

上海大学

硕士学位论文

基于VTK的医学图像三维可视化技术的研究

姓名：骆建珍

申请学位级别：硕士

专业：机械制造及其自动化

指导教师：林财兴

20080201

摘 要

医学图像三维可视化技术是当前医学图像处理的研究热点，它涉及到计算机图形学、数字图像处理和生物医学工程等多种技术，是一项多学科交叉的研究课题。医学图像的三维可视化技术是利用计算机将医学成像设备所产生的二维断层图像序列，进行一定的处理和转换，转变为直观立体逼真的三维图像在屏幕上显示，并可对三维图像进行交互操作的技术。它不论在理论研究还是临床医学上都具有重要的意义和研究价值。

本文通过研究分析各种可视化技术，实现了医学图像的三维可视化。本文主要研究内容如下：

1、简要介绍了医学图像数据特别是 CT 图像数据，并简要研究了医学图像所遵循的国际标准 DICOM 标准。

2、详细研究了目前国外普遍使用的可视化工具包 VTK 及它的特点、可视化模型和可视化的流程。

3、研究了医学图像可视化的不同方法（面绘制和体绘制）及它们各自的优缺点。重点研究了光线投射体绘制技术，对光线投射算法流程中的各个环节进行了深入的分析。并针对传统光线投射算法中存在的缺陷提出了一种基于平面插值的快速光线投射法。

4、通过对医学图像三维可视化技术的研究，在 Windows 平台上，基于 VTK 设计并实现了一个简单的医学图像三维可视化系统。该系统实现了二维图像浏览和分析、三维重建、三维切割、三维测量、三维交互等功能，具有一定的后续研发价值。

关键词：医学图像、可视化、体绘制、光线投射法、VTK

ABSTRACT

Medical image 3D visualization is a key technology in medical image processing. It relates to Computer Graphics、Digital Image Processing and Biomedicine Engineering. Medical image 3D visualization is a kind of technology that can transform 2D image slices to 3D graphics and images, which can be displayed in screen to show 3D appearance of human people, by means of computer technology. It is not only important to theory research, but also valuable and helpful for clinic diagnosing.

The thesis realizes 3D visualization via researching and analyzing the visualization technologies. The main results are as follows:

1. Introducing medical image data especially the CT briefly, and researching the DICOM standard.
2. Researching the Visualization Toolkit (VTK) and its characteristic, the model of visualization, the process of visualization in detail.
3. Researching the different methods (surface rendering and volume rendering) of medical image visualization and their advantage and disadvantage. Putting emphasis on ray-casting volume rendering: studied the processing of visualization and analyzed how every step is realized during the processing. Refer to the disadvantage of the ray-casting algorithms, present a plane interpolation to accelerate the rendering speed.
4. A medical image 3D-visualization system is developed based on VTK in Windows. The system offers the function such as slice browsing and analyzing、3D-Rebuilding、3D-Clipping、3D-Measuring、3D-Interaction and so on. The system can use widely.

Keywords: medical image, visualization, volume rendering,
Ray-cast, Visualization Toolkit

原创性声明

本人声明：所呈交的论文是本人在导师指导下进行的研究工作。除了文中特别加以标注和致谢的地方外，论文中不包含其他人已发表或撰写过的研究成果。参与同一工作的其他同志对本研究所做的任何贡献均已在论文中作了明确的说明并表示了谢意。

签 名：张建新 日期：2008.3.17

本论文使用授权说明

本人完全了解上海大学有关保留、使用学位论文的规定，即：学校有权保留论文及送交论文复印件，允许论文被查阅和借阅；学校可以公布论文的全部或部分内容。

（保密的论文在解密后应遵守此规定）

签 名：张建新 导师签名：林树才 日期：2008.3.18

第一章 绪论

1.1 课题来源

本课题来源于上海市大学生科技创业基金项目医学影像计算机辅助诊断系统。

计算机辅助诊断系统（Computer-aided Diagnosis, CAD）^{[1][2]} 是目前医学影像学中的研究热点之一。国外基于计算机技术能进行临床智能辅助诊断的系统正逐渐成熟，并已得到临床应用。但是目前的计算机辅助诊断系统研究大多局限在乳腺和胸部肺结节性病变^{[3][5]}，身体其它部位的计算机辅助诊断系统研究目前仍很少而且不成熟。

医学影像计算机辅助诊断系统是一套软/硬件一体的医疗辅助诊断仪器，主要由医学影像计算机辅助诊断软件、影像知识库、支撑系统和辅助设备等部件组成，其中计算机辅助诊断软件是整个系统的核心。计算机辅助诊断软件主要包括影像专家库、数据采集、图像处理和图像可视化四大功能模块（如图 1-1）。本文主要研究医学图像的三维可视化技术。

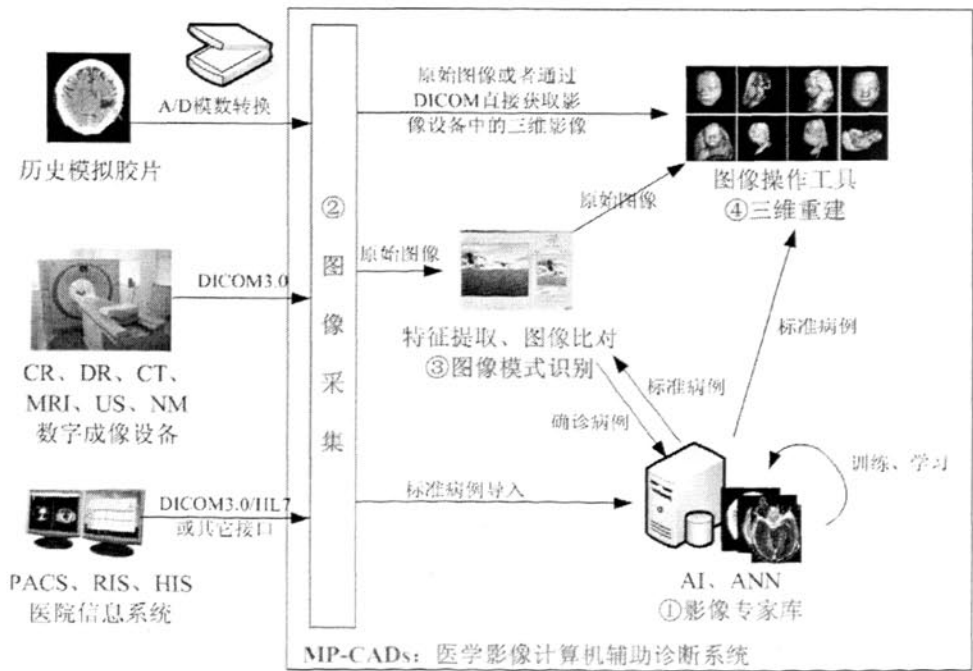


图 1-1 医学影像计算机辅助诊断系统

1.2 课题研究的背景和意义

随着核共振成像、超声成像、数字射线照相术、发射型计算机成像和核素成像等成像技术的发展,为临床医学的诊疗和医疗科学的研究提供了丰富的人体结构图像和详尽的病理信息,使疾病的检查和诊断发生了革命性的变化。但是传统的二维断层图像只能表达某一层截面的解剖信息,仅仅依靠这种二维数字断层图像很难直观地体现或是确定物体的三维结构及其相互之间的关系。医生只能凭借多幅二维图像去估计病灶的大小及形状,构造病灶与其周围组织的三维几何关系,这给治疗带来了极大的困难。而可视化的三维医学图像由于其丰富的信息和更直观逼真的视觉效果,不仅为医生提供了人体组织和器官逼真的立体显示,使医生从繁重的大脑重建中解脱出来,而且可帮助医生提高诊疗的效率,降低诊疗的风险,减少误诊、漏诊。

医学图像的三维可视化在医学诊断、手术模拟等方面具有重要的意义^{[4][5]}。第一,提高了医生诊断的准确率和医院的工作效率。实现 CT、MRI 等医学图像二维序列的三维可视化,有利于医生对人体内部结构进行观察,提取出相关组织的信息,使医生对感兴趣器官的大小形状和空间位置获得定量描述,加强图像中原有的各种细节,对其进行剖切显示,有助于了解复杂的解剖特征、空间定位及随时所发生的变化。第二,提高了医院数字化水平,节省开销。目前国内多数医院仍采用胶片形式帮助医生诊断,大量的胶片不但存储是很大问题,而且也是不小的开支。实现医院病理信息的数字化,不但方便医生诊断、医院管理,更能节约开销^{[6][7][9]}。

1.3 国内外研究概况

1.3.1 国外研究概况

科学计算可视化(简称可视化)^[4]是发达国家 20 世纪 80 年代后期提出并发展起来的一个新的研究领域。经过这短暂的十几年,有关科学计算可视化的理论和方法的研究已经在国际上蓬勃开展起来并走上应用。可视化技术在医学

领域的应用是最早的，也是最广泛的。

美国国家医学图书馆于 1989 提出了“可视化人体计划(Visible Human Project^{[19][20]}, VHP)”，1991 年，委托科罗拉多医学院建立了一男一女的全部解剖结构的数据库。一具男性尸体被从头到脚做了 CT 扫描和核磁共振扫描，而且在尸体固化后被切割成 1878 个薄片，片间距离为 1mm，全部数据量为 15G；一具女性尸体被切割成 5000 余个薄片，片间距为 0.33mm，全部数据量多达 39G^{[19][20]}。这一计划的实现，将极大地推动医学教育、医学科学研究乃至临床医学技术的发展。随后，韩国、日本、德国、澳大利亚纷纷启动了可视人体计划。我国的第三军医大可视化人体研究课题组也于 2002 年 8 月完成了中国首例数字化可视人体数据集的采集工作。

此外，目前国外已经有了可以显示三维医学图像的商品化系统。有的是一个独立的系统，例如加拿大的 Allegro 系统，它可以根据不同用户的要求，与不同厂家的 CT 扫描设备或核磁共振仪相连接；有的则是一些医疗设备的一个组成部分，像以色列爱尔新特公司(Elscint Ltd)、美国通用电气公司(GE)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，在将多层 CT 扫描图像和 NM 图像输入计算机后，该系统可以沿 x, y, z 三个方向逐帧显示输入的图像，可以用不同方法构造三维形体，可以作任意位置的剖切以观看内部结构，此外，还有测量距离、计算体积等功能；另外，还有一些软件工具库用于可视化系统的开发，比如 VTK, IDL 等。但是国外成熟可视化系统的软件及所需硬件设备价格昂贵，升级维护成本高，使用不方便，在国内难以得到普及。相比较而言，目前微机的性价比越来越好，且其运行的用户界面十分友好，操作方便。因此在国内，开发基于微机的医学影像辅助诊断系统不仅具有科学意义，还具有重要的临床应用价值和市场价值。

1.3.2 国内研究概况

医学影像设备价格昂贵，三维可视化技术的研究成本高、周期长，而且在医学方面的应用要求非常高，因此，国内在此领域起步较晚，直到 20 世纪 90 年代才有高校和研究所开始研究。目前，浙江大学、清华大学、东南大学、西

北大学、中科院自动化所等均做了大量研究，开发了一些实验系统，但尚无成熟的商用系统。尽管这些实验系统都取得了一定的成果，但依然存在这样或那样的缺陷，如浙江大学研制开发的交互式三维医学图像可视化系统 MedVis，主要包括两个核心绘制算法：结合三维硬件纹理映射和剪切—变形 (Shear-Warp) 变换的体绘制算法，及多分辨率的等值面抽取算法，它解决了传统单一分辨率的 MC 算法产生三角面片过多，从而影响实时交互的问题，但它重建速度的提高是通过硬件支持的，对硬件要求高；又如由清华大学计算机系计算机图形学及可视化技术研究组的师生开发完成的人体断面解剖图像三维重构系统，可以很好地完成骨骼、血管、神经等的三维可视化，但对于一些软组织及肿瘤的三维重建效果不好；北京大恒公司，深圳的威达医疗公司，已有商用软件应用于医院肿瘤病人的化疗计划中，但由于重建方法采用的是面绘制，造成三维体内部部分信息的丢失，医生在进行治疗方案设计时，是在图像平面上进行射影，不能在全方位立体模式下进行放射和剂量的设计，造成关键部位不能准确判断。因此，开展基于直接体绘制的三维可视化技术的研究，具有极大的医学研究价值和临床诊疗应用前景，具有重要意义。

1.4 论文的主要研究内容

本文主要研究如何使用现有的计算机软硬件设备、可视化工具及可视化技术来实现医学断层序列的三维可视化。本文第一章主要阐述了课题的来源、研究背景意义以及国内外的研究现状；第二章主要介绍了医学图像数据及它们所遵循的国际标准 DICOM 标准，研究了可视化工具包 VTK，包括它的特点、可视化模型及可视化流程，并提出了目前流行的可视化技术——面绘制和体绘制；第三章主要研究了体绘制技术，重点研究了体绘制技术的原理和光照模型，并简单介绍了几种常见的体绘制方法；第四章详细分析了光线投射体绘制方法并提出了一种改进的方法；第五章设计和实现了医学图像的三维可视化系统，介绍了系统的结构，并详细描述了系统的具体功能和实现；最后对全文进行了总结，并对今后的进一步研究作了展望。

第二章 医学图像数据可视化及可视化工具包 VTK

2.1 医学图像数据简介

医学图像数据^[8]主要来源于各种数字成像设备。目前常见的数字成像设备包括计算机断层成像(CT)、计算机 X 光摄像(CR)、直接数字化 X 光摄像(DR)、磁共振成像(MRI)、超声成像(US)、核医学成像(NM)^[50]等,其图像格式都遵循 Dicom3.0 国际标准。本课题以 CT 设备产生的数字影像作为主要研究对象。

2.1.1 CT 图像

计算机断层扫描图像(CT)是由 CT 影像设备产生的医学图像。CT 影像设备采用傅立叶变换、卷积法或 Radon 反演运算,从多个方向上的射线(或波)投影反算空间的某种物理属性,经过图像重建重构出一幅幅断层图像。CT 图像常用的是横断面^[33](如图 2-1),为了显示整个器官,需要多帧连续的断层图像。通过一些图像重组程序,还可重组冠状面和矢状面的断层图像。

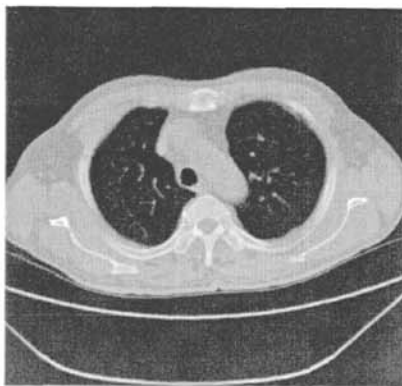


图 2-1 CT 断层图像

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^[46]。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 可以更好地显示脑、脊髓、纵隔、肺、肝、胆、胰以及盆部器官等，并在良好的解剖图像背景上显示出病变的影像。

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，而换算成 CT 值，用 CT 值说明密度。CT 图像中的 CT 值的单位为 Hu（Hounsfield Unit），反映了人体组织对 X 射线的吸收值（衰减系数 μ ），与水的 μ 值作比照，得到各种组织结构的 CT 值。计算公式为：

$$CT = \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \times 1000 \quad (2-1)$$

式中 μ_w 为水的衰减系数，1000 为分度系数。

表 2-1 人体不同组织的 CT 值

组织	CT 值 (Hu)	组织	CT 值 (Hu)
骨组织	>400	肝脏	50-70
钙质	80-300	脾脏	35-60
血块	64-84	胰脏	30-55
脑白质	-25-35	肾脏	25-50
脑灰质	28-44	肌肉	40-55
脑脊液	3-8	胆囊	10-30
血液	13-22	甲状腺	50-90
血浆	3-14	脂肪	-20- -100
渗出液	>15	水	0
空气	-200 以上	露出液	(蛋<18+2 白 <30g/L)

