



中国科学院教材建设专家委员会规划教材
全国高等医药院校规划教材

供临床、预防、基础、口腔、麻醉、药学、检验、护理、法医等专业使用

TM
案例版

医学影像学

主 编 张培功 杜 勇



科学出版社
www.sciencep.com

中国科学院教材建设专家委员会规划教材
全国高等医药院校规划教材

案例版™

供临床、预防、基础、口腔、麻醉、药学、检验、护理、法医等专业使用

医学影像学

主 编 张培功 杜 勇
副主编 秦东京 张雪君 袁曙光
曾庆思 骆科进

编 者 (按姓氏笔画为序)

王志铭 辽宁医学院
孙志丹 辽宁医学院
李 红 三峡大学
张 林 滨州医学院
张雪君 天津医科大学
胡 兵 三峡大学
姜兴岳 滨州医学院
秦东京 滨州医学院
唐光才 泸州医学院
秘 书 王培源 滨州医学院

刘林祥 泰山医学院
杜 勇 川北医学院
吴少平 成都医学院
张培功 滨州医学院
周茂义 潍坊医学院
查晓霞 成都医学院
骆科进 遵义医学院
袁曙光 昆明医学院
曾庆思 广州医学院

科 学 出 版 社

北 京

· 版权所有 侵权必究 ·

举报电话:010-64030229;010-64034315;13501151303(打假办)

郑 重 声 明

为顺应教育部教学改革潮流和改进现有的教学模式,适应目前高等医学院校的教育现状,提高医学教学质量,培养具有创新精神和创新能力的医学人才,科学出版社在充分调研的基础上,引进国外先进的教学模式,独创案例与教学内容相结合的编写形式,组织编写了国内首套引领医学教育发展趋势的案例版教材。案例教学在医学教育中,是培养高素质、创新型和实用型医学人才的有效途径。

案例版教材版权所有,其内容和引用案例的编写模式受法律保护,一切抄袭、模仿和盗版等侵权行为及不正当竞争行为,将被追究法律责任。

图书在版编目(CIP)数据

医学影像学:案例版 / 张培功,杜勇主编. —北京:科学出版社,2009
中国科学院教材建设专家委员会规划教材·全国高等医药院校规划教材
ISBN 978-7-03-025314-9

I. 医… II. ①张… ②杜… III. 影像诊断-病例-分析-教材 IV. R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2009)第 147319 号

策划编辑:胡治国 / 责任编辑:胡治国 / 责任校对:宋玲玲
责任印制:刘士平 / 封面设计:黄 超

版权所有,违者必究。未经本社许可,数字图书馆不得使用

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>

新 蕾 印 刷 厂 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2009 年 9 月第 一 版 开本:850×1168 1/16

2009 年 9 月第一次印刷 印张:16 插页:4

印数:1—5 000 字数:526 000

定价:39.00 元

如有印装质量问题,我社负责调换

前 言

本教材是科学出版社组织编写的国内首套引领医学教育发展趋势的案例版教材之一,适应教育部倡导的深化教育改革,大力推动培养模式、管理体制、课程体系、教学内容和方法改革与创新的要求。在借鉴当前国际上较为流行的以问题为中心(PBL)教学模式的基础上,结合中国国情,以不改变现有教学体系及核心内容为出发点,编写本教材。教材中以临床真实病例或标准化病例引导教学,融案例教学于课堂理论授课之中,丰富教学内容,激发学习兴趣,启发创新思维,提高学生学习的主动性和积极性,旨在培养高素质、创新型和实用型医学人才。

本教材涵盖传统X线、CT、MRI、超声和介入放射学等现代医学影像技术,确保医学影像学的完整性与系统性,以各种影像技术的基础理论、基本知识和基本技能为重点,注重科学性和先进性,又力求内容简练、实用、易懂,知识点明确,有利于教与学。强调了各种影像技术的比较与选择,以最优化的技术展示病例,有利于学生在今后的临床工作中正确的应用影像技术。案例图片的优选突出以学生为中心的教学理念,充分调动学生自主学习的积极性,注重引导学生提出问题和解决问题,努力促进《医学影像学》教学模式的更新。

本教材以五年制医学本科生为主要对象,以临床医学专业为主,兼顾预防、基础、口腔、麻醉、护理等专业需求。教材内容能满足以下三个层次的需求:①教育部制定的基本教学要求;②学生毕业后执业医师资格考试的需求;③硕士研究生入学考试的需求。同时也是医务人员继续教育的重要参考书。

本教材的编者来自全国13所医学院校,他们都是国内影像学界知名专家或中青年骨干,有着丰富的教学和临床经验,不少教学内容都是他们多年来的教学经验和研究成果,特别是案例图片多数都是他们长期临床工作中积累的珍藏版。百忙之中,写成此书,可喜可贺。

本教材编写过程中,滨州医学院附属医院曹新山和崔光和等同志在资料整理和文稿校对过程中做了大量工作,在此一并致谢。

本教材在我国属于先例,是探索医学影像学教学改革版本,由于缺乏国内外相关的参考资料以及编者水平所限,不足之处在所难免,敬请使用本教材的师生和同仁批评指正。

张培功 杜 勇

2009年4月

目 录

第一章 总论	(1)	三、MRI	(27)
第一节 X线成像	(1)	第三节 基本病变影像表现	(28)
一、X线成像的基本原理与设备	(1)	一、支气管阻塞	(28)
二、X线图像特点	(2)	二、肺部病变	(30)
三、X线检查技术	(2)	三、胸膜病变	(33)
四、X线诊断的临床应用	(3)	四、纵隔病变	(36)
五、X线检查中的防护	(3)	第四节 各种成像技术的比较与选择	(37)
第二节 数字减影血管造影(DSA)	(3)	第五节 常见疾病的影像学诊断	(37)
一、DSA成像的基本原理与设备	(3)	一、支气管扩张症	(37)
二、DSA检查技术	(3)	二、肺炎	(38)
三、DSA的临床应用	(4)	三、肺脓肿	(40)
第三节 计算机体层摄影(CT)	(4)	四、肺结核	(41)
一、CT的基本原理与设备	(4)	五、肺肿瘤	(45)
二、CT图像特点	(6)	六、纵隔原发性肿瘤和肿瘤样病变	(49)
三、CT检查技术	(7)	第三章 心脏与大血管	(53)
四、CT诊断的临床应用	(8)	第一节 检查技术	(53)
第四节 磁共振成像(MRI)	(9)	一、X线检查	(53)
一、MRI成像的基本原理与设备	(9)	二、CT检查	(53)
二、MRI图像特点	(11)	三、MRI检查	(53)
三、MRI检查技术	(11)	四、超声检查	(53)
四、MRI诊断的临床应用	(13)	第二节 正常影像表现	(54)
第五节 超声成像	(14)	一、X线	(54)
一、超声波的产生与物理特性	(14)	二、超声	(57)
二、超声成像基本原理与设备	(16)	三、CT	(60)
三、超声图像特点	(17)	四、MRI	(62)
四、超声检查技术	(17)	第三节 基本病变影像表现	(63)
五、超声诊断的临床应用	(18)	一、心脏及各房室增大	(63)
第六节 图像存档和传输系统与信息放射学	(18)	二、病理心形的分型	(64)
一、图像存档和传输系统	(18)	三、冠状动脉狭窄CTA表现	(65)
二、信息放射学	(19)	第四节 各种成像技术的比较与选择	(65)
第七节 影像学诊断原则与步骤	(19)	第五节 常见疾病的影像学诊断	(66)
一、影像学诊断原则	(19)	一、风湿性心脏病	(66)
二、影像学诊断步骤	(19)	二、冠状动脉粥样硬化性心脏病	(67)
第二章 呼吸系统	(21)	三、先天性心脏病	(68)
第一节 检查技术	(21)	四、心包炎	(72)
一、X线检查	(21)	五、肺栓塞	(73)
二、CT检查	(21)	六、主动脉夹层	(74)
三、MRI检查	(21)	第四章 骨、关节与软组织	(76)
四、超声检查	(21)	第一节 检查技术	(76)
第二节 正常影像表现	(22)	一、X线检查	(76)
一、X线	(22)	二、CT检查	(76)
二、CT	(24)	三、MRI检查	(76)
		第二节 正常影像表现	(76)

