



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110192893 A

(43)申请公布日 2019.09.03

(21)申请号 201910140784.0

(22)申请日 2019.02.26

(30)优先权数据

15/907209 2018.02.27 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

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 郑瑾彤 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

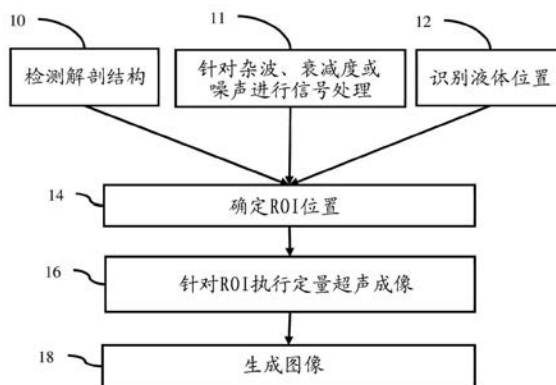
权利要求书2页 说明书11页 附图2页

(54)发明名称

量化超声成像的感兴趣区域放置

(57)摘要

本发明涉及量化超声成像的感兴趣区域放置。对于利用超声扫描仪(30)的量化超声成像中的感兴趣区域(ROI)放置,使用特定于量化的解剖结构检测(10)、针对杂波、衰减度或噪声的信号处理(11)和/或液体区域的识别(12)来自动放置(14)ROI。为了量化,可以自动定位(14)多个ROI。自动放置(14)可以改善测量值随时间推移和在超声检查师之间的一致性,并且可以提供具有来自不期望的信号的较小影响的更好的图像质量。结果,可以改善诊断和/或治疗。



1. 一种用于利用超声扫描仪(30)进行量化超声成像中的感兴趣区域(ROI)放置的方法,该方法包括:

从超声图像中检测(10)解剖学界标;

对(a)同相和正交或(b)射频超声信号进行信号处理(11);

由所述超声扫描仪(30)确定(14)所述超声图像的视场中的ROI位置,所述ROI位置是基于所述解剖学界标和来自所述信号处理(11)的结果而确定的;

利用所述超声扫描仪(30)在所述ROI位置处执行(16)剪切波成像;以及

生成(18)针对所述剪切波成像的图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,检测(10)包括用机器学习网络检测(10)或用图像处理(11)检测(10),并且其中,确定(14)所述位置包括用机器学习网络(14)确定。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,检测(10)包括检测(10)肝包膜,并且其中,确定(14)包括基于所述肝包膜的位置来确定(14)所述ROI位置。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,信号处理(11)包括测量来自所述超声信号的杂波,并且其中,确定(14)包括确定(14)远离具有杂波的信号的位置的位置。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,信号处理(11)包括测量来自所述超声信号的衰减度,并且其中,确定(14)包括基于所述衰减度来确定(14)所述ROI位置的深度。

6. 根据权利要求1所述的方法,还包括由所述超声扫描仪(30)确定(14)在所述位置处的ROI的大小和形状。

7. 根据权利要求1所述的方法,还包括由所述超声扫描仪(30)识别(12)液体位置,并且其中,确定(14)所述位置包括将所述ROI位置确定(14)为不包括所述液体位置。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中,确定(14)所述位置包括由所述超声扫描仪(30)确定(14)所述ROI位置和另一ROI的另一位置,并且其中,生成(18)所述图像包括生成(18)用所述ROI与所述另一ROI之间的相对测量进行注释的图像。

9. 一种用于利用超声扫描仪(30)进行量化超声成像中的感兴趣区域(ROI)放置的方法,该方法包括:

由所述超声扫描仪(30)检测(10)超声图像中的肝包膜的位置;

由所述超声扫描仪(30)确定(14)所述超声图像的视场中的ROI位置,所述ROI位置是基于所述肝包膜的位置确定的;

利用所述超声扫描仪(30)在所述ROI位置处执行(16)剪切波成像;以及

生成(18)针对所述剪切波成像的图像。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中,确定(14)所述位置包括将所述位置确定为沿着垂直于所述肝包膜的边缘的线在深度上距所述肝包膜的位置的最小距离。

11. 根据权利要求9所述的方法,还包括对(a)同相和正交或(b)射频超声信号进行信号处理(11),所述信号处理(11)测量杂波或衰减度,并且其中,确定(14)位置包括基于所述肝包膜的位置和所述杂波或衰减度来确定(14)位置。

12. 一种用于量化超声成像中的感兴趣区域(ROI)放置的系统,该系统包括:

发射和接收波束形成器(31、33),其与换能器连接,被配置成在B模式和量化模式下用超声进行扫描;

图像处理器(34),被配置成基于来自所述B模式下的扫描的数据来在B模式视场中定位

ROI,被配置成使所述发射和接收波束形成器(31、33)针对所定位的ROI在量化模式下执行扫描,并且被配置成从所述量化模式下的扫描生成图像;

显示器(35),被配置成显示来自所述量化模式下的扫描的图像。

13.根据权利要求12所述的系统,其中,所述量化模式包括声学辐射力成像,并且其中,所述图像处理器(34)被配置成基于来自所述B模式下的扫描的数据中表示的解剖学界标来定位所述ROI。

14.根据权利要求12所述的系统,其中,所述图像处理器(34)被配置成基于从(a)同相和正交或(b)射频超声信号确定的衰减度或杂波并且基于来自B模式检测之后的B模式下的扫描的数据来定位所述ROI。

量化超声成像的感兴趣区域放置

背景技术

[0001] 本发明涉及量化超声成像。在量化超声成像中,进一步处理检测到的信息以对被成像组织的特性进行量化。并非是仅提供组织的B模式图像,而是对该组织的特性进行成像。例如,使用超声成像来计算组织中的剪切波速。其他示例包括应变、衰减度或反向散射测量。

[0002] 对于量化超声成像,用户通常定位B模式图像中的感兴趣区域(ROI)。ROI定义了针对其执行量化的区域。为了避免在B模式图像的整个视场(FOV)上进行量化的延迟或处理复杂化,用户定位的ROI定义了用于量化的组织区域。这种手动ROI定位阻碍了工作流程并增加了扫描时间。此外,操作员依赖性和次优的ROI定位可能导致低图像质量和不可再现的结果。许多用户没有将ROI定位在正确的位置,特别是在该位置可能特定于量化和应用类型的情况下。调整ROI大小时的错误也可能导致低图像质量和/或不可再现的结果。

