



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111166373 A

(43)申请公布日 2020.05.19

(21)申请号 201910248370.X

G06T 7/73(2017.01)

(22)申请日 2019.03.29

G06T 17/00(2006.01)

(71)申请人 艾瑞迈迪科技石家庄有限公司

地址 050000 河北省石家庄市高新区长江大道319号润江总部国际7号楼1单元3层

(72)发明人 杨峰

(74)专利代理机构 北京欣永瑞知识产权代理事

务所(普通合伙) 11450

代理人 张庆敏 常旭

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

G06T 7/10(2017.01)

G06T 7/33(2017.01)

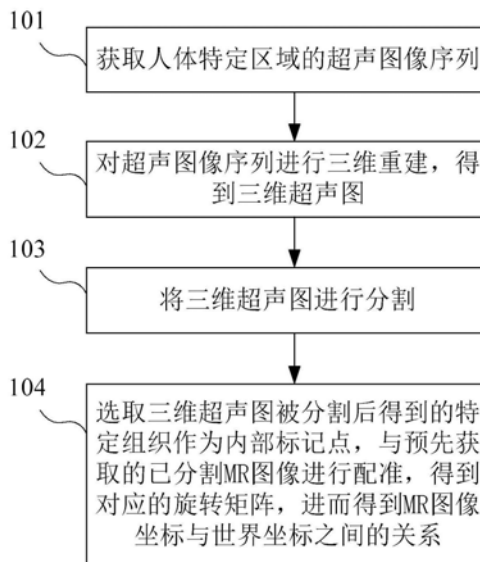
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种定位注册方法、装置和系统

(57)摘要

本发明涉及医疗技术领域,公开了一种定位注册方法、装置和系统,该方法包括:通过安装磁性物的二维超声探头扫描人体特定区域,获取所述人体特定区域的超声图像序列;对所述超声图像序列进行三维重建,得到三维超声图;将所述三维超声图进行分割;选取所述三维超声图被分割后得到的特定组织作为内部标记点,与预先获取的已分割MR图像进行配准,得到对应的旋转矩阵,进而得到MR图像坐标与世界坐标之间的关系。本发明方案提升了坐标匹配精度。



1. 一种定位注册方法,其特征在于,包括:
 - 通过安装磁性物的二维超声探头扫描人体特定区域,获取所述人体特定区域的超声图像序列;
 - 对所述超声图像序列进行三维重建,得到三维超声图;
 - 将所述三维超声图进行分割;
 - 选取所述三维超声图被分割后得到的特定组织作为内部标记点,与预先获取的已分割MR图像进行配准,得到对应的旋转矩阵,进而得到MR图像坐标与世界坐标之间的关系。
2. 根据权利要求1所述的定位注册方法,其特征在于,所述对所述超声图像序列进行三维重建,得到三维超声图,具体包括:
 - 确定重建体数据的尺寸规格;
 - 根据变换矩阵,将所述超声图像序列的二维平面的像素映射至三维体数据;
 - 对空白体数据区域进行填补。
3. 根据权利要求2所述的定位注册方法,其特征在于,所述将所述三维超声图进行分割,具体包括:
 - 通过各向异性扩散滤波进行平滑滤波处理;
 - 在重建的所述三维超声图的每一层进行模糊聚类分割,得到整个分割后的三维超声图。
4. 一种定位注册装置,其特征在于,包括:
 - 获取单元,用于获取人体特定区域的超声图像序列;
 - 重建单元,用于对所述超声图像序列进行三维重建,得到三维超声图;
 - 分割单元,用于将所述三维超声图进行分割;
 - 配准单元,用于选取所述三维超声图被分割后得到的特定组织作为内部标记点,与预先获取的已分割MR图像进行配准,得到对应的旋转矩阵,进而得到MR图像坐标与世界坐标之间的关系。
5. 根据权利要求4所述的定位注册装置,其特征在于,所述重建单元具体用于:
 - 确定重建体数据的尺寸规格;
 - 根据变换矩阵,将所述超声图像序列的二维平面的像素映射至三维体数据;
 - 对空白体数据区域进行填补。
6. 根据权利要求5所述的定位注册装置,其特征在于,所述分割单元具体用于:
 - 通过各向异性扩散滤波进行平滑滤波处理;
 - 在重建的所述三维超声图的每一层进行模糊聚类分割,得到整个分割后的三维超声图。
7. 一种定位注册系统,其特征在于,包括:
 - 计算机、超声机;
 - 所述超声机用于通过安装磁性物的二维超声探头扫描人体特定区域;
 - 所述计算机用于从所述超声机获取扫描得到的所述人体特定区域的超声图像序列;
 - 所述计算机还用于对所述超声图像序列进行三维重建,得到三维超声图;将所述三维超声图进行分割;选取所述三维超声图被分割后得到的特定组织作为内部标记点,与预先获取的已分割MR图像进行配准,得到对应的旋转矩阵,进而得到MR图像坐标与世界坐标之

