

体绘制源和反射-衰减模型

李飞鹏

(武汉测绘科技大学测绘遥感信息工程国家重点实验室, 武汉 430072)

廖孟扬 曾发龙 王思贤

(武汉大学图象及信息技术研究所, 武汉 430072)

摘要 为解决医学图象三维可视化中三维体数据显示的问题, 在综合了体绘制源-衰减模型和兰伯特漫反射余弦定律的基础上, 提出了体绘制源和反射-衰减光照模型. 新的模型假定三维标量数据场中的每一点都既是点光源, 又能够反射外部入射光, 并且反射光的分布遵循兰伯特漫反射余弦定律. 由以上假定推导出体绘制的基本运算公式. 实验结果表明, 体绘制源和反射-衰减模型是一种性能优良的体光照模型, 其用于医学断层图象三维可视化能够生成逼真的显示图象.

关键词 三维可视化 体绘制 体素 透明度

中图法分类号: TN941.1 **文献标识码:** A **文章编号:** 1006-8961(2000)05-0425-05

Source & Reflection-Attenuation Model for Volume Rendering

LI Fei-peng

(LIESMARS Wuhan Technical University of Surveying and Mapping, Wuhan 430072)

LIAO Meng-yang, ZENG Fa-long, WANG Si-xian

(Dept. of Electrical Engineering, Wuhan University, Wuhan 430072)

Abstract For almost all kinds of medical images, especially image series generated by CT, MRI and B-Scan, the difficulty consisting in the rendering of three-dimensional (3D) volume data set is actually a key hindrance for 3D Visualization. Aiming at the problem, a lot of models and algorithms have been proposed. In medical imaging, shortly after the publication of "Volume Rendering" written by Dr. Drebin, the algorithm of volume rendering based on classification became very popular. However, the common method can be only a makeshift. 3D visualization, in terms of direct insight into the volume data set, should not be the superstructure of classification, but the basis of it. Summarizing the Source-Attenuation model of volume rendering and Lambert Cosine Law of diffuse reflection, in the paper, a new light model of Source & Reflection-Attenuation for 3D Visualization in Medical Imaging is proposed. This model assumes that each point in the three-dimensional scalar data field is a light source and can also reflect the incident ray, moreover the distributing of reflected light conforms to Lambert Cosine Law of diffuse reflection. The experimental results show that the new model can produce vivid 3D images, when used for 3D visualization in medical imaging.

Keywords Three-Dimensional visualization, Volume rendering, Voxel, Opacity

0 引言

医学图象三维可视化涉及多个学科的研究范畴, 其中三维数据场的绘制技术是医学图象三维重建的关键. 早期三维数据场绘制技术的算法是借鉴

计算机图形学的传统技术, 即先提取数据场的等值面, 然后予以绘制, 这是一种表面绘制. 但很多情况下, 体数据都不是用几个等值面就能够完全描述的. 这样, 采用体光照模型对三维数据进行直接显示的体绘制就成为近年来研究的热门课题^[1], 快速体绘制的算法更是当前研究的热点所在. 由于体绘制不

对体数据进行绝对分割,因此体绘制比表面绘制刻画的图象更加精细准确。

体光照模型是进行直接体绘制的基础。目前常用的模型有源-衰减模型(Source-Attenuation)^[2]、变密度发射模型(Varying density emitters)及材料分类和组合模型(classification and mixture)三种。前面两种虽然假设不同,但得到的结论是类似的;Drebin提出的基于材料分类与光强组合模型的体绘制^[3]已成为医学图象三维显示的经典方法。这种方法的关键是在绘制之前,先通过模糊分类将所有体素转换为几种不同物质的百分比组合,然后根据分类的结果赋予每个体素一定的颜色和透明度,这种分类的好处在于能够生成彩色图象。但是这种分类需要先验知识,且分类材料的选取对于不同种类或不同部位的医学图象不具有通用性。事实上,直到现在,还没有一种自动分类的算法能够适用于所有的医学图象^[4]。而且由于分类的引入,实际上使体绘制变得十分复杂。有鉴于此,我们认为,在医学图象可视化中,虽图象的分割确有必要,但重建图象的显示可以不依赖于分割或分类,也就是说,无论体数据分割与否,都可以进行正确的显示。

有鉴于此,我们提出了体绘制源和反射-衰减模型。它是根据综合源-衰减体光照模型和兰伯特漫反射余弦定律,推导出相应的计算公式,因而使体绘制的过程大为简化,并且能够绘制出逼真的图象。