发明内容

[0003] 作为介绍,下面描述的优选实施例包括用于利用超声扫描仪进行量化超声成像中的ROI放置的方法和系统。使用特定于量化的解剖检测、针对杂波、衰减度或噪声的信号处理和/或液体区域的识别来自动放置ROI。对于量化,可以自动定位多个ROI。自动放置可以改善测量值随时间推移和在超声检查师之间的一致性,并且可以提供具有来自不期望的信号较小影响的更好的图像质量。结果,可以改善诊断和/或治疗。

[0004] 在第一方面中,提供了一种用于利用超声扫描仪进行量化超声成像中的ROI放置的方法。从超声图像中检测解剖界标。对同相和正交或射频超声信号进行信号处理。所述超声扫描仪确定所述超声图像的FOV中的ROI位置。所述ROI位置是基于所述解剖界标和来自所述信号处理的结果。由所述超声扫描仪在所述ROI位置处执行剪切波成像。为所述剪切波成像生成图像。

[0005] 在第二方面中,提供了一种用于利用超声扫描仪进行量化超声成像中的ROI放置的方法。所述超声扫描仪检测超声图像中的肝包膜的位置,并确定所述超声图像的FOV中的ROI位置。所述ROI位置是基于所述肝包膜的位置确定的。在所述ROI位置处执行利用所述超声扫描仪的剪切波成像。为所述剪切波成像生成图像。

[0006] 在第三方面中,提供了一种用于量化超声成像中的ROI放置的系统。与换能器连接的发射和接收波束形成器被配置成利用超声在B模式和量化模式下进行扫描。图像处理器被配置成:基于来自所述B模式下的扫描的数据在B模式FOV中定位ROI,使所述发射和接收波束形成器在所述量化模式下针对所定位的ROI执行扫描,以及生成来自所述量化模式下的扫描的图像。显示器被配置成显示来自所述量化模式下的扫描的图像。

[0007] 本发明由随后的权利要求来限定,并且本章节中的任何内容都不应当被领会为是对那些权利要求的限制。下面结合优选实施例公开了本发明的另外的方面和优势,并且其可以稍后独立地或结合地被主张保护。

附图说明

[0008] 组件和附图不一定是按比例绘制的,替代地,在图解本发明的原理时放置了重点。另外,在附图中,贯穿不同视图,同样的参考标号标明对应的部分。

[0009] 图1是用于利用超声扫描仪进行量化超声成像中的ROI放置的方法的一个实施例的流程图;

图2是示例B模式图像,其中定位了ROI以用于肝脏的剪切波成像;以及

图3是用于利用超声扫描仪进行量化超声成像中的ROI放置的系统的实施例的框图。

具体实施方式

[0010] 在剪切波或其他量化成像中提供自动ROI放置。信号处理、图像处理和/或机器学习网络的应用自动地定位ROI、调整ROI的大小和/或调整ROI的形状,诸如以用于剪切波速成像或其他基于声学辐射力脉冲的超声成像。例如,在剪切波成像中,对ROI进行定位以用于获得基于ROI的单个剪切波速测量或用于针对二维或三维区域的实时剪切波速空间成像。

[0011] 图1示出用于利用超声扫描仪进行量化超声成像中的ROI放置的方法的一个实施例。一般而言,使用以下方式来自动地放置用于量化超声成像的ROI:将ROI位置与感兴趣对象间隔开,对同相和正交(I/Q)或射频(RF)数据进行信号处理,和/或要避开的位置(例如,液体位置)。

[0012] 该方法由图3中所示的系统或不同的系统来执行。例如,医疗诊断超声成像系统在动作10、11和12中进行检测、信号处理和/或识别,图像处理器在动作14中进行确定,并且成像系统在动作16和18中执行量化模式成像和生成图像。其他装置可以执行所述动作中的任何,诸如图像处理器执行所有的非扫描动作。

[0013] 动作按所示顺序或另一顺序执行。例如,按任何顺序或同时执行动作10、11和12。

[0014] 可以使用附加的、不同的或更少的动作。例如,不执行动作10、11和12中的一个或两个。作为另一示例,在输出是要存储在患者记录或报告中的量化的情况下,不执行动作18。

[0015] 为了定位用于量化成像的ROI,获取表示患者或响应于患者的超声数据。超声成像系统或扫描仪扫描患者。替换地,数据是从扫描仪的先前扫描中获取的,诸如通过从存储器或图像存档和通信系统传输。

[0016] 该扫描是初始扫描,诸如首次扫描,或者一旦要使用量化成像则该扫描是稍后的扫描。例如,当超声检查师定位换能器以扫描患者的期望区域时,重复进行扫描。用于扫描的FOV被定位在感兴趣的一个或多个器官上方。一旦感兴趣的对象处于FOV中,用于定位ROI的超声数据就可从扫描获得或通过另外的扫描来获取。

[0017] 扫描超声数据以定位ROI是对于整个FOV。扫描的横向或方位角范围和深度定义了FOV。基于不同的设定,可以提供具有不同大小的FOV。用户或系统确定FOV。

[0018] 为了用超声扫描FOV,通过超声系统形成发射和接收波束。可以使用任何扫描格式以及对应的FOV,所述扫描格式诸如扇区、线性或Vector®。扫描线通过电学和/或力学转向而分布在一维、二维或三维中,从而提供表示线、面积或体积的数据。

[0019] 发射和/或接收波束特性可以是设定的或是响应于参数值。FOV的深度和/或横向范围是设定的。类似地,发射波束焦深、发射频率、接收频率、线密度、采样密度(沿扫描线的采样间隔)、发射波形(例如,周期数和/或包络形状)、帧速率、孔径和/或其他扫描特性是设定的。每条扫描线的发射焦点位置数(例如,一个或两个)可以是设定的。可以使用不同的、附加的或更少的扫描(例如,发射和/或接收)参数。

[0020] 通过接收波束形成,响应数据表示FOV中的样本。检测从扫描接收的数据。B模式检测器确定由接收数据表示的声学回波的强度。例如,检测之前的接收信号被格式化为同相和正交(I/Q)数据,但是可以使用RF数据。计算同相和正交项的平方和的平方根作为检测强度。可以对B模式检测使用声学回波幅度的其他测量。

[0021] 可以执行其他B模式处理。例如,对检测到的B模式数据进行空间滤波。作为另一示例,获取来自整个FOV的对应扫描序列的帧序列。对所得到的B模式数据帧的不同或其他大小的分组进行时间滤波。

[0022] 在其他实施例中,执行其他类型的检测和对应的扫描。例如,使用颜色流(例如,多普勒)估计。估计速度、功率和/或差异度(variance)。作为另一示例,使用谐波模式,诸如在基本发射频率的二次谐波处成像。可以使用模式的组合。

