

*R*ADIOLOGY
OF
THE SPINE AND SPINAL CORD

脊柱脊髓影像学

主 编 ⊙ 李明华

上海科学技术出版社

脊柱脊髓影像学

主 编 李明华

*R*ADIOLOGY
OF
THE SPINE AND SPINAL CORD

上海科学技术出版社

图书在版编目(CIP)数据

脊柱脊髓影像学/李明华主编. —上海:上海科学技术出版社, 2004. 6

ISBN 7-5323-7410-6

I. 脊... II. 李... III. ①脊柱—疾病—影像诊断
②脊髓疾病—影像诊断 IV. R744.04

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2004)第 001229 号

世纪出版集团 出版、发行
上海科学技术出版社

(上海瑞金二路 450 号 邮政编码 200020)

苏州望电印刷有限公司印刷

新华书店上海发行所经销

开本 889×1194 1/16 印张 16.75 字数 395 千字

2004 年 6 月第 1 版 2004 年 6 月第 1 次印刷

印数:1—3 200

定价:85.00 元

本书如有缺页、错装或坏损等严重质量问题,
请向本社出版科联系调换

内容 提要

本书简要介绍了CT和MRI成像技术、脊柱和脊髓的影像学检查方法及其影像学解剖，系统地叙述了各类脊柱、脊髓疾病的影像学诊断知识，详细描述了脊椎动脉造影技术及其在脊髓血管性病变中的应用。

本书共12章30余万字，600余幅图，可谓图文并茂。内容包括了本属于骨关节疾病的椎管骨关节性病变和本属于神经系统疾病的椎管内病变的影像学，为读者完整理解脊柱、脊髓疾病的影像学知识提供方便，是放射科医师、神经内外科医师、骨科医师的高级参考书。

**This book is dedicated to my respectful tutors,
Professor Holger Pettersson
and
Professor Stig Holtas**

谨以此书献给我尊敬的导师 Holger Pettersson 教授和 Stig Holtas 教授

脊柱脊髓影像学

RADIOLOGY OF THE SPINE AND SPINAL CORD

主 编	李明华		
副 主 编	杨世坝 庄奇新		
编 委 会 名 单	(按姓氏笔画为序)		
邓 钢	博 士	副 教 授	南京东南大学附属中大医院
朱莉莉	硕 士	主治医师	上海交通大学附属第六人民医院
庄奇新		教 授	上海交通大学附属第六人民医院
杨世坝		教 授	上海交通大学附属第六人民医院
李 斌	硕 士	工 程 师	上海交通大学附属第六人民医院
李文彬	博 士	副 教 授	上海交通大学附属第六人民医院
李玉华	硕 士	教 授	上海第二医科大学附属新华医院
李明华	博 士	教 授	上海交通大学附属第六人民医院
吴春根	博 士	副 教 授	上海交通大学附属第六人民医院
季博青	硕 士	副 教 授	上海交通大学附属第六人民医院
赵俊功	博士后		上海交通大学附属第六人民医院
姚伟武	博 士	副 教 授	上海交通大学附属第六人民医院
顾一峰	硕 士	主治医师	上海交通大学附属第六人民医院
程英升	博 士	副 教 授	上海交通大学附属第六人民医院
潘玉萍		副 教 授	上海交通大学附属第六人民医院

序

由于脊柱形态、结构的特殊性，传统的成像技术难以达到临床的要求和目的。因此，长期以来脊柱影像学的临床应用是相当程度上受到一定的限制。直到CT、MRI、DSA等成像技术的问世，使脊柱复杂的解剖结构得以精确显示，使脊髓及其椎管内其他结构得以直接成像，使脊髓动静脉及其病变的构筑得以清晰显影，一个完整的脊柱、脊髓影像学才得以明明白白地展现在人们面前，从而为临床的广泛应用创造了条件。

