

# 医学体数据三维可视化技术

宋卫卫<sup>1,2</sup> 李冠华<sup>1</sup> 欧宗瑛<sup>1</sup>

<sup>1</sup>(大连理工大学精密与特种加工教育部重点实验室, 大连 116024)

<sup>2</sup>(济南大学机械工程学院, 济南 250022)

E-mail: me\_songww@ujn.edu.cn

**摘要** 医学体数据的可视化是科学计算可视化的重要研究领域, 其处理过程包括体数据的获取、模型的建立、数据的映射、绘制等操作。论文对医学体数据可视化的相关技术进行了综述, 讨论了医学体数据的结构模型和表示方法, 全面地分析了医学体数据可视化中各种算法和技术的特点, 及相关的加速技术, 探讨了目前医学体数据可视化存在的问题及发展趋势。

**关键词** 医学体数据 三维可视化 面绘制 体绘制

文章编号 1002-8331-(2006)18-0022-05 文献标识码 A 中图分类号 TP391

## 3D Medical Volume Data Visualization Techniques

Song Weiwei<sup>1,2</sup> Li Guanhua<sup>1</sup> Ou Zongying<sup>1</sup>

<sup>1</sup>(Key Laboratory for Dalian University of Technology Precision & Non-traditional Machining of Ministry of Education, Dalian 116024)

<sup>2</sup>(School of Mechanical Engineering, Ji 'nan University, Ji 'nan 250022)

**Abstract:** The visualization of medical volumetric data is an important area of scientific visualization. Its process includes: acquiring volume data, modeling, mapping and rendering etc. This paper surveys the relative techniques of medical volume data visualization, discusses the structure model and expression of medical volume data, analyses the characteristics of various algorithms and acceleration techniques for visualizing volume data. In the end, a brief summation and some promising research directions are presented.

**Keywords:** medical volume data, three-dimension visualization, facing rendering, volume rendering

## 1 引言

体数据可视化技术就是研究体数据的表示方法、操作和显示, 使我们能够看到体数据复杂的内部结构。医学体数据可视化作为科学计算可视化应用最成功的领域之一, 经过十几年的发展, 已从辅助诊断发展为辅助治疗的重要手段, 并已深入到医学的各个领域。医学体数据是指从 CT、MRI 或超声波等医学成像设备中获取的人体及其内部器官的断层二维图像序列或三维数据。医学体数据可视化就是运用计算机图形学和图像处理技术, 将医学体数据在三维空间上生成人体器官或组织的三维图像, 通过人机交互, 医生可以对该图像进行缩放、旋转、位移、切片处理、多层显示、分割、提取组织器官等一系列操作, 在屏幕上形象逼真地显示人体组织内部的复杂结构, 从而帮助医生做出准确的诊断和制定正确的手术方案。

## 2 医学体数据的结构模型及表示方法

### 2.1 结构模型

医学体数据是通过各种扫描设备得到的断层图像序列, 可以认为是规则的标量数据场, 如图 1 所示, X、Y 方向一般表示断层图像的长和宽, Z 方向为层厚方向, 层片内像素间距为  $\Delta x$

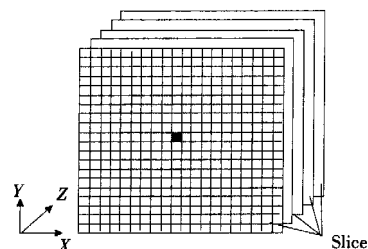


图 1 医学体数据结构模型

和  $\Delta y$ , 可以从医学图像信息中得到, 层间距为  $\Delta z$ , 如果原始图像层间距和层内间距不一致时, 需要进行层间插值, 得到三个方向分辨率一致的体数据。这样, 整个三维场空间将被表示为三个正交方向上排列整齐的体素阵列, 体素中记录了占有它的物体的某种或多种属性值。表示为:

$$V_{i,j,k} = f(x_i, y_j, z_k)$$

$$\begin{cases} x_i = i \cdot \Delta x, i = 0, 1, \dots, W \\ y_j = j \cdot \Delta y, j = 0, 1, \dots, H \\ z_k = k \cdot \Delta z, k = 0, 1, \dots, N \end{cases}$$

基金项目: 国家 863 高技术研究发展计划资助项目(编号: 863-306-ZD13-03-6)

