



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103584885 A

(43) 申请公布日 2014. 02. 19

(21) 申请号 201310585616. 5

(22) 申请日 2013. 11. 20

(71) 申请人 哈尔滨工程大学

地址 150001 黑龙江省哈尔滨市南岗区南通大街 145 号哈尔滨工程大学科技处知识产权办公室

(72) 发明人 栾宽 李金 马兴成 唐广 郭良

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

一种基于定位导航穿刺针的自由臂超声标定方法

(57) 摘要

本发明涉及一种基于定位导航穿刺针的自由臂超声标定方法,手持定位导航穿刺针使针尖低速反复穿过超声成像平面,获取背景图像 I_b , 根据亮度阈值 T , 得到二进制图像 I_b^b ; 采集针的图像得到一个图像序列 I , 同时获得图像序列 I 中每幅图像对应时刻探头上传感器 S_r 的定位信息及针尖空间坐标; 根据亮度阈值 T , 获得针的二进制区域图像 I_s^b ; 继而获得携带亮度信息的针图像 I_s^f ; 定位针图像 I_s^f 中亮度最大点; 每幅图像的最大亮度点构成点集 P , 点集 P 中亮度最大值的点为图像序列 I 中针尖在成像平面上的图像坐标; 将每个点集 P 中亮度最大值的点构成点集 S ; 根据点集 S 中针尖与成像平面对齐时刻的针尖图像坐标、对应的针尖空间坐标及 S_r 的定位信息, 推算出标定转换矩阵。

1. 一种基于定位导航穿刺针的自由臂超声标定方法,手持定位导航穿刺针使针尖低速反复穿过超声成像平面,

其特征在于:

步骤1:保持装有定位传感器 S_t 的超声探头固定,针尖运动前,获取背景图像 I_b ,根据亮度阈值 T ,得到二进制图像 I_b^b ;

步骤2:针尖从成像平面一侧移动到另一侧,采集针的图像得到一个图像序列 I ,同时获得图像序列 I 中每幅图像对应的 S_t 的定位信息及针尖空间坐标;

步骤3:设 I_i 为序列 I 中某一幅图像,根据亮度阈值 T ,得到二进制图像 I_i^b ,从二进制图像 I_i^b 中减去二进制图像 I_b^b ,获得针的二进制区域图像 I_s^b ;

步骤4:将针的二进制区域图像 I_s^b 和图像 I_i 相与,获得携带亮度信息的针图像 I_i^x ;

步骤5:定位针图像 I_i^x 中亮度最大点;

步骤6:对图像序列中每幅图像重复步骤3—步骤5,每幅图像的最大亮度点构成点集 P ,定位点集 P 中亮度最大值的点即为图像序列 I 中针尖在成像平面上的图像坐标;

步骤7:在成像平面不同区域重复步骤2—6,将每个点集 P 中亮度最大值的点构成点集 S ,点集 S 中各个点对应针尖每次穿过成像平面时,针尖与成像平面对齐时刻的图像坐标;

步骤8:根据针尖与成像平面对齐时刻的针尖图像坐标、对应的针尖空间坐标及定位传感器 S_t 的定位信息,推算出标定转换矩阵。

2. 根据权利要求1所述的基于定位导航穿刺针的自由臂超声标定方法,其特征在于:使定位导航穿刺针的针尖以针杆的某点为旋转中心作小幅旋转运动,使针尖能够反复穿过超声成像平面,该旋转中心要靠近超声成像平面,旋转中心距针尖的距离远小于旋转中心距针尾端的距离。

3. 根据权利要求2所述的基于定位导航穿刺针的自由臂超声标定方法,其特征在于:步骤3中,二进制区域图像 I_s^b 通过如下公式获得,

$$I_s^b = I_i^b - I_b^b。$$

4. 根据权利要求3所述的基于定位导航穿刺针的自由臂超声标定方法,其特征在于:步骤4中,携带亮度信息的针图像 I_i^x 通过如下公式获得,

$$I_i^x = I_s^b \cap I_i。$$

5. 根据权利要求2所述的基于定位导航穿刺针的自由臂超声标定方法,其特征在于:步骤8中,通过如下方法推算出标定转换矩阵,

将针尖与成像平面对齐时刻的针尖图像坐标、针尖空间坐标和超声探头上传感器的位置信息组成一个数据组,针尖多次穿过成像平面后得到多组数据构成一个标定数据集,利用前述的标定数据集,使用RANSAC算法滤除干扰数据组,计算得到标定转换矩阵。

