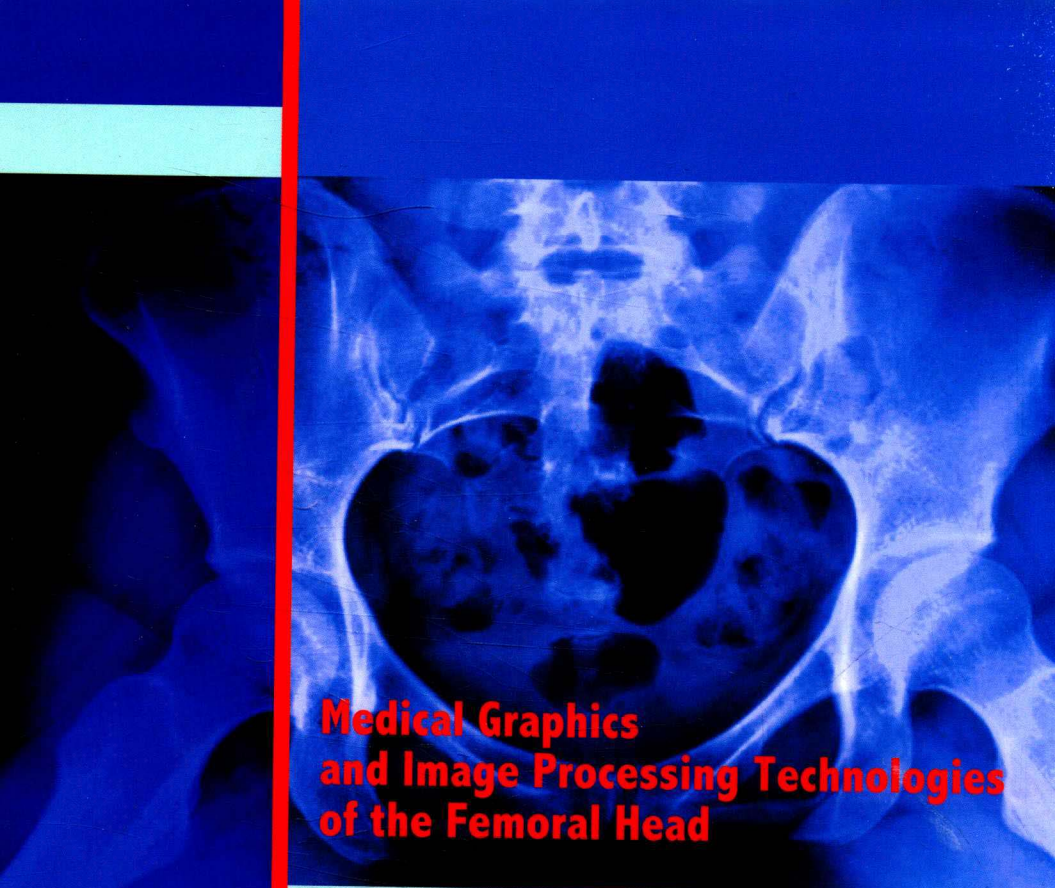




**Medical Graphics
and Image Processing Technologies
of the Femoral Head**

股骨头医学 图形图像处理技术研究

何金国 著

清华大学出版社



**Medical Graphics
and Image Processing Technologies
of the Femoral Head**

股骨头医学 图形图像处理技术研究

何金国 著

清华大学出版社
北京

内 容 简 介

本书主要以股骨头医学图形图像处理在诊断和治疗股骨头坏死两个方面的应用为主线,从结合临床图形图像分析的角度引入股骨头坏死的医学图形图像处理方法。全书分为三大部分,共12章。第一部分(第1章)主要对医学图像及其发展趋势做了详细介绍。第二部分(第2~8章)介绍医学图像的一般处理方法、图像的增强、不完全均衡的处理、热传导方程的图像锐化及聚类分析算法在医学图像中的应用等内容。第三部分(第9~12章)主要以三维可视化技术在医学图形图像方面的广泛应用为背景,重点介绍医学图像三维可视化的关键技术——三维轮廓线重建技术的相关技术研究。本书将每部分内容都做了详细深入的讨论,并结合实验展开分析。

