

新编临床医学 影像诊断学精要

(上)

孙国荣等◎主编

新编临床医学 影像诊断学精要

(上)

孙国荣等◎主编

图书在版编目 (C I P) 数据

新编临床医学影像诊断学精要 / 孙国荣等主编. —
长春 : 吉林科学技术出版社, 2017.9
ISBN 978-7-5578-3305-3

I. ①新… II. ①孙… III. ①影象诊断 IV.
①R445

中国版本图书馆CIP数据核字(2017)第234095号

新编临床医学影像诊断学精要

XINBIAN LINCHUANG YIXUE YINGXIANG ZHENDUANXUE JINGYAO

主 编	孙国荣等
出 版 人	李 梁
责任编辑	许晶刚 陈绘新
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	千字
印 张	43
印 数	1—1000册
版 次	2017年9月第1版
印 次	2018年3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 永清县晔盛亚胶印有限公司

书 号	ISBN 978-7-5578-3305-3
定 价	170.00元 (全二册)

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:0431-85677817

编委会

主 编:孙国荣 刘 波 马 华

周维超 邱 雨 杨 堃

副主编:王 蕊 王晓荣 马守成

刘军伟 刘立水 潘新庆

马湘乔 王勇刚 胡军智

编 委:(按照姓氏笔画)

马 华 新疆医科大学第一附属医院

马守成 吉林省吉林中西医结合医院

马湘乔 中国人民解放军第 463 医院

王勇刚 邯郸市第一医院

王晓荣 新疆医科大学第一附属医院

王 梅 泰安市中心医院

王 蕊 新疆医科大学附属肿瘤医院

刘丹娜 中国人民解放军第 202 医院

刘立水 新疆医科大学第一附属医院

刘军伟 中国人民解放军第 107 中心医院

刘 波 兖矿集团有限公司总医院

孙国荣 河北省沧州医学高等专科学校

杨 堃 荣成市石岛人民医院

邱 雨 乌鲁木齐市友谊医院

陈忠飞 河北省沧州眼科医院

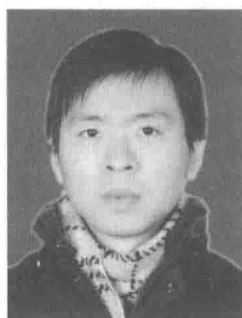
周维超 荣成市石岛人民医院

胡军智 中国人民解放军第 323 医院

潘新庆 中国人民解放军第 148 中心医院



孙国荣,女,河北省沧州市人,毕业于河北医科大学临床专业。现在沧州医学高等专科学校临床医技系,从事医学影像教学工作。发表国家级论文 5 篇其中核心期刊论文 3 篇,2014 年参编高职医学影像技术专业实验实训教材一部;2015 年荣获全国高职高专学校微课教学比赛三等奖,医专学校青年教师微课比赛二等奖;2016 年河北省高等学校信息技术微课比赛三等奖,学校微课比赛三等奖;荣获市级科技进步三等奖二项,参与在研省市级科研课题项目二项;2015、2016 年连续二年指导学生参加全国高职高专医学影像技术技能大赛荣获团体二等奖。几年来培养了大批医学影像技术专业学生,并在各自医院成为技术骨干。



刘波,男,1981 年 3 月出生,2004 年 7 月毕业于华北煤炭医学院,现就职于兖矿集团有限公司总医院放射科,主治医师职称,从事 CT 及 MRI 影像诊断工作十余年,擅长胸、腹部及其他系统疾病的 CT、MRI 诊断技术,以及全身各系统血管造影 CTA 检查和诊断工作。曾在国家级专业期刊发表文章 3 篇,参编著作一部,并拥有科研专利一项。



马华,女,1977 年 1 月 30 日出生,副主任医师,硕士。于 1995 年 9 月至 2000 年 7 月,在新疆医科大学就读,攻读学士学位,专业为医学影像学;于 2009 年 9 月至 2012 年 7 月在新疆医科大学攻读硕士学位,专业为影像医学与核医学。于 2000 年 12 月至今,一直在新疆医科大学第一附属医院影像中心工作,擅长运用各种影像学诊断技术,包括 X 线摄片、钼靶、胃肠道造影、CT、MRI 等进行疾病诊断,尤其擅长乳腺、骨关节及胃肠道疾病诊断,积极学习医学影像学理论前沿及发展动态。近几年,参与国家自然科学基金项目:基于多模态影像探讨组蛋白去甲基化酶 KDM3A 在乳腺癌骨转移的表达机制;2017. 1. 1—2020. 12。新疆维吾尔自治区自然科学基金项目两项:①维汉两民族乳腺癌中 HER2 的表达与 MRS 影像表现的相关性分析,2015. 1—2017. 12。②新疆汉、维育龄女性峰值骨密度定量 CT 数据库建立及其相关基因、环境交互作用的研究;2014. 1. 1—2016. 12. 31。近几年,发表省部级及国家级核心期刊论文十余篇。目前主要从事乳腺癌、骨质疏松、类风湿关节炎、强直性脊柱炎等疾病的影像学研究。

