

普通高等教育“十二五”规划教材  
全国高等医药院校规划教材

# 医学影像图像处理 实践教程



主编 邱建峰 聂生东

清华大学出版社

014007239

普通高等教育“十二五”规划教材  
全国高等医药院校规划教材

R445-43  
15

内容简介

本书为普通高等医药院校医学影像学专业的专业基础课程教材，主要介绍医学影像图像处理的基本原理、方法和应用。全书共分8章，主要内容包括：绪论、医学影像图像处理的基本原理、医学影像图像的采集与重建、医学影像图像的增强与分割、医学影像图像的配准与融合、医学影像图像的三维重建、医学影像图像的存储与传输、医学影像图像的显示与打印。本书可作为普通高等医药院校医学影像学专业的专业基础课程教材，也可供从事医学影像图像处理工作的工程技术人员参考。

# 医学影像图像处理 实践教程



主编 邱建峰 聂生东



R445-43  
15

清华大学出版社



北航

C1690299

## 内 容 简 介

本教材作为医学影像图像处理课程的理论和实践指导教材,并作为开办影像技术专业的院校的该专业基础课教材。全书着眼于放射、超声、核医学和放疗领域的影像处理与应用,以医学影像的产生、特点、处理方法、临床应用为基本框架,讲述影像增强、影像分割、影像融合、影像变换、影像重建等知识。着重强调医学图像处理在现代医学影像实践(放射、放疗、核医学)中的具体应用。

版权所有,侵权必究。侵权举报电话:010-62782989 13701121933

### 图书在版编目(CIP)数据

医学影像图像处理实践教程/邱建峰,聂生东主编.--北京:清华大学出版社,2013

普通高等教育“十二五”规划教材 全国高等医药院校规划教材

ISBN 978-7-302-32458-4

I. ①医… II. ①邱… ②聂… III. ①影像诊断-图象处理-高等学校-教材 IV. ①R445

中国版本图书馆CIP数据核字(2013)第106341号

责任编辑:王 华  
封面设计:戴国印  
责任校对:赵丽敏  
责任印制:宋 林

出版发行:清华大学出版社

网 址: <http://www.tup.com.cn>, <http://www.wqbook.com>

地 址:北京清华大学学研大厦A座 邮 编:100084

社总机:010-62770175 邮 购:010-62786544

投稿与读者服务:010-62776969, [c-service@tup.tsinghua.edu.cn](mailto:c-service@tup.tsinghua.edu.cn)

质量反馈:010-62772015, [zhiliang@tup.tsinghua.edu.cn](mailto:zhiliang@tup.tsinghua.edu.cn)

印装者:北京嘉实印刷有限公司

经 销:全国新华书店

开 本:185mm×260mm 印 张:11.5

字 数:302千字

版 次:2013年8月第1版

印 次:2013年8月第1次印刷

印 数:1~3000

定 价:29.80元

产品编号:042648-01



# 编者名单

主 编 邱建峰 聂生东

副主编 牛延涛 黄忠浩

编写人员 (以姓氏拼音为序)

巩 萍 徐州医学院

黄忠浩 万杰医学院

景 斌 首都医科大学

康天良 首都医科大学附属北京同仁医院

李明彩 新乡医学院

李文博 北京协和医学院附属北京协和医院

聂生东 上海理工大学

牛延涛 首都医科大学附属北京同仁医院

邱建峰 泰山医学院

张光玉 泰山医学院

# 前 言

## PREFACE

图像处理的方法博大精深，其在医学里的应用更是随着医学成像技术的发展而日新月异。对于从事医学影像技术工作的技师而言，掌握一定的医学影像处理基础，了解较新的医学图像处理应用，可提高工作效率，减轻工作负担。对于即将从事医学影像技术工作的医学影像、生物医学工程和医学物理专业的学子，医学影像处理更是需要能熟练应用的基本工具。

基于以上考虑，我们联合了国内开设医学影像处理的几所医学院校专业教师，从实际应用的角度出发，编写了这本基于 Matlab 的医学图像（影像）处理实践教程，以帮助广大学子和影像技术同道简单快速地切入医学影像处理的实用层面，并灵活地应用到实际工作中。

我们希望提供给读者一本简洁实用的小册子，一本方便准确的实验指导书。因此，对于图像处理复杂纷繁的具体原理仅作简单介绍，而将重点放在针对医学影像的具体处理应用和方法实现中。书中所用图像多是临床实际医学影像，所设计的具体实验也以常见的临床影像处理为主。

本书共 8 章内容，含 18 个实验项目。第 1 章绪论，由泰山医学院邱建峰博士和上海理工大学聂生东教授编写；第 2 章医学影像基础，由新乡医学院李明彩老师编写；第 3 章医学影像运算与增强，由首都医科大学附属北京同仁医院牛延涛博士、康天良技师编写；第 4 章医学影像分割，由万杰医学院黄忠浩老师编写；第 5 章医学影像的配准与融合，由徐州医学院巩萍博士编写；第 6 章医学影像重建和第 7 章影像三维可视化，由泰山医学院邱建峰、张光玉博士编写；第 8 章医学功能影像分析，由中国医学科学院北京协和医学院附属北京协和医院李文博物理师和首都医科大学景斌博士合作编写。限于时间和精力，部分参考文献可能由于疏漏未被列入本书参考文献目录，敬请谅解。

