

第一篇

总论

X线于1895年由德国物理学家伦琴(W. C. Röntgen)发现。之后不久即应用于医学,进行疾病诊断,形成了放射诊断学(diagnostic radiology)这一新学科,并奠定了医学影像学的基础。

20世纪50~60年代出现了新的成像技术——超声成像(ultrasonography,USG)和 γ 闪烁成像(γ -scintigraphy)首次以非X线成像技术揭示人体内部结构的形态与功能,具有简便、实用、有效、无创等优点使单一X线成像转变为多元化成像。1973年计算机体层成像(computed tomography,CT)首次应用于临床,目前已发展至第五代的电子束CT(electron beam CT,EBCT)及多层螺旋CT(multislice spiral CT,MSCT)。CT的问世是继伦琴发现X线以来,放射学领域的一次重大突破,开创了数字化影像学的先河。70年代单光子发射计算机体层成像(single photon emission computed tomography,SPECT)与正电子发射体层成像(positron emission tomography,PET)应用于临床,使核医学领域产生了一次深刻的变革,并成为医学影像学的重要组成部分。80年代磁共振成像(magnetic resonance imaging,MRI)问世,使医学影像学的成像原理发生了质的变化,获取了与其他影像技术完全不同特征的影像。70年代中后期计算机技术和微电子技术的迅猛发展,实现了以数字方式取代光学减影方式。数字减影血管造影(digital subtraction angiography,DSA)是在此基础上发展起来的,是经计算机处理消除血管造影中的非血管结构组织,仅显示血管影像的成像技术。此后,计算机X线摄影(computed radiography,CR)和数字X线摄影(digital radiography,DR)相继投入临床应用,实现了普通X线摄影的各类信息数字化。近几年迅速发展起来的计算机辅助诊断(computer aided diagnosis,CAD)使对数据的应用由低层次的简单查询,提升为从数据库中获取有价值的深层诊断信息,即所谓的“知识挖掘”,目前已成熟应用于胸部和乳腺疾病的诊断,并不断向其他领域拓展。随着质优价廉的高速计算机设备和海量储存介质的出现,为图像的存储和传输系统(picture archiving and communication system,PACS)提供了坚实的基础。医学图像的数字化存储与传输,实现“无胶片化”,已成为医院发展的必然趋势。医学影像技术的数字化和网络技术的飞速发展又进一步推动了信息放射学、远程放射学与远程医学的发展。20世纪70年代兴起的介入放射学(interventional radiology)是诊断放射学的发展和延伸,是指在影像诊断设备下对某些疾病进行诊疗的新技术。影像导向设备的不断更新和“无孔不入,无孔也入”的导管技术的日趋完善,使一些用内科药物治疗或外科手术难以奏效的疾病获得了有效的医治,从而拓宽了医学影像学的应用范畴,成为临床医疗领域微创技术的先驱。

回顾20世纪70年代以后,特别是近10余年,随着物理学、微电子学、数学、计算机、分

子医学等多种基础学科的研究进步，直接应用或间接渗透到医学影像学，使其从单一以 X 线成像源拓展至“声源”、“磁源”、“放射性核素”等，一系列新的成像技术的广泛应用大大充实了原有的以常规 X 线检查为主的放射诊断学内涵。使影像诊断从单纯显示人体内部结构的形态成像诊断，发展为反映分子、功能代谢成像诊断和与治疗并驾齐驱的现代医学影像学体系。

第一章 X 线 成 像

学习目标：

1. 了解 X 线成像技术的简史与进展。
2. 熟悉 X 线成像检查方式的临床应用。

第一节 X 线成像简史

1895 年 11 月 8 日 X 线首次被发现。1896 年 12 月 22 日人类历史上第一张揭示人体内部结构的图像问世(图 1-1-1),X 线成像技术被应用于临床。作为基本成像技术的透视和 X 线摄影技术(radiography)经久不衰仍沿用至今。在发现 X 线的最初 30 多年间(1895—1930 年),为改善图像质量、扩大应用范围、提高诊断水平,先后改进了 X 线装置,更新了显影器材。其中最为突出的是用电子 X 线管取代了离子 X 线管,发明了滤线器,投入使用了直接体层摄影装置和碘油对比剂,并改进了增感屏及多种造影技术。20 世纪 40~50 年代旋转阳极 X 线管问世,多轨迹体层摄影装置应用于临床。60~70 年代影像增强器的出现,加上电视、电影录像装置的应用,进一步提高了图像质量,扩大了检查的应用范围。70 年代后期 CR 研制成功,使传统 X 线成像技术进入了数字化成像领域。90 年代中期数字平板探测器(Flat Panel detectors)投入临床应



图 1-1-1 早期的 X 线设备与人类第一张 X 线照片

用,进一步推动了传统 X 线成像数字化的进程 提高了诊断水平 使 X 线成像技术在临床医学的应用进入了一个崭新的阶段。

第二节 X 线成像进展

现代计算机和信息集成技术的飞速发展,实现了 X 线设备由模拟向数字媒体的转换,拓宽了 X 线成像技术在诊断和治疗中的应用,极大地丰富了形态诊断信息和图像的层次,实现了 X 线影像的网络传输、存储、显示、拷贝、无胶片化等。是 X 线发现以来 X 线成像技术一次最新和最重要的进展。X 线设备的数字化技术主要有三种方式:

(一) 数字 X 线荧光成像 (digital fluorography, DF)

是目前应用最广的间接数字化成像 (indirect digital radiography, IDR) 方法之一。采用影像增强器-电视链方式的 II-TV 系统,用记录 X 线信息的载体代替 X 线胶片或将 CR 的 IP 板作为介质。用高分辨率的摄像管 (charge coupled device, CCD) 采集 II-TV 荧屏上的光信号,由光信号转换成视频信号,再经连续的视频信号转为间断的各自独立的信息,形成像素,经模拟/数字转换成数字(化)矩阵图像 (digital matrix)。目前已用电荷耦合器代替 CCD 采集 II-TV 的光信号。DF 具有透视功能,多应用于数字胃肠机和早期的 DSA。

(二) CR

CR 是采用可记录由激光读取 X 线信息的磷光体构成的成像板 (IP 板) 作为载体代替 X 线胶片,经过 X 线信息采集和光电转换复经计算机重建出数字化图像。CR 完全改变了传统屏-片 (screen-film) 方式的图像摄取模式。

