

光线投射算法在 肝CT图像三维可视化中的应用

张纬博^① 王博亮* 谢杰镇^① 李小毅^①

摘要 肝脏CT图像的三维可视化具有重要的科研价值和实用意义。直接体绘制技术已经成为三维体数据集可视化的一种重要方法。光线投射算法是一种实现原理相对简单且绘制结果精确可靠的体绘制算法,但传统算法绘制速度较慢。综合研究了现有的主要优化技术:感兴趣区域划分、空间跳跃技术及体素分类的快速三线性插值的思想,加速了光线投射算法,实现了对肝CT图像三维重建。

关键词 肝CT图像 优化的光线投射算法 三维可视化

Doi:10.3969/j.issn.1673-7571.2010.003.009

3D Visualization of Liver CT Series Image Using Ray-casting Algorithm / ZHANG Wei-bo, WANG Bo-liang, XIE Jie-zhen, et al//China Digital Medicine.--2010 5(3): 38 to 41

Abstract The visualization of liver CT series image volume data is important to scientific research and practical use. Direct volume rendering is an important method of 3D volume data visualization. As a volume rendering algorithm, Ray-casting Algorithm is easy to realize and its principle is rather simple. However, the rendering speed of traditional Ray-casting Algorithm is very slow. In this paper, we used three existed accelerating techniques: ROI division, space leaping, and the thesis of fast Tri-Linear interpolation based on voxel classified to accelerate Ray-casting Algorithm, and accomplished the 3d reconstruction of liver CT series image.

Keywords liver CT series image, accelerate Ray-casting algorithm, 3d visualization

Fund project National Natural Science Fund (No. 30770561); MOH Scientific Research Fund - Fujian Health Education Key Task Program Financing Project (No. WKJ2005-2-001, WKJ 2008-2-41); Fujian Young Science and Technology Personnel Program (No. 2009J05156)

Corresponding author Computer Department, Xiamen University, Xiamen 361005, Fujian Province, P.R.C.

1 引言

医学图像体数据的三维重建是虚拟手术仿真的前提和基础。肝脏作为人体内脏中最大的器官,对人体新陈代谢起着重要作用。肝脏的CT图像为人们提供了高分辨率的二维图像,而三位重建技术则可将二维医学图像转换成更具真实感的三维模型,不仅为虚拟手术仿真提供了必需的操作对象,也可辅助肝脏外科手术计划的制定。因此,实现肝脏CT图像三维可视

基金项目:国家自然科学基金(编号:30770561);卫生部科学研究基金—福建省卫生教育联合攻关计划资助项目(编号:WKJ2005-2-001,WKJ 2008-2-41);福建省青年科技人才项目(编号:2009J05156)

*通讯作者:厦门大学计算机科学系教授,361005,福建省厦门市湖里区吕岭路75号

①厦门大学计算机科学系,361005,福建省厦门市湖里区吕岭路75号

化具有重要的科研价值和实用意义^[1]。

体数据通常可分为规则结构的体数据和非规则结构的体数据。肝CT图像数据作为规则的体数据，可以认为是由一定数量的体素组成。体素 (Voxel) 又称为体元，可被定义成由相邻八个三维采样点围成的立方体，也可认为是组成体数据场的采样点。

体数据三维重建的实现方法主要有表面绘制和直接体绘制。表面绘制需将体数据集分成两部分，一部分体素灰度值大于等于预先设定阈值，另一部分则小于阈值。这种划分形成了用于表面重建的等值面，具有代表性的是Lorenzen等人1987年提出的行进立方体算法MC (Marching Cube)^[2]。表面绘制固然具有简单和绘制速度快的优点，但缺乏重建对象内部信息的表达，如在虚拟手术仿真中器官的切割，由于表面绘制无法显示切割后的对象内部信息而造成切割效果失真。

