

现代医学物理技术

周丽丽 彭友霖 李亚琳主编



江西高校出版社



现代医学物理技术

主 编: 周丽丽 彭友霖 李亚琳

副主编: 杨 阳 谢小露 幸 翀

邱晓晖 张 翔

编 委: 伍学滨 刘国良 欧阳威

钟家洪 钟 娟 胡 潇

徐颖欣

江西高校出版社

图书在版编目(CIP)数据

现代医学物理技术/周丽丽,彭友霖,李亚琳主编. —南昌:江西高校出版社,2017.8

ISBN 978 - 7 - 5493 - 5854 - 0

I. ①现… II. ①周… ②彭… ③李… III. ①医用物理学—高等学校—教材 IV. ①R312

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2017)第 171683 号

出版发行	江西高校出版社
社 址	江西省南昌市洪都北大道 96 号
总编室电话	(0791) 88504319
销售电话	(0791) 88513417
网 址	www.juacp.com
印 刷	南昌市光华印刷有限责任公司
经 销	全国新华书店
开 本	787mm × 960mm 1/16
印 张	7.5
字 数	18 千字
版 次	2017 年 7 月第 1 版 2017 年 7 月第 1 次印刷
书 号	ISBN 978 - 7 - 5493 - 5854 - 0
定 价	23.60 元

赣版权登字 - 07 - 2017 - 832

版权所有 侵权必究

图书若有印装问题,请随时向本社印制部(0791 - 88513257)退换

前 言

物理学是研究物质最普遍、最基本的运动规律和物质基本结构的一门学科,它是自然科学和当代技术发展的基础。物理学与医学的关系归结为两个主要的方面:一方面物理学知识是了解生命现象所不可缺少的基础;另一方面,物理学的迅速发展并应用于医学,已使基础医学和临床医学的研究在理论、方法和技术上有了突破性的进步,如从细胞水平进入到超显微的分子水平,从单纯的解剖学成像到功能成像。物理学在医学领域中的应用已日益广阔和深入。核医学的成就,促成了核医学的建立和发展,分子生物学和生物医学工程学的建立和发展,是物理学、生物学和医学互相渗透、互相促进的产物。可以预期,随着医学科学的发展,物理学和医学的联系必将越来越密切,物理学所提供的方法和技术,将为医学研究和医疗实践开辟许多新的途径。

物理学的技术和方法,在医学研究和医疗实践中的应用也越来越广泛:光学显微镜和 X 射线对医学的贡献显著;光学纤维做成的各种内窥镜,已逐步淘汰了各种刚性的导管内镜;计算机 X 射线断层扫描技术(X-CT)、超声波扫描仪和磁共振成像(MRI)在临床的应用日益广泛等。这些成就不仅大大地减少了病人的痛苦和创伤,提高了诊断的准确程度,而且直接促进了医学影像诊断学的建立和发展。激光、红外摄影技术和超声技术等,这些近代物理学派生出来的新技术在医学上的广泛应用,已使临床诊断、治疗和护理技术发生了质的飞跃。物理学的每个新发现或新技术发展到每一个新的阶段,都为医学研究和医疗实践提供更先进、更方便和更精密的仪器和方法。可以说,现代的医学研究机构和医疗单位,都离不开物理学方法和设备。

本书就是在多年医用物理学教学实践和教学改革的基础上,包含了医用物理学三部分的主要成果:一是现代医学影像技术,二是核医学技术,三是激光医学。本书可作为临床、麻醉、预防和药学等专业的教材,也可作为医生和广大医学爱好者的参考资料。在编写的过程中,参考了大量的文献资料,在此表示感谢。由于编者的水平有限,欢迎各位同行和读者批评指正。

编者
2017 年 6 月

目 录

第一章 现代医学影像技术	1
第一节 数字减影血管造影	1
第二节 计算机体层成像技术	7
第三节 超声成像技术	19
第四节 磁共振成像	33
学习要点与思考	48
第二章 核医学技术	50
第一节 核医学技术概述	50
第二节 放射性探测仪器	52
第三节 核医学研究进展	63
第四节 核医学分子影像展望	71
学习要点与思考	76
第三章 激光医学	77
第一节 激光的产生与激光器	77
第二节 激光器种类	81
第三节 激光的生物作用机理用	87
第四节 激光在医学上的应用	89
第五节 激光损伤及防护	106
学习要点与思考	111
参考文献	112

