


医学影像阅片教程

主编 邹利光 王文献 张冬

 军事医学科学出版社

医学影像阅片教程

主 编 邹利光 王文献 张 冬

军事医学科学出版社

· 北京 ·

图书在版编目(CIP)数据

医学影像阅片教程/邹利光,王文献,张冬主编.

-北京:军事医学科学出版社,2012.1

ISBN 978-7-80245-562-7

I. 医… II. ①邹…②王…③张… III. ①医学摄影-影像诊断-教材
IV. R455

中国版本图书馆CIP数据核字(2011)第255643号

主 编:邹利光 王文献 张 冬

出 版:军事医学科学出版社

地 址:北京市海淀区太平路27号

邮 编:100850

联系电话:发行部:(010)66931051,66931049,81858195

编辑部:(010)66931127,66931039,66931038

传 真:(010)63801284

网 址:<http://www.mmsp.cn>

印 装:重庆国丰印务有限责任公司

发 行:新华书店

开 本:787mm×1092mm 1/16

印 张:31

字 数:793.6千字

版 次:2012年1月第一版

印 次:2012年1月第一次印刷

印 数:1-2 000册

定 价:128.00元

ISBN 978-7-80245-562-7

本社图书凡缺、损、倒、脱页者,本社发行部负责调换

医学影像阅片教程

主 编 邹利光 王文献 张 冬

副主编 戚跃勇 文 利 刘卫金 戴书华 孙清荣

编 者 (以姓氏笔画排列)

王 兵 王文献 王光宪 文 利 刘 云

刘卫金 孙清荣 杨 华 杨 柳 邹利光

张 义 张 冬 张启川 陈 佳 袁 亮

戚跃勇 廖翠薇 戴书华

军事医学科学出版社

前 言

医学影像学(Medical Imaging)已由传统的X线诊断发展为包括X线、CT、MRI、超声诊断、核素显像和介入放射学的现代医学影像学,形成了集影像诊断和介入治疗为一体诊治并存的学科。医学影像学是一门临床医学学科,是医学影像专业和临床医学专业的主要课程之一。医学影像诊断是通过影像检查图像观察分析,区分正常和异常影像表现,反映影像表现的病理解剖和病理生理基础,结合临床资料分析,最后得出疾病诊断。在医学影像学教学过程中,我们一直注意收集各种病例影像资料,坚持形象化和实践性教学,理论课后安排阅片训练。其目的是使学员能够理论联系实际,充分理解和掌握课堂上讲授的理论知识,提升识别正常和异常影像表现的能力。根据学员的反馈意见,阅片训练是医学影像学教学中非常重要和行之有效的环节之一,通过阅片训练,学员能更好地将所学的医学影像学知识用于临床。随着教学观念的转变,医学教学模式由以教师为中心转变为以学员为主体,培养学员主动获取知识的能力。因此,有必要编写一部以医学影像专业本科学员为主要读者对象的阅片训练教程,同时也适用于临床医学专业本科生医学影像阅片训练。

本教程编写的原则是以医学影像专业本科教学人才培养方案和教学大纲(课程标准)为指导,以医学影像专业教材《医学影像诊断学》为主线,以临床病例影像资料为主要内容,配合简要文字说明。理论知识阐述简明扼要、重点突出,注重医学影像观察分析技能和影像诊断思维能力的培养。各种影像检查技术都有其优势,也有其不足之处,因此我们根据不同影像检查技术对疾病的诊断价值,有所侧重地提供临床病例影像资料。考虑到教学实施过程和特点,本教程内容为普通X线检查、造影检查、CT、MRI,不包括超声诊断、介入放射和核医学。

本教程主要适用于医学影像专业和临床医学专业本科生、研究生《医学影像学》教学中阅片训练,也适用于放射诊断科和临床科室医师自学和参考。本书由第三军医大学新桥医院放射科组织编写,由于编者编写经验和水平所限,不足之处在所难免,恳请读者提出宝贵意见。

邹利光 王文献 张 冬
2011年12月

目 录

第一章 医学影像诊断基础	1
第一节 X线成像基本原理和检查技术	1
第二节 CT基本原理和检查技术	5
第三节 MRI基本原理和检查技术	10
第四节 医学影像诊断原则和步骤	17
第五节 医学影像诊断报告书写	19
第二章 骨骼肌肉系统	23
第一节 骨关节发育畸形	23
第二节 骨关节发育障碍	28
第三节 骨与关节创伤	32
第四节 骨坏死与骨软骨病	41
第五节 骨关节化脓性感染	47
第六节 骨关节结核	51
第七节 骨肿瘤与瘤样病变	55
第八节 代谢及营养障碍性疾病	77
第九节 内分泌性骨病	80
第十节 慢性关节病	83
第十一节 脊柱病变	88
第十二节 软组织病变	91
第三章 呼吸系统	98
第一节 气管和支气管疾病	98
第二节 肺先天性疾病	104
第三节 肺部炎症	107
第四节 肺结核	120
第五节 肺真菌病	131
第六节 肺肿瘤	133
第七节 肺血液循环障碍性疾病	153
第八节 原因不明性肺疾病	157
第九节 纵隔疾病	160
第十节 胸部外伤	172
第四章 循环系统	177
第一节 先天性心脏、大血管位置和连接异常	177
第二节 先天性心脏病	183
第三节 后天性心脏病	201
第四节 心包疾病	215
第五节 大血管疾病	218

