



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105392428 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 09

(21) 申请号 201480036890. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 06. 16

A61B 8/08(2006. 01)

G01S 7/52(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/839, 668 2013. 06. 26 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 12. 25

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/062257 2014. 06. 16

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/207605 EN 2014. 12. 31

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 H·谢 V·帕塔萨拉蒂 S·周

J-L·罗贝尔 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

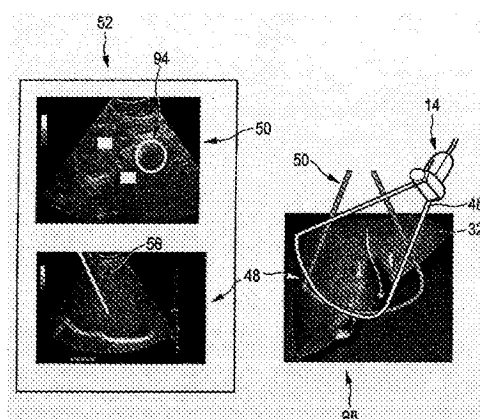
权利要求书2页 说明书9页 附图10页

(54) 发明名称

用于映射超声剪切波弹性成像测量的系统和
方法

(57) 摘要

本发明涉及一种用于提供解剖部位 (32) 的剪切波弹性成像测量结果的超声弹性成像系统 (10), 其中, 超声信号和图像处理组件 (16) 还被配置为确定剪切波弹性成像测量结果在所述解剖部位 (32) 的三维图像 (98) 内的位置 (94、95、96), 并且将剪切波弹性成像测量结果的位置 (94、95、96) 显示到所述用户。此外, 提供了对应的方法。



1. 一种用于提供解剖部位 (32) 的剪切波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:

便携式超声图像采集探头 (14), 其被配置为提供超声成像和剪切波弹性成像,

超声信号和图像处理组件 (16), 其被配置为控制所述超声图像采集探头 (14), 以经由所述便携式超声图像采集探头 (14) 来确定剪切波弹性成像测量结果, 并且提供所述解剖部位 (32) 的超声图像 (52),

显示器 (18), 其被配置为显示由所述超声信号和图像处理组件 (16) 提供的所述超声图像 (52),

存储器单元 (35), 其被配置为存储所述解剖部位 (32) 的三维图像 (98),

其中, 所述超声信号和图像处理组件 (16) 还被配置为确定剪切波弹性成像测量结果在所述解剖部位 (32) 的所述三维图像 (98) 内的位置 (94、95、96), 并且向用户显示剪切波弹性成像测量结果的所述位置 (94、95、96)。

2. 根据权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述系统 (10) 还包括跟踪设备 (25、25'), 以跟踪所述便携式超声图像采集探头 (14) 的位置和取向。

3. 根据权利要求 2 所述的系统, 其中, 所述超声信号和图像处理组件 (16) 还被配置为通过经由所述跟踪设备 (25、25') 跟踪便携式超声图像采集探头 (14) 的位置和取向, 来确定所述剪切波弹性成像测量结果在所述解剖部位 (32) 的所述三维图像 (98) 内的位置。

4. 根据权利要求 2 所述的系统, 其中, 所述系统还包括活检设备 (56), 并且其中, 所述超声信号和图像处理组件 (16) 还被配置为经由所述跟踪设备 (25、25') 来跟踪活检设备 (56) 在所述解剖部位 (32) 的所述三维图像 (98) 内的位置 (100)。

5. 根据权利要求 4 所述的系统, 其中, 所述超声信号和图像处理组件 (16) 还被配置为确定剪切波弹性成像测量结果的位置 (94、95、96) 和活检设备 (56) 的位置 (100) 之间的距离 (102)。

6. 根据权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述系统 (10) 还包括用户输入设备 (20), 所述用户输入设备使得用户能够选择在所述超声图像 (52) 内的感兴趣区域 (33), 在所述感兴趣区域 (33) 中, 弹性成像测量要被实行。

7. 根据权利要求 6 所述的系统, 其中, 所述超声信号和图像处理组件 (16) 还被配置为通过配准所述感兴趣区域 (33) 在其中被选择的所述超声图像与所述解剖部位 (32) 的所述三维图像 (98), 来确定所述剪切波弹性成像测量结果在所述解剖部位 (32) 的所述三维图像 (98) 内的位置。

8. 根据权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述超声图像 (52) 是二维超声图像 (52)。

9. 根据权利要求 2 所述的系统, 其中, 所述解剖部位 (32) 的所述三维图像 (98) 是经由与超声图像采集不同的模态采集的三维图像 (98), 其中, 所述解剖部位 (32) 的所述三维图像 (98) 被存储在所述超声信号和图像处理组件 (16) 的所述存储器单元 (35) 中。

10. 根据权利要求 8 所述的系统, 其中, 所述便携式超声图像采集探头 (14) 和所述超声信号和图像处理组件 (16) 还被配置为使得用户能够采集所述解剖部位 (32) 的所述三维超声图像 (52), 并且将所述三维超声图像存储为所述解剖部位 (32) 的所述三维图像 (98)。

11. 一种用于利用超声弹性成像系统 (10) 来检查解剖部位 (32) 的超声弹性成像方法, 所述方法包括以下步骤:

采集 (84) 所述解剖部位 (32) 的三维图像 (98),

经由被配置为提供超声成像和剪切波弹性成像的便携式超声图像采集探头 (14) 来采集 (86) 剪切波弹性成像测量结果,

确定 (88) 剪切波弹性成像测量结果在所述解剖部位 (32) 的所述三维图像 (98) 内的位置 (94、95、96), 并且

向用户显示 (90) 所述剪切波弹性成像测量结果的位置。

12. 根据权利要求 11 所述的方法, 其中, 所述方法还包括以下步骤: 在利用所述便携式超声图像采集探头 (14) 采集的超声图像 (52) 内选择感兴趣区域 (33), 在所述感兴趣区域 (33) 中, 弹性成像测量要被实行, 并且其中, 通过配准所述超声图像 (52) 与所述解剖部位 (32) 的所述三维图像 (98), 来实行对剪切波弹性成像测量结果在所述解剖部位 (32) 的所述三维图像 (98) 内的位置 (94、95、96) 的确定的步骤。

13. 根据权利要求 11 所述的方法, 其中, 所述方法还包括以下步骤: 经由跟踪设备 (25、25') 来跟踪便携式超声图像采集探头 (14) 的位置和取向。

14. 根据权利要求 13 所述的方法, 其中, 所述方法还包括以下步骤: 经由所述跟踪设备 (25、25') 来跟踪活检设备 (56) 在所述解剖部位 (32) 的所述三维图像 (98) 内的位置 (100), 并且

确定剪切波弹性成像测量结果的位置 (94、95、96) 和活检设备 (56) 的位置 (100) 之间的距离 (102)。

15. 一种包括程序代码模块的计算机程序, 所述程序代码模块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 11 至 14 中的任一项所述方法的步骤。

用于映射超声剪切波弹性成像测量的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于提供解剖部位的弹性成像测量结果的超声弹性成像系统,以及利用超声弹性成像系统来检查解剖部位的超声弹性成像方法。本发明还涉及用于实施这种方法的计算机程序。

背景技术

[0002] 肝纤维化和肝硬化是由各种原因导致的慢性肝损伤的一种反应,所述各种原因包括病毒性、自身免疫性、药物诱发的、胆汁郁积的和代谢性的疾病。肝硬化可最终导致肝衰竭,并且与增加相对的死亡率的原发性肝癌肝细胞性癌变相关联。

[0003] 对肝纤维化分期和量化肝纤维化的程度在管理具有慢性肝脏疾病的患者中是重要的。肝脏活检被视为对肝纤维化诊断和分期的“黄金标准”。然而,肝脏活检会使患者不适和焦虑。1-5%的患者发生严重的并发症,其中,报道的死亡率在 1 : 1000 和 1 : 10000 之间。肝脏活检样本只包含肝脏的大约 1/50000,并且因此受采样变化和组织学评估期间的另外的观察者变异性的限制。

[0004] 肝脏活检的局限性引起更适于筛查、处置监测和后续跟进的各种非侵入性肝纤维化评价的发展。超声剪切波弹性成像技术出现作为一种用于非侵入性的肝纤维化分期的技术,这是由于其绝对量化硬度能力、实时、低成本以及便携性特征。已经存在商业产品,例如 Philips Ultrasound 新发布的剪切波弹性成像点量化 (ElastPQ)。针对这种方法,声辐射力被用于向肝脏或者任何其他解剖部位机械地加压力,并产生剪切波。得到的组织位移被测量并且用于估计解剖部位的弹性,已经发现其在肝脏是解剖部位的情况下与肝纤维化的阶段相关。

