

文章编号:1007-4627(2006)02-0250-04

基于视频的精确放疗摆位系统研究*

陶声祥, 吴宜灿#

(中国科学院等离子体物理研究所, 安徽 合肥 230031)

摘要:重点介绍了中国科学院等离子体物理研究所“精确放射治疗系统”课题组在基于视频的摆位方法领域的最新研究成果,如基于双目视觉的摆位系统、基于轮廓匹配的位置测量系统和呼吸门控系统。简要介绍了这些方法的原理、应用场合及应用前景。

关键词:精确放疗;摆位;双目视觉;轮廓匹配;呼吸门控

中图分类号: TP274+.5 **文献标识码:** A

1 引言

为了杀死肿瘤而尽量减小对正常组织的伤害,放射治疗通常采用分次疗法,把照射剂量分成若干部分,在几个星期内完成。如此一来,每次病人高精度的摆位和对放疗部位位置的恢复就显得至关重要,对放疗的精度将产生重大影响^[1]。

目前,国内外许多机构谋求通过激光空间交汇法定位技术、电子射野影像系统及红外摄影测量等方法来解决病人摆位问题^[2-5]。国内目前使用的重复摆位方法多是依靠医生的临床经验来定性确定的,还没有定量的依据,如使用面罩、身体定位框,通过在框上画标记或在身体上画标记,然后用激光交汇法来对准;精度差,摆位时间较长,无法满足精确放疗对快速、高精度的摆位要求。

为此,本文基于摄影测量学原理,提出了一种基于视频的快速、精确测量病人摆位误差的重复摆位系统和位置验证方法体系。这种方法是一种非接触式测量方法,比传统方法省时、简便、定位精度高,可满足放疗对高精度摆位的需求。

2 基于视频的摆位系统组成及工作原理

基于视频的摆位系统主要由3部分构成,即基于双目视觉的摆位系统(图中1)、基于轮廓匹配的位置测量系统(图中2)、基于视频的呼吸门控系统

(图中3);它们在工作上既相互独立,又能互相验证,共同保证了定位的精度,系统配置如图1所示。

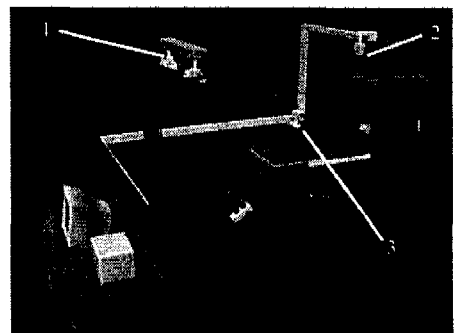


图1 基于视频的摆位系统示意图

系统由图像处理工作站、CCD摄像机、图像采集卡、系统定位和摆位误差测量软件组成。其中,1用来测量病人位于治疗床上的三维坐标位置参数,2用来测量病人身体表面横向的位置误差,3通过病人胸腹部的轮廓线来检测病人因呼吸引起的侧向位置偏差,各系统的工作原理和工作过程如下所述。

2.1 基于双目视觉的放疗摆位系统

基于双目视觉的放疗摆位系统是利用计算机视觉原理通过对不同角度拍摄的两幅平面图像的三维重建进行定位和摆位的技术。首先使用靶标对两台

收稿日期: 2005-11-20; 修改日期: 2006-01-12

* 基金项目: 安徽省自然科学基金资助项目(01043601)

作者简介: 陶声祥(1967-),男(汉族),安徽芜湖人,副教授,博士,从事精确放疗相关技术研究。

联系人: 吴宜灿, E-mail: ycwu@ipp.ac.cn

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^[6]。

2.1.1 摄像机标定

摄像机标定就是通过所摄取的图像求解摄像机的内外参数。摄像机的外部参数表示摄像机的位置和方位相对于一个实际坐标系的坐标变换, 内部参数表示摄像机的光学本质特性。在本系统中对摄像机的标定是通过摄像机基本矩阵 F 的求解来反映的。

基本矩阵是计算机视觉中的一个核心概念, 它包含了摄像机所有的内外参数信息。求解基础矩阵 F 的方法很多, 本文采用 RANSAC 法^[7] 估计基本矩阵 F , 并对基本矩阵 F 进行非线性优化, 以减少计算误差, 优化的目标为减小两幅图像上所有匹配点到其基线距离之和, 即

$$e = \min \left(\sum_i d(x'_i, Fx_i)^2 + d(x_i, F^T x'_i)^2 \right) \quad (1)$$

实际应用中, (1) 式所示的代价函数采用各点的 Sampson 误差之和来近似。同时在优化过程中加入了基本矩阵的秩 2 的约束, 即

$$\begin{cases} \det(F) = 0 \\ \text{norm}(\text{top}2 \times 2) = 1 \end{cases} \quad (2)$$

