

光线投射算法中重采样的设计和实现

许 寒 刘希顺 王博亮

(国防科学技术大学电子科学与工程学院, 长沙 410073)

摘 要 体绘制技术在医学成像和科学可视化领域有着极为广泛的应用, 但由于其巨大的计算开销, 限制了其实时动态体绘制的应用, 因此许多研究人员致力于静态体绘制加速算法的研究. 为了提高体绘制速度, 分析了三维规则数据场重采样的原理, 光线投射算法中对 3D 数据场重采样的实现方法; 根据具体重建对象, 提出了在 3D 数据场重采样中采用球形包围盒的方法, 给出了人体头部和眼球的三维可视化结果. 实验表明: 这种算法能有效地减少重采样的计算量, 并使求交计算更加简单.

关键词 图象处理(510·4050) 体绘制 光线投射 重采样 科学可视化

中图法分类号: TP391.4 R445-39 **文献标识码:** A **文章编号:** 1006-8961(2003)12-1427-05

The Design & Implement of Resampling in Ray Casting Algorithm

XU Han, LIU Xi-shun, WANG Bo-liang

(School of Electronic Science & Engineering, National University of Defense Science & Technology, Changsha 410073)

Abstract Volume rendering has wide applications in some areas such as medical imaging and scientific visualization. But the algorithm of volume rendering can not be still put into use in practical medical imaging applications, simply because it could not meet the speed requirement for interactive operation due to the large amount computation involved. At present, many researchers are working hard to study the foundation of accelerating algorithms. In order to resolve the volume rendering speed problem in 3D visualization of medical image, this paper analyses the theory of the 3D Regular Data Set' resampling and introduces the way to realize it in details. Since the shapes of some object to be reconstructed are close to sphere, this paper presents a new data Set' resampling method, which adopts the round box depending on the object. The results of the 3D visualization, which are about the human heads and eyes, are given in this paper. The experiment result shows that method effectively reduces the calculating time, and at the same time makes the calculation of the point of intersection more simply.

Keywords Volume rendering, Raycasting, Resampling, Scientific visualization

0 引 言

20 世纪 80 年代以来, 医学影像技术的发展逐渐成熟, 但目前临床上使用的大部分是来自于 CT (计算机断层扫描)、MRI (核磁共振) 和 PET (正电子发射成像) 等产生的一组二维断层图象. 利用体绘制技术可以从二维图象序列中重构出三维形体, 并在计算机上将其显示出来, 在临床诊断、手术计划和医学教学等方面具有重大实用价值.

高维图象数据一般为体积数据, 体积数据的可视化技术就是研究体积数据的表示、操作和显示方

法, 使人们能够看到体积数据复杂的内部结构. 20 世纪 80 年代以来, 体积数据的可视化技术得到了迅速发展, 提出了大量的算法, 主要有基于表面和基于体元的算法. 按显示过程处理的数据形式, 可分为表面显示和体积显示两种基本的物质-光线交互模型. 基于体元的表面方法明显地改善了表面表示的精度和可靠性, 主要方法有表面跟踪、Marching cube 等^[1]. 根据三维体积数据中的等值面直接对应着组织器官的特点, 文献[2]采用分离边界点的方法来提高表面绘制速度.

体绘制是对体积数据的直接显示方法, 其常用算法是光线投射算法(Ray Casting). 光线投射算法

的基本思想是:从屏幕上的每个像素点出发,根据设定的视点,沿一定的方向,发出一条射线,这条射线穿过三维数据场的体素矩阵,沿该射线选择 K 个等距采样点,每个采样点的灰度值和不透明度值由距离它最近的8个体素作三线性插值得到,最后,采用由前至后或由后至前的方法将每一采样点的颜色及不透明度进行组合,计算出屏幕上每个像素点的颜色值^[3~5](见图1)。

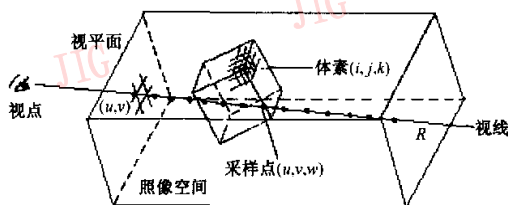


图1 光线投射法

提高绘制速度是体绘制技术的难点和热点之一,剪切-弯曲(shear-warp)算法^[6,7]已使并行体绘制成为一种基本算法,该算法可以利用多个CPU并行计算,因而大大提高了绘制速度;采用透视投影模式的光线投影法和以图象空间为序的体绘制法,运用简单的直线段步进法和平行四边形步进法代替复杂的矩阵乘法,使重采样点从观察空间转换到物体空间的变换的时间减少来提高体绘制的速度^[8]。本文针对体绘制中最关键的插值计算的时间问题,根据具体重建对象提出采用球形包围盒方法,减少重采样点的个数,有效地减少了重采样的计算量,并且使求交计算更加简单。