[0005] 由于诸如换能器加热的系统限制和诸如剪切波快速衰减的物理限制,当前商业剪切波弹性成像产品通常仅提供在用户选定的点位置或者空间限制在 B 模式视场内的较大的感兴趣区域 (ROI) 处的测量。在典型的工作流程中,用户在常规 B 模式超声图像下选择可疑区域,激活剪切波弹性成像工具,进行测量,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 中进行的测量然后例如在超声弹性成像系统的显示器上被显示为与 ROI 关联的值。例如,通过这,与 ROI 关联的肝脏硬度值可以以杨氏模量 (kPa) 或剪切波速度 (m/s) 的单位被报告。通过移动 ROI,用户可以以非侵入的方式检查肝脏。

[0006] 推荐进行分布在整个肝脏中的多个硬度测量,例如大约 10 个,以具有对纤维化水平的综合评价。这麻烦并且费时。此外,其令检查者不确定测量结果的确切分布和模式。

[0007] 文件 WO 2012/078280 A1 示出了一种用于生成组织弹性成像图像的系统,包括配置为在组织上移动的扫描设备。所述扫描设备包括超声换能器和剪切波换能器,其中,剪切波换能器被配置为用于在超声换能器的操作期间将剪切波引导到组织中。位置和取向传感器系统被耦合到扫描设备,一个接收器被配置为从超声换能器接收图像,一个接收器被配置为从传感器系统接收针对每幅图像的位置和取向数据,并且查看器被配置为提供所对接收的图像快速顺序显示。

[0008] 需要进一步改进这样的弹性成像系统。

发明内容

[0009] 本发明的目的是提供一种改进的超声弹性成像系统和方法。本发明的另外的目的是提供一种用于实施这种方法的计算机程序。

[0010] 在本发明的第一个方面中,提供了一种用于提供解剖部位的剪切波弹性成像测量结果的超声弹性成像系统,所述系统包括:便携式超声图像采集探头,其被配置为提供超声成像和剪切波弹性成像;超声信号和图像处理组件,其被配置为控制所述超声图像采集探头,以经由所述便携式超声图像采集探头来确定剪切波弹性成像测量结果,尤其是确定或计算从由所述超声图像采集探头接收的回声得到的剪切波弹性成像测量结果,并且提供所述解剖部位的超声图像,尤其是来自由所述超声图像采集探头接收的回声的;显示器,其用于显示由所述超声信号和图像处理组件提供的所述超声图像;存储器单元,其被配置为存储所述解剖部位的三维图像,其中,所述超声信号和图像处理组件还被配置为确定所述剪切波弹性成像测量结果在所述解剖部位的所述三维图像内的位置,并且将剪切波弹性成像测量结果的所述位置显示到用户。

[0011] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于利用超声弹性成像系统来检查解剖部位的超声弹性成像方法,所述方法包括以下步骤:采集所述解剖部位的三维图像;经由被配置为提供超声成像和剪切波弹性成像的便携式超声图像采集探头,来采集剪切波弹性成像测量结果;确定剪切波弹性成像测量结果在所述解剖部位的所述三维图像内的位置;并且将所述剪切波弹性成像测量结果的位置显示到用户。

[0012] 在本发明的第三个方面中,一种包括程序代码模块的优选的非暂态计算机程序,所述程序代码模块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个方面或其改进之一的方法的步骤。

[0013] 本发明的基本想法是提供一种集成的系统和方法来定位弹性成像测量位置和活检位置,尤其是在肝的三维解剖结构中。剪切波超声弹性成像和定位能够使用两种方法,即换能器的位置感测或基于纯图像的配准来实现。在第一方法中,传感器将被放置于换能器上,以便使用电磁或光学跟踪系统来实时监测所述换能器的位置。在第二方法中,其中硬度测量被实现的超声立体或横截面图像的子集被配准到延展的三维肝解剖结构上。超声系统的主要元件可以包括一维或二维换能器,其能够进行常规B模式成像和剪切波弹性成像;由扫描的一维超声换能器或二维超声换能器采集的三维肝解剖结构图像,或是由诸如CT/MRI、电磁或光学跟踪系统的其他模态在采集的先前采集的三维图像;以及应用包括以下的应用:与超声系统通信以获取硬度测量相关位置和超声图像的数据采集系统;与跟踪系统通信的数据采集系统,所述跟踪系统使用跟踪系统映射硬度测量和活检位置或者使用图像配准方法映射硬度测量位置;显示解决方案,其用于三维绘制和可视化硬度测量位置;以及量化工具,其能够计算任何硬度测量位置和活检位置之间的距离。

[0014] 剪切波弹性成像和跟踪的组合在诊断成像和介入肿瘤手术中能够具有广泛的应用,并且能够被包括在未来超声成像系统中。除了确定肝纤维化分期,其中,所述解剖部位是肝脏,系统和技术还能够应用于在对乳房、甲状腺和前列腺癌进行分期对硬度测量和活检位置进行可视化和映射。因此,解剖部位也可以是乳腺、甲状腺或前列腺。

[0015] 本发明的优化实施例被定义在从属权利要求中。应该理解,方法权利要求具有与要求保护的并且如在从属权利要求中定义的设备相似和 / 或相同的优选实施例。

[0016] 根据系统的改善,该系统还包括跟踪设备以跟踪所述便携式超声图像采集探头的位置和取向。通过这,能够跟踪所述探头的位置和取向,并且使用该信息来确定剪切波弹性成像测量结果的位置。

[0017] 在所述系统的另外的改善中,所述超声信号和图像处理组件还被配置为通过经由所述跟踪设备跟踪便携式超声图像采集探头的位置和取向,来确定剪切波弹性成像测量结果在所述解剖部位的所述三维图像内的位置。通过这,所述跟踪设备可以用于映射弹性成像测量的位置并且在三维图像内将它们显示到用户。

[0018] 在所述系统的另外的改善中,所述系统还包括活检设备,并且其中,所述超声信号和图像处理组件还被配置为经由所述跟踪设备来跟踪活检设备在所述解剖部位的所述三维图像内的位置。通过这,还能够跟踪活检设备的位置。通过这,能够提供经由所述系统对活检工作流程的引导。此外,活检样本的位置还能够与弹性成像测量位置进行比较,或者能确保活检样本的部位与先前确定的弹性成像测量结果一致。

[0019] 在所述系统的另外的改善中,所述超声信号和图像处理组件还被配置为确定剪切波弹性成像测量结果的位置和活检设备的位置之间的距离。通过这,能够确定活检样本的一侧是否接近于其中弹性成像测量已经被实行的感兴趣区域。

[0020] 在所述系统的另外的改善中,所述系统还包括用户输入设备,所述用户输入设备使得用户能够选择在所述超声图像内的感兴趣区域,在所述感兴趣区域中,弹性成像测量要被实行。通过这,用户能够在超声图像,尤其是公知的 B 模式超声图像中选择感兴趣区域,使得弹性成像测量在由用户识别的区域内被实行。

[0021] 在所述系统的另外的改善中,所述超声信号和图像处理组件还被配置为通过配准所述感兴趣区域在其中被选择的所述超声图像与所述解剖部位的所述三维图像,来确定所述剪切波弹性成像测量结果在所述解剖部位的所述三维图像内的位置。通过这,配准能够以计算机实施的方式仅由超声信号和图像处理组件来实行。因此,能够避免另外的装备,例如跟踪设备,以适当对准活检测量结果与三维图像和弹性成像测量位置。

[0022] 在所述系统的另外的改善中,超声图像是二维超声图像。尤其是,超声图像能够是公知的双模式超声图像。通过这,常规超声成像技术能够用于向用户提供二维视图,以便例如识别针对弹性成像测量的位置并且引导活检过程。

[0023] 在所述系统的另外的改善中,所述解剖部位的所述三维图像是经由与超声图像采集不同的模态采集的三维图像,其中,所述解剖部位的所述三维图像被存储在所述超声信号和图像处理组件的所述存储器单元中。通过这,能够使用整个解剖部位(例如肝脏)的三维图像,尤其是不同模态可以是计算机断层摄影成像或磁共振成像。

[0024] 在所述系统的另外的改善中,所述便携式超声图像采集探头和所述超声信号和图像处理组件还被配置为使得用户能够采集所述解剖部位的所述三维超声图像,并且将所述三维超声图像存储为所述解剖部位的所述三维图像。通过这,能够允许用户在活检检查的弹性成像测量检查之前经由相同的系统采集三维超声图像。

[0025] 在所述方法的另外的改善中,所述方法还包括以下步骤:在利用所述便携式超声图像采集探头采集的超声图像内选择感兴趣区域,在所述感兴趣区域中,弹性成像测量要

