

基于电磁定位的手术导航探针可视化与实时跟踪技术

田和强, 吴冬梅, 王继虎, 杜志江, 孙立宁

(哈尔滨工业大学机器人技术与系统国家重点实验室, 黑龙江 哈尔滨 150080)

摘要: 针对手术导航探针可视化与实时跟踪技术进行了研究。文中对电磁定位方法进行了介绍, 设计了电磁定位下具有数据采集功能的探针。首先, 应用3维实体造型技术构建探针的模型, 完成实体几何模型向3维表面模型的转化。其次, 使用旋转注册方法对针尖进行注册, 并进行了精度测试。然后, 应用最近点迭代(ICP) 算法实现CT模型与患者位置的术中注册, 并对ICP算法进行了模拟分析和精度验证。最后, 根据术前注册的位置与方向实时准确地跟踪手术探针的空间位置并在系统中显示。结果显示探针的数据采集功能和注册精度以及注册算法的效果能够满足手术导航的需要。

关键词: 电磁定位; 探针; 手术导航; 可视化; 实时跟踪

中图分类号: TP391.9

文献标识码: A

文章编号: 1002-0446(2011)-01-0059-07

Visualization and Real-time Tracking Technologies of the Probe Used in Surgical Navigation Based on Electromagnetic Positioning

TIAN Heqiang, WU Dongmei, WANG Jihu, DU Zhijiang, SUN Lining

(State Key Laboratory of Robotics and System, Harbin Institute of Technology, Harbin 150080, China)

Abstract: The visualization and real-time tracking technologies of the probe in surgical navigation system are studied. The electromagnetic positioning method is introduced, and the probe with data acquisition function is designed based on electromagnetic positioning. Firstly, the probe model is constructed by means of three-dimensional solid modeling technology, and the transformation from the solid geometry model to the three-dimensional surface models is completed. Secondly, the probe tip is registered using the pivot calibration method and the registration accuracy is also tested. Then, the registration between the CT model and the patients site is realized intraoperatively by means of iterative closest point (ICP) algorithm, and simulation analysis and accuracy verification are carried out. Finally, according to the preoperatively registered position and orientation, the spatial location of the probe is tracked in real-time and accurately, and is displayed in the system. The results show that the data acquisition function and registration accuracy of the probe, as well as the effect of registration algorithms can meet the needs for surgical navigation.

Keywords: electromagnetic positioning; probe; surgical navigation; visualization; real-time tracking

1 引言 (Introduction)

手术导航^[1-3]是指手术过程中跟踪手术器械的位置并将手术器械的位置在病人影像资料上显示出来, 它使医生能明确手术器械目前相对病人解剖结构的具体位置, 从而给外科手术带来极大的便利和优越性。借助手术导航系统, 可在手术中跟踪手术器械并将手术器械的位置在病人影像上以虚拟探针的形式实时更新显示, 使医生一目了然地了解手术器械相对病人解剖结构的位置, 使外科手术更快速、更精确、更安全。手术导航依托空间定位技术、术中

注册与手术工具实时跟踪3项技术, 及针对某项手术专门开发的导航软件。空间定位系统过去曾广泛采用立体框架、机械定位等接触式定位系统, 但现在的导航系统则广泛使用非接触式空间定位技术, 包括光学、电磁和超声波定位技术^[4-7], 其中光学定位方法和电磁定位方法应用较多。术中注册的目的是在患体实际临床位置和屏幕中的模型位置之间建立一种实时的转换关系。手术器械跟踪的目的是寻找手术器械与术中患体两者间的位置关系, 并通过患体与计算机模型间的转换关系同样转换到计算机

基金项目: 国家863计划资助项目(2009AA04Z202); 教育部新世纪优秀人才支持计划资助项目(NCET-07-0232); 黑龙江省攻关课题(GC06C40601); 黑龙江省青年基金资助项目(QC06C032); 国家重点实验室规划课题(SKLRS200802A03, SKLRS200904B)。

通讯作者: 田和强, thq_1980@126.com 收稿/录用/修回: 2010-01-26/2010-03-28/2010-09-06

屏幕上,使医生可以根据屏幕中手术工具与模型间的位置关系实施手术。患体模型与术中患体实际位置间的关系通常使用基于附加特征点的注册、基于解剖特征点的注册和基于解剖特征面的注册^[8]3 种方法。基于附加特征点的注册是在患体部位事先植入容易辨识的附加标记,注册精度高,但通常会对患者带来额外的伤害。基于解剖特征点的注册采用探针在术中确定患体明显的特征点的坐标,然后在这些坐标与计算机模型特征点的坐标之间建立转换关系,实现术中注册。基于解剖特征面的注册使用探针对术中暴露部位点取若干特征点,并通过计算机包络成特征面,然后与患体模型中的特征面相互对应,完成注册过程。

