

基于体素模型的体绘制算法

王 旭¹, 卿 侯¹, 林天义², 桂业英¹, 杨彭基¹

(1.西北工业大学 飞行器制造工程系, 陕西 西安 710072 2.浙江大学, 浙江 杭州 310027)

摘 要: 提出了一种基于体素模型的体绘制算法。该算法结合了面绘制及直接体绘制的优点, 可以利用 OpenGL图形标准及硬件加速对图象序列进行三维重建。重建效果逼真, 重建速度较快, 具有算法简单、实现容易的优点。

关 键 词: 三维重建; 体绘制; 医学图象
中图分类号: TP391 **文献标识码:** A **文章编号:** 1000-2758(2000)01-0078-05

近年来, 计算机工业的飞速发展以及某些应用领域 (如医学、气象学、地质石油勘探等) 对计算机图形处理的需求日益扩大, 使得计算机图形学的一个重要分支——体绘制及科学可视化 (Volume Rendering & Visualization in Scientific Computing, VR&ViSC) 迅速发展并日趋完善。科学可视化最活跃的领域是体可视化。体可视化是把多维的数据集投影到二维的图象平面, 便于对包含在体数据中结构的理解。体可视化广泛应用于医学、地学、空间物理、化学、微生物学、机械工程、无损检测以及其他一些科学工程领域。本文探讨医学图象——一种三维标量数据集的体绘制方法, 提出了一种绘制模型——体素绘制模型。采用该模型的体绘制算法结合了面绘制及直接体绘制的优点, 该算法亦可推广到其他领域图象序列三维重建的应用中。

1 算法原理

体数据集一般是定义在三维空间网格上的标量或向量数据, 这些网格一般是正交网格。数据一般定义在网格节点上, 相邻的八个网格节点构成一个立方体。
如图 1所示, 假设在空间有一个长为 $(L - 1) \times V_x$, 宽为 $(M - 1) \times V_y$, 高为 $(N - 1) \times V_z$ 的长

方体, 此长方体的面平行于坐标面, 对于节点 (i, j, k) , $i = 0, 1, \dots, L - 1$, $j = 0, 1, \dots, M - 1$, $k = 0, 1, \dots, N - 1$, 它对应的空间位置为 $(i \times V_x, j \times V_y, k \times V_z)$ 。体数据为一个三维数组, 大小为 $L \times M \times N$, 它们一般定义在此三维空间网格的网格节点上: 在节点 (i, j, k) 处, 有体数据值 $f(i, j, k)$ 。

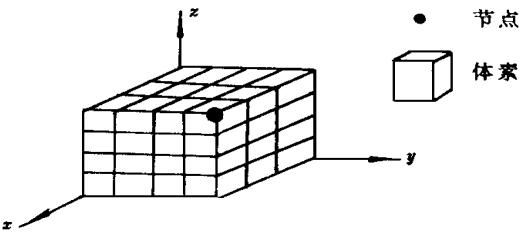


图 1 体数据集数据定义示意图

在本文所采用的体绘制算法中, 体数据定义在此三维空间网格的各立方体上, 称之为体素, 即体素 (i, j, k) 有体数据值 $f(i, j, k)$ 。对医学图象序列而言, 即每幅图象的一个象素被扩展为三维空间的一个匀质体素 (如图 2所示), 该体素的体数据值 $f(i, j, k)$ 即为其所对应象素的灰度值或是颜色向量值。为了减少重建过程中所需处理的体素数量, 从而加快三维重建的速度, 本文结合面绘制的特点, 在三维重建以前对需重建的体数据集进行数据分类: 在数据分类过程中, 采用阈值法将体数据集中的体素分

为两部分 (与重建实体无关的体素称为背景体素, 而与重建实体相关的体素则称为前景体素) 然后给分离出的前景体素集赋予一定的非透明度, 最终的三维重建效果由这些透明的或非透明的体素堆积而成, 这与传统的光线投射直接体绘制算法相类似。