被实行,并且其中,通过配准所述超声图像与所述解剖部位的所述三维图像,来实行对剪切波弹性成像测量结果在所述解剖部位的所述三维图像内的位置的确定的步骤。通过这,本方法中能够有可比较的优势。弹性成像测量结果与三维图像的位置的配准能够完全以计算机实施的方式来实行,而不需要任何额外的设备。

[0026] 在所述方法的另外的改善中,所述方法还包括以下步骤:经由跟踪设备来跟踪便携式超声图像采集探头的位置和取向。通过这,跟踪设备可以用于跟踪便携式超声图像采集设备的位置和取向。例如可以使用电磁扫描设备或光学扫描设备。通过这,能够支持利用例如解剖部位(例如肝脏)的活检位置和/或三维图像的弹性成像测量的位置的映射。

[0027] 在所述方法的另外的改善中,所述方法还包括以下步骤:经由所述跟踪设备来跟踪活检设备在所述解剖部位的所述三维图像内的位置,并且确定剪切波弹性成像测量结果的位置和活检设备的位置之间的距离。

[0028] 通过这,能够验证活检样本在三维图像内的位置,并且能够确定其与弹性成像测量结果的关系。

附图说明

[0029] 本发明的这些或其他方面将根据下文描述的(一个或多个)实施例变得显而易见,并且将参考下文描述的(一个或多个)实施例得到阐述。在以下附图中,

[0030] 图1示出了用于图示本发明的背景的在肝的三个成像平面中的在体肝脏硬度测量结果。

[0031] 图2示出了超声弹性成像系统另外的实施例的示意性图示,

[0032] 图3示出了示范性超声弹性成像系统的不同部件的方框图,

[0033] 图4示出了显示超声体积扫描中的平面和角的原理示意性图示,

[0034] 图5示出了用于弹性成像测量的具有ROI的B模式图像的范例,

[0035] 图6示出了包括与患者有关的跟踪设备的实施例的图示,

[0036] 图7示出了方法的实施例,

[0037] 图8示出了所映射的弹性成像测量的第一使用范例,

[0038] 图9示出了所映射的弹性成像测量的第二使用范例,以及

[0039] 图10示出了所映射的弹性成像测量的第三使用范例。

具体实施方式

[0040] 图1示出了针对一个慢性肝患者的肝脏的三个成像平面中的在体肝脏硬度测量结果。在每个平面中,进行九个测量。

[0041] 尽管肝纤维化被视为扩散性薄壁组织疾病,但是纤维化实际上在整个肝脏的严重性和位置上变化。临床发现表明纤维化的量(阶段)和纤维化的位置会自然变化。例如,如图1所示,通过Philips ElastPQ特征针对肝患者在右肝叶的三个成像平面中测量肝脏硬度。在每个成像平面中,在九个不同位置处进行九个测量。清楚地,在平面1中肝脏硬度平均比平面2和3中高,从而指示在病毒性肝炎中的非均一性纤维化分布。使用从临床研究导出的硬度临界值,可以使用Metavir打分系统实现针对该患者的纤维化阶段的平均评估F0-F1(没有-轻微纤维化)。然而可以实行更局部化的诊断,针对成像平面2和3具有

F0-F1(无纤维化),但在成像平面 1 中 $F \geq 2$ (阶段 2 纤维化或更高,显著纤维化)。结果,不同的诊断结果和临床决策可能被应用。

[0042] 上述临床范例再次说明为何肝脏活检遭受采样误差影响:肝脏活检通常检查肝脏的针对疤痕组织和受损伤肝细胞的一个区。为了帮助医生更好诊断整个肝脏的纤维化的严重性和位置,需要在整个肝脏中映射剪切波测量位置,与活检位置相关,并且将在三维肝脏体积中的这些位置可视化。如下面详细概述的,这种映射能力能够关于肝脏解剖结构定位硬度测量位置,建立硬度测量结果和肝纤维化之间的空间关系以便精确的纤维化分期,并且实现纵向监测抗纤维化治疗处置。

[0043] 图 2 示出了根据另外的实施例的超声弹性成像系统 10,尤其是医学超声三维成像系统的示意图。超声弹性成像系统 10 被应用于检查解剖部位的解剖部位,尤其是患者 12 的解剖部位。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具有至少一个换能器阵列,所述至少一个换能器阵列具有多个换能器元件,所述多个换能器元件用于发射和/或接收超声波。在一个范例中,每个换能器元件均能以特定脉冲持续时间的至少一个发射脉冲的形式,尤其是多个顺序发射脉冲的形式,来发射超声波。换能器元件例如能够被布置在一维行中,例如以便提供能够移动或绕轴机械旋转的二维图像。此外,换能器元件可以被布置为二维阵列,尤其是以便提供多平面或者三维图像。

[0044] 一般而言,可以以三种不同的方式获得多幅二维图像,每幅均沿着特定的声学线或扫描线,尤其是扫描接收线。首先,用户可以经由人工扫描来获取多幅图像。在这种情况下,超声图像采集探头可以包括位置感测设备,所述位置感测设备能够保持对扫描线和扫描平面的位置和取向的跟踪。然而,这目前未被预期。第二,可以在超声图像采集探头内自动机械地扫描换能器。这可以是当使用一维换能器阵列时的情况。第三并且优选地,相控二维换能器阵列被定位于超声图像采集探头内,并且超声波束电子地被扫描。超声图像采集探头可以由系统的用户,例如医学工作人员或医生来手持。超声图像采集探头 14 被应用到患者 12 的身体,使得患者 12 中的解剖部位 32 的图像被提供。

[0045] 此外,超声弹性成像系统 10 具有超声信号和图像处理组件 16,所述超声信号和图像处理组件控制经由超声弹性成像系统 10 的超声图像的提供。超声信号和图像处理组件 16 不仅控制经由超声图像采集探头 14 的换能器阵列的数据的采集,而且控制从由超声图像采集探头 14 的换能器阵列接收的超声波束的回声形成超声图像的信号和图像处理。此外,超声信号和图像处理组件 16 在弹性成像模式下,尤其是从由超声图像采集探头 14 的换能器阵列接收的超声波束的回声,确定硬度值。

[0046] 超声弹性成像系统 10 还包括显示器 18,所述显示器用于向用户显示三维图像。此外,提供了输入设备 20,其可包括键或键盘及另外的输入设备,例如跟踪球 24。输入设备 20 可以被连接到显示器 18 或直接到超声信号和图像处理组件 16。

[0047] 此外,超声弹性成像系统 10 包括跟踪设备,例如电磁跟踪设备。跟踪设备的部分位于探头 14 内,或可以经由夹具与探头相关联。在超声弹性成像系统的周围中可以放置另外的部分 25、25',例如传感器,如磁阻式传感器或光学传感器。优选地,另外的部分 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 的示意性方框图。如上文已经提出的,超声弹性成像系统 10 包括:超声图像采集探头 (PR) 14、超声信号和图像处理组件 (CU) 16、显示器

(DI) 18 以及输入设备 (ID) 20。如上文进一步提出的, 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一维换能器阵列。此外, 探头包括跟踪设备的部分 27, 例如生成经由传感器 25、25' 感测的电磁场的线圈, 或者基托, 尤其用于支持光学跟踪。一般而言, 超声信号和图像处理组件 (CU) 16 可以包括: 可以包括模拟和 / 或数字电子电路的中央处理单元、处理器、微处理器等, 以协调整个图像的采集和提供。此外, 超声信号和图像处理组件 16 包括本文所称的中央处理单元 28。然而必须理解, 中央处理单元 28 不需要是超声弹性成像系统 10 内的独立的实体或单元。存储器单元由附图标记 35 来指示。其能够是超声信号和图像处理组件 16 的部分, 并且通常是实施的软件或硬件。当前的区别仅是出于说明性目的做出的。作为超声信号和图像处理组件 16 的部分的中央处理单元 (CON) 28 可以控制波束形成器, 并且通过这, 控制解剖部位 32 的何者图像被获取以及如何获取这些图像。波束形成器 (BF) 30 生成驱动换能器阵列 (TR) 26 的电压, 确定部分重复频率, 其可以对发射的波束和 (一个或多个) 接收或收到波束进行扫描、聚焦及变迹, 并且还可以对由换能器阵列 26 返回的回声电压流进行放大滤波和数字化。此外, 超声信号和图像处理组件 16 的中央处理单元 28 可确定总体扫描策略。这样的总体扫描策略可以包括期望的解剖部位采集率, 解剖部位的侧向延伸, 解剖部位的立面延伸, 最大和最小线密度、扫描线时间以及线密度, 如上文已经解释的。波束形成器 30 还从换能器阵列 26 接收超声信号并将其转发为图像信号。

