



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107898499 A

(43)申请公布日 2018.04.13

(21)申请号 201711280820.0

(22)申请日 2017.12.06

(71)申请人 上海波城医疗科技有限公司

地址 200082 上海市杨浦区国通路127号
1101-56室

(72)发明人 王少白 张元智 兰天

(74)专利代理机构 上海汉声知识产权代理有限公司 31236

代理人 王叶娟 胡晶

(51)Int.Cl.

A61B 34/20(2016.01)

A61B 34/10(2016.01)

A61B 34/30(2016.01)

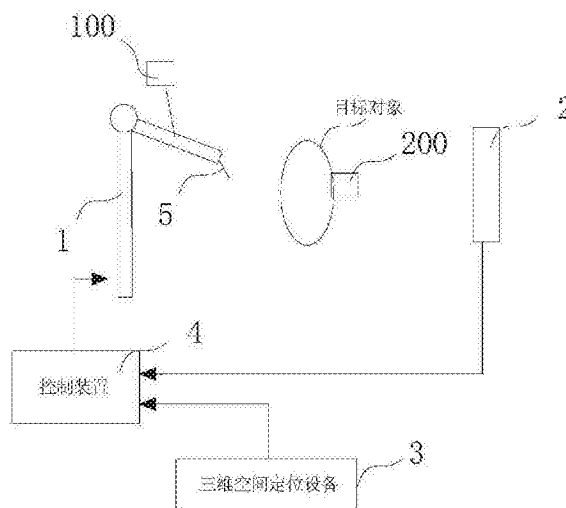
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

骨科三维区域定位系统及方法

(57)摘要

本发明提出一种骨科三维区域定位系统及方法, A组标定体相对固定在定位机构上, B组标定体相对固定在目标对象上; 三维空间定位设备捕获A组标定体与所述B组标定体的空间位置, 形成两者的三维位置关系; CT扫描设备扫描携带有所述B组标定体的目标对象, 以获得三维模型; 控制装置接收A组标定体与B组标定体的三维位置关系、及三维模型, 响应于控制指令而选定三维模型中目标对象部上的三维区域, 根据三维区域与B组标定体部的三维位置关系、及A组标定体与B组标定体的三维位置关系, 确定三维区域与A组标定体的三维位置关系, 以此控制所述定位机构移动。定位更准确, 降低操作复杂度。



1. 一种骨科三维区域定位系统,其特征在于,包括:定位机构,A组标定体,B组标定体,三维空间定位设备,CT扫描设备及控制装置;

所述A组标定体相对固定在所述定位机构上,所述B组标定体相对固定在目标对象上;所述三维空间定位设备用以捕获所述A组标定体与所述B组标定体的空间位置,形成A组标定体与B组标定体的三维位置关系;所述CT扫描设备用以扫描携带有所述B组标定体的目标对象,以获得三维模型,所述三维模型包括有B组标定体部和目标对象部;

所述控制装置接收所述A组标定体与B组标定体的三维位置关系、及所述三维模型,响应于控制指令而选定所述三维模型中目标对象部上的三维区域,根据所述三维区域与所述B组标定体部的三维位置关系、及所述A组标定体与B组标定体的三维位置关系,确定所述三维区域与所述A组标定体的三维位置关系,而生成位置关系数据,根据所述位置关系数据控制所述定位机构移动。

2. 如权利要求1所述的骨科三维区域定位系统,其特征在于,所述A组标定体和B组标定体均具有至少三个标定体,每组中的至少三个标定体之间共面而不共线。

3. 如权利要求2所述的骨科三维区域定位系统,其特征在于,所述控制装置根据所述A组标定体建立第一坐标系,根据所述B组标定体建立第二坐标系;根据所述三维区域与所述B组标定体部的三维位置关系,将所述三维区域转换到所述第二坐标系中;并根据所述A组标定体与B组标定体的三维位置关系,通过坐标系转换将所述A组标定体、B组标定体及所述三维区域统一至同一全局坐标系下。

