

章 鲁
陈 瑛 等编著
顾顺德

医学图像 处理与分析

上海科学技术出版社

医学图像处理与分析

章 鲁 陈 瑛 顾顺德 等编著

上海科学技术出版社

内 容 提 要

图像处理是一门理论性很强,同时又非常实用的学科。本书将数字图像处理理论和实践相结合,着重于数字图像处理的基本概念和各种实用技术,旨在使读者能理性地运用图像处理软件,充分利用其功能,并用这些技术解决医学科研及临床实践中常见的实际问题。本书第一章介绍了图像处理系统的结构。第二至第四章从空间域的角度介绍了图像的运算,图像的增强和图像的分割。第五章从空间域的角度介绍了图像目标的边界和灰度空间分布的特征表达和描绘方法。第六章以傅里叶变换和小波变换为例介绍了图像变换的概念,并从变换域的角度叙述了图像处理和表达的方法。第七章介绍了图像的识别和分类技术。

本书适合于作为医学院校本科生及研究生、医学基础科研及临床科学工作者、生物医学工程专业学生及技术人员的教材及参考资料。

图书在版编目(CIP)数据

医学图像处理与分析/章鲁,陈瑛,顾顺德编著.
上海:上海科学技术出版社,2006.8
ISBN 7-5323-8620-1
I. 医... II. ①章... ②陈... ③顾... III. 医学图
象—图象数字化处理 IV. R445-39
中国版本图书馆 CIP 数据核字(2006)第 103386 号

上海世纪出版股份有限公司 出版、发行
上海科学技术出版社

(上海市钦州南路 71 号 邮政编码 200235)

苏州望电印刷有限公司印刷

新华书店上海发行所经销

开本 787×1092 1/16 印张 9.25 字数 210 000

2006 年 8 月第 1 版 2006 年 8 月第 1 次印刷

定价: 28.00 元

本书如有缺页、错装或坏损等严重质量问题,
请向工厂联系调换

前言

当前，人类社会已经进入了信息社会。信息是事物运动状态和特征的反映，它和材料及能量一起构成社会的三个要素。但是，信息具有一些不同于材料和能量的特征。例如：信息具有普遍性，即任何事物都具有信息；信息具有无损性，即它会随着事物的发展而不断产生和增长，不会被消耗，而且可以被复制；信息具有时空独立性，即可脱离其载体而存在或传播；等等。正是由于信息具有这些特征，因此，它和人类文明及社会发展的各个阶段都有密切的联系。尤其是近50年来发生的信息技术（即获取信息、传输信息、处理信息和应用信息的技术）革命，更进一步促成和显现信息对各学科、各行业乃至整个社会发展的巨大影响。

与其他学科一样，生物医学受到信息科学及技术的影响，进而相互渗透、融合。由此产生的对生物和医学学科发展的促进作用也是显而易见的：

例如，X射线早在1895年已被发现，并被应用于医学；核磁共振现象在1946年被发现，发现者因此而获得了1952年度诺贝尔物理奖。然而，只有在计算机技术快速发展、图像重建及处理方法因而得以实现的基础上，G.N. Hounsfield和A.M. Cormack才发明了X射线计算机断层扫描成像术（XCT）并应用于医学，他们因此而获得了1979年度诺贝尔生理学或医学奖；P.C. Lauterbur和P. Mansfield也才发明了核磁共振成像术（MRI）并应用于医学，他们因此而获得了2003年度诺贝尔生理学或医学奖。现在，XCT和MRI已成为医学临床及基础研究的常规检测手段，研究者能藉此获取用传统方法难以获得的被检者的解剖及生理或病理信息。

又如，随着计算机网络的迅速发展，特别是因特网（Internet）及其下一代的计算机网络（Computer Grid）的广泛应用，生物医学信息的共享突破了时空的局限。共享资源的形式也不仅限于专业文献资料，已拓展到开放式的实验及临床数据库、经验知识甚至实验设施等。在网格基础上建立的虚拟实验（Virtual Lab）环境是一种全新的工作模式，为集聚各种资源、极大地提高医学基础科研及临床试验的效率和质量提供了条件。

再如，计算机性能的指数式增长（摩尔定律），使研究人员有可能利用计算机实施各种数学方法来分析复杂的生物系统和生命现象，以数学方式描述生命现象的过程和规律并预测其发展趋势（生物医学建模）或在看似互不相干的众多数据中挖掘和发现事先未知的规则和联系（生物医学数据挖掘），使“数据→信息→知识”的认知链更臻完善。在这一方面最成功的实例之一就是信息技术来处理生物学数据和理解生物系统，并在此基础上形成了新的交叉学科：生物信息学（Bioinformatics）和计算生物学（Computational Biology），为生物学及相关学科的发展开辟了一个全新的领域。

信息技术不仅仅是“工具”和“方法”，也会促使人们转变其某些固有的思维模式和行为方式。信息技术的发展不仅促使知识的快速增长（知识“爆炸”），也促成了知识的高度集成。新知识的形成和新成果的产生往往是汲取各学科知识、对原有知识系统进行重组和整合的结果。因此，在面对信息社会之际，包括生物医学在内的各种专业技术人员都有充实自己原有知识结构的迫切需要也就是顺理成章的了。

