


新编医学影像学

师毅冰等◎主编

(上)

 吉林科学技术出版社

新编医学影像学

(上)

师毅冰等◎主编

图书在版编目(CIP)数据

新编医学影像学/ 师毅冰等主编. — 长春: 吉林科学技术出版社, 2016.9

ISBN 978-7-5578-1098-6

I. ①新… II. ①师… III. ①医学摄影IV. ①R445

中国版本图书馆CIP数据核字(2016)第168034号

新编医学影像学

xinbian yixue yingxiangxue

主 编	师毅冰	王培诚	蒋沫轩	李庆春	陈 鹤	张 满
副 主 编	徐 超	刘向锋	喻 晖	陆 蓬		
	林斐斐	王云志	莫哲恒	程 莉		
出 版 人	李 梁					
责任编辑	张 凌	张 卓				
封面设计	长春创意广告图文制作有限责任公司					
制 版	长春创意广告图文制作有限责任公司					
开 本	787mm×1092mm 1/16					
字 数	1030千字					
印 张	42					
版 次	2016年9月第1版					
印 次	2017年6月第1版第2次印刷					

出 版	吉林科学技术出版社					
发 行	吉林科学技术出版社					
地 址	长春市人民大街4646号					
邮 编	130021					
发行部电话/传真	0431-85635177	85651759	85651628			
	85652585	85635176				
储运部电话	0431-86059116					
编辑部电话	0431-86037565					
网 址	www.jlstp.net					
印 刷	虎彩印艺股份有限公司					

书 号 ISBN 978-7-5578-1098-6

定 价 165.00元

如有印装质量问题 可寄出版社调换

因本书作者较多,联系未果,如作者看到此声明,请尽快来电或来函与编辑部联系,以便商洽相应稿酬支付事宜。

版权所有 翻印必究 举报电话:0431-86037565

主编简介



师毅冰

1974年出生，江苏省徐州市中心医院CT、MR室副主任，主任医师，医学硕士，任徐州市医学会放射专业委员会副主任委员，徐州市医学影像质量控制中心秘书长，江苏省医学会放射学分会神经头颈学组成员，东南大学研究生院硕士指导教师。一直致力于影像诊断工作，是本学科的学科带头人，具有丰富的临床一线实践经验，尤其在影像低剂量、神经系统、五官及颈面部、心脏大血管及图像三维后处理方面有深入的研究。先后承担多项科研项目，多次荣获科技进步奖项；长期从事多家医学院、医院的带教及培训工作。



王培诚

1976年出生，永靖县人民医院，放射科副主任医师。兰州医学院本科毕业，从事放射医学20年，擅长放射、CT影像诊断，在国家核心期刊发表专业论文6篇。



蒋沫轩

1978年出生，副主任医师，毕业于华中科技大学同济医学院临床医学本科，2001年毕业后在荆门市第一人民医院临床内科轮转1年后，一直在CT/MRI室工作至今。一直从事放射诊断工作，熟知CT多种疾病诊断及报告书写，有大型设备上岗证，参加规范培训。2009年单位买入64排CT后，进行了大量血管三维等后处理重建，对血管疾病、全身骨折等疾病能快速准确做出诊断。在MRI诊断岗位上面对病人，能及时处理工作中的问题，满足病人和临床医生需求。在医学核心期刊上发表论文数篇，参与科室的新技术新项目工作。

编 委 会

主 编 师毅冰 王培诚 蒋沫轩
李庆春 陈 鹤 张 满

副主编 徐 超 刘向锋 喻 晖 陆 蓬
林斐斐 王云志 莫哲恒 程 莉

编 委 (按姓氏笔画排序)

马志娟 武汉市第一医院
王云志 湖北医药学院附属襄阳市第一人民医院
王培诚 甘肃省永靖县人民医院
白金川 新乡医学院第三附属医院
师毅冰 徐州市中心医院
刘向锋 湖北省孝感市中心医院
(武汉科技大学附属孝感医院)
李庆春 中国人民解放军第二五一医院
张 满 湖北省襄阳市中医医院
陆 蓬 三峡大学第一临床医学院
宜昌市中心人民医院
陈 鹤 湖北中医药大学附属襄阳市中医医院
林斐斐 中国人民解放军第四〇一医院
莫哲恒 郑州大学附属洛阳中心医院
徐 超 山东曹县人民医院
蒋沫轩 荆门市第一人民医院
喻 晖 襄阳市中心医院
(湖北文理学院附属医院)
程 莉 长春中医药大学附属医院
潘利周 偃师市人民医院

