

全国医用设备使用人员 (CT医师) 业务能力考评 核心考点与试题精选

Quanguo Yiyong Shebei

Shiyong Renyuan

(CT Yishi) Yewu Nengli Kaoping
HeXin KaoDian Yu ShiTi JingXuan



主编 郭爱廷 郭江渊 赵绍宏

全国医用设备使用人员(CT 医师)业务能力考评核心考点与试题精选

主编 郭爱廷 郭江渊 赵绍宏

军事医学科学出版社

· 北 京 ·

内 容 提 要

《全国医用设备使用人员(CT 医师)业务能力考评核心考点与试题精选》一书以全国现行统编本科医学影像学教材为蓝本,紧扣《X 线电子计算机断层扫描装置 CT 医师考试大纲》(2013 版),将 CT 基础理论与临床实践中的各知识点、重点融会贯通于本书的各个章节中。按照疾病概要、CT 表现、试题精选格式编写,试题中含 X 线诊断部分。本书后附全国医用设备使用人员(CT 医师)业务能力考评模拟试卷和 X 线电子计算机断层扫描装置 CT 医师专业考试大纲,集学习、复习与考试为一体。本书可供 CT 上岗考试医师使用,也可供本科医学影像学专业的师生参考。

图书在版编目(CIP)数据

全国医用设备使用人员(CT 医师)业务能力考评核心考点与试题精选/
郭爱廷,郭江渊,赵绍宏主编. -北京:军事医学科学出版社,2014.6
ISBN 978-7-5163-0451-8

I. ①全… II. ①郭… ②郭… ③赵… III. ①医疗器械-使用方法-
资格考试-自学参考资料 IV. ①R197.39

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2014)第 143622 号

策划编辑:赵艳霞

责任编辑:曹继荣

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)66931049

编辑部:(010)66931039,66931039,66931038

传 真:(010)63801284

网 址:<http://www.mmsp.cn>

印 装:北京宏伟双华印刷有限公司

发 行:新华书店

开 本:787mm×1092mm 1/16

印 张:23

字 数:553 千字

版 次:2014 年 9 月第 1 版

印 次:2014 年 9 月第 1 次

定 价:60.00 元

本社图书凡缺、损、倒、脱页者,本社发行部负责调换

《全国医用设备使用人员(CT 医师)业务能力考评核心考点与试题精选》编委会

主 编 郭爱廷 郭江渊 赵绍宏

副主编 江景芝 郭 兴 伍建林 孙志强

编 者 (按姓氏笔画排序)

闫金玉 何广大 宋建军 宋慧坤

杨国珍 段庆斌 姚华峰 郭江永

郭江博 郭梦媛

前 言

为保障医用设备使用质量和安全,提高医用设备使用人员的业务素质,原卫生部印发了《医疗器械临床使用安全管理规范(试行)》和《医疗卫生机构医学装备管理办法》,要求大型医用设备上岗人员(医生、操作人员、工程技术人员)必须接受岗位培训和考核,取得相应的上岗资质后方可上岗操作大型医用设备。国家卫生计生委规划与信息司、人才交流服务中心等部门非常重视大型医用设备使用人员业务能力考评工作,于2013年制订了新的《X线电子计算机断层扫描装置CT医师考试大纲》,明确提出今后的考试要注重临床技术水平方面的考评内容。

作为一名合格的医学影像学诊断医师,应具有系统的基础理论知识和丰富的临床工作经验,通过终身继续医学教育,包括阅读大量的国内外医学文献、进修深造、技术革新、科技创新等多种手段,才能满足人民群众日益增长的健康需求,才能适应现代化医院的技术要求。我国影像学前辈和同仁,已经出版了大量的CT诊断学方面的专著,但CT医师上岗考试用书并不多见。一些中老年同志为适应业务工作需要被调整到CT诊断岗位,需要考取上岗证书,要想在短期内掌握大纲要求的重点、难点、易混淆点,几乎是不可能的,所以本书编委会依据考试大纲及历届CT医师上岗考试重点,编撰成《全国医用设备使用人员(CT医师)业务能力考评核心考点与试题精选》,以便于考生复习应考。

《全国医用设备使用人员(CT医师)业务能力考评核心考点与试题精选》一书紧扣《X线电子计算机断层扫描装置CT医师考试大纲》(2013年版),以全国医学影像学现行本科规划教材为依据,参考了CT诊断和技术等方面的有关专著,吸收了CT诊断专业近年研究取得的新成果,整理了全国历届CT医师上岗考试考点,将CT基础理论与临床实践中的各知识点、重点融会贯通于本书各个章节中。本书按照疾病概要、CT表现、试题精选格式编写,集学习、复习与考试演练于一体,若能合理安排学习时间,真正掌握大纲的精髓,灵活使用本书,一定能考出好的成绩。

