

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2024 年 12 月 12 日 (12.12.2024)



(10) 国际公布号
WO 2024/250611 A1

(51) 国际专利分类号:
G06T 7/30 (2017.01) **G06T 3/00** (2024.01)
A61B 34/20 (2016.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2023/137406

(22) 国际申请日: 2023 年 12 月 8 日 (08.12.2023)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
202310678713.2 2023年6月8日 (08.06.2023) CN

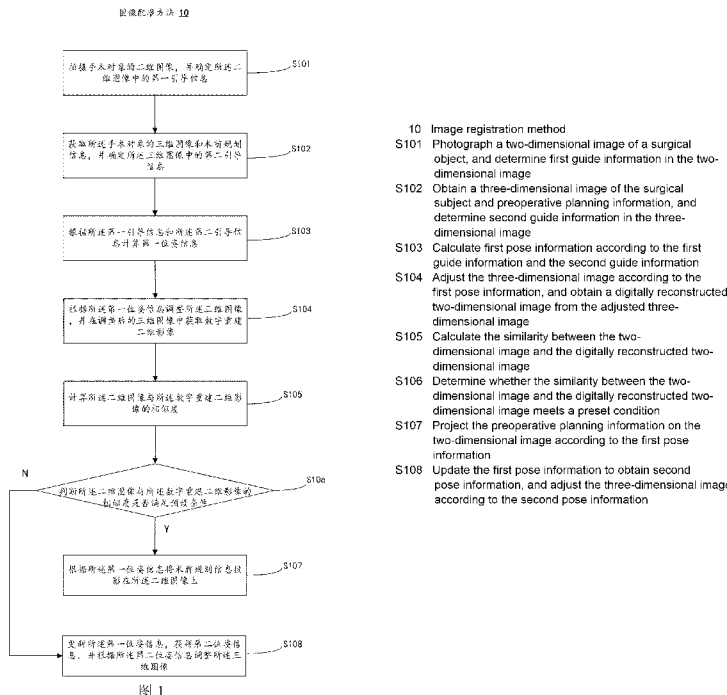
(71) 申请人: 北京天智航医疗科技股份有限公司(TINAVI MEDICAL TECHNOLOGIES CO., LTD.)
[CN/CN]; 中国北京市海淀区永泰庄北路 1

号中关村东升国际科学园(天地邻枫)7
号楼二层, Beijing 100192 (CN)。

(72) 发明人: 朱程(ZHU, Cheng); 中国北京市海淀区永泰庄北路1号中关村东升国际科学园(天地邻枫)7号楼二层, Beijing 100192 (CN)。王君良(WANG, Junliang); 中国北京市海淀区永泰庄北路1号中关村东升国际科学园(天地邻枫)7号楼二层, Beijing 100192 (CN)。刘铁昌(LIU, Tiechang); 中国北京市海淀区永泰庄北路1号中关村东升国际科学园(天地邻枫)7号楼二层, Beijing 100192 (CN)。张维军(ZHANG, Weijun); 中国北京市海淀区永泰庄北路1号中关村东升国际科学园(天地邻枫)7号楼二层, Beijing 100192 (CN)。王杰(WANG, Jie); 中国北京市海淀区永泰庄北路1号中关村东升国际科学园(天地邻枫)7号楼二层, Beijing 100192

(54) Title: IMAGE REGISTRATION METHOD AND APPARATUS, ELECTRONIC DEVICE, AND STORAGE MEDIUM

(54) 发明名称: 图像配准方法及装置、电子设备和存储介质



(57) Abstract: The present invention provides an image registration method for a surgical robot, comprising: photographing a two-dimensional image of a surgical object, and determining first guide information in the two-dimensional image; obtaining a three-dimensional image of the surgical subject and preoperative planning information, and determining second guide information in the three-dimensional image; calculating first pose information according to the first guide information and the second guide information; adjusting the three-dimensional image according to the first pose information, and obtaining a digitally reconstructed two-dimensional image

(CN)。姜丽丽(JIANG, Lili); 中国北京市海淀区永泰庄北路1号中关村东升国际科学园(天地邻枫)7号楼二层, Beijing 100192 (CN)。

(74) 代理人: 北京同辉知识产权代理事务所(普通合伙)(BEIJING TONGHUI INTELLECTUAL PROPERTY OFFICE (GENERAL PARTNERSHIP)); 中国北京市朝阳区百子湾西里435号楼3层351室, Beijing 100124 (CN)。

(81) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

from the adjusted three-dimensional image; calculating the similarity between the two-dimensional image and the digitally reconstructed two-dimensional image; if the similarity meets a preset condition, projecting the preoperative planning information on the two-dimensional image according to the first pose information; and if the similarity does not meet the preset condition, updating the first pose information to obtain second pose information, and adjusting the three-dimensional image according to the second pose information. The image registration method has a high iteration speed and high registration efficiency.

(57) 摘要: 本发明提供了一种用于手术机器人的图像配准方法, 包括: 拍摄手术对象的二维图像, 并确定二维图像中的第一引导信息; 获取手术对象的三维图像和术前规划信息, 并确定三维图像中的第二引导信息; 根据第一引导信息和第二引导信息计算第一位姿信息; 根据第一位姿信息调整三维图像, 并在调整后的三维图像中获取数字重建二维影像; 计算二维图像与数字重建二维影像的相似度; 当相似度满足预设条件时, 根据第一位姿信息将术前规划信息投影在二维图像上; 当相似度不满足预设条件时, 更新第一位姿信息, 获得第二位姿信息, 并根据第二位姿信息调整三维图像。该图像配准方法迭代速度快, 配准效率高。

图像配准方法及装置、电子设备和存储介质

技术领域

本发明涉及图像处理技术领域，尤其涉及一种用于手术机器人的图像配准方法及装置、电子设备和存储介质。

背景技术

随着我国老龄化的趋势加剧，我国人民骨科疾病发病率逐渐增多。其中脊柱疾病占比是很大的一部分，据统计 60 岁以上 50% 以上的人患有脊柱类疾病。因此机器人辅助的脊柱导航系统具有非常重要的意义。

目前，机器人辅助的脊柱导航主要有以下几种方法：基于二维 C 型臂 X 光机的导航成像方法；基于三维 C 型臂影像的术中导航成像方法；基于术前三维 CT 重建并规划的导航成像方法。其中，基于二维 C 型臂 X 光机的导航成像方法应用最多，但是不够直观，手术效率较低；基于三维 C 型臂影像的术中导航成像方法，成像质量不太理想，价格昂贵，设备普及率较低；基于术前三维 CT 重建并规划的导航成像方法，如果没有术中空间定位算法，无法准确实施手术。基于 2D/3D 配准的术前三维 CT 重建并规划的导航成像方法可以避免上述问题，难点在于 2D/3D 配准之间的配准精度需要满足临床需求。

发明内容

现有技术中，手术过程中的 2D/3D 图像配准方法，缺乏对于 CT 数据初始位姿的精准计算方法，对于 CT 图像数据与 X 光图像数据的相似度计算方法也不够准确、快速和稳定，从而使得 2D/3D 图像配准的配准精度和效率均不高。

有鉴于此，第一方面，本发明提供一种用于手术机器人的图像配准方法，包括：拍摄手术对象的二维图像，并确定所述二维图像中的第一引导信息；获取所述手术对象的三维图像和术前规划信息，并确定所述三维图像中的第二引导信息；根据所述第一引导信息和所述第二引导信

息计算第一位姿信息；根据所述第一位姿信息调整所述三维图像，并在调整后的三维图像中获取数字重建二维影像；计算所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度；当所述相似度满足预设条件时，根据所述第一位姿信息将所述术前规划信息投影在所述二维图像上；当所述相似度不满足预设条件时，更新所述第一位姿信息，获得第二位姿信息，并根据所述第二位姿信息调整所述三维图像。

根据本发明的第一方面的一些实施例，所述二维图像包括正位二维图像和侧位二维图像，所述第一引导信息包括正位引导信息和侧位引导信息，所述拍摄手术对象的二维图像包括：在第一位置拍摄所述手术对象的正位二维图像，并确定所述正位二维图像中的所述正位引导信息；在第二位置拍摄所述手术对象的侧位二维图像，并确定所述侧位二维图像中的所述侧位引导信息；其中，所述正位引导信息包括所述手术对象在所述正位二维图像中的正位中心位置信息及正位命名信息，所述侧位引导信息包括所述手术对象在所述侧位二维图像中的侧位中心位置信息及侧位命名信息。

根据本发明的第一方面的一些实施例，所述获取所述手术对象的三维图像，并确定所述三维图像中的第二引导信息括：采集患者手术区域的三维医学图像；对所述三维医学图像进行 ROI 区域剪裁；对剪裁后的三维医学图像进行单节段分割提取；在至少一个节段中选择所述手术对象，检查分割结果；对所述手术对象进行命名；通过深度学习算法计算所述手术对象的中心位置，将所述手术对象的命名信息及中心位置信息作为所述第二引导信息。

根据本发明的第一方面的一些实施例，所述二维图像通过二维图像拍摄设备拍摄，所述根据所述第一引导信息和所述第二引导信息计算第一位姿信息包括：获取所述二维图像中的标尺信息；获取所述二维图像拍摄设备的内部参数；根据所述标尺信息和所述内部参数计算所述二维图像拍摄设备的外部参数；根据所述外部参数和所述第一引导信息、所述第二引导信息获得所述第一位姿信息。

根据本发明的第一方面的一些实施例，所述根据所述第一位姿信息调整所述三维图像，并在调整后的三维图像中获取数字重建二维影像包括：对所述三维图像进行处理，模拟 X 射线光源，计算射线方向上的图像密度

值，获得所述数字重建二维影像。

根据本发明的第一方面的一些实施例，所述计算所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度包括：使用归一化互相关性系数计算所述相似度。

根据本发明的第一方面的一些实施例，所述使用归一化互相关性系数计算所述相似度包括：计算所述二维图像和所述数字重建二维影像的均值和标准差，根据所述均值和所述标准差确定所述归一化互相关性系数；根据所述归一化互相关性系数确定所述相似度。

