



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108685596 A

(43)申请公布日 2018.10.23

(21)申请号 201810300786.7

(22)申请日 2018.04.04

(30)优先权数据

62/482606 2017.04.06 US

15/716444 2017.09.26 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 A.米尔科夫斯基

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 徐红燕 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

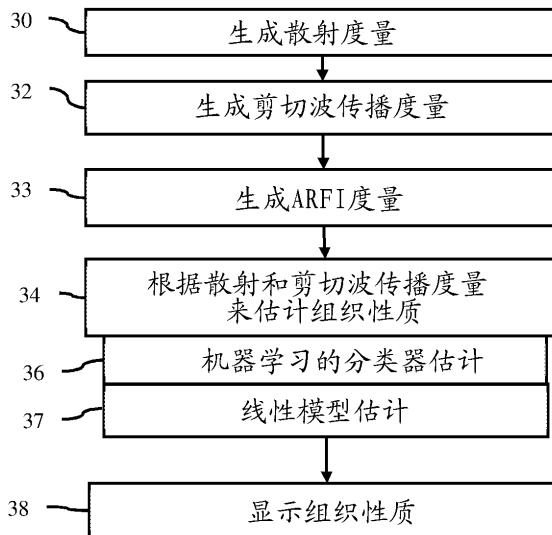
权利要求书2页 说明书10页 附图1页

(54)发明名称

利用超声医疗成像的组织性质估计

(57)摘要

本发明涉及利用超声医疗成像的组织性质估计。对于利用超声进行组织性质估计,通过超声系统来执行多种不同类型的测量,包括散射测量和剪切波传播测量。使用这些不同类型的测量的组合来估计组织性质,诸如肝脂肪分数。



1. 一种用于利用超声扫描仪进行组织性质估计的方法,所述方法包括:
从由超声扫描仪对病人的扫描生成组织中的散射度量;
从由超声扫描仪对病人的扫描生成组织中的剪切波传播度量;
根据散射度量和剪切波传播度量二者估计病人的组织的组织性质;以及
输出包括如所估计的组织性质的指示的超声图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中从所述扫描生成所述度量包括针对散射度量和剪切波传播度量的分离的发射和接收事件。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中生成散射度量包括生成频率相关的声衰减系数、频率相关的背向散射系数或其组合的度量。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中生成剪切波传播度量包括生成剪切波速度。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中估计组织性质包括估计组织的脂肪分数。
6. 根据权利要求5所述的方法,其中估计脂肪分数包括估计肝的脂肪分数。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中估计组织性质包括估计炎症、密度、纤维化、肾单位特性或其组合。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中进行估计包括用机器学习的分类器进行估计。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中进行估计包括用线性模型进行估计。
10. 根据权利要求9所述的方法,其中生成散射度量包括生成第一和第二散射度量,并且其中用线性模型估计包括基于剪切波传播度量在第一和第二散射度量的多个不同的加权组合之间进行选择。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中生成散射度量包括将散射度量生成为从多次发射取平均的频率相关的度量。
12. 根据权利要求1所述的方法,其中生成度量包括进行自适应扫描。
13. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括生成组织的同轴位移的度量,并且其中进行估计包括作为同轴位移的度量的函数进行估计。
14. 根据权利要求1所述的方法,其中进行估计包括按照病人的临床信息进行估计。
15. 一种用于组织性质估计的系统,所述系统包括:
换能器;
波束形成器,其被配置成用换能器在病人中发射和接收脉冲序列,所述脉冲序列是为了散射参数以及为了剪切波参数;
图像处理器,其被配置成根据散射参数和剪切波参数的组合来估计组织性质的值;以及
显示器,其被配置成显示组织性质的值。
16. 根据权利要求15所述的系统,其中图像处理器被配置成用机器学习的分类器来估计值。
17. 根据权利要求15所述的系统,其中图像处理器被配置成用散射参数和剪切波参数的加权组合来估计值。
18. 根据权利要求17所述的系统,其中加权组合包括基于剪切波参数选择的函数,所述函数包括散射参数和另一参数。
19. 一种用于利用超声系统进行组织性质估计的方法,所述方法包括:

通过超声系统确定组织的多个散射参数；
通过超声系统确定组织的多个剪切波参数；
根据散射参数和剪切波参数估计组织性质；以及
显示组织性质。

20. 根据权利要求19所述的方法,进一步包括通过超声系统用声辐射力脉冲根据轴上的组织位移确定声辐射力脉冲参数,并且其中进行估计包括根据声辐射力脉冲参数估计组织性质。

利用超声医疗成像的组织性质估计

[0001] 相关申请

本专利文件根据35 U.S.C. §119(e) 要求2017年4月6日提交的美国临时专利申请序列号62/482,606的申请日的权益,藉此通过引用并入该专利。

背景技术

[0002] 本实施例涉及超声成像。使用超声测量组织性质,诸如肝脂肪分数。

[0003] 非酒精性脂肪性肝病 (NAFLD) 是美国成年人和儿童中最常见的肝病。NAFLD的特征在于过量的肝脏脂肪堆积以及肝脏纤维化。可以测量脂肪分数作为NAFLD的指标。肝或其它组织(诸如乳腺组织)中的脂肪分数和/或其它组织性质(例如,纤维化程度)提供了诊断上有用的信息。