4. 如权利要求3所述的骨科三维区域定位系统,其特征在于,所述全局坐标系为所述第一坐标系或第二坐标系。

5. 如权利要求2所述的骨科三维区域定位系统,其特征在于,所述控制装置以B组标定体的a、b、c三个标定体建立第二坐标系 $O'x'y'z'$,根据a、b、c三个标定体在三维模型的系统坐标系 $Oxyz$ 中的位置,计算出系统坐标系 $Oxyz$ 到第二坐标系 $O'x'y'z'$ 的旋转矩阵 R 以及平移向量 T ;

假设系统坐标系 $Oxyz$ 中的点 $P(x, y, z)$ 为在目标对象部上点选的一点,根据下面公式(1)计算出P点在坐标系 $O'x'y'z'$ 中的位置:

$$P'(x', y', z') = R \cdot (P(x, y, z) - T) \quad (1)$$

将选中的三维区域网格化,将各网格点以上述公式(1)计算进行坐标转换,从而将三维区域换到所述第二坐标系中。

6. 如权利要求2所述的骨科三维区域定位系统,其特征在于,所述控制装置根据三维空间定位设备测得的每组三个标定体的空间位置 $\vec{P}_1 = \{u_1, v_1, w_1\}$, $\vec{P}_2 = \{u_2, v_2, w_2\}$, $\vec{P}_3 = \{u_3, v_3, w_3\}$,建立该组标定体局部 $O-XYZ$ 坐标系,坐标中心 $\vec{O} = \frac{\vec{P}_1 + \vec{P}_2 + \vec{P}_3}{3}$,X轴方向定义为 $\vec{OP}_1$ 方向,Y轴方向定义为 $\vec{OP}_1 \times (\vec{P}_2 - \vec{P}_1)$ 方向,Z轴方向定义为 $\vec{X} \times \vec{Y}$ 方向。

7. 如权利要求1-6中任意一项所述的骨科三维区域定位系统,其特征在于,所述定位机构上安装有手术工具,所述控制装置根据所述位置关系数据控制所述定位机构动作,以带动所述手术工具的待定位点移动至所述目标对象的三维区域实际位置处。

8. 如权利要求7所述的骨科三维区域定位系统,其特征在于,所述手术工具为超声骨

刀;所述控制装置根据网格化的三维区域定位各网格点实际位置,并控制所述定位机构动作,以带动所述超声骨刀的刀头定点移动至各网格点实际位置或三维区域边缘对应的网格点实际位置。

9.如权利要求1-6中任意一项所述的骨科三维区域定位系统,其特征在于,所述三维空间定位设备通过双目立体视觉系统实现。

10.一种骨科三维区域定位方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1:将A组标定体相对固定在所述定位机构上,将B组标定体相对固定在目标对象上;

S2:通过CT扫描设备用以扫描携带有所述B组标定体的目标对象,以获得三维模型,所述三维模型包括有B组标定体部和目标对象部;

S3:通过三维空间定位设备用以捕获所述A组标定体与所述B组标定体的空间位置,形成A组标定体与B组标定体的三维位置关系;

S4:控制装置接收所述A组标定体与B组标定体的三维位置关系、及所述三维模型,响应于控制指令而选定所述三维模型中目标对象部上的三维区域,根据所述三维区域与所述B组标定体部的三维位置关系、及所述A组标定体与B组标定体的三维位置关系,确定所述三维区域与所述A组标定体的三维位置关系,而生成位置关系数据;

S5:所述控制装置根据所述位置关系数据控制所述定位机构移动。

骨科三维区域定位系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及骨科医疗技术领域,尤其涉及的是一种骨科三维区域定位系统及方法。

背景技术

[0002] 骨科手术包括有在骨骼上进行通道钻入、区域切除等各种类型的手术,通常采用手术机械臂持手术工具来操作,例如手术机械臂末端安装手术刀进行开刀等。无论是手术前,手术机械臂需移动至患者的病患部位,还是在手术中,手术机械臂根据需要的进刀进行移动,都需要手术机械臂来进行定位。

[0003] 目前,实现手术定位的方式通常是,前期手术规划来定位患者需要手术的部位的位置,在手术时通过医生来控制或指导手术工具进行移动,定位到手术工具至患者的病患部位并进行相应的操作,无法实现自动化定位,而且需要医生根据经验来规划判断病变区域的位置,所以对实际病变区域位置的定位并不十分准确,影响手术效果,操作复杂。