CR 与 DF 都属间接数字化成像方式,均需通过将模拟的 X 线信息经光电转换的过程,只是采集 X 线信息的方式不同,CR 用 IP 板,DF 则用 II-TV。

(三) DR

DR 即数字化平板探测器 (flat-panel detectors) X 线摄影。采用平板探测器作为记录 X 线信息的载体,替代普通 X 线暗盒-屏片的图像摄取方式。平板探测器是 DR 的核心元件,于 20 世纪 90 年代后期应用于临床。它是由大量具有电子耦合性能的微小元件集成的平板装置。有直接方式与间接方式两种类型: 间接方式:非晶硅平板探测器 (cs_1 -asi 系统) 采用无定型硅陈列部件表面覆盖的荧光材料——碘化铯针状闪烁晶体 (cesium iodide, cs_1 -scintillator) 将 X 线信息转换成可见光信号,复经光敏元件将光信号转换成电信号,再转换成数字信号。目前可用于实际的平板探测器为无定型硅碘化铯平板探测器 (Amorphous Si- cs_1 flat panel detectors), 需经光电转换过程,属间接方式获取数字图像,其探测器稳定性好,但空间分辨率比直接方式数字成像者略差。

直接方式:非晶体硒平板探测器采用无定型硅 (Amorphous Siliccom, ASi) 表面覆加薄膜晶体管 (TFT) 的硒层,直接将 X 线信息转换为电信号。这种方式 X 线信息丢失少,但量子检测效率 (DQE) 略低于间接方式。

平板探测器是迄今各种影像信息数字化元件中,空间分辨率最高的元件。它的研制成功并应用于临床是 X 线数字成像技术的一次飞跃,也是今后发展的方向。

第三节 X 线图像特点及其检查方式

一、X 线图像特点

X 线图像是 X 线束穿透兴趣区所有不同密度及厚度的组织结构后，导致不同的 X 线量的衰减，由此形成由黑到白不同灰度的组织结构的复合图像。这种不同灰度叠加的影像是以密度来反映人体组织结构的解剖和病理改变的。通常用密度的高低来表示图像灰度的差异。如：骨皮质及钙化灶密度高，X 线量衰减多，在图像上呈白色；反之，气体密度低，X 线衰减量少，图像则为黑色；中等密度的软组织及渗出性炎性病变的图像介于二者之间，呈灰色。对于缺乏天然对比的组织结构或器官，可人为地引入对比剂，使之产生密度对比，称之为人工对比。自然对比和人工对比是 X 线图像形成的基础。

二、X 线检查方式

X 线检查技术历经百余年，积累了丰富的临床经验，是影像学诊断的基础。由于其图像空间分辨力较高，而且操作简便、迅速、经济、安全，因此 X 线检查现仍应用普遍。目前主要用于胸部、骨与关节、部分造影检查（泌尿生殖系统造影、胃肠道造影等）等，特别是胃肠道双对比造影检查不仅能显示清晰的细微结构的形态信息，而且还可以提供功能诊断的信息。尽管当今先进的影像技术层出不穷，例如 CT、MRI 等对疾病的诊断显示出巨大的优越性，但依旧不能完全取代 X 线检查。X 线数字化成像在不同程度上又拓宽了 X 线检查的应用空间，因其成像速度快，具有比普通 X 线摄影大得多的 X 线敏感性和动态范围，可使 X 线剂量大幅度降低，图像质量明显提高，含的信息量大，图像可存储在多种介质内如胶片、磁盘或光盘等，可输入 PACS 系统归档或传输。数字化 X 线成像还具有较强的软件系统和诸多的后处理功能，可根据临床需要进行图像的后处理等诸多优点，给临床诊断带来了很大的便利。图像的窗宽、窗位调节、放大漫游、能量减影、组织均衡、时间减影、图像拼接及计算机辅助诊断等应用已越来越多。如胸部摄影，在一定的时间内连续采集高能信号和低能信号，经能量减影处理可同时获得标准胸片像、软组织像

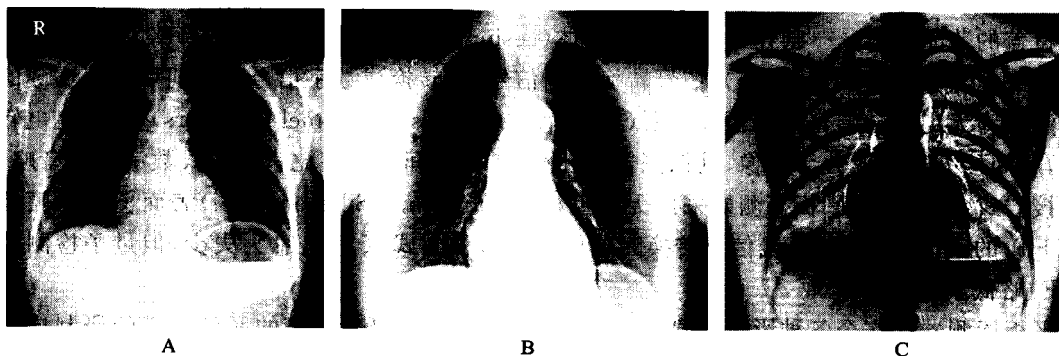


图 1-1-2 胸部数字摄影 (DR)

A. 标准胸片像 B. 软组织像 C. 骨组织像

和骨组织像(图 1-1-2),有助于提高肺小结节、钙化、气管内肿瘤、细微骨折及少量气胸的检出率等。数字图像具有较宽的动态范围,经组织均衡处理后,一次曝光可显著提高整个图像的视觉观察效果。如胸部摄影,在保证肺部图像质量的同时,可清楚显示所摄颈椎和胸椎的形态及被心与横膈遮盖的肺部结构。体层摄影可在静脉肾盂造影中减少对比剂的用量,提高图像质量。图像拼接,如可将不同部位脊椎的多幅图像经计算机处理而合成为一幅全脊柱图像,并可进行测量,在计算机辅助诊断方面已应用于肺部小结节、乳腺钙化、骨质疏松、关节置换等的测量。数字胃肠双对比造影在显示黏膜面的细微结构及微小病变等方面,较传统 X 线造影更具有明显优势。相对于 CR 而言,DR 是一种直接数字化成像技术。和 CR 图像相比,DR 图像具有更高的图像对比度和分辨率、更大的曝光宽容度、更好的时间分辨率,并具有能量减影、组织均衡及三维合成等多种临床应用功能,从而优化了放射科的工作流程,明显地提高了工作效率。

