

交互式虚拟内窥镜系统

张 惠¹⁾ 舒华忠¹⁾ Pascal Haigron²⁾ 罗立民¹⁾

¹⁾(东南大学生物医学工程系影像科学与技术实验室, 南京 210096)

²⁾(法国雷恩第一大学信号与图象处理实验室, 雷恩 35042)

摘 要 计算机图形图象技术与虚拟现实技术应用于医学内窥镜系统,产生了虚拟内窥镜技术,为了将虚拟现实技术应用在医学图象处理方面,以方便医生进行虚拟手术与无创诊断.在综合利用各种计算机图形、图象技术的基础上,提出了完整的交互式虚拟内窥镜系统的框架,同时对系统结构和各种模型进行了分析和讨论,还针对系统的实时性和绘制结果的逼真性要求,提出了基于 Object Cache 和扩展的区域增长方法,并将其应用到医学图象处理当中,得到了较好的效果.该系统较好地解决了虚拟现实与可视化中实时性和绘制精度两方面的要求,从而为医学图象可视化提供了有力的工具.

关键词 计算机图形学 虚拟现实 虚拟内窥镜 Object Cache 扩展区域增长法 医学图象可视化

中图法分类号: TP391.9 R445-39 **文献标识码**: A **文章编号**: 1006-8961(2002)01-0036-08

Interactive Virtual Endoscopy System

ZHANG Hui¹⁾, SHU Hua-zhong¹⁾, PASCAL Haigron²⁾, LUO Li-min¹⁾

¹⁾(Lab. of Image Science and Technology, Dept. of BioMedical Engineering, Southeast University, Nanjing 210096)

²⁾(Lab. of Treatment of Signal and Image, University of Rennes I, France,)

Abstract Technique of computer graphics and virtual reality, applied to medical endoscopy system, come up to a new virtual medical image application: virtual endoscopy. In order to apply virtual reality technique into medical image processing, make convenient for surgeons to access virtual and mini-invasive surgery, this paper, presents a full interactive virtual endoscopy system framework, analyzing and discussing system architecture and algorithm models. We explain some key procedures in virtual endoscopy system such as definition of world coordinate, virtual camera, surface detection, normal approximation, volume rendering and surface rendering, and also some interactive control method. And also we put forwards some new methods such as object cache method and extended volume growing method to solve the problems encountered in system, such as real time volume rendering and accurate and smooth image result. Then we applied it in medical image processing, following satisfied result. This improves that these methods are useful and effective. Our system provides an effective tool for medical image visualization, successfully fulfilled the aim of real time displaying and good result in virtual reality and visualization application. It has certain practical meanings in algorithms and system analysis.

Keywords Computer graphics, Virtual reality, Virtual endoscopy, Object cache, Extended volume grow, Medical image visualization

0 引 言

内窥镜是一种在临床医学中经常使用的有效诊

断和手术工具,通常包括胃镜、血管镜、肠镜等.它可以帮助医生观察并检测人体内部器官的表面,然而,它也有着许多的不便,例如给病人带来不适和高昂的费用,以及由穿刺带来的危险,另外还有内窥镜

进入的限制^[1].

近年来,随着计算机技术的不断进步,医学影像学获得了长足的发展,其功能越来越多,应用领域也越来越广.虚拟内窥镜(Virtual endoscopy, VE)就是其中之一.VE 所依赖的虚拟现实(Virtual reality, VR)技术最初是用于游戏软件中,它用来模拟三维立体环境,以增加真实感.后有人将其用于医学影像学,创造出了 VE 这一崭新的 CT 和 MRI 图象后处理技术,它是一种虚拟内窥镜方法,能重建出管道器官(如胃肠道、呼吸道、大血管等)内表面三维立体图象.因其类似光纤内窥镜(Fiberoptic endoscopy, FE),故名“虚拟内窥镜”.自 1994 年 Vining 等首次提出 CT 虚拟支气管镜成象^[2]以来,国外对此技术已进行了一定的研究,并已初步应用于临床.

虚拟内窥镜技术作为一种替代的内部器官结构成象和检测手段^[2~6],是直接把病人数据作为输入,并可以通过接口直接连接到 CT 或 MRI 设备上.通过体数据重建和管状器官结构的区域提取,不仅可以把三维体数据作为一种虚拟环境,而且在这个虚拟环境的内部,使用者还可以交互地在器官结构的内部进行导航、成象或检查.