第一章 现代医学影像技术

医学影像是医学物理学的重要组成部分,是医用物理学的概念和方法及物理原理发展起来的先进技术手段,是用来窥测人体内部组织、脏器的形态、功能及诊断疾病的重要方法。任何医学成像设备的有效使用以及影像的分析解释都要求对影像形成的物理原理有一定的了解。这是因为对具体解剖结构或病理情况成像的能力取决于医疗设备的固有特性和成像因素间的设定。可见度和成像因素之间的关系非常复杂,而且经常要在图像质量各个方面之间进行兼顾和协调。医学影像是医学领域中知识更新最快的学科之一,从伦琴发现 X 射线,到第一张手的 X 光片的诞生,随着超声(US)、电子计算机断层扫描(CT)、磁共振成像(MRI)、介入放射学及正电子发射体层摄影术(PET)等新的影像诊断和治疗方法的相继问世,医学影像学经历了一个从无到有,从小到大飞速迅猛的发展过程。这里仅将主要医学影像技术作简要介绍。

第一节 数字减影血管造影

数字减影血管造影技术(Digital Subtraction Angiography, DSA)是一种新的 X 线成像系统,是常规血管造影术和电子计算机图像处理技术相结合的产物。普通血管造影图像具有很多的解剖结构信息,例如骨骼、肌肉、血管及含气腔隙等等,彼此相互重叠影响,若要想单纯对某一结构或组织进行细微观察就较为困难,而采用数字减影技术则可以轻松地解决这一难题。

一、X 射线造影及对比剂

1. X 射线造影

X 射线是一种能量很高的电磁波,具有很强的贯穿本领。当一束强度大致均匀的 X 射线投照到人体上时,由于人体各种组织、器官在密度、厚度等方面存在差异,对投照在其上的 X 射线的衰减各不相同,使得透过人体的 X 射线强度分布发生变化,从而携带人体信息,形成 X 射线影像。简单而言,X 射线成像的基本原理就是利用人体不同组织对 X 射线的衰减能力不同。



图 1-1 人体胸腔的 X 射线影像

然而,一般的 X 射线检查方法,即平片检查只能使人体中那些由于天然物质密度不同,而对 X 射线有明显的吸收差别结构显现出光密度不同的影像,如含气体的肺、体内的脂肪组织、各种软组织以及含钙盐的骨骼,如图 1-1 所示。气体的密度最低,对 X 射线的吸收最少,光密度也最低;钙盐密度大,吸收 X 射线最多,光密度也最高。肺、骨骼和其他任何组织都具有明显的光密度差别,因此能清楚显影。人体中有许多重要结构和器官都是由软组织组成,周围也为软组织结构所环绕,它们之间的物质密度大致相同,或仅有微小的差别,因此普通的 X 射线不能使其显影;另外也有一些软组织器官,如心脏、血管、脑、肾和胆囊等,中间含有腔道,充满体液,它们的密度与软组织相同,即使能显出其外形也不能显示其内腔。胃肠道内虽含有气体、液体等,但在平片上也不能满意显影;这都使 X 射线诊断受到限制。为了提高 X 射线的诊断效果,扩大 X 射线诊断的范围,常常借助于人工造影,形成人工对比度。将某种对比剂引入欲检查的器官内或其周围,形成物质密度差异,使器官与周围组织的 X 射线影像密度差异增大,显示出器官的形态和功能的方法称为 X 射线造影。

2. 对比剂

对比剂可分为阳性对比剂和阴性对比剂。阳性对比剂是指对比剂的有效原子序数大,物质的密度高,对 X 射线的吸收能力强,在透视荧光屏上显示浓黑的对比剂影像,在胶片上则显示淡白的对比剂影像,如各种钡剂和碘剂等。阴性对比剂指的是对比剂的有效原子序数低,物质密度小,对 X 射线的吸收能力弱,在透视荧光屏上显示淡白的对比剂影像,胶片上是浓黑的对比剂影像,如空气、氧气及二氧化碳等。

对比剂的选择必须具备以下原则:

良好的显影效果;无毒性、无刺激性、副作用小;容易吸收和排泄,不久存于体内;理化性能稳定,便于储存。

X 射线造影检查的应用,扩大了 X 射线检查的范围和价值。但是 X 射线造影检查手续比较复杂,耗费的时间较长,需要专门的造影剂和设备,对被检者有一定的痛苦和危险,例如造影剂会引起病人的反应,对脑及神经组织有一定的致毒作用。因此参加 X 射线造影检查的医护人员,应有高度的责任感,细心操作、密切配合,做好术前准备及紧急处理措施,以免造成意外事故的发生。

