

实用影像学教程

主编 公长春



哈尔滨地图出版社

实用影像学教程

SHIYONG YINGXINAG XUE JIAOCHENG

主 编 公长春

副主编 陈祖仁 张 洁 陈秀英

哈尔滨地图出版社

• 哈尔滨 •

图书在版编目(CIP)数据

实用影像学教程/公长春主编. —哈尔滨: 哈尔滨地
图出版社, 2005. 12
ISBN 7-80717-216-9

I. 实... II. 公... III. 影像诊断—教材
IV. R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2005)第 151959 号

哈尔滨地图出版社出版发行

(地址: 哈尔滨市南岗区测绘路 2 号 邮政编码: 150086)

哈尔滨太平洋彩印有限公司印刷

开本: 787 mm×1 092 mm 1/16 印张: 16.5 字数: 422 千字

2005 年 12 月第 1 版 2005 年 12 月第 1 次印刷

印数: 1~1 000 定价: 24.00 元

编 委 会

主 编 公长春

副主编 陈祖仁 张 洁 陈秀英

编 委 (按姓氏笔划为序)

公长春 牡丹江医学院

王立娟 牡丹江医学院附属二院

刘利国 富锦市中心医院

刘 静 解放军第 211 医院

李淑春 富锦市中心医院

李 强 牡丹江市回民医院

王春辉 哈尔滨市煤炭工业公司职工医院

陈秀英 解放军第 209 医院

陈佰霞 铁力市人民医院

陈祖仁 牡丹江市皮肤病防治研究所

张 洁 牡丹江医学院附属二院

邹 辉 牡丹江医学院

梁衍武 解放军第 209 医院

目 录

第一篇 X线、CT及MRI	1
第一章 X线成像	3
第一节 X线成像的基本原理与设备	3
第二节 X线检查技术	3
第三节 X线检查的新进展和影像诊断学	4
第四节 影像诊断原则与诊断步骤	7
第二章 计算机体层摄影(CT)	9
第一节 发展简史	9
第二节 工作原理	9
第三节 主要检查方法及适用范围	11
第四节 主要特点与不足	13
第五节 诊断原则与阅片程序	13
第六节 近期进展	14
第三章 磁共振成像诊断	17
第一节 磁共振概念简介	17
第二节 磁共振成像术	20
第三节 磁共振成像的检查方法	24
第四节 磁共振成像医学图像的特点及读片程序要点	27
第五节 磁共振成像与肿瘤诊断	28
第四章 循环系统	31
第一节 循环系统的X线检查	31
第二节 后天性心脏病	34
第三节 心包疾病	41
第四节 大血管疾病	43
第五节 先天性心血管病	48
第五章 消化系统	54
第一节 食管疾病	54
第二节 胃疾病	57
第三节 十二指肠病变	61
第四节 小肠疾病	62
第五节 大肠疾病	65
第六节 肝脏疾病	71
第七节 胆道疾病	76
第八节 胰腺疾病	81
第二篇 超声诊断学	87
第一章 超声诊断的基础和原理	87

第一节 超声诊断的物理特性	87
第二节 超声显示的方式及意义	94
第三节 腹部超声检查的方法学	95
第二章 心脏	98
第一节 心脏超声解剖	98
第二节 心脏超声探测方法	103
第三节 心脏瓣膜病	107
第四节 先天性心脏病	115
第五节 心肌和心包疾病	123
第六节 冠状动脉粥样硬化性心脏病	129
第三章 外周血管疾病	130
第一节 颈部血管疾病	130
第二节 上肢动脉疾病	134
第三节 四肢静脉疾病	136
第四节 下肢动脉疾病	140
第四章 肝脏	145
第一节 肝脏超声解剖	145
第二节 肝脏扫查方法和正常声像图	147
第三节 局灶性肝病(肝占位性病变)	149
第四节 肝脏弥漫性病变	156
第五章 胆道	161
第一节 胆道的超声解剖	161
第二节 胆囊疾病	162
第三节 胆管疾病	166
第六章 脾	171
第一节 脾超声解剖	171
第二节 超声扫查方法和正常声像图	171
第三节 脾超声测量和正常值	172
第四节 脾疾病	172
第七章 胰腺	179
第一节 胰腺超声解剖	179
第二节 胰腺的探测方法	179
第三节 正常声像图及正常值	180
第四节 胰 腺 炎	181
第五节 胰腺囊肿性病	184
第六节 胰腺肿瘤	186
第八章 泌尿系统疾病的诊断	190
第一节 肾脏超声解剖概要	190
第二节 肾脏超声检查技术	191
第三节 正常肾脏声像图	192

