

# 医学影像的 数字处理

Medical Image Digital Processing

黄力宇 赵静 李超 编著



电子工业出版社

PUBLISHING HOUSE OF ELECTRONICS INDUSTRY <http://www.phei.com.cn>

# 医学影像的数字处理

黄力宇 赵 静 李 超 编著

電子工業出版社

Publishing House of Electronics Industry

北京 • BEIJING

## 内 容 简 介

本书系统地讨论了医学影像处理涉及的主要算法。较为基础的有医学影像的形态学分析、滤波、增强与恢复,较为常用的包括医学影像的边缘提取与图像分割、配准、形态学处理等,相对艰深的则包括平行束、扇束、锥束扫描图像重建,最后讨论了医学影像专用的 DICOM 格式与 PACS。

本书的特色是将理论算法与程序仿真有机结合,书中涉及的所有算法大多给出了 MATLAB 程序,方便自学和上机练习;另外,本书还讨论了国内教材很少提及的 C 臂 CT、Micro-CT、Micro-PET 等内容,特别对图像重建部分给出了仿真程序,相信同行会认知其价值所在。

本书适合用作高等学校生物医学工程专业本科高年级学生或研究生的教材,也可作为相关人员的技术参考书。

未经许可,不得以任何方式复制或抄袭本书之部分或全部内容。  
版权所有,侵权必究。

## 图书在版编目(CIP)数据

医学影像的数字处理/黄力宇,赵静,李超编著. —北京:电子工业出版社,2012.9  
ISBN 978-7-121-18175-7

I. ①医… II. ①黄… ②赵… ③李… III. ①影象诊断—数据处理—研究生—教材 IV. ①R445—39  
中国版本图书馆 CIP 数据核字(2012)第 207317 号

责任编辑:陈晓莉

印 刷:北京丰源印刷厂

装 订:三河市鹏成印业有限公司

出版发行:电子工业出版社

北京市海淀区万寿路 173 信箱 邮编 100036

开 本:787×1 092 1/16 印张:19.5 字数:535 千字

印 次:2012 年 9 月第 1 次印刷

定 价:49.00 元

凡所购买电子工业出版社图书有缺损问题,请向购买书店调换。若书店售缺,请与本社发行部联系。联系及邮购电话:(010)88254888。

质量投诉请发邮件至 zlts@phei.com.cn,盗版侵权举报请发邮件至 dbqq@phei.com.cn。

服务热线:(010)88258888。

## 前 言

与传统学科不同,作为典型边缘学科的生物医学工程各门专业课程的教材建设都还处在起步阶段。从“医学影像处理”类课程看,国内目前同类教材匮乏,仅有的四五本教材还存在如下几个方面的明显缺陷:

(1) 内容取舍和编写存在局限。目前已出版的几本教材内容大同小异,基本都是将电子信息学科中“数字图像处理”教材的部分例图换为医学影像,几乎所有算法以及部分例图基本不变,这些教材很难满足生物医学工程这种交叉学科的教学需要。另外,部分重要内容没有在传统教材中反映出来,如断层成像的重建算法在国内外教材中都介绍得相当简略或者根本没有提及。

(2) 侧重理论阐述和公式推导,部分内容对本科生来说过于艰深。目前已出版的几本教材无一例外地包含了许多的理论推导和大篇幅的公式,令学生望而生畏。相当一部分的内容超出了本科生的知识范围,比如小波变换、神经网络、模式识别、高阶谱、数据挖掘与融合、独立分量分析等内容,又没有给出足够的解释,很难适合本科生教学使用。

(3) 没有实践仿真环节。目前现有教材均不包含算法实现和实际影像的仿真分析内容,学生读完全书后不能将理论与影像处理的实践相结合。所学理论似懂非懂,也不知道这些内容在实际中有何用。

本教材编写的目标和出发点是立足于为研究型大学的高年级本科生或研究生教学使用的,希望在教学过程中教师和学生都能将图像处理的工程算法内容与临床医学要求密切结合。所以,本教材的编写将强调以下几点:

(1) 理论与实践并重。本教材的突出特色是在讨论算法理论的同时,注重如何用MATLAB仿真所学算法;在医学影像数据库的配合下,对正常、多种疾病情况的医学影像进行分析仿真,既能增强学生学习的积极性,又能及早将课程学习与临床应用相结合。

(2) 内容新颖。本教材中包含的部分内容是国内同类教材全无提及的,如C臂CT的技术进展与设计架构、Micro-CT与Micro-PET的结构与设计,平行束、扇束、锥束图像重建算法及其仿真程序等都是首次出现在国内教材中。

(3) 通俗易懂,便于自学。考虑到生物医学工程专业的学生大多数是工程背景,如何将复杂枯燥的数学推导和算法设计内容转化为通俗易懂且便于学习掌握的内容是本教材编写的一个重要挑战。充分吸收国内外教材的编写经验,注重概念与算法的来龙去脉,设计了多个例子并给出了全部算法的示例程序,便于学生随时练习。

(4) 教材配套资料齐全。配合本教材,我们已开发配套的实验指导、网络医学影像数据库和多媒体教学课件,同步发行。

本书的编写和出版得到西安电子科技大学与电子工业出版社共同设立的“教学改革项目和教材建设项目”资助。全书共8章,黄力宇编写了第1章、第2章,赵静编写了第3章、第5章,第4章由张瑞轩编写,第6章由李超编写,第7章和第8章由张园编写;黄力宇对第3章到第8章书稿进行了审读;徐磊的工作对第5章内容的编写有很多贡献;赵静、马宏娟、薛姣对书

中的全部程序逐一进行了上机验证。景龙龙、牛洁、晋琅、黄登凤、邹佳、杜英举等参与了书稿文字录入、插图绘制、外文资料的翻译等方面的工作；电子工业出版社陈晓莉编审为本书的出版做了大量细致的工作，作者在此一并致谢。

