

影像医学的主要进展

1.1 影像医学的历史与现状

1.1.1 影像医学的发展历程

1895 年 11 月，德国物理学家威廉·康拉德·伦琴（图 1-1）在他的原子物理研究中发现，原子核在受到另一个原子或电子的高速撞击后，能发射出一种光，这种光虽然肉眼看不见，但能使胶片感光，并能穿透物体。因当时对这种光的性质无人知晓，就暂时称其为 X 射线（以下称 X 线）。后来，许多的科学家用大量的实验证实了 X 线的存在，并且对其特性、频率范围、产生条件有了明确的科学结论，为人类利用 X 线提供了科学依据。人们为了纪念伦琴首先发现这种新的射线，将 X 线称为伦琴射线。



图 1-1 伦琴

这位伟大的科学家发现了 X 射线的存在

从 1895 年发现 X 线至今已有一百多年的历史，X 线透视和摄片为人类的健康做出了巨大的贡献。随着 X 线发生机和摄片装置的研制成功，X 线摄影逐渐推广应用于全身骨骼、胸部等检查，使医师在透视屏上见到了活的人体内的病变形态。在第一、第二次世界大战中的伤员救治和肺炎、肺肿瘤诊治中，X 线机成为医师的得力助手，为抢救成千上万的生命发挥了巨大的作用。在实际工作中，人们不断改进 X 线装置以适应各种临床需求，放大摄影在显示小关节和骨骼的细微骨质破坏方面有独特的价值；记波摄影对心脏收缩功能的评价确有实用效果；可显示支气管病变的高千伏摄影和分层摄影至今仍是普遍使用的检查手段；还有钼靶乳腺摄影在乳腺检查中具有决定性的作用，临床应用非常广泛。

由于 X 线检查诊断疾病的基础是人体内许多组织存在着密度的差别，故对于身体中一些密度对比较差的组织常难以显示病变的存在，如胃肠道、血管、胆管、尿路、窦道、瘘管等。因此，人们发明了 X 线造影技术，采用口服、静脉注射、灌肠、直接穿刺注入等各种方法，将对对比剂引入到人体内，以显示组织脏器中内在的或潜在的间隙及其形态，从而达到诊断疾病的目的。X 线造影技术大大拓宽了 X 线检查的应用范围，无论何处，只要有间隙存在，就可引入对比剂进行造影。如胃肠道发生肿瘤，普通摄片因肿瘤和胃肠道

之间缺乏密度差别而无法显示,通过口服液体对比剂,使其在胃肠道表面均匀分布,就可清晰显示胃肠表面的肿瘤不规则隆起或凹陷改变,达到直观诊断疾病的效果。目前,由于许多副作用极少的安全对比剂的研制成功,使各种造影技术得以临床推广使用,如食管造影、上消化道钡餐造影、结肠气钡双对比造影可以很好地显示胃肠形态结构,静脉肾盂造影、子宫输卵管碘油或碘水造影也是常用的造影方法,心血管造影也正快速地成为普通的常规检查,由于技术的娴熟和安全型非离子型对比剂的应用,造影检查的风险或副作用已大大降低。

而今,由于计算机技术、电子工程技术等快速发展及其与医学的密切结合,X线在医学上的应用日趋成熟,检查方法不断更新,检查疾病的范围不断扩大。20世纪70年代后,由于计算机技术的出现和快速发展,诞生了计算机体层摄影(computed tomography, CT),使X线摄影的平面重叠影像发生了彻底的改变,实现了分层无重叠的断面成像;当今的多排螺旋CT已经实现数秒钟内完成全脏器扫描的快速成像,计算机图像处理技术已经能使图像立体三维重组和四维显示,对疾病的诊断能力有了显著的提高。特别是在近二十年来,介入治疗技术也不断发展,介入微创治疗的技术和应用领域不断更新,使影像医学在临床工作中的作用日益扩大,从最初的透视间、X线室,现已发展成为医学影像综合学科,在医院的医疗业务、设备投资、科研产出等方面具有举足轻重的地位。医学影像学的范围包括了X线摄片诊断、造影诊断、CT诊断、磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)诊断、数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA)诊断、超声切面成像、核素(emission computed tomography, ECT和positron emission tomography, PET)成像、介入诊断和治疗学等众多内容。相信今后医师利用影像技术进行各种诊疗的要求仍将不断增加,必将不断推动影像医学学科快速发展。

1.1.2 医学影像学的现状

1.1.2.1 影像医学蓬勃发展的现状

当代的医学影像学正进入了一个史无前例的大发展阶段,从单纯诊断向诊断和治疗并举的综合学科发展,人员素质不断提高,设备技术不断更新,在临床医学中的作用越来越重要。可以从以下几个方面来看影像医学的现状。

(1) 影像医学已经从单纯利用X线成像向无X线辐射的MRI和超声的多元化发展,核素成像则利用核素的 γ 射线;而以前令人生畏的X线辐射损伤问题,一方面因感光接受材料或设备的改进,使同样摄片所需要的X线量较前大幅下降,另一方面是X线管性能的提高和X线防护设施的改进,使散射X线或导致人体吸收的软X线量下降,加上MRI、超声等检查设备的不断普及,医学影像的获取已经非常丰富多样和对人体“无害”。

(2) 获得的影像也从平面投影发展到普遍的分层立体显示,如CT、MR、PET/CT及超声切面成像均为体层图像,人体的组织或器官可以被有规律地切层显示,可以克服以前普通X线投照脏器影像互相重叠的缺点。

(3) 计算机被普遍引用到影像医学各种设备中,图像的计算机综合处理技术飞速发展,使目前所有的医学影像都可以实现数字化,图像的数字存储、传输和显示器显示有逐步代替胶片的趋势,放射科医师的工作地点不一定要在检查的现场,只要影像通过计算机联网传

输而实现在终端显示,那么放射科医师的诊断报告也就随时随地可以进行。计算机重组或重组软件的快速发展和应用于临床,使放射科医师在计算机上实现多平面重组和多种立体显示方式的任意角度观察病变,非常有利于提高阅片效率及诊断准确性。

(4) 功能成像已经在临床上达到实用阶段。目前发展最迅速的MRI技术把传统影像诊断从单纯形态学显示向形态、功能和代谢等综合诊断发展。扩散成像(diffusion weighted imaging, DWI)可以发现脑组织缺血半小时左右的细胞水肿,功能MRI可以发现肢体活动或思维活动的相应脑组织代谢增强现象,PET/CT能够及早发现组织形态和糖代谢活动的改变。

(5) 介入放射学的发展日新月异,临床应用范围和治疗效果不断提高。如今介入治疗的简便、微创、高效正日益受到重视,使影像医学从单纯诊断向诊断和治疗共存的临床综合学科发展,影像医学代表了当代医学发展的前进方向。

1.1.2.2 我国影像医学与国际水平存在的差距

医学影像学的发展与临床各学科互相促进,相得益彰。我国在20世纪80年代后大量引进CT、MRI、DSA、ECT、PET/CT、彩色超声等先进设备,使医学影像学在经济快速发展的基础上日益发展和壮大,目前在设备性能上已经拥有许多当今世界先进的功能。但是,我国医学影像学现阶段的总体水平仍与国际水平有较大差距,主要表现在:

(1) 我国医学影像学的体制仍以条块分割状态为主。由于医院领导对影像医学的认识程度存在差异,导致影像设备被分开独立的状态随处可见,如B超室、CT室、MRI室等的独立行政管理模式使工作人员难以从影像医学的大范围得到锻炼和业务提高,知识面窄、合作科研少,影响了我国医学影像学的整体快速发展。

(2) 我国的自主创新和科研突破明显不足。一方面,我国现今使用的影像医学大型设备绝大多数是进口的,这方面的工程技术水平与先进发达国家差距很大。另一方面,我国的影像医学基础研究和实验研究水平较低,经费投入较少,人才匮乏。虽然我国人口众多,设备使用率很高,临床经验积累丰富,但仍然在临床研究和资料系统总结方面存在资料不全和随访困难等许多问题,这里有人力投入不足的因素,也有管理体制方面的不足,与国际水平尚有较大距离。

(3) 影像医学整体上仍停留在大体形态学的粗浅阶段,功能检查较少。X线摄影和CT、MRI形态学诊断是临床工作的绝大部分,灌注成像、功能磁共振、ECT或PET代谢成像、MR波谱分析、超声造影等功能检查还没有在基层临床普及使用。