第四节 肾脏疾病.....	193
第五节 输尿管疾病.....	197
第六节 膀胱疾病.....	198
第七节 前列腺疾病.....	199
第九章 小器官的彩色多普勒超声诊断.....	209
第一节 眼部疾病的超声诊断.....	209
第二节 甲状腺疾病的超声诊断.....	210
第三节 乳房疾病的超声诊断.....	215
第三篇 影像核医学与放射防护.....	219
第一章 核医学显像设备.....	219
第一节 核物理基础.....	219
第二节 γ 闪烁探测基本原理.....	224
第三节 单光子发射断层显像.....	227
第四节 正电子发射断层显像.....	232
第五节 质量控制与质量保证.....	234
第二章 放射防护概述.....	238
第一节 放射防护原则.....	238
第二节 放射防护管理及操作.....	239
第三章 心血管系统.....	241
第一节 心肌灌注显像.....	241
第二节 PET 心肌代谢显像与心肌存活测定.....	248
第三节 心脏神经受体显像.....	250
第四节 心肌病变阳性显像.....	251
第五节 心血池动态显像和心室功能测定.....	252

第一篇 X线、CT及MRI

随着现代科学特别是计算机技术的进步,医学影像学得到了长足的发展。影像诊断和放射得到了有机的结合,而且医学图像处理的速度也有了较大提高。本篇主要介绍X线、CT及MRI的成像原理和诊断。

一、医学影像学(medical imaging)概念

医学影像学是以放射诊断为基础,结合现代科学技术发展起来的新兴诊断与治疗学科。其范畴包括:放射诊断学(普通X线平片及CT),超声成像,核医学成像,磁共振成像,介入放射学,DSA,放射治疗机器(直线加速器、光子刀)等部分。

二、医学影像学发展史

(1)1895年德国物理学家伦琴(Rontgen)发现了X射线,不久应用于临床进行疾病诊断,形成了放射诊断学(diagnostic radiology)。

(2)1942年奥地利Dussic首先使用A超探测颅脑,这是超声成像(ultrasonography, USG)应用于临床的开始。20世纪50~60年代M型超声、B型超声、DOPPLER超声迅速发展,已经成为一种简便、实用、有效、无损伤的诊断工具。

(3)核素成像是1924年Rodt首先应用于肝脏显像,20世纪50年代出现了伽玛闪烁成像(schintigraphy),70年代出现了单光子发射体层成像(single photon emission computed tomography, SPECT)与正电子发射体层成像(positron emission tomography, PET)投入临床应用,是目前用形态解剖方式进行功能、代谢和受体显像的重要技术之一。

(4)计算机体层成像(computed tomography, CT)1969年由亨氏(Hounsfield)设计成功,1971年在英国检查第一例病人,目前已经发展成超高速CT(ultrafast, UFCT)及多层螺旋CT(multi-slice spiral CT, MSCT)。

(5)磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)是由斯坦福大学Bloch和哈佛大学Purcell 1946年同时发现,两人同时获得1952年诺贝尔物理学奖。1971年纽约州立大学Damadian发现癌组织 T_1 时间延长,为NMR在医学中的应用奠定了基础。1972年纽约州立大学Lauterbur提出应用NMR可以重建图像。1976年实现人体手部成像。20世纪80年代应用于临床以来,磁共振血管成像(magnetic resonance angiography, MRA)、磁共振波谱成像(magnetic resonance spectroscopy, MRS)等新技术逐渐成熟。

(6)20世纪70年代后发展起来的介入放射学(interventional radiology)正在迅速发展,即以影像诊断为基础,在影像监视引导下,利用穿刺针、导管及其他介入器材,对疾病进行治疗或采集组织学、细菌学及生理、生化资料进行诊断的学科。1928年Stantos等完成了第一例经皮直接穿刺主动脉造影。1976年Wlance在Cancer杂志阐述了介入放射学概念后才广泛认可。

我国介入放射学起源于1984年经支气管动脉抗癌药物注射研究。介入放射学的出现使医学影像学从诊断走向治疗,放射科成为临床科室。

近30年来由于计算机以及微电子等高科技的发展使医学影像学的发展突飞猛进,扩大了医学影像学的应用范围,医学影像学已经成为医疗工作的重要支柱。医学影像学已经从显示宏观结构到反映分子、生化方面的变化;从反映形态改变到反映功能改变;从单纯诊断向治疗方面全面发展。