一、骨的结构与发育	(76)	二、肾脏和输尿管	(153)
二、长骨	(77)	三、膀胱	(154)
三、脊柱	(78)	第四节 各种成像技术的比较与选择	(154)
四、关节	(78)	第五节 常见疾病的影像学诊断	(154)
五、软组织	(79)	一、肾脏	(154)
第三节 基本病变影像表现	(80)	二、膀胱	(159)
一、骨骼	(80)	三、肾上腺	(160)
二、关节	(82)	第七章 生殖系统与乳腺	(165)
三、软组织	(83)	第一节 检查技术	(165)
第四节 各种成像技术的比较与选择	(83)	一、X线检查	(165)
第五节 常见疾病的影像学诊断	(84)	二、CT检查	(165)
一、骨、关节及软组织创伤	(84)	三、MRI检查	(165)
二、骨、关节与软组织感染	(88)	四、超声检查	(166)
三、骨与软组织肿瘤	(94)	第二节 正常影像表现	(166)
四、代谢性骨病	(101)	一、女性生殖系统	(166)
五、慢性骨关节病	(102)	二、男性生殖系统	(168)
第五章 消化系统	(106)	三、乳腺	(169)
第一节 检查技术	(106)	第三节 基本病变影像表现	(172)
一、X线检查	(106)	一、女性生殖系统	(172)
二、CT检查	(106)	二、男性生殖系统	(172)
三、MRI检查	(106)	三、乳腺	(173)
四、超声检查	(107)	第四节 各种成像技术的比较与选择	(174)
第二节 正常影像表现	(107)	第五节 常见疾病的影像学诊断	(175)
一、食管和胃肠道	(107)	一、女性生殖系统	(175)
二、肝胆胰脾	(109)	二、男性生殖系统	(178)
第三节 基本病变影像表现	(112)	三、乳腺	(182)
一、食管和胃肠道	(112)	第八章 中枢神经系统	(188)
二、肝胆胰脾	(113)	第一节 检查技术	(188)
第四节 各种成像技术的比较与选择	(114)	一、X线检查	(188)
第五节 常见疾病的影像学诊断	(114)	二、CT检查	(188)
一、急腹症	(114)	三、MRI检查	(188)
二、食管与胃肠道	(118)	第二节 正常影像表现	(188)
三、肝脏	(129)	一、X线	(188)
四、胆囊	(138)	二、CT	(190)
五、胰腺	(142)	三、MRI	(191)
六、脾脏	(146)	第三节 基本病变影像表现	(191)
第六章 泌尿系统与肾上腺	(149)	一、X线	(191)
第一节 检查技术	(149)	二、CT	(192)
一、X线检查	(149)	三、MRI	(192)
二、CT检查	(149)	第四节 各种成像技术的比较与选择	(193)
三、MRI检查	(149)	第五节 常见疾病的影像学诊断	(193)
四、超声检查	(150)	一、颅脑外伤	(193)
第二节 正常影像表现	(150)	二、脑血管疾病	(195)
一、X线	(150)	三、脑肿瘤	(199)
二、CT	(150)	四、椎管内病变	(205)
三、MRI	(152)	第九章 头颈部	(208)
四、超声	(153)	第一节 检查技术	(208)
第三节 基本病变影像表现	(153)	一、X线检查	(208)
一、肾上腺	(153)	二、CT检查	(208)

三、MRI 检查	(209)	六、口腔颌面部	(228)
第二节 正常影像表现	(209)	七、颈部	(230)
一、眼部	(209)	第十章 介入放射学	(233)
二、耳部	(210)	第一节 概述	(233)
三、鼻和鼻窦	(211)	一、介入放射学内容	(233)
四、咽部	(212)	二、Seldinger 技术	(233)
五、喉部	(213)	三、介入治疗常用器材	(234)
六、口腔	(213)	第二节 血管性介入放射学	(236)
七、颈部	(213)	一、经导管血管灌注治疗	(237)
第三节 基本病变影像表现	(214)	二、经导管血管栓塞术	(237)
一、器官病变的直接表现	(214)	三、经导管血管成形术	(239)
二、器官病变的间接表现	(215)	四、下腔静脉滤过器置放术	(240)
三、淋巴结肿大	(215)	五、心脏病介入治疗	(241)
第四节 各种成像技术的比较与选择	(215)	第三节 非血管性介入放射学	(242)
第五节 常见疾病的影像学诊断	(215)	一、经皮穿刺活检、引流及造瘘	(242)
一、眼部	(215)	二、管腔狭窄成形术	(244)
二、耳部	(221)	三、椎间盘突出介入治疗	(245)
三、鼻与鼻窦	(225)	四、介入灭能治疗	(246)
四、咽部	(226)	五、结石的介入治疗	(247)
五、喉部	(227)		
参考文献			(248)
彩图			

第一章 总 论

自伦琴 1895 年发现 X 线后不久, X 线即被用于人体疾病的检查, 并形成了放射诊断学(diagnostic radiology)。随着科学技术的发展, 自 20 世纪 50 年代, 又相继出现了超声成像(ultrasonography) 和核素闪烁显像(scintigraphy)。20 世纪 70 年代和 20 世纪 80 年代又研发出了 X 线计算机体层摄影(X-ray computed tomography, CT)、核磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI) 和发射体层显像(emission computed tomography, ECT), 包括单光子发射体层显像(single photo emission computed tomography, SPECT) 和正电子发射体层显像(positron emission tomography, PET)。这极大的提高了显像水平, 形成了包括 X 线诊断、超声诊断、核素显像诊断、CT 和 MRI 诊断在内的医学影像诊断学(diagnostic medical imaging)。虽然各种成像技术的成像原理不同, 诊断价值和限度亦各异, 但都是使人体内部结构和器官成像, 借以了解人体解剖和生理状况及病理变化, 以达到诊断疾病的目的。

近年来, 随着影像诊断设备和检查技术的不断创新和发展, 影像诊断已从单纯依靠形态变化进行诊断, 发展成为融形态、功能和代谢改变为一体的综合诊断体系。与此同时, 一些新的成像技术如心脏和脑的磁源成像(magnetic source imaging) 以及新的学科分支如分子影像学(molecular imaging) 也在不断出现, 因此, 影像诊断学的范畴仍在持续扩展之中。

目前, 数字成像已由 CT、MRI 等扩展至 X 线成像。数字成像有利于图像信息的保存和传输。应用图像存档与传输系统(picture archiving and communication system, PACS) 不但改变了图像的保存方式, 加快了图像传输速度, 方便了患者的就诊, 而且使远程放射学(tele-radiology) 得到了发展。数字化成像还为计算机辅助检测和计算机辅助诊断(computer aided diagnosis, CAD) 提供了可能。

20 世纪 70 年代兴起的介入放射学(interventional radiology) 是在影像监视下对某些疾病进行诊断或治疗的一种新技术, 已成为同内科学和外科学并列的三大诊疗体系之一。

纵观影像诊断学和介入放射学的应用与发展, 医学影像学的范畴在不断扩大, 诊断水平在不断提高, 已成为临床医学中发展最快, 作用重大, 不可或缺的重要学科之一。

学习医学影像学要掌握各种成像技术的成像原理、检查方法、影像诊断和诊断价值及限度。

(张培功 秦东京)