一种基于定位导航穿刺针的自由臂超声标定方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于定位导航穿刺针的自由臂超声标定方法。

背景技术

[0002] 图像引导外科系统利用医学影像和计算机图形图像技术,可在术前对患者多模态图像数据进行三维重建和可视化,获得三维模型,制定合理、定量的手术计划,开展术前模拟;在术中利用三维空间定位系统进行图像和病人物理空间的配准,把患者的实际体位、手术器械的实时空间位置映射到患者的三维图像空间,对手术器械在空间中的位置实时采集并显示,医生通过观察三维图像中手术器械与病变部位的相对位置关系,对病人进行精确的手术治疗。这种新兴外科手术不仅能有效地解决病症,而且还有不开刀、创伤小、恢复快、效果好的优点,已经广泛应用于临床。虽然图像引导外科手术有诸多优点,但手术目标组织的术中三维可视化仍然是其应用的技术难点。目前,术中可视化方法有 computed tomography (CT),核磁共振成像 (MRI) 和超声成像 (US)。与 CT 和核磁共振成像相比较,超声成像具有廉价、实时、无损伤、无辐射、便携和敏感度高等优势,已经作为一种实时的术中可视化技术被引入,用于软组织及血流成像。特别是近年来发展的三维超声具有直观、立体、易于识别等特点,更方便外科医生观察目标部位的三维特征,判断术具与目标部位的相对位置关系。目前三维超声成像系统中使用的三维成像方法有直接三维超声成像方法和重建式三维超声成像方法两种。由于直接三维超声成像系统的价格比较昂贵,且不适合大区域的三维超声成像,因此现在国内外使用的三维超声成像系统大多数还是采用重建式三维超声成像方法。目前,重建式三维超声成像方法多数采用自由臂超声成像系统。自由臂三维超声成像系统只须在传统的二维超声探头的把持端固定上一个定位装置的接收器就可以进行目标体的三维扫描成像,能将任何一台常规的二维超声仪升级成三维超声设备。由于使用方便灵活,使得其成为三维超声成像研究和临床应用领域非常热门技术。

[0003] 自由臂超声成像系统构建的关键是定位传感器与超声成像平面间的标定,即获得一个空间转换矩阵,使超声成像平面上任意一点的坐标能够映射到超声探头上定位传感器的坐标系,从而计算出空间位置坐标。标定方法主要分为使用标定模型和非使用标定模型两种。前者通常在标定前要设计加工专用的模型,虽然标定精度高,但是需要设计特殊形状特征的模型和精密加工工艺。后者避免了使用专用模型,利用可定位的导航针完成标定。主要原理是使针尖对齐超声的成像平面,获得针尖的图像坐标。由于可定位导航针前端的空间坐标可以从定位仪器中获得,利用在成像平面上多处取得的图像坐标和空间坐标就可推测出标定的转换矩阵。

[0004] 现有的基于定位导航穿刺针的自由臂超声标定方法存在的不足之处在于:

[0005] 一、需手动对齐针尖与成像平面。由于超声成像平面存在一定厚度,同时受到伪像等影响,实现针尖与成像平面精确对齐需要精细的操作和丰富操作经验。

[0006] 二、需手动获得针尖的图像坐标。针尖在超声图像上显示为一个高亮区域,由一组像素点组成。针尖图像坐标的确定即依赖针尖与成像平面的对齐程度,又依赖针尖的亮度

分布特点,因此,操作人员的主观判断将影响针尖图像坐标定位的正确性。

[0007] 三、需要额外装置减少手持导航针导致的抖动。

发明内容

[0008] 本发明目的在于提供一种基于定位导航穿刺针的自由臂超声标定方法,自动判定针尖与成像平面的对齐时刻,自动分割针尖图像并获取图像坐标,能够快速、准确地完成自由臂超声的标定。

[0009] 实现本发明目的技术方案:

[0010] 一种基于定位导航穿刺针的自由臂超声标定方法,手持定位导航穿刺针使针尖低速反复穿过超声成像平面,利用图像剪影滤除背景,利用亮度特征定位针尖在成像平面上的坐标。其特征在于:

