医学图像处理及三维重建技术研究

陈家新　编著

科学出版社
www.sciencep.com

医学图像处理及三维重建技术研究

[redacted]

[redacted]

医学图像处理及三维重建技术研究

陈家新　编著

科学出版社
北京

内 容 简 介

本书以医学图像三维成像过程的各个阶段为主线，系统地介绍了医学图像的预处理，阐述了图像的分割、插值、网格简化、绘制及应用等方面的基本概念、基本理论、基本方法和应用实例。全书共分7章，可分为三个部分，第一部分(第1～3章)介绍与医学图像的预处理相关的主要技术；第二部分(第4、5章)详细介绍医学图像的分割、插值及图形图像融合的相关理论、方法与应用实例；第三部分(第6、7章)主要介绍三维成像过程的图像简化、三维建模、科学计算可视化等理论、方法和应用技术。本书着重讨论医学图像分析与处理中最基本和最成熟的方面，并在一定程度上反映了国内外的当前工作。

本书可作为高等院校高年级本科生、研究生学习医学图像分析与处理的教材或教学参考书，也可供有关科研人员和工程技术人员参考。

图书在版编目(CIP)数据

医学图像处理及三维重建技术研究/陈家新编著. —北京：科学出版社，2010.5

ISBN 978-7-03-027261-4

Ⅰ.①医… Ⅱ.①陈… Ⅲ.①三维-医学图像-图像处理 Ⅳ.①R445 ②TP391.41

中国版本图书馆CIP数据核字(2010)第071636号

责任编辑：任 静 / 责任校对：张怡君
责任印制：赵 博 / 封面设计：耕者设计工作室

科学出版社 出版
北京东黄城根北街16号
邮政编码：100717
http://www.sciencep.com

西源印刷厂印刷
科学出版社发行 各地新华书店经销
*
2010年5月第 一 版 开本：B5(720×1000)
2010年5月第一次印刷 印张：12 1/2
印数：1—2 500 字数：240 000

定价：40.00元

(如有印装质量问题，我社负责调换)

前　言

现代计算机技术和医学影像技术的发展和广泛应用，使得医学图像信息分析与处理手段不断改进，诊疗水平大大提高，现代医学已越来越离不开医学影像。医学影像在临床诊断、教学科研等方面正发挥着极其重要的作用。

人体组织器官的二维图像（CT 图像和核磁共振图像 MRI 等）对于医生分析患者的病情、辅助诊断起到了积极的作用。但由于人体组织器官的形态多样、构造复杂，医生仅通过肉眼观察二维图像，难以准确地确定病灶的空间位置、大小、几何形状及其与周围组织的空间关系。同时，仅依靠二维图像进行诊断的方式，导致医学图像中所蕴涵的人体组织器官的信息远没有得到充分的利用。利用计算机图像处理、计算机图形学、科学计算可视化等方面的知识和技术，对二维医学图像进行分析与处理，对人体组织和病灶进行三维建模，确定组织和病灶的空间位置、大小、几何性质及其与周围组织的空间关系，并将复杂的三维信息及其相互关系实时、直观地显示给医生，可以帮助他们进行全面准确的分析，设计精确的治疗计划，提高诊治的准确性和有效性，从而提高医疗诊断水平。因此，医学图像处理及其三维重建技术的研究和应用具有重要的理论价值和现实意义。

目前，世界上有很多国家的研究机构正致力于这个领域的研发工作，并且已经研究出一些面向临床的医学影像三维可视化系统，国内外的研究者在这个领域已经取得了丰硕的成果，但由于医学图像的研究对象是如此的复杂和神秘，研究所涉及的领域和学科是如此的宽广，因此这个领域还有很多方面有待于进一步探索，有待于提出新的、有针对性的理论和方法来进行研究。有鉴于此，我们结合国内外学者的有关研究成果编成此书。

医学图像分析与处理的研究历史虽然相对较短，但成果却十分丰富。因此，本书在取材和章节安排上颇费心思。考虑本书的读者对象和国内教学的实际情况，力图在书中较为完整地介绍若干典型的医学图像分析和处理方法及实例，而不追求面面俱到。因此，本书难免有挂一漏万之憾。