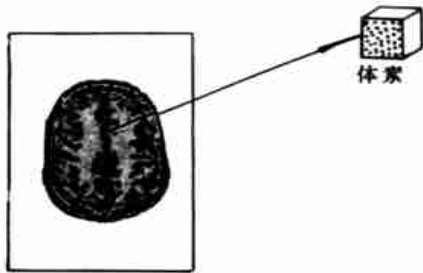


图 2 医学图象序列体素定义示意图

这样, 三维重建过程便是一个遍历体数据集中体素的过程, 如图 3 所示。逐层遍历体数据集, 层内按先 x 后 y 的顺序处理体素。只要遇到的是背景体素, 就可不对其进行绘制操作; 而对于前景体素, 则采用 OpenGL 三维图形标准用体素本身的颜色及给定非透明度绘制该体素。在绘制过程中, OpenGL 将自动完成体素的深度排序工作。

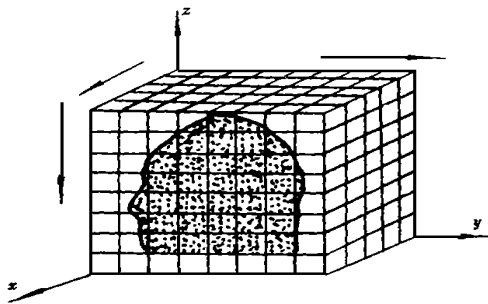


图 3 体数据集遍历示意图

2 三维重建步骤

为了采用本文的重建算法对医学图象序列进行三维重建, 需完成以下几个步骤:

2.1 图象预处理

医学图象序列的图形尺寸一般较大, 为了减少重建过程的运算量, 可在保持其长宽比不变的前提下, 缩小它们的尺寸; 利用图象序列中的坐标轴或基准点进行图象配准, 以保证图象序列的坐标系保持一致; 采用 Gaussian 滤波对图象进行平滑, 去除噪

声的影响。

$$g(i,j,k) = \frac{1}{2\pi} e^{-\frac{(i^2+j^2)}{2\sigma^2}} * f(i,j,k)$$

式中, $f(i,j,k)$ 表示第 k 幅图象第 i 行、第 j 列的原始灰度值或颜色向量值; $G(i,j,k)$ 表示 $f(i,j,k)$ 经平滑后的灰度值或颜色向量值。

2.2 原始体数据构造

将处理过的图象序列依次存储到一个文件中, 构造为一个原始体数据集文件。该文件的文件头包含图象序列的大小、帧数, 其后是各幅图象的象素 $R\ G\ B$ 值, 或是灰度值。该文件是后续处理的数据来源, 从中可以非常方便地浏览图象序列中的各帧图象。

2.3 进行数据分类或阈值处理

在数据分类过程中, 通过对体数据集进行遍历, 用一定的判定标准区分出背景体素与前景体素

(1) 组织分割

为了区分背景体素与前景体素, 采用了简单、有效的阈值判断方法, 即给定一个前景阈值 C_j 及误差 X_j 则对于任意体素 P , 设其体数据值为 C_p , 则

$$\begin{aligned} V_f &= \{P \mid C_p - C_j \leq X_j, P \in V\} \\ V_b &= \{P \mid C_p - C_j > X_j, P \in V\} \\ V &= V_f \cup V_b \end{aligned}$$

式中, V_f 为前景体素集, V_b 为背景体素集, V 为总体素集。

对于彩色图象序列体数据集, C_p 与 C_j 均为颜色向量, 它们的三分量为 (R, G, B) ; 对于灰度图象序列体数据集, C_p 与 C_j 均为灰度值;

从上述描述中看到, 采用阈值法提取前景体素的关键在于确定阈值 C_j 及误差 X_j 为此, 采用了交互的方式。即首先由用户根据经验从体数据集中选出一幅样本图象, 然后用户从该图象中选取一像素点值作为一个备选阈值 C'_j , 并给定一个备选误差 X'_j ; 系统将利用上述前景体素的判定公式自动查询并标识出该样本图象中所有满足条件的前景体素。若用户对该提取结果满意, 则取 C_j 为 C'_j , 取 X_j 为 X'_j , 否则用户可通过改变 C'_j 或 X'_j 直到得到满意的提取结果为止。然后即可将得到的阈值 C_j 及误差 X_j 应用于整个体数据集, 以提取出所有的前景体素。

