



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104799933 A

(43) 申请公布日 2015. 07. 29

(21) 申请号 201510119491. 6

(22) 申请日 2015. 03. 18

(71) 申请人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华园 1 号

(72) 发明人 王广志 宋健 丁辉 王军强

韩巍

(74) 专利代理机构 北京思海天达知识产权代理

有限公司 11203

代理人 楼良基

(51) Int. Cl.

A61B 17/90(2006. 01)

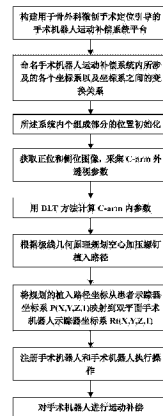
权利要求书5页 说明书15页 附图4页

(54) 发明名称

一种用于骨外科定位引导的手术机器人运动补偿方法

(57) 摘要

一种用于骨外科定位引导的手术机器人运动补偿方法属于CAD微创骨外科治疗技术领域,其特征在于用固定在C形臂X线机影像增强器上的靶罩代替传统的立体定标架,减少了操作时间和放射量,同时用固定在靶罩上的示踪器,经光学定位子系统获取C形臂X线机成像外透视参数,用DLT方法求解内透视参数,再按极线几何原理和双目视觉算法进行路径规划和重建,在患者和双平面手术机器人上也固定示踪器进行位置跟踪,建立了图像、靶罩、患者和双平面手术机器人之间的空间坐标传递关系,也同时实现了在传统的双平面手术机器人自动精确定位基础上,利用空间变换矩阵,实现了在减少手术操作时间和放射量的同时解决了双平面手术机器人和患者由于相对运动而产生的坐标动态误差问题。



1. 一种用于骨外科定位引导的手术机器人运动补偿方法,其特征在于,是在一种双平面手术机器人运动补偿系统平台,以下简称系统中,依次按以下步骤实现的:

步骤(1),构建一个所述的系统,包括C形臂X线机(1)、靶罩(2)、作为测试对象的股骨模型(3)、光学定位子系统(4)、双平面手术机器人(5)和 workstation(6),其中:

C形臂X线机(1),用于获取手术中所述作为测试对象的股骨模型(3),通过所述C形臂X线机(1)的转动,能在所述股骨模型(3)水平放置时自底向上地获取股骨颈部位的正位图像,或者从侧面获取所述股骨颈部位的侧位图像,

靶罩(2),由靶罩标志点定标架和靶罩示踪器两部分构成,其中:

所述靶罩标志点定标架,用于在所述C形臂X线机(1)获取所述正位图像或侧位图像后对所述C形臂X线机(1)进行标定,所述靶罩标志点定标架包括:所述靶罩(2)的底层塑料板和顶层塑料板,其中:

在底层塑料板上,至少安放了作为标志点的6个直径为3mm的钢珠,按数字“4”的形状顺序排列,

在顶层塑料板上,至少安放了作为标志点的4个直径为2mm的钢珠,按正方形的形状从左上角开始逆时针方向排列,

所述底层塑料板和顶层塑料板上、下平行地同轴放置,中间留有80mm~120mm的间距,且用金属框架固定,构成了所述靶罩标志点定标架,上、下两层所述塑料板上的标志点既不互相遮挡,也不妨碍识别在所述C形臂X线机(1)所获取的二维图像中各所述标志点所对应的像素值,以实现与所述C形臂X线机(1)的标定,

所述靶罩示踪器,是垂直地连接在所述金属框架上、下周边之间的所述靶罩(2)的一块侧面面板,上面固定着由刚性十字架连接且在所述刚性十字架的四个端部各装有一个反光球的示踪器,用于跟踪所述靶罩(2)的空间位置,

所述靶罩(2)固定在所述C形臂X线机(1)的影像增强器上,所述顶部塑料板面向且平行于所述影像增强器的平面,

股骨模型(3),平放在牵引床上,用以模拟受试患者,在所述股骨模型(3)上端面的几何中心刚性地固定患者示踪器,这是一个四个端部各安装着反光球的刚性十字架,在初始位置,所述靶罩示踪器面对着所述股骨模型(3)的上端面,处于所述光学定位子系统(4)的跟踪范围,

光学定位子系统(4),是一个安装在三脚架上的CCD摄像机,面对所述股骨模型(3),靠人工移动,

双平面手术机器人(5),在机身侧面固定着一个双平面手术机器人示踪器,也是一个在四个端部各固定着一个反光球的刚性十字架,用于跟踪所述双平面手术机器人(5)的运动,所述双平面手术机器人(5)平行且紧靠着所述牵引床,且使所述双平面手术机器人示踪器面向所述股骨模型(3)的侧面,

workstation(6),是一台上位计算机,三个控制信号输入端分别与所述C形臂X线机(1)、所述光学定位子系统(4)和所述双平面手术机器人(5)对应的输出端相连,所述workstation(6)内部置有:图像输入模块、图形交互模块、数据处理模块和双平面手术机器人注册与控制模块;

步骤(2)建立所述双平面手术机器人运动补偿系统内涉及的各个坐标系及其相互变

换关系，

步骤 (2.1) 所述坐标系是齐次加一的齐次坐标系，用 h 表示尺度因子， $h = 1$ ：

步骤 (2.1.1) 靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, h)$ ， $h = 1$ ，原点为其中任意一个反光球的球心，所述靶罩 (2) 内各个标志点 i 的坐标为 $f_i(x, y, z, 1)$ ， $i = 0, 1, 2, \dots, 9$ ，其余各点的坐标为 $f(x, y, z, 1)$ ，各标志点的总合为 $I = 10$ ，

步骤 (2.1.2) 患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ ，其原点为其中任一反光球球心，各点的坐标为 $p(x, y, z, 1)$ ，

步骤 (2.1.3) 双平面手术机器人示踪器坐标系 $R_t(X, Y, Z, 1)$ ，其原点为其中任一反光球球心，各点的坐标为 $rt(x, y, z, 1)$ ，

步骤 (2.1.4) 双平面手术机器人坐标系 $R(X, Y, Z, 1)$ ，其原点位于所述双平面手术机器人 (5) 机身的几何中心，各点的坐标为 $r(x, y, z, 1)$ ，

步骤 (2.1.5) 所述股骨模型 (3) 的正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ ，左下角为所述坐标系的原点，各点的坐标为 $a(x, y, 1)$ ，

步骤 (2.1.6) 所述股骨模型 (3) 的侧位图像坐标系 $L(X, Y, 1)$ ，左下角为所述坐标系的原点，各点的坐标为 $l(x, y, 1)$ ，

步骤 (2.1.7) 所述光学定位子系统 (4) 自定义的坐标系：世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ ，是 Auto CAD 的基本坐标系，各点坐标为 $w(x, y, z, 1)$ ，

步骤 (2.2) 建立各所述坐标系之间的空间变换矩阵：

步骤 (2.2.1) $T_p^{(F-A)}$ 表示当所述靶罩 (2) 的底层塑料板面对所述股骨模型 (3) 正面以获取所述股骨模型 (3) 的正位图像时，从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 的 4×4 空间变换矩阵，

步骤 (2.2.2) $T_p^{(F-L)}$ 为当所述靶罩 (2) 的底层塑料板面对所述股骨模型 (3) 侧面以获取所述股骨模型 (3) 的侧位图像时，从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 的 4×4 空间变换矩阵，

步骤 (2.2.3) $T_{3 \times 4}^{(F-A)}$ 为在获取所述股骨模型 (3) 的正位图像时从所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型 (3) 的正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 之间的 3×4 空间变换矩阵，

步骤 (2.2.4) $T_{3 \times 4}^{(F-L)}$ 为在获取所述股骨模型 (3) 的侧位图像时从所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型 (3) 的侧位图像坐标系 $L(X, Y, 1)$ 之间的 3×4 空间变换矩阵，

步骤 (2.2.5) $\mathbf{M}_{3 \times 4}^A$ 为在获取所述股骨模型 (3) 的正位图像时从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型 (3) 的正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 之间的 3×4 空间变换矩阵，

步骤 (2.2.6) $\mathbf{M}_{3 \times 4}^L$ 为在获取所述股骨模型 (3) 的侧位图像时从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型 (3) 的侧位图像坐标系 $L(X, Y, 1)$ 之间的 3×4 空间变换矩阵，

步骤 (2.2.7) T_p^{Rt} 为从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述双平面手术机器人示踪器坐标系 $R_t(X, Y, Z, 1)$ 的 4×4 空间变换矩阵，

步骤 (2.2.8) T_{Rt}^R 为从所述双平面手术机器人示踪器坐标系 $R_t(X, Y, Z, 1)$ 到所述双平面手术机器人坐标系 $R(X, Y, Z, 1)$ 的 4×4 空间变换矩阵

步骤 (2.2.9) $T_P^{(W-A)}$ 为在获取所述股骨模型 (3) 的正位图像时,从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵,

步骤 (2.2.10) $T_F^{(W-A)}$ 为在获取所述股骨模型 (3) 的正位图像时,从所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵,

步骤 (2.2.11) $T_P^{(W-L)}$ 为在获取所述股骨模型 (3) 的侧位图像时,从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵,

步骤 (2.2.12) $T_F^{(W-L)}$ 为在获取所述股骨模型 (3) 的侧位图像时,从所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵,

步骤 (2.2.13) T_P^W 为所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵,

步骤 (2.2.14) T_{Rt}^W 为所述双平面手术机器人示踪器坐标系 $Rt(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵,

变换到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 的各所述空间变换矩阵利用所述光学定位子系统 (4) 直接获取;

步骤 (3) 所述系统内各组成部分的位置初始化

人工移动所述光学定位子系统 (4) 到离所述股骨模型 (3) 的距离最近的一端,且使所述光学定位子系统 (4) 面向所述股骨模型 (3),

把所述双平面手术机器人 (5) 置于所述股骨模型 (3) 骨折的一侧,把所述 C 形臂 X 线机 (1) 置于所述股骨模型 (3) 的健康的一侧,把所述靶罩示踪器面向离所述股骨模型 (3) 最近的一个上端面放置,

使所述双平面手术机器人示踪器面向所述光学定位子系统 (4);

步骤 (4) 人工移动所述 C 形臂 X 线机 (1), 获取引导图像, 以求取从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 的空间变换矩阵 $M_{3 \times 4}^A$, 以及从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型侧位图像坐标系 $L(X, Y, 1)$ 的空间变换矩阵 $M_{3 \times 4}^L$.

