

文章编号 1004-924X(2004)06-0638-05

# 一种新的探针定位方法

罗毅, 刘宏建, 刘允才

(上海交通大学 图像处理与模式识别研究所, 上海 200030)

**摘要:** 提出了一种探针定位测量方法。利用探针上的标记点(可用摄像机定位)建立探针坐标系,运用机器视觉中的立体视觉和坐标系变换的原理,由摄像机坐标系下标记点的坐标得到探针尖端的坐标,实现视线被遮挡的手术部位的视觉定位,摆脱了测量精确度的提高对于探针制造工艺的依赖,显著提高了定位精度(将绝对误差值缩小到1 mm),并进行了实验研究,结果表明:这种方法在实际定位测量中的良好效果,克服了传统探针的准确度由于制作工艺原因无法提高从而成为手术精进的瓶颈的问题,该方法还可应用于外科手术之外的领域,能够扩展到其他探针定位的工业场合。

**关键词:** 探针定位; 机器视觉

**中图分类号:** O183 **文献标识码:** A

## New probe positioning method

LUO Yi, LIU Hong-jian, LIU Yur-cai

(*Institute of Image Processing and Pattern Recognition,  
Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200030, China*)

**Abstract:** A probe positioning method is proposed, which sets up a probe coordinate system using markers caught by camera and makes out the transformation between probe coordinate system and reference coordinate according coordinate transformation theory in computer vision. Then, the coordinate of the probe tips on operation place out of sight can be worked out. This method can avoid the dependence on techniques in improving operation precision and decrease absolute error to 1 mm. Experiment data and results are also attached to show the excellent efficiency of the method. It solves the bottleneck in improving operation precision because of technical reason. The method can be used not only in operation field, but also in other many industrial occasions.

**Key words:** probe positioning; machine vision

## 1 引言

脑部病灶位置难以确定在很长一段时间内是脑外科手术中的一个技术难题<sup>[1-5]</sup>,目前医疗界采用的一种基于机器视觉原理的探针定位法能够

在一定精度要求范围内解决这个难题<sup>[6,7]</sup>。这种定位方法的精确程度受制于探针的制造工艺,要保证3个球体标志物的中心同探针尖端严格共线非常困难。提出一种新的探针定位方法,根据一组空间位置相对固定的标志点的坐标信息建立一个探针坐标系,计算出探针尖端在探针坐标系中

的坐标,定位时根据标志点的空间坐标建立坐标系,计算出世界坐标系和探针坐标系的变换关系,就能够得到探针尖端在世界坐标系中的坐标信息。这种新的定位方法不需要在精确度上对制造工艺提出过多要求,只依靠软件方法通过准确的坐标关系变换就能达到很高的定位精度,在外科手术领域之外的其它工业测量场合也颇有有用武之地。

本文第2部分介绍了设计原理,第3部分给出了实验,第4部分是全文总结。

## 2 定位原理

### 2.1 现有的探针定位技术

现有的定位技术所使用的探针呈钎状,顶部固定有一圆球状标志物(可利用摄像机根据灰度特征将标志物从图像场景中分割识别出来),中部另外固定有2个圆球状标志物,3个标志物的中心和探针尖端共线,顶部标志物到探针尖端的距离已知,3个标志物中心距离两两不等(如图1)。定位时医生手持探针,尖端点在生理特征点上,用立体视觉技术得到3个标志物中心的坐标信息,由3点之间的不同距离辨别出顶部标志物和中部标志物;用2个中部标志物中心的坐标信息定出顶部标志物中心到探针尖端的空间矢量方向,这样就可以根据顶部标志物中心的坐标信息和顶部到尖端的已知距离计算出此时探针尖端所指的点的坐标信息<sup>[8]</sup>。

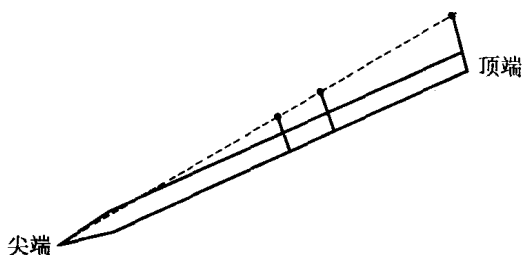


图1 现在脑外科手术中使用的探针

Fig. 1 Probe used in brain surgery

由于制造工艺很难保证3个球体标志物的中心同探针尖端严格共线,现有的这种定位方法的定位精确度很难提高,作为测量器械的探针本身就成为了一个总要考虑却又无法减小的误差源。

