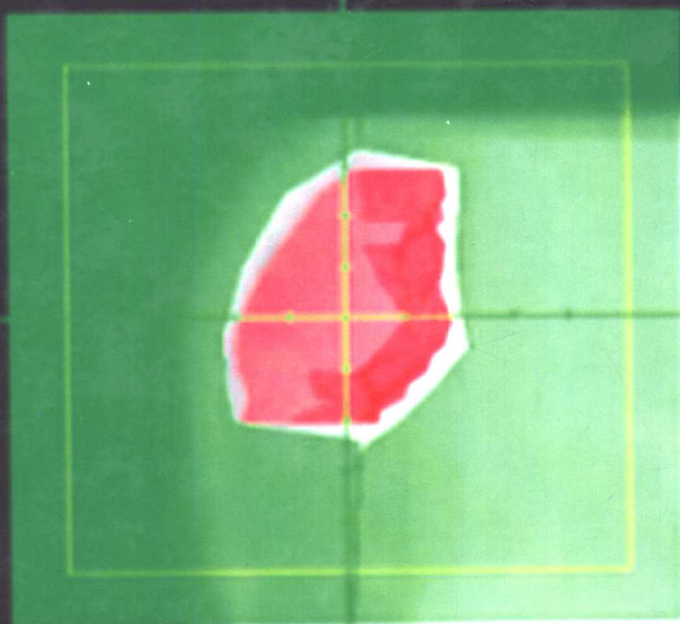


现代医学影像物理学

Modern Medical Imaging Physics

包尚联 编著



北京大学医学出版社

现代医学影像物理学

包尚联 编著

北京大学医学出版社

XIANDAI YIXUE YINGXIANG WULIXUE

图书在版编目 (CIP) 数据

现代医学影像物理学/包尚联编著. —北京: 北京大学医学出版社, 2003.9

ISBN 7-81071-376-0

I. 现… II. 包… III. 影像诊断 - 医学物理学 - 医学院校 - 教材 IV. R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2003) 第 062678 号

北京大学医学出版社出版发行

(100083 北京市海淀区学院路 38 号 北京大学医学部院内 电话: 010-82802230)

责任编辑: 吉 鑫

责任校对: 齐 欣

责任印制: 张京生

莱芜市圣龙印务书刊有限责任公司印刷 新华书店经销

开本: 787mm × 1092mm 1/16 印张: 52.75 插页: 8 字数: 1340 千字

2004 年 4 月第 1 版 2004 年 4 月第 1 次印刷 印数: 1-2100 册

定价: 138.00 元

版权所有 不得翻印

发展医学影像物理

造福人民健康

陈佳洱

序

当代科学技术发展中出现许多新的学科。一些传统学科的深入研究产生了新的分支学科；有些学科之间的交叉、融合，形成了新的综合学科。

医学物理学是一门物理学和医学交叉的新学科，它研究与医学有关的物理学问题，又将物理学的知识和技术应用于医学，直接为改善人类健康服务。这门学科发展非常迅速，许多新思想、新技术、新方法、新产品层出不穷，日新月异。在我国发展这一门交叉学科，具有重要的理论意义和实际意义。

医学影像物理学是医学物理学的一个重要分支，它涉及物理学、信息科学和医学之间的交叉与融合。信息科学和生命科学是目前世界上发展最快，并且与经济建设关系非常密切的领域，物理学的介入可以提供对复杂的生物学和医学问题进行定量和半定量描述的工具，加快对医学影像设备的性能改进、质量控制和安全监督技术的优化、探测技术的发展、重建方法的改进以及在影像诊断和治疗方面为医学影像处理提供新的或者经过改进的方法。

做好交叉学科的工作需要多方面的努力。《现代医学影像物理学》的出版就是这种努力的一部分。这本书阐述了对人体进行成像的原理、方法和设备。人体信息科学表达的对象是人体的解剖、生理和病理，本书把这些知识融会贯通在全书的各个部分，并以解决人体病理的诊断和治疗作为写作的重点。

我借此机会祝贺《现代医学影像物理学》的出版，也期盼我国在这个领域内不断取得进步和发展，造福于人民健康。

唐孝威

2002年2月28日于北京

前 言

《现代医学影像物理学》是一本全面介绍医学影像物理的原理、方法及其主要应用的专业性著作。书中介绍如何使用现代影像设备采集人体内部解剖、生理、心理和病理方面的信息，在“去伪存真”，“取其精华”的处理和分析之后实现可视化的全过程。现代医学影像物理学以物理学为基础，是信息学和医学的跨学科领域。

