

一种用于手术导航的持针器械校正方法

杨一帆¹, 谢 翔¹, 李国林²

(1 清华大学 微电子与纳电子学系, 北京 100084; 2 清华大学 电子工程系, 北京 100084)

摘 要: 为了降低肺癌等疾病的发病率和死亡率, 早期诊断与治疗是关键环节. 对发病部位(如胸腔内组织)进行扎针活检和治疗是常见的诊疗手段. 为解决医生用手直接控制扎针精度低导致重复手术概率大的问题, 需要设计一种高精度手术导航系统. 手术导航系统运作的前提是系统中各构件间相对位置的校正. 对此提出了基于可见光标记物的系统校正方法, 实现了手术针、机械手以及双摄像头之间空间相对位置的校正, 为后续手术导航奠定参数基础. 实验数据表明, 针尖的校正误差为 1.37 mm, 针姿态校正误差为 0.62°, 满足经皮胸腔手术的下针需求.

关键词: 校正; 双目立体视觉; 图像处理; 机械手; 手术导航

中图分类号: TP393

文献标识码: A

文章编号: 1000-7180(2016)10-0125-05

A Calibration Method of Needle Holder for Surgical Navigation

YANG Yi-fan¹, XIE Xiang¹, LI Guo-lin²

(1 Institute of Microelectronics, Tsinghua University, Beijing 100084, China;

2 Electronic Engineering Department, Tsinghua University, Beijing 100084, China)

Abstract: In order to reduce diseases (such as lung cancer) incidence and mortality, a key work is early diagnosis and treatment, in which an acupuncture treatment biopsy is a common means of treatment. To solve the low accuracy and high probability of repeat surgery caused by manpower acupuncture, we need to design a high precision surgical navigation system. Before the system can be used, the relative positions of the system component should be calibrated. To calibrate the relative positions between needle, robotic arm and binocular stereo vision for subsequent surgical navigation, this paper proposes a system calibration method based on visible markers. According to the experimental result, the needle tip calibration error is 1.37mm with an attitude error of 0.62°, which meet the accuracy of thoracic surgery.

Key words: calibration; binocular stereo vision; image processing; robotic arm; surgical navigation

1 引言

随着全球环境的日益恶化, 尤其在中国, 近 30 年来, 肺癌的男、女发病率和死亡率均居世界首位. 根据医学界权威学术刊物《柳叶刀》^[1] 的研究报告显示, 与 1990 年相比, 中国肺癌导致的死亡率增加了 103%. 为降低这类重大疾病的发病率及死亡率, 一个关键的工作环节是在疾病的早期诊断及治疗中对

发病部位进行扎针活检. 然而医生凭借个人经验用手直接控制扎针精度有限, 重复手术的概率比较大.

为提高手术精度及效率, 一个解决方案是引入计算机辅助手术导航系统. 随着计算机技术以及医疗设备的发展, 计算机辅助手术导航已成为现代外科手术的研究热点. Treepong^[2], Bootsma^[3] 使用 NDI 公司的红外跟踪系统, 对带有红外标记球的手术器械进行跟踪定位. Yang^[4] 使用装有近红外滤片

收稿日期: 2016-01-13; **修回日期:** 2016-03-01

基金项目: 国家自然科学基金项目 (61373073); 清华大学自主科研计划项目 (2013089223); 深圳市科技计划项目 (JCYJ20150331151358146)

的双摄像头,对带有 LED 球的手术针进行跟踪定位. 由于红外/近红外摄像头主要识别红外标记球,所以在跟踪定位之前,通常需要将针尖触碰一点绕动^[2,4],完成红外标记球与针尖的校正. 然而,触碰会破坏针尖的无菌性.

本文使用两可见光摄像头、KUKA 机械手、普通手术针搭建手术导航系统,并提出基于可见光标记物的系统校正方法,实现各系统构件相对位置的校正. 在对手术针与可见光标记物校正环节,本文利用图像识别手术针的算法,实现了对手术针的无接触式校正,克服了针尖触碰的问题,保证了针尖的无菌性.