本书编写分工:第一章由郭爱廷、杨国珍负责;第二章由伍建林、郭江渊、宋慧坤负责;第三章由郭梦媛、郭江渊、宋慧坤负责;第四章由郭爱廷、江景芝、

宋建军负责;第五章由郭江渊、闫金玉负责;第六章由郭江博、郭江永负责;第七章由郭爱廷、何广大负责;第八章由段庆斌、江景芝、郭兴负责。解放军总医院影像科赵绍宏主任对本书进行了审阅、统稿。

在本书编写、策划过程中,得到了军事医学科学出版社领导、编辑部主任、编辑,以及大连、广东、北京、山西、内蒙古等多所医科大学专家、教授的支持和指导,德国西门子(中国)有限公司医疗系统集团的领导和工程技术专家在CT性能和技术方面给予了大量的支持,在此一同表示感谢!限于编者的知识水平,书中缺点、错误在所难免,敬请各位在使用中及时更正,并提出宝贵的意见,便于今后予以修订、完善,不胜感激,预祝共同进步。

郭爱廷 郭江渊 赵绍宏

2014年8月

目 录

第一章 CT 的物理基础和仪器设备	(1)
第一节 CT 的基本原理	(1)
第二节 CT 的基本概念	(3)
第三节 影像后处理技术的主要类型及其临床应用	(10)
第四节 CT 检查的方法	(11)
第五节 CT 成像对比剂	(12)
第六节 CT 图像的特点及成像性能	(14)
第二章 颅脑	(31)
第一节 颅脑 CT 扫描摆位、检查方法的选择	(31)
第二节 颅脑疾病的直接和间接征象	(33)
第三节 颅脑疾病的定位和定性征象	(35)
第四节 颅脑的正常解剖结构	(36)
第五节 正常颅脑 CT 解剖	(41)
第六节 新生儿常见疾病的 CT 诊断	(45)
第七节 颅脑外伤的 CT 诊断	(47)
第八节 脑血管病的 CT 诊断	(50)
第九节 颅脑肿瘤的 CT 诊断	(55)
第十节 脑部炎症、脑囊虫病的 CT 诊断	(62)
第十一节 脑白质病变的 CT 诊断	(64)
第三章 头颈部	(106)
第一节 视神经和眼外肌的解剖特点	(106)
第二节 眼球病变的 CT 诊断	(107)
第三节 颞骨及耳部疾病的 CT 诊断	(110)
第四节 鼻窦疾病的 CT 诊断	(112)
第五节 腮腺疾病的 CT 诊断	(117)
第六节 喉部疾病的 CT 诊断	(118)
第七节 颈部疾病的 CT 诊断	(119)
第四章 胸部	(141)
第一节 胸部 CT 检查的适应证及解剖特点	(141)
第二节 胸部疾病的 CT 诊断	(144)

第五章 腹部	(203)
第一节 腹部疾病的 CT 检查方法及解剖特点	(203)
第二节 肝胆疾病的 CT 诊断	(206)
第三节 胆囊疾病的 CT 诊断	(213)
第四节 胰腺疾病的 CT 诊断	(216)
第五节 脾疾病的 CT 诊断	(218)
第六节 胃肠疾病的 CT 诊断	(219)
第七节 肾脏疾病的 CT 诊断	(228)
第八节 腹膜腔疾病的 CT 诊断	(234)
第九节 腹部大血管病变的 CT 诊断	(238)
第六章 盆腔	(283)
第一节 正常盆腔的 CT 解剖	(283)
第二节 男性疾病的 CT 诊断	(285)
第三节 女性疾病的 CT 诊断	(288)
第四节 直肠癌和盆腔淋巴结转移的 CT 诊断	(294)
第七章 四肢	(303)
第一节 CT 扫描的适应证及注意事项	(303)
第二节 骨坏死感染的 CT 诊断	(304)
第三节 骨肿瘤或囊肿样疾病的 CT 诊断	(306)
第四节 骨关节创伤的 CT 诊断	(310)
第八章 脊柱	(325)
第一节 颈椎、胸椎、腰椎椎管前后径线的正常范围	(325)
第二节 脊柱疾病的 CT 诊断	(326)
附件 1 全国医用设备使用人员 (CT 医师) 业务能力考评模拟题试卷	(341)
附件 2 X 线电子计算机断层扫描装置 CT 医师专业考试大纲 (2013 年版)	(352)

第一章 CT 的物理基础和仪器设备

【核心考点】

1. X 线通过均匀物质后的强度关系
2. CT 值的概念和定义公式
3. 人体病理组织的 CT 值
4. 像素与体素的概念
5. 窗位和窗宽的定义
6. 螺旋 CT 与普通 CT 的区别
7. 多层螺旋 CT 与单层螺旋 CT 的区别
8. 影像后处理技术的临床应用
9. 薄层和超薄层扫描
10. 血管内对比剂副反应的救治原则
11. 血管内对比剂应用的临床意义
12. CT 成像的优势和局限性

【考点精析】

第一节 CT 的基本原理

CT 是计算机断层摄影术 (computed tomography, CT) 的简称, 是继 1895 年伦琴发现 X 线以来, 医学影像学家 Hounsfield 于 1969 年设计成功, 1972 年问世, 是 20 世纪 70 年代医学上最重大的成就之一。起初只用于头颅, 1974 年美国人 Ledley 设计了全身 CT, 扩大了检查应用的范围。