[0011] 步骤1:保持装有定位传感器 S_t 的超声探头固定,针尖运动前,获取背景图像 I_b ,根据亮度阈值 T ,得到二进制图像 I_b^b ;

[0012] 步骤2:针尖从成像平面一侧移动到另一侧,采集针的图像得到一个图像序列 I ,同时获得图像序列 I 中每幅图像对应的 S_t 的定位信息及针尖空间坐标;

[0013] 步骤3:设 I_i 为序列 I 中某一幅图像,根据亮度阈值 T ,得到二进制图像 I_i^b ,从二进制图像 I_i^b 中减去二进制图像 I_b^b ,获得针的二进制区域图像 I_s^b ;

[0014] 步骤4:将针的二进制区域图像 I_s^b 和图像 I_i 相与,获得携带亮度信息的针图像 I_i^x ;

[0015] 步骤5:定位针图像 I_i^x 中亮度最大点;

[0016] 步骤6:对图像序列中每幅图像重复步骤3—步骤5,每幅图像的最大亮度点构成点集 P ,定位点集 P 中亮度最大值的点即为图像序列 I 中针尖在成像平面上的图像坐标;

[0017] 步骤7:在成像平面不同区域重复步骤2—6,将每个点集 P 中亮度最大值的点构成点集 S ,点集 S 中各个点对应针尖每次穿过成像平面时,针尖与成像平面对齐时刻的图像坐标;

[0018] 步骤8:根据针尖与成像平面对齐时刻的针尖图像坐标、对应的针尖空间坐标及定位传感器 S_r 的定位信息,推算出标定转换矩阵。

[0019] 使定位导航穿刺针的针尖以针杆的某点为旋转中心作小幅旋转运动,使针尖能够反复穿过超声成像平面。为减小针尖移动范围,该旋转中心要靠近超声成像平面,同时为使针尖低速移动,旋转中心距针尖的距离远小于旋转中心距针尾端的距离。

[0020] 步骤3中,二进制图像区域 I_s^b 通过如下公式获得,

$$[0021] \quad I_s^b = I_i^b - I_b^b$$

[0022] 步骤4中,携带亮度信息的针图像 I_i^x 通过如下公式获得,

$$[0023] \quad I_i^x = I_s^b \cap I_i$$

[0024] 步骤8中,通过如下方法推算出标定转换矩阵,

[0025] 将针尖与成像平面对齐时刻的针尖图像坐标、针尖空间坐标和超声探头上传感器的位置信息组成一个数据组,针尖多次穿过成像平面后得到多组数据构成一个标定数据集,利用前述的标定数据集,使用 RANSAC 算法滤除干扰数据组,计算得到标定转换矩阵。

[0026] 本发明具有的有益效果:

[0027] 本发明能够自动判定针尖与成像平面的对齐,自动分割针尖图像并获取图像坐标,从而快速、准确地完成自由臂超声的标定。

[0028] 本发明与现有方法相比较具有如下优点:

[0029] 1. 与使用专用标定模型方法相比较,本发明无需设计加工标定模型,仅使用可定位导航穿刺针就可快速、简便、准确地完成标定。

[0030] 2. 与以往使用可定位导航针的方法相比较,本发明突破手动对齐针尖与成像平面和手动分割针尖图像的限制,能够不依赖操作者的经验。

[0031] 3. 与使用防抖装置减小针尖抖动方法相比较,本发明利用 RANSAC 算法滤除抖动产生的噪声数据,无需额外装置就可实现精确标定。

[0032] 4. 使定位导航穿刺针的针尖以针杆上靠近针尖的某点为旋转中心作低速小幅旋转运动,使针尖能够反复穿过超声成像平面,能够有效提高采样率。

附图说明

[0033] 图 1 是本发明针尖运动方式的侧视图;

[0034] 图 2 是本发明针尖运动方式的俯视图;

[0035] 图 3 是基于 RANSAC 优化的点匹配算法流程图。

具体实施方式

[0036] 手持导航穿刺针使针尖穿过超声成像平面,在此期间判断针尖与成像平面对齐时刻,并获取此时刻针尖图像坐标、空间坐标和探头上定位传感器的空间位置。如图 1、图 2 所示,为提高采样率,定位导航穿刺针的针尖以针杆的某点为旋转中心作低速小幅旋转运动,旋转中心距针尖的距离远小于旋转中心距针尾端的距离,使针尖移动速度远小于针手持端的移动速度。为降低针尖移动幅度,使针尖能够快速反复穿过超声成像平面,该旋转中心靠近超声成像平面。

