

◆ CHINESE MEDICAL IMAGING

中华影像医学

总 主 编	吴恩惠
总主编助理	贺能树
	张云亭
	白人驹
顾 问	刘玉清
	李果珍
	朱大成

人民卫生出版社

◆ CHINESE MEDICAL IMAGING

中华医学影像学杂志

中华影像医学 总论卷

主 编 陈炽贤 高元桂

人民卫生出版社

◆ CHINESE MEDICAL IMAGING

中华医学影像学杂志

中华影像医学 总论卷

主 编 陈炽贤 高元桂

人民卫生出版社

◆ CHINESE MEDICAL IMAGING

中华影像医学

总 主 编	吴恩惠
总主编助理	贺能树
	张云亭
	白人驹
顾 问	刘玉清
	李果珍
	朱大成

人民卫生出版社

目 录

(按篇顺序排列)

MEDICAL IMAGING

CHINESE

第1篇 X线成像 (1)	④
第1章 X线成像的基础物理	(3)
第1节 基本粒子	(3)
第2节 原子和原子核的结构	(3)
第3节 电磁辐射	(4)
第4节 能量	(5)
第2章 X线的产生	(6)
第1节 标识辐射和韧致辐射	(6)
第2节 X线管及焦点	(8)
第3节 X线管容量	(9)
第3章 X线波谱	(10)
第1节 X线的量和质	(10)
第2节 影响X线量和质的因素	(10)
第4章 X线的特性	(12)
第1节 物理特性	(12)
第2节 化学和生物效应	(12)
第3节 辐射剂量的物理量度	(12)
第5章 X线成像的原理	(14)
第1节 X线与物质的主要作用形式	(14)
第2节 X线成像的一些技术因素	(14)
第3节 物质密度与影像密度	(16)
第4节 自然对比与人工对比	(16)
第6章 X线检查方法	(18)
第1节 普通检查	(18)
第2节 特殊检查	(19)
第3节 造影检查	(21)
第4节 X线检查方法的选择和综合运用	(21)
第7章 对比剂	(23)
第1节 理想对比剂的要求	(23)
第2节 阴性对比剂	(23)
第3节 阳性对比剂	(23)
第4节 今后发展方向	(26)
第5节 对比剂的反应和防治	(27)
第8章 X线诊断的原则和步骤	(30)
第1节 诊断原则	(30)
第2节 诊断步骤	(30)
第9章 影像医学的安全防护	(32)
第1节 X线防护的意义	(32)
第2节 防护原则和措施	(32)
第10章 X线成像新技术	(34)
第2节 CT机的特殊功能	(46)
第3章 CT扫描技术	(53)
第1节 CT扫描前准备工作	(53)
第2节 平扫	(53)
第3节 增强扫描	(54)
第4节 造影CT扫描	(57)
第5节 特殊扫描	(58)
第4章 CT图像分析	(59)
第1节 像元和体元	(59)
第2篇 计算机体层成像 (35)	④
第1章 CT机的基本结构和成像原理	(37)
第1节 CT机的基本结构	(37)
第2节 CT成像原理	(38)
第3节 CT的发展	(41)
第2章 评价CT机主要技术性能的指标	(46)
第1节 扫描时间、重建时间与周期时间	(46)



目 录

(按篇顺序排列)

MEDICAL IMAGING

CHINESE

第1篇 X线成像 (1)	④
第1章 X线成像的基础物理	(3)
第1节 基本粒子	(3)
第2节 原子和原子核的结构	(3)
第3节 电磁辐射	(4)
第4节 能量	(5)
第2章 X线的产生	(6)
第1节 标识辐射和韧致辐射	(6)
第2节 X线管及焦点	(8)
第3节 X线管容量	(9)
第3章 X线波谱	(10)
第1节 X线的量和质	(10)
第2节 影响X线量和质的因素	(10)
第4章 X线的特性	(12)
第1节 物理特性	(12)
第2节 化学和生物效应	(12)
第3节 辐射剂量的物理量度	(12)
第5章 X线成像的原理	(14)
第1节 X线与物质的主要作用形式	(14)
第2节 X线成像的一些技术因素	(14)
第3节 物质密度与影像密度	(16)
第4节 自然对比与人工对比	(16)
第6章 X线检查方法	(18)
第1节 普通检查	(18)
第2节 特殊检查	(19)
第3节 造影检查	(21)
第4节 X线检查方法的选择和综合运用	(21)
第7章 对比剂	(23)
第1节 理想对比剂的要求	(23)
第2节 阴性对比剂	(23)
第3节 阳性对比剂	(23)
第4节 今后发展方向	(26)
第5节 对比剂的反应和防治	(27)
第8章 X线诊断的原则和步骤	(30)
第1节 诊断原则	(30)
第2节 诊断步骤	(30)
第9章 影像医学的安全防护	(32)
第1节 X线防护的意义	(32)
第2节 防护原则和措施	(32)
第10章 X线成像新技术	(34)
第2节 CT机的特殊功能	(46)
第3章 CT扫描技术	(53)
第1节 CT扫描前准备工作	(53)
第2节 平扫	(53)
第3节 增强扫描	(54)
第4节 造影CT扫描	(57)
第5节 特殊扫描	(58)
第4章 CT图像分析	(59)
第1节 像元和体元	(59)
第2篇 计算机层成像 (35)	④
第1章 CT机的基本结构和成像原理	(37)
第1节 CT机的基本结构	(37)
第2节 CT成像原理	(38)
第3节 CT的发展	(41)
第2章 评价CT机主要技术性能的指标	(46)
第1节 扫描时间、重建时间与周期时间	(46)



第2节 CT值	59	第5节 CT图像的分析与诊断	64
第3节 窗技术	60	第5章 CT的诊断价值与限度	66
第4节 分辨率	61		
第3篇 数字减影血管造影 (69)			☆
第1章 数字减影血管造影发展	71	第3章 DSA影像的采集和处理	79
第1节 数字减影血管造影		第1节 DSA的成像变量	79
发展的原因	71	第2节 DSA检查中的基本概念	80
第2节 减影	71	第3节 DSA的成像方式	81
第3节 数字荧光成像与数字		第4节 受检病人的辐射剂量	83
减影血管造影	72	第5节 DSA的影像处理	84
第4节 DSA设备的最新进步	72	第4章 DSA的临床应用	87
第2章 数字减影血管造影设备		第1节 DSA在头颈部的应用	87
的基本结构	74	第2节 DSA在腹部的应用	88
第1节 DSA的成像链	74	第3节 DSA在心脏和大血管	
第2节 DSA视像信号	76	的应用	89
第3节 DSA的噪声	77	第4节 DSA在外周血管的应用	90
第4节 DSA影像的处理和显示	77		
第4篇 磁共振成像 (93)			◇
第1章 磁共振成像的基本原理	95	第2节 MR对比剂的分类	121
第1节 核磁共振	95	第3节 钆螯合物	122
第2节 核磁共振豫	96	第4节 超顺磁性氧化铁对比剂	123
第3节 空间定位	97	第5节 其他MR对比剂	124
第4节 核磁共振信号	99	第5章 磁共振血管造影	126
第5节 与MR图像对比		第1节 血流的产生	126
有关的因素	100	第2节 飞越时间效应和	
第2章 脉冲序列	102	相位移动	126
第1节 自旋回波脉冲序列	102	第3节 磁共振成像中血流信号	127
第2节 反转恢复脉冲序列	104	第4节 与MRA有关的实用技术	127
第3节 K-空间与MR成像速度	105	第5节 飞越时间法	
第4节 梯度回波脉冲序列	108	血管造影(TOF法)	128
第5节 快速自旋回波脉冲序列	110	第6节 相位对比法	
第6节 快速梯度自旋回波		血管造影(PC法)	129
脉冲序列	111	第7节 3D动态增强MRA	130
第7节 回波平面成像脉冲序列	111	第8节 血流速度的测定	131
第3章 质量控制	114	第6章 磁共振功能成像	133
第1节 质量控制参数	114	第1节 磁共振功能成像的概况	133
第2节 其他成像技术参数	115	第2节 弥散加权成像	133
第3节 伪影	116	第3节 灌注成像	134
第4章 MR对比剂	120	第4节 依靠血氧合水平的磁共	
第1节 对比增强的机制	121	振成像(BOLD)	135

第 7 章 磁共振波谱分析(MRS)	(137)	第 2 节 MRI 检查和诊断的优缺点	(155)
第 1 节 磁共振波谱技术的原理	(137)	第 3 节 MRI 检查和诊断的缺点	(157)
第 2 节 活体磁共振波谱 检测技术	(138)	第 4 节 MRI 检查的禁忌证	(157)
第 3 节 MRS 的临床应用	(141)	第 9 章 MR 成像设备	(158)
第 8 章 MR 信号异常的分析与诊断	(150)	第 1 节 磁体	(158)
第 1 节 信号异常的病理 生理基础	(150)	第 2 节 梯度系统	(159)
		第 3 节 射频系统	(159)
		第 4 节 计算机系统	(160)
第 5 篇 计算机 X 线摄影和图像存档与传输系统 (165)			
第 1 章 计算机 X 线摄影	(167)	第 1 节 建立 PACS 的迫切性	(182)
第 1 节 CR 系统的发展与 基本结构	(167)	第 2 节 PACS 的原理和方法	(182)
第 2 节 CR 系统的临床应用	(179)	第 3 节 PACS 的结构	(186)
第 2 章 图像存档和传输系统	(182)	第 4 节 PACS 的临床应用	(188)
		第 5 节 远程放射学	(188)

第 1 篇

CHINESE MEDICAL IMAGING

X 线 成 像

主编 陈炽贤 高元桂

1895年伦琴在进行阴极射线管试验时，发现了X线，因而奠定了现代影像医学的基础。

X线是一种电磁辐射(electromagnetic radiation)，就像紫外线、可见光、红外线、微波和无线电波一样，同属电磁辐射。各种形式的电磁辐射频率不同，其能量也不同，频率越高，能量越大。

当高能量的电子作用于物质时，将其动能(kinetic energy)转化为电磁辐射，它包括韧致和标识两个过程(bremsstrahlung and characteristic process)，前者产生连续的X线波谱，后者则产生特定的狭窄波谱带。很多参数对所产生的X线波谱的形状和波长有影响。所产生的X线的量与管电压的平方、管电流、曝射时间、阳极物质的原子序数成正比，而与距离的平方成反比。X线的量也受电压的波形(wave form)及球管滤过(filtration)的影响。X线波谱的形态也受阳极物质的原子序数、管电压、滤过和电压波形的影响。

第 1 章 X 线成像的基础物理

第 1 节 基本粒子

在放射物理中,有几种基本粒子(fundamental particles),包括质子(proton)、中子(neutron)、电子(electron)和正电子(positron)。然而,在核物理和高能物理(high-energy physics)的研究表明:它们是由一些更小的基本粒子,如夸克(quarks)所组成,但是,在放射物理的概念里,我们仍将上述四种粒子称为基本粒子。原子核是由质子和中子所组成,它们的质量(mass)相近似,质子带正电荷,中子则不带电荷。电子和正电子则分别带负电荷和正电荷,而且电子的质量要比质子和中子小得多。电子和正电子又称为 β^- 或 β^+ 粒子, α 粒子有两个正电荷,实际上,就是氦的原子核(含有两个质子和两个中子)。这些基本粒子的特性见表 1-1-1。

表 1-1-1 基本粒子

粒子	符号	电荷	质量(amu)	能(MeV)
质子	p	+1 (e)	1.008	938
中子	n	0	1.009	940
电子(β^-)	e^-	-1 (e)	0.0005	0.511
正电子(β^+)	e^+	+1 (e)	0.0005	0.511
α 粒子	α	+2 (e)	4.003	3.727

注: e^- 一个电子的电荷 = $1.6 \times 10^{-19} \text{C}$ (库仑)

$$\text{amu} = (\text{atomic mass unit 原子质量单位}) = \frac{1}{12}$$

碳-12 原子的质量 = $1.6 \times 10^{-24} \text{g}$

第 2 节 原子和原子核的结构

物体是由无数个原子所组成,例如一克铜就含有 6×10^{23} 个铜原子。原子的 Bohr 模型说明所有原子含有一个原子核和数个沿轨道运行电子(orbiting electrons)的外壳(见图 1-1-1)。原子核由带正电的

质子和不带电荷的中子所组成。原子核中的质子的数目即为此原子的原子序数(atomic number,以 Z 表示之),它决定原子的许多特性。很多元素(element)有几种同位素(isotopes),这些原子的质子数相同,但中子数不同。有一些同位素具有放射性(radioactivity),它们以高能量的状态存在,而且自然地蜕变(naturally decay)至较低的能量形式。氢原子无中子(原子序数和原子量均为 1),但其同位素,如氘(1 个质子,1 个中子)和氚(1 个质子和 2 个中子),两者均为放射性同位素。

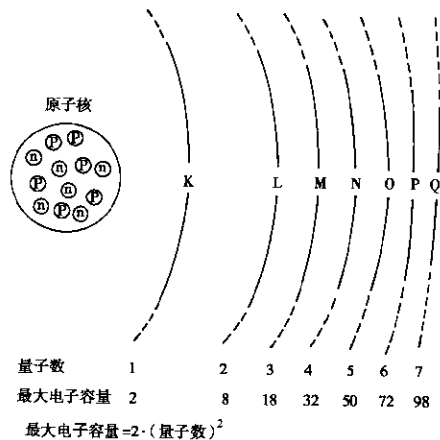


图 1-1-1 原子的 Bohr 模型图

原子核由质子(p)及中子(n)所组成,沿轨道运行的电子分布于不同能量级轨道

原子核之外存在着明确表示不同能量级的电子。围绕着原子核,电子沿特定壳(即能量级别)的轨迹运行。只要电子仍然存留在其特定的壳的轨迹上,则能量既不会增加,也不会损失。最内层的壳为 K 壳(见图 1-1-1),然后向外,依次为 L、M、N、O、P、Q 等。K 层的量子数(quantum number)为 1, L 层为 2, 余类推。每层电子数不能超过其最大值(即为 $2 \times \text{量子数的平方}$)。因此, K 层只能

有2个电子, L层为8, M层为18, 余类推。因此, 原子序数高的元素具有较多的电子壳层数, 这些电子的安排对该元素的特性有很大的影响。一个中性原子, 即其外壳电子数与核内质子数相等。具有不成对的电子(unpaired electrons)或具备未完全充满的壳(incompletely filled shells)的元素, 在化学上更具有反应性(reactive), 而且显示磁性。而那些最外层壳电子完全充满的中性原子, 则其化学性质稳定, 并称之为惰性气体。

因为带负电荷的电子为带正电荷的原子核所吸引, 所以最内圈(或K层)的能量级最低。图1-1-2示钨的原子能量级图解, 内圈电子比外圈电子的能量级低而且与原子更紧密结合, 最外圈电子则与原子核的结合不那么紧密, 而且易于移动, 称为价电子(valence electron)、不与原子结合的电子称为自由电子(free electrons), 它不受原子核影响, 从原子处移动时不需能量。

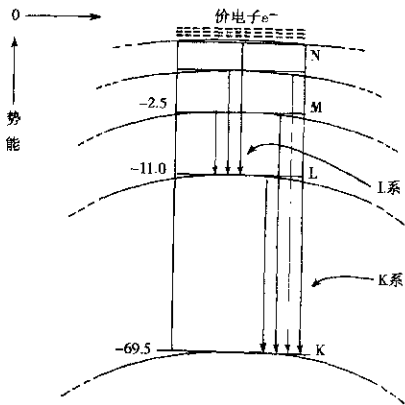


图 1-1-2 钨原子(原子序数 $Z=74$)的电子壳层能量图

电子在原子各层壳之间可以移动, 这种移动或需要能量或释放能量, 从内圈上移动电子需要能量, 而此时外圈电子则自然跃迁至内层, 来填补被排斥出去的电子所遗留的空位, 此时则释放能量。X线的产生即这种能量释放的一种形式, 如果M壳层的电子跃迁至K层, 那么就发射K层的X线。

当外圈电子向原子核方向移动并且释放能量, 这种释放是以X线的形式出现, 则此种X线辐射

称为标识X线(characteristic x-ray)。根据阳极靶原子形成的电子空位的位置不同, 产生的标识X线分别称为K系、L系等标识X线。X线的能量等于原来壳层的结合能量与跃迁所至的层壳的结合能量之差, 如图1-1-2所示。K层的结合能量为69.5KeV, M层的结合能为-2.5KeV, 两者之差为 $-2.5 - (-69.5) = +67\text{KeV}$, 此标识X线的67KeV能量是钨原子所独具的。

第3节 电磁辐射

电磁辐射, 例如可见光, 具有波的性质, 是一种横波(transverse wave), 其电场和磁场垂直于波的传播方向。

声波则不同, 声波的震荡与波的传播方向平行(为纵波), 另外的不同点是: 电磁波可在真空中穿过, 无需介质来传导或输送。而声波则相反, 必须有物理介质来传导, 它是不能在真空中通过的。

通常, 波的速度(v)是其频率(f)与波长(λ)的乘积。

$$v = f \cdot \lambda \quad (1)$$

电磁辐射的一种特殊性是其速度是固定的, 在真空中, 光的速度等于 $3 \times 10^8 \text{m/s}$, 所有电磁辐射, 不论其频率和波长是多少, 在真空中均以此速度运行。因为速度是固定的, 所以频率和波长成反比, 因此, 波长长者则频率低。可见光和X线的波长很短, 通常使用单位为纳米(nm), 也就是 10^{-9}m 。

电磁辐射包括一个波长和频率范围较广的波谱, 波长长则频率低。当波长减少时, 则频率增加(见图1-1-3)。用来运载无线电、电视及雷达信号的属于波长较长的范围, 也就是在波谱的这一区域的电磁波, 被用来产生和接收磁共振成像信号(magnetic resonance imaging signals), 电磁波谱的可见光区域较狭窄, 属波长400~750nm范围。波长进一步减少, 波的能量就增加到足以从原子驱走电子, 由此产生的光子(photon), 称为电离辐射(ionization radiation)。具有同样能量的X线和 γ 射线是难以区分的, 它们的名称不同, 只是其来源不同而已。X线的产生来自原子核之外, 而 γ 射线则来源于原子核之内。

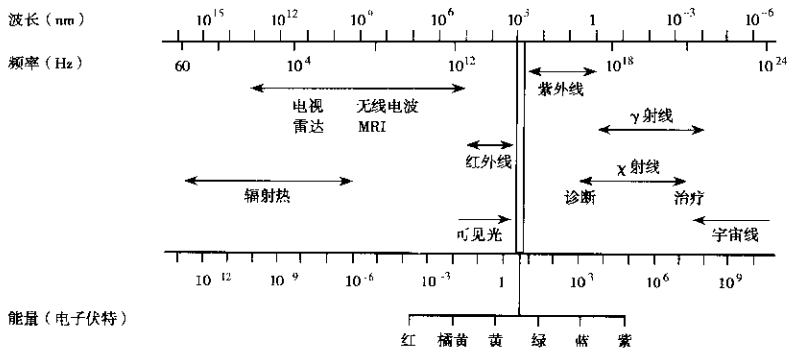


图 1-1-3 电磁辐射波谱，它包括范围较广的波长和频率，可见光只占整个波谱的一小部分

第4节 能 量

能量在一个系统内必须守恒，既不会产生，也不会被破坏，只是改变其形式而已。能量的最常见的形式即动能(kinetic energy)和势能(potential energy)。将一带负电荷的物体吸引至带正电荷的物体时，产生势能，要想将两者分开，就必须一定能量，电池中储存的势能即为例证。当阳极与阴极连接时，释放能量。其量一般称之为电压(voltage)，实际上即两点间的电势(electric potential)。例如一个9V的电池，其正、负极之间的电势为9V。当连接两个接点时，就有电子从负极流向正极。通过1V电势而移动的电子获取1eV(电子伏特,electron volt)的能量，因为能量等于电荷与电势(volt)的乘积。因此一个电子伏特为能量的单位，它等于 1.6×10^{-19} J (joule,焦耳)。

如前所述，在一封闭的系统内，能量必须守

恒，不会丢失，只是改变其形式，这种形式的一种即为质量(mass)。爱因斯坦(Einstein)发现能量与质量之间的关系，并以公式表示之：

$$E = mc^2 \tag{2}$$

E为能量 m为质量 c为光速

电磁辐射显示波的特性，以波长和其频率为特性，又称之为粒子辐射(particulate radiation)。单光子(single photon)的能是其频率与波长的乘积，因此，光子的能量可分别以频率或波长来表示。

$$E = hf \tag{3}$$

$$\text{或 } E = 12.4/\lambda \tag{4}$$

在公式(4)中,E以KeV表示,λ以Å表示。此两公式表示看似不同,实则相等,因为所应用的物理常数和单位不同。公式(3)中,能(焦耳) = hf, h是Planck常数(6.63×10^{-34} J/sec)。公式(4)则更便于在放射物理中应用, E(千电子伏特) = 12.4/波长(Å)。要将一个电子从一原子移动约需15eV的能量。

(陈培青 王小宜 肖剑秋)

第2章 X线的产生

1895年伦琴发现X线以后，X线管是应用加热的钨灯丝，这一加热过程称之为热离子发射(thermionic emission)。灯丝为阴极，靶为阳极，两极之间加以高电压，(见图1-2-1)。这样，阴极

的电子群即被驱向阳极钨靶，因为两极之间存在着电压差，从而使加速运动的自由电子获得动能(达到KeV至MeV级)。当拥有能量的电子撞击钨靶时，失去动能。

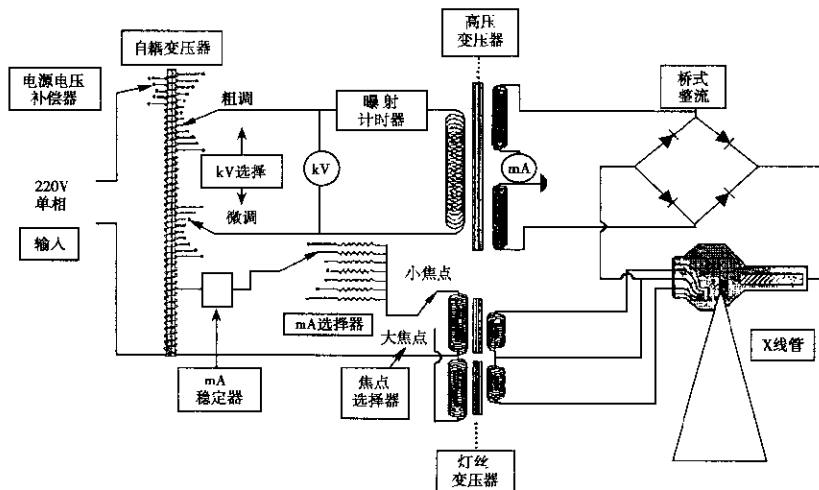


图1-2-1 单相全波整流X线机线路及其主要部件配置

第1节 标识辐射和韧致辐射

动能的丢失是通过以下三种机制：①激励(excitation)；②电离(ionization)和③辐射(radiation)。激励是带电荷的粒子的能量用来使电子跃迁至更高能级(即跃迁至更外层一些的核壳)，电离是指带电荷的粒子的能量大到足以使电子从原子处移走。标识X线就是通过激励或电离，使带电荷的粒子失去能量，当电子跃迁所遗留的空位得到填充，随后发射光子而产生的。辐射是指带电荷的粒子的能量用来直接产生光子，由辐射而产生的X线称之为韧致过程。由此可知，X线的产生包括两种机制，即韧致辐射过程和标识过程。

当拥有能量的电子撞击阳极靶时所产生的X线大部都是韧致X线(见图1-2-2)，韧致X线的能量取决于入射的电子(incident electrons)离原子核的远近而定。入射的电子直接撞击原子核，释放其所有能量给光子。因此，最大韧致X线能量等于入射的电子的能量，此能量又是由管电压所决定的。未撞击到原子核的电子，在原子核附近通过，围绕原子核偏转而保存一些动能，则所产生的韧致X线量较小，若入射电子在相对距离原子核较远处通过时，则所产生的韧致X线的能量最小，在此情况下，入射电子保存的动能则较多。

在产生标识X线的过程中，则入射电子的能量必须大于或等于某壳层电子的结合能，才足以能使该壳层的电子移动，其他层电子跃迁以填补其空

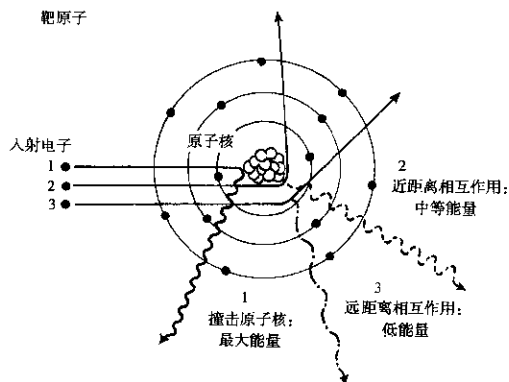


图 1-2-2 韧致 X 线的产生示意图

入射电子 1. 撞击原子核而产生最大能量韧致 X 线。

入射电子 2. 未撞击原子核, 但距原子核较近, 从而产生中等能量韧致 X 线。

入射电子 3. 离原子核较远处运行, 只释放少许能量, 从而只产生低能量韧致 X 线。

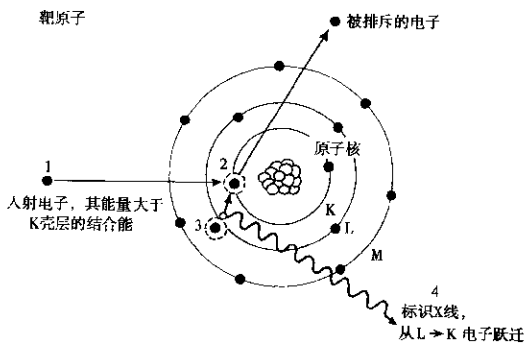


图 1-2-3 标识 X 线的产生示意图

入射电子(1)的动能大于 K 壳电子的结合能(2), 撞击后, K 壳上出现空位, 从 L 壳上的电子(3)跃迁至 K 壳来填补, 从 L → K 壳的电子跃迁的多余能量即以标识 X 线(4)发射

位(见图 1-2-3)。

在大多数的 X 线摄影中, 韧致辐射起主要作用。然而, 在乳腺摄影术中, 就要求 X 线束尽可能为单能量的(monoenergetic)。因此, 乳腺摄影的 X 线管应尽量优化标识辐射成分而减少波谱较宽的韧致辐射。钼(molybdenum)是最好的乳腺摄影球管的阳极靶材料, 而且使用的管电压较低(25~30kVp)。图 1-2-4 示一般诊断用球管在

90kVp 时产生的 X 线波谱, 图 1-2-5 示钨靶球管所产生的韧致和标识 X 线波谱。如入射电子将钨原子 K 壳层上的电子驱走, 则遗留下的空位必为 L 层或 M 层上的电子来充填, M 层的结合能(-0.5KeV)与 K 层(-20KeV)之能量差为 +19.5KeV, L 层(-3KeV)与 K 层(-20KeV)之差为 +17KeV。这样, 就会从钨靶上产生 17-和 19.5-KeV 的标识 X 线, 这一狭窄的能量波谱带对乳腺

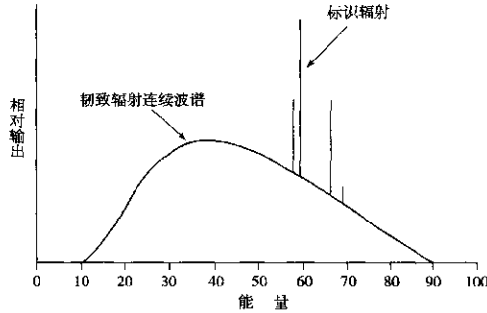


图 1-2-4 普通 X 线摄影的波谱, 管电压为 90kVp, 连续韧致 X 线波谱包括的能量范围很宽, 而标识 X 线的能量波谱则很窄

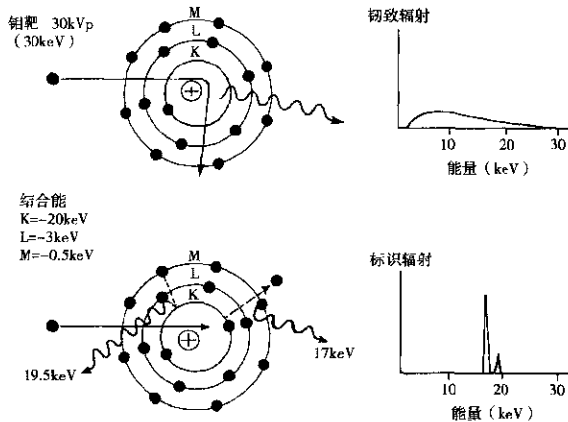


图 1-2-5 应用于乳腺摄影的钨靶产生的韧致和标识 X 线示意图
乳腺摄影中, 标识 X 线(在 17KeV 和 19.5KeV 能级)提供了在成像过程中的主要 X 线源

摄影最为有用。

在诊断范围内所需的电子能量约为 50 ~ 200KeV, 靶材料为钨, 仅有 1% 的电子流能量转变为 X 线, 这就意味 99% 的能量转变为热能, 使阳极发热, 因此, 在影像医学的诊断工作中, X 线管必须承受和散发大量热能。钨具有高熔点 (3370℃) 和高原子序数 (Z = 74) 的特性, 是较为理想的靶材料。随着电子流的能量增加, 韧致 X 线也增加, 至 4MeV 时, 则约 30% 的能量转换成 X 线。

由于产生 X 线的效率低, 而在阳极所产生的热量又高, 所以现代 X 线管应用旋转阳极, 这样

可以使产生的热量散布在广泛的面积上。

因为 X 线管套要吸收一部分所产生的 X 线, 真正的 X 线输出量大为减少。

第 2 节 X 线管及焦点

X 线管和变压器是 X 线机的主要部件(见图 1-2-1)。最初是使用阴极射线管改装的, 含有少量气体, 没有靶, 以静电发生器供高电压源, 效能很低。1904 年始用钨靶, 但管电压不高, 管电流很低, 靶的焦点大, 摄片时间长, 影像模

糊。1913年制成 Coolidge 热阴极 X 线管,为一重大发展,加上自耦变压器的应用,可以分别调节管电压和管电流,X线的质和量得以控制:1929年旋转阳极 X 线管的制成,解决了焦点和功率的矛盾,焦点减小到 $1.0\text{mm} \times 1.0\text{mm}$,功率反而较固定的大焦点($4.3\text{mm} \times 4.3\text{mm}$)阳极 X 线管为大。以后制成的微焦点($0.3\text{mm} \times 0.3\text{mm}$)X 线管,功率达数十千瓦。X 线机质量优劣的重要指标之一是 X 线管的性能,其性能通过其焦点和容量反映出来。

第3节 X线管容量

如前所述,在 X 线管两极之间要承受极高的电压,并通过一定的电流,因此,当大量速度极高的电子撞击阳极靶时,产生很大的热量。若此热量超出 X 线管所允许的限度,阳极靶就要熔化,造成 X 线管损坏,因而 X 射线管的使用条件不能无限制地增加,它有一个最大允许负荷量,此即 X 线管的容量。

(陈培青 王小宣 肖剑秋)

第3章 X线波谱

X线的波谱(spectrum)是在一定条件下, X线强度(相对输出量)的图形, 图 1-2-4 即表示一般摄影时 X线的波谱。

第1节 X线的量和质

X线的量(quantity)是指所有不同能量的 X线强度的总和, 量就是光子的数目。在 X线诊断应用中, 作为 X线强度的一种近似表示方法是: 在管电压一定情况下, 用 X线管的管电流与曝射时间的乘积来间接反映 X线的量, 通常以毫安秒($\text{mA}\cdot\text{s}$)为单位。

X线的质(quality)是指 X线波谱的形态(即能量分布), 它表示 X线的硬度(hardness of x-ray), 即穿透物质的能力, 只与光子的能量有关。高质量的 X线束就是单能量的线束, 即质量相同的光子组成的 X线束。这种高质量的 X线所产生的图像较佳且病人接受照射量较少。

第2节 影响 X线量和质的因素

X线的量和质受许多参数的影响, 有些是固定的, 而另一些则可供操作者来选择。这些参数包括管电压、管电流、曝射时间、距离、阳极材料、X线滤过和 X线发生器的类型。

一、管电压

X线管阴极和阳极间所施加的电压可影响 X线的量和质, X线的量是与管电压(tube potential)的平方成正比。光子的最大能量取决于管电压, 标识 X线的有无也取决于管电压。一个 60kVp 的电子流所产生的最大电子能量为 60KeV , 它不足以从钨原子的 K壳层上排斥电子, 因为 K壳电子的结合能(binding energy)为 69.5KeV 。

二、管电流和曝射时间

X线的量与 X线管的管电流(tube current)和

曝射时间或二者之乘积($\text{mA}\cdot\text{s}$)成正比, 然而, 改变 X线管的管电流和曝射时间, 对 X线波谱的形态(X线的质)并无影响。

三、阳极靶材料

X线的量与靶材料(target material)的原子序数成正比, 对大部分 X线管来说, 阳极的靶材料是固定的, 均为合金, 含有 90% 的钨($Z=74$)和 10% 的铼(rhenium, $Z=75$)。一些乳腺 X线摄影管具备有可供使用者选择的靶材料, 如钼(molybdenum, $Z=42$)或者铑(rhodium, $Z=45$)。阳极靶材料只影响韧致 X线的量而非质, 靶材料会决定标识 X线的能(即标识 X线的位置)也会影响质。

四、辐射束的硬化

辐射束硬化(beam hardening)是指 X线波谱(见图 1-3-1)通过一种衰减材料后改变其形态。起始时, X线波谱含有高能和低能的光子, 当通过一些衰减材料后, 低能 X线(即软线)被吸收, 这就是线束硬化。使原 X线能量阶中半数低能量束部分被滤除, 其所用材料的厚度称为半价层(half-value layer, HVL)。线束硬化后, 产生单能 X线束, 但是光子的绝对数则减少了。线束硬化或滤过(filtration)的结果是辐射量的减少, 但是波谱的能量移至高能级。

乳腺摄影 X线管就是这种利用线束滤过的最好例证。原来的未经滤过的线束包含较宽的韧致 X线波谱和狭窄的标识 X线波谱, 在通过一薄层(约 0.03mm)钼滤过后, 韧致 X线大为减少, 所剩余波谱更适合于乳腺摄影的目的。

五、X线发生器

X线发生器(x-ray generator)的一个特点是具有一定的电压波形脉动(ripple in voltage waveform)。单相(single-phase)发生器的脉动是 100%, 也就是电压从 0 到峰值是不断变化的, 因而施加于 X线管阳极与阴极之间的电压有时低, 有时又达到

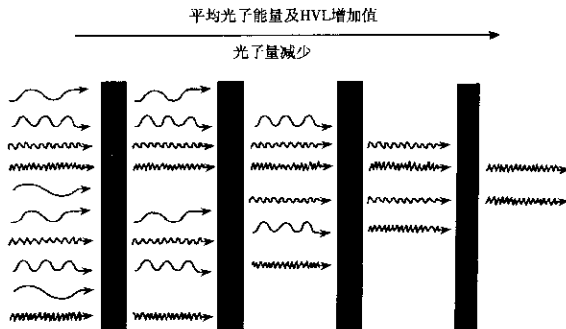


图 1-3-1 线束硬化示意图

线束硬化是指X线更通过更多的衰减材料后,低能量级X线选择地从线束中被吸收掉, HVL - 半价层

峰值。这种发生器所产生的X线多数为软线(低能量)。最理想的发生器应该产生等于峰值的恒定电压,三相或高频发生器的电压脉动只有5%,因此较为理想,它所产生的X线波谱大部分为高能X线。由于X线的量是与管电压的平方成正比,所以发生器的类型(所产生的电压波形)既影响X线的量,又影响它的质。

六、距 离

X线是从一点状源发射出来并均匀分布于各个方向,所以对X线量的测定取决于测定点与X线

源之间的距离。它们之间的关系是距离平方反比定律(inverse square law),即曝射量与距离平方成反比($1/d^2$)。增加距离可以减少X线的曝射量,但不会影响X线的质。

综上所述,我们懂得,了解这些能够影响X线质和量的因素和意义。在诊断性成像时,适当地选择这些参数可以达到优选的目的,这样既可以获取高质量图像,又可减少病人所受的照射量,还可以减少不必要的重复检查。了解这些还可以帮助我们如何选购设备。

(陈培青 王小宜 肖剑秋)

第4章 X线的特性

X线是一种波长较短的电磁波。其波长范围为 $0.6 \times 10^{-3} \sim 50\text{nm}$ ，目前，影像诊断设备常用的波长范围约为 $0.008 \sim 0.031\text{nm}$ 。作为一种电磁波，除具有电磁波所有的共同属性外，尚由于其能量大、波长短而具有其他特性，概括起来，可分为以下几方面。

第1节 物理特性

1. X线是肉眼不可见的，以光速依直线传播的电磁波。

2. X线本质是不带电的，因此它不受外界磁场和电场的影响。

3. X线具有穿透作用，X线对各种不同物质都具有程度不同的贯穿能力，这是由于X线具有较高能量，物质对其吸收较弱的原故。

如前所述，从公式(4)， $E = 12.4/\lambda$ 可以看出，X线的能量是与波长成反比，即波长越短，能量越大，穿透力越强，反之则弱。然而，X线对物质的穿透性不仅与其能量有关，而且还和被其穿透的物质本身的结构及原子性质有关。同一能量的X线，对原子序数低的元素所组成的物质，如空气、纸、木材、水、肌肉等，则其穿透力强。而对原子序数高的元素组成的物质，如铅、铜、钙、骨骼等，则穿透力弱。此外，X线的穿透力还与被照射物体的密度和厚度有关，密度大、厚度大的物体吸收X线的量多，反之则少。X线的穿透性是X线成像的一种基础。

4. X线具有荧光效应，当X线照射某些物质时，能产生荧光，这些物质称为荧光物质，如钨酸钙、钨酸钡、硫化锌镉等。它们可使肉眼所不能见的、波长短的X线转换成波长较长、肉眼可见的荧光。这种特性是透视检查的基础。

5. X线有电离作用，具有足够能量的X光子可以击脱物质原子轨道上的电子，而产生电离。在固体和流体中，电离后的正、负离子能很快复合，不易收集。但在空气中的电离、电荷却很容易收集

起来。我们可以利用这种电离作用的强弱来测定X线的量，如电离室(ionization chamber)、盖格-弥勒计数器(Geiger-müller counter)就是利用这一特性制成的。

第2节 化学和生物效应

X线除具有上述物理特性外，还具有化学和生物效应。

1. 化学效应

X线能使某些物质起光化学作用，如涂有溴化银的胶片经X线照射后，可以感光，产生潜影，经显、定影处理。感光的溴化银离子(Ag^+)，被还原成金属银(Ag)，沉淀于胶片的胶膜内，此金属银的微粒，在胶片上呈黑色。而未感光的溴化银在定影及冲洗过程中，从X线胶片上被冲洗掉，因而显出胶片片基的透明本色。依此金属银沉淀的多少，产生黑白对比程度不同的影像。这一特性也是X线摄影术的基础。

2. 着色或脱水作用

某些物质经X线长期照射后，其晶体脱水而渐渐改变颜色，如钨酸钡、钨玻璃、水晶等经X线照射后脱水着色。

3. 生物效应

X线对机体细胞的生物效应主要是损害作用，所造成的损害程度依接受X线量的多少而定。微量或少量的X线对机体不会产生明显影响，但超过一定量则将引起明显改变，然而仍可恢复。大量或过量的X线照射则会导致严重的、不可恢复的损害。X线对机体的生物效应是用作放射治疗的基本原理，也是指导我们在日常影像诊断工作中，应该进行X线防护的道理。

第3节 辐射剂量的物理量度

在放射物理中，使用了一些另外的数量和单位来表示电离辐射(X线和 γ 射线)的特性。从物理学

来讲,很难在一束X线中,测定单位时间内、单位面积光子的绝对值。因此,测定曝射量比较实际。即经过X线及 γ 辐射,单位量的空气所产生的电荷量。剂量(dose)是指物体或人体受照射后,单位质量所吸收的能量,是指某物体或人体经辐射后的效果,是以单位质量所吸收的能量来表示。

测定X线强度的物理计量单位是伦琴或伦(R),指在标准状态下(0℃,101.08kPa),1ml空气(0.00129g)中产生1个静电单位电荷的照射量为

1R。X线在人体内吸收的剂量为生物效应的基础,单位是戈瑞(Gray,Gy),它等于每千克物质吸收一个焦耳(joule)的能量(即J/kg)。它相当于过去习惯上通用的单位拉德(rad)的 10^2 ,R和rad现已不用。

曝射(exposure)量,即辐射野内的能量与剂量(物体吸收的能量)之间的关系,取决于吸收辐射物体的性质(密度及原子序数)和辐射能量的大小。

(陈培青 王小宜 肖剑秋)

第5章 X线成像的原理

第1节 X线与物质的主要作用形式

X线穿过物质时，与构成物质的原子、电子或原子核相互作用而被吸收减弱，减弱的过程中，与X线成像有关的有：

一、光电效应

光电效应，是指内光电效应(internal photoelectric effect)，如前所述，在X线光子与构成原子的轨道电子撞击时，将其全部能量都给予电子，一个光子的能量被原子完全吸收，从原子壳层中发射一个电子，即发射一个光电子。光电子的动能等于入射光子的能量减去该出射电子在原子中的结合能。因此，入射光子的能量必须大于电子的结合能。否则，光子就不可能从该壳层中发出。