作者简介: 宋卫卫(1968-), 女, 副教授, 博士研究生, 研究方向: 医学图像处理和三维可视化。李冠华(1979-), 男, 博士研究生。欧宗瑛(1936-), 男, 教授, 博士生导师, 研究方向: 计算机图形学、智能 CAD、计算机视觉和模式识别等。

定义在三维空间网格的网格节点  $V_{i,j,k}$  处, 有体数据属性值  $f(x_i, y_j, z_k)$ 。

在三维体数据空间, 每一个网格即为一个小立方体, 称为体素(Voxel)。体素是体数据的最小单元, 通常有两种表示方法: (1) 把体素内部当作仅含有一种物质, 其中心采样点的采样值即为体素的物理属性值, 如图 2(a) 中黑点表示该体素的采样点; (2) 是把体素内物质看成是非均质的, 体素内任一点的属性值用其八个顶点采样值的三线性插值计算得到, 如图 2(b) 所示。后一种方法比前一种能更合理地描述体素内物质属性的分布。

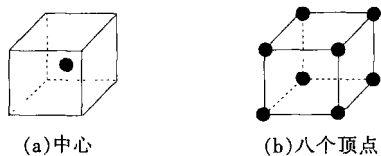


图 2 体素(Voxel)的两种定义

## 2.2 体数据的表示方法

### 2.2.1 3D 数组表示

三维数组是最常用的规则数据场表示方法, 上述三维体数据模型可以表示为一个离散的三维数组, 大小为  $W \times H \times N$ , 每一个体素由下标  $(i, j, k)$  寻址。这种表示方式直观、容易理解, 但需要占用大量的存储空间。例如, 对于医学体数据中常用的分辨率为  $512 \times 512$  的 CT 断层切片, 在灰度级为 8bit 时 80 幅就需 20MB 基本存储空间, 而一般的影像设备输出的灰度级多为 12bit, 而且重建所需要的断层数量远不只 80 幅, 再加上存储颜色、阳光度、法向量等信息, 数据量就非常惊人了。

### 2.2.2 八叉树表示

八叉树<sup>[1,2]</sup>是一种有效的空间数据结构, 可以实现体数据的压缩存储, 很多体绘制算法通过利用八叉树结构来提高绘制速度, 它能够比较好地处理存储和计算之间的矛盾。

## 3 医学体数据三维可视化的基本过程

医学体数据三维可视化的过程, 如图 3 所示, 主要包括体数据的获取、预处理(如滤波、插值、组织分割和配准等)、体数据建模、绘制及显示等。

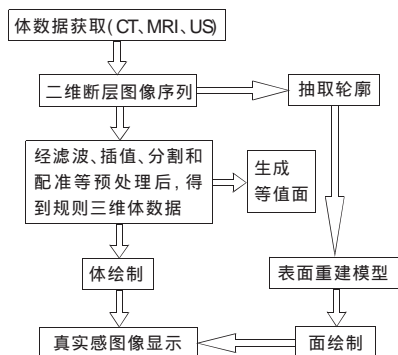


图 3 医学体数据三维可视化过程示意图

## 4 医学体数据可视化方法分析

医学体数据的可视化方法可分为面绘制和体绘制。面绘制需要先体数据中重建物体的表面模型, 然后利用传统图形学

技术及硬件实现表面的绘制与显示; 而体绘制则直接以体素为基本单元, 应用视觉原理, 通过对体数据重新采样来合成产生三维图象。

### 4.1 面绘制

#### 4.1.1 表面模型三维重建

医学图像的三维重建就是根据输入的断层图像序列, 经分割和提取后, 构建出待建组织的三维几何表达。这种三维几何表达的模型最常用的就是表面模型, 一般以平面片特别是三角面片来逼近表示。表面重建的方法可以分为基于轮廓和基于体素的两种重建方法。

##### (1) 基于轮廓的表面重建

先从二维断层图象中抽取轮廓, 然后确定相邻断层上轮廓的对应关系, 最后经轮廓拼接和曲面拟合构造出一组对应轮廓的表面。基于轮廓的表面重建方法存在的问题是, 当物体的几何形状复杂时, 特别是当有分叉(某一层上的一个轮廓与其邻层上两个或两个以上的轮廓相对应)情况出现时, 没有比较可靠的确定轮廓对应的方法, 因此在重建复杂组织器官时, 往往会重建出不同的物体表面。

