



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109717899 A

(43)申请公布日 2019.05.07

(21)申请号 201811285359.2

(22)申请日 2018.10.31

(30)优先权数据

15/798932 2017.10.31 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 S.J.罗森茨魏希

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 张凌苗 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

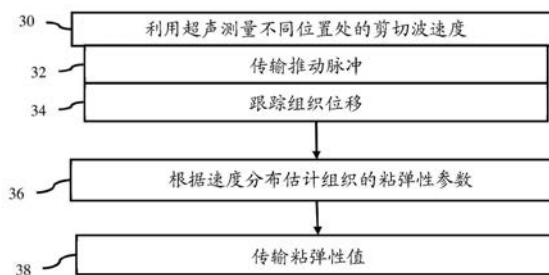
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

## (54)发明名称

超声医学成像中根据剪切速率的组织粘弹性估计

## (57)摘要

超声医学成像中根据剪切速率的组织粘弹性估计。对于利用超声的粘弹性估计,针对感兴趣区域中的不同位置测量(30)剪切波速度。对于每个位置,估计剪切波速度而没有频带划分。在感兴趣区域中的剪切波速度的分布与对应于粘弹性性质的特定值的建模分布匹配(36)。



1. 一种用于超声成像系统的粘弹性估计的方法,所述方法包括:  
从换能器(14)传输(32)推动脉冲,所述推动脉冲在患者的组织中生成(38)剪切波;  
所述超声成像系统跟踪(34)在感兴趣区域中的多个位置处的组织位移,所述组织位移是响应于剪切波的;  
作为到所述患者的组织中的剪切波的起点的横向距离的函数确定(30)多个剪切波速度,所述确定(30)根据组织位移;  
作为剪切波速度的分布的函数估计(36)粘弹性参数;和  
生成(38)显示粘弹性参数的估计的图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中跟踪(34)包括随时间沿扫描线轴向确定(30)所述组织位移,导致位置中的每个的随时间的组织位移轮廓,并且其中确定(30)所述剪切波速度包括作为所述位移轮廓中的相移的函数来确定(30)。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中估计(36)所述粘弹性参数包括估计(36)所述感兴趣区域处的组织的粘性。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中估计(36)所述粘弹性参数包括将所述分布与参考相关。
5. 根据权利要求4所述的方法,其中所述参考包括使用粘弹性模型中的所述粘弹性参数的不同值形成的速率的场。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中估计(36)包括根据所述分布的变化来估计(36)。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中跟踪(34)包括从接收的信号跟踪(34)而没有频率分离。
8. 一种用于超声成像系统的粘弹性估计的方法,所述方法包括:  
超声成像系统测量(30)患者的组织中的不同位置处的剪切波速率;  
将所述不同位置的所述剪切波速率与参考进行匹配(36),所述参考被标记有粘弹性性质的值;和  
传输(32)分配给所述患者的组织的所述粘弹性性质的值。
9. 根据权利要求8所述的方法,其中测量(30)包括基于从第一位置到所述不同位置的所述剪切波的行进距离和定时来测量(30)速率。
10. 根据权利要求8所述的方法,其中匹配(36)包括将剪切波速率的空间分布与所述参考和多个其他参考相关,所述其他参考被标记有所述粘弹性性质的其他值,所述参考具有最大相关性。
11. 根据权利要求8所述的方法,其中匹配(36)包括与粘弹性模型匹配(36)。
12. 一种用于利用超声的粘弹性估计的系统,所述系统包括:  
超声扫描仪(10),其被配置为将来自换能器(14)的声辐射力脉冲传输到组织中并且在组织对声辐射力脉冲响应时扫描所述组织;  
图像处理器(18),其被配置为从扫描测量多个位置的组织响应的速率并且基于速率的空间变化确定所述组织的粘弹性性质的值;和  
显示器(20),其被配置为显示出所述组织的所述粘弹性性质的值的图像。
13. 根据权利要求12所述的系统,还包括存储器(22),其被配置为针对所述粘弹性性质的不同值存储剪切波速度的多个空间分布,所述空间分布包括所述粘弹性性质的值的空间

分布,以及其中,图像处理器(18)被配置为基于所述速率的所述空间变化与所述空间分布的相关性来确定值。

14.根据权利要求12所述的系统,其中所述图像处理器(18)被配置为将所述速率测量为剪切波速度,所述组织响应是用于由所述声辐射力脉冲生成的剪切波。

15.根据权利要求12所述的系统,其中所述图像处理器(18)被配置为基于从所述声辐射力脉冲的焦点到所述位置的距离和所述组织响应的定时来测量所述速率。

## 超声医学成像中根据剪切速率的组织粘弹性估计

### 背景技术

[0001] 本实施例涉及使用超声成像的组织表征。

[0002] 患者的组织可以通过测量对应力(stress)的组织响应来表征。组织位移是由应力产生的波引起的,所述应力诸如是声力辐射脉冲(acoustic force radiation impulse)(ARFI)。随着时间跟踪对波的组织响应,提供弹性的指示。包括肝脏的多种组织更适合地被建模为粘弹性介质而不是弹性介质。粘弹性介质中的剪切波传播的主要特性在于介质具有对应于频率依赖的剪切波速度和剪切波衰减的复波数(complex wave number)。

[0003] 用于使用基于ARFI的剪切波成像估计组织的粘弹性性质的现有技术是通过估计傅里叶域中的相速率来执行的。为了估计相速率,将组织位移信号分成小的频带,并且然后在频带的每个中独立地估计剪切波速度。这些频带中的每个中的信号的量是低的,并且因此估计倾向于(noise)噪声并且尚未被证明在活体内(*in vivo*)是实用的。