水的吸收系数为 10, CT 值定为 0Hu, 人体中密度最高的骨皮质吸收系数最高, CT 值定为+1000Hu, 而空气密度最低, 定为-1000Hu。人体中密度不同和各种组织的 CT 值则居于-1000Hu 到+1000Hu 的 2000 个分度之间 (表 2-1)。

2.1.2 DICOM^[29]标准简介

20 世纪 70 年代以来, 计算机断层成像技术和其它数字成像技术飞速发展, 很多厂商都研制了具有计算机的成像设备, 制定了各自不同的图像格式。随着计算机网络的普及及其在医学上的广泛应用, 在不同厂商生产的设备之间交换图像和相关信息的需求日趋迫切, 为了促进数字图像设备的网络化及医院信息系统的发展, 美国放射学院 (American College of Radiology, ACR) 和国家电气制造商协会 (National Electrical Manufacturers Association, NEMA) 在 1983 年组成一个联合委员会发起制定一个公共的标准。1985 年该委员会发表了 ACR-NEMA 1.0 标准。1986 年 10 月和 1988 年 1 月又公布了该标准的两个修订版本。1988 年公布了 ACR-NEMA 2.0 标准。然而由于技术上的不成熟, 这些规范并没有被广泛采用。但是这些努力吸引了国际上许多著名的医学影像设备制造商的关注及参与, 终于在 1996 年, ACR-NEMA 委员会发表了一套新的规范, 正式命名为 DICOM 3.0。

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 标准包括数字图像信息构成和通信两个领域, 它涵盖了医学数字图像的采集、归档、通信、显示及查询等信息交换协议; 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; 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; DICOM 标准的推出与实现, 大大简化了医学图像信息交换的实现, 推动了远程放射学系统、图像处理系统的研究与发展, 并且由于 DICOM 的开放性与互联性, 使得与其它医学应用系统的集成成为可能。

DICOM 文件是指按照 DICOM 标准而存储的医学文件。DICOM 文件一般由一个 DICOM 文件头和一个 DICOM 数据集合组成。DICOM 文件结构图如图 2-2 所示。DICOM 文件头 (DICOM File Meta Information) 包含了标识数据集合的相关信息。每个

DICOM文件都必须包括该文件头。文件头的最开始是文件前言，它由128个00H字节组成，接下来是DICOM前缀，它是一个长度为4字节的字符串“DICM”，可以根据该值来判断一个文件是不是DICOM文件。文件头中还包括其他一些非常有用的信息，如文件的传输格式、生成该文件的应用程序等等。

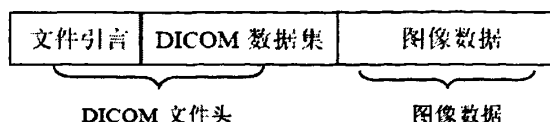


图 2-2 DCM 文件结构

DICOM 文件主要组成部分就是数据集合。这不仅包括医学图像，还包括许多和医学图像相关的信息，如病人姓名、图像大小等。在 DICOM 文件中最基本的单元就是数据元素（Data Element），DICOM 数据集合就是由 DICOM 数据元素按照一定的顺序排列组成的。

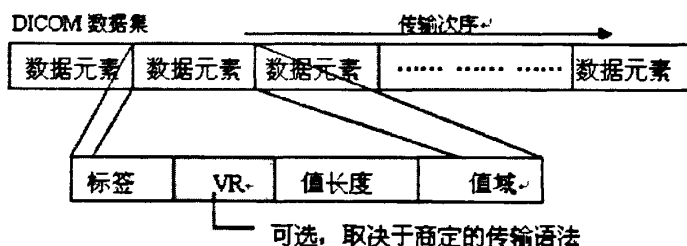


图 2-3 DICOM 数据元素

DICOM数据元素（如图2-3）主要由四个部分组成：标签、VR（Value Representation，数据描述）、数据长度和数据域。标签是一个4字节的无符号整数，DICOM所有的数据元素都可以用标签来唯一表示。VR指明了该数据元素中的数据属于哪种类型，在DICOM文件中，它是一个长度为2的字符串。例如，如果一个数据元素的VR为“DA”，则表示该数据元素中存储的数据为日期型数据。在数据元素中，VR是可选的，它取决于协商的传输数据格式。DICOM中规定了显式和隐式两种传输格式，其中在显式传输中，VR必须存在；在隐式传输时，VR必须省略。数据长度指明该数据元素的数据域中数据的长度（字节数）。数据域中包含了该数据元素的数值。

2.2 可视化工具包 VTK^[31]

Visualization Toolkit 简称 VTK，是由美国 Kitware 公司的 William J.Schroeder, Kenneth M.Martin, William E.Lorensen 三人利用面向对象的编程技术设计开发的一套免费的、开放源代码的软件工具包。它融合了三维计算机图像学、图像处理和可视化三大技术，包括了众多优秀的图像处理和图形生成算法，在科学研究和工程领域，尤其是医学图像领域得到广泛应用，已成为一种流行图像应用软件开发平台。在医学图像处理方面具有其他软件包无法比拟的优越性。工具包结构是 VTK 最显著的特点，它被设计成一个工具包 (Toolkit) 而不是一个系统，使它能嵌入任何一种开发工具中。VTK 的工具包结构使得用户可以对开发的全过程进行完整的控制，从而可以开发专业级的应用。VTK 的核心是用 C++实现的，在此基础上又用一些标准的程序设计语言进行了包装，如 tcl/tk, Java 和 Python。这种层状结构使得开发人员能够选择自己熟悉的工具语言进行开发，而这些语言都有自己的 GUI 开发支持。自从 1993 年 VTK 发表之后，VTK 得到了不断的完善和改进，为世界上众多的大学、研究机构、公司用来进行教学、研究以及图像处理可视化系统的开发。

2.2.1 VTK 的特点

VTK 是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一个强大的可视化开发工具，它以用户使用的方便性和灵活性为主要原则，除了工具包结构特点外还具有如下的特点：

- 1) VTK 功能强大，提供了超过 500 个 C++类，可方便的对数据集进行各种变换和操作，支持 2D 和 3D 图形学和图像的可视化计算；还提供计算几何、体绘制、面绘制、图像处理等算法支持。
- 2) VTK 对高性能计算的支持是它最近逐渐成熟起来的特点。它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。此外，VTK 的体系结构使其具有非常好的流(streaming) 和高速缓存(caching) 的能力，在处理大量的数据时不必考虑内存资

源的限制。

- 3) VTK 支持 C++、Tcl、Java、Python 等多种语言环境,并具有多种程序语言之间的代码转换功能,可在 Tcl、Java、Python 编程语言之间转换。同时,VTK 具有良好的可移植性,可以在 Windows 系统、Linux 系统或 Unix 系统中跨平台使用。
- 4) VTK 具有丰富的数据类型,支持对多种数据类型进行处理,包括无结构的点集(unorganized point sets)、多边形数据(polygonal data)、图像数据(images)、体元数据(volumes)、结构化的网格数据(structured, rectilinear, and Unstructured grids)等。同时,VTK 提供的文件读写功能,能够读写多种格式的图形、图像文件,使它可以方便地与其它的应用共享数据。
- 5) VTK 最为引人注目的特点是源代码公开,它使用户对开发的控制灵活到源代码层,可满足不同用户的需求,同时受到了世界的广泛支持,从而使其代码得到不断的更新,具有强大的生命力。

2.2.2 VTK 的可视化模型

VTK 使用数据流的方式把信息(源数据)转换成图像数据,在这种方式中,包含了两种基本类型的对象:数据对象(Data Object)^[32]和处理对象(Process Object)。

数据对象用来表示常用的图形或图像数据,在数据对象中,以数组的方式保存数据。数据集(Data Sets Object)是一类特殊的数据对象,该类对象除保存数据外,还附带数据对象的属性,如几何拓扑结构、法向量等等,例如表示一个点的对象则需保存该点的三维坐标,而表示三角形的对象则需有该三角形的每个顶点的坐标,每个顶点的法向量等等。图 2-4 显示了几种典型的数据对象^[26]。

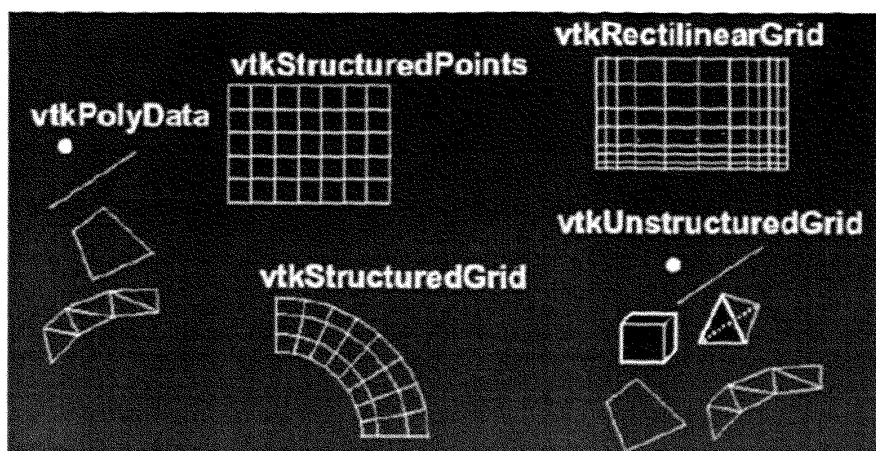


图 2-4 VTK 中的数据类型

处理对象就是我们通常称作的过滤器（filter），它被用来对数据对象进行操作并产生新的数据对象。处理对象表示了系统中对数据进行处理算法。数据对象和处理对象连接在一起就构成了数据可视化的管道路径。如图 2-5 所示。

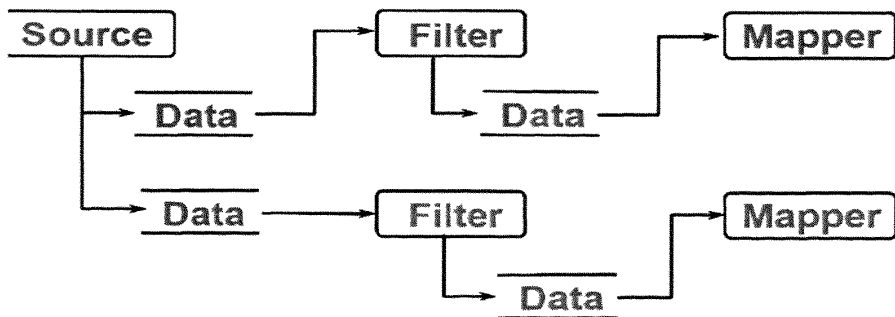


图 2-5 VTK 可视化模型

VTK 中的操作对象有三种类型：

1) 源处理对象（source process object）：该对象通过读取或者构造一个或者多个数据对象而产生数据的对象，像 `vtkDICOMImageReader`、`vtkBMPReader`、`vtkJPEGReader`、`vtkTifWriter` 等都属于该对象。

2) 过滤器（filter object）：该对象以一种数据对象作为输入，然后输出相同的或不同的数据对象。各种实现图像处理算法，图形数据处理的类都属于该类型。

3) 映射器 (mapper)：该对象是图形、图像处理的最后一步，它将各种处理结果结合在一起，控制其在窗口中的显示或将处理的结果数据存到硬盘上。

2.2.3 VTK 的可视化流程

VTK中采用流水线的机制对数据进行管理，其可视化流程如图2-6所示。

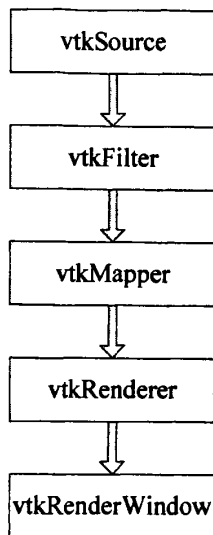


图2-6 VTK可视化流程图

- 1) `vtkSource`用来读入数据并产生数据对象；
- 2) 数据对象通过过滤器 (`vtkFilter`) 对数据进行处理，产生新的数据对象；
- 3) 经过过滤器处理完的数据进入映射器 (`vtkMapper`)，通过映射器将三维数据映射为几何像素；
- 4) 映射器输出的几何像素映射到角色对象 (`vtkActor`)；
- 5) 把角色对象加入绘制器对象 (`vtkRenderer`)；
- 6) 把绘制器对象加入到绘制窗口 (`vtkRenderWindow`) 中；
- 7) 绘制窗口通过调用`render`函数对三位体进行绘制和显示。

2.3 两种可视化技术

现在流行的医学图像数据可视化技术^[11]有两类：面绘制 (`surface rendering`) 和直接体绘制 (`directed volume rendering`)。

所谓面绘制是由三维空间数据场构造出中间几何图元（如曲面、平面等），然后再由传统的计算机图像学技术实现画面绘制。其基本思想是根据给定的阈值（Threshold value）提取感兴趣的表面信息，再用绘制算法根据光照、明暗模型进行消影和渲染后得到显示图像。在可视化领域，面绘制发展到今天已经相当的成熟，并且可以利用专门的图形加速硬件来加速绘制过程。然而，这种方法构造出来的可视化图形不能反映整个原始数据的全貌和细节，并且对形状不明显，亮度变化小的软组织、血管等组织的三维显示效果也不尽人意。因此面绘制技术并没有被广泛的采用。

直接体绘制，简称体绘制（Volume Rendering）^[23]。与面绘制不同，体绘制认为体数据场中的每个元素—体素都具有一定的属性（颜色、不透明度等），而且通过计算所有体素对光线的作用即可得到二维投影图像。因此，体绘制可以不进行分割即可直接进行绘制，这样就有效地保留了医学体数据场中的完整性，然而由于体绘制处理的是整个数据场的数据，又缺乏特殊的硬件支持，显示处理速度非常的慢，很难满足实时交互的要求。

体绘制技术是近年来发展起来的用于显示体数据的新算法，它放弃了传统方法中体由面构造这一约束，可以在小构造物体表面几何描述的情况下采用体绘制光照模型直接从三维体数据中绘制各类物理量的分布情况。首先对原始数据进行分类，将三维体数据中的体素看成一个半透明物质，并赋予其一定的颜色和阻光度，由光线穿过整个数据场，进行颜色合成，得到最终的绘制效果。

从上面的分析可以看出面绘制依赖于分割的结果，并且不能表现复杂的内部信息。而体绘制方法回避了图像分割问题，并且可以得到数据整体显示效果，表现更加丰富的机体内部信息，得到人体组织、器官逼真的立体显示，更适合进行医学图像数据可视化技术的研究。因此如何使用现有的软硬件技术提高体绘制的速度已经成为研究的热点，这也是本文的研究目的。

2.4 本章小结

本章首先对医学图像数据作了简单的介绍，着重介绍了 CT 图像以及医学图像所遵循的国际标准 DICOM 标准。然后研究了可视化工具包 VTK，重点研

究了 VTK 的特点、可视化模型及可视化流程。最后论述了目前广泛应用的两种可视化技术——面绘制和体绘制，并对它们的优缺点作了简要的分析。

第三章 体绘制技术

体绘制技术是一种基于光学映射的方法，这种方法通过模拟光线在物体内部的一系列光学现象，使得到的体绘制图像更具真实感、便于分析和想象。体绘制技术是将医学断层扫描序列按照一定规则转换为图形设备帧缓存中的二维离散信号，最终转换成二维图像，是对体数据重新采样和图像合成的过程。

