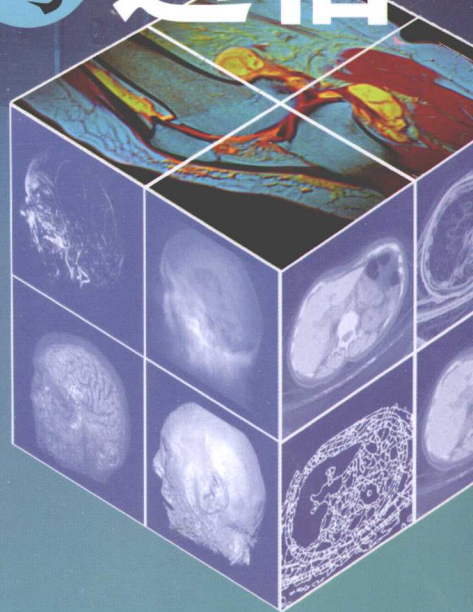


江苏省精品教材建设项目·医学影像信息学

包志华 汤乐民 编著

医学图像 处理、存档与通信

Medical Image Processing,
Archiving and Communications



科学出版社

013026129

R445-43

12

江苏省精品教材建设项目·医学影像信息学

医学图像处理、存档与通信

包志华 汤乐民 编著



科学出版社

北京



北航

C1632987

R445-43
12

103050810

内 容 简 介

医学影像信息学是起源于医学影像学、数字图像处理学、计算机科学和网络信息技术的一门发展中的交叉学科。本丛书探讨了医学影像信息学包含的基本技术和方法,以及它在提高医疗企业信息化水平方面的应用,重点放在医学影像信息学基本原理和应用需求的叙述上,并覆盖当前与临床诊断以及治疗有关的医学影像信息学的主要内容以及进展。

本书是丛书的第二篇:医学图像处理、存档与通信。书中所涉及的内容及讨论的深度适合作为高等院校生物医学工程、医学信息学、医学影像学、电子科学与工程、计算机科学与技术、仪器科学与技术等相关专业学生的教材或教学参考书,也可供相关领域与专业的科研及工程技术人员参考。

图书在版编目(CIP)数据

医学图像处理、存档与通信/包志华,汤乐民编著. —北京:科学出版社, 2013

江苏省精品教材建设项目·医学影像信息学

ISBN 978-7-03-035437-2

I. ①医… II. ①包… ②汤… III. ①影像诊断—信息系统—高等学校—教材 IV. ①R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2012)第 203952 号

责任编辑:潘志坚 闵捷 孙青/责任校对:宣慧

责任印制:刘学/封面设计:殷靓

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>

上海欧阳印刷厂有限公司 印刷

科学出版社编务公司排版制作

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2013 年 1 月第 一 版 开本:787×1092 1/16

2013 年 1 月第一次印刷 印张:23 1/4 插页:2

字数:521 000

定价:60.00 元

丛书前言

医学影像信息学是起源于医学影像学、数字图像处理学、计算机科学和网络信息技术的一门发展中的交叉学科。本丛书探讨了医学影像信息学包含的基本技术和方法,以及它在提高医疗企业信息化水平方面的应用。

丛书的第一主题主要介绍医学成像的物理原理:提供一个关于临床诊断所应用的不同成像模式的概述,重点放在对每一种成像模式的物理基础和工程性质的区别上,并且覆盖当前与诊断有关的医学成像研究的主题以及有关进展。丛书的第二主题主要讨论医学图像处理、存档与通信:首先介绍数字图像处理的基本方法;医学图像分割;医学图像描述与分析;医学图像配准与融合;医学体数据三维可视化;医学图像压缩等主题;接着重点介绍医学影像信息学中关于 PACS 主要研究内容及相关技术;包括 PACS 体系架构、PACS 与放射信息系统(RIS)及医院信息系统(HIS)的集成;PACS 与网络及数据存储、PACS 与工作站、PACS 与医学工业标准的关系、PACS 的实施策略等。

本丛书编写的出发点有三个:一是为了使工程背景的学生熟悉临床/医疗环境的各个方面,使他们能够在医学影像信息学领域适当地运用自己的技能和知识;二是为了使医学背景的学生获得目前工程技术足够的专业知识,以解决临床环境中的具体问题;三是为了使医学信息学专业的学生成为医学影像信息学领域的专家,并获得处理多样性医学影像数据的能力。

在编写过程中作者参考了大量的中英文文献,在此对所有被引用文献的作者表示感谢。由于本书谋划时间较长,加上案头工作繁杂,在罗列参考文献时可能有所遗漏,在此谨向相关文献的作者表示衷心的感谢。

