



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105491959 B

(45)授权公告日 2019.06.25

(21)申请号 201480046075.1

(22)申请日 2014.06.25

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105491959 A

(43)申请公布日 2016.04.13

(30)优先权数据

61/839,653 2013.06.26 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.02.19

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/062582 2014.06.25

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/207668 EN 2014.12.31

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 V·帕塔萨拉蒂 H·谢

J-L·罗贝尔 S·周

V·T·沙姆达莎尼

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G01S 7/52(2006.01)

(56)对比文件

CN 102940510 A, 2013.02.27, 全文.

CN 103156636 A, 2013.06.19, 全文.

W0 2012105152 A1, 2012.08.09, 说明书第14-65段及附图1-3.

审查员 胡新芬

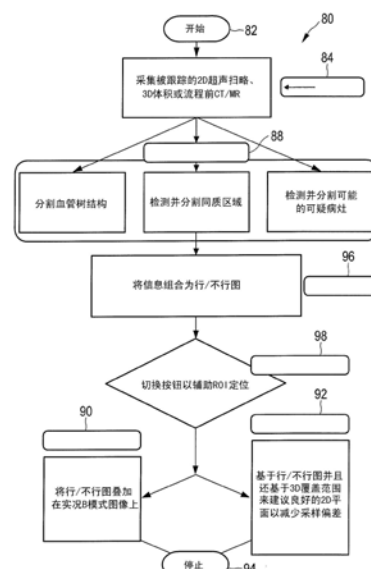
权利要求书2页 说明书10页 附图11页

(54)发明名称

弹性成像测量系统和方法

(57)摘要

本发明涉及一种用于提供解剖位点(32)的弹性成像测量结果的超声弹性成像系统(10)和对应的方法。所述系统(10)被配置为在超声图像(52)内将针对对于感兴趣区域(33)的剪切波弹性成像的适合性可视化给用户,和/或被配置为向所述用户推荐用于进行剪切波弹性成像的弹性成像采集平面(48、50)。借此,可以支持对于弹性成像测量的位置的适当选择。



1. 一种用于提供解剖位点 (32) 的弹性成像测量结果的超声弹性成像系统 (10), 所述系统 (10) 包括:

超声图像采集探头 (14), 其被配置为提供超声成像和剪切波弹性成像,

超声信号与图像处理组件 (16), 其被配置为控制所述超声图像采集探头 (14), 并且被配置为提供所述解剖位点 (32) 的超声图像 (52),

用户输入设备 (20), 其使得用户能够在所述超声图像 (52) 内定义感兴趣区域 (33), 将在所述感兴趣区域 (33) 中进行弹性成像测量, 并且

其中, 所述超声信号与图像处理组件 (16) 还被配置为在所述超声图像 (52) 内将针对对于所述感兴趣区域 (33) 的剪切波弹性成像的适合性可视化给所述用户, 和/或被配置为向所述用户推荐用于进行剪切波弹性成像的弹性成像采集平面 (48、50),

其中, 所述超声信号与图像处理组件 (16) 还被配置为将在参考图像 (86) 中确定的至少一个推荐特征 (58) 叠加在所述超声图像 (52) 上, 和/或被配置为基于在所述参考图像 (86) 中确定的至少一个推荐特征 (58) 而向所述用户推荐所述弹性成像采集平面 (48、50),

其特征在在于, 所述超声信号与图像处理组件 (16) 被配置为通过分割所述参考图像 (86) 中的至少一根血管 (56) 和/或同质组织区域来生成所述至少一个推荐特征 (58) 并被配置为经由图像处理来将所述至少一个推荐特征 (58) 与所述超声图像 (52) 进行配准。

2. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述超声信号与图像处理组件 (16) 还被配置为通过检测参考图像 (86) 中的病灶区域来生成所述至少一个推荐特征 (58), 其中, 所述病灶区域加上包围所述病灶区域的边缘区域被生成为所述推荐特征 (58)。

3. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述超声图像 (52) 是二维B模式超声图像 (52)。

4. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述参考图像 (86) 是二维B模式超声图像 (52)。

5. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述参考图像 (86) 是所述解剖位点 (32) 的三维图像。

6. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述参考图像 (86) 是经由不同于超声图像采集的模式采集到的三维图像, 其中, 所述参考图像 (86) 被存储在所述超声信号与图像处理组件 (16) 的存储器单元 (35) 中。

7. 根据权利要求5所述的系统, 其中, 所述超声图像采集探头 (14) 和所述超声信号与图像处理组件 (16) 还被配置为使得用户能够采集所述解剖位点 (32) 的三维超声图像 (52)。

8. 根据权利要求7所述的系统, 其中, 所述系统还包括跟踪设备, 所述跟踪设备用于跟踪所述超声图像采集探头 (14) 的位置和取向, 并且用于支持将所述至少一个推荐特征 (58) 配准到所述超声图像 (52)。

9. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述用户输入设备 (20) 还被配置为使得所述用户能够在所述超声图像 (52) 内将针对对于感兴趣区域 (33) 的剪切波弹性成像的所述适合性的可视化切换为打开和关闭, 和/或被配置为使得所述用户能够将对所述用户的用于进行剪切波弹性成像的弹性成像采集平面 (48、50) 的推荐切换为打开和关闭。

10. 一种用于利用超声弹性成像系统 (10) 来检验解剖位点 (32) 的超声弹性成像方法, 所述方法包括以下步骤:

采集 (84) 所述解剖位点 (32) 的参考图像 (86),

确定 (88) 表示针对对于所述参考图像 (86) 中的感兴趣区域 (33) 的剪切波弹性成像的

适合性的至少一个推荐特征 (58) ,

执行以下两个步骤中的至少一个:

在利用所述超声弹性成像系统 (10) 采集到的超声图像 (52) 内将针对对于感兴趣区域 (33) 的剪切波弹性成像的适合性可视化 (90) 给用户, 以及

向所述用户推荐 (92) 用于进行剪切波弹性成像的弹性成像采集平面 (48、50) ,

执行以下两个步骤中的至少一个:

将在参考图像 (86) 中确定的至少一个推荐特征 (58) 叠加在所述超声图像 (52) 上, 以及
基于在所述参考图像 (86) 中确定的至少一个推荐特征 (58) 而向所述用户推荐所述弹性成像采集平面 (48、50) ,

其特征在于, 所述方法还包括以下步骤:

通过分割所述参考图像 (86) 中的至少一根血管 (52) 和/或同质组织区域来生成所述至少一个推荐特征 (58) , 并且

经由图像处理来将所述至少一个推荐特征 (58) 与所述超声图像 (52) 进行配准。

11. 一种计算机可读介质, 其上存储了包括程序代码单元的计算机程序, 所述程序代码单元用于当所述计算机程序在计算机上被执行时令计算机执行根据权利要求10所述的方法的步骤。

弹性成像测量系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于提供对解剖位点的弹性成像测量结果的超声弹性成像系统和用于利用超声弹性成像系统来检验解剖位点的超声弹性成像方法。本发明还涉及用于实施这样的方法的计算机程序。

背景技术

[0002] 肝脏活检的限制已经引起对更适合于筛查、处置监测和定期复查的肝脏纤维症的各种无创评价的发展。超声剪切波弹性成像是已知的归因于其绝对刚度量化能力、实时、有成本效益且便携的特征而用于无创肝脏纤维症分期的技术。商用产品已经可用,例如,飞利浦超声最新发布产品剪切波弹性成像点量化(ElastPQ)。利用这样的方法,声辐射力用于给肝脏或任何其他解剖位点机械地施加应力,并且产生剪切波。结果得到的组织移位被测量并用于估计解剖位点的弹性,已经发现例如在肝脏为解剖位点的情况中所述解剖位点的弹性与纤维症阶段相关。

[0003] 归因于系统限制(例如,换能器加热)和物理限制(例如,剪切波迅速衰减),当前商用的剪切波弹性成像产品通常仅提供在用户选定的点位置处的测量或在空间上被限定在B模式视场内的更大感兴趣区域(ROI)处的测量。在典型的工作流中,用户在常规的超声B模式成像下选择可疑区域,激活剪切波弹性成像工具,做出测量,并且在另一用户选定的位置处重复该过程。在成像平面中的ROI中做出的测量然后可以被显示为与ROI相关联的值,并且以杨氏模量的单位被报告在例如超声弹性成像系统的显示器上。例如,借此,与ROI相关联的肝脏刚度值可以以杨氏模量的单位进行报告。通过移动ROI,用户可以以无创的方式检验肝脏。

[0004] 文献US 2011/0066030 A1示出了一种提供用于对生物组织中的粘弹性进行成像的剪切波前的动态控制的超声成像系统的范例。该系统接收对感兴趣区域的指示,并且选择剪切波前形状。该系统还基于选定的剪切波前形状来选择用于多个推脉冲的聚焦位置和用于在该聚焦位置之中移动剪切波源的序列。该系统根据选定的序列发射一系列推脉冲,并且确定当剪切波前经过感兴趣区域时的剪切波前的速度。剪切波前的速度的改变与组织内的刚度的改变有关。

[0005] 然而,对感兴趣区域的不恰当定位能够导致次优的弹性成像测量,尤其是对于肝脏纤维症分期。存在使弹性成像测量为最优测量的若干准则。对于肝脏纤维症分期的应用,例如,由制造商推荐的扫描协议通常建议将ROI放置在没有并且远离伪影的区域中。弹性成像测量结果能够由于两个原因而遭受差的ROI的放置。第一,如果对反射的滤波不是有效的,则由伪影壁在横向方向上反射的剪切波可以损害刚度重建。第二,可以将ROI在深度方向上放置在伪影的右后方或前方。由伪影壁引起的强的谱反射将减少推脉冲能量,导致更低的剪切波信噪比和不稳定的刚度重建。

