

基于双目视觉测量的放疗位置验证方法研究

陶声祥 吴宜灿

(中国科学院等离子体物理研究所 合肥 230031)

摘要 基于双目视觉测量原理,研究了一种对病人放疗位置进行精确验证的方法。该方法通过对标定过的两台摄像机摄取的病人病灶区图像进行三维重建,计算首次摆位和分次摆位时病灶区体表标志点三维坐标偏差,依此恢复初始治疗位置。试验表明,该方法能够精确测量病人初始治疗位置和分次治疗位置的三维坐标偏差。

关键词 双目视觉测量,位置验证,摄像机标定,三维重建

中图分类号 TL62.2

在放疗过程中,很难把病人重复摆到治疗位置而不改变其内部器官和靶区位置。尽管放疗的设备和技术的精密度已经有了长足进步,器官移动和摆位误差仍然是进一步提高放疗精度的主要障碍。

目前,国内外许多机构谋求通过激光空间交汇定位技术、EPID (Electronic portal imaging device) 技术及红外摄影测量法 (IR-LED based systems) 等方法来解决摆位问题^[1-3]。激光空间交汇定位技术仅仅以定性手段判断治疗位置,定位精度难以保证,且过程复杂、摆位时间较长;EPID 方法则是在病人治疗过程中通过记录射线的方向和强度来确定治疗位置和计划治疗位置的偏差,所使用的设备昂贵复杂,且需要人工参与判读,通常用于放疗后的分析;红外摄像测量法的缺点除安装不便外,还无法保证安放在体表的红外发光管和病人身体严格固定,从而人为地降低定位精度。

本文基于双目视觉测量技术,设计了一种用于放射治疗摆位系统中对病人摆位误差进行非接触、快速、精确测量的方法。

1 原理及算法过程

双目视觉定位是通过在不同角度拍摄的两幅平面图像的三维重建进行定位的技术。首先使用靶标对两台摄像机进行标定,得到摄像机的内外参数,然后摄取两幅不同角度的病灶区图像,利用这两幅平面图像对病灶区表面进行三维重建,求出标志点三维坐标。摆位系统基于前后两次坐标偏差将病人调整到计划治疗位置,从而实现了放疗病人精确摆位和位置验证。系统配置关系如图1所示(其中1为摄像机对,2为图像处理工作站,3为摆位控制

箱)。

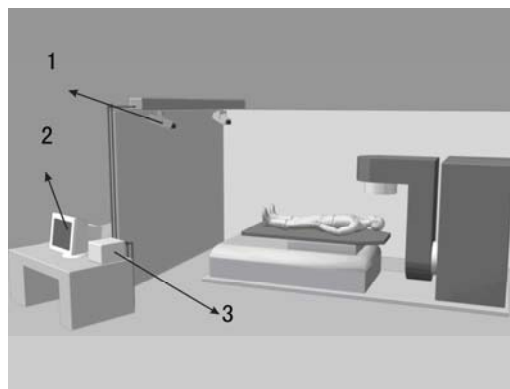


图1 系统配置关系示意图

Fig. 1 Configuration of the system

1.1 针孔摄像机模型及摄像机标定

双目视觉立体测量使用 CCD 摄像机作为传感器。CCD 摄像机的成像过程是把一个三维世界空间的点投影为一个二维成像平面上的图像点,理想的摄像机成像模型是光学中的针孔成像模型^[4],如图2所示。

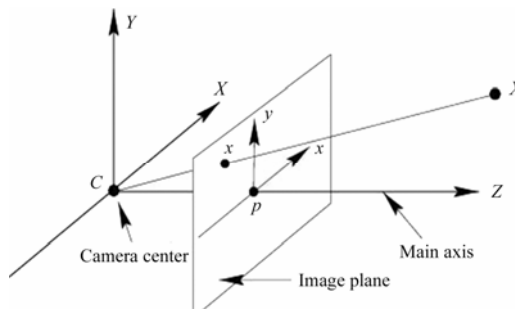


图2 针孔摄像机模型示意图

Fig. 2 Pinhole camera model

安徽省自然科学基金项目(01043601)和国家“973”计划项目(2006CB708307)资助

第一作者:陶声祥,男,1967年出生,2006年于中国科学院等离子体物理研究所获工学博士学位,从事精确放疗相关技术研究,副教授
收稿日期:2006-10-31,修回日期:2006-11-29