1 源和反射-衰减模型

医学CT, MRI和B超等断层图象序列经过一定的预处理后,可以看成是三维笛卡尔数据场。同时,我们把数据场中的每一个采样点看作为一个粒子^[2]。顾名思义,源和反射-衰减模型就是既考虑粒子发光又考虑粒子反光的模型。该模型假定数据场中的每一体素都是受到激励而自身发光的粒子,同时为了增强绘制的立体感,引入一定的入射光,并假定体素反光,而且从宏观上,反射光的分布遵循表面光照模型的兰伯特漫反射余弦定律。这样的一些假设和简化也许不完全符合物理学中光的传播规律,但三维可视化的主要目的在于提供三维体数据的好的视图,不一定都要严格遵照实际的光学规律。例如,X光线跟踪就是为了消除光线折射导致的内部结构扭曲和形变,因而假设光线直线前进。

如图1所示,以X光CT体数据为例,来讨论源

和反射-衰减模型。图中C为体数据中的任意点; I_{in} 为外部入射光强,为计算方便,假定入射光源在无穷远处,则外部入射光可看作平行光; I_s 为体素发射光强; I_r 为体数据内隐含面对外部光源的反射光强。

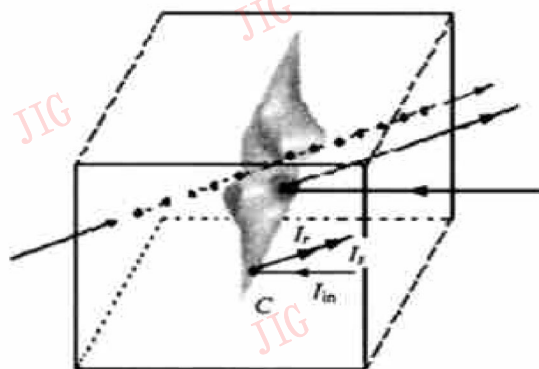


图1 源和反射-衰减模型

1.1 透明度

在人体X射线CT图象中,图象的灰度实际上对应着光线的衰减系数,比如白色的骨组织衰减大,灰色的软组织衰减少,而衰减系数就是透明度。因此,体素的灰度就对应着体素透明度^[5]。我们可以假定它们具线性关系,并且认为可见光亦符合这一关系。为了更好地从体数据中滤除不需要看见的部分,从而使希望看见的部分更加突出地显示出来,还可以将线性关系予以推广,并且引入其它因子。在显示的过程中,可通过调整权值,从三维体数据中选择出希望看见的信息,抑制不需要看见的信息,从而达到对三维体数据的最好显示。

定义每个体素的不透明度为 $t_c(t_c = 1 - \bar{t}_c)$,透明度为 \bar{t}_c 。

$$t_c = f(g_c, d_c, n_c \Lambda) \quad (1)$$

f 为自定义的体素性质到透明度的映射, g_c 为体素C灰度, d_c 为体素到观察点的距离, n_c 为体素灰度梯度。

1.2 体素光强

由体素C(简化为点)发出的光强 I_c 为

$$I_c = I_s + I_r \quad (2)$$

I_s 为体素自身发光强度,我们知道X光CT图象中每一点的灰度 g_c ,它对应着该点对X线的衰减系数,现在假设有一种反X射线能够激发体素发光,而且假设其发光系数与衰减系数成正比,则体素自身发光强度为

$$I_s = K_s \cdot g_c \quad (2)$$

其中 K_s 为常数, g_c 为体素C的灰度,或者说是三维标量数据场中点的数值。

反射光 I_r 则由兰伯特漫反射余弦定律来计算,

体数据隐含面光的明暗分布为

$$I_r = K_d I_d \cos\theta \quad (4)$$

式中, K_d 为漫反射常数, 与材料表面的性质有关; I_d 为体素 C 的入射光强; θ 是入射光与隐含面法向量的夹角(体数据中的法向量采用灰度梯度来代替^[6]).

体素 C 的入射光强为

$$I_d = I_{in} \cdot \prod \bar{t}_{ci} \quad (5)$$

式中, \bar{t}_{ci} 为光线穿过体数据时, 经过的体素点的透明度值.

