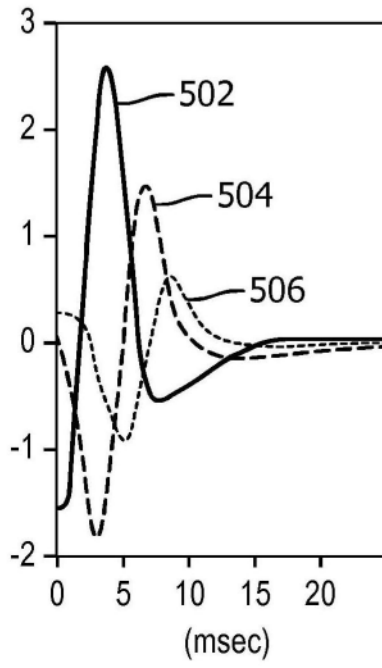


图5C

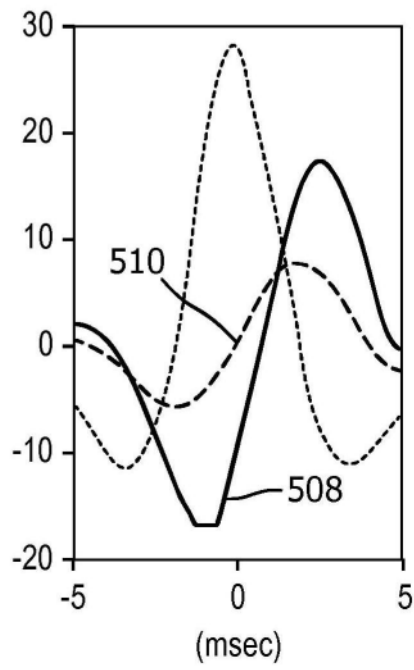


图5D

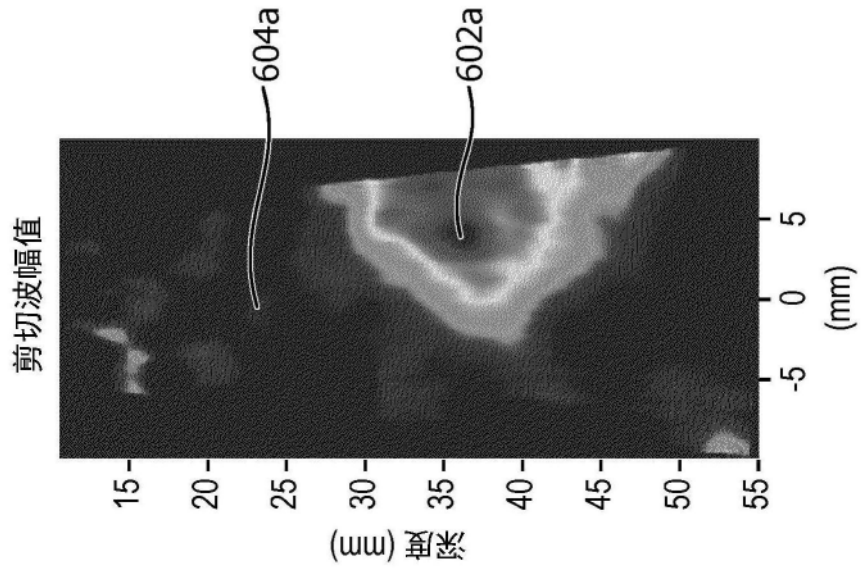