感谢清华大学出版社的鼎力支持，感谢王华编辑的辛勤工作。限于我们的专业水平和能力，书中难免存在错误，敬请读者批评指正。

编 者

2013 年 1 月

# 目 录

## CONTENTS

### 第1章 绪论 ..... 1

#### 第1节 医学数字成像系统概述 ..... 1

- 一、数字X线成像 ..... 2
- 二、断层成像 ..... 2
- 三、其他成像 ..... 5

#### 第2节 常用医学影像处理工具 ..... 6

- 一、基本图像处理语言 ..... 6
- 二、常用影像处理软件 ..... 8

#### 实验一 CT、MRI 断层影像数据的采集 ..... 9

#### 参考文献 ..... 23

### 第2章 医学影像基础 ..... 24

#### 第1节 医学影像数据格式 ..... 24

- 一、DICOM 标准简介 ..... 24
- 二、DICOM 标准的关键概念 ..... 24

#### 第2节 医学影像格式转换和基本处理 ..... 26

- 一、医学影像格式转换 ..... 26
- 二、基本处理 ..... 28

#### 实验二 DICOM 格式医学影像的格式转换和基本处理 ..... 29

### 第3章 医学影像运算与增强 ..... 33

#### 第1节 医学影像的灰度变换 ..... 33

- 一、数字X线影像的灰阶处理 ..... 33
- 二、数字X线影像的 $\gamma$ 校正 ..... 34
- 三、分段线性灰度变换 ..... 35
- 四、影像代数运算 ..... 36

#### 实验三 医学影像的灰度运算与代数运算 ..... 38

#### 第2节 医学影像的几何运算 ..... 41

- 一、影像的插值算法 ..... 41
- 二、平移 ..... 43
- 三、缩放 ..... 43
- 四、影像的旋转 ..... 43
- 五、医学影像的镜像处理 ..... 44
- 六、医学影像的剪切 ..... 44

#### 实验四 医学影像的几何运算 ..... 46

#### 第3节 医学影像增强 ..... 51

- 一、直方图增强 ..... 52
- 二、空域滤波 ..... 52
- 三、医学影像的滤波降噪 ..... 56
- 四、形态学处理 ..... 58

#### 实验五 医学影像的影像增强 ..... 58

#### 实验六 医学影像的形态学增强 ..... 67

#### 参考文献 ..... 70

### 第4章 医学影像分割 ..... 71

#### 第1节 医学影像的分割 ..... 71

- 一、CT 骨骼影像的阈值分割 ..... 71
- 二、MRI 影像脑组织的分割 ..... 75
- 三、分割算法的评价 ..... 81

#### 实验七 MRI 颅脑影像的分割 ..... 81

#### 第2节 微观影像分割 ..... 85

- 一、微观影像简介 ..... 85
- 二、细胞影像分割 ..... 88

#### 实验八 细胞影像分割 ..... 91

#### 参考文献 ..... 94

**第5章 医学影像的配准与融合** ..... 95

第1节 医学影像的配准 ..... 95

- 一、医学影像配准概念 ..... 95
- 二、医学影像配准方法的分类 ..... 96
- 三、医学影像配准的基本过程 ..... 97
- 四、医学影像配准方法介绍 ..... 100

实验九 多模医学影像的配准 ..... 101

第2节 医学影像融合 ..... 108

- 一、医学影像融合概念 ..... 108
- 二、医学影像融合的分类 ..... 108
- 三、常用的医学影像融合方法 ..... 109
- 四、医学影像融合效果评价 ..... 111

实验十 多模医学影像的融合 ..... 113

参考文献 ..... 119

**第6章 医学影像重建** ..... 120

第1节 CT影像重建 ..... 120

- 一、基本重建方法 ..... 121
- 二、傅里叶变换法与反投影法 ..... 122

第2节 磁共振影像重建 ..... 125

- 一、直接傅里叶重建 ..... 125
- 二、其他重建方法 ..... 126

实验十一 平行束反投影、扇形束反投影的CT影像重建 ..... 127

实验十二 锥束CT (cone beam CT) 影像重建 ..... 132

实验十三 MRI的K空间数据采集与影像重建 ..... 135

参考文献 ..... 139

**第7章 影像三维可视化** ..... 140

第1节 面绘制技术 ..... 140

第2节 体绘制技术 ..... 141

- 一、体绘制方法 ..... 141
- 二、最大(小)密度投影 ..... 142

第3节 体数据二维重建 ..... 142

第4节 虚拟内镜 ..... 143

实验十四 MRI影像的多平面重建 ..... 144

实验十五 基于Matlab的MRI的表面绘制 ..... 147

实验十六 基于Matlab的MRI血管表面绘制 ..... 148

实验十七 基于MIMICS的断层影像三维重建 ..... 151

参考文献 ..... 155

**第8章 医学功能影像分析** ..... 156

一、功能磁共振成像原理 ..... 156

二、功能磁共振成像的过程 ..... 157

三、功能磁共振成像数据处理 ..... 157

实验十八 基于SPM的功能磁共振影像数据处理 ..... 159

参考文献 ..... 173

# 第1章

## 绪论

医学影像(图像)处理技术是图像处理的一个重要分支,是指使用图像处理技术对医学影像进行获取、处理、增强等操作,以得到医学所需的人体信息和生物信息。

随着现代成像技术的发展,医学影像处理技术逐渐融合了医学影像学、医学信息学、图形学等多领域的内容,成为一门交叉学科。在生命科学研究和疾病的发现与治疗中,体现出重要的应用价值。

与一般意义的图像处理相比,医学影像处理体现出其特殊性和实用性。医学影像处理的处理对象为医学影像,如何从现有医学数字影像中获取更多利于诊断的信息,是医学影像处理的最直接目的。对具体技术的应用皆是围绕这一目的展开的。因此,对技术和算法本身的追求并不重要,重要的是技术使用的效果和便利性。

目前的医学影像处理技术主要集中在影像信息的增强,病灶信息的识别和量化,对影像中组织的分割、融合和重建,功能影像的分析,基于定量影像学 and 精确治疗的影像综合处理等领域。

### 第1节 医学数字成像系统概述

医学影像的来源是医学数字成像系统,也就是广泛存在于医院和医学研究机构的数字X线摄影(digital radiography)、数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA)、X线计算机断层成像(computed tomography, CT)、磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)、超声成像(ultrasound imaging, USI)、放射性核素成像(radioactive nuclide imaging, RNI)等,其中数字X线摄影包括计算机X线摄影(computer radiography, CR)、直接数字X线摄影(direct digital radiography, DDR或DR)和多丝正比电离室X线摄影。放射性核素成像系统又包含 $\gamma$ 照相机(gamma camera)、单光子发射型计算机断层(single photon emission computed tomography, SPECT)和正电子发射型计算机断层(positron emission computed tomography, PET)。