我们学习的目的主要是掌握影像仪器的成像原理、检查方法、影像诊断、诊断价值及限度，以便合理利用。

学习医学影像学应注意以下几点：

不同成像技术的原理及图像特点不同，要在了解其原理的前提下推测影像的组织性质。

要辨别正常与异常表现以及异常表现的病理基础及在诊断中的意义进行综合分析。

各种成像技术在诊断中有各自的优势与不足，要了解不同技术在不同疾病的作用与限度，以便选择恰当的一种或综合应用几种成像的手段和方法。

影像诊断的确立是根据影像表现推测出来的，因此可能与病理不符，这是影像诊断的限度。在影像诊断时要结合临床资料，互相印证。

对于介入放射学要了解其技术以及理论依据和不同技术的适应症和禁忌症与疗效，以便针对不同疾病合理采用相应的介入治疗技术。

第一章 X线成像

第一节 X线成像的基本原理与设备

一、X线的产生

X线是由高速运动的电子群在运行过程中突然受阻产生的。

产生条件:(1)自由活动的电子群;(2)电子群在高压电场和真空环境下高速运行;(3)电子群在高速运行时突然受阻。

X线机主要部件包括X线管、变压器、操作台。X线管为真空二极管,变压器为降压和变压器,操作台为调节电压、电流和曝光时间。

X线的特性:X线是波长范围为 $0.0006 \sim 50 \text{ nm}$ 电磁波,诊断用波长为 $0.008 \sim 0.031 \text{ nm}$ 。在紫外线和伽玛射线之间。

(1)穿透性:是X线应用于X线成像的基础。能穿越可见光不能穿透的物质。与电压、压及被照体的组织结构(厚度及密度)有关系。(2)荧光作用:X线作用于荧光物质使短波长的X线转变成波长较长的荧光叫做荧光效应。是X线进行透视的基础。(3)感光效应:是X线进行摄影的基础。涂有溴化银的胶片经照射产生潜影,经过显、定影处理还原成金属银,依金属银沉积的多少显现黑白灰不同的影像。(4)电离效应:X线穿过任何物质时,使组成物质的分子分解成正负离子。空气经过射线电离成为导体,空气的电离程度与接受的X线的量成正比,因此,测量空气的电离程度就知道X线的量。此效应是放射剂量学的基础。(5)生物效应:X线被机体吸收时使机体和细胞结构产生生理和生物的改变。是放射治疗的基础,同时也指导X线检查和治疗防护的措施。

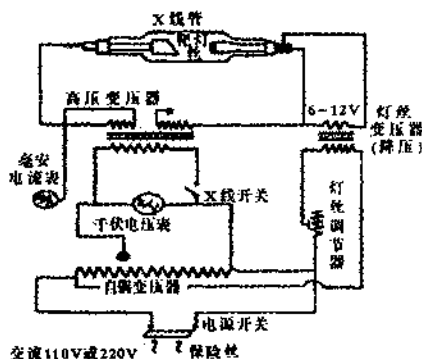


图 1-1-1 X线机主要部件示意图

二、X线成像的基本原理

X线影像的形成必须具备3个条件:(1)X线要具备一定的穿透力;(2)被穿透物体存在组织密度和厚度差异,从而导致穿透物质后剩余的X线量的差异;(3)有差异的剩余X线必须通过载体显像才获得黑白对比和层次差异的X线影像。

人体由不同元素构成,依据单位体积内元素总和量的不同有不同的密度:(1)高密度组织包括骨骼和钙化;(2)中等密度组织有软组织及液体;(3)低密度组织有脂肪及含气器官。

三、X线成像设备

普通X线机以及各科专用X线机。

第二节 X线检查技术

普通检查、特殊检查和造影检查三大类。

一、普通检查

1. 透视(fluoroscopy): 简便而常用的检查方法。
2. 摄影(radiography): 应用范围广, 接受剂量少。

二、特殊检查

1. 体层摄影(tomography): 某特定层面组织结构显影, 其他模糊。
2. 高千伏摄影(high kV radiography): 高于 120 kV 以上的管电压小焦点。
3. 软线摄影(soft ray radiography): 平均波长 0.07 nm 的钼靶球管, 常用电压 22~35 kV。

三、造影检查

天然对比: 由于人体组织厚度与密度差异, 对 X 线吸收程度不同, 到达荧光屏或胶片上 X 量不同, 因此表现出不同的阴影。

人工对比: 对于缺乏天然对比的结构或器官可将高于或低于该结构或器官的物质(造影剂)引入器官内或其周围间隙, 使之产生对比。

造影检查(contrast examination): 通过人工对比使结构或器官产生对比并显影的过程叫做造影检查。

造影检查注意事项: (1)掌握适应症, 选择好检查方法及术式, 向患者说明术中可能出现的问题; (2)严格控制禁忌症, 如甲亢、心衰多发性骨髓瘤等如必须造影应慎重考虑; (3)做碘剂及麻醉药的过敏试验; (4)根据具体情况, 术前应用镇静剂(戊巴比妥钠)、抗痉挛药(654~2)或抗组胺药等; (5)准备好各种副反应及并发症的急救药品。

