



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103040525 B

(45)授权公告日 2016.08.03

(21)申请号 201210578996.5

CN 101076282 A, 2007.11.21,

(22)申请日 2012.12.27

CN 102204846 A, 2011.10.05,

(73)专利权人 深圳先进技术研究院

US 2008208041 A1, 2008.08.28,

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号

WO 2008058520 A2, 2008.05.22,

审查员 杨静萱

(72)发明人 温铁祥 秦文健 辜嘉 李志成
张东文 王磊(74)专利代理机构 深圳中一专利商标事务所
44237

代理人 张全文

(51)Int.Cl.

A61B 34/20(2016.01)

(56)对比文件

CN 201353203 Y, 2009.12.02,

CN 102266250 A, 2011.12.07,

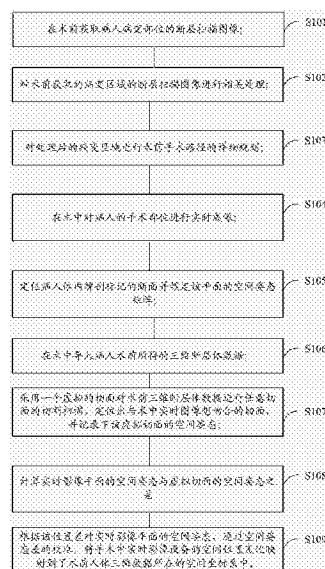
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种多模医学影像手术导航方法及系统

(57)摘要

本发明适用于医疗领域,提供了一种多模医学影像手术导航方法及系统。包括:在术中对病人的手术部位进行实时成像;定位病人体内解剖标记的断面并锁定该平面的空间姿态矩阵为 T_{cur} ;在术中导入病人术前所得的三维断层体数据;采用一个虚拟的切面对术前三维断层体数据进行任意切面的切割扫描,定位出与术中实时图像想吻合的切面,并记录下该虚拟切面的空间姿态为 T_{prev} ;计算实时影像平面的空间姿态与虚拟切面的空间姿态之差: $VT = T_{cur} - T_{prev}$,根据该位置差对实时影像平面的空间姿态: $T'_{cur} = T_{cur} - VT$,通过空间姿态差的校准,将手术中实时影像设备的空间位置变化映射到了术前人体三维数据所在的空间坐标系中。本发明不需要在人体上粘贴外部标记点,就能使手术定位更加方便、安全、精确。



1. 一种多模医学影像手术导航系统,其特征在于,所述系统包括:

跟踪定位系统,其包括定位装置和定位标记点,定位装置给出定位标记点相对于定位装置坐标系的空间坐标;

实时影像装置,其包括超声探头和影像工作站;所述超声探头的表面贴有定位标记点,通过该定位标记点对超声探头在三维空间中位置进行实时的跟踪、定位,超声探头获取的实时术中影像通过数据线传送到影像工作站进行显示,并且影像工作站还会根据术前定位好的坐标映射关系对超声图像和术前断层图像进行实时的融合显示,并实时的给出手术器械在病人模型坐标系中的位置;

通过一个固定架将手术器械与超声探头相对固定在一起,使它们处在同一平面上,手术器械的空间朝向与超声探头是一致的;手术器械可以在局部坐标系的某一轴上做相对的运动。

2. 如权利要求1所述的系统,其特征在于,所述定位装置为光学定位跟踪系统或磁定位跟踪系统。

一种多模医学影像手术导航方法及系统

技术领域

[0001] 本发明属于医疗领域,尤其涉及一种多模医学影像手术导航方法及系统。

背景技术

[0002] 传统的外科手术是外科医生将病人的术前影像以固定胶片的形式放在远离术者的灯箱表面,手术工具和病人身体的解剖结构关系需要医生的主观想象,缺乏客观的图像引导。随着科学技术的发展,出现了计算机辅助外科,其中手术导航便是其中一项非常有用、而又重要的外科辅助技术。手术导航IGS(Image guided surgery)于20世纪80年代末首先应用于神经外科,随后逐渐推广到脊柱外科,整形外科,膝关节甚至腹部等手术中。IGS的使用延伸了医生有限的视觉范围,更新了外科手术和外科手术器械的概念,通过在外科手术中引入图像的引导,能够有效的提高手术精度,缩短手术时间,减少手术创口以及并发症的发生。

[0003] 手术导航是指以CT,MRI等医学影像数据为基础,通过虚拟现实技术,借助光学/磁定位仪跟踪并显示手术器械相对于病变组织的位置关系,从而实现对手术过程的实时引导。该技术对提高定位精度、减少术中创伤,降低手术失误率有重要意义。

