

基于扫描图像标尺的序列图像归一化方法

於文雪,李松毅,罗立民

(东南大学生物科学与医学工程系,江苏南京 210096)

摘 要: 本文结合计算机三维放射治疗计划系统所使用扫描序列图像的几何形变特点,提出基于扫描图像标尺的序列图像归一化方法.首先利用 CT、MRI 序列图像自身提供的水平和垂直标尺,通过本文所建立的投影模型对扫描过程中由于胶片倾斜等因素导致的图像变形进行矫正,求出自定义定位标记的相对坐标,然后利用定位标记在整个序列中位置不变的特点,根据定位标记对序列图像进行归一化处理.临床结果证明,该方法可以满足三维放射治疗计划中对序列图像归一化的使用要求.

关键词: 图像标尺; 投影模型; 序列图像归一化; 三维放射治疗计划系统

中图分类号: TP391 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2003) 01-0037-04

A Normalized Method for Sequence Image Based on Scanning Image Rulers

YU Wen-xue, LI Song-yi, LUO Li-min

(Department of Biology and Medical Engineering, Southeast University, Nanjing, Jiangsu 210096, China)

Abstract: According to the geometry deformation characteristic of scanned sequence image used in three-dimensional computer radiotherapy treatment planning system, a sequence image normalizing method based on scanning image rulers has been developed. The method first models the image deformation caused by the tilted film as a projection model, and makes use of CT and MRI sequence image rulers, both vertical and horizontal, to rectify the deformation and calculate a few user-defined marker's relative coordinates; then employs these markers to normalize the whole sequence image. The clinical result shows that the method is feasible and can satisfy the clinical image normalizing demand in three-dimensional radiotherapy treatment planning system.

Key words: image rulers; projection model; sequence image normalizing; three-dimensional radiotherapy treatment planning system

1 引言

序列图像归一化是制订计算机三维放射治疗计划的一个重要步骤.用于计算机三维放射治疗计划的三维图像数据通常取自 CT 和 MRI 等断层图像,鉴于医院条件和成像设备的限制以及出于交流、携带、储藏等需要,这些影像数据通常被转储到胶片上.当他们被重新利用时,需要通过 CCD、数码相机和扫描仪等设备重新采集形成数字图像.在操作过程中如果胶片的摆位、摄影角度等有轻微变化,往往引起采集图像的较大失真.在一般使用场合下,这种失真可能是无关紧要而无需矫正,而计算机三维放射治疗计划系统是精密的系统,体积重建、表面重建和剂量计算等均需所有断层图像在三维空间里的精确配准,这一过程在计算机三维放射治疗计划系统中叫序列图像归一化.

目前,计算机三维放射治疗计划使用较多的断层图像是 CT 和 MRI,在诸如 γ -刀和 X-刀等立体定向放疗中,断层图像的定位通常依赖于立体定位装置^[1-4](如普通立体定位术的

Leksell 立体定向仪、CT 立体定位术的 N 形标志、MRI 立体定位术的无磁性 MRI 定位架及各种体部定位架)来完成.病人被安装了立体定位装置后,进行 CT 和 MRI 扫描,扫描图像中便有了定位标志,这种定位标志不仅在病人接受照射过程中达到定位目的,而且在图像归一化过程中起到图像配准的作用,这类计划系统的图像归一化过程就变得比较简单.

在常规放射治疗中,出于治疗费用和简化操作的考虑,病人在影像扫描和治疗过程中通常不安装上述立体定位装置.这就给计算机三维放射治疗计划系统的设计提出了如何对序列图像进行归一化的问题.在过去的二维计划系统中,一方面治疗计划一般在单层图像上进行,计划医生很少去考虑序列图像的配准问题,另一方面,由于需用的图像很少,医生容易用手工方式来保证图像的质量.但是,在三维计划系统中,图像矫正和序列图像的配准是必须解决的问题,这关系到一个治疗计划的可靠性和精度.为此,我们提出使用扫描图像的内置标尺进行图像矫正和序列图像归一化.

