



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104042237 B

(45)授权公告日 2018.09.14

(21)申请号 201410096530.0

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2014.03.17

A61B 8/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

审查员 孙晓彤

申请公布号 CN 104042237 A

(43)申请公布日 2014.09.17

(30)优先权数据

61/799616 2013.03.15 US

14/020643 2013.09.06 US

(73)专利权人 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 范列湘 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 张凌苗 刘春元

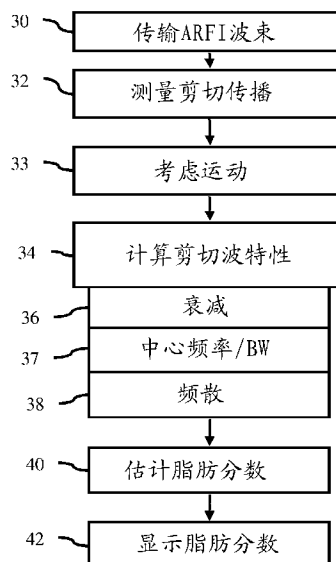
权利要求书2页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

采用剪切波传播的使用超声的脂肪分数估计

(57)摘要

公开了采用剪切波传播的使用超声的脂肪分数估计。脂肪分数从剪切波传播来估计(40)。使用声辐射力来在感兴趣的组织中生成剪切波。计算(34)所述剪切波的衰减、中心频率、带宽或其它非速度特性并将其用于估计(40)脂肪分数。



1. 一种用于从剪切波传播估计脂肪分数的方法,所述方法包括:
将声辐射力激励传输(30)到患者中;
采用超声测量(32)响应于由所述声辐射力激励引起的剪切波而在患者内的组织的各位置处的位移;
通过处理器(18),从所述位移计算(36)所述剪切波的衰减,其中计算(34)所述剪切波的衰减包括针对所述各位置中的每一个确定所述位移随时间的最大值以及计算(34)在所述各位置上的所述位移的所述最大值的斜率;
通过所述处理器(18),根据所述剪切波的衰减来估计(40)所述组织的脂肪分数;以及
显示(42)所述脂肪分数的指示。
2. 如权利要求1所述的方法,其中测量(32)所述位移包括用超声重复地扫描所述各位置。
3. 如权利要求1所述的方法,其中估计(40)所述脂肪分数包括用所述衰减来查找所述脂肪分数。
4. 如权利要求1所述的方法,其中测量(32)包括在所述患者的肝脏中的测量(32)。
5. 如权利要求1所述的方法,其中显示(42)所述指示包括显示(42)所述脂肪分数的值。
6. 如权利要求1所述的方法,其中显示(42)所述指示包括显示(42)表示在所述各位置处的脂肪分数的图像。
7. 如权利要求1所述的方法,进一步包括根据时间计算(37)所述位移的中心频率、带宽,或中心频率和带宽,并且其中估计(40)所述脂肪分数包括根据所述频率、所述带宽或所述中心频率和所述带宽估计(40)所述脂肪分数。
8. 一种用于从剪切波传播估计脂肪分数的方法,所述方法包括:
将声辐射力激励传输(30)到患者中;
采用超声测量(32)响应于由所述声辐射力激励引起的剪切波而在患者内的组织的各位置处的位移;
通过处理器(18),根据时间计算(37)所述位移的中心频率、带宽,或中心频率和带宽;
通过所述处理器(18),根据所述剪切波的中心频率、带宽、或中心频率和带宽估计(40)所述组织的脂肪分数;以及
显示(42)所述脂肪分数的指示。
9. 如权利要求8所述的方法,其中计算(37)包括计算(37)所述中心频率,并且其中估计(40)包括根据所述中心频率来估计(40)。
10. 如权利要求8所述的方法,其中计算(37)包括计算(37)所述带宽,并且其中估计(40)包括根据所述带宽来估计(40)。
11. 一种非暂时性计算机可读存储介质,其中存储有表示由编程处理器(18)可执行来从剪切波传播估计脂肪分数的指令的数据,所述存储介质包括用于以下各项的指令:
生成(30)聚焦在组织中的位置处的声辐射力;
测量(32)由所述声辐射力引起的剪切波传播;
根据所述剪切波传播的位置、位移的中心频率或位移的带宽来从最大位移的斜率计算(34)衰减;以及
根据所述衰减估计(40)所述组织的脂肪分数。

12. 如权利要求11所述的非暂时性计算机可读存储介质,其中测量(32)所述剪切波传播包括测量(32)随时间和在不同位置处的位移。

13. 如权利要求11所述的非暂时性计算机可读存储介质,其中估计(40)所述脂肪分数包括将所述衰减映射到所述脂肪分数的值。

14. 如权利要求11所述的非暂时性计算机可读存储介质,进一步包括在所述测量(32)中考虑换能器(14)相对于患者的运动。

15. 一种用于从剪切波传播估计脂肪分数的系统,所述系统包括:

换能器(14),其被配置成将声脉动激励传输到患者中并且被配置成用超声扫描所述患者的区域;

接收波束形成器(16),其被配置成生成表示在所述声脉动激励之后的不同时间处的所述区域的数据,所述数据从采用超声的所述扫描生成;

处理器(18),其被配置成估计由所述声脉动激励引起的剪切波所导致的组织位移,从所述剪切波沿着传播方向的幅度的分布的斜率计算所述组织位移的衰减、并计算所述组织位移的中心频率、带宽或其组合,以及从所述衰减、中心频率、带宽或其组合确定所述脂肪分数的估计。

16. 如权利要求15所述的系统,其中所述处理器(18)被配置成从针对多个位置中的每一个的随时间的所述组织位移的频谱计算所述中心频率和所述带宽,以及在单个位置处或在所述多个位置上从所述中心频率和带宽确定所述脂肪分数的估计。

采用剪切波传播的使用超声的脂肪分数估计

[0001] 相关申请

[0002] 本专利文档依据35 U.S.C. §119(e) 要求于2013年3月15日提交的、序列号为61/799,616的美国临时专利申请的提交日期的权益,特此通过引用并入所述美国临时专利申请。

