

三维体数据可视化技术*

管伟光 马颂德

(中国科学院自动化所国家模式识别实验室 100080)

接 要: 本文对体数据、可视化技术发展的历史和现状进行了综述,介绍了体数据显示的主要过程,全面地分析了各种算法和技术的特点。同时介绍我们所提出的一种体数据显示算法。最后,我们将讨论体数据可视化目前存在的问题及其发展趋势。

主题词: 体数据可视化, 体数据显示和处理, 医学图像的分析 and 重建

The Three—Dimensional Volumetric Data Visualization Techniques

Guan Weiguang and Ma Songde

(National lab of pattern Recognition, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences)

ABSTRACT: This paper surveys the history and current state of volume visualization, introduces the its major procedures, and analyses the characteristics of various volume rendering algorithms. Also, we present a novel algorithm for visualizing volume data. In the end, we conclude the problems arising in the field, and give some promising research directions.

Key words: Volume Visualization, Volume Rendering and Processing Analysis of Medical images, Reconstruction

1. 引 言

体数据可以定义为一个离散有界的三维空间上的采样函数。如果采样是规则有结构的,则称这种体数据为规则有结构,多数情况下,体数据是规则有结构的,即在空间的三个方向上采样是均匀的。这种数据亦称三维离散图象,它可以表示成

$$f(x, y, z), \text{ 其中 } \begin{cases} x = x_1, x_2, \dots, x_i; & (x_i - x_{i-1} = \Delta x) \\ y = y_1, y_2, \dots, y_m; & (y_i - y_{i-1} = \Delta y) \\ z = z_1, z_2, \dots, z_n; & (z_i - z_{i-1} = \Delta z) \end{cases}$$

本文仅讨论这种体数据的可视化问题。体数据本身不包诸如表面和边等几何信息,同时,由于体数据所含有的结构一般都是非常复杂和细微的,所以也难于用几何来描述它。体数据在医学、空间物理学、地理、化学、显微摄影、机械工程和无损探伤等领域大量出现。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。八十年代是体数据可视化技术迅速发展的年代,提出了大量的算法,大体可分为基于表面的和基于体素的两类算法^[1,2,3],到了九十年代,对体数据可视化技术的研究更

* 1994年4月8日收到本文初稿。

加深入,更加多样化。在克服以往方法的弱点的基础上,又提出许多算法,并朝着实现具有实时性、准确性的三维显示迈进了一步。

2. 基本概念

体数据可视化实现的一般过程可以用图 1 表示。

2.1 采样点和采样值 采样点是采样的空间位置。采样值是在采样点处物质的某种物理属性的量化值。例如,在 CT 图象中,采样值表示物质对 X 光的吸收程度。

2.2 体素 它定义为一个小的长方体区域。其长、宽、高分别是三个方向上的采样间距。可以把体素内部当作仅含有相同的物质,其物理属性与采样值相同。也可以把其内部当作充满了非均匀的物质,而内部物质的物理属性变化由其八个角点上的采样值的三线性插值来确定。后一种模型比前一种更加准确合理地描述体域中物理属性的分布。

2.3 体域(或体空间) 它表示采样空间,它是由许许多多的体素组成的。

2.4 有结构的规则的体数据(Structured and Regular Volume Data)

