

西安电子科技大学

硕士学位论文

基于VTK的医学图像体绘制技术研究

姓名：陈超

申请学位级别：硕士

专业：控制理论与控制工程

指导教师：郭宝龙

20100101

摘要

医学图像三维重建及可视化是一个多学科交叉的研究领域，是当前医学图像处理的研究热点，具有重要的理论研究意义和临床应用价值。

本文主要研究了直接体绘制技术，针对传统光线投射算法中存在的空体素数量多和三线性插值计算量大这两个问题，提出了一种综合光线投射加速算法。直接体绘制技术是一种重要的医学图像三维重建技术。首先，介绍了医学图像三维重建的一些基本理论和关键技术；接着，综述了典型的医学图像三维重建与可视化算法，并比较了各种算法的优缺点；然后，阐述了直接体绘制方法的原理和流程，并对直接体绘制技术中常用的光线投射算法进行了重点研究；最后，针对传统光线投射算法中存在的空体素数量多和三线性插值计算量大这两个问题，提出了一种综合光线投射加速算法。实验证明，该算法在保证绘制质量的同时，有效地提高了绘制效率，具有良好的综合性能。

关键词：医学图像三维重建 直接体绘制 光线投射算法 加速算法

Abstract

Medical Image 3D Reconstruction and Visualization is a multi-disciplinary subject. Now, this technology, one of the most important hotspots in the field of medical imaging, is not only important to the theory research but also valuable for clinic diagnosing.

This thesis focuses on the direct volume rendering algorithms, especially the ray casting algorithm which is the most important and common one among direct volume rendering algorithms. To solve the existing problems of traditional ray casting algorithm, including high computational complexity and large number of empty voxels, which result in slow rendering velocity, a hybrid approach of accelerating traditional ray casting algorithm is proposed. In this thesis, some important knowledge about Medical Image 3D Reconstruction is introduced, including characteristics of common medical images and pretreatment methods, different methods of Medical Imaging Visualization, their advantages and disadvantages and their accelerating algorithms. Then principles and details of both medical image 3D reconstruction and direct volume rendering are described and analyzed respectively and systematically. Finally, the ray casting algorithm is studied deeply and the existing problems of traditional ray casting algorithm, including high computational complexity and large number of empty voxels are pointed out. So, a new hybrid approach of accelerating traditional ray casting algorithm is proposed. Simulation results demonstrate that this new approach has achieved noticeably better performance than traditional ray casting algorithm with moderately decreased image quality.

Keyword: Medical image 3D reconstruction Direct volume rendering
Ray casting algorithm Accelerating algorithm

西安电子科技大学 学位论文独创性（或创新性）声明

本人声明所呈交的论文是我个人在导师指导下进行的研究工作及取得的研究成果。尽我所知，除了文中特别加以标注和致谢中所罗列的内容以外，论文中不包含其他人已经发表或撰写过的研究成果；也不包含为获得西安电子科技大学或其它教育机构的学位或证书而使用过的材料。与我一同工作的同志对本研究所做的任何贡献均已在论文中做了明确的说明并表示了谢意。

申请学位论文与资料若有不实之处，本人承担一切相关责任。

本人签名： 陈超

日期 2010.3.9

西安电子科技大学 关于论文使用授权的说明

本人完全了解西安电子科技大学有关保留和使用学位论文的规定，即：研究生在校攻读学位期间论文工作的知识产权单位属西安电子科技大学。本人保证毕业后离校后，发表论文或使用论文工作成果时署单位名称仍然为西安电子科技大学。学校有权保留送交论文的复印件，允许查阅和借阅论文；学校可以公布论文的全部或部分内容，可以允许采用影印、缩印或其它复制手段保存论文。（保密的论文在解密后遵守此规定）

本学位论文属于保密在___年解密后适用本授权书。

本人签名： 陈超

日期 2010.3.9

导师签名： 郭宏伟

日期 2010.3.9

第一章 绪论

1.1 引言

20 世纪 70 年代, 计算机断层扫描技术在医学上的成功应用开创了影像医学的新纪元, 实现了人体无创检查和诊断。随后, 磁共振血管造影、超声、单光子辐射断层摄影等先进影像技术在临床医学上的应用使得影像医学迅速发展, 人们获得了大量人体内部组织器官的二维数字断层图像序列。然而, 二维断层图像只是表达某一截面的解剖信息, 仅依靠这种二维图像很难直观体现或确定人体组织器官的三维结构。于是, 人们开始利用二维图像序列(已包含了人体组织器官三维信息)实现医学图像体数据的三维重建。

在过去二十多年里, 对医学图像体数据的三维重建已经在计算机图形学的基础上发展成为一门新兴的学科。80 年代后随着医学图像成像技术的进步, 计算机断层(CT)扫描、B 超和核磁共振成像(MRI)技术能提供高分辨率的二维图像。这些高质量的二维图像为三维重建技术的研究提供了必要的物质保障, 而三维重建技术为医学图像的应用提供了重要的技术支持和广阔的应用前景。

经过十几年的发展, 医学图像体数据三维重建已经从辅助诊断发展成为辅助治疗的重要手段。三维重建技术能充分利用 CT, B 超或 MRI 等医学图像体数据, 采用面绘制或体绘制的成像算法, 获得任意视角透视的三维图像, 便于医生对人体内部结构进行观察。利用三维重建技术对医学图像进行处理, 构造三维模型, 并对三维模型从不同方向投影显示, 提取出相关器官的信息, 能使医生对感兴趣器官的大小、形状和空间位置获得直观且定量的描述, 从而帮助医生作出正确的诊断。另外, 三维重建的结果可以生成并保存一系列结果图像帧, 可按电影序列在线或离线反复回放, 有利于对医学图像进行管理, 实现数字化医院。

1.2 选题的意义与国内外研究现状

1.2.1 医学体数据三维重建技术研究意义

通过观察组织或者器官的一组二维断层图像来判断病情是比较常规的方法, 但是这种方法不能够准确地确定病原体的具体位置、大小、几何形状以及与周围生物组织之间的空间位置关系。医学图像体数据三维重建技术通过数字图像处理技术以及一定的数学方法, 对组织或者器官进行重建, 是辅助观察者对人体器官、软组织区域以及病理区域的周围组织进行分析和显示的有效工具。

除了用于辅助医疗诊断外, 医学图像三维重建也是外科手术操作方案演练、

体内手术导引、机器人外科手术、手术仪器试制与分析、医学教学与训练、远程医疗、远程手术等医学课题的基础环节。例如,人体内部结构十分复杂,通常医生无法观察到手术进行的实际情况。而且,手术具有高危险性,不能预先在人体上模拟。利用三维重建技术,在重构出的三维图像基础上,进行计算机模拟,可以设计、选择最佳手术方案。不仅如此,还可以在手术过程中对手术进行情况在屏幕上予以监视,使医生们做到“心中有数”,从而大大提高手术的成功率。

简言之,随着现代科学技术的发展,医学图像三维重建技术在医学领域的诊断和治疗等方面发挥着越来越不可替代的作用,主要体现在以下几个方面:

- (1) 重构出人体组织和器官的三维结构,使医生对病情作出正确的判断。
- (2) 进行手术规划和手术过程的模拟,提高手术的可靠性和安全性。
- (3) 根据三维重建所得到的几何描述等,用计算机辅助制造系统自动加工人体器官,如假肢等等。
- (4) 医学研究、教学演示以及模拟试验等工具。
- (5) 器官结构分析以及关于各种器官和组织的温度、应力等有限元分析,流质(血液或者其他分泌代谢系统)的动态分析,分子建模等等。
- (6) 放射性治疗计划的制定以及模拟等。

1.2.2 医学体数据三维重建及可视化技术国内外发展

从 70 年代起,各种成像技术相继出现,包括计算机断层造影(Computer Tomography)、磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging)、超声波成像(Ultrasonic Imaging)、正电子发射计算机断层成像(Positron Emission Tomography)、单光子发射计算机断层造影(Single Photon Emission Computed Tomography)等,使得人们对病理区域的了解内容得到极大的丰富。由于二维图像只能反映局部组织的情况,需要工作人员具有丰富的经验对病灶的情况进行判断。与此同时,医学图像的三维重建技术迅速发展,解决了全面反映病灶区域的成像技术,成为当前研究的热点。另外,可视化的技术应用对象由最初的组织和器官,已经逐步地发展到人体的可视化,推动了虚拟可视人的发展。

1. 国外研究现状

体数据可视化的概念可追溯到 20 世纪 70 年代,体数据可视化在三维医学图像中的应用得到首次报道,其内容是关于 Geanleafetal 所做的三维医学图像的显示工作,由 CT 图像进行解剖结构的三维绘制最早是由 Ledleg 和他的同事所作。直到 80 年代初期,Herman、Udupa 及同事的研究成果才给这个领域带来了突破性的飞速发展。

体数据可视化技术的早期研究主要集中在欧美及日本等发达国家。许多著名

研究机构和大学都展开这方面的研究,如美国国家实验室、麻省理工学院、俄亥俄大学、德国汉堡大学等,奠定了医学体数据可视化的理论基础。90 年代这项技术趋向实用化,国外纷纷推出自己的三维医学图像的商品化系统,例如,加拿大的 Allegro 系统,可以根据用户需要,与不同的厂家的 CT 扫描设备或者核磁共振仪器相连。对于构造的三维形体,用户可以对其进行平移、旋转、放大或者缩小以及测量距离、计算体积等。以色列爱尔新特公司、美国通用电气公司出产的螺旋 CT 扫描设备均附有基于图形工作站的医学图像可视化系统。

1989 年美国国家医学图书馆提出了“可视化人体计划 (Visible Human Project, VHP)^[1]”,委托科罗拉多医学院建立了一男一女的全部解剖结构数据库。这个项目是人体可视化技术在临床教学应用中的一个重要资源。全球用户通过互联网都可获得这一数据,研究者能够分析和重建人体内部的各种器官或组织并进行三维显示,建立起具有真实感的虚拟人体,并可对重建的虚拟人体进行任意的剖切、开窗和透明效果设置等,便于了解人体各组织器官的解剖结构。随后,韩国、日本、澳大利亚等也纷纷地启动了可视人体计划。

2. 国内研究现状

在我国,体数据可视化的研究起步较晚。仅在 1988 年张建明才发表了一篇有关体素法表面重建的文章。该文提出通过修改八叉树数据结构对体素模型做出改进的方法。目前,国内尚无成熟的医学图像三维重建的商用系统。但是浙江大学、清华大学、东南大学、中科院自动化所等大学和研究所,在医学体数据可视化方面均作了大量研究。

2001 年 11 月 5 日到 7 日,在北京香山饭店举行了香山科学会议第 174 次学术讨论会,此次讨论会的主题为“中国数字化虚拟人体的科技问题”。虚拟人技术是将临床应用解剖学与计算机图像技术相结合,以标准中国人体切片标本为来源,在计算机上进行三维重建的数据集。该数据集将包含有骨骼、肌肉、组织、器官以及血管等全部数字化的人体三维模型,可为医学以及多学科的研究与应用提供基础技术平台。虚拟人是人在计算机生成空间(虚拟环境)中的几何特性与行为特性的表示,可以广泛应用于虚拟主持人、虚拟角色、人机交互、游戏娱乐、军事训练等领域。中国科学院计算技术研究所虚拟人合成课题组主要研究虚拟人合成技术,重点研究三维虚拟人建模技术、人体运动的获取与理解技术以及虚拟人运动生成与控制技术,并研究这些技术在智能人机交互、针对体育训练的数字化人体运动仿真、虚拟环境中智能人体表示与生存、游戏娱乐等领域中的应用。

利用信息技术实现人体从微观到宏观的结构和机能的数字化、可视化,最终达到人体的整体精确模拟,将对医学生物学及人体相关学科的发展起到难以估量的影响。除了医学生物学相关领域,在人类活动的许多方面都呈现出对数字化虚拟人体模型的多层次的巨大需求,如军事、航空、航天、服装、建筑、汽车、体

育以及文化艺术等等。

1.3 论文主要研究工作和章节安排

1.3.1 本文所作工作

本文主要针对医学图像三维重建的算法及其具体实现进行研究,结合数字图像处理技术,采用 CT 图像序列的体数据作为研究和实验的数据材料。论文的主要工作概述如下:

- (1) 学习医学体数据场的获取与预处理,采用图像增强、滤波及配准等技术对二维图像进行预处理,提高图像质量。
- (2) 研究讨论医学图像体数据场三维重建的基本原理、实现方法。对医学图像三维重建的主要体绘制方法进行了研究和实践,并针对实现的过程分析了它们的优缺点。
- (3) 重点学习光线投射算法的基本原理和实现步骤。针对传统光线投射算法存在的问题,结合当前的加速算法,提出了一种加速光线投射算法的综合算法,并进行程序仿真实现新算法。

1.3.2 本文章节安排

第一章,介绍了医学图像体数据三维重建技术的研究意义和国内外的发展现状,以及本文所做主要工作和章节安排。

第二章,对 DICOM 标准以及当前医学图像的几种主要形式进行了简单的介绍,包括 CT 图像、磁共振成像、超声波成像等等。研究了二维图像的预处理操作,包括图像增强、滤波及配准等。

第三章,综合论述了医学图像三维重建技术,包括面绘制和体绘制技术。简要介绍了面绘制技术及其特点,重点介绍体绘制技术相关知识。探讨体绘制技术的基本原理和体绘制算法的常见分类,并比较各种体绘制算法的优缺点。最后对开发工具包 VTK 进行概述。

第四章,详述光线投射算法的流程,对每个步骤,如数据分类、不透明度和颜色赋值、重新采样及图像合成等进行了具体介绍。然后提出传统光线投射算法中存在的问题,并针对这些问题,提出了一种综合光线投射加速算法。进行实验仿真并给出实验结果。

第五章,对论文的工作内容进行总结,结合医学图像的研究热点展望了医学图像三维重建技术的发展前景。

第二章 医学图像数据的获取与预处理

2.1 医学图像数据的产生及其特点

医学体数据是首先通过医学成像设备扫描获得生物组织、器官断层图像，然后将这些图像在空间一个方向叠加就构成了一个数据场。目前，医学图像数据的获取主要通过以下途径^[2]：X 射线断层投影技术（CT），核磁共振成像技术（MRI），超声波成像（UI），正电子发射计算机断层成像技术（PET），单电子发射计算机断层造影成像技术（SPECT）等。其中，CT 和 MRI 图像是最常用的两种医学图像。

2.1.1 CT 图像产生原理以及特性

CT（Computed Tomography）图像是电子计算机断层投影的简称，是近十年来发展迅速的电子计算机和 X 线相结合的一项新颖的诊断新技术。其主要特点是具有高密度分辨率，比普通 X 线照片高 10~20 倍。能准确测出某一平面各种不同组织之间的放射衰减特性的微小差异，以图像或数字将其显示，极其精细地分辨出各种软组织的不同密度，从而形成对比。如头颅 X 线平面不能区分脑组织及脑脊液，而 CT 不仅能显示出脑室系统，还能分辨脑实质的灰质与白质。如再引入造影剂以增强对比度，则其分辨率会进一步提高，故而加宽了疾病的诊断范畴，提高了诊断正确率。

1. CT 成像基本原理

CT 是用 X 线束对人体某部一定厚度的层面进行扫描，由探测器接收透过该层面的 X 线，转变为可见光后，由光电转换变为电信号，再经模拟/数字转换器（Analog/Digital Converter）转为数字，输入计算机处理。图像形成的处理包括对选定层面分成若干个体积相同的长方体，称之为体素（Voxel）。扫描所得信息经计算而获得每个体素的 X 线衰减系数或吸收系数，再排列成矩阵，即数字矩阵（Digital Matrix），数字矩阵可存贮于磁盘或光盘中。经数字/模拟转换器（Digital/Analog Converter）把数字矩阵中的每个数字转为由黑到白不同灰度的小方块，即像素（Pixel），并按矩阵排列，即构成 CT 图像。所以，CT 图像是重建图像。每个体素的 X 线吸收系数可以通过不同的数学方法算出。

2. CT 图像特点

CT 图像是由一定数目由黑到白不同灰度的像素按矩阵排列所构成。这些像素反映的是相应体素的 X 线吸收系数。不同 CT 装置所得图像的像素大小及数目不同。大小可以是 $1.0 \times 1.0 \text{ mm}$ ， $0.5 \times 0.5 \text{ mm}$ 不等。数目可以是 256×256 ，即 65536 个，或 512×512 ，即 262144 个不等。显然，像素越小，数目越多，构成图像越细致，

即空间分辨力（Spatial Resolution）高。

CT 图像是以不同的灰度来表示，反映器官和组织对 X 线的吸收程度。因此，与 X 线图像所示的黑白影像一样，黑影表示低吸收区，即低密度区，如肺部；白影表示高吸收区，即高密度区，如骨骼。但是 CT 与 X 线图像相比，CT 的密度分辨力高，即有高的密度分辨力（Density Resolution）。因此，人体软组织的密度差别虽小，吸收系数虽多接近于水，也能形成对比而成像。这是 CT 的突出优点。所以，CT 可以更好地显示由软组织构成的器官，如脑、脊髓、肺、肝、胆、胰及盆部器官等，并在良好的解剖图像背景上显示出病变的影像。

图像一般是二维的矩阵，矩阵中的元素值是层面中该处组织衰减系数 μ 相对于水的衰减系数 μ_w 之比，CT 图像不仅以不同灰度显示其密度的高低，还可用组织对 X 线的吸收系数说明其密度高低的程度，具有一个量的概念。实际工作中，不用吸收系数而是换算成 CT 值，用 CT 值来说明密度。单位为 Hu（Hounsfield unit）。

$$CT值=1000\times(\mu-\mu_w)/\mu_w=5236\mu-1000$$

式(2-1)

