



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112423692 B

(45) 授权公告日 2024. 12. 06

(21) 申请号 201980045359.1

(22) 申请日 2019.05.10

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112423692 A

(43) 申请公布日 2021.02.26

(30) 优先权数据
16/405,875 2019.05.07 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.01.05

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/US2019/031688 2019.05.10

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/217795 EN 2019.11.14

(73) 专利权人 克利夫兰临床基金会
地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 杰弗里·H·扬诺夫
卡尔·韦斯特
萨拉·阿尔-尼米尔

(74) 专利代理机构 北京汇思诚业知识产权代理有限公司 11444
专利代理师 张莉 王刚

(51) Int.Cl.
A61B 34/20 (2016.01)
A61B 8/00 (2006.01)
G06V 20/20 (2022.01)
G06V 10/24 (2022.01)
G06F 3/01 (2006.01)
A61B 34/00 (2016.01)
A61B 34/10 (2016.01)
A61B 90/00 (2016.01)
A61B 90/50 (2016.01)
A61B 8/08 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2017367766 A1, 2017.12.28
US 2005203380 A1, 2005.09.15
审查员 张宇

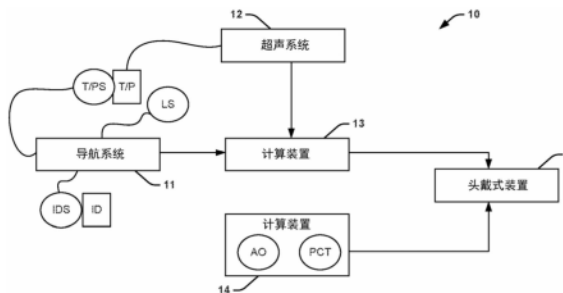
权利要求书2页 说明书9页 附图6页

(54) 发明名称

用于执行介入手术的实况3D全息引导和导航

(57) 摘要

介入手术可以利用实况3D全息引导和导航来少创性地执行。有利地,3D全息引导和导航克服了医学图像在标准2D平板屏幕上的常规显示的限制。实况3D全息引导可以利用从互补成像模式(例如,超声和计算机断层扫描)导出的3D全息可视化来提供患者身体一部分的完整全息视图,以使得能够导航被跟踪的介入器械/装置。



1. 一种系统,包括:

计算装置,其包括存储器,所述存储器存储从物理患者的术前3D计算机断层扫描(CT)图像数据导出的数字解剖对象,其中,所述CT图像数据以CT坐标系的3D坐标表示;

头戴式装置,其包括处理器、头戴式显示器和头部跟踪机构,用于:

接收来自手术的以导航系统的3D笛卡尔坐标表示的实况跟踪数据,

其中,所述实况跟踪数据包括以下各项的位置和取向:

连接到超声系统的被跟踪的物理超声换能器/探头,

被跟踪的物理介入装置/器械,以及

在物理患者上的特定解剖位置处的物理基准位置传感器;

接收由连接到所述超声系统的所述物理超声换能器/探头获取的 实况超声图像流;

将所述实况超声图像流变换到头戴式视图器坐标系;

将所述实况跟踪数据变换到头戴式视图器坐标系;

在所述头戴式显示器中显示所述实况超声图像流在所述头戴式视图器坐标系中的实况全息投影,其中,所述超声图像流的所述实况全息投影是基于所述换能器/探头的跟踪位置和取向,其中,所述实况全息投影与利用头部跟踪机构评估的操作者视图一致地被缩放;

检索所述数字解剖对象;

将所述数字解剖对象从所述CT坐标系的3D坐标变换到所述头戴式视图器坐标系;

通过3D向量来平移所述头戴式视图器坐标系中的所述解剖对象,以针对所述手术期间所述物理患者的实况解剖运动进行校正,其中,所述3D向量是基于所述实况图像流的所述实况全息投影上的3D点位置和所述头戴式视图器坐标系中存储的术前CT图像数据内的对应点计算的;并且

在所述头戴式显示器中显示全息可视化,所述全息可视化包括所述被跟踪的物理介入装置/器械的全息表示,所述全息表示与所述实况超声图像流的经配准的全息投影和从CT导出的全息解剖对象一致,其中,利用所述全息可视化来定位所述被跟踪的物理超声换能器/探头并且将所述物理介入装置/器械引导到治疗目标。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述实况跟踪数据是基于电磁传感器线圈的电磁跟踪和/或反射标记的光学跟踪,并且

其中,所述电磁传感器线圈和/或所述反射标记位于所述被跟踪的物理超声换能器/探头、所述被跟踪的物理介入装置/器械以及所述物理基准位置传感器内和/或上。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述全息可视化与所述患者的物理解剖结构、所述超声换能器/探头以及所述物理介入装置/器械一致地被立体地投影到所述患者上。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中,还包括:在接收到操作者输入时,通过所述头戴式装置投影与所述患者的物理解剖结构和/或所述物理超声换能器/探头和/或所述物理介入装置/器械不一致的可视化,同时保持所述全息投影的共配准。

5. 根据权利要求3所述的系统,其中,还包括:在接收到操作者输入时,通过所述头戴式装置基于来自所述头戴式装置的跟踪数据来连续地重新对齐所述可视化,以总是面向所述操作者。

6. 根据权利要求3所述的系统,其中,还包括:当所述可视化相对于所述物理解剖结构被平移、旋转和/或缩放时,保持全息光线、所述实况超声图像流的所述经配准的全息投影、

以及从CT导出的所述全息解剖对象的共配准。

7. 根据权利要求6所述的系统, 其中, 所述全息光线与所述实况超声图像流的所述经配准的全息投影的交点被显示为球形交点。

用于执行介入手术的实况3D全息引导和导航

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求申请日为2018年5月7日、名称为“REAL-TIME (LIVE) 3D HOLOGRAPHIC GUIDANCE AND NAVIGATION FOR PERFORMING INTERVENTIONAL PROCEDURES”、序列号为62/667,687的美国临时申请的权益。本申请还要求申请日为2019年5月7日、名称为“LIVE 3D HOLOGRAPHIC GUIDANCE AND NAVIGATION FOR PERFORMING INTERVENTIONAL PROCEDURES”、序列号为16/405,875的美国专利申请的权益。这些申请的整体为了所有目的以引用的方式全文结合于此。

技术领域

[0003] 本公开总体涉及介入手术,更具体地涉及提供用于执行介入手术的实况三维(3D)全息引导和导航的系统和方法。

背景技术

[0004] 图像引导通常指代在介入手术期间对用于医疗手术的介入器械/装置通过患者的解剖结构到目标位置的跟踪。患者的解剖结构由术前和/或术中图像表示,并且所跟踪的介入器械/装置被配准到术前和/或术后图像。对于广范围的诊断和治疗手术,可以使用超声检查来跟踪介入器械/装置。然而,使用超声检查来跟踪介入器械/装置使图像引导复杂化。首先,超声检查仅能用于跟踪患者体内的介入器械/装置,而不能在介入器械/装置进入患者体内之前跟踪介入器械/装置。一旦进入患者体内,超声探头、介入装置/器械、目标位置以及超声探头的成像平面之间的关系可能不清楚,这使介入器械/装置与目标位置的对齐复杂化。另外,传统上,目标位置和介入器械/装置的图像被显示在台侧的平面2D监视器上,这进一步使介入器械的可操纵性复杂化。例如,2D显示器使医学专业人员将器械/装置的位置和器械/装置相对于目标位置的轨迹平移成校正器械的路径所需的物理轨迹调整;在医疗手术中,这种从2D到3D的脑力平移是相当困难的。