如果在体空间中采样的分布是有结构的,即采样点之间有明确的拓扑相邻关系,则称该体数据是有结构的。如果在体空间中一方向上采样的分布是等间距的,则称该体数据是规则的。

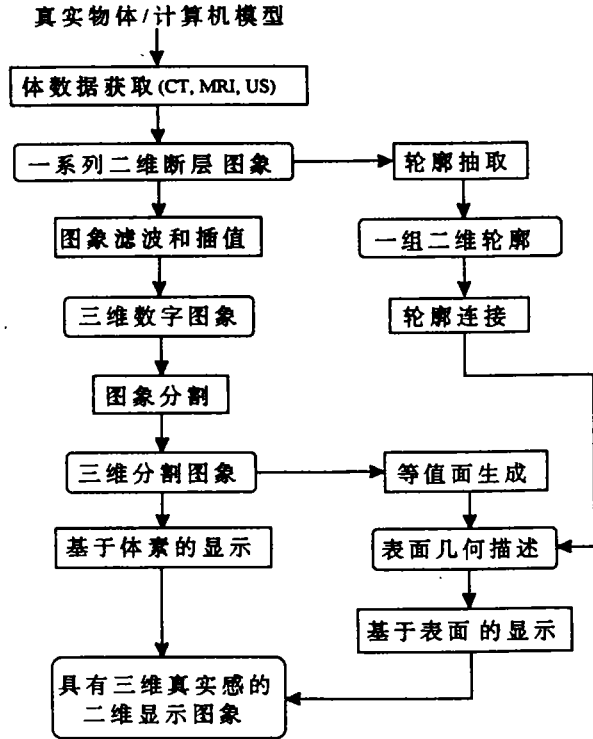


图 1

3. 表面造型和显示

表面造型(或称为表面生成)是从体数据中抽取出它所包含的物体表面几何描述,这个过程也称为三维重建^[11-13,15]。当表面几何描述产生之后,就可以利用计算机图形学中的算法进行显示。此方法的优点是实现大规模的数据压缩,便于体数据所包含的物体的分析、操作和动态显示。但是,体数据一般包含着复杂和细微的结构。例如在医学图象中人体器官和生物组织的结构非常复杂而不规则,同时某些软组织在图象中的灰度变化特别微弱而不均匀。所有这些因素使得表面造型很难得到满意的结果。再者,表面造型将丢失体数据所含有的大量信息。表面造型的方法可以分有基于轮廓和基于体素的两种重建方法。

3.1 基于轮廓的方法 它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,并构造通过一组对应轮廓的表面。常用的方法是用三角片拟合表面^[12, 13]。这种方

法面临的困难是, 当物体的几何形状复杂时, 没有比较可靠的确定轮廓对应的方法, 尤其是当有分叉(Branching)情况出现时, 即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。

3.2 基于体素的重建方法 它是在体素级别上生成物体的表面。首先将体素进行分割成物体内和物体外两类。处在两类不同体素的邻接面就构成了物体的表面。后来 W. E. Lorensen^[11]又提出一种更好的方法, 它把体素看作非均匀的小空间。物体表面可能穿过该空间, 因此用三角片来表示在体素内的那部分表面。还有一些人提出了另外一些等值面构造法, 其思想是构造一个或多个曲面, 该曲面上具有相同的灰度值。

4. 基于体素显示中的视见变换和可见性确定

体数据可视化实质上是将高维空间上的数据投影到二维象平面之上。在进行体数据显示时首先要将所有体素从物体坐标系变换到目坐标系中去并投影以象平面上去, 这个过程称为视见变换。但是, 这些投影是相互重叠的, 必须确定重叠投影的覆盖关系, 即可见性优先级。可见性的确定有两类方法: 物空间方法^[7,8,9,10,14]与象空间方法^[5,6,16,17]。

4.1 物空间方法(Object-Space Methods)

(a) 深度缓存(Z-buffer) 它不仅保留一个颜色缓存, 还同时保留了一个同样大小的深度缓存以记录距视点的远近。只有具有比深度缓存中的距离更小的投影才能更新这两个缓存中的相应值。

(b) 从后至前(Back-to-Front)与从前至后(Front-to-Back) 从后至前是按距视点从远到近的顺序将体素投影到象平面上, 先投影的体素被以后投影的体素覆盖。而从前至后则按相反顺序将体素投影到象平面上, 所以, 后一种方法除了要保留颜色缓存之外, 还要比前一种方法多保留一个阻光度缓存。

(c) 递推计算(Incremental Calculation) 它利用三维离散图象均匀分布的特点, 用仅含有加法运算的递推公式实现快速的视见变换, 并确定体素的可见性优先级。因此, 它仅实用于规则的体数据。

(d) 抛雪球法(Splatting) 每个体素投影不仅影响它所覆盖的像素, 还对邻近的像素产生不同程度的影响。这种体素投影方法就象将雪球抛到墙上一样, 有一个扩散效应。这种方法能克服图象生成时离散采样所造成的伪迹, 产生高质量的图象。

