

章 鲁
陈 瑛
龚 著
琳 琳
顾 顾
顺 顺
德 德
等编著

分子成像

及医学图像分析

上海科学技术出版社

分子成像

及医学影像分析

分子成像及医学图像分析

章 鲁 陈 瑛 等编著
龚著琳 顾顺德

上海科学技术出版社

图书在版编目(CIP)数据

分子成像及医学图像分析/章鲁等编著. —上海:上海
科学技术出版社, 2009. 8

ISBN 978-7-5323-9985-7

I. 分... II. 章... III. 医学图像—图像处理—研究
IV. R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2009)第 131032 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

(上海钦州南路 71 号 邮政编码 200235)

新华书店上海发行所经销

苏州望电印刷有限公司印刷

开本 787×1092 1/16 印张 7.75 插页 2

字数:180 千字

2009 年 8 月第 1 版 2009 年 8 月第 1 次印刷

ISBN 978-7-5323-9985-7/R·2699

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

内 容 提 要

图像分析是一门理论性很强,同时又非常实用的学科。近年来,随着 X-CT、MRI、PET 等成像技术的发展与完善,以及在分子水平研究疾病发生和发展过程的分子成像技术的重要性日益显现,医学图像处理和分析技术在医学科研和临床实践中的影响和作用越来越大。无论是医学科研及临床工作者,还是工程技术人员都感受到这两门学科互相融合和互相促进的必然性和必要性。本书将数字图像分析理论与医学实践相结合,着重于数字图像分析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和分析软件包,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及其分析系统的结构;第二章介绍了医学图像的成像模式;第三章和第四章介绍了分子成像技术及应用;第五章介绍了图像的几种预处理方法;第六章介绍了图像的分割的概念;第七章介绍了医学图像信息提取及分析技术。

本书可作为医学院校研究生及本科生、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。虽然本书的应用实例均选自医学领域,但作为图像分析技术的基本原理,及其在其他学科中的应用、渗透和融合的方法,对非医学学科领域的研究人员,也有借鉴和参考作用。

前 言

当前,人类社会已进入信息社会。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。

和其他学科一样,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显而易见。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(X-CT)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,X-CT 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。近 10 年来,分子生物学、现代医学和医学图像信息学等多学科的交叉研究日益增多、日趋完善,并形成了一门新兴的边缘学科——分子影像学(molecular imaging)。分子影像学是一门运用影像学技术显示组织水平、细胞和亚细胞水平的特定分子,反映活体状态下分子水平变化,对其生物学行为在影像方面进行定性和定量研究的学科,被美国医学会评为未来最具有发展潜力的十个医学科学前沿领域之一,被誉为 21 世纪的医学影像学。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格(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以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结果了。

正是基于这样的背景,我们在向医学院校的研究生、本科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。编写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。基于这一目的和定位,在编写原则上,这套参考书既维持了相关信息技术本身应有的系统性和理论性,又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该领域中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。

这套参考书籍适合作为医学院校研究生及本科生选修课的教材,也可以作为医学基础和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。

上海交通大学医学院(原上海第二医科大学)生物医学工程学科的王成、刘雅琴、朱浩栋、邵建兵、张方、张剑戈、黄昕、崔茂龙、徐立钧和苏懿等教师参与了本套参考书的编写。在编写过程中,作者得到了上海第二医科大学的金正均教授的指导和帮助,采用了上海交通大学医学院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、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柴维敏等医生、上海交通大学公共卫生学院程琦老师、上海仁济医院的王家东、张淳、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、上海中医药大学的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,并且在清华大学李三立院士、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、上海交通大学 Med-X 研究院徐学敏、刘苹、赵俊、孙建奇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,作者一并表示感谢。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