本文为实现手术导航探针的可视化与实时跟踪,首先使用 3 维 CAD 造型法构建探针实体几何模型,并将其向 3 维表面模型转化。然后使用旋转注册方法对探针进行注册,并开发软件获取手术对象在虚拟坐标系下的基准点坐标,然后利用探针获取手术对象在世界坐标系下的基准点坐标,使用最近点迭代 (ICP) 算法完成术中注册。最后导入相应的探针模型,在导航系统中实时准确地对其进行显示和跟踪。

2 电磁定位方法介绍 (Introduction to the electromagnetic positioning method)

手术导航中,手术器械的实时跟踪对提高手术的可靠性与准确性具有重要的作用。空间定位技术是实现手术器械实时跟踪的关键技术,在手术导航过程中,能够将手术空间坐标系、图像坐标系和手术工具坐标系映射起来,确定手术区域中目标点及手术器械的空间位置和姿态。它要解决手术过程中手术目标的位置测量、空间映射、手术干预和定位精度等问题,能够消除医生仅凭主观判断将多模医学图像与实际手术过程相注册时可能引起的误差。

在几种空间定位技术中,机械定位方式占用手术空间,超声波易受干扰,定位精度低。光学定位系统定位精度虽高,但存在光路遮挡和价格昂贵等问题。电磁定位方法造价低,方便灵活,无光线阻挡和干扰;电磁跟踪无手术盲区,随着技术的进步,其精度能够满足手术定位的需要。本文采用美国阿森松科技 (Ascension) 公司的新一代电磁定位系统 3D Guidance 作为定位跟踪设备。该定位系统包括主机、发射器和接收器 3 个部分,如图 1 所示。发射器向空间发射磁场,接收器则将其所在位置的磁场发射器发射的低频磁场强度讯号传给主机,主机计算

所接收的磁场强度讯号,得到接收器相对于发射器的位置与方向,从而实现对目标的空间定位。

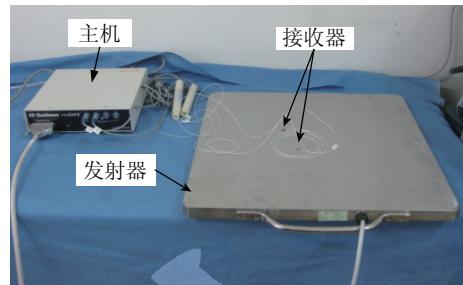


图 1 3D Guidance 电磁定位系统

Fig.1 3D Guidance electromagnetic positioning system

3 探针设计与模型构建 (Design and modeling of the probe)

探针工具是手术导航中必备的器械,电磁定位下通常将接收器安装在探针工具上,使用探针针尖可以方便地在术中注册过程中在患者表面取点。如图 2 所示,探针包括机械本体和控制电路。手柄内部开孔并铣平面用以放置电路板,靠近手柄一端开孔用以放置传感器。钢针的材料选用不锈钢,加工后,进行退磁处理,其余材料选用尼龙,以尽量减少对接收器的影响。控制电路用于控制探针和上位机的通讯。电控系统的总体方框图如图 3 所示,它由 PC 机、MAX232、PIC16F877 以及接口构成。系统通过电平转换芯片 MAX232 将 PC 机与单片机 PIC16F877 连接起来,利用 RS232 接口与 MAX232 相连实现单片机与 PC 机的通信^[9-10]。由 PC 机的串口调试软件向单片机发送数据,按照异步串行数据传输协议,单片机接收到数据后向 PC 机回送接收到的反馈信息,这样就实现了计算机和单片机的双向通信。控制电路具有 4 个功能键和 4 个状态显示灯,通过串口与上位机程序通讯。



图 2 探针装配图

Fig.2 Probe assembly

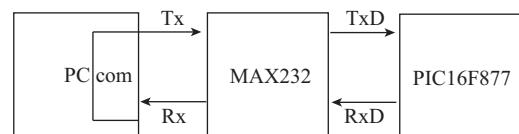


图 3 串口通讯系统框图

Fig.3 Serial communication system

手术导航系统中, 手术器械实体几何模型的建立及其向表面模型的转化, 是实现手术器械在导航系统中可视化与实时跟踪的基础。为了在手术导航系统中实现手术器械的可视化与实时跟踪, 应用3维CAD造型法构建手术器械的模型, 如图4所示。手术导航系统中CT层序列图像经重建后生成STL表面模型, 为了在手术导航系统中实现手术器械的可视化与实时跟踪, 就要解决手术导航系统中实体模型与3维重建骨骼表面模型的兼容性问题。本文利用STL文件作为交换文件, 将之前构建的手术器械实体模型首先转化成STL文件, 再导入手术导航系统使用, 完成实体几何模型向3维表面模型的转化, 图5是转化后的探针表面模型。



