



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105407811 B

(45)授权公告日 2020.01.10

(21)申请号 201480042479.3

(22)申请日 2014.05.28

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105407811 A

(43)申请公布日 2016.03.16

(30)优先权数据
13169579.3 2013.05.28 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.01.27

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2014/061106 2014.05.28

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/191479 EN 2014.12.04

(73)专利权人 伯尔尼大学
地址 瑞士伯尔尼
专利权人 卡斯内森有限公司

(72)发明人 德尔菲娜·里贝斯

马蒂亚斯·彼得汉斯
斯特凡·韦伯

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

代理人 曾贤伟 郝庆芬

(51)Int.Cl.
A61B 8/14(2006.01)
A61B 8/00(2006.01)
A61B 8/08(2006.01)

(56)对比文件
US 2011021914 A1,2011.01.27,
US 2010260398 A1,2010.10.14,
US 2010298704 A1,2010.11.25,
CN 101474083 A,2009.07.08,
CN 102300505 A,2011.12.28,
CN 102982314 A,2013.03.20,
WO 2012073164 A1,2012.06.07,

审查员 赵秋芬

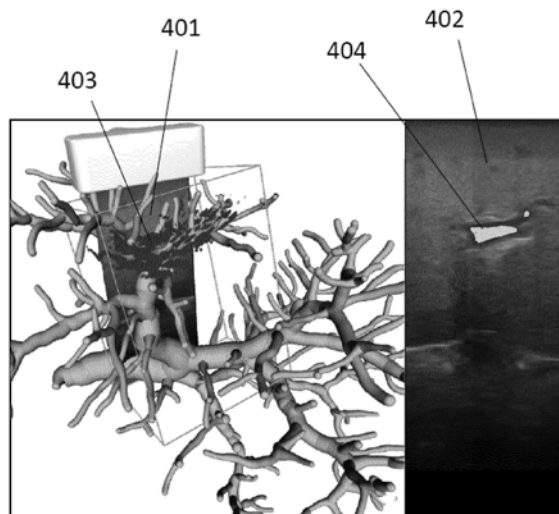
权利要求书4页 说明书16页 附图6页

(54)发明名称

用于超声图像的3D获取的方法和系统

(57)摘要

本发明涉及3D超声图像获取的方法以及实施该方法的系统。提出的方法检测当前超声图像(401,402)是否在感兴趣体(301)中具有至少一个像素,其中在当前图像(401,402)在感兴趣体(301)中没有像素的情况下,丢弃当前图像(401,402),否则当前超声图像(401,402)被分割并且被组合到在显示器(101)上实时显示并且特别地重叠在显示的预获取图像(305)上的、要被生成的所述3D模型(403)上,其中特别地在新的当前超声图像(401,402)被组合到3D模型(403)的情况下,更新显示器(101)上显示的3D模型(403)。另外,在超声图像(401,402)获取后计算要生成的3D模型(403)的质量测量,当所述质量测量达到预定义水平时结束所述超声图像(401,402)的所述获取。



1. 一种用于3D超声图像获取和注册3D模型至预获取3D图像的方法,包括步骤:
 - 提供对象(110)的预获取3D图像(305),
 - 在显示器(101)上显示所述预获取3D图像(305),
 - 在所述预获取3D图像(305)中选择对象(110)的感兴趣体(301),
 - 当如期望的选择或调节感兴趣体(301)的空间位置时:触发在所述感兴趣体(301)中的超声图像(401,402)的获取以便在所述感兴趣体(301)中生成所述对象(110)的3D模型(403),并且
 - 在沿着感兴趣体(301)针对所述对象(110)移动超声探针(103)的同时,通过感兴趣体(301)中的所述超声探针(103)获取多个超声图像(401,402)用于生成所述3D模型(403),并且
 - 检查当前超声图像(401,402)是否在感兴趣体(301)中具有至少一个像素,其中在当前图像(401,402)在感兴趣体(301)中没有像素的情况下,丢弃当前图像(401,402),其中否则当前超声图像(401,402)被分割并且组合到要生成的所述3D模型(403),并且
 - 根据所述超声图像(401,402)的所述获取确定用于要生成的3D模型(403)的质量测量,其中当所述质量测量被满足或者已达到预定义水平时结束所述超声图像(401,402)的所述获取,
 - 将生成的3D模型(403)注册到预获取3D图像(305);
 - 执行初始注册,用以在显示器(101)上正确显示针对预获取3D图像(305)的3D模型(403)、获取的当前超声图像(401,402)和/或感兴趣体(301)的位置,其中初始注册包括步骤:在预获取图像(305)的坐标系统中选择点,计算在此位置的期望超声图像,在超声探针(103)的空间固定或患者固定坐标系统中追踪超声探针(103)的情况下获取对象(110)的对应超声图像(401,402),并且在使用期望的超声图像的所述坐标系统和获取的超声图像(401,402)之间确定注册转换。
2. 根据权利要求1的方法,其中在第一步骤中获取所述提供的预获取3D图像,并且其中在稍后时间执行的单独的的第二步骤中获取所述多个超声图像。
3. 根据权利要求1或2的方法,其中通过使用不同于超声的成像方法获取所述提供的预获取3D图像。
4. 根据权利要求1的方法,其中所述质量测量是基于来自所述预获取3D图像的患者特异性数据的标准。
5. 根据权利要求1的方法,其中所述质量测量是以下各项中的至少一个:
 - 在感兴趣体(301)内扫描的单个超声图像(401,402)的数量,
 - 在感兴趣体(301)内的获取的超声图像(401,402)的密度,
 - 图像特征的数量和/或分布,
 - 扫描超声图像(401,402)所需的时间。
6. 根据权利要求5的方法,其中根据在感兴趣体(301)中的患者特异性解剖来选择所述数量和/或分布。
7. 根据权利要求1的方法,其中基于预获取3D图像,引导获取所述多个超声图像的用户将超声探针(103)移动到期望图像特征的位置,以便提供将生成的3D模型注册到预获取3D图像(305)的充足的数据集。

8. 根据权利要求1的方法,其特征在于通过将生成的3D模型(403)的至少一个特征,与预获取3D图像(305)的对应特征匹配,并且通过使用在空间固定或患者固定坐标系统中的所述至少一个特征的坐标以及在预获取3D图像(305)的坐标系统中所述对应特征的坐标来确定在预获取3D图像(305)的坐标系统和超声探针(103)的空间固定或患者固定坐标系统之间的注册转换,从而将生成的3D模型(403)注册到预获取3D图像(305),其中在追踪超声探针(103)的帮助获取3D模型的所述至少一个特征在空间固定或患者固定系统中的坐标。

9. 根据权利要求1的方法,其中通过所述超声探针(103)来执行所述触发。

10. 根据权利要求1的方法,其中在所述显示器(101)上实时显示当前图像(401,402),其中当前图像在所述显示器上被二维地(402)显示和/或三维地(401)显示,其中在显示的预获取3D图像(305)上重叠所述三维显示的当前超声图像,或者在当前二维图像上重叠预获取3D图像的内容。

11. 根据权利要求1的方法,其中在所述显示器(101)上实时显示用于或将要用于将3D模型(403)注册到预获取3D图像(305)的3D模型的特征。

12. 根据权利要求1的方法,其中3D模型在显示器(101)上实时显示并且被重叠在显示的预获取3D图像(305)上,其中在新的当前超声图像(401,402)被组合到3D模型(403)的情况下,更新在显示器(101)上显示的3D模型(403)。

13. 根据权利要求1的方法,其特征不在于,对于未丢弃的当前超声图像(401,402)实施伪影检测,其中在当前超声图像中检测到伪影的情况下丢弃此当前超声图像,并且其中基于预获取3D图像的患者特异性特征计算伪影概率。

14. 根据权利要求1的方法,其特征不在于使用图像特征的概率性评定实施单个当前超声图像(401,402)的所述分割,该图像特征是器官边界、器官薄壁组织和/或血管系统,其中所述概率性评定使用预获取3D图像的患者特异性特征。

15. 根据权利要求13的方法,其特征不在于并行实施所述伪影检测和所述分割,其中所述伪影检测直接地使用当前超声图像(401,402)的单个内容或者当前超声的检测的内容,并且其中各个算法反复地相互交互。

16. 根据权利要求1的方法,其特征不在于引导信息在所述显示器(101)上被显示和/或通过声音被提供到用户(100),用以关于定位和/或移动超声探针(103)而协助和/或引导用户(100),其中通过基于所述预获取3D图像和3D模型的获取的特征的反馈来提供所述引导信息。

17. 根据权利要求1的方法,其特征不在于通过基于光学、机电或机械测量准则使用坐标测量系统取得绝对空间图像坐标和/或通过分析后续图像中图像特征的相对移位取得相关图像坐标,来追踪超声探针(103)。

18. 根据权利要求1的方法,其中在选择所述预获取3D图像(305)中的对象(110)的感兴趣体(301)之后,通过对应地针对对象(110)定位超声探针(103)来调节针对所述预获取3D图像(305)的所述感兴趣体(301)的空间位置。

19. 根据权利要求1的方法,其中可视化针对所述预获取3D图像(305)的所述显示器(101)上的所述感兴趣体(301)的当前空间位置。

20. 根据权利要求19的方法,其中在显示的预获取3D图像(305)上重叠感兴趣体(301)的可视化。

21. 根据权利要求19或20的方法,其中使用所述超声探针(103)的当前空间位置更新在所述显示器(101)上感兴趣体(301)的可视化,使用追踪系统(102)来确定超声探针(103)的当前空间位置。

22. 根据权利要求16的方法,其特征在于所述引导信息包括在显示器(101)上的至少一个或若干立方网格的虚拟可视化,在预获取3D图像上显示其网格,其中具体颜色表示定义的组织结构和/或解剖结构。

23. 根据权利要求1的方法,其特征在于在所述分割之后,使用关于对象(110)的先验信息或来自预获取3D图像的患者特异性特征来插补当前超声图像(401,402)中的丢失信息。

24. 根据权利要求1的方法,其中在所述分割之后,使用关于脉管结构,对象或病灶中感兴趣的解剖结构和/或其他已知解剖结构的几何形状的分布的队列特异性和/或统计信息来插补当前超声图像(401,402)中的丢失信息。

25. 根据权利要求1的方法,其特征在于基于不同于超声的成像方法并且基于与3D模型相较的不同坐标系统将生成的3D模型(403)与预获取3D图像(305)校准,以便针对预获取或动态更新信息内容,针对均匀性和/或解析度的参数来显示3D模型生成的进展的当前水平。

26. 根据权利要求1的方法,其特征在于在显示器(101)上的3D模型(403)的可视化使用静态或动态颜色映射,指示当前检测和分析的解剖结构或指示3D图像的特定区域中的经验特征和信息穴。

