

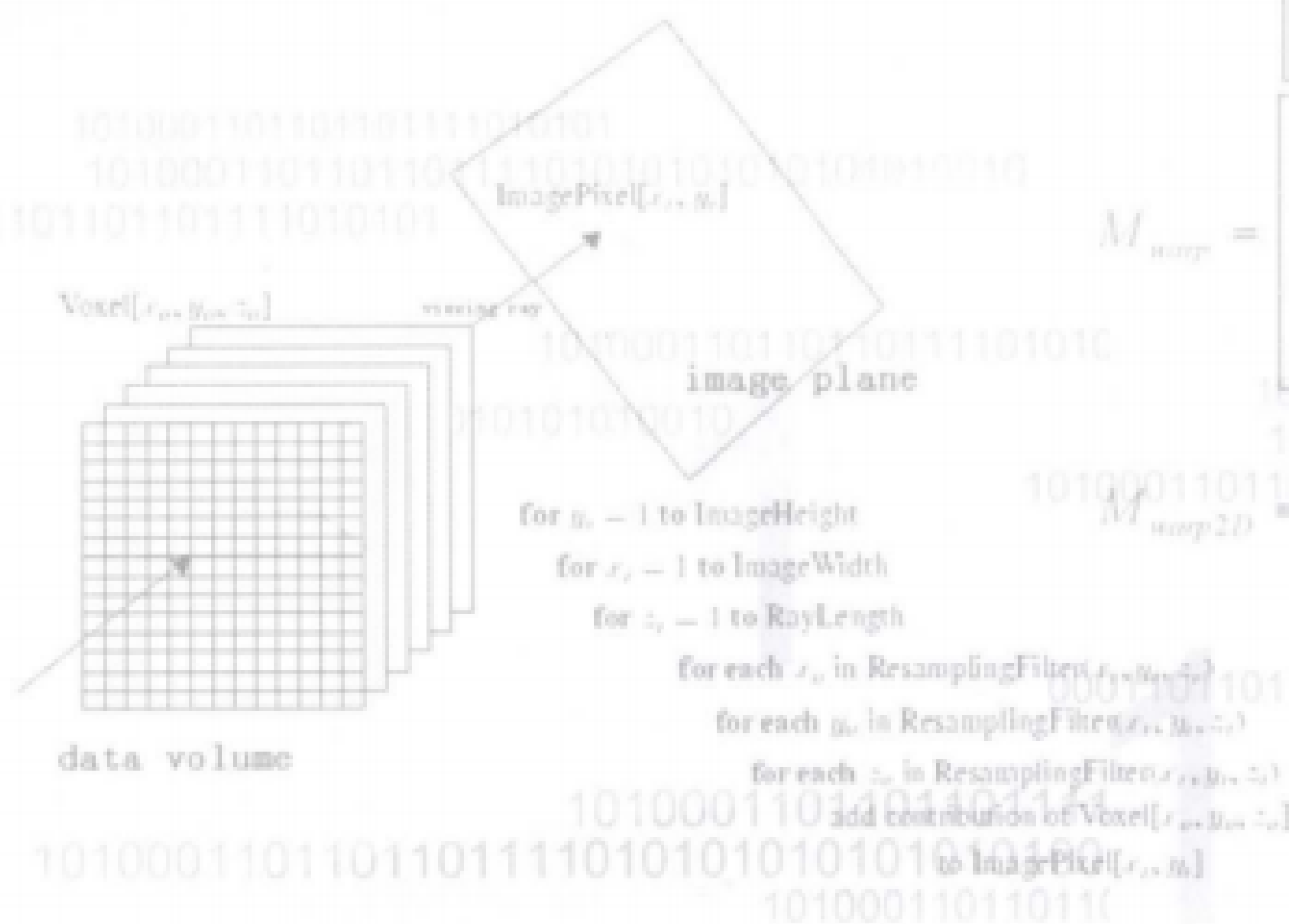
Yixue Tuxiang
Sanwei Chongjian

医学图像三维重建

Yixue Tuxiang Sanwei Chongjian

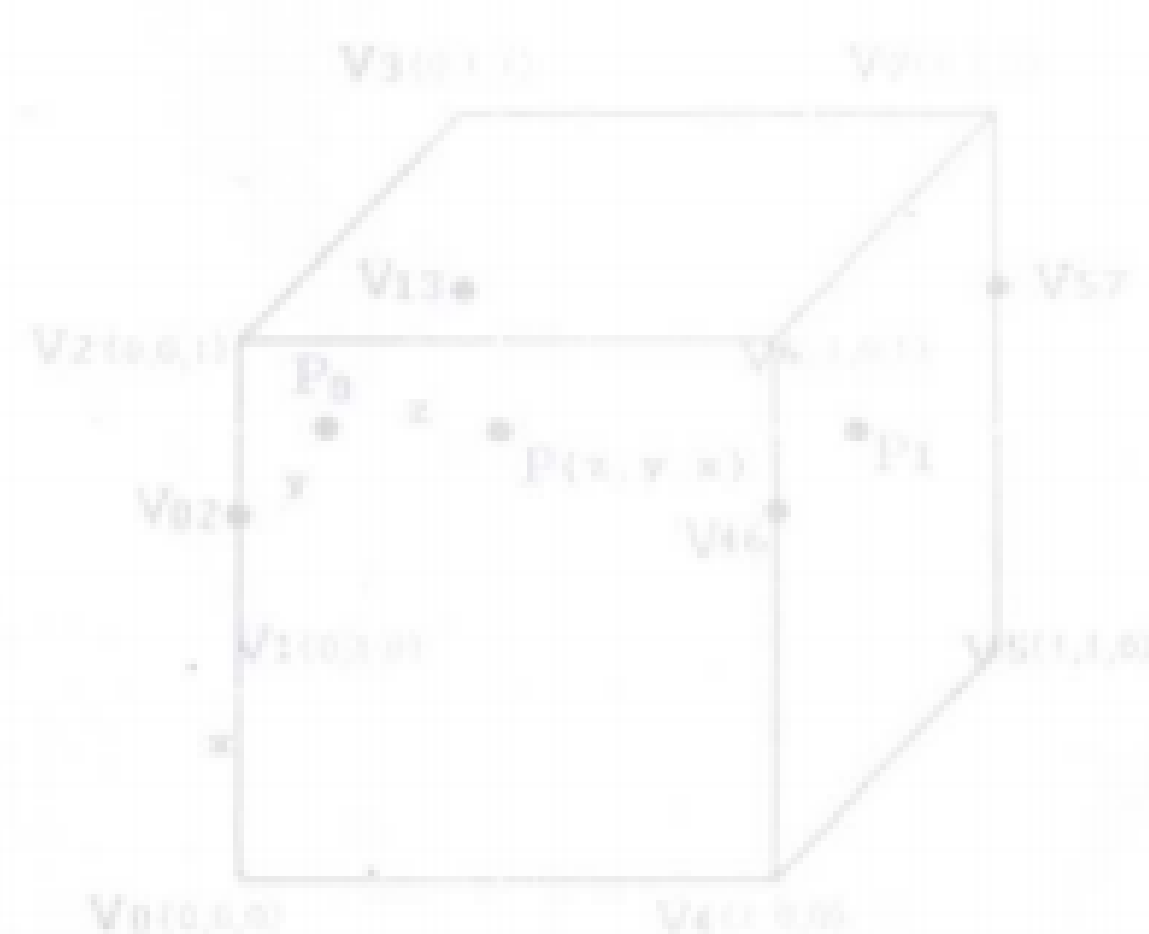
诸葛斌 著

$$M_{shear} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & t_i \\ 0 & 1 & 0 & t_j \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & s_i & 0 \\ 0 & 1 & s_j & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & s_i & t_i \\ 0 & 1 & s_j & t_j \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
$$M_{unproj} = \begin{bmatrix} m'_{11} & m'_{12} & m'_{13} - s_i m'_{11} - s_j m'_{12} & m'_{14} \\ m'_{21} & m'_{22} & m'_{23} - s_i m'_{21} - s_j m'_{22} & m'_{24} \\ m'_{31} & m'_{32} & m'_{33} - s_i m'_{31} - s_j