本书引用了大量国内外学者的研究成果，没有他们的创造性工作，就不可能有本书的问世，在这里对他们的辛勤劳动和贡献表示崇高的敬意和感谢。

鉴于作者的水平有限，书中疏漏之处在所难免，敬请广大读者批评、指正。

此为试读，需要完整PDF请访问：www.ertongbook.com

目　录

前言

第 1 章　绪论 …… 1

1.1　引言 …… 1

1.2　医学图像信息处理 …… 2

1.2.1　数据预处理 …… 2

1.2.2　医学影像的配准与融合 …… 2

1.2.3　医学影像的插值 …… 3

1.2.4　医学影像的分割 …… 3

1.3　医学图像重建与可视化 …… 3

1.3.1　三维空间数据场可视化 …… 3

1.3.2　三维数据建模 …… 5

1.3.3　三维空间数据场可视化流程 …… 6

1.4　医学图像处理与重建技术综述 …… 7

1.4.1　医学图像的预处理 …… 7

1.4.2　医学图像融合 …… 7

1.4.3　医学图像的插值 …… 9

1.4.4　医学图像的分割 …… 11

1.4.5　医学图像的三维表面重建方法 …… 12

1.5　医学图像处理与三维建模技术的应用 …… 13

参考文献 …… 15

第 2 章　DICOM 图像处理 …… 23

2.1　DICOM 标准 …… 23

2.1.1　DICOM 标准的产生及发展 …… 23

2.1.2　DICOM 3.0 标准的主要内容 …… 24

2.2　DICOM 信息结构模型 …… 26

2.2.1　信息对象定义 …… 26

2.2.2　服务/对象对 …… 27

2.2.3 服务类 …… 27
2.3 DICOM 文件格式 …… 28
2.3.1 DICOM 文件结构 …… 28
2.3.2 像素数据的格式 …… 29
2.4 DICOM 图像显示 …… 30
2.4.1 DIB 位图 …… 30
2.4.2 图像类定义 …… 31
2.4.3 显示实现 …… 32
2.5 CT 图像的窗口变换技术 …… 33
2.6 小结 …… 35
参考文献 …… 36
第 3 章 多模态医学图像配准与融合技术 …… 37
3.1 国内外研究现状 …… 37
3.1.1 医学图像配准方法 …… 37
3.1.2 医学图像融合 …… 39
3.2 医学图像配准 …… 41
3.2.1 医学图像配准的原理与基本步骤 …… 41
3.2.2 几何变换 …… 42
3.2.3 图像插值 …… 44
3.2.4 相似性测度 …… 46
3.2.5 优化算法 …… 47
3.3 基于互信息的医学图像配准 …… 48
3.3.1 熵及互信息 …… 49
3.3.2 互信息法的原理 …… 50
3.3.3 互信息法的讨论 …… 51
3.3.4 算法分析与设计 …… 53
3.3.5 实验结果与分析 …… 54
3.4 医学图像融合 …… 55
3.4.1 医学图像融合的分类 …… 56
3.4.2 图像融合的特点 …… 57
3.4.3 医学图像融合的步骤 …… 58
3.4.4 图像融合效果的评价 …… 58
3.5 基于小波系数区域相似度的医学图像融合 …… 60

3.5.1　基于小波变换的图像融合 …… 60
3.5.2　小波系数区域相似度 …… 65
3.5.3　算法分析与设计 …… 65
3.5.4　实验结果与性能分析 …… 66
3.6　基于多小波变换的医学图像融合 …… 69
3.6.1　多小波变换原理 …… 69
3.6.2　基于多小波变换的融合过程 …… 71
3.6.3　实验结果与性能分析 …… 71
3.7　小结 …… 73
参考文献 …… 73
第 4 章　断层医学图像插值 …… 77
4.1　图像插值技术 …… 77
4.1.1　基于灰度的插值方法 …… 77
4.1.2　基于形状的插值方法 …… 80
4.1.3　其他插值方法 …… 81
4.2　断层医学图像匹配插值算法 …… 81
4.2.1　算法设计 …… 82
4.2.2　算法 1 介绍 …… 83
4.2.3　算法 2 介绍 …… 87
4.3　实验与分析 …… 89
4.4　小结 …… 90
参考文献 …… 90
第 5 章　医学图像分割 …… 93
5.1　引言 …… 93
5.2　医学图像分割方法 …… 93
5.2.1　基于区域的分割方法 …… 94
5.2.2　基于边缘的分割方法 …… 96
5.2.3　结合特定理论工具的方法 …… 98
5.3　图像增强 …… 100
5.3.1　细节锐化滤波 …… 101
5.3.2　混合增强 …… 101
5.4　数学形态学理论基础 …… 103
5.4.1　二值数学形态学 …… 104