图 2 中, C 点称为摄像机中心。摄像机中心到图像平面的垂线称为摄像机的主轴, 而主轴与图像平面的交点称为主点即 p 点。过 p 点平行于图像平面的平面称为摄像机的主平面。摄像机中心 C 到图像平面主点 p 的距离 f 为摄像机焦距。

在上述模型中, 空间点 X 射到图像平面的一点 x , 它是连接点 X 与摄像机中心 C 的直线与图像平面的交点。引入如下记号: 空间点 X 坐标用 4 维齐次矢量 $(X, Y, Z, L)^T$ 表示, 图像点 x 坐标表示成 3 维齐次矢量 $(x, y, l)^T$ 的形式。假定主点 p 坐标为 $(p_x, p_y)^T$, 则点图像点 x 和空间点 X 坐标有如下关系:

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ 1 \end{pmatrix} \Leftrightarrow \begin{pmatrix} fX + Zp_x \\ fY + Zp_y \\ Z \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} f & p_x & 0 \\ f & p_y & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

则上式可简写为:

$$x = PX \quad (2)$$

式中, P 表示 3×4 的齐次摄像机矩阵, 也称为标定矩阵, 它表示了摄像机坐标系和空间坐标系之间的关系。使用双目视觉模型对三维空间点重建时必须事先对摄像机进行标定, 即将摄像机坐标系标定到空间坐标系中。这里, 我们使用了高精度的标定块定义空间坐标系, 并基于 Tsai 的两步法^[5]对摄像机进行标定, 求出两个 CCD 摄像机各自的标定矩阵 P 和 P' 。其中, 标定块在放疗床上的实际效果如图 3 所示。

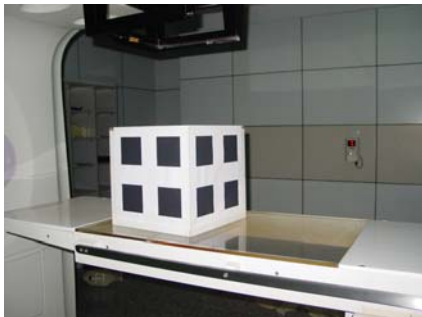


图 3 放置在放疗床上的标定块
Fig.3 Calibration box on the treatment bed

1.2 标志点中心位置识别和三维坐标计算

在放疗准备阶段, 在病人体上纹刻出 5 个相互分开的标志点, 将它们设定为半径 3 mm 左右并标有明显可以和皮肤相区别的颜色 (如红色、黑色等) 的圆点区域, 使用 Roberts 剃度算子对图像进行分割, 得到圆形区域的边缘图像, 通过将一个环形的模板和图像上标志点的边缘相配准的方法识别标志点中心。然后, 利用线性三角形法由两幅视图中的

对应标志点和两摄像机标定矩阵 P 和 P' 求出对应标志点中心的坐标。设 x 和 x' 为两幅图像中的一对对应标志点, X 为对应这两个图像点的空间坐标, 它们与两摄像机矩阵的关系如 (3) 式所示:

$$x = PX, \quad x' = P'X \quad (3)$$

上述方程可以组成 $AX=0$ 的形式, 它是关于 X 的线性方程, 采取 SVD 方法^[6]进行求解。这样, 对每一对标志点采用如上方法就可以获得所有的标志点的三维坐标。

2 试验及讨论

2.1 模型试验

采用头部模型对上述算法进行了验证, 试验采用的头模模型如图 4 所示。在模型的模拟病症区绘出 5 个红色的圆点作为标志点, 移动模型使其处于两个不同位置, 然后将由摄像机摄取模型的两幅图像作为输入图像进行计算, 通过对模型两个位置上标志点的三维坐标解算, 给出两个位置各标志点的三维坐标偏差。此后, 使用三维坐标测量仪 (精度为: 0.01 mm) 实际测量模型处于两个位置时各标志点中心的三维坐标, 对算法的测量精度进行了检验。由于两种方法使用的坐标系不同, 所以仅比较了当模型处于两个位置时它们所测量的标志点中心三维坐标偏差量。算法在 Windows 2000 环境下采用 MATLAB 6.0 编程实现, 两种方法的测量结果如表 1 所示。