前 言

随着科学技术的进步，医学影像技术在日常的诊疗活动中发挥着越来越重要的作用，但是由于仪器设备的配制和人员技术水平的差异，造成我国不同医疗机构间影像诊断水平差距较大。为提高影像诊断整体水平，保证影像诊断人员的规范化从业，科学统一的诊疗标准的制定尤为迫切。因此，我们邀请了一批专家、教授和年轻有为的医师编写了这本《新编医学影像学》，以进一步提高影像诊断水平，减少漏诊和误诊，同时也会规范诊疗行为，提高诊疗质量，保障医疗安全。

本书共七篇，三十一章，重点讲述了影像学检查技术、CT影像学、MRI影像学、X线影像学、超声影像学、核医学及介入放射学等内容，针对临床常见疾病的影像学检查方法、影像学征象、影像学诊断与鉴别诊断等内容均做了详细介绍。选材新颖，内容简明，图文并茂，科学实用，易于掌握，查阅方便。适用于医学影像科及相关科室的医护人员参考。

由于参编人数较多，文笔不尽一致，加上编者时间和篇幅有限，难免有疏漏之处，恳请广大读者予以批评、指正，以便再版时修正。

编 者
2016年9月

目 录

第一篇 影像学检查技术

第一章 计算机体层成像(CT)检查技术	1
第一节 CT扫描机成像原理与软、硬件设备	1
第二节 螺旋CT扫描原理与应用	11
第三节 多排探测器CT扫描机原理与结构	14
第二章 磁共振成像(MRI)技术	17
第一节 磁共振原理	17
第二节 磁共振成像特点与质量控制	26
第三节 磁共振成像系统的操作方法	36
第三章 X线成像技术	39
第一节 X线的特性及原理	39
第二节 X线图像特点及检查方法	40
第四章 超声成像技术	43
第一节 超声成像概述	43
第二节 超声成像特点及主要应用	44
第三节 三维超声波成像技术	46
第五章 介入放射技术	51
第一节 概念、技术与分类	51
第二节 术前准备与术后处理	51
第三节 禁忌证与并发症	54
第四节 血管介入放射学	55
第五节 非血管介入放射学	61
第六章 核医学显像技术	66
第一节 放射性核素示踪技术	66
第二节 放射性核素显像技术	72

第二篇 CT影像学

第七章 呼吸系统疾病的CT检查	80
第一节 气管支气管疾病	80

第二节	肺部感染性疾病	87
第三节	弥漫性肺疾病	97
第四节	肺肿瘤	104
第八章	循环系统疾病的 CT 检查	131
第一节	心脏及大血管损伤	131
第二节	冠心病	132
第三节	先天性心脏病	143
第九章	消化系统疾病的 CT 检查	152
第一节	胃癌	152
第二节	直肠癌	154
第三节	阑尾炎	155
第四节	肝硬化	157
第五节	原发性肝细胞癌	160
第六节	胆系结石、炎症	169
第七节	胰腺炎	173
第八节	胰腺癌	176
第九节	脾外伤	181
第十章	泌尿系统疾病的 CT 检查	183
第一节	泌尿系统良性病变	183
第二节	泌尿系统恶性肿瘤	189
第三节	肾脏外伤	195
第十一章	神经系统疾病的 CT 检查	199
第一节	检查方法和正常影像	199
第二节	脑梗死	211
第三节	脑缺血、出血和脑血管病变	213
第四节	颅脑外伤	229

第三篇 MRI 影像学

第十二章	呼吸系统疾病的 MRI 检查	243
第一节	肺结核	243
第二节	肺癌	245
第三节	肺动脉栓塞	247
第四节	胸膜疾病	248
第五节	纵隔肿瘤	251
第十三章	循环系统的 MRI 检查	255
第一节	先天性心脏疾病	255
第二节	原发性心肌病	261
第三节	心脏肿瘤	264