为了体现系统校正在手术导航运行中的基础作用,有必要简单介绍手术导航系统的运行过程. 首先运用手术导航系统校正算法计算相关空间位置参数,关联各系统构件. 然后,医生根据病人的 CT 图像确定病灶位置并规划好病人体外下针点及下针姿态(即目标位姿). 根据目标位姿,利用校正参数,自动控制持针机械手将手术针移至目标位姿. 最后,医生只需顺着目标位姿将手术针扎入患者体内,完成高精度扎针.

2 系统构件空间位置关系和校正基本原理

2.1 系统构件空间位置关系

各系统构件的空间位置关系如图 1 所示.

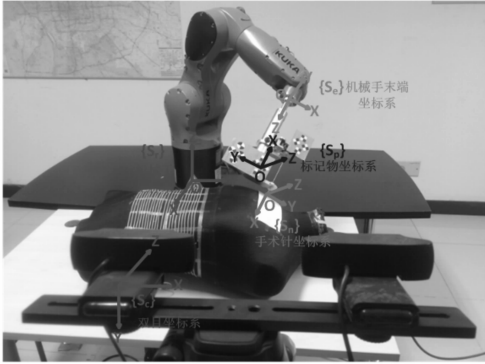


图 1 手术导航系统构件空间位置关系

根据手术导航过程中的运动关系,我们可以建立如图 1 所示的 5 个坐标系,分别是双目坐标系 $\{S_c\}$ 、机械手坐标系 $\{S_r\}$ 、机械手末端坐标系 $\{S_e\}$ 、标记物坐标系 $\{S_p\}$ 以及手术针坐标系 $\{S_n\}$.

机械手以及双目摄像头选择合适的位置固定好之后,机械手坐标系 $\{S_r\}$ 与双目坐标系 $\{S_c\}$ 均与地面相对静止,即 $\{S_r\}$ 与 $\{S_c\}$ 两者之间始终相对静止.

当可见光标记物固定于针卡具之后,标记物、手术针将随机械手末端的运动而联动. 然而,无论机械手如何运行, $\{S_e\}$ 、 $\{S_p\}$ 以及 $\{S_n\}$ 三者之间始终相对静止. 可见光标记物在手术导航系统校正中起到沟通双目和持针机械手的作用.

2.2 系统校正基本原理

系统校正的目的是确定各构件之间的相对位置参数,为后续机械手控制以及手术针三维跟踪定位奠定参数基础. 根据图 1 中各坐标系的相对位置关系,可得如图 2 所示的校正原理图.

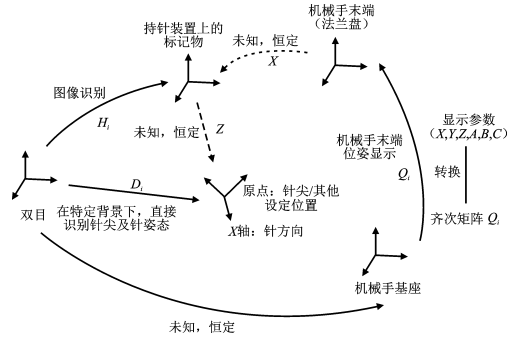


图 2 基于可见光标记物的系统校正原理图

图中,坐标系间的变换矩阵 (H_i, D_i, Q_i, X, Y, Z)

均为齐次变换矩阵,形如:
$$\begin{bmatrix} R_{3 \times 3} & T_{3 \times 1} \\ 0_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix}_{4 \times 4}$$
. 其中

$R_{3 \times 3}$ 是旋转矩阵,表示坐标系间的姿态关系. $T_{3 \times 1}$ 是平移矩阵,表示坐标系间的位置关系.

系统校正的实质是通过测量多组参数(图中实线部分) $H_i, D_i, Q_i (1 \leq i \leq N, N$ 为采样数目),根据图 2 的环路关系求解恒定未知参数(图中虚线部分) X, Y, Z . 其中, H_i 由双目识别标记物计算得到, D_i 由双目在纯色背景下直接识别手术针计算得到, W_i 由机械手控制面板显示参数转换得到.