图像是真实物体的反映，但还不是真实物体的镜像。到目前为止的所有成像设备只能采集人体的部分信息，是影像设备上探测到的那些和人体相互作用、携带了人体信息、离开人体的物质波所携带的信息。所以，某种特定的医学影像是经过数学方法的反演之后得到的、被成像人的特定部位、某一时刻、部分信息的可视化表达。所以，人体影像确实是人体信息的一部分，含有被成像个体的特殊信息。但是，即使成像过程中没有夹带任何虚假的信息（实际上，伪影和噪声在所难免），在某种特定的成像装置上采集的图像也只是被成像个体在特定时空内的很小一部分信息。无论对人体本身的研究，还是对人体疾病的诊断或者治疗，只靠这部分信息做出的判断会有较大的误差。据不完全统计，用医学影像进行的疾病诊断在世界范围内的准确率大约为 85%。这是因为人体的情况太复杂，对疾病准确诊断所需要的数据还不够完整。目前医院对病人采集的信息还需要进一步整合并及时完成在解剖学基础上的配准、生理学基础上的功能信息和解剖信息的整合，以及生化参数和影像信息的综合分析。

由于医院本身是划分为科室的，每个科室只掌握病人的一部分信息，准确的诊断又必须具有完整的信息，所以，病人信息的整合和及时的服务是医院面临的挑战之一，这是防止误诊的必要条件。如果考虑到任何成像装置还不得不携带的各种噪声和伪影，医生，哪怕非常有经验的医生，也难免会有误诊和误判、“以偏概全”的情况发生。本书企图通过向读者介绍各种成像装置设计的原理和方法，让大家知道这方面的道理，减少购置选用以及推荐使用这些成像装置时的片面性，为采购员、购机的决策者、医生和病人选用合适的成像装置提供参考的基础。

本书的第一章作为全书的绪论，对医学影像学的定义，研究的主要内容、目前发展的水平和今后发展的方向进行综述。

色觉是医学图像中非常重要的概念，本书的第二章主要对色觉产生的原因、色觉度量的方法以及色觉理论做简单介绍。第三章介绍从数据到图像的重建理论和方法。和任何其他仪器仪表一样，医学成像装置作为机电设备必然会有噪声，这些噪声在图像上的表现就是各种伪影。伪影的存在是造成误诊的重要原因。医学物理工作者不仅应该知道这些噪声的来源，还要知道如何减低噪声、提高图像质量的方法。本书的第四章介绍了对医学影像设备技术指标的共同参数、噪声的主要形式以及用图像处理方法可以部分地降低噪声、消除某种噪声的方法。前面的 4 章构成了本书的基础。

从技术开发的角度看，各种成像设备作为机电产品，有很多共同的地方。随着计算机技术的飞速发展，满足临床需要的能力在增强。但是如何更好地在三维空间内实时地显示人体内部发生的病变在今天仍然具有挑战性。当前的挑战仍然是如何进一步提高图像采集速度和

图像的空间分辨率、对比度等技术指标。医学影像物理要解决的问题归纳如下：

(1) 产生用于成像的物质波装置的原理和关键技术，即提高波源产生物质波的效率和改善物质波束流品质的方法和关键技术；

(2) 对物质波和人体组织发生相互作用的规律建模，通过模型参数的最佳化，改善从影像提取信息的数量、质量和速度；

(3) 研究探测物质波的探测器、传感器或者换能器等探测部件，使得它们具有更好的灵敏度和分辨率（空间和时间分辨率）；

(4) 把探测到的信号放大、成形并实现数字化，在计算机记录的编码过程中防止失真，开展提高信号传输效率和保真度的方法学研究；

(5) 快速、高效实现图像的重建方法，在重建中减少噪声的方法学；

(6) 消除噪声、伪影和畸变，提高图像质量的方法学；

(7) 更符合人体视觉效果的医学图像显示方法和关键技术；

(8) 设计新的成像系统、测量成像系统的性能指标和实现质量控制的方法学；

(9) 高效和快速的医学图像的存贮、通讯管理以及从海量数据中寻找规律的知识挖潜方法学；

(10) 医学图像在人体科学与医学临床和研究中的应用：①在脑功能成像研究中的应用；②在临床诊断中的应用，尤其是最近发展起来的基于医学影像的计算机辅助诊断技术、虚拟内窥镜技术；③在临床治疗，包括外科手术模拟、医学影像导引下的外科手术计划、介入治疗和放疗中的治疗计划、影像监督和验证中的影像学问题；④在教学和人才培养中关于准确表达人体生理和解剖结构的建模。

以上列举的医学影像物理学 10 个方面的工作和 4 个方面的应用，涵盖了非常广泛的成像模式、多种产品和技术，以及医学方面和生物学方面的知识，涉及的内容非常广泛，不是一本书能够完全讲述清楚的。所以本书的重点是目前已经在临床广泛使用的成像模式以及和物理关系密切的部分。为了让不同专业的人员通过阅读本书时有所收获，本书采用尽可能通俗的语言，形象地介绍有关内容。