[0004] 在导航手术过程中,患者的实际位置要和三维模型精确配准,才能保证在模型中真实反映出器械与病变的位置关系。把患者在空间中的实际位置和三维模型中的虚拟位置进行精确配准的过程,在导航手术中称为配准,而配准算法和配准过程的精度直接影响着整个导航系统的精度,图像空间与病人参考空间配准是手术导航的关键步骤。目前,图像配准方法大致分为3类:1)基于几何特征,通过寻找待配准物体上两组特征间的最短空间距离进行配准,按特征来源分为外加特征与内在特征,前者配准精度高,但因需要侵入性植入标记物,临床应用受到限制;后者需要对边界进行精确的分割,在实际应用中误差较大;2)基于图像密度特征,通常是采用数字重建算法,利用CT数据重建的X射线图像与实际X射线图像密度的相似性进行配准,其精度较高;但由于该算法耗时、捕捉范围有限且需要划分兴趣区域,因此效率不高。3)基于上述2种特征结合的方法,通过寻找两类图像中对应的几何特征,如梯度特征,利用相似性原理进行配准,可同时获得较高的配准精度与速度;该算法的关键在于几何特征及最优化函数的选取,其捕捉范围较小及鲁棒性较弱是目前存在的问题。

[0005] 在现有的基于CT图像的脊柱、颅脑手术导航、基于MRI图像的腹部外科微创手术中,欲获得上述配准关系,需要在人体表面放置标记物。但是,为了进行图像空间与病人参考空间的配准,现有的手术导航定位方法都是采用人体表面标记物的方法,这种做法不利于微创治疗的开展。在对病人进行CT或MRI术前扫描时,要在病人的体表粘贴上的标记物,在术中可能由于人身体部位的活动而发生位置的偏移,从而影响手术导航系统的精确性;再次,现有手术导航系统还要求体外标记物在术前的CT或MRI扫描中易于识别,否则也会影响导航定位的精度;此为,在术中进行配置时,算法要求自动识别标记点,识别算法的精度也会对配准的精度造成影响。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于提供一种不需要在人体上粘贴外部标记点,还能使手术定位更加方便、安全、精确的多模医学影像手术导航方法及系统。

[0007] 本发明是这样实现的,一种多模医学影像手术导航方法,所述方法包括以下步骤:

[0008] 在术中对病人的手术部位进行实时成像;

[0009] 定位病人体内解剖标记的断面并锁定该平面的空间姿态矩阵为 T_{cur} ;

[0010] 在术中导入病人术前所得的三维断层体数据;

[0011] 采用一个虚拟的切面对术前三维断层体数据进行任意切面的切割扫描,定位出与术中实时图像想吻合的切面,并记录下该虚拟切面的空间姿态为 T_{prev} ;

[0012] 计算实时影像平面的空间姿态与虚拟切面的空间姿态之差: $VT = T_{\text{cur}} - T_{\text{prev}}$,

[0013] 根据该位置差对实时影像平面的空间姿态: $T'_{\text{cur}} = T'_{\text{cur}} - VT$,通过空间姿态差的校准,将手术中实时影像设备的空间位置变化映射到了术前人体三维数据所在的空间坐标系中。

[0014] 本发明的另一目的在于提供一种多模医学影像手术导航系统,所述系统包括:

[0015] 跟踪定位系统包括定位装置和定位标记点,定位装置给出定位标记点相对于定位装置坐标系的空间坐标;

[0016] 实时影像装置包括超声探头和影像工作站;所述超声探头的表面贴有定位标记点,通过该定位标记点对超声探头在三维空间中位置进行实时的跟踪、定位,超声探头获取的实时术中影像通过数据线传送到影像工作站进行显示,并且影像工作站还会根据术前定位好的坐标映射关系对超声图像和术前断层图像进行实时的融合显示,并实时的给出手术器械在病人模型坐标系中的位置;

[0017] 通过一个固定架将手术器械与超声探头相对固定在一起,使它们处在同一平面上,手术器械的空间朝向与超声探头是一致的;手术器械可以在局部坐标系的某一轴上做相对的运动。

[0018] 在本发明中,本发明通过在病人的术前/术中医学影像数据中标识出对应的解剖标记点,然后根据这些解剖标记点进行术前/术中数据的坐标系直接的配准,配准完成后就可以为病人身体的各个部位提供精确的手术导航定位。本发明不需要在人体上粘贴外部标记点,就能使手术定位更加方便、安全、精确。