第一节 X 线成像

一、X 线成像的基本原理与设备

(一) X 线的产生

X 线是 X 线管内高速运行的电子群撞击钨靶时产生的。X 线管为一高度真空的二极管, 阴极内装有钨丝, 阳极装有呈斜面的钨靶和附属散热装置。向阴极钨丝加以 12V 以下的电流时, 钨丝附近便产生许多自由电子, 向 X 线管两端加以高电压(40 ~ 150kV) 时, 阴阳极间电势差陡增, 电子由阴极向阳极高速运行, 撞击钨靶后发生能量转换, 其中 1% 以下的能量转变为 X 线, 99% 以上的能量转变为热量。

(二) X 线的特性

X 线是一种肉眼看不见的波长很短的电磁波, 波长范围 0.0006 ~ 50nm。目前, X 线诊断常用的波长范围为 0.008 ~ 0.031nm。X 线与其临床成像有关的主要特性有以下几点:

1. 穿透性(penetrability) X 线的穿透力很强, 能穿透可见光不能穿透的物质。X 线的穿透力与 X 线管两端的电压密切相关, 电压越高, 穿透力越强。同时 X 线的穿透力还与被照体的密度和厚度有关。X 线的穿透性是 X 线成像的基础。

2. 荧光效应(fluorescence effect) X 线能激发荧光物质如硫化锌镉和钨酸钙等, 使波长极短的 X 线转变为波长较长的可见荧光, 这种转化称为荧光效应。荧光效应是透视检查的基础。

3. 感光效应(photosensitivity) 涂有溴化银的胶片经 X 线照射后感光, 产生潜影, 经显影、定影处理, 感光的溴化银中的银离子(Ag^+) 被还原成金属银(Ag), 并沉积于胶片的胶膜内, 在胶片上呈黑色。而未感光的溴化银在定影和冲洗过程中, 从 X 线胶片上被洗掉, 显示出胶片片基的透明本色。依金属银沉积的多少, 便产生了从黑至白不同灰度的影像。感光效应是 X 线摄影的基础。

4. 电离效应(ionizing effect) X线穿过任何物质都可使之电离,而产生电离效应。空气的电离程度与空气吸收X线的量成正比,因而通过测量空气的电离程度可计算出空气中X线的量。X线穿过人体也可产生电离效应,引起生物学方面的改变,即生物效应,此为放射治疗的基础,也是X线检查时需要防护的原因。

(三) X线成像基本原理

X线之所以能使人体组织结构形成影像,主要是由于X线具有穿透性、荧光效应和感光效应,同时也因为人体组织结构有密度和厚度的差别,导致X线穿过人体不同的组织结构时被吸收的程度不同,到达荧光屏或X线胶片上的X线量出现差异,从而在荧光屏或X线胶片上形成明暗或黑白不同的影像。

人体组织结构按密度不同可分三类:高密度的有骨和钙化等;中等密度的有皮肤、肌肉、结缔组织、实质器官和体液等;低密度的有脂肪组织和体内的气体。

(四) X线设备

X线设备主要包括X线管、变压器(包括降压变压器和升压变压器)及操作台。

(五) 数字X线成像

数字X线成像(digital radiography, DR)是将X线摄影装置或透视装置与计算机相结合,使形成影像的X线信息由模拟信息转变为数字信息,然后形成图像的成像技术。依其结构的不同可分为计算机X线成像(computed radiography, CR)、数字X线荧光成像(digital fluorography, DF)与平板探测器(flat pane detectors)数字X线成像三种。

CR是用影像板(image plate, IP)代替X线胶片作为介质,IP上的影像信息经过激光扫描读取、图像处理和显示等步骤获得数字化图像。CR已广泛应用于临床。

DF是由影像增强电视系统(image intensify television, IITV)取代CR的IP作为介质。图像用高分辨力摄像管进行扫描。其他结构和处理与CR相近。DF用于数字胃肠造影和数字减影血管造影设备上。

平板探测器数字X线成像是用平板探测器将X线成像信息转换成电信号,再数字化,转换过程均在平板探测器内完成,故X线信息损失少,图像质量好,且成像时间短。

数字化图像质量优于传统X线图像;图像处理系统可调节对比度,从而得到最佳观察效果;患者接受的X线量较少;摄影条件的宽容度较大;图像信

息可摄成照片或由光盘储存,也可输入PACS中。

二、X线图像特点

X线图像是由从黑到白不同灰度的影像所组成,是灰阶图像。这些不同灰度的影像反映了人体组织结构的解剖或病理状态。在实际工作中,通常用密度的高与低表述影像的白与黑,例如用高、中、低密度分别表述白影、灰影和黑影。

人体组织结构的密度与X线图像上的密度是两个不同的概念。前者是指人体组织单位体积内物质的质量,而后者则指X线图像上的黑白。物质的密度与其自身的比重成正比,厚度相同的不同组织结构,密度高者,比重大,吸收X线多,X线图像呈白影;相反,密度低者,比重小,吸收X线少,图像呈黑影。因此,X线图像上的白影与黑影除与被照组织的厚度有关外,主要是反映组织结构密度的高低。

X线图像是X线束穿透路径上各种组织相互重叠的影像。X线束是由X线管向人体锥形投射,故X线图像有一定程度的放大失真并产生伴影,使图像清晰度降低。

三、X线检查技术

人体组织结构基于密度上的差别,可产生X线图像上的黑白对比,此为自然对比。对缺乏自然对比的组织器官,可人为引入高密度或低密度的物质,使之产生对比,此为人工对比。引入的高密度或低密度物质称为对比剂(contrast media),用人工对比方法进行的X线检查称为造影检查(contrast examination)。

(一) 普通检查

1. 荧光透视(fluoroscopy) 使用影像增强电视系统。透视过程中可转动患者,从不同的方位进行观察;可了解器官的动态变化,如心脏大血管的搏动和胃肠道的蠕动等;操作方便,费用低,可立即得出诊断结论。但透视的影像对比度和清晰度较差,难以观察密度差较小的结构和病变及密度和厚度较大的部位,如头颅、脊柱和骨盆等。留下客观记录更显其不足。

2. X线摄影(radiography) 对比度及清晰度较好,且能显示密度和厚度较大的部位及密度差较小的病变。常需摄两个相互垂直的方位,如正、侧位。

(二) 特殊检查

特殊检查有软线摄影(soft ray radiography)、体层摄影(tomography)、放大摄影(magnification radi-

ography)和荧光摄影(fluorography)等。自CT等现代成像技术应用以来,只有乳腺软线摄影还在广泛应用。软线摄影是应用能产生软X线(波长较长,平均为0.07nm)的钼靶X线机进行的摄影检查。

(三) 造影检查

造影检查(contrast examination)是将对比剂引入器官内或其周围间隙后进行的X线检查。

1. 对比剂 对比剂分高密度对比剂和低密度对比剂两类。高密度对比剂有钡剂和碘剂。低密度对比剂为气体,现已少用。

钡剂为医用硫酸钡,主要用于食管和胃肠道造影。

碘剂分为有机碘和无机碘两类,后者基本不用。水溶性有机碘剂主要用于心血管造影;经肾排出可显示肾盂和尿路;还可行脊髓造影检查等。水溶性有机碘剂分两型:①离子型,如泛影葡胺等。②非离子型,如碘必乐、碘海醇(欧乃派克)等。离子型对比剂具有高渗性,毒副作用较多。非离子型对比剂具有相对低渗性,低黏度和低毒性等优点。

2. 造影方法 有以下两种:①直接引入法:包括口服(如食管和胃肠钡餐检查)、灌注(如钡剂灌肠、逆行尿路造影和子宫输卵管造影等)和穿刺注入或经导管直接注入器官和组织内(如脊髓造影和心血管造影等)。②间接引入法:例如对比剂注入静脉后,经血液循环到达肾脏,然后由肾排入泌尿道而行尿路造影。

四、X线诊断的临床应用

尽管CT和MRI等现代成像技术对病变的显示比X线成像有明显的优势,但并不能替代X线检查。一些部位,如胃肠道仍主要使用X线检查;骨骼和胸部也多是首先应用X线检查。故X线诊断仍是影像诊断中使用最多和最基本的方法。