(4) 介入放射学蓬勃发展与规范化水平存在差距。介入放射学作为新兴的诊断和治疗学科,受到医学界的普遍关注,新技术不断涌现。但是,目前的介入放射学参与人员纷杂,专业人员的培养缺乏规范,各种操作技术在具体应用中依操作人员的理解和技能水平而差异较大,导致疗效不一,众说纷纭。

(5) 医学影像学的高要求和人员素质不高之间存在矛盾。医学影像学从X线诊断发展而来,一直处于医院中的辅助科室地位,优秀的人才不愿参与到医学影像学的实践中来,虽然近几年较多的博士、硕士不断毕业和参加具体工作,但是许多医院的放射科仍然医师、技师不分,许多放射科医师仍然不到内、外、妇、儿、病理等各科轮转学习,甚至医学影像学各专业分支学科之间也不轮转,我国也没有国家层面统一的“医学影像学专科医师”培养制度,工作人员素质水平难以一概而论。

1.1.3 医学影像学的未来展望

医学影像学的大发展时代已经展现在我们面前，未来充满机遇和挑战，生命科学和计算机、工程机械等学科的发展都将对医学影像学的发展产生影响。

(1) 医学影像学科向综合性学科的融合方向发展和在具体课题中的独立深入研究，将互相促进和推动学科全面发展。由于学科间边缘热点问题的合作研究需要，疾病病理变化的规律性特点使不同影像学方法共同显示病变的要求加强，将改变现阶段的医学影像学运行模式，在影像科各种检查设备大统一的“大影像”体制下，医师的分工将更细，更多的医师将以疾病作为工作对象来深入分析病情，更多地向临床需求靠拢。但是，由于检查的快速实现和健康水平的提高，使患者一次完成全身扫描的检查成为现实，因此在临床工作中需要影像学范畴内的“全科医师”出现。

(2) 随着生命科学的发展，分子生物学、生物和基因工程等将进一步深入揭示生物体内微观世界的发展规律，形成生物医学成像 (biomedical imaging) 的新领域，影响医学影像学基础研究的方向，影像医学的成像目标将是疾病的生理、功能、代谢等过程，而不是单纯的形态学显示。同时，人类基因研究的成果被应用于影像诊断和治疗中的灿烂前景即将实现。

(3) 伴随医学生物工程、计算机、微电子、特殊材料、信息科学等快速发展，新一代的影像设备和介入诊疗器械将更多地应用于临床。多排螺旋 CT 最终将被平板 CT 代替，CT 与 DSA 将融合一体，CT 目前已经与 PET 融合显示病变而形成 PET/CT；MRI 也将与 PET 融合，MRI/PET 已经在国外应用于临床，MRI 还将出现小儿、四肢骨骼、头颅、心脏等专用机型，对多种原子的 MR 成像和对多种化合物的含量成像都将实现。影像的合成和重组显示将成为诊断的主要依据。

(4) 随着信息科学的发展，影像资料的数字化、图像存储和传输的在线即时调用、远程影像学的成熟发展、智能化计算机诊断系统 (computer aided detection, CAD) 的使用等，都将改变影像医学工作者的工作方式和知识结构，区域性影像集中管理和亚专业放射科医师远程诊断的模式将被推广，网络和计算机显示屏将代替传统的胶片和纸张。

(5) 随着经济的发展和水平的提高，促使微创或无创伤的医学诊疗新方法快速发展，影像诊断新技术和介入放射学的发展将使许多传统的创伤性侵入性医疗项目淡出临床，促进医疗更符合心理需求和社会经济综合状况。

以上这些发展都将改变医学影像学的科学研究和诊疗实践方式，促进医学影像学管理体制和运行方式的改革。加速人才培养、适应现代医学影像学的发展潮流，才能有所作为，有所收获。

1.2 医学影像的数字化技术

近年来，随着计算机技术的不断进步，影像数字化在各个领域的应用不断推进。在放射影像领域，最先开始数字化的影像学检查技术是 CT。随后，MRI 的问世也形成了数字化的图像。随着平板 X 线探测器技术的发明和发展、DSA 的出现、计算机 X 线摄影的应用及数

数字化X线摄影的不断普及,使整个影像科的各种成像技术都可以实现数字化信号采集和在计算机中存储。当前,数字化的影像学检查技术不但给影像科检查流程带来革命性变化,而且在患者接受射线剂量减少、图像清晰程度、定性定量确定等方面都有实质性的改进,为患者早期诊断、全面评价和疗效观察等各个就诊环节带来了实实在在的巨大益处。

1.2.1 影像数字化

1.2.1.1 影像的形成条件

照片或X线片上的影像都是通过肉眼观察的,两者被肉眼感知的原理是一样的,需要一定的条件,影像必须具有适当的亮度、对比度、空间分辨率和信噪比。这些也是确定一幅图像质量的主要指标。医学影像要显示组织器官的解剖形态或病理改变,就必须用某种原理使组织间或病变与正常组织间出现图像灰暗亮度上的不同,也就是说使病变的灰度与周围组织的灰度出现差别,以显示病变的边缘形态、大小和内部组织结构的灰度差别。

1.2.1.2 传统胶片影像的概念

X线摄片技术由来已久,临床使用已达数十年时间。它采用溴化银均匀涂布在塑胶薄膜上形成底片,然后经由X线曝光后,接受到X线照射部分的溴化银分解析出银粒子。由于人体投照后X线将会部分被吸收,而且各部位的X线被吸收程度各不相同,导致胶片上银粒子的析出多少各不相同。在胶片后续冲洗过程中,胶片上的银粒子将黏合在胶片上,溴化银被冲洗消失,黏合在胶片上的银粒子呈黑色,根据银粒子留存多少,即形成亮暗差别的灰阶图像。

普通胶片影像是由胶片冲洗中沉积的许多黑色微小银点组成的,小点的密度构成了图像的不同黑度,银粒子形成的黑色程度是一种渐进的亮暗差别,较亮的地方银微粒少。这种黑亮度(灰度)变化是连续的,由灰度不同构成的图像称为模拟图像(analogue image),有通过模型或者灰度大致估计具体数值的意思。模拟图像的亮度分辨率只能由肉眼分辨能力决定,一般人眼只能分辨16或32个亮度等级,可见是很有限的,影像间细微的亮暗差别常不能被察觉,而数字影像就没有这种限制。

这种模拟与数字的例子在生活中也有许多,如图1-2所示的手表,上方指针式表示的时间是模拟的,9点10分多一点,具体多多少只可依靠眼睛视觉猜测;而下方的数字式时间表述则非常清楚地告诉我们是晚上9点10分54秒。

胶片影像在实际使用中存在一些缺陷,如①胶片必须在暗室中冲洗,比较繁琐;②显影液、定影液对环境有污染,对操作者身体也有危害;③胶片成像一次定影,一切就此定型,曝光剂量大小的掌控对影像质量的影响巨大;④胶片既是X线摄片时X线的接收物质,又是影像显示的载体;⑤胶片上的影像一旦形成,无法做亮暗、对比的进一步调节,所以重摄的可能性较大。



图 1-2 手表的上部是指针式的(模拟的),下部是数字式的

1.2.1.3 数字影像的概念

随着计算机技术的不断发展,利用计算机来处理图像已非常普及。计算机高性能的存储能力和图像后处理软件功能使传统的医学影像发生了革命性的变化。图像通过计算机处理能以数字形式存储运算和进行复杂的二次处理,以提高人肉眼的识别能力。

数字影像是指以数字矩阵形式表示的影像。数字矩阵是个数学概念,连续的一排数字我们称为数列,连续的数个数列的整体就形成了一个数字矩阵,纵向和横向上的数字多少就是这个数字矩阵的大小,就好像矩形平面图一样,如 256×256 或 512×512 就是矩阵大小的表示方法。一个 256×256 的数字矩阵中有 2^{16} 个数字,就是 65536 个数字,每个数字的值和位置,计算机都能准确记录,这种图像我们统称为数字影像或数字图像(图 1-3),民用的 VCD、DVD、LD 等都是数字影像。