附图说明

[0019] 图1是本发明实施例提供的多模医学影像手术导航方法的实现流程示意图。

[0020] 图2是本发明实施例提供的多模医学影像手术导航系统的结构示意图。

具体实施方式

[0021] 为了使本发明的目的、技术方案及有益效果更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0022] 请参阅图1,为本发明实施例提供的多模医学影像手术导航方法的实现流程,其主

要包括以下步骤：

[0023] 在步骤S101中,在术前获取病人病变部位的断层扫描图像；

[0024] 在本发明实施例中,采用医学影像断层扫描设备(例如:MRI核磁共振成像,CT计算机断层影像)获取病人病变部位的断层扫描图像。

[0025] 在步骤S102中,对术前获取的病变区域的断层扫描图像进行相关处理；

[0026] 在本发明实施例中,对术前获取的病变部位的断层扫描图像进行分割、三维重建、渲染可视化等处理。

[0027] 在步骤S103中,对处理后的病变区域进行术前手术路径的详细规划；

[0028] 在本发明实施例中,根据三维重建的结果对处理后的病变区域进行术前手术路径的详细规划。

[0029] 在步骤S104中,在术中对病人的手术部位进行实时成像；

[0030] 在本发明实施例中,采用实时影像设备(例如:超声、透视X线机)对病人的手术部位进行实时成像。

[0031] 在步骤S105中,定位病人体内解剖标记的断面并锁定该平面的空间姿态矩阵为 T_{cur} ；

[0032] 在步骤S106中,在术中导入病人术前所得的三维断层体数据；

[0033] 在步骤S107中,采用一个虚拟的切面对术前三维断层体数据进行任意切面的切割扫描,定位出与术中实时图像想吻合的切面,并记录下该虚拟切面的空间姿态为 T_{prev} ；

[0034] 在步骤S108中,计算实时影像平面的空间姿态与虚拟切面的空间姿态之差: $VT = T_{cur} - T_{prev}$,

[0035] 在步骤S109中,根据该位置差对实时影像平面的空间姿态：

[0036] $T'_{cur} = T'_{cur} - VT$,通过空间姿态差的校准,将手术中实时影像设备的空间位置变化映射到了术前人体三维数据所在的空间坐标系中。

[0037] 在本发明实施例中,由于手术器械与实时影像设备的空间坐标是相对固定的,它们之间只差一个平移矩阵: T_{trans} ,此时便可在配准后的人体模型坐标系中确定手术器械的空间姿态: $T'_{cur} = T_{trans}(T'_{cur} - VT)$,

[0038] 手术器械的实时跟踪。跟踪过程可以理解为配准过程的逆问题,即已知世界坐标系和模型坐标系的变换关系,当改变手术器械在世界坐标系中的位置时,根据该变换关系,计算出手术器械在模型坐标系中的新位置,并把器械模型和患者模型实时显示在同一个三维场景中,完成导航手术的跟踪过程。通过前面步骤的配准,使得导航系统中各个设备相对独立的坐标系统一起来。在完成配准工作后,才能开始跟踪过程,即三维定位系统采集手术器械在空间中的位置,并实时显示在统一的坐标系下,实现辅助医生引导手术的目的。利用术前高分辨率的断层图像指导外科医生进行安全、精确的手术。

[0039] 在本发明实施例中,本发明中的手术器械是通过固定架与实时术中影像相对固定在一起的,也适合无实时术中影像的手术情景,只需将定位标记物直接粘贴到手术器械上,再使用本发明中的交互式手术导航定位方法,也能将手术器械的空间位置直接映射到术前断层数据的模型坐标系中,并用于术中的实时定位导航。对手术器械和超声探头的夹持,除医生自身用手操作外,本发明也适用于用主动或被动式机械臂的手术场景。

[0040] 下面结合医院手术外科场景实例,详细描述本发明的多模医学影像手术导航系

统。请参阅图2,本发明的系统架构主要包括以下几个部分:

[0041] 外科手术床4,需要进行手术的病人3将躺在该床上进行手术。

[0042] 跟踪定位系统包括定位装置1和定位标记点2,定位装置可以给出定位标记点相对于定位装置坐标系的空间坐标。目前的定位装置主要有光学定位跟踪系统和磁定位跟踪系统,可以根据实际应用的需要,选用不同的定位装置。

[0043] 实时影像装置包括超声探头7和影像工作站8。在图2中是采用超声成像系统作为术中影像,在超声探头的表面贴有定位标记点2,这样定位系统便可以通过该定位标记点对超声探头在三维空间中位置进行实时的跟踪、定位,超声探头获取的实时术中影像通过数据线传送到影像工作站进行显示,并且影像工作站还会根据术前定位好的坐标映射关系对超声图像和术前断层图像进行实时的融合显示,并实时的给出手术器械5在病人模型坐标系中的位置。医生主要根据影像工作站的三维实时渲染结果进行手术。图2选用超声作为实时的图像模态是因为超声具有价格合理、无X线辐射、使用方便等优点,但超声图像也有分辨率低等缺点,根据临床的需要,本发明的实时的图像模态也可选用其它的分辩率高的成像模态,例如实时MRI、实时透视X线等。