第四节 X 线检查中的防护

X 线检查应用普遍,但过量的辐射会对人体造成伤害。因此,应该重视 X 线检查中患者和工作人员的防护问题,避免不必要的损伤,以更好地发挥 X 线检查的作用。现代的各种 X 线设备上已采用很多防护装置,同时由于高千伏技术、影像增强技术和高速增感屏快速 X 线感绿胶片的应用使 X 线的辐射量大大减少,放射损害的可能性越来越小。如果我们在 X 线检查中严格遵照有关的防护要求,使接受的 X 线量控制在安全范围之内,则其影响是很小的。为此,我们不必对 X 线检查有所顾虑或恐惧。X 线防护的方法和措施如下:

一、X 线防护方法

1. 时间防护 尽量缩短曝光时间,尽可能减少在 X 线检查室内停留的时间。
2. 距离防护 X 线检查时,患者与球管之间的距离不能小于 35 cm,工作人员也应尽量远离 X 线源。
3. 屏蔽防护 屏蔽即在 X 线发射源与人体间放置一种吸收 X 线的物质,如遮光筒、光圈以及铅橡皮制的围裙、手套、围腰等,还可以采用铅玻璃眼镜和挂屏等,以减少或消除 X 线对人体的伤害。

二、X 线的防护措施

1. 控制照射剂量 放射工作人员应遵照国家有关放射卫生标准规定制定必要的防护措施,在进行 X 线检查时,认真执行,并定期监测所接受的剂量。同时对患者的剂量也应控制在安全剂量之内。
2. 机房的防护要求 X 线检查室要有足够的使用面积,其墙壁要有足够的厚度或覆重晶石沙等防护材料。一般 200 mA 以上的 X 线机房面积应不少于 36 m²,高度应不低于 3.5 m。

第二章 计算机体层成像

学习目标：

1. 了解计算机体层成像的简史与进展。
2. 熟悉计算机体层成像的临床应用。

第一节 计算机体层成像简史

计算机体层成像(CT)是近代计算机技术和X线检查相结合的产物,是自发现X线成像以来具有划时代意义的成像技术。1969年英国EMI公司工程师Hounsfield G·N研制成功第一台头颅CT扫描机,于1972年应用于临床;1974年美国Georgetown医学中心工程师Ledley设计了全身CT扫描机,于1975年应用于临床,1976年5月在蒙特国际专题讨论会上将其命名为电子计算机体层摄影(CT)。CT的问世开创了医学影像学数字化的先河,有力地推动了医学影像学的发展,Hounsfield因此获得了1979年的诺贝尔医学生物奖。1989年滑环技术出现,螺旋CT(spiral CT)问世。1983年美国Boyd发明EBCT,并应用于临床。1998年多层螺旋CT或称多排探测器CT(multi-detector CT,MDCT)问世后,各厂家相继推出了4层、8层、16层螺旋CT。2003年发布的64层螺旋CT是目前世界上旋转速度最快的CT系统。

第二节 计算机体层成像的进展

CT自1972年应用于临床以来,随着计算机技术的发展,高精度、高敏感度的探测器,和大容量X线球管及CT滑环技术的应用,CT设备不断完善,由最初简单的平移旋转头颅CT发展至全身CT、单层螺旋CT、EBCT和MDCT。

普通CT包括第一至第四代CT。第一代CT使用束状X线及单个碘化钠探测器,采用旋转/平移方式扫描采集数据。每旋转1。行线性扫描一次,周而复始完成全部数据的采集,共需旋转180°。其扫描速度慢(每层扫描约需3~5 min)故第一代CT很快被淘汰。第二代CT与第一代没有本质差别,由单一X线束改为扇形X线束,由扇形排列多个探测器代替单一探测器,明显缩短了扫描时间(每层扫描约需20 s),其应用范围逐渐扩展至体部。第三代CT是在第二代的基础上,探测器数目达300~800枚,呈扇形排列,扇形角覆盖整个扫描视野,X线球管与探测器做360°同步旋转,使每层扫描时间缩短至5 s以内,分辨率明显提高,广泛用于全身检查。第四代CT在第三代的基础上探测器增至数千枚,环形排列且固定不动,X线球管旋转同时扫描。这一代CT消除了球管与探测器在机架内同步转动并返回的限制,缩短扫描时间至2~5 s提高了密度、空间和时间分辨率,使高分辨动态扫描成为可能。

