



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107106128 B

(45)授权公告日 2020.07.03

(21)申请号 201680005093.4

(22)申请日 2016.01.04

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107106128 A

(43)申请公布日 2017.08.29

(30)优先权数据
15152964.1 2015.01.29 EP
62/100,136 2015.01.06 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.07.06

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2016/050021 2016.01.04

(87)PCT国际申请的公布数据
W02016/110463 EN 2016.07.14

(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 J·彼得斯

(54)发明名称

用于分割解剖目标的超声成像装置和方法

(57)摘要

公开了一种用于在图像引导的介入期间对超声采集单元(14)的视场(29)中的解剖目标进行分割的超声成像装置(10)。所述超声成像装置包括:数据接口(32),其被配置为从所述超声采集单元接收所述视场中的目标在图像平面中的、被提供为实况图像数据的连续的二维超声数据流(30),并且被配置为从分割单元(36)接收三维分割模型(46)作为所述目标的三维表示;图像处理器(34),其被配置为基于所述三维分割模型和分割平面(48)来确定二维分割模型(50),其中,所述分割平面与所述连续的二维超声数据流的图像平面彼此对应。所述图像处理器被配置为基于样式检测将所述二维分割模型的轮廓适配于所述连续的二维超声数据流,并且其中,所述图像处理器被配置为基于所述连续的二维超声数

A·M·塔赫玛塞比马拉古奥施

J·威斯 C·比格尔

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 孟杰雄 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

G06T 7/12(2017.01)

G06T 7/149(2017.01)

(56)对比文件

WO 2014/134188 A1,2014.09.04,全文.

CN 102272797 A,2011.12.07,全文.

US 2009/0326373 A1,2009.12.31,全文.

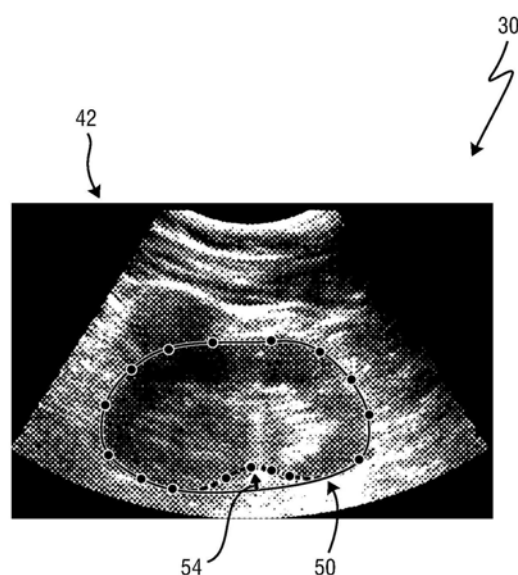
WO 2013/114257 A2,2013.08.08,全文.

WO 2014/181278 A1,2014.11.13,全文.

审查员 李馥然

权利要求书2页 说明书8页 附图8页

据流和与所述连续的二维超声数据流对准的经适配的分割模型来提供经注释的二维实况图像数据(42)。



1. 一种用于在图像引导的介入期间对超声采集单元 (14) 的视场 (29) 中的解剖目标进行分割的超声成像装置 (10), 包括:

- 第一数据接口 (32), 其被配置为从所述超声采集单元 (14) 接收所述视场中的目标在图像平面中的、被提供为实况图像数据的连续的二维超声数据流 (30), 并且被配置为从分割单元 (36) 接收三维分割模型 (46) 作为所述目标的三维表示,

- 图像处理器 (34), 其被配置为基于所述三维分割模型 (46) 和分割平面 (48) 来确定二维分割模型 (50), 其中, 所述分割平面与所述连续的二维超声数据流的图像平面彼此对应, 并且

其中, 所述图像处理器被配置为基于样式检测将所述二维分割模型的轮廓适配于所述连续的二维超声数据流, 并且其中, 所述图像处理器被配置为基于所述连续的二维超声数据流和适配于所述连续的二维超声数据流的经适配的分割模型来提供经注释的二维实况图像数据 (42)。

2. 根据权利要求1所述的超声成像装置, 其中, 所述分割单元包括被配置为接收所述目标的三维医学图像数据的第二数据接口 (38), 并且其中, 所述分割单元被配置为在所述图像引导的介入之前基于所述三维医学图像数据来适配所述解剖目标的预定义三维分割模型。

3. 根据权利要求2所述的超声成像装置, 其中, 所述分割单元被配置为向所述第一数据接口提供经适配的三维分割模型。

4. 根据权利要求1所述的超声成像装置, 其中, 所述三维分割模型包括形成所述解剖目标表面的表示的多个面元素 (47), 并且其中, 解剖信息和/或样式信息被分配给所述面元素; 并且/或者

其中, 所述二维分割模型包括形成所述解剖目标轮廓的表示的多个线元素 (52), 并且其中, 解剖信息和/或样式信息被分配给所述线元素。

5. 根据权利要求4所述的超声成像装置, 其中, 所述图像处理器被配置为基于样式信息将所述二维分割模型的轮廓适配于所述超声数据。

6. 根据权利要求4所述的超声成像装置, 其中, 所述样式信息包括所述目标的超声数据强度信息, 并且其中, 所述图像处理器被配置为将所述二维分割模型的轮廓适配于所述连续的二维超声数据流中的对应强度。

7. 根据权利要求4所述的超声成像装置, 其中, 所述图像处理器被配置为在所述经注释的二维实况图像数据中显示所述解剖信息。

8. 根据权利要求1所述的超声成像装置, 还包括位置确定单元 (18), 所述位置确定单元用于确定所述超声采集单元的位置和观察方向, 并且用于确定所述连续的二维超声数据流的所述图像平面, 其中, 所述图像处理器被配置为确定与所确定的图像平面相对应的所述分割平面。

9. 根据权利要求1所述的超声成像装置, 其中, 所述分割平面是关于所述三维分割模型被预定义的, 并且其中, 所述图像平面适配于经预定义的分割平面。

10. 根据权利要求9所述的超声成像装置, 还包括用户接口 (22), 其中, 所述分割平面是由用户经由所述用户接口来预定义的。

11. 一种用于识别超声采集单元 (14) 的视场 (29) 中的解剖目标的方法 (60), 包括以下

步骤：

-从所述超声采集单元接收所述视场中的目标的图像平面中的连续的二维超声数据流(30)；

-从分割单元(36)接收三维分割模型(46)作为所述目标的三维表示，

-基于所述三维分割模型和与所述三维分割模型相交的分割平面(48)来确定(68)二维分割模型(50)，其中，所述分割平面与所述目标的所述图像平面彼此对应，

-基于所述连续的二维超声数据流中的样式检测将所述二维分割模型的轮廓变形到连续的二维超声数据流，并且

-基于所述连续的二维超声数据流和与所述连续的二维超声数据流对准的经适配的二维分割模型来提供(76)经注释的二维实况图像数据(42)。

12. 一种计算机可读介质，其上存储有包括程序模块的计算机程序，所述程序模块用于当在计算机上执行所述计算机程序时令计算机执行根据权利要求11所述的方法(60)的步骤。