[0004] 磁共振成像 (MRI) 准确地测量质子密度脂肪分数 (PDFF) 作为肝脏脂肪含量的生物标记。然而, MRI并非广泛可用的, 而且价格昂贵。超声成像更容易可利用, 且不那么昂贵。用于量化肝脂肪的基于超声的技术可以促进临床护理。在一种方法中, 使用基于超声的剪切波成像来估计脂肪分数。这种方法可能无法完全地解决组织的复杂性。

发明内容

[0005] 通过介绍的方式, 下面描述的优选实施例包括用于利用超声进行组织性质估计的方法、指令和系统。通过超声系统来执行多种不同类型的测量, 包括散射测量和剪切波传播测量。使用这些不同类型的测量的组合来估计组织性质, 诸如肝脂肪分数。

[0006] 在第一方面中, 提供了一种用于利用超声扫描仪进行组织性质估计的方法。超声扫描仪从由超声扫描仪对病人的扫描生成组织中的散射度量 (measure) 以及剪切波传播度量。根据散射度量和剪切波传播度量二者估计病人的组织的组织性质。超声图像包括如所估计的组织性质的指示。

[0007] 在第二方面中, 提供了一种用于组织性质估计的系统。波束形成器被配置成用换能器在病人中发射和接收脉冲序列。脉冲序列是为了散射参数以及为了剪切波参数。图像处理被配置成根据散射参数和剪切波参数的组合来估计组织性质的值。显示器被配置成显示组织性质的值。

[0008] 在第三方面中, 提供了一种用于利用超声系统进行组织性质估计的方法。超声系统确定组织的多个散射参数以及组织的剪切波参数。根据散射参数和剪切波参数来估计组织性质。显示组织性质。

[0009] 本发明由以下权利要求限定, 并且本小节中的任何内容都不应被认为是对那些权利要求的限制。下面结合优选实施例来讨论本发明的另外的方面和优点, 并且稍后可以独立地或组合地要求保护它们。

附图说明

[0010] 组件和附图不一定按比例绘制, 替代地, 把重点放在例示本发明的原理上。此外,

在附图中,遍及不同的视图,同样的附图标记指定相对应的部分。

[0011] 图1是用于利用超声估计组织性质的方法的一个实施例的流程图;以及图2是用于利用超声估计组织性质的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0012] 定量超声(QUS)用于筛选、诊断、监测和/或预测健康状况。人体组织的复杂性可以使用多个QUS参数来测量,以实现该组织的准确表征。例如,使用多参数方法来估计肝脂肪分数,所述多参数方法组合从不同波现象的接收信号中提取的定量参数,所述波现象诸如纵波的散射和衰减、剪切波的传播和衰减和/或来自声辐射力脉冲(ARFI)的同轴波的传播和衰减。

[0013] 在一个实施例中,通过发射和接收脉冲序列以估计散射参数并且通过发射和接收脉冲序列以获得剪切波参数来估计组织性质(例如,肝脂肪分数)。估计还可以包括发射和接收脉冲序列以根据由声辐射力脉冲(ARFI)引起的轴向位移来估计参数。估计并组合QUS参数以估计组织性质。在组织性质的估计中可以包括其它信息,诸如非超声数据(例如,血液生物标记)。

[0014] 图1示出用于利用超声扫描仪或系统进行组织性质估计的方法。测量组织对不同类型的波或波现象的反应。使用这些不同反应的度量的组合来估计组织性质。

[0015] 该方法由图2的系统或不同的系统来实现。医疗诊断超声扫描仪通过在声学上生成波并测量响应来执行测量。扫描仪、计算机、服务器或其它设备的图像处理器根据所述测量来进行估计。使用显示设备、网络或存储器来输出所估计的组织性质。

[0016] 可以提供附加的、不同的或更少的动作。例如不提供动作33和/或38。作为另一示例,动作36和37是替换方案或者可以一起使用,诸如对来自这二者的结果取平均。在另一示例中,提供了用于配置超声扫描仪和/或进行扫描的动作。

[0017] 动作按描述或示出的顺序(例如,从上到下或按照数字顺序)执行,但也可以按其顺序执行。例如,动作30、32和33诸如使用相同的发射和接收脉冲来同时执行,或者按任何顺序执行。

[0018] 在动作30中,超声扫描仪从病人的扫描生成组织中散射的度量。散射的度量测量出组织对从超声扫描仪发射的纵波的响应。测量撞击在组织上的纵波的散射或回波。

[0019] 可以使用任何散射度量。示例散射参数包括声速、声色散、角散射系数(例如,背向散射系数)、频率相关的衰减系数、衰减系数斜率、归一化对数谱的谱斜率、归一化对数谱的谱截距、归一化对数谱的谱中频、有效散射体直径、声集中、散射体的数密度、平均散射体间隔、非线性参数(B/A)和/或相干散射与非相干散射的比率。

[0020] 可以执行一个以上的度量。例如,超声系统确定病人组织的两个或更多个散射参数的值。在一个实施例中,测量声衰减系数、背向散射系数和/或频率相关的背向散射系数的对数的谱斜率。