基于可见光标记物的系统校正算法由系统校正测量参数的确定和系统校正参数的求解两部分组成.

3 基于可见光标记物的系统校正算法

3.1 系统校正测量参数 (H_i, D_i, Q_i) 的确定

手术导航系统校正测量参数是求解恒定未知参数 (X, Y, Z) 的前提.

3.1.1 通过双目识别标记物测量 H_i

由于棋盘格角点在可见光环境下易于识别,手术导航系统采用棋盘格作为可见光标记物,设计如图 3 所示.



图3 可见光标记物的设计

可见光标记物总共由 12 个棋盘格角点组成,每 4 个临近角点分为一组,分为 3 组(Group1~3),各组内角点求平均得到 3 个等效点(Point1~3),组与组间的距离(等效点间的距离)不等.其中,

$$\text{Group1} = \{\text{Long}, \text{Short}\} \quad (1)$$

$$\text{Group2} = \{\text{Medium}, \text{Short}\} \quad (2)$$

$$\text{Group3} = \{\text{Medium}, \text{Long}\} \quad (3)$$

定义 3 个等效点有两大目的:一是抑制单个棋盘格角点的识别误差,二是构件标记物坐标系.

标记物坐标系的构建规则定义如下:

如图 3(右)所示,由等效点 Point1, Point2 构建 Y 轴, Y 轴与 Point3, Point2 构建的向量叉乘得到 Z 轴, Y 轴与 Z 轴叉乘得到 X 轴.

基于上述设计,相应的双目识别匹配算法如下:

首先,对左右图像分别进行角点检测,分别识别出 12 个角点.其次对 12 个角点依据图像上的像素距离聚成 3 类,分成 3 组.接着计算组间距,依据式(1)~(3),确定各类对应组号.然后在左右图像上,对相同组号的点,在组内依据上下左右关系,确定组内角点的左右图像匹配.最后对左右图像已经匹配好的 12 组角点进行 3D 坐标计算,根据组号及标记物坐标系的定义,计算标记物坐标系在双目坐标系中的位姿矩阵 H_i .

3.1.2 通过双目识别手术针测量 D_i

双目识别手术针方向的原理以及等效针尖点的定义,如图 4 所示.

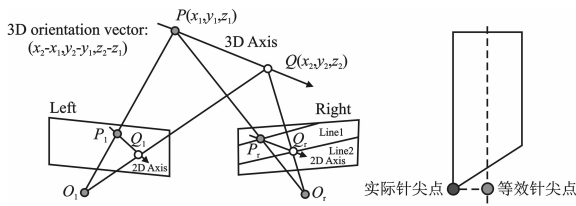


图4 手术针方向计算及等效针尖点定义

(1) 双目识别针方向原理:如图 4(左)所示,首先,在左右图像上分别应用 2D 针轴线提取算法提取 2D 针轴线;然后在左轴线上取两点 P_i, Q_i ;在右图像利用极线(Line1: $O_i P_i O_r$ 与右图像平面的交线;

Line2: $O_i Q_i O_r$ 与右图像平面的交线)分别与轴线相交得到 P_i 的同名点 P_r, Q_i 的同名点 Q_r .最后利用匹配好的同名点对,求得三维空间点 P, Q ,做差即可求得三维针姿态(假设针朝下).

如图 4(右)所示,等效针尖点是实际针尖点在轴线上的投影点.利用等效针尖点可抑制针尖图像识别的误差,并保持等效针尖点的轴线对称性.

(2) 双目识别等效针尖点原理:首先,在左右图像分别在针尖点附近区域进行亚像素级 Harris 角点检测,检测到 2D 针尖点.然后,左右图像分别将检测到的 2D 针尖点投影至识别的针轴线上,得到等效针尖点.最后,匹配左右图像上的等效针尖点,计算求得 3D 等效针尖点坐标.

双目对针尖点的图像识别,克服了文献[2,4]中针尖触碰的问题,保证了针尖的无菌性.