3.1 体绘制技术的光学模型^[4]

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。采样点的颜色值是在物质分类的基础上人为赋予的，因而是伪彩色的。体绘制技术要实现的一个功能就是，在重采样的基础上，计算全部采样点对屏幕像素的贡献，也就是每一个像素的光强度值 I (Intensity)。由计算机图像学可知，在黑白图像中， I 表示灰度值 ($I=0$ 时为黑色， $I=1$ 时为白色)。在彩色图像中，对红、绿、蓝这三个彩色分量会有不同的 I 值。因此，需要分别计算红、绿、蓝这三个颜色各自的 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是如何产生、反射、阻挡以及散射光线的，并从而计算出全部采样点对屏幕像素的贡献。

由于光学模型是用来描述连续数据场的光学性质的，因此在使用时，需要将三维离散数据场通过插值，转换为连续数据场。最简单的一种插值方法是让插值点的数值与其最近网格点上的数值相等，因而，以网格点为中心的立方体内具有均匀分布的数据值。Nelson Max 在“直接体绘制中的光学模型”一文中假定连续分布的三维数据场中充满着小颗粒，由于这些小颗粒的发光、吸收、反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。

3.1.1 光线吸收模型

如果假定三维空间中的小颗粒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，这是光学模型中最简单的一种。

为简单起见，假定所有的粒子均为大小完全相同的球状体，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。先假设有一个圆柱形薄板（如图 3-1），其剖面面积为 E ，

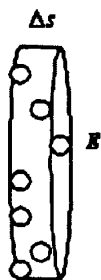


图 3-1 圆柱形薄板

厚度为 Δs ，则圆柱形薄板的体积为 $E \cdot \Delta s$ 。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薄板的方向射入，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 $NA = \rho AE \cdot \Delta s$ 。那么，投射到该圆柱形薄板上的光线的份额为 $\rho AE \cdot \Delta s / E = \rho A \cdot \Delta s$ 。设射入光线的强度为 I ，被吸收掉的部分为 ΔI ，则 $\Delta I / I = \rho A \cdot \Delta s$ 。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

$$\frac{dI}{ds} = -\rho(s) \cdot A \cdot I(s) = -\tau(s)I(s) \quad (3-1)$$

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的 s 处的光线吸收率。

此微分方程的解为

$$I(s) = I_0 \exp\left(-\int \tau(t) dt\right) \quad (3-2)$$

式中, I_0 是光线进入三维数据场时 ($s=0$) 的光线强度。

$$T(s) = \exp\left(-\int \tau(t) dt\right) \quad (3-3)$$

表示了光线经过数据场的边缘到达 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

$$\alpha = 1 - T(s) = 1 - \exp\left(-\int \tau(t) dt\right) \quad (3-4)$$

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, 如果被某一数据值的 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。这种光学模型很适合于 CT 及 MRI 扫描数据的可视化。

3.1.2 光线发射模型

一般来说, 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、反射或发射光线的功能。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。

设图中的小粒子是透明的发光体。在圆柱形截面的单位投影面积上, 小粒子各向均匀的发射出强度为 C 的光线, 故整个圆柱形截面上将发射出光通量为 $C\rho A E \cdot \Delta s$ 的光。而单位面积的光通量为 $C\rho A \cdot \Delta s$ 。因此, 当光线通过三维数据场时, 描述光线变化的微分方程为

$$\frac{dI}{ds} = C(s) \cdot \rho(s) \cdot A = C(s)\tau(s) = g(s) \quad (3-5)$$

式中, $g(s)$ 为光源项, 目前与反射光无关。

该微分方程的解为

$$I(s) = I_0 + \int g(t)dt \quad (3-6)$$

式中, I_0 为初始光强值, s 为沿光线射入方向的长度参数。

3.1.3 光线吸收与发射模型

如果将光线吸收模型与光线发射模型并合在一起, 可以更好地反映出光线在充满粒子的三维空间中的变化。这时, 我们有

$$\frac{dI}{ds} = g(s) - \tau(s)I(s) \quad (3-7)$$

这一模型可以有效地应用于三维医学图像数据的可视化中。当这些数据根据所代表的物理意义进行分类后, 即可赋予不同的 τ 值和 g 值。求解, 我们可以得到近似数值解为

$$I(D) = I_0 \prod_{i=1}^n t_i + \sum_{i=1}^i g_i \prod_{j=i+1}^n t_j \quad (3-8)$$

如果我们假设三维数据场具有发光及光线吸收作用, 那么利用上式可以得到光线从背景处射入并由后往前计算到达观察点的光强度值, 也可以用上式由前向后计算光强度值。

由 $g(s) = C(s)\tau(s)$, 如果我们假设沿着光线发射方向, 发光强度 C 为常数, 或者在同类物质区间, 所赋予的颜色值 C 为常数, 可以得到

$$I(D) = I_0 T(D) + C(1 - T(D)) \quad (3-9)$$

上式表示出背景光 I_0 与所赋颜色值 C 在透明度 $T(D)$ 作用下的合成值,

$1 - T(D)$ 可表示为不透明度 α 。

3.2 体绘制技术的原理

三维空间分布在离散网格上的数据一般是由三维连续的数据场经过断层扫描、数值计算或随机采样后作插值运算取得的。屏幕上二维图像则是由存放在帧缓存中的二维离散信号经图形硬件重构而成。因此, 直接体绘制算法的作用就是将离散分布的三维数据场, 按照一定的规则转换为图形显示设备帧缓存中

的二维离散信号，即生成每个像素点的颜色值。要将一个离散分布的三维数据场转换位二维离散信号，需要进行重采样。而且，不仅需要计算每一个数据值对二维图像的贡献，还需要将全部数据值对二维图像的贡献都合成起来。因此，尽管有多种不同的直接体绘制算法，但其实质均为重新采样与图像合成。

从理论上讲，实现重新采样，应该有以下几个步骤：

1) 选择合适的重构函数，对离散的三维数据场进行三维卷积运算，重构连续的三维数据场；

2) 根据给定观察方向对连续的三维数据场进行几何变换。

3) 由于屏幕上采样点的分辨率是已知的，由此可以计算出被采样信号的奈奎斯特频率极限，采用低通滤波函数去掉高于这一极限的频率成分。

4) 对滤波后的函数进行重新采样。

由于三维卷积运算十分费时，因而近几年提出的体绘制算法，大多是以离散方法实现的。其中，M. Levoy 提出的光线投射法就是一种图像空间扫描的实现体绘制的离散放法。不仅重新采样是用离散方法实现的，而且图像的合成也应用了光线模型的离散形式。

3.3 几种典型的体绘制算法

3.3.1 图像空间扫描的体绘制技术

光线投射算法是一种基于图像空间的经典体绘制算法^[24]，由 Levoy 提出。其基本思想是根据视觉成像理论，首先构造出理想化的物理视觉模型，即将每个体素都看成为能够透射、发射和反射光线的粒子，然后根据光照模型或明暗模型，依据体素的介质特性得到它们的颜色和不透明度，并沿着视线观察方向积分，最后在像平面上形成具有半透明效果的图像。光线投射体绘制算法比较容易理解，它采用为每个三维数据点分配不透明度和光强的方法来得到数据场的光学特性，然后合成图像，因此有利于保留图像的细节和绘制高品质的图像，特别适用于绘制区域特征模糊、数据场采样点特征相关性高的三维图像，但也正因为需对屏幕上每个像素发出的光线进行操作，因此极大地限制了绘制速度。

本文主要研究和实现了该算法，并采用相关策略对算法进行了改进，取得了一定的成果。

3.3.2 物体空间扫描的体绘制技术

物体空间扫描的体绘制算法是对物体空间的数据网格，逐层、逐行、逐个地加以处理，计算每一个数据点对屏幕像素的贡献，并加以合成，形成最后的图像。目前已经有多种成熟的物体空间扫描的体绘制算法：如足迹表法、错切变形法、体元投射法等。

1、足迹表法

足迹表法（Footprint Method）是由 L. Westover 提出来的。和图像空间扫描的体绘制算法一样，足迹表法首先也需要对数据进行分类，根据分类结果赋予颜色值及不透明度，并进行明暗计算，从而得到一个离散的三维光强度场。

足迹表法的关键在于如何计算三维光强度场对二维屏幕像素点的贡献。根据重采样理论，重采样的第一步是根据离散的三维光强度场重构出连续场，并决定每一个三维采样点对屏幕像素点有所贡献的范围。那么，屏幕某一像素的光强度值可以通过对该像素点有所贡献的全部采样点重构核的空间卷积域作积分求得。因此，总的积分次数将等于三维采样点数乘以重构核空间卷积域的平面投影区域内的像素数，显然，这一计算量相当巨大。足迹表算法就是为了解决这一问题而提出来的，其目的在于快速决定在任意观察方向三维采样点重构核空间卷积域的平面投影区域及对每个像素的贡献大小。其原理是将体数据场表示为一个由交叠的基本函数构成的矩阵，基本函数通常选择幅值由数据点值表示的高斯函数核，然后根据一个预先计算的、存储着沿视线方向对函数核积分的足迹查询表，把这些基本函数投射到像平面以生成图像。其实质也可看成将体数据场与函数核作卷积，再沿视线的反方向投射积累到像平面的过程。

具体实现过程是先选择重构核，预先计算通用足迹表，然后将体数据场转换到图像空间，查表找出数据点对于屏幕像素的贡献值，最后合成图像。足迹表算法的最大优点是只有与图像有关的数据点才会被映射到象平面，从而可以大大地减少需要处理和存储的数据量，进而提高了绘制速度并且减小了内存的

消耗。其算法流程图如图 3-2 所示。

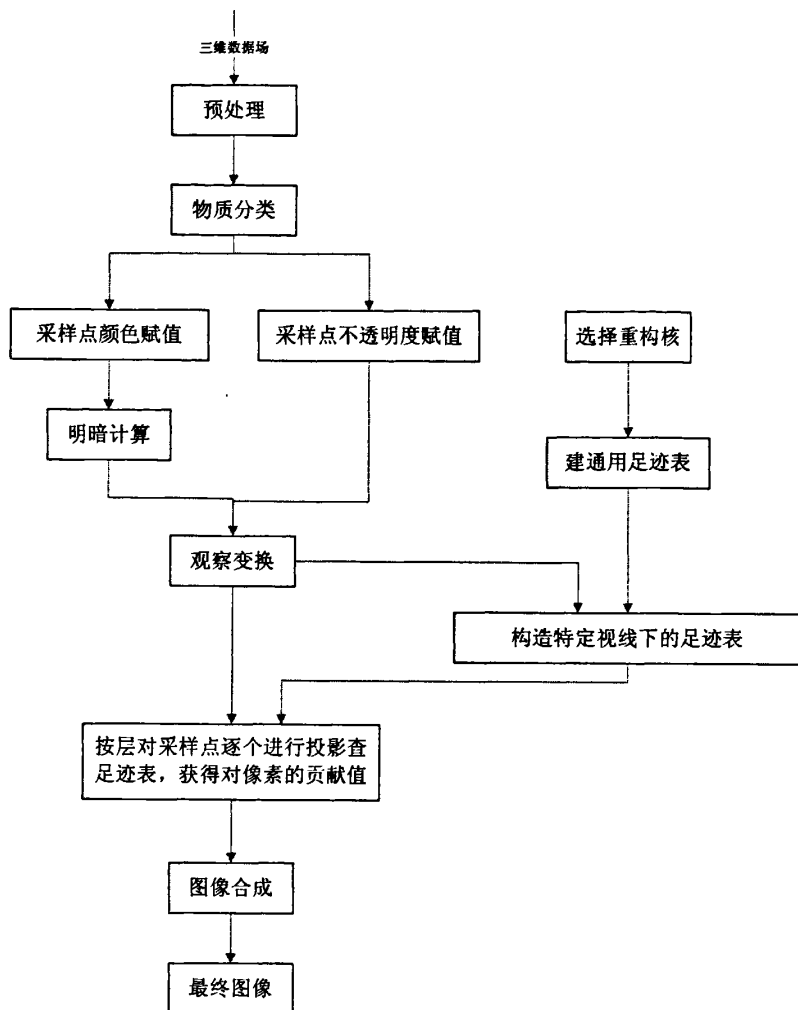


图 3-2 足迹表算法流程图

2、错切变形法

原始的光线投射算法与足迹表算法都存在一个问题, 就是计算量大、计算时间长。理论分析和试验测试都表明, 主要的计算量分布在三维离散数据场的重新采样上。P. Lacroute 等人提出的错切-变形算法将三维离散数据场的投影变换分解为三维数据场的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为二维平面的重采样过程, 大大减少了计算量, 使得三维数据场的体绘制可以在图像工作站上以接近实时的速度实现, 而不会显著降低结果图像的质量。

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。

图 3-3 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 3-3(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 3-3(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，在错切变换中，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，而且还决定于对初始观察方向的定义。

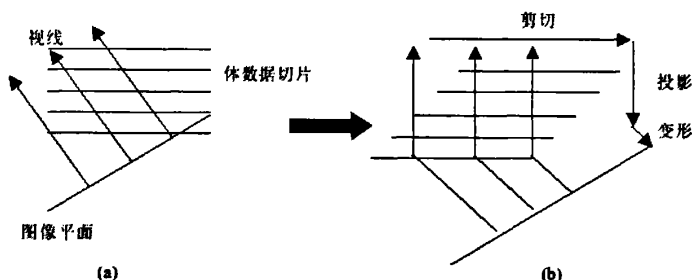


图 3-3 体数据经过平移变换转换为经过错切的物体空间

3、体元投射法

上述的图像空间扫描算法和物体空间扫描的足迹表法以及错切-变形算法，都忽略了一个重大事实，那就是三维数据场中各采样点之间的空间相关性，即三维空间中邻近的采样点往往具有相近或相同的函数值，J. Wilhelms 等人提出的体元投射法就是利用这种空间相关性来减少体绘制算法中的计算量的。

在该算法中，体元指的是长方体区域。采样点位于它的八个角点上。三维空间数据场由多个大小和形状相同的体元构成，形成一个三维阵列。顶点处的采样点经过分类后可以映射为相应的颜色值和不透明度值。体元内充满着半透明的物质，它既可以发射光线又可以部分地吸收入射光线，其数值由顶点处的

颜色值和不透明度值来决定。

如图 3-4 所示, 当一个长方体向图像平面进行投影时, 由于该长方体的方位不同, 可能有一个面、两个面或三个面是可见的。如果将该长方体在二维平面上的投影分为区域, 使每一个区域具有同一个前、后面, 那么, 一个体元最多可分为 7 个子体元。子体元也是一个多面体, 但是它的前、后面投影到平面上的同一个位置, 从而构成一个投影多边形, 因而投影多边形的每一个顶点可以看作是一个由前点和后点构成的顶点对。当然在轮廓线上的前、后点之间的距离为零。在各子体元中, 有一些顶点是原有体元的角点, 有一些则是新的交点, 是必须通过计算求得的。由于三维空间数据场是由大小和形状相同的体元组成的三维阵列, 因此, 每一个体元在图像平面上的平行投影在几何上都是一样的, 只不过其中一个体元的平行投影是经过平移以后的拷贝而已。