脊柱影像学涉及椎骨结构的骨关节影像学和椎管内结构的神经影像学。上海交通大学附属第六人民医院放射科依其临床骨科大量病例的优势，收集了翔实的资料，积累了丰富的经验；主编李明华教授在瑞典留学期间从事脊柱、脊髓的MR成像研究，先后在国际杂志上发表论文多篇，并以此为主要内容，获加拿大多伦多大学优秀学者奖。因此，该书的内容充分考虑了骨关节影像和神经影像两大亚专科的兼顾，是一部完整的脊柱、脊髓影像学专著。

最近30年影像学的发展彻底改变了传统的影像学理念，以部位、系统为界的亚专科分科逐渐强化、完善。该书的出版，为致力于脊柱影像学的同道，提供了一部完整理解脊柱影像学的教材，同时对于与脊柱相关的骨科医师、神经外科医师、神经内科医师，也是一部难得的高级参考书。

陈星荣

2003.10

前言

近一个世纪以来，脊柱的X线成像局限于骨性结构。虽然椎管造影、髓核造影、脊椎动脉造影等相继为椎管内病变、椎间盘病变、脊髓血管性病变的直接或间接评判提供了可能性，然而由于都是损伤性检查，成像质量也不甚满意，临床应用受到一定的限制。直到20世纪末，CT和MRI的相继问世，使脊柱骨性结构的精确解剖定位和椎管内脊髓的直接成像变为现实，尤其是MRI，可任意平面成像以及对病变组织的高敏感度，能清晰显示椎管内脊髓及其病变，无疑是脊柱成像技术的一次飞跃。

脊柱椎骨结构和椎管内结构分属骨影像学 and 神经影像学两个分支，现代影像学技术把两者紧密地联系在一起。我们在编写此书时，除了按解剖部位、病种类型予以分章节外，在描述肿瘤和肿瘤样病变内容时，以脊髓为中心分为髓内、髓外硬膜下和髓外硬膜外三个部分，髓外硬膜外主要指骨来源的肿瘤侵及椎管，也包括硬膜外间隙来源的肿瘤。目的是让读者在从事脊柱影像学检查时，对脊柱骨源性病变和椎管内病变有一个较为完整的认识，不受亚专业分科的限制。

本书部分内容是作者在瑞典隆德大学留学期间所做的工作，有关椎管内神经瘤的强化特点、神经瘤和脊膜瘤的MRI信号差异、脊柱淋巴瘤的MRI分型等，均为作者在国内外工作经验积累的基础上提出的论点，已被国际杂志广为引用，并在1996年获加拿大多伦多大学优秀学者奖。

该书的编写酝酿已久，得以出版，全仗同道的共同努力。当然，本书内容、结构、论点可能存在偏漏、不妥和不成熟之处，诚愿与读者共同商榷。

李明华

2003.10

目 录

1 第一章 CT 成像

- 1 第一节 CT 成像原理**
- 4 第二节 CT 机的基本构造**
- 8 第三节 CT 的发展**

11 第二章 磁共振成像

- 11 第一节 磁共振成像原理**
- 22 第二节 磁共振成像机的基本构造**
- 25 第三节 磁共振成像的发展**

29 第三章 脊柱、脊髓的生理解剖及其影像学检查

- 29 第一节 脊柱、脊髓的生理和解剖**
- 36 第二节 脊柱、脊髓的影像学检查方法及其正常表现**

45 第四章 脊柱、脊髓先天性畸形

- 45 第一节 正常脊椎、脊髓的胚胎发生**
- 47 第二节 开放性神经管闭合不全**
- 49 第三节 隐性神经管闭合不全**
- 60 第四节 尾侧脊柱脊髓畸形**
- 64 第五节 Chiari 畸形**
- 67 第六节 神经纤维瘤病**
- 72 第七节 脊髓积水和脊髓空洞症**
- 73 第八节 血管母细胞瘤病**