##### (2) 基于体素的表面重建方法

基于体素的三维物体表面重构方法是在物体表面通过的每一个体素内构造小面片, 这些小面片一般是三角片, 物体表面由许许多多这样的小三角片组成。这种方法不必考虑分叉问题, 全局的拓扑结构已经由局部拓扑处理所确定, 适用于密集体数据的重建。其中最具代表性的算法是: Cuberille 算法, Marching Cubes 算法和 Dividing Cubes 算法。

##### Cuberille 算法

Cuberille 算法<sup>[3]</sup>是将每一体素看成是空间中的一个六面体单元, 利用边界体素的六个面拟合物体表面, 即把边界体素中相互重合的面去掉, 只把不重合的面连接起来近似表示物体表面。这种方法的特点是算法简单易行, 而且由于对每个体素的处理都是独立进行的, 所以便于并行处理。主要问题是走样比较严重, 图象给人一种“块状”感觉, 尤其在物体边界处, 锯齿形走样特别醒目, 而且显示粗糙, 不能很好地显示物体的细节。

##### Marching Cubes 算法

Marching Cubes 方法<sup>[4,5]</sup>, 是三维规则数据场等值面生成的经典算法, MC 算法的基本思想是把三维图象相邻层上的各四个象素组成立方体的八个顶点, 逐个处理每个立方体, 分类出与等值面相交的立方体, 采用插值计算出等值面与立方体边的交点。根据立方体每一顶点与等值面的相对位置, 将等值面与立方体边的交点按一定方式连接生成等值面, 作为等值面在该立方体内的一个逼近表示。MC 算法存在连接方式上的二义性, 为解决二义性问题, 人们主要提出两类解决方法: 采用双曲线渐近线交点来判断二义性面和采用四面体剖分的方法。该算法的优点是生成的物体表面显示十分细腻, 不过, 生成的面片数目十分巨大, 不利于实时操作。

##### Dividing Cubes 算法

Dividing Cubes 方法<sup>[7,8]</sup>采用点元代替面元作为中间几何元素直接绘制表面, 因此可以解决 MC 算法中存在的二义性问题。Dividing Cubes 算法逐个扫描每个体素, 当体素的八个顶点越过等值面时, 将该体素投影到显示图象上。DC 法不需要计算大量的三角形, 提高了图像生成速度。但该方法在绘图时无论视线如何变化都只能从显示表的首部开始逐个处理表中的每

个边界,当正在处理的边界在视线方向上遮挡了某个已投影到图像平面的边界时,对后者的计算工作便成为无效。

#### 4.1.2 表面的绘制与显示

表面模型重建后,要生成真实感图形,就需要通过光照、浓淡处理、纹理映射等计算机图形学算法来显示图像,并突出特定信息。

### 4.2 体绘制

与面绘制不同,体绘制不需重建物体三维几何模型。它依据视觉成像原理,首先构造出理想化的物理模型,即将每个体素都看成是能够接受或者发出光线的粒子,然后依据光照模型及体素的属性分配一定的光强和阻光度,通过计算沿视线方向的所有体素对该视线的贡献,最后在像平面上形成半透明的投影图像。

近年来由于计算机硬件技术的不断发展,体绘制技术得到了快速发展,体绘制方法以其在体数据处理及特征信息表现方面的优势,已得到研究者越来越多的重视,被越来越广泛地应用于医学领域。目前医学体数据的体绘制主要包括以下算法:

#### (1) RayCasting 算法

RayCasting(光线投射)算法<sup>[10]</sup>是图像空间序体绘制的经典算法。它从屏幕上每一像素点出发,根据视点方向,发射出一条射线,这条射线穿过三维数据场,沿射线进行等距采样,并由距离某一采样点最近的8个数据点的颜色值和阻光度值作三次线性插值(如图4),求出该采样点的阻光度值和颜色值。可以按由前到后或由后到前的两种顺序,将一条光线上的采样点的颜色和阻光度进行合成,得到屏幕上该像素点的颜色值,从而生成最终图像。这种方法是从反方向模拟光线穿过物体的过程。

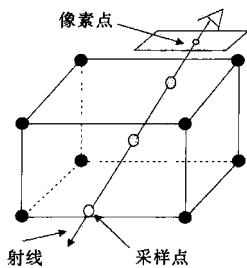


图4 RayCastings 算法

RayCasting 算法采用为每个体素分配透明度和光强的方法来合成图像,因此有利于保留图像的细节,绘制高品质的图像,特别适用于绘制区域特征模糊、体素特征相关性高的图像。但因为需要遍历每个体素,而且,当观察方向发生变化时,数据场中的采样点之间的前后关系也发生变化,这样就要进行重新采样,因此计算量极为庞大,针对算法所存在的问题,人们提出了不少优化方法。在普通单机环境下, RayCasting 加速算法主要有以下几类:

#### 射线提前终止法<sup>[11]</sup>

这种方法按照从前到后的次序来跟踪从象素发出的每一条射线,对每一条射线上样点的阻光度进行累积,一旦阻光度达到了预先设定的阈值,就立刻停止射线的传播,这样,采样点后面的体素就不必再进行色彩合成运算,从而减少了计算量。

射线提前终止的判断条件通常利用概率累计模型<sup>[12]</sup>和 $\beta$ -加速模型<sup>[13]</sup>来确定。前者根据随着射线阻光度的积累而增加的概率累计量来确定是否中止射线向体数据内部进一步延伸。后

者则从观察者的视觉距离入手,再沿着射线传播的方向逐级减少体数据的采样率。

#### 自适应采样法<sup>[11]</sup>

如果从像平面上的每一个像素上投射一条射线,在它穿过体域的过程中每隔一定步长采样一次,那么颜色与阻光度的计算量是非常大的。为此,人们提出两种解决方法:自适应屏幕采样和自适应光线采样。自适应屏幕采样是在像平面上采用稀疏的采样,对于高梯度的区域再增加采样密度,遗漏的采样靠邻近有效采样值的插值获得;自适应光线采样是根据光线经过的路线上物质的分布情况自动调整采样密度。通常,物质的物理属性变化大和阻光度高的地方,采样密度就越高。

#### 空间跳跃采样<sup>[14]</sup>

通过引入 IsoRegion 数据结构和等灰度区域的采样复合方程的因子分解,使具有相同灰度值的体元被一次性跨过,其本质也是通过减少光线上的采样点来进行体绘制的加速。相同图像质量的前提下,这种算法比标准 RC 算法快 2~3 倍。

#### 基于模板的加速算法<sup>[15]</sup>

在平行投影中,从像素发出的射线都平行于视线方向,它们的离散化射线具有相同的模式,所不同的只是起始位置和终止位置。基于模板的光线投射算法把这种依赖于视线方向的模式记录下来,用于对所有平行于视线的射线进行离散,避免了对每条射线离散化时都调用三维 DDA 算法,从而提高射线与体素之间的求交运算效率。

#### 基于有效组织<sup>[16,17]</sup>

由于体数据中对绘制没有贡献的体素所占比例很大,约占 70%~95%,而且数据场中各种物质的分布有一定连续性,因此对数据场进行一定的组织可以在成像时减少许多计算量。其中八叉树结构就是常用的一种空间数据结构,文献[7]认为基于八叉树的 RayCasting 算法比原始的 RayCasting 算法快 3~5 倍,结合射线提前终止方法,则可得到 10 倍左右的加速效率。

#### (2) Splatting(FootPrint) 算法

与 RayCasting 算法不同, Splatting 算法<sup>[18]</sup>是以物体空间为序的体绘制方法。其原理是将体数据表示为一个由交叠的基本函数构成矩阵,它用一个称为足迹(Footprint)的函数计算每一体素投影的影响范围,用高斯函数定义强度分布(中心强度大,周边强度小),从而计算出其对图象的总体贡献,然后将体数据转换到图像空间,利用预计算的通用足迹表,查表找出体素对于像素的贡献值,并加以合成,形成最后的图像(图5)。由于这个方法模仿了雪球被抛到墙壁上所留下的一个扩散状痕迹的现象,因而得名“抛雪球法”,也称“溅射法”或“足迹法”。

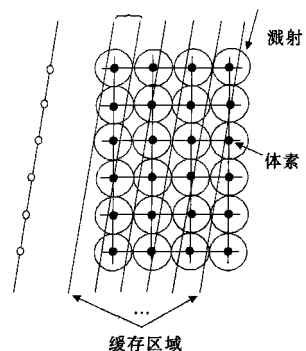


图5 Splatting 算法



从理论上讲,使用同样的重构函数权值,Splatting算法能够生成和RayCasting算法相同质量的图像。但在实际应用中,由于其权值计算比较困难,所以经常使用近似算法,因而图像质量会有所下降。