5.4.2 灰度数学形态学 …… 109
5.5 基于形态学的各向异性扩散滤波算法 …… 112
5.6 形态学的各向异性扩散算法 …… 117
5.6.1 算法设计 …… 118
5.6.2 去噪模型评价 …… 120
5.6.3 实验结果与分析 …… 121
5.7 基于各向异性扩散的医学图像分水岭分割算法 …… 124
5.7.1 分水岭算法基本思想 …… 124
5.7.2 各向异性扩散的医学图像分水岭算法 …… 125
5.7.3 算法设计 …… 125
5.7.4 分割算法评价 …… 131
5.7.5 实验结果与分析 …… 132
5.8 小结 …… 133
参考文献 …… 133
第6章 三维模型构建与网格简化 …… 137
6.1 引言 …… 137
6.2 等值面抽取 …… 137
6.2.1 体素模型与等值面定义 …… 137
6.2.2 移动立方体算法抽取等值面 …… 138
6.3 基于三角形形态变化的网格模型简化算法 …… 140
6.3.1 算法描述 …… 140
6.3.2 算法改进 …… 142
6.3.3 算法基本步骤描述 …… 144
6.3.4 实验结果 …… 144
6.4 基于四叉树空间分割的网格模型简化算法 …… 146
6.4.1 顶点对的选择 …… 146
6.4.2 标准二次误差测度 …… 146
6.4.3 算法改进 …… 147
6.4.4 算法步骤 …… 148
6.4.5 实验结果 …… 149
6.5 小结 …… 152
参考文献 …… 153

第 7 章　三维绘制及可视化技术 …… 157
7.1　引言 …… 157
7.2　三维绘制系统的框架结构及程序流程 …… 157
7.3　系统程序流程 …… 159
7.4　系统的数据结构 …… 160
7.5　开发环境与系统界面 …… 163
7.6　基于图形硬件的三维绘制技术 …… 167
7.6.1　可编程图形硬件的发展 …… 167
7.6.2　可编程的图形流水线 …… 170
7.6.3　可编程顶点着色器 …… 171
7.6.4　可编程片段着色器 …… 172
7.6.5　基于显卡实现三维重建加速的机制分析 …… 172
7.6.6　相关的显卡技术 …… 173
7.6.7　用 GPU 实现三维重建加速的机制 …… 174
7.6.8　硬件的体绘制技术 …… 175
7.7　基于 GPU 的实时光线投射算法设计 …… 178
7.7.1　算法基本描述 …… 178
7.7.2　算法绘制流程 …… 179
7.7.3　算法关键技术分析 …… 180
7.7.4　基于 GPU 的实时光线投射算法的实现及结果分析 …… 184
7.7.5　实验结果与分析 …… 185
7.8　小结 …… 188
参考文献 …… 188

第1章 绪 论

1.1 引 言

医学是关系到千千万万人身心健康的应用学科，医学的发展水平体现了一个国家人民的生活标准，代表了一个国家的综合国力。自伦琴发现X射线以来，医疗诊断方式已发生了翻天覆地的变化，特别是计算机技术与现代医学影像技术的紧密结合及其技术的广泛应用，使得医学图像信息分析与处理手段不断改进，诊疗水平大大提高，从而使得现代医学已越来越离不开医学影像，医学影像在临床诊断、教学科研等方面正发挥着极其重要的作用。

传统的医学影像诊断设备只是简单地对人体某些断层进行扫描以获得对应的影像数据，然后由影像设备输出到胶片或显示屏幕供医务人员进行观察。但无论是通过胶片观察还是输出到屏幕显示，医务人员能够依赖并进行诊断的依据依然是二维影像，而且在观察时只能以固定方式进行，这样所得到的诊断结果必然带有医生的主观判断，因此诊断结果的准确与否与医生的临床经验有很大的关系。图像处理和三维重建技术的运用可以将医疗影像数据的真实感官效果展示给诊断人员，使其准确地确定病灶的空间位置、大小、几何形状及其与周围组织的空间关系，可以对病人的影像数据进行多方位、多层次的观察，减少主观判断和临床经验不足对诊断结果造成的影响。通过医学图像处理和三维重建还可以辅助医生对病人已经病变的组织进行定性或者准确的定量分析，从而使医疗影像设备输出数据的利用价值得到最大程度的发挥，提高诊断的准确性。