4.2 象空间方法(Image-Space Methods)

(a) 光线投射法(Ray-casting) 从象平面上的每一个像素出发, 沿视线方向投射一条射线。在它穿过体域的过程中, 不断积累颜色与阻光度直到阻光度足够大或者光线已经穿过整个体域为止。在进行颜色与阻光度累积时, 可以采用均匀的或变化的体素模型。前者把体素的内部作为均匀一致的物质计算简单, 但当体数据的分辨率较低时易出现“块状”现象。而后者把体素的内部的物质当作变化的, 通常以三线性插值作为变化模型, 计算复杂, 但却能产生高质量的图象, 更真实地反映出体数据中的信息。

(b) 自适应采样(Adaptive Sampling^[17]): 如果从象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, 人们提出两种解决办法自适应屏幕采样和自适应光线采样。自适应屏幕采样的思想是, 在象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解采样密度。通常,物质的物理属性变化大的和阻光度高的地方,采样密度就越高。

(c) 基于模板的方法(Template-based Volume Viewing^[4])当采用平行投影变换时,从象平面上的象素发出的射线所穿过的体素构成相同的模式。当视线方向确定以后,该模式就确定了。所以,可以用模板记录模式,提高射线与体素之间的求交运算。

(d) 空间省略(Space-leaping):在射线穿透体域的过程中,需要不断地进行颜色和阻光度的累积运算。为了提高效率,对于非显示目标的空区域,可以跳过上述运算。对于相对均匀的区域,可以使用较大的步长。通常,这种效率上的提高伴随着图象质量的下降。

(e) 无结构非规则体数据的显示(Ray-casting unstructured Irregular Grids)无结构非规则体数据的显示是新的研究课题。这方面的研究主要集中在两个方面:一是通过二次采样建立有结构规则体数据,再者是直接基于无结构非规则体数据进行显示。

5. 数据显示中的浓淡计算

为了产生具有三维真实感的图象,使人们更好地理解体数据,我们要生成有浓淡层次变化的显示图象。浓淡计算就是要计算显示目标的亮度,光照模型可以采用 phong 模型或更复杂的光照模型,它们一般是关于表面法向量的函数。

5.1 变换函数 我们把整个体空间看作充满了非均匀的半透明物质。这种物质本射即发出光线,又对光线传播有阻挡吸收作用 变换函数是从原始采样数据到相应物理属性的映射。在可视化的过程中,我们所关心的是光学属性,即阻光度和颜色。关于是否存在从采样数据到真实光学属性的映射,以及是否有必要求出这种映射,都是有争议的问题。

5.2 亮度计算 光照模型可以表示在成

$$I_c = C_{a,c} \cdot I_{a,c} + C_{d,c} \cdot I_{l,c} \cdot (N, L) + C_{s,c} \cdot I_{l,c} J l, c \cdot (N \cdot H)^n \quad (5.2.1)$$

其中,下标 $c \in (\text{红}, \text{绿}, \text{蓝})$; I_c 是需要求的亮度; $C_{a,c}$, $C_{d,c}$, $C_{s,c}$ 分别是环境光反射系数,漫反射系数和镜面反射系数; $I_{l,c}$, $I_{a,c}$ 分别是主光源和环境光的强度; N, L 分别是单位化的表面向量和光源方向; $H = V + L / |v + l|$; V 是单位化的视线方向; n 是表面光洁度。

文法结构的浓淡计算: 从二值化的三维图象中估计表面法向量,这些法向量只有有限个,计算出的亮度不连续。

由深度或深度的梯度估算亮度: 用显示目标距视点的远近距离来代表亮度,它不能反映出细微的结构变化。而用深度的梯度代表物体表面法向量计算亮度,可以提高图象质量。深度的梯度可用下面的公式表达。

$$N = (N_x, N_y, -1); \quad \begin{aligned} N_x &= D_{i+1,j} - D_{i-1,j}; \\ N_y &= D_{i,j+1} - D_{i,j-1}; \end{aligned} \quad (D \text{ 是深度}) \quad (5.2.2)$$