(2) 兴趣组织边界体素提取

采用以上介绍的阈值方式一般可以从原始体数据中提取出感兴趣的组织数据集。为了进一步降低三维重建的运算量, 可以通过提取兴趣组织边界体

素的方法来进一步减少三维重建体数据集的前景体素数量,从而提高后续的三维重建速度

为此,采用了如下的边界提取方法:

① 三维遍历

边界体素的判定标准:对于体数据集中的任意体素 P 而言,考察其 26 个相邻体素,其中只要存在一个背景体素,则体素 P 为兴趣组织的边界体素

采用该判定标准,对个体数据集进行遍历,便可以提取出体数据集中所有兴趣组织的边界体素,保持边界体素的灰度或颜色值不变,而将所有的非边界体素置为背景值

② 二维遍历

边界体素的判定标准:对于体数据集中的任意体素 P 而言,考察其同层的 8 个相邻体素,其中只要存在一个背景体素,则体素 P 为兴趣组织的边界体素。

采用该判定标准,对个体数据集进行逐层遍历,便可以提取出体数据集中所有兴趣组织的边界体素,保持边界体素的灰度或颜色值不变,而将所有的非边界体素置为背景值

2.4 确定组织非透明度

分两个方面给分离出来的组织数据集赋与一定的非透明度

① 单组织

采用以上介绍的阈值法,可以较精确地提取出某种组织的实体体素数据集或边界体素数据集。该组织保持其颜色不变或变为指定的颜色,将该组织的非透明度设置为 1 或一个较大的值(如 0.70 等),为以后的绘制工作做准备。

② 多组织

将两个或两个以上的体数据集合并到一个体数据集中,便可以得到一个包含多种组织信息的体数据集。此时必须应用三维增强技术,即把某些区别很小的物质转换成区别比较大的物质。例如,肌肉和脂肪在 CT 图片上灰度相近,此时可用区别很明显的颜色分别代表肌肉和脂肪,以便于区分。

在灰度体数据集与彩色体数据集进行结合之前,应将灰度值转换为 $R\ G\ B$ 值,其对应关系为

$$f_i = f_g \quad (i = R\ G\ B)$$

式中, f_i 表示彩色的 $R\ G\ B$ 分量, f_g 表示体数据集的灰度值,它满足 $0 \leq f_g \leq 255$ 。

在体数据集合并过程中,采用三种方式:

· 重点组织取实体,非重点组织取边界;重点

非重点组织取相同、较低的非透明度

· 重点、非重点组织均取实体;重点组织取一较高的非透明度,非重点组织则取一较低的非透明度。

· 重点组织、非重点组织均取边界;重点组织取一较高的非透明度,非重点组织则取一较低的非透明度。

上述的重点组织指用户需要仔细观察的组织,而非重点组织则指用户不需要仔细观察的组织。采用以上的非透明度赋值方式,重点组织重建后的成像结果清晰,而非重点组织则相对模糊。在上述的三种体数据集合并方式中,第三种方式的三维重建效果相对较差,但速度最快;而第二种方式重建速度相对较慢,但效果最好;而第一种方法重建速度较快,而且效果较好。

2.5 体素绘制

在数据分类之后,通过采用 OpenGL 图形标准,用映射操作把以上提取出的体数据集的前景体素分层,各层内按图象象素排列顺序依次映射到显示图元——单位立方体上,便可以得到令人满意的三维重建效果。另外,通过使用 OpenGL 图形标准,可以非常方便地对重建结果进行旋转、比例缩放等操作,并可加上雾化处理等特殊效果,以使重建结果更为逼真。

3 重建实例

采用直接体绘制算法,对预处理过的医学图象数据集进行三维重建,效果良好。图 4 所示为采用该方法进行三维重建的结果,由于使用了硬件加速功能,因而达到了较高的重建速度。图 4 中的两个图例均是在 Pentium 166 微机上(配置图形加速卡)用不到 30 s 的时间完成,与传统的面绘制和直接体绘制算法相比较,其重建速度提高了 3 至 10 倍。其中:

(1) 由人体胸腔 CT 图象序列中提取出的 $120 \times 220 \times 170$ 的骨骼实体数据集三维重建三视图,非透明度取值为 0.5;

(2) 由人体头部 CT 图象序列中提取出的 $120 \times 220 \times 180$ 的骨骼实体数据集及由人体头部解剖彩色图象序列中提取出的 $120 \times 220 \times 140$ 的外层软组织边缘数据集合成而得的多组织混合数据集的三维重建图,骨骼非透明度取值为 0.6,外层软组织非透明度取值为 0.2。

4 结 论

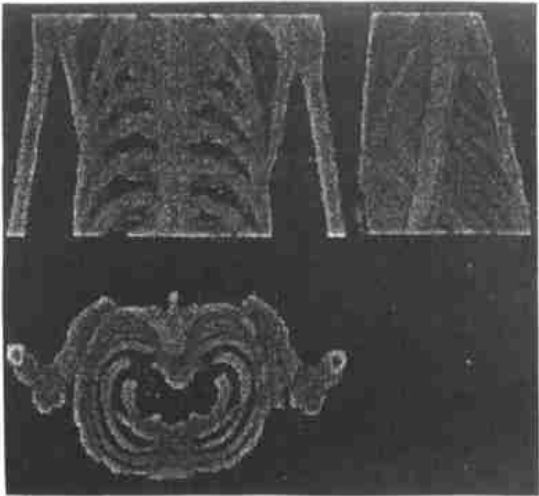
本文提出了一种体绘制模型——体素绘制模型,采用该模型的体绘制算法具有以下优点:

- (1) 该方法可应用于灰度或彩色图象序列的三维重建;
- (2) 结合了直接体绘制及面绘制的优点;
- (3) 在体数据结合过程中,组织体数据集并不

局限于来源于同种成象设备的图象序列,因而可以实现多种成象设备的数据融合;

- (4) 可利用 OpenGL 图形标准及硬件加速对图象序列进行三维重建,重建效果逼真,重建速度快;
- (5) 算法简单、实现容易。

因而采用体素模型的三维重建算法与传统的面绘制及直接体绘制算法相比,具有一定的优越性,它是在微机上实现体可视化的一个较成功的尝试



(a)



(b)

图 4 三维重建实例

参考文献:

[1] Goel V, Mukherjee A. An Optimal Parallel Algorithm for Volume Ray Casting[J]. The Visual Computer, 1996, 12 26~ 39

[2] Elvins T T. A Survey of Algorithms for Volume Visualization[J]. Computer Graphics, 1992, 26(3): 194~ 204

[3] Ney D R, Fishman E K, Magid D, Drebin R A. Volumetric Rendering of Computed Tomography Data Principles and Techniques[J]. IEEE Computer Graphics and Applications, 1990, 10(2): 24~ 32

[4] Levoy M. Efficient Ray Tracing of Volume Data[J]. ACM Transactions on Graphics, 1990, 9(3): 243~ 261

A New Volume Rendering Algorithm for Medical Images

Wang Xu¹, Qing Hou¹, Lin Tianyi², Gui Yeying¹, Yang Pengji¹

(1. Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710072; 2. Zhejiang University, Hangzhou 310027)

Abstract The visualization of medical volume dataset can efficiently aid physicians with their diagnoses. The existing two methods, surface rendering and direct volume rendering, suffer from the shortcomings that the calculation overhead of direct volume rendering is too big, and surface rendering can not display the details. We present a new voxel-based algorithm to overcome these shortcomings.

First we segment the volume dataset into regions of interest and background. Each voxel is assigned an opacity value. Then we display the segmented volume dataset directly. In the process of reconstruction, OpenGL graphics standard and hardware acceleration are used. Fig. 4 gives examples of 3D reconstruction from real medical dataset. They show that our method can efficiently display the details. Besides, it is much faster (3~10 times faster in our examples).

Key words voxel; 3D reconstruction; volume rendering; medical image