在进行医学图像的三维重建之前，首先需要从医学影像设备输出规定格式的图像数据，对其进行必要的数据处理以获得高清晰的影像数据，并按照疾病诊断的需要进行必要的分割。在获得准确的病灶分割图像后，为保证重建的三维图像的精确度，需要在不同的位片之间进行图像插值，形成一定数量的虚拟切片。为减少重建时的计算量，提高三维重建的速度，在三维重建之前必须建立三维模型并进行简化。

目前，世界上有很多国家的研究机构正致力于这个领域的研发工作，并且已经研究出一些面向临床的、功能简单的医学影像三维可视化系统。其主要特点如下：一是主要运行在大型机和工作站上（如SGI、SUN等图形工作站），或是作为某些专用设备（如CT、MRI等）的配套软件，价格昂贵，不适合我国的国情，而且大多生成二维图像，极少使用三维软件；二是基本上都是国外商用软件，针对病灶、人体组

此为试读，需要完整PDF请访问：www.ertongbook.com

织的三维体绘制技术，我们还没有完全掌握。同时，也注意到尽管这些系统仅能提供有限的临床功能，但在临床研究中已经发挥了重要作用。正是由于医学影像处理及其三维重建技术对临床医学发挥着巨大的促进作用，因此受到世界许多国家的重视，使得医学图像处理及其可视化技术成为生物医学工程研究的热点之一，也成为科学计算可视化最引人注目和发展最快的领域之一。尽管国内外的研究者在.这个领域已经取得了丰硕的成果，但由于它的研究对象是如此的复杂和神秘，研究所涉及的领域和学科是如此的宽广，因此，这个领域还有很多方面有待于进一步探索，有待于提出新的、有针对性的理论和方法来进行研究。

1.2 医学图像信息处理

计算机断层扫描(computed tomography，CT)、核磁共振成像(magnetic resonance imaging，MRI)、超声(ultrasonography，US)等医学成像设备所获得的二维数字断层图像序列是医学图像信息处理的基础。医学图像与普通图像相比，本质上具有模糊性和不均匀性的特点，这些特点主要表现在以下几个方面。

(1) 医学图像具有灰度上的模糊性。同一种组织中图像的灰度值会出现大幅度的变化，如股骨、鼻窦骨骼、牙齿等的密度就有很大差别。另外，由于成像机理及技术上的原因，图像中的噪声信号往往模糊了物体边缘的高频信号，造成图像的模糊效应。

(2) 局部效应。医学图像中物体的边缘、拐角及区域间的关系难以精确描述，一些病变组织由于侵袭周围组织，其边缘无法明确界定。

(3) 不确定性知识。正常组织或部位没有的结构在病变情况下出现，如脏器表面的肿物、骨骼表面的骨刺，这些结构的出现给重建模型带来了困难。

为弥补医学影像的这些不足，准确地分辨医学影像中的正常组织和病变组织，需要对二维断层图像进行处理，处理的内容包括医学影像的滤波与增强、医学图像的配准、医学图像的插值、医学图像的分割等。

1.2.1 数据预处理

为增强数据的可视化效果，通常都要对影像数据进行各种处理，以得到好的显示效果。常用的预处理技术有滤波、增强、恢复、插值等操作。预处理操作的目的是消除影像数据中的噪声，提高图像的质量，增强纹理效果，突出感兴趣的生物组织。医学图像的非均匀性、模糊性及成像过程中噪声因素的影响，给医学影像的预处理带来极大的难度。

1.2.2 医学影像的配准与融合

医学影像学为临床提供了超声图像、X 射线、CT、核磁共振成像等多种模态的影像信息，不同的医学影像可以提供人体相关脏器和组织的不同信息，这些信息存

在一定的互补性和冗余性，如 CT 对骨组织成像清晰，MRI 对软组织成像清晰。临床上通常需要对同一个病人进行多种模式或同一种模式的多次成像，即同时从几幅图像中获得信息，进行综合分析，从而设计更加精确的治疗方案，提高诊断治疗的有效性和准确性。因此，将两种或更多种模态的医学图像融合起来，从多源信息中获得更多的信息和新信息的图像融合技术正日益受到人们的重视。但是目前医学图像融合理论与技术的发展还不够完善，还没有形成完整的理论框架。