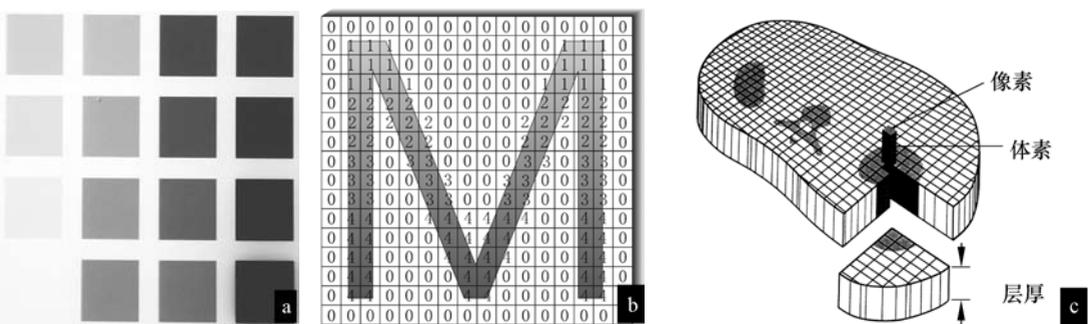


图 1-3 计算机将图像中的像素按照空间位置分割成许多小方块,就可以实现像素代表数字的亮暗差别(a),大量的像素组合在一起,如果像素值不同,就可形成图像(b),人体断面如果不同,组织或脏器的像素值(如 CT 值)不同,这些组织或脏器就会被显示出来(c)

1.2.1.4 数字影像与普通胶片影像相比的优点

首先,数字影像是存于计算机中的数字矩阵资料,可反复提取和摄片,还可进行放大、切割取舍和灰度对比调节等后处理;第二,数字化图像可以进行图像的重组,包括不同切面像的重组和表面重组、容积重组、内镜重组等复杂的后处理方法。第三,存于计算机中的数字资料体积小、不变性,管理方便,没有胶片的变质和存储问题。第四,数字图像可通过发达的网络进行传输和共享,使远程诊断、办公家庭化等成为可能。

1.2.1.5 数字影像的空间分辨率在有限条件下略微降低

空间分辨率表示在高对比下区分细小的相邻物质的能力,亦即可以识别的相邻物体尺寸的最小极限。在模拟图像中,空间分辨能力是胶片上的微小银粒所决定的,可以说远超过人眼的分辨能力。但在数字图像上,图像是被分解成 256×256 个小点的。如果图像代表的人体断面大小为 $25.6\text{cm} \times 25.6\text{cm}$,此时一个图像小点就是代表 $1\text{mm} \times 1\text{mm}$ 大小的组织,这个大小远较银粒大。因此一般来说,数字图像的空间分辨率较低,但在一般情况下已能满足实际需要。

1.2.1.6 像素和体素的区别

像素是图像的单元 (picture element 或 pixel)，是一幅平面图像被分解成 512×512 或 256×256 个大小相同的正方形或长方形的小块单元，是个平面上的一点的概念，像素的多少就是数字矩阵的大小。而体素 (volume element 或 voxel) 是指某个像素代表的人体组织的立体小单位，是个三维的概念 (图 1-4)，体素的三维关系通过像素的表达被简化为二维的影像，一幅图像的矩阵不能表达具有厚度的体素的立体结构，所以，从体素到像素的转化有部分容积效应的假象存在。

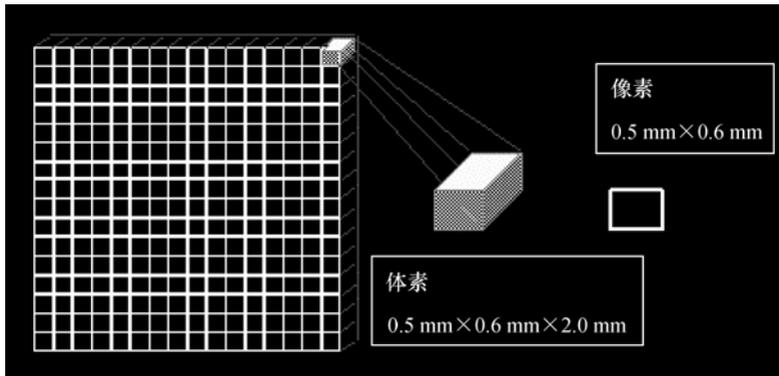


图 1-4 像素与体素的区别

像素是平面的概念，体素是人体组织立体三维的概念

1.2.1.7 部分容积效应

上述的体素是一个立体的三维概念，既有平面上的长、宽值，也有深度或高度值，深度或高度值其实就是成像的层厚。但是，表现在平面图像上的像素只有二维，没有了深度的表述。成像时这个体素中的所有分子都是有关的，计算机只能取它们的总和的平均值，忽略在深度空间上组织的组成有时差别很大。当其中存在很高密度或者很高信号的小块组织时，会导致代表整个体素总体的像素呈很高亮度，这就是部分容积的情况误导的以点盖面假象，在 CT 和 MRI 图像上均存在，我们称它为部分容积效应，这是需要我们在工作中注意识别和避免失误的。部分容积效应的减少方法就是增加图像的空间分辨率，如减少层厚、增加成像时的矩阵大小等。

1.2.1.8 窗位、窗宽显示技术

窗位、窗宽显示技术是为了更好显示影像中组织灰度差异而设计的显示技术。因为计算机允许每个像素的数值变化范围很大，而肉眼所能分辨的灰度等级 (一般仅 16 或 32 个等级) 有限，故根据被显示图像中感兴趣组织在计算机中的灰度值范围确定一个数值范围 (即窗宽)，将此范围的中心点称为窗位，使人眼可能分辨的每一灰度等级代表恰当的数值。如在 MR 图像上颅内组织及病变的各个像素数值变化范围为 0 至 +160 之间，我们就选择窗宽为 160，其中间值 80 为窗位，而像素值低于 0 的所有组织显示为黑色，高于 +160 的组织均显示为白色。假如显示屏的灰度显示为 16 个等级的话，每级灰度代表数值范围为 10，也就

是当相邻两种组织间的像素数值相差 10 以上时，就可在屏幕图像上显示出亮度的不同；但此时如果相邻组织间的像素数值相差不足 10 时，显示屏上就不能表现亮度的差别。由于这个最小允许差别的数值由窗宽决定，随窗宽增加而变大，在具体工作中就不能把窗宽设置过大。但窗宽过小时，计算机内像素数值在窗宽两端以外的组织又都因为太亮或太黑而不能观察，有时甚至导致漏诊。因此，通过窗位、窗宽技术可使灰度分辨率得到充分的体现，并形象地被人感知；但是，只有窗位、窗宽选择恰当才能有效地显示病变形态和组织结构。在医学影像阅读分析时一定要注意摄片时的窗位和窗宽（图 1-5）。

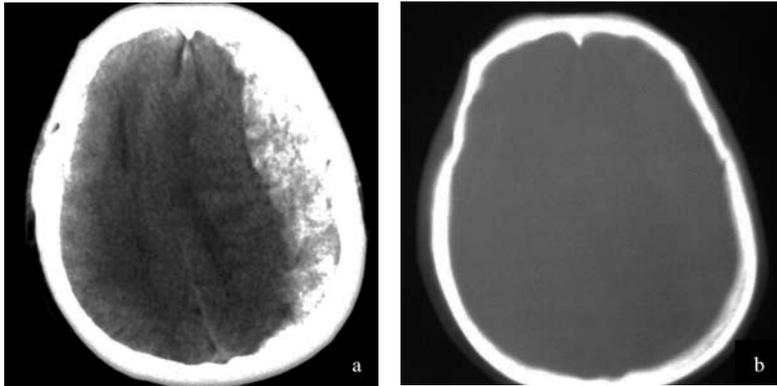


图 1-5 同一层面的 CT 图像，采用不同窗位窗宽显示，可观察到的组织内容不一样

a. 脑组织窗，显示硬膜下血肿；b. 骨窗，显示颅骨

1.3 X 线摄影的数字化

最近的 30 年间，随着计算机图像处理技术深入融合到医学影像处理领域，从最早的 CT 引发的医学图像数字化进程先后在 DSA、MRI、PET (PET/CT) 等医学影像领域得到应用。X 线摄片作为最基本、普及、方便、廉价的影像诊断技术，由于空间分辨率要求最高，对影像探测器的技术要求高，数字化不易。但随着技术障碍被克服和科研的进展，通过数年的数字化摄片技术研究和临床推广，在临床上绝大多数医院都开始了数字化摄片的应用。