二、DSA 的成像基本原理与设备

DSA 的成像基本原理是将受检部位没有注入造影剂和注入造影剂后的血管造影 X 线荧光图像,分别经影像增强器增益后,再用高分辨率的电视摄像管扫描,将图像分割成许多的小方格,做成矩阵化,形成由小方格中的像素所组成的视频图像,经对数增幅和模拟/数字转换,调整为不同数值的数字,形成数字图像并分别存储起来,然后输入电子计算机处理并将两幅图像的数字信息相减,获得的不同数值的差值信号,再经对比度增强模拟/数字模转换成普通的模拟信号,通过显示器显示去除骨骼、肌肉和其他软组织后,只留下单纯血管影像的减影图像。

DSA 是数字 X 线成像(Digital Radiography, DR)的一个组成部分。DR 是先使人体某部分在影像增强器(IITV)影屏上成像,用高分辨力摄像管对 IITV 上的图像进行序列扫描,把所得连续视频信号转为间断且各自独立的信息,犹如把 IITV 上的图像分成一定数量的水方块,即像素。再经模拟/数字转换器转成数字,并按序排成字矩阵。这样,图像就被像素化和数字化了(如图 1-2)。

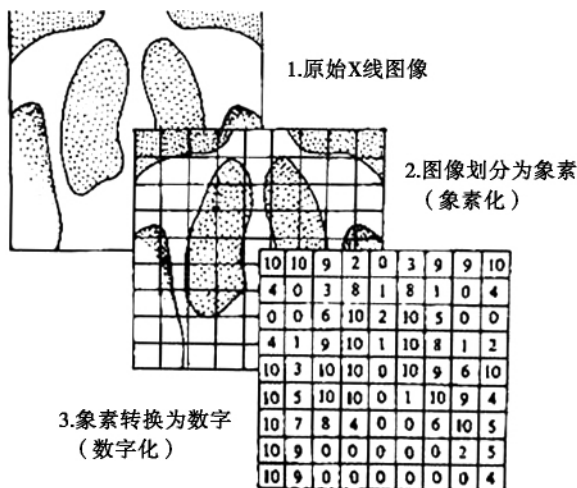


图 1-2 像素转换为数字(数字化)

数字矩阵可为 256×256 、 512×512 或 1024×1024 。像素越小、越多,则图像越清晰。如将数字矩阵的数字经数字/模拟转换器转换成模拟图像,并于影

屏上显示,则这个图像就是经过数字化处理的图像。

DR 设备包括 IITV、高分辨力摄像管、计算机、磁盘、阴极线管和操作台等部分。

数字减影血管造影是将造影前、造影后获得的数字图像进行数字减影,在减影图像中消除骨骼和软组织结构,使对比剂所充盈的血管在减影图像中显示出来,如图 1-3 所示。

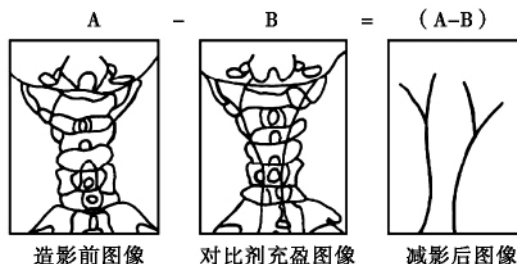


图 1-3 数字减影血管造影的示意图

数字减影血管造影的方法主要有时间减影法、能量减影法和混合减影。目前常用的是时间减影法(Temporal Subtraction Method),介绍如下。

经导管内快速注入有机碘水造影剂。在造影剂到达欲查血管之前,血管内造影剂浓度处于高峰和造影剂被廓清这段时间内,使检查部位连续成像,比如每秒成像一帧,共得图像 10 帧。在这系列图像中,取一帧血管内不含造影剂的图像和含造影剂最多的图像,用这同一部位的两帧图像的数字矩阵,经计算机行数字减影处理,使两个数字矩阵中代表骨骼及软组织的数字被抵消,而代表血管的数字不被抵消。这样,这个经计算机减影处理的数字矩阵经数字/模拟转换器转换为图像,则没有骨骼和软组织影像,只有血管影像,达到减影目的。这两帧图像称为减影对,因为它们是在不同时间所得,故这种方法被称为时间减影法。时间减影法的各帧图像是在造影过程中所得,容易因为运动不尽一致而造成减影对的不能精确重合,即配准不良,致使血管影像模糊。