发明内容

[0005] 本公开涉及提供用于执行介入手术的实况三维(3D)全息引导和导航的系统和方法。

[0006] 在一个方面,本公开可以包括一种用于提供用于执行介入手术的实况3D全息引导的方法。该方法可以由包括处理器和头部跟踪机构的头戴式装置执行,该头戴式装置可以接收以导航系统的3D笛卡尔坐标表示的实况跟踪数据。实况跟踪数据可以包括连接到超声系统的被跟踪的物理超声换能器/探头、被跟踪的物理介入装置/器械以及在物理患者上的特定解剖位置处的物理基准位置传感器的位置和取向。物理头戴式装置可以接收由连接到超声系统的物理超声换能器/探头获取的实况图像流;将实况跟踪数据变换到头戴式视图器坐标系;并且显示实况图像流在头戴式视图器坐标系中的实况全息投影。超声图像流从被跟踪物理超声探头/换能器以探头/换能器的跟踪位置和跟踪取向进行延伸。实况全息投

影与利用头部跟踪机构评估的操作者视图一致地被缩放到物理解剖结构。然后,物理头戴式装置可以检索从物理患者的术前3D计算机断层扫描(CT)图像数据导出的数字解剖对象;将数字解剖对象从3D CT坐标系变换到头戴式视图器坐标系;通过基于实况图像流的实况全息投影上的3D点位置和头戴式视图器坐标系中存储的术前CT图像数据内的对应点计算的3D向量来平移头戴式视图器坐标系中的解剖对象,以针对物理患者的解剖变化进行校正;以及显示全息可视化,全息可视化包括与实况超声图像流的经配准的全息投影和从CT导出的全息解剖对象一致的被跟踪的物理介入装置/器械的全息表示。从由头部跟踪机构确定的视点,利用三个全息投影导航被跟踪的物理超声探头并且将物理介入装置/器械引导到治疗目标。

[0007] 在另一方面,本公开可以包括一种用于提供用于执行介入手术的实况3D全息引导的系统。该系统包括计算装置,其包括存储器,该存储器存储从物理患者的术前3D计算机断层扫描(CT)图像数据导出的数字解剖对象。CT图像数据以CT坐标系的3D坐标表示。系统还包括头戴式装置,其包括处理器和头部跟踪机构,以:接收以导航系统的3D笛卡尔坐标表示的实况跟踪数据,其中,实况跟踪数据包括连接到超声系统的被跟踪的物理超声换能器/探头、被跟踪的物理介入装置/器械以及在物理患者上的特定解剖位置处的物理基准位置传感器的位置和取向;接收由连接到超声系统的物理超声换能器/探头获取的实况图像流;将实况跟踪数据变换到头戴式视图器坐标系;显示实况图像流在头戴式视图器坐标系中的实况全息投影,其中,超声图像流从被跟踪物理超声探头/换能器以探头/换能器的跟踪位置和跟踪取向进行延伸,其中,实况全息投影与利用头部跟踪机构评估的操作者视图一致地缩放;检索数字解剖对象;将数字解剖对象从CT坐标系的3D坐标变换到头戴式视图器坐标系;通过基于实况图像流的实况全息投影上的3D点位置和头戴式视图器坐标系中存储的术前CT图像数据内的对应点计算的3D向量来平移头戴式视图器坐标系中的解剖对象,以针对物理患者的解剖变化进行校正;以及显示全息可视化,全息可视化包括与实况超声图像流的经配准的全息投影和从CT导出的全息解剖对象一致的被跟踪的物理介入装置/器械的全息表示,其中,从由头部跟踪机构确定的视点,利用三个全息投影定位被跟踪的物理超声探头并且将物理介入装置/器械引导到治疗目标。

附图说明

[0008] 在参考附图阅读以下描述时,本公开的前述和其它特征对于本公开所涉及的领域的技术人员将变得明显,在附图中:

[0009] 图1是示出了根据本公开的一个方面的提供用于执行介入手术的实况三维(3D)全息引导和导航的系统的示例的框图;

[0010] 图2是示出了图1的头戴式装置的示例的框图;

[0011] 图3和图4是根据本公开的另一方面的用于提供用于执行介入手术的实况3D全息引导和导航的示例方法的过程流程图;

[0012] 图5是用于实况3D全息引导的部件的图像;

[0013] 图6是示出了实况3D全息引导的示例使用的图像;以及

[0014] 图7是示例头戴式装置的图像。

具体实施方式

[0015] I. 定义

[0016] 除非另有定义,否则本文所用的所有技术术语具有与本公开所属领域的普通技术人员通常理解的相同的含义。

[0017] 在本公开的上下文中,单数形式“一”和“该”也可以包括复数形式,除非上下文另外清楚地指示。

[0018] 如本文所用的,术语“包括”可以指定所陈述的特征、步骤、操作、元件和/或部件的存在,但是不排除一个或多个其他特征、步骤、操作、元件、部件和/或群组的存在或添加。

[0019] 如本文所用的,术语“和/或”可以包括相关联的所列项中的一个或多个的任意和全部组合。

[0020] 另外,尽管术语“第一”、“第二”等可在本文中用于描述各种元件,但这些元件不应受这些术语限制。这些术语仅用于区分一个元件与另一个元件。由此,在不脱离本公开的教导的情况下,下面讨论的“第一”元件也可以被称为“第二”元件。除非另外特别指出,否则操作(或动作/步骤)的顺序不限于权利要求或附图中所呈现的顺序。

[0021] 如本文所用的,术语“介入手术”指代用于涉及进入患者体内的诊断或治疗的医疗手术。介入手术可以是经皮非血管手术(例如,神经阻滞、活检、肿瘤消融等)、经皮血管手术(例如,支架植入术、虚拟组织学、血流储备分数等)或开放式外科手术(例如,二尖瓣置换、三尖瓣置换、微创手术等)。

[0022] 如本文所用的,术语“介入器械/装置”和“介入装置/器械”指代在患者体内使用以便于介入手术的任何工具。

[0023] 如本文所用的,术语“跟踪数据”指代由导航系统在跟踪坐标系中测量的与一个或多个对象的观察有关的信息,并且可以正在经历或不经历运动。对象可以包括连接到超声系统的被跟踪的物理超声换能器/探头、被跟踪的物理介入装置/器械、物理基准位置传感器等。

[0024] 如本文所用的,术语“跟踪坐标系”指代使用一个或多个数字来确定特定跟踪系统所特有的点或其他几何元素的位置的3D笛卡尔坐标系。例如,跟踪坐标系可以从标准3D笛卡尔坐标系旋转、缩放等而得。

[0025] 如本文所用的,术语“头戴式装置”或“头戴式视图器”指代被配置为佩戴在头部上的显示装置,其在一只或多只眼睛的前面具有一个或多个显示光学器件(包括透镜)。头戴式装置的示例是微软HoloLens。

[0026] 如本文所用的,术语“头戴式视图器坐标系”或“世界坐标系”指代使用一个或多个数字来确定特定头戴式装置系统所特有的点或其他几何元素的位置的3D笛卡尔坐标系。例如,头戴式视图器坐标系可以从标准3D笛卡尔坐标系旋转、缩放等而得。