五、X线检查中的防护

X线对人体可产生一定的生物效应,超过容许照射量,可发生放射反应,甚至放射损害。故应重视防护,以保护患者和工作人员的健康。放射防护应遵循屏蔽防护、距离防护和时间防护的原则。用铅等高密度物质作为屏障进行屏蔽防护;利用X线量与距离平方成反比的原理,通过增加X线源与人体间距离来减少照射量;每次检查照射时间不要过长,尽量避免重复检查。应根据国家有关放射防护的规定制定和落实防护措施。

(张培功 秦东京)

第二节 数字减影血管造影(DSA)

数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA)是20世纪80年代继CT之后出现的一项医学影像新技术,是电子计算机与常规X线心血管造影相结合的一种检查方法。DSA是一种利用计算机处理数字影像信息,消除骨骼和软组织影像,使血管清晰显影的成像技术。Nudelman于1977年获得第一张DSA的图像。目前,在血管造影中这种技术应用已很普遍。

一、DSA成像的基本原理与设备

(一) DSA成像基本原理

数字成像是DSA的基础。数字减影的方法有几种,常用的是时间减影法,介绍如下:

经导管向血管内团状注射水溶性碘对比剂,在对比剂到达感兴趣血管之前和血管内出现对比剂时,对比剂浓度处于高峰和对比剂被廓清这段时间内,使检查部位连续成像,比如每秒成像一帧,共得10帧图像。在这系列图像中,取一帧血管内不含对比剂的图像和含对比剂最多的图像,用这同一部位的两帧图像的数字矩阵,经计算机行数字换算处理,使两个数字矩阵中代表骨骼及软组织的数字被抵消,而代表血管的数字不被抵消。这样,这个经计算机行数字换算处理的数字矩阵经数字/模拟转换器转换为图像,则没有骨骼和软组织影像,只有血管影像,达到减影目的。这两帧图像称为减影对,因系在不同时间所得,故称为时间减影法。血管内不含对比剂的图像作为蒙片,可同任一帧含对比剂的图像作为减影对,进行减影处理,于是可得不同期相的DSA图像。时间减影法的各帧图像是在造影过程中所得,易因运动而不尽一致造成减影对的不能精确重合,即配准不良,致使血管影像模糊。

(二) DSA设备

DSA设备主要是数字成像系统,采用数字X线荧光成像(DF),先进设备则用平板探测器代替影像增强器(IITV),显示矩阵为1024×1024,行三维信息采集以实现三维图像显示,明显提高了DSA的显示功能。

二、DSA检查技术

DSA的成像方式分为静脉性DSA(intravenous DSA, IVD SA)、动脉性DSA(intra-arterial DSA, IAD-SA)、动态DSA。由于IADSA血管成像清楚,对比

剂用量少,所以现在 IADSA 应用广泛。

三、DSA 的临床应用

DSA 由于没有骨骼与软组织的重叠,使血管及其病变显示更为清楚,在身体的很多部位已代替了一般的血管造影。用选择性或超选择性插管,可很好显示微细的血管分支及小病变。可实现观察血流的动态图像,成为功能检查手段。DSA 可用较低浓度的对比剂,用量也可减少。

DSA 适用于心脏大血管的检查。对心内解剖结构异常、主动脉夹层、动脉瘤、主动脉缩窄和分支狭窄以及主动脉发育异常等显示清楚。对冠状动脉也是最好的显示方法。显示颈段和颅内动脉清楚,用于诊断颈段动脉狭窄或闭塞、颅内动脉瘤、动脉闭塞和血管发育异常,以及颅内肿瘤供血动脉的观察等。DSA 对腹主动脉及其分支以及肢体血管的检查也同样有效。

DSA 设备与技术已相当成熟,快速三维旋转实时的减影功能,可动态地从不同方位对血管及其病变进行形态和血流动力学的观察。对介入技术,特别是血管内介入技术,DSA 更是不可缺少的。

(杜勇 李杨)

第三节 计算机体层摄影(CT)

一、CT 的基本原理与设备

(一) 基本概念

计算机体层摄影(computed tomography, CT)是1895年伦琴发现X线以来放射诊断学领域一次重大的突破,它为临床诊断提供了非常清晰的断层图像以及重建出多种三维图像,是现代医学不可缺少的先进诊断工具。CT又称为计算机X线体层摄影,是计算机控制、X线成像、电子机械技术和数学科学相结合的产物。现代CT具有多种功能,且可进行定量诊断,功能研究,已成为放射诊断中的重要检查手段。

CT的数据基础是1917年由澳大利亚数学家Radon证明的,即任何物体可以从它的投影无限集合来重建其图像,该原理首先应用于天体观察。1963年,美国科学家Cormack发明了用X线投影数据重建图像的数学方法;1972年,英国工程师Hounsfield基于这些理论制成了用于临床诊断的第一台CT,最初CT用于脑组织检查;1974年,美国工程师Ledley设计出了全身CT;20世纪80年

代,电子束CT与螺旋CT相继问世。近年来CT机在提高扫描速度、检查效率、图像质量和尽量简便操作等方面作了很多改进,尤其是128层以上的多层螺旋CT与双源、双能螺旋CT在21世纪的出现,各种后处理软件的成功开发使CT图像可以从单纯二维显示到高质量的三维图像显示,CT检查功能从静止的解剖图像向组织、器官动态功能发展。

CT不同于普通的X线摄影,它是用X线束对人体层面进行扫描,取得信息,经计算机处理获得的断面重建图像,是数字成像而不是模拟成像。普通的X线摄影会出现多器官的重叠图像,而CT是用断层的投影数据建立图像,图像清晰;CT的密度分辨率可达0.1%~1%,而普通的X射线摄影为10%;CT图像的空间分辨率低,对于小于1mm的病灶及弥漫型病变的诊断效果不佳;CT图像的伪影和干扰比普通的X射线摄影的图像复杂;CT检查对被检者的X线照射剂量较普通的X射线摄影检查大。

(二) CT 成像基本原理

CT成像包括数据采集、图像重建、图像显示三个基本过程。

CT成像的基本原理:球管发射的X线束经准直器准直后确定被检体层面的层厚,X线对这一层面进行180°范围的多个方向透射,透过被检体层面的射线强度被探测器(而不用胶片)检测并记录下来,获得一组完整的投影值,转变为可见光后,由光电转换器转变为电信号,然后经模拟/数字转换器转换成数字信号,再由计算机进行数据重建处理。图像处理时将选定层面分成若干个体积相同的立方体,即体素。扫描所得数据经计算机而获得每个体素的X线衰减系数(吸收系数)再排列成矩阵,则构成数字矩阵。重建后非叠加图像再由数/模转换器转换成黑白不等灰度的小方块,即像素。数字矩阵中的每个数字并按原有矩阵顺序排列成模拟信号,最后以不同的灰度等级显示在胶片或荧屏上,构成CT图像。

(三) CT 设备

CT装置发展很快,性能不断提高。最初的CT机必须一个层面一个层面地扫描,扫描时间长,一个层面的扫描时间在4分钟以上,像素大,空间分辨率低,图像质量差,而且只能行头部扫描。经过不断改进,扫描时间缩短,图像质量改善,并可行全身扫描,但扫描方式仍是层面扫描,即所谓的“步进式”扫描(step-by-step scan)。1989年螺旋CT(spiral CT, SCT)应用于临床,由层面扫描发展至连续扫描,即所谓的“容积”扫描(volume scan)。

在20世纪80年代还设计出电子束CT(electron beam CT, EBCT)。

1. 普通CT 普通CT由以下三部分构成: ①扫描系统,由X线管、探测器阵列、扫描机架、检查床、高压发生器、准直器及过滤器等组成,用于对被检查部位进行扫描。②计算机系统,是CT运行的控制中枢,将扫描收集到的信息数据进行存储运算,主要由主控计算机和阵列处理计算机两部分组成。③其他设备:图像显示和存储系统,将计算机处理、重建的图像显示在显示器上并用照相机将图像摄于照片上,数据也可存储于磁盘或光盘;操作台;其他附属设备;应用软件。