本丛书的出版得到了江苏省精品教材建设项目、江苏省高等教育教改研究课题的资助。李洪君、刘春、王娟、杨韬等老师以及研究生陈香、唐玉婷、张砚满、夏建国为本书做了大量的文字校对和绘图工作,在此一并致谢。

书中的不足和疏漏在所难免,最后诚恳地希望各位读者以及相关领域的各位专家学者批评指正。

包志华 汤乐民

2012年7月

目 录

丛书前言

第 1 章 医学图像处理	2
1.1 概述	2
1.1.1 数字图像术语	2
1.1.2 数字医学图像的主要参数	7
1.1.3 数字医学图像的获取方式	7
1.2 图像变换	8
1.2.1 二维傅里叶变换	8
1.2.2 频率域中的滤波处理	10
1.2.3 二维余弦变换	15
1.2.4 二维小波变换	16
1.3 图像运算	24
1.3.1 点运算	24
1.3.2 代数运算	28
1.3.3 逻辑运算	30
1.3.4 几何运算	32
1.3.5 数学形态学运算	36
1.4 图像增强	41
1.4.1 直方图增强	41
1.4.2 图像平滑	46
1.4.3 图像锐化	51
1.4.4 伪彩色增强	56
1.5 图像复原	59
1.5.1 图像退化模型	60
1.5.2 退化函数估计	61
1.5.3 噪声性质的确定	63
1.5.4 图像的去噪声复原	67
1.5.5 图像的去模糊复原	70
1.5.6 图像几何畸变校正	75
第 2 章 医学图像描述与分析	80
2.1 特征描述的类型	80
2.2 外部特征表达与描述	81
2.2.1 边界的链码表达	81

2.2.2	形状特征描述	84
2.2.3	骨架化及其医学应用	87
2.3	内部特征表达与描述	92
2.3.1	区域灰度描述	93
2.3.2	区域纹理描述	96
2.3.3	医学图像的纹理分析	102
第3章	医学图像分割	105
3.1	经典图像分割方法	105
3.1.1	基于阈值的图像分割法	105
3.1.2	基于边缘检测的图像分割法	113
3.1.3	基于区域的图像分割法	119
3.2	基于特定理论的图像分割方法	123
3.2.1	基于小波变换的图像分割	123
3.2.2	基于神经网络的图像分割	124
3.2.3	基于数学形态学的图像分割	124
3.2.4	基于模糊数学的图像分割	126
3.2.5	基于分形维数的图像分割	126
3.3	医学图像分割算法的评价	127
3.3.1	对评价方法的基本要求	127
3.3.2	图像分割质量评价方法	128
3.3.3	理想图像样本库的建立	130
第4章	医学图像配准与融合	132
4.1	概述	132
4.1.1	医学图像配准的基本概念	132
4.1.2	医学图像配准分类	133
4.1.3	医学图像配准的基本流程	135
4.2	医学图像配准基础	135
4.2.1	特征空间提取	135
4.2.2	空间变换	136
4.2.3	灰度插值	138
4.2.4	相似性测度	139
4.2.5	优化策略	142
4.3	基于特征点的医学图像配准	145
4.3.1	特征点的选取	146
4.3.2	全局配准法	147
4.3.3	局部配准法	148
4.4	基于表面的医学图像配准	149
4.4.1	刚体模型法	149

4.4.2 形变模型法	150
4.5 基于容积的医学图像配准	151
4.6 医学图像配准的评估	152
4.6.1 用于评估的参数	152
4.6.2 专家的主观评估	153
4.6.3 利用模型的评估	153
4.6.4 基于互信息的评估	153
4.7 医学图像融合	154
4.7.1 基于数学/统计学的图像融合	154
4.7.2 基于逻辑算子的图像融合	155
4.7.3 基于伪彩色的图像融合	156
4.7.4 基于非监督聚类的图像融合	157
4.7.5 基于多分辨率技术的图像融合	158
第 5 章 医学体数据三维可视化	160
5.1 概述	160
5.1.1 医学体数据可视化发展简史	160
5.1.2 三维医学影像信息学的基本概念	161
5.1.3 三维医学影像信息学的作用	163
5.2 体数据可视化的主要技术	164
5.2.1 图像三维可视化	164
5.2.2 表面绘制	164
5.2.3 体绘制	169
5.3 体数据可视化的临床应用	175
5.3.1 数字骨科实例	176
5.3.2 肿瘤精确放射治疗实例	179
5.4 虚拟现实技术	182
5.4.1 什么是虚拟现实	182
5.4.2 虚拟现实系统的构成	184
5.4.3 VR 硬件	185
5.4.4 VR 开发环境	188
5.4.5 VR 技术的医学应用	191
第 6 章 医学图像压缩	197
6.1 概述	197
6.1.1 医学图像压缩的必要性	197
6.1.2 医学图像压缩的可能性	198
6.1.3 医学图像压缩的分类	199
6.1.4 图像压缩术语简介	199
6.1.5 图像压缩的评价	200