从更广义的角度讲,医学成像系统还应包含其他非常见医学成像系统、显微成像系统和动物成像系统。非常见医学成像系统是指非放射科、核医学科和放疗科所使用的医学成像系统,包含内镜、光学相干断层成像(optical coherence tomography, OCT)、红外成像仪、微波成像仪、热成像等。这些成像系统成像的物理源各不相同,包括可见光、激光、红外线、微波等,它们已经应用于临床人体成像,但应用范围较窄,所以在信息管理和图像格式规范上,与常用医学成像系统相比仍有差距。显微成像系统是指数字显微镜、体视显微镜、激光扫描共聚焦显微镜(laser scanning confocal microscope, LSCM)等一系列以观察微观结构为目的的成像系统。动物成像系统是指以基础医学研究为目的,针对小动物活体成像的成像系统,包括小动物 Micro-CT、小动物 Micro-MRI、小动物光学成像或多合一的小动物 PET/CT 成像系统等,它们主要的成像原理和技



术应用与人体成像系统相同，但成像范围、成像分辨率等则有所区别。

本书主要针对第一类成像系统所得医学影像进行分析和处理，同时部分涉及另两类系统影像；期望在实用的基础上，尽可能多地探讨一些医学基础影像分析和处理。

## 一、数字 X 线成像

传统的 X 线成像始于 1895 年，伦琴发现 X 线后，很快就应用于医学成像。借助 X 线，人们透过皮肤看到体内的骨骼，这开创了对人进行影像学诊断的先例。到目前为止，临床影像的绝大多数仍是各种 X 线图像。由于成像的物理源是 X 射线，具有放射性，因此放射学、放射技术等名称皆由此而来。

随着信息技术的发展，20 世纪 80 年代，结合了数字技术的数字 X 线成像系统飞速发展，逐渐出现了存储荧光体方式的 CR 系统、采用平板探测器（flat panel detector, FPD）的 DR 系统以及数字 X 线透视，这些技术用数字 X 线影像替代了传统的 X 线平片，也使得强大的数字图像处理技术可以应用于医学影像领域。

无论模拟 X 线成像还是数字 X 线成像，其基本物理原理是相同的，是由 X 线管发出的 X 线透过被检人体的组织结构时发生衰减，由于各种组织的密度（ $\rho$ ）、原子序数（ $Z$ ）以及厚度（ $d$ ）的不同，对 X 线的衰减系数（ $\mu$ ）也不同，使得穿过人体出射的 X 线强度不同而产生 X 线对比度并由屏-片系统（影像增强器、成像板或平板探测器）接收，再经过处理形成可见的光学影像。

X 线透过被照体时，如果把被照体作为信息源，X 线作为信息载体，那么 X 线影像形成的过程就是一个信息传递与转换的过程。X 线穿过被照射体有一定程度的衰减，这种 X 线在物质中的衰减符合如下规律：

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad (1-1)$$

式中， $I$  为透过被照体的 X 线强度， $I_0$  为入射 X 线强度， $\mu$  为线性衰减系数， $d$  为被照体的厚度。被照体可能含有不同的组织，其对 X 线的衰减也有强弱之分。这种衰减差异造成穿透被照体 X 线的强度  $I$  之间存在差异，这种强度差异就是组织之间对 X 线衰减的天然对比度。X 线穿过被照体到达胶片或影像板后，这种强度差异变成可见光差异。经过胶片冲洗或影像板读取后，差异最终转换成人眼可见的灰度差，呈现出黑白不同的 X 线影像。

在 X 线影像中，由于 X 线直接透射过一定厚度的肢体组织，穿透的 X 线衰减程度是所经过路径上所有组织衰减的综合。因此，X 线影像也称透射像，其在 X 线穿过路径上的组织无法区分前后位置。如 X 线胸部正位片中，脊柱、心脏和胸骨影像是相互重叠的，如果不借助解剖学知识，无法分清相互的位置关系。

## 二、断层成像

与透射像不同的是断层像，能获得断层像的成像系统称为断层成像系统。它包含同样使用 X 线的 CT、利用核磁共振原理成像的 MRI、利用放射性核素成像的 SPECT 和 PET、利用可见光成像的 OCT 和 LSCM 等。

断层成像技术结合了计算机技术，采用投影方式获得对于被照体固定角度或固定层面的天然对比度信息，通过多次采集并行计算，最后得到一系列组织切面数字影像，也称断层影像。断层影像和透射影像见图 1-1。

不同断层成像系统的成像方式不尽相同，但都需要大规模的矩阵计算。这种通过计算（主要是积分或迭代计算）获取断层影像的方法也称影像重建。具体内容和实验示例将在第 6 章中讨论。