步骤 (4.1) 在所述股骨模型 (3) 水平放置时,所述 C 形臂 X 线机 (1) 自底向上获取所述股骨模型 (3) 的正位图像,同时所述工作站 (6) 控制所述光学定位子系统 (4) 记录所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_P^{(W-A)}$, 以及所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_F^{(W-A)}$, 并按下式计算在获取正位图像时从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_P^{(F-A)}$:

$$T_P^{(F-A)} = T_P^{(W-A)} \cdot (T_F^{(W-A)})^{-1},$$

步骤 (4.2) 在所述股骨模型 (3) 水平放置时,所述 C 形臂 X 线机 (1) 位于所述股骨模型 (3) 创伤部位一侧,获取所述侧位图像,同时所述工作站 (6) 控制所述光学定位子系统 (4) 记录所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_P^{(W-L)}$, 以及所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_F^{(W-L)}$, 并按下式计算在获取侧位图像时从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_P^{(F-L)}$:

$$T_P^{(F-L)} = T_P^{(W-L)} \cdot (T_F^{(W-L)})^{-1},$$

所述空间变换矩阵 $T_P^{(F-A)}$ 、 $T_P^{(F-L)}$ 作为所述 C 形臂 X 线机 (1) 成像的外透视参数以求取分别从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到正位图像以及到侧位图像时的空间变换矩阵 $M_{3 \times 4}^A$ 、 $M_{3 \times 4}^L$ 之用,

步骤 (4.3) 按下式计算从所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_{3 \times 4}^{(F-A)}$ 以及从所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型侧位图像坐标系 $L(X, Y, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_{3 \times 4}^{(F-L)}$,

$$\left. \begin{aligned} a_i(x, y, 1) &= T_{3 \times 4}^{(F-A)} \cdot f_i(x, y, z, 1) \\ l_i(x, y, 1) &= T_{3 \times 4}^{(F-L)} \cdot f_i(x, y, z, 1) \end{aligned} \right\} i = 0, 1, 2, \dots, 9,$$

其中： $f_i(x, y, z, 1)$ 为靶罩标志点在所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 中的点坐标， $a_i(x, y, 1)$ 为所述靶罩标志点 i 在所述股骨模型正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 中的对应点的坐标，

$l_i(x, y, 1)$ 为所述靶罩标志点 i 在所述股骨模型侧位图像坐标系 $L(X, Y, 1)$ 中的对应点的坐标，

所述空间变换矩阵 $T_{3 \times 4}^{(F-A)}$ 、 $T_{3 \times 4}^{(F-L)}$ 作为所述 C 形臂 X 线机 (1) 的内透视参数以求取所述的空间变换矩阵 $M_{3 \times 4}^A$ 、 $M_{3 \times 4}^L$ ，

步骤 (4.4) 按下式计算：

从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 的空间变换矩阵 $M_{3 \times 4}^A$ ：

$M_{3 \times 4}^A = T_{3 \times 4}^{(F-A)} \cdot T_P^{(F-A)}$ ，表示从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 再到所述股骨模型正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 的坐标转换过程，下同，

$$M_{3 \times 4}^L = T_{3 \times 4}^{(F-L)} \cdot T_P^{(F-L)}；$$

步骤 (5) 规划空心加压螺钉的植入路径：

步骤 (5.1) 按下式建立从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 的空间变换矩阵的关系式：

$a_i(x, y, 1) = M_{3 \times 4}^A \cdot p_i(x, y, z, 1)$, $i \neq 0, 1, 2, \dots, 9$ ，但在坐标点总数 I' 内取值，下同同理建立从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型侧位图像坐标系 $L(X, Y, 1)$ 的空间变换矩阵的关系式：

$$l_i(x, y, 1) = M_{3 \times 4}^L \cdot p_i(x, y, z, 1), i \neq 0, 1, 2, \dots, 9，$$

步骤 (5.2) 在规划把空心加压螺钉从创伤端植入所述股骨模型 (3) 侧面的路径时，设定所述股骨模型 (3) 正位图像的一条直线作为规划路径，其中每一个点 $a_i(x, y, 1)$ 映射到侧位图像中为一条直线，称为极线，则所述股骨模型 (3) 正位图像中的每一个路径线段的端点在所述股骨模型 (3) 侧位图像中对应一条对所述侧位图像中的路径直线进行约束的直线，必定同时满足所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型 (3) 正、侧两个坐标系

A(X, Y, 1) 和 L(X, Y, 1) 的空间变换矩阵, 因而对步骤 (5. 1) 中提到的两个联立方程求解, 就能解出在所述股骨模型 (3) 正、侧位图像中规划的路径坐标 $p_i(x, y, z, 1)$;

步骤 (6) 把步骤 (5. 2) 规划得到的所述患者示踪器坐标系 P(X, Y, Z, 1) 中的植入路径坐标 $p_i(x, y, z, 1)$ 映射为所述双平面手术机器人示踪器坐标系 Rt(X, Y, Z, 1) 中的坐标 $rt_i(x, y, z, 1)$:

$$rt_i(x, y, z, 1) = \mathbf{T}_P^{Rt} \cdot \mathbf{p}_i(x, y, z, 1), \text{ 其中:}$$

$$\mathbf{T}_P^{Rt} = \mathbf{T}_P^W \cdot (\mathbf{T}_{Rt}^W)^{-1}, \text{ 其中:}$$

\mathbf{T}_P^W 为在规划植入路径时, 利用所述光学定位子系统 (4) 获取的从所述患者示踪器坐标系 P(X, Y, Z, 1) 到世界坐标系 W(X, Y, Z, 1) 的空间变换矩阵,

\mathbf{T}_{Rt}^W 为在规划植入路径时, 利用所述光学定位子系统 (4) 获取的从所述双平面手术机器人示踪器坐标系 Rt(X, Y, Z, 1) 到世界坐标系 W(X, Y, Z, 1) 的空间变换矩阵,

\mathbf{T}_P^{Rt} 为从所述患者示踪器坐标系 P(X, Y, Z, 1) 到双平面手术机器人示踪器坐标系 Rt(X, Y, Z, 1) 的空间变换矩阵;

步骤 (7) 在所述所述双平面手术机器人 (5) 机身找到四个不同面的注册点, 按下式计算从所述双平面手术机器人示踪器坐标系 Rt(X, Y, Z, 1) 到双平面手术机器人坐标系 R(X, Y, Z, 1) 的坐标传递关系 \mathbf{T}_{Rt}^R , 把步骤 (6) 所得的在所述双平面手术机器人示踪器坐标系 Rt(X, Y, Z, 1) 内的路径坐标注册到所述双平面手术机器人坐标系 R(X, Y, Z, 1) 内的路径坐标,

$$r_i(x, y, z, 1) = \mathbf{T}_{Rt}^R \cdot rt_i(x, y, z, 1), \text{ 其中:}$$

$$\mathbf{T}_{Rt}^R = \begin{bmatrix} r_1(x, y, z, 1) & r_2(x, y, z, 1) & r_3(x, y, z, 1) & r_4(x, y, z, 1) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} rt_1(x, y, z, 1) & rt_2(x, y, z, 1) & rt_3(x, y, z, 1) & rt_4(x, y, z, 1) \end{bmatrix}^{-1}, \text{ 其中:}$$

$[r_1(x, y, z, 1) \ r_2(x, y, z, 1) \ r_3(x, y, z, 1) \ r_4(x, y, z, 1)]$ 分别为四个注册点在所述双平面手术机器人坐标系 R(X, Y, Z, 1) 中的坐标,

$[rt_1(x, y, z, 1) \ rt_2(x, y, z, 1) \ rt_3(x, y, z, 1) \ rt_4(x, y, z, 1)]$ 分别为四个注册点在所述双

平面手术机器人示踪器坐标系 Rt(X, Y, Z, 1) 中的坐标,

以便供所述双平面手术机器人 (5) 执行植入路径操作;

步骤 (8) 在所述双平面手术机器人 (5) 和患者之间发生移动时, 所述工作站 (6) 在 20 秒之内按下式对所述双平面手术机器人 (5) 进行坐标的运动补偿:

$$r_i(x, y, z, 1) = \mathbf{T}_{Rt}^R \cdot \mathbf{T}_P^{Rt} \cdot \mathbf{p}_i(x, y, z, 1)。$$

一种用于骨外科定位引导的手术机器人运动补偿方法

技术领域：

[0001] 本发明属于计算机辅助微创治疗领域，尤其适用于股骨颈骨折和髋关节骨折等骨外科创伤的微创固定手术的引导。

背景技术：

[0002] 股骨颈和髋关节骨折是常见的骨外科创伤，临床中越来越多地采用空心加压螺钉的内固定微创手术治疗股骨颈和髋关节骨折。对于股骨颈骨折，要求植入的三根空心加压螺钉之间相互平行、具有合理的空间分布以及其尖端固定于骨皮质层，且不能穿过骨皮质层；对于髋关节骨折，需要保证植入的空心加压螺钉避开骨盆部位的主要动脉和神经，否则可能造成大出血和神经损伤。因此，精确地规划和定位手术路径是股骨颈和髋关节骨折微创内固定手术成功的关键。

[0003] 开放复位和固定是治疗股骨颈和髋关节骨折的标准流程，但是由于开放手术对于患者损伤较大，因此近年来借助影像引导的经皮植入空心加压螺钉的微创治疗方法得到了广泛应用。外科医生早期借助透视方法的引导植入空心加压螺钉，但是该方法伴随着长时间的多次 X 射线放射，有损医生健康。2D 虚拟透视导航方法可以将手术工具实时投影在若干幅（通常是四幅）不同视角的透视图像中，从而引导医生规划植入路径，很大程度上减少了 X 射线放射剂量。但是，医生需要多次手动移动手术工具才能在使其在各个视角图像中的投影满足植入要求，延长了手术操作时间。3D 透视导航方法相对于 2D 透视导航可以提供更多的空间信息，使得路径规划变得更容易，但是 3D 透视导航通常需要术中 3D 数据的获取，延长了放射和图像处理时间。并且，由于操作中没有稳固的支撑，使用 2D 和 3D 透视导航方法时，医生很难稳定地把持手术工具，造成实际植入路径偏离规划路径。

[0004] 为了解决手持稳定性问题，研究人员引入了手术机器人。其中一些机器人只是为医生提供固定工具的支撑，另外一些机器人则可以自动定位手术路径，但是这类机器人需要在手术中用 X 射线机扫描很多 X 射线图像进行重建或者与术前 CT 数据进行复杂的注册配准过程。双平面手术机器人系统可以利用两张不同视角的 X 线透视图像规划手术路径，控制分别位于两平面内的两个球形铰链在平面内的位置，并通过两个球的中心点来准确、自动地确定手术植入路径。并且球形铰链的运动平面位于牵引床一侧，使得机器人在完成引导运动时不会与患者或其他手术室设备发生碰撞。该机器人系统算法的核心是透过双平面手术机器人机身固定的立体定标架，同时获取定标架及创伤部位的正位和侧位图像，从而利用传统的双目立体视觉原理将针对创伤骨骼的规划手术路径映射到机器人工作空间内，实现机器人引导位置自动、精确的定位。

[0005] 双平面手术机器人系统只需要两张 X 射线图像进行定位，在原理上减少了 X 射线获取数量。但是，由于双平面机器人导航系统是利用图像和立体定标架上的标志点来同时定位患者创伤部位和双平面手术机器人，并且两者之间无法刚性连接。因此，在图像获取过程开始后，必须保证患者和双平面手术机器人的绝对静止，否则就无法利用已获取的图像定位移动后患者和双平面手术机器人，因此不得不重新获取 X 线透视图像和规划。然而，医