1.3.1 数字化 X 线成像技术的分类

1.3.1.1 影像增强器数字 X 线摄影系统

由影像增强器 (I.I.)、电荷耦合器件 (charged coupled device, CCD) 或真空摄像管 (pickup tube)、电视系统和模数转换器件 (A/D) 组成。闪烁器将入射 X 线转换为可见光，经反光镜反射由组合镜头直接耦合到 CCD 芯片上，由 CCD 芯片将可见光信号转换成电信号，再由计算机把电信号变为数字信号。CCD 平面数字成像技术目前主要运用于数字胃肠系统与大型血管造影 (DSA) 系统。

1.3.1.2 计算机 X 线摄影

计算机 X 线摄影 (computed radiography, CR) 的特征是以成像板 (image plate, IP) 代替胶片作为载体, IP 含有微量元素铕 (Eu^{2+}) 的钡氟溴化合物 (BaFBrEu^{2+}) 的结晶。X 线穿过人体, 曝射后在 IP 上形成潜影, 将 IP 板放入激光扫描仪经过激光束扫描来读取存储于 IP 板中的影像信息; 随之通过光电倍增管和 A/D 转换器转换成数字信号, 进行计算机图像显示及各种图像处理、显示和摄影等。

1.3.1.3 数字化 X 线摄影

数字化 X 线摄影 (digital radiography, DR) 从 X 线曝光到图像的显示由设备自动完成, 患者经过 X 线曝光后, 无需其他人力投入和处理, 就可直接和快速地在显示器上观察到图像。数字化 X 线摄影可分为三种类型。

1. 间接数字化成像 (indirect digital radiography, IDR) IDR 的 X 线信号收集及数字化处理等均由平板探测器来完成, 是目前 DR 的主导成像模式。平板探测器的结构是由闪烁体或荧光体层上涂有具光电二极管作用的非晶硅层 (amorphous Silicon, a-Si), 再加上薄膜半导体 (thin film transistor, TFT) 阵列, 或 CCD, 或互补金属氧化物半导体 (complementary metal oxide semiconductor, CMOS) 构成。

常用的平板探测器有以下几种:

(1) 碘化铯 (CsI) + a-Si + TFT: CsI 闪烁发光晶体层受到 X 线照射后, 能量转化为可见光, 激发电二极管产生电流, 并在自身的电容上积分形成储存电荷。该类技术的最大优势在于 X 线利用率高, DQE 一般在 60% 以上前提下快速获得图像。同时, 该技术的平板探测器已发展到了动态快速采集阶段, 并成熟运用于数字化心血管造影。

(2) 硫氧化钆 ($\text{Gd}_2\text{S}_2\text{O}$) + a-Si + TFT: 利用硫氧化钆来完成 X 线光子至可见光的转换过程。由此类材料制造的 TFT 平板探测器成像快、成本低, 缺点是灰阶动态范围较低 (12bit 以下)。

(3) 碘化铯 / 硫氧化钆 + 透镜 / 光导纤维 + CCD/CMOS: X 线先通过闪烁体或荧光体构成的可见光转换屏, 将 X 线光子变为可见光图像, 而后通过透镜或光导纤维将可见光图像送至光学系统, 由 CCD 采集转换为图像电信号。

(4) $\text{CsI}(\text{Gd}_2\text{S}_2\text{O}) + \text{CMOS}$: 此类技术受制于间接能量转换空间分辨率较差的缺点, 较难利用大量高解像度 CMOS 探头组成大面积矩阵。

2. 直接数字化成像 (direct digital radiography, DDR) 直接能量转换平板探测器的结构主要由非晶硒层 (a-Se) TFT 构成。入射的 X 线光子在硒层中产生电子 - 空穴对, 在外加电场作用下, 电子 - 空穴对向相反的方向移动形成电流, 电流在薄膜晶体管中积分成为储存电荷, 储存电荷量反映入射的 X 线光子的能量与数量。这种 DR 探测器的解像度达 $139\mu\text{m}$, 优于目前各种间接能量转换 DR 探测器的空间分辨率。

值得注意的是, 切不可将这种直接能量转换与“直接读出”相混淆。目前的概念, “直接数字化成像”就是指非晶硒材料组成的影像平板, 信号采集过程中没有可见光转换过程导致的能量损失。而间接的能量转换形式的数字化成像将所有中间环节由设备或计算机自动完成, 直接获得数字化图像, 但是能量转换是间接的, 只能说是“直接读出”而已。只不过目

前对于能量转换过程中的损失通过技术的不断改进而逐渐趋向于“忽略不计”。

3. 线扫描技术 采用狭缝式线扫描技术和高灵敏度的线阵探测器。X 线管发出的平面扇形 X 线束穿过人体到达探测器, 得到一行信号数据, X 线管和探测器平行自上而下匀速移动, 逐行扫描, 将一行行的数据经过计算机处理、重组后就得到一幅平面数字图像。线扫描数字成像的探测器包括三种: 多丝正比室探测器、光电二极管探测器、CCD+CMOS 探测器。该技术的缺点是曝光时间过长, 像素矩阵、空间分辨率等指标都不高。目前临床应用较少, 渐趋淘汰。

1.3.2 CR 的最新进展

CR 数字摄影系统问世已经三十多年了, 它是目前十分成熟的数字化 X 线成像技术。近年来在成像板结构和扫描方式方面有了重大的改进。

1.3.2.1 成像板的改进

IP 板结构上采用新感光材料, 目前大多数用针状结构的荧光物质作为闪烁体, 使荧光散射现象大大地降低, 使图像的锐利度及细节分辨能力大为提高, 图像质量得到了明显的改善。近年有些厂家推出双面读出 IP, 采用透明基板, 扫描时, 双面读出器同步读取图像信息。该技术可使噪声等价量子数 (noise equivalent quanta, NEQ) 提高 30%~40%。

1.3.2.2 扫描方式的改进

目前 CR 基本都采用飞点扫描的方法进行点状激光对 IP 板进行扫描和重组图像, 扫描速度和图像空间分辨率不足。最近已经成功推出线扫描技术, 每次读出 1 行图像信息, 图像信息收集器为 CCD, 激发光源与 CCD 器件分别做成 $1 \times n$ 个阵列, 扫描时间缩短很多, 基于新的透明或双面 IP、CsBr:Eu²⁺ 针状存储荧光体、自动扫描、双面读出等新技术的应用, 能够获得与基于 CsI:Tl 和 a-Si 平面阵列平板 DR 系统相媲美的图像质量。

1.3.2.3 后处理软件

随着计算机技术的发展和处理算法的改进, 各厂家相继推出了许多软件。组织均衡的处理软件可根据不同部位自动地使每幅图像最优化, 自动消除原曝光图像中过亮及过黑的区域, 降低细节损失, 从而提供高细节对比度, 显示更佳解剖结构的、协调的图像。

1.3.2.4 CR 不断向 DR 相似的临床工作流程方向发展

传统 CR 以片盒式操作、集中图像读出处理为基础, 与 DR 的直接图像读出存在工作流程上的明显不同, 但是, 随着 CR 技术的改进和成本下降, CR 的缺点不断被克服, 优势得到增强, 使得二者之间的差异越来越小。这些主要体现在以下三个方面:

(1) 原本 CR 的盒式 IP 系统, 要求技术员将 IP 送到中央处理室进行 IP 图像读出处理。现在的 CR 盒式读片器体积及成本降低, 速度增快, 以至于在每个 X 线摄片室或是操作控制台里都可以安装一个读片器, 也就如同 DR 的分散工作流了。

(2) 目前的无盒式光激发磷光体 (photostimulable phosphor, PSP) 的 X 线系统将图像二次扫描接收器融入 X 线摄影系统中, 自动完成 X 线曝光后的激光扫描和图像重组过程, 就如

同 DR 可以自动生成图像一样。

(3) 现在便携式(床旁) X 线机可以安装一个集成 CR 读片器, 床边摄片后即时读出成像。这样就可以获得和 DR 相似的功能, 而 IP 较 DR 探测器轻薄, 操作方便, 节约人力, 设备成本远较 DR 低。

1.3.3 DR 技术的进展

1.3.3.1 非晶硅和非晶硒平板探测器数字成像的进展

非晶硅和非晶硒平板探测器本身的进展主要在于晶体排列结构上的改进, 目前研究集中于针状或柱状结构的非晶硅和非晶硒探测器, 可以减少光散射, 提高图像的锐利度和清晰度。

