



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 119498963 A

(43) 申请公布日 2025. 02. 25

(21) 申请号 202411588273.2

(22) 申请日 2024.11.08

(71) 申请人 北京柏惠维康科技股份有限公司
地址 100086 北京市海淀区中关村南三街
18号17幢1层121

(72) 发明人 许浩 刘达 谢永召

(74) 专利代理机构 北京中慧创科知识产权代理
事务所(特殊普通合伙)
11721

专利代理师 王栓庆

(51) Int.Cl.

A61B 34/20 (2016.01)

A61B 34/30 (2016.01)

A61B 34/00 (2016.01)

A61B 34/10 (2016.01)

A61B 17/34 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

A61B 6/50 (2024.01)

A61B 6/00 (2024.01)

G06T 7/66 (2017.01)

G06T 7/11 (2017.01)

G06T 5/60 (2024.01)

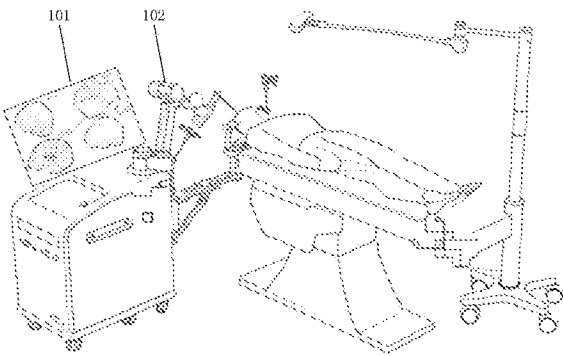
权利要求书2页 说明书15页 附图2页

(54) 发明名称

神经外科脑穿刺手术机器人及电子设备

(57) 摘要

本发明提供一种神经外科脑穿刺手术机器人及电子设备,神经外科脑穿刺手术机器人中,控制主机用于使待规划脑CT影像与构建的颅内血肿穿刺路径数据库进行匹配,以确定出血肿穿刺规划路径,并根据血肿穿刺规划路径控制机械臂带动手术器械到达脑部的血肿位置。本申请实施例中,仅需要使用诊断过程中扫描的CT影像作为待规划脑CT影像,不需要其他额外的影像,与构建的颅内血肿穿刺路径数据库进行匹配,实现了只使用脑组织在短时间内完成颅内血肿穿刺路径的规划,提高了规划效率,而且,规划过程不需要额外的人工操作,对于临床经验较少的年轻医生和基层医生来说,实施难度较小,在此基础上,有效提升了脑出血患者的治疗效率。



1. 一种神经外科脑穿刺手术机器人, 其特征在于, 包括: 控制主机以及机械臂, 所述控制主机用于使待规划脑CT影像与构建的颅内血肿穿刺路径数据库进行匹配, 以确定出血肿穿刺规划路径, 并根据所述血肿穿刺规划路径控制所述机械臂带动手术器械到达脑部的血肿位置。

2. 根据权利要求1所述的神经外科脑穿刺手术机器人, 其特征在于, 所述颅内血肿穿刺路径数据库包括血肿穿刺临床路径对应的临床入点和临床靶点;

所述控制主机用于执行如下步骤以使待规划脑CT影像与构建的颅内血肿穿刺路径数据库进行匹配, 以确定出血肿穿刺规划路径:

从所述待规划脑CT影像中提取出血肿区域, 并计算所述血肿区域的中心位置, 以将所述中心位置作为路径规划的靶点;

将所述路径规划的靶点变换到构建的脑CT影像标准空间中, 以与所述颅内血肿穿刺路径数据库中所有血肿穿刺临床路径的临床靶点进行匹配;

确定匹配到的临床靶点所在血肿穿刺临床路径的临床入点, 并将其变换到所述待规划脑CT影像所在的空间, 以得到路径规划的入点。

3. 根据权利要求1所述的神经外科脑穿刺手术机器人, 其特征在于, 所述控制主机用于执行如下步骤以从所述待规划脑CT影像中提取出所述血肿区域:

对脑CT影像样本进行预处理, 得到预处理后的脑CT影像样本;

对所述预处理后的脑CT影像样本进行增强处理, 得到多张增强脑CT影像样本以对构建的神经网络模型进行训练得到血肿提取模型;

基于血肿提取模型, 分别对每一张待规划CT影像进行血肿区域预测, 得到预测血肿区域;

对从多张增强脑CT影像提取到的多个预测血肿进行融合处理, 得到提取的所述血肿区域。

4. 根据权利要求3所述的神经外科脑穿刺手术机器人, 其特征在于, 所述对所述预处理后的脑CT影像样本进行增强处理, 得到多张增强脑CT影像样本以对构建的神经网络模型进行训练得到血肿提取模型; , 包括: 对所述预处理后的脑CT影像样本沿着体素所在空间的X、Y、Z三个轴分别进行翻转共计得到8张增强脑CT影像样本。

5. 根据权利要求1所述的神经外科脑穿刺手术机器人, 其特征在于, 基于如下公式, 计算所述血肿区域的中心位置 (X_0, Y_0, Z_0) :

$$X_0 = \frac{\sum i}{\sum M_{i,j,k}}, \quad M_{i,j,k} > 0$$

$$Y_0 = \frac{\sum j}{\sum M_{i,j,k}}, \quad M_{i,j,k} > 0$$

$$Z_0 = \frac{\sum k}{\sum M_{i,j,k}}, \quad M_{i,j,k} > 0$$

其中, i, j, k 为所述血肿区域内体素沿着X、Y、Z三个轴的坐标, $M_{i,j,k}$ 为坐标 (i, j, k) 处体素的灰度值。

6. 根据权利要求1所述的神经外科脑穿刺手术机器人, 其特征在于, 基于如下公式, 将

所述路径规划的靶点变换到构建的脑CT影像标准空间中的所述血肿区域的物理空间坐标 (X_c, Y_c, Z_c) ;

$$\begin{bmatrix} X_c \\ Y_c \\ Z_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & S_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ Z_0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} O_x \\ O_y \\ O_z \end{bmatrix}$$

其中, $\begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} \end{bmatrix}$ 为所述待规划脑CT影像的方向矩阵, $\begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & S_z \end{bmatrix}$ 表示所述待规划脑CT影像的空间矩阵, $\begin{bmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ Z_0 \end{bmatrix}$ 表示所述血肿区域的中心坐标向量, $\begin{bmatrix} O_x \\ O_y \\ O_z \end{bmatrix}$ 表示所述待

规划脑CT影像的原点坐标向量。

7. 根据权利要求1所述的神经外科脑穿刺手术机器人, 其特征在于, 所述控制主机还用于执行如下步骤以将所述路径规划的靶点变换到构建的脑CT影像标准空间中:

对标准脑组织影像和待配准的临床脑组织影像进行配准, 以将所述待配准的临床脑组织影像对应血肿穿刺临床路径的临床入点和临床靶点变换到所述标准脑组织影像所在空间下。

8. 根据权利要求7所述的神经外科脑穿刺手术机器人, 其特征在于, 所述控制主机还用于执行如下步骤以生成所述标准脑组织影像和待配准的临床脑组织影像:

获取标准脑CT影像并将其所在的影像空间作为脑CT影像标准空间;

对所述标准脑CT影像进行脑组织提取, 以得到标准脑组织影像;

获取待配准的临床脑CT影像, 并对所述待配准的临床脑CT影像进行脑组织提取, 以得到待配准的临床脑组织影像。

9. 根据权利要求7所述的神经外科脑穿刺手术机器人, 其特征在于, 所述控制主机用于执行如下步骤以对标准脑组织影像和待配准的临床脑组织影像进行配准, 以将所述待配准的临床脑组织影像对应血肿穿刺临床路径的临床入点和临床靶点变换到所述标准脑组织影像所在空间下:

基于脑组织解剖结构的特征点, 构建多个配准控制点以及对应的样条基函数;

基于所有配准控制点以及对应的样条基函数, 构建图像配准模型;

基于所述图像配准模型, 对标准脑组织影像和待配准的临床脑组织影像进行配准, 以将所述待配准的临床脑组织影像对应血肿穿刺临床路径的临床入点和临床靶点变换到所述标准脑组织影像所在空间下。