技术领域

[0003] 本实施例涉及超声成像。具体地,使用超声来估计组织中的脂肪分数。

背景技术

[0004] 本实施例涉及超声成像。具体地,使用超声来估计组织中的脂肪分数。非酒精性脂肪性肝病 (NAFLD) 在美国的成人和儿童中是最常见的肝病。NAFLD以过剩的肝脂肪堆积以及肝纤维化来表征。磁共振成像 (MRI) 精确地测量作为肝脂肪含量的生物标志物的质子密度脂肪分数 (PDFF)。然而,MRI不可广泛得到而且昂贵。量化肝脏脂肪的基于超声的技术可以促进临床护理。

发明内容

[0005] 作为介绍,下文所描述的优选实施例包括用于从剪切波传播估计脂肪分数的方法、指令和系统。使用声辐射力来在感兴趣的组织中生成剪切波。计算该剪切波的衰减、中心频率、带宽或其它非速度特性并且将其用于估计脂肪分数。

[0006] 在第一方面中,提供了用于从剪切波传播估计脂肪分数的方法。将声辐射力激励传输到患者中。使用超声来测量响应于由声辐射力激励引起的剪切波而在患者内的组织的各位置处的位移。处理器从所述位移计算剪切波的衰减。所述处理器根据剪切波的衰减估计该组织的脂肪分数。显示脂肪分数的指示。

[0007] 在第二方面中,非暂时性计算机可读存储介质已经在其中存储了数据,所述数据表示由编程处理器可执行来从剪切波传播估计脂肪分数的指令。所述存储介质包括用于以下的指令:生成在组织中的位置处聚焦的声辐射力,测量由所述声辐射力引起的剪切波传播,计算所述剪切波传播的除了速度之外的属性,以及根据所述属性估计该组织的脂肪分数。

[0008] 在第三方面中,提供了用于从剪切波传播估计脂肪分数的系统。换能器被配置成将声脉动激励传输到患者中并且被配置成用超声扫描患者的区域。接收波束形成器被配置成生成表示在所述声脉动激励之后的不同时间处的所述区域的数据。所述数据从采用超声的扫描生成。处理器被配置成估计由声脉动激励引起的剪切波所导致的组织位移,计算所述组织位移的衰减、中心频率、带宽或其组合,以及从所述衰减、中心频率、带宽或其组合确定脂肪分数的估计。

[0009] 本发明由所附的权利要求限定,并且在本章节中的任何事物都不应当视为对那些权利要求的限制。本发明的另外的方面和优点在下文中结合优选实施例来讨论并且随后可

以独立地或组合地被要求保护。

附图说明

[0010] 部件和附图不一定是按比例，而是将重点放在图示本发明的原理上。此外，在附图中，贯穿不同的视图，相似的参考标记标明对应的部分。

[0011] 图1是用于从剪切波传播估计脂肪分数的方法的一个实施例的流程图；

[0012] 图2是示出根据时间的两个示例位移的图；

[0013] 图3和4是示出示例衰减计算的图；

[0014] 图5是用于中心频率和/或带宽计算的频谱的图；

[0015] 图6图示了应用于位移的示例滤波器组；以及

[0016] 图7是用于从剪切波传播估计脂肪分数的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0017] 使用一个或多个声辐射力脉动 (ARFI) 引起的剪切波传播参数来估计组织的脂肪分数。肝脂肪堆积使剪切波在组织中的传播发生变化。通过测量剪切波的衰减或频率响应 (例如中心频率和/或带宽) 中的差异，提供脂肪堆积的水平或量的指示。

[0018] 在下文的示例中，测量在患者的肝脏中的脂肪分数。估计脂肪分数来帮助NAFLD的诊断。在其它实施例中，测量不同组织中的脂肪分数。

[0019] 图1示出了用于从剪切波传播估计脂肪分数的方法。该方法由图7的系统或不同的系统实现。可以提供附加的、不同的或更少的动作。例如，动作36、37和38表示示例。可以使用动作36、37和38中的一个、两个、全部三个或者不使用其中的任何一个。可以使用其它类型的附加信息。作为另一示例，不执行动作42。所估计的脂肪分数被存储或传输而不是被显示。动作以所描述或示出的顺序执行，但是也可以以其它顺序执行。

[0020] 在动作30中，将声激励传输到患者中。所述声激励充当用于导致位移的脉动激励。例如，将具有类似于或高于用于对组织成像的B模式传输的功率或峰振幅的400个周期传输波形作为声束传输。在一个实施例中，传输为生成应用于视场的序列的剪切波。可以使用任何声辐射力脉动 (ARFI) 或剪切波成像序列。

[0021] 传输被配置成通过功率、振幅、计时或其它特性来导致对组织的足以使该组织在一个或多个位置处发生位移的压力。例如，将所述波束的传输焦点定位在视场或感兴趣的区域 (ROI) 的底部、中心附近以导致贯穿该视场的位移。传输可以针对不同的子区域或ROI重复。

[0022] 从超声换能器传输所述激励。所述激励是声能。使声能聚焦从而导致三维波束轮廓。使用相控阵和/或机械焦点来聚焦激励。激励可以在诸如上升维度之类的一个维度上不聚焦。将激励传输到患者的组织中。

[0023] 脉动激励在空间位置处生成剪切波。在激励足够强的情况下，生成剪切波。剪切波传播通过组织比纵波沿着声波发射方向传播慢得多。使用在计时中的这种差异来将剪切波从纵波中隔离，比如在某些时间处在各位置处采样。剪切波在各种方向上传播，所述各种方向包括垂直于应用压力的方向的方向。剪切波的位移在越接近于剪切波生成的位置的位置处越大。随着剪切波纵向行进，剪切波的幅度衰减。