1 虚拟内窥镜系统框架

1.1 系统结构

一个基本的虚拟内窥镜系统具有如下要求^[7]:

- (1) 实时性 需要大量算法的优化;
- (2) 操作性 要求在不同复杂程度的场景下,具有简易的操纵性;
- (3) 模型成象的质量.

感知器模型的定义,可以由它的位置(绝对的或相对的)和方向来定义.同时,在虚拟内窥镜系统中,感知器(虚拟摄像机)可以定义成各种物理模型(光学、超声、X 射线、红外线等),包括各种摄像机参数(分辨率、视野、焦距).对于光学内窥镜来说,只有那些“可见”的表面,表示的才是那些沿着摄像机镜头所看到的不透明物体,而在物体和摄像机镜头之间是空的,或者是一些透明的组织.

同样,在虚拟内窥镜系统中,也要采用与计算机视觉理论相类似的分析方法,比如噪声的消除、边界检测、插值等.其中,插值问题的选择非常重要,这很大程度上是因为体数据和摄像机镜头之间的分辨率不同.

在成象方法上,采用最大密度投影(MIP)、灰度

累积投影等光线跟踪技术或通常的表面绘制^[8,9]无疑是比较合适的.由于它既可以根据解剖学结构从内部来观察器官,也可以从整个物体的外部来观察,故可以提供很强的成象能力.如 Marching Cube 算法,不仅可以在预分割过后,对整个器官进行重建,并且可以提供快速的成象能力^[10].本文的系统就是基于这两种方法的.

系统的基本框架如图 1 所示^[7].

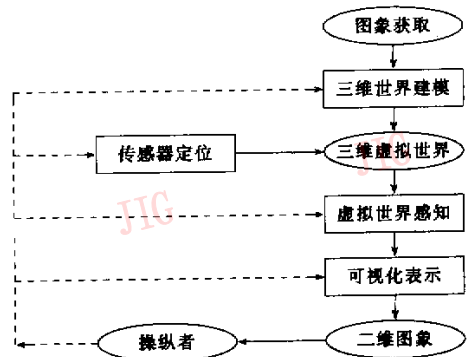


图1 虚拟内窥镜系统框架

1.2 虚拟摄像机模型的定义

在虚拟内窥镜系统中,虚拟摄像机模型是一个很重要的概念,它直接联系着成象结果与真实病人的体数据,且在虚拟现实起到一个感知器的作用.它直接决定着医生所获得的成象结果,又将医生的交互动作传递给 VR 系统.

本文所采用的光学虚拟摄像机模型如图 2 所示.它由光轴和垂直于它的摄像机镜头平面组成. F 是该摄像机的焦点,焦距为 f ,该摄像机模型是一个三维坐标,其 X 与 Y 轴是镜头平面上相互垂直的两个轴,分别代表摄像机镜头上的水平轴和垂直轴; O 为镜头的中心,平面 P 代表摄像机视野; c_x, c_y 为摄像机镜头的大小, d_x, d_y 为分辨率.摄像机的参数 C 由以下参数确定

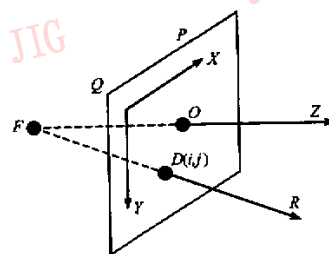


图 2 虚拟内窥镜模型

$$C(O, X, Y, Z, F, c_x, c_y, d_x, d_y)$$

对于屏幕上的任一点 D , 可以从下式得到它的坐标

$$D(i, j) = Q + i \times d_x \times X + j \times d_y \times Y$$

其中, Q 为摄像机镜头平面原点在上述三维坐标系中的坐标。

对于沿镜头平面上任一点 D 发出的光线 R , 其前进所经过的点为 T , 则可以得到

$$\begin{aligned} R(i, j) &= \text{Normalize}(D(i, j) - F) \\ T(i, j) &= D(i, j) + s \times R(i, j) \end{aligned} \quad (1)$$

其中, Normalize 为对矢量进行归一化运算, s 为光线跟踪的步长。

这里值得注意的是, 上面提到的 X, Y 均指摄像机坐标中的轴, 当变换到体数据坐标中, 这 3 个轴均要作相应的改变。

1.3 表面检测

表面检测中的一个主要问题在于, 在尽可能地减少计算时间的同时, 要得到高质量的图象。在没有采用预处理的前提下, 人们并不具备先验知识, 并不了解将要碰到什么器官, 以及相应的生理或物理参数。