10. 一种电子设备, 其特征在于, 包括:

一个或多个处理器; 以及

存储程序的存储器;

其中, 所述程序包括指令, 所述指令在由所述处理器执行时使所述处理器执行如下步骤: 使待规划脑CT影像与构建的颅内血肿穿刺路径数据库进行匹配, 以确定出血肿穿刺规划路径, 并根据所述血肿穿刺规划路径控制所述机械臂带动手术器械到达脑部的血肿位置。

神经外科脑穿刺手术机器人及电子设备

技术领域

[0001] 本申请涉及计算机技术领域,尤其涉及一种神经外科脑穿刺手术机器人及电子设备。

背景技术

[0002] 在神经外科应用场景中,比如在脑出血的治疗过程中,规划合理的血肿穿刺路径至关重要,目前穿刺路径规划方法主要包括基于迭代学习的方法、多约束优化的方法。

[0003] 对于迭代学习的方法而言,首先根据针尖的可到达区域生成初始路径集,然后基于遗传模拟退火算法选择最优路径,最后根据针-组织相互作用模型和迭代学习算法修正路径。该方法主要应用在柔性针上,其上述迭代过程是直接考虑到柔性针在穿刺过程中,会有较大变形的前提条件,而脑出血手术需要通过刚性针穿刺到血肿位置,并置入引流管引流,因此,现有基于迭代学习的方法并不适用于颅内血肿穿刺路径的规划。

[0004] 对于多约束优化方法而言,通过将手术风险量化为多个约束条件,并赋予不同的权重,通过计算对不同穿刺路径的手术风险进行量化分析,确定最优的穿刺路径。但是,为了实现多个约束条件的量化,需要结合多模态影像,同时,该方法还会重建出多种器官。由此,导致计算缓慢,耗费时间长,使得路径规划的效率较低,对于神经外科这种急诊类手术非常不适用。另外,在这种规划方案中,需要医生具有丰富的临床经验去进行人工干预,对于临床经验较少的年轻医生和基层医生来说,实施难度较大。

[0005] 为此,亟待提供一种能克服上述问题的穿刺路径规划方案。

发明内容

[0006] 鉴于上述问题,提出了本申请实施例,其提供一种神经外科脑穿刺手术机器人及电子设备,以至少解决上述问题。

[0007] 本申请的一个或者多个实施例提供一种神经外科脑穿刺手术机器人,包括控制主机以及机械臂,所述控制主机用于使待规划脑CT影像与构建的颅内血肿穿刺路径数据库进行匹配,以确定出血肿穿刺规划路径,并根据所述血肿穿刺规划路径控制所述机械臂带动手术器械到达脑部的血肿位置。

[0008] 根据本申请的另一方面,提供一种电子设备,包括:一个或多个处理器;以及存储程序的存储器;

[0009] 其中,所述程序包括指令,所述指令在由所述处理器执行时使所述处理器执行如下步骤:使待规划脑CT影像与构建的颅内血肿穿刺路径数据库进行匹配,以确定出血肿穿刺规划路径,并根据所述血肿穿刺规划路径控制所述机械臂带动手术器械到达脑部的血肿位置。

[0010] 本申请实施例中,仅需要使用诊断过程中扫描的CT影像作为待规划脑CT影像,不需要其他额外的影像(MR、血管影像等),与构建的颅内血肿穿刺路径数据库进行匹配,实现了只使用脑组织在短时间内完成颅内血肿穿刺路径的规划,提高了规划效率,而且,规划过

程不需要额外的人工操作,对于临床经验较少的年轻医生和基层医生来说,实施难度较小,在此基础上,有效提升了脑出血患者的治疗效率。

附图说明

[0011] 为了更清楚地说明本申请实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本申请的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0012] 图1为本申请一种神经外科脑穿刺手术机器人的结构示意图。

[0013] 图2为所述脑组织初始模型进行轮廓演化直至得到提取到的脑组织的过程。

[0014] 图3为本申请实施例实现配准的示例性流程图。

[0015] 图4为本申请实施例提供的一种电子设备。

[0016] 图5为本申请实施例一种血肿穿刺规划路径的规划方法流程示意图。

具体实施方式

[0017] 为了使本技术领域的人员更好地理解本申请方案,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,本领域普通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。

[0018] 为了便于理解,在详细描述本申请的具体实施例之前,先对本申请的神经外科脑穿刺手术机器人及电子设备的应用场景进行示例性说明。

[0019] 图1为本申请一种神经外科脑穿刺手术机器人的结构示意图。如图1所示,所述神经外科脑穿刺手术机器人,包括:控制主机101以及机械臂102,所述控制主机101用于使待规划脑CT影像与构建的颅内血肿穿刺路径数据库进行匹配,以确定出血肿穿刺规划路径,并根据所述血肿穿刺规划路径控制所述机械臂102带动手术器械到达脑部的血肿位置。

[0020] 本申请实施例中,仅需要使用诊断过程中扫描的CT影像作为待规划脑CT影像,不需要其他额外的影像(MR、血管影像等),与构建的颅内血肿穿刺路径数据库进行匹配,实现了只使用脑组织在短时间内完成颅内血肿穿刺路径的规划,提高了规划效率,而且,规划过程不需要额外的人工操作,对于临床经验较少的年轻医生和基层医生来说,实施难度较小,在此基础上,有效提升了脑出血患者的治疗效率。

[0021] 可选地,所述颅内血肿穿刺路径数据库包括血肿穿刺临床路径对应的临床入点和临床靶点;所述控制主机用于执行如下步骤以使待规划脑CT影像与构建的颅内血肿穿刺路径数据库进行匹配,以确定出血肿穿刺规划路径,包括:

[0022] 从所述待规划脑CT影像中提取出血肿区域,并计算所述血肿区域的中心位置,以将所述中心位置作为路径规划的靶点;

[0023] 将所述路径规划的靶点变换到构建的脑CT影像标准空间中,以与所述颅内血肿穿刺路径数据库中所有血肿穿刺临床路径的临床靶点进行匹配;

[0024] 确定匹配到的临床靶点所在血肿穿刺临床路径的临床入点,并将其变换到所述待规划脑CT影像所在的空間,以得到路径规划的入点。

[0025] 为此,结合该技术方案,本发明的神经外科脑穿刺手术机器人及其电子设备带来了显著的技术好处,具体阐述如下:

[0026] (1) 高效精确的路径规划:通过从待规划脑CT影像中直接提取血肿区域并计算其中心位置作为路径规划的靶点,本发明简化了路径规划的前期处理步骤,避免了复杂的多模态影像融合和多器官重建,从而显著提高了路径规划的效率。同时,将靶点变换到标准空间与数据库中的临床靶点进行匹配,确保了路径规划的准确性和可靠性,基于已验证的临床路径,提高了穿刺手术的成功率。

[0027] (2) 减少计算负担,加速决策过程:传统的多约束优化方法因涉及大量数据处理和复杂计算,往往耗时较长。本发明通过构建并利用颅内血肿穿刺路径数据库,实现了快速匹配,大大减少了实时计算的需求,使得在急诊情况下能迅速制定穿刺方案,对于神经外科这类需要快速响应的手术尤为重要。

[0028] (3) 降低操作难度,提升普及性:本发明的路径规划过程高度自动化,减少了对医生临床经验的高度依赖。即使是临床经验较少的年轻医生或基层医生,也能在系统的辅助下有效执行穿刺路径规划,这不仅降低了操作难度,还促进了先进医疗技术在更广泛范围内的应用和推广。

[0029] (4) 个性化与标准化相结合:通过将患者具体的血肿位置与标准化的穿刺路径数据库相匹配,本发明实现了个性化治疗方案的快速生成,同时保证了治疗策略的科学性和安全性。这种结合既考虑了患者的个体差异,又依托于经过验证的临床经验,提升了治疗的整体效果。

[0030] 可选地,所述控制主机用于执行如下步骤以从所述待规划脑CT影像中提取出所述血肿区域:

[0031] 对脑CT影像样本进行预处理,得到预处理后的脑CT影像样本;