用于分割解剖目标的超声成像装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于对超声采集单元的视场中的解剖目标进行分割的超声成像装置。本发明还涉及一种用于对超声采集单元的视场中的解剖目标进行分割的方法。尤其地,本发明涉及对在患者的被扫描体积中的解剖目标的图像处理 and 分割。本发明还涉及一种包括程序代码模块的计算机程序,所述计算机代码模块用于当在计算机上执行所述计算机程序时令计算机执行根据本发明的方法的步骤。

背景技术

[0002] 在医学成像系统的领域中,通常已知将由相同或不同的医学分析系统采集的患者的不同图像进行组合以改善诊断的可能性。尤其地,已知将超声图像与来自不同成像系统的患者的手术前图像数据进行组合的超声系统。

[0003] 超声成像系统还能够将由超声探头扫描的解剖结构的预定义模型或分割数据与从采集到的超声数据导出的图像进行组合,以便基于解剖模型和超声图像数据来提供经分割的图像。对应的系统例如从US 2012/0065510 A1获知。

[0004] 在例如活检和/或短距治疗的超声图像辅助医学流程期间,解剖目标的实时图像和对应的实时分割,即,对在超声探头的视场中的解剖目标的体积或表面的定义,可以提供若干优点。

[0005] 传统的解剖分割技术要求在所提供的图像数据(例如,磁共振断层摄影(MRT)或计算机断层摄影(CT))中可见的不同组织之间具有清晰的对比度。然而,大多数已知的分割技术对于超声成像系统具有降低的性能,这是因为分割模型不能恰当地对准具有差的信噪比的超声图像。通常,关于要被分割的解剖结构的形状的先验信息能够改善对超声图像中的解剖结构的分割,并且这些技术通常应用于要求大的计算工作量的三维数据,使得这些技术通常是昂贵的且不能应用于实时应用。

[0006] WO 2004/111937 A1涉及一种3D图像分割技术,其中能够通过将例如由多边形量度表示的3D可变形模型拟合到感兴趣结构的边界来执行对感兴趣结构的描画。

[0007] 在一些另外的已知的活检和/或短距治疗应用中,采集二维图像数据,并且所述二维图像数据是基于被重建成用于对解剖目标的分割的规则三维体素阵列的位置传感器的。

[0008] 用于对超声图像数据中的解剖目标进行分割的已知技术的缺点在于先前确定的三维分割模型在分析期间并不考虑解剖目标的变形。将分割模型对准实时三维超声图像数据的计算工作使得在介入期间的实时三维分割变得困难。此外,在介入期间采集三维数据是复杂的,使得在介入期间通常仅采集二维数据。

[0009] WO 2013/114257A2描述了一种用于对目标进行成像的成像装置,其中几何关系确定单元确定所述目标的第一图像与第二图像之间的几何关系,并且标记确定单元基于所述几何关系来确定所述第一图像和所述第二图像中的对应的标记位置和标记外观,使得要被定位在所述第一图像中的第一位置处的第一标记的标记外观和要被定位在所述第二图像中的第二对应位置处的第二标记的标记外观指示几何关系。

[0010] WO 2014/134188A1公开了用于处理超声数据的技术,包括:获得基于来自对象的被成像区域的一个或多个超声信号生成的超声数据;计算与所述超声数据相对应的阴影强度数据;基于所述阴影强度数据和骨分离参数来生成对在所述被成像区域中存在骨的指示,基于所述阴影强度数据和不同于所述骨分离参数的组织分离参数来生成对在所述被成像区域中存在组织的指示;并且通过组合对骨存在的所述指示与对组织存在的所述指示来生成所述对象的超声图像。

发明内容

[0011] 本发明的目的是提供一种改进的超声成像装置,所述改进的超声成像装置能够以高精度和低技术努力来分割超声数据中的解剖目标。本发明的另外的目的是提供一种用于分割超声数据中的解剖目标的对应方法。最后,本发明的目的是提供一种用于实施这种方法的计算机程序和用于存储这种计算机程序的非瞬态存储器。

[0012] 这些目的通过独立权利要求来解决。有利的实施例通过从属权利要求来限定。

[0013] 在本发明的第一方面中,提供了一种用于对超声采集单元的视场中的解剖目标进行分割的超声成像装置,包括:

[0014] -数据接口,其被配置为从所述超声采集单元接收所述视场中的目标在图像平面中的二维超声数据,并且被配置为从分割单元接收三维分割模型作为所述目标的三维表示,

[0015] -图像处理器,其被配置为基于所述三维分割模型和分割平面来确定二维分割模型,其中,所述分割平面与所述二维超声数据的图像平面彼此对应,并且

[0016] 其中,所述图像处理器被配置为基于样式检测将所述二维分割模型的轮廓可变形地适配于所述二维超声数据,并且其中,所述图像处理器被配置为基于所述二维超声数据和适配于所述二维超声数据的分割模型来提供经注释的二维图像数据。

[0017] 根据本发明的另一方面,提供了一种用于对超声采集单元的视场中的解剖目标进行分割的方法,包括以下步骤:

[0018] -从所述超声采集单元接收所述视场中的目标的图像平面中的二维超声数据;

[0019] -从分割单元接收三维分割模型作为所述目标的三维表示,

[0020] -基于所述三维分割模型和与所述三维分割模型相交的分割平面来确定二维分割模型,其中,所述分割平面和所述图像平面彼此对应,

[0021] -基于所述二维超声数据中的样式检测将所述二维分割模型的轮廓变形到所述二维超声数据,并且

[0022] -基于所述二维超声数据和适配于所述二维超声数据的所述二维分割模型来提供经注释的二维图像数据。

[0023] 根据另一方面,提供了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在计算机上执行所述计算机程序时令计算机执行根据本发明的方法的步骤。

[0024] 根据另一方面,提供了一种用于存储根据本发明的计算机程序的存储介质。

[0025] 在从属权利要求中定义了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从属权利要求中所定义的相似和/或相同的优选实施例。

[0026] 本发明基于从三维分割模型和与分割模型的三维表示的切割平面或相交平面相

对应的分割平面导出解剖目标的二维分割模型的构思,其中,所采集的超声数据的图像平面对应于所述分割平面,使得对应的二维分割模型能够以低计算工作量并且在缩短的时间范围内适配于所述二维超声数据。为了实现二维分割模型与二维超声数据的精确适配或相关,二维分割模型还通过基于在超声数据中检测到的样式使轮廓变形来适配于二维超声数据。在使模型适配于超声数据之后,能够提供经对应注释的二维图像。在经注释的二维图像数据中,基于二维分割模型将诸如不同像素的不同图像部分注释或标记为不同的解剖特征。额外地或备选地,能够注释解剖目标的表面像素以提供用于视觉显示的轮廓。因此,能够在短时间范围内以高精度通过低计算工作量对从超声采集单元接收的超声数据中的解剖目标进行分割。

[0027] 基于如此减少的计算工作量,能够尤其为超声数据的实况图像流提供对解剖目标的分割模型和超声数据分割的适配,使得成像装置和成像方法能够例如用于活检或短距治疗手术或其他图像引导的介入。