第五章 乳腺	225
第一节 乳腺感染性疾病	225
第二节 乳腺增生性疾病	227
第三节 乳腺良性肿瘤	229
第四节 乳腺恶性肿瘤	231
第六章 消化系统	235
第一节 胃肠道疾病	235
第二节 肝脏疾病	264
第三节 胆系疾病	285
第四节 胰腺疾病	291
第五节 脾脏疾病	299
第六节 急腹症	306
第七节 腹膜腔疾病	317
第七章 泌尿生殖系统和腹膜后间隙	323
第一节 泌尿系统疾病	323
第二节 男性生殖系统疾病	345
第三节 女性生殖系统疾病	348
第四节 肾上腺疾病	358
第五节 腹膜后间隙疾病	364
第八章 中枢神经系统	368
第一节 颅内肿瘤	368
第二节 颅脑损伤	394
第三节 脑血管疾病	400
第四节 颅内感染性疾病	416
第五节 脑先天畸形及发育异常	421
第六节 新生儿脑病	427
第七节 脑变性疾病	428
第八节 脱髓鞘疾病	429
第九节 脊髓和椎管内疾病	431
第九章 头颈部	441
第一节 颅底疾病	441
第二节 眼和眼眶疾病	444
第三节 鼻和鼻窦疾病	448
第四节 耳部疾病	451
第五节 口腔颌面部疾病	455
第六节 咽部疾病	459
第七节 喉部疾病	463
第八节 颈部疾病	466
附录 各章病例彩图	475

1895年,德国物理学家伦琴(Wilhelm Conrad Roentgen)发现了具有很高能量,肉眼看不见,但能穿透不同物质,能使荧光物质发光的射线。因为当时对这个射线的性质还不了解,因此称之为X射线(X-ray)。为纪念发现者,后来也称为伦琴射线。X线发现后不久就被用于人体疾病检查,形成了X线诊断学。20世纪50年代,超声和核素显像开始用于人体检查,出现了超声成像和 γ 闪烁显像。20世纪70年代和80年代又相继出现了X线计算机体层摄影(computed tomography, CT)、磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)、单光子发射体层摄影(single photon emission computed tomography, SPECT)和正电子发射体层摄影(position emission tomography, PET)等新的成像技术。110多年的时间就形成了包括X线诊断、CT、MRI、超声诊断和核素显像等的影像诊断学(diagnostic imaging)。虽然各种成像技术的成像原理和方法不同,但都是使人体内部结构和器官成像,借以了解人体解剖与生理功能状况及病理变化,以达到诊断的目的。

第一节 X线成像基本原理和检查技术

一、X线成像基本原理

当X线透过人体各种不同组织结构时,它被吸收的程度不同,所以到影像信息检测系统上的X线量即有差异,进而形成黑白对比不同的影像。X线影像的形成必须具备以下三个基本条件:第一,X线应具有一定的穿透力,这样才能穿透被照射的组织器官;第二,被穿透的组织器官必须存在着密度和厚度的差异,这样,在穿透过程中被吸收后剩余下来的X线量才会有差别;第三,这个有差别的剩余X线,仍是不可见的,还必须经过影像信息检测系统,如经胶片、荧光屏、电视屏或数字化转换才能获得具有黑白对比、层次差异的X线影像。

1. X线的穿透力

X线是一种波长很短的电磁波,X线诊断常用的X线波长范围为0.008~0.031 nm。X线具有很强的穿透力,能穿透一般可见光不能穿透的各种不同密度的物质,并在穿透过程中受

到一定程度的吸收,即衰减。X线的穿透力与X线管电压密切相关,电压愈高,所产生的X线的波长愈短,穿透力也愈强;反之,电压低,所产生的X线波长愈长,其穿透力也弱。X线穿透力是X线成像的基础。

2. 人体组织结构的密度和厚度差异

人体组织结构的密度和厚度的差异是产生影像对比的基础,是X线成像的基本条件。人体组织结构是由不同元素所组成,依各种组织单位体积内各元素量总和的大小而有不同的密度。当强度均匀的X线穿透厚度相等的不同密度组织结构时,由于吸收程度不同,在影像信息检测系统上显出具有黑白(或明暗)对比、层次差异的X线影像。人体组织结构和器官形态不同,厚度也不一致。其厚与薄的部分,或分界明确,或逐渐移行。厚的部分吸收X线多,透过的X线少,薄的部分则相反,在影像信息检测系统上显示出的黑白对比和明暗差别,以及由黑到白和由明到暗,其界线呈比较分明或渐次移行,都是与它们厚度间的差异相关的。