与RayCasting算法相比,Splatting算法最大的优点是仅对与成像有关的体素进行投射和光栅化,极大地减少了需要处理和存储体数据的容量,因此,成像速度快。它的主要缺点是算法按从后向前次序合成溅射时,不能精确地确定隐藏背景物体的可见性,这样,隐藏的背景物体的色彩可能会扩散到结果图像上,使结果图像出现发光面震荡现象。Mueller提出的基于图像序列的Splatting算法<sup>[19]</sup>,按照图像的特定方向进行体素核的处理并映射到缓存中,再投射到成像平面,可以消除这种现象。

Splatting算法也有一个类似于射线提前中止的加速算法,即基于动态计算屏幕阻塞图(Screen Occlusion Map)的方法。该思想是将每一相关体素变换投影到像平面,同时将其索引映射到阻塞表中(该表中保存像平面上每点的索引值及可见性标识等),当检测该体素所对应的表项为可见,即完成所有操作,当其为不可见则终止该体素的绘制。与射线提前终止法在光线终止后忽略后序体素不同的是,这种方法每一个体素都进行投影,只是省略了对不可见体素“足迹”函数的计算及光栅化。另外一种对Splatting的加速方法是利用3D相邻数据结构的绘制方法<sup>[20]</sup>。

### (3) Shear-Warp 算法

Shear-Warp(错切-变形)算法<sup>[21]</sup>被认为是目前最快的软件实现的体绘制算法。该算法同时遍历图像和物体空间,将三维视觉变换分解成三维错切变换和二维的变形变换。体数据按照错切变换矩阵进行错切,投影到错切空间形成一个中间图像,然后再将中间图像经形变生成最后的结果图像(图6)。

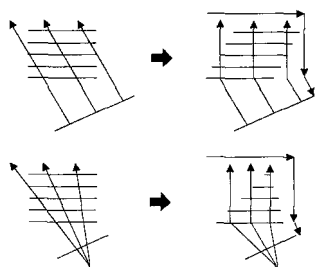


图6 Shear-warp 算法

Shear-Warp算法的优点是对体数据进行的中间转换,因对剪切体数据的重采样计算远比直接体数据进行重采样快捷而且有效,这为快速实现体绘制奠定了基础。Shear-Warp体绘制最大效率的改进是通过体数据进行行程编码压缩来完成体数据的快速访问。Shear-Warp算法也有一些不尽人意的缺点。首先,扫描线重采样和图像的重采样仅限于二维,因而很容易出现变形和走样。另外,为了从任意方向有效的访问体数据,需要保留三个方向上的体数据副本,即使进行了压缩存储,也需要大量的占用内存。

### (4) MIP 算法

MIP(最大强度投影)<sup>[22-23]</sup>是一种能够有效提高实体定位、形状和拓扑信息显示效果的体绘制方法。它的主要思想是在场景域内沿着视线方向上的体素的最大值作为绘制图像相应位置像素的值。MIP主要用于对体数据中高灰度值的结构进行

可视化,因而特别适合描述血管信息,常用于做CT或MR血管造影图像。通常MIP方法不需计算明暗信息和深度信息,这使得高灰度实体在低灰度实体后面的体绘制结构呈现相反的效果,从而导致投影体素不规则的深度位置。消除这类错觉的通用办法是在观察过程中动态改变视角参数和实现动画显示,因而对于MIP绘制的研究重点主要集中在交互MIP和提高MIP的绘制质量上。

### (5) 3D Texture Mapping(三维纹理映射)

基于硬件的纹理映射最先由Cabral应用于无明暗处理的体绘制。其方法是先将体数据装载到纹理内存,再由硬件将平行于视平面的多边形层片转变为图像。目前,这种方法已被推广应用到具有明暗处理的体绘制中,但所生成的明暗效果有所欠缺,且只有高档的图形工作站才配有其所需的昂贵的三维纹理映射硬件,另一方面大量的体数据块需要和有限的纹理内存进行交换操作限制了该算法的有效应用,但随着计算机硬件的发展,及三维纹理映射增加明暗效果研究的展开<sup>[24-25]</sup>,相信三维纹理映射算法将在普通PC上得到成功应用。

