机器人辅助手术导航系统的注册技术

陈艳梅, 杨志永, 姜　杉*

(天津大学机械工程学院　天津　300072)
(shanjmri@tju.edu.cn)

摘　要: 在研究注册算法的基础上, 运用最小二乘注册算法实现了高精度的患者注册功能, 并对注册精度进行实验验证. 首先运用激光跟踪仪及概率统计法对电磁定位系统进行校准; 然后提出空间多姿态法对穿刺针进行标定, 并制定了患者注册的操作流程; 运用齐次坐标和四元数理论建立了注册算法的数学模型, 解决了手术导航系统中实际空间与虚拟空间的坐标转换问题; 最后结合手术机器人对患者注册的可行性和精度进行验证. 实验结果表明, 患者注册的精度为 0.040 2 mm, 能满足临床应用的需求.

关键词: 手术导航; 电磁定位; 穿刺针标定; 四元数理论; 患者注册
中图法分类号: TP394.41

Registration Technique of Robot-Aided Image Guided Surgery

Chen Yanmei, Yang Zhiyong, and Jiang Shan*

(*School of Mechanical Engineering, Tianjin University, Tianjin*　300072)

Abstract: This paper employs the least square registration method to achieve the high precision patient registration in the image guided surgery. First of all, a laser tracker and a probability statistic method are used to calibrate the electromagnetic positioning system, which can acquire the realistic coordinates of marked points. Then, the puncture needle calibration adapts a spatial multi-gesture method to collect the positions of needle points through the positioning system, and applies the theories of homogeneous coordinate and quaternion to solve the coordinate transformation problem between the real space and virtual space. Finally, an operation standard of the patient registration is proposed for surgeons. The experimental results tested with the surgical robot indicate that the precision of the registration has reached 0.0402 mm. Therefore, the registration algorithm can meet the clinical requirements of image guided surgery.

Key words: image guided surgery; electromagnetic positioning; puncture needle calibration; quaternion theory; patient registration

随着医学的不断发展, 外科手术朝着高精度、低创伤的方向发展, 基于三维定位、医学图像处理及三维可视化技术的手术导航系统(image guided surgery, IGS)应运而生, 并在外科手术中扮演着越来越重要的角色[1-3]. 手术导航系统是指在手术前, 运用 MRI 和 CT 等通用的医学影像设备采集患者

收稿日期: 2014-03-24; 修回日期: 2014-06-11. 基金项目: 国家自然科学基金(51175373); 天津市科技支撑重大项目(12ZCDZSY10600); 教育部新世纪优秀人才支持计划资助项目(NCET-10-0625). 陈艳梅(1989—), 女, 硕士研究生, 主要研究方向为手术导航系统关键技术、核磁图像导航手术; 杨志永(1972—), 男, 博士, 教授, 博士生导师, 主要研究方向为核磁图像导航手术机器人、机器人动力学、过程控制; 姜　杉(1973—), 女, 博士, 副教授, 硕士生导师, 论文通讯作者, 主要研究方向为图像导向机器人辅助手术、医学图像处理.

病灶及其周围器官的二维图像[4]；根据图像分割技术对其进行分割，并运用三维重建与可视化技术对分割结果进行重建，获得患者病灶与周围器官的三维虚拟模型；根据病灶的形状与大小制定定量、精确的剂量和手术计划,指导医生进行精准的手术操作[5]；手术中，通过导航系统的注册功能将患者的位置转换到三维虚拟模型坐标系下[6]；运用三维定位技术实时采集穿刺针在空间中的实际位置与姿态，并将其转换到虚拟模型中，医生通过观察虚拟模型中穿刺针与患者的解剖结构之间的相对位置关系，避开重要的组织器官，找到合理的进针路径，对病人进行手术[7]．手术导航系统对缩短手术时间、提高穿刺精度、减轻患者在术中的痛苦和术后的并发症等方面都有重要的作用．

目前，国际上知名的导航系统制造商主要有美国的 Medtronic，Stryker 和德国的 BrainLAB，其产品精度高、针对性强、市场占有率高[8]. Medtronic 的产品主要应用于脑室穿刺、膝关节和耳鼻喉科等领域; Stryker 则专注于矫形骨科，其产品主要用于脊柱外科、髋关节置换、神经外科等; BrainLAB 在致力于神经外科、肿瘤科、脊柱外科以及耳鼻喉科等领域的同时，还为医院提供整体的导航手术室解决方案．上述企业的产品平均注册精度在 0.3~0.5 mm，导航精度平均为 2.3 mm 以下 [9-11]．国内手术导航系统的研究还处于起步阶段，目前只有深圳安科的针对神经外科的 ASA-610V 系统和北京飞天兆业的三维粒子植入内放疗治疗计划系统应用在临床手术中．此外，国内一些高校也投身于导航系统的研发，如南京航空航天大学生物光子学实验室研发的神经外科立体定向实时手术导航系统、北京航空航天大学图像中心研发的胸腔立体定向粒子植入治疗计划系统、上海复旦数字医学中心的 Excelim 神经外科手术导航系统、清华大学研发的针对脑部与脊柱的手术导航系统等．经过国内学者多年的研究，导航系统取得了一定的进步，其中ASA-610V系统的术中平均注册误差为2.5 mm左右，国内各类文献报道的注册误差为 2.18~4.80 mm[12].与国外的手术导航系统相比，国内的导航系统存在注册精度低、对医生经验依赖性强等问题[13].