螺旋CT(图1-2-1):1983年滑环技术被首次应用于CT。螺旋扫描是在旋转式扫描的基

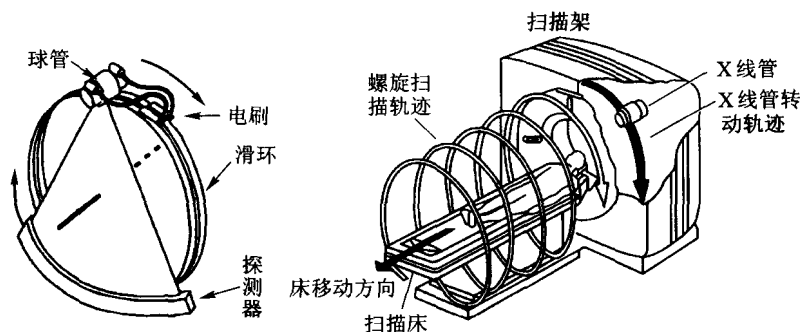


图 1-2-1 螺旋 CT 结构示意图

基础上，通过滑环技术与扫描床连续平移结合而发展起来的新型 CT 技术。螺旋的含意为扫描过程中 X 线束的轨迹呈螺旋状。此技术不再是对人体某一层采集数据，而是围绕人体的某一层面得到容积数据，又称为三维信息。1989 年双排螺旋 CT 应用于临床，其基本结构与第四代 CT 相似。实现了旋转部分与静止部分接触式的连接，用电刷代替了电缆，采用了连续恒速进床，X 线球管连续旋转扫描与容积信息采集同步进行。1993 年多层螺旋 CT 投入临床应用，1998 年出现 4 层螺旋 CT；2000 年推出 8 层螺旋 CT；2001 年研制出 16 层螺旋 CT；2003 年又相继推出 32 层、40 层、64 层螺旋 CT。多层螺旋 CT 的优势为高速、大范围容积扫描，64 层螺旋 CT 的临床应用，进一步展示了螺旋 CT 的这些优良性能，代表着当今 CT 的最高水平，创造性的将多层螺旋 CT 与电子束控球管技术结合，采用 64 通道最新高效超高速稀土陶瓷探测器和集成化探测电子独特技术，从而实现单次旋转扫描层数加倍，在不增加 X 线剂量的前提下，极大地提高了空间分辨率。0.4 mm 各向同性的空间分辨率，可对任何复杂的解剖部位进行任意方向的图像重建，使细小的解剖细节清晰显示，借助容积数据采集、重建与后处理一体化功能，在扫描的同时获得直接二维和三维图像，改变了传统以横断面解读图像的模式，重建出三维、四维图像具有一定的空间和时间分辨率，实现对病灶或脏器的立体观察，并可同时获取组织的功能和代谢信息。0.33 秒/圈的扫描速度可采集 64 层图像，使每秒扫描达 194 mm 实现了容积扫描或 CT 透视。

EBCT 又称超高速 CT (ultrafast computed tomography, UFCT) 图 1-2-2) 与普通 CT 的主要区别是 X 线源的产生方式。普通 CT 是利用 X 线管产生 X 线，由扫描架环绕患者做机械性往复式运动，实现对靶器官的扫描，而 EBCT 是由电子枪发射电子束，通过电子枪内的偏移线圈使电子束轰击扫描架上的钨靶环，产生往返的 X 线束对靶器官进行连续容积扫描，扫描速度可达 50~100 ms/圈，常用于检查运动器官，如心脏大血管。EBCT 所提供的高空间、时间分辨率图像，能清楚观察主动脉、肺动脉、冠状动脉和心房、心室的结构形态，并可获得组织器官的灌注及血流动力学信息。

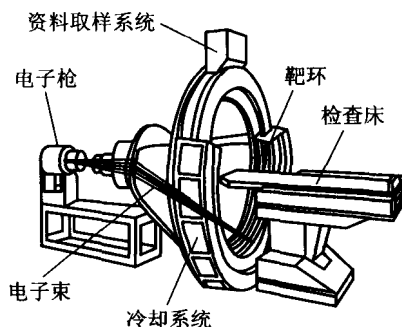


图 1-2-2 EBCT 结构示意图

第三节 计算机体层成像图像的特点及其检查方式

一、CT 图像特点

CT 图像与 X 线图像都是用不同灰度表示组织结构或器官的 X 线吸收程度。黑色表示 X 线低吸收区，即低密度；白色表示 X 线高吸收区，即高密度。不同的是 CT 图像是由不同灰度的像素，按矩阵排列所构成的断层图像，通过 CT 后处理功能可以多平面重建三维图像，而 X 线图像则是由银离子颗粒所组成的二维投影图像。CT 密度分辨率较普通 X 线片高 10~20 倍，能够清楚显示由软组织构成的器官，还可以通过测定 CT 值，得出某一种组织或病变部位的密度值，用以鉴别脂肪、出血、钙化、囊肿和实性病变等。CT 增强扫描，有助于提高病变组织与邻近正常结构的密度差别，更明确地显示病变的特征。

二、CT 检查方式

CT 具有较高的密度分辨率和诸多的后处理功能，已广泛应用于临床。螺旋 CT 与普通 CT 比较具有以下优势：提高了对小病灶的检出率；改善了图像的分辨率；提高了时间的分辨率。可根据血液循环的不同特点，设计各组织器官动态增强扫描的精确方案。将 CT 由单一形态学成像拓展至同时兼有功能性成像。可在任意间隔内重建出多平面、高质量的三维图像、血管图像及腔内(CTVE)图像。

(一) 常规扫描

1. 平扫(plain CT scan)指不用对比剂增强或造影的扫描检查，是 CT 最基本的检查方法。

2. 增强扫描(contrast enhancement, CE)指经静脉团注水溶性有机碘对比剂后再进行扫描的方法。主要是增加病变组织与邻近正常组织的密度差别，提高病变检出率；根据病变有无强化或强化特征，有助于对病变做出定性诊断。常用方法为团注法，即在二十几秒内将全部对比剂迅速注入。

(1) 常规增强扫描：团注对比剂到达兴趣区的组织结构或器官后立即扫描。一般团注 60% 水溶性有机碘 50~100 ml 注射速度 2~4 ml/s。

(2) 分期扫描：可分为动脉期、静脉期和实质期等。扫描时间根据扫描的脏器而定，如肾脏动脉期为经静脉团注对比剂后 20~30 s 静脉期为 30~60 s (显示静脉及下腔静脉)实质期或髓质期为 60~90 s 分泌期为 3~5 min(对比剂充盈肾盏、肾盂及输尿管)。

(二) 特殊扫描

1. 薄层放大扫描：选用层厚、层距为 2~5 mm 小视野(FOV)，主要用于肺孤立结节、肾上腺及垂体、胰头等部位的扫描，可显示局部结构或病变，能明显提高空间分辨率，减少或避免部分容积效应对图像的不良影响。

2. 高分辨率 CT 扫描(high resolution CT, HRCT)：HRCT 是薄层扫描(2 mm 以下)高毫安(>170 mA)、高千伏(>120 KV)、小视野、大矩阵(512×512)、骨算法重建图像(高空间分辨率算法)的扫描方式，主要用于肺结节及弥漫性间质性病变、内耳、中耳听小骨等细微结构的显示。

3. 动态增强扫描：经静脉注入对比剂后，在设定时间内对感兴趣区进行连续扫描。在扫描结束后处理重建图像，动态观察其时间密度曲线变化。动态扫描分两种：进床式动态扫描和同层

动态扫描。前者用以发现病变，后者用于病变的定性与鉴别诊断。

4. 延迟增强扫描 (delayed contrast scan)：经静脉团注对比剂后数分钟至数小时后再次扫描称为延迟扫描。常用于发现肝的小病灶。

(三) CT 透视 (CT fluoroscopy)