[0049] 剪切波弹性成像子系统利用附图标记 37 来指示。剪切波子系统 37 允许超声成像系统 10 操作在剪切波模式中。在某些实施例中, 剪切波子系统 37 确定聚焦位置和序列, 以在聚焦位置之间移动剪切波源。此外, 或在其他实施例中, 剪切波子系统 37 执行本文关于动态控制剪切波前描述的其他功能。技术人员从本文的公开将认识到剪切波子系统 37 可以与系统 10 的其他部件组合。例如, 针对剪切波子系统 37 的所描述的功能的至少一些可以由 CON 28 来执行。针对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物来识别针对测量的解剖位置。声学推送 (push) 脉冲仅侧向被施加到该位置, 引起行进通过感兴趣区域的剪切波。跟踪波束, 其敏感于大于 $1/100$ 声音波长, 被施加到剪切波传输路径。连续发射跟踪波束, 直到检测到穿过的剪切波前。剪切波的生成和波峰的检测之间的时间被用于计算剪切波速度。在值被报告之前针对给定的空间位置进行多个测量, 以便确保测量质量。

[0050] 此外, 超声弹性成像系统 10 包括接收图像信号的信号处理器 (SP) 34。信号处理器 34 通常被提供为对接收的超声回声或图像信号进行模数转换、数字滤波 (例如, 带通滤波) 以及检测和压缩 (例如, 动态范围减小)。信号处理器转发图像数据。

[0051] 此外, 超声弹性成像系统 10 包括图像处理器 (IP) 36, 所述图像处理器将从信号处理器 34 接收的图像数据转换为最终被示出在显示器 18 上的显示数据。尤其是, 图像处理器 36 接收图像数据, 预处理图像数据并且可以将其存储在图像存储器中。这些图像数据然后还被后处理, 以经由显示器 18 将最适宜的图像提供到用户。尤其是, 在当前情况下, 图像处理器 36 可以从每个切片中的多个二维图像形成三维图像。

[0052] 用户接口通常利用附图标记 38 来描绘, 并且包括显示器 18 和输入设备 20。其也可包括另外的输入设备, 例如, 鼠标或甚至可以被提供在超声图像采集探头 14 自身上的按钮。

[0053] 此外,附图标记 56 指示活检设备,其可以是超声系统 10 的部分。与探头 14 类似,活检设备 56 可以包括跟踪设备 25 的部分 58,例如生成经由传感器 25、25' 感测的电磁场的线圈,或者基托,尤其用于支持光学跟踪。

[0054] 针对可以应用本发明的超声弹性成像系统的特定范例是应用 Philips 超声新发布的剪切波弹性成像点量化 (ElastPQ) 的系统。

[0055] 图 4 示出了解剖部位 32 关于超声图像采集探头 14 的范例。由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,该范例中描绘的示范性解剖部位 32 是扇形类型的。因此,解剖部位 32 的尺寸可以由仰角 42 和侧角 44 表达。解剖部位 32 的深度 46 可以由以秒每线为单位的所谓的线时间表达。亦即,扫描特定扫描线所花费的扫描时间。

[0056] 解剖部位 32 可以被划分为多个切片 48、50 或二维图像。出于说明性目的描绘了仅两个切片 48、50。实际上,具有不同仰角 40 的多个平面或切片 48、50 被分布在解剖部位 32 的体积上。当然,切片 48、50 也可以被取向在立面方向中并且在侧向方向中跨解剖部位 32 被分布。在图像采集期间,超声图像采集探头 14 的二维换能器阵列由波束形成器以这样的方式操作:沿切片 48、50 中的每个内的这些扫描线中的多个,来顺序地扫描解剖部位 32。在多线接收处理中,单个发射波束可以照射多个,例如四个接收扫描线,信号沿所述接收扫描线并行地被采集。如果确是如此,那么在解剖部位 32 上电子地顺序扫描这些接收线的集合。

[0057] 图 5 示出了超声图像 52,其是常规 B 模式超声图像。超声图像是二维的,并且例如能够利用上面解释的系统 10 来采集。此外,示出了感兴趣区域 33,用户可以使用所述感兴趣区域在 B 模式图像 52 中选定特定点,以便进行弹性成像测量。在用户在图像 52 内选择特定感兴趣区域 33 之后,实行弹性成像测量,并且结果被显示为图像 52 中的值,所述值通常由附图标记 54 来指示。通过这,用户可以评价 B 模式图像 52 中的不同部分,以将组织弹性映射在整个 B 模式图像上。尽管在图 5 中示出了感兴趣区域 33 的适当位置,但是这能够不总是这样。

[0058] 图 6 示出了患者 12 身体的示意性示图。利用附图标记 60 来指示颅尾轴。利用附图标记 62 来指示前后轴。利用附图标记 64 来指示左右轴。用户将探头移动到第一位置 66,所述第一位置由跟踪设备 25、25' 来跟踪。这可以例如由电磁跟踪设备或光学跟踪设备来实行。

[0059] 通过这,能够跟踪探头 14 的不同位置。例如,如果探头 14 从第一位置 66 移动到第二位置 68 或第三位置 70,则能够跟踪探头 14 的对应位置和取向,并且因此,确定其中二维超声成像并且因此弹性成像测量发生的平面 48、50 的位置和取向。通过这,不仅能够确定参考患者 12 的身体的平面 48、50 位置,还能确定在绝对坐标系中的平面 48、50 的位置和取向。这也实现平面 48、50 与具有已知位置和取向的解剖部位的先前采集的三维图像的任何配准。

[0060] 图 7 示出了方法 80 的实施例。方法在步骤 82 中开始。然后在步骤 84 中,采集解剖部位 32 的三维图像。该三维图像也可以经由如上面描述的超声系统来采集。然而,该三维图像也可以经由不同模态,例如计算机断层摄影设备或磁共振断层摄影设备,来采集。

[0061] 然后,在步骤 86 中,经由被配置为提供超声成像和剪切波弹性成像的便携式超声

图像采集探头来采集剪切波弹性成像。在那之前,可以实行在可购得的超声图像采集探头采集的超声图像内选择感兴趣区域的步骤,在所述感兴趣区域中,实行弹性成像测量。

[0062] 之后,实行确定剪切波弹性成像测量结果在解剖部位的三维图像内的位置的步骤 88。

[0063] 可以这样来实行步骤 88:其中,通过配准超声图像与解剖部位的三维图像来实行确定的步骤。这可以完全在计算机实施的基础上来实行。备选地或作为冗余测量,可以经由跟踪设备来跟踪超声图像采集探头的位置,使得这实现将弹性成像测量结果与三维图像和在解剖部位的三维图像中的位置进行关联。

[0064] 在显示用户正在实行的弹性成像测量结果的位置的最后步骤 90 之前,还可以实行经由跟踪设备的对在解剖部位的三维图像内的活检设备的位置的跟踪,以及确定剪切波弹性成像测量结果的位置与活检设备的位置之间的距离的步骤。该距离也可在步骤 90 中被显示到用户。当然,在多于一个剪切波弹性成像测量已经发生,并且因此有多于一个的位置 94、95、96 的情况下,可确定活检设备到位置中的每个的多于一个距离。

[0065] 方法然后在步骤 92 中结束。

[0066] 图 8 示出了针对用户的这样的显示界面的范例。在左侧中,示出了超声图像 52,其在当前范例中的公知的双模二维图像。弹性成像测量结果 94 到 96 中的每个均被确定并且位置被跟踪。通过这,知晓了探头 14 相对于解剖部位 32 及其三维图像 98 的位置。因此,不仅其中弹性成像测量已经被实行的平面 48 的位置能够被可视化,而且位置 94 到 96 能够被可视化。

[0067] 弹性成像测量位置到肝解剖结构的映射能够通过使用各种不同跟踪技术将实况弹性成像相关的二维 / 三维超声图像集成到流程前肝脏体积。在一个实施例中,跟踪能够是电磁跟踪,其中,探头和患者在电磁场中被实况跟踪。流程前图像能够是三维跟踪的以将超声图像重建为体积,或者也能够是在先 MR/CT 图像。能够使用基准将这些流程前图像配准到电磁跟踪系统。使用该集成能够实现多种不同的可视化技术。

[0068] 在图 8 所示的实施例中,探头 14 在三个维度上被跟踪,弹性成像在其上被执行的二维成像平面的精确位置能够被确定,并在三维中被可视化(如右侧上所示)。该可视化能够针对一个或多个成像切片而被实现,以理解弹性成像测量的三维背景。