造影剂(contrast medium)分类: 高密度造影剂; 低密度造影剂。

①高密度造影剂: 原子序数高, 密度大。包括碘类和钡类。水溶性碘又分为离子和非离子型。

②低密度造影剂: 原子序数低比重小的气体, 如二氧化碳、氧气、空气等。

造影方式: (1)直接引入; (2)间接引入。

X 线检查方法选择原则: 安全、准确、方便、经济。

第三节 X 线检查的新进展和影像诊断学

一、数字荧光成像

数字荧光成像(digital fluorography, DF)又称数字荧光透视(digital fluoroscopy), 它是透视技术的进一步发展。20 世纪 50 年代初期影像增强器研究成功, 继而出现了电视透视。随着计算机的应用和发展, 在 70 年代, 将电视透视与计算机结合, 发展成最初的 DF 系统, 经过不断地改进, 现已广泛应用于临床, 并成为数字减影血管造影的基础。DF 的基本工作原理是 X 线透过人体后, 衰减后的 X 线射到影像增强器上, 使荧光增强。然后, 用电视摄像机拍摄增强后的影像, 并通过模数转换器将影像变成数字, 送入电子计算机进行处理。运算后的数据又通过数模转换器转变成影像, 最后在监视器上显示出来。显而易见, DF 的影像优于电视透视的影像, 其优点是密度分辨力高, 影像清晰度好等。因此, DF 已在国内外大医院的大型 X 线机上被广泛应用。

二、计算机 X 线摄影

计算机 X 线摄影(Computed Radiography, CR)是 X 线摄影的发展。随着计算机的应用发展, 到 20 世纪 80 年代 CR 才逐渐发展起来。CR 的基本工作原理是 X 线透过人体后, 射到

影像板上,并形成潜影,再将照过的影像板置入激光扫描机内扫描,将图像信号通过模数转换器转变为数字信号输入计算机处理。然后,通过数模转换器成图像,此图像可用三种方法显示出来:(1)通过监视器(荧光)直接阅读;(2)用多幅照像机直接将影像照到胶片上;(3)用激光照像机直接将影像信号记录在胶片上。

影像的储存可采用光盘、磁带和磁盘,但以光盘储存最好,因为光盘储存的信息 20 年以上也不会发生影像质量变化。

影像板的构造一般分:(1)表面保护层,它可防止荧光层受损伤,多采用聚脂树酯类纤维。(2)辉尽性荧光物质层,它在接受 X 线后产生辉尽性荧光,并形成潜影。采用的辉尽性荧光物质 $Ba Fx Eu^{++}$ ($x=Cl, Br, I$) 等与多聚体溶液混匀,均匀涂布在基板上,表面覆以保护层。(3)基板,相当于 X 线片基,它既是辉尽性荧光物质的载体,又是保护层。多采用聚脂树酯做成纤维板,厚度在 $200\sim 350\ \mu m$ 之间。基板为黑色,背面常加一层吸光层。(4)前面保护层,其材料和作用与表面保护层相同。据国外经验,一张影像板大约可用 2 000 次。

CR 的优点是:(1)空间分辨力高;(2)灵敏度高;(3)射线量少,只是平片的 $1/5\sim 1/20$;(4)处理速度快而不须暗室处理;(5)储存方便、可靠和时间长。

三、数字减影血管造影

自 1977 年 Nudelman 获得第一张数字减影血管造影(Digital Subtraction Angiography, DSA)照片后,在 1980 年 11 月的北美放射学年会上出现了不少 DSA 的报告。1981 年 6 月的第 15 届国际放射学会上,肯定 DSA 是一种有希望的新技术,是放射学的又一次突破。此后,国内外广泛应用,使血管造影诊断的特异性和准确性进一步提高。

1. DSA 的成像原理和设备

(1)DSA 的原理:减影过程与物理学变量时间、能量和深度有关。若用一个变量进行减影称一级减影,如时间减影,若用二个变量进行减影称二级减影,如混合减影。现将其原理简述于后。