第四节	心包炎性病变·····	265
第五节	大血管病变·····	267
第十四章	消化系统疾病的 MRI 检查 ·····	271
第一节	肝脏疾病·····	271
第二节	胆道疾病·····	280
第三节	胰腺疾病·····	286
第十五章	泌尿系统疾病的 MRI 检查 ·····	291
第一节	泌尿系统肿瘤·····	291
第二节	泌尿系统感染性病变·····	297
第三节	泌尿系统结石·····	299
第四节	肾囊肿性病变·····	301
第十六章	神经系统疾病的 MRI 检查 ·····	305
第一节	脑血管病·····	305
第二节	脑外伤·····	315
第三节	颅内感染与肉芽肿性病变·····	320
第四节	颅内肿瘤·····	332

第四篇 X 线影像学

第十七章	呼吸系统疾病的 X 线检查 ·····	349
第一节	弥漫性肺部病变·····	349
第二节	肺内孤立性和多发性球形病灶·····	360
第三节	肺部索条状病变·····	372
第四节	肺内阴影·····	380
第五节	胸膜病变·····	391
第十八章	消化系统疾病的 X 线检查 ·····	396
第一节	咽部病变·····	396
第二节	食管病变·····	397
第三节	胃部病变·····	405
第四节	十二指肠、小肠、结肠及盲肠病变·····	410
第五节	胆囊及胆管异变·····	417
第六节	肝脓肿·····	422
第七节	原发性肝癌·····	423
第十九章	泌尿系统疾病的 X 线检查 ·····	424
第一节	泌尿系统结石·····	424
第二节	泌尿系统结核·····	427
第二十章	循环系统疾病的 X 线检查 ·····	429
第一节	肺动脉高压、肺静脉高压及淋巴管改变·····	429
第二节	梨形心脏·····	432

第三节	靴形心脏·····	445
第二十一章	骨骼与关节疾病的 X 线检查·····	452
第一节	骨折·····	452
第二节	关节创伤·····	458
第三节	骨结核·····	460
第四节	骨肿瘤·····	461

第五篇 超声影像学

第二十二章	呼吸系统疾病的超声检查·····	472
第一节	胸膜病变·····	472
第二节	肺部病变·····	475
第二十三章	循环系统疾病的超声检查·····	480
第一节	心脏瓣膜病·····	480
第二节	先天性心脏病·····	487
第三节	乳头肌功能不全和乳头肌断裂·····	497
第四节	感染性心内膜炎·····	502
第五节	心包炎和心包积液·····	506
第二十四章	泌尿系统疾病的超声检查·····	510
第一节	肾囊肿·····	510
第二节	肾结石·····	512
第三节	肾肿瘤·····	513
第四节	肾外伤·····	518

第六篇 核医学

第二十五章	神经系统的核医学检查·····	520
第一节	脑血流灌注显像·····	520
第二节	脑代谢显像·····	524
第二十六章	呼吸系统疾病的核医学检查·····	528
第一节	肺灌注显像·····	528
第二节	肺通气显像·····	531
第二十七章	消化系统的核医学检查·····	535
第一节	唾液腺显像·····	535
第二节	胃肠道出血显像·····	537
第三节	异位胃黏膜显像·····	539
第二十八章	心血管系统的核医学检查·····	542
第一节	核素心肌显像·····	542
第二节	心脏功能测定·····	559