选定体元投影的几何模型后, 就可以从前至后或由后向前逐层、逐行、逐个的处理每一个体元, 并计算每个体元对屏幕像素的贡献, 最后合成图像。

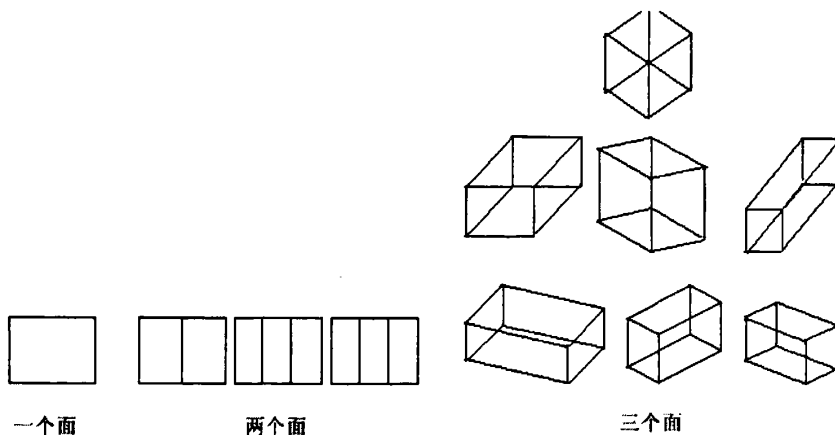


图 3-4 长方形体元的不同投影方式

3.3.3 频域体绘制技术

上述算法都是基于空间域的体绘制技术, 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 Malzbender 及 T. Totsuka, M. Levoy 等人分别于 1993 年提出了频域体绘制算法, 在不包括预处理的前提

下, 将计算复杂度降低到 $O(N^2 \log N)$ 。

频域体绘制算法基于傅立叶投影-截面定理, 算法的基本思想是: 将体绘制算法得到的图像看成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 $O(N^2 \log N)$ 。

3.3.4 基于硬件支持的体绘制技术

利用当前某些图形显示卡提供的三维纹理映射和 GPU 功能, 可以大大提高直接体绘制算法的绘制速度。基于 GPU 加速的三维纹理映射体绘制算法主要分为以下三个步骤:

- 1) 生成数据纹理。将数据值存入三维数组, 并且装载进三维纹理显存中。如果需要计算光照, 并且愿意用显存空间节省绘制时间, 则在此步骤中将每个数据点的梯度信息也存入三维纹理中。

- 2) 生成传输函数纹理。根据数据集的特点设计传输函数, 将物质分类并设置好映射关系。再将设计好的传输函数采样为二维查找表, 并载入二维纹理中。

- 3) 采样及绘制。在物体空间生成采样代理多边形, 并计算出多边形顶点对应的纹理坐标。在 Fragment Shader 中, 根据纹理坐标查找出此数据点的数据值和梯度信息。再到传输函数纹理中查处对应的颜色值、不透明度值等光学属性。最后, 按由后向前的顺序合成出最终的结果图像。

3.4 本章小结

本章主要研究了体绘制技术，首先介绍了体绘制技术的原理和体绘制时所采用的三种光学模型：光线吸收模型、光线发射模型和光线吸收与发射模型。然后简要介绍了几种典型的体绘制算法。

第四章 光线投射体绘制技术

4.1 传统的光线投射算法

4.1.1 光线投射算法的基本原理

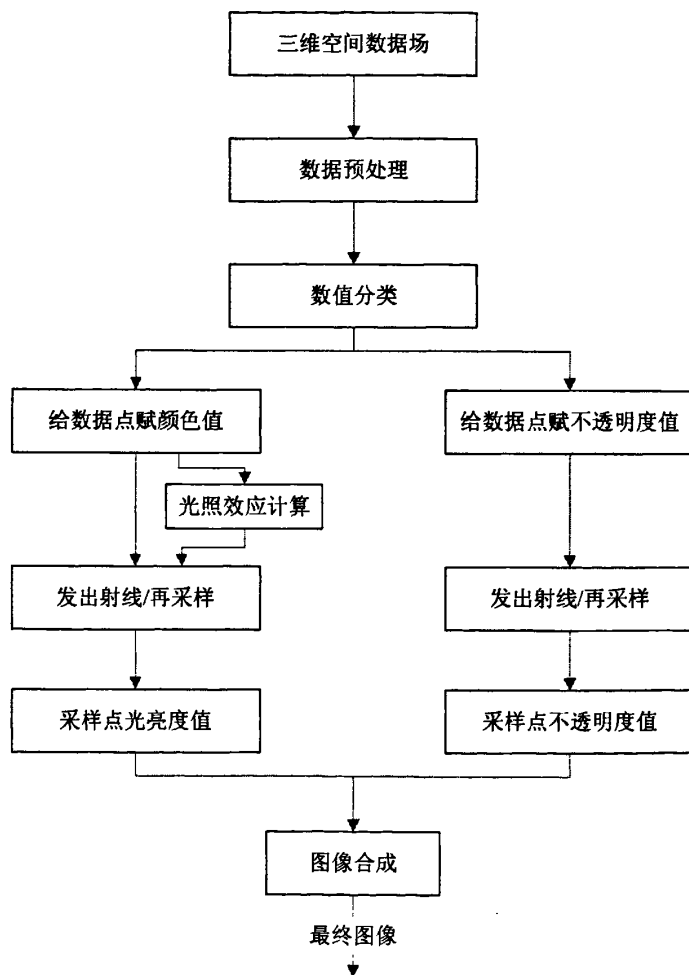


图 4-1 光线投射算法流程

光线投射算法是一种能获得高质量图像的体绘制技术。该算法的流程图如图 4-1 所示。假定三维空间数据 $f(x_i, y_j, z_k)$ 分布在均匀网格或规则网格的网格点上。流程图中的数据预处理包括原始数据的格式转换、剔除冗余数据及导出

所需数据等功能。接着,进行数据值分类,其目的是根据数据值的不同,正确的将其分为若干类并给每类数据赋予不同的颜色值和不透明度值,以求正确的表示多种物质的不同分布或单一物质的不同属性。然后是重新采样,即从屏幕上的每个象素点根据设定的观察方向发出一条射线,这条射线穿过三维数据场,沿着这条射线选择 K 个等距的采样点,并由距离某一采样点最近的 8 个数据点的颜色值和不透明度值作三次线性插值,求出该采样点的不透明度值及颜色值。显而易见,在做重新采样之前,需要将具有颜色值及不透明度值的三维数据场由物体空间坐标转换为相应的图像空间坐标。这一算法的最后一步是图像合成,即:将每条射线上各采样点的颜色值及不透明值由前向后或由后向前加以合成,可得到发出该射线的像素点处的颜色值。示意图如图 4-2 所示。

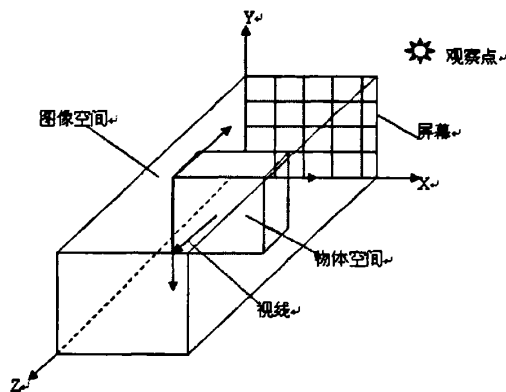


图 4-2 光线投射法示意图

光线投射法主要包括数据预处理、颜色赋值、坐标转换、重采样及图像合成等流程,下面对这些流程作进一步的讨论。

4.1.2 数据分类

在 CT 图像中,不同密度的物质具有不同的灰度值。在多种不同物质共存时,其组织结构往往相当的复杂,并且同一组织结构往往具有不同的灰度值,而同一灰度值的像素又可能属于不同的组织结构。尽管人们运用图像处理和模式识别技术对物质分类问题进行了多年的研究,但是仍然只能对简单的或者特定的三维数据场进行自动分类。因此,实现任意医学图像的自动分类仍然是目前研

究的热点问题。

对于物质构成相对简单的三维数据场来说，目前常用的分类方法主要有阈值法和概率法两种。

1) 阈值法

根据数据场所在应用领域的背景知识，或者对全部采样点的取值进行统计后，设定若干阈值 d_i ($i=1, 2, 3, \dots, n$)。如果各采样点的数值以 $f(x_i, y_j, z_k)$ 表示，则将满足以下条件的采样点归入同一类中，即

$$d_i \leq f(x_i, y_j, z_k) < d_j \quad (4-1)$$

在 CT 图像中，我们将阈值定为 60, 90, 150。灰度值低于 60 的区域不存在任何物质，而灰度在 60~90, 90~150 及 150 以上的区域分别表示皮肤、软组织和骨骼。实验表明，按以上阈值分类并赋予颜色及透明度后，生成的图像质量良好。

2) 概率法

在多种物质共存的物体中，每一个体元往往不是由单一物质构成的，如果我们能够估算出每一个体元中不同物质所占的百分比，那么可以得到更精确的分类。据此，也可以更精确地为每个体元赋以颜色值及不透明度值。要准确地求出在每一个体元中不同物质所占的百分比是不可能的。但是求出每一个体元中不同物质的概率分布则是可能的。概率分类法正是为这一目的而提出的。

任何一个体元图像具有灰度值 I 的概率可由以下公式表示：

$$P(I) = \sum p_i P(I/i) \quad (4-2)$$

式中， n 表示该体元中所存在的物质种类的数目， p_i 是该体元中第 i 类物质所占的百分比， $P(I/i)$ 是第 i 类物质图像具有灰度值 I 的条件概率。在一个体图像中，每一种物质所对应的灰度值概率密度分布函数是已知的，于是我们可以根据贝叶斯公式估算出灰度值为体元中含有第 i 类物质的概率，即可能的百分比为

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

如果上式右端各类物质灰度值的条件概率密度分布函数是未知的，那么，首先必须从输入信息中将其估算出来，才能求出上式左端灰度值为体元中各类物质的概率。

如果在灰度值分布图中，灰度值相同区域的物质不超过两种，那么，各种物质的百分比在该区域内呈线性变化，这符合医学 CT 图像的一般情况。一旦得到了各体元中不同物质的百分比，则对其颜色的赋值也就不困难了。

4.1.3 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，对每一个体元不仅要根据分类结果赋予不同的颜色值，而且还要赋予不同的透明度值 α 。 $\alpha=1$ 表示该体元完全不透明； $\alpha=0$ 则表示完全透明。由于各体元的颜色值是人为赋予的，因此最终图象中的颜色是伪彩色。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，使最终获得的图象看起来合理、自然。

当一个体元中包含多种物质时，设 p_i 为第 i 种物质所占的百分比，

$C_i = (\alpha_i B_i, \alpha_i G_i, \alpha_i R_i, \alpha_i)$ 为第 i 种物质的颜色值，则该体元的颜色值为

$$C = \sum_{i=1}^n p_i C_i \quad (4-4)$$

4.1.4 坐标变换

在由屏幕上发出的射线选择了采样点后，需要找出距采样点最近的 8 个数据点。采样点在图像空间内使用图像空间坐标进行定位，而待寻找的数据点是在物体空间，即在原始数据场空间内，采用的是物体空间坐标。所以必须进行转换，将采样点转换到物体空间坐标下，才可以进行确定相邻数据点的处理。要完成由图像空间到物体空间的转换，首先要确定两个坐标系之间的关系。它

们之间只存在平移和旋转变换。

将物体的坐标位置由物体坐标系变换到图像坐标系，需要经过模型视图变换，建立模型视图变换矩阵。假设模型矩阵为 M ，视图矩阵为 V ，则二者相乘组成模型视图矩阵 $M_0 = M \times V$ 。设 P_0 为物体空间中的一个重采样点，则其对应到图像空间坐标系上的点 $P_v = M_0 \times P_0$ 。

光线投射过程中屏幕上像素点的位置是可知的，当射线由图像坐标系视点发出对物体空间的体数据进行重采样时，需先将图像坐标系上的 P_v 点变换到物体坐标系中，进行 $P_v = M_0 \times P_0$ 的逆变换运算，求出重采样点 P_0 在物体坐标系中的坐标值。然后在物体空间坐标系中对重采样点进行灰度插值、图像合成等后续工作。

4.1.5 重采样

在体绘制中，要将离散分布的三维数据场转换为二维离散信号，而由于数据场都是离散的，可视成像时所处理的样点一般不会正好位于数据样点的位置，因此必须进行重采样，以获得所需样点的函数值。一般情况下，重采样通过插值来完成。线性插值是最简单最常用的插值方法^[41]，一般采用三线性插值。三线性插值就是假设体数据在两点之间按线性变化，根据采样点所在体素的立方体网格单元的 8 个顶点上已知的数值计算采样点，如图 4-3 所示。

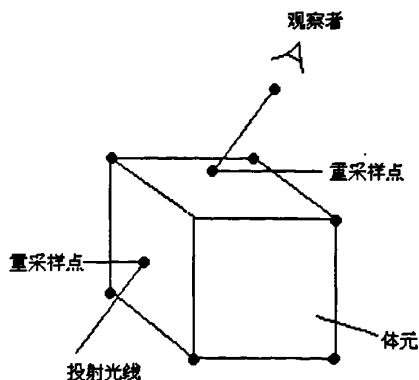


图 4-3 重采样示意图

插值是光线投射算法中最基本的计算，它直接影响该算法的速度。在绘制过程要对每一个采样点进行插值计算，立方体内采样点 $P(x, y, z)$ 的数据值按下式计算：

$$F_p = F_0(1-x)(1-y)(1-z) + F_1(1-x)y(1-z) + F_2(1-x)(1-y)z + F_3(1-x)yz + F_4x(1-y)(1-z) + F_5xy(1-z) + F_6x(1-y)z + F_7xyz \quad (4-5)$$

从上式可以看出，一次插值需要 20 次加法和 24 次乘法，所需的时间 $t = 20 \times add + 24 \times mlt$ （ add 表示加法的时间， mlt 表示乘法的时间）。若在一个体元里取 k 个采样点，和 s 个体元相交，则当 $k=5$, $s=100$ 时插值的总时间 $T = 10000 \times add + 12000 \times mlt$ 。由此可见，当 k 、 s 都很大的时候，该算法计算量很大并且很费时。

4.1.6 图像合成

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

在图像空间扫描的体绘制中，有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。该合成方法是基于光线吸收和发射模型的。

$$C_{out} = C_{in}(1 - \alpha_{now}) + C_{now}\alpha_{now} \quad (4-6)$$

2) 由前向后的图像合成

由前向后的图像合成公式为：

$$C_{out}\alpha_{out} = C_{in}\alpha_{in} + C_{now}\alpha_{now}(1 - \alpha_{in}) \quad (4-7)$$

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

从公式中可以看出，由前向后的图像合成也是基于光线吸收和发射模型的。它的主要优点是，在由前向后进行图像合成的过程中，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, 后面的体元不会再对该像素点的图像有所贡献。因而可以不再计算了。由于由前向后的图像合成方法可以省去无效的计算, 速度较快, 因而得到更为广泛的应用。

4.1.7 明暗计算

在体绘制中, 可以利用明暗计算的效果更加突出地显示出不同物质之间的边界。在面绘制中明暗计算是基于面的法向量的。而在体绘制中由于没有面的信息, 因而必须求出等价的法向, 才能进行明暗计算。在体绘制中用各数据点的梯度值来代替法向量。

设某数据点的函数值为 $f(x_i, y_j, z_k)$ 表示, 则采用中心差分方法可求出该数据点处的梯度值, 即

$$\begin{aligned} Grad_x &= f(x_i + 1, y_j, z_k) - f(x_i - 1, y_j, z_k) / 2\Delta x \\ Grad_y &= f(x_i, y_j + 1, z_k) - f(x_i, y_j - 1, z_k) / 2\Delta y \\ Grad_z &= f(x_i, y_j, z_k + 1) - f(x_i, y_j, z_k - 1) / 2\Delta z \end{aligned} \quad (4-9)$$