CT 是用 X 线束对人体检查部位一定厚度的层面进行扫描, 由探测器接受该层面上各个不同的人体组织对 X 线的衰减值, 经模/数转换输入计算机, 通过计算机处理后得到扫描断面的组织衰减系数的数字矩阵, 再将矩阵内的数值通过数/模转换, 用黑白不同的灰度等级在荧光屏上显示出来, 即构成 CT 图像。

一、X 线通过均匀物质后的强度关系

CT 成像利用了 X 线的衰减特性。X 线穿透人体后的衰减, 遵守指数衰减规律, 可用公式表示: $I = I_0 e^{-\mu d}$, 其中: 式中的 I_0 为射入的 X 线强度; I 为衰减后 X 线强度; d 为受检部位人体组织的厚度; μ 为接受 X 线照射组织的线性吸收系数, 其量纲为 cm^{-1} ; e 为自然对数底 ($e \approx 2.718$)。这是 X 线通过均匀物质时的强度衰减规律, 也被称为线性衰减系数公式。

如取 10 为底的对数, 则可以解出: $\mu = \lg I_0 - \lg I / 0.4343X$ (线衰减系数)。

诊断用 X 线衰减系数, 是光电吸收系数 τ 和康普顿效应吸收系数 σ 之和, 即 $\mu = \tau + \sigma$ 。

影响 X 线衰减的因素主要有以下

4 种,即 X 线的能量、吸收物质的原子序数、物质密度和每克物质的电子数。

二、CT 值的概念和定义公式

CT 值(CT number),是重建图像中一个像素的数值,是测定人体某一局部组织或器官密度大小的一种计量单位,通常称亨氏单位(hounsfield unit, HU)。CT 图像中每一个像素的 CT 值代表某一组织的 X 线衰减系数的相对数值。CT 值的计算公式为:

$$CT\text{ 值} = \frac{\mu_{\text{组织}} - \mu_{\text{水}}}{\mu_{\text{水}}} \cdot k$$

式中: $\mu_{\text{组织}}$ 为组织的衰减系数; $\mu_{\text{水}}$ 为水的衰减系数;k 为常数,为 1000。一般规定水的 CT 值为 0 HU,骨皮质为 1000HU,空气为 -1000HU,人体中密度不同的各种组织的 CT 值则居于 -1000 ~ +1000HU 的 2000 个分度之间。人体不同组织的线性吸收系数见表 1-1;人体不同组织的 CT 值见表 1-2;人体病理组织的 CT 值见表 1-3。

表 1-1 人体不同组织的吸收系数(60kV)

人体组织	线性吸收系数(cm^{-1})
骨骼	0.528
血液	0.208
脑灰质	0.212
脑白质	0.213
脑脊液	0.207
水	0.206
脂肪	0.185
空气	0.004

表 1-2 人体不同组织的 CT 值

组织类别	CT 值(HU)
空气	-1000
脂肪	-120 ~ -80
水	0
肌肉	35 ~ 50
淋巴结	45
肺	-900 ~ -500
甲状腺	100 ± 10
子宫	40 ~ 80
精囊	30 ~ 75
主动脉	30 ~ 50

续表

组织类别	CT 值(HU)
肝脏	40 ~ 70
脾脏	50 ~ 70
胰腺	40 ~ 60
肾脏	40 ~ 60
骨骼	150 ~ 1000
椎间盘	50 ~ 110
脑灰质	35 ~ 60
脑白质	25 ~ 38
基底节	30 ~ 45
脑室	0 ~ 12

表 1-3 人体病理组织的 CT 值

病理组织	CT 值(HU)
脑脓肿	14
脑水肿	14 ~ 25
脑出血	60 ~ 80
脑囊虫病	4 ~ 10
肝脓肿	2 ~ 29
肝包虫病	-14 ~ 30
肝囊肿	0 ~ 20
肝血肿	70 ~ 80
脂肪肝	-10 ~ +10
肝转移瘤	15 ~ 45
肾结石	300 ~ 600
肾囊肿	-15 ~ 15
肾出血	60 ~ 70
子宫肌瘤	40
支气管囊肿	0 ~ 100
肺气肿	-860
肺包虫病	<20
心包积液	12 ~ 40
心包囊肿	-10 ~ -8
良性肿瘤	>164
恶性肿瘤	<147
钙化	80 ~ 300
炎性包块	0 ~ 20
腹水	0 ~ 25
渗出液	>18
漏出液	<18
血液	25 ~ 65
凝血块	30 ~ 85
慢性血肿	20 ~ 40

第二节 CT 的基本概念

一、像素与体素的概念

CT 图像是假定将人体某一部分有一定厚度的层面分成按矩阵排列的若干个小的立方体,即基本单元,以一个 CT 值综合代表每个单元内的物质密度,这些小单元即称为体素(voxel)。