时间减影:先将血管造影前后在影像增强器上的图像用高分辨力摄像管行序列扫描,把所得连续视频信号转变成一定数量独立的小方块像素,再经模数转换器转成数字,分别存储在计算机的两个存储器中,造影前的影像称蒙片图像(mask image),造影后的影像称显影图像。然后指令计算机,将显影图像数据减蒙片图像数据,剩下的只有血管影像数据。此数据经数模转换器处理后,再以 256×256 或 512×512 或 $1\ 024\times 1\ 024$ 的矩阵显示于监视器上,此影像即为减影像。减影像可通过监视屏显示或用多幅、激光照像机拷贝成照片,亦可通过磁盘、磁带或高分辨力光盘存储。因为这种减影方法是通过不同时间获得的两个影像相减而成,故称时间减影。时间减影的缺点是易因器官运动而使影像不能完全重合,致血管影像模糊。

能量减影:利用造影剂与周围组织间能量衰减的差别进行减影,称能量减影。造影剂碘的 X 线衰减系数在 33 keV 处有显著的不连续性,此临界水平的能量为碘的 K 缘,若在略高或略低于 K 缘能量条件下成像,然后将两种不同能量的影像相减,则得保留碘信息的影像(血管影像)。但是,能量减影对气体和软组织影像消除较好,骨组织则不能有效地消除。

DSA 体层摄影:又称动态数字减影体层摄影。利用物理学变量深度进行减影,故适用于解剖结构复杂的平面。其原理与常规体层摄影近似,但 DSA 所显示血管内造影剂轮廓清楚是动态的,而非血管结构则被去掉。减影的效果优于一般体层摄影。

混合减影:通常利用时间和能量两种减影技术结合而形成混合减影。原理是通过时间减影减去骨和软组织,再通过能量减影除去气体和器官运动干扰(如心、大血管搏动和肠蠕动

等),从而只剩下血管影像,减影效果好。但此种减影是4帧影像形成,所以信噪比有损失,仅为时间减影的35%~40%,因此,对小血管显示不利,此为混合减影的缺点。

(2)DSA的设备:当前,因时间减影对设备的要求较少,所以是普遍采用的减影方法,现将所需设备叙述于后:①大型X线机;②影像增强器;③高分辨力摄像机;④电子计算机;⑤综合减影器;⑥高分辨力录像机(磁带、磁盘或光盘);⑦多幅照像机或激光照像机;⑧操作台等。

2. DSA 检查方法分类

(1)静脉性 DSA (IVDSA):穿刺或经导管向静脉内注入造影剂,然后进行减影处理。IVDSA 优点:①经静脉注射即可获得心脏及动脉显影,操作较方便;②检查几乎无创伤,较安全而并发症极少;③费用低,耗人耗时少;④所用造影剂较少,约为普通动脉造影的40%~60%,一般每次造影团注高浓度造影剂30~40 ml即可;⑤高龄患者,不能行插管的患者,门诊患者均可应用此法。缺点有:①患者自主或不自主的活动,如吞咽、心跳等均可产生运动伪影;②空间分辨力较低,较小动脉显示欠佳;③造影为非选择性,显影血管较多;互相重叠,影响分析。IVDSA 依注射部位不同又分为中心法和外围法。中心法经肘部静脉插入导管,电视监视下将导管前端置于上腔静脉或右心房内注射造影剂。外围法经贵要或正中静脉插入导管,顶端向前推进10 cm以上注入造影剂。

(2)动脉性 DSA (IADSA):经股(肱)动脉插入导管行选择性或超选择性动脉造影,然后行减影处理。优点:①造影剂用量和浓度更少,约为普通动脉造影的25%~50%;②影像质量比IVDSA高,超选择造影时,200 μ m的小血管和小病变都能显影;③减少分支血管互相重叠,利于分析;④可适时观察血流的动态图像,有功能检查作用。缺点:①比IVDSA创伤稍大;②并发症较IVDSA多。但IADSA图像清晰,现在国内外广泛应用。

3. DSA 检查适应证和禁忌证

(1)IADSA 的适应证和禁忌证同普通动脉造影。

(2)IVDSA 的适应证:①胸腹主动脉及其分支病变如动脉狭窄、闭塞,动脉瘤(含夹层动脉瘤),大动脉炎,肾性高血压和四肢动脉病变;②肺动脉及分支病变如血栓栓塞等;③颅内动脉病变如动静脉畸形,动脉瘤等;④某些心脏病如先天性心脏病,肥厚型心肌病等;⑤主、冠状动脉旁路。禁忌证与普通动脉造影相同。