间的关系。

8. 根据权利要求7所述的定位注册系统,其特征在于,所述计算机对所述超声图像序列进行三维重建,得到三维超声图,具体包括:

确定重建体数据的尺寸规格;

根据变换矩阵,将所述超声图像序列的二维平面的像素映射至三维体数据;

对空白体数据区域进行填补。

9. 根据权利要求8所述的定位注册系统,其特征在于,所述计算机将所述三维超声图进行分割,具体包括:

通过各向异性扩散滤波进行平滑滤波处理;

在重建的所述三维超声图的每一层进行模糊聚类分割,得到整个分割后的三维超声图。

一种定位注册方法、装置和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗技术领域,具体地说,涉及一种定位注册方法、装置和系统。

背景技术

[0002] 图像融合(image fusion)是指综合两个或两个以上源图像的信息,以获取对同一靶场景的更加精确、全面和可靠的图像描述。目前用于介入引导的影像技术主要是实时超声和MR(磁共振),但二者各有优缺点。超声具有廉价、实时、无损伤、无射线辐射以及可重复性和敏感度高等优势,在临床诊断中广泛使用。又由于其噪声比较大,许多病灶的特征显示与MR相比又有很大的互补性,于是常用于诊断病灶的恶性和良性。除此之外,超声成像在定量分析、实时监控和治疗规划等方面也都具有很大的潜力。而MR具有较高的空间解像度,不受肠气、肋骨及肥胖影响,通过MR图像,医生可以轻易的捕捉到病人的病变组织,但缺点是静态显示,每次定位需要重新扫查。

[0003] 要达到实时动态显示,无放射损伤,以及高的空间解像度的理想的影像引导技术的解决方法必然是将MR和超声图像融合。它可以实时的提供来自MR或超声图像的信息,并且对两者进行同步显示或重叠显示。

[0004] 但是在实际腹腔微创手术过程中,由于病人位置姿态的移动,会导致对应的MR图像中的图像坐标与实际坐标具有偏差,不利于手术的顺利展开。

发明内容

[0005] 为了克服上述技术问题,本发明提供了一种定位注册方法、装置和系统,提升了坐标匹配精度。

[0006] 为了实现上述目的,一方面,本发明提供了一种定位注册方法,包括:

[0007] 通过安装磁性物的二维超声探头扫描人体特定区域,获取所述人体特定区域的超声图像序列;

[0008] 对所述超声图像序列进行三维重建,得到三维超声图;

[0009] 将所述三维超声图进行分割;

[0010] 选取所述三维超声图被分割后得到的特定组织作为内部标记点,与预先获取的已分割MR图像进行配准,得到对应的旋转矩阵,进而得到MR图像坐标与世界坐标之间的关系。

[0011] 在本发明的一种可选的实施方式中,对所述超声图像序列进行三维重建,得到三维超声图,具体包括:

[0012] 确定重建体数据的尺寸规格;

[0013] 根据变换矩阵,将所述超声图像序列的二维平面的像素映射至三维体数据;

[0014] 对空白体数据区域进行填补。

[0015] 在本发明的一种可选的实施方式中,所述将所述三维超声图进行分割,具体包括:

[0016] 通过各向异性扩散滤波进行平滑滤波处理;

[0017] 在重建的所述三维超声图的每一层进行模糊聚类分割,得到整个分割后的三维超

声图。

[0018] 另一方面,本发明提供了一种定位注册装置,包括:

[0019] 获取单元,用于获取人体特定区域的超声图像序列;

[0020] 重建单元,用于对所述超声图像序列进行三维重建,得到三维超声图;

[0021] 分割单元,用于将所述三维超声图进行分割;

[0022] 配准单元,用于选取所述三维超声图被分割后得到的特定组织作为内部标记点,与预先获取的已分割MR图像进行配准,得到对应的旋转矩阵,进而得到MR图像坐标与世界坐标之间的关系。

[0023] 在本发明的一种可选的实施方式中,所述重建单元具体用于:

[0024] 确定重建体数据的尺寸规格;

[0025] 根据变换矩阵,将所述超声图像序列的二维平面的像素映射至三维体数据;

[0026] 对空白体数据区域进行填补。

[0027] 在本发明的一种可选的实施方式中,所述分割单元具体用于:

[0028] 通过各向异性扩散滤波进行平滑滤波处理;

[0029] 在重建的所述三维超声图的每一层进行模糊聚类分割,得到整个分割后的三维超声图。

[0030] 另一方面,本发明提供了一种定位注册系统,包括:

[0031] 计算机、超声机;

[0032] 所述超声机用于通过安装磁性物的二维超声探头扫描人体特定区域;

[0033] 所述计算机用于从所述超声机获取扫描得到的所述人体特定区域的超声图像序列;