6.1.6 医学图像压缩的应用	201
6.2 图像无损压缩	201
6.2.1 无损预测编码	202
6.2.2 熵编码	203
6.3 图像有损压缩	206
6.3.1 有损预测编码	207
6.3.2 正交变换编码	207
6.4 图像压缩标准	211
6.4.1 JPEG 和 MPEG	211
6.4.2 JPEG2000 和运动 JPEG2000	216
6.4.3 医学成像中的 JPEG 压缩	218
6.4.4 DICOM 与医学图像压缩	220
第7章 PACS 的基本概念	223
7.1 概述	223
7.1.1 PACS 发展简史	224
7.1.2 PACS 的基本分类	224
7.2 PACS 基本架构及相关技术	228
7.2.1 DICOM、HL7、IHE 简介	228
7.2.2 PACS 的硬件结构	230
7.2.3 PACS 的软件结构	235
7.3 PACS 实施的主要意义	236
7.3.1 传统放射学工作流程与 PACS 工作流程的比较	236
7.3.2 PACS 实施的主要意义	237
7.3.3 PACS 未来发展趋势	239
第8章 PACS 主要体系架构	241
8.1 PACS 体系架构	242
8.1.1 集中式体系结构	242
8.1.2 客户/服务器体系结构	243
8.1.3 浏览器/服务器体系结构	243
8.1.4 分布式体系结构	244
8.2 PACS 的安全技术	245
8.2.1 网络防火墙技术	245
8.2.2 身份认证技术	247
8.2.3 数据加密技术	247
8.2.4 DICOM 标准中的安全技术	248
8.3 PACS 与 RIS、HIS 的集成	249
8.3.1 HIS、RIS、远程放射学简介	249
8.3.2 PACS 与 RIS、HIS、远程放射学的关系	252

8.3.3 PACS 与 RIS、HIS 的集成	253
第 9 章 PACS 与网络、数据存储	256
9.1 PACS 与网络技术	256
9.1.1 数字医学图像传输网络设计总则	256
9.1.2 数字医学图像传输对网络的要求	257
9.1.3 数字医学图像传输的网络标准	258
9.2 数字医学图像传输网络技术基础	259
9.2.1 以太网	259
9.2.2 异步传输模式	261
9.2.3 无线网络	262
9.2.4 无线网络在移动 PACS 中的应用	267
9.3 PACS 与数据存储技术	270
9.3.1 PACS 存储方式	270
9.3.2 PACS 存储架构	273
9.3.3 PACS 存储策略	277
9.4 PACS 与数据灾难恢复	280
9.4.1 PACS 数据备份	281
9.4.2 PACS 数据灾难恢复	285
第 10 章 PACS 与图像工作站	287
10.1 PACS 图像工作站	287
10.1.1 PACS 工作站的分类	287
10.1.2 PACS 工作站软件	290
10.2 基于 Web 的 DICOM 图像发布	293
10.2.1 Web 技术的基本概念	294
10.2.2 基于 Web 的 PACS 浏览工作站	295
10.3 医疗级显示器	296
10.3.1 医疗级显示器的技术特点	297
10.3.2 PACS 显示器的选择	299
10.3.3 医疗级显示器的质量控制	299
第 11 章 PACS 与医学工业标准	303
11.1 DICOM 标准概述	303
11.1.1 DICOM 标准发展简史	303
11.1.2 DICOM 总体结构与主要内容	304
11.1.3 DICOM 标准修订与扩展	306
11.2 DICOM 3.0 标准	308
11.2.1 DICOM 标准如何工作	308
11.2.2 DICOM 基础概念	310
11.2.3 DICOM 文件格式	315

11.2.4	DICOM 上层服务	319
11.2.5	DICOM 应用消息交换	323
11.2.6	DICOM 一致性声明	328
11.2.7	DICOM 本地化与中文化	329
11.3	HL7 标准	330
11.3.1	医疗信息交换标准化的必要性	331
11.3.2	HL7 的信息结构	332
11.3.3	HL7 v2.x 与 HL7 v3.0	335
11.3.4	HL7 应用模式	338
11.4	IHE	338
11.4.1	IHE 概述	339
11.4.2	IHE 放射学技术架构	339
11.4.3	基于 IHE 的医学影像信息系统	341
第 12 章	PACS 的实施策略	342
12.1	PACS 实施模式的比较	342
12.1.1	PACS 实施模式	342
12.1.2	PACS 评估	347
12.2	PACS 建议需求书	348
12.2.1	什么是 RFP	348
12.2.2	RFP 的主要内容	349
12.2.3	RFP 的技术需求	352
12.2.4	RFP 运作需求	356
12.2.5	RFP 商务需求	356
12.2.6	RFP 资金支持	357
12.2.7	RFP 人员培训	357
12.2.8	RFP 实施计划、支持与维护	358
	参考文献	359
	彩图	