将式(5)代入式(4)得

$$I_r = K_d I_{in} \cdot \prod \bar{t}_{ci} \cdot \cos\theta \quad (6)$$

再将式(6)和式(3)代入式(2), 得到三维体数据集中任意一点光强计算公式

$$I_c = K_s \cdot g_c + K_d I_{in} \cdot \prod \bar{t}_{ci} \cdot \cos\theta \quad (7)$$

2 图象合成

体光照模型提供了体数据中各数据点光照强度的计算方法, 而图象合成的过程就是遍历体数据, 并按照一定的组合公式求出投影图象颜色的过程, 图象合成一般有两种方法, 即图象空间序的绘制方法和物体空间序的绘制方法.

图象空间序的绘制算法就是首先从屏幕上的每一象素出发, 根据设定的视点方向, 发出一条射线, 这条射线穿过三维数据场的体素矩阵, 沿这条射线选择 K 个等距采样点, 然后由距离某一采样点最近的 8 个体素的颜色值及不透明度值作三维线性插值, 来求出该采样点的不透明度和颜色值. 在求出该射线上所有采样点的颜色值及不透明度值后, 可以采用由后到前或由前到后的两种不同的方法将每一采样点的颜色和不透明度进行组合, 从而计算出屏幕上该点处的颜色值.

物体空间序的绘制算法是根据每个数据点的值来计算该点的不透明度及颜色值, 然后根据给定的视平面和观察方向, 将每个数据点的坐标由物体空间变换到图象空间. 再根据选定的光照模型, 计算出每个数据点的光照强度, 然后根据选定的重构核函数计算出从三维数据点光照强度到二维图象空间的映射关系, 以得出每个数据点所影响的二维象素的范围及对其中每个象素点的光照强度的贡献. 最后将不同的数据点对同一象素点的贡献加以合成.

根据物理光学的比尔定理可以推出光线的组合

公式为

$$I = I_0 + \sum_{i=1}^n (t_{oi} \Lambda_{i-1}) I_i \quad (8)$$

式中, t_i, I_i 分别是各点的透明度和光强.

由于医学断层扫描图象原本都是灰度图象, 如果生成了彩色图象, 则必定是在图象合成时融合了附加的信息. 作为医学图象三维可视的基础, 由体绘制源和反射-衰减模型生成的预览图象开始都只能是灰度图象或者是 RGB 等彩色空间的一个单色分量. 在获得观察图象, 并对三维体数据进行分割之后, 才可以赋予各组成部分以不同颜色来合成彩色图象.

3 体绘制基本步骤

体绘制基本步骤如图 2 所示. 在进行其它处理之前, 先要对二维断层数据进行插值、滤波等数据预处理, 以形成三个坐标轴方向各向同性的体数据, 并滤除对绘制结果有较大影响的噪声; 接着计算体数据梯度等需要被表达的量; 由于考虑外部光源, 因此还有必要选择光源和视线方向; 接下来就根据体光照模型计算体素光强和透明度, 最后将三维数据投影到二维平面.

以上叙述的是体绘制的基本过程, 实际运用中为加快投影的速度, 以满足任意角度旋转的需要, 常需对算法进行优化.

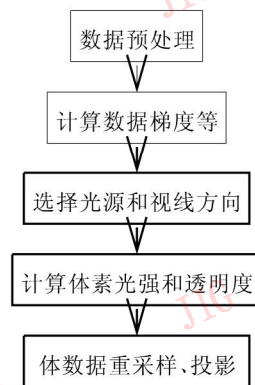


图 2 体绘制基本步骤

4 结果与讨论

图 3 中(a)和(b)分别为对 $128 \times 128 \times 84$ 的 MRI 体数据集和 $256 \times 256 \times 24$ (插值后为 $256 \times 256 \times 47$) 的 CT 体数据集的绘制结果. (c)、(d)是对同一 CT 数据集, 调整视角方向和透明度映射函数