[0024] 在动作32中,探测响应于患者中的剪切波的位移。例如,在图2中演示了针对两个位置的位移轮廓。激励导致组织的位移。剪切波从焦点区域生成并传播。随着剪切波行进通过组织,该组织发生位移。使用计时和/或横向位置来将剪切波从其它生成的波区分开。可以使用纵波或位移的其它原因而不是剪切。该组织受力而在患者中移动。

[0025] 测量由所述力或压力导致的位移。测量在一个或多个位置处随时间的位移。位移测量可以诸如通过使用不同的频率或编码而在压力或脉动结束之前开始。可替换地,位移测量在脉动结束之后开始。由于导致从压力的点或区域隔开的组织中的位移的剪切的、纵向的或其它波要花费时间来行进,因此可以测量从放松的或部分受压状态到最大位移并且然后再到放松状态的位移,如图2中所示。确定位移的时间轮廓。可替换地,仅在组织从最大值放松时测量位移。

[0026] 测量的是位移的量或幅度。该组织在任何方向上移动。测量可以沿着最大移动的方向。确定运动向量的幅度。可替换地,测量沿着给定的方向,比如垂直于扫描线的方向而不管该组织是否在其它方向上或多或少地发生位移。

[0027] 用超声扫描来探测位移。获取超声数据。超声数据中的至少一些响应于剪切波。用超声来扫描诸如感兴趣的区域、整个视场或感兴趣的子区域之类的区域。监视所述区域以探测剪切波。所述区域是任何尺寸的,比如横向5mm且轴向10mm。例如,执行B模式扫描以探测由剪切波导致的组织位移。可以使用多普勒、颜色流动或其它超声模式来监视剪切波。

[0028] 对于给定时间,将超声传输到所述组织或感兴趣的区域。可以使用任何现在已知的或今后开发的位移成像。例如,使用具有小于 $720\text{mW}/\text{cm}^2$ 的强度的具有1-5周期持续时间的脉冲。可以使用具有其它强度的脉冲。针对任何数量的扫描线执行监视。例如,响应于每次传输形成四或八个接收波束。传输激励以生成剪切波之后,B模式传输沿着单个传输扫描线重复执行并且接收沿着四或八个邻近接收扫描线。在其它实施例中,响应于每次传输仅形成单个接收波束或其它数量的接收波束。可以使用附加的传输扫描线和一个或多个接收线。可以使用任何数量的重复,比如约120次。超声数据中的比如在重复的开端或末尾处的一些可以不响应于剪切波。

[0029] 随着剪切波传播通过扫描线,B模式强度可以由于组织的位移而变化。对于所监视的扫描线,提供表示由剪切波引起的组织运动的时间轮廓的数据序列。接收来自所述传输回波或反射。对回波进行波束形成,并且波束形成的数据表示一个或多个位置。为了探测位移,将超声能量传输到正在经受位移的组织并且接收能量的反射。可以使用任何传输和接收序列。

[0030] 通过多次执行传输和接收,接收表示在不同时间处的一维、二维或三维区域的数据。多次执行传输和接收以确定归因于位移的改变。通过重复地用超声扫描,确定在不同时间处组织的定位。

[0031] 从针对每个空间位置的差异探测位移。例如,从作为位移的接收数据中探测速度、方差、强度图形(例如散斑追踪)中的移位或其它信息。

[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根据时间而相关。对于每个深度或空间位置,执行多个深度或空间位置上的相关(例如,具有中心深度的64个深度的核心是针对其计算轮廓的点)。例如,数据的当前集合多次与数据的参考集合相关。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。在两个数据集合之间执

行不同的相对平移和/或旋转。

[0033] 所述参考是数据的第一集合或来自另一扫描的数据。参考集合来自ARFI脉冲之前,但是也可以来自ARFI脉冲之后。使用相同的参考来用于整个位移探测,或者参考数据在进行中的或移动的窗口中改变。

[0034] 相关是一维、二维或三维的。例如,使用沿着离开和朝向换能器的扫描线或沿着垂直于扫描线的线的相关。作为另一示例,平移沿着具有旋转或不旋转的两个轴。在又一示例中,平移沿着具有或不具有关于三个或更少轴的旋转的三个轴。计算在不同偏移定位中的每一个处的数据的相似或相关的水平。具有最大相关的平移和/或旋转表示针对与正在与参考进行比较的当前数据相关联的时间的运动向量或偏移。

[0035] 可以使用任何现在已知的或今后开发的相关,比如交叉相关、图形匹配或绝对差的最小和。使组织结构和/或散斑相关。通过使用多普勒探测、杂波滤波器传递与移动组织相关联的信息。从多个回波导出该组织的速度。使用该速度来确定朝向换能器或从换能器离开的位移。可替换地,在不同位置处的速度之间的关联或差可以指示应变或位移。

[0036] 图2示出了两个示例位移轮廓。来自参考数据的运动向量的距离随时间的幅度被示出。分析的时段持续约8毫秒,但是可以更长或更短(例如在4.8kHz采样率的12毫秒)。其它的位移轮廓是可能的。可以测量任何数量的位置以得到位移,比如在感兴趣的10x5mm区域中的每毫米进行测量。针对每个位置并且针对每个采样时间测量位移。

[0037] 在动作33中,在测量中考虑换能器相对于患者的运动。剪切波导致在感兴趣的区域中的局限的位移。感兴趣的区域是较大视场的子部分。来自较大视场或恰好整个感兴趣的区域的B模式或其它数据可以指示由除了剪切波之外的其它源导致的运动。例如,患者的呼吸导致患者或感兴趣的区域相对于换能器移位。作为另一示例,患者的自发运动或换能器的移位导致感兴趣的区域相对于换能器移位。

[0038] 通过在一维、二维或三维中测量作为感兴趣的区域和/或较大视场的位移的运动,确定了全局运动。可以使用用于测量剪切波位移的相同数据或由隔行扫描获得的数据。确定时间之间的平移和/或旋转。由数据表示的位置移位从而抵消全局运动。通过数据的选择、坐标的改变或位置的变更的这种移位表示来自不同时间的更有可能表示相同组织位置的数据中的不管全局运动的结果。可替换地,从位移的每个局部的或特定位置的测量中减去全局位移。