本文致力于研发注册精度高、创伤低、满足腹腔手术临床需求的手术导航系统．而患者注册的可行性与精度决定着导航系统的成败，注册技术是手术导航系统的支撑和关键．为实现导航系统的患者注册功能，本文采用空间三维定位技术，并结合激光跟踪仪对电磁定位系统进行了校准；根据穿刺针标定的相关理论，运用空间多姿态法对穿刺针尖端的进行了标定；深入研究了患者注册算法，并将该算法应用到手术导航系统中；通过计算机模拟实验检验了算法的可行性和理论精度，并结合手术机器人对患者注册的实际精度进行了验证.

1 三维定位技术

三维定位技术是患者注册的关键，能将患者坐标系、模型坐标系和穿刺针坐标系建立起映射关系．三维定位系统能够获得患者与穿刺针的空间位置和姿态，它是虚拟模型与现实之间的桥梁，连接医学图像信息和实际手术对象，决定着导航系统的精度和手术的成败．目前手术导航系统中，采用的三维定位系统主要有光学定位[14]和电磁定位等非接触式空间定位技术.

光学定位的特点是利用双目视觉测距原理，运用 2 个或多个摄像机观测目标点，并对相同目标点的 2 幅以上的图像进行计算，从而获得被测物的位置[15]．光学定位系统是目前市场上定位精度最高的定位系统，但其对操作环境要求高，标定过程复杂而且价格高昂．电磁定位系统通常由发射器，中间转换元件及接收器三部分组成[16]，如图 1 所示．电磁定位系统的原理是发射器的 3 个互相正交线圈分时向空间发射磁场，接收器的 3 个线圈同时工作，将其所在空间位置的磁场强度信息接收并传输给中间转换元件，中间转换元件接收并计算磁场强度信息，从而得到接收器的空间位置与方向．与光学定位系统相比，电磁定位系统的精度较低，但其结构和操作简单，造价低，无光线遮挡，无手术盲区，弥补了光学定位系统在价格与操作方面的缺陷，唯一不足是容易受到周围铁磁物体的干扰．近年来，电磁定位的抗干扰能力得到增强，并且实现了小型化和微型化，在医学领域得到了广泛应用[17]. Zhang 等[18]分析了电磁定位系统在手术环境下的精度，通过实验发现，电磁定位系统在穿刺实际手术环境下能够获得较好的精度，能满足手术导航系统的要求.

结合光学定位高精度与电磁定位无手术盲区的优点，为了进一步提高电磁定位仪的定位精度，本文运用瑞士 Leica 的 AT901-LR 型激光跟踪仪对电磁定位系统进行了校准[19]，校准结果如图 2 所示.

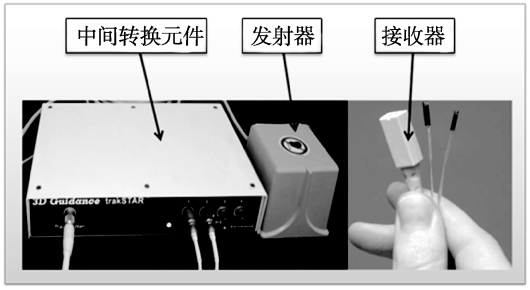

图 1　电磁定位系统

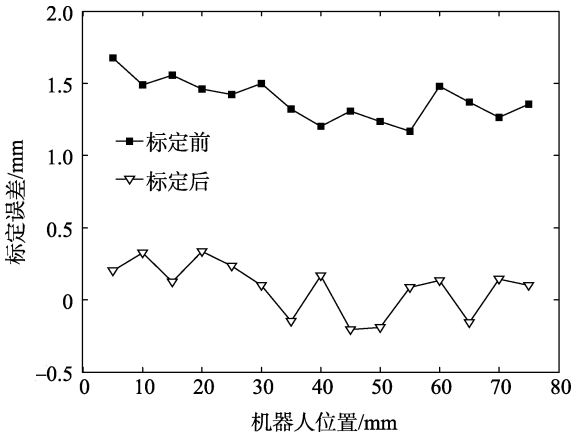

图 2　电磁定位系统校准结果

本文通过实验发现，铁磁性物质对电磁定位仪的干扰较小，经过校准电磁定位仪的精度由 1.68 mm 提高到 0.35 mm，提高了其定位精度，进而改善整个导航系统的精度．因此，本文采用经校准电磁定位仪作为三维定位系统来获得患者在实际空间中的位置．

2　穿刺针标定

在实际的穿刺手术中，接收器通常被固定在穿刺针的尾部，电磁定位系统获得的是穿刺针尾部的位置，而非穿刺针针尖的位置．因此，在手术前需要求出穿刺针针尖在发射器坐标系下的坐标，即对穿刺针进行空间位置标定．穿刺针的精确标定是实现患者注册的前提，只有经过穿刺针标定才获取患者标记点在发射器坐标系下的坐标[20]．

穿刺针标定过程中接收器被固定在穿刺针尾部，保持相对位置不发生改变,将穿刺针针尖固定在标定块的圆锥型凹槽的锥顶处，保持针尖的位置不发生变化，绕针尖顺时针或逆时针旋转穿刺针针体达到一定的角度，同时记录定位系统输出参数．重复上述过程，获得一组穿刺针末端的位姿，实验系统如图 3 所示，由于标定过程中针尖保持不动，有

$$ {}^{S}\boldsymbol{T}_{R}\boldsymbol{P}_{R}=\boldsymbol{P}_{S} \tag{1} $$

其中 ${}^{S}\boldsymbol{T}_{R}$ 表示定位系统的输出矩阵，可由定位系统的输出参数 $(x,y,z,\alpha,\beta,\gamma)$ 得到；$\boldsymbol{P}_{R}=[x_{R},y_{R},z_{R}]^{T}$ 表示在接收器坐标下穿刺针针尖的位置，单位是 mm，标定过程中保持不变；$\boldsymbol{P}_{S}=[x_{S},y_{S},z_{S}]^{T}$ 表示在发射器坐标系下穿刺针针尖的位置，单位是 mm，标定过程中也不变．