水的吸收系数为 10，CT 值定为 0 Hu，人体中密度最高的骨皮质吸收系数最高，CT 值定为+1 000 Hu，而空气密度最低，定为-1 000 Hu。人体中密度不同和各种组织的 CT 值则居于-1 000 Hu 到+1 000 Hu 的 2 000 个分度之间。图 2.1 是人体组织 CT 值（Hu）分布情况。可见，人体软组织的 CT 值多与水相近，但由于 CT 有高的密度分辨力，所以密度差别虽小，也可形成对比而显影。

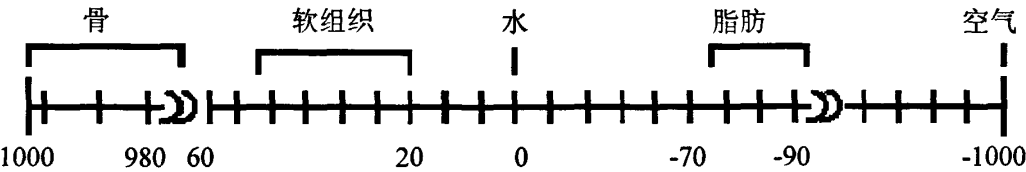


图 2.1 人体组织 CT 值（Hu）分布情况

CT 值的使用使在描述某一组织影像的密度时，不仅可用高密度或低密度形容，且可用它们的 CT 值来说明密度高低的程度。CT 图像是层面图像，常用的是横断面。为了显示整个器官，需要多个连续的层面图像。通过 CT 设备上图像的重建程序的使用，还可重建冠状面和矢状面的层面图像。

3.CT 检查的优缺点

CT 诊断由于它的特殊诊断价值，已广泛应用于临床。但 CT 设备比较昂贵，检查费用偏高，某些部位的检查诊断，尤其是定性诊断还有一定限度，所以不宜将 CT 检查视为常规诊断手段，应在了解其优势的基础上，合理的选择应用。

螺旋 CT 扫描，可以获得比较精细和清晰的血管重建图像，即 CTA，而且可以

做到三维实时显示, 有希望取代常规的脑血管造影。

(1) CT 检查的优点

- CT 为无创性检查, 检查方便、迅速, 易为患者接受。
- 有很高的密度分辨力, 密度相差 5-6Hu 的不同组织能被区分。能测出各种组织的 CT 值。
- CT 图像清晰, 解剖关系明确。
- CT 能提供没有组织重叠的横断面图像, 并可进行冠状图像重建和矢状面图像重建。
- 用造影剂进行增强扫描, 不仅提高了病变的发现概率, 而且有的还可以进行定性诊断。

(2) CT 检查扫描的限度

CT 扫描虽有广泛的适应范围, 但仍有限度。虽然发现病变的敏感性极高, 但在定性诊断上仍有很大的限制。由于 CT 机测定的是物理参数, 即人体组织对 X 线的衰减值或物理密度, 医生就是根据正常组织和异常组织呈现的衰减值差异作为诊断的依据, 如果衰减值无差异, 再大的肿瘤也无法鉴别。可见 CT 扫描尽管有许多优越性, 但也有其局限性, 只有与其他设备合作才能充分发挥其作用。

2.1.2 核磁共振图像

1. 核磁共振成像原理

原子核带有正电, 许多元素的原子核, 如 1H 、 19F 和 31P 等进行自旋运动。通常情况下, 原子核自旋轴的排列是无规律的, 但将其置于外加磁场中时, 核自旋空间取向从无序向有序过渡。自旋系统的磁化矢量由零逐渐增长, 当系统达到平衡时, 磁化强度达到稳定值。如果此时核自旋系统受到外界作用, 如一定频率的射频激发原子核即可引起共振效应。在射频脉冲停止后, 自旋系统已激化的原子核, 不能维持这种状态, 将回复到磁场中原来的排列状态, 同时释放出微弱的能量, 成为射电信号, 把这许多信号检出, 并使之能进行空间分辨, 就得到运动中原子核分布图像。原子核从激化的状态回复到平衡排列状态的过程叫弛豫过程。它所需的时间叫弛豫时间。弛豫时间有两种即 T_1 和 T_2 , T_1 为自旋-点阵或纵向弛豫时间, T_2 为自旋-自旋或横向弛豫时间。

对人体进行核磁共振成像是一种生物磁学核自旋成像技术, 利用磁场与射频脉冲使人体组织内进动的氢核 (即 H^+) 发生转动产生射频信号, 经计算机处理而成像的。原子核在进动中, 吸收与原子核进动频率相同的射频脉冲, 即外加交变磁场的频率等于拉莫频率, 原子核就发生共振吸收, 去掉射频脉冲之后, 原子核磁矩又把所吸收的能量中的一部分以电磁波的形式发射出来, 称为共振发射。共

振吸收和共振发射的过程叫做“核磁共振”。

核磁共振成像的“核”指的是氢原子核，因为人体的约 70%是由水组成的，MRI 即依赖水中氢原子。当把物体放置在磁场中，用适当的电磁波照射它，使之共振，然后分析它释放的电磁波，就可以得知构成这一物体的原子核的位置和种类，据此可以绘制成物体内部的精确立体图像。



图 2.2 人脑纵切面的核磁共振成像

2.核磁共振成像特点

核磁共振成像提供的信息量不但大于医学影像学中的其他许多成像术，而且不同于已有的成像术，因此，它对疾病的诊断具有很大的潜在优越性。它可以直接作出横断面、矢状面、冠状面和各种斜面的体层图像，不会产生 CT 检测中的伪影；不需注射造影剂；无电离辐射，对机体没有不良影响。MRI 对检测脑内血肿、脑外血肿、脑肿瘤、颅内动脉瘤、动静脉血管畸形、脑缺血、椎管内肿瘤、脊髓空洞症和脊髓积水等颅脑常见疾病非常有效，同时对腰椎椎间盘后突、原发性肝癌等疾病的诊断也很有效。

核磁共振的另一特点是流动液体不产生信号称为流动效应或流动空白效应。因此血管是灰白色管状结构，而血液为无信号的黑色。这样使血管很容易与软组织分开。正常脊髓周围有脑脊液包围，脑脊液为黑色的，并有白色的硬膜为脂肪所衬托，使脊髓显示为白色的强信号结构。核磁共振已应用于全身各系统的成像诊断。效果最佳的是颅脑，及脊髓、心脏大血管、关节骨骼、软组织及盆腔等。对心血管疾病不但可以观察各腔室、大血管及瓣膜的解剖变化，而且可作心室分析，进行定性及半定量的诊断，可作多个切面图，空间分辨率高，显示心脏及病变全貌，及其与周围结构的关系，优于其他 X 线成像、二维超声及 CT 检查。在对脑脊髓病变诊断时，可作冠状、矢状及横断面像。

MRI 也存在不足之处。它的空间分辨率不及 CT，带有心脏起搏器的患者或有某些金属异物的部位不能做 MRI 检查，另外价格比较昂贵。

像 PET 和 SPET 发射一样，用于成像的磁共振信号直接来自于物体本身，也

可以说,磁共振成像也是一种发射断层成像。但与 PET 和 SPET 不同的是磁共振成像不用注射放射性同位素就可成像。这一点也使磁共振成像技术更加安全。



图 2.3 胎儿超声波成像

2.1.3 其他形式的医学图像

1. 超声波成像

超声波是一种高频率的声波,人类的听觉不能感觉到它。超声波成像(Ultrasonic Imaging, 简称 UI)系统是根据超声波遇到物体反射成像的原理研制出来的,将超声波发射到人体内,当它在体内遇到界面时会发生反射及折射,并且在人体组织中可能被吸收而衰减。因为人体各种组织的形态与结构是不相同的,因此其反射与折射以及吸收超声波的程度也就不同,医生们正是通过仪器所反映出的波型、曲线,或影像的特征来辨别它们。

应用超声波成像装置,将超声波仪探头放在人体表面,利用相位控阵的形式向患者发射脉冲声波,一束声波由几个小的单元组成,称之为声子,它有时候能够被物质反射回来。利用声子对物质的反射特性,以及物质的密度对反射的影响,部分脉冲被组织或其它物质反射回来,被传感器接收反射的声子会携带人体组织的相关信息,然后将扫描得到的信号组合起来得到最终的图像。此外再结合解剖学知识、正常与病理的改变,便可诊断所检查的器官是否有病。

超声波是非电离辐射,在诊断用功率范围内对人体无损害。超声波对软组织的鉴别力较高。从 20 世纪 50 年代以来,超声波已经成为对怀孕母亲进行体检的重要工具,如图 2.3 为超声波胎儿成像。医用超声波可以看穿肌肉及软组织,使得这项技术常用做扫描之用。产科超声波也常用在怀孕时期的检查,医生可以利用超声波成像法透视身体。由于超声波比 X 射线更安全和有效,因此在医学领域得到了广泛应用,特别是对软组织的观察。但由于超声波不能穿透骨头,所以虽然超声波对人体伤害比较低,但仍不能完全取代 X 光。

2. 正电子发射计算机断层成像

正电子发射计算机断层成像(Positron Emission Tomography, 简称 PET)是一种近 10 年来新发展起来的核医学研究工具,是医学影像技术的重要组成部分,如

图 2.4 是正电子发射计算机断层成像仪。PET 可以显示引起发病灶在代谢、血流和神经递质等方面的影响,对确定手术病灶很有帮助。将人体代谢所必须的物质,如:葡萄糖、蛋白质、核酸、脂肪酸等标记上短寿命的放射性核素制成显像药剂(如氟代脱氧葡萄糖,简称 FDG)注入人体后进行扫描成像。因为人体不同组织代谢状态不同,所以这些被核素标记的物质在人体各种组织中的分布也不同。

到目前为止,CT 和核磁共振仍主要着重于判断人体内的形态结构变化,属于结构显像。而 PET 属于代谢功能显像,能对人体代谢准确的定量分析,它是一种反映分子代谢的显像。当疾病早期处于分子水平变化阶段时,病变区的形态结构尚未出现异常,PET 即可发现病灶所在,做到早期诊断,给疾病治愈提供了机会。PET 是目前唯一可以在活体上显示生物分子代谢、受体以及神经介质活动的新型影像技术,现已经广泛应用于多种疾病诊断与鉴别诊断、病情判断、疗效评价、脏器功能研究和新药开方等方面。

PET 显像结果不仅可对肿瘤进行诊断和鉴别诊断、而且对判断肿瘤复发、估计远期预后具有至关重要的价值,尤其对于指导治疗有极大帮助,包括选择治疗方案、监测治疗反应、评价治疗效果等。如对于恶性肿瘤术后又出现的病灶,PET 可以判断是肿瘤复发还是周围斑痕或坏死。肿瘤放疗或化疗期间,形态学可能没有变化,但 PET 检查可以发现肿瘤代谢是否受到抑制,为确定下一步治疗提供参考。

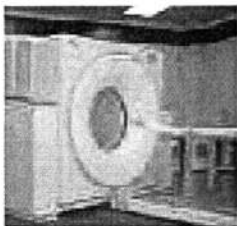


图 2.4 正电子发射计算机断层成像仪

3. 单光子发射计算机断层造影成像

单光子发射计算机断层造影成像 (Single Photon Emission Computed Tomography, 简称 SPECT) 是通过注入人体内的单光子放射性核素发出的射线在计算机辅助下重建组织影像,构成断层影像。SPECT 最大优点是可用于早期诊断,且病人所受剂量比 X 光和 CT 要小得多,比普通 X 光机所受的剂量更小。

2.1.4 几种图像形式数据比较

各种影像学检查技术和方法都在不同的层次或者角度上来认识生命现象、疾病和疾病过程,既有人体解剖结构和形态学方面的认识,也有在细胞、分子水平上的认识。但是对于疾病的总体认识方面既有相同之处,也有所区别。

在实际医学的应用中，充分认识到各种影像技术专业之间不仅相互排斥，而且重要的是优势互补。SPECT/CT，PET/CT，CT/Angio，PET/MRI 等组合型一体化影像技术设备的研究和临床应用已经把核医学与医学影像诊断带入一个崭新的历史阶段。合理配置和使用各种影像设备资源，实现各种影像学之间更高层次的渗透，优化诊断与治疗过程，是二十一世纪生命科学的迫切要求。

各种形式图像的形成原理不同，对应的图像层间距离、图像尺寸、分辨率、成像质量以及数据意义等有所不同，对比情况如表 2.1^[3]所示：

表 2.1 各种图像形式数据对比

图像形式	CT	MRI	超声波	SPECT	PET
层间距 (mm)	1~15	2~10	1~3	9~15	5~9
获得图像矩 阵尺寸	256×256 或 512×512	256×256 或 512×512	128×128	64×64 或 128×128	256×256 或 1024×1024
分辨率 (mm)	0.5~2	0.5~2	1.27	3.5~10	2.3~7.8
成像质量	X 射线透射	高频 RF 传播 和外部磁场	超声波	γ 射线发射	β +衰变生成 的一对 γ 射线
物理变量	X 射线线性衰 变	受 RF 脉冲激 励的质子发 射的一个 RF 信号	声阻抗	对有放射性标 志的生化化合 物的吸收	对放射性同位 素构成的生化 化合物的吸收
数据意义	材料密度	T_1, T_2 加权的 自由氢密度	材料的边界 核均匀度	生物化学活性	生物化学活性

2.2 DICOM 数字影像和通信标准

2.2.1 DICOM 简介

DICOM（Digital Imaging and Communications in Medicine）即数字影像和通信标准^{[4][5]}。在医学影像信息学的发展和图像管理与通信系统（PACS）的研究过程中，由于医疗设备生产厂商的不同，造成与各种设备有关的医学图像存储格式、传输方式千差万别，使得医学影像及其相关信息在不同系统、不同应用之间的交换受到严重阻碍。为此，美国放射学会（ACR）和全美电子厂商联合会（NEMA）认识到急需建立一种标准，以规范医学影像及其相关信息的交换。DICOM 标准就

是在这样的背景下产生的。

ACR 和 NEMA 联合组成委员会,在参考了其他相关国际标准(CNET251、JIRA、IEEE、HL7、ANSI 等)的基础上,联合推出了医学数字影像存储与通信标准,即 DICOM 标准。1985 年发布了 1.0 标准版本(ACR-NEMA Standards Publications No.300-1985),后来对标准进行了两次修订于 1988 年推出了 2.0 版本(ACR-NEMA Standards Publications NO.300-1988),1993 年发布了 DICOM 标准 3.0 并发展成为医学影像信息学领域的国际通用标准。相对以前的几个版本, DICOM3.0 增强了许多功能,主要体现在:

(1) 适用于网络环境。DICOM3.0 支持在使用符合工业标准的网络协议的网络环境下的操作,不需要增加网络接口单元(NIU)。

(2) 指定设备如何声明对命令和交换数据的标准应答的一致性,使互联设备能互操作。

(3) 指定了遵从性的等级,即在多种水平上的一致。DICOM3.0 明确阐述了如何选择特定的选项来构造一个一致性说明的过程。通过比对两台装置说明书的一致性说明部分,就能大致判断出这两台装置能否进行互操作。

DICOM 标准中涵盖了医学数字影像的采集、归档、通信、显示及查询等几乎所有信息交换的协议;定义了用于信息传递、交换的服务类与命令集,以及消息的标准响应;以开放互联的架构和面向对象的方法定义了一套包含各种类型的医学诊断图像及其相关的分析、报告等信息的对象集;详述了唯一标识各类信息对象的技术;提供了应用于网络环境(OSI 或 TCP/IP)的服务支持;结构化地定义了制造厂商的兼容性声明(Conformance Statement)。

DICOM 标准的推出与实现,大大简化了医学影像信息交换的实现,推动了远程放射学系统、图像管理与通信系统(PACS)的研究与发展,并且由于 DICOM 的开放性与互联性,使得与其它医学应用系统(HIS、RIS 等)的集成成为可能。

2.2.2 DICOM 标准的组成部分

DICOM 标准具有良好的可扩充性。它由多部分组成,可以单独对某部分进行扩充。在各部分中,又将易于增加和修改的内容放到附录中,方便更新。目前 DICOM 标准(指 DICOM3.0)由九部分组成(其它部分为正在讨论中的 DICOM 扩展部分)。DICOM 标准中的核心内容主要是在第三到第八部分,以及扩展的第十部分。

每一部分的标题我们大致可以知道该部分所包含的主题,其具体的内容在 DICOM 标准的文档中有着非常详实而且严谨的描述和定义,因为篇幅的缘故,我们在这里只能对其中的某些部分略为介绍,其它具体内容请参阅文档。

表 2.2 DICOM3.0 标准的组成

Ps 3.1	Introduction and Overview
Ps 3.2	Conformance
Ps 3.3	Information Object Definitions
Ps 3.4	Service Class Specifications
Ps 3.5	Data Structure and Encoding
Ps 3.6	Data Dictionary
Ps 3.7	Message Exchange
Ps 3.8	Network Communication Support for Message Exchange
Ps 3.9	Retired
Ps 3.10	Media Storage and File Format for Data Interchange
Ps 3.11	Media Storage Application Profiles
Ps 3.12	Media Format and Physical Media for Data Interchange
Ps 3.13	Retired
Ps 3.14	Gray Scale Standard Display Function
Ps 3.15	Security Profiles
Ps 3.16	Content Mapping Resource

第一部分：引言与概述，简要介绍了 DICOM 的概念及其组成。

第二部分：兼容性，精确地定义了声明。DICOM 要求制造商精确地描述其产品的 DICOM 兼容性，即构造一个该产品的 DICOM 兼容性声明，它包括选择什么样的信息对象、服务类、数据编码方法等，每一个用户都可以从制造商处得到这样一份声明。