27. 根据权利要求1的方法,其特征在于预获取3D图像(305)是计算机断层摄影或磁共振图像。

28. 根据权利要求5的方法,其特征在于,所述图像特征的数量和/或分布是在感兴趣体(301)中的分割的解剖结构的数量。

29. 根据权利要求8的方法,其特征在于,所述预获取3D图像(305)是术前获取的3D图像。

30. 根据权利要求9的方法,其特征在于,通过所述超声探针(103),来执行所述触发是通过使用在对象(110)的表面上的超声探针(103)的定义的姿势或具体移动来执行所述触发。

31. 根据权利要求16的方法,其特征在于,引导信息通过声音被提供到用户(100)为通过语音将所述引导信息提供到用户(100)。

32. 根据权利要求19所述的方法,其特征在于,所述可视化为实时可视化。

33. 一种用于执行前述权利要求任一项的方法的系统,包括

-与数据处理系统(105)连接的超声探针(103),该数据处理系统(105)包括用于控制所述超声探针(103)的控制单元(107)、计算机(106)和连接于所述计算机(106)用于显示信息的显示器(101),以及

-用于追踪超声探针(103)的空间位置的追踪系统(102),追踪系统(102)包括被布置在超声探针(103)上或者超声探针(103)中的、用于检测超声探针(103)的空间位置的一个或若干的位置传感器(108),其中

-数据处理系统(105)被设计为自动检查使用超声探针(103)获取的对象(110)的当前超声图像(401,402)在对象(110)的预获取3D图像的预选择感兴趣体(301)中是否具有至少

一个像素,其中在当前图像(401,402)在感兴趣体(301)中不具有像素的情况下,数据处理系统(105)被设计为丢弃当前图像(401,402),其中否则数据处理系统(105)被设计为自动分割当前超声图像(401,402)并且将其组合到3D模型(403),并且其中数据处理系统(105)被设计为确定要生成的3D模型(403)的质量测量,根据使用超声探针(103)的超声图像(401,402)的获取确定要生成的3D模型(403)的质量测量,其中数据处理系统(105)被设计为当所述质量测量达到预定义水平或动态定义水平时结束3D模型的超声图像的获取,其中所述质量测量是以下各项中的至少一个:在感兴趣体(301)内扫描的单个超声图像(401,402)的数量,在感兴趣体(301)内获取的超声图像(401,402)的密度,具体图像特征的分布和/或数量,以及超声图像(401,402)的获取所需的时间。

34.如权利要求33所述的系统,其特征在于,所述具体图像特征的分布和/或数量为在感兴趣体(301)中分割的解剖结构的数量或者期望的特征的患者特异性数量。

用于超声图像的3D获取的方法和系统

[0001] 说明书

[0002] 本发明涉及在生物软组织的超声 (US) 成像中使用的方法和系统。更具体地,其涉及具有向用户交互实时反馈的US获取协议。方法允许对用于(不限于)图像引导的手术或诊断干预以及在此期间的感兴趣的特定的解剖结构的快速和准确的成像和定位。尤其是内部器官,诸如肝脏。另外,本发明确保特别是对于诊断、分割(例如将数字图像分割为与诸如血管等成像对象的特征对应的两个或更多的区域)和登记的进一步图像处理的满意图像内容。

背景技术

[0003] 由于基于解剖结构的3D表示的应用的高潜能,三维(3D)超声成像被增加使用并且变得在临床环境中广泛地使用。在传统的二维(2D)超声成像中,医师在用手移动超声换能器的同时在感兴趣的区域获取一系列图像。基于所使用的动作模式和内容,他随后执行基础解剖的心理上的3D重建。这种心理过程具有各种缺点:丢失定量信息(解剖结构之间的距离、与其他器官相关的准确位置之间的距离等)以及结果3D信息依赖于并且仅被知晓于执行扫描的医师。

[0004] 使用3D超声(US)成像以及图像数据的适当处理显著地帮助消除上述缺陷。3D回波描记术(echography)的另外的益处如下:在3D体中保留了在所谓的2D切片当中的空间关系,其允许由另一个医师预先记录的超声图像的离线检测。使用所谓的任意平面切片技术,由于被患者的其他结构施加的几何约束导致不能被获取的图像平面现在可以被容易地渲染。另外,可以通过体可视化以及准确体评估[1]大大改善诊断任务。

[0005] 使用复杂的超声系统获取3D US-图像,在各种专利申请中对其进行了描述。主要存在两个方法获得3D数据:其一是使用允许扫描感兴趣体的2D相位阵列探针,另一个是从使用在感兴趣区域上移动的标准超声获取的一系列2D图像重建3D体。

[0006] 2D相位阵列探针技术使用压电元件的二维阵列。通过电气地导引阵列元件来扫描体。已经介绍专用3D US探针用于主要在产科和心脏成像中的实时3D体获取。典型的设备示例是 **Voluson® 730** (GE医疗系统) 和 **iU22®** (飞利浦医疗系统, Bothell, WA, USA)。两个系统都旨在所有空间方向(轴向、横向和立向)上生成具有典型40体每秒的高获取率的高质量3D US图像。使用这种技术可以获得完整填充的3D体。

[0007] 此技术的主要缺点是视野被探针的尺寸限制并且如此的探针昂贵并且只存在于高端超声设备中。一个替代是如[2]、[3]所提议的、从一系列2D图像中组合3D扫描。这种技术使用标准超声探针(1-D压电阵列)以及扫描感兴趣区域的不同方法(探针解译、探针旋转、使用探针位置追踪的自由臂扫描)。用于3D图像的超声系统、探针和方法是现有技术并且在[4-10]中被描述。在所谓自由臂超声探针的情况下,需要自由臂超声校准[11]。为了确保均匀并且完全填满3D体,可以使用均匀速度、相等方向和角度执行数据获取,如[6]所述。为了克服获取伪影,复杂的重建以及组合算法已经在US6012458A and [12]中作为示例被描述。

[0008] 3D超声的新兴应用是其使用在操纵软组织手术的登记中。手术操纵系统用于基于3D图像数据引导医师,经常在手术之前在计算机断层摄影(CT)或磁共振成像(MRI)中获取3D图像数据。因为软组织在成像和手术之间的时间中可以变形和移动,所以需要附加手术期间信息数据以将手术前图像数据扭曲(登记)到做手术的患者。作为实时、非侵入和通常可获取的,超声成像是用于获取如此手术期间数据的有前途的形态。如上述,尤其3D超声成像很适合获取这样在器官动作和变形上的信息。

[0009] 所有3D超声获取技术面临的共同挑战是图像质量上的变化和指示对于进一步的图像处理(诸如诊断、分割和登记)获取的数据是否充足的措施的缺乏。用于进一步处理的图像数据的适合性取决于图像内容,感兴趣的结构和背景之间的对比、图像中存在的伪影的数量以及图像均匀性和体扫描的密度。一旦完成扫描或者回顾进一步处理(例如在导引手术中获取3D数据集、以及尝试注册以及分析注册结果)的结果后,执行扫描的用户就经常访问所有这些因素。如果扫描的结果是不充足的,则需要重复整个获取处理-这浪费时间并且是冗长的,因为其不确定是否扫描的反复导向更好的结果。

[0010] 用于在超声获取期间引导/反馈的现有技术的可用状态可以被分类为

[0011] -用于获取期望的图像内容的引导

[0012] -用于定期换能动作的引导

[0013] -基于解剖学的通用模型的3D成像的引导

[0014] 如下面的附图所讨论的:

[0015] 用于获取期望的图像内容的引导

[0016] 在US 2012065510中所获取的B-模型的内容与期望的图像的模型比较以便训练用户获取解剖结果的期望视图。对于每个获取的图像计算期望目标图像的配合质量测量并且将其显示给用户。用户随后移动超声探针直到获取具有充足配合的图像。此方法提供了2D图像的图像质量的反馈但是没有提供如何改善图像质量的精确建议,也没有给出用于进一步处理的图像的使用性的指示。

[0017] 在US 2007016016中提出用于图像处理的通用交互助理。助理将所获取的图像与预先存储的目标图像比较。如果所获取的图像和目标图像的类似度不充足,则助理尝试推荐用于改善图像质量的动作。如先前讨论的专利中,直接比较两个图像的图像内容并且不考虑进一步处理步骤。

[0018] 用于定期换能动作的引导

[0019] 在US005645066中描述了用于引导自由臂3D扫描的系统。该方法训练用户在期望的感兴趣区域以常规速度移动以获得2D超声图像的常规间隔的组,其随后被组合为3D体。被图形地提供的反馈表示用户用于组合的图像缓冲的填充量组合,而没有调查图像质量或给出生成的3D图像体的任何信息。

[0020] 在US 2012108965中描述了用于教导用户执行用于弹性造影成像的正确的探针动作的方法。通过在US探针内部使用诸如加速计等传感器,其动作被测量并且与用于弹性造影成像的期望动作模式比较。系统随后向操作者提供可视或听觉型反馈以便促进正确的动作。此系统限制于在换能器空间内感应动作并且不提供针对图像内容的质量的任何反馈。

[0021] 在US 20090036775中描述了用于可视化腹腔镜检查超声成像期间的扫描进展的方法。基于换能器的方位测量,以3D显示所获取的超声图像并且如果扫描中存在空隙或如

果扫描速度过快或过慢则高亮显示超声图像周围的帧。这使得用户能够重新扫描缺失区域并且确保达到常规探针动作。如上述专利中,没有提供针对图像内容的反馈。

[0022] 基于解剖学的通用模型的3D成像的引导

[0023] 在EP1929956中描述了用于引导心脏超声的获取的装置。系统具体地显示具有3D解剖模型的US图像平面的交叉以便评估心脏上的数据获取中的进展。基本分析被因此限制为图像的几何位置并且不包括关于图像数据的后续使用的附加标准。

[0024] 在US20080187193中提出了形成用于US扫描的引导图像的装置。基于获取的一系列图像,选择最适合的3D形状模型并且将其显示到用户。此3D形状模型随后作用为用于相同结构的后续成像的引导图像。这使能系统扫描和重要解剖特征的高效定位。装置旨在向特定目标位置引导超声扫描但是不着眼于获得期望的、预定义质量的3D体图像。

[0025] 基于上述描述,本发明的基本问题是提供一种缓和3D超声数据集的获取,即对象(例如身体或身体部位,特别是患者的诸如肝脏的器官)的感兴趣体的3D模型,并且特别允许检查所获取的3D模型的质量以便能够确保获取的3D模型的具体进一步使用的方法和系统。