2009 年 9 月

目 录

第一章 数字图像及其分析系统	1
1.1 数字图像及其形成	1
1.1.1 数字图像构成要素及其表达形式	1
1.1.2 数字图像的像素空间位置关系	2
1.1.3 数字图像的像素灰度统计特性	3
1.1.4 数字图像的形成	7
1.1.5 数字图像的质量	10
1.1.6 图像质量的评价	12
1.2 数字图像处理及分析系统	13
1.2.1 图像处理及分析系统的任务及工作流程	13
1.2.2 图像处理及分析系统的硬件结构	14
1.2.3 图像处理及分析系统的软件结构	17
1.2.4 图像处理及分析系统的文件格式	20
第二章 医学图像的成像模式	22
2.1 光学成像	22
2.1.1 常规光学透射成像	22
2.1.2 荧光成像和生物体发光成像	23
2.2 X线及X-CT成像	24
2.2.1 X线及X-CT成像原理	24
2.2.2 X线及X-CT成像的图像表现	25
2.3 磁共振成像	26
2.3.1 磁共振成像原理	26
2.3.2 磁共振成像的图像表现	27
2.4 核素成像	27
2.4.1 单光子发射成像及其图像表现	27
2.4.2 正电子发射成像及其图像表现	28
2.5 B型超声成像	28
第三章 分子成像技术	30
3.1 疾病的分子机制	30
3.2 分子成像及其要素	31



3.2.1 分子成像与诊断成像	31
3.2.2 分子成像的必要条件——对报告系统的要求	32
3.2.3 分子成像的必要条件——对成像模式的要求	32
3.3 各种成像模式在分子成像中的作用	33
3.3.1 X线成像在分子成像中的作用	33
3.3.2 MRI成像在分子成像中的作用	33
3.3.3 核医学成像在分子成像中的作用	34
3.3.4 光学成像在分子成像中的作用	34
3.3.5 超声成像在分子成像中的作用	34
3.3.6 各种成像模式的比较	34
3.4 分子成像的报告系统	36
3.4.1 X线成像对比度增强剂	36
3.4.2 MRI成像对比度增强剂	36
3.4.3 核医学成像对比度增强剂	36
3.4.4 光学成像对比度增强剂	39
3.4.5 超声对比度增强剂	40
第四章 分子成像的应用	41
4.1 分子成像在药物研究中的应用	41
4.1.1 药物的生物分布和代谢动力学研究	41
4.1.2 受体占用率研究	42
4.2 分子成像在基因表达研究中的应用	42
4.2.1 转录的可视化	42
4.2.2 对靶标直接成像	43
4.2.3 报告基因	44
4.3 分子成像在细胞迁移监测中的应用	44
4.3.1 细胞迁移监测	44
4.3.2 炎性细胞迁移的监测	45
4.3.3 干细胞和祖细胞迁移的监测	46
4.3.4 肿瘤细胞及其转移的监测	47
4.3.5 传染病和病原体的基因标记	48
第五章 医学图像预处理	49
5.1 图像的运算与配准	49
5.1.1 图像点运算及直方图均衡	49
5.1.2 图像算术运算及其应用	55
5.1.3 图像几何运算及配准	58
5.2 图像降噪和边缘锐化	61
5.2.1 图像质量蜕化——噪声污染和边缘模糊	61



5.2.2 图像噪声的平滑	62
5.2.3 图像边缘的检测和锐化	66
5.3 伪彩色增强	69
5.3.1 伪彩色增强的目的	69
5.3.2 伪彩色增强的实现	69
第六章 医学图像分割	71
6.1 图像分割的目的与准则	71
6.1.1 图像分割的目的	71
6.1.2 图像分割的准则	71
6.2 基于边界的图像分割	71
6.2.1 基于边界分割图像的原理	71
6.2.2 边缘像素的检测及连续边界的确定	72
6.3 基于阈值的图像分割	74
6.3.1 阈值分割的原理	74
6.3.2 全局阈值分割	74
6.3.3 局部阈值分割	76
6.3.4 一维阈值分割的推广——高维特征空间中的聚类	77
6.4 基于区域的图像分割	79
6.4.1 区域增长	79
6.4.2 区域分裂和合并	80
6.5 图像分割效果的评价	82
6.5.1 分割效果评价的目的	82
6.5.2 评价分割效果的方法和测度	82
第七章 医学图像信息提取及分析	87
7.1 图像信息的表现	87
7.2 图像对象外特性的表达	88
7.2.1 边界的链码表达	88
7.2.2 描绘研究对象几何尺度特征的常用参数	91
7.2.3 描绘研究对象形状特征的常用参数	92
7.3 图像对象内特性的表达	96
7.3.1 密度(灰度)分布特征	96
7.3.2 纹理特征	99
7.4 图像对象特性的标定	105
7.4.1 标定的目的	105
7.4.2 形态描绘参数的标定	105
7.4.3 灰度描绘参数的标定	107
7.5 图像对象特性的选择	108