表 1-5-1 中的数据是不同原子的轨道电子的结合能。

表 1-5-1 原子与轨道电子的结合能

原子序数 (Z)	元素	结合能 (KeV)			
		K	L	M	N
1	H	0.0136			
6	C	0.283			
8	O	0.531			
13	Al	1.559	0.087	0.073	0.072
19	K	3.607	0.341	0.297	0.294
20	Ca	4.038	0.399	0.352	0.349
26	Fe	7.111	0.849	0.721	0.708
29	Cu	8.980	1.100	0.953	0.933
35	Br	13.475	1.794	1.599	1.552
47	Ag	25.517	3.810	3.528	3.352
53	I	33.164	5.190	4.856	4.559
56	Ba	37.410	5.995	5.623	5.247
74	W	69.508	12.090	11.535	10.198
82	Pb	88.001	15.870	15.207	13.044

从表中可以看出 ${}^1_1\text{H}$ 、 ${}^6_6\text{C}$ 、 ${}^8_8\text{O}$ 是构成人体软组织的元素， ${}^{20}_{20}\text{Ca}$ 含于骨中，而 ${}^{53}_{53}\text{I}$ 、 ${}^{56}_{56}\text{Ba}$ 是作为对比剂，用于影像医学， ${}^{82}_{82}\text{Pb}$ 则作为辐射防护材料。这些都

是与X线成像关系较大的元素。对光电效应产生的吸收来说，当X线光子能量比轨道电子结合能稍大时，则吸收多，当光子能量增加时，此吸收就减少。光电吸收，在X线摄影中与波长的三次方成反比；与原子序数的四次方成正比。

二、康普顿散射

康普顿散射(Compton scattering)，如果入射光子的能量比电子在原子中的结合能大很多，这些被束缚很弱的电子就可以看成为自由电子，光子与其碰撞后，光子将其能量的一部分给电子，使电子成为反跳电子，这就是所谓的散射现象，即典型的康普顿散射，我国著名物理学家吴有训，在1926年也独立地研究这种散射，故在物理学上，也称为康普顿-吴有训散射。由此而产生的散射X线，向四方传播，在X线摄影时，可是胶片产生灰雾，对工作人员的辐射防护也带来问题。

第2节 X线成像的一些技术因素

如前所述，X线特性中的穿透力、荧光效应及化学作用是X线成像的基础，但是X线影像的形成必定受一些技术因素所左右。

一、管电压

在X线的质和量的讨论中，我们知道，管电压(即通过X线管的kV数)决定撞击靶上电子所具有的能量，kV值越高，X线的波长越短，穿透力也越强。人体各部组织厚度和密度有差别，如果相同能量的X线透过时，它被吸收的程度会有差别，所以达到荧光屏或X线胶片的量就会有差异。这样就是在荧光屏或X线片上产生黑白对比不同的影像。这就是说，如果X线的能量相同，被通过的各种物体厚度相同，X线的吸收率受该物体的密度所影响。即通过密度高的组织时，被吸收的X线多，反之则少。因而，所形成的影像会随物体的密度的高低不同而不同(见图 1-5-1)。

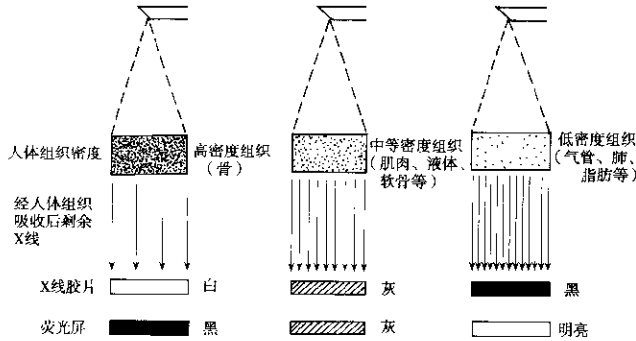


图 1-5-1 不同密度组织(厚度相同)与 X 线成像的关系

X 线穿透低密度组织时,被吸收少,剩余 X 线多,使 X 线胶片感光多,经光化学反应还原的金属银也多,故 X 线胶片呈黑影;使荧光屏所产生的荧光多,故荧光屏上也就明亮。高密度组织则恰相反。

若 X 线能量相同,被穿透的物体密度也相同,那么,物体的厚度不同,也会产生黑白不同的对比

影像。厚的物体吸收 X 线多,薄的物体吸收的 X 线少(见图 1-5-2)。

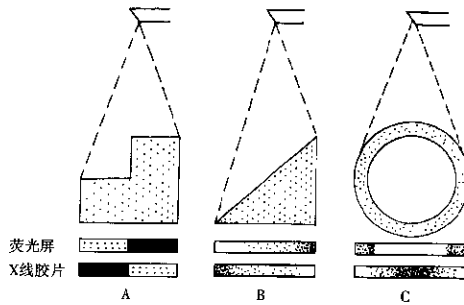


图 1-5-2 不同厚度组织(密度相同)与 X 线成像的关系

A X 线透过梯形体时,厚的部分 X 线吸收多,通过的少,照片上是白影,薄的部分相反,呈黑影。白影与黑影间界限分明,荧光屏上,则恰好相反。

B X 线透过三角形体时,其吸收及成影与梯形体情况相似,但黑白影是逐少过渡的,无清楚界限,荧光屏所见相反。

C X 线透过管状体时,其外周部分, X 线吸收多,透过少,呈白影,其中间部分是黑影,白影与黑影间分界较为清楚,荧光屏所见相反。

这种因被穿透物体的密度、厚度不同所造成的对 X 线的吸收程度差异,称之为差异性吸收(differential absorption),它是 X 线成像中所形成黑白对比差异的基础。对密度低而且薄的物体,用能量低

的 X 线即可,反之则需用高能量的 X 线(高 kV 值)。

X 线对不同组织的分辨能力,称之为密度分辨力(density resolution),它取决于差异性吸收和成像工具的敏感性。

二、管 电 流

管电流是指在加热 X 线管阴极灯丝的电流, 以 mA (毫安) 来表示, mA 的大小决定撞击阳极靶的电子数, mA 越大, 产生的游离电子越多, X 线管发射的光子(X 线)越多。如前所述, mA 可用以调节所产生的 X 线量。X 线的量大, 则可缩短成像时 X 线曝光时间。单纯依靠 X 线的穿透力, 而没有一定数量的光子达到胶片或荧光屏上, 也不会产生清晰的图像。

三、曝 射 时 间

要想获得一张理想的 X 线图像, X 线的曝射必须达到一定时间, 称之为曝射时间 (exposure time), 以便使达到胶片上的 X 线量足以形成理想的图像。这只是一个方面, 另外, 感光材料的敏感性的高或低, 也是一个条件。敏感的感光材料所需的 X 线量少, 曝射时间可以缩短, 否则, 需时较长。曝射时间以秒或毫秒计, 曝射时间过长, 病人就可能移动, 病人体内的器官也会有生理性运动, 这些都可能导致影像模糊。

四、影像接受器

如前所述, 由 X 线管发射的 X 线束, 通过物体后, 由于被吸收的程度不同, 通过后出来的线束是不均匀的, 它们带着信息(即它们所通过物体的影像)。然而, 这一影像非肉眼所能见到, 欲使其成为肉眼可见, 必须通过以下常用方法: 即感光胶片 (photosensitive film)、荧光屏 (fluorescent screen) 和电子探测器 (electronic detectors) 来接收, 因而称之为影像接受器 (image receptor)。

第 3 节 物质密度与影像密度

物质密度即单位体积中原子的数目, 与组成该物质的原子种类有关。物质密度高、吸收 X 线也多, 在照片上形成的影像较白, 在荧光屏上则较暗。反之, 物质密度低、吸收 X 线少, 照片上的影像较黑, 在荧光屏上则较亮。由此可知, 照片上的黑影与白影或荧光屏上的暗与亮, 都直接反映物质密度的高低。在放射学术语中, 对 X 线影像的黑与白以阴影的密度低与高来表达。例如用高密

度、中等密度和低密度或不透明、透明等术语来表示。人体组织发生改变时, 则用密度增高或密度减低来形容和表达阴影的变化。由此可见, 物质密度和其阴影密度是一致的。

第 4 节 自然对比与人工对比

一、自然对比

人体内的器官是否能在 X 线片上显示出来, 取决于其与周围器官之间是否具有密度上的差异。差异性密度明显者, 如肺与心脏、骨与肌肉、肝与含气的结肠肝曲之间的对比等, 则能在 X 线片上区别开来, 显影清晰, 这种对比称为自然对比。

在人体组织中, 密度最大的是骨, 它含有大量钙质, 钙的原子序数较高 ($Z=20$), 吸收 X 线多, 属于不透过组织; 各种软组织, 包括肌肉、结缔组织、液体等都是由氢 (${}^1\text{H}^1$)、氧 (${}^8\text{O}^{16}$)、氮 (${}^7\text{N}^{14}$)、碳 (${}^6\text{C}^{12}$) 等原子序数低的原子所组成, 其阴影密度与水相近, 属于中等透过性组织; 脂肪组织与软组织成分相近似, 但密度较软组织低, X 线易透过。人体的肺部、胃肠道、副鼻窦及乳突内均含有气体, 气体是由原子序数低的几种原子组成, 而且排列稀疏, 所以密度最低, 属于 X 线最易于透过的组织。人体不同组织的比重和其对应 X 线吸收率 (见表 1-5-2)。

表 1-5-2 人体组织比重和 X 线吸收比例

组 织	比 重*	吸 收 比 例**
骨骼	1.9	5.0
各种软组织(包括液体)	1.01~1.06	1.01~1.10
脂肪	0.92	0.5
气体	0.0013	0.001

* 以水的比重为 1.0 计算

** 应用电压 60kV 所产生的 X 线计算

二、人工对比

一个器官与周围器官的密度近似时, 则不能在 X 线片上区别开来, 如肾与肾上腺、胆囊与肝脏。因而单靠自然对比显然是不够的。要使这些器官或组织分别显影, 必须借助对比物质来予以显现。所以用人工方法来显影称为造影, 而所用的对比物质

则称为对比剂或造影剂(contrast media)。

人工对比造影的应用,是用人工的方法将一种对比剂(比重轻的气体或比重高的钡剂或碘剂)导入需要检查的器官、软组织或其周围,使之与周围的

结构产生对比而显影。造影检查的应用,可以使人体多数器官得以显示,从而大大地扩展了X线检查的范围。

(陈培青 王小宜 肖剑秋)

第6章 X线检查方法

X线检查方法包括普通检查、特殊检查和造影检查三类。

第1节 普通检查

普通检查包括透视和摄影，是最常用和基本的检查方法，广泛应用于自然对比好的部位。

一、透 视

可分为荧光屏透视和影像增强透视。

(一) 荧光屏透视

如前所述，X线具有荧光效应（见本篇第4章），这是荧光透视的原理。然而，荧光亮度非常低，不到一烛光，因此，透视操作必须在暗室内进行，而且检查者必须对视力行暗适应达10~15分钟。荧光屏透视（以下简称透视）时，必须将检查部位置于X线管与荧光屏之间，尽量靠近荧光屏。透视的优点是：可观察器官的运动，如心脏与大血管的搏动，膈的运动及胃肠道的蠕动等；可以转动病人体位，多方位观察；透视的设备简单，操作方便，费用较低，可立即得出结果。它最常用于胸部以观察肺、心脏和大血管。在骨骼系统，可用于骨折和关节脱位手法复位时的观察。急腹症时，可观察肠梗阻及膈下游离气体。在消化道造影检查时则必不可少。透视的缺点是：影像的空间分辨率和密度分辨率较差，图像欠清晰，难以观察密度或厚度差异较小的器官和组织，也难以观察密度与厚度较大的部位，如头颅、腹部、脊柱及骨盆等；透视缺乏永久记录，不利于追踪对比；透视由于在暗室内进行，不利于某些较复杂的造影检查、介入性操作、病灶定位及异物摘除等；再者，由于辐射量较多，对病人、对工作人员均不利，在发达地区，此种透视已为其他方法，如影像增强透视和摄影所取代。

(二) 影像增强透视

所谓影像增强透视是借助于一种特殊的电子束装置，称之为影像增强器，将荧光屏图像的亮度极

大地提高。影像增强器是一个大的真空管，面向X线管一端较大，称为输入屏，它有两个面，外侧是荧光面，内侧是光电阴极面。当X线照射到输入屏的外侧面时，形成荧光影像，此荧光影像使内侧光电阴极上产生光电发射，转换为电子影像。经过聚焦电极所形成的静电透镜后，电子影像被聚焦缩小。在阳极的加速电场作用下，加速的电子打击在输出屏的荧光面上，电子影像转换为荧光影像，肉眼可见。这个影像虽然缩小，但亮度却可增强到几千倍（见图1-6-1）。其空间分辨率和密度分辨率较荧光屏图像提高得很多，其优点是：有利于观察，特别是厚实而对比差的部位如腹部；透视操作可在亮室内进行，有利于造影检查和介入性技术的操作；影像增强透视所用管电压高，而管电流则低，病人和工作人员所受X线照射少，有利于防护；此外，图像通过电视摄像机，形成闭路电视系统，可在多个监视器上显示，即所谓电视透视，隔室透视，还可传输至远处，对教学和会诊有益；明亮清晰的图像还可用磁带或光盘录像、电影胶卷、缩影胶片记录下来，供复查和会诊之用。影像增强透视也有不足之处是：设备较昂贵，有一定寿命，且体积较大，所观察范围小于荧光屏透视。当今影像增强器主要规格为输入屏大小，其有效直径以厘米来表示，通过调整聚焦电极的电位，可以改变输入屏

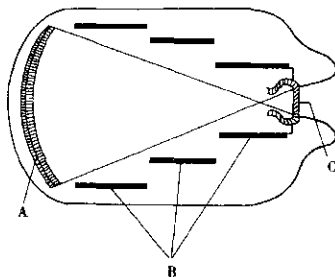


图1-6-1 影像增强器结构示意图

A. 输入屏(光电阴极) B. 聚焦电极
C. 输出屏(阳极)

的有效尺寸。所以一个影像增强器可以具有两个有效直径的输入屏,称为双野增强器。总的说来,其优点远远超过不足,现已被广泛应用到日常影像医学工作中,逐渐取代荧光屏透视。

二、普通摄影

普通摄影(radiography)所得照片称为平片(plain film)。应用最为广泛。摄片时,物体置于X线管与胶片之间,尽量贴紧胶片,固定不动。胸部与腹部摄片的瞬间需停止呼吸,以避免图像模糊。摄片前,需将饰物、敷料、金属品、纽扣等除掉。相对于透视而言,普通摄影的主要优点有:空间分辨力和密度分辨力均较高,图像较清晰;不难使密度或厚度较大以及密度、厚度差异较小部位的病变显影;另外,可作为客观记录,便于复查对比和会诊;病人所受X线剂量较透视少。缺点是每一照片仅是一个方位的影像,为建立立体概念,需作互相垂直的两个方位摄影;每一照片仅是一瞬间的影像,不能了解器官的动态变化。

日常工作中,普通摄影能解决的问题较少采用透视,透视主要用于动态器官的观察和介入操作等的监视。根据国内现实,在部分医疗单位透视仍作为肺部及心脏的筛选检查。透视和普通摄影的优缺点具有互补性,根据具体情况选用或配合运用,可充分发挥各自的优势。

第2节 特殊检查

特殊检查是运用不同于普通摄影的方法,以达到某种特殊诊断要求的摄影技术。这些检查仍然是利用体内的自然对比而成像。

一、X线体层摄影

人体是三维结构,在平片上,三维结构的影像重叠,影响诊断,对位于人体深部的病变的观察影响更大。1932年Grossmann根据移动使影像模糊,固定则影像清晰,加上几何学和机械学理论,设计出体层摄影(tomography)装置。

X线体层摄影常用的几种类型如下:

(一) 线型体层摄影

这是最普遍常用的体层摄影方法。图1-6-2即说明其成像原理。体层的厚度与体层摄影时摆角有

关,若 $>10^\circ$,则摆角再增大,体层厚度的变化较小,摆角越大,对体层外阴影的模糊效果越显著。摆角 $<10^\circ$ 者称为小角度体层摄影(约 $5\sim6^\circ$),则取层厚,也称区域体层摄影,可用于胆囊、胆总管、肾脏及胸骨的检查,也能显示早期矽肺结节及其他微小病灶。

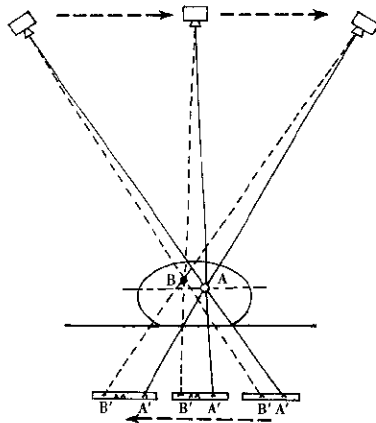


图 1-6-2 体层摄影原理示意图

曝光时,X线管与胶片做相反方向移动,移动的轴心在选定层面的平面上。结果,只有选定层面的结构始终投影在胶片上的固定位置,如A投影A',故而显影清楚;非选定层面的结构投影位置不断移动,如B投影B',故而成模糊影像。

(二) 曲面体层摄影

上下颌骨为一曲面物体,若将胶片弯成相仿的曲面,二者之间构成两个凸面对应的等圆,X线照射时病人不动,X线球管与胶片暗盒以颌面圆为轴同步反方向旋转,X线束通过一狭窄裂隙照射在胶片上,从而可将整个颌骨照射在一张实际是平面的胶片上,见图1-6-3。位于颌骨后方的结构,由于弧度不同,因此模糊不清。此种体层摄影片,称全景体层摄影(pantomography),虽略有放大和失真,对全口牙、颌骨和副鼻窦的检查较为理想。

(三) 自身体层摄影

此种检查方法与前两者不同,无需特殊设备,可用于拍摄颈椎前后位片。即在X线照射时,嘱病人头部不动,下颌做匀速较快的开闭口运动,这样就可使下颌骨影像模糊而全颈椎清晰。此种方法

亦可用于拍摄胸椎侧位片,在拍片时,病人同时轻微呼吸,这样就使重叠的肋骨模糊不清,而椎体则

显影清楚。合理地选用上述方法,可以使重叠较多和处于深部的病变得以显示清晰。

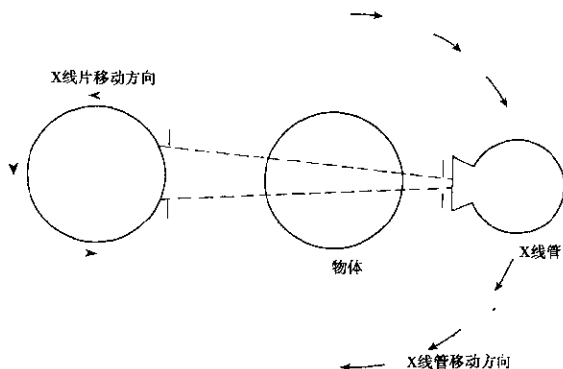


图 1-6-3 曲面体层摄影示意图

CT及MRI的应用在很大程度上逐步取代了体层摄影,但无CT、MRI的医院及诊所,体层摄影仍是必要的、对平片的补充检查。

二、高千伏摄影

应用常规管电压(90 kV以下)作X线摄影,如前所述(见本篇第5章第1节),人体与X线的主要作用形式以光电效应为主。各部结构影像的密度高低受组织的原子序数大小和厚度的影响较大,骨、软组织、脂肪、气体有明显对比。后三者的影像可能为骨影遮蔽。但随着电压升高至120kV以上时,则X线的吸收以散射效应为主。影像受骨影遮蔽的影响不大,密度差别较大的组织,如空气与软组织、软组织与骨骼之间的对比逐渐降低,骨骼的影像变淡,在一定的管电流下,与骨骼重叠的软组织可清晰显示。为了去掉散射而致胶片产生的灰雾,除在X线球管窗口加过滤板(一般为4mm Al或0.1mm Cu+1mm Al)外,尚需使用滤线器[常用者为16:1比值的滤线器,此比值 $R = \text{铅条的高度}(h)/\text{铅条的间隔}(b)$]。

高千伏摄影常用于胸部,能较好地显示气管、主支气管及肺门区支气管,肺纹理较常规胸片明显,显示被骨骼及纵隔重叠的组织和病灶,检查肺门及纵隔肿块、肺部弥漫性病变有一定优越性,常用于尘肺检查及肺癌检查。它的另一优点是所用mA量少,拍片曝光时间短,病人接受照射量少。

三、软X线摄影

软X线摄影的X线管采用钼靶(其应用原理已于本篇第2章第1节叙述),常用于密度差别小的软组织及脂肪组织结构的检查,特别是乳腺疾病的诊断,具有独特的优越性。亦可用于显示软组织内密度差别小的异物,如玻璃等。

四、荧光缩影

用照相机将荧光屏上的图像摄成缩影片称为荧光缩影(fluororadiography)。常用的规格有35、70与100mm三种。过去主要用于胸部普查,现已基本不用。

五、放大摄影

放大摄影(magnification radiography)分为直接和间接放大摄影两种。后者是利用特制的微粒X线胶片,不用增感屏,以低千伏技术摄片,只适用于小部位,如手指等。然后用光学放映机放大后阅片,此种方法现已基本不用。直接放大摄影是利用X线几何投影原理,在普通X线摄影的基础上,改变X线管焦点、被摄部位(物体)和胶片三者间的距离,而获得放大的影像。其放大率=靶片距/靶物距。进行直接放大摄影的必备条件是具有微焦点的X线管,其焦点通常小至0.3mm或0.1mm。否则,影像模糊。此种方法常

用于观察骨小梁的结构

六、X线电影及录像

如前所述,将影像增强器与电影摄影机配套,在采用高速脉冲X线摄影的同时,用电影摄影机将影像增强器输出屏上显示的图像,以每秒15~60帧或更多帧频的速度拍摄下来,此种配套的检查方法称为X线电影摄影术(cineradiography)。主要用于心脏血管造影或其他器官的动态过程的研究,可留下永久记录,以满足会诊、教学和科研的要求和目的。

将影像增强器与录像设备配套,就可利用磁带或光盘录像。录后可立即回放、阅读,了解检查结果,极为方便。目前应用甚为广泛。

七、记波摄影

这种方法曾用来记录心脏和大血管的搏动。记波摄影(kymography)是在病人与片盒之间放置一个多条铅制格栅,铅条宽12mm,其间隔以0.4mm裂隙。如片盒固定,格栅在X线照射时自上而下均匀移动,称为连续式记波摄影,波形所记录者为心脏大血管边缘不同时相不同点的搏动,可看到心脏大血管的全貌。如X线照射时格栅固定,片盒移动,则称为阶段式记波摄影,波形记录者为心脏边缘相隔一定距离的那些点在不同时相的运动。随着新的影像设备及成像方法的应用,记波摄影现已少用。

八、干板摄影

干板摄影(xeroradiography)是利用半导体硒的光电导特性进行摄影,用静电充电的特制硒板代替胶片。因操作复杂,结果不稳定,曝射线量大,今已不用。

第3节 造影检查

如前所述(见本篇第5章第4节),对人体内一些缺乏自然对比的器官和组织,必须引入对比剂,进行造影检查,这种方法称为造影检查(contrast examination),以扩大了X线检查的范围。

对比剂引入人体的途径与方法有直接引入和生理积聚法两种:

一、直接引入法

即将对比剂直接引入被检查的组织、器官,包括下列各种方法。

(一) 口服法

如食管及胃肠道的钡餐检查,借助生理蠕动,使对比剂达到需要检查的部位,形成人工对比,达到诊断目的。

(二) 灌注法

有管道与外界相通的器官,可以直接以灌注法引入对比剂,如钡剂灌肠、支气管造影、逆行胰胆管造影、逆行尿路造影、子宫输卵管造影及瘘管造影等。

(三) 穿刺注入法

无管道与外界相通的器官,经穿刺引入对比剂,如心血管造影、关节造影、椎管造影和脓腔造影等。

二、生理积聚法

对比剂通过口服或注入血管后,经生理吸收与排泄,选择性地从一个器官排出,暂时存于其实质或其管道内而显影,称之为生理积聚。如口服胆囊造影、静脉胆囊造影、静脉肾盂造影等即属此类。

有关对比剂及其副反应和防治方法将于本篇第7章介绍。

第4节 X线检查方法的选择和综合运用

在选择X线检查方法时,应在充分了解各种X线检查方法的适应证、禁忌证和优缺点的基础上,根据临床初步诊断和要求,拟定X线检查方案,称为诊断流程(flow-chart)。一般应当选择诊断可靠、副作用少、简单又经济的方案。原则上先选择简便易行、无创伤性的方法,再考虑复杂或有创伤性的方法。如临床疑为泌尿系结石,应先摄腹部平片,若未发现阳性结石,或发现了结石尚须了解尿路梗阻情况和肾功能状况时,再作静脉尿路造影,静脉尿路造影未达到目的时,再考虑逆行尿路造影。然而,有些病变,用普通检查达不到诊断目的,则应直接选用特殊检查或造影检查,如喉部病变应直接选用体层摄影,乳腺病变应直接选用软X

线摄影,胃肠道和血管病变应直接采用造影检查等。另外,有些病变确定诊断或全面了解病变情况时,仅靠一种检查方法难以解决问题,则同时应用几种检查方法,也是必要的,如对复杂性先天性心脏病的诊断就是这样。对于有创性、有可能发生副反应和危险的检查方法,应严格掌握其适应证,不可作为常规检查而滥用。

在选择X线检查方法时,还应考虑与其他影像检查方法的配合运用。很多疾病的影像诊断,需

要多种影像检查,力求达到确诊无误、全面了解病变的目的。近20余年来,超声、CT、核素、MRI等诊断工具迅速发展,各具特长。在选择时必须熟知各种影像检查的指征、优点和限度,只有恰当地加以运用,有效地配合,方可达到最佳诊断。必须从实际出发,既要解决问题,又要减轻病人负担,诊断一旦确定,就无须再作多种检查。

(王小宣 陈培青 肖剑秋)

第 7 章 对 比 剂

第 1 节 理想对比剂的要求

理想的对比剂应该是：理化性质稳定，无毒性，没有副作用，对比强，显影清楚，易于排除体外，价格低廉，使用方便。

X 线应用于临床不久，即有人试用对比剂显示消化道，以后又扩展到血管及其他管腔，开发的对比剂多达数十种，但迄今未找到完全满足上述要求的对比剂，且各个器官和不同检查日所需要的对比剂的种类、浓度和数量不一样，故对比剂的研制仍在不断进行中。

第 2 节 阴性对比剂

将比重较软组织小的气体引入所需检查的器官内或其周围，使其密度减低而显影，此类物质称为阴性对比剂。空气、氧气及二氧化碳均属此类。在体内，二氧化碳吸收快，空气则缓慢。空气和氧气均不能注入正在出血的器官或组织，以免发生气体栓塞。气体以往多用于蛛网膜下腔、关节囊、胸腔、腹腔、腹膜后腔等处，以增强对比，协助诊断。目前已很少使用，而在消化管内今天仍广泛使用，往往同时引入比重大的钡剂，以达到更好的对比效果，即所谓双对比。

第 3 节 阳性对比剂

阳性对比剂为原子序数高、比重大的物质，常用者有含钡及碘的两种，其原子序数分别为 56 及 53，远远大于软组织及气体。

一、钡 剂

硫酸钡 (barium sulfate) 为白色粉末，不溶于水，原子序数高，不易为 X 线穿透，用于胃肠道内可以形成鲜明对比，不为粘膜吸收，容易排出体外。医用硫酸钡必须纯净，绝不可含有可溶性钡

盐，如氯化钡、氢氧化钡等，否则可引起钡中毒。

硫酸钡呈颗粒状，加适量的水及阿拉伯胶调配成混悬液，通常以重量/体积 (W/V) 表示其浓度。根据受检器官及检查目的之不同，使用不同浓度及分量的混悬液。为显示胃肠道粘膜的细微结构及病灶，采用特殊加工，使混悬液具有高浓度 (可达 180% W/V 或甚至更高)，低稠度，在胃肠道粘膜上呈薄层涂布，显影良好，同时引入气体，形成强烈反差，即钡剂对比检查，效果良好，已推广为胃肠道常规检查方法。

钡剂在疑有胃肠道穿孔时禁用，因在腹腔腔中钡剂可以引起粘连；疑有结肠梗阻病人亦禁止口服钡剂，因钡剂在梗阻上方水分吸收后硬结，部分梗阻可能转为完全梗阻。

硫酸钡系目前胃肠道检查较理想的对比剂，对比良好，性质稳定，无毒性及副反应，且价格低廉，使用方便，至今已应用达 70 余年。

二、碘 剂

碘虽非金属，但原子序数较高，能有效地吸收 X 线，为人体管腔 (胃肠道除外) 最常使用的对比剂，特别是心脏、大血管、泌尿道及胆道的造影。碘剂种类繁多，日新月异，但一直未找到一种理想的化合物。数十年来不断研究和改进，目的不外两方面：①增加碘含量以求得到更好的对比；②减少毒性及副作用，以使病人能够耐受。以下分尿排泄型有机碘对比剂、胆排泄型有机碘对比剂、无机碘剂及油脂类碘剂逐一介绍。

(一) 尿排泄型有机碘对比剂

1 概说 尿排泄型有机碘对比剂为水溶性，注入血管后经肾脏排泄，故可用以显示尿路；注入静脉、动脉或心脏可使大血管及心脏显影，头臂血管、冠状动脉、肾动脉、肠系膜动脉和四肢血管等显影。此外，还广泛用于 CT 增强扫描、瘘管及窦腔造影。许多疾病的确诊有赖于此项造影检查，本类对比剂应用最为广泛。

有机碘化合物作为最早的对比剂是碘砷酞乙酸

(urroselectan, 1930)其分子结构是杂环中有一个碘原子,不久又开发两个碘原子的杂环对比剂碘吡啦嗪(diodrast)。然而,此两者的造影密度不够高,且毒副反应较多。

20世纪50年代后开发的尿排泄型有机碘对比剂均为含三个碘原子的三碘苯环衍生物,经40余载的应用,不断改进,品种繁多,形成一大家族。50至70年代间研制的产品在溶液中离解成阴阳离子,称为离子型(ionic)对比剂,性质稳定,对比良好,能满足诊断要求,惟溶液属高渗性,应用中毒副反应不时

出现。70年代后研制出非离子型(nonionic)对比剂,克服了前者的许多缺点,其渗透压降低,甚至接近血浆,毒副反应小,生物安全性大,对神经系统毒性低,部分产品可作为脊髓造影。

在分子结构上,一个分子对比剂只含一个三碘苯环者,称为单体(monomer)有机碘对比剂,含两个三碘苯环者,则称为二聚体(dimer)有机碘对比剂。

尿排泄型有机碘对比剂,按其电离属性及分子结构,可分为四型,见表1-7-1

表 1-7-1 尿排泄型有机碘对比剂分型

类型	离子型单体	离子二聚体	非离子型单体	非离子型二聚体
对比剂名称	泛影钠	碘卡明葡胺	甲泛葡胺	碘曲伦
	泛影葡胺		碘苯六醇	碘狄醇
	复方泛影葡胺		碘异酞醇	
	异泛影葡胺		碘普罗胺	

理想的有机碘对比剂除满足对比剂的一般要求外,还要符合以下条件:①含碘量高,被体内血液及其他分泌液稀释后,仍有足够的对比;②亲水性强,易配成溶液;③溶液不带电

荷,机体容易耐受;④低渗透性,副作用因而减少;⑤粘度低,注射时阻力小。③④两项是最重要的。表1-7-2列出几种代表性的对比剂的有关参数。

表 1-7-2 几种代表性有机碘对比剂的参数

对比剂类型	对比剂名称	含碘量 (mg/ml)	渗透性 (mol/kg水) (37℃)	粘度 (NS/m ²) (37℃)	每分子中碘 原子数与离 子比值R	小鼠静脉 注射LD ₅₀ (1g/kg)
离子型单体	复方泛影葡胺 (urografin)	290	1532	0.50	1.5	5~10
离子型二聚体	碘卡明葡胺 (myelotast, bisconray)	320	580	0.75	3.0	10~15
非离子型 单体	碘普罗胺 (iopromide)	300	610	0.46	3.0	15~25
非离子型 二聚体	碘曲伦 (iotrolan)	300	320	0.81	6.0	25~30
	碘狄醇 (iodixanol, visipaque)	270	300	0.61	6.0	—

有机碘对比剂的毒副反应与溶液的渗透压关系密切,从表1-7-2中,可以看出四类有机碘对比剂的毒副反应自上而下逐渐减少,小鼠LD₅₀值依次增大,其渗透性与之平行,离子型单体对比剂的渗透性最高,非离子型二聚体最低,只有前者的1/5,接近血浆之渗透压300mol/kg。溶液的渗透压取决

于溶液中所含的离子数,液态离子型对比剂会离解成阳离子和阴离子,带有电荷,因此,其渗透压高于非离子型。二聚体对比剂的每一分子含两个三碘苯环,相当于两个分子单体对比剂的含碘量,所以单体对比剂的渗透压高于二聚体。

对比剂每分子所含碘原子数目与在溶液中每分

子所含离子数之比值R, 可用于预测其毒副反应的高低。离子型单体对比剂R值均为1.5, 其毒副反应发生率较高; 非离子型二聚体对比剂R值为6.0, 毒副反应发生率较低; 离子型二聚体及非离子型单体对比剂R值均为3.0, 毒副反应发生率介于其中。

含有三个碘原子的三碘苯环对比剂, 均可以满足对比清晰的要求。离子型对比剂多以每100ml溶液含有固体对比剂多少克表示其浓度。非离子型对比剂则以每毫升溶液中含有多少毫克碘, 而不是整个碘化合物来表示其所含碘量, 如240, 300, 370, 即表示含碘浓度为240, 300, 370mg/ml。临床应用时, 即根据受检器官及检查日的进行选择。

对比剂的粘度与对比剂分子大小、浓度及温度有关, 凡分子大、浓度高、温度低时, 粘度增大; 二聚体分子大于单体, 故粘度亦大。粘度大时注射速度慢, 使用时, 要求快速注射和加温的机械装置。

2. 离子型有机碘对比剂 包括泛影酸盐及异泛影酸盐。泛影酸盐有泛影钠(sodium diatrizoate, hypaque sodium)及泛影葡胺(meglumine diatrizoate, hypaque meglumine), 钠离子对血管内皮有损伤, 注射处静脉疼痛, 葡胺则没有此副作用, 单纯泛影葡胺可能引起心室纤维震颤, 且溶液粘度高, 宜将两者混合, 以泛影葡胺为主, 加入少量泛影钠, 成为复方泛影葡胺(urografin, renografim), 临床上使用广泛, 其不同浓度的溶液分别用于心脏、大血管造影、尿路造影、胆管直接引入造影、瘘管造影及CT扫描等。某些情况下, 可用作口服胃肠道造影, 称为胃影葡胺(gastrografin)。异泛影酸是泛影酸的同分异构体, 可制备成异泛影钠(conray 400)及异泛影葡胺(conray)。其适用范围与泛影酸盐大致相同, 对心脏大血管有优越性, 其亲水性好, 可制成更浓溶液, 而粘度小, 注射时速度可以加快。惟异泛影钠不宜作脑血管造影。

碘卡明酸盐: 碘卡明酸是异泛影酸的二聚体, 其葡胺盐称碘卡明葡胺(iocarmate meglumine), 溶液电离后只产生两个阳离子和一个阴离子, R值为3, 在相似的碘浓度时, 溶液的渗透压较低, 神经毒性较泛影酸盐小, 曾用作脑室及腰段脊髓造影, 现已为性能更好的非离子型对比剂所取代。

3. 非离子型有机碘对比剂 1970年以来, 欧

洲一些药厂致力开发新的含碘对比剂, 寻找毒副反应小、使用安全、诊断范围更大的产品。

1973年挪威Nycomed公司首先合成甲泛葡胺(metrizamide, amipaque), 以葡萄糖胺(glucosamine)代替三碘苯环上的有机酸, 所得的化合物溶于水而不电离, 其渗透压、神经毒性及粘度均降低, 除用于血管内注射外, 尚可用于蛛网膜下腔及脑池造影, 它的问世受到普遍欢迎。然而, 此制剂的最大弱点是遇水遇热时易分解, 冷冻干燥的粉剂必须在临使用前方可配成溶液, 不能贮存, 故为后来开发的新产品所代替。

80年代先后开发出碘苯六醇(iohexol, omnipaque), 碘异酞醇(iopamidol, iopamiro), 碘普罗胺(iopromide, ultravist)及碘维素(ioversol, optiray), 它们均属非离子型单体有机碘对比剂。为三碘苯甲酸的衍生物。与离子型对比剂相比, 有以下几方面的改进: ①不属盐类, 水溶液无电离现象, 渗透压低, 明显减少了头痛, 灼热感及血管扩张所引起的不适; ②不含羧基, 神经毒性大大降低, 经静脉给药的毒性显著减少; 在分子结构中引入4~6个醇基(OH), 均匀分布于分子周围, 增加亲水性, 提高水溶性, 同时降低粘度, 对比剂的毒性反应进一步减少。

这类非离子型单体有机碘对比剂的渗透压较离子型的减少约60%, R值均为3(见表1-7-2), 临床使用时, 其毒副反应明显减少, 适用于心脏、血管造影和CT增强扫描。

非离子型二聚体有机碘对比剂的开发, 又向前推进了一步。分子结构含8~12个醇基, 均匀分布于分子周围, 不含羧基, 两个三碘苯环共有六个碘原子, R值为6, 渗透压降到接近血浆的300mol/kg, 即使对比剂浓度高时, 也是如此。因而特别适用于全段脊髓造影、脑池造影及有高危因子的病人, 其反应发生率较前述离子型及非离子型单体对比剂低且轻。属于此类者有碘曲伦(iotrolan, isovist)及碘狄醇(iodixanol, visipaque)。

近十多年来磁共振成像迅速发展, 对椎管内病变的诊断准确而全面, 更有无创和安全性等优点, 费用虽贵, 但比非离子型二聚体对比剂相差不多, 因而基本上取代了大部分用非离子型碘剂作椎管造影。

根据国内外大组病例统计分析, 非离子型对比

剂静脉注射的毒副反应发生率比离子型减少76.3%，出现的反应以轻度及中度为主，重度的发生率减少更明显。离子型对比剂静脉注射死亡率为1:3000，而非离子型对比剂只有1:250000。在动物试验中，静脉注射测试小鼠的LD₅₀表明，非离子型对比剂约3倍于离子型，若从蛛网膜下腔给药、非离子型10倍于离子型。可见非离子型对比剂的毒副反应发生率比离子型少而轻，生物安全性大、神经系统检查尤其如此，因此，值得推广。然而，由于非离子型对比剂制造工艺复杂，成本高，比离子型对比剂价格高4~15倍，使用受到限制，目前在国内外仍大量使用离子型对比剂，估计在相当长的时间内仍将如此。

(二) 胆排泄型有机碘对比剂(属生理聚积型，有静脉及口服两类)：

1. 静脉注射胆道对比剂 胆影葡胺(iodopamide, biligrafin, cholografin)，由两个三碘苯环连成，苯环的⑤位空置，容易与血浆白蛋白结合而运载到肝，再排泄至胆道，含碘的对比剂在胆道内显影。

由于胆影葡胺含羧基，且与血浆白蛋白结合，属离子型，高渗性，其毒副反应比尿排泄型对比剂严重，不能用于血管造影。胆道造影时，必须经静脉缓慢注射，一般为2~4ml/min，用量为20% 20ml，注射后，可见肝内胆管、总胆管及胆囊在一定时间后，依次显影。

2. 口服胆囊对比剂 碘番酸(iopanoic acid, telepaque)为白色粉末，每片含0.5g，一般用量为3g，口服后由小肠吸收，在血液中与血浆白蛋白结合，运载到肝，随胆汁排至胆道，此对比剂浓度很低，只有在经胆囊粘膜吸收水分，浓缩对比剂后，方能显影。一般在口服碘番酸后12~14小时后，可显示胆囊，而胆管则不显示。

碘泊酸钙(calcium iopodate, biloptin)是另一种口服胆囊对比剂，其优点是显影时间较碘番酸缩短，口服3.0g后只需10小时胆囊即可在X线片上显现。

口服胆囊造影以往是胆囊疾病病人首选检查方法，必须时再辅以静脉法作为补充，目前，由于超声及CT的应用，此类X线检查已大大减少。

(三) 无机碘剂

碘化钠(sodium iodide)属无机碘剂，12.5%溶液可形成良好对比，价格低廉，可直接注入管道造

影，如逆行尿路(包括肾盂、输尿管及尿道)，胆管术后造影等，如为膀胱造影，则应稀释至6.25%的浓度。碘化钠溶液有局部刺激性，禁止经血管内注射。目前管道造影多用离子型对比剂，碘化钠溶液已很少使用。

(四) 油脂类碘剂

1. 碘化油(iodize. oil, lipiodol) 为含碘与植物油的加成物，含碘40%，淡黄色，稠度大，直接引入检查部位，如支气管、子宫输卵管、脓腔、瘘道做造影。吸收缓慢，造影后应尽快吸出，避免长期存留体内。目前，碘化油在介入放射学治疗肝癌中，不仅作为栓塞剂，进行经动脉碘油栓塞术(lipiodol-transarterial embolization, LP-TAE)的栓塞材料，而且还用作肝癌介入性化疗中化疗药物的载体，因为它能显示病灶的位置和大小。

2. 碘苯酯(pantopaque, myodil) 为脂肪酸碘化合物，含碘约30%，用于脊髓及淋巴管造影，稠度小于碘化油，在体内吸收极慢，检查后，应尽量吸出。非离子型有机碘问世后，再加上MR成像的应用，碘苯酯已基本不用于椎管造影。

第4节 今后发展方向

回顾上述X线检查用对比剂，钡剂及气体基本可满足消化道诊断需要，而应用范围最广泛的含碘对比剂，虽然经历数十年的研究，尚难说完全理想。20世纪80年代以来研制出的非离子型有机碘溶液，虽克服了离子型的许多缺点，终非十分安全，小部分病人仍可出现副反应，亦曾有死亡报道。有作者在动物实验中，将氧加入非离子型对比剂，使之饱和，或增加一定量的钠，可以改善对比剂减弱心脏收缩力的副作用，防止大剂量非离子型对比剂可能引起的心室纤颤。另外，有作者加入前列环素，又名依前列醇(prostacyclin)的同工异质体，伊洛前列素(iloprost)，通过抗血小板聚集和扩张血管来防止对比剂所产生的微循环紊乱。