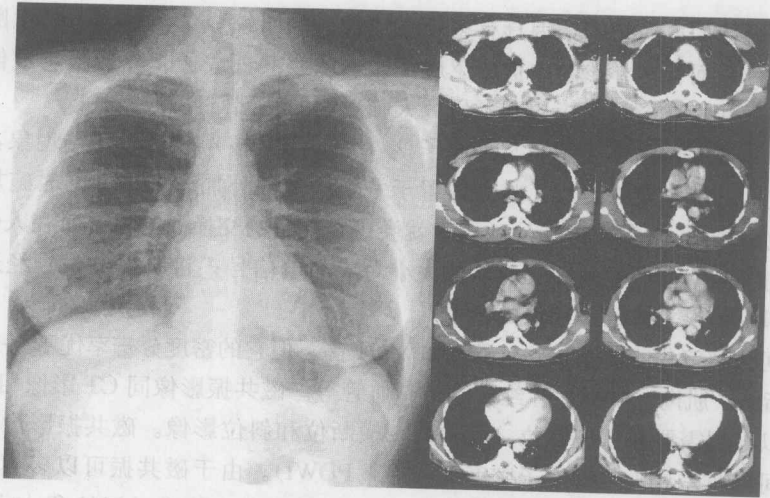


图 1-1 透射图像和断层图像

### (一) CT 成像

1972 年,英国工程师 G. N. Hounsfield 发明了 CT。CT 虽然仍使用 X 线作为物理源,但无论从成像装置、成像原理,还是从图像处理和影像诊断上都与传统的 X 线成像有所不同。CT 是使自 X 线管发出的 X 线先经过准直器形成很细的射线束后穿透人体被检测层面,经人体内组织、器官衰减后,射出的带有人体信息的 X 线束到达检测器;检测器将含有被检体层面信息的 X 线转变为相应的电信号,再通过测量电路将电信号放大,由 A/D 转换器变为数字信号送入计算机处理系统处理;计算机系统按照设计好的方法进行图像重建和处理,得出人体层面上组织、器官衰减系数 ( $\mu$ ) 分布情况,并以灰度方式显示人体这一层面上组织、器官的影像 (图 1-2)。

CT 成像具有许多优势,如可获得无层面外组织结构干扰的横断面图像,准确地反映解剖结构;密度分辨率高;能够准确地测量各组织的 X 线吸收衰减系数,并进行定量分析;断层序列影像可以进行多种三维可视化。

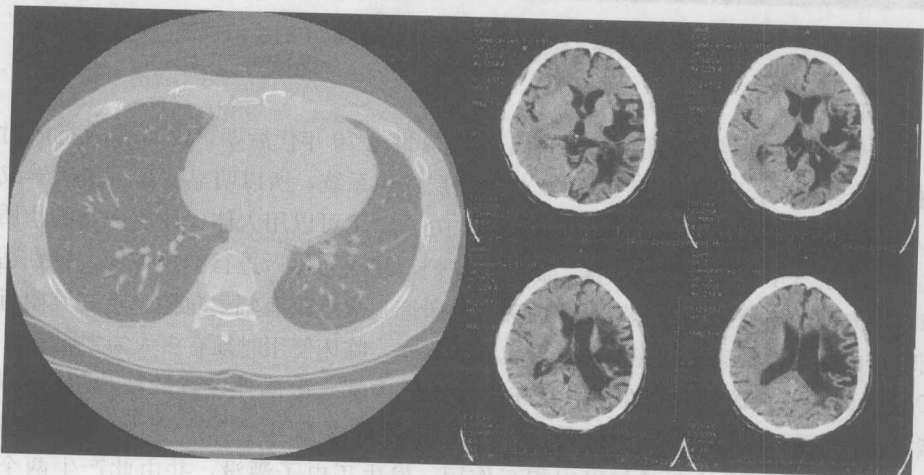


图 1-2 CT 肺部影像和四幅 CT 颅脑扫描影像

### (二) 磁共振成像

磁共振成像是利用核磁共振 (nuclear magnetic resonance, NMR) 这一物理现象来获得人体

内部组织的断面影像的成像技术,因具有多模态成像、软组织成像清晰、可任意断面成像、对人体无电离辐射等优点而在医学诊断中被广泛应用。功能磁共振成像、弥散张量成像等高级成像技术的出现,又使磁共振成像技术应用到了研究人脑功能的基础研究领域。

磁共振成像主要利用人体组织中某种原子核(一般为氢核)的核磁共振现象,这是一种原子核与外部磁场之间的能量交换过程。将人体置于一个均匀的外加磁场中,同时施加一定频率的射频信号(射频电磁场),则在人体与外磁场中就会存在能量的交换。如果此时在人体外部放置一定方向的线圈,则线圈中会产生与所交换能量大小对应的电信号;将所得电信号经过处理并经计算机分析重建,即可得出人体某一层面的影像。

MRI的空间分辨率一般 $\geq 0.5\text{mm}$ ,虽不如X-CT高,但它的密度分辨率优于X-CT,在图像上可显示软组织、脂肪、肌肉、肌腱、神经、韧带、血管等。磁共振影像同CT影像相同,也是断面成像技术,并可以根据需要获得矢状位、冠状位、横断位和斜位影像。磁共振影像主要反映人体内含氢核的空间分布差异,也称质子密度加权像(PDWI)。由于磁共振可以多模态成像,因此还可以获得反映不同能量交换过程参数的影像类型,如反映纵向弛豫时间的 $T_1$ 加权影像( $T_1\text{WI}$ )、反映横向弛豫时间的 $T_2$ 加权影像( $T_2\text{WI}$ )(图1-3)。此外,磁共振成像还可以通过选择不同的扫描序列,获得弥散影像、血管影像、功能影像等特殊成像类型。