利用(1),(2)计算得到的针方向向量以及等效针尖点坐标,计算手术针坐标系在双目坐标系中的位姿矩阵 D_i .其中, $D_i(1:3, 1:1)$ 为针方向向量(即手术针坐标系的 x 轴,余下的 y, z 轴可按需定义), $D_i(1:3, 4:4)$ 为等效针尖点坐标. $(i: j, m: n)$ 表示矩阵第 i 行到第 j 行,第 m 列到第 n 列构成的子矩阵.

3.1.3 机械手末端位姿计算(Q_i)

机械手控制面板实时显示机械手末端在机械手坐标系中的位姿参数.其参数的表示形式为 (X, Y, Z, A, B, C) .其中 (X, Y, Z) 表示末端位置坐标, (A, B, C) 为 $z-y'-x''$ 型欧拉角,表示末端姿态.

从机械手位姿参数到齐次矩阵 Q_i 的转换,依赖于欧拉角 (A, B, C) 到旋转矩阵 R 的转换.

转换关系如下:

$$R = \begin{bmatrix} \cos A \cdot \cos B & \cos A \cdot \sin B \sin C - \cos C \sin A & \sin A \cdot \sin C + \cos A \cdot \cos C \cdot \sin B \\ \sin A \cdot \cos B & \cos A \cdot \cos C + \sin A \cdot \sin B \cdot \sin C & \cos C \cdot \sin A \cdot \sin B - \cos A \cdot \sin C \\ -\sin B & \cos B \cdot \sin C & \cos B \cdot \cos C \end{bmatrix} \quad (4)$$

通过式(4),计算出 Q_i 中旋转矩阵 R .对 (X, Y, Z) 转置即为 Q_i 中平移矩阵 T ,从而计算出机械手末端坐标系 $\{S_e\}$ 在机械手坐标系 $\{S_r\}$ 中的位姿矩阵 Q_i .

3.2 系统校正参数 (X, Y, Z) 的求解

在系统校正阶段,假设机械手移动了 $N(N \geq 7)$ 个位姿,采样了 N 组数据.根据 3.1 节求解得到的多组 H_i, D_i 及 $Q_i(1 \leq i \leq N)$,即可求解恒定参数 X, Y, Z .其中, X 为机械手末端与可见光标记物间的校正参数, Y 为双目与机械手坐标系间的校正参数, Z 为可见光标记物与手术针间的校正参数.

如图 2,根据最外围环路, X, Y 的求解如下:

$$H_i = YQ_iX \tag{5}$$

上式难以直接求解,结合第 $i-1$ 组数据,得到以下关于 X,Y 的基本方程:

$$(Q_{i-1}^{-1}Q_i)X = X(H_{i-1}^{-1}H_i) \tag{6}$$

$$(H_iH_{i-1}^{-1})Y = Y(Q_iQ_{i-1}^{-1}) \tag{7}$$

将 N 组数据分别代入上述关于 X 及 Y 的基本方程,利用最小二乘法求解超定方程的原理解出初始的 X 及 Y . 再利用 LM^[5] 迭代算法优化下式:

$$\min_{X,Y} \sum_{i=1}^N ||H_i(1:3,4:4) - (YQ_iX)(1:3,4:4)||^2 \tag{8}$$

由式(6)、(7)式求解得到的初始 X,Y 矩阵中平移矩阵 T 误差相比旋转矩阵 R 的误差要大,故式(8)优先对 T 进行优化. $(1:3,4:4)$ 对应 T 矩阵.

根据图 2 的左上角环路,利用多组数据, Z 求解如下:

$$Z = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N H_i^{-1} D_i \tag{9}$$

4 实验结果及分析

实验器材为:双摄像头(罗技 Pro C920:分辨率 1280X720)、KUKA 小型机械手、普通手术针(直径:1.22 mm 长:14 cm).

在纯白背景下,控制持针机械手,将其移至空间 13 个不同位姿,根据第 3 节的系统校正算法对手术导航系统进行校正,并计算出校正参数.

具体系统校正操作流程如图 5 所示.