数字图像处理(digital image processing, DIP)是指利用计算机对数字图像进行处理的过程,一方面为了改善数字图像的视觉效果,提高图像信息的可分辨性;另一方面是使图像经处理后更有利于数字图像的分析过程。数字图像分析(digital image analysis, DIA)则是利用计算机提取数字图像中有意义的信息,侧重于构造图像的描述方法,更多地采用符号表示各类图像,基于各种有关知识进行推理,而不是对图像本身进行运算。

医学成像技术与数字技术、计算机技术的结合,产生了大量非胶片介质的数字影像。在临床诊断和治疗过程中,迫切需要一个影像信息系统来管理这些医学影像及相关信息,以解决现代化医院所面临的如何存储海量影像数据,如何快速查询、及时调用和有效利用影像信息,如何共享医院内外的影像信息等诸多问题。在这样的需求背景下,诞生了医学图像存档及通信系统(PACS)。在医疗信息技术的支撑下,PACS 迅速发展并获得了广泛应用,成为医疗卫生企业临床信息系统(CIS)的重要组成部分。

本书首先从数字图像的定义和描述开始,介绍了图像变换、图像运算、图像增强、图像复原等方法;讨论了医学图像分割;医学图像描述与分析;医学图像配准与融合;医学体数据三维可视化;医学图像压缩等主题。从中可以看到:利用增强处理,能够提高数字图像的视觉效果;利用图像融合,可以有效地提高图像信息的利用率;利用重建图像,可以实现三维数据场的可视化;利用编码和压缩,有助于医学图像的存储和传输。

通过这部分内容的学习,读者应该做到:

- 1) 掌握医学图像处理的基本方法;
- 2) 描述基于区域的和基于边界的图像分割所用的主要技术;
- 3) 了解医学图像描述与分析的主要方法及其特点;
- 4) 了解医学成像中三维可视化的重要性,针对特定的应用选择适当的绘制技术;
- 5) 描述虚拟现实系统的应用。

本书接着从 PACS 的基本概念开始,重点介绍了 PACS 基本架构及相关技术;PACS 实施的主要意义;PACS 的主要研究内容,包括体系架构、安全体系架构、PACS 与放射信息系统(RIS)及医院信息系统(HIS)的集成;PACS 与网络、数据存储;PACS 与工作站;PACS 与医学工业标准;最后介绍了 PACS 实施策略。介绍内容重点放在基本原理和应用需求的叙述上,并覆盖当前与临床诊断与治疗有关的医学影像信息学的主题以及进展。

通过这部分内容的学习,读者应该做到:

- 1) 理解 PACS 技术以及对医院信息化进程的影响;
- 2) 了解对 PACS 构建产生重大影响的存储与显示技术的主要特征;
- 3) 了解医学工业标准对 PACS 实施的重要作用;
- 4) 能够对 PACS 供应商提供的 PACS 实施解决方案进行性能、指标的比较,为决策者提供技术支持。

第 1 章 医学图像处理

医学影像信息学的研究与应用涉及大量的医学图像, 这些图像包含了关于人体生命现象的许多有价值信息, 由于受制于成像系统的固有缺陷、人眼视觉系统特性以及算法描述的局限性, 目前尚未能对图像中所含的全部信息实现定量分析。图像处理的基本目的有两个: 一是改善图像的视觉效果; 二是使图像变得更利于计算机定量分析。从原理上说, 医学图像处理与一般的图像处理没有原则的区别, 但医学图像分析更侧重从临床诊断的目标出发, 客观和准确地描述医学图像中的各种信息。

1.1 概 述

从技术上可以将图像处理分为数字方法和模拟方法两大类。模拟图像处理技术采用的是光学摄影处理、视频电路信号处理等方法, 具有实时(real time)处理的优点, 但处理过程易受不确定因素的干扰, 灵活性较差, 适用面较窄, 而且不具备图像理解能力和非线性处理能力。数字图像处理实现的过程可以概括为应用计算机或其他数字信号处理器(digital signal processor, DSP)对某个由图像信息经采样和量化获得的二维函数进行一定的数学运算, 使其达到预期的目标, 从而提高图像的实用性。