图4 探针的 CAD 模型
Fig.4 CAD model of the probe

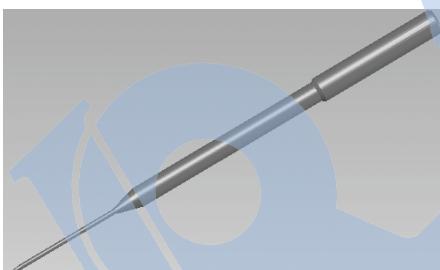


图5 探针的表面模型
Fig.5 Surface model of the probe

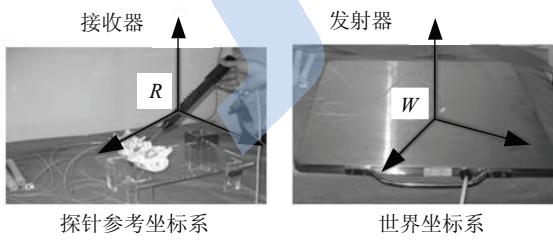


图6 探针测量基准点坐标原理
Fig.6 Principle of the probe measuring reference point coordinates

4 探针注册及精度测试 (Registration of the probe and accuracy test)

手术器械相对于定位跟踪器的位置与方向的注册及精度测试是实现术中准确跟踪手术器械的保

证。探针工具中电磁接收器安装在钢针末端, 因而返回的位置是钢针末端上某点的坐标, 而不是针尖的位置坐标。因此, 在使用前需要对探针进行注册, 求出探针针尖相对于接收器的偏移量。

通常将探针工具上电磁定位器接收器确定的坐标系定义为参考坐标系, 电磁定位器发射器所在的坐标系定义为世界坐标系, 使用探针工具测量基准点在世界坐标系下的坐标的原理见图6。设 ${}_W\mathbf{R}_0 =$

$$\begin{bmatrix} R_{00} & R_{01} & R_{02} & 0 \\ R_{10} & R_{11} & R_{12} & 0 \\ R_{20} & R_{21} & R_{22} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

为参考坐标系 $\{R\}$ 在世界坐标系 $\{W\}$ 下的旋转矩阵, ${}_W\mathbf{T}_0 = [T_x \ T_y \ T_z \ 1]^T$ 为参考坐标系 $\{R\}$ 在世界坐标系 $\{W\}$ 下的位移矩阵,

${}_W\mathbf{P}_m = [X_W \ Y_W \ Z_W \ 1]^T$ 为基准点在世界坐标系 $\{W\}$ 下的位置坐标, ${}_R\mathbf{P}_m = [X_R \ Y_R \ Z_R \ 1]^T$ 为基准点在参考坐标系 $\{R\}$ 下的位置坐标, 则

$${}_W\mathbf{P}_m = {}_W\mathbf{R}_0 {}_R\mathbf{P}_m + {}_W\mathbf{T}_0 \quad (1)$$

其中, ${}_W\mathbf{R}_0, {}_W\mathbf{T}_0$ 可以通过电磁定位器实时测得, 基准点在参考坐标系下的位置坐标, 即探针尖点在参考坐标系 $\{R\}$ 下的坐标 ${}_R\mathbf{P}_m$, 可以通过旋转注册方法^[11]获得。

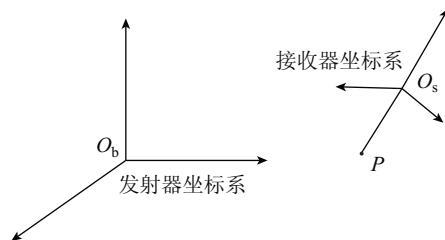


图7 探针标定
Fig.7 Calibration of the probe

如图7所示, 设探针尖点 P 在接收器坐标系 $\{O_s\}$ 下的偏移量写成向量形式为 $\mathbf{P}_s = (X_s, Y_s, Z_s, 1)^T$, 在发射器坐标系 $\{O_b\}$ 下的坐标写为向量的形式为 $\mathbf{P}_b = (X_b, Y_b, Z_b, 1)^T$ 。二者在旋转过程中保持为定值。设每次旋转时, 接收器在发射器坐标系下返回的矩阵 \mathbf{T}_e 可读出, 则

$$\mathbf{T}_e \cdot \mathbf{P}_s = \mathbf{P}_b \quad (2)$$

$$\text{设 } \mathbf{T}_e = \begin{bmatrix} T_{11} & T_{12} & T_{13} & T_{14} \\ T_{21} & T_{22} & T_{23} & T_{24} \\ T_{31} & T_{32} & T_{33} & T_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \text{ 即}$$

$$\begin{bmatrix} T_{11} & T_{12} & T_{13} & T_{14} \\ T_{21} & T_{22} & T_{23} & T_{24} \\ T_{31} & T_{32} & T_{33} & T_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_s \\ Y_s \\ Z_s \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_b \\ Y_b \\ Z_b \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