### 发明内容

[0004] 通过介绍,下面描述的优选实施例包括用于利用超声进行粘弹性估计的方法、指令和系统。针对感兴趣区域中的不同位置测量剪切波速度。对于每个位置,估计剪切波速度而不进行频带划分。在感兴趣区域中的剪切波速度的分布与对应于粘弹性性质的特定值的建模分布(modeled distribution)相匹配。

[0005] 在第一方面中,提供了一种用于超声成像系统的粘弹性估计的方法。从换能器传输推动脉冲(pushing pulse)。推动脉冲在患者的组织中产生剪切波。超声成像系统跟踪感兴趣区域中的多个位置处的组织位移。组织位移响应于剪切波。剪切波在患者的组织中的剪切波速度被确定为从患者的组织中的剪切波的起点到组织位移的横向距离的函数。粘弹性参数被估计为剪切波速度的分布的函数。生成粘弹性参数的估计的图像显示。

[0006] 在第二方面中,提供了一种用于超声成像系统的粘弹性估计的方法。超声成像系统测量患者的组织中的不同位置处的剪切波速度。不同位置的剪切波速率与参考匹配。参考被标记有粘弹性性质的值。传输分配给患者的组织的粘弹性性质的值。

[0007] 在第三方面中,提供了一种用于利用超声的粘弹性估计的系统。超声扫描仪被配置为将来自换能器的声辐射力脉冲传输到组织中,并在组织响应声辐射力脉冲时扫描组织。图像处理器被配置为测量来自扫描的多个位置的组织响应的速率,并基于速率的空间变化来确定组织的粘弹性性质的值。显示器被配置为显示示出组织的粘弹性性质的值的图像。

[0008] 本发明由以下的权利要求书限定,并且该部分中没有什么应被视为对那些权利要求的限制。下面结合优选实施例讨论本发明的其他方面和优点,并且可以在以后单独或组合地要求保护本发明的其他方面和优点。

[0009]

### 附图说明

[0010] 部件和附图不一定按比例,而是将重点放在说明本发明的原理上。此外,在图中,相同的参考标号贯穿不同的视图表示相应的部分。

[0011] 图1是用于超声成像系统的粘弹性估计的方法的一个实施例的流程图;

图2示出了两个示例位移轮廓(profile);

图3示出了弹性介质中剪切波速度的示例空间分布;

图4示出了粘弹性介质中剪切波速度的示例空间分布; 和

图5是用于利用超声的粘弹性估计的系统的实施例的框图。

## 具体实施方式

[0012] 可以利用基于行进距离(travel-distance)的剪切波速度来量化组织粘弹性性质。量化依赖于群速率(group velocity)(即,没有傅立叶分析或频率分离的剪切波速度)而不是估计相速率。传统的剪切波速度成像提供群速率测量,其中各种频率处的信息混合在一起,提供更高的信号水平。不是将剪切波速度解释为频率的函数,而是使用群速率。

[0013] 为了提供关于组织的粘弹性性质的信息,剪切波跟踪区域被分成由离剪切波源的起始距离和总传播距离限定的多个子区域。然后针对这些子区域中的每个估计剪切波速度。将得到的速度的集合与粘弹性模型相关,以确定组织的一个或多个粘弹性性质。

[0014] 由于与作为频率的函数确定速度相比信噪比的增加,粘弹性性质的估计的灵敏度和/或特异性(specificity)得到改进。这可以允许在与患者一起使用的超声扫描仪中的实现,纤维化检测的非侵入性评估、脂肪变性量化、良性和恶性乳腺癌的区分和/或对由组织压缩引起的增加的剪切波速度估计的补偿中辅助医师。

[0015] 图1示出了超声成像系统的粘弹性估计的方法。由于粘弹性组织中的剪切波的衰减,到剪切波的起点的不同距离的速率具有不同的值。通常,患者的感兴趣区域中的剪切波速度的估计的空间分布与具有粘弹性特性的已知值的建模分布相匹配。该已知值是用于患者的值。

[0016] 利用超声成像系统执行动作,超声成像系统诸如是针对图5描述的系统。使用换能器和/或波束形成器来获取数据,并且图像处理器估计来自数据的位移和来自位移的剪切波速度。图像处理器估计粘弹性参数。超声成像系统输出粘弹性参数的值。诸如计算机或检测器之类的其他设备可用于执行任何动作。

[0017] 可以在图1的方法中提供附加的、不同的或更少的动作。例如,不提供动作38。作为另一个示例,除了动作32和34之外的其他动作用于测量剪切波速度。

[0018] 以所描述或示出的顺序(例如,从上到下或数字)执行动作。可以诸如通过重复针对另一个感兴趣区域的动作或重复动作30以扩展在动作36中估计粘弹性参数的区域来提供其他顺序。

[0019] 在动作30中,超声系统测量患者的组织中的不同位置处的剪切波速率。基于从原点传播到感兴趣区域中的不同位置的剪切波的行进距离和定时来测量速率。利用针对不同位置测量剪切波速率的单独值来执行剪切波速率成像。

[0020] 剪切波速率基于组织位移。超声系统随时间获取组织位移(即,位移轮廓),但是可以使用针对每个不同时间作为位置的函数的组织位移。ARFI(例如,推动脉冲或声辐射脉冲激励)或其他应力源在组织中产生剪切波。当剪切波传播通过组织时,组织移位。通过用超

声扫描组织,获取用于计算随时间的位移的数据。使用相关性或其他相似性测量,确定在不同时间处获取的扫描所代表的位移。

[0021] 动作32和34提供了获取组织位移的一个示例。可以提供附加的、不同的或更少的动作来获取组织位移。

[0022] 在动作32中,波束形成器生成用于聚焦超声传输的电信号,并且换能器将电信号转换为声信号,用于从换能器传输推动脉冲。使用ARFI。声激励被传输到患者体内。声激励充当用于引起位移的脉冲激励。例如,具有与用于对组织成像的B模式传输相似或比其更高的功率或峰值幅度水平的400周期传输波形作为声束(acoustic beam)传输。在一个实施例中,传输是应用于视野的剪切波生成序列。可以使用ARFI或剪切波成像序列。可以使用其他应力源,诸如捶击器(thumper)(机械冲击或振动源)。