生在获取正位图像后,常常需要人工移动 C 形臂 X 线机获取侧位图像,这个过程有时需要对患者进行重新摆位;在第一或第二根空心加压螺钉植入和加压操作时对患者施加的外力也会造成患者的移位,因此经常不得不重新获取 X 线图像和反复规划,延长了手术时间,同时也增加了 X 射线放射剂量。除此之外,对于每一次图像获取,双平面手术机器人导航系统必须同时获取到合适的骨折部位和机器人上固定点立体定标架上所有的标志点。然而,由于该立体定标架所占空间较大,因此每一次都需要耗费时间多次人工移动 C 形臂 X 线机进行透视才能获取合适的图像,很大程度上延长了手术操作时间,并增加了 X 射线放射剂量。

[0006] 鉴于以上所述传统双平面手术机器人的不足,本发明对于传统双平面手术机器人机身体积庞大的立体定标架进行了改进,设计了固定于 C 形臂 X 线机影像增强器的靶罩替代该立体定标架。这样一来,无论 C 形臂 X 线机以任何视角获取图像,靶罩上的所有标志点都会全部呈现在图像之中,只需要保证获取到合适的创伤部位图像即可,减少了获取图像过程中反复人工移动 C 形臂 X 线机所引入的操作时间和 X 射线放射剂量。由于改进后的靶罩随着 C 形臂 X 线机的影像增强器移动,无法利用解析算法求出 C 形臂 X 线机成像的外透视参数,因此无法用传统的方法进行 C 形臂 X 线机的标定和重建。我们在靶罩上固定示踪器,利用光学定位子系统获取 C 形臂 X 线机成像外透视参数,并用 DLT 方法求解 C 形臂 X 线机成像内透视参数,再根据成熟的极线几何原理与双目视觉算法就可以进行路径规划和重建。同时,在患者和双平面手术机器人上也固定了示踪器并进行实时位置跟踪,结合上述的方法,利用光学定位子系统就可以建立图像、靶罩、患者和双平面手术机器人之间的动态联系,从而在现有双平面机器人自动精确定位优点的基础上,实现了双平面手术机器人的术中运动补偿,减少了术中操作时间和 X 射线放射剂量。

发明内容:

[0007] 本发明的目的是提出一种用于骨外科定位引导的手术机器人运动补偿方法和相应的操作流程,避免手术过程中由于患者和手术机器人移位而造成固定螺钉的实际植入路径偏离规划路径,减少手术中由于患者和双平面手术机器人移位所造成的重新获取图像和重新进行手术路径规划的操作,以及因此增加的 X 射线放射剂量和操作时间。本发明克服了现有双平面手术机器人系统在获取图像时,必须进行多次 X 射线透视才能将双平面手术机器人机身的体积庞大的立体定标架上所有标志点全部呈现在图像中的缺点,操作流程简单,实现了快速、准确的手术路径定位,很大程度上减少了术中操作时间和 X 射线放射剂量。本发明用光学定位子系统对患者和双平面手术机器人进行跟踪和运动补偿,兼顾手术效率、精度和 X 射线辐射剂量,可以对使用双平面手术机器人进行操作的手术流程进行改进,并且该运动补偿方法也适用于各种其他类型手术机器人,尤其适用于以股骨颈骨折和髌髌关节骨折为代表的骨外科创伤手术,方法科学、通用性强,在骨外科创伤微创手术中具有明确的使用价值。

[0008] 我们注意到传统的双平面手术机器人系统工作的前提是假设患者和双平面手术机器人以及其机身固定的立体定标架绝对静止,其方法核心是在术中从两个不同的透视角度获取患者创伤部位与立体定标架的 X 射线图像,利用双目视觉算法来定位患者和双平面手术机器人的位置,从而在图像中进行路径规划就可以代表真实患者创伤部位的手术路径,也就能将该路径的坐标映射到双平面手术机器人工作空间内。但是传统的双平面手术

机器人系统工作的前提是手术过程中患者必须相对于双平面手术机器人及其机身立体定标架绝对静止,这是由于规划图像只能反映在图像获取时刻患者和双平面手术机器人的位置。一旦患者或者双平面手术机器人相对于获取图像时自身的位置发生移动,双平面手术机器人无法感知和补偿这一运动,如果双平面手术机器人仍然按照之前获取的图像规划的路径执行操作,就会偏离正确的手术路径。

[0009] 我们发现对患者和双平面手术机器人的运动进行运动补偿,本质上是建立术中图像、立体定标架、患者和双平面手术机器人之间的动态联系。只要在立体定标架、患者和双平面手术机器人上固定示踪器,光学定位子系统可以定位和跟踪这些物体,建立它们之间的联系。然后再进行 C 形臂 X 线机的标定建立立体定标架与图像的联系,就可以建立图像、立体定标架、患者和双平面手术机器人之间的动态联系。因此问题的本质就变成了如何利用光学定位子系统建立术中图像、立体定标架、患者和双平面手术机器人之间的空间变换矩阵。

[0010] 我们又发现如果沿用传统的双平面手术机器人系统的立体定标架,在获取两张不同角度的透视图像过程中,必须保证在患者和双平面手术机器人及其机身的立体定标架绝对静止的前提下,将立体定标架上所有标志点和骨折部位都呈现在透视图像中。然而,该立体定标架体积较大,获取透视图像过程中,经常需要多次人工移动 C 形臂 X 线机进行 X 射线透视才能满足上述要求;有时在正位图像获取之后,必须对患者再次进行人工摆位才能获得侧位图像,因此不得不通过透视重新获取正位图像。因此我们考虑用固定于 C 形臂 X 线机影像增强器的靶罩来替代传统双平面手术机器人机身的立体定标架,这样就可以避免丢失标志点的情况,只需要在图像中呈现骨折部位,就可以实现手术路径的规划和引导,很大程度上减少了获取图像过程的操作时间和 X 射线放射剂量。

[0011] 用靶罩代替传统双平面手术机器人系统的立体定标架可以使得图像获取变得更简单,但是由于靶罩是随着 C 形臂 X 线机影像增强器移动的,所以不能利用解析的方法计算出 C 形臂 X 线机的外透视参数,传统的 C 形臂 X 线机标定和重建算法已经不再适用。我们考虑到, C 形臂 X 线机的外透视参数本质上是 C 形臂 X 线机在获取不同视角的透视图像之间的空间变换矩阵,于是我们在靶罩和患者身上都固定了示踪器,可以利用光学定位子系统计算患者示踪器坐标系到靶罩示踪器坐标系之间的空间变换矩阵,以此作为外透视参数,然后用极限几何原理进行手术路径规划。以上提出的方法已经将光学定位子系统与术中图像、靶罩、患者建立起了联系,只需再利用注册过程将双平面手术机器人同光学定位子系统进行关联。

[0012] 本发明的特征在于,是在一种双平面手术机器人运动补偿系统平台,以下简称系统中,依次按以下步骤实现的:

[0013] 步骤(1),构建一个所述的系统,包括 C 形臂 X 线机(1)、靶罩(2)、作为测试对象的股骨模型(3)、光学定位子系统(4)、双平面手术机器人(5)和 workstation(6),其中:

[0014] C 形臂 X 线机(1),用于获取手术中所述作为测试对象的股骨模型(3),通过所述 C 形臂 X 线机(1)的转动,能在所述股骨模型(3)水平放置时自底向上地获取股骨颈部位的正位图像,或者从侧面获取所述股骨颈部位的侧位图像,

[0015] 靶罩(2),由靶罩标志点定标架和靶罩示踪器两部分构成,其中:

[0016] 所述靶罩标志点定标架,用于在所述 C 形臂 X 线机(1)获取所述正位图像或侧位

图像后对所述 C 形臂 X 线机 (1) 进行标定, 所述靶罩标志点定标架包括: 所述靶罩 (2) 的底层塑料板和顶层塑料板, 其中:

[0017] 在底层塑料板上, 至少安放了作为标志点的 6 个直径为 3mm 的钢珠, 按数字“4”的形状顺序排列,

[0018] 在顶层塑料板上, 至少安放了作为标志点的 4 个直径为 2mm 的钢珠, 按正方形的形状从左上角开始逆时针方向排列,

[0019] 所述底层塑料板和顶层塑料板上、下平行地同轴放置, 中间留有 80mm ~ 120mm 的间距, 且用金属框架固定, 构成了所述靶罩标志点定标架, 上、下两层所述塑料板上的标志点既不互相遮挡, 也不妨碍识别在所述 C 形臂 X 线机 (1) 所获取的二维图像中各所述标志点所对应的像素值, 以实现与所述 C 形臂 X 线机 (1) 的标定,

[0020] 所述靶罩示踪器, 是垂直地连接在所述金属框架上、下周边之间的所述靶罩 (2) 的一块侧面面板, 上面固定着由刚性十字架连接且在所述刚性十字架的四个端部各装有一个反光球的示踪器, 用于跟踪所述靶罩 (2) 的空间位置,

[0021] 所述靶罩 (2) 固定在所述 C 形臂 X 线机 (1) 的影像增强器上, 所述顶部塑料板面向且平行于所述影像增强器的平面,

[0022] 股骨模型 (3), 平放在牵引床上, 用以模拟受试患者, 在所述股骨模型 (3) 上端面的几何中心刚性固定患者示踪器, 这是一个四个端部各安装着反光球的刚性十字架, 在初始位置, 所述靶罩示踪器面对着所述股骨模型 (3) 的上端面, 处于所述光学定位子系统 (4) 的跟踪范围,

[0023] 光学定位子系统 (4), 是一个安装在三脚架上的 CCD 摄像机, 面对所述股骨模型 (3), 靠人工移动,

[0024] 双平面手术机器人 (5), 在机身侧面固定着一个双平面手术机器人示踪器, 也是一个在四个端部各固定着一个反光球的刚性十字架, 用于跟踪所述双平面手术机器人 (5) 的运动, 所述双平面手术机器人 (5) 平行且紧靠着所述牵引床, 且使所述双平面手术机器人示踪器面向所述股骨模型 (3) 的侧面,

[0025] 工作站 (6), 是一台上位计算机, 三个控制信号输入端分别与所述 C 形臂 X 线机 (1)、所述光学定位子系统 (4) 和所述双平面手术机器人 (5) 对应的输出端相连, 所述工作站 (6) 内部置有: 图像输入模块、图形交互模块、数据处理模块和双平面手术机器人注册与控制模块;

[0026] 步骤 (2) 建立所述双平面手术机器人运动补偿系统内涉及的各个坐标系及其相互变换关系,

[0027] 步骤 (2.1) 所述坐标系是齐次加一的齐次坐标系, 用 h 表示尺度因子, $h = 1$:

[0028] 步骤 (2.1.1) 靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, h)$, $h = 1$, 原点为其中任意一个反光球的球心, 所述靶罩 (2) 内各个标志点 i 的坐标为 $f_i(x, y, z, 1)$, $i = 0, 1, 2, \dots, 9$, 其余各点的坐标为 $f(x, y, z, 1)$, 各标志点的总合为 $I = 10$,

