

JIANMING
TIBU CT ZHENDUAN

简明

体部CT诊断



主编 陈代明 程若勤



湖北科学技术出版社

简明

JIANMING TIBU CT ZHENDUAN

体部CT诊断

主 编 陈代明 程若勤

»»»

湖北科学技术出版社

图书在版编目(CIP)数据

简明体部 CT 诊断/陈代明,程若勤主编.- 武汉:湖北科学技术出版社,2010.2

ISBN 978-7-5352-4454-3

I. ①简… II. ①陈… ②程… III. ①计算机 X 线扫描体层摄影- 诊断学
IV. ①R814.42

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2010)第 002227 号

策 划:李慎谦

责任编辑:谭天 王小芳

封面设计:戴旻

出版发行:湖北科学技术出版社

电话:027-87679468

地 址:武汉市雄楚大街 268 号

邮编:430070

(湖北出版文化城 B 座 12-13 层)

网 址:<http://www.hbstp.com.cn>

印 刷:武汉市金港彩印有限公司

邮编:430015

787mm×1092 1/16

18.25 印张

591 千字

2010 年 3 月第 1 版

2010 年 3 月第 1 次印刷

定 价:48.00 元

本书如有印装质量问题 可找本社市场部更换

前 言

两年多前,几位长期从事医学影像学方面教学、医疗实践工作的朋友因学术会议相聚在江城,会议休息中既有天南海北的轻松闲聊,也有关于教学和临床工作的探讨。谈到CT的普及,其中有一个话题是共同的,即现在影像诊断方面的专著很多,但简明的、实用的、图文兼顾的入门书稍显偏少。

由于我国医疗事业的迅猛发展,高档医疗设备再也不是大型医院的骄子,如果说磁共振还只是在三甲医院和部分二甲医院中使用,CT则是在二甲以上医院完全普及,甚至有的镇医院也已列装,所以随之而来对相关书籍的要求也增加了。

不同专业及其不同阶段对书籍的要求是不一样的,因为一方面在新加入医学影像诊断队伍的年轻医生中,一部分是影像专业毕业生,一部分是临床等其他专业毕业生,初入本行,短期内难以读完大本头,需要有一个由简入难的过渡;二是不少医院对新到临床工作的医生采用轮训制,在放射科也必须有一段学习的时间,他们不会、也不可能短期内去读完那些专科医生才阅读的著作;三是即使已到临床工作的中青年临床医生,每天接触大量影像资料,也不可能花大量时间去查阅那些厚重的专著,所以简明、条理式的参考书或许有其实用性。

基于上述认识,本书编写中将以上要求作为主要考量点,即内容以常见、普及为主,编写以简明、实用为要。

由于本书以普及而非研究为主,加之立意之初就是以简明为目的,也限于篇幅,没有在每章后面大量注明参考书目,同时个别技术方面的图片也为引用,在此对被参阅、引用的各书作者致以诚挚的谢意,并对没能一一注明深表歉意。

虽然本书费时不少,从立意到成书两年有余,作者们也尽了力,但由于水平有限,难免有差错,还望得到读者指正,以便作者改进。

本书原本计划年初截稿,因意外原因才使拙稿延迟至九月底,正好赶上了国庆,我们就以我们的拙作作为薄礼献给国庆六十周年吧。

衷心祝愿我们国家的医疗事业不断发展,医学影像事业更上一层楼!衷心祝愿我们国家更加繁荣昌盛,人民更加富强安康!

作者于2009年
建国六十周年国庆之夜写于古城荆州

本书编委会

主 编 陈代明 程若勤

副主编 胡仲新 杨德平 任柏绪 王 勇 王楚铭

编委(按姓氏笔画为序)

王 勇 湖北省中医药高等专科学校附属荆州市第二人民医院

王楚铭 湖北省鄂州市中心医院

任柏绪 长江大学医学院

陈代明 湖北省中医药高等专科学校附属荆州市第二人民医院

陈建中 湖北省中医药高等专科学校附属荆州市第二人民医院

张运利 江汉大学卫生学院

汪建成 湖北省中医药高等专科学校附属荆州市第二人民医院

杨德平 咸宁医学院附属咸宁中心医院

吴关鑫 湖北省石首市人民医院

胡仲新 武汉市第七医院

范谋海 湖北省中医药高等专科学校附属荆州市第二人民医院

曹 忠 咸宁医学院附属咸宁中心医院

程若勤 武汉科技大学附属天佑医院

程振江 湖北省鄂州市中心医院

目 录

第一章 概论	1	五、肺囊肿	43
第一节 CT 成像基本原理与基本结构	1	六、肺气肿	45
一、CT 成像基本原理	1	七、肺不张	46
二、CT 基本结构	1	八、支气管扩张	49
第二节 CT 设备的发展	4	九、特发性肺间质纤维化	50
一、CT 的发明	4	十、放射性肺损害	52
二、各代 CT 的主要特点	5	十一、肺动静脉畸形	53
三、螺旋 CT	6	十二、肺 癌	54
第三节 CT 有关概念	8	十三、肺转移瘤	58
一、像素与体素	8	第四节 纵隔病变	60
二、矩阵	8	一、胸腺瘤	60
三、分辨力	9	二、神经源性肿瘤	61
四、CT 值	9	三、皮样囊肿和畸胎瘤	62
五、窗宽与窗位	10	四、恶性淋巴瘤	64
六、螺 距	11	五、食管 癌	65
七、部分容积效应	11	六、食管静脉曲张	66
八、噪 声	12	七、食管裂孔疝	68
九、伪 影	13	第五节 胸膜病变	69
十、平扫、增强与特殊扫描	14	一、胸腔积液	69
第四节 CT 图像重建与后处理	17	二、胸膜间皮瘤	71
一、重建	17	第六节 心脏、心包及大血管病变	72
二、回顾性重建	18	一、心包积液	72
三、CT 图像重组	19	二、缩窄性心包炎	73
第二章 胸部	23	三、室壁瘤	74
第一节 胸部 CT 检查适应证与检查方法	23	四、动脉瘤	75
一、适应证	23	五、主动脉夹层	76
二、检查方法	23	第三章 腹部	79
第二节 胸部 CT 正常解剖	24	第一节 腹部检查适应证与检查方法	79
第三节 胸部病变	27	一、肝胆检查	79
一、肺炎	27	二、胰腺检查	80
二、肺结核	32	三、脾检查	81
三、肺脓肿	40	四、肾上腺检查	82
四、肺真菌病	41	五、腹腔腔与腹膜后间隙检查	82
		第二节 腹部 CT 正常解剖	83