3. 影像信息检测系统

影像信息检测系统包括普通X线成像系统、成像板(imaging plate, IP)和平板探测器(flat panel detector, FPD)等。

(1) 普通X线成像系统

普通X线成像系统包括屏-片系统(screen-film combination)和影像增强器-电视摄像机系统。普通X线摄影是直接利用胶片作为影像信息的记录载体,通过潜影、显影及定影等冲洗后获得平片(plain film)的检查方法。屏-片系统中的屏是指增感屏,片是指具有银盐感光性能的医用X线胶片。医用X线胶片作为影像信息的接收载体,属于银盐感光材料,具备记录、显示和存储X线影像的功能。增感屏是普通X线摄影的重要器材之一。在X线摄影中,利用X线激发增感屏的荧光体获得的荧光对胶片增加感光作用,大大减少X线的曝光量。影像增强器-电视摄像机系统中,增强器将X线转换成可见光,经TV摄像机转换为电子信号而成像。

(2) 成像板

计算机X线摄影(computed radiography, CR)的成像原理是利用X线机曝光,X线穿透被检体后与IP板发生作用,形成潜影;潜影经过激光扫描激励后,以紫外线形式释放出存储的能量;再利用光电倍增管将此光能转换成电信号,并进行放大;电信号在计算机屏幕上重建可见影像,并根据诊断的要求进行影像的后处理。IP板是CR成像系统的关键元件,作为记录人体影像信息、实现模拟信息转化为数字信息的载体,其核心是用来记录影像的荧光涂层。它既适用于固定式X线机,也可用于移动式床边X线机;既可用于普通X线摄影,也可用于特殊摄影和造影检查,具有很大的灵活性和多用性,可以重复使用。

(3) 平板探测器

数字X线摄影(digital radiography, DR)在电视系统的基础上,利用FPD的光电导性,经计算机数字化处理,使模拟视频信号经过采样、模/数转换(analog to digit, A/D)后直接进入计算机中进行存储、分析和保存,形成全数字化信号。DR又可分为直接数字化X线成像和间接数字化X线成像。FPD是DR系统记录影像信息的载体,包括直接型FPD和间接型FPD。直接型FPD也称电子暗盒(electronic cassette),是数字X线摄影的影像信息接收装置,它将经人体组织衰减后的X线信息直接转换为电荷量(数字),主要由导电层、电介层、

硒层、顶层电极、集电矩阵层、玻璃衬底、保护层,以及高压电源和输入输出电路组成。间接型 FPD 是一种以非晶硅光电二极管阵列为核心的 X 线影像间接型 FPD,由碘化铯闪烁体层、非晶硅光电二极管阵列、行驱动电路、列读取电路以及图像信号读取电路等部分构成。

二、X 线检查技术

X 线检查方法可分为普通 X 线检查、数字 X 线成像检查、造影检查和特殊检查等。

1. 普通 X 线检查

普通 X 线检查包括透视 (fluoroscopy) 和普通 X 线摄影 (plain film radiography)。透视分荧光透视和电视透视,前者通过荧光屏显像,已较少使用,后者通过影像增强器显像。目前开展较多的有胸腹部透视、胃肠检查、介入诊疗等。透视的优点是影像设备简单方便、检查方法经济省时,并可多方位动态观察;其缺点是患者接收的 X 射线剂量大,无客观存留,难以显示体位厚、密度高的组织。普通 X 线摄影是利用 X 线胶片客观清晰地记录影像信息,便于永久保存,是数字 X 线成像前的主要 X 线检查手段,其成像需要暗室技术等较复杂的成像过程,且不能进行图像后处理。

2. 数字 X 线成像检查

数字 X 线成像包括 CR、DR 和数字减影血管造影 (digital subtraction angiography, DSA)。

CR 系统实现了常规 X 线摄影信息的数字化,可实施图像后处理功能,增加显示信息的层次,提高图像的分辨显示能力,突破常规 X 线摄影技术的固有局限性;可降低 X 线摄影的辐射剂量,减少辐射损伤。

DR 系统将 X 线穿过人体后的信息由平板探测器探测的模拟信号直接数字化而形成数字影像,数字图像具有较高分辨率,图像锐利度好,细节显示清楚,X 线剂量小,曝光宽容度大,可根据临床需要进行多种图像后处理,流程简捷,目前在临床上已逐渐普及。

DSA 是基于顺序图像的数字减影,即在相同位置的前提下,首先采集未造影的数字图像为蒙片,再采集注射对比剂后增强的数字图像,通过计算机将对应的影像数字信息相减而获得纯增强的影像,其结果是消除了蒙片中的组织结构,得到被对比剂所充盈的影像图像,是目前血管内介入诊疗的主要成像方法。

3. 造影检查

造影检查 (contrast examination) 是将对比剂引入拟检查的靶器官内或其周围,人为地使之与其他组织结构产生明显的密度差别而成像的 X 线检查方法,是目前显示心血管系统、胃肠道、泌尿系统和胆道系统等形态与功能变化的主要的 X 线检查方法。根据对比剂的引入方式将造影检查分为:①直接引入法:包括口服法,如食管、胃、肠的造影法;灌注法,如直肠、结肠灌注造影,逆行泌尿道造影,窦道造影等。②间接引入法:对比剂引入体内,经吸收或聚集,使脏器显影,如静脉肾盂造影、排泄性胆道造影等。