[0039] 在动作34中,计算一个或多个剪切波特性。剪切波特性包括各种可能的参数或属性,比如速度、衰减、中心频率或带宽。在一个实施例中,所述特性是除了速度之外的特性。动作36、37和38表示一些示例特性。计算仅一种类型的、两种类型的、所有三种类型的或者不同类型的特性。

[0040] 处理器执行所述计算。使用位移信息来确定属性而无需用户输入。一旦获得位移,处理器自动地针对每个位置和/或时间计算属性。

[0041] 从位移探测剪切波属性。使用随时间和/或空间的位移。在一个实施例中,将针对不同深度的位移进行组合,留下沿着剪切波的传播方向或在方位中被隔开的位移。例如,针对给定扫描线或横向位置的位移在深度上进行平均。可替换平均地,使用最大值或其它选择准则来确定针对给定横向位置的位移。

[0042] 在动作36中,从位移计算剪切波传播的衰减属性。针对每个位置找到随时间的最

大位移。计算在沿着传播方向的多个位置处的剪切波幅度(峰值)并且将其用于导出衰减。可以使用衰减的其它测量。

[0043] 确定由剪切波导致的位移的幅度。该幅度可以从随时间的位移轮廓导出,比如通过标识最大位移。确定最大位移的幅度。从位移轮廓计算最大位移。针对峰计算组织沿着线、在平面内或在体积内的移位的运动或幅度的峰或最高量。经平滑或滤波的位移曲线用于最大值的计算。在其它实施例中,可以使用原始的或未滤波的位移曲线。标识或确定在轮廓的整个或部分上的最大值。在图2的示例中,针对一个位置的1.45微米的最大位移发生在约0.9毫秒处,并且针对另一位置的1.65微米的最大位移发生在约1.2毫秒处。可替换地,幅度可以来自基于从焦点区域到所监视的位置的距离的给定时间。

[0044] 针对给定位置的时间轮廓指示在该位置处的剪切波的探测。针对变化的单个实例或无噪声检查该轮廓。有或没有时间低通滤波的该轮廓中的峰指示剪切波向前的传递。选择最大位移,但是可以使用平均的、初始的无噪声位移或其它位移统计量来指示该传递。

[0045] 在其它实施例中,针对每个位置计算能量或功率并且将其用于导出衰减。位移的功率是幅度的平方。位移的能量是时间上的积分。可以使用位移的幅度、能量和/或功率。

[0046] 衰减由每个位置上位移的最大值的斜率给出。为了计算衰减,计算邻近的最大幅度的比。图3和4示出跨组织运动的最大值的示例线以用于指示针对位移的每个不同窄带分量的衰减。每条曲线表示在传播方向上的探测定位。可替换地,计算来自非邻近的最大幅度的比(例如来自参考与每个位置的比)。比的对数提供衰减。可以使用在方位上被隔开的位置上的平均衰减。可替换地,单独地使用在每个位置处的衰减。可以使用其它衰减计算。

[0047] 在动作37中,计算位移的中心频率、带宽或中心频率和带宽。这些频谱特性针对如位移所表示的剪切波传播。对于每个位置,确定根据时间的位移的傅里叶变换。从作为结果的频谱计算中心频率和/或带宽。可以使用中心频率或带宽的任何测量。例如,中心频率是对应于功率谱的峰值的频率,并且带宽是从功率谱峰下降3dB或其它值范围上的频率范围或差,或者是包含频谱曲线下方面积的一个值(例如2/3)的频率范围或差。图5示出了具有针对一个频谱上的3dB下降位置所画的水平线的示例频谱。针对中心频率示出峰。还可以将中心频率计算为在频率带宽范围中的中值或加权中值。每个频谱针对传播方向上的探测定位。

[0048] 针对每个位置提供剪切波中心频率和/或带宽。可以针对每个位置单独使用中心频率和/或带宽。可替换地,对中心频率和/或带宽进行组合以用于ROI。例如,计算平均或中间的中心频率和带宽以用于ROI。可以使用其它的组合。

[0049] 在动作38中,从位移计算剪切波的频散。频散是根据频率的速度的测量。可以使用频散的任何测量,比如根据频率的速度的导数或到根据频率的速度的直线拟合(例如线性回归拟合)的斜率。

[0050] 在一个实施例中,根据时间对位移数据进行滤波。用不同的通带对相同的数据进行滤波。例如,为了获取剪切波频散,将具有均匀地分布在诸如从50到275Hz之类的范围中的十个或其它数量的中心频率的滤波器组应用于剪切波位移数据。所述滤波器是时间滤波器,因此该过程针对每个位置单独地重复。图6表示该滤波器组方案,其中每条曲线表示在传播方向上的探测位置。在该示例中,每个滤波器通过使用具有0.5dB波纹和40dB阻带衰减的二阶椭圆滤波器而具有32Hz带宽与在50Hz到275Hz之间的11.25Hz的增量。可以使用其它

滤波器。

[0051] 使用针对每个通带的经滤波的位移数据来估计剪切速度。例如，最大经滤波的位移指示剪切波的传递。针对该位置，确定剪切波从原点（例如传输焦点区域）行进到该位置的时间或持续时间。位移轮廓的最大位移或其它部分指示剪切波的到达的时间。使用从剪切波的生成到到达的计时来计算行进时间。该时间从剪切波的生成与探测之间的相对时间获知。行进时间可以是非线性的。

[0052] 从计时信息计算剪切波的速度。行进时间是速度的倒数。使用距离和行进时间计算速度。从扫描线间隔（即用于生成剪切波的传输波束位置和用于探测剪切波的接收波束位置）获知距离。

[0053] 可以使用其它技术来探测轮廓中的峰和对应的时间与速度。例如，应用回归。由于剪切波速度是线性的，所以具有自动化的异常值探测的鲁棒线性回归可以指示剪切波速度。针对根据时间的距离或按时间和距离对用于感兴趣的区域内的所有样本点的超声数据进行绘图。将线性回归应用于该图或数据，从而提供对该数据的直线拟合。该线的斜率指示剪切波速度。