[0028] 在优选实施例中,所述分割单元包括被配置为接收所述目标的三维医学图像数据的数据接口,并且其中,所述分割单元被配置为在二维成像流程之前基于所述三维医学图像数据来适配所述解剖目标的预定义三维分割模型。这是一种获得能够被提供作为所述目标的所述三维表示的精确和详细的分割的可能性。经适配的预定义三维分割模型是解剖目标的患者特异性适配的三维表示并且形成三维分割。在二维分割的处理期间,接下来使用预定义三维分割模型和患者特异性三维分割。

[0029] 这使得能够利用从预定义三维分割模型导出的视场中的目标的一般解剖特征和图像外观的知识。因此,我们获得了对关于解剖特征和图像外观的知识进行编码的二维分割模型。该二维模型仅需要适配于患者的个体解剖特征和图像外观。

[0030] 在另外的优选实施例中,所述分割单元被配置为向所述数据接口提供经适配的三维分割模型。

[0031] 在优选实施例中,所述三维分割模型和/或所述二维分割模型包括形成所述解剖目标的表示的多个模型元素,并且其中,解剖信息和/或样式信息被分配给所述模型元素。所述模型元素优选形成所述二维分割模型或所述三维分割模型的线元素或面元素。这是一种改进对二维分割模型的轮廓的适配并改进在经注释的图像数据中提供的信息的可能性,这是因为分割模型包括比仅外部形状更多的信息,使得能够降低不对准或错误分割的可能性。

[0032] 在优选实施例中,所述图像处理器被配置为基于所述解剖信息和/或所述样式信息将所述二维分割模型的轮廓可变形地适配于所述超声数据。这是另一种提高识别和对准的精度可能性,这是因为除了解剖目标的三维表示的形状之外,能够利用诸如解剖信息和/或样式信息的额外信息。所述模型元素可以包括样式信息,使得各个元素能够与超声图像数据中的对应形成的样式对准,其中,不仅在超声图像数据中检测边缘,而且还考虑局部图像强度或其他图像样式。

[0033] 在优选实施例中,所述样式信息包括所述目标的超声数据强度信息,其中,所述图像处理器被配置为将所述二维分割模型的轮廓适配于所述二维超声数据中的对应样式。这是一种提高分割模型与超声图像数据的对准的可能性,这是因为对准不(仅)基于简单的边缘检测,而是基于超声图像数据中的更一般的样式信息。这通常是一种提高对准的可靠性

的可能性。

[0034] 在优选实施例中,所述样式信息包括所述模型元素被对准到的强度值和/或强度梯度。这是另一种改善对二维分割模型的形状的适配或变形的可能性,这是因为超声数据中的其他强度或对比度信息能够用于对视场中的解剖目标进行分割。在这方面,强度信息可以是模型元素应当对准到的模型元素的一个或两个相对侧上的强度,使得不仅利用边缘检测,而且还利用邻近组织的强度信息。

[0035] 在优选实施例中,所述图像处理器被配置为在经注释的图像数据中显示所述解剖信息。这是一种进一步提高目标分割的可靠性的可能性,这是因为用户能够核查分割的各自的解剖特征是否与超声图像中的解剖特征恰当地对准。

[0036] 在优选实施例中,所述超声成像装置还包括位置确定单元,所述位置确定单元用于确定所述超声采集单元的位置和观察方向,并且用于确定所述二维超声数据的所述图像平面,其中,所述图像处理器被配置为确定与所确定的图像平面相对应的所述分割平面。这是一种确定两个相关平面(即,彼此对应的二维超声数据的图像平面与分割平面)的可能性,使得二维分割模型与二维超声数据的对准能够以低计算工作量、高精度并在短时间范围内实现。所述图像平面是由所述位置确定单元确定的,并且基于经如此确定的图像平面,所述分割平面被确定,使得能够将所述三维分割模型缩小到所述分割平面中的对应的二维分割模型,并且所述二维分割模型能够应用于所述图像平面中的超声图像。

[0037] 在备选实施例中,所述分割平面是关于三维分割被预定义的,并且所述图像平面适配于经预定义的分割平面。这是一种确定其中应当采集超声图像的平面并使各自的图像平面适配于如此定义的分割平面而使得用户能够在成像流程之前定义要被捕获的图像的可能性。

[0038] 在另外的实施例中,所述超声成像装置包括用户接口,其中,所述分割平面是由用户经由所述用户接口关于所述三维分割模型来预定义的。这是一种在成像之前选择分割平面并使所述图像平面适配于预选分割平面的可能性。这允许选择分割平面而不需要在二维成像开始之前采集和分割三维图像。

[0039] 在另外的优选实施例中,所述数据接口被配置为从所述超声采集单元接收所述视场中的所述解剖目标的所述二维超声数据作为连续数据流。这是一种利用在连续数据流中接收到的解剖目标的实况图像而使得能够基于解剖目标的各自的分割来执行活组织检查或短距治疗或其他介入的可能性。

[0040] 如上所述,本发明提供了减少用于分割解剖目标的计算工作量和必要时间范围的可能性。这是通过使用二维超声数据而不是三维超声数据来实现的,这是因为二维分割模型是基于沿着与二维分割模型应当适配于其的二维超声数据的图像平面相对应的分割平面切割或相交的三维分割模型来确定的。另外,由于基于超声数据中的样式检测,经如此确定的二维分割模型的形状能够可变形地适配于超声数据,因此能够提高对准的精度。换句话说,通过各自的分割平面与图像平面的相关来实现粗略对准,并且通过对分割模型的形状的适配来实现精细的相关或适配,使得也能够考虑在分析期间解剖目标的变形。

[0041] 另外,本发明允许仅使用在器官要被分割的情况下具有动态定义的取向的二维图像数据。如果三维数据和所产生的分割不可用,则可以使用图形用户接口(GUI)来定义期望的图像平面,其中,用户能够关于表示分割模型的形状的三维器官表面的体模绘图来以交

互方式对虚拟平面进行旋转和移位。以这种方式,能够借助于用户经由GUI定义的平面从三维分割模型导出二维分割模型。期望的平面取向内的期望的观察方向可以由高级GUI来定义(例如,用户能够对超声换能器进行定位或对扫描采集方向进行绘图)。

附图说明

[0042] 参考下文描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些方面和其它方面将是明显的并且得到阐明。在以下附图中:

[0043] 图1示出了用于扫描患者的身体的体积的医学成像系统的示意性表示;

[0044] 图2示出了超声成像装置的实施例的示意性框图;

[0045] 图3示出了由超声探头捕获的二维超声图像;

[0046] 图4示出了解剖目标的分割的示意图;

[0047] 图5示出了分割模型与超声图像的对准,以便分割视场中的解剖目标;

[0048] 图6示出了形成解剖目标的三维表示的分割模型的详细图解以及关于解剖特征和/或样式识别的额外信息;

[0049] 图7示出了二维分割模型与医学图像数据的对准以分割视场中的解剖目标;并且

[0050] 图8示出了用于对超声采集单元的视场中的目标进行分割的方法的示意性流程图。

具体实施方式

[0051] 图1示出了根据实施例的超声成像装置10的示意性图示,尤其是医学超声二维成像系统。超声成像装置10被应用于检查解剖部位(尤其是患者12的解剖部位)的体积。超声成像装置10包括具有至少一个换能器阵列的超声探头(或超声采集单元)14,所述换能器阵列具有用于发射和/或接收超声波的多个换能器元件。所述换能器元件被布置成阵列,使得超声探头14能够确定在患者12的解剖部位的图像平面中的视场中的二维超声数据。