m'_{32} & m'_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -t_i \\ 0 & 1 & 0 & -t_j \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
$$M_{unproj2D} = \begin{bmatrix} m'_{11} & m'_{12} & m'_{14} - t_i m'_{11} - t_j m'_{12} \\ m'_{21} & m'_{22} & m'_{24} - t_i m'_{21} - t_j m'_{22} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

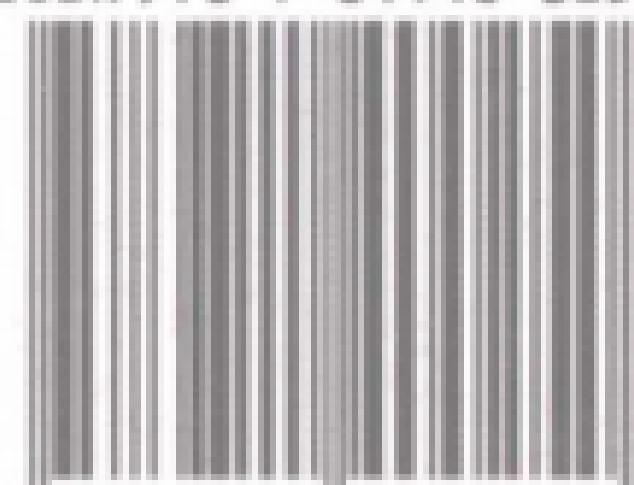


医学图像三维重建

医学图像三维重建不仅能提高医疗诊断水平,同时还在手术规划与模拟、解剖学教育和医学研究中发挥着重要作用。本书针对大规模的医学切片图像数据集合,讲解如何采用不同的三维重建算法,根据不同的应用以及图像质量、绘制速度的差异,选择不同的加速绘制算法。此外,本书还对数据量更大的数字人切片图像数据集合的预处理、切片浏览和三维重建算法进行了深入阐述。力图通过对多种三维重建应用的分析,使读者对医学图像三维重建的算法和实现有更深入的了解与认识,并能独立从事相关算法的研究和软件开发。本书可作为医学图像处理专业研究生的教材,也可作为从事医学图像处理、可视化技术研究应用人员的参考书。