本书可作为大学高年级本科生、研究生学习医学图像处理、生物医学工程、模式识别等学科的参考书,也可供有关科研人员和工程技术人员参考。

本书封面贴有清华大学出版社防伪标签,无标签者不得销售。

版权所有,侵权必究。侵权举报电话:010-62782989 13701121933

图书在版编目(CIP)数据

股骨头医学图形图像处理技术研究/何金国著. —北京:清华大学出版社, 2015

ISBN 978-7-302-39037-4

I. ①股… II. ①何… III. ①股骨—骨坏死—影像诊断—研究
IV. ①R681.804

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2015)第 011372 号

责任编辑:梁颖 薛阳

封面设计:常雪影

责任校对:梁毅

责任印制:王静怡

出版发行:清华大学出版社

网 址: <http://www.tup.com.cn>, <http://www.wqbook.com>

地 址:北京清华大学学研大厦 A 座 邮 编:100084

社总机:010-62770175 邮 购:010-62786544

投稿与读者服务:010-62776969, c-service@tup.tsinghua.edu.cn

质 量 反 馈:010-62772015, zhiliang@tup.tsinghua.edu.cn

课 件 下 载: <http://www.tup.com.cn>, 010-62795954

印 装 者:三河市金元印装有限公司

经 销:全国新华书店

开 本:155mm×230mm 印张:7.5 彩插:1 字 数:127千字

版 次:2015年5月第1版

印 次:2015年5月第1次印刷

定 价:49.00元

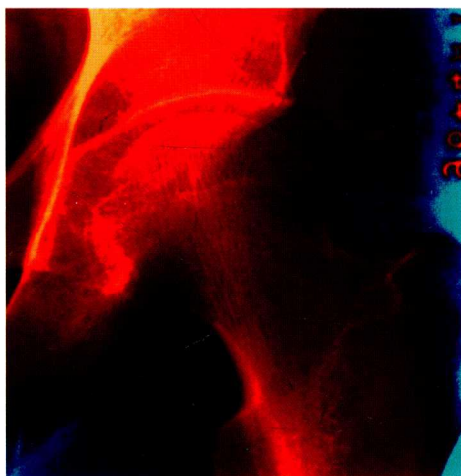


图 2.2 彩色合成股骨头 X 线片图

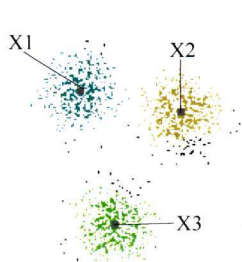


图 6.1 $\bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_3$ 为新算法得到的三类重心

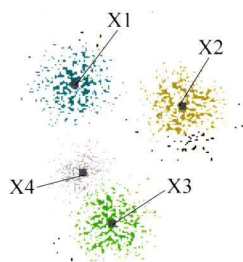


图 6.2 $\bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_3, \bar{x}_4$ 为新算法得到的 4 类

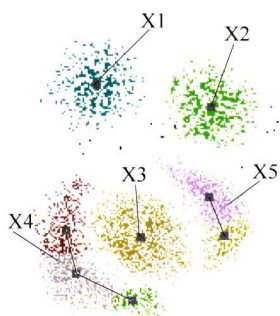


图 6.3 新算法算到的聚类结果



图 6.4 新算法得到的聚类结果

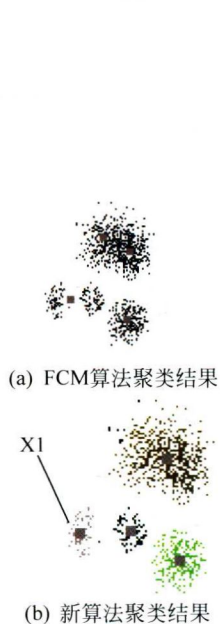
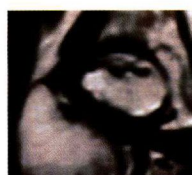


图 6.6 FCM 算法与新算法
的聚类结果对比



(a) MRI原图



(b) 对(a)按密度分布抽样



(c) 聚类结果

图 6.8 股骨头 MRI 图像用
新算法聚类

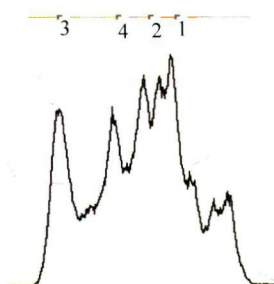


图 7.5 图 7.4 的迭代结果

前 言

FOREWORD

本书的主要内容是作者博士和博士后阶段在医学图像图形处理方面的研究工作,医学图像处理虽然是图像处理领域的一个分支,但是医学图像处理有不同于一般图像处理的两个显著特点,其一是医学图像往往不够清晰;其二是医学图像处理不以美观为目标。因为以上两个特点,医学图像处理工作和一般图像处理就会有一些差别。本书的内容主要针对提高医学图像细节检测能力和提高量化诊断依据展开。