第三节 肝脏病变	84	第九节 腹膜腔和腹膜后间隙病变	155
一、肝硬化	84	一、腹膜炎和腹腔脓肿	155
二、脂肪肝	87	二、结核性腹膜炎	156
三、肝海绵状血管瘤	88	三、腹膜肿瘤	158
四、肝囊肿与多囊肝	90	四、腹膜后创伤	161
五、慢性肝血吸虫病	92	五、原发性腹膜后间隙肿瘤	163
六、肝脓肿	93	第四章 泌尿系统	166
七、肝结核	95	第一节 泌尿系统适应证与检查方法	166
八、原发性肝癌	96	一、适应证	166
九、肝内胆管细胞癌	101	二、检查方法	166
十、肝转移瘤	103	第二节 泌尿系统正常 CT 解剖	168
十一、肝静脉阻塞综合征	106	第三节 泌尿系统病变	168
十二、钝性肝损伤	108	一、尿路结石	168
第四节 脾脏病变	110	二、肾结核	170
一、脾脏损伤	110	三、单纯性肾囊肿	173
二、脾梗死	112	四、多囊肾	174
三、脾血管瘤	114	五、马蹄肾	175
四、脾淋巴管瘤	116	六、肾血管平滑肌脂肪瘤	177
五、脾弥漫性增大	117	七、肾盂癌	178
第五节 胆囊与胆道病变	119	八、输尿管癌	181
一、胆囊炎	119	九、肾细胞癌	182
二、胆石症	121	十、肾损伤	184
三、先天性胆管囊肿	124	十一、腺性膀胱炎	187
四、胆囊癌	126	十二、膀胱癌	189
五、胆管癌	128	第五章 生殖系统	192
六、胆囊腺肌增生症	130	第一节 生殖系统 CT 检查适应证与方法	192
第六节 胰腺病变	132	一、适应证	192
一、急性胰腺炎	132	二、检查方法	192
二、慢性胰腺炎	134	第二节 生殖系统正常 CT 解剖	193
三、胰腺癌	136	第三节 女性生殖系统病变	194
第七节 胃肠道病变	139	一、子宫肌瘤	194
一、急腹症	139	二、卵巢畸胎瘤	197
二、胃肠道恶性肿瘤	142	三、卵巢囊肿	198
第八节 肾上腺病变	147	四、卵巢囊腺瘤	200
一、肾上腺髓样脂肪瘤	147		
二、原发性醛固酮增多症	148		
三、皮质醇增多症	149		
四、肾上腺型 Addison's 综合征	151		
五、肾上腺囊肿	152		
六、嗜铬细胞瘤	154		

五、卵巢癌	202	五、脂肪瘤	248
六、子宫癌	204	第八节 骨与关节创伤	249
第四节 男性生殖系统病变	208	一、骨关节创伤	249
一、前列腺增生	208	二、创伤性关节炎	257
二、前列腺囊肿	210	第七章 脊柱	259
三、前列腺癌	212	第一节 脊柱 CT 检查适应证与检查方法	259
第六章 骨关节与软组织	214	一、适应证	259
第一节 骨关节与软组织 CT 检查适应证与检查方法	214	二、检查方法	259
一、适应证	214	第二节 脊柱正常 CT 解剖	260
二、检查方法	214	第三节 脊柱病变	261
第二节 骨与关节感染	215	一、椎间盘病变	261
一、化脓性骨髓炎	215	二、脊柱结核	265
二、骨与关节结核	218	三、脊柱创伤(脊柱骨折、脊髓损伤)	268
第三节 骨软骨缺血性坏死	221	四、脊柱血管瘤	272
第四节 骨肿瘤样病变	224	五、脊索瘤	273
一、骨囊肿	224	六、骨髓瘤	274
二、动脉瘤样骨囊肿	225	七、脊椎转移瘤	276
三、骨纤维发育不良	226	第八章 CT 介入	279
第五节 良性骨肿瘤	228	第一节 概述	279
一、骨瘤	228	第二节 设备、器械与药品	279
二、骨样骨瘤	229	一、CT 设备	279
三、纤维性骨皮质缺损	231	二、介入器材	280
四、骨化性纤维瘤	232	第三节 适应证、禁忌证与相关准备	280
五、骨软骨瘤	233	一、CT 引导下诊断性介入适应证	280
六、骨巨细胞瘤	234	二、CT 引导下介入治疗适应证	281
第六节 恶性骨肿瘤	235	三、禁忌证	281
一、骨肉瘤	236	四、术前准备	281
二、尤文氏肉瘤	237	第四节 穿刺技术与方法	282
三、转移性骨肿瘤	239	一、操作方法	282
第七节 软组织病变	242	二、细针穿刺活检的标本处理	283
一、骨化性肌炎	242	三、并发症及其处理	283
二、腘窝囊肿	243		
三、血管瘤	244		
四、纤维瘤	245		