[0034] 所述计算机还用于对所述超声图像序列进行三维重建,得到三维超声图;将所述三维超声图进行分割;选取所述三维超声图被分割后得到的特定组织作为内部标记点,与预先获取的已分割MR图像进行配准,得到对应的旋转矩阵,进而得到MR图像坐标与世界坐标之间的关系。

[0035] 在本发明的一种可选的实施方式中,所述计算机对所述超声图像序列进行三维重建,得到三维超声图,具体包括:

[0036] 确定重建体数据的尺寸规格;

[0037] 根据变换矩阵,将所述超声图像序列的二维平面的像素映射至三维体数据;

[0038] 对空白体数据区域进行填补。

[0039] 在本发明的一种可选的实施方式中,所述计算机将所述三维超声图进行分割,具体包括:

[0040] 通过各向异性扩散滤波进行平滑滤波处理;

[0041] 在重建的所述三维超声图的每一层进行模糊聚类分割,得到整个分割后的三维超声图。

[0042] 本发明所述的一种定位注册方法、装置和系统,首先获取人体特定区域的二维超声图像序列,并对超声图像序列进行三维重建和分割,此后选取三维超声图被分割后得到的特定组织作为内部标记点,与已分割MR图像进行配准,得到对应的旋转矩阵,进而得到MR图像坐标与世界坐标之间的关系。本发明提供了一种高效的定位注册技术方案,较好地解

决了病人位姿移动导致的图像坐标不匹配的问题,提高了配准精度,为后续的手术工作奠定了基础,对多模态医学图像配置提供了有益的扩展。

附图说明

- [0043] 图1为本发明所述定位注册方法的流程图;
- [0044] 图2为本发明所述对超声图像序列进行三维重建的流程图;
- [0045] 图3为本发明所述整套三维重建的流程图;
- [0046] 图4为本发明所述三维超声图分割的流程图;
- [0047] 图5为本发明中三维超声和三维MR的配准流程图;
- [0048] 图6为本发明所述定位注册装置的框图;
- [0049] 图7为本发明所述定位注册系统的系统示意图。

具体实施方式

[0050] 下面参考附图来说明本发明的实施例。在本发明的一个附图或一种实施方式中描述的元素和特征可以与一个或更多个其他附图或实施方式中示出的元素和特征相结合。应当注意,为了清楚的目的,附图和说明中省略了与本发明无关的、本领域普通技术人员已知的部件或处理的表示和描述。

[0051] 本发明实施例提供了一种定位注册方法,如图1所示,该方法包括:

[0052] 101、获取人体特定区域的超声图像序列。

[0053] 实际场景中,可以通过安装磁性物的二维超声探头扫描人体。比如,可以制作一个超声探头的卡具,将具有磁定位功能的磁性物稳定地卡在卡具上。该磁性物可以是一个磁片。在术前使用时,让被检测者平躺,在吸气末屏住呼吸5-8秒,使用带卡具的二维超声探头沿着一个方向扫描被检测者的特定区域,如肝部区域,从而得到肝部的超声图像序列。

[0054] 102、对超声图像序列进行三维重建,得到三维超声图。

[0055] 103、将三维超声图进行分割。

[0056] 通过分割,得到分割后的三维超声图。

[0057] 104、选取三维超声图被分割后得到的特定组织作为内部标记点,与预先获取的已分割MR图像进行配准,得到对应的旋转矩阵,进而得到MR图像坐标与世界坐标之间的关系。

[0058] 本发明实施例提供的定位注册方法,获取人体特定区域的二维超声图像序列,并对超声图像序列进行三维重建和分割,此后选取三维超声图被分割后得到的特定组织作为内部标记点,与已分割MR图像进行配准,得到对应的旋转矩阵,进而得到MR图像坐标与世界坐标之间的关系。本发明实施例提供了一种高效的定位注册技术方案,较好地解决了病人位姿移动导致的图像坐标不匹配的问题,提高了配准精度,为后续的手术工作奠定了基础,对多模态医学图像配置提供了一种有益的扩展。

[0059] 进一步的,本发明实施例中的对超声图像序列进行三维重建,得到三维超声图,具体包括以下步骤,如图2所示。

[0060] 1021、确定重建体数据的尺寸规格。

[0061] 数据从尺寸规格具体包括数据的坐标原点、维度大小和体素之间的物理间隔。获取尺寸规格即可得到具有固定大小的三维体数据,然后将二维平面的像素映射至该体

数据中。这里采用一种基于包围盒的技术快速确定重建区域的大小,且无需预先确定或限制重建扫描的区域。包围盒只由它的最小点 $(X_{\min}, Y_{\min}, Z_{\min})$ 和最大点 $(X_{\max}, Y_{\max}, Z_{\max})$ 完全确定。

[0062] 1022、根据变换矩阵,将超声图像序列的二维平面的像素映射至三维体数据。

[0063] 具体的,对二维平面上的像素进行重新分配,即遍历二维超声平面的每个像素点,根据它们位置信息的变换矩阵,把像素映射到根据确定尺寸构建的三维体数据中。如果不止一个像素同时落入一个体素,则可以根据如平均值、最大值、最先到达、最后到达等规则进行选取。