得到各数据点的梯度值以后, 即可用光照模型计算出各数据点处的漫反射分量, 更加突出地显示出体数据中的边界值。

4.2 改进的光线投射算法

4.2.1 概述

在体绘制过程中, 绘制速度和图像质量似乎永远是两个相矛盾的问题。一些情况下, 为了得到高清晰的医学图像质量, 满足实际精度的需要, 不得不耗费大量的绘制时间^[27]; 相反, 在不丢失重要数据信息的条件下, 有时必须降低图像精度, 以满足交互的实时性需求。

传统的光线投射算法对三维数据场的重采样运算是在数据值分类、颜色赋值、明暗计算后进行的。由于重采样运算会将明暗计算后颜色值的中高频分量去掉, 从而使图像不够清晰。一次绘制过程需要遍历体数据场中的所有体元,

使得计算量增大、图像生成速度慢。当视角发生改变时,需要新的视角和光照条件下重新进行采样,所以该算法无法满足实时交互和显示的需求。随着医学影像技术的不断改进,医学成像设备所生成的医学体数据的精度不断提高,体绘制过程中处理的数据量会不断增大,因此目前微型计算机还很难满足光线投射法体绘制的实时性^{[12][13]}。本文改进了传统算法中的缺陷,提出了一种快速直接的插值方法^[14],有效地减少了插值计算的次数,提高了绘制效率。

4.2.2 平面插值法

1) 平面插值法的原理

已知平面的不同的三点 $A(x_1, y_1)$, $B(x_2, y_2)$, $C(x_3, y_3)$, 它们唯一地确定了一个平面,平面上任意一点 Z 都可以用 ABC 这三点来表示。直线上任意两点确定一条直线,直线的定比分点公式可以用直线上两个已知点表示直线上的另一点。也可以定义平面的定比分点,利用平面上的三个已知点表示平面的任意一点 Z 。三点如何表示这一点 Z ,可以找到如下关系。

定义:平面上三点 ABC 的面积矢量 $S(A, B, C)$ 为

$$S(A, B, C) = \begin{vmatrix} x_1 & x_2 & x_3 \\ y_1 & y_2 & y_3 \\ 1 & 1 & 1 \end{vmatrix} \quad (4-10)$$

有了这个定义可以得到平面定比分点公式:已知平面的不同的三点 $A(x_1, y_1)$, $B(x_2, y_2)$, $C(x_3, y_3)$, 则该平面上的任意一点 Z 与 ABC 之间有如下关系:

$$Z = \frac{|S(Z, B, C)|}{|S(A, B, C)|} (x_1, y_1) + \frac{|S(A, Z, C)|}{|S(A, B, C)|} (x_2, y_2) + \frac{|S(A, B, Z)|}{|S(A, B, C)|} (x_3, y_3) \quad (4-11)$$

称三个点前面的系数为定比,很显然定比表示了 ABC 三点对 Z 的贡献大小,如果把这种贡献用在某种属性中,就唯一地确定了一个属性平面。

2) 平面插值在重采样中的应用

设射线与某一体元相交有两个交点分别为 $P(x_p, y_p, z_p)$ 和 $Q(x_q, y_q, z_q)$, 且

P 为入射点, Q 为出射点, 在体元内有 k 个采样点 $w_1, w_2, w_3, \dots, w_k$ 。设入射点 P 和出射点 Q 的体数据值分别为 F_P 和 F_Q 。

设某一体元上的 8 个定点分别标注为 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 它们对应的坐标分别为 $(x, y, z), (x+1, y, z), (x+1, y, z+1), (x, y, z+1), (x, y+1, z), (x+1, y+1, z), (x+1, y+1, z+1), (x, y+1, z+1)$, 它们对应的体数据值分别是 $F_0, F_1, F_2, F_3, F_4, F_5, F_6, F_7$ 。根据入射点和出射点的分布, 我们可以分两种情况进行讨论。

第一种情况 (如图 4-4) 是入射点 P 和出射点 Q 分别在相对的两个面里, 可以用任意三点表示平面里的任意一点, 如果我们假设入射点 P 在 0、1、3 平面上, 出射点 Q 在 4、5、7 平面上, 算法如下:

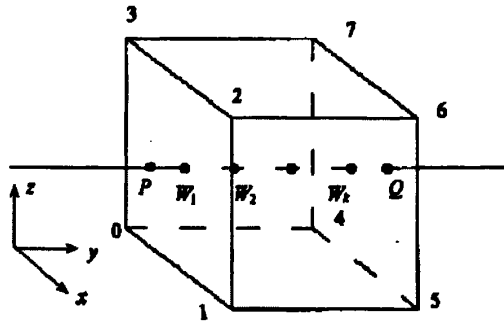


图 4-4 第一种情况

$$|S_{(0,1,3)}| = \begin{vmatrix} x & x+1 & x \\ z & z & z+1 \\ 1 & 1 & 1 \end{vmatrix} = 1$$

$$|S_{(P,1,3)}| = \begin{vmatrix} x_p & x+1 & x \\ z_p & z & z+1 \\ 1 & 1 & 1 \end{vmatrix} = (x - x_p) + (z - z_p) + 1$$

$$|S_{(0,p,3)}| = \begin{vmatrix} x & x_p & x \\ z & z_p & z+1 \\ 1 & 1 & 1 \end{vmatrix} = x_p - x$$

$$|S_{(0,1,P)}| = \begin{vmatrix} x & x+1 & x_P \\ z & z & z_P \\ 1 & 1 & 1 \end{vmatrix} = z_P - z$$

根据定义可知入射点 P 的体数据值为：

$$\begin{aligned} F_P &= \frac{|S_{(P,1,3)}|}{|S_{(0,1,3)}|} F_0 + \frac{|S_{(0,P,3)}|}{|S_{(0,1,3)}|} F_1 + \frac{|S_{(0,1,P)}|}{|S_{(0,1,3)}|} F_3 \\ &= (x_P - x)(F_1 - F_0) + (z_P - z)(F_3 - F_0) + F_0 \end{aligned} \quad (4-12)$$

同理可以得到 Q 点的体数据值：

$$F_Q = (x_Q - x)(F_5 - F_4) + (z_Q - z)(F_7 - F_4) + F_4 \quad (4-13)$$

令^[13]

$$\delta = \frac{F_Q - F_P}{i+1} \quad (4-14)$$

采样点 w_i ($i=1, 2 \dots k$) 上的体数据值为 $F_{w_i} = F_P + i \times \delta$ ，可以求得一个体元内 k 个采样点体数据值的时间为

$$t = (9+k) \times add + 4 \times mlt$$

第二种情况（如图 4-5）是入射点 P 和出射点 Q 在相邻的平面内，仍然假设入射点 P 在 0、1、3 平面上，出射点 Q 在 2、3、7 平面上。根据前面的算法，可以得到：

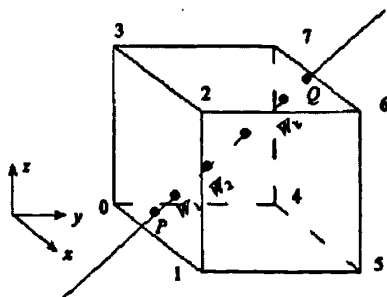


图 4-5 第二种情况

$$F_P = (x_P - x)(F_1 - F_0) + (z_P - z_0)(F_3 - F_0) + F_0 \quad (4-15)$$

$$F_Q = (x_Q - x)(F_2 - F_3) + (y_Q - y)(F_7 - F_3) + F_3 \quad (4-16)$$

按照同样的方法，可以得到在一个体元内 k 个采样点的体数据值计算的时间

$$t = (9 + k) \times add + 4 \times mlt \quad (4-17)$$

当 $k=5$ ，射线总共和 100 个体元相交时，总时间 $T=1400 \times add + 400 \times mlt$ ，与传统的插值方法比，计算次数大大减少，采样效率大幅度提高。

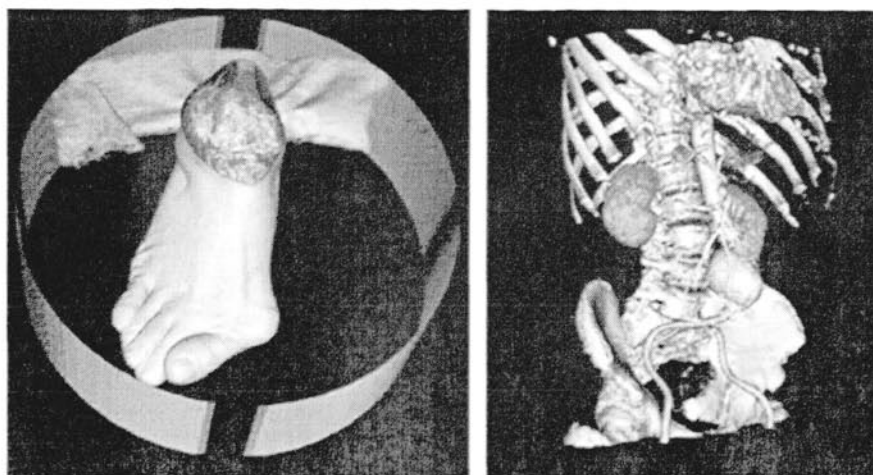
4.3 实验结果

为了得到更有说服力的证据，作者在 PC 机上对两组 CT 数据做了实例验证。计算机配置，数据来源及实验结果如下：

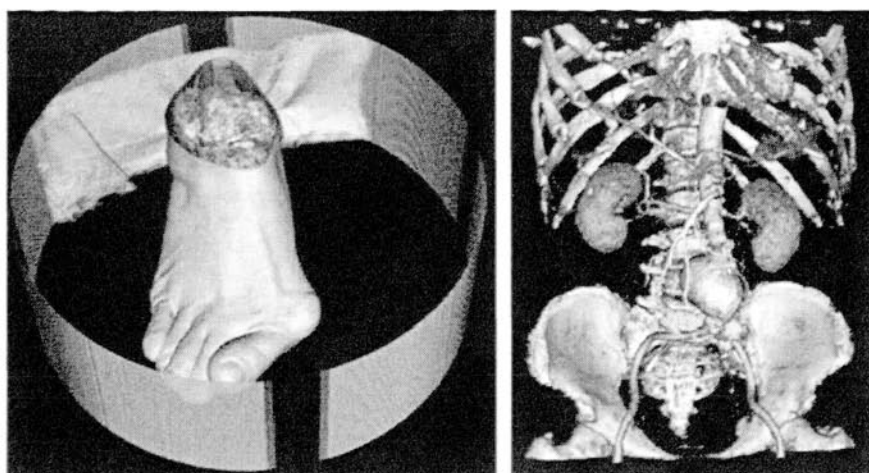
- 1) 计算机配置：CPU Pentium (R) 4 3.06GHz，内存 1G，硬盘 160G，Windows XP 操作系统，VC++ 2005 开发环境；
- 2) 数据来源：上海某医院提供的一系列脚部 CT 数据 (512*512*145) 和一系列腹部 CT 数据 (512*512*288)。
- 3) 绘制结果如图 4-5 所示，绘制时间见表 4-1。从结果可以看出，基于平面插值的快速光线投射法能在保证图像质量的前提下有效的提高绘制效率。

表 4-1 两种算法的绘制时间比较

数据	图像大小	绘制时间/s	
		传统的光线投射法	改进的光线投射法
腹部	512*512*288	55	18
脚部	512*512*145	25	8



(a) 传统光线投射法绘制效果图



(b) 改进的光线投射法绘制效果图

图 4-5 两种算法的绘制效果图

4.4 本章小结

本章主要研究了光线投射体绘制技术。首先介绍了光线投射法的基本原理和流程，并对其其中的一些关键技术和工作原理做了重点地研究。然后针对传统光线投射法中存在的缺陷提出了改进的光线投射法——基于平面插值的光线投射法。最后对改进的光线投射法作了实例验证，并取得了满意的效果。

第五章 医学图像三维可视化系统的设计与实现

利用计算机三维图像技术把二维图像序列重建出三维虚拟实体, 为医生提供了一个直观、精确的模型。基于这个模型, 医生不仅可以精确地获取病变体的空间位置、大小、形状等信息, 还可以进行手术计划和手术模拟, 提高医生的诊断效率, 减少误诊漏诊。因此, 医学图像的三维可视化技术无论在临床应用方面还是在理论研究方面都具有重大的意义^{[36][37][38]}。

本文设计的系统为了满足医学辅助诊断等的需求, 以 Microsoft 公司的 Windows XP 为平台, 在 Visual C++ 2005 开发平台上^{[48][49]}, 采用 C++ 语言和 VTK 可视化工具包等技术开发完成。本系统主要运用于 CT 图像, 用来帮助医生对采集到的二维图像序列进行三维重建和二维序列图像的分析, 具有三维重建, 任意切割, 横断面、冠状面、矢状面三视图切片的显示, 病灶的测量, 图像存储, 各种基本交互操作等功能。

5.1 系统设计

医学图像三维可视化系统软件与当前的其他系统软件一样, 需满足实时性、交互性、可扩展性和可移植性等要求。因此本文在 Microsoft 公司的 Windows XP 平台上, 以 Visual C++ 2005 为开发环境, 结合 CLR 和 VTK 可视化工具包来实现医学图像的三维可视化。医学图像三维可视化系统有数据读取、二维图像浏览、三维重建、病灶的切割和测量等功能模块, 如图 5-1 所示。

数据读取后, 可以根据具体的需求对医学图像进行压缩、过滤等处理, 也可以根据医学图像所提供的数据信息进行插值, 使三个方向具有相同的分辨率。三维重建完成后, 可以对重建出来的模型进行旋转、缩放、移动、剖切等操作。为了保证绘制的质量和速度, 该系统采用光线投射体绘制算法进行医学图像三维重建。系统界面如图 5-2 所示。该系统的主要功能有:

- 1) 横断面、冠状面、矢状面的任意切片的选择和显示;
- 2) 横断面、冠状面、矢状面图像的缩放、旋转和移动;

- 3) 横断面、冠状面、矢状面图像任意部位的切割;
- 4) 横断面、冠状面、矢状面图像任意两点距离的测量
- 5) 窗宽/窗位的任意调整和 CT 值的显示;
- 6) 医学图像数据的三维重建;
- 7) 三维重建图像任意部位的切割;
- 8) 三维重建效果多种样式的选择;
- 9) 三维重建图像的缩放、旋转和移动;
- 10) 医学图像数据的格式转换与压缩
- 11) 显示窗口的“一/四”任意切换;
- 12) 任意窗口图像的存储与打印。