### 2.2 新方法探针示意图及探针坐标系的建立

本文提出的这种新的探针定位方法,不需要在精确度上对制造工艺提出过多要求,依靠软件方法就能达到很高的定位精度。新方法所用探针如图2所示。 $A$ 、 $B$ 、 $C$ 、 $D$ 4点为标志点位置, $A$ 、 $B$ 、 $C$ 3点共线(并不需要严格实现)。

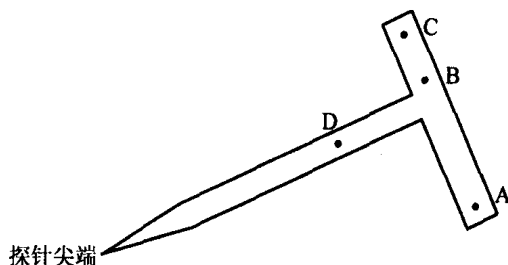


图2 定位方法所用的探针

Fig. 2 Probe in positioning method

通过探针上的 $A$ 、 $B$ 、 $C$ 、 $D$ 4点能够建立一个坐标系(且称之为探针坐标系)。如果规定了建立方法,那么通过4点建立的这个坐标系是唯一的。图3就是建立这个探针坐标系的示意图,将 $A$ 、 $C$ 、 $D$ 所在的平面记为 $\pi$ ,要求摄像机的主光轴在平面 $\pi$ 之外,根据灰度特征从图像中提取出4个标志点。4个标记点在二维图像中都有各自的对应点。从摄像机模型来看,由于主光轴不在平面 $\pi$ 上, $A$ 、 $B$ 、 $C$ 的3个对应点接近共线关系,将这3个点划归在一处,余下的那个点就是点 $D$ 的对应点。如果三维空间距离关系有 $AB > BC$ ( $A$ 、 $B$ 、 $C$ 沿共线方向顺次排列),并且 $A$ 、 $B$ 、 $C$ 点在二维图像中分别对应 $A'$ 、 $B'$ 和 $C'$ ,那么在二维图像中也一定有位置关系 $A'B' > B'C'$ ,据此分别标记出并用立体视觉的方法得到 $A$ 、 $B$ 、 $C$ 、 $D$ 4点的三维空间坐标信息。将 $A$ 、 $C$ 中点标为 $E$ 。连 $A$ 、 $C$ 两点成有向直线 $y$ ,方向从 $A$ 到 $C$ 。在平面 $\pi$ 上过点 $E$ 作有向直线 $z$ 垂直于 $y$ , $z$ 直线的指向为平面上直线 $y$ 的 $D$ 点侧。又乘向量 $y$ 、 $z$ ,得到向量 $x$ 。以 $E$ 点为原点,向量 $x$ 、 $y$ 、 $z$ 为3个坐标轴方向建立坐标系。

### 2.3 摄像机坐标系和探针坐标系间的相互变换关系

用立体视觉方法得到的 $A$ 、 $B$ 、 $C$ 、 $D$ 4点空间坐标信息及据此建立的探针坐标系都是基于摄像机坐标系的,因此必须找出摄像机坐标系和探针坐标系间的变换关系。

假设空间中存在坐标系1和坐标系2,将某

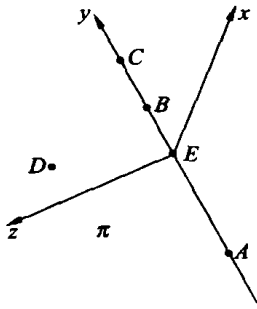


图 3 探针坐标系示意图

Fig. 3 Probe coordinate system

点在坐标系 1 下的坐标记作  $p_1$ , 在坐标系 2 下的坐标记作  $p_2$ , 则坐标系 1 和坐标系 2 间的关系可通过一个正交矩阵和一个向量表示:  $p_2 = R p_1 + T$  ( $p_1, p_2$  分别是某点在坐标系 1 和坐标系 2 下的坐标向量)<sup>[9]</sup>。其中, 矩阵  $R$  是一个  $3 \times 3$  的正交方阵, 表示旋转变换, 形式为:

$$R = \begin{bmatrix} r_{xx} & r_{xy} & r_{xz} \\ r_{yx} & r_{yy} & r_{yz} \\ r_{zx} & r_{zy} & r_{zz} \end{bmatrix}$$