扫描方式不同,有旋转式和固定式。X线管采用CT专用X线管,热容量较大。探测器用高转换率的探测器,其数目少则几百个,多则上千个,目的是获得更多的信息量。计算机是CT的“心脏”,左右着CT的性能。计算机用多台微处理机,使CT可同时行多种功能运转,例如同时行图像重建、存储与照相。普通CT装置逐步由螺旋CT或多层螺旋CT装置所取代。

2. 螺旋CT 螺旋CT的基本结构与普通CT大体相同,均由X线成像系统和计算机系统两大部分组成。螺旋CT是在旋转式扫描的基础上,通过滑环技术与扫描床连续平直移动而实现。滑环技术使得X线球管的供电系统只经电刷和短的电缆而不再用普通CT装置的长电缆。这样就可使X线管连续旋转并进行连续扫描。在扫描期间,床沿纵轴连续平直移动。球管旋转和连续动床同时进行,使X线扫描的轨迹呈螺旋状,所以称作螺旋扫描(图1-1)。扫描是连续的,没有扫描间隔时间。不像普通CT那样一个层面接着一个层面的扫描,有扫描间隔时间。螺旋CT的突出优点是快速容积扫描,在短时间内,对身体的较长范围进行不间断的数据采集,以便提高CT的成像功能,为图像后处理创造了良好的条件。

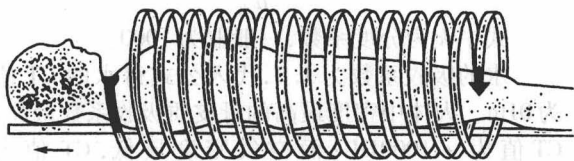


图1-1 螺旋CT扫描轨迹示意图

螺旋CT在CT发展史中是一个重要的里程碑,也是今后CT发展的方向。螺旋CT分单层螺旋CT(single slice CT)和多层螺旋CT(multi slice CT, multirow detector CT)。单层螺旋CT的球管和探测器围绕被检者旋转一圈仅获得一幅图像,而近年来开发的多层螺旋CT,进一步提高了螺旋CT的性能。多层螺旋CT旋转一圈可获得多幅图像。

多层螺旋CT的核心技术是采用多排探测器和多个数据采集系统(data acquisition system, DAS)。多层螺旋CT可以是2层、4层、8层、16层、64层、256层乃至320层,设计上是使用锥形X线束和采用多排宽探测器,例如16层螺旋CT采用24排或40排的宽探测器。多层螺旋CT装置与一般螺旋CT相比,扫描时间更短,管球旋转 360° ,一般只用0.5s,扫描层厚可更薄,一般可达0.5mm,连续扫描的范围更长,可达1.5m,连续扫描时间更长,可以超过100s。所以,多层螺旋CT具有更好的密度分辨率和空间分辨率、更快的扫描速度、更大的扫描容积和更高的经济效率比。

螺旋CT给操作带来很多方便:检查时间缩短,增加了患者的流量;容易完成难于合作或难于制动患者或运动器官的扫描;一次快速完成胸、腹部和盆部的检查;有利于运动器官的成像和动态观察;对比增强检查时,易于获得感兴趣器官或结构的期相或动态表现特征。获得连续层面图像,可避免层面扫描所致小病灶的漏查。在图像显示方式上也带来变化,连续层面数据,经计算机处理后可获得高分辨率的三维立体图像,实行组织容积和切割显示技术、仿真内窥镜技术和CT血管造影等。还可行CT灌注成像。螺旋CT扫描层厚较薄并可获得连续横断层面数据,经过计算机后处理,可重组冠状、矢状乃至任意方位的断层图像,并可得到其他显示方式的图像。

在临床应用上,多层螺旋CT可行低辐射剂量扫描,给肺癌与结肠癌的普查创造了有利条件;扫描时间的缩短,使之可用于检查心脏,包括冠状动脉、心室壁及瓣膜的显示,而且通过图像重组处理可以显示冠状动脉的软斑块。多层螺旋CT所得的CT血管造影使肢体末梢的细小血管显示更加清楚。CT灌注成像可以用于脑、心脏、肝脏、肺组织等器官病变毛细血管血流动力学的观察,通过血容量、血流量与平均通过时间等参数的测定,可评价急性脑缺血和急性心肌缺血以及鉴别肿瘤的良好与恶性等。

综上所述,螺旋CT特别是多层螺旋CT拓宽了检查与应用范围,改变了图像显示的方式,提高了工作效率,也提高了诊断与治疗水平。

3. 电子束CT 电子束CT(electron beam computed tomography, EBCT)又称电子束体层成像(electron beam tomography, EBT)、电子束成像系统(electron beam imaging system, EBIS),其同普通CT或螺旋CT相比,用电子枪取代了X线管,由于其扫描速度更快,达到毫秒级水平,时间分辨率显著提高,故又称作超高速CT(ultrafast computed tomography, UFCT)或电影CT(cine-CT),是第五代CT。

电子束CT的基本构造包括电子枪、聚焦线

圈、偏转线圈、扫描机架以及普通 CT 的一些基本结构(图 1-2)。电子束 CT 是用由电子枪发射电子束(剂量可达到 640mA, 130kV), 在真空中, 聚焦线圈使电子束聚集, 并由偏转线圈使之偏移, 从而将电子束打到钨靶面上, 产生 X 线, 穿过人体成像。电子束 CT 扫描架是固定的, 扫描架下方由 4 个并列的钨靶组成。轰击一个环靶可得一帧图像, 即

单层扫描, 依次轰击 4 个靶环, 并由两个晶体探测器环接收信号, 可得 8 帧图像, 即多层扫描。电子束 CT 一个层面的扫描时间可短到 50ms, 可行 CT 电影观察。与 SCT 一样可行容积扫描, 不间断的采集扫描范围内的数据。多层扫描有其特殊的优越性。

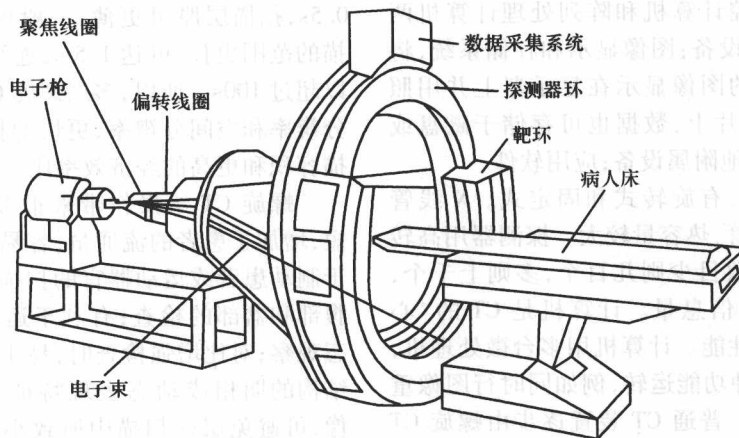


图 1-2 电子束 CT 结构图

电子束 CT 对心脏大血管检查有独到之处。造影 CT 可显示心脏大血管的内部结构, 对诊断先天性心脏病与获得性心脏病有重要价值。了解心脏的血流灌注及血流动力学情况, 借以评价心脏功能。扫描时间短, 有利于对小儿、老年和急诊患者的检查。