正是基于这样的背景，我们在向医学院校的本科生、研究生开设相关课程长达10余年的基础上编写了一系列有关信息技术在生物医学领域应用的参考书籍。这套参考书籍的主要目的在于通过介绍信息技术的基本知识及其在生物医学中的应用和实例，使读者能够：

(1) 对信息技术和理论及相关的数学工具在医学科学研究和临床实践中的应用保持高度的敏感；

(2) 在理论的指导下，理性而非盲目地运用现有信息技术工具，解决一些生物医学领域的问题；

(3) 建立和工程技术人员的共同语言，为开展多学科合作，进一步拓展信息技术在生物医学领域的应用奠定基础。

正是基于这一目的和定位，在编写原则上，这套参考书既保持了相关信息技术本身应有的系统性和理论性，更着重体现其在医学学科中应用的实用性和针对性。在内容的取舍上，既选取了具有代表性的经典内容，也结合了作者多年来在此领域的一些研究工作和教案。在叙述方法上，力求简明扼要、着重于应用的意识和方法，淡化或省略了对应用方法直接影响较少的数学推导和论证过程。

这套参考书籍适合于作为医学院校本科生及研究生选修课的教材，也可以作为医学基础及临床科学工作者继续教育的教材及参考资料。由于信息技术所涉及的理论和知识非常广泛，并且又经历着日新月异的发展，这套书籍中许多章节所涉及的内容都足可自成一书也不为过。因此，这套书籍的叙述方式只能是提纲挈领式的，供读者在实际应用中作为参考，并为进一步的深入学习和研究奠定基础。

上海第二医科大学生物医学工程系的王成、刘雅琴、朱浩栋、邵建兵、张芳、张剑戈、陈瑛、顾顺德、黄昕、崔茂龙、龚著琳和章鲁等教师参与了本套参考书的编写。在编写过程中，得到了上海第二医科大学的金正均教授的指导和帮助，采用了上海第二医科大学组织胚胎学教研室徐晨、冯京生以及解剖教研室的黄耀德等教师提供的部分图片，采用了王军、司京玉、安建福、岑康、余晨光、张骊峰、张毓敏、周妮、聂生东和黄永锋等研究生的部分研究内容作为应用实例，采用了上海瑞金医院的陈克敏和程琦等医生、上海仁济医院的王家东、华佳和柴伟民等医生、上海肿瘤医院的顾雅佳和柳光宇等医生、上海中医药大学余安胜等老师以及上海市疾病预防控制中心的郑莹等医生提供的部分资料作为应用实例，并且在和清华大学的李三立院士、中国电子学会生物医学电子学分会的王保华、庄天戈、方祖祥、陈俊强、陈明进、罗立明、陆祖宏、严壮志等教授以及上海大学的徐纬民等教授的学术讨论中得到许多有益的启发。对此，一并表示感谢。限于作者的水平，本套参考书的不足之处在所难免，敬请读者不吝指正。

作者

2006年7月

目 录

第一章 数字图像处理基础	1
1.1 图像及图像处理	1
1.1.1 图像及数字图像	1
1.1.2 图像处理的任务	1
1.2 数字图像及其表示	3
1.2.1 数字图像的形成	3
1.2.2 数字图像的表示	6
1.2.3 图像像素的空间位置关系	7
1.2.4 图像灰度的统计特性——灰度直方图	7
1.3 图像的质量	12
1.3.1 图像的视觉效应和质量	12
1.3.2 图像质量的评价	14
1.4 图像处理系统的构成	15
1.4.1 图像处理系统中的硬件结构及其性能指标	15
1.4.2 图像处理系统中的软件构成	20
1.4.3 图像处理系统中的文件格式	23
1.5 不同成像技术产生的医学图像	24
1.5.1 可见光产生的图像	24
1.5.2 非可见射线透射、反射或辐射产生的投影图像	25
1.5.3 由投影重建的图像	26
第二章 图像的运算	29
2.1 图像的点运算	29
2.1.1 点运算的定义	29
2.1.2 点运算的应用	29
2.2 图像的算术运算	32
2.2.1 算术运算的定义	32
2.2.2 算术运算的应用	33
2.3 图像的几何运算	37
2.3.1 几何运算的定义	37
2.3.2 几何运算的应用	40
2.4 图像的逻辑运算	43
第三章 图像增强	44
3.1 直方图增强	44