通过非线性优化, 剔除了摄像机标定过程中许多错误的点, 同时求解出两个摄像机的标定矩阵 P 和 P' 。

2.1.2 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 梯度算子对图像进行分割, 得到圆形区域的边缘图像, 通过将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, 基于双目视觉原理, 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空间坐标。

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为

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

这些方程可以组成 $AX=0$ 的形式, 它是关于 X 线性方程, 采取 SVD 方法进行求解。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。

在临床应用上, 基于上述算法计算出标志点中心三维坐标及坐标偏差量, 摆位系统就可以根据坐标偏差量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 3 个平移量) 来调整病人姿态, 使其恢复初始治疗位置。本系统适合应用在对病人颈部等以上部位进行放射治疗的定位及摆位的场合。

2.2 基于轮廓匹配位置验证系统

该系统主要是通过将病人计划治疗位置的轮廓图像作为参考图像和实时的病人治疗位置的轮廓图像相匹配, 通过匹配计算两者的位置偏差, 从而控制摆位系统恢复病人计划治疗位置。关键技术有两点: 一是病人体表图像轮廓的提取精度, 二是参考轮廓图像和实时病人图像的配准。

2.2.1 病人体表图像轮廓的提取

在提取病人体表图像轮廓时, 可首先采取图像相减的方法将包含病人图像的场景图像减去场景图像, 这样就可以把病人的图像从场景中剥离出来; 第二步采用图像分割算法将病人图像的轮廓分割出来, 这样就提取了病人体表图像的轮廓。

假设包含病人的场景图像为 $f(x, y)$, 而场景图像表示为 $c(x, y)$, 则病人体表图像可以表示为

$$B(x, y) = f(x, y) - c(x, y) \quad (4)$$

当病人体表图像被提取出来以后, 就可以采用阈值分割方法将病人体表图像轮廓线分割出来。假设分割阈值为 T , 则分割出来的病人体表图像轮廓线 $B'(x, y)$ 可以表示为

$$B'(x, y) = \begin{cases} 1, & B(x, y) \geq T \\ 0, & B(x, y) < T \end{cases} \quad (5)$$

2.2.2 参考轮廓和实时病人轮廓配准

提取出病人体表轮廓线后, 采用相关匹配的方法将参考轮廓图像 (模板图像) 和实时轮廓图像进

行匹配来估计病人参考位置和实时治疗位置之间的偏差。图像配准算法可以描述如下：假设参考轮廓图像(模板图像)为 $T(x, y)$ ，而实时轮廓图像为 $S(x, y)$ ，采用如下的归一化相似性测度^[7]对二者进行配准：

$$R(i, j) = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^M [S^{i,j}(m, n) \times T(m, n)]}{\sqrt{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^M [S^{i,j}(m, n)]^2} \sqrt{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^M [T(m, n)]^2}} \quad (6)$$

该系统结构简单、定位精度较高、摆位速度快，特别适合应用在病人胸腹部进行放射治疗时的定位和摆位上。

2.3 基于视频的呼吸门控系统

如前所述，基于视频的呼吸门控系统主要通过检测病人胸腹部轮廓线测量病人侧向的位置偏差。已知病人胸腹部轮廓线和肿瘤位置关系如图 2 所示。系统通过实时提取病人侧面的胸腹部轮廓线并和基准轮廓线位置相比较，预测此时的肿瘤位置。当测得的误差在一定范围内时控制射束进行照射，从而最大限度地消除因病人呼吸引起的肿瘤位置偏差^[8]。

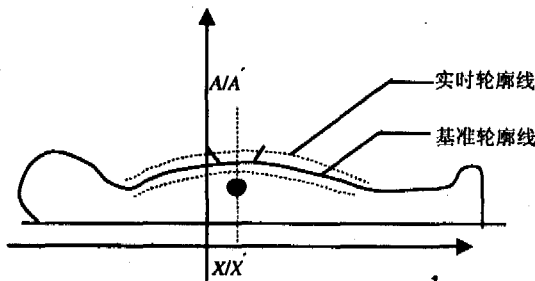


图 2 病人胸腹部轮廓线和肿瘤位置关系示意图

该方法以基准轮廓作为匹配模板，采用微线段坐标方差法跟踪匹配提取增强的实时轮廓线，匹配结果作为控制信号来控制射线对病灶区照射的开启与停止，因此，基准轮廓线与实施轮廓线的精确匹配是至关重要的，关系到患者在呼吸过程中检测到的肿瘤位置的精度，以致影响到治疗效果。下面介绍一下方法所使用的匹配算法原理。