ISBN 978-7-81140-025-0



9 787811 400250 >

定价: 30.00元

医学图像三维重建

诸葛斌 著

 浙江工商大学出版社

前 言

医学图像三维重建不仅能提高医疗诊断水平,同时还在手术规划与模拟、解剖学教育和医学研究中发挥着重要作用。三维重建目前面临的一个重要问题是所需处理的数据量巨大,一般商用的医学图像三维重建系统都是基于一些专用的图形工作站,价格昂贵,而使用微机来进行三维重建其速度又难以达到医生的要求,再加上医疗影像设备所获得的医学体数据量越来越多,这就需要优化三维重建算法,提高处理速度。本书针对大规模的医学切片图像数据集合,讲解如何采用不同的三维重建算法,对于不同的应用,根据图像质量和绘制速度选择不同的加速绘制算法,从而指导读者开发实时医学图像三维重建系统。此外,本书对原始数字人数据预处理的方法和建立对中国数字人三维浏览的算法进行了深入研究。对原始数据集的预处理研究包括断层照片的位置配准、断层照片的颜色校正和照片中背景去除。然后采用基于表面点的三维重建技术对器官进行三维浏览。最后,本书还对中国数字人的眼角膜表面重建作了研究,提出了一种获取角膜表面模型的新方法。

针对三维重建中常用的插值算法,本书提出了一种基于体素分类的快速三线性插值算法,根据体数据中单个体素 8 个顶点的数值分布,把全部体素分成 128 类,并用一个字节中的 7 位来标志,插值计算时可根据每个体素的标志位来选择相应的插值计算公式,从而减少了插值计算的总量。此外,通过对体素分类时阈值设定,可以灵活地改变三线性插值的运算总量。本书提出的三维重建算法主要是基于有序体数据,书中对有序体数据的数据结构作了改进,对高分辨率的层片图像采取分块存储,

以提高存储效率。并将有序体数据结合 Shear-warp 投影算法,实现了对不同三维重建应用的软件加速,达到了实时重建的目的。基于有序体数据,针对三类医学图像重建,分别提出了不同算法:

(1)基于有序体数据最大密度投影算法。该算法对有序体数据按体素值从大到小遍历,通过调整对有序体数据遍历的阈值可实现不同的绘制速度,在不影响有效信息显示的情况下对中等规模的体数据能达到每秒 10 帧以上。

(2)基于有序体数据的快速定位等值面算法。通过对有序体数据的区间段截取,该算法可以仅对体数据中三维表面附近的体素进行遍历,提高对等值面的定位速度。该三维表面重建算法通过调整区间段的大小,可以改变所需遍历的体数据量,实现按应用需要在图像质量和重建速度之间的灵活调整。

(3)基于有序体数据的直接体绘制算法。依据不透明度变换函数所确定出的体素值范围来对有序体数据进行截取,结合 Shear-warp 算法,可以快速定位体数据中不透明的体素,从而跳过所有透明的体素。该算法在不透明度变换函数改变后无需重新预处理,提高了算法的效率。这种算法对体绘制中不透明度和颜色的变换函数选取提出了行之有效的方法,通过对体数据的分段体绘制,可以使操作者了解各类组织的三维空间分布,从而指导操作者快速有效地确定变换函数。对医学图像层片复杂轮廓线的三角形网格重构,本书提出了一种简单易行的多分辨率三角形网格划分算法。通过对提取出的轮廓线做多分辨率特征点的选取,并对选取出的特征点作三角形网格划分,得到三维表面网格,然后采用 OpenGL 技术来对三角形网格进行显示。该算法能很好地适应复杂轮廓线重构,利用 OpenGL 的渲染功能可实现复杂的光照效果,最终对三维表面实现实时的交互显示。

采用本书提出的三维重建算法,在微机上已能实现实时的最大密度投影、表面重建和体绘制,并在 Windows 操作系统下已开发出一个完整的三维重建系统,部分功能已临床应用。对 $256 \times 256 \times 256$ 的中等规模体数据,在微机环境下,最大密度投影的速度为 10 帧/秒,表面重建 2 帧/秒,体绘制根据不同的变换函数,其速度在 1 帧/秒到 4 帧/秒,得到了满意的结果。此外,本书提出的三维重建算法具有很大的灵活性,通过设定重建参数,可以方便地调整重建速度,具有广阔的应用前景。