[0064] 根据手持式三维超声扫描坐标系统设置,前向变换矩阵可进一步分解为:

$$[0065] \quad u_i = M_{CT} M_{TR} M_{RP} X_i$$

[0066] 其中, M_{RP} 表示从超声图像扫描平面坐标系P到超声探头定位器坐标系R的变换矩阵。 M_{TR} 表示从坐标系R到跟踪系统自身世界坐标系T的变换。 M_{CT} 表示从坐标系T到重建体系数据坐标系C的变换。 X_i 是第i个像素点的坐标,是一个 4×1 的列向量。

[0067] 变换矩阵 M_{RP} 是未知的,但可通过标定超声探头进而获取该变换矩阵,并且一旦标定后保持固定不变。变换矩阵 M_{CT} 的作用是将坐标系统T和坐标系统C对齐,方便重建后体数据的操作与显示。 M_{RP} 是通过次定位系统实时获取到的。可选的,为便于矩阵的统一操作运算,本发明实施例中采用 4×4 的齐次变换矩阵。

[0068] 本发明实施例所用的把像素映射到三维体数据的体素赋值方法为贝塞尔(Bezier)曲线赋值法:采用一个可以包含4帧二维超声图像的控制窗口来控制生成贝塞尔曲线的控制点个数。假设 $P_1 \sim P_4$ 分别表示控制窗口内的4帧二维超声图像上的像素点,且它们在各自图像中对应的位置相同,将 $P_1 \sim P_4$ 转换到三维网格的体元中,它们在三维空间对应的体素为 $V_1 \sim V_4$ 。根据贝塞尔曲线定义,由4个体素的坐标,可以构造一条基于位置的贝塞尔曲线,其表达式如下:

$$[0069] \quad V_P(t) = V_{P_1}(1-t)^3 + 3V_{P_2}t(1-t)^2 + 3V_{P_3}t^2(1-t) + V_{P_4}t^3$$

[0070] 同时,由4个体素的灰度值,可以构造一条基于体素灰度值的贝塞尔曲线,表达式如下:

$$[0071] \quad V(t) = V_1(1-t)^3 + 3V_2t(1-t)^2 + 3V_3t^2(1-t) + V_4t^3$$

[0072] 其中,变量t等于待插值体素 $V(t)$ 与第一个控制点 V_1 的距离对整条曲线起点 V_1 与终点 V_4 之间距离做归一化所得结果,z表示纵轴坐标,有

$$[0073] \quad t = \frac{z - z_1}{z_4 - z_1}$$

[0074] 1023、对空白体数据区域进行填补。

[0075] 由于手持式三维超声的采样数据是稀疏的,像素分配之后不可避免地会在重建体数据中留下空白区域。因此,还需要对空白体数据区域进行填补。本步骤采用的是扫描体素赋值之后的三维图像,得到需要补全的区域,先沿X轴扫描临近的4个不为0的体素点,然后通过这四个体素点构造贝塞尔函数求出对应的体素值,然后Y轴和Z轴方向同样以这种方法求值,最后计算三者的平均值,将待修补部分的体素赋值。直到空白区域消失,三维重建结束。

[0076] 整套三维重建的流程图见附图3。首先选初始的四张二维超声图像做控制窗口,然后进行贝塞尔插值。在插值过程中会存在这种情况:某个体素点已经被赋值,但是在下一轮插值中被再次赋值。针对这种被多次赋值的体素点进行重复点取平均的操作,得到平均值。完成一次体素赋值后,判断是否已经到达最后四张二维超声图像。如果判断为否,则移动控制窗口,进行进行下一轮贝塞尔插值。如果判断为是,则结束体素赋值,并对空白区域进行空洞补全,三维重建结束。

[0077] 经过此过程后重建得到的三维超声图,是带有实际空间位置信息的,因此是其他所有后续工作的基础。

[0078] 进一步的,本发明实施例中的步骤103将三维超声图进行分割,具体包括以下步骤,如图4所示。

[0079] 1031、通过各向异性扩散滤波进行平滑滤波处理。

[0080] 为了平滑图像噪声并保护目标边缘信息,本发明实施例应用各向异性扩散滤波对超声序列图像进行处理。该方法利用图像梯度信息进行边缘检测,对图像比较平坦的区域进行平滑滤波处理,同时保持图像边缘信息不受影响。各向异性扩散滤波基本方程为

$$[0081] \quad I_t(x, y, t) = \text{div}(c(x, y, t)\nabla I)$$

$$[0082] \quad I_t(x, y, 0) = I_0(x, y)$$

[0083] 其中 $I(x, y, t)$ 表示 t 时刻的图像的像素值; $c(x, y, t)$ 为扩散系数上非负递减函数,能够在每一迭代时刻对图像区域内部进行平滑处理,而在穿过区域边界位置时保护边缘。由于区域边界未知,本发明实施例应用 $c(x, y, t) = g(\|\nabla I(x, y, t)\|)$ 对边界点进行估计,且

$$[0084] \quad g(\|\nabla I\|) = \frac{1}{1 + (\|\nabla I\|/d)^2}$$

[0085] 式中: g 满足 $g(0) = 1$,且 $g(x) = 0 (x \rightarrow \infty)$ 。在图像边缘处,梯度 $\|\nabla I\|$ 通常较大, $g(\|\nabla I\|)$ 取得最小值,在边缘处对模型进行弱平滑处理;反之,则在图像区域内部进行滤波操作。设置参数 $d = 30$,且算法迭代5次。