根据上面所提到的思想，本书从第五章开始，分别介绍 X-射线成像、核医学成像、超声成像和核磁共振成像等 4 种目前临床上已经广泛使用的成像模态，构成本书的主体部分。

使用这些影像设备开展针对科学问题和医学临床的需要的工作构成本书的第三部分。其中包括脑功能成像、医学影像的 DICOM 标准、PACS 中的关键技术、基于医学影像的计算机辅助诊断和治疗中的医学影像学问题，分别成为本书的第十五章、十六章、十七章和第十八章。

回顾历史，当医学影像技术还处于婴儿期时，X-射线的电离辐射成像技术经过几代人的大量实践后已经发展成为一种非常广泛的新的领域。20 世纪 40 年代中叶，医学影像设备在世界上还只是个别医院中的奢侈品。之后的 40 多年的时间内，医学影像不仅成为很多医院广泛使用的设备，今后可能向特定科室的专用设备方向发展。而且大医院的放射科内已经有了几种医学影像设备。到 60 年后的今天，医学影像设备已经在发展中国家普及。在发达国家，具备医学影像学知识和技术的物理师、工程师甚至化学师，已经成为和医院中的医生同样重要的专家。作为发展中国家的中国，医院的物理师的地位还没有被完全确立。随着越来越多的高技术产品进入医院，没有物理师的配合，把这些设备的功能都发挥出来是有困难的。所谓医院中的物理师，在医学影像诊断科室中，其实就是为了更好地使用这些医学影像

设备的专家，他们在医院内的存在大大地补充了医生在理工知识方面的不足，使得医院的影像科室真正成为多学科结合的实践场所。目前，在医院放射科工作的人员已经形成一个以医生为中心，各方面人员互相配合的集体，而不是个人的活动。因为物理师可以改进这些设备的性能使之更好地为病人服务。这个过程开创了这样的趋势：很多物理工作者在医院中发挥了越来越大的作用。在发达国家，很多医院内已经聘用物理学的博士或者其他具有博士学位的人员前来工作，而且证明这种配置是必要的，对整个医疗水平的提高是有利的。

医学影像学是医学物理学的一部分，在中国如何设置医学物理专业和如何教授医学影像物理学的课程，目前仍然在探索阶段。本书的出版试图在医学影像物理学方面提供一个可以参考的版本。北京大学在核技术及应用学科内设立了医学物理的学科方向，开始培养影像物理和放疗物理方面的硕士生和博士生，为这个学科的课程内容和今后的发展进行探索。

本书的完成倾注了很多人的心血。其中第二章是解放军信息大学测绘工程学院的蒋继旺教授完成的，第三章是北京大学重离子物理研究所的樊铁栓副教授完成的，解放军总医院的王卫东副研究员主要承担了核磁共振成像方面第十三章和第十四章的有关内容，以及本实验室的谢耀钦博士为本书的第十一章和第十二章进行了仔细的校正和部分撰写工作，北京大学医学部的王强博士对第十五章的内容进行过校对。本书的其余部分是我撰写的。在本书的编著过程中，得到了很多老师、朋友和学生的支持和帮助，其中特别要指出的是徐萍芳高级工程师自始至终的鼓励以及在文字校对和插图方面的大量工作，在我的书中采用了我所在实验室博士生缪斌和，硕士生卢卫国、施铮、余立峰、陈伟杰、周晓东、贺强和张晓京论文中的大量材料以及博士后王卫东、尤江生、邓元木和唐白玉出版的论文和出站报告中的材料。在本书撰写过程中博士生吕红宇和黄新瑞，硕士生骆庆飞、周晓东和张仕刚等同学对部分文字的校对和插图给予了具体帮助。另外，美国芝加哥大学医学院的 Maryellen L. Giger 教授赠送给作者的 2002 年刚刚出版的 *Medical Imaging* 手册中的第 1 至第 3 卷中的有关资料及其他和她的实验室内发表的文章中的资料；美国大学的 Michael W. Vannier 教授在手术导航方法的知识及有关图表；清华大学白净教授赠送的由清华大学出版社出版的《医学超声成像原理》和《远程医疗概论》两本书中的有关资料；美国乔治亚理工大学的胡小平教授为作者购买的 1999 年 SPRINGER 出版社出版的 *Functional MRI* 一书中的资料；陈佳洱院士提供的英国牛津大学出版社 2001 年出版的 *Functional MRI* 中的资料；美国德州 M. D. Anderson Cancer Center 马竟飞教授购买并赠送给我的 1999 年由 CRC Press LLC 出版的 *Electromagnetic Analysis and Design in Magnetic Resonance Imaging* 一书的资料；美国约翰霍普金斯大学的周云博士在 PET 药代动力学文章中的资料等为本书的出版增色很多。本书的资料还得益于我 2001 年 10 月份在北京和胡小平教授，梁正荣教授和殷方方教授联合召开的北京第二次医学影像物理和工程国际会议期间，很多世界著名的教授在大会报告中发表的文章，以及本实验室的黄斐增副教授推荐作者阅读的关于 PET 物理极限测量方法的资料。这些最新的资料为本书的撰写更加贴近世界前沿做出了贡献。唐孝威院士作为北京大学的兼职教授和博士生导师为本学科方向的建立和发展，一直给予具体的指导和帮助，为北京大学这个新学科方向做出了重要贡献。陈佳洱院士对北京大学医学物理学科方向的建立和发展倾注了心血。本实验室的其他老师和同学等给予我很大的帮助和支持。无论这里提到或者没有提到名字的同事、朋友和学生，我对所有给予支持和帮助的人都表示衷心的感谢。