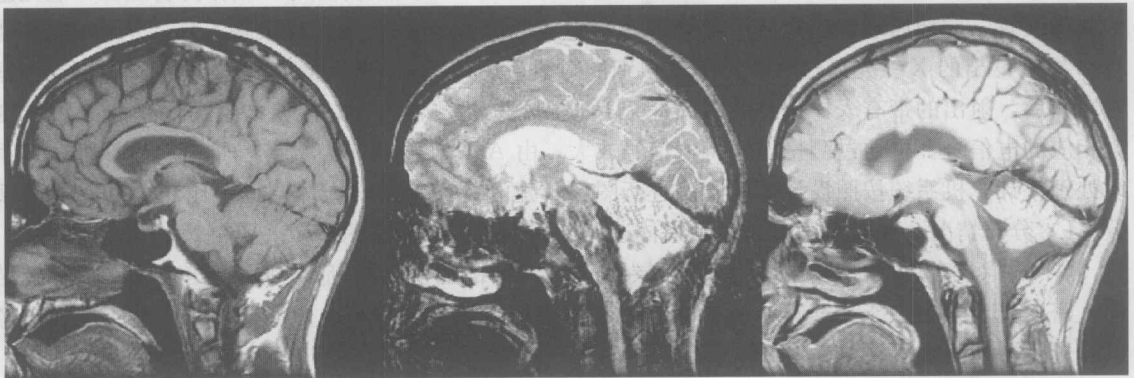


图 1-3 磁共振  $T_1$  加权像、 $T_2$  加权像和质子密度加权像

### (三) PET 成像

正电子发射型计算机断层成像(PET)出现于20世纪70年代后期,Kuhl等人把放射性核素扫描与CT技术结合起来,研制出PET。PET也是断层成像系统,所以明显提高了核医学成像的定位能力,在动态功能检查或早期诊断方面有其独到之处。PET可以用人体代谢所必需的物质标记上短寿命的放射性核素(正电子放射性核素)制成显像剂,注入人体后进行扫描成像,特别适合进行人体生理和功能方面的研究,尤其是对脑神经功能的研究;缺点是有辐射危险,且在其附近需要有生产半衰期较短的放射性核素的加速器和放射化学实验室,临床使用时须有多人为之服务。

PET成像时,放射源(放射性核素)在被检人体内部,由体外设置的环状检测器进行检测,分析核素在人体内的分布和代谢。常用的正电子放射性核素有 $^{11}\text{C}$ 、 $^{13}\text{N}$ 、 $^{15}\text{O}$ 、 $^{18}\text{F}$ 等。这些正电子放射性核素在人体内放出的正电子与组织相互作用,发生正电子湮没,并由此产生两个能量相等(511keV)、方向相反的 $\gamma$ 光子,用符合探测在相反方向同时探测这两个511keV的 $\gamma$ 光子,并将探测到的光子进行符合探测计数,经过信号处理和数据重建后,进行体层显像。

PET影像分辨率较低,一般极限分辨率为2mm左右,其主要作用是显示人体器官的功能,

成像质量低于 CT 和 MR 影像 (图 1-4)。PET 影像可反映某一正常组织或病灶的放射性分布 (形态显示)、放射性标记药物浓集速率、局部葡萄糖氨基酸和脂肪代谢、血流灌注、氧利用率以及其他许多活体生理参数等。

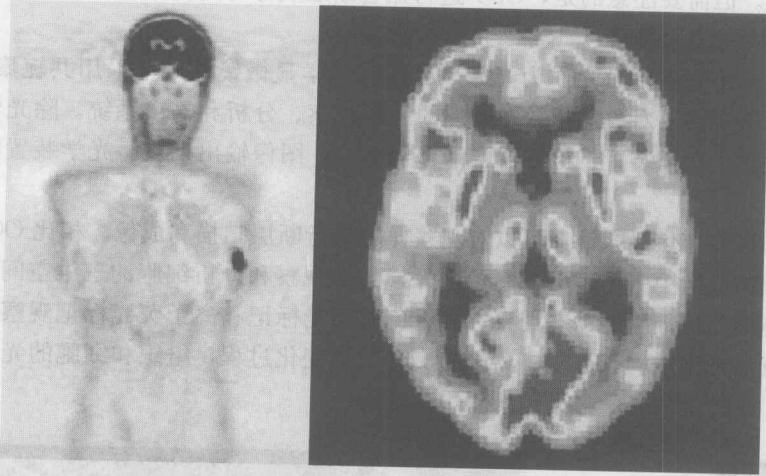


图 1-4 PET 影像, 躯干冠状位和颅脑横断位

### 三、其他成像

#### (一) 光学相干断层成像技术

光学相干断层成像技术 (OCT) 是一种可对生物组织进行非侵入检测的光学成像技术, 它结合光学相干测量和断层扫描技术, 能够实现在体、实时、三维的医学成像, 在眼睛、皮肤和心血管领域应用广泛。OCT 设备与影像见图 1-5。

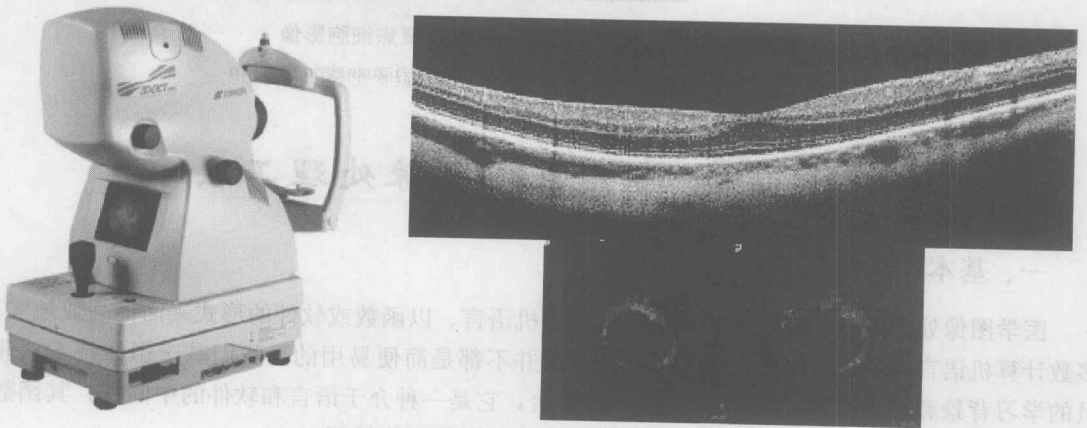


图 1-5 OCT 设备与 OCT 眼底黄斑图像、OCT 血管图像

\* OCT 血管图像来源 <http://www.39kf.com/focus/lc/csyx/2007-05-29-373795.shtml>

目前 OCT 主要应用在眼科, 进行眼底成像。它通过各种组织对光的反射吸收及其散射能力的不同而对组织进行断层成像, 以分辨组织结构, 其轴向分辨率可达  $10\mu\text{m}$ 。OCT 在视网膜疾病、黄斑疾病、视神经疾病、青光眼等临床研究方面有重要价值; 它可为视网膜疾病, 尤其是黄斑病的诊