第七篇 介入影像学

第二十九章 颈动脉颅外段狭窄的介入治疗·····	565
第一节 CEA 和 CAS ·····	565
第二节 颈动脉成形和支架置入术的操作流程·····	570
第三节 脑保护装置·····	578
第四节 动脉粥样硬化性颈动脉狭窄的评估·····	582
第五节 动脉粥样硬化性颈动脉狭窄病变的内科治疗·····	584
第六节 颈动脉成形和支架置入术的指南·····	587
第七节 颈动脉成形和支架置入术的并发症分类及处理·····	588
第八节 动脉粥样硬化性颈动脉狭窄的临床实践·····	594
第九节 血管内介入治疗在颈动脉病变中的应用展望·····	599
第三十章 胆道介入治疗·····	600
第一节 经皮肝胆管造影术·····	600
第二节 经皮穿刺胆道引流术·····	605
第三十一章 介入放射学在妇产科学中的应用·····	625
第一节 输卵管黏堵术·····	625
第二节 选择性输卵管造影和再通术·····	626
第三节 子宫肌瘤的动脉栓塞治疗·····	632
参考文献·····	659

影像学检查技术

第一章 计算机体层成像（CT）检查技术

第一节 CT扫描机成像原理与软、硬件设备

一、CT扫描机的成像原理

CT扫描机的成像过程为：X线管发出X线→穿过人体→探测器采集数据→计算机进行数据处理→图像重建→输出图像。

X线管发出的X线经准直器准直后成为一窄束X线，这一窄束X线对人体的某一特定层面从各个角度进行投射。透过人体的射线由探测器进行接收后进行光电模/数转换，将模拟信号转换成数字信号后，送到计算机进行数据处理，处理后的数据进行图像重建。重建的图像再经数/模转换器变成模拟信号，最后显示在监视器上，或传输给多幅照相机摄片和传输给光盘、磁盘等进行储存。

1. X线产生 首先由操作人员在控制台上输入信息向计算机发出指令，计算机接受指令后，其中央处理器输出“产生X线”的指令。经单总线、缓冲寄存器、X线产生电路，送到产生X线高压电路。高压发生器收到该信号以后产生高压加在X线管的两端，这一高压使X线管产生X线。

当计算机的中央处理器发出“X线停止”的指令后，该信号经单总线、X线停止指令电路传送给高压初级电路。高压初级电路在收到停止发送X线的指令以后，切断高压，X线管停止发出X线。

2. 数据采集 CT扫描机在进行扫描时，分布均匀的一束X线穿过人体时，由于人体各个部位、组织、器官之间厚度、密度的差异很大，使得X线的衰减不一致。这种X线衰减不一致就代表了人体被扫描部位其内部结构的信息，该信息是人眼看不见的“X线图像”信息。该信息由探测器接收，并被输送到计算机进行处理。

3. 数据处理 探测器接受的“X线图像”信息被转换成与X线量成正比的电流，该电流被称为模拟信号。这些模拟信号经过模/数转换器转换成数字信号，成为数字数据。为获得较准确的重建图像数据，在进行图像重建之前，用计算机对这些数据进行处理，处理方法

如下:

(1) 减除空气值和零点漂移值: 由于探测器在电子电路上工作, 此工作环境为非真空状态, 它必然存在一定的空气值, 需将此值扣除。在数据收集和转换时, 探测器常常发生零点漂移, 为得到准确的重建图像数据, 需将此零点漂移值加以校正。

(2) 线性化: 对 X 线束硬化效应进行校正, 称为线性化。穿过扫描部位的 X 线应尽量接近单色射线, 以减少硬化效应的影响, 但实际上线束硬化效应仍然存在。

(3) X 线束硬化效应: X 线束硬化效应是指低能 X 线比高能 X 线衰减快的现象。在连续不断的 X 线穿过人体各个扫描部位时, X 线在同一密度和厚度的扫描部位中, X 线的衰减与扫描部位的厚度成正比。即当扫描部位的厚度增加时 X 线的衰减也增加。由于低能 X 线比高能 X 线的衰减大, 因此, 低能 X 线很快被衰减掉。由于存在着 X 线束硬化效应现象, 因此, 在 X 线穿过人体某一均匀的部位后 X 线吸收曲线接近高能, 使人体该部位的实际厚度变薄。

用事先制定好的相应校正曲线表, 由模/数转换器对 X 线束硬化效应进行校正, 并且对每一个探测器。应将该校正用线性表编写成文件储存在数据库中。

(4) 正常化: 正常化是指对扫描数据的总和进行检验和校正。在对人体同等密度的部位进行 CT 扫描时, 每条 X 线或一束 X 线在同一次扫描中, 环绕人体被扫描部位在不同方向上进行扫描, 所采集到的数据经内插的总和应相等。