图6A

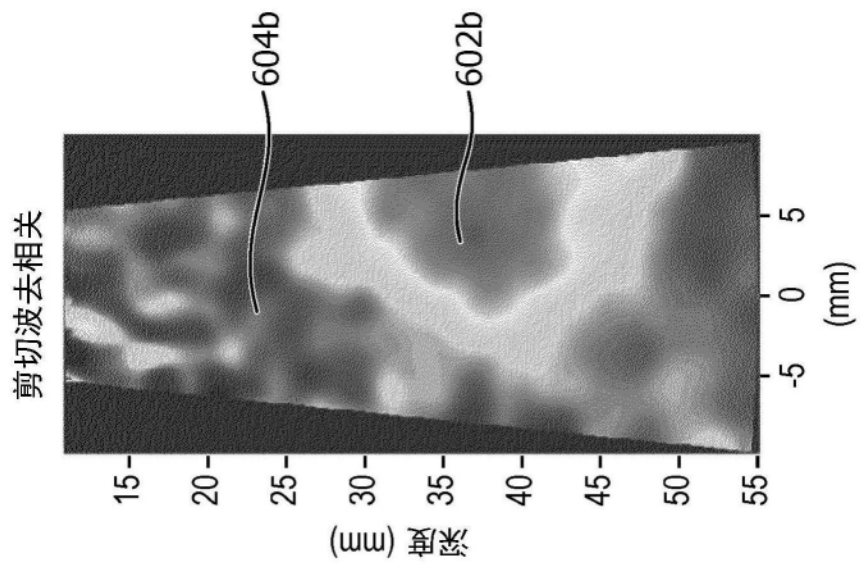


图6B

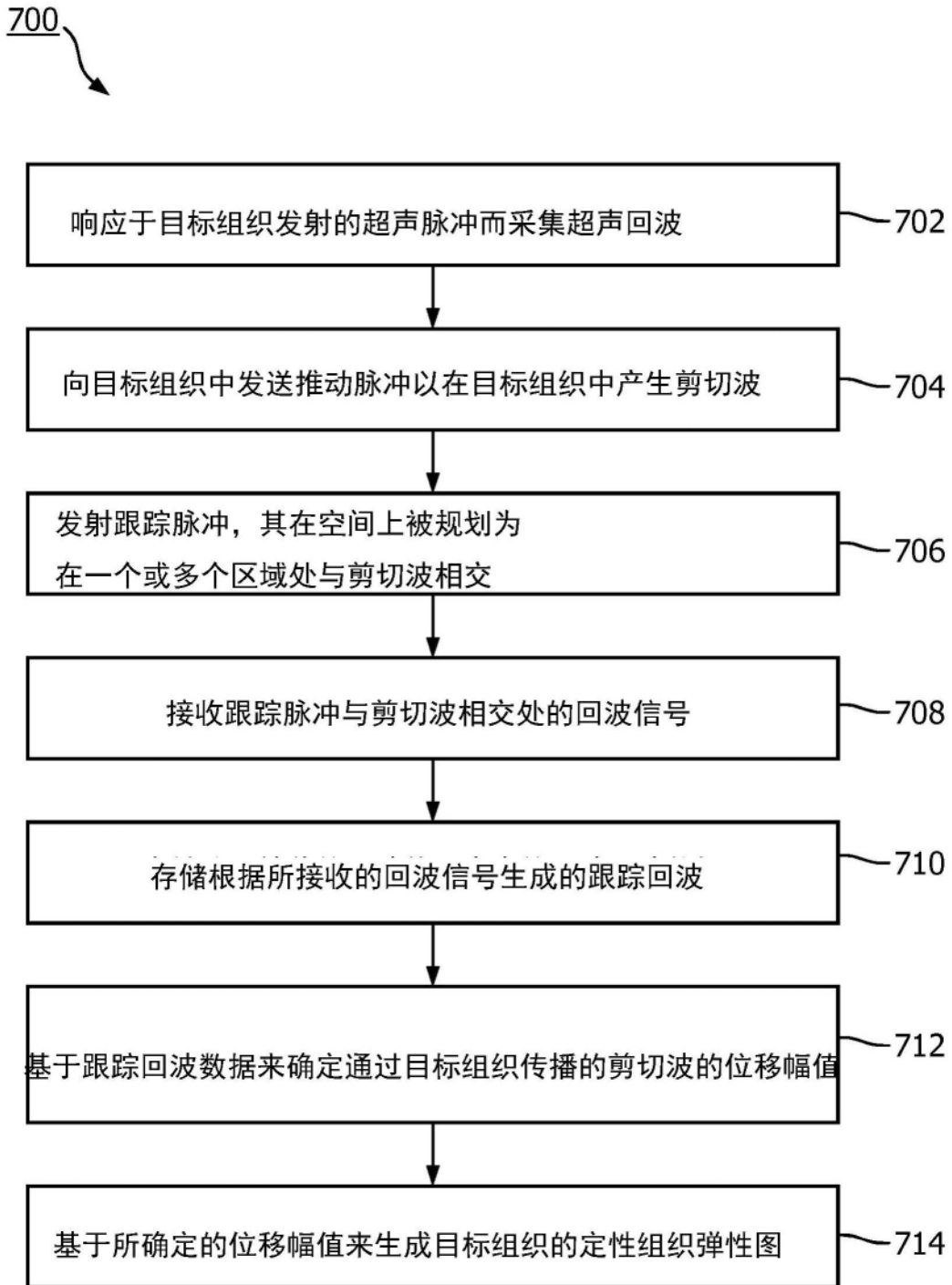


图7

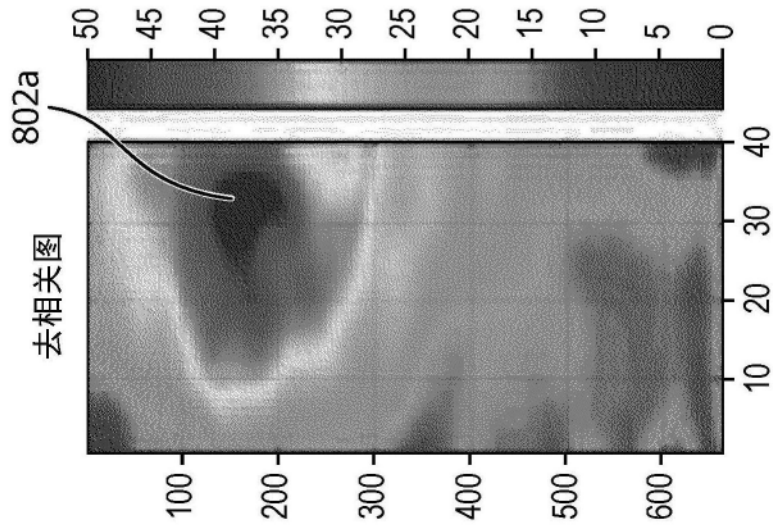