## 5 医学体数据三维可视化研究展望

面绘制的主要优点是可以利用成熟的计算机图形学算法对物体表面进行绘制,并且可以借助硬件加速技术来提高绘制速度,通过对重建物体表面进行网格简化处理后,实现实时绘制。但面绘制需要精确的体数据分类,适用于绘制表面特征分明的组织和器官,而对于形状特征不明显、有亮度变化特性的软组织,以及血管、细支气管等精细组织或器官的三维显示,则效果不佳。另外面绘制方法不能保留体数据的完整性,其物体仅显示为一个空壳,表面里面没有实体,从而制约了其在医学诊断方面的广泛应用。

与面绘制方法不同,直接体绘制方法通常不要求对体数据做精确的分割,它通过对体数据场中每个体素分别处理来合成图像,因此适合于形状特征模糊不清的组织和器官的三维显示。体绘制方法另一个显著特征就是它可以显示体数据的内部信息和细节特征,有利于保留三维医学图像中的细节信息。但由于体绘制过程需要遍历每个体素,因而计算量大,图像生成速度慢,实时性难以得到保证。尽管如此,体绘制技术还是以它不可比拟的优势成为医学可视化领域的研究热点。

近年来,人们对医学体数据可视化的研究,除了在计算速度方面对原有算法进行改进<sup>[26]</sup>外,还通过引入并行绘制技术<sup>[27]</sup>、数据压缩技术<sup>[28]</sup>及小波技术等<sup>[29]</sup>,来提高绘制效率;由于医疗设备精度的不断提高,医学体数据也会越来越庞大,而对大规模体数据的快速访问和绘制,目前还没有有效的方法,特别是实时绘制有一定困难,因此,对大数据量物体三维可视化方法的研究也是未来的研究重点之一;另外,表面绘制与直接体绘制相结合的混合绘制方法,也逐渐引起研究者的兴趣,混合方法能以表面特征表现组织或器官的层次结构,同时保留内部细节信息,因而,能够绘制出表面特征清晰、层次分明的组织器官,更有利于医学应用;基于硬件绘制方法<sup>[30]</sup>显示出巨大的发展潜力,许多新技术和新方法有待进一步研究和开发。

(收稿日期:2006年4月)

## 参考文献

1. Jackins C L, Tanimoto S L. Oct-trees and Their Use in Representing Three-Dimensional Objects. J. Computer, Graphics and Image Process-