[0026] 通过具有权利要求1的特征的方法和具有权利要求15的特征的系统解决了此问题。在对应的子权利要求中分别声明了优选实施例并且描述如下。

[0027] 依据权利要求1根据本发明的方法包括步骤:提供对象(例如个人/患者的身体部位或身体,比如诸如肝脏的器官)的预先获取的3D图像或模型(即对应数据集),在显示器(例如,计算机的图像用户界面(GUI))上显示所述预获取图像,在所述预获取图像(例如,在具有与显示器连接的计算机的GUI帮助的显示器)中选择对象的感兴趣体(例如,应被检查的对象的特定体),并且特别地通过对应地针对对象(例如患者的身体上)定位超声(US)探针来针对所述预获取图像(的本地坐标系,例如)调节所述感兴趣体的空间位置,特别针对所述预获取图像在所述显示器上可视化所述感兴趣体(也表示为VOI)的当前空间位置,特别以实时,并且特别在所述显示器上显示通过超声波探针的方式在感兴趣体中以实时获取的当前(例如2D)超声图像,其中特别在显示的预获取3D图像上覆盖感兴趣体的可视化,并且特别地使用所述超声探针的当前空间位置在所述显示器上更新感兴趣体的可视化,特别地使用追踪系统确定其超声探针的当前空间位置(例如,在所谓空间固定、患者固定或相机坐标系中)。

[0028] 现在,当如计划选择或调节感兴趣体的空间位置时(随后VOI在感觉上保持不再被调节的静态),触发在所述感兴趣体中的超声图像的获取以便生成在所述感兴趣体中的所述对象的3D模型(即表示模型或可选地3D超声图像的对应数据集),其中特别通过所述超声探针的方式,特别通过针对对象(例如在感兴趣体上)的超声探针的预定姿态的具体运动,或超声探针的特定预定义位置或通过预定时期内不移动超声探针或者甚至自动地来执行所述触发;并且在沿着感兴趣体或在感兴趣体上移动超声探针(例如优选在对象的VOI中可以获取图像的对象上或者跨越该对象移动超声探针)的同时通过在用于生成所述3D模型的感兴趣体中的所述超声探针的方式获取(特别是术中)多个超声图像,其中在所述显示器上以实时特别显示当前图像,其中在所述显示器上以二维和/或三维(例如在显示器上表示的3D观察器中)显示当前图像,其中特别在显示的预获取图像上重叠所述三维显示当前超声图像,并且自动确定当前超声图像在感兴趣体是否具有像素,其中在当前图像在感兴趣体

中没有像素的情况下,自动丢弃当前图像(即没有组成到3D模型/超声图像中),否则(即当图像在VOI中具有像素或体素时)分割当前超声图像并且将其组成到要生成的、在显示器上实时显示的所述3D模型并且特别地被重叠到显示的预获取图像上,其中特别在将新的当前超声图像组成到3D模型的情况下,更新显示器上的显示的3D模型并且在所述获取所述超声图像时自动确定用于要生成的3D模型的质量测量,其中一旦所述质量测量已经达到预定水平,就结束所述获取所述超声图像,其中特别地所述质量测量至少是其中之一:在感兴趣体中扫描的单个(2D)超声图像的数量,在感兴趣体中获取的超声图像的(3D)密度(例如在扫描的像素或体素以及VOI的像素或体素的数量(即VOI体)之间的比率),具体图像特征的数量和/或分布,特别是在感兴趣体(例如,诸如肿瘤、血管等)中分割的解剖结构的数量,以及用于扫描超声图像的定时。也可以应用其他标准。

[0029] 例如,在获取的(2D)超声图像超过预定数量的情况下停止获取,或者在VOI中的2D超声图像的密度超过预定密度值的情况下停止获取,或者在检测到具体图像特征的特定数量和/或分布的情况下停止获取,或者在预定时期后(认定在此时期中VOI被充足地取样)停止获取。

[0030] 在获取超声图像之后,优选将生成的3D模型注册到预获取的3D图像。

[0031] 因此,特殊地,本方法允许交互地通过图像注册的目的获取超声图像,即图像形态之间的融合。由于如此的融合,可以使用治疗室之外获取的更细节的信息(例如具有检测的小血管的更少数量以及在治疗期间更小对比的超声图像与高解析度术前CT或MRI融合)增强在治疗期间获取的图像。特别地,本发明旨在构建图像获取框架,其不仅旨在获取患者的高分辨率图像,而且旨在获取技术信息,其使能所述融合。优选地,使用来自术前数据(通常来自具有比超声更佳细节水平的其他形态)的患者特异性、先验知识,引导用户获取在预获取数据和获取的当前数据之间执行注册所需的图像/特征。

[0032] 根据优选实施例,在第一项中获取所述提供的预获取3D图像,而在后续时间实施的独立的第二项中获取所述多个超声图像。第一项可以是在第二项,例如手术/干预,之前的数小时/日/周。

[0033] 特别是在两项之间的时期是至少1小时、至少12小时、至少一天或至少一周。

[0034] 依据根据本发明的方法的另外的实施例,通过使用不同于超声的成像方法获取所述提供的预获取3D图像。

[0035] 依据根据本发明的方法的另外的实施例,所述质量测量是基于来自所述预获取3D图像的患者特异性数据的标准。

[0036] 依据根据本发明的方法的另外的实施例,取决于感兴趣体中患者特异性的解剖来选择所述数量和/或分布。

[0037] 根据本发明的另外的实施例,引导获取所述多个超声图像的用户将超声探针移动到基于预获取的3D图像期望其图像特征的位置,特别以便提供充足的数据集用于将生成的3D模型注册到预获取的3D图像。

[0038] 根据本发明的实施例,VOI不需使用超声探针导向,而通过将US探针放置于特定位置被定义。

[0039] 另外,将超声(US)图像“重叠”到预获取的3D图像或模型上特别表明在预获取图像中的位置显示US图像的至少一部分或所述US图像以便US图像的特征的内容被校准或者与

预获取图像的特征的对应内容匹配。US图像可以从而补充预获取图像的内容或者特征,反之亦然。另外,US图像可以从而覆盖预获取3D图像的部分。在VOI的情况下,重叠特别表明在预获取3D图像中显示VOI(即3D盒等)的可视化,特别例如与在空间固定(或患者固定或相机)坐标系统中超声探针的位置对应的适当位置。

[0040] 因此,此处描述的发明引导用户获取超声模型/数据集,其满足用于进一步处理的需要。通过在线、实时分析和显示获取的3D模型并且通过针对后续处理需要的图像质量/内容的量化评估来提供引导。

[0041] 为了完成针对所述预获取图像的所述感兴趣体的空间位置的所述调节,以及将感兴趣体的可视化重叠到显示的预获取图像上,以及将所述三维显示的当前超声图像重叠到显示的预获取图像上,或者为了完成检查当前超声图像是否在感兴趣体中具有至少一个像素,以及将3D模型重叠到显示的预获取图像上,优选执行初始注册(给出至少粗略校准)。这允许人(至少近似地)在正确位置的预获取3D图像中或3D图像上显示US图像、VOI等以便将所显示的US图像的特征或内容与对应预获取3D图像或模型的特征或内容校准。

[0042] 特别地初始注册可以是基于界标的注册,其中用户在预获取3D图像(例如虚拟肝脏模型)中例如选择四个点并且随后使用追踪工具触摸它们(为了获取相机、患者固定或空间固定坐标系统中的点)。适当的算法随后自动计算注册转换。

[0043] 可选地,或者以组合方式可以实施基于超声的初始注册,该处用户在预获取3D图像(例如虚拟肝脏表面)中选择点,他想要在该处放置超声探针。随后,使用预获取3D图像模拟在那个位置的期望的超声图像并且用户在患者(对象)上使用校准的超声探针以获取患者中的相同图像(由此,在相机、患者固定或空间固定坐标系统中)。基于模拟的虚拟图像和获取的实际图像,自动计算初始注册转换。在这一点上,校准的超声探针是这样的超声探针:空间固定(或患者固定、或相机)的坐标系统中的获取图像的位置与超声探针的(位置传感器的)位置之间的联系是已知的,以便知晓超声探针的位置意味着知晓空间固定(或患者固定或相机)坐标系统中的获取的超声图像的位置。

[0044] 在根据本发明的方法的优选实施例中,生成的3D模型被自动地注册到预获取的、特别是术前获取的3D图像,特别是通过将生成的3D模型的一个或若干特征(通过追踪超声探针的帮助获取空间固定(或患者固定或相机)坐标系统中的其坐标)与预获取3D图像的一个或若干对应特征匹配,并且特别地使用在各自坐标系统中的所述对应特征和所述特征的坐标,通过在超声探针的空间固定(或患者固定或相机)的坐标系统和预获取的3D图像的坐标系统之间自动确定注册转换。

[0045] 换言之,根据本法的本发明的上下文中,用户定义了感兴趣体(VOI),其中应执行注册。VOI的定义是通过在虚拟模型(即预获取图像)上点击或如上所述通过使用超声探针的姿态交互地放置VOI而被执行的(如果使用姿态,则上述校准或初始注册被用于在虚拟模型上显示探针的位置(即虚拟模型被映射到相机或空间固定或患者固定坐标系统)。也能够基于在上述初始注册中选择的界标定义VOI(在界标周围)。一旦定义了VOI,则自动或者通过姿态启动获取。如上述反馈回路引导盒(VOI)中超声图像的获取。一旦获取足够数据,就计算注册。

[0046] 一旦完成该基于超声的注册,就知晓针对空间固定(或患者固定或相机)的坐标系统的预获取3D图像(即虚拟3D模型)的位置。因此,可以在预获取3D图像(虚拟模型)上显示

其位置在空间固定(或患者固定或相机)的坐标系统中被追踪的诸如手术工具的工具。

[0047] 依据根据本发明的方法的优选实施例,关于感兴趣体以体素单元(高度、宽度和深度)的空间维度预定义感兴趣体并且还针对特定特征或特性进一步预定义或选择感兴趣体,特别针对其空间解析度、检测的或者分割的结构密度,和/或均匀性(即其空间密度,其中在此意义上优选贯穿地均匀取样的预获取图像中的VOI)或伪影的数量(即优选具有越小越好最好没有伪影的伪影数量,以及具有越小越好最好没有噪音的低噪音水平的VOI)。

[0048] 另外,在根据本发明的方法的优选实施例中,自动实施伪影检测用于未丢弃的当前超声图像,特别地使用至少一个过滤器算法,特别地霍夫转换和/或低通过滤,其中特别在当前超声图像中检测伪影的情况下丢弃此当前超声图像,并且其中特别地基于预获取3D图像的患者特异性特征计算伪影概率。

[0049] 另外,在根据本发明的方法的优选实施例中,使用至少一个提供感兴趣体内对象的具体解剖结构的分割的算法(例如确定性)自动实施单个当前超声图像的所述分割,特别地血管、肿瘤、器官边界、胆道和/或其他解剖,其中特别基于预获取3D图像的患者特异性特征选择所述算法。

[0050] 另外,在根据本发明的方法的优选实施例中,使用图像特征的概率性评定自动实施单个当前超声图像的所述分割,特别地诸如器官边界、器官薄壁组织和/或血管系统,其中所述概率性评定优选使用预获取3D图像的患者特异性特征。

[0051] 另外,在根据本发明的方法的优选实施例中,US体重建算法应用两个并行的处理步骤,一个是用于来自不同2D US图像的信息的分割以及一个是用于测定图像伪影,通过直接使用2D US图像内容或基于加强结果,即US图像的结构检测特征(例如,在图像的分割之后)。换言之,优选并行实施所述伪影检测和所述分割,其中特别地所述伪影检测直接使用当前超声图像的单个内容或所述当前超声所检测的内容,并且其中特别地各个算法反复地相互交互。