第三部分：利用面向对象的方法，定义了两类信息对象类：普通型、复合型。

第四部分：服务类，说明了许多服务类，服务类详细论述了作用于信息对象上的命令及其产生的结果。

第五部分：数据结构及语意，描述了怎样对信息对象类和服务类进行构造和编码。它定义了数据集（Data Set）来保存前面所介绍的信息对象定义（IOD），数据集又由多个数据元素（Data Element）组成。每个数据元素描述一条信息（所有的标准数据元素及其对应信息在标准的第六部分列出），它由对应的标记（8 位 16 进制数，如(0008,0016)，前 4 位是组号(Group Number)，后 4 位是元素号(Element Number)）唯一确定。DICOM 数据元素分为两种，即：

- 标准（Standard）数据元素，组号为偶数，含义在标准中已定义。
- 私有（Private）数据元素，组号为奇数，其描述信息的内容由用户定义。

而图像的像素数据则存储在标记为 7FE00010 的数据元素中。

第六部分：数据字典，描述了所有信息对象是由数据元素组成的，数据元素是对属性值的编码。

第七部分：消息交换，定义了进行消息交换通讯的医学图像应用实体所用到

的服务和协议。

第八部分：消息交换的网络通讯支持，说明了在网络环境下的通讯服务和支持 DICOM 应用进行消息交换的必要的上层协议。

第九部分：消息交换的点对点通讯支持，说明了与 ACR-NEMA2.0 兼容的点对点通讯的服务和协议。

2.3 医学图像预处理

医学图像数据在生成和传输过程中常受到各种因素干扰和影响，使得图像的质量有所下降。图像预处理技术是在医学图像三维重建处理之前，对图像数据进行各种处理以得到最好的显示效果，提高后续三维重建处理的效率。医学图像常用的预处理技术有滤波、增强、恢复、插值以及缩放、旋转、平移等几何变换技术。几何变换可以方便用户从不同角度、多方位地观察图像。滤波、增强、恢复操作可以消除图像数据中的噪声，提高图像的质量。例如对 X 射线或核磁共振的数据进行滤波处理，以消除图像数据中的噪声，突出感兴趣的生物组织。

2.3.1 图像增强及其滤波技术

由于医学图像获取过程中成像设备电子器件的随机扰动，会产生噪声和失真，同时，各类图像系统中图像的传送和转换也会造成图像的某些品质下降，影响了组织的分割与提取，也影响三维重建结果的质量和人们对图像的正确分析。因而，医学图像预处理的首要任务是对获取的医学图像抑制噪声，增强图像特征，提高信噪比。

图像增强是一类基本的图像处理技术，是根据某种应用的需要，人为地突出输入图像中的某些信息，而抑制或消除另一些信息的处理过程。主要是突出图像中感兴趣区域的信息，而减弱或去除不需要的信息（噪声和干扰），从而使有用信息得到加强，便于区分或解释。图像增强的目的是使经过处理的输出图像具有更高的图像质量，改善其视觉效果；或更易于被人眼所察觉；或更有利于被机器分辨及识别。实现图像增强的主要手段就是图像滤波。

当输入图像信号混入噪声，想要用滤波方法把噪声全部滤除而不损失原信号的强度几乎是不可能的。因此，对滤波处理所追求的目标有两条：最大限度地保持信号不受损失，不能损坏图像的轮廓及边缘等重要信息；同时尽可能多地滤除噪声，使图像清晰，视觉效果好。

图像的滤波技术^[6]通常有两类方法：空间域法和频率域法。空间域法是指在原图像上直接进行数据运算，大都只是简单地对图像的灰度进行线性或非线性变换。而频率域法是在图像的傅立叶等变换域上进行修改，增强我们感兴趣的频率分量，

然后修改后的傅立叶等变换值再作傅立叶反变换，变换回空间域，从而得到增强的图像。下面是几种常用的图像滤波技术：

1. 邻域平均法

邻域平均法是一种直接在空域上进行平滑处理的技术。该方法对图像中的每个像素取一个以它为中心的区域，用该区域内各像素灰度的加权平均值取代该像素的灰度值。具体做法是取一个方形区域（称为平滑窗口）作为权值 w_{uv} 的二维矩阵，用窗口在图像上滑动，窗口中心对着的像素根据下式(2-2)来更新其灰度值。当每个像素都被扫描一次后，对一幅图像的平滑就完成了。

设 $f(i, j)$ 是一幅待平滑图像，平滑窗口 W 的大小为 $(2N+1) \times (2N+1)$ ，则平滑后的图像可以表示为

$$g(i, j) = \frac{\sum_{u=-N}^N \sum_{v=-N}^N w_{uv} \cdot f(i+u, j+v)}{\sum_{u=-N}^N \sum_{v=-N}^N w_{uv}} \quad \text{式(2-2)}$$

其中 w_{uv} 是权值。

一般来说，窗口越大，平滑能力越强。但是，噪声的消除程度和图像原有信号的衰减程度皆与窗口的大小成正比，因此并不是窗口越大越好。实际常用的窗口有 3×3 和 5×5 两种窗口。 3×3 窗口分为四邻域和八邻域两种。四邻域只考虑 (x, y) 点的上下左右四个值，而八邻域需要考虑上下左右及对角上的八个点。如下图 2.5 所示：

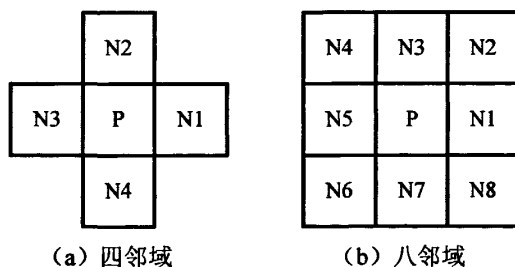


图 2.5 四邻域和八邻域窗口

(a) 中 P 为点 (x, y) ， N_i ($i=1, 2, 3, 4$) 为四邻域考虑的四个值。

(b) 中 P 为点 (x, y) ， N_i ($i=1, 2, \dots, 8$) 为八邻域考虑的八个值。

2. 中值滤波法

中值滤波法是一种非线性局部平均平滑技术，可以在滤除随机噪声的同时保持图像细节信息。它的基本思想是用一个窗口 W 在图像上扫描，把落入窗口内的图像像素按灰度升（降）序排列起来，然后取其中间灰度值代替窗口中心像素的灰度，便完成了中值滤波。公式如下：

$$g(m, n) = \text{Median}\{f(m-k, n-l), (k, l) \in W\} \quad \text{式(2-3)}$$

当窗口内的像素为奇数，中值取中间像素的灰度值。当窗口像素为偶数，则中值取中间两像素灰度值的平均值。

中值滤波在除去图像中的孤立点、线噪声的同时，很好得保护了图像的边缘信息。但对于一些较复杂特殊的医学图像，传统中值滤波法需要改进。例如关节图像，由于本身具有边缘模糊特性，经过传统中值滤波处理后没有突出表现出关节边缘，因而达不到真正改善图像质量的目的。

2.3.2 图像配准

图像配准^[7]是指对一幅医学图像进行一系列空间变换，使它与另一幅医学图像上的对应点达到空间上的一致。通俗讲就是几幅图像的严格对齐。其目的是使人体的同一解剖点在两张匹配图像上有相同的空间位置。图像配准是进行三维重建与可视化的前提，具有重要意义。人体器官受心跳、呼吸等各种因素的影响，导致序列图像之间不可避免地存在着位移、旋转等变化。为了把二维图像合成为三维图像，就必须配准，确定序列图像在三维空间的位置，不进行配准就会重建出歪曲甚至是错误的组织器官的模型。

图像匹配的方法根据不同的准则可以有不同的分类^[1]。根据空间维数的数目分类，可划分为 2D/2D，2D/3D，3D/3D 三种。2D/2D 图像配准主要应用于相同或不同断层扫描数据的不同层片之间的配准。2D/3D 图像配准主要应用于空间数据和投影数据之间的配准或者是二维断层扫描数据和三维空间数据的配准。3D/3D 图像配准一般应用于两个断层扫描数据（其中一个可为从二维投影数据到三维重建数据）的配准。

2.4 本章小结

本章主要介绍了医学图像数据的一些基本知识，包括医学图像数据的获取及特点，图像通信标准（DICOM）和医学图像预处理操作。预处理操作是对医学图像进行增强，滤波，配准等操作，消除各种干扰对图像质量的影响，从而保证后续三维重建获得良好的图像效果。

第三章 医学体数据三维重建算法及开发工具

3.1 医学图像面绘制技术及其特点

对于三维数据场, 根据图像表达的方式不同, 其成像方法通常可分为面绘制方法 (Surface Rendering), 直接体绘制方法 (Direct Volume Rendering) 和混合绘制方法。

面绘制就是采用对物体表面进行拟合而忽略物体内部信息的重建方法。面绘制技术的特点是要提取出所要查看的结构表面轮廓, 用算法把某种几何面片施加到每一轮廓点, 再除去隐藏面并进行明暗处理就得到绘制的表面。由于表面绘制法所处理的数据通常仅是整个体数据 (Volume Data) 的一小部分, 并且利用了计算机图形学多边形绘制技术, 还借助图形硬件加速的支持, 所以表面绘制法具有速度快的优点, 而且可以快速灵活地进行旋转和变换光照效果。适用于绘制表面特征分明的组织和器官。面绘制主要的算法有: 轮廓重建表面法、立体沟纹模型法、移动立方体法、剖分立方体法等。

(1) 轮廓重建表面法 (Contour Connection)

该算法是最早被用于进行表面绘制的方法, 它的基本思想是首先将每层图像的轮廓提取出来, 然后用以轮廓线点为顶点的三角形将每层的轮廓线连接起来, 从而拼接出物体表面。轮廓拼接的关键在于确定对应轮廓上各点之间的对应关系。因为三角形总能保证共面, 处理起来比较简单, 所以利用三角形片进行轮廓拼接是目前广泛的一种方法。Bussonnat 提出了另外一种基于表面轮廓的 Delaunay 三角形方法, 解决了系列表面轮廓的三维连通性问题。用三角形或多边形的小平面 (或曲面) 在相邻的边界轮廓线间填充形成物体的表面, 所得出的只是分片光滑的表面。Lin 采用从轮廓出发的 B 样条插值重建算法, 得到了整体光滑的表面。轮廓重建表面法较适合于断层扫描数据且断层间等值面变化较小或大致相似, 同时精度要求较低的场合, 而且该算法中两相邻层轮廓线对应点的确定和连接常常是难以解决的问题。

(2) 立体沟纹模型 (Cuberille) 方法^[8]

Cuberille 方法是 Herman 和 Liu 提出的, 适合于正交密集数据场的表示方法, 主要适用于医学图像, 无损探伤等三维图像的等值面抽取。该方法将三维图像中的每一像素看成是空间中的一个六面体单元, 即体素 (Voxel)。在体素内数据场具有相同的值, 用边界体素的六个面拟合等值面 (Iso-Surface), 即把边界体素中相互重合的面去掉, 只把不重合的面连接起来近似表示等值面。这种方法的特点是算法简单易行, 便于并行处理。因为对每个体素的处理都是独立的, 主要问题是

出现严重的走样, 显示图像给人一种“块状”感觉, 尤其在物体边界处锯齿形走样特别醒目, 而且显示粗糙, 不能很好地显示物体的细节。

(3) 移动立方体法 (Marching Cubes Algorithm) ^[9]

Marching Cubes 算法是 Lorensen 等人提出的, 这是一种基于体素的表面重建方法。移动立方体法的基本思想是逐个处理数据场中的立方体 (体素), 分类出与等值面相交的立方体, 采用插值计算出与立方体边的交点。根据立方体每一顶点与等值面的相对位置, 将等值面与立方体边的交点按一定方式连接生成等值面, 作为等值面在该立方体内的一个逼近表示。这种方法构造出的等值面不能反映整个原始数据场的全貌及细节, 但对感兴趣的等值面可以产生清晰的图像, 而且可以利用现有的图像硬件实现绘制功能, 速度较快。

(4) 剖分立方体法 (Dividing Cubes Algorithm) ^[10]

在密集数据场处理时, 特别对于医学图像, 包含等值的单元数很多, 每一三角面片很小, 使每一体素的投影接近于像素大小, 因此往往是显示精度而不是体素大小限制了图像精度。一种更有效的方法是直接在显示图像上显示像素点, 这就是 Dividing Cubes 方法的基本思想。Dividing Cubes 算法逐个扫描每个体素, 当体素的八个顶点越过等值面时, 将该体素投影到显示图像上。如果投影面积大于一个像素的大小, 则该体素被分割成更小的子体素, 使子体素在显示图像上的投影为一像素大小, 每一子体素在图像空间被绘制成一个表面点。每一表面点由对应子体素的值、对象空间中的位置和梯度三部分表示, 可使用传统的图形学消隐技术, 将表面点绘制到图像空间中。采用绘制表面点而不是绘制体素内等值面片, 从而节省了大量计算时间。它的一个基本出发点是点的显示一般要比多边形的显示快, 点的表示形式比多边形的表示形式更适合物体的剖切、合并等几何操作。也就是说, 剖分立方体法实质上是用离散点集来近似表示物体表面, 结果为等值面的近似表示, 对于数据场密度很高的医学图像来说, 其视觉效果是可以接受的。

(5) 面跟踪算法 (Surfacing Tracking) ^[11]

这种方法利用了相邻单元间等值面之间的相关性, 把某个包含等值面的单元作为一个种子, 根据单元某一面可能有向外伸展的等值面, 用一定的连接规则形成其余面, 这种方法可以充分减少数据场的访问的单元, 加快等值面绘制速度。

3.2 医学图像的体绘制算法

3.2.1 体绘制的光学模型

体绘制技术是将三维空间的离散数据直接转换为二维图像而不必生成中间几何图元。三维空间的离散采样点原本是不具有色彩属性的, 也不具有灰度值。采样点的颜色是在物质分类的基础上人为赋予的, 因而称为伪彩色。体绘制技术要

实现的功能是, 计算全部采样点对屏幕像素的贡献, 也就是每一个屏幕像素的光强度值 I (Intensity)。由计算机图形学可知, 在灰度图像中, I 表示灰度值; 在彩色图像中, 对红、绿、蓝这 3 个颜色分量会有不同的 I 值。因此, 需要分别计算这 3 色各自的 I 值。为了实现这一功能, 需要给出光学模型, 用它来描述三维数据场是如何产生、反射、阻挡及散射光线的, 从而计算出全部采样点对屏幕像素的贡献。NelsonMax 在“直接体绘制中的光学模型”^[12]中假定连续分布的三维数据场中充满着小粒子, 由于这些小粒子的发光、吸收、发射等功能使得光线通过三维数据场时发生了变化, 基于这一假设形成了几种不同的光学模型^[13]。

1. 光线吸收模型

假定三维空间中的小粒子可完全吸收所射入的光线, 而无反射和发光功能, 那么就构成了一个光线吸收模型。

假定所有的粒子均为大小相同的球状体, 其半径为 r , 投影面积为 $A = \pi r^2$ 。令 ρ 为单位体积内的粒子数。现假设有一个圆柱形薄板, 其剖面面积为 E , 厚度为 Δs , 则圆柱形薄板的体积为 $E \cdot \Delta s$, 如图 3.1 所示。

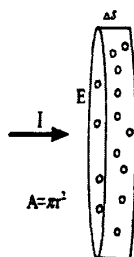


图 3.1 光线吸收模型

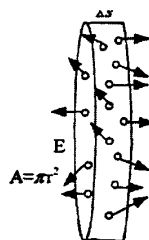


图 3.2 光线发射模型

于是, 此体积内的粒子总数 N 为 $\rho E \cdot \Delta s$ 。设光线以垂直于圆柱形的方向射入, 当 Δs 很小时, 投射到圆柱形薄板上的粒子之间相互覆盖的概率很小, 因而其覆盖的总面积近似为:

$$NA = \rho AE \cdot \Delta s \quad \text{式(3-1)}$$

那么, 投射到该圆柱形薄板上的光线被这些粒子吸收掉的部分占全部光线的份额为

$$\rho AE \cdot \Delta s / E = \rho A \cdot \Delta s \quad \text{式(3-2)}$$

该入光线的强度为 I , 被吸收的部分为 ΔI , 则

$$\Delta I / I = \rho A \cdot \Delta s \quad \text{式(3-3)}$$

当 Δs 趋近于零时, 粒子之间相互覆盖的概率也趋近于零, 于是有

$$\frac{dI}{ds} = -\rho(s) \cdot A \cdot I(s) = -\tau(s)I(s) \quad \text{式(3-4)}$$

式中, s 为光线投射方向的长度参数, $I(s)$ 为距离 s 处的光线强度, $\tau(s) = \rho(s) \cdot A$

是光线强度的衰减系数，它定义了沿光线投射方向 s 处的光线吸收率。

此微分方程的解为

$$I(s) = I_0 \exp\left(-\int_0^s \tau(t) dt\right) \quad \text{式(3-5)}$$

式中， I_0 是光线进入三维数据场时($s=0$)的光线强度。

$$T(s) = \exp\left(-\int_0^s \tau(t) dt\right) \quad \text{式(3-6)}$$

表示了光线经过数据场的边缘达到 s 这段距离后的光线强度，也称为透明度。如果定义 α 为这段距离的不透明度，则

$$\alpha = 1 - T(s) = 1 - \exp\left(-\int_0^s \tau(t) dt\right) \quad \text{式(3-7)}$$

在将三维数据场映射为颜色值时，如果将某一数据值的 τ 定义为零，则表示光线不被吸收而完全穿过，因而在结果图像中该数据代表的物质将是透明的。与此相反，如果将某一数据值的 τ 定义为 ∞ ，则表示光线完全被吸收，在结果图像中该数据代表的物质将是完全不透明的，而在它后面的物质将被完全遮挡。这种光线模型很适合于 CT 及 MRI 扫描数据的可视化。