前 言

医学影像学在医学诊断领域是一门新兴的学科,不仅在临床的应用上非常广泛,对疾病的诊断提供了很大的科学和直观的依据,可以更好的配合临床的症状、化验等方面,为最终准确诊断病情起到不可替代的作用;同时像介入放射在治疗方面也有很好的应用。随着医学科技的发展,临床医学影像技术也不断提升,各种新型影像技术层出不穷并且逐渐广泛运用于临床诊断与治疗之中。鉴于临床医学影像学的飞速进展,本编委会特编写此书,以供临床医学影像科相关医务人员参考借鉴。

本书共分为十五章,介绍了临床常用影像技术以及临床疾病诊断中的应用,包括:医学成像的质量控制、CT 检查技术、磁共振检查技术、中枢神经系统疾病的影像诊断、小儿眼部疾病的影像诊断、胸部疾病的影像诊断、乳腺疾病的影像诊断、消化系统疾病的 CT 诊断、消化系统疾病的 MRI 诊断、泌尿及男性生殖系统的 MRI 诊断、骨与关节疾病的影像诊断、临床超声诊断、心电图、常见疾病的介入放射学治疗以及 SPECT 显像与功能检查。

为了进一步提高医学影像科医务人员诊疗水平,本编委会人员在多年临床经验基础上,参考诸多书籍资料,认真编写了此书,望谨以此书为广大医学影像科临床医务人员提供微薄帮助。

本书在编写过程中,借鉴了诸多医学影像科相关临床书籍与资料文献,在此表示衷心的感谢。由于本编委会人员均身负一线临床工作,故编写时间仓促,难免有错误及不足之处,恳请广大读者见谅,并给予批评指正,以更好地总结经验,以起到共同进步、提高医学影像科临床诊治水平的目的。

《新编临床医学影像诊断学精要》编委会

2017 年 9 月

目 录

第一章 医学成像的质量控制	(1)
第一节 CT 成像的质量控制	(1)
第二节 磁共振扫描质量控制	(10)
第二章 CT 检查技术	(25)
第一节 CT 检查技术的基本要求	(25)
第二节 颅脑 CT 检查技术	(27)
第三节 头颈部 CT 检查技术	(30)
第四节 胸部 CT 检查技术	(41)
第五节 腹部 CT 检查技术	(49)
第三章 磁共振检查技术	(59)
第一节 颅脑磁共振检查技术	(59)
第二节 腹部磁共振检查技术	(95)
第三节 脊柱及脊髓磁共振检查技术	(120)
第四节 四肢骨关节磁共振检查技术	(136)
第五节 胸部及乳腺 MR 检查技术	(155)
第四章 中枢神经系统疾病的影像诊断	(161)
第一节 正常头颅的 CT 表现	(161)
第二节 基本病变的 CT 表现	(162)
第三节 颅脑常见疾病的 CT 诊断	(163)
第四节 颅脑常见疾病的 MR 诊断	(186)
第五章 小儿眼部疾病的影像诊断	(215)
第一节 无眼球和小眼球	(215)
第二节 眼眶囊肿	(216)
第三节 视网膜母细胞瘤	(219)
第四节 视胶质瘤	(222)
第五节 神经母细胞瘤眼眶转移	(225)
第六节 早产儿视网膜病	(226)
第六章 胸部疾病的影像诊断	(228)
第一节 胸膜疾病	(228)
第二节 纵隔疾病	(231)
第三节 膈肌疾病	(235)
第四节 胸部外伤	(236)
第五节 微小肺癌的 CT 影像诊断	(238)
第七章 乳腺疾病的影像诊断	(257)
第一节 乳腺感染性疾病	(257)

第二节	乳腺增生	(258)
第三节	乳腺纤维腺瘤	(260)
第四节	乳腺大导管乳头状瘤	(263)
第五节	乳腺叶状肿瘤	(264)
第六节	乳腺癌	(265)
第八章	消化系统疾病的 CT 诊断	(271)
第一节	正常消化道及实质脏器 CT 表现	(271)
第二节	食管常见疾病	(273)
第三节	胃和十二指肠常见疾病	(274)
第四节	肝常见疾病	(277)
第五节	胆囊常见病变	(290)
第六节	胰腺常见疾病	(292)
第七节	脾常见疾病	(298)
第八节	肠道常见疾病	(300)
第九节	消化系统常见疾病 CT 鉴别诊断	(309)
第九章	消化系统疾病的 MRI 诊断	(311)
第一节	胃肠道和腹膜腔病变	(311)
第二节	腹膜后病变	(324)
第三节	肝脏弥漫性病变	(330)
第四节	肝脏炎症和寄生虫病	(339)
第五节	肝脏原发性恶性肿瘤	(346)
第六节	胆道炎症	(361)
第七节	胆石症	(368)
第八节	胆道恶性肿瘤	(370)
第十章	泌尿及男性生殖系统的 MRI 诊断	(375)
第一节	泌尿系统感染	(375)
第二节	泌尿系统良性肿瘤	(381)
第三节	泌尿系统恶性肿瘤	(386)
第四节	泌尿系统畸形	(397)
第五节	男性生殖系统病变	(407)
第十一章	骨与关节疾病的影像诊断	(414)
第一节	关节脱位	(414)
第二节	上肢常见骨折脱位	(415)
第三节	下肢常见骨折脱位	(431)
第四节	化脓性骨髓炎	(442)
第五节	化脓性关节炎	(449)
第六节	骨关节结核	(450)
第七节	常见良性骨肿瘤	(460)
第八节	常见恶性骨肿瘤	(467)