目前采用的边界检测主要有阈值法、基于梯度的检测和基于矩的检测等 3 种方法。其中, 阈值法主要是通过比较摄像机焦点处的灰度值与当前光线位置上点的灰度值之差来进行边界检测, 这里为了减少噪声对阈值的影响, 当前点的灰度值是对前后多个点的灰度值取均值得到的; 灰度梯度法主要是采用梯度算子来获取当前点的梯度强度, 从而确定物体的边界; 而通过采用基于几何或正交矩的方法, 则可以提供子像素级的表面精度^[11,12], 但由于存在计算量的问题, 它一般是先通过其他方法(阈值法)来大致确定表面位置, 然后采用矩算子来获取表面方向和位置。

阈值法的好处在于不必担心计算时间, 它的检测精度由每次的前进步长所决定。为了获取高质量的图象, 阈值法一般是分如下两步进行的: 首先取单个像素为步长进行采样, 在与物体表面碰撞后, 再以小的步长进行采样, 并进行检测; 然后采用三线性插值方法, 以获得子体元级的精度。通过上面的两步方法检测, 可以大大减少成像结果的走样效应。

1.4 成像

由于本文采用虚拟摄像机来模拟现实中的摄像机, 所以很自然地采用光线跟踪来进行虚拟摄像机的成像。因为这种成像主要模拟了摄像机镜头上每

一点发出的一束光线, 当它与第 1 个碰到的表面相撞时, 就发生反射、折射等光学现象(图 3)。

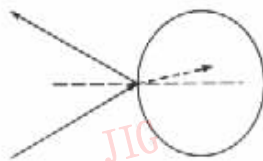


图 3 光线与物体表面相交情况

这样, 光线前进的每一点位置可以首先由式(1)来计算得到, 然后通过采用表面检测方法来获取表面点的位置与方向, 再通过采用 Phong 光照模型, 就可以得到最终的成像结果。

由于在内窥镜中, 仅仅是通过为数不多的体元来得到结果图象, 且它是基于子体元精度的, 所以在进行梯度计算时, 要充分利用由插值计算得到的结果。这里采用的插值算法有三线性插值、B 样条插值等。综合使用上述算法, 其得到的成像结果如图 4、图 5 所示。图 4 为从血管内部观察所得到的结果, 图 5 为从血管外部观察到的血管整体结构。

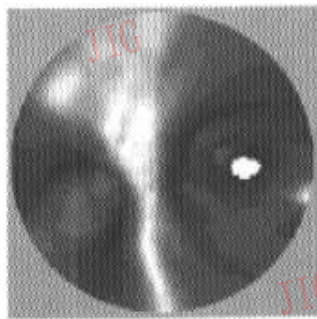


图 4 血管内部观察结果(体绘制)

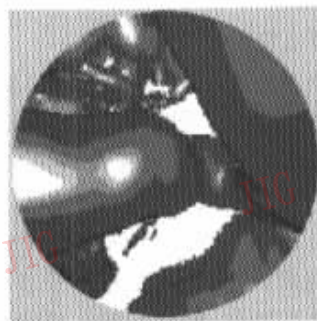


图 5 血管外部观察结果(体绘制)

同时, 本文也采用 Marching Cube 算法, 来对血管结构进行分割处理, 其得到的血管结构如图 6 所示。由图 6 可以清晰地看到整个血管的 Y 分支结构, 同时, 也可以从血管的内部进行内窥观察, 得到

的结果图象如图 7 所示.