[0029] 步骤 (2.1.2) 患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$, 其原点为其中任一反光球球心, 各点的坐标为 $p(x, y, z, 1)$,

[0030] 步骤 (2.1.3) 双平面手术机器人示踪器坐标系 $R_t(X, Y, Z, 1)$, 其原点为其中任一反光球球心, 各点的坐标为 $rt(x, y, z, 1)$,

[0031] 步骤 (2.1.4) 双平面手术机器人坐标系 $R(X, Y, Z, 1)$, 其原点位于所述双平面手术机器人 (5) 机身的几何中心, 各点的坐标为 $r(x, y, z, 1)$,

[0032] 步骤 (2.1.5) 所述股骨模型 (3) 的正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$, 左下角为所述坐标系的原点, 各点的坐标为 $a(x, y, 1)$,

[0033] 步骤 (2.1.6) 所述股骨模型 (3) 的侧位图像坐标系 $L(X, Y, 1)$, 左下角为所述坐标系的原点, 各点的坐标为 $l(x, y, 1)$,

[0034] 步骤 (2.1.7) 所述光学定位子系统 (4) 自定义的坐标系: 世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$, 是 Auto CAD 的基本坐标系, 各点坐标为 $w(x, y, z, 1)$,

[0035] 步骤 (2.2) 建立各所述坐标系之间的空间变换矩阵:

[0036] 步骤 (2.2.1) $T_p^{(F-A)}$ 表示当所述靶罩 (2) 的底层塑料板面对所述股骨模型 (3) 正面以获取所述股骨模型 (3) 的正位图像时, 从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 的 $4*4$ 空间变换矩阵,

[0037] 步骤 (2.2.2) $T_p^{(F-L)}$ 为当所述靶罩 (2) 的底层塑料板面对所述股骨模型 (3) 侧面以获取所述股骨模型 (3) 的侧位图像时, 从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 的 $4*4$ 空间变换矩阵,

[0038] 步骤 (2.2.3) $T_{3*4}^{(F-A)}$ 为在获取所述股骨模型 (3) 的正位图像时从所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型 (3) 的正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 之间的 $3*4$ 空间变换矩阵,

[0039] 步骤 (2.2.4) $T_{3*4}^{(F-L)}$ 为在获取所述股骨模型 (3) 的侧位图像时从所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型 (3) 的侧位图像坐标系 $L(X, Y, 1)$ 之间的 $3*4$ 空间变换矩阵,

[0040] 步骤 (2.2.5) M_{3*4}^A 为在获取所述股骨模型 (3) 的正位图像时从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型 (3) 的正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 之间的 $3*4$ 空间变换矩阵,

[0041] 步骤 (2.2.6) M_{3*4}^L 为在获取所述股骨模型 (3) 的侧位图像时从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型 (3) 的侧位图像坐标系 $L(X, Y, 1)$ 之间的 $3*4$ 空间变换矩阵,

[0042] 步骤 (2.2.7) T_p^{Rt} 为从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述双平面手术机器人示踪器坐标系 $Rt(X, Y, Z, 1)$ 的 $4*4$ 空间变换矩阵,

[0043] 步骤 (2.2.8) T_{Rt}^R 为从所述双平面手术机器人示踪器坐标系 $Rt(X, Y, Z, 1)$ 到所述双平面手术机器人坐标系 $R(X, Y, Z, 1)$ 的 $4*4$ 空间变换矩阵

[0044] 步骤 (2.2.9) $T_p^{(W-A)}$ 为在获取所述股骨模型 (3) 的正位图像时, 从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵,

[0045] 步骤 (2.2.10) $T_F^{(W-A)}$ 为在获取所述股骨模型 (3) 的正位图像时, 从所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵,

[0046] 步骤 (2.2.11) $T_p^{(W-L)}$ 为在获取所述股骨模型 (3) 的侧位图像时, 从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵,

[0047] 步骤 (2.2.12) $T_F^{(W-L)}$ 为在获取所述股骨模型 (3) 的侧位图像时, 从所述靶罩示踪

器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵,

[0048] 步骤 (2. 2. 13) T_P^W 为所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵,

[0049] 步骤 (2. 2. 14) T_{Rt}^W 为所述双平面手术机器人示踪器坐标系 $Rt(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵,

[0050] 变换到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 的各所述空间变换矩阵利用所述光学定位子系统 (4) 直接获取;

[0051] 步骤 (3) 所述系统内各组成部分的位置初始化

[0052] 人工移动所述光学定位子系统 (4) 到离所述股骨模型 (3) 的距离最近的一端, 且使所述光学定位子系统 (4) 面向所述股骨模型 (3),

[0053] 把所述双平面手术机器人 (5) 置于所述股骨模型 (3) 骨折的一侧, 把所述 C 形臂 X 线机 (1) 置于所述股骨模型 (3) 的健康的一侧, 把所述靶罩示踪器面向离所述股骨模型 (3) 最近的一个上端面放置,

[0054] 使所述双平面手术机器人示踪器面向所述光学定位子系统 (4);

[0055] 步骤 (4) 人工移动所述 C 形臂 X 线机 (1), 获取引导图像, 以求取从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 的空间变换矩阵 $M_{3 \times 4}^A$, 以及从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型侧位图像坐标系 $L(X, Y, 1)$ 的空间变换矩阵 $M_{3 \times 4}^L$

[0056] 步骤 (4. 1) 在所述股骨模型 (3) 水平放置时, 所述 C 形臂 X 线机 (1) 自底向上获取所述股骨模型 (3) 的正位图像, 同时所述工作站 (6) 控制所述光学定位子系统 (4) 记录所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_P^{(W-A)}$, 以及所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_F^{(W-A)}$, 并按下式计算在获取正位图像时从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_P^{(F-A)}$:

$$[0057] \quad T_P^{(F-A)} = T_P^{(W-A)} \cdot (T_F^{(W-A)})^{-1},$$

[0058] 步骤 (4. 2) 在所述股骨模型 (3) 水平放置时, 所述 C 形臂 X 线机 (1) 位于所述股骨模型 (3) 创伤部位一侧, 获取所述侧位图像, 同时所述工作站 (6) 控制所述光学定位子系统 (4) 记录所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_P^{(W-L)}$, 以及所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_F^{(W-L)}$, 并按下式计算在获取侧位图像时从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_P^{(F-L)}$:

$$[0059] \quad T_P^{(F-L)} = T_P^{(W-L)} \cdot (T_F^{(W-L)})^{-1},$$

[0060] 所述空间变换矩阵 $T_P^{(F-A)}$ 、 $T_P^{(F-L)}$ 作为所述 C 形臂 X 线机 (1) 成像的外透视参数以求取分别从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到正位图像以及到侧位图像时的空间变换矩阵 $M_{3 \times 4}^A$ 、 $M_{3 \times 4}^L$ 之用,

[0061] 步骤 (4. 3) 按下式计算从所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_{3 \times 4}^{(F-A)}$ 以及从所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型侧位图像坐标系 $L(X, Y, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_{3 \times 4}^{(F-L)}$,

$$[0062] \quad \left. \begin{aligned} a_i(x, y, 1) &= \mathbf{T}_{3 \times 4}^{(F-A)} \cdot f_i(x, y, z, 1) \\ l_i(x, y, 1) &= \mathbf{T}_{3 \times 4}^{(F-L)} \cdot f_i(x, y, z, 1) \end{aligned} \right\} i = 0, 1, 2, \dots, 9,$$

[0063] 其中： $f_i(x, y, z, 1)$ 为靶罩标志点在所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 中的点坐标，

[0064] $a_i(x, y, 1)$ 为所述靶罩标志点 i 在所述股骨模型正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 中的对应点的坐标，

[0065] $l_i(x, y, 1)$ 为所述靶罩标志点 i 在所述股骨模型侧位图像坐标系 $L(X, Y, 1)$ 中的对应点的坐标，

[0066] 所述空间变换矩阵 $\mathbf{T}_{3 \times 4}^{(F-A)}$ 、 $\mathbf{T}_{3 \times 4}^{(F-L)}$ 作为所述 C 形臂 X 线机 (1) 的内透视参数以求取所述的空间变换矩阵 $\mathbf{M}_{3 \times 4}^A$ 、 $\mathbf{M}_{3 \times 4}^L$ ，

[0067] 步骤 (4.4) 按下式计算：

[0068] 从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 的空间变换矩阵 $\mathbf{M}_{3 \times 4}^A$ ：

[0069] $\mathbf{M}_{3 \times 4}^A = \mathbf{T}_{3 \times 4}^{(F-A)} \cdot \mathbf{T}_P^{(F-A)}$ ，表示从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 再到所述股骨模型正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 的坐标转换过程，下同，

$$[0070] \quad \mathbf{M}_{3 \times 4}^L = \mathbf{T}_{3 \times 4}^{(F-L)} \cdot \mathbf{T}_P^{(F-L)}；$$

[0071] 步骤 (5) 规划空心加压螺钉的植入路径：

[0072] 步骤 (5.1) 按下式建立从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 的空间变换矩阵的关系式：

[0073] $a_i(x, y, 1) = \mathbf{M}_{3 \times 4}^A \cdot p_i(x, y, z, 1)$ ， $i \neq 0, 1, 2, \dots, 9$ ，但在坐标点总数 I' 内取值，下同同理建立从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型侧位图像坐标系 $L(X, Y, 1)$ 的空间变换矩阵的关系式：

$$[0074] \quad l_i(x, y, 1) = \mathbf{M}_{3 \times 4}^L \cdot p_i(x, y, z, 1)，i \neq 0, 1, 2, \dots, 9，$$

[0075] 步骤 (5.2) 在规划把空心加压螺钉从创伤端植入所述股骨模型 (3) 侧面的路径时，设定所述股骨模型 (3) 正位图像的一条直线作为规划路径，其中每一个点 $a_i(x, y, 1)$ 映射到侧位图像中为一条直线，称为极线，则所述股骨模型 (3) 正位图像中的每一个路径线段的端点在所述股骨模型 (3) 侧位图像中对应一条对所述侧位图像中的路径直线进行约束的直线，必定同时满足所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述股骨模型 (3) 正、侧两个坐标系 $A(X, Y, 1)$ 和 $L(X, Y, 1)$ 的空间变换矩阵，因而对步骤 (5.1) 中提到的两个联立方程求解，就能解出在所述股骨模型 (3) 正、侧位图像中规划的路径坐标 $p_i(x, y, z, 1)$ ；

[0076] 步骤 (6) 把步骤 (5.2) 规划得到的所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 中的植入路径坐标 $p_i(x, y, z, 1)$ 映射为所述双平面手术机器人示踪器坐标系 $Rt(X, Y, Z, 1)$ 中的坐标 $rt_i(x, y, z, 1)$ ：

$$[0077] \quad \mathbf{rt}_i(x, y, z, 1) = \mathbf{T}_P^{Rt} \cdot p_i(x, y, z, 1)，其中：$$

[0078] $T_P^{Rt} = T_P^W \cdot (T_{Rt}^W)^{-1}$, 其中 :