笔者认为,学习计算机医学图像处理最主要的是学会图像处理的基本思路和方法,尤其是能够通过编程体会医学图像处理的原理和效果。在此基础上,具备相应的数学基础的学生很容易从广度、深度上拓展。因此,本书选择医学图像处理领域经常使用的一些方法进行详细剖析,并结合编程实践和实际图形图像展示,以取得更好、更直观的效果。

本书从二维股骨头图像处理入手,结合计算机医学图像处理的一般方法和规律,以若干临床应用比较有效的图像处理方法或算法为例,展开股骨头图像处理算法的研讨和分析。在此基础上,进一步结合 BPLI(Barequet's Piecewise-Linear Interpolation)轮廓线重建算法。讨论三维医学图像重建与应用,详细讨论了轮廓线方法和若干改进。

编 者

2014 年 12 月

目 录

CONTENTS

第 1 章 绪论	1
1.1 引言	1
1.2 医学图像分析	2
1.3 医学图像处理的发展趋势	3
1.3.1 从单纯诊断到诊断治疗一体	3
1.3.2 图像描述从定性到定量	4
1.3.3 从二维到三维	4
1.3.4 可视化技术和图像信息化	4
1.4 医学图像的三维可视化技术	4
1.4.1 表面绘制技术	5
1.4.2 体绘制技术	7
1.4.3 两种绘制方法的对比	7
1.4.4 结论	9
参考文献	9
第 2 章 股骨头坏死图像处理的一般方法	13
2.1 引言	13
2.2 股骨头坏死医学图像的特点	13
2.3 股骨头坏死医学图像的处理方法	15
2.3.1 伪彩色	15
2.3.2 直方图增强	16
2.3.3 高通滤波增强	16
2.3.4 定量分析	16
2.4 股骨头坏死图像处理方法的深入	19
参考文献	20

第3章 基于空域运算的快速股骨头 X 线片图像增强方法	21
3.1 引言	21
3.2 股骨头 X 线片图像的高通滤波实验分析	22
3.3 新的滤波算法	24
3.4 实验结果与分析	27
3.5 结论	29
参考文献	29
第4章 基于直方图不完全均衡处理股骨头 X 线片图像的方法	30
4.1 引言	30
4.2 直方图不完全均衡法	30
4.2.1 给定直方图的变换	31
4.2.2 直方图不完全均衡法研究	31
4.3 实验结果与分析	32
4.4 结论	36
参考文献	36
第5章 基于热传导方程的股骨头 X 线片图像锐化方法	37
5.1 引言	37
5.2 Perona 方法的结论和物理角度的分析	39
5.3 锐化算子的导出	41
5.3.1 新的热传导方程	41
5.3.2 c 函数的选取	41
5.3.3 离散化的计算公式	42
5.4 实验结果与分析	43
5.5 结论	45
参考文献	45
第6章 一种新的聚类分析算法及其用于股骨头 医学图像聚类分割的探讨	47
6.1 引言	47
6.2 新聚类算法的步骤和解释	48

6.2.1	迭代	48
6.2.2	选初始类	49
6.2.3	查表	49
6.2.4	合并	49
6.3	模拟数据的实验结果和分析	50
6.3.1	对不同形状数据集的实验结果	51
6.3.2	6 个参数变化时的聚类实验与讨论	53
6.3.3	与 HCM、FCM 及其他算法的对比	54
6.4	对股骨头 MRI 图像的聚类分割实验结果	56
6.5	总结	57
	参考文献	58
第 7 章	一种新的基于迭代聚类策略的阈值选择方法	59
7.1	引言	59
7.2	映射一维直方图至二维图像	60
7.3	算法迭代结果	61
7.4	阈值选择	65
7.5	总结	65
	参考文献	66
第 8 章	股骨头 X 线片图像分析结论和展望	67
	参考文献	68
第 9 章	轮廓线重建技术中的对应问题和分支问题	69
9.1	对应问题和分支问题的定义回顾	70
9.2	对应问题和分支问题的复杂性	71
9.2.1	顶点个数与可接受表面的关系	71
9.2.2	不同拓扑结构的连接方式	71
9.3	对应问题和分支问题的新定义	73
9.4	新定义下研究方法的讨论	75
9.5	结论	76
	参考文献	76
第 10 章	基于 BPLI 从二维平行轮廓线重建三维表面	
	的新算法	78
10.1	BPLI 方法的基本原理和步骤	79