75 第五章 脊柱、脊髓感染性病变

- 75 第一节** 脊椎和椎间盘化脓性感染
- 78 第二节** 硬膜外、硬膜下脓肿
- 80 第三节** 脊髓炎和脊髓脓肿
- 82 第四节** 脊柱结核
- 87 第五节** 其他感染性病变

91 第六章 脊髓脱髓鞘病变

- 91 第一节** 多发性硬化
- 94 第二节** 急性横贯性脊髓炎
- 96 第三节** 急性播散性脊髓炎
- 97 第四节** 进行性坏死性脊髓病
- 97 第五节** 急性坏死性脑脊髓炎
- 98 第六节** 视神经脊髓炎
- 98 第七节** 其他全身性疾病的脊髓损害

101 第七章 脊髓血管性病变

- 101 第一节** 正常脊髓血管解剖
- 105 第二节** 脊髓血管畸形
- 114 第三节** 脊髓梗死

117 第八章 脊柱退行性病变

- 117 第一节** 椎间盘及椎骨的成熟和演变
- 121 第二节** 椎间盘突出
- 132 第三节** 脊椎退变性滑脱

137 第四节 韧带肥厚和钙化

142 第五节 小关节损害

145 第六节 椎管狭窄

151 第九章 脊柱损伤

151 第一节 脊柱损伤的机制和分型

152 第二节 脊柱损伤的影像学检查

153 第三节 脊椎损伤

163 第十章 硬膜外肿瘤和肿瘤样病变

164 第一节 概论

167 第二节 骨样骨瘤

168 第三节 骨母细胞瘤

170 第四节 骨巨细胞瘤

173 第五节 血管瘤

176 第六节 软骨瘤

178 第七节 骨软骨瘤

180 第八节 骨囊肿

181 第九节 动脉瘤样骨囊肿

182 第十节 嗜酸性肉芽肿

185 第十一节 脊索瘤

188 第十二节 软骨肉瘤

190 第十三节 骨肉瘤

192 第十四节 恶性淋巴瘤

195 第十五节 骨髓瘤

199 第十六节 转移性肿瘤

203 第十七节 其他硬膜外肿瘤和肿瘤样病变

205 第十一章 髓外硬膜下肿瘤及肿瘤样病变

206 第一节 神经瘤

211 第二节 脊膜瘤

213 第三节 副神经节瘤

214 第四节 表皮样囊肿

215 第五节 皮样囊肿

216 第六节 脊膜囊肿

219 第七节 转移瘤

221 第十二章 髓内肿瘤及肿瘤样病变

222 第一节 室管膜瘤

224 第二节 星形细胞瘤

226 第三节 血管母细胞瘤

228 第四节 神经节神经胶质瘤

229 第五节 转移瘤

231 第六节 其他髓内肿瘤和肿瘤样病变

237 参考文献

245 索引

251 后 记

第一章

CT 成 像

第一节 CT 成像原理

CT 系 X 线计算机断层摄像术(X-ray computed tomography)的简称。

一、CT 成像

CT 成像的基本过程如下: 首先由 X 线球管(X-ray tube)发出 X 线, X 线经准直器(collimator)整形成 X 线束后, 穿过人体的某一个断面, 最后到达探测器(detector), 经探测器接收并进行模数转换后得到人体该断面在某个方向上的 X 线吸收剖面曲线, 将上述信息存入计算机, 随后将 X 线球管围绕该断面进行旋转, 从而得到 360° 各方向的 X 线吸收剖面曲线, 同样输入计算机, 由阵列处理器(array processor)对上述各方面的吸收剖面曲线数据(raw data)进行反投影法, 或经解析法计算处理, 从而得到该断面内各空间位置的体素(voxel)的 X 线吸收值, 将这些数据按空间坐标排列组成矩阵(image data), 再通过图像显示器将这些数值用不同的灰度等级在显示器上加以显示, 从而得到人体断面的解析结构图像。