4. 特殊检查

特殊检查是指为达到某种特殊诊断要求而进行的 X 线摄影技术,现在临床上还应用的有高千伏摄影、放大摄影和软 X 线摄影。

高千伏摄影是用 120 kV 以上管电压产生穿透力较大的 X 射线,以获得在较小的密度值范围内能显示层次丰富的光密度影像照片的一种 X 线检查方法。高千伏摄影常用于胸部,能较好地显示气管、主支气管、肺门区支气管和被骨骼及纵隔重叠的结构和病灶。

放大摄影是利用 X 线几何投影原理使 X 线影像放大的一种方法。因放大影像能够显示器官的细微结构,故可提供比普通 X 线片更多的信息。此方法常用于观察骨小梁的组织结构。

软 X 线(soft X-ray)摄影是采用能发射软 X 线的钨靶管球进行软组织摄影的检查方法。软 X 线是 40 kV 以下的低能量 X 线,其波长较长,穿透力较低,适用于乳腺等软组织的 X 线检查。

三、X 线成像图像特点

1. 灰阶成像

X 线图像是由一定数目的由黑到白的不同灰度构成的,人眼能分辨的黑白度达 16 个灰阶,这些黑白度不同的灰阶对应着 X 线穿透人体不同密度与厚度组织被吸收后的剩余 X 线量。X 线摄片时,灰阶越黑表示组织吸收 X 线越低,剩余 X 线量越大;灰阶越白表示组织吸收 X 线越高,剩余 X 线量越小。因此,X 线图像上的黑白灰阶反映了组织器官的密度、厚度和病理改变的综合影像信息。例如,胸部的肋骨密度高,对 X 线吸收多,在影像信息检测系统上呈白影;肺部含气体密度低,X 线吸收少,则 X 线摄片呈黑影;肺结核病变可在原属低密度的肺组织内产生中等密度的纤维性改变和高密度的钙化灶。当然,密度与厚度在成像中所起的作用有所不同。例如,在胸部,肋骨密度高但厚度小,而心脏大血管密度虽低,但厚度大,因而心脏大血管的影像反而比肋骨影像白。同样,胸腔大量积液的密度为中等,但因厚度大,所以其影像也比肋骨影像更白。如为透视检查,其黑白灰阶代表的意义则刚好与 X 线摄片相反。

2. 影像密度

X 线影像密度与人体组织结构的密度是两个不同的概念。X 线影像密度反映的是影像灰阶的黑白程度。人体组织结构的密度越高,其吸收的 X 线量就越多,其胶片上的影像密度表现为白影。反之,则呈黑影。在术语中,常用影像密度的高与低表达影像的白与黑。影像高密度、中等密度和低密度分别表达白影、灰影和黑影。当人体组织密度发生改变时,则用密度增高或密度减低来表达影像的白影与黑影的改变。通常,骨组织和钙化灶等属于高密度影像;软骨、肌肉、神经、实质器官、结缔组织以及体内液体等属于中等影像密度;脂肪组织以及存在于呼吸道、胃肠道、鼻窦和乳突内的气体等属于低密度影像。

3. 照片对比度

照片对比度,又叫光学对比度,指照片上相邻两处的密度之差。如照片对比度为零,则不能形成影像,因此,照片对比度是辨别人体组织影像存在的基础。影响照片对比度的主要因素有胶片 γ 值、灰雾及 X 线的质和量。胶片 γ 值越大,照片对比度就越大,对 X 线吸收差异较小的脂肪和肌肉组织在胶片上也能辨出。X 线照片的灰雾多来自散射线、胶片因数等。X 线的电压(kV)越高,被照物体产生的散射线越多,X 线照片的灰雾越大。当然,X 线胶片保存时间越长,或保管不妥,也可在胶片上产生灰雾。X 线的 kV 值越低,光子的能量就越低,此时人体主要以光电吸收为主,照片对比度就越高。

第二节 CT 基本原理和检查技术

1972 年 Hounsfield 发明头颅 CT;1980 年后 CT 技术从单一的头颅检查拓展到体部检查;1990 年以后螺旋 CT 技术突破了亚秒的扫描速度;2000 年后,从 16/64/128/256 层到 640 层多层螺旋 CT 的临床应用,大大拓展了 CT 的临床应用范围。目前,CT 可用于身体任何部位组织器官的检查,因其密度分辨率高,解剖结构显示清楚,对病变的定位和定性诊断较普通 X 线有明显提高,已成为临床常用的影像检查方法。

一、CT 成像基本原理

CT 是以 X 线束环绕人体某部位一定厚度的层面进行扫描,透过该层面的 X 线部分被吸收,X 线强度因而衰减,穿透人体后未被吸收的 X 线被探测器接收,转变为可见光,由光电转换器转变为电信号,再经模/数转换器转为数字输入计算机进行处理,重建成图像。