[0069] 在另一实施例中,实况弹性成像相关的二维 / 三维超声图像到流程前图像的映射完全是通过基于图像配准的跟踪方法实现的。流程前图像能够是在先 MR/CT 体积或者通过使用一维或二维矩阵换能器扫描缝合和复合三维体积的子集以采集的三维 US 肝解剖结构。图像配准能够基于匹配基准点、血管结构、轮廓或者强度。该方法比基于电磁跟踪的方法简单,因为其不需要额外的硬件装备,因此其能够优化工作流程。

[0070] 图 9 示出了针对用户的显示界面的另外的范例。左侧再次显示超声图像 52。它们不但将超声测量结果的位置 94 可视化。而且其能够用于在检查期间跟随活检设备 56。通过这,在三维图像 98 中,不但其中弹性成像测量发生的平面 50,而且现在用于引导活检设备 56 的平面 48 能够在三维图像 98 中被可视化。这能够确保活检样本是在线中在感兴趣区域内,例如弹性成像测量的位置 94。因此,还可以提供,活检设备到位置 94 的距离被显示到用户。

[0071] 尤其是,该实施例能够用于跟随活检的实时引导。在该临床工作流程中,假设弹性

成像测量 94 已经被选择用于活检（参见图 9 中的左上方）。该跟踪集成的系统允许用户瞄准其中该特定弹性成像测量被执行的成像平面 48，并且示出了当前“活检”成像平面对弹性成像平面的三维关系。

[0072] 此外，如果使用跟踪设备来执行活检，则能够显示当前设备位置到目标位置（即，其中进行弹性成像测量的位置）的实时距离。

[0073] 图 10 示出了针对用户的显示界面的另外的范例。作为活检检查的跟随，在三维图像 98 内，或者弹性成像测量位置 94-96 可以被示出在解剖部位 32 中。此外，活检样本 100 的部位被示出。因此能够确定到每个位置 94 到 96 中的每个的距离。例如，到位置 95 的距离 102，以及活检样本 100 的位置和弹性成像测量的位置 94 之间的距离 104。

[0074] 弹性成像硬度测量位置（白色 ROI 框，其颜色表示硬度值）和活检位置（黑色 X 标志，一旦存在活检分数就添加）的三维可视化能够在三维体积中的不同平面 48、50 中。背景三维体积能够是三维超声、MR 或 CT 图像。

[0075] 尽管在附图和前面的描述中已经详细图示和描述了本发明，但是这些附图和描述应被视为说明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。通过研究附图、公开内容以及权利要求书，本领域技术人员在实践所要求保护的本发明时能够理解和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履行权利要求中所记载的若干项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施，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 / 分布在合适的介质上，例如与其他硬件一起提供或作为其他硬件的部分提供的光学存储介质或固态介质，但计算机程序可也可以以其他形式来分布，例如经由因特网或者其他有线或无线电信系统分布。