[0052] 优选地,在单个的当前超声图像中检测的图像特征(不具有伪影)被随后自动合并到3D体数据集(其也被表示为组合),该3D体数据集表示在获取该系列(当前)2D超声图像后连续生成的3D模型。

[0053] 另外,在根据本发明的方法的优选实施例中,在放置超声探针用于感兴趣体的空间位置的初始调节期间和/或当在所述多个超声图像的获取期间移动超声探针后,在所述显示器显示引导信息和/或听觉上,特别是口头地,提供给用户,从而当放置和/或移动所述US探针时帮助和/或引导用户。

[0054] 优选地,基于所述预获取3D图像和3D模型的获取的特征通过反馈提供所述引导信息。

[0055] 优选地,通过基于光学、机电或机械测量准则使用坐标测量系统取得空间图像坐标(即在室内固定、患者固定或相机坐标系统中)和/或通过借由分析在后续图像中的图像特征的相关移位取得相关图像坐标来追踪超声探针。

[0056] 进一步,特别地所述引导信息包括在所述显示器上至少一个或若干的立方网格的可视化,其中特别地具体颜色表示定义的组织结构和/或解剖结构。另外,优选地在预获取3D图像上显示所述网格或多个网格。

[0057] 另外,在根据本发明的方法的优选实施例中,特别在所述分割后,根据基于先验信

息或者使用来自预先获取3D图像的患者特异性特征或关于对象(例如,器官)的先验信息自动插补在当前超声图像中的丢失信息。另外在所述分割后,可以使用关于血管结构,对象、对象部分或病灶中感兴趣的解剖结构和/或其他已知解剖结构的分布的几何形状的队伍特异性和/或统计信息插补当前超声图像(401,402)中的丢失信息。

[0058] 优选地,挑选感兴趣体以便其包含充足的图像信息以允许有关诊断、可视化、分割和/或注册的进一步处理。

[0059] 另外,在根据本发明的方法的优选实施例中,生成的3D模型例如与预获取的3D图像自动校准,这是特别地基于不同于超声的成像方法并且特别地基于与3D模型比较不同的坐标系统,以显示3D模型生成的进展的水平,特别地关于预先获取或者动态更新的信息内容,特别地关于诸如均匀性(见上述)和/或解析度的参数。

[0060] 另外,优选地在显示器上的3D模型的可视化使用用户定义的静态或动态颜色映射,特别指示当前检测和分析的解剖结构。

[0061] 另外,在根据本发明的优选实施例中,特别经由扬声器听觉地或者经由所述显示器图形地向用户发送超声图像获取处理成功完成的信号。

[0062] 优选地,预获取3D图像是超声、计算机断层摄影或磁共振成像。

[0063] 进一步,通过具有权利要求30的特征的系统解决根据本发明的方法,其特别被设计为实施根据本发明的方法,其中所述系统包括:与数据处理系统连接的超声探针,该数据处理系统特别地包括用于控制所述超声探针的控制单元、用于获取和分析US图像的计算机装置(例如计算机,例如诸如PC或工作站)以及与所述计算机连接用于显示信息,特别是US图像信息和预获取图像以及用于用户的信息(例如引导信息)的显示器。另外,系统包括用于追踪超声探针的空间位置的追踪系统(例如,针对空间固定、患者固定或相机的坐标系统),追踪系统包括一个或若干位置传感器,其布置到或者集成到超声探针中用于检测所述坐标系统中超声探针的空间位置,其中所述追踪系统(也表示为坐标测量系统)特别地被设计为光学地、机电地或机械地感应超声探针的位置,即所述追踪系统基于用于超声探针的位置追踪的光学、机电或机械测量准则。

[0064] 优选地,追踪系统包括追踪设备(诸如相机,特别地立体相机),其被设计为检测和追踪安置在相机(或追踪设备)中的相机坐标系统中的位置传感器的位置。由于追踪设备经常针对在其中置有患者的空间或针对患者安置,所以如此的坐标系统也可以表示为空间固定或患者固定的坐标系统。

[0065] 优选地,数据处理系统被设计为自动检查使用超声探针获取的对象的当前超声图像在对象的预获取3D图像的预选择感兴趣体中是否具有至少一个像素,其中在当前图像在感兴趣体中不具有像素的情况下,数据处理系统被设计为丢弃当前图像,其中否则(即当图像在VOI中具有像素/体素时)数据处理系统被设计为自动分割当前超声图像并且将其组合到3D模型,并且其中数据处理系统被设计为确定用于要生成的3D模型的质量测量,特别当使用超声探针获取超声图像后确定用于要生成的3D模型的质量测量,其中数据处理系统被设计为一旦所述质量达到预定义水平或者动态定义水平就结束用于3D模型的超声图像的获取,其中特别地质量测量是以下各项中的至少一个:在感兴趣体中扫描的单个超声图像的数量,具体图像特征的分布和/或数量,特别地在感兴趣体中分割的解剖结构的数量或特别地期望的特征的患者特异性数量,以及超声图像的获取所需的时间(也见上述)。

[0066] 另外,数据处理系统特别设计为自动将生成的3D模型注册到预获取的3D图像,或者反之亦然(也见上述)。

[0067] 系统还可以包括用于对用户的声音(特别是语音)信息的扬声器,(例如引导信息,见上述)。

[0068] 根据本发明的系统还可以被根据此处描述的本发明的方法的特征所特征化。

[0069] 另外,根据本发明的另一个方面,提供了一种计算机程序,包括使得当计算机程序被加载到计算机或通过计算机被执行时,使得计算机(例如所述数据处理系统或数据处理系统的所述计算机)执行根据本发明(例如根据权利要求1)的方法的程序命令。此处,特别地预获取3D图像、使用超声探针获取的当前(2D)超声图像和/或VOI被馈送到计算机程序作为输入。

[0070] 特别地,根据本发明的另一个方面,提供了一种包括程序命令的计算机程序,其使得计算机(例如所述数据处理系统或数据处理系统的所述计算机)检查当前的超声图像在感兴趣体中是否具有至少一个像素,其中在当前图像在感兴趣体中没有像素的情况下,丢弃当前图像,其中否则当前超声图像被分割并且被组合到要被生成的3D模型,其特别在显示器(例如连接到所述计算机)上以实时被显示并且特别地叠加在显示的预获取图像上,其中特别地在新的当前超声图像组合到3D模型的情况下,更新在显示器上显示的3D模型并确定用于要被生成的3D模型的质量测量,特别地当获取所述超声图像时,其中一旦所述质量测量达到预定水平就结束所述超声图像的获取,其中特别地所述质量测量以下各项中的至少一个:在感兴趣体中扫描的单个超声图像的数量,具体图像特征的分布和/或数量,特别地在感兴趣体中分割的解剖结构的数量,以及扫描超声图像所需的时间(也见上述)。

[0071] 另外,本发明的另一个方面是用于实时生成并且可视化用户的引导信息以协助感兴趣体的适当位置的定位和识别从而将超声波探针放置在器官表面的方法。

[0072] 在这一点上,优先通过使用基于光学、机电或机械测量准则的坐标测量系统取得绝对空间图像坐标和/或通过借助分析在后续图像中图像特征的相关移位取得相关图像坐标来使能超声探针的追踪。

[0073] 另外,在这一点上用于用户的引导信息优选包括具有表示定义的组织结构(特别是解剖结构)的具体颜色的图形用户界面的显示器中立方网格的虚拟可视化。

[0074] 另外,在这一点上,用于用户的引导信息优选是声音的或者语音的(例如记录的口语或仿真声音)。

[0075] 根据本发明的又一个方面,提供了一种注册方法以将获取的3D超声图像与预获取的3D图像数据集校准以针对预先获取或者动态更新的信息内容,特别针对但是不限于诸如均匀性(见上述)和/或解析度的参数来显示3D体图像获取的进展的当前水平。

[0076] 在这一点上,3D超声图像数据集的可视化优选实施具体的、用户定义的、指示当前检测和分析的解剖结构的静态的或者动态的颜色映射。

[0077] 另外,在这一点上,优选经由GUI的方式和/或特别是扬声器的声音接口来声音地或者图像地向用户发出图像获取处理成功完成的信号。

[0078] 另外,在这一点上,预获取图像优选是超声、CT-或MR-图像,特别是均匀性质量和图像内容的超声、CT-或MR-图像。

[0079] 将会通过实施例的具体方式参考附图描述本发明的另外的特性和优点,其中:

- [0080] 图1表示用于3D超声 (US) 图像获取的典型实施例;
- [0081] 图2示出了US图像获取处理的初始化的原理图;
- [0082] 图3A和3B表示感兴趣体 (VOI) 的可视化和解剖结构。图3B表示连同2D US图像的VOI的可视化;在图3A中,VOI的图形表示和超声图像被叠加到3D结构;
- [0083] 图4表示3D超声图像获取期间的可视化;
- [0084] 图5A示出了包括伪影检测和图像分割的US图像获取处理;
- [0085] 图5B表示在US图像中的伪影的典型视图;
- [0086] 图6表示具有实时反馈的获取算法以引导用户获取用于进一步进行图像处理的适合图像。
- [0087] 特别地,根据本发明的方法和系统作用为旨在以使用特别地来自US,CT和/或MR的预获取(例如3D)图像来改善US图像的实时注册的准则来优化3D US图像的获取。通过在获取US图像期间实施实时反馈以及在线或实时3D图像分析回路,系统/方法旨在确保3D US图像/模型的适当图像内容以用于进一步的数据处理,即诊断、可视化、分割和注册。
- [0088] 特别与用于操纵软组织手术的图像注册相关地描述了本发明,但是不限制于此应用。

[0089] 系统安装

[0090] 根据示例性实施例,根据本发明的方法特别地使用下面的部件:与包括用于控制US探针103的控制单元107和具备图形用户界面(GUI) 101以显示图像-和其他相关用户信息的计算机(工作站或PC) 106的数据处理系统或单元105连接的3D或2D超声 (US) 探针103。显示器101可以包含屏幕显示器(LCD或类似)以及向用户100的图形和/或视觉显示信息的其他装置。而且,扬声器可以结合到计算机106或GUI 101。

[0091] 通过例如商业可用的追踪系统102的方式来追踪US探针103。US探针103被校准并且已经结合于或者集成到无源或有源追踪传感器或反射镜108(也被表示为位置传感器108)。特别地,用于获取适合的图像内容的反馈和引导是基于与期望的感兴趣体相关的所获取图像的几何信息以及基于在3D中获得的信息内容的测量。该测量是从获取的图像的分割中取得并且可以作为定性3D显示或者质量的定量指标被提供到用户。通过在3D图像获取期间提供在线反馈,引导操作者将US探针移动到丢失的扫描位置,以正确地调节参数并且最终确保获取充足的数据用于后续的处理。通过在获取处理期间控制图像质量,可以避免整个成像处理的冗长的重复。