$T$  表示平移矢量,  $T = (t_x, t_y, t_z)^T$ 。  $T$  的几何意义是第 2 个坐标系原点在第 1 个坐标系下的坐标。

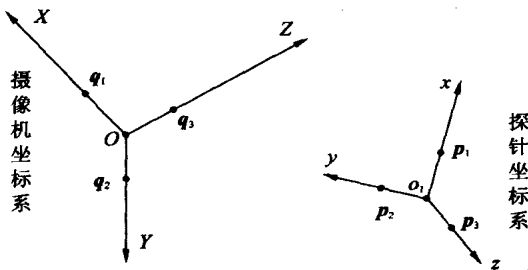


图 4 两坐标系间变换示意图

Fig. 4 Transformation between two coordinate systems

如图 4,  $O-XYZ$  代表摄像机坐标系,  $O$  是坐标原点,  $X, Y, Z$  是坐标系的 3 个坐标轴;  $o_1-xyz$  表示探针坐标系,  $o_1$  是坐标原点(图 3 中点  $E$ ),  $x, y, z$  表示 3 个坐标轴。摄像机坐标系下, 3 个坐标轴  $X, Y, Z$  的单位矢量方向是  $(1, 0, 0), (0, 1, 0), (0, 0, 1)$ , 分别记为  $q_1, q_2, q_3$ 。设探针坐标系的 3 个坐标轴的矢量方向在摄像机坐标系下表示为  $p_1, p_2, p_3$ , 单位化后记为  $o_1p_1, o_1p_2, o_1p_3$ 。这样,  $o_1p_1, o_1p_2, o_1p_3$  就分别表示探针坐标系 3 个坐标轴正方向在摄像机坐标系下的单位矢量。保

持坐标原点  $O$  位置不变, 对  $X, Y, Z$  轴进行纯旋转变换, 要求变换后  $X, Y, Z$  轴的矢量方向与  $x, y, z$  轴的矢量方向相同。可表示为:  $R[q_1 q_2 q_3] = [o_1p_1 o_1p_2 o_1p_3]$ ,  $[q_1 q_2 q_3]$  又是单位阵, 所以  $R$  可以直接得到, 就是  $[o_1p_1 o_1p_2 o_1p_3]$ 。

这样, 就可以通过  $p_1 = R^{-1} p_2 - R^{-1} T$  将探针坐标系下的坐标变换成摄像机坐标系下的坐标 ( $p_1$  为该点在摄像机坐标系坐标,  $p_2$  为同一点在探针坐标系下的坐标)。

### 2.4 探针的初始标定

一旦探针制作完成, 探针尖端在探针坐标系中的坐标就确定不变了。所以每支探针在制作完成后都要进行一次初始标定, 以确定探针尖端在探针坐标系中稳定不变的坐标信息。设探针的某个标记点位置为  $a$ , 探针尖端位置为  $b$ ,  $a$  点坐标信息能够通过立体视觉的方法获得,  $b$  点坐标信息不能直接计算得到。本方法利用  $a, b$  两点距离不变的事实, 将确定  $b$  点坐标信息的问题抽象成已知球面上点求解球心的几何模型。具体做法: 将  $b$  点作为支点, 转动探针, 获得多个不同位置的  $a$  点坐标信息, 取其中 3 个空间点(记为  $A, B, C$ ) 构成一个三角形, 如图 5。求出通过三角形外心  $O_1$  且垂直于三角形所在平面的直线  $L_1$ , 再采用不同的 3 点组合(如  $A, B, D$ ), 求出另外一条过外心垂直三角形平面的直线  $L_2$ 。如果测量得到 8 个不同的  $a$  点位置, 那么一共可以连出  $C_8^3 (= 56)$  个不同的三角形, 引出 56 条不同的直线。理论上 56 条直线的交点唯一, 就是所求的  $b$  点。可由于实际测量的各个环节都不同程度地存在误差, 56 条直线很可能不交于一点。用数值方法可以求出到 56 条直线距离平方和最小的点, 可以认

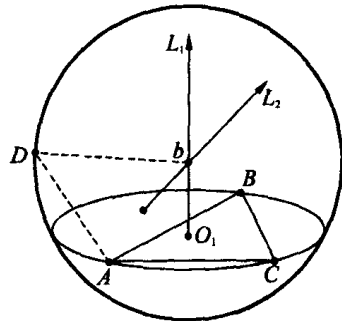


图 5 问题的几何模型

Fig. 5 Mathematical model

为这组最优解就是  $b$  点的坐标信息。

具体的初始标定方法是将探针尖端固定在刚性物体表面, 以探针尖端为支点摇动探针, 在 8 个不同位置同时用 2 个摄像头采集含 4 个标记点的探针图像, 根据两幅对应图像用立体视觉原理得到标记点在摄像机坐标系下的三维坐标信息。按照 4 个标记点把这 32 个坐标信息分作 4 组, 每组 8 个。这样利用已知球面点求解球心的方法每组都能得到一个探针尖端坐标, 将这 4 个结果作算术平均, 得到摄像机坐标系下探针尖端的坐标信息。利用 2.3 中的坐标变换方法把摄像机坐标系下的探针尖端坐标变换为探针坐标系下的尖端坐标。