图8A

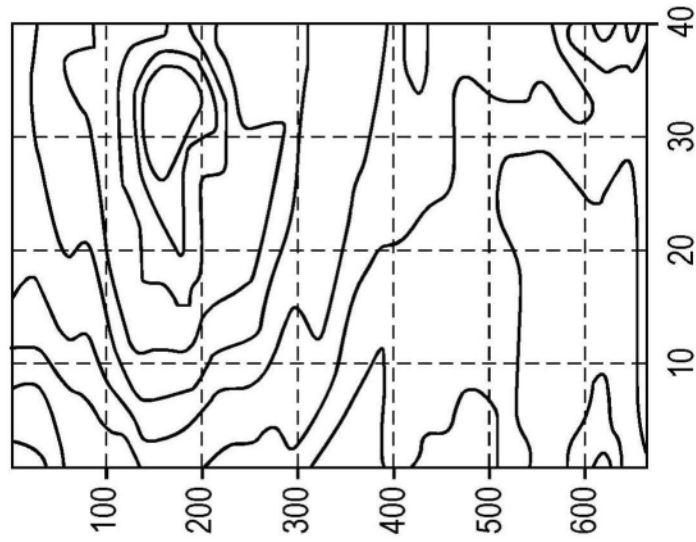


图8B

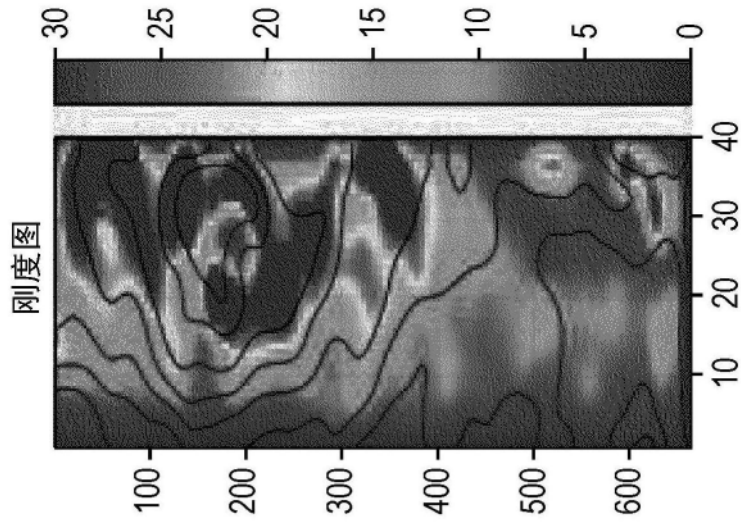


图8C