[0006] 存在对进一步改进这样的弹性成像系统的需要。

[0007] EP 2671511 A1公开了一种超声诊断装置,当使用剪切波生成来测量弹性模量时,

利用所述超声诊断装置能够在广大的区上以高准确度安全地测量弹性模量。

发明内容

[0008] 本发明的目标是提供改进的超声弹性成像系统和方法。本发明的另外的目标是提供用于实施这样的方法的计算机程序。

[0009] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于提供解剖位点的弹性成像测量结果的超声弹性成像系统,所述系统包括:超声图像采集探头,其被配置为提供超声成像和剪切波弹性成像;超声信号与图像处理组件,其被配置为控制所述超声图像采集探头,并且被配置为提供所述解剖位点的超声图像;用户输入设备,其使得用户能够在所述超声图像内定义感兴趣区域,在所述感兴趣区域中将进行弹性成像测量,并且其中,所述超声信号与图像处理组件还被配置为在所述超声图像内将针对对于所述感兴趣区域的剪切波弹性成像的适合性可视化给所述用户,和/或被配置为向所述用户推荐用于进行剪切波弹性成像的弹性成像采集平面。

[0010] 在本发明的第二方面中,提出了一种用于利用超声弹性成像系统来检验解剖位点的超声弹性成像方法,所述方法包括以下步骤:采集所述解剖位点的参考图像;确定表示针对对于所述参考图像中的感兴趣区域的剪切波弹性成像的适合性的至少一个推荐特征;并且进行以下两个步骤中的至少一个:在利用所述超声弹性成像系统采集到的超声图像内将针对对于感兴趣区域的剪切波弹性成像的适合性可视化给用户,以及向所述用户推荐用于进行剪切波弹性成像的弹性成像采集平面。

[0011] 在本发明的第三方面中,优选地,一种包括程序代码单元的非瞬态计算机程序,所述程序代码单元用于当所述计算机程序在计算机上被执行时令计算机执行根据第二方面或其完善方案中的一个的方法的步骤。

[0012] 本发明的基本构思是提供对用于弹性成像测量的B模式图像中的最优(行)区域与次优(不行)区域进行区分的临床支持系统。因此,该临床支持系统可以提供血管结构和行/不行区域到用于实时引导的实况B模式图像上的叠置和/或弹性成像测量中(尤其是弹性成像剪切波测量中)的自动的最近的最优平面推荐。另外,可以提供用于切换该特征打开/关闭的用户接口。

[0013] 具体地,要被检查的解剖位点是肝脏。因此,例如,肝脏纤维症分期可以通过使用超声弹性成像系统来进行。

[0014] 如在以下所进一步概述的,建议了用于对行/不行区域进行判定的两种方法,即,局部方法和全局方法。在局部方法中,在激活剪切波弹性成像后,将在下面的实况B模式图像上实时执行自动图像分割和血管勾画,而不使用之前的数据或图像。如果用户看见位于行区域中的ROI方框,则他能够进一步按压测量按钮以接收刚度值。因此,适合性表达是否能够在该ROI中预期到良好质量的剪切波测量结果。

[0015] 用于检测解剖位点(例如,肝脏)中的推荐特征的更鲁棒的方法将探查整个3D解剖结构。因此,第二方法被称为全局方法,在所述全局方法中,ROI方框的最优放置依赖于在剪切波弹性成像扫描之前实现的解剖信息。这样的信息可以通过全局的肝血管树结构和/或解剖结构中(例如,3D肝脏体积中)的其他解剖特征来形成。该方法可以要求将传感器放置在换能器上,以用于使用电磁跟踪系统或光学跟踪系统来实时监测传感器的位置和取向。

[0016] 在从属权利要求中定义本发明的优选实施例。应当理解,要求保护的方法具有与要求保护的设备和在从属权利要求中定义的类似的和/或相同的优选实施例。

[0017] 所述超声信号与图像处理组件还被配置为将在参考图像中确定的至少一个推荐特征叠加在所述超声图像上,和/或被配置为基于在所述参考图像中确定的至少一个推荐特征而向所述用户推荐所述弹性成像采集平面。因此,所述超声信号与图像处理组件被配置为通过将至少一个推荐特征叠加到所述超声图像上来可视化针对剪切波弹性成像的适合性。这样的推荐特征可以是例如解剖结构中的血管、同质组织区域或可疑的病灶区域的位置。因此,推荐特征表示解剖位点的区,即,用于超声剪切波弹性成像的行/不行区域。适合性表达是否能够在某个ROI中预期到良好质量的剪切波测量结果。因此,用于超声剪切波弹性成像的“行”区域将是适合的。“不行”区域将是不适合的,例如,由于它太接近血管、病灶或其他。通过可视化所述超声图像中的这些推荐特征,可以将引导提供给用户。另外,通过知晓推荐特征,能够做出用于超声剪切波弹性成像测量的推荐。借此,用户具有关于用于所述超声图像内的弹性成像测量的行区和不行区的清楚引导。所述推荐特征可以在所述图像中被突出显示的区域。另外,用于弹性成像测量(尤其是紧邻超声图像采集探头的当前位置)的平面可以被呈现给用户。因此,用户可以更改探头的位置和/或取向,以实现更好的测量结果。

[0018] 所述超声信号与图像处理组件还被配置为通过分割参考图像中的区域来生成至少一个推荐特征。

[0019] 根据所述系统的完善方案,所述超声信号与图像处理组件还被配置为通过分割参考图像中的至少一根血管来生成至少一个推荐特征。借此,可以避免由靠近ROI的血管壁反射的剪切波,所述由靠近ROI的血管壁反射的剪切波在对反射的滤波为不足时能够损害刚度重建。

[0020] 根据所述系统的完善方案,所述超声信号与图像处理组件还被配置为通过检测并分割参考图像中的同质组织区域来生成至少一个推荐特征。这可以通过建议同质组织的区域作为行区而进一步有助于避免刚度重建的问题。

[0021] 根据所述系统的完善方案,所述超声信号与图像处理组件还被配置为通过检测参考图像中的病灶区域来生成至少一个推荐特征,其中,所述病灶区域加上包围所述病灶区域的边缘区域被生成成为所述推荐特征。借此,取决于其相对于ROI方框的尺寸的尺寸和其边界状况,在横向方向上接近ROI方框的可疑病灶(例如,肝脏囊肿和肿瘤)可以对剪切波测量造成某些伪影,这主要归因于在边界处的剪切波反射。在该情况中,对这样的病灶的检测能够以局部方法来完成。基本上,所述系统能够以预定的安全边缘来定义居于测量ROI中心的更大区域。因此,可以实现更好的测量。

[0022] 根据所述系统的完善方案,所述超声图像是二维B模式超声图像。尤其地,所述超声图像可以是实况二维B模式超声图像。借此,推荐特征的可视化可以被直接提供在实况采集的超声图像中。因此,用户可以在通常的检查流程期间利用该推荐。

[0023] 根据所述系统的完善方案,所述参考图像是二维B模式超声图像。借此,不需要超声的另外的能力。普通B模式超声图像可以例如用于分割存在于B模式图像的平面内的血管。尤其地,可以使用实况B模式超声图像。因此,参考图像可以是超声图像,如在先前的段落中所定义的。

[0024] 根据所述系统的完善方案,所述参考图像是所述解剖位点的三维图像。借此,能够更好地分割要被检查的解剖结构内的整个血管结构。尤其地,这可以帮助找到向用户推荐的用于进行超声弹性成像测量的平面。

[0025] 根据所述系统的完善方案,所述参考图像是经由不同于超声图像采集的模态采集到的三维图像,其中,所述参考图像被存储在所述超声信号与图像处理组件的存储器单元中。借此,可以在超声测量之前例如经由计算机断层摄影或磁共振断层摄影来采集解剖结构的更好质量的三维图像。可以采集更好的分割结果,当在检查期间与实况B模式超声图像进行配准时,所述分割结果可以形成用于被叠加在实况B模式图像上的推荐特征的基础。

[0026] 根据所述系统的完善方案,所述超声图像采集探头和所述超声信号与图像处理组件还被配置为使得用户能够采集所述解剖位点的三维超声图像。借此,不需要诸如计算机断层摄影或磁共振断层摄影的另外的模态。三维超声图像可以用于提供用于在二维实况B模式成像期间使用的推荐特征。

[0027] 根据所述系统的完善方案,所述超声信号与图像处理组件还被配置为经由图像处理来将所述至少一个推荐特征与所述超声图像进行配准。借此,确保所述推荐特征在位置和取向上适合所述实况超声图像。可以应用基于纯计算的配准方法,这是因为它们在本领域中是周知的。

[0028] 根据所述系统的完善方案,所述系统还包括跟踪设备,所述跟踪设备用于跟踪所述超声图像采集探头的位置和取向,并且用于支持将所述至少一个推荐特征配准到所述超声图像。尤其地,所述跟踪设备可以是电磁跟踪设备或光学跟踪设备。借此,可以跟踪所述图像采集探头的位置和取向。通过知晓其位置和取向,再次能够将实况超声图像与通过使用早前采集到的三维图像确定的推荐特征进行配准。另外,能够跟踪所述超声图像采集探头的当前位置和取向,以用于更好地引导用户朝向最优弹性成像采集平面。

[0029] 根据所述系统的完善方案,所述用户输入设备还被配置为使得所述用户能够将针对对于所述超声图像内的感兴趣区域的剪切波弹性成像的适合性的可视化切换为打开和关闭,和/或被配置为使得所述用户能够将对所述用户的用于进行剪切波弹性成像的弹性成像采集平面的推荐切换为打开和关闭。借此,所述用户可以在检查期间打开和关闭在所述超声图像中的推荐。