我是由于一个偶然的机，于 1990 年开始酝酿开展核医学成像，1992 年正式开始医学物理方面的研究，这在国内综合性大学中是最早的。我当时组织和参与这个领域是基于这样

一种思想：“冷战”结束之后，核物理和核技术应该找到一个直接为社会服务的机会。医学物理以核医学成像作为起点，应该是一种很好的选择，因为我们可以凭借这个机会，可以直接为老百姓的健康服务。

作为北京大学重离子物理所的一个研究方向，北京大学的医学物理是在研究所的体制改革试点时于 1994 年确定的。我们首先从核医学成像物理开始，1996 年进入核磁共振成像领域，1998 进入放疗物理领域，1999 年进入医学图像处理和分析领域。为了更好地培养人才，也为了适应我们跨学科的特点，我们在北京大学的核技术及应用学科内部设置了一套相对独立的课程体系，编写了一套教学参考书，并和北京大学第一附属医院的核医学科、放射科；北京大学肿瘤医院的放疗科和放射科，以及解放军总医院、海军总医院、天坛医院等有关科室之间建立了很好的合作关系，北京大学第一附属医院的核医学科已经成为我们学科的一部分。到目前为止，我们已经培养了 20 多名硕士生和博士生，还有 20 多名硕士和博士生在读。我们的教学和科研工作已经覆盖了世界医学物理学科发展的大部分内容，形成了完整的学科体系。但是，我们的实验条件还比较差，和医院的合作还需要继续深入。

作为我们学科发展努力的一部分，我希望能够通过这本书的发行使得从事这方面教学、科研、产品开发和医疗临床应用的有关专业人员从中受益。我也希望本书在知识的深度和广度方面能够满足国内同行的需要并对国内本领域的发展有所促进。但是，由于我的水平有限和时间仓促，错误之处在所难免，错误之处欢迎批评指正。

包尚联

2002 年 5 月于北京

目 录

| | |
|--------------------------------|------|
| 1 绪论 | (1) |
| 1.1 用于成像的物质波 | (1) |
| 1.1.1 X-射线和 γ -光子 | (3) |
| 1.1.2 光学成像的光源 | (5) |
| 1.1.3 超声成像 | (6) |
| 1.2 医学图像的生物学基础 | (8) |
| 1.2.1 人的视觉系统 | (9) |
| 1.2.2 人体的解剖结构成像 | (16) |
| 1.2.3 人体的生理信息成像 | (17) |
| 1.2.4 人体的病理信息成像 | (18) |
| 1.3 医学影像的历史、现状和未来 | (18) |
| 1.3.1 发现 X-射线及其用于成像的历史 | (18) |
| 1.3.2 平面 X-射线成像 | (19) |
| 1.3.3 X-射线断层成像 | (20) |
| 1.3.4 核磁共振成像 | (21) |
| 1.3.5 核医学成像 | (22) |
| 1.3.6 超声波成像 | (23) |
| 1.4 医学图像处理的目的及其重要应用 | (24) |
| 1.4.1 医学图像的重建 | (24) |
| 1.4.2 不同目的的图像处理需要不同的方法 | (24) |
| 1.4.3 图像处理的应用 | (25) |
| 1.5 医学影像中的计算机及其软件 | (26) |
| 1.6 医学图像的标准化及其存贮、通讯和管理 | (28) |
| 1.7 医学影像信息的整合及未来的发展 | (29) |
| 1.7.1 医学影像的整合 | (29) |
| 1.7.2 医学影像整合的发展方向 | (33) |
| 1.8 放射治疗中的医学影像学问题 | (34) |
| 1.9 医学影像物理学的发展 | (35) |
| 1.9.1 综合诊断需要多模态和多参数成像 | (35) |
| 1.9.2 脑功能成像对医学影像科学的挑战 | (35) |
| 1.9.3 治疗中的影像学问题 | (36) |
| 1.9.4 医学影像学的发展促进对医院的改革 | (37) |
| 1.9.5 重视对软件方法的研究 | (38) |
| 参考文献 | (38) |
| 2 人眼色度学 | (40) |