第一章 概 论

1895年德国物理学家发现了X线,从此医学领域诞生了一门新的学科——放射科,人类从中获益匪浅。但在大半个世纪中,我们尽管不断改进透视、照片、造影等方法,X光机设备也得到不断改进、提高,却始终未有跳出模拟、二维图像的范畴。直到20世纪60年代将电子计算机与X线检查技术相结合,诞生了计算机体层摄影术(computed tomography, CT),X线检查才进入了一个新时代,其发明者英国物理学家 Hounsfield 因其在这一领域的重大突破而荣获1979年诺贝尔医学生物学奖。

1974年全身CT诞生,此后CT发展从第一代到第五代、从普通轴位扫描CT到螺旋CT、从单层螺旋CT到多层螺旋CT乃至双源CT等,经历了多个发展阶段。尤其近十多年来,CT设备硬件和软件都得到了极大发展,使得要求较高的血管及心脏三维成像、组织血流灌注、CT透视、容积成像等都成为可能,从而大大拓展了CT在临床的应用领域。

第一节 CT 成像基本原理与基本结构

一、CT 成像基本原理

CT是近代飞速发展的电子计算机控制技术和X线检查摄影技术相结合的产物,它与传统X线平片和透视利用人体内不同组织密度和厚度对于X线穿透后吸收能力差别,在胶片上或荧光屏上形成不同影像不同,CT采用高度准直的一定厚度的X线对特定层面进行扫描,X线穿过人体不同脏器和组织形成不同的吸收衰减,被与X线管相对位置上非常灵敏的探测器所接收,进行光电转换,这些与X线强度呈线性关系的电信号,经对数放大、多路转换等处理后,由A/D转换器(模/数转换器)转换成可由计算机进行计算的数字信号输入计算机,通过计算机处理得到扫描层面的组织衰减系数的数字矩阵,将矩阵内的数值通过D/A转换器(数/模转换器)转换后,输至监视器用不同灰阶形式显示在监视器上,即成为诊断用图像。

二、CT 基本结构

CT扫描成像系统由硬件和软件两大部分组成,其硬件结构又由数据采集系统和图像处理系统两部分组成。采集系统包括扫描架、X线管、高压发生器、准直器、探测器、对数放大器、A/D转换器和接口电路等;图像处理系统由计算机(包括主控计算机和阵列处理机)、磁盘机(包括硬盘机、光盘机)、D/A转换器、图像显示器、多幅相机、接口电路等组成。整个系统由中央控制系统操纵,加上检查床和电源系统等,便构成一台完整的CT机。为对CT设备进一步了解,下面对其主要部件作些简要说明(图1-1-1)。

(1)X线管。X线管是CT中的信号源,是其中的重要部件。除早期头部CT使用固定阳极X线管外,各代全身CT均使用旋转阳极X线管。随着螺旋CT的诞生和不断发展的多层螺旋CT、4DCT、双源CT、平板CT等,对X线管也提出了越来越高的要求。目前使用的球管热容量有2.0MHU、3.5MHU、4.0MHU、5.0MHU、6.3MHU、7.5MHU、8.0MHU

等不同大小,球管的功率最大者超过 70kW,阳极旋转速度达到 9 000r/min 左右,可以保证连续大范围扫描;有的公司采用液态金属螺旋沟纹轴承系统取代以往阳极金属轴承,克服了金属轴承易损的缺陷,提高了球管的使用寿命;球管焦点也越来越小,由最初的数毫米,到现在 1mm 左右,大大提高了 X 线的质量。

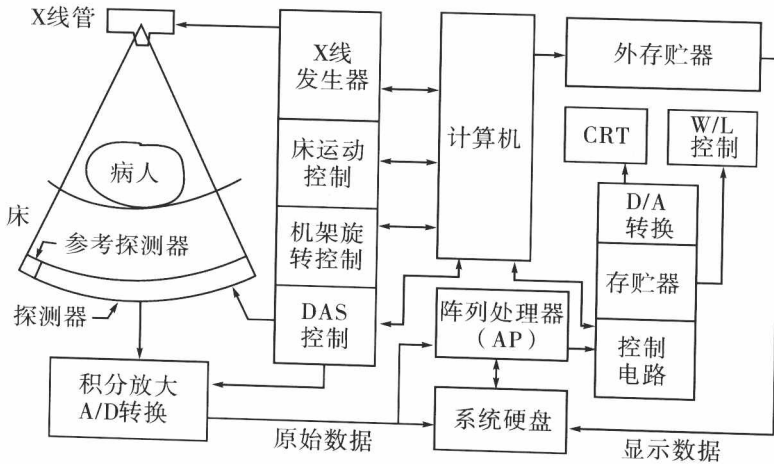


图 1-1-1 CT 结构示意图

(2) 高压发生装置。高压发生装置主要包括高压发生器和灯丝变压器。高压发生器用来产生 X 线管所需要的高压,工作电压一般为 120~140kV。X 线管所用高压为恒压直流高压,一般采用桥式整流电路,高压整流元件几乎均为硅整流器,而恒压的要求一般通过电容滤波来实现。为保证高压电压、电流的稳定性,常采用闭环控制方法,即自高压负载取得反馈电压与参比电压进行比较所得误差经放大器放大,通过控制机构进行调整,保证高压的稳定性。