CT 透视又称 CT 图像实时显示，是一种非螺旋扫描方式。扫描床固定，利用螺旋 CT 对确定层面高速连续扫描、快速图像重建，每秒 6~12 幅实时显示连续图像类似透视效果。目前主要应用于 动态观察非血管性介入过程，达到确切定位的目的。如 CT 引导下经皮穿刺活检或引流，可以实时观察穿刺针进针路径，及时调整进针角度，准确命中目标。 CT 值检测触发扫描，设置血管内兴趣区，对比剂进入血管内后开始 CT 透视，实时检测 CT 值，达到设定阈值后触发扫描，省略了小剂量试验的复杂过程，减少了对比剂用量，使分期扫描更加准确，提高了 CT 血管造影 (computed tomography angiography, CTA) 的质量和成功率。

(四) CT 血管造影 (computed tomography angiography, CTA)

CTA 是螺旋 CT 应用后兴起的一项血管造影方法。基本原理是经静脉团注对比剂，在受检靶血管内对比剂充盈达高峰时行快速扫描，连续采集容积数据，经计算机后处理重建出靶血管的三维立体图像。这种技术可以从任意方向进行观察，避免了结构重叠，既可单独显示血管结构，也可加上骨结构标志，使得对冠状动脉、头颈部血管 (图 1-2-3, 4)、四肢血管、脊髓动脉的检查，变得更为简便易行。

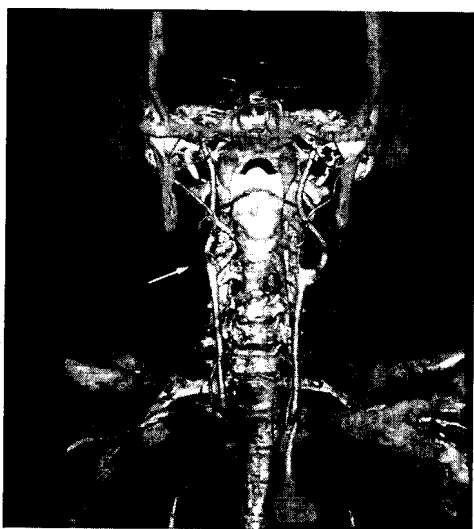


图 1-2-3 颈动脉 CTA

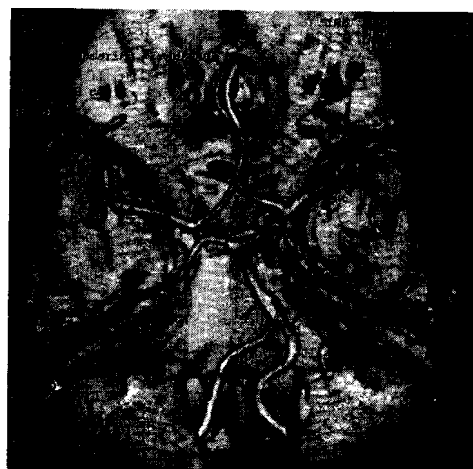


图 1-2-4 脑血管 CTA

(五) CT 灌注成像 (CT perfusion imaging, CTP)

CTP 是获取活体组织、微循环血流动力学信息的一种检查方法，属于功能成像的范畴。基本原理是经静脉团注对比剂后，对兴趣区组织结构如颅脑，在选定层面进行快速动态扫描，获得一系列动态图像，通过不同时间密度的变化，绘制出选定层每一个像素的时间-密度曲线，从而得到反映组织血流灌注情况的参数，并组成新的数字矩阵，经数/模转换，以相应的灰度或伪彩色表现。灌注参数图像包括对比剂到达峰值的时间 (time to peak, TP)、平均通过时间 (mean transit

time, MTT)、血容量(blood volume, BV)血流量(blood flow, BF)和表面渗透性 permeability surface, PS)等(图 1-2-5)。CT灌注成像最先应用于超急性和急性脑梗死的诊断,以后逐渐应用于肝、肾、肺的血流灌注及肿瘤的诊断,近年来也用于急性心肌缺血灌注的研究。

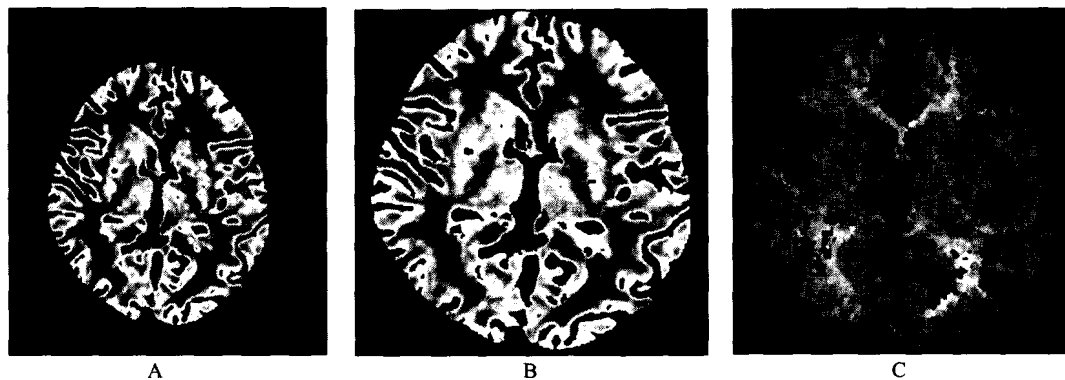


图 1-2-5 正常脑 CT灌注成像图
A. CBF B. CBV C. TTP

(六) 螺旋 CT 图像重建

三维 CT(three dimensional CT, 3DCT) 是将扫描获取的原始容积信息经计算机软件处理合成三维图像,重建出的图像具有立体感,可向任意方向旋转。利用减影功能可选择性消除一些与兴趣区重叠的组织结构,使病变更清晰,多用于头颅、颌面部、脊髓、骨盆和 CT 血管造影。常用的方法主要有三种,即表面遮盖法(shaded surface display, SSD)、最大密度投影 maximum intensity projection, MIP)和容积重建技术(volume rendering)。多平面重建(multiple planar reconstruction, MPR)

