

虚拟内窥镜关键技术研究*

彭延军^{1,2}, 王元红¹, 石教英², 郑永果¹

(1. 山东科技大学 信息学院, 山东 泰安 271019; 2. 浙江大学 CAD & CG 国家重点实验室, 浙江 杭州 310027)

摘 要: 针对实现虚拟内窥镜系统的关键技术, 运用基于边界模型的局部特征结构方法实现图像的组织分割; 在基于距离变换的基础上, 设计了一种新的快速、高效的路径规划算法; 利用两步实时处理方法, 将一帧场景的绘制分为近景和远景两个部分; 提出了基于边界体素的快速光线投射算法; 使虚拟内窥镜系统可以接近于实时的速度实现漫游而不明显降低图像的质量。

关键词: 虚拟内窥镜; 路径规划; 光线投射

中图法分类号: TP391 文献标识码: A 文章编号: 1001-3695(2005)05-0037-03

Research on the Key Techniques of Virtual Endoscopy

PENG Yan-jun^{1,2}, WANG Yuan-hong¹, SHI Jiao-ying², ZHENG Yong-guo¹

(1. College of Information Science & Engineering, Shandong University of Science & Technology, Taian Shandong 271019, China; 2. State Key Laboratory of CAD&CG, Zhejiang University, Hangzhou Zhejiang 310027, China)

Abstract: Key techniques on virtual endoscopy are researched in this paper. We use boundary model and local feature structure to realize tissue segmentation. A new efficient algorithm is presented to solve path planning based on distance transform. As for real-time processing, a frame in virtual endoscopy is divided into near viewpoint part and far viewpoint part based on volume data characteristics in our method. In the aspect of scene rendering, a ray casting algorithm based on the boundary voxels is proposed. We can voyage in virtual endoscopy system in real-time with high quality images to use these techniques.

Key words: Virtual Endoscopy; Path Planning; Ray Casting

虚拟内窥镜技术是虚拟现实技术在现代医学中的应用。它利用医学影像作为原始数据, 融合图像处理、计算机图形学、科学计算可视化、虚拟现实技术, 模拟传统光学内窥镜的一种技术。它克服了传统光学内窥镜需把内窥镜体插入人体内的缺点, 是一种完全无接触式的检查方法, 还可应用于辅助诊断、手术规划、实现手术的精确定位和医务人员的培训等。从它出现到现在, 该研究领域越来越受到研究人员的关注。本文针对虚拟内窥镜系统的四个关键问题: 组织分割^[1, 2]、路径规划^[3, 4]、实时处理^[5, 6]、场景显示^[7, 8]分别提出了相应的处理算法。

1 边界模型与局部特征结构组织分割

1.1 边界模型

定义1 边界体素。分割函数 F 将三维空间中的点分割成属于特定对象的体素集 (OB) 和不属于对象的体素集 (NOB) 两部分。一个体素的 8 邻点中既有属于 OB 的体素点又有属于 NOB 的体素点, 则它就是边界体素。由所有边界体素构成边界体素集 ($Boundary$), OB 中其余的体素构成对象内部体素集 (IOB)。这样整个三维空间划分为不属于 OB 的体素集 NOB 、边界体素集 $Boundary$ 和内部体素集 IOB 组成。

定义2 特定组织体素集合 T 。属于该特定组织内的全体体素。包括所有的边界体素和内部体素。

假设感兴趣的组织是具有局部特征结构如线性结构、点状结构、片状结构等, 在其内部最大密度值为 $I_{\max}$, 最小密度值为 $I_{\min}$, 体素密度值为 I , 体素的坐标为 $X(x, y, z)$, $I = f(x)$ 。

边界模型定义为

$$I = g(d) = I_{\min} + (I_{\max} - I_{\min}) \frac{1 + h(\frac{d}{\sigma\sqrt{2\pi}})}{2}$$

其中 d 指向体素密度的梯度方向, $h(x) \in [-1, 1]$

$$g'(d) = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp(-\frac{d^2}{2\sigma^2}) \tag{1}$$