[0023] 通过功率、幅度、定时或其他特性来配置传输,以在组织上引起足以在焦点位置处移位组织的应力。例如,相对于视野或感兴趣区域(ROI)设置束的传输焦点,以使得遍及视野或ROI的生成的剪切波位移。

[0024] 脉冲激励在空间位置处产生剪切波。在激励足够强的情况下,产生剪切波。剪切波比纵向波沿声波发射方向传播更慢地横向(transversely)传播穿过组织,因此可以通过定时和/或方向来区分波的类型。归因于剪切波的组织位移在更靠近产生波的焦点位置处的位置处更大。随着波行进,波的振幅衰减。

[0025] 在动作34中,跟踪组织位移。超声系统,诸如系统的图像处理器,响应于推动脉冲来跟踪位移。对于多个位置中的每一个,跟踪由传播剪切波引起的位移。跟踪是轴向的(即,沿扫描线一维地跟踪位移),但可以是二维或三维跟踪。

[0026] 跟踪是随着时间的。针对时段上的任何数量的时间采样找到每个位置的组织位移,在该时段期间,预期波通过该位置传播。通过在多个位置处进行跟踪,提供了针对不同位置的随时间的位移的组织位移轮廓。

[0027] 用于跟踪的时段可以包括在推动脉冲和/或剪切波到达每个给定位置的传输之前的时间。类似地,用于跟踪的时段可以包括在组织松弛或整个剪切波已经传播经过每个位置之后的时间。当剪切波传播经过位置时,扫描组织。

[0028] 换能器和波束形成器在不同时间获取回声数据以确定组织的位移。利用超声扫描检测位移。获得超声数据。超声数据中的至少一些响应于由剪切波或压力引起的位移。利用超声扫描诸如感兴趣区域、整个视野或感兴趣子区域之类的区域。监视区域以检测波。回声数据表示在不同时间经受不同量的压力时的组织。区域是任何大小,诸如横向5x5 mm并且轴向10 mm。例如,执行B模式扫描以检测组织位移。可以使用任何采样或波束形成器分辨率,诸如在具有每0.25 mm的样本位置的线性网格上进行测量。多普勒、彩色血流(color flow)或其他超声模式可用于检测位移。

[0029] 对于给定时间,超声被传输到感兴趣的组织或区域。可以使用任何现在已知的或以后开发的位移成像。例如,使用具有1-5个周期持续时间的脉冲,具有小于  $720 \text{ mW/cm}^2$  的强度。可以使用具有其他强度的脉冲。对任意数量的扫描线执行扫描。例如,响应于每次传输形成以二维分布的八个或十六个接收波束。在施加应力之后或同时,沿着单个传输扫描线重复执行B模式传输,并沿着相邻的接收扫描线进行接收。在其他实施例中,响应于每次传输仅形成单个接收波束或其他数量的接收波束。可以使用附加的传输扫

描线和相应的接收线。可以使用任何数量的重复,诸如大约120次或超过15 ms。

[0030] B模式强度可以由于组织随时间的位移而变化。对于监视的扫描线,提供数据的序列,其表示源自应力的组织运动的时间轮廓。通过多次执行传输和接收,接收表示不同时间的区域的数据。通过用超声重复扫描,确定组织在不同时间的位置。

[0031] 针对多个空间位置中的每一个检测位移。例如,从接收的数据检测速率、变化(variance)、强度模式的改变(shift)(例如,斑点跟踪(speckle tracking))或其他信息作为两次之间的位移。可以针对位置中的每个检测正在进行的位移或位移的序列。

[0032] 在使用B模式数据的一个实施例中,来自不同扫描的数据作为时间的函数轴向相关。对于每个深度或空间采样位置,在多个深度或者空间采样位置(例如,64个深度的核心,其中心深度是计算轮廓所针对的点)上执行相关。例如,当前数据集合与参考数据集合相关多次。在当前集合中标识以参考集合中的给定位置为中心的数据的子集的位置。执行两个数据集合之间的不同的相对转化(translation)。

[0033] 参考是数据的第一或其他集合或来自另一扫描的数据。参考集合来自应力之前,但可能来自应力之后。相同的参考用于整个位移检测,或者参考数据在正在进行的或移动的窗口中改变。

[0034] 计算在不同偏移位置中的每一个处的数据的相似性或相关性水平。具有最大相关性的转变表示与参考相比的、针对与当前数据相关联的时间的位移或偏移。

[0035] 可以使用任何现在已知的或以后开发的相关,诸如交叉相关(cross-correlation)、模式匹配或绝对差的最小和。组织结构和/或斑点是相关的。使用多普勒检测,杂波滤波器(clutter filter)传递与移动组织相关联的信息。从多个回声导出组织的速率。速率用于确定朝向或远离换能器的位移。替代地,不同位置处的速率之间的相对性或差异可指示应变(strain)或位移。

[0036] 图2示出了两个相邻位置的随时间的位移的两个示例位移轮廓。组织的位移从剪切波到达之前的稳定状态开始,然后位移增加到最大,并且之后位移衰减回到稳定状态。其他位移轮廓是可能的。可以针对位移测量任何数量的样本位置,诸如在 $10 \times 5$  mm感兴趣区域中每四分之一毫米进行测量。在每个样本点处确定位移轮廓,或者组合来自两个或更多样本点的数据以给出子区域的位移轮廓。测量每个样本点和每个样本时间的位移。

[0037] 随时间和/或空间的位移用于计算。在一个实施例中,组合不同深度的位移,留在方位角和/或高度上间隔的位移。例如,给定扫描线或横向位置的位移在深度上取平均。作为取平均的替代方案,使用最大或其他选择标准来确定给定横向位置的位移。可以使用仅一个深度的位移。可以独立地使用不同深度的位移。