[0027] 如本文所用的,术语“成像流”指代患者身体一部分的实时超声检查图像。

[0028] 如本文所用的,术语“解剖对象”指代患者身体一部分的术前CT图像的离散部分。在一些情况下,解剖对象已经从原始术前CT图像中取得。

[0029] 如本文所用的,术语“CT坐标系”指代使用一个或多个数字来确定特定CT成像系统所特有的点或其他几何元素的位置的3D笛卡尔坐标系。例如,成像坐标系可以从标准3D笛卡尔坐标系旋转、缩放等而得。

[0030] 如本文所用的,术语“全息图”、“全息投影”或“全息表示”指代投影到头戴式视图器的透镜的计算机生成的图像。通常,全息图可以合成地生成(在增强现实(AR)中)并且与物理现实无关。

[0031] 如本文所用的,术语“物理的”指代真实的事物。物理的事物不是全息的(或者不是计算机生成的)。

[0032] 如本文所用的,术语“二维”或“2D”指代以两个物理维度表示的事物。

[0033] 如本文所用的,术语“三维”或“3D”指代以三个物理维度表示的事物。三维或3D的定义将包含“4D”(例如,3D加上时间维度)的元素。

[0034] 如本文所用的,术语“实时”和“实况”指代过程或事件发生的实际时间。换言之,实时事件是现场进行的(在毫秒内,使得结果立即作为反馈可用)。例如,实时事件可以在事件发生的100毫秒内被表示出来。

[0035] 如本文所用的,术语“深度”可以指代图像在患者体内有多深的指示(例如,以厘米为单位)。深度可以与比例有关。

[0036] 如本文所用的,术语“受试者”和“患者”可互换使用,并且指代任何脊椎动物动物。

[0037] II. 综述

[0038] 本公开总体涉及介入器械/装置被引导或导航通过患者身体的介入手术。传统上,使用超声检查(在本文中也称为“超声”、“超声波扫描”、“回波”以及类似术语)来跟踪介入器械/装置使图像引导复杂化,这至少是因为超声检查仅能够被用于跟踪患者体内的介入器械/装置,而在介入器械/装置进入患者身体之前不能跟踪介入器械/装置;一旦进入患者体内,超声探头、介入装置/器械、目标位置以及超声探头的成像平面之间的关系可能不清楚,这使介入器械/装置与目标位置的对齐复杂化;并且,传统上,目标位置和介入器械/装置的图像被显示在台侧的平面2D监视器上,这进一步使介入器械的可操纵性复杂化(例如,要求医学专业人员将器械/装置的位置和器械/装置相对于目标位置的轨迹平移成校正器械的路径所需的物理轨迹调节)。本公开降低了由于使用超声检查来跟踪通过患者身体的介入器械/装置引起的传统复杂性。实际上,本公开描述了提供用于执行超声引导的介入手术的实况三维(3D)全息引导和导航的系统和方法。

[0039] 3D全息可视化可以包括与实况超声图像流的全息投影和从术前图像导出的全息解剖对象一致地显示的被跟踪的介入器械/装置的全息表示(所有数据被变换到公共全息坐标系中)。值得注意的是,可以通过基于实况超声图像流(也被称为“实况图像流”)的实况全息投影上的3D点位置和头戴式视图器坐标系中的所存储的术前CT图像数据内的对应点而计算的3D向量来对解剖对象进行平移,以适应患者的解剖变化(例如,呼吸)。

[0040] III. 系统

[0041] 本公开的一个方面可以包括一种系统10(图1),其提供用于对患者(也称为“物理”患者)执行的介入手术的实况三维(3D)全息引导和导航。介入手术可以是使用成像模式(例如,超声检查、计算机断层扫描等)来提供引导的任何手术。特别地,介入器械的3D全息引导和导航可以涉及两种成像模式的融合-实况超声图像和术前计算机断层扫描成像的融合。例如,超声检查可以用于引导用于涉及进入患者体内的诊断或治疗的任何介入手术,包括经皮非血管手术(例如,神经阻滞、活检、肿瘤消融等)、经皮血管手术(例如,支架植入术、虚拟组织学、血流储备分数等)和开放式外科手术(例如,二尖瓣置换、三尖瓣置换、微创手术

等)。可以为使用超声检查来引导介入装置的任何手术提供实况3D全息引导和导航。

[0042] 系统10可以使用增强现实3D全息显示来提供实况3D全息引导和导航,其可以替换或以其他方式增强传统2D引导。系统10可以包括头戴式装置1,其可以被配置为基于从计算装置13和14接收的患者特定和介入手术特定的数据来生成增强现实3D全息显示。应当注意,计算装置13和14可以是单独的装置(都在头戴式装置1本地、一个在头戴式装置1本地而另一个远离头戴式装置1、都远离头戴式装置1等),但是可以是同一装置的一部分。作为示例,头戴式装置可以是光学透视装置。

[0043] 计算装置13可以从超声系统12(实况图像流数据)和导航系统11(跟踪数据)接收数据。计算装置13可以根据有线连接和/或无线连接耦接到超声系统12和导航系统11。计算装置13还可以根据有线连接和/或无线连接耦接到头戴式装置1。应当理解,计算装置13与导航系统11、超声系统12以及头戴式装置之间的连接可以彼此独立。

[0044] 超声系统12可以在介入手术期间向超声换能器/探头(也称为“物理”超声换能器/探头)发送超声信号并从超声换能器/探头T/P接收实况图像流,并且向计算装置13提供实况图像流。例如,超声换能器/探头T/P可以是B型探头、线性探头、血管内超声探头或任何其他类型的超声换能器或探头。实况图像流可以是2D的。计算装置13可以根据被配置用于实况图像流的实时数据传输的有线连接和/或无线连接来耦接到超声系统12。例如,实况数据流可以根据HDMI连接在超声系统12与计算装置13之间传输。

[0045] 导航系统11可以接收包括与跟踪装置T/PS、IDS和LS(也称为“物理”跟踪装置)相关联的实况跟踪数据的信号,并将实况跟踪数据发送到计算装置13。一个或多个跟踪装置T/PS可以在超声换能器/探头T/P上和/或内。一个或多个跟踪装置IDS可以在介入手术期间使用的介入装置ID上和/或内。一个或多个跟踪装置LS可以位于患者身体上和/或附近的固定点处。例如,一个或多个跟踪装置LS可以在患者身体上的基准位置处。作为另一示例,一个或多个跟踪装置LS可以在患者身体外部的的位置处。作为另外的示例,一个或多个跟踪装置LS可以在患者身体上的基准位置处和在患者身体外部的的位置处。跟踪数据可以包括来自多个跟踪装置T/PS、IDS和LS中的每一个的位置信息和取向信息(每一个都为三维的)。导航系统11可以包括部件,其用于生成用于跟踪的信号(例如,基于来自部件的信号,可以生成跟踪数据)。例如,部件可以包括电磁(EM)场发生器,其可以生成电磁场,并且可以是传感器(例如,线圈型传感器)的跟踪装置T/PS、IDS和LS通过产生跟踪数据来进行响应。作为另一示例,部件可以包括光学发生器,并且可以光学地跟踪可以是反射标记的跟踪装置T/PS、IDS和LS,以提供跟踪数据。计算装置13可以根据被配置用于跟踪数据的实时数据传输的有线连接和/或无线连接来耦接到导航系统11。例如,跟踪数据可以根据串行连接在导航系统11与计算装置13之间传输。应当注意,本文所述的导航系统11可利用使用基准标记的跟踪。应当理解,在不脱离本公开的精神的情况下,可以使用其他导航和跟踪机制。