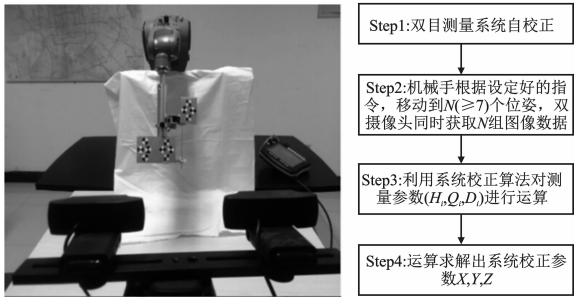


图 5 系统校正整体流程

首先是双摄像头自校正(利用 Matlab Toolbox^[6]),构建双目测量系统. 然后在纯白背景下(只是在校正阶段需要),机械手根据设定好的指令移动 N 个位姿,双摄像头同时采集 N 组数据(实验中 N 取 13). 最终对采集的数据根据第 3 节的系统校正算法进行运算处理,计算得到校正参数 X,Y,Z .

继续移动持针机械手,采集 62 组数据. 对于每

组数据,在图 2 中,监控环路计算得到的手术针位姿矩阵(H_iZ)与由控制环路计算得到的位姿矩阵(YQ_iXZ),两矩阵中关于针尖坐标以及针方向的对应子向量的差异即为手术导航系统关于手术针的校正误差.

针尖校正误差为 1.37 ± 0.71 mm,图 6 为其误差分布图,所有误差均在半径为 3.3 mm 的球内(最大误差为 3.3 mm). 姿态误差是监控环路计算的针方向向量(H_iZ)(1:3,1:1)与控制环路计算的针方向向量(YQ_iXZ)(1:3,1:1)的空间向量夹角. 姿态误差为 $0.62^\circ \pm 0.31^\circ$,其误差分布如图 7 所示. 此精度满足肿瘤半径 1 cm,最大下针深度 20 cm 的下针需求.

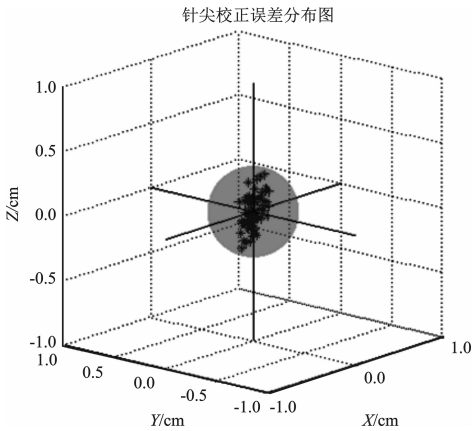


图 6 针尖校正误差分布图

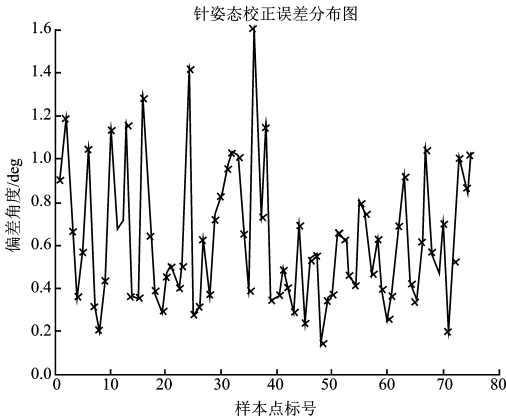


图 7 针姿态校正误差分布图

与文献[2]的相关对比如表 1 所示,文献[2]未提及针姿态的误差数据. 文献[2]应用了 NDI 公司的红外跟踪定位产品,校正针尖时需要将特制的手术针针尖触碰一点绕动,会破坏针尖的无菌性. 而本文可以用图像识别的算法识别针尖,实现对手术针的无接触式校正.