在获取中国数字人数据的时候,由于现有的削切技术和摄像技术的限制,该数据会存在各种干扰。所以,原始数字人数据是非常粗糙的。在重建之前,必须进行位置和颜色配准。通过对相机拍摄模型和干扰因素的分析,本书提出了一种基于二维射影变换的断层序列图像自动配准算法。各层照片颜色参数的不一致主要是由每次闪光灯强度不同引起各层的亮度变化。对此,本书提出了一种基于 CMYK 色卡,对照片在 RGB 空间进行自动颜色校正的算法。本书提出的算法对数字人采集的原始数

据预处理有重要意义,并能为后续的二次数据库开发、图像分割、重建和数字解剖学等提供精确的三维数据集。

本书基于表面点的三维表面重建算法,结合阈值和形态学的分割方法提取体数据中单个器官的三维表面点集,再根据体数据中灰度梯度得到表面点的法向量。通过用表面点代替三角形面片来描述器官表面,在用户定义器官表面的颜色和透明度后,利用显卡 OpenGL 接口对表面点集进行三维显示。在微机环境下本书提出的三维表面重建算法能对 $512 \times 512 \times 1720$ 高分辨率体数据进行高质量的实时三维表面重建。

最后本书设计了一种中国数字人的眼角膜表面三维重建算法,实现了对角膜前后表面的重建,并能快速地计算出角膜前后表面的几何参数以及转换成传统的等高线图和地形图,方便医生的诊断。该算法首先采集角膜的裂隙扫描图像序列,在图像集中提取出每层角膜的轮廓,进而采用轮廓线重构算法得到角膜表面模型。

本书共分十章,各章均由浙江工商大学诸葛斌博士撰写,并整理成文。通过多种三维重建应用的分析,可以使读者对医学图像三维重建的算法和实现有更深入的认识,并能独立从事相关算法的研究和软件开发。本书可作为医学图像处理专业研究生的教材,也可作为从事医学图像处理、可视化技术研究应用人员的参考书。

由于作者水平有限,书中难免有错误以及不当之处,请读者批评指正。

诸葛斌

2008年9月

目 录

前 言	1
第 1 章 绪 论	1
1.1 医学图像三维重建的研究意义	1
1.2 医学图像三维重建的应用	1
1.3 国内外三维重建研究现状	2
1.4 本书内容简介	4
第 2 章 三维重建算法概述	6
2.1 体数据三维数学模型	6
2.2 医学图像体数据	7
2.2.1 CT 层片图像	8
2.2.2 磁共振层片图像	9
2.3 直接三维重建算法	10
2.3.1 三维绘制模型	10
2.3.2 图像空间为序的直接三维重建算法	11
2.3.3 物体空间为序的直接三维重建算法	12
2.4 间接三维重建算法	13
2.4.1 基于等值面抽取的三维表面重建算法	13
2.4.2 频域体绘制技术	13
2.5 三维重建中的加速技术	14
2.6 本章小结	15
第 3 章 三维重建中关键技术研究	16
3.1 Shear-warp 投影算法原理	16
3.1.1 物体空间中基本视向的选取	18

3.1.2	Shear-warp 变换的因子分解	19
3.2	有序体数据的数据结构	21
3.3	体素分类的快速三线性插值	23
3.3.1	分类插值的体素模型	24
3.3.2	体素分类插值运算量分析	25
3.3.3	分类插值对三维重建效果分析比较	27
3.4	本章小结	29
第 4 章	基于最大密度投影的血管造影算法	30
4.1	血管造影算法实现	30
4.1.1	CT 层片图像骨组织半自动分割去除算法	31
4.1.2	采用传统光线追踪的最大密度投影算法的实现	34
4.2	传统光线追踪算法优化分析	35
4.2.1	最大密度投影算法中简化流程可行性分析	35
4.2.2	采用多模式的最大密度投影效果比较	36
4.2.3	对 MRI 图像血管造影结果条纹干扰的优化	38
4.3	基于有序体数据的最大密度投影算法	38
4.3.1	最大密度投影算法的计算量分析	39
4.3.2	基于有序体数据最大密度投影算法的伪代码	40
4.3.3	有序体数据的最大密度投影算法绘制速度比较分析	41
4.3.4	血管造影图像质量比较分析	42
4.3.5	头部 MRI 层片图像组血管造影结果	45
4.3.6	头颈部 MRI 层片图像组血管造影结果	45
4.4	本章小结	47
第 5 章	基于等值面的三维表面重建	48
5.1	对等值面的三维表面重建算法分类	48
5.2	层片二维轮廓线三角形网格的表面重构	49
5.2.1	二维轮廓线三角形网格划分算法的描述	50
5.2.2	多分辨率三角形网格划分算法实现	50
5.2.3	多分辨率三维表面重建结果	54
5.3	对等值面的直接三维表面重建算法	56
5.3.1	基于 Shear-warp 投影算法的直接三维表面重建	57