由式(1)知 $g'(0)$ 是 $g'(d)$ 的极大值。同时 $g'(d)$ 又表示沿着梯度方向的一阶方向导数, 根据方向导数的定义有

$$g'(d) = f' \nabla_{f(x)}(X) = \nabla f(X) \cdot \frac{\nabla f(X)}{\|\nabla f(X)\|} = \|\nabla f(X)\| \tag{2}$$

$f(X)$ 为体素的密度梯度。由式(1)和式(2)得 $g'(d)$ 在 $\pm\sigma$ 处是拐点, 因此 $g'(d)$ 在 $\pm\sigma$ 处取得极值。

$$g''(d) = -\frac{d(I_{\max} - I_{\min})}{\sigma^3\sqrt{2\pi}} \exp(-\frac{d^2}{2\sigma^2}) \tag{3}$$

又由式(2)得

$$f''_{\nabla f(X)}(X) = \nabla(f'_{\nabla f(X)}(X)) \cdot \frac{\nabla f(X)}{\|\nabla f(X)\|} =$$

$$(\nabla(\|\nabla f(X)\|)) \cdot \frac{\nabla f(X)}{\|\nabla f(X)\|}$$

运用泰勒展开, 写成矩阵形式得到下式

$$g''(d) = f''_{\nabla f(X)}(X) = \frac{1}{\|\nabla f(X)\|^2} (\nabla f(X))^T Hf(X) \nabla f(X)$$

$Hf(X)$ 是体素 X 对应的汉森 (Hessian) 矩阵。也可以用拉普拉斯展开式求得 $g'(d)$ 的近似值:

$$g'(d) = f''_{\nabla f(X)}(X) \approx \frac{\partial^2 f(X)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f(X)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 f(X)}{\partial z^2}$$

由式(1)和式(3)得到下式

$$\sigma = \frac{g'(0)}{\sqrt{eg'' - \sigma}} \quad d = \frac{-\sigma^2 g'(d)}{g'(d)} \tag{4}$$

由于在组织内部 $\|\nabla f(X)\|$ 值可能为 0; 所以我们将式(4)改变为下式

$$d \approx \frac{-\sigma^2 g'(d)}{g'(d) + 1} \tag{5}$$

$$\text{令 } m(I) = \frac{1}{n} \sum g'(d) \tag{6}$$

$$l(I) = \frac{1}{n} \sum g'(d) \tag{7}$$

$$d_I \approx \frac{-\sigma^2 m(I)}{l(I) + 1} \tag{8}$$

其中 $m(I)$ 和 $l(I)$ 对应密度值为 I 的 $g'(d)$ 和 $g'(d)$ 的质心, 也即平均值, n 是密度值为 I 的体素的个数。用式(6)和式(7)代替式(5)中的 $g'(d)$ 和 $g'(d)$, 得到式(8)。

1.2 删除不属于特定组织集合 T 的多余体素

在上述做法中, 无疑会将一些本来不属于该组织的多余体素加入到组织 T 中来。下面将这些多余的体素删除。这些体素有以下两种特性: 它们的位置是介于包围盒内部和该组织之间; 它们的密度值与该组织内部体素的密度值相同。所以从预先指定在组织内部的体素 A 作为种子点出发, 删除不属于该组织的同密度值的体素, 然后对于 A 的相邻体素进行同样的操作, 一直延伸生长到边界体素。在 1.1 中定义的边界体素是严格的, 由于组织分割还没有完成, 这里再给出一个不严格的定义。

定义 1' 边界体素集 B 。根据预先指定的特定组织边界处的体素 B 的梯度值 $\|\nabla f(B)\|$ 设定一个范围 $[-v, v]$, 对于 1.1 中产生的体素的梯度值在 $[\|\nabla f(B)\| - v, \|\nabla f(B)\| + v]$ 范围内的体素都属于边界体素集 B , $B \subset T$ 。

假设有密度值相同的两个体素 C, D , C 在组织内部, D 在外部。则从 C 到 D 按照坐标轴(先 Z 的方向, 后延 X 的方向, 最后延 Y 的方向)遍历的路径上必定有边界体素。