1.1.1 数字图像术语

在理解数字医学图像时, 熟悉和掌握数字图像的基本概念十分重要, 其中的许多概念分别对应了图像采样和量化过程。

1) 数字图像 一幅数字图像是一个非负整数的二维矩阵 $f(x,y)$, 这里 $1 \leq x \leq M, 1 \leq y \leq N$, M 和 N 是正整数, 分别代表矩阵的行数和列数。对于一个给定的 x 和 y , 图像中由坐标 (x,y) 表示的最小矩形称为像素, $f(x,y)$ 是其相应的像素值。当 $M=N$ 时, $f(x,y)$ 就成为一幅数字方阵图像, 临床上所用的大多数断层影像都是方阵图像。三维图像则可表示为 $f(x,y,z)$, 此时图像的最小单元称为体素。

2) 数字化和数字采集 数字化是一个对模拟图像进行采样(sampling)和量化(quantization)的过程。图像采样是对模拟图像在空间点阵上取样, 也就是空间位置上的离散化, 可以视为在模拟图像上覆盖一组等间隔的水平线和垂直线(图 1.1), 采样点取在它们的交点上, 每个交点的位置由一对 (x,y) 坐标确定。空间采样后, 图像转变为采样点阵列。对每个采样点的灰度值离散化, 即用有限个数值来代替连续无限多的连续灰度值。图 1.2 说明了量化过程。若连续灰度值用 z 来表示, 对于满足 $z_j < z < z_{j+1}$ 的 z 值, 都量化为整数 q_i 。 q_i 称为像素的灰度值; z 与 q_i 的差称为量化误差, 有时也称为量化噪声。如果用 8-bit 实现对像素值的量化, 其结果是把从黑到白连续变化的灰度值量化分层为 256 级灰度等级(gray level), 灰度值的范围为 0~255, 表示亮度从小到大, 对应图像中的颜

色为从深到浅。



图 1.1 图像采样网格示意图

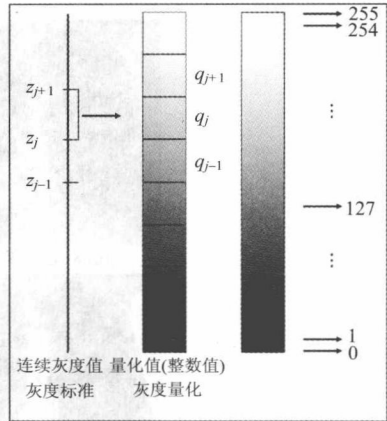


图 1.2 图像灰度量化示意图

可以看到，由于数字化图像是对模拟图像的一个逼近，对模拟图像进行的空间采样和灰度量化的存在误差。因此，空间采样时采用多大间隔的一组水平线和垂直线、间隔是否均匀、对采样点的量化取多少个灰度层次等都会对区分图像的细节产生影响。数字图像空间采样点阵的数目决定了数字图像的空间分辨率(图 1.3)，数字图像量化的深度则对数字图像的对比度分辨率有着重要的影响(图 1.4)。

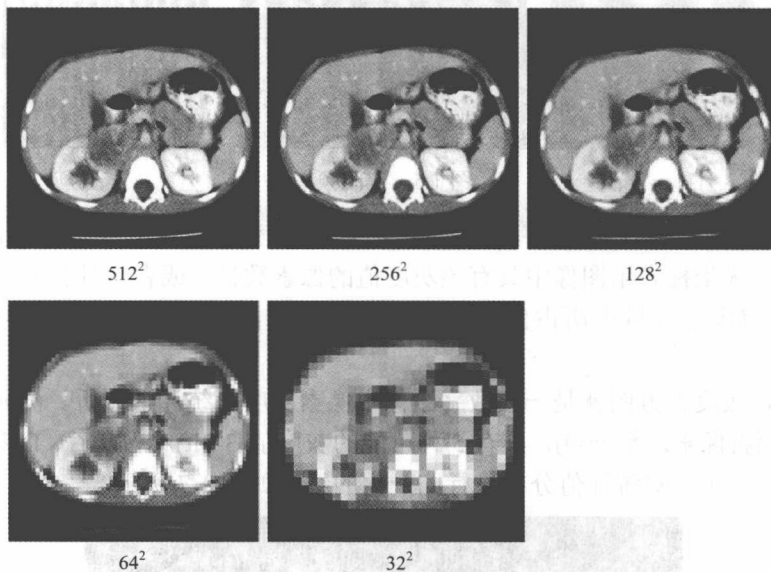


图 1.3 图像采样对图像空间分辨率的影响

3) 空间频率 如果信号随时间作周期性变化，那么可用频率进行度量；类似地，如果信号随空间距离作周期性变化，则可用空间频率进行描述。空间频率不仅能够描述信号的一般性质，而且可以用来表示图像明暗变化的快慢。如图 1.5 所示，三幅图在水平方向都表现为明暗的变化，空间频率是按照从左向右的顺序增高的。高的空间频率主要表征图