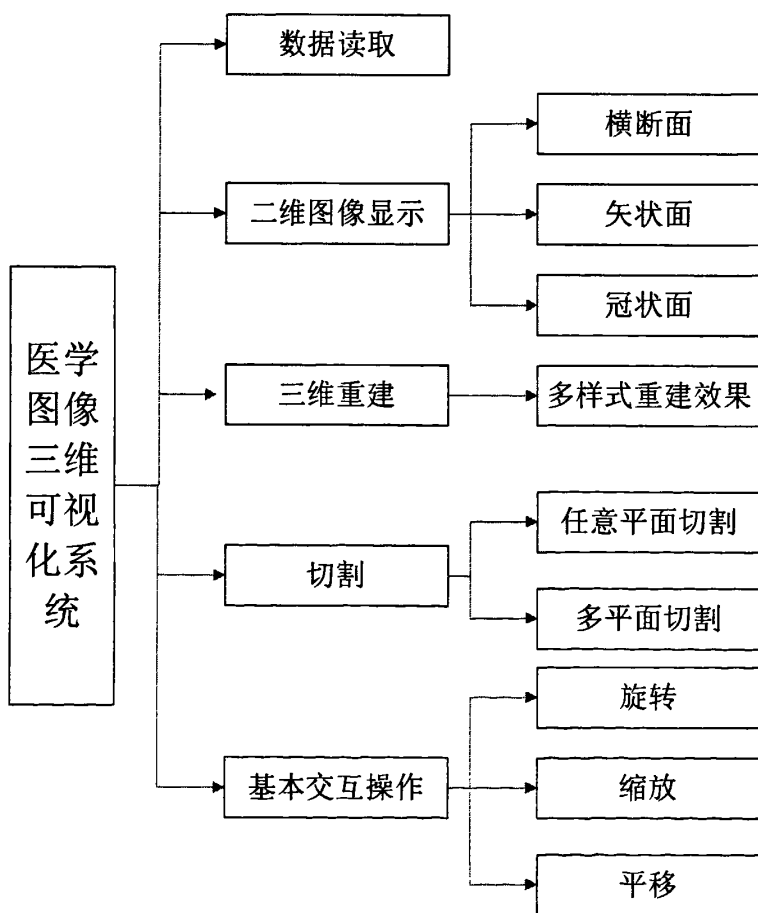


图 5-1 系统结构图

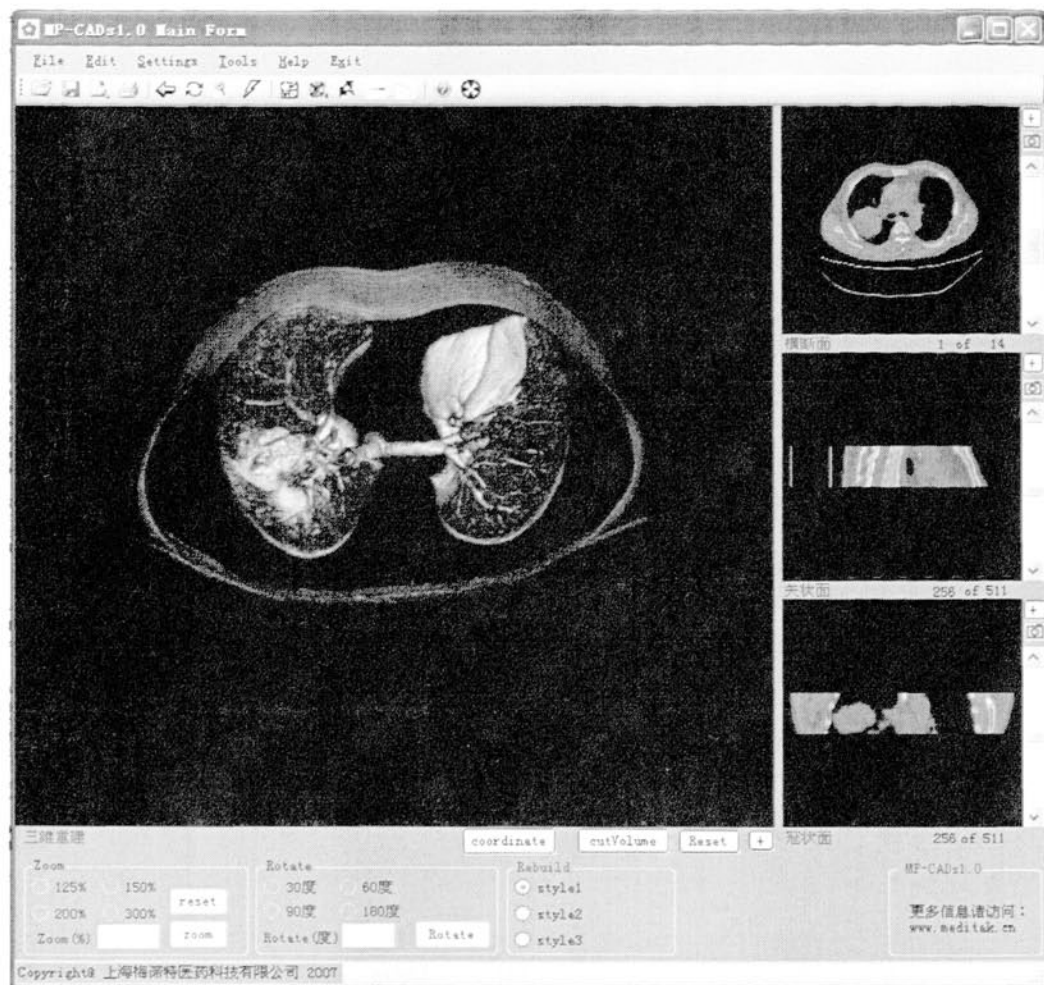


图 5-2 系统界面图

5.2 功能实现及结果

5.2.1 数据读取

数据读取主要完成由用户指定的序列文件的读取到相关信息的提取和体数据的构造等任务，它分成文件导入、文件解析和体数据构造三个功能。文件导入将用户指定的文件内容导入到内存中；文件解析是根据 DICOM 标准的规定，将文件中的有用信息逐一提取出来，并将他们保存在内存中，以提供给后续处理的各种信息；文件解析是根据文件中提取的各种信息找出符合要求的序列文件并按照文件中提供的实际像素和切片的物理空间关系构造出空间体数据场。

VTK 提供了读取各种格式文件的类，如 `vtkDICOMImageReader`、`vtkBMPReader`、`vtkVolume16Reader`、`vtkStructuredPointsReader` 等。基于这

些文件读取类,我们还可以实现不同格式文件之间的转换。该系统目前支持 DCM 文件和 VTK 文件的读取操作。

5.2.2 二维图像浏览

我们所得到的医学图像如 CT、MRI 等都是片层图像,每个切片^[34]都有一定的厚度,片层之间也存在着一定的间隔。通常,医生在诊断或治疗时,比较习惯观察病人图像的三个正交面,即横断面、矢状面和冠状面。横断面是由影像设备扫描得到的,矢状面和冠状面是经过横断面插值、三维重建后得到的。

医学图像插值通常有三个方面的约束:1)插值的图像要与原片层图像相似;2)插值图像与两个片层图像的相似度与它与这两个片层之间的距离成反比;3)插值图像应呈现出从一幅原始图像到另一幅原始图像的渐变过程。常用的插值方法有近邻插值、双线性差值、轮廓插值、匹配插值等^{[40][42]}。

本系统利用 VTK 中的 `vtkImagePlaneWidget` 类来显示横断面、矢状面和冠状面。实现程序如下:

```
planeWidgetZ->SetInput(reader->GetOutput());
planeWidgetZ->SetPlaneOrientationToZAxes();//设置显示的切面
planeWidgetZ->DisplayTextOn();
planeWidgetZ->SetResliceInterpolateToLinear();//设置插值方式
planeWidgetZ->SetSliceIndex(sliceFlag);//设置显示的切片
planeWidgetZ->SetPicker(picker);
planeWidgetZ->GetPlaneProperty()->SetColor(0,0,0);
planeWidgetZ->SetInteractor(iren);//设置交互模式
planeWidgetZ->On();
```

图 5-3 显示了一组脚部 CT 数据的横断面、矢状面和冠状面。

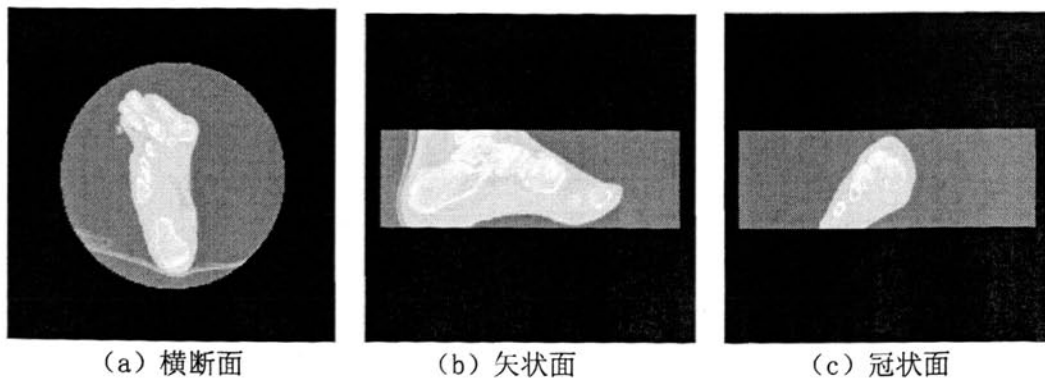


图 5-3 二维切片显示

5.2.3 三维重建

三维重建主要完成对读取数据的体绘制。本系统选用绘制速度快，图像质量高的光线投射法来实现体绘制。在 VTK 中，`vtkVolumeRayCastFunction` 类实现了这一算法。重建流程如图 5-4 所示。

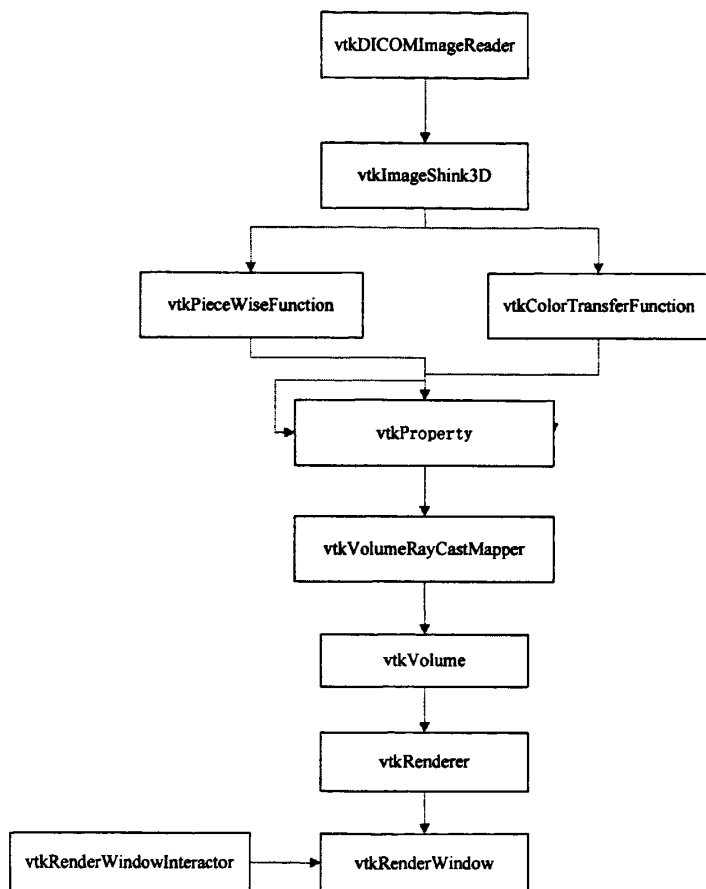


图 5-4 三维重建流程图

重建程序如下：

```

//读取图像序列
vtkDICOMImageReader *v16 =vtkDICOMImageReader::New();
v16->SetDirectoryName(dirName);

//对图像进行削减压缩
vtkImageShrink3D* mask = vtkImageShrink3D::New();
mask->SetInputConnection(v16->GetOutputPort());

```

```
mask->SetShrinkFactors(2, 4, 1);  
//设置图像透明度  
vtkPiecewiseFunction *opacityTFunc=vtkPiecewiseFunction::New();  
opacityTFunc->AddPoint(-800, 0.0);  
opacityTFunc->AddPoint(-400, 1.0);  
opacityTFunc->AddPoint(-100, 0.0);  
opacityTFunc->AddPoint(0, 0.0);  
opacityTFunc->AddPoint(256, 0.0);  
//设置图像颜色  
vtkColorTransferFunction  
*colorTFunc=vtkColorTransferFunction::New();  
colorTFunc->AddRGBPoint( -300.0, 1.0, 1.0, 0.6);  
colorTFunc->AddRGBPoint( 32.0, 1.0, 1.0, 1.0);  
colorTFunc->AddRGBPoint( 800.0, 1.0, 0.0, 0.0 );  
//给图像赋予透明度、颜色等属性值  
vtkVolumeProperty *volumeProperty=vtkVolumeProperty::New();  
volumeProperty->SetColor(colorTFunc);  
volumeProperty->SetScalarOpacity(opacityTFunc);  
volumeProperty->SetInterpolationTypeToLinear();  
volumeProperty->SetAmbient(0.1);  
volumeProperty->SetDiffuse(0.9);  
volumeProperty->SetSpecular(0.2);  
volumeProperty->SetSpecularPower(10);  
volumeProperty->ShadeOn();  
//建立光线投射映射对象  
vtkFixedPointVolumeRayCastMapper  
*volumeMapper=vtkFixedPointVolumeRayCastMapper::New();  
volumeMapper->SetInputConnection(mask->GetOutputPort());
```



```

volumeMapper->SetSampleDistance(0.3);
volumeMapper->SetNumberOfThreads(1);
//建立体对象
vtkVolume *volume=vtkVolume::New();
volume->SetMapper(volumeMapper);
volume->SetProperty(volumeProperty);
//建立绘制引擎对象
vtkRenderer *aRenderer = vtkRenderer::New();
aRenderer->AddVolume(volume);
//建立绘制窗口对象
vtkRenderWindow *renWin = vtkRenderWindow::New();
renWin->AddRenderer(aRenderer);
renWin->SetSize(600, 600);
renWin->Render();
//建立窗口交互对象
vtkRenderWindowInteractor *iren =
vtkRenderWindowInteractor::New();
iren->SetRenderWindow(renWin);
iren->Initialize();
iren->Start();

```

在这里值得注意的是，由于 DICOM 图像序列数据量巨大，不便于计算机处理，因此在数据读取之后，必须对原始数据做一些处理。本文主要运用了图像削减技术。削减技术的原理^[26]是根据设定的参数在原始体数据内均匀的选取像素点，用选取的像素点代替原始图像数据，从而达到减少数据量的目的。VTK 中的 `vtkImageShrink3D` 类就实现了图像削减的功能，其关键成员函数 `SetShrinkFactors(int, int, int)` 的三个参数分别表示 x、y、z 三个方向上的削减因素。利用图像削减后，由于系统需要处理的数据量大幅减少，程序内存占有量和处理时间随之减少，同时重建后的三维图像中三角面片数量降低，

增加了三维图像的可交互性。

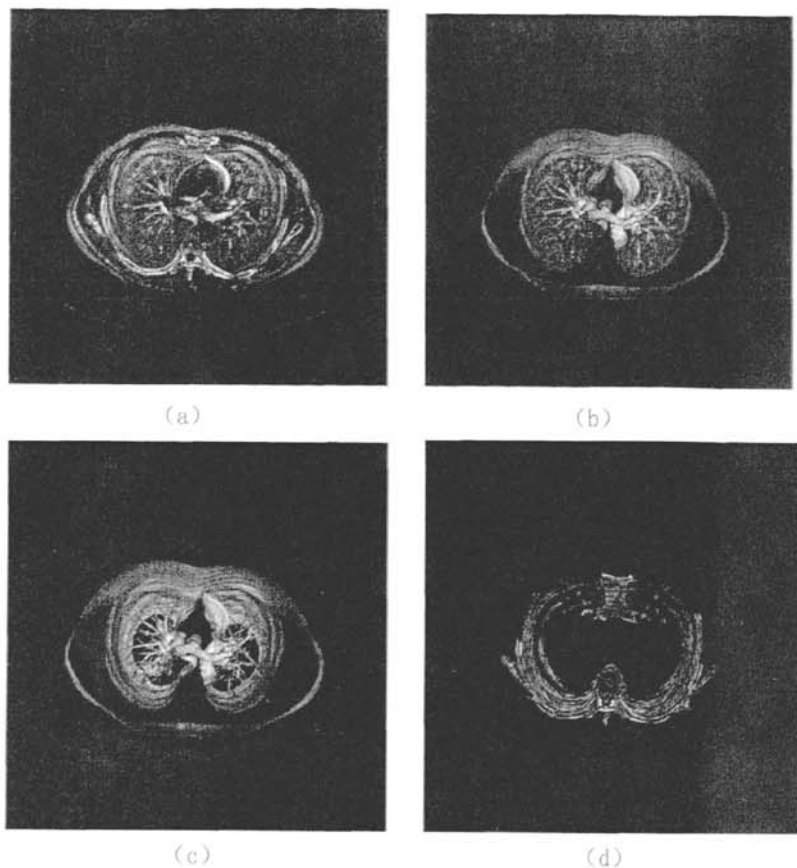


图 5-5 三维重建效果图

此外，也可以通过调整散射光、环境光、镜面光、光强度以及采样距离等参数，得到需要的三维重建效果。同时，也可以通过对透明度的调整，剥离出相应的组织。如图 5-5 所示，5-5 (a) 重建了胸腔所有组织和器官，5-5 (b) 重建了肺部器官，5-5 (c) 重建了肺部支气管，5-5 (c) 重建了骨骼。