2. 光线发射模型

一般情况下，在三维空间数据场及悬浮状物质的可视化中，三维空间小粒子均具有吸收、反射或发光的功能。但是，在火焰、高温气体等的可视化中，我们可以认为小粒子是很小的，而且是透明的，但是发出的光线却很强。这时，可以认为小粒子仅具有发射光线的功能。

设在圆柱形截面的单位投影面积上，小粒子各向均匀地发射出强度为 C 的光线，故整个圆柱形截面上将发射出通量为 $C\rho A E \cdot \Delta s$ 的光。而单位面积的光通量则为 $C\rho A \cdot \Delta s$ 。如图 3.2 所示。

当光线通过三维数据场时，描述光线变化的微分方程为

$$\frac{dI}{ds} = \rho(s) \cdot A \cdot C(s) = g(s) \quad \text{式(3-8)}$$

其中 $g(s)$ 为光源项，与反射光无关。式(3-8)解为：

$$I(s) = I_0 + \int_0^s g(t) dt \quad \text{式(3-9)}$$

式中 I_0 为初始光强值， s 为光线射入方向的长度参数。

3.2.2 体数据 (Volume Data)

体数据主要有两大来源：一类是科学计算得到的三维数据场，如有限元分析或数值模拟得到的体数据；另一类是通过扫描设备获得的数据，如通过 CT 或 MRI 扫描得到的反映人体组织器官密度场的医学图像体数据。由于体数据的来源丰富

多样, 数据量及数据形式也随之有较大不同。体数据通常根据其三维空间上离散数据之间的连接关系可分为结构化数据、非结构化数据以及结构化和非结构化混合型数据。结构化数据是在逻辑上组织成三维数据的空间离散数据, 即这些空间离散数据的各个元素具有三维数组的各元素之间的逻辑关系, 每个元素都可以有它所在的层号、行号和列号。结构化数据又分为规则网格结构化数据和非规则网格结构化数据。规则网格结构化体数据, 其数据分布在正方体或长方体组成的三维网格点上。我们所说的规则体数据, 一般指规则网格结构化体数据 (Structured Regular Volume Data)。

在医学图像三维重建中, 断层成像设备输出的断层图像可看成是在 x, y 方向上的二维数据。通过将多层图像数据在 z 方向进行累加, 如图 3.3 (a) 所示, 构成了三维体数据场, 如图 3.3 (b) 所示。该数据场是个规则的结构化的数据场。它由均匀网格或规则网格构成。每个网格是结构化数据的一个元素, 称为体素 (Voxel)。它是组成体数据的最小单元, 一个体素表示体数据中三维空间某部分的值。体素相当于二维空间中像素的概念。如图 3.3 (c) 所示, 假定数据场的体数据值分布在体素的 8 个顶点上, 即位于顶点处 P_i ($i=0, 1, \dots, 7$) 的体数据值为 V_i ($i=0, 1, \dots, 7$)。

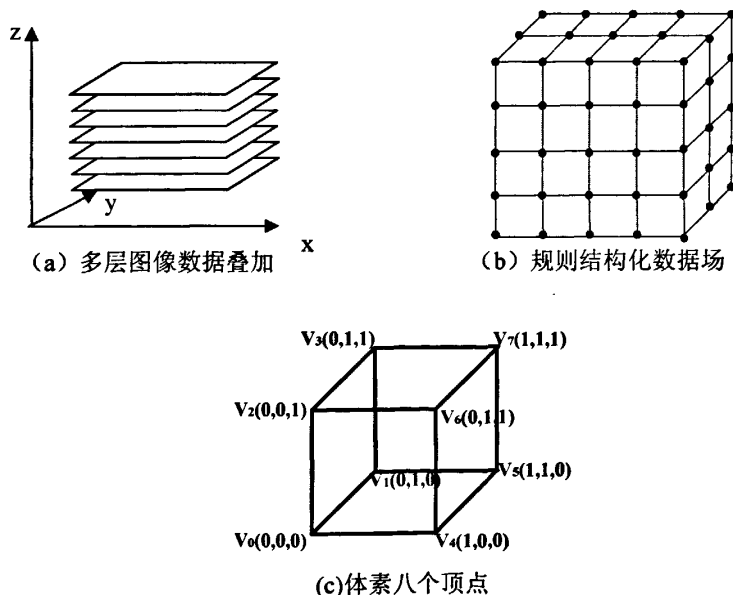


图 3.3 体数据场及体素

医学中常用的 CT 和 MRI 数据是关于组织器官某一横断面信息的二维数组, 一般大小为 256×256 或者 512×512 , 数组中的每一值叫做图像像素值 (Pixel Value of Image), 每个像素值介于 0-255 之间 (8bit)。在三维重建中, 这些二维数组也称切片 (Slice) 数据, 三维重建与显示就是基于各切片数据的重建。有许多连续

切片组成的扫描图像数据的集合称之为三维数组，即体数据，反映对象的三维空间信息。为了重建与显示被扫描体，至少需要 50 至 100 个切片，切片越多，重建后图像的效果就越好，当然重建的时间也相应增加。

3.2.3 体绘制技术基本流程

体绘制是一种重要的可视化成像技术。它可以在一幅图像中表达数据场的多种内容，以使用户高效分析数据场中各种内容的综合分布情况。体绘制的工作原理是模拟光线穿越半透明物质时的能量变化过程。其成像方法可分为两类：光线投射方法和投影成像方法。在光线投射方法中，从每一个像素发出一条光线去穿越数据场，该光线在穿越过程中所获得的累积色彩就是相关像素的色彩，由此生成了数据场的体绘制图像。而投影成像方法则是将数据场中的数据按照它们相对于成像面的远近依次投影到成像面上，由成像面上的各个像素去合成它所获得的数据影像以生成体绘制图像。

体绘制算法流程主要包括以下几个步骤：

首先，根据预先设定的分类函数，对每个体素赋以不透明度和颜色值。

然后，根据各个采样点所在位置体素的灰度值以及光照模型，计算出相应体素的光照强度。

最后，计算出全部采样点对屏幕像素点的贡献，即像素的光强度，进而合成具有三维效果的图像。

3.3 体绘制算法的分类

按照处理数据域的不同，体绘制算法可分为两种方法：空间域方法和变换域方法。空间域方法是对原始体数据直接进行处理显示。变换域方法是先将体数据变换到变换域，然后再进行处理显示。空间域方法和变换域方法各有其典型算法。

3.3.1 空间域的典型方法：

1. 光线投射算法 (Ray-Casting)

光线投射算法是由 Levoy 提出的以图像空间为序的算法。该算法的基本原理是从屏幕上的每一像素出发，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，由距离某一采样点最近的 8 个顶点的颜色值和不透明度值做三线性插值，求出该采样点的不透明度及颜色值。在求出该条射线上所有采样点的颜色值和不透明度值以后，可以用由后到前或由前到后的两种方法将每一采样点颜色值及不透明度进行组合，从而计算出屏幕上该像素点处的颜色值。光线投射算法主要包括以下几个步骤：

- (1) 对原始的体数据场进行预处理, 如数据的滤波、去噪以及增强等操作。
- (2) 根据预先设定的分类原则以及重建对象属性, 如 CT 图像灰度值, MRI 灰度值等对原始图像进行精确分类。
- (3) 按照重建对象的不同, 参照设定的颜色映射表和不透明度表, 对各类图像数据分配相应的颜色值及不透明度值。
- (4) 沿着光线方向, 对体数据场进行采样, 同时对成像面上的每个像素的颜色值及不透明度值进行累加。

目前, 针对光线投射算法的加速技术主要有空间剖分 (Space Subdivision) 技术和光线相关性 (Ray Coherence) 技术两种。基于空间剖分技术的加速算法, 例如 BSP 算法, Octree 算法, Kd-tree 算法等, 是从传统的图形学领域延伸过来的, 它是利用数据空间的相关性, 通过对数据空间进行剖分, 将连续的空体素划分到一定的包围盒中, 当光线在数据空间穿行时, 碰到这些包围盒只需进行简单的求交运算, 就可以略过整个空体素的包围盒, 从而减少光线投射的步数, 达到降低计算时间的目的, 与基本的光线投射算法相比, 基于空间剖分的加速技术的光线投射算法需要增加树搜索和包围盒求交运算, 当空体素在数据空间的分布比较复杂时, 空间剖分所产生的包围盒的数量将迅速增加, 由此而导致的预处理时间的增加以及大量的树搜索和包围盒求交运算将极大地降低算法的效率。

基于光线相关性的加速算法^[14]主要基于以下一种或几种原理: 像空间相关性 (Pixel-space Coherence)、物空间相关性 (Object-space Coherence)、光线间相关性 (Inter-ray Coherency)、空间跳跃 (Space-leaping)、序列间相关性 (Sequence Coherence)。

(1) 像空间相关性

基于像空间相关性加速算法的核心思想是图像平面的像素之间存在着很高的相关性, 两个相邻的像素具有相似的或者完全相同的颜色。利用这种相关性, 可以采用有间隔的方式发射光线, 对于不发射光线的像素采用一定的方式来插值计算, 从而达到算法加速的目的。最有代表性的有自适应重采样算法^[15], 即从屏幕的行和列采取一定的间隔发射光线, 计算它们的颜色, 如果相邻的两个发射光线的像素之间的颜色发生较大变化, 则在它们之间增加光线发射的数量, 以避免显示结果的走样, 否则采用插值的方式计算不发射光线的像素的颜色。

(2) 物空间相关性

基于物空间相关性加速算法的核心思想是数据空间的体素之间存在着很高的相关性, 可以通过避免或减少在具有相同或者相近的物质区域进行重采样的次数来实现算法的加速。具有代表性的方法是自适应调整采样频率的方法^[16], 即先进行低频采样 (大步长采样), 若两个采样点之间的值发生剧烈变化, 则再进行密集的小步长采样。

(3) 光线间相关性

基于光线间相关性加速算法的核心思想是在平行投影条件下, 对于所有的光线, 虽然它们的起点不同, 但它们具有相同的斜率, 当光线在体数据空间穿行时, 具有相同的位移变化。典型方法是 Yagel 等人提出的基于模板的光线投射算法^[17]。该方法充分挖掘了光线间的相关性。其基本原理是在连续的光线投射中, 由于同一步数上相邻的光线在体数据中的相对位置相同。因此可以记录一条光线穿行时在各步处的插值参数, 其他光线穿行时就不需要进行费时的三线性插值运算, 只需要带入相应的参数即可。

(4) 空间跳跃

当光线在体数据空间穿行时有两种状态, 一种状态是透明体素中穿行以搜索不透明体素, 另一种状态是在不透明体素中进行颜色和不透明度的累积。在第一种状态中, 由于透明体素对于最终的显示结果没有任何影响, 所以可以快速跳过透明体素, 从而有效加快光线投射算法的速度, 并不影响图像质量。Proximity Clouds 算法^{[18][19]}就是一种非常优秀的空间跳跃技术。在本文第四章将详细介绍 Proximity Clouds 算法。另外, 空间跳跃也是基于空间剖分加速算法的核心思想。

(5) 序列间相关性

当操作者进行旋转缩放等交互操作时, 连续生成的图像之间存在着相关性, 利用前一幅图像中的有用信息可以有效地加快当前图像的渲染速度。针对这一特点, 人们提出了相应的加速算法。如 C-buffer 方法^[20], 首先将上一幅图像中屏幕各像素点发出的光线接触到的体数据空间的第 1 个非空体素的三维坐标, 保存在一个内存缓冲区中 (C-buffer), 当进行旋转操作时, 首先将 C-buffer 中保存的非空体素映射到新的图像屏幕上, 那些有映射点的像素所发射的光线在体数据空间的穿行可以直接从它所对应的这个非空体素开始, 只有那些没有映射点的像素才需要从起点开始穿行。Brady 等人将 C-buffer 方法进行了深入地推广, 并引申到透视投影的成像方式中^[21]。Chen 等人进一步发掘了序列间的相关性^[22], 提出了一种关键帧的方法。即首先在主要的视线方向生成一系列的关键帧图像, 然后, 在进行旋转交互时, 将与当前视线方向最接近的那一个关键帧图像映射到当前屏幕上, 只从那些没有映射的像素投射光线。这种方法具有非常高的实时性, 但是需要较长的预处理时间和较大的内存。

2. 抛雪球算法 (Splatting)

1990 年, L. Wectover^[22]等提出了抛雪球算法。该方法把数据场中的每一个体素看作一个能量源。在成像过程中, 沿着射线方向的每个体素不仅影响到当前的像素, 而且对其临近范围内的像素也产生不同程度的影响。当每个体素投向图像平面时, 应用重建核函数将体素的能量扩散到图像相关像素上。这种将能量由中心向周围逐渐扩散的方式, 就像把一个雪球抛向一个平面。雪球散开后, 在撞击

中心的位置雪量最大,随着距离中心位置的增加,雪量逐渐减少,因此得名,如图 3.4 所示。

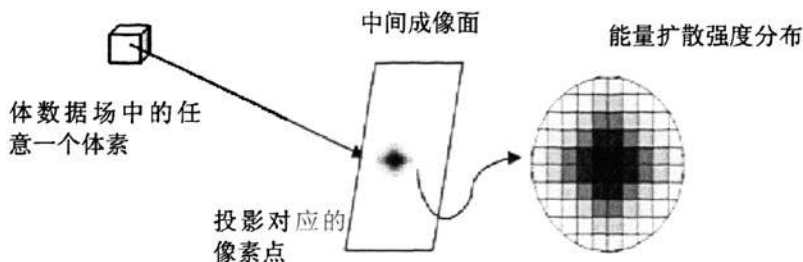


图 3.4 Splatting 算法原理图

(1) 抛雪球算法的实现^{[2][24]}

抛雪球算法运用三维核函数沿视线方向进行光亮度积分获得三维核的二维投影,并在图像平面上积累其贡献值。重建的过程实质上就是重构核函数与采样点信号卷积的过程:

$$signal_{3D} = \iiint h_v(u-x, v-y, w-z) \rho(x, y, z) \sum \delta(x, y, z) du dv dw \quad \text{式(3-10)}$$

其中, $h_v()$ 表示重构核函数, u, v, w 表示重构核的坐标, $\rho(x, y, z)$ 表示密度函数, $\sum \delta(x, y, z)$ 表示梳状函数。Splatting 体绘制法的基本原理是:每个体素的投影不仅影响它所覆盖的像素,而且还对其邻域内像素产生不同程度的影响,即将每个采样点的能量扩散到多个像素点进行累积运算。重构核函数通常采用三维高斯函数、锥体函数以及 Sync 函数等。

高斯函数:

$$h_v(x, y, z) = \exp(-\alpha(\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} + \frac{z^2}{c^2})) \quad \text{式(3-11)}$$

式中的 a, b, c 分别是椭球面三个轴向的长度。 α 的大小反映了等值面密度值的变化率。 α 越大,等值面密度值的变化越快; α 越小,等值面密度值的变化就越慢。

锥体函数:

$$h_v(x, y, z) = 1 - \sqrt{\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} + \frac{z^2}{c^2}} \quad \text{式(3-12)}$$

式中的 a, b, c 分别是椭球面三个轴向的长度。

Sync 函数:

$$h_v(x, y, z) = \frac{\sin \left[\pi \sqrt{\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} + \frac{z^2}{c^2}} \right]}{\pi \sqrt{\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} + \frac{z^2}{c^2}}} \quad \text{式(3-13)}$$

式中的 a , b , c 含义和前两种重构核相同。

一个数据采样点 $\langle D \rangle$ 对数据场中点 (x, y, z) 的贡献表示如下:

$$\text{contribution}_D(x, y, z) = h_V(x - D_x, y - D_y, z - D_z) \rho(D) \quad \text{式(3-14)}$$

由于该方法是以物体空间顺序进行重构, 因此沿光线方向进行积分便可以得到采样点对像平面像素点 (x, y) 的总贡献值, 即

$$\text{contribution}_D(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} h_V(x - D_x, y - D_y, w) \rho(D) dw \quad \text{式(3-15)}$$

对于给定的采样点而言, $\rho(D)$ 是常量, 与 w 积分相互独立, 积分值取决于采样点的投影位置 (x, y) , 所以 footprint 函数定义为:

$$\text{footprint}(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} h_V(x, y, w) dw \quad \text{式(3-16)}$$

其中, (x, y) 表示图像平面像素点与体数据场采样点的投影位置中心点之间的偏移量。根据以上表达式可知, 在平行投影的条件下, 重构核函数在屏幕上的投影都是相同的, 即每个体素在屏幕上的投影都是一个与当前体素无关的二维函数。这样, 可以构造出一个通用的足迹表函数, 那么每个体素对屏幕各个像素点颜色贡献都可以直接通过足迹表函数的卷积实现, 明显降低了运算复杂度。

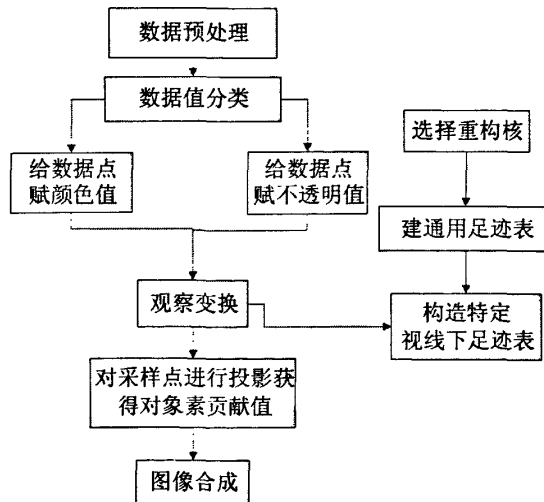


图 3.5 Splatting 算法流程图

(2) 抛雪球算法的相关加速算法

当所有体素都按照一定的扩散规则投影到屏幕上以后, 就得到最终的绘制结果。该方法将物体空间的数据逐层、逐行、逐点地加以处理计算, 计算每个点对屏幕像素的贡献值, 因此它是一种以物体空间为序的直接体绘制方法。