定义 3 跨度最大的体素。对于体素 C , 与 C 的密度值相同, 按照先 Z 轴, 后 X 轴, 最后沿 Y 的方向, 与 C 相距最远的体素, 就是相距 C 跨度最大的体素。按照密度值索引的链式存储结构中, D 的位置只有两个, 或者在链的开始或者在链的结束。

从已知的组织内部的体素 C 出发, 找到相距 C 跨度最大的体素 D 。按照先切片(Z), 后行(X), 最后列(Y)的顺序访问到 D 。如果在此路径上有边界体素集 B 中的体素, 则标记其位置, 从该链中删除与标记的边界体素之间相对应的体素区域。

1.3 局部区域的特征结构

$\nabla^2 f(X)$ 为体素密度对应的二阶导数, 即是汉森矩阵。因此通过汉森矩阵可以描述体素的原始密度, 分析体素所在的局部特征结构(线状、点状、片状), 计算与体素密度对应汉森矩阵的特征值^[2], 如果满足特定的关系, 就有相应的特征结构。

2 路径规划

定义 4 中心路径是从空腔对象的一端到另一端, 所能通过的最大球球心的运动轨迹, 是由对象内部体素点的集合 (Center Path)。

设中心路径上的前一中心点、当前中心点和下一中心点分别为 C_{i-1}, C_i, C_{i+1} , 三维空间的原点是 O , S 和 E 分别是漫游的起点和终点, 则根据 C_i 的位置, 首先在 $C_i E$ 方向上确定点 S_{i+1} , 在过点 S_{i+1} 且法向量为 $C_i E$ 平面上确定点 C_{i+1} 。

对切平面上的点集 $Point$ 进行分类, 分别找出包含于 $Boundary$ 的点集 PB 和包含于 IOB 的点集 PIB , $PNB = Point \cap NOB$ $PIB = Point \cap IOB$ $PB = Point \cap Boundary$ $Point = PNB \cup PIB \cup PB$ 。

2.1 单分支对象的处理

计算 PIB 中的每一点 P_m 到 PB 中所有点的最短距离 d_{P_m} , 然后在这些最短距离中选取最大值, 则这个最大值对应的点就是 C_{i+1} 。

$$d_{P_m} = \min\{|P_m P_1'|, |P_m P_2'|, \dots, |P_m P_n'|, \dots, |P_1', P_2', \dots, P_n', \dots \in PB, P_m \in PIB\}$$

$$d_{C_{i+1}} = \max\{d_{P_1}, d_{P_2}, \dots, d_{P_m}, \dots, |P_1, P_2, \dots, P_m, \dots \in PIB\}$$

$$Center Path = \bigcup_{i=0}^n \{C_i\}$$

其中 n 是集合 $Center Path$ 内的元素个数, $C_0 = S$ 且 $C_n = E$ 。

2.2 多分支结构的处理

由于在多分支结构下, 切平面与对象有多处交集, 每一个交集都有各自的边界体素和内部体素子集, 也就拥有各分支的中心点, 因此计算中心点时, 应该选取局部最大值, 而不是全局最大值。在当前产生了多个中心点的状态下, 下一个中心点的计算就会有多种选择, 如果考虑所有的情况, 分别计算, 计算量是惊人的, 耗时也是令人无法忍受的。最简单的方法就是沿着以 SE 的方向作为法向量, 确定切平面。由于产生了由起点到终点的所有中心路径, 所以最后要删除中心路径中的分支结构, 确保从起点到终点的中心路径是唯一的。

(1) 中心点的确定。由起点 S 开始沿着 SE 方向, $|SE| = 1$, 确定 S_{i+1} 的位置。切平面 ($Point$ 集) 经过当前点 S_{i+1} , 以 SE 为法向量, 在当前切平面上寻找局部最大值 $d_{C_{i+1}}$, m (可能有 m 个局部最大值), 并计算当前的中心点 C_{i+1} , m 到起点 S 的距离 $d_{S_{i+1}}, m$, 重复此过程直到终点为止。

$$d_{C_{i+1}}, m > d_p: (P \in C_{i+1} \text{ 的邻点集}) \wedge (P, C_{i+1} \in PIB)$$