3.1.1	直方图增强的原理	44
3.1.2	直方图均衡化	44
3.1.3	直方图规定化	47
3.2	图像平滑	50
3.2.1	图像平滑的目的	50
3.2.2	多幅图像的平均	50
3.2.3	邻域平均	51
3.2.4	部分邻域平均	53
3.2.5	中值滤波器	55
3.3	锐化增强	57
3.3.1	灰度梯度和边缘像素的确定	57
3.3.2	边界的检测及锐化	61
3.4	局部增强	62
3.5	伪彩色增强	63
3.5.1	伪彩色增强的目的	63
3.5.2	伪彩色增强的实现	63
第四章	图像的分割	66
4.1	基于边界的图像分割	66
4.1.1	基于边界分割图像的原理	66
4.1.2	边缘检测算子	67
4.1.3	闭合边界的确定	67
4.2	阈值分割	69
4.2.1	阈值分割的原理	69
4.2.2	全局阈值分割	70
4.2.3	局部阈值分割	72
4.2.4	阈值分割的推广——特征空间中的聚类	73
4.3	基于区域增长或分裂的分割	74
4.3.1	区域增长	74
4.3.2	区域分裂和合并	76
4.4	分割效果的评价	78
4.4.1	分割效果评价的目的	78
4.4.2	评价分割效果的方法和测度	79
第五章	图像的表达与描绘	84
5.1	目标外特性的表达与描绘	84
5.1.1	边界的链码表达	84
5.1.2	形状描绘	88
5.2	目标内特性的表达与描绘	90
5.2.1	区域的表达	90

5.2.2 域内灰度（密度）分布的描绘	91
5.2.3 区域内纹理的描绘	95
5.3 目标特性描绘的标定	98
5.3.1 标定的目的	98
5.3.2 形状描绘的标定	98
5.3.3 灰度分布描绘的标定	100
第六章 图像的变换	102
6.1 傅里叶变换	103
6.1.1 傅里叶变换的定义	103
6.1.2 傅里叶变换的性质及快速计算	108
6.1.3 傅里叶变换在图像处理中的应用	111
6.2 小波变换	116
6.2.1 小波变换的定义	116
6.2.2 小波变换在图像处理中的应用	119
第七章 图像的识别	122
7.1 图像相似性的测量	122
7.1.1 边界的相似性	122
7.1.2 区域的相似性	126
7.2 图像的特征	128
7.2.1 特征和分类	128
7.2.2 图像特征的选择	130
7.3 图像的分类	134
7.3.1 分类方法的种类	134
7.3.2 判别函数	135
7.3.3 分类的训练及性能测量	137
7.3.4 样本的规格化	139
参考文献	140

第一章 数字图像处理基础

1.1 图像及图像处理

1.1.1 图像及数字图像

图像 (image) 是客观世界直接或间接作用于人眼产生的视觉感受。有研究成果表明, 自然界中有 75% 以上的信息是以这种视觉感受的形式表现出来的。图像可以分为可见图像和非可见图像。可见图像反映了光强度的空间分布, 能引起视觉反应。这些空间分布的信息本来多是三维的, 但承载这些信息的载体却往往是二维的 (例如: 图片、照片、图画和显示屏的显示图像等)。将三维的图像投影到一个二维载体上, 不可避免地会发生信息的损耗。总之, 自然界中的绝大部分信息是以各种不同形式的图像表达的。

同样, 随着科学技术的发展, 可以用图像的形式揭示越来越多的医学信息。例如: 1665 年, Leeuwenhoek 发明了显微镜, 从而使人们能够发现细胞并揭示其结构; 自 1895 年 Röntgen 发现 X 射线以来, X 射线照相术奠定了医学影像诊断学的基础, 并已成为临床医疗中最常用的诊断手段之一; Hounsfield 于 1968 年设计并于 1972 年研制成功的计算机 X 射线体层扫描装置是医学影像学领域中的一项重大革新, 促进了医学影像诊断学的发展; 磁共振成像既能显示形态学结构, 又能显示原子核水平上的生化信息, 进而显示某些器官的功能状态, 因此已在医学科研和临床中得到日益广泛的应用; 在超声方面, 三维超声已逐步进入临床使用阶段; 在核医学显像方面, 从 γ 照相机到单光子发射型及正电子发射型断层扫描仪, 正不断拓展其临床应用的范围, 等等。总之, 虽然各种成像技术的原理和方法不同, 但都能以图像的形式在不同水平上反映生物体的解剖、生理和病理等信息。除了成像技术的迅速发展以外, 利用医学图像信息的技术水平也日益提高。例如, 在网络技术和图像数据库技术基础上建立的图像归档和传输系统就是综合利用医学图像信息的典型实例之一。

图像又可分为模拟图像 (analog image) 和数字图像 (digital image)。一幅模拟图像由无数个图像元素构成, 也就是说, 图像元素在空间上是无限可分的; 每个图像元素的明暗强度是连续变化的。一般来说, 模拟图像是无法直接用计算机加以处理和分析的。相反, 数字图像是由有限个图像元素构成, 数字图像中的图像元素称为像素 (pixel), 像素之间并非无限可分, 也就是说, 像素间距是离散的; 每个像素的明暗程度也并非连续可变, 而是离散的。数字图像可以直接输入计算机加以处理和分析。

1.1.2 图像处理的任务

从广义上讲, 图像处理 (image processing) 是指对一幅数字图像施加一系列的操作

以达到预期结果的过程。这些操作包括了所有与图像有关的技术。例如：图像的采集和获取、图像的存储和传输、图像的变换、图像的增强、图像的恢复和重建、图像中目标的检测和特征参数测量、图像的分类和识别、图像内容的理解，等等。因此，曾经有学者提出用“图像工程（image engineering）”来取代广义上的“图像处理”。但是，实际上，广义的“图像处理”这个术语仍然时有使用。