5.3.2	三维表面体素的光照处理模型.....	57
5.3.3	基于 Shear-warp 投影算法的直接三维表面重建流程	59
5.3.4	绘制结果比较分析.....	59
5.4	基于有序体数据的直接三维表面重建.....	60
5.4.1	对在光线追踪算法中的等值面定位问题讨论.....	61
5.4.2	有序体数据中等值面体素集的数值区间确定.....	62
5.4.3	基于有序体数据的三维表面重建算法的流程.....	63
5.4.4	不同数值区间时绘制速度和图像质量之间的关系分析.....	64
5.4.5	直接三维表面重建结果比较.....	66
5.5	本章小结.....	68
第 6 章	三维体数据的直接体绘制	69
6.1	直接体绘制中的光学模型.....	69
6.2	直接体绘制算法流程.....	72
6.2.1	对体数据中体素分类方法的讨论.....	73
6.2.2	不透明度和颜色变换函数的确定.....	73
6.2.3	光线吸收和发射模型的离散体绘制方程.....	74
6.3	光线吸收和发射模型的直接体绘制算法实现.....	75
6.3.1	采用体素值分段确定变换函数的方法.....	75
6.3.2	采用光线追踪法的直接体绘制实现.....	76
6.3.3	基于 Shear-warp 投影算法的直接体绘制实现	77
6.4	基于有序体数据的光线吸收发射模型的直接体绘制算法.....	80
6.4.1	基于有序体数据直接体绘制算法实现流程.....	81
6.4.2	对体数据分段直接体绘制的结果分析.....	82
6.4.3	直接体绘制结果分析比较.....	84
6.5	本章小结.....	87
第 7 章	基于微机三维重建系统的软件实现	88
7.1	采用最大密度投影的血管造影模块.....	89
7.2	对等值面的直接三维表面重建模块.....	91
7.3	层片轮廓线的三角形网格重构模块.....	92
7.4	基于有序体数据的直接体绘制模块.....	95
7.5	三维重建系统主调用模块.....	97

7.6 本章小结	99
第 8 章 数字人数据集的预处理	100
8.1 数字人简介	100
8.2 中国数字人数据获取	102
8.2.1 彩色照片图像	103
8.2.2 CT 层片图像	105
8.2.3 磁共振层片图像	106
8.2.4 中国数字人女婴一号	106
8.3 照片数据集的位置配准	107
8.3.1 定位点自动选取	108
8.3.2 定位点手工调整	110
8.3.3 二维图像配准	111
8.3.4 配准结果	115
8.4 照片数据集的颜色校正	117
8.4.1 校正算法	118
8.4.2 标准 CMYK 色卡	118
8.4.3 色卡的自动分割	119
8.4.4 颜色校正结果	123
8.5 背景去除	125
8.6 本章小结	127
第 9 章 数字人数据集的三维重建	129
9.1 二维多分辨率切片浏览	129
9.2 数字人彩色图像的交互分割平台	131
9.2.1 人体器官三维表面的半自动分割	131
9.2.2 彩色图像分割平台系统构成	133
9.2.3 彩色图像交互分割平台	134
9.2.4 彩色图像分割步骤	135
9.2.5 彩色图像分割实验结果	136
9.3 基于 VTK 和 VRML 的三维表面显示	139
9.3.1 男性一号 CT 数据集的三维表面重建	140
9.3.2 男性一号 CT 数据集的气管虚拟内窥	142

9.3.3 女婴一号数据集的三维表面重建	143
9.3.4 娃娃鱼数据集的三维表面重建	143
9.4 基于表面点的三维表面显示	145
9.4.1 表面点的光照模型	145
9.4.2 数字人的三维重建系统框架	146
9.4.3 CT 数据集三维表面重建	147
9.4.4 照片数据集三维表面重建算法	151
9.4.5 美国数字人照片数据集三维表面重建结果	156
9.4.6 女婴一号照片数据集三维表面重建结果	158
9.5 本章小结	161
第 10 章 数字人眼角膜三维表面重建	162
10.1 角膜三维重建算法	163
10.2 裂隙扫描图像获取	163
10.2.1 角膜轮廓线提取	164
10.2.2 角膜高光的剔除	165
10.3 三维表面模型建立	166
10.4 本章小结	169
附录一 图目录	170
附录二 表目录	175
参考文献	176
后 记	188

第1章 绪 论

1.1 医学图像三维重建的研究意义

在过去的 20 年里,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。20 世纪 80 年代后,随着医学图像成像技术的进步,如计算机断层(CT)扫描和核磁共振成像(MRI)能提供高分辨率的二维图像,人们不能满足仅对二维图像做分析处理,越来越需要对二维图像序列组做三维显示^[1]。医学成像技术的发展为三维重建的研究提供了必要的物质保障,而三维重建技术为医学影像的应用提供了重要的技术支持和广阔的应用前景^[2]。