二、DSA 检查技术

根据将造影剂注入动脉或静脉而分为动脉 DSA(Intra-arterial DSA, IAD-SA) 和静脉 DSA(Intravenous DSA, IVD SA) 两种。由于 IADSA 血管成像清楚,造影剂用量少,所以应用多。

IADSA 的操作是将导管插入动脉后,经导管注入肝素 3000u ~ 5000u,使全身低肝素化,以防止导管凝血。将导管尖插入欲查动脉开口,导管尾端接压力注射器,快速注入造影剂。注入造影剂前将 IITV 影屏对准检查部位。于造影前及整个造影过程中,以每秒 1 ~ 3 帧(或更多)的帧频,摄像 7 ~ 10 秒。经操作台

处理即可得减影的血管图像。

IVDSA 可经导管或针刺静脉,向静脉内注入造影剂,再进行减影处理。

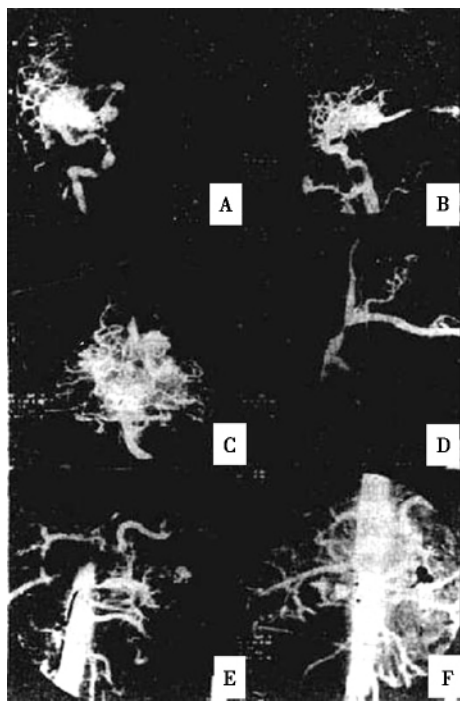
三、DSA 的临床应用

目前,IDASA 对动脉的显示已达到或超过常规选择性动脉造影的水平,应用选择性或超选择性插管,对直径 200μ 以下的小血管及小病变,IADSA 也能很好显示。而观察较大动脉,已可不作选择性插管,所用造影剂浓度低,剂量少,还可实时观察血流的动态图像,作为功能检查手段。DSA 可以进行数字化信息储存。

IVDSA 经周围静脉注入造影剂,即可获得动脉造影,操作方便,但检查区的大血管同时显影,互相重叠,造影剂用量较多,故临床应用少,一般只在动脉播管困难或不适于作 IADSA 时采用。

DSA 有助于心、大血管的检查。对主动脉夹层、主动脉瘤、主动脉缩窄或主动脉发育异常和检查肺动脉可用 IVDSA。DSA 对显示冠状动脉亦较好。

IADSA 对显示颈段和颅内动脉均较清楚,可用于诊断颈段动脉狭窄或闭塞、颅内动脉瘤、血管发育异常和动脉闭塞以及颅内及颅内肿瘤的供血动脉和肿瘤染色等(图 1-4)。



A. 颈动脉造影; B. 椎动脉造影; C. 动静脉畸形; D. 左锁骨下动脉狭窄; E. PTA 前肾动脉狭窄; F. PTA 后,狭窄段被扩张。所有照片只有血管影像而无骨影像及软组织影像

图 1-4 DSA 图像

对腹主动脉及其大分支以及肢体大血管的检查, DSA 也很有帮助(图 1-4)。

四、三维 DSA 技术

DSA 技术发展很快, 现已达到三维立体实时成像, 更有利于病变的显示。三维 DSA 是在旋转 DSA 技术上发展而来的, 是旋转 DSA 造影技术, 及计算机三维图像处理技术相结合的产物。其工作原理为通过二次旋转 DSA 采集的原始图像传至三维工作站进行容积再现重建、多曲面重建和最大密度投影, 少数病人还进行仿真内窥镜显示。