断及鉴别诊断提供有价值的依据,如黄斑裂孔、黄斑前膜、黄斑水肿、玻璃体黄斑牵引综合征等。

OCT 还可用于血管成像,由于具有超高的分辨率,可以观察到血管壁上细微结构的改变,可以准确识别红色血栓和白色血栓,可以通过测定斑块表面的纤维帽厚度及纤维帽内巨噬细胞浓度,判断是否为易损。但需要注意的是,OCT 进行血管断层成像时是需要进行侵入式成像的。

## (二) 激光共聚焦显微镜

激光扫描共聚焦是采用激光作为光源,在传统光学显微镜基础上采用共轭聚焦原理和装置,并利用计算机对所观察的对象进行图像处理的一套观察、分析和输出系统。除光学显微镜部分之外主要由激光光源、扫描装置、检测器、计算机系统、图像输出设备、光学装置和共聚焦系统等组成。

通过激光扫描共聚焦显微镜,可以对观察样品进行断层扫描和成像。相比 OCT, LSCM 更多地用在显微组织的成像中(图 1-6),它可以无损伤地观察和分析细胞的三维空间结构。同时,激光共聚焦显微镜也是活细胞的动态观察、多重免疫荧光标记和离子荧光标记观察的有力工具,尤其在研究和分析活细胞结构,分子、离子的实时动态变化过程,组织和细胞的光学连续切片和三维重建等方面,是传统的光学显微镜所望尘莫及的。

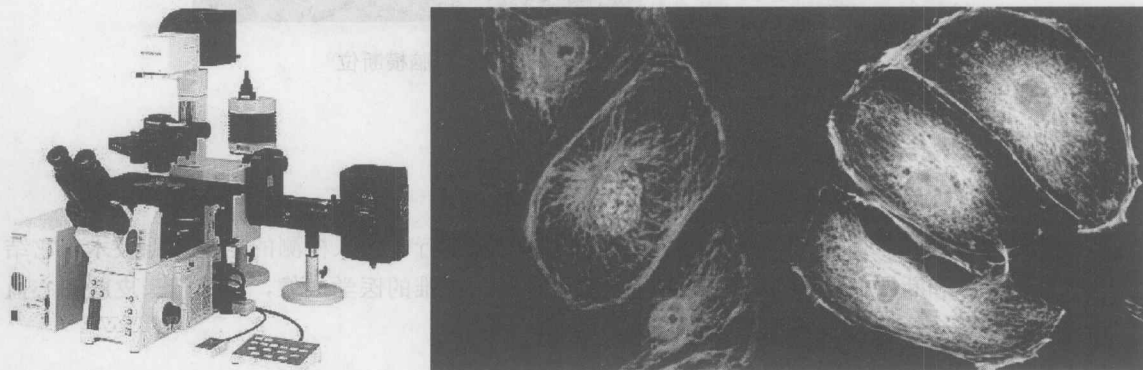


图 1-6 激光共聚焦显微镜和激光共聚焦细胞影像

图片来源 <http://202.113.22.5:8080/lifeweb/jiguangongju.htm>

## 第 2 节 常用医学影像处理工具

### 一、基本图像处理语言

医学图像处理的各种技术方法需要借助计算机语言、以函数或软件的形式来简洁高效地实现。多数计算机语言均可进行图像处理编程实现,但并不都是简便易用的。我们基于影像技术从业人员的学习背景和理论基础,推荐使用 Matlab 平台,它是一种介于语言和软件的中间件,其函数的高度整合和语言的简便易懂,更适合进行实用的医学影像图像处理。

Matlab 是一种功能强大、运算效率高的数字工具软件,全称 Matrix Laboratory。起初它是一种专门应用于矩阵运算的软件,诞生于 20 世纪 70 年代,由 Cleve Moler 博士及其同事开发。经过多年的发展,Matlab 已演变成可以解决多数科学问题计算的综合性软件,目前已升级到 Matlab 2011 版本。

Matlab 的基本数据单位是矩阵,其指令表达式与数学、工程中常用的形式十分相似,所以用

Matlab 来解算问题要比用 C、VB 等语言简单方便。同时在新版本的 Matlab 中,也支持对 C、JAVA、C++ 的直接调用。用户也可以将自己编写的实用程序导入到 Matlab 函数库中方便自己以后调用。Matlab 除了数值计算能力外,还提供了专业水平的图像处理、符号计算、文字处理、可视化建模仿真和实时控制等功能。

目前的 Matlab 版本包括拥有数百个内部函数的主箱和三十几种工具箱 (toolbox)。工具箱又可以分为功能工具箱和学科工具箱。功能工具箱用来扩充 Matlab 的符号计算、可视化建模仿真、文字处理及实时控制等功能。学科工具箱是专业性比较强的工具箱,如图像处理工具箱、控制工具箱、信号处理工具箱、通信工具箱等。这些工具箱都是由特定领域的专家开发的,用户可以直接使用而不需要自己编写代码。目前,Matlab 主要有数据采集、数据库接口、概率统计、样条拟合、优化算法、偏微分方程求解、神经网络、小波分析、信号处理、影像处理、系统辨识、控制系统设计、LMI 控制、鲁棒控制、模型预测、模糊逻辑、金融分析、地图工具、非线性控制设计、实时快速原型及半物理仿真、嵌入式系统开发、定点仿真、DSP 与通信、电力系统仿真等工具箱。

Matlab 是一个高级的矩阵/阵列语言,有控制语句、函数、数据结构、输入、输出和面向对象的编程特点,其语言规则和编程方法简单易学,Matlab 语言是基于最为流行的 C++ 语言基础上的,因此语法特征与 C++ 语言极为相似。用户可以在命令窗口中输入语句并执行,也可以先编写好一个大的复杂应用程序 (M 文件) 后,再作为函数调用运行。

由于 Matlab 中将所有的数据以数组的形式来表示和存储,矩阵和数组是 Matlab 的核心,所以 Matlab 具有强大的数字图形图像处理能力。同时,Matlab 带有相应的影像处理工具箱 (image processing toolbox) 和影像处理函数,简化了编程过程,可以十分方便地用于医学影像处理演示和练习。