近年来，直接体绘制技术已成为三维体数据集可视化的一种重要方法，在许多应用中都能产生高质量图像，并已成功应用在医学可视化中。直接体绘制技术是直接体素投影到显示平面，根据成像顺序不一样可将其分为像序方法 (Object-loader) 和物序方法 (Image-loader)。物序方法指按照物体空间坐标顺序将体素投影到像平面上；像序方法则指按照像空间坐标顺序将体数据沿视线方向进行重采样滤波，再累积到像平面的一种算法。物序方法中的算法主要有抛雪球法 (Splattng Algorithm)、体素投影法 (Voxel Projection) 等，本文研究的经典的光线投影法 (RayCasting) 则是像序方法的代表。

2 光线投射法基本原理及

其实现流程

光线投射算法最先由Levoy^[3]于1988年提出，由于该算法过程相对简单且绘制结果精确可靠，因此成为医学、工程计算等领域进行数据可视化最为常用算法之一。

光线投射算法的基本原理：从像平面上的每个像素点发出至少一条光线，穿过体数据空间，在光线和体空间的交点之间等间距采样，对每个采样点通过三线性或更高次插值计算求出其数据，再计算在给定的光学模型中的光强，并与前面的采样点结果合成。对每个像素进行如上计算，最终得到整幅图像。

单个光源的采样点光强计算通常采用简化的Phone光照模型，计算公式如下^[4]：

$$I = kaI_a + fI_l(k_dNL + k_sNH) \quad (1)$$

其中， I 为采样点处的光照强度， ka 、 kd 、 ks 分别为环境、漫反射及镜面反射系数； I_a 为环境光亮度分量； f 、 I_l 为光源光强及衰减因子； N 为单位法向量； L 、 H 分别为单位入射向量及单位入射向量与单位视线向量的平均值。

光线上所有采样点颜色和不透明度的合成通常采用如下公式来完成：

$$C_{out}\beta_{out} = C_{in}\beta_{in} + C_{now}\beta_{now}(1 - \beta_{in}) \quad (2)$$

$$\beta_{out} = \beta_{in} + \beta_{now}(1 - \beta_{in}) \quad (3)$$

其中， C_{out} 、 β_{out} 为经过第 i 个体元后的颜色值和不透明度值， C_{now} 、 β_{now} 为第 i 个体元的颜色值和不透明度值， C_{in} 、 β_{in} 为进入第 i 个体元的颜色值和不透明度值。

由图1可知传统的光线投射算法实现过程比较简单。

当然，传统的光线投射算法还是存在一些缺点：投射光线太多加大了计算开销，图像生成速度较慢，难以

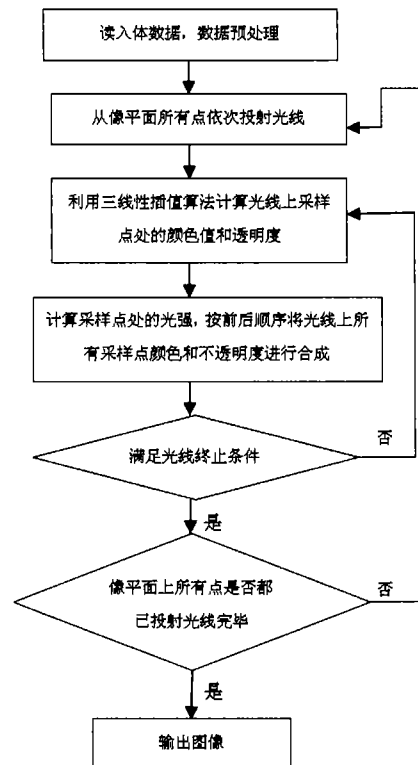


图1 传统光线投射算法的实现流程

达到医学图像处理系统实时交互的需求。基于此，已有许多研究者从不同方面提出优化的方法。利用硬件加速光线投射体绘制已成为近几年的研究热点，Kruger J和Westermann R提出了利用硬件加速光线投射的基本思想^[5]。尽管如此，独立于硬件的光线投射加速算法研究仍有着独特的作用。