[0021] 为了测量散射,超声扫描仪利用超声来扫描组织。执行发射和接收事件的序列以获得用以估计定量超声散射参数的信号。在一个实施例中,通过B模式序列(例如,发射宽带(例如,1-2个周期)发射束并形成一或多个响应接收束)来扫描一维、二维或三维区域。可以使用任何扫描格式,诸如线性、扇形或向量。可以针对每个扫描线重复发射和接收操作。

窄带脉冲(例如,3个或更多个周期)可以在具有或不具有重叠谱的情况下以不同的中心频率来发射和接收。窄带发射脉冲可以用在单个或多个发射和接收事件中。发射脉冲和对应的接收束可以以不同的转向角形成,诸如从不同方向对组织的相同位置进行取样。可以仅为发射或仅为接收执行不同的转向。不同的发射束可以具有不同的发射功率和/或F数。单个发射或多个发射可以被聚焦、不被聚焦或使用平面波。可以使用任何扫描序列。

[0022] 可以使用具有或不具有不同发射和/或接收设置的重复来测量散射一次或以不同的方式测量散射。在为相同位置提供相同散射参数的多个度量的情况下,所述度量可以被取平均或被组合。可以对来自不同位置——诸如相邻位置或在给定范围内的位置——的度量取平均。例如,散射度量是从到相同位置的多次发射取平均的频率相关的度量。可以测量作为深度、角度和/或频率的函数的功率谱的改变。作为另一示例,对来自不同发射和/或接收角度的衰减系数的估计取平均以减少方差或使用所述估计来量化衰减的角相关。

[0023] 在一个实施例中,对度量的扫描是自适应的。发射和/或接收可以是自适应的。例如,使用一个度量的结果来为随后的发射设置振幅、角度、频率和/或F#。

[0024] 在一个示例中,测量衰减系数。使用参考体模(reference-phantom)的方法,但可以使用衰减系数的其它度量。声能量具有作为深度的函数的指数式衰变。在深度增益校正之前或在没有深度增益校正的情况下,执行作为深度的函数的声强度的度量。为了去除系统效应,基于作为体模中的深度的函数的声强度的度量来校准测量。通过对一维、二维或三维区域取平均,测量可以经受较少的噪声。可以将波束形成后的样本或声强度转换到频域,并且在频域中执行计算。

[0025] 在另一示例中,测量背向散射系数。确定声衰减。该声衰减用于确定参考校准。通过对声衰减进行校准,提供散射能量作为背向散射系数。如果度量是作为频率的函数,则可以在频域中执行计算。

[0026] 根据背向散射系数测量频率相关的背向散射的对数的谱斜率。背向散射系数的对数被确定为频率的函数。将线拟合(例如,最小二乘)到作为频率的函数的背向散射的对数,以确定谱斜率。

[0027] 在动作32中,超声扫描仪从病人的扫描生成组织中的剪切波传播的度量。对于剪切波成像,将声辐射力脉冲(ARFI或推动脉冲)发射到组织。脉冲引起组织在某一位置处的位移,从而导致剪切波的生成。剪切波一般横向地行进至推动脉冲的发射束。通过跟踪在一个或多个侧向间隔的位置处的组织位移,可以检测通过那些位置的剪切波。剪切波从原点行进至后来的位置的时间以及位置之间的距离提供了剪切波速度。

[0028] 可以确定任何剪切波参数。例如,测量组织中的剪切波速度或速率。其它剪切波参数包括角度和/或频率相关的剪切波速度、角度和频率相关的剪切波衰减、角度和/或频率相关的储能模量、角度和/或频率相关的耗能模量、粘度、和/或角度和/或频率相关的声吸收系数。

[0029] 声吸收系数来自声脉冲的吸收,而不是来自剪切波的吸收。声吸收被确定为 $F \propto \alpha I/c$, 其中F是辐射力,I是ARFI推动脉冲的强度,c是声学声速,并且 α 是声吸收系数。

[0030] 为了测量剪切波,将推动脉冲或ARFI发射到组织中的焦点位置。在推动脉冲之前或在组织回到静息态之后执行对静息态的组织定位的参考扫描。随时间推移测量与焦点位置间隔的一个或多个位置处的组织的定位或位移的改变。重复地执行跟踪扫描。使用相

关性或另一相似性度量,根据参考时间与当前跟踪时间相比较来确定组织的轴向、2D或3D偏移。最大位移的时间指示剪切波的时间。可以使用其它计时,诸如位移的开始或结束。剪切波到达跟踪位置的时间以及从跟踪位置到推动脉冲的焦点位置的距离提供了剪切波速率。可以使用其它方法,诸如通过确定针对不同跟踪位置的位移廓线(作为时间的函数的位移)中的偏移来求解多个位置处的剪切波速率,或者从作为位置的函数的位移来求解。

[0031] 剪切波参数的测量可以是频率和/或角度的函数。通过从不同角度和/或在不同频率处在波束中发射推动脉冲来重复测量。在时域或频域中使用时空位移廓线来确定度量。可以使用来自不同角度的结果来确定角度相关的度量。

[0032] 可以在不同的位置处测量剪切波参数。测量可以是基于对一个或单个推动脉冲的组织位移。替代地,测量可以是基于对多个推动脉冲的组织位移。使用不同的推动脉冲对不同的区域重复测量。