图 1-5 微小动脉瘤和胆道的三维 DSA 成像

如图 1-5, 三维 DSA 可从任意角度观察血管及肿瘤的三维立体空间关系和相应的管腔内情况, 同时可精确测量病变的直径、长度、截面积和体积等, 为临床治疗提供更有益的资料。因此, 三维 DSA 在脑血管病变、腹部血管、脊髓血管畸形、四肢血管畸形、肺动脉栓塞和肿瘤栓塞治疗等方面得到广泛应用。

三维 DSA 以其高质量的 3D 图像、多角度的重建、“一站式”的优点在临床上尤其是介入诊疗领域得到越来越广泛的应用。三维 DSA 不仅适用于常见的脑血管、周围血管、肿瘤介入治疗领域, 而且已经逐渐应用非血管性介入如穿刺活检、消融、椎体成形等治疗之中。三维 DSA 丰富的重建方法, 使脑动脉瘤诊断的阳性率和准确率明显提高, 空间结构和毗邻关系显露更加清晰。颈动脉和外周动脉狭窄的显示更加直观, 治疗更加精细和安全。三维 DSA 可精确测量肿瘤性病变的直径、长度、截面积和体积, 防止病变血管的遗漏, 实现真正意义上的超选择栓塞。三维 DSA 引导下靶向穿刺技术实现了 CT 和 X 线透视优势互补, 实时透视显示路径图指导穿刺、治疗, 不仅优化了介入工作流程, 节省手术时

间,而且穿刺成功率较高、技术安全。随着平板探测器技术,三维重建算法的发展及临床认知度的提高,三维 DSA 临床应用的范围及价值将越来越广,使广大介入放射工作者及患者受益。

第二节 计算机体层成像技术

利用 X 线进行计算机体层摄影术,即 Computed Tomography,简称 CT。它是由亨斯菲尔德(Hounsfield)于 1969 年发明,1972 年公布于世的重大科技成果,是自 1895 年伦琴发现 X 射线后又一次重大医学技术革新。与普通 X 线相比较,CT 的密度分辨率高,能识别组织间微小的密度差别;CT 的解剖学图像是真正的体层图像,可直接显示常规 X 线检查所无法观察到的结构和病变。20 多年来的临床实践证明:CT 已成为现代医学不可缺少的诊断工具,对疾病的鉴别与诊断、治疗与疗效观察均有重要意义。为此,Hounsfield 获得了 1979 年诺贝尔医学生理学奖。

CT 是非介入检查,影像的密度分辨率高、获得的横断面图像没有邻近组织的干扰,后处理可以得到各种效果的图像,所以面世后很快受到重视和欢迎。最重要的是,CT 开创了数字影像的先河,从此,各种数字影像设备相继出现。

一、CT 成像的基本原理与设备

(一) CT 成像的基本原理

CT 是用 X 线束对人体检查部位一定厚度的层面进行扫描。由探测器接收透过该层面的 X 线,转变为可见光后,由光电转换器转变为电信号,再经模拟/数字转换器(Analog/Digital Converter)转为数字,输入计算机处理。图像形成的处理犹如将选定层面分成若干个体积相同的长方体,称之为体素(Voxel),见图 1-6。扫描所得信息经计算而获得每个体系的 X 线衰减系数或吸收系数,再排列成矩阵,即数字矩阵(Digital Matrix),见图 1-7。数字矩阵可存储于磁盘或光盘中。经数字/模拟转换器(Digital/Analog Converter)把数字矩阵中的每个数字转为由黑到白不等灰度的小方块,即像素(Pixel),并按矩阵排列,即构成 CT 图像。所以,CT 图像是数字化图像,是重建的断层图像。每个体素的 X 线吸收系数可以通过不同的数学方法算出。