从狭义上讲，图像处理只是上述诸多技术中的一部分。为有所区别，也将狭义上的图像处理称为图像预处理。按照处理对象和目的的不同，可以将和图像有关的所有技术分为三个层次，即：图像预处理（image preprocessing）、图像分析（image analysis）和图像理解（image understanding）。

图像预处理：主要着眼于图像之间的变换。其处理对象是输入图像的像素，输出的处理结果仍然是由像素构成的图像。图像预处理的运算数据量很大，但所涉及的操作很具体，抽象程度较低。图像预处理的目的是对输入图像进行加工以提高图像的质量、改善图像的主观视觉效果以及为进一步提取图像信息奠定基础。例如：对一幅受噪声污染的输入图像进行去除噪声处理以提高其信噪比，改善视觉效果；用伪彩色显示一幅灰度图像以提高人眼对细微明暗变化的识别能力；将注射血管造影剂前后的两幅 X 射线图像相减以突出显示血管的影像；将图像中扭曲歪斜的染色体“拉直”，等等。以上这些都属于图像预处理的范畴。图像预处理属于基础层次的操作，一般情况下，只涉及图像本身的性质，而不涉及关于图像内容的知识。

图像分析：主要着眼于检测、测量和描述图像中感兴趣的目标（object）。其分析对象是输入图像中特定目标的像素子集，分析结果一般是描述该目标特征的数据。图像分析运算数据量中等，所涉及的操作抽象程度也属中等。图像分析的目的主要是获取图像目标的特征数据（包括确定特征和提取特征值），并在此基础上建立对图像的描述。例如：测量图像中染色体的长度和着丝点指数；根据细胞荧光图像的灰度值计算细胞内离子浓度的空间分布；用灰度直方图作为特征描述图像的灰度分布的统计性质，等等。虽然，目前医学图像分析中采用的描述目标特征的测度大多是比较直观的有关几何形态或光密度的参数，但有时采用较抽象的测度会使分析更灵敏和精确。以上这些都属于图像分析的范畴。图像分析属于中间层次的操作。

图像理解：其目的是在图像分析的基础上，研究图像中各目标的性质及它们之间的相互关系，并在此基础上得出对图像内容含义的理解和解释。图像理解主要是对经图像分析抽象出来的数据进行运算，其结果一般是得到更有组织的有用信息。因此，其所涉及的运算数据量小，而操作的抽象程度高，和人类的思维逻辑及推理过程有类似之处。例如：根据染色体的长度和着丝点指数来判断染色体的分类；将待检的 X 线图像（或其他医学影像图像）和图像数据库内已知分类的图像进行相似性检测和匹配，并根据相似程度确定待检图像的性质和归类，等等。这些都属于图像理解的范畴。图像理解属于高级层次的操作，它依赖于关于图像内容的知识，摹仿专家根据图像内容所含信息认知和决策的能力。因此，在理解和解释医学图像时，需要借助医学学科知识和专家的经验。

在图像预处理和图像分析两个环节之间，一般要进行图像分割，将感兴趣的目标从原图像中提取出来。应该指出的是：图像预处理、图像分析和图像理解虽然处在三个抽象程度和数据量各有特点的不同层次上，但它们是互相关联的，有时甚至互相渗透，不能截

然分割。低层操作是高层操作的基础，同时，高层操作又对低层操作有指导作用，能提高低层操作的质量和效率。

1.2 数字图像及其表示

1.2.1 数字图像的形成

在工程学中，将一种依赖于某些具有特定物理含义的自变量的函数称为信号。如果自变量和函数值都是可连续变化的，则称这类信号为连续信号（continuous signal），或模拟信号（analog signal）；如果自变量是非连续变化的，而函数值是可连续变化的，则称这类信号为离散信号（discrete signal）；如果自变量和函数值都是非连续变化的，则称这类信号为数字信号（digital signal）。

有些医学图像，如 X-CT、MRI 等图像是直接以数字形式生成的，不经转换即可以输入计算机进行处理。还有许多医学图像，如显微镜图像、X 射线胶片图像等都是模拟图像，必须经过数字化转换成相应的数字图像后，才能输入计算机进行处理。数字化包括采样（sampling）和量化（quantization）两个过程。

采样是将模拟图像空间中连续分布的图像元素转换成空间离散分布的像素的过程，也就是用有限数量的像素集合来近似地代表原图像的过程。经过采样的图像还不是数字图像，因为每个像素的明暗程度还是连续可变的。

量化是用离散的数值来近似表示原来连续可变的像素明暗程度的过程，这个近似地表示明暗程度的离散数值称为像素的灰度值（gray level）。

为便于理解，图 1.1 显示了对一维心电图信号采样的结果。图中，实线是原始心电图信号，以两种不同的采样率对该波形的采样值（分别以●和●+○表示）。可见，用较多的采样值来近似原信号，有利于减小原信号中变化率较大处的失真及表达其特征（如 QRS 波的幅度）；但对于原信号中变化率较小处（如基准电平），即使采用较低的采样率，影响也不大。