[0092] 调节、可视化并且选择VOI

[0093] 用户100在来自超声-(US)、计算机断层扫描-(CT)或磁共振(MR)成像的预获取图像中选择所谓的感兴趣体VOI 301,其被显示于系统的GUI的显示器101中。先于选择VOI 301,可以基于一个或若干界标点执行初始注册以粗略地将预获取解剖图像或模型校准到追踪坐标系统(空间固定坐标系统)。随后通过用户将US探针103放置在感兴趣的器官110的表面上来调节VOI 301的位置。当前的VOI 301被显示于GUI 101中并且基于实时追踪信息被更新。用户100从而在GUI 101上接收实时可视反馈,GUI 101允许他交互地选择合适的VOI 301,即感兴趣的解剖结构302。在图2中示出了VOI 301的调节算法。

[0094] 在调节阶段期间,将VOI 301可视化作为具有将第一US-图像(图3B)与具体的彩色线一起显示在GUI 101上的可视立方网格。将VOI 301放置在追踪的US探针103的虚拟模型

下并且使用探针103的动作来更新VOI 301的位置。将虚拟VOI 301重叠到感兴趣体的预获取图像或者模型305A (图3A) 使得用户能够视觉地分析选择的VOI 301的定向和位置,尤其是感兴趣的解剖结构是否在VOI 301的内部。用户100在器官110的表面上移动US探针103直到VOI 301的空间放置满意为止。

[0095] 一旦达到VOI 301的正确的放置,保持探针103仍位于期望的位置或者通过在用户100的达到范围之内的其他交互作用(例如通过在GUI 101上按下确认按钮,或通过使用声音指令)来选择VOI 301。

[0096] 通过下面的参数确定VOI 301的尺寸:US探针103的长度、图像深度和期望的感兴趣解剖结构。例如内部器官,诸如肝脏,典型地一条血管系统、功能分割、肿瘤或者肿瘤的堆积物、器官边界、胆管或/和器官的薄壁组织,的VOI 301。另外,结构也可以是诸如器官边界的期望特征的概率表示(在特定区域内器官边界的可能性)。典型的VOI 301的规格是近似40mm(长) x80mm(宽) x90mm(深)。图3A和图3B表示典型的VOI 301。

[0097] 在VOI获取超声图像

[0098] 一旦完成VOI 301的选择,3D数据获取就启动。如果在图像获取处理期间用户将用于成像区域的探针103放置在VOI 301之外,则经由GUI 101视觉地和/或声音地通知他。可以通过诸如彩色箭头或者手的具体的符号/图示来显示信息,或/和其可以被编码为声音(例如通过频率或幅值调制,beep长度的方式)。声音信息也可以包括通过一个或更多的扬声器向用户给出的口头指令。

[0099] 在GUI 101上实时显示单个获取的(例如2D)当前US图像401、402。以这种方式,用户100可以交互地、视觉地检测感兴趣的解剖结构在US图像中是否可视。可以提供可视化作为标准2D超声图像402并且也在3D观察器401中。3D观察器既可以只显示超声图像和其在VOI 301内的位置(类似于图3B)或者其也可以将获取的图像与来自预获取图像的对应3D信息叠加(类似于图3A)。

[0100] 在线图像质量检查,分割和组合

[0101] 在图像获取期间执行自动在线图像质量检查和分析。在图5示出了用于图像评估算法的示例。算法抓取获取的(当前)US-图像并且检查图像的位置是否在选择的VOI 301之内。如果图像不在选择的VOI 301内部,则分析下个获取的(当前)图像。自动处理使用来自追踪系统102的空间信息并且追踪传感器108附接于US探针103。从追踪信息和US校准转换(例如与US探针103的位置链接的转换,即结合于或者集成到探针103中的位置传感器的位置,到使用探针生成的US图像的位置,以便知晓在空间固定、患者固定或知晓在此坐标系统中US图像的位置的相机坐标系统中的US探针103的位置),计算US图像的3D空间位置并且将其与VOI 301的3D空间位置比较。如果US图像没有像素位于VOI 301内部,则将US图像认定为在VOI 301的外部。否则,图像被认定为有效并且用于进一步的处理,其包括伪影移除和分割。伪影移除处理检测诸如图像中的大黑条纹(图5B)的US-专有伪影。这些可能源于在US探针109的有效感应区域和患者110的器官/生物组织之间的不充分接触或者源于反射完整US信号的网格结构。通过使用诸如霍夫变换、低通滤波或沿着图像的垂线的密度分析等方法来自动检测黑条纹。

[0102] 并行于伪影检测处理,分割并且缓冲图像直到完成伪影检测(见图5)。如果不存在伪影,则分割的图像被保留并且在3D US图像/模型中被组合。分割自动地检测在图像中的

感兴趣结构(典型地血管、肿瘤或器官边界)并且将它们作为重叠显示到2D图像404。如果将新的US图像组合到3D US体,则在GUI 101上的3D信息403被更新并且显示给用户100。通过在2D图像上实时显示分析的结构,用户100可以交互地确定分割算法是否成功地在当前图像上检测相关信息。通过使用最近获取的数据更新3D可视化,用户100还在整个获取处理获得反馈并且能够判定是否存在丢失信息的位置并且最终确定是否获取感兴趣的解剖的充足表示。

[0103] 除了在获取的图像内容上的信息之外,GUI 101也能够显示获取的图像平面并且从而提供使用超声图像填满VOI 301的视觉反馈。这使得用户100能够看见没有获取图像数据的位置并且交互地将超声探针103放置到这些位置。

[0104] 根据感兴趣的解剖结构挑选用于切割的算法。典型示例是用于血管检测和用于器官表面检测的算法。在现有技术[16]的状态下可以使用大范围的US分割算法。

[0105] 用于实施的图像组合的方法是已知的并且如下但不限于:用于密度分布的瑞利模型、像素最近邻法(PNN)、体素最近邻法(VNN),距离权重(DW)插补、非网格注册、径向基函数(RBF)插补。在文献[12]中描述了它们。

[0106] 信息内容的量化测量

[0107] 除了向用户提供的视觉反馈之外,并行于图像获取运行的处理执行US图像数据的自动量化分析。这样的测量确保图像内容适于进一步处理并且向用户100提供附加实时反馈。用于操纵软组织手术的注册的环境下的典型质量测量包括通过超声探针103被扫描的VOI 301的百分比(例如在扫描的VOI中的体素的10%)或者检测的体素的解剖数据的数量(例如分割的血管/肿瘤/边界的数量)。因为从预获取体积图像数据知晓了期望的/需要的图像内容,所以可以将当前获取的信息内容的测量与用于进一步处理需要的数据相关。在操纵肝脏手术的情况下,系统旨在检测一支血管系统,其随后用于注册。从术前成像知晓血管系统的规格(以及血管像素的期望的数量)并且反馈回路可以因此使用术中超声检测百分比血管。期望在术前数据集和术中数据集的相似数量的数据以引导健全和准确的注册。

[0108] 反馈回路

[0109] 图5描述了内接上述所有部件的完整3D图像获取。处理通过使用计划的VOI 301(其连接到被操纵的超声探针103)的虚拟显示来定义的交互VOI 301启动。

[0110] 一旦定义了VOI 301,系统进入分析每个新获取的图像以确定是否其在VOI 301中描述了结构并且不包括伪影的回路。如果图像在VOI 301之外或者包含伪影,则算法返回图像获取。如果不是,则图像被分割并且被组合并且在GUI 101上将结果数据显示给用户100。

[0111] 基于GUI 101的视觉反馈以及信息内容的量化测量,评估了用于停止US获取的标准。用于停止图像获取的标准被先于获取处理或者在获取处理期间定义并且其随着要被分析的组织或器官110改变。大体上存在用于定义标准的三个基本项:(a)通过用户的视觉定义,(b)基于获取的US数据的静态标准(例如获取的有效图像的数量,填充的体的百分比,分割的体素的百分比),以及(c)基于期望的图像内容的动态标准(例如基于术前图像数据和VOI选择而期望的术中血管像素的数量的预期)。由此,用户100或获取算法决定获取的图像内容是否对于期望的应用充足(诊断、可视化、分割、注册)或者是否需要获取附加图像。如果充足的数据可用,则停止获取,否则向用户100提供针对需要的附加图像内容的反馈。

[0112] 向用户100的反馈包括有关必要动作的视觉或声音指令(例如,到VOI 301的其他

区域的探针动作、搜索解剖结构、成像参数中的改变)以获得需要的图像质量。基于此反馈,用户获取下一个图像并且反馈回路由开头启动。

[0113] 最后,以下以项目声明本发明的其他方面,其也可以表达为权利要求。

[0114] 项目1:提出了一种用于3D超声图像获取的方法,其包括步骤:

[0115] -提供对象(110)的预获取3D图像(305),

[0116] -在显示器(101)上显示所述预获取图像(305),

[0117] -在所述预获取图像(305)中选择对象(110)的感兴趣体(301),并且特别地通过相应地针对对象(110)定位超声探针(103)来针对所述预获取图像(305)调节所述感兴趣体(301)的空间位置,

[0118] -特别地针对所述预获取图像(305)在所述显示器(101)上可视化所述感兴趣体(301)的当前空间位置,特别地以实时并且特别地在所述显示器(101)上显示通过超声探针(103)的方式在感兴趣体(301)中实时获取的当前超声图像(401,402),其中特别地在显示的预获取图像(305)上叠加感兴趣体(301)的可视化,并且特别地使用所述超声探针(103)的当前空间位置在所述显示器(101)上更新感兴趣体(301)的可视化,其超声探针(103)的当前空间位置被特别地使用追踪系统(102)确定,

[0119] -当如期望选择或调节感兴趣体(301)的空间位置时:在所述感兴趣体(301)中触发超声图像(401,402)的获取以便在所述感兴趣体(301)中生成所述对象(110)的3D模型(403),其中通过所述超声探针(103)的方式,特别通过在对象(110)的表面上使用超声探针(103)的定义的姿势或具体移动来特别执行所述触发;以及

[0120] -通过在感兴趣体(301)中的所述超声探针(103)同时沿着感兴趣体(301)针对所述对象(110)移动超声探针(103)来获取多个超声图像(401,402)用于生成所述3D模型(403),其中在所述显示器(101)上以实时特别显示当前图像(401,402),其中特别地当前图像在所述显示器上以二维(402)或以三维(401)被显示,其中在显示的预获取图像(305)上特别地重叠所述三维显示的当前超声图像,并且

[0121] -检查当前超声图像(401,402)在感兴趣体(301)中是否具有至少一个像素,其中在当前图像(401,402)在感兴趣体(301)中不具有像素时,丢弃当前图像(401,402),其中否则当前超声图像(401,402)被分割并且被组合到要被生成的所述3D模型(403),其特别地被实时显示在显示器(101)上并且特别地重叠到显示的预获取图像(305)上,其中特别地在新的当前超声图像(401,402)被组合到3D模型(403)时,更新在显示器(101)上显示的3D模型(403),以及