5.2.4 三维切割

三维重建结果出来后，要看清体数据场内部结构的最简单最有效的方法是对体数据场进行切割。切割可分为平面对数据场的剖切、等值面切割以及不同组织的分割。平面剖切首先确定剖切面，剖切面可由用户直接输入，例如通过一个点和一个法向量确定一个剖切平面。同理，也可以采用两个或多个平面对

数据场作剖切。等值面切割是一种表面剥落的操作，在物质分类的基础上可以实现对重建对象的开窗操作，将挡住内部感兴趣结构的层由用户逐层剥落。这种方法在面绘制中用的较多。不同组织的分割主要是根据不同的医学影像，采用相应的分割算法或设置不同的透明度，提取感兴趣的组织结构。本系统主要研究平面剖切。

1) 任意平面切割

对于任意平面切割，本文采用点法向量的方式来确定平面。假设切割的平面始终与 XOY 平面垂直，在 XOY 平面上任取两点 $P_1(x_1, y_1, 0)$ 、 $P_2(x_2, y_2, 0)$ ，如图 5-6 所示。根据几何向量运算可以求出切割平面的法向量 $\vec{n} = ((y_1 - y_2), (x_2 - x_1), 0)$ 。

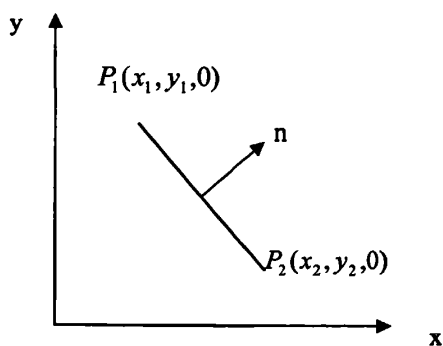


图 5-6 切割示意图

在 VTK 中可以用 `vtkPlane` 类中的成员函数 `SetOrigin()` 和 `SetNormal()` 来设置切割原点和法向量。接着在 `vtkVolumeRayCastMapper` 类中通过 `AddClippingPlane()` 来加入切割平面以实现平面切割。

实现程序如下：

```
vtkPlane *plane=vtkPlane::New();
plane->SetOrigin(123.14, 0.0, 40.79);
plane->SetNormal(0, 0, 1);
volumeMapper->AddClippingPlane(plane);
```

切割效果如图 5-7 所示。

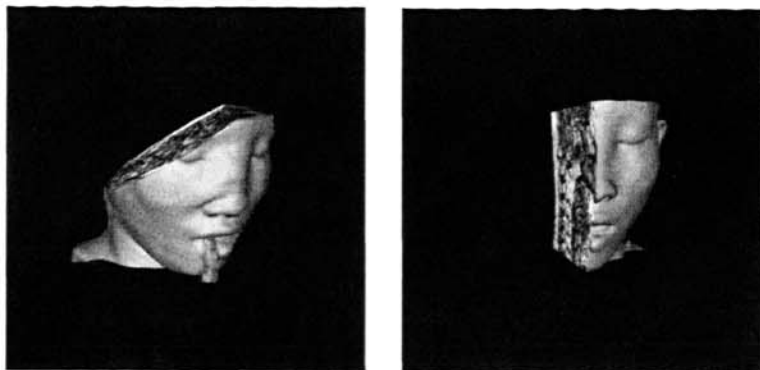


图 5-7 任意平面切割效果图

2) 多平面切割

对于多平面切割目前可以通过两种方法来实现。第一种方法是在任意平面切割的基础上通过多设置几个 `vtkPlane` 来实现。

实现程序如下：

```

vtkPlane *plane1=vtkPlane::New();
plane1->SetOrigin(123.14, 0.0, 40.79);
plane1->SetNormal(0, 0, 1);
vtkPlane *plane2=vtkPlane::New();
plane2->SetOrigin(123.14, 0.0, 80.25);
plane2->SetNormal(0, 0, -1);
vtkPlane *plane3=vtkPlane::New();
plane3->SetOrigin(78.15, 56.32, 40.79);
plane3->SetNormal(0, 1, 0);
vtkPlane *plane4=vtkPlane::New();
plane4->SetOrigin(78.15, 95.69, 40.79);
plane->SetNormal(0, -1, 0);
volumeMapper->AddClippingPlane(plane1);
volumeMapper->AddClippingPlane(plane2);
volumeMapper->AddClippingPlane(plane3);
volumeMapper->AddClippingPlane(plane4);

```

切割如图 5-8 所示。

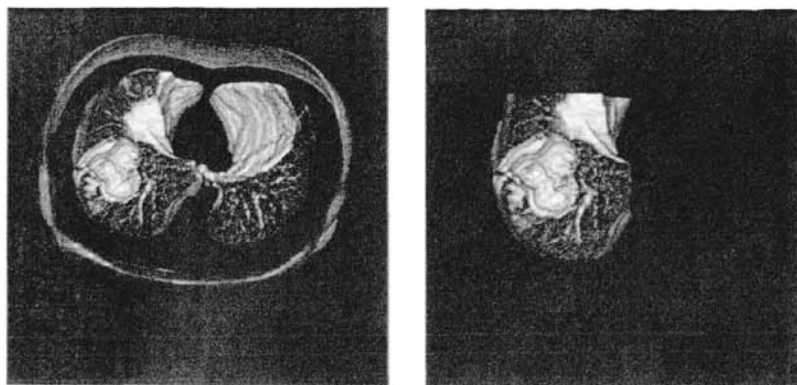


图 5-8 多平面切割效果图

另一种方法是运用 VTK 中提供的 Crop 方法。Crop 方法是在 X、Y、Z 轴方向分别以最大值和最小值设置两个 plane。这六个 plane 把一个体分成了 27 小块，可以根据需要决定怎么切割。但是目前最流行的 Crop 操作有以下四种，如图 5-9 所示。

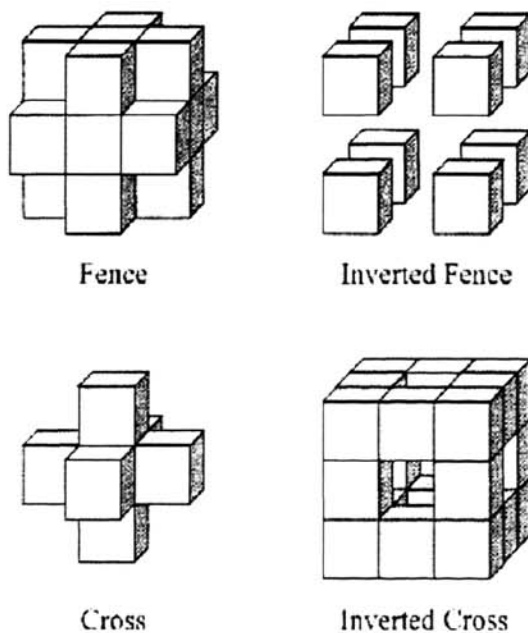


图 5-9 crop 操作

具体实现的程序如下：

```
volumeMapper->CroppingOn();
```

```
volumeMapper->SetCroppingRegionPlanes(xmin, xmax, ymin, ymax, zmin, z
```

max);

```
volumeMapper->SetCroppingRegionFlagToCross();
```

切割效果如图 5-10 所示。

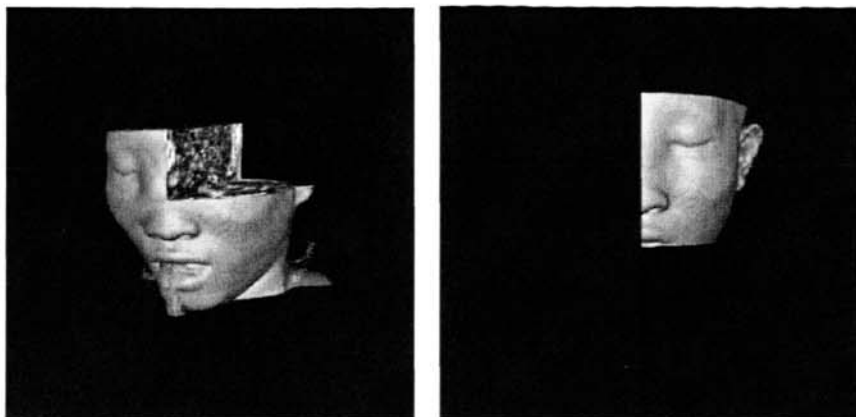


图 5-10 Crop 切割效果图

5.2.5 三维测量

三维测量在医学辅助诊断中具有重要的作用。目前常规的方法都需要采用人工的方式完成测量，但是在有些情况下，如空间不规则物体的侧量，仅靠人工的方法是不足的，而基于计算机的三维测量可以完成许多人工无法完成的工作。如对于病灶大小的测量，由于病灶形状的不规则性，人工根本无法实现。

病灶大小的测量有直径和体积测量两种，本文主要研究对病灶直径的测量。实现病灶任意两点距离的测量，需要从任意角度观察病灶，然而计算机的二维屏幕只能显示被测物体的一个侧面的二维投影，计算任意两点之间的距离，需要两点的三维坐标，这可以通过三维坐标拾取和三维坐标转换得到^[39]。

1) 三维坐标拾取

要实现病灶直径的测量，最重要的就是要获取任意两点的空间坐标，这可以通过三维坐标拾取得到。三维坐标拾取就是将鼠标在计算机屏幕上点击得到的二维坐标转换为被测物体的三维坐标值。本文采用了一种平行投影下的“针刺取点法”的选择拾取机制来完成被测物体的三维坐标拾取。

“针刺取点法”的原理是：在观察非透明物体时，总是看到物体上离观察

者最近的点。形象地说，如果用一根长度可自由增减的针从平行于观察者眼睛的方向朝物体刺入，则这根针和物体有 n ($n>0$) 个交点。在这 n 个交点中，针尖最早接触的点就是离观察者最近的点，也是观察者实际能看到的物体上的点。而这根针随后所接触的点都成为不可见点。该方法不受数据量大小的限制，拾取速度快，并且拾取的最小单位是真实的空间点。

2) 三维坐标转换

在物体投影到观察平面之前，世界坐标必须转换成观察坐标。物体从世界坐标到观察坐标的变换等价于运用基本几何平移-旋转运算将观察参考系叠加到世界坐标系上的变换。此变换的顺序是：

1) 平移观察考查点到世界坐标系原点；

2) 进行旋转，分别让观察坐标系 x 、 y 和 z 三个坐标轴对应到世界坐标系的三个轴上。

如果指定世界坐标点 (x, y, z) 为观察参考原点，此点的世界坐标系原点用下列矩阵变换得到的。

$$T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -x_0 \\ 0 & 1 & 0 & -y_0 \\ 0 & 0 & 1 & -z_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5-1)$$

使观察坐标轴变到世界坐标轴的旋转序列依赖于所选 N 的方向。一般而言，如果 N 不与任一坐标轴重合，可以用变换系列 $R_z \bullet R_y \bullet R_x$ 使观察坐标系和世界坐标系重合。即：首先绕世界坐标系的 X 轴旋转使 Z_v 到世界坐标系的 XZ 平面上。然后，绕世界坐标系的 Y 轴旋转让世界坐标的 Z 轴与 Z_v 轴重合，最后绕世界坐标系 Z 轴旋转让世界坐标系 Y 轴和 Y_v 轴对齐。如果观察参考系是左手系，还需要某一观察轴的反射。然后将复合变换矩阵应用于物体的世界坐标描述使它们变换到观察坐标系中。

另一种生成旋转变换矩阵的方法是计算单位 u, v, n 向量，并直接形成复合旋转矩阵。给定向量 N 和 V ，其单位向量计算为：

$$n = \frac{N}{|N|} = (n_1, n_2, n_3) \quad (5-2)$$

$$u = \frac{V \times N}{|V \times N|} = (u_1, u_2, u_3) \quad (5-3)$$

$$v = n \times u = (v_1, v_2, v_3) \quad (5-4)$$

此方法会自动调整 V 的方向使得 v 垂直于 n 。因此，观察变换的复合旋转矩阵是：

$$R = \begin{bmatrix} u_1 & u_2 & u_3 & 0 \\ v_1 & v_2 & v_3 & 0 \\ n_1 & n_2 & n_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5-5)$$

该矩阵将 u 变到世界坐标系 X 轴， v 变到世界坐标系 Y 轴， n 变到世界坐标系 Z 轴。另外，这个矩阵还可执行从左手观察系到右手世界系的必要反射。

完整的世界坐标系到观察坐标系变换矩阵由矩阵乘积得到：

$$M = R \cdot T \quad (5-6)$$

一旦景物中物体的世界坐标描述转换到观察坐标后，我们可以将三维物体投影到二维观察坐标上。目前有两种基本投影方式：平行投影和透视投影。

在平行投影中，坐标位置沿并行线变换到观察平面上。如果整个物体的三维坐标在 X 、 Y 和 Z 方向上的最小值和最大值分别为 x_{\min} 、 x_{\max} 、 y_{\min} 、 y_{\max} 、 z_{\min} 、

z_{\max} ， $Left = -\max(|x_{\min}|, |x_{\max}|)$ ， $Right = \max(|x_{\min}|, |x_{\max}|)$ ，

$Bottom = -\max(|y_{\min}|, |y_{\max}|)$ ， $Near = -\max(|z_{\min}|, |z_{\max}|)$ ， $Far = \max(|z_{\min}|, |z_{\max}|)$ 。