早期高压发生器为油浸式,体积较大,重量达 1 吨以上。随着工艺、材料的更新,在保证高于一般发生器绝缘要求的前提下,体积缩小到安装在扫描架的固定部分、乃至现在安装到旋转部分,这就为滑环 CT 创造了条件,也为 MSCT 创造了必要条件。目前,MSCT 全部采用固态高压发生器,体积缩小到常规发生器的近 1/10,减轻了扫描架旋转部分的重量。多层螺旋追求高速扫描,多数已达 0.5s/r 以上,旋转部分的离心力很大,油浸式高压发生器很容易发生漏油而导致损坏,固态高压发生器彻底杜绝了这一隐患。MSCT 最快扫描速度为 0.33s/r,如同照相机的快门一样,能在极短时间内“冻结”运动物体,可用于心脏冠状动脉成像。为 X 线管提供灯丝电源的灯丝变压器是高压发生装置的又一重要部分,工作电压一般为 3~12V,分为准备电压(非扫描时)和工作电压(扫描时),输出电流 4~7A。但对于采用负高压的 X 线管,灯丝处于相对高电位,因此需耐受全部输出高压,必须有很高的绝缘要求。

(3) 数据采集系统与探测器。探测器是 DAS(数据采集系统)的主要组件之一。由探测器检测到的模拟信号,在计算机控制下,经积分放大后进行 A/D 转换,成为原始的数字信号。DAS 采集数据的时间和控制信号由扫描控制系统产生,并且通过接口电路提供到 DAS。

探测器是将射线光子能量转换为可供记录的电信号的装置,即完成光电转换,其所转换的电信号强度与其所接受到的射线辐射能量大小成正比。由于射线穿过人体组织及病理组织所产生的衰减系数变化很小,因此对探测器的转换效率、响应性、准确性、稳定性均有较高

的要求。

探测器类型有两种:一种是收集气体电离电荷的气体探测器,另一种是收集荧光的探测器,称闪烁探测器或固体探测器。相对于固体探测器,气体探测器虽然温度特性较稳定,但气体探测器噪声较大、容易发生饱和、散射线准直也存在一定缺陷,射线剂量利用率也明显低于固体探测器,因此目前已淘汰。固体探测器包括闪烁晶体、光导、光电倍增管和前置放大器诸部分。其中闪烁晶体材质改变较多,先后使用碘化钠、碘化铯、碘化钾、氟化钙等荧光晶体,其性能也不断提高,现多使用高速稀土陶瓷,无论是转换效率、稳定性,还是体积等诸方面均大大高于以往晶体。

固体探测器发展的另一方面是探测器越来越小型化,为在一定的空间安装更多探测器创造了条件,为多层螺旋 CT 设计提供了可能。CT 探测器组由最初的数个、十数个发展到数百、数千个,目前 64 层螺旋 CT 的探测器大约有 20 000 多个数据通道,在一秒钟内大约进行 4 000 多次读取。MSCT 不仅有传统的 X、Y 轴分辨率,还有 Z 轴分辨率,X、Y、Z 轴分辨率一致,则体素为一立方体,使得任意斜面的图像质量保持一致,即所谓各向同性,因此重建出来的 3D 图像更臻完美。

(4)准直器。准直器是一种辐射衰减物质,为 X 线的整形装置,由可以平行运动的两部分组成,根据需要改变两片之间的缝隙,以控制 X 线在人体长轴平行方向上的宽度从而控制扫描厚度,同时捕捉散射线。准直器可分为上准直器(球管侧,又叫前准直器)和下准直器(探测器侧,又叫后准直器)。准直器的作用是使探测器只接受垂直入射探测器的射线,尽量减少散射线的干扰,减少读数误差并与前准直器配合切换层厚。现代 CT 由于球管焦点很小,射线束具有很好的方向性,故现在一般取消了下准直器。

(5)滤波器。滤波器的作用是吸收低能量射线,优化射线的能谱,减少病人的 X 线剂量,使通过滤过后的 X 线为能量分布均匀的硬射线束。由于人体断面呈近似椭圆形,中心厚度较大,边缘厚度较小,X 线穿过后信号强度差别较大,同时具有一定能量的电子撞进靶原子核附近时,在核电场力的作用下会改变运动速度和方向,部分电子因为能量减小而离开碰撞点,因此转变为光子的能量也不相等,致使形成的 X 线为不同波长的连续光谱,而 CT 要求 X 线为能量均匀的硬射线,故从球管发出的 X 线必须进行过滤,基于此,人们在 CT 机球管的窗口侧安装了楔形补偿器(滤波器),滤掉低能射线。以前在同一台设备上安装有成型滤波器(凹陷较深,用于头部扫描)和平板滤波器(凹陷较浅,用于体部扫描)两套滤波设备,使用一套时,另一套退出窗口,现仅用双面凹陷的一种滤波器。

(6)计算机。CT 机的计算机系统为主计算机和阵列处理机(AP)两部分,旧式 CT 两者在硬件上分为各自独立单元,由于计算机的迅猛发展现在已一体化设计。

主控计算机是中央处理系统,通过数据总线进行双向通讯,从而控制 CT 整个系统工作,其主要功能有:①扫描监控,存贮扫描所输入的数据;②CT 值的校正和输入数据的扩展;③数据管理,图像重建控制及后处理;④CT 自身故障诊断及分析。

阵列处理机(AP)为专用数据处理装置,与主控计算机相接,专门处理多组数据,其本身不能独立工作。AP 在主控计算机的控制下接受由 DAS(数据采集系统)或磁盘送来的数据,进行运算后再送给主控计算机,然后由终端显示,它与主控计算机并行工作,在 AP 工作时,主机可执行自己的工作。

(7)图像处理与储存装置。为 CT 计算机系统的核心装置。近年来,随着计算机技术的飞跃发展,计算机运算速度大大提高,图像重建时间也越来越短,部分 CT 还采用了多台微

机并行工作,实现了扫描、重建、处理、存盘和照相等同时进行,提高了病人流量。

储存装置由过去的硬盘、软盘和磁带改为可再写的磁光盘(MOD),其处理速度大大加快。作为档案长期保存的只写一次的光盘(WORM),其储存量大,数据检索快,保存性能好,明显优于软盘与磁带。