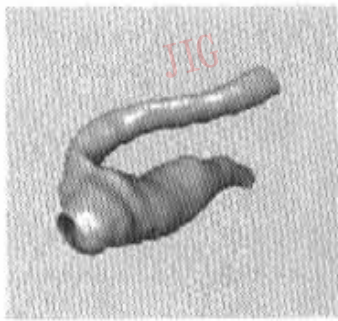


图 6 血管外部观察结果(面绘制)

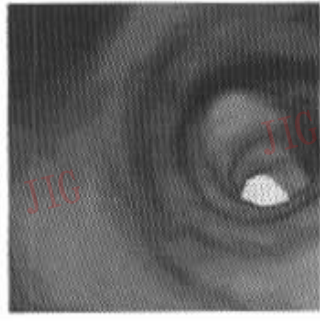
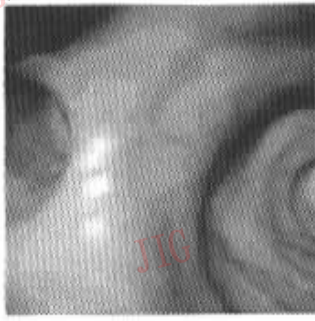


图 7 血管内部观察结果(面绘制)

2 虚拟内窥镜的系统模型

2.1 虚拟内窥镜的交互性

VR 中的交互性是实现 VR 的一个重要的方面,因为它提供了操作者一个理解 VR 场景后完全控制 VR 场景的机会.在虚拟内窥镜系统中,不仅要求提供高层次的交互性,而且要允许操作者控制虚拟摄像机的位置与方向,同时,要求操作方式符合使用者对 3D 世界的认识.实际上,很多操作者在控制内窥镜时,都认为自己处于摄像机镜头的位置,而这种交互性主要表现在以下几方面:

(1) 应当允许使用者选择从某一位置,以便沿某个方向来进行虚拟内窥镜的观察;而且还允许用户在 3 个垂直的切层上选择开始点,并用鼠标确定观察方向,即,使用者应该可以从体数据的任意位置,任意方向开始内窥镜观察.

(2) 在交互控制中,虚拟内窥镜提供了操纵者可以绕当前虚拟镜头的水平、垂直光轴进行旋转和前进、后退的交互功能.

(3) 路径选择是交互式内窥镜的一项重要功能,本文所提供的交互式路径选择是基于关键点插值的,即首先通过人机交互选择那些关键点与观察方向,然后选择插值步长,再采用线性插值或二次插值来得到整个漫游路径.

2.2 虚拟内窥镜的实时性

因为虚拟现实要求具有实时性,而人们所采用的光线跟踪算法,是一个计算量很大的算法,很难达到实时要求,所以本文在不断改良原有算法的同时,充分利用图象的连续性来进行加速,如在实现旋转的功能时,就可以充分利用已经获取的图象来加速图象序列中新的图象的生成,因为旋转前后的图象,

有大量重复的区域,所以对于这些区域,可以通过预插值来获得在新的位置上,对应于原始图象信息的新的图象,该方法可称为 Object Cache 方法.利用这种方法,可以大大加速序列图象的生成.

该方法基本原理如下(如图 8 所示): F 为摄像机的焦点, P_1 为旋转前的摄像机平面, P_2 为旋转后的摄像机平面.对于 P_2 上的每一点 Q ,如果可以获取它在 P_1 上对应的点 R ,那么就可以用 R 点的信息来进行 Q 点的绘制.如果是一个较小角度的旋转,则原先平面上的大量信息,都可以在旋转后得到应用.摄像机的平面大小为 128×128 ,分辨率为 0.05,旋转角度为 15° ,图 9 和图 10 分别是未采用与采用 Object Cache 时,所绘制的血管内部场景图象,通过比较两组图象可以看到,它们的效果是差不多的,对人眼视觉来说,几乎看不出变化.表 1 是一组统计数据,且选取的是同一场景,仅分别做上下左右 4 个方向的旋转,以及绕摄像机轴的旋转,每个旋转取 3 次的均值.从表 1 可以看出,单幅图象成象的平均时间从 0.60s 降至 0.22s,可以说,加速效果是很好的.在采用 Object Cache 前,光线投射的时间占用总计算时间的 95% 以上,采用 Object Cache 后,投射时间减至整个计算时间的 20% 左右,这是因为需要重新计算的区域只占整个生成图象中很小的一部分.但是,笔者发现,计算 Cache 所需的时间占全部计算时间的 60% 左右,这是因为需要对每个点进行重采样计算,也是为了防止出现走样和保证重新计算区域的衔接问题.