| | | |
|-------|--------------------------------|------|
| 2.1 | 引言 | (40) |
| 2.2 | 可见光及其测量 | (40) |
| 2.2.1 | 可见光谱 | (40) |
| 2.2.2 | 辐射度学量 | (41) |
| 2.2.3 | 光谱密度及光谱功率分布 | (43) |
| 2.2.4 | 光谱光视效率函数 | (44) |
| 2.2.5 | 光度学基本量 | (45) |
| 2.3 | 颜色视觉 | (47) |
| 2.3.1 | 颜色 | (47) |
| 2.3.2 | 颜色视觉的性质 | (48) |
| 2.3.3 | 颜色混合 | (49) |
| 2.4 | CIE 标准色度观察者 | (51) |
| 2.4.1 | 颜色匹配实验 | (51) |
| 2.4.2 | XYZ 与 $X_{10}Y_{10}Z_{10}$ 表色系 | (52) |
| 2.4.3 | 颜色的单色表示 | (57) |
| 2.5 | Munsell 表色系 | (59) |
| 2.5.1 | Munsell 色空间的构成 | (59) |
| 2.5.2 | 色相圆的划分 | (60) |
| 2.5.3 | 彩度标尺的刻度 | (60) |
| 2.5.4 | Munsell 色立体 | (61) |
| 2.5.5 | 明度值函数 | (61) |
| 2.5.6 | 颜色的 Munsell 标号 | (62) |
| 2.6 | CIELUV 和 CIELAB 色空间 | (62) |
| 2.6.1 | CIELUV 色空间 | (62) |
| 2.6.2 | CIELAB 色空间 | (64) |
| 2.7 | 颜色视觉机制模型 | (65) |
| 2.7.1 | Young - Helmholtz 三接受器模型及其发展 | (65) |
| 2.7.2 | Hering 的颜色对立 (拮抗) 学说 | (70) |
| 2.7.3 | 色觉阶段说 | (72) |
| | 参考文献 | (76) |
| 3 | 医学图像重建 | (77) |
| 3.1 | 投影定理和 Fourier 重建 | (77) |
| 3.1.1 | 中心切片投影定理 | (77) |
| 3.1.2 | 旋转坐标系的投影 | (78) |
| 3.1.3 | Fourier 重建 | (79) |
| 3.1.4 | 线性内插方法 | (79) |
| 3.2 | Radon 逆变换重建 | (80) |
| 3.2.1 | 二维图像 Radon 变换的定义 | (80) |
| 3.2.2 | Radon 变换表示的中心切片投影定理 | (81) |
| 3.2.3 | 二维 Radon 逆变换公式的直接卷积形式 | (82) |

| | | |
|-------|--------------------------|-------|
| 3.2.4 | 三维 Radon 逆变换公式 | (83) |
| 3.2.5 | 计算 Radon 逆变换的一个新方法 | (83) |
| 3.3 | 卷积反投影重建 | (85) |
| 3.3.1 | 卷积反投影重建的数学公式 | (85) |
| 3.3.2 | 重建计算的实现 | (86) |
| 3.4 | 多聚焦投影法重建 | (87) |
| 3.4.1 | 近似级数公式的推导 | (88) |
| 3.4.2 | 算法实现 | (89) |
| 3.5 | 背投影滤波法重建 | (89) |
| 3.5.1 | 重建公式的推导 | (90) |
| 3.5.2 | 重建公式的离散化计算 | (91) |
| 3.5.3 | DC shift 问题及其解决方案 | (93) |
| 3.6 | 级数展开法重建 | (94) |
| 3.6.1 | 代数重建法 | (94) |
| 3.6.2 | 环行调和分解法——非迭代法 | (95) |
| | 参考文献 | (96) |
| 4 | 医学影像质量和图像处理简介 | (98) |
| 4.1 | 引言 | (98) |
| 4.1.1 | 成像设备的噪声 | (99) |
| 4.1.2 | 被成像物体的生理噪声 | (100) |
| 4.2 | 影像质量的评价 | (100) |
| 4.2.1 | 医学影像的对比度 | (100) |
| 4.2.2 | 医学图像的信噪比和对噪比 | (103) |
| 4.2.3 | 空间分辨率 | (104) |
| 4.3 | 图像后处理减少图像噪声和校正图像畸变的方法学简介 | (110) |
| 4.3.1 | 图像的光滑求平均减少统计伪影的方法 | (110) |
| 4.3.2 | 最大熵原则 | (116) |
| 4.3.3 | 对比度的扩展 | (117) |
| 4.3.4 | 非均匀照度的校正 | (118) |
| 4.3.5 | 几何畸变的校正 | (121) |
| | 参考文献 | (124) |
| 5 | X-射线平面成像及 X-光机 | (125) |
| 5.1 | 引言 | (125) |
| 5.2 | X-光平面成像的原理 | (126) |
| 5.2.1 | X-射线平均能量的选取 | (128) |
| 5.2.2 | 主要的物理参数 | (130) |
| 5.3 | X-光机的关键技术 | (133) |
| 5.3.1 | X-光管 | (133) |
| 5.3.2 | X-射线光谱 | (136) |
| 5.3.3 | 几何非锐化因子 U_g ——半影问题 | (137) |