[0079] T_P^W 为在规划植入路径时, 利用所述光学定位子系统 (4) 获取的从所述患者示踪器坐标系 P(X, Y, Z, 1) 到世界坐标系 W(X, Y, Z, 1) 的空间变换矩阵,

[0080] T_{Rt}^W 为在规划植入路径时, 利用所述光学定位子系统 (4) 获取的从所述双平面手术机器人示踪器坐标系 Rt(X, Y, Z, 1) 到世界坐标系 W(X, Y, Z, 1) 的空间变换矩阵,

[0081] T_P^{Rt} 为从所述患者示踪器坐标系 P(X, Y, Z, 1) 到双平面手术机器人示踪器坐标系 Rt(X, Y, Z, 1) 的空间变换矩阵 ;

[0082] 步骤 (7) 在所述双平面手术机器人 (5) 机身找到四个不同面的注册点, 按下式计算从所述双平面手术机器人示踪器坐标系 Rt(X, Y, Z, 1) 到双平面手术机器人坐标系 R(X, Y, Z, 1) 的坐标传递关系 T_{Rt}^R , 把步骤 (6) 所得的在所述双平面手术机器人示踪器坐标系 Rt(X, Y, Z, 1) 内的路径坐标注册到所述双平面手术机器人坐标系 R(X, Y, Z, 1) 内的路径坐标,

[0083] $r_i(x, y, z, 1) = T_{Rt}^R \cdot rt_i(x, y, z, 1)$, 其中 :

[0084] $T_{Rt}^R = [r_1(x, y, z, 1) \ r_2(x, y, z, 1) \ r_3(x, y, z, 1) \ r_4(x, y, z, 1)] \cdot$

[0085] , 其中 :

[0086] $[rt_1(x, y, z, 1) \ rt_2(x, y, z, 1) \ rt_3(x, y, z, 1) \ rt_4(x, y, z, 1)]^{-1}$

[0087] $[r_1(x, y, z, 1) \ r_2(x, y, z, 1) \ r_3(x, y, z, 1) \ r_4(x, y, z, 1)]$ 分别为四个注册点在所述双平面手术机器人坐标系 R(X, Y, Z, 1) 中的坐标,

[0088] $[rt_1(x, y, z, 1) \ rt_2(x, y, z, 1) \ rt_3(x, y, z, 1) \ rt_4(x, y, z, 1)]$ 分别为四个注册点在所述双平面手术机器人示踪器坐标系 Rt(X, Y, Z, 1) 中的坐标,

[0089] 以便供所述双平面手术机器人 (5) 执行植入路径操作 ;

[0090] 步骤 (8) 在所述双平面手术机器人 (5) 和患者之间发生移动时, 所述工作站 (6) 在 20 秒之内按下式对所述双平面手术机器人 (5) 进行坐标的运动补偿 :

[0091] $r_i(x, y, z, 1) = T_{Rt}^R \cdot T_P^{Rt} \cdot p_i(x, y, z, 1)$ 。

[0092] 实验结果表明, 我们提出的手术机器人运动补偿方法和相应的操作流程可以为骨外科微创手术提供快速、准确的定位引导。我们设计的新型靶罩降低了图像获取的难度, 减少了图像获取过程的操作时间和需要获取的 X 射线的数量。对于术中患者和机器人发生的相对移位, 我们的方法可以对其进行有效的运动补偿, 避免了重新进行 X 线透视获取图像和重新规划所引入的操作时间和 X 射线辐射。本发明方法科学, 实用性强, 对于骨外科创伤微创手术现有的定位引导操作流程有明显的改进。

附图说明

[0093] 图 1 双平面手术机器人运动补偿系统构成图

[0094] 图 1a 系统构成图

[0095] 1 C 形臂 X 线机

[0096] 2 靶罩

[0097] 3 作为测试对象的股骨模型

[0098] 4 光学定位子系统

- [0099] 5 双平面手术机器人
- [0100] 6 工作站
- [0101] 图 1b 光学定位子系统配套的示踪器
- [0102] 图 2 靶罩设计图
- [0103] 图 2a 靶罩示意图
- [0104] 图 2b C 形臂 X 线机示踪器
- [0105] 图 2c 靶罩顶层塑料板
- [0106] 图 2d 靶罩底层塑料板
- [0107] 图 3C 形臂 X 线机获取正位和侧位图像示意图
- [0108] 图 3a 获取正位图像示意图
- [0109] 图 3b 获取侧位图像示意图
- [0110] 1 侧位图像成像平面
- [0111] 2 C 形臂 X 线机放射源
- [0112] 图 4 路径规划示意图
- [0113] 图 4a 正位图像规划图
- [0114] 图 4b 侧位图像规划图
- [0115] 图 5 本发明的流程图

具体实施方式

[0116] 根据以上思路,我们提出了一种利用光学定位子系统建立术中图像、靶罩、患者和双平面手术机器人之间的动态联系的方法,实现双平面手术机器人的运动补偿,并设计了相应的操作流程。利用固定于 C 形臂 X 线机影像增强器的靶罩代替传统双平面手术机器人机身的立体定标架,降低了获取图像的难度;利用光学定位子系统获取 C 形臂 X 线机的外透视参数进行 C 形臂 X 线机标定和重建,从而建立起光学定位子系统、图像、靶罩、患者和双平面手术机器人之间的动态联系,达到运动补偿的效果。本方法具有可靠的精度,并能减少手术操作时间和 X 射线放射剂量。根据我们的文献调研,未发现有研究人员论述利用光学定位子系统进行 C 形臂 X 线机外透视参数标定和重建的方法实现双平面手术机器人运动补偿,因此我们的方法具有新颖性。

[0117] 本发明提出的方法引入了光学定位子系统及其用于定位跟踪的示踪器,并用固定于 C 形臂 X 线机影像增强器上的靶罩替代了固定于传统的双平面手术机器人机身的立体定标架,其他硬件构成和数据获取部分与传统的双平面手术机器人系统完全一致,保持了传统的双平面手术机器人利用两张不同透视角度的图像快速、准确地进行手术路径规划的优点。本发明首先需要用 C 形臂 X 线机获取骨折部位的正位图像,然后并不是按照传统的双平面手术机器人的操作流程继续获取侧位图像,而是进入如下所述的本发明的核心操作流程:

[0118] (一) 在获取骨折部位的正位图像的同时,用光学定位子系统获取当前靶罩示踪器和患者示踪器的空间变换矩阵。人工移动 C 形臂 X 线机,获取创伤部位侧位图像,同时用光学定位子系统获取靶罩示踪器和患者示踪器的空间变换矩阵。然后分别求出 C 形臂 X 线机在获取患者的正位和侧位图像时,从患者示踪器坐标系到靶罩示踪器坐标系的空间变换

矩阵,以此作为 C 形臂 X 线机的外透视参数;

[0119] (二) 载入正位和侧位图像,在图像中精确拾取靶罩上的标志点坐标,然后用 DLT 方法求出 C 形臂 X 线机的内透视参数;

[0120] (三) 在正位图像中画一条直线规划手术进钉的路径,利用以上得出的 C 形臂 X 线机的内透视参数和外透视参数,可以通过极线几何原理在侧位图像中可以得到两条约束直线(极线),在这两条极线上分别选一点作为规划路径在侧位图像中的端点,并使两点的连线在侧位图像上表征进钉的路径,从而完成了利用两张图像对于物理空间手术进钉路径的完全约束,以此方法规划其它手术进钉路径。利用双目视觉算法就可以计算出图像中规划的手术路径所对应的物理空间坐标,当前计算出的手术路径坐标是以患者示踪器坐标系为参考的;

[0121] (四) 利用光学定位子系统获取患者示踪器和双平面手术机器人示踪器的空间变换矩阵,以此数据计算此时患者示踪器坐标系到双平面手术机器人示踪器坐标系的空间变换矩阵,然后就可以将以上规划的手术路径坐标从患者示踪器坐标系映射到双平面手术机器人示踪器坐标系内;

[0122] (五) 当前规划路径的坐标是以双平面手术机器人示踪器坐标系为参考,需要将该坐标映射到双平面手术机器人坐标系内,才能传递给双平面手术机器人执行,也就是需要进行双平面手术机器人注册。我们只需要在机器人工作空间内找到四个不共面的点,同时需要精确已知这四点在双平面手术机器人坐标系内的坐标和在双平面手术机器人示踪器坐标系内的坐标就可以完成注册标定。由于手术机器人示踪器是牢固地固定在机器人上的,因此可以在制造时保证其位置的准确性,可以通过离线的高精度测量系统精确标定。利用坐标系刚性配准算法,就可以计算出从双平面手术机器人示踪器坐标器到双平面手术机器人坐标系的空间变换矩阵,也就可以将规划路径的坐标映射到双平面手术机器人坐标系,并令双平面手术机器人运行至该路径,进行手术植入操作;

[0123] (六) 用光学定位子系统实时跟踪患者示踪器和双平面手术机器人示踪器,如果这两者之间发生相对移动,由于患者示踪器与患者是刚性连接,双平面手术机器人示踪器和双平面手术机器人也是刚性连接的,并且已经存储了规划路径相对于患者示踪器的坐标。因此只需重复步骤(四)的操作,并直接利用步骤(五)保存的数据,通过简单的数学运算,就可以向双平面手术机器人发送新的路径坐标并执行,从而完成运动补偿过程,此操作的运算和控制由工作站自动完成。

[0124] 本发明采用固定于 C 形臂 X 线机影像增强器之上的靶罩代替了传统双平面手术机器人机身的体积庞大的立体定标架,避免了传统双平面手术机器人在获取术中图像时经常丢失标志点的情况,减少了获取图像的操作时间 X 射线透视的数量;设计了全新的操作流程并用光学定位子系统跟踪患者的移动,在患者发生移动的情况下,工作站通过简单的空间变换矩阵运算对双平面手术机器人进行运动补偿,避免了传统双平面手术机器人必须重新获取术中 X 射线图像和重新进行规划所引入的操作时间和 X 射线放射剂量。

[0125] 为了实现本发明所提出的方法,并验证其有效性,我们构建了一套验证系统,在该系统中,双平面手术机器人作为执行机构,用固定于 C 形臂 X 线机影像增强器的靶罩替代传统双平面手术机器人机身的立体定标架,用股骨模型模拟受试的患者进行测试,实验结果表明本发明所提出的方法具有可靠的精度和重复性。本方法的具体实施步骤(图 5)如下

所述：

[0126] 第一步：构建用于骨外科微创手术定位引导的双平面手术机器人运动补偿的系统平台。

[0127] 该平台硬件部分主要包括六部分：C形臂X线机、靶罩、作为测试对象的股骨模型、光学定位子系统、双平面手术机器人和 workstation。其中C形臂X线机用于获取手术中图像，靶罩用于标定C形臂X线机与进行重建，光学定位子系统用于跟踪术中靶罩、作为测试对象的股骨模型和双平面手术机器人的运动，作为测试对象的股骨模型用于模拟受试的患者，双平面手术机器人作为手术的执行机构，workstation用于数据获取、处理及图形显示。靶罩部分分为靶罩标志点定标架和靶罩示踪器两部分，靶罩示踪器用于跟踪靶罩，靶罩标志点定标架用于在C形臂X线机获取图像后对C形臂X线机进行标定。作为测试对象的股骨模型包括股骨模型和患者示踪器两部分，股骨模型用于模拟受试的患者，患者示踪器与股骨模型刚性固定，用于跟踪股骨模型。双平面手术机器人分为双平面手术机器人机身和双平面手术机器人示踪器两部分，双平面手术机器人机身作为手术的执行机构，双平面手术机器人示踪器与双平面手术机器人刚性固定，用于跟踪双平面手术机器人的运动。用于双平面手术机器人运动补偿系统的构成如图1所示。