与体素相对应,一幅 CT 图像是由许多按矩阵排列的小单元组成,这些组成图像的基本单元被称为像素(pixel)。像素实际上是体素在成像时的表现,像素越小,图像的分辨率越高。

体素是一个三维的概念,而像素是一个二维的概念。

二、矩阵的概念

矩阵(matrix)表示一个横成行、纵成列的数字阵列,即像素以二维方式排列的阵列,它与重建图像的质量有关。将受检层分隔为若干个小立方体,这些小立方体即为像素。当图像面积为一固定值时,像素尺寸越小,组成 CT 图像的矩阵越大,图像的清晰度就越高。目前多数 CT 图像的矩阵为 512×512 。

三、空间分辨率的概念

空间分辨率(spatial resolution)又称高对比度分辨率,在一定的密度差前提下,显示待分辨组织几何形态的能力。CT 图像的空间分辨率不如 X 线图像高。

四、密度分辨率的概念

密度分辨率(density resolution)是指能分辨两种组织之间最小密度差异的能力。CT 的密度分辨率比普通 X 线高 10 ~ 20 倍。

五、CT 基本设备和准直器的概念以及探测器的类型

1. CT 基本设备:基本构成主要分为四

部分,即:①扫描装置部分,由 X 线球管、探测器和扫描架组成,用于对检查部位进行扫描;②计算机系统,将扫描收集到的信息数据进行存储运算;③图像显示、记录和存储系统,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中;④图像后处理系统,将扫描或重建获得的信息进行图像后处理。

2. 准直器(collimator)的概念:准直器是一种辐射衰减物质,用于限制达到探测器组件的 X 线角度分布。常规或普通 CT 的准直器为前置准直器,位于 X 线管的 X 线出口处,将 X 线限为不同厚度的扇形束,以获取不同层厚的 CT 扫描。多层螺旋 CT,不但有前置准直器,还有位于探测器前的患者后准直器,以提高层厚精度,减少散射 X 线。由上述可见,准直器在 CT 扫描中的作用,一为调节 CT 扫描的层厚;二为减少患者的辐射剂量和改善 CT 图像的质量。

3. 探测器(detector)的类型:探测器是用于接收、检测 CT 扫描过程中透射的 X 线量,并将其转换为可供记录的电信号。探测器作为一种成像介质,必须要具有转换效率、响应时间、动态范围和稳定性等特性。

目前临床应用 CT 机的探测器可分为固体和气体两大类。作用原理分别是:固体探测器是利用闪烁晶体将 X 射线转换成可见光,再把可见光转换成电子能;气体探测器是利用气体电离室直接将 X 射线转换成电子能。

六、窗宽和窗位的定义以及实际应用

1. 窗宽(window width)

指图像上 16 个灰阶所包括的 CT 值

范围,在此 CT 值范围内的组织均以不同的模拟灰度显示,CT 值高于此范围的组织均显示为白色,而 CT 值低于此范围的组织均显示为黑色。

2. 窗位(window level)

又称窗中心(window center),为整个 CT 值范围内某一所选定的位置,确定的图像显示则以该 CT 值为中心。

已知图像能显示的 CT 值范围 = 窗位 $\pm 1/2$ 窗宽,如脑窗宽为 80HU,窗位为 40HU,所显示的 CT 值范围为 0 ~ 80HU,即 CT 值位于 0 ~ 80HU 之间的组织显示为不同的灰阶。

在实际应用中,必须根据不同的检查部位和显示要求正确设置窗宽、窗位值。一般窗宽 400 ~ 2000HU,适用于对比度较大的部位,如肺和骨骼;窄窗宽 50 ~ 350HU,适用于对比度较小的软组织部位,如脑和腹部。

根据窗宽和窗位的概念,可以计算出大致的 CT 值范围。可用数学式表示如下:CT 值 = $C - W/2 \sim C + W/2$ 。其中:式中 C 为窗位,W 为窗宽。

窗宽、窗位的调节属于数字图像处理技术,它抑制或去除噪声和无用的信息,增强显示有用的信息。窗口技术实际上是利用 CT 计算机灰阶软件程序的调节,来适应人眼视觉灰阶范围的一种功能。

七、伪影的种类、概念和常见产生原因

伪影(artifact)是指在扫描或信息处理过程中,由于某一种或几种原因出现的人体本身并不存在而图像中却显示出来的各种不同类型的影像。主要包括两大类,即患者造成的伪影和设备引起的伪影。

患者造成的伪影主要有:①患者运动造成的伪影:扫描过程中,扫描部位的运动可以导致图像伪影,如呼吸、吞咽动作、心脏跳动等;②金属伪影:患者身上携带的金属物质可产生放射状伪影,严重时影响诊断。

机器设备本身所致伪影有:①部分容积伪影:部分容积均化可导致部分容积效应并产生部分容积伪影;②周围间隙现象:指由于射线衰减吸收差引起的图像失真和 CT 值改变;③采样或测量系统误差;④扫描系统误差;⑤噪声引起的伪影等。