本教材在编写过程中参考了许多相关文献，各章后所附仅是其中的一部分。个别直接引自文献的内容都尽量在相关位置给出标注。作者对这些文献资源的编绘者表达深切的谢意。

由于这本教材属多人合作编写，写作风格可能不尽一致，加之作者们的学识有限，谬误的出现几乎是不可避免的。欢迎阅读本书的读者随时指教，以便修订再版时及时改正。

黄力宇

西安电子科技大学生命科学技术学院

# 目 录

|                             |     |
|-----------------------------|-----|
| 第 1 章 医学影像处理基础 .....        | 1   |
| 1.1 图像的概念 .....             | 1   |
| 1.2 模拟图像的数字化 .....          | 2   |
| 1.3 图像文件的存储格式 .....         | 5   |
| 1.3.1 BMP 格式 .....          | 5   |
| 1.3.2 DICOM 格式 .....        | 9   |
| 参考文献 .....                  | 14  |
| 第 2 章 医学影像的成像原理 .....       | 15  |
| 2.1 X 射线计算机断层成像术 .....      | 15  |
| 2.1.1 X-CT 扫描机的基本结构 .....   | 16  |
| 2.1.2 CT 扫描机的发展 .....       | 23  |
| 2.1.3 CT 图像的解方程重建 .....     | 28  |
| 2.2 C 臂 CT 技术 .....         | 29  |
| 2.2.1 临床价值与软硬件结构 .....      | 29  |
| 2.2.2 关键技术概述 .....          | 34  |
| 2.3 Micro-CT 技术 .....       | 39  |
| 2.3.1 Micro-CT 性能特点 .....   | 40  |
| 2.3.2 Micro-CT 系统硬件结构 ..... | 41  |
| 2.3.3 数据处理与发展趋势 .....       | 43  |
| 2.4 放射性核素成像术 .....          | 45  |
| 2.4.1 核素成像技术基础 .....        | 46  |
| 2.4.2 单光子发射计算机断层成像 .....    | 52  |
| 2.4.3 正电子发射计算机断层成像 .....    | 59  |
| 参考文献 .....                  | 69  |
| 第 3 章 医学影像的滤波、增强与恢复 .....   | 70  |
| 3.1 图像滤波 .....              | 70  |
| 3.2 图像增强 .....              | 76  |
| 3.2.1 灰度级变换 .....           | 76  |
| 3.2.2 图像直方图均衡 .....         | 80  |
| 3.2.3 图像锐化 .....            | 83  |
| 3.2.4 频域增强 .....            | 85  |
| 3.3 图像恢复 .....              | 97  |
| 3.3.1 图像退化的一般模型 .....       | 97  |
| 3.3.2 图像恢复方法 .....          | 98  |
| 参考文献 .....                  | 108 |
| 第 4 章 医学影像的边缘提取与分割 .....    | 110 |
| 4.1 概述 .....                | 110 |

|              |                        |            |
|--------------|------------------------|------------|
| 4.2          | 点、线和边缘检测 .....         | 112        |
| 4.2.1        | 点检测 .....              | 112        |
| 4.2.2        | 线检测 .....              | 113        |
| 4.2.3        | 边缘检测 .....             | 113        |
| 4.3          | 阈值分割算法 .....           | 121        |
| 4.3.1        | 阈值分割的基本原理 .....        | 121        |
| 4.3.2        | 一维 Otsu 阈值分割算法 .....   | 122        |
| 4.3.3        | 二维 Otsu 算法 .....       | 125        |
| 4.4          | 基于区域的图像分割方法 .....      | 131        |
| 4.4.1        | 区域分割与区域生长 .....        | 131        |
| 4.4.2        | 区域分裂与合并 .....          | 133        |
| 4.5          | 分水岭变换分割算法 .....        | 135        |
| 4.5.1        | 分水岭变换的实现 .....         | 136        |
| 4.5.2        | 基于梯度的分水岭分割 .....       | 138        |
| 4.5.3        | 基于控制标记符的分水岭分割 .....    | 141        |
| 4.6          | 医学影像图像分割算法的评价 .....    | 146        |
|              | 参考文献 .....             | 147        |
| <b>第 5 章</b> | <b>医学影像的图像配准 .....</b> | <b>149</b> |
| 5.1          | 图像配准的理论基础 .....        | 150        |
| 5.1.1        | 图像配准的数学模型 .....        | 150        |
| 5.1.2        | 图像空间变换模型 .....         | 151        |
| 5.1.3        | 图像的插值 .....            | 152        |
| 5.1.4        | 相似性测度 .....            | 155        |
| 5.1.5        | 搜索策略与配准步骤 .....        | 156        |
| 5.2          | 基于灰度信息的图像配准算法 .....    | 156        |
| 5.2.1        | 互相关配准算法 .....          | 156        |
| 5.2.2        | 互信息配准算法 .....          | 159        |
| 5.3          | 基于特征的图像配准算法 .....      | 165        |
| 5.4          | 基于搜索策略的图像配准算法 .....    | 168        |
| 5.4.1        | 方向加速法 .....            | 168        |
| 5.4.2        | 遗传算法 .....             | 170        |
| 5.4.3        | 粒子群优化算法 .....          | 173        |
|              | 参考文献 .....             | 179        |
| <b>第 6 章</b> | <b>医学影像的图像重建 .....</b> | <b>182</b> |
| 6.1          | 平行束扫描重建算法 .....        | 182        |
| 6.1.1        | 图像重建基础 .....           | 182        |
| 6.1.2        | 平行束投影数据的仿真 .....       | 187        |
| 6.1.3        | 直接反投影法 .....           | 191        |
| 6.1.4        | 滤波反投影法 .....           | 198        |
| 6.2          | 扇束重建算法 .....           | 206        |
| 6.2.1        | 等角扇形束扫描的图像重建算法 .....   | 207        |
| 6.2.2        | 等距扇形束扫描的图像重建算法 .....   | 217        |
| 6.2.3        | 扇形束数据重排算法 .....        | 224        |
| 6.3          | 三维锥束重建算法 .....         | 228        |