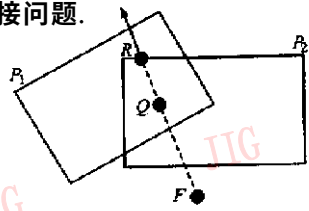


图 8 Object Cache 方法原理

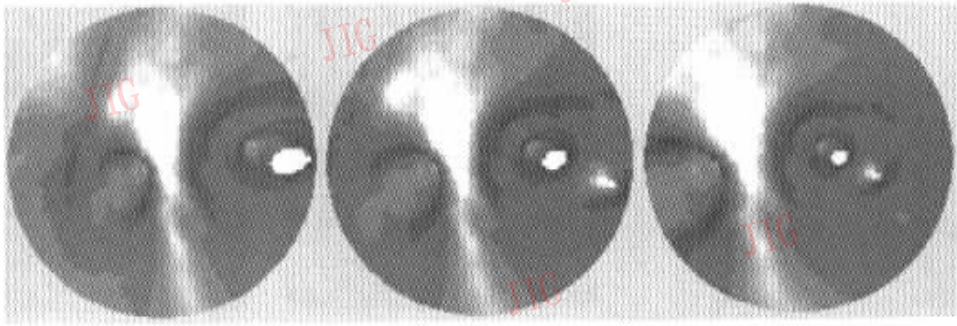


图 9 未采用 Object Cache 方法得到的血管内部图象(摄像机原位及左旋、右旋 15°)

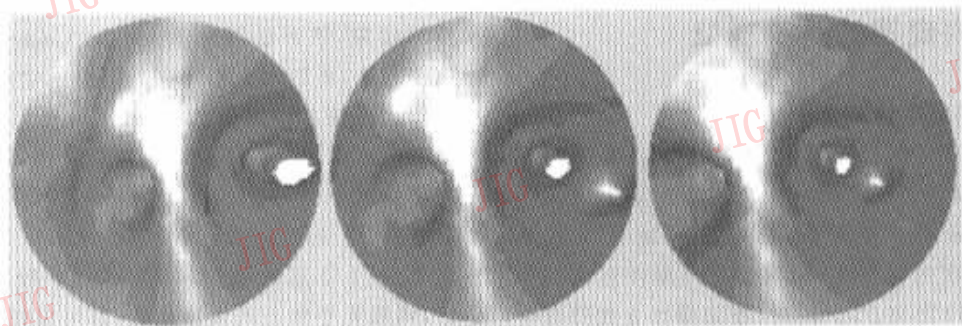


图 10 采用 Object Cache 方法得到的血管内部图象(摄像机原位及左旋、右旋 15°)

表 1 两种方法计算时间的比较

	正常的光线投射方法			采用了 Object Cache 后的光线投射方法			
	光线投射过程 时间(s)	采用 Phong 光照 模型绘制时间(s)	总计 (s)	计算 Object Cache 的时间(s)	光线投射过程 时间(s)	采用 Phong 光照 模型绘制时间(s)	总计 (s)
左旋	0.53	0.02	0.55	0.11	0.05	0.06	0.22
右旋	0.61	0.02	0.63	0.13	0.07	0.04	0.24
向上旋转	0.58	0.02	0.60	0.13	0.07	0.04	0.24
向下旋转	0.57	0.04	0.61	0.15	0.06	0.02	0.23
绕摄像机轴旋转	0.60	0.02	0.62	0.13	0.02	0.02	0.17
平均	0.58	0.02	0.60	0.13	0.05	0.04	0.22
百分比(%)	96.67	3.33		59.01	22.73	18.18	

Marching Cube 算法的实时性将依赖于所生成三角面片的数量,而本文则是通过采用区域增长方法来对整个血管结构进行提取,然后对提取出来的结构边界进行计算,最终得到的结果如图 6 所示,其生成的共有 12 948 个三角面片,并完全能满足实时漫游的要求.

2.3 虚拟内窥镜的逼真性

由于 Marching Cube 算法是基于等值面提取的,且该算法要求图象中体素密度是连续,且光滑的,因此其对于分割过后的二值图象来说,显然是不满足需求的,也就是说,如果直接对分割过后的二值图象进行表面提取,将会得到一个很粗糙的结果.由于 Marching Cube 算法是基于边界插值的,且准确地反映了物体边界的位置,因此在二值图象中,会得

到阶跃状的结果,而这样的结果是不能令人满意的,这就需要采用一定的方法来使表面光滑.