第十二章	临床超声诊断	(473)
第一节	甲状腺疾病的超声诊断	(473)
第二节	乳腺疾病的超声诊断	(484)
第三节	心脏疾病的超声诊断	(492)
第四节	妇科疾病的超声诊断	(521)
第五节	产科疾病的超声诊断	(534)
第十三章	心电图	(558)
第一节	正常心电图各波形态、电压、时间	(558)
第二节	正常心电图波形	(561)
第三节	心电图各波、间期的正常变异	(562)
第四节	心电图常见伪差	(565)
第五节	心房肥大	(566)
第六节	心室肥大	(570)
第七节	心肌梗死	(576)
第十四章	常见疾病的介入放射学治疗	(590)
第一节	神经系统疾病	(590)
第二节	心脏与大血系统疾病	(597)
第三节	消化系统疾病	(607)
第四节	呼吸系统疾病	(625)
第十五章	SPECT 显像与功能检查	(632)
第一节	神经系统	(632)
第二节	心血管系统	(637)
第三节	呼吸系统	(649)
第四节	消化系统	(653)
第五节	泌尿生殖系统	(669)
参考文献		(678)

第一章 医学成像的质量控制

第一节 CT 成像的质量控制

CT 影像是由环绕人体某断面各方向的 X 线密度投影数据重建出的。成像链各环节的硬件性能、成像参数(扫描参数、重建参数)的应用等都影响 CT 影像质量。本节讨论 CT 影像的各种评价指标及其影响因素。

CT 影像质量指标主要包括空间分辨力、密度分辨力、噪声、伪影等,还有作为基础的 CT 值准确性、均匀性等。

了解对影像质量造成影响的因素并合理处置,可得到适合诊断需要的影像并最大程度地降低受检者剂量。

一、空间分辨力

CT 空间分辨力(spatial resolution)定义为物体与均质环境的 X 线衰减系数差别的相对值大于 10% 时 CT 影像能分辨该小物体的能力,也称为高对比度分辨力(high contrast resolution)。空间分辨力影响影像细节的显示,是评价 CT 机性能和 CT 影像质量的重要技术指标之一。

空间分辨力通常用矩形波线对测试卡进行测试,单位是单位距离内能分辨的线对数(LP/cm),也可用在有机玻璃中钻制多排不同直径孔洞(间隔等于直径)的孔模来进行评价,用可分辨的最小孔径(mm)表示。CT 机也可以用 MTF 评价系统的空间频率响应能力来表示其空间分辨力。

一般所讲的空间分辨力是指断面影像的空间分辨力。在多层螺旋 CT 还有 Z 轴空间分辨力。随着多层螺旋 CT 各向同性成像的实现以及 MPR 等二维和三维影像后处理的大量应用,Z 轴空间分辨力越来越受到重视。影响两种空间分辨力的因素不同,分别介绍如下。

(一)断面影像空间分辨力的影响因素

影响断面影像空间分辨力的因素包括:X 线管焦点的大小、几何放大率、探测器孔径的尺寸、原始数据总量、重建矩阵和视野(FOV)、重建算法等。其中 X 线管的焦点大小(双焦点时可选)、探测器的尺寸、几何放大率、原始数据总量等是由机器的结构、性能决定的,对于选定的机型或扫描模式都是固定的。算法(重建卷积核)、FOV 以及重建矩阵等重建参数,可根据实际工作需要进行选择。

1. 重建矩阵和视野 重建矩阵(Matrix)和视野(FOV,即重建范围)共同决定了像素大小,代表了重建层面影像的信息密度。总体讲,像素越小,信息密度越大,影像就越清晰,即空间分辨力越高。

在视野一定的前提下,重建矩阵越大,像素越小,空间分辨力越高。在重建矩阵一定的前提下,FOV 越小,像素越小,信号密度越大,重建出的层面影像空间分辨力就越高。

像素大小可用下式计算:

$$\text{pixel} = \frac{\text{FOV}}{\text{Matrix}}$$

CT 机的扫描野直径一般为 500mm。如果对整个扫描野进行重建,即 FOV=500mm,用 512×512 矩阵,则像素尺寸大约为 1mm。如选择 FOV=250mm,则像素尺寸约为 0.5mm。