[0023] 处理后,如果需要的话,扫描转换检测到的数据。可以生成二维图像。B模式图像表示B模式FOV中声学回波的返回强度或烈度。图2示出了患者肝脏的示例B模式图像。在显示器的动态范围内,将强度或B模式数据映射到灰度级。灰度级可以是显示器用来控制像素的相等或相似的红色、绿色、蓝色(RGB)值。可以使用任何颜色或灰度级映射。

[0024] 用于其他动作的数据是来自处理路径中的任何点。在一个实施例中,在任何颜色或显示映射之前,使用检测到的和扫描转换的标量值。在其他实施例中,使用检测之前的波束形成的样本(例如,I/Q或RF信号)、扫描转换之前的检测到的数据、或显示映射之后的显示值。数据是在用于扫描的极坐标系中,或者被内插到规则网格,诸如笛卡尔坐标系。

[0025] 在实况或实时成像期间(同时或在患者被靠着他们放置了换能器的同时扫描和输出图像),通常不需要或期望用户进行特殊交互。用户可以选择应用(例如,诸如剪切波速之类的量化超声成像)、定位FOV、激活量化成像,并且然后其余的配置自动进行。

[0026] 在单独扫描ROI以进行量化成像之前,执行FOV的一个或多个初始扫描。该扫描被配置成在扫描到用于量化的ROI时停止扫描患者的FOV。替换地,B模式成像和量化成像交错进行。

[0027] 在动作10中,超声扫描仪使用图像处理器从超声图像或其他超声数据(例如,B模式数据)中检测一个或多个解剖界标。从初始或后续扫描的数据中检测对象。对表示患者的数据进行图像处理以检测对象。在实时成像期间检测是自动的。并非是要用户输入对象的一个或多个位置,而是处理器应用滤波、边缘检测、模式匹配、模型匹配或其他计算机辅助分类来检测数据中的对象。可以使用任何图像处理。处理器在无需用户输入一个或多个位置的情况下进行检测。

[0028] 在一个实施例中,图像处理器(例如,中央处理单元或图形处理单元)应用机器学习网络。从超声数据计算哈尔特征、梯度特征、方向特征、可操纵特征、深度学习特征或其他特征,并将其输入到机器学习网络。机器学习网络基于从具有已知真实性的区分对象与其他组织、液体或装置的训练数据中进行的学习来指示该数据是否表示对象以及在何处。

[0029] 可以使用任何机器学习,诸如概率推进树、贝叶斯网络、神经网络、深度学习或支持矢量机。可以使用任何特征或特征集。在一个实施例中,具有边际空间学习的概率推进树训练基于哈尔特征和可操纵特征的分类器。在另一实施例中,使用随机森林回归来进行训练。在又一实施例中,使用深度学习来定义特征并学习如何将特征与对象检测相关联。

[0030] 要定位的对象是任何对象,诸如解剖结构或装置。例如,对瓣膜进行定位。可以定位肝脏的部分或其他解剖位置或损伤。在其他实施例中,检测诸如手术器械或植入物之类的装置(例如,导管、工具轴、针或诸如假体环或瓣膜之类的手术装置)而不是解剖结构。可以检测解剖结构和添加的装置二者。不同或相同的检测器检测不同的解剖结构和/或装置。对象是任何解剖区域、导管(例如,lasso)、或机器学习或其他检测器检测到的工具。

[0031] 在剪切波成像示例中,所述对象是肝包膜。在超声图像中检测肝包膜的位置。图2示出了B模式图像中的肝包膜20的位置(例如,指向肝包膜20的箭头)。可以检测其他解剖特征,诸如肝包膜20的边缘。

[0032] 检测到的解剖结构或装置具有任何空间范围。例如,解剖结构在一个或多个维度上延伸多个像素。解剖结构具有任何形状,诸如平滑变化的弯曲形状。可能会出现锯齿状或扁平部分。装置可以具有光滑的表面。检测提供感兴趣的对象的位置(即,界标)。可以找到对象的特征、表面和/或内部部分。可以使用由数据表示但不属于对象的特征来定位对象。

[0033] 在动作11中,超声扫描仪使用接收波束形成器、波束形成器控制器或图像处理器来对超声信号进行信号处理。处理在B模式检测、多普勒估计或其他检测之前的由接收波束形成器生成的I/Q或RF数据。

[0034] 信号处理允许检测在相对定相或各位置之间的其他信号内容中反映出的特性。例如,找到针对不同位置的杂波、衰减度、反向散射和/或噪声的量。在一个实施例中,从超声信号测量杂波水平。来自不同扫描线的I/Q或RF数据是相关的。相关水平(即相关系数)指示杂波的量。与相邻扫描线不良相关的数据可能受杂波影响。杂波可能会干扰量化。可以使用任何现在已知的或者之后研发的杂波测量。

[0035] 在另一实施例中,测量衰减度。在虑及深度增益和/或系统效应之后,针对不同位置测量作为深度的函数的衰减速率。对于不同的组织和/或扫描设定,信号幅度随深度或随着远离换能器的减小可能是不同的。信号随深度的衰减速率(即,衰减度)对应于较小的信号或信噪比。在衰减度较大的地方,量化可能不太准确。可以使用任何现在已知的或者之后研发的衰减度测量。

[0036] 在动作12中,超声扫描仪识别液体的一个或多个位置。执行多普勒扫描。借助于滤波,对速度、能量和/或差异度的多普勒估计指示液体对超声的响应。替换地,执行动作10的图像处理以识别液体周围的组织结构或液体,其可在B模式中表现为暗返回或弱返回。

[0037] 将聚类、图像处理(例如,边缘检测或阈值处理)、机器学习分类器或其他技术应用于多普勒估计以识别液体区域。可以应用低通滤波来去除液体响应的小的异常值。可以应用长度、面积或体积的阈值以去除单个位置或一小组位置,从而留下较大的液体位置。

[0038] 液体区域对应于血液、囊肿或其他液体。图2示出了对应于肝脏中的血管的一些液体区域26。囊肿包括足以作为液体性而响应于超声的液体含量。由于液体对超声的响应与组织相比不同,因此量化可能无法在液体区域中正确或良好地操作。例如,测量囊肿中的剪切波可能是不准确的。

[0039] 类似地,可以识别骨骼、医疗装置或相对于软组织的其他固体对象。B模式数据的阈值处理或其他图像处理可以指示骨骼的位置。在滤波或其他分组处理之后,识别骨骼的位置。骨骼可能具有不同的声学响应,因此可能会干扰量化。