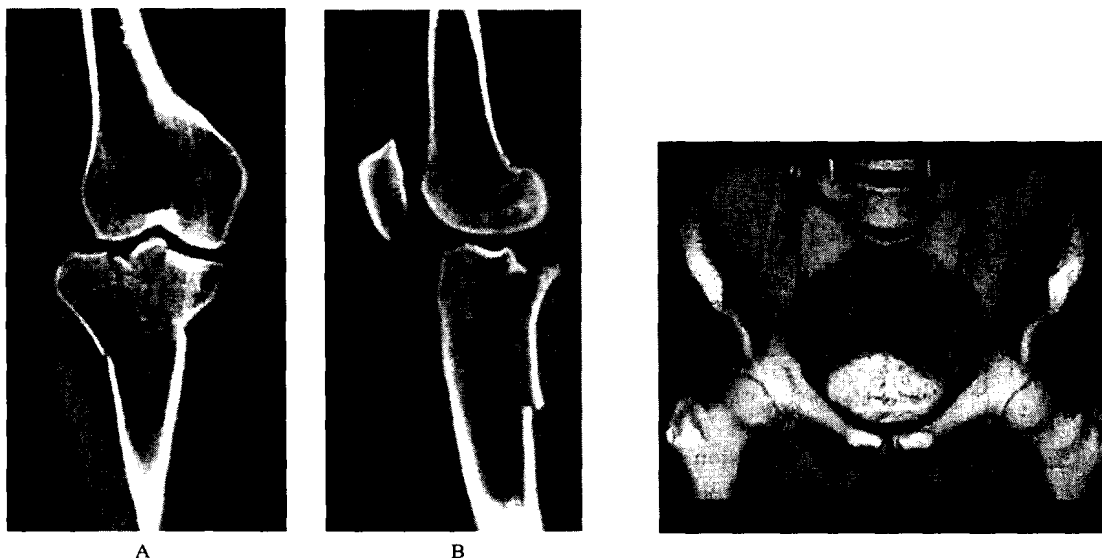


图 1-2-6 膝关节 MPR 图像
A. 冠面 B. 矢状面



图 1-2-7 骨盆 SSD 重建图像

是指在任意平面对容积数据进行二维重建，如冠状、矢状、斜面、曲面等，能够更细致观察病变的内部结构及与相邻组织的关系（图 1-2-6,7）。

（七）CT 仿真内窥镜技术 (CT virtual endoscopy, CTVE)

CTVE(图 1-2-8)是螺旋 CT 容积扫描和计算机仿真技术相结合的产物，应用计算机 VE 软件功能 将 CT 扫描的容积数据进行后处理，重建出空腔脏器内表面的立体结构，并赋予人工伪彩色，以获取人体腔道内三维或动态三维解剖学图像的一种新方法。它可显示出具有真实感的腔内表面影像，类似光学纤维内镜的视觉效果。目前已用于人体几乎所有空腔脏器的检查，如气管、支气管、胃、肠管、血管及鼻窦等。



图 1-2-8 仿真支气管内窥镜重建图像

第三章 数字减影血管造影

学习目标：

1. 了解数字减影血管造影简史。
2. 了解数字减影血管造影的临床应用。

第一节 数字减影血管造影简史

数字减影血管造影（DSA）是数字电子学、计算机、电视技术与血管造影相结合的产物，是 20 世纪 80 年代兴起的一项新的医学影像技术。1953 年 Ziedses des Plantes 首先提出了胶片减影技术，即除去重叠在血管背景上的骨骼和软组织影像。突出含对比剂的血管影像。随后不少学者曾采用增加对比剂浓度和剂量的方法，希望获得更好的血管图像，最终因效果不佳而被舍弃。20 世纪 70 年代，美国威斯康星大学的 Mistretta 等采用模拟存储装置，应用时间减影和能量减影，显著提高了用静脉注射对比剂的显像效果，后来设计出数字式视频图像处理器，用电子扫描的方法将图像以数字形式存储起来。1980 年 2 月研制出首台数字式 X 线减影血管造影装置。

目前 DSA 数字采集系统采用 DF，先进的设备则用数字平板探测器取代了影像增强器和摄像管，显示矩阵高达 2048×2048 使 X 线信息得到最大限度地利用，在任何背景下都能获得清晰的血管造影和减影图像，其时间分辨率达到 7.5~30 帧/秒。最新研制的快速旋转三维成像技术、四维导航、血管内仿真内窥镜等技术和仪器已进入应用阶段。数字平板 DSA 是今后发展的方向。

第二节 数字减影血管造影检查方式

DSA 依据对比剂注入循环途径的不同而分为动脉 DSA (intra-arterial DSA, IADSA) 和静脉 DSA (intra-venous DSA, IVDSA) 两种 (图 1-3-1)。前者血管成像清楚，对比剂用量少，临床较常用。后者操作简便，用于动脉插管困难或不适于动脉 DSA 时。但其缺点为对比剂用量大，部分大血管同时显影，互相重叠，故目前临床较少应用。

IADSA 分非选择性和选择性两种方法，一般多经股动脉穿刺送入造影导管。将导管首端置于靶动脉的主动脉近端注射对比剂做顺行性显影者，称为非选择性 IADSA。如将导管置入靶动脉的主干或主干的分支者，则称为选择性或超选择性 IADSA。目前应用选择性或超选择性插管，可以很好地显示直径在 $200 \mu\text{m}$ 以下的血管及小病变。

IVDSA 分为选择性和非选择性两种方式。经静脉置入导管或将套管针置入周围静脉（外周法），或将导管盲端置入上、下腔静脉或右心房（中心法）注入对比剂显示动脉者，称为非选择性 IVDSA，又称为再循环法 (recirculation method)。如将导管头置入受检静脉或心腔，注射对比剂