上式可展开整理为：

$$\begin{cases} T_{11}X_s + T_{12}Y_s + T_{13}Z_s - X_b = -T_{14} \\ T_{21}X_s + T_{22}Y_s + T_{23}Z_s - Y_b = -T_{24} \\ T_{31}X_s + T_{32}Y_s + T_{33}Z_s - Z_b = -T_{34} \end{cases} \quad (4)$$

对方程式(4)，当取的点个数大于4时，可组成一个超定方程组，利用最小二乘法便解出欲求的坐标 \mathbf{P}_s 和 \mathbf{P}_b 。通过上面的方法就获得了探针针尖 \mathbf{P}_s 在接收器坐标系下的坐标。探针针尖 \mathbf{P}_s 即是探针尖在参考坐标系下的坐标 $R\mathbf{P}_m$ 。

为验证探针注册过程中针尖相对于接收器的偏移值的准确性，对探针的注册结果进行了实验分析。为防止探针绕固定点旋转时发生滑动而带来错误数据，专门设计了一个标定块用于进行探针的注册。如图8所示，标定块中间为一个90°锥角的尖角凹坑，这样可以保证探针在里面有一定的转动空间，而且绕凹坑尖角转动时不会发生滑动。

注册时，将探针针尖置于凹坑尖端，然后探针绕该点旋转。由方程(4)可以看出，只要获取4个不同位姿的数据，即可解出偏移量和针尖坐标。为尽量减小定位器的误差所带来的影响，每次实验中采集50次数据作为一组，使探针在可达空间中的分布尽量平均。然后获取每次转动时接收器的数据，利用最小二乘法解方程组，求出偏移量的值。实验中采集了10组共500次数据，并分别计算了每组数据相对于接收器x、y和z方向的偏移值，如表1所示。由表中的数据可以计算出偏移量的平均值 $\bar{X}_{\text{offset}} = -18.26 \text{ mm}$, $\bar{Y}_{\text{offset}} = 8.25 \text{ mm}$, $\bar{Z}_{\text{offset}} = -14.65 \text{ mm}$ ，由此可以计算出每组数据中各分量相对于平均值的偏差，如图9所示。从图中可以看到，x方向的偏移量在 $\pm 0.2 \text{ mm}$ 之间波动，y和z方向的偏移量在 $\pm 0.5 \text{ mm}$ 之间波动。

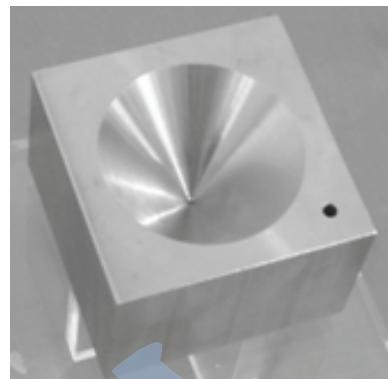


图8 标定块照片

Fig.8 Calibration block photo

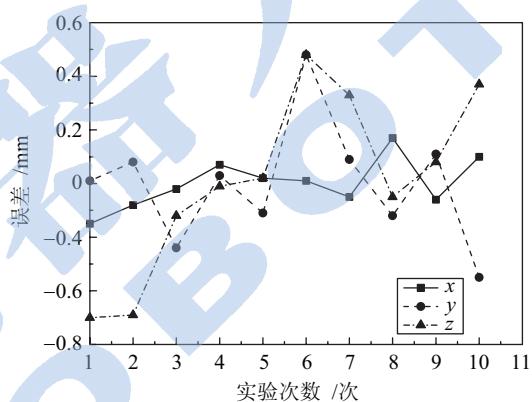


图9 注册数据与平均值的偏差

Fig.9 Deviation between registration data and the average

5 术中注册及算法模拟和验证 (Intraoperative registration, algorithm simulation and verification)

在手术过程中要实现手术探针的可视化与实时跟踪，关键是要建立术前CT模型与术中患者空间位置间的关系，即术中注册^[12]。如图10所示，针对计算机辅助脊椎手术3维导航技术中术前CT图像与术中实际对象的注册问题，本文在基于VTK的平台环境下，开发软件系统获取虚拟坐标系下的基准点坐标点集 M ，通过式(1)利用电磁定位探针工具获取世界坐标系下的基准点坐标点集 W ，然后在两点集间寻找一个最优的变换矩阵 T_{W-M} ，使得世界坐