1 光线重采样的必要性和原理

三维离散数据场的重采样是体绘制的关键步骤之一。如果原始的三维数据场不经过重采样,直接投影到视平面上,也能得到对象的模糊的投影,从某些视角观看时,效果甚至较好,这是由于投影的对象不是连续空间实体,而是离散的,直接投影时,屏幕像素点值的获取仅仅来源于网格顶点的数据点(体素),在一定观察视角上,本来被遮挡的体素,可能会从缝隙中投影到视平面上;同理,视平面上某些像素点由于没有体素投影到该点而成为背景色,即屏幕像素点并不都是对应投影对象的正确的颜色。

解决直接投影图象质量不高的办法就是利用3D数据场的重采样技术。从理论上说,实现重新采

样,首先要从离散的三维数据场重构连续的三维数据场;其次,根据屏幕上采样点的分辨率,计算出被采样信号的奈魁斯特(Nyquist)频率极限,采用低通滤波函数去掉高于这一极限的频率的成分;最后,对滤波后的函数进行重新采样。

重构连续的3D数据场是一个由离散信号重新产生连续信号的过程。重构原始信号有两条途径:一是在频域内以一个脉冲函数乘以离散信号的频谱,去掉高频成分,然后再将乘积作傅立叶变换,从而得到重构的结果;另一种方法是,在空域内将离散采样信号与重构核函数(例如Sinc)直接作卷积运算而得到。因此,重构过程实际上也是一个滤波的过程。由于三维卷积运算十分费时,因而体绘制算法大多是以离散的方法实现的。其中,光线投射算法^[3]就是一种图象空间扫描实现体绘制的离散方法。

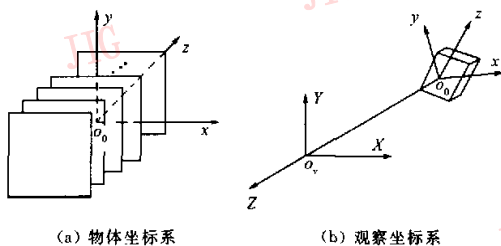
2 光线投射算法中3D数据场重采样的实现

2.1 坐标系和坐标变换

2.1.1 坐标系的设置

物体空间是指在三维数据场所定义的空间中建立的坐标系。取数据场的中心为坐标原点,CT图片堆叠方向为 z 轴正方向,图片所在的平面被定义为 $x-y$ 平面,如图2(a)所示。

观察空间是根据观察视点定义的空间,观察坐标系以视点为坐标原点,观察方向为 Z 轴负方向,向上为 Y 轴正方向,向右为 X 轴正方向,如图2(b)所示。



(a) 物体坐标系

(b) 观察坐标系

图2 物体坐标系和观察坐标系

2.1.2 三维数据场的几何变换

体绘制的优点在于能绘制整个数据场,在医学领域中,医生在诊断过程中,常需要对三维虚拟模型进行旋转和平移,以进行全面观察。因而,在体绘制时,要能以不同的视角、视线方向及不同的观察距离

来对 3D 数据场进行三维成像. 3D 数据场的旋转、平移都是线性变换, 可用矩阵 M_1 来表示.

在设计中, 观察空间中视点的变化, 用物体空间中 3D 模型的相对旋转和平移(模型变换)来实现, 3D 数据场先经过模型变换后再经模视变换转换到观察空间中. 这里, 设观察方向为视点与原始三维数据场的中心所成直线方向(图 2(b)). 因此, 模视变换, 即从物体空间坐标系转换到观察空间坐标系, 就是将经过模型变换的 3D 数据场沿 Z 轴方向上平移若干距离. 设这个变换矩阵为 M_2 . 令 $M = M_1 M_2$, 则观察坐标系中 3D 模型上的某一点 P_e , 对应未经模型变换物体空间的点 P_o 的关系如下

$$P_e = M \times P_o \text{ 或 } P_o = M^{-1} \times P_e$$

2.2 重采样的实现

一般重采样都是在观察坐标系中进行, 即在观察空间中重采样, 取得重采样点在观察空间中的坐标, 然后重采样点经过模视变换(观察坐标系和物体坐标系间的变换)和模型变换, 得到重采样点在物体空间中对应点的坐标, 最后, 在物体空间中作三线性插值得到该采样点的灰度值和不透明度值.