Matlab 可在编辑窗口中直接编程运行或调用影像处理函数,影像及其处理后效果一般在 Figure 窗口中显示。常见的影像处理操作 (可调用的影像处理函数) 有:

影像读取 `imread('文件名.格式')`,影像格式必须是 JPEG、BMP、PCX、TIFF 等 Matlab 支持的影像文件格式,以及二值影像、索引影像、灰度影像、RGB 影像和多帧影像阵列等 Matlab 支持的影像类型。如: `I = imread('rice.png')`,意为读取影像 `rice.png`,并赋给矩阵 `I`。

影像的查询 `imfinfo('文件名.格式')`,在 Matlab 中查询一个影像文件的信息,对应于所有影像处理工具箱中所有支持的影像文件格式。如: `info = imfinfo('rice.png')`,即查询影像 `rice.png` 的相关信息,并赋给 `info`。

影像的显示函数 `imshow('文件名.格式')`,显示影像的最基本的手段。该函数还产生了影像对象的句柄,并允许对对象的属性进行设置。显示二值影像使用 `imshow(BW)`,`BW` 为黑白二值影像矩阵;显示索引影像使用 `imshow(X, map)`,`X` 为索引影像矩阵,`map` 为色彩图示; `imshow( RGB)`:显示 RGB 影像,`RGB` 为 RGB 影像矩阵;对影像灰阶进行部分显示使用 `imshow(I, [low high])`,其中 `[low high]` 用于定义待显示灰阶的范围。

Matlab 还提供了若干函数,用于影像类型的转换。`gray2ind` 灰度影像或二值影像向索引影像转换; `im2bw` 设定阈值将灰度、索引、RGB 影像转换为二值影像; `im2double` 将影像数组转换为 `double` 型; `im2uint8` 将影像数组转换为 `uint8` 型; `ind2gray` 将索引影像转换为灰度影像等。

Matlab 针对影像的各种处理函数有数百种之多,并且还在不断丰富。我们可以通过了解函数的 M 文件来详细学习和掌握各种影像处理函数的使用,同时还应在不断的处理实践中熟练应用。下例是调用函数对影像进行读取、点运算、精度转换并最终显示的 Matlab 程序示例,Matlab 更详

细的影像处理实现将在以后各章中给出。而本书实验示例的编写,也主要基于 Matlab。

```
I = imread ('rice.png');
rice= double (I);
rice2= rice * 0.5+ 50;
J= uint8 (rice2);
subplot (1, 2, 1), imshow (I);
subplot (1, 2, 2), imshow (J);
```

对于逐步趋于标准化的医学影像, Matlab 也可以进行直接读入、读出和各种处理,并且针对医学图像信息增强和三维可视化的 Matlab 程序也层出不穷。以 7.1 版本为例,针对数字医学成像通信标准(digital imaging and communication of medicine, DICOM)影像的处理语句有: Dicomread、Dicomwrite、Dicominfo、Dicomanon 等,对 DICOM 图像的读取、信息获取都实现了一条函数完成。如:

```
I= dicomread ('1.2.840.113619.2.55.1.1762854192.1786.959755105.93.dcm')
```

可将 DICOM 文件的影像数据读出并赋给 I。

## 二、常用影像处理软件

随着断层成像技术的发展,医学影像呈现出海量化的趋势。如现有 256 排螺旋 CT 扫描肺部组织,采用最小的层厚可能会得到多达几百幅断层影像。磁共振的 fMRI 和 DTI 成像,也往往一个序列有几十幅甚至上百幅影像。这种情况下,再对医学图像进行单幅的 Matlab 编程或函数调用处理,显然已经不太可能。一些可以批量或自动进行图像处理的软件平台应运而生,如 EZDICOM、Osiris、MITK 等,这些平台可以快捷地实现医学图像的读取、增强和融合等。

同时,海量的小层间隔断层图像序列,甚至无间隔断层图像序列,使得三维图像可视化和重建更加清晰和准确。在计算机硬件对图形图像的显示能力提高的前提下,医生对很多影像的观察已经由二维跨入三维,部分 CT 系统甚至可以在扫描过程中实时进行三维显示。这也促使大量的能快速读取断层序列,并进行三维定量分析和处理的软件产生,如 MIMICS、3D Doctor、3D slices、Amira 等。

上述软件虽然很多处理是后台进行的,用户仅能在有限程度上调整处理的具体参数;但基于实用目的,我们也会介绍部分上述软件,并提供几个利用软件进行序列影像处理的实验示例,主要集中于三维重建和建模。

### (一) MIMICS

MIMICS 是 Materialise 公司推出的一套高度整合、快捷易用的三维重建和处理软件。它可以快捷导入 CT、MRI 等断层序列图像数据,对序列图像进行基于阈值和形态学算法的组织分割,进行面绘制为主的三维重建,还可进行大规模数据的转换处理。

MIMICS 对影像技师和医师最直接的帮助就是可以通过简单的阈值分割设定后,快速获得直观的三维影像,并进行定量测量和分析。即使是上百幅的 DICOM 图像序列,用户也可以在 PC 上通过简单操作,获得三维信息。这种方式等同于将成像系统的工作站功能转移到了 PC 上,用户携带断层图像,就可以在软件中实现三维浏览。

MIMICS 还有一个重要功能就是建模和模型分析。对于生成的三维组织影像,如果需要进行力学仿真计算研究,在 MIMICS 中可以将三维影像转化为实体模型,便于进行有限元分析(一种

力学仿真分析方法)和快速成型。这将医学影像延伸到了分析和治疗的领域,我们可以将 MIMICS 生成的骨骼或器官实体模型,导入有限元分析软件,仿真模型受力后的变化,并将结果应用于人体治疗和康复。