经过十几年的发展,医学图像三维重建已经从辅助诊断发展成为辅助治疗的重要手段^[3]。三维重建技术能充分利用 CT、MRI 等医学图像体数据,采用面绘制或体绘制的成像算法,可根据需要得到任意视角透视的三维投影图像,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定量描述。三维重建技术使得医生能够直观、定量地察看器官的三维结构,加强图像中原有的各种细节,从而帮助医生作出正确的诊断。三维重建的结果可以生成并保存到一系列结果图像帧,可按电影序列在线或离线反复回放,有利于对医学图像数据进行管理,实现数字化医院。

1.2 医学图像三维重建的应用

计算机断层扫描和核磁共振成像等医学影像设备已广泛应用于疾病的诊断,但这些医疗影像设备只能提供人体内部的二维断层图像。随着计算机的计算能力不断提高,三维医学图像的质量得到提高,应用也随之扩大。国外已有许多医学图像三维重建系统,除了用于辅助医疗诊断外,也被用于外科手术操作方案演练、体内手术引

导、医学教学与训练等各个方向^[4]。在临床医学中,CT 图像、MRI 图像都是诊断的有力手段,应用先进的三维重建技术对这些图像进行三维重建以及对其进行剖切显示,有助于了解复杂的解剖特征、空间定位及随时间所发生的变化。三维重建在整形外科中可以用于假肢造型,如在做髋骨手术前,根据 CT 图像重构髋骨的精确三维模型,在计算机上进行模拟,并从各个不同角度观察效果,最后由医生选择出最佳实施方案,从而大大提高矫形手术的质量。又如在做脑部肿瘤放射治疗时,可利用三维重建技术,在重建出的人体内部结构三维图像的基础上,对颅骨穿孔位置、同位素置入通道、安放位置和等剂量线等进行计算机模拟,设计并选择出最佳方案^[5]。

医学图像三维重建是放射治疗计划系统的重要技术支撑,目前只有欧美的少数国家能生产这种放疗设备,国内也只有少数几家医院引进该系统,主要原因是系统价格昂贵(70~120 万美元/台套)。国内在三维重建方面尚无成型的商业实用系统。医学成像技术发展到今天,已能提供复杂物体和复杂过程的三维信息,这就使得对医学图像三维重建的研究变得日益重要和紧迫。

1.3 国内外三维重建研究现状

20 世纪 70 年代,在刚发明了医用 CT 扫描机后,国外就有学者开始了医学图像三维重建的研究,并在八九十年代得到了快速发展。由于医学影像设备昂贵,国内在该领域起步较晚,也相对落后,到了 90 年代才开始有高校和研究所开展这方面的工作。

发达国家对该领域十分重视,投巨资进行研究。国外对于医学图像三维重建的研究,大都是基于工作站或是采用专用硬件实现。三维重建软件加速研究中的一个重要成果是美国 Stanford 大学的 P. Lacroute 博士 1994 年在 SGI Indigo 工作站上取得的。他提出用 Shear-warp 算法^[6]来对体绘制进行加速,这种算法把分辨率为 $256 \times 256 \times 256$ 的中等规模体数据的体绘制速度提升到约 1 帧/秒,取得了很大的进展。研究中,他在 Unix 平台上开发了 Volpack^[7] 体绘制函数库,并提供源程序下载。该函数库是基于 Shear-warp 算法对体数据做体绘制,目前仅能对体素灰度为 8bits 的体数据进行绘制。Volpack 实现了基于 Shear-warp 算法的快速体绘制算法,在该算法的基础上也结合其他的一些加速技术,如采用游程编码(run-length encoding)、最大最小八叉树(min-max octree),这些加速技术都是对分类后的体数据中不透明的体素重新编码,实现了减少所需处理体数据量的目的,提高了重建速度。但是这类加速算法有个重要的缺陷:每当对确定不透明度的变换函数作了改变后,需要对体数