[0044] 手术器械。为了方便手术器械5的空间定位,本发明通过一个固定架6将手术器械与超声探头7相对固定在一起的,使它们处在同一平面上,因此手术器械的空间朝向与超声探头是一致的。但手术器械可以在局部坐标系的某一轴上做相对的运动,例如假设手术器械7为穿刺针,那么该穿刺针可在自身坐标系的Z轴上进行穿刺动作的进动。本发明的手术器械部分可根据具体的外科手术选用不同的手术器械。

[0045] 综上所述,本发明实施例通过在病人的术前/术中医学影像数据中标识出对应的解剖标记点,然后根据这些解剖标记点进行术前/术中数据的坐标系直接的配准,配准完成后就可以为病人身体的各个部位提供精确的手术导航定位。本发明不需要在人体上粘贴外部标记点,就能使手术定位更加方便、安全、精确。

[0046] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分步骤是可以通过程序来指令相关的硬件来完成,所述的程序可以存储于一计算机可读取存储介质中,所述的存储介质,如ROM/RAM、磁盘、光盘等。

[0047] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

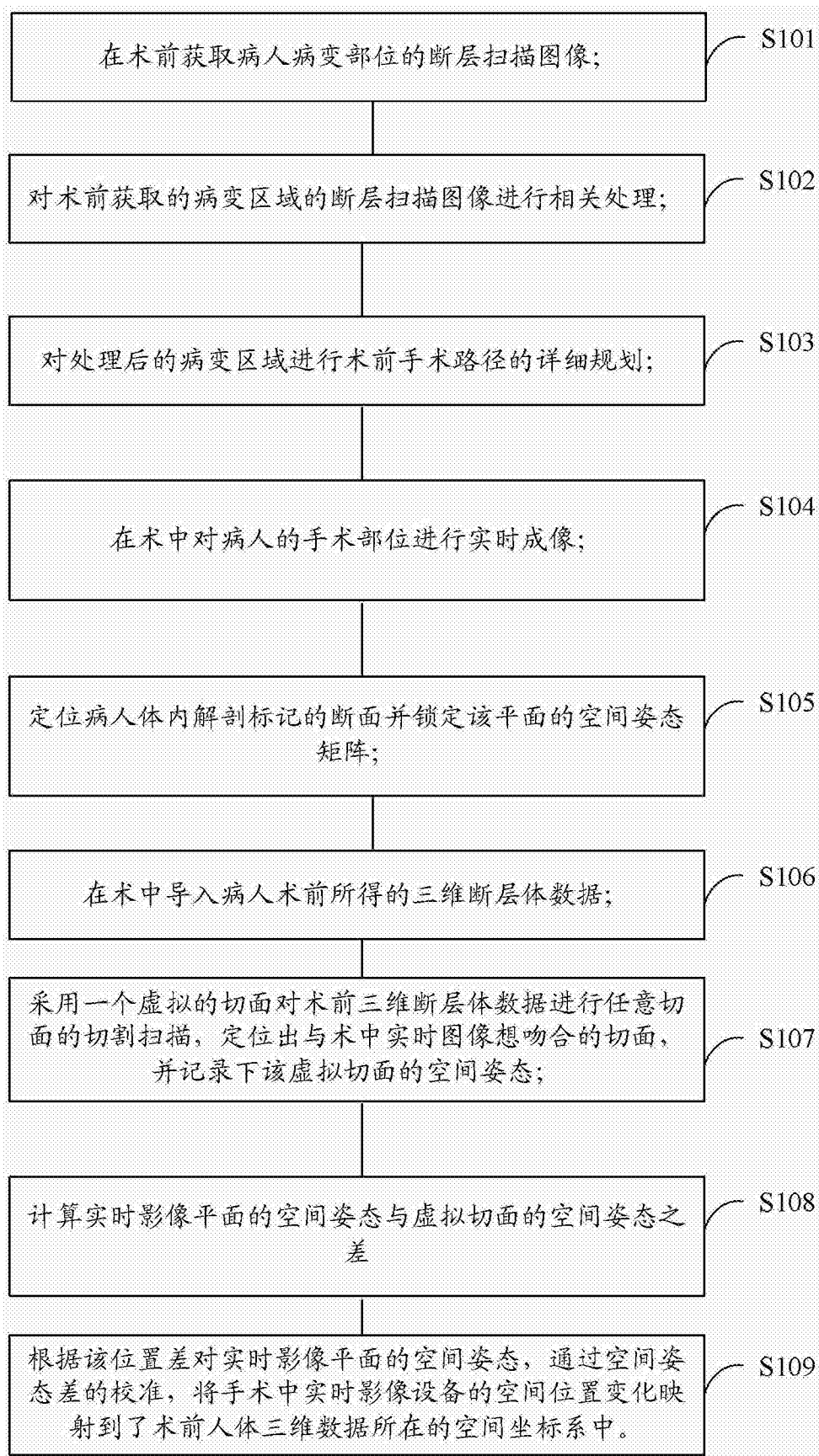


图1

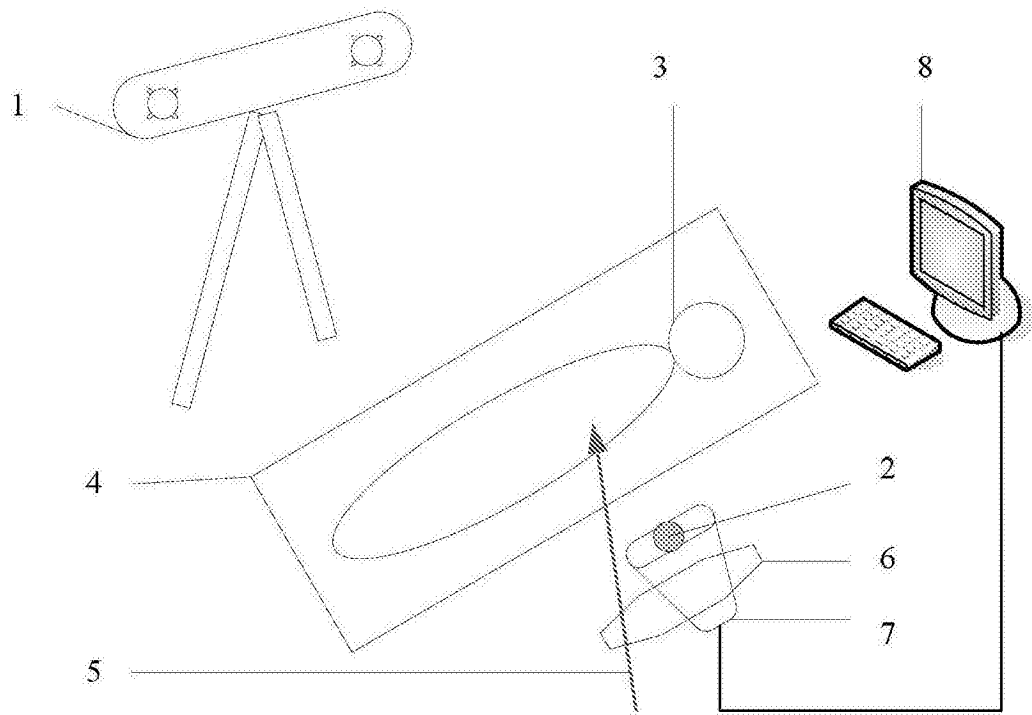


图2

专利名称(译)	一种多模医学影像手术导航方法及系统		