根据本发明的第一方面的一些实施例，计算所述二维图像和所述数字重建二维影像的均值和标准差的公式为：

$$\mu(K) = \frac{1}{|\Omega|} \sum_{p \in \Omega} K(p)$$

$$\sigma(K) = \sqrt{\frac{1}{|\Omega| - 1} \sum_{p \in \Omega} (K(p) - \mu(K))^2}$$

其中，K 为所述二维图像或所述数字重建二维影像， μ 为所述均值， σ 为所述标准差， Ω 为图像像素的总数，p 为所述二维图像 K 或所述数字重建二维影像 K 所对应图像的像素的大小。

根据本发明的第一方面的一些实施例，所述根据所述均值和所述标准差确定所述归一化互相关性系数的公式为：

$$S_{NCC}(I, J; T) = -\frac{1}{|\Omega_I|} \sum_{p \in \Omega_I} \frac{(I(p) - \mu_I)(J(T^{-1}(p)) - \mu_{J'})}{\sigma_I \sigma_{J'}}$$

其中，I 为所述二维图像，J 为所述数字重建二维影像， T^{-1} 代表图像通过 T^{-1} 变换为同一时域空间的图像。

根据本发明的第一方面的一些实施例，所述根据所述归一化互相关性系数确定所述相似度的公式为：

$$S_{GNCC}(I_1, I_2; c_r, c_c, r) = S_{NCC}(\nabla_X I_1, \nabla_X I_2; c_r, c_c, r) + S_{NCC}(\nabla_Y I_1, \nabla_Y I_2; c_r, c_c, r)$$

其中， S_{GNCC} 为 X 梯度和 Y 梯度两个梯度图像的 NCC 的和， c_r 为在 X 方向的中心位置的坐标， c_c 为在 Y 方向的中心位置的坐标，r

为半径， $S_GNCC(I_1, I_2, C_r, C_c)$ 为以 C_r 和 C_c 为中心， $2r$ 为边长的方形区域的相似度。

根据本发明的第一方面的一些实施例，所述根据所述第一位姿信息将术前规划信息投影在所述二维图像上包括：将术前规划的椎弓根螺钉位置投影在所述二维图像上。

根据本发明的第一方面的一些实施例，所述更新所述第一位姿信息，获得第二位姿信息包括：以所述第一位姿信息为初始值，采用梯度无关的优化算法更新所述第一位姿信息，获得所述第二位姿信息。

第二方面，本发明还提供一种用于手术机器人的图像配准装置，包括：拍摄组件，配置成拍摄手术对象的二维图像，并确定所述二维图像中的第一引导信息；获取组件，配置成获取所述手术对象的三维图像，并确定所述三维图像中的第二引导信息；信息处理组件，配置成：根据所述第一引导信息和所述第二引导信息计算第一位姿信息；根据所述第一位姿信息调整所述三维图像，并在调整后的三维图像中获取数字重建二维影像；计算所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度；当所述相似度满足预设条件时，根据所述第一位姿信息将术前规划信息投影在所述二维图像上；当所述相似度不满足预设条件时，更新所述第一位姿信息，获得第二位姿信息，并根据所述第二位姿信息调整所述三维图像。

第三方面，本发明还提供一种电子设备，包括：处理器；以及存储器，存储有计算机程序，当所述计算机程序被所述处理器执行时，使得所述处理器执行如本发明的第一方面所述的方法。

第四方面，本发明还提供一种非瞬时性计算机可读存储介质，其上存储有计算机可读指令，当所述指令被处理器执行时，使得所述处理器执行如本发明的第一方面所述的方法。

本发明所提供的用于手术机器人的图像配准方法，通过对术中二维图像提取引导信息、对术前三维图像提取引导信息，将二维图像与三维图像配准，并根据二维图像与数字重建二维影像的相似度进行判断，算法迭代速度快，配准效率高。进一步地，使用手术对象的中心位置作为引导信息，使用一点法计算初始位姿转换矩阵，配准精度高、速度快，

保障了外科手术（例如脊柱手术）的顺利进行，给病人更轻松的手术体验，对于手术机器人在临床领域的应用具有重大意义。经过验证，本发明所提供的图像配准方法，仅 5 秒时间可达到万层配准，满足了临床实时需求；并且，本发明所提供的图像配准方法应用了人工智能深度学习算法进行脊柱节段的提取和分割，使得配准精度和效率更高，用户体验更好。

附图说明

为了更清楚地说明本申请实施例中的技术方案，下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本申请的一些实施例，对于本领域普通技术人员来讲，还可以根据这些附图获得其他的附图，而并不超出本申请要求保护的范围。

图 1 示出了本发明的一个实施例所提供的用于手术机器人的图像配准方法；

图 2 示出了本发明的一个实施例所提供的用于手术机器人的图像配准方法中，对于二维 X 光图像进行术中采集及规划；

图 3 示出了本发明的一个实施例所提供的用于手术机器人的图像配准方法中，对于二维 X 光图像进行术中采集及规划中的手术对象中心位置标定；

图 4 示出了本发明的一个实施例所提供的用于手术机器人的图像配准方法中，配准过程中探测二维 X 光图像中的标尺信息；

图 5 示出了本发明的一个实施例所提供的用于手术机器人的图像配准方法中，术前进行的 CT 数据采集及手术规划；

图 6 示出了本发明的一个实施例所提供的用于手术机器人的图像配准方法中，术前进行的 CT 数据采集及手术规划中的手术对象中心位置标定；

图 7 示出了本发明的一个实施例所提供的用于手术机器人的图像配准方法中，根据第一位姿信息在三维图像中获得数字重建二维影像的过程；

图 8 示出了本发明的一个实施例所提供的用于手术机器人的图像配准方法；

图 9 示出了本发明的一个实施例所提供的用于手术机器人的图像配准装置。

具体实施方式

下面将结合本申请实施例中的附图，对本申请实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例是本申请一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例，本领域技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本申请保护的范围。

基于术前规划的术中 2D/3D 配准成像方法，需要对术中实时获取的二维图像（例如 X 光图像）以及术前获取的三维图像（例如 CT 图像）进行精确配准，手术机器人基于配准后的图像进行手术操作，或辅助手术的机器人基于成像导航，辅助人工进行手术。在二维图像与三维图像的配准流程中，需要采用特定的一系列算法，确定角度、位移、图像尺寸、图像中所包含椎体是否对应等因素，进而将手术规划投影至待手术椎体，换言之，需要将 X 光机坐标系拍摄图像转换至术前 CT 坐标系，再转换至患者跟踪器坐标系，以确定术前规划内容（如椎弓根螺钉）与待手术椎体的相对位置关系，满足手术机器人或辅助手术的机器人的临床操作需求。

本发明提供一种用于手术机器人的图像配准方法，用于术中实时配准 2D/3D 医学图像，通过本发明所提供的配准算法，对术前三维 CT 数据进行术中空间定位，导入术前手术规划（如待手术椎体所需放置椎弓根螺钉的具体位置），使术中二维导航显示升级为三维显示，提升医生的使用体验，提高手术效率。经过验证，本发明所提供的图像配准方法仅 5 秒时间可达到万层配准，满足临床实时需求，配准精度和效率更高，用户体验更好。

根据本发明的一个实施例，如图 1 所示，本发明提供一种用于手术机器人的图像配准方法 10，包括：步骤 S101 至步骤 S108。其中：

在步骤 S101 中，拍摄手术对象的二维图像，并确定所述二维图像中的第一引导信息。

手术对象可以为在手术中所需要进行手术操作的目标处理对象。示例性地，在脊柱微创手术中，手术对象可以为脊柱的一个或多个待手术椎体。

例如，在术中实时拍摄手术对象的二维图像（如 X 光图像），并对拍摄到的二维图像实施定位操作，以满足后续的 2D/3D 配准需求。所述二维图像中的第一引导信息，包括二维图像中的椎体命名信息、椎体中心位置信息，除此之外，对拍摄到的二维图像实施定位操作还可以得到椎体边缘位置信息、椎体轮廓信息、二维标尺信息等。

例如，待手术椎体的椎体命名信息可以为腰椎 L1、胸椎 T1、骶椎 S1 等命名信息，待手术椎体的椎体中心位置信息可以为椎体的中心线上处于中央位置的中心点在两个维度上的坐标值等。

在步骤 S102 中，获取所述手术对象的三维图像和术前规划信息，并确定所述三维图像中的第二引导信息。

例如，所述手术对象的三维图像在术前通过例如 CT 影像采集设备获取，并实施术前定位操作，所述三维图像中的第二引导信息包括三维图像中的椎体命名信息、椎体中心位置信息，同样地，对手术对象的三维图像实施术前定位操作还可以得到椎体边缘位置信息、椎体轮廓信息等。

示例性地，待手术椎体的三维图像中的椎体命名信息可以为腰椎 L1、胸椎 T1、骶椎 S1 等命名信息，待手术椎体的椎体中心位置信息可以为椎体的中心线上处于中央位置的中心点在两个维度上的坐标值等。

根据示例实施例，在步骤 S102 中，获取手术对象的术前规划信息可以为接收用户所输入的待手术椎体的手术规划信息。例如，用户可根据患者病情选择相应的手术方案，如对于有钢钉植入的脊柱伤情患者，在手术规划中，可以选择放置椎弓根螺钉，以及确定椎弓根螺钉的放置位置。

在步骤 S103 中，根据所述第一引导信息和所述第二引导信息计算第一位姿信息。

例如，根据二维图像中的第一引导信息（例如椎体命名信息、椎体中心点位置）以及三维图像中的第二引导信息（例如椎体命名信息、椎体中心点位置）计算第一位姿信息，所述第一位姿信息包括 CT 图像坐标系向患者跟踪器坐标系转换的初始位姿转换矩阵。

可选地，采用一点法计算所述第一位姿信息，即获得所述三维图像的初始位姿转换矩阵。

在步骤 S104 中，根据所述第一位姿信息调整所述三维图像，并在调整后的三维图像中获取数字重建二维影像。

例如，根据上述初始位姿转换矩阵对所述三维图像进行转换，并获得转换后的三维图像在所述二维图像平面上的投影，即可获得配准后的数字重建二维影像（所述三维图像在所述二维图像平面上的投影影像）。