普通 CT 是用 X 线束对人体的某一部分一定厚度的层面进行扫描,由探测器接收透过该层面的 X 线,所测得的信号经过模数转换(analog/digital converter, ADC),转变为数字信息后由计算机进行处理,从而得到该层面的各个单位容积的 X 线吸收值即 CT 值,并排列成数字矩阵(digital matrix)。这些数据信息可存储于磁光盘或磁带机中,经过数模转换(digital/analog converter, DAC)后再形成模拟信号,经过计算机的一定变换处理后输出至显示设备上显示出图像,因此又称为横断面图像。普通 CT 扫描机球管系统的电力及信号传递是由电缆完成的,从而导致 X 线球管和探测器不能 360°连续旋转,只能旋转到一定角度后又返回。

螺旋 CT 是在 CT 扫描的同时,患者随扫描床匀速运动,X 线管球和探测器不停地围绕患者的“感兴趣区”(range of interesting, ROI)作快速连续的旋转,探测器获得连续的采集数据,球管相对患者“感兴趣区”体表的扫描轨迹呈现螺旋形路径,又称为螺旋容积扫描 CT(spiral volumetric scanning CT)。螺旋 CT 扫描机球管系统的电力及信号传递采用了滑环技术(slip-ring technique),改变了普通 CT 扫描时电缆来回缠绕的局限。

多层螺旋 CT(multi-slice CT, MSCT)是在螺旋 CT 成像的基础上,在 Z 轴上设有多个探测器,其中单个探测器的最小宽度决定 Z 轴分辨率,其宽度越小,Z 轴分辨率就越高,探测器的排数与阵列决定扫描覆盖的最大区域,最薄扫描层厚由中心区的探测器决定,最佳层厚组合由探测器排列方式决定。

双源 CT(dual-source CT, DSCT)是由 2 个 X 线球管及其对应的探测器组成,它们呈 90°安置在机架上,其中一组探测器的扇形角覆盖整个扫描野,另一组探测器扇形角较小,只覆盖等中心扫描野直径 26 cm 的范围。在心脏模式扫描时,DSCT 机架转速通常采用 0.28 s/360°螺旋方式连续扫描,同步记录心电信号,回顾性心电门控重建图像,可实现 75 ms 的时间分辨率。

电子束 CT(electronic beam CT, EBCT)又称超高速 CT(ultrafast CT, UFCT),与常规 CT 的主要区别在于由电子束取代了 X 线球管的机械旋转。EBCT 由电子枪发射电子束,再由电子束轰击扫描架上的靶环,由靶环发出 X 线,通过电子枪内的偏转线圈使电子束扫描

靶,被扫描的钨靶产生往返运动的 X 线,以对患者进行扫描。所以 EBCT 无 X 线球管机械旋转的速度限制,扫描速度快,成像时间短,特别适用于心脏等运动器官的检查。但 EBCT 存在两个最大缺点,一是 Z 轴的层厚为 3 mm,容积覆盖的范围有限,二是空间分辨率太低。

二、CT 检查技术

CT 检查技术根据扫描时是否静脉内推注对比剂分为平扫、增强扫描,以及介于平扫与增强扫描之间的 CT 造影扫描。

1. CT 平扫

平扫是指不用对比剂增强或造影的扫描,广泛用于全身各部位检查,CT 增强扫描前一般先进行平扫,为基本的 CT 检查技术。

2. CT 增强扫描

增强扫描是指静脉注射水溶性有机碘对比剂后的扫描。注射对比剂后血液内碘浓度增高,血管和血供丰富的组织器官或病变组织碘含量较高,而血供少的病变组织则碘含量较低,使正常组织与病变组织之间碘的浓度产生差别,形成密度差,有利于发现平扫未显示或显示不清楚的病变,同时根据病变的强化特点,有助于病变的定性。

(1) 常规增强扫描

常规增强扫描是指静脉注射水溶性有机碘对比剂后按平扫的方法进行扫描。目前,常规增强扫描对比剂的注射方法多采用静脉团注法,即一次快速注入对比剂,全部对比剂注射完毕后开始扫描。它的特点是增强效果较好,对比剂消失迅速。部分脏器可采取双期和多期增强扫描,利用螺旋 CT 扫描速度快的优点,在一次静脉团注对比剂后根据检查器官的血供特点,分别于强化的不同时期对检查的器官进行两次或多次完整的螺旋扫描。例如肝脏可进行肝动脉期、门静脉期 and 平衡期扫描。双期或多期扫描的目的是发现小病灶并了解被检查器官及病灶的强化特点,提高病灶的检出率和定性诊断能力。

增强扫描时,对比剂到达不同器官的动脉和静脉时间不同,不同患者心输出量和心率亦会影响对比剂到达各个器官的时间,扫描者难以捕捉到理想的扫描时间进行准确的动脉期和静脉期扫描。实时增强监测可准确地确定开始扫描的最佳时间,使扫描时间与增强同步,它是指增强扫描时对靶器官的 CT 值进行监视,根据 CT 值的变动来自动触发预定的扫描程序。其方法是先对检查器官进行平扫,然后设定好增强的扫描程序,选一个监测的兴趣区并设定触发增强扫描的 CT 值阈值;开始注射对比剂时即对该区的 CT 值进行扫描监视,当对比剂到达该区时 CT 值会突然升高,当达到预设阈值时将触发预定的扫描程序而自动启动扫描,从而保证不同时期的准确扫描。