1.2.3 医学影像的插值

医学影像设备（如 CT、MRI、PET 等）所产生的层片数据序列，在各层内的数据密度远大于序列间的数据密度，如果直接利用这些层片数据重建物体的表面或三维结构，由于片数不足，重建的图像会产生严重的畸变，失去三维的意义。这时就要在这些层片中内插一些层片，新插入层片的数据不是直接来源于实际测试，而是通过算法用已有层片计算出来的。对一幅图像有时想从某一特定角度或断面进行观察，观察平面可能并不通过原来的数据格点，这时，也要对显示断面进行灰度插值。可见，图像插值就是一个图像数据再生的过程。

序列切片图像是重建三维解剖结构的研究对象，因此，医学图像插值是图像三维重建的基础。

1.2.4 医学影像的分割

为准确地分辨医学影像中的各种组织和器官、正常组织结构和异常病变，需要对医学影像进行分割。人体组织的三维可视化操作及图像引导手术、肿瘤的放射治疗等都需要对医学图像进行准确的分割，或者说都是以图像分割为基础的。由于医学影像设备成像原理上的特点及图像的噪声、目标物体边界局部不清晰等因素的影响，医学影像的分割十分困难，目前还没有可以通用的方法。

1.3 医学图像重建与可视化

医学影像设备产生的二维图像序列中已蕴涵了人体组织器官的三维信息，对二维断层图像进行分析和处理，可实现对人体组织器官和病灶的分割提取，重建出组织器官和病灶的三维模型，实现对模型的剖切、开窗和三维显示，将会给医生提供一种直观的技术手段，帮助他们准确地确定病灶的位置、形态及其与周围组织器官的空间关系，从而设计出精确的治疗方案，提高诊断治疗的有效性和准确性。

1.3.1 三维空间数据场可视化

1. *数据类型*

三维空间可视化的算法与数据类型有着密切的关系。数据类型包括两个层次

的含义：一是数据本身的类型，在科学计算可视化中，有标量、矢量和张量三种类型的数据；二是数据分布及连接关系的类型。

三维空间数据可视化的对象既包括计算机科学计算的结果，也包括测量仪器的测量数据。在科学计算方面，所研究对象的特征往往用一组方程式来描述，一般情况下只能求出这些方程组的数值解。为此，需要将它们所定义的空间离散化，离散成体单元、面单元、线段或者网格点，再用数值求解方法求出这些离散单元处的函数值。因此，科学计算的结果数据往往是离散的，而不是连续的。至于空间上的测量数据，如气象监测数据、人体的 CT 或 MRI 扫描数据等，通常也是离散的。其原因是，人们很难在空间上获得连续的测量数据。因此，可视化的对象一般是空间上离散的三维数据。

三维空间上离散数据之间的连接关系，可以分为三种类型：结构化数据、非结构化数据及结构化和非结构化混合型数据。

结构化数据是指在逻辑上组织成三维数组的空间离散数据，各个元素都有自己的层号、行号和列号。结构化数据又可分为规则网格结构化数据和非规则网格结构化数据。规则网格结构化数据分布在由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)。规则体数据是定义在三维网格上的标量数据或向量数据，网格为

$$\begin{aligned} G=\{&(x_i,y_i,z_i)\mid \Delta X,\Delta Y,\Delta Z>0,\\ &x_i=i\times\Delta X,i=0,1,\cdots,L;\\ &y_j=j\times\Delta Y,j=0,1,\cdots,M;\\ &z_k=k\times\Delta Z,k=0,1,\cdots,N;\} \end{aligned} \tag{1-1}$$

即此网格为正交网格，数据定义在网格结点上。对于结点(x_i,y_j,z_k)，为了方便把它记为(i,j,k)。它对应的空间位置为$(i\times\Delta X,j\times\Delta Y,k\times\Delta Z)$。在 x,y,z 方向相邻两结点的间距分别为 $\Delta X,\Delta Y,\Delta Z$，相邻的八个网格结点构成一个长方体。