[0046] 计算装置14可以将与患者的解剖结构有关的术前数据(例如,例如通过图像分割从术前计算机断层扫描PCT图像和/或术前计算机断层扫描图像PCT导出的解剖对象A0)提供给头戴式装置1。例如,解剖对象A0可以是患者身体一部分的基于CT的全息图。计算装置14可以根据有线连接和/或无线连接连接到头戴式装置。在一些情况下,计算装置14(或另一计算装置)可以将与治疗计划有关的信息提供给头戴式装置1,该治疗计划与介入手术有关。响应于治疗计划,头戴式装置1可以提供到手术部位的投影、动态配准、计划和跟踪的

HLR以及用于介入手术的发生的全息区域。

[0047] 头戴式装置1的表示在图2中示出。头戴式装置1可以包括非暂时性存储器2和处理单元3(其可以包括一个或多个硬件处理器),处理单元3可以访问非暂时性存储器2并且执行存储在其上的指令,以帮助全息显示的生成和显示。例如,非暂时性存储器2可以存储指令,诸如变换7、校正平移8(或调节)以及全息投影9,其可以由处理单元3执行。头戴式装置1还可以包括与计算装置13和14双向通信的输入/输出(I/O)4。另外,头戴式装置1可以包括投影仪,其可以促进显示3D全息图。进一步地,头戴式装置1还可以包括头部跟踪机构6,其可以基于佩戴头戴式装置1的某人的头部的运动来帮助执行各种动作。头戴式装置1还可以包括其他部件,诸如相机和/或其他可视化和/或记录元件。

[0048] 下面描述头戴式装置1的操作的示例。通过I/O 4(其可以是无线发送器和/或接收器),头戴式装置1可以接收来自计算装置13的实况跟踪数据和实况图像流,并且和来自计算装置14的术前数据(例如,从术前计算机断层扫描PCT图像和/或术前计算机断层摄影扫描PCT和/或治疗计划导出的解剖对象A0)。实况跟踪数据是以跟踪坐标系的坐标的形式。至少一部分术前数据通常是以CT坐标系的坐标的形式。

[0049] 存储在非暂时性存储器2中并由处理单元3执行的变换7指令可以将所有接收到的数据变换到公共坐标系(头戴式视图器坐标系)中。例如,实况跟踪数据可以从跟踪坐标系的坐标变换为头戴式视图器坐标系的公共坐标;术前数据可以从CT坐标系的坐标变换为头戴式视图器坐标系的公共坐标。

[0050] 存储在非暂时性存储器2中并由处理单元3执行的全息投影9指令可以用于生成增强现实3D全息显示。增强现实3D全息显示可以包括实况全息图像流在头戴式视图器坐标系中的实况全息投影。实况图像流可以利用局部旋转、平移和缩放进行预校准,并且自动重新校准,以便保持与患者的物理解剖结构的一致性。例如,实况图像流的实况全息投影可以从被跟踪的物理超声探头/换能器以探头/换能器的跟踪位置和跟踪取向进行延伸,并且实况全息投影可以被缩放到与利用头部跟踪机构评估的操作者视图一致的物理解剖结构。增强现实3D全息显示还可以包括与实况全息投影配准的解剖对象的全息投影。可以投影解剖对象,以使得能够在不遮挡全息超声平面的情况下进行可视化。增强现实3D全息显示可以包括与实况超声图像流的经配准的全息投影一致的被跟踪的物理介入装置/器械的全息表示,其也可以与解剖对象的经配准的全息投影一致。

[0051] 可以利用与对应于患者解剖结构的至少一部分的手术部位有关的参考图形(其可以基于治疗计划)和其他引导控制图形来显示被跟踪的物理介入装置的全息表示。参考图形和引导控制图形可以提供引导(例如,视觉引导(图示、类型、注释等)和/或听觉引导),用以使用全息引导(使用3D解剖全息投影和介入装置的3D全息表示)来跟踪物理介入装置通过患者的解剖结构。例如,当与参考图形相关联的线(或图形)和与引导控制图形相关联的线(或图形)相交时,物理介入装置可以与将促进物理介入装置在脉管系统内的放置的轨迹对齐。这可以伴随有全息注释,其报告与目标位置或取向的距离和/或角度偏差。参考图形和引导控制图形可用于提供事件驱动的引导。例如,当支架在患者的脉管系统内时,参考图形和引导控制图形可以随着支架移动而提供听觉和/或视觉引导。随着支架移动通过患者的血管树,可以使用哔哔声来指示支架接近目标位置。类似地,图形可以提供支架的位置和取向的实时注释和/或示出与目标位置的相交。换言之,事件驱动引导可以使用一个或多个

事件驱动的信号通知用户它们何时在正确的轨道上。

[0052] 投影仪5子系统可以显示增强现实3D全息显示。例如,3D全息显示可以与患者的物理解剖结构一致地立体地投影到患者上,作为可视化。可视化可以根据来自头部跟踪机构6的输入和/或听觉输入而被缩放和/或移动。另外,视点可基于来自头部跟踪机构6(其可根据加速计、陀螺仪和/或磁力计来跟踪头戴式显示器1内的头部)的输入来确定。在接收到操作者输入时,通过头戴式装置投影,可视化可以被显示为与患者的物理解剖结构和/或物理超声换能器/探头和/或物理介入装置不一致,同时维持全息投影的共配准。在接收到另一操作者输入时,可视化可以基于来自头部跟踪机构6的跟踪数据连续地重新对齐,以重新定向虚拟显示,使得它总是面向操作者。在接收到另一操作者输入时,可视化可以相对于物理解剖结构被平移、旋转和/或缩放,并且元件可以被共同配准。可以限制或防止全息场景的旋转,以在对超声换能器/探头(T/P)和介入装置(ID)进行导航时维持操作者的手-眼协调。基于输入,被跟踪的物理超声探头(T/P)可以被用于跟踪和引导物理介入装置/器械(ID)到治疗目标(根据术前规划信息确定)。

[0053] 存储在非暂时性存储器2中并且由处理单元3执行的校正平移8指令可以被用于术前数据上,以针对物理患者的解剖变化(例如,呼吸运动、总患者运动等)进行校正。校正平移8指令辅助执行3D平移和调节,以用于改进CT与超声之间的配准。作为示例,平移8指令可以用于增加术前CT图像与实况超声图像之间的配准。头戴式视图器坐标系中的术前解剖对象(AO)能够通过3D向量进行平移,该3D向量基于头戴式视图器坐标系中的实况图像流的实况全息投影上的3D点位置和头戴式视图器坐标系中的术前CT图像数据内的对应点来计算而得。点位置可以基于操作者输入在实况超声图像的全息投影上识别和定位。例如,该点可以是成像的肿瘤或血管横截面的中心。

[0054] IV. 方法

[0055] 本公开的另一方面可以包括一种用于提供用于执行超声引导的介入手术的实况3D全息引导和导航的方法。该方法在图3与图4之间被分成部分方法30和40。方法30和40可以由硬件执行,例如,由上述的图1和图2所示的头戴式装置1执行。

[0056] 方法30和40被例示为具有流程图例示的过程流程图。为了简单起见,方法30和40被示出和描述为顺序地执行;然而,应当理解和领会,本公开不受所例示的顺序的限制,因为一些步骤可以按不同顺序进行和/或与本文中示出和描述的其他步骤同时进行。而且,并非所有例示的方面都是实施方法30和40所需的。另外,实施方法30和40的一个或多个元件,诸如图1和2的头戴式装置1,可包括可促进全息图像引导的头部跟踪机构、非暂时性存储器、以及一个或多个处理器。