发明内容

[0004] 本发明所要解决的技术问题是提供一种骨科三维区域定位系统及方法,定位更准确,降低操作复杂度。

[0005] 为解决上述问题,本发明提出一种骨科三维区域定位系统,包括:定位机构,A组标定体,B组标定体,三维空间定位设备,CT扫描设备及控制装置;

[0006] 所述A组标定体相对固定在所述定位机构上,所述B组标定体相对固定在目标对象上;所述三维空间定位设备用以捕获所述A组标定体与所述B组标定体的空间位置,形成A组标定体与B组标定体的三维位置关系;所述CT扫描设备用以扫描携带有所述B组标定体的目标对象,以获得三维模型,所述三维模型包括有B组标定体部和目标对象部;

[0007] 所述控制装置接收所述A组标定体与B组标定体的三维位置关系、及所述三维模型,响应于控制指令而选定所述三维模型中目标对象部上的三维区域,根据所述三维区域与所述B组标定体部的三维位置关系、及所述A组标定体与B组标定体的三维位置关系,确定所述三维区域与所述A组标定体的三维位置关系,而生成位置关系数据,根据所述位置关系数据控制所述定位机构移动。

[0008] 根据本发明的一个实施例,所述A组标定体和B组标定体均具有至少三个标定体,每组中的至少三个标定体之间共面而不共线。

[0009] 根据本发明的一个实施例,所述控制装置根据所述A组标定体建立第一坐标系,根据所述B组标定体建立第二坐标系;根据所述三维区域与所述B组标定体部的三维位置关系,将所述三维区域转换到所述第二坐标系中;并根据所述A组标定体与B组标定体的三维位置关系,通过坐标系转换将所述A组标定体、B组标定体及所述三维区域统一至同一全局坐标系下。

[0010] 根据本发明的一个实施例,所述全局坐标系为所述第一坐标系或第二坐标系。

[0011] 根据本发明的一个实施例,所述控制装置以B组标定体的a、b、c三个标定体建立第二坐标系 $O'x'y'z'$,根据a、b、c三个标定体在三维模型的坐标系 $Oxyz$ 中的位置,计算出坐标系 $Oxyz$ 到第二坐标系 $O'x'y'z'$ 的旋转矩阵 R 以及平移向量 T ;

[0012] 假设坐标系 $Oxyz$ 中的点 $P(x,y,z)$ 为在目标对象部上点选的一点,根据下面公式(1)计算出P点在坐标系 $O'x'y'z'$ 中的位置:

$$P'(x',y',z')=R \cdot (P(x,y,z)-T) \quad (1)$$

[0014] 将选中的三维区域网格化,将各网格点以上述公式(1)计算进行坐标转换,从而将三维区域换到所述第二坐标系中。

[0015] 根据本发明的一个实施例,所述控制装置根据三维空间定位设备测得的每组三个标定体的空间位置 $\overline{P_1}=\{u_1,v_1,w_1\}$ 、 $\overline{P_2}=\{u_2,v_2,w_2\}$ 、 $\overline{P_3}=\{u_3,v_3,w_3\}$,建立该组标定体局部 $O-XYZ$ 坐标系,坐标中心 $\overline{O}=\frac{\overline{P_1}+\overline{P_2}+\overline{P_3}}{3}$,X轴方向定义为 $\overline{OP_1}$ 方向,Y轴方向定义为 $\overline{OP_1} \times (\overline{P_2}-\overline{P_1})$ 方向,Z轴方向定义为 $\overline{X} \times \overline{Y}$ 方向。

[0016] 根据本发明的一个实施例,所述定位机构上安装有手术工具,所述控制装置根据所述位置关系数据控制所述定位机构动作,以带动所述手术工具的待定位点移动至所述目标对象的三维区域实际位置处。

[0017] 根据本发明的一个实施例,所述手术工具为超声骨刀;所述控制装置根据网格化的三维区域定位各网格点实际位置,并控制所述定位机构动作,以带动所述超声骨刀的刀头定点移动至各网格点实际位置或三维区域边缘对应的网格点实际位置。