DR 在系统结构与处理软件上也有一些新的改进。目前市场上存在双板结构、C 形架结构、悬吊式 X 线管组件和立式胸片架组合结构、胸部专用式结构及目前最普及的单板多功能系统结构。采用悬吊式 X 线管组件和落地式多轴探测器架组合或双悬吊组合结构, 配单端固定升降浮动式平床; 或为可移动单板探测器配浮动摄影床和立式胸部摄影架, 实现单板多用, 即多功能 DR 摄影机。床旁移动平板数字 X 线摄影机现在也已面市。软件方面除了常规处理软件外, 与 CR 一样各厂家有组织均衡图像处理软件和双能量减影、分层摄影、拼接处理软件等。

1.3.3.2 CMOS 平板探测器数字成像的进展

CMOS 平面探测器的像素尺寸可达 $76\mu\text{m}$, 空间分辨率达到 6.1LP/mm , 是目前空间分辨率最高的探测器, 但系统成像速度比较慢。CMOS 平板探测器荧光层可产生与入射 X 线束相对应的荧光, CMOS 芯片可将荧光信号转换成电信号, 经电子放大与读出电路送到图像处理电脑系统进行处理。

1.3.3.3 CCD 数字成像的进展

很多新技术的引入(如材料、结构、图像处理等)使 CCD 平面数字成像技术有了长足的进步, 主要有以下三个方面的改进和提高: ① X 线闪烁体采用了针状结构的材料(Tl:CsI 或 GdSO:Tb 及 GdSO:Eu), 减少了光散射, 提高了图像的锐利度和清晰度; ② 采用了航天高清晰高倍光学组合镜, 提高了灵敏度和可靠性; ③ 采用充填系数为 100% 的 CCD 芯片, 像素变小(现有 $<100\mu\text{m}$ 的)、接收面积增大, 从而使获取的图像信噪比增加、分辨率提高。

1.3.3.4 DR 未来临床应用的趋势

DR 相对 CR 来说在技术上具有明显的优势, 辐射剂量小, 图像清晰, 但目前还是一个比较新的技术, 价格相对于 CR 来说较贵。由于 DR 机器本身的技术含量增高、曝光条件自动测算, 技术人员对 DR 的技术关注度不够, 对成像参数的设置缺乏兴趣, 对图像处理过程缺乏理解, 需要在临床应用层面加以指导和加强技术培训。

DR 技术将会在以下的临床应用中得到扩展: 计算机辅助诊断、三维体层摄影和合成、双能量减影、低剂量透视摆位、时间减影、图像无缝衔接(图 1-6、图 1-7), 等等。尤其是三维体层摄影和合成, 廉价、快速而低辐射量, 该技术可以多平面重组图像, 或是三维容积重组图像, 已逐渐体现出用于胸、骨和乳腺检查的优越性。



图 1-6 数字化摄影图像的无缝拼接

a. 正位 4 次曝光图像；b. 侧位 4 次曝光图像；c. 经过图像拼接处理的全下肢正侧位摄片图像

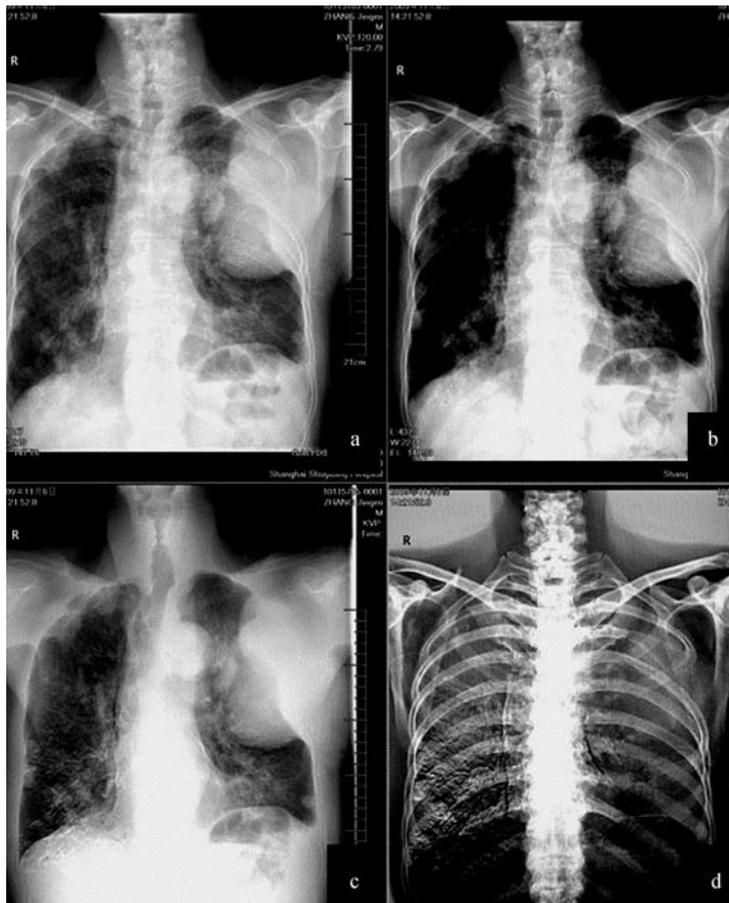


图 1-7 正位胸片 (a, b), 经过不同窗位窗宽的调节可显示的内容有所不同。但是, 经过双能量减影处理, 则可显示单纯软组织 (c) 和骨骼 (d), 非常有利于对病变的显示

1.3.4 乳腺数字成像的进展

乳腺软 X 线成像是诊断乳腺疾病的首选方法，目前有胶片成像、间接数字化成像和直接数字化成像三种。目前正在开发应用与实验研究的数字化成像实用技术有如下几种。

1.3.4.1 双能量减影技术

与高能量 X 线摄影不同，钙化组织相对正常软组织对低能量 X 线吸收率要高，所以这样两幅图像进行减影处理可以使软组织基本被减除掉，从而获得钙化组织的图像信息，有助于早期乳腺癌的诊断。

1.3.4.2 数字体层合成技术

这种体层技术与常规体层不同，只是 X 线组件做弧形运动（弧形角度 $20^{\circ} \sim 30^{\circ}$ ），探测器不动，一般对感兴趣区采集 8~10 幅图像，通过数据重组技术获得数毫米层厚的图像。同时可以采用三维重组技术获得感兴趣区的三维图像，可更好地观察到病灶，进行准确定位。

1.3.4.3 硅微带探测器数字乳腺成像技术

硅微带探测器是一种采用硅半导体技术的固体探测器。它是间距非常小的 P-N 电子穴半导体阵列，在反向偏压作用下，P-N 电子穴的载流子被耗尽，在耗尽区域的每一个光子反应产生一个可以被检测到的电流脉冲，由读出电路读取其电流脉冲，进而转化为数字信号。

1.3.4.4 锥束乳腺成像技术

由于传统的乳腺 X 线摄影存在影像重叠的缺陷，使很小的乳腺癌病变（特别是直径仅 1.0mm 左右的情况）很难被检测到。Rochester 大学的 Ruola Ning 教授等开展了乳腺锥束三维成像的研究，他们提出了一套基于平面检测器的锥束乳腺成像技术，成功地解决了不同组织的叠加问题，还提高了对于小的乳腺肿瘤的检测能力，而 X 线剂量少于传统的 X 线乳腺摄影技术，具有很大的应用前景。

1.3.5 DSA 成像的主要进展

DSA 设备的发展非常迅速，主要表现在：

(1) 平板探测器型 DSA：这是 DSA 数字化直接采集影像的最佳机型，目前各大供应商都已全面替代荧光影像增强器 DSA。平板探测器较一般的影像增强器具有更高的空间分辨率，摄片所需要的 X 线剂量也较低，但是透视时其 X 线剂量却比常规影像增强器机型更大。平板探测器也有直接和间接之分，直接型平板探测器直接采用无定型硅加薄膜晶体管作为 X 线检测材料，空间分辨率很高，影像采集速度快；间接型者采用的检测材料为碘化铯或硫氧化钆，再采用无定型硅加薄膜晶体管来达到影像采集的目的；虽然空间分辨率将略下降，但是稳定性好，时间上也能满足 DSA 快速采集的要求，而且图像的信噪比较直接型者要更高些。