(8)多幅相机。多幅相机将 CT 图像拍摄到 CT 胶片上,一张胶片往往拍摄数幅到数十幅图像,所以称之为多幅相机。

多幅相机可分为 CRT 型多幅相机和激光型、热敏型多幅相机。前者由阴极射线管的电子束将视频信号变成在视频监视器屏幕上显示的图像,再用光镜折射,并用透镜把视频监视器上的图像聚焦到 CT 胶片上,使其曝光。CRT 型相机较简单,价格较低,但受影响因素较多,质量受限,而且每幅图像曝光后即不可更改,无法重新排版,目前已基本淘汰。

激光型、热敏型多幅相机通过以太网络接收数字图像数据,将图像像素的灰度值输入其存储器中,激光相机直接控制激光对每一像素单元曝光,在专用激光胶片上成像;热敏相机则是将数字图像像素的灰度值传送到打印头电阻器,一行连一行地直接完成数控热敏打印成像过程。上述两种相机各有其优点,一般认为激光相机图像清晰度更佳,不过不论哪种类型它们的聚焦性、方向性、分辨率等都明显高于 CRT 型相机,而且可以自由选择图像排列,在确认打印之前可以随时修改,排版完成后输入存储器中,再一次打印。它们都内置有密度检测调节装置,将得到的图像密度检测信息送回图像信息处理单元的计算机,这样就形成了一个闭环的图像质量调控体系,使数字胶片打印机的图像质量始终保持如一,保证了每张胶片的一致性,确保了影像的质量。

激光型相机又可分为湿式和干式两种,前者打印完胶片后,仍然和 CRT 型相机一样在暗室冲洗,才能成像,因此仍受暗室因素影响,图像质量得不到足够保证,目前已很少选用;干式激光型相机打印完毕后由相机输出即为可阅读胶片,无需暗室,目前新购入激光相机多属此型。

第二节 CT 设备的发展

一、CT 的发明

计算机体层摄影术的发明是自伦琴 1895 年发现 X 线以来,医学 X 线影像诊断领域最重要的成就。

CT 的发展经历了漫长历程,从最早的理论提出到设备的诞生等待了约半个世纪。1917 年奥地利数学家 J. Radon 提出拉东复位理论,即物体投影的无限集合,可以重建该物体的图像,建立了 CT 的数学基础;1963 年,美籍南非人理论物理学家 Allan. Cormack 尝试将图像重建的数学方法应用于医学,首次提出了用 X 线扫描进行图像重建,建立了 X 线摄影的数学模型,还得出了一些有用的公式,为 CT 的应用奠定了理论基础。

1967 年,英国工程师 G. N. Hounsfield 博士在 EMI 公司实验研究中心开始了模式识别的研究工作,并于 1969 年制作了一套简单的扫描装置,即用加强的 X 线作放射源,对人体的头部进行实验性扫描测量,得到了颅脑的断层分布图像。1971 年 9 月, Hounsfield 在伦敦郊外的 Atkinson—morley 医院安装了第一台原型设备,在神经放射学家 Ambrose 医生的指导下开始了颅脑的临床实验研究。10 月 4 日是一个值得纪念的日子,第一个接受检查的病人

头部横断图像呈现在荧光屏上一CT的临床实验获得成功!

1972年4月, Hounsfield 和 Ambrose 在英国放射学研究院年会上宣读了关于 CT 的第一篇论文, 报告了实验结果, 从而宣告了 CT 的诞生! 1973年, CT 研究成果在英国放射学杂志上报道, 引起人们的极大关注, 同年 11 月, 在芝加哥北美放射年会(RSNA)上也宣读了他们的研究论文, 一举震动了全世界。1974年, 美国 George Town 医学中心的工程师 Ledley 进一步设计了全身 CT 扫描机, 使之适用于全身各个解剖部位的影像学检查。1979年 Hounsfield 与在塔夫茨大学从事 CT 图像重建研究的 Cormack 教授一起, 获得了诺贝尔医学生理学奖。

从第一台 CT 的诞生到现在已 30 多年了, CT 设备的发展仍是日新月异, 从第一代到第五代, 从普通的层面 CT 到电子束 CT 和螺旋 CT, 尤其近十年来无论是硬件还是软件都得到长足的发展, 大大提高了 CT 检查的内涵和外延。层面采集 CT 的一、二代早已淘汰, 三、四代已基本淘汰, 第五代 CT 仅少量使用, 目前所使用机型主要为各种类型螺旋 CT, 凡近年更新者多为多层螺旋 CT。但为内容系统性, 除介绍螺旋 CT 以外, 其他各型均稍作介绍。