[0018] 根据本发明的一个实施例,所述三维空间定位设备通过双目立体视觉系统实现。

[0019] 本发明还提供一种骨科三维区域定位方法,包括以下步骤:

[0020] S1:将A组标定体相对固定在所述定位机构上,将B组标定体相对固定在目标对象上;

[0021] S2:通过CT扫描设备用以扫描携带有所述B组标定体的目标对象,以获得三维模型,所述三维模型包括有B组标定体部和目标对象部;

[0022] S3:通过三维空间定位设备用以捕获所述A组标定体与所述B组标定体的空间位置,形成A组标定体与B组标定体的三维位置关系;

[0023] S4:控制装置接收所述A组标定体与B组标定体的三维位置关系、及所述三维模型,响应于控制指令而选定所述三维模型中目标对象部上的三维区域,根据所述三维区域与所述B组标定体部的三维位置关系、及所述A组标定体与B组标定体的三维位置关系,确定所述三维区域与所述A组标定体的三维位置关系,而生成位置关系数据;

[0024] S5:所述控制装置根据所述位置关系数据控制所述定位机构移动。

[0025] 采用上述技术方案后,本发明相比现有技术具有以下有益效果:

[0026] 通过在定位机构上固定A组标定体,得到定位机构与A组标定体之间的空间位置关系;通过在目标对象上固定B组标定体,通过CT扫描三维建模后可得到目标对象与B组标定体之间的位置关系;通过A组标定体和B组标定体之间的空间位置关系得到定位机构与目标对象之间的位置关系;操作者只需在CT扫描获得的三维模型上选择需要定位的三维区域,经位置关系换算,便确定该三维区域与定位机构之间的空间位置关系,依此可控制定位机

构移动定位;可以在术前或术中进行自动定位,操作者只需要在三维模型上选择三维区域,降低了操作复杂度与定位的难度,提高了定位的精准度。

附图说明

[0027] 图1为本发明一实施例的骨科三维区域定位系统的结构框图;

[0028] 图2为本发明一实施例的骨科三维区域定位方法的流程示意图。

[0029] 图中标记说明:

[0030] 1-定位机构,2-CT扫描设备,3-三维空间定位设备,4-控制装置,5-手术工具,100-A组标定体,200-B组标定体。

具体实施方式

[0031] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面结合附图对本发明的具体实施方式做详细的说明。

[0032] 在下面的描述中阐述了很多具体细节以便于充分理解本发明。但是本发明能够以很多不同于在此描述的其它方式来实施,本领域技术人员可以在不违背本发明内涵的情况下做类似推广,因此本发明不受下面公开的具体实施的限制。

[0033] 参看图1,在一个实施例中,骨科三维区域定位系统包括:定位机构1,A组标定体100,B组标定体200,三维空间定位设备3,CT(computed tomography,计算机体层摄影)扫描设备2及控制装置4。在本实施例中,定位机构1优选可以是手术机器人的手术机械臂,当然具体也不限,只要能够在控制装置4的控制下进行相应的运动即可。图1中示出的目标对象可以是患者;也可以是用来实现定位测试的测试物体,可以用一些离体骨骼或假体结构来实现等,具体不限。

[0034] 所述A组标定体100相对固定在所述定位机构1上,所述B组标定体200相对固定在目标对象上。定位机构1可以是现有的手术机械臂或者在结构上做合适的改动,例如设置A组标定体100的固定部位。手术机械臂优选是三维六自由度可动的机械臂,动作由关节处的驱动机构驱动。A组标定体100可以固定在定位机构1本体上,也可以固定在用来固定定位机构1的结构上,只要能够与定位机构1相对固定即可。当然由于定位机构1本身是可动的结构,因而与定位机构1的相对固定是从定位机构1的整体来说的,只要能够相对于定位机构1上的一个确定点固定,便可以通过相对位置关系和定位机构1的运动情况来确定A组标定体100的相对位置。B组标定体例如可以绑缚在目标对象上,当然固定方式也不限于此,只要能够在目标对象被CT扫描设备扫描时,B组标定体200可以被一同扫描进去即可,当然位置上需要避开目标对象需要定位的区域部分。