[0054] 由于针对不同的频带提供速度，因此提供了按频率的剪切速度的频散。该频散曲线或线的导数或其它特性指示频散。

[0055] 在动作40中，针对该组织估计脂肪分数。脂肪分数是剪切波的所计算的属性的函数。可以使用任何函数。在一个实施例中，使用通过实验确定的属性与脂肪分数之间的关系。基于MRI-PDFF和/或肝活组织检查测量，确定了肝脏中的脂肪分数的实际值。确定经超声测量的剪切波属性（例如衰减）到实际脂肪分数的关系。使用所述关系来基于在随后测量中的属性确定脂肪分数。在其它实施例中，使用理论或手动设定的函数。

[0056] 处理器计算针对每个位置和/或针对ROI的脂肪分数的值。通过使用查找表，将属性映射到脂肪分数的值。可以使用其它的映射，比如使用表示所述关系的曲线中的属性来计算脂肪分数。可以使用统计学、机器学习函数、模糊逻辑或其它映射。

[0057] 可以独自地使用任何属性来估计脂肪分数。例如，使用衰减来估计脂肪分数。使用中心频率、带宽或这二者来估计脂肪分数。可以使用曲线或其它测量的任何特性。

[0058] 可以使用属性的组合。例如，对从两个或更多属性单独估计的脂肪分数进行平均。作为另一示例，脂肪分数映射是所述两个或更多属性的函数。

[0059] 可以估计除了脂肪分数之外的其它值。例如，估计肝脏中的纤维化的程度。根据位置的速度和速度的特性可以指示纤维化的量。作为另一示例，可以使用剪切波的属性的组合，比如速度和衰减，来估计脂肪和纤维化的程度。使用这两种属性来估计脂肪和纤维化二者。在其中脂肪和纤维化相互关联的情况下可以提供迭代方案。

[0060] 在动作42中，生成脂肪分数的图像。在屏幕上显示表示所估计的脂肪分数的值。可替换地或者附加地，显示表示所估计的脂肪分数的图（例如曲线或图标）。可以显示对标尺的参考或其它参考。在其它实施例中，通过在二维表示中的显示值的颜色、亮度、色调、照度或其它调制来显示根据位置的脂肪分数。

[0061] 独自指示或者与其它剪切波信息一起指示脂肪分数。例如，执行剪切波成像。显示从组织对剪切波的反应确定的剪切波速度、模数或其它信息。可以使用任何剪切波成像。所显示的图像表示针对感兴趣的区域或整个成像区域的剪切波信息。例如，在针对感兴趣的区

域或视场中的所有网格点确定剪切速度值的情况下,显示的像素表示针对该区域的剪切波速度。显示网格可以不同于扫描网格和/或针对其计算位移的网格。

[0062] 将剪切波信息用于显示值的颜色重叠或其它调制。颜色、亮度、照度、色调或其它显示特性根据诸如剪切波速度之类的剪切波特性来调制。该图像表示位置的二维或三维区域。剪切数据是以显示格式的或者可以被扫描转变成显示格式。剪切数据是彩色或灰度色标数据,但是也可以是与灰度色标或彩色色标映射之前的数据。该信息可以线性地或非线性地映射到显示值。

[0063] 图像可以包括其它数据。例如,在B模式信息之上或与B模式信息一起显示剪切波信息。可以包括表示在相同区域中的组织、液体或造影剂的B模式或其它数据,比如显示针对具有低于阈值的剪切波速度或具有低劣质量的任何位置的B模式数据。其它数据帮助用户确定剪切信息的位置。在其它实施例中,将剪切波特性显示为不带其它数据的图像。

[0064] 基本上与剪切波成像同时显示附加脂肪分数。基本上考虑视图的视觉感知。以足够的频率顺序地显示两个图像可以使得观看者将图像感知为同时被显示。

[0065] 可以使用用于基本上同时显示的任何格式。在一个示例中,剪切波图像是二维图像。脂肪分数是脂肪分数估计的值的文本、图形、二维图像或其它指示符。可以相对于剪切图像定位光标或其它位置选择。光标指示与剪切波速度信息相关联的位置的选择。例如,用户选择与损伤、囊肿、包埋或其它结构的内部区域相关联的像素。然后将针对所选择位置的脂肪分数显示为值、沿着标尺的指针或其它指示。

[0066] 在另一实施例中,基本上同时显示剪切波和脂肪分数图像。例如,使用双屏显示器。将剪切波图像(例如剪切波速度)显示在该屏幕的一个区中。将根据位置的脂肪分数显示在该屏幕的另一区中。用户可以在屏幕上观看不同的图像以用于诊断。附加的信息有助于用户对该区域进行诊断。

[0067] 图7示出了用于从剪切波传播估计脂肪分数的系统10的一个实施例。系统10实现图1的方法或其它方法。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,提供用户输入以用于与系统的用户交互。

[0068] 系统10是医学诊断超声成像系统。在可替换的实施例中,系统10是个人计算机、工作站、PACS站或处于相同位置处或分布于网络以用于实时或后获得成像的其它装置。

[0069] 传输波束形成器12是超声传输器、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可操作用于生成具有不同或相对振幅、延迟和/或定相的用于多个通道的波形。在响应于所生成的电学波形从换能器14传输声波时,形成一个或多个波束。生成传输波束序列以扫描二维或三维区域。可以使用扇区、向量(Vector[®])、线性或其它扫描格式。多次扫描相同的区域。对于流或多普勒成像并且对于剪切成像,使用沿着相同的一条或多条线的扫描的序列。在多普勒成像中,该序列可以包括在扫描邻近的扫描线之前的沿着相同扫描线的多个波束。对于剪切成像,可以使用扫描或帧交错(即在再次扫描之前扫描整个区域)。可以使用线交错的线或群组。在可替换的实施例中,传输波束形成器12生成平面波或发散波以用于更迅速的扫描。