2.2.1 包围盒的设置

体数据由于数据量大, 整个算法执行时间很长, 选取恰当的包围盒能有效地减少重采样点的个数, 使后续的运算量都得到减少, 从而加快绘制速度.

选取包围盒的宗旨在于用足够小的包围盒容纳待绘制的 3D 数据场. 同时, 包围盒的选取还要考虑求交运算的难、易程度. 所以包围盒的选取要根据实际情况具体对待. 在本文选取的重建对象是人的眼球和头部, 都非常接近球状, 其中头部的 3D 数据场为 $128 \times 128 \times 113$; 眼球的 3D 数据场为 $80 \times 87 \times 76$. 数据来源均为 CT 扫描图片堆叠而成.

$Width$ 、 $Height$ 和 $Cross_Section$ 分别表示 3D 数据场的长、宽、高, 则球状包围盒的半径 $Radius$ 为

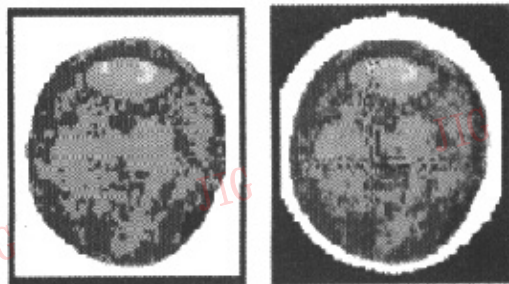
$$Radius = \frac{1}{2} \times \max(Width, Height, Cross_Section)$$

选取球形包围盒的优点是:

(1) 数据量相对较少. 比较图 3(a)和(b)可以直观地看出, 采用球状包围盒大大地减少了重采样点的个数;

(2) 光线与球的求交计算简单;

(3) 采用球形包围盒时, 当观察点在距 3D 数据场中心等距的空间位置上变动时, 则所有重采样点在观察空间中坐标是不变的, 不必重新计算观察坐



(a) 长方体包围盒

(b) 球形包围盒

图3 选取不同包围盒 3D 数据场剖面图

(图中白色部分的外沿是包围盒的边界. 球形包围盒被截平的区域为非原 3D 数据场的数据, 已被剔除)

标系中重采样点的坐标值.

其缺点是, 由于 3D 数据场沿坐标 3 个方向的数据量并不相等, 因此用上述方法获取的包围盒中包含少量数据场以外的点, 在插值前要加以判断并剔除. 判断方法是: 将重采样点变换到原始的物体 3D 空间中后, 判断该点的 x 、 y 、 z 坐标是否超出 3D 数据场的坐标范围, 如果超出则剔除.

2.2.2 投影面和采样步长的设置

用 OpenGL 来绘制 3D 数据场, 它只关心视点的位置、数据场中每个体素及数据场的位置, 这三个因素确定后三维投影图象即定. 但在重采样过程中要假设一个投影面, 利用其上的像素点和视点的位置来确定向 3D 模型投射的光线. 投影面的设置直接关系到重采样点的数量. 在已确定视点和 3D 数据场的空间位置后, 决定投射光线数量的两个因素是投影面在观察坐标系中的位置和投影面像素点的间距.

最终采样点数量还与采样步长的设置有关. 重采样点过少, 就会不满足采样信号的奈奎斯特(Nyquist)频率, 重建图象质量不高, 而采样点太密, 计算量大, 重建耗时长.

2.2.3 求交计算

(1) 光线的直线方程

已知视点 $P_o(0, 0, 0)$, 投影面上像素点 $P_e(x_i, y_i, z_i)$ (下标 i 表示像素点位置), 直线向量为 $\{x_i, y_i, z_i\}$, 归一化得到 $\{x_v, y_v, z_v\}$ (下标 v 表示观察空间), 则直线的参数方程为

$$\begin{cases} x = x_v \times t \\ y = y_v \times t \\ z = z_v \times t \end{cases} \quad (1)$$

(2) 球的曲面方程

已知 3D 数据场中心点 O_{ab} 在观察坐标系的坐标为 $(0, 0, z_{ob})$, 则球形包围盒的曲面方程

$$x^2 + y^2 + (z - z_{ob})^2 = Radius^2 \quad (2)$$

(3) 直线与包围盒的交点计算

联立式(1)、式(2)得

$$t^2 + 2z_{ob}z_v \times t + z_{ob}^2 - Radius^2 = 0 \quad (3)$$

上式无解时, 光线与包围盒无交; 有一个交点时, 光线与包围盒相切; 有两个交点时, 光线与包围盒相交, 根据采样步长, 在两个交点之间选取 K 个等距的采样点。