(2) CT 血管成像

CT 血管成像(CT angiography, CTA)是经周围静脉快速注入水溶性有机碘对比剂,在靶血管对比剂充盈的高峰期,用螺旋 CT 对其进行快速容积数据采集,由此获得的数据再经计算机图像后处理重建后显示血管影像。CTA 是一种微创性血管造影术,可清楚显示较大动脉的主干和分支的形态,清晰地显示动脉与肿瘤的关系,从不同角度观察动脉瘤的形态、大小、位置、蒂部和血栓等情况。二维和三维重建技术是指在工作站上应用计算机软件对螺旋扫描所获得的容积数据进行后处理,重建出二维平面图像或三维立体图像。

目前,较为成熟和常用的后处理重建技术主要有容积再现(volume rendering, VR)、多

平面重建(multiplanar reconstruction, MPR)、曲面重建(curved planar reconstruction, CPR)、最大密度投影(maximum intensity projection, MIP)和CT仿真内镜成像术(CT virtual endoscopy, CTVE)等。VR是目前多层螺旋CT三维图像后处理中最常用的技术之一,在血管系统特别是对动脉血管系统病变的显示中,能够清晰、确切地显示大范围复杂血管的完整形态、走行和病变,图像立体感强,能以多角度直观地显示病变与血管、血管与血管之间以及血管与其他周围器官之间的三维空间解剖关系。MPR是在横断面CT图像上按需要任意划线,然后沿该划线将一系列横断层面重组,即可获得该划线平面的二维重建图像,包括冠状面、矢状面和任意角度斜位面图像。MPR可较好地显示组织器官内复杂解剖关系,有利于病变的准确定位与定性。CPR是多平面重建的一种特殊方式,适用于人体曲面结构尤其是冠状动脉的显示,可以在曲面图像上通过旋转角度,从各个方向观察血管情况,并可在血管断面图像上测量狭窄段、狭窄近段及远段的截面积和(或)直径等。MIP可以较真实地反映组织的密度差异,可以清晰确切地显示经对比剂强化的血管形态、走行、异常改变和血管壁的钙化以及分布范围。CTVE是利用计算机软件功能,将螺旋CT容积扫描获得的图像数据进行后处理,重建出空腔器官内表面的直观立体图像(具有立体的视觉效果),类似纤维内镜所见,但不能进行活检。

(3) CT灌注成像

CT灌注成像(CT perfusion imaging, CTPI)是在常规CT增强扫描的基础上,结合快速扫描技术和先进的计算机图像后处理技术,分析脏器局部血流量的动态变化并以图像形式显示的一种成像方法。CTPI能反映组织的血管化程度及血流灌注情况,提供常规CT增强扫描不能获得的血流动力学信息,反映的是生理功能的变化,属于功能成像范畴。

CTPI的基本原理是静脉团注对比剂后,在对比剂首次通过受检组织时,对选定的感兴趣层面进行连续快速扫描和信息采集,得到一系列动态图像,然后利用工作站特殊的CTPI软件分析每个像素对应的体素密度变化,获得每一像素的时间-密度曲线(time-density curve, TDC),并利用此曲线计算出反映组织血流灌注状态的多个参数,如血流量(blood flow, BF)、血容量(blood volume, BV)、峰值时间(peak time, PT)、平均通过时间(mean transit time, MTT),并组成新的数字矩阵,最后通过数/模转换获得灌注图像并以不同的灰度或伪彩色显示,获得直观、清楚的各项参数彩色图像。灌注组织的强化程度与其血管化程度、血管壁的通透性和细胞外液量有关,组织的血管化程度与早期强化相关,而血管壁的通透性和细胞外液量与后期强化相关。CT灌注成像具有较高的时间分辨率,可以准确反映组织的血管化和血流灌注情况。

(4) 动态增强扫描

动态增强扫描(dynamic contrast scan)是指静脉注射对比剂后在短时间内对兴趣区进行快速连续扫描。目前,多采用同层动态扫描,即对同一层面连续进行多次扫描,获取TDC观察该层面病变血供的动态变化特点,研究病灶的强化特征,鉴别其性质。目前已逐渐被CT灌注成像所取代。

两快一长增强扫描是动态增强扫描的一种特殊形式。两快是指注射对比剂速度快和起始扫描的时间快,一长是指扫描持续的时间要足够长,一般持续5 min以上。方法是先平扫选择病灶的最大层面或兴趣层面后,一次静脉快速团注对比剂后立即行动脉期扫描,然后按照设定延迟扫描序列扫描。两快一长增强扫描主要用于原发性肝癌、肝海绵状血管瘤、肝内胆管细胞型肝癌以及肺内孤立性结节的诊断和鉴别诊断。

3. CT 造影检查

CT 造影检查是指对某一器官或结构利用阳性或阴性对比剂使其显影,然后再行 CT 扫描的方法。CT 造影检查克服了常规 X 线造影的重叠问题,较好地显示某一器官或结构的解剖,有利于病变的发现。分为血管造影 CT(angiology-assisted CT)和非血管造影 CT 两种。