碘曲伦和碘狄醇，其渗透压已降至与血浆一样，副作用最小，但由于属于二聚体，粘度大，注射速度受限制，这一缺点也待改进。

非离子型对比剂价格昂贵，虽问世已久，但难以迅速推广，此其原因。看来全面取代离子型对比剂尚需时日，只有改进工艺，降低成本，方可推广。

再研究新的完善的有机碘对比剂,所需周期(一般6~12年),人力、物力及费用浩大,非离子型对比剂经过近20年的探索,才有今天的成绩,每前进一步均非易事

除碘而外,能否从其他原子序数高,原子量大的元素中探索合成新的对比剂?早年曾试过溴化铯(SrBr_2)、氧化钍(ThO_2),等重金属化合物,但由于其毒性及难以排出体外而放弃。曾认为凡原子序数高于56的元素,因毒性无法解决而不考虑作对比剂用。然而,近年来 Gd-DTPA 广泛用于MRI而没有出现毒性,让人们重新想到重金属盐类,它们比碘剂吸收X线多,造影时可采用能量较高的X线,病人的照射量可以减少。这只是一条可以探索的途径。

在前述的有机碘剂中除显示胆道者外,均分布在细胞外且从肾脏排出。倘若能找到对特定组织和器官有亲和力的对比剂,聚集在细胞内部,对诊断帮助会更大。近年来研究对象集中在肝脏。有作者将非离子型对比剂碘普罗胺的分子包裹在微脂脂肪粒(liposome)中,经静脉注射后,为网状内皮细胞所吞噬,在X线片上,肝、脾可显影较长时间。肿瘤组织不含网状内皮细胞,呈现低密度区,可与正常肝、脾组织区别开来。在动物实验中,2~3mm的癌灶可以显示,在临床应用则尚需时日。若获成功,对实质器官的诊断将是有帮助的。

为研究人员关注的另一课题是血池对比剂(blood-pool contrast agent)的开发,即注入血管后不向外渗透的物质,可显示血管的堵塞、组织缺血、侧支循环、动脉瘤的存在、肿瘤血循环等。设想中的血池对比剂是:一种不溶于水的化合物或颗粒的乳剂或混悬物,或一种分子巨大的对比剂,在血管内可滞留足够长的时间,将血管的图像摄取在胶片上。在检查结束后,再引入某种酶,使血池对比剂进行生物降解,分子更小,可通过肾过滤,排出体外。此项研究正在摸索,迄今尚未找到合适的对比剂。

第5节 对比剂的反应和防治

对比剂中钡剂是相当安全的,惟一应警惕的是不能含有可溶性钡盐:气体造影时应防止气栓的发生,注入气体前必须先回抽,确定针尖不在血管

内,方可注气;正在出血的部位禁止作气体造影。一旦怀疑有气栓存在,应迅速将病人置于左侧卧位,防止气体进入肺动脉。油脂类对比剂使用时有可能出现油栓,例如子宫输卵管造影,应避免在子宫出血时作造影检查,注射时压力不宜过大。

临床工作中遇到对比剂反应大部分来自有机碘溶液,含碘对比剂使用最广泛,主要是血管内注射,多数人能较好地耐受,有时也出现反应。这些反应可以轻微及一过性,但少数可以严重并危及生命,故应引起广泛注意。以下将对对比剂副反应发生率、有关因素、预防及治疗分别叙述。

一、对比剂副反应的发生率

国内目前最常使用的离子型对比剂,其副反应发生率在5%左右。由于对比剂的改进,较70年代初期统计的7.0%~8.5%有所下降。按副反应的程度及出现频率叙述如下:

(一) 轻度副反应

恶心、呕吐、头痛、眩晕、畏寒、潮红、出汗、轻度荨麻疹等,占3.0%~3.9%,症状通常属自限性,不需处理。

(二) 中度副反应

轻度低血压、支气管痉挛或喉头水肿,较重的呕吐或荨麻疹,面部水肿。占1.0%~1.6%。反应短暂,需处理,无生命危险。

(三) 重度副反应

血压显著下降、休克、昏迷、惊厥、显著的支气管痉挛及喉头水肿、心律失常、心搏停止。占0.01%~0.06%。有生命危险,必须紧急处理。

(四) 死亡率

重度副反应未及时处理,或治疗无效而死亡,占0.25%~0.74%,也就是说,每13500~40000次检查中有1人死亡。

使用离子型对比剂,不同种类造影术其毒性反应发生率与死亡率各不相同,见表1-7-3。

表 1-7-3 不同造影术反应发生率与死亡率

造影类别	毒性反应发生率(%)	死亡率(%)
经静脉尿路造影	5.89	0.001
经静脉胆道造影	8.53	0.0007
一般血管造影	2.83	0.007
脑血管造影	2.98	0.02
心血管造影	2.16	0.1

二、对比剂毒性反应发生的有关因素

对比剂反应发生的机制迄今尚未完全阐明, 仅就了解较多的叙述如下:

(一) 对比剂过敏

血管内注射对比剂, 即使是很小量, 如作过敏试验用的 1ml, 亦可引起显著的过敏反应, 显然与剂量及浓度无关。

反应出现迅速, 与已知过敏反应相似。有过敏史的病人中, 对比剂反应率较普通人高约 2~5 倍。在重度反应的病人中, 发现了对比剂的抗体。在某些反应中, 找到组胺释放的证据。根据上述事实可以推断, 至少一部分的对比剂反应是经过对比剂-抗体相互作用, 导致肥大细胞释放组胺。在对比剂反应濒危病人的血清中找到针对对比剂的抗原, 是支持这一论点的根据。

某些病人从来未接触过对比剂, 仍可出现对比剂反应, 可以用交叉过敏解释, 病人已对环境中的某物质结构上与对比剂类似者敏感, 由此产生的抗体只要遇到分子结构上部分相似者即可与之结合, 而产生过敏反应。

(二) 与对比剂量有关的反应

注射对比剂含碘量超过 20g 者, 出现严重反应的较多些, 低于 20g 者, 出现副反应较少。轻度与中度反应率似与对比剂剂量无关。心脏大血管造影及介入性操作注入对比剂剂量往往较大, 出现重度反应的比例较多。

大量高渗性对比剂注入, 病人容易出现反应, 离子型对比剂的渗透压数倍于血浆, 当较大量的高渗对比剂短时间内注入血管内, 血容量在几分钟内可迅速增加数百至 1000ml, 使心脏负荷加重, 对心功能原来不好的病人威胁甚大。高渗溶液还可引起红细胞、血管内皮以及血脑屏障的损害, 对比剂通过受损的血脑屏障后, 可引起抽搐或惊厥。

此外, 高渗对比剂还可造成肾脏受损, 在一般病人中有 5% 出现可复性肾损害; 而在原有中度至重度肾功能障碍者, 约 75% 可加重肾功能损害。

除对比剂的高渗外, 它还有化学毒性及神经毒性, 机制相当复杂, 目前未完全阐明。

(三) 病人的高危因素

在实践中发现使用相同种类、浓度和剂量的对比剂, 某些病人更易于出现反应, 其程度往往较

重, 亟待引起临床及放射科工作人员的注意, 早加防范。具有高危因素的病人有:

1. 肾功能障碍 尤其是中度及重度病人, 造影后肾功能障碍可能加重。

2. 哮喘、枯草热、荨麻疹、湿疹及其他过敏性疾病, 出现对比剂的中~重度反应为正常人的 2~5 倍。

3. 糖尿病、骨髓瘤、甲状腺机能亢进和失水状态。

4. 心脏病 特别是充血性心力衰竭、重度心律失常、冠心病、肺动脉高压、紫绀性心脏病, 其发生死亡或重度反应者高于正常人。

5. 对比剂或其他药物过敏史 有对比剂过敏史者发生重度、中度和轻度反应的危险性分别为普通人的 10.9 倍、8.7 倍和 6.9 倍。有对比剂过敏史者再次造影, 约有 40% 出现副反应, 但多数属轻度和中度反应。其他药物过敏史病人发生重度和中度反应分别为普通人的 3.2 倍和 2 倍。

6. 年龄 1 岁以下婴儿和 60 岁以上老年人反应的发生率也较高。

7. 高度恐惧与情绪紧张的病人容易出现反应。

(四) 造影部位和方法

冠状动脉造影、左心室造影、肺动脉造影、脊髓动脉造影等风险较大, 出现严重反应的几率大。再者, 凡高浓度对比剂快速注入, 总剂量大的造影或介入操作, 副反应出现率高。

三、对比剂反应的预防

使用有机碘溶液造影有小部分人会出现副反应, 即使是非离子型对比剂也不能完全避免, 故应在事前做好防范准备, 尽量减少副反应的发生, 并减轻反应的程度。

(一) 了解病史和病人情况

有过敏史病人严重反应的发生率较无过敏史者高 4 倍。因此, 应询问有无对比剂、药物、食物等过敏史。对有荨麻疹、哮喘、湿疹等过敏疾病者应特别注意, 提高警惕。还应该了解有无其他高危因素, 例如较重的心、肾或全身疾病。

(二) 碘过敏试验

含碘对比剂使用前是否应常规作碘过敏试验, 颇多争议。部分学者认为必须做, 我国现行卫生行政法规也作了这样规定。但国内外大量统计资料指出, 碘过敏试验阳性率很低, 且有不少假阴性, 即试验阴性病人在造影过程中也可能出现副反应, 也

有假阳性存在。故在国外不少地方对造影术前的碘过敏试验已于废弃,而强调作好预防和抢救准备。

在四种碘过敏试验中,口服法和结膜法粗糙,皮内法和静脉法使用较多,后者被认为可信度较高。方法是经静脉注射1ml同一有机碘溶液后,观察15分钟,如无异常,则认为试验阴性,如病人感到不适,或有荨麻疹等,则为阳性。

(三) 对比剂的选择

非离子型碘剂确比离子型安全,但即使在发达国家,也不是一律采用。根据效用/价格比原则,结合我国现时情况,1991年召开的全国造影剂临床应用及进展专题座谈会提出合理选用非离子型碘剂临床使用范围如下:

1. 具高危因素病人;
2. 高危造影检查,如脊髓血管造影、肺动脉造影、冠状动脉造影及左心室造影;
3. 鞘内注射,脊髓造影、脑室和脑池造影均禁用离子型对比剂;
4. 精神紧张、焦虑、言语不通或不能合作的病人;
5. 本人希望减少副反应机会而又有经济承担能力者。

至于离子型对比剂的适应范围仍然广阔,静脉注射后在无高危因素的病人仍占很大比例,包括静脉尿路造影和CT增强扫描等。管腔造影如逆行尿路造影、直接引入胆道造影、瘘管造影等,均常规使用离子型碘对比剂,一般多无副反应出现。

冠状动脉造影及脑血管造影,有条件者用非离子型对比剂。如果用离子型对比剂,冠状动脉造影选择76%复方泛影葡胺,即含有10%钠盐,而不用纯泛影钠或纯泛影葡胺。脑血管造影须用60%以下的泛影葡胺或异泛影葡胺,不用其钠盐。非离子型对比剂无抗凝作用,在做动脉造影,特别是冠状动脉造影等高危情况检查时,应先行肝素化。

注意控制所使用对比剂的总量,对比剂含碘超过20g时,重度反应率明显上升。对比剂的浓度及注射速度也应掌握好,过快推注及过高浓度都可以引起反应。

(四) 预防反应药物

1988年Wolf等对比分析三组病例,静脉注射离子型碘剂6006例,离子型碘剂造影前加服激素类药物805例,非离子型碘剂8587例,副反应发

生率分别为4.4%,4.0%和0.6%;重度反应发生率分别为0.3%,0.2%和0.01%。

国内一些报告指出,造影前联合使用皮质激素及抗组胺药物,可能减少对对比剂反应的发生。例如对高危因素病人,在造影前1~2小时口服扑尔敏4mg(H₁受体阻滞剂)、西咪替丁400mg(H₂受体阻滞剂),造影前经静脉注射地塞米松20mg+10%葡萄糖液20ml。

四、对比剂反应的处理

对比剂反应常发生在注射时或注射后不久,且来势迅猛。迟发反应虽然可能,但较少见。因此,在注射过程中及注射完毕后必须密切观察病人,对具有高危因素者应加倍注意。一旦出现副反应,立刻停止注射,并保留血管内针头或导管,以便及时推注抢救药物。

检查室内必须准备有急救设备及药物,如血压计、吸氧设备及常用急救药物。医务人员应该熟悉常见反应的表现,特别是识别早期危险的征象,例如喉头水肿、支气管痉挛、休克、惊厥、昏迷等。要掌握常用的急救方法,如人工呼吸、体外心脏按摩及急救药物的剂量和用法。轻度反应只需注意观察,不必特殊处理,遇到某些症状明显者,则应给予对症治疗,包括注射抗组胺药物,以免发展成为中度或重度反应。对中度及重度反应需及时处理,注射有关药物(见表1-7-4)并及时与有关科室联系,如ICU等,派人共同参加抢救。

表 1-7-4 对比剂重度反应急救药物参考表

反应类型	药物	给药方法	剂量
休克	去甲肾上腺素	IV	0.5~1mg
	新福林	IV 或 IM	10mg
惊厥	异戊巴比妥	IV	0.3~0.5mg
	副醛	IM	1~2ml
喉头、支气管痉挛	副醛	IM	2~5ml
	肾上腺素	SC	0.5~1mg
喉头水肿	氨茶碱	IV	250mg
	异丙嗪	IM	25mg
肺水肿	肾上腺素	IV	0.5~1mg
	异丙嗪	IM	25mg
	肾上腺素	IV	0.5~1mg

注:(1)IV=静脉注射 IM=肌肉注射 SC=皮下注射

(2)中度及重度反应均应及时经静脉注射地塞米松10mg+10%葡萄糖液20ml

(3)氨茶碱应与葡萄糖液一同推注

(肖剑秋 陈培青 王小宜)

第 8 章 X 线诊断的原则和步骤

接受一个病人来作影像学检查时,必须首先考虑:根据病人临床表现,此病人是否需要作影像学检查,如果需要,哪一种方法可能有帮助,又将可能出现哪些表现?

X 线诊断的准确性,在相当程度上,取决于对 X 线影像的特点及所反映的解剖、病理、生理基础的认识和诊断思维方法正确与否。为了作出正确的 X 线诊断,在分析和诊断过程中应遵循一定的原则和步骤。

第 1 节 诊断原则

X 线诊断就是对 X 线影像加以分析,辨别出正常与异常,从而了解机体内部的病理解剖和病理生理的变化,解释这些变化发生的原因。然后再与临床资料,包括病史、症状、体征及其他临床检查结果,综合分析,才能得出比较正确的 X 线诊断。

对 X 线征象的认识,要分析它的病理学本质。而某种病理学改变可能由一种或多种疾病所引起,且往往是后一种情况,故不能简单地认为,出现某种 X 线征象就可以诊断为某种疾病。多种 X 线征象同时存在时,首先应考虑它们之间有着内在的联系,是否统一于某种病理过程。当不能合理地解释时,也切忌牵强附会,因为互不相干的多种 X 线征象同时存在也是可能的。

在诊断思维过程中,不仅要正确认识各种 X 线检查方法对不同疾病的诊断敏感性(sensitivity)和特异性(specificity),而且要了解临床资料特别是其他影像检查的诊断价值。在综合分析 X 线表现与临床资料时,经常出现不吻合甚至相互矛盾的情况,这时要正确判断哪些资料较客观地反映了疾病的本质,在很大程度上取决于各种 X 线诊断和临床资料价值的深入认识。

第 2 节 诊断步骤

在 X 线诊断过程中,遵循一定的步骤有利于

发现问题、客观分析、得出较可靠的结论。

一、全面观察

观片时首先要了解照片的质量,摄影位置和范围是否正确,曝射条件是否恰当。然后按一定顺序、系统地观察。例如,观察胸片时,应包括胸廓、肺、纵隔、膈及胸膜,观察肺部要自上而下,由内向外,双侧比较。观察骨关节照片时应包括骨骼、关节及周围软组织。只有全面观察,才不会遗漏病变。在观察分析过程中,应熟悉正常解剖和变异情况,注意区分正常与异常。

发现有异常 X 线表现时,要注意它所在的部位、范围、形态、边缘、数目、大小、密度、病变的周围情况及所在器官的功能状况等。

二、客观分析

通过对异常 X 线表现的全面观察和分析,多数情况下可以明确该异常 X 线表现属于哪种基本病变。例如:肺部的异常 X 线影像呈类圆形,均匀软组织密度,边界清楚,根据这些表现可以明确为肺部肿块性病变。但基本病变只是某种或某些特定的形态表现,并不一定代表某种特定的疾病,而为多种疾病所共有,即所谓“异病同影”。如肺部肿块性病变可以是肿瘤、结核球、炎性假瘤及囊肿等。然而,有些较特征性的 X 线表现有助于推测病变的病理性质或特定的疾病。例如肺部肿块性病变,肿块内出现爆米花样钙化,则极有可能为错构瘤;如果肿块在透视下随呼吸产生形态变化,则很可能为囊肿。总之,在全面观察病变的基础上细致地分析,有些病变可以得出特定疾病的诊断,但大多数病变需结合临床资料和其他检查结果作结论。

三、结合临床作出诊断

单纯根据 X 线表现就能够肯定诊断的情况并不多见,大多数病变的 X 线表现没有明确的特征性,往往需要结合临床资料加以验证和补充,以求得出一个比较正确的诊断。临床资料中的年龄、性

别、职业史、接触史、生活史、症状、体征及其他检查的所见和治疗经过等，对确定X线诊断都具有重要意义。如果临床资料支持对X线表现分析的初步臆测，则诊断的可靠性比较大；如果两者不一致，则必须深究其原因，是X线所见和分析不可靠，还是临床资料有误或不全面？当然，X线表现与临床资料存在客观矛盾的情况也是可能的，作结论要特别慎重。

经过上述步骤得出的X线诊断结论一般有三种情况：①肯定性诊断：经过X线检查，发现有特征性的X线表现可以确诊，或者对X线表现的分析初步推测与临床资料吻合，可以肯定诊断。②否定性诊断：经过X线检查，排除了临床疑诊的疾病。但对否定性诊断，必须谨慎行事。首先必须确定是否有时间因素的影响，早期细微的病变不

能发现，如骨髓炎在两周内X线检查可能为阴性；二是必须考虑所采用X线检查方法对发现某些病变恰当与否，也就是一种检查方法对某一疾病的敏感性如何。如结肠息肉采用常规钡灌肠检查，病变就不易被发现，这就表明常规钡灌肠对诊断结肠息肉的敏感性不高。③可能性诊断：经过X线检查，发现异常X线征象，但无特征性，结合临床资料分析仍不能得出肯定性诊断，这时可按可能性大小依次列出，并可建议作有特殊鉴别价值的其他影像学检查、实验室诊断或临床检查，甚至活检技术，以达到最后确诊。

总之，正确诊断来之于仔细观察和缜密思维的过程，它关系着病人治疗方法的选择，预后的评估，作为医生在操作时，必须慎之又慎。

(王小宜 陈培青 肖剑秋)

第9章 影像医学的安全防护

X射线是影像医学中的主要工具，X射线装置已普及到基层医疗单位，与之接触的人群日益增多。射线的防护日益引起人们的关注，下面就X线防护的意义、方法和措施作一简介。关于放射性同位素的安全使用，将在核医学卷内介绍。

第1节 X线防护的意义

X线具有能量高，对物质贯穿力强的特性，当它通过人体时，产生一定生物学效应，对组织细胞有损害作用。由于X线不可见，短时间接触人体没有什么感觉，容易被忽略，以至遭受过量照射引起损害。

生长繁殖迅速的组织对放射敏感度最高，例如生殖、造血器官和胎儿，放射线的作用可以累积，在照射后长时间内其影响还可能存在，甚至发展成为不可恢复的慢性放射损伤。在本世纪初期，X线应用于临床不久，人们尚不懂防护的重要性，曾出现过不少放射损伤的案例，包括造血及生殖功能抑制，手部皮肤灼伤等。当时的X线设备较原始，X线曝射量大，防护措施差。近二、三十年来，X线机制造工业受惠于高科技发展，如高千伏技术、影像增强器、高速增感屏、高敏感度胶片、DSA技术、隔室遥控透视及摄片、X线机操作自动化等，工作人员及病人接受的曝射量远远少于过去。国家有关防护的规章制度逐步完善，防护的标准及要求较以往严格，防护工作有了指导与依据。因此放射损伤情况显著减少。

过去X线诊断中曝射量较大的是繁忙的肺部透视、胃肠钡剂检查、末旁摄片等，由于新技术新装备的应用，问题大部得到解决。某些复杂的造影检查及介入放射学成了今天曝射量较大的项目，值得引起注意。

第2节 防护原则和措施

X线防护的目的是尽量减少病人和工作人员的

受照量，而且又能达到诊断与治疗的要求。应该从三个方面努力：设备和技术符合标准；正确选择受检病人；专业人员遵循防护规章制度。前两者与病人及专业人员均有关，后者则只涉及专业人员。

一、设备及技术符合标准

X线设备及制造除满足技术先进、性能优越、结构合理及使用方便外，不容忽视的是必须符合射线防护要求，设备出厂前应该通过测试。使用设备的人员应该经过必要的训练，熟练地掌握操作技术，充分了解有关的X射线防护的规章制度。

(一) 定期检查X线设备

临床使用的每一台设备，应该由卫生行政部门定期检查，用仪器仔细测量，确定射线只从认定的方向射出，所发出射线的质及量均符合要求。

(二) 正确使用准直器(collimator)

在X线管窗口装有准直器，以限制射线的范围，例如检查胸部时X线只包括肺及心脏范围，而不应该照射腹部。开放准直器的大小，不得超出荧屏的范围。

(三) 用铅制品保护性腺

X线检查尽量避免对卵巢及睾丸作不必要的照射，如果照射范围很靠近，须用铅橡皮遮盖性腺区域，对育龄妇女及儿童更属重要。

(四) 射线过滤

从X线管发出的射线，其波长有长有短，根据透过球管两极间的电压而定。波长长者射线较软，完全被人体吸收，这种软射线根本不参与影像形成，反而增加不必要的生物效用。要除掉这种有害的软射线不难，在X线窗口放置一块薄铝板，即可将软射线滤过吸收，因而减少了病人接受的曝射量。

(五) 建筑防护

检查室的修建应符合标准，不能太小，检查室六面应有必要的屏蔽，特别是有人群活动的地方。通向走廊及邻室的门窗，亦应有相应防护，防止射线漏出室外。控制室应该装修有防护屏

及观察窗。

二、医疗防护

接受确有作 X 线检查指征的病人，对不必要的检查做好解释说服工作。

(一) 不必要的常规检查 如一次短暂头痛即申请头部 CT 检查。偶尔一次上腹痛及要求钡餐检查，滥用 X 线检查的情况比比皆是，既增加医疗费用和医院负担，也使病人接受完全不必要的射线。

(二) 不论结果如何，丝毫也不会改变对病人治疗方案的这类 X 线检查 例如一晚期肺癌病人，经同位素骨扫描，腰椎肋骨 X 线片已发现多处溶骨性转移，症状、体查及实验室检查也都支持已有转移，病人情况衰弱，此时如再申请作全身骨骼逐一拍片，实为画蛇添足。

(三) 病情明显好转后的某些追踪检查 十二指肠溃疡病人经钡餐检查有球部变形，治疗后症状好转，其后每隔 2~3 个月申请钡餐检查，所见与首次检查相似。又例如心脏病病人，症状缓解后每 3~6 个月申请作心脏三个位置照片复查，再多的复查就非必要。

(四) 能以无射线损伤之虞的其他方法替代，其效果相当或更好者，就不用 X 线检查。例如胆道系统、女性内生殖器官、胎儿、肝、脾、心包疾患等，USG 已成为首选方法，脊髓造影大部已为 MRI 检查代替。骨质密度测定已有更安全准确的方法。

(五) 育龄妇女作 X 线检查，应尽量避免特别是曝射量较大的如钡餐、钡灌肠、尿路造影、血管造影等，应该了解病人是否有孕，尤其在怀孕前三个月内，不应该让胎儿受到任何射线辐射，以防止畸变的可能。

恰当筛选病人作 X 线检查，一方面是为减少病人所受曝射量，另一方面也是从降低医疗费用负担考虑，少花钱，治好病。

病人的疏导工作，不是放射科医生单独可以承担的，必须和临床医务人员密切配合，共同探讨，

此外，对人民群众医疗知识的宣传普及也是重要的一环。

三、提高专业人员技术水平，增强防护意识

X 线专业人员包括医生技师应该恪守制度，注意防护措施，他们经年累月接触射线，只有严格遵守防护规则，才能将损害减至最小。即使终身从事此项工作，亦可保持健康的身体。假如在日常工作中疏忽大意，则可导致身体受辐射损伤，不易完全恢复，以至成为慢性放射病病人，于已于国均不利。良好的防护习惯包括：

1. 注意屏蔽防护 有射线发生时，在近台检查病人，必须穿铅胶皮围裙，需要时着铅手套，拍片时尽可能在有铅防护之控制室内操作。

2. 运用距离原则进行防护 如前所述 X 线剂量与距离之平方呈反比，当拍片曝光的一瞬间，可能时离开病人尽可能远一些。用移动式 X 线机在病床旁拍片更应注意。

3. 定期检查辐射剂量 工作人员应该按规定佩带剂量计(仪)。或装有胶片的胸卡(badage)，并定期送检，以了解某一特定时间内，所受之射线量。应定期作体格检查包括血象。

4. 技术熟练 受检病人各不相同，从啼哭的婴儿到耳日不聪的老人，从激动不安到昏迷不醒的都有，在不能合作的病人中，要想检查顺利、结果理想，医务人员必须技术娴熟、经验丰富、耐心细致，注意投照位置、范围、曝射条件、检查目的等的准确性，否则，可能作多次曝射，甚至不必要的多次检查，使病人遭到过多辐射。

总之，我们恰当利用 X 线有益的一面，为人类健康服务，而不应忽略其有害的一面。只要坚持应有的防护措施，控制对人体的曝射量，不论病人为诊断需要接受 X 线检查，或是医务人员长年在 X 线机旁操作，都是安全的。

综上所述，在影像医学中，尽管断面成像发展极快，常规 X 线投影成像仍是基础，不可替代。

第 10 章 X 线成像新技术

近年来,在 X 线成像中,也有不少新的技术引入,如 CR(详见本卷第 5 篇)和 AMBER(advanced multiple beam equalization radiography,移动式多线束均衡 X 线摄影术)及胶片荧屏的改进,使成像质量得到提高。特别是前者,它使 X 线成像数字化。AMBER 的原理,如图 1-10-1 所示,它是通过一种技术来补偿,主要是在胸部摄像中,各种器官对 X 线衰减范围悬殊所造成的图像质量不佳。AMBER 利用一水平线束对病人作垂直扫描。此线束分成 21 个平行的节段(segment),每段 2.0cm 宽,4.0cm 高,每一段与一个可透过 X 线的氙探测器(xenon detector)相连,形成一阵列(array),位于病人与胶片之间,从探测器反馈回来的衰减信息控制着 X 线束的多少,每次扫描需时 0.8 秒。这一设备提供一个实时局部曝光控制机制(real-time local exposure control mechanism),其结果是

线束均匀,使高衰减的部位,如心脏、纵隔与低衰减区,如肺脏之间得到比较好的对比,而使心后区、膈后区的正常解剖结构及病理情况得以清晰显示。

(肖剑秋 陈培青 王小宜)

参 考 文 献

1. 吴恩惠. 总论 X 线诊断章. 见:刘玉清,李铁一,陈炽贤主编. 放射学上册. 北京:人民卫生出版社,1992. 1-8
2. 陈星荣等主编. 全身 CT 和 MRI. 上海:上海医科大学出版社,1994. 67-73; 80-83
3. 荣独山主编. 中国医学百科全书: X 线诊断学. 上海:上海科技出版社,1986. 1-2
4. 中华放射学杂志编委会. 全国造影剂临床应用及进展专题座谈会纪要. 中华放射学杂志,1991, 25:372-373
5. Steven E. Ross Radiology Learning Center, UCSF: Introduction to clinical radiology 1991 UCSF School of Medicine. San Francisco, 1-8
6. Krause W. Contrast media research and development. Chapter 4 computed tomography. State of the art and future application. International workshop edited by Vogl IJ, Claub W, Li GZ et al Berlin Springer 1996, 29-43
7. Thomsen HS, Bush WH. Treatment of the adverse effect of contrast media. Acta Radiologica 1998; 39:212
8. Katayama H, Yamauchi K, Kozuta T et al. Adverse reactions to ionic and nonionic contrast media. A report from Japanese Committee on the Safety of Contrast Media. Radiology 1990; 175:621-628
9. McClellan BL. Ionic and nonionic iodinated contrast media: Evolution and strategies for use. AJR 1990; 155:225-233
10. McCollough CH. The AAPM/RSNA Physics tutorial for residents. X-ray production. Radiographics 1997; 17: 967-981
11. Seibert JA. The AAPM/RSNA Physics tutorial for residents: X-ray generators Radiographics 1997; 17: 1533-1557
12. Geleijns J, Broerse JJ, Julius HW et al. AMBER and conventional chest radiography: Comparison of radiation dose and image quality. Radiology 1992; 185:719-723

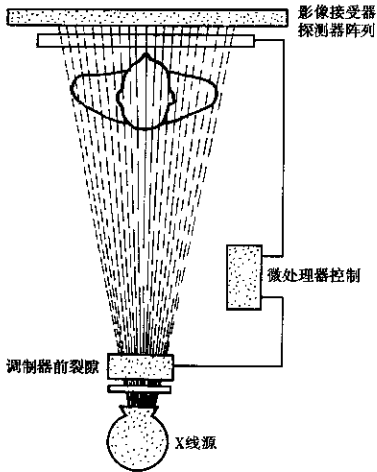


图 1-10-1 AMBER 示意图

线束对病人进行垂直扫描,线束分成 20 个平行节段,每节段宽 2.0cm,高 4.0cm,每一节段与氙探测器对准,探测器位于病人与影像接受器之间

第 2 篇

CHINESE MEDICAL IMAGING

计算机体层成像

主编 陈炽贤 高元桂

CT 的开发成功且短期内迅速发展，是与科学技术的各个门类同时高度发展密切相关。尽管 CT 是在 20 世纪 70 年代初期应用于临床，然而，在它之前，许多科学技术已有长足的进展，包括 Radon 及其他作者在数学方面的研究，放射学的发展和小型机及微机和阵列处理器的应用等，这些领域的研究发展发生在 20 世纪 60 年代末期，也就是说开发 CT 所需的技术要素均已到位。

第 1 章 CT 机的基本结构和成像原理

第 1 节 CT 机的基本结构

一、X 线 源

图像是影像诊断的主要依据。要提高影像诊断的质量必先提高图像质量。因此,进入 20 世纪 70 年代后,开始将电子计算机与 X 线机结合起来改造 X 线机,对人体进行薄层扫描以避免重叠造成的混淆,将影像数字化以提高其精确度,从而产生了 CT 机(图 2-1-1)。

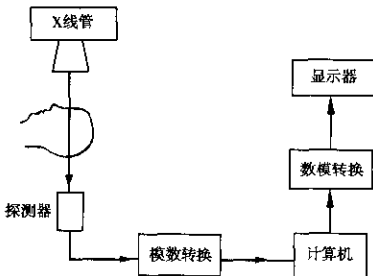


图 2-1-1 CT 机的基本结构

X 线源即 X 线管。CT 机所用的 X 线管与传统 X 线机所用的 X 线管结构相同,两者的阳极都有固定与旋转两种。第一、二代 CT 机的扫描方式为平移与旋转相结合,连续产生 X 线,扫描时间长,产生热量多,故采用油冷或水冷以确保散热;第三、四代 CT 机的扫描方式,脉冲式产生 X 线,扫描时间短,但取样时电流大,方可保证有足够的光子通过受检部位。由于固定阳极的热容量小而改用旋转阳极的 X 线管。它的热容量大、焦点小、寿命长。

二、探 测 器

它是一小测量室。根据 X 线的电离作用和荧光作用特性,室内所盛物质可借以显示通过的 X

线量。目前,CT 机探测器的小测量室的内含物质有两种:一种为气体探测器,内含高度压缩的气体,如氙(Xe)或氪(Kr);另一种为固体,如碘化钠(NaI)、锗酸铋($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$)等,称之为闪烁探测器。

(一) 气体探测器

电离室中置一金属丝作为正极,室壁作为负极。室内充以具有 20~25 个大气压的氙气或氪气。工作时,两极间因有一定的电位差而形成电场。当 X 线照射电离室时,室内气体发生电离,产生的正负离子分别向两级移动。这些光电离子被收集电极集中后,产生和 X 线强度成正比的电流。这种探测器的优点为稳定性好,无余辉。缺点为效率低,在高电场有气体再组合性损耗。

(二) 闪烁探测器

这种探测器利用 X 线能使某些晶体产生荧光进行工作。所以必须与光电倍增管组合。

光电倍增管主要由光电阴极、倍增极(二次发射极)和阳极构成。闪烁晶体将射线转换成光能。光电阴极则将光能转换成电能。倍增极可多达 10 级以上,每级的倍增可使电子数量增加 6~12 倍,总放大倍数可达 $10^6 \sim 10^7$ 。倍增后的电子再作用到阳极,并由此产生脉冲信号。

CT 机常用的闪烁晶体约 10 余种。它们不仅化学成分不同,而且密度、衰减系数、转换效率、发光光谱、余辉指数及稳定性等也不一样。选配探测器时一定要将荧光晶体的发光光谱和光电倍增管的感光光度分布求得一致。

三、扫 描 架

这是一牢固的金属框架,可保证支撑静止及扫描运动时安装在这一框架上的 X 线管、探测器、准直器及有关附件的稳定性。扫描架(gantry)的中心有一大的圆形扫描窗口,可容纳病人及依托。第一、二、三代 CT 机的 X 线管和探测器皆以相对位置固定在同一框架上,以便在平移或旋转式扫描中保证两者的同步运动。第四代 CT 机与前面几代

CT 机的主要区别为扫描运动只有环形旋转而无平移, 以及探测器增至 600~1500 个且平均环绕扫描窗口分布。由于结构的改进, 不仅扫描时间缩短, 由 10~40 秒缩短为 2~5 秒, 同时获得的信息也多, 使图像质量明显提高。为了适应人体不同部位检查的要求, 扫描架还可进行 $\pm 25^\circ$ 的倾斜。其他的附属设备, 如激光定位及对讲装置等则分别安装在框架的预定部位。

四、检查床

检查床的设置供安放病人进行扫描之用, 有活动及固定两种。活动检查床为准备病人之用。目前, 运送及固定病人的工具大为改进, 且扫描时间明显缩短, 活动检查床已被淘汰。床面高低可随意操作, 所用床面及托垫必须透 X 线, 牢固耐用, 不易变形或折断。根据检查目的调节床位, 将病人摆放在规定位置后, 对不合作的病人进行固定或由家人看守以保证安全和防止移动造成的伪影。床的传进则按既定程序规定的层厚及层距等由计算机控制进行。传统 CT 的多层扫描, 要求病人接受扫描时反复进行屏气, 扫描一层、呼吸、床向前进行到下一层面, 图像重建等操作。两层扫描间消耗一些时间, 信息也中断。螺旋 CT 扫描时, X 线管连续旋转, 床连续前进, 不仅总扫描时间缩短, 还获得连续数据。

五、准直器

CT 机所用的准直器是由传统 X 线的准直器演变而来。它的四壁吸收 X 线, 将有用的 X 线限制在一定范围内。CT 机的准直器不仅吸收散射的 X 线, 还用来决定扫描的层厚, 有利于提高图像的清晰度。

六、计算机系统、图像显示与记录

CT 机是计算机与 X 线机相结合的产物, 通过操作台控制着 CT 机的运行。

计算机系统包括中心处理装置 (central process unit, CPU), 主储存装置辅助储存装置、显示装置、操作台、打字机和快速打印机; 其中中心处理装置、又是计算机系统的神经中枢, 可协调及控制各部分的活动。中心处理装置联同主储存装置, 主管投影数据的收集和运算工作。

辅助储存装置有光盘和硬盘储存图像数据, 数据可先存在缓冲区, 待完成一次扫描后将原始数据进行处理再存入图像区。硬盘的存储量因机而异。硬盘中的图像数据可调出, 用偏振光照片 (polaroid film) 或黑白照片制作永久记录。

显示装置用阴极射线管。目前多用黑白电视显示装置, 灰度为 16~64 级, 少用彩色电视显示装置。

检查每一病人时, 首先输入病人的有关资料 (姓名, 性别及年龄) 然后根据检查计划, 由操作台发出指令、采集数据、重建图像 (二维、三维、矢状面及冠状面), 测 CT 值、对兴趣区进行放大而便于观察及打印层面的数字矩阵。

第 2 节 CT 成像原理

CT 是用 X 线束围绕身体的某一层面进行照射。扫描过程中用相当敏感的探测器测定透过的 X 线量, 由模拟转换器数字化后, 再经电子计算机算出该层面单位容积的衰减数值。这些数值各在原位排列成纵横的数字矩阵, 然后把这些信息储存, 或重建成图像用阴极射线管显示出来。

一、数据床集

CT 机的 X 线束扫描病人, 与之相对的是固定的同步运动的探测器。现以亨氏所用第一代 CT 机为例, 安置头部的照射野为 24cm 的正方形。每扫描一次则按照 240 个点测量透过的 X 线强度。每扫描完一次, 将 X 线管旋转 1° , 再扫下一次。如此反复进行扫描和采集数据, 直到转完 180° , 共得 43200 个数据。

人体是由不同器官及组织构成。它们之间的密度及化学成分千差万别。因此当 X 线透过时, 其原强度依受检层面的正常及异常组织的密度不同而产生相应的吸收而衰减。X 线的衰减规律如下式:

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

式中: I_0 为入射 X 线强度, I 为透过物体衰减后的 X 线强度, e 为电子电量绝对值, μ 为物体的线性衰减系数 (linear attenuation coefficient), x 为物体厚度 (图 2-1-2)。

如将 X 线通过的路径分割为大小相同而衰减系数各异的小块体元, X 线通过第一块后测得的强度为:

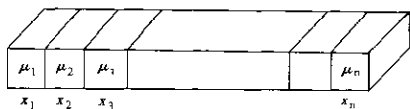


图 2-1-2 密度不均的体元

$$I_1 = I_0 e^{-\mu_1 x_1} \quad (2)$$

进一步透过第二块后测得的强度为：

$$I_1 = I_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2)} \quad (3)$$

通过厚度相同的 n 块后测测得的强度为：

$$I_n = I_0 e^{-x(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n)} \quad (4)$$

求解 μ ，取对数则

$$\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n = \frac{1}{X} \text{Log}_n \frac{I_0}{I_n} \quad (5)$$

根据代数原则，求解 n 个未知数，至少需 n 个或更多的方程式，故需作多方向投影，测出每一方向的数据，即 $\text{Log}_n I_0 / I_n$ 。然后方可测出每一像素的 μ 值。这一用投影数据来计算体元衰减值及重建图像的方法称之为算法。

现以简图(图 2-1-3)说明如下：

在一个层面上有 4 个正方形像元，它们的大小相同，但衰减系数分别为 μ_1 、 μ_2 、 μ_3 、 μ_4 ，有待测量。经由 5 个方面照射后，测得的射出量分别为 A_1 、 A_2 、 A_3 、 A_4 、 A_5 。根据公式 2-1-5 可建立 5 个线性方程式：

$$\mu_1 + \mu_2 = 3$$

$$\mu_3 + \mu_4 = 7$$

$$\mu_1 + \mu_3 = 6$$

$$\mu_2 + \mu_4 = 4$$

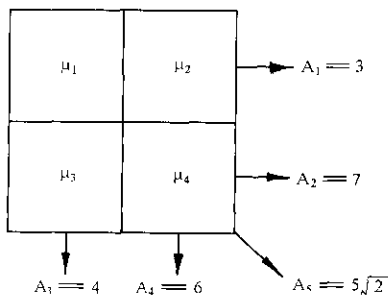


图 2-1-3 体元和投影数据

$\mu_1 \sqrt{2} + \mu_4 \sqrt{2} = 5 \sqrt{2}$ 简化为 $\mu_1 + \mu_4 = 5$
求解 5 个方程式后得该层每像元的衰减系数。

$$\mu_1 = 2$$

$$\mu_2 = 1$$

$$\mu_3 = 4$$

$$\mu_4 = 3$$

二、矩 阵

如上所述，CT 扫描一个层面时须围绕人体从多方向行 X 线照射，用算法求得该层面每个单位的衰减系数，犹如用纵横两组互相垂直相交的及有一定距离的直线将该层面分割成多个大小相同的方块，形成整齐的矩阵(图 2-1-4)。这些方块就是组成图像的单位，其面积为像元(pixel)，体积为体元(voxel)。像元及体元的尺寸越小，组成图像的像元及体元矩阵越大，图像的清晰度也越高。CT 图像重建时所用矩阵一般为 256×256 ， 256×320 ， 320×320 ， 512×512 或更高。每组数字表示纵横线条数目，其乘积即矩阵的像元数。

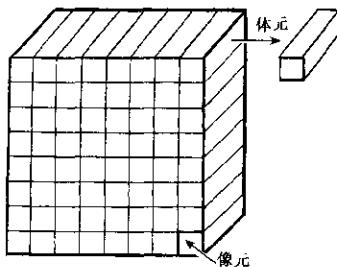


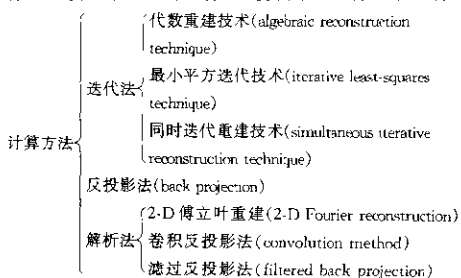
图 2-1-4 像元、体元和矩阵

上述每一层面中的每个单位体积的衰减系数都是模拟量，且是随时间而继续变化的量。要把它们输入计算机必先由模拟/数字转换器将它们变成数字量存入硬盘后，再经计算机运算，得出图像中每个单位的吸收系数并排列成矩阵。求得的吸收系数结果又存在硬盘待用。