[0078] 权利要求书中的任何附图标记不应被解读为对范围的限制。

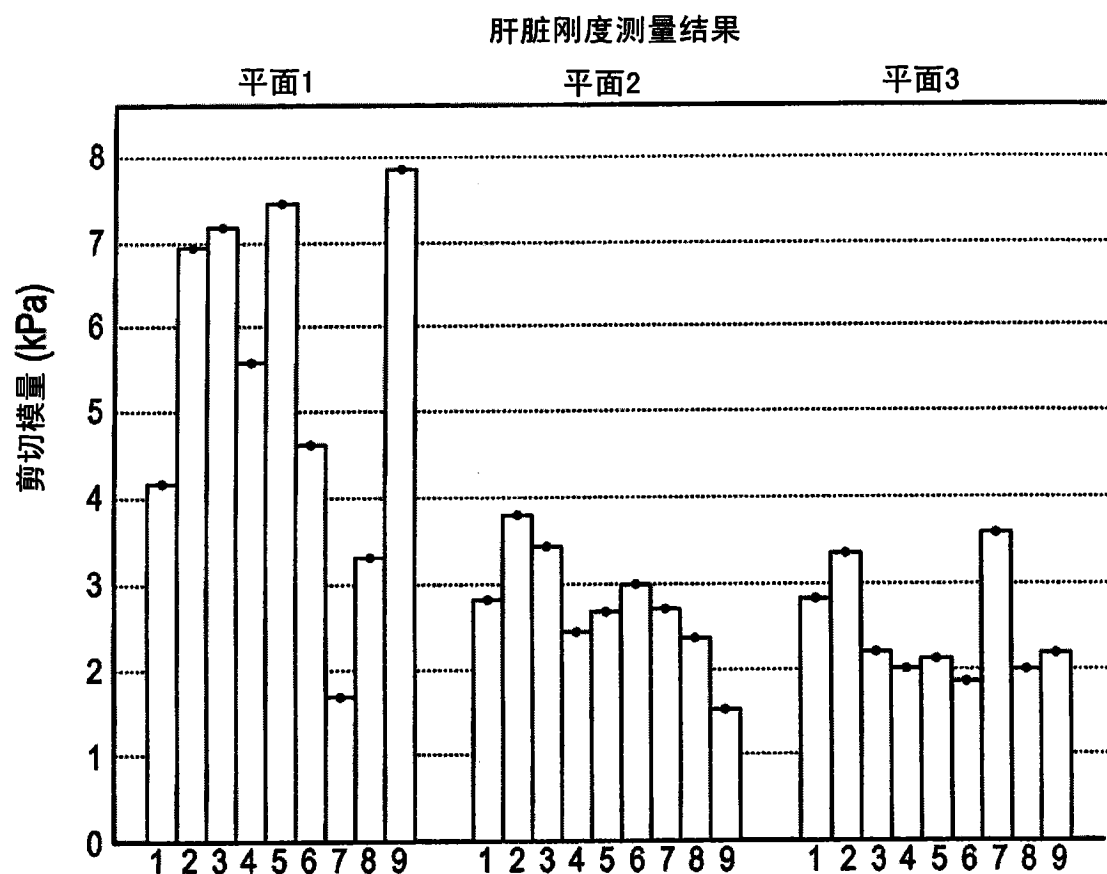


图 1

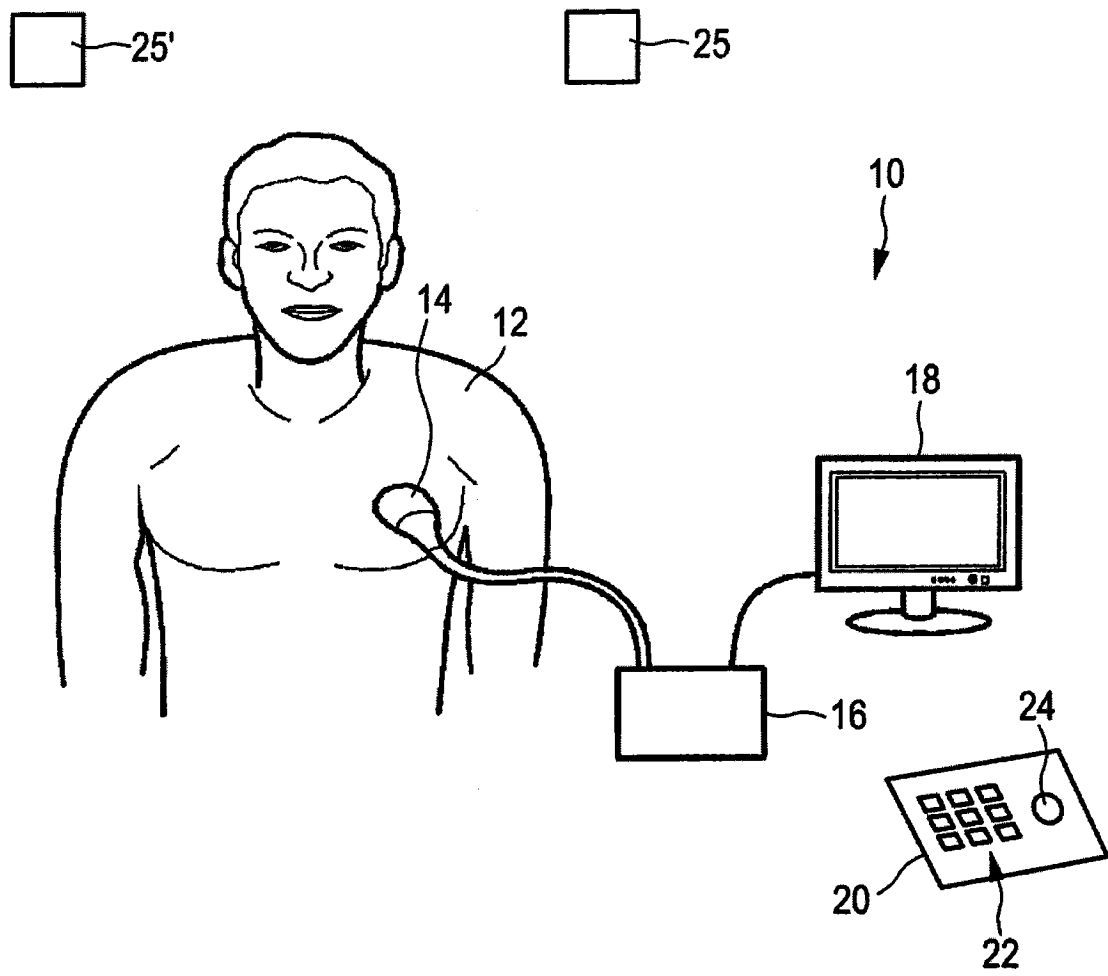


图 2

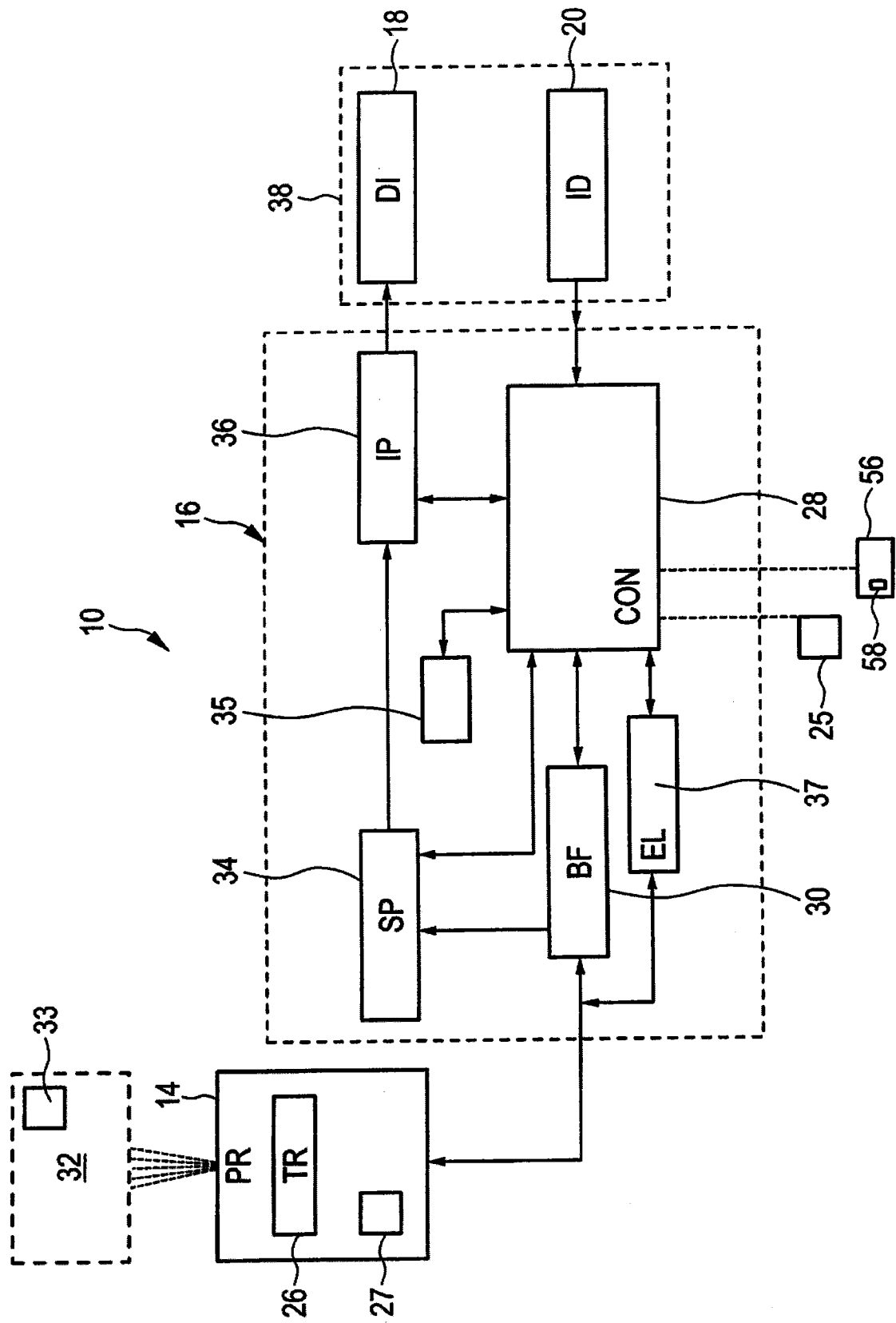


图 3

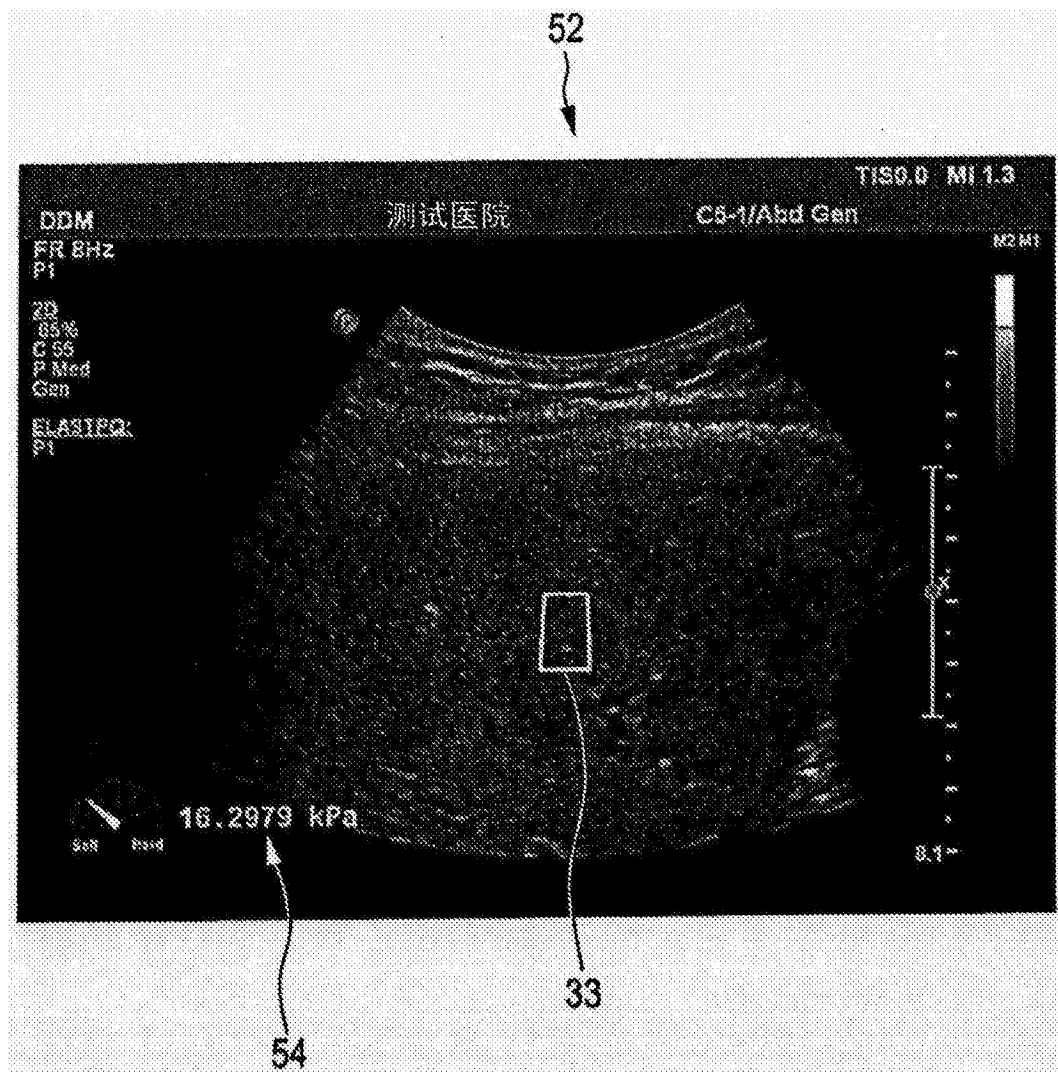


图 5

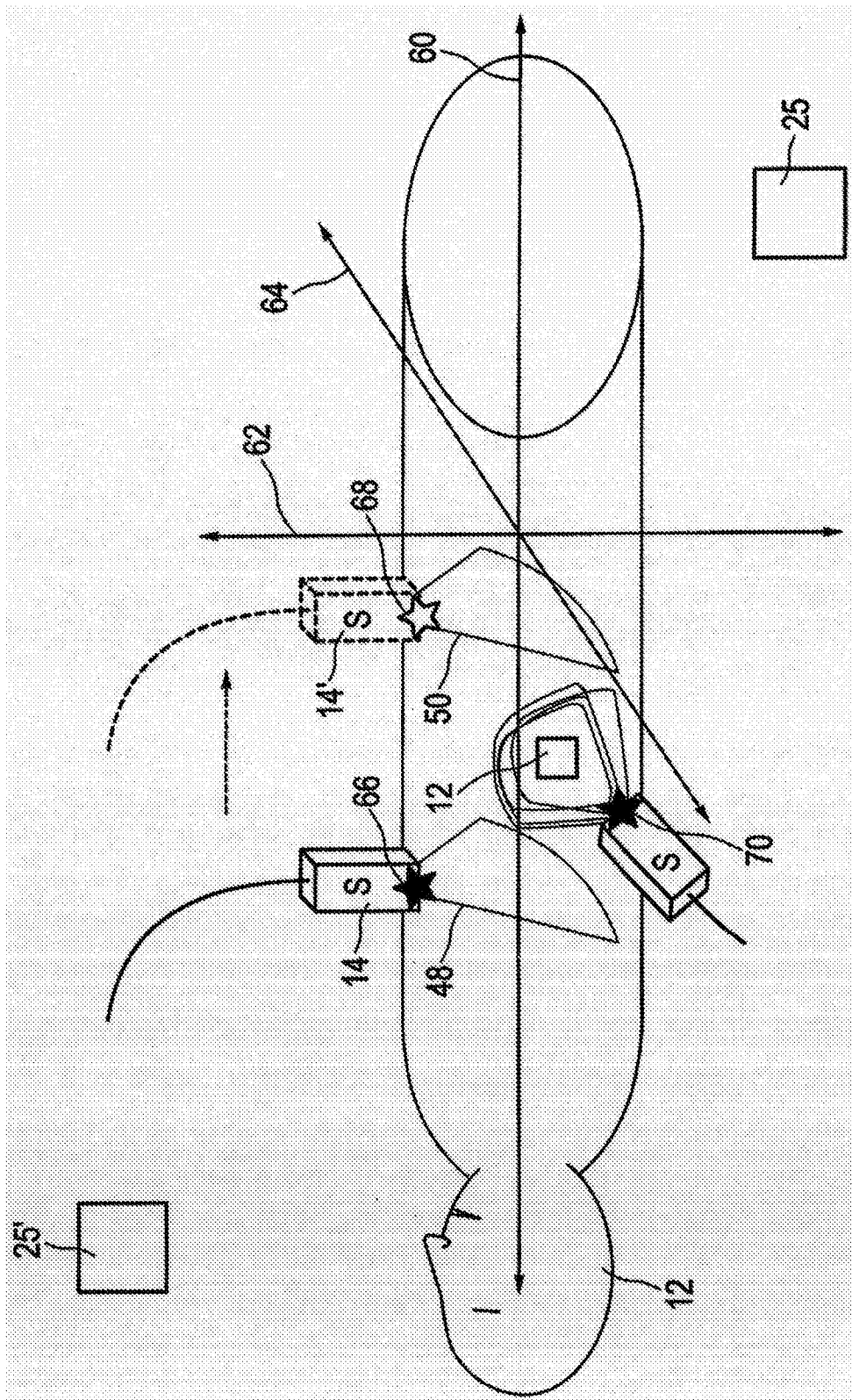


图 6

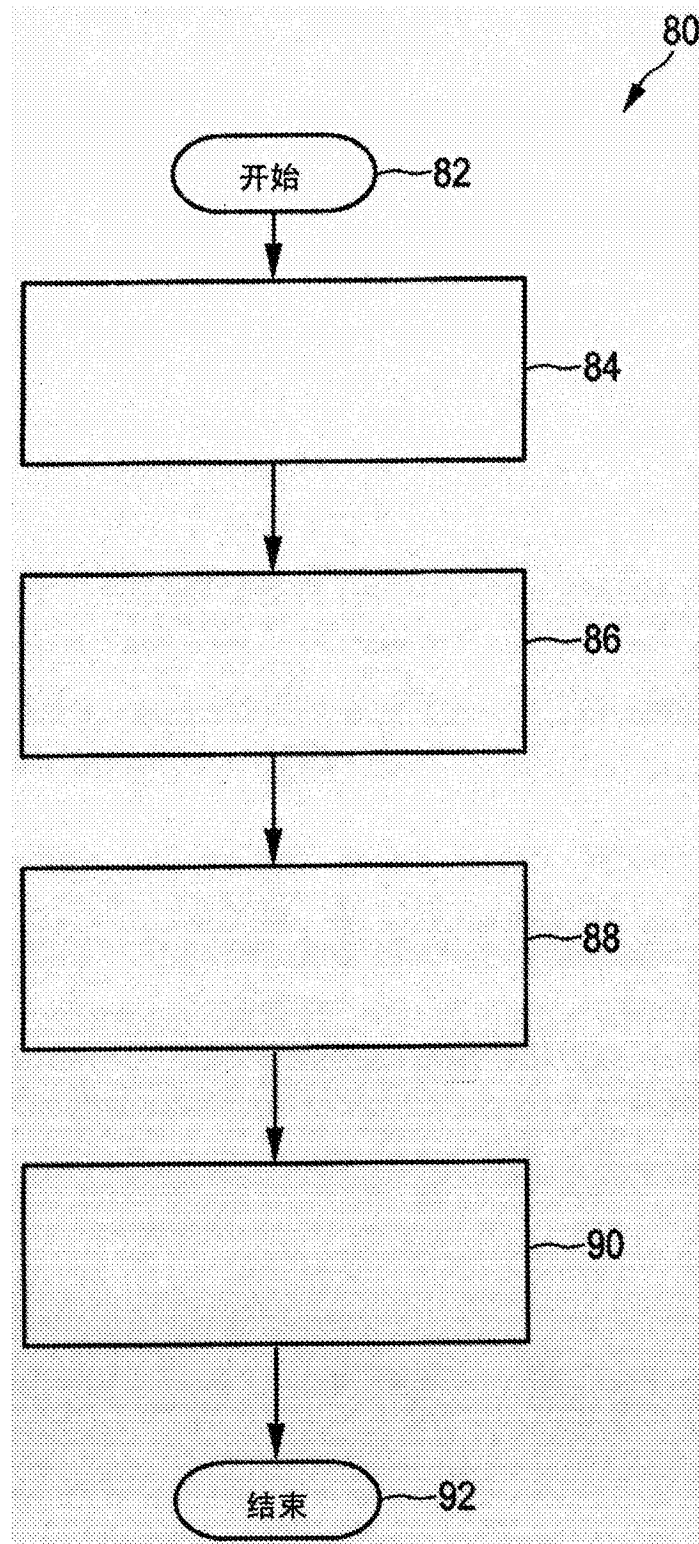


图 7

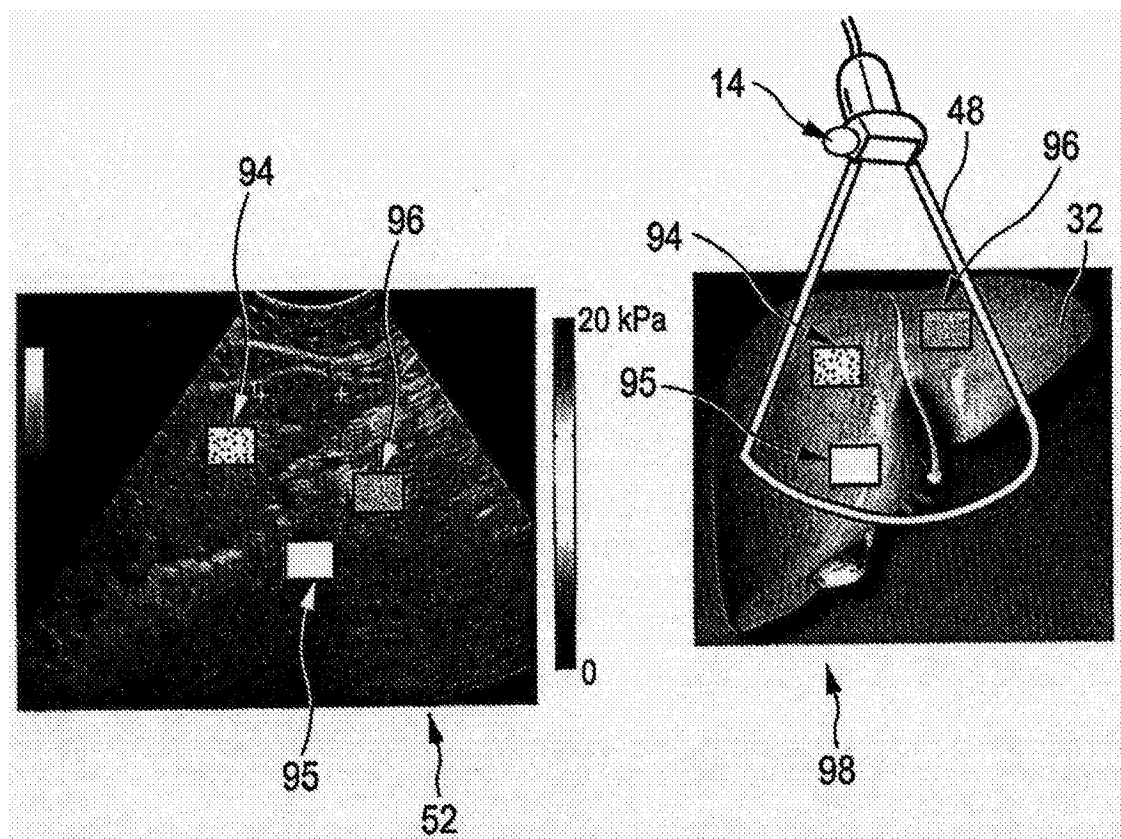


图 8