| | | |
|-------|------------------------|-------|
| 5.3.4 | X-射线成像的影像显示器 | (138) |
| 5.4 | 平面 X-射线成像系统的性能检测 | (149) |
| 5.4.1 | 检测工作的重要性 | (149) |
| 5.4.2 | 性能检测 | (149) |
| 5.4.3 | 半值厚度的确定 | (151) |
| 5.4.4 | 聚焦点大小的测定 | (151) |
| 5.5 | X-光机的整机测量 | (153) |
| 5.6 | 数字化 X-光机 | (154) |
| 5.6.1 | X-光机的数字化的意义 | (154) |
| 5.6.2 | 数字化 X-光机发展的综述 | (154) |
| 5.6.3 | 数字化 X-光机 | (155) |
| 5.6.4 | 胶片的数字化 | (160) |
| 5.6.5 | 数字化激光打印机(相机) | (165) |
| 5.7 | 数字化乳腺机 | (168) |
| 5.7.1 | 引言 | (168) |
| 5.7.2 | 数字化乳腺机的物理设计 | (171) |
| 5.7.3 | 数字化乳腺机的探测器系统 | (180) |
| 5.7.4 | 乳腺机实际使用中有关技术问题讨论 | (184) |
| 5.7.5 | 数字化乳腺机临床使用情况 | (187) |
| | 参考文献 | (188) |
| 6 | X-射线断层成像 | (190) |
| 6.1 | 引言 | (190) |
| 6.1.1 | 社会需求推动 X-CT 成像的发展 | (190) |
| 6.1.2 | X-CT 的发展历史 | (194) |
| 6.2 | X-CT 数据采集 | (200) |
| 6.2.1 | 基本物理量的定义 | (200) |
| 6.2.2 | 数据采集中有参数的设定 | (203) |
| 6.3 | X-CT 的图像重建 | (208) |
| 6.4 | 提高 X-CT 图像质量的关键技术 | (212) |
| 6.4.1 | X-CT 成像中的伪影 | (212) |
| 6.4.2 | 改善 X-CT 的关键技术 | (213) |
| 6.4.3 | 多层螺旋 CT 技术 | (215) |
| 6.5 | PACS 系统中的 CT 图像工作站 | (221) |
| 6.5.1 | CT 影像工作站在 PACS 中的地位 | (221) |
| 6.5.2 | CT 影像工作站 | (222) |
| 6.5.3 | PACS 对 CT 影像工作站的管理 | (223) |
| 6.5.4 | CT 影像工作站完成对非放射科影像信息的传送 | (224) |
| 6.5.5 | DICOM 对 CT 的特殊规定 | (225) |
| | 参考文献 | (225) |
| 7 | 核医学成像的物理学基础 | (227) |