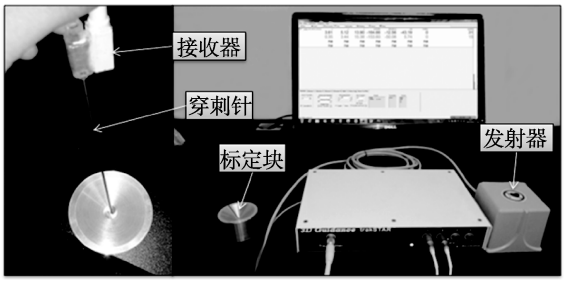

图 3　穿刺针多姿态标定实验

穿刺针的多姿态矩阵为 ${}^{S}\boldsymbol{T}_{R}{}^{i}\,(i=1,2,3,\cdots,n)$，把 ${}^{S}\boldsymbol{T}_{R}{}^{i}$ 转换为其次坐标形式，将其代入式(1)中，并把式(1)中的未知数单独提取出来，得到

$$ \begin{bmatrix} {}^{S}T_{R11}{}^{i} & {}^{S}T_{R12}{}^{i} & {}^{S}T_{R13}{}^{i} & -1 & 0 & 0 \\ {}^{S}T_{R21}{}^{i} & {}^{S}T_{R22}{}^{i} & {}^{S}T_{R23}{}^{i} & 0 & -1 & 0 \\ {}^{S}T_{R31}{}^{i} & {}^{S}T_{R32}{}^{i} & {}^{S}T_{R33}{}^{i} & 0 & 0 & -1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_{R} \\ y_{R} \\ z_{R} \\ x_{S} \\ y_{S} \\ z_{S} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^{S}T_{R14}{}^{i} \\ {}^{S}T_{R24}{}^{i} \\ {}^{S}T_{R34}{}^{i} \end{bmatrix} \tag{2} $$

式(2)中存在 6 个待求参数，理论上只需要 2 组 ${}^{S}\boldsymbol{T}_{R}$ 值就能得出，为提高标定精度，本文通过取 30 个不同的位姿来获得式(2)的最小二乘解，得到 $\boldsymbol{P}_{R}=[23.53, 21.62, 83.65]^{T}$，$\boldsymbol{P}_{S}=[648.40,16.65, 155.47]^{T}$．

为验证穿刺针标定结果、针尖相对于接受器偏移量的准确性，将 1 组 $\boldsymbol{P}_{R}$ 值与 15 组 ${}^{S}\boldsymbol{T}_{R}$ 值代入式(1)得到相应的 15 组 $\boldsymbol{P}_{S}^{*}$；然后对比 15 组 $\boldsymbol{P}_{S}^{*}$ 与 $\boldsymbol{P}_{S}$ 的差值，来评价穿刺针标定的有效性，差值曲线如图 4 所示．图 4 中，X, Y, Z 分别表示笛卡儿坐标系下互相垂直的 3 个方向的误差，S 表示总的误差，由 S 可以看出穿刺针标定的误差较小，在 1.12 mm 以下．

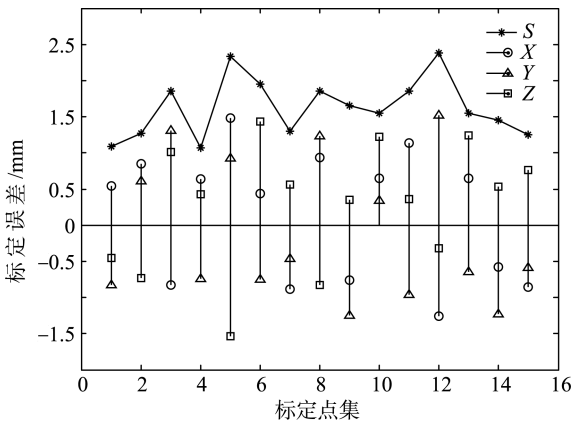

图 4 穿刺针标定误差曲线

3 患者注册

3.1 患者注册操作流程

患者注册是指将患者实际体位和虚拟模型位置进行配准，从而建立起两者的坐标变换关系. 高精度的患者注册对提高整个手术精度、减少对病人伤害、缩短病人的康复时间等方面具有十分积极的作用[21]. 患者注册是整个手术导航系统的关键技术，在实际的导航手术中，医生需要对患者注册进行规范操作才能达到精确的患者注册的目的，其操作流程如图 5 所示.

手术前，在患者腹部贴 6~12 个能包围住患者病灶的注册标记物，运用 MRI 或 CT 对患者进行扫描；对扫描得到的带有标记物的二维医学图像进行分割，提取出感兴趣的部位，如标记物、病灶及周围器官等，对分割结果进行重建，获得标记物、病灶及周围器官的三维虚拟模型. 手术中，运用导航手术软件的坐标提取功能将标记物在虚拟模型空间中的位置精确提取，即得到虚拟模型中标记物的坐标；用经标定的穿刺针针尖准确接触病人腹部标记物中心处，通过电磁定位仪得到标记物的位置；依次对各个注册标记物进行以上操作，得到其各自的实际坐标. 标记物的虚拟坐标可通过导航软件的坐标拾取功能得到，再利用软件的患者注册功能得到实际与虚拟坐标系的最优转换矩阵，将患者与虚拟模型统一在同一个坐标系下.