二、各代 CT 的主要特点

1. 层面采集 CT

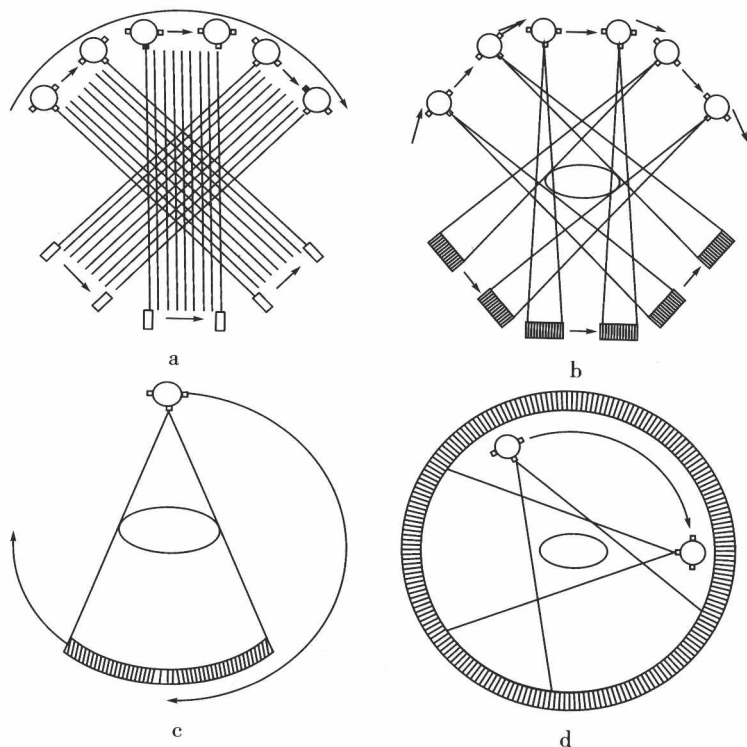


图 1-2-1 CT 分代示意图

a. 第一代 CT; b. 第二代 CT; c. 第三代 CT; d. 第四代 CT

层面采集 CT 每次扫描采集一个层面的图像信息, 在扫描时检查床静止不动, 每完成一次扫描, 检查床根据扫描厚度前进一定距离再进行下一次扫描, 每次扫描球管分别进行发射射线的数据采集旋转扫描和不发射射线的回位旋转, 这是因为受球管后面连着高压电缆的限制, 所以尽管从第一代 CT 到第四代 CT 也有不断发展, 但与后来的螺旋 CT 不可同日而

语。第一、二代 CT 早在 20 世纪 80 年代先后淘汰,第三、四代 CT 20 世纪 90 年代也已停产。第一代和第二代运转方式均为平移/旋转式,但第一代 CT 因速度慢,孔径小,仅能扫描头部,第二代 CT 已可以进行体部检查,但速度太慢,体部检查不理想;第三代 CT 有了质的飞跃,扫描速度和图像质量均得到很大提高,可以完成全身各部位检查,第四代 CT 仅在第三代 CT 基础上对探测器排列和运转方式进行了改变,速度和质量并无明显变化,生产的公司不多,生产时间也不长(图 1-2-1)。

(1)第一代(平移/旋转式)。采用笔形 X 线束和单个对应的探测器设计,每次扫描球管和探测器在需检查区沿人体一侧向人体另一侧平移扫描,然后旋转 1° ,再重复上述过程,不断平移/旋转直到旋转 180° ,采集一个层面需数分钟到数十分钟,尽管后来有所提高,但仅用于头部等不活动脏器检查,故又称为头部 CT。图像矩阵 128×128 或 256×256 。

(2)第二代(平移/旋转式)。结构和扫描方式基本同第一代,只是 X 线束为较窄的扇形,与之对应的探测器增加为 10 余个或 20 余个,呈单排或双排直线排列,每次平移后可以旋转比第一代 CT 较大角度,因此扫描完成一幅图像速度可以提高到数十秒甚至十余秒,如果探测器为双排排列,还可以在上述时间内同时重建出两幅图像。图像矩阵也提高到 256×256 或 320×320 ,已经可以完成部分合作病人的体部检查。

(3)第三代 CT(旋转/旋转式)。1976 年问世,X 线束呈较大扇形面排列,探测器增加到数百至上千,可以包含人体全部检查面,所以无需再进行平移扫描,仅需绕人体旋转采集即可,因此每层面扫描速度提高到 1 至数秒,图像矩阵采用 256×256 或 512×512 ,因此无论扫描速度,还是图像质量均得到很大提高。

(4)第四代 CT(旋转/固定式)。第四代 CT 将探测器呈环形排列固定在扫描架内,数目多达近千或数千,与第三代 CT 不同的是扫描时仅球管绕人体运动,与射线束相对应的部分探测器采集数据,而大部分探测器并不工作,扫描速度和图像质量与第三代 CT 比较并无明显变化。

2. 电子束 CT

电子束 CT(EBCT),又称超高速 CT,一般将其划为第五代 CT,其实这种分代不尽合理,第二代强于第一代,第三代强于第二代,但第四代不一定强于第三代,且后来的螺旋 CT 其实是在第三代结构上发展起来的。就电子束 CT 而言,其结构与第一至四代 CT 均不相同,尤其采集系统,没有 X 线管,也就没有 X 线管的旋转,同样没有探测器的旋转,故称之为静止/静止式。

EBCT 以电子枪代替 X 线管,在扫描架内设置四至八排靶环,电子枪发射电子,经偏转线圈控制偏转后击发靶环的阳极产生 X 线,绕人体旋转扫描,射线穿过人体后被探测器所接收,一次扫描可形成 4~8 幅图像。由于没有 X 线管和探测器的运动,因此速度是一般 CT 的数倍乃至数十倍,可以完成心脏、冠状动脉成像为其最大的优势,但其成本较高,扫描噪声大。而后的多层螺旋 CT 尤其 16 层、64 层以上螺旋 CT,基本可以取代其心血管等方面的检查,且其他方面较之更有优势,因此限制了它的进一步发展。

三、螺旋 CT

1989 年单层螺旋 CT 在东芝公司诞生,这是 CT 发展史上一个重要的里程碑。由于螺旋 CT 的 X 线管和探测器可以单方向不间断 360° 旋转,连续产生 X 线,并进行连续的数据采集,同时,检查床沿纵轴方向匀速移动,由于 X 线束绕人体圆周扫描与检查床上的人体匀速