4. 图像重建

(1) 数据的传输与处理: 采集到的信息被转变成数字数据之后, 按序被输送到模/数微处理器。并在模/数微处理中进行减除空气和零点漂移值、线性化和正常化处理。处理后的数字数据经存储器被送到摺积器中, 用重建滤波器对数字数据进行摺积处理。摺积后的数字数据经存储器被送入反投影器, 并在其中进行反投影计算。反投影后的数字数据被填入事先设置在存储器内的矩阵像素中, 并利用该数字数据形成人体该部位的 CT 扫描数字图像。

(2) 显示图像: 经跟踪器、窗位和窗宽对数字图像进行控制后, 使要显示的部位显示得更加清晰, 它们可被记录在磁带或磁盘上, 还可用激光型多幅照相机摄片。数字图像由显示控制器将其转变成模拟图像, 即所有的像素都被转变成成为电流, 并将其显示在视频监视器上, 或用多幅照相机把视频监视器上的图像摄片, 供医师诊断。

二、CT 常用概念与术语

(一) 常用概念

1. 密度分辨率 又被称为对比度分辨率, 即能分辨组织结构密度差的能力。在背景与细节之间对比度较低时, 将细节从背景中鉴别出来的能力称为密度分辨率。CT 扫描机的密度分辨率大多数都在 $0.3\% \sim 2\% / \text{cm}$ 范围之内。密度分辨率受到以下因素的影响: ①像素噪声, 该因素是主要影响因素; ②物体的大小; ③物体的对比度; ④系统的 MTF 等。

密度分辨率用像素噪声的标准偏差表示。像素噪声是匀质水模在限定范围内 CT 值的标准偏差, 它是在匀质 CT 扫描断面图像中像素点与点之间 CT 值的随机波动和它的平均值离散的测量。固有噪声只能在没有伪影的图像中进行测量。

2. 空间分辨率 在高对比度的情况下, 鉴别物体大小及微细结构的能力, 即显示较小体积病变的能力, 它是由 X 线管焦点与像素的尺寸决定。

CT 的空间分辨率有一定的极限,不可能被无限地提高,限制它的因素有:①颗粒度的大小;②探测器孔径的大小和相互间的距离;③采样频率;④重建算法和重建矩阵及显示像素的大小;⑤扫描设备的精度及 X 线管焦点的大小等。常采用增加探测器数目和提高采样频率的办法提高空间分辨率。

3. 部分容积效应 又称局部容积效应。进行 CT 扫描时,其每一个层面都具有一定的厚度。在这个立方体内,很有可能出现密度差异,或呈斜面,这就导致了局部密度与 CT 值不符的现象。在 CT 扫描显示图像上出现异常,此种情况被称之为部分容积效应。为了提高 CT 扫描图像的质量应采用薄切层和密行矩阵以重建显示图像,有的情况下还应采用适当的切层部分重叠扫描,以减少部分容积效应对 CT 扫描图像的影响。

4. CT 值 人体组织对 X 线的局部衰减特性在 CT 检查中被用于离散成像,而在常规 X 线摄片时,它被重叠在 X 线片上。

人体组织对 X 线的局部衰减特性,是在 X 线与物质若干相互作用过程中形成的。这一过程中的每一种过程都有其自身的发生概率,概率也是辐射能量的函数。X 线管所产生的 X 线是由全能谱所组成,并被称为线衰减系数 U 。组织的衰减性质是一个复杂的函数,按辐射情况的不同可有不同的值。

在 X 线穿过某物质时,由于它的能量与物质的原子相互作用而减弱,X 线减弱的程度与物质的厚度、物质成分、吸收系数有关,并且按指数规律衰减。

物质的线性吸收系数与 X 线的能量、物质的原子系数、密度有关,当物质的厚度增加时 U 也增加,同时 X 射线衰减也就越大。

人体是由多种物质组成,在进行 CT 扫描时,所有所测射线的路径都是由骨骼、肌肉、脂肪、空气等不同的物质组成。因而,出现不同的 U ,它们都对这一测量起作用。X 线强度由所有 U 的总和来决定。 U 在一般情况下是连续变化的,这个总和常表示为一个积分值,即线积分。它是沿所测射线路径上 U 的线积分,将这种取衰减因素 I_0/I 的自然对数所得到的线积分值称为 U 值,或 CT 值。