三、图像重建

由探测器测得的经准直的 X 线束穿过人体受检层面后衰减的 X 线信号，先在计算机中行模/数转换为原始数据，再进行重新组建，以形成图像的方式并显示的过程叫图像重建，这种重建的方法叫图

像重建算法,常用的图像重建算法主要有以下几种:



(一) 迭代法

首先对未知图像的各像元给予一个假设的初始值,然后根据这个假设数据计算各像元的相应衰减系数,再同实际数值进行比较,取修正值修正各对

应像元的衰减系数,如此重复迭代计算,直到二者接近为止。迭代法的优点是图像清晰,可真实反映扫描物体的形状。但计算时间较长。以代数重建技术为例用 2×2 矩阵形式介绍如下:(见图 2-1-5)

(二) 反投影法

由像元组成的扫描物体,在不同投影方向上取得数值后,再将 these 数值反投影到原像元上进行累加,从累加和中减去原矩阵的基础值,最后除以各像元的最大公约数,即得到图像的吸收系数,此方法的优点是过程简单,不需要了解更多的数学概念。缺点为此法不能重建出真实物体清晰的边缘及需要较长的计算时间。

以 2×2 个矩阵为例,用数字图解方式说明如下。(见图 2-1-6)

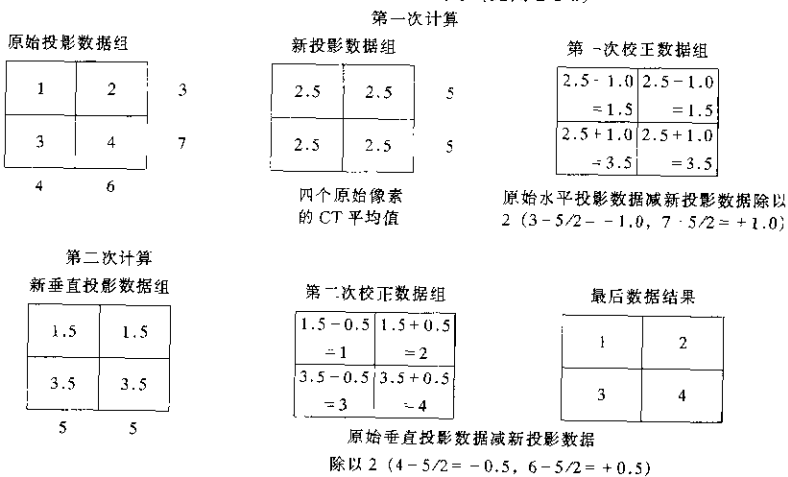


图 2-1-5 迭代法

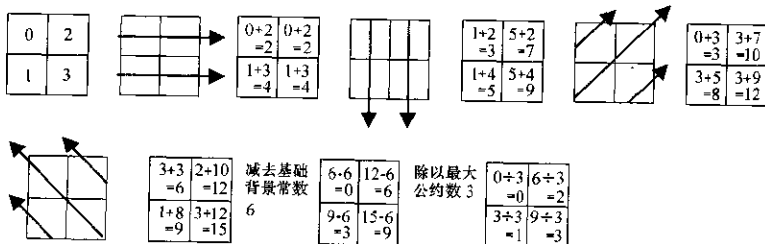


图 2-1-6 反投影法

(三) 解析法

解析重建技术是从投影中重建图像，是图像重建中最常用的一种方法。解析法(analytic methods)的基础是傅立叶(Fourier)变换及其投影定理。投影定理即为一个投影的一维傅立叶变换与其二维傅立叶变换在中心线上的值相等。主要包括下述三种方法：

(1) 二维傅立叶重建法：先将扫描所得的投影值变换到频域，利用映射将频域变换为二维直角坐标系，最后利用二维傅立叶逆变换反演到真实空间，即可得到重建的图像，快速傅立叶变换(FFT)重建一幅图像需要进行正、反傅立叶变换各一次，避免了二维傅立叶变换的复杂运算，加快了重建速度。

(2) 卷积法：运用快速傅立叶变换法可以得到质量满意的图像，但在实际应用中，需要快速傅立叶变换器对原始数据做空域-频域的正反变换。目前在傅立叶分析基础上的卷积法重建图像，优点是即可得到较好的图像，计算时间短，使快速成像变为现实。与反投影法相似，此法是所有数据在反投影之前，用滤波方程进行滤波和卷积，产生轮廓清晰的图像。反投影法由于星状模糊图形使物体轮廓不清，再使用适当的滤波器，经过滤后清除这种模糊边缘。而此方法为先获得所有数据，再获得每个数据点的对数，反投影对数值乘以卷积过滤系数和过滤值。总和过滤投影，使阴性和阳性成分相互抵消，得到轮廓清晰的图像。

(3) 滤波反投影法：先把扫描测得的投影值进行反投影，形成有星芒状模糊的图像，然后利用二维傅立叶方法变换到频域进行滤波，最后反演到真实空间得出重建图像。

四、图像显示

存入硬盘内的数字信号，根据计算机的显示指令，要经数字/模拟转换器的作用将数字量转换成模拟量，方可在阴极射线管上显示出来成为图像。

第3节 CT的发展

CT扫描机的基本组成部分包括X线管、准直器、探测器、扫描架、检查床以及电子计算机系统。根据CT机的适用范围，结构特点或发展次序而命名。CT机的类型分类如下。

一、按适用范围分类

(一) 头部专用CT机

亨氏首先设计的CT机就是这一类型。它的构造简单，只有一个探测器。扫描时间长，3~6分钟。方式为旋转与平移。适于颅及颌面部检查。

(二) 全身用CT机

锥形的CT机经过改进，提高了精确度和扩大了检查范围，因而不仅可作颅脑检查，还可用以检查胸部、腹部、脊柱及四肢。

自20世纪70年代初期亨氏(Hounsfield)公布发明CT机以来，各国专业厂商竞相研制CT机，放射工作者报道大量关于在医疗工作中应用CT的情况。十年内在全世界兴起一股CT热。CT机的构造及性能迅速提高。

二、按发展的先后次序分类

(一) 第一代CT扫描机

是亨氏设计的平移/旋转型，故称第一代(图2-1-7)。

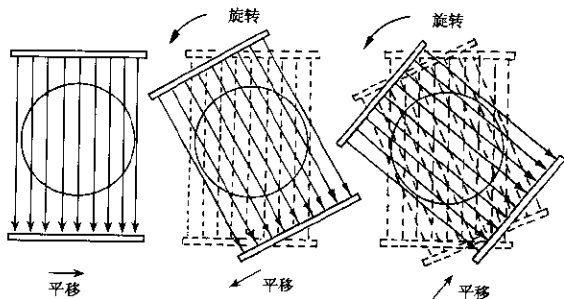


图 2-1-7 第一代 CT 扫描方式

多为头部专用机。由一个 X 线管和 2~3 个晶体探测器组成。X 线管采用固定阳极。由于 X 线管的焦点大而产生的半影大, 故用准直器将其锥形 X 线束校准成 $2\text{mm} \times 13\text{mm}$ 大小 (13mm 是层厚), 从 24cm 正方形的一边开始平移扫描。每扫描一次, 按照 240 个点测量透过的 X 线强度。周而复始, X 线管每旋转 1° 即扫描一次, 直到转完 180° , 共得出 43200 个数据。这类 CT 机的缺点是采集的数据少, 图像质量差, 扫描速度慢, 扫描一个层面需时 3~6 分钟, 不适于检查不合作的病人, 现已被淘汰。

(二) 第二代 CT 扫描机

它与第一代 CT 机没有质的不同, 仍是平移/旋转型, 而是在第一代的基础上作了一些改进 (图 2-1-8), 将探测器增至 30 余个, 以收集较多的信息, X 线束由锥形改为扇形 ($5^\circ \sim 10^\circ$), 提高每次旋转角度而将扫描一个层面的时间缩短为 20~90 秒, 但仍难免病人移动所造成伪影。目前已被淘汰。

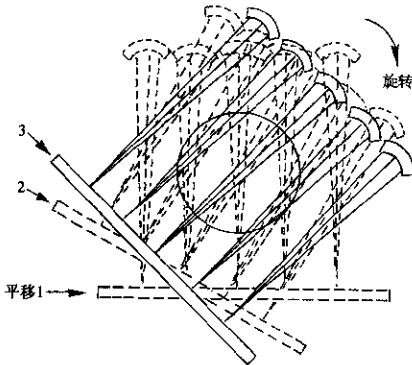


图 2-1-8 第二代 CT 扫描方式

(三) 第三代 CT 扫描机

它的 X 线管和探测器阵列联动 (图 2-1-9), 是 CT 机制造上的重大跃进, 成为头颅及全身两用机。探测器改用氙气电离室, 增加到 300~800 个, 密集排列成弧形与辐射角相对应。X 线辐射角, $30^\circ \sim 50^\circ$, 可包括人体整个断面, 不需要平移、扫描时间只需 2~4 秒。X 线管采用旋转阳极以提高其管电流量。它的优点是构造简单、操作方便、图像质量高、伪影明显减少。

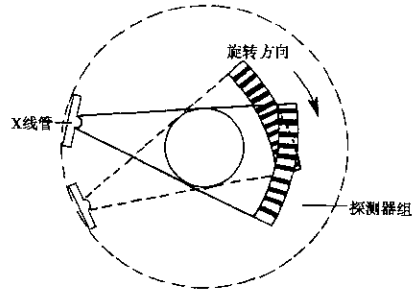


图 2-1-9 第三代 CT 扫描方式

(四) 第四代 CT 扫描机

它的特点为探测器明显增多至 800~1500 个并固定在扫描窗口的框架上, 形成一探测器环 (图 2-1-10), 一改第三代的 X 线管和探测器阵列的联动方式。扫描时, 病人卧在扫描窗口中央, 如 X 线管环绕病人在探测器环内旋转时, 需时 2~5 秒; 如 X 线管在探测器环外旋转时, 倾斜的探测器也作同步旋转的垂头运动 (nutation) 完成一个层面扫描需时 3~30 秒。

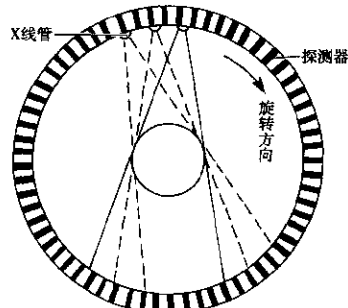


图 2-1-10 第四代 CT 扫描方式

(五) 电子束 CT (electron beam computed tomography, EBCT) 又称超高速 CT (ultrafast computed tomography, UFCT)。

20 世纪 80 年代初美国 Imatron 公司的工程师 Boyd 将电子枪 (electron gun) 应用到 CT 机上 (图 2-1-11), 取代了 X 线管并制成产品问世。按发展次序的先后而称之第五代 CT 机。

1. 与第一至第四代 CT 机的区别

(1) 不用 X 线管而改用电子枪: 枪的体积大,

所占空间明显大于X线管，枪电压及电流分别为130kV及635mA。电子束在枪内由电磁线圈进行

聚焦及偏转，使之击中枪内4个排在检查床下的A、B、C、D靶环。

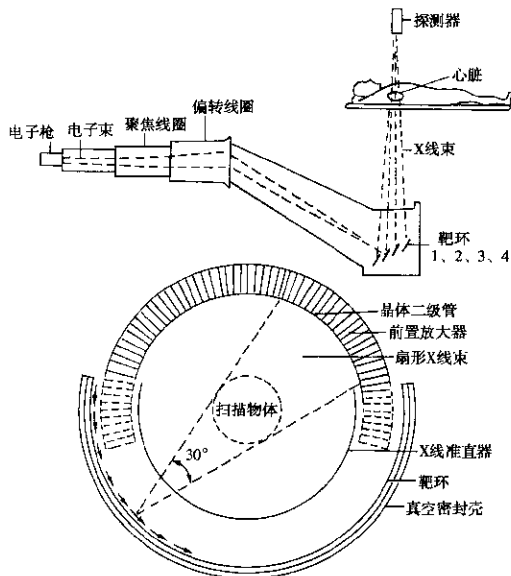


图 2-1-11 电子束 CT 扫描方式

(2) 扫描时间短而以毫秒计：每次扫描则用电磁线圈的偏转代替第一至四代 CT X 线管的机械运动，因而将扫描时间缩短，以毫秒计，最快为 50 毫秒，故可避免心跳伪影。电磁线圈的偏转最大范围为 210° ，50~100 毫秒内完成。

2. 扫描方法及参数(EBCT的扫描法有三种)

(1) 单层扫描法：用于心脏、大血管、头颅、胸部及腹部检查。选用 C 靶及第二组探测器(864 个探测器)，层厚 1.5、5、6、10mm，可于 76ms 内获得 40 层的数据。不能屏气的病人可于 100ms 内获得满意图像。

(2) 多层扫描法：包括血流序列和电影序列，是 EBCT 特有的用于心脏检查的方法。1~4 个靶任意组合，同时用两组探测器。每个靶出两层图像。一般心脏检查选用 8 层，每层厚 7mm，层间隔 4mm，每层包括一个心动周期，共 10 幅图像。较大的心脏则扫描 10 层以上。血流序列主要用于观察心肌的血流灌注，冠状动脉或搭桥血管的血流及先心病分流。电影序列主要用于观察心脏的解剖

结构及动态功能，并可作到定量，如心脏容积、每搏量、心输出量、心指数、肌块重量及射血分数等。

(3) 连续容积扫描：由于扫描时床连续运动，故可获得该段人体的容积图像。层厚 1.5、3、6~10mm，扫描时间 0.12~2s 内任选。这一扫描法之所以较螺旋 CT 优越，在于一次扫描的层数较多而高达 140 层，扫描的范围较大而长达 570mm，以及扫描速度更快(140 层/14.6mm)。

3. 扫描体位：

(1) 常规横轴位：同传统 CT 和螺旋 CT。

(2) 心脏短轴位：床头抬高 $12^\circ\sim 15^\circ$ 及床纵轴顺时针方向旋转 $22^\circ\sim 25^\circ$ 。

(3) 心脏长轴位：床面平，床纵轴逆时针方向旋转 $22^\circ\sim 25^\circ$ 以显示二尖瓣，主动脉根部，主动脉流出道及心尖。

(4) 扫描触发方式：1) 手动触发，2) 定时触发，3) 动态触发及，4) 心电图门控触发。

(六) 螺旋 CT (helical or spiral CT, SCT) 又称

螺旋容积 CT (spiral volumetric CT)-1990 年分别由 Kalender 及 Vock 报道故应为第六代 CT 扫描机。它是通过快速连续扫描来采集人体某一段的螺旋数据的新技术,是在 CT 成像技术上的一次跃进。

1. 原理 螺旋 CT 扫描时, X 线管不断地产生 X 线和围绕按预定速度沿纵轴前进移动的病人旋转(图 2-1-12)。因此,中心 X 线在病人体表走一螺旋轨迹故名。

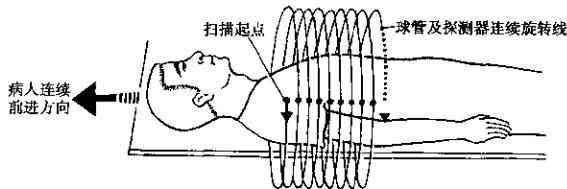


图 2-1-12 螺旋 CT 扫描方式

2. 特点

(1) 缩短总扫描时间: 与传统 CT 相比, 螺旋 CT 检查大多数需病人一次屏气 20 秒来完成对整个一段身体的容积扫描。传统 CT 的多层扫描, 病人反复屏气, 扫一层屏一次气和进一次床, 多用去不少时间。

(2) 增加进床参数: 与传统 CT 相比, 螺距 (pitch) 是螺旋 CT 的重要参数。

$$\text{螺距} = \frac{\text{床进速度}(\text{mm/s})}{\text{层厚}(\text{mm})} \times \text{X 线管旋转}(\text{s}/360^\circ)$$

常用的螺距值为 1.0 (1:1) 及 2.0 (2:1)。如 X 线管每旋转一周需进 1 秒时, 螺距为 1.0 则病人前进一个层厚, 螺距为 2.0 则病人前进两个层厚。

(3) 提高对值班医生及技术员的要求: 由于螺旋 CT 检查需时较短, 必须根据病情及临床要求决定检查范围, 且检查多在 20 秒内完成, 所以要求值班的医生及技术员熟悉各项参数, 包括层厚、床速、全部扫描时间及重建间隔时间, 以便在预订的时间内完成某一体段的检查。选择参数时应先了解病人能否在一次屏气时间内完成扫描。必要时让病人练习屏气。

3. 优点

(1) 排除呼吸及其他运动所致误记伪影。螺旋扫描只需病人短时间内 (20~60 秒) 屏气即可完成兴趣区的容积扫描, 因而适用于儿童, 不合作的或外伤病人。

传统的 CT 机通过电缆将电力输送给 X 线机和计算机, 限制了 X 线管的快速环形运动。螺旋 CT 则通过滑环技术, 一个连续移动的转子和一个供电系统, 与扫描床连续移动相结合进行工作。通过高压滑环法向转子供电的为高压滑环, 用低压滑环法向转子供电的称之为低压滑环。由于采用了这一技术。X 线管就可在 30~50 秒内高速连续旋转和扫描。

(2) 螺旋 CT 扫描所得乃沿病人纵轴 (Z 轴) 的连续数据, 所以可任意提取某一段落的数据进行图像重建而无需再行曝射。

(3) 可进行动画及三维重建。与传统 CT 相比。螺旋 CT 所得者为连续数据, 将其输入有关软件的工作站, 用二维或三维技术进行重建, 操作动画以及三维仿真内窥镜 (气管、结肠镜等)。

(4) 螺旋 CT 检查时病人接收的 X 线量低于传统 CT: ①螺旋 CT 的 X 线管电流低于传统 CT; ②螺旋 CT 检查避免了在传统 CT 常见的病人不合作所致重复扫描; ③传统 CT 常因求得高质量的三维显示而重叠扫描; ④螺旋 CT 采用大于 1 的螺距比传统 CT 连续扫描时接受的 X 线量少, 螺距为 1 时则两种扫描技术给病人的 X 线量相等。

4. 螺旋 CT 的临床应用 目前螺旋 CT 几乎应用于人体的各个部位。

(1) 颅脑及颌面部: 后颅凹伪影明显少于传统 CT。对颅脑及颌面外伤的快速三维重建以显示血肿及多发骨折。有利于诊断及快速及时处理。

(2) 胸部: ①由于一次屏气进行容积扫描能观察整个肺部, 有利于检出肺内结节性病灶; ②由于容积扫描排除了呼吸的影响, 在冠状位或矢状位重建中可显示 2 级、3 级支气管。三维重建可显示先天畸形, 支气管狭窄, 甚至肺移植后吻合口的并发症皆可显示。

(3) 腹部: ①螺旋 CT 检查肝脏, 当注射对比剂后, 可得到肝动脉期显影, 有利于观察动态变化, 提高肝肿瘤的检出率; ②胰腺在血管造影的动脉期成像, 提高对肿瘤的诊断准确率及对总胆管及胰管的观察; ③肾脏在血管造影检查时对显示小肿瘤优于传统 CT。

(4) 血管: 螺旋 CT 的血管成像(CT angiography, CTA)是一损伤很小的准确性很高的新的血管成像技术。一般用高压注射器由前臂或其他外周静脉注射对比剂。优点: ①CTA 诊断的准确性与图像质量密切相关, 可形成类似血管造影的图像; ②用三维重建技术能显示重叠的血管以及血管的外表轮廓, 显示由不同角度观察血管结构; ③成像速度快; ④能分辨钙化斑。

1) 脑血管的 CTA: 对脑底动脉环及后颅凹血管病变, 如动脉瘤, 血管闭塞及先天性畸形的显示快而准确。

2) 颈动脉的 CTA: 用来显示颈动脉狭窄, 颈动脉夹层, 管壁内钙化以及颈动脉和颈部包块的解剖学关系。

3) 主动脉及分支的 CTA: 对显示主动脉弓病变, 如动脉瘤、夹层以及主动脉弓与邻近血管等结构的关系的效果很好。

4) 冠状动脉的 CTA: 由于心脏搏动及冠状动脉管径细小, 螺旋 CT 显示较差, 但可用于观察搭桥术后旁路血管的开放情况。

5) 腹主动脉的 CTA: 可用于观察腹主动脉及其分支, 如腹主动脉瘤的范围及其与分支的关系, 肾动脉及肠系膜下动脉狭窄及开放情况。

6) 肺动脉的 CTA: 螺旋 CT 可用来显示动静脉畸形。用血管造影可显示肺动脉及分支内的血栓。

(5) 肌肉骨骼: 由于螺旋 CT 检查速度快且可作三维重建, 对骨折及脱臼的显示效果很好。

(郭庆林)

第2章 评价CT机主要技术性能的指标

自20世纪70年代初期第一台EMI CT扫描机诞生以来至今,电子束CT和螺旋CT技术相继应用于临床后,CT机的功能有了突飞猛进的发展。其主要标志是:扫描速度快,检查效率高和图像质量显著改善。此外,某些特殊功能软件和独立工作站的开发,使CT机性能更加完善和多样化,应用范围越来越广泛。

第1节 扫描时间、重建时间与周期时间

一、扫描时间

扫描时间(scan time)是指完成一次数据采集X线穿透人体所持续的时间;螺旋式CT机,扫描时间是指限定扫描架旋转 360° (同时有X线发生)的时间。在扫描时间内穿透人体某部位的X射线至少要保证CT设备能提供良好的图像质量。因此,扫描时间是CT机性能的主要技术指标。一般的CT设备都设有几种扫描时间供选择。若扫描时间不足1秒系指部分扫描。如Picker 6000型CT机,扫描时间缩短至0.6秒时,扫描架仅旋转 230° ,适用于外伤躁动者CT检查。对于所有CT机型而言,部分扫描时由于因图像重建所需数据本身减少,这实际上是以牺牲图像质量来达到缩短扫描时间的,不能作为CT机的技术指标。

CT发展趋势是从提高速度方面提高图像质量,包括缩短数据采集,层间延时和计算机运算处理时间。短的扫描时间可有效的减少或消除运动伪影造成的成像结构变形和衰减值的失真。除了一般所指的病人身体活动外,在体部有多种形式的不自主运动,如心脏跳动,肠管蠕动和血管搏动及肺和腹部脏器因呼吸运动幅度过大等。目前螺旋CT及其他高档CT机在一次屏气期间获得多个或全部扫描层面数据,则可消除反复多次屏气扫描必然出现的漏扫或重复扫描等弊端。相反,若一次屏气只获得一个扫描层面则有可能漏掉已知的肺部小于

2cm小结节。上腹部,尤其是肾上腺、胰腺和胆囊等小器官的CT扫描也存在类似情况。造影增强扫描时,较短的扫描时间,在血中对对比剂浓度达到高峰期,感兴趣区可望获得较多扫描层面。由于滑环技术和螺旋CT已普及到中、高档CT机,1秒扫描,一次屏气可完成胸、腹部CT扫描已成为现实。

二、重建时间

重建时间(reconstruction time)是指阵列处理器(array processor, AP)在主控计算机控制下,用原始数据重建成显示数据矩阵所需要的时间。AP与主控计算机是并行工作的,AP的运算速度与其内存容量是决定重建时间长短的重要因素。早期CT机因计算机容量低,不但扫描时间长,图像重建也是在扫描期间后完成,使周期时间明显延长。自90年代初期开始,数据采集和图像重建可同时进行。快速CT机常采用相当复杂的特殊AP,图像重建可在3~4秒内完成。图像重建时间短,可及时看到图像,有利于及时决定是否要补充扫描方案。如果重建时间短至1秒或1秒以下,CT图像实时重建或称实时透视图像(real-time fluoroscopic imaging)是可行的。

三、周期时间

早期CT扫描中的周期时间(cycle time)是指数据采集时间和图像重建时间之和。现代CT机的主控计算机和AP机并行工作,数据采集和图像重建可同时进行,第一层扫描后的图像重建尚未结束,第二层扫描已经开始,所以把CT扫描时间和图像重建时间简单相加计算周期时间已无实际意义。

第2节 CT机的特殊功能

随着CT主机性能提高,具有特殊功能软件和独立工作站的开发和应用,CT机的特殊功能也在

逐年增多。除了临床上已应用的一些特殊功能如3D重建、HRCT、QCT及CTA等以外,CT模拟内窥镜、介入CT等新技术也陆续应用于临床。

一、三维图像重建

三维显示技术(three dimensional rendering techniques)历史可以追溯到1977年,Herman等用表面提取法首次完成三维CT成像,利用标准床渐进式CT(standard incremental CT)扫描获得的常规CT数据。三维显示技术主要适用于颅骨、颌面部、骨性骨盆和四肢等缺乏不随意运动的部位,便于更准确地观察骨折、先天畸形、肿瘤及其他疾病引起的骨形态和结构的变化。

与传统CT相比,螺旋CT优点之一为病人一次屏气30秒钟即可完成全胸或全腹CT扫描,有效的避免了呼吸运动所致的误记。由于SCT一次扫描采集数据的连续性,可以在人体纵轴(即Z轴方向)任何一点以任意间隔重建众多重叠轴位层面图像,在此基础上制作三维立体图像。

利用螺旋CT容积数据的三维显示技术需要首先产生一组重叠的轴位图像,然后利用三维显示算法将该组轴位图像重建成三维图像。目前有四种显示技术可利用SCT的容积数据制作多平面、曲面重组图像或三维图像:①多平面、曲面重组;②遮盖表面显示法;③最大强度投影法;④容积显示法。

(一) 多平面、曲面重组

多平面和曲面重组(multi-and curved planar reformations, MPR/CPR)代表单一体元层层面、多平面重组(MPR)是在一系列横断面基础上形成的冠状位、矢状位或斜位方向上单一体素厚度平面,对显示任意方向上解剖关系的各种变化很有用。因血管不局限在某一平面,因而在单一重组层面上不能显示其全程。

曲面重组(CPR)是按照画在轴位、重组层面或三维投影层面上的一条曲线重组的曲面,并将其扩展到整个数据系列,将所得“曲面”变平,并显示为二维图像。与最大强度投影法相似,曲面重组图像上的灰阶反映的是X线衰减,可使兴趣结构从相邻的血管结构中分离出来,消除了由于血管重叠造成的混淆。

MPR和CPR图像尤其有利于观察腹主动脉瘤

真实的壁,原因有三:其一,可显示附壁血栓与通畅的动脉管腔的关系;其二,从邻近通畅的管腔内区别出动脉壁上的偏心性钙化;其三,评估金属支架的内景。

MPR和CPR的制成和准确程度与操作的熟练程度关系密切。这种显示法不结合来自邻接体元的信息。因此,选层不准可模拟病变或遗漏确有的病灶。在CPR图像上不能进行测量,判断结构的相对位置也必须慎重。因此,解释CPR图像必须结合轴位图像和其他三维显示图像,否则可能导致错误的结论。

(二) 遮盖表面显示法

遮盖表面显示(threshold shaded surface display, SSD)法是最简化的三维显示技术。首先确定兴趣结构的CT阈值,根据此值得取成像容积的二维影像,计算机将CT阈值范围内连续像元构成三维结构模型表面,并产生一个虚光源,以描绘三维模型表面反射,并以灰阶或伪彩方式记录模型的表面影像。SSD的制作可用多个CT阈值并对不同CT值结构以彩色显示,以便切割具有不同衰减值的结构(图像编辑)。

目前主要用于骨骼、血管结构的三维成像,尤其有利于显示主动脉弓部及大血管根部等复杂的重叠结构。SSD法两个主要限制:①CT阈值的选定明显影响血管狭窄的表现;②在CT阈值的范围内,SSD法不能区分具有不同衰减值的结构,如钙化和管腔内的对比剂等。

(三) 最大强度投影法

最大强度投影法(maximum intensity projection, MIP)最初用于MRA。SCT血管造影技术的出现使MIP法最广泛的应用于CT。MIP法是一组投影线沿着预定的视角穿过容积数据系列,每条投影线上的最高CT值被编码形成二维投影影像。因此,MIP灰阶反映的是相对X线衰减。由于没有似SSD法的预先确定CT阈值,从而保证无信息遗漏,并能显示微小的密度差别。在鉴别钙化的动脉粥样硬化斑块和管腔内的对比剂有重要意义。MIP法的缺点是根据一个图像不能判断其深度的相互关系,而需要采用绕轴旋转的等间隔多角度产生的一组MIP投影,这一组图像可作为电影图像显示结构的深浅关系。MIP和某些SSD的另一个限度是高衰减值的结构如骨、金属植入体或显著强

化的脏器实质可掩盖兴趣结构。因为 MIP 仅选择每条投影线上最亮(即 CT 值最高)的像元。线上任何高密度结构均可掩盖 CT 值较低的兴趣结构。为了克服这一缺点,必须采用手控或半自动技术,在 MIP 显示之前排除明显高于兴趣结构的密度。手

控技术有赖操作者对每一轴位层面上选择用于 3D 显示的兴趣区的解剖知识。这种技术费时 30~60 分钟,但是它可最大程度地控制 3D 显示中被取舍的结构。MPR/CPR、MIP 和 SSD 优缺点比较总结如下表。

表 2-2-1 MPR/CPR、MIP 和 SSD 优缺点比较

	MPR/CPR	MIP	SSD
优点	重组层面通过血管中心可显示管腔情况。如:动脉壁上偏心钙化和血管腔内金属支架内景	鉴别管腔内对比剂、钙化的主动脉粥样硬化斑块或金属支架	在血管互相重叠和扭曲部位显示复杂的解剖关系
缺点	曲线勾画不准确,可误拟病变或遗漏确有的病灶	在血管重叠部位不能显示复杂的解剖关系,不能评价血管腔内金属支架的内景	在 CT 阈值范围内不能鉴别金属支架、壁钙化和管腔内对比剂
三维显示前的图像编辑	不需要	至少除去骨结构、最好除去兴趣血管之外的所有结构	最好除去兴趣血管之外的所有结构
图像编辑所需时间(s)	2~10	10~60	5~60

(四) 容积显示法

容积显示法(volume rendering, VR)是利用 CT 血管造影数据最新的三维显示技术,假定投影线由选定视角通过扫描容积,对其像元信息进行综合显示。由扫描容积内像元 CT 值制成的直方图,经过分析、规定各种组织的不同色彩及不透明数值,给人以近于真实三维结构感受。VR 技术的优点:①显示前无需图像切割,不必预定 CT 阈值因而不会丢失信息(MIP 和 SSD 仅利用约 10%的数据),显示容积内无论深在的还是表浅的所有结构及相关的衰减值;②VR 技术可从容积数据内产生透视图(perspective views)——透视容积显示法,宛如携带观测器在血管、气道或胃肠道等空腔脏器内旅行,近似内窥镜功能。

容积显示法需要大容量计算机,目前,配备有快速计算机图像处理功能的工作站问世,容积显示法已用于 CT 的数据处理。

透视容积显示法(perspective volume rendering, PVR),目前三维显示技术主要的应用是从容积数据系列外各点产生图像。一种仿真技术就是借助于轻度发散光线模拟人的视觉系统,观察同样大小的结构时,近者大远者小。

透视容积显示法则是从 CT 容积数据内而不是

从外部各点观察的至关重要的显示技术。SSD 和 VR 均可由 CT 容积数据内显示透视影像模拟内窥镜。利用这种技术在观察支气管和血管的内腔及胸腔内的解剖和病理情况,已显示相当可观的应用前景,不必进行数据编辑就可显示从外部看起来可能互相重叠的结构间的图像,尤其具有吸引力。

二、高分辨力 CT

高分辨力 CT (high resolution CT, HRCT), 一种使空间分辨率尽可能完善的 CT 技术。常用于肺部和骨性结构(如中耳、内耳和乳突)的 CT 检查,在具有良好低对比分辨力(密度分辨力)基础上提高 CT 图像的空间分辨力。

(一) 肺 HRCT 扫描技术参数

1. 层厚与层间隔 HRCT 规定层厚为 1.0mm~1.5mm;层间隔视扫描范围而定无固定标准。直径<3cm 肺内结节病灶的 HRCT 扫描,层间隔不宜过大,一般以 2.0mm~3.5mm 较为合适。可包括整个病灶及其上、下缘邻近的少许肺组织。肺内弥漫性病变,如行全肺 HRCT 扫描,层间距应为 10mm,若仅扫描几个特定区域则可酌情缩小层间距。

2. 千伏及毫安秒 在 120kVp 条件下, 125~

150mA、扫描时间2~3s为宜。每层扫描X线量必须控制在450mAs以下,否则对病人、设备以及图像都有害而无益。尤其是现代高档CT机的固有分辨率已相当理想,如Picker PQ2000以上各型CT机的空间分辨率已高达20LP/cm以上,只要不是过于肥胖病人,选用120kV、125~150mA、2s扫描即可取得满意效果。若病灶靠近左心室或主动脉,用2s扫描以减少心脏大血管搏动伪影,定会提高HRCT图像质量。现代CT机一般都具备连续扫描技术(只计算扫描时间和层间延时时间)。如病人条件允许,10~15个扫描层面,最好在1~2次屏气扫描内全部获得,两次屏气扫描之间应重叠一个层面以免遗漏信息,此时以2秒扫描为宜。

3. 图像重建范围或观察野(field of view, FOV)

FOV通常设定为300mm,包括双侧肺野。体型瘦小及儿童可适当调整为200mm~240mm。总之应遵循的原则是CT图像(包括胸壁在内)应尽量充满整个视野。此举可缩小像元大小,有效提高图像空间分辨率。

4. 图像重建算法 HRCT扫描必须使用高-空间-频率重建算法(high-spatial-frequency reconstruction algorithm)重建CT图像。有的厂商标以锐利(sharp)、边缘增强或骨重建算法。顾名思义,结节病灶边缘可出现增强效应。纵隔窗观察,结节边缘可出现环形高密度影,不可误为钙化。必要时可将原始数据用肺CT常规重建算法重建图像以资鉴别。

(二) 图像噪声与信/噪比

由于使用窄的准直厚度(1.0~1.5mm),到达探测器的光子数减少而致肺实质噪声水平提高,信/噪比下降,影响图像质量。此外,高-空间-频率算法也使肺实质噪声增加。为此,必须增加X线量以提高图像质量。

(三) 病人准备

HRCT扫描前有必要使病人受吸气及屏气练习,达到可屏气30秒钟。同时嘱咐病人在定位扫描和HRCT扫描时尽可能保持相同的吸气深度。如病人合作,较小的结节病灶有望经1~2次屏气扫描即可获得病灶全貌。深吸气使肺脏充分膨胀,连同肺血管和支气管树充分舒展及减少肺血坠积效应的影响,而提高图像质量及诊断准确率。

(四) 肺HRCT适应证

肺部HRCT的优势在于显示肺的微细结构(即供应肺小叶的支气管、血管和小叶间隔),从而得到在肺小叶水平的信息。

1. 肺内弥漫性病变 HRCT主要用于肺内弥漫性病变的影像学诊断和鉴别诊断。癌性淋巴管炎、淋巴管肌瘤病、郎罕细胞增多症(Langerhans cell histiocytosis)、肺泡蛋白沉积症、特发性肺间质纤维化、肺气肿及支气管扩张症等,当出现典型HRCT表现时可明确病变的性质。

2. 肺内单发结节病灶 准确判断肺内单发结节病灶的病理性质一直是影像诊断学的难题,是恶性还是良性病变,是原发性支气管肺癌还是结核、慢性炎症或其他性质病变,历时30余载,历经单纯常规放射学检查(胸部平片及体层片),到低档次CT扫描,直到目前高档次CT扫描,这问题一直在困扰着影像诊断医生。在常规胸部CT扫描基础上再行病灶HRCT扫描,可更充分地显示其形态特征,如病灶边缘轮廓、内部结构(支气管气像、钙化、脂肪成分、有无坏死空洞等),以及病灶与周围结构(支气管、血管及胸膜)的关系等。结合常规X线检查及常规胸部CT扫描所见、临床体征、症状及必要临床化验检查资料等,均有助于单发肺结节病灶的影像学诊断和鉴别诊断。

三、CT血管造影

进入20世纪90年代,螺旋CT容积扫描技术的研制成功并广泛应用于临床实践,标志着CT技术快速进展和一个新时代开始。其中最突出的进展之一就是用于血管成像~CT血管造影。再配以大容量、可快速进行图像处理的计算机三维显示技术,使CTA成为当今三大无创性血管成像技术(CTA、磁共振血管造影、多普勒超声)之一。

(一) CTA的基本原理

压力注射器经肘前静脉由20号导管快速团注造影剂,在兴趣血管腔内对比剂浓度峰值期间, SCT完成连续性数据采集。然后在人体纵轴(即Z轴)上以小于每秒进床距离的任意间隔重建横断面图像,获得多层互相重叠的图像,再经计算机各种三维显示技术处理,显示血管的三维结构影像。

(二) CTA设备要求

1. 具有高分辨力的螺旋CT扫描机 在120kV、250mAs条件下能够进行30秒以上的连续

扫描(即连续旋转 30 转以上)以快速获得容积数据。然后使用具有高分辨率的 180°线性内插运算法(180° linear interpolation)合成横断层图像,以便在 $\text{pitch} > 1$ 时能够最大限度地提高分辨率。

2. 压力注射器 能自周围静脉内注射高流速的对比剂;定时准确,在兴趣血管腔内对比剂维持峰值期间完成容积数据采集;注射与扫描二者必须同步才能获得最佳血管成像效果。

3. 三维显示技术设备 大容量计算机、复杂的计算机软件系统(即快速计算机图像处理工作站),以便在最短时间内制作出高质量血管三维立体结构图像。

(三) CTA 技术要求

1. 成像容积、数据采集时间 在 CTA 之前必须准确确定成像容积(imaging volume),即扫描长度。为此,必须先行常规 SCT 扫描(准直器宽度设定为 10mm),以明确兴趣血管部位及成像容积。造影数据采集时间(即 SCT 扫描时间)必须在病人可耐受的屏气时间以内。实践证明,经过训练即使老年人屏气 30 秒钟是完全可能的。所以,CTA 数据采集时间以 30 秒为宜,最长不超过 50 秒。延长数据采集时间的优点:①在进床速度不变的情况下可以扩大成像容积;②保持成像容积不变,减慢进床速度可以提高图像的 Z 轴分辨率。

2. 进床速度与准直器宽度 根据成像容积大小和数据采集时间计算进床速度(mm/s),即:

$$\text{进床速度} = \frac{\text{扫描长度}(mm)}{\text{屏气时间}(s)}$$

准直器宽度(相当于层厚)与进床速度直接影响 CTA 图像质量(即空间分辨率和信/噪比)。血管分辨率高低依赖于体元(像元表面积和有效层面厚度的乘积)大小。准直器宽度和床速之间的关系可用螺距(pitch)表示,即螺距等于床速与准直器宽度的比值乘以扫描架旋转周期时间(J 秒)。

$$\text{螺距} = \frac{\text{床传进速度}(mm/s) \times X \text{ 线管旋转周期时间}(s)}{\text{准直器宽度}(mm)}$$

其中,螺距必须大于或等于 1,小于或等于 2 ($1 \leq \text{螺距} \leq 2$),即准直器最大宽度(mm)必须小于或等于每秒进床距离(mm),选择最小的准直器宽度也必须保证 $\text{pitch} \leq 2$ 。所以准直器宽度取决于床速大小。

SCT 扫描, pitch 值和内插运算法直接影响轴位层面有效层面厚度及体元大小。当螺距 = 2 时,

层面敏感性曲线(section sensitivity profile, SSP)的半峰值最大宽度(full width at half maximum, FWIM)——即有效层面厚度要有所增加。采用 180°线性内插运算法合成轴位层面图像时, $\text{pitch} = 1$ 时有效层面厚度仍与准直器宽度保持一致; $\text{pitch} = 2$ 时则有效层面厚度较准直器宽度增加 30%。若采用 360°线性内插运算法合成轴位层面时,同样的 pitch 值,有效层面厚度将分别增加 26% 和 116%,体元亦明显增大,导致空间分辨率下降。

因此,准直器宽度及进床速度都是依据成像容积大小改变变异的。成像容积较小时,使 $\text{pitch} = 1$;容积较大时,则增大进床速度,但必须保证 $1 \leq \text{pitch} \leq 2$ 条件,可在相同时间内覆盖较大的成像容积(即较长的扫描范围)。值得注意的是,CTA 血管分辨率的高低依赖于体元大小,在像元大小不变的情况下,分辨率的高低取决于准直器的宽度。如准直器宽度大于血管管腔直径,分辨率将因部分容积效应而下降,尤其会将低估水平方向走行血管管腔的狭窄程度。

3. 层面内显示野(FOV) 为最大限度地缩小像元大小,必须从 CTA 显示野中排除与之无关的结构。CTA 的层面内显示野大小为 15~25cm。确定 FOV 大小的原则是,如果扫描长度 > 18cm,那么 CTA 图像重建的 FOV 应与扫描长度一致。这样多平面重建和三维显示图像可以充满显示矩阵。

4. 病人的准备 为获得最佳 CTA 图像,病人的合作亦至关重要。在胸腹部 CTA 时,不同深度的吸气可使有关的解剖结构纵向移动 3cm~5cm 不等。所以检查前必须训练病人使之在定位扫描与 CTA 容积数据采集扫描时尽可能保持相同的吸气深度,以免兴趣血管移出成像范围。只要训练恰当,即使是老年人屏气 30 秒是完全可能的。在耻骨联合以下的盆腔结构不受呼吸运动的影响,病人保持平静呼吸,数据采集时间可适当延长。