附图说明

[0030] 参考后文描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些方面和其他方面将是明显的并且得到阐明。在以下附图中:

[0031] 图1示出了超声弹性成像系统的实施例的示意性图示,

[0032] 图2示出了超声弹性成像系统的另外的实施例的示意性图示,

[0033] 图3示出了图示示范性超声弹性成像系统的不同部件的框图,

[0034] 图4示出了示出超声体积扫描中的平面和角度的示意性图示,

[0035] 图5示出了具有用于弹性成像测量的ROI的B模式图像的范例,

[0036] 图6示出了具有用于弹性成像测量的ROI和邻近的血管结构的B模式图像的范例,

[0037] 图7示出了具有叠加的推荐特征的B模式超声图像的范例和用于改进的弹性成像测量的平面推荐的图示,

- [0038] 图8示出了用于改进的弹性成像测量的平面推荐的另外的图示，
[0039] 图9示出了超声弹性成像方法的实施例，
[0040] 图10示出了超声弹性成像方法的另外的实施例，并且
[0041] 图11示出了用于切换推荐特征的可视化的可能的输入设备显示。

具体实施方式

[0042] 图1示出了根据一实施例的超声弹性成像系统10的示意性图示。超声弹性成像系统10应用于检验解剖位点的解剖位点，尤其是患者12的解剖位点。超声弹性成像系统10也用于提供解剖位点的弹性成像测量结果。该系统包括超声图像(52)采集探头(14)以及超声信号与图像处理组件，其中，所述超声图像(52)采集探头(14)被配置为提供超声成像和剪切波弹性成像，所述超声信号与图像处理组件被配置为控制超声图像采集探头14并提供解剖位点的超声图像。另外，系统10包括用户输入设备20，所述用户输入设备20例如用于使得用户能够在超声图像内定义感兴趣区域，在所述感兴趣区域中将进行弹性成像测量。此外，超声信号与图像处理组件16被配置为在超声图像52内将针对对于感兴趣区域的剪切波弹性成像的适合性可视化给用户，和/或被配置为向用户推荐用于进行剪切波弹性成像的弹性成像采集平面。

[0043] 图2示出了根据另外的实施例的超声弹性成像系统10的示意性图示，尤其是医学超声三维成像系统的示意性图示。超声弹性成像系统10应用于检验解剖位点的解剖位点，尤其是患者12的解剖位点。超声弹性成像系统10包括超声图像采集探头14，所述超声图像采集探头14具有至少一个换能器阵列，所述至少一个换能器阵列具有许多用于发射和/或接收超声波的换能器元件。在一个范例中，换能器元件每个均能够发射为特定脉冲持续时间的至少一个发射脉动的形式的超声波，尤其是多个随后的发射脉冲。换能器元件能够例如以一维行的方式进行布置，例如用于提供能够绕轴线被机械地移动或转动的二维图像。另外，换能器元件可以以二维阵列的方式进行布置，尤其是用于提供多平面图像或三维图像。

[0044] 一般来说，可以以三种不同的方式获得均沿着特定声线或扫描线(尤其是扫描接收线)的许多二维图像。第一，用户可以经由手动扫描来实现许多图像。在该情况中，超声图像采集探头可以包括定位感测设备，所述定位感测设备能够保持对扫描线或扫描平面的位置和取向的跟踪。然而，这在当前并不能被考虑。第二，可以在超声图像采集探头内自动机械地扫描换能器。这可以是在使用一维换能器阵列时的情况。第三并且优选地，换能器的相控二维阵列位于超声图像采集探头内，并且以电子方式扫描超声波束。超声图像采集探头可以被该系统的用户(例如，医学人员或医生)手持。超声图像采集探头14应用于患者12的身体，使得提供患者12中的解剖位点32的图像。

[0045] 另外，超声弹性成像系统10具有超声信号与图像处理组件16，所述超声信号与图像处理组件16经由超声弹性成像系统10来控制对超声图像的提供。超声信号与图像处理组件16不仅控制经由超声图像采集探头14的换能器阵列对数据的采集，而且控制根据通过超声图像采集探头14的换能器阵列接收到的超声波束的回波的形成超声图像的信号与图像处理。

[0046] 超声弹性成像系统10还包括显示器18，所述显示器18用于向用户显示三维图像。

另外,提供了输入设备20,所述输入设备20可以包括按键或键盘22以及另外的输入设备,例如,跟踪球24。输入设备20可以被连接到显示器18或者被直接连接到超声信号与图像处理组件16。

[0047] 另外,超声弹性成像系统10包括跟踪设备,例如,电磁跟踪设备。跟踪设备的零件处于探头14内,或者可以经由夹子与探头相关联。另外的零件25、25' (例如,像磁阻传感器或光学传感器一样的传感器)可以被放置在超声弹性成像系统的圆周内。优选地,其他零件25、25'的空间坐标是已知的。

[0048] 图3示出了超声弹性成像系统10的示意性框图。如以上已经展示的,超声弹性成像系统10包括超声图像采集探头(PR) 14,超声信号与图像处理组件(CU) 16、显示器(DI) 18以及输入设备(ID) 20。如以上所进一步展示的,探头(PR) 14包括换能器阵列26,例如,相控二维换能器阵列或自动扫描的一维换能器阵列。另外,探头可以包括跟踪设备的零件27,例如,生成经由传感器25、25'来感测的电磁场的线圈。一般来说,超声信号与图像处理组件(CU) 16可以包括中央处理器,所述中央处理器可以包括模拟和/或数字电路、处理器、微处理器等,以协调整个图像采集与提供。另外,超声信号与图像处理组件16包括在本文中所谓的中央处理器28。然而,应当理解,中央处理器28无需是在超声弹性成像系统10内的单独实体或单元。存储器单元由参考标记35来指示。存储器单元能够是超声信号与图像处理组件16的部分,并且一般是被实施的硬件或软件。仅出于图示性目的来做出当前的区别。作为超声信号与图像处理组件16的部分的中央处理器(CON) 28可以控制波束形成器,并且借此控制采取解剖位点32的什么图像以及如何采取这些图像。波束形成器(BF) 30生成驱动换能器阵列(TR) 26的电压,确定零件重复频率,波束形成器(BF) 30可以扫描、聚焦和变迹(apodize)被发射的波束和接收效果或接收(一个或多个)波束,并且还可以放大滤波并使由换能器阵列26返回的回波电压流数字化。另外,超声信号与图像处理组件16的中央处理器28可以确定一般扫描策略。这样的一般策略可以包括期望的解剖位点采集速率、解剖位点的横向范围、解剖位点的高度范围、最大线密度和最小线密度、扫描线时间以及如以上已经解释的线密度。波束形成器30还从换能器阵列26接收超声信号,并且转发它们作为图像信号。

[0049] 利用参考标记37来指代剪切波弹性成像子系统。剪切波子系统37允许超声成像系统10以剪切波模式进行操作。在某些实施例中,剪切波子系统37确定聚焦位置和用于在该聚焦位置之中移动剪切波源的序列。额外地或是在其他实施例中,剪切波子系统37执行在本文中关于动态地控制剪切波前所描述的其他功能。技术人员将根据在本文中的公开内容认识到,剪切波子系统37可以与系统10的其他部件进行组合。例如,针对剪切波子系统37描述的功能中的至少一些可以由CON 28来执行。对于根据一个实施例的组织量化,剪切波子系统37可以允许超声成像系统10的用户使用被放置在超声图像上的感兴趣区域标记来识别用于测量的解剖位置。刚好横向于该位置应用声推脉冲,引发行进通过感兴趣区域的剪切波。对大于声音的波长的1/100敏感的跟踪波束应用于脉冲路径。连续发射该跟踪波束,直至检测到经过的剪切波前。利用剪切波的生成与波峰的检测之间的时间来计算剪切波速度。对于给定的空间位置,在值被报告之前进行多次测量,以便确保测量质量。

[0050] 另外,超声弹性成像系统10包括信号处理器(SP) 34,所述信号处理器(SP) 34接收图像信号。信号处理器34一般被提供用于模数转换、数字滤波(例如,带通滤波)以及对接收

到的超声回波或图像信号的检测和压缩(例如,动态范围减小)。信号处理器转发图像数据。

[0051] 另外,超声弹性成像系统10包括图像处理器(IP) 36,所述图像处理器(IP) 36将从信号处理器34接收到的图像数据转换成最后被显示在显示器18上的显示数据。尤其地,图像处理器36接收图像数据,预处理图像数据,并且可以将图像数据存储在图像存储器中。这些图像数据然后被进一步后处理,以经由显示器18提供对用户最方便的图像。在当前的实例中,尤其地,图像处理器36可以根据每个切片中的许多二维图像来形成三维图像。

[0052] 一般利用参考标记38来描绘用户接口,并且用户接口包括显示器18和输入设备20。用户接口也可以包括另外的输入设备,例如,鼠标或者甚至可以被提供在超声图像采集探头14本身上的另外的按钮。

[0053] 用于可以应用本发明的超声弹性成像系统的具体范例是应用飞利浦超声最新发布产品剪切波弹性成像点量化(ElastPQ)的系统。

[0054] 因此,可以提供对用于弹性成像测量的B模式超声图像中的最优(行)区域与次优(不行)区域进行区分的超声弹性成像系统10。尤其地,系统10可以包括血管结构和行/不行区域到用于实时引导的实况B模式图像上的重叠以及自动最近的最优平面推荐以用于弹性成像测量的特征。另外,本发明还包括用于切换该特征打开/关闭的用户接口38。