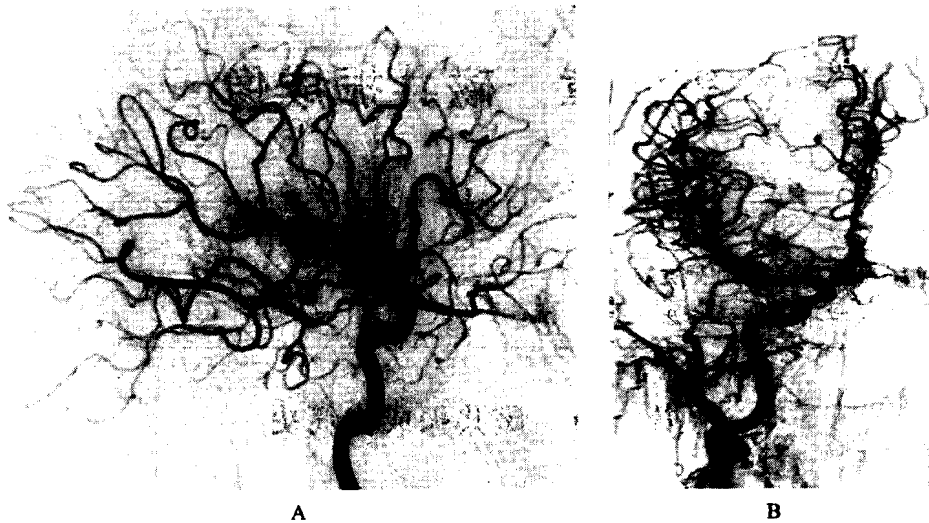


图 1-3-1 正常颈内动脉 DSA 表现

A. 侧位 B. 正位

而行 DSA 检查者，则称为选择性 IVDSA。目前非选择性 IVDSA 主要用于主动脉及其主干病变的检查，如大动脉炎、主动脉缩窄、颈动脉瘤等。选择性 IVDSA 常用于腔静脉疾患，如腔静脉狭窄、柏-查综合征、肾静脉血栓形成和累及右心、肺动脉、肺静脉的病变先天性心血管畸形的诊断。

除 IVDSA 和 IADSA 外，三维数字减影血管造影（three dimension DSA, 3D-DSA）、动态数字减影血管造影（dynamic DSA, DDSA）已投入临床应用，实现了实时成像，通过多角度旋转对血管及其病变进行观察，并能分析血流动力学情况，促进了血管内介入技术的开展。

第四章 磁共振成像

学习目标：

1. 了解磁共振成像的简史与进展。
2. 了解磁共振成像的临床应用。

第一节 磁共振成像简史

MRI 又称核磁共振成像 (nuclear magnetic resonance, NMR), 是以外加磁场为能量源, 把人体置入强磁场中, 施加某种特定的射频脉冲, 使组织中的氢质子受到激励而产生磁共振现象的一种影像学检查方法。

磁共振现象是 Bloch 和 Purcell 于 1946 年分别在两地同时发现的, 因此两人于 1952 年同时荣获诺贝尔物理学奖。20 世纪 70 年代 Damadian 在 Science 杂志上发表了“ NMR 信号可检测疾病 ”及“ 癌组织 T_1 时间延长 ”等论文, 提出将 NMR 用于医学的可能性。1973 年 Lauterbur 在 Nature 杂志上, 发表了关于水模的磁共振成像的文章, 奠定了磁共振成像的基础。同年 Mansfield 也进行了大量的磁共振成像研究工作。Lauterbur 和 Mansfield 同时荣获了 2003 年度诺贝尔生理学或医学奖。这是继 1979 年 CT 技术获得诺贝尔奖之后, 高新技术与医学影像学结合而获取的又一次科技界最高奖。1974 年, 英国人首先发现了组织内磁共振波谱, 1975 年磁共振相位编码、频率编码、傅立叶转换等的提出, 为磁共振成像技术在医学上的发展揭开了序幕。1976 年 Hinshaw 首先实现了人体手部磁共振成像。Damadian 等人于 1977 年研制成功 MRI 扫描机, 1980 年推出世界上首台 MRI 商用机。1982 年以后 MRI 迅速应用于临床。1987 年实现了磁共振显示单一心脏循环的实时成像。1993 年用于研究与测量人类大脑功能的磁共振扫描机问世。

第二节 磁共振成像的进展

MRI 随着现代高新技术的飞速发展, 经历了从硬件到软件, 从磁体到线圈, 从高梯度场、高切换率到射频技术、多采集元、多接受器、多通道, 不断更新、完善和发展的历程, 扫描时间从以分钟计发展到目前以毫秒计, 图像质量也得到显著提高。

2001 年应用于临床的超高场 3.0T MRI, 迄今仍是超高场 MRI 机的主流, 其主要应用于神经系统的检查, 尤其是脑功能的研究方面, 相信逐渐会在全身其他脏器检查中得到应用。目前 4.0T MRI 机在美国已通过 FDA 生产许可证, 7.0T 已完成临床试验, 实验室中的 9.4T 样机已完成对成年动物的生物效应测试, 12.0T 磁体技术难题已部分被攻克。随着高场强 MRI 新技术不断应用于低场, 使低场技术性能明显提高, 功能也显著增多, 开放

型 MRI 机越来越受到重视，在介入操作方面有较大的实用价值。梯度磁场系统是 MRI 成像的灵魂，近年来梯度场可达到 $40\sim 80\text{ mT/m}$ ，有效切换率可达到每毫秒 180 mT/m ，保证了快速扫描序列如平面回波成像（echo-planar imaging, EPI）的应用，极大地提高了扫描速度。另外高质量全新的全景成像装置（total imaging matrix, TIM）技术在 MRI 上的应用，通过多采集元、多通道组合，不需移动患者调换线圈，就能实现全身任何部位三个方向的并行图像采集，对改善图像质量，提高信噪比有重要作用，并进一步提高了图像采集速度和图像的分辨率。

第三节 磁共振成像图像特点及其检查方式

一、MRI 图像特点

MRI 图像与 CT 图像虽然都是从黑到白，由不同灰度的像素按矩阵排列所构成，但二者所反映信息的含义则截然不同。MRI 图像反映的是组织间信号强度的不同，或弛豫时间 T_1 与 T_2 的长短，而 CT 图像反映的则是组织间密度的差别。

磁共振成像参数较多，成像原理比 CT 复杂。采用不同的脉冲序列和成像参数，可获得性质不同、质量各异的 MRI 图像。如自旋回波（spin echo sequence, SE）序列中，改变重复时间（repetition time, TR）和回波时间（echo time, TE）的长短，可分别获得 T_1 WI (T_1 -weighted imaging, T_1 WI)、 T_2 WI (T_2 -weighted imaging, T_2 WI) 和质子密度加权像（proton density-weighted imaging, PDWI）。短 TE、短 TR 为 T_1 WI 反映组织间 T_1 的差别，有助于对解剖结构的观察；长 TR、长 TE 为 T_2 WI 反映组织间 T_2 的差别，有利于发现病变；长 TR、短 TE 为 PDWI 主要反映组织间质子密度的差别。不同组织间 T_1 和 T_2 的差别，在不同的加权像中信号不同。 T_1 WI 上脂肪组织的 T_1 短，显示为高信号（白色）；脑与肌肉 T_1 居中，显示为中等信号（灰色）；脑脊液及水 T_1 长，显示为低信号（黑色）。骨皮质及气体含氢质子少， T_1 与 T_2 WI 上均为无信号区。