[0032] 对所述预处理后的脑CT影像样本进行增强处理,得到多张增强脑CT影像样本以对构建的神经网络模型进行训练得到血肿提取模型;

[0033] 基于血肿提取模型,分别对每一张待规划CT影像进行血肿区域预测,得到预测血肿区域;

[0034] 对从多张增强脑CT影像提取到的多个预测血肿进行融合处理,得到提取的所述血肿区域。

[0035] 为此,结合该可选技术方案,本发明的神经外科脑穿刺手术机器人及其电子设备在提取血肿区域方面的技术好处如下:

[0036] (1) 通过对脑CT影像样本进行预处理,如去噪、校正对比度等,可以显著提升影像质量,为后续的血肿提取提供更为清晰、准确的输入数据。这有助于减少因影像质量不佳而导致的误判或漏判,从而提高血肿区域提取的准确性。

[0037] (2) 对预处理后的脑CT影像样本进行增强处理,可以突出血肿区域的特征,使得神经网络模型在训练过程中更容易学习到血肿的特有属性。通过大量增强样本的训练,血肿提取模型能够更准确地识别并提取出血肿区域,进一步提高准确性。

[0038] (3) 多张增强脑CT影像样本:使用多张增强后的脑CT影像样本进行模型训练,可以使血肿提取模型学习到更多样化的血肿形态和特征。这有助于模型在面对不同患者、不同扫描条件下的脑CT影像时,仍能保持较高的识别能力,从而增强模型的鲁棒性。

[0039] (3) 对从多张增强脑CT影像中提取到的预测血肿进行融合处理,可以综合利用多张影像的信息,减少因单张影像中的噪声或伪影而导致的误判。这种融合策略进一步提高了血肿区域提取的鲁棒性。

[0040] 可选地,所述对所述预处理后的脑CT影像样本进行增强处理,得到多张增强脑CT影像样本以对构建的神经网络模型进行训练得到血肿提取模型;,包括:对所述预处理后的脑CT影像样本沿着体素所在空间的X、Y、Z三个轴分别进行翻转共计得到8张增强脑CT影像样本。

[0041] 为此,结合该技术方案,对预处理后的脑CT影像样本沿着体素所在空间的X、Y、Z三个轴分别进行翻转,共计得到8张增强脑CT影像样本的方法,其带来的技术好处如下:

[0042] (1) 通过翻转操作,原始脑CT影像样本被扩展为8种不同的变体,这实质上是在不增加新患者数据的情况下,通过数据增强技术极大地丰富了训练数据集。这种多样性有助于神经网络模型学习到血肿在不同角度、不同方向上的特征,从而提高模型对血肿的识别能力和泛化性能。

[0043] (2) 深度学习模型,特别是神经网络,在训练过程中容易因为数据量不足或数据分布不均而导致过拟合。通过数据增强,我们为模型提供了更多样化的训练样本,这有助于模型在训练过程中更好地泛化,减少过拟合的风险,使模型在未见过的数据上也能保持较好的表现。

[0044] (3) 翻转操作模拟了实际临床中可能遇到的不同扫描方向和角度的情况。通过训练模型识别这些翻转后的影像,可以使得模型对扫描方向、患者体位等因素更加鲁棒,即使在面对不同扫描条件下的影像时,也能准确识别出血肿区域。

[0045] (4) 数据增强是在原始数据基础上通过简单的变换生成新的训练样本,这种方法不需要额外的数据采集和标注成本,仅通过计算即可实现。因此,它是一种高效利用计算资源来提升模型性能的方法。

[0046] (5) 通过对脑CT影像进行三维空间的翻转,模型在训练过程中需要学习和理解血肿在三维空间中的形态和位置变化。这有助于模型更好地捕捉血肿的空间特征,提高其在三维空间中对血肿的识别能力。

[0047] 可选地,基于如下公式,计算所述血肿区域的中心位置 (X_0, Y_0, Z_0) :

$$[0048] \quad X_0 = \frac{\sum i}{\sum M_{i,j,k}}, \quad M_{i,j,k} > 0$$

$$Y_0 = \frac{\sum j}{\sum M_{i,j,k}}, \quad M_{i,j,k} > 0$$

[0049]

$$Z_0 = \frac{\sum k}{\sum M_{i,j,k}}, \quad M_{i,j,k} > 0$$

[0050] 其中, i, j, k 为所述血肿区域内体素沿着X、Y、Z三个轴的坐标, $M_{i,j,k}$ 为坐标 (i, j, k) 处体素的灰度值。

[0051] 为此,通过公式中的条件 $M_{i,j,k} > 0$ 确保了仅计算血肿区域内的体素,有效排除了背景和非血肿区域的干扰,提升了分析的准确性。

[0052] 可选地,基于如下公式,将所述路径规划的靶点变换到构建的脑CT影像标准空间中的所述血肿区域的物理空间坐标 (X_c, Y_c, Z_c) ;

$$[0053] \quad \begin{bmatrix} X_c \\ Y_c \\ Z_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & S_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ Z_0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} O_x \\ O_y \\ O_z \end{bmatrix}$$

$$[0054] \quad \text{其中, } \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} \end{bmatrix} \text{ 为所述待规划脑CT影像的方向矩阵, } \begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & S_z \end{bmatrix} \text{ 表}$$

示所述待规划脑CT影像的空间矩阵, $\begin{bmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ Z_0 \end{bmatrix}$ 表示所述血肿区域的中心坐标向量, $\begin{bmatrix} O_x \\ O_y \\ O_z \end{bmatrix}$ 表示所

述待规划脑CT影像的原点坐标向量。

[0055] 为此,利用方向矩阵和空间矩阵的精确计算,实现了靶点与血肿区域物理空间坐标的准确对应,提高了穿刺路径的准确性。

[0056] 可选地,将所述路径规划的靶点变换到构建的脑CT影像标准空间中,基于如下公式,以与所述颅内血肿穿刺路径数据库中所有血肿穿刺临床路径的临床靶点进行匹配:

$$[0057] \quad D_{ec} = \sqrt{(X_c - X_{db})^2 + (Y_c - Y_{db})^2 + (Z_c - Z_{db})^2}$$

[0058] 其中, (X_{db}, Y_{db}, Z_{db}) 表示临床靶点在所述脑CT影像标准空间的坐标, (X_c, Y_c, Z_c) 表示路径规划的靶点在所述脑CT影像标准空间的坐标, D_{ec} 表示路径规划的靶点与临床靶点在所述脑CT影像标准空间中的距离。

[0059] 为此,通过将路径规划的靶点坐标转换至与脑CT影像对齐的标准空间,确保穿刺路径与临床靶点的精确对应。

[0060] 可选地,所述控制主机还用于执行如下步骤以将所述路径规划的靶点变换到构建的脑CT影像标准空间中:

[0061] 对标准脑组织影像和待配准的临床脑组织影像进行配准,以将所述待配准的临床脑组织影像对应血肿穿刺临床路径的临床入点和临床靶点变换到所述标准脑组织影像所在空间下。

[0062] 为此,结合该技术方案,通过执行一系列步骤以生成标准脑组织影像和待配准的临床脑组织影像,进而用于穿刺路径规划,可以带来以下技术好处:

[0063] (1) 统一参考框架:通过获取标准脑CT影像并将其作为脑CT影像标准空间,为穿刺路径规划提供了一个统一的参考框架。这有助于消除不同患者影像之间的个体差异,使得路径规划结果更加一致和可比较。

[0064] (2) 精确脑组织提取:对标准脑CT影像和待配准的临床脑CT影像进行脑组织提取,可以得到清晰、准确的脑组织影像。这有助于减少影像中的噪声和干扰,提高路径规划的精确性和可靠性。

[0065] (3) 提高配准精度:使用精确提取的标准脑组织和临床脑组织影像进行配准,可以提高配准的精度和准确性。这有助于确保临床入点和靶点能够准确地变换到标准空间下,为穿刺路径规划提供精确的定位信息。