3.2 注册算法数学模型及其求解过程

对于患者注册[22]，可以抽象出这样一个数学模型：若 $\boldsymbol{p}_{\mathrm{R}}(x_{\mathrm{R}}, y_{\mathrm{R}}, z_{\mathrm{R}})^{\mathrm{T}}$ 表示标记物的实际坐标，$\boldsymbol{p}_{\mathrm{V}}(x_{\mathrm{V}}, y_{\mathrm{V}}, z_{\mathrm{V}})^{\mathrm{T}}$ 表示标记物的虚拟坐标，则患者注册数学模型的输入就是一组共轭点对 $\{(p_{\mathrm{R1}}, p_{\mathrm{V1}}), (p_{\mathrm{R2}}, p_{\mathrm{V2}}), \cdots, (p_{\mathrm{Rn}}, p_{\mathrm{Vn}})\}$. 在已知一组共轭点对的前提下，为求解一组共轭点对的最优变换矩阵 ${}^{\mathrm{V}}\boldsymbol{M}_{\mathrm{R}}$，使得经坐标变换后的一组点集的乘积 ${}^{\mathrm{V}}\boldsymbol{M}_{\mathrm{R}}\boldsymbol{P}_{\mathrm{R}}$ 与另一组点集 $\boldsymbol{P}_{\mathrm{V}}$ 差值最小. 根据机器视觉中绝对定位的相关知识，可将共轭点对的最优变换矩阵 ${}^{\mathrm{V}}\boldsymbol{M}_{\mathrm{R}}$ 分解为旋转矩阵 $\boldsymbol{R}$，缩放系数 z 和平移矩阵 $\boldsymbol{T}$ 等三部分，满足表达式

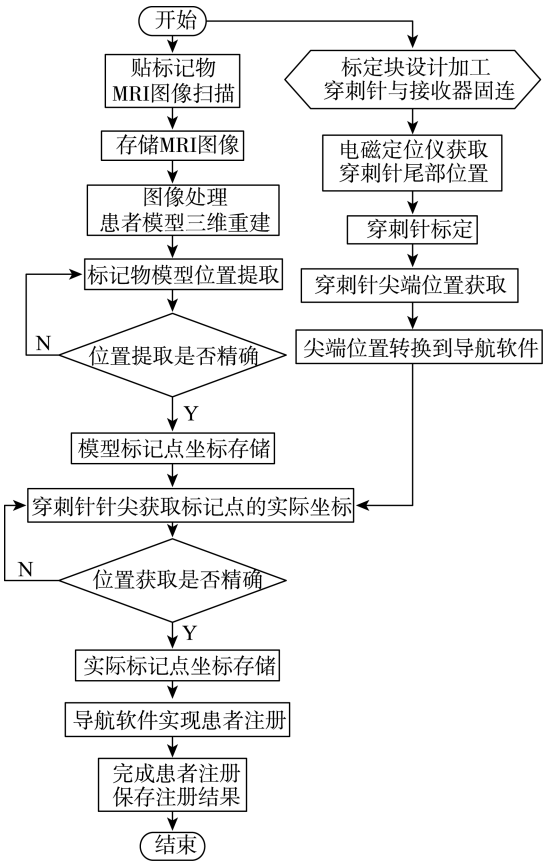

图 5 患者注册流程图

$$\min \sum_{i=0}^{n} \left\| p_{\mathrm{V}i} - (z\boldsymbol{R}(p_{\mathrm{R}i}) + \boldsymbol{T}) \right\|^2 .$$

对于该数学问题，根据机器视觉中标定的相关知识，在刚体绕定轴旋转过程中向量的模不变，向量之间的夹角也不变，因此旋转变换中矢量的点积关系不发生变化. 不仅如此，刚体绕定轴旋转如果能直接用旋转轴与旋转角来表示会得到更加精确的数值解，四元数 $q(q_0, q_x, q_y, q_z)$ 就是由这种思想发展而来的[23]. 最小二乘算法正是运用四元数在刚体旋转中的这些特点，得到 2 个坐标系之间的空间转换关系[24]. 其计算步骤如下:

Step1. 获取标记物在实际空间中的坐标点集 $P_{\mathrm{R}} = \{p_{\mathrm{R}i}, i = 1, 2, \cdots, n\}$ 与虚拟空间中的坐标点集 $P_{\mathrm{V}} = \{p_{\mathrm{V}i}, i = 1, 2, \cdots, n\}$，求出 2 组点集的矩中心 $\overline{p_{\mathrm{R}}}$，$\overline{p_{\mathrm{V}}}$，

将点集的绝对坐标转换为与矩中心的相对坐标，得到 2 组转换后的点集 $P_{\mathrm{R}}'=\{p_{\mathrm{R}i}',\ i=1,2,\cdots,n\}$ 与 $P_{\mathrm{V}}'=\{p_{\mathrm{V}i}',i=1,2,\cdots,n\}$；