一般地说,像素尺寸越小,对应的体素越小,在剂量一定的情况下,通过每个体素的 X 线光子量会减少,会增加影像噪声。在视野相同的情况下,像素尺寸减小即矩阵增大,也增加了重建时间和计算机成本。

对于小范围、精细结构部位的检查,适于使用较小视野、大矩阵进行重建,以提高影像的空间分辨力。

对于 CT 成像,其空间分辨力较屏一片系统影像低,一般达到 15LP/cm 左右。像素只有大到一定程度才对重建影像空间分辨力的影响有实际意义。研究证明,对于 512×512 的重建矩阵,用 200mm 的 FOV 即可满足高空间分辨力成像的要求,用小于 200mm 的 FOV 重建影像对空间分辨力的提高不明显。

2. 重建算法 主要指卷积滤过函数的不同。有高空间分辨力算法(或称“骨算法”)、标准算法和软组织算法。高空间分辨力算法属于锐化算法,可提供较高的空间分辨力,但影像噪声水平偏高。软组织算法属平滑算法,使空间分辨力相对降低,影像噪声水平较低。

对于骨组织、肺部等高对比部位,由于影像对比度高、结构精细、受噪声影响较小,为显示细微解剖结构一般应使用骨算法。

重建算法不同,指使用的滤过函数不同,影像效果不同。用骨算法重建的断面影像适合于多平面重组(MPR),但如果用以进行三维显示(SSD、VR、VE)将会产生明显伪影、降低影像质量。如欲进行三维显示,最好使用标准算法或软组织算法重建断面影像,以保证三维显示影像的质量。

3. 原始数据总量 指用于重建一幅断面影像所使用的原始数据总量。这个量越大,得到的影像越精细、空间分辨力越高。为了使扫描一周得到更多数据,有的厂家增加每排探测器单元的数量,以提高每次投影获得的数据量;有的增加旋转一周期间投影采样次数;有的使用飞焦点技术(X-Y 平面内)等。这些都能有效增加用于每层影像重建的原始数据总量。这些也都是设备本身结构、性能决定了的,只能在设备选型时斟酌考虑。

4. 其他因素 X 线管焦点的大小、几何放大率、探测器孔径的尺寸等。像 X 线摄影一样,对于体内高对比的边缘,如果焦点大,其半影可能跨越数个探测器单元,相邻探测器单元输出的数据都含有同一边缘的信息,用这些数据重建出的影像空间分辨力必然受影响。几何放大率直接影响着焦点半影的大小,影响类推。

探测器孔径尺寸如果大,可能同时接受了不同密度组织的投影,部分容积效应明显,空间分辨力必然降低。另外,尺寸大,单元数量就必然少,影响数据总量。

这些因素也都是设备本身结构、性能决定了的,只能在设备选型时斟酌考虑。但 X 线管焦点一般有大小两个,在要求高空间分辨力影像且小焦点的输出功率可以负荷时可尽量选用小焦点。

(二) Z 轴空间分辨力和影响因素

Z 轴空间分辨力指 MPR 等二维、二维影像沿人体长轴方向的空间分辨力。影响 Z 轴空间分辨力的因素主要有以下几种。

1. 层厚 MPR 和所有三维 CT 影像是由连续的断面影像数据处理得出。断面影像的层厚是影响这些后处理影像 Z 轴空间分辨力的主要因素。层厚越薄则获得后处理影像的 Z 轴影像的空间分辨力越高。

2. 螺距和重建算法 在非螺旋 CT, 扫描参数层厚控制 X 线准直器的宽度, 以此厚度的 X 线束对固定层面进行扫描, 其投影数据仅包含该厚度层面的密度信息。其影像内容仅对应于所选厚度层面组织的信息。在螺旋 CT, 螺距和算法影响层厚, 所以螺距和重建算法也成为影响 Z 轴空间分辨力的主要因素。

螺旋 CT 在控制台上选择的层厚是一个标称值, 并非影像内容对应的实际层面厚度。螺旋 CT 的 360° 扫描中, 人体沿 Z 轴方向发生移动, 投影断面位置在 Z 轴方向的偏移, 使采集的数据包含了邻近层面组织的信息, 所以用这样 360° 采集的信息进行重建得出的影像, 也包含了邻近层面组织的内容, 即层厚有所膨胀。影像信息代表的实际层厚称作有效层厚, 一般均大于标称层厚。

一般的, 螺距越大, 层厚膨胀越明显。

螺旋 CT 使用连续性容积采集数据产生横断面影像, 并应用螺旋插值算法对原始数据进行处理, 然后进行断面影像重建。单层和 4 层螺旋 CT 常用 360° 或 180° 线性内插法, 180° 线性内插法比 360° 线性内插法可获得更薄的有效层厚, 即可获得更高的 Z 轴空间分辨力。4 层螺旋 CT 较多地采用扩展的 180° 线性插值法, 有的厂家有效层厚随螺距的变化而出现几个极值(极大值和极小值), 只有在极小值处有效层厚最薄, Z 轴空间分辨力最高。这种情况存在最佳螺距的选择问题。