|                                           |                                  |            |
|-------------------------------------------|----------------------------------|------------|
| 6.3.1                                     | 圆周锥束扫描的几何结构 .....                | 228        |
| 6.3.2                                     | 三维 Shepp-Logan 头模型的设计 .....      | 229        |
| 6.3.3                                     | 三维 Shepp-Logan 模型投影的解析模拟方法 ..... | 232        |
| 6.3.4                                     | FDK 重建算法 .....                   | 235        |
| 参考文献 .....                                |                                  | 242        |
| <b>第 7 章 医学影像的形态学处理 .....</b>             |                                  | <b>243</b> |
| 7.1                                       | 数学形态学基础 .....                    | 243        |
| 7.1.1                                     | 集合论的几个重要概念 .....                 | 243        |
| 7.1.2                                     | 二值图像及其逻辑运算 .....                 | 244        |
| 7.1.3                                     | 膨胀与腐蚀 .....                      | 246        |
| 7.1.4                                     | 开运算和闭运算 .....                    | 250        |
| 7.1.5                                     | 击中与击不中变换 .....                   | 252        |
| 7.2                                       | 常用的形态学拓展算法 .....                 | 254        |
| 7.2.1                                     | 边界提取 .....                       | 254        |
| 7.2.2                                     | 区域填充 .....                       | 255        |
| 7.2.3                                     | 细化 .....                         | 256        |
| 7.2.4                                     | 粗化 .....                         | 258        |
| 7.2.5                                     | 骨架 .....                         | 258        |
| 7.3                                       | 灰度图像扩展 .....                     | 260        |
| 7.3.1                                     | 灰度图像膨胀 .....                     | 260        |
| 7.3.2                                     | 灰度图像腐蚀 .....                     | 261        |
| 7.3.3                                     | 灰度图像的开运算和闭运算 .....               | 263        |
| 7.4                                       | 数学形态学的典型应用 .....                 | 265        |
| 7.4.1                                     | 在图像边缘提取中的应用 .....                | 265        |
| 7.4.2                                     | 在使用梯度的分水岭分割中的应用 .....            | 266        |
| 7.4.3                                     | 分割 CT 脑瘤图像中的应用 .....             | 268        |
| 7.4.4                                     | 基于形态学重构的医学影像滤波 .....             | 269        |
| 7.4.5                                     | 在虹膜定位中的应用 .....                  | 271        |
| 参考文献 .....                                |                                  | 275        |
| <b>第 8 章 PACS 系统与医学影像的 DICOM 格式 .....</b> |                                  | <b>277</b> |
| 8.1                                       | PACS 系统 .....                    | 277        |
| 8.1.1                                     | PACS 系统的组成 .....                 | 277        |
| 8.1.2                                     | PACS 的主要功能 .....                 | 279        |
| 8.1.3                                     | PACS 中的关键技术 .....                | 282        |
| 8.1.4                                     | PACS 层次结构与流程 .....               | 283        |
| 8.1.5                                     | PACS 系统的规划和建设 .....              | 284        |
| 8.1.6                                     | PACS 的未来 .....                   | 286        |
| 8.2                                       | 医学影像的 DICOM 格式 .....             | 288        |
| 8.2.1                                     | DICOM 的内容和信息结构模型 .....           | 288        |
| 8.2.2                                     | 数据编码方式和 DICOM 文件结构 .....         | 291        |
| 8.2.3                                     | DICOM 的网络通信协议 .....              | 295        |
| 8.2.4                                     | DICOM 到 BMP 的格式转换 .....          | 300        |
| 参考文献 .....                                |                                  | 302        |

# 第 1 章 医学影像处理基础

影像一词最初是指基于光学原理由镜子或透镜所反映出的物体形象,在摄影技术产生后,影像也指感光材料经曝光、显影等过程形成的、与被摄物体基本一致的平面形象。X 射线成像(包括计算机断层成像)、超声成像(ultrasonography)、核医学 PET(positron emission tomography)和 SPECT(single photon emission computed tomography)成像、磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)、内窥镜成像等形成的医学图像(medical image)在我国的医学临床上通常称为医学影像,这可能是因为伦琴的 X 射线开创了人体成像的先河,而传统 X 射线拍片中投影、定影、显影都是重要的成像过程,与摄影过程类似,所以 X 射线拍片也称为 X 射线摄影。从图像处理的角度看,医学影像与医学图像基本上可以视为是同一个概念。

医学影像处理属于图像处理与生物医学两个不同学术方向的交叉领域。与普通的图像处理方法相比,医学影像处理方法既与其类似,也自有特殊性。医学影像的处理需要多领域的知识进行融合分析。

医学影像处理涉及的研究内容包括:医学影像的图像获取(也就是医学成像技术)、医学影像的滤波、恢复与增强、医学影像的边缘提取与分割、医学图像配准、医学影像的图像重建、医学影像的形态学处理、医学影像的 DICOM 格式与 PACS 系统、医学影像的三维重建与可视化等。本章先简述一些关于图像的基本概念,详细的技术细节与算法会在后面章节中一一讨论。

## 1.1 图像的概念

图像(image)是物体透射或反射光的分布通过人的视觉系统在大脑中形成的某种印象或认识。根据在空间(二维图像时是平面)位置坐标和幅度(灰度或色彩)上的连续性,图像可分为模拟图像与数字图像两类。模拟图像是空间坐标和幅度都连续变化的图像,而数字图像的空间坐标和幅度通常均用离散的数字特别是整数表示。