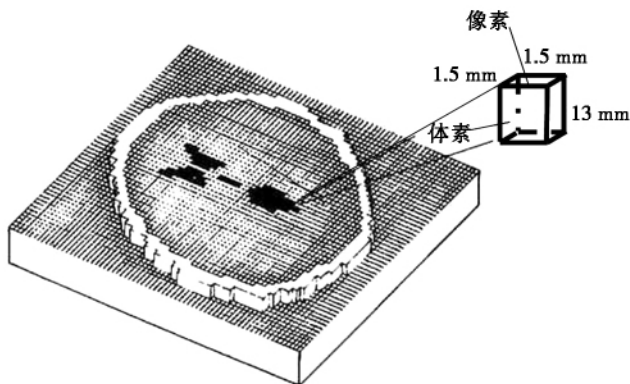


图 1-6 扫描层面体素及像素

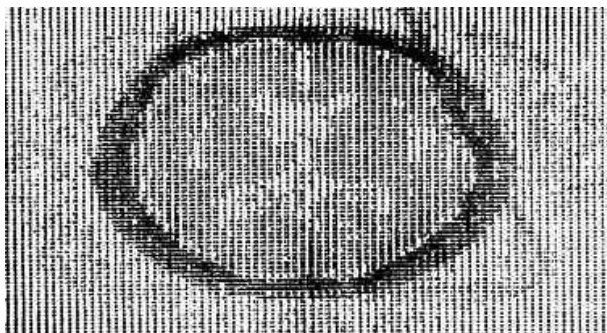


图 1-7 数字矩阵

(二) CT 机的类型和发展

1. CT 机的类型

CT 设备可分为普通 CT、螺旋扫描 CT(Spiral CT, SCT) 、电子束 CT(Electron Beam CT, EBCT) , 它们的结构不同, 功能各异。

(1) 普通 CT(或称常规 CT) 。

普通 CT 虽也有高低档之分, 但主要有以下三个部分: ①扫描部分, 由 X 线管、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存储运算; ③图像显示和存储系统, 将经计算机处理、重建的图像显示在显示器(影屏) 上, 并用多帧照相机或激光照相机将图像摄于照片上。CT 成像流程及装置如图 1-8 所示。

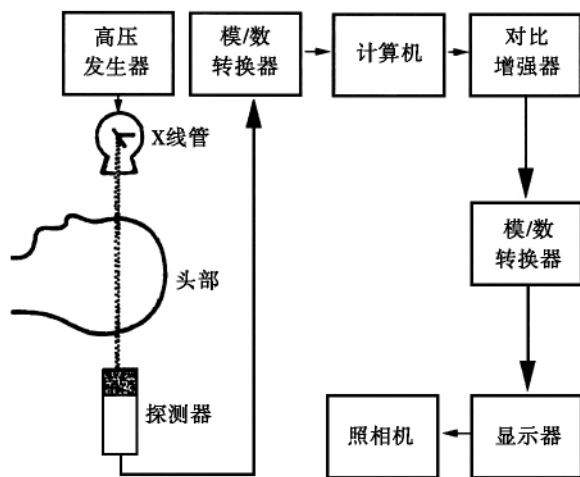


图 1-8 CT 装置示意图

当前常用的是旋转式和旋转/固定式,如图 1-9。X 线管现在都采用 CT 专用 X 线管,容量扩大。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,最多可达 4800 个,目的在于获得更大的信息量。计算机是 CT 的“心脏”,左右着 CT 的性能。现已由小型计算机改用多台微处理器,使 CT 可同时进行多种功能的运转,例如同时进行图像重建、存储与照相等。为了缩短成像时间,提高图像的分辨力以及开发 CT 新的功能,CT 设备的改进也多从这三个部分着手。

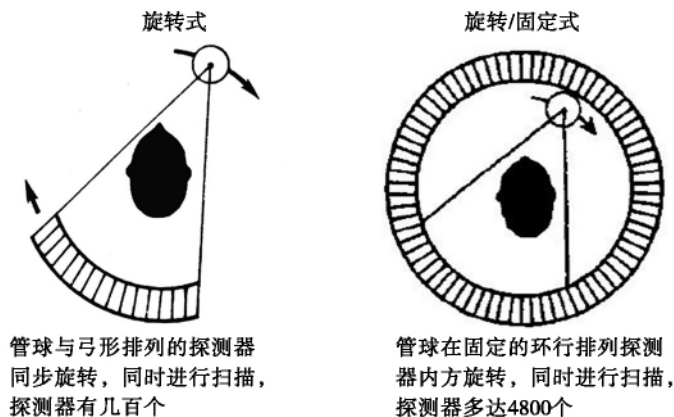


图 1-9 旋转与旋转/固定式扫描示意图

(2) 螺旋扫描 CT。

螺旋扫描 CT 是在旋转式扫描的基础上,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 线管的供电系统只要经过电刷和短的电缆,而可不用普通 CR 机的长电缆。这样就使 X 线管可以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。管球旋转和连续动床同时进行,使 X 线