八、各向同性与容积效应的概念

1. 各向同性(isophasic)

源于多层螺旋 CT 探测器技术的发展,主要指心脏冠状动脉的 CT 扫描。而目前 256 层心脏 CT 扫描,其探测器阵列的宽度旋转一周足以覆盖整个心脏,即扫描覆盖的所有层面都在同一心动周期相位中,因而这种一次旋转完成采集的心脏扫描方式,其获得的心脏图像被称为“各向同性”,即无需相位选择的一次性采集。

2. 部分容积效应(partial volume effect)

在同一扫描层面内含有两种以上不同密度的物质时,所测 CT 值是它们的平均值,不能如实反映其中任何一种物质的 CT 值,这种现象称为部分容积效应。

在 CT 中,部分容积效应主要有两种现象:部分容积均化和部分容积伪影。CT 成像时 CT 值的形成和计算,是根据被成像组织体素的线性衰减系数计算的,如果某一体素内只包含一种物质,CT 值只对该单一物质进行计算。但是,如果一个体素内包含有 3 个相近组织,加血液(CT 值为 40HU)、灰质(CT 值为 43HU)和白质(CT 值为 46HU),那么该体素 CT 值的计算是将这三种组织的 CT 值平均,最后上述测量的 CT 值被计算为 43HU。CT 中的这种现象被称为“部分容积均化”。

部分容积现象由于被成像部位组织构成的不同可产生部分容积伪影,如射线束只通过一种组织,得到的 CT 值就是该物质真实的 CT 值;射线束如同时通过衰减差较大的骨骼和软组织,CT 值就要根据这两种物质平均计算,由于该两种组织的衰减差别过大,导致 CT 图像重建时计算产

生误差,部分投影于扫描平面并产生伪影被称为部分容积伪影。

部分容积伪影的形状可因物体的不同而有所不同,一般在重建后横断面图像上可见条形、环形或大片干扰的伪像,部分容积伪影最常见和典型的现象是在头颅横断面扫描时颞部出现的条纹状伪影,又被称为“Houndsfield 氏伪影”,这种现象也与射线硬化作用有关。

九、螺旋 CT 的概念及其与普通 CT 的异同

螺旋 CT (spiral CT) 是在螺旋式扫描基础上,通过滑环技术与扫描床连续平直移动而实现的。滑环技术使得 X 线球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,故得名螺旋扫描。

螺旋 CT 与普通 CT 的区别:两者的扫描方式有本质的区别,前者得到的是三维信息,后者得到的是二维信息,所以螺旋 CT 扫描方法又称为容积扫描。螺旋扫描工作方式除了比常规扫描方式有更高的工作效率之外,更重要的是由于它获得的是三维的信息,这就增加了信息处理的内容和灵活性。

普通 CT 的扫描方式有螺旋式和固定式两种,X 线球管采用 CT 专用 X 线球管,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。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大范围进行不间断的数据采集,为提高 CT 的成像功能创造了良好的条件。

十、多层螺旋 CT 的概念及其与单层螺旋 CT 的异同

多层螺旋 CT (multi-slice spiral CT, MSCT),是指 X 线球管每旋转一周,即可完成多层面的容积数据采集并重建出多个层面的图像。已成为临床应用的主流机

型。与最初逐层扫描的单层面扫描 CT 机不同,MSCT 采用锥形 X 线束和 Z 轴(纵轴)上多排探测器的设计,故 MSCT 又称为多排探测器螺旋 CT (MDCT),常简称为多排 CT。MSCT 工作时,X 线管和多排探测器围绕检查部位做连续快速同步旋转和扫描,同时检查床沿纵轴恒速平移,如此扫描一周即可通过重建获得多个层面的 CT 图像,MSCT 采集的不再是某一横断层面的数字信息,而是某一段容积内的数字信息,因此也称为容积 CT (volume CT)。

多层螺旋 CT 设计上是使用锥形 X 线束和采用多排宽探测器。与单层螺旋 CT 相比,扫描时间更短,扫描层厚可更薄,连续扫描的范围更大,连续扫描的时间更长。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;在图像显示方式上也带来变化,连续层面数据经计算机后处理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、仿真内镜技术和 CT 血管造影,还可行 CT 灌注成像。总之,多层螺旋 CT 与单层螺旋 CT 相比,具有的特点是:①扫描速度更快;②CT 透视定位更加准确;③提高图像空间分辨率;④提高了 X 线的利用率。