可选地，该二维图像平面上的投影通过模拟光源算法计算获得。其中，所述调整包括根据第一位姿信息对所述三维图像进行角度旋转和/或位置平移。例如包括：通过所述第一位姿信息中的旋转矩阵对所述三维图像进行角度旋转处理，通过所述第一位姿信息中的平移矩阵对所述三维图像进行位置平移处理。

在步骤 S105 中，计算所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度。

例如，计算通过算法生成的数字重建二维影像与术中实时拍摄的二维图像的相似度，该图像相似度可以采用归一化相关性系数进行计算。

在步骤 S106 中，判断所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度是否满足预设条件，当所述相似度满足预设条件时，执行步骤 S107；当所述相似度不满足预设条件时，执行步骤 S108。

例如，比较所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度，并根据设定的相似度判定条件，对两者的相似程度进行判断。当所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度满足预设条件时，说明两张图片高度相似，可以认为配准成功；当所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度不满足预设条件时，说明图像配准存在偏差，需要继续调整所

述三维图像，并重新进行配准。

在步骤 S107 中，当所述相似度满足预设条件时，根据所述第一位姿信息将术前规划信息投影在所述二维图像上。

例如，当所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度满足预设条件时，两张图片配准成功。根据该第一位姿信息，将术前规划信息投影至所述二维图像上，手术机器人或辅助手术的机器人将根据术前规划信息在所述二维图像上的位置进行手术或辅助人工进行手术操作。

在步骤 S108 中，当所述相似度不满足预设条件时，更新所述第一位姿信息，获得第二位姿信息，并根据所述第二位姿信息调整所述三维图像。

例如，当所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度不满足预设条件时，图像配准不成功，需要继续调整三维图像，重新进行配准。

可选地，基于第一位姿信息，将初始位姿转换矩阵作为初值，更新所述初始位姿转换矩阵的各项参数，获得所述第二位姿信息。

可选地，初始位姿转换矩阵包括旋转矩阵和平移矩阵，迭代旋转矩阵和/或平移矩阵在 6 个自由度上的参数，获得所述第二位姿信息，再根据所述第二位姿信息调整所述三维图像。

重复上述步骤 S104 至步骤 S108，多次迭代位姿转换矩阵，并多次调整所述三维图像，在调整后的三维图像中获取所述数字重建二维影像，计算所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度，直至所述相似度满足预设条件，从而完成了术中的图像配准工作，将术前规划信息投影至所述二维图像上，启动术中实时导航系统。

本发明的上述实施例所提供的用于手术机器人的图像配准方法，通过对术中二维图像提取引导信息、对术前三维图像提取引导信息，将二维图像与三维图像配准，并根据二维图像与数字重建二维影像的相似度进行判断，算法迭代速度快，配准效率高。

根据本发明的一个实施例，在本发明所提供的用于手术机器人的图像配准方法 10 中的步骤 S101 中，所述二维图像包括正位二维图像和侧位二维图像，所述第一引导信息包括正位引导信息和侧位引导信息，所

述拍摄手术对象的二维图像包括：

根据示例实施例，在第一位置拍摄所述手术对象的正位二维图像，并确定所述正位二维图像中的所述正位引导信息。所述正位引导信息包括所述手术对象在所述正位二维图像中的正位中心位置信息及正位命名信息。

例如，所述第一位置包括手术对象（如待手术椎体）的正面，在手术对象的正面进行拍摄，获得所述正位二维图像。示例性地，在脊柱手术中，正位二维图像中正位命名信息可以为正位椎体命名信息，如腰椎 L1、胸椎 T1、骶椎 S1 等命名信息。正位中心位置信息可以为正位椎体中心位置信息，如椎体的中心线上处于中央位置的中心点在两个维度上的坐标值等。

根据示例实施例，在第二位置拍摄所述手术对象的侧位二维图像，并确定所述侧位二维图像中的所述侧位引导信息。所述侧位引导信息包括所述手术对象在所述侧位二维图像中的侧位中心位置信息及侧位命名信息。

例如，所述第二位置例如包括手术对象（如待手术椎体）的侧面，在手术对象的侧面进行拍摄，获得所述侧位二维图像。示例性地，在脊柱手术中，侧位二维图像中侧位命名信息可以为侧位椎体命名信息，如腰椎 L1、胸椎 T1、骶椎 S1 等命名信息。侧位中心位置信息可以为侧位椎体中心位置信息，如椎体的中心线上处于中央位置的中心点在两个维度上的坐标值等。

其中，所述第一位置和所述第二位置的拍摄投影线可以正交。使正位、侧位的拍摄投影线正交，更有利于后续与三维立体图像的中心位置进行配准。根据本发明的一个实施例，其中所述正位引导信息及所述侧位引导信息通过深度学习算法获得，并通过人工校验。

例如，基于 X 光机获取待手术椎体的正位二维图像，根据深度学习算法，如通过 AABB 包围盒算法对正位二维图像的图像区域进行算法裁剪，以得到正位二维图像中的正位引导信息如正位椎体中心位置信息。同理得到侧位二维图像中的侧位引导信息如侧位椎体中心位置信息。

根据本发明的一个实施例，本发明所提供的用于手术机器人的图像

配准方法 10 中，在所述第一位置拍摄所述手术对象的正位二维图像、在所述第二位置拍摄所述手术对象的侧位二维图像时还应放置标尺（例如钢珠），使得所述正位二维图像和所述侧位二维图像中具有标尺信息，用于后续计算二维图像拍摄设备的外部参数使用。

根据示例实施例，手术对象的二维图像的第一引导信息可以在术中
进行 X 光医学影像的拍摄并进行术中规划而得到。

根据本发明的一个实施例，如图 2 所示，在术中进行 X 光医学影像的拍摄并进行术中规划包括：

第一步，在术中通过 X 光机拍摄患者手术区域的 X 光图像。

第二步，确定二维标尺的位置，使得二维标尺可以在 X 光图像中清晰可见。至少获取患者手术区域中的手术对象的正位和侧位两张 X 光图像。

第三步，计算正位 X 光图像和侧位 X 光图像中待手术椎体（手术对象）的正位椎体中心位置和侧位椎体中心位置的 uv 值（椎体的中心线上处于中央位置的中心点在两个维度上的坐标值），并人工校验正位椎体/侧位椎体中心位置的准确性。如图 3 所示。正位椎体中心位置和侧位椎体中心位置的 uv 值计算方法通常采用基于深度学习的方法。

第四步，根据正位椎体中心位置和侧位椎体中心位置的 uv 值确定正位椎体中心位置信息和侧位椎体中心位置信息，以及对正位椎体和侧位椎体进行命名以得到正位椎体命名信息和侧位椎体命名信息，从而得到二维图像中的第一引导信息。

根据上述示例实施例，通过在术中进行 X 光医学影像的拍摄并进行相应的规划，可以获取所需手术对象的二维图像，以及可以在二维图像中确定手术对象（如待手术椎体）的手术信息，手术信息如包括椎体中心位置信息和椎体命名信息，即可以确定手术对象的第一引导信息。

示例性地，手术对象的第一引导信息（如椎体中心位置信息和椎体命名信息）可以由图像配准系统自动计算生成，也可以在图像配准系统中的软件操作页面中手动获取。

根据本发明的一个实施例，在本发明所提供的用于手术机器人的图

像配准方法 10 中的步骤 S102 中,所述手术对象的三维图像在手术前获取,所述获取所述手术对象的三维图像,并确定所述三维图像中的第二引导信息包括:

采集患者手术区域的三维医学图像。

对所述三维医学图像进行 ROI 区域剪裁。

对剪裁后的三维医学图像进行单节段分割提取。

在至少一个节段中选择所述手术对象,检查分割结果。

对所述手术对象进行命名。

通过深度学习算法计算所述手术对象的中心位置,将所述手术对象的命名信息及中心位置信息作为所述第二引导信息。

根据示例实施例,手术对象的三维图像的第二引导信息可以由术前基于 CT 图像进行术前手术规划而确定。如图 5 所示,术前基于 CT 图像进行术前手术规划的具体步骤包括:

第一步,导入患者术前的手术区域的 CT 图像。

第二步,对术前 CT 图像进行 ROI (Region Of Interest: 感兴趣的区域) 裁剪,如此可以缩小 CT 图像的可视化范围,使用户更集中在 ROI 区域,提高用户体验。同时,由于缩小了计算范围,可以提高算法的运行速度。示例性地,ROI 可以根据用户的需求而设定。

第三步,对上一步骤中的 ROI 区域,进行单节段分割提取。

可选地,在单节段分割提取的过程中,可以使用基于深度学习的算法,也可以使用半自动的传统算法或者人工切割并擦除上下不相关脊柱节段的方法,使得后续算法可以对脊柱单节段进行处理,并不被上下节段所影响,本申请不限制于此。

第四步,选择一个单节椎体作为待手术椎体,同时检查分割结果,在分割结果不理想的情况下,可以对其进行人工修复。

第五步,用户对待手术椎体进行生理结构识别并命名。例如,可以根据实际生理结构将待手术椎体命名为腰椎 L1、胸椎 T1、骶椎 S1 等。

第六步,计算单节椎体的配准引导位置。配准引导位置为上述待手术脊椎的椎体中心位置,用于配准时初始位姿的计算。

可选地,基于深度学习算法确定待手术椎体的椎体中心位置,如通

过 AABB 包围盒算法对分割区域进行算法裁剪，直至识别出如图 6 所示的椎体中心位置。

第七步，检查并校准上述算法所计算得到的椎体中心位置，椎体中心位置需保持在椎体中心线附近，椎体中心位置不能偏离中心线太多，如果有偏离太大情况，可以人为干预，修正配准引导位置。

示例性地，可根据用户需求设定椎体中心位置的偏离阈值，当椎体中心位置的偏离超过预设的偏离阈值时，用户可以通过手动调整，将椎体中心位置调整在期望位置。

第八步，对待手术椎体进行手术规划。例如，可根据患者病情选择相应的手术方案，如对于有钢钉植入的脊柱伤情患者，在手术规划中，可以选择放置椎弓根螺钉，以及确定椎弓根螺钉的放置位置。