CT 扫描所采用的介质为 X 线, X 线穿过人体某部位后的衰减遵循指数衰减规律, 可用以下公式表示。

$$I = I_0 e^{-ud} \quad (1-1)$$

式中 I 为通过物体吸收后 X 线强度, I_0 为入射 X 线强度, d 为物体厚度, u 为物体的线性吸收系数, 与 X 线能量及该物体的原子序数、电子密度有关。

人体中不同的组织其密度不相同, 对 X 线吸收量不同, 其 u 值也不相同。组织密度越高, u 值越大, 吸收 X 线能量越大, 探测器得到的信号越弱, 如骨组织。反之, 组织密度越低, 其 u 值越小, 吸收 X 线能量越少, 探测器接收到信号越强, 如脂肪和空气。不同的组织其衰减系数 u 不同, 衰减系数 u 可以用以下公式来描述。

$$u = 1/d \times \ln(I_0/I) \quad (1-2)$$

如果得知 I_0 和 I , 就可以测出 X 线贯穿各组织元素总的吸收系数。然而, 由于在人体 X 线通过的途径上各组织的密度是不相同的。因此, 在 CT 中一般将被检测物体分解成二维的小单元(如 512×512 矩阵的像素单元), 且假定每个单元内的密度是均匀的, 那么:

$$\begin{aligned} I_{11} &= I_{10} \times e^{-(u_{11}+u_{12}+u_{13}+\cdots+u_{1n}) \times d} \\ I_{21} &= I_{20} \times e^{-(u_{21}+u_{22}+u_{23}+\cdots+u_{2n}) \times d} \\ &\cdots \cdots \cdots \\ I_{n1} &= I_{n0} \times e^{-(u_{n1}+u_{n2}+u_{n3}+\cdots+u_{nn}) \times d} \end{aligned} \quad (1-3)$$

其中 $I_{10} \cdots I_{n0}$ 是一次投照发射不同位置的 X

射线强度, $I_1 \cdots I_m$ 是一个方向投照中不同位置探测器测到的X线强度, 以上均为已知参数, 物体厚度 d 为已知数, 如要求解出 512×512 矩阵中像素点的 u 值, 还必须有至少 s 个以上类似的方程组, 其中 $n \times m$ 要大于 512×512 , 它们是分别从不同的方向对人体横断面进行投照扫描, 以得到各个像素 u 值不同组合的 s 组方程组, 通过将上述的各组数据输入到阵列处理器中, 由高性能的计算机对这 $n \times n$ 或更多的数据进行反投影或解析法运算, 求出矩阵中各像素点的 u 值。

CT 的矩阵一般为 128×128 、 256×256 、 512×512 或 1024×1024 , 矩阵越大, 像素就越小, 空间分辨率也越高, 但其要求探测器的数目也越大, 所采集的信息数据量也呈平方倍数增加, 要求信息的传输和计算能力必须成倍提高。

二、CT 图像重建

CT 图像重建是一个比较复杂的数学运算过程, 目前主要有以下 5 种方法。

(一) 直接矩阵求解法

又称为联立方程组求解, 通过多扫描线, 多角度的扫描, 得到一组联立方程组, 用此联立方程的数据进行求解, 从而得到全部未知像素的吸收值, 是一种较为早期的算法, 实现起来比较繁琐。

(二) 迭代法

又称为逐次接近法。它首先对未知图像矩阵的各像素赋予一个初始值, 然后用这些初始值去计算出穿过对象时可能得到的投影值, 再将它们与实测值相比较, 根据其差异计算出修正值, 然后对原有的像素值进行修正, 再迭代到原方程式中, 反复迭代, 直到计算值和实测值接

近到要求的精度为止。相对上面直接矩阵求解法要快一些。

(三) 反投影法

是将通过某像素所有射线的投影值进行累加来估算该像素的等级系数值, 即将各个投影值向各个像素进行反投影, 对其投影值求和, 再求出各对应的像素值, 这种方法简单实用, 但存在“未聚焦”伪影, 可引起图像星状的结构模糊。