[0052] 超声成像装置10包括控制单元16,所述控制单元16控制超声探头14和对超声数据的采集。如下面将进一步详细说明的那样,控制单元16不仅控制经由超声探头对超声数据的采集,而且还控制对根据由超声探头14的换能器阵列接收到的超声波束的回波形成超声图像的信号和图像处理。控制单元16还通过对准超声探头14的图像平面与各自的解剖目标的分割的分割平面来分割超声探头14的视场中的解剖目标,并且对准分割与超声图像数据,如下面详细描述。

[0053] 超声成像装置10还包括位置确定单元18,所述位置确定单元18确定超声探头14的位置和观察方向,以便确定由超声探头14采集的超声数据的图像平面的空间取向。位置确定单元18可以被并入在如图1所示的超声探头14中,或者备选地可以被提供为单独的定位确定单元,例如,电磁跟踪单元。

[0054] 超声成像装置10还包括显示器20,所述显示器20用于显示包括超声数据和分别对准的用于对超声探头14的视场中的解剖目标的体积或表面进行定义的分割模型的图像。另外,还可以提供输入设备22,所述输入设备22可以包括用于提供用户输入的键或键盘24。输入设备22可以连接到显示器20或者直接连接到控制单元16。

[0055] 图2示出了在图1中示出的超声成像装置10的详细示意图。相同的元件由相同的附

图标记来指代,其中,这里仅详细描述差异。

[0056] 超声探头14包括用于在视场29中发射和接收超声波28的换能器阵列26。超声探头14包括用于确定超声探头14或换能器阵列26的位置和观察方向的位置确定单元18。位置确定单元18基于超声探头14或换能器阵列26的位置和观察方向来确定由换能器阵列26捕获并提供给控制单元16的超声数据30的图像平面。超声数据是二维超声数据,其中,二维图像数据能够从二维超声数据导出。所述超声数据优选为连续数据流,并且被提供为实况图像数据。

[0057] 超声探头14连接到控制单元16的输入接口32,以将超声数据30以及超声探头14的位置和观察方向或超声数据30的图像平面提供给控制单元16。

[0058] 控制单元16通常包括图像处理器34,所述图像处理器34连接到数据接口32,所述数据接口32用于从位置确定单元18接收超声数据30以及位置和观察方向或图像平面。控制单元16还包括分割单元36,所述分割单元36连接到数据接口38,所述数据接口38用于从数据库40或额外的医学成像装置40接收医学图像数据。

[0059] 图像处理器34通常基于超声数据30来确定超声图像,并将图像数据42提供给显示器20,以便向用户显示图像数据。

[0060] 分割单元36从数据库或外部医学成像装置40接收三维医学图像数据作为患者12的图像数据,并且基于与各自的解剖目标相对应的预定义分割模型来提供患者12的某些解剖目标的患者特异性分割模型。外部医学成像装置40可以是MRT、CT或3D超声装置。由分割单元提供的患者特异性分割模型包括适配于患者的解剖结构且在患者的坐标系中的预定义模型的经适配的网格。经如此确定的三维分割模型由分割单元36提供给图像处理器34。

[0061] 图像处理器34接收二维超声数据30和与从输入接口32接收的三维分割模型具有相同坐标系的各自的图像平面。基于其中二维超声数据被捕获的图像平面,确定分割平面,并且沿着分割平面对三维分割模型进行切割或相交,使得三维分割模型被缩小为表示分割平面中的各自的解剖目标的轮廓或形状的二维分割模型。

[0062] 在将三维分割模型变换为沿着分割平面相交的二维分割模型期间,对应的三维分割模型的额外的解剖信息和/或样式信息也被变换并且对应的二维分割模型被创建。在该二维分割模型中,诸如分割线的每个模型元素与关于对应的超声图像的解剖特征和/或样式信息的额外信息相关联。

[0063] 三维分割模型是基于预定义分割模型的,所述预定义分割模型基于三维医学图像数据而适配于患者12的各自的解剖目标。它由三角形网格形成,其中,每个三角形包括边界信息、对应于解剖目标的解剖信息或样式信息以及与解剖目标相关联的各自的图像数据。在将三维分割模型变换为二维分割模型期间,将网格的三角形变换为二维分割模型中的轮廓的对应线,其中,与三角形相关联的解剖信息、边界信息和/或样式信息也被变换为二维分割模型,使得各自的信息也与二维分割模型的线相关联。

[0064] 图像处理器34被配置为组合二维分割模型与超声图像数据30,以便提供被提供给显示单元20的经注释的图像数据42。所述经注释的图像数据42包括解剖目标的超声图像数据以及重叠在超声图像数据上的解剖目标的轮廓数据或形状,以便识别组合图像数据42中的解剖目标。在经注释的图像数据42中,不同图像部分或像素被注释或被标记为某个解剖特征,以便识别或标记解剖目标。二维分割模型的轮廓或形状通过基于样式检测使模型轮

廓变形来适配于超声图像数据。因此,能够考虑诸如器官的解剖目标的移动或变形,并且能够以低的技术努力精确地识别或标记各自的解剖目标。在适配步骤或变形步骤期间,利用二维分割模型的线段的解剖信息、边界信息和/或样式信息将二维分割模型与超声图像数据对准,另外,基于超声图像数据中的样式检测、对比度信息和/或对比度梯度,使用该信息将二维分割模型的形状适配于超声数据中的解剖目标。另外,能够利用诸如平衡网格刚度与图像力的能量权重的其他映射的模型参数将二维分割模型的轮廓或形状适配于图像数据。

[0065] 由于分割平面和各自的二维分割模型能够以低的技术努力和低的计算工作量来确定,并且由于二维分割模型对超声图像数据30的适配或变形能够以较低计算工作量且在短时间范围内执行,因此二维分割模型的适配也能够应用于作为连续数据流被提供给图像处理器34的实况图像数据。因此,解剖目标的分割也能够应用于超声实况图像应用。

[0066] 图3示出了沿着图像平面捕获的超声图像形式的超声数据30的示意性图示,在这种特定情况下,所述图像平面是图3中所指示的笛卡尔坐标系中的yx平面。由位置确定单元18确定的经如此确定的图像平面被提供给图像处理器34,使得图像处理器34能够如以下所描述地确定用于视场29中的解剖目标的分割的分割平面。在图4中,通过适配对应的分割模型获得的三维分割被示意性地示为三角形47的网格46。三维分割模型46基于对应的预定义三维分割模型来确定,所述预定义三维分割模型基于如上所述从数据库40或医学图像装置40接收并由分割单元36提供给图像处理器34的三维医学图像数据来适配于患者12的解剖目标。图像处理器34确定如图4所示的与由位置确定单元18提供的图像平面的坐标相对应的分割平面48,其中,所述分割平面对应于如图4中所指示的笛卡尔坐标系中的yx平面。分割平面48定义三维分割模型46的切割平面或相交平面,其中,图像处理器34被配置为基于如图4所示的三维分割模型46、对应的三维分割模型以及分割平面48来确定二维分割模型50。所述二维分割模型50还定义了要被分割的解剖目标的二维轮廓或形状形式的二维分割。

