



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108784735 A

(43)申请公布日 2018.11.13

(21)申请号 201810396920.8

(22)申请日 2018.04.27

(30)优先权数据

15/581004 2017.04.28 US

(71)申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 T.斯佩奇特 M.哈尔曼 A.索库林

P.利斯延斯基 C.欧文

S.奥古尔特索夫

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 徐予红 闫小龙

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

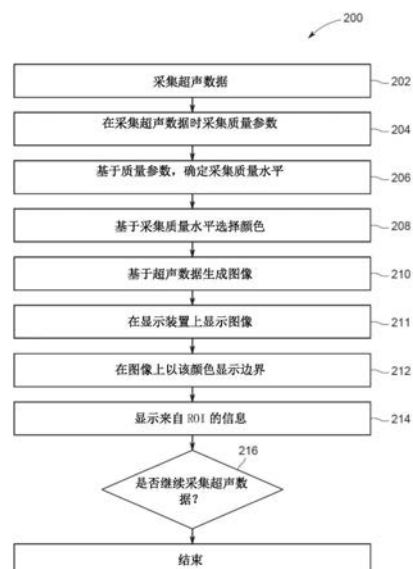
权利要求书3页 说明书8页 附图8页

(54)发明名称

用于显示采集质量水平的超声成像系统和方法

(57)摘要

本发明提供了超声成像系统和方法,包括采集超声数据;在采集所述超声数据时采集质量参数;基于所述质量参数确定采集质量水平;显示基于所述超声数据生成的图像;在所述超声图像上显示ROI,其中,所述ROI的颜色代表所述采集质量水平。



1. 一种超声成像方法,包括:

采集超声数据;

在采集所述超声数据的过程中采集质量参数;

用处理器基于所述质量参数确定采集质量水平;

基于所述采集质量水平从一个组中自动地选择第一颜色,所述组至少包括代表第一范围的采集质量水平的所述第一颜色和代表第二范围的采集质量水平的第二颜色,其中,所述第二颜色与所述第一颜色不同,所述第二范围的采集质量水平与所述第一范围的采集质量水平不重叠;

基于所述超声数据生成图像;

在显示装置上显示所述图像;以及

在所述第一图像上以所述第一颜色显示边界,以指示ROI的位置,其中,所述第一颜色代表所述采集质量水平。

2. 根据权利要求1所述的超声成像方法,其中,所述ROI是一个区域,并且所述边界包括围绕所述ROI的轮廓。

3. 根据权利要求2所述的超声成像方法,其中,所述轮廓包括实线。

4. 根据权利要求2所述的超声成像方法,其中,所述轮廓包括虚线。

5. 根据权利要求1所述的超声成像方法,其中,所述ROI是一个区域,并且所述边界由多个拐角标志组成,其中,每个拐角标志包括相互成角度设置的两条直线,并且其中,每个拐角标志的所述两条直线的交叉点用来指示所述ROI的拐角的位置。

6. 根据权利要求1所述的超声成像方法,其中,所述ROI是矩形,并且其中,所述边界由沿着所述ROI的下水平边界定位的第一水平线和沿着所述ROI的上水平边界定位的第二水平线组成。

7. 根据权利要求1所述的超声成像方法,其中,所述ROI是矩形,并且其中,所述边界由沿着所述ROI的左垂直边界定位的第一垂直线和沿着所述ROI的右垂直边界定位的第二垂直线组成。

8. 根据权利要求1所述的超声成像方法,其中,所述ROI包括特定位置,并且所述边界包括圆形或多边形之一以指示所述特定位置。

9. 根据权利要求1所述的超声成像方法,其中,所述ROI包括一维区,并且所述边界由线组成。

10. 根据权利要求1所述的超声成像方法,其还包括:

采集第二超声数据;

在采集所述第二超声数据的过程中采集更新的质量参数;

用所述处理器基于所述更新的质量参数确定更新的采集质量水平;

用所述处理器确定所述更新的采集质量水平在所述第二范围的采集质量水平之内;

基于所述更新的采集质量水平,自动地选择所述第二颜色;

基于所述第二超声数据生成第二图像;

在所述显示装置上显示所述第二图像;以及

在所述第二图像上以所述第二颜色显示第二边界,其中,所述第二边界指示第二ROI,并且所述第二颜色代表所述第二采集质量水平。

11. 一种超声成像系统, 包括:
探头;
显示装置; 以及
处理器, 所述处理器与所述探头和所述显示装置电子通信, 其中, 所述处理器被配置成:

控制所述探头以采集超声数据;
在采集所述超声数据的过程中采集质量参数;
基于所述质量参数, 确定采集质量水平;

基于所述采集质量水平从一个组中选择第一颜色, 所述组至少包括代表第一范围的采集质量水平的所述第一颜色和代表第二范围的采集质量水平的第二颜色, 所述第二颜色与所述第一颜色不同, 其中, 所述第二范围的采集质量水平与所述第一范围的采集质量水平不重叠;

基于所述超声数据生成图像;
在所述显示装置上显示所述图像;

在所述图像上以所述第一颜色显示边界, 其中, 所述边界指示ROI, 并且所述第一颜色代表所述采集质量水平。

12. 根据权利要求1所述的超声成像系统, 其中, 所述ROI是一个区域, 并且所述边界包括围绕所述ROI的轮廓。

13. 根据权利要求12所述的超声成像系统, 其中, 所述边界包括实线。

14. 根据权利要求12所述的超声成像系统, 其中, 所述边界包括虚线。

15. 根据权利要求11所述的超声成像系统, 其中, 所述ROI包括矩形, 并且其中, 所述边界包括在垂直方向间隔开的一对水平线。

16. 根据权利要求11所述的超声成像系统, 其中, 所述ROI包括矩形, 并且其中, 所述边界包括在水平方向间隔开的一对垂直线。

17. 根据权利要求11所述的超声成像系统, 其中, 所述ROI是一个区域, 并且所述边界包括多个拐角标志, 其中, 每个拐角标志包括相互成角度设置的两条直线, 并且其中, 每个拐角标志的所述两条直线的交叉点用来指示所述ROI的拐角的位置。

18. 根据权利要求11所述的超声成像系统, 其中, 所述ROI包括一维区, 并且所述边界由线组成。

19. 一种非暂时性计算机可读介质, 其上存储有具有至少一个代码部分的计算机程序, 所述至少一个代码部分能够由机器执行, 用于使所述机器执行包括下列的一个或多个步骤:

采集超声数据;
在采集所述超声数据的过程中采集质量参数;
用处理器基于所述质量参数确定采集质量水平;

基于所述采集质量水平从一个组中自动地选择第一颜色, 所述组至少包括代表第一范围的采集质量水平的所述第一颜色和代表第二范围的采集质量水平的第二颜色, 其中, 所述第二颜色与所述第一颜色不同, 所述第二范围的采集质量水平与所述第一范围的采集质量水平不重叠;