MIMICS 还具有手术模拟模块,它是手术模拟应用的平台,可用人体测量分析模板进行细部的数据分析,对骨切开术及分离手术以及植入手术进行模拟,或解释手术的过程。

## (二) 3D Doctor

3D Doctor 是 Ablesw 公司的 3D 处理软件。MRI、CT、PET、显微镜等医学影像可以被该软件识别,同时也可应用于科学和工业成像测量。对于医学影像处理应用,3D Doctor 的主要功能同 MIMICS 类似,此外还具有融合、配准和三维内镜重建等序列图像处理功能。3D Doctor 的基于向量的编辑工具,可以方便地完成对影像的处理、测量以及定量分析。3D Doctor 提供了类似于 Basic 的脚本语言,图像处理专家也能用它们编制自己的程序,充分利用软件所具有的先进功能。

# 实验一 CT、MRI 断层影像数据的采集

## (一) 实验目的

1. 掌握简单的 CT、MRI 影像数据采集;
2. 掌握使用 Matlab 和 EZDICOM 进行影像显示和信息获取。

## (二) 实验器材与设备

CT 及 MRI 系统、PC 或图形工作站、Matlab、EZDICOM 软件。

## (三) 实验方法与步骤

1. CT、MRI 单幅影像采集 CT 和 MRI 系统一般使用 UNIX 操作系统管理扫描和软件界面,部分 CT 和 MRI 生产厂商也会采用自带的操作系统和对应软件。鉴于系统使用和维护要求,建议在 CT 和 MRI 系统自己的软件界面中,采用刻录方式采集和导出 DICOM 影像。

将刻录影像的光盘在 PC 中打开,进入光盘目录。一般 CT 和 MRI 系统会按照日期或被检者编号来命名此次扫描所有图像的文件夹。打开文件夹,如被检者在一次检查过程中进行了多组扫描,则系统会为每次扫描建立多个子文件夹,如图 1-7 所示。本次检查共进行了一次定位和四次扫描,共有五个文件夹,同时含有一个 DICOM 影像集的信息文件: DICOMDIR,记录扫描细节。

进入单次扫描的子文件夹,可以显示出多个 DICOM 文件图标。文件是以 .dcm 为后缀的 DICOM 影像,一般编号按照扫描顺序排列。

DICOM 是数字医学成像通信标准 (digital imaging and communication of medicine, DICOM),它是美国放射学会 (American College of Radiology, ACR) 和美国电器制造商协会 (National Electrical Manufacturers Association, NEMA) 组织制定的专门用于医学图像的存储和传输的标准名称。制定目的旨在解决医学成像设备的互联,统一图像格式和传输等问题。

符合 DICOM 标准的文件扩展名通常为 “.dcm”,如图 1-7 所示。目前大多数的图像处理软件都不支持该格式,阅读该格式图像需要专用读图软件,如 EZDICOM、DICOMview 等。DICOM 影像格式采用位图的方式,逐点表示出其位置上的灰度和颜色信息。对于一个像素值, DICOM 称为采样值 (sample value)。采样值的描述方法用三个数据元素给出,分配位数 (bits allocated) 指出了该采样值存储的二进制位数。存储位数 (bits stored) 指实际占用的位数。最高位位置



(high bit) 指明该值最高位在分配的存储单元中的位置。具体的 DICOM 格式信息将在第 2 章中详细讲解。



图 1-7 DICOM 影像图标

可以使用两种方式来打开 DICOM 影像，Matlab 函数打开和 EZDICOM 软件打开。

启动 Matlab 软件，将工作路径 current directory 修改为现有 DICOM 影像所在文件夹；用 Dicomread 读取一幅 CT 的 DICOM 影像：

```
i= dicomread ('1.2.840.113619.2.55.1.1762854192.1786.959755105.93.dcm');
figure, imshow (i);
```

显示的影像如图 1-8a 所示。由于 DICOM 影像往往具有超过两千个灰阶，因此直接在 Matlab 中显示，往往无法显示最合适的窗宽窗位。可以调节显示灰阶范围来改变影像显示效果。如：

```
figure, imshow (i, [100 2048]) 或 figure, imshow (i, [1024 2048])
```

显示效果分别如图 1-8 所示。

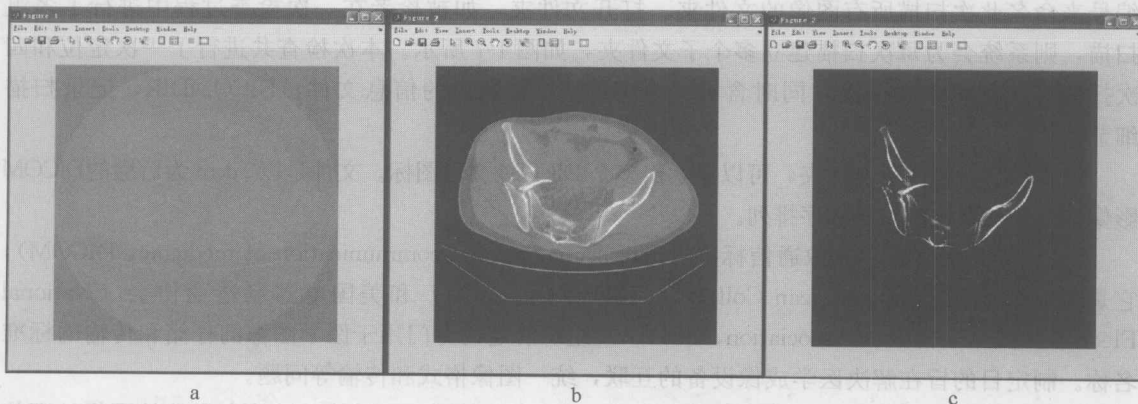


图 1-8 CT 的 DICOM 影像显示

a. 默认灰阶参数的显示结果；b. [100 2048] 的显示结果；c. [1024 2048] 的显示结果

查看该 DICOM 影像的具体信息：

```
info= dicominfo ('1.2.840.113619.2.55.1.1762854192.1786.959755105.93.dcm')
```