2.2.4 重采样点的赋值

包围盒中的采样点在物体空间中对应点 P_o 的计算

$$P_o = M^{-1} \times P_e$$

如图4所示, 图中重采样点 $P(x, y, z)$ 的灰度值由三线性插值求出。设插值点灰度值为 $f(x, y, z)$, 则

$$f(x, y, z) = f(P_2) + \frac{V_P - V_{P_2}}{V_{P_1} - V_{P_2}} (f(P_1) - f(P_2))$$

式中 P_1, P_2 两点可由 P_{11}, P_{12} 和 P_{21}, P_{22} 插值得到。以此类推, 点 P 灰度可由其邻近的 8 个 3D 数据场中的网格顶点的灰度值来确定。

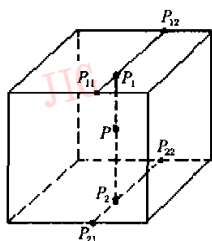


图4 三线性插值示意图

在本文中首先对 3D 数据场作重采样, 然后根据采样点的灰度值, 对重采样的数据作分类, 给各顶点赋伪彩色值和不透明度值。

重建图象的质量主要由以下 3 个因素决定: 等值面生成的精度、表面法向量的精度和 Shading 质量。其中, Shading 的质量由光照模型来决定, 等值面的生成是由数据分类和绘制算法决定。因而, 从可视化的角度说, 在这几个因素中起决定作用的是表面法向量的计算。所以, 在绘制过程中, 为了使绘制出的二维重建图象更具立体效果和真实感, 必须引入光照。法向量的计算是否精确是获得真实的光照

效果的前提。

然而在体绘制中, 并没有面的信息, 这时, 各数据点的法向量由该点的梯度值来近似代替。常用计算方法有中心差分法和灰度梯度算法, 后者精度较前者要高, 但计算量很大。它采用体素周围 $3 \times 3 \times 3$ 邻点中的 6 个中点或采用所有的 26 个邻点近似计算法向量。重采样点法向量, 可由其邻近 8 个像素点的法向量求均值得到。

2.3 加速算法

重采样是一个非常耗时的计算, 其中重采样点的灰度插值和法向量的计算是最为耗时的计算, 在微机 (CPU: P III 800, 内存 256M) 环境下, 用以上方法实现整个眼球的三维重建约需 1~2s, 头的重建约 4~5s。(以上的统计不包括计算法向量的时间, 如再加上计算法向量的时间, 耗时更长)。

减少体绘制算法的计算时间是体绘制的难点和热点, 只有使体绘制时间足够少才可能实现重建图象的交互动态显示, 对于大的体数据也能在 PC 机上实现较快的绘制。目前已提出了很多加速算法。其中, 当 3D 几何变换为线性变换时, 利用线性变换的特性, 可以使重采样点从观察空间转换到物体空间的变换的时间减少^[8]。但是最关键的是插值计算的时间, 解决方法有本文所采用的选取适当的包围盒, 减少重采样点的个数, 另外, 考虑在体绘制时, 只有表面法向量对重建图象的明暗计算起作用, 如果只计算要绘制的等值面上的重采样点的法向量, 而不是计算全部待插值的采样点的法向量, 则可以很大程度地减少时间开销。

3 试验结果及分析

利用 OpenGL 图形工具包, 以 Visual C++ 6.0 为平台, 对人眼和一个人头的 3D 数据场进行体绘制, 其结果如图 5 所示。其中, (e)、(f)、(g) 的绘制效果不是十分理想, 原因在于绘制时, 仅仅对体数据按阈值作简单分类, 而没有确定一个精确的等值面, 所以重构的二维图象质量不是非常高, 但与图 5(a)、(b)、(c) 相比, 它们的质量要好很多, 从而验证了三维数据场的重采样是体绘制的关键步骤之一。图 5(h) 是眼包围盒, 它是一个精确的等值面, 经重采样后在光照下绘制出的效果非常好, 进一步表明重建图象的质量与等值面的生成精度, 即数据分类有很大的关系。