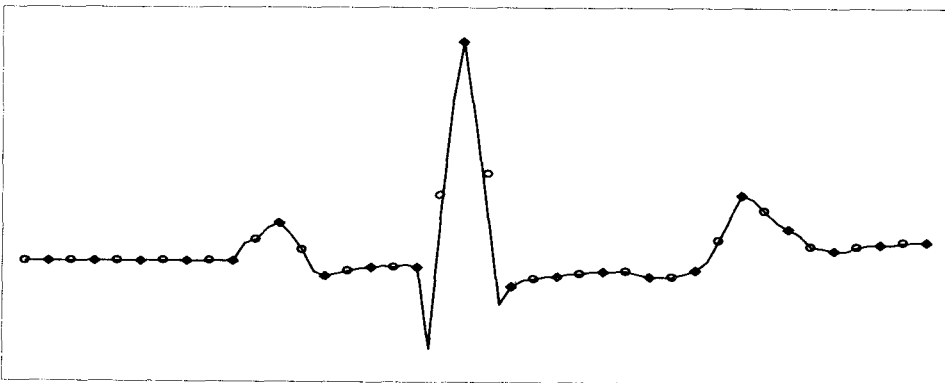


图 1.1 心电图信号的采样

在采样过程中，有两个问题需要注意。其一是采样间隔的大小，常用采样率（sample rate）来反映。采样率越高，单位空间内的像素就越多，像素间距也就越小，因而也越能反映原图像中的细节。反之，采样率过低，就可能无法表达原图像中的某些细节。

根据香农（Shannon）采样定律，采样间隔应小于图像中最小感兴趣细节尺寸的一半，这样才能使采样得到的像素集合较好地表达该细节部分。从频域（详见第 6.1.1 节）的角度来看，香农采样定律可以表述为“采样率必须不低于图像中最高频率的两倍”；其二是采样间隔的相等性。一般采用等间距采样，也即在水平和垂直两个方向上以相等的间距进行采样，并形成正方形栅格，这样便于计算和处理。在需要时也可以采用非等间距采样，或形成非正方形的栅格。进行非等间距采样时，可以在图像细节丰富处采用较高的采样率，而在图像变化平缓处采用较低的采样率。这种采样方式的优点在于能兼顾图像细节的表达和对资源（如数据存储空间等）的有效利用，但缺点在于会使后续处理复杂化。

在量化过程中，同样要注意两个问题。其一，量化级别数（即数字图像从最暗到最亮的灰度级别数）越多，就越能反映图像的明暗层次及其细微变化。反之，如果灰度级别数过少，就可能不足以反映原图像中有意义的明暗变化，这不仅可能造成图像明暗层次和图像轮廓的失真，还可能影响对原图像信息的正确理解（对医学图像而言，即可能丢失诊断信息）；其二，必要时也可以采取非均匀量化：由于人眼对于明暗变化缓慢处的识别能力较差，就可用较少的灰度级别数来量化这部分图像区域；或者对于出现频率较低的明暗范围采用较少的灰度级别数来量化。非均匀量化虽然有利于提高某些资源的效率，但同样也会给后续处理带来不便。

在医学图像处理系统中一般都采用等间距采样和均匀量化的方式。

采样率和灰度级别数直接和数字图像的质量有关（详见第 1.3.1 节）。采样率越高、灰度级别越多，图像质量就越高。但是，数据存储空间的开销也就越大；同时，图像处理的计算量也会随之急剧上升。因此，应根据实际需要合理地选择采样率和灰度级别数。

图 1.2 是采样率的高低影响数字图像细节表达的示意图。其中，图 1.2 (a) 是原始的模拟图像，以 128×128 、 64×64 和 32×32 的采样率分别对原图像进行采样。采样后所得到的数字图像分别显示于图 1.2 (b)、(c)、(d)。比较原图像和三幅数字图像后可以发现：当采样率较高时，一些图像细节基本上可以辨认，和原图像差别不大，如图 1.2 (b) 所示；随着采样率的降低，这些细节有所损失，难以辨认，且开始呈现马赛克（mosaic）效应，如图 1.2 (c) 所示；而当采样率的进一步降低，马赛克效应更为严重，图像细节完全无法辨认，如图 1.2 (d) 所示。

图 1.3 是量化级别数量影响数字图像明暗层次表达的示意图。其中，图 1.3 (a) 是原图像，以相同的采样率（ 128×128 ）但不同的灰度级别数（64、16 和 4）对图 1.3 (a) 进行数字化，所得到的数字图像显示于图 1.3 (b)、(c)、(d)。比较原图像和三幅数字图像后可发现：当灰度级别较多时，图像能基本反映原来的明暗层次，如图 1.3 (b) 所示；随着灰度级别减少，图像的明暗层次减少，如图 1.3 (c) 所示；而当灰度级别进一步减少，图像的明暗层次感很差，并出现虚假轮廓，如图 1.3 (d) 所示。