- ing, 1980; 14: 249-270
- 2.Meagher D.Geometric Modeling Using Octree Encoding[J].Computer Graphics and Image Processing, 1982; 19: 129-147
- 3.Herman G, Liu H.Three-Dimensional Display of Human Organs from Computed Tomograms[J].Computer Graphics & Image Processing, 1979; (9): 1-21
- 4.Lorensen W E et al.Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm[J].Computer Graphics, 1987; 21(4): 163-169
- 5.何晖光, 田捷, 赵明昌等.基于分割的三维医学图像表面重建算法[J].软件学报, 2002; 13(2)
- 6.秦绪佳, 欧宗瑛, 张勇等.医学图像三维重建系统的数据结构表达及表面模型的构建[J].生物医学工程学杂志, 2002; 19(2)
- 7.Cline H E, Lorensen W E et al.Two algorithms for the three-dimensional reconstruction of tomograms[J].Medical Physics, 1988; 15(3): 320-327
- 8.吴良武, 欧宗瑛, 秦绪佳等.Dividing Cubes算法生成的物体表面的法向量方向光顺操作[J].计算机辅助设计与图形学学报, 2001; 13(12)
- 9.纪凤欣, 欧宗瑛, 秦绪佳等.基于投影的断层间多联通物体轮廓的表面重建[J].大连理工大学学报, 2001; 41(5)
- 10.M Levoy.Display of surfaces from volume data[J].IEEE Computer Graphics & Applications, 1988; 8(3): 29-37
- 11.M Levoy.Efficient Ray Tracing of Volume Data[J].ACM Transactions Computer Graphics and Applications, 1990; 9(3): 245-261
- 12.J Arvo, D Kirk.Particle transport and image synthesis[J].Computer Graphics, 1990; 24: 63-66
- 13.J Danskin, P Hanrahan.Fast algorithms for volume ray tracing[C].In: Workshop on Volume Visualization, Boston, 1992: 91-98
- 14.R Avial.Towards a Comprehensive Volume Visualization System[C].In: Proceedings of Visualization '92, Boston, 1992
- 15.R Yagel, A Kaufman.Template-based Volume Viewing[C].In: EUROGRAPHICS '92, 1992
- 16.H Samet.Application of Spatial Data Structures Computer Graphics, Image processing, and GIS[M].Addison-Wesley publishing Company, Inc, 1990: 182-203
- 17.宋涛, 欧宗瑛, 王瑜等.八叉树编码体数据的快速体绘制算法[J].计算机辅助设计与图形学学报, 2005; 17(19)
- 18.Westover.Footprint Evaluation for Volume Rendering[C].In: Proceedings of SIGGRAPH '90, 1990: 367-376
- 19.K Mueller, Shareef N, Huang J et al.High-Quality Splatting on Rectilinear Grids with Efficient Culling of Occluded Voxels[J].IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 1999; 5(3): 116-134
- 20.J Orchard, T Moller.Accelerated Splatting using a 3D Adjacency Data Structure[C].In: Graphics Interface, 2001: 191-200
- 21.P Lacroute, Levoy M.Fast Volume Rendering Using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transformation[J].Computer Graphics, 1994: 451-457
- 22.G Sakas, Grimm M, Savopoulos A.Optimized Maximum Intensity Projection(MIP) [C].In: Proceedings of 6th Eurographics Workshop on Rendering, Dublin Ireland, 1995
- 23.Y Sato, Shiraga N et al.Local Maximum Intensity Projection(LMIP): A New Rendering Method for Vascular Visualization[J].Journal of Computer Assisted Tomography, 1998; 22(6): 12-17
- 24.Meibner M, Hoffman U, Straber W.Enabling classification and shading for 3D texture mapping based volume rendering[C].In: Proc IEEE Visualization '99, Los Alamitos: IEEE Computer Society Press, 1999: 207-214
- 25.吴仲乐, 鲍旭东, 罗立民.基于矢量量化压缩的大规模体数据直接体绘制[J].东南大学学报(自然科学版), 2005; 35(3): 475-479
- 26.Kai Xie, Jie Yang, Y M Zhu.Real-time rendering of 3D medical data sets[J].Future Generation Computer Systems, 2005; (21): 573-581
- 27.Mackerras P.A fast parallel marching cubes implementation on the fujitsu ap1000[R].Tech Rep TR-CS-92-10, Department of Computer Science, Australian National University, 1992
- 28.Boada I.An octree-based multi-resolution hybrid framework[J].Future Generation Computer Systems, 2004; 20(8): 1275-1284
- 29.M Bertram, M A Duchaineau, B Hamann et al.Bicubic subdivision-surface wavelets for large-scale isosurface representation and visualization[C].In: Proceedings of IEEE Visualization '2000, 2000; (10): 389-396
- 30.S Stegmaier, M Strengert, T Klein et al.A Simple and Flexible Volume Rendering Framework for Graphics-Hardware based Raycasting[J].Volume Graphics, 2005

(上接 10 页)

- age fusion[C].In: Info-tech and Info-net, 2001 Proceedings of International Conferences on, Beijing, 2001; 1: 291-295
- 2.瞿继双, 王超, 王正志.基于数据融合的遥感图像处理技术[J].中国图像图形学报, 2002; 7A(10): 985-993
- 3.C Pohl, J L Van Genderen.Multisensor image fusion in remote sensing: concepts, methods and applications[J].Int J Remote Sensing, 1998; 19(5): 823-854
- 4.霍宏涛, 游先祥.小波变换在遥感图像融合中的应用研究[J].中国图像图形学报, 2003; 8A(5): 551-556
- 5.Hui Li, B S Manjunath, Sanjit K Mitra.Multi-sensor image fusion using the wavelet transform[C].In: 1994 Proceedings of IEEE Conference on Image Processing, 1994; 1: 51-55
- 6.李晓春, 陈京.基于小波变换的图像融合算法研究[J].遥感技术与应用, 2003; 18(1): 27-30
- 7.P J Burt, R J Kolczynski.Enhanced image capture through fusion[C].In: 1993 IEEE 4<sup>th</sup> International Conference of Computer Vision, 1993; 4: 173-182
- 8.Gemma Piella.A region-based multiresolution image fusion algorithm[C].In: 2002 Proceedings of the Fifth International Conference on Information Fusion, 2002; 2: 1557-1564
- 9.Mallat S.GA theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation[J].IEEE Trans on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1989; 11(7): 674-693
- 10.Wen Cao, Bicheng Li, Yong Zhang.A remote sensing image fusion method based on PCA transform and wavelet packet transform[C].In: Proceedings of the 2003 International Conference on Neural Networks and Signal Processing, 2003; 2: 976-981