Step2. 计算 P_{R}' 与 P_{V}' 中每一个点的坐标值相应 9 个乘子 $x_{\mathrm{R}}'x_{\mathrm{V}}',,x_{\mathrm{R}}'y_{\mathrm{V}}',\cdots,z_{\mathrm{R}}'z_{\mathrm{V}}'$ 及这 9 个乘子之和 $S_{xx}=\sum_{i=1}^{n}x_{\mathrm{R}i}'x_{\mathrm{V}i}'$，$S_{xy}=\sum_{i=1}^{n}x_{\mathrm{R}i}'y_{\mathrm{V}i}'$，$\cdots$，$S_{zz}=\sum_{i=1}^{n}x_{\mathrm{R}i}'z_{\mathrm{V}i}'$，得到其组成的矩阵 $\boldsymbol{N}$

$$\boldsymbol{N}=\begin{bmatrix} S_{xx}+S_{yy}+S_{zz} & S_{yz}-S_{zy} & S_{zx}-S_{xz} & S_{xy}-S_{yx} \\ S_{yz}-S_{zy} & S_{xx}-S_{yy}-S_{zz} & S_{xy}+S_{yx} & S_{zx}+S_{xz} \\ S_{zx}-S_{xz} & S_{xy}+S_{yx} & -S_{xx}+S_{yy}-S_{zz} & S_{yz}+S_{zy} \\ S_{xy}-S_{yx} & S_{zx}+S_{xz} & S_{yz}+S_{zy} & -S_{xx}-S_{yy}+S_{zz} \end{bmatrix}.$$

Step3. 求出 $\boldsymbol{N}$ 的特征值和特征向量，找与最大特征值相对应的特征向量 $\boldsymbol{V}$，并将其表示为单位四元数形式 $q(q_0,q_1,q_2,q_3)$，那么最优旋转变换矩阵 $\boldsymbol{R}$ 可用 q 表示为

$$\boldsymbol{R}=\begin{bmatrix} q_0^2+q_1^2-q_2^2-q_3^2 & 2(q_1q_2+q_0q_3) & 2(q_3q_1+q_0q_2) \\ 2(q_1q_2+q_0q_3) & q_0^2-q_1^2+q_2^2-q_3^2 & 2(q_2q_3+q_0q_1) \\ 2(q_3q_1+q_0q_2) & 2(q_2q_3+q_0q_1) & q_0^2-q_1^2-q_2^2+q_3^2 \end{bmatrix}.$$

Step4. 根据上述求得的转化后的点集 $P_{\mathrm{R}i}'$ 与 $P_{\mathrm{V}i}'$ 和最优旋转矩阵 $\boldsymbol{R}$ 得到最优尺度参数 z，$z=\sum_{i=1}^{n}\left[P_{\mathrm{V}i}'\cdot\boldsymbol{R}(P_{\mathrm{R}i}')\right]\Big/\sum_{i=1}^{n}\left\|P_{\mathrm{R}i}'\right\|^2$，再根据矩中心 $\overline{p_{\mathrm{R}}}$ 与 $\overline{p_{\mathrm{V}}}$，最优缩放系数 z 最优平移矩阵 $\boldsymbol{T}=\overline{p_{\mathrm{R}}}-z\boldsymbol{R}(\overline{p_{\mathrm{V}}})$，由: $\boldsymbol{R}$ 和 $\boldsymbol{T}$ 求得最优变换矩阵 ${}^{\mathrm{V}}\boldsymbol{M}_{\mathrm{R}}$.

3.3　注册算法的性能分析

实验 **1.** 注册算法理论精度分析. 选取一系列点作为算法的实际坐标 $p_{\mathrm{R}i},i=1,2,\cdots,n$，给定一个转换矩阵 ${}^{\mathrm{V}}\boldsymbol{M}_{\mathrm{R}}$，将 $p_{\mathrm{R}i}$ 与 ${}^{\mathrm{V}}\boldsymbol{M}_{\mathrm{R}}$ 相乘得到虚拟坐标 $p_{\mathrm{V}i},\ i=1,2\cdots,n$；以 $p_{\mathrm{R}i}$ 和 $p_{\mathrm{V}i}$ 作为注册算法的输入，利用注册算法求解一个新的坐标变换矩阵 ${}^{\mathrm{V}}\boldsymbol{M}_{\mathrm{R}}'$. 随机选取一组点作为检测点 $p_{\mathrm{R}ti},i=1,2,\cdots,n$，将 $p_{\mathrm{R}ti}$ 分别与 ${}^{\mathrm{V}}\boldsymbol{M}_{\mathrm{R}}$ 和 ${}^{\mathrm{V}}\boldsymbol{M}_{\mathrm{R}}'$ 相乘得到虚拟坐标 $p_{\mathrm{V}ti}$，$i=1,2\cdots,n$ 和 $p_{\mathrm{V}ti}',i=1,2\cdots,n$；将 $p_{\mathrm{V}ti}'$ 与 $p_{\mathrm{V}ti}$ 进行比较计算误差 e. 以此检测该算法的理论误差. 实验中随机取 30 个检测点验证算法的可行性，实验结果如图 6 所示. 实验结果表明，该注册算法理论误差误差最大为 0.003 6 mm，精度达到微米级，说明该算法的理论误差小，能满足临床应用需求.

实验 **2.** 标记点个数与注册精度的关系. 用于注册的标记点个数最少是 3 个，注册标志点个数的增加可以提高注册精度，减小误差，但在实际临床手术中标志点过多会影响整个手术的时间. 本文对导航系统软件患者注册的精度和标记物个数的相互关系进行了分析，实验中标记物个数由 3 个逐渐增加为 15 个，实验结果如图 7 所示. 可以看出，当标记点数在 3~5 时，随着注册标志点数目的增加，注册精度迅速提高；当标记物个数增加到 6 以后，标记点数目的增加对注册精度提高的影响趋于平稳. 目前，在临床手术中一般取 6~10 个标记点，本系统选取 8 个标记点来进行注册.