基于所述超声数据生成图像；

在显示装置上显示所述图像；

在所述第一图像上以所述第一颜色显示边界,其中,所述边界指示ROI的位置,并且所述第一颜色代表所述采集质量水平。

20. 根据权利要求19所述的非暂时性计算机可读介质,所述一个或多个步骤还包括:

采集第二超声数据;

在采集所述第二超声数据的过程中采集更新的质量参数;

用所述处理器基于所述更新的质量参数确定更新的采集质量水平;

用所述处理器确定所述更新的采集质量水平在所述第二范围的采集质量水平之内;

基于所述更新的采集质量水平,自动地选择所述第二颜色;

基于所述超声数据生成第二图像;

在所述显示装置上显示所述第二图像;以及

在所述第二图像上以所述第二颜色显示第二边界,其中,所述第二边界指示第二ROI,并且所述第二颜色代表所述第二采集质量水平。

用于显示采集质量水平的超声成像系统和方法

技术领域

[0001] 本公开一般涉及用于在图像上显示边界以指示ROI的超声成像系统和方法,其中,边界的颜色代表采集质量水平。

背景技术

[0002] 超声成像过程经常用来从感兴趣区域(ROI)采集定量或定性信息。超声成像系统可以自动地计算患者参数,例如从患者的ROI采集的解剖结构的长度或直径,在一段时间内流过某部位的血液或液体的体积,速度、平均速度或峰值速度。在从ROI采集患者参数时,重要的是在超声数据的采集过程中超声医师知道采集质量是可接受的。

[0003] 如果采集质量不够高,则重要的是医师重新采集超声数据,之后才能依赖从这些超声数据计算的患者参数。然而,对于常规的超声系统,通常医师难以确定超声数据的采集质量是否是可接受的。出于这些和其它原因,需要改进的超声成像系统和方法,其为医师提供关于采集质量水平的反馈,且解读直观,不会分散医师查看屏幕上显示的超声图像的注意力。

发明内容

[0004] 上述的缺陷、缺点和问题在本文中得到解决,通过阅读和理解以下的说明会理解这些问题和方案。

[0005] 在一个实施例中,一种超声成像方法,包括:采集超声数据并且在采集所述超声数据的过程中采集质量参数。所述方法包括用处理器基于所述质量参数确定采集质量水平。所述方法包括基于所述采集质量水平从一个组中自动地选择第一颜色,所述组至少包括代表第一范围的采集质量水平的第一颜色和代表第二范围的采集质量水平的第二颜色,其中,所述第二颜色与所述第一颜色不同,所述第二范围的采集质量水平与所述第一范围的采集质量水平不重叠。所述方法包括基于所述超声数据生成图像;在显示装置上显示所述图像;以及在所述第一图像上以所述第一颜色显示边界,其中,所述边界指示ROI的位置,所述第一颜色代表所述采集质量水平。

[0006] 在一个实施例中,超声成像系统包括探头、显示装置和与所述探头和所述显示装置电子通信的处理器。所述处理器被配置成:控制所述探头采集超声数据;在采集所述超声数据的过程中采集质量参数;基于所述质量参数,确定采集质量水平。所述处理器被配置成:基于所述采集质量水平从一个组中选择第一颜色,所述组至少包括代表第一范围的采集质量水平的第一颜色和代表第二范围的采集质量水平的第二颜色,所述第二颜色与所述第一颜色不同,其中,所述第二范围的采集质量水平与所述第一范围的采集质量水平不重叠。所述处理器被配置成:基于所述超声数据生成图像;在显示装置上显示所述图像;以及在所述图像上以所述第一颜色显示边界,其中,所述边界指示所述ROI,所述第一颜色代表所述采集质量水平。

[0007] 在一个实施例中,一种非暂时性计算机可读介质,其上存储有具有至少一个代码

部分的计算机程序,所述至少一个代码部分能够由机器执行,用于使所述机器执行包括下列的一个或多个步骤:采集超声数据;以及在采集所述超声数据的过程中采集质量参数。所述步骤包括用处理器基于所述质量参数确定采集质量水平。所述步骤包括基于所述采集质量水平从一个组中自动地选择第一颜色,所述组至少包括代表第一范围的采集质量水平的第一颜色和代表第二范围的采集质量水平的第二颜色,其中,所述第二颜色与所述第一颜色不同,所述第二范围的采集质量水平与所述第一范围的采集质量水平不重叠。所述步骤包括基于所述超声数据生成图像;在显示装置上显示所述图像;在所述第一图像上以所述第一颜色显示边界,其中,所述边界指示ROI的位置,所述第一颜色代表所述采集质量水平。

[0008] 通过附图及对附图的详细描述,本发明的各种其它特征、目的和优点对本领域技术人员而言将变得显而易见。

附图说明

[0009] 图1是根据实施例的超声成像系统的示意图;

[0010] 图2是根据实施例的流程图;

[0011] 图3是根据实施例的图像的示意表示;

[0012] 图4是根据实施例的图像的示意表示;

[0013] 图5是根据实施例的图像的示意表示;

[0014] 图6是根据实施例的图像的示意表示;

[0015] 图7是根据实施例的图像的示意表示;

[0016] 图8是根据实施例的图像的示意表示;以及

[0017] 图9是根据实施例的图像的示意表示。

具体实施方式

[0018] 在以下详细描述中,参考构成其一部分的附图,且在附图中,以说明方式来展示可实践的特定实施例。对这些实施例进行了足够详细的描述,以使所属领域的技术人员能够实践实施例,并且应了解,可以利用其它实施例,并且可以在不脱离实施例的范围的情况下进行逻辑、机械、电气和其它变化。因此,以下详细描述不应被视为限制本发明的范围。

[0019] 图1是根据实施例的超声成像系统100的示意图。超声成像系统100包括发射波束成形器101和发射器102,两者驱动探头106内的元件104将脉冲超声信号发射到体内(未示出)。根据各个实施例,探头106可以是任何类型的探头,包括线性探头,曲面阵列探头,1.25D阵列,1.5D阵列,1.75D阵列或2D阵列探头。根据其它实施例,探头106也可以是机械探头,例如机械4D探头或混合探头。探头106可以用来采集4D超声数据,这些4D超声数据包含关于体积随时间如何变化的信息。每个体积可以包括多个2D图像或切片。仍参照图1,脉冲超声信号从体内的结构(如血细胞或肌肉组织)反向散射,产生回波,返回元件104。回波由元件104转换成电信号或者超声数据,电信号被接收器108接收。代表接收的回波的电信号通过输出超声数据的接收波束成形器110。根据一些实施例,探头106可以包含电子电路,以执行发射波束形成和/或接收波束形成的全部或部分工作。例如,发射波束成形器101、发射器102、接收器108和接收波束成形器110的全部或一部分可以位于探头106中。术语“扫描”或“扫描中”在本公开中也可以用来指通过发射和接收超声信号的过程来采集数据。术语