但电子束 CT 昂贵, 检查费用较高, 有 X 线辐射, 心脏造影需注射对比剂, 又有多层螺旋 CT 及 MRI 的挑战, 因而限制了它的广泛应用。

二、CT 图像特点

CT 图像是由一定数目从黑到白不同灰度的像素按矩阵排列所构成的灰阶图像。这些像素反应的是相应体素的 X 线吸收系数。不同 CT 装置所得图像的像素大小和数目不同。大小可以是 $1.0\text{mm} \times 1.0\text{mm}$, $0.5\text{mm} \times 0.5\text{mm}$ 不等; 数目可以是 512×512 或 1024×1024 不等。像素越小, 数目越多, 构成的图像越细致, 即空间分辨率越高。普通 CT 图像的空间分辨率不如 X 线图像高。

CT 图像与 X 线图像所示的黑白影像一样, 黑影表示低吸收区, 即低密度区, 如肺部; 白影表示高吸收区, 即高密度区, 如骨骼。但是 CT 图像与 X 线图像相比, 有较高的密度分辨率。因此, 人体软组织的密度差别虽小, 吸收系数多接近于水, 也能形成对比而成像, 这是 CT 的突出优点。所以, CT 可以更好地显示由软组织构

成的器官, 如脑、脊髓、纵隔、肺、肝、胆、胰以及盆部器官等, 并在良好的解剖图像背景上显示出病变的影像。

X 线图像可以反映正常与病变组织的密度, 如高密度和低密度, 但没有量的概念。CT 图像不仅以不同的灰度显示其密度的高低, 还可用组织对 X 线的吸收系数说明其密度高低的程度, 具有一个量的标准。实际工作中, 不用吸收系数, 而换算成 CT 值, CT 值表示的是一种相对密度, 它以某种物质的衰减系数与一种参考材料的衰减系数做比较, 用 CT 值说明密度, 单位为 Hu (Hounsfield Unit)。Hounsfield 以水的衰减系数 ($\mu_{\text{水}}$) 作为标准, 其公式如下:

$$\text{CT 值} = \frac{\mu_{\text{物}} - \mu_{\text{水}}}{\mu_{\text{水}}} \times k$$

式中 k 为分度系数, 一般取为 1000。

水的吸收系数为 1.0, 代入公式得水的 CT 值为 0Hu。人体中密度最高的骨皮质吸收系数最高, CT 值为 +1000HU; 而空气密度最低, CT 值为 -1000HU。人体中密度不同的各种组织的 CT 值则居于 -1000 到 +1000Hu 的 2000 个分度之间(图 1-3)。组织密度越大, CT 值越高; 组织密度越小, CT 值越低。CT 值的应用在于 CT 值的绝对值可以大致确定某些组织的存在, 如出血、钙化、脂肪和液体等; CT 值的相对值计算可以估计组织结构类型和密度, 对病变的定性分析有很大帮助。但 CT 值也会受很多因素的干扰, 如 X 线硬化、扫描参数、温度和临近组织等。所以, 在 CT 图像的

分析时,CT 值仅作为参考因素,而不能作为诊断依据。

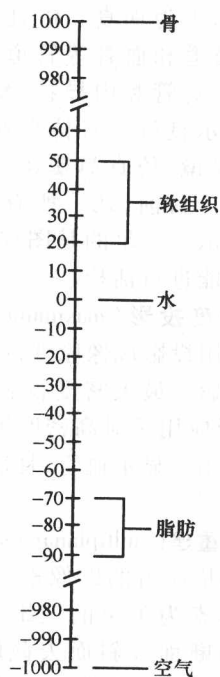


图 1-3 人体组织 CT 值

CT 图像是断层图像,常用的是横断面或称轴面。为了显示整个器官,需要多帧连续的断层图像。通过 CT 设备上图像重组程序的使用,可重组冠状面和矢状面的断层图像。

三、CT 检查技术

(一) CT 扫描方式

患者卧于检查床上,摆好位置,选好层面厚度与扫描范围,并使扫描部位伸入扫描架的孔内即可进行扫描。常用横断面扫描,层厚用 5mm 或 10mm,如需要可选用薄层,如 1mm 或 2mm。扫描时患者要制动,胸、腹部扫描要屏气。因为轻微的移动或活动可造成伪影,影响图像质量。

CT 检查分平扫(plain CT scan)、对比增强扫描(contrast enhancement, CE)和造影扫描(myelography CT scan)。

1. 平扫 即普通扫描,是指不用对比增强或对比剂的 CT 扫描。一般都是先行平扫。常采用横断面和冠状面扫描。平扫主要适用于骨骼、肺等密度差异较大的组织,以及急诊患者和对含碘对比剂有禁忌证的患者,心、肝、肾功能不良的患者。

2. 对比增强扫描 是经静脉注入水溶性有机碘对比剂后再行 CT 扫描的方法,较常应用。血管内注入碘对比剂后,使血供丰富的组织、器官以及

病灶的碘含量增高,增加正常组织与病变之间的密度差,可以使病变显示更清楚。对比增强扫描能动态观察不同脏器或病变中对对比剂的分布与排泄情况,发现平扫难以发现的小病灶、等密度病灶或显示不清的病灶,以及观察血管结构和血管性病变。根据不同病灶强化的类型、时间和特点及病灶的大小、形态、范围及其与周围组织间的关系,对病变进行定量和定性诊断。

对比剂的用量一般按 1.5 ~ 2.0ml/kg 体重计算,儿童用量酌减。通常头部增强用量为 50ml,流速为 2.5ml/s;体部增强用量为 80 ~ 100ml,流速为 2.5 ~ 3.0ml/s。

增强扫描前应先做碘过敏实验,检查前 4 ~ 6 小时内禁食,然后根据诊断要求决定增强方法。常用方法有以下两种:一种为团注法(bolus injection),即以 2.5 ~ 4.0ml/s 的流速将 80 ~ 100ml 的对比剂快速注入,注射完后开始行增强扫描。其特点是血管增强效果明显,常用于螺旋 CT 的多期扫描。另一种是静脉快速滴注法,即以 1.5 ~ 2.0ml/s 的流速将 100 ~ 120ml 的对比剂快速滴注,当注入一半左右时开始扫描。它的特点是血管对比剂浓度维持时间长,但强化效果差,不利于时相的选择和微小病变的显示。

3. 造影扫描 是先行器官或结构的造影,然后再行扫描的方法。它的特点是利用阳性对比剂的显影,清楚的显示组织和器官的结构,以利于发现病灶和鉴别诊断。造影扫描分血管造影扫描和非血管造影扫描。造影扫描临床应用不多。例如向脑池内注入碘苯六醇或注入空气行脑池造影再行扫描,称之为脑池造影 CT 扫描,可清楚显示脑池及其中的小肿瘤。

4. 特殊扫描 特殊扫描方式包括:薄层扫描、重叠扫描、延迟扫描、目标扫描、动态扫描、高分辨率 CT 扫描、定位扫描、CT 灌注成像、螺旋 CT 血管造影、CT 导向穿刺活检、骨密度测量、低剂量螺旋 CT、CT 透视等。

(1) 高分辨率 CT(high resolution CT, HRCT): 是指通过薄层或超薄层、高输出量、足够大的矩阵、骨算法和小视野图像重建,获得良好的组织细微结构及高的图像空间分辨率的 CT 扫描技术。在螺旋 CT 装置上不难完成。高分辨率 CT 可清楚显示小病灶内部组织结构的细微变化,如早期肺间质改变和各种小气道病变;小的器官如内耳耳蜗与中耳听小骨等。对显示小病灶及病变的轻微变化优于普通 CT 扫描。

(2) CT 血管造影(CT angiography, CTA): 是静脉内快速团注高密度对比剂后,靶血管内的对比剂浓度快速达到峰值时,再行血管造影 CT 容积扫描,经工作站后处理,重建出靶血管数字化多维图

像的图像重组技术,即可立体的显示血管影像。目前CTA显示血管较为完美,主要用于脑血管、肾动脉、肺动脉和肢体血管等。对中小血管包括冠状动脉都可显示。CTA所得信息较多,无须插管,是一种无创性的检查方法,只需静脉内注入对比剂,因此,已成为实用的检查方法。CTA应用容积再现技术可获得血管与邻近结构的同时立体显示。仿真血管内镜可清楚显示血管腔,用于诊断主动脉夹层和肾动脉狭窄等。