可以用数学方法描述一幅灰度图像。由于一幅平面图像可以视为是平面各个坐标点上的光强(intensity)的集合,故平面上静止的灰度数字图像其一般数学表达式为

$$I=f(m,n) \quad (1-1)$$

这里的  $I$  为该坐标点的光强度, $m,n$  为图像平面上的坐标; $(m,n)$  称为图像的元素,简称像素(pixel), $(m,n)$  上的取值  $f(m,n)$  称为像素的灰度(gray),一幅图像所有像素的灰度种类数称为灰度级或灰阶(gray level)。图像中的像素数和灰阶越多,图像所包含的信息就越丰富,但存储图像信息时所需的存储空间也越大,图像处理过程需要的时间也越长。

图像处理中更常用矩阵坐标系,矩阵坐标系与直角坐标系的区别如图 1.1 所示。本书将  $M \times N$  个像素的图像定义于一个二维矩阵坐标系中,如约定  $0 \leq m \leq M-1, 0 \leq n \leq N-1$ ,图 1.2 所示的  $f(m,n)$  矩阵表示为

$$f(m,n) = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \cdots & f(0,N-1) \\ f(1,0) & f(1,1) & \cdots & f(1,N-1) \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ f(M-1,0) & f(M-1,1) & \cdots & f(M-1,N-1) \end{bmatrix} \quad (1-2)$$

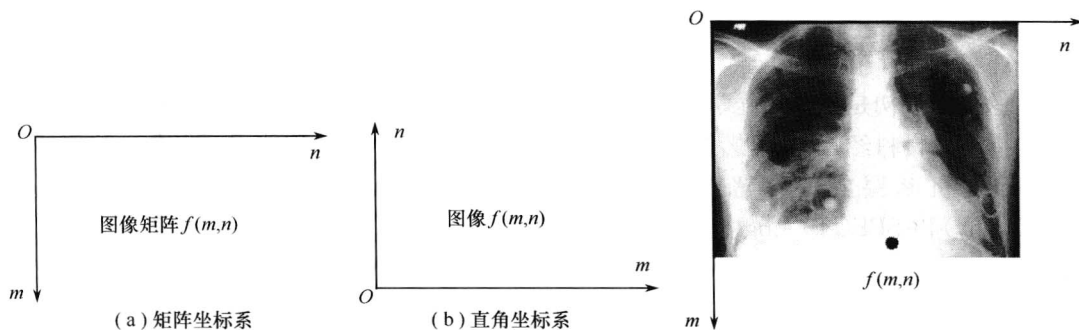


图 1.1 矩阵坐标系与直角坐标系

图 1.2 二维灰度图像的  
矩阵坐标系表示

## 1.2 模拟图像的数字化的

目前,从现实世界中得到的图像大多是模拟信号,进行智能处理的第一步就需要将其数字化。将模拟图像进行数字化的过程包括采样和量化两个步骤。采样是将处于二维坐标系中的模拟图像连续变化的像点进行空间离散化,将图像离散为以像素为单位的离散点集合;量化是将各像素上的灰度值以离散的整数值来表示的过程。

### 1. 采样

设二维连续图像  $f(x,y)$ ,  $x,y \in (-\infty, +\infty)$  是一个有限带宽的函数,若  $f(x,y)$  的傅里叶变换为  $F(u,v)$ , 即有

$$F(u,v) = \begin{cases} F(u,v) & u \in [-W_u, W_u], v \in [-W_v, W_v] \\ 0 & \text{其他} \end{cases} \quad (1-3)$$

式中,  $W_u$  和  $W_v$  分别是频域中  $f(x,y)$  在  $u$  和  $v$  方向上的带宽。

最常见的采样方法是均匀采样。对  $f(x,y)$  进行二维均匀采样,可以视为用一个二维离散冲激函数  $s(x,y)$  与原函数  $f(x,y)$  相乘。这里  $s(x,y)$  的定义式为

$$s(x,y) = \sum_{m=-\infty}^{+\infty} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \delta(x - m\Delta x, y - n\Delta y) \quad (1-4)$$

式中的  $\Delta x, \Delta y$  分别表示  $f(x,y)$  在  $x, y$  方向上的采样间隔。若设  $f(x,y)$  采样后得到的函数为  $f_s(x,y)$ , 则有

$$f_s(x,y) = f(x,y) \cdot s(x,y) \quad (1-5)$$

在频域就是

$$F_s(u,v) = \frac{1}{4\pi} F(u,v) * S(u,v) \quad (1-6)$$

根据信号与系统理论可以证明,  $F_s(u,v)$  可以通过  $F(u,v)$  沿  $u, v$  方向以  $\frac{1}{\Delta x}, \frac{1}{\Delta y}$  为周期延

拓得到,且要使周期延拓后采样图像的频谱各周期不混叠,要求采样间隔  $\Delta x$ 、 $\Delta y$  需分别满足下列条件

$$\Delta x \leq \frac{1}{2W_u}, \quad \Delta y \leq \frac{1}{2W_v} \quad (1-7)$$

显然,原图像中细节越多,采样间隔就要越小,这样才能通过一个合适的滤波器从采样图像中完全恢复原图像。 $f(x,y)$ 采样后得到的  $f_s(x,y)$ 也可以用  $f(m,n)$ 表达。

实际应用中采样的点数总是远超采样定理所要求的点数。另外,为了便于计算机处理,通常将图像采样为的  $N \times N$  方阵,并将  $N$  设置为 2 的某个正整数次幂,即  $N=2^n$ ,在这里  $n$  代表一个正整数。

## 2. 量化

经采样后,模拟图像在空间上已被离散为不连续的一个个像素,但这些像素所取的灰度值还是连续的。将这些连续的灰度值转化为有限个离散值,并用正整数来代表不同的像素值的过程就是量化。

最常用的量化方法是均匀量化。参考图 1.3,均匀量化的步骤包括:

(1) 将图像各像素所取灰度值的值域划分为相等间隔的若干个灰度区段,参见图 1.3(a)。图中将图像  $f(m,n)$ 中所有像素所取的连续灰度值空间划分为  $Z_k$  个区段。

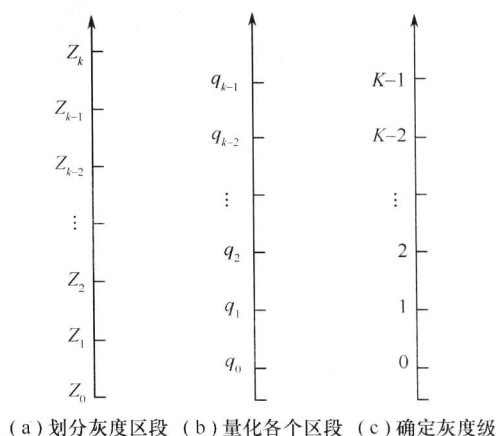
(2) 取各区段中点的灰度值作为该区段的量化值。如图 1.3(b)所示,量化值  $q_k = \frac{1}{2}(Z_k + Z_{k+1})$ 。

(3) 将各个灰度区段的量化值用正整数编码,得到的一系列整数灰度值形成灰度级或灰阶。如图 1.3(c)所示,对量化值  $q_k$  的编码即形成灰度级  $k: k=0,1,2,\dots,K-1$ 。

灰度级  $k$  中包含的灰度级别个数  $K$  代表了整幅图像所具有的灰度量化容量,而每个像素的灰度是由灰度级  $k$  中的某个具体整数灰度值给定的。另外,为了便于计算机处理,实际应用中总是将  $K$  设置为 2 的某个正整数次幂,即  $K=2^n$ ,在这里  $n$  代表某一个正整数。

经过上述采样和量化两个步骤,一幅数字图像可以用一个整数矩阵来表示。矩阵中元素的位置对应于数字图像中相应像素的位置,矩阵元素上的值代表了对应像素的灰度值。

临床上常用的大多数成像设备都可以直接产生数字医学影像,如 X 射线成像中的 CR (computed radiography)、DR (digital radiography)、CT (computed tomography)、DSA (digital subtraction angiography) 等,另外还有 MRI、PET、SPECT 等。但是,目前在所有医学影像检查中占 70% 以上份额的常规 X 射线摄影成像仍然是以胶片作为载体的模拟影像,为了借助计算机图像处理技术对医学影像进行分析、传输或存储,也必须先将这些模拟图像转换成数字图像。



(a) 划分灰度区段 (b) 量化各个区段 (c) 确定灰度级

图 1.3 对图像连续灰度值的量化过程

### 3. 数字图像的质量评价

前已述及,经过采样和量化这两个过程后,模拟图像可以转化为数字图像。从模拟图像转化而来的数字图像其质量是由采样间隔和量化的灰度等级两个参数决定,用这两个参数进行数字图像质量评价时的专业术语分别称作图像的空间分辨率和灰度分辨率。此外,与图像的空间分辨率和灰度分辨率这两个图像质量指标相关的一个概念是图像的数据量。

#### (1) 空间分辨率

当灰度级  $k$  一定时,图像的空间分辨率表示能够分辨图像细节的能力,由单位面积内的像素数决定。正如图 1.4 所示,单位面积内对图像的采集点数越多,采样间隔越小,图像给出细节的能力就越强,图像的质量也就越好。像素本身是可大可小的。描述一幅图像需要的像素数量是由每个像素的大小和整个图像的尺寸决定的,像素数量与像素大小的乘积决定了图像给出的视野(field of view, FOV)。若图像矩阵大小固定,视野增加时,图像空间分辨率降低。

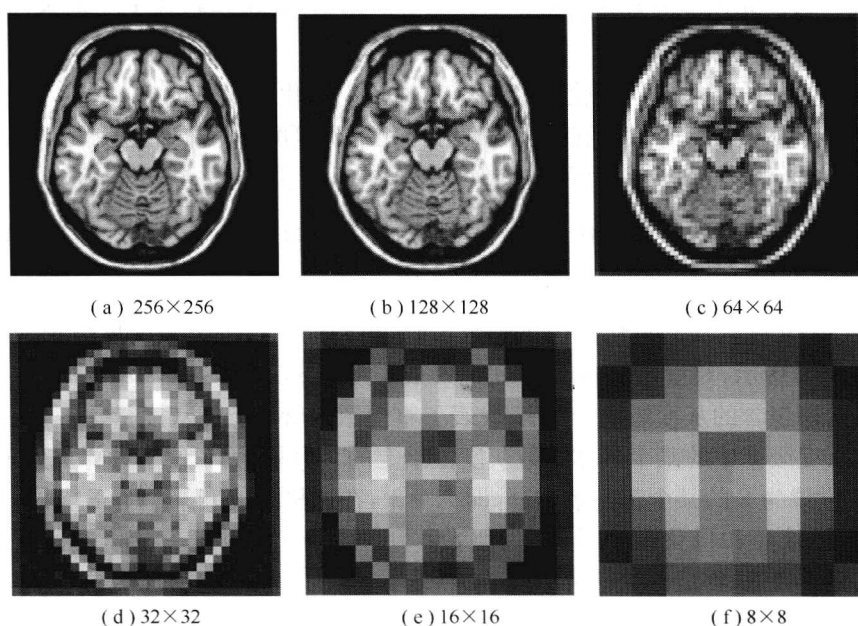


图 1.4 不同采样点数(像素数)时的图像质量

#### (2) 灰度分辨率

图像的灰度分辨率又称为密度分辨率或对比度分辨率,表示能够分辨图像中不同组织的能力。图像的灰度分辨率由量化级数(也就是灰度级)  $k$  决定。当图像的像素数一定时,灰度级数越多,图像的灰度分辨率就越高,图像质量也就越好,如图 1.5 所示。