[0066] 可选地,所述控制主机还用于执行如下步骤以生成所述标准脑组织影像和待配准

的临床脑组织影像：

[0067] 获取标准脑CT影像并将其所在的影像空间作为脑CT影像标准空间；

[0068] 对所述标准脑CT影像进行脑组织提取,以得到标准脑组织影像；

[0069] 获取待配准的临床脑CT影像,并对所述待配准的临床脑CT影像进行脑组织提取,以得到待配准的临床脑组织影像。

[0070] 为此,结合该技术方案,通过执行一系列步骤以生成标准脑组织影像和待配准的临床脑组织影像,进而用于穿刺路径规划,可以带来以下技术好处：

[0071] (1) 统一参考框架:通过获取标准脑CT影像并将其作为脑CT影像标准空间,为穿刺路径规划提供了一个统一的参考框架。这有助于消除不同患者影像之间的个体差异,使得路径规划结果更加一致和可比较。

[0072] (2) 精确脑组织提取:对标准脑CT影像和待配准的临床脑CT影像进行脑组织提取,可以得到清晰、准确的脑组织影像。这有助于减少影像中的噪声和干扰,提高路径规划的精确性和可靠性。

[0073] (3) 提高配准精度:使用精确提取的标准脑组织和临床脑组织影像进行配准,可以提高配准的精度和准确性。这有助于确保临床入点和靶点能够准确地变换到标准空间下,为穿刺路径规划提供精确的定位信息。

[0074] 可选地,所述控制主机具体用于执行如下步骤以生成所述标准脑组织影像和待配准的临床脑组织影像：

[0075] 获取构建临床脑CT影像库,所述临床脑CT影像库包括多幅临床脑CT影像；

[0076] 获取从所述临床脑CT影像库中筛选出一幅临床脑CT影像作为标准脑CT影像,并将所述标准脑CT影像所在的空间作为所述脑CT影像标准空间；

[0077] 将所述临床脑CT影像库中剩余的临床脑CT影像作为待配准的临床脑CT影像；

[0078] 对所述标准脑CT影像进行脑组织提取,得到标准脑组织影像；

[0079] 对所述待配准的临床脑CT影像进行脑组织提取,得到待配准的临床脑组织影像。

[0080] 结合该技术方案,通过执行一系列具体步骤以生成标准脑组织影像和待配准的临床脑组织影像,进而用于穿刺路径规划,可以带来以下显著的技术好处：

[0081] (1) 建立统一标准：

[0082] 从临床脑CT影像库中筛选出一幅作为标准脑CT影像,并以其所在空间作为脑CT影像标准空间。这为所有后续的路径规划提供了一个统一、一致的参考框架,确保了规划结果的可比性和一致性。

[0083] (2) 充分利用影像资源:通过构建临床脑CT影像库,并筛选出标准影像,可以充分利用现有的影像资源。这不仅提高了资源的利用率,还为穿刺路径规划提供了丰富的数据支持。

[0084] (3) 提高脑组织提取精度:对标准脑CT影像和待配准的临床脑CT影像进行脑组织提取,可以得到更加精确、清晰的脑组织影像。这有助于减少影像中的噪声和干扰,提高路径规划的精确性和可靠性。

[0085] (3) 优化配准过程:使用精确提取的标准脑组织和临床脑组织影像进行配准,可以提高配准的精度和效率。这有助于确保临床入点和靶点能够准确地变换到标准空间下,为穿刺路径规划提供精确的定位信息。

[0086] (4) 增强手术安全性和效果:精确的穿刺路径规划能够确保手术过程中避开重要的脑组织和血管结构,减少手术风险。通过结合标准脑组织影像和临床脑组织影像进行路径规划,可以提高手术的安全性和成功率,为患者带来更好的治疗效果和预后。

[0087] 可选地,所述控制主机在构建所述颅内血肿穿刺路径数据库时,基于所述待配准的临床脑组织影像和所述标准脑CT影像对应血肿穿刺临床路径在所述脑CT影像标准空间下的临床入点和临床靶点,构建所述颅内血肿穿刺路径数据库。

[0088] 可选地,所述控制主机将所述标准脑CT影像或者所述待配准的临床脑CT影像作为待处理对象,并执行如下步骤以进行脑组织的提取:

[0089] 确定脑组织灰度极值;

[0090] 基于所述脑组织灰度极值,对所述待处理对象进行脑组织提取。

[0091] 可选地,所述控制主机还用于执行如下步骤以确定脑组织灰度极值:

[0092] 将所述待处理对象转换为大脑影像的体素灰度直方图;

[0093] 基于所述灰度直方图,确定第一体素灰度极值以及第二体素灰度极值,其中,所述第二排序比例和所述第一排序比例的加和等于1;

[0094] 基于所述第一体素灰度极值以及第二体素灰度极值,确定脑组织灰度极值。

[0095] 为此,通过将待处理对象(标准脑CT影像或待配准的临床脑CT影像)转换为大脑影像的体素灰度直方图,可以直观地展示影像中不同组织的灰度分布。基于灰度直方图,通过设定第一排序比例和第二排序比例(两者之和为1),可以确定第一体素灰度极值(如灰度最小值)和第二体素灰度极值(如灰度最大值)。这两个极值有助于界定脑组织的灰度范围。利用确定的第一体素灰度极值和第二体素灰度极值,可以进一步精确计算脑组织灰度极值,从而为脑组织提取提供准确的灰度阈值。

[0096] 可选地,所述控制主机在基于所述灰度直方图,确定第一体素灰度极值以及第二体素灰度极值时,包括如下步骤:

[0097] 基于所述灰度直方图,对所述大脑影像的体素灰度值进行排序得到体素灰度值序列;

[0098] 基于设定的第一排序比例对所述体素灰度值序列进行截取,得到第一体素灰度极值;

[0099] 基于设定的第二排序比例对所述体素灰度值序列进行截取,得到第二体素灰度极值。

[0100] 为此,通过对大脑影像的体素灰度值进行排序,并基于设定的第一排序比例和第二排序比例对体素灰度值序列进行截取,可以精确地确定第一体素灰度极值和第二体素灰度极值。这两个极值共同界定了脑组织的灰度范围,有助于在后续的脑组织提取过程中准确区分脑组织与非脑组织。由于不同患者的脑CT影像可能存在灰度分布的差异,通过设定可调整的第一排序比例和第二排序比例,可以灵活地适应不同的影像条件。这种灵活性确保了在不同情况下都能准确地提取脑组织,提高了技术的鲁棒性。

[0101] 可选地,所述控制主机在基于所述第一体素灰度极值以及第二体素灰度极值,确定脑组织灰度极值时,对所述第一体素灰度极值和第二体素灰度极值进行融合,得到脑组织灰度极值。

[0102] 可选地,所述第一体素灰度极值小于第二体素灰度极值,其具体大小可以根据应

用场景灵活确定,本申请实施例不做唯一性限定。

[0103] 对所述第一体素灰度极值和第二体素灰度极值进行融合,得到脑组织灰度极值时,比如可以通过线性插值的方式来进行融合。基于第一体素灰度极值和第二体素灰度极值相当于从灰度直方图中得到具有鲁棒性的灰度最小值和最大值,排除了皮肤、骨骼和其他组织的干扰,只针对脑组织进行计算,大大减少了配准的计算量,有效提升了路径规划的效率。

[0104] 可选地,所述控制主机在基于所述脑组织灰度极值,对所述待处理对象进行脑组织提取时,包括如下步骤:

[0105] 基于所述脑组织灰度极值,确定脑组织的基本参数;

[0106] 基于所述脑组织的基本参数,构建脑组织初始模型;

[0107] 对所述脑组织初始模型进行轮廓演化,以得到提取的脑组织。

[0108] 为此,通过利用之前确定的脑组织灰度极值,控制主机能够更准确地界定脑组织的灰度范围,从而提取出脑组织的基本参数,如大小、形状、位置等。这些基本参数为后续构建脑组织初始模型提供了精确的数据支持,有助于减少提取过程中的误差。基于脑组织的基本参数,控制主机能够构建出脑组织的初始模型。这个模型是对脑组织形态和结构的初步描述,为后续的轮廓演化提供了可靠的起点。初始模型的准确性对于最终的脑组织提取结果至关重要,它能够确保演化过程在正确的方向上进行。通过对脑组织初始模型进行轮廓演化,控制主机能够逐步逼近真实的脑组织边界,从而提取出精确的脑组织影像。轮廓演化过程是一个动态调整和优化的过程,它能够根据影像数据的实际情况对初始模型进行修正,进一步提高提取的准确性。