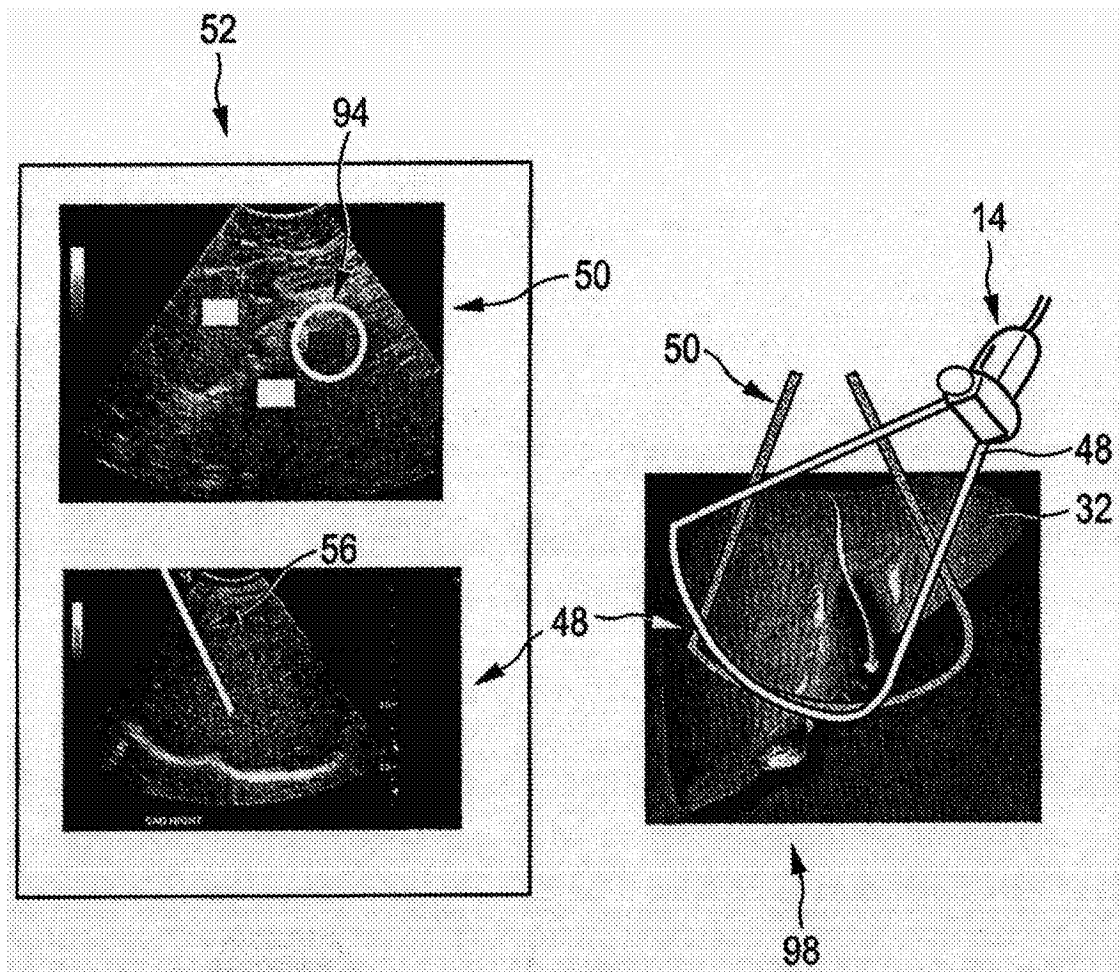


图 9

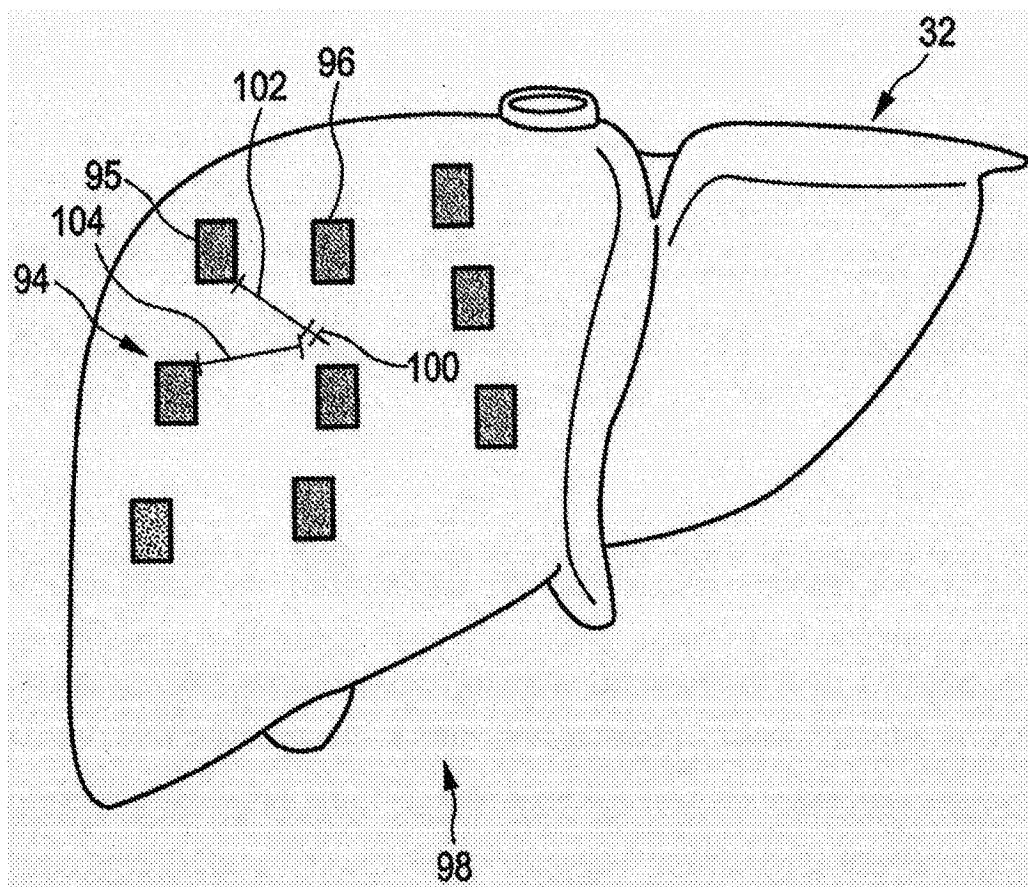


图 10

专利名称(译)	用于映射超声剪切波弹性成像测量的系统和方法		
公开(公告)号	CN105392428A	公开(公告)日	2016-03-09
申请号	CN201480036890.X	申请日	2014-06-16
[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	H谢 V帕塔萨拉蒂 S周 J L罗贝尔 VT沙姆达莎尼		
发明人	H·谢 V·帕塔萨拉蒂 S·周 J-L·罗贝尔 V·T·沙姆达莎尼		
IPC分类号	A61B8/08 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/0841 A61B8/085 A61B8/4245 A61B8/483 A61B8/5261 A61B10/04 G01S7/52042 G01S15/8936		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/839668 2013-06-26 US		
其他公开文献	CN105392428B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于提供解剖部位(32)的剪切波弹性成像测量结果的超声弹性成像系统(10)，其中，超声信号和图像处理组件(16)还被配置为确定剪切波弹性成像测量结果在所述解剖部位(32)的三维图像(98)内的位置(94、95、96)，并且将剪切波弹性成像测量结果的位置(94、95、96)显示到所述用户。此外，提供了对应的方法。