(四) 对比剂流速、团注时间及扫描延迟时间

进行 CTA 时使用的压力注射器自肘前静脉经导管快速注药;SCT 图像对运动敏感,所以最好选用非离子型对比剂(300mgI/ml),以免因对比剂不良反应(如恶心、呕吐等)导致成像部位在数据采集期间移动。

对比剂团注时间应与 SCT 数据采集时间一致,准确预定扫描延迟时间至关重要。以此保证兴趣血

管最大程度的强化及强化的均匀性,又尽可能减少静脉及脏器实质的增强,其重要意义在于最大限度减少三维显示之前的图像编辑。根据兴趣血管的部位及病人的体重决定对比剂释放速度(ml/s)。根据 SCT 数据采集时间和对比剂流速计算对比剂总量,一般为 90ml~150ml 不等。

预定扫描延迟时间一般可根据心率、血压和其他非生理性指标估算扫描延迟时间。但是准确预定理想的扫描延迟时间只能因人而异,通过小的试验

剂量来决定。15ml~20ml 碘对比剂经肘前静脉内导管以 4~5ml/s 的流速注入。注入后第 8 秒开始,在预定 SCT 扫描起点水平扫描一次,以后每隔 2 秒在同一层面重复扫描一次。在主动脉内画一些兴趣区制作时间-密度曲线,以便确定合适的扫描延迟时间。一般来说,腹主动脉的典型延迟时间为 12~25s,而胸主动脉和颈动脉为 8~20s。全身不同血管区域 CTA 扫描技术参数可参考文献中的相关数据。国人体重较轻可适当降低流速及减少对比剂总量。

表 2-2-2 不同血管区域 CTA 推荐技术参数

	准直宽度 (mm)	螺距 (mm/s)	床速	数据采集 时间(s)	扫描长度 (cm)	对比剂总量 (ml)	对比剂流速 (ml/s)	扫描延迟 时间(s)
颅内血管	1	1~1.3	1~1.3	40	4~5.2	90	3	
颈动脉	2	3	1.5	20	6	100	4	
胸主动脉	3	5~6	1.5~2.0	30~40	15~24	120~160	4~5	
肺动脉	3	5	1.67	30	15	90	3	
腹主动脉	3	5~6	1.67~2.0	30~40	15~24	150~160	4~5	
肾动脉	3	3~5	1~1.67	30	9~15	150	5	
肠系膜动脉	3	3~5	1~1.67	30	9~15	150	5	
髂动脉	5	7~10	1.4~2.0	30~40	21~40	150	5	
内脏静脉	3	4~6	1.3~2.0	30	12~18	150	5	60

(五) 三维显示技术

在充分了解各种三维显示技术相对优缺点基础上,从实际情况出发选择一种或几种显示技术制作兴趣血管的三维立体结构图像是非常重要的。详细情况可参考本章第 2 节有关三维图像重建的内容。

(六) CTA 的限度

尽管 CTA 是目前无创性血管造影的首选检查方法,但也有其局限性。①由于部分容积效应和噪声的影响,兴趣区内血管腔内对比剂浓度较低,与常规血管造影和 DSA 比较,相对来说 CTA 是一种低分辨率的成像技术。尽管如此,如兴趣血管管腔直径>2mm,CTA 图像的分辨率是可以满足临床诊断需要的;②在胸腹、盆腔和四肢等部位高分辨力 CTA (指准直器宽度≤3mm),在 pitch=2 时也只能覆盖 18cm~24cm 的扫描长度(数据采集时间为 30s~40s),这对于某些血管区域来说是不合适的;③对于胖大体型的病人,采用窄的准直器宽度必然导致信噪比的明显下降而严重影响图像质量。

解决上述几种限度的措施主要是采用较高热容

量 X 线球管,在 SCT 数据采集期间提供大毫安量的电流,可提高图像的信噪比。在此基础上可适当缩小准直器宽度以提高图像的分辨率;缩短扫描架旋转周期时间以便在相同的时间内扩大扫描长度又不降低图像分辨率;亦可解决肥胖病人因 X 线量不足导致的信噪比下降问题。另一个有效措施是提高探测器的接收效果。

四、定量 CT

长期以来人们一直对利用 CT 值反映组织特性的研究感兴趣。其基本原理是各组织的整体密度和原子序数均不相同,影响它们的 CT 值。设计定量 CT (quantitative computed tomography, QCT)这一术语就是为了反映这一研究的特性。

多数应用 QCT 的原始目的是为了确定兴趣区内某种特殊类型组织或化学成分的含量。这些测量包括:①脊柱、髌部或者桡骨的矿物质含量以判断有无骨质疏松;②脊柱脂肪含量以便较早诊断骨质疏松;③肝的铁含量以评价某种肝疾病;④甲状腺

碘含量以便研究甲状腺疾病；⑤人体躯干部的脂肪含量，如躯干背部肌肉随年龄而脂肪含量增加；⑥肺结节钙含量以确定疾病目前状态；⑦组织内电子密度以便较好制定放疗计划。

但是，由CT机所提供的各种成分的定量信息并不像希望的那样准确，其原因是多方面的。其中设备本身方面的原因有：线束硬化产生的伪影，X线滤线器的形状，探测器接收散射线的量。病人本身的原因如围绕兴趣区周围的组织密度和数量，以及人为的原因如使用单一水平电压、层面厚度及部分容积效应的影响。

QCT骨矿物质分析。应用QCT判断腰椎的骨矿物质含量，一般测量 $T_{12} \sim L_3$ 四个椎体，层厚10mm，扫描层面与椎体终板平行。各个椎体的骨矿物质含量由轴位层面计算或根据扫描数据计算。有两种基本的QCT骨矿物质含量分析技术：即前处理技术和后处理技术。后处理技术使用最后的重建图像而不是使用原始的投射数据(raw projection data)。后处理技术包括单能(single-energy QCT, SEQCT)和双能(dual-energy QCT, DEQCT)定量CT。

(苏惠群 郭庆林)

第3章 CT扫描技术

CT扫描技术涉及诸多方面的内容,大致包括以下几个方面:①扫描前的准备工作;②各部位扫描摆位及不同体位的运用;③扫描基线及扫描范围的确定;④扫描参数的选择(kV、mA、扫描层厚、间隔、扫描时间、扫描角度、扫描野、显示野等);⑤扫描方式(平扫、增强扫描、造影扫描、特殊扫描等);⑥图像的后处理技术;⑦窗技术的运用、摄片等。对不同病例恰如其分地运用不同CT扫描技术是一门很深的学问,在实际工作中,我们如能正确熟练地掌握、运用好这些技术,不仅可保证图像的质量要求,而且可使我们敏感地发现非常规病例,并根据具体情况有针对性地采用不同CT扫描技术,从而确保获得高质量的CT图像,甚至获得常规CT提供不了的诊断信息,进而达到诊断上质的飞跃。为了便于理解和掌握本章有关内容,我们将以CT扫描前准备工作、平扫、增强扫描、造影扫描以及特殊扫描为主线对CT扫描技术作如下介绍。

第1节 CT扫描前准备工作

不同部位CT扫描时,扫描前的准备工作不尽相同

(一) 一般要求

1. 扫描前应详细询问病史,复习有关临床资料以明确CT扫描所需要解决的具体问题,以便根据每一病例的具体要求制定相应的CT扫描方案。
2. 对躁动不安或不合作的病人可根据情况给予镇静剂
3. 对需要做增强扫描的病人,提前做碘过敏试验
4. 欲做增强扫描的病人,检查前4~6小时要禁食。
5. 对扫描范围内体表金属异物要取掉,如发卡、耳环、假牙、衣物上的金属异物、皮带等

(二) 眶部扫描

扫描时应嘱病人两眼球向前凝视不动。

(三) 喉部扫描

扫描过程中不能做吞咽动作

(四) 胸部扫描

扫描前要训练病人呼吸

(五) 腹部扫描

1. 空腹
2. 扫描前一周内不能做钡餐检查,以防有钡剂在肠道内存留。
3. 根据需要扫描前给予口服含碘对比剂,以使胃肠道有对比剂充盈
4. 胆囊检查前一大中午应吃多油脂食物,以便排出胆囊内浓稠的胆汁,次日检查时也应空腹,否则进食后可造成胆囊收缩、胆囊壁增厚,而引起诊断上的困难。
5. 对怀疑胆总管结石的病例,最好不要服用含对比剂水,可饮白开水代替。
6. 可疑肾结石病人,扫描前三天禁服含钙或含金属药物。
7. 为了抑制肠蠕动,减少肠运动伪影,必要时可肌肉注射抗胆碱药物(654-2, 10~20mg)或注射胰高糖素1mg。

8. 扫描前同样应训练病人呼吸,一般平静呼吸即可,以确保在后面的扫描过程能在同样或相似的呼吸状态下得到每个层面的图像

(六) 盆腔扫描

1. 扫描前半小时到一小时大量饮水,约400~600ml,使膀胱充盈,待病人膀胱胀满,有尿意时再开始进行扫描。
2. 必要时可清洁灌肠,然后用碘水对比剂做保留灌肠,或直接向直肠内注入对比剂以便充盈直肠和乙状结肠。
3. 行妇科病人CT扫描时可在阴道内放置纱布塞子,以便明确阴道和宫颈的位置。

第2节 平 扫

平扫(plain scanning)又称为普通扫描或非增强CT扫描。CT平扫是CT扫描的常规和增强扫描的

基础,是CT扫描首先要进行的。通过CT平扫,观察者不仅可观察器官的大小、形态、边缘、密度、内部结构,还可观察有无高或低密度病灶存在以及病灶的大小、部位、数目、形态、轮廓、边缘、邻近结构的变化及其与周围组织间的关系,并可对病灶内的一些成分进行分析,如可帮助明确病灶内有无新鲜出血、钙化、脂肪成分及坏死囊变等。

CT平扫时绝大多数采用轴位扫描。对于鞍区病变则一般采用冠状位扫描,眼眶、鼻、鼻窦、耳部、颞颌关节等部位可选择性地配合使用冠状位扫描。平扫时病人一般仰卧于扫描床上,在被动体位病人、或行腹部CT扫描时,为了避开胃肠道内气体或对对比剂对肝左叶的干扰以及膀胱内有可疑血块时,必要时也可采用或辅助性俯卧位或侧卧位。

根据要求,CT摆位完成后,操作员则根据需要确定扫描范围、显示野、扫描角度及扫描条件等,扫描厚度、间隔则根据具体情况确定。一般采用10mm层距、层厚,但也可有其他多种选择(1、1.5、2、3.5、10mm等)。如进行的是螺旋CT扫描还需选择螺距,床进距离等参数。

扫描过程中,病人的制动是非常重要的,否则可能造成运动伪影,制动方法可采用制动带、手按压等机械办法,也可使用镇静剂甚至麻醉药物。

胸腹部CT扫描可因呼吸运动而产生运动伪影。扫描时嘱病人平静呼吸,然后于呼气后憋住气或直接憋住气扫描,以避免层与层之间呼吸幅度的过大而漏掉层面。螺旋CT扫描由于扫描速度很快,因此可采用一次屏气完成整个感兴趣区的扫描,由于是容积扫描,无扫描盲区存在,因此不会有层面漏扫的情况出现。

第3节 增强扫描

增强扫描(enhanced scanning)是指在扫描前由静脉内注入碘对比剂后所进行的CT扫描

一、增强扫描的适应症

为了增加病变组织与正常组织间的密度差异,更准确地对疾病做出诊断,CT平扫之后,还常常要进行增强CT扫描,特别是在大医院,由于病人的阳性率高,疑难杂症多,因此采用增强CT扫描是经常性的,增强CT扫描主要用于:①发现早期

的小病灶;因为病灶小,特别是微小病灶与周围正常组织间常常缺乏密度对比,因此仅行平扫有可能造成漏诊;②疑有等密度病灶,特别是CT平扫所见与临床或其他影像学检查不符时;③欲了解病灶内血供、病灶增强曲线或观察病变与周围血管及组织间的关系时;④确定病变是否为血管性病变时;⑤平扫定性诊断困难需要进行鉴别诊断时,如良、恶性肿瘤的鉴别。

二、CT对比剂有关问题

(一)CT常用对比剂种类,主要有两大类,即离子型对比剂(如60%~76%复方泛影葡胺)和非离子型对比剂(优维显[ultravist]、欧乃派克[omnipaque]、碘必乐[lopamiro]及安射利[eptiray])。

(二)如何选择使用对比剂(详见本书第一篇第7章第5节)

目前所用的离子型和非离子型CT对比剂在通常情况下相当安全,两者的增强效果也无差异,均可获得满意的强化效果,与离子型对比剂相比,非离子型对比剂由于改良了制剂的理化特性,尤其是渗透压,因此一定程度上提高了用药的安全性,并较显著降低了对比剂副反应,特别是重度副反应的发生率,1986年9月到1988年6月间Katayama对静脉使用对比剂的33余万病例的研究结果也证明了这一点,此研究收集使用离子型对比剂者169284例,使用非离子型对比剂者168363例,其中不良反应总发生率:离子型对比剂为12.66%,非离子型对比剂为3.13%;严重不良反应的总发生率:离子型对比剂为0.22%,非离子型对比剂为0.04%。

但由于非离子型对比剂价格昂贵,约为离子型对比剂的10倍,因此使用时必须在对比剂的安全性与经济之间作出选择,如病人希望减少副反应发生机会,而又有经济承受能力者,最好使用非离子型对比剂,但需要强调的是非离子型对比剂并不能完全避免碘本身引起的特异质反应,故也并非绝对安全,也有死亡的报道。

(三)病人的高危因素(详见本书第一篇第7章第5节之二)

对于高危因子,近几年来已引起人们的广泛重视,应慎重对待,可做可不做增强CT扫描时尽量不做,或用其他成像方法代替,或检查前给予皮质激素,保留静脉输液管,并做好抢救准备,可能的

情况下最好使用非离子型造影剂

(四)有关碘过敏试验、对比剂副反应及其防治均详见本书第1篇第7章第5节,不再赘述。

三、增强扫描给药方式

(一) 团注法

为目前一般医院广泛采用的办法,它是指将一定剂量的高浓度对比剂通过手推或高压注射器加压快速注入静脉,注射完毕后对感兴趣区进行立即CT增强扫描。对比剂用量根据不同部位、不同年龄、不同目的有所不同,一般为60~100ml或1.2~2ml/kg体重,注射速度每秒2~3ml,40~50秒内应将所有对比剂注射完毕。

(二) 静滴法

属非常规给药方法,一般采用1.5~2ml/kg体重对比剂或160ml对比剂自静脉快速点滴,待滴入对比剂50ml后开始扫描。此方法较团注法给药相对安全,但增强效果不及团注法,不利于显示小病灶。但如CT机的扫描速度较慢,使用此方法可保证在整个扫描过程中对比剂有一定的浓度,因此仍不失为一种可选择的方法。

(三) 滴注团注法或团注滴注法

由于团注法血管增强效果明显,但增强消失也快,而滴注法虽血管增强效果不及团注法,但对比剂在血管内浓度维持时间较长,故而两种方法合用,可达到更为满意的效果。

四、动态扫描

为了在注射对比剂后短时间内完成某一区域或某一层面的反复扫描,可采用此方法进行动态扫描(dynamic scanning)时要求给药要快,有条件者应尽量使用自动高压注射器,以便严格控制对比剂注射时间、流量、扫描时间等。

(一) 概述

动态CT是指利用软件功能,在对病人血管内注射对比剂后在一定时间内自动完成的整个感兴趣区的快速连续扫描。此方法能把扫描过程与图像重建过程分开,即扫描过程首先进行,然后于扫描结束后,再逐一处理显示图像,从而确保了在短時間內,即大剂量对比剂仍在血管内期间,完成全部扫描,因此造影增强效果很好。当然动态CT扫描对X线球管负荷也提出了更高的要求。

(二) 优越性

1. 可提高病灶检出率,有助于检出平扫和普通增强扫描不能发现的病灶。

2. 通过动态研究,可获得感兴趣区层面内某一时间过程中对比剂浓度的变化,从而观察不同时间、相同层面病灶的CT值与时间密度曲线,然后再根据病灶的动态增强特征和时间密度曲线进行病变的鉴别诊断分析,如肝海绵状血管瘤与肝癌的鉴别,前者曲线表现为速升缓降型,后者则表现为速升速降型。

3. 动态CT扫描可更加清楚地显示血管结构。

(三) 适应证

主要用于某些颅脑疾病、颈部副神经节瘤、肝脏肿瘤、胰腺血管源性肿瘤、脾静脉闭塞以及一些心脏大血管病变,如心肌梗塞、缺血、心包肿瘤、主动脉夹层、假性动脉瘤等。肾脏通过动态CT扫描可帮助了解肾实质对比剂浓聚和排泄的功能状态。

(四) 动态CT扫描方法

动态CT扫描前操作员需先设定开始和终止的位置、或感兴趣区层面,然后选择层厚、扫描时间、扫描间隔时间、扫几组、每组几层、每组之间间隔时间,然后扫描过程会自动地完成。另外根据不同需要,动态扫描大致分为2~3种。

1. 进床式动态扫描(Incremental dynamic scanning)指在动态扫描过程中,原在运动的一种扫描方式。对比剂用量100ml左右,剂量注射过半后开始扫描,扫描速度为2秒,两次间隔时间为2.5~3秒,4~6次扫描为一组,停顿10秒让病人呼吸,然后再继续进行第二、第三组的扫描,直到扫完规定的范围为止。进床式动态扫描由于扫描范围包括了整个感兴趣区,因此主要目的是用来发现病灶,特别是小病灶。

2. 同层动态扫描(single level dynamic scanning)指在短时间内在同一层面所进行的连续扫描。扫描前首先要根据平扫或常规增强CT扫描,确定扫描层面,即病灶所在层面,然后在病灶所在同一层面快速反复的扫描,此方式扫描时将层距规定为零,其他扫描参数选择及对比剂使用情况同进床式扫描。本方法可提供病灶的增强特征,因此只用在病灶已被发现,需要进行鉴别诊断时。

3. 小病灶动态CT扫描 对于1~2cm的小病

灶,即使训练呼吸,也很难使扫描层面位于事先预定的病灶层面,而造成动态扫描的失败,尤其是不合作的病人,因此有人建议扫描时取3~5mm层厚和间隔,3~5层进床式扫描为一组,重复数次,即在较小的感兴趣区内快速反复扫描。这样可确保每组有部分切层通过病灶层面,从而达到动态观察小病灶时间密度曲线的目的。

五、延迟扫描

延迟扫描(delayed scanning)有多种含义,主要包括以下几个方面:

(一)一般是指静脉一次大剂量注射对比剂后4~6小时重复进行的全肝扫描。它是对肝脏其他增强扫描方法的补充,其原理为CT所使用的尿路对比剂经静脉注射后,绝大部分经尿路排泄,仅有1%~2%的小部分碘对比剂经肝脏排泄,出于正常肝细胞具有排泄和再吸收有机碘的功能,加之在其排入胆道之前,碘在正常肝实质内的滞留,因此于用约数小时后正常肝实质的CT值会有升高,约6~20Hu,而肝癌细胞不具有这种功能,而造成正常肝实质与病灶间密度差增大,病灶的检出率自然也会增加。有人报道对于1cm左右的小病灶,延迟扫描的检出率约为50%~60%。延迟扫描的方法是在增强扫描后4~6小时再次对全肝进行CT扫描,对比剂用量为150~180ml,含碘量约为50~60mg。

(二)其他的延迟扫描为短时延迟扫描,包括:
①行肝脏增强CT扫描时,为了鉴别肝癌和肝血管瘤,在注射对比剂后7~15分钟于病灶部位进行的延迟扫描。
②脾脏增强扫描,特别是在行动态CT扫描时,于注射对比剂后早期,约1~2分钟内有50%正常脾脏可表现为斑点状不均匀增强,这是因为通过脾脏的红髓血流速度不同所致的对比剂分布不均,此时脾脏的小病灶易被漏诊,故有时应补做延迟扫描。
③假性动脉瘤时通过延迟扫描可观察对比剂延迟排空的情况。
④对于肾盂、输尿管或膀胱内的病变有时需要行延迟扫描以观察上述部位有无病变引起的充盈缺损。

六、CT血管造影

(一)动脉造影CT(CTA)和门脉造影CT(CT arterial portography,CTAP)

是将CT扫描与血管造影两种技术相结合的--

种检查方法,其主要用于肝脏占位性病变。此两种方法对肝内小肿瘤检出率较常规CT、动态CT或血管造影为高,目前被认为是对于小肝癌、特别是1cm以下的小肝癌检出的最敏感方法。

1. CTA:经股动脉穿刺将血管造影的导管插入并置于肝固有动脉内,将导管固定后随即把病人移到CT检查台上,然后通过导管直接注射对比剂,同时在肝区进行动态扫描。该方法可观察全肝的动脉,并可显示由肝动脉供血的富血管性肿瘤,所显示的肿瘤大小可小至5mm。本扫描的扫描方法为使用30%~60%的对比剂,每次注射10~15ml,注射速度1~2ml/s,行持续注射,并于对比剂注射开始后第五秒边注射边行移床式动态扫描。另外需要注意的是肝动脉变异甚多,因此为确保不发生或少发生漏诊,应于CTA前先行腹腔动脉或肠系膜上动脉造影,以了解有无解剖变异,并根据变异情况做相应的处理。

2. CTAP:将血管造影导管插入肠系膜上动脉或脾动脉内,注入60%碘浓度对比剂,1~3ml/s,于对比剂注射开始后20~25秒开始扫描。此方法不论肝脏肿瘤血管丰富与否,病灶均表现为低密度影,且检出率高,其原理为此时增加了主要由门静脉供血的正常肝组织密度,而主要由肝动脉供血的肿瘤无明显增强,从而增加了两者间的密度差,提高了病灶的检出率。

上述两种方法对小肝癌显示率高,但均属有创性检查,因此有一定的禁忌证。

(二)螺旋CTA

螺旋CT扫描的出现使无创性CT血管造影成像成为可能。众所周知,由于螺旋CT扫描速度很快,每层只需1秒,甚至更短的时间,加上无扫描间歇时间的应用,能在短时间内扫描一定的范围,因此可采用一次屏气完成对病人某一脏器或感兴趣区的扫描,如扫描肝脏可通过设制8mm/s进床速度,于24秒钟完成19.2cm的扫描长度,从而达到一次屏气完成扫描全肝的目的。此时如配合使用高压注射器,并根据需要设定对比剂用量、流速、扫描开始时间,即可得到通过工作站做CTA的容积数据。

螺旋CTA临床应用可涉及全身各个部位,如头、颈、胸、腹、四肢等。除可显示动脉血管外,还可获得肝门静脉像及某些部位的动、静脉像。

CTA 不仅可显示大血管或较大血管有无狭窄、异常分支,还可显示动脉粥样斑的大小、部位、形态以及其内的血块,并可对肿瘤与周围大血管的空间关系的判断起到一定的作用。

第4节 造影CT扫描

一、胆系造影CT

用于某些胆系疾病,如胆系囊肝、胆系附件结石等,方法有两种:

(一) 静脉法

经静脉注射 50% 胆影葡胺 20~30ml,注射速度要缓慢(全部注射时间要大于5分钟),然后于注射 30~60 分钟后行 CT 扫描。

(二) 口服法

口服碘番酸 1 片(0.5g),14 小时后进行 CT 扫描,如病人胆囊浓缩功能正常,胆囊内应有对比剂充盈,此时囊内如有附件结石、胆囊息肉则会表现为低密度充盈缺损。如欲观察胆囊收缩功能及胆囊管内病变有无位置变化可食脂肪餐后 1 小时再进行扫描。

二、脊髓造影CT

为了检查椎管内的某些病变,可行脊髓造影后 CT 检查。方法是采用腰穿或颈 1、2 处穿刺,待成功后将对比剂注入蛛网膜下腔内,对比剂用量:颈段约 5~7ml,胸腰段约 8~15ml,切忌对比剂浓度不宜高,否则会影响观察。另外脊髓造影 CT 也可在行常规脊髓造影 30~60 分钟后,待部分对比剂被吸收,再行 CT 扫描。对于疑为脊髓空洞症者,可行椎管造影 24 小时后延迟扫描。

三、脑池造影CT

对于桥脑小脑角、脑干以及颅底区域的病变,特别是疑为内听道开口处的小听神经瘤时,可辅以脑池造影 CT 扫描。对比剂可分别选用阳性非离子型水溶性碘对比剂 5~8ml 或空气阴性对比剂 3~5ml,经腰穿注入,然后根据所用对比剂决定扫描体位,如使用非离子型对比剂时需取头低脚高位;若使用气体则需取头高脚低位,检查时病人侧卧,头患侧朝上,鼻尖向对侧倾斜 45°,当病人患侧眶

后、耳后或颞部有胀痛感时,表明气体已抵达桥脑小脑角池,即可进行扫描。如若在注射对比剂后 2、6、12、24 小时后动态观察,还可了解脑脊液有无动力异常。

四、脑室造影CT

可在脑室造影后 6 小时进行,因此时碘浓度已降低。该方法可显示脑室内占位病变,且可通过动态观察评价脑脊液内通道是否通畅。

五、关节造影CT

多用于肩关节和膝关节。关节腔内可单纯注入气体或注入碘对比剂,也可行气与对比剂混合的双重造影,然后行 CT 扫描。本方法可用于观察研究关节内病变,如关节软骨的形态。关节少量积液、关节滑膜增生与粘连及关节周围的软组织损伤,如肩袖损伤、髌腱肥厚等。膝关节造影 CT 方法是:于髌上囊穿刺后注入 76% 对比剂 0.5~1ml、空气 40~50ml,然后用绷带包裹髌上囊区,同时活动膝关节以使对比剂在关节内均匀分布,并在对比剂注入后 15 分钟内开始进行 CT 扫描,检查完毕时还要将气体抽出。

六、涎腺造影CT检查

将对比剂通过插管注入涎腺导管,然后行 CT 扫描,本方法可显示涎腺导管的病变,鉴别腺体内及腺体邻近结构的肿瘤和炎性病变。

七、肠腔充盈造影CT

可采用口服法或直肠给药法,目的是使肠腔与对比剂充盈,这样一方面有利于肠道疾病的诊断,另一方面也可避免将肠或肠内容物误诊为病变。当然根据检查部位、检查目的、检查对象、检查者年龄的不同,对比剂在服用时间和剂量上也不尽相同。

(一) 行胃或上腹部 CT 扫描时,一般在检查前 30 分钟口服 3% 泛影葡胺溶液 500ml,然后在扫描床之前再口服 200ml。这不仅有利于清楚地勾画腹腔内各脏器的轮廓,而且可避免与腹部包块及肿大的淋巴结相混淆。另外在一些单位行上腹部、特别是肝、胆、脾 CT 扫描时常规大量饮水,随之扫描,一般也能收到满意的效果。

(二) 对于疑有小肠病变者, 只要病人能够耐受, 最好尽可能多地饮用含碘对比剂溶液, 一般无最大剂量, 但至少要口服 750ml, 其中 200 ~ 250ml 在扫描前服用。

(三) 对于盆腔区域的扫描, 应于扫描前 4 小时口服碘对比剂 500 ~ 1000ml, 2 小时左右再服 500ml, 同时憋尿, 然后再进行扫描。对于有条件者最好检查前清洁灌肠, 必要时可用碘水对比剂做保留灌肠, 当然也可向直肠内直接注入对比剂或一定量气体, 这不仅有利于直肠、结肠本身病变的显示, 而且可避免肠道造成的一些类似病变的假像。

第5节 特殊扫描

由于 CT 检查部位不同, 诊断要求不同, 因此除进行常规 CT 扫描外, 有时还需采用一些特殊方法。

一、重叠扫描

指扫描时设定床移动的距离小于层面厚度的扫描方法, 例如采用 10mm 层厚, 5mm 层距, 此时因层面有部分重叠的, 故可减少部分容积效应的影响, 当然也就减少漏掉小病灶检出的可能性, 但由于使用本方法进行 CT 扫描时, 扫描层数会有增多, 因此也就增加了病人的 X 线照射量及检查费用, 所以该方法不做为 CT 检查的常规, 而只用在感兴趣区局部。

二、目标扫描

只对感兴趣区进行扫描, 而对其他非感兴趣区域不进行扫描。

三、薄层扫描

需使用第二代以后的 CT 机, 最薄扫描层厚可达 1mm。本方法能克服由部分容积效应引起的假象, 主要用来观察病变内部细节或用来发现小的病

灶, 如肺内小病灶、胆系和泌尿系梗阻性疾病之梗阻平面、胰腺病变以及主动脉夹层时被撕裂的内膜, 当然有些特定部位也常规采用薄切层, 如鞍区、眼眶、桥脑小脑角、耳部区等。

四、靶扫描

通过靶重建技术完成, 即应用扫描时的原始数据以相同的矩阵对小范围感兴趣区进行再次重建, 此方法能使象元面积缩小, 空间分辨力提高, 也就是说它可使感兴趣器官成像放大而又不降低它的空间分辨力。靶重建技术主要用于小器官和小病灶的显示, 如中、内耳结构、肾上腺、垂体、肺小叶或肺内小结节病灶等。

五、发音状态 CT 扫描

常规喉部 CT 扫描是在平静呼吸下进行的, 此时声带外展。但也可配合使用让病人在连续发“E”音时扫描, 此时声带及杓状软骨内收, 两侧梨状窝膨胀, 杓会厌皱襞变薄, 因此能更好地显示声带、杓会厌皱襞的形态以及梨状窝结构, 并能记录声带的功能。

六、高分辨力 CT 扫描

可作为单独的扫描检查, 也可作为常规 CT 的补充性检查。进行 HRCT 时需使用高分辨率 CT 机, 以 1 ~ 2mm 薄层连续扫描, 主要用于耳部检查及肺部某些疾患, 如肺内弥漫性病变或肺内局灶性孤立性病变。扫描时为了减少图像噪声, 可采用较高 kV 和 mA。本方法区别于常规 CT, 由于具有极好的空间分辨力, 因此对组织的细微结构显示明显优于常规 CT, 如对肺部形态学的显示, 几乎达到了与大体标本相类似的程度, 因此在某些方面 HRCT 比常规 CT 更为优越, 且不能被常规 CT 所代替。

(宦 怡 郭庆林)

第4章 CT图像分析

第1节 像元和体元

一、像元

像元是一个二维概念,像元是组成CT图像的基本单位,即矩阵中的小方格。其与图像质量的关系是:像元越小,组成CT图像的矩阵越大,图像清晰度越高。如CT像元为 $1\text{mm} \times 1\text{mm}$,矩阵为 256×256 时,一幅图像由 $1 \times 1 \times 256 \times 256 = 65536$ 个像元组成。像元等于扫描野(mm)除以矩阵,如扫描野为 250mm ,矩阵为 256 时,像元 $(250 \div 256) \approx 1\text{mm}$ 。高分辨力CT扫描要求小的扫描野($160 \sim 180\text{mm}$),大矩阵(512×512),此时像元 $(160 \div 512) \approx 0.3$,理论上 $>0.3\text{mm}$ 的病变,高分辨力CT即应显示出来。

二、体元

体元是一个三维概念,即准直后的X线束穿过人体的厚度与像元的乘积,如X线束厚度为 3mm ,像元是 $1\text{mm} \times 1\text{mm}$,则体元为 $3\text{mm} \times 1\text{mm} \times 1\text{mm}$ 。体元与图像质量的关系是:体元越小(X线束越窄,CT扫描层越薄)图像越真实,但穿过人体光子越少,图像噪声越大,图像质量越差。为保证图像质量需增加X线量。

像元与体元的关系:为了计算每个体元的X线衰减,被每个探测器记录的值需要通过X线球管和探测器组同步旋转和对某一层面进行曝光时进行的。每一层面的二维图像中,每个体元是通过像元表现的,像元的大小和位置取决于扫描层面中的体元大小和位置。在荧光屏上每个像元表现为或黑或白的阴影,此与相应体元的衰减值一致,即衰减值高的组织如骨骼,像元表现为白色;而衰减值低的体元如脂肪则呈黑色。

第2节 CT值

CT值(CT number)是测定人体某局部组织或

器官密度大小的一种计量单位,通常称亨氏单位(Hounsfield unit, Hu)。CT图像的每一个像元的CT值代表某一组织的X线线性衰减系数的相对数值(因为重建过程中不能推导出X线衰减系数的绝对值)。以下面公式计算CT值:

$$\text{CT值} = \frac{K(\mu - \mu_w)}{\mu_w}$$

μ 代表受检物质的X线衰减系数, (μ_w 为水的X线衰减系数, $K=1000$ 为机器的放大常数。通常将标准水的CT值定为 0Hu ,即:

$$\text{CT值}_{\text{水}} = \frac{K(\mu - \mu_w)}{\mu_w} = \frac{1000 \times 0 - 0}{0} = 0 (\text{Hu})$$

CT值与所穿透的物质密度有关,物质密度愈大,吸收X线量越多,穿透的X线量越少,探测到的信号越少,重建的图像越呈高密度(白色),如骨皮质、钙化组织等。相反物质密度越小(吸收X线量越少,穿透X线量越高,探测的X线信号越多),重建的CT图像越呈低密度(黑色),如空气的CT值为 -1000Hu ,呈低密度影像。通常CT值的大小反映了物质密度的高低,因此可以用CT值来判断为实性或囊性病变。

另一方面CT值还受CT机产生X线量的强度的影响。在物质密度不变的情况下,X线量剂量大,穿透物质的X线量多,探测到的X线信号强,重建的CT图像密度低,但在日常工作中,机器条件仍为次要因素。正常人体组织器官的CT值和人体内各种液体的CT值,请参考表2-4-1、表2-4-2。

表 2-4-1 正常人体组织、器官的CT值(参考值)

组织类型	标准值(Hu)	CT范围(Hu)
肝	55 ± 5	45~75
脾	45 ± 5	35~55
肾	30 ± 10	20~40
胰	40 ± 10	25~55
肌肉	45 ± 5	35~50
甲状腺	70 ± 10	50~80
脂肪	-65 ± 10	-50~-100
脑白质	35 ± 2	28~32
脑灰质	40 ± 4	32~40
密质骨	250~1000	
疏质骨	130 ± 100	
钙化	>80	

表 2-4-2 人体内各种液体的CT值(参考值)

液体名称	标准值(Hu)
脑脊液	5 ± 4
血液(流动)	45 ± 5
凝固血液(新鲜)	$80 + 10$
凝固血液(陈旧)	$45 + 15$
血浆	27 ± 2
渗出液	$> 18 \pm 2$
漏出液	$< 18 \pm 2$

第3节 窗技术

CT图像的最佳显示技术又称为窗技术(window technique),是用窗宽和窗位调节进行选择所观察感兴趣区内组织结构的本质和求得最佳图像的一种方法。在CT机各技术指标恒定的条件下,主要有两种参数与此关系密切,即窗宽(window width)和窗位(window level)。

一、窗 位

需要显示组织结构的CT值所对应的灰阶的中心位置,用C(center)或L(level)或M(mean)来表示。窗位的作用是规定所选窗宽从1000...+1000Hu之间,共数值为窗宽的最高值加最低值除以2。选择窗位的原则是,依据所分析组织或器官

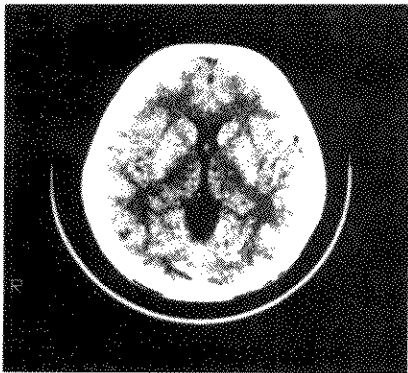


图 2-4-1 正常颅脑CT内囊平面W80, L40, 脑灰、白质对比自然,亮度适中

感兴趣的CT值确定窗位的平面,即可得到满意的图像质量,如脑灰质的CT值为35Hu时,选择窗位应为35。肝实质CT值为45Hu,窗位应为45,其图像最佳。如脑组织的CT值多在40左右,窗位40观察最佳(图2-4-1),如窗位 < 35 ,图像偏白(图2-4-2); > 45 时图像偏黑(图2-4-3),不易分析解剖位置及病变性质。



图 2-4-2 同图 2-4-1 平面,改为 W80, L30,

图像变得较亮,脑灰、白质对比欠佳

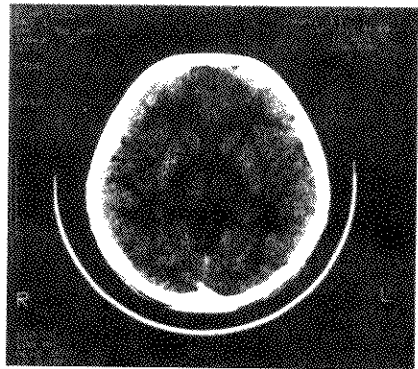


图 2-4-3 同图 2-4-1 平面,改为 W80, L50,

图像变得较暗,脑灰、白质对比欠佳

二、窗 宽

窗宽规定了CT图像所显示CT值的范围,用W表示。CT矩阵中每一像元的CT值重建的图

像,按人视觉从白到黑的最大等级范围分为16个灰阶,每个灰阶又分为4个层次,故共有64个连续不断的过渡等级。人体组织的CT值在+1000到-1000,即 $2000 \div 16$ 。每个灰阶含有125个CT值,即物质的密度差别 < 125 均表现同一灰度,而人体大多数组织器官及其病变的密度差别均较小,人的肉眼不易分辨,给诊断和鉴别诊断带来困难,所以引用窗宽这一概念。在窗宽所规定范围外的CT值,如大于最高值的组织结构或病变,无论高出多少,均呈白色,而小于最低值的组织结构或病变均为黑色,不再有灰度差别。窗宽值的宽窄直接影响图像的对比度和清晰度(图2-4-4,图2-4-5)。窗宽变窄,即显示CT值的范围少,如窗宽为80,两种组织的密度相差 5Hu ($80 \div 16$ 个灰阶)以上时即有灰度变化。每级灰阶所代表的CT值的幅度小,图像对比度强,易于显示密度接近的组织或病变,如肝内病变。反之窗宽变宽,则CT图像的对比度较差,但轮廓光滑,密度较均匀,如窗宽为1200时,CT值相差 $1200 \div 16 = 75\text{Hu}$ 以上时,才有灰度变化,适用于显示密度差别较大的结构或病灶,如肺组织。在窗位确定后,窗宽的变化直接影响灰度的差异,如窗位为40,窗宽为80时,所显示的CT值范围为 $0 \sim 80$ 之间的80个Hu范围, < 0 呈黑色, > 80 为白色。窗宽确定后,窗位不同,CT值范围亦不同,如窗宽为100,窗位是0时,CT值的范围则为 $-50 \sim +50$,在此CT值范围之外的组织结构就不能显示。

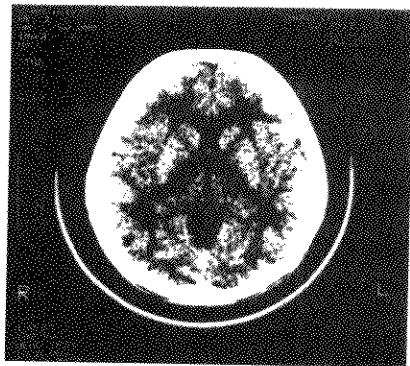


图2-4-4 同图2-4-1平面,改为W40, L36, 图像变得粗糙,但脑灰、白质对比比较强

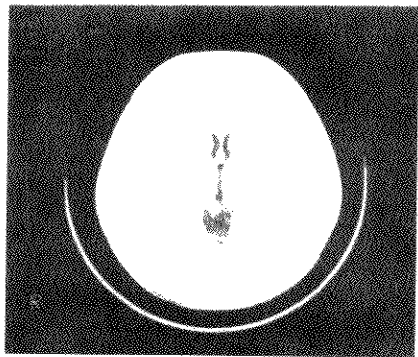


图2-4-5 同图2-4-1平面,改为W150, L40, 图像变得较细,但脑灰、白质对比较差

综上所述,同一层面的CT图像,可因选择不同的窗宽,窗位而获得不同质量的图像,依每个人观察结果和检查日的可适当地进行调整。

双窗或多窗技术:人体某些器官如胸部同时存在密度差异较大结构(如气和软组织)及密度差异较小的结构(如血管和软组织等),如果用单一固定的窗宽和窗位(单窗技术),难以分析。为明确显示不同组织和结构,人们采用双窗或多窗技术达到诊断目的。双窗或多窗技术的窗位仍对应于所观察感兴趣组织的CT值,并以CT值范围决定窗宽的范围。例如颅脑CT扫描,即要观察颅骨结构是否完整,有无破坏、增生,用骨窗($W > 1500, L > 250$)。而观察脑组织时则用脑组织窗($W = 80, L = 35$ 为宜)。又如观察肺组织时,用肺窗($W = 1000, L = -500 \sim -700$),而观察纵隔时,用纵隔窗($W = 200, L = 35$),观察骨组织时又用骨窗($W = > 1500, L > 250$),有时影像医师为了显示某一病变,可根据习惯和最佳图像显示程度进行调节。

第4节 分辨力

一、空间分辨力和密度分辨力

(一) 空间分辨力

指CT对物体空间大小(两点间距离)的辨别能力,用mm表示。

$$\text{空间分辨力(mm)} = \frac{LP(\text{线对数})/\text{cm}}{5}$$

影响空间分辨力的因素有调制传递函数(modulation transfer function, MTF), 像元的多少, 检测器尺寸和取样大小, 机器精度。

1. LP/cm的数目表示调制传递函数的截止频率, LP/cm的数据越多, 分辨率越高。

2. 像元越小, 空间分辨力越高: 如矩阵为 $256 \times 256 = 65536$ 个像元组成的CT图像, 较矩阵为 $160 \times 160 = 25600$ 个像元组成的CT图像空间分辨力高约1.6倍。