现在,有多种使表面光滑的方法^[13],其中一种方法是采用更高阶的函数(如 Nurbs 函数)去重建物体表面,但是该方法需要对物体的拓扑结构和连通性做全局分析,而且其显示的代价也较高;第 2 种方法是从重建出的物体表面出发,不断地进行迭代,以使表面更光滑,但该方法的计算量也较大;第 3 种方法是对原体积数据进行适当的修改(如卷积等),使其变得光滑.由于这 3 种方法都有一个共同特点,就是需要增加一步处理,因此会增加计算时间,同时也会引起物体表面的偏移.

在实际处理中,本文提出并采用了一种扩展的区域增长方法,处理结果表明,通过该方法分割处理

出的体积数据,充分保留了原始图象的信息和边界光滑性.该方法在进行区域增长分割的时候,将二值图象转化为灰度图象,并且保留了最外层物体外部的点,其具体算法如下:

```
选取种子点,放入队列;  
while 队列非空  
Begin  
    选取队列中的第 1 个元素,将其从队列中删除;  
    以该点为当前点,考察周围 4-邻域的 4 个点是否满足:  
        (1) 没被搜索过;  
        (2) 一致性准则.  
    If 满足条件  
        放入队列;  
    加上搜索标记,在分割图象上保存该点的灰度值.  
End
```

显然,这样分割后,物体内部与表面朝外扩张的一层数据具有连续的灰度变化,尤其是在结构的边界区域.从重建效果来说,若将分割过后的二值图象扩展为灰度图象,并且包含了一层物体外的数据,就可以保证得到连续的物体表面.图 11 是对二值图象进行重建后得到的结果,图 12 是采用扩展区域增长方法得到的结果.从该两图中可以明显看出,当采用了扩展区域增长法以后,图象表面的光滑度得到了明显的改善,原来阶跃状的物体,得到了平滑.相比较而言,本文采用扩展区域增长方法来得到光滑的物体表面具有以下几方面的优点:

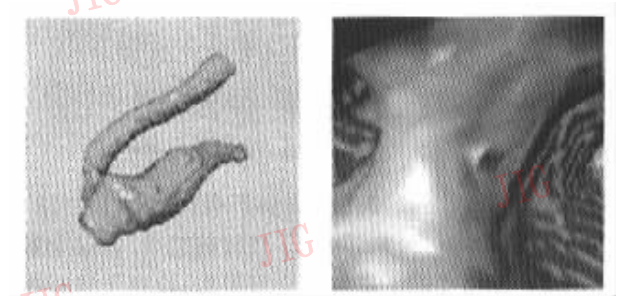


图 11 二值分割后得到的血管外部(左)、内部(右)图象

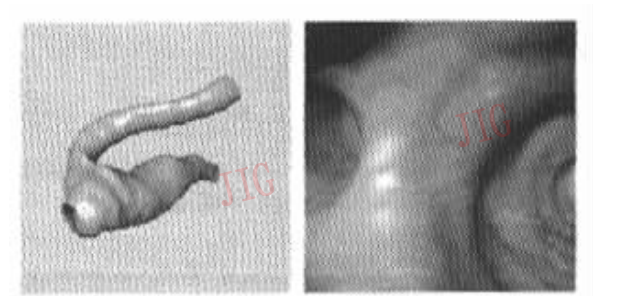


图 12 扩展区域增长法得到的血管外部(左)、内部(右)图象

- (1) 不需要额外的计算时间,因为该算法已融合到了预分割步骤中的区域增长方法当中;
- (2) 将分割过后的二值图象扩展为灰度图象,可以保留更多的信息量;
- (3) 可以通过插值计算来得到准确的边界,而其他方法或多或少会引起物体表面的形变.

2.4 表面绘制模型与体积绘制模型的对比显示

从上面的分析可以看到,在虚拟内窥镜中,其所实现的表面绘制与体积绘制模型,尽管各有其优缺点,但对于医务人员来说,更好的方法是同时能提供表面绘制与体积绘制的结果,以便为病变的分析,提供更加有力的证据.

本文采用的策略是:利用表面模型进行血管内部的导航,在观察到特殊部位时,利用体绘制的高精度结果,给医务人员一个满意的视野观察.图 13、14 就是分别先用整体血管模型进行导航,再分别用面绘制、体绘制观察感兴趣部位而得到的结果,如图 14 中的血管钙化区,在面绘制中得不到好的观察结果(图 13),但在体绘制中却可以清楚地观察到钙化区的大小与形状.由此也给算法带来一个面绘制模型与体绘制模型视野的配准问题.这个问题可由 Open Inventor 的交互性和所构造的体绘制框架的交互性两者的兼容性予以保证.