(四) 二维傅立叶变换重建法

二维傅立叶变换法是利用被检人体的投影数据进行傅立叶变换以得到被检测体的傅立叶变换之中心截面的相关数据。要重建出一幅图像需要正、反傅立叶变换各一次, 这种方法已得到广泛使用。

(五) 卷积反投影法

是从由傅立叶变换法演变出来的一种方法, 利用投影数据和一个重建滤波器卷积, 然后再对不同旋转角求和, 在这种方法中一个好的重建滤波器可以提高图像密度分辨率, 平滑图像。

三、原始数据校正

在CT扫描信息过程中, 要对扫描采集到的数据进行必要的校正。

(一) 零点漂移校正

在没有X射线发出时各探测器接收到的信号应为零, 而在实际中由于探测器漂移, X线变化等因素, 有的通道不为零, 为正值或为负值, 最后导致空气的CT值的失真。实际扫描中必须将每一个通道原始数据减去对应通道的零点漂移值。

(二) 线束硬化补偿校正

由于X线不是理想的单色X线束,当X射线穿过被检体,低能射线很快被衰减,其吸收典型曲线接近高能射线,使得被检测体的外观变薄,使得采样数据失真。要对其校正,必须对每一个探测器进行校正,根据其特性得到校正曲线。需要线束硬化校正时,只要从数据库中调出一组线性参数,对原始数据进行校正。

(三) 正规化校正

CT机扫描时,一组线束在同一次扫描过程中,环绕被检物体在不同方向上扫描,所得到的总和应是相同的,正规化校正就是对扫描原始数据的总和进行检验,并归一化校正。

(四) 探测器灵敏性校正

在第三代CT中,常由于探测器个别通道的灵敏度不同,造成最终CT图像中环形或同心圆状低密度伪影,校正方法是采用空气扫描和水模扫描各一次,对得到的水模图像,理论上应是极其均匀的CT值,从而得到各通道信号增益的校正。

四、CT值和窗口技术

(一) CT值

为了方便地描述吸收系数,Hounsfield定义了一套衰减系数的标度。将空气至骨密质之间的X线衰减系数变化划分了2000个单元,称为CT值,单位为Hu(Hounsfield)。

$$CT值 = (\mu_x - \mu_w) / \mu_w \times 1000$$

这样定义的骨密质CT值为1000Hu,水的CT值为0,空气CT值为-1000Hu,这样通过重建得到的CT图像可以看成是一个CT值的矩阵。

(二) 窗宽、窗位

CT值的动态范围有2000Hu,而一般显示器仅能显示一定数量灰度等级,人眼也只能分辨有限数量的灰度等级,加上在大多数情况下CT扫描需要了解的只是在一定CT值范围组织的CT值变化,为了方便将这些CT值变化不太大的病变部位明显显示出来,引进了“窗宽、窗位”技术,窗宽即为要求显示CT值的范围,其范围的中心即为窗位。在CT显示器上,根据医生习惯往往将高CT值表示为高亮度的白色,低CT值表示为低亮度即深色。

(三) 线性窗

在灰度级内每级灰度与窗宽内的CT值呈线性关系(图1-1),当调整窗位变大时,原在全白色范围里较大CT值的组织进入灰级显示范围,而原灰度显示范围里较小CT值的组织将变全黑,整个图像变暗了。

而当窗位不变,增大窗宽时,CT值的显示范围将增大,但组织的CT值对比度将变小,反之窗宽变小时,组织的对比度将变大,可以区分出较小CT值差别的组织,但CT值的显示范围变小。