2. 医学体数据的定义及特点

医学体数据(简称体数据)一般是指定义在三维空间网格上的标量或向量结构化数据，这些网格通常是正交网格，数据一般定义在网格结点上，相邻的八个网格结点构成一个立方体。如图 1-1 所示，假设有一个长为 $L\times\Delta X$，宽为 $W\times\Delta Y$，高为 $H\times\Delta Z$ 的长方体，此长方体的面平行于坐标面，对于结点(i,j,k)，它对应的空间位置为$(i\times\Delta X,j\times\Delta Y,k\times\Delta Z)$。体数据为一个三维数组，大小为 $L\times W\times H$，定义在此三维空间网格的网格结点上：在结点(i,j,k)处，有体数据值 $f(i,j,k)$。

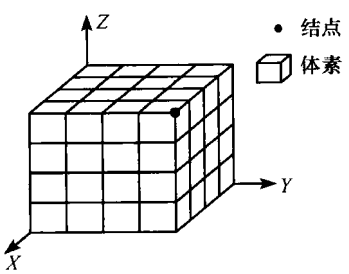

图 1-1 体数据示意图

设想将CT、MRI得到的医学图像序列经图像配准、图像插值后放入三维坐标系中，每幅图像均置于平行于 XY 平面的某平面上，该平面 Z 方向坐标由CT、MRI生成该图像时的相关参数决定，当两幅图像的间距大于单幅图像的分辨率时，在两幅图像之间插值，这样就构成了一个上述的体数据集，其中的体数据值为图像的原始数据值。

医学体数据是离散的有结构规则的体数据，有以下特点：

(1) CT及MRI产生的图像所对应的数据场是均匀和规则的，原始数据的值代表了在确定点上的人体组织的性质(如衰减系数、质子密度等)。

(2) 数据场的纵向分辨率一般低于水平分辨率。对于现有的设备，一般可以得到512×512的二维分辨率，而单位长度上断层图像的数目却受到限制。

(3) 体数据体积庞大。一组80个512×512的断层图像序列，如果以256灰度级存储，大约需20MB。

(4) 图像中蕴涵噪声。影像设备的性能及使用者的操作水平都会影响图像质量，不可避免地会带来噪声。

在可视化过程中，必须考虑医学图像的这些具体特征，在处理过程及具体算法中采取相应的措施以得到最佳效果。

1.3.2 三维数据建模

三维数据建模就是根据离散数据来构建物体或对象的几何表达。数据建模的方法分为曲面重建和体素重建两大类，其中曲面重建主要是按照给定阈值从三维体数据中抽取等值面，然后利用传统的曲面绘制方法绘制此等值面。曲面重建方法主要有基于断层轮廓线的表面重建、基于体素的等值面重建和几何变形法(刘松林等，2006；Castleman，1996；Burt et al.，1995)。

1. 基于断层轮廓线的表面重建

断层扫描数据广泛存在于医学、生物、地质无损探测等应用领域，是一种最简单的三维标量场。一般各断层间是相互平行的，每一断层与实体的交线就是实体在该断层上的轮廓线，即二维平面上一条封闭的无自交的等值线。断层数据的表面重建是从一系列断层面上的轮廓线中推导出相应实体的空间几何结构。整个表面重建的过程分成两步：拓扑重建和几何重建。

拓扑重建获得实体的拓扑表示，是对三维断层数据集中每一断层上的轮廓线进行分类，确定各轮廓线所属实体及同一实体不同断层上轮廓线的对应关系。几何重建是在拓扑重建的基础上建立对象的几何表示。几何重建可分为面向曲面的重建和面向体的重建。面向曲面的重建中常用的是三角片表面重建；面向体的重建有Delaunay四面体重建和六面体空间网格重建。

三角片表面重建(Edwards et al.,1998;Chen et al.,1997;Eck et al.,1995;Huttenlocher et al.,1993)是面向曲面的表面重建中使用最广泛的一种方法,要求每一轮廓线是一封闭的多边形链,以一定的方式用直线段连接多边形链上的顶点构造三角片,但有时需引入附加点来构造,如在独立分叉插值中引入中间马鞍点。在进行三角片构造前,需进行点简化,其目的是在允许的误差范围内,尽量减少多边形链的顶点数。

面向曲面的重建(Boissonnat,1998)是通过构造实体表面的几何形状来重建实体,面向体的重建是由空间单元重组原实体。这种方法可以免去许多曲面重建方法中遇到的约束。从面向体的重建中可获得表面重建,在所有的单元面中选择出非两单元共用面就构成了实体表面。