扫描的轨迹呈螺旋状,因而得名螺旋扫描。螺旋扫描是连续的,没有扫描间隔时间,如图 1-10。不像普通 CT 那样,一个层面接一个层面地扫描,而且普通 CT 有扫描间隔时间。结果是整个扫描时间大大缩短。螺旋扫描 CT 在 CT 发展史中是一个重要的里程碑。近年开发出多层螺旋扫描,进一步提高了螺旋扫描的性能。

螺旋扫描 CT 的突出优点是快速容积扫描,在短时间内对身体的较长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。

为了保证高分辨力 CT 图像、长的持续扫描时间和长的扫描范围,在设备上,除了计算机外,需着重提高 CT 专用 X 线管和探测器的性能。当前,持续扫描时间已超过 100 秒,连续扫描范围可达 100cm 或更长。

高档螺旋扫描 CT,一个层面的扫描时间已缩短到亚秒级(<1 秒),图像重建时间在矩阵为 512×512 时,可缩短到 1 秒,几乎达到实时成像(Real Time Imaging)的水平。

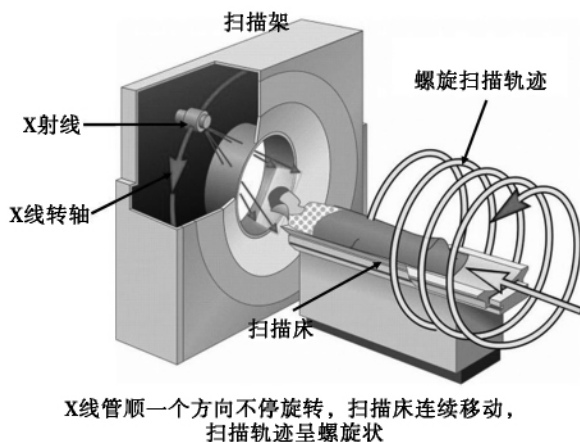


图 1-10 螺旋扫描原理示意图

实时成像有利于运动器官的动态观察,易于得到感兴趣区结构的 CT 表现特征。又由于在短时间内完成身体长范围的连续扫描,就给临床应用带来很大效益。对于不能合作或难以制动的患者或运动器官的扫描,比较容易完成检查。由于缩短每一个患者的检查时间,故可增加患者的流通量,从而提高工作效率。可准确追踪对比剂的流程,明显减少扫描盲区或漏扫层面,从而提高小病灶的检出率。

1 秒或亚秒级容积扫描所采集的数据行连续成像(Continue Imaging),在 1 秒内可连续显示 6~8 帧图像,达到近于透视的效果,即所谓 CT 透视(CT Fluoroscopy)。这对开展 CT 介入技术很有意义。CT 透视所用 X 线量较小,可以减

少 X 线的辐射量。成像时间短,扫描容积大,并获得连续数据,加上计算机后处理功能的提高,已开发出一些新的技术,例如仿真内镜(Virtual Endoscopy) 技术等。

(3) 电子束 CT。

电子束 CT(Electron Beam Computed Tomography, EBCT), 又称超速 CT, 其结构与普通 CT 或螺旋 CT 不同。EBCT 是用电子枪发射电子束轰击四个环靶所产生的 X 线进行扫描, 其结构如图 1-11 所示。

轰击一个环靶可得一帧图像, 即单层扫描, 依次轰击四个环靶, 并有两个探测器环接收信号, 可得 8 个图像, 即多层扫描。其一个层面的扫描短到 50ms, 可进行 CT 电影观察。EBCT 对心脏大血管检查有独到之处, 造影 CT 可显示心脏大血管的内部结构, 对诊断先天性心脏病与获得性心脏病有重要的价值; 可以通过 EBCT 了解心脏的血流灌注及血流动力学情况, 借以评价心脏功能。另外, EBCT 扫描时间短, 有利于对小儿、老年和急症患者的检查。但其检查费用高, 有 X 线辐射, 心脏检查需注射造影剂, 并且受到双源 CT 及磁共振的挑战, 使其广泛应用受到限制。