有效层厚可用 SSP 测试法进行检测。即对很薄的高密度小物体进行扫描, 描绘出其密度影响范围曲线, 取其钟形曲线的半高宽进行定义。

对于单层螺旋 CT 有效层厚随螺距的增加而单调增宽, 因此 Z 轴空间分辨力随着螺距的增加而单调降低。

对于多层螺旋 CT, 有效层厚随螺距的增加不再呈单调递增变化, 而是因重建插值算法的不同表现出不同特征。有些多层螺旋 CT 因采用了较为独特的螺旋插值方法, 当螺距在一定范围内变化时, 有效层厚几乎保持不变, Z 轴空间分辨力也几乎不再受螺距的影响。

3. 重建增量 俗称重建间隔, 是相邻断面影像重建在 Z 轴方向的位置增量。增量小于层厚时称为重叠重建, 增量一般在层厚的 0.5~1.0 倍间选用。

MPR 或三维 CT 影像是由连续(增量 ≤ 1)的断面影像数据处理得出。重建增量较大时会降低重组影像 Z 轴方向的空间分辨力。

采用重叠重建可以提高 Z 轴空间分辨力, 改善后处理长轴二维和三维显示影像的质量, 但代价是要付出更多的重建时间和存贮资源, 降低了工作效率。研究证明, 为保证后处理长轴二维和三维显示影像的质量, 重建间隔以层厚的 50% 为宜, 进一步减小 Z 轴空间分辨力不会再有明显提高。

4. 部分容积效应(partial volume effects) 在 CT 的一个体素内含有两种或两种以上不同密度的组织时, 该体素的 CT 值是所含各种组织密度的平均 CT 值, 这种现象称为部分容积效应。因一般层厚大于断面像素尺寸, 部分容积效应在 Z 轴(层厚)方向更明显。当被扫描的正常组织或病灶直径小于层厚时, 或当某种组织仅占据体素的一部分时, CT 值已不能真实反映该组织的真实密度, 而是它和在同一体素内的其他组织的密度的平均值。如相邻组织密度

高于该组织,影像上所测得的 CT 值就比该组织的实际值要高,反之则低。这就影响了 CT 影像中密度的真实性,进而影响到病灶的形状。

部分容积效应随层厚的增加而增大,采用薄层扫描可以减小部分容积效应。所以当 CT 影像中病灶直径小于层厚时,要及时改变层厚,使其小于病变的直径再行扫描,以获得更为正确的组织密度和形状。

二、噪声

CT 影像噪声是指在均匀物质的影像中,给定区域的 CT 值相对平均值的变化量。其大小可用感兴趣区中均匀物质 CT 值的标准差(standard deviation, SD)来表 TTC。

噪声可采用水模扫描并通过水模影像中兴趣区的测量获得。

CT 影像噪声主要包括 X 线量子噪声、电气元件及测量系统所形成的噪声以及重建算法等造成的噪声。CT 影像噪声与层面厚度、重建算法、系统效率和 X 线剂量,以及物体的吸收等有关,可用下述公式来描述:

$$\sigma = f_A \sqrt{\frac{I_0/I}{\epsilon \cdot Q \cdot S}}$$

其中 σ 为噪声的标准偏差, f_A 为重建算法因子, I_0/I 为原射线与透过射线之比, ϵ 为系统效率, Q 为 mAs, S 层厚。

透过人体后的 X 线量子被 CT 探测器接受。为使透过人体各种密度组织后的 X 线量都在探测器的线性范围内,以获得高质量的探测数据,应使射线剂量达到一定水平。X 线的发生和吸收遵循几率法则,只有 X 线量子数达到一定水平时, X 线量子在肢体内部的吸收差别才能按统计法则确定下来。良好的原始数据是重建出高质量(高信噪比)影像的基础。

噪声对影像质量有重要的影响。噪声水平提高,即信噪比下降主要影响影像的密度分辨力,对空间分辨力的影响较小。对于具有天然高对比的部位,即使影像噪声水平较高(适度)也不影响诊断,如肺、内耳、副鼻窦等。对于腹部、脑和小儿等天然低对比部位的扫描,则应适当控制扫描参数得到噪声水平较低的影像,以提高影像的密度分辨力。

临床应用表明,即使 SNR 很高也不一定保证两个相邻结构能有效地被区分开来。有价值的诊断图像必须在特性组织和周围组织间表现出足够的对比度信噪比,应用 CNR 评价图像质量更贴近于临床实际。CNR 定义为图像中相邻组织结构间 SNR 之差,即:

$$CNR = SNR(A) - SNR(B)$$

式中 SNR(A)与 SNR(B)分别为组织 A、B 的 SNR。上式表明,只有 SNR 不同的相邻组织,才能够表现出良好的对比度。为了将相邻的组织区别开来,取得最佳 CNR 才是最基本和重要的。在判定低剂量 CT 图像质量时,应重点考察图像兴趣区的 CNR。