X 射线能 T 与衰减系数 U 之间的关系是:能量越低, U 值越大, U 值随着能量增加而减小。

由于 X 线光谱中的低能 X 线比高能 X 线更容易被过滤掉,当 X 线束通过某组织时,低能的 X 线比高能的 X 线的衰减大。组织的有效线吸收系数 U 在 X 线束穿过患者身体时,随着距离的增加而减少。为了避免该效应对 CT 图像产生不均匀性影响,必需对其进行校正。

X 线束硬化的校正方法:即把某 U 值当成是从单一能量的 X 线扫描中获得的。为使校正简单化,应采用 73keV 的能量进行扫描。

在医学上,Hounsfield 将空气至致密骨之间的 X 线性衰减系数的变化分成 2 000 个单位,并被命名为 H,即以 H 为 CT 值的单位,作为表达组织密度的统一单位。CT 值的计算方法:将被检体的吸收系数 U 与水的吸收系数 U 作为比值进行计算,并以空气和致密骨的吸收系数分别作为上下限进行分度。

空气的吸收系数 U 为 0.001 3,接近于 0;水的吸收系数 U 为 1;致密骨的吸收系数 U 为 1.9~2.0,近于 2。按 CT 值的计算公式得出水的 CT 值为 0H,空气的 CT 值为 -1 000H,骨密质的 CT 值为 1 000H。人体所有组织的 CT 值有 2 000 个分度,骨最大,其 CT 值为 +1 000H,空气最低,其 CT 值为 -1 000H。

人体各组织的 CT 值从高到低依次为：骨密质为 1 000H；钙质为 60H；凝血为 40H；脑灰质为 36H；脑白质为 24H；血液为 16H；水为 0；脂肪为 -100；气体为 -1 000H。

线衰减系数大的组织密度和原子序数高，CT 值也大；反之，CT 值就小。根据 CT 值图像重建所求出的 CT 值和被检断层各部位应有的 CT 值的对比，对 CT 图像诊断有很大的帮助。

5. CT 扫描图像的重建方法 将人体各部位扫描时所采集到的数据，在检测中被转换成电信号以后被送到计算机。经过计算机对这些数据进行一系列处理后，重建成图像，并将其显示在监视器上。图像重建的速度与计算机的功能有关。重建的方法有几种，但原理是相同的，下面介绍三种 CT 图像的重建方法：

(1) 直接反投影法：将测量得到的各个方向上对物体剖面的投影在反方向上投影，再组成该物体的剖面图像。

(2) 迭代法：将近似重建图像的投影同实测的剖面进行比较，再将比较得到的差值反投到图像上，每次反投影后可得到一幅新的近似图像。将所有的投影方向都作上述处理，一次迭代就完成了，并将前一次迭代的结果作为下一次迭代的初始值，连续进行，直到结果非常准确为止。

迭代重建技术有三种方法：联立迭代重建法、代数重建法和迭代最小二乘法。

(3) 解析法：该方法是目前 CT 图像重建技术中应用最多的一种方法，它是基于傅利叶变换投影定理上的，其主要方法有：①二维傅利叶变换重建法；②空间滤波反投影法；③褶积反投影法。其特点为：①不需进行傅利叶变换；②速度快；③图像质量好；④变换简单。

6. 常见伪影

(1) 运动条纹伪影：CT 扫描时，由于患者的点头运动、侧向运动、屏不住气、吞咽动作、心脏跳动、肠蠕动等，可造成 X 线从一次检测到另一次检测的不一致性，这些都有可能产生粗细不等的、黑白相间的条状伪影。