[0035] 所述三维空间定位设备用以捕获所述A组标定体100与所述B组标定体200的空间位置,得到A组标定体100与B组标定体200的空间位置后,便可计算得到A组标定体100与B组标定体200的三维位置关系。三维空间定位设备3捕获得到标定体空间位置可以根据现有的立体视觉定位技术实现,具体不再赘述。三维空间定位设备3可以通过双目立体视觉系统实现,例如红外双目镜头。B组标定体200、A组标定体100为能够被双目立体视觉系统感测到的标定体,具体不做限制。

[0036] 所述CT扫描设备2用以扫描携带有所述B组标定体200的目标对象,以获得三维模

型,所述三维模型包括有B组标定体部和目标对象部。CT是一种功能齐全的病情探测仪器,它是电子计算机X线断层扫描技术简称。CT扫描人体后,可以构建完整的人体内部三维计算机模型,同理的,当目标对象与B组标定体绑定后一同进行CT扫描后,同样可以构建出相应的三维模型,构建三维模型是CT扫描设备所能实现的功能,在此不再赘述。

[0037] 由于是三维模型,因而B组标定体部和目标对象部的各点在CT扫描设备2的系统坐标系中的坐标值是确定的,因而可以通过三维模型直接获取B组标定体部和目标对象部的各点的系统坐标值,从而可以确定B组标定体部和目标对象部上任意点之间的三维位置关系。B组标定体部和目标对象部上任意点之间的三维位置关系,与实际B组标定体和目标对象上任意点之间的三维位置关系,是一致的或者等比例缩放的。

[0038] 所述控制装置4连接CT扫描设备2、三维空间定位设备3和定位机构1,接收所述A组标定体100与B组标定体200的三维位置关系、及所述三维模型。当然,控制装置4可以用来显示三维模型,也可以接收外部输入的控制指令。可以理解,控制装置4也可以与CT扫描设备集成在一起,或者可以根据其功能分解而细分为几个模块,具体不限。

[0039] 操作者可以在显示的三维模型选定目标对象上的三维区域,以控制指令的方式通知给控制装置4,三维区域的选定可以通过划定区域的边缘来选定,区域的边缘可以是连续的或者不连续的,具体根据骨骼情况而定。控制装置4响应于控制指令而选定所述三维模型中目标对象部上的三维区域。

[0040] 控制装置4根据三维模型中三维区域与B组标定体部的三维位置关系、及所述A组标定体100与B组标定体200的三维位置关系,确定所述三维区域与所述A组标定体100的三维位置关系,而生成位置关系数据。可以理解,三维模型是可以根据比例进行缩放的,在进行位置关系计算时,需要还原至目标对象和B组标定体200的实际比例来进行计算。三维区域与A组标定体100通过中间的B组标定体200来确定相互之间的三维位置关系。

[0041] 由于三维区域和A组标定体100之间的三维位置关系已经确定,而A组标定体100与定位机构1之间的位置关系也是已知的,因而可以确定三维区域与定位机构1之间的三维位置关系。控制装置4根据所述位置关系数据控制所述定位机构1移动,实现了定位机构1对三维区域的定位。

[0042] 目标对象、B组标定体200及A组标定体100之间的位置关系,至少在CT扫描设备2进行扫描时和三维空间定位设备3进行捕获时是不变的,或者几者的相对移动是可知的,从而将变化量也计算在位置关系转换中,保证位置关系转换的正确性。当然最简单的方式就是,在整个工作过程中,目标对象、B组标定体200及A组标定体200的相对位置关系是始终不变的。

[0043] 通过在定位机构1上固定A组标定体100,得到定位机构1与A组标定体100之间的空间位置关系;通过在目标对象上固定B组标定体200,通过CT扫描三维建模后可得到目标对象与B组标定体200之间的位置关系;通过A组标定体100和B组标定体200之间的空间位置关系得到定位机构1与目标对象之间的位置关系;操作者只需在CT扫描获得的三维模型上选择需要定位的三维区域,经位置关系换算,便确定该三维区域与定位机构1之间的空间位置关系,依此可控制定位机构1移动定位;可以在术前或术中自动定位,操作者只需要在三维模型上选择三维区域,降低了操作复杂度与定位的难度,提高了定位的精准度。