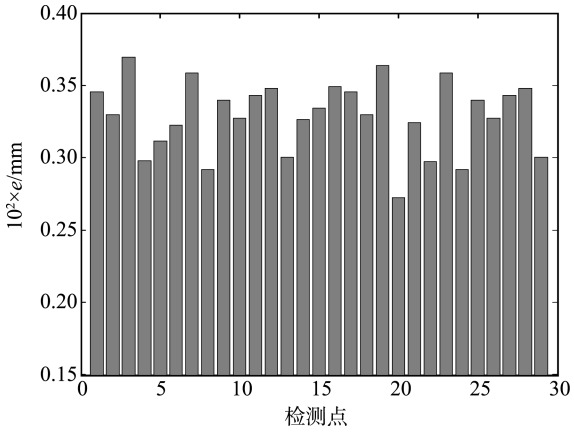

图 6　注册算法检测结果

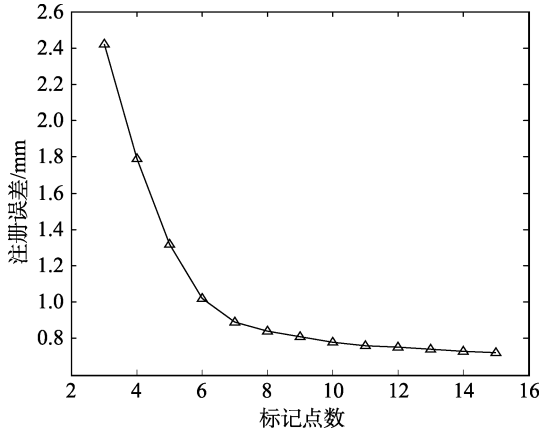

图 7　标记点个数与注册误差的关系

3.4　注册算法的实验验证

在对注册算法的可行性进行分析并选定标记点数目之后，本文运用 C++, ITK 和 VTK[25]等手术导航系统软件开发平台，自主研发出具有患者注册功能的、适于本手术导航系统的导航模块. 该模块实现了导航系统与电磁定位系统的交互，通过定位系统获取注册标记物在实际空间中的位置，并编程实现患者注册功能. 手术导航系统软件界面如图 8 所示，主要包括手术计划、患者注册及实时导航 3 个子功能区. 在手术计划部分，用户可以观察病灶、重要器官与剂量的三维模型，实现了术中导航模块与其他模块的交互；通过穿刺针与模板的虚拟模型的显示与调整，可以对整个手术过程

进行模拟. 在患者注册部分，获取注册标记物在实际空间与虚拟空间中的位置，通过注册操作实现患者注册功能，建立起实际空间与虚拟空间的坐标转换关系. 在实时导航模块，通过电磁定位系统实时获取针尖点在实际空间中的位姿，并将该位姿通过患者注册得到的坐标转换关系转换为在虚拟空间中的位姿. 医生通过观察虚拟空间中穿刺针与病灶的相对位置关系，就能形象地了解实际空间中穿刺针与病灶的相对位置关系，从而进行精确的手术操作.

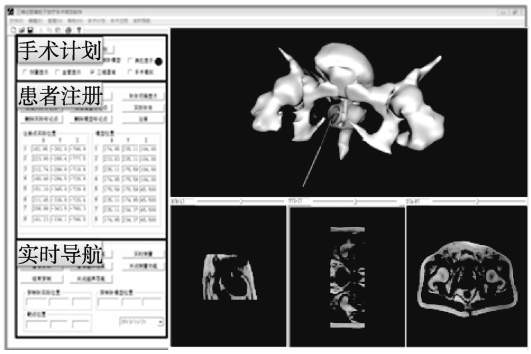

图 8 手术导航系统软件界面

为获得患者注册的实际精度，本文将手术导航系统与导航手术机器人相结合搭建实验平台进行了实验，如图 9 所示. 将电磁接收器与经过标定的穿刺针固定在机器人末端，用于代替患者的透明立方体模型固定在手术床上[26]，并保证该立方体的外廓在机器人的可达空间内，使机器人能通过穿刺针获得立方体外廓上 8 个顶点的坐标值；在导航软件中建立该立方体的虚拟模型代替实际手术中患者的三维模型，以此来获取虚拟模型中注册标记点的位置.

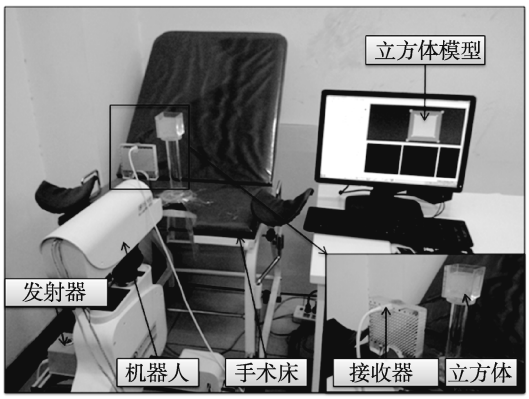

图 9 患者注册实验平台

实验操作过程如下：首先，控制机器人使针尖到达立方体外廓的 8 个顶点，记录下这些点的位置作为实际标记点位置；其次，通过手术导航软件获取这 8 个顶点在模型中对应的位置作为虚拟模型标记点，并运用导航软件的患者注册功能得到两组点的坐标转换关系 ${}^{\mathrm{V}}\boldsymbol{M}_{\mathrm{R}}$；最后，控制机器人分别沿 X 轴、Y 轴和 Z 轴点动，记录针尖在实际坐标系下的坐标和虚拟模型坐标系下的坐标，通过比较 2 组坐标值来获得算法在临床应用中的精度[27]，实验结果如图 10 所示. 图 10a~10c 所示为实际坐