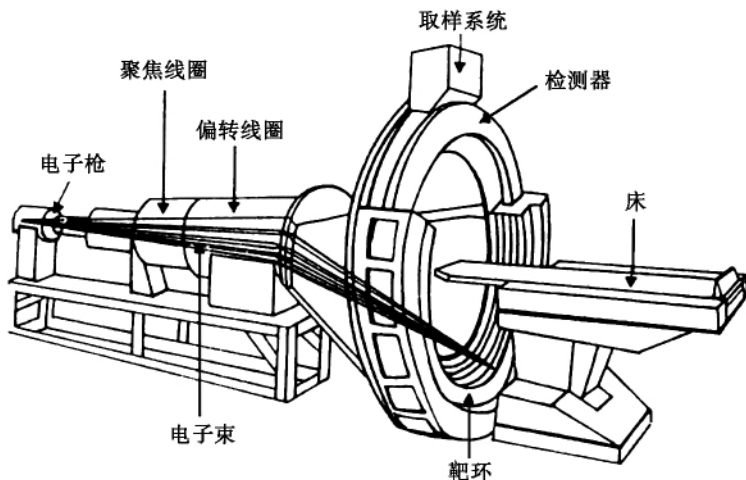


图 1-11 电子束 CT 示意图

2. CT 机的发展

CT 机的发展常用“代”(Generation) 来表示。CT 机按扫描方式的不同, 形成了所谓的“五代”CT 机:

第一代 CT 机采取旋转/平移方式(Rotate/Translate Mode) 进行扫描和收集信息。首先 X 线管和相对应的探测器作第一次同步平行移动。然后, 环绕患者旋转 1 度并准备第二次扫描。周而复始, 直到在 180 度范围内完成全部数据采集。由于采用笔形 X 线束和只有 1~2 个探测器, 所采数据少, 因而每扫一层所

需时间长,图像质量差。

第二代 CT 机是在第一代 CT 的基础上发展而来。X 线束改为扇形,探测器增多至 30 个,扩大了扫描范围,增多了采集的数据。因此,旋转角度由 1° 增至 23° ,缩短了扫描时间,图像质量有所提高,但仍不能完全避免患者生理运动所引起的伪影(Artifact)。

第三代 CT 机的主要特点是探测器激增至 300 ~ 800 个,并与相对的 X 线管只作旋转运动(Rotate/Rotate Mode)。因此,能收集较多的数据,扫描时间在 5s 以内,使伪影大为减少,图像质量明显提高。

第四代 CT 机的特点是探测器进一步增加,高达 1000 ~ 2400 个并环状排列而固定不动,只有 X 线管围绕患者旋转,即旋转/固定式(Rotate/Stationary Mode)。它和第三代机的扫描切层都薄,扫描速度都快,图像质量都高。

第五代 CT 特点是扫描时间缩短到 50ms,因而解决了心脏扫描。其中主要结构是一个电子枪,所产生的电子束(Electron Beam)射向一个环形钨靶,环形排列的探测器收集信息。

近十年来我国大都使用的是单层螺旋 CT,它是在第三代 CT 扫描方式和滑环技术的基础上发展起来的,是 CT 技术的重要进步,不同之处就是通过连续扫描获得容积数据,然后经过螺旋插值计算得到重建层面的图像。在扫描期间,床沿纵轴连续平直移动。管球旋转和连续动床同时进行,使 X 线扫描的轨迹呈螺旋状,因而得名螺旋扫描。它的扫描是连续的,没有时间间隔,突出特点是快速容积扫描,在短时间内对身体的较长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。但由于技术的限制,尤其在需要快速扫描的检查部位,就牺牲了空间的分辨率,因此,对于单层螺旋 CT 较大容积的扫描,难以实现各向同性分辨率。

二、CT 图像特点

CT 图像是由一定数目从黑到白不同灰度的像素按矩阵排列所构成的。这些像素反映的是相应体素的 X 线的吸收系数。不同 CT 装置所得图像的像素大小及数目不同。大小可以是 $1.0\text{mm} \times 1.0\text{mm}$, $0.5\text{mm} \times 0.5\text{mm}$ 不等;数目可以是 256×256 , 即 65536 个,或 512×512 , 即 262144 个不等。显然,像素越小,数目越多,构成图像越细致,即空间分辨力(Spatial Resolution)高。CT 图像的空间分辨力不如 X 线图像高。

CT 图像是以不同的灰度来表示,反映器官和组织对 X 线的吸收程度。因此,与 X 线图像所示的黑白影像一样,黑影表示低吸收区,即低密度区,如肺部;白影表示高吸收区,即高密度区,如骨骼。但是 CT 与 X 线图像相比,CT 的密度