[0109] 可选地,所述控制主机在基于所述脑组织灰度极值,确定脑组织的基本参数时,包括如下步骤:

[0110] 遍历所述待处理对象上的每个体素,基于所述脑组织灰度极值,分别统计在X轴、Y轴和Z轴方向上体素的灰度值分布强度,以确定所述脑组织的中心坐标;

[0111] 根据所述待处理对象上灰度值大于所述脑组织灰度极值的体素总数以及单个体素的物理尺寸,计算所述中心坐标为球心时的球体半径以作为脑组织的半径。

[0112] 为此,通过遍历待处理对象上的每个体素,并基于脑组织灰度极值统计在X轴、Y轴和Z轴方向上体素的灰度值分布强度,可以准确地确定脑组织的中心坐标。这种方法考虑了脑组织在三维空间中的灰度分布特性,避免了单一方向上的偏差,从而提高了脑组织定位的准确性。根据待处理对象上灰度值大于脑组织灰度极值的体素总数以及单个体素的物理尺寸,可以计算出以中心坐标为球心的球体半径,作为脑组织的半径,这种计算方法充分考虑了脑组织的实际灰度分布和体积特性,使得计算出的半径更加准确可靠。通过确定脑组织的中心坐标和半径,可以为后续的脑组织提取流程提供准确的初始参数,这有助于减少提取过程中的迭代次数和计算量,提高提取效率。准确的中心坐标和半径参数可以指导脑组织初始模型的构建,使得模型更加符合实际脑组织的形态和大小,这有助于在后续的轮廓演化过程中更快地收敛到真实的脑组织边界,提高提取的准确性。

[0113] 可选地,所述控制主机在遍历所述待处理对象上的每个体素,基于所述脑组织灰度极值,分别统计在X轴、Y轴和Z轴方向上体素的灰度值分布强度,以确定所述脑组织的中心坐标时,包括如下步骤:

[0114] 针对所述待处理对象上的每个体素,计算其灰度值与所述脑组织灰度极值差值并作为第一差值,并与第二差值进行比对,取其中的最小值,对所述最小值进行非负截断处理以作为该每个体素的灰度强度值,其中,所述第二差值为所述第二体素灰度极值与所述脑组织灰度极值的差值;

[0115] 对所述体素灰度强度值进行求和,得到所述待处理对象上体素的总体灰度强度分布值;

[0116] 针对所述待处理对象上的每个体素,根据每个体素在X轴方向的坐标、体素在X轴方向的物理尺寸信息、灰度强度值,计算该每个体素在X轴方向上的灰度值分布强度;

[0117] 对X轴方向上所有体素的灰度值分布强度进行加和,得到在X轴方向上体素的灰度值分布强度,以计算其与所述总体灰度强度分布值的比值,将该比值作为脑组织在X轴方向的中心坐标;

[0118] 针对所述待处理对象上的每个体素,根据每个体素在Y轴方向的坐标、体素在Y轴方向的物理尺寸信息、灰度强度值,计算该每个体素在Y轴方向上的灰度值分布强度;

[0119] 对Y轴方向上所有体素的灰度值分布强度进行加和,得到在Y轴方向上体素的灰度值分布强度,以计算其与所述总体灰度强度分布值的比值,将该比值作为脑组织在Y轴方向的中心坐标;

[0120] 针对所述待处理对象上的每个体素,根据每个体素在Z轴方向的坐标、体素在Z轴方向的物理尺寸信息、灰度强度值,计算该每个体素在Z轴方向上的灰度值分布强度;

[0121] 对Z轴方向上所有体素的灰度值分布强度进行加和,得到在Z轴方向上体素的灰度值分布强度,以计算其与所述总体灰度强度分布值的比值,将该比值作为脑组织在Z轴方向的中心坐标。

[0122] 为此,通过计算每个体素的灰度值与脑组织灰度极值的差值,并与第二差值(第二体素灰度极值与脑组织灰度极值的差值)进行比对,取其中的最小值进行非负截断处理,可以得到该体素的灰度强度值。这种方法考虑了脑组织灰度值的分布范围,使得灰度强度的计算更加精确。不仅计算了总体灰度强度分布值,还分别计算了X轴、Y轴和Z轴方向上体素的灰度值分布强度。通过这种全面的分析,可以更准确地确定脑组织在三维空间中的中心坐标。通过计算各轴方向上灰度值分布强度与总体灰度强度分布值的比值,可以确定脑组织在各轴方向上的中心坐标。这种方法避免了单一方向上的偏差,提高了中心坐标确定的准确性。

[0123] 可选地,所述控制主机在根据所述待处理对象上灰度值大于所述脑组织灰度极值的体素总数以及单个体素的物理尺寸,计算所述中心坐标为球心时的球体半径时,包括如下步骤:

[0124] 计算所述待处理对象上灰度值大于所述脑组织灰度极值的体素总数与单个体素的物理尺寸的乘积,得到体素总体积;

[0125] 基于设定的球体形状因子对所述体素总体积进行调整后进行开立方计算以将得到的立方根作为所述球体半径。

[0126] 为此,通过计算待处理对象上灰度值大于脑组织灰度极值的体素总数与单个体素的物理尺寸的乘积,可以得到精确的体素总体积。这种方法考虑了实际影像数据中脑组织的体积特性,使得体素总体积的计算更加准确。引入了设定的球体形状因子对体素总体积

进行调整,这是因为实际脑组织形状可能并非完美的球体,通过形状因子的调整,可以更接近实际脑组织的形状,从而提高球体半径计算的准确性。通过对调整后的体素总体积进行开立方计算,可以直接得到球体半径。这种方法简洁明了,且计算结果准确可靠。

[0127] 可选地,所述脑组织的基本参数包括脑组织的中心坐标以及脑组织的半径,所述控制主机在基于所述脑组织的基本参数,构建脑组织初始模型时,包括如下步骤:

[0128] 获取构建的多个面体,并将每个面体划分为多个三角形;

[0129] 针对每个三角形,调整其每个顶点到所述中心坐标的距离接近于所述脑组织的半径的一半,以将调整后的多个面体组成的区域作为所述脑组织初始模型。

[0130] 为此,通过调整每个三角形的顶点到中心坐标的距离接近于脑组织半径的一半,可以确保初始模型的形状和大小更加接近实际的脑组织,这种方法考虑了脑组织的空间位置和体积特性,提高了初始模型的准确性。使用多个面体并划分为多个三角形,可以更加精细地表示脑组织的复杂形状,通过组合这些调整后的面体,可以构建一个更加准确和逼真的脑组织初始模型。

[0131] 可选地,所述控制主机在对所述脑组织初始模型进行轮廓演化,以得到提取的脑组织时,包括如下步骤:

[0132] 基于所述脑组织初始模型上的每个轮廓点,构建沿着X轴、Y轴、Z轴方向的轮廓演化拉力;

[0133] 将每个轮廓点朝向所述脑组织的半径界定的球体边缘运动,以使得针对该每个轮廓点构建的沿着X轴、Y轴、Z轴方向的轮廓演化拉力达到平衡直至得到覆盖所述脑组织的半径所界定球体的球形区域。

[0134] 为此,通过基于脑组织初始模型上的每个轮廓点构建沿着X轴、Y轴、

[0135] Z轴方向的轮廓演化拉力,可以实现对轮廓演化过程的精确控制,这种控制方法确保了轮廓演化能够沿着预期的方向和速度进行,从而提高了脑组织提取的准确性。将每个轮廓点朝向脑组织的半径界定的球体边缘运动,直至针对该轮廓点构建的沿着X轴、Y轴、Z轴方向的轮廓演化拉力达到平衡,可以确保轮廓演化过程的稳定性和一致性,这种平衡状态有助于避免轮廓演化过程中的偏差和失真,从而得到更加准确的脑组织提取结果。