$$C_{pt} = \bigcup_{i=0}^n \{C_i\} \quad // C_{pt} \text{ 是临时存放中心点的集合}$$

(2) 确定唯一的中心路径。上面的过程, 实际上已经找出了由起点到终点所有分支结构的中心路径。进行如下处理, 以删除中心路径上多余的分支结构。从起点 S 开始, 在 C_{pt} 中找出点 C_j , 使 $|C_j S|$ 最小 (C_j 与 S 不一定是邻接的), 对 $d_{S_{C_j}}$ 重新进行编码, 若有多个中心点满足条件, 则分别处理; 然后以 C_j 作为起点, 重复此过程, 直到处理完 C_{pt} 内所有的点为止, 完成对 $d_{S_{C_j}}$ 的重新编码; 最后从终点开始逆向在 C_{pt} 中找出使 $|C_m E|$ 最小的体素点, 当有多个到 E 的距离是最小时, 取重新编码后最小的。则 C_m 为无分支中心路径上的点, 再以 C_m 作为终点, 依次向前找出下一中心点, 直到 $C_m = S$ 为止。

$Ctemp = \bigcup_{j=0}^n \{ C_j \} : |C_j S| = \min\{ |C_i S| \mid C_i \in Cpt \}$
//Ctemp 是临时存放中心点的集合
 $newdS_Q = newdS_Q + |C_j S| : C_j \in Ctemp;$
//newdS_Q是对 dS_Q重新编码的结果
 $Center Path \leftarrow \bigcup_{m=0}^n \{ C_m \} : |C_m E| = \min\{ |C_n E| \mid C_n \in Cpt \} :$
 $newdS_{Cm} = \min\{ newdS_{Cq} \mid |C_m E| = |C_m E| \mid C_q \in Cpt \}$

3 两步实时处理及场景绘制技术

3.1 两步实时处理技术

截取视域内的切片数据,将当前帧的绘制分成近景的绘制和远景的绘制两步。近景的绘制采用基于边界体素的光线投射方法:采用两阶段光线投射算法,将近景的绘制再分成两个阶段,第一阶段将光线分段、分层,每段单独采样、组合、计算,第二阶段将前一阶段计算的结果再合成。将这两个绘制结果合成即可得到当前帧的图像。在下一帧的处理时,利用相邻帧的连贯性,近景只需重新计算较小的部分,就可合成得到下一帧近景部分的图像;将当前帧的远景图像进行相应的剪切变换得到下一帧大部分远景图像,对未绘制的远景对象投影,生成剩余部分远景图像,而后将这两部分远景图像实行拼接得到全部的远景图像,最后将近景和远景合成得到下一帧的图像。

3.2 基于边界体素的光线投射技术

先找出给定对象的边界体素,然后对投影区域中的像素产生投射光线。从遇到的第一个边界体素(内边界)开始采样到另一个边界体素(外边界),只组合计算这两个边界体素之间的非空体素值。

由于边界体素是与视线的方向无关的,所以我们可以在数据的预处理阶段完成边界体素的检测。在数据预处理阶段,对每个切片数据采用类似与 Run-Length 编码的数据压缩方法减少所占用的存储空间,同时也可以加快边界体素检测的速度。对于每个体素 $V(i, j, k)$ 分配一个单元 $F(i, j, k)$, 以表示它是否边界体素, (i, j, k) 是体素在 X, Y, Z 方向上的坐标值。为了加快体绘制阶段的速度,使用了一个二维统计表 T 和一个线性表 S 。若整个体数据集的大小为 $N_x \times N_y \times N_z$, T 的大小为 $N_y \times N_z$, $T(j, k)$ 表示第 k 个切片数据集中第 j 行中边界体素的个数。向量 S 的长度为 z , $S(k)$ 表示第 k 个切片数据集中边界体素的和,即 $\sum T(j, k)$ 。在处理时,只考虑 $S(k) \neq 0$ 的切片中 $T(j, k) \neq 0$ 的行。