(2) 交叠混淆伪影：假定在被照射体内出现高于采样频率的空间频率而产生的。

(3) 杯状与角度伪影：杯状伪影是在 X 线穿过人体时，假定 X 线束能量保持不变而产生的。当投影曲线作等角分布时产生角度伪影。

(4) 模糊伪影与帽状伪影：当图像重建中心与 CT 扫描旋转中心重合时产生模糊伪影。当患者处于扫描域内时，会产生截止边缘处的强帽状伪影。

(5) 环状伪影：大多数是由于探测器的灵敏度不一致、采样系统故障等造成的。常常出现在图像的高对比度区，并可向低对比度区扩散，影响图像的诊断价值。

产生伪影的原因很多，机器故障造成的伪影可通过修理和校正加以解决。CT 正常运转时也会产生伪影，如运动伪影、高密度界面伪影等，在工作中应尽量避免和减少伪影。

7. 图像灰阶 在黑白图像上的每一个点都表现出从黑到白不同深度的灰色。将白色与黑色之间分成许多级，称为“灰度等级”。其灰度信号的等级差别被称为灰阶。灰阶有 16 个刻度，每一刻度内有 4 级连续变化的灰度，共有 64 个连续的不同灰度等级。CT 扫描图像是将重建后矩阵中每个像素的 CT 值转换成相应的不同明暗度的信号，并将其显示在图像上或显示器上。图像或显示器所显示的明暗度信号的等级差别称为灰阶，它是根据人的视觉所设定的最大等级范围。

8. 噪声与信噪比 噪声是指各种频率和各种强度的声音，无规律地组合在一起所形成

的。而在电路中的噪声是指由于电子持续或冲击性的杂乱运动在电路中形成频率范围相当宽的杂波。在 X 线数字成像中将噪声定义为：影像上看到的亮度中随机出现的波动。

信噪比是信号与噪声之比的简称。实际信号中大多包含有两种成分：信号和噪声。有信号就有噪声，噪声是无处不在的。信号噪声比是用来表示有用信号强度与噪声之比的一个参数。该值越大，噪声的影响愈小，信息传递质量越好。信噪比是评估灵敏电子设备的一项重要技术指标。

9. 滤波函数 是一种数学计算程序，常被用于图像重建。它的计算方法有：①反投影法；②分析法——傅利叶反演法；③滤波反投影法；④卷积投影法；⑤二维傅利叶变换法等。各种成像设备所采用的计算程序也各不相同。前四种重建算法在 CT 扫描机和 MRI 中常用，二维傅利叶变换图像重建法仅在 MRI 中使用。各种算法所得到的图像效果也有较大差别。例如 CT 扫描机，为了满足诊断的需要，重建算法常采用以下三种算法，即高分辨率算法、标准算法和软组织算法。高分辨率算法可突出轮廓，它在图像重建时可提高对比度和空间分辨率，但增加了图像噪声。软组织算法是一种使图像边缘平滑、柔和的算法。虽然图像的对比度下降，但可减少图像噪声，提高密度分辨率，软组织层次分明。标准算法是不采取附加平滑和突出轮廓的措施。