[0038] 跟踪区域被分成多个子区域(例如, $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$ )。子区域中的每个由距剪切波源(即焦点位置)的起始距离和从焦点位置到子区域的总传播距离限定。每个子区域仅包括一个或多个样本位置。

[0039] 整个接收信号用于跟踪。不是通过频率分离接收信号用于单独跟踪和/或根据通过频率分离的位移轮廓估计剪切波速度,而是跟踪使用群剪切波速度。接收信号和/或位移不由频率分离,提供对剪切波速度的更稳健的估计。

[0040] 返回到动作30,图像处理器确定组织中剪切波的剪切波速度。针对诸如每个子区域之类的每个位置或者作为距离剪切波的起点的横向距离的函数来估计单独的剪切波速

度。在子区域包括多个样本点的情况下,在每个样本点处单独确定剪切波的到达时间。执行到达时间和横向位置之间的线性回归,并且将线性回归的斜率估计为剪切波速度。从位移确定到达时间。跨子区域中的多个样本点计算剪切波速度。可以使用其他组合函数,诸如计算每个样本点的剪切波速度,并且然后组合相同子区域的剪切波速度(例如,平均、中值、最大或最小选择)。作为位置或子区域的函数的所得的剪切波速度提供组织中的剪切波速度的分布。该分布由于组织的粘弹性特性而变化。

[0041] 给定样本点的位移可以用于剪切波速度的多于一个估计。例如,相同的ROI被分成不同的子区域,诸如1 mm×1 mm的子区域和2 mm乘以2 mm的子区域。不同的起始和结束样本点限定给定的子区域。在每个子区域中单独确定剪切速率。替代地,计算子区域的起始位置和结束位置之间的速率,诸如相对于从子区域的起始到结束的距离找到位移轮廓中的相移。

[0042] 剪切波速度基于作为时间和/或位置的函数的位移。根据一个或多个位移轮廓估计每个子区域或位置的剪切波速度的值。在一个实施例中为了估计值,确定位移轮廓中的峰值或最大幅度。基于距应力的源(例如,ARFI焦点位置或剪切波起点)的位置(即,子区域中心、结束点或起始点)的距离,应力的施加与峰值幅度之间的时间差指示速率。在替代方法中,来自不同位置的位移轮廓相关以找到位置之间的延迟或相位差。该相移可用于计算与相关轮廓相关联的位置之间的速率。在其他实施例中,从位移轮廓计算分析数据,并且使用相移来确定弹性。给定子区域的零交叉(zero crossing)或不同子区域的位移的随时间的相位差指示速率。在又一个实施例中,针对给定时间作为位置的函数的位移指示最大位移的位置。从剪切波起点到该位置的距离和时间提供速率。这针对其他时间重复以找到每个位置处的最大速率。

[0043] 为每个子区域提供剪切波速度。对于不同大小的子区域,提供不同的剪切波速度。例如,一个大小的子区域用于确定子区域的剪切波速率,并且另一个大小的子区域使用相同的数据来确定那些子区域的其他剪切波速率。可以使用子区域的任何数量的大小。图3和图4示出了根据利用每个子区域的各种方位角起点和结束位置确定的相同数据的模拟剪切速率的两个示例。提供不同的子区域,用于根据距ARFI焦点位置的行进距离或子区域的边缘之间的行进距离的剪切速率的不同确定。替代地,针对子区域的一个集合的剪切波速度提供分布(即,对于具有相同样本大小(例如,1 mm×1 mm)的每个位置,在2D或3D区域中的速率的场(a field of velocity))。

[0044] 在图1的动作36中,图像处理器估计粘弹性参数。可以估计任何粘弹性参数,诸如粘度、杨氏模量或复模量。可以使用组织的粘弹性行为的任何参数化。可以以相同的方式估计组织的其他特性,诸如弹性。独立于粘弹性参数或与粘弹性参数同时地估计其他特性。

[0045] 估计是针对感兴趣区域的。按照子区域的位置的剪切波速度的分布用于估计该区域或ROI的粘弹性参数的值。分布中的速率或剪切波速度的变化指示组织的粘弹性特性的值。如果组织是纯弹性的,那么在子区域中估计的所有速度都是相同的。图3将剪切波速度示出为是相似的,指示主要是弹性组织。随着组织的粘性增加,子区域将具有更广泛变化的剪切波速度估计。图4示出了剪切波速度的变化,将组织指示为粘弹性。在粘弹性介质中,由于横向(例如,剪切)波衰减,估计的剪切波速度取决于用于估计的起始方位角位置以及距剪切波起点或跨子区域的传播距离。通过利用多个起始和结束方位角位置估计横向剪切波

速度,可以导出关于介质的粘弹性性质的信息。

[0046] 使用分布估计粘弹性参数的值。可以将分布的变化测量为统计值,诸如标准偏差或其他可变性指示。该计算可以通过查找表、以经验确定的函数或机器学习的分类器与粘弹性参数的值相关。

[0047] 在另一个实施例中,分布与参考相匹配。粘弹性模型用于产生感兴趣组织(例如肝脏)的分布。可以使用任何粘弹性模型,诸如弹性和粘性的Voigt或Maxwell模型。其他模型包括标准线性实体(solid)模型,具有0频率和无限频率刚度参数之间的粘弹性参数。该模型模拟了粘弹性参数的给定不同值的剪切波速度。模型的其他参数的值是恒定的或者也是变化的,诸如基于感兴趣的组织。该模拟为粘弹性参数的对应或相应值提供了剪切波速的参考分布或场。替代地,参考分布是凭经验创建的,诸如利用以具有粘弹性参数的不同已知值的体模(phantom)执行的测量或者测量的剪切波速率与具有粘弹性参数的已知值的组织的比较(例如,基于切除或活检(biopsied)组织的数据库)。通过对与不同粘弹性值对应的粘弹性体模进行成像,创建了粘弹性性质的不同值的参考。可以通过插值来创建粘弹性参数的其他参考和对应值。