据重新编码。而一般对变换函数的确定需要用户多次交互绘制才能得到,因此这阻碍了这些加速技术的应用。

奥地利的 Vienna 大学的研究小组近年在三维重建方面做了大量的工作,他们的工作主要是针对微机平台开发三维重建系统。1999 年,L. Mroz 博士在研究最大密度投影算法时,提出通过对每个体素和周围体素进行比较,可确定出对重建结果不产生影响的体素,从而可将其先去除。在 PII333 微机上对有 74 层的分辨率为 256×256 的体数据,去除 46% 的体素,耗时 208 秒,对预处理后的体数据获得一帧重建结果需 212 毫秒^[8]。他也对体绘制模型作了研究,2000 年提出采用两层体绘制模型 (Two-Level Volume Rendering)^[9],在对体数据做三维重建时融合最大密度投影 (MIP) 和直接体绘制 (DVR) 两类绘制模型来进行重建,取得很好的绘制效果。他们提出的对三维重建软件加速的主要思想是通过构造各类辅助体数据结构,去除对绘制结果没有贡献的体素。根据他们的研究成果,2001 年完成了一个交互式的体绘制 Java 库:RTVR^[10],通过 Internet 用户可以在自己的微机上使用 Java 虚拟机实现对体数据的三维重建显示。为了在网上传输,也为了能快速地在客户端进行三维重建,他们在服务器端先对体数据预处理,仅提取出对结果有影响的体素,从而在客户端只需处理少量的体数据,达到了快速重建的目的。他们小组的 B. Csebfalvi 博士对 Shear-warp 算法在最大密度投影中的应用作了研究,1999 年在 SGI Indy 工作站上对中等规模的体数据重建一帧花费 1.812 秒^[11]。在该工作站上 B. Csebfalvi 博士也对体数据的三维表面重建作了相应的研究,重建时用 Phong 模型来做光照渲染,绘制速度达到 4.33 帧/秒^[12]。

在采用硬件加速方面,美国 New York 大学的 H. Pfister 博士提出采用并行处理技术来实现光线追踪的体绘制,1997 年提出了专用的硬件结构 Cube-4^[13],1999 年开发出了 VolumePro 体绘制加速卡^[14],完全实现了对中等规模的体数据的实时重建,速度达到 30 帧/秒。

目前国际上在医学图像三维重建研究方面的一个重要项目是 1991 年开始进行的虚拟人 (Visible Human) 研究^[15]。计算机断层扫描与核磁共振技术使获取人体内部数据成为现实,而三维重建技术可以将一组二维 CT 图像或 MRI 图像重建成三维人体结构,从而使得对人体的三维建模观察成为可能。在 Internet 上通过 NPAC/OLDA 虚拟人体浏览器^[16]可以在线浏览这些数据。对虚拟人的研究在我国也取得了很大的成果^[17],美国的虚拟人切片厚度是 0.33mm,韩国的是 0.2mm,而中国数字虚拟人 1 号的层厚仅 0.1mm,共包含 1.6 万多个层片。虚拟人数据问世以后,基于照片的海量彩色数据向传统的医学图像三维重建与绘制工作提出了极大的挑战^[18]。这些数据与 CT 和 MR 体数据最大的不同是带有色彩,从而使真实再现体内组织和

器官的愿望成为可能。在虚拟人基础上考虑人体组织的力学特性和形变等物理特性,可构造出物理人(Physical Human Project, PHP);再在物理人基础上研究人体微观结构及生化特性,获得包含了生理特性的生理人(Human Physiome Project, HPP)。最终形成从解剖、物理、生理、生化,从宏观到微观,从表象到本质全面反映真实人体的交互数字化人体。虚拟人在基础医学研究、医务人员培训、医学教育、国防、航天航空、体育、影视、汽车制造等诸多领域有着广阔的应用前景^[19]。通过对虚拟人进行三维重建,可提供丰富的人体结构和功能数据,大大地促进对三维重建的研究^{[20][21][22][23]}。

我国对医学图像三维重建的研究尚处于起步阶段,比较活跃的研究小组有:浙江大学的 CAD\CG 国家重点实验室^[24]、东南大学罗立民带领的影像科学与技术实验室^[25]、中科院自动化所的田捷博士所带领的研究小组^[26]、中科院软件所吴恩华教授的图形学小组和清华大学计算机系唐泽圣教授的图形学小组^[27]等。国内的研究偏重于算法研究,对一些三维重建算法提出了许多改进。

由于三维重建的独到功能,近年来国内外一些大医院纷纷在医学影像工作站上配置了三维重建软件,医生们踊跃学习使用三维重建技术来进行辅助诊断,应用报告见诸于各种医学杂志^{[28][29]},但是产品还不十分成熟,如功能比较简单、成像速度慢、需与特定的工作站配套使用等,而且厂家对技术严加保密,一套三维重建系统售价昂贵。因此,研制基于微机的具有自主知识产权的三维重建软件系统的呼声很高。

基于微机的三维重建算法自 80 年代末就开始研究^[30],目前国外已有多个基于微机开发的医学图像三维重建系统^[31]。这些系统大都是从工作站上移植到微机平台,有的系统本身就可以直接在微机上运行,如 Volpack^[7]可在装有 Linux 操作系统的微机上直接编译运行,又如 Volvis^[32]原先是在 Sun 工作站上开发,经过 Volvis 开发小组的努力,现已发布了可在 Windows 和 Macintosh 操作系统下运行的版本。目前这些系统都还不能实现对中等规模体数据的实时三维重建,达不到实际的应用要求。为此,加快对基于微机的三维重建研究,开发出一套在微机上可实现的三维重建系统,对于扩大三维重建在医学图像上的应用具有重要意义。