[0033] 为了测量剪切波参数,出现推动脉冲和跟踪发射二者。通过接收对跟踪发射而不是推动脉冲发射的声响应来测量位移。用于测量散射参数的相同的扫描可以用于测量剪切波参数。例如,在发射推动脉冲并用于跟踪之前的参考扫描被用于测量散射。在其它实施例中,用于剪切波参数的扫描使用与用于散射参数的不同的发射和/或接收。将用于测量的扫描针对不同的测量分成发射和接收事件的分离的序列。

[0034] 推动脉冲与跟踪脉冲相比具有相对长的持续时间,诸如对于推动脉冲,数十、数百或数千个周期,而对于跟踪发射,一至三个周期。在提供重复的情况下,对于推动脉冲可以使用不同的焦点位置、频率、角度、功率和/或F数。

[0035] 可以针对相同的位置和/或不同的位置重复相同的测量。可以针对任何重复使用不同的频率、F数、角度、功率、焦点位置和/或其它差异。由此产生的度量可以一起用于确定另一度量或可以被组合,诸如被取平均以降低噪声。

[0036] 超声扫描仪可以适应于剪切波参数测量的扫描。例如,推动脉冲针对剪切波的衰减系数的估计进行适应。针对后续发射改变推动脉冲的中心频率、持续时间、F数或其它特性。聚焦较紧或较弱。用以创建剪切波的位移较大或较小。作为另一示例,为了用ARFI推动脉冲估计吸收系数,以较紧的聚焦或较长的持续时间来发射另一推动脉冲。该改变可以改善信噪比(SNR)和/或降低测量的变异性。

[0037] 所述适应是基于任何信息。例如,将位移廓线与参考或校准廓线进行比较。作为另一示例,确定最大、平均或中值位移的位移量。该信息可以指示需要较强或较高强度的推动脉冲,或者可以指示需要较小强度的推动脉冲,从而允许较短的冷却时间。

[0038] 在动作32中,超声扫描仪生成组织的轴向位移的ARFI度量。ARFI发射使得组织沿着发射束的轴线或扫描线位移。随时间推移跟踪由ARFI引起的或响应于由ARFI生成的纵波的沿轴线的组织位移,而不是跟踪剪切波。

[0039] 可以使用任何ARFI度量。例如,可以根据在与ARFI的焦点间隔开的位置处跟踪的位移来估计ARFI脉冲的纵波的衰减。所述度量可以是在焦点或沿着轴向扫描线的其它位置处。

[0040] 为了测量,沿着扫描线发射ARFI。在发射ARFI之后,执行跟踪扫描。接收来自沿着扫描线的跟踪发射的声回波。将接收到的数据与来自ARFI引起的位移之前或之后的参考进行关联。确定作为时间、位置、发射角度和/或发射频率的函数的位移量。使用最大位移量、

作为深度的函数的位移量和/或作为时间的函数的位移量来计算ARFI度量。

[0041] 可以在其它时间和/或位置处执行相同的测量。来自该重复的结果可以用于导出又另一度量或者可以被取平均。

[0042] 发射可以进行适应,诸如适应F数、频率、持续时间、功率和/或角度。所述适应可以是响应于任何度量,诸如最大位移的大小。

[0043] 可以使用其它度量。测量组织对不同类型的波和/或扫描的响应。使用相同类型的一个或多个度量。对于给定的度量,执行单个实例、平均或分布(例如,时间、持续时间、频率、角度和/或空间上的标准差)。可以执行任何数量的相同或不同类型的度量。

[0044] 在动作34中,超声扫描仪或其它图像处理器根据不同的度量估计病人的组织的组织性质。使用来自两个或更多个不同波现象的度量。使用两个或更多个度量的值来估计组织性质。例如,使用散射的度量和剪切波传播的度量来估计组织性质。在另一示例中,一起使用同轴位移的度量(例如,ARFI度量)与声散射的度量和/或剪切波传播的度量。

[0045] 其它信息可以用于估计组织性质。例如,使用病人的临床信息。临床信息可以是病史、年龄、体重指数、性别、禁食与否、血压、糖尿病与否和/或血液生物标记度量。示例血液生物标记包括丙氨酸转氨酶(ALT)水平、天冬氨酸转氨酶(AST)水平和/或碱性磷酸酶(ALP)水平。可以包括关于病人的任何信息。

[0046] 可以估计任何组织性质。例如,估计组织的脂肪分数。肝、乳腺或其它组织的脂肪分数在诊断上是有用的。病人的肝中的脂肪分数帮助NAFLD的诊断。其它诊断上有用的组织性质包括炎症、密度、纤维化和/或肾单位特性(计数和/或直径)。组织性质是二元的,诸如存在与否,或者是沿着一标度的估计(即组织性质的水平或大小)。在一个实施例中仅估计一个组织性质。在其它实施例中,根据相同或不同的度量估计两个或更多个不同的组织性质。

[0047] 动作36和37代表用于在动作34中进行估计的两个不同实施例。不同实施例是替换方案。可以使用其它实施例。可以使用两个或多个实施例,诸如以两种方式确定针对组织性质的值,并且然后,对结果取平均或选择最可能准确的结果。