[0128] 该平台软件部分主要包括图像输入输出模块、图形交互模块、算法与数据处理模块和双平面手术机器人注册与控制模块。

[0129] 第二步：制作用于标定C形臂X线机的靶罩。

[0130] 根据C形臂X线机影像增强器的尺寸，制作如图2c和图2d所示的两个塑料板，将两个塑料板平行且同轴放置，中间留有大约80-120mm的间距，并用金属框架固定，构成双层的靶罩标志点定标架。塑料板上的通过加工保证位置精确的通孔可以用于放置遮挡X线的钢珠或类似材料，作为标定C形臂X线机的标志点，这些标志点的分布需要满足以下条件：

[0131] 1. 两层塑料板上的标志点在C形臂X线机所成图像中不能相互遮挡。

[0132] 2. 在C形臂X线机图像中应该能识别其中每一个图像中的标志点对应的靶罩标志点定标架中的钢珠标志点。

[0133] 根据以上条件，在图2d所示的底层塑料板上至少安放了6个直径3mm的钢珠，排列成数字“4”的形状；在顶层塑料板（图2c）安放至少4个2mm的钢珠，按正方形排列，其标志点顺序从左上角逆时针方向配置。于是，可以在图像中识别靶罩上标志点在图像中的位置，并且这些标志点之间不会相互遮挡。

[0134] 在靶罩标志点定标架侧面固定如图2b的靶罩示踪器。

[0135] 第三步：命名双平面手术机器人运动补偿的系统内所涉及的各个坐标系以及坐标系之间的空间变换矩阵。

[0136] 本系统中共涉及七个坐标系，为了实现发明的空间变换运算，使用维数加一的齐次坐标表示各个坐标系。例如对于坐标系 $O(X, Y, Z)$ ，用齐次坐标表示为 $O(X, Y, Z, h)$ ，其中 h 为尺度因子，本文中我们令 $h = 1$ ，即使用归一化的齐次坐标。本文涉及的坐标系包括：(1) 正位图像坐标系，用 $A(X, Y, 1)$ 表示，坐标原点在图像左下角， A_x 为图像横向方向， A_y 为图像纵向方向；(2) 侧位图像坐标系，用 $L(X, Y, 1)$ 表示，坐标原点在图像左下角， L_x 为图像横向方向， L_y 为图像纵向方向；(3) 患者示踪器坐标系，用 $P(X, Y, Z, 1)$ 表示，坐标系原点为

该示踪器一个反光球的球心；(4) 靶罩示踪器坐标系，用 $F(X, Y, Z, 1)$ 表示，坐标系原点为该示踪器一个反光球的球心；(5) 双平面手术机器人示踪器坐标系，用 $Rt(X, Y, Z, 1)$ 表示，坐标系原点为该示踪器一个反光球的球心；(6) 双平面手术机器人坐标系，用 $R(X, Y, Z, 1)$ 表示；(7) 世界坐标系，即光学定位子系统自定义的坐标系，用 $W(X, Y, Z, 1)$ 表示。 $a(x, y, 1)$ 、 $l(x, y, 1)$ 、 $p(x, y, z, 1)$ 、 $f(x, y, z, 1)$ 、 $rt(x, y, z, 1)$ 、 $r(x, y, z, 1)$ 、 $w(x, y, z, 1)$ 分别表示坐标系 $A(X, Y, 1)$ 、 $L(X, Y, 1)$ 、 $P(X, Y, Z, 1)$ 、 $F(X, Y, Z, 1)$ 、 $Rt(X, Y, Z, 1)$ 、 $R(X, Y, Z, 1)$ 、 $W(X, Y, Z, 1)$ 内点的坐标。

[0137] $T_p^{(W-A)}$ 和 $T_f^{(W-A)}$ 分别表示获取正位图像时患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 和靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵； $T_p^{(W-L)}$ 和 $T_f^{(W-L)}$ 分别表示获取侧位图像时患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 和靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵； T_p^W 和 T_{Rt}^W 分别表示患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 和双平面手术机器人示踪器坐标系 $Rt(X, Y, Z, 1)$ 到世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵；这些空间变换矩阵可以利用光学定位系统可以直接获取。

[0138] $T_p^{(F-A)}$ 和 $T_p^{(F-L)}$ 分别表示获取正位和侧位图像时，从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 的 $4*4$ 空间变换矩阵； $T_{3x4}^{(F-A)}$ 表示所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到所述正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 的 $3*4$ 空间变换矩阵； $T_{3x4}^{(F-L)}$ 表示所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到所述侧位图像坐标系 $L(X, Y, 1)$ 的 $3*4$ 空间变换矩阵； M_{3x4}^A 表示所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 的 $3*4$ 空间变换矩阵； M_{3x4}^L 表示所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述侧位图像坐标系 $L(X, Y, 1)$ 的 $3*4$ 空间变换矩阵； T_p^{Rt} 表示从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述双平面手术机器人示踪器坐标系 $Rt(X, Y, Z, 1)$ 的 $4*4$ 空间变换矩阵； T_{Rt}^R 表示从所述双平面手术机器人示踪器坐标系 $Rt(X, Y, Z, 1)$ 到所述双平面手术机器人坐标系 $R(X, Y, Z, 1)$ 的 $4*4$ 空间变换矩阵； $T_p^{(W-A)}$ 为在获取所述股骨模型的正位图像时，从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵； $T_f^{(W-A)}$ 为在获取所述股骨模型的正位图像时，从所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵； $T_p^{(W-L)}$ 为在获取所述股骨模型的侧位图像时，从所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵； $T_f^{(W-L)}$ 为在获取所述股骨模型的侧位图像时，从所述靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵； T_p^W 为所述患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵； T_{Rt}^W 为所述双平面手术机器人示踪器坐标系 $Rt(X, Y, Z, 1)$ 到所述世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵；关于这些空间变换矩阵的计算将在后文中进行说明。

[0139] 第四步：精确标定靶罩。

[0140] 靶罩的核心部分是其侧面面板固定的四个反光球构成的靶罩示踪器以及两层塑料板上安放的钢珠标志点。流程开始之前，需要精确测量各个标志点在靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 内的坐标 $f_i(x, y, z, 1)$ ，以完成所述靶罩的标定操作， $i = 0, 1, 2 \dots 9$ ， i 为各所述标志点的序号，所述标志点的总数为 $I = 10$ 。

[0141] 第五步：固定靶罩、安装示踪器与摆放设备。

[0142] 将股骨模型水平放置于牵引床之上，在股骨模型的股骨干上固定患者示踪器。将

光学定位子系统放置于股骨模型脚部方向,人工移动所述光学定位子系统,使其面向股骨模型。将双平面手术机器人平行于牵引床的方向放置于股骨模型患侧(骨折的一侧),并且紧靠牵引床。将C形臂X线机放置于股骨模型的健侧(例如股骨模型是左侧股骨颈骨折,那么右侧就是健侧)。将靶罩固定于C形臂X线机影像增强器之上,确保靶罩的标志点平面平行于C形臂X线机影像增强器平面,并使得靶罩上的示踪器面向股骨模型脚部方向,处于光学定位子系统的跟踪范围。在双平面手术机器人上固定双平面手术机器人示踪器,并使得示踪器面向光学定位子系统。至此,可以用光学定位子系统在手术操作过程中跟踪靶罩、股骨模型和双平面手术机器人。

[0143] 第六步:用C形臂X线机获取引导图像。

[0144] 以股骨颈骨折为例,人工移动C形臂X线机,获取股骨模型的股骨颈部位的正位图像(简称正位图像),即股骨模型水平放置时自底向上的获取的图像,如图3a所示,由图片内部向外方向获取正位图像。与此同时,用工作站控制光学定位子系统记录获取正位图像时患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 和靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_P^{(W-A)}$ 和 $T_F^{(W-A)}$,利用此数据计算此时从患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵 $T_P^{(F-A)}$:

$$[0145] \quad T_P^{(F-A)} = T_P^{(W-A)} \cdot (T_F^{(W-A)})^{-1} \quad (1)$$

[0146] 人工移动C形臂X线机,获取股骨模型的股骨颈部位的侧位图像,如图3b所示,图中2表示C形臂X线机放射源,1表示侧位图像成像平面。与此同时,用工作站控制光学定位子系统记录获取侧位图像时患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 和靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 到世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵 $T_P^{(W-L)}$ 和 $T_F^{(W-L)}$,利用此数据计算从此时患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 之间的空间变换矩阵 $T_P^{(F-L)}$:

$$[0147] \quad T_P^{(F-L)} = T_P^{(W-L)} \cdot (T_F^{(W-L)})^{-1} \quad (2)$$

[0148] 将 $T_P^{(F-A)}$ 和 $T_P^{(F-L)}$ 作为C形臂X线机成像的外透视参数。

[0149] 第七步:标定C形臂X线机。

[0150] 为了标定C形臂X线机,必须先知道C形臂X线机标定靶罩上各个标志点在正位图像中的坐标 $a_i(x, y, 1)$ 和侧位图像中的坐标 $l_i(x, y, 1)$, $i = 0, 1, 2 \dots 9$, i 表示图像中标志点的序号,标志点总数为 $I = 10$ 。将用C形臂X线机获取的正位和侧位图像载入软件中,精确拾取靶罩上标志点在正位图像和侧位图像中的坐标。由于靶罩标志点的是按照阿拉伯数字“4”的形状分布,其分布方向具有唯一性,所以我们可以建立图像中的每一个标志点与靶罩的标志点的对应关系。

[0151] 已知靶罩上所有标志点的在靶罩示踪器坐标系 $F(X, Y, Z, 1)$ 中的坐标 $f_i(x, y, z, 1)$ 及其在正位图像中对应点的坐标 $a_i(x, y, 1)$ 和在侧位图像中对应点的坐标 $l_i(x, y, 1)$,就可以建立方程(3)(4)解算出C形臂X线机的内透视参数 $T_{3 \times 4}^{(F-A)}$ 和 $T_{3 \times 4}^{(F-L)}$ 。

$$[0152] \quad a_i(x, y, 1) = T_{3 \times 4}^{(F-A)} \cdot f_i(x, y, z, 1) \quad (3)$$

$$[0153] \quad l_i(x, y, 1) = T_{3 \times 4}^{(F-L)} \cdot f_i(x, y, z, 1) \quad (4)$$