以灰度的梯度近似表示表面法向量^[15]: 表面法向量 $N = (N_x, N_y, N_z)$; 其中

$$\begin{aligned} N_x &= [f(x+1, y, z) - f(x-1, y, z)] / \Delta x \\ N_y &= [f(x, y+1, z) - f(x, y-1, z)] / \Delta y \\ N_z &= [f(x, y, z+1) - f(x, y, z-1)] / \Delta z \end{aligned} \quad (5.2.3)$$

然后用公式(5.2.1)计算亮度。目前这种表面法向量估算方法被广泛使用,因为它能产生高质量的图象。

5.3 图象合成(Compositing) 对于显示不透明物体,距视点近的物体将完全复盖距视点

远的物体, 如果它们在象平面的投影重叠, 而在显示半明物体时, 距视近的物体不能完全复盖距视点远的物体, 因此需要进行图象合成。对于从后至前的投影, 用下面的公式^[11]

$$\begin{aligned} O_{\text{acc}} &= (1 - O_{\text{cur}}) \cdot O_{\text{acc}} + O_{\text{cur}} \\ I_{\text{acc}} &= (1 - I_{\text{cur}}) \cdot I_{\text{acc}} + I_{\text{cur}} \end{aligned} \quad (5.3.1)$$

从前至后的投影用下面的公式

$$\begin{aligned} I_{\text{acc}} &= (1 - I_{\text{acc}}) \cdot I_{\text{cur}} + I_{\text{acc}} \\ O_{\text{acc}} &= (1 - O_{\text{acc}}) \cdot O_{\text{cur}} + O_{\text{acc}} \end{aligned} \quad (5.3.2)$$

其中, $O_{\text{cur}}, I_{\text{cur}}$ 是当前投影体素的阻光度和颜色; $O_{\text{acc}}, I_{\text{acc}}$ 是当前积累的阻光度和颜色。

6. 基于斜体素模型的体视算法

为了更精确地表示属性在体空间的分布, 我们经常采用三线性插值来表示体素内部的值。文献[11]中介绍的算法就是基于这种模型的相关性体视算法。它能产生高质量的图象。我们提出了一种基于斜体素的体视算法^[12]每一个斜体素的投影不需要分成几个部分分别处理。由于颜色和阻光度的积分深度是相同, 使得颜色和阻光度的积分运算变得十分简单。首先, 用再采样建立一组与视线方向一致的斜体素, 用变换函数计算斜体素角点上的颜色和阻光度。这些斜体素的前后两个面在象平面上的投影是重合的。然后, 计算在每个斜体素投影所形成的四边形四个角点上颜色和阻光度的积分。处于该四边形内部的象素其颜色和阻光度由插值获得。根据[11]中关于颜色和阻光度的微分方程:

$$\frac{dT}{dz} = -\Omega(z) \cdot T(z); \quad \frac{dI_c}{dz} = -\Omega(z) \cdot I_c(z) + E_c(z) \quad (6.1)$$

其中, T, Ω 分别是透光度和阻光率; I_c, E_c 分别是发光度和发光率; z 是积分深度。

该微分方程的边界条件是 $T(0)=0$ 和 $I_c(0)=0$ 可以解得

$$T(z) = e^{-\int_0^z \Omega(u) du} \quad (6.2)$$

$$I_c(z) = T(z) \int_0^z \frac{E_c(v)}{T(v)} dv \quad (6.3)$$

对于斜体素, 积分深度是固定的 $z = \text{Max}(\Delta x, \Delta y, \Delta z) = d$, 那么, 阻光度

$$O(d) = 1 - T(d) = 1 - (1 - O_1)(1 - O_2)^{\frac{1}{2}} \quad (6.4)$$

$$I_c(d) = T(d) \cdot \int_0^d (E_c(d)/T(d)) dz \quad (6.5)$$

$$\text{其中的颜色计算公式可简化为} \quad I_c(d) \approx (I_1 + I_2) \cdot O(d)/2 \quad (6.6)$$