观察方向的改变, 需要重新计算三维重建核卷积区域的二维投影, 并对投影

区域的每个离散点重新进行旋转和比例缩放,以便在通用足迹表中找到相应的投影比例值,计算量也很大。因此,标准的足迹表绘制的图像质量也不是很高。很多学者针对绘制速度和成像质量的双方面考虑,提出了足迹表改进的方法。其中包括利用纹理映射实现快速投影过程^[25],反走样处理^{[26][27]},基于与视线相关的薄板抛雪球法^[28]等等。

另一个比较理想的加速思想,是基于数据存储结构和数据压缩。分层 Splatting 方法^[29]就是将三维体数据场表示成一种金字塔型结构,然后按照所期望的图像质量从后到前扫描金字塔相应的层来绘制图像。利用多小波分辨率^{[30][31]}分析特性压缩体数据,将其表示成多层结构,按照需要显示成多分辨率图像,同时,还提出了基于有限元的自适应网格优化方法。索引机制^{[32][33]}的提出,使得访问的数据是所需要的数据。在数据的预处理阶段,对体数据场进行索引,只需要进行一次。索引信息以及快速查找方法的结合,能够快速找到符合条件的数据。体数据场中相邻的采样点往往有着相同或者相近的属性值,因此可以充分利用体数据场的以下特性,采取相应的加速方案:

- ①体数据场连续性:指一种物质内部的连续性和多种物质之间的连续性。
- ②体素之间的拓扑关系:指体素之间的相邻关系和顶点之间的相邻关系。在规则数据场中,引入平面族的相邻关系来简化运算。
- ③投射光线的相关性:指相邻光线之间相邻关系不仅表现在平面图像上,更重要的是表现在三维数据场中。通过这种相关性,来减少光线投射的数量和沿着光线的采样数量。

3.错切变形法 (Shear-Warp)

传统的光线投射算法和抛雪球算法都存在着计算量大,计算时间长的问题。理论分析和实验表明,这两种算法主要的计算量来自三维离散数据场的重新采样上。于是 Cameron 和 Lacroute 等人提出了错切变形法^[34],改进了光线投射算法和抛雪球算法。

Shear-Warp 算法的平行投影算法由 F.Klein 和 G.G.Cameron 提出,1994 年 P.Lacroute 将该算法应用于体绘制,取得良好效果,而且将它推广到了透视投影。Shear-Warp 算法通过将离散三维数据场的投影分解成三维数据场的错切变换 (Shear) 和二维图像的变形变换 (Warp) 两步来实现三维重建过程,从而将三维空间的采样过程转换为二维平面的采样,显著减少了计算量。

(1) 错切变形算法的实现

该算法的中心思想是,首先将三维离散数据场变换到一个中间坐标系,在这个中间坐标系中,观察方向与坐标系的一个轴平行,例如 Z 轴,那么观察方向也就垂直于 X-Y 平面,从而大大简化了三维数据场从物体空间到图像平面的投影过程。这个中间坐标系称为错切物体空间。但是这个中间坐标系中的图像平面并不

是所定义的图像平面，而仅是中间图像，还需要进行一次二维图像变换，才能得到最终图像。

如图 3.6 所示的二维图形简单的说明了这一算法在平行投影时的原理。图(a)中的一组水平线表示三维离散数据场的一个横切面，图中还给出了指定的图像平面和观察方向。图(b)表示中间坐标系和三维离散数据场在错切变换后的结果，此时，观察方向与坐标系的一个轴平行，因而垂直于三维数据场的各数据平面，在错切变化中，各数据平面平行移动了一个距离，该距离不仅与各数据平面所在处的 Z 坐标值成正比，而且还决定了对初始观察方向的定义。

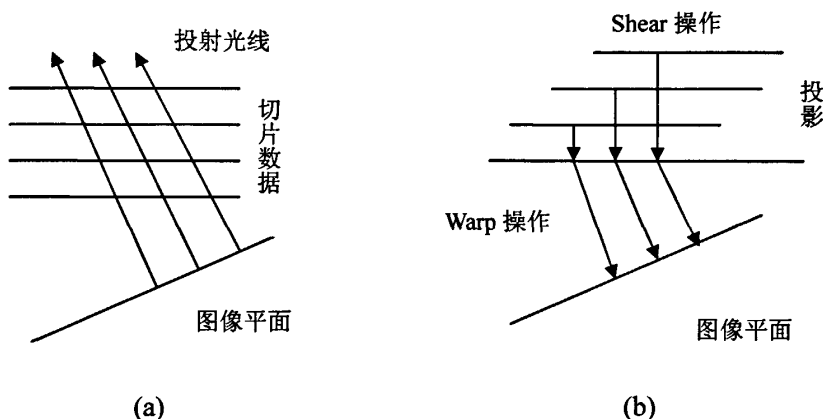


图 3.6 Shear-Warp 算法示意图 (平行投影)

(2) 错切变形算法的相关加速算法

在将三维物体空间的数据转换到错切空间的过程中，要保证变换后视线与切片相垂直，即错切变形使得中间图像像素的扫描行与体数据场中体素的扫描行相平行，这就可以利用体数据场的相关性通过行程编码跳过许多空体素，显著减少计算量。另外，利用中间图像体素的相关性，可以用每个不透明中间图像像素存储到在同一扫描线中下一个非不透明像素的偏移量，与图像像素相关的偏移量被用来跳过大量的不透明像素，这样不用检查每一个像素，大大减少了计算量。

由于并行算法具有较高的灵活性，算法的性能加速比较大，具有较高的效率，成为当前一个新的研究方向。基于流水线结构的并行体绘制算法，将 PC 机用 100M 以太网构成一个流水线结构，以切片为数据分配单位，给流水线上每个节点机分配一定连续的切片数据。利用了通信和计算在时间上的重叠，减少了节点机等待消息的开销，避免了单总线结构中大数据量通信和总线争用造成的通信阻塞。

4. 基于硬件的 3D 纹理映射 (3D Texture-Mapping)

这种方法首先将体数据作为三维纹理图，装入纹理内存，然后在体数据内部定义一系列采样多边形去采样物体的纹理，再通过查找表将采样得到的数据转换为相应的颜色值及不透明度值，这样就可以按照从后向前的顺序进行图像合成，

投影于视平面而形成最后的图像。

目前,这种方法已被推广应用到具有明暗处理的体绘制中,但所生成的明暗效果有所欠缺,且只有高档的图形工作站才配有其所需的昂贵的三维纹理映像硬件,另一方面大量的体数据块需要和有限的纹理内存进行交换操作限制了该算法的有效应用,但随着计算机硬件的发展,及三维纹理映像增加明暗效果研究的展开,相信三维纹理映像算法将在普通 PC 上得到成功应用。

随着高级图形硬件的发展,显然体绘制可以使用纹理映射在硬件上完成。现在 3D 纹理支持是 OpenGL1.12 标准的一部分,在高端图形卡上可以得到快速的执行。这对于许多应用是必需的,特别是在医学上。当然,纹理技术在图像质量上有一些限制。这种算法非常有效,但是需要许多纹理内存。现在随着图形卡性能日益提高,这成为了一个次要的问题。但是以医学技术为例,图像设备(扫描仪)的分辨率经常改善,因此绘制三维体数据集很可能需要更多的纹理内存。因而在优化纹理利用方面已经进行了一些研究。LaMar^[35]介绍了一种多分辨率体绘制方法,是基于分级纹理的。稍后,Weiler^[36]改进了这种方法,构思了一种算法使由差值引起的变形减到最少。所有这些方法依赖于对中心区域的规范。它们可以很有效地处理纹理问题,但是在中心区域之外会损失图像细节。

3.3.2 基于变换域的典型算法

1. 频域体绘制法 (Frequency Domain Volume Rendering) ^[37]

如果数据场的规模为 $O(N^3)$, 其中 N 为数据场在 X, Y, Z 三个方向上数据点的个数, 则上述空间域算法的复杂度也为 $O(N^3)$ 。为了从理论上降低其计算复杂度, Tom Malzbende 及 T.Totsuka, M.Levoy 等人分别在 1993 年提出了频域体绘制算法^{[38][39]}, 在不包括预处理的前提下, 将计算复杂度降低到 $O(N^2 \log N)$ 。

频域体绘制算法是基于傅里叶投影-截面定理, 其基本思想: 将体绘制算法得到的图像看做是三维数据场沿视线方向的数值积累, 也就是数据场到图像平面的投影。从傅立叶投影-截面定理知, 可以在三维数据场对应的频率场中, 按给定的视线方向经过原点抽取一个截面, 再将这个截面作傅立叶变换, 就可以在空间域的图像平面中得到所需要的投影, 这一方法的关键在于, 将原来在整个三维数据场中的重采样变为在对应的频域场中二维截面的抽取, 从而使得采样计算的复杂度降低了一维。所以, 如果空域采样计算复杂度为 $O(N^3)$, 则沿频域二维截面的采样就可以降至 $O(N^2)$ 。另外, 借助快速傅立叶算法也可以在不超 $O(N^2 \log N)$ 的时间内将频域中由采样得到的二维频域信息逆变换为空间的二维图像。因为数据场的频域计算在整个可视化算法中只需要计算一次, 可以在预处理阶段完成, 所以频域体绘制算法的时间复杂度不会超过 $O(N^2 \log N)$ 。

2. 基于小波的体绘制法 (Wavelet Based Volume Rendering)

基于小波的体绘制法首先对体数据进行三维离散小波变换以构成体数据的多分辨率表示, 然后代入到体绘制方程中生成三维图像。由于小波分解给出了一种介于频域和空间域的表达法, 它可以利用两者的优势提高速度和图像质量。目前, 基于小波的体绘制方法主要有两种算法: 小波域射线投射法 (Ray Tracing in Wavelet Space) 和小波足迹法 (Wavelet Base Splatting)。前者的基本思想是将体数据的三维离散小波变换的近似结果直接代入到体绘制方程中求解, 本质上看它是光线投射法在小波域的实现。它的特点是可以保留吸收特性并加入任何光照特征, 但是计算量较大; 后者的基本思想是利用傅立叶频域绘制先得到每个小波和尺度函数的足迹, 再通过小波系数加权得到投影图像。它的特点是计算速度快, 但不能保留不同媒介的光吸收特性。

3.4 体绘制算法比较

面绘制的主要优点^[40]是可以利用成熟的计算机图形学算法对物体表面进行绘制, 并且可以借助硬件加速技术来提高绘制速度, 通过对重建物体表面进行网格简化处理后, 实现实时绘制。但面绘制有一定的局限性, 它需要体数据精确分类, 适用于绘制表面特征分明的组织和器官, 而对于形状特征不明显、有亮度变化特性的软组织, 以及血管、细支气管等精细组织或器官的三维显示, 则效果不佳。另外, 面绘制方法不能保留体数据的完整性, 其物体仅显示为一个空壳, 表面里面没有实体, 从而制约了其在医学诊断方面的广泛应用。

与面绘制方法不同, 直接体绘制方法^[40]通常不要求对体数据做精确的分类, 它通过对体数据场中每个体素分别处理来合成图像, 因此适合于形状特征模糊不清的组织和器官的三维显示。体绘制方法另一个显著特征就是它可以显示体数据的内部信息和细节特征, 有利于保留三维医学图像中的细节信息。但由于体绘制过程需要遍历每个体素, 因而计算量大, 图像生成速度慢, 实时性难以得到保证。尽管如此, 体绘制技术还是以它不可比拟的优势成为医学可视化领域的研究热点。

在直接体绘制^[41]方法中, 光线投射法绘制图像质量最高, 有利于保留图像的细节, 特别适用于绘制区域特征模糊、体素特征相关性高的三维图像, 算法能按照体数据存储顺序来存取对象, 同时只有与图像相关的体素才被投射和显示, 可以大大减少体数据的存取数量。算法也适合并行操作。光线投射法最主要的问题就是不能按照物理存储的顺序来存取体数据, 因为视线方向是任意的, 导致视线与体素可以以任意方向相交。任何与视点相关参数的改变, 都会引起光线投射算法的完全重绘制。这样就不得不花大量的时间去计算采样点的位置, 及其属性值。光线投射法存在的另一个问题是对内存的需求量大。由于算法对数据存取的任意

性,使具有空间数据结构的体数据阵列无用武之地。改进的光线投射法如基于光线相关性^[42]和空间数据结构算法^[43]较好地减少了计算量,提高了绘制速度。

抛雪球算法能按照体数据存储顺序来存取对象,同时只有与图像相关的体素才被投射和显示,可以大大减少体数据的存取数量。算法也适合并行操作。但当观察方向发生变化时,要重新计算重构函数空间卷积域在平面上的投影区域,并且要对投影区域中相对应的每个体素重新进行旋转和比例变换,这样计算量也相当大。足迹法的最大的优点是只有与图像有关的体素才会被映射到像平面,从而可以大大地减少需要处理和存储的数据量,从而提高了绘制速度并且减小了内存的消耗。由于足迹算法要访问尽可能少的体素以提高绘制速度,所以产生的图像质量不如光线投射算法。

错切变形法是将三维离散数据场的投影变换分解为三维数据场错切变换和二维图像的变形两步来实现,从而将三维空间的重采样过程转换成二维平面的重采样过程。该方法有个局限就是三维数据场的数据在向中间坐标系(错切物体空间)变换时,观察方向必须与三维坐标系中的某一轴重合,否则它的优点不复存在。可以将错切变形方法与多边形模型相结合来提高结果图像的质量。错切变形算法拥有很高的效率,绘制速度最快而且占用相对小的内存空间。错切变形算法经常与并行技术联合起来以获取更高的性能。有学者就是将这种并行的体绘制算法在清华高性能聚簇系统上作了演示,采用的是静态子任务分配策略,结合了子任务加载预测和节点性能计划技术,使得这种算法的效率有了更大的提高。

傅立叶域体绘制法利用快速傅立叶变换可以达到较快的绘制速度,并且由于可以在频域灵活地根据不同的离散频谱抽取平面,因此可以方便快速地得到不同视角的图像。但是由于不能保留体素的光吸收特性,因此不能得到半透明的图像。

表 3.1 几种体绘制算法性能评价

体绘制算法	绘制速度	图像品质	算法特点
光线投射法	慢	最高	内存开销大
抛雪球法	中等	高	基于物存、内存开销较小
错切变形法	最快	中	基于物存、内存开销较小
3D 纹理映射法	快	中~低	图像品质依赖帧存储器的位分辨率
频域体绘制法	快	较高	不能生成半透明图像
小波光线投射法	慢	高	内存开销较大
小波足迹法	较快	较高	可渐进显示

小波域射线投射法是射线投射法在小波域的实现,因此它具有射线投射法的许多优点,如高质量的图像、半透明的视觉效果以及可以加入各种明暗处理等,

但缺点是计算量大, 绘制速度慢。小波足迹法的最大优点是绘制速度快, 可以达到网络交互级的速率, 但缺点是绘制的图像质量呈现一种指数型的自阻塞特性。

基于硬件的三维纹理映像是在纹理空间中实现重采样的插值运算及具有不透明度值的图像合成等操作均由硬件完成, 从而大大提高了运算速度。当形体表面的细节十分复杂而精细时, 利用该方法对其进行体绘制便显得尤为重要。当然硬件环境的性能是这种方法的关键。表 3.1 给出了几种体绘制算法性能评价。

3.5 VTK 简介

VTK (Visualization Toolkit) 是美国著名的 Kitware 公司的一个开放源代码的自由软件 (Open Source)。其主要功能是进行图像处理、计算机图形学和科学计算可视化, 尤其是其三维重建功能 (如面绘制和体绘制功能及其强大的图像处理能力)。目前 VTK 支持 C, C++, Java 等编程语言。VTK 功能强大, 支持标量, 矢量等的可视化。VTK 作为一种通用的可视化类库, 在科学和工程界有着广泛的应用。其中一种重要而又常见的应用就是在医学领域。

3.5.1 VTK 的特点

作为给从事可视化应用程序开发工作的研究人员提供直接技术支持的强大可视化开发工具, VTK 以用户使用的方便性和灵活性为主要原则, 具有如下特点:

(1) VTK 封装了目前许多优秀的三维数据场可视化算法, 具有可以直接利用的图形函数库, 可以方便地对数据集进行各种变换和支持。例如, VTK 支持 2D 和 3D 图形图像的可视化计算及图像分割和图像配准算法等。

(2) VTK 支持高性能计算。它具有高速缓存和流式数据分割处理能力, 这样在处理大量的数据时不必考虑内存资源的限制。并使用分布数据执行机制的方法实现数据的并行处理, 打破了集中计算模式的瓶颈。

(3) VTK 具有良好的可移植性。它支持多种语言环境, 如 C++、Tcl、Java 等, 并可以实现多种语言程序之间的代码转换。同时, VTK 既可以工作于 Unix 操作系统也可以工作于 Microsoft Windows 操作系统。

(4) 能够更好的支持基于网络的工具, 如 VRML, JAVA 等。

(5) 能够支持多种绘制, 如 OpenGL。

3.5.2 VTK 对象模型

VTK 是使用面向对象技术实现的, 包含了大量的对象模型 (Object Models)。根据其继承关系, 大致可以将其对象模型划分为两个方面^[41], 图形模型对象 (the Graphics Models) 和可视化模型对象 (the Visualization Models)。

1. 图形模型 (the Graphics Models)

整个图形模型主要表现了三维图形系统的本质特征, 利用了其它3D图形系统简单易于使用的特点, 同时也采用了一些目前已有的GUI的方法。整个图形模型主要分为九类对象:

(1) 渲染控制器: 定义与设备无关的坐标计算方法, 创建绘制窗口。

(2) 渲染窗口 (RenderWindow): 其基类为`vtkRenderWindow`, 管理显示设备上的窗口, 一个或多个绘制方法可在渲染窗口上创建一个场景。渲染窗口是用户图形界面, 其中包括了设置渲染窗口的大小, 产生立体显示效果等的方法, 一共控制两个缓存。