10.1.1	BPLI 方法的基本原理	79
10.1.2	BPLI 方法的步骤	79
10.2	原关键算法及问题分析	81
10.2.1	原匹配算法及问题分析	81
10.2.2	原三角剖分算法及问题分析	83
10.3	新算法的提出	85
10.3.1	新的分段匹配算法	85
10.3.2	新的动态规划求三角剖分算法	88
10.4	实验结果和分析	89
10.4.1	对应问题和分支问题的实验效果	90
10.4.2	新匹配算法的实验效果	91
10.4.3	退化区域消除实验效果	91
10.4.4	算法的运算效率	93
10.5	结论	94
	参考文献	95
第 11 章	结合原图像切片信息的轮廓线分组技术	97
11.1	对应问题和分支问题	98
11.2	重建表面方法描述	98
11.2.1	初始轮廓线提取	98
11.2.2	插值法求垂直方向切片	100
11.2.3	构造边缘距离图	102
11.2.4	轮廓线分组步骤	102
11.3	轮廓线的三角网格重建	104
11.4	实验结果	104
11.5	结论	106
	参考文献	106
第 12 章	股骨头轮廓线重建分析结论和展望	108
	参考文献	110

第1章

绪 论

1.1 引言

股骨头无菌性坏死是当前医学界的一个热点研究课题,该病呈逐年上升趋势,然而,该病的病理、病因、诊断、治疗一直是一个研究课题^[1]。晚期的股骨头坏死病人往往导致终生残疾,而且疼痛难忍。股骨头坏死不但在治疗上是一个难题,在诊断上同样是一个研究课题。

股骨头坏死一般从骨髓病变开始,因而早期诊断比较困难。20世纪80年代中期 Ficat 提出以钻孔提取骨髓样本为特征的 FEB 方法,但患者较难接受,医学界一些专家从20世纪80年代开始寻求使用计算机图像处理技术进行图像增强、综合取证,以达到早期诊断和指导治疗的目的。

随着核磁共振成像(MRI)的发展,人们发现MRI对早期的骨髓缺血病变比较敏感,是早期诊断股骨头坏死的一种较好选择。然而,MRI成像设备昂贵、普及率低是这一方法的一个缺陷;MRI的第二个缺陷是MRI图像看不到股骨头图像的全貌,特别是股骨头图像的纹理,这对于诊断病情、判断疗效及愈合不太方便。

在股骨头坏死的X线片检查中,股骨头骨密度值、骨小梁的形态结构、股骨头轮廓线的形状、股骨头有无塌陷、股骨头有无囊变等是判断股骨头是否坏死的重要依据。但是,X线片的早期病灶表现往往是不清晰的,不同X线片的成像质量也不稳定,因而利用计算机图像处理作为一种辅助手段,分析髋关节图像,帮助诊断和分析股骨头坏死病情就成为一种必然。

目前,文献中对股骨头坏死的诊治研究主要结合X线平片和MRI图像进行,其他如CT、核素用于股骨头坏死的诊治,已经不是主

流,文献中也比较少见^[2]。

对股骨头 X 线平片图像用计算机处理,可以帮助诊断、分析坏死的类型和转归,文献[3]报告了 X 线平片彩色化技术能比 X 线平片提前诊断股骨头坏死,文献[4]用同样的方法分析骨坏死的类型和转归,是国内文献中股骨头医学图像处理的早期报道。

对于骨坏死的 MRI 图像,由于 MRI 的非特异性,图像中没有纹理,国外许多学者就用定量分析的方法针对骨坏死的 MRI 图像进行预后分析^[2,5],取得了较好的结果,所用的方法在数学上也比较简单,主要是结合临床跟踪的统计结果。