[0040] 在动作14中,超声扫描仪诸如使用图像处理器或控制器来确定超声图像的FOV中的ROI的位置。在一个实施例中,应用机器学习网络。可以使用上面讨论的机器学习中的任何。机器学习网络将输入特征(诸如界标位置、按位置的杂波水平和/或液体位置)与ROI的放置相关联。使用专家放置的ROI作为用于训练的地面真值。机器基于地面真值来学习使用指定的输入(例如,来自动作10、11和/或12的信息)放置ROI。在其他实施例中,还输入B模式图像,或者输入B模式图像来代替界标和/或液体位置。在考虑到输入图像和杂波位置、衰减度或其他信号处理输出的情况下,机器训练学习放置ROI。机器学习网络的应用输出ROI的位置。替换地,输出多个可能的位置,并且使用规则来选择ROI位置,诸如基于避开杂波或液体。

[0041] 在替换实施例中,该确定使用规则。例如,相对于界标但与界标隔开地定位ROI,同时还避开杂波和液体。规则可以指示距界标的具体定向和距离,其中具有针对定向和距离的容差以虑及避开杂波和液体。可以使用模糊逻辑。

[0042] 根据在动作10、11和/或12中的一个或多个中收集的信息来确定位置。使用一个或多个界标、衰减度、杂波和/或液体位置来定位ROI。ROI定义用于量化的扫描区域。不使用在ROI之外但在FOV中的位置,或者以低于ROI中的密度来使用在ROI之外但在FOV中的位置。

[0043] 在图2的示例中,在肝脏中测量剪切波速。相对于肝包膜20定位ROI 24。肝包膜20的边缘是界标。定义垂直于边缘的线22。各种线都是可能的。使用穿过肝包膜20的中心或以FOV为中心的线。ROI 24要在距肝包膜20的边缘最小距离处沿着线22。例如,ROI 24要距肝包膜20的边缘至少2cm。并非是检测要在其上定位ROI 24的对象或界标,而是使用界标来将ROI 24放置在与界标间隔开的位置处。在替换实施例中,ROI 24被定位在对象上或包括对象。

[0044] 可以基于来自信号处理和/或液体识别的结果来定位ROI 24。使用具有相对较高的杂波的位置、具有相对较高的衰减度的位置和/或液体位置来放置ROI 24。ROI 24可以被定位成避开这样的位置。例如,ROI 24具有分布在FOV中并被分配有默认优先级的各种可能位置。使用优先级列表,测试每个可能的ROI位置,直到找到避开杂波和液体的ROI位置。替换地,ROI 24被定位成包括这样的位置中的一个或多个。

[0045] 对于肝脏的剪切波成像,可以基于肝包膜20来定位ROI 24,并且ROI 24被定位成避开液体26和相对较高的杂波。在考虑到将ROI 24与肝包膜20的边缘相关联的规则的情况下,ROI 24具有各种可能的位置。考虑到了容差的不同的线和/或深度提供了可能的位置。检查每个位置以避开液体和相对较高的杂波。ROI 24被定位至具有较低杂波且没有液体的位置处。可以使用针对可能位置的优先级排序。替换地,使用成本函数,诸如将更远离FOV中心的可接受的可能位置加权为成本更高。

[0046] 在另一实施例中,检测肌肉纤维组织作为界标。使用肌肉纤维的方向来定位ROI 24。ROI 24被定位成使得量化成像的扫描沿着肌肉纤维而不是穿过肌肉纤维。

[0047] 可以使用一些信息来积极地放置ROI 24而不是指示避开。在上面的示例中,使用肝包膜20来进行积极放置。衰减度可以指示放置深度。例如,衰减度在感兴趣的组织中可以

是相对均匀的。衰减度水平指示深度。在组织中具有较大衰减度的情况下,那么深度较浅,使得更多信号到达ROI 24。在组织中具有较小衰减度的情况下,深度可以更大,以满足与界标间隔开。

[0048] 超声扫描仪将ROI识别为扫描区域。扫描区域基于扫描线分布而成形。对于线性扫描,扫描线是平行的。得到的扫描区域是正方形或矩形框。对于扇形或矢量扫描,扫描线分别从换能器面上的点或位于换能器后面的虚拟点开始发散。扫描线的扇区和矢量扫描格式在扇形区域中扫描。矢量扫描可以是其中不包括原点的扇形区域,诸如类似于梯形(例如,切去顶端的三角形)。可以使用其他形状的扫描区域。

[0049] ROI 24具有默认的形状和定向。在一个实施例中,超声扫描仪确定在所确定的位置处的ROI的形状。可以使用任何形状。形状可以被确定成避开液体、杂波和/或界标。例如,该位置将ROI放置在液体位置旁边。可以改变ROI的形状以避开液体位置。并非是矩形,而是使用其中切除部分的正方形或矩形。替换地或附加地,形状可以被确定成包括位置。

[0050] 定向也可以被确定成包括或避开某些位置。定向可以是基于来自换能器的转向的限制、可能导致声学阴影的检测到的界标和/或被量化的组织的方向响应。

[0051] ROI 24具有默认大小。该区域是任何大小,诸如横向5mm和轴向10mm。在一个实施例中,超声扫描仪确定该位置处的ROI 24的大小。调整ROI 24的大小以避开液体位置或相对高的杂波。替换地,调整ROI 24的大小以包括具有相对较高的反向散射(例如,较低的杂波和较低的噪声)的位置。

[0052] 量化扫描可能受ROI 24的大小影响。对于剪切波成像和其他量化扫描,量化依赖于ROI 24的重复扫描。通过将ROI的大小调整得更小,扫描速度可以增加,使得量化不易受运动伪影的影响。通过将ROI的大小调整得更大,可以提供更具代表性的量化采样。针对量化的类型酌情调整ROI的大小。可以基于优先级和避开可能导致不准确或伪影的位置来选择不同的大小。

[0053] 定义用于量化成像的扫描区域的ROI 24小于B模式图像的整个FOV。图2示出了矩形ROI 24,其小于B模式图像的FOV面积的10%。

[0054] 超声扫描仪可以自动确定一个、两个或更多个ROI 24的位置、大小、形状和/或定向。可以比较来自每个ROI 24的测量值以帮助诊断或治疗。可以组合来自每个ROI的扫描数据以提供量化,诸如使用一个ROI 24作为基线并基于两个ROI 24之间的测量值的差异进行量化。