[0122] -根据所述超声图像(401,402)的所述获取确定要生成的3D模型(403)的质量测量,其中一旦所述质量测量已经达到预定义水平,就结束所述超声图像(401,402)的所述获取,其中特别地所述质量测量是以下各项中的至少一个:

[0123] -在感兴趣体(301)内扫描的单个超声图像的数量,

[0124] -在感兴趣体(301)内获取的超声图像(401,402)的密度,

[0125] -具体图像特征的分布和/或数量,特别地感兴趣体(301)中分割的解剖结构的数量,以及

[0126] -用于扫描超声图像(401,402)所需的时间。

[0127] 项目2:根据项目1的方法,其中执行初始注册,特别地用于正确地在显示器(101)

上显示针对预获取图像 (305) 的 3D 模型 (403)、获取的当前超声图像 (401, 402) 和/或感兴趣体 (301) 的位置, 其中特别地初始注册包含步骤: 在预获取图像 (305) 的坐标系统中选择多个点, 特别是四个点, 使用追踪工具触摸对象 (110) 的对应点, 以便在工具的空间固定或患者固定坐标系统中获取所述的对应点, 并且从在预获取图像的坐标系统中的所述点和它们的在工具的空间固定 (或患者固定) 坐标系中的对应点来确定在所述坐标系统之间的注册转换, 和/或其中特别地初始注册包括步骤:

[0128] 在预获取图像 (305) 的坐标系统中选择点,

[0129] 计算在此位置上的期望超声图像, 使用在超声探针 (103) 的空间固定或患者固定坐标系统中被追踪的超声探针 (103) 来获取对象 (110) 的对应超声图像 (401, 402), 并且使用期望的超声图像和获取的超声图像 (401, 402) 确定在所述坐标系统之间的注册转换。

[0130] 项目 3: 根据项目 1 或 2 的方法, 其中将生成的 3D 模型 (403) 注册到特别是术前获取的预获取 3D 图像 (305), 特别通过将生成的 3D 模型 (403) 的至少一个特征, 其在空间固定或患者固定系统中的坐标通过追踪探针 (103) 的帮助被获取, 与预获取 3D 图像 (305) 的对应特征匹配, 并且特别通过使用在空间固定或患者固定坐标系统中所述至少一个特征的坐标和在预获取 3D 图像 (305) 的坐标系统中所述对应特征的坐标确定在预获取 3D 图像 (305) 的坐标系统和超声探针 (103) 的空间固定或患者固定坐标系统之间的注册转换。

[0131] 项目 4: 根据前述项目中任一项的方法, 其中对于未丢弃的当前超声图像 (401, 402) 实施伪影检测, 特别使用至少一个滤波器算法, 特别是霍夫变换和/或低通滤波, 其中特别地在当前超声图像中检测到伪影的情况下丢弃此当前超声图像。

[0132] 项目 5: 根据前述项目中任一项的方法, 其中使用提供特别是血管、肿瘤、器官边界、胆管和/或其他解剖的感兴趣体中对象的具体解剖结构的分割的至少一个确定性算法来实施单个当前超声图像 (401, 402) 的所述分割。

[0133] 项目 6: 根据前述项目中任一项的方法, 其中使用特别地诸如器官边界、器官薄壁组织和/或血管系统的图像特征的概率性评定来实施单个当前超声图像 (401, 402) 的所述分割。

[0134] 项目 7: 根据项目 4 到 6 的方法, 其中并行实施所述伪影检测和所述分割, 其中特别地所述伪影检测直接使用当前超声图像 (401, 402) 的单个内容或所述当前超声的检测内容。

[0135] 项目 8: 根据前述项目中任一项的方法, 其中当定位超声探针 (103) 用于所述调节感兴趣体 (301) 的空间位置时和/或当在多个超声图像 (401, 402) 的所述获取期间移动超声探针 (103) 时, 引导信息被显示在所述显示器 (101) 上和/或通过声音, 特别是语音, 提供到用户 (100), 以就定位和/或移动超声探针 (103) 协助和/或引导用户 (100)。

[0136] 项目 9: 根据前述项目中任一项的方法, 其中通过基于光学、机电或机械测量准则使用坐标测量系统取得绝对空间图像坐标和/或通过分析后续图像中图像特征的相关移位而取得相关图像坐标, 来追踪超声探针 (103)。

[0137] 项目 10: 根据项目 8 的方法, 其中所述引导信息包括在所述显示器 (101) 上的至少一个或若干立方网格的虚拟可视化, 其中特别地具体的颜色表示定义的组织结构和/或解剖结构。

[0138] 项目 11: 根据前述项目中任一项的方法, 其中特别根据所述分割, 基于有关对象

(110)的先验信息插补在当前超声图像(401,402)中的丢失信息,特别是有关脉管结构,对象、对象部分或病灶中感兴趣的解剖结构和/或其他已知解剖结构的几何形状的分布的队列特异性和/或统计信息。

[0139] 项目12:根据前述项目中任一项的方法,其中将生成的3D模型(403)与预获取3D图像(305)校准,特别地关于预先获取或动态更新的信息内容,特别地关于诸如均匀性和/或解析度的参数,以便显示3D模型生成进展的当前水平。

[0140] 项目13:根据前述项目中任一项的方法,其中在显示器(101)上3D模型(403)的可视化使用用户定义的静态或动态颜色映射,特别指示当前检测和分析的解剖结构。

[0141] 项目14:根据前述项目中任一项的方法,其中预获取的3D图像(305)是超声、计算机断层摄影或磁共振成像。

[0142] 项目15:一种系统,用于导出根据前述项目中任一项的方法,包括:

[0143] -超声探针(103),与数据处理系统(105)连接,该数据处理系统(105)包括用于控制所述超声探针(103)的控制单元(107)、计算机(106)和连接到所述计算机(106)用于显示信息的显示器(101),以及

[0144] -追踪系统(102),用于追踪超声探针(103)的空间位置,该追踪系统(102)包括一个或若干被布置在超声探针(103)上或者在超声探针(103)中用于检测超声探针(103)的空间位置的位置传感器(108),其中

[0145] -数据处理系统(105)被设计为自动检查使用超声探针(103)获取的对象(110)的当前超声图像(401,402)是否在对象(110)的预获取的3D图像的预选择感兴趣体(301)中具有至少一个像素。其中在当前图像(401,402)在感兴趣体(301)中没有像素的情况下,数据处理系统(105)被设计为丢弃当前图像(401,402),其中否则数据处理系统(105)被设计为自动分割当前超声图像(401,402)并且将其组合到3D模型(403),并且其中数据处理系统(105)被设计为特别地根据使用超声探针(103)获取的超声图像(401,402)确定用于要生成的3D模型(403)的质量测量,其中数据处理系统(105)被设计为一旦所述质量测量已达到预定义水平就结束用于3D模型的超声图像的获取,其中特别地所述质量测试是以下各项中的至少一个:在感兴趣体(301)内扫描的单个超声图像(401,402)的数量,在感兴趣体(301)内获取的超声图像(401,402)的密度,具体图像特征的分布和/或数量,特别地在感兴趣体(301)中分割的解剖结构的数量,以及超声图像(401,402)的获取所需的时间。

[0146] 参考文献:

[0147] [1]R.San José-Estépar,M.Martin-Fernández,P.P.Caballero-Martínez,C.Alberola-López和J.Ruiz-Alzola,"A theoretical framework to three-dimensional ultrasound reconstruction from irregularly sampled data(来自不规则取样数据的三维超声重建的理论框架),"Ultrasound in Medicine&Biology(医学&生物学中的超声),vol.29,no.2,pp.255-269,2月.2003.

[0148] [2]T.C.Poon和R.N.Rohling,"Three-dimensional extended field-of-view ultrasound(三维延伸的视野超声),"Ultrasound in Medicine&Biology(医学&生物学中的超声),vol.32,no.3,pp.357-69,3月.2006.

[0149] [3]C.Yao,J.M.Simpson,T.Schaeffter和G.P.Penney,"Spatial compounding of large numbers of multi-view 3D echocardiography images using feature

consistency (使用特征一致性的大数量多视点3D超声心动图的空间组合), "2010 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro (生物医学成像的2010 IEEE 国际研讨会: 从纳米到宏), pp.968-971, 2010.

[0150] [4] A. Gee, R. Prager, G. Treece 和 L. Berman, "Engineering a freehand 3D ultrasound system (设计自由臂3D超声系统), "Pattern Recognition Letters (模式识别快报), vol.24, no.4-5, pp.757-777, 2月.2003.

[0151] [5] P. Toonkum, N. C. Suwanwela 和 C. Chinrungrueng, "Reconstruction of 3D ultrasound images based on Cyclic Regularized Savitzky-Golay filters (基于循环正规化 Savitzky-Golay 滤波器的3D超声图像的重建)., "Ultrasonics (超声学), vol.51, no.2, pp.136-47, 2月.2011.

[0152] [6] C. O. Laura, K. Drechsler, M. Erdt, M. Keil, M. Noll, S. D. Beni, G. Sakas, and L. Solbiati, "for Liver Tumor Ablation (用于肝肿瘤的切除), "pp.133-140, 2012.

[0153] [7] R. Rohling, a Gee 和 L. Berman, "A comparison of freehand three-dimensional ultrasound reconstruction techniques (自由臂三维超声重建技术的比较)., "Medical image analysis (医学图像分析), vol.3, no.4, pp.339-59, 12月.1999.

[0154] [8] P. Hellier, N. Azzabou 和 C. Barillot, "3D Freehand Ultrasound Reconstruction (3D自由臂超声重建), "pp.597-604, 2005.

[0155] [9] C.-H. Lin, C.-M. Weng 和 Y.-N. Sun, "Ultrasound image compounding based on motion compensation (基于动作补偿的超声图像组合)., "Conference proceedings (会议论文) □: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE 医学和生物学会工程的年度国际会议). IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE 医学和生物学会工程). Conference (会议), vol.6, pp.6445-8, 1月.2005.

[0156] [10] a Fenster 和 D. B. Downey, "Three-dimensional ultrasound imaging (三维超声成像)., "Annual review of biomedical engineering (生物医学工程年度回顾), vol.2, pp.457-75, 1月.2000.

[0157] [11] L. Mercier, T. Lang0, F. Lindseth 和 L. D. Collins, "A review of calibration techniques for freehand 3-D ultrasound systems (自由臂3D超声系统的校准技术的回顾)., "Ultrasound in medicine&biology (医学&生物学中的超声), vol.31, no.2, pp.143-65, 2月.2005.

[0158] [12] O. V. Solberg, F. Lindseth, H. Torp, R. E. Blake 和 T. a Nagelhus Hemes, "Freehand 3D ultrasound reconstruction algorithms—a review (自由臂3D超声重建算法—回顾)., "Ultrasound in medicine&biology (医学&生物学中的超声), vol.33, no.7, pp.991-1009, 7月.2007.