[0048] 用粘弹性参数的不同值标记的参考用于与针对患者测量的速率的空间分布匹配。可以使用任何匹配,诸如相关。可以使用针对患者的测量的分布与参考中的每个或一些之间的相关性的水平。可以使用任何搜索模式或标准,诸如基于先前相关之间或先前相关的集合之间的差异的方向和/或量来选择下一个参考以进行检查。可以使用相关的任何测量,诸如交叉相关或绝对差的最小和。

[0049] 使速度的集合相关回到粘弹性模型,无论是经验模拟还是计算模拟的,以确定组织的一个或多个粘弹性性质。如果组织是纯弹性的,那么在子区域中估计的所有速度都是相同的。随着组织粘性增加,子区域将具有更广泛变化的剪切波速度估计。选择与患者的速率的分布具有最大匹配(例如,最高相关性)的参考。粘弹性参数的一个或多个值的标记和来自匹配参考的任何其他参数(例如,弹性)被分配给患者。来自参考的标记值是患者的粘弹性参数的估计值。

[0050] 在动作38中,图像处理器传输分配给患者的组织的粘弹性性质的值。传输去往显示器、存储器或网络。例如,传输是来自超声成像系统或在超声成像系统内的输出。

[0051] 在一个实施例中,输出图像。ROI的值在剪切波速率图像、B模式图像或其他超声图像上提供。例如,剪切波速率图像具有基于作为ROI中的位置的函数的剪切速率调制的颜色。剪切波速率图像覆盖B模式图像上,B模式图像覆盖比ROI或剪切波速率图像更大的视野。粘弹性参数的值作为剪切波速率和/或B模式图像上方或与剪切波速率和/或B模式图像相邻的文本注释提供。替代地,亮度、帐篷(tent)、色调或颜色图基于粘弹性参数的值。在其他实施例中,提供了其他类型的弹性成像、无剪切或弹性图像,和/或不同类型的超声成像。

[0052] 在另一个实施例中,粘弹性参数的值作为文本、数字输出或以图形编码。例如,用户选择B模式图像上的位置。作为响应,超声系统计算关于该选择的位置的ROI的感兴趣的粘弹性参数的值。计算值的数字、文本和/或图形表示覆盖在B模式图像上、独立显示或以其他方式传达给用户(例如,添加到报告)。

[0053] 图5示出了用于利用超声的粘弹性估计的系统10的一个实施例。系统10实现图1的方法或其他方法。系统10包括传输波束形成器12、换能器14、接收波束形成器16、图像处理

器18、显示器20和存储器22。可以提供附加的、不同的或更少的部件。例如,提供用户输入以供用户与系统交互,诸如选择要发生测量的位置或指定ROI的放置。

[0054] 系统10是医学诊断超声成像系统或超声扫描仪。系统10被配置成将声辐射力脉冲从换能器14传输到组织中并且在组织对声辐射力脉冲产生的剪切波进行响应时扫描多个位置处的组织。超声扫描仪跟踪对剪切波的响应。在替代实施例中,系统10包括前端扫描器和后端处理器,诸如个人计算机、工作站、PACS站或在相同位置处或分布在网络上用于实时或后采集成像的其他布置。扫描部件(例如,传输波束形成器12、换能器14和接收波束形成器16)是与存储器22、图像处理器18和/或显示器20不同的设备的一部分。后端可以从存储器获取数据或通过网络传输。前端将数据提供给存储器或网络。

[0055] 传输波束形成器12是超声发射器、存储器、脉冲发生器、模拟电路、数字电路或其组合。传输波束形成器12可操作以生成具有不同或相对幅度、延迟和/或定相(phasing)的多个通道的波形。在响应于生成的电波形从换能器14传输声波时,形成一个或多个波束。生成传输波束的序列以扫描区域。可以使用扇区、Vector®、线性或其他扫描格式。在替代实施例中,传输波束形成器12生成平面波或发散(diverging)波以用于更快速的扫描。多次扫描相同的区域。对于剪切成像,使用沿相同线的扫描的序列。

[0056] 相同的传输波束形成器12可以生成脉冲激励(ARFI或推动脉冲)和声波束用于跟踪。生成用于ARFI的电波形,并且然后生成用于跟踪的电波形。在替代实施例中,提供不同的传输波束形成器用于生成ARFI而不是用于跟踪。传输波束形成器12使换能器14生成声能。使用跨通道的延迟轮廓,传输波束形成器12将推动脉冲操纵到期望的焦点位置或定位和扫描ROI以跟踪位移。

[0057] 换能器14是用于从电波形生成声能的阵列。对于阵列,相对延迟会聚焦声能。给定的传输事件对应于在给定延迟的情况下基本上同时由不同元件对声能的传输。传输事件可以提供超声能量的脉冲用于对组织进行移位。脉冲是脉冲激励或跟踪脉冲。脉冲激励包括如下波形,其具有许多周期(例如,500个周期),但是在相对短的时间内发生,以由于剪切波传播而在更长的时间上引起组织位移。跟踪脉冲可以是B模式传输,诸如使用1-5个周期。跟踪脉冲用于扫描经历应力改变的患者区域。

[0058] 换能器14是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。可以使用摇摆器(wobbler)阵列。换能器14包括多个用于在声能和电能之间进行换能的元件。响应于冲击在换能器14的元件上的超声能量(回声)生成接收信号。元件与传输和接收波束形成器12、16的通道连接。