在基准轮廓线图像中，取肿瘤上方轮廓线上的

一点作为控制点，以此控制点横坐标为中心，提取轮廓线上左右对称的 $2n$ 个像素点，并以此 $2n$ 个像素点构成的微线段作为匹配线段。对应实时轮廓线中提取相应控制点和控制微线段，用基准轮廓线中的微线段和每一帧实时轮廓线中的相应微线段进行匹配。基准轮廓线图像和实时轮廓线图像被设定在相同基准点的像素坐标系统中，当两微线段重合或误差小于设定值时，两幅图像中的患者轮廓线重合或极近重合，肿瘤便处在了设定治疗位置。选取此帧实时图像的时态作为照射时机进行放射治疗。

在图 3(a) 所示基准轮廓线上，取肿瘤位置上方一点 $A(X, Y)$ 为控制点，其像素坐标为 (X, Y) ，取廓线上 $X_i \in [X - n, X + n]$ 的一段微线段(如图 3(b) 所示)，其像素坐标为 (X_i, Y_i) 。对应的实时轮廓线中，控制点为 $A'(X', Y')$ ，其像素坐标为 (X', Y') ，微线段 $X'_i \in [X' - n, X' + n]$ ，像素坐标为 (X'_i, Y'_i) 。在像素坐标中，两控制点的关系是 $X = X'$ 。

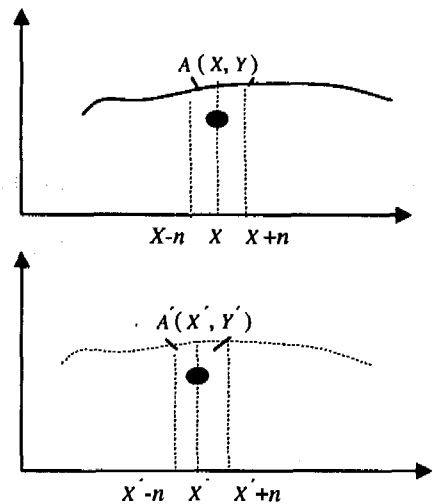


图 3 (上)基准轮廓线和(下)实时轮廓线位置关系图

$$\Delta E = \frac{\sum_{i=-n}^n [(x'_i - x_i)^2 + (y'_i - y_i)^2]^{\frac{1}{2}}}{2n} \quad (7)$$

当 $\Delta E \leq \varepsilon$ 时，则控制微线段在设定的误差范围内重合，此时，计算机系统匹配的结果是基准轮廓线和实时轮廓线处在像素坐标的同一位置，也即肿瘤处在预定照射位置，输出控制信号到治疗系统开启射线对肿瘤进行照射治疗。

该系统通过测量人体随呼吸的起伏变化，在治

疗时通过自动跟踪病人胸腹部轮廓线的变化推算肿瘤位置的变化, 当实时推算出的肿瘤位置和基准位置的偏差在容许的范围内时照射装置自动出束照射, 使得每次出束都准确地照射在肿瘤位置, 最大可能地避免因呼吸运动而造成的照射损伤。该方法的关键是病人体表图像轮廓的提取的精度和速度。

3 结论

上述3种基于视频的位置测量和摆位系统与传

统的摆位方法相比具有以下优点:

(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) 系统设备简单, 操作方便, 可实时对病人摆位位置进行纠正。

(3) 摆位系统自动化程度较高, 克服了由传统人工操作带来的随机误差。

参考文献:

- [1] 吴宜灿, 李国丽, 陶声祥等. 中国医学物理学杂志, 2005, 22 (6): 683.
- [2] Hartley R I. Ambiguous Configurations for 3-view Projective Reconstruction. In: Proc European Conference on Computer Vision, 2000.
- [3] Dunscombe P B. Int J Radiat Onc Biol Phys, 1992, 26: 155.
- [4] Milliken B D, Rubin S J, Hamilton R J, et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1997, 38: 855.
- [5] Johnson L S, Milliken B D, Hadley S W, et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1999, 45: 205.
- [6] Tao shengxiang, Wu Yican, Zhang Jianghui. Patient Positioning Error Measurement Based on Dynamic Template Matching Techniques. 27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2005.
- [7] Fisher M A, et al. Assoc Comp Mach, 1981, 24 (6): 381.
- [8] 陶声祥, 张乐, 马威. 基于轮廓匹配的放疗实时呼吸门控方法研究. 北京: 中国第十九届电路与系统学术年会. 2005, 9.

Accurate Radiotherapy Positioning System Investigation Based on Video*

TAO Sheng-xiang, WU Yi-can

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

Abstract: This paper introduces the newest research production on patient positioning method in accurate radiotherapy brought by Accurate Radiotherapy Treating System (ARTS) research team of Institute of Plasma Physics of Chinese Academy of Sciences, such as the positioning system based on binocular vision, the position-measuring system based on contour matching and the breath gate controlling system for positioning. Their basic principle, the application occasion and the prospects are briefly depicted.

Key words: accurate radiotherapy; positioning; binocular vision; contour matching; breath gate controlling

* Foundation item: Natural Science Foundation of Anhui Province(01043601)