“数据”和“超声数据”在本公开中可以用来指用超声成像系统采集的一个或多个数据集。用户接口115可以用来控制超声成像系统100的操作。用户接口可以用来控制患者数据的输入,或者选择各种模式、操作和参数等等。用户接口115可以包括一个或多个用户输入装置,例如键盘、硬键、触摸垫、触摸屏、轨迹球、旋转控件、滑块、软键或任何其它用户输入装置。

[0020] 超声成像系统100还包括处理器116,其控制发射波束成形器101、发射器102、接收器108和接收波束成形器110。根据各个实施例,接收波束成形器110可以是常规的硬件波束成形器或者软件波束成形器。如果接收波束成形器110是软件波束成形器,则其可以包括一个或多个以下组件:图形处理单元(GPU)、微处理器、中央处理单元(CPU)、数字信号处理器(DSP)或能够执行逻辑运算的任何其它类型的处理器。波束成形器110可以被配置成实施常规的波束形成技术以及诸如回溯性发射波束形成(RTB)之类的技术。

[0021] 处理器116与探头106进行电子通信。处理器116可以控制探头106采集超声数据。处理器116控制哪些元件104是激活的以及从探头106发射的波束的形状。处理器116还与显示装置118进行电子通信,处理器116可以将超声数据处理成图像以显示在显示装置118上。出于本公开的目的,术语“电子通信”可以被定义为包括有线连接和无线连接。根据一个实施例,处理器116可以包括中央处理单元(CPU)。根据其它实施例,处理器116可以包括能够执行处理功能的其它电子组件,例如数字信号处理器、现场可编程门阵列(FPGA)、图形处理单元(GPU)或任何其它类型的处理器。根据其它实施例,处理器116可以包括能够执行处理功能的多个电子组件。例如,处理器116可以包括从包括以下的电子组件的列表中选择的一个或更多个电子组件:中央处理单元(CPU)、数字信号处理器(DSP)、现场可编程门阵列(FPGA)和图形处理单元(GPU)。根据另一实施例,处理器116可以包括复解调器(未示出),其解调RF数据并生成原始数据。在另一实施例中,解调制可以在处理链中被较早地执行。处理器116可被适配以根据多个可选择的超声模态对数据执行一个或多个处理操作。随着回波信号被接收,数据可以在扫描阶段中被实时地处理。出于本公开的目的,术语“实时”被定义为包括不经过任何有意延迟而被执行的过程。实时帧或体积率可以基于采集其数据的部位或体积的大小以及在采集过程中使用的特定参数而变化。数据可以在扫描阶段中暂时存储在缓冲器(未示出)中,并且在实况或离线操作中以不太实时的方式处理。本发明的一些实施例可以包括多个处理器(未示出)以应对处理任务。例如,第一处理器可以用来解调制并抽取(decimate)RF信号,而第二处理器可以用来进一步处理数据,之后作为图像显示。应当认识到,其它实施例可以使用不同的处理器布置。对于接收波束成形器110是软件波束成形器的实施例,本文上面属于处理器116和软件波束成形器的处理任务可以由单个处理器例如接收波束成形器110或处理器116执行。或者,属于处理器116和软件波束成形器的处理功能可以以不同的方式在任何数目的单独的处理组件之间分配。

[0022] 根据一个实施例,超声成像系统100可以连续地以例如10Hz到30Hz的帧速率采集超声数据。由这些数据生成的图像可以以相似的帧速率被刷新。其它实施例可以以不同的速率采集并显示数据。例如,取决于体积的大小和潜在的应用,一些实施例可以小于10Hz或大于30Hz的帧速率采集超声数据。例如,许多应用涉及以50Hz的帧速率采集超声数据。存储器120包括在其中,以存储采集数据的处理帧。在示例性实施例中,存储器120有足够的容量,以存储在一段时间上采集的长度至少几秒的超声数据帧。数据帧以有利于根据其采集的顺序或时间进行检索的方式来进行存储。存储器120可以包括任何已知的数据存储介质。

[0023] 可选地,可以使用对比剂执行本发明的实施例。在使用包括微泡的超声对比剂时,对比成像生成体内解剖结构和血流的增强图像。在使用对比剂采集数据之后,图像分析包括:将谐波分量和线性分量分开,增强谐波分量,并通过使用增强谐波分量生成超声图像。使用适当的滤波器执行从所接收信号中分离谐波分量。对比剂在超声成像的使用是本领域技术人员众所周知的,因此不再进一步详细描述。

[0024] 在本发明的各个实施例中,数据可以由处理器116通过其它或不同的相关模式的模块(例如B-模式、彩色多普勒、M-模式、彩色M-模式、光谱多普勒、弹性成像、TVI、应变、应变率等等)处理,以形成2D或3D图像或数据。例如,一个或多个模块可以生成B-模式、彩色多普勒、M-模式、彩色M-模式、光谱多普勒、弹性成像、TVI、应变、应变率和其组合等等。图像束和/或帧被存储,并且指示数据在存储器中被采集的时间的定时信息可以记录下来。所述模块可以包括例如执行扫描转换操作的扫描转换模块以将图像帧从坐标束空间转换到显示空间坐标。可以提供视频处理器模块,其在正对患者进行操作时,从存储器中读图像帧并实时地显示图像帧。视频处理器模块可以在图像存储器中存储图像帧,从图像存储器读图像帧并进行显示。超声成像系统100可以是基于控制台的系统、膝上型计算机、手持或手提系统或任何其它配置。

[0025] 图2是根据示例性实施例的方法200的流程图。流程图的各个模块代表可以根据方法200执行的步骤。附加实施例可以以不同顺序执行所示的步骤,和/或附加实施例可以包括图2中没有示出的附加步骤。方法200的技术效果是显示由超声数据生成的图像,并显示边界来指示图像中ROI的位置,其中,边界的颜色代表采集质量水平。

[0026] 将根据示例性实施例描述图2,其中方法200由图1所示的系统100执行。在步骤202,处理器116控制探头106从患者的身体部位采集超声数据。超声数据可以包括1D超声数据、2D超声数据、3D超声数据或4D超声数据。超声数据可以被实时地采集、显示,作为“实况”超声成像过程的一部分。或者根据其它实施例,超声数据可以在第一离散时间段中采集、处理然后在处理之后显示。

[0027] 在步骤204,处理器116在采集超声数据的过程中采集质量参数。质量参数可以是与采集的质量相关的任何参数。采集质量参数可以包括根据一些实施例由超声数据计算质量参数,而在其它实施例中,采集质量参数可以包括基于不是超声数据的数据采集质量参数。例如,可用非超声传感器采集质量参数。质量参数可以包括例如图像的噪声水平、探头的运动量、随时间变化的帧的一致性度量、信号强度、视图正确度量、流频谱波形的正确度或与采集质量关联的任何其它参数。通常,较低的噪声水平与较高的采集质量相关,较少量的探头运动与较高的采集质量相关,较高的随时间变化的帧一致性与较高的采集质量相关。可以通过使用图像相关技术将采集图像帧与标准视图比较,计算视图的正确度量。一些实施例可以采用深度学习和/或神经网络,确定采集图像帧与标准视图的紧密匹配程度。