从表 1 可以统计出标志点中心三维坐标偏差和由三维坐标测量仪实测值之间的平均偏差为: $\delta X=0.56$, $\delta Y=0.46$, $\delta Z=0.4$ (单位: mm)。

2.2 讨论

影响放疗摆位位置不确定性的因素可归纳为两个方面: 一是测量的系统误差, 主要由摄像机镜头的分辨率和采样的精度引起, 误差 1 个像素, 引起



图 4 放置在放疗床上的头模模型
Fig.4 Head model on the treatment bed

表1 不同位置标志点的计算结果
Table 1 Coordinate difference determination for mark points at different positions

		标志点 1	标志点 2	标志点 3	标志点 4	标志点 5
		Mark point 1	Mark point 2	Mark point 3	Mark point 4	Mark point 5
计算坐标偏差	ΔX	2.089	2.217	1.996	2.243	2.141
The calculated coordinate	ΔY	-0.314	-0.297	-0.345	-0.311	-0.350
difference	ΔZ	-0.155	-0.030	-0.450	-0.082	-0.313
实测坐标偏差	$\Delta X'$	2.52	2.69	2.68	2.77	2.83
Real measured coordinate	$\Delta Y'$	-0.84	-0.78	-1.03	-0.65	-0.92
difference	$\Delta Z'$	-0.66	-0.24	-0.89	-0.41	-0.83

的空间点三维坐标计算误差在 1 mm 以内(图像分辨率为:1280×1024, 模型和摄像机相距 3 m, 摄像机视场角为 30°); 二是测量的随机误差: 主要由环境光照不均衡和操作不规范造成, 引起的空间点三维坐标计算误差在 1 mm 左右。综合考虑, 该方法的空间绝对定位精度在 2 mm 左右。

在放疗摆位系统中, 只要得到实时病人姿态和计划治疗姿态的相对偏差便可将病人恢复到计划治疗姿态, 而在相同的操作环境下, 可以克服大部分系统测量误差, 故测量精度可以达到 1 mm 左右, 摆位精度较之常规手段将大幅度提高。

3 结论

在临床应用上, 基于上述算法给出的标志点中心三维坐标偏差量, 摆位系统就可以通过调整治疗床姿态(假设病人和治疗床严格固定, 仅考虑姿态的三个平移量)来调整病人姿态, 使其恢复初始治疗位置。该方法同其它摆位手段相比具有以下优点: (1) 非接触式测量。测量精度较高, 较之常规摆位方法, 定量地给出了病人不同姿态下的位置偏差, 以利于摆位过程自动化, 缩短了摆位时间。(2) 消

除了系统误差, 提高了摆位精度。(3) 系统设备简单, 操作方便, 可实时对病人摆位位置进行纠正。

该方法对头部放疗的重复摆位效果较好, 但由于忽略了病人呼吸等引起体态变化带来的误差, 因而对病人胸腹部放疗的摆位还需进一步研究。

参考文献

- 1 Van den Heuvel F, De Neve W, Verellen D, *et al.* Radiother Oncol, 1995, **35**(5): 232—239
- 2 Fiorino C, Reni M, Bolognesi A, *et al.* Radiother Oncol, 1998, **49**(7): 133—141
- 3 Meeks S L, Bova F J, Friedman W A, *et al.* Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1998, **41**(2): 433—439
- 4 Forsyth D A, Ponce J. Computer Vision: A Modern Approach. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2004. 32—45
- 5 Tsai R Y. IEEE J Robotics Autom, 1987, **3**(4): 323—344
- 6 Press W, Flannery B, Teukolsky S, *et al.* Numerical recipes in computer. Cambridge University Press, 1988. 11—65

Position-validating method in radiotherapy based on binocular vision photogrammetry

TAO Shengxiang WU Yican

(Institute of Plasma Physics, the Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China)

Abstract An accurate patient positioning method in radiotherapy based on binocular vision photogrammetry is described in the paper. The patient's images taken by two calibrated cameras from different points of view are reconstructed in stereo, then the difference of three-dimensional coordinates between the referenced and real-time positions of the patient's focus is figured out to resume the planned radiotherapy position. The experiment shows that the three-dimensional coordinate's difference between the referenced and real-time positions can be measured accurately.

Key words Binocular vision photogrammetry, Position validating, Camera calibration, Three-dimensional coordinate reconstruction

CLC TL62.2