1.2 医学图像分析

一般认为,医学图像的基本图像处理操作可以简便地分成 4 类:滤波、形状模型化、分割和分类。

滤波包括增强、去模糊和边缘检测。增强技术可由线性或非线性、局部或全局滤波组成^[6];去模糊技术可由反滤波或维纳滤波等组成^[7];大部分阶跃边缘检测算子可以归结为一个合适的平滑方法及滤波后的梯度或二阶导数零交运算^[8]。滤波(Filtering)是一种常见的、有效的图像增强方法。数字滤波基于对图像中的对象和背景进行空间频率分析,增强对象所在频率段的信息,滤掉或抑制其他频率段的信息,以提高图像的清晰度。

分割包括聚类、物体检测和边界检测。简单的直方图或阈值技术被用来分割感兴趣的物体,当有足够的先验信息时,就可有效地应用匹配滤波器。启发式方法对跟踪有高度的结构性背景噪声的轮廓线(如胸部 X 线放射图)是有用的。区域生长(Region Growing)也是一种图像分割技术,其基本思想是首先在图像中发现一些核心点或核心区,通过适当的准则将其周围的像素或临近的子区归并起来,以使区域逐渐生长扩大,这种技术的关键,一是起始点或起始区的选择,二是生长准则的建立和实现^[9]。

形状模糊化包括三维表示和图形操作,如脊椎、冠状动脉或阴影图像的三维轮廓^[10]。

分类包括特征选择、纹理特征化和模式识别。识别可以由医生或研究者来完成,也可以由计算机自动完成。利用计算机对医学对象进行自动识别是一个非常复杂的过程,这时图像增强、边界提取、区域分

割等预处理成为识别过程的基础和准备。

有的文献认为预处理还包括图像数字化,图像的放大和缩小,灰度变换等,因为这些方法在临床中一直发挥着很大的作用。

股骨头坏死医学图像处理的操作分类,大体上也是上面这些范畴。由于研究中紧密结合临床,笔者对医学图像处理有以下一些看法:

(1) 医学图像中感兴趣区域常常是不清晰的,有的学者甚至称:“与其说大夫是在看,还不如是在想象医学图像。”这句话的意思是说,大夫总是根据病人的症状、病史、身体情况、外部条件等,基本有一个病情判断,然后从医学图像中去“想象”与病情是否吻合。这么一个状况在股骨头医学图像中尤其如此。在股骨头医学图像处理中,重点的工作可以放在尽量为这种不清晰的图像提供更多的判断依据上,以利于诊断和治疗。

(2) 股骨头 X 线片的灰度分布反映了骨密度分布情况,股骨头 MRI 图像反映了骨组织中氢质子在磁场撤销后弛豫时间的差异,股骨头 MRI 图像在组织学上的意义比 X 线片更不直观,因此 MRI 的读片比 X 线片要复杂一些。现在先进的 MRI 设备逐渐应用于国内一些大医院,但是 MRI 图像的读片人员,则比较缺乏,因为一种新的成像方法一旦问世,读片的人员就又需要适应这一新的信息表示方法,这就是说,要懂这一处理方法的数理知识。国外核磁室的工作人员不仅需要医学出身的,还需要物理学、图像处理等其他背景的工作人员,就是这个原因。数字技术用于医学图像处理,对图像诊室的临床观察者也相应需要更高的数理知识,况且用于临床的图像目前一般有较直接的解剖学或病理学意义,但是图像处理之后就不一定能进行直观的理解,理解处理结果往往需要相应的数理知识,所以,股骨头医学图像处理还应该考虑处理结果应该尽量直观、意义简洁明了。

(3) 医学图像处理应该紧密结合临床,医学中的方法例如病例跟踪、病理分析等可以结合医学图像处理一起进行。

1.3 医学图像处理的发展趋势

1.3.1 从单纯诊断到诊断治疗一体

过去的影像技术如 X 射线、CT、MR、超声等都被看成是诊断设备,现在医学图像技术已将利用图像诊断和利用图像定位的治疗融为

一体,从而出现了介入治疗、放射计划治疗、激光治疗等新的治疗技术。作为一种疑难病症,股骨头坏死的图像处理研究还没走到这一步。

1.3.2 图像描述从定性到定量

早期利用医学图像设备虽然可以看到人体内部的结构,但对于图像上的病灶还是采用定性的描述,如米粒大、蚕豆大等。随着计算机成为医学图像设备的组成部分,对病灶和对象的描述日趋采用量化形式。