十一、螺距的概念、多层螺旋 CT 与单层螺旋 CT 在螺距上的异同

螺距 (pitch) 是扫描旋转架旋转一周检查床运行的距离与射线束宽度的比值。该比值 (pitch) 是扫描旋转架旋转一周床运动的这段时间内,运动和层面曝光的百分比,它是一个无量纲,可以由下述公式表示:

$$\text{螺距}(p) = TF/W$$

式中:TF(table feed)是扫描旋转架旋转一周床运动的距离,单位为 mm;W 是层厚或射线束准直的宽度,单位为 mm。

在单层螺旋扫描中,螺距 (p) 是射线束宽度与床运行距离的比值,而在多层螺

旋扫描中螺距(p)的定义相同,只是单层与多层产生的结果有些不同。根据单层螺旋扫描螺距的定义,以一次螺旋扫描的结果为例,如螺距相同,在单层螺旋扫描中仅得到一层图像;而在多层螺旋扫描中,得到的图像则与一次扫描所使用的探测器排数有关,可以是4层、8层、16层,或更多层图像。目前的临床使用中,多层螺旋CT螺距的计算方法和名称有两种,即准直螺距和层厚螺距。

十二、电子束CT的概念

电子束CT(electron beam CT, EBCT)是CT设备的类型之一,又称为第五代CT扫描机,系通过电子枪发射电子束产生旋转X线源进行扫描的CT设备,也称超高速CT。用电子枪和钨靶环取代了机械性旋转的X线管,不存在热负荷限度问题。它的结构明显不同于前几代CT机,是由一个电子束X线管、一组由864个固定探测器阵列和一个采样、整理、数据显示的计算机系统构成。扫描速度更快,时间分辨率明显提高,特别适合于心血管疾病的检查。

十三、重建增量

重建增量或重建间距(reconstruction increment, reconstruction interval, reconstruction spacing)是螺旋扫描方式的专用术语,是指被重建图像长轴方向的距离。通过采用不同的重建增量,可确定螺旋扫描被重建图像层面的重叠程度,如重建增量小于层厚即为重叠重建。重建增量大小与被重建图像的质量有关,即重建增量减少图像的质量改善,重叠重建可减少部分容积效应和改善3D后处理的图像质量。

十四、重建时间

重建时间(reconstruction time)是指计算机的阵列处理器,将扫描原始数据重建成图像所需的时间。缩短重建时间也可减少患者的检查时间,提高检查效率,但与减少运动伪影无关。重建时间与被重建图像的矩阵大小有关,矩阵大,所需重建时间

长。另外,重建时间的长短也与阵列处理器的运算速度和计算机内存容量的大小有关,阵列处理器的速度快、内存的容量大,图像重建的时间短。

十五、扫描野和重建视野

扫描野(field of view, FOV)也称有效视野,是扫描前设定的可扫描范围。根据各厂家的设置,扫描野可有一个或数个,大小范围为16~50cm,一般单个扫描野的CT机,扫描野的大小在40~50cm之间。单扫描野的CT机,在定位相扫描后、正式扫描前,扫描野还可再次设置,以获得诊断需要的CT扫描图像,扫描完成后原始数据可再重建图像。该有效视野的大小仍可改变此时的有效视野大小,称为重建视野,理论上重建视野只能小于扫描野。

十六、时间分辨力

时间分辨力(temporal resolution)的主要含义是指扫描机架旋转一周的时间。但在多层螺旋CT中,它还与扫描覆盖范围和重建方式有关,它也是影像设备的性能参数之一,并且与每帧图像的采集时间、重建时间以及连续成像的能力有关。在CT中表示了设备的动态扫描功能,如在多层螺旋CT心脏成像时,时间分辨力的高低则决定了CT机在这方临床应用的适应性和范围。

十七、层厚敏感曲线

层厚敏感曲线(slice sensitivity profile, SSP)是CT扫描机沿长轴方向通过机架中心测量的点分布函数(point spread function, PSF)的长轴中心曲线。与非螺旋CT相比,螺旋CT的层厚敏感曲线增宽,其半值宽度(full width at half maximum, FWHM)也相应增加,即螺旋扫描的实际层厚增加。

通常,在其他条件不变的情况下,层厚增加X线光子量也增加,并使噪声降低和对比度增加,但也使Z轴方向的空间分辨力下降和部分容积效应增大。理想的SSP

应为矩形,非螺旋 CT 的 SSP 接近矩形而螺旋 CT 的 SSP 呈铃形分布曲线。

在螺旋扫描中,曲线的形状随螺距的增加而改变,此外曲线的形状也随采用内插算法的不同而改善,如采用 180° 线性内插可明显改善曲线的形状。SSP 对图像中的高对比度和低对比度的长轴分辨力都很重要,它可影响小病灶的显示。具体地说,当病灶直径小于层厚宽度时,小病灶的 CT 值与背景的比值会降低。当 SSP 偏离理想的矩形时,且螺旋扫描采用较高的床速和 360° 线性内插算法时,这种副作用更明显。但不管螺距的大小,这种副作用可由采用 180° 线性内插算法而大为减少。

十八、卷积

卷积(convolution)是图像重建运算处理的重要步骤。卷积处理通常需使用滤波函数来修正图像,卷积结束后,形成一个新的用于图像重建的投影数据。

十九、内插

内插(interpolation)是采用数学方法在一已知某函数的两端数值,估计该函数在两端之间任一值的方法。CT 扫描采集的数据是离散的、不连续的,需要从两个相邻的离散值求得其间的函数值。目前,很多螺旋 CT 都采用该方法做图像的重建处理。内插的方法有很多种,如线性内插(单层螺旋扫描 CT 常用)、滤过内插和优化采样扫描(多层螺旋扫描 CT 采用)。