### 2.5 用探针进行视觉定位

定位的时候应当保证探针的 4 个标记点都在左右 2 个摄像头的视角范围内, 根据采集得到的左右两幅图像用立体视觉方法获得 4 个标记点在摄像机坐标系下的三维坐标信息, 进而可以按照 2.2 的步骤建立探针坐标系, 用 2.3 的方法计算出摄像机坐标系和探针坐标系间的变换关系; 取出依照 2.4 步骤得到的初始标定结果, 将固定不变的探针坐标系下的尖端坐标变换到摄像机坐标系下, 这就是最终结果。

## 3 实 验

视觉定位系统包括实验平台、2 个型号为 WAT-902H 的 CCD 摄像头和 2 个镜头。摄像头的分辨率为  $795 \times 596$ , CCD 靶面尺寸为  $1/2$  in, 镜头为焦距 8 mm 的 CCD 广角镜头。系统的摄像机(摄像头和镜头的总称)坐标系原点定在左摄像机的透镜中心, 将左摄像机透镜的主光轴定为摄像机坐标系的  $Z$  轴, 摄像机坐标系的  $X$  轴和  $Y$  轴通过透镜光心分别与左摄像头成像平面  $x$  轴和  $y$  轴方向平行。

在实验平台上贴附一张印有黑色标记点的白纸, 标记点中心在摄像机坐标系下的坐标信息可以用立体视觉的方法获得。实验所用的视觉系统包含严格的摄像机标定步骤, 所以获得的三维坐标信息能够达到很高的精度, 将计算得到的标记点中心的三维坐标作为探针尖端坐标的真实值。然后使探针的尖端固定在黑色标记点的中心, 转动探针, 在 8 个不同位置用摄像机采集含 4 个标记点的探针图像, 根据左右两幅对应图像得到标记点在摄像机坐标系下的三维坐标信息。按照 4 个标记点把这 32 个坐标信息分作 4 组, 每组 8 个。

表 1 8 个不同位置的标记点的三维坐标

Tab.1 3D coordinates of markers in eight different places

标记点 1(mm)	标记点 2(mm)	标记点 3(mm)	标记点 4(mm)
$P_1$ (13.14, -53.24, 542.35)	(24.62, -41.76, 553.83)	(47.59, -18.81, 576.79)	(53.69, -98.46, 530.83)
$P_2$ (166.90, -31.51, 469.98)	(178.38, -20.03, 481.46)	(201.36, 2.92, 504.41)	(216.32, -76.73, 458.63)
$P_3$ (6.29, -41.55, 488.01)	(17.77, -30.07, 499.49)	(40.73, -7.11, 522.44)	(46.45, -86.75, 476.54)
$P_4$ (107.12, -67.63, 568.88)	(118.60, -56.15, 580.36)	(141.56, -33.19, 603.32)	(153.68, -112.84, 557.48)
$P_5$ (22.40, -57.03, 538.66)	(33.88, -45.55, 550.14)	(56.83, -22.58, 573.10)	(63.74, -102.23, 527.11)
$P_6$ (49.42, -25.07, 438.09)	(60.90, -13.59, 449.57)	(83.85, 9.36, 472.52)	(90.59, -71.27, 426.61)
$P_7$ (162.93, -18.15, 448.85)	(174.41, -6.67, 460.33)	(197.37, 16.29, 483.25)	(204.68, -63.34, 437.35)
$P_8$ (166.93, -41.21, 490.83)	(178.41, -29.73, 502.31)	(201.35, -6.78, 525.27)	(211.49, -86.41, 479.31)

注:  $P_1 - P_8$ : 探针所在的 8 个不同位置

表 2 实验结果

Tab.2 Results of the experiment

由标记点 1 得出	由标记点 1 得出	由标记点 1 得出	由标记点 1 得出
I (99.47, 104.69, 553.18)	(99.58, 104.92, 552.97)	(99.17, 105.07, 554.87)	(99.28, 104.24, 553.46)
II	(99.38, 104.73, 553.62)		
III	(99.34, 103.74, 554.04)		
IV	1.08		

注: I: 得到的球心坐标(mm) II: 球心坐标的算术平均值(mm) III: 真实值(mm) IV: 绝对误差(mm)