(3) 渲染器 (Renderer): 基类为`vtkRenderer`, 作用是管理光源、照相机和绘制对象等的位置、属性等; 提供了世界坐标系, 观察坐标系及显示坐标系之间的转换。建立好一个Renderer后将其加入到RenderWindow中即可将场景显示出来。

(4) 灯光 (Light): 用于表现和处理图像光线。在VTK中的实现类为`vtkLight`, 可在场景中照亮绘制对象; `vtkLight`可通过调用参数的改变控制灯光的状态 (开关)、照射角度、照射强度、颜色等, 并支持点光源和平行光源。创建好一个灯光后将其加入到Renderer中即可; `Lights`只用于三维, 二维中不使用。

(5) 照相机 (Camera): 控制三维几何体如何在图像显示过程中表示为二维图像。在VTK中的实现类为`vtkCamera`, 作用是定义观察者的位置、聚焦点和其它有关属性; 参数可由调用者根据需要指定; 二维图形数据不需要照相机。

(6) 角色 (Actor): `vtkActor`代表渲染场景中的绘制对象实体, 通过参数的调节可以设置角色的位置方向, 渲染特性 (Property), 引用 (reference), 纹理映射 (Texture) 等属性, 并可对Actor进行放缩。角色的改变是通过一个4*4的变换矩阵实现的。

(7) 属性 (Property): 实现类为`vtkProperty`。要使三维物体具有真实感, 必须说明几何物体的一些特性, 例如, 光照特性 (泛光, 漫反射, 镜面反射, 边缘颜色), 反射强度, 物体的灰度, 物体的绘制样式 (点, 线框, 表面), 着色模式 (Flat, Gouraud, Phong) 等, VTK中正是通过属性模型来对其进行说明的。

(8) 映射 (Mapper): 与查找表 (`vtkLookupTable`) 连接, 用于变换和处理几何体。`vtkMapper`指定了渲染数据和图形库中基本图元之间的联系。`VtkMapper`的一些派生类通过查找表映射数据并控制图形库中相应Actor 图元的生成。一个或多个Actor可以使用相同的Mapper。Mapper有多个参数对其进行控制。如:

1) `ScalarVisibility`标志可以设置scalar的数据是否影响相关的Actor 的颜色;

2) `ScalarMode`可以控制Actor的颜色是scalar point还是cell的值;

3) `ImmediateModeRenderingOn`和`ImmediateModeRenderingOff`可以控制渲染方式, 前一项表示立即渲染, 后一项表示将渲染放于渲染列表中, 一般选择

ImmediateModeRenderingOn方式进行，选择后者将会占用较多的系统资源，影响系统的性能。

(9) 变换 (Transform)：vtkTransform是一个放置4*4变换矩阵的堆栈，可对这一堆栈进行各种操作，如：平移，缩放，旋转等，一般在栈的顶部进行。实现过程主要由渲染控制器创建渲染窗口，由渲染器在渲染窗口上绘制场景。场景包括绘制对象、映射、属性、变换、光源、照相机等。VTK获取数据的方式是基于拉技术，即在管道的下一对象请求数据时，管道对象才进行数据集的相关处理，因此可减小系统的运算负荷，这对提高系统实时性大有好处。

2. 可视化模型 (the Visualization Models)

用VTK进行可视化应用是非常方便的，它包括两个基本部分：首先，建立适当的目标图形来演示数据；其次，建立一个数据流水线 (Data Pipeline) 来处理数据，建立流水线 (Pipeline) 就是将Source、Filters和Mappers连接起来。VTK的可视化模型主要包括两类对象：

(1) 数据对象

包括多边形数据 (vtkPloyData)，结构点数据 (vtkStructurePoint)，非结构点数据 (vtkUnStructurePoint)，结构网格 (vtkStructureGrid)，非结构网格 (vtkUnStructureGrid)。

(a) 多边形数据 (vtkPloyData)：表示由顶点、直线、多边形即三角面片组成的几何体，支持多种的原子类型，如vtkVertex，vtk-PloyVertex，vtkLine 等。

(b) 结构点数据 (vtkStructurePoint)：是一包括表面形状及几何形状的几何体。

(c) 非结构点数据 (vtkUnStructurePoint)：指定了几何体的外观；结构网格 (vtkStructureGrid)；指定了几何体的结构。

(d) 非结构网格 (vtkUnStructureGrid)：可以为任意的cell类型的组合。

(e) 数据对象继承关系。

(2) 过程对象

VTK 中定义的过程对象根据其pipeline主要包括了数据源 (Source)，过滤器 (Filters)，映射 (Mappers)，数据流水线 (Data Pipeline)，过程如图5.1所示：

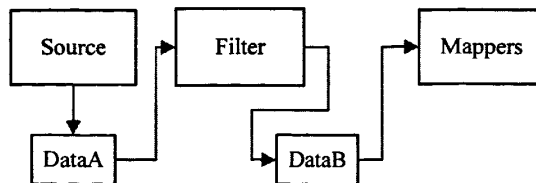


图5.1 流水线机制

数据源 (Source)：vtkSource是所有数据源的基类，其子类定义了许多数据源类型。

过滤器 (Filters) : `vtkFilter` 是各种 Filter 的基类, 从 `vtkSource` 中派生出来, 接收 Source 中的数据, 进行各种不同的 Filter 处理工作。Filters 为 VTK 的主要部件, 由其基类派生出了许多子类, 实现了许多图形学算法。例如网格细化 (`vtkSubdivideTetra`), 压缩 (`vtkShrinkFilter`), 映射 (`vtkReflectionFilter`), 旋转 (`vtkRotationalExtrusionFilter`), 提取边 (`vtkExtractEdges`) 等方法, 将其封装起来, 用户只需要编写简单程序接口调用就可, 并可以通过改变其参数来达到想要的效果。

VTK 中有多种滤波类。如下为 VTK 中对图像处理的部分管道流滤波类:

<code>#include "vtkImageSobel2D.h"</code>	索贝尔滤波
<code>#include "vtkImageLaplacian.h"</code>	拉普拉斯滤波
<code>#include "vtkImageHybridMedian2D.h"</code>	二维中值滤波
<code>#include "vtkImageFFT.h"</code>	傅立叶变换
<code>#include "vtkImageRFFT.h"</code>	傅立叶逆变换
<code>#include "vtkImageButterworthHighPass.h"</code>	巴特乐斯高通滤波
<code>#include "vtkImageButterworthLowPass.h"</code>	巴特乐斯低通滤波
<code>#include "vtkImageIdealLowPass.h"</code>	理想低通滤波
<code>#include "vtkImageIdealHighPass.h"</code>	理想高通滤波

映射 (Mappers) : `vtkMapper` 是所有 Mappers 的基类, 从 Filters 接收数据, 并把其映射为图形库中的基本图元。根据映射方式的不同, 有多个继承子类。

3.5.3 VTK 库的编译与编程

VTK 是用 C++ 语言开发的与平台无关的图形库。为了使相互关联的 VTK 库代码能在不同平台 (如 windows 和 Unix) 和不同编译器 (如 Visual Studio 6.0 和 Borland) 下方便使用, Kitware 开发了 CMake 这一转换工具。CMake 提供一个用户界面, 用户可以定制某些变量, 其中比较重要的是 `BUILD_SHARED_LIBS`, 根据它的选择可以生成 VTK 的静态库或者动态链接库。如果编译成静态库, 那么在开发应用程序时要将相应的库代码加入可执行程序; 如果是动态库, 则可执行程序与动态链接库是分离的。用动态库的优点是可以减小主程序的体积, 缺点是可执行程序不能独立运行。其它比较常见的重要变量有 `VTK_USE_PATENTED`、`VTK_USE_HYBRID` 等, 编译时使它们打开开关, 就可以编译出相应的库以便日后使用。

在 Windows 平台的 Visual Studio 6.0 下打开用 CMake 产生的 .dsw 文件, 选择工程类型进行编译。工程类型主要分两类: Release 和 Debug, 开发过程中一般用 Debug, 到发行时再用 Release, 所以使用 Debug 即可。编译整个工程产生全部库,

这个过程所需时间很长。编译完成后，会在 CMake 里面指定的目标目录内（如 vtkbin）产生编译出的库文件（缺省在 vtkbin/bin/Debug 目录内）。

VTK 库编译好以后，就可以在 Visual Studio 开发环境下使用 VTK 库。使用 VTK 库首先要设置头文件和库文件的路径，以便使用 VTK 库的程序在编译和链接的时候可以搜索到。头文件的位置即源代码的各个子目录里面包含了大量的.h 文件。将其路径加入到 Visual Studio 6.0 的 Tools->Options->Directories 内，除了源码的各个子目录外，还要加上一个 VtkConfigure.h 文件的路径，它在 CMake 产生的目标目录内。库文件的设置与此类似，也在 Directories 页面进行，其路径是前述编译产生库文件的目录（如 vtkbin/bin/Debug）。这样设置好路径以后，使用 VTK 库的程序就可以正确编译和链接了。对于使用动态链接库的程序来说，此时还不能运行编译出来的可执行程序（.exe），还需要一步，即把 VTK 的动态链接库文件所在路径加入操作系统的环境变量 PATH，或直接将这些库文件拷贝到系统目录。

VTK 库是用面向对象的 C++ 语言写成的，由于主要开发者有着数十年涉及可视化系统的经验，所以 VTK 拥有非常合理的模型和结构。在 VTK 里是用 New（）的方式来初始化对象的，而不是用 C++ 中的 new 来新建对象，对象不仅可以做到代码与设备无关，而且通过引用计数（Reference Counting），可以使程序清晰简明，不容易发生内存泄漏或崩溃的问题。同时，VTK 中实现了数百个类及其方法，对开发者来说，VTK 是个方便且重要的开发工具。

3.6 本章小结

本章介绍了现有的各类体绘制算法，简要介绍了几种面绘制技术原理和特点，包括立体沟纹模型，面跟踪算法，步进立方体算法，剖分立方体方法等，以及体绘制算法中的几个基本概念，包括光学模型，体数据及实现流程。着重对各类体绘制算法原理进行了详细的探讨，如光线投射法，抛雪球法，错切变形法，3D 纹理映射以及变换域体绘制等，描述了各算法国内外发展现状，总结了各算法的优缺点，并对开发工具 VTK 做了简要概述。

第四章 一种综合光线投射加速算法

4.1 光线投射算法的实现

光线投射算法是从屏幕上的每一像素出发，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，由距离某一采样点最近的 8 个顶点的颜色值和不透明度值做三线性插值，求出该采样点的不透明度及颜色值。在求出该条射线上所有采样点的颜色值和不透明度值以后，可以用由后到前或由前到后的两种方法将每一采样点颜色值及不透明度进行组合，从而计算出屏幕上该像素点处的颜色值。具体实现流程如下图所示：

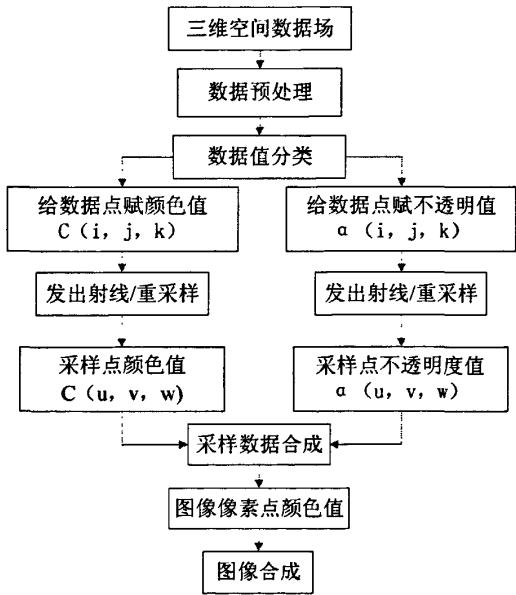


图 4.1 光线投射算法流程图

4.1.1 数据分类

三维数据值的分类^[44]是整个可视化算法中非常重要的一步，其目的是根据数据值的不同，正确的将其分为若干类，同时为每类数据赋予不同的颜色值和不透明度值，以求正确表示多种物质的不同分布或单一物质的不同属性。如果用集合 D 表示数据场的取值范围，数据场的分类就是将集合 D 划分为若干个互不重叠的子集 D_0, D_1, \dots, D_{n-1} ，满足

$$\begin{cases} D = \bigcup_{i=0}^{n-1} D_i \\ D_i \cap D_j = \phi \end{cases} \quad 0 \leq i \leq j \leq n-1 \quad \text{式(4-1)}$$

三维数据值的准确分类是后续处理得出合理图像的基础。然而三维数据值的分类非常困难，特别是在多种不同物质共存的情况下，其组织结构通常相当复杂。同一组织中可能共存多种不同的灰度值，而同一灰度值的像素又可能属于不同的组织结构。目前仍然只能对简单的或特定的三维数据场进行自动分类，而在大多数情况下，需要用户介入，通过交互方式实现三维数据场的半自动分类，也就是现实知识或模型引导的物质分类。关于物质分类问题仍然是当今科学计算可视化的重要研究问题之一。对于物质构成比较简单的三维数据场来说，目前常用的分类方法有两种。

(1) 阈值法

根据数据场所在应用领域的背景知识，或对全部采样点的取值进行统计后，设定若干阈值 d_i ($i=1, 2, \dots, n$)。如果各采样点的数值以 $f(x_i, y_j, z_k)$ 表示，则将满足下列条件的采样点归入同一类中：

$$d_i \leq f(x_i, y_j, z_k) < d_j \quad \text{式(4-2)}$$

(2) 概率法

在多种物质共存的物体中，每一个体素往往不是由单一物质构成的，为了更精确的为每个体素赋以颜色值和不透明度，就要求出每一个体素中不同物质的概率分布。根据贝叶斯 (Bayes) 公式估算灰度值为 I 的体素中所含有的第 i 类物质的概率，即可能的百分比分布为：

$$P(i/I) = \frac{P(I/i)}{\sum_{j=1}^n P(I/j)} \quad \text{式(4-3)}$$

任何一体素图像具有灰度值 I 的概率可以表示为：

$$P(I) = \sum_{i=1}^n p_i P(I/i) \quad \text{式(4-4)}$$

n 表示该物质种类的数目， P 是体素中 I 类物质所占的百分比， $P(I/i)$ 是第 i 类物质图像具有的灰度值 I 的条件概率。分类过程是通过传递函数来实现的。传递函数可以将体素的多个属性值作为参考来计算不透明度。通常只用灰度值做参考，有的时候是灰度值和局部梯度大小 (Local Gradient Magnitude)。

4.1.2 不透明度和颜色赋值

在体绘制的结果图像中，需要显示三维数据场的内部结构，因而需要生成具有透明效果的图像。因此，对每一个体素不仅要根据分类结果赋予不同的颜色值 (R, G, B)，而且还要赋予不透明度 α 。 $\alpha=1$ 表示该体素完全不透明， $\alpha=0$ 表示完全透明。由于各体素的颜色值是人为赋予的，因此最终图像中的颜色是伪色

彩。当然,对于不同类别的物质赋予什么颜色应遵循人们的习惯或用户的要求,使最终获得的图像看起来合理、自然。

(1) 体素的颜色^[2]

重建图像的合成过程一般进行的都是灰度图像,灰度值的取值取决于图像的分辨率。根据图像分辨率的不同对应的图像的颜色值也不同,例如,8bit 图像颜色值取值范围为[0, 255]。灰度值“0”代表全黑色,“255”代表全白色。在常规应用中图像灰度值取值范围为 0~255。而计算机的色彩一般由 RGB 模型生成。但由 RGB 模型构成的色彩空间,除黑白轴线外,人眼对色彩的感应一般不能随红、绿、蓝变量的连续变化而连续。要提高对体数据场的认识,人们希望数值连续变化时,分配给这些数值的颜色能给人一种连续变换的感觉。对此,Haim Levkowitz 等提出了一种实现方法:人为建造一个表示人眼感觉连续变化的颜色表,将之与数据的连续变化同步对应。

(2) 体素的不透明度^[2]

体数据场中的不透明度主要取决于物质本身的特性以及用户的主观意愿。前者反应了体数据场本身的透明关系以及视觉效果;后者是在可视化领域里面特定含义的“透明”。例如,人体的每个部位的皮肤,肌肉以及骨骼都具有一定的不透明度。但是当我们重建的对象是骨骼时,那么皮肤和肌肉就相对成为透明体。另外,也可以通过降低皮肤和肌肉组织的不透明度,以便观察内部骨骼的构造,同时仍然可以感觉到皮肤和肌肉的存在。因此,物质不透明的设置完全是根据人们对数据场中重点感兴趣部分来决定的,即是一种人为的属性。不透明度的范围为[0.0, 1.0],其中 0.0 对应完全透明的物质,1.0 对应完全不透明的物质。同时不透明度的设置也可以根据不同的数据场进行能动的变换设置,根据局部的梯度值对附近的数据点的不透明度进行加强或者削弱,因为不同物质相交界的地方,函数值的变化较大,相应的梯度也大。因而,不透明度大的点对应较大的梯度值,反之,对应较小的梯度点。

4.1.3 重新采样

三维重建是基于从医疗器械扫描得来的断层图像序列构成的体数据,这些体数据是三维离散数据,失去了最原始的连续数据信息,所以必然会缺少原有组织器官的细节。例如,通常成像设备在三个方向上具有不同的分辨率,切片层数越多,重建后的图像的效果也就越好,当然重建所需时间也相应增加。但是,当相邻扫描层间过于稀疏,断层图像间的距离比断层图像内像素间的距离大得多时,如 CT 切片中,层内像素间距通常在 0.5~2mm 之间,而层间距则介于 1~15mm 之间。这时,两层之间的信息就会丢失,必将会在组织边界处形成明显的台阶状的