[0037] 步骤 1:让装有定位传感器 S_r 的超声探头固定,在针尖穿过前,获取背景图像 I_b ,根据亮度阈值 T ,得到二进制图像 I_b^b ,使 I_b 中高于 T 的像素赋值为 1,其它赋值为 0。

[0038] 步骤 2:针尖低速穿过成像平面,整个期间同步采集针的图像、对应的针尖空间坐标和定位传感器 S_r 的位置信息。针的图像构成一个图像序列 I , I 中每幅图像将包含背景、针尖或部分针杆。

[0039] 步骤 3:设 I_i 为该序列 I 中某一幅图像,根据亮度阈值 T ,得到二进制图像 I_i^b 。根据下面的公式(1)获得针的二进制图像区域 I_s^b 。该区域标识了图像 I_i 中的针的显示区域,并且区域内所有像素值为 1。

[0040]
$$I_s^b = I_i^b - I_b^b \quad (1)$$

[0041] 步骤4:依据下面的公式(2)获得携带亮度信息的针图像 I_i^x 。该图像仅显示图像 I_i 中的针的区域,并且带有图像 I_i 中针的亮度信息。

$$[0042] \quad I_i^x = I_s^b \cap I_i \quad (2)$$

[0043] 步骤5:在 I_i^x 中定位亮度最大的点。当针尖与成像平面对齐时,该亮度最大点即为针尖图像位置;当针尖未与成像平面对齐时,该亮度最大点为针杆上某位置。

[0044] 步骤6:对图像序列 I 中每幅图像均按照上述步骤3—5处理,得到每幅图像的亮度最大点构成点集 P 。由于针尖亮度高于针杆亮度,点集 P 中最大值点对应的图像即是针尖与成像平面对齐时刻的图像。

[0045] 步骤7:在成像平面不同位置重复步骤2—6,每个点集 P 中最大值点构成亮度最大点点集 S ,点集 S 中各个点为每次针尖与成像平面对齐时刻的针尖图像坐标。

[0046] 步骤8:根据点集 S 及其同步采集的针尖空间坐标和定位传感器 S_r 的位置信息,推算出标定转换矩阵。

[0047] 步骤8.1:定义步骤7获得的点集 S 中某个图像坐标为 p_{img}^i ,其针尖与成像平面对齐时刻的针尖空间坐标为 p_{phy}^i ,此时超声探头上定位传感器 S_r 的位置信息为 t_{prb}^i 。他们一起组成一个数据组 $(p_{img}^i, p_{phy}^i, t_{prb}^i)$ 。依次方法,点集 S 中所有 n 个图像坐标将构成一个标定数据集 $[(p_{img}^1, p_{phy}^1, t_{prb}^1), (p_{img}^2, p_{phy}^2, t_{prb}^2) \cdots (p_{img}^n, p_{phy}^n, t_{prb}^n)]$ 。

[0048] 步骤8.2:如图3所示,使用 RANSAC 算法滤除干扰数据组,计算得到标定转换矩阵。

[0049] 自由臂超声标定依据下面的公式(3)获得标定转换矩阵。

$$[0050] \quad (T_t^s)^{-1} \cdot \begin{pmatrix} x_t \\ y_t \\ z_t \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & i \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} s_u & 0 & 0 \\ 0 & s_v & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} u \\ v \\ 0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{pmatrix} \quad (3)$$

[0051] 其中 T_t^s 是超声探头上定位传感器 S_r 与定位设备坐标系间的转换矩阵,由 t_{prb} 转换得到; (x_t, y_t, z_t) 是针尖的空间坐标; $(a, b, c; d, e, f; g, h, i)$ 是标定转换矩阵中的旋转部分; (t_x, t_y, t_z) 是标定转换矩阵中的位移部分; s_u, s_v 是超声图像的放大倍数; $(u, v, 0)$ 是针尖的图像坐标,由于是平面图像,垂直方向坐标值为0。公式(3)整理后得到公式(4)

$$[0052] \quad (T_t^s)^{-1} \cdot \begin{pmatrix} x_t \\ y_t \\ z_t \end{pmatrix} = M_c \cdot \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4)$$