(2) 快速旋转三维信号采集的旋转速度和采集角度增大, 从以前的每秒 $10^{\circ} \sim 20^{\circ}$, 到最新的每秒 $45^{\circ} \sim 60^{\circ}$ 的高速度, 一次可最大旋转 305° , 有利于非常精确的血管三维重组。

(3) 显示器基本采用专业高分辨液晶显示屏, 而且一般都配备多台显示器以便显示静态血管形态、走行、特殊角度影像、动态不断播放的影像, 以及透视立时显示的影像。

(4) 软件功能的改进: DSA 目前的应用软件发展非常迅速, 三维显示、血管内镜显示、心脏功能分析、血管狭窄分析、动态数字补偿、下肢动脉无缝拼接、2D 和 3D 路图等均已达临床有效、实用的水平。动态数字补偿是通过造影检查中的动态调节使造影图像始终保持最佳的软件处理技术, 动态数字补偿滤过、动态密度优化处理等都有相似的工作原理。目前许多公司推出的新产品可以将 CT 扫描立体重组图像与 DSA 图像相结合, 达到精确的立体定位效果。

(5) 降低 X 线剂量的改进措施: 可设置的脉冲透视可大大减少 X 线辐射剂量, 据报道可以最多减少 90% 的曝光剂量。此外, 无辐射定位、使用钨滤过和特定形状的滤线器、mA 自动调节、改变 X 线管影像增强器位置和设计等, 都将有效降低 X 线辐射剂量。

(6) 消除腹部移动伪影: 对易活动的部位, 采用模糊的蒙片作部分的减影, 可以克服 DSA 片中的运动伪影。

(7) DSA-CT 体层成像功能: 在 DSA 探测器平板旋转采集图像的基础上, 通过锥形束 CT 的原理, 实现 CT 体层成像, 虽然平板的探测器与 CT 探测器有很大的区别, 但是目前的 DSA-CT 已经达到临床实用的阶段, 大大方便了临床穿刺过程中的立体定位功能需要。

1.4 分层影像显示与立体重组

1.4.1 从重叠影像发展为分层影像

X 线摄影技术的出现, 基本原理是基于 X 线具有穿透人体组织的特性, 使人体内部高低不同密度的组织得以在胶片上显示。但是, X 线穿透人体组织时, 在射线经过的所有组织都对最后的成像产生作用。人体三维组织结构被射线穿透后形成压缩的二维图像, 这种图像是平面图, 前后位摄片时, 只有上下和左右之分, 没有前后之别, 所有前后的组织, 都是互相重叠的, 就是说在一幅 X 线片上, 图像上的高密度影, 可以是人体前部的, 也可以是后部的, 影像上不能区分。所以摄片一般采用正侧位结合的方法, 来区别异常密度影是位于人体前部或是后部。

这种互相重叠的影像困扰着临床医师。直至 1976 年, 英国医师 Hounsfield 采用旋转投影的方法, 计算出被照射的薄层人体内部组织的密度, 出现了计算机体层摄影的概念, 即为 CT。CT 的出现大大提高了医学影像的显示能力。

1.4.2 分层影像显示的优点

分层显示技术的发展使临床医师大大提高了观察疾病具体部位、病变形态和病变内部结构的能力, 以前的人体组织前后重叠的 X 线摄影成像的缺点基本被克服了。人们通过 CT、

MRI 等分层图像实现了人体内部结构显示和观察的无重叠成像，对于小病灶和低密度的病灶都有很好的显示效果，使影像诊断水平大大提高了，可以说是一次革命性的飞跃。

分层显示的实现也是计算机技术成功应用于医学领域的实践，不但克服了投影成像中射线经过途径中所有器官组织的相互重叠、干扰的缺点，而且在密度分辨率的提高方面也有很大的进步。由于计算机像素的显示灰阶的可调节，许多情况下可以最大程度地显示病灶内部结构的密度差别，达到显示组织类型的效果。病灶组织的内部结构得到最大程度的显示，如病灶中的钙化、坏死液化、出血等等的直接显示。由于分辨率的提高，病灶内细小钙化、边缘毛刺、小叶间隔、支气管扩张等也可以很好地显示，可以为放射诊断医师提供更多的诊断依据。

分层显示还可以发现一些隐蔽部位的病灶（图 1-8）。根据分析，一张 X 线胸片上可能有 20% 的肺组织不能显示，如脊柱旁、心脏后方、前后肋膈角等处，胸片上这些部位的小病灶很难被发现，所以，目前对于体检时为发现小病灶、早期病灶而做的胸部 X 线检查，很多专家建议采用低剂量 CT 来进行，以免普通胸部 X 线摄片检查遗漏病灶。

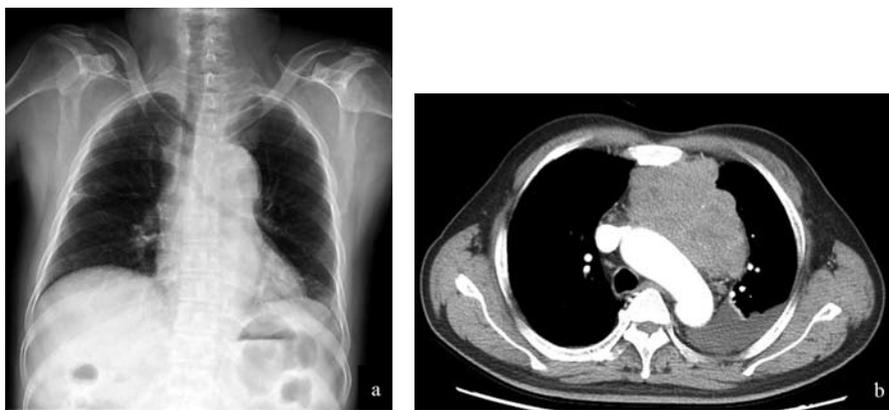


图 1-8 胸部摄片与 CT 体层显示

X 线胸片 (a) 没有能够很好显示纵隔内病灶，CT (b) 上非常明确地显示纵隔内巨大肿块，实质性，位于主动脉前

1.4.3 分层成像的最新进展

分层显示技术的进步是飞速的，随着计算机技术的发展，通过计算机快速运算实现了许多新的功能。

(1) 更薄层厚的图像显示：目前 CT 扫描的图像层厚可以达到 0.5mm 的薄层水平，随着锥束平板 CT 的推广，在头面部、口腔、骨骼等静止部位的扫描成像可以实现 0.1mm 的层厚，这对于显示病灶内部结构和形态非常有利（图 1-9、图 1-10）。MRI 也在空间分辨率方面大踏步前进，大部分机器都配置三维成像序列，可以实现薄至 0.5mm 的层厚成像，为 MRA 及三维立体显示病灶提供了原始基础的图像质量保证。

(2) 更快速的多层面显示：随着多排探测器技术的进步，一次机架旋转实现多至 640 层的图像信息采集。这样，对于一些动态脏器的成像、血流动态情况的显示等等，都是非常有价值的。现在，心脏冠状动脉成像、心脏功能测量、血流灌注成像和参数测量、血流