[0028] 在步骤206,处理器116基于在步骤204采集的质量参数确定采集质量水平。根据一些实施例,处理器116可以基于2个或更多个不同的质量参数确定采集质量水平。或者根据其它实施例,处理器116可以只基于单个质量参数确定采集质量水平。

[0029] 随后,在步骤208,处理器116基于采集质量水平选择颜色。处理器116可以从至少第一颜色和第二颜色中选择,其中,第二颜色与第一颜色不同。根据一个实施例,第一颜色可以代表第一采集质量水平,第二颜色可以代表第二采集质量。根据一个实施例,第一颜色

可以代表第一范围的采集质量水平,第二颜色可以代表第二范围的采集质量水平,其中,第二范围与第一范围不重叠。第一颜色可以是例如绿色,第一范围的采集质量水平可以代表被认为可接受的采集质量水平。第二颜色可以是例如红色,第二范围的采集质量水平可以代表被认为不可接受的采集质量水平。采集质量水平可以按数字标度例如1-10表示。

[0030] 根据其它实施例,处理器116可以从代表两个以上离散范围的采集质量水平的两个以上的颜色中进行选择。例如,第一颜色例如绿色可以代表第一采集质量水平;第二颜色例如黄色可以代表第二采集质量水平;第三颜色例如红色可以代表第三采集质量水平。或者,第一颜色可以代表第一范围的采集质量水平,第二颜色可以代表第二范围的采集质量水平,第三颜色可以代表第三范围的采集质量水平。根据一个实施例,第一范围的采集质量水平、第二范围的采集质量水平和第三范围的采集质量水平可以分别是离散的不重叠的范围。根据其它实施例,可以使用多于三种不同的颜色代表各种采集质量水平或各种范围的采集质量水平。

[0031] 根据一个实施例,使用三种颜色,绿色可以是第一颜色,其可以用来代表高采集质量水平,红色可以是第二颜色,其可以用来代表低采集质量水平,黄色可以是第三颜色,其可以用来代表中等采集质量水平(即介于高采集质量水平和低采集质量水平之间)。采集质量水平(即根据实施例为高、中和低)可以在工厂预设处理器116上,或者可以是用户可定义的。例如用户可以将质量参数值的一个范围分配给每个采集质量水平。同样,用户可以将各种采集质量水平分配给采集质量值,或者用户可以定义与每种颜色相关的采集质量水平范围。

[0032] 接着,在步骤210,处理器116基于超声数据生成图像。所述图像可以是1D图像、2D图像、3D图像或4D图像。所述图像可以由任何模式的超声数据生成。例如,图像可以是B-模式图像、彩色多普勒图像、M-模式图像、彩色M-模式图像、频谱多普勒图像、弹性成像图像、TVI图像或由超声数据生成的任何其它类型的图像。超声数据可以被采集,并且图像可以被实时地显示,作为“实况”超声成像过程的一部分。根据一个实施例,所述图像可以是由超声数据生成的静止帧。根据其它实施例,处理器116可以基于超声数据在步骤210由两个或更多个不同的成像模式生成图像。例如,在VTI模式中,处理器116可以基于超声数据既生成B-模式图像又生成频谱多普勒图像。例如,在IVC模式中,处理器116可以基于超声数据既生成B-模式图像又生成M-模式图像。在步骤211,处理器116在显示装置118上显示图像。

[0033] 在步骤212,处理器116在超声图像上以某种颜色显示边界。边界指示ROI在图像内的位置,颜色代表采集质量水平。例如,根据上面描述的实施例,处理器116从三种不同的颜色中选择边界的颜色,如果采集质量水平很高,则边界可以是绿色;如果采集质量水平中等,则边界可以是黄色,如果采集质量水平很低,则边界可以是红色。ROI例如可以指示已经采集到或将要采集其采集特定参数或数据的部位。

[0034] 在步骤214,处理器116显示从与ROI对应的患者的一部分采集的信息。本文后面将参照图3-9描述可以显示的信息类型的实例。

[0035] 在步骤216,处理器116确定是否需要继续采集超声数据。如果需要继续采集超声数据,则方法200可以重复步骤202,204,206,208,210,211,212和214。根据超声图像是实时图像的实施例,在实时图像的采集和显示过程中,步骤202,204,206,208,210,211,212,214和216可以被重复多次。在步骤202采集超声数据的过程中,步骤204,206,208,210,211,

212, 214和216例如可以被全部执行多次。

[0036] 将参照图3根据特定的实施例描述方法200。根据图3所示的实施例,方法200可以用来在计算速度-时间积分的技术中采集脉冲波多普勒超声数据。根据各个实施例,速度-时间积分可以被自动地或者半自动地计算。

[0037] 参照图2和图3,在步骤202,处理器116既采集B-模式超声数据又采集脉冲波多普勒超声数据。在步骤204,处理器116在采集超声数据的过程中采集质量参数。根据一个实施例,质量参数可以只在采集脉冲波多普勒超声数据的过程中采集。在步骤206,处理器116确定采集质量水平并基于采集质量水平以与上文讨论的类似的方式选择颜色。

[0038] 在步骤210,处理器基于超声数据生成图像302。根据一个实施例,图像302是由B-模式超声数据生成的B-模式图像。在步骤212,处理器116在图像上显示边界304以指示ROI 306的位置。边界304的颜色为在步骤208选择的颜色,代表在步骤202采集超声数据的过程中的采集质量水平。根据一个自动化的实施例,ROI 306可以由处理器116基于脉冲波多普勒数据和/或来自B-模式图像302的图像数据自动地定位。处理器116可以通过识别使脉冲波多普勒值与被分析结构一致的图像302上的ROI布局,确定ROI 306的布局。根据一个实施例,处理器116可以将ROI 306定位在代表左室流出道的图像的一部分上。根据其它实施例,ROI可以被手动地定位在B-模式图像302上。在步骤211,处理器116在显示装置118上显示图像302。

[0039] 图3包括由脉冲波多普勒超声数据生成的脉冲波多普勒波形308。接着,在步骤214,处理器116显示从ROI 306采集的信息。根据一个实施例,所述信息可以是通过脉冲波多普勒图像计算的速度时间积分 (VTI) 值310。VTI值310代表脉冲波多普勒图像308中曲线下面积312。根据图3所示的示例性实施例,VTI值310为17.5cm。