7. 体数据可视化的发展方向和新的研究领域

作为计算机图形学的一个重要组成部分, 体数据可视化技术涉及到计算机图形学、计算机影像和可视化技术等领域的知识。

目前, 体数据可视化尚待于解决一些问题。首先是缺乏可靠的自动图象分类方法。体数据中的不同物质、不同组织的分割仍然用半自动的分类方法。其次是体数据获取过程中带来的噪音, 以及分类和三维重建中所产生的伪结构, 都将影响人们对体数据的理解。因此需要对三维重建和三维显示的方法做更深入的研究。再者, 体数据的存储量非常大、显

示速度慢,因此需要一种简洁的易于操作的体数据表示方式,并且用专门硬件来提高速度,实现实时显示。最后,体数据可视化不仅是研究显示问题它应该与具体应用领域的其它过程结合起来。例如在医学领域上,不仅只是为了诊断目的而显示带有肿瘤的器官,同时还应参予手术方法规划以及手术过程仿真。

近年来,在体数据可视化领域出现了一些新的研究方向,有向量体数据、无结构非规则体数据和高维体数据的可视化问题、多媒体数据的溶合。同时,传统计算机图形学和体数据可视化的结合更加紧密,关于几何表示和体素表示之间的转换的研究逐渐引起人们的兴趣。体数据可视化将作为一种技术将会得到飞速发展,并且在各个领域发挥重要的作用。

参 考 文 献

- [1] A. Kaufman, "3D Volume Visualization", Advances in Computer Graphics 4 Springer-Verlag, 1991.
- [2] T. T. Elvins, "A Survey of Algorithms for Volume Visualization", Computer Graphics, Vol. 26, No. 3, 1992.
- [3] C. Barillot, "Surface and Volume Rendering Techniques to Display 3-D Data", IEEE Eng. in Medicine and Biology, March, 1993.
- [4] R. Yagel and A. Kaufman, "Template-based Volume Viewing", EUROGRAPHICS'92, 1992.
- [5] R. A. Drebin, L. Carpenter, and P. Hanrahan, "Volume Rendering", Computer Graphics, Vol. 22, No. 4, 1988.
- [6] P. Sabella, "A Rendering Algorithm for Visualizing 3D Scalar Fields", Computer Graphics, Vol. 2, No. 4, 1988.
- [7] M. Levoy, "Display of Surfaces from Volume Data", IEEE CG&A, May, 1988.
- [8] T. S. Yoo, et al., "Direct Visualization of Volume Data", IEEE CG&A, July, 1992.
- [9] J. Wilhelms and A. V. Gelder, "A Coherent Projection Approach for Direct Volume Rendering", Computer Graphics, Vol. 25, No. 4, 1991.
- [10] 管伟光、马颂德, "基于斜切片的医学图像三维显示算法", 已被中国生物医学工程学报录用。
- [11] W. E. Lorensen and H. E. Cline, "MARCHING CUBES: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm", Computer Graphics, Vol. 21, No. 4, 1987.
- [12] D. Meyers and S. Skinner, "Surfaces from Contours", ACM Trans. on Graphics, Vol. 11, No. 3, 1992.
- [13] J.-D. Boissonnat, "Shape Reconstruction from Planar Cross Sections", CVGIP, Vol. 44, 1988.
- [14] J. Yla-Jaaski, F. Klein, and O. Kubler, "Fast Direct Display of Volume Data for Medical Diagnosis", CVGIP: Graphical Models and Image processing, Vol. 53, No. 1, 1991.
- [15] L.-W. Chang, H.-w. Chen, and J.-R. Ho, "Reconstruction of 3D Medical Images: A Nonlinear Interpolation Technique for Reconstruction of 3D medical images", CVGIP: Graphical Models and Image processing, Vol. 54, No. 4, 1991.
- [16] H.-P. Meinzer, et al., "The Heidelberg Ray Tracing Model", IEEE CG&A, Nov., 1991.
- [17] R. Yagel, D. Cohen, and A. Kaufman, "Discrete Ray Tracing", IEEE CG&A, Sept., 1992.