3. 检测器孔尺寸越小, 空间分辨力越高。即当检测器孔尺寸小于两物体间距离时, 物体即可被分辨出来。

4. 探测器数目越多, 分辨率越高。

5. 取样越大, 采样间隔越短, 空间分辨力越高。

6. 被检物密度差别越小, 空间分辨力越低。

(二) 密度分辨率

密度分辨率即鉴别密度差别的能力, 用%表示: 有时指CT值的敏感度。通常大多数软组织密度差别非常接近或相等, 多在百分之几或更小。任何一个像元计算都可能以统计形式出现偏差, 此种误差最终限制了密度分辨率。评价此种偏差的参数是标准差(δ)。 δ 的计算公式为: CT值 - n个像元的平均值, n=用以计算的像元数, C_u = 一个像元值。CT机的密度分辨率一般在 $0.3\% / \text{cm}^2$ 到 $2\% / \text{mm}^2$ 之间。如某一组织的CT值在 $\pm 1000\text{Hu}$ 之间, 标准差为 5Hu , 则 $5\text{Hu} / 1000\text{Hu} = 0.005$ 或 0.5% 。所以大多数CT机区别组织差别能力为 0.5% 左右。理论上讲, 两种物质密度差别 $>0.5\%$ 即能分辨出来。

影响密度分辨率的因素有: 扫描层厚, 信噪比, 荧光屏的尺寸和观察距离。减少层厚而不增加X线剂量则信噪比低, 图像质量差, 分辨率低。探测器的X线信号多, 信噪比强, 密度分辨率高。

二、部分容积效应与周围间隙现象

(一) 部分容积效应

在CT图像上, 每一像元的CT值即为此体素内各种物质CT值的平均值。如果层面较厚, 重建图像时所用矩阵小, 同一层面内含有不同密度的物质, 则这一像元的CT值为其所有物质的平均CT值, 不能真实反映其中任何一种物质本身的CT

值, 因而也不能真实地显示其各自物质的图像, 这种现象称为部分容积效应(partial volume effect)。实际工作中, 经常遇到部分效应现象, 致使病变组织在CT图像上出现假象, 造成诊断困难。病变组织剪剪度高, 而周围组织剪剪度低时, CT值要较病变组织低, 如脑室体部实质性肿瘤, 可因层厚的部分为脑脊液与部分为肿瘤两者相混合, 致肿瘤密度的CT值减低或脑脊液的CT值升高。采用薄层技术, 交错床位或重叠扫描方法来显示图像, 可减少部分容积效应的影响, 保证提高图像质量和避免误、漏诊率的发生。

(二) 周围间隙现象

两个相邻且密度不同的物体与层面垂直时, 其物体边缘部的CT值不能准确测定, 在CT图像上, 则交界处的影像不能分清, 这种现象叫周围间隙现象(peripheral space phenomenon)。是由于扫描X线束宽度、透过X线测量的隔和像元大小之间的不协调所致。周围间隙现象的存在, 在密度不同的物体交界处, 密度高的物体边缘其CT值小, 而密度低的物体边缘CT值大。例如扫描水中的苏合香精圆柱模型, 其CT值为 60Hu , 而其边缘有的CT值 $<60\text{Hu}$; 如圆柱直径 $<4\text{mm}$, 则其边缘CT值明显小于实际CT值。扫描密度差别小的相邻物质时, 交界处影像不清, 图像上不可能辨别出密度的差别。

三、噪声与伪影

(一) 噪声

CT噪声(noise)是由于扫描相同物质时, 图像点与点之间CT值的波动形成。即X线穿透人体后到达探测器的光子数量少, 且在矩阵中各像元上分布不均匀, 直接影响CT图像质量。组织噪声为各种组织(如脂肪组织, 骨组织等)的平均CT值的差异引起, 不同组织具有不同的CT值, 在诊断时应注意区分正常或异常。CT噪声可通过扫描一均匀的水模来测量。理想的情况是水模中的每个像元的CT值相同, 但实际上CT值是围绕一个CT值在一定范围内呈常态曲线分布, 图像中各点的CT值并不相等。CT噪声可用图像矩阵中的像元值的标准差计算, 公式为:

$$SD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N-1}}$$

N = 计算区域内像元的总和 $x_1 = N$ 个像元的平均像元值 \bar{x} = 每个像元的平均值。

组织噪声为各种组织(如脂肪组织,骨组织等)的平均CT值的差异引起,不同组织具有一定的CT值,在诊断时应注意区分正常或异常。如扫描颅脑时因层厚较薄($<3\text{mm}$),X线输出量仍同10mm层厚扫描时一样,探测到的X线信号少,图像上往往显示较粗大且不均匀的颗粒,往往造成假象。

噪声水平可用CT值或对比度百分比来表示,即已知图像一侧感兴趣区内的均值或标准差。例如某CT机的CT值为 $\pm 1000\text{Hu}$,标准差为3,则

$$\text{噪声}(\%) = \frac{3}{100} \times 100 = 0.3\%$$

CT机对不同操作方法,物体大小,矩阵和X线输出剂量有不同的噪声比。噪声比来源主要与下列因素有关:

1. 探测到的光子的数量
2. 矩阵大小(像元大小)
3. 层厚
4. 计算机算法
5. 电子噪声
6. 散射
7. 物体大小

克服噪声应采取如下措施:①安装CT机时进行严格的机器性能检验;②每天做水模扫描,发现问题及时校对;③在薄层扫描时,应加大X线输出量(一般噪声减少一半,需增加4倍的X线量)。

(二) 伪影

指被扫描物质本不存在,而出现在图像中的所有干扰图像的影像称为伪影(artifact)。影像医师必须认识图像中的伪影,才能防止造成漏诊或误诊。伪影的产生主要有两类因素。

1. 病人因素:

(1) 病人的运动产生伪影:在扫描过程中,扫描部位的自主运动(如呼吸,身体移动,吞咽动作,咳嗽,转动头位等),器官不自主运动如心脏跳动,大血管搏动,肠胃蠕动等),导致X线束从一次扫描到另一次扫描不协调,探测信号失误,计算不准确,产生移动条纹状伪影,部分结构模糊不清。克服的方法包括:缩短扫描时间,向病人解释,争取病人密切配合,防止自主运动。对儿童及病重、病危不能合作的病人必要时给予镇静剂是克服此种伪

影的有效方法。

现代CT机采用了减少伪影的措施,如在扫描过程中进行数据重复采集,在同一时间同一部位采集两次数据并加以校正,同时在图像重建过程中使用特殊软件减少伪影。

(2) 两种以上物质密度差别过大引起X线硬化程度不均,经计算和重建在交界面处产生放射状伪影。如术后金属夹,金属义齿或填补的牙齿,金属针或钢板,金属异物等X线投射经过它们时,引起衰减和计算错误所致(图2-4-6)。如颅底骨与脑结构之间组织密度差别很大,经探测器测得X线信号多少不一,重建时可产生放射状或大片不规则伪影(图2-4-7),严重影响图像质量和诊断水平。



图 2-4-6 金属伪影呈线条状放射的高密度影



图 2-4-7 颅底骨伪影呈线形低密度,位于颞叶底及脑干平面

2. 机器设备本身产生的伪影

(1) 探测器本身灵敏度不一致或校对偏差,引起数据组反投影错误,产生环状伪影。如果探测器不匹配,则引起每一个数据组反投影轻度偏差,即可产生多环伪影。大多数情况下出现在物体高对比度区域,并有可能向低对比度区域发散。

(2) 取样频率较低或探测器之间间隙较大时产生交叠混杂伪影。

(3) 投影曲线作等角状分布时,产生角度伪影。

(4) 球管的探测器对应性差,重建时位移,重建图像的中心与扫描旋转的中心重合,产生模糊伪影。

(5) 重建计算机的 AP 故障而引起的伪影,呈条状或 1/4 图像杂乱伪影。

(6) CT 设备的层厚几何形状引起的伪影,如头部等某些区域在扫描时,由于邻近组织的重叠而不形成图像。

机器设备伪影是不可避免的,因为任何机器都不可能十全十美。如机器性能不稳定,探测器的漂移,设备的几何形状,时间点的光子流速变化,X 线透射量不足和硬线束等原因均可引起伪影。上述伪影可以通过维护机器处于良好的性能状态,保持 X 线探测器的对应性,加强探测器的灵敏度和减少机器故障等手段加以克服。

第 5 节 CT 图像的分析与诊断

一、CT 图像质量分析

CT 图像质量与影像学医师,技师的经验及机器性能,病人配合程度,检查参数,窗技术,暗室技术等多种因素有关。重要的是影像学医师掌握各种影响因素,克服干扰条件,获取最大限度的高质量图像。

(一) 熟悉和掌握各种不同类型的机器性能,选用最佳参数,如扫描条件,最薄层厚的限度,扫描时间,重建矩阵大小,有无高分辨力,各种后处理技术的性能和能达到的指标等。

(二) 对受检器官和检查部位的要求和应达到的目的需做到心中有数,如病人重点是弄清肝癌或肝血管瘤的鉴别诊断时,应仔细询问病史,有关化验资料,其他检查结果,临床特点等,重点对所检

部位进行有步骤的扫描。发现病变时,根据平扫征象,决定是否需增强扫描,而血管瘤则应采取注药快,扫描快,延迟扫描等措施加以鉴别。

(三) 掌握窗技术,调节荧光屏灰阶,选定最佳窗宽和窗位,最大限度地把病灶与邻近组织的解剖结构和病理特点显示出来。对感兴趣区做必要的测量或其他方位的重建,必要时应观察 CT 值的动态曲线进行分析。

(四) 做好质量控制(quality control, QC)和质量保证(quality assurance, QIA)工作:不断提高照相和洗片质量。

(五) 识别物体本身的真实图像和“假象”及假象产生原因,其中噪声与伪影的辨认至关重要,应采取相应措施消除或减少假象,最大限度地显示物体的本来面目。

二、CT 图像的诊断要领

CT 扫描反映的是人体某组织或某器官本身的图像表现,做好 CT 诊断应从以下几方面考虑。

(一) 从人体这一有机整体出发抓住共性,区别个性,准确分析每一受检层面的影像表现,按顺序、分层次综合对比,多方位全面判断疾病的本质。例如肝癌病人,多从肝炎,肝硬化发展成肝癌,大多数具备肝癌 CT 征象这一共性,常常伴有肝硬化的征象,如肝外形不规则、边缘僵硬,肝各叶比例失调,腹水、脾肿大、门静脉高压时可见门静脉增粗,胃底、贲门、腹膜后、脾门静脉曲张,扭曲或成蚯蚓状、团块形表现,有时伴有门静脉内癌栓形成,肝门、腹膜后淋巴结肿大、转移等征象。

(二) 影像医师应具备扎实的基础知识,良好的临床技能和多学科相交叉的综合诊断水平及专业特长。CT 图像是某组织,器官的真实表现,主要涉及到准确的解剖定位,病理、生化变化特点,生理情况和临床表现及超声、同位素、化验等多学科相互印证。同时应具备 CT 形成原理、图像分析、鉴别诊断的临床知识。例如大叶性肺炎,主要以肺叶为单位,主要病原菌为肺炎双球菌,病理经过充血期,红色肝样变期,灰色肝样变期,炎症消散期。临床上多发生于青壮年,冬春季好发,有高热,咳嗽、咯铁锈色痰,血液化验白细胞数升高。CT 表现为,早期肺窗观察呈大片均匀模糊影,无

体积改变；实变期呈均匀高密影，有支气管气象征出现；消散期，病变区密度不均，可留有条索状影。

（三）CT诊断应遵循下述原则

1. 病变位置：许多疾病有其好发部位，如肺结核常见于肺上叶；骨结核多见于骨干骺端或脊柱；脑膜瘤多见于脑外脑膜附着处；神经纤维瘤多发生于神经走行通路等。

2. 病变的形状、边缘与大小：肺内斑片状阴影，纵隔窗常不能清楚显示，多为炎性病变。肺门肿块，形状不规则，呈分叶状，周围结构受侵犯，支气管有压迫和阻塞征象时，多为恶性肿瘤。一般情况下，外形规则，边缘光滑，整齐，密度均匀者多为良性肿瘤。

3. 病变密度与结构：病变密度较低，呈囊性，多为良性病变。等密度肿块，边缘不规则，有浸润、粘连征象时多为恶性。

4. 病变数目与周围结构的关系：转移瘤可为多发，周围水肿严重。炎性粘连、瘢痕，可见牵拉收缩、周围结构聚集、变形等征象。肿块与周围结构不清，远处淋巴结肿大时多为恶性肿瘤。

5. 病变发展情况：CT图像只反映当时病变的

表现，大多数情况下还需从病理变化、试验性治疗后，CT复查，前后比较加以确定。如结核发展慢，可有钙化，抗结核治疗有效。而恶性肿瘤发展迅速，一般性治疗无效，后期多发生远处转移，向周围侵犯等特点。

6. 密切结合临床：询问病史，家族史，周围有无结核，肝炎等传染病人、疫区居住史等，如西北地区，可发生包虫囊肿。与职业的关系，如粉尘接触史对矽肺诊断至关重要。年龄、小儿应多考虑到先天性疾病。与性别的关系，脑膜瘤多发于中年女性，脑膜附着区。

7. 多种影像检查相互印证、取长补短：如肝脏肿块，同位素表现为浓集区，超声检查表现为块状强回声，CT平扫示低密度区，增强后边缘密度同腹主动脉密度一致，随时间延长，增高的密度逐渐向中心弥散的病变，应考虑为肝血管瘤。

总之CT图像是一种影像学检查方法，仍应按病灶定位诊断确定部位，病灶定性诊断区别实性、囊性，恶、良性。病灶定量诊断测定大小、范围。有时应根据病变发展，治疗情况进一步定性诊断。

（张贵祥 郭庆林）

第5章 CT的诊断价值与限度

由于CT具有较高的密度分辨率的特点,克服了结构的重叠现象,获得的是人体内部解剖断面影像,因此其临床应用价值是十分肯定的,并且随着CT机技术的不断改进,软件功能的不断开发,它的临床应用价值也在不断扩大。

CT在脑部疾病应用最早,也最成熟,可用于对脑外伤、脑血管病、脑瘤、脑先天性畸形、脑炎、脑寄生虫感染以及一些脑白质病等方面的诊断,定位准确,定性诊断价值也很高。

五官科方面,CT可用于眼、眼眶、鼻、鼻窦、耳等部位先天性、外伤性、感染性及肿瘤性疾病的诊断,对鼻咽、口腔及咽喉肿瘤的诊断也有重要意义,对颅底病变、颞下凹、翼腭窝、腮腺区占位病变的诊断也十分理想。

颈部方面可用于检查甲状腺包块、其他颈部包块以及淋巴结肿大等。

呼吸系统疾病中,CT除主要用于肺癌的诊断外,还可广泛应用于其他肺部疾患、纵隔肿瘤、胸膜及胸壁疾病。常规CT对心脏大血管病变的诊断有很多限制,只能大致观察心腔的大小、心包有无积液、大血管的宽度、有无动脉瘤以及用来估价冠状动脉钙化等,但超高速CT是个例外,其可获得心脏大血管的电影CT图像,可对心功能作出判断。

在腹部及盆腔疾患中,CT对实质性脏器的检查是十分有效的。对胆系及泌尿生殖系疾病的诊断也能收到满意的效果。对于胃肠道肿瘤可用来帮助判断肿瘤分期。

CT诊断肌肉骨骼系统方面的疾病价值不一,对脊柱骨折、椎间盘突出、椎管狭窄以及一些椎管内良性肿瘤有重要价值,对于骨肿瘤侵犯范围、有无软组织受累或软组织内肿瘤是否累及骨骼CT也能做出明确判断,但CT对骨肿瘤的定性诊断多需结合平片,另外CT诊断脊髓内病变也明显受限。

CT介入可用来对病变进行活检或对脓肿、囊肿、血肿、积水积液等穿刺、引流,故有诊断及治疗的双重作用。

现代CT机的发展,特别是随着螺旋CT机的

广泛应用,不仅使我们对疾病诊断的准确性有了进一步的提高,而且因为能获得高真实度的多平面重组图像、三维图像、CT血管造影图像以及仿真内窥镜等图像,因此使CT临床应用范围越来越广泛,应用价值也不断提高。

当然CT应用也有其局限性,如小病变、等密度病变或接近等密度的病变CT可能漏诊,另外在疾病未造成人体结构发生大体形态学改变以前CT也会表现为假阴性。

(宦 怡 郭庆林)

参 考 文 献

1. 李果珍等. 临床CT诊断学. 北京: 中国科学技术出版社, 1994. 10-122
2. 郭庆林等. CT的临床应用. 北京: 人民军医出版社, 1985. 5-18
3. 吴惠忠等. 头部CT诊断学. 第2版, 北京: 人民卫生出版社, 1995. 1-10
4. 陈星荣, 沈天真, 段承祥, 施增需. 全身CT和MRI. 上海: 上海科技大学出版社, 1993. 10-18
5. 陈盛祖等. CT的噪声及其测量. 中华放射学杂志, 1985, 19(1):30-32
6. 曹丹庆, 蔡祖龙, 主编. 全身CT诊断学. 北京: 人民军医出版社, 1996. 24
7. 杰亚历山大著, 汪臻, 顾英译. CT技术及其临床应用. 北京: 中国医学科技出版社, 1988. 24
8. 石明国主编. CT影像技术学. 陕西: 陕西科学技术出版社, 1995. 244
9. 曹丹庆, HRCT在肺癌诊断中的应用, 世界医药学器械, 1997, 3(1):53
10. 曹永胜, 顾晋, 周康荣. SCT血管造影及三维重建的临床应用. 中华放射学杂志, 1997, 31(2):96
11. 吕滨, 毛松寿. 电子束CT在心血管系统疾病诊断中的应用. 国外医学临床放射学分册, 21(2):78, 天津市医学科学技术信息研究所, 1998
12. 肖红, 电子束CT成像技术与扫描特性的探讨. 实用放射学杂志, 1997, 13(12):747
13. Brooks R A et al. Theory of image reconstruction in computed tomography, Radiology 1975, 117(2):561-572

14. Gordon R et al. Image reconstruction from projections. *Sci. Am.* 1975. 233(1):56-68
15. Seeram E. Computed tomography technology, first edition, W.B. Saunders company, Philadelphia. P.A 19105 U.S.A 1982, p5-32, 71-88, 123-138
16. Haaga J. Computed tomography of the body. First edition, C.V. Mosby company, St. Louis, Missouri 63146. U.S.A. p 1-22
17. Roederer SJ et al. The noise power spectrum in computer X-ray tomography. *Phys Med Biol* 1978. 23(3):446-454
18. Fishman Ek, et al, Spiral CT: principles, techniques, and clinical application, New York, Raven press, 1995, p1
19. Rubin GD, et al, spiral CT of renal artery stenosis, *Radiology* 1994. 190:181
20. Bondi VM et al, Helical CT of the Liver: value of an early hepatic arterial phase, *Radiology.* 1995. 197:357
21. Brink JA. Technical aspects of helical (spiral) CT. *Radiol Clin North Am.* 1995. 33(5):825
22. Zeman RK et al. Diagnosis of aortic dissection: value of helical with multiplanar reformation and three-dimensional rendering. *A. J. R.* 1995. 164:1375
23. Kalender WA et al, Spiral volumetric CT with single breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation, *Radiology* 1990. 176:181
24. Retuy-Jardin M, et al. Pulmonary nodules: detection with thick-section spiral CT versus conventional CT, *Radiology.* 1993, 187:513
25. Rubin GD, Three-dimensional helical CT angiography. *Radiographics*, 1994, 14(4):905
26. Mass AA, Gamsu G, Genant HK. Computed tomography of the Body with magnetic resonance imaging. 2nd ed. Philadelphia: W.B.Saunders. 1992.1362, 1381-1382, 1372-1376
27. Katada K, Kato R, Anno H, et al. Guidance with real-time CT fluoroscopy: early clinical experience. *Radiology.* 1996. 200:851-856
28. Heiken JP, Brink JA, Vannier MW. Spiral (Helical) CT. *Radiology.* 1993, 189:647-656
29. Rubin GD, Dake MD, Serrna CP. Current status of three dimensional spiral CT scanning for imaging the vasculature. *Radiol Clin North Am.* 1995. 33:51-70
30. Dillon EH, van Leeuwen MS, Fernandez MA, et al. Spiral CT angiography. *AJR.* 1993, 160:1273-1278
31. Galanski M, Prokop M, Chavan A, et al. Renal arterial stenoses: Spiral CT angiography. *Radiology.* 1993. 189. 185-192
32. Johnson PT, Heath DG, Kuszyk BS, et al. CT angiography with volume rendering: advantages and applications in splanchnic vascular imaging. *Radiology.* 1996. 200:564-568
33. Johnson PT, Heath DG, Bliss DF, et al. Three-dimensional CT: real-time interactive volume rendering. *AJR.* 1996. 167:581-583
34. Rubin GD, Beauvais CF, Angro V. Perspective volume rendering of CT and MR imaging: applications for endoscopic imaging. *Radiology.* 1996, 199:321-330
35. Herts BR, Baker ME, Davros WJ, et al. Helical CT of the abdomen: comparison of image quality between scan times of 0.75 and 1 sec per revolution. *AJR.* 1996. 167:58-60
36. Webb WR, Muller NL, Naidich DP. Standardized terms for high-resolution computed tomography of the lung: A proposed glossary. *J Thorac Imaging.* 1993, 8:167
37. Swensen SJ, Aghenbaugh GL, Douglas WW, et al. High-resolution CT of the lungs: findings in various pulmonary diseases. *AJR.* 1992. 158:971-979
38. Naidich DP, Zerhouni EA, Siegelman SS. Computed tomography and magnetic resonance of the Thorax. 2nd ed. New York: Raven Press, 1991.6-7

第 3 篇

CHINESE MEDICAL IMAGING

数字减影血管造影

主编 陈炽贤 高元桂

第1章 数字减影血管造影发展

第1节 数字减影血管造影发展的促因

数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA)是继CT技术之后发展的医学影像学方法之一。DSA技术的开发始于20世纪70年代中期,在当时的条件下,DSA技术的开发主要基于以下促因:

1. CT技术开拓了医学影像学的一个全新领域,但传统的、层面采集方式的CT技术不能用于显示血管系统,即使对采集技术及后处理技术做了充分的改良,也不能提供可以在临床上取代血管造影的诊断信息。

2. 常规血管造影技术已沿用了数十年,但无法突破一些主要限制,如兴趣血管与非兴趣血管的重叠、兴趣区血管结构在时间与空间上的重叠、血管结构与非血管结构(特别是致密的结构,如骨)的重叠以及需使用大剂量碘对比剂、大量胶片及高的辐射剂量等。

3. 当时已经沿用了多年的胶片减影方式可以提供去除主要的背景结构、保留血管结构的影像,但方法繁琐、胶片用量大及减影过程中会丢失信息(详见后述)。

因此,在当时迅速发展的CT技术的启发与推动下,开发一种计算机辅助的、数字化的、专门用于显示血管系统的全新血管成像技术即成为迫切的需要,同期也在迅速发展的计算机与微电子学技术及影像信息数字化技术则为这种需要提供了可能性。

第2节 减影

数字减影血管造影作为一种专门显示血管的技术包括两部分内涵,一为数字化,这是与计算机相关的处理,有关内容后面还要具体讨论;二为减影(subtraction),实意为“减法”,即通过被处理成相

反物理量的两帧影像信息相减,消除非检查结构,保留血管影像的方法。

“减影”不是一个新的概念。早在1934年,Ziedses des Plantes即提出了利用X线照片进行光学减影的方法。在一个曝光序列中,取一帧碘对比剂尚未到达的照片(不含血管影像)与一张未感光的胶片重叠,作光学曝光,得到原片的负片,作为“蒙片”(mask)。再用蒙片与血管造影的影像共同重叠在另一张未感光的胶片上作光学曝光,则蒙片的负影与显影像之相应正影相抵消,因蒙片不含血管影像,故最后的照片上仅保留血管影像。这种去除可造成干扰的骨影和其他无关结构影像、改善血管结构显示的方法一直沿用到70年代末,严格地说直到由DSA取代为止,尤其是在脑血管造影中应用很多(图3-1-1)

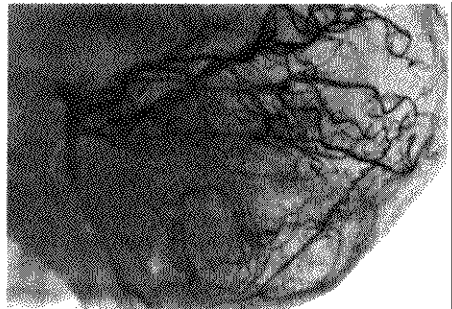


图3-1-1 光学减影法椎—基底动脉血管造影

胶片间的光学减影方法是基于胶片所含的固有信息,胶片兼有采集X线信息与显示影像两方面职能,二者均依赖于胶片感光材料的性能。迄今,感光材料的发展仍不允许在常规X线摄影中捕捉到更高级的信息。此外,胶片减影是以胶片间灰度的抵消实现的,这样在减影过程中只会丢失而不会增加固有信息量。胶片减影的另一个缺点是增加胶片的消耗。

DSA技术是采用类似胶片减影的原理,但通

过计算机处理显示血管减影影像的方式。减影方法的细节将在以下章节中讨论。数字减影技术不依赖于胶片,可捕捉到比胶片摄影细微得多的信息,计算机处理的减影技术可采用灵活的减影方式及复杂的后处理方法。事实上,数字减影技术上也限于血管造影,已有数字关节造影、数字喉造影、数字脊髓造影、数字乳房造影、数字脾门静脉造影、数字内窥镜逆行胆胰管造影等多种应用的报告。目前,数字减影技术已取代了常规血管造影,并在众多的血管成像技术中(如CT血管成像、MR血管成像等)仍然保持显示血管造影影像的“金标准”地位。

第3节 数字荧光成像与数字减影血管造影

数字减影血管造影的形成是基于数字荧光成像(digital fluorography或digital fluoroscopy,DF),因此DSA发展的讨论主要涉及的是DF的发展。

传统的透视设备中,X线穿过病人激发荧光屏,有不到15%的X线被荧光屏吸收,其中仅30%转变为可见光。由于这种转换的效率很低,只能在荧光屏上形成模糊的光影,放射医师仅能作充分的暗适应后才能在暗室中观察。

20世纪40年代,开始了在增加荧光屏影像亮度和降低X线管输出方面开展研究工作。Langmuir(1940),Coltman(1948),Morgan和Sturm(1951)等作出了重要贡献,开发了X线影像增强器(image intensifier I.I)。X线穿过人体后不由荧光屏而由I.I的输入屏接收,以与荧光屏类似的方式被转换为可见光,但可见光接着被转换为电子,电子在I.I内被加速,然后激发I.I的输出屏荧光体,在输出荧光体内已被加速的高能电子再被转换为可见光。由于电子能量大大增加,I.I输出屏上最终的亮度可为常规透视荧光屏的500~1000倍。

50年代末、60年代初完成了I.I的下一步改进,即将影像增强器的一端联接到电视摄像机上,在电视监视器上显示影像,导致辐射剂量大幅度降低和实现了明室透视。60年代末,在I.I结构上的另一个重要改进是开发了碘化铯(CsI)作为输入荧光体。应用CsI可增加50%~60%的检测量子效率。70年代中期,一些研究者就是将高检测量子效率的I.I检测到的、由电视屏显示视频影像的

DF系统与计算机技术结合,发展了DSA系统。

一些研究小组从70年代中期开始独立地开发DSA系统。他们分别对DSA成像链的构成;图像的快速处理和实时成像;减影中应用的不同变量及减影方式以及DSA在不同临床领域中的应用等方面作了各自的贡献。

自20世纪80年代初期开始,DSA设备开始在医学影像学科普及,经历了一个是否DSA可完全取代常规血管造影的短暂的争论后,DSA已经成为医学影像学科的常规设备,目前已经不再有传统的专用常规血管造影设备生产。

第4节 DSA设备的最新进步

和CT与MRI设备相比,DSA设备自问世以来技术上的改进相对较少,主要有以下几方面:

一、高帧频与实时成像

单位时间内采集的帧数与影像采集矩阵的大小并最终与计算机的存储能力有关。早年的DSA设备当以 512×512 的矩阵采集时每秒仅可采集2~3帧;以 256×256 矩阵采集时也不过每秒6~8帧,且不能实时显示减影影像。当前的设备通常在 512×512 矩阵采集时帧频可达30~60帧/秒,并可实时或近于实时显示减影影像。多数设备可作到使用 1024×1024 矩阵采集,或者以较小的矩阵采集(如 512×512),而用大的矩阵(如 1024×1024)显示。

二、高分辨录像

由于早年的设备时间分辨率与空间分辨率不足,对动态器官,如心脏、大血管的显示需采用电影方式,整个过程繁琐、费时、辐射剂量高且不能实时显示,还需用专门的洗印及观片设备。目前,较高档的DSA设备可以提供高分辨力的录像设备,可以以25帧/秒以上的速度提供动态记录,完全可以取代传统的电影方式,且可立即回放与重复显示。

三、标识图(或路标)

为满足血管内介入放射学操作的需要,当前的DSA设备通常具有标识图(或路标)(road map)功能,即在靶血管区域注射少量碘对比剂显示血管影

像后,在其中一个监视器上保留局部的血管影像作为介入操作中的参照,或者使介入操作中适时显示的影像重叠于标识图上,直接起到导向作用。

四、步进减影

为使长距离(如下肢)内的血管不受视野的限制,注射碘对比剂后一次全部显示,现代的 DSA 设备可在注射对比剂后借检查床或 X 线管/接收器的移动,跟踪血管内对比剂的流动作分段成像,并和注射对比剂前采集的蒙片作减影。更先进的设备则可跟踪对比剂的流动作匀速(而不是分段)运动与采集,并最终把减影的血管影像拼为一幅完整的肢体血管影像。

五、三维 DSA

迄今只有少数厂家(GE,岛津公司)生产可直接三维成像的 DSA 设备。此类设备借助复杂轨迹的

C 型臂运动,使非血管结构的影像“模糊”掉,实时地显示三维的血管“减影”影像。三维 DSA 主要用于显示颅内血管。其应用前景尚待观察。

另一种更为普及的三维显示 DSA 借助 C 型臂做设定角度的分度旋转与曝光,得到不同角度投射的影像,进而组合在一起作三维显示。

六、双向 DSA

双向(bi-plane)DSA 不是新的发展,理论上及传统的双向 DSA 是采用双 C 型臂结构、两套 X 线管/接收器系统,在一次注射对比剂后同步曝光,得到不同角度(通常是相互垂直的两个平面)的影像。先进的 DSA 设备在 C 型臂的结构、运动轨迹和速度方面有了很大的改进,通过单一 C 型臂迅速改变位置,可以在极短的时间内改变采集方向,达到与传统的双向采集类似的影像,但大大简化了设备的结构,降低了成本。

第 2 章 数字减影血管造影设备的基本结构

第 1 节 DSA 的成像链

DSA 影像形成的基本过程与传统 X 线摄影相同, 即 X 线透射成像。X 线源发射 X 线, 透射过人体后受到不同程度的衰减, 通过检测到不同部位衰减后的射线强度获得影像。

有两类 X 线光子与成像有关, 即未被人体屏蔽的 X 线光子与散射的 X 线光子。二者统称原发辐射光子。检测到这些原发辐射光子即形成影像。原发辐射的强度与以下因素有关: 人射辐射强度 (I_0) 和组织的有效总体衰减系数 (μ), 可以下述公式表示:

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

式中 I 为人射到检测器的原发辐射强度, μt 代表射线穿过的组织总体长度 (t) 与有效组织密度

乘积, e 为自然对数底。因此, 探测器检测到原发辐射强度的分布即可提供与组织成分相关的信息。

但是, 公式 (3-2-1) 的关系要受到散射光子的干扰, 因为散射光子的途径是无法预期的。检测到散射光子无助于影像形成, 却构成了影像噪声。因而, 成像中希望检测到尽可能少的散射光子。

假定人体组织仅含软组织和密实骨两种成分, 第三种成分为注射的碘剂。表 3-2-1 列举了三种成分衰减系数的能量依赖性关系。表中可见到, 软组织 (μ_T) 和 (μ_B) 的总体衰减系数随 X 线能量增加而逐渐减少, 碘 (μ_I) 的总体衰减系数在 40KeV 能级以上也呈类似关系, 但在 33KeV 处其总体衰减系数突然增加 6 倍。即此碘的 K-缘, 是由于入射的 X 线能量与附着于碘原子核的电子的束缚能量精确地匹配时特殊的相互作用引起的。因此, 在 33-70KeV 间碘是比铅更强的衰减材料。

表 3-2-1 在 DSA 中有重要性的一些 X 线能量之总体衰减系数

能量 (KeV)	总体衰减系数 cm^2/gm			总体衰减系数比	
	μ_I	μ_T	μ_B	μ_I/μ_T	μ_I/μ_B
32	6.7	0.33	0.85	20	8
K-缘 33.16	36.0	0.33	0.85	109	42
40	21.4	0.26	0.63	82	34
50	12.5	0.22	0.49	57	25
60	7.7	0.20	0.41	38	19
70	5.1	0.19	0.31	27	16
多色射线					
60kVp, 1.5mmAl	17	0.25	0.55	68	30

I = 碘 T = 组织 B = 骨

基于上述与 DSA 成像有关的物理学因素, DSA 成像链的设置需兼顾所有要求, 但又必然是所有要求的折衷。因此, 除非在理论上, 理想的成像链实际是不存在的。在整个成像链中, 最重要的元件是 X 线源和探测器。

一、理想的 X 线源

“理想的” X 线源应具备有三种重要的性质:

(一) 可提供高能量 碘浓度越低, 或观察的结构越小, 需要的 X 线源能量越大。理想的 X 线源应能提供应用于任何成像任务的能量。

(二) 点源 理想的 X 线源应为横断面积任意小的点, 从而获得成像结构的最佳锐度。

(三) 单色辐射 成像性能是 X 线能量依赖性的, 故理想的 X 线束应由单一能量的光子构成。

二、理想的 X 线检测器

理想的检测器应包括：

(一) X 线源能量 100% 的检测效率 检测器应能检测到穿过病人的所有具有一定能量(E_s)的 X 线光子。

(二) 非 X 线源能量 0% 的检测效率 由于散射线, 即从病人发出的小于 E_s 的 X 线能量也可激发检测器。检测器应对非 E_s 的能量不产生应答, 从而检测不到散射 X 线。

(三) 无噪声检测 检测器不应提供伴随量子统计学噪声以外的其他噪声。事实上, 这样一种检测器的检测效率必定低于 100%。

(四) 无限的空间分辨率。

(五) 大视野 可以同时观察所有有关的解剖结构, 不必分解为若干部分。

(六) 无失真 检测器应可精确反映解剖学的大小和形态。

实际的成像链当然不仅包括 X 线源和检测器, 但其他的元件可以归入二者的范畴, 如 X 线管和滤波器可归入 X 线源, 光栅、I.I、光学系统和电视摄像机可归入检测器。

三、实际的 X 线源

X 线管发出的 X 线不是单一能量的, 而是跨越从 0 到很大能量范围的连续能谱。X 线能级由管电压调节。此外, X 线从阳极逸脱后还可受到 X 线管窗的固有滤过及附加滤过材料的滤过。这些滤过可以使最初的 X 线能谱再塑形, 使之适用于降低辐射量和增加影像中碘的对比双重目的。图 3-2-1 为管电压调节到 60KV 时三种材料滤过的 X 线能谱: ① 1.5mm 铝 (AL); ② 5.5mm 铝; ③ 1.5mm 铝 + 0.2mm 钐 (Sm), 图中可见三种能谱极为不同, 碘的总体衰减系数(μ_i)为能量的函数。

DSA 中可能使用 60KV 和 1.5mm 铝的能谱, 其中至少半数 X 线的能量低于碘的 K-缘(33KeV), 这部分光子只增加了病人的附加照射而几乎不影响碘的对比。若应用 5.5mm 铝, 则可有 75% 的 X 线超过碘的 K-缘, 而若应用 1.5mm 铝 + 0.2mm 钐则可获得理想的改善, 因为钐可选择性地屏蔽低能 X 线及 47KeV (钐的 K-缘) 以上的 X 线, 而获得与 μ_i 剖面峰值较好重叠的 X 线能谱。假定病人软组织

织厚度为 10-20cm, 显示相同质量的 DSA 影像时病人对①、②、③三种能谱需要的照射量相应为 1.0、0.78 和 0.6, 或从另一方面讲, 碘的对比比率为 1.0 : 1.12 : 1.28。即是说在能谱③再加上 0.2mm 钐使碘的对比增加了 28%, X 线辐射量减少了 40%。

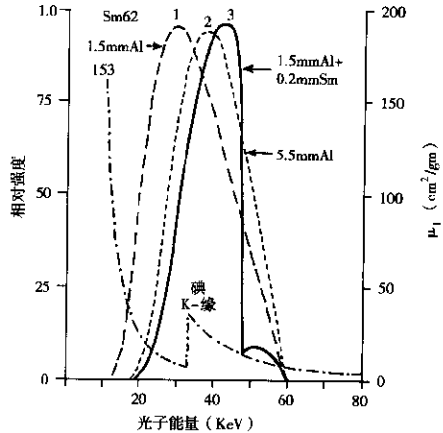


图 3-2-1 X 线管电压为 60KV 时, 三种材料滤过的 X 线能谱

但是滤过也消耗部分有用能级的 X 线光子, 这需要加大 X 线管电流补偿。上述三种能谱需要的管电流大致比率为 1:2:3, 即是说当管电流增加 3 倍时, 病人照射量才能减少 40%。对大部分成像装置讲, 这在技术上是不现实的。

四、实际的 X 线检测器

检测器的第一个元件是光栅, 其结构和原理与传统的滤线栅相同。光栅衰减散射的 X 线, 增加原发与散射光子的比率。但光栅也要滤过一部分原发辐射, 特别是 70KeV 以下能级者。通常, 光栅只能透过原发辐射的 50%-60%, 即是说需要牺牲大约半数原发辐射才能达到减少散射 X 线的目的。

影像增强器(I.I)为检测并转换 X 线为二维光学影像的部件。其输入端有一层对 X 线敏感的荧光体, 目前通常用碘化铯(CsI)晶体。 CsI 具有高的 X 线吸收效率和可减少光线侧向传播的晶体结构, 被认为系一成功的荧光体。 CsI 之晶体品格倾

向在平行于晶格表面的方向传导光子,形成的光线强度剖面图比非晶体荧光体者窄得多,这意味着可以形成更优良的空间分辨力。

I.I和胶片-增感屏检测比较有根本的区别。胶片的灰度与检测到的辐射量相关,因此仅可检测到有限范围内的辐射。过低的辐射量可低于胶片的敏感性,过高的辐射量则使胶片一致变暗,均不能形成影像。I.I反映在电视屏上的影像亮度与激发电视靶的光线强度相关,而不直接与特定的辐射水平相关。检测到的辐射强度通过光学系统应用的光学孔隙与电视靶上的光线强度相联系,改变孔隙大小即可改变电视影像亮度。因此,I.I系统可在比胶片-增感屏宽得多的X线强度范围内形成可用的影像。

I.I输入端因要用一薄的玻璃或金属封套支撑一高度真空管,故不是平的而是凸面的,以增加强度。其后果是造成影像失真,称“枕形畸变”。该后果类似于将一规则的纱网投射为地图上的经纬线。这种失真造成测量的不精确性及图像外周部分分辨力下降。若用平面封套结构,则需增加封套的厚度,结果是降低检测效率。

由于影像检测各阶段的缺陷,影像内各部分之间的信息有微弱的联系,该作用称“遮蔽闪烁”(veiling glare),代表光线散射现象、光学系统组合内之光线散射和I.I内电子散射的总和,引起的影像质量衰减作用与检测到的散射辐射大致相同。

五、电视摄像机

事实上,电视摄像机是最常限制分辨力的元件。分辨力部分地取决于I.I的视野,若电视有512线的分辨力,则14、9、6、4英寸视野的分辨力分别为0.7、1.1、1.8、2.5线对(LP)/mm。不过,整个成像链分辨力还与X线管焦点大小有关。随几何学放大,焦点模糊增加,在放大达一定范围后,焦点分辨力限与摄像机分辨力限的曲线交叉,后者则变得不那么重要,前者将决定整个链的分辨力。

基于以上估计,目前的DSA成像链要达到完美的理想的标准,需增加X线辐射剂量12~32倍。或换言之,当前的DSA系统仅以理想者的3%~8%的效率运行。尽管如此,成像链中每一环节的改进都要付出昂贵的代价。因此,必须容忍目

前成像链的各种限度,并根据本书述及的物理学原理作出小而有益的改善。

第2节 DSA 视频信号

DSA成像链采集到的原始影像及经后处理重建的影像均首先显示在电视监视器上,是为视频信号。视频信号主要取决于采集信号的电视摄像机。与DSA有关的几个视频信号特征有:

一、亮度响应

DSA的电视摄像机拾波管为一种换能器,即把光能转换为电流。测量到的电流应与光学影像的亮度,并进一步与X线强度精确相关。这种亮度-电流转换即为拾波管的亮度响应。若以 γ 表示亮度响应特征,则 γ 与入射亮度(B)和信号电流(I)有关,用公式表示为

$$I = B^\gamma \quad (2)$$

$$\log I = \gamma \log B \quad (3)$$

将测量到的B和I值在对数表上制图,则连线的斜率是 γ 。标准的三硫化锑(Sb_2S_3)光导摄像管的 γ 值约为0.7,而通常用于DSA的氧化铅(PbO)光导摄像管 γ 值约为1,即信号电流与亮度的关系是线性的。