人为结构。所以需要图像插值方法在原来的断层图像之间再插值生成一些中间断层图像。在我们的重建系统中，要求每个体素为正方体。因此，我们的断层图像就要插值成各向同性，即经插值后的断层图像序列中断层间距等于断层图像内像素间距。

插值方法主要有两类：一类是经图像配准对齐后通过插值生成中间切片图像数据，这一步是在医学图像预处理过程中完成的；另一种则是在重采样过程中对体素数据直接插值。两者相比，前者需要耗费大量的数据存储空间，由于数据量的增加会影响后续的可视化运算速度。而后者不会生成大量数据，从而会提高运算速度。重采样过程中的常用的直接插值方法^[44]有最近邻点法，加权插值法和三线性插值法。

假设体素八个顶点 P_i ($i=0, 1, \dots, 7$) 的体数据值为 V_i ($i=0, 1, \dots, 7$)，插值就是根据这八个顶点处的值估计出体素内部某一点 $P(x, y, z)$ 处的体数据 $V(x, y, z)$ 的估计值 V_p

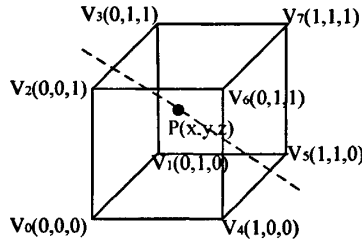


图 4.2 三线性插值原理

(1) 最近邻点法

最近邻点法是一种最简单的插值方法，被估计点的值用体素八个顶点中最近的那个点的体数据值来估计，这是一种粗略的估计方法，运算效率比较高，但重建后图像可能出现边缘模糊现象。

(2) 加权插值法

这种方法假定 V_p 值由八个顶点的体数据值及离各顶点的距离来决定。

$$V_p = \sum_{i=0}^7 W_i * V_i \quad \text{式(4-5)}$$

其中，权值 W_i 与 P 到 V_i 所在顶点的距离成反比。权值通常被规范化，其总和为 1。权值可由下式确定

$$W_i = \frac{\prod_{k=0, k \neq i}^7 [d_k(p)]^2}{\sum_{j=0}^7 \prod_{i=0, i \neq j}^7 [d_i(p)]^2} \quad \text{式(4-6)}$$

其中 $d_j(p)$ 是体素第 j 个顶点到 P 点的 Euclidean (欧式) 距离。注意到，当 P 点为

第 j 个顶点时, $W_j=1$ 且 $W_i=0, i \neq j$, 因此 $V_p = V_j$ 。

(3) 三线性插值

三线性插值假设体数据在两点之间是按线性变化的。不失一般性, 假设所考察体素的顶点 P_0 在坐标原点 $P_0 = (0, 0, 0)$ 。则体素任一点 $P(x, y, z)$ 的体数据值用下列三线性函数来估计。

$$V_p = (1-x)(1-y)(1-z)V_0 + (1-x)y(1-z)V_1 + (1-x)(1-y)zV_2 + (1-x)yzV_3 + x(1-y)(1-z)V_4 + xy(1-z)V_5 + x(1-y)zV_6 + xyzV_7 \quad \text{式(4-7)}$$

4.1.4 图像合成

这是光线投射体绘制算法的最后一步, 其目的是沿着某一像素所发出的射线, 计算该射线上各采样点的颜色值及不透明度值, 并按照一定的规则合成, 以形成该像素点的最终颜色值。将屏幕上各像素点的颜色值都计算出来后, 就形成了一幅图像。

体绘制中经典的图像合成方法是 Thomas Porter 等提出的 Over 算子。该方法需要对沿着射线方向的每个体素的颜色值和不透明度值进行处理和存储。Over 算子的基本步骤如下:

- (1) 从图像平面的某个像素点出发, 沿着视线方向发出射线; 应用预先设定好的步长规则以及插值方法沿着射线获得采样点的属性灰度值。
- (2) 根据分类规则函数, 给每个采样点赋予颜色值和不透明度值。
- (3) 按照一定的运算规则计算, 形成当前图像像素点的最终颜色值。

在图像空间扫描的体绘制中, 根据合成像素点的顺序, 图像合成^{[2][24]}可分为由后向前和由前向后两种不同的图像合成算法。

(1) 由后向前的图像合成

这种合成算法是沿射线由后往前将各种采样点的颜色值及不透明度值合成在一起, 以得到最终图像。设第 i 个体素的颜色值为 C_{now} , 不透明度值为 α_{now} , 进入第 i 个体素的颜色值为 C_{in} , 不透明度值为 α_{in} 。经过第 i 个体素后的颜色值为 C_{out} , 不透明度值为 α_{out} , 则有:

$$C_{out} = C_{in}(1 - \alpha_{now}) + C_{now}\alpha_{now} \quad \text{式(4-8)}$$

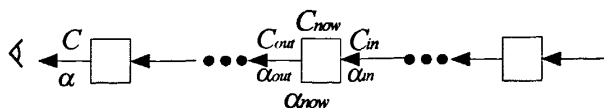


图 4.3 由后向前图像合成示意图

设初始的颜色值为 C_0 ，最终的颜色值为 C ，第 i 个单元的颜色值为 C_i ，不透明度值为 α_i 。另设第 i 个单元的不透明度值为 $\beta_i = 1 - \alpha_i$ ，则按上面公式将各单元颜色值累加后可得：

$$\begin{aligned}
 C &= C_0\beta_1\beta_2\ldots\beta_n + C_1\alpha_1\beta_2\beta_3\ldots\beta_n + C_2\alpha_2\beta_3\beta_4\ldots\beta_n \\
 &\quad + \ldots + C_{n-1}\alpha_{n-1}\beta_n + C_n\alpha_n \\
 &= C_0\prod_{i=1}^n \beta_i + \sum_{i=1}^n C_i\alpha_i \prod_{j=i+1}^n \beta_j
 \end{aligned} \tag{4-9}$$

这种由后往前的图像合成方法是基于光线吸收和发射模型的。

(2) 由前向后的图像合成

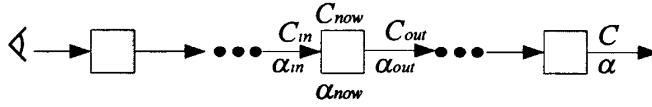


图4.4 由前向后图像合成示意图

如图 5.5 所示，由前向后的图像合成公式为：

$$C = C_{in}(1 - \alpha_{now}) + C_{now}\alpha_{now} \tag{4-10}$$

$$\alpha_{out} = \alpha_{in} + \alpha_{now}(1 - \alpha_{in}) \tag{4-11}$$

按上面公式将各单元颜色值和不透明度分别累加后可得：

$$C = \sum_{i=1}^n C_i\alpha_i \prod_{j=0}^{i-1} \beta_j \tag{4-12}$$

显而易见，与由后向前的图像合成一样，由前向后的图像合成也是基于光线吸收和发射模型的。这种方法的主要优点在于由前向后进行图像合成时，不透明度值 α 必然逐步增大。当 α 值趋近于 1 时，说明该像素点的图像已接近于完全不透明，后面的体素不会再对该像素点的图像有所贡献，因此可以不再计算了，这一特点省去了无效的计算，速度较快。

4.2 一种综合光线投射加速算法

4.2.1 算法思想

光线投射算法是几种体绘制算法中最为重要常用的算法。究其原因，主要有以下两点：其一，该算法在解决方案上基于射线扫描过程，符合人类生活常识，容易理解；其二，该算法可以达到较好的绘制效果。

但是传统光线投射算法也存在着一些不足：

(1) 传统光线投射算法可以得到质量非常高的图像，但是计算时间开销很大。这

一问题来源于投射光线的数目巨大并且在一条投射光线上要进行多次采样点插值。而对每个采样点进行插值需要采用三线性插值。

由三线性插值公式(4-7)，如下：

$$V_p = (1-x)(1-y)(1-z)V_0 + (1-x)y(1-z)V_1 + (1-x)(1-y)zV_2 + (1-x)yzV_3 + \\ x(1-y)(1-z)V_4 + xy(1-z)V_5 + x(1-y)zV_6 + xyzV_7$$

可计算出一个插值点需要的时间： $t=20*ADD+24*MLT$ 。ADD 是执行一次加法所需时间，MLT 是执行一次乘法所需时间。

如果一个体素内取 K 个取样点，射线共与 S 个体素相交，当 K=4，S=100 时，总时间 $T=8000ADD+9600MLT$ 。由此可见大量的三线性插值运算计算量和时间开销很大从而制约了该算法的实际应用。

(2) 通常数据场中存在着大量的空体素（即不透明度为 0），这些体素对最终生成的图像没有贡献。在采样过程中，由于等距离采样，难以避免地在空体素中进行重复采样，而冗余采样点仍可参加图像合成。因此怎样避免对这些空体素的盲目采样是加速光线投射技术的关键。

针对以上这两个问题，本文提出一种综合的光线投射加速算法。该算法是将一种快速三线性插值算法^[45]和基于空间跳跃技术的接近云算法^[46]结合起来，以实现传统光线投射算法的加速。其基本思想是在采样过程中，利用接近云算法来快速略过空体素，避免在空体素中的重复采样。而在不透明体素处则利用快速三线性插值算法进行重采样，进一步加速传统算法。下面对综合算法中所使用的这两种算法分别进行介绍。

1. 快速三线性插值算法

算法原理：该算法的基本思想是根据体素 8 个顶点数值的分布，对体素进行分类，对不同类型的体素采用不同的插值表达式。同时通过调整采样点的期望误差可灵活改变插值的运算总量。

首先，构造一组差分方程：

$$\begin{aligned} \Delta V_{10} &= (V_1 - V_0); \\ \Delta V_{20} &= (V_2 - V_0); \\ \Delta V_{31} &= (V_3 - V_1); \\ \Delta V_{40} &= (V_4 - V_0) \\ \Delta V_{54} &= (V_5 - V_4); \\ \Delta V_{64} &= (V_6 - V_4); \\ \Delta V_{75} &= (V_7 - V_5) \end{aligned} \quad \text{式(4-13)}$$

然后将这组差分方程带入原式，原式变换为：

$$V_p = xyz\Delta V_{75} + x(1-y)z\Delta V_{64} + yz\Delta V_{54} + z\Delta V_{40} + xy(1-z)\Delta V_{31} + \\ x(1-y)(1-z)\Delta V_{20} + y(1-z)\Delta V_{10} + V_0 \quad x, y, z \in [0, 1] \quad \text{式(4-14)}$$

将上式中 $\Delta V_{75}, \Delta V_{64}, \Delta V_{54}, \Delta V_{40}, \Delta V_{31}, \Delta V_{20}, \Delta V_{10}$ 与一个 7 位二进制数 M 的各位一一对应。当 $\Delta V = 0$ ，则 M 中相对应的位为 0。否则， M 中相对应的位为 1。这样上式就会得到 $2^7 = 128$ 种插值表达式。

在实际操作中，如果想要进一步降低计算量，我们可以将判断 ΔV 是否为 0 的操作改为判断 $|\Delta V|$ 是否小于某一设定误差 V_e ，不过这将会牺牲图像质量。因此，为保证图像质量，本文不采用这步操作，而是直接将 $|\Delta V|$ 设置为 0。

实现该算法需要设计相应的数据结构。对于给定的原始体数据 V_0 ，其大小为 $[W, H, N]$ 。另需要四个辅助三维数组，即三个方向的差分三维数组 V_x, V_y, V_z 和一个插值类型的三维数组 V_m 。

V_x : x 方向的差分三维数组，其大小为 $[W-1, H, N]$ 。数组的每个元素为 $V_x(x, y, z) = V_0(x+1, y, z) - V_0(x, y, z)$ ；

V_y : y 方向的差分三维数组，其大小为 $[W, H-1, N]$ 。数组的每个元素为 $V_y(x, y, z) = V_0(x, y+1, z) - V_0(x, y, z)$ ；

V_z : z 方向的差分三维数组，其大小为 $[W, H, N-1]$ 。数组的每个元素为 $V_z(x, y, z) = V_0(x, y, z+1) - V_0(x, y, z)$ ；

V_m : 插值类型的三维数组，其大小为 $[W-1, H-1, N-1]$ 。数组的每个元素是根据对应的 $\Delta V_{75}, \Delta V_{64}, \Delta V_{54}, \Delta V_{40}, \Delta V_{31}, \Delta V_{20}, \Delta V_{10}$ 所确定的 7 位二进制数 M ，可据此得到该体素的插值类型。进行快速插值时，针对每个体素，可根据对应的 M 选择相应的插值表达式来进行计算。

2. 基于空间跳跃技术的接近云 (Proximity Clouds) 算法

算法原理：

当光线在体数据空间穿行的时候有两种状态，一种状态是在透明体素中穿行以搜索不透明体素，另一种状态是在不透明体素中进行颜色和透明度的累积。在第一种状态中，由于透明体素对于最终的显示结果没有任何影响，所以可以快速跳过透明体素，从而有效加快光线投射算法的速度。Proximity Clouds 算法就是一种非常优秀的空间跳跃技术。

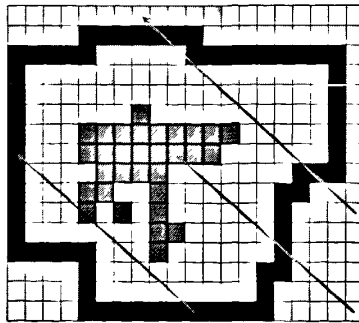


图 4.5 光线穿越体素

对于每一个透明体素，记录它到距离它最近的不透明体素的距离，这样光线

投射的时候,可以以这个距离作为前进的步长,在这个距离范围内光线不可能碰到不透明体素。该算法的实现包括两个步骤:距离场的建立和光线的投射。

(1) 距离场的建立

Proximity Clouds 算法中建立的距离场是街区距离场。

$$D_p(\Delta x, \Delta y, \Delta z) = |\Delta x| + |\Delta y| + |\Delta z| \quad \text{式(4-15)}$$

D_p 为任意两点的街区距离, $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ 为两点坐标的差值。将所有不透明体素的距离值设为 0, 所有透明体素的初始距离值设为 $+\infty$, 则所有透明体素的距离值可由下式(4-16)得出:

$$D_{i,j,k} = \min(D_{i,j,k}, D_p(o, p, q) + D_{i+o, j+p, k+q}), \quad o, p, q = 0, \pm 1 \quad \text{式(4-16)}$$

其中, $D_{i,j,k}$ 是坐标为 (i, j, k) 的透明体素当前的距离值。由于距离场与视线无关, 距离场的计算是在数据预处理的时候完成的。

(2) 光线投射过程

对于任何一个透明体素 $v(x, y, z)$, 设它的距离值为 D_{vol} , 当前光线向量为 $I(x_i, y_i, z_i)$ 。根据街区距离的定义, 沿着光线的方向前进一步所行进的距离为

$$d = |x_i| + |y_i| + |z_i| \quad \text{式(4-17)}$$

则光线在该透明体素处可以行进的步数 s 为:

$$s = D_{vol} / d = \frac{D_{vol}}{|x_i| + |y_i| + |z_i|} \quad \text{式(4-18)}$$

则光线从当前体素行进一定步长后到达下一个体素 $v(x', y', z')$ 可由下式(4-19)确定:

$$\begin{cases} x' = x + x_i \times s = x + \frac{x_i}{|x_i| + |y_i| + |z_i|} \times D_{vol} \\ y' = y + y_i \times s = y + \frac{y_i}{|x_i| + |y_i| + |z_i|} \times D_{vol} \\ z' = z + z_i \times s = z + \frac{z_i}{|x_i| + |y_i| + |z_i|} \times D_{vol} \end{cases} \quad \text{式(4-19)}$$

令

$$\begin{cases} c_x = \frac{x_i}{|x_i| + |y_i| + |z_i|} \\ c_y = \frac{y_i}{|x_i| + |y_i| + |z_i|} \\ c_z = \frac{z_i}{|x_i| + |y_i| + |z_i|} \end{cases} \quad \text{式(4-20)}$$

则原表达式可简化为:

$$\begin{cases} x' = x + c_x \times D_{vol} \\ y' = y + c_y \times D_{vol} \\ z' = z + c_z \times D_{vol} \end{cases} \quad \text{式(4-21)}$$

则光线在任意透明体素 v 处的增量可由下式表示:

$$\Delta_i = i' - i = c_i \times D_{vol}, \quad i = x, y, z \quad \text{式(4-22)}$$

光线投射过程可以描述为: 从屏幕像素发出一根光线进入体数据空间, 如果遇到透明体素, 则根据公式(4-22)计算光线的增量, 确定光线所到达的下一个体素的坐标。光线行进到下一个体素, 如果是透明体素则重复前面的过程, 否则采用小步长在不透明体素中进行重采样, 累积颜色值和不透明度, 直到光线穿透数据空间。

Proximity Clouds 算法是针对离散的光线投射提出的。在距离场中, 只有各个体素处含有距离信息, 而对于连续的光线投射算法, 采样点并不总在各体素上, 大部分情况是位于相邻的 8 个体素的中间。在这种情况下, 如何确定各采样点的距离值呢? 设采样点 S 与距离它最近的体素的三维坐标差分别是: $dx, dy, dz (dx, dy, dz < 0.5)$, 则其街区距离为

$$D_p(s, v) = |dx| + |dy| + |dz| < 1.5 \quad \text{式(4-23)}$$

根据距离场的定义, 采样点 S 与体素 V 的距离值的差距小于或等于它们之间的街区距离, 即:

$$|D_v(S) - D_v(V)| \leq D_p(S, V) \quad \text{式(4-24)}$$

我们将采样点 S 的距离值取为 $D_v(V) - 1.5$, 那么光线在采样点处以这个距离前进是绝对不会跳过不透明体素的。这样就可以把 Proximity Clouds 算法应用到连续的光线投射中去了。