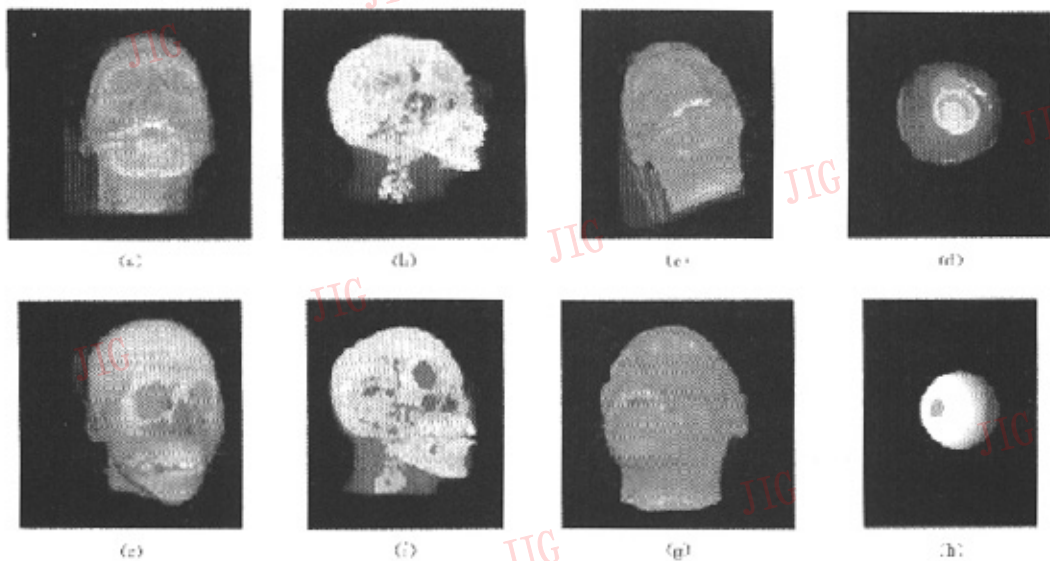


图 5 试验结果

注:(a)、(b)、(c)是头三维数据场在不同角度、用不同透明度直接投影图(无光照);(e)、(f)、(g)是对应(a)、(b)、(c)图的三维数据场重采样后的重建图象(无光照);(d)是直接投影眼的图象(透明效果,无光照);(h)是重采样后眼的重建图象。

4 结 论

在体绘制中,加速算法的关键是减少插值计算的时间,本文针对特定的重建对象,提出采用球形包围盒方法,减少重采样点的个数,有效地减少了重采样的计算量,并且使求交计算更加简单,给出的人体头部和眼球的三维可视化实验结果表明本方法能较快地提高体绘制的速度。本算法适用于球形或近似球形物体的 3D 重建。另外,在考虑体绘制时,只有表面法向量对重建图象的明暗计算起作用,在数据重采样时可只计算要绘制的等值面上重采样点的法向量,减少时间开销;同时,重建图象的质量与等值面的生成精度,即数据分类有很大的关系,如果进一步提高数据分类的精确度,重建图象的质量会更好。

参 考 文 献

- 1 Lorensen W E, Cline H E. Marching cube: A high resolution 3-D surface construction algorithm[J]. Computer Graphics, 1987, 21(3):163~169.
- 2 李飞鹏,廖孟扬等. 医学图象三维重建中的快速表面绘制[J]. 武汉测绘科技大学学报, 2000, 25(2):153~157.
- 3 Levoy M. Display of surfaces from volume data[J]. IEEE Computer Graphics and Application, 1988, 8(3):29~37.
- 4 唐泽圣. 三维数据场可视化[M]. 北京:清华大学出版社, 1999.
- 5 石教英,蔡文立. 科学计算可视化算法与系统[M]. 北京:科学出版社, 1996.

- 6 Lacroute P. Analysis of a parallel volume rendering system based on shear-warp factorization[J]. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 1996, 2(2):218~231.
- 7 Ana Elisa, Schmidt F. Combined 3D visualization of volume data and polygonal models using of shear-warp algorithm[J]. Computer and Graphics, 2000, 24(5):583~601.
- 8 刘保权,周明全,耿国华. 交互动态体绘制及其加速算法[J]. 中国图象图形学报, 2002, 7A(3):223~228.



许 寒 1973 年生,国防科技大学 2000 级硕士研究生。主要研究方向为图象处理、医学可视化等。



刘希顺 1962 年生,1992 年获国防科技大学电子技术系通信与电子系统专业工学硕士学位,现为国防科技大学电子科学与工程学院副教授,硕士生导师。主要研究方向为生物信息获取与处理、医学成像与图象处理、医学可视化等。



王博亮 1945 年生,厦门大学教授,国防科技大学兼职教授,博士生导师,中国电子学会医药信息学会医学图象处理与分析专业委员会委员。主要研究领域有生物信息检测与控制、医学成像与图象处理、虚拟人体器官建模与仿真等。