影响 CT 影像噪声的因素主要有:

(一)被检体影响影像信噪比

被检体的吸收影响探测器接受到的光子数量。在 X 线束剂量一定的前提下,被检体的厚度和密度决定了被吸收的量,影响了透过射线的量。肢体密度越大、越厚,对 X 线束的吸收越多,探测器接受的光子数量越少,影像的信噪比越差。所以工作中应根据受检肢体情况,适当选用扫描参数。

(二)扫描参数对影像质量(信噪比)的影响

扫描参数主要指 kV、mA、螺距、层厚等。这些参数影响原始数据的质量,影响影像的信噪比。在扫描完成后原始数据的这些属性不可改变。原始数据质量是所有后续成像质量的基础。

扫描参数也影响受检者接受的剂量。CT 检查应该在影像质量和接受剂量间取得最佳平衡。这是质量控制的重要方面。实用中应根据受检部位的密度、体厚和检查目的,适当选择参数,以最低剂量,获得具有适当噪声水平但能够解决受检者问题的影像为目标,不应过分追求影像的高质量(高信噪比)。

CT 设备都具有对各部位扫描参数的设定和存储功能。设备引进时存有的那些参数对于体形、体质各不相同的受检者不都是最适当的,应该再进行一定试验和试用后根据自己的要求重新进行设定。日常使用中,存储的数值只是为操作者对扫描参数的精确设定提供了修改的基础,对于每一个具体的受检者都应根据其体形、病情和特殊要求对扫描参数存储值进行适当修改后再使用。

1. 管电压 管电压决定了 X 线的波长,决定了其穿透力。X 线穿透人体时,发生光电吸收及康普顿效应使 X 线产生衰减,低能 X 线更易被吸收。提高管电压,射线穿透力提高,对于确定的受检者,在管电流不变的情况下透过射线剂量增加,从而使影像信噪比提高。所以 kV 影响影像的信噪比。

一般 CT 设备提供了 3~4 种可选择的管电压值(80~140kV)。对于每次检查,应首先根据受检部位的结构特征、体厚和对影像质量的预期,选择适当 kV,保证射线足够的穿透力,不会产生伪影。人体组织对于 X 线吸收系数是 kV 的函数,不同密度组织它们对 X 线的吸收系数的差别随着 kV 的升高而降低,即信号对比降低。所以对具有较高天然对比的部位,可以使用较高 kV 和较低 mAs 进行低剂量扫描,由于影像的高对比,即使影像噪声水平较高(适度),也不影响诊断,如肺、内耳、副鼻窦等。对于天然对比差的部位,如腹部、脑和小儿的扫描,应使用较低 kV 并适当提高 mAs 进行扫描,以提高影像的密度分辨力。

2. 管电流量 管电流决定了 X 线的量。在受检体和管电压确定的前提下,透过受检体的射线量随管电流的增加而线性地增加。随着 mAs 增加,探测器接受的有效光子数线性增加,CT 影像噪声水平降低;反之,影像噪声增加。

管电流量和剂量呈正比线性关系。例如,mAs 减半则剂量也减半,但根据上面公式可知,噪声增加 $\sqrt{2}$ 倍。

kV 和 mAs 都影响影像质量。CT 机的 kV 调整级差较大,当管电压值、螺距和层厚设定以后,应根据体厚和对影像质量的预期精确设定 mAs。

3. 螺距 单层螺旋 CT 螺距的定义:扫描机架旋转一周期间检查床运行的距离与射线束准直宽度的比值。螺距是一个无量纲的值,其定义由下式表不:

$$\text{螺距}(P) = \frac{TF}{W}$$

式中 TF(table feed)是扫描架旋转一周期间检查床运动的距离,单位 mm;W 是层厚或射线束的准直宽度,单位 mm。

多层螺旋 CT 螺距的定义基本与单层螺旋相同:即螺旋扫描一周检查床运行的距离与全部射线束宽度(多层宽度之和)的比值。

一般地,当螺距增加时,单位时间扫描覆盖距离越长;对于同一扫描范围,扫描速度提高,总剂量减小。但对于某一层组织,采集数据的探测器在该层面接受的光子数减少,因而噪声

增加。螺距的增加主要影响影像的噪声水平,对空间分辨力的影响极小。

为了弥补这个缺陷,有的多层螺旋 CT 采用了随着螺距的增加管电流相应增加的自动补偿控制技术,使每层影像的有效 mAs 不变,影像的噪声不再随螺距改变而变化。

螺距增大的另一个影响是有效层厚,螺旋 CT 存在层厚膨胀问题。单层螺旋 CT 的有效层厚随着螺距的增加而明显变化,这将影响 Z 轴空间分辨力。后期的多层螺旋 CT 由于采用了先进的螺旋插值重建算法,随着螺距的变化,层厚变化较小。

4. 层厚 层厚是指一幅影像所对应的断面组织厚度,定义为扫描野中心处层敏感曲线 (slice sensitivity profile, SSP) 最大值的半高值宽度。