表1 注册实验数据
Tab.1 Registration experiment data

偏差 编号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
X_{offset} /mm	-18.41	-18.34	-18.28	-18.19	-18.24	-18.25	-18.31	-18.09	-18.32	-18.16
Y_{offset} /mm	8.26	8.36	8.01	8.28	8.06	8.73	8.34	8.13	8.36	7.90
Z_{offset} /mm	-15.15	-15.14	-14.77	-14.66	-14.63	-14.17	-14.32	-14.70	-14.57	-14.28

标系下的基准点坐标 W 经过变换后与虚拟坐标系下的基准点坐标 M 最接近。对于该数学问题, Besl 和 McKay 提出最近点迭代 (ICP) 算法 [13], 在曲面的注册方面取得良好的效果。对于世界坐标系下的坐标点集 $W = \{\mathbf{w}_i, i = 0, 1, 2, \dots, n\}$ 和模型坐标系下的坐标点集 $M = \{\mathbf{m}_j, j = 0, 1, 2, \dots, k\}$, 其中 n, k 为注册点个数, W 与 M 元素间不必一一对应, 元素个数亦不必相同, 设 $k \geq n$ 。注册过程就是求取 2 个坐标系间的旋转和平移变换矩阵, 使得来自 W 与 M 的同源点间距离最小。ICP 算法迭代过程如下:

(1) 计算最近点, 即对于集合 W 中的每一点, 在集合 M 中找出距该点最近的对应点, 设集合 M 中由这些对应点组成的新点集为 $M' = \{\mathbf{m}'_r, r = 0, 1, 2, \dots, n\}$ 。

(2) 采用最小均方根法, 计算点集 W 与 M' 之间的配准, 使 $\min \sum_{s=1}^n \|\mathbf{m}'_s - (\mathbf{R}(\mathbf{w}_s) + \mathbf{T})\|^2$, 得到注册变换矩阵 \mathbf{R}, \mathbf{T} , 其中 \mathbf{R} 是 3×3 的旋转矩阵, \mathbf{T} 是 3×1 的平移矩阵。

(3) 计算坐标变换, 即对于集合 W , 用注册变换矩阵 \mathbf{R}, \mathbf{T} 进行坐标变换, 得到新的点集 $W' = \{\mathbf{w}'_t, t = 0, 1, 2, \dots, n\}$, 即 $\mathbf{w}'_t = \mathbf{R}(\mathbf{w}_t) + \mathbf{T}$ 。

(4) 计算 W' 与 M' 之间的均方根误差, 如小于预设的极限值 ϵ , 则结束; 否则, 以点集 W' 替换 W , 重复上述步骤。

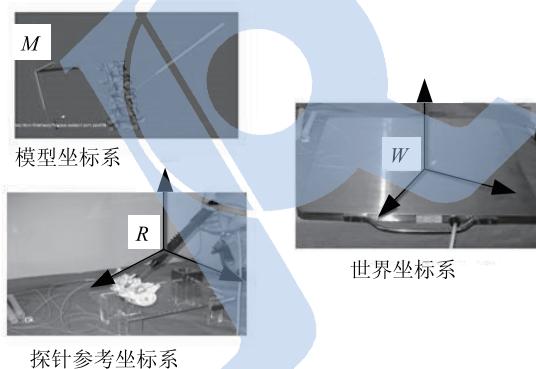


图 10 术中注册转换关系

Fig.10 Transition relationship in intraoperative registration

为验证 ICP 算法的正确性及其适用条件, 对该算法进行了模拟分析。模拟时导入具有共同部分的模型 A 和 B。对模型 B 引入一个偏移矩阵 \mathbf{T}_{bias} , 使 B 和 A 的重叠部分分离, 利用该过程模拟实际的未注册前的情况。然后获取 A 和 B 表面的点集, 利用 ICP 算法通过两个点集中的坐标对两模型进行注册, 即求出两模型的注册矩阵 \mathbf{T}_{icp} , 然后和 \mathbf{T}_{bias} 比较。在模拟分析中定义 4 个已知坐标的空间点, 设为 $\mathbf{U}_l, l = 1, 2, 3, 4$ 。这些点在偏移后再经过注册, 位

置会发生一定的变化, 定义变化前后偏差的均值为位置精度, $d(\mathbf{T}_{\text{bias}}\mathbf{U}_l, \mathbf{T}_{\text{icp}}\mathbf{U}_l)$ 为两者之间的距离, 定义算式如下:

$$E_{\text{icp}} = \frac{1}{4} \sum_{l=1}^4 d(\mathbf{T}_{\text{bias}}\mathbf{U}_l, \mathbf{T}_{\text{icp}}\mathbf{U}_l) \quad (5)$$