[0159] [13] S. T. M. Eairs, J. E. N. S. B. Eyer 和 M. I. H. Ennerici, "Original Contribution RECONSTRUCTION AND VISUALIZATION OF IRREGULARLY SAMPLED THREE-AND FOUR-DIMENSIONAL ULTRASOUND DATA FOR CEREBROVASCULAR APPLICATIONS (用于脑血管应用的非常规取样的三维和四维超声数据的原创贡献重建以及可视化), "vol.26, no.2, pp.263-272, 2000.

- [0160] [14]C.O.Laura,K.Drechsler,M.Erdt,M.Keil,M.Noll,S.D.Beni,G.Sakas,和L.Solbiati,"for Liver Tumor Ablation(用于肝脏肿瘤切除),"pp.133-140,2012.
- [0161] [15]C.Ag,"Image guided liver surgery(图像引导的肝脏手术),"International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery(计算机辅助放射学和手术的国际期刊),vol.7,no.S1,pp.141-145,5月.2012.
- [0162] [16]J.A.Noble和D.Boukerroui,"Ultrasound image segmentation:a survey(超声图像分割:手术).,"IEEE transactions on medical imaging(医学成像的IEEE纪要),vol.25,no.8,pp.987-1010,8月.2006.

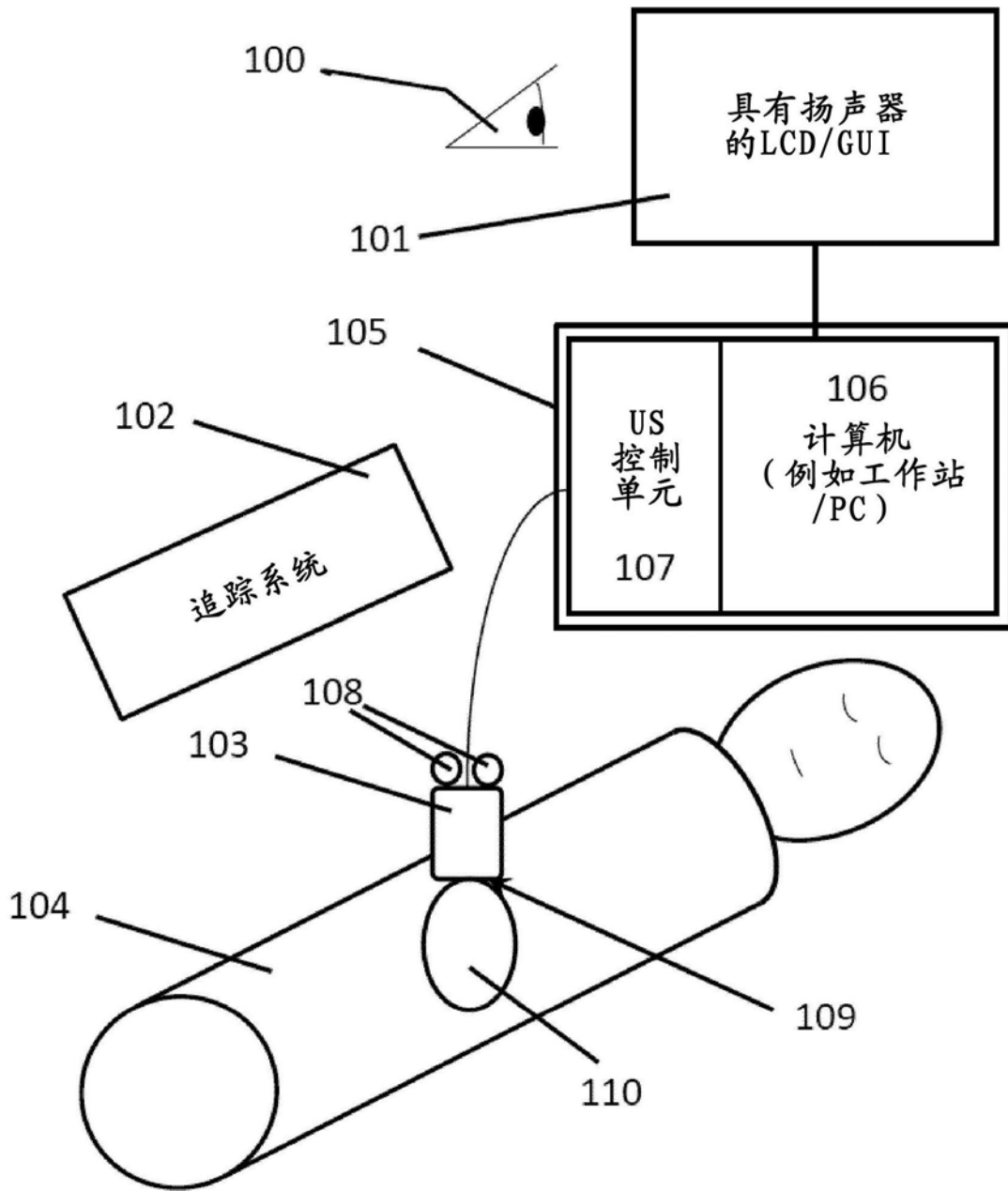


图1

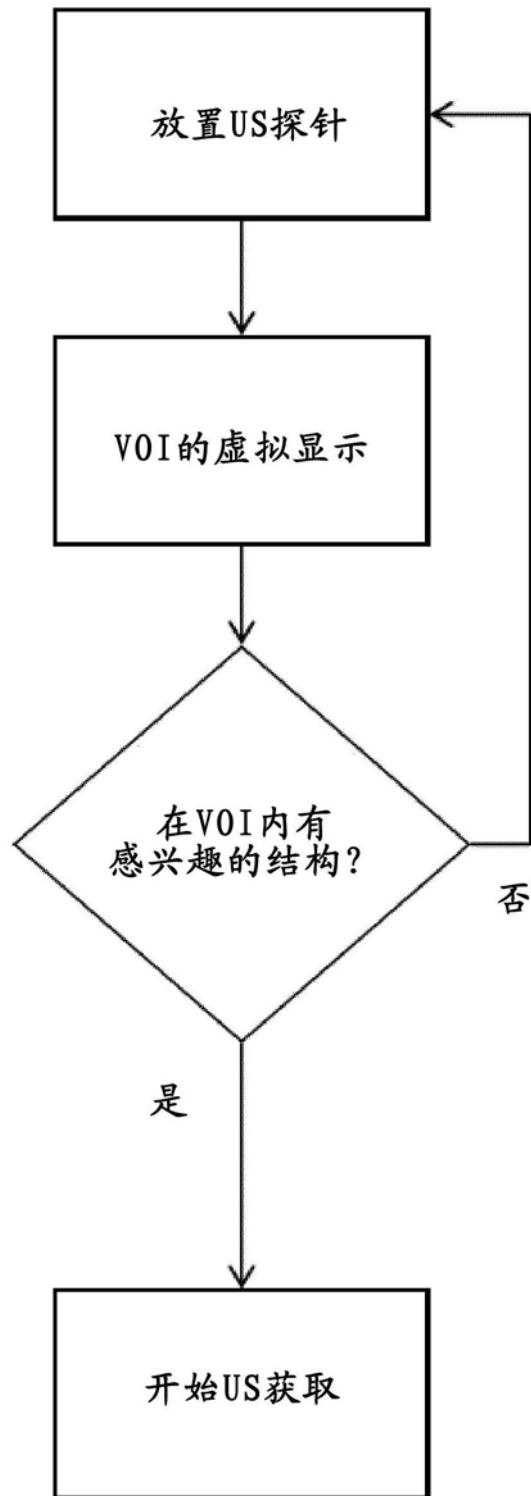


图2

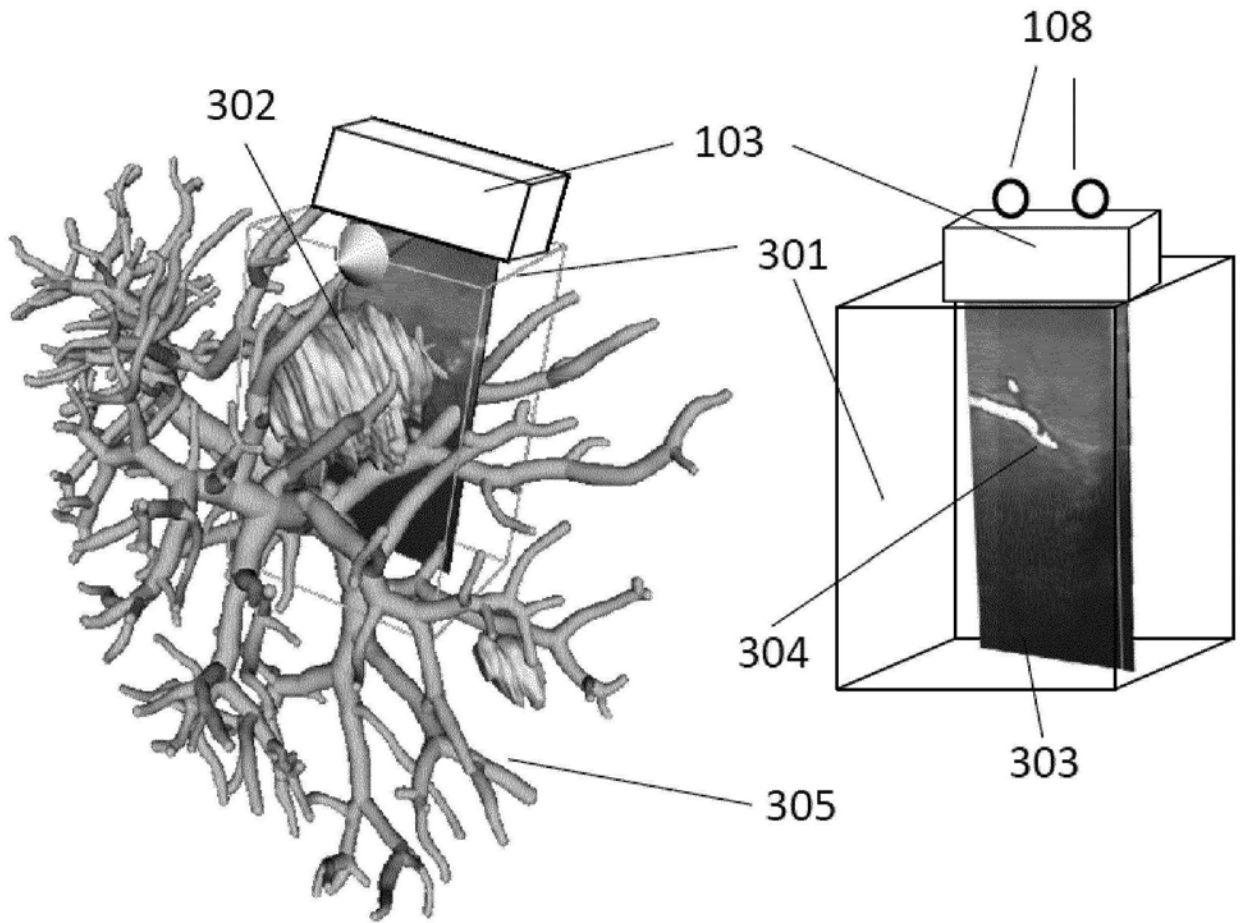


图 3A

图 3B

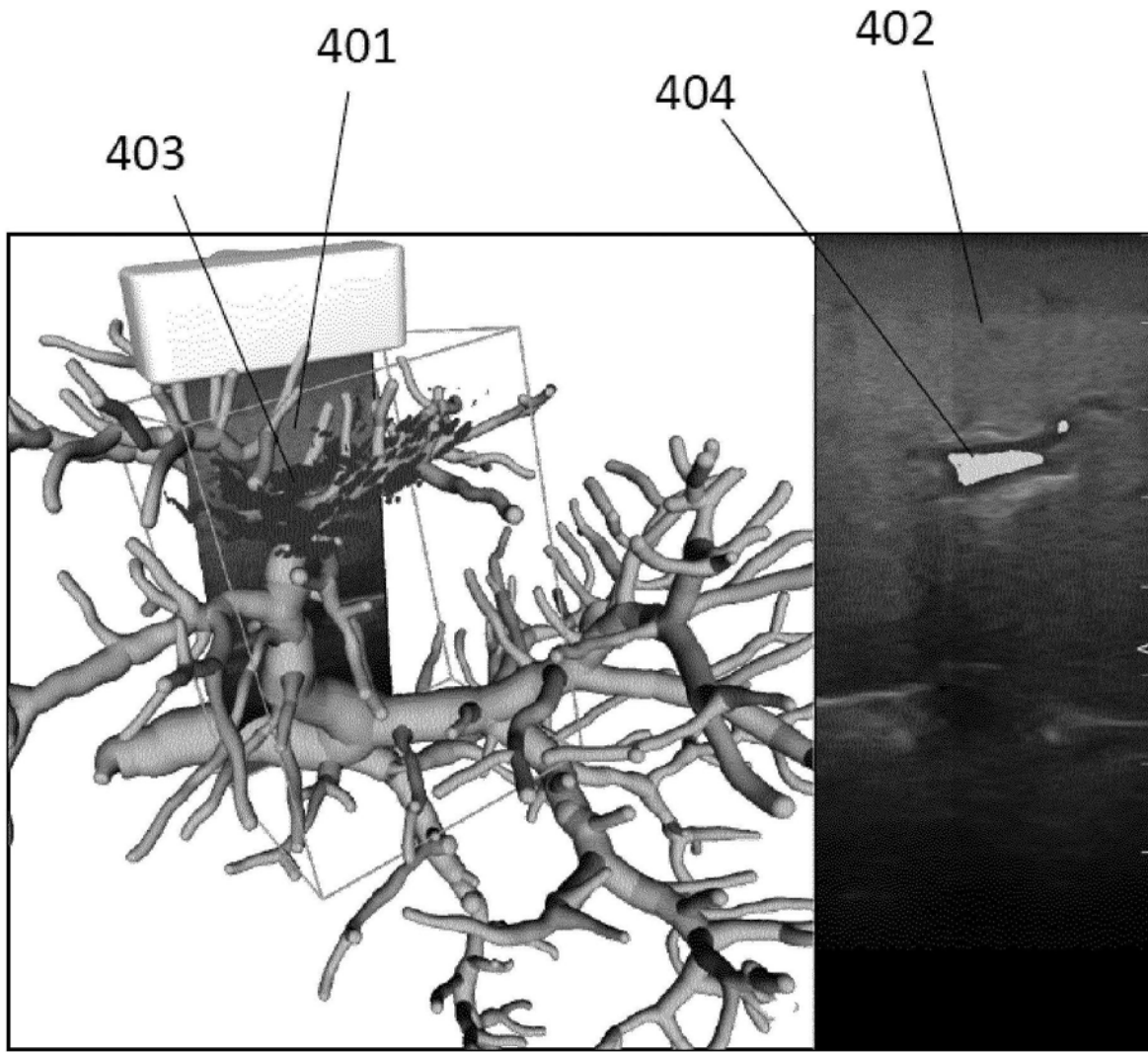