动力学动态显像、关节动态和功能成像等，都是快速成像技术的进步所开辟的临床应用新领域。

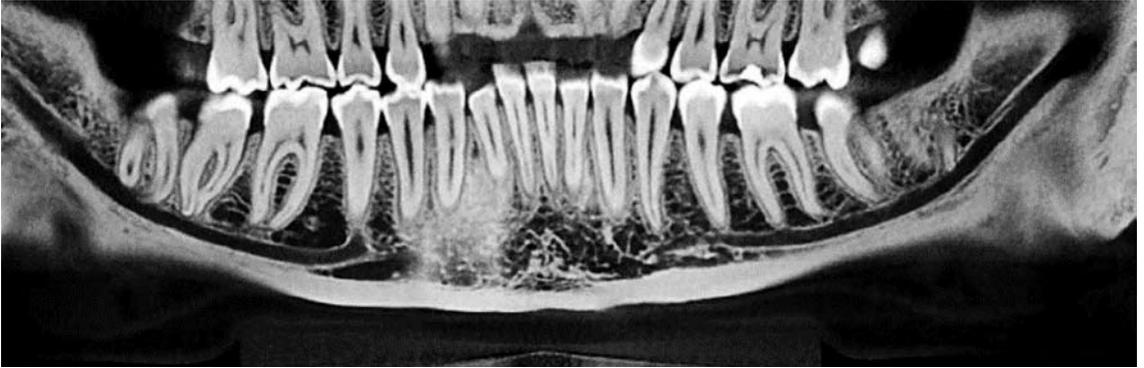


图 1-9 骨骼和牙齿薄层扫描的重组，可以显示非常细致的结构

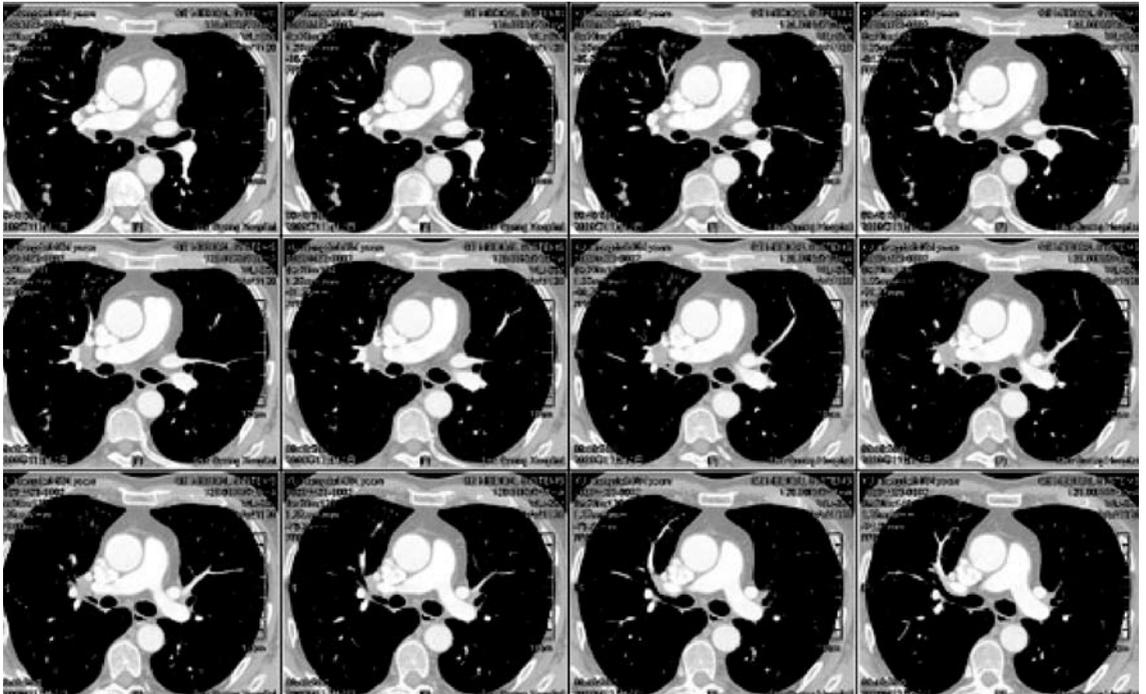


图 1-10 薄层胸部增强 CT 扫描图像
层厚 0.625mm，清楚显示右侧肺部淋巴结

(3) 更好的三维、四维立体重组效果：在原来薄层的图像基础上，各种计算机重组软件的开发和投入临床应用，可以获得更好的立体重组图像和病灶形态显示，对于外科手术前立体显示病灶和分辨病灶与动静脉、气管及其他重要周围解剖结构关系，具有重要的意义。随着更薄层图像显示的实现，图像数量也在不断增加，临床放射学医师也需要直接的重组显示来诊断疾病，如冠状面、矢状面和其他平面或曲面的图像重组，对于判断疾病的范围和程度都是非常有用的，而且也是节约时间的重要工具（图 1-11、图 1-12）。

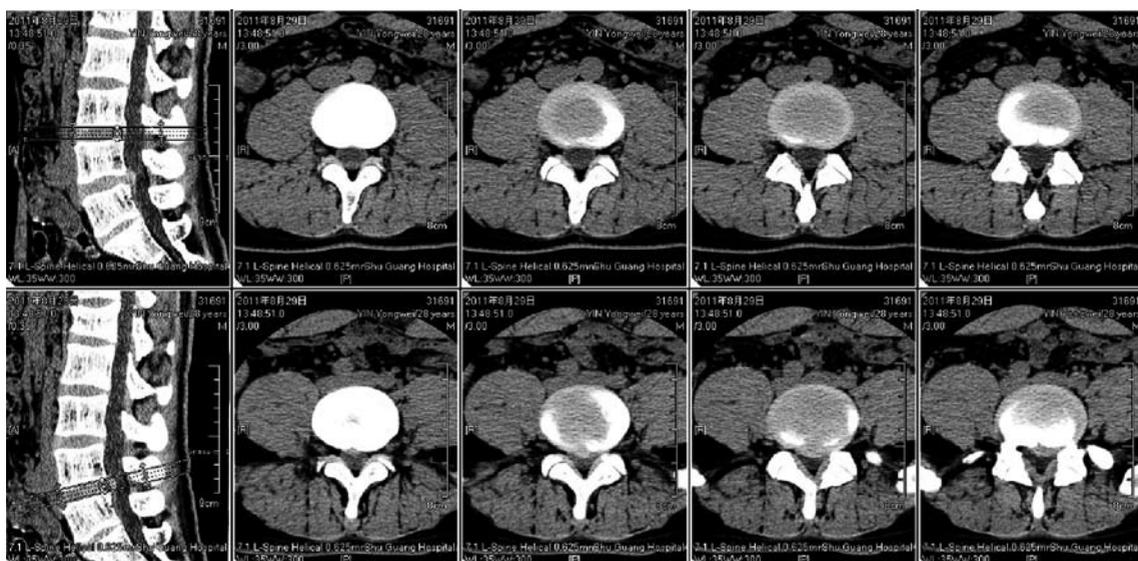


图 1-11 腰椎的薄层扫描

重组显示椎间盘, 可以更好地定位, 更清楚地显示

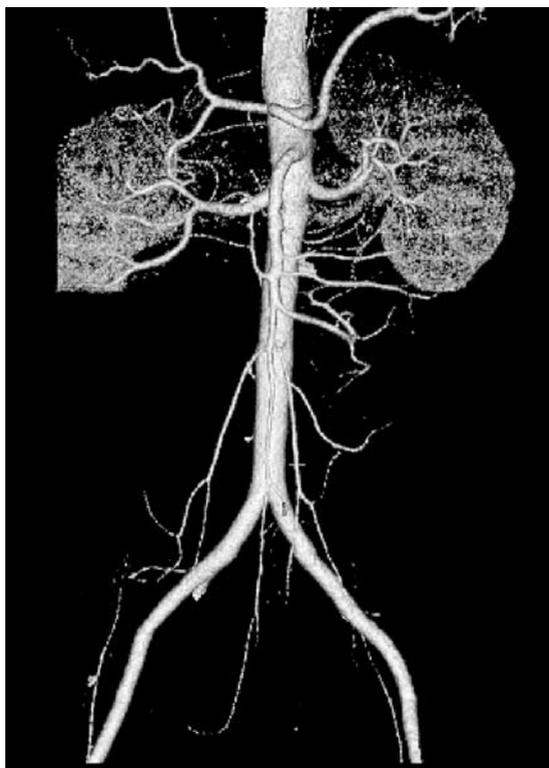


图 1-12 腹部 CTA

显示腹部主要大血管的立体影像 (见书末彩图)

1.5 超快速扫描成像技术

1.5.1 超快速扫描成像的概念

当前, 影像医学的技术进步是飞速的。十年前, 螺旋 CT 还是四排探测器, 实现了亚秒的扫描速度, 就是一秒钟以内实现多层面的扫描, 可谓较之第三代 CT, 即单排探测器螺旋 CT, 大大地进步了; 对于肝脏的多时相较薄层厚扫描, 提供了很好的技术保障。人们普遍认为这就是快速亚秒扫描的开始。但是随着技术的进步, 亚秒扫描还不能满足临床需要, 如心脏搏动状态下的扫描, 必须有 0.1 秒以内的时间分辨率, 也就是说时间分辨率要用毫秒 (ms) 计算了。还有动态增强扫描和灌注成像、关节运动的动态成像等, 都需要在 0.1 秒以内的成像。目前这些成像都已经实现临床应用。因此, 这些快速的成像技术, 就被称为超快速的成像, 目前主要用于冠状动脉成像、灌注成像、关节动态成像等领域。