(1) 血管造影 CT

血管造影 CT 是将血管造影和 CT 扫描两种技术相结合的一种检查方法。主要用于肝脏和肺等双重供血脏器的检查。例如,肝动脉 CT 造影检查是经皮穿刺股动脉插管,将导管置于肝固有动脉内推注对比剂后即刻进行 CT 扫描,以显示病变的肝动脉供血情况。

(2) 非血管造影 CT

非血管造影 CT 是指先对某一器官或结构进行非血管性造影,然后再作 CT 扫描的方法。常用的有脑池造影 CT(CT cisternography, CTC)、脊髓造影 CT(CT myelography, CTM)和胆系造影 CT(CT cholangiography, CTC)等。例如,脑池造影 CT 是将对比剂注入蛛网膜下腔,经体位引流使对比剂充盈脑池后再行头部 CT 扫描,以清楚显示脑池的方法。

此外,在 CT 检查中,除上述 CT 检查方法外,为了使解剖结构或病变显示更清楚,对某些部位有时还需运用一些特殊的检查方法,如薄层扫描、重叠扫描、高分辨率扫描和图像堆积扫描等,但随着 MSCT 的广泛开展,这些特殊扫描方法已较少使用。

三、CT 图像特点

1. 灰阶成像

CT 图像是由一定数目的由黑到白不同灰度的像素按矩阵排列所构成的,这些像素反映相应体素的 X 线吸收系数。与 X 线摄片所示的黑白影像一样,黑影表示低吸收区,即低密度区;白影表示高吸收区,即高密度区。密度高的组织器官对 X 线的吸收较多,在 CT 图像上呈白的影像,如骨骼和钙化;相反,密度低的组织器官对 X 线吸收较少,在 CT 图像上呈黑的影像,如肺和脂肪。虽然人体大部分软组织的密度差别较小,对 X 线的吸收系数接近于水,如脑、纵隔、肺、肝、胆、胰、肾等,但由于 CT 具有较高的密度分辨率,能清楚地显示这些器官的解剖结构和器官内密度发生变化的病变组织。

CT 图像除了用不同的黑白灰度来表示组织器官的密度高低外,还可用 X 线的吸收系数来表示密度的高低,这样就有了一个量化的指标。在实际工作中把吸收系数换算成 CT 值,因此组织器官的密度直接用 CT 值表示,单位为亨氏单位(Hounsfield unit, HU)。把水的 CT 值定为 0 HU,人体内密度最高的骨皮质 CT 值为 +1000 HU,密度最低的空气的 CT 值为 -1000 HU,人体内密度不同的各种组织 CT 值则位于 -1000 HU ~ +1000 HU 的 2000 个分度之间。如果 CT 图像用 2000 个灰度来表示 2000 个分度,则图像层次非常丰富,但是人眼不能分辨这些细微的灰度差别。



图 1-2-1 人体组织 CT 值(HU)

2. 窗宽和窗位

由于身体各种组织结构和病变的 CT 值不相同,因此,为了获取满足诊断要求的较清晰的 CT 图像,以观察不同组织结构和病变,提高组织结构细节的显示,分辨差别小的两种组织,需选用适当的窗宽(window width, WW)和窗位(window level, WL)。窗宽是 CT 图像上显示的 CT 值范围,在此 CT 值范围内的组织和病变均以不同的模拟灰度显示,CT 值高于或低于此范围的组织或病变均不存在灰度差别。窗宽主要影响图像对比度,窗宽大,图像层次多,但组织对比减小,细节显示差。窄的窗宽显示 CT 值的范围小,提供高对比图像。窗位是窗的中心位置,同样的窗宽,由于窗位不同,其所包括 CT 值范围的 CT 值也不同。窗位主要影响图像的亮度,窗位越高,图像越黑,反之,图像变白。欲观察某一组织结构及其病变,应以该组织的 CT 值为窗位。在实际工作中,需兼顾其他组织结构来调节适当窗位。具体的 CT 值范围 = $(WL - WW/2) \sim (WL + WW/2)$ 。例如,当窗宽为 250、窗位为 50 HU 时,其 CT 值显示的具体范围为 $-75 \sim 175$ HU。

窗宽和窗位选用不适当,就会导致图像结构不清楚,严重者甚至不能满足诊断的要求。窗宽和窗位的选择需在 CT 操作台上进行,一经摄片记录,照片上图像的灰度即不能改变。人眼能分辨的黑白度顶多只有 16 个灰阶,它不能分辨微小的灰度差别。窗宽显示图像上所包括的 16 个灰阶的 CT 值范围。如窗宽为 160 HU,则可分辨的 CT 值为 $160 \text{ HU}/16 = 10 \text{ HU}$,两种组织的密度差超过 10 HU 才可分辨。为了提高组织细微结构的显示,人们可根据诊断需要调节图像的对比度和亮度,这种调节叫窗技术。