4. 术前准备

(1)造影前3~4 h禁食。腹部 DSA 应彻底清肠。

(2)碘过敏试验。IVDSA 应作循环时间测定。

(3)应用镇静剂。5岁以下小儿用全身麻醉。

5. 操作方法及步骤

(1)IVDSA:①外围法:肘部消毒后,用长套管针经贵要或正中静脉穿刺(刺入后可换导管),并将针(导管)推进10 cm以上或更深位置,连上高压注射器,用76%泛影葡胺或370 mgI/ml非离子型造影剂,按15 ml/s速度注入35~40 ml。②中心法:经肘(股)静脉插入4~6 F导管(猪尾或端侧孔管为宜)达上或下腔静脉近心端或右心房、连上高压注射器,以20 ml/s速度注入上述浓度造影剂25~35 ml。然后按测定的循环时间,估计到达欲观察部位时进行采像。一般胸主动脉4~5 s,颈内动脉4~8 s,腹主动脉6~8 s,髂内外动脉8~10 s,下肢动脉10~12 s。采像时患者保持安静、不动,停止呼吸。采像体位根据需要而定。采像完毕后拔针,加压包扎,给予抗生素。严密观察3 h,确诊无出血及其他异常表现,门诊患者由家属陪同回家,住院患者送回病房。

(2) IADSA: 一般采用 Seldinger 技术, 经股动脉插管行选择或超选择性造影。将 IVDSA 所用造影剂浓度加注射用水, 配成 1:2~3 比例的低浓度造影剂, 以 20 ml/s 速度注入 30~40 ml。注射造影剂后即时采像, 一般动脉造影采像, 速度 1~3 帧/s, 系列采像 15~20 s, 心脏造影采像速度 30 帧/s, 连续 10~15 s。患者体位依被观察部位而定。注意事项与 IVDSA 相同。

四、介入性诊断技术

(一) 定义: 在 X 线或其他影像设备监视下利用穿刺针和导管技术, 取得病变组织学、细胞学或进行造影等, 从而达到病变准确定位、定量和定性的目的。此种技术称介入性诊断技术。

(二) 分类: 介入性诊断技术依目的不同而分为两大类。

1. 穿刺活检技术: 利用活检针(钳)取得细胞学和组织学等标本。例如, 经皮肺内病灶穿刺活检, 经皮肾穿刺活检, 经皮骨穿刺活检, 心内膜心肌活检等。

2. 穿刺造影技术: 利用穿刺针和导管经皮或经腔注入造影剂进行造影, 充分显示病变而达到准确诊断。例如, 经皮穿刺膝关节造影、经皮肝穿刺造影、经皮肾穿刺造影、囊腔穿刺造影、瘤腔穿刺造影等。

(三) 设备和操作方法: 参阅介入放射学部分。

从以上 X 线检查的新进展已经说明, 利用 X 线影像诊断疾病在临床工作中已近 100 年, 并逐渐得到发展而成为疾病诊断的重要手段。但是, 随着科学技术的发展, 临床工作中, 利用影像来诊断疾病的方法还很多, 例如, 超声成像(USG)、 γ 闪烁成像、X 线电算体层成像(CT)、磁共振成像(MRI)和发射体层成像, 如单光子发射体层成像(SPECT), 正电子发射体层成像(PET)。鉴于这些检查方法和 X 线检查都是利用影像表现特征来诊断疾病, 从 20 世纪 70 年代起在国内形成了一种新兴科学, 即影像诊断学。在很多医院建立起影像诊断科, 成为医院的重要组成部分。

第四节 影像诊断原则与诊断步骤

医学影像诊断包括 X 线、CT、MRI、超声等, 是重要的临床诊断方法之一。为了达到正确诊断, 必须遵循一定的诊断原则和步骤, 才能全面、客观地作出结论。

一、影像诊断原则

利用医学影像诊断疾病时, 应避免主观片面的思维方式, 养成客观分析的习惯。一般应掌握 16 字原则, 即全面观察、具体分析、结合临床、综合诊断。

(一) 全面观察

通过全面细致的观察, 达到发现病变的目的。观察中, 应用解剖、生理和各种影像方法成像基础知识辨认出异常, 并防止遗漏微小病变。

(二) 具体分析

运用病理学等方面的知识, 进一步分析异常表现所代表的病理意义。分析时应注意下列各点:

1. 病变的位置及分布 某些疾病有一定的好发部位。例如, 颅内肿瘤、桥小脑角多见于听神经瘤, 脑凸面多为脑膜瘤。

2. 边缘及形态 骨质破坏区的边缘模糊者多为急性炎症及恶性肿瘤; 边缘清晰者, 多为慢性炎症及良性肿瘤。肺内病灶形如结节者多为肿瘤或肉芽肿, 形如三角者多为肺不张等。