[0055] 例如,相对剪切波速可以指示肝组织是否脂肪过多。通过将一个ROI 24定位在肝脏中并将另一个ROI 24定位在肾脏中,两个ROI 24之间的剪切波速的比率指示肝脏是否脂肪过多。对于并未脂肪过多的情况,该比率接近1.0。作为另一示例,使用声学辐射力脉冲(ARFI)成像来测量组织硬度或弹性。多个ROI 24之间的相对硬度或弹性可以指示用于进一步研究的区域。作为另一示例,相对应变(例如,应变比)可以指示诊断上感兴趣的位置。在又一示例中,响应于ARFI发射的组织的相对最大移位的比率可能是有用的。可以使用多个ROI 24来计算肝肾回波强度。

[0056] 在动作16中,超声扫描仪执行量化成像。如所确定的一个或多个ROI 24定义了用于量化成像的扫描位置。例如,超声扫描仪通过在ROI 24的位置处进行扫描来执行剪切波成像。剪切波成像可以用于量化诊断上有用的信息,诸如组织中的剪切波速、杨氏模量或粘

弹性性质。剪切波成像是一种ARFI成像,其中使用ARFI来产生剪切波,但是可以使用其他应力源和/或其他类型的ARFI(例如,弹性)成像。可以使用其他类型的量化成像,诸如应变、弹性、反向散射或衰减度。

[0057] 对于剪切波速成像,超声扫描仪测量患者组织中不同位置处的剪切波速度。基于从原点传播到ROI中的不同位置的剪切波的行进距离和计时来测量所述速度。剪切波速度成像是这样执行的:其中针对不同位置测量单独的剪切波速度值或对其进行组合以针对该ROI提供一个速度。

[0058] 剪切波速度是基于组织移位。超声系统获取ROI中的每个位置随时间推移的组织移位(即,移位轮廓),但是可以使用针对每个不同时间的作为位置的函数的组织移位。ARFI(例如,推动脉冲或声学辐射脉冲激励)或其他应力源在ROI中或ROI附近的组织中产生剪切波。随着剪切波在ROI处传播穿过组织,组织移位。通过用超声扫描组织,获取用于计算随时间的移位的数据。使用相关性或其他相似性测量,确定由在不同时间获取的扫描所表示的移位。移位轮廓之间的最大移位和/或相移指示在位置处或位置之间出现剪切波的时间。使用距剪切波的起点的计时和距离来求解该位置处的剪切波速度。可以使用任何现在已知的或者之后研发的剪切波成像。

[0059] 对于ARFI,波束形成器产生用于聚焦超声发射的电信号,并且换能器将电信号转换为声信号以从换能器发射推动脉冲。声激励被发射到患者体内。声激励充当用于引起移位的脉冲激励。例如,发射具有与用于对组织成像的B模式发射相似或更低的功率或峰值振幅水平的400周期发射波形作为声束。可以使用任何ARFI或剪切波成像序列。可以使用其他应力源,诸如捶击器(机械冲击或振动源)。脉冲激励在空间位置产生剪切波。

[0060] 跟踪组织移位。诸如系统的图像处理器之类的超声系统响应于推动脉冲来跟踪移位。对于多个位置中的每一个,跟踪由传播的剪切波引起的移位。跟踪是轴向的(即,沿扫描线一维地跟踪移位),但其可以是二维或三维跟踪。在预期波传播通过该位置的时段内,针对任何数量的时间采样找到每个位置的组织移位。通过在多个位置处进行跟踪,提供了针对不同位置随时间的移位的组织移位轮廓。

[0061] 为了跟踪,换能器和波束形成器在不同时间获取回波数据以确定组织的移位。用超声扫描来检测该移位。例如,执行B模式扫描以检测组织移位。在给定时间内,超声被发射到感兴趣的组织或区域。例如,使用具有1-5个周期持续时间的脉冲,其强度小于 $720\text{mW}/\text{cm}^2$ 。可以使用具有其他强度的脉冲。针对任何数量的扫描线执行扫描。例如,响应于每次发射形成分布在二维中的八个或十六个接收波束。在施加应力之后或同时,沿着单个发射扫描线重复执行B模式发射并沿着相邻的接收扫描线进行接收。

[0062] B模式强度可能由于组织随时间的移位而变化。对于监测的扫描线,提供一系列数据,其表示由应力产生的组织运动的时间分布。通过多次执行发射和接收,接收表示不同时间时的该区域的数据。通过用超声重复扫描,确定组织在不同时间的位置。

[0063] 针对多个空间位置中的每一个检测移位。例如,从接收的数据中检测速度、差异度、强度模式的偏移(例如,散斑跟踪)或其他信息作为两个时间之间的移位。可以针对每个位置检测正在进行的移位或一系列移位。

[0064] 在使用B模式数据的一个实施例,作为时间的函数对来自不同扫描的数据进行轴向相关。针对每个深度或空间采样位置,执行在多个深度或空间采样位置(例如,具有64

个深度的核心,其中深度中心为针对其计算分布的点)上的相关。例如,多次将当前数据集与参考数据集进行相关。在当前集中识别以参考集中的给定位置为中心的数据子集的位置。执行两个数据集之间的不同相对平移(translation)。

[0065] 计算每个不同偏移位置处的数据的相似性或相关性水平。具有最大相关性的平移表示针对该时间的与参考相比较的与当前数据相关联的移位或偏移。

[0066] 使用随时间和/或空间的移位用于计算。在一个实施例中,组合针对不同深度的移位,留下方位角中间隔开的移位。例如,在深度上对针对给定扫描线或横向位置的移位取平均。作为取平均的替换,使用最大或其他选择标准来确定针对给定横向位置的移位。可以使用针对仅一个深度的移位。可以独立地使用针对不同深度的移位。

[0067] 可以为每个位置估计单独的剪切波速,诸如作为距剪切波的原点的横向距离的函数。剪切波速是基于作为时间和/或位置的函数的移位。根据一个或多个移位分布,估计每个位置的剪切波速值。在一个实施例中,为了估计该值,确定移位分布中的峰值或最大振幅。基于位置(即,子区域中心、终点或起点)距应力源(例如,ARFI焦点位置或剪切波源)的距离,施加应力和峰值振幅之间的时间差指示速度。在替换方法中,对来自不同位置的移位分布进行相关以找到各位置之间的延迟或相位差。该相移可以用于计算与经相关的分布相关联的位置之间的速度。在其他实施例中,从移位分布计算分析数据,并且使用相移来确定弹性。对于给定子区域,不同子区域的移位随时间的相位差或相位的零交叉指示速度。在又一实施例中,针对给定的时间的作为位置函数的移位指示具有最大移位的位置。从剪切波原点到该位置的距离和时间提供速度。针对其他时间重复此操作以找到每个位置处的最大速度。