[0057] 现在参照图3,示出了方法30,其是用于提供用于执行超声引导的介入手术的实况3D全息引导和导航的较大方法的一部分。在步骤32,可以(由头戴式装置1)接收以导航系统的3D笛卡尔坐标表示的实况数据(例如,由导航系统11提供给头戴式装置1的来自超声换能器探头T/PS上的传感器、介入装置IDS上/内的传感器、以及基准位置LS处的传感器的实况跟踪数据)。应当注意,本文所述的导航系统11可利用使用基准标记的跟踪。应当理解,在不脱离本公开的精神的情况下,可以使用其他导航和跟踪机制。在步骤34,可以(由头戴式装置1)将实况跟踪数据变换到头戴式视图器坐标系中。在步骤36,可以(由头戴式装置1)接收(由超声换能器/探头T/P获取的)实况图像流。在步骤38,可以将实况图像流在头戴式视图

器坐标系中的实况全息投影(利用实况跟踪数据的至少一部分确定的)与介入装置在头戴式视图器坐标系中的另一实况全息表示一起(由头戴式装置1)显示。

[0058] 在图4的方法40中继续用于提供用于执行超声引导的介入手术的实况3D全息引导和导航的方法。在步骤42,可以(由头戴式装置1)接收从患者的术前计算机断层扫描(例如,PCT)图像数据(例如,通过图像分割)导出的数字解剖对象(例如,A0)。在步骤44,可以将数字解剖对象(由头戴式装置1)变换到头戴式视图器坐标系。在步骤46,可以通过3D向量(由头戴式装置1)平移头戴式视图器坐标系中的数字解剖对象,以针对患者中的解剖变化进行校正。3D向量可以基于由用户在全息超声上选择的并且与全息解剖对象相关的3D点。在步骤48,可以(通过头戴式装置1)显示3D全息可视化并将其用于全息引导。3D全息可视化可以包括配准到实况超声流的3D全息投影和数字解剖对象的3D全息投影的介入装置/器械的3D表示。可视化可以与患者的物理解剖结构一致地立体地投影到患者上,作为可视化。可视化可以根据来自头部跟踪机构6的输入和/或听觉输入而被缩放和/或移动。可视化还可以包括引导控制图形和/或参考图形,以便于引导介入装置通过患者的解剖结构。

[0059] V. 示例设置

[0060] 图5至图7示出了图1所述的系统10的台式实验使用。图5示出了用于外科手术的具有腹部的人体模型主体。四个位置传感器(LS)分布在患者身体上的基准位置处。还提供了超声探头和外科器械,各个都具有跟踪传感器(T/PS和IDS)。图6示出了与全息显示结合的图5的元件的使用。图7示出了微软HoloLens,其被用作头戴式装置1,用以提供图6的全息显示。下面讨论示例中可以使用的技术。

[0061] VI. 示例技术

[0062] 全息超声平面上的用户指定的3D点位置

[0063] 操作者可以在全息超声平面上定位点。光标位置可以通过“注视”平面上的位置来调节。如果操作者注视相同的位置一段时间,则可以在该位置放置小球。例如,该位置可以是投影在全息超声平面(HUP)上的肿瘤的中心。

[0064] HUP上的点位置 P_{hup} 可以用于如下的组织靶向验证测试。假设3D点也位于介入器械HLR-从物理尖端沿着所述器械的轨迹外推的线段-与HUP的交点处,那么可以计算这两点之间的距离并以全息文本报告。

[0065] 在同源点处对实况超声的CT校正配准

[0066] 点位置 P_{hup} 也可以用于空间上配准两种全息成像类型,诸如超声(实时平面)和CT(术前3D容积)。肿瘤的中心 P_{TCT} 可以在术前处理阶段中定位。由于CT和HUP在手术开始时都被变换成HoloLens(图7中示出)坐标,因此CT导出的全息图(其不仅可以包含分割的肿瘤,而且可以包含器官和血管)可以由计算为 $P_{TCT}-P_{hup}$ 的向量 P_{hup} 来平移。可以记录CT图像的平移距离。如果CT数据集具有多于一个的肿瘤,各个肿瘤具有相关联的中心点,那么可以以肿瘤特定的方式执行校正配准。更一般地,在超声和CT全息图中识别的同源点和特征可用于基于刚性仿射变换来改进CT与US图像全息图之间的配准,甚至可使用弹性(非刚性)变换。

[0067] 融合的(CT/US/HLR)全息笛卡尔容积的按比例放大

[0068] 对于增强和混合现实(AR/MR),患者特定全息图和装置全息图通常彼此配准(以全息坐标形式),然后立体地投影到患者上(与患者配准);然而,传统的图像引导系统建立了物理与显示的解剖和装置图像之间的对应关系,但是显示在2D监视器上而不是患者上。为

了使全息图与物理空间(患者坐标)一致,它们必须处于统一(即,同一性)尺度。将装置和解剖(包括HUP)全息图投影到患者提供了以下优点:1)用于将装置导航到目标组织的最佳眼-手协调、和2)不需要在单独的2D监视器上观察图像、以及3)增强现实和物理现实的一致性。对于一些应用,这可以提供全息内容的改进的3D可视化,特别是对于光学透视装置(OSD)。对于OSD,用于使全息图可视化的质量取决于其背景,并且在一些情况下投影到患者上可能不是最佳的。

[0069] 投影到患者上的全息图也可被平移(例如,平移到患者前面/上方的空间)并缩放(以因子2)到一位置,该位置具有改善的背景或在保持1)装置与多模式全息图之间的配准、2)用于装置导航到目标的眼-手协调的同时更舒适。当全息图被缩放和平移时,眼-手协调被保持,但不像全息图被投影到患者时那样相关。全息图也可以相对于物理解剖结构旋转,但是这将进一步使眼-手协调不相关。例如,全息超声平面可以旋转以跟随操作者的观察方向,即,总是面向操作者。这将使眼-手协调分离,但妨碍操作者在2D显示器处于固定位置的情况下来回观看所述显示器。

[0070] 操作者可以可选地在按比例放大/平移/旋转的视图与到患者的投影之间来回切换。这可以利用头戴式显示器(诸如全息仪表盘)上的语音命令或其他输入来实施。

[0071] 对不按比例的全息超声平面的深度调节

[0072] 超声设备上的深度调节旋钮控制改变图像的比例。增加深度(例如,到8cm)将缩放超声图像并在2D监视器上显示超声图像,使得图像的竖直长度(例如,1024个像素)将对应于8cm。因此,本文所用的所抓取的帧图像也将对应于8cm的深度。在这种情况下,也必须根据深度的调节来缩放HUP。

[0073] 这可以根据头戴式显示器上的语音命令来完成。操作者可以指定其它词(例如,“八”或“十”)的深度来指定深度设置。当全息投影到患者上时,这将保持HUP的比例和物理场(假设同一比例因子)。

[0074] 全息图像平面到物理换能器的校准

[0075] 为了相对于超声换能器定位全息超声平面HUP,可以在制造中提供可调节的6自由度变换,使得HUP从物理换能器准确地延伸。六个滑动条输入可以用于交互地确定变换。来自滑动条的变换用于定位超声阵列的中心尖端。用全息线描绘HUP以便于3轴旋转和3轴平移的调节。可以为各个换能器类型和制造商存储被跟踪换能器的6自由度变换。超声图像被变换为对应于超声探头。