第九步，完成上述待手术椎体的术前规划，选择下一个椎体，回到第四步。

示例性地，用户输入待手术椎体的信息，如待手术椎体的数量和位置信息，当完成一椎体的分割和术前规划后，自动选择下一待手术椎体，并对其进行分割和术前规划，直至判断出所有待手术椎体已全部分割且术前规划完毕后，进入第十步中。

第十步，完成所有待手术椎体的手术规划后，导出术前规划包。

根据本发明的一个实施例，在本发明所提供的用于手术机器人的图像配准方法 10 中的步骤 S103 中，所述二维图像通过二维图像拍摄设备（如 C 型臂和 X 光机）拍摄，所述根据所述第一引导信息和所述第二引导信息计算第一位姿信息包括：

获取所述二维图像中的标尺信息。

例如，如图 4 所示，探测二维图像中二维标尺的标记点：用 X 光图像中的二维标尺的钢珠位置当作标记点，通过预设算法得到标记点的位置，如预设算法可以为深度机器学习算法。

获取所述二维图像拍摄设备的内部参数。

二维图像拍摄设备包括 C 型臂，C 型臂的内部参数可以由 C 型臂的内参矩阵来表示。例如 C 型臂的内参矩阵为：

$$= \begin{bmatrix} / & 0 & 0 \\ 0 & / & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

其中， M_{in} 为 C 型臂的内参矩阵， f 为 C 型臂的焦距， d_x 为二维图像的图像像素的水平间距， d_y 为二维图像像素的垂直间距， u_0 为椎体中心点在二维图像中的水平坐标， v_0 为椎体中心点在二维图像中的垂直坐标。

示例性地，第一引导信息中的椎体中心位置信息可以为 (u_1, v_1) ， (u_2, v_2) 等。

根据所述标尺信息和所述内部参数计算所述二维图像拍摄设备的外部参数。

根据本发明的一个实施例，利用 PNP 算法，以患者跟踪器为坐标系，计算 C 型臂球管的外部参数，作为 C 型臂的位姿。

PNP (Perspective-n-Point) 算法为求解 3D 到 2D 点的对应方法，PNP 算法可以通过 n 个 3D 空间点以及相应的 2D 投影位置点组成的点对，在已知或者未知相机内参的情况下，利用最小化重投影误差来求解相机的外部参数(即相机所在的位姿)的方法。例如，根据 PNP 算法通过患者跟踪器坐标系可以得到 C 型臂球管的外部参数。

根据所述外部参数和所述第一引导信息、所述第二引导信息获得所述第一位姿信息。

例如，根据所确定的 C 型臂的外部参数以及投影线，计算第一位姿信息，即待配准节段的初始位姿转换矩阵。其中，投影线为 X 光图像中正位椎体中心位置和侧位椎体中心位置所对应的椎体中心点的连接线的投影。

初始位姿转换矩阵是通过初始位姿算法计算得到的，初始位姿算法用于计算 2D/3D 配准的粗配结果。

根据示例实施例，初始位姿算法使用一点法计算初始位姿。初始位姿算法确定初始位姿转换矩阵的流程如下：

首先根据术中 X 光图像拍摄时的体位信息确定 C 型臂中心坐标系和 CT 坐标系的转换矩阵，并和术中体位编码一一对应；然后结合正侧位的外部参数，得到患者跟踪器坐标系到 CT 坐标系的初始位姿矩阵 M_{init} 的旋转部分 R ；再根据术中 X 光中心点对应的正位、侧位的投影线

得到患者跟踪器坐标系下两投影线中垂线中点坐标 P_{CPAT} ，和术前 CT 中心点坐标 P_{CCT} ，结合旋转矩阵，可以得到初始位姿矩阵的平移部分 T 。初始位姿转换矩阵为：

$$M_{init} = [R \ T] \Rightarrow M_{init} = [R \ T] \quad (1)$$

其中， M_{init} 为初始位姿矩阵， R 为旋转部分， T 为平移部分， P_{CPAT} 为两投影线中垂线中点坐标， P_{CCT} 为术前 CT 中心点坐标。

根据本发明的一个实施例，如上述公式 (1) 所示，所述第一位姿信息包括旋转信息和平移信息，并具有 6 个自由度。

本发明的上述一个或多个实施例使用手术对象的椎体中心位置作为引导信息，使用一点法计算初始位姿转换矩阵，配准精度高、速度快，保障了外科手术（例如脊柱手术）的顺利进行，给病人更轻松的手术体验，对于手术机器人在临床领域的应用具有重大意义。

根据本发明的一个实施例，在本发明所提供的用于手术机器人的图像配准方法 10 中的步骤 S104 中，所述根据所述第一位姿信息调整所述三维图像，并在调整后的三维图像中获取数字重建二维影像包括：

例如，通过 GPU（Graphics Processing Unit：图像处理器）对所述三维图像进行处理，模拟 X 射线光源，计算射线方向上的图像密度值，获得所述数字重建二维影像。

其中数字重建影像（Digitally Reconstructed Radiographs，DRR）生成是基于密度的 2D/3D 配准算法的关键步骤。配准过程中会多次调用 DRR 生成算法，提升 DRR 生成算法的计算速度是非常重要的。

如图 7 所示，在调整后的三维图像中获取数字重建二维影像的过程中，2D/3D 配准使用的方法是基于线积分的方式，可用于模拟 X 光的拍摄。线积分生成 DRR 的计算方法主要有两种类型，一种是基于三线性插值的等步长方式（如图 7 中(a)所示），在射线方向上固定步长的采样点上计算密度值，另一种是基于体素交线段的不等步长方式（如图 7 中(b)所示），在交线段上计算密度值，该方式计算较慢，精度较高。两种类型的算法均适用于使用 GPU 加速计算。

根据本发明的一个实施例，在本发明所提供的用于手术机器人的图像配准方法 10 中的步骤 S105 中，所述计算所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度包括：

使用归一化互相关性系数计算所述相似度。

计算 X 光图像和 DRR 数字重建二维影像的相似度：该相似度是指真实 X 光图像和算法生成的 DRR 图像之间的相似程度。本实施例中，使用归一化互相关性系数（Normalized cross-correlation, NCC）进行计算。归一化互相关方法是一种常用的代价函数，对分布的缩放和平移具有很好的鲁棒性。

根据本发明的一个实施例，在本发明所提供的用于手术机器人的图像配准方法 10 中的步骤 S105 中，所述使用归一化互相关性系数计算所述相似度包括：

计算所述二维图像和所述数字重建二维影像的均值和标准差。

例如，该方法首先需要计算二维图像（X 光图像）和数字重建二维影像的均值和标准差。

二维图像图像 K 或数字重建二维影像 K 的均值和标准差定义如下：

$$\mu(K) = \frac{1}{|\Omega|} \sum_{p \in \Omega} K(p) \quad (2)$$

$$\sigma(K) = \sqrt{\frac{1}{|\Omega| - 1} \sum_{p \in \Omega} (K(p) - \mu(K))^2} \quad (3)$$

其中： μ 是均值， σ 是标准差， Ω 是像素的总数， p 是二维图像 K 或数字重建二维影像 K 所对应图像的像素的大小。

根据所述均值和标准差确定所述归一化互相关性系数。NCC 的计算如下公式：

$$S_{NCC}(I, J; T) = -\frac{1}{|\Omega_I|} \sum_{p \in \Omega_I} \frac{(I(p) - \mu_I)(J(T^{-1}(p)) - \mu_{J'})}{\sigma_I \sigma_{J'}} \quad (4)$$

其中，I、J 分别代表两个图像，如 I 代表二维图像，J 代表数字重建二维影像，图像通过 T^{-1} 变换为同一时域空间的图像。

根据所述归一化互相关性系数确定所述相似度。

与此同时，为了配准过程更稳定同时排除 X 光图像的值域和 DRR 值域不同的情况，本实施例中，针对上述两个图像，先通过 Sobel 算子分别求解 X 方向和 Y 方向两个梯度，再计算 X 梯度和 Y 梯度两个图像的 NCC，最后对两个 NCC 求和，作为图像的相似度。如下公式，其中 S_GNCC 即为梯度图像的 NCC。

$$S_{GNCC}(I_1, I_2; c_r, c_c, r) = S_{NCC}(\nabla_X I_1, \nabla_X I_2; c_r, c_c, r) + S_{NCC}(\nabla_Y I_1, \nabla_Y I_2; c_r, c_c, r) \quad (5)$$

其中，S_GNCC 为 X 梯度和 Y 梯度两个梯度图像的 NCC 的和，C_r 为在 X 方向的中心位置的坐标，C_c 为在 Y 方向的中心位置的坐标，r 为半径，S_GNCC(I₁, I₂, C_r, C_c) 为以 C_r 和 C_c 为中心，2r 为边长的方形区域的相似度。

考虑到不要使结果偏离初值太远，导致一些不可预料的极端情况，本实施例中，正则化方程采用如下公式，其中 σ 是平移或者旋转的方差，平移参数的平移范围可以在 30mm-70mm 之间，旋转参数的旋转范围可以在 30 度-80 度之间。

示例性地，本实施例中的参数选取为平移 50 mm，旋转 60 度。

$$(\sqrt{2}^{-2}) - \left(\quad - \quad \right) \quad (6)$$

其中 Folded-Norm 是指代平移或旋转的正态分布：

$$f_Y(x; \mu, \sigma^2) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} + \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\frac{(x+\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (7)$$

该公式保证了在自变量大于方差时，正则化函数就变得很大。

最终的相似度公式如下式所示：

$$\min_{\theta \in SE(3)} \lambda S(\mathcal{P}(I; \theta), J) + (1 - \lambda) \mathcal{R}(\theta) \quad (8)$$

其中，SE(3) 为刚体变换运动（旋转和平移）的三维特殊欧氏群， θ 为在欧式空间中的位姿变化。其中，S 为相似度计算公式，R 为 θ 在欧式空间中的位姿变化大小的函数。 λ 是可调的超参数，通常取权重为 0.1。

根据本发明的一个实施例，在本发明所提供的用于手术机器人的图像配准方法 10 中的步骤 S107 中，所述根据所述第一位姿信息将术前规划信息投影在所述二维图像上包括：