[0154] 用内透视参数 $T_{3 \times 4}^{(F-A)}$ 和 $T_{3 \times 4}^{(F-L)}$ 分别乘以上述的外透视参数 $T_P^{(F-A)}$ 和 $T_P^{(F-L)}$,我们可以进一步得到从患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到正位图像坐标系 $A(X, Y, 1)$ 和侧位图像坐标系 $L(X, Y, 1)$ 的空间变换矩阵 $M_{3 \times 4}^A$ 和 $M_{3 \times 4}^L$:

$$[0155] \quad a_i(x, y, 1) = \mathbf{M}_{3 \times 4}^A \cdot p_i(x, y, z, 1) \quad (5)$$

[0156] 此处 $i \neq 0, 1, 2, \dots, 9$, 但在坐标点总数 I' 内取值, 下同

$$[0157] \quad l_i(x, y, 1) = \mathbf{M}_{3 \times 4}^L \cdot p_i(x, y, z, 1) \quad (6)$$

[0158] 其中,

$$[0159] \quad \mathbf{M}_{3 \times 4}^A = \mathbf{T}_{3 \times 4}^{(F-A)} \cdot \mathbf{T}_P^{(F-A)} \quad (7)$$

$$[0160] \quad \mathbf{M}_{3 \times 4}^L = \mathbf{T}_{3 \times 4}^{(F-L)} \cdot \mathbf{T}_P^{(F-L)} \quad (8)$$

[0161] 第八步: 规划空心加压螺钉植入路径。

[0162] 先在正位图像中合理的位置画一条直线, 作为正位图像中的规划路径 (如图 4a)。根据极线几何原理, 正位图像中每一个点 $a_i(x, y, 1)$ 映射到侧位图像中都表现为一条直线, 我们称之为极线。因此, 正位图像中每一个路径线段的端点在侧位图像中都对应一条对侧位图像中的路径直线进行约束的极线 (如图 4b), 该极线方程可以表示为:

$$[0163] \quad l_i(x, y, 1) \cdot [\mathbf{h}]_x \cdot \mathbf{M}_{3 \times 3}^L \cdot (\mathbf{M}_{3 \times 3}^A)^{-1} \cdot a_i(x, y, 1) = 0 \quad (9)$$

[0164] 其中 h 为中间变量, 表示为

$$[0165] \quad \mathbf{h} = \mathbf{m}_{3 \times 1}^L - \mathbf{M}_{3 \times 3}^A \cdot (\mathbf{M}_{3 \times 3}^L)^{-1} \cdot \mathbf{m}_{3 \times 1}^A \quad (10)$$

[0166] 对于 $[\mathbf{h}]_x$, 若记

$$[0167] \quad \mathbf{h} = [h_x, h_y, h_z] \quad (11)$$

[0168] 则有

$$[0169] \quad [\mathbf{h}]_x = \begin{bmatrix} 0 & -h_z & h_y \\ h_z & 0 & -h_x \\ -h_y & m_x & 0 \end{bmatrix} \quad (12)$$

[0170] $\mathbf{M}_{3 \times 3}^A$ 和 $\mathbf{m}_{3 \times 1}^A$ 为 $\mathbf{M}_{3 \times 4}^A$ 的子矩阵, $\mathbf{M}_{3 \times 3}^L$ 和 $\mathbf{m}_{3 \times 1}^L$ 为 $\mathbf{M}_{3 \times 4}^L$ 的子矩阵

$$[0171] \quad \mathbf{M}_{3 \times 4}^A = (\mathbf{M}_{3 \times 3}^A \quad \mathbf{m}_{3 \times 1}^A) \quad (13)$$

$$[0172] \quad \mathbf{M}_{3 \times 4}^L = (\mathbf{M}_{3 \times 3}^L \quad \mathbf{m}_{3 \times 1}^L) \quad (14) \text{ 我们在这些极线上分别选}$$

取端点作为植入路径在侧位图像中的端点, 从而完成一条路径的规划, 也就是确定了规划路径在图像中的坐标, 即方程 (5) (6) 中的 $a_i(x, y, 1)$ 和 $l_i(x, y, 1)$ 。

[0173] 联立方程 (5) (6), 就可以求解出规划路径的坐标 $p_i(x, y, z, 1)$, 该坐标以患者示踪器的坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 为参考。

[0174] 第九步: 将规划的植入路径坐标从患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 映射到双平面手术机器人示踪器坐标系 $Rt(X, Y, Z, 1)$ 。

[0175] 利用光学定位子系统获取患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 和双平面手术机器人示踪器坐标系 $Rt(X, Y, Z, 1)$ 到世界坐标系 $W(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵 T_P^W 和 T_{Rt}^W , 以此计算此时患者示踪器坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 到双平面手术机器人示踪器坐标系 $Rt(X, Y, Z, 1)$ 的空间变换矩阵 T_P^{Rt} :

$$[0176] \quad T_P^{Rt} = T_P^W \cdot (T_{Rt}^W)^{-1} \quad (15)$$

[0177] 然后根据式 (16) 就可以将以上规划的路径坐标映射为双平面手术机器人示踪器坐标系 $R_t(X, Y, Z, 1)$ 内的坐标 $rt_i(x, y, z, 1)$ 。

$$[0178] \quad \mathbf{rt}_i(x, y, z, 1) = \mathbf{T}_P^{R_t} \cdot \mathbf{p}_i(x, y, z, 1) \quad (16)$$

[0179] 第十步 :注册双平面手术机器人和双平面手术机器人执行操作。

[0180] 目前,规划的路径坐标是以双平面手术机器人示踪器坐标系 $R_t(X, Y, Z, 1)$ 为参考,需要将该坐标映射到双平面手术机器人坐标系 $R(X, Y, Z, 1)$,才能传递给双平面手术机器人执行,也就是需要进行双平面手术机器人注册。我们需要在机器人工作空间内找到四个不共面的注册点,同时需要精确已知这四个注册点在双平面手术机器人示踪器坐标系 $R_t(X, Y, Z, 1)$ 内的坐标 $rt_j(x, y, z, 1)$ 和在双平面手术机器人坐标系 $R(X, Y, Z, 1)$ 内的坐标 $r_j(x, y, z, 1)$, $j = 0, 1 \cdots 3$, j 表示注册点的序号,所述注册点总数为 $J = 4$,就可以计算出从双平面手术机器人示踪器坐标系 $R_t(X, Y, Z, 1)$ 到双平面手术机器人坐标系 $R(X, Y, Z, 1)$ 的坐标传递关系 $T_{R_t}^R$:

$$[0181] \quad T_{R_t}^R = [r_1(x, y, z, 1) \ r_2(x, y, z, 1) \ r_3(x, y, z, 1) \ r_4(x, y, z, 1)] \cdot$$

$$[0182] \quad [rt_1(x, y, z, 1) \ rt_2(x, y, z, 1) \ rt_3(x, y, z, 1) \ rt_4(x, y, z, 1)]^{-1} \quad (17)$$

$$[0183] \quad [rt_1(x, y, z, 1) \ rt_2(x, y, z, 1) \ rt_3(x, y, z, 1) \ rt_4(x, y, z, 1)]^{-1}$$

[0184] 按照式 (18) 就可以将规划路径坐标映射为双平面手术机器人坐标系 $R(X, Y, Z, 1)$ 的坐标 $r_i(x, y, z, 1)$,从而可以令双平面手术机器人执行该路径坐标。

$$[0185] \quad \mathbf{r}_i(x, y, z, 1) = \mathbf{T}_{R_t}^R \cdot \mathbf{rt}_i(x, y, z, 1) \quad (18)$$

[0186] 第十一步 :双平面运动补偿。

[0187] 传统的双平面系统假设股骨模型和双平面手术机器人之间是绝对静止的。但实际上患者和双平面手术机器人之间并不是刚性连接,如果两者之间发生运动,双平面手术机器人就无法再准确地定位已规划的路径。本文的操作流程中,由于患者和患者示踪器之间是刚性连接,因此可以将植入路径坐标记录在患者示踪器的坐标系 $P(X, Y, Z, 1)$ 中。在光学定位子系统的监视下,如果患者和双平面手术机器人之间发生了移动,可以重复第九步的操作,并直接利用第十步的计算结果,即根据式 (19) 通过简单的矩阵变换计算将规划路径坐标再次映射到双平面手术机器人示踪器坐标系 $R_t(X, Y, Z, 1)$,进而映射到双平面手术机器人坐标系 $R(X, Y, Z, 1)$,实现双平面手术机器人的运动补偿,此过程由工作站在 20s 时间内自动完成,避免了重新获取图像和重新规划所引入的操作时间和 X 射线放射剂量。

$$[0188] \quad \mathbf{r}_i(x, y, z, 1) = \mathbf{T}_{R_t}^R \cdot \mathbf{T}_P^{R_t} \cdot \mathbf{p}_i(x, y, z, 1) \quad (19)$$

[0189] 实验结果表明,我们提出的手术机器人运动补偿方法和相应的操作流程可以为骨外科微创手术提供快速、准确的定位引导。我们设计的新型靶罩降低了图像获取的难度,减少了图像获取过程的操作时间和需要获取的 X 射线的数量。对于术中患者和机器人发生的相对移位,我们的方法可以对其进行有效的运动补偿,避免了重新进行 X 线透视获取图像和重新规划所引入的操作时间和 X 射线辐射。本发明方法科学,实用性强,对于骨外科创伤微创手术现有的定位引导操作流程有明显的改进。