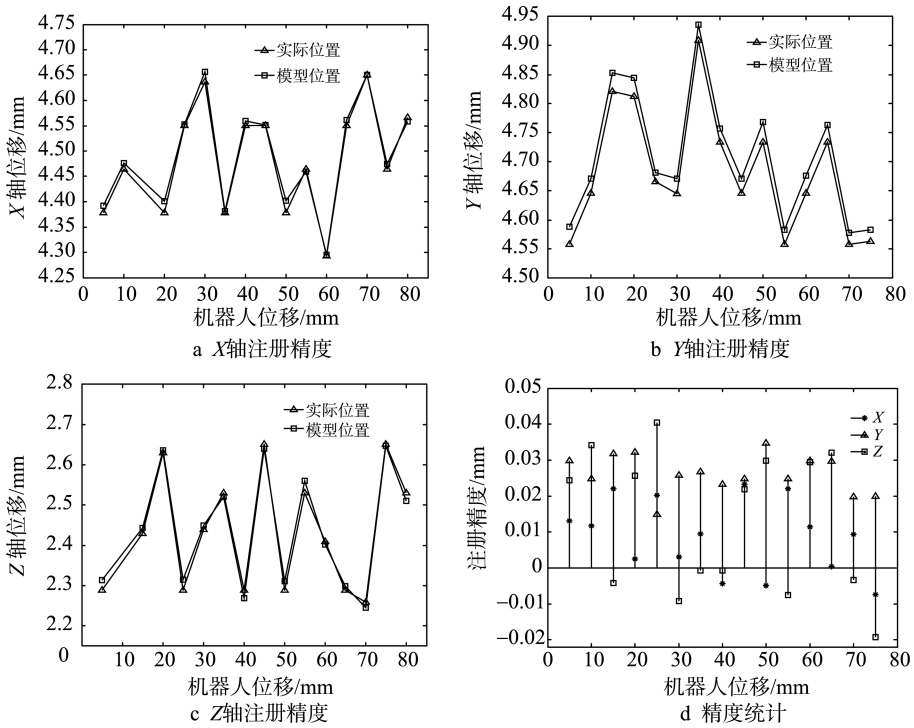

图 10 患者注册实验结果

标与模型坐标的跟踪曲线，图 10d 所示为对图 10a~10c 的跟踪误差统计，其中纵轴表示患者注册精度，即模型坐标系与实际坐标系中相邻两点的位移之差．由图 10d 可以看出，X 轴的注册精度达到 0.023 3 mm, Y 轴的注册精度达到 0.036 9 mm, Z 轴的注册精度达到 0.040 2 mm，表明手术导航系统中患者注册的精度高，能满足临床应用需求.

4　结　语

本文对导航手术系统进行了介绍，并对其关键技术三维定位、穿刺针标定和患者注册算法进行了重点分析．选用激光跟踪仪对电磁定位仪进行了校准，使其精度从 1.5 mm 提高到 0.329 mm；并用校准后的电磁定位仪对穿刺针针尖进行了标定，标定实验结果表明标定误差为 1.12 mm，能满足临床中对穿刺针标定的精度要求．在对患者注册算法原理和计算流程讨论的基础上，将算法应用到手术导航患者注册中，通过计算机模拟仿真实验验证了该注册算法的可行性和精度；结合实际临床导航手术的要求，本文开发了手术导航软件系统，并通过导航手术机器人与导航手术软件验证了注册算法的实际精度，实验验证结果表明，注册精度为 0.040 2 mm，达到了国际注册水平，能满足临床对患者注册精度要求.

参考文献(References):

[1] Sidhu R, Weir-McCall J, Cochennec F, *et al*. Evaluation of an electromagnetic 3D navigation system to facilitate endovascular tasks: a feasibility study[J]. European Journal of Vascular and Endovascular Surgery, 2012, 43(1): 22-29

[2] Calin M A, Parasca S V, Savastru D, *et al*. Hyperspectral imaging in the medical field: present and future[J]. Applied Spectroscopy Reviews, 2014, 49(6): 435-447

[3] Su J M, Huang C F. An easy-to-use 3D visualization system for planning context-aware applications in smart buildings[J]. Computer Standards & Interfaces, 2014, 36(2):312-326

[4] Brouwer O R, Buckle T, Bunschoten A, *et al*. Image navigation as a means to expand the boundaries of fluorescence-guided surgery[J]. Physics in Medicine and Biology, 2012, 57(10): 3123-3136

[5] Schmitz A C, Gianfelice D, Daniel B L, *et al*. Image-guided focused ultrasound ablation of breast cancer: current status, challenges, and future directions[J]. European Radiology, 2008, 18(7): 1431-1441

[6] Ecker T M, Murphy S B. Application of surgical navigation to total hip arthroplasty[C]//Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H-Journal of Engineering in Medicine. Westminister: Professional engineering publishing LTD, 2007, 221: 699-712

[7] Gao G, Penney G, Ma Y L, *et al*. Registration of 3D trans-esophageal echocardiography to X-ray fluoroscopy using image-based probe tracking [J]. Medical Image Analysis, 2012, 16(1): 38-49

[8] Su Wenkui, Zhang Yuli, Li Dongmei, *et al*. Application and overview of Image Guided Surgery system[J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2010, 34(4): 284-288 (in Chinese)
(苏文魁，张毓笠，李冬梅，等．手术导航系统及其应用概述[J]．中国医疗器械杂志, 2010, 34(4): 284-288)

[9] Meng Xianghui, Zhou Dingbiao, Xu Bainan, *et al*. Preliminary study of StealthStation neuronavigation in the operation of intracranial lesions[J]. Medical Journal of Chinese People's Liberation Army, 2004, 29(11): 1002-1003(in Chinese)
(孟祥辉，周定标，许百男，等．StealthStation 神经导航系统在脑内病变手术中的应用[J]．解放军医学杂志, 2004, 29(11): 1002-1003)