[0076] 用于全息CT和超声可视化的方法

[0077] 当组合HUP和3D CT时,CT全息图(基于分割)结果可能潜在地模糊HUP上的回声病变(VIDEO:SCALE UP ADJ CT)。这可以通过将透明材料用于基于CT的全息图(例如肿瘤、器官和血管)来防止。另一种方法是将表面投影为线框着色器,使得可以与CT全息图一致地观察回声病变。又一种方法是打开和关闭基于CT的全息图,以观察HUP上的回声特征。

[0078] 从以上描述中,本领域技术人员将认识到改进、变更和修改。这种改进、变更和修改在本领域技术人员的技能范围内,并且旨在由所附权利要求覆盖。本文引用的所有专利、专利申请和公报都以引用的方式全文结合于此。

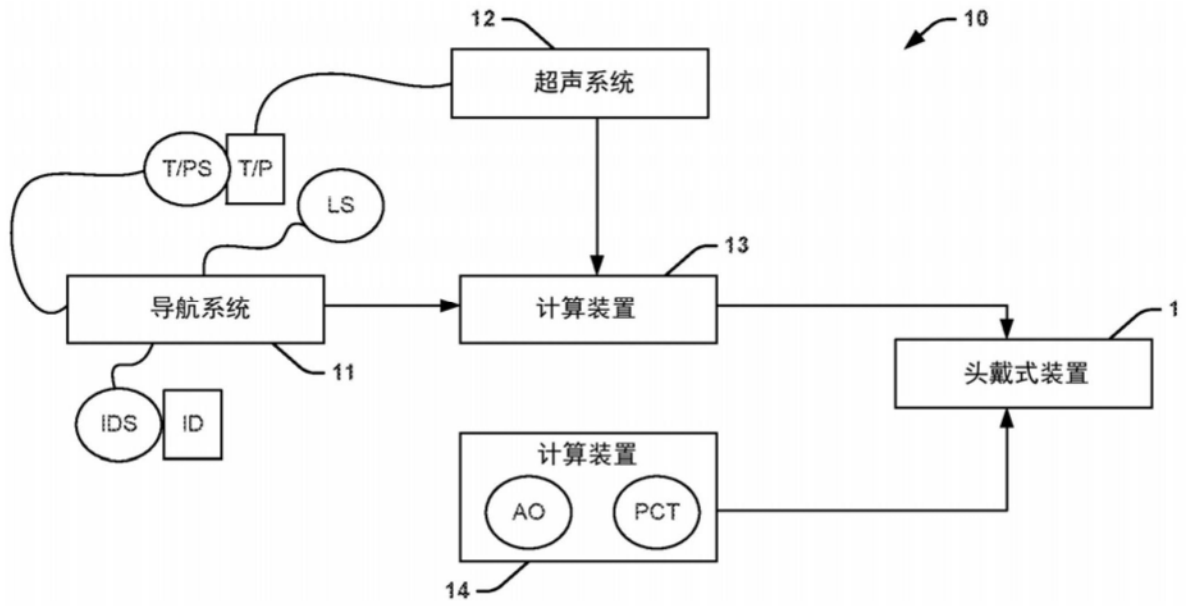


图1

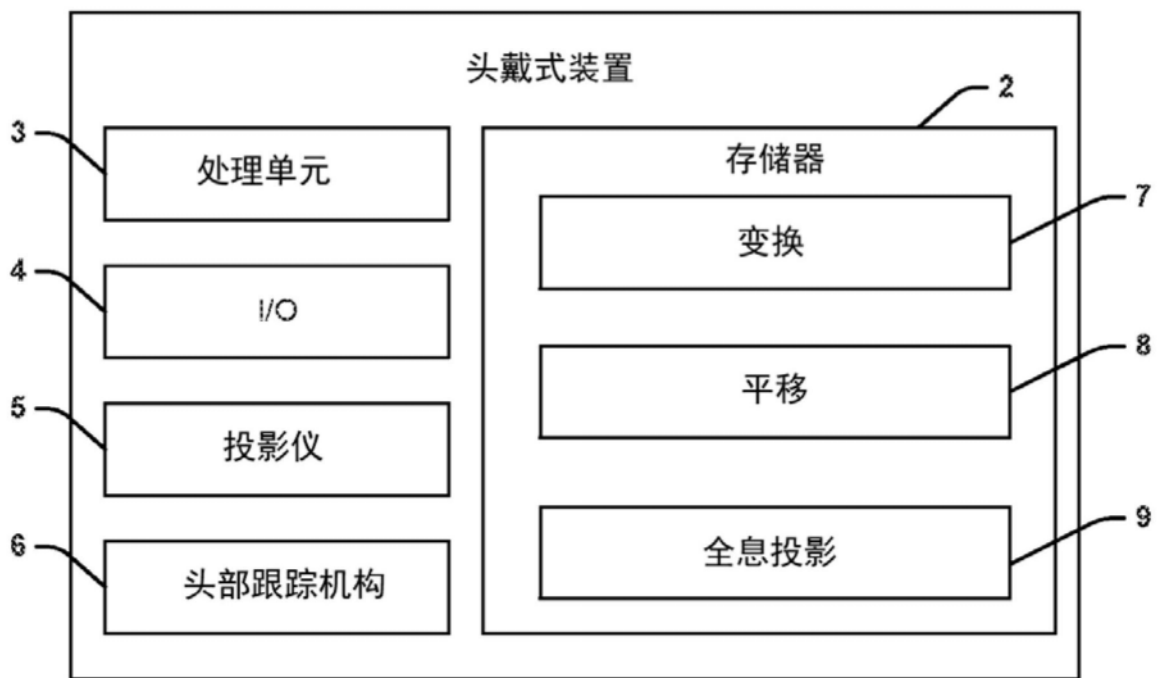


图2

30