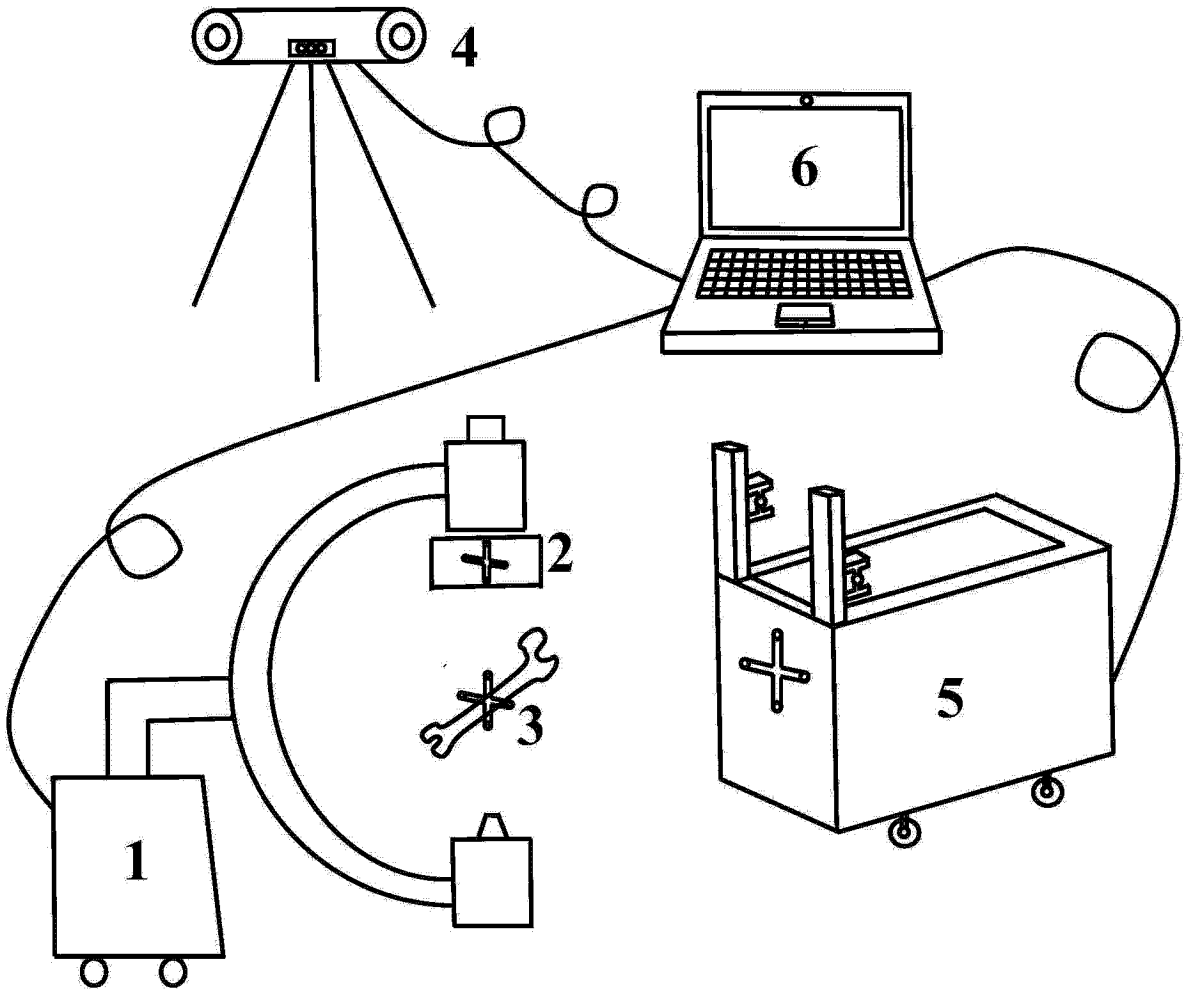


图 1a



图 1b

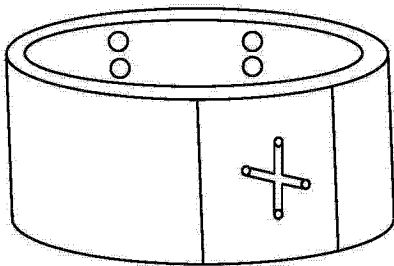


图 2a

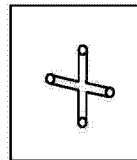


图 2b

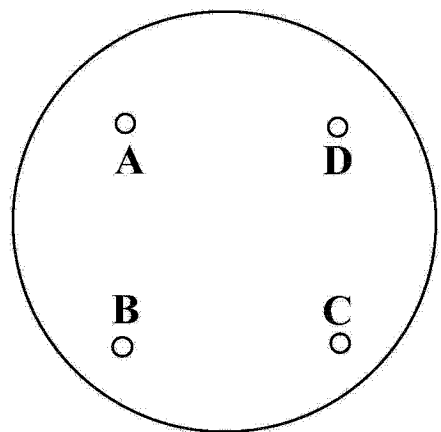


图 2c

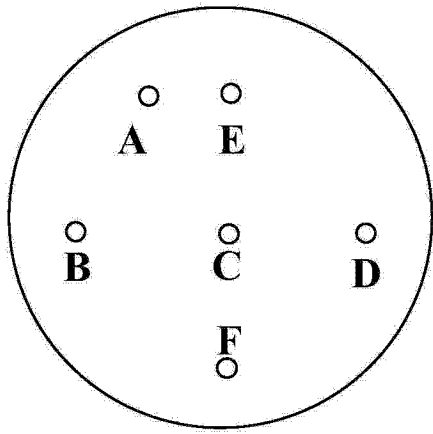


图 2d

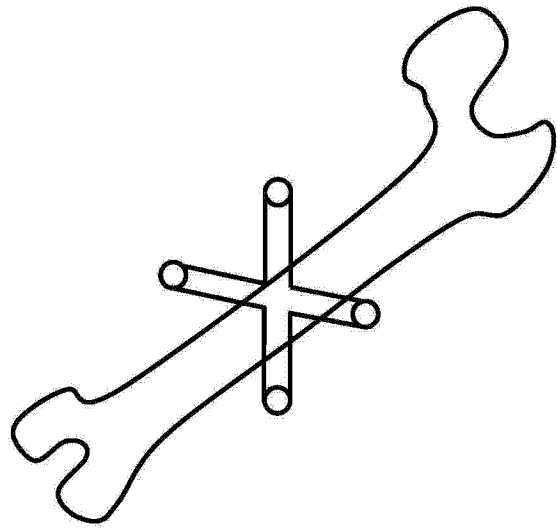


图 3a

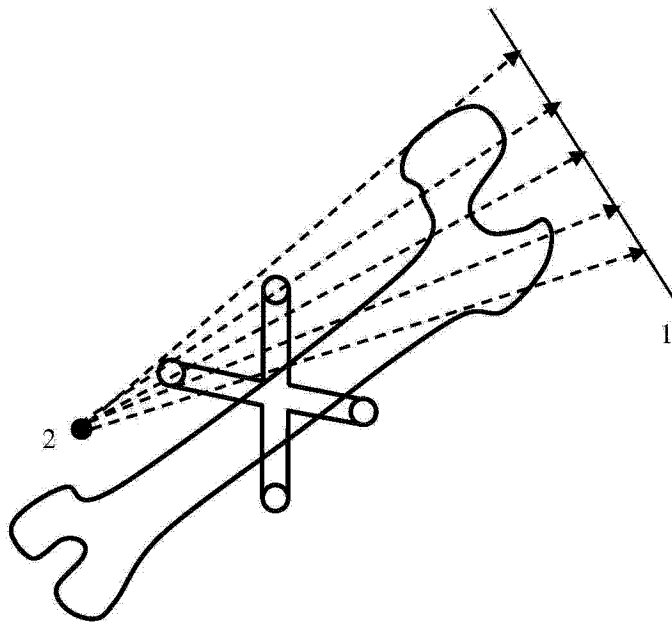


图 3b

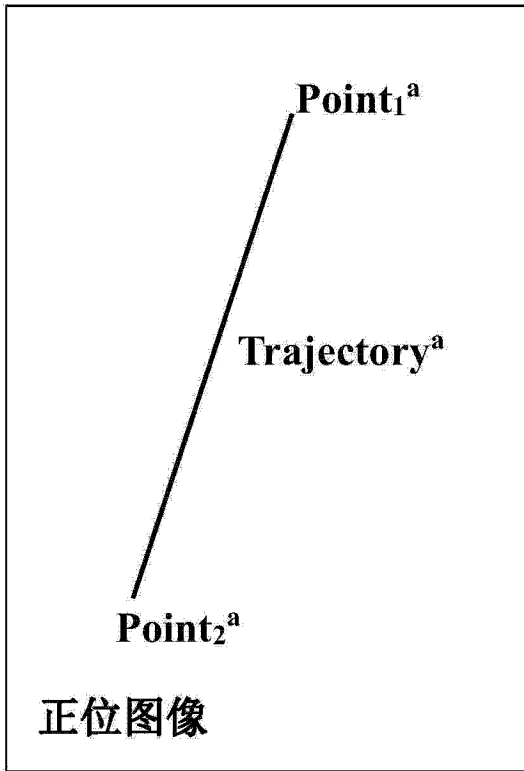


图 4a

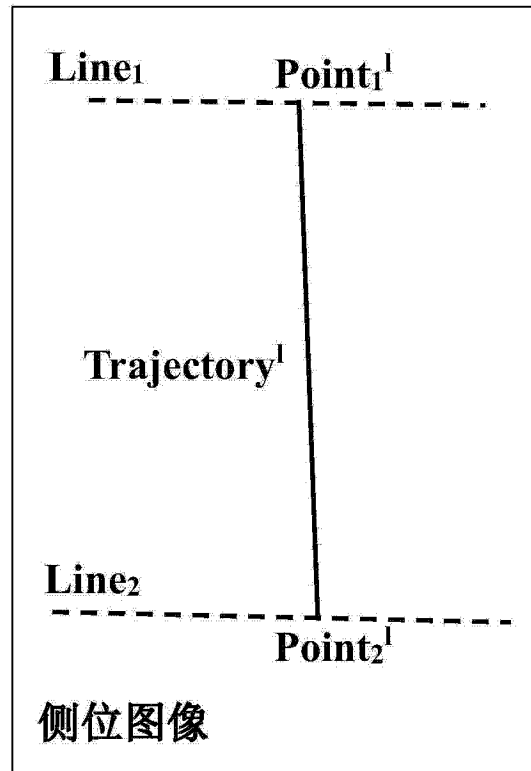


图 4b

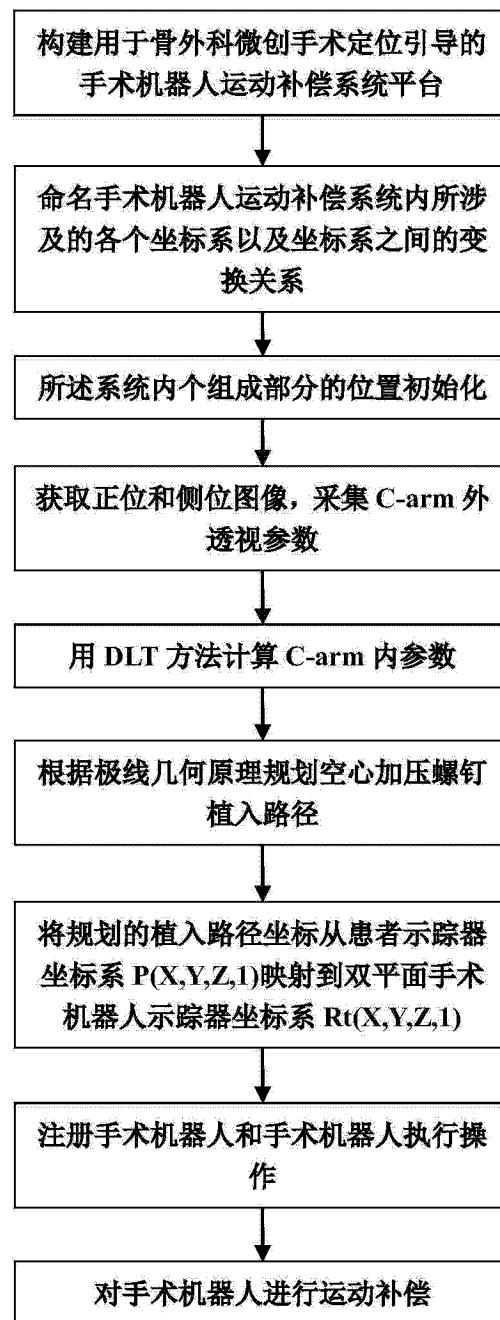


图 5