[0059] 接收波束形成器16包括具有放大器、延迟和/或相位旋转器,以及一个或多个加法器(summer)的多个通道。每个通道与一个或多个换能器元件连接。接收波束形成器16由硬件或软件配置以应用相对延迟、相位和/或变迹(apodization)以响应于每个成像或跟踪传输而形成一个或多个接收波束。对于来自用于移位组织的脉冲激励的回声,可能不发生接收操作。接收波束形成器16使用接收信号输出表示空间位置的数据。来自不同元件的信号相对延迟和/或定相和求和提供了波束形成。在替代实施例中,接收波束形成器16是用于使用傅立叶或其他变换生成样本的处理器。

[0060] 与传输波束形成器12协作,接收波束形成器16在不同时间生成表示ROI的数据。在ARFI之后,接收波束形成器16生成表示在不同时间沿一个或多个线的位置的波束。通过用

超声扫描ROI,生成数据(例如,波束形成样本)。通过重复扫描,获取表示在脉冲激励之后的不同时间的区域的超声数据。

[0061] 接收波束形成器16输出表示不同样本位置的波束求和数据。可以提供动态聚焦。数据可能用于不同目的。例如,对于B模式或组织数据而不是剪切超声成像执行不同的扫描。替代地,B模式数据也用于确定粘性弹性参数值。作为另一个例子,通过一系列共享扫描获取用于剪切成像的数据,并且单独地或使用一些相同的数据执行B模式或多普勒扫描。超声或回声数据来自处理的任何阶段,诸如检测前的波束形成数据或检测后的数据。

[0062] 存储器22是非暂时性计算机可读存储介质。例如,存储器22是高速缓存、缓冲器、RAM、可移动介质、硬盘驱动器或其他非暂时性计算机可读存储介质。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性和非易失性存储介质。

[0063] 存储器22由图像处理器18,控制器或存储器处理器配置以存储和提供数据。存储器22存储用于估计粘弹性参数的值的任何数据。例如,存储超声数据(波束形成数据和/或检测数据)、位移、位移轮廓、速率和/或模型信息。存储器22被配置为针对粘弹性质质的不同值存储剪切波速度的多个空间分布。分布可以形成为查找表、机器学习分类器的矩阵或要用作参考的单独字段的一部分。每个分布用粘弹性参数的相应值标记。存储器22存储针对患者的速率的测量的分布和/或测量的分布与多个参考分布的相关值。

[0064] 图像处理器18根据存储在存储器22或另一存储器中的指令进行操作,以估计患者的组织的粘弹性特性。用于实现这里讨论的过程、方法和/或技术的指令在计算机可读存储介质或存储器上提供。响应于存储在计算机可读存储介质中或上的一组或多组指令,执行图中示出或本文描述的功能、动作或任务。功能、动作或任务独立于特定类型的指令集、存储介质、处理器或处理策略,并且可以由单独或组合操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码以及诸如此类来执行。同样,处理策略可以包括多处理、多任务处理、并行处理以及诸如此类。在一个实施例中,指令存储在可移动媒体设备上以供本地或远程系统读取。在其他实施例中,指令存储在远程位置,用于通过计算机网络或通过电话线传送。在其他实施例中,指令存储在给定计算机、CPU、GPU或系统内。

[0065] 图像处理器18包括B模式检测器、多普勒检测器、脉冲波多普勒检测器、相关处理器和/或傅里叶变换处理器,用于检测和处理用于从波束形成的超声样本显示的信息。

[0066] 在一个实施例中,图像处理器18包括一个或多个检测器和单独的处理器。单独的处理器是控制处理器、通用处理器、数字信号处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、网络、服务器、处理器的组、图形处理单元、数字信号处理器、模拟电路、数字电路、它们的组合,或其他现在已知或以后开发的用于估计粘弹性参数的设备。例如,单独的处理器由硬件、固件和/或软件配置,以执行图1中所示的动作30-38中的一个或多个的任何组合。

[0067] 图像处理器18被配置为测量来自扫描的多个位置的组织响应的速率。例如,波束形成的数据或检测的数据与参考轴向相关,以确定给定时间的组织的位移的量。从位移导出速率。

[0068] 位置是ROI的子区域或接收波束形成器16的样本位置。任何子区域可包括一个或多个样本位置。在包括多于一个样本位置的情况下,来自多个位置的位移用于估计子区域的剪切波速度(例如,从通过位移给出的到达时间的线性回归估计)。替代地,针对子区域的不同样本位置确定的速率取平均。可以使用其他组合函数,诸如中值、最大值或最小值。

[0069] 图像处理器18被配置为测量不同子区域的速率。例如,使用子区域的不同起始位置和结束位置,为不同的重叠子区域布置提供速率(参见图3和4)。替代地,使用规则或不规则的图案的ROI到子区域的单个划分。

[0070] 将速率测量为剪切波速度。响应于声辐射力生成的剪切波在不同外位置处引起时变位移。图像处理器18根据从剪切波的起点到子区域的中心或其他位置的距离和与剪切波创建的时间相比的、基于位移的在子区域处的剪切波的检测的时间来针对每个子区域计算速率。在其他实施例中可以使用跨子区域的速率(即,从子区域的开始到结束)。创建感兴趣区域的速率的分布。

[0071] 图像处理器18被配置为基于速率的空间变化确定组织的粘弹性性质的值。使用变化本身的测量和/或速率的空间变化与从凭经验的、体模或模拟(数学)模型生成的模型或参考的相关性。空间变化映射到粘弹性性质的值。例如,模型或参考对应于粘弹性性质的相应值。来自最佳匹配的值或来自空间变化的参考或两个最佳匹配模型的值的插值值提供了患者的组织的粘弹性性质的值。