[0048] 估计组织性质的值。在动作36的实施例中,机器学习的分类器估计组织性质。机器训练的分类器提供非线性模型。可以使用任何机器学习和由此产生的机器学习的分类器。例如,使用支持向量机、概率提升树、贝叶斯网络、神经网络或其它机器学习。

[0049] 机器学习从训练数据中学习。训练数据包括各种示例,诸如数十、数百或数千个样本和地面真值。示例包括要使用的输入数据,诸如散射和剪切波传播参数的值。地面真值是每个示例的组织性质的值。在一个实施例中,机器学习是要进行学习以基于散射和剪切波传播参数对脂肪分数进行分类。利用提供质子密度脂肪分数(PDFF)的磁共振(MR)扫描来提供用于脂肪分数的地面真值。MR-PDFF提供了针对一位置或区域的脂肪的百分比。将脂肪的百分比用作地面真值,使得机器学习进行学习以根据超声参数的输入值对脂肪的百分比进行分类。可以针对给定的组织性质使用其它地面真值源,诸如来自活组织检查、建模或其它测量。

[0050] 在一个实施例中,机器学习训练神经网络。神经网络包括一个或多个卷积层,其学习过滤器内核来区分组织性质的值。机器训练学习输入值的什么加权组合(例如,使用已学习内核的卷积)指示所述输出。由此产生的机器学习的分类器使用输入值来提取区分信息,

并且然后基于提取的信息对组织性质进行分类。

[0051] 训练提供了一个或多个矩阵。(一个或多个)矩阵使输入信息与输出类相关。可以使用分层训练和由此产生的分类器。可以针对不同的组织性质使用不同的分类器。可以针对同一组织性质使用多个分类器,并将结果进行组合或取平均。

[0052] 在动作37的实施例中,代替机器学习的模型或除机器学习的模型之外使用线性模型。预定或预编程的函数使输入值与输出值相关。函数和/或函数中使用的权重可以通过实验来确定。例如,权重通过使用MR-PDF值最小二乘最小化来获得。

[0053] 可以使用任何线性函数。例如,根据一个或多个散射参数以及一个或多个剪切波传播参数来估计组织性质的值。可以使用加法、减法、乘法或除法的任何组合。

[0054] 在一个实施例中,提供了两个或更多个函数(例如,度量的加权组合)。基于参数中的一个的值来选择函数中的一个。例如,超声导出的脂肪分数(UDFF)估计包括两个函数,其被表示为加权组合:

$$UDFF = aP_1 + bP_2 + cP_3 + \dots d \quad \text{针对 } P_{i:\min} < P_i < P_{i:\max}$$

$$UDFF = \alpha P_1 + \beta P_2 + c\gamma + \dots \delta \quad \text{针对 } P_{k:\min} < P_k < P_{k:\max}$$

其中d和δ是常量,a、b、c、α和β是权重,以及P是参数的度量。使用一个参数 $P_{i,k}$ 来确定要选择哪个函数。可能的函数包括两个或三个其它参数和权重。可以使用附加的、不同的或较少数量的函数、函数中的参数、权重和/或常量。可以使用不同的选择标准。选择参数可以是一种类型的,并且每个函数的加权参数可以是另一类型的。替换地,不管用于选择的参数的(一种或多种)类型如何,不同的类型(例如,散射和剪切波传播)都被包括作为加权参数。

[0055] 在一个示例中,AC是声衰减系数(例如,散射参数),BSC是背向散射系数(例如,散射参数),并且SS是频率相关的背向散射系数的对数的谱斜率(例如,也是散射参数)。SWS是剪切波速度(例如,剪切波传播参数)。使用基于散射参数的两个函数,其中基于剪切波传播参数来选择用于给定估计的函数,如表示为:

$$UDFF = 55AC + 114BSC - 42 \quad \text{针对 } SWS < \frac{1.3 m}{s}$$

$$UDFF = -3.8SS + 425BSC - 9.4 \quad \text{针对 } SWS > 1.3 m/s$$

权重和常量是基于最小化与由MR-PDF提供的脂肪分数的差。可以使用专家选择的或其他的权重和/或常量。

[0056] 在动作38中,超声扫描仪或显示设备显示所估计的组织性质。例如,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。替换地或附加地,显示表示所估计的脂肪分数的图形(例如,曲线或图标)。可以显示标度参考或其它参考。在其它实施例中,作为位置的函数的脂肪分数通过一维、二维或三维表示中的显示值的色彩、彩度、色调、亮度或其它调制来显示。可以将组织性质线性地或非线性地映射到像素色彩。

[0057] 组织性质单独或与其它信息一起指示。例如,执行剪切波成像。显示根据组织对剪切波的反应确定的剪切波速率、模量或其它信息。可以使用任何剪切波成像。显示的图像表示针对感兴趣区域或整个成像区域的剪切波信息。例如,在针对感兴趣区域或视场中的所有网格点确定剪切速率值的情况下,显示的像素表示该区域的剪切波速率。显示网格可以与

扫描网格和/或针对其来计算位移的网格不同。

[0058] 剪切波信息用于显示值的色彩重叠或其它调制。色彩、彩度、亮度、色调或其它显示特性作为剪切波特性(诸如剪切波速率)的函数进行调制。图像表示位置的二维或三维区域。剪切数据采用显示格式,或可以被扫描转换为显示格式。剪切数据是彩色温标或灰度标数据,但可以用灰度标或彩色温标映射之前的数据。可以将信息线性地或非线性地映射到显示值。