利用 2.4 的方法每组都能得到一个探针尖端坐标,对这 4 个结果作算术平均,将平均的结果作为摄像机坐标系下探针尖端的坐标信息。实验数据见表 1、表 2。

镜头畸变、实验时探针旋转的支点不能严格固定、求标记点中心的图像处理过程以及程序有迭代部分等因素都在不同程度上产生了误差<sup>[10]</sup>,结合误差来源分析与实验结果可以看出,本文提出的方法的效果是优越的。实际应用中,采用更高精度的视觉系统能进一步减小探针法视觉定位的误差。

#### 参考文献:

- [ 1 ] TAYLOR R H, LAVALLEE S. *Computer intergrated surgery* [ M ] . MIT Press, 1995: 23-41.
- [ 2 ] MUSITS B, BARGAR W L. Image driven robot assists surgeons with total hip replacements[ J ] . *Industrial ROBOT*, 1993, 20( 5 ) : 12-14.
- [ 3 ] GRIMSON W E L, ETTINGER G J, KAPUR T. Utilizing segmented MRI data in image guided surgery[ R ] . *IJPRAI*, 1996.
- [ 4 ] WELLS W M. *An automatic registration method for frameless stereotaxy* [ M ] . Image Guided Surgery and Enhanced Reality Visualization In Transactions on Medical Imaging, 1996.
- [ 5 ] ETTINGER G J, GRIMSON W E L. *A utomatic registration for multiple sclerosis change detection* [ C ] . IEEE Workshop on Biomedical Image Analysis, Seattle WA, 1994.
- [ 6 ] 张珂, 唐龙. 计算机模拟手术中的交互技术[ R ] . 中国医药信息学研究, 2001: 256-258.  
ZHANG K, TANG L. Interactive technique in computer simulative surgery[ R ] . *Research of China Medical Informatics*, 2001: 256-258.
- [ 7 ] 张业鹏, 何涛. 机器视觉在工业测量中的应用与研究[ J ] . 光学精密工程, 2001, 9( 4 ) : 324-329.  
ZHANG Y P, HE T. Application and research in industrial measure by machine vision[ J ] . *Optics and Precision Engineering*, 2001, 9( 4 ) : 324-329.
- [ 8 ] HARDIN R W. Imaging fusion aids brain surgeons[ J ] . *SPIE*, 2000: 1-5.
- [ 9 ] 马颂德, 张正友. 计算机视觉 计算理论与算法基础[ M ] . 科学出版社, 1998: 96-97.  
MA S D, ZHANG ZH Y. *Computer vision Theory and arithmetic of computer vision* [ M ] . Science Press, 1998: 96-97.
- [ 10 ] 祝世平, 强锡富. 工作特征点三维坐标视觉测量方法综述[ J ] . 光学精密工程, 2000, 8( 2 ) : 192-197.  
ZHU SH P, QIANG X F. Summarize of vision method using markers under 3D coordinate[ J ] . *Optics and Precision Engineering*, 2000, 8( 2 ) : 192-197.

作者简介: 罗毅(1978), 男, 浙江宁波人, 毕业于上海交通大学图像处理与模式识别研究所, 获硕士学位, 主要研究方向为机器视觉、模式识别与图像处理;

刘宏建(1977), 男, 现于上海交通大学自动化系图象处理与模式识别研究所攻读博士学位。主要研究方向为机器视觉、模式识别与图像处理;

刘允才(1948), 男, 长江学者特聘教授, 博士生导师; 1990年于美国伊利诺斯大学电工程系获博士学位。1990年至1991年任美国伊利诺斯大学贝克曼科学院副研究员, 自1991年在日本住友电气工业株式会社任研究员系统顾问、研究员总顾问。2000年10月加入上海交通大学, 被聘为国家教育部长江学者奖励计划特聘教授和上海交通大学冠名教授。任国家交通工程学会理事、国际学术期刊 Pattern Recognition 编委, 长期从事计算机视觉和智能交通系统方面的研究, 主要研究方向为机器视觉与图象处理, 智能交通系统。

## 4 结 论

本文提出了一种可用于众多探测场合的新型探针定位方法。该方法利用探针上的可观测的标记点建立探针坐标系, 根据机器视觉的坐标转换理论得出探针坐标系和参考坐标系的坐标转换关系, 由此计算出探针尖端在参考坐标系中的坐标信息, 参考实现了探针定位。文章同时提供了有说服力的实验数据和结果(将定位的绝对误差值控制在 1 mm), 验证了这种方法在实际测量定位中的良好效果。