据此，平行投影的模型如图 5-11 所示。

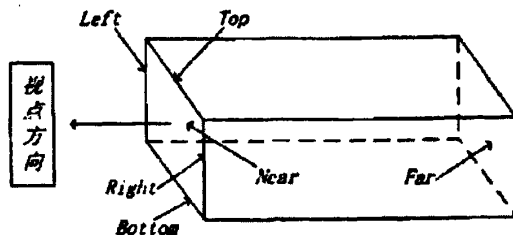


图 5-11 平行投影示意图

平行投影保持物体的有关比例不变，这是三维物体绘图中产生比例画图的

方法。物体各个面的精确视图由平行投影而得，但这并没有为我们给出三维物体外表的真实性表示。

3) 三维测量

本文主要研究病灶任意两点直径的距离，用户可以在屏幕上任意选取两点，得到屏幕上的二维坐标值，根据三维拾取算法获取两个点的三维坐标，即可求出病灶表面任意两点的精确距离。其计算公式如下：

$$D = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2} \quad (5-7)$$

D 即为两点间的真实距离。

基于 VTK 可视化工具包，实现了病灶任意两点之间距离的测量，如图 5-12 所示。

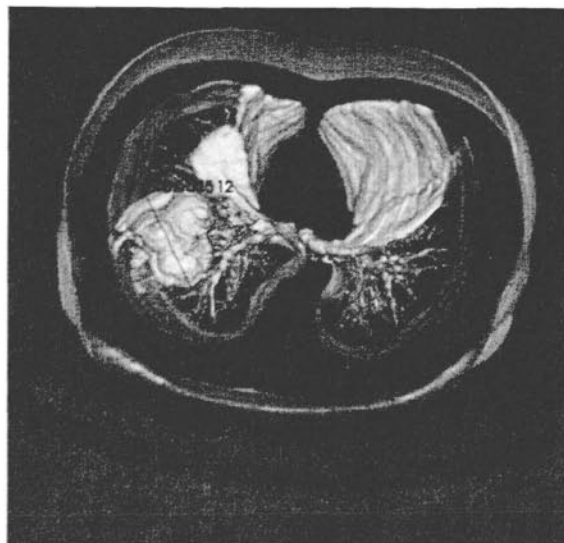


图 5-12 病灶任意两点距离测量

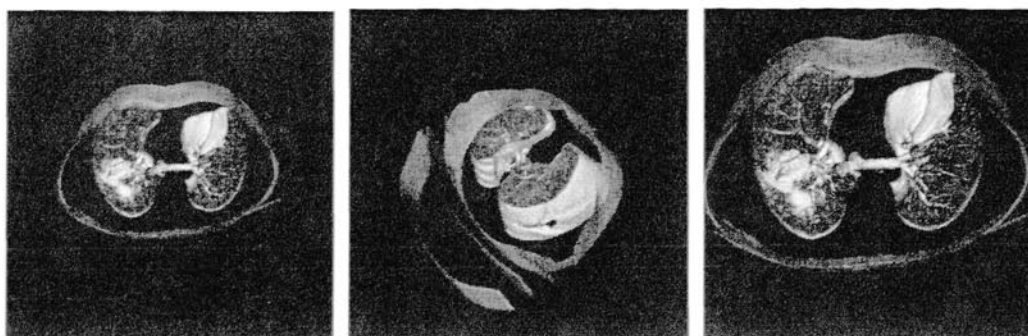
5.2.6 基本交互操作

在 VTK 中，`vtkRenderWindowInteractor` 类可以实现对重建后图像的交互操作：如旋转、缩放、平移等。用户除了可以使用系统界面中提供的各种功能性按钮实现固定比例的缩放和旋转，还可以使用鼠标和快捷键对系统进行交互操作。

1) 当鼠标左键按下时，三维图像绕其坐标原点进行旋转。如图 5-13 (b) 所示。

2) 当<shift>+左键或者鼠标中键按下时, 可以实现三维图像的平移操作。

3) 当鼠标右键按下时, 可以实现三维图像的缩放。如图 5-13 (c) 所示。



(a) 原形

(b) 旋转

(c) 放大

图 5-13 基本交互效果图

5.3 本章小结

本章介绍了医学图像三维可视化系统的设计与实现。首先介绍了系统的结构和主要功能模块。然后具体介绍了二维图像浏览、三维重建、三维切割和三维测量等功能及其实现过程。本系统主要用于 CT 图像的后期处理, 用于帮助医生对采集到的二维图像进行分析和三维重建, 在临床医学上具有重要的参考价值。

第六章 结论与展望

医学图像三维可视化是可视化技术在医学领域的一个重要应用，是当前医学图像处理的研究热点。它涉及到计算机图像学、数字图像处理、生物医学工程等多种技术，是一项多学科交叉的研究课题。它利用计算机将二维图像序列重建三维图像模型，弥补了医学成像设备在成像上的不足，为医生提供直观、逼真、具有真实感的三维医学图像，有效的提高了诊断效率，在医学教学、手术模拟、疾病诊断和治疗计划中具有广泛的应用价值。

本文针对医学图像数据，介绍了医学图像可视化的背景、意义及研究现状；讨论了医学图像三维可视化中的体绘制技术，重点研究了光线投射算法；并且还运用可视化工具包 VTK 等可视化工具设计并实现了医学图像三维可视化系统。现对本文所涵盖的内容总结如下：

- 1、 简要介绍了医学图像数据（CT 图像）及其所遵循的国际标准 DICOM 标准；从特点、可视化模型及可视化流程等方面对可视化工具包 VTK 进行了深入的研究；
- 2、 对医学图像三维可视化的方法进行了分类和概述，详细研究了体绘制技术。体绘制技术主要有四种：图像空间扫描的体绘制技术（光线投射体绘制技术）、物体空间扫描的体绘制技术、频域体绘制技术和基于硬件支持的体绘制技术。重点讨论了光线投射体绘制技术，对光线投射算法的各个环节进行了深入的研究。针对传统光线投射算法中存在的缺陷提出了一种基于平面插值的快速光线投射法。经实验证明该算法能在保证图像质量的前提下有效地提高绘制速度。
- 3、 通过对医学图像三维可视化技术的研究，在 Microsoft Visual C++ 2005 开发平台和 VTK 可视化工具包的基础上，设计开发了医学图像三维可视化系统。该系统运用于 CT 图像的后期图像处理，主要用来帮助医生对采集到的二维切片进行三维重建和

二维图像分析，具有三维重建，三维切割，三维测量，三维旋转，横断面、冠状面、矢状面切片的显示和分析，图像数据的保存和打印等功能，具有一定后续研发参考价值。

本文的研究工作虽然取得了一些进展，但是还不够完善，还有些尚未解决的问题，并且有些方面的工作还需要进一步的研究和完善，归纳如下：

- 1、 继续深入研究光线投射算法，提高绘制速度。本文虽然已经提出了一种改进的光线投射法，但是对于数据量巨大的医学图像数据，还是很难满足交互实时性要求。
- 2、 研究医学图像数据的压缩技术，尽量实现无损压缩。采用 VTK 虽然能实现图像的任意压缩，但是在压缩倍数大的情况下图像质量也明显下降，因此研究一种无损压缩技术意义重大。
- 3、 进一步研究三维测量，实现病灶体积的测量。

参考文献

- 【1】. Bram VG, Bart MH, “Computer-aided diagnosis in chest radiography: a survey”, *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 20:1228-1241, 2001.
- 【2】. Monnier-Cholley L, MacMahon H, Katsuragawa S, “Computer-aided diagnosis for detection of interstitial parities on chest radiographs”, *AJR*, 171:1651-1657, 1998.
- 【3】. Maryellen LG, Nico K, Samuel GA, “Computer-aided diagnosis in medical imaging”, *IEEE Trasaction on Medical Imaging*, 20:1275-1279, 2001.
- 【4】. 唐泽圣等.三维数据场可视化.北京.清华大学出版社.1999
- 【5】. 姜兴岳, 耿道颖.计算机辅助诊断在医学影像学重的应用[J].中华现代影像杂志.2005, 9 (2): 56-60
- 【6】. 李晓敏.科学计算可视化导论.长沙.国防科技大学出版社.1996
- 【7】. 田捷, 包尚联, 周明全.医学影像处理与分析.北京.电子工业出版社.2003
- 【8】. 罗述谦, 周国宏.医学图像处理与分析.北京.科学出版社.2003
- 【9】. 阮秋琦.数字图像处理学.北京.电子工业出版社.2001
- 【10】. 唐泽圣, 周家玉, 李新友.计算机图形学基础.北京.清华大学出版社.1995
- 【11】. 沈海戈, 柯有安.医学体数据三维可视化方法的分类与评价.中国图像图形学报. Vol.5(A), No.7, July 2000, 545-550
- 【12】. 梁训东, 李斌, 刘慎权.光线投射体绘制算法的一种快速采样算法[J].计算机工程. 中国计算机学会全国第八届 CAD/Graphics94 学术年会论文专刊.1994
- 【13】. 文四立, 唐卫清, 刘慎权.光线追踪显示体数据的新求交算法[J].计算机学报, 1994, 17 (4): 241-249
- 【14】. 陈迪, 沈庭芝、单宝堂、崔宇.基于平面插值的快速光线投射算法[J].北京生物医学工程, 2006, 25 (6): 627-630
- 【15】. 王洗, 刘小平, 殷飞.一种快速的规则体数据场光线投射体绘制算法.计算机与数字工程.2002 年第 30 卷第 2 期
- 【16】. 贾瑞玉、汪炳权.含病变肝脏 CT 图像三角形表面重构的实现.微机发展.1999 年第

2 期.44-46

- 【17】. 张建勋, 韩逢庆, 纪刚. 基于 CT 图像的肝脏及其内部管道可视化系统. 计算机工程与应用. 2004. 31: 222-224
- 【18】. Yang Hua, Tang Jie . New Medical Image Segmentation Algorithm Based on Gaussian-Mixture Model[C]. In: Proceedings of Optics and Optoelectronics Inspection and Control: Techniques, Applications and Instruments, Beijing, 2000. 40-44
- 【19】. Michael J, Ackerman, "The Visible Human Project", *Proceedings of the IEEE*, 86(3):504-511, 1998.
- 【20】. M.J Ackerman. Visible human project: from data to knowledge. Yearbook of medical information. 2002
- 【21】. Soferman Z, Blythe D, John N W. Advanced graphics behind medical virtual reality: Evolution of algorithms, hardware, and software interface. Proceeding of the IEEE. 1998, 86(3):531-554
- 【22】. Wei Jun, Zhao Haitao, Tian Yun, Analysis of Direct Volume Rendering in VTK, Chinese Journal of Biomedical Engineering. 2006, 15(3):127-133
- 【23】. Levoy M. 1988. Volume Rendering by Adaptive Refinement. UNC Technical Report 88030, June
- 【24】. Chen wei, Hua wei, Bao Hujun. Real-time Ray Casting Rendering of Volume Clipping in Medical Visualization. Comput. Sci & Technol, 2003, 18(6):1-11
- 【25】. 白洋, 彭承琳, 郭兴明. 医学体数据可视化的研究和实现[J]. 北京生物医学工程. 2005, 24(3):183-186
- 【26】. 祁利娜, 罗述谦, 基于 VTK 的医学图像三维重建[J]. 北京生物医学工程, 2006, 25 (1): 1-5
- 【27】. 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
- 【28】. 胡英, 徐心和. 基于光线相关性的块色光线投射算法[J]. 中国图像图形学报, 2004, 9 (2): 234-240
- 【29】. ACR-NEMA. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM).

- PS3.1-2004,PS3.2-2004,PS3.3-2004,PS3.4-2004,PS3.5-2004,PS3.6-2004
- 【30】. Anthony P R, William J K. Computer-aided diagnosis for lung cancer[J].Lung Cancer,2000,38(3):497-509
- 【31】. William J.Schroeder. The VTK User Guide.Kitware,Inc,1998.19-20
- 【32】. William Schroeder, Lisa Avila, William Hoffman. Visualizing with VTK: A Tutorial[J].IEEE Computer Graphic and Applications,2000,15(11):20-27
- 【33】. 周振环, 王明福.医学图像矢状面和冠状面清晰度研究[J].计算机工程与应用, 2004, 29 (2): 38-39
- 【34】. 姜志国, 孟如松等.组织切片图像的可视化技术及应用[J].中国体视学与图像分析, 2002 年 9 月第 7 卷第 3 期: 170-174
- 【35】. 谷妤娉.医学图像三维重建及交互体视化技术研究.北京交通大学硕士学位论文.2007.5
- 【36】. 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.西南交通大学硕士学位论文.2007.3
- 【37】. 位军.医学体数据场可视化技术及其应用研究.西北工业大学硕士学位论文.2007.3
- 【38】. 贾勇强.三维医学图像的体绘制方法研究与 VTK 应用.长春理工大学硕士学位论文.2005.12
- 【39】. 周海燕.基于三维重建的肺部肿瘤的精确测量.浙江大学硕士学位论文.2006.5
- 【40】. 雷印胜, 王明时, 秦然.基于形状的 CT 图像断层间数据插值算法[J].电子测量与仪器学报.2007.21(3):23-27
- 【41】. J Grevera G J. Udupa J K. An objective comparison of 3-D image-Interpolation methods[J].IEEE Trans Med Imaging.1998,17(4):642-652
- 【42】. Chuang K S. Chen C Y.Yuan LJ. Shaped-based grey-level images interpolation[J].Phus Med Bio.1999,44(6):1565-1577
- 【43】. Grevera G J. Udupa J K. A task-specific evaluation of three-dimensional images interpolation techniques[J].IEEE Trans Med Imaging.1999,18(2):137-143
- 【44】. B.Cabral, N.Cam, J.Foran. Accelerated volume rendering and homographic reconstruction using texture mapping hardware. In proc. ACM Symp. on Volume

Visualization, pages 91-98,1994

- 【45】. C.Morris and E.Ebert. Direct volume rendering of photographic volumes using multi-dimensional color-based transfer functions. In EUROGRAPHICS-IEEE TCVG Symp.On Visualization,pages 115-124,2002
- 【46】. S.G.Armato III, M.L Giger, C.J Moran, J.T.Blackburn, K.Doi, H.MacMahon, "Computerized detection of pulmonary nodules on CT scans," Imaging&Technology, vol.19,no.50,pp.1303-1311,1999
- 【47】. A.W.M.Smeulders, M.worring, S.Santini,A.Gupta, R,Jain. "Content-based image retrieval at the end of the early years," IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence,vol.22 No 12.pp.1349-1380,2000
- 【48】. 何斌, 马天予等.Visual C++数字图像处理(第二版).人民邮电出版社.2002-12-01
- 【49】. Ivor Horton 著, 李颂华, 康会光译.Visual C++ 2005 入门经典.清华大学出版社.2007-01
- 【50】. 余建明.医学影像技术学.科学出版社.2004.9

作者在攻读硕士学位期间公开发表的论文

- 【1】 骆建珍, 谢甘第, 林财兴.工程试验数据远程查询网站的设计与开发[J].民用飞机的设计与研究.2006 年第四期
- 【2】 骆建珍,林财兴,孟令旗,杨安荣.DICOM 医学图像三维可视化系统的研究[J].机电一体化.2007 年第五期
- 【3】 骆建珍,林财兴,孟令旗,杨安荣.光线投射法在医学图像三维可视化中的应用[J].计算机应用研究.（已录用）

致 谢

在攻读硕士学位的两年半时间里，感谢导师林财兴教授精心指导。导师渊博的学识、严谨的治学态度、开阔的思路、平易近人的学者风范和孜孜不倦的工作作风给我留下了深刻的印象。在论文即将完成之际，特向导师致以最高的敬意和最衷心的感谢。

感谢杨安荣师兄，他严谨的治学态度、丰富的实践经验和忘我的工作精神，永远是我学习的楷模。感谢他在科研上的指导和启发，拓宽了我的知识面、提高了科研能力。

感谢甘第教授在研究生学习期间对我的帮助和指导，使我受益非浅，特向他表示衷心的感谢。

感谢课题组的孟令旗、王澄、刘木华等同学在课题研究期间给予的密切合作和大力协助；感谢实验室的各位师兄师弟们，正是他们对我学习和生活上的关心和帮助，才有我今天的收获和进步。

感谢我的父母多年来对我的关心支持和鼓励，是他们无私的爱筑就我今天的成绩。

最后，感谢所有关心我、支持我和帮助过我的同学、朋友、老师和亲人，谢谢你们！

基于VTK的医学图像三维可视化技术的研究

作者：[骆建珍](#)
学位授予单位：[上海大学](#)

本文链接：http://d.g.wanfangdata.com.cn/Thesis_Y1370179.aspx