[0055] 为了提供主要方法,这可以被实施,尤其是为了判定行/不行区域,即,局部方法和全局方法。在局部方法中,在激活剪切波弹性成像特征后,将在下面的实况B模式图像上实时执行自动图像分割和血管勾画,而不使用任何之前的数据或图像。如果用户看见位于行区域中的测量方框,则他能够进一步按压该测量按钮以得到刚度值。使用该局部方法的系统10可以包括超声系统的主要元件、能够进行常规的B模式成像和剪切波弹性成像的1-D或2-D换能器以及在超声信号与处理组件上运行的支持应用,所述超声信号与处理组件包括利用用于弹性成像测量的行/不行区域来辅助用户的部件。这些可以包括由以下组成的组中的至少一个:即,对用于弹性成像的实况2D B模式图像中的血管的分割、对用于弹性成像的同质区域的检测和分割、以及对血管结构和具有小周围边缘(例如,大约1cm)的“可疑”病灶区域到实况B模式图像上作为用于实时引导的行/不行区域的叠置。

[0056] 使用全局方法的系统10可以包括超声系统的主要元件、能够进行常规的B模式成像和剪切波弹性成像的1-D或2-D换能器、通过扫略1D超声换能器或2D超声换能器而采集的要被检查的解剖结构(例如,肝脏)的3D图像、或者通过其他模态(例如,计算机断层摄影或磁共振断层摄影)先前采集的3D图像。另外,跟踪系统(例如,电磁跟踪系统或光学跟踪系统)应当存在。另外,支持应用可以在超声信号与处理组件上运行,所述超声信号与处理组件包括利用用于弹性成像测量的行/不行区域来辅助用户的部件。这些可以包括由以下组成的组中的至少一个:即,流程前图像(3D超声和/或之前的CT)中对血管的分割、配准、运动补偿以及这些3D血管结构到用于弹性成像的实况2D B模式图像上的叠置;对3D超声中的肝脏内的同质区域的检测和分割及其配准,以及利用实况B模式图像的运动补偿;以及血管结构和具有最小周围边缘(大约1cm)的“可疑”病灶区域到用于实时引导的实况B模式图像上的重叠。

[0057] 图4示出了相对于超声图像采集探头14的解剖位点32的范例。在该范例中描绘的示范性解剖位点32为扇形类型,这归因于超声图像采集探头14的换能器阵列被布置为相控二维电子扫描阵列。因此,解剖位点32的尺寸可以通过高度角度42和横向角度44来表达。解

剖位点32的深度46可以通过每条线的以秒为单位的所谓的线时间来表达。其为扫描特定扫描线所花费的扫描时间。

[0058] 解剖位点32可以被分成许多切片48、50或二维图像。出于图示性目的,仅描绘了两个切片48、50。实际上,具有不同高度角度40的许多平面或切片48、50在解剖位点32的体积上铺展。当然,切片48、50也可以在高度方向上进行取向,并且在横向方向上跨解剖位点32上铺展。在图像采集期间,超声图像采集探头14的二维换能器阵列通过波束形成器以沿着切片48、50中的每个内的许多这些扫描线按次序地扫描解剖位点32的方式来操作。在多线接收处理中,单个发射波束可以照射许多(例如,四条)接收扫描线,沿着所述接收扫描线并行地采集信号。如果是这样,则按次序地跨解剖位点32以电子方式扫描此组接收线。

[0059] 图5示出了为常规的B模式超声图像的超声图像52。该超声图像是二维的,并且能够例如利用如以上所解释的系统10来采集。另外,示出了感兴趣区域33,用户可以使用所述感兴趣区域33来选择用于弹性成像测量的B模式图像52内的某个点。在用户选择图像52内的某个感兴趣区域33之后,进行弹性成像测量,并且结果被显示为图像52中的值,该值一般由参考标记54来指代。借此,用户可以评价B模式图像52的不同部分,以在B模式图像上对组织弹性进行绘图。尽管在图5中示出了感兴趣区域33的适当放置,但是不总是这样的情况。

[0060] 在图6中,示出了可比较的B模式图像52,其中示出了弹性值54。另外,再一次地,示出了感兴趣区域33。然而,在该情况中,感兴趣区域33被放置为接近血管56。然而,通过来自血管56的反射,不能够进行适当的弹性测量。另外,除在图像52内可见的血管56之外,也可以是血管被放置为接近图像52的深度区域中的感兴趣区域33而使得邻近的血管56在图像52中不能清楚可见的情况。

[0061] 图7示出了根据实施例的对用户最终呈现的两个实施例。在一个实施例中,血管结构以及行/不行区域或推荐特征58能够被叠加在实况B模式图像52上,尤其是使用基于跟踪的或基于图像的配准技术。经叠加的图像52也能够使用运动补偿技术针对呼吸运动进行补偿。另外,如果检测到对于弹性成像扫描来说平面48不适当,则可以向用户建议最近的最优平面48',使得可以将图像采集探头适当地定位在14'处。

[0062] 图8示出了患者12的身体的示意性图示。利用参考标记60来指代头尾轴线。利用参考标记62来指代前后轴线。利用参考标记64来指代左右轴线。用户将探头移动到第一位置66,这通过跟踪设备25、25'来跟踪。这可以例如通过电磁跟踪设备或光学跟踪设备来进行。替代将图像采集探头14移动到患者上的第二位置68,系统10可以向用户推荐将图像采集探头14移动到具有不同取向的第三位置70,以提供关于肝脏的更好视图和更好的弹性成像结果。跟踪第三位置70的移动,当适当地到达第三位置70时,然后能够开始弹性成像测量。在此之后,解剖结构32中的ROI的弹性成像测量能够像通常一样进行。

[0063] 图9示出了用于利用超声弹性成像系统10来检验解剖位点32的方法80的实施例。该方法在步骤82处开始。在步骤84中,采集解剖位点32的参考图像86。这可以使用像计算机断层摄影或磁共振断层摄影的另外的模态来进行。然而,它也可以是经由超声系统10来采集参考图像86的情况。另外,经由超声采集的参考图像86可以是二维的或三维的。然后,在步骤88中,确定表示针对对于参考图像86中的感兴趣区域33的剪切波弹性成像的适合性的至少一个推荐特征58。这样的推荐特征58可以是例如解剖结构中的血管、同质组织区域或可疑病灶区域的位置。

[0064] 然后,进行以下两个步骤中的至少一个。推荐特征58可以用于向用户推荐用于进行剪切波弹性成像的弹性成像采集平面,这可以在步骤92中进行。备选地或额外地,在步骤90中,可以对利用超声弹性成像系统10采集到的超声图像52内的推荐特征58进行配准和可视化,以向用户提供关于针对对于超声图像52内的感兴趣区域33中的剪切波弹性成像的适合性的信息。

[0065] 只要进行超声检查,就可以重复该方法,或者可以在步骤94中结束该方法。

[0066] 在图10中,示出了方法80的另外的实施例。

[0067] 在该实施例中,局部方法和全局方法采取步骤90至94,所述步骤90至94类似于血管勾画、同质区检测、可视化B模式超声图像52上的行/不行区域,以及将提出的特征切换为打开和关闭。在步骤84中,进行对实况2D/3D超声图像到流程前图像的采集和积分。这能够使用各种不同的跟踪技术来实现。在一个实施例中,跟踪能够是电磁跟踪,其中,在电磁场中实况跟踪探头和患者。流程前图像能够被三维地跟踪,以重建三维超声图像/体积。备选地,能够使用早前采集的MR/CT图像。例如,能够使用基准点将这些流程前图像配准到电磁跟踪系统。使用该积分,能够实现各种不同的可视化技术。

[0068] 然后,组合的步骤88和96可以形成基于行/不行区域的最优ROI的确定和可视化的核心。这包括四个部分,它们中的三个被描绘在步骤88中,是判定最优区域的对推荐特征58的检测和分割,并且第四个被描绘在步骤96中,是对从前三个检测模块提取的这些推荐特征58的积分。

[0069] 在血管结构勾画中,存在被识别的血管结构勾画的三个实施例,所述三个实施例能够被独立地使用或一起使用以形成对血管结构的形态的估计。肝脏的范例中的主要血管包括肝动脉、肝静脉和门静脉。在超声B模式成像中,血管作为相对低回波的结构是可见的。也存在几个看起来像在B模式上的总胆管和胆囊的结构的血管。这些都被分类为针对剪切波测量(尤其是针对肝脏纤维症评估的应用)的不行区域。已经提出了若干特定方法来完成3D CT图像、MR图像和超声图像中的肝脏血管结构分割。这些方法应用以下分割技术中的一个或组合以下分割技术中的多个:强度取阈、区域生长、水平设定、可变形模型拟合和几何面矩。它们能够是全自动方法或手动支持的勾画方法。

[0070] 除血管之外,也应当识别靠近ROI位置的不同质区域。取决于其相对于ROI方框的尺寸的尺寸和其边界状况,在横向方向上接近ROI的可疑病灶(例如,肝脏囊肿和肿瘤)可以对剪切波测量造成伪影,这主要归因于在边界处的剪切波反射。在该情况中,对这样的病灶的检测能够以焦点方法来完成。基本上,该系统能够以预定的安全边缘来定义居于测量ROI中心的更大区域。使用纹理分析方法(例如,一阶统计、灰度共生矩阵(GLCM)、灰度运行长度矩阵(GLRLM)和灰度差矩阵(GLDM)),超声系统10能够确定剪切波测量ROI的周围区中是否存在显著的不连续,并且进一步指导用户这是行区域还是不行区域。

[0071] 此外,能够通过使用彩色流动模式来识别血管。在B模式图像中被可视化的推荐特征与彩色流动脉冲的混合能够联合用于识别主要血管的位置。

[0072] 在步骤96中,能够组合来自步骤88的信息,以做出针对弹性成像测量的最优区域和次优区域的组合图。

[0073] 步骤90和92示出了系统10对用户的输出。之前,在步骤98中,ROI定位的辅助可以被切换为打开或关闭。在步骤90中除对推荐特征58的可视化之外,额外地或备选地,下一最