二、动态范围

亮度响应并非从0水平开始,也不会持续到无限大的亮度。设最大与最小亮度值分别为 B_{max} 和 B_{min} ,则最大和最小的有用的亮度值比率即动态范围(D)

$$D = B_{max}/B_{min} \quad (4)$$

以氧化铅光导摄像管为例,其D值大致为1000。为满足DSA成像的需要,摄像机的动态范围必须适应(超过)入射到它的亮度值的动态范围。在DSA成像检查中,这一值可能相当小,如腹部检查时由于病人的厚度与结构的均匀性,D值可仅为3,头颅检查可能会大于10。所以DSA中拾波管的动态范围不是一主要限制,在15以上即可满足需要。

三、信噪比

理想的检测器自身对检测到的信号不应增加不

精确性或噪声,但是如果检测到的 X 线自身误差小,则来自检测器的噪声可潜在衰减信号。信噪比(SNR)在这里特指成像系统采用的信号值最大差别的大小,即是说 SNR 与两个信号间可被分辨的最小差别有关。与动态范围相比,足够高的 SNR 更重要的多。DSA 中,由于动态范围通常较低,较高的噪声水平与信号重叠时可以遮蔽相对微弱的减影信号,则相应部位的含碘的血管影像将会混入噪声背景之中。理想的用于 DSA 的摄像机 SNR 应大于 200:1。

四、迟 滞

迟滞是摄像机对接受的亮度快速变化响应的测量。摄像机拾放管内每间隔一段时间(如 1/30 秒)可读出一个视频帧。在形成一理想的视频影像之前,摄像机需要读出若干视频帧来达到平衡,这个现象称为“建成迟滞”。另一种迟滞是当摄像机消隐,即无信号电流读出期间光导靶上有电荷建成,当摄像机开始读出时,靶上的残存电荷可形成可感知的信号水平,称“余辉迟滞”。

摄像机的迟滞若明显,可限制 DSA 系统的时间分辨力,这对某些动态观察,特别是心脏的 DSA 检查尤为不利。对于广泛用途的 DSA 系统来讲,拾放管的迟滞应低于 10% 以下。

第 3 节 DSA 的噪声

广义上说,任何妨碍观察者解释的影像结构特征都可以认为是噪声。DSA 中严格地规定噪声的定义为:影像上观察到的亮度水平中随机出现的波动。这就是说,从本质上讲噪声主要是统计学的,而不是检测性的。

有很多妨碍 DSA 影像解释的现象,但不被认为是噪声,如 DSA 检查中的移动伪影;能量减影影像中来自非碘材料的残存信号对血管影像的遮蔽;窗宽不当使影像亮度增益过小,妨碍血管结构的显示等。

DSA 中检测到的 X 线量与泊松统计学法则有关。当已知给定量的 X 线,如为 100 时,由检测器反复读出多次,可得出作为检测器读出次数函数的曲线波形。曲线的宽度即统计学波动量,也即噪声量的大小。根据泊松分布法则,波动量的标准差

δ 大致等于曲线半宽或平均量(N)的平方根:

$$\delta = N^{1/2} \quad (5)$$

随检测到的 X 线量增加,影像中亮度的随机波动会减小,也即噪声降低。根据噪声精确性的法则,检测到的曝光量增加 4 倍时观察到的噪声水平减少 2 倍。随成像对象固有对比减少和(或)大小减少,为达到理想的影像质量必须增加曝光量。

根据体模实验的结果,可揭示 DSA 中另一统计学特征:需要增加的曝光量是对比减少倍数的平方,可用下述公式表示:

$$N(\text{曝光量}) \propto 1/C^2 (\text{对比的平方}) \quad (6)$$

DSA 检查中,若静脉注射比动脉注射时对比减少 4 倍,为达到相同的影像质量,静脉注射时则需把曝光量增加 16 倍。即是说,静脉(IV)DSA 的曝光量不可能减少到动脉注射时的水平。

还可根据体模的曝光量实验揭示 DSA 中第三个统计学特征:曝光量需以与空间分辨力改善的平方成比例的增加。即是说同样清晰地显示较小的物体需要增加曝光量。可以下式表示:

$$N(\text{曝光量}) \propto 1/d^2 (\text{物体长度平方}) \quad (7)$$

若某一血管直径减少了 $3^{1/2}$,则为使之获得与原来相同的影像质量需要将曝光量增加 3 倍。

上述关系可纳入 Rose 检测模型,归结为一个公式:

$$N \approx 1/(P^2 c^2 d^2) \quad (8)$$

这样,即可根据预期的对比水平(C)、血管大小(d)和理想的精确性(P)估计形成理想的影像需要的曝光量(N),从而获得具有可接受的噪声水平的有用的影像。DSA 检查中,减影步骤已消除了很多无关的背景结构,因而可在相对均匀的噪声背景中勾画出充盈碘对比剂的血管。从这个意义上说,并非是重叠的结构,而是噪声成为影像质量的主要制约因素。

第 4 节 DSA 影像的处理和显示

通过 DSA 成像链采集到的原始影像是模拟影像,该影像需经历数字化处理、减影处理及重建为模拟影像的过程,最终成为用于临床诊断的 DSA 影像。

一、模拟与数字

模拟是以某种范畴的表达方式如实反映另一种

概念范畴。比如,你在零售商店买 1.25kg 糖,1.25kg 即为你要购买的糖的数量的模拟。在 X 线摄影范畴, X 线胶片或荧光屏可以记录或显示从几乎完全透明(白色)到几乎不透明(黑色)的一个连续的灰阶范围,这种不同的灰度色调差别为任何一个局部所接受的辐射强度的模拟,或从另一个角度讲为相应的成像组织结构对射线衰减程度的模拟。

数字在这里不仅意味着数码,数字的概念是以某种人为规定的量级量化地反映另一种概念范畴。比如,你在超级市场购买你需要的 1.25kg 食糖,那里的糖为 0.25kg 一包,则你可以买 2 包或 3 包(1kg 或 1.5kg),这里的“包”即为人为规定的量级。注意,在这种情况下你必须接受多购或少购 0.25kg 的“误差”,这里涉及的即是数字化过程中精确性的问题。

二、模拟-数字转换

把 DSA 原始影像的模拟信号转换为数字形式是将模拟信号量化、为进一步行计算机处理的基本步骤之一。当前的数字成像设备,如 CT、DSA、MR 等,均应用原理上类似的元件完成这一转换,称模拟-数字转换器(ADC)。

模-数转换器把连续的模拟信号分解为彼此分离的信息,并分别赋予相应的数字量级。从数字成像的实际转换来看,即是把 DSA 视频影像上从“白”到“黑”的连续灰度色调分解为不连续的“灰阶”,并赋予每个灰阶相应的数字。通过 ADC,实现了 DSA 视频信号的数字化。

三、减影处理

减影处理是 DSA 的关键处理过程之一,将在下一节详细讨论。

四、数字-模拟转换

DSA 数字化处理的完成意味着经过模拟信号数字化和减影处理后获得了由每一像元的值组成的数字影像。但是,数字影像极难直接用于诊断目的,必须使之再转变为模拟影像显示在电视屏幕上。这个过程称数字-模拟转换,完成这个转换的元件称数字-模拟转换器(DAC)。

DAC 的工作实际上是 ADC 的逆转,它把二进制数字转变为视频电压水平,形成视频影像。由于原始影像是以有限的样本率被数字化(取样)的,故经 DAC 转换后的模拟影像将会是一系列不同亮度的点组成的。为了使重建的模拟影像失真度尽可能地小,通常通过滤过系统将周围许多点的值加权总合来填补灰阶的间隙。这样复制的影像可能显得比未经滤过的影像模糊,但可更忠实地代表原始影像。

五、DSA 影像的显示

经 DAC 处理的 DSA 影像首先在电视监视器上显示,并可作各种后处理。经后处理以后选择的影像则可存储在各种存储媒体上,如磁盘、磁光盘、CD、高密度磁带等。迄今,最广泛接受的显示方式除监视器的视频影像外,仍然是硬拷贝(胶片)。

第3章 DSA影像的采集和处理

第1节 DSA的成像变量

数字减影意味着对在视野内发生特定结构的影像改变前后分别获得的影像进行数字化处理,施行减影来突出特定结构(含碘剂的血管)。DSA影像形成过程中可借以作减影处理的物理学变量有时间和能量。

一、时间减影

常规 DSA 检查中,每注射一次对比剂可获得

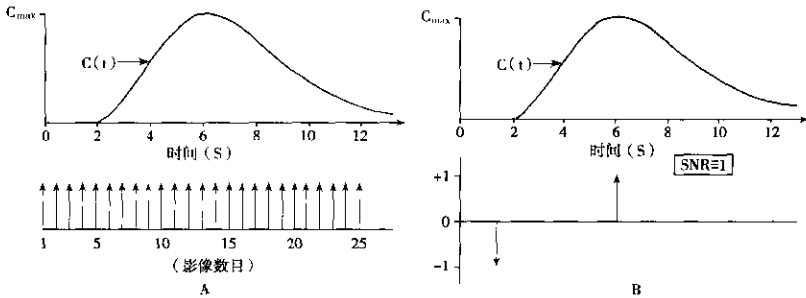


图 3-3-1 A DSA 成像中获得了很多含对比剂的血流通过兴趣动脉的系列影像。此例以每秒 2 帧的帧频共摄得 25 帧影像 B 仅 2 个透过系数不等于零的图像组成减影对用于蒙片方式减影

时间减影过程中,减影对的两帧图像内对应区域信号的差别仅为显影的动脉,或者说是充盈的碘剂,减影过程即是分离出不同时间相的差别信号。事实上,该差别信号非常小,若不经减影处理,即使在对比剂充盈的高峰时相也不能直接观察到含碘血管。故 DSA 影像的显示还需借助差别信号(必然也伴噪声)的放大及借助 DSA 系统的高的密度分辨率。

二、能量减影

DSA 检查中,随曝射能量的增加,碘的总体衰减系数在 33KeV 处突然增加,即当使用比碘的 K-缘能量略高和略低的能量分别曝射时,所获影像内的碘信号可有较大的差别。应用这样两帧影像组成“减影对”作减影也可分离出碘信号。两帧不

自对比剂到达感兴趣区(region of interest, ROI)前至对比剂在 ROI 达峰值水平后若干时间内的一个曝光序列。当取一帧对比剂到达 ROI 前(蒙片)与一帧对比剂在 ROI 恰达峰值水平的图像组成一个“减影对”作减影处理时,即可得到突出含碘对比剂的血管结构、消除了其他非兴趣结构的减影影像。在这个过程中,构成减影对的两帧图像是在不同时间获得的,即是说二者减影应用的是时间变量,故称此种减影方式称为时间减影法(temporal subtraction)(图 3-3-1)。

同能量的影像通常是在瞬间(如 50ms)相继获得的,这里的时间差别可略而不计,二者减影主要依赖的是能量变量,故称此种减影方式为能量减影(energy subtraction),又称 K-缘减影(图 3-3-2)。

若间隔 50ms,分别应用 70 和 130kV 摄取同一部位对比剂充盈期相的影像,则应用较高 kV 者各种结构的信号均比应用较低 KV 者减少,相应为:碘信号减少 80%;骨信号减少 40%;软组织信号减少 25%;气体信号在两种能量均很少衰减。将两帧影像减影,则:气体影可完全消除;保留少量软组织影;明显保留骨影;明显保留碘的影像。因而,能量减影除能分离出碘信号外还可有效地消除气体影,这在腹部血管的观察中尤有意义。但是能量减影不能有效地消除骨影。

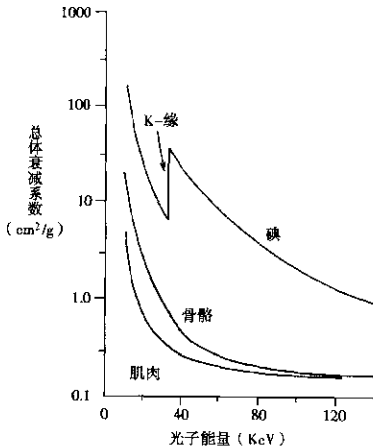


图 3-3-2 碘、骨骼和软组织(肌肉)对散射线衰减的能量依赖性变化可见碘的衰减曲线在 33KecV 附近的锐利的、锯齿形的不连续性

目前,因时间减影对设备的特殊要求较少,因此是最普遍应用的方法。实际工作中,可以对这些基本的减影方式作一系列改良,还可基于不止一种物理学变量作减影,将于后述。

第 2 节 DSA 检查中的基本概念

数字成像技术中涉及的基本概念在各种手段中是类似的,但概念的内涵有轻微的区别,随着从传统放射学向影像医学过渡,传统的概念也要更新。下面讨论与 DSA 有关的基本概念。

一、像 元

像元是构成图像的基本单位,也即影像被分解成的孤立信息。在所有数字成像方式中,像元的大小是由设备规定的。而在胶片成像方式中,每一银盐颗粒即为一个像元,像元的大小是由银盐颗粒的大小决定的。迄今所有的成像方式均系二维成像,故像元的概念也是二维的,即只有长和宽两度空间。

二、体 元

又称体元。体元是像元代表的相应体积的单

位。体元与模拟影像上的像元是对应的,决定像元在模拟影像上的有关参数,如灰度值。体元的概念与像元不同,是三维的,即有长、宽、高三度空间。

和 CT、MR 成像方式不同,DSA 不应用断面成像(cross-sectional imaging)方式,因此相同大小的像元对应的体元可完全不同。在减影后的影像上,每一像元覆盖的血管厚度(直径)也不同。

三、矩 阵

矩阵是构成图像的像元阵列。数字成像方式中,矩阵的大小(即含的像元数目)通常是由数字化设施的存储能力和计算机的功能决定的,矩阵大小也从初始的 64×64 、 80×80 、 128×128 逐步提高到 256×256 、 512×512 。目前,DSA 设备的最大矩阵为 1024×1024 ,但已有 2048×2048 矩阵的影像学设备问世。事实上,设备的矩阵大小明显超过人类眼睛的分辨能力时在临床应用上已没有很大的意义。

四、空间分辨率

空间分辨率(spatial resolution)为图像中可辨认的邻接物体空间几何尺寸的最小限度,即对影像细微结构的分辨能力。空间分辨率是衡量影像质量的重要参数之一,与图像矩阵大小相关,即是说与单位面积内含有的像元数目成正比。因此,在同样的面积内,任何数字成像设备的图像中像元的数目均远不及胶片影像含有者,即数字成像方式所获得的 CT、DSA、MR 等影像的空间分辨率均不及胶片影像。

DSA 影像是由影像增强器采集的,影像的空间分辨率还与增强器的尺寸有关,可以电视屏的线对(line pair, LP)表示。增强器的尺寸越大,覆盖的视野越大,空间分辨率越低。如 35.56cm (14 英寸)增强器的分辨力为 0.7LP/mm ; 22.86cm (9 英寸)者为 1.1LP/mm ; 15.24cm (6 英寸)者为 1.8LP/mm ; 10.16 (4 英寸)者为 2.5LP/mm 。

五、密度分辨率

密度分辨率(density resolution)为图像中可辨认的密度差别的最小极限,即对细微密度差别的分辨能力。密度分辨率是衡量影像质量的另一个重要

参数,与图像中每一像元接受的光子数目成正比。

如前所述,单位面积内胶片所含的像元数目远多于数字影像者。当以相同的光子数目入射时,同样面积内数字影像的像元接受的光子数目要远多于胶片影像者。这种情况说明,数字影像具有较高的密度分辨率;或换言之,数字影像是牺牲了部分空间分辨率,换取了较高的密度分辨率;或笼统地说,胶片影像具有较高的空间分辨率,数字影像具有较高的密度分辨率。DSA中对于含碘量比常规血管造影低得多的血管的高检测能力即部分地归因于设备的高密度分辨率。

六、时间分辨率

时间分辨率(temporal resolution)为单位时间可采集影像的最大帧数。在CT、MR等层面成像设备,时间分辨率反映为单一层面的成像时间,而在DSA中则反映为单位时间的成像帧数,称帧频(frame frequency)。和CT、MR等不同,因为DSA要进行血管内(包括心脏)对比剂廓清的动态观察,故对于设备的时间分辨率有专门的要求,特别是在心脏和大血管的观察和动静脉异常交通部位的观察中通常要用高帧频。用于类似目的的检查通常需要30~60帧/秒的帧频(电影显示)或25帧/秒以上的帧频(高分辨录像)。

DSA的时间分辨率与影像的采集和处理的各个环节有关,特别是和摄像机的迟滞、图像矩阵的大小及计算机的运算处理速度有关。

七、伪影

伪影泛指影像失真。数字成像方式中,出现伪影的原因及伪影的形式不同。DSA中,对影像造成干扰的主要原因是组成“减影对”的两帧影像不能精确重合,系因为检查部位在两帧影像形成的间隔发生了移动。不能精确重合的减影对称“配准不良”(misregistration)。因移动使减影对配准不良在影像上形成的伪影称“移动伪影”(motion artifact)。DSA检查中很多自主和不自主动运动均可导致移动伪影,如呼吸、心搏、吞咽、肠蠕动等。轻微的移动可不影响诊断或可通过后处理方式补救之,严重的移动伪影将使减影影像无诊断价值。

移动伪影有几个特征:①在结构的边缘处最明显,近结构的中心部相对轻微;②伪影的量随结构

边缘密度陡度增大而增大;③伪影的量随移动的结构衰减系数增加而增大。

DSA中另一较常见的伪影是由视频信号的动态范围增大引起的。当视野内某些部位对射线衰减极小时,如头颅检查时前后位投照中的副鼻窦,腹部检查时较大的肠气,使局部视频信号饱和,成为均匀亮度的无信号区,妨碍与之重叠的有用结构的观察,称“饱和伪影”(saturation artifact)。饱和伪影可经调整投照位置或在相应区域放置补偿滤过材料(如铝片)消除,后者称平野滤过(field-flattening filters)。

八、后处理

后处理是指借助计算机功能对获得的影像作进一步的完善。数字成像设备均具有后处理功能,但不同成像手段后处理的内容不完全相同。DSA影像的后处理通常用于改善配准和增加影像的信噪比,如像元移动、再配准、边缘增强、帧幅积分、逐帧滤过、混合减影及三维显示等,将于DSA影像处理一节专门描述。大部分后处理可在获得影像后联机处理,也可用专门的软件作较为复杂的脱机处理。

第3节 DSA的成像方式

一、静脉注射数字减影血管造影(IVDSA)

发展DSA最初的动机是希望以简单的静脉注射方式显示动脉系统,因此最早应用的DSA检查采用静脉注射对比剂。但是,实验与临床应用的结果很快证实,即使是显示较大的血管,也需作对比剂团注。团注(bolus injection)的概念是在单位时间内向血管内注入一定量的对比剂,其量略大于同期血管的血流量,从而取代该节段血管内的血液。当这部分“血流”流经兴趣血管时,其中的对比剂仍保持较密实,稀释较少,从而达到较高的对比。

但是,静脉内团注的对比剂在到达动脉之前要在各心腔与肺循环被稀释。稀释程度可以下式表示:

$$\rho_{\text{DINASA}} = \frac{[(\text{对比剂浓度})(\text{注射速度})(\text{注射时间})]}{(\text{对比剂团通过期间} \cdot \text{总血流量})} \quad (1)$$

其中 ρ_{1max} 为离开左心室的动脉平均碘浓度, 依实际应用时各参数代入公式; 注射速度为 20ml/s; 注射时间为 2s; 从对比剂离开左心室算起, 典型的对比剂团曲线长度为 8s, 设心输出量为 100ml/s, 以 ρ_c 代表对比剂的碘浓度(mg/cm³), 则为:

$$\rho_{1max} = \frac{[\rho_c (20ml/s)(2s)] / [(100ml)(8s)]}{\rho_c / 20} \quad (2)$$

上式说明, 当对比剂到达动脉系统时, 初始的碘浓度稀释了 20 倍。

除对比剂平均浓度外, 兴趣血管的显示还和显影峰值碘浓度及对比剂团廓清曲线宽度有关。这两个参数的基本关系是:

$$\text{动脉峰值浓度} = \frac{\text{注入的碘(mg)}}{\text{中心血容量}} \quad (3)$$

$$\text{对比剂团曲线宽度} = \frac{\text{中心血容量}}{\text{心输出量}} \quad (4)$$

根据上式, IVDSA 中各种变量可从不同方面影响显影结果。

(一) 对比剂的浓度和剂量

根据公式(3-3-1), 动脉内碘浓度和对比剂的碘浓度成正比。一些关于对比剂浓度与影像质量的对照观察证实, 甚至 30mgI/ml 的对比剂浓度差别, 影像质量的对比差别都有统计学意义。

根据公式(3-3-3), 兴趣血管内的峰值碘浓度还与注射的对比剂剂量有关。注射的对比剂剂量与对比剂团廓清曲线峰值高度成正比, 但不影响曲线宽度。因而, IVDSA 检查中若希望得到较理想的高而窄的对比剂廓清曲线(时间-浓度曲线), 一般要每次注射高浓度碘对比剂 30ml~40ml, 一次典型的 IVDSA 检查大约需注射 40g 碘甚至更多。

(二) 注射速度和时间

公式(3-3-3)说明, 动脉内碘浓度取决于总剂量, 这意味着与注射速度无关。例如, 以 20ml/s 速度注射 2s 与以 30ml/s 速度注射 1.5 秒所得结果相同, 这似乎与直观的预期相反。事实上, 在对比剂团通过诸心腔和肺动脉过程中, 不论速度如何均会被稀释。从上腔静脉到主动脉的循环时间为 4~5 秒, 只要注射时间与之相同或少于这个时间, 稀释的程度即大致相同。每次注射 40ml 对比剂时, 意味着 15ml/s 以上的注射速度对对比剂廓清曲线的影响极小, 这已在实验和临床观察中证实, 即注射速度既不影响 IVDSA 中对比剂曲线的峰值, 也

不影响曲线的宽度。

(三) 注射部位

IVDSA 可行中心或外周注射对比剂, 前者是指导管顶端送到右心房或上、下腔静脉开口附近; 后者只需在肘部穿刺后使导管沿正中或贵要静脉上行 10cm 以上。和中心注射相比, 外周注射较方便, 但是对比剂注射速度相应较低, 中心血容量较大。比如, 以 10ml/s 的速度注射 40ml 对比剂, 则注射时间已长达 4 秒, 大致相当于肺循环时间。中心血容量为心输出量与平均通过时间的积, 即对比剂将在其中被稀释的血量。无疑外周注射时随注射时间的延长中心血容量增加。中心血容量增加导致对比剂团廓清曲线的峰值降低、宽度增加。和中心注射相比, 外周注射时信号大约减少 20%。DSA 中, 显示血管需要的最低限度的碘量与血管直径成反比, 故低的信号值对于小血管的显示尤为不利。

(四) 心输出量

心衰病人心输出量降低, 而中心血容量增高。根据公式(3-3-4), 可预期对比剂团廓清曲线增宽, 动脉内碘浓度降低。如果心输出量相当差, 对比剂自左心室至兴趣动脉的行程中还会进一步稀释。

此外, 离子型对比剂的高渗透性也会引起血流动力学变化, 但因系一过性的, 不作重点讨论。

二、动脉注射数字减影血管造影(IADSA)

IADSA 的发展是对最初 IVDSA 的改良。根据前段描述, IVDSA 的缺点有: ①静脉内注射的对比剂到达兴趣动脉之前要经历 20 倍的稀释; ②因而需要较大剂量和较高浓度; ③尽管如此, 对小血管的显示仍不满意; ④并非无损性。

此外, 另一个极为重要的因素是 DSA 显示血管的能力与血管内碘浓度和曝光量平方根的乘积成正比。比如, 欲使一直径 2cm 的血管及其内 1mm 的狭窄与一直径 4mm 的血管及其内 2mm 的狭窄成像一样清晰, 可有两种选择: 将血管内的碘浓度加倍; 或将曝光量提高 4 倍。这种情况下, 大大提高曝光量, 从设备的负荷与病人的辐射剂量方面讲都是不现实的, 当然以提高血管内浓度更为可取。因而, 动脉注射对比剂的方法应运而生。

IADSA 时, 对比剂直接注入兴趣动脉或接近

兴趣动脉处, 稀释要轻微得多。比如, 在颈总动脉于 1 秒内注入 8ml 15% 的对比剂 (75mgI/ml), 同时典型的血流速度为 8ml/s, 那么由于注射的压力, 对比剂可潜在地置换血流达 1 秒。即使有些轻微的稀释, 相应节段动脉内的碘浓度在此期间也仍会有 50~70mgI/ml, 比使用较高剂量、较高浓度注射的 IVDSA 在同一部位可达到的碘浓度仍可高约 3~4 倍, 可明显地改善小血管的显示。

三、DSA 的曝射条件

DSA 检查中, 虽然减影步骤消除了背景结构的信号, 但增大了噪声, 有时会被误解为 DSA 提高了信噪比, 实际上恰恰相反。DSA 只是增加了信噪比在影像显示上的重要性。每一减影对中, 蒙片与充盈都具有噪声水平 δ , 则减影的噪声水平为 $(\delta^2 + \delta^2)^{1/2} = 1.4\delta$, 即是说噪声量增加了 40%。

可再根据 Rose 模型计算需要检测到的曝射量 $N(c, s)$ 。对于 IVDSA 来讲, 可设 c (预期对比水平) 为 0.01, d (血管直径) 为 1mm, 若希望噪声水平不大于最小对比的一半 ($P = \delta/c = 0.5$), 则

$$N = 2 / (p^2 c^2 d^3) = 2 / [(0.5)^2 (0.01)^2 (0.1 \text{cm}^3)] \\ = 8000000 \text{ 检测的 X 线/cm}^2 \quad (5)$$

式中 2 为补偿增加 40% 噪声量的因数, 对于典型的 DSA 曝射能谱来说, 1mR 曝射量约等于 2500 万 X 线/cm²。这样可直接转换为:

$$N = (8000000 \cdot \text{cm}^2) / (25000000 \cdot \text{cm}^2) / \\ (2.58 \times 10^{-7} \text{c/kg}) = 0.3 \text{mR} \quad (6)$$

即是说, 在上述条件下 IVDSA 需检测到的曝射量为 0.3mR。但是, 由于影像增强器典型的检测效率最多为 50%, 因而检测到的曝射量必须增加一倍, 再加上厚度及应用的 KV 等因素, 病人的曝射量就会相当高。各种血管直径和(或)希望达到的噪声水平都可代入以上两公式, 求得应检测到的曝射量。IVDSA 同样可应用上式计算检测曝射量。

第 4 节 受检病人的辐射剂量

本节讨论了对于规定的参数获得理想的影像需检测到的曝射量。依公式(3-3-5)求得的曝射量实际上仅为一个减影对的曝射量。DSA 检查中可能需要摄取几个曝射序列, 每个序列可以包括 15~20 帧甚至更多帧幅。这样, 每次 DSA 检查病人接

受的辐射将远远大于一个减影对者。传统的 DSA 检查中, 病人接受的辐射主要有三个来源, 即透视、实验性曝光和获取影像。

一、透 视

透视检查是获取影像前必要的定位步骤。透视时间是每次曝射时间与总曝射次数的乘积, 在不同目的的检查中不同。在不合作的病人或需设法获得最宜体位而多次调整时, 累积的曝射剂量必然增多, 不应该使用高 KV 作透视检查。表面上高 KV 似乎可以减少病人的辐射剂量, 但是 X 线管的电流强度低于一定的值时, 停止透视后可发生电缆放电。这是因为电缆在高压时积蓄了电荷, 电缆放电可对检查者与被检查者产生额外的辐射, 故透视时电流不应小于 0.2mA。

二、实验性曝射

为获得电视监视器上最佳的视频饱和, 较旧型号的设备在每个曝射序列之前平均至少要作二次实验性曝射, 每次检查将包括几个曝射序列。这样, 每次检查中实验性曝射累积的皮肤剂量为 1.5~4.5R, 即使尽量压缩实验性曝射的次数, 每次检查的皮肤剂量也至少为 2R。较新型的 DSA 设备已经省去了实验性曝射这一环节。

三、采集影像

采集影像期间受检者的辐射剂量与 KV 的设置、遮光器的设置、成像的几何学、视野的大小、滤线栅的应用等有关。

根据最简单的逻辑, 采集的影像越多, 可获得的信息越多, 曝射的剂量也越大。因此在可能的情况下宜采用低帧频和程式曝射。程式曝射可设定使对比剂团到达兴趣血管前以低帧曝射, 到达兴趣血管后改用需要的较高帧, 廓清的晚期仍改用低帧。曝射的程序可事先规定, 由设备自行调节。以每个曝射序列摄 8 帧、每次检查包括 5 个曝射序列计算, 40 帧的总的皮肤剂量为 4~12R。

DSA 中的曝射是由计算机指令控制的, 在计算机发出指令至实施曝射之间会有一些延迟(如 60ms), 而指令至停止曝射之间也会有更长的延迟(如 150ms)。若指令程序规定的曝射时间为 200ms, 实际曝射时间则为 290ms, 延长的曝射时

问势必也增加辐射剂量。

DSA 检查的视野大小受制于影像增强管的大小及放大率。视野越大,对受检者的剂量越高,辐射剂量的增加为视野直径的平方。故检查的视野宜尽可能减小到最小。

在当前(1998年)的最新 DSA 设备设计中,针对检查中降低对病人和检查者的辐射量问题已有了一系列改进,包括:①采用低剂量脉冲透视技术代替传统的非脉冲方式透视;②采用自动滤过调整,降低曝光剂量;③采用无射线遮光器调整,去除调整光栅过程中的辐射;④无测试曝光,消除“实验性曝射”环节中的辐射;⑤智能化曝光技术,可根据受照部位的厚度与密度,自动调节曝光剂量;⑥自动曝光测量与显示系统,可随时监测、显示辐射剂量与报警;⑦采集图像的数字放大,避免了因使视野(FOV)增大而增加照射剂量等等。在设计完善的设备上,已可使检查中的曝光剂量比前述常规 DSA 检查的剂量减少 90%。

第5节 DSA 的影像处理

常规血管造影时,一旦获取了显影的影像序列,从技术上讲检查即告完成。DSA 检查则不同,获取的影像还将作不同类型的处理,以得到最佳的影像或突出影像的某些特征。

一、减影对的选择与再配准

在每一时间减影序列中,实际上仅选择两帧影像组成某一期相的最理想的减影对。但是若该序列含有 25 帧影像,从理论上讲则需组合 300 个影像对供选择,这是不现实的。幸好并非所有的帧幅都值得考虑。若将选择范围缩小到具有 50% 最大帧对比(C_{max})以上的帧幅,仍将有 115 对影像供选择; C_{max} 限于 80% 以上时将减少到 40 对; C_{max} 为 100% 时只有 5 对。

一旦在蒙片与选择的显影帧幅曝光期间病人发生了移动,则该减影对的影像不能精确重合,产生配准不良。一个简单的补救方法是改变(调换)减影对。为了得到的配准尽可能理想,通常选择两帧在时间上较接近的影像组成减影对,称再配准(*re-registration*)或再蒙片(*remasking*)。再配准的减影对可不含显影高峰的帧幅,但可消除移动伪影或减

少移动伪影的干扰,得到有诊断价值的影像。

二、像元移动

这是通过计算机内推法程序来消除移动伪影的技术。为了改善减影对的配准,可以将蒙片的局部或全部像素向不同方向移动一定距离,使之与对应的像素更好地配准。尽管一个影像中可有数十万个像素,像元移动(*pixel shifting*)对影像的改善能力似乎是无限的,但是在一个配准良好的部位,几分之一像素的移动即可产生明显的伪影。此外,病人移动的方式可能很复杂,系多维的,因此像素移动改善伪影的能力是有限的。

三、标记

DSA 的一个基本效果是在减影影像上消除了背景结构,突出了血管的显示。但是在诊断中可能遇到一个意外的不利因素,即由于完全消除了解剖学标志而无法对血管结构作准确定位。一个解决方法是在需要定位时,把减影影像先作亮度放大,再与一个未减影的影像重合。这样得到的影像可以同时显示减影的血管与参考结构,即标记(*landmarking*)影像。这个处理是相对简单的。

四、空间滤过

影像增强电视系统在检测中的敏感性随物体和(或)密度的大小的减小而降低,这可由调制转换函数(MTF)来定量的表示。为了弥补 MTF 下降的不利结果,可以选择性地放大高空间频率。当电子束扫描画面时,遇有密度改变陡峭的部位(如显影血管的边缘)即作选择性地增强,空间滤过(*spatial filtering*)又称边缘增强(*edge enhancement*)。

空间滤过的缺点是噪声也同时增强,这意味着选择作边缘增强的同时必须容忍较高的噪声。实际工作中,常常是选择两者间适当的折衷。

五、积分蒙片减影

时间减影法有一个潜在的缺点,即每个曝光序列中的十几帧至数十帧都浪费掉了。若将若干帧蒙片积分,并作一个负数加权(如-1),若干帧显影帧幅积分,并作一个正数加权(如+1),再用这两个积分加权后得到的影像作减影,则可得到积分蒙片法的减影影像。积分蒙片(*integrated mask subtrac-*

tion)法又称均帧(averaging frames),意味着最终用于减影的影像是若干帧幅总合后的平均。

积分蒙片法主要的优点是改善信噪比(SNR)。若使用了 n 帧影像积分,则减影后SNR的改善等于 n 的平方根(图3-3-3)。

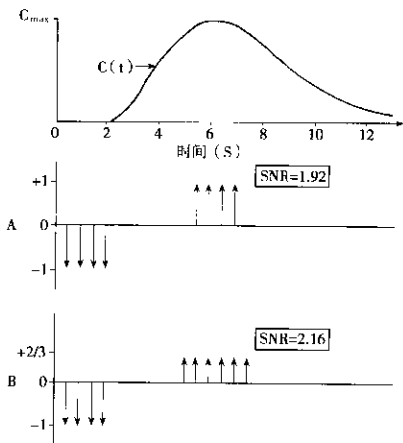


图3-3-3 经积分的影像组作为蒙片或对比剂充盈后影像组成减影对,经减影后可降低噪声。若将影像如图示组合,SNR可分别改善1.92倍(A)和2.16倍(B)

六、匹配滤过

匹配滤过(matched filtering)与上学领域的信号处理方式类似,即当一组权数系数与兴趣区信号形态对称或匹配的话,形成的滤过影像将会有高的信噪比。

在采集到一段时间的减影影像后,从兴趣区提取时间-视频密度曲线并由最小平方配合为一光滑的曲线。在配合曲线的诸点减去一个常数后使曲线各点的平均值为0。将减去该常数后(经加权的)的曲线正、负值分别积分,然后形成一帧减影影像(图3-3-4)。

上述处理中,从曲线的诸点减去一个常数,可以消除相当比例的残留噪声及背景结构。尽管在个别影像上较强的碘信号也会有些减弱,但在最终的影像上通过积分碘信号将增强。匹配滤过过程可使噪声减少50%,这意味着在同等条件下对比剂的浓度可减半。匹配滤过的主要限制仍为移动伪影,

尽管剪辑影像可在一定程度上弥补之。

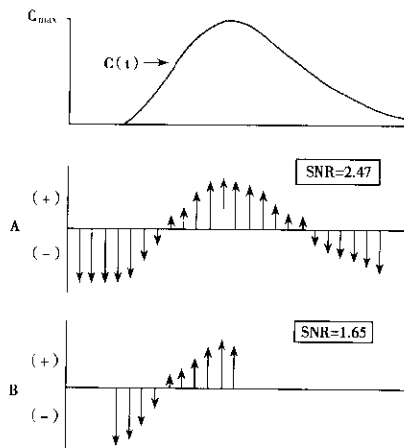


图3-3-4 应用匹配滤过,给该组影像提供了最佳可能的SNR。(A)权数系数用于全部影像。(B)仅用10帧影像。通过舍弃含有移动伪影之帧幅,在最终结果中移动伪影可以减少

七、递推滤过

递推滤过(recursive filtering)的施行需借助两个递推滤过器。递推的概念是指把正从电视摄像机上读出的影像与以前一段规定时间内的帧频积分两个递推滤过器施行积分的时间不同,比如一个积分以往2秒内的帧幅,另一个积分8秒内的帧幅。前一个主要积分是血管显影高峰的影像,后一个积分的帧幅还包括许多对比剂到达前者。在每一规定时间把两个滤过器输出的影像加权,使权数的总和为0,而选择的加权系数沿时间轴滑动前移。这样,尽管两个滤过器在同一时间的输出均含背景结构、碘信号、噪声及伪影,但前一个滤过器积分的帧幅碘信号较强,后一个滤过器积分的帧幅碘信号较弱,二者减影后可遗留碘信号。

八、混合减影

以上述及的减影方式均是基于时间变量,事实上减影可以基于不止一种变量。目前可以实际应用的是将时间减影与能量减影结合,称混合减影(hybrid subtraction)。

前面曾经述及能量减影的效果,即可有效地消除气体;保留小量的软组织;保留明显的碘信号与骨信号。若将能量减影的影像再作时间减影,则可进一步消除骨信号和软组织信号,仅遗留碘信号。

混合减影的缺点是在能量减影阶段碘信号有所丢失,且最终的影像是由4帧而不是2帧影像形成的,因此混合减影衰减信噪比。估计混合减影的SNR仅为时间减影的35%~40%。这对信号值低的小血管显示尤为不利。

第4章 DSA的临床应用

第1节 DSA在头颈部的应用

一、检查方法

除临床上不允许者外,IVDSA和IADSA均可在门诊病人施行,但IVDSA检查结束后只需观察1~2小时即可离院,而IADSA检查后为防止穿刺部位出血、血肿、感染等并发症需观察12~24小时。

术前不需准备,仅造影前及造影结束后24小时大量饮水,目的在于加速碘对比剂从肾排出。一般不必给予镇静剂。

(一) IVDSA

作IVDSA时,导管一般从前臂的贵要或正中静脉穿入,可仅下行10cm以上作外周注射,也可由导丝导向使导管顶端达上腔静脉开口或右心房作中心注射。如本节所述,中心注射可比外周注射产生更理想的对比剂廓清曲线,即具有较高的峰值及较窄的宽度。由于导管技术的普及,外周注射的应用越来越多由中心注射技术取代,此外,需要时也可经股静脉或颈静脉穿刺插管。

一般使用5~6F聚四氟乙烯导管或16号血管造影导管,导管需有端孔和多个侧孔,以利于对比剂团注。进入腔静脉或侧支循环。

入20~30ml50%的葡萄糖溶液,由于比重轻,葡萄糖溶液浮于对比剂的上方,随对比剂注入后注入可对粘稠的对比剂有冲刷作用,并代替有留在导管内的对比剂。

曝光条件视设备能力而定。在时间减影方式中,要根据欲查部位的循环时间确定开始曝光的时间,曝光序列要包括对比剂到达兴趣血管之前的一至数帧蒙片。头颈部检查一般在开始注射对比剂后2~4s开始曝光。若仅拟观察静脉结构则可在7s开始,但也要利用程序式曝光获取数帧蒙片。曝光的帧频可为1~2帧/s,一般1帧/s即可。若拟观察动静脉瘘或高分流动静脉畸形则以较高帧频为宜,如6帧/s。曝光序列的持续时间取决于在该兴趣区对比剂的廓清时间,增加持续曝光时间势必会增加病人的辐射剂量。

因为每个曝光光序列都需要注射一次对比剂,且曝光期间不能移动病人,所以必须事先确定兴趣血管的投照位置。为减少对比剂的注射次数和总量,条件允许时可使用双向成像设备。与常规血管造影不同,IVDSA检查中因兴趣区内血管均同时显影,投照位置的选择必须兼顾使兴趣区内的血管尽可能地重叠。在颈部检查时,为使主动脉与颈动脉和椎动脉清晰显示且彼此分离,可摄一侧或

普遍。神经介入放射学的开展，也是 IADSA 广泛应用的原因之一。

IADSA 通常取股动脉进路的 Seldinger 经皮穿刺插管技术。在腹股沟选定穿刺部位后作常规消毒及局麻，为了插管方便，可作 0.5~1cm 左右的小切口及适当扩张。使用 6F 套管针穿刺股动脉，一旦穿刺成功即拔出针芯，送入 0.889cm (0.035 英寸) 导丝，在透视导向下行达主动脉弓下水平。拔出套鞘，沿导丝送入 5 或 6F 导管。若拟同时显示颅内颈动脉和椎动脉系统，可将导管顶端推进到主动脉根部，拔出导丝后注射对比剂。为防止高压注射时导管顶部反弹，宜用猪尾导管。事实上，由于希望避免非兴趣血管的重叠，更愿意作选择性插管，即将导管分别导入每一侧颈内或颈外动脉开口或每一侧椎动脉开口。在熟练者手中，一次检查分别显示双侧颈动脉和椎动脉-基底动脉系统不需很长时间。

选择性插管使用的导管除了相应较细外，通常使用专门的导管和(或)根据术者的偏爱自制的预成型导管，一般不需要可控导丝导向。在更熟练者手中，甚至可将经过适当预成型的更细的导管送入大脑前、中动脉开口及较大分支。除完成超选择性造影外，还可同时作介入放射学处理，如治疗栓塞、溶栓等。

IADSA 宜用稀释的对比剂，浓度可为 25%~30% (以复方泛影葡胺为例) 甚至更低。对比剂浓度的选择主要依赖于拟观察的血管直径，血管直径越细，选择的浓度宜越高。但是超过需要的以上的浓度会使血管与背景结构间产生过高的对比，反而会遮蔽很多有用的信息，比如无法辨认与射线同一方向的血管前后壁上的动脉粥样硬化斑块产生的不均匀影像，无法辨认交叉血管的影像与病变结构等。使用较低浓度而不是较小容量对比剂的另一个原因是较少的高浓度对比剂在 IADSA 时产生混合不均及流动效应，从而影响影像的分析。由于 IADSA 每次注射的总碘量较低，因此注射的次数及曝光序列较少受对比剂剂量限制，可以选择更恰当的投照角度。

由于 IADSA 中注射对比剂的部位距兴趣血管近，所获对比剂廓清曲线宽度比 IADSA 者要窄，故 IADSA 中曝光开始时间要提前，甚至需要在注射对比剂之前即摄取蒙片，此外，持续曝光的时间