[0072] 图像处理器18被配置为生成一个或多个图像。该图像包括颜色调制区域和/或字母数字文本,其表示或基于粘弹性性质的值,诸如组织的2D或3D表示的图像上的注释。例如,生成剪切波速率图像。可以生成其他弹性成像(elastography)图像,诸如剪切模量、应变或应变率图像(strain rate image)。图像被呈现为B模式图像内的覆盖或感兴趣区域。粘弹性性质注释在组织的空间表示上、上方或与组织的空间表示相邻。替代地或附加地,粘弹性性质的值诸如在报告中被显示为文本、被数值显示和/或以与组织的任何空间表示分开的图显示。

[0073] 显示器20是CRT、LCD、投影仪、等离子或用于显示值、二维图像或三维表示的其他显示器。二维图像表示诸如平面之类的区域中的空间分布。从表示体积中的空间分布的数据呈现三维表示。显示器20由图像处理器18或其他设备通过要显示为图像的信号的输入来配置。显示器20显示表示ROI的计算值的图像。该图像示出了组织的粘弹性性质的值。

[0074] 虽然上面已经参考各种实施例描述了本发明,但是应该理解,在不脱离本发明的范围的情况下,可以进行许多改变和修改。因此,前面的详细描述旨在被认为是说明性的而不是限制性的,并且应该理解,是以下的权利要求,包括所有等同物,旨在限定本发明的精神和范围。