(四) 非线性窗、双窗

由于一些解剖部位同时存在着骨密质、气腔和软组织,CT值变化大,使用线性窗很难既

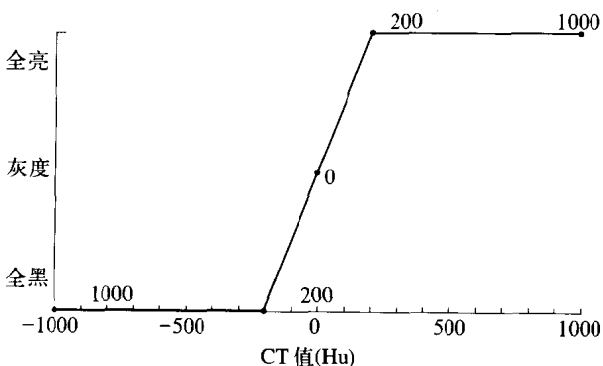


图 1-1 线性窗

兼顾到大的CT值显示范围,又兼顾到如软组织的对比度要求。故引入了非线性窗的概念,即窗宽内的每级灰级与对应的CT值不全呈线性关系。如图1-2所示,在-500~-250Hu的CT值范围内采用第一个窗口显示灰度;-249~300Hu的CT值范围内用同一灰度显示,显示不感兴趣范围;300~700Hu的CT值范围内用第

二个窗口显示灰度,这样可实现分别在两段感兴趣范围内开设了两个显示窗口,提高了各段CT值的显示对比度。

也有一些厂商将两个窗口的灰度显示都设成满灰度显示(图1-3),我们习惯称其为双窗,在这里应注意到同样的灰度对应的组织其CT值不一定相同。

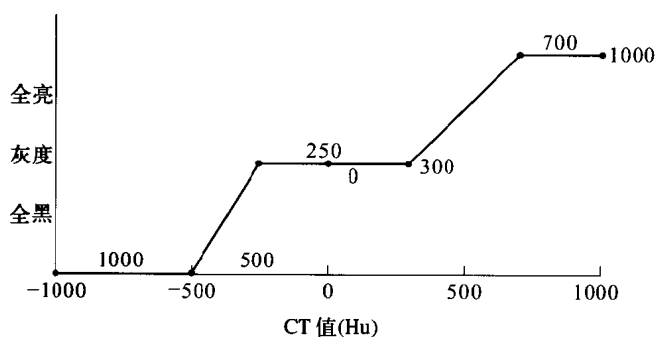


图 1-2 非线性窗

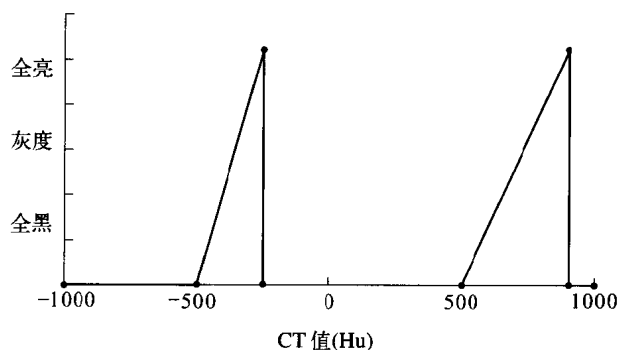


图 1-3 双窗

第二节 CT 机的基本构造

CT 机主要由硬件(hardware)结构和软件(software)结构两大部分组成,其硬件结构方面又由高压发生器、扫描机架、X 线球管、准直器、探测器、数据采集系统、阵列处理器、主控计算机、存贮系统和激光打印机等部分组成(图1-4)。

一、高压发生器

在第三代CT机中常选用脉冲式X线高压发生器(X-ray generator)。因为高压值的变化直接反映X线能量的变化,而X线能量与吸收值的关系极为敏感(吸收值与能量的三次方成正比),要得到稳定可靠的CT值必须要有稳定精

确的高压发生系统,故CT机的高压发生器必须配备一个高精度的反馈稳压系统,要求直流高压的滤波因素在0.05%以下,高压稳定度必须在0.1%以下。具体实现方式有高压开关电路控制式、栅控式、低压控制式。

二、扫描机架

X 线球管和探测器都以相对固定在扫描机架(gantry)内的旋转框架上,扫描时框架在马达的带动下,做旋转运动。根据旋转方式的不同,目前常用的第三代CT机又分为往复式和滑环式。