[0068] 超声扫描仪可以自动触发扫描以进行量化成像。为了避开运动伪影,使用相对于呼吸和/或心动周期的计时。呼吸或ECG传感器提供周期信息。扫描仪使用周期信息来选择组织经历较少运动的扫描时间。替换地,用户让患者屏住呼吸并手动触发量化扫描。

[0069] 可以基于ROI位置、大小、形状和/或定向来控制量化扫描的其他特性。例如,焦点位置被控制在ROI的中心深度处,用于推动脉冲或跟踪发射。ROI的最深深度可以用于选择推动和/或跟踪频率。选择F#(焦距)以在ROI中提供均匀的推动脉冲或ARFI应力(例如,长焦距或短焦距)。

[0070] 在动作18中,超声扫描仪生成用于剪切波成像的图像。在显示设备上显示所生成的图像。图像处理器、渲染器或其他装置从针对一个或多个ROI的量化成像生成图像。

[0071] 该图像包括表示组织特性的一个或多个量。可以提供一个或多个量的字母数字或图形表示,诸如ROI的剪切波速 V_s ,其被叠加为与B模式图像一起的注释(参见图2)。替换地或附加地,显示针对不同位置的量。例如,针对ROI中不同位置的量调制亮度和/或颜色,使得在图像中提供该量的空间表示。空间表示可以叠加或包括在B模式或其他图像中。可以在没有其他类型的成像的情况下提供一个或多个量,或者可以将所述一个或多个量添加到其他类型的超声成像或与其叠加。

[0072] 可以在量化成像之前、之后或期间在图像上示出ROI 24。例如,ROI 24被示出为B模式图像上的图形,供用户验证适当放置和/或可视化该放置。

[0073] 图像可以包括相关测量的注释或表示。例如,通过肝脏和肾脏之间的弹性比率来指示肝脏脂肪。ROI 24可以或可以不在图像中示出。

[0074] 超声成像用于诊断和/或治疗指导。借助于适当的ROI放置而得到的增强的、更一致的和/或更准确的量化成像使得医生进行更好的诊断和/或治疗。由于量化的输出更可能是准确的,因此医生和患者从该改善中获益。

[0075] 图3示出了用于量化超声成像中的ROI放置的系统30的一个实施例。用户配置系统30以用于量化成像,诸如选择用于肝脏中的剪切波速成像的应用。用户可以按照期望改变一个或多个预设的值。一旦扫描开始并且按照期望定位FOV,系统30就自动检测界标,对杂波或衰减度进行信号处理,和/或识别液体位置。定位用于量化的ROI,并且系统30生成示出ROI处的组织的量化的一个或多个图像。

[0076] 系统30是超声成像器或扫描仪。在一个实施例中,超声扫描仪是医疗诊断超声成像系统。在替换实施例中,超声成像器是个人计算机、工作站、PACS站或在同一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。

[0077] 系统30实现图1的方法或其他方法。系统30包括发射波束形成器31、换能器32、接收波束形成器33、图像处理器34、显示器35、波束形成器控制器36和存储器37。可以提供附加的、不同的或更少的组件。例如,提供空间滤波器、扫描转换器、用于设定动态范围的映射处理器和/或用于应用增益的放大器。作为另一示例,提供用户输入。

[0078] 发射波束形成器31是超声发射器、存储器、脉冲器、模拟电路、数字电路或其组合。发射波束形成器31被配置成生成具有不同或相对振幅、延迟和/或定相的针对多个信道的波形,以将所得波束聚焦在一个或多个深度处。生成波形并将其应用于具有任何定时或脉冲重复频率的换能器阵列。例如,发射波束形成器31为不同的横向和/或范围区域生成脉冲序列。脉冲具有中心频率。

[0079] 发射波束形成器31诸如通过发射/接收开关与换能器32连接。在响应于所生成的波而从换能器32发射声波时,针对给定的发射事件形成一个或多个波束。波束是用于B模式、量化模式(例如,ARFI或剪切波成像)或其他成像模式。可以使用扇形、矢量[®]、线性或其他扫描格式。多次扫描同一区域以生成图像序列或用于量化。所形成的波束在换能器32上具有孔径、原点,并且相对于换能器32具有角度。FOV中的波束具有期望的线密度和格式。

[0080] 换能器32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32包括用于在声能和电能之间换能的多个元件。例如,换能器32是具有大约64-256个元件的一维PZT阵列。作为另一示例,换能器32是经食道超声心动图(TEE)阵列、体积心腔内超声心动图(ICE)阵列或经胸回波(TTE)阵列。

[0081] 换能器32以可释放的方式与发射波束形成器31连接,以用于将电学波形转换成声学波形,并且以可释放的方式与接收波束形成器33连接,以用于将声学回波转换成电信号。换能器32包括插头,该插头可以插入到成像系统中或与成像系统无线通信。换能器32发射其波形具有一定频率并且聚焦在患者体内的组织区域或感兴趣位置处的发射波束。响应于将电学波形施加到换能器元件而产生声学波形。换能器32发射声能并接收回波。响应于撞击在换能器32的元件上的超声能量(回波)而产生接收信号。

[0082] 接收波束形成器33包括具有放大器、延迟器和/或相位旋转器的多个通道以及一个或多个求和器。每个通道与一个或多个换能器元件连接。接收波束形成器33响应于用于检测的每次发射而施加相对延迟、相位和/或变迹(apodization)以形成一个或多个接收波束。可以在接收上提供动态聚焦。接收波束形成器33使用接收到的声信号来输出表示空间

位置的数据。对来自不同元件的信号的对延迟和/或定相以及求和提供了波束形成。接收波束形成器33的采样密度是针对一定深度范围的。使用定时来选择采样发生的深度范围。接收波束使用孔径而在一个或多个定向上具有期望的扫描线密度。

[0083] 接收波束形成器33可以包括滤波器17, 诸如用于相对于发射频带隔离二次谐波或其他频带处的信息的滤波器。此类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33包括存储器或缓冲器以及滤波器或加法器。组合两个或更多个接收波束以隔离期望频带(诸如二次谐波、三次基波或其他频带)处的信息。替换地, 可以使用基频带。

[0084] 对于ARFI或剪切波成像, 使用并行接收波束形成。为了跟踪移位, 发射覆盖ROI的发射波束。响应于每个发射波束形成在ROI中均匀或不均匀分布的两个或更多个(例如, 8、16、32或64个)接收波束。