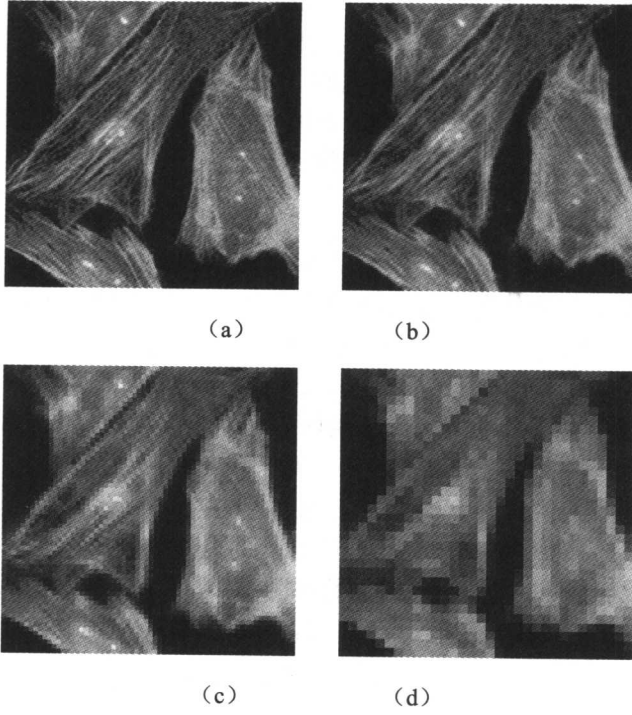


图1.2 采样率对数字图像质量的影响

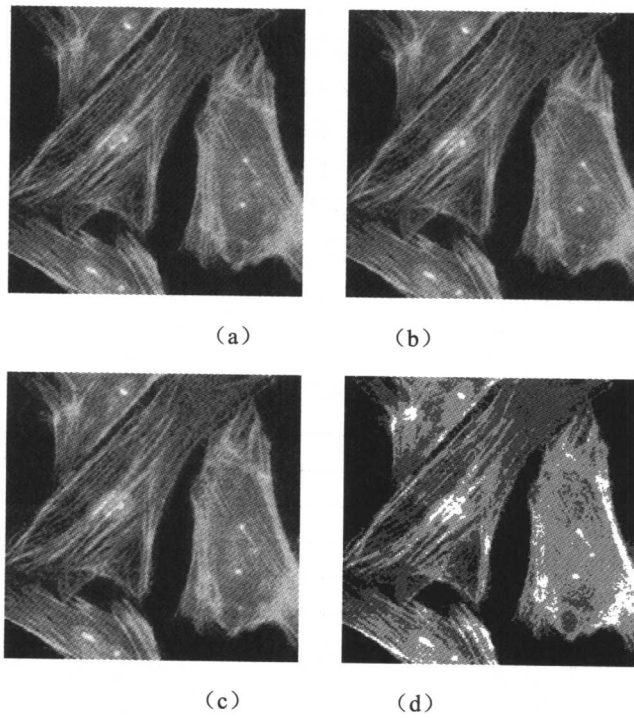


图1.3 灰度级别对数字图像质量的影响

以上介绍了单色图像的数字化的过程。视觉感受中另一重要因素是颜色。对于彩色图像，可以首先将其分解为红、蓝、绿三原色（例如，用电视摄像机摄取图像时可得到分别代表这三原色的信号），然后分别对三原色的单色图像进行数字化处理。因此，单色图像的处理是彩色图像处理的基础。迄今为止，在医学图像处理中对色度信息的利用仍较少。由于这两方面的原因，本书主要介绍单色图像的处理。

1.2.2 数字图像的表达

图像是客观世界中的物体所引起人眼的视觉感受，也反映了该物体的某些物理特性的空间分布。因此，一般来说，一幅图像可以用以下公式来表示：

$$I = f(x, y, z, \lambda, t)$$

其中， (x, y, z) 表示像素的空间位置的坐标，对于二维图像， z 为常数，可以简化地用 (x, y) 表示位置； λ 表示入射光线的波长，对于单色光产生的图像， λ 为常数，可以省略； t 表示时间，对于静止图像， t 为常数，也可省略； I 表示像素的明暗程度，反映了物体中位置为 (x, y, z) 的点在 t 时刻对波长为 λ 的光线的反射或透射特性。对于模拟图像， I 和 x, y, z 均为连续变化的量；对于数字图像， I 和 x, y, z 均为离散的数值，一般均取为正整数。这时， I 代表灰度值，记为 G 。因此，对于单色、静止的二维数字图像，可用以下公式表示：

$$G = f(x, y)$$

这表明，一幅数字图像可以用像素的二维矩阵来表示，像素灰度值是该像素空间位置的函数。 x 和 y 分别取自 0 到 $M-1$ 和 $N-1$ 的正整数，可以用 $M \times N$ 来表示矩阵（也即该数字图像）的大小。一般都取 M 和 N 为 2 的整数幂。 G 也取为 2 的整数幂。即有：

$$M = 2^m, N = 2^n, G = 2^g$$

对于一定尺寸的原图像，如果用较高的采样率进行采样，得到的 M 和 N 就较大。 g 又称为数字图像的比特（bit）数，直接决定了该图像的灰度级别数。例如：8 比特的数字图像可以有 256 个灰度级别；10 比特的数字图像可以有 1024 个灰度级别；而 1 比特的数字图像只能有两个灰度级别，故称为二值图像。数字图像的大小和比特数要根据原图像的尺寸、实际应用中结构细节和明暗层次分辨能力的要求以及其他因素而定。下表例举了对几种医学图像数字化时常采用的参数选择。