2 矫正模型

为了便于 CT、MRI 等图的阅读和测量,CT、MRI 等图一般附有标明图像空间分辨率的比例尺(以下简称标尺),对于同一个序列图像,这些标尺会出现在扫描图像的不同位置。当图像中附有两个标尺时,它们通常是互相垂直的,我们分别称之为水平标尺和垂直标尺,如图 1 所示。

当某序列图像经 CCD、数码相机和扫描仪等设备重新成像时,其成像原理可用图 2 来示意,胶片经过成像设备成像后,经重采样形成数字图像。对于同一胶片,如果摆放位置不同(如图中位置 1 和位置 2),所采集到的数字图像就有所不同。一般说来,导致图像形变的因素很多,这里主要考虑由摆位导致的形变,因为它在该问题中占主导地位。

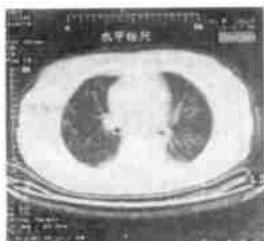


图 1 CT 的水平标尺和垂直标尺

为了矫正因摆位导致的形变,我们假设:

- (1) 胶片本身是平直的;
- (2) 胶片的倾斜是小角度的,也就是说,胶片的任何部位都没有过远离开物平面;
- (3) 其它因素导致的形变是轻微的。

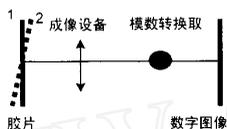


图 2 成像原理示意图

以上假设一般很容易满足。在此假设条件下,我们用一个投影模型来近似摆位误差导致图像形变的过程,如图 3 所示。图中 S 为胶片平面, S' 为像平面, S 与 S' 的交线为 EF , AB 、 CD 为胶片上的标尺, $A'B'$ 、 $C'D'$ 为像上的标尺, G 为胶片上的两标尺的交点, G' 为像上两标尺的交点, H 为 EGF 和 $E'G'F'$ 在公共边上的垂足, α 为 AB 与 $A'B'$ 的夹角, β 为 CD 与 $C'D'$ 的夹角, ϕ 为 EG 与 FG 的夹角, 即像上标尺的夹角。

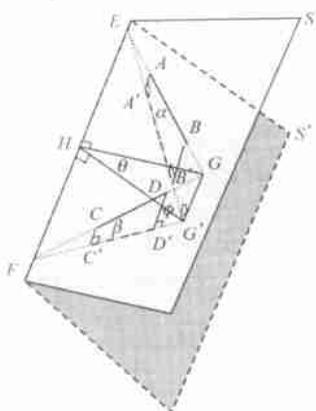


图 3 投影模型

在该模型的基础上,我们把摆位形变简化为胶片在像平面上的投影导致的。这样,我们只要求出图 3 中的 α 角,就可以对像上的摆位形变进行矫正了。

事实上,由几何学知识,可得

$$\cos \alpha = AB' / AB \quad (1)$$

$$\cos \beta = CD' / CD \quad (2)$$

$$\frac{EG}{AB'} \cdot \frac{EG}{AB} = \frac{FG}{CD'} \cdot \frac{FG}{CD} \quad (3)$$

$$S_{EG'F'} = \frac{1}{2} EG' \cdot FG' \sin \phi \quad (4)$$

$$S_{EGF} = \frac{1}{2} EG \cdot FG \quad (5)$$

$$\cos \alpha = HG' / HG = S_{EG'F'} / S_{EGF} \quad (6)$$

把式(3)、(4)、(5)代入式(6),整理得到

$$\cos \alpha = \frac{AB' \cdot CD' \cdot \sin \phi}{AB \cdot CD} \quad (7)$$

式中 AB' 、 CD' 的长度及 ϕ 可以从图像上由计算机根据标志点直接算出, AB 、 CD 为标尺的实际长度。

3 计算定位标志坐标

为了对整个序列图像进行归一化,需要在图像上设置人工定位标志。虽然 CT、MRI 图像上有许多标志可设为定位标志,但是使用图像上的标尺更易于操作,为此把水平标尺的端点 A 和 B 、垂直标尺的端点 C 和 D 设为定位标志。对于不同序列的图像, A 、 B 、 C 、 D 的实际坐标是不同的,我们正是根据上述投影模型来计算 A 、 B 、 C 、 D 坐标值的,考虑到坐标值依赖于参照物,求取绝对坐标是不必要的,因而采用相对坐标。