公开(公告)号	CN103040525B	公开(公告)日	2016-08-03
申请号	CN201210578996.5	申请日	2012-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	温铁祥 秦文健 辜嘉 李志成 张东文 王磊		
发明人	温铁祥 秦文健 辜嘉 李志成 张东文 王磊		
IPC分类号	A61B34/20		
代理人(译)	张全文		
其他公开文献	CN103040525A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明适用于医疗领域，提供了一种多模医学影像手术导航方法及系统。包括：在术中对病人的手术部位进行实时成像；定位病人体内解剖标记的断面并锁定该平面的空间姿态矩阵为 T_{cur} ；在术中导入病人术前所得的三维断层体数据；采用一个虚拟的切面对术前三维断层体数据进行任意切面的切割扫描，定位出与术中实时图像想吻合的切面，并记录下该虚拟切面的空间姿态为 T_{prev} ；计算实时影像平面的空间姿态与虚拟切面的空间姿态之差： $VT = T_{cur} - T_{prev}$ ，根据该位置差对实时影像平面的空间姿态： $T'_{cur} = T_{cur} - VT$ ，通过空间姿态差的校准，将手术中实时影像设备的空间位置变化映射到了术前人体三维数据所在的空间坐标系中。本发明不需要在人体上粘贴外部标记点，就能使手术定位更加方便、安全、精确。