常用医学图像的尺寸及比特数表

图像名称	$M \times N$	比特数
显微镜图像	512×512	8
超声图像	512×512	6
X 射线计算机断层图像	512×512	12
核医学图像	128×128	16
磁共振图像	256×256	12
数字减影血管造影图像	512×512 或 1024×1024	8
计算机 X 射线摄影图像	2048×2048	10
数字 X 射线摄影图像	2048×2048	12

1.2.3 图像像素的空间位置关系

虽然数字图像可以由模拟图像经过采样和量化而获得，但是模拟图像中的某些概念并不能直接适用于数字图像。数字图像中像素之间的空间位置关系及由此而来的两点之间的距离等概念均与模拟图像有所不同。

像素的相邻关系：假设在数字图像中有一个像素 P 的坐标为 (x, y) ，其邻近区域 (neighborhood) 中各像素的坐标分别为 $(x-1, y-1)$ 、 $(x, y-1)$ 、 $(x+1, y-1)$ 、 $(x-1, y)$ 、 $(x+1, y)$ 、 $(x-1, y+1)$ 、 $(x, y+1)$ 和 $(x+1, y+1)$ 。这八个像素称为像素 P 的 8 邻域像素，如图 1.4 (a) 所示。其中，有四个像素，即： $(x, y-1)$ 、 $(x-1, y)$ 、 $(x+1, y)$ 和 $(x, y+1)$ 又称为像素 P 的 4 邻域像素。如图 1.4 (b) 所示。如果图像中两个像素 P 和 Q 互为 4 邻域像素，则称 P 和 Q 为 4 连通；若 P 和 Q 互为 8 邻域像素，则称 P 和 Q 为 8 连通。在实际应用中，可根据需要选用 4 邻域或 8 邻域。本书中，若非特别说明，均采用 8 邻域和 8 连通的概念。

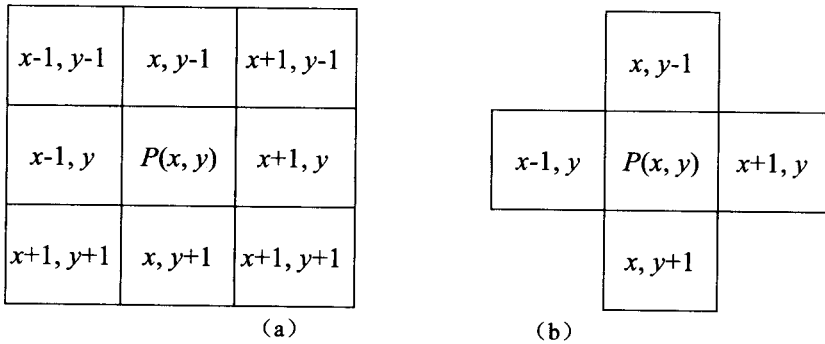


图 1.4 图像像素的相邻关系

像素之间的距离：假设在数字图像中有一像素 P 的坐标为 (x, y) ，另一像素 Q 的坐标为 (u, v) ，则 P 和 Q 两像素之间的距离有三种不同的定义：

欧几里得 (Euclidian) 距离 D_E : $D_E = \sqrt{(x-u)^2 + (y-v)^2}$

D_4 距离，也称街区 (city-block) 距离: $D_4 = |x-u| + |y-v|$

D_8 距离，也称棋盘 (chessboard) 距离: $D_8 = \max\{|x-u|, |y-v|\}$

可以用距离的概念来定义像素的邻域：凡是和像素 P 的 D_4 距离为 1 的像素属于 P 的 4 邻域像素；凡是和像素 P 的 D_8 距离为 1 的像素属于 P 的 8 邻域像素。

了解上述有关像素的邻域、连通、距离等概念对图像目标几何参数的定义及测量是很有用的。

1.2.4 图像灰度的统计特性——灰度直方图

由于图像内容变化的随机性以及噪声影响等因素，常常可以将图像看成是一个随机过程。因此，统计分析是图像处理中常用的技术方法之一，而灰度直方图为许多图像统计处理提供了有用的基础。本书以后章节所介绍的许多处理方法，如图像灰度转换、图像分

割、图像匹配等都可以借助于灰度直方图。一幅图像的灰度直方图（gray level histogram，简称 histogram）表达了该图像中各种灰度出现的频率。若一幅图像像素的灰度共有 N 级，则该图像的灰度直方图可以下式计算：

$$h_f(k) = \frac{n_k}{n}, \quad k = 0, 1, 2, \dots, N-1$$

式中， $h_f(k)$ 表示灰度级别 k 的出现频率； n 表示该图像中所有像素的总数； n_k 表示具有灰度级别 k 的像素总数。

根据以上公式计算得到的灰度直方图常常可以用条状图形的形式表示，如图 1.5 所示。图中，横坐标上的刻度代表灰度值，纵坐标上的刻度代表具有该灰度值的像素的数量，或者代表具有该灰度值的像素数与图像像素总数之比。灰度直方图中的条状直线也称为谱线，而谱线顶端的连线称为包络线。