[0040] 方法200可以反复地重复步骤202, 204, 206, 208, 210, 211, 212, 214和216。B-模式图像302和脉冲波多普勒图像308可以是实况超声图像,其在采集另外的超声数据时被更新。处理器116可以调节边界304的颜色,以代表最近采集的超声数据的采集质量水平。图3中示出的边界304是围绕ROI 306的实线。根据其它实施例,可以确定固定数目的帧或固定时间段的采集质量水平。例如,处理器16可以计算最近采集的30个帧或任何其它数目的帧的采集质量水平。同样,处理器116可以计算在过去的10秒内或任何其它时间量内采集的超声数据的采集质量水平。处理器116可以更新边界304的颜色,以代表超声数据的采集质量水平的变化。

[0041] 以代表采集质量水平的颜色显示边界304给操作员提供了确定从ROI 306计算的信息的可靠性的简便方式。边界304并不醒目,不会遮住B-模式图像302内的结构。边界304的颜色可以在采集另外的超声数据时被实时地更新,这在医师进行操作时给其提供关于数据质量的实时反馈。此外,边界304围绕ROI 306定位,这是医师最可能集中注意力的地方。因此,要确定采集质量水平的相对质量水平,医师不需要将目光从ROI 306上移开。

[0042] 图4、图5、图6和图7是各个实施例的示意图。图4、图5、图6和图7示出自动地确定速度时间间隔的实施例。相同的附图标志用来指图3、图4、图5、图6和图7中的相同元件。关于图4、图5、图6和图7不会再次描述之前描述的元件。

[0043] 图4是ROI 306的边界304是虚线316的实施例的示意图。

[0044] 图5是ROI 306的边界304包括多个拐角标志318的实施例的示意图。多个拐角标志

318中的每一个包括相互成角度设置的一对线段。交叉点320用来指示ROI 306的拐角位置。

[0045] 图6是ROI 306是矩形,边界304包括第一水平线324和第二水平线326的实施例的示意图。第一水平线324限定ROI 306的上边界,第二水平线326限定ROI 306的下边界。第一水平线324和第二水平线326的长度限定ROI 306的水平范围。

[0046] 图7是ROI的边界304是第一垂直线330和第二垂直线332的实施例的示意图。第一垂直线330和第二垂直线332的长度确定ROI 306的垂直高度,第一垂直线330和第二垂直线332之间的水平距离确定ROI 306的水平长度。

[0047] 对于以沿着时间轴线显示图像的模式,例如M-模式或频谱多普勒,ROI的维度之一可以包括时间。

[0048] 根据第二示例性实施例,方法200可以用来自动地对图像中的B-线计数。将参照图8根据实施例描述方法200。

[0049] 参照图2和图8,在步骤202,采集B-模式超声数据。在步骤204,在采集B-模式超声数据的过程中采集一个或多个质量参数。质量参数可以是图像的噪声水平、探头的运动量、随时间变化的帧的一致性度量、信号强度、视图正确度度量或与采集质量关联的任何其它参数。在步骤206,处理器116基于在步骤206采集的一个或多个质量参数以与本文上面描述的类似方式确定采集质量水平。根据示例性实施例,质量参数可以是探头的运动量,所述处理器可以基于在B-模式超声数据的采集期间探头的运动量确定采集质量水平。接着,在步骤208,处理器116基于采集质量水平选择颜色。如本文上面描述的,处理器116可以选择绿色用于高采集质量水平,红色用于低采集质量水平。

[0050] 在步骤210,处理器116基于B-模式超声生成图像402。根据一个实施例,图像402可以是实况图像,其在采集另外的超声数据时被实时地更新。在步骤212,处理器在图像上显示边界404。根据示例性实施例,边界404是线406。线406指示ROI,其为二维ROI。根据图8所示的实施例,沿着线406采集M-模式超声数据。在步骤202采集超声数据时,M-模式数据的采集可以与B-模式超声数据的采集交错进行。线406以在步骤208选择的颜色显示。在步骤211,处理器116在显示装置118上显示图像402。

[0051] 在步骤214,来自线406指示的ROI的信息显示在显示装置118上。根据图8所示的实施例,所述信息是M-模式轨迹410。在步骤216,处理器116确定是否需要继续采集超声数据。如果需要,则方法200返回步骤202,由此重复步骤202,204,206,208,210,211,212,214和216。步骤202,204,206,208,210,211,212,214和216可以在实时显示超声图像的过程中重复多次。根据一个实施例,处理器116可以响应于由基于步骤204采集的质量参数确定的采集质量水平的变化,改变线404的颜色。指示ROI的线406的颜色因此可以实时通知医师在步骤202采集的超声数据的采集质量水平。

[0052] 图9是根据一个实施例生成的显示500的示意图。显示500包括B-模式图像502。B-模式图像502包括多条B线504。边界506被显示为指示ROI,由此处理器116计算图像502中出现的B线504的数目。根据一个实施例,处理器116可以通过从一段时间上采集的多个帧中选择图像502,自动地选择显示图像502的帧。边界506包括弧线508和一对端括号510。弧线508和端括号510可以被定位成指示成像扇区的子区域。以与本文上面关于其它实施例描述的方式相似的方式,边界506以代表采集质量水平的颜色显示在图像502上。

[0053] 此书面描述使用实例来公开本发明,包括最佳模式,并且还使所属领域的技术人

员能够实践本发明,包括制造和使用任何装置或系统以及执行任何所并入的方法。本发明的可获专利的范围由权利要求书界定,且可包括所属领域的技术人员所想到的其它实例。如果此类其它实例具有并非不同于权利要求书的字面语言的结构要素,或如果它们包括与权利要求书的字面语言无实质差异的等效结构要素,那么此类其它实例希望在权利要求书的范围内。