量化的描述在股骨头医学图像处理中是很受医学工作者重视的部分,不可乐观的是骨密度值(X线片的灰度)、核磁值都是很难归一化的,不同的成像条件往往会得到对比度、亮度极不相同的结果,目前,许多医学工作者从病变面积角度去定量描述病变的程度和进行预后分析。

1.3.3 从二维到三维

虽然基于CT、MRI序列的三维成像技术已广泛应用,对于股骨头医学图像,由于图像本身的不清晰,三维成像技术对提高细节检测力帮助不大。

1.3.4 可视化技术和图像信息网络化

可视化技术可以让医生在可视化条件下进行思考、酝酿和制定手术方案。医学图像信息网,可以将病人的各种图像随时方便地送到医生的办公室或值班室,实现多专家的异地在线会诊,实现远程医疗,使远在异地的病人可享受到高水平专家的诊断。

目前,股骨头医学图像处理主要集中于图像增强以提高图像检测力这一方面,这是由这一疑难病症本身的图像特点、临床现状所决定的,越来越多的医学工作者也倾向于利用计算机图像处理来帮助分析病情、研究病理、判断预后,以期攻克这一疑难病症。

1.4 医学图像的三维可视化技术

医学图像三维建模研究是医学图像三维可视化研究领域的一项重要内容。近几十年来,由于计算机软硬件技术的高速发展以及在虚

拟内窥镜技术、模拟手术、远程医疗、心血管造影、外科移植手术计划、骨科诊断、血管疾病诊断等各个领域三维可视化技术都能够发挥很好的作用^[12]。因而,三维可视化的研究始终得到了研究界的重视并且不断深入。

医学图像例如计算机断层扫描(Computed Tomography, CT)及核磁共振图像(MRI),已经被广泛地用于临床诊断。随着医学成像技术的不断发展,先进的设备能在各个方向上提供分辨率更高的医学图像,一次常规诊断往往包含成百上千张图像切片^[13]。如此一来,传统的逐张浏览切片的诊断方式就会越来越耗时;同时,从二维切片进行诊断要求大夫凭经验由多幅二维图像估计病灶的大小及形状,“构思”病灶与周围组织的三维几何关系,给诊治带来困难。三维可视化技术通过从一系列的二维图像重构出三维物体,并在计算机上显示出来,而使诊断图像更为直观、清晰。在一幅三维显示图像中包含几十层甚至上百层二维切片中的有用的诊断信息,通过浏览三维图片来进行诊治显然具有更高的效率。

医学图像的三维可视化技术包括体绘制和表面绘制两大类。它们各有其特点和适用领域,其中表面绘制的研究工作主要是表面网格化重建,这正是本节的工作重点。

1.4.1 表面绘制技术

表面绘制技术先从原始的三维体数据中抽取出表面,然后将表面显示在计算机上。抽取的表面由一系列的面片组合而成,最常见的面片是平面多边形,以平面多边形组成的一个三维表面称为一个三维网格化表面。常见的三角网格指的是由三角形拼接成的三维表面网格。一个网格化三维表面又可称为一个三维模型,从体数据中抽取三维表面的工作称为三维建模。由于将一个已有的三维模型显示到计算机上的技术已经比较成熟,例如,在 Visual C++ 中包含的 OpenGL 技术可以很方便地将三维网格化表面显示到计算机上,并加上各种光照、纹理效果,同时可以很方便地从各个角度浏览。所以,表面绘制技术的主要研究任务是三维表面抽取,即三维建模的研究。

三维表面抽取的一种方法是直接从体数据中抽取三维表面,最有代表性的是 Marching Cubes(MC)方法^[14]。这种方法的实现方法简单,目前已经得到较为广泛的应用,但同时还存在连接方式的二义性问题。文献[15][16]对二义性问题进行了探讨。文献[18]讨论了

MC 方法得到表面后的轮廓线成组连接问题。直接抽取表面的算法还包括 Marching Tetrahedra (MT) 方法、Dividing Cubes 方法等。MT 方法是在 MC 方法的基础上发展起来的,该方法首先将立方体的体元剖分为四面体,然后在其中构造等值面^[19],设想通过在四面体内构造等值面来避免 MC 方法中存在的二义性问题^[20~23],指出 MT 方法仍然存在二义性问题并进一步研究了消除方法。Dividing Cubes 方法是针对分辨率比较高的医学图像数据提出的^[24]。