像的细微变化或细节内容；低的空间频率则描述图像中大的物体轮廓或变化趋势。

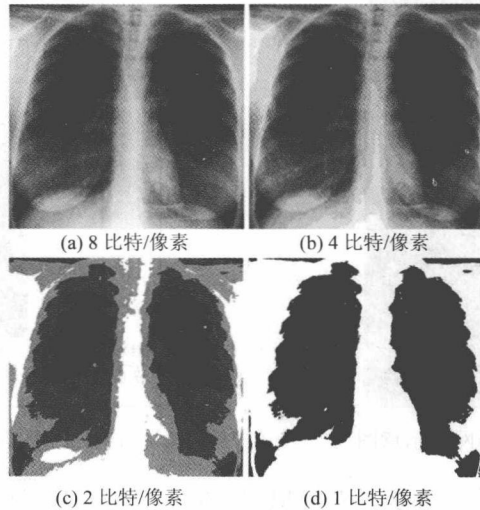


图 1.4 量化深度对图像对比度分辨率的影响

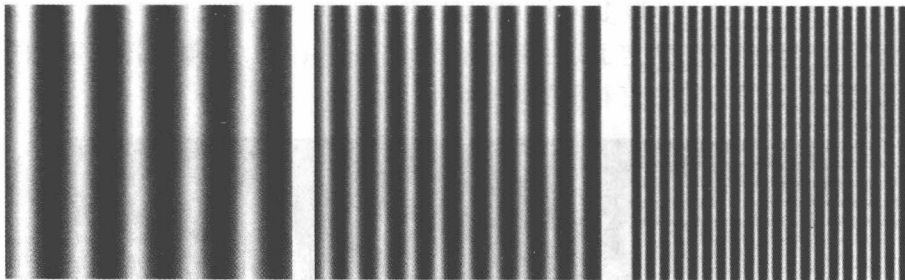


图 1.5 空间频率

4) 灰度直方图 对一幅数字图像所包含的全体像素的灰度值做统计, 并且用横坐标表示灰度值, 纵坐标表示图像中具有该灰度值的像素数目, 或表示具有某一灰度值的像素数目在总的像素数目中所占的比例, 这样绘制的曲线叫做图像的灰度直方图(gray histogram)。

简言之, 灰度直方图就是一幅数字图像中像素灰度的统计学分析。例如, 如果有一幅 3×3 的图像(像素总数 $n=9$), 具有 5 种可能的灰度值(3-bit)A、B、C、D 和 E, 统计值分布如图 1.6 所示。对统计值分布进行归一化的结果如图 1.7 所示。

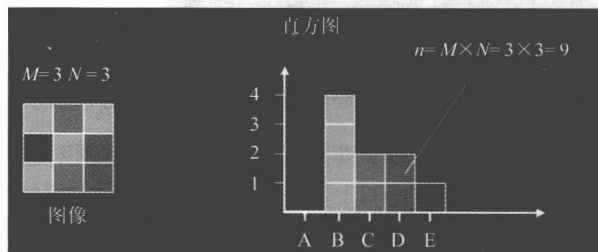


图 1.6 灰度直方图示意图

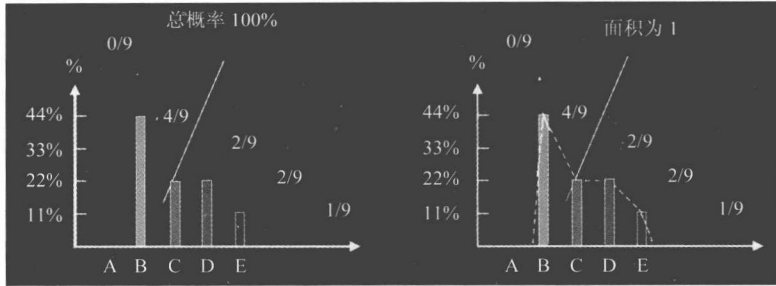


图 1.7 归一化灰度直方图

依据图像对比度分辨率的高低,相应的灰度统计分布形式可以是近似连续曲线,也可以是分离线段或柱状图形(图 1.8)。图 1.8(a)对应于对比度分辨率较高的图像,为一条连续的曲线;图 1.8(b)表示对比度分辨率减小后的图像;图 1.8(c)是将离散线段顶部用水平线段连接后的柱状图形。