[0059] 图像可以包括其它数据。例如,将剪切波信息显示在B模式信息上或与B模式信息一起显示。可以包括表示相同区域中的组织、流体或造影剂的B模式或其它数据,诸如显示针对具有低于阈值的剪切波速率或具有低质量的任何位置的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,剪切波特性被显示为没有其它数据的图像。在又其它实施例中,提供没有剪切波信息的B模式或其它图像信息。

[0060] 与剪切波、B模式、色彩或流动模式、M模式、造影剂模式和/或其它成像一起基本上同时地显示组织性质的附加估计值。大体上虑及视图的视觉感知。以足够的频率顺序地显示两张图像可以允许观看者将所述图像感知为同时显示。也可以诸如在表格中显示用于估计组织性质的分量度量。

[0061] 可以使用用于基本上同时显示的任何格式。在一个示例中,剪切波或解剖图像是二维图像。组织性质的值是文本、图表、二维图像或所估计的值的其它指标。可以相对于剪切或解剖图像定位光标或其它位置选择。光标指示位置的选择。例如,用户选择与损伤、囊肿、内含物或其它结构的内部区域相关联的像素。然后,将所选位置的组织性质显示为值、沿着标度的指针或其它指示。在另一示例中,在感兴趣的区域(视场的子部分)中或在整个视场上指示组织性质。

[0062] 在另一实施例中,基本上同时地显示剪切波或B模式和脂肪分数图像。例如,使用双屏幕显示器。在屏幕的一个区域中显示剪切波图像(例如,剪切波速率)和/或B模式图像。在屏幕的另一区域中显示作为位置的函数的脂肪分数。用户可以在屏幕上查看不同的图像以进行诊断。组织性质的附加信息或指示有助于用户诊断该区域。

[0063] 在一个实施例中,组织估计被提供为实时数字或定量图像。因为可以快速地估计组织参数,所以在开始扫描的1-3秒之内估计并输出组织参数的值。可以在不同的时间(诸如在治疗之前、期间和/或之后)估计组织性质。来自不同时间的估计用于监测疾病的进展和/或对治疗的响应。例如,计算并输出随时间推移的组织性质的值的百分比改变。

[0064] 图2示出用于根据响应于不同类型的波的度量进行组织性质估计的系统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包括发射波束形成器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、不同的或更少的组件。例如,提供用户输入以用于用户与系统交互。

[0065] 系统10是医疗诊断超声成像系统。在替换实施例中,系统10是个人计算机、工作站、PACS站、或者在相同位置处或分布在网络上用于实时或采集后成像的其它布置。

[0066] 发射和接收波束形成器12、16形成用于使用换能器14发射和接收的波束形成器。基于波束形成器的操作或配置来发射脉冲序列并接收响应。波束形成器进行扫描以用于测量散射、剪切波和/或ARFI参数。

[0067] 发射波束形成器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。发射波束形成器12可操作来生成具有不同的或相对振幅、延迟和/或相位的多个信道的波形。一响应于生成的电波形从换能器14发射声波,就形成一个或多个波束。生成发射束序列以扫描二维或三维区域。可以使用扇形、向量[®]、线性或其它扫描格式。可以使用不同的扫描线角度、F数和/或波形中心频率对相同的区域进行多次扫描。对于流动或多普勒成像和对于剪切成像,使用沿着相同的(一条或多条)线的扫描序列。在多普勒成像中,在扫描相邻的扫描线之前,序列可以包括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)。可以使用行交错或行组交错。在替换实施例中,发射波束形成器12生成平面波或发散波以进行更快速的扫描。

[0068] 相同的发射波束形成器12生成脉冲激发或电波形,用以生成声能量以引起位移。生成用于声辐射力脉冲的电波形。在替换实施例中,提供不同的发射波束形成器用于生成脉冲激发。发射波束形成器12引起换能器14生成推动脉冲或声辐射力脉冲。

[0069] 换能器14是用于从电波形生成声能量的阵列。对于阵列,相对延迟聚焦声能量。给定的发射事件对应于在给定延迟的情况下基本上同时由不同元件发射声能量。发射事件可以提供用于使组织位移的超声能量脉冲。脉冲可以是脉冲激发、跟踪脉冲、B模式脉冲或用于其它度量的脉冲。脉冲激发包括具有许多周期(例如,500个周期)但在相对短时间内发生的波形,以引起较长时间内的组织位移。跟踪脉冲可以是B模式发射,诸如使用1-5个周期。跟踪脉冲用于扫描病人的区域。

[0070] 换能器14是压电或电容性膜元件的1维、1.25维、1.5维、1.75维或2维阵列。换能器14包括用于在声能量和电能量之间进行转换的多个元件。响应于撞击在换能器14的元件上的超声能量(回波)而生成接收信号。元件与发射波束形成器12和接收波束形成器16的通道连接。替换地,使用具有机械聚焦的单个元件。