二十、准直宽度、层厚与有效层厚

准直宽度是指 CT 机球管侧和患者侧所采用准直器的宽度。在非螺旋和单层螺旋扫描方式时,所采用的准直器宽度决定了层厚的宽度,即层厚等于准直器宽度。

但是,在多层螺旋扫描方式时,情况则不完全一样,因为同样的准直宽度可由 4 排,甚至 16 排探测器接收,而此时决定层厚的是所采用探测器排的宽度。如同样 10mm 的准直宽度,可以由 4 个 2.5mm 的探测器排接收,那么层厚就是 2.5mm;如

果由 16 个 6.25mm 的探测器排接收,那么层厚就变成了 0.625mm。

有效层厚(effective slice)指扫描时实际所得的层厚。由于设备制造的精确性原因,标称 1mm,甚至 0.5mm 的层厚设备制造厂家无法做到如此精确,一般都有一定的误差,其误差范围在 10% ~ 50% 之间,层厚越小,误差越大。一般层厚的误差与扫描所采用的方式和设备的类型无关。

二十一、扫描时间和周期时间

扫描时间是指 X 线球管和探测器阵列围绕人体旋转扫描一个层面所需的时间。常见的有全扫描(360° 扫描),还有部分扫描(小于 360° 扫描)和过度扫描(大于 360° 扫描)。目前的 CT 机都有几种扫描时间可供选择,以前最短的扫描时间为 1s,其他有 2s 或 3s,现在新的多层螺旋 CT 机最短扫描时间可达 0.33s。减少扫描时间除了可缩短患者的检查时间、提高效率外,减少患者运动伪影也是一个有效手段。从开始扫描、图像的重建一直到图像的显示,这一过程称为周期时间(circle time)。周期时间并非始终是扫描时间和重建时间之和。

二十二、准直螺距与层厚螺距

准直螺距和层厚螺距(collimation pitch and slice pitch)是自 4 层螺旋 CT 出现后对螺距的一些不同计算方法。准直螺距(或称螺距因子、射线束螺距)是指不管是单层还是多层螺旋 CT(与每次旋转产生的层数无关),螺距的计算方法是扫描时准直器打开的宽度除以所使用探测器阵列的总宽度。如 16 层螺旋 CT 每排探测器的宽度为 0.75mm,当准直器宽度打开为 12mm 时,16 排探测器全部使用,则此时多层螺旋扫描的螺距为 1($16 \times 0.75\text{mm} = 12\text{mm}$, $12/12 = 1$)。4 层螺旋 CT 时,如准直器打开宽度为 10mm,使用两排 5mm 的探测器,此时螺距同样为 1。上述螺距计算的特点是不考虑所使用探测器的排数和宽度,与

单层螺旋 CT 螺距的计算基本概念相同,同样由于螺距变化对图像质量的影响也相同。层厚螺距(或称容积螺距)是指准直器打开的宽度(或扫描机架旋转一周检查床移动的距离)除以扫描时所使用探测器的宽度。如 4 层螺旋 CT 使用 2 排 5mm 的探测器,检查床移动距离 10mm,则层厚螺距为 2($10/5=2$)。又如检查床移动距离仍为 10mm,使用 4 排 2.5mm 的探测器,则层厚螺距为 4($10/2.5=4$)。层厚螺距的特点是着重体现了扫描时所使用探测器的排数。

二十三、共轭采集和飞焦点采集重建

共轭采集重建是在扫描时快速地改变探测器的位置,分别采集 180° 和 360° 的扫描数据,并利用两组数据重建图像。飞焦点采集重建是在扫描时使焦点在两个点之间快速变换,得到双倍的采样数据并重建图像。共轭采集和飞焦点采集都可提高扫描图像的纵向分辨力。

二十四、采集矩阵与显示矩阵

矩阵是像素以二维方式排列的阵列,它与重建后图像的质量有关。在相同大小的采样野中,矩阵越大像素也就越多,重建后图像质量越高。目前常用的采集矩阵大小基本为 512×512 ,另外还有 256×256 和 1024×1024 。

CT 图像重建后用于显示的矩阵称为显示矩阵(displaying matrix),通常为保证图像显示的质量,显示矩阵往往是等于或大于采集矩阵。通常采集矩阵为 512×512 的 CT,显示矩阵常为 1024×1024 。

二十五、原始数据

原始数据(raw data)是 CT 扫描后由探测器接收到的信号,经模数转换后传送给计算机,其间已转换成数字信号经预处理后,尚未重建成横断面图像的这部分数据被称为原始数据。