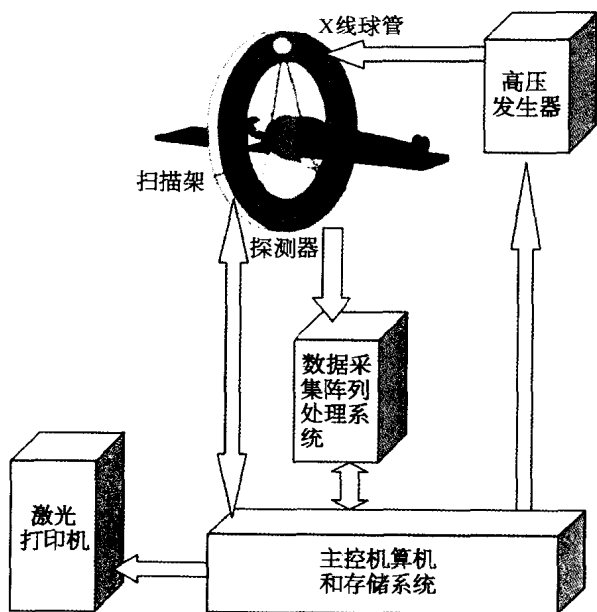


图 1-4 CT 主要部件示意图

（一）往复式

高压发生器安装在机架外部，X线球管和探测器置于内旋转架上，高压发生器通过紧贴机架内壁排放的折返式高压电缆与X线球管进行连接，探测器接受的信号通过折返式电缆传输到机架外部，内旋转框架旋转时采用正向 360° ，以后再反向 360° 旋转，故其旋转速度无法达到高速，比较适合一般的临床实用机型。

（二）滑环式

X线球管和探测器置于内旋转架上，其内旋转框架上的X线球管和探测器的能量是通过装在内框架上的碳刷和外机架的滑环接触传输的，而探测器接受的信号采用光电耦合方式传给外机架，因为内框架和外框架之间无直接电缆连接，所以内旋转架可以单向连续 360° 旋转。

根据传输的电源电压来划分有高压滑环式和低压滑环式两种方式。

在高压滑环式中高压发生器置于机架外，通过机架内滑环向X线球管进行传送高压。滑环传输的是高压低电流，优点是内框架简单轻

巧，但易产生高压噪声，影响数据采集的图像质量，在产品设计中常采用密闭腔体灌注加压惰性气体的方法，以减少打火现象。

在低压滑环式中高压发生器安装在内旋转框架上，通过机架内低压滑环向其供给市压的电流，滑环传输的是低压大电流，是目前大多数机型选择的方式，缺点是内框架上配有笨重的高压发生器，设计和日常维修比较复杂。

三、X线球管

X线球管(X-ray tube)是产生X射线的器件，有固定阳极和旋转阳极X线管，第三代CT机中一般采用高速旋转阳极球管，要求球管脉冲电流较大，为 $100\sim 600\text{mA}$ ，高速旋转阳极球管的焦点比较小，为 $0.6\sim 1\text{mm}^2$ 。为了适应螺旋连续长时间扫描的要求，螺旋CT均配备了大热容量($3.5\sim 6.5\text{MHU}$ 或更高容量)的球管，并要求采用油冷的方式，冷却率在 $300\text{kHU}/\text{min}$ 以上。

四、准直器

准直器(collimator)位于X线球管和探测器之间，它不仅大幅度地减少散射线的干扰，还决定扫描层的厚度。要求准直器很精确。准直器分为两种，一种是X线球管侧的准直器，一种是探测器侧的准直器，由于第三代CT机的焦点很小，半影也小，故可以不选用探测器侧的准直器。

五、探测器

（一）按探测器使用材料分类

探测器(detector)的功能是将X线的能量转换为可供记录的电信号装置，CT机常用的探测器从其使用材料上来划分，可分为气体探测器