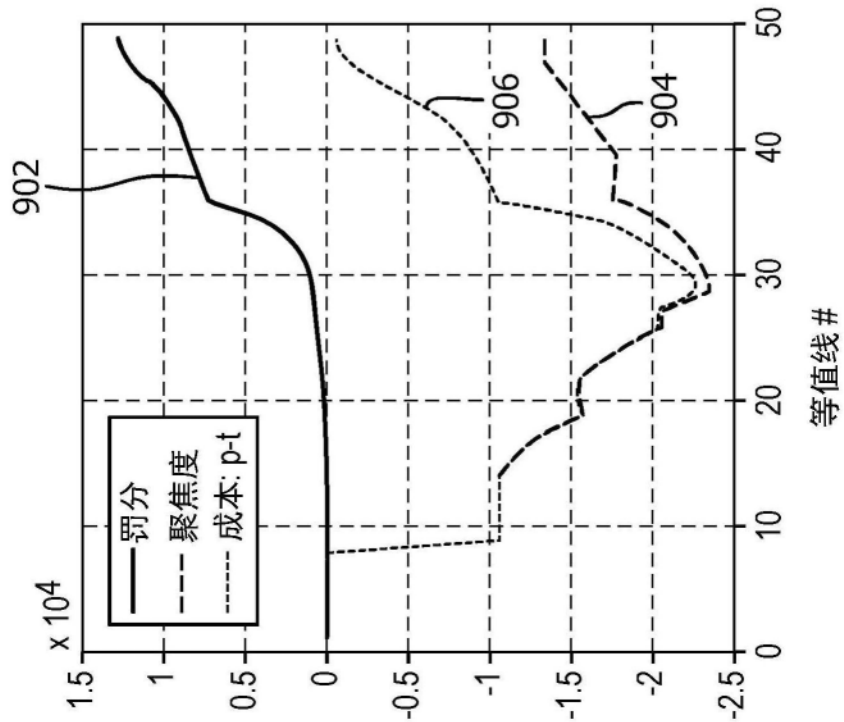


图9A

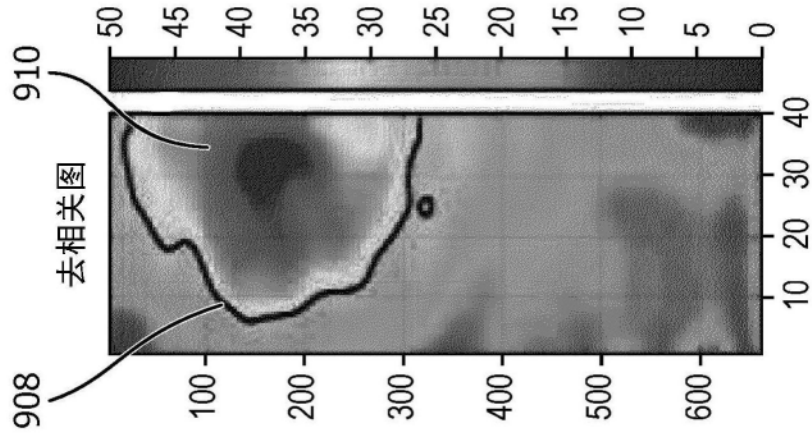


图9B

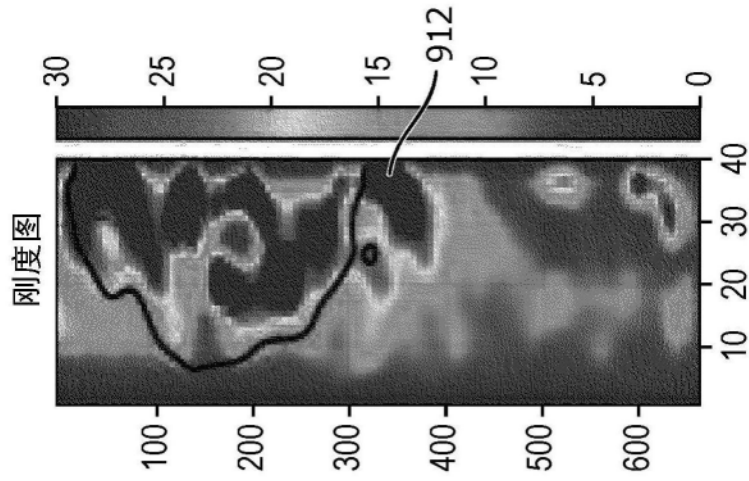