近的最优平面能够通过对步骤96的组的最优图与图像采集探头14的实际跟踪信息进行组合来计算,并且被显示给用户。由于探头被跟踪,因此已经知晓3D背景中的2D图像平面的位置。三个输入进入最接近的可能的采集平面的自动建议。这些是图像采集探头14的当前被跟踪的位置、3D中的已经做出弹性成像测量的区域和在先前的步骤88和96中计算的作为推荐特征58的行/不行区域。考虑到这三个输入,最接近探头14的当前位置的最优平面能够被确定,并且被显示给用户。

[0074] 在图11中,当激活总体决策支持时,用户能够挑选并选取需要何种决策支持。在以上的范例中,用户已经选择要选取血管结构勾画和同质区域检测但不是可疑病灶检测。这三个模块能够取决于用途选择而独立地操作。能够使用如下面在图11中所示的这样的用户接口将这些特征中的每个打开/关闭(图10的流程图中的步骤98)。

[0075] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0076] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0077] 计算机程序可以被存储/分布在适合的介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。

[0078] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

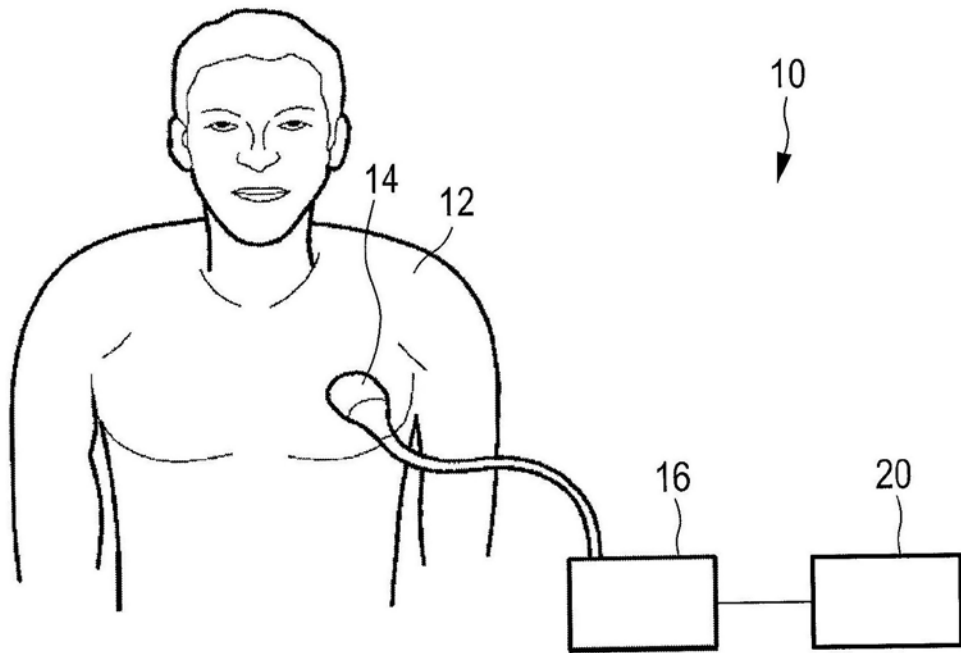


图1

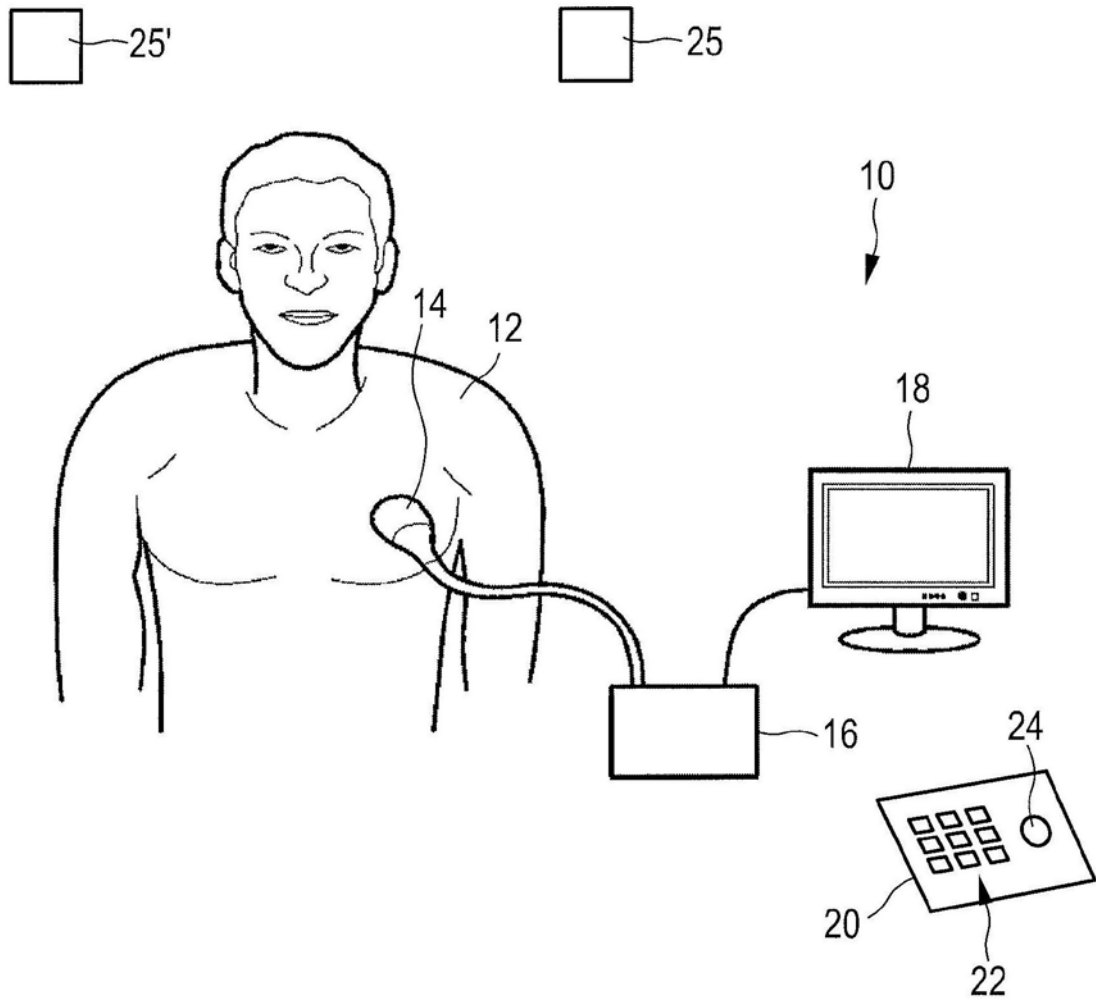


图2

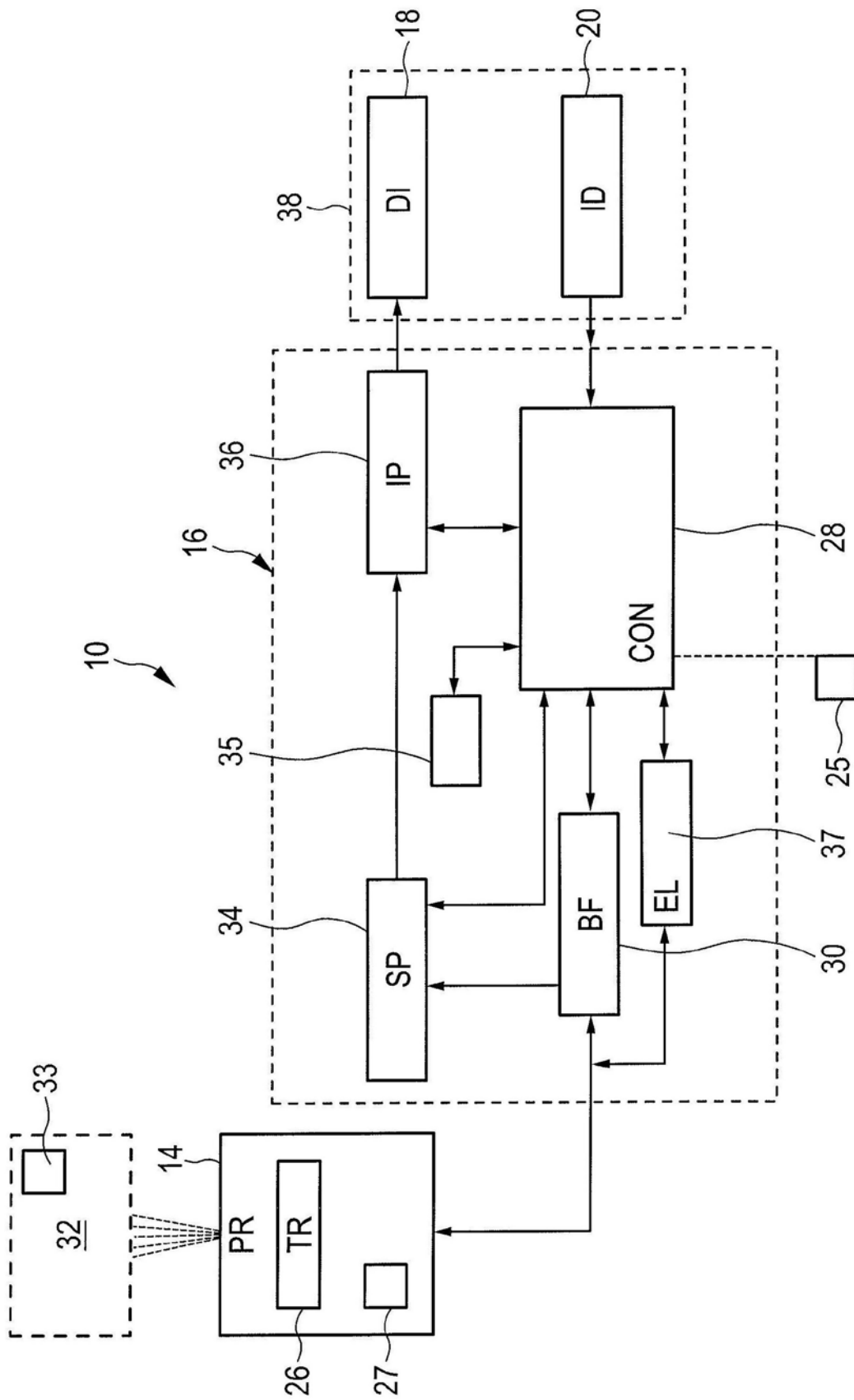


图3

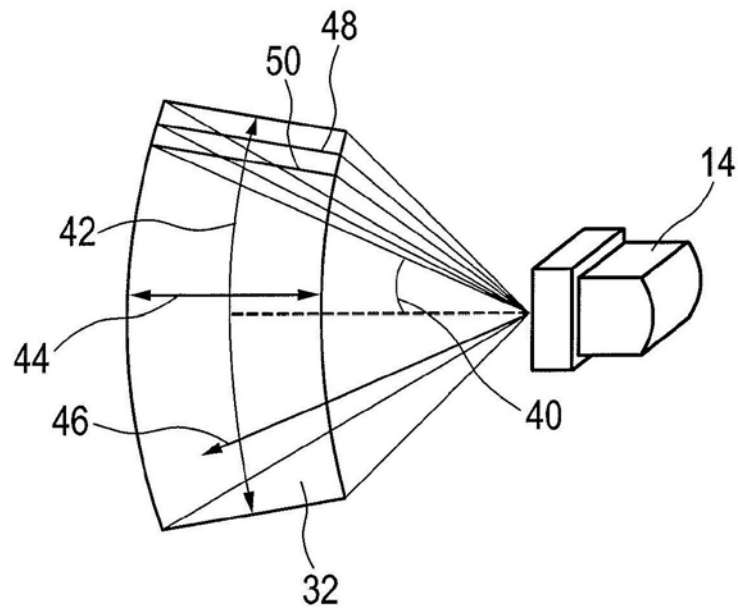


图4

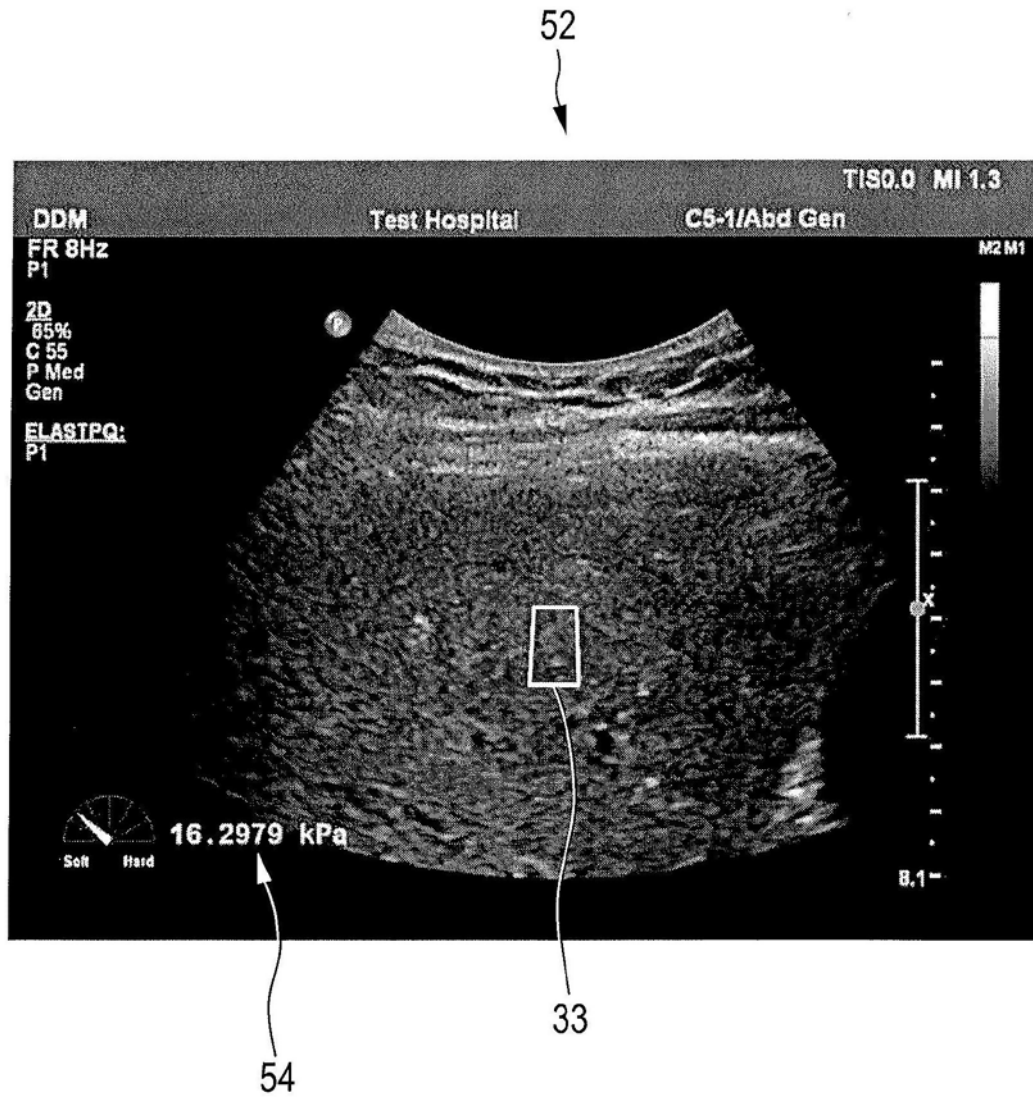


图5

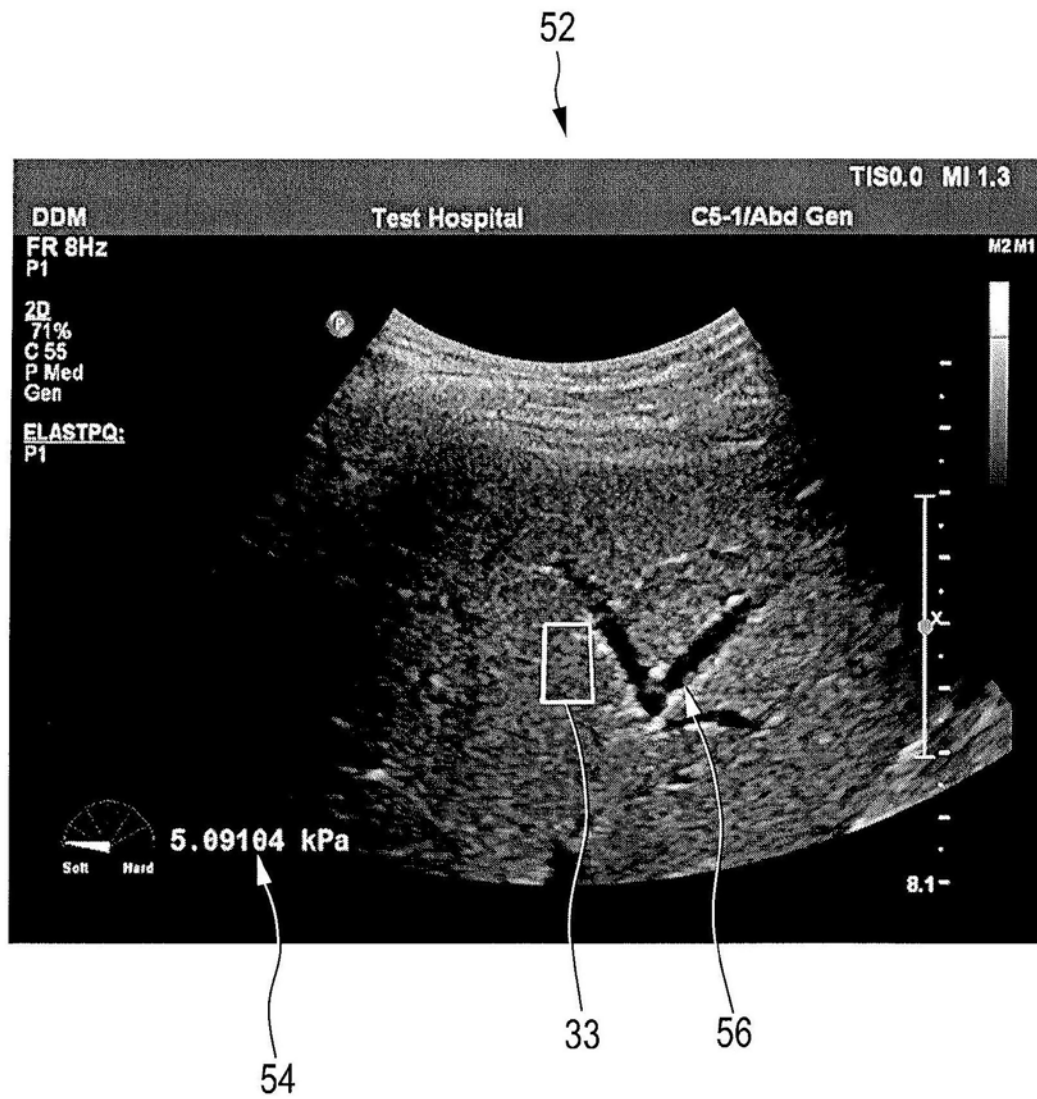


图6

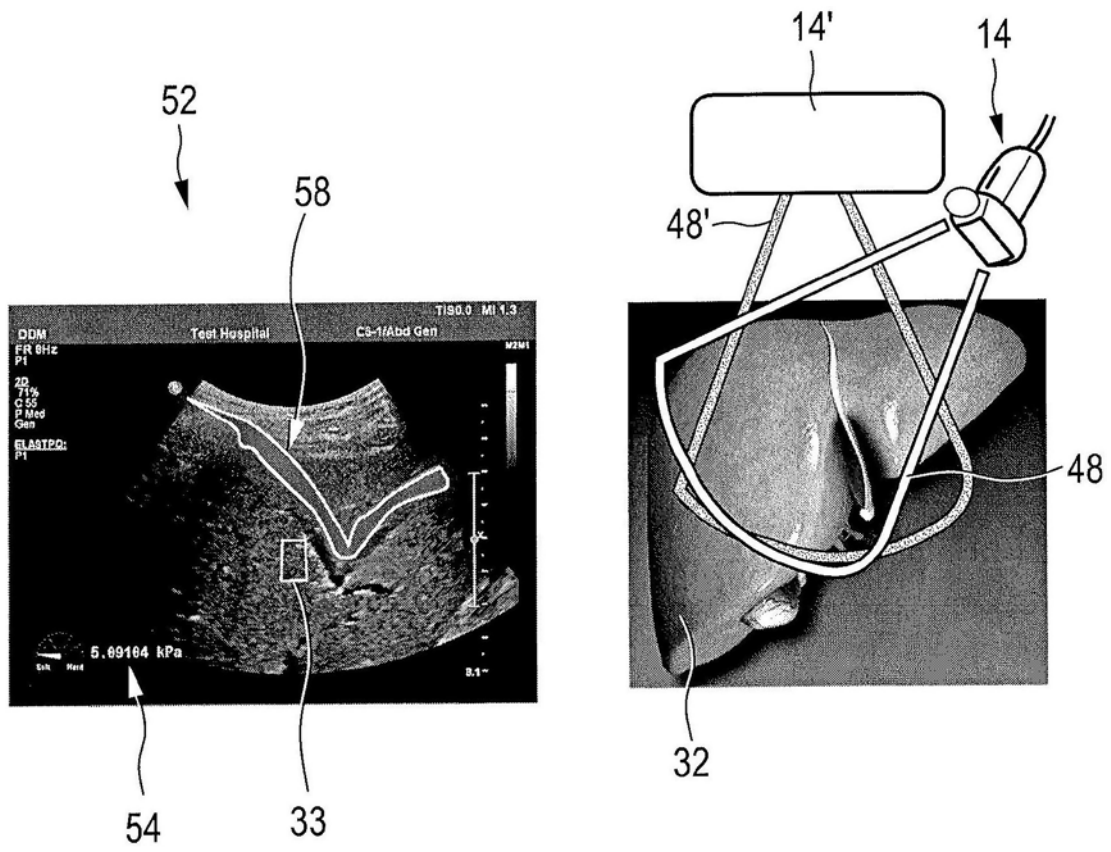