3. 数目及大小 结肠狭窄, 单发者多为肿瘤, 多发者常为炎症。肺内球形病灶, 3 cm 以上

者多为肿瘤,小于3 cm者多为结核瘤和炎形假瘤。

4. 密度信号和结构 骨密度增高者代表增生硬化,减低者代表疏松或破坏。肺内片状影均匀者多为肺炎,内有空洞者多为肺脓肿等。

5. 周围情况 一般肺野密度增高,若纵隔向健侧移位代表胸腔积液,向患侧移位代表肺不张或肺纤维化等。

6. 功能变化 心搏动增强多见于左向右分流的心脏病,减弱多见于心力衰竭和心包炎。

7. 发展情况 肺内渗出性病灶,2~3天内吸收多为肺水肿,15~30天内吸收多为肺炎。

(三)结合临床

具体分析弄清异常影像代表的病理性质后,必须结合临床症状、体征、实验室检查和其他辅助检查进行分析。明确该病理性质的影像代表何种疾病。由于存在“同影异病,同病异影”问题,分析时应注意以下几点:

1. 现病史和既往史 如关节间隙狭窄和关节面破坏,病程急剧多考虑化脓性关节炎;缓慢多考虑结核或类风湿性关节炎。两下肺渗出性病灶,既往反复性咳嗽伴脓(血)痰,多考虑支气管扩张继发感染;既往健康,病史短,多考虑支气管肺炎。

2. 年龄和性别 肺门部肿块,儿童多考虑结核;老年多考虑恶性肿瘤。下腹部肠外肿瘤,男性多源于泌尿系;女性多源于生殖系。

3. 居住地区 某些地区存在流行病和地方病。如三北地区的大骨节病,牧区的包虫病等。

4. 职业史 接触粉尘者常见尘肺;接触工业氟者常见氟骨症等。

5. 临床体征 心脏杂音对心脏病诊断帮助很大,不能忽视。

6. 其他检查 肺上部渗出性病灶,如痰中查到结核菌,肺结核诊断可确立。超声检查对少量心包积液诊断优于X线平片,是诊断重要参考。

7. 疗效观察 肺部小结节病灶,治疗后吸收或稳定多考虑炎症,治疗后增大多考虑恶性肿瘤。

(四)综合作出诊断

经过观察,分析和结合临床后,须结合各种影像检查结果,作出影像诊断。

(刘利国)

第二章 计算机体层摄影(CT)

第一节 发展简史

CT技术是近20余年来医学界最有成就的技术之一,它是X线技术与高度发展的计算机技术相结合的产物,故有电子计算机断层扫描之称。由Hounsfield设计制造,英国EMI公司于1968年推出第一台CT扫描机,安装在英国伦敦的Atkinson Morley医院中使用,该系统早期临床应用结果发表在1973年和1974年的英国放射学杂志上,并很快被人们认识到该技术的重要价值,尤其是对颅内疾病的诊断中具有划时代的意义。随之,CT扫描机的需求量迅速在世界范围内增加。在颅脑CT扫描应用获得成功,便进入了体部CT扫描机的研制与开发。1975年第一台全身扫描机问世,并在Northwick Park医院投入临床应用。1976年2台性能更先进的扫描机在美国MaUincrodt放射研究室和Mayo临床诊所安装使用。临床应用研究提示体部CT在疾病诊断和处理中亦具有同样重要价值。与此同时CT机制造工业迅猛发展,许多公司生产的CT扫描机竞相进入市场。

早期的CT机仅能进行头部扫描,扫描时间长达5 min/层,因此不能对有不自主运动器官的胸腹部扫描,也不适用于欠合作病人的检查。随着研究的深入,扫描时间缩短至20 s才由头颅CT过渡到全身CT。我们可以从CT的分代上大致了解到CT的发展史。它的分代主要以X线球管和探测器的关系、探测器的数目、排列方式以及球管与探测器的运动方式来划分,其实这种分代并不能完全反映CT机性能的好坏,更为重要的是X线球管系统和探测器的性能,计算机的运算速度等。

第一代CT扫描机,X线为笔形束,单个或数个探测器,球管运动方式采用旋转/平移。扫描时间长达数分钟,仅限于头部扫描。

第二代CT扫描机,它是在第一代基础上由单个笔形X线束改为扇形束,由单个或数个探测器改为扇形排列的数十个探测器。球管运动由每次平移后旋转 1° 提高到扇面角度,扫描时间缩短,初步可用于全身扫描。

第三代CT扫描机,主要特征是探测器显著增加,X线球管和探测器组合作同步旋转扫描。故扫描时间明显缩短。使不随意运动伪影减少到很低限度。这类CT机较为经济实用,是CT机使用中的主流。