设 GG' 的高度为 h ,根据比例关系可求取 AA' 、 BB' 、 CC' 、 DD' 的高度分别为:

$$AA' = h - AG \tan \alpha$$

$$BB' = h - BG \tan \alpha$$

$$CC' = h - CG \tan \beta$$

$$DD' = h - DG \tan \beta$$

式中 AG 、 BG 、 CG 、 DG 是可以从图像中计算出来的量,如图 3 所示,分别由式(1)和式(2)计算。 h 是一公共量,与后续的 z_0 一样仅具有坐标参照作用。

既然图像上的标尺是胶片上标尺的投影,那么在直角坐标系下, A 与 A' 、 B 与 B' 、 C 与 C' 、 D 与 D' 中有两个坐标分量值是相同的,这里设为 x 和 y 坐标。于是定位标志点的坐标可写作 $A(x_A, y_A, AA' + z_0)$ 、 $B(x_B, y_B, BB' + z_0)$ 、 $C(x_C, y_C, CC' + z_0)$ 、 $D(x_D, y_D, DD' + z_0)$, x_A 、 y_A 等表示 A 等点的图像坐标值, z_0 为参照坐标。

上面求得的定位标志点的分量 z 坐标各不相同,是一三维坐标,我们需要对它做进一步的处理以得到定位标志点的分量 z 坐标相同的胶片平面坐标。为此,我们只需将 S 以 EF 为轴旋转 α ,使之与 S' 重合即可。要完成该变换,只需知道轴 EF 的方向数,事实上,我们可以求取 E 和 F 的坐标分别为:

$$\begin{cases} x_E = \frac{x_B + AB'x_A}{1 + AB} \\ y_E = \frac{y_B + AB'y_A}{1 + AB} \\ z_E = z_0 \end{cases} \quad \text{及} \quad \begin{cases} x_F = \frac{x_D + CD'x_C}{1 + CD} \\ y_F = \frac{y_D + CD'y_C}{1 + CD} \\ z_F = z_0 \end{cases} \quad \left(\begin{matrix} AB = \frac{B'E}{EA} \\ CD = \frac{D'F}{FC} \end{matrix} \right)$$

由此可得 EF 的方向数为 $(x_F - x_E, y_F - y_E, 0)$ 。然后对 $A(x_A, y_A, AA' + z_0)$ 、 $B(x_B, y_B, BB' + z_0)$ 、 $C(x_C, y_C, CC' + z_0)$ 、 $D(x_D, y_D, DD' + z_0)$ 用下式进行图形变换

$$[x \ y \ z \ 1] = [x' \ y' \ z' \ 1] \cdot R_{EF} \quad (8)$$

式中 R_{EF} 是一 4×4 的绕轴 EF 旋转 α 的变换矩阵,该矩阵求

取方法在计算机图形学^[5]中有详细介绍。

经上述变换后,4 个定位标志点坐标的分量 z 值是相同的,所以仅取 x 、 y 项作为定位标志点坐标,使之成为胶片平面坐标。由于以上求得的坐标值是相对值,所以可根据需要调整到合适的坐标值。

4 序列图像归一化

序列图像归一化在三维放射治疗计划系统中主要起到以下 3 个方面的目的:

- (1) 对原有图像进行缩放,把所有图像调整到合适的分辨率;
- (2) 对原有图像进行倾斜、旋转等矫正,使所有图像复原;
- (3) 对原有图像进行裁剪,把所有图像限定在感兴趣范围内,实现图像在三维空间内的准确配准,如图 4 所示。