[0044] 在一个实施例中,A组标定体100和B组标定体200均具有至少三个标定体,每组中

的至少三个标定体之间共面而不共线。三个标定体便可建立起对应的局部三维坐标系,作为一个整体来计算与其他部件之间的位置关系,计算的位置更为准确,也便于计算。当然可以有更多个标定体,具体不限。

[0045] 进一步的,控制装置4根据所述A组标定体100建立第一坐标系,根据所述B组标定体200建立第二坐标系,通过三维空间定位设备3测得的A组标定体100与B组标定体200的三维位置关系可以实现第一坐标系和第二坐标系之间的相互转换,或者将两个坐标系转换到另外一个相同坐标系下。接着,控制装置4根据所述三维区域与所述B组标定体部的三维位置关系(通过三维模型确定),将所述三维区域转换到所述第二坐标系中,从而三维区域在第二坐标系中的坐标值确定。接着,控制装置4根据所述A组标定体100与B组标定体200的三维位置关系,通过坐标系转换将所述A组标定体100、B组标定体200及所述三维区域统一至同一全局坐标系下。例如,B组标定体200及三维区域首先统一到第二坐标系下,再根据第一坐标系和第二坐标系之间的坐标转换关系将B组标定体200及三维区域统一转换到第一坐标系下,当然也可以反之,将A组标定体100转换到第二坐标系下,或者,将三者均转换到另一个全局坐标系下,只要该全局坐标系与第一坐标系或第二坐标系之间的转换关系是确定的即可。因而,该全局坐标系并不限定。

[0046] 优选的,全局坐标系为所述第一坐标系或第二坐标系,这样转换关系也简单一些,也无需再额外去建立一个全局坐标系。

[0047] 在一个实施例中,控制装置4根据所述三维区域与所述B组标定体部的三维位置关系,将所述三维区域转换到所述第二坐标系中,具体可以是:

[0048] 控制装置以B组标定体200的a、b、c三个标定体建立第二坐标系 $O'x'y'z'$,根据a、b、c三个标定体在三维模型的系统坐标系 $Oxyz$ 中的位置,计算出系统坐标系 $Oxyz$ 到第二坐标系 $O'x'y'z'$ 的旋转矩阵 $R(3 \times 3)$ 以及平移向量 $T(3 \times 1)$;

[0049] 假设系统坐标系 $Oxyz$ 中的点 $P(x, y, z)$ 为在目标对象部上点选的一点,根据下面公式(1)计算出P点在坐标系 $O'x'y'z'$ 中的位置:

$$P'(x', y', z') = R \cdot (P(x, y, z) - T) \quad (1)$$

[0051] 将选中的三维区域网格化,将各网格点以上述公式(1)计算进行坐标转换,从而将三维区域换到所述第二坐标系中。计算时可以采用网格点的中心点来表征该网格点进行坐标计算。如此可以通过点切形式实现区域性切除。

[0052] 优选的,控制装置4根据三维空间定位设备3测得的每组三个标定体的空间位置 $\vec{P}_1 = \{u_1, v_1, w_1\}$ 、 $\vec{P}_2 = \{u_2, v_2, w_2\}$ 、 $\vec{P}_3 = \{u_3, v_3, w_3\}$,建立该组标定体局部 $O-XYZ$ 坐标系,坐标中心 $\vec{O} = \frac{\vec{P}_1 + \vec{P}_2 + \vec{P}_3}{3}$,X轴方向定义为 $\vec{OP}_1$ 方向,Y轴方向定义为 $\vec{OP}_1 \times (\vec{P}_2 - \vec{P}_1)$ 方向,Z轴方向定义为 $\vec{X} \times \vec{Y}$ 方向。该坐标建立的方式适用于A组标定体100和B组标定体200。

[0053] 在一个实施例中,定位机构1上安装有手术工具5,所述控制装置4根据所述位置关系数据控制所述定位机构1动作,以带动所述手术工具5的待定位点移动至所述目标对象的三维区域实际位置处。该手术工具5是骨科手术相应需要的工具。手术工具5的手术端与定位机构1的位置关系是可以根据设置确定的,因而可以确定A组标定体100与手术工具5的手术端之间的三维位置关系,在运动控制时只需要对位置关系数据进行相应的位置关系换算便可,具体便不再赘述。