[10] Chen Zhen, Zhang Guoliang, Yang Weizhong, *et al*. Neuronavigation-assisted key-hole microsurgery to resect the mini-lesions in the eloquent area[J]. Chinese Journal of Stereotactic and Functional Neurosurgery, 2007, 20(2): 81-83(in Chinese)
(陈　阵，张国良，杨卫忠，等．神经导航辅助锁孔手术切除脑功能区小病灶 32 例临床分析[J]．立体定向和功能性神经外科杂志, 2007, 20(2): 81-83)

[11] Zhang Yu, Zheng Weiming, Zhuge Qichuan, *et al*. Preliminary study of neuronavigation in the micro operation of craniocerebral occupying lesions[J]. Zhejiang Clinical Medical Journal, 2004, 6(10): 857-858(in Chinese)
(张　宇，郑伟明，诸葛启钏，等．神经导航系统在颅脑占位病灶显微手术中的应用[J].浙江临床医学，2004，6 (10): 857-858)

[12] Jiang Xiaofeng, Wang Yehan, Fu Xianming, *et al*. ASA-A410V navigation system in minimally invasive neurosurgery[J]. Medical Journal of Neurology and Neurosurgery, 2002, 2(1):17-20(in Chinese)
(姜晓峰，汪业汉，付先明，等．ASA-610V 导航系统在微侵袭神经外科手术中的应用[J].现代神经疾病杂志，2002，2(1): 17-20)

[13] Shen Yi. High precision surgical navigation and ITS application[D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University. School of Electronics and Electric Engineering, 2012(in Chinese)
(沈　轶．高精度手术导航的研究与应用[D].上海：上海交通大学电子信息与电气工程学院, 2012)

[14] Wiles A D, Peters T M. Real-time estimation of FLE statistics for 3-D tracking with point-based registration[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2009, 28(9): 1384-1398

[15] Wu Xuemei, Liu Qi. Optical localizer of surgical navigation system based on binocular stereo vision[J]. Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research, 2011, 15(35): 6584-6587(in Chinese)
(武雪梅，刘　奇．基于立体视觉的手术导航光学定位系统[J]．中国组织工程研究与临床康复，2011，15(35): 6584-6587)

[16] de Lambert A, Esneault S, Lucas A, *et al*. Electromagnetic tracking for registration and navigation in endovascular aneurysm repair: a phantom study[J]. European Journal of Vascular and Endovascular Surgery, 2012, 43(6): 684-689

[17] Sun Yinshan. Study on robot-assisted system for percutaneous surgery based on 3D ultrasound images[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology. School of Mechatronics Engineering, 2011 (in Chinese)
(孙银山. 基于三维超声图像的穿刺手术机器人辅助系统研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学机电工程学院, 2011)

[18] Zhang H, Banovac F, Lin R, *et al*. Electromagnetic tracking for abdominal interventions in computer aided surgery[J]. Computer Aided Surgery, 2006, 11(3): 127-136

[19] Gan Lin, Li Xiaoxing. Site measuring accuracy testing of laser tracker[J]. Journal of Beijing University of Aeronautics and Astronautics, 2009, 35(5): 612-614 (in Chinese)
(甘 霖, 李晓星. 激光跟踪仪现场测量精度检测[J]. 北京航空航天大学学报, 2009, 35(5): 612-614)

[20] Levy E B, Tang J, Lindisch D, *et al*. Implementation of an electromagnetic tracking system for accurate intrahepatic puncture needle guidance: accuracy results in an in vitro model [J]. Academic Radiology, 2007, 14(3): 344–354

[21] Bai Jing, Ding Hui, Wang Guangzhi, *et al*. A study on the registration method and precision in image guided surgery[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2008, 25(6): 1242-1248 (in Chinese)
(白 晶, 丁 辉, 王广志, 等. 手术导航中人体标志点注册方法和注册精度研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2008, 25(6): 1242-1248)

[22] Kang S H, Kim M K, Kim J H. The validity of marker registration for an optimal integration method in mandibular navigation surgery[J]. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2013, 71(2): 366–375

[23] Troitzsch D, Hoffmann J, Dammann F, *et al*. Registration using three-dimensional laser surface scanning for navigation in oral and craniomaxillofacial surgery[J]. Zentralblatt Fur Chirugie, 2003, 128(7): 551-556

[24] Zhu Yanjuan, Zhou Laishui, Zhang Liyan. Registration of scattered cloud data[J]. Journal of Computer-Aided Design & Computer Graphics, 2006, 18(4): 475-481 (in Chinese)
(朱延娟, 周来水, 张丽艳. 散乱点云数据配准算法[J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2006, 18(4): 475-481)

[25] Yan Yanhong. Research and implementation of reconstruction techniques for 3D medical image based on VTK[D]. Wuhan: Wuhan University of Technology. College of Information Engineering, 2012(in Chinese)
(闫艳红. 基于 VTK 的医学图像三维重建技术研究与实现[D]. 武汉: 武汉理工大学信息工程学院, 2012)

[26] Wittek A, Joldes G, Couton M, *et al*. Patient-specific non-linear finite element modeling for predicting soft organ deformation in real-time; application to non-rigid neuroimage registration[J]. Progress in Biophysics and Molecular Biology, 2010, 103(2/3): 292-303

[27] Paraskevopoulos D, Unterberg A, Metzner R, *et al*. Comparative study of application accuracy of two frameless neuronavigation systems: experimental error assessment quantifying registration methods and clinically influencing factors[J]. Neurosurgical Review, 2011, 34 (2): 217-228