二、MRI 检查方式

MRI 扫描脉冲序列复杂多变，成像参数变化多样，MRI 的主要检查方式有平扫和增强扫描。成像技术包括磁共振血管成像（magnetic resonance angiography, MRA）、磁共振弥散加权成像（diffusion-weighted imaging, DWI）、磁共振脑灌注加权成像（perfusion-weighted imaging, PWI）、MR 波谱（magnetic resonance spectroscopy, MRS）、弥散张量成像（diffusion tensor imaging, DTI）、血氧水平依赖成像（blood oxygen level dependent, BOLD）、磁共振水成像（MR hydrography, MRH）等。

平扫/增强扫描：MRI 有平扫与增强扫描两种检查方法。其增强扫描的意义和作用与 CT 相同，都是为了提高组织与病变间的对比。不同的是 CT 采用水溶性有机碘对比剂，而 MRI 采用顺磁性对比剂，最常用的阳性对比剂为 Gd-DTPA，广泛应用于中枢神经与心脏大血管疾病的诊断。

MRA 不需注射对比剂即可使血管显影。常用的技术有时间飞跃（time of flight, TOF）或

相位对比 (phase contrast, PC) 法, 具有简单、安全、无创等优点, 但易受血液流动方向和流速等因素的干扰。对比增强 MRA (contrast enhancement MRA, CEMRA) 也称磁共振数字减影血管造影 (MR digital subtraction angiography, MRDSA), 是近年出现的一种新技术, 应用快速成像技术, 在静脉注射对比剂后采集信号。其优点为扫描速度快, 范围广, 图像质量好。近年来这一技术与其他技术如磁化转移对比、动态对比增强、脂肪抑制技术联合应用, 明显提高了图像质量, 对显示胸腹及四肢动脉血管及肺动脉等极为优越 (图 1-4-1, 2)。CEMRA 可以选择性地对感兴趣的动脉或静脉分别显示, 对静脉血管疾病如血栓或瘤栓有重要的应用价值, 目前已广泛应用于临床, 并在不断完善中。



图 1-4-1 头颈部 MRA



图 1-4-2 下肢血管 CEMRA

脑功能成像可以提供人脑的功能信息, 是一个全新的研究课题, 目前已进入临床应用的初期阶段。广义脑功能成像包括 DWI、PWI、BOLD、MRS、DTI 等。DWI 和 PWI 已经联合应用于急性和超急性脑梗死, 可早期显示是否存在缺血半暗带, 为溶栓治疗提供客观的影像学依据。MRS 是目前唯一能无损伤探测活体组织化学特性的方法。虽然 MRS 和 MRI 的基本原理相同, 但是 MRI 得到的是解剖图像, MRS 提供的是组织成分和代谢信息。¹H MRS 可测定 10 种代谢产物, 包括乙酰天门冬氨酸 (NAA)、肌酸 (Cr)、磷酸肌酸 (PCr)、胆碱 (Cho)、肌醇 (MI)、谷氨酰胺 (Gln)、谷氨酸盐 (Glu)、乳酸 (Lac) 等 (图 1-4-3)。波谱图实际就是不同频率波在频率轴上的排列顺序, 横轴表示化学位移, 纵轴表示具有不同化学位移的原子的相对含量, 主要应用于颅内疾病如颅内肿瘤、癫痫等的研究。DTI 主要反映水分子弥散的各向异性、不均匀性的特征, 可以用来追踪纤维的走行 (图 1-4-4), 评估组织结构的完整性和连贯性, 主要应用于脑肿瘤和脑梗塞。BOLD 是通过脑动脉内去氧血红蛋白的含量变化对脑皮质局部功能活动变化进行成像, 对于制定颅内肿瘤的外科治疗方案、原发性癫痫的皮层定位、药物依赖的皮层异常、脑损伤的康复都将发挥重要的作用。BOLD 成像还广泛应用于神经科学的基础研究领域, 如语言、记忆等认识方面的研究。

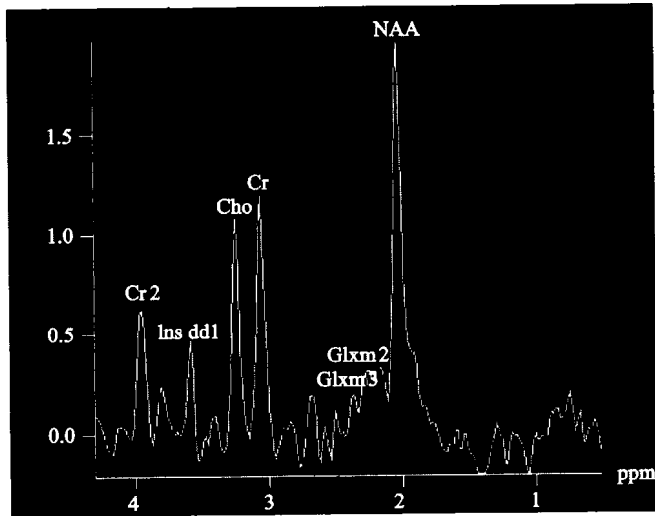


图 1-4-3 正常脑组织 MRS



图 1-4-4 DTI 显示脑内纤维束

MR 水成像技术 (MR hydrography, MRH) 不使用对比剂, 利用重 T_2 加权和脂肪抑制技术, 使静态或缓慢流动的液体呈高信号, 周围的实质性脏器呈低信号, 两者形成鲜明对比, 从而达到“造影”的效果。临床常用包括 MR 胰胆管造影 (MR cholangio-pancreatography, MRCP) (图 1-4-5), MR 尿路造影 (MR urography, MRU) (图 1-4-6), 内耳、涎腺管等器官造影, 安全无创, 具有很强的应用潜力。MRCP 现已成为阻塞性黄疸定位、定性诊断的重要手段, 在某种意义上可代替诊断性内镜逆行胰胆管造影 (endoscopic retrograde cholangio-pancreatography, ERCP) 和经皮肝穿刺胆管造影 (percutaneous transhepatic cholangiography, PTC)。



图 1-4-5 MRCP 显示肝内胆管、胆总管和胰管



图 1-4-6 MRU 显示左侧肾盏、肾盂和输尿管