[0136] 如图2所示,为所述脑组织初始模型进行轮廓演化直至得到提取到的脑组织的过程,起初,脑组织初始模型为以中心坐标为球心,半径为所述脑组织的半径的一半的球形区域,完成轮廓演化之后得到的区域并非完全为球形区域,以作为提取到的脑组织。

[0137] 可选地,所述控制主机用于执行如下步骤以对标准脑组织影像和待配准的临床脑组织影像进行配准,以将所述待配准的临床脑组织影像对应血肿穿刺临床路径的临床入点和临床靶点变换到所述标准脑组织影像所在空间下:

[0138] 基于脑组织解剖结构的特征点,构建多个配准控制点以及对应的样条基函数;

[0139] 基于所有配准控制点以及对应的样条基函数,构建图像配准模型;

[0140] 基于所述图像配准模型,对标准脑组织影像和待配准的临床脑组织影像进行配准,以将所述待配准的临床脑组织影像对应血肿穿刺临床路径的临床入点和临床靶点变换到所述标准脑组织影像所在空间下。

[0141] 为此,通过选取脑组织解剖结构的特征点作为配准控制点,可以确保配准过程充分考虑了脑组织的形态和结构特征,这种基于特征点的配准方法能够更准确地反映脑组织

之间的对应关系,从而提高配准精度。利用样条基函数对配准控制点进行建模,可以更加灵活地描述脑组织之间的变形和位移,样条基函数具有良好的局部性和平滑性,能够有效处理脑组织影像中的复杂变形,进一步提高配准精度。

[0142] 图3为本申请实施例实现配准的示例性流程图。如图3所示,将标准脑组织影像作为fixed image,待配准的临床脑组织影像作为moving image,配准过程是moving image经过变形以适应fixed image。

[0143] 参见图3,配准的整体流程如下:

[0144] (1) pyramid为金字塔模块,以实现不同分辨率的配准:首先在低分辨率的moving image上进行粗配准,然后在完整分辨率的moving image上进行精细配准,以有效提升配准的效率。

[0145] (2) sampler为采样器,在通常情况下,循环遍历fixed image中的所有体素是不必要的,因此通过sampler对fixed image进行采样得到子集,通过子集与moving image进行配准,可以大大提升配准的效率。

[0146] (3) interpolator为插值器,在优化过程中,需要在moving image的非体素位置数值计算,因此需要使用插值器进行灰度插值,以获取moving image上非体素位置的灰度值。

[0147] (4) metric为相似性度量,用来评估moving image和fixed image这两幅图像的相似性,在配准过程中作为优化问题的代价函数,配准的过程就是让代价函数到达最小的过程,不断通过优化变换参数让moving image通过变换后与fixed image之间的metric最小。

[0148] (5) optimiser为优化器,为了解决优化问题,获取最优变换参数,通常采用迭代优化策略,根据优化器计算,不断迭代直到metric到达最小值或满足其他停止条件。

[0149] (6) transform指的是配准变换类型,本发明采用的变换类型为上述图像配准模型。为此,在上述优化器中,是对控制点进行不断优化。

[0150] 上述pyramid、sampler、interpolator、metric、optimiser的详细工作过程为现有技术,本申请实施例不做详细说明。图4为本申请实施例提供的一种电子设备。如图4所示,电子设备包括:一个或多个处理器401;以及存储程序的存储器402;其中,所述程序包括指令,所述指令在由所述处理器执行时使所述处理器执行如下步骤:使待规划脑CT影像与构建的颅内血肿穿刺路径数据库进行匹配,以确定出血肿穿刺规划路径,并根据所述血肿穿刺规划路径控制所述机械臂带动手术器械到达脑部的血肿位置。

[0151] 图5为本申请实施例一种血肿穿刺规划路径的规划方法流程示意图。如图5所示,其包括:

[0152] S501、获取待规划脑CT影像;

[0153] S502、使待规划脑CT影像与构建的颅内血肿穿刺路径数据库进行匹配,以确定出血肿穿刺规划路径。

[0154] 可选地,血肿穿刺规划路径的规划方法中,所述颅内血肿穿刺路径数据库包括血肿穿刺临床路径对应的临床入点和临床靶点;所述使待规划脑CT影像与构建的颅内血肿穿刺路径数据库进行匹配,以确定出血肿穿刺规划路径,包括:

[0155] 从所述待规划脑CT影像中提取出血肿区域,并计算所述血肿区域的中心位置,以将所述中心位置作为路径规划的靶点;

[0156] 将所述路径规划的靶点变换到构建的脑CT影像标准空间中,以与所述颅内血肿穿

刺路径数据库中所有血肿穿刺临床路径的临床靶点进行匹配；

[0157] 确定匹配到的临床靶点所在血肿穿刺临床路径的临床入点,并将其变换到所述待规划脑CT影像所在的空间,以得到路径规划的入点。

[0158] 可选地,血肿穿刺规划路径的规划方法中,所述从所述待规划脑CT影像中提取出所述血肿区域,包括:

[0159] 对脑CT影像样本进行预处理,得到预处理后的脑CT影像样本;

[0160] 对所述预处理后的脑CT影像样本进行增强处理,得到多张增强脑CT影像样本以对构建的神经网络模型进行训练得到血肿提取模型;

[0161] 基于血肿提取模型,分别对每一张待规划CT影像进行血肿区域预测,得到预测血肿区域;

[0162] 对从多张增强脑CT影像提取到的多个预测血肿进行融合处理,得到提取的所述血肿区域。

[0163] 可选地,血肿穿刺规划路径的规划方法中,所述对所述预处理后的脑CT影像样本进行增强处理,得到多张增强脑CT影像样本以对构建的神经网络模型进行训练得到血肿提取模型;,包括:对所述预处理后的脑CT影像样本沿着体素所在空间的X、Y、Z三个轴分别进行翻转共计得到8张增强脑CT影像样本。

[0164] 可选地,血肿穿刺规划路径的规划方法中,基于如下公式,计算所述血肿区域的中心位置 (Z_0, Y_0, X_0) :

$$X_0 = \frac{\sum i}{\sum M_{i,j,k}}, \quad M_{i,j,k} > 0$$

$$[0165] \quad Y_0 = \frac{\sum j}{\sum M_{i,j,k}}, \quad M_{i,j,k} > 0$$

$$Z_0 = \frac{\sum k}{\sum M_{i,j,k}}, \quad M_{i,j,k} > 0$$

[0166] 其中, i, j, k 为所述血肿区域内体素沿着X、Y、Z三个轴的坐标, $M_{i,j,k}$ 为坐标 (i, j, k) 处体素的灰度值。

[0167] 可选地,血肿穿刺规划路径的规划方法中,基于如下公式,将所述路径规划的靶点变换到构建的脑CT影像标准空间中的所述血肿区域的物理空间坐标 (Z_c, Y_c, X_c) ;

$$[0168] \quad \begin{bmatrix} X_c \\ Y_c \\ Z_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & S_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ Z_0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} O_x \\ O_y \\ O_z \end{bmatrix}$$

$$[0169] \quad \text{其中, } \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} \end{bmatrix} \text{ 为所述待规划脑CT影像的方向矩阵, } \begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & S_z \end{bmatrix} \text{ 表}$$

示所述待规划脑CT影像的空间矩阵, $\begin{bmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ Z_0 \end{bmatrix}$ 表示所述血肿区域的中心坐标向量, $\begin{bmatrix} O_x \\ O_y \\ O_z \end{bmatrix}$ 表示所

述待规划脑CT影像的坐标向量。

[0170] 可选地,血肿穿刺规划路径的规划方法中,将所述路径规划的靶点变换到构建的脑CT影像标准空间中,基于如下公式,以与所述颅内血肿穿刺路径数据库中所有血肿穿刺临床路径的临床靶点进行匹配:

$$[0171] \quad D_{ec} = \sqrt{(X_c - X_{db})^2 + (Y_c - Y_{db})^2 + (Z_c - Z_{db})^2}$$

[0172] 其中, (Z_{db}, Y_{db}, X_{db}) 表示临床靶点在所述脑CT影像标准空间的坐标, (X_c, Y_c, Z_c) 表示路径规划的靶点在所述脑CT影像标准空间的坐标, D_{ec} 表示路径规划的靶点与临床靶点在所述脑CT影像标准空间中的距离。