在非螺旋 CT 和单层螺旋 CT,准直器的开口宽度决定了层厚。通常在 1mm 和 10mm 范围之间。在扫描完成后,原始数据的层厚属性不能改变。在多层螺旋 CT,准直器的宽度涵盖多排探测器的总宽度,层厚决定于探测器单元的宽度或组合宽度。

层厚影响到影像的噪声水平,也影响影像的 Z 轴空间分辨力和使用的剂量。一般地,在其他扫描参数和重建参数确定的前提下,层厚越大,探测器接受的有效光子数增加,影像噪声水平相应降低、密度分辨力越高。但层厚增加部分容积效应明显,影响 Z 轴空间分辨力。层厚越薄,空间分辨力高,影像噪声水平提高,应适当提高剂量水平以保证获得适当的影像质量。工作中要根据实际临床需要,适当选择层厚,得到适合解决具体问题的影像质量特点。

对于多层螺旋 CT,实现了各向同性,薄层扫描后,可采用薄层或厚层重建,可以得到不同效果的影像。

(三)重建参数对影像质量(噪声水平)的影响

重建参数包括:FOV、矩阵、算法、重建间隔等,在多层螺旋 CT,层厚可以也是重建参数的一种。这些参数除重建间隔外都影响层面影像的信噪比,进而影响后处理影像的质量。

重建参数是扫描完成后用原始数据进行影像重建的参数。通常在扫描前与扫描参数一起进行设定,扫描后马上得到的影像就是用这些参数重建的结果。在扫描完成后,对同一组原始数据,可以重新设定重建参数进行再次或多次重建,得到不同效果的影像。

1. 重建范围和重建矩阵 重建范围(field of view, FOV)定义为影像的重建范围。CT 机中的扫描范围是固定的,一般为直径 50cm。所选择的 10~50cm 视野都是重建范围。FOV 的选择主要考虑能够包括可能的病变脏器区域。

矩阵是一个数学概念。它表示一个横成行、纵成列的数字方阵,每个数字称作矩阵的元素。数字影像是由按行、列排列具有不同密度值的像素组成。每个像素就是矩阵中的一个元素。每行、列中像素的数量称作矩阵的大小。矩阵的大小以重建范围和对空间分辨力的要求而定。

FOV 与所用的重建矩阵共同决定了像素大小(像素大小=视野大小/矩阵大小)。像素大小影响影像的噪声水平,影响空间分辨力。像素大、体素就大,经过它的光子数量增加,影像噪声降低;反之噪声增加。像素的大小或者说像素的密度决定了影像的空间分辨力。影像的像素越小(密度越大)其空间分辨力越高。

重建范围一定时,矩阵增大、像素尺寸随之减小,噪声提高。重建矩阵一定时,FOV 越小,像素尺寸就越小,可增加影像的空间分辨力,但噪声水平提高。

2. 重建滤过算法 这里主要指重建之前卷积处理时卷积核的选择。卷积核决定了重建影像的外观特性。依照处理结果的不同,分为标准算法、软组织算法和骨算法,在其间又有多种过渡性中间算法,以适应不同部位组织特点的需要。重建算法可影响影像的分辨力、噪

声等。

对同一组原始数据,用不同算法进行重建所得影像进行比较,骨算法(边缘增强算法)所得影像边缘较锐利,能提高空间分辨力,但同时影像的噪声也相应增加;软组织算法(平滑算法)所得影像较平滑,密度分辨力提高,噪声水平较低。标准算法所得影像锐利度适中,兼顾了噪声水平和密度分辨力的要求。

重建算法对密度分辨力和空间分辨力的影响是一对矛盾,骨算法使影像的边缘更清晰、锐利,但降低了影像的密度分辨力;软组织算法提高了密度分辨力,而边缘、轮廓表现不及边缘增强算法。两者是相互制约的,参数的优化不能同时提高密度分辨力和空间分辨力。因此在观察软组织等低对比结构时,应选择软组织算法;观察骨骼、内耳、肺纹理等高对比结构时应选择骨算法。同一组采集数据,可以分别根据不同的要求,使用几种重建算法,得出不同效果的 CT 影像。

如在胸部,显示纵隔需要软组织算法,显示肺野需要骨算法。如果用一种算法得到层面影像直接转换窗口进行观察,将无法同时满足两者对密度分辨力和空间分辨力的要求。要使用原始数据分别采用软组织算法和骨算法进行重建,并分别使用纵隔窗和肺窗进行观察效果才好。当今计算机运算速度提高,应提倡分别重建,放弃使用双窗技术。

对于肺、内耳、副鼻窦等部位,诊断使用的断面影像应使用骨算法进行重建。但用这些断面影像进行三维重组所得如 SSD、VE 等影像会显得噪声水平高,难以接受。对于需要使用 SSD、VE 等影像进行观察时,应首先使用软组织算法进行断面影像重建,再用这些断面影像进行重组,才能得到表面噪声水平低的三维影像。