为分析影响 ICP 算法注册精度的因素, 选择了脊椎骨具有不同曲率的部位进行 3 维重建, 并采用不同数量的注册点进行了注册, 如图 11 所示。

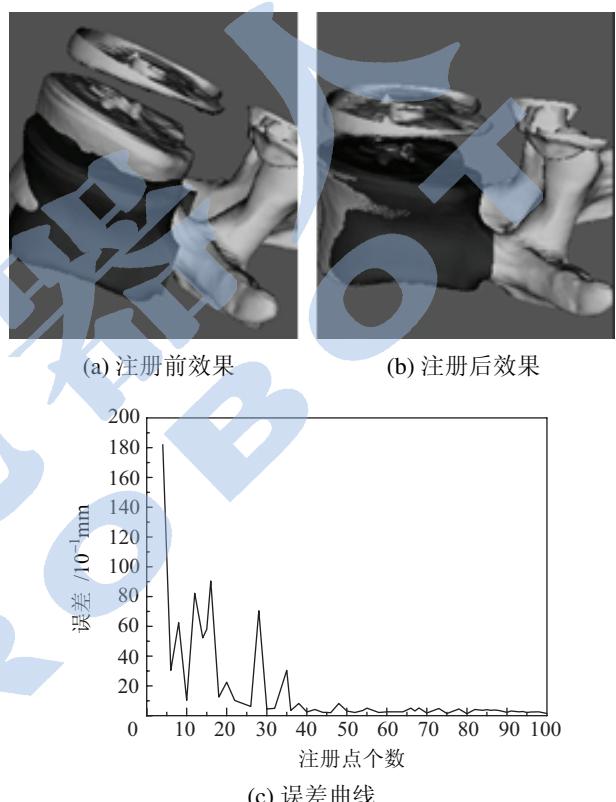


图 11 注册效果及误差曲线

Fig.11 Registration effect and the error curve

从图 11 可得以下结论: 随着注册点个数增多, 注册误差逐渐变小; 如果目标点集不能包含较多源点集数据, 则会影响注册的效果。因此, 在实际的注册过程中, 目标点集所在的区域应该和实际采集点的区域尽量一致; 初始偏差越大, 注册所需要的点的个数越多。因此在实际的注册过程中, 应尽量提高初始注册矩阵的精度。

为验证注册精度, 根据金属在 CT 图像下成像比较明显的特点, 在脊柱模型的两节脊椎骨上黏附了 4 枚钢珠, 用来检验注册的精度, 如图 12(a) 所示。对扫描的图像数据进行 3 维重建, 生成该脊柱模型的 3 维面片模型, 如图 12(b) 所示。在编制的 3 维可视化软件中获取钢珠在虚拟空间中的坐标, 利用探针工具在电磁定位器确定的世界坐标系中确定钢珠的坐标, 如表 2 和表 3 所示。

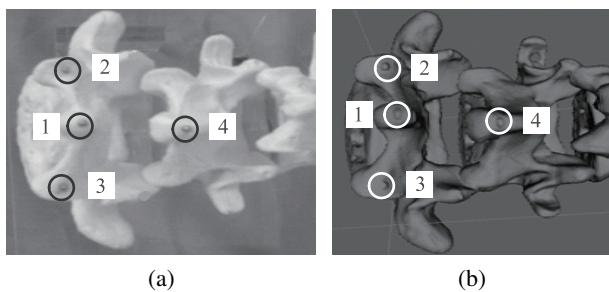


图 12 带钢珠的脊柱模型 (a) 及其 3 维重建模型 (b)
Fig.12 The spine model with steel balls (a) and its three-dimensional reconstruction model (b)

表 2 在虚拟空间下钢珠的坐标

Tab.2 The steel ball coordinates in virtual space

编号	坐标	X /mm	Y /mm	Z /mm
1		76.8993	140.8920	138.8932
2		69.1139	115.5791	169.3231
3		65.7132	143.7895	163.1458
4		92.5283	152.1550	171.9651

表 3 在实际空间下钢珠的坐标

Tab.3 The steel ball coordinates in real space

编号	坐标	X /mm	Y /mm	Z /mm
1		193.2501	-101.4144	168.3306
2		178.7833	-129.1563	196.6132
3		200.5357	-127.7536	177.3650
4		187.1305	-137.2476	152.5746

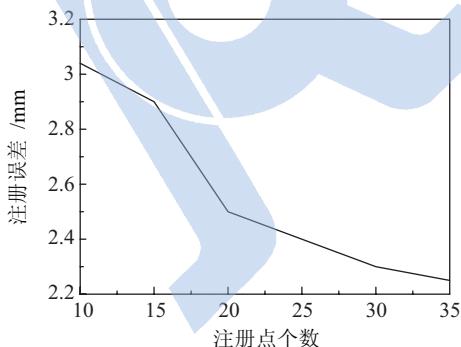


图 13 注册误差示意图

Fig.13 Registration error

利用探针在脊柱表面取点。首先选择 4 个特征明显的解剖点，分别获取其在虚拟空间及实际空间下的坐标，计算一个初始矩阵。然后在脊柱表面取一系列的点，分别取 10、15、20、25、30 和 35 个点，取到的点应该平均分布在该脊椎骨上。在初始矩阵的基础上，利用 ICP 注册方法获取不同个数的点对应的转换矩阵。利用这些转换矩阵计算注册