[0071] 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通过硬件或软件配置成响应于每个成像或跟踪发射而应用相对延迟、相位和/或切趾法来形成一个或多个接收束。可能不会针对来自用于使组织位移的脉冲激发的回波发生接收操作。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/或相位以及加和提供了波束形成。在替换实施例中,接收波束形成器16是用于使用傅里叶或其它变换生成样本的处理器。

[0072] 接收波束形成器16可以包括滤波器,诸如用于隔离相对于发射频带的二次谐波或其它频带处的信息的滤波器。这样的信息可能更可能包括期望的组织、造影剂和/或流动信息。在另一实施例中,接收波束形成器16包括存储器或缓冲器以及滤波器或加法器。可以组合两个或更多个接收束以隔离期望的频带(诸如二次谐波、三次基波或另一波段)处的信息。

[0073] 与发射波束形成器12协作,接收波束形成器16生成表示该区域的数据。为了跟踪剪切波或轴向纵波,生成表示不同时间时的该区域的数据。在声脉冲激发之后,接收波束形成器16生成表示不同时间时的沿着一条或多条线的位置的波束。通过利用超声扫描感兴趣区域,生成数据(例如,波束形成的样本)。通过重复扫描,获取表示脉冲激发之后的不同时间时的该区域的超声数据。

[0074] 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、沿一

条线的位置、针对一面积的位置或针对一体积的位置的数据。可以提供动态聚焦。数据可以用于不同的目的。例如,针对B模式或组织数据而不是针对位移来执行扫描的不同部分。替换地,B模式数据也用于确定位移。作为另一示例,通过一系列共享扫描获得针对不同类型的度量的数据,并且分离地执行B模式或多普勒扫描或使用相同数据中的一些。

[0075] 图像处理器18是B模式检测器、多普勒检测器、脉冲波多普勒检测器、关联处理器、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或以后开发的用于检测和/或处理来自波束形成的超声样本的信息以供显示的设备。在一个实施例中,图像处理器18包括一个或多个检测器以及分离的图像处理器。所述分离的图像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、处理器组、数据路径、其组合或其它现在已知或以后开发的用于从波束形成和/或检测的超声数据计算不同类型的参数的值和/或用于根据来自不同类型的度量的值来估计组织性质的设备。例如,分离的图像处理器由硬件、固件和/或软件进行配置以执行图1中所示的动作中的一个或多个的任何组合。

[0076] 图像处理器18被配置成根据不同类型的参数的组合来估计组织性质的值。例如,使用测量的散射参数和测量的剪切波参数。基于发射和接收序列以及来自结果的计算来测量不同类型的参数。确定参数的类型(例如,散射、剪切波传播或轴向ARFI)中的至少两个中的每一个的一个或多个度量的值。

[0077] 图像处理器18基于对不同类型的波前的组织反应的不同类型的参数或度量来估计组织性质。所述估计应用机器学习的分类器。具有或不具有其它信息的度量的输入值由已学习的矩阵用来输出组织性质的值。在其它实施例中,图像处理器18使用参数值的加权组合。例如,提供两个或更多个函数。使用一个或多个参数的值(例如,剪切波速度)来选择函数中的一个。所选函数使用相同和/或不同参数的值来确定组织性质的值。线性或非线性映射将一个或多个参数的值与组织性质的值相关。例如,使用两个或更多个散射参数来利用剪切波传播选择的函数确定组织性质的值。

[0078] 处理器18被配置成生成一个或多个图像。例如,生成剪切波速率、B模式、造影剂、M模式、流动或色彩模式、ARFI和/或另一类型的图像。剪切波速率、流动或ARFI图像可以独自呈现或作为B模式图像内的重叠或感兴趣区域呈现。剪切波速率、流动或ARFI数据调制在感兴趣区域中的各位置处的色彩。在剪切波速率、流动或ARFI数据低于阈值的情况下,B模式信息可以在不受剪切波速率的调制的情况下进行显示。

[0079] 其它信息被包括在图像中或者按顺序或基本上同时地显示。例如,组织性质估计图像与其它图像同时显示。组织性质的(一个或多个)值映射到显示信息。在组织性质是在不同位置处测量的情况下,组织性质的值可以作为B模式图像中感兴趣区域中的色彩重叠来生成。可以将剪切波速率和组织性质数据合并为一个B模式图像上的单个重叠。替换地,组织性质的值被显示为邻近或叠加在B模式或剪切波成像图像上的文本或数值。图像处理器18可以被配置成生成其它显示。例如,剪切波速率图像紧挨着组织性质(诸如,脂肪分数和/或纤维化程度)的图形、文本或图形指标来显示。组织性质信息是针对感兴趣区域的一个或多个位置呈现的,而不处于分离的二维或三维表示中,诸如用户选择位置并且然后超声扫描仪呈现针对该位置的组织性质的情况。

[0080] 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,所述指令用于根据组织对不同类型的波(例如,来自所发射的超声的散射、同轴组织位移和/或由组织位移引起的剪切波)的反应的度量进行组织性质估计。存储器22是非暂时性计算机可读存储介质。在诸如高速缓存、缓冲器、RAM、可移动介质、硬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用于实现本文中讨论的过程、方法和/或技术的指令。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。响应于存储在计算机可读存储介质中或计算机可读存储介质上的一个或多个指令集来执行在附图中图示或在本文中描述的函数、动作或任务。函数、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,并且可以通过独自或组合操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等来执行。同样,处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理等。在一个实施例中,将指令存储在可移动介质设备上以供本地或远程系统读取。在其它实施例中,将指令存储在远程位置中以通过计算机网络或通过电话线传送。在又其它实施例中,将指令存储在给定计算机、CPU、GPU或系统内。