图9C

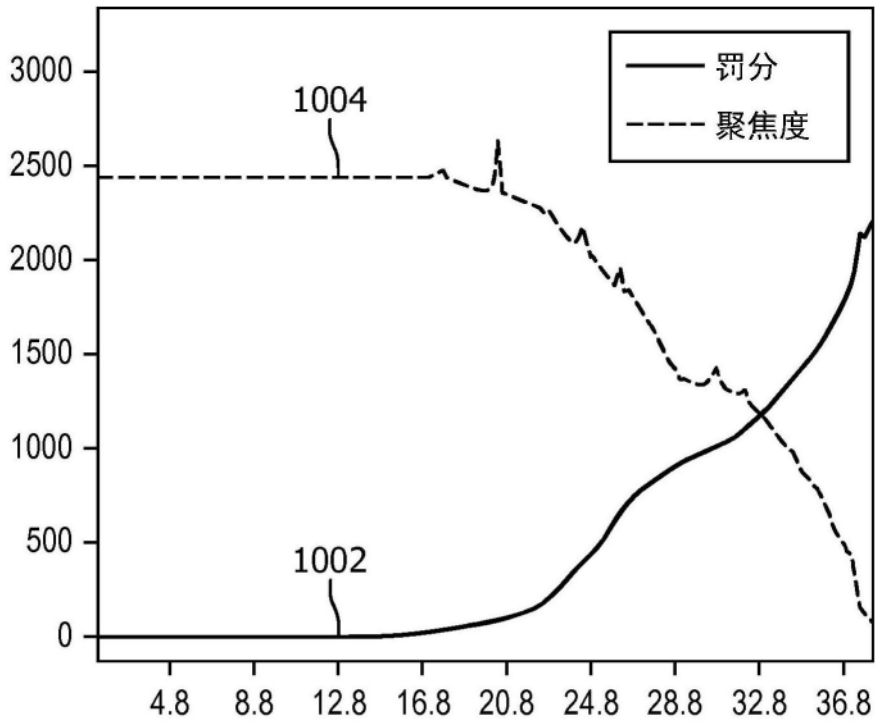


图10A

去相关

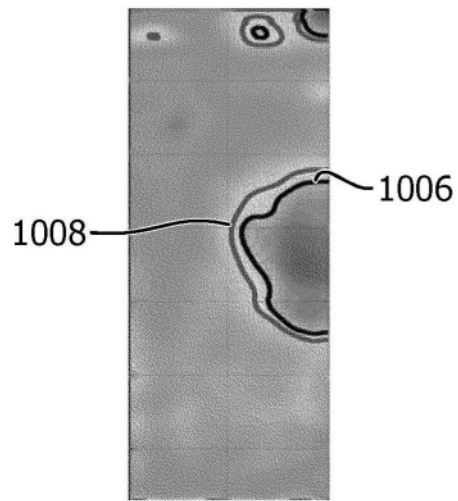


图10B

杨氏模量