误差。假设 ${}^v\mathbf{G}_f$ 为第 f 个钢珠在虚拟坐标系的坐标， $\mathbf{T}_{\text{icp}} {}^v\mathbf{G}_f$ 为第 f 个钢珠在实际空间下的坐标经过 ICP 注册矩阵 \mathbf{T}_{icp} 转换到虚拟空间中对应的坐标，其中 $f = 1, 2, 3, 4$ 。定义 $d({}^v\mathbf{G}_f, \mathbf{T}_{\text{icp}} {}^v\mathbf{G}_f)$ 为变换前后两者之间的距离，4 个钢珠注册的平均误差定义为

$$\text{Error}_{\text{reg}} = \frac{1}{4} \left(\sum_{f=1}^4 d({}^v\mathbf{G}_f, \mathbf{T}_{\text{icp}} {}^v\mathbf{G}_f) \right) \quad (6)$$

则注册误差如图 13 所示。由图可以看出，随着注册点个数的增加，注册误差逐渐减小。

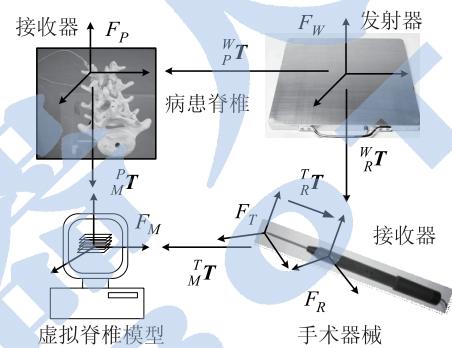


图 14 手术器械实时跟踪转换关系

Fig.14 Real-time tracking transition relationship of the surgical instrument

6 探针可视化与实时跟踪 (Probe visualization and real-time tracking)

术中完成空间注册后，在导航系统中实时刷新器械的位置与方向信息是手术导航的终极目标。如图 14 所示，通过空间注册可以实现 3 维重建脊椎模型与患者脊椎坐标之转换关系 ${}_M^P\mathbf{T}$ ，其中发射器与病患脊椎的转换关系 ${}_P^W\mathbf{T}$ 及发射器与手术器械的转换关系 ${}_R^W\mathbf{T}$ 可直接由电磁定位系统测量得出。接收器 F_R 和针尖 F_T 的坐标变换 ${}_T^R\mathbf{T}$ 已经通过前面的注册过程实现。由发射器与 3 维模型空间的位姿关系确定手术器械在 3 维模型空间中的位姿，并实时跟踪显示手术器械尖端在 3 维模型中的位置，从而能够求出任何时刻手术器械坐标系尖端 F_T 与重建后的 3 维模型影像坐标系 F_M 之间的转换关系：

$${}_M^P\mathbf{T} = {}_R^W\mathbf{T}^{-1} {}_P^W\mathbf{T} {}_M^P\mathbf{T} {}_R^T\mathbf{T} {}_T^P\mathbf{T} \quad (7)$$

如图 15 所示搭建了基于电磁定位的探针导航系统。在基于 VTK 的平台环境下，开发了软件系统来获取虚拟坐标系下的基准点坐标，利用电磁定位下的探针工具获取世界坐标系下的基准点坐标，使用 ICP 算法完成注册。最后把注册关系应用在手术导航中，实现了如图 16 所示的探针工具的实时跟踪和显示。结果显示探针的数据采集功能和注册精度以及注册算法的效果能够满足手术导航的需要。

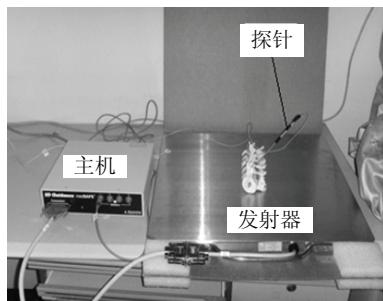


图 15 基于电磁定位的导航系统

Fig.15 Navigation system based on electromagnetic positioning

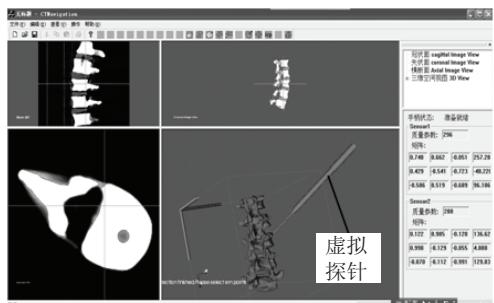


图 16 探针的实时跟踪和显示

Fig.16 Real-time tracking and display of the probe

7 结论 (Conclusion)