7.5.1 图像对象的特征和特征空间	108
7.5.2 图像对象特征选择的准则	109
7.5.3 特征值的规格化	113
参考文献	114

1. 医学图像处理基础	1
2. 医学图像处理基础	2
3. 医学图像处理基础	3
4. 医学图像处理基础	4
5. 医学图像处理基础	5
6. 医学图像处理基础	6
7. 医学图像处理基础	7
8. 医学图像处理基础	8
9. 医学图像处理基础	9
10. 医学图像处理基础	10
11. 医学图像处理基础	11
12. 医学图像处理基础	12
13. 医学图像处理基础	13
14. 医学图像处理基础	14
15. 医学图像处理基础	15
16. 医学图像处理基础	16
17. 医学图像处理基础	17
18. 医学图像处理基础	18
19. 医学图像处理基础	19
20. 医学图像处理基础	20
21. 医学图像处理基础	21
22. 医学图像处理基础	22
23. 医学图像处理基础	23
24. 医学图像处理基础	24
25. 医学图像处理基础	25
26. 医学图像处理基础	26
27. 医学图像处理基础	27
28. 医学图像处理基础	28
29. 医学图像处理基础	29
30. 医学图像处理基础	30
31. 医学图像处理基础	31
32. 医学图像处理基础	32
33. 医学图像处理基础	33
34. 医学图像处理基础	34
35. 医学图像处理基础	35
36. 医学图像处理基础	36
37. 医学图像处理基础	37
38. 医学图像处理基础	38
39. 医学图像处理基础	39
40. 医学图像处理基础	40
41. 医学图像处理基础	41
42. 医学图像处理基础	42
43. 医学图像处理基础	43
44. 医学图像处理基础	44
45. 医学图像处理基础	45
46. 医学图像处理基础	46
47. 医学图像处理基础	47
48. 医学图像处理基础	48
49. 医学图像处理基础	49
50. 医学图像处理基础	50
51. 医学图像处理基础	51
52. 医学图像处理基础	52
53. 医学图像处理基础	53
54. 医学图像处理基础	54
55. 医学图像处理基础	55
56. 医学图像处理基础	56
57. 医学图像处理基础	57
58. 医学图像处理基础	58
59. 医学图像处理基础	59
60. 医学图像处理基础	60
61. 医学图像处理基础	61
62. 医学图像处理基础	62
63. 医学图像处理基础	63
64. 医学图像处理基础	64
65. 医学图像处理基础	65
66. 医学图像处理基础	66
67. 医学图像处理基础	67
68. 医学图像处理基础	68
69. 医学图像处理基础	69
70. 医学图像处理基础	70
71. 医学图像处理基础	71
72. 医学图像处理基础	72
73. 医学图像处理基础	73
74. 医学图像处理基础	74
75. 医学图像处理基础	75
76. 医学图像处理基础	76
77. 医学图像处理基础	77
78. 医学图像处理基础	78
79. 医学图像处理基础	79
80. 医学图像处理基础	80
81. 医学图像处理基础	81
82. 医学图像处理基础	82
83. 医学图像处理基础	83
84. 医学图像处理基础	84
85. 医学图像处理基础	85
86. 医学图像处理基础	86
87. 医学图像处理基础	87
88. 医学图像处理基础	88
89. 医学图像处理基础	89
90. 医学图像处理基础	90
91. 医学图像处理基础	91
92. 医学图像处理基础	92
93. 医学图像处理基础	93
94. 医学图像处理基础	94
95. 医学图像处理基础	95
96. 医学图像处理基础	96
97. 医学图像处理基础	97
98. 医学图像处理基础	98
99. 医学图像处理基础	99
100. 医学图像处理基础	100