[0086] 1032、在重建的三维超声图的每一层进行模糊聚类分割,得到整个分割后的三维超声图。

[0087] 模糊聚类分割在模式识别以及图像处理领域具有重要意义。传统的模糊C均值聚类方法根据图像特征点到聚类中心的距离特性,将图像 N 个特征点划分为 C 类(其中, $C \leq N$)。令 $I(x_1, x_2, \dots, x_N)$ 表示待分为 C 类的图像, x_i 为图像对应特征点。模糊C均值聚类算法将这 N 个数据分为 C 个模糊类,其过程通过最小化以下目标函数得到:

$$[0088] \quad J = \sum_{i=1}^N \sum_{n=1}^C u_{ni}^m \|x_i - v_n\|^2$$

[0089] 其中: u_{ni} 为像素点 x_i 属于第 n 类的模糊隶属度;常数 m 为模糊权重指数; v_n 为第 n 类的聚类中心点。模糊隶属度 u_{ni} 表征了图像像素点与不同聚类中心 v_n 的距离对应关系,其迭代计算公式分别为:

$$[0090] \quad u_{ni} = 1 / \sum_{k=1}^C \left(\frac{x_i - v_n}{x_i - v_k} \right)^{\frac{2}{m-1}}$$

$$[0091] \quad v_n = \sum_{i=1}^N u_{ni}^m x_i / \sum_{i=1}^N u_{ni}^m$$

[0092] 在重建后的超声图中的每一层进行模糊聚类分割,最后得到整个分割后的三维超声图。

[0093] 进一步的,在超声和MR的配准中,本发明实施例中使用的配准方法是基于互信息的三维配准方法。互信息配准测度可以看成一幅图像在多大程度上解释了另一幅像。互信息用于衡量两幅图像中对应像素的图像灰度值之间的统计相关性,当图像在几何位置上对齐时互信息达到最大值。互信息MI(A,B)是为多模医学图像配准而提出来的。三维医学图像配准中,互信息与两个图像的重叠部分多少成正比。其表达式为:

$$[0094] \quad MI(A, B) = \sum_a \sum_b P_{AB}(a, b) \log \frac{P_{AB}(a, b)}{P_A(a)P_B(b)}$$

[0095] 其中, $P_A(a)$, $P_B(b)$ 分别为A和B的边缘概率, $P_{AB}(a, b)$ 是它们的联合概率。

[0096] 本发明中将超声图作为浮动图像,MR图作为固定图像。分别提取三维超声图被分割后得到的特定组织做内部标记点。在一种具体的实现方式中,可以提取分割后的图像中的肝部门静脉作为内部标记点,并将其作为感兴趣区域。

[0097] 因为三维数据的庞大,我们先采样后配准。对超声和MR图像一般我们选择采样因子 $f_x=f_y=4, f_z=3$,从原有的数据点中有规律的进行采样。基于最大互信息的配准, $S_F=\{P_F\}$ 代表从浮动图像中得到的采样点集, P_F 是超声图像F上像素点, $T_{FR}(a)$ 是超声图像F到MR图像R的变换。点集 $S_R=\{P_R=T_{FR}(a) \times P_F\}$,只有取 P_R 空间位置属于R的对应样点 P_F 才被保留。样点数量多少关系到配准的精度和速度,数量多配准精度高,但是计算量大,配准所需的时间长。样点数量少,计算量少,配准精度低,但速度快。附图5为三维超声和三维MR的配准流程图。

[0098] 在图5中,第一步,提取分割后的超声和MR图像中的肝部门静脉作为内部标记点;第二步,根据二者图像的联合直方图,得到两种图像之间的互信息;第三步,将浮动图像进行变换,取具有最大互信息位置处的参数,作为最优配准参数,作用到MR图像上,即可得到最后配准后的结果。

[0099] 通过计算两幅图中感兴趣区域中的最大互信息,进而得到最优解,即最优的旋转平移矩阵。通过已知的超声图中的图像坐标和世界坐标的关系,并结合这个最优的旋转平移矩阵,即可得到MR图像坐标和世界坐标的关系。