面向体的重建方法中常用的是空间 Delaunay 四面体重建。它是在两连续的断层之间进行三角化,生成三维情况下的 Delaunay 四面体。

2. 基于体素的等值面重建

等值面是空间中的一张曲面,该曲面上函数 $f(x,y,z)$ 的值等于某一给定值。对于规则体数据,在其网格点上保存采样值,等值面是由所有点组成的一张曲面。由于曲面在构造及显示上都较为复杂,常用平面片特别是三角片网格逼近等值面。等值面生成的最早研究是从医学图像的应用开始的。医学图像数据是三维正交等距网格,组织三维图像的基本六面体单元称为体素(voxel)。基于体素的等值面构造方法主要有 Cuberille 方法、Marching Cube 方法和 Dividing Cube 方法(Clark,1976)。

3. 体素建模

体素模型是以体素集合来表达物体,体素是三维正交网格的一个单元。体素模型适合于医学图像等生成的规则体数据的建模与可视化。与传统的表面重建相比,以体元表达的体素模型不仅具有物体的外部形状信息,还包含物体内部的信息(Hoppe,1998)。以体绘制方法来对体素模型进行绘制,可表现物体的外部形状及内部细节。体素模型既包含表面形状信息,又保留了内部信息,因此越来越受到重视并得到广泛应用。

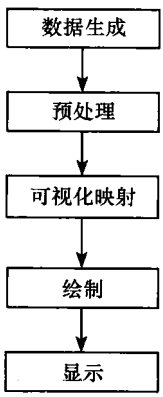

图 1-2 三维可视化流程图

1.3.3 三维空间数据场可视化流程

三维空间数据场的可视化是科学计算可视化的技术核心。尽管三维空间数据的类型各不相同,数据分布及连接关系也相差很大,但是它们的可视化的基本流程却大体相同。图 1-2 给出了三维空间数据场可视化的几个主要步骤。

第一步是数据的生成。即由计算机数值模拟或测量仪器产生数据。计算机数值模拟的结果形成数据文件。文件格式由用户定义,可以方便地输入到计算机中。但是,有些测量仪器产生的数据文件格式都是专用的(如CT、MRI设备等就是如此),只有掌握文件格式,才能将数据正确输入到计算机中。

第二步是数据的预处理。由于应用的对象不同,这一步的功能也各不相同。对于数据量过大的原始数据,需要加以精练和选择,以适当减少数据量。相反地,当数据分布过于稀疏而有可能影响可视化效果时,需要进行插值处理。一般还需消除噪声、对二维图像进行分割以精简数据并分类等。

第三步是可视化映射。这是整个流程的核心。其含义是将经过处理的原始数据转换为可供绘制的几何图素和属性。这里"映射"的含义包括可视化方案的设计,即决定在最后的图像中应该看到什么,又如何表现出来。也就是说如何用形状、颜色及其他属性表示出原始数据中人们感兴趣的物体的性质和特点。而且实现的方案是多种多样的,设计者可根据需要进行选择。

第四步是绘制。将第三步产生的具有不同属性的几何模型转换成各种显示的图像。它采用计算机图形学的基本技术,包括网格简化、视见变换、光照计算、隐藏面消除及扫描变换等,以实现图像的三维绘制。

最后一步是对图像进行变换和显示,包括图像的几何变换、图像压缩、颜色量化、图像格式转换及图像的动态输出等。

1.4 医学图像处理与重建技术综述

医学图像处理及三维重建是研究用二维图像序列构建组织或器官的三维几何模型,并在计算机屏幕上"真实"绘制与显示的技术。包括对输入图像的预处理、图像插值、图像分割、模型构建、模型网格简化与绘制等主要研究内容。

1.4.1 医学图像的预处理

在医学图像数据的获取过程中,影像设备中各电子器件的随机扰动不可避免地会带来噪声。预处理的目的就是对其进行滤波(filtering)或平滑(smoothing),以实现抑制噪声、增强图像特征和提高信噪比。

图像的滤波可以在复平面上进行,如采用Butterworth滤波器可较好地消除高频成分(Garland,1999)。也可以在实平面上处理,实平面上的滤波常用的有邻域平均法、中值滤波法及保持边缘的滤波法等(Garland,1999;Burt,1993)。由二维图像序列构成的三维体数据(亦称三维图像)的滤波,可由二维滤波方法推广。

1.4.2 医学图像融合

医学图像融合是充分利用具有不同时间和空间特性的医学成像设备的信息资

此为试读,需要完整PDF请访问: www.ertongbook.com