目的 (1)、(2) 实际上是对原图像进行二维几何变换,这可以通过二维几何变换矩阵 T_{2D} 来实现,它的一般形式如下

$$T_{2D} = \begin{bmatrix} a & d & g \\ b & e & h \\ c & f & i \end{bmatrix}$$

有关该矩阵的说明见参考文献 [5]。

对于我们这里研究的问题,上式中 g 、 h 、 i 元素均为 0,其它元素通过最小二乘法来确定,简述如下:在需做归一化的图像中标出用标尺表示的 4 个定位点(其坐标用像素来表示,见图 6),找到这 4 个定位点与前面求出的定位标志点(其坐标用 mm 来表示)的一一对应关系,它们之间通过以下线性变换关系进行联系

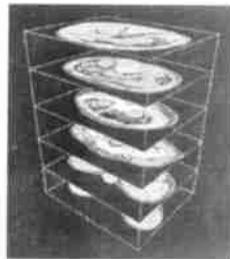


图 4 序列图像配准

$$\begin{cases} x = ax + by + c \\ y = dx + ey + f \end{cases} \quad (9)$$

式中 (x, y) 表示计算定位标志点坐标, (x, y) 表示定位点坐标, a 、 b 、 c 、 d 、 e 、 f 是待求取 T_{2D} 中的元素。把以上 4 个定位点坐标代入上式后,所得到的是超定方程组,因此只能求得最优解。

一般来说,判断两组点之间配准程度的常用方法是比较两组对应点之间的距离平方和的大小,使

$$F(a, b, c, d, e, f) = \sum_i [(x_i - x_i)^2 + (y_i - y_i)^2] \quad (10)$$

取最小值。式中 x_i, y_i 为定位标志点坐标。要使 F 取最小值,则它对各变量的偏导数为 0。为此,把式 (9) 代入上式并求导,可得

$$\begin{cases} \frac{\partial F}{\partial a} = 2 \sum_{i=0}^4 (ax_i + by_i + c - x_i) x_i = 0 \\ \dots \\ \frac{\partial F}{\partial f} = 2 \sum_{i=0}^4 (dx + ey + f - y_i) = 0 \end{cases} \quad (11)$$

求解上述线性方程组便得 T_{2D} 中的元素 a 、 b 、 c 、 d 、 e 、 f 。

选取归一化图像的尺寸,对归一化图像用下式进行诸像素变换

$$[x \ y \ 1] = [x \ y \ 1] \cdot T_{2D}^{-1} \quad (12)$$

我们用 $N_v(x, y)$ 表示归一化图像像素 (x, y) 的灰度值, $P_v(x, y)$ 表示原始图像像素 (x, y) 的灰度值。 $N_v(x, y)$ 依照以下规则取值:

- (1) 如果 (x, y) 在原始图像内, $N_v(x, y) = P_v(x, y)$;
- (2) 如果 (x, y) 不在原始图像内, $N_v(x, y) = 0$ 。

由此实现目的 (3)。

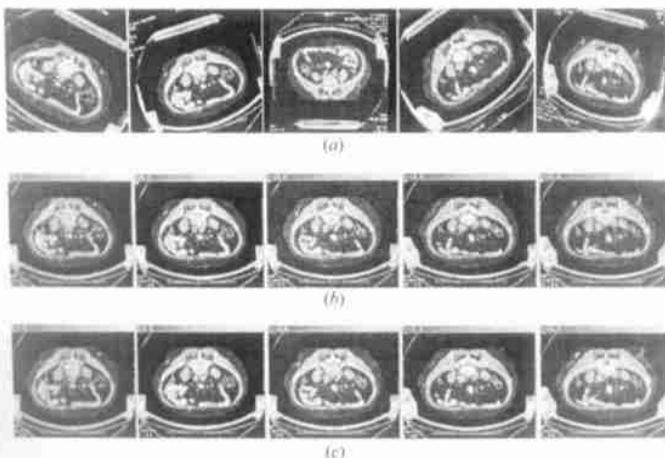


图 5 原始图像及配准结果



图 6 归一化所有定位点。(圆内为定位框架定位点,矩形内为标尺定位点)较精确地求出了它们的相对定位坐标,并用求出的定位坐标完成整个序列图像的归一化。图 5 是我们给出的应用示例。图 5(a) 为用数码相机拍摄到的数字扫描图像,在拍摄中我们有意选取了带定位框架的序列 CT 胶片,并使图像出现了各种不同类型的较大畸变。图 5(b) 为使用定位框架上定位点(图 6 圆内的 4 点)直接归一化结果,图 5(c) 为把标尺作为定位点