[0085] 接收波束形成器33输出表示空间位置的波束求和数据。波束求和数据采用I/Q或RF格式。输出超声信号。

[0086] 波束形成器控制器36和/或另一个处理器配置波束形成器12、16。波束形成器控制器36是处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、数字电路、模拟电路、存储器、缓冲器、其组合、或用于配置发射和接收波束形成器12、16的其他装置。波束形成器控制器36可以使用存储器37来获取和/或缓冲针对不同波束形成器参数的值。可以使用任何控制结构或格式来建立用于量化成像的成像序列, 包括在量化扫描之前和/或与量化扫描交错的B模式扫描。使波束形成器12、16获取用于量化成像的数据。

[0087] 图像处理器34从经波束形成的样本中进行检测, 诸如检测强度。可以使用任何检测, 诸如B模式和/或颜色流检测。在一个实施例中, B模式检测器是通用处理器、专用集成电路或现场可编程门阵列。可以由B模式检测器提供对数压缩, 使得B模式数据的动态范围对应于显示器的动态范围。图像处理器34可以包括或不包括扫描转换器。

[0088] 图像处理器34包括控制器、通用处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、图形处理单元或其他处理器, 以定位ROI并基于ROI执行量化超声成像。图像处理器34包括波束形成器控制器36或与波束形成器控制器36交互以在量化扫描中扫描ROI。图像处理器34由硬件、软件和/或固件进行配置。

[0089] 图像处理器34可以被配置成基于来自B模式下的扫描的检测数据在B模式FOV中定位ROI。基于来自B模式扫描的数据中表示的一个或多个解剖学界标来定位ROI。可以使用其他扫描模式。通过应用机器学习网络和/或通过图像处理来进行检测。可以使用界标来引导ROI远离界标、相对于界标和/或在界标之上的放置。

[0090] 图像处理器34可以被配置成识别液体或囊肿的位置。从经波束形成的数据产生的多普勒估计指示液体或囊肿的位置。替换地, 在B模式数据中定位组织与液体区域的边缘来识别液体区域。

[0091] 图像处理器34被配置成基于衰减度或杂波来在B模式FOV中定位ROI。对由波束形成器输出的I/Q或RF超声信号进行信号处理以测量杂波和/或衰减度。

[0092] 图像处理器34使用界标位置、衰减度、杂波和/或液体区域中的一个或多个来确定一个或多个ROI的位置。可以使用任何规则集(例如, 算法或机器学习网络)。确定一个或多个ROI的位置、大小、形状和定向。

[0093] 图像处理器34被配置成使发射和接收波束形成器31、33以量化模式针对所定位的ROI执行扫描。基于一个或多个ROI的位置、大小、形状和定向,扫描这一个或多个ROI以用于量化成像模式。从量化模式下的扫描生成图像,诸如剪切波速度图像。

[0094] 显示器20是CRT、LCD、监视器、等离子体、投影仪、打印机或用于显示图像或图像序列的其他装置。可以使用任何现在已知的或者之后研发的显示器20。显示器20显示B模式图像、量化模式图像(例如,在B模式图像上的注释或颜色调制)或其他图像。显示器20显示表示ROI或ROI中的组织特性的一个或多个图像。

[0095] 波束形成器控制器36、图像处理器34和/或超声系统10根据存储在存储器37或另一存储器中的指令进行操作。指令配置系统以执行图1的动作。指令通过加载到控制器中、通过使得加载值表(例如,弹性成像序列)和/或通过被执行来配置以供操作。存储器37是非暂时性计算机可读存储介质。用于实现本文讨论的过程、方法和/或技术的指令被提供在计算机可读存储介质或存储器(诸如高速缓存、缓冲器、RAM、可移除介质、硬盘驱动器或其他计算机可读存储介质)上。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(或上)的一个或多个指令集来执行本文中描述的或附图中图示出的功能、动作或任务。功能、动作或任务独立于指令集、存储介质、处理器或处理策略的特定类型,并且可以由软件、硬件、集成电路、固件、微代码等来执行,以单独地或结合地进行操作。同样,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,将指令存储在可移除介质装置上以供本地或远程系统读取。在其他实施例中,将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输。在又其他实施例中,指令被存储在给定的计算机、CPU、GPU或系统内。

[0096] 虽然在上面已经通过参考各种实施例描述了本发明,但是应理解的是,可以进行许多改变和修改而不脱离本发明的范围。因此,意图为将前述详细描述视为例证性的而不是限制性的,并且要理解的是,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。