将术前规划的椎弓根螺钉位置投影在所述二维图像上。

例如，配准完成，得到 CT 坐标系到患者跟踪器坐标系的转换位姿信息，同时输出术前规划在 X 光图像上的投影。

根据本发明的一个实施例，在本发明所提供的用于手术机器人的图像配准方法 10 中的步骤 S108 中，其中所述更新所述第一位姿信息，获得第二位姿信息包括：

以所述第一位姿信息为初始值，采用梯度无关的优化算法更新所述第一位姿信息，获得所述第二位姿信息。

示例性地，预设条件可为用户根据需求设置的相似度的预设值，在步骤 S105 中计算出所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度后，判断相似度的值与预设值的大小，从而可以对两者的相似程度进行判断。当所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度满足预设条件时，说明两张图片高度相似，可以认为配准成功；当所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度不满足预设条件时，说明图像配准存在偏差，需要继续调整所述三维图像，并重新进行配准。

当所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度不满足预设条件时，则以第一位姿信息为初始值，采用梯度无关的优化算法更新所述第一位姿信息，获得所述第二位姿信息。

通过上述的梯度无关的数学优化算法，可以判断相似度是否满足预设条件，如果相似度不满足预设条件，则改变 CT 数据的位姿，迭代优化，直到满足所述预设条件为止，从而可以基于第一位姿信或更新后的第二位姿信息进行图像配准。

示例性地，基于第一位姿信或更新后的第二位姿信息进行图像配准可以包括：使用多阶段多分辨率的金字塔分级配准方法。本实施例中，采用二段阶方法，即先使用低分辨率的图像，同时选用大面积搜索最优值的优化器算法；再使用高分辨率图像，快速的优化器算法。

第一阶段，本专利选用 256x256 的固定分辨率的图像，同时选用了协方差矩阵自适应进化策略优化器（CMA-ES）。这种优化器的优点是，无需计算损失函数（loss function）的梯度方程，同时优化效果很好，是现代优化器中对初始值敏感度最小的算法。但是，这种优化器每次迭代，计算非常多次损失函数，因而速度很慢。CMA-ES 算法，需要输入待优化方程的初始值、优化参数序列，以及每个参数的方差。

本实施例中使用的初始值为上述经 PNP 算法的求解的正侧位外参转换后的患者跟踪器坐标系到 CT 坐标系的初始位姿转换矩阵。优化参数列表为：待配准脊柱节段的平移和旋转 6DOF 自由度（6 个参数）；平移方差，XYZ 输入方差均为 5 mm，3 个旋转方差为 15 度，每次 CMA-ES 采样 100 次。

第二阶段，本实施例中，采用 1/2 下采样后的图像大小为配准优化图像，如果该分辨率小于 256，则直接使用原始 X 光图像的大小。此时，不能采用速度较慢的进化算法作为优化器，但为了求解方便，仍然需要梯度无关的优化算法。例如，BOBYQA、NEWUOA 等都是每次迭代不需要大量计算损失函数的优化器，均可以使用。

根据本发明的一个实施例，本发明所提供的用于手术机器人的图像配准方法 10 中，所述二维图像拍摄设备包括 X 光机，所述 X 光机与所述手术机器人集成，所述手术对象包括待手术的脊柱椎体。

下面结合具体实施例介绍术中完整的配准流程。

根据本发明的一个实施例，如图 8 所示，在手术中进行 X 光图像与术前 CT 图像数据的实时配准包括以下步骤：

第一步，输入正侧位两张 X 光。

第二步，输入 C 型臂（即 X 光图像拍摄设备）的内参矩阵，

$$= \begin{bmatrix} / & 0 & 0 \\ 0 & / & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

其中，Min 为 C 型臂的内参矩阵，f 为 C 型臂的焦距， d_x 为二维图像的图像像素的水平间距， d_y 为二维图像像素的垂直间距， u_0 为椎体中心点在二维图像中的水平坐标， v_0 为椎体中心点在二维图像中的垂直坐标。

第三步，调入 X 光术中规划：包括正侧位待配准脊柱节段的命名字段和二维 X 光配准引导位置。

第四步，导入 CT 术前规划包：包含待配准脊柱节段的命名字段和每个节段的三维 CT 配准引导位置。

第五步，探测二维标尺的标记点：用 X 光中的二维尺的钢珠位置当作标记点，通过算法得到标记点的位置。

第六步，从术中规划中，提取待配准脊柱节段术中 X 光中心点并记录为 $(u_1, v_1), (u_2, v_2)$ 。

第七步，从 CT 术前规划包中，提取待配准脊柱节段术前三维中心点,并记录为 (x_0, y_0, z_0) 。

第八步，根据 PNP 算法，以患者跟踪器为坐标系，计算 C 型臂球管的外参位置，作为 C 型臂的位姿。

第九步，根据正侧位 C 型臂外参位姿，以及投影线，计算待配准节段的初始位姿。初始位姿算法用于计算 2D/3D 配准的粗配结果，例如使用一点法计算初始位姿。

第十步，根据分割掩码，提取待配准脊柱节段术前三维 CT，并裁剪至合适大小。

第十一步，将输入的 X 光图像作为参考图像。

第十二步，通过 GPU 并行，快速计算初始位姿的 DRR 图像。

第十三步，计算 X 光图像和 DRR 图像的相似度。

第十四步，通过数学优化算法，判断相似度是否满足条件，如果不满足，通过旋转或平移预处理好的 CT 数据，以改变 CT 数据的位姿，迭代优化，直到满足截至条件。

第十五步，配准完成，得到 CT 到病人坐标系的转换位姿矩阵，同时输出术前规划在 X 光图像上的投影。

本发明的上述一个或多个实施例所提供的用于手术机器人的图像配准方法，通过对术中二维图像提取引导信息、对术前三维图像提取引导信息，将二维图像与三维图像配准，并根据二维图像与数字重建二维影像的相似度进行判断，算法迭代速度快，配准效率高。

进一步地，使用手术对象的中心位置作为引导信息，使用一点法计算初始位姿转换矩阵，配准精度高、速度快，保障了外科手术（例如脊柱手术）的顺利进行，给病人更轻松的手术体验，对于手术机器人在临床领域的应用具有重大意义。经过验证，本发明所提供的图像配准方法，仅 5 秒时间可达到万层配准，满足了临床实时需求；并且，本发明所提供的图像配准方法应用了人工智能深度学习算法进行脊柱节段的提取和分割，使得配准精度和效率更高，用户体验更好。

根据本发明的一个实施例，如图 9 所示，本发明还提供一种用于手术机器人的图像配准装置 100，包括：拍摄组件 110、获取组件 120 和信息处理组件 130。其中：

拍摄组件 110 配置成拍摄手术对象的二维图像，并确定所述二维图像中的第一引导信息。

获取组件 120 配置成获取所述手术对象的三维图像，并确定所述三维图像中的第二引导信息。

信息处理组件 130 配置成：

根据所述第一引导信息和所述第二引导信息计算第一位姿信息。

根据所述第一位姿信息调整所述三维图像，并在调整后的三维图像中获取数字重建二维影像。

计算所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度。

当所述相似度满足预设条件时，根据所述第一位姿信息将术前规划信息投影在所述二维图像上。

当所述相似度不满足预设条件时，更新所述第一位姿信息，获得第二位姿信息，并根据所述第二位姿信息调整所述三维图像。

上述用于手术机器人的图像配准装置 100 的具体限定与前述用于手术机器人的图像配准方法 10 中的具体限定相似，可以参见上文中关于图像配准方法 10 的介绍，在此不再赘述。

根据本发明的一个实施例，本发明还提供一种电子设备，包括：处理器；以及

存储器，存储有计算机程序，当所述计算机程序被所述处理器执行时，使得所述处理器执行如上文中一个或多个实施例所介绍的用于手术机器人的图像配准方法 10。

根据本发明的一个实施例，本发明还提供一种非瞬时性计算机可读存储介质，其上存储有计算机可读指令，当所述指令被处理器执行时，使得所述处理器执行如上文中一个或多个实施例所介绍的用于手术机器人的图像配准方法 10。

示例性地，本发明中所涉及的数字重建影像(Digitally Reconstructed Radiographs, DRR)，指输入 CT 图像，通过算法生成 X 光图像。

本发明中所涉及的 PNP (Perspective-N-Point) 算法，指通过 N 个 3D 空间点以及相应的 2D 投影位置点组成的点对，在已知或者未知相机内参的情况下，利用最小化重投影误差来求解相机的外参(即相机所在的位姿)的方法。

以上对本申请实施例进行了详细介绍，本文中应用了具体个例对本申请的原理及实施方式进行了阐述，以上实施例的说明仅用于帮助理解本申请的方法及其核心思想。同时，本领域技术人员依据本申请的思想，基于本申请的具体实施方式及应用范围上做出的改变或变形之处，都属于本申请保护的范围。综上所述，本说明书内容不应理解为对本申请的限制。

权 利 要 求 书

1、一种用于手术机器人的图像配准方法，其特征在于，包括：
拍摄手术对象的二维图像，并确定所述二维图像中的第一引导信息；
获取所述手术对象的三维图像和术前规划信息，并确定所述三维图像中的第二引导信息；
根据所述第一引导信息和所述第二引导信息计算第一位姿信息；
根据所述第一位姿信息调整所述三维图像，并在调整后的三维图像中获取数字重建二维影像；
计算所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度；
当所述相似度满足预设条件时，根据所述第一位姿信息将所述术前规划信息投影在所述二维图像上；
当所述相似度不满足预设条件时，更新所述第一位姿信息，获得第二位姿信息，并根据所述第二位姿信息调整所述三维图像。

2、如权利要求1所述的方法，其中，所述二维图像包括正位二维图像和侧位二维图像，所述第一引导信息包括正位引导信息和侧位引导信息，所述拍摄手术对象的二维图像包括：

在第一位置拍摄所述手术对象的正位二维图像，并确定所述正位二维图像中的所述正位引导信息；

在第二位置拍摄所述手术对象的侧位二维图像，并确定所述侧位二维图像中的所述侧位引导信息；

其中，所述正位引导信息包括所述手术对象在所述正位二维图像中的正位中心位置信息及正位命名信息，所述侧位引导信息包括所述手术对象在所述侧位二维图像中的侧位中心位置信息及侧位命名信息。