#### (3) 图像的数据量

对图像的采样点数和量化的灰度级数也决定描述图像的数据量。若一幅灰度级为  $K=2^n$  的图像其采样点数由  $N \times N$  的方阵描述,则这幅图像的数据量为

$$B = \frac{N^2 n}{8} \quad (1-8)$$

这里  $B$  的单位是字节(byte)。

影响图像数据量大小的另一个因素是图像的大小。在图像的空间分辨率和灰度分辨率一定的条件下,描述越大的图像需要的像素数越多,形成图像文件的数据量也就越大。

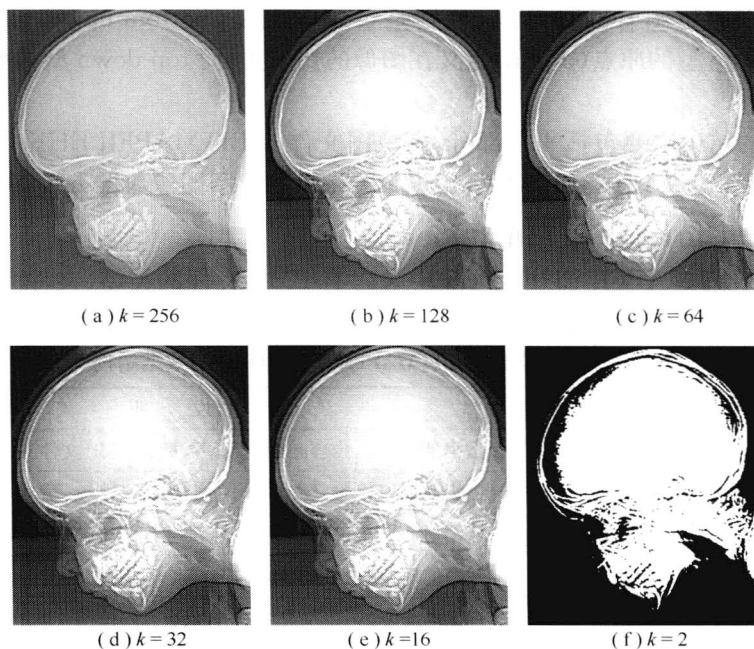


图 1.5 不同灰度级时的图像质量

### 1.3 图像文件的存储格式

数字图像在计算机中是以数据文件的形式存储的,存储格式多种多样,目前较常用的存储格式包括 BMP、GIF、JPG、TIFF、PCX 等,此外,医学影像存储时还有专用的格式 DICOM、IMG 等。不同的图像格式,其对数据和图像信息的存储与表达方式均不相同,每种格式通常由不同的开发商支持。每一种格式的图像文件均有一个文件头,在文件头之后才是图像数据。文件头的内容由该图像文件的创建者决定,一般包括文件类型、文件创建人信息、创建时间、版本号、文件大小、压缩方式、存储效率等内容。目前已有不少图像格式转换工具软件,实现不同格式间相互转换的目的。随着信息技术的发展和图像技术应用领域的不断拓宽,未来出现新的图像文件存储格式是完全可能的。

要进行图像处理,必须先了解图像文件存储格式的数据构成。这里以 BMP 和 DICOM 为例简要讨论图像文件的格式及其数据结构。

#### 1.3.1 BMP 格式

BMP 格式也称位图(bitmap)格式,BMP 文件也称位图文件,其文件扩展名为 \*.BMP,可以存储单色、16 色、256 色、真彩色等几种图像数据,是美国微软公司为其 Windows 操作系统开发的标准图像格式,可在 Windows 环境中通用,是一种与硬件设备无关的位图(device independent bitmap)文件格式。在 Windows 下,其他格式的图片文件都要转化为位图才能显示出来,并在位图格式的基础上采用不同的压缩算法生成。与该格式的图像文件配套,Windows 操作系统同时含有一系列支持该图像操作的应用程序接口(application programming interface, API)函数。

BMP 格式下的位图有两种形式,分别是自底向上型(bottom-up)和自顶向下型(top-down)。bottom-up 型的原点(origin)定义在图像的左下角,而 top-down 型的原点定义在图像的左上角。

BMP 文件的结构主要包括 4 个部分,即位图文件头 BITMAPFILEHEADER、位图信息头 BITMAPINFOHEADER、位图颜色表 RGBQUAD 和位图图像数据 ImageData。

## 1. 位图文件头 BITMAPFILEHEADER

位图文件头 BITMAPFILEHEADER 中包含有 BMP 文件的类型、文件大小和位图起始位置等信息。其具体内容参见表 1.1。

表 1.1 位图文件头 BITMAPFILEHEADER 的数据结构

| 数据域名称       | 类 型   | 说 明                               |
|-------------|-------|-----------------------------------|
| bfType      | WORD  | 数据地址为 0,内容必须是“BM”,标志 BMP 文件       |
| bfSize      | DWORD | 数据地址为 2,定义文件大小的字节数                |
| bfReserved1 | WORD  | 数据地址为 6,BMP 的保留字,没有意义,但必须设置为 0    |
| bfReserved2 | WORD  | 数据地址为 8,也是 BMP 的保留字,没有意义,但必须设置为 0 |
| bfOffBits   | DWORD | 数据地址为 10,以字节为单位,代表点阵位图数据距文件头的偏移量  |

位图文件头 BITMAPFILEHEADER 的数据结构在 windows.h 中的定义如下:

```
typedef struct tagBITMAPFILEHEADER
{
    WORD bfType;           //位图文件的类型,规定必须为“BM”,占 0~1 字节
    DWORD bfSize;          //位图文件的大小,以字节为单位,占 2~5 字节
    WORD bfReserved1;      //位图文件保留字,必须为 0,占 6~7 字节
    WORD bfReserved2;      //位图文件保留字,必须为 0,占 8~9 字节
    DWORD bfOffBits;       //位图数据的起始位置,以相对于位图文件头的偏移量表示,以字节为单
                           //位占 10~13 字节
} BITMAPFILEHEADER;
```