3. CT 分辨力

CT 的分辨力分为空间分辨力(spatial resolution)和密度分辨力(density resolution),是判断 CT 机性能和说明图像质量的两个指标。空间分辨力与像素的大小密切相关,像素越大,数目越少,其空间分辨力越低;相反,像素越小,数目越多,其空间分辨力则越高。密度分辨力是指能分辨两种组织之间的最小密度差异。同时提高空间分辨力和密度分辨力,可明显提高图像质量,但两者是相互制约的。像素小,数目多,提高了空间分辨力,图像较清晰;但在 X 线源总能量不变的条件下,每个单位容积所获得的光子数却按比例减少,使密度分辨力下降,导致密度差异较小的组织难以显示,如需保持原来的密度分辨力,则需增加 X 线源的能量,这样,就增大了患者接受的 X 线量。

4. 部分容积效应和周围间隙现象

(1)部分容积效应:CT 图像上各个像素的数值代表相应单位体素的整体 CT 值,因此,在同一扫描层面内含有两种以上不同密度的组织相互重叠时,所测得的 CT 值不能如实反映该单位体素内任何一种组织真实的 CT 值,而是这些组织的平均 CT 值,这种现象即为部分容积效应(partial volume effect)。

(2)周围间隙现象:在同一扫描层面内,与层面垂直的两种相邻且密度不同的组织,其边缘部的 CT 值不能准确测得,因而在 CT 图像上,其交界部的影像不能清楚分辨,这种现象即为周围间隙现象(peripheral space phenomenon)。这是扫描 X 线束在这两种组织的邻接处测量值相互重叠造成的物理现象。其实质也是一种部分容积效应。

第三节 MRI 基本原理和检查技术

磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)是利用人体内氢原子核(质子)在磁场中受到射频脉冲的激励发生核磁共振现象,产生电磁波信号,经计算机处理而获得重建断层图像的一种成像技术。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 发明了 MR 成像技术,使核磁共振开始应用于临床医学领域。短短 30 多年的时间里, MRI 技术得到迅速发展,硬件设备和软件技术不断更新,临床应用领域逐步扩大,检查范围基本上覆盖了全身各系统。MRI 的基本原理是通过静磁场中人体施加某一特定频率的射频(radio frequency, RF)脉冲,使人体组织中的氢原子核受到激励而发生核磁共振现象,当 RF 终止后,氢质子在弛豫过程中感应出 MR 信号,经过对 MR 信号的接收、空间编码和图像重建等处理过程,即产生 MR 图像。人体内氢核丰富,目前 MRI 常规用氢原子核来成像。

一、脉冲序列与成像参数

MRI 检查中,施加 RF 脉冲后,纵向磁化减少、消失,横向磁化出现。使纵向磁矢量倾斜 90° 的脉冲为 90° 脉冲,使纵向磁矢量倾斜 180° 的脉冲为 180° 脉冲。施加第一个脉冲后,等待一定时间施加第二个脉冲,这种连续施加的脉冲即为脉冲序列。脉冲序列决定将从组织获得何种信号。MR 检查常用的脉冲序列有自旋回波(spin echo, SE)、快速自旋回波(fast SE 或 turbo SE)、反转恢复(inversion recovery, IR)、梯度回波(gradient echo, GRE)序列等,每种序列中又包括多种类型,临床上根据不同检查目的选择应用。

MR 成像时间参数主要有重复时间和回波时间。重复时间(repetition time, TR)是指在脉冲序列中,两次 RF 激励脉冲之间的间隔时间。TR 的长短决定着能否显示出组织间 T_1 的差别,使用短 TR 可获得 T_1 信号对比。回波时间(echo time, TE)是指从 RF 激励脉冲开始至获得回波的时间。TE 决定 T_2 信号对比,使用长 TE 可获得 T_2 信号对比。MRI 为多参数成像,图像对比除了与组织氢质子密度有关外,还取决于 T_1 弛豫时间、 T_2 弛豫时间、液体流动等,通过调节成像参数来突出反映某一组织特征参数的成像技术称为加权(weighted)。

1. SE 脉冲序列

(1) 常规 SE 脉冲序列

常规 SE 脉冲序列是临床上最常用的成像序列。该序列先发射一次 90° 激励脉冲,继而施加一次 180° 相位重聚脉冲使质子相位重聚,产生自旋回波信号。通过调节 TR 和 TE 长短可分别获得反映组织 T_1 、 T_2 及质子密度特性的 MR 图像。短 TR(通常小于 500 ms)、短 TE(通常小于 30 ms)所获图像的影像对比主要由 T_1 弛豫时间不同决定,这种图像称为 T_1 加权像(T_1 weighted imaging, T_1 WI)。长 TR(通常大于 1500 ms)、长 TE(通常大于 80 ms)所获图像的影像对比主要由 T_2 弛豫时间不同决定,这种图像称为 T_2 加权像(T_2 weighted imaging, T_2 WI)。长 TR、短 TE 所获图像的影像对比主要由组织间质子密度差别所决定,这种图像称为质子密度加权像(proton density weighted imaging, PDWI)。 T_1 WI 具有较高的信噪比(signal noise ratio, SNR),适用于显示解剖结构,也是增强检查的常规序列; T_2 WI 更易于显示水