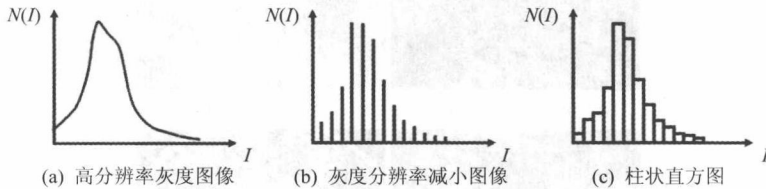


图 1.8 灰度直方图示例

灰度直方图代表了明暗程度、细节清晰度和动态范围等图像的整体性质(图 1.9)。图 1.9(a)的直方图表示图像具有较多的低灰度值像素,整体视觉效果图像显得偏暗。图 1.9(b)的直方图则说明图像中高灰度值的像素较多,图像显得偏亮。图 1.9(c)的直方图中像素主要集中在直方图中部的很窄的区域,表明图像动态范围小,视觉效果上该亮的不亮,该暗的不暗,细节不易区别。重新表达灰度值总体分布,得到图 1.9(d)所示的直方图,处理后的图像灰度像素分布的范围较宽而且均匀,所以图像的亮暗等级容易区别,看上去显得生动清晰,细节丰富。

由此可见,灰度直方图是图像质量的一种表现,直方图提供了原图像的灰度值分布情况。根据灰度直方图可以推断图像的某些特征,或者通过改变直方图的形状来达到增强图像对比度的效果。

有时候,整幅图像的直方图不能够表现任何感兴趣的点,此时局部直方图可能更有价值。图 1.10 是使用 Photoshop 表现的被选择区域的直方图。

5) 图像显示 数字图像可以硬拷贝方式打印在胶片上或特定的纸上,也可以软拷贝方式在阴极射线管(cathode ray tube, CRT)或液晶(liquid crystal display, LCD)显示器上显示。软拷贝方式是挥发性的,一旦显示设备切断电源,显示器上的图像将不复存在。为了以软拷贝方式显示数字放射影像,首先需要将像素值转变为与电视工业所使用的常规视频信号兼容的模拟信号,这个过程称为 D/A 转换。