显然, 数据空间中存在的空体素数量越大, 接近云算法的加速效果越明显。但如果某一数据空间中的空体素数量相对较少, 非空体素数量相对较多, 该算法的加速效果就会被削弱。在这种情况下, 需要对非空体素的重采样过程进行快速三线性插值, 以确保整体的绘制速度。

本文提出的综合算法正是基于这种思想, 将上述两种算法结合起来以加速传统光线投射算法。当光线进入体数据空间后, 在透明体素处, 则根据公式(4-22)计算光线的增量, 确定光线所到达的下一个体素的坐标。光线行进到下一个体素, 如果是透明体素则重复前面的过程, 否则采用小步长在不透明体素中进行重采样, 重采样的插值算法使用加速的三线性插值算法, 累积颜色值和不透明度, 直到光

线穿透数据空间。

4.2.2 算法描述和分析

1. 算法描述

本文提出的综合算法在传统光线投射算法基础上, 结合基于空间跳跃技术的接近云算法和快速三线性插值算法, 着重在发射光线进行重采样的过程中进行综合加速。

算法具体实现步骤如下所示:

Step 1: 利用二维医学图像序列, 建立三维数据场空间。

Step 2: 对数据进行预处理, 并在这一过程中生成 Step5 所需的距离场。

Step 3: 对数据场空间的数据进行数据分类。

Step 4: 给数据点赋予颜色值 $C(i, j, k)$ 和不透明度值 $\alpha(i, j, k)$ 。

Step 5: 发出射线进行重采样。在透明体素处, 光线直接越过, 不进行采样, 直到光线行进到不透明体素处。在不透明体素处进行小步长重采样。重采样所使用的插值计算则采用快速三线性插值算法。

Step 6: 将采样点赋予颜色值 $C(u, v, w)$ 和不透明度值 $\alpha(u, v, w)$ 。

Step 7: 将采样数据合成, 形成图像像素点的颜色值。最终形成具有三维立体效果的图像。

2. 算法分析

(1) 基于空间跳跃技术的接近云算法的运用有效避免了由于空体素的存在所导致的冗余计算。对于数据场空间空体素多, 冗余计算量大的情况, 该算法的加速效果会更好。

(2) 快速三线性插值算法的运用提高了非空体素处的重采样速度。对空体素多的情况, 会进一步加速绘制速度。而对于非空体素较多的情况, 基于空间跳跃技术的接近云算法的加速效果会削弱, 但快速三线性插值算法则能通过加速非空体素的采样过程进行补偿。

4.3 实验及结果分析

基于本文提出的综合加速方法, 我们利用人体胸腔骨骼、颅部和足部 CT 数据进行实验。实验数据规格分别为 $512 \times 512 \times 472$, $512 \times 512 \times 159$, $512 \times 512 \times 250$ 。本文利用 C++ 语言在 PIV 微机上进行仿真。图 4.6, 图 4.7 和图 4.8 分别为胸腔, 颅部和足部进行绘制得到实验结果, 左图为改进前绘制, 右图为改进后绘制。表 4.1 为改进前后数据对比表。由图表我们可以看出: 改进后光线投射算法使得绘制速度大幅提高, 而图像质量并未受到明显影响。

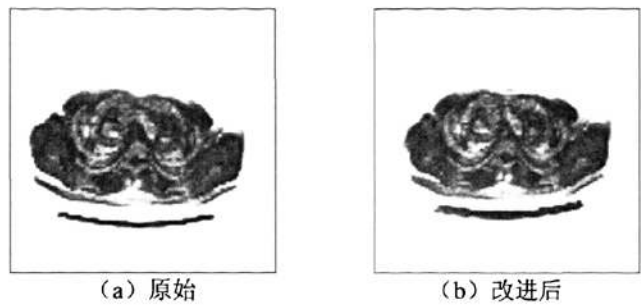


图 4.6 胸腔绘制比较

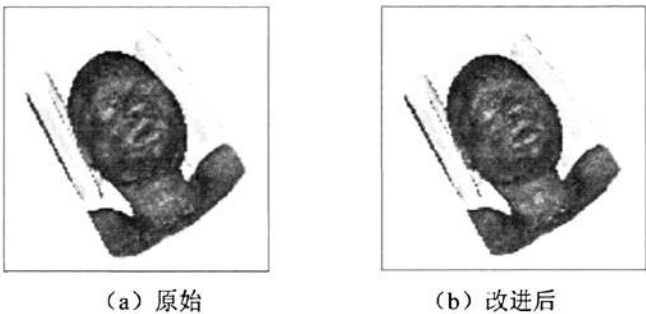


图 4.7 颅部绘制比较

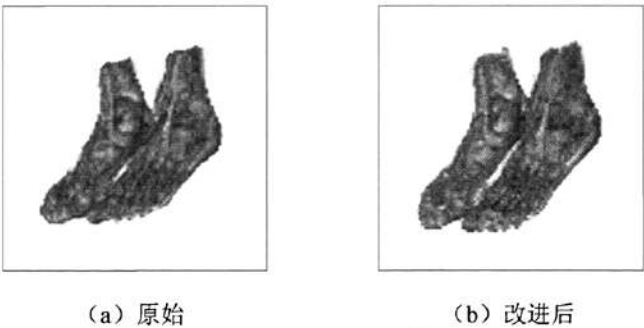


图 4.8 足部绘制比较

表 4.1 加速技术对比表

体数据场名称及 大小	改进前绘制速度 (s)	改进后绘制速度 (s)	提高速度 (s)	提高百分比 (%)
胸腔 512×512×472	211.5	170.2	41.3	19.5
颅部 512×512×159	70.3	48.9	21.4	30.4
足部 512×512×250	103.0	70.5	32.5	31.5

4.4 本章小结

本章首先介绍了光线投射算法的实现过程，制约光线投射算法绘制速度的两个主要因素：大量空体素的存在和三线性插值计算量大。这里提出一种综合的光线投射加速算法。该算法是将一种快速三线性插值算法和基于空间跳跃技术的接近云算法结合起来，以实现传统光线投射算法的加速。其基本思想是在采样过程中，利用接近云算法来快速略过空体素，避免在空体素中的重复采样。而在不透明体素处则利用快速三线性插值算法进行重采样，进一步加速传统算法。该算法实验证明利用该算法能在基本不影响图像合成质量的前提下有效提高算法速度。

第五章 总结与展望

5.1 总结

随着医学图像技术的不断发展及医学可视化技术在医学领域的深入应用,医学图像三维重建技术得到了快速发展。该技术是一项多学科交叉技术,涉及到计算机图像学、图像处理技术、生物医学工程等多种技术。该技术在医学领域的应用使得人们可以观察到人体组织器官的三维形态和空间位置等医学信息,在医学诊断和手术规划中有着重要的意义。

本文围绕这一主题,针对医学体数据的特点,对三维可视化技术进行了研究。对论文所涵盖的工作总结如下:

(1) 本文对三维重建技术前期的一些必要的预处理方法进行了研究和论述。对医学图像的预处理如图像平滑和增强、图像的层间配准等,本文对相关算法进行了分析和研究。

(2) 本文对医学图像三维可视化的方法进行了分类和概述,并研究了体绘制的加速算法。系统介绍了医学图像三维重建技术方法:表面绘制和体绘制方法,并介绍了它们各自的优缺点。同时针对体绘制技术处理数据量大,绘制速度慢的特点,本文介绍了体绘制技术主要的一些加速算法。

(3) 本文重点研究了光线投射算法及具体实现过程,并提出了光线投射的加速算法。本文研究了光线投射实现重建过程中的关键技术:光照模型、体数据分类、三线性插值以及图像合成,并且讨论了每种技术的作用和实现方法。对光线投射算法的各个环节进行了深入的研究,提出了三线性插值加速技术与接近云算法相结合的加速算法,改进了传统光线投射算法,大大提高了绘制速度。

(4) 本文系统介绍了可视化工具包 VTK,利用 VTK 工具包提供的可视化算法实现光线投射算法的加速算法。

5.2 展望

纵观全文,本文仍有一些工作需进一步研究,文中有待改进和继续研究的方向主要有:

(1) 深入研究光线投射加速算法,优化算法程序,实现在提高绘制速度的同时尽量提高图像质量。

(2) 研究有序体数据及压缩算法。三维医学体数据数据量大,且要求精度高,对这种数据的处理不但需要大量存储空间,绘制速度仍然是很大的问题,将三维体数据进行有序组织并采用一定的压缩算法,可缓解对存储空间的需求,并有效

提高处理速度。

(3) 进一步研究其他体绘制加速算法。包括基于物体空间的加速算法, 硬件加速和并行体绘制技术。基于物体空间重建算法, 可以充分利用体素间的相关性, 研究进一步提高重建速度的算法。采用高性能的图形卡等硬件设备, 可解决软件优化所不能达到的效果。随着体数据规模不断增大, 体数据处理将从单台计算机分散到多处理器上, 研究分布式计算及并行体绘制算法, 以实现大规模体数据重建的实时显示和交互操作。

致 谢

本论文的研究工作能够顺利的完成，要十分感谢我的导师郭宝龙教授的悉心指导。论文从选题、论证、研究到最后完成，郭老师都给予我无微不至的指导和帮助。郭老师严谨的治学态度、广博的学识、开阔的思维以及对学科前沿的敏锐洞察力、不断开拓新领域的精神，对我的研究工作和生活都产生了很大的影响。特别是郭老师创造的宽松民主的学术氛围、团结和谐的工作环境，使我们能够专注于研究。在此，我要对我的导师郭宝龙教授表示衷心的感谢！

在此也感谢 ICIE 研究所的师兄师姐的热情支持和帮助。特别感谢闫允一师兄、吴宪祥师兄和武晓玥师兄，与他们交流和讨论使我学到了很多专业相关的知识以及解决问题的方法。感谢朝夕相处的室友范清华、于丽颖和于海燕，以及同级同学尚鸿、徐先祥、马博、段鹏和张旭，与他们的相处使我的生活充满快乐，使我在研究生阶段度过了一段美好的时光！

感谢我的好友杜学文等所有关心帮助我的朋友。

特别感谢我的父母是他们的爱让我感到生活的幸福，他们的殷切期望和鼓励，使我勇敢的接受挑战，战胜困难，不断取得进步！感谢我的男朋友焦昶哲，是他的宽容，他的理解，他的支持，一直陪伴我走过生活的苦与乐！

感谢所有帮助过我的人，我会在未来的工作岗位上努力工作，帮助其他需要帮助的人！

参考文献

- [1] 田捷, 包尚联, 周明全. 医学影像处理与分析. 电子工业出版社, 2003.
- [2] 张美多. 医学图像可视化技术研究. 西安电子科技大学硕士论文, 2006.
- [3] 王弢. 医学图像可视化及三维重建研究. 北京交通大学硕士论文. 2004.
- [4] NEMA. Digital imaging and communication in Medicine (DICOM), draft standard, 2000.
- [5] 冯辉. DICOM 二进制文件解读的 VC++ 实现. 医学影像学杂志. 2003, 13(7).
- [6] 阮秋琦. 数字图像处理学. 北京. 电子工业出版社. 2001.1.
- [7] 姜志国, 孟如松, 赵宇, 周付根, 董海军. 组织切片图像的可视化技术及应用. 中国体视学与图像分析. 2002, 7(3): 170-174.
- [8] Chen L, et al. Surface Shading in the Cuberille Environment [J]. IEEE Computer Graphics and Applications, 1985, 5:33-43.
- [9] Lorensen W, et al. Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm [J]. Computer Graphics, 1987, 21(4): 163-169.
- [10] Cline H E, et al. Two Algorithms for Three Dimensional Reconstruction of Tomograms [J]. Medical Physics, 1988, 15 (3) :320-327.
- [11] Artzy E, Frieder G, Herman G T. The Theory, Design, Implementation and Evaluation of a Three Dimensional Surface Detection Algorithm [C]. Proceedings of the 7th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, Washington, 1980.
- [12] Max N. Optical Models for Direct Volume Rendering. IEEE Trans on visualization and computer graphics, 1995, 1(2):99-108.
- [13] 邢琪. 基于光线投射体绘制的医学图像可视化方法研究与实现. 西南交通大学硕士论文. 2007.
- [14] 胡英, 徐心和. 基于光线相关性的快速光线投射算法. 中国图象图形学报. 2004, 9(2).
- [15] Levoy M. Volume rendering by adaptive refinement [J]. The Visual Computer, 1990, 6(1): 2-7.
- [16] Walsum T V, Hin A J S, Versloot J, et al. Efficient hybrid rendering of volume data and polygons[A]. In Advances in Scientific Visualization [M], Berlin: Springer-Verlag Press, 1992: 83-96.
- [17] Yagel R, Kaufman A. Template-based volume viewing [J]. Computer Graphics Forum, 1992, 11(3):153-157.

- [18] Cohen D, Sheffer Z. Proximity clouds, an acceleration technique for 3D grid traversal [J]. The Visual Computer, 1994, 11(1):27-38.
- [19] Semwal S K, Kvarnstrom H. Directed safe zones and the dual extent algorithms for efficient grid traversal during ray tracing [A]. In: Proceedings of Graphics Interface' 97[C], Ke-lowna, Canada, 1997: 68-75.
- [20] Yagel R, Shi Z. Accelerating volume animation by space-leaping [A]. In: Proceedings of IEEE Visualization' 93[C], California, USA, 1993: 62-99.
- [21] Brady M L. Interactive volume navigation [J]. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 1998, 4(3): 243-256.
- [22] Chen B Q, Kaufman A, Tang Q Y. Image-based rendering of surfaces from volume data [A]. In Proceedings of International Workshop on Volume Graphics [C], New York, USA, 2001: 279-295.
- [23] Westover L. Footprint evaluation for volume rendering [J]. Computer Graphics, 1990, 24(4): 367-376.
- [24] 唐泽圣等. 三维数据场可视化. 清华大学出版社, 1999 年 12 月第一版.
- [25] R. Crawfis, N. Max. Textured Splats for 3D Scalar and Vector Field Visualization [C]. In Proceedings of Visualization'93, 1993:261-266.
- [26] K.Mueller, T.Moeller. Splatting Errors and Anti-Aaliasing [J]. IEEE Trans. on Visualization and Computer Graphics, 1998, 4(2):178-191.
- [27] J. E. Swan, K. Mueller. An anti-aliasing Technique for Splatting [C]. In Proceedings of Visualization'97, USA: Phoenix, October, 1997:197-204.
- [28] K.Mueller, R.Crawfis. Eliminating Popping Artifacts in Sheet Buffer-Based Splatting [C].In Proceedings of Visualization'98, USA: Chapel Hill, October, 1998: 239-245.
- [29] Laur D, Harahan P. Hierarchical splatting: A progressive refinement algorithm for volume rendering [J].Computer Graphics, 1991, 25, (4):275-288.
- [30] Etrl T, Westermann R, Gesso R. Muti resolution and hierarchical methods for the visualization of volume data[J].Future Generation Computer System,1999,15(1): 31-42.
- [31] Kim T Y, Shin Y G. An efficient wavelet-based compression method for volume rendering [A].In: Computer Graphics and Applications Proceedings, Seventh Pacific Conference[C].Singapore: IEEE Computer Society Press, 1999:147-156.
- [32] Him I, Lee R. On enhancing the speeding of splatting with indexing [A].In: IEEE Visualization'95[C].Boston: IEEE Computer Society Press, 1995:69-76.
- [33] Him I, Lee R. Indexing data structures for faster volume rendering [J].Computers

- & Graphics, 1997, 21(4):497-506.
- [34] P. Lacroute, M. Levoy. Fast Volume Rendering Using a Shear-warp Factorization of viewing transform [C]. In: Computer Graphics, Annual Conference Series, 1994: 451-458.
- [35] LaMar EC, Hamann B, Joy KI. Multiresolution techniques for interactive texture2based volume visualization [A] . Ebert D, Gross M, Hamann B. IEEE Visualization'99. San Francisco, 1999:355 - 362.
- [36] Weiler M, Westermann R, Hansen C. Level of detail volume rendering via 3d textures. 2000.
- [37] 景孝凯. 基于体绘制的图像三维重建算法研究. 电子科技大学硕士论文. 2007.
- [38] Malzbender T. Fourier Volume Rendering. ACM Transaction on Graphics, 1993, 12(3): 233-250.
- [39] Totsuka T, Levoy M. Frequency Domain Volume Rendering. Computer Graphics, Proceedings, August 1993: 271-278.
- [40] 赵奇峰. 三维图像可视化体绘制技术的研究. 西安电子科技大学硕士论文. 2008.
- [41] 樊鹏. 医学图像可视化关键技术研究. 西安电子科技大学硕士论文. 2007.
- [42] Kwansik K, Wittenbrink C. Maximal-abstract difference for comparing direct volume rendering algorithms, 2000-40. Hewlett-Packard Research Lab Technical Report, 2000.
- [43] Ogata M, Ohkami T, Lauer H C. A real—time volume rendering architecture using an adaptive resampling scheme for parallel and perspective projections. In: IEEE Symposium on Volume Visualization, Research Triangle Park, North Carolina. 1998.
- [44] 梁训东, 李斌, 刘慎权. 光线投射体绘制算法的一种快速采样方法. 计算机工程, 中国计算机学会全国第八届 CAD/Graphics'94 学术年会论文专刊, 1994.
- [44] 诸葛斌, 冯焕清, 周荷琴. 医学图像体绘制中的快速三线性插值算法. 航天医学与医学工程, 2003, 16(3).
- [45] 胡英, 王怀志, 徐心和. 基于光线投射技术的医学图像三维重建. 东北大学学报, 2004, 25(1).

基于VTK的医学图像体绘制技术研究

作者:

[陈超](#)

学位授予单位:

[西安电子科技大学](#)

本文链接: http://d.g.wanfangdata.com.cn/Thesis_Y1669199.aspx