第一章 数字图像及其分析系统

1.1 数字图像及其形成

1.1.1 数字图像构成要素及其表达形式

图像(image)是客观世界直接或间接作用于人眼而产生的视觉感受。有研究表明,自然界中75%以上的信息是以视觉感受的形式表现的,即自然界中的绝大部分信息以各种不同形式的图像来进行表达。图像反映了光强度的空间分布,这些空间分布的信息原本是三维的,而承载这些信息的载体往往是二维的(例如,图片、照片、图画或显示屏显示的图像等)。当将三维图像投影到一个二维载体上,不可避免会发生信息的损耗。

随着科学技术的不断发展,可用图像的形式来揭示越来越多的医学信息。例如:1665年, Leeuwenhoek 发明了显微镜,从而使人类能够发现细胞并揭示其结构;自1895年 Röntgen 发现X线以来,X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;1972年 Hounsfield 研制的计算机X线断层(X-ray computer tomography, X-CT)扫描装置是医学影像学领域中的一项重大革新,它促进了医学影像诊断学的发展;磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)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,它已在医学科研和临床中得到广泛的应用;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 照相术(γ -scintigraphy)到单光子发射型计算机断层(single photon emission computed tomography, SPECT)及正电子发射型断层(positron emission tomography, PET)扫描仪正不断拓展其临床应用的范围。总之,虽然各种成像技术的原理和方法不同,但均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。随着成像技术的迅速发展,医学图像信息技术的利用水平也日益提高。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通信系统(picture archiving and communication system, PACS),就是综合利用医学图像信息的典型实例之一。

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)。按此定义,可将图像分为模拟图像(analog image)和数字图像(digital image)两类。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,模拟图像无法直接用计算机加以处理和分析。相反,数字图像由有限的图像元素构成。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。

图像是客观世界中的物体所引起人眼的视觉感受,反映了该物体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:

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

它表明,可以用像素的二维矩阵来表示一幅数字图像,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:

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

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 bit 的数字图像可以有 256 个灰度级别;10 bit 的数字图像可以有 1024 个灰度级别;而 1 bit 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决定。下表列出了常用医学图像的尺寸及 bit 数。

常用医学图像的尺寸及 bit 数表

图像名称	$M \times N$ (像素)	bit 数
显微镜图像	512 × 512	8
超声图像	512 × 512	6
X 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 线摄影图像	2048 × 2048	10
数字 X 线摄影图像	2048 × 2048	12

1.1.2 数字图像的像素空间位置关系

虽然数字图像可以由模拟图像经过采样和量化(详见第 1.1.4 节)而获得,但是模拟图像中的某些概念并不能直接用于数字图像。数字图像中像素之间的空间位置关系及由此得到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(neigh-



borhood)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8个像素称为像素 P 的8邻域像素,如图1.1(a)所示。其中,有4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1.1(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。

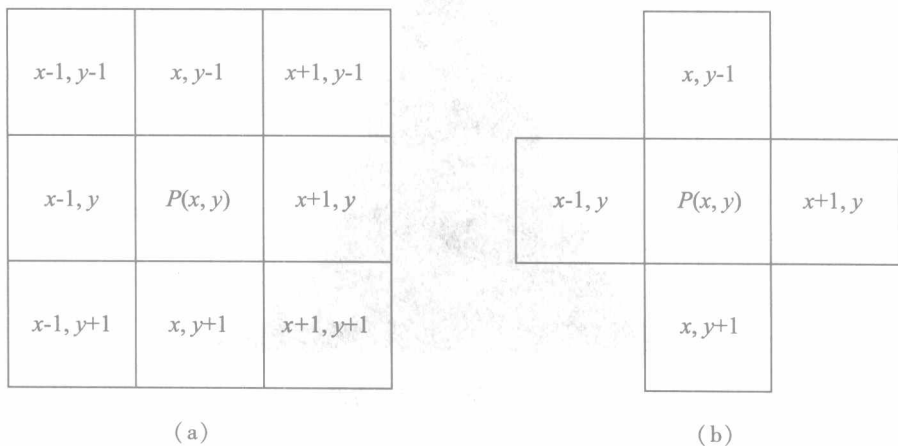


图 1.1 图像像素的相邻关系

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。

1.1.3 数字图像的像素灰度统计特性

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,则可以用下式计算该图像的灰度直方图:

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

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。

根据上述公式计算得到的灰度直方图常常可以用条状图形的形式来表示,如图 1.2 所示。图中,横坐标代表灰度值,纵坐标代表具有该灰度值像素的数量,或者代表具有该灰度值的像素数与图像像素总数之比值。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。