[0053] 其中 M_c 为需要求得的标定转换矩阵。利用步骤8.1中得到的标定数据集,使用 RANSAC 算法滤除干扰数据组。

[0054] 该算法具体如下:

[0055] 8.2.1 从标定数据集中随机取得3个数据组;

[0056] 8.2.2 利用公式(4)计算 M_c 。

[0057] 8.2.3 利用 8.2.2 获得中的 M_c 和公式(4), 计算标定数据集中每组数据的图像坐标对应的空间坐标。

[0058] 8.2.4 计算每组数据中计算得到的空间坐标与设备提供空间坐标间的欧氏距离。

[0059] 8.2.5 设定距离阈值, 小于该阈值的所有数据组构成一个一致集。

[0060] 8.2.6 循环操作步骤 8.2.1-8.2.5, 当发现能够得到最大的一致集的可能性小于某一概率阈值时, 停止循环。利用最大一致集中所有数据组, 使用奇异值分解(SVD)计算最终标定转换矩阵 M_c 。

[0061] 具体实施时, 使用的硬件包括:(1) 一台二维超声扫描仪, 配备一个二维超声探头;(2) 一套空间定位系统(如电磁定位系统或光学定位系统), 包括一个坐标定义装置(电磁定位系统中的发射器, 光学定位系统中的摄像机), 一个 6 自由度的定位传感器安装到超声探头上用于定位超声探头, 一个 5 自由度的导航穿刺针用于标定, 针尖的空间位置直接由定位系统提供;(3) 一台普通计算机, 用于采集超声图像和空间定位信息。如超声扫描仪不能直接实时输出图像, 则需要安装视频采集卡;(4) 一个水槽, 装有耦合溶液。超声探头固定在水槽上方, 使超声波束投射到耦合溶液中。手持导航穿刺针, 使旋转中心固定在超声波束附近, 针尖按本发明的运动方式反复穿过超声成像平面。每次穿过过程中, 利用本发明的图像分割方法获得针尖与成像平面对齐时针尖的图像坐标, 同时记录针尖的空间坐标和超声探头上定位传感器的空间信息。多次穿过后, 获取大概 20 个数据组即可形成一个标定数据集, 利用本发明的滤噪算法精确估算出标定转换矩阵。