[0070] 相同的传输波束形成器12生成脉动激励或电波形以用于生成声能来导致位移。生成针对声辐射力脉动的电波形。在可替换的实施例中,提供不同的传输波束形成器以用于

生成脉动激励。传输波束形成器12导致换能器14生成推脉冲或声辐射力脉冲。

[0071] 换能器14是用于从电波形成声能的阵列。对于阵列,相对延迟使声能聚焦。给定的传输事件对应于在给定延迟的情况下由不同元件在基本上相同的时间进行的声能的传输。传输事件提供超声能的脉冲以用于使组织发生位移。所述脉冲是脉动激励或追踪脉冲。脉动激励包括具有许多周期(例如500个周期)的波形,但是发生在相对短的时间中以在较长时间中导致组织的位移。追踪脉冲可以是B模式传输,比如使用1-5个周期。将追踪脉冲用于扫描患者的区域。

[0072] 换能器14是压电或电容性膜元件的1、1.25、1.5、1.75或2维阵列。换能器14包括用于在声和电能之间换能的多个元件。响应于超声能(回波)撞击在换能器14的元件上而生成接收信号。所述元件与传输和接收波束形成器12、16的通道连接。可替换地,使用具有机械焦点的单个元件。

[0073] 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和器的多个通道。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由硬件或软件配置成应用相对延迟、相位和/或变迹(apodization)来响应于每次成像或追踪传输而形成一个或多个接收波束。针对来自用于使组织发生位移的脉动激励的回波,可以不发生接收操作。接收波束形成器16使用接收信号来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/或定相和加和提供波束形成。在可替换的实施例中,接收波束形成器16是用于使用傅里叶或其它变换来生成样本的处理器。

[0074] 接收波束形成器16可以包括滤波器,比如用于将相对于传输频带处于二次谐波或其它频带的信息隔离的滤波器。这样的信息可以更可能包括所期望的组织、造影剂、和/或流信息。在另一实施例中,接收波束形成器16包括存储器或缓冲器和滤波器或加法器。将两个或更多接收波束组合以将所期望的频带处的信息隔离,所期望的频带诸如二次谐波、三次基带或其它带。

[0075] 与传输波束形成器12相配合,接收波束形成器16在不同时间生成表示所述区域的数据。在声脉动激励之后,接收波束形成器16在不同时间生成表示沿着多条线的位置的波束。通过用超声扫描感兴趣的区域,生成数据(例如波束形成样本)。通过重复扫描,获得表示脉动激励之后的不同时间处的区域的超声数据。

[0076] 接收波束形成器16输出表示空间位置的波束加和数据。输出针对单个位置、沿着线的位置、用于面积的位置或用于体积的位置的数据。可以提供动态聚焦。所述数据可以是出于不同目的的。例如,针对B模式或组织数据执行与针对位移不同的扫描。可替换地,还使用B模式数据来确定位移。作为另一示例,用一系列共享扫描来获得用于脂肪分数估计和剪切成像的数据,并且单独地或使用相同数据中的一些来执行B模式或多普勒扫描。

[0077] 处理器18是B模式探测器、多普勒探测器、脉冲波多普勒探测器、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、图像处理器、现场可编程门阵列、数字信号处理器、模拟电路、数字电路、其组合或其它现在已知的或今后开发的设备,用于探测和处理信息以用于从波束形成超声样本显示。在一个实施例中,处理器18包括一个或多个探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、处理器群组、数据路径、其组合或其它现在已知的或今后开发的设备,用于确定位移、标识位移的幅度、计算行进时间、计算剪切波

速度、计算剪切波传播的一个或多个其它属性和/或估计脂肪分数。例如，单独的处理器由硬件和/或软件配置成执行图1中所示出的动作中的一个或多个的任何组合。

[0078] 处理器18被配置成估计由声脉动激励引起的组织位移。通过使用相关、追踪、运动探测或其它位移测量，估计组织的位置中移位的量。通过一定时段执行该估计多次，该时段比如从组织由于脉动而移动之前到组织已经大部分或完全返回到放松状态（例如从由脉动激励导致的压力中恢复）之后。

[0079] 处理器18被配置成计算诸如剪切波衰减、中心频率、带宽和/或频散之类的剪切波特性。从组织位移计算衰减、中心频率、带宽或其组合。例如，从剪切波沿着传播方向的最大幅度的分布的斜率计算衰减。处理器18被配置成找到位移轮廓的最大位移。在另一示例中，从针对多个位置中的每一个的随时间的组织位移的频谱计算中心频率和带宽。处理器18对随时间的位移应用傅里叶变换。在又一示例中，滤波器组或存储器和可编程滤波器可以由处理器18实现或者与处理器18一起使用来确定根据频率的剪切速度的特性。

[0080] 处理器18从剪切波的衰减、中心频率、带宽、其它属性或其组合确定脂肪分数估计。例如，将衰减用于基于以经验确定的关系查找脂肪分数。衰减可以具有与脂肪分数基于MRI的测量约83-85%的相关。类似地，带宽可以具有与脂肪分数基于MRI的测量约75%的相关。可以提供更大或更小的相关。

[0081] 可以附加地计算剪切波速度和/或模数。对于速度，使用最大值或其它位移来确定剪切波的行进时间。使用距离和行进时间计算速度。针对任何数量的位置确定速度。

[0082] 处理器18被配置成生成一个或多个图像。例如，生成剪切波速度图像。将剪切波速度图像呈现为B模式图像内的重叠或感兴趣的区域。剪切波速度调制感兴趣的区域中各位置处的颜色。在剪切波速度低于阈值的情况下，可以在没有剪切波速度进行的调制的情况下显示B模式信息。