图7

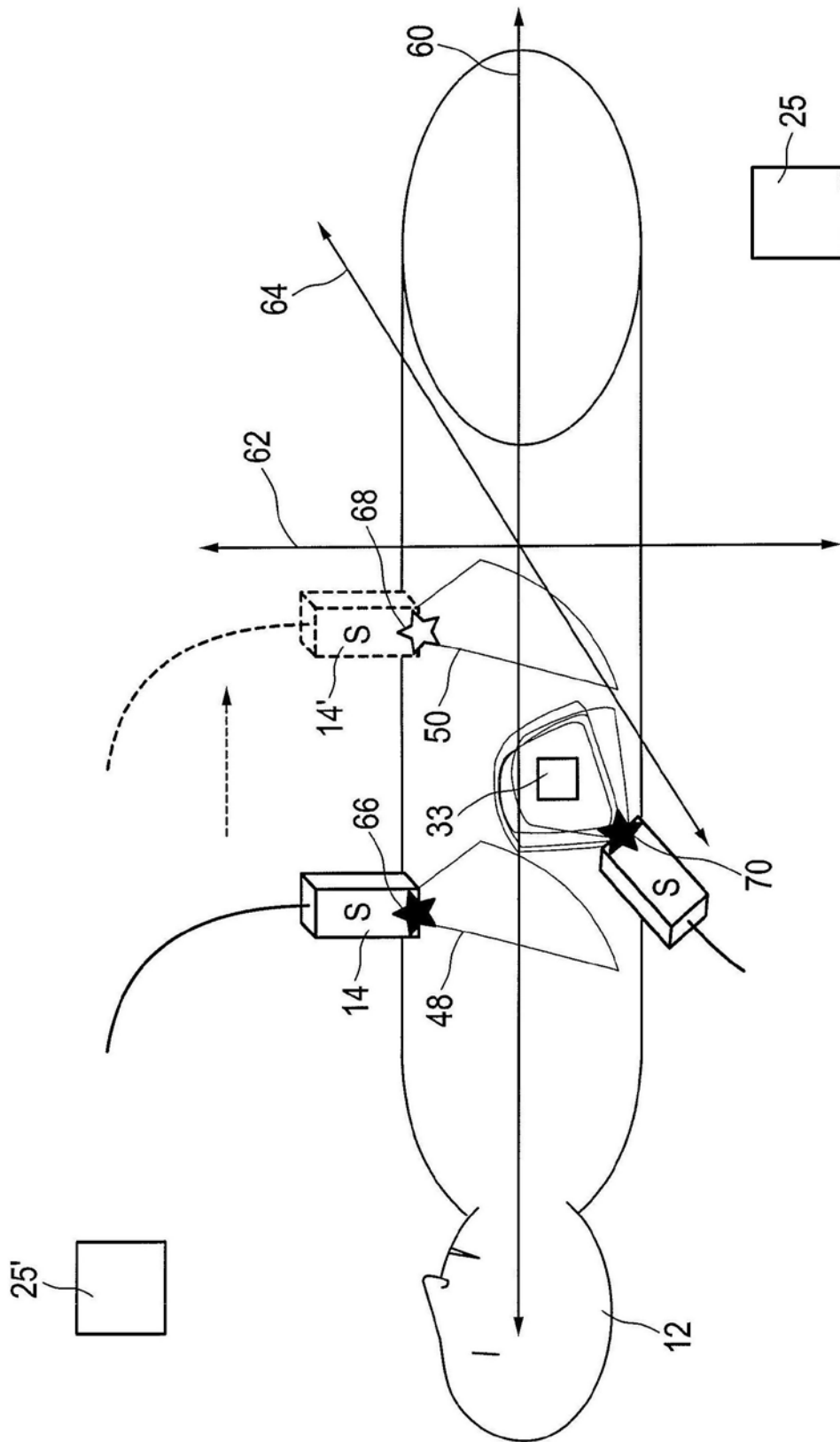


图8

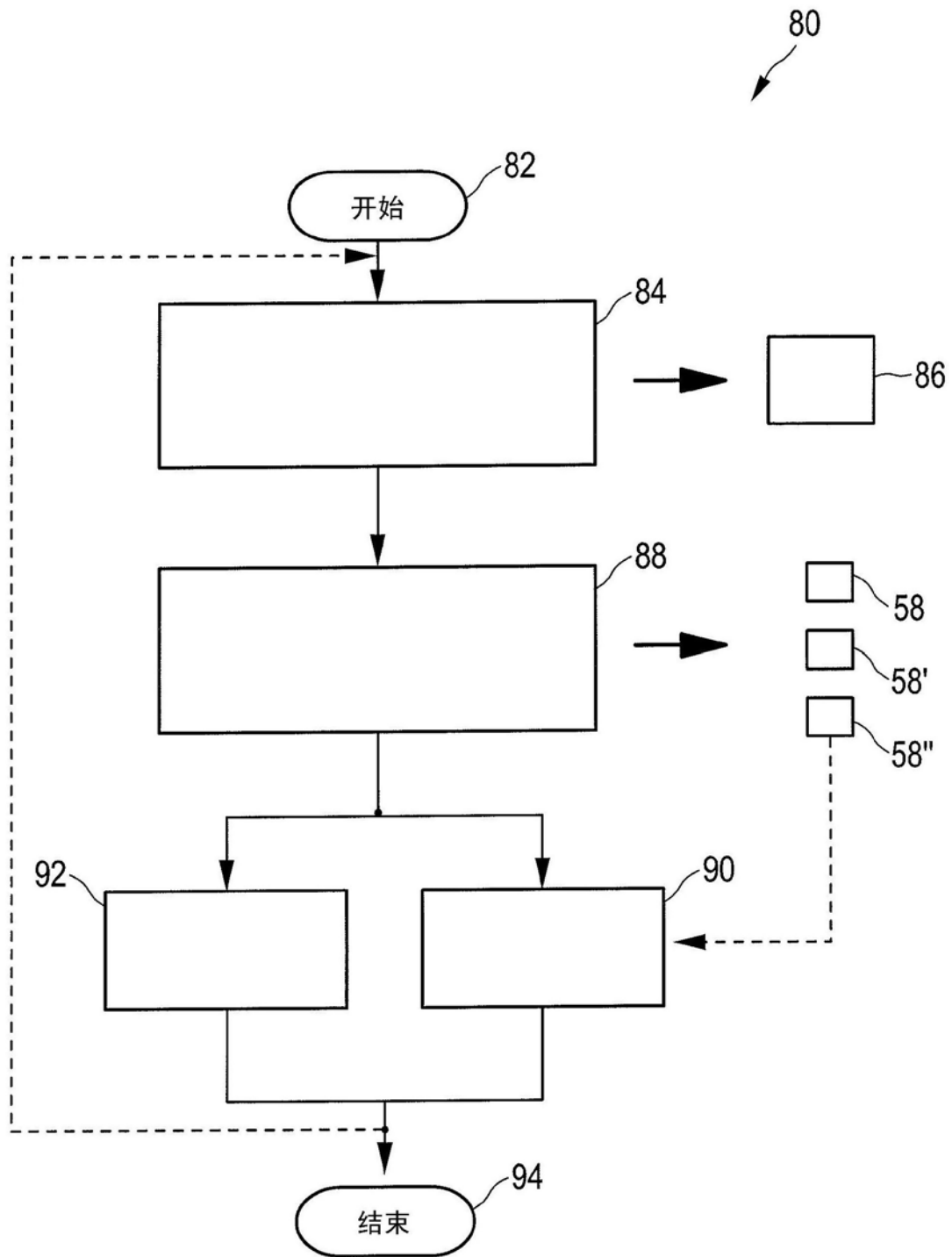


图9

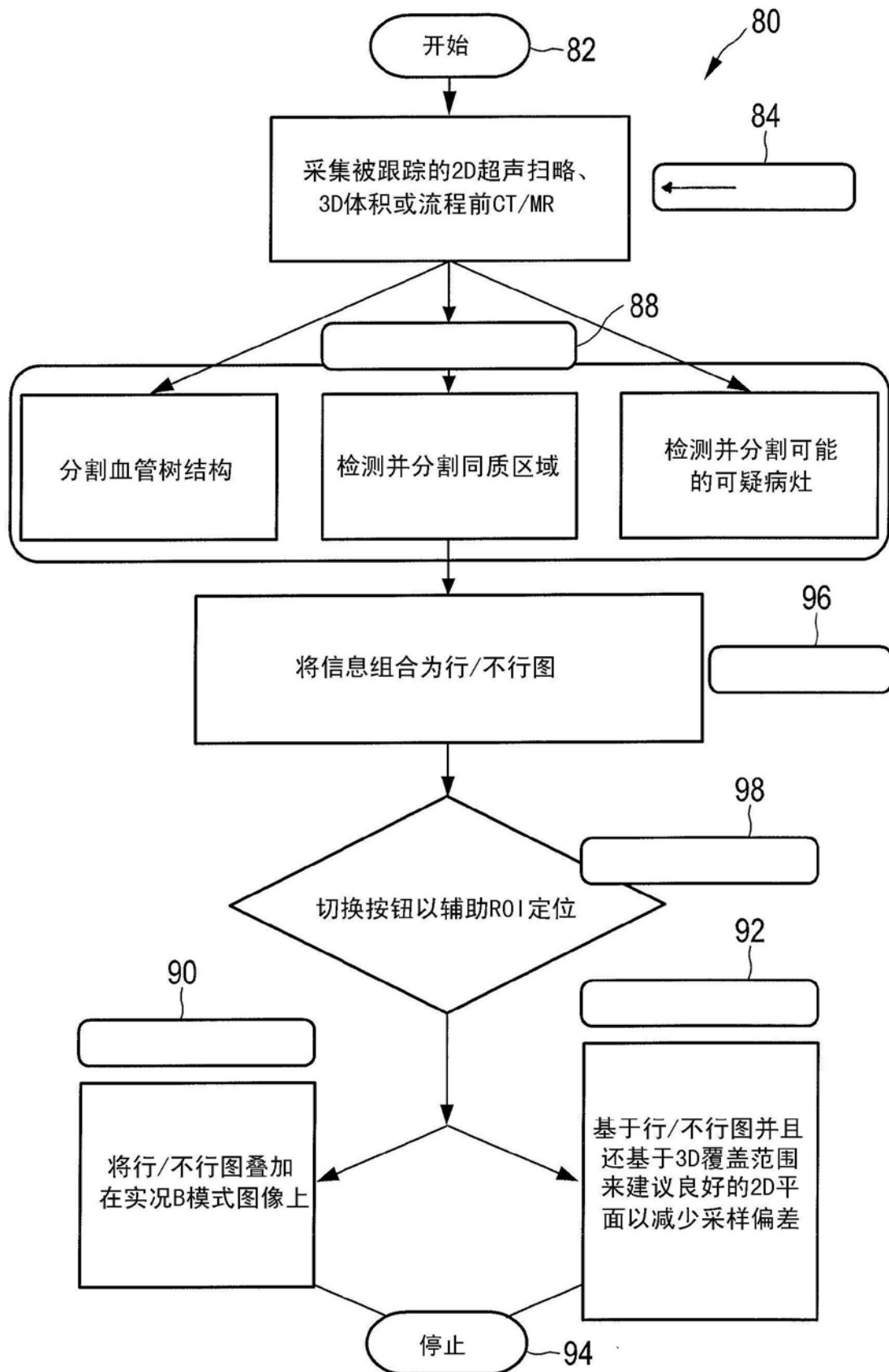


图10

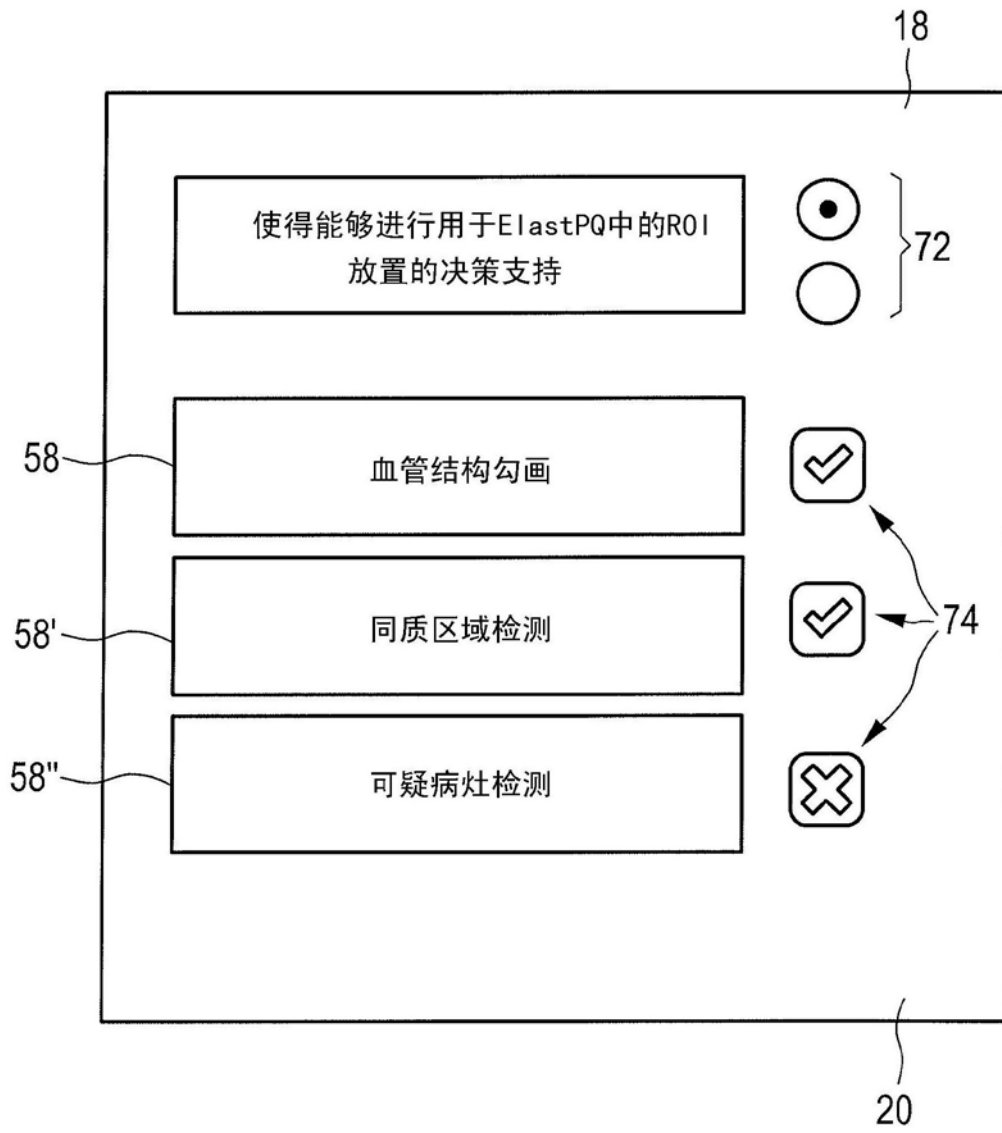


图11

专利名称(译)	弹性成像测量系统和方法		
公开(公告)号	CN105491959B	公开(公告)日	2019-06-25
申请号	CN201480046075.1	申请日	2014-06-25
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	V帕塔萨拉蒂 H谢 J L罗贝尔 S周 VT沙姆达莎尼		
发明人	V·帕塔萨拉蒂 H·谢 J-L·罗贝尔 S·周 V·T·沙姆达莎尼		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/00 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/4263 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/5207 G01S7/52036 G01S7/52042 G01S15/8915 G01S15/8925 A61B8/4245		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/839653 2013-06-26 US		
其他公开文献	CN105491959A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于提供解剖位点(32)的弹性成像测量结果的超声弹性成像系统(10)和对应的方法。所述系统(10)被配置为在超声图像(52)内将针对对于感兴趣区域(33)的剪切波弹性成像的适合性可视化给用户，和/或被配置为向所述用户推荐用于进行剪切波弹性成像的弹性成像采集平面(48、50)。借此，可以支持对用于弹性成像测量的位置的适当选择。