| | |
|---|-------|
| 7.1 引言 | (227) |
| 7.1.1 核物理和核技术是核医学的基础 | (227) |
| 7.1.2 核医学的发展 | (228) |
| 7.1.3 核医学成像的优势和劣势 | (229) |
| 7.1.4 核医学成像在中国的发展 | (229) |
| 7.2 核物理基础知识 | (230) |
| 7.2.1 放射性物质 | (230) |
| 7.2.2 放射性核素的衰变 | (231) |
| 7.3 放射性核素的生产 and 放射性药物 | (236) |
| 7.3.1 放射性核素的生产 | (236) |
| 7.3.2 放射性药物 | (243) |
| 7.4 核医学中的探测器和测量系统简介 | (246) |
| 7.4.1 引言 | (246) |
| 7.4.2 固体闪烁探测器和光电倍增管 | (248) |
| 参考文献 | (254) |
| 8 γ -相机系统 | (255) |
| 8.1 引言 | (255) |
| 8.2 核医学成像中的辐射探测技术 | (255) |
| 8.3 平面 γ -相机探头 | (260) |
| 8.3.1 γ -相机的探头外形 | (261) |
| 8.3.2 γ -相机的准直器 | (263) |
| 8.3.3 核医学成像中的定位方法 | (266) |
| 8.3.4 γ -相机性能的整机测试 | (269) |
| 8.4 γ -相机设计时需要考虑的问题 | (272) |
| 8.4.1 本征空间分辨率和本征效率 | (272) |
| 8.4.2 准直器的选择 | (273) |
| 8.4.3 系统空间分辨率和探测效率方面的考虑 | (274) |
| 8.4.4 空间线性度和均匀性 | (276) |
| 8.5 γ -相机质量评价 | (278) |
| 8.5.1 γ -相机的质量改善的回顾 | (278) |
| 8.5.2 闪烁 γ -相机的 NEMA 标准 | (279) |
| 8.5.3 平面 γ -相机数据的主要误差和量化方法 | (280) |
| 8.6 γ -相机的图像采集 | (281) |
| 8.6.1 帧模式的数据采集 | (282) |
| 8.6.2 表模式数据采集 | (284) |
| 8.6.3 双同位素数据采集 | (285) |
| 参考文献 | (286) |
| 9 单光子发射计算机断层成像 | (287) |
| 9.1 引言 | (287) |
| 9.2 发射型断层成像装置及其数据采集 | (288) |

| | | |
|--------|------------------------------|-------|
| 9.2.1 | SPECT 探头 | (288) |
| 9.2.2 | SPECT 的数据采集 | (290) |
| 9.3 | 发射型断层成像 | (292) |
| 9.4 | SPECT 图像处理和图像重建问题 | (294) |
| 9.4.1 | SPECT 图像预处理 | (295) |
| 9.4.2 | SPECT 图像重建 | (296) |
| 9.4.3 | 基于统计学的图像迭代重建方法 | (306) |
| 9.5 | SPECT 常用脏器临床分析方法 | (324) |
| 9.5.1 | 心脏定量分析方法 | (324) |
| 9.5.2 | 甲状腺定量分析方法 | (336) |
| 9.5.3 | 肾定量分析方法 | (337) |
| 9.6 | SPECT 临床图像处理软件包的研制与开发 | (339) |
| 9.6.1 | SPECT 临床图像处理软件包的开发背景 | (339) |
| 9.6.2 | SPECT 临床图像处理软件包的研制 | (340) |
| | 参考文献 | (342) |
| 10 | 正电子发射断层成像及其应用 | (346) |
| 10.1 | 引言 | (346) |
| 10.1.1 | 正电子发射断层成像的概念 | (346) |
| 10.1.2 | 正电子发射断层成像的应用 | (348) |
| 10.1.3 | 正电子发射断层成像的发展历史 | (351) |
| 10.1.4 | 正电子发射断层成像的未来发展 | (352) |
| 10.2 | 正电子发射断层成像的物理原理 | (353) |
| 10.2.1 | 湮没反应非完全的 180°发射 | (353) |
| 10.2.2 | 正电子平均射程引起的定位误差 | (356) |
| 10.3 | 正电子发射断层成像常用的放射性核素和药物 | (357) |
| 10.3.1 | 正电子发射断层成像常用的放射性核素 | (357) |
| 10.3.2 | 正电子发射断层成像常用的放射性药物 | (358) |
| 10.4 | 正电子发射断层成像的关键部件 | (358) |
| 10.4.1 | 硬件系统 | (358) |
| 10.4.2 | 软件技术 | (368) |
| 10.5 | 正电子发射断层成像性能测试 | (384) |
| 10.5.1 | 测试体模以及测试几何条件的规定 | (384) |
| 10.5.2 | 测试的函数和物理量 | (385) |
| 10.5.3 | 正电子发射断层成像的测量步骤和测量方法 | (387) |
| 10.6 | 正电子发射断层成像和其他医学影像设备的比较 | (395) |
| 10.6.1 | 正电子发射断层成像的优点 | (395) |
| 10.6.2 | 正电子发射断层成像的局限性 | (395) |
| 10.6.3 | 正电子发射断层成像和其他影像数据的融合和联网 | (395) |
| | 参考文献 | (395) |
| 11 | 量子影像的成像理论 | (399) |