[0067] 二维分割模型50包括与由分割平面48切割的三维分割模型46的三角形47相对应的不同线段52。经适配的三维分割模型46的三角形47中的每个都包括额外的解剖信息、边界信息或样式信息,其中,所述样式信息可以包括在超声图像数据30中预期的图像对比度信息、图像强度信息、强度梯度。所述样式信息可以是例如在各自的超声图像中期望的三角形的两侧上的强度。与三维分割模型46的三角形中的每个相关联的信息被变换为二维分割模型50,使得每条线段52包括额外的信息并且能够相应地对准超声图像。因此,线段52例如不仅基于边缘检测来适配于图像数据,而且还对应地对准线段52的两侧上的图像强度。

[0068] 图5中示意性地示出了二维分割模型50的对准,其中,所述分割模型叠加并对准到超声图像数据30中的解剖目标。在另外的步骤中,提供了经注释的图像42,其中,每个像素被注释或被标记为某个解剖目标或特征,并且其中,经注释的图像42将被显示在显示单元20上。为了提高对准的精度,二维分割模型50的轮廓通过如图5中的箭头54示意性示出的轮廓的变形而适配于超声数据30。

[0069] 因此,分割模型能够以低计算工作量且在短时间范围内适配于超声图像数据30,使得实况超声图像数据也能够用于对视场中的解剖目标的特征的定义或注释。

[0070] 在图6中,三维分割模型46被示为三角形47的三维网格,其中,每个三角形47包括

用于对图像数据的各自的对准的不同的解剖信息、样式信息和/或边界信息。基于该详细的三维分割模型46,导出二维分割模型50,并且其轮廓能够与超声数据30中的各自的样式对准并且被重叠,以便提供如图7所示的经注释的图像42。

[0071] 在图8中,示意性流程图图示了用于对超声采集单元14的视场29中的解剖目标进行分割的方法。该方法一般用60来指代。方法60在步骤62处开始。在步骤64处,预定义三维模型被提供给分割单元36,并且在步骤66处,分割单元36基于从数据库40或成像装置40接收的三维医学图像数据来适配预定义三维分割模型。作为将预定义分割模型适配于从三维医学图像数据导出的患者12的各自的解剖特征的结果,确定三维分割模型46。

[0072] 在步骤68中,图像处理器34从分割单元36接收经适配的三维分割模型46并且从位置确定单元18接收分割平面48,并且通过对经适配的三维分割模型46进行切割或相交来确定二维分割模型50。在步骤70处,换能器阵列26捕获超声数据30并将超声数据30提供给图像处理器34,其中,在步骤72处图像处理器34将经适配的二维分割模型50与超声图像数据30进行组合。在步骤74处,图像处理器34基于超声数据30中的样式检测将二维分割模型50适配于超声数据30中的解剖目标,并将经如此适配的分割模型与图像数据组合到经注释或经标记的图像42,其中,在步骤76中,经注释的图像数据42由显示单元20显示。在步骤78处,方法60结束。

[0073] 因此,超声探头14的视场29中的解剖目标能够以低计算工作量和减少的消耗时间被识别,使得能够在实况超声图像中分割解剖目标。

[0074] 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。

[0075] 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。单个元件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。