[0100] 本发明实施例利用了多模态图像配准技术,将重建后得到的3D超声血管结构和三维MR中的血管结构进行配准,最后得到MR图像坐标和世界坐标的关系。利用该方案,有效的减小了由于病人的移动造成配准误差,为之后的手术工作奠定了基础。

[0101] 本发明实施例还提供了一种定位注册装置,如图6所示,该装置包括:

[0102] 获取单元61,用于获取人体特定区域的超声图像序列。

[0103] 重建单元62,用于对获取单元61获得的超声图像序列进行三维重建,得到三维超声图。

[0104] 分割单元63,用于将重建单元62得到的三维超声图进行分割。

[0105] 配准单元64,用于选取分割单元63分割三维超声图后得到的特定组织作为内部标记点,与预先获取的已分割MR图像进行配准,得到对应的旋转矩阵,进而得到MR图像坐标与世界坐标之间的关系。

[0106] 其中,重建单元62具体用于确定重建体数据的尺寸规格;根据变换矩阵,将超声图像序列的二维平面的像素映射至三维体数据;对空白体数据区域进行填补。

[0107] 分割单元63具体用于通过各向异性扩散滤波进行平滑滤波处理;在重建的三维超声图的每一层进行模糊聚类分割,得到整个分割后的三维超声图。

[0108] 本发明实施例提供的定位注册装置,较好地解决了病人位姿移动导致的图像坐标不匹配的问题,提高了配准精度,为后续的手术工作奠定了基础,对多模态医学图像配置提供了一种有益的扩展。

[0109] 本发明实施例还提供了一种定位注册系统,如图7所示,该系统包括:

[0110] 计算机71、超声机72。

[0111] 该计算机71可以是工作站。

[0112] 超声机72的超声探头721安装有磁性物。该超声机72通过安装磁性物的二维超声探头扫描人体特定区域,比如肝部区域。

[0113] 实际场景中,可以通过安装磁性物的二维超声探头扫描人体。比如,可以制作一个超声探头的卡具,将具有磁定位功能的磁性物稳定地卡在卡具上。该磁性物可以是一个磁片。在术前使用时,让被检测者平躺,在吸气末屏住呼吸5-8秒,使用带卡具的二维超声探头沿着一个方向扫描被检测者的特定区域,如肝部区域,从而得到肝部的超声图像序列。

[0114] 计算机71用于从超声机72获取扫描得到的人体特定区域的超声图像序列。

[0115] 计算机71还用于对超声图像序列进行三维重建,得到三维超声图,将三维超声图进行分割,并选取三维超声图被分割后得到的特定组织作为内部标记点,与预先获取的已分割MR图像进行配准,得到对应的旋转矩阵,进而得到MR图像坐标与世界坐标之间的关系。

[0116] 进一步的,该计算机71具体用于确定重建体数据的尺寸规格;根据变换矩阵,将超声图像序列的二维平面的像素映射至三维体数据;并对空白体数据区域进行填补。

[0117] 进一步的,该计算机71具体用于通过各向异性扩散滤波进行平滑滤波处理;在重建的所述三维超声图的每一层进行模糊聚类分割,得到整个分割后的三维超声图。

[0118] 本发明实施例提供的定位注册系统,较好地解决了病人位姿移动导致的图像坐标不匹配的问题,提高了配准精度,为后续的手术工作奠定了基础,对多模态医学图像配置提供了一种有益的扩展。

[0119] 虽然已经详细说明了本发明及其优点,但是应当理解在不超出由所附的权利要求所限定的本发明的精神和范围的情况下可以进行各种改变、替代和变换。而且,本申请的范围不仅限于说明书所描述的过程、设备、手段、方法和步骤的具体实施例。本领域内的普通技术人员从本发明的公开内容将容易理解,根据本发明可以使用执行与在此所述的相应实施例基本相同的功能或者获得与其基本相同的结果的、现有和将来要被开发的过程、设备、手段、方法或者步骤。因此,所附的权利要求旨在在它们的范围内包括这样的过程、设备、手段、方法或者步骤。