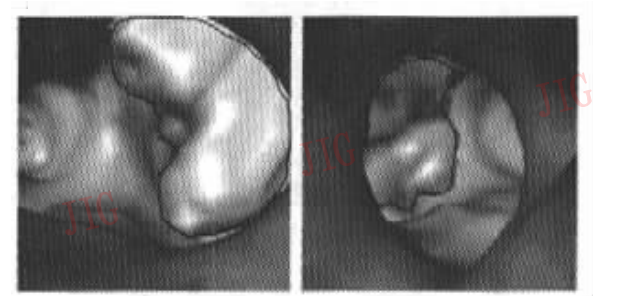


图 13 面绘制中的血管内部钙化区观察
(图中用黑线条勾勒的部位为钙化区)

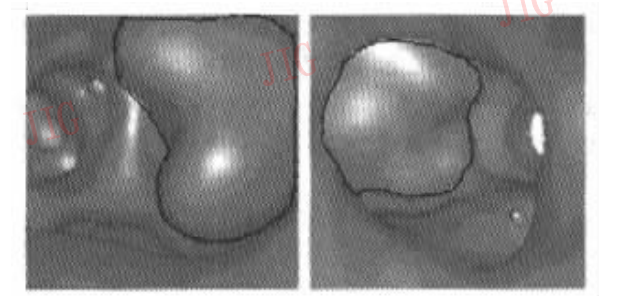


图 14 体绘制中的血管内部钙化区观察
(图中用黑线条勾勒的部位为钙化区)

3 虚拟内窥镜系统

笔者已在 PC 机上实现了一套虚拟内窥镜的系统. 该系统完成的功能包括读入医学 CT 和 MRI 图象数据、进行三维显示与二维图象处理. 主要功能模块分为 DICOM 图象管理、2D 图象处理、3D 图象处理、内窥镜显示控制和报告 5 个部分. 系统的硬件实

现环境为 Windows NT, PⅡ 350, 无特殊显示硬件支持. 系统主要功能采用 VC 来实现, 并采用了 Open Inventor/Open GL、Direct3D 等多种图形开发工具.

图 15 是虚拟内窥镜系统的运行结果. 图 16~图 18 分别为脑部数据、腹部数据以及主动脉数据等几套不同数据的图象绘制结果.

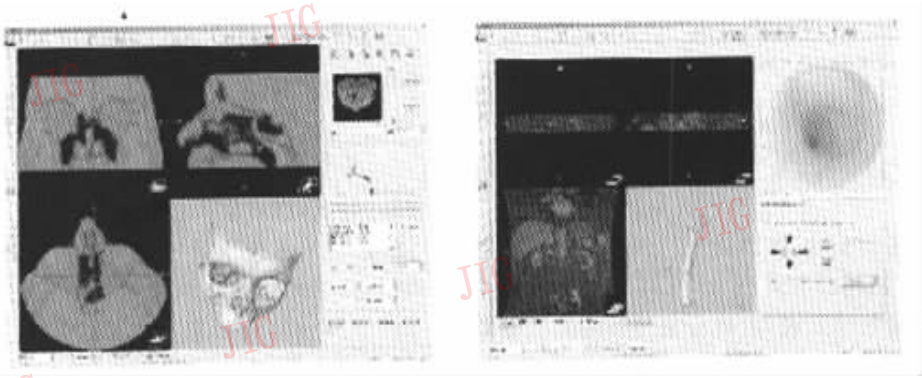


图 15 系统界面



图 16 脑部数据绘制结果

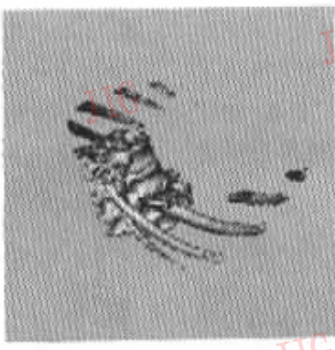


图 17 腹部数据绘制结果



图 18 主动脉绘制结果

初始内窥镜位置与方向的选取可以从 2D 图象上用鼠标进行选取. 在获取第 1 幅图象后, 就可以对该虚拟内窥镜进行方向控制与漫游操作. 系统提供的另一种功能是关键路径的选取/插值功能, 即由用户交互地在路径上选取关键的路径点与方向, 通过插值(线性插值、B-样条插值)来获取完整的路径, 并以 AVI 的格式加以记录.