图4

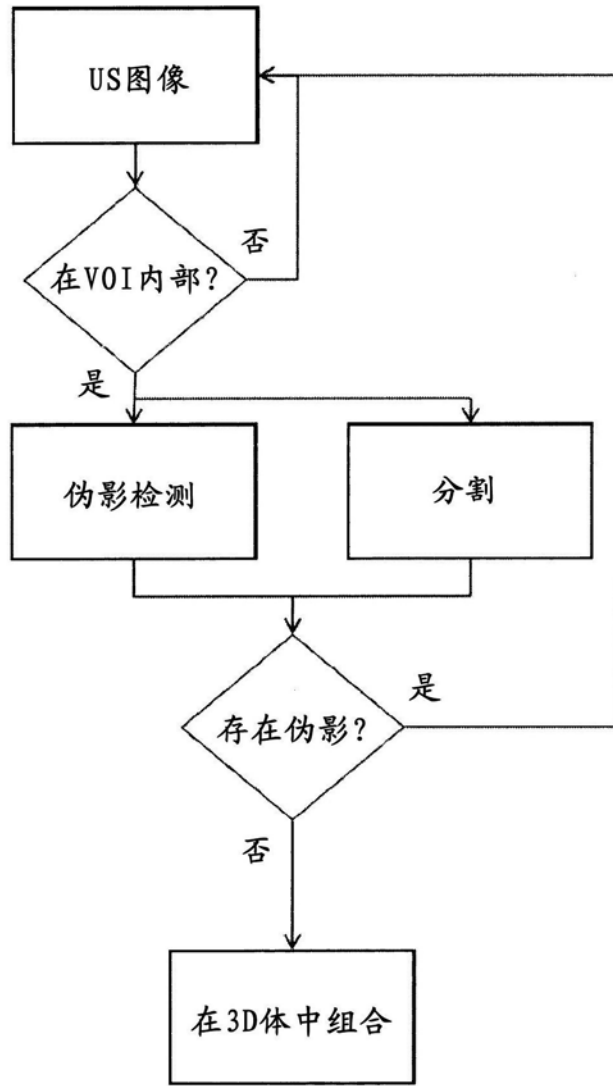


图5A

典型伪影检测的垂直黑条纹

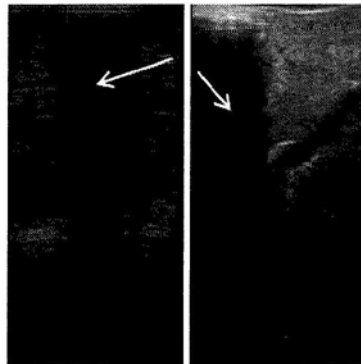


图5B

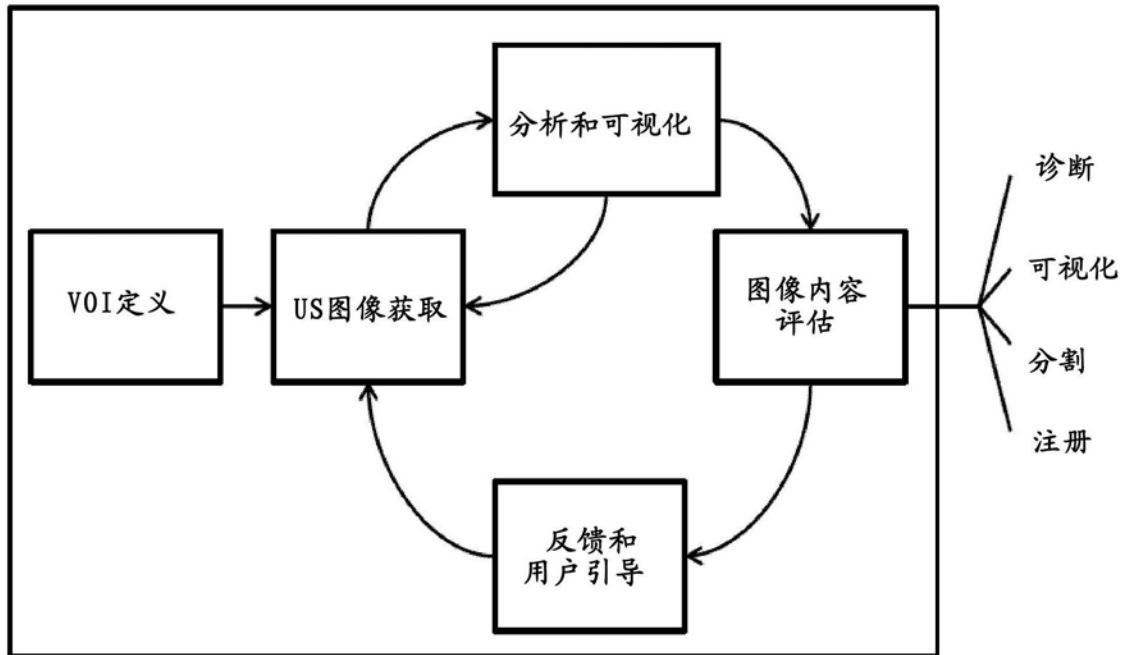


图6

专利名称(译)	用于超声图像的3D获取的方法和系统		
公开(公告)号	CN105407811B	公开(公告)日	2020-01-10
申请号	CN201480042479.3	申请日	2014-05-28
[标]申请(专利权)人(译)	伯尔尼大学		
申请(专利权)人(译)	伯尔尼大学		
当前申请(专利权)人(译)	伯尔尼大学		
[标]发明人	德尔菲娜里贝斯 马蒂亚斯彼得汉斯 斯特凡韦伯		
发明人	德尔菲娜·里贝斯 马蒂亚斯·彼得汉斯 斯特凡·韦伯		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5253 A61B8/54 A61B6/03 A61B8/466 A61B8/5207 A61B8/5261 A61B8/5269		
优先权	2013169579 2013-05-28 EP		
其他公开文献	CN105407811A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及3D超声图像获取的方法以及实施该方法的系统。提出的方法检测当前超声图像(401, 402)是否在感兴趣体(301)中具有至少一个像素，其中在当前图像(401, 402)在感兴趣体(301)中没有像素的情况下，丢弃当前图像(401, 402)，否则当前超声图像(401, 402)被分割并且被组合到在显示器(101)上实时显示并且特别地重叠在显示的预获取图像(305)上的、要被生成的所述3D模型(403)上，其中特别地在新的当前超声图像(401, 402)被组合到3D模型(403)的情况下，更新显示器(101)上显示的3D模型(403)。另外，在超声图像(401, 402)获取后计算要生成的3D模型(403)的质量测量，当所述质量测量达到预定义水平时结束所述超声图像(401, 402)的所述获取。