[0083] 其它信息被包括在图像中或者顺序地或基本上同时地被显示。例如，脂肪分数估计图像与剪切波速度同时显示。将每一个都生成为在B模式图像中的感兴趣的区域中的颜色重叠。可以将速度和脂肪分数组合为一个B模式图像上的单个重叠。可替换地，将脂肪分数显示为邻近于或覆盖在B模式或剪切波成像图像上的文本或数字值。处理器18可以被配置成生成其它显示。例如，可以贴邻近于脂肪分数和/或纤维化的程度的图形、文本或图形指示符来显示剪切波速度图像。针对感兴趣的区域的一个或多个位置呈现除了剪切波速度之外的信息而不在单独的二维或三维表示中。

[0084] 处理器18依照存储在存储器22或另一存储器中的指令进行操作以用于从剪切波传播估计脂肪分数。存储器22是非暂时性计算机可读存储介质。用于实现本文所讨论的过程、方法和/或技术的指令是在诸如高速缓存、缓冲器、RAM、可移动介质、硬盘驱动器或其它计算机可读存储介质之类的计算机可读存储介质或存储器上提供的。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。在图中图示的或在本文中描述的功能、动作或任务响应于存储在计算机可读存储介质之中或之上的一个或多个指令集而执行。所述功能、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，并且可以由独自地或组合地操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等等执行。同样地，处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理等等。在一个实施例中，指令存储在可移动介质设备上以用于由本地或远程系统读取。在其它实施例中，指令存储在远程位置中以用于通过计算机网络

或在电话线上传送。在另外的其它实施例中，指令存储在给定计算机、CPU、GPU或系统内。

[0085] 显示器20是CRT、LCD、投影仪、等离子或其它显示器，用于显示二维图像或三维表示。二维图像表示在面积中的空间分布。从表示体积中的空间分布的数据提供三维表示。显示器20是由处理器18或其它设备通过要显示为图像的信号的输入进行配置的。显示器20显示表示针对感兴趣的区域或整个图像中的不同位置的剪切的图像。显示器20显示脂肪分数信息。

[0086] 虽然上文已经参考各种实施例描述了本发明，但是应当理解的是能够做出许多改变和修改而不脱离于本发明的范围。因此，其意图在于将以上的详细描述视为说明性而非限制性的，并且应当理解的是意图限定本发明的精神和范围的是以下权利要求，包括所有等同物。