3、如权利要求1所述的方法，其中，所述获取所述手术对象的三维图像，并确定所述三维图像中的第二引导信息括：

采集患者手术区域的三维医学图像；

对所述三维医学图像进行ROI区域剪裁；

对剪裁后的三维医学图像进行单节段分割提取；

在至少一个节段中选择所述手术对象，检查分割结果；

对所述手术对象进行命名；

通过深度学习算法计算所述手术对象的中心位置，将所述手术对象的命名信息及中心位置信息作为所述第二引导信息。

4、如权利要求 1 所述的方法，其中，所述二维图像通过二维图像拍摄设备拍摄，所述根据所述第一引导信息和所述第二引导信息计算第一位姿信息包括：

获取所述二维图像中的标尺信息；

获取所述二维图像拍摄设备的内部参数；

根据所述标尺信息和所述内部参数计算所述二维图像拍摄设备的外部参数；

根据所述外部参数和所述第一引导信息、所述第二引导信息获得所述第一位姿信息。

5、如权利要求 1-4 中任一项所述的方法，其中，所述根据所述第一位姿信息调整所述三维图像，并在调整后的三维图像中获取数字重建二维影像包括：

对所述三维图像进行处理，模拟 X 射线光源，计算射线方向上的图像密度值，获得所述数字重建二维影像。

6、如权利要求 1-4 中任一项所述的方法，其中，所述计算所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度包括：

使用归一化互相关性系数计算所述相似度。

7、如权利要求 6 所述的方法，其中，所述使用归一化互相关性系数计算所述相似度包括：

计算所述二维图像和所述数字重建二维影像的均值和标准差，

根据所述均值和所述标准差确定所述归一化互相关性系数；

根据所述归一化互相关性系数确定所述相似度。

8、如权利要求 7 所述的方法，其中，计算所述二维图像和所述数字重建二维影像的均值和标准差的公式为：

$$\mu(K) = \frac{1}{|\Omega|} \sum_{p \in \Omega} K(p)$$

$$\sigma(K) = \sqrt{\frac{1}{|\Omega| - 1} \sum_{p \in \Omega} (K(p) - \mu(K))^2}$$

其中，K 为所述二维图像或所述数字重建二维影像， μ 为所述均值， σ 为所述标准差， Ω 为图像像素的总数，p 为所述二维图像 K 或所述数字重建二维影像 K 所对应图像的像素的大小；

所述根据所述均值和所述标准差确定所述归一化互相关性系数的公式为：

$$S_{NCC}(I, J; T) = -\frac{1}{|\Omega_I|} \sum_{p \in \Omega_I} \frac{(I(p) - \mu_I)(J(T^{-1}(p)) - \mu_{J'})}{\sigma_I \sigma_{J'}}$$

其中，I 为所述二维图像，J 为所述数字重建二维影像， T^{-1} 代表图像通过 T^{-1} 变换为同一时域空间的图像；

所述根据所述归一化互相关性系数确定所述相似度的公式为：

$$S_{GNCC}(I_1, I_2; c_r, c_c, r) = S_{NCC}(\nabla_X I_1, \nabla_X I_2; c_r, c_c, r) + S_{NCC}(\nabla_Y I_1, \nabla_Y I_2; c_r, c_c, r)$$

其中， S_{GNCC} 为 X 梯度和 Y 梯度两个梯度图像的 NCC 的和， C_r 为在 X 方向的中心位置的坐标， C_c 为在 Y 方向的中心位置的坐标，r 为半径， $S_{GNCC}(I_1, I_2, C_r, C_c)$ 为以 C_r 和 C_c 为中心，2r 为边长的方形区域的相似度。

9、如权利要求 1-4 中任一项所述的方法，其中，所述根据所述第一位姿信息将术前规划信息投影在所述二维图像上包括：

将术前规划的椎弓根螺钉位置投影在所述二维图像上。

10、如权利要求 1-4 中任一项所述的方法，其中，所述更新所述第一位姿信息，获得第二位姿信息包括：

以所述第一位姿信息为初始值，采用梯度无关的优化算法更新所述第一位姿信息，获得所述第二位姿信息。

11、一种用于手术机器人的图像配准装置，其特征在于，包括：

拍摄组件，配置成拍摄手术对象的二维图像，并确定所述二维图像中的第一引导信息；

获取组件，配置成获取所述手术对象的三维图像，并确定所述三维图像中的第二引导信息；

信息处理组件，配置成：

根据所述第一引导信息和所述第二引导信息计算第一位姿信息；

根据所述第一位姿信息调整所述三维图像，并在调整后的三维图像中获取数字重建二维影像；

计算所述二维图像与所述数字重建二维影像的相似度；

当所述相似度满足预设条件时，根据所述第一位姿信息将术前规划信息投影在所述二维图像上；

当所述相似度不满足预设条件时，更新所述第一位姿信息，获得第二位姿信息，并根据所述第二位姿信息调整所述三维图像。

12、一种电子设备，其特征在于，包括：

处理器；以及

存储器，存储有计算机程序，当所述计算机程序被所述处理器执行时，使得所述处理器执行如权利要求 1-10 中任一项所述的方法。

13、一种非瞬时性计算机可读存储介质，其上存储有计算机可读指令，其特征在于，当所述指令被处理器执行时，使得所述处理器执行如权利要求 1-10 中任一项所述的方法。