Cache 的序列图象加速方法和扩展区域增长方法, 并用其进行物体分割, 得到了较好的结果. 在这个基础上, 系统还提供了良好的交互界面, 以利于进行虚拟内窥镜的控制和交互. 该系统较好地解决了软件中实时性和绘制精度两个方面的要求, 为医学图象可视化提供了有力的工具.

参考文献

1 Duffner F, Dauber W, Skalej M *et al.* A new endoscopic tool for the CRW stereotactic system[J]. Stereotatic and Functional Neurosurgery, 1994, 67(3-4): 213~217.
2 Vining D, Gelfand D, Bechtold R *et al.* Technical feasibility of colon imaging with helical CT and virtual reality[A]. In: Annual Meeting of American Roentgen Society[C], New Orleans LA.

4 结论

本文首先介绍了虚拟内窥镜系统的系统框架和各种模型定义, 然后从解决系统的实时性和渲染图象的逼真性两个方面考虑, 推出了基于 Object

April,1994:104.

- 3 Lorensen W, Jolesz F, Kikinis R. The exploration of cross-sectional data with a virtual endoscopy[A]. In: Satava R, Morgan K, eds. Interactive Technology and New Medical Paradigms for Health Care[C], Amsterdam:IOS Press,1995:221~230.
- 4 Hong L, Kaufman A, Wei Y *et al.* 3D virtual colonoscopy[A]. In: IEEE symposium on Biomedical Visualization[C], Atlanta, Ga. 1995:26~32.
- 5 于文雪,罗立民,舒华忠等. 基于体积图象数据剖面密度自动搜索路线的主动漫游[J]. 电子学报,1999,27(12):9~11.
- 6 李乃弘,于文雪,罗立民. 三维人体虚拟内镜的实验研究[J]. 航天医学与医学工程,1999,12(3):209~213.
- 7 Pascal Haigron, Gerard Leberre, Jean-Louis Coatrieux. 3D navigation in medicine[J]. IEEE EMB Mar. 1996,15(2):70~78.
- 8 罗立民, Jean Louis Coatrieux. 医学图象中体数据的光线跟踪法显示[J]. 东南大学学报,1992,22(6):7~12.
- 9 罗立民,鲍旭东. 多功能光线跟踪方法[J]. 东南大学学报,1994,24(5):14~19.
- 10 Lorensen W E, Cline H E, Marching cube; A high resolution 3D surface construction algorithm[J]. Computer Graphics. 1987, 21(4):163~169.
- 11 Limin Luo, Chafiaa Hamitouche, Jean Louis Dillenseger *et al.* A moment-based three-dimensional edge operator [J]. IEEE Trans. BME, 1993,40(7):693~703.
- 12 罗立民,舒华忠,于文雪等. 矩方法在三维医学图象处理中的应用[J]. 电子科技导报,1998,23(11):26~29.
- 13 李屹. 人脑计算机图谱匹配与三维重建问题研究[硕士学位论文文][D]. 南京:东南大学,1999.5.

张 惠 1976 年生,博士研究生,1998 年毕业于东南大学生物医学工程系,2000 年获医学图象处理专业硕士学位. 研究方向为计算机图形图象技术、科学可视化、虚拟现实技术在医学图象处理中的应用与远程医疗.

舒华忠 教授,1992 年获法国雷恩大学数学专业博士学位,1995 年至 1997 年在东南大学生物和医学图象实验室从事博士后研究工作. 研究工作主要包括放射治疗计划优化、医学图象处理和模式识别等.

PASCAL Haigron 现为法国雷恩大学信号与图象处理实验室副教授,1993 年获法国雷恩大学信息处理专业博士学位. 研究工作包括三维医学图象处理、虚拟现实技术.

罗立民 1956 年生,教授,博士生导师,1986 年获法国雷恩大学信息处理专业博士学位. 教育部与香港爱国实业家李嘉诚设立的“长江学者奖励计划”特聘教授、法国国家健康与医学研究院客座教授、中国电子学会生物医学电子学会副主任委员、IEEE 高级会员、国际核心刊物 IEEE 生物医学工程杂志(EMB)编委等. 长期从事医学图象处理和生物医学工程研究,在国内外核心刊物发表论文 70 余篇,主持科研开发项目 20 多项.