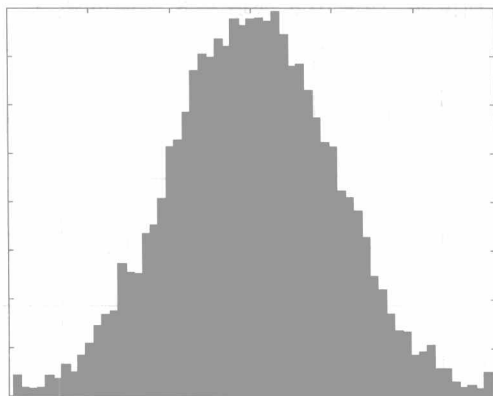


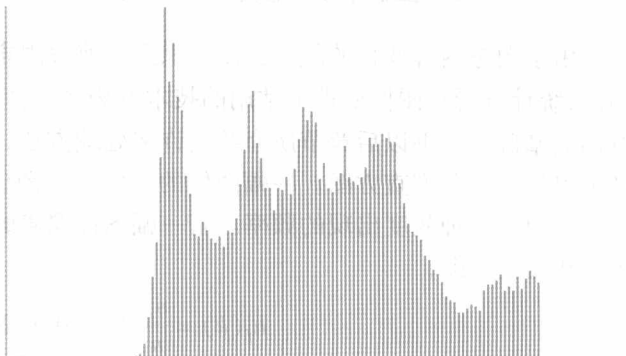
图 1.2 图像灰度直方图

图像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,反映出图像的平均亮度较高,如图 1.3(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,反映出图像的平均亮度较低,如图 1.3(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,则反映出图像灰度对比度较大、明暗层次较丰富,如图 1.3(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,则反映出图像灰度对比度较小、明暗层次较少,图像显得比较“灰”,如图 1.3(g)、(h)所示。

灰度直方图反映的是图像的全局特性,而不是个别像素或局部图像特性。由于图像的随机性,有时图像灰度的全局分布并没有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。



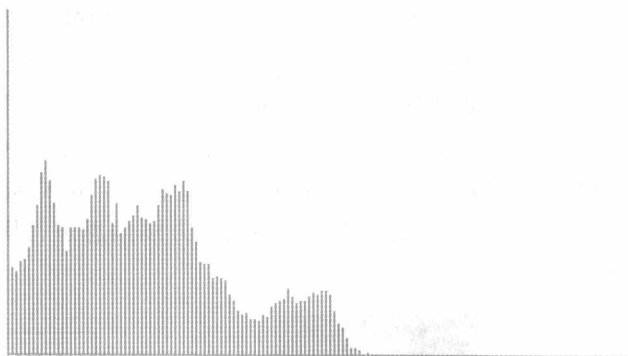
(a)



(b)



(c)



(d)



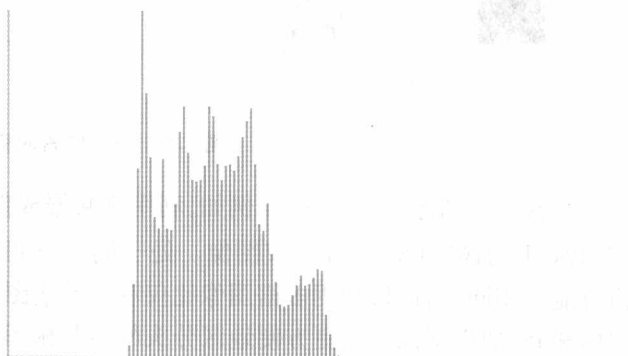
(e)



(f)



(g)



(h)

图 1.3 图像像素的灰度分布

有时灰度直方图中可能出现一些局部的极大值或极小值,这将使基于灰度直方图的后续处理变得复杂化。为便于后续处理,可以按下式对灰度直方图进行局部平滑,以减小局部极值的影响:

$$h'_f(k) = \frac{1}{2m+1} \sum_{i=-m}^m h_f(k+i)$$



合理选择平滑范围 m , 就能得到经过平滑的直方图 $h'_f(k)$ 。

灰度直方图只能反映图像的全局灰度分布特性, 而不能反映图像中各别像素的空间位置信息。因此, 如果图像像素空间位置的改变不影响图像总体灰度分布, 则改变前后的两幅不同图像将具有相同的灰度直方图。如图 1.4 所示, 其中图 (a)、(c) 是两幅明显不同的图像, 但它们相应的灰度直方图 (b) 和 (d) 却完全相同。可见灰度直方图相同的两幅图像本身并不一定相同。在有关的后续处理 (如利用直方图信息进行图像匹配) 中应考虑灰度直方图的这一特点。