3 光线投射法的优化算法

3.1 感兴趣投影区域 对于规则体数据场，通过仔细分析光线投射算法，发现成像平面上发出的投射光线并不都与体数据场相交，这些不与体数据场相交的投射光线对最终图像没有贡献，因此经典算法中像平面上的所有像素都发出光线存在相当多的计算浪费。对此，可以求出包围感兴趣区域 (region of interest, ROI) 的长方体在成像平面上的投影多边形，让投射

光线只从投影多边形中的像素发出，这样所有的投射光线基本上都和体数据相交^[6]。这种求解投影多边形的优化方法对于算法的加速起到一定作用。

ROI的投影多边形边界的划分可通过以下方法实现：在数据预处理阶段遍历三维体数据场，比较体数据场的3个方向最大的非空体数据的体元编号，求出它们中的最大值 m_max 。然后，在光线投射时，仅让由边长为 m_max 的投影正方形围成的ROI发出光线。这样，便可较大程度上减少无用光线的投射，达到算法加速的目的。

3.2 空体元及空间跳跃 对构成规则体数据的体元，又可分为空体元和非空体元。当体元被定义成体数据的每个采样点时，空体元就是采样点值为0的采样点；当体元被定义成由8个采样点构成的立方体区域时，可以定义成8个采样点的值全为0或全为透明的。

空体元对于最终图像的合成是没有贡献的，因此在光线投射时跳过空体元，这便是一种空间跳跃技术。通过这种空间跳跃充分利用了对象空间的相关性，可以避免对空体元的无意义的重采样，节省了重采样的开销。

目前，空间跳跃加速技术主要有以下几种：采用分层的体数据存储结构，可以直接跳过空体元，具体包括使用金字塔结构（pyramids）、八叉树（octrees）等；通过对数据预处理，对空体素赋一距离值，该值为它与邻近非空体元的距离，在绘制时可直接跳过空体元；另外一种是在采样前先判断体元是否为空体元，如是空将不在此体元中重采样。

3.3 基于体素分类的快速三线性插值 插值运算在光线投射算法起着重要作用，无论是数据预处理，还是在光线投射过程中的数据重采样，都对整个算法

的实现速度有着相当大的影响。由于进行三维重建的体数据场都是离散的，采样点一般不会刚好位于数据样点的位置，因此必须进行插值计算，以获得所需采样点的数值。体绘制的采样中可使用的插值方法主要有：最近邻点法、距离加权插值法、直接采样法、三线性插值法等。这些方法的计算复杂度不同，速度也有差别。

目前，在光线投射体绘制中应用最广泛的是三线性插值算法，该算法根据采样点所在体元的立方体网格单元的8个顶点上已知的数值进行三维线性插值，也称为三线性插值（Tri-Linear interpolation）^[7]。根据图2的体素顶点分布，单位立方体内采样点 $P(x,y,z)$ 的数值 V_p 可以按照如下公式计算：

$$V_p = V_0(1-f_x)(1-f_y)(1-f_z) + V_1(1-f_x)f_y(1-f_z) + V_2(1-f_x)(1-f_y)f_z + V_3(1-f_x)f_yf_z + V_4f_x(1-f_y)(1-f_z) + V_5f_x(1-f_y)f_z + V_6f_xf_y(1-f_z) + V_7f_xf_yf_z \quad (1)$$

公式(1)中的 V_i 是体素顶点数值， f_x 、 f_y 、 f_z 则是采样点 P 所在位置的各维坐标值与其整数化值的差值。仔细分析可知，该公式可被分解成7次线性插值，一次线性插值需2次乘法和2次加法，因此计算每一个新采样点共需14次乘法和14次加法。

体素分类快速三线性插值算法的基本思想^[1]是根据体素8个顶点数值的差值，对体素进行分类，对于不同类型的体素采用不同的插值算法。推导长方体体元的三线性插值公式，首先得先定义如下一组顶点值差分表达式：

$$\begin{aligned} \Delta V_{10} &= (V_1 - V_0), \Delta V_{20} = (V_2 - V_0), \Delta V_{30} = (V_3 - V_0) \\ \Delta V_{40} &= (V_4 - V_0), \Delta V_{50} = (V_5 - V_0), \Delta V_{60} = (V_6 - V_0) \\ \Delta V_{70} &= (V_7 - V_0) \end{aligned} \quad (2)$$