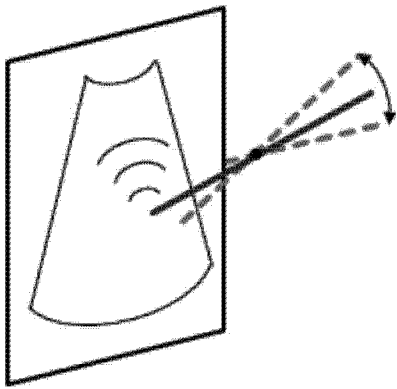


图 1



图 2

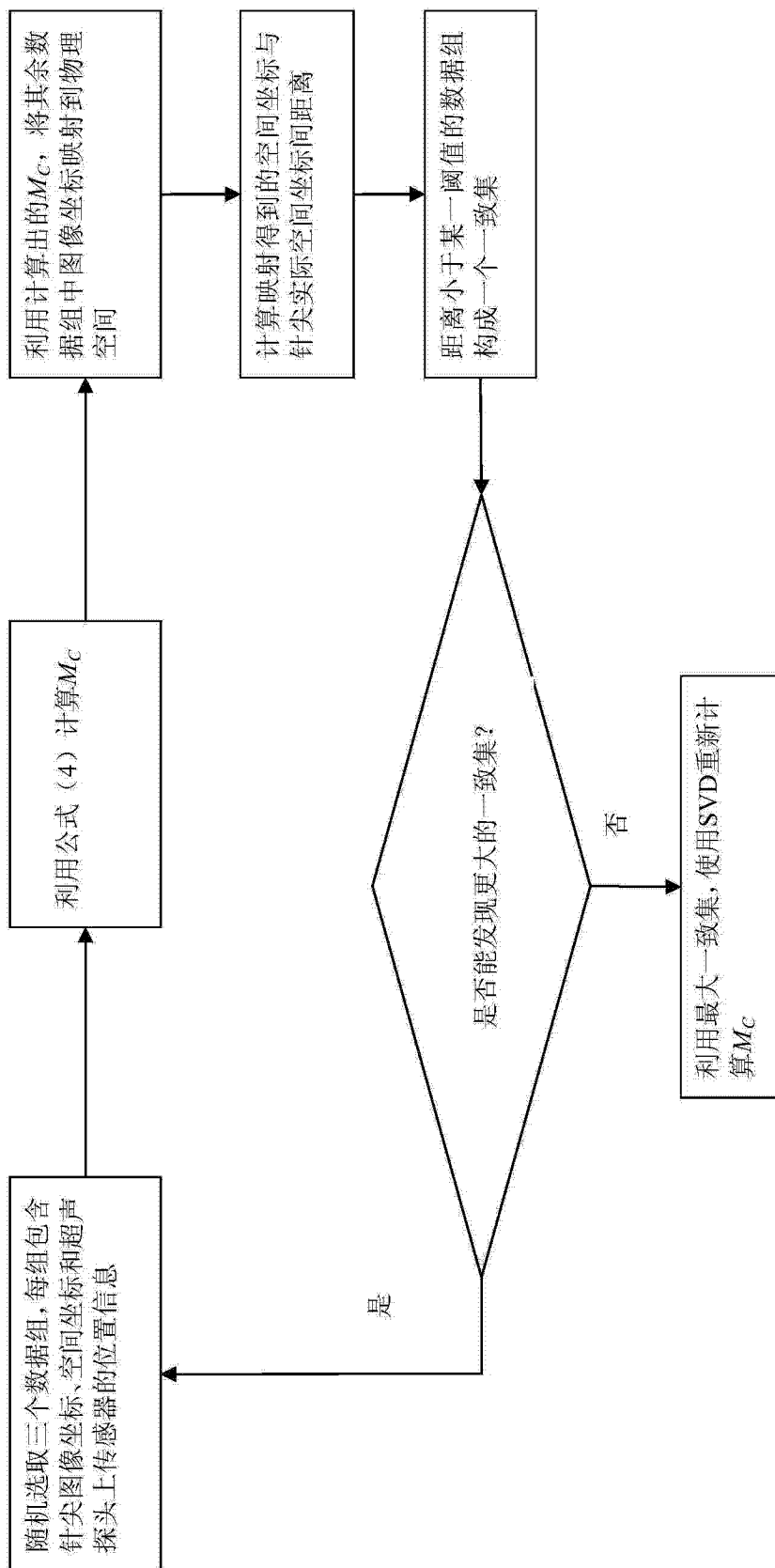


图 3

专利名称(译)	一种基于定位导航穿刺针的自由臂超声标定方法		
公开(公告)号	CN103584885A	公开(公告)日	2014-02-19
申请号	CN201310585616.5	申请日	2013-11-20
[标]申请(专利权)人(译)	哈尔滨工程大学		
申请(专利权)人(译)	哈尔滨工程大学		
当前申请(专利权)人(译)	哈尔滨工程大学		
[标]发明人	栾宽 李金 马兴成 唐广 郭良		
发明人	栾宽 李金 马兴成 唐广 郭良		
IPC分类号	A61B8/00		
其他公开文献	CN103584885B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于定位导航穿刺针的自由臂超声标定方法，手持定位导航穿刺针使针尖低速反复穿过超声成像平面，获取背景图像 I_b ，根据亮度阈值 T ，得到二进制图像采集针的图像得到一个图像序列 I ，同时获得图像序列 I 中每幅图像对应时刻探头上传感器 S_r 的定位信息及针尖空间坐标；根据亮度阈值 T ，获得针的二进制区域图像继而获得携带亮度信息的针图像定位针图像中亮度最大点；每幅图像的最大亮度点构成点集 P ，点集 P 中亮度最大值的点为图像序列 I 中针尖在成像平面上的图像坐标；将每个点集 P 中亮度最大值的点构成点集 S ；根据点集 S 中针尖与成像平面对齐时刻的针尖图像坐标、对应的针尖空间坐标及 S_r 的定位信息，推算出标定转换矩阵。

$$I_s^b = I_i^b - I_b^b$$