[0081] 显示器20是用于显示一维或二维图像或三维表示的设备,诸如CRT、LCD、投影仪、等离子体或其它显示器。二维图像表示一面积中的空间分布。三维表示是从表示体积中的空间分布的数据渲染的。显示器20由图像处理器18或其它设备通过输入要显示为图像的信号进行配置。显示器20显示表示针对单个位置(例如,从包括邻近位置的组织性质估计中取平均)、感兴趣区域或整个图像中的组织性质的图像。例如,显示器20显示脂肪分数的值。基于不同类型的波的组织性质的显示提供了更准确的组织性质信息以用于诊断。

[0082] 虽然以上参考各种实施例描述了本发明,但应当理解的是,可以做出许多改变和修改而不脱离本发明的范围。因此,意图是前述详细描述被视为例证性的而不是限制性的,并且要理解的是,旨在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。

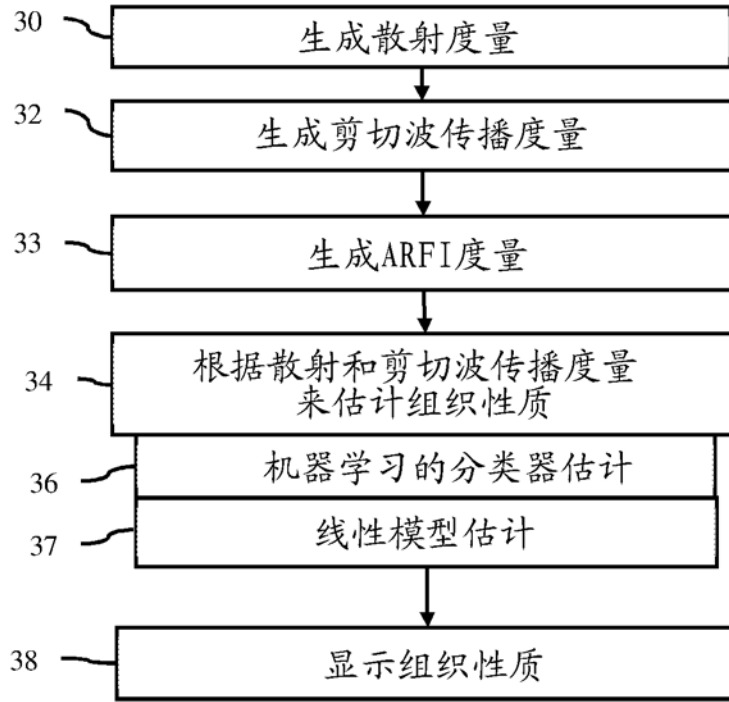


图 1

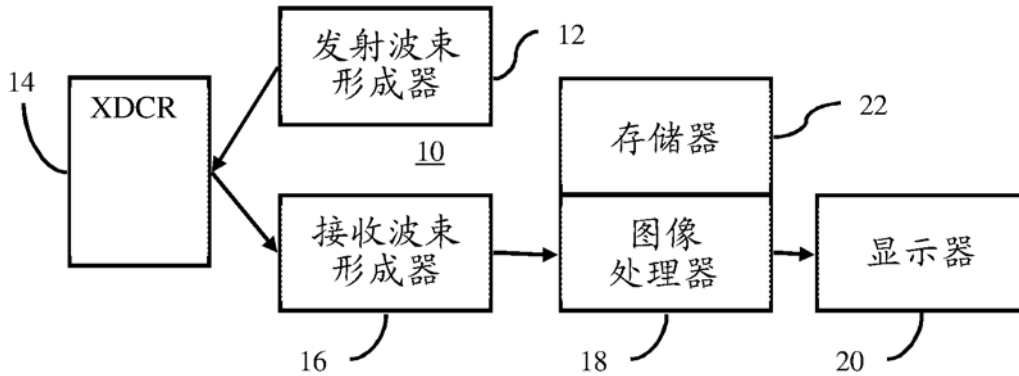


图 2

专利名称(译)	利用超声医疗成像的组织性质估计		
公开(公告)号	CN108685596A	公开(公告)日	2018-10-23
申请号	CN201810300786.7	申请日	2018-04-04
[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 A 米尔科夫斯基		
发明人	Y.拉拜德 A.米尔科夫斯基		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/14 A61B8/488 A61B8/5215 A61B8/5269 A61B5/4872 A61B5/7267 A61B8/08 A61B8/0858 A61B8/463 A61B8/481 A61B8/485 A61B8/486 A61B8/5223 A61B8/5246 G16H50/30		
代理人(译)	徐红燕 刘春元		
优先权	62/482606 2017-04-06 US 15/716444 2017-09-26 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及利用超声医疗成像的组织性质估计。对于利用超声进行组织性质估计，通过超声系统来执行多种不同类型的测量，包括散射测量和剪切波传播测量。使用这些不同类型的测量的组合来估计组织性质，诸如肝脂肪分数。