纵向移动的共同作用形成螺旋扫描方式,故称之为螺旋 CT(图 1-2-2)。

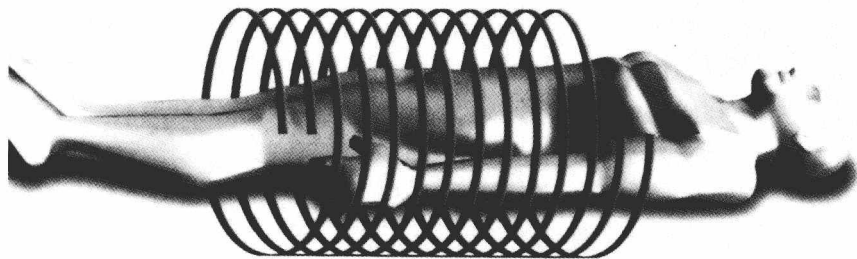


图 1-2-2 螺旋 CT 数据采集示意图

螺旋 CT 的基础是滑环技术的应用,当然包括高压发生器的小型化,X 线管热容量的提高等。所以在螺旋 CT 诞生前,介于层面 CT 与螺旋 CT 之间曾有滑环 CT 的过渡,滑环 CT 高压发生器已小型化,可以装在扫描架内固定部位,通过滑环将高压传至 X 线管,或进一步小型化的高压发生器直接与 X 线管一同安装在扫描架旋转部分,只需通过滑环传输低压电源即可,前者为高压滑环 CT,后者为低压滑环 CT,它们的共同点均没有高压电缆的限制,X 线管可以单方向旋转,与螺旋 CT 不同的是扫描时检查床不是同步连续纵向运动,故而仍为层面 CT。但以往普通层面 CT 只是一个方向旋转采集数据,由于受高压电缆的限制必须反向旋转让电缆回位,此时并不采集数据,故而整体扫描时间难以缩短,而滑环 CT 由于单向旋转,虽不似螺旋 CT 能连续采集数据,却已无需做无效反向回位,大大缩短了检查时间。

螺旋 CT 的诞生,由于层面之间不再停顿可以连续扫描,大大提高了扫描速度;由于没有层面 CT 的反复屏气所致的位置差异,所以不会造成小的病灶被遗漏的问题;增强时可以增加对比剂利用率,一次注射对比剂后可分别完成器官不同时相的多期扫描,例如肝脏动脉期、门静脉期和平衡期的扫描等,有利于病灶的检出与定性;由于获取的是容积数据,可以任意回顾性重建,无层厚、层距束缚,大大提高了图像质量,尤其是丰富的后重建功能。

单层螺旋 CT 还只是螺旋 CT 时代的开端,1991年以色列的 ELSCINT 公司推出了双层螺旋 CT,在层厚和图像质量不变的前提下,检查速度增加一倍,开创了多层扫描的先河。1999 年,GE、Siemens、Toshiba 和 Marconi 四家公司均推出了多层螺旋 CT(MSCT),探测器呈多排排列的探测器阵列,X 线不再是单纯扇形,而是锥形,即增加了 Z 轴方向的 X 线厚度,开启了多层螺旋 CT 的时代。相继几乎所有 CT 厂家均加入这一行列,除了双层、4 层、6 层、8 层外,10 层、16 层、40 层、64 层等多层螺旋 CT 不断推出,2007 年又有 128 层、256 层和 320 层螺旋 CT 问世,后者探测器覆盖范围已达到 16cm,临床方面应用已很完美,即使心脏、冠状动脉的检查也达到较高认可度。

但在心脏应用中、尤其是在冠状动脉的显示方面仍存在一些限制与不足,如对心律不齐,心率超过 90 次的患者,图像质量会受到一定影响;而对于金属支架置入后的再狭窄评估,64 层螺旋 CT 的空间分辨率显得力不从心;加大机架的旋转速度,随之而来的巨大离心力在技术上仍然受到一定限制;增加 Z 轴的宽度,则锥形线束的伪影明显加大等等,尽管 Toshiba 公司在 128 层螺旋 CT 上一定程度上通过软件纠正此问题,但进一步的发展又当如何? 2007 年 Siemens 公司率先从探测器排数的简单叠加中脱离出来,推出了一款新概念机型——DSCT,即双源 CT,DSCT 使用两套 X 线管和两套探测器,两套采集系统呈 90°排列,机架旋转 90°即可获得 180°数据,时间分辨率较单源 CT 提高了一倍,心脏扫描时单扇区时

间分辨率达 83ms,完全达到心脏无限制成像所需的 100ms 单扇区的时间分辨率,而且空间分辨率为亚毫米,扫描时间短于 10s,满足了需要高质量冠状动脉 CT 成像的要求,拓宽了 CT 在心脏和血管疾病方面的临床应用范围。同时,两套 X 线管进行两种不同能量的 X 线同步扫描,检测到特定组织成分在不同能量下的 X 线衰减系数,再通过处理两组包含不同能量扫描信息的数据,可获得双能量图像,以兹进行组织成分的定性分析,使 CT 首次具备组织化学成分的鉴别能力,具有很好的临床研究价值及潜在的临床应用价值。

MSCT 的另一个发展方向为 4DCT,即球管围绕人体旋转一圈,得到人体某一脏器的高分辨率 3D 图像,连续扫描即可采集到该脏器的动态 3D 图像,即 4D 成像。4DCT 突破了探测器物理宽度的限制,通过无缝往复螺旋扫描及 0.3s 的超高速,快速完成全脏器大范围的容积数据采集,在兼顾 MSCT 主要优点的同时,新的临床应用包括:大范围的薄层高速扫描、动态脏器的研究、血流动力学的研究、器官功能成像及关节的运动功能研究等。

在多层螺旋 CT 的“层”不断增加的同时,以平板探测器代替以往探测器组合的被称之为“容积 CT”的新型 CT,已没有探测器“排”的概念,而是直接采集扫描部位的容积数据,重建为二维、三维或其他有利于病灶显示的图像,限于设备的成本尚待投入临床应用,但显然已成为发展方向之一。