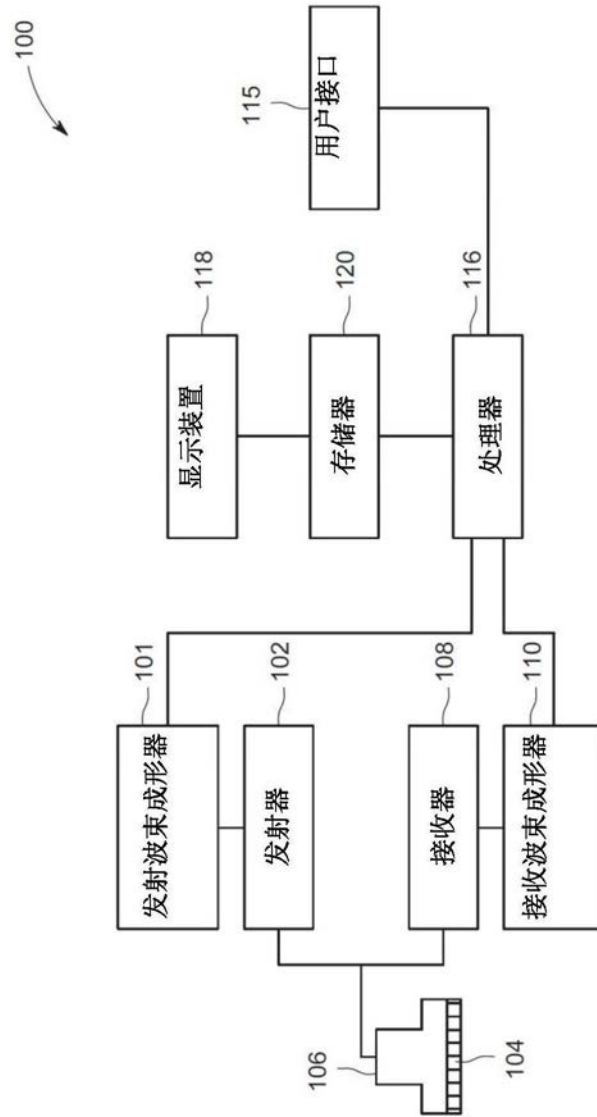


图1

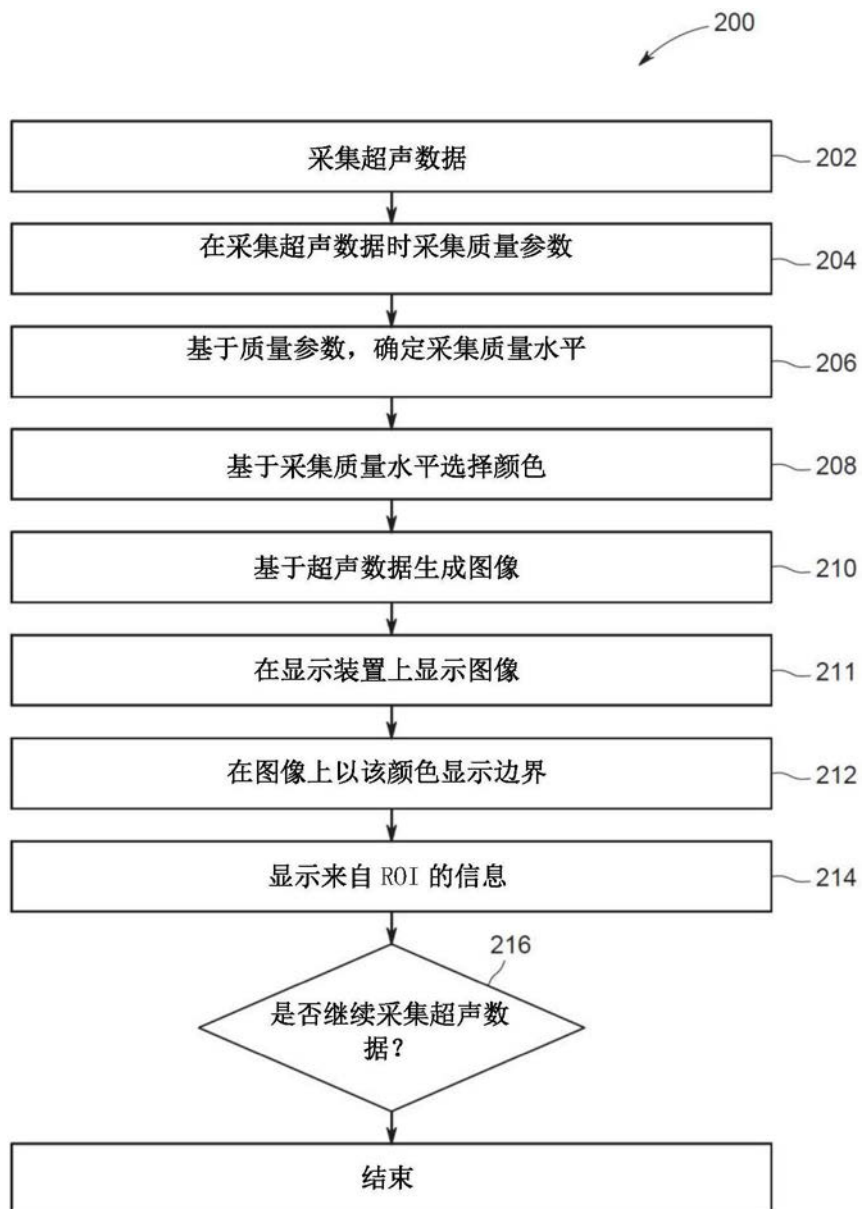


图2

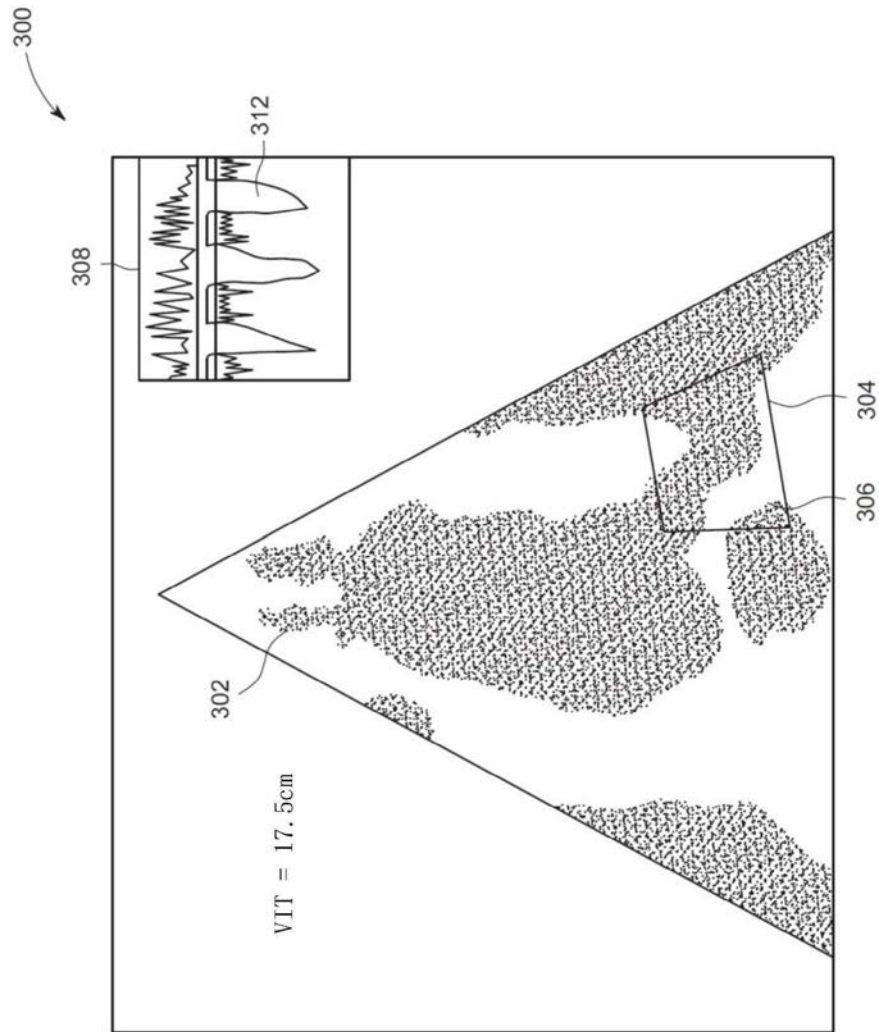


图3

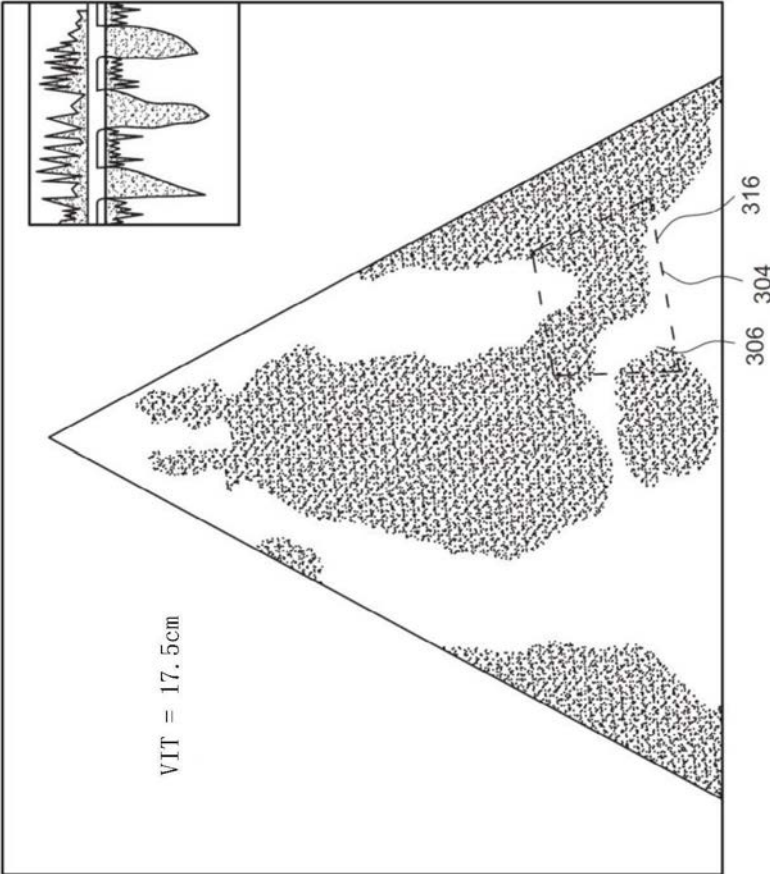


图4

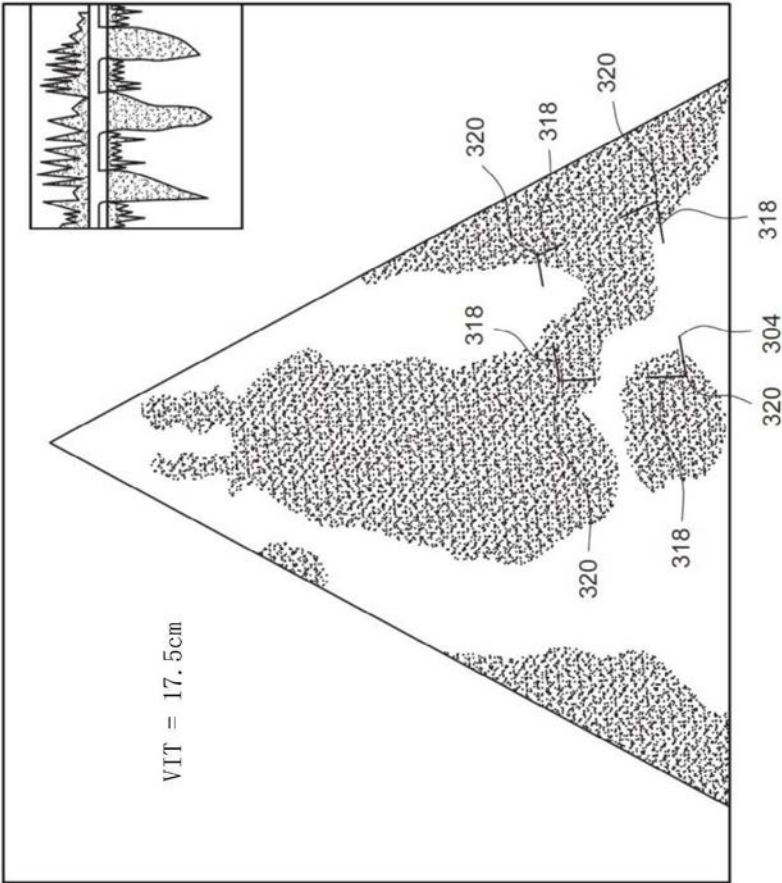


图5

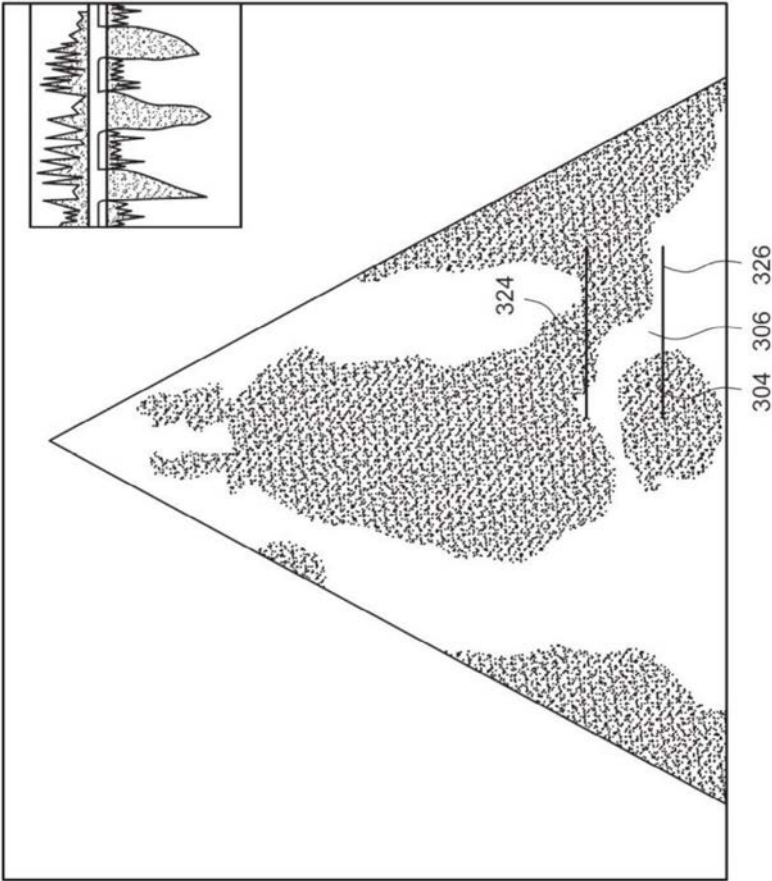


图6

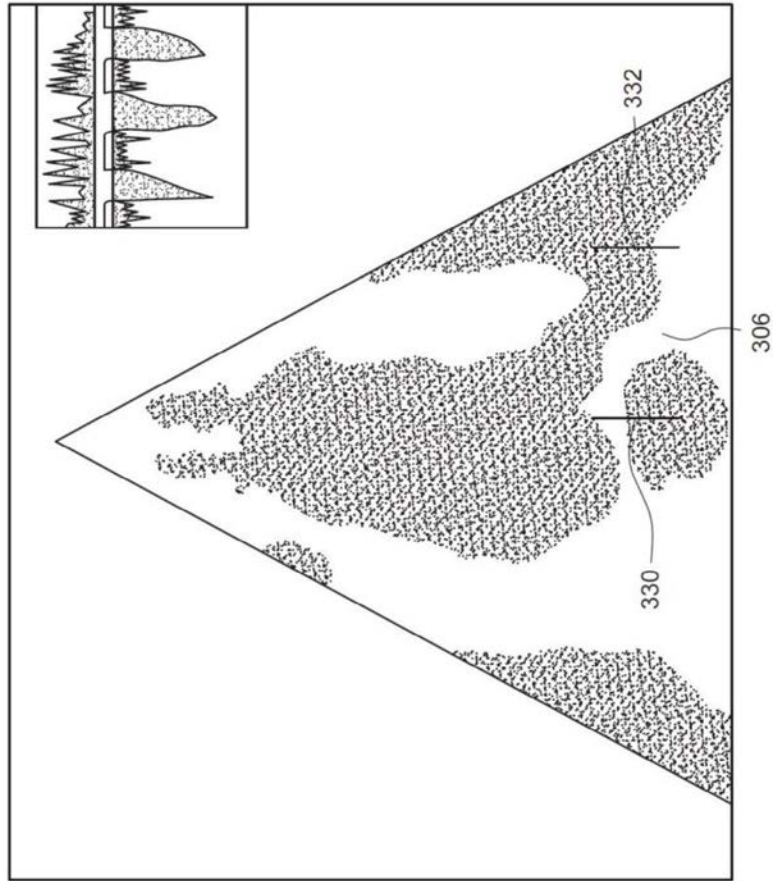