[0054] 优选的,手术工具5为超声骨刀。该刀利用高强度聚焦超声技术,通过换能器,将电能转化为机械能,经高频超声震荡,使所接触的组织细胞内水汽化,蛋白氢键断裂,从而将手术中需要切割的骨组织彻底破坏。在使用时,超声骨刀刀头的温度低于38℃,周围传播距离小于200微米。由于该高强度聚焦超声波只对特定硬度的骨组织具有破坏作用,不仅不会破坏到血管和神经组织,还能对手术伤口处起到止血作用,进一步缩小微创手术的创口,极大地提高了手术的精确性、可靠性和安全性。由于是聚焦,针对某一点进行破坏,因而点式切除是能够与超声骨刀工具的最佳配合方式。

[0055] 在本实施例中,控制装置4根据网格化的三维区域定位各网格点实际位置(可以根据前述实施例内容来实现),并控制所述定位机构1动作,以带动所述超声骨刀的刀头定点移动至各网格点实际位置或三维区域边缘对应的网格点实际位置,从而可以实现将划定的三维区域被切除。

[0056] 本发明可以适用于脊柱手术、开颅手术、骨折修复术、牙科坏牙剔除等等。例如是椎板减压手术,通过将椎板进行区域性的切除来实现减压。

[0057] 本发明还提供一种骨科三维区域定位方法,包括以下步骤:

[0058] S1:将A组标定体相对固定在所述定位机构上,将B组标定体相对固定在目标对象上;

[0059] S2:通过CT扫描设备用以扫描携带有所述B组标定体的目标对象,以获得三维模型,所述三维模型包括有B组标定体部和目标对象部;

[0060] S3:通过三维空间定位设备用以捕获所述A组标定体与所述B组标定体的空间位置,形成A组标定体与B组标定体的三维位置关系;

[0061] S4:控制装置接收所述A组标定体与B组标定体的三维位置关系、及所述三维模型,响应于控制指令而选定所述三维模型中目标对象部上的三维区域,根据所述三维区域与所述B组标定体部的三维位置关系、及所述A组标定体与B组标定体的三维位置关系,确定所述三维区域与所述A组标定体的三维位置关系,而生成位置关系数据;

[0062] S5:所述控制装置根据所述位置关系数据控制所述定位机构移动。

[0063] 步骤S2和S3之间是可以调换的。

[0064] 关于本发明实施例的骨科三维区域定位方法的具体内容可以参看前述实施例中关于骨科三维区域定位系统部分的描述内容,在此不再赘述。

[0065] 本发明虽然以较佳实施例公开如上,但其并不是用来限定权利要求,任何本领域技术人员在不脱离本发明的精神和范围内,都可以做出可能的变动和修改,因此本发明的保护范围应当以本发明权利要求所界定的范围为准。