第三节 CT 有关概念

一、像素与体素

像素(pixel)是构成 CT 图像的基本单位,像素是一个二维概念,所以是没有“厚度”的。根据 CT 成像原理,用每个体素对 X 线的吸收系数来代表它的图像信息,并转换成各组织的 CT 值,这就构成了平面图像的像素,不同灰度的像素按矩阵排列构成 CT 图像。像素的数目取决于矩阵,矩阵越大,像素的数目越多,像素越小,图像越细腻清晰,反之亦然。像素的大小决定 CT 图像的空间分辨率,像素越小,空间分辨率越高,图像越清晰。

体素(voxel)是被检查体像素所对应的体积单位,体素是三维概念,是有厚度的,是指像素所对应的单位体积。CT 图像实际上是受检体某一部位有一定厚度的体层图像,图像所对应的层厚即体素的厚度,假定将受检体所在的接受扫描层面分成按矩阵排列的若干个小长方体,以一个 CT 值综合代表每个长方体的物质密度,这些小长方体即为体素。体数的划分事实上是对受检体所在的接受扫描层面的划分,在 MSCT 中,采集的体素大小可达 $0.5\text{mm} \times 0.5\text{mm} \times 0.5\text{mm}$ 。

简言之,CT 图像是由许多按矩阵排列的像素构成,即像素是体素的成像表现,体素的坐标信息和吸收系数信息由对应的像素来表达。像素是一个二维概念,没有“厚度”,体素是一个三维的概念,有一定厚度。

二、矩阵

矩阵(matrix)是一个数学概念,是指构成图像的每一行与列的像素数目,也即是受检层面组织衰减系数的分布图,表达的是像素的多少问题,像素的大小、多少通过矩阵来反应,如受检体某一部位的矩形面积内有 100 行像素和 100 列像素,则此矩形面积的矩阵为 100×100 。CT 图像矩阵在行和列两个方向通常是一致的,如 256×256 ,但也可以不同,如 $192 \times$

256。矩阵有两个技术指标,一是矩阵的大小,一是矩阵中数字的精度。

根据 CT 成像原理可知:有两种意义的矩阵,即重建矩阵与显示矩阵。重建矩阵是计算和重建图像的依据,显示矩阵是重建矩阵在图像平面上的反映,显示矩阵中的每个元素即为像素。目前多数 CT 图像的重建矩阵为 512×512 ,而显示矩阵一般稍高,可达到 1024×1024 。当图像面积一定时,构成 CT 图像的矩阵越大,像素就越小,图像就越清晰,但在其他条件不变的情况下会降低密度分辨率。

三、分辨力

分辨力(resolution)是判断 CT 性能、评价 CT 图像质量的重要指标之一,分为密度分辨力、空间分辨力与时间分辨力。

密度分辨力(density resolution)又称低对比分辨力,是指能分辨两种组织之间最小密度差异的能力。密度分辨力与光子数成正比,光子数越高,分辨组织密度差别的能力越强。噪声和信噪比是影响密度分辨力的重要因素,密度分辨力还受显示物的大小所制约,显示物越大,密度分辨力越佳。分辨力表示方式为%,mm,Gy,例如:某 CT 设备的分辨率为 0.5%,5mm,0.05Gy,是指在病人接受射线剂量小于 0.05Gy 时,直径 5mm 的物体密度差别大于 0.5%时该设备可以分辨。

空间分辨力(spatial resolution)又称高对比分辨力,是指在保证一定的密度差前提下,分辨最小物体空间几何尺寸的能力,即显示最小体积病灶或组织结构的能力,其能力与像素和 X 线光子成正比。影响空间分辨力的主要因素为探测器的几何尺寸、探测器之间的间隙和总的原始数据量,此外,重建算法也是影响空间分辨力的重要因素。由此可知,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;反之,像素越小,数目越多,其空间分辨力越高。空间分辨率以 LP/cm 来表示,即能分辨每厘米内的线对数量,分辨的线对数越多,空间分辨率越高。

同时提高空间分辨力与密度分辨力,可明显提高图像质量,但是空间分辨力与密度分辨力是相互制约的关系。像素小,数目多,空间分辨力虽然提高了,但每个单位容积所获得的光子数却按比例减少,使得密度分辨力下降,导致密度差异较小的组织难以显示。CT 的密度分辨力明显高于普通 X 线图像,但空间分辨力却低于普通 X 线图像。

时间分辨力(temporal resolution)是指单位时间内设备所能采集图像的帧数,采集帧数越多,时间分辨力越高。时间分辨力通常用以研究人体活动器官的功能,即器官在不同时刻的活动状况,如人体注射对比剂后,在不同时间内对某一组织的某些层面连续扫描,则可得到该器官随时间改变的灌注图像,这就是 CT 图像的时间分辨力的表现形式。时间分辨力包括两项参数:扫描时间及扫描效率。扫描时间越短越好,这有利于减少病人移动或不自主活动造成的伪影;扫描效率指单位时间内可以扫描的量,这对于动态增强扫描及控制身体的运动特别有意义。时间分辨力与 X 线管热容量、采集时间、重建时间、显示方式等有关。时间分辨力在大范围扫描、增强扫描、血管成像、血流灌注等方面具有重要意义。

四、CT 值

CT 值(CT value)反映的是 X 线的衰减系数,X 线穿过人体的物理过程中,组织的密度是由组织对于 X 线的衰减系数来体现的,各种不同组织对 X 线有不同的衰减系数。国际上将 CT 值定义为每个像素所对应的物质对 X 线的线性平均衰减量。临床实际使用中,人们