(二) 常用术语

1. CT 值标度 在 Hounsfield 标度中，将空气与水衰减的 CT 值作为标度，空气的 CT 值为 -1 000，水的 CT 值为 0。

2. 探测器孔径 是探测器阵列面向 X 线方向孔径的大小。

3. 双窗技术 例如在观察一幅胸部 CT 扫描图像时，由于图像中的密度相差很大，要想同时看清低密度组织和高密度组织，需采用双窗技术，即肺窗和纵隔窗。

4. 窗口技术 (window technology) 用合适的窗宽和窗位将病变部位显示出来，它是分析数字化图像的重要方法。

5. 窗宽和窗位 (window width or window level) 窗宽是指显示信号强度值的范围。窗位是指图像显示过程中代表图像灰阶的中心位置。

6. 阵列处理机 部分软件指令已被“硬件”化的计算机，它能快速重建计算与数据处理。

7. 算法 图像重建时，解决某数学问题的程序。

8. 反投影 是图像合成的一种方法，在某个方向上用投影一个横断图像的剖面来重建图像，它的方向正好与测量该剖面的方向相反。

9. 摺积 用权函数对原始数据进行处理，是数学图像处理方法的一种。

10. 扇形角 产生透射量信号的检测器阵列所对的角度，它的顶点在 X 线管焦点上。

11. 模型 它被用以代替被检查的患者，是用来测量 CT 扫描机响应的物体或模具，也是用以测量 CT 扫描机图像质量的工具。

12. 扫描 执行至少重建一幅图像的透射测量所需要的整套机械运动。

13. 扫描时间 X 线穿透辐射从开始到结束所经历的时间。该穿透辐射至少要保证重建一幅图像的透射测量。

14. 矩阵 (matrix) 将计算机所计算的人体横断面每一个点的 X 线吸收系数按数学上的矩阵进行排列，并形成分布图。在相同的采样范围内，像素点多少与矩阵大小成正比，即

矩阵越大, 像素点就越多, 同时图像质量也就越高。但是, 矩阵越大, 计算机的工作量就越大, 存储器容量也要相应增大, 患者受到的 X 线辐射剂量也就越大。

15. 采集矩阵 (acquisition matrix) 每幅图像所含像素的量。

16. 显示矩阵 (display matrix) 显示在显示器上的图像像素的量。为确保显示图像的质量, 显示矩阵通常应等于或大于采集矩阵。

17. 像素与像体素 (pixel or voxel) 像素是组成图像矩阵的基本单元。图像实际是代表含有人体某一部位一定厚度的三维空间的体积单元, 通常被称为像体素。像体素是一个三维的概念, 而像素是一个二维概念。像素是像体素在成像时的表现。

18. 原始数据与显示数据 (raw data or display data) 原始数据是指由探测器接收到的, 再经放大, 最后由模/数转换后所得到的数据。显示数据是指构成某层面图像的数据。

19. 采集时间 (acquisition time) 是指获取一幅图像所需要的时间。

20. 重建 (reconstruction) 将扫描所获得的原始信息, 经检测器被变成电信号, 再经计算机的运算与处理后, 得到显示数据的过程被称之为重建。

21. 重建时间 (reconstruction time) 是指将原始数据重建成显示数据矩阵所需要的时间。重建时间与重建矩阵的大小成正比, 即重建矩阵越大所需的重建时间就越长。同时还与运算速度和内存容量有关, 即运算速度越快, 重建的时间就越短; 内存容量大, 重建时间就短。

22. 比特 (bit) 是一种信息量单位。在数字通讯中, 用被称为“码元”或“位”的符号来表示信息。在二进制中, 1 比特代表一位码元所包含的信息量。

23. 亮度响应 (brightness respond) 换能器能将光能转换为电流, 此种转换功能被称之为光能 - 电流换能器的亮度响应。

24. 动态范围 (dynamic range) 光电转换器亮度响应既不是从 0 水平开始, 也不会持续至无限大。动态范围是指有用的最大亮度与有用的最小亮度值之比。

25. 观察视野 (FOV) 拟进行 CT 扫描的选定区域。

26. 模/数转换 (A/DC) 将模拟信号转换成数字信号。也就是将连续的模拟信号分解成分离的数字信息, 并分别被赋予相应的数字量级, 这一过程被称之为模/数转换, 该转换过程在模/数转换器上进行。

27. 数/模转换 (D/AC) 将数字信号转换成模拟信号, 它是模/数转换的逆转。二进制数字影像被转变为模拟影像以后, 即形成可在电视屏幕上显示的视频影像。数/模转换的过程需在数/模转换器上完成。

28. 硬件 (hardware) 指成像设备的机械部件、计算机与电子部分的元件。

29. 软件 (software) 由计算机语言写成, 并能被计算机识别的一系列数字, 是控制计算机运算的程序。它主要包括计算机的管理程序、数据获取程序、数据处理程序和显示程序等等。

三、CT 扫描机的硬件设备与应用软件

(一) 常用硬件设备

1. 扫描机架 扫描机架起支承 X 线管、探测器、探测器电子线路、准直器的作用。同时它还具有运动功能, 一般采用三点支撑大圆盘作间歇的圆周等分运动。CT 扫描机扫描时,