将公式(2)代入式(1)中，可得到下面的基于体素分类的三线性插值公式：

$$V_p = V_0 + \Delta V_{10}f_x(1-f_y)(1-f_z) + \Delta V_{20}f_x(1-f_y)f_z + \Delta V_{30}f_xf_y(1-f_z) + \Delta V_{40}f_x(1-f_y)f_z + \Delta V_{50}f_xf_yf_z + \Delta V_{60}f_x(1-f_y)f_z + \Delta V_{70}f_xf_yf_z \quad (3)$$

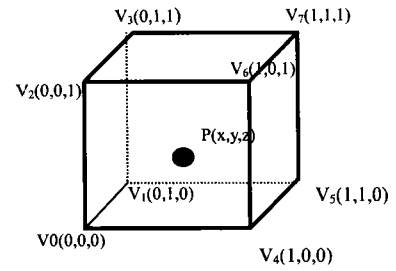


图2 体素顶点分布示意图

体素分类的原理正是根据 ΔV_{75} 、 ΔV_{64} 、 ΔV_{54} 、 ΔV_{40} 、 ΔV_{31} 、 ΔV_{20} 、 ΔV_{10} 是否等于0将8点的插值分成128类。算法具体实现中可以用一个大小为7的整型数组 $A[7]$ 分别与 ΔV_{75} 、 ΔV_{64} 、 ΔV_{54} 、 ΔV_{40} 、 ΔV_{31} 、 ΔV_{20} 、 ΔV_{10} 对应，若相应的 ΔV_{ij} 为0，则对应的 $A[k]$ 置为0，否则置1。计算中根据数组 A 的不同构成公式(3)将得到不同插值表达式，从而达到减少插值计算量的目的。

根据本节所研究的上述优化技术，对图1的经典光线算法实现流程进行改进，完整的优化算法描述如下：
步骤1：读入体数据 m_data ，可通过遍历 m_data 对其进行适当压缩，在此过程中亦可求出 m_data 中三个方向非空体元编号的最大值 max_x 、 max_y 、 max_z 和最小值 min_x 、 min_y 、 min_z ，算体元的灰度梯度值 $grad$ 。
步骤2：利用非空体元编号的最大、最小值划分ROI投影多边形。
步骤3：从ROI投影多边形中依次发出光线。每条光线上体数据的重采样采用基于体素分类的快速三线性插值，而在对每个采样点进行重采样前判断其是否为空体素，若是则不进行重采样，直接跳过。
步骤4：对光线上的采样点利用简化的Phone模型计算光强，其中单位法向量及步骤1中计算的梯度值 $grad$ 。利用式(2)、(3)自前向后合成完成采样和光强计算的所有采样的颜色和透明度。
步骤5：若完成ROI多边形内所有

点的光线投射,则输出图像。

4 实验结果及分析

利用优化的Ray-casting算法对肝脏CT图像的三维重建已经在AMD 1.82GHz、DDR内存1G、显卡NVIDIA PCX5750的PC机上,采用Visual C++配合OpenGL编程实现。实验数据采用经过虚拟肝脏分割软件(VSP)预处理的人体肝脏CT数据。具体用到的体数据大小分别为 $512 \times 512 \times 155$ 和 $512 \times 512 \times 195$ 的未经分割的肝CT数据,以及相应的经过VSP分割得到肝实质和肝血管。

实验中发现,Ray-casting算法的实现速度除了与体数据类型和规模有关外,还和图像分辨率和重采样步长有关。本实验均假设图像分辨率(490×490)和重采样步长(1.0)不变,由图3可见算法改进前后的绘制效果基本没有改变。