同二维边缘线的提取工作一样,三维表面抽取的关键难题在于现有的物质分类技术不能很好地定位边缘(表面),同时,边缘(表面)的连接也是一个很难的研究课题。例如二维图像的边缘跟踪问题,它类似于三维表面提取工作中的三维表面拼接问题。直接进行三维表面抽取的另一个难题是必须面对这样一个事实:三维医学数据在 z 方向上的采样往往比在 xy 平面上的分辨率小得多,表面提取算子必须克服 z 方向数据的不足。

目前,结合大夫知识的交互式的三维表面抽取方法是一个比较可行的方案。一种交互式的方法是先从二维切片上提取感兴趣区域的轮廓线,再从这些轮廓线连接而成三维表面^[25]。因此,基于轮廓线重建三维表面的研究成为这一领域的研究热点;同时,从地形等高线重建三维地形图也要用到这一技术。

从轮廓线重建表面的研究早在 20 世纪 70 年代就开始了,近几十年来,不断有新的研究成果发表,从简单到复杂,不断深入。为了简化研究,一般假设参与重建的轮廓线都是位于相互平行的平面序列上的,这符合实际应用背景。另外,大量文献把问题简化为二层平行轮廓线之间的重构问题,将多层重构问题看作多个相邻层重建结果的组合^[26~28]。当相邻层轮廓线的连接关系比较简单,例如每层上有一条轮廓线时,现有文献提出许多有效的重建算法,这些算法能够在轮廓线间存在的大量的连接方式中,选择合理的、可接受的连接形式作为重建网格模型,这种选择过程可以使用最优化方法来实现,优化目标可以是生成表面的面积最小^[29]、包围的体积最大等^[30]。搜索全局最优解效率不高,一些启发式的算法被提出来以求得局部最优解,如最短对角线法^[31]、最大体积法^[30]、相邻轮廓线同步前进法等^[32],这些算法虽然求得的不是全局最优解,但是效率高,重建结果与最优解差别不大,也是可接受的。当相邻层有多条轮廓线参与重建,连接关系比较复杂的时候,轮廓线重建技术会存在分支问题和对应问题,围绕这

两个问题有许许多多的文献发表^{[26][33~35]},但至今没有十分理想的解决方案。本文从第2章开始将对分支问题和对应问题做详细的介绍和更深入的探讨。文献^{[36][37]}对轮廓线重建技术领域的研究工作做了较好的综述性陈述。

1.4.2 体绘制技术

体绘制技术不需要对三维体数据做太多的处理,它利用光学原理,对每一个体元赋予不同的颜色信息和透明度信息,然后沿着观察者的视线方向积分所有经过体元的颜色、透明度属性,在观察平面上形成半透明的投影现象。体绘制技术对物质分类技术的要求仍是不可避免的,只有对不同的物质进行分类,例如区分肌肉和血管,才能赋予代表肌肉和血管的体元不同的颜色信息,从而在投影的二维观察图像上把它们区别开来。

体绘制技术的一般算法如图1.1所示^[38]。

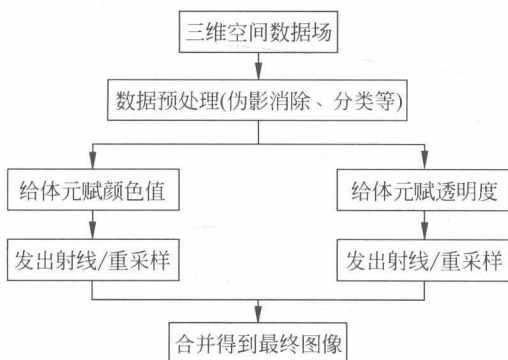


图 1.1 光线投影(体绘制)算法流程

体绘制技术的研究内容包括物质分类^{[39][40]},图像合成^[41],频域绘制技术^[42~44]等。

1.4.3 两种绘制方法的对比

表面绘制技术依赖于三维建模的执行效果。一个效果较好的三维建模结果应该是一个边缘(表面)定位准确、表面拓扑结构正确的三维网格模型。这样,绘制到平面上之后是一个清晰的图像,如图1.2(a)所示。相对而言,由于体绘制的结果是沿观察视线上所有体元的积分效果,所以更为模糊,如图1.2(b)所示。

体绘制和表面绘制的上述不同特点有其不同的应用场合,表面绘