[0076] 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。

[0077] 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。

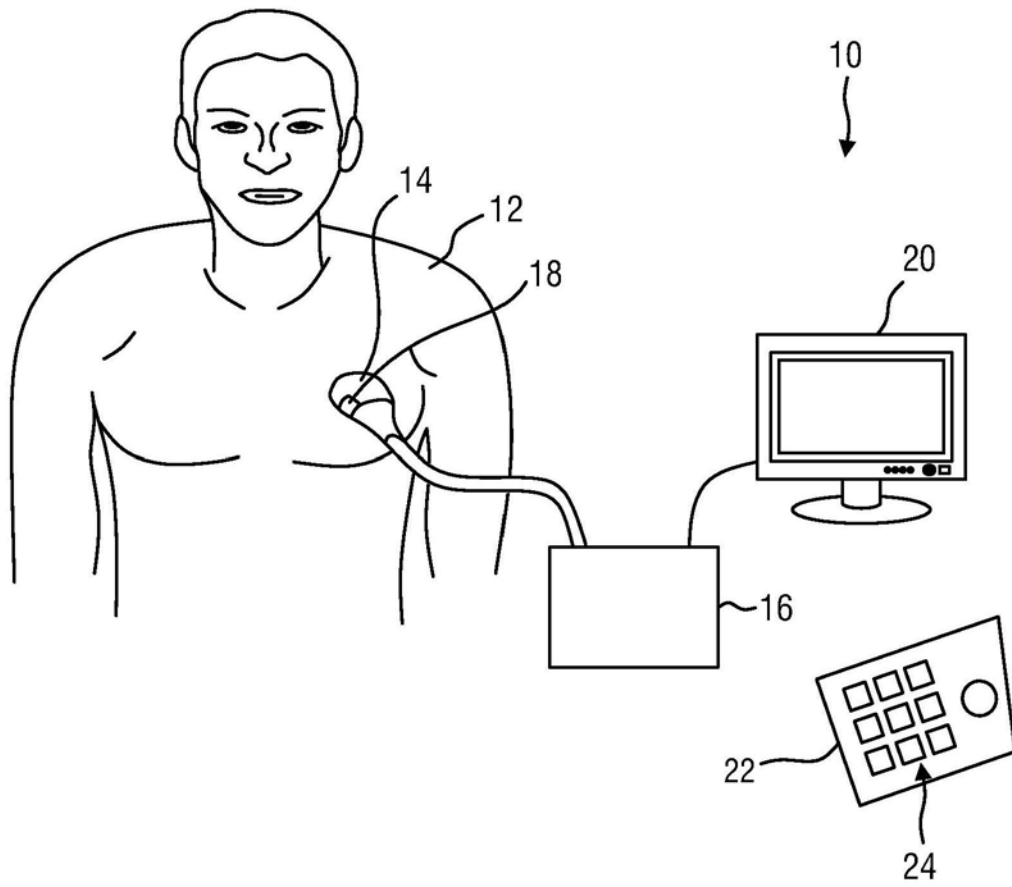


图1

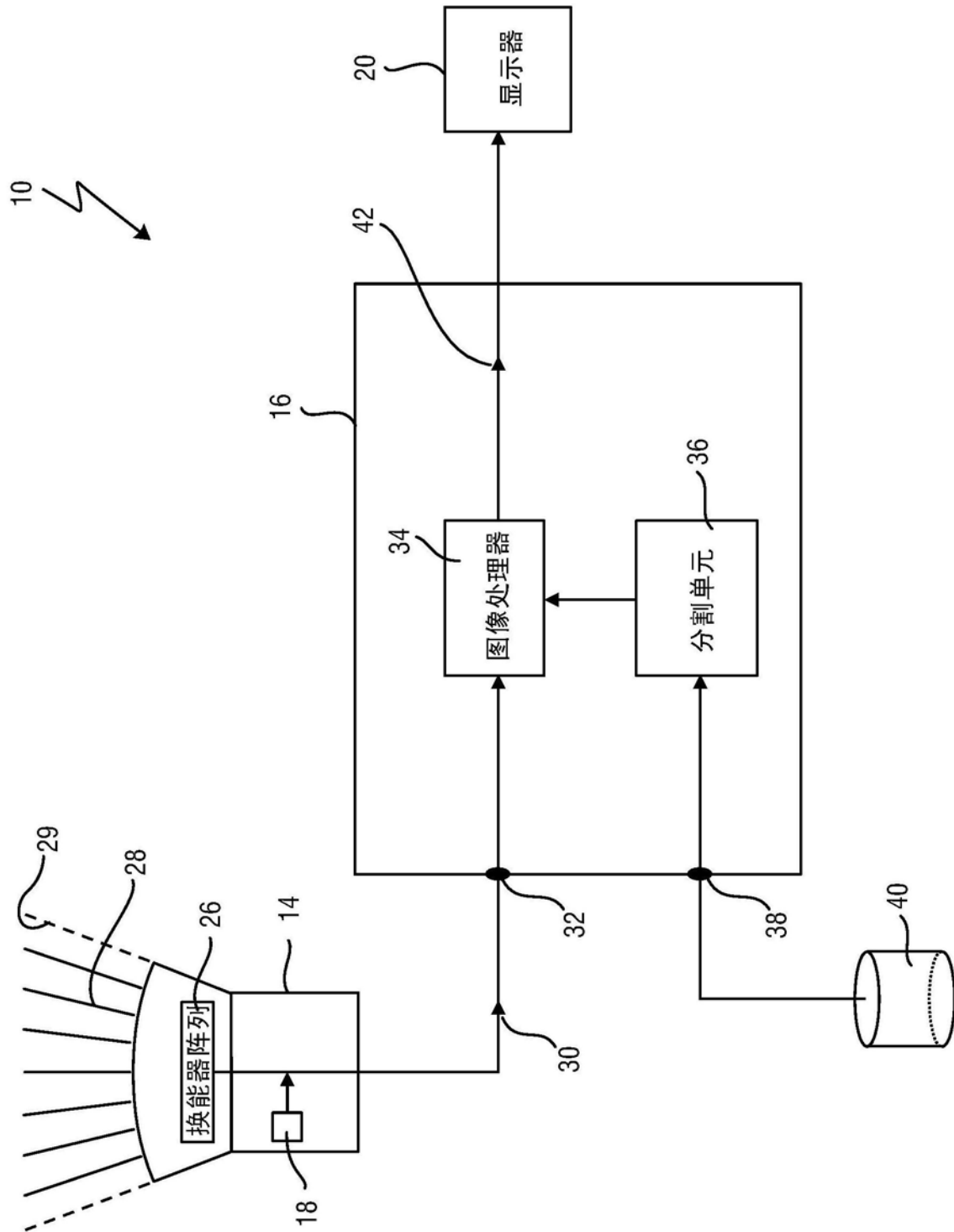


图2

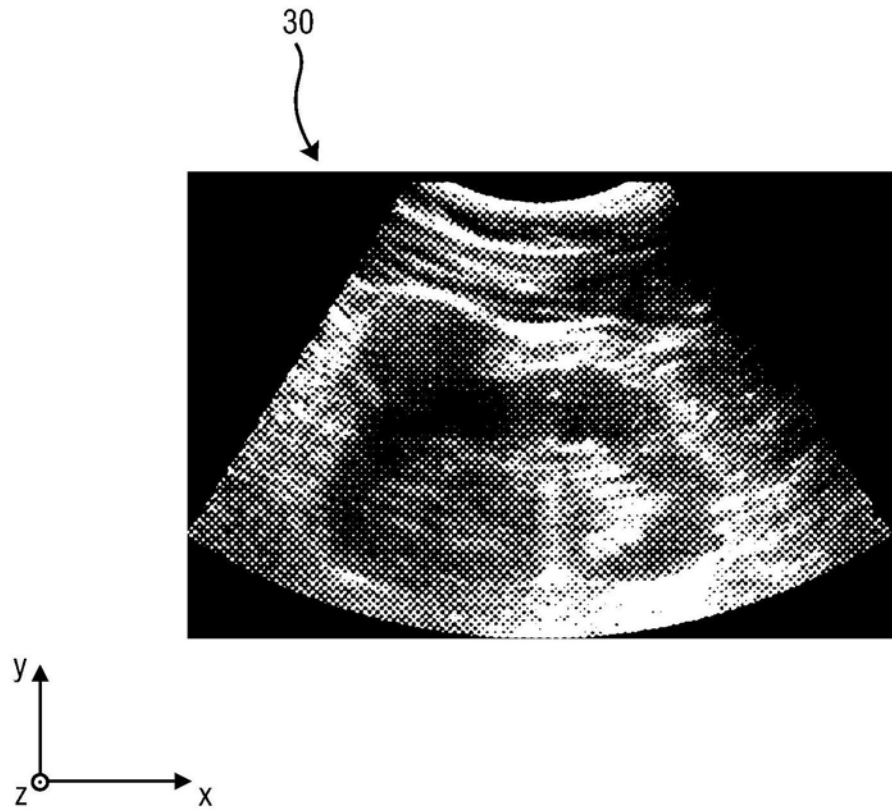


图3

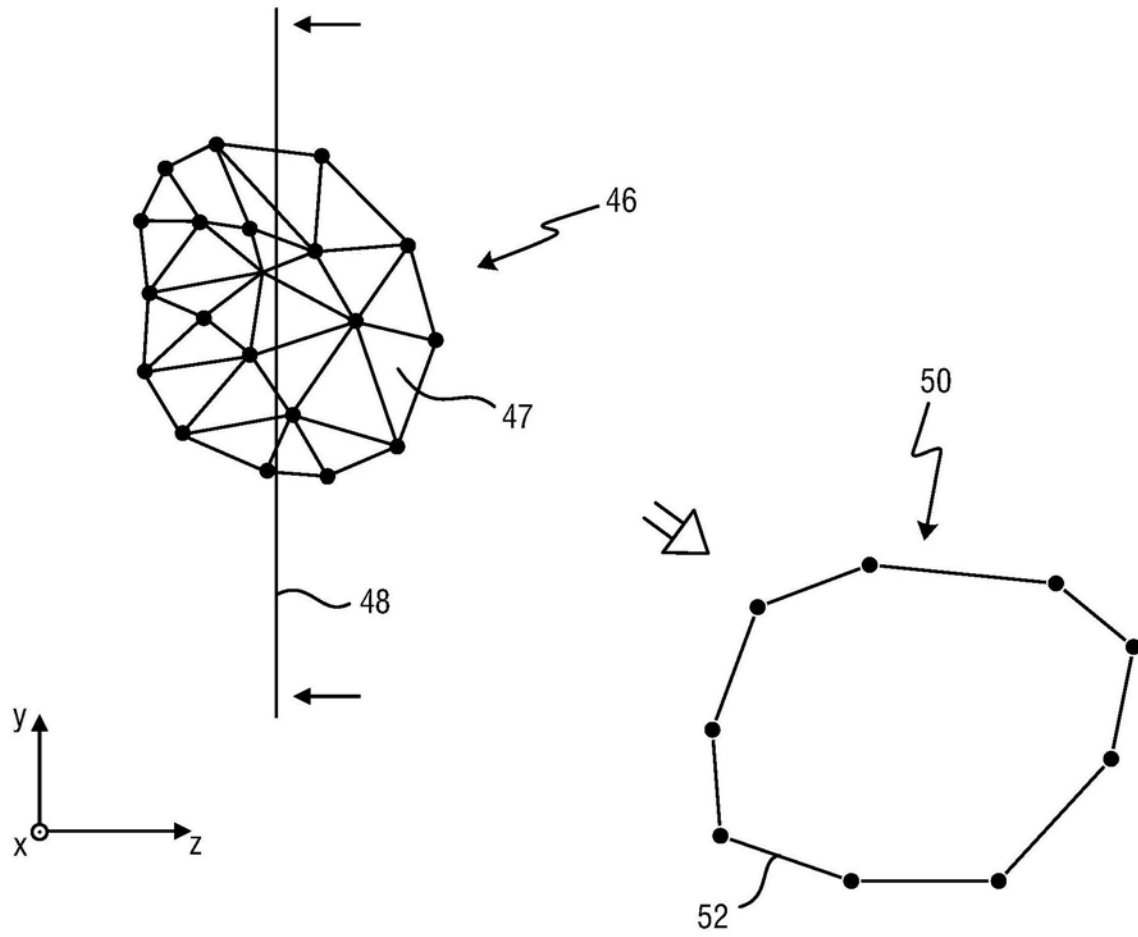


图4

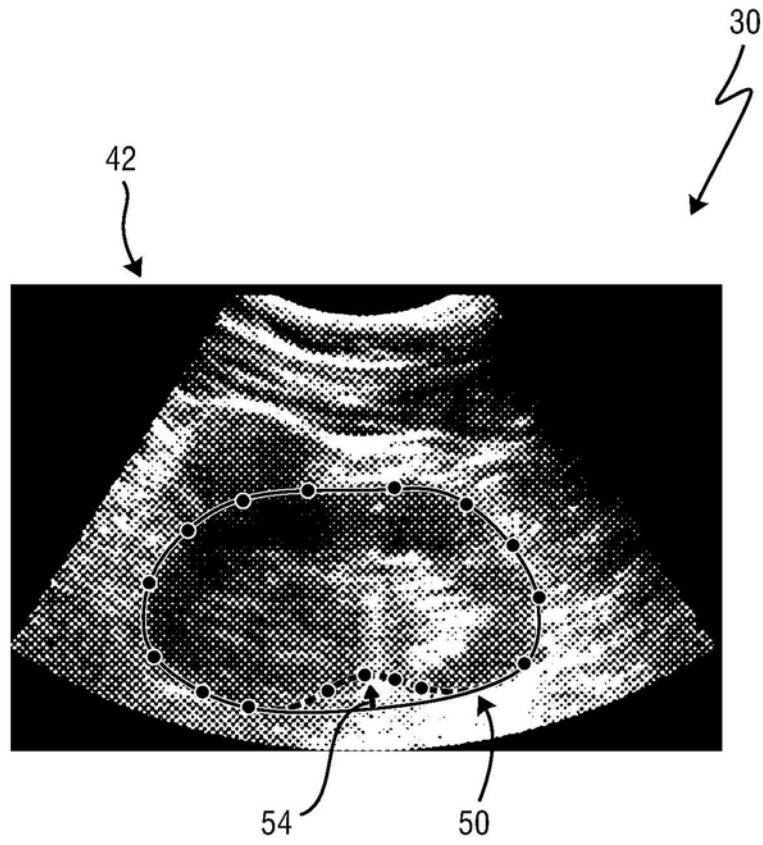


图5

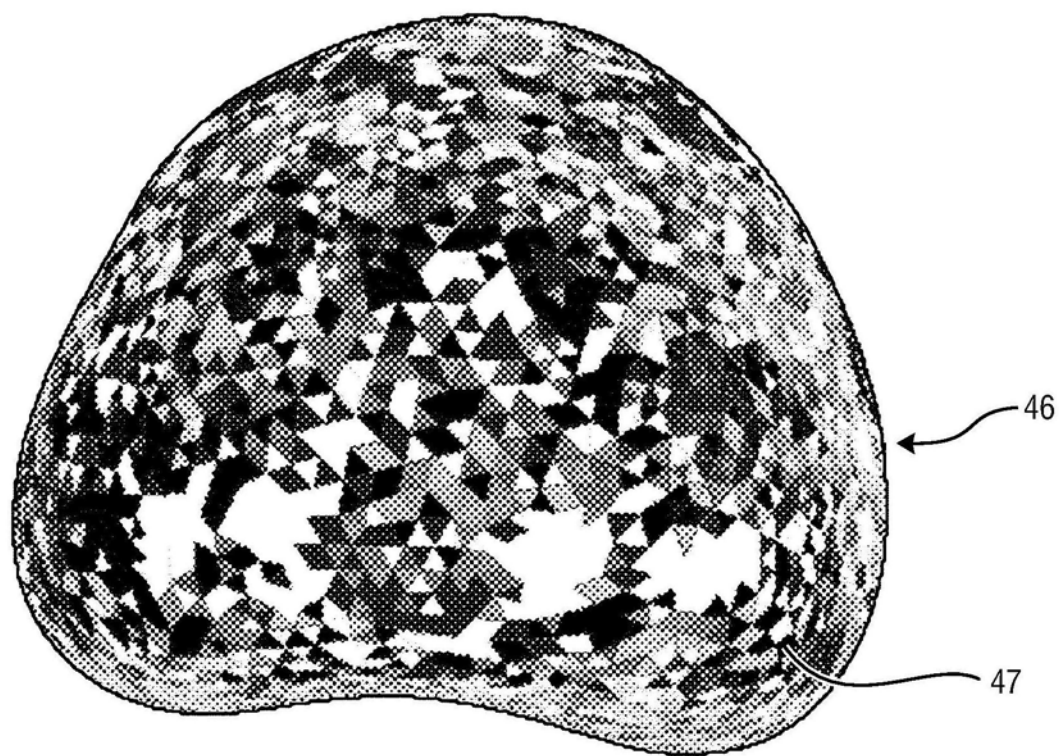


图6

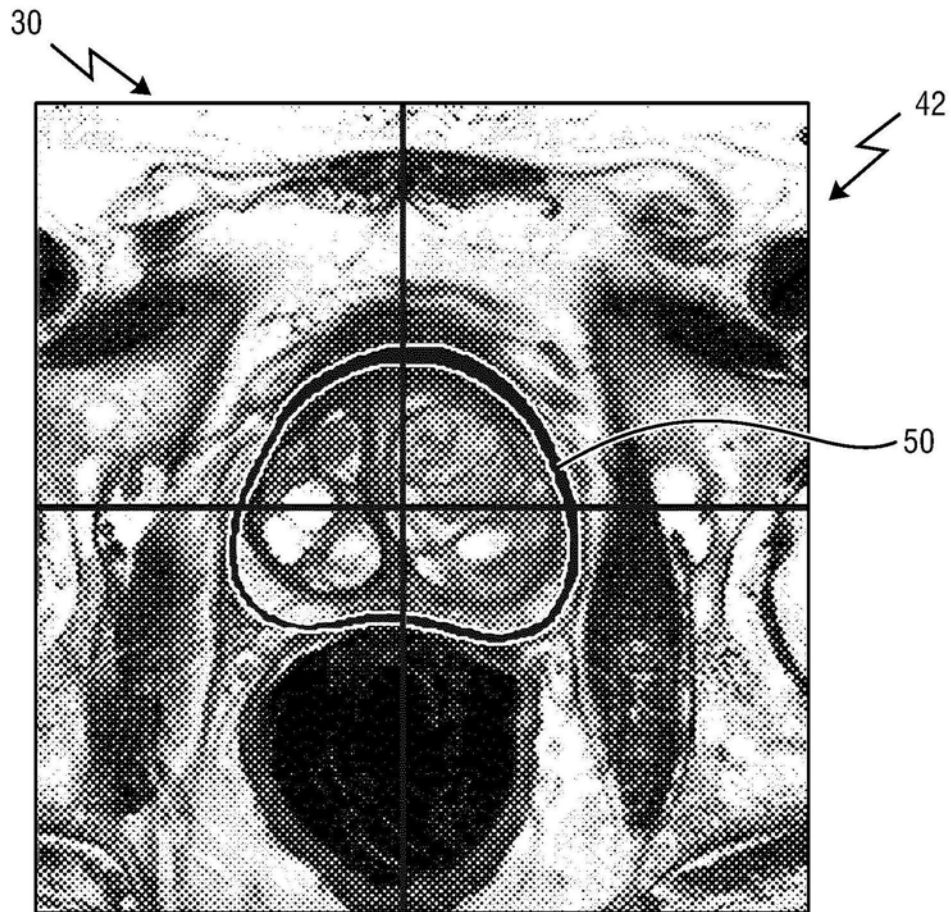