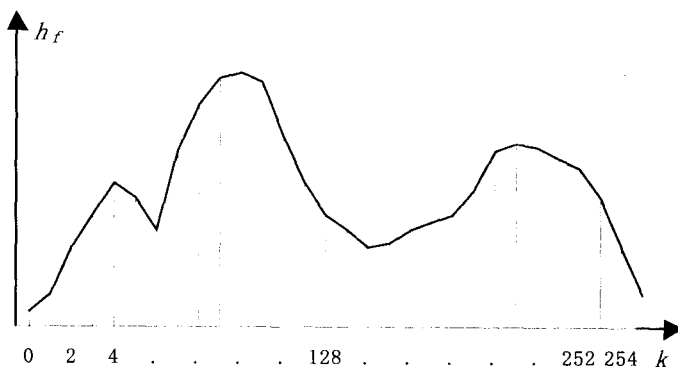


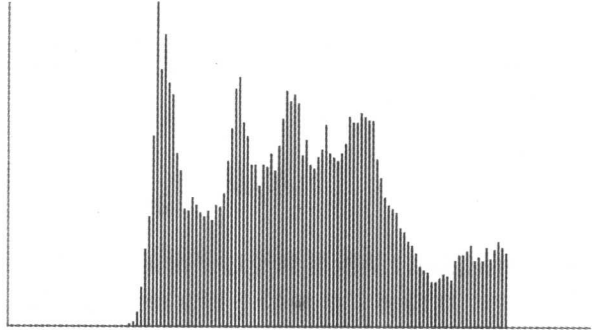
图 1.5 图像的灰度直方图

图像的灰度直方图反映了该图像中像素灰度分布的情况。因此，通过对灰度直方图的分析，可大致判断相应图像的某些视觉效应，也是进行某些图像处理的重要依据：如果灰度直方图的谱线多集中在坐标轴的右端（即高灰度值区），则表示图像中具有高灰度值的像素数较多，反映了图像的平均亮度较高，如图 1.6 (a)、(b) 所示。如果灰度直方图的谱线多集中在坐标轴的左端（即低灰度值区），则表示图像中具有低灰度值的像素数较多，反映了图像的平均亮度较低，如图 1.6 (c)、(d) 所示。如果灰度直方图的谱线所跨范围较广、谱线数较多、包络线较平坦，则反映了图像灰度对比度较大、明暗层次较丰富，如图 1.6 (e)、(f) 所示。如果灰度直方图的谱线所跨范围比较窄、包络线较尖锐，则反映了图像灰度对比度较小、明暗层次较少，图像显得比较“灰”，如图 1.6 (g)、(h) 所示。

灰度直方图反映的是图像的全局特性，而不是反映个别像素或局部图像的特性。由于图像的随机性质，有时图像灰度的全局分布并无发生统计意义上的显著变化，但局部的灰度分布可能有所改变。



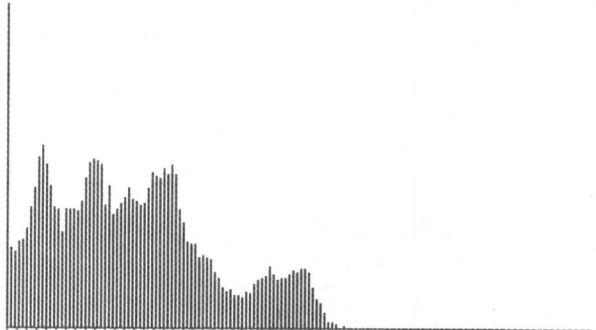
(a)



(b)



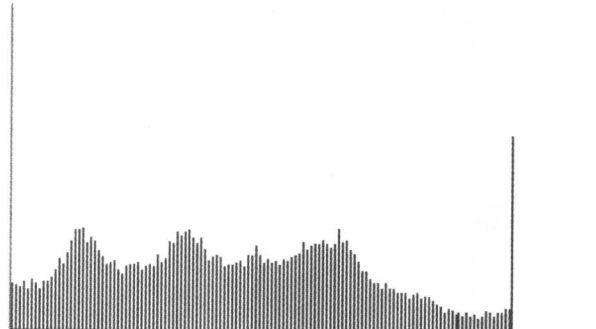
(c)



(d)



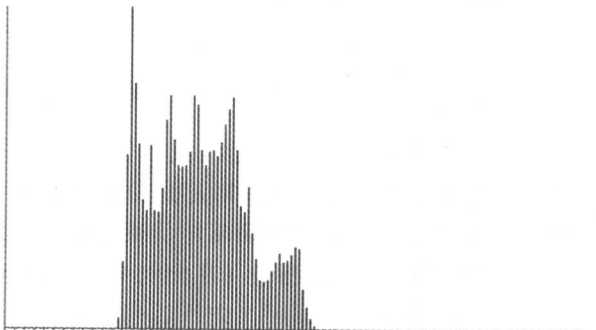
(e)



(f)



(g)



(h)

图 1.6 灰度直方图反映图像像素的灰度分布