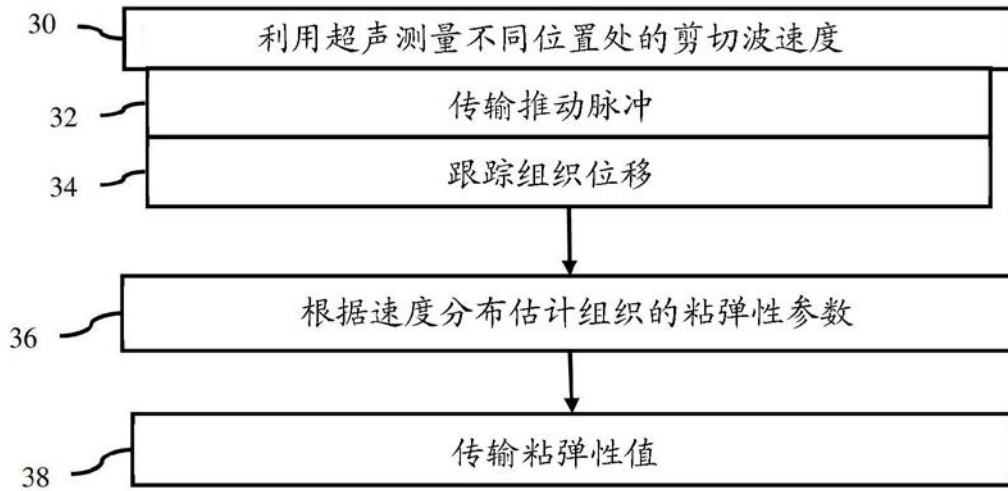


图 1

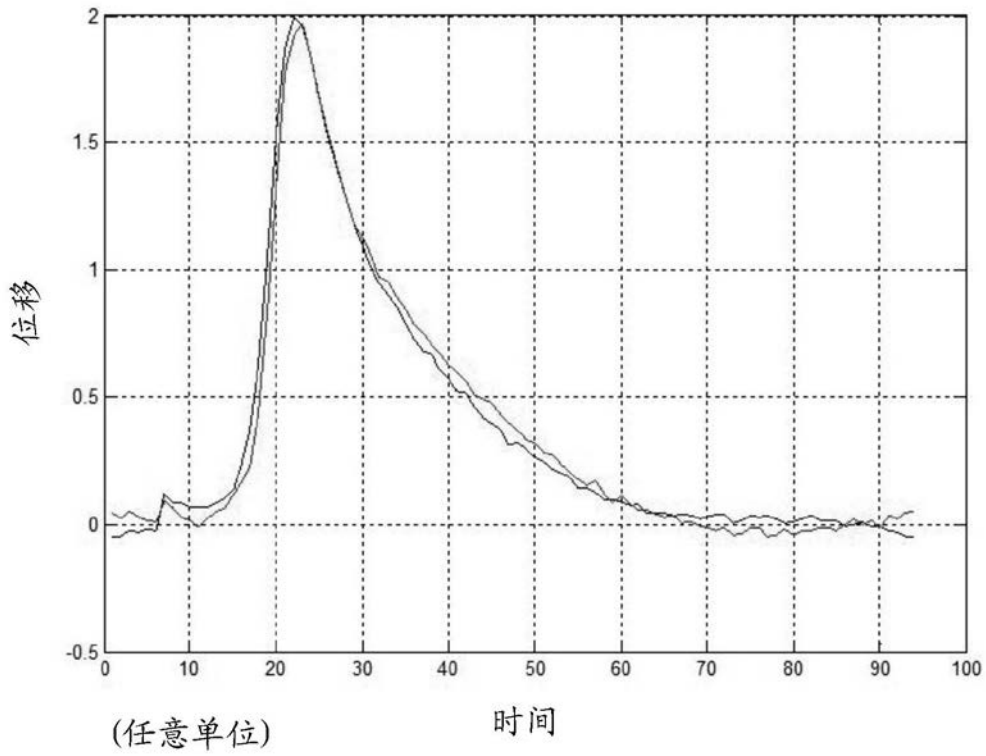


图 2

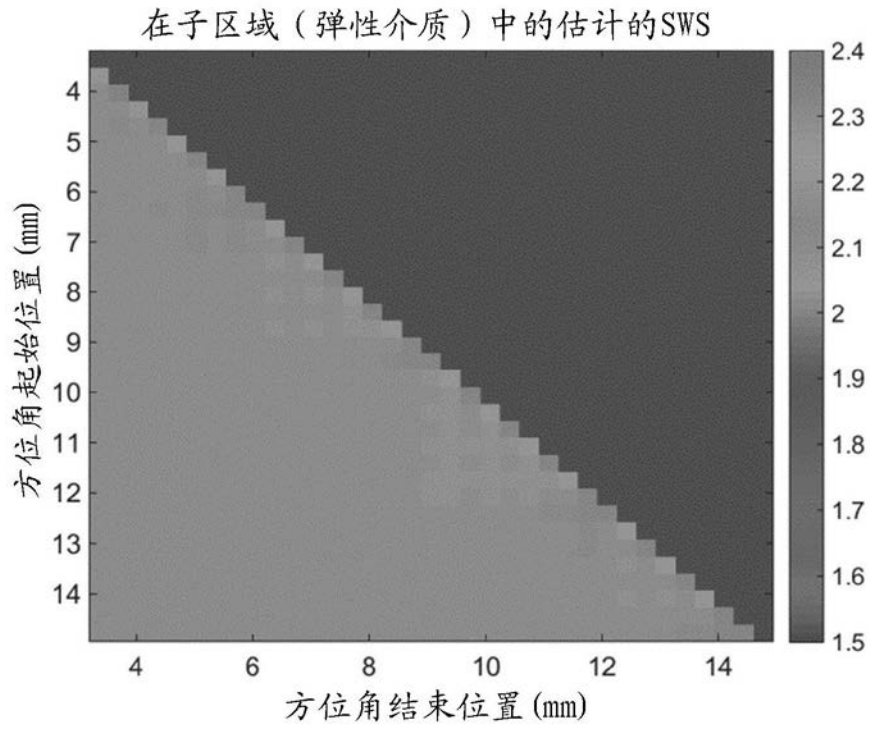


图 3

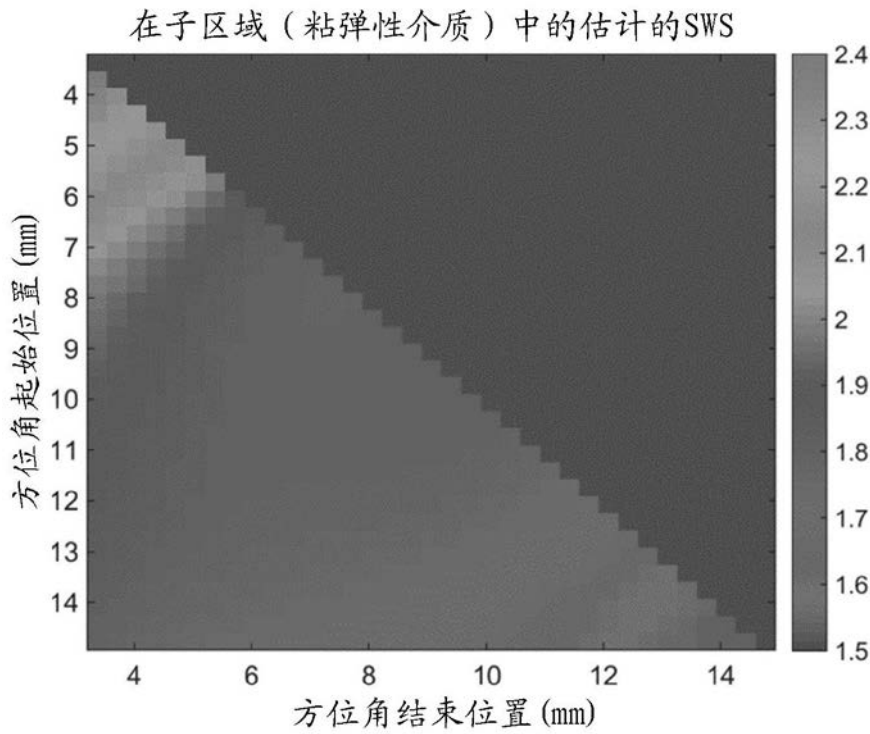


图 4

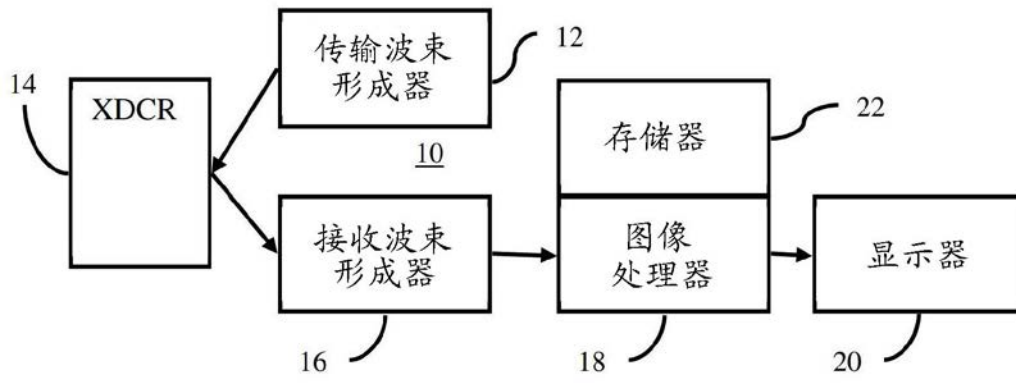


图 5

专利名称(译)	超声医学成像中根据剪切速率的组织粘弹性估计		
公开(公告)号	<a href="#">CN109717899A</a>	公开(公告)日	2019-05-07
申请号	CN201811285359.2	申请日	2018-10-31
[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		
发明人	S.J.罗森茨魏希		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
代理人(译)	刘春元		
优先权	15/798932 2017-10-31 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

超声医学成像中根据剪切速率的组织粘弹性估计。对于利用超声的粘弹性估计，针对感兴趣区域中的不同位置测量 ( 30 ) 剪切波速度。对于每个位置，估计剪切波速度而没有频带划分。在感兴趣区域中的剪切波速度的分布与对应于粘弹性性质的特定值的建模分布匹配 ( 36 )。