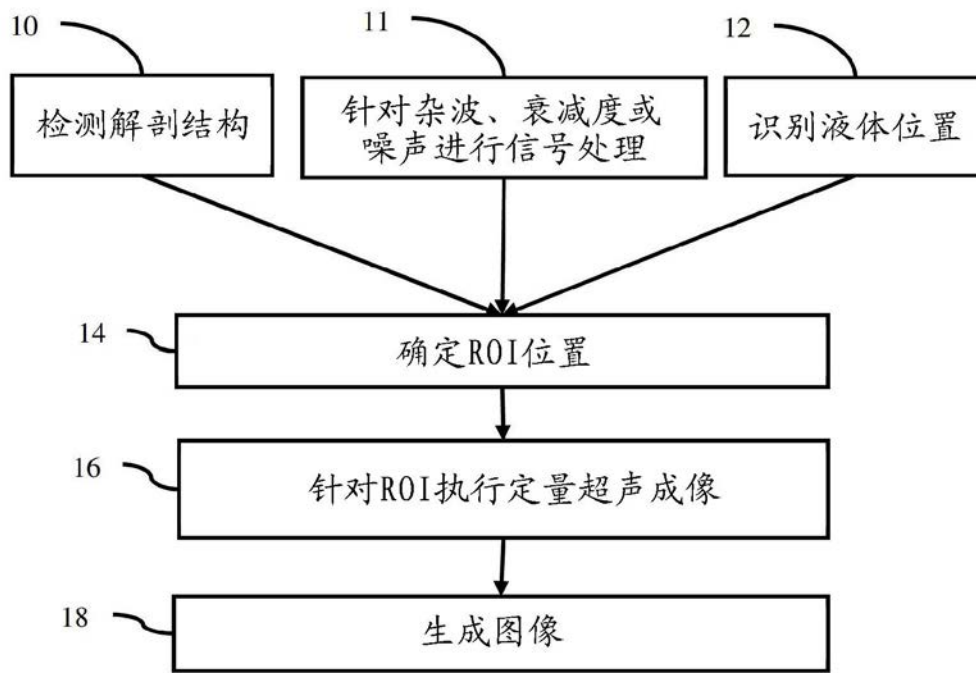


图 1

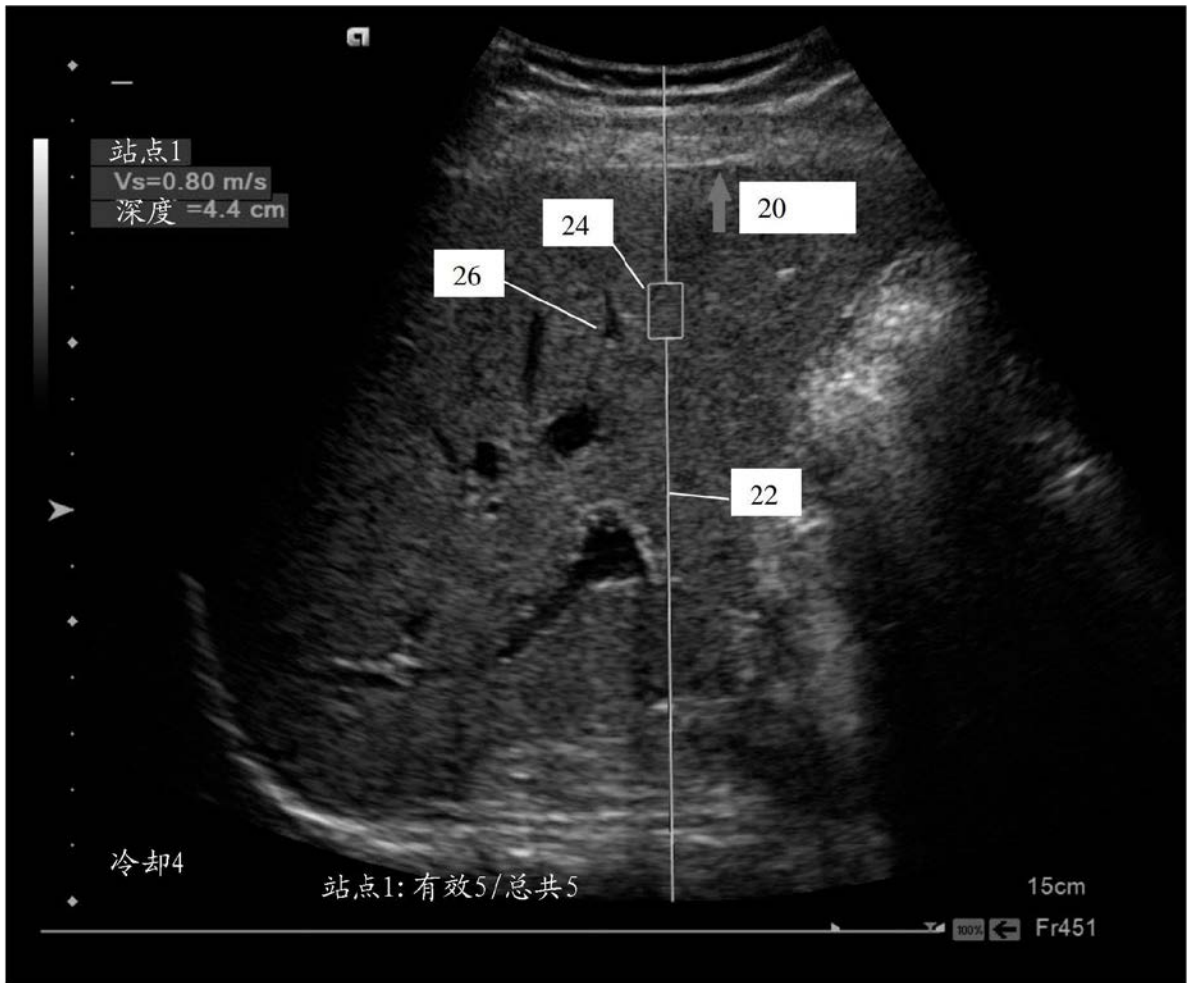


图 2

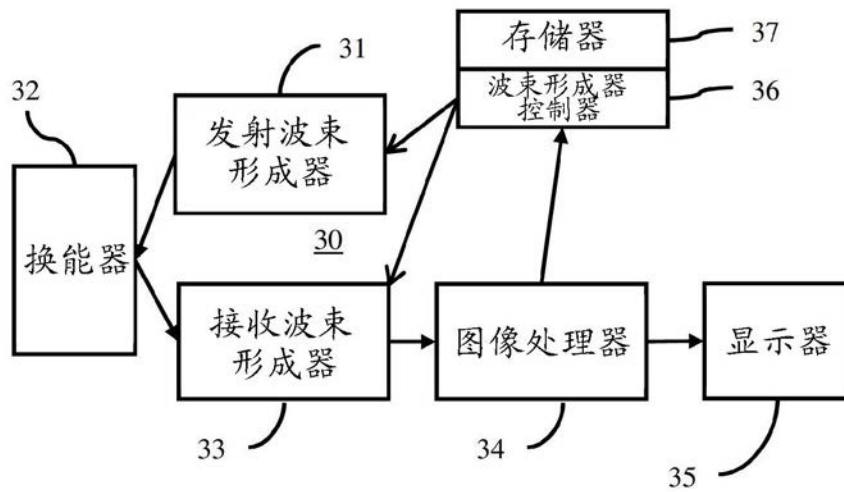


图 3

专利名称(译)	量化超声成像的感兴趣区域放置		
公开(公告)号	CN110192893A	公开(公告)日	2019-09-03
申请号	CN201910140784.0	申请日	2019-02-26
[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		
发明人	Y.拉拜德		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/085 A61B8/469 A61B8/5223 A61B8/5269 A61B8/54 G06N3/08 G06N5/003 G06N7/005 G06N20/10 G06N20/20 G16H50/30 A61B8/461 G06N20/00 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/20084		
代理人(译)	刘春元		
优先权	15/907209 2018-02-27 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及量化超声成像的感兴趣区域放置。对于利用超声扫描仪 (30) 的量化超声成像中的感兴趣区域 (ROI) 放置, 使用特定于量化的解剖结构检测 (10)、针对杂波、衰减度或噪声的信号处理 (11) 和/或液体区域的识别 (12) 来自动放置 (14) ROI。为了量化, 可以自动定位 (14) 多个ROI。自动放置 (14) 可以改善测量值随时间推移和在超声检查师之间的一致性, 并且可以提供具有来自不期望的信号的较小影响的更好的图像质量。结果, 可以改善诊断和/或治疗。