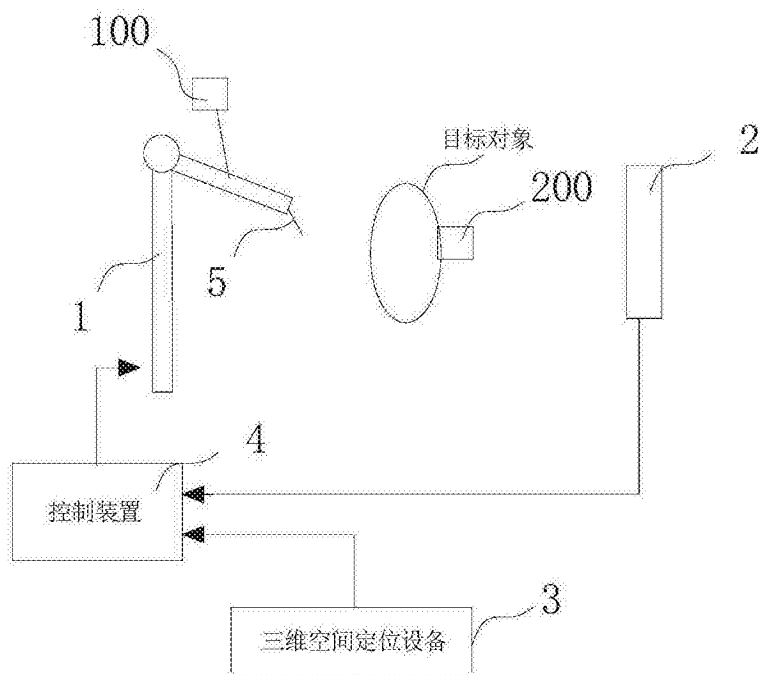


图1

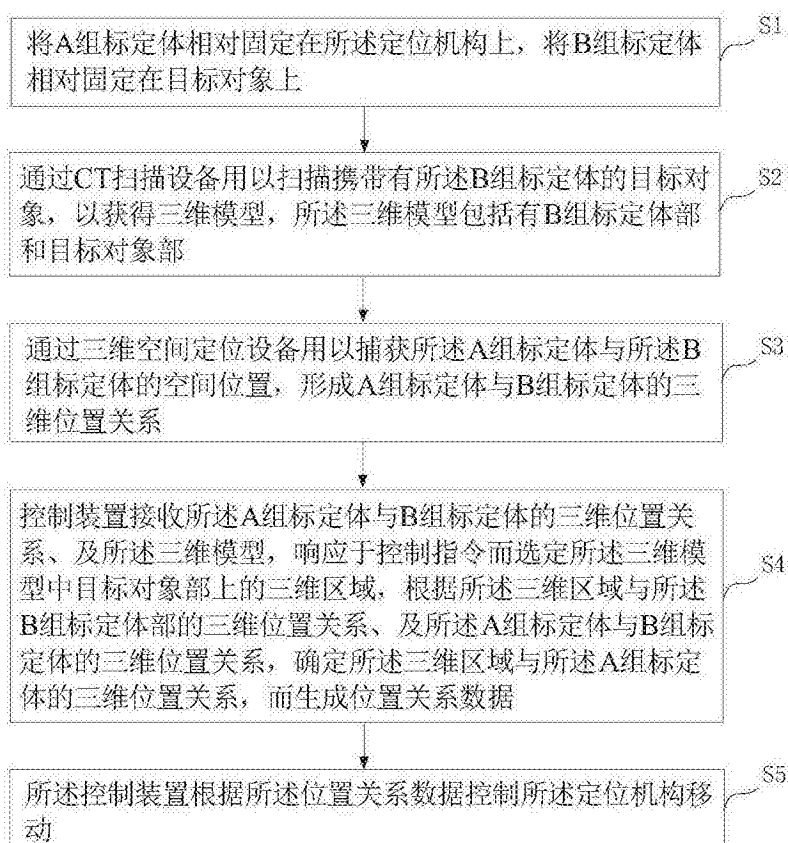


图2

专利名称(译)	骨科三维区域定位系统及方法		
公开(公告)号	CN107898499A	公开(公告)日	2018-04-13
申请号	CN201711280820.0	申请日	2017-12-06
[标]申请(专利权)人(译)	上海波城医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	上海波城医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	上海波城医疗科技有限公司		
[标]发明人	王少白 张元智 兰天		
发明人	王少白 张元智 兰天		
IPC分类号	A61B34/20 A61B34/10 A61B34/30		
CPC分类号	A61B34/10 A61B34/20 A61B34/74 A61B2034/102 A61B2034/107 A61B2034/108 A61B2034/2046		
代理人(译)	胡晶		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提出一种骨科三维区域定位系统及方法，A组标定体相对固定在定位机构上，B组标定体相对固定在目标对象上；三维空间定位设备捕获A组标定体与所述B组标定体的空间位置，形成两者的三维位置关系；CT扫描设备扫描携带有所述B组标定体的目标对象，以获得三维模型；控制装置接收A组标定体与B组标定体的三维位置关系、及三维模型，响应于控制指令而选定三维模型中目标对象部上的三维区域，根据三维区域与B组标定体部的三维位置关系、及A组标定体与B组标定体的三维位置关系，确定三维区域与A组标定体的三维位置关系，以此控制所述定位机构移动。定位更准确，降低操作复杂度。