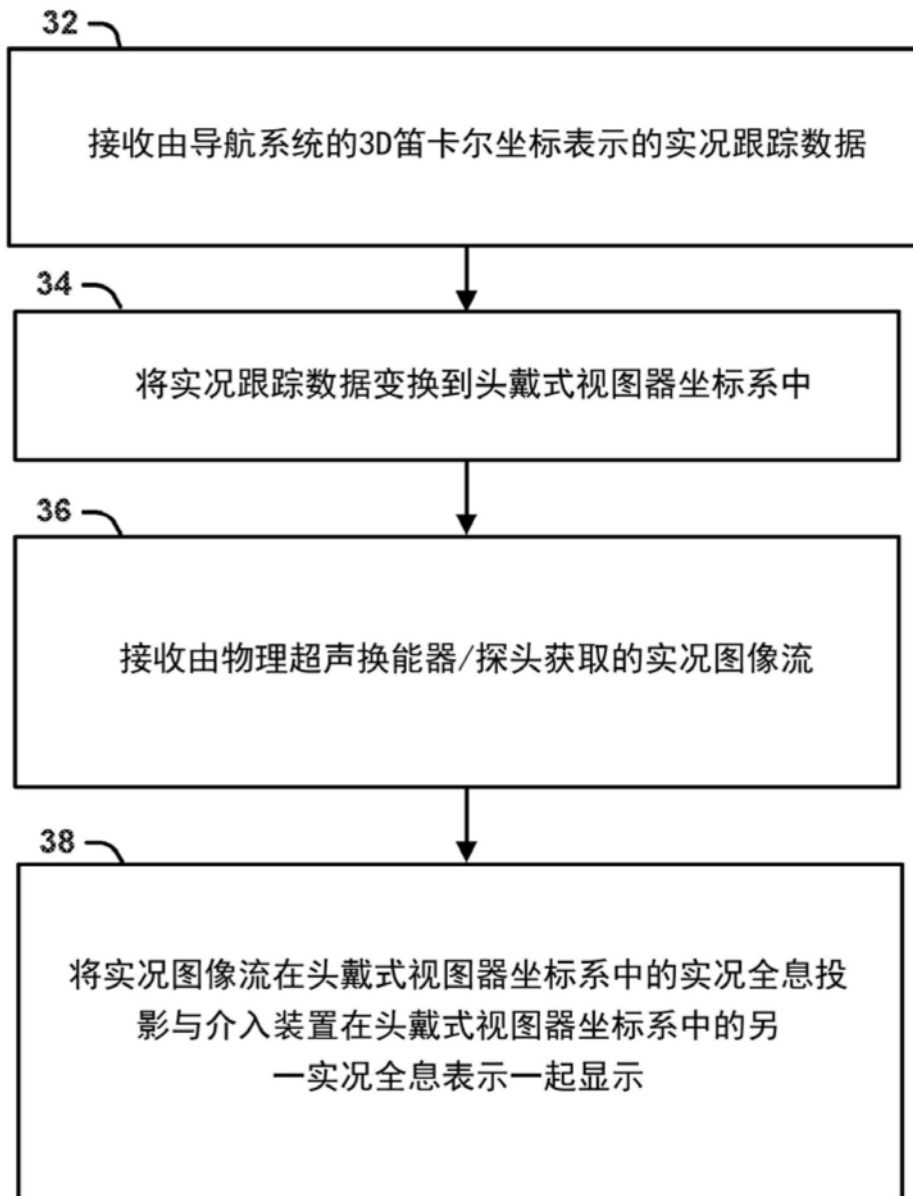


图3

40

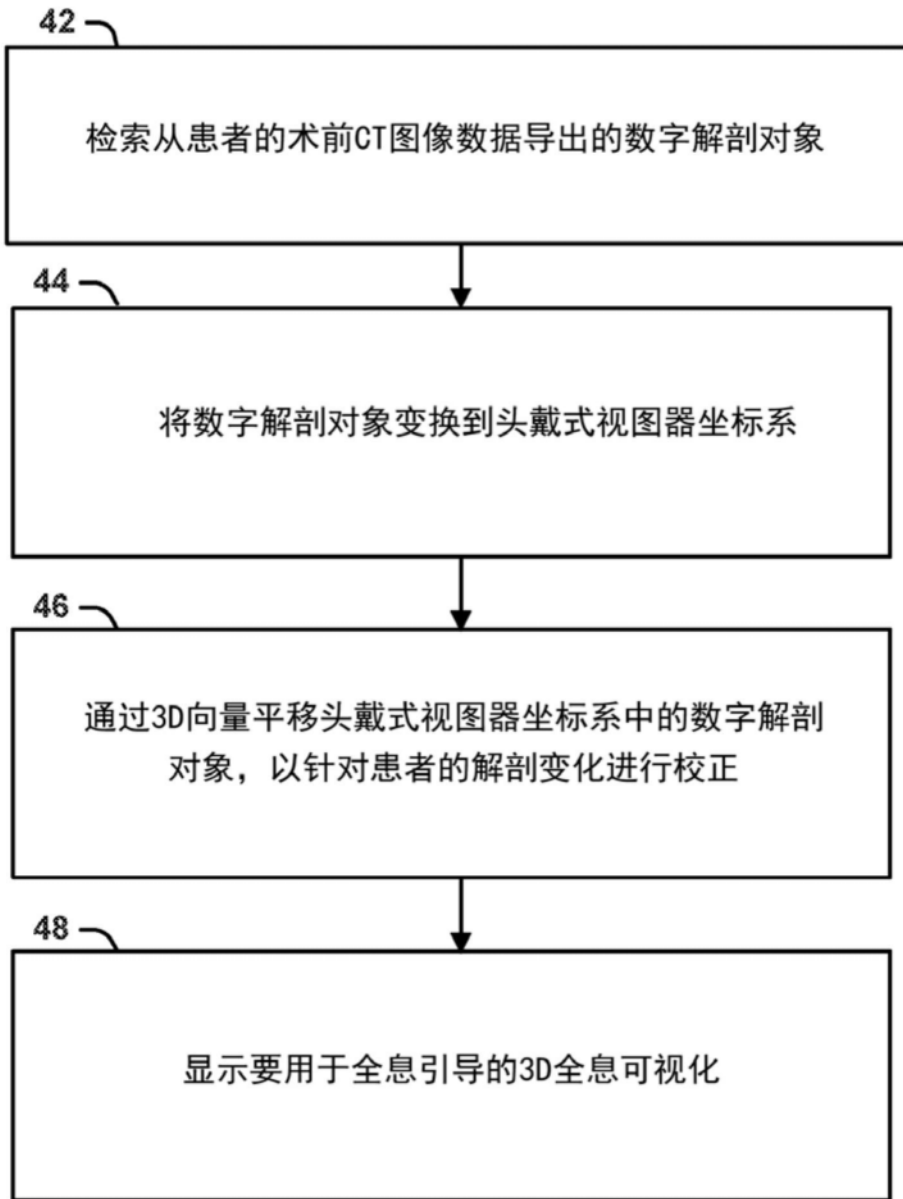


图4

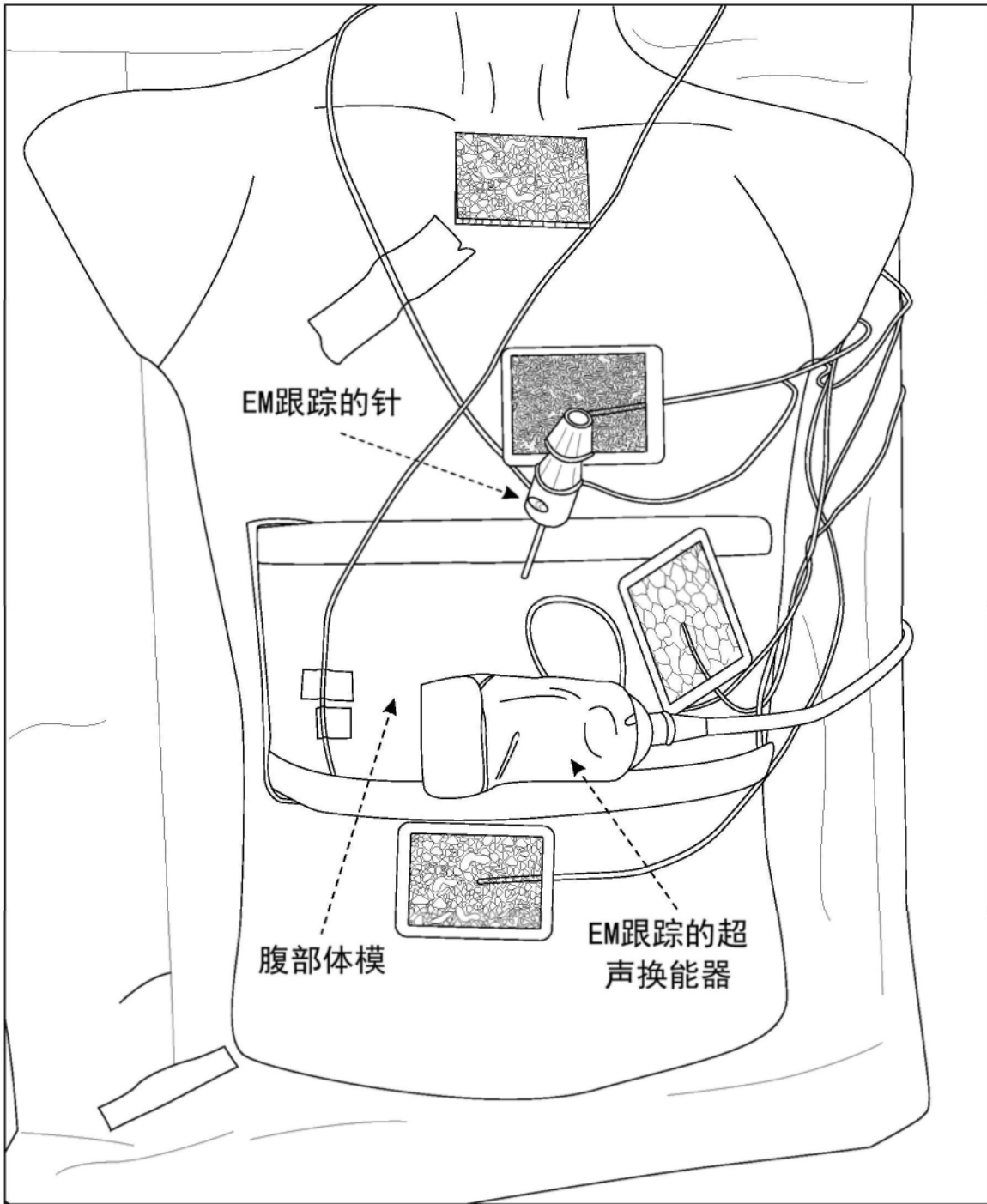


图5

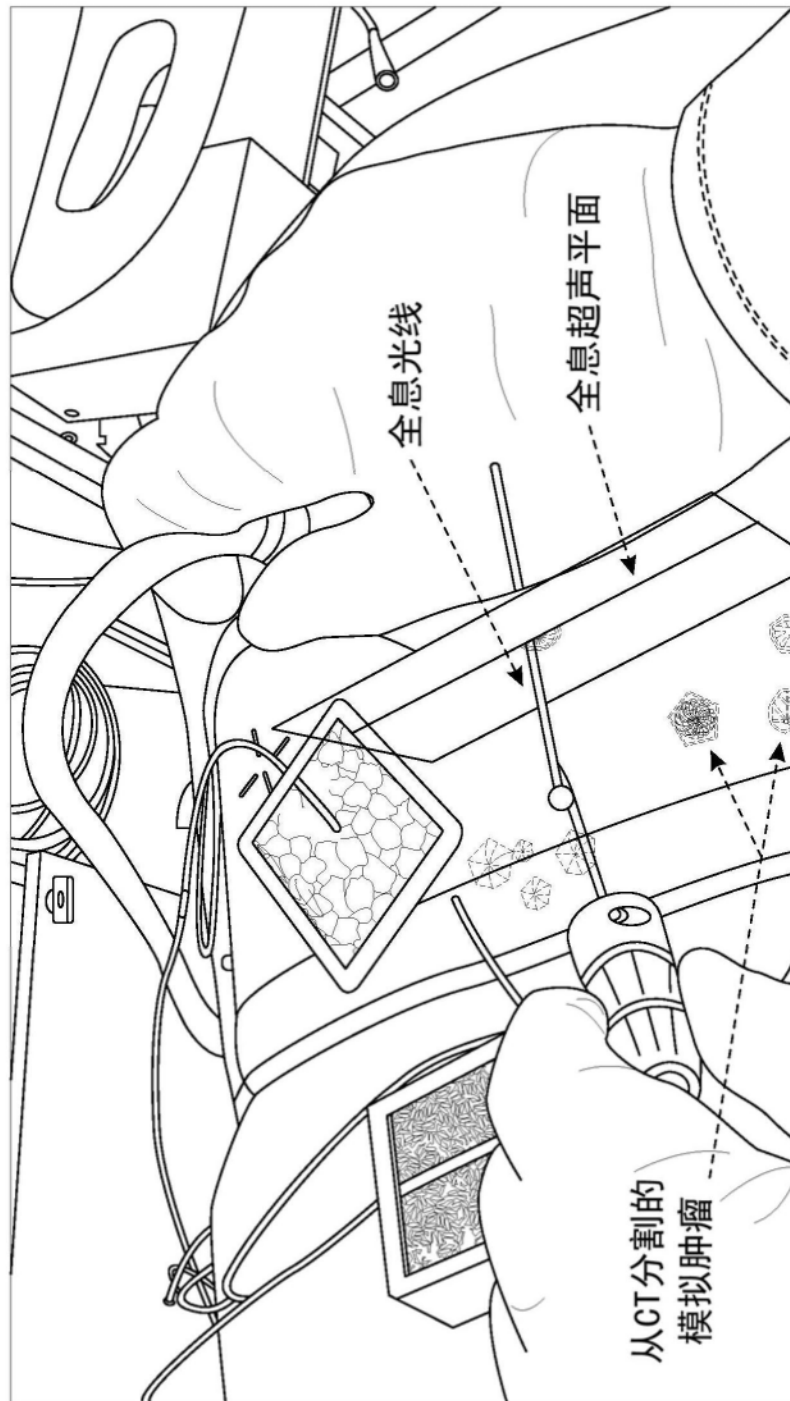


图6

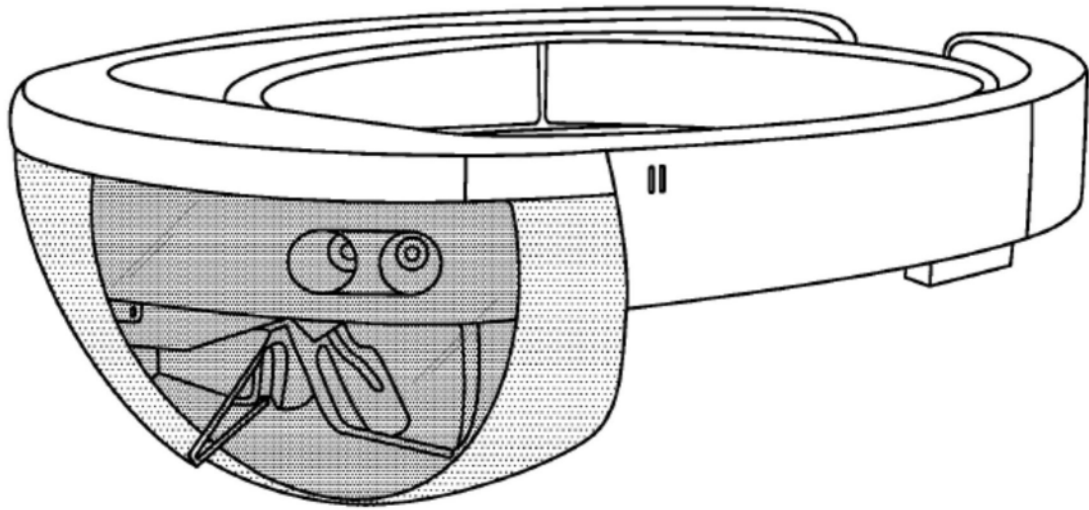


图7