5 结果与讨论

本文提出的基于扫描图像标尺的序列图像归一化方法,依据图像上的水平标尺和垂直标尺,不仅成功地解决了三经常规放射治疗计划中矫正由摆位倾斜导致扫描图像形变的难题,而且通过把它们设为定位标志点,用文中提出的投影模型

(图 6 矩形内的 4 点) 的归一化结果, 二者均采用了图像放大技术精确设置定位点. 可以看出, 基于扫描图像标尺的归一化图像与基于定位框架的归一化图像没有显著的差别, 其误差可限制在 1mm 的范围内, 完全能够达到放射治疗的精度要求. 整个操作的误差来源主要包括以下 3 个方面:

(1) 图像数字化操作过程带来的, 如数码相机拍摄、扫描仪扫描等. 消除该误差的方法主要是规范操作、尽量选用图像失真小的数字化设备;

(2) 计算定位标志坐标过程中导致的. 定位标志坐标的准确性影响到整个序列, 所以应在计算定位标志坐标的操作中选取标尺清晰的图像, 并用图像放大功能使标记点设置非常准确;

(3) 序列图像归一化误差. 这项误差出现在各断层中并有所不同, 可用图像放大功能准确设置标记点来减少该误差.

为了进一步说明实验结果, 我们给出了如图 7 所示的配准后图像序列的三维重建结果. 上图是三维重建体积数据的剖开图, 下图是三维表面重建显示.

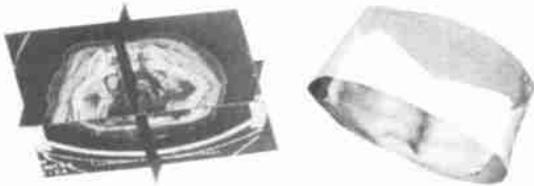


图 7 配准后的三维重建结果.

(左图为体积剖面显示, 右图为三维表面显示)

该方法已被集成到我们开发的 Angelplan 三维常规放射治疗计划系统中, 它的应用有效地克服了常规放射治疗的图像归一化难题, 为临床放射治疗计划的制订提供了极大的方便和可靠的工具.

需要指出的是, 本文提出的图像矫正方法是针对摆位倾斜导致的几何形变的, 由于导致图像形变的因素很多, 如果其它因素占主导时, 本文提出的方法可能无法达到满意的矫正效果. 对于图像形变更全面的矫正我们正在做进一步的研究.

参考文献:

- [1] Coffey R J, Lunsford L D. Stereotactic surgery for mass lesions of the midbrain and pons [J]. Neurosurgery, 1985, 17(1): 12 - 18.
- [2] Leksell L. A stereotaxic apparatus for intracerebral surgery [J]. Acta Chir Scand, 1949, 99: 229 - 233.
- [3] Leksell L, Leksell D, Schwebel J. Stereotaxic and nuclear magnetic resonance [J]. J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry, 1985, 48: 14 - 18.
- [4] Lunsford L D, Martinez A J, Latchaw R E. Stereotaxic surgery with a magnetic resonance and computerized tomography compatible system [J]. J. Neurosurg, 1986, 64: 872 - 878.
- [5] 孙家广, 杨长贵. 计算机图形学 [M]. 北京: 清华大学出版社, 1995.

作者简介:



於文雪 男, 1969 年生于山东微山, 2000 年获东南大学生物医学工程博士学位, 现为东南大学讲师, 研究方向为图像处理、计算机辅助诊断和治疗等, 已在国内外核心期刊上发表学术论文 20 余篇. e-mail: ywx_list@seu.edu.cn



李松毅 男, 1967 年生于安徽寿山, 1991 年毕业于华东师范大学物理系, 现为东南大学讲师, 主要研究方向为图像处理、放射治疗等.

罗立民 男, 1956 年 7 月生于江西九江, 东南大学教授, 博士生导师, 主要研究方向为信号处理, 生物医学工程等.