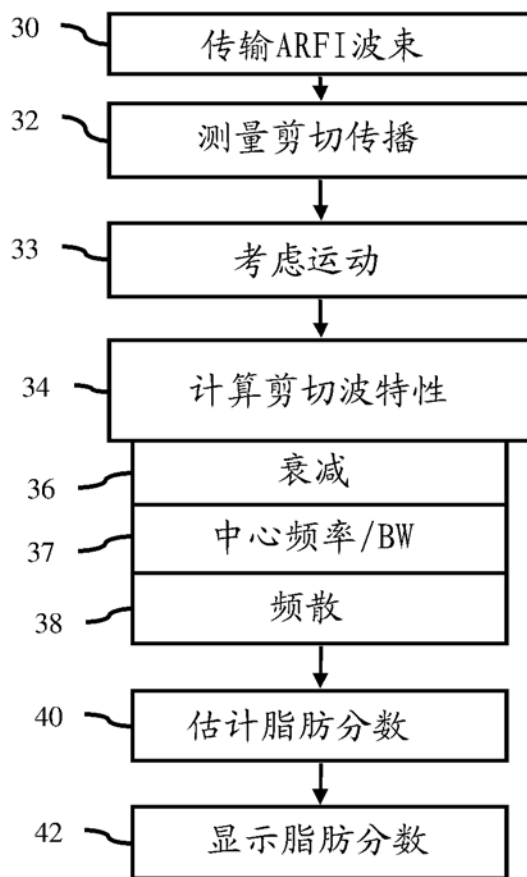


图 1

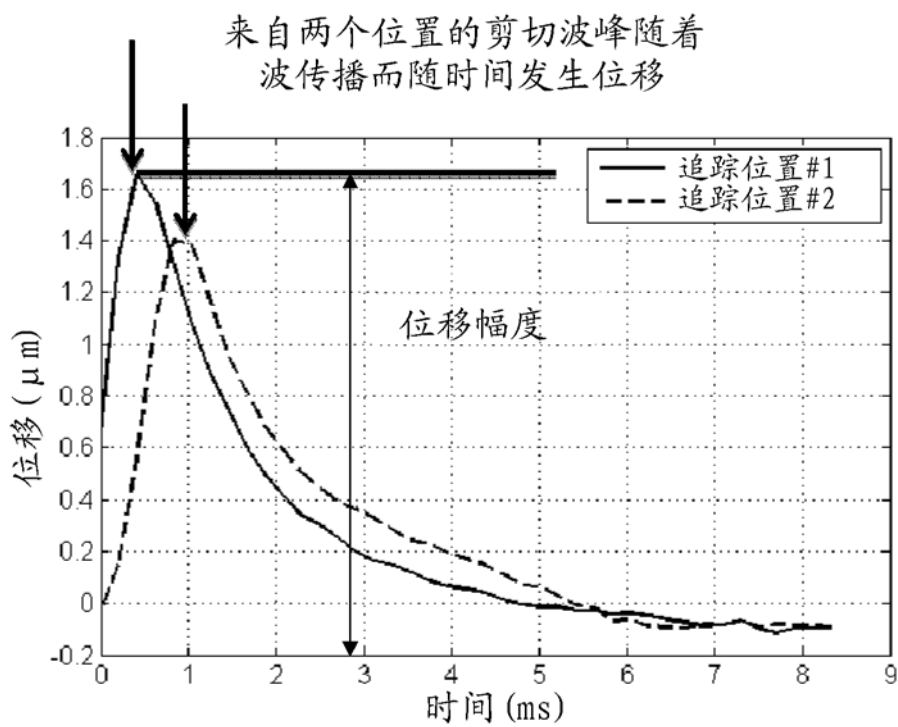


图 2

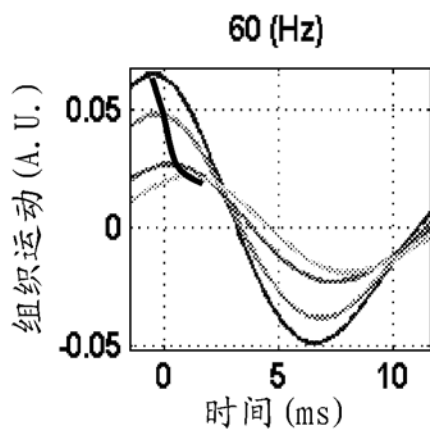


图 3

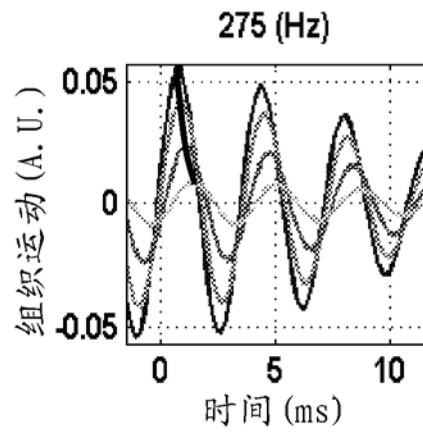


图 4

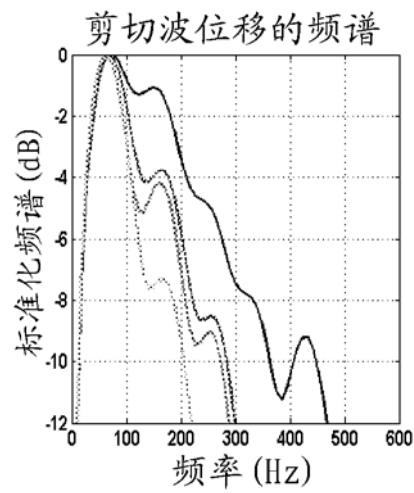


图 5

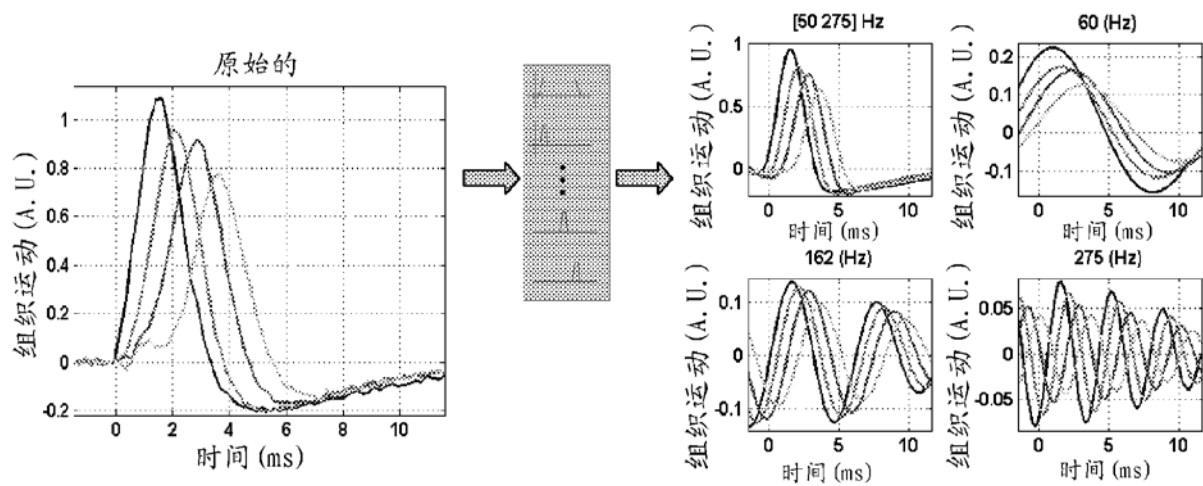


图 6

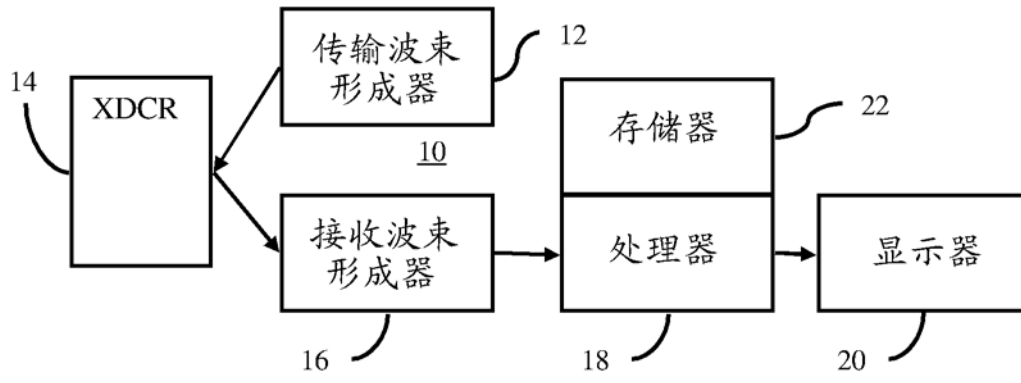


图 7

专利名称(译)	采用剪切波传播的使用超声的脂肪分数估计		
公开(公告)号	CN104042237B	公开(公告)日	2018-09-14
申请号	CN201410096530.0	申请日	2014-03-17
[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	范列湘 J 本森		
发明人	范列湘 J.本森		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/08 A61B8/085 A61B8/0858 A61B8/485 A61B8/5276 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S15/8915		
代理人(译)	刘春元		
审查员(译)	孙晓彤		
优先权	61/799616 2013-03-15 US 14/020643 2013-09-06 US		
其他公开文献	CN104042237A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了采用剪切波传播的使用超声的脂肪分数估计。脂肪分数从剪切波传播来估计 (40)。使用声辐射力来在感兴趣的组织中生成剪切波。计算 (34) 所述剪切波的衰减、中心频率、带宽或其它非速度特性并将其用于估计 (40) 脂肪分数。