二十六、重建与重组

原始扫描数据经计算机采用特定的算

法处理,最后得到能用于诊断的一幅横断面图像,该处理方法或过程被称为重建或图像的重建(reconstruction)。

重组(reformation)是不涉及原始数据处理的一种图像处理方法。如多平面图像重组、三维图像处理等。在以往英文文献中,有关图像的重建概念也有些混淆,三维图像处理有时也采用重建(reconstruction)一词,实际上,目前 CT 的三维图像处理基本都是在横断面图像的基础上,重新组合或构筑形成了三维影像。

由于重组是使用已形成的横断面图像,因此重建图像的质量与已形成的横断面图像有密切的关系,尤其是层厚的大小和数目。一般扫描的层厚越薄,图像的数目越多,重组的效果就越好。

二十七、算法、重建函数核(滤波函数)

算法(algorithm)是针对特定输入和输出的一组规则。算法的主要特征是不能用任何模糊的含义,所以算法规则描述的步骤必须是简单、易操作并且概念明确,而且能够由机器实施。另外,算法只能执行限定数量的步骤。

CT 的扫描通常需包含一些必要的参数,有的参数可由操作人员选择,有的则不能。重建函数核(kernel),或称重建滤波器、滤波函数,是一项重要的内容,它是一种算法函数,并决定和影响了图像的分辨力、噪声等。在 CT 临床检查中,可供 CT 图像处理选择的滤波函数一般可有高分辨力、标准和软组织三种模式,有的 CT 机除这三种模式外,还外加超高分辨力和精细模式等。

二十八、扫描覆盖率

扫描覆盖率与多层螺旋扫描方式有关,是指机架旋转一周扫描覆盖的范围,在相同的扫描时间内,扫描的覆盖范围又称扫描覆盖率。扫描覆盖率的大小主要取决于以下两个因素:一是扫描所使用探测器阵列的宽度;二是扫描机架旋转一周的速

度。如探测器阵列 Z 轴方向的总宽度为 4cm, 旋转一周即产生 4cm 的覆盖, 因扫描机架的旋转时间不相同, 乘以一次扫描所用的总时间, 即为扫描覆盖率。

二十九、纵向分辨力

纵向分辨力 (z-resolution) 是指扫描床移动方向或人体长轴方向的图像分辨力, 表示了 CT 机多平面和三维成像的能力。纵向分辨力的优与劣, 其结果主要涉及与人体长轴方向有关的图像质量, 例如矢状或冠状位的多平面图像重组。目前, 4 层螺旋 CT 的纵向分辨力约 1.0mm, 16 层螺旋 CT 的纵向分辨力是 0.6mm, 而 64 层的纵向分辨力可达 0.4mm。

三十、物体对比度和图像对比度

物体对比度 (contrast of object) 是指相邻两个物体之间在图像中的显示能力, 在 CT 成像中, 与物体的大小、物体的原子序数、物体的密度、重建的算法和窗的设置有关。CT 值大于 100HU 时的对比度差, 称为高对比度; CT 值小于 10HU 时的对比度差, 称为低对比度。图像对比度 (contrast of image) 是指重建后的图像与 CT 值有关的亮度差 (ΔH)。它与射线衰减后 CT 值的高低以及接受器亮度的调节有关。

三十一、接收器分辨力

接收器分辨力 (resolution of acceptor) 包括图像监视器和胶片, 它们很容易与空间分辨力和密度分辨力相混淆。

CT 中的空间分辨力概念只指 CT 机本身由于系统接收和传递过程中所产生的分辨力, 它与接收器的分辨力无关, 但是接收器分辨力的优劣也影响 CT 机的空间分辨力, 如果监视器或胶片的分辨力低于 CT

机的分辨力, 那么再高的系统分辨力也无法在图像上得到体现。

三十二、动态范围

动态范围 (dynamic range) 是指最大的响应值与最小可探测值之间的比值, 其响应与转换的效率通常与接受器所采用的物质有关。

CT 探测器中钨酸钙的吸收转换效率是 99%, 动态范围是 1000000:1。

三十三、零点漂移

CT 成像的整个过程中, 是一个系列的、多部件参与的过程。成像中的主要部件 (如探测器之间) 由于存在扫描参数和余辉时间的差异, 以及 X 线输出量的变化, CT 机执行下一次扫描时各通道的 X 线量输出也不相同, 有的通道是零, 而另一些可能是正数或负数, 导致探测器接收到的空气 CT 值不是 -1000, 这种现象被称为探测器的零点漂移 (zero wander)。

三十四、周围间隙现象

相邻两个不同密度组织的交界部分如处于同一层面内, 即同一层厚内垂直方向同时包含这两种组织, CT 图像上显示的这两种组织的交界处 CT 值会失真, 同时交界处这两种组织变得模糊不清。这种由于射线衰减吸收差引起的图像失真和 CT 值改变, 称为周围间隙现象 (peripheral space phenomenon)。

在两种组织差别较大时, 密度高的组织边缘 CT 值偏低, 而密度低的组织边缘 CT 值偏高; 当密度差别较小的组织相邻时, 因其交界处影像不清, 使图像上的微小密度差别难以辨别。周围间隙实质上也是一种部分容积效应。