手术导航已成为外科手术的重要手段，其优点表现在实现手术部位深层可视化、手术的精确化和微创化。在手术导航中，实现手术器械的实时跟踪和显示是手术导航的核心研究内容之一，对提高手术的可靠性与准确性具有重要的作用。本文针对手术导航探针可视化与实时跟踪技术进行了研究。首先，探针工具是手术导航中必备的器械，建立探针实体几何模型并完成其向表面模型转化是实现探针在导航系统中可视化与实时跟踪的基础；其次，要想进行手术定位，就必须对探针相对于定位跟踪器的位置与方向进行注册，其精度是术中准确跟踪器械的保证；接着，在基于 VTK 的平台环境下，开发软件系统获取虚拟坐标系下的基准点坐标，基于电磁定位来设计控制电路，实现探针和主机的串行通信以及数据采集功能，获取基准点在世界坐标系下的坐标，其中使用 ICP 算法完成 CT 模型与患者位置的空间注册是实现探针在导航系统中可视化与实时跟踪的关键；最后，根据术前注册的位置与方向实时准确地跟踪手术探针的空间位置并在系统中实时显示是手术导航的终极目标。

参考文献 (References)

- [1] Nolte L P, Beutler T. Basic principles of CAOS[J]. Injury, 2004, 35(s1): 6-16.
- [2] 王田苗, 胡磊, 王满宜, 等. 矫形外科微创手术与导航技术

研究进展 [J]. 高技术通讯, 2005, 15(4): 102-106.

Wang Tianmiao, Hu Lei, Wang Manyi, et al. State of the art of minimally invasive surgery and navigation technology in orthopaedics[J]. High Technology Letters, 2005, 15(4): 102-106.

- [3] 林艳萍, 张文强, 王成焘. 手术导航系统中器械的可视化与实时跟踪 [J]. 生物医学工程学杂志, 2006, 23(5): 995-998.

Lin Yanping, Zhang Wengqiang, Wang Chengtao. Visualization and real-time tracking of the instruments in surgical navigation system[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2006, 23(5): 995-998.

- [4] Nixon M A, McCallum B C, Fright W R, et al. The effects of metals and interfering fields on electromagnetic trackers[J]. Presence, 1998, 7(2): 204-218.

Baluja S, Simon D A. Evolution-based methods for selecting point data for object localization: Applications to computer-assisted surgery[J]. Applied Intelligence, 1998, 8(1): 7-19.

- [6] Lavallee S, Szeliski R. Recovering the position and orientation of free-form objects from image contours using 3D distance maps[J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1995, 17(4): 378-390.

Birkfellner W, Watzinger F, Wanschitz F, et al. Calibration of tracking systems in a surgical environment[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1998, 17(5): 737-742.

- [7] 王成焘, 陈晓军, 钱理为. 数字医学与计算机辅助手术 [J]. 中国医疗器械杂志, 2007, 31(5): 313-323.

Wang Chengtao, Chen Xiaojun, Qian Liwei. Digital medicine and computer-aided surgery[J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2007, 31(5): 313-323.

- [9] 于万民, 王哈力, 郑洪平. PC 机与 PIC 单片机串行通讯的实现 [J]. 现代电子技术, 2003(18): 26-28.

Yu Wanmin, Wang Hali, Zheng Hongping. Serial communication realization of person computer and PIC single chip[J]. Modern Electronics Technique, 2003(18): 26-28.

- [10] 李朝青. PC 机及单片机数据通信技术 [M]. 北京: 北京航空航天大学出版社, 2002.

Li Chaoqing. PC and MCU data communication technology[M]. Beijing: Beijing University of Aeronautics and Astronautics Press, 2002.

- [11] Boctor E M, Webster R J, Mathieu H, et al. Virtual remote center of motion control for needle placement robot[C]//International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 2003: 157-164.

Hassfeld S, Muhling J. Computer assisted oral and maxillofacial surgery – A review and an assessment of technology[J]. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2001, 30(1): 2-13.

- [13] Besl P J, McKay N D. A method for registration of 3-D shapes[J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1992, 14(2): 239-256.

作者简介:

田和强 (1979-) , 男, 博士生. 研究领域: 医疗机器人与计算机辅助手术.

吴冬梅 (1968-) , 女, 博士, 副教授. 研究领域: 医疗机器人与计算机辅助外科.

王继虎 (1986-) , 男, 硕士生. 研究领域: 手术导航技术.