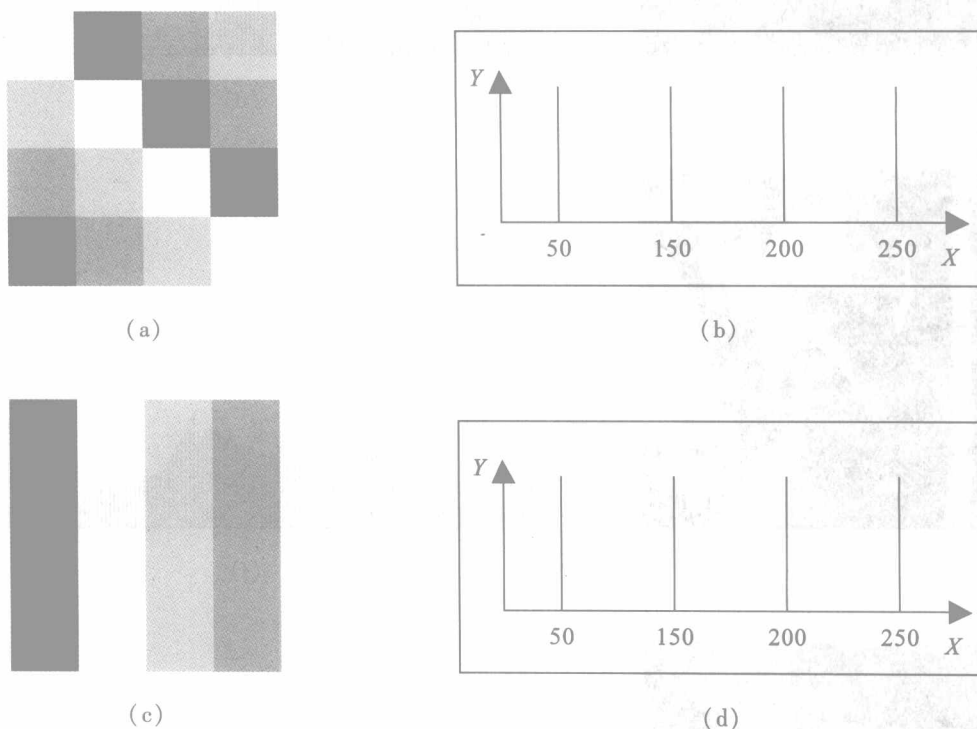


图 1.4 图像像素的空间位置

某些医学图像为多谱图像, 例如, 利用磁共振成像技术可以得到同一组织或器官的 T_1 加权图像、 T_2 加权图像和 Pd 加权图像。处于同一空间位置的像素在不同的多谱图像中的灰度值可能不相同。有时, 利用多谱图像比仅利用单谱图像能得到更多的信息, 例如, 利用 T_2 加权图像和 Pd 加权图像可以更方便地区分头颅磁共振图像中的脑灰质和脑白质。在这种情况下, 使用二维 (或高维) 灰度直方图比一维直方图更能反映多谱图中的像素灰度分布状况。现以磁共振的 T_2 加权图像和 Pd 加权图像为例来说明二维直方图的构成 (见图 1.5)。二维直方图有两个自变量: x 轴代表 T_2 加权图像的灰度值, y 轴代表 Pd 加权图像的灰度值, 坐标为 (x, y) 处的值 (即 z 轴上的值) 是指在 T_2 加权图像中具有灰度值 x , 同时在 Pd 加权图像中具有灰度值 y 的像素个数 (或像素个数和总像素数之比值)。图 1.5(a) 为 T_2 加权图像; 图 1.5(b) 为 Pd 加权图像; 图 1.5(c) 为 T_2 和 Pd 的二维直方图。