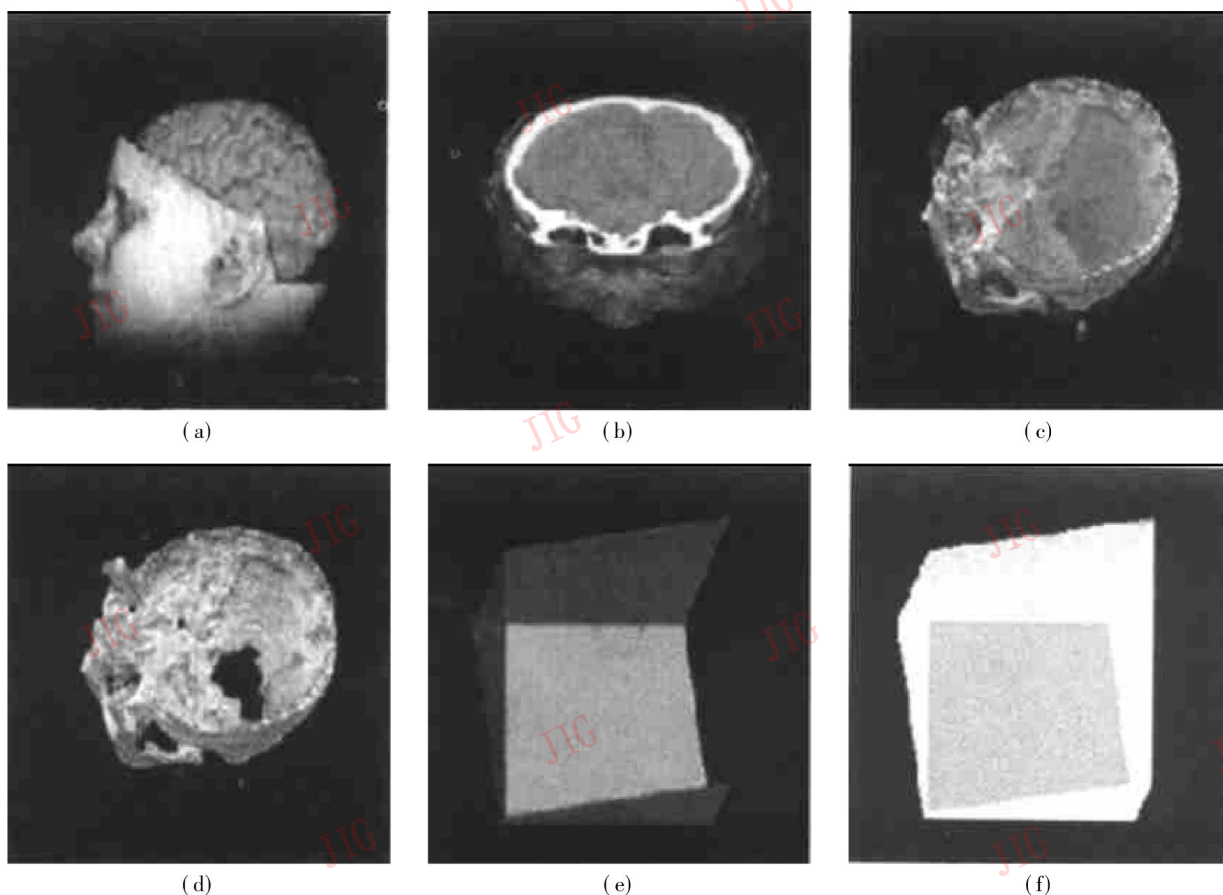


图3 体绘制结果

后的绘制结果。(e)、(f)为源和反射-衰减模型与源-衰减模型对一方盒的重建结果对比。

4.1 重建速度

由于在绘制中免去了体素分类的过程,因此,整个方法的实现较 Drebin 的方法更为简单,且需要的计算量也要小得多。采用该模型,在 128M 内存的奔腾 450 微机上对两个体数据集重建三维图象,其中 MRI 数据集运算时间为 4.6s 左右,CT 数据集运算时间为 10.8s。如果运算过程中采用查找表技术,则程序运算速度还能大幅度提高。由于各种模型和算法之间的差异较大,同是基于分类的体绘制算法的重建方法也可以有很大的不同,而且实现的硬件(如平台有微机、图形工作站和高性能并行计算机)也不具有可比性。因此,目前还难以就源和反射-衰减光照模型和其它模型作出准确比较,但是有一点可以明确,不分类肯定比分类要简单得多,相应的平均计算复杂度也要小得多。由于源和反射-衰减光照模型需要计算反射光强,因此在其它方面相同的情况下,前者的速度肯定慢于后者。

4.2 重建效果

由于目前还没有一个客观的三维可视化结果的评估标准可以用来衡量图象的质量,因此判断绘制

结果的好坏只能通过视觉观察。由图 3(e)、(f)可知,加入反射分量后,源和反射-衰减光照模型生成的图象立体感比源-衰减光照模型生成的图象要好得多。上面的图片显示了体绘制源和反射-衰减光照模型能够生成效果逼真的三维图象。

5 结论

实验证明,体绘制源和反射-衰减光照模型是一种性能优良的体光照模型,其用于医学图象的快速三维显示,能够生成逼真的图象。而且其重建出来的一些实验图片,经同济医院医学专家审阅,也认为是“逼真的”。该模型作为一种三维笛卡儿数据场的体绘制模型,是否普遍适用于各类数据还有待进一步检验。