(3) CT灌注成像(CT perfusion image):是经静脉团注有机水溶性碘对比剂后,对感兴趣器官,例如脑(或心脏),在固定的层面行连续扫描,得到多帧图像,通过不同时间影像密度的变化,绘制出每个像素的时间-密度曲线,而算出对比剂到达病变的峰值时间(peak time, PT)、平均通过时间(mean transit time, MTT)、局部的血容量(regional cerebral blood volume, rCBV)和局部的血流量(regional cerebral blood flow, rCBF)等参数,主要用于了解组织的血流灌注情况,再经假彩色编码处理可得四个参数图。分析这些参数与参数图可了解感兴趣区毛细血管血流动力学,即血流灌注状态。所以是一种功能成像。最初主要用于急性或超急性脑局部缺血的诊断、脑梗死及缺血半暗带的判断以及脑瘤新生血管的观察,以便区别脑胶质细胞瘤的恶性程度;也应用于急性心肌缺血的研究,其结果已接近MR灌注成像。以后逐渐用于肺、肝、胰、肾及肿瘤的血流灌注的诊断,大多在器官移植后,用于了解移植血管的存活情况和移植器官的血流灌注情况。

CT灌注成像比MR灌注成像操作简单、快捷,是具有发展前途的成像技术。

(二) 图像后处理技术

CT的图像后处理技术主要包括:容积再现技术、仿真内镜显示技术、最大密度投影、多平面重建、表面阴影显示等。

1. 容积再现技术(volume rendering technique, VRT)是把扫描所得到的三维数据看做是半透明的,利用全部体素的CT值,行表面遮盖技术与旋转相结合,加上假彩色编码和不同程度的透明化技术,既可以显示人体的空间结构信息,又可以显示人体的密度信息,使表面与深部结构同时立体地显示。例如在胸部用于支气管、肺、纵隔、肋骨和血管的成像,图像清晰逼真。

2. 仿真内镜显示技术(virtual endoscopy, VE)仿真技术是一种新的三维成像方式,它与CT和MRI结合而开发出仿真内镜功能。容积数据同计算机领域的虚拟现实(virtual reality)结合,如管腔导航技术(navigation)或漫游技术(fly

through)可模拟内镜检查的过程,即从一端向另一端逐步显示管腔器官的内腔。行假彩色编码,使内腔显示更为逼真。仿真内镜可用于观察胃肠道、呼吸道和血管等管道器官内表面的三维立体结构,对管腔内异物、新生物、钙化及管腔狭窄的显示良好。有仿真血管镜、仿真支气管镜、仿真喉镜、仿真鼻窦镜、仿真胆管镜和仿真结肠镜等。目前,几乎所有管腔器官都可进行仿真内镜显示。不足的是图像质量受多种因素的影响和不能进行活检。

3. 最大密度投影(maximum intensity projection, MIP)利用投影成像原理,可将三维数据进行任意方向投影。最大密度投影的密度分辨率高,临床上广泛应用于对高密度组织和结构的显示,例如,主要用于显示血管、骨骼和软组织肿瘤病变。

4. 多平面重建(multiplanar reformation, MPR)是指把横断扫描所得的以像素为单位的二维图像重建成以体素为单位的三维数据,再用冠状面、矢状面、横断面或斜面去截取三维数据,得到重建的二维图像。多平面重建特别适合对病灶的多方位观察,以了解其与临近组织的空间位置关系。

5. 表面阴影显示(surface shaded display, SSD)又称表面遮盖显示,是将三维容积数据中蕴含的物体表面加上明暗阴影进行显示的方法,即通过计算机使被扫描物体表面大于某个确定阈值的所有相关像素连接起来的一种表面数学成像模式。表面阴影显示可使被显示的结构具有立体感、真实感,适合于空间结构复杂的器官或外形有显著改变的器官显示。对骨折患者的手术复位和整形患者的手术指导具有重要意义,特别适合于粉碎性骨折和颌面部畸形的患者。

四、CT诊断的临床应用

CT检查由于它的特殊诊断价值,已广泛应用于临床。但也应在充分了解其优势的基础上,合理的选择应用。

CT可应用于下述各系统疾病的诊断。

中枢神经系统疾病的诊断CT价值较高,应用普遍。对颅内肿瘤、脓肿与肉芽肿、寄生虫病、外伤性血肿与脑损伤、缺血性脑梗死与脑出血以及椎管内肿瘤与椎间盘突出等病诊断效果好,诊断较为可靠。因此,除DSA仍用于颅内动脉瘤、脑血管发育异常和脑血管闭塞以及了解脑瘤的供血动脉以外,其他如气脑、脑室造影等均已不用。螺旋CT扫描,可获得比较精细和清晰的血管重组图像,而且能做到三维实时显示,所以临床应用日趋

广泛。

对头颈部疾病的诊断,CT也很有价值。例如,对眶内占位病变、早期鼻窦癌、中耳小胆脂瘤、听小骨破坏与脱位、内耳骨迷路的轻微破坏、耳先天发育异常以及鼻咽癌的早期发现等。当病变明显,X线平片虽可确诊,但CT检查可观察病变细节。

胸部疾病的CT诊断。对肺癌和纵隔肿瘤等的诊断,很有帮助。低辐射剂量扫描可用于肺癌的普查。肺间质和肺实质性病变也可以得到较好的显示。CT对平片较难显示的病变,例如同心心脏、大血管重叠病变的显示,更具有优越性。对胸膜、膈、胸壁病变,也可清楚显示。

心脏及大血管CT诊断价值取决于CT装置。多层螺旋CT或电子束CT比普通CT诊断价值更大。冠状动脉、心瓣膜和大血管壁的钙化,螺旋CT和电子束CT检查可以很好显示,对于诊断冠心病有所帮助。心脏及大血管的显示,需要行心血管造影CT,并且要用螺旋CT或电子束CT进行扫描。心血管造影CT对先心病如心内、外分流和大血管狭窄以及瓣膜疾病的诊断有价值。多层螺旋CT,通过图像重组可显示冠状动脉的软斑块。CT灌注成像还可对急性心肌缺血进行观察。心血管造影CT虽可显示心腔及大血管,但需注射对比剂,又不能在普通CT上进行,而超声心动图既无创且简便,诊断又准确,应为首选。

腹部及盆部疾病的CT检查,应用也日益广泛,主要用于肝、胆、胰、脾、腹膜腔及腹膜后间隙以及肾上腺及泌尿生殖系统疾病的诊断,尤其是肿瘤性、炎症性和外伤性病变等。胃肠病变向腔外侵犯以及邻近和远处转移等,CT检查也有价值。

骨骼肌肉系统疾病,多可通过简便、经济的X线检查确诊,使用CT检查较少。但CT对显示骨质变化如骨破坏与增生的细节较X线成像为优。

(杜 勇 李 杨)

第四节 磁共振成像(MRI)

磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)是利用原子核在磁场内共振所产生信号经重建成像的一种成像技术。核磁共振(nuclear magnetic resonance, NMR)是一种核物理现象。早在1946年Block与Purcell就报道了这种现象并应用于波谱学。1973年Lauterbur发表了MR成像技术,使核磁共振不仅用于物理学和化学,也应用于临床医学领域。近年来,核磁共振成像技术发展十分迅速,已日臻成熟完善,检查范围基本上覆盖了全身各系统。为了

准确反映其成像基础,避免与核素成像混淆,现改称为磁共振成像。参与MRI成像的因素较多,信息量大而且不同于现有各种影像学成像,在诊断疾病中有很大的优越性和应用潜力。