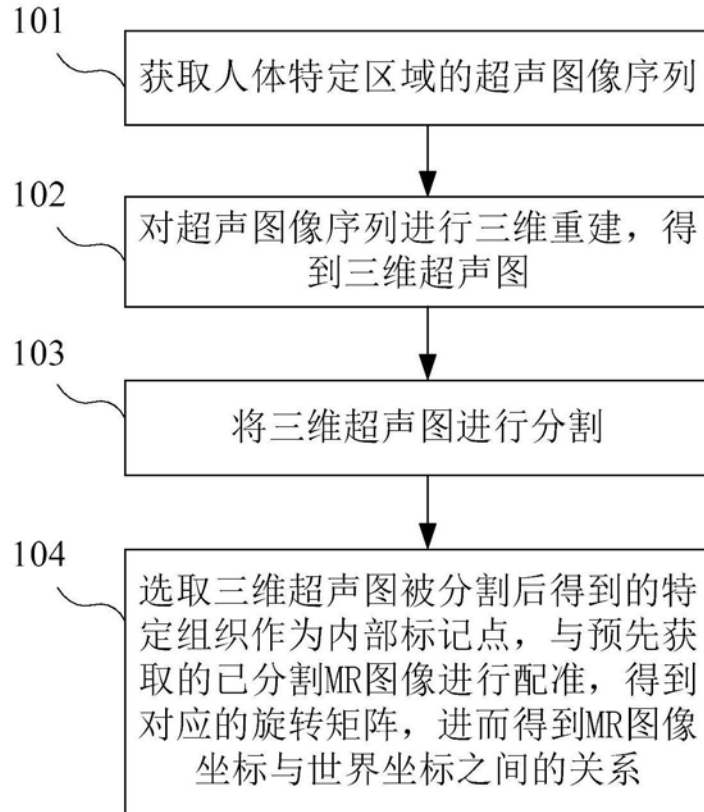


图1

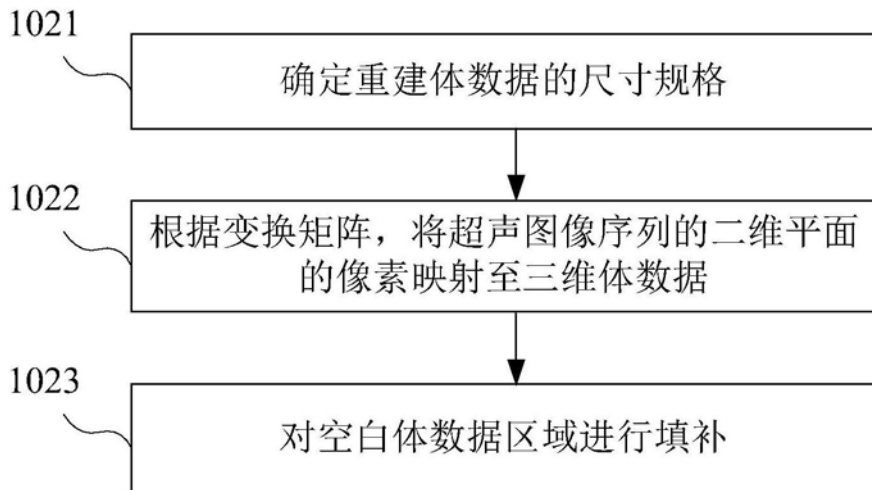


图2

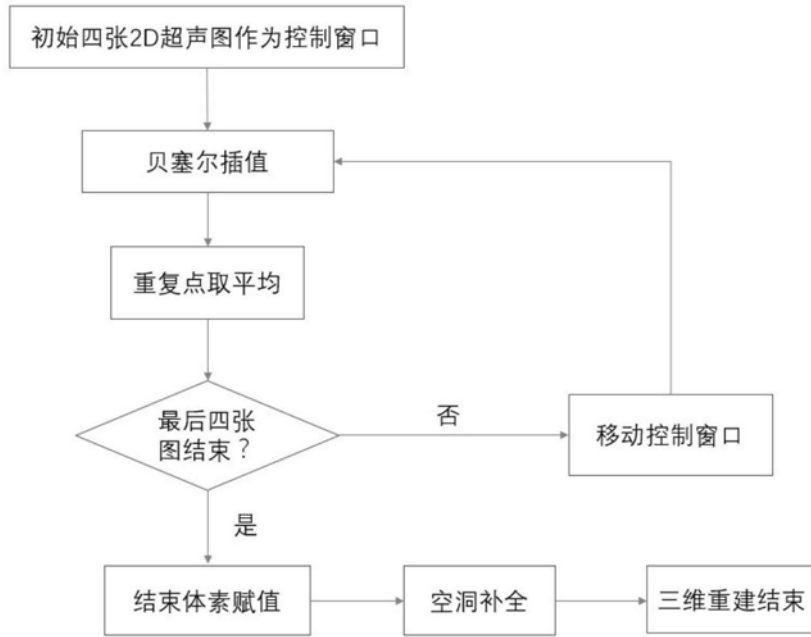


图3

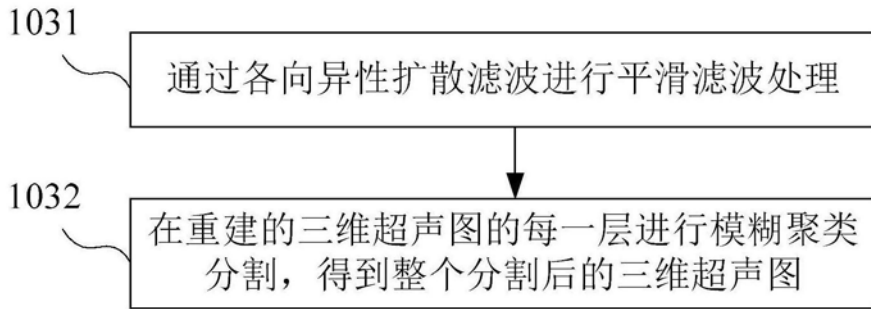


图4

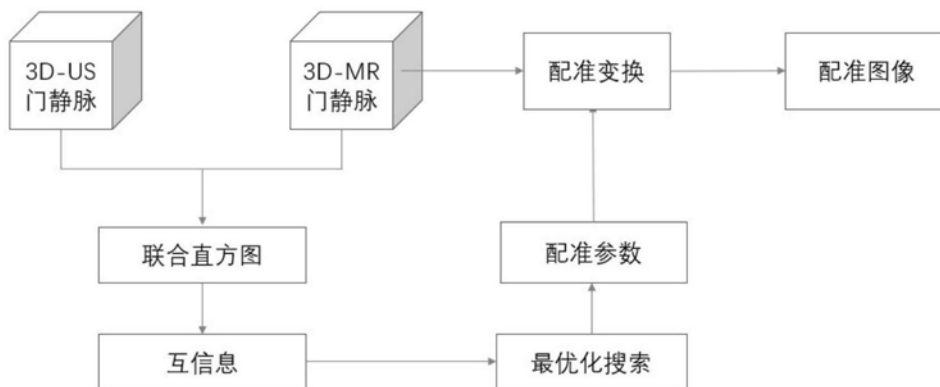


图5

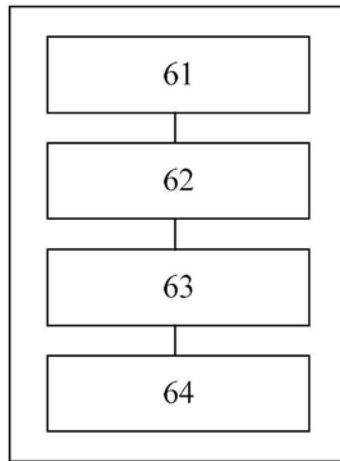


图6

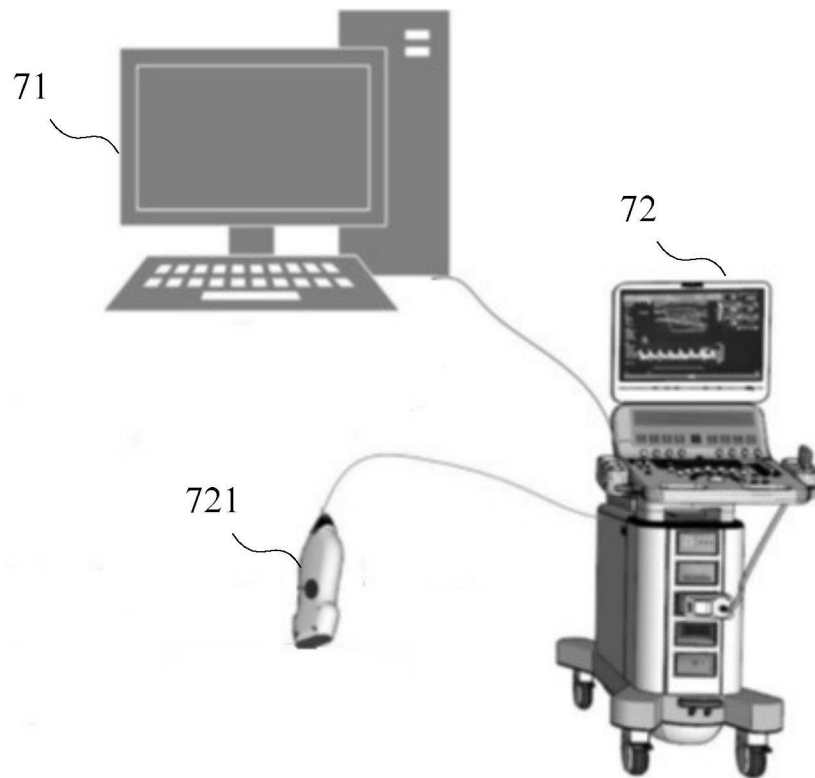


图7

专利名称(译)	一种定位注册方法、装置和系统		
公开(公告)号	CN111166373A	公开(公告)日	2020-05-19
申请号	CN201910248370.X	申请日	2019-03-29
[标]发明人	杨峰		
发明人	杨峰		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/055 G06T7/10 G06T7/33 G06T7/73 G06T17/00		
代理人(译)	张庆敏 常旭		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及医疗技术领域，公开了一种定位注册方法、装置和系统，该方法包括：通过安装磁性物的二维超声探头扫描人体特定区域，获取所述人体特定区域的超声图像序列；对所述超声图像序列进行三维重建，得到三维超声图；将所述三维超声图进行分割；选取所述三维超声图被分割后得到的特定组织作为内部标记点，与预先获取的已分割MR图像进行配准，得到对应的旋转矩阵，进而得到MR图像坐标与世界坐标之间的关系。本发明方案提升了坐标匹配精度。