表 1 相关文献对比

	摄像头类型	标记物	校正是否需要针尖触碰	针尖校正误差/mm
本文	可见光	棋盘格角点	否	1.37
Treepong ^[2]	红外	红外标记球	是	2.85

5 结束语

本文使用两可见光摄像头、KUKA 机械手和普通手术针搭建手术导航系统,提出基于可见光标记物的系统校正方法,实现了各系统构件间的校正.这种用于手术导航的持针器械校正方法优势是实现了对手术针的无接触式校正,保证了手术针的无菌性.实验数据表明,该手术导航系统的校正精度能满足当前经皮胸腔手术的下针需求,有效解决了该类手术仅凭医生经验扎针导致的手术精度低的问题.后续工作将以本文提出的系统校正算法为基础,继续实现相应的手术针跟踪定位以及机械手控制算法,从而完善整个手术导航系统.

参考文献:

[1] Naghavi M, Wang H, Lozano R, et al. Global, regional, and national age-sex specific all-cause and cause-specific mortality for 240 causes of death, 1990-2013; a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013[J]. Lancet, 2015, 385(9963): 117-171.

[2] Treepong B, Tanaiutchawoot N, Wiratkapun C, et al.

On the design and development of a breast biopsy navigation system: path generation algorithm and system with its GUI evaluation[C]// Biomedical and Health Informatics (BHI), 2014 IEEE-EMBS International Conference on. [s. l.]:IEEE, 2014: 273-276.

[3] Bootsma G J, Siewerdsen J H, Daly M J, et al. Initial investigation of an automatic registration algorithm for surgical navigation[C]// Engineering in Medicine and Biology Society, 30th Annual International Conference of the IEEE. Washington, DC, USA: IEEE, 2008: 3638-3642.

[4] Yang R, Wang Z, Liu S, et al. Design of an accurate near infrared optical tracking system in surgical navigation[J]. Lightwave Technology, Journal of, 2013, 31(2): 223-231.

[5] Moré J J. The levenberg-marquardt algorithm: implementation and theory[M]. Numerical analysis. Springer Berlin Heidelberg, 1978: 105-116.

[6] Bouguet J. Camera calibration toolbox for matlab[EB/OL]. [2016-01-13] http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/.

作者简介:

杨一帆 男,(1989-),硕士研究生.研究方向为计算机视觉和机械手. E-mail:yytbupt@126.com.

谢翔 男,(1971-),副研究员.研究方向包括集成电路设计、图像处理、生物医学电子等.

李国林 男,(1970-),副教授.研究方向包括集成电路设计、互连分析以及 RFIC 设计.

(上接第 124 页)

参考文献:

[1] 姚建勇,焦宗夏,吴帅,等. RTX 在半实物仿真中的延时问题及解决[J]. 机床与液压, 2008, 36(12): 162-165.

[2] 黄键,宋晓,薛顺虎. RTX 平台下实时仿真系统的设计方法[J]. 计算机应用与软件, 2009, 26(4): 167-169.

[3] 张前福,王华闯,许俊平,等. 基于 RTX 的实时处理系统设计[J]. 微电子学与计算机, 2012, 29(8): 58-61, 65.

[4] Ardence 公司. RTX 技术白皮书[R]. 北京航天捷越(美斯比)科技有限公司, 2004.

[5] 杜德鑫,孙继银,张翼飞. 一种面向应用的测试任务自动生成与运行方法[J]. 测控技术与仪器仪表, 2009, 35(9): 98-100.

[6] 杨小亭,曹义东,宋科. 基于六自由度关节机器人的一种计算机控制系统[J]. 微电子学与计算机, 2012, 29(7): 192-196.

[7] 周林雪,李岩,王建军,等. 基于 RTX 的激光制导武器半实物仿真研究[J]. 计算机仿真, 2013, 30(1): 45-49, 119.

[8] 凌永发,张云生,郭秀萍. 软件测试自动化中的脚本技术[J]. 云南民族学院学报(自然科学版), 2002, 11(1): 544-548.

作者简介:

李俊贤 男,(1989-),硕士研究生.研究方向为自动测试总线与系统. E-mail:lijunxian625@163.com.

李红宇 男,(1974-),研究员,硕士生导师.研究方向为自动测试总线与系统、虚拟仪器.