一、MRI成像的基本原理与设备

(一) MRI成像基本原理

原子核具有一定大小和质量,可以视作一个球体,所有磁性原子核都有一个特性,就是总是以一定的频率绕着自己的轴进行高速的旋转,原子核的这一特性称为自旋(spin)。由于原子核表面带有正电荷,磁体原子核的自旋就形成电流环路,从而产生具有一定大小和方向的磁化矢量。我们把这种由带正电荷的磁性原子核自旋产生的磁场称为核磁(图1-4)。氢的原子核最简单,只有单一的质子,故具有最强的磁矩,最易受外来磁场的影响,并且氢质子在人体内的分布最广,含量最高,因此医用MRI均选用 ^1H 为靶原子核。

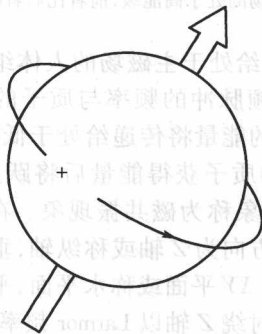


图1-4 带有电荷的原子核旋转产生磁场
带有正电荷的原子核犹如一个球体,绕着自身的轴发生自旋,形成电流环路(带箭头圆圈),因而产生感应磁场,即核磁(长箭)

人体内的每一个氢质子可被视作一个小磁体,尽管每个质子均能产生1个磁场,这种小磁场的排列是杂乱无章的,每个质子产生的磁化矢量相互抵消,因此,人体在自然状态下并无明显磁性,即没有宏观磁化矢量。若此时将人体置入在一个主磁场中,这些小磁体的自旋轴必须按磁场磁力线的方向重新排列(图1-5)。此时的磁矩有两种取向:大部分顺磁力线排列,处于低能级,受主磁场的束缚,其磁化矢量的方向与主磁场的方向一致;小部分逆磁力线排列,其位能高,能够对抗主磁场的作用,因此其磁化矢量的方向与主磁场平行但方向相反。两者的差称为剩余自旋,由剩余自旋产生的磁化矢量称为净磁化矢量,亦称为平衡态宏观磁化矢量 M_0 。在绝对温度不变的情况下,两种方向质子

的比例取决于外加磁场强度。

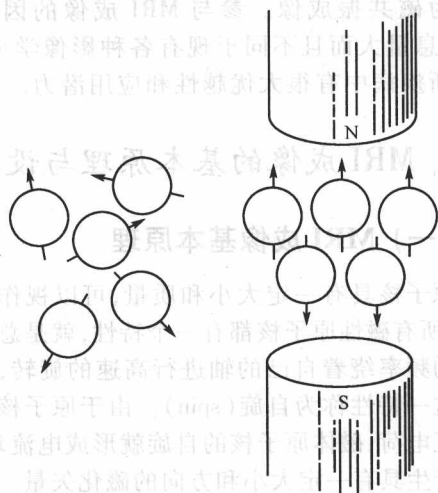


图 1-5 进入主磁场前后人体组织中氢质子的核磁状态变化

进入主磁场前,质子排列杂乱无章,磁化矢量相互抵消。
进入主磁场后,质子自旋产生的小磁场与主磁场平行排列。平行于主磁场磁力线的质子处于低能级,反平行于主磁场的处于高能级,前者比后者略多

如果我们给处于主磁场的人体组织一个射频脉冲,这个射频脉冲的频率与质子的进动频率相同,射频脉冲的能量将传递给处于低能级的质子,处于低能级的质子获得能量后将跃迁到高能级,我们把这种现象称为磁共振现象。在 MR 坐标系中,顺主磁场方向为 Z 轴或称纵轴,垂直于主磁场方向的平面为 XY 平面或称水平面,平衡态宏观磁化矢量 M_0 此时绕 Z 轴以 Larmor 频率自旋,如果额外再对 M_0 施加一个也以 Larmor 频率的射频脉冲,使之产生共振,此时 M_0 就会偏离 Z 轴向 XY 平面进动,从而形成横向磁化矢量,其偏离 Z 轴的角度

称为翻转角。翻转角的大小由射频脉冲的大小来决定,能使 M_0 翻转 90° 至 XY 平面的脉冲称之为 90° 脉冲。如果能使 M_0 翻转 180° ,即产生一个与主磁场方向相反的 M_0 ,我们称这种射频脉冲为 180° 反转脉冲。在外来射频脉冲的作用下 M_0 除产生横向磁化矢量外,这些质子同向进动,相位趋向一致。

当外来射频脉冲停止后,由 M_0 产生的横向磁化矢量在主磁场作用下,将由 XY 平面逐渐回复到 Z 轴,同时以射频信号的形式放出能量,其质子自旋的相位一致性亦逐渐消失,并恢复到原来的状态。这些被释放出的,并进行了三维空间编码的射频信号被体外线圈接收,经计算机处理后重建成图像。

磁化矢量恢复到平衡态的过程称为弛豫。它又可以分解成两个相对独立的部分:①横向磁化矢量逐渐减小至消失,称为横向弛豫(图 1-6)。横向弛豫又称为自旋-自旋弛豫 (spin-spin relaxation) 或 T2 弛豫。横向弛豫的实质是在射频脉冲停止后,质子又恢复到原来各自相位的过程,这种横向磁化逐渐衰减的过程称为 T2 弛豫。T2 为横向弛豫时间常数,它等于横向磁化由最大值衰减至 37% 时所经历的时间,它是衡量组织横向磁化衰减快慢的一个尺度。T2 值也是一个具有组织特异性的时间常数,不同组织以及正常组织和病理组织之间有不同的 T2 值。MR 信号主要依赖 T2 而重建的图像称为 T2 加权图像。②纵向磁化矢量逐渐恢复至最大值,称为纵向弛豫(图 1-7)。纵向弛豫又称自旋-晶格弛豫 (spin-lattice relaxation) 或 T1 弛豫,是指 90° 射频脉冲停止后纵向磁化逐渐恢复至平衡的过程,亦就是 M_0 由 XY 平面回复到 Z 轴的过程。其快慢用时间常数 T1 来表示,可定义为纵向

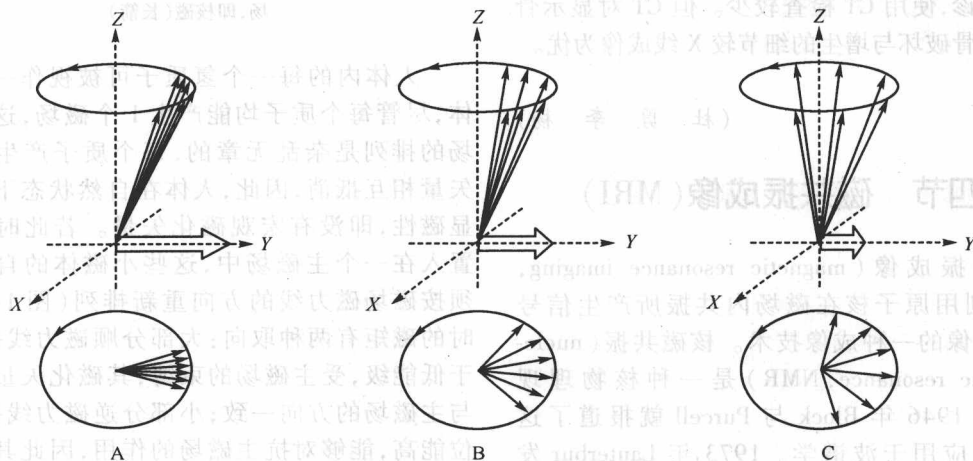


图 1-6 横向弛豫

图 A 至 C 的上部分均为坐标图,下部分均为 Z 轴方向观察质子的横向磁化矢量的变化。 90° 脉冲使质子群聚相位,其横向磁化矢量最大(A),当 90° 脉冲关闭后一段时间后,同向位的质子群逐渐失去相位一致,导致横向磁化减小(B),再等一段时间,质子群失相位更为明显,横向磁化进一步衰减(C)