| | |
|--------------------------------------|-------|
| 11.1 引言 | (399) |
| 11.2 医学影像分类及其基本概念 | (401) |
| 11.2.1 医学图像和它们的单位 | (401) |
| 11.2.2 量子成像系统的特性描述方法 | (404) |
| 参考文献 | (415) |
| 12 超声波成像物理 | (417) |
| 12.1 引言 | (417) |
| 12.2 超声波及其基本物理量 | (418) |
| 12.2.1 作为机械波的超声波及其传播特性 | (418) |
| 12.2.2 超声波的波长、频率和声速以及在人体组织中的传播 | (418) |
| 12.2.3 超声波与介质相互作用时的压力和声强 | (420) |
| 12.3 超声波和人体相互作用机制 | (421) |
| 12.3.1 超声波换能头的工作原理 | (421) |
| 12.3.2 超声波在人体组织中的传播理论 | (424) |
| 12.3.3 超声波与人体相互作用的散射模型 | (428) |
| 12.3.4 超声波被生物组织吸收的物理学机制 | (432) |
| 12.4 超声波仪的部件和系统 | (436) |
| 12.4.1 超声波仪的换能头 | (436) |
| 12.4.2 超声波仪换能头的场分布 | (437) |
| 12.5 超声波成像仪 | (439) |
| 12.5.1 波形产生 | (439) |
| 12.5.2 A型超声波回波显示诊断仪 | (440) |
| 12.5.3 M型超声成像仪 | (441) |
| 12.5.4 B型超声成像仪 | (442) |
| 12.5.5 P型和C型超声成像仪 | (444) |
| 12.6 三维超声扫描技术 | (444) |
| 12.6.1 机械扫描装置 | (444) |
| 12.6.2 带传感器的自由臂扫描 | (450) |
| 12.6.3 无位置传感器的自由臂扫描 | (452) |
| 12.6.4 二维阵列扫描 | (452) |
| 12.7 超声成像系统的技术指标 | (453) |
| 12.7.1 轴向分辨率 | (453) |
| 12.7.2 侧向分辨率 | (454) |
| 12.7.3 对比灵敏度和噪声 | (455) |
| 12.7.4 伪影 | (455) |
| 12.8 Doppler 超声成像 | (456) |
| 12.8.1 Doppler 频移 | (456) |
| 12.8.2 脉冲 Doppler 超声成像 | (456) |
| 12.8.3 彩色流动 Doppler 超声成像 | (457) |
| 12.8.4 对 Doppler 超声成像的解释 | (458) |

| | |
|-------------------------------------|-------|
| 12.9 超声图像的质量控制 | (458) |
| 12.9.1 图像的质量控制测量 | (459) |
| 12.9.2 声能的功率和脉冲超声波的强度 | (459) |
| 参考文献 | (460) |
| 13 磁共振成像基础 | (462) |
| 13.1 引言 | (462) |
| 13.1.1 MRI 技术的发展 | (463) |
| 13.1.2 MRI 学科的发展 | (463) |
| 13.1.3 市场推动了 MRI 学科和技术的发展 | (464) |
| 13.2 核磁共振的物理原理 | (465) |
| 13.2.1 原子组成及其自旋特性 | (465) |
| 13.2.2 原子核的自旋特性 | (466) |
| 13.2.3 磁场中的原子核及其核磁共振 | (466) |
| 13.2.4 射频场作用下的原子核及其 Bloch 方程 | (468) |
| 13.2.5 NMR 弛豫——Bloch 方程 | (472) |
| 13.3 MRI 系统组成 | (475) |
| 13.3.1 主磁体 | (475) |
| 13.3.2 梯度线圈 | (476) |
| 13.3.3 发射机 | (477) |
| 13.3.4 RF 线圈 | (478) |
| 13.3.5 接收机 | (479) |
| 13.4 磁共振成像方法和数学基础 | (480) |
| 13.4.1 自由感应衰减、自旋回波、梯度场回波和反转回波 | (480) |
| 13.4.2 梯度场效应和 Fourier 变换 | (481) |
| 13.4.3 MRI 成像的片选问题 | (482) |
| 13.4.4 相位编码和频率编码原理 | (483) |
| 13.4.5 MRI 的图像重建 | (484) |
| 13.4.6 k-空间数据重排的数学表达 | (490) |
| 13.4.7 选择激发的数学方法 | (491) |
| 13.5 MRI 对比度机制 | (495) |
| 13.5.1 T_1 对比度 | (496) |
| 13.5.2 T_2 对比度 | (496) |
| 13.5.3 质子密度加权像 | (496) |
| 13.5.4 磁化转移成像 | (497) |
| 13.5.5 Z 方向谱测量 | (498) |
| 13.5.6 扩散加权成像 | (498) |
| 13.5.7 灌注成像 | (500) |
| 13.5.8 血氧水平依赖性对比度 | (502) |
| 13.5.9 反向恢复成像 | (502) |
| 参考文献 | (503) |