[0173] 可选地,血肿穿刺规划路径的规划方法中,所述将所述路径规划的靶点变换到构建的脑CT影像标准空间中,包括:

[0174] 对标准脑组织影像和待配准的临床脑组织影像进行配准,以将所述待配准的临床脑组织影像对应血肿穿刺临床路径的临床入点和临床靶点变换到所述标准脑组织影像所在空间下。

[0175] 可选地,血肿穿刺规划路径的规划方法中,所述生成所述标准脑组织影像和待配准的临床脑组织影像,包括:

[0176] 获取标准脑CT影像并将其所在的影像空间作为脑CT影像标准空间;

[0177] 对所述标准脑CT影像进行脑组织提取,以得到标准脑组织影像;

[0178] 获取待配准的临床脑CT影像,并对所述待配准的临床脑CT影像进行脑组织提取,以得到待配准的临床脑组织影像。

[0179] 可选地,血肿穿刺规划路径的规划方法中,所述生成所述标准脑组织影像和待配准的临床脑组织影像,包括:

[0180] 获取构建临床脑CT影像库,所述临床脑CT影像库包括多幅临床脑CT影像;

[0181] 获取从所述临床脑CT影像库中筛选出一幅临床脑CT影像作为标准脑CT影像,并将所述标准脑CT影像所在的空间作为所述脑CT影像标准空间;

[0182] 将所述临床脑CT影像库中剩余的临床脑CT影像作为待配准的临床脑CT影像;

[0183] 对所述标准脑CT影像进行脑组织提取,得到标准脑组织影像;

[0184] 对所述待配准的临床脑CT影像进行脑组织提取,得到待配准的临床脑组织影像。

[0185] 可选地,血肿穿刺规划路径的规划方法中,所述构建所述颅内血肿穿刺路径数据库包括:基于所述待配准的临床脑组织影像和所述标准脑CT影像对应血肿穿刺临床路径在所述脑CT影像标准空间下的临床入点和临床靶点,构建所述颅内血肿穿刺路径数据库。

[0186] 可选地,血肿穿刺规划路径的规划方法中,所述将所述标准脑CT影像或者所述待配准的临床脑CT影像作为待处理对象,并执行如下步骤以进行脑组织的提取:

[0187] 确定脑组织灰度极值;

[0188] 基于所述脑组织灰度极值,对所述待处理对象进行脑组织提取。

[0189] 可选地,所述控制主机还用于执行如下步骤以确定脑组织灰度极值:

[0190] 将所述待处理对象转换为大脑影像的体素灰度直方图;

[0191] 基于所述灰度直方图,确定第一体素灰度极值以及第二体素灰度极值,其中,所述第二排序比例和所述第一排序比例的加和等于1;

[0192] 基于所述第一体素灰度极值以及第二体素灰度极值,确定脑组织灰度极值。

[0193] 可选地,所述基于所述灰度直方图,确定第一体素灰度极值以及第二体素灰度极值,包括:

[0194] 基于所述灰度直方图,对所述大脑影像的体素灰度值进行排序得到体素灰度值序列;

[0195] 基于设定的第一排序比例对所述体素灰度值序列进行截取,得到第一体素灰度极值;

[0196] 基于设定的第二排序比例对所述体素灰度值序列进行截取,得到第二体素灰度极值。

[0197] 可选地,血肿穿刺规划路径的规划方法中,所述基于所述第一体素灰度极值以及第二体素灰度极值,确定脑组织灰度极值包括:对所述第一体素灰度极值和第二体素灰度极值进行融合,得到脑组织灰度极值。

[0198] 可选地,血肿穿刺规划路径的规划方法中,所述基于所述脑组织灰度极值,对所述待处理对象进行脑组织提取,包括:

[0199] 基于所述脑组织灰度极值,确定脑组织的基本参数;

[0200] 基于所述脑组织的基本参数,构建脑组织初始模型;

[0201] 对所述脑组织初始模型进行轮廓演化,以得到提取的脑组织。

[0202] 可选地,血肿穿刺规划路径的规划方法中,所述基于所述脑组织灰度极值,确定脑组织的基本参数,包括:

[0203] 遍历所述待处理对象上的每个体素,基于所述脑组织灰度极值,分别统计在X轴、Y轴和Z轴方向上体素的灰度值分布强度,以确定所述脑组织的中心坐标;

[0204] 根据所述待处理对象上灰度值大于所述脑组织灰度极值的体素总数以及单个体素的物理尺寸,计算所述中心坐标为球心时的球体半径以作为脑组织的半径。

[0205] 可选地,血肿穿刺规划路径的规划方法中,所述遍历所述待处理对象上的每个体素,基于所述脑组织灰度极值,分别统计在X轴、Y轴和Z轴方向上体素的灰度值分布强度,以确定所述脑组织的中心坐标,包括:

[0206] 针对所述待处理对象上的每个体素,计算其灰度值与所述脑组织灰度极值差值并作为第一差值,并与第二差值进行比对,取其中的最小值,对所述最小值进行非负截断处理以作为该每个体素的灰度强度值,其中,所述第二差值为所述第二体素灰度极值与所述脑组织灰度极值的差值;

[0207] 对所述体素灰度强度值进行求和,得到所述待处理对象上体素的总体灰度强度分布值;

[0208] 针对所述待处理对象上的每个体素,根据每个体素在X轴方向的坐标、体素在X轴方向的物理尺寸信息、灰度强度值,计算该每个体素在X轴方向上的灰度值分布强度;

[0209] 对X轴方向上所有体素的灰度值分布强度进行加和,得到在X轴方向上体素的灰度值分布强度,以计算其与所述总体灰度强度分布值的比值,将该比值作为脑组织在X轴方向的中心坐标;

[0210] 针对所述待处理对象上的每个体素,根据每个体素在Y轴方向的坐标、体素在Y轴方向的物理尺寸信息、灰度强度值,计算该每个体素在Y轴方向上的灰度值分布强度;

[0211] 对Y轴方向上所有体素的灰度值分布强度进行加和,得到在Y轴方向上体素的灰度

值分布强度,以计算其与所述总体灰度强度分布值的比值,将该比值作为脑组织在Y轴方向的中心坐标;

[0212] 针对所述待处理对象上的每个体素,根据每个体素在Z轴方向的坐标、体素在Z轴方向的物理尺寸信息、灰度强度值,计算该每个体素在Z轴方向上的灰度值分布强度;

[0213] 对Z轴方向上所有体素的灰度值分布强度进行加和,得到在Z轴方向上体素的灰度值分布强度,以计算其与所述总体灰度强度分布值的比值,将该比值作为脑组织在Z轴方向的中心坐标。

[0214] 可选地,血肿穿刺规划路径的规划方法中,所述根据所述待处理对象上灰度值大于所述脑组织灰度极值的体素总数以及单个体素的物理尺寸,计算所述中心坐标为球心时的球体半径,包括:

[0215] 计算所述待处理对象上灰度值大于所述脑组织灰度极值的体素总数与单个体素的物理尺寸的乘积,得到体素总体积;

[0216] 基于设定的球体形状因子对所述体素总体积进行调整后进行开立方计算以将得到的立方根作为所述球体半径。

[0217] 可选地,所述脑组织的基本参数包括脑组织的中心坐标以及脑组织的半径,所述基于所述脑组织的基本参数,构建脑组织初始模型,包括:

[0218] 获取构建的多个面体,并将每个面体划分为多个三角形;

[0219] 针对每个三角形,调整其每个顶点到所述中心坐标的距离接近于所述脑组织的半径的一半,以将调整后的多个面体组成的区域作为所述脑组织初始模型。

[0220] 可选地,所述对所述脑组织初始模型进行轮廓演化,以得到提取的脑组织时,包括:

[0221] 基于所述脑组织初始模型上的每个轮廓点,构建沿着X轴、Y轴、Z轴方向的轮廓演化拉力;

[0222] 将每个轮廓点朝向所述脑组织的半径界定的球体边缘运动,以使得针对该每个轮廓点构建的沿着X轴、Y轴、Z轴方向的轮廓演化拉力达到平衡直至得到覆盖所述脑组织的半径所界定球体的球形区域。