图像配准方法 10

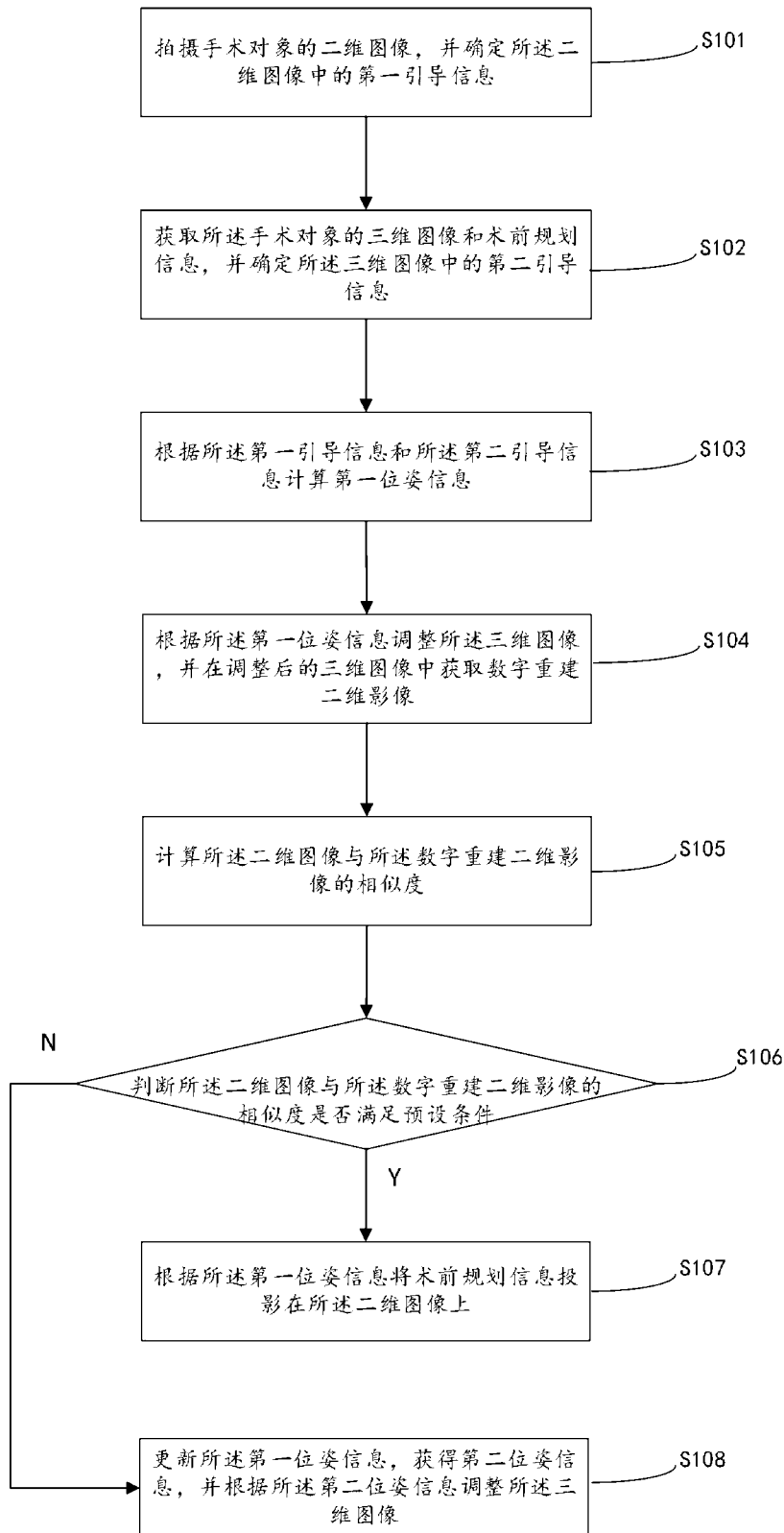


图 1

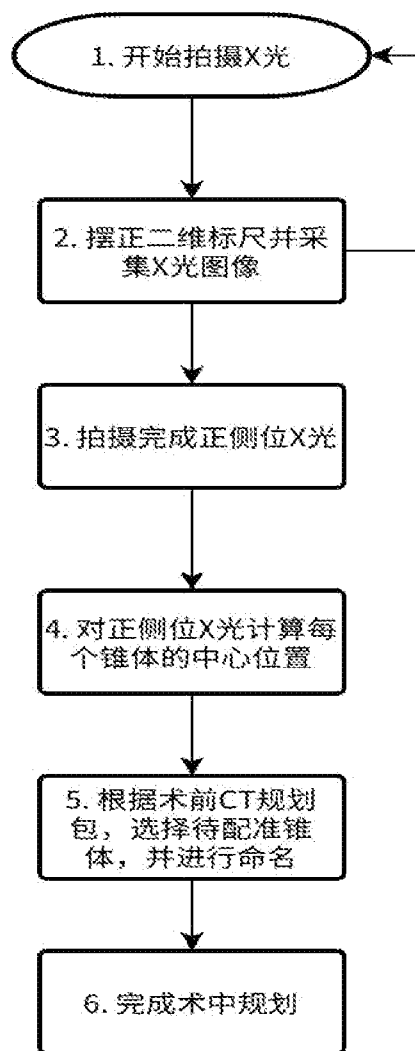


图 2

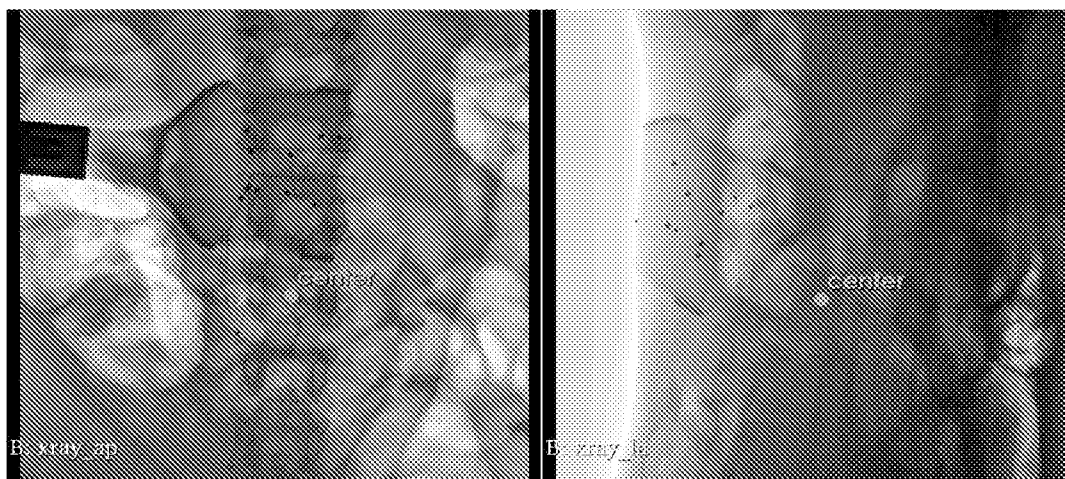


图 3

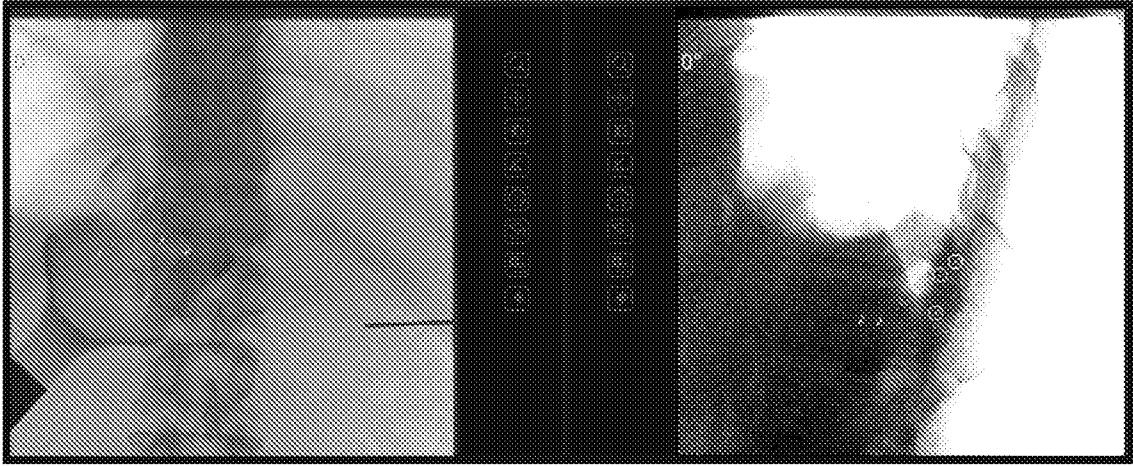


图 4

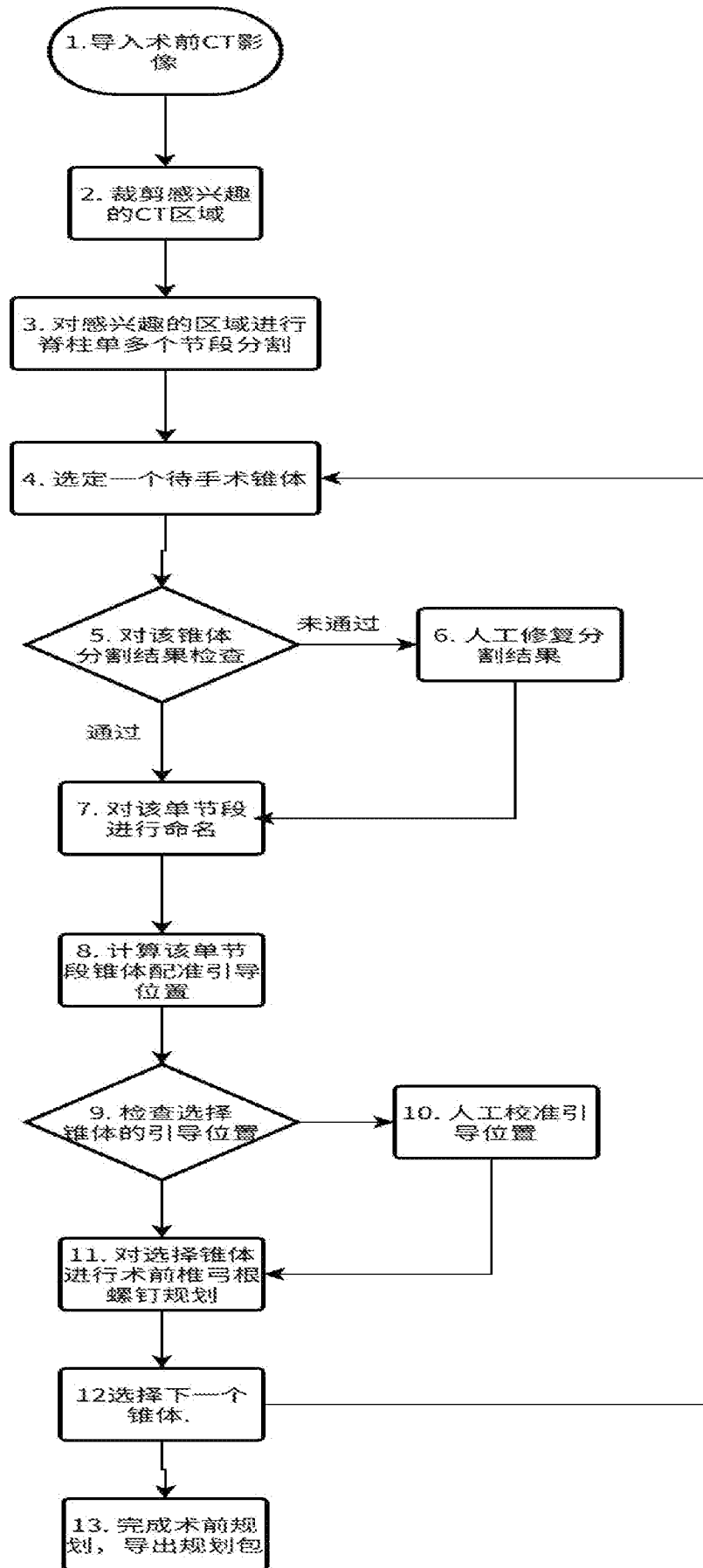


图 5

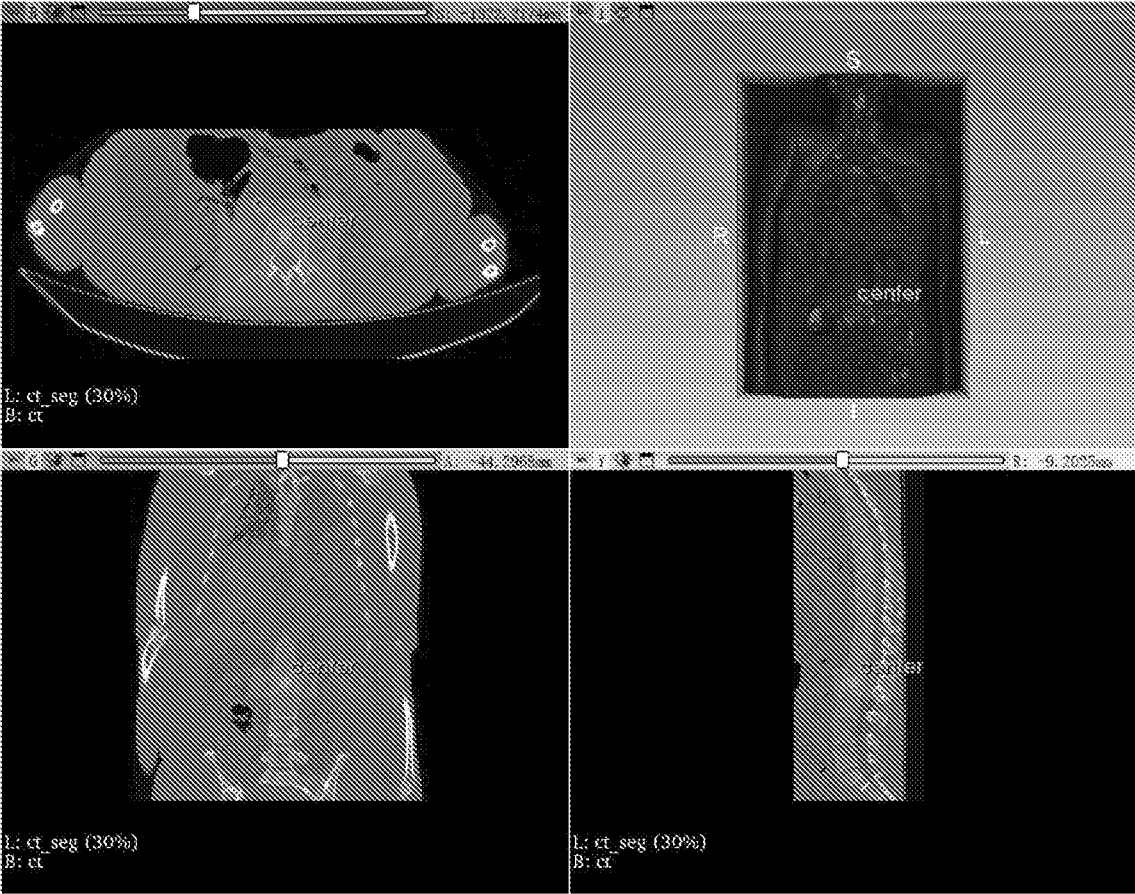


图 6

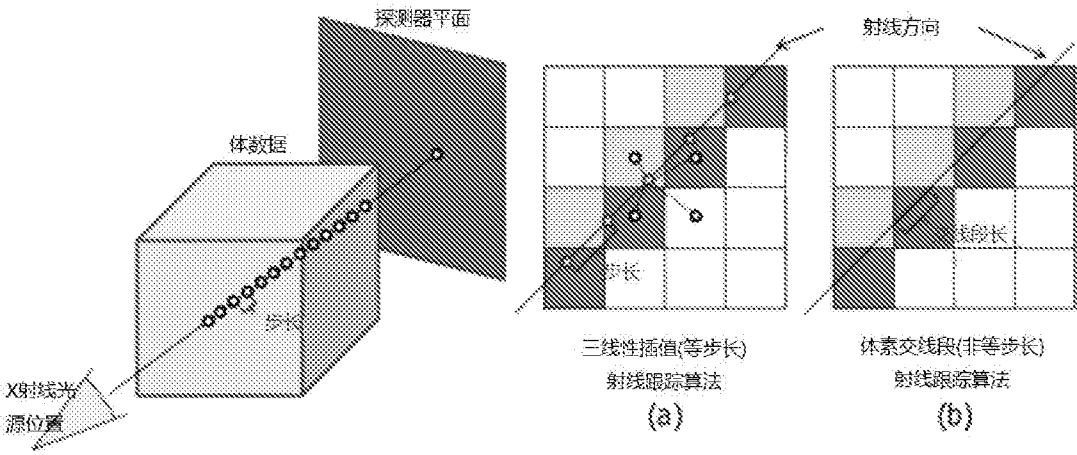


图 7

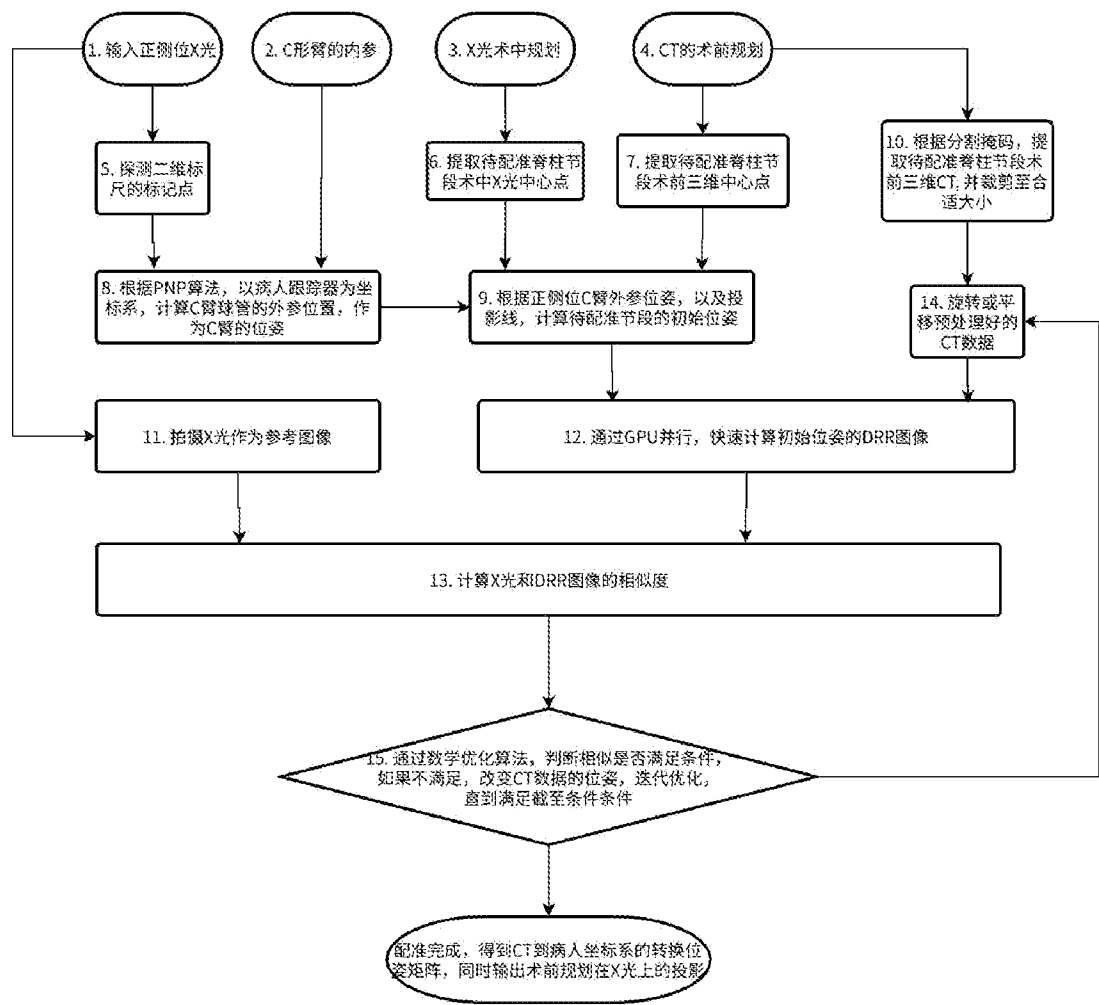


图 8

100

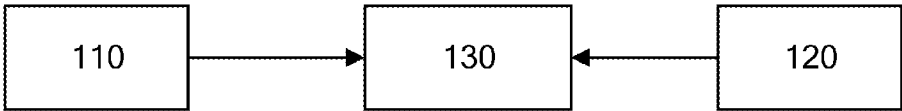


图 9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2023/137406

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER G06T 7/30(2017.01)i; A61B34/20(2016.01)i; G06T3/00(2024.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC:G06T,A61B Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) CNTXT, ENTXTC, WPABSC, ENTXT, WPABS, CNKI: 手术, 治疗, 导航, 对象, 病变, 脊柱, 脊椎, 二维, 配准, 三维, 投影, 位置, 中心, 重建, 转换, 坐标, 深度学习, 机器学习, surgery, therapy, navigation, spine, two-dimension, three-dimension, 2D, 3D, registration, project+, center, reconstruct+, coordinate, deep learning		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	CN 112308765 A (HANGZHOU SANTA MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 02 February 2021 (2021-02-02) description, paragraphs 0064-0104	1-13
Y	WO 2023089566 A1 (REMEX MEDICAL CORP. et al.) 25 May 2023 (2023-05-25) description, paragraph 0074	1-13
Y	KR 20210131683 A (DIO CORP.) 03 November 2021 (2021-11-03) description, paragraph 0058	3, 5-10, 12-13
A	CN 114176779 A (HANGZHOU SANTA MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 15 March 2022 (2022-03-15) entire document	1-13
A	CN 115944391 A (HANGZHOU SANTA MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 11 April 2023 (2023-04-11) entire document	1-13
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: “A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance “D” document cited by the applicant in the international application “E” earlier application or patent but published on or after the international filing date “L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) “O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means “P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed “T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention “X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone “Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art “&” document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 30 January 2024		Date of mailing of the international search report 20 February 2024