这里的 WORD 和 DWORD 均为 Windows 定义的数据类型,WORD 为 2 字节的无符号二进制整数,DWORD 为 4 字节的无符号二进制整数。上述位图文件头结构的长度是固定的,为 14 个字节。

## 2. 位图信息头 BITMAPINFOHEADER

位图信息头 BITMAPINFOHEADER 用于说明位图的大小、压缩方式、颜色定义等信息,其具体内容参见表 1.2。

表 1.2 位图信息头 BITMAPINFOHEADER 的数据结构

| 数据域名称      | 类 型   | 说 明                                |
|------------|-------|------------------------------------|
| biSize     | DWORD | 数据地址为 14,以字节为单位指定本结构所占存储容量,固定值为 40 |
| biWidth    | LONG  | 数据地址为 18,以像素为单位指出位图文件的宽度           |
| biHeight   | LONG  | 数据地址为 22,以像素为单位指出位图文件的高度           |
| biPlanes   | WORD  | 数据地址为 26,目标设备的级别,必须设置为 1           |
| biBitCount | WORD  | 数据地址为 28,每个像素的位数,取值为 1、4、8、24 中之一  |

续表

| 数据域名称           | 类 型   | 说 明                                  |
|-----------------|-------|--------------------------------------|
| biCompression   | DWORD | 数据地址为 30, 图像文件的压缩方式                  |
| biSizeImage     | DWORD | 数据地址为 34, 以字节为单位给出图像数据所占空间大小         |
| biXPelsPerMeter | LONG  | 数据地址为 38, 以每米像素数为单位, 给出位图目标设备水平方向分辨率 |
| biYPelsPerMeter | LONG  | 数据地址为 42, 以每米像素数为单位, 给出位图目标设备垂直方向分辨率 |
| biClrUsed       | DWORD | 数据地址为 46, 位图实际使用颜色数                  |
| biClrImportant  | DWORD | 数据地址为 50, 位图显示过程中重要颜色的索引值            |

位图信息头 BITMAPINFOHEADER 的数据结构在 windows.h 中的定义如下:

```
typedef struct tagBITMAPINFOHEADER
{
    DWORD biSize;           //本结构所占用的总字节数,固定设置为 40,字段占 14~17 字节
    LONG biWidth;           //以像素为单位给出 BMP 文件所描述图像的宽度,占 18~21 字节
    LONG biHeight;          //以像素为单位给出 BMP 文件所描述图像的宽度,占 22~25 字节
    WORD biPlanes;          //目标设备的级别,必须为 1,本字段占 26~27 字节
    WORD biBitCount;        //每个像素所需的位数,必须是 1、4、8 或 24 之一,本字段占 28~29 字节

    DWORD biCompression;    //位图压缩类型,必须是 0、1 或 2 三者之一,本字段占 30~33 字节
    DWORD biSizeImage;      //位图的大小,以字节为单位,本字段占 34~37 字节
    LONG biXPelsPerMeter;    //位图水平分辨率,以每米像素数为单位,本字段占 38~41 字节
    LONG biYPelsPerMeter;    //位图垂直分辨率,以每米像素数为单位,本字段占 42~45 字节
    DWORD biClrUsed;         //位图实际使用的颜色表中的颜色数,本字段占 46~49 字节
    DWORD biClrImportant;    //位图显示过程中重要的颜色数,如果置为 0,表示都重要,占 50~53 字节
} BITMAPINFOHEADER;
```

该定义中的 LONG 也是 Windows 定义的数据类型,代表 4 个字节长的二进制整数。上述位图信息数据块文件结构的长度也是固定的,为 40 个字节。下面对上述定义做出进一步的说明:

(1) biWidth 与 biHeight 分别以像素为单位,给出该 BMP 文件所描述位图的宽度与高度。若 biHeight 取值为正数,则表明位图为 bottom-up 型,位图原点处于左下角;若 biHeight 取值为负数,则表明位图为 top-down 型,位图原点处于左上角。一般位图定义中,这两个字段的取值通常为正数。

(2) biBitCount 确定每个像素所需要的位数。当图像为单色时,该字段的取值为 1;当图像为 16 色时,该字段的取值为 4;当图像为 256 色时,该字段的取值为 8;当图像为真彩色时,该字段的取值为 24。

(3) 因 top-down 型位图不能进行压缩处理,字段 biCompression 仅代表 bottom-up 型位图的压缩方式,其可能取值分别为 BI\_RGB、BI\_RLE8、BI\_RLE4 和 BI\_BITFIELDS,这都是一些 Windows 定义好的常量。这些取值的含义分别为:字段 BI\_RGB 表示文件内的图像数据没有经过压缩处理;字段 BI\_RLE8 表示所压缩的图像数据是 256 色,采用的压缩方法是 RLE8;

字段 BI\_RLE4 表示所压缩的图像数据是 16 色,采用的压缩方法是 RLE4;字段 BI\_BITFIELDS 表明图像文件内的数据没有经过压缩处理,而且颜色表由分别表示每个像素点的红、绿、蓝三原色的双字组成。

事实上,由于 RLE4 和 RLE8 的压缩格式用得很少,在大多数情况下,biCompression 的有效值为 BI\_RGB,即不压缩的情况。

3. 位图颜色表 RGBQUAD

位图颜色表 RGBQUAD 用于说明位图中的颜色,其中的数据段长度是可变的,具体长度由位图信息头中 biBitCount 的取值来确定。同时,颜色表中的表项数也由 biBitCount 的取值来确定,每一个表项是一个 RGBQUAD 类型的结构,定义一种颜色。位图信息头中 biBitCount 的取值与颜色表中表项数的关系如表 1.3 所示,位图颜色表 RGBQUAD 的数据结构如表 1.4 所示。