1.4 本书内容简介

对医学图像三维重建的研究主要是如何快速有效地处理大量的体数据(一组 100 层的 CT 体数据,数据量有 50MB)。为了提高重建速度可以从硬件和软件两方面入手。硬件上采用多处理器或构建专用的加速卡,由于硬件的成本较高,很难得到

广泛的应用。软件上主要通过对体数据作预处理,优化重建算法来提高速度。在对系统成本、图像质量和成像速度之间进行综合考虑后,把三维重建应用平台的选择放在第一位,只有具备了成本优势,先进的三维重建技术才会在我国有生命力。对于不同应用、图像质量和绘制速度,选择不同的加速绘制算法,在微机环境下开发出一套实时三维重建系统是本书所讲述的主要内容。

如何提高成像速度是在微机环境下实现三维重建的关键,我们考虑以下两个方面来对重建进行加速:

(1) 牺牲图像质量来换取速度的提高,原则上不可取,但可用于对体数据的快速浏览,以获取待检查器官的整体状况。

(2) 对三维重建过程各个环节改进优化,主要在如何构建有效的体数据结构,根据不同的三维重建应用如何更有效地对体数据进行遍历和重采样。

综合利用多种加速方案来提高三维重建的速度,最终在微机平台上实现一个实用化的医学图像三维重建系统是可行的。

本书主要对三维重建中的基本算法:光线追踪法、Shear-warp 算法、最大密度投影算法、等值面的三维显示、轮廓线的重构、体绘制和三线性插值等算法作了深入的研究,并实现了医学图像三维重建中的三类应用,包括血管造影、表面重建和体绘制。在研究中,主要是采用了 Shear-warp 平行投影思想,将此算法结合有序体数据对三维重建中的三类应用作了研究,取得了很好的成果,成功地实现软件加速,达到了在微机环境下实时重建的目的,最终在微机环境下开发出了一套实时交互的医学图像三维重建系统。

本书还对原始数字人数据预处理的方法和对中国数字人进行三维浏览的算法进行了探讨。该研究先是对原始数据集作预处理,包括断层照片的位置配准、断层照片的颜色校正、照片中背景去除;然后对预处理后的数据集提取各类基础数据,包括多分辨率3个正投影方向的切片数据获取和内部器官的边缘轮廓提取。之后采用三维重建技术对各个器官进行三维建模,使用三维显示技术对数字人进行三维浏览,包括二维的切片观察、器官的三维表面交互式显示。此外本书还对数字人眼角膜表面重建作了研究,提出了一种获取角膜表面模型的新方法。

本书通过多种三维重建案例分析,让读者对医学图像三维重建的算法和实现有深入的认识,并能独立开发相关软件。

第2章 三维重建算法概述

三维重建算法可以分为直接三维重建和间接三维重建两大类。在讨论三维重建算法前我们先对医学图像体数据做简单介绍。

2.1 体数据三维数学模型

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 扫描或 MRI 扫描得到的反映人体器官密度场的医学图像体数据。根据数据场中采样点分布的空间几何特征，数据场一般分为规则场和非规则场。所谓规则场，就是采样点分布于直线型正交网格交点上，且这些网格点沿各轴向的间距是相等的。在三维空间，每一个网格即为一个小立方体，称为体素(voxel)。非规则场可以进一步分成结构化和非结构化场。根据体数据中体素表示的物理特征，数据场可以分为标量场和向量场。标量场是指数据只有大小而无方向的数据场，如密度场、温度场等。对标量场的三维重建主要是揭示各类物质的空间分布。向量场的数据不仅有数值的大小，还有方向的变化，如流体力学的数据场、梯度场等。本书中所用到的体数据是通过各种扫描设备得到的一组层片图像，如 CT、MRI 图像，可以认为是规则场的标量场，通过对体数据中的各个体素求梯度，也可以得到其向量场。

医学图像体数据模型可以看作是对三维空间的密度函数在 $f: R^3 \rightarrow R$ 网格上的采样点，体数据模型的数学表达式如(2-1)所示：

$$V_{i,j,k} = f(x_i, y_j, z_k) \begin{cases} x_i = i \cdot \Delta x, i = 0, 1, \dots, W \\ y_j = j \cdot \Delta y, j = 0, 1, \dots, H \\ z_k = k \cdot \Delta z, k = 0, 1, \dots, N \end{cases} \quad (2-1)$$

假设在空间有一个长为 $W \times \Delta X$ ，宽为 $H \times \Delta Y$ ，高为 $N \times \Delta Z$ 的长方体，长方体内任意一点的密度值为 $f(x, y, z)$ 。则体数据模型为一离散的三维数组，大小为 $W \times H \times N$ ，定义在此三维空间网格的网格节点上，在网格点 $V_{i,j,k}$ 处，有体数据值 $f(x_i, y_j, z_k)$ ，如图 2-1 所示。相邻的 8 个网格点构成一个立方体，称为一个体素。对