在绘制质量基本不变的前提下,仔细分析表1中不同体数据类型的体数据绘制时间,可以看出对原始CT数据,优化算法加速了1s多。但对于经过分割的数据,优化算法绘制时间均加速了2倍多。对于传统光线投射算法,相同层数不同类型的体数据运行时间的大小顺序为:原始CT数据<肝实质<肝血管,这种顺序说明传统算法未考虑对于空体元的特别处理,以致空体素越多的数据花在重采样上的时间越多。经过优化的算法考虑到体素的不同分类,且划定ROI投影多边形和采用空间跳跃技术,最大限度减少了空体素对光线投射中重采样的影响,使数据的绘制时间仅与非空体素的比例有光,因此从表1可以看到利用优化后的算法,相同层数不同类型的体数据绘制时间的大小顺序为:原始CT数

据>肝实质>肝血管,这也说明优化算法对于空体素比例高的体数据加速效果更为明显。

表1 改进前后绘制时间(s)比较(不考虑数据预处理)

体数据类型	层数	传统算法运行时间	优化算法运行时间	加速比
原始CT数据	155	5.005	3.817	1.311
肝血管	155	7.297	1.802	4.049
肝实质	155	7.031	2.437	2.885
原始CT数据	195	5.932	4.735	1.253
肝血管	195	9.158	2.886	3.173
肝实质	195	8.177	3.500	2.336

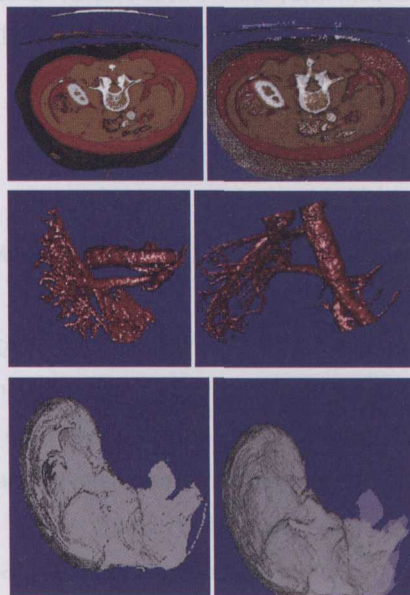


图3 算法改进前后绘制效果比较(左边为传统算法绘制效果,右边为改进后的算法绘制效果,使用体数据大小为 $512 \times 512 \times 155$)

5 小结

肝脏CT图像的三维可视化为虚拟肝脏手术提供了前提和基础。体绘制能为虚拟手术中的切割及其力反馈提供更为逼真的三维操作对象,光线投射算法因其高质量的绘制效果被广泛应用于体数据的三维重建。针对传统光线投射算法存在绘制速度慢的缺点,许多研究者都提出相应的优化算法。我们在深入研究目前光线投射算法的主要优化方法基础上,利用这些算法实现了肝CT图像的三维可视化,对光线投射算法的加速作了有意义的探索,也为进一步的三维仿真研究奠

定了基础。

参考文献

- [1] 宋晓,王博亮,黄绍辉,等.基于Open Inventor的虚拟肝脏手术切割方法研究[J].厦门大学学报(自然科学版),2009,48(5):672-675.
- [2] Lorensen W,Cline HE.Marching cubes:a high resolution 3d surface construction algorithm[J].ACM Computer Graphics SIGGRAPH,1987,21(4):163-169.
- [3] Marc Levoy.Volume Rendering:Display of surfaces from volume data[J].IEEE Trans Computer Graphics Application Trans,1988,8(3):29-37.
- [4] 金朝阳,王建中.自适应光线投射直接体绘制算法及实现[J].中国医学影像技术,2005,21(4):634-638.
- [5] Kruger J,Westermann R.Acceleration techniques for GPU-based volume rendering[A].In Proceedings of IEEE Visualization,2003,2003:287-292.
- [6] 王洗,刘小平,殷飞.一种加速的规则体数据场光线投射体绘制算法[J].计算机与数字工程,2002,30(2):27-32.
- [7] 诸葛斌.医学图像三维重建[M].杭州:浙江工商大学出版社,2008:23-29.
- [8] 戴培山,王博亮,鲍春波,等.基于CT图像的鼻咽组织重建[J].系统仿真学报,2008,20(12):3200-3203.

【收稿日期:2010-01-13】

(责任编辑:赵士洁)