表 1.3 位图信息头中 biBitCount 的取值与颜色表中表项数的关系

| biBitCount 的取值 | 颜色表中表项数 | 说 明                                                          |
|----------------|---------|--------------------------------------------------------------|
| 1              | 2       | 像素值为 0 时使用第一种颜色,像素值为 1 时使用第二种颜色                              |
| 4              | 16      | 如点阵位图数据中某个字节数据为 0X1F,则该字节代表两个像素,第一个像素用第 2 项颜色,第二个像素用第 16 项颜色 |
| 8              | 256     | 点阵位图中的每个字节表示一个像素                                             |
| 24             | 0       | 无颜色表,位图数据中的 3 个字节表示一个像素的红、绿、蓝色分量值                            |

表 1.4 位图颜色表 RGBQUAD 的数据结构

| 数据域名称       | 类 型  | 说 明           |
|-------------|------|---------------|
| rgbBlue     | BYTE | 像素颜色中蓝色的亮度分量  |
| rgbGreen    | BYTE | 像素颜色中绿色的亮度分量  |
| rgbRed      | BYTE | 像素颜色中红色的亮度分量  |
| rgbReserved | BYTE | 保留,但必须设置为 00H |

位图颜色表 RGBQUAD 是对那些需要颜色表的位图文件而言的。真彩色图像是不需要颜色表的,BITMAPINFOHEADER 后直接是位图数据。颜色表实际上是一个数组,共有 biClrUsed 个元素(如果该值为零,则有 2 的 biBitCount 次方个元素)。数组中每个元素的类型是一个 RGBQUAD 结构,占 4 个字节,在 windows.h 中位图颜色表 RGBQUAD 的数据结构定义如下:

```
typedef struct tagRGBQUAD
{
    BYTE rgbBlue;           // 该像素颜色中蓝色的亮度分量(取值范围为 0~255)
    BYTE rgbGreen;          // 该像素颜色中绿色的亮度分量(取值范围为 0~255)
    BYTE rgbRed;            // 该像素颜色中红色的亮度分量(取值范围为 0~255)
    BYTE rgbReserved;       // 保留,单必须设置为 0
} RGBQUAD;
```

这里的 BYTE 也是 Windows 定义的数据类型,代表一个字节长的无符号二进制整数。依上述设定,若位图中某个像素点的颜色描述为“00H,00H,FFH,00H”,表示该点的颜色为红色。

#### 4. 位图图像数据 ImageData

位图图像数据记录了位图中每一个像素的值,在扫描行内记录顺序是从左至右,扫描行之间是从下至上。也就是说,从文件中最先读到的是图像最下面一行的左边第一个像素,然后是左边第二个像素,接下来是倒数第二行左边第一个像素,左边第二个像素。以此类推,最后得到的是最上面一行的最右边的一个像素。

位图图像的一个像素值所占的字节数为:

对  $\text{biBitCount} = 1$  时的 2 色位图,用一位就可以表示该像素的颜色(一般 0 表示黑,1 表示白),所以一个字节可以表示 8 个像素;

对  $\text{biBitCount} = 4$  时的 16 色位图,用 4 位可以表示一个像素的颜色,所以一个字节可以表示两个像素;

对  $\text{biBitCount} = 8$  时 256 色位图,一个字节刚好可以表示一个像素;

对  $\text{biBitCount} = 24$  时的真彩色位图,一个像素则需占 3 个字节。

位图数据也是可变长的,取决于图像尺寸、像素位深和压缩方式。另外,Windows 规定一个扫描行所占的字节数必须是 4 的倍数(即以 long 为单位),不足的以 0 填充。

### 1.3.2 DICOM 格式

20 世纪 70 年代随着计算机断层成像技术及其他数字医学成像技术的飞速发展,一大批数字医学成像设备相继应用于临床。由于生产这些设备的制造商分布在全球的不同国家,各制造商都制定了各自不同的医学图像存储格式,由此导致的图像标准、传输方式都不可能相同,因而来自不同制造商的成像设备产生的医学影像根本不可能互换交流。

1982 年下半年,美国放射学会(American College of Radiology, ACR)与美国电器制造商协会(National Electrical Manufacturers Association, NEMA)联手成立数字图像通信标准委员会,除相关领域专家外,委员会的成员还包括医学影像设备用户代表和制造商代表,共同致力于制定数字影像设备接口的相关标准。委员会的主要目标是:

(1) 提供独立于各医疗设备制造商的数字图像及其相关信息的通信标准,结合计算机与网络技术的最新发展促进数字图像的网络化;

(2) 为图像归档与通信系统(picture archiving and communication system, PACS)的发展奠定基础,并扩展 PACS 与 HIS(hospital information system)、RIS(radiology information system)等其他医学信息系统的通信;

(3) 为形成一个广泛的、分布式的诊断信息数据库建立基本标准,以便于处理地理上分散的不同设备间的诊断、查询请求。

在 Agfa、Kodak、GE、Philips、Siemens、Sony 等公司的参与下,该委员会分别于 1985 年、1988 年发布了 ACR-NEMA 标准的两个版本:ACR-NEMA1.0、ACR-NEMA2.0。1993 年,ACR-NEMA 在北美放射学会上展示了上述标准的第三个版本,该版本被正式命名为 DICOM (digital imaging & communication in medicine,医学数字成像与通信)协议标准,确定版本为 DICOM 3.0,旨在解决医学成像设备的互连、统一图像格式和传输通信等问题。

目前,DICOM 标准已经被医疗设备生产商和医疗界广泛接受,成为世界新型医学成像设备的标准影像接口。带有 DICOM 接口的计算机断层成像(CT)、磁共振(MRI)、正电子发射断层成像(PET)、单光子发射计算机断层成像(SPECT)、心血管造影和数字超声成像设备大量出现。DICOM 标准在医疗信息系统数字网络化中起了重要的作用。