图7

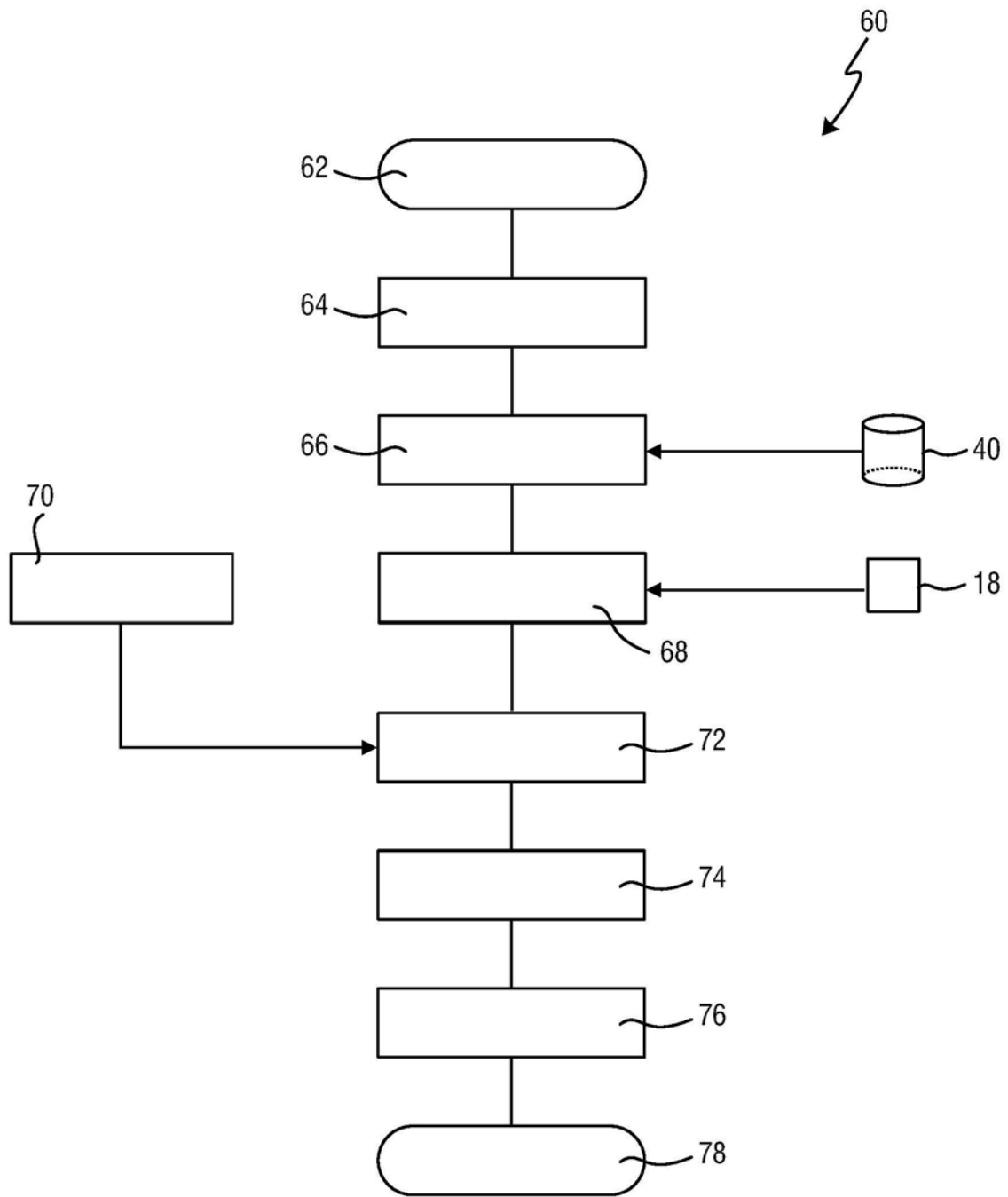


图8

专利名称(译)	用于分割解剖目标的超声成像装置和方法		
公开(公告)号	CN107106128B	公开(公告)日	2020-07-03
申请号	CN201680005093.4	申请日	2016-01-04
[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	J彼得斯 AM塔赫玛塞比马拉古奥施 J威斯 C比格尔		
发明人	J·彼得斯 A·M·塔赫玛塞比马拉古奥施 J·威斯 C·比格尔		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 G06T7/12 G06T7/149		
代理人(译)	王英		
优先权	2015152964 2015-01-29 EP 62/100136 2015-01-06 US		
其他公开文献	CN107106128A		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

公开了一种用于在图像引导的介入期间对超声采集单元(14)的视场(29)中的解剖目标进行分割的超声成像装置(10)。所述超声成像装置包括：数据接口(32)，其被配置为从所述超声采集单元接收所述视场中的目标在图像平面中的、被提供为实况图像数据的连续的二维超声数据流(30)，并且被配置为从分割单元(36)接收三维分割模型(46)作为所述目标的三维表示；图像处理器(34)，其被配置为基于所述三维分割模型和分割平面(48)来确定二维分割模型(50)，其中，所述分割平面与所述连续的二维超声数据流的图像平面彼此对应。所述图像处理器被配置为基于样式检测将所述二维分割模型的轮廓适配于所述连续的二维超声数据流，并且其中，所述图像处理器被配置为基于所述连续的二维超声数据流和与所述连续的二维超声数据流对准的经适配的分割模型来提供经注释的二维实况图像数据(42)。