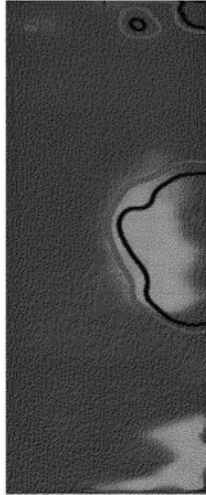


图10C

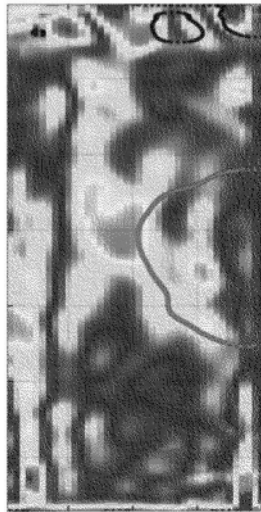


图10D

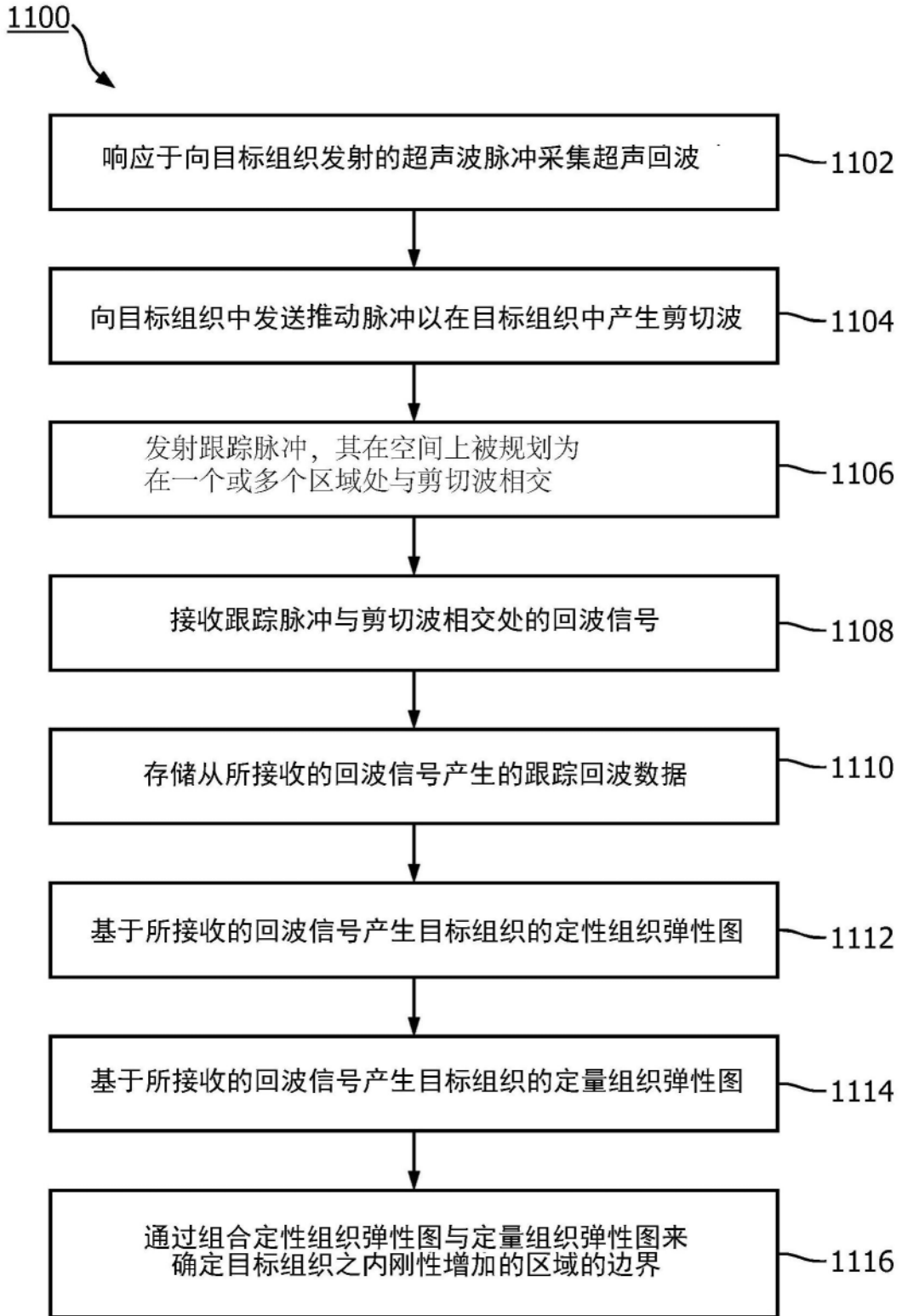


图11