1.5.2 超快速成像的优点

实现了超快速成像以后, 许多传统的观念将发生改变。例如, X 线摄片的曝光剂量问题, 现在一张 X 线胸片的曝光时间在 10 毫秒左右, X 线剂量非常少; 超快速 CT 扫描技术的推广应用使心脏搏动、血流快速流动都不是障碍; MRI 快速序列的实现, 可以在 10 秒钟内做到全脏器 (如肝脏) 的成像, 分辨率达到亚秒水平; DSA 旋转立体成像速度目前可以达到每秒 30° 30 帧图像的速度, 使立体动态成像成为可能。所有这些超快速成像技术的终极目标都是为了临床疾病诊断的目的, 都是为了了一些需要特别快速的特殊成像目的而设计的, 这些技术在临床的成功应用, 给放射科医师带来了许多益处。

超快速成像的优点在于其成像速度。速度的提高, 带来的优点就是突破心脏搏动、血流速度的成像限制。对于增加患者检查速度和检查数量, 其实不再是超快速成像的重要优点所在。超快速成像的主要优点在于将形态显示向功能成像转化, 心脏的动态功能成像、血流对组织的灌注状态、关节的运动功能等, 都可以实现。

1.5.3 超快速扫描技术的主要应用领域

一些在快速成像中实现的功能, 如克服呼吸、心跳等生理运动伪影、多时相增强扫描、全脏器覆盖、多平面重组等, 在超快速成像中易如反掌。而超快速成像新的应用领域还在不断发展之中, 目前主要在于心脏成像, 包括冠状动脉 CTA 和心脏功能评价, 还有就是血流的动态成像 (图 1-13)。CT 的快速扫描, 不仅可以显示血流的动脉期和静脉期, 而且可以像 DSA 一样动态地显示血管中对对比剂经过的过程, 时间分辨率与 DSA 相似, 对于灌注参数的测量就会更加准确。

由于 CT 超快速成像技术的进步和冠状动脉 CTA 技术在临床的成功应用, 也出现了许多关于 DSA、MRA 与 CTA 之间到底孰是孰非的争论。目前在冠状动脉病变诊断方面, CTA 是独占优势的, 普遍认为冠状动脉 MRA 不及 CTA, 但是在体部和外周血管的无创伤成像方面, MRA 有其独特优势。在介入治疗方面, DSA 是金标准, 在介入治疗的手术过程中, 进



图 1-13 颈部 CTA，在动脉期、静脉期的分别快速扫描后，可以显示动脉、静脉和实质期的重组图像，可以动态显示血流的变化
(书末彩图可分辨动脉与静脉)

行 DSA 造影必不可少。所以，尽管 CTA、MRA 在近几年有了长足的发展，但是 DSA 作为诊断血管性病变的金标准的地位没有动摇。在任何血管性病变的手术或介入治疗前，都应该行 DSA 血管造影得到确切的诊断。

CTA、MRA 作为无创伤的诊断方法可以在术前提供有价值的诊断信息，对术前治疗方案的制定和介入器材的准备等都有重要的参考价值。对术后随访，CTA 或 MRA 可以无创伤地反复检查，在许多情况下可以代替以诊断为目的的有创伤性的 DSA 血管造影。

CTA 是注射含碘对比剂后进行扫描的，对碘剂过敏的患者或肾功能不良的患者 MRA 是其最佳的选择，CTA 在一些多骨骼突起的部位或靠近颅骨的病变的显示有困难，MRA 则无此缺点。

但是，MRA 的内在血流信号强度与周围组织的差别常不及 CTA 增强扫描时那么显著，所以周围高信号组织对 MRA 的图像质量有一定的影响，如在蛛网膜下隙出血的患者常 MRA 效果不佳。另外，由于 MRA 容易出现涡流伪影、分层阶梯状伪影、狭窄过度估计等不良现象，对动脉瘤内血栓和瘤壁钙化、胸腹部动脉显示、特别弯曲的动脉等情况，均将在 MRA 图像质量和阅片诊断方面存在困难。

1.6 功能成像技术的进展

1.6.1 解剖成像显示形态改变

X 线成像过程中，通过 X 线穿透人体组织，把穿透路径上所有的组织的 X 线吸收值加以累加而显示密度高低，穿透过程的时间先后无法区别，在人体组织中处于前面或者后面的组织都是被重叠投影到胶片上加以集合显示，虽然这样对于物体有整体的反映，对显示组织脏器的轮廓非常有利，但是，重叠造成了非常明显的缺陷。

X线摄片过程中，人体器官形态被瞬间冻结，其形态在X线照射下得到很好显示。通过各种投照角度的改变，对脏器的全貌可以有较为全面的了解。但是，摄片对于动态脏器如心脏的显示效果就存在局限性，不能显示其搏动情况和功能状态。

CT和MRI能够分层显示脏器的形态，克服了X线摄片时脏器相互重叠的缺陷，对形态的显示有了质的飞跃。但是，就影像而言，仍然是某一时刻的形态的显示，脏器的功能仍然无法显示，如CT可以显示脑组织是否萎缩，但是不能显示脑功能是否退化。同样有脑组织的萎缩，有的患者功能仍然正常，有的患者就出现了痴呆或精神异常。又比如，心脏形态的增大，并不反映有无功能失代偿的状态。因此，形态显示并不能满足临床对脏器功能评价的需要，这些都促使影像医学研究人员努力去实现脏器功能的显示。

1.6.2 脏器功能的显示

要实现对脏器功能的评价，首先要看脏器的功能是什么。每个脏器功能各不相同，或者某个脏器有多种功能，要评价其功能，就要看影像检查的特点和适应检查脏器功能的哪一个方面。一般而言，对某个脏器的功能的评价都是特指的和选择性显示的，有的还需要进行功能诱发来显示。

心脏的主要功能就是泵血，因此心脏搏出量和心搏指数就很重要，而反映心肌收缩功能的收缩期心壁厚度变化、心肌血液灌注量和速度，也是功能指标之一。CT和MRI都能够像超声一样显示这些数据。某些代谢物含量的变化可以代表组织的活性或血供状态，如组织中乳酸含量增加代表该组织有缺血的现象，而组织中胆碱含量增加代表组织的细胞膜代谢旺盛，常提示肿瘤的诊断。所以，功能显示与形态显示有很大的不同，功能成像必须先确定何种功能，再决定选择何种检查方法来显示，许多脏器的功能在目前条件下还无法直接显示。

1.6.3 功能成像技术的种类

功能成像的种类非常多，每个脏器可能都各不相同，但是有一些是相似的，如血液供应状态的显示、组织代谢物的显示等。目前大部分功能成像技术都是显示一些共有特征的，而一些特殊功能的评价则依靠核医学特殊核素分子的代谢积聚、血液中特殊物质的含量测定来评价。

(1) 显示器官生理功能变化：对心脏的泵血功能，目前超声、CT、MRI等影像学方法都可以显示，超声因为便捷、价廉而广受欢迎。肾脏的肾小球滤过功能是核医学成像重要的检查项目之一。利用甲状腺摄碘的功能特点，在静脉注射核素 I^{131} 化合物后，测定其在甲状腺内的积聚量，就可以反映甲状腺的功能。

(2) 代谢状态或某种代谢物含量的变化：目前的磁共振波谱分析技术可以在活体组织中测量某些化合物含量，如组织中胆碱含量消失代表坏死液化组织，含量增

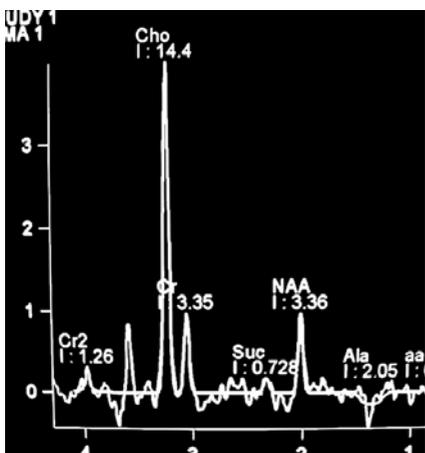


图 1-14 MR 波谱分析 (MRS)

显示活体组织的代谢物含量