在虚拟内窥镜系统中漫游时,视点通常在相应组织的空腔处,从视点 V 发出的视线,必然会首先遇到组织器官的内壁(内边界体素),然后穿过一定厚度的组织,到达该组织器官的外壁(外边界体素),由于组织器官壁对视线的遮挡作用,我们只需要在这一对内、外边界体素之间进行采样、插值、组合、计算非空体素就可以了。内、外边界体素之间的非空体素相对少,因此计算较小。另外,可以通过采样间距,控制相应图像的质量,采样间距越小,图像质量越高,速度同时也就越慢。由于近景对视觉的影响较大,采用三线性插值,计算采样点的值。采用由前向后的合成,在合成过程中,当不透明度 α 趋近于 1 时,该像素点已经接近于不透明,后面的体素不会对该像素有贡献,因此可以提前中止计算。

4 实验结果和结论

使用 Visible-human 提供的胸和腹部 CT 数据,在 Duron 700MHz CPU,128MB 内存,使用上述算法,得到的结果如图 1~图 4,测得的数据如表 1 所示。

表 1 实验数据

Methods Times(s) Data	Tissue Segmentation		Path Planning	Real-time Interactive Navigation			
	Local Stucture	Boundary Model and Local Structure	Distance Transform	Multi Branches	Ray Casting	Two Phase Navigation	Two Step Navigation
Part Tracheas CT (192 ×256 ×256)	1860	272	1127	684	4. 38	0. 36	0. 16
Part Colons CT (256 ×256 ×256)	2019	290	865	479	4. 45	0. 44	0. 25

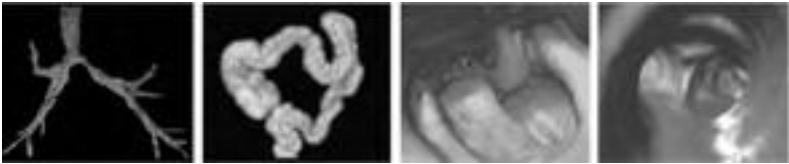


图 1 部分气管的组织分割结果 图 2 结肠的路径规划结果 图 3 结肠内绘制的图像 图 4 气管内绘制的图像

使用文中的组织分割、路径规划、实时处理、场景绘制方法能够在微机上较快地处理虚拟内窥镜系统的关键问题,可以接近于实时速度实现虚拟内窥镜系统的漫游,得到高质量的结果。

参考文献:

[1] orte B, Stein A. Bayesian Classification and Class Area Estimation of Satellite Images Using Stratification[J] . IEEE Trans. on Geoscience and Remote Sensing, 1998, 36(3) : 803-812.
[2] Dzung L P, Jerry L P. Adaptive Fuzzy Segmentation of Magnetic Resonance Images[J] . IEEE Transaction on Medical Imaging, 1999, 18 (9) : 737-752.
[3] Palagyi K, Kuba A. A 3-subiteration 3D Thinning Algorithm for eXtracting Medical Surface[J] . Pattern Recognition Letters, 2002, 23 (6) : 663-675.
[4] Zhou Y, Toga W. Efficient Skeletonization of Volumetric Objects [J] . IEEE Transaction on Visualization and Computer Graphics, 1999, 5(3) : 196-209.
[5] Wan M, et al. Boundary Cell-based Acceleration for Volume Ray Casting[J] . Computer & Graphics, 1998, 22(6) : 715-721.
[6] Sramek M, Kaufman A E. Fast Ray-tracing of Rectilinear Volume Data Using Distance Transforms[J] . IEEE Transaction on Visualization and Computer Graphics, 2000, 6(3) : 236-252.
[7] Martin L B, et al. Interactive Volume Navigation[J] . IEEE Transaction on Visualization and Computer Graphics, 1998, 4(3) : 243-256.
[8] Krishnan R, et al. Interactive Dynamic Navigation for Virtual Endoscopy[J] . Computers in Biology and Medicine, 1999, 29(5) : 303-331.

作者简介:

彭延军(1971-), 男, 山东滕州人, 博士研究生, 主要研究方向为医学可视化; 王元红(1971-), 女, 山东泰安人, 主要研究方向为计算机图形学; 石教英(1937-), 男, 浙江宁波人, 教授, 主要研究领域为分布式计算、虚拟现实、科学计算可视化及多媒体技术等; 郑永果(1962-), 男, 山东临沂人, 教授, 主要研究方向为计算机图形学、图像处理、虚拟现实等。