[0223] 可选地,所述对标准脑组织影像和待配准的临床脑组织影像进行配准,以将所述待配准的临床脑组织影像对应血肿穿刺临床路径的临床入点和临床靶点变换到所述标准脑组织影像所在空间下,包括:

[0224] 基于脑组织解剖结构的特征点,构建多个配准控制点以及对应的样条基函数;

[0225] 基于所有配准控制点以及对应的样条基函数,构建图像配准模型;

[0226] 基于所述图像配准模型,对标准脑组织影像和待配准的临床脑组织影像进行配准,以将所述待配准的临床脑组织影像对应血肿穿刺临床路径的临床入点和临床靶点变换到所述标准脑组织影像所在空间下。

[0227] 最后应说明的是:以上实施例仅用以说明本申请的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本申请进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本申请各实施例技术方案的精神和范围。

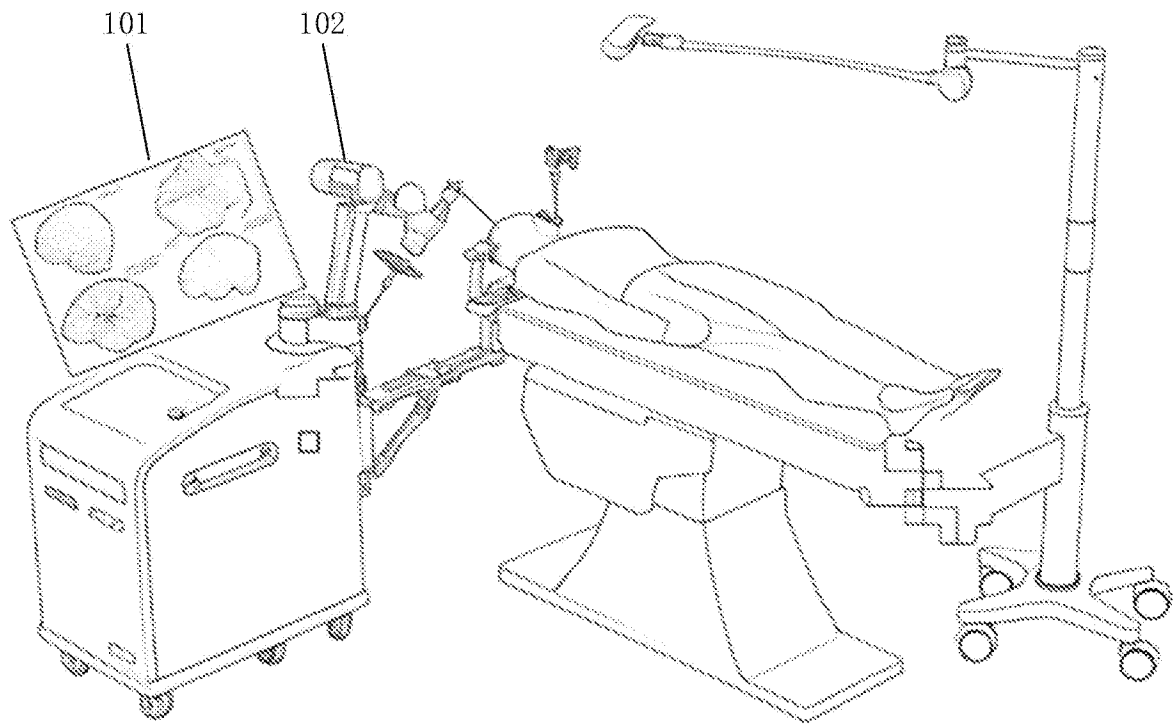


图1

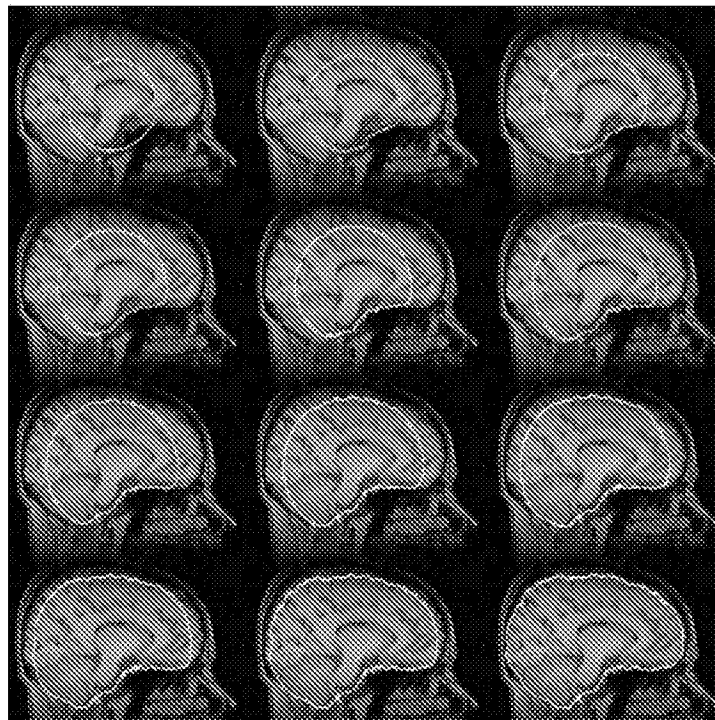


图2

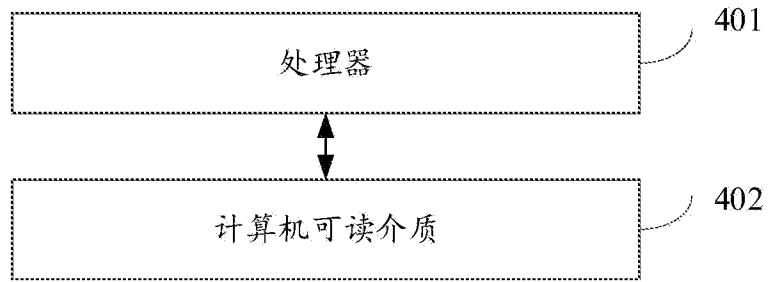


图3

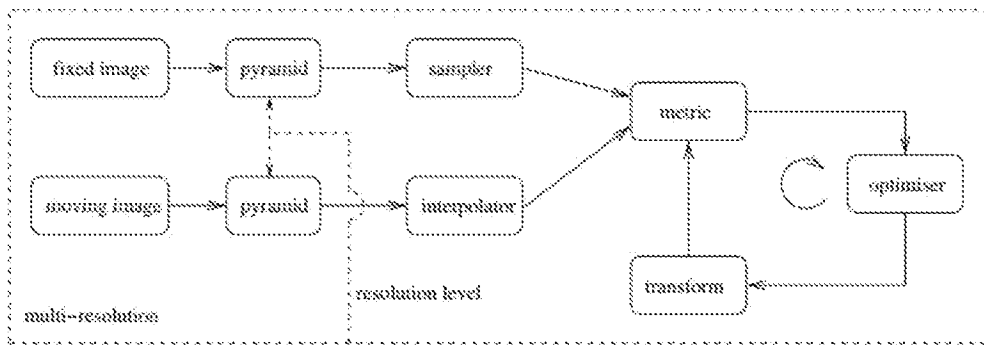


图4

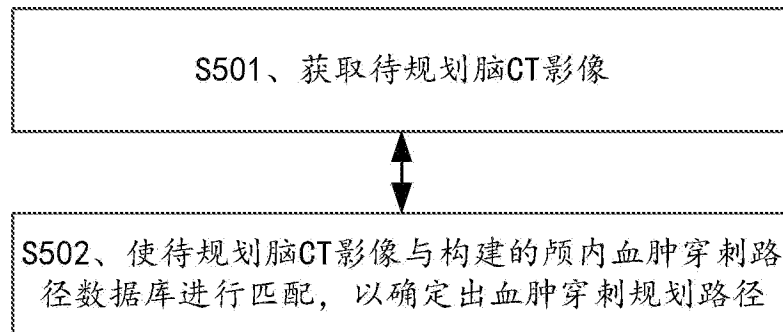


图5