第四代CT扫描机,它的主要特点是探测器最多,呈固定环形排列在扫描机架架上。扫描时只是X线管球作旋转运动,其性能和第三代扫描机无质的变化。

第二节 工作原理

它是用精确准直的X线束围绕身体某一部位作一个接着一个的断面扫描,每次扫描过程中由灵敏度极高的探测器记录下大量的X线信息。再由快速模/数(A/D)转换器将模拟量转换成数字量,然后输入电子计算机,电子计算机高速运转计算,得出该层面各点的X线吸收系数值,这些数据组成图像的矩阵。再经图像显示器将不同的数据用不同的灰度等级显示出来,

这样身体某一横断面的解剖结构就可以显示在电视屏上或照片上。

当 X 线穿过人体时, X 线与人体组织之间有若干相互作用过程, 如光电吸收过程和康普顿散射过程等。通过这些过程, X 线能量吸收和减弱。每一种过程都有各自的发生概率, 这一概率是辐射能量的函数。普通 X 线球管所产生的 X 线束中有不同能量的光子, 即全能 X 线谱。因此, 线性衰减系数是一复杂的函数, 并因辐射的变化产生不同值。当能量为 E 的单能射线穿过厚度为 d 的物体后, 射线强度 I_0 衰减为 I 。

由此可见, d 或者 μ 值越大, I 就越小, 即衰减越大。

射线能量与衰减系数 μ 之间的关系是能量越小, μ 值越大, μ 值随着能量增加而减小。

X 线光谱是通过同一组织的低能射线比高能射线的衰减大。同时可见, 射线在同一组织中的有效衰减系数随着穿透距离的增大而减少。此现象为硬化效应, 对它必须进行校正。

CT 图像的每一像素的 μ 值, 是对不同方向上的测量值计算得到的。在每一方向上的测量都要穿过不同厚度的组织(不同的射线硬化)和不同类型组织(μ 值与能量间的关系)。即重建图像所得每个像素的 μ 值取决于该组织的大小、形态和成分有效值, 并经校正以得到部分补偿。因而, 可以认为 μ 值系每个有效能量的衰减系数, 对人体的不同组织要作相应的处理。

为了计算和论述方便, Hounsfield 对线性衰减系数作了以水为准的标度, 将空气到致密骨之间的线性衰减系数变化, 划分 2 000 个单位, 称之杭氏单位, 简称为“HU”。

CT 值代表 CT 图像像素内组织结构的线性衰减系数相对值的数值。

$$CT \text{ 值} = K \frac{\mu_x - \mu}{\rho}$$

其中, μ_x 为被扫描物体的线性衰减系数; μ 为水在 73keV 时的线性衰减系数; K 为不同厂家设定的常数。

用 CT 值表示衰减系数后, 水的 CT 值为 0HU, 空气为 -1 000 HU, 骨密质为 1 000 HU。目前新一代 CT 机把 CT 值划为 4 024 个单位。空气 -1 000 HU, 水 0HU, 密度大的物质达 3 024 HU 以上。可见线性衰减系数大的组织密度和原子序数高的物体, CT 值越大; 反之, CT 值亦小。

将以上数据变成图像矩阵数是一个十分复杂的过程, 该过程只有在计算机技术高度发展的今天才能完成。CT 图像的重建主要是求组成 CT 图像的每个像素的衰减系数 μ , 然后以此换算成各自的 CT 值, CT 图像的重建方法很多, 目前广为采用的是在 Cormack 教授的解析法基础上进行的图像重建, 即建立在傅里叶分析基础上的卷积反投影法重建图像, 它不但能够得到较好的图像, 而且处理速度快。

矩阵是衡量图像质量标志之一, 图像重建时用以分解和合成图像的“格栅状”阵列, 此阵列由两组纵横排列的直线相互垂直相交而成, 各直线之间有一定的间隔距离, 将受检面分割为无数小立方体, 这些立方体就是像素(pixel)。像素尺寸越小, 组成 CT 图像的像素矩阵越大, 图像清晰度越高。反之, 则粗糙, 清晰度差。CT 图像重建时所用的矩阵一般有 256×256 , 256×320 , 512×512 , $1\,024 \times 1\,024$ 等, 每组数字表示纵、横线条数目, 其乘积即矩阵的像素数。

CT 图像重建后, 每一像素的 CT 值, 以数/模转换(A/D)成相应的不同亮暗度的信号, 出现在图像显示器上。显示器所表现的亮度信号等级差别称为灰阶, 它是适应人的视觉的最大等级范围。灰阶一般只有 16 个刻度。在 2 000 个 CT 值范围内仅 16 个刻度。在 2 000 个 CT 值范围内仅 16 个刻度的灰阶变化, 使每级灰阶含有 125 个 CT 值单位。亦即物质密度相差在 125 个 CT 值以内者都将表现为同一灰度。但人体多数的组织与组织, 器官与器官, 正常组织