Name and mailing address of the ISA/CN China National Intellectual Property Administration (ISA/CN) China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing 100088		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2023/137406

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	112308765	A	02 February 2021	None			
WO	2023089566	A1	25 May 2023	US	2023149083	A1	18 May 2023
KR	20210131683	A	03 November 2021	None			
CN	114176779	A	15 March 2022	None			
CN	115944391	A	11 April 2023	None			

A. 主题的分类

G06T 7/30(2017.01)i; A61B34/20(2016.01)i; G06T3/00(2024.01)i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

IPC:G06T,A61B

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))

CNTEXT,ENTXTC,WPABSC,ENTXT,WPABS,CNKI:手术,治疗,导航,对象,病变,脊柱, 脊椎, 二维, 配准,三维,投影,位置,中心,重建,转换,坐标,深度学习,机器学习,surgery, therapy, navigation, spine, two-dimension, three-dimension, 2D, 3D, registration, project+, center, reconstruct+, coordinate, deep learning

C. 相关文件

类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
Y	CN 112308765 A (杭州三坛医疗科技有限公司) 2021年2月2日 (2021 - 02 - 02) 说明书第0064段至第0104段	1-13
Y	WO 2023089566 A1 (REMEX MEDICAL CORP. et al.) 2023年5月25日 (2023 - 05 - 25) 说明书第0074段	1-13
Y	KR 20210131683 A (DIO CORP.) 2021年11月3日 (2021 - 11 - 03) 说明书第0058段	3,5-10,12-13
A	CN 114176779 A (杭州三坛医疗科技有限公司) 2022年3月15日 (2022 - 03 - 15) 全文	1-13
A	CN 115944391 A (杭州三坛医疗科技有限公司) 2023年4月11日 (2023 - 04 - 11) 全文	1-13

☐ 其余文件在C栏的续页中列出。

☒ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型:

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“D” 申请人在国际申请中引证的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期

2024年1月30日

国际检索报告邮寄日期

2024年2月20日

ISA/CN的名称和邮寄地址

中国国家知识产权局
中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088

授权官员

成聪

电话号码 (+86) 010-53961725

PCT/ISA/210 表(第2页) (2022年7月)

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2023/137406

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利	公布日 (年/月/日)
CN	112308765	A	2021年2月2日	无	
WO	2023089566	A1	2023年5月25日	US	2023149083 A1 2023年5月18日
KR	20210131683	A	2021年11月3日	无	
CN	114176779	A	2022年3月15日	无	
CN	115944391	A	2023年4月11日	无	