3. 重建层厚 在非螺旋 CT 和单层螺旋 CT,重建层厚等于扫描层厚。多层螺旋 CT 可以将相邻的薄层扫描数据组合使用,重建出不同层厚的影像,但将引起影像质量和效果的相应改变。

成像层厚较厚时,影像噪声水平较低,密度分辨力提高,但 Z 轴空间分辨力降低。反之效果相反。

4. 重建增量 重建增量属于重建参数,不影响影像质量。但正确选择可以提高病灶检出率。

螺旋 CT 扫描获得容积采样数据。影像重建可以选择在任意断面进行,扫描数据可以反复使用。这样就出现了一个新的概念:重建增量。其定义是相邻断面影像在 Z 轴方向的位置增量。也称作重建间隔。

重建影像有确定的层厚,重建增量小于层厚称作重叠重建。重建增量可以在 0~层厚(mm)之间选择。为了后续处理使用,一般不会选择增量大于层厚。

重建增量不影响断面影像的噪声水平。但影响进一步处理的三维影像的噪声水平。

例如:扫描长度为 100mm,选择层厚 5mm,如果重建增量为 5mm,将获得 20 幅连续的断面影像;如果重建增量为 2.5mm,将获得 40 幅 5mm 层厚、存在层面厚度重叠的影像。

重叠重建的优势是降低部分容积效应的影响和改善 3D 后处理的影像质量。例如重建层厚 5mm、病灶直径也是 5mm,重建增量等于层厚时,如果病灶正好落在两层交界处,病灶的显示密度将失真,可能造成误诊或漏诊。缩小重建增量则会避免这种情况的发生。另外,如果重叠 30%~50%,会明显改善 MPR 以及 MIP、SSD、VR、VE 等后处理影像的质量。

重叠重建的负面影响是重建出的影像数量越多,势必增加了整个影像重建的时间,占用了更大存储空间。

(四)设备性能对影像质量的影响

1. 探测器的效能

(1)量子探测效率:X线光子实际照射到探测器有效面积上的数量和能被闪烁晶体记录的比率称为量子探测效率。现在CT使用的探测器都是闪烁晶体+光电二极管构成。一般达到90%以上,高端CT使用的探测器其探测效率可达99.9%。

(2)转换效率:将吸收的X线光子数量线性地转换为电信号的比率。较好的探测器转换效率可达99%。

(3)几何效率:由于固体探测器的阵列结构,各探测器单元间要进行可见光屏蔽,这就产生了物理间隙。理论上的探测器面积实际上不能全部起到探测作用,产生了一个小于1的窗因数,或称几何效率。为提高空间分辨力,有些机器设有高分辨力梳,此时探测器的几何效率会进一步降低。几何效率一般在50%~90%。

三种效率的乘积,是CT探测器的总剂量效率,不同机型间差别较大。用标准体模测量影像噪声可以评价CT机的总剂量效率。总剂量效率低,会导致CT影像较高的量子噪声和密度分辨力下降。增加曝光量可以补偿影像噪声的增加,提高影像质量,但相应增加了放射剂量。

2. 扫描机构的几何结构 扫描机构的几何结构影响影像质量。X线管焦点到扫描野中心的距离(a)、扫描野中心到探测器的距离(b)、X线管到探测器的总距离(a+b),都影响到成像质量。

理论上讲b越小越好、 $a>b$ 越多越好,短几何结构使用剂量较低,但在b不能更小的情况下将牺牲 $a>b$ 的程度。

这些是设备设计时决定的,只能在引进时给予关注、比较、选择。

三、密度分辨力

密度分辨力,也称为低对比度分辨力,定义为物体与均质环境的X线衰减系数差别的相对值小于1%时,CT影像能分辨该物体的能力。

密度分辨力主要由CT影像的噪声水平决定。影像的噪声增大则密度分辨力降低;反之,密度分辨力升高。影响影像噪声水平的各种因素:被检体的密度和层厚、扫描参数、重建参数、设备性能等,都影响影像的密度分辨力。

密度分辨力采用具有不同低对比度和不同直径的低密度体模进行检测。

四、伪影

伪影(artifact)是指影像上与实际解剖结构不对应的密度异常变化,是由于设备故障、测量误差或被检者所造成的,与被扫描物体无关的影像。伪影的存在可影响诊断的准确性。

1. 设备原因伪影 探测器单元之间响应的不一致性或故障,可造成环状伪影;由于投影数据测量的不完整,可导致直线状伪影。

2. 运动伪影 是由于被检者的运动造成投影测量错误形成的伪影。人体内一些不自主器官如心跳、胃肠蠕动等运动和检查时被检者的体位的移动可形成条状伪影。

3. 金属伪影 金属因其原子序数较高而比人体组织衰减更多的X线,投影内测量数据都为零,造成重建时出现严重的黑、白相间的辐射状条纹状伪影。

4. 高密度骨 类似于金属伪影的情况。由于致密骨组织吸收X线量大,X线穿透力不够