参考文献

- 1 T Todd Elvins. A survey of algorithms for volume visualization. *Computer Graphics*, 1992, 26(3): 194~ 201.
- 2 S Jaffery, K Dutta. Digital reconstruction methods for 3D image visualization. *SPIE*, 1984, 507.
- 3 Robert A Drebin, Loren Carpenter, Pat Hanrahan. Volume Rendering. *ACM Computer Graphic*, 1988, 22(4): 65~ 74.
- 4 T Buck, H Ehrliche, W Strasser *et al.* 3-D segmentation of medical structure by integration of raycasting with anatomic

knowledge. Computer & Graphics, 1995, 19(3): 441~ 449.

- 5 J T Kajiya, B P Von Herzen. Ray tracing volume densities. ACM Computer Graphics, 1984, 18(3): 165~ 173.
- 6 K Hohne, R Bernstein. Shading 3D image from CT using gray level gradients. IEEE Trans. Medical Imaging, 1986, 5(1): 665 ~ 668.



李飞鹏 1996年毕业于武汉大学电信学院,获学士学位,1999年于武汉大学电信学院获硕士学位.主要从事图象处理,三维可视化等的研究.

廖孟扬 武汉大学图象及信息技术研究所创始人,长期从事图象及信号处理方面研究.

曾发龙 1996年毕业于武汉大学电信学院,获学士学位,1999年于武汉大学电信学院获硕士学位.主要从事图象处理,模式识别等的研究.

王思贤 武汉大学图象及信息技术研究所副教授,长期从事图象及信号处理方面研究.

第九届全国多媒体技术学术会议征文通知

由中国计算机学会多媒体专业委员会及中国图象图形学会多媒体专业委员会联合主办的第九届全国多媒体技术学术会议定于2000年10月18~22在北京召开.会议将为从事多媒体技术的研究开发人员、工程技术人员以及制造厂商提供交流科学研究、科技开发经验及科技开发成果推广应用的场所.

这次会议将对多媒体技术基础理论、多媒体应用支撑平台、分布式多媒体技术以及多媒体系统集成和应用技术展开广泛地交流和讨论.同时还对多媒体通信、多媒体数据库及多媒体电子出版物展开深入地交流和讨论.大会程序委员会将从论文集中评选优秀论文,向国内核心学术刊物推荐出版.

一、征文范围

1. 多媒体技术基础
 - 多媒体信息处理技术
 - 多媒体信息压缩和大容量存储技术
 - 多媒体信息模型
 - 多媒体信息获取、显示和接口技术
 - 实时信号处理技术
 - 可视化技术
 - 动画技术
 - 虚拟现实技术
2. 多媒体应用支撑平台
 - 多媒体著作工具
 - 多媒体系统软件平台
 - 多媒体数据库
 - 多媒体应用标准
 - 多媒体应用系统体系结构
 - 多媒体 ASIC 设计与应用
 - 超文本与超媒体
3. 分布式多媒体技术与多媒体通信
 - 多媒体电子邮件
 - 多媒体网络技术
 - 多媒体会议室系统和多媒体桌上会议系统
 - 分布式多媒体支撑平台
 - 协同工作和群件技术
4. 多媒体应用技术
 - 多媒体信息系统

多媒体在计算机辅助教育中的应用
多媒体家庭教育和娱乐系统
商用多媒体系统和电子商务
多媒体医疗信息系统
多媒体远程教学系统
多媒体电子出版系统

二、征文要求

1. 反映在多媒体及有关技术领域中的技术和应用研究成果
2. 未在其它会议或刊物上发表过
3. 文稿需按 word 或 wps 格式,按 A4 纸排版
4. 来稿篇幅不超过 7000 字,并含中英文题目摘要和关键词
5. 来稿请寄:清华大学计算机系 钟玉琢教授
邮 编: 100084
联系人: 杨士强教授
电 话: (010) 62784141, 62782406
传 真: (010) 62771138

三、征文日期

征文截止日期: 2000 年 8 月 15 日
录取通知日期: 2000 年 8 月 25 日
提交正式论文截止日期: 2000 年 9 月 10 日

四、程序委员会机构

大会程序委员会主席: 钟玉琢教授
副主席: 杨 品教授
胡晓峰教授
张宏江教授
秘书长: 杨士强教授