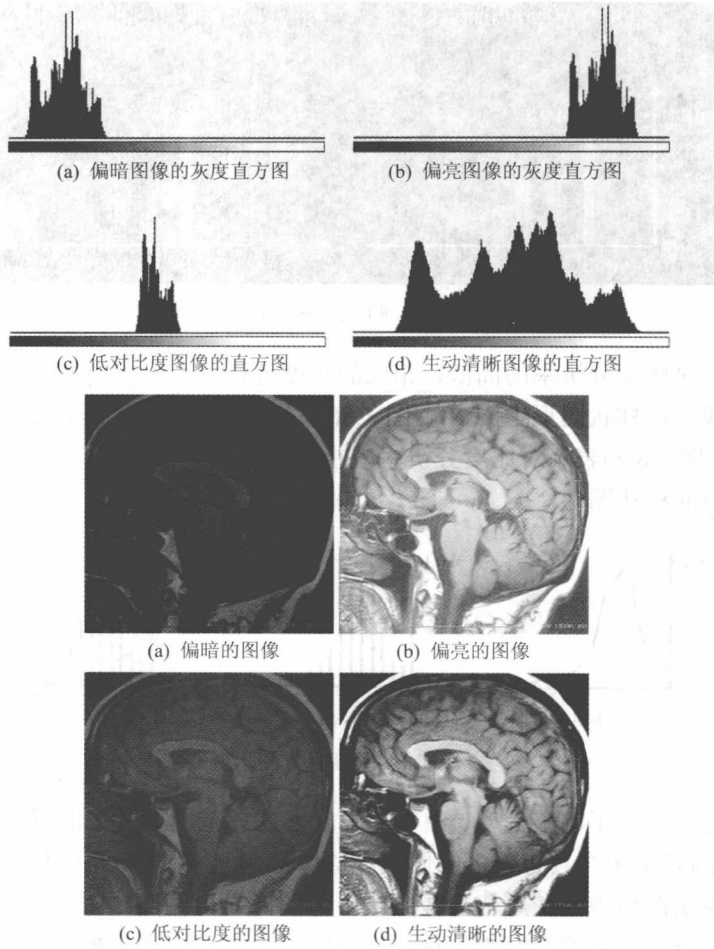


图 1.9 灰度直方图与图像的视觉效果

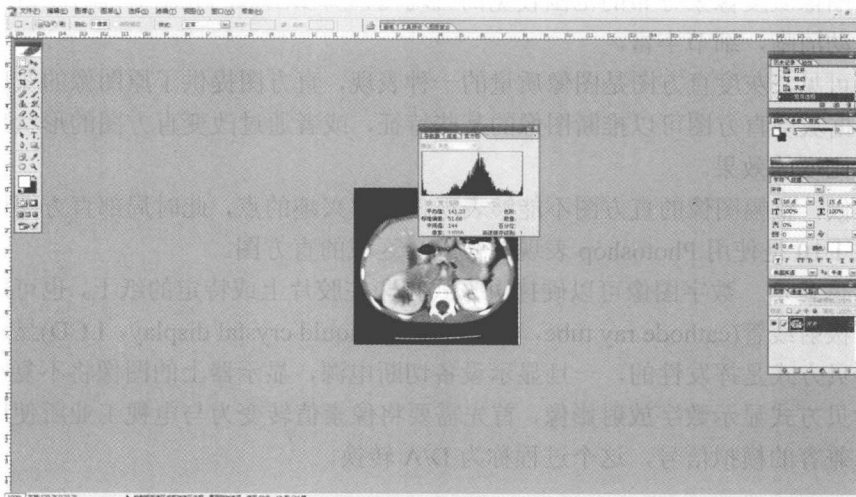


图 1.10 选择区域的直方图显示

1.1.2 数字医学图像的主要参数

所有图像可通过图像质量的一些参数来描述其性质。这些参数中最为常用的参数是空间分辨率、对比度分辨率和时间分辨率。这些参数已经被广泛地用于描述传统 X 射线图像的特征，它们也提供了对以数字成像模式获得的图像进行比较的客观方法。

1) 空间分辨率 与图像的锐利度有关，是指采样网格在水平方向和垂直方向上分格的具体数目。对于数字图像而言，空间分辨率通常与单位图像面积上的像素数目有关。

2) 对比度分辨率 是一种区别微小密度差异能力的度量指标，它依赖于可测量的参数(如 X 射线衰减系数)。对于数字图像，对比度分辨率与每像素的比特数有关。

3) 时间分辨率 是一种对形成图像所需时间的度量指标。如果与成像的物理过程同时产生图像，则认为成像过程是具有实时应用性质的。以至少每秒 30 帧图像的速率，便有可能获得跳动心脏的清晰图像。

其他特定的与医学成像有关的参数包括有创程度、电离辐射剂量、患者不适程度、设备的大小(便携性)、描述生理功能以及解剖结构的能力、可用性和在特定场合的手续费用等。一个完备的成像模式应产生具有高的空间、对比度和时间分辨率的图像，而且成像过程具有成本低、轻便，风险、痛苦小和无创等特点；成像应尽可能采用非电离辐射方式，并且可表现生理功能和解剖结构。

1.1.3 数字医学图像的获取方式

1) 过渡方式 通过 CCD 摄影机+基于 PCI 总线的真彩色图像卡或扫描仪方式实现医学图像数字化的方式称为过渡方式。CCD 技术成熟，具有结构简单、低噪声、长寿命、高精度和成像质量好等特点。CCD 的一个光敏单元可看作是一个像素，因此 CCD 的空间分辨率主要取决于其构成一幅图像的像素数。像素数越多，图像的空间分辨率越高。以 CCD 摄像机记录医学图像时，需要利用图像采集卡作为医学图像与计算机之间的通信接口，完成模拟视频信号到计算机数字图像的转换。

X 射线平片影像的数字化可由胶片扫描仪实现。在所有的数字化仪中，激光扫描仪是一个“金标准”，因为它能最佳地保留原始模拟图像的分辨率。例如，一台激光胶片扫描仪能够将一幅标准的 14 英寸^①×17 英寸的 X 射线片数字化为 2000×2500×12-bit 的数字图像。

2) 间接方式 指通过某些中间技术，如影像增强器-电视系统(image intensifier TV system)、成像板(IP)等，将不可见 X 射线转换成可见光，再利用光电转换器，如光电倍增管(PMT)，将可见光信号转变为电信号，最后经数/模转换器(A/D)转换为数字信号。

DSA、数字荧光透视(DF)和数字胃肠检查(DI)等成像链中使用的是影像增强器-电视系统。CR 中的关键部件是 IP 板。X 射线照射后将接收的能量以潜影的方式存储于 IP 板内，当利用读出装置获取影像信息时，激光束扫描 IP 板，潜影受到二次激发光照射而发射与一次激发光所携带信息相关的荧光，通过光导收集，经光电转换并放大后由

^① 1 英寸≈2.54cm，下同。