图7

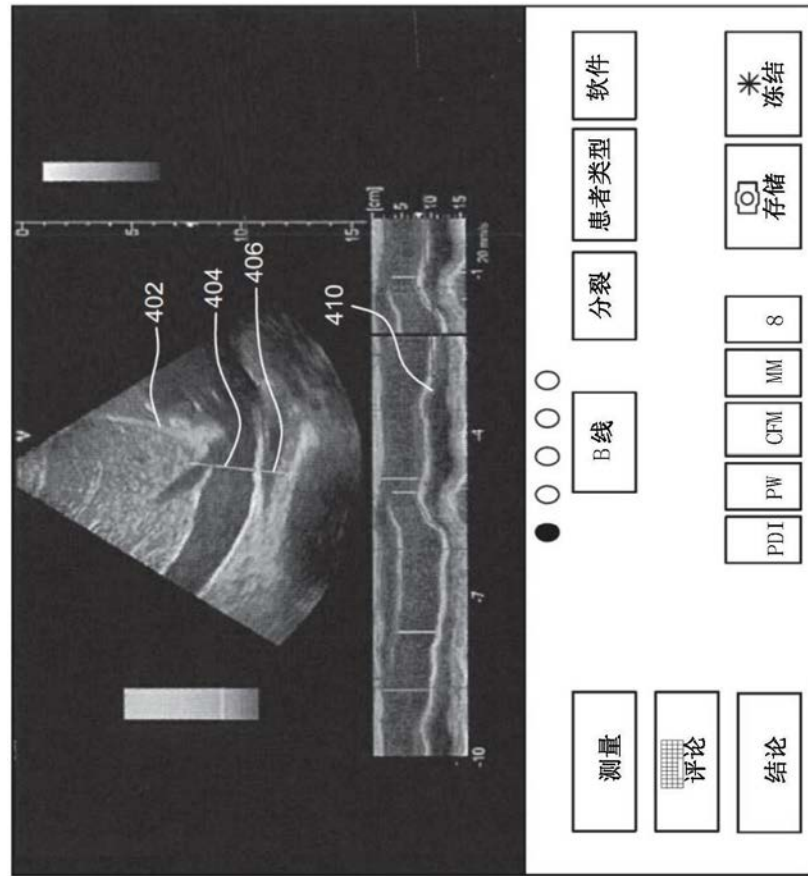


图8

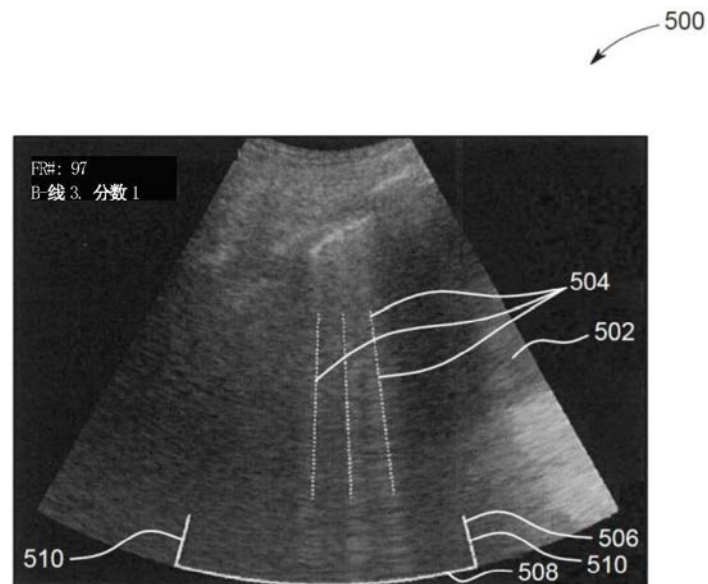


图9

专利名称(译)	用于显示采集质量水平的超声成像系统和方法		
公开(公告)号	CN108784735A	公开(公告)日	2018-11-13
申请号	CN201810396920.8	申请日	2018-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	M 哈尔曼 A 索库林 C 欧文		
发明人	T.斯佩奇特 M.哈尔曼 A.索库林 P.利斯延斯基 C.欧文 S.奥古尔特索夫		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5269 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/54 A61B8/5215		
代理人(译)	闫小龙		
优先权	15/581004 2017-04-28 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了超声成像系统和方法，包括采集超声数据；在采集所述超声数据时采集质量参数；基于所述质量参数确定采集质量水平；显示基于所述超声数据生成的图像；在所述超声图像上显示ROI，其中，所述ROI的颜色代表所述采集质量水平。