也相应缩短。但 IADSA 的帧频宜适当增加，以在较短的曝光时间内获得必要的供选择的减影时。

二、存在问题

(一) 头颈部 DSA 检查中主要的移动伪影是吞咽伪影。据信系因离子型对比剂到达舌背部和咽喉部引起的烧灼感造成的不自主吞咽所致。使用冷却的对比剂及缓慢注射似可改善病人的耐受性，但相应增加了对比剂的粘滞性及影像质量。造影时含漱 15mL 12% 利多卡因极有帮助。使用非离子型对比剂则可减少此问题。

(二) 颅内甚至还有颅外血管的重叠可使病理血管难于分辨，需行多种体位检查，但血管重叠仍为诊断中的主要困难之一。

(三) 动脉壁上的粥样斑随搏动而运动，造成的伪影目前尚无法消除。

(四) 病人不合作形成的移动伪影常需增加后处理程序，但明显的移动伪影最终不能完全消除。

第2节 DSA 在腹部的应用

一、肾动脉的 DSA

尽管早期认为 IVDSA 能够很好地显示肾动脉及其较大分支，但至少有两个主要原因限制 IVDSA 在肾动脉检查中的应用：一是腹部血管同时显影，可遮蔽或妨碍肾动脉的观察；二是大剂量高浓度对比剂的应用受肾功能限制。在肾功能不良者，对比剂可诱发急性肾功能衰竭，其几率可较肾功能正常者多两倍。目前，IVDSA 多用于随访及其他原因不能作 IADSA 的病人。IVDSA 的检查方法和对比剂剂量与头颈部检查相同。

(一) 检查方法

IADSA 拟同时显示双侧肾动脉时，可将经 Seldinger 法由股动脉进路插入的 5 或 6F 猪尾导管的顶端置于肾动脉开口上方 5~10cm 的腹主动脉内。对拟重点观察的肾动脉可酌情调换成适当型号与大小的导管作选择性肾动脉插管。肾动脉狭窄拟行扩张治疗者也可借导丝将调换的球囊扩张导管导入作介入性治疗。

成像期间病人需屏气，1~2 帧/s 的帧频通常可满足大多数需要。一般取前后位和(或)适当斜位

(如5°),少数人也可取卧位投照。肾移植病人宜作过斜位观察,主-肾动脉旁路术后及高血压病因检查病人则在不同阶段成像时依不同观察目的,包括数字肾盂造影,选择适当体位。22.86~30.48cm(9或12英寸)的影像增强器可在正位投照时包括双侧肾,但推荐以较小的影像管作进一步观察,这样既有利于提高影像的空间分辨率,也可减少病人的辐射剂量。

肾动脉及其他腹部的DSA检查中,主要的伪影是肠气和蠕动。可在检查前0.5~2分钟经已置入动脉或静脉的导管注入胰高糖素(glucagon)0.5~1mg,以减少肠蠕动,并随后用5%葡萄糖溶液或生理盐水冲刷导管,以防止胰高糖素与对比剂接触产生反应。由于胰高糖素相对昂贵,可用同样方法注射山莨菪碱(654-2)0.5~1mg,缺点是有口干、潮红等副反应,及青光眼者禁忌。也可用前列腺素E₁。不主张用泻药来驱除肠管内的气体,因为随蠕动的增加及泻药对肠管的刺激,可产生更多的气体。视野内的气体在时间减影中无法消除,这不仅遮蔽血管影像,而且随蠕动还可造成严重的移动伪影。除使用蠕动抑制剂外,还需要借助手法推挤及压迫垫等方式使充气的肠管离开视野。有人主张行俯卧位或坐位观察或有帮助。

DSA检查的后期,特别是多次注射对比剂后,可以显示肾盂、输尿管及膀胱。若拟仔细观察肾盂与集合管系统,可采用类似于肾盂造影的方法,在下腹部加一压迫带,注射对比剂后1~2分钟充胀压迫带,压迫输尿管,从而得到清晰的肾盂与输尿管影像。

(二) 存在问题

1. 血管重叠:与肾动脉同时显影造成干扰的主要是肠系膜动脉和腰动脉,即使改进投照方法,有时也不易观察小的肾副动脉。多种体位观察势必增加对比剂剂量及病人曝射量。

2. 成像质量受肠蠕动、血管搏动、呼吸及移动伪影的影响:肠蠕动抑制、呼吸训练及后处理功能可在一定程度上改善影像质量,但不能挽救所有的影像。

二、肝动脉 DSA

DSA应用的早期,由于血管造影对肝疾病定性诊断的价值较小,应用并不广泛。自从近年肝肿

瘤的介入放射学治疗广泛开展以来,对肝血管造影的兴趣已大为增加,DSA已成为肝疾病检查的常规手段。

由于可能需作介入性处理,通常采用IADSA。理论上,只要把导管顶端送入腹腔动脉,就可作肝动脉及其所属分支的造影。当需作进一步介入放射学处理,如治疗性栓塞或局部化疗时,或肝动脉存在明显解剖学变异时,则将导管进一步送入肝动脉或作超选择性插管。

每次注射的对比剂可为25%~38%泛影葡胺20~40ml,或其他相应浓度与剂量的离子型或非离子型对比剂。当导管顶端位于腹主动脉或拟进一步作门静脉系统的延时观察时需用较大剂量,位于肝动脉内时,20ml即可获得满意的影像。注射速度8~10ml/s,摄影帧频1~2帧/s。

不推荐使用较高浓度的对比剂,因高浓度可诱发血管痉挛,且具有较高的渗透压与粘稠度,不利于肝实质毛细血管充盈。一些实验证实,以稀释的对比剂注入肠系膜上动脉时肝实质显影最好,因为稀释的对比剂可以更快、更广泛的弥散入肠系膜毛细血管,继而在门静脉内形成较高的碘浓度,从而使肝实质获得更好的显示。

和肾动脉DSA一样,肝动脉的检查也需借助肠蠕动抑制剂、手法推挤肠管、垫压等手法排除或减少含气肠管的干扰。

三、脾动脉 DSA

和肝动脉一样,只需在腹腔动脉注射对比剂即可显示脾动脉。但单纯显示脾动脉临床意义不大,造影的目的多为显示脾门静脉系统以了解食管静脉曲张的存在及循环模式,以及在拟行门静脉系统分流前证实向肝血流的存在及通畅性。近年来随内科性脾截除,即部分性脾栓塞疗法的兴起,脾动脉选择性血管插管及造影也有了新的意义。

第3节 DSA在心脏和大血管的应用

一、检查方法

造影前禁食,小儿术前常规给予镇静剂。为保证屏气,可预先训练过度换气或检查前适当吸氧。

心脏大血管检查可借助静脉的回心血流将对比例剂送至心脏,故多数检查应用 IVDSA。大多数检查在上、下腔静脉或右心房注射对比剂。对冠状动脉及一些特殊目的的检查则用 IADSA,在左心室内或主动脉弓部注射,或冠状动脉开口的选择性注射。

IVDSA 一般用 76% 碘对比剂,注射剂量随观察部位不同而异,如观察动脉可用 12ml/次(6ml/s);主动脉用 20ml/次(10ml/s);较大分支用 30ml/次(20ml/s)。左心室注射宜用稀释的(20%)对比剂,可以 12~15ml/s 速度注射。正常大小的左心室每次注射 30ml,增大的左心室则需注射 45ml。

开始曝射时间根据观察部位决定。开始注射对比剂后启动曝射开始的时间为:肺动脉 1~2s;主动脉 5~9s(均为 IVDSA);其他部位可类推。对比剂到达欲查血管前需获不止一帧蒙片,且应与充盈像保持相同的屏息状态,以便在减影中酌情更换。在做心腔观察时曝射的帧频可为 30~60 帧/s,通常需作心电图(EKG)门控。曝射持续 2~8s;主动脉与肺动脉观察时帧频可降至 1~3 帧/s,也宜伴 EKG 门控,曝射时间需延长至 5~15s,但有明显血流动力学异常者宜加快帧频。

为避免与几乎同时显影的肺动脉影像重叠,胸主动脉采用 40~60°左前斜位;腹主动脉摄正位即可;心腔的观察宜取四腔位,又称改良的肩-锁成角投照,即身体取左前斜位 50~60°,X 线管向足侧成角 30~35°。该位置可满意地同时显示四个心腔与房、室间隔;左心室可取 30°右前斜位或 60°左前斜位。

影像增强器的选择可依检查部位调换,可先用较大尺寸者覆盖整个区域,再换用较小者重点观察兴趣部位。

二、检查的分类

根据检查目的,可将心脏及大血管的 DSA 检查分为功能性检查与形态学检查两类

(一) 功能性检查

1. 左心室大小测量 作腔静脉开口注射的 IVDSA,摄 30°右前斜位(或 10~15°左后斜位),借 EKG 门控技术和(或)视频密度计测量协助确定左心室收缩期末与舒张期末的影像,并根据面积-长度公式分别计算二者的体积,再经简单的数学计算即可持续到左心室的大小。

2. 左心室射血分数

左心室射血分数 = (舒张末期体积 - 收缩末期体积) / 舒张末期体积 (1)

这一传统公式可直接用于 DSA 检查,一些材料已证实,DSA 测量的精确性与常规心室造影和放射性核素心室造影结果间不具有统计学意义的差别。不过对于有瘢痕的、扩张的和经手术改变了心腔结构者则不够精确。

3. 局部左心壁的功能 可用几何学方法或功能性成像法评定疑有冠状动脉疾病的病人的局部室壁运动。几何学方法是在右前斜位投照中根据半径短缩的原理作左心室的局部室壁运动的定量分析;功能性成像则是通过舒张期和收缩末期影像减影产生射血轮廓(ejection shell)影像并发现功能性矛盾运动在动物实验中已见到,在冠状动脉回旋支完全闭塞时,功能性成像显示相应的整个后下段心室产生矛盾运动;参数性成像系利用左心室边缘各个像元在舒张与收缩期的相对振幅值、左心室的部分像元与 EKG 的 QRS 波间相位角测量、左心室收缩的同步性测量及利用时间-视频密度曲线作的有关测量

4. 心肌体积测量:使用视频密度计勾画心肌的内缘和外缘轮廓,由计算机计算二者体积的差即为心肌体积。已证实,此方法计算出的心肌体积与尸检测得者高度相关。

5. DSA 在心脏功能性检查中的限度:除病人移位和呼吸运动等因素外,影响结果精确性的一个重要因素是心脏收缩期间的复杂运动,包括左心室的横向与旋转运动,很难用已知的方法完全矫正。另一个因素是离子型对比剂可改变血流动力学,包括左心室的负荷系数。此外,不应忘记对心脏的功能性检查尚有另一些非损伤性或少损伤性手段,如超声学、放射性核素等。DSA 不是惟一的,有时也不是首选的检查手段。

(二) 形态学检查

DSA 和常规血管造影一样可用于先天性心脏病、冠心病、心脏肿瘤、肺动脉栓塞、主动脉夹层、主动脉瘤、大动脉瘤等疾病的形态学诊断。

第4节 DSA 在外周血管的应用

早年,和其他部位相比,DSA 在外周血管的

应用并不广泛,特别是在筛选性检查中。因为外周血管的检查范围较大,而行一个曝射序列只能覆盖一个视野的一个投影位置。以下肢血管检查为例,若用22.86cm(9英寸)影像增强器观察,从髂动脉近段(主动脉分支)开始至足部,仅正位即需5至6个视野,侧位或斜位观察还需同样数目的视野,每视野即需一个曝射序列。这样累积的曝射量和对比剂剂量将相当可观。应用人体影像增强器可减少曝射序列,但空间分辨率相应减低。较新一代的DSA只有进步式曝射装置,可从近端开始追踪对比剂的行程,在不同阶段应用不同的曝射条件及帧频,直到远端。这种装置主要用于下肢血管检查,一次注射对比剂即可作全程显示,和传统的DSA相比大大减少了对比剂剂量及曝射量。

一、检查方法

尽管早期有很多IVDSA应用于外周血管的报道,但今天外周血管的检查主要应用IADSA。

IADSA一般也应用股动脉进路的Seldinger技术。欲做一侧下肢造影时,从对侧股动脉插管入腹主动脉,借助导丝导向使导管顶端转向,入对侧髂动脉,相继再入股动脉、动脉,拟同时观察双侧下肢血管时,可直接在腹主动脉内注射对比剂。作上肢检查时,导管可上行至主动脉弓,再作进一步选择。

使用稀释的对比剂,如10%~25%泛影葡胺,注射速度6~12ml/s,较粗大的血管或有较大流量分流者速度可提高至20ml。不宜使用未经稀释的对比剂,因拟拟观察血管较近,易混合不均,且有较高渗透压及相应副反应以及提供过高对比剂使影像的细节丢失。即使应用低浓度对比剂,因对比剂的高渗透性带来的灼热感也仍可造成肢体的不自主运动。

即使在正常人,肢体远端血流的减少也可使显影的效果不满意。在外周血管疾病病人将更为突出。应用血管扩张似乎有益,但血管扩张的全身作用及由此引起的血液再分配足以抵消预期的局部血管扩张效果。利用“反应性充血”可部分改善外周血管的显示。在受检侧肢体缚一面血压袖带,充胀袖带到收缩压水平之上,持续7分钟,然后松开袖带开始DSA检查。此时受检肢体缺血后发生反应性充血,可使DSA影像,特别在未梢部分,得到

改善。

外周血管行程长,位置多变,为减少对比剂注射次数和曝光次数,当拟作双侧检查时应尽可能将对应部位同时成像。有胸腔入口综合征时,抬高上肢摄锁骨下动脉正位片可消除脉搏而使症状再现;闻有杂音时为观察锁骨下动脉起始部可摄20°前斜位;髂动脉起始部可于正位显示;双侧髂动脉和股深动脉起始部同时成像可取45°~60°斜位;双膝部的动脉可在正位与侧位同时成像,可使用滤线板补偿两腿间的间隙;小腿可用正位或15°~30°斜位成像。

二、存在问题

肢体DSA检查的主要问题是检查中肢体不自主运动造成的移动伪影,尤以具有高渗透性的离子型对比剂为甚。除事先作好解释争取病人合作外,使用非离子型对比剂可减少移动伪影。

肢体DSA检查中可发生血管壁的穿透及对比剂外溢,还可因穿入血管内膜形成动脉夹层。外渗的对比剂可引起组织坏死,宜及时发现及设法防止发生。

(祁吉)

参考文献

1. Anxionni R, et al. 3D angiography. Clinical interest. First applications in interventional neuroradiology. J Neuroradiol. 1998 Dec; 25 (4): 251-62
2. Winchester PA, et al. Comparison of low-dimensional MR digital subtraction angiography of the lower extremity with X-ray angiography. J Vasc Interv Radiol. 1998 Nov-Dec; 9 (6): 891-9
3. Molloy S, et al. Absolute volumetric coronary blood flow measurement with digital subtraction angiography. Int J Card Imaging. 1998 Jun; 14 (3): 137-45
4. Mistretta CA, et al. X-ray digital subtraction angiography to magnetic resonance digital subtraction angiography using three-dimensional TRICKS. Historical perspective and computer simulations: a review. Invest Radiol. 1998 Sep; 33 (9): 496-505
5. Krauter SC, et al. Diagnostic value of spiral-CT angiography in comparison with digital subtraction angiography before and after peripheral vascular intervention. Angiology. 1998 Aug; 49 (8): 599-606
6. Hawkins IF, et al. Carbon dioxide (CO₂) digital subtraction

- angiography: 26-year experience at the University of Florida. *Eur Radiol.* 1998; 8 (3):391-402
7. Vogl TJ, et al. Biphasic spiral computed tomography versus digital subtraction angiography for evaluation of arterial thrombosis after orthotopic liver transplantation. *Invest Radiol.* 1998 Mar; 33 (3):136-40
 8. Dimakakos PB, et al. The cerebral effects of carbon dioxide during digital subtraction angiography in the aortic arch and its branches in rabbits. *AJNR.* 1998 Feb; 19 (2):261-6
 9. Frayme R, et al. MR angiography with three-dimensional MR digital subtraction angiography. *Top Magn Reson Imaging.* 1996 Dec; 8 (6):366-88
 10. Hasuo K, et al. Intra-arterial digital subtraction angiography with extra-large fields using a computed tomography system in evaluating peripheral vascular disease. *Radiat Med.* 1996 Sep-Oct; 14 (5):229-33
 11. Yasuda K, et al. Angiography of extremities *Nippon Geka Gakkai Zasshi.* 1996 Jul; 97 (7):515-9
 12. Molloy S, et al. Quantification of volumetric coronary blood flow with dualenergy digital subtraction angiography. *Circulation.* 1995 May 15; 93 (10):1919-2
 13. Jacob AL, et al. Lower extremity angiography: improved image quality and outflow vessel detection with bilaterally antegrade selective digital subtraction angiography. A blinded prospective intraindividual comparison with aortic flush digital subtraction angiography. *Invest Radiol.* 1996 Apr; 31 (4):184-93
 14. Perendreu J, et al. Cost-effectiveness of and morbidity from digital subtraction angiography. A study of 5817 cases *Ann Radiol (Paris).* 1996; 39 (3):153-60
 15. Falk A, et al. 3-D-TONE magnetic resonance angiography in detection of intracranial aneurysms compared with digital subtraction angiography. A prospective study *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr.* 1996 Jan; 154 (1):31-7
 16. Koch JA, et al. Intraarterial digital subtraction angiography (i.a. DSA) of the lower limb using fine needle technique *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr.* 1995 Dec; 163 (6):515-22
 17. Ober RF, et al. Accuracy of DSA in the evaluation of patency of infrapopliteal vessels. *J Vasc Interv Radiol.* 1995 Jul-Aug; 6 (4):589-94
 18. Vogel J, et al. The enhancement of the diagnostic yield by 2-plane DSA with the step-displacement technique and oblique projection. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr.* 1995 Jun; 162 (6):524-6
 19. Kerns SR, et al. Carbon dioxide digital subtraction angiography: expanding applications and technical evolution. *Am J Roentgenol.* 1995 Mar; 164 (3):735-41
 20. Krug B, et al. Peripheral occlusive arterial diseases: comparison of diagnostic value of MRA and DSA. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr.* 1995 Feb; 162 (6):112-9
 21. Krug B, et al. Diagnostic performance of digital subtraction angiography (DSA) and magnetic resonance angiography (MRA): preliminary results in vascular occlusive disease of the abdominal and lower-extremity arteries. *Eur J Radiol.* 1995 Jan; 19 (2):77-85
 22. Yamada I, et al. Angiography in vasculitis *Nippon Rinsho.* 1994 Aug; 52 (8):2041-6
 23. Zwaan M, et al. DSA with mechanically injected carbon dioxide. Animal experimental results. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr.* 1994 Jul; 161 (1):75-80
 24. Salaman RA, et al. Intravenous digital subtraction angiography versus computed tomography in the assessment of abdominal aortic aneurysm. *Br J Surg.* 1994 May; 81 (5):661-3
 25. Simonetti G, et al. A double-blind comparative study of the safety and efficacy of iomeprol in renal intra-arterial digital subtraction angiography. *Eur J Radiol.* 1994 May; 18 Suppl 1:S73-6

第 4 篇

CHINESE MEDICAL IMAGING

磁共振成像

主编 陈炽贤 高元桂

1946年 Purcell 和 Bloch 各自独立地发现了核磁共振现象，此后，将这一现象用于研究分子结构，即核磁共振波谱(Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy, NMRS)。20世纪50至60年代，瑞典的 Erik Odcbiad 研究了红细胞、宫颈粘液、子宫肌层、人奶、唾液、齿龈粘膜的质子磁共振特性。1972年 Damacian 提出癌组织 T1、T2 弛豫时间长于相应的正常组织。在成像技术方面，1973年 P.C.Lauterbur 研究出 MRI 所需的空间成像方法，也就是利用梯度场(gradicnt field)获得水模的图像，从而奠定了 MRI 技术的应用基础。核磁共振检查是一种无辐射的安全检查方法，为防止人们对“核”的误解，现分别称为磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)和磁共振波谱(MRS)。由于 MR 检查和诊断具备一些突出的优点，自1980年应用于临床后，这一新的医学影像技术发展十分迅速，现已广泛用于包括胸部在内的各系统和器官病变的诊断。MRI 的物理学基础、脉冲序列等比较复杂，技术上的日新月异又需要我们不断地学习和掌握新的知识。本章将系统扼要地介绍包括一些新技术在内的 MRI 基本知识，请读者参看拙著“磁共振成像诊断学”的有关部分，可能会更有帮助。

第 1 章 磁共振成像的基本原理

第 1 节 核磁共振

一、核磁

原子核永恒不息地沿其自身轴旋转，这一物理现象称原子核自旋(spin)。含有奇数的质子、中子或质子和中子的原子核自旋可产生磁场，此即核磁。大家知道，环形线圈中如果有电流，则在线圈周围出现磁场，此为电磁。质子自旋应相当于正电荷在环形线圈中流动；中子内有几个正、负电荷相互补偿，中子自旋也相当于电荷在线圈中流动。如原子核含有的质子和中子均为偶数，则其自旋产生的磁场相互抵消。

生物组织中含有 ^1H 、 ^{13}C 、 ^{19}F 、 ^{23}Na 、 ^{31}P 等元素，但现今 MRI 研究和使用最多的为 ^1H ，这有两个原因，一是 ^1H 为磁化最高的原子核，二是因为它占活体组织原子数量的 2/3。形成 MRI 的 ^1H 原子大部分位于生物组织的水和脂肪中，1ml 水的氢原子为 10^{24} 个，因 ^1H 只有一个质子，故 ^1H 的 MR 图像也称为质子像，MR 文献中未特别注明者，均指的是生物组织的 ^1H 图像。氢有三个同位素，MR 讲到氢原子图像，也是指 ^1H 图像。

二、氢原子在外加磁场中

氢原子核自旋在其周围产生磁场，磁场用磁矩(m)来表示，有其长度(强度或模数)、方位和方向(图 4-1-1)。

无外加磁场时，质子群中的各个质子以任意方向自旋，因而单位体积内生物组织宏观磁矩 $M=0$ (图 4-1-2A)。如将生物组织置于一个大的外加磁场中(又称主磁场或静磁场，用矢量 B_0 表示)，则质子磁矩方向发生变化，较多质子磁矩顺主磁场 B_0 方向，而较少质子磁矩逆主磁场 B_0 方向排列，后者具有较大的位能。在常温下，顺主磁场排列的质子数目较逆主磁场排列的质子稍多，因此，出现与

主磁场方向(B_0)一致的净宏观磁矩(或称为宏观磁化矢量)M(图 4-1-2B)。

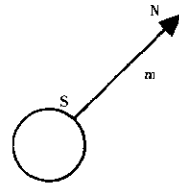


图 4-1-1 以磁矩 m 表示核磁磁场

磁矩有长度，方位如南(S)、北(N)，方向如正、负

顺逆主磁场排列的偶极分别为低、高能态，两种状态的能量差(ΔE)与施加磁场(B)及原子核自旋有关的因子成正比：

$$\Delta E = \hbar \gamma B$$

γ 对每种原子核为常数，称为磁旋比； \hbar 为 Planck 常数，与量子机制的频率能量有关。所有原子核能量差(ΔE)显著小于系统的平均热能量 KT (K 为 Boltzman 常数， T 为 Kelvins 绝对温度)。这样，净宏观磁矩 M 与 ΔE 及 KT 为

$$M \propto \Delta E / KT$$

ΔE 与施加磁场强度成正比，高场强使更多质子处于低能态，即磁化质子多，数值大。因此，高场强使磁共振图像和磁共振波谱的信号强，信噪比高。

在主磁场自旋的质子受扭(力)矩的作用，质子磁矩沿主磁场 B_0 方向作圆周运动，称之为进动或旋进(precession)，其进动频率 f ，可用 Larmor 公式表示：

$$f = \frac{\gamma}{2\pi} B_0$$

公式说明：原子核磁矩旋进频率与主磁场强度 B_0 成正比(B_0 以 Tesla 为单位)， γ 为磁旋比。主磁场为 1.0T 时，旋进频率为 42.5MHz。

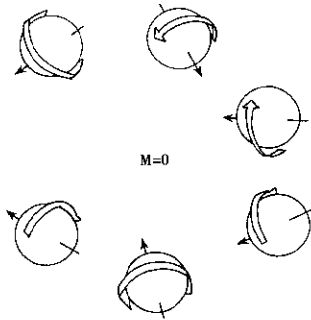


图 4-1-2A 各个质子的 m 为任意取向 ($M=0$)
任意方向的质子群, 净磁矩(宏观磁化矢量) M 为零

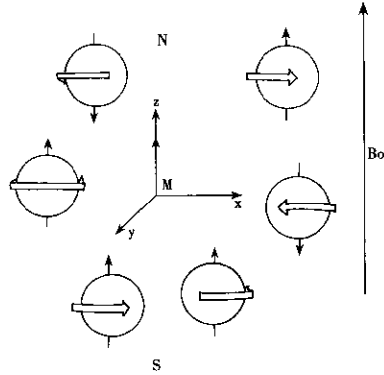


图 4-1-2B M 顺 B_0 方向示意图
在强磁场中, 顺 B_0 方向的 m 比逆 B_0 方向的多,
净磁矩 M 顺 B_0 方向

三、核磁共振

在主磁场以 Larmor 频率旋进的质子群, 受以同样频率的射频脉冲激励时, 质子群宏观磁化矢量 M 不再与原来主磁场 B_0 平行, M 的方位离开原来的平衡状态而发生变化, 此即核磁共振。受激励质子群的宏观磁化矢量 M 的变化程度取决于施加射频脉冲的强度和持续时间。施加的射频脉冲越强, 持续时间越长, 在脉冲停止时, M 离原平衡状态越远。在 MR 成像中常使用的是 90° 、 180° 和小于 90° 的射频脉冲。前已述及, 在主磁场内, 磁矩顺主磁场方向的质子处于低能态, 而逆主磁场方向处于高能态。从微观上讲, 共振即诱发两种质子能态的跃迁, 射频脉冲提供的能量为质子两种基本能态之差。

第2节 核磁弛豫

施加符合 Larmor 频率 90° 射频脉冲, 其质子群发生共振, 宏观磁化矢量 M 以螺旋运动的形式离开其原来的平衡状态。如用以 B_0 为 Z 轴方向的直角坐标系表示 M , 则 90° 脉冲停止时, M 垂直于主磁场、平行于 XY 平面。此时, 纵向磁化矢量 $M_z=0$, 而横向磁化矢量 M_{xy} 最大, 此时, 所有质子几乎以同样的相位旋进。

受射频脉冲激励的质子群发生共振, 宏观磁化

矢量 M 离开平衡状态, 但脉冲停止后, 宏观磁化矢量 M 又自发地恢复到原来的平衡状态, 这个过程称之为“核磁弛豫”。 90° 脉冲结束后, M 末端螺旋上升逐渐靠向 B_0 。当恢复到平衡时, 纵向部分 M_z 重新出现, 而横向部分 M_{xy} 由大变小、直至消失。在弛豫过程中磁化矢量 M 强度的变化, 将分为纵向、横向两个部分, 因此, 讨论弛豫过程可用两个时间值描述, 即纵向弛豫时间 (T_1) 和横向弛豫时间 (T_2)。

一、纵向弛豫

纵向弛豫又称自旋-晶格或 T_1 弛豫, 90° 脉冲停止后, 纵向磁化矢量要逐渐恢复到原来的平衡状态, 测量时间距射频脉冲终止的时间越长, 所测得磁化矢量信号幅度就越大。鉴于弛豫过程表现为一种指数曲线, T_1 值规定为 M_z 达到其最终平衡状态 63% 的时间 (图 4-1-3)。生物各种组织 T_1 弛豫时间约为 500ms 左右。由图可看出, 对于 T_1 弛豫时间长短不同的两种组织, 90° 射频脉冲后的某时间点 (如 TE), T_1 弛豫时间短的组织 M_z 大, T_1 弛豫时间长的组织 M_z 小。

二、横向弛豫

横向弛豫又称自旋-自旋或 T_2 弛豫, 90° 射频脉冲的一个作用是激励质子群使之在同一方位、同

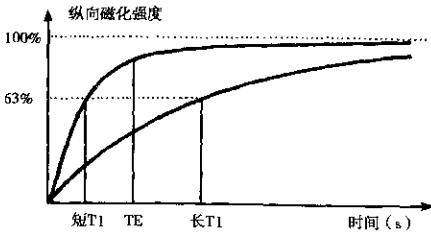


图 4-1-3 纵向弛豫时间

T1 弛豫时间短的组织较快恢复到原纵向磁化矢量的 63%

步旋进，并且相位一致 (in phase)，这时横向磁化矢量 M_{xy} 值最大。但是射频脉冲停止后，由于磁场的非均匀性及质子-质子间相互作用，质子间的同步旋进，很快变为异步旋进，旋进方位由同而异，相位由聚合一致变为丧失聚合而互异，磁化矢量相互抵消，称之为去相位 (out of phase 或 dephasing)， M_{xy} 很快由大变小说终于到零。由于横向磁化矢量衰减也表现为一种指数曲线，T2 值规定为 M_{xy} 衰减到其原来值 37% 的时间 (图 4-1-4)。生物各种组织 T2 弛豫时间约为 30-100ms。由图可看出，对于 T2 弛豫时间长短不同的两种组织，90° 射频脉冲后的某时间点 (如 TE)，T2 弛豫时间长的组织 M_{xy} 大，T2 弛豫时间短的组织 M_{xy} 小。

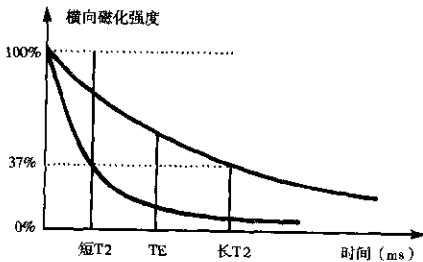


图 4-1-4 横向弛豫时间

T2 弛豫时间短的组织较快衰减到原横向磁化矢量的 37%

第3节 空间定位

一、梯度磁场

主磁体可使质子群磁化，出现宏观磁化矢量 M ，射频脉冲可使质子群出现核磁共振和弛豫。如

在主磁场中再附加一个线性梯度 (gradient, G) 磁场，根据 Larmor 定律，则被检体各部位质子群的旋进频率可因磁场强度不同而有区别，这样就可对被检体某部位进行 MR 成像，因此，MR 空间定位靠的是梯度磁场。

梯度磁场有三种， G_z 、 G_x 、 G_y 分别代表上下、左右、前后三个轴向不同的梯度磁场。方法是在 z 、 x 、 y 轴上分别放置与主磁场垂直的两个环形或半环形线圈，两个对应线圈中的电流向相反方向流动，根据右手定律，线圈电流磁场方向与主磁场方向一致的使主磁场强一侧增高，而对应侧电流方向与主磁场方向相反，使相应侧磁场降低，从而在 z 、 x 、 y 轴上出现线形梯度场。梯度磁场技术近年来进步很大，表现为梯度场幅度已由原来 6-10mT/m 升至 20-25mT/m (10mT/m = 1G/cm。G 为 gauss, 1T = 10,000G)，上升时间已由约 1000 μ s 缩短至 180 μ s 左右。梯度场由零上升至最大幅度的时间为切换率，用 $T \cdot m^{-1} \cdot s^{-1}$ 表示。MRI 很多新技术的问世与梯度磁场进步息息相关。

二、层面选择

以横轴方位 (Z) 断层为例，于主磁场 B_0 再附加一个梯度磁场 (G_z)，则磁场强度为 $B_0 + B_z$ ，即从上到下，磁场强度不同。根据 Larmor 定律，被检查人体质子群在纵轴上被分割成一个个并列的横向断面，每个断面均垂直于 G_z ，每个断面质子群有不同于其上下层面的旋进频率，如以相应频率的射频脉冲激励，就可在人体纵轴上选出横轴位层面。

同理可在矢状方位 (X)、冠状方位 (Y) 上选出层面。如同时在 2-3 个方向选择梯度磁场并相应调整其大小，则可行任意方位的断层。

三、断层平面信号的编码

为区别断层平面上一个点的信号需在选择层面行二维定位，MRI 用的是频率和相位两个编码方法。

(一) 频率编码

以横轴位断层为例，启动 G_z 选出被激励的横轴层面后，再启动 G_x 梯度磁场。由于人体 X 轴的各质子群相对位置不同，其所经历的磁场 G_x 也不同，磁场强度大处的体元，其共振频率比磁场强度

小处的体元要快，从而达到了按部位在 X 轴上进行频率(或称读出)编码的目的。被激励层面发出的为多个频率的混合信号。若用数学方法(傅立叶变

换)区分出这一混合信号在频率编码梯度上不同频率位置，则可在 X 轴上分出不同频率质子群的位置(图 4-1-5)。

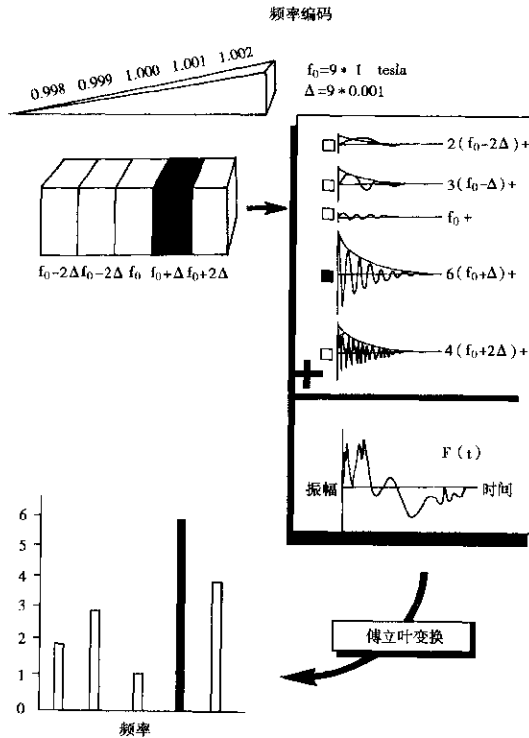


图 4-1-5 G_x 方向行频率编码示意图

启动 G_x 时，质子群的自旋频率自左向右逐渐增加，所接受到的激励层面所有质子群的信号为一混合信号，经傅立叶变换使振幅按频率分布

(二) 相位编码

在施加 G_z 梯度磁场和 90° 射频脉冲后，人体相应的 XY 平面质子群发生共振，紧接着又在 Y 轴上施加相位编码梯度磁场 G_y ，过些时间(T_0)后，由于 G_y 的作用，磁场强度较高处的体元与磁场强度较低处的体元相比，前者旋进经历的过程比后者略长一些，如同时钟两个指针走一周均为 360° ，如于零点处两个指针同时起步，经过 T_0 (相位编码梯度施加的时间)后，快的指针在 11 点处，而慢的指针则在 5 点处，即在 360° 圆周上两指针的相位不

同。质子群旋进 360° 后，沿着相同的方向行两个以上的周期旋进，这样在 Y 轴上的体元按部位进行了相位编码(图 4-1-6)。相位编码的空间周期值取决于编码梯度的场强和时间，编码梯度一停止，所有质子又以同样频率旋进，施加 G_y 造成的相位差别一直被“记录”和保持着，如同在 500m 环形跑道上行万米长跑，各运动员速度不同，表现为不同的相位(跑的圈数及其在跑道上的位置)，裁判有记录，不会错。

经过频率和相位编码，在 XY 平面上就可确定

各体元的位置(图 4-1-7)

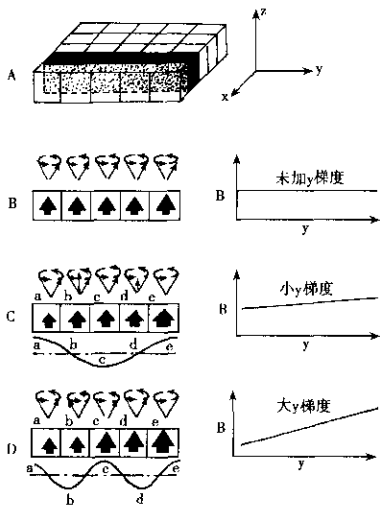


图 4-1-6 G_z 方向相位编码示意图

- a. 用 G_z 和 G_x 选一体元
- b. 为等场强作用下, 每个体元原子核作同步旋转
- c. 施加小 G_y , 最右方质子核比最左方质子核快两个周期, 逐步增加 G_y 梯度, 相当于把不同周期的正弦波叠加到一排体元上, 沿 y 轴体元完成位置编码

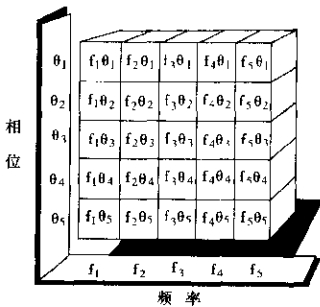


图 4-1-7 二维 MRI 图像的形成

不同频率 f 和相位 θ 结合的每个体元在矩阵中有其独特的位置, 体元的波谱振幅决定灰阶值

第 4 节 核磁共振信号

一、自由感应衰减

在弛豫过程中, 通过测定横向磁化矢量 M_{xy} 可得知核磁共振信号。横向磁化矢量 M_{xy} 垂直并围绕主磁场 B_0 以 Larmor 频率旋转。按法拉第定律, 磁矢量 M_{xy} 的变化, 使环绕在人体周围的接收线圈产生感应电动势, 这个可以被放大的感应信号即 MR 信号。90 度脉冲后, 由于受 T1、T2 的影响, 核磁共振信号以指数曲线形式衰减, 称为自由感应衰减 (free induction decay, FID)。磁共振信号的测量只能在垂直于主磁场的 XY 平面进行。由于横向磁化矢量转动, M_{xy} 指向或背向接收线圈, MR 信号为正或负, 在接收线圈中出现周期性振荡电流, 这些振荡电流为正弦波, 其幅度随时间由大而小, 信号的幅度以指数曲线形式衰减。由于质子和质子 (spin-spin) 间的相互作用, 自由感应衰减的时间为 T2, 但实际上, 由于质子、质子间相互作用以及磁场不均匀性的影响, 自由感应衰减的时间为 T2*, T2* 显著短于 T2。

二、傅立叶变换

在一个磁环境中, 所有质子并非确切地以同样的共振频率旋转。在一个窄频率带范围内, FID 信号代表叠加到一起的正弦振荡信号, 用数学方法 (傅立叶变换) 可把这一振幅随时间变化的函数变成振幅按频率分布而变化的函数, 即 MR 波谱 (图 4-1-8)。由于振幅变化的起始值取决于横向磁矩, 而该磁矩又取决于特定组织体元中受激励原子核数, 受氢的不同化合物中自旋、自旋作用以及磁场不均匀性的影响, 在频率域坐标上表现为钟形波, 其宽度与 T2* 成反比, 即钟形波越宽, T2* 越短, 波峰高度 (信号强度) 代表氢原子数量即质子密度 P (D)。如质子群为纯水且主磁场又很均匀, 则质子群共振频率只有一个, 钟形波为一直线。

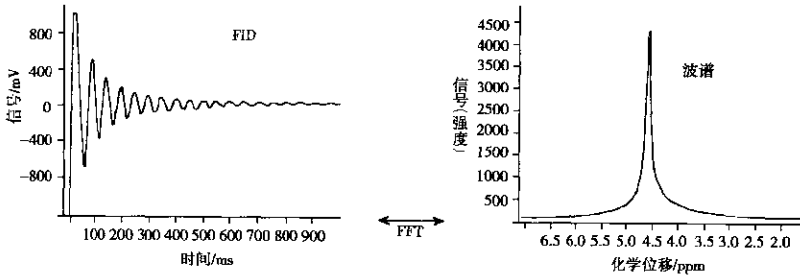


图 4-1-8 FID 信号经快速傅立叶变换 FFT 转换后成为 NMR 波谱
傅立叶变换把 FID 振荡的振幅从时间函数变为按频率分布的函数

第 5 节 与 MR 图像对比 有关的因素

MRI 的优点之一是成像参数多,影响图像对比的因素多。本章第二节讨论的 T_1 、 T_2 弛豫时间是影响图像对比的两个主要成像参数,在以后有关章节中,还要讨论 MRI 的其他成像参数或影响图像对比的因素,如氢原子数量、水分子的随机运动(弥散)、液体流动、化学位移、出血、对比剂、脉冲序列等。本节讨论与 MR 图像对比有关的因素是:磁化率、磁化传递对比、组织取向。

一、磁化率

若将含有氢质子的物质置于相对均匀的外加磁场中,可诱发较小的局部磁场。几乎所有物质与磁场相互影响,原子核的影响对 MR 很重要,但最弱,电子的影响则更大些。物质置于外加磁场中后,能够获得磁矩(或磁化),净感应磁化强度(M)是描述物质磁化强度和方向的物理矢量。表示物质的磁化程度为磁化率(magnetic susceptibility),用 X_m 表示,它等于磁化强度 M 与外加磁场 B_0 之比,即 $X_m = M/B_0$ 。在实践中,常用每摩尔体积内物质分子或原子的磁化率 X 摩尔分子表示,即 X 摩尔分子 = X_m/V 摩尔体积。根据磁化率的特点可将物质分为:①抗磁质,绝大多数物质属抗磁质,磁化率为负值,且绝对值很小;②顺磁质,外层轨道有不成对电子的离子或原子,在外加磁场 B_0 作用

下,大多数磁偶子会沿 B_0 方向排列,总体上显示净磁矩,磁化率为正值,但较小,如 Gd^{3+} 、 Fe^{2+} 、 Mn^{2+} 、 Dy^{3+} 等属顺磁质;③铁磁质,是一群结晶状态的原子或分子,可自发产生磁化区域,称之为磁畴(magnetic domain)。不同磁畴,其磁矩方向不同,在没有外加磁场时,净磁矩为零。在外加磁场 B_0 作用下,各磁畴的磁矩将与 B_0 方向平行排列,有很高的磁化率;当外加磁场强度为零时,铁磁物质仍保留磁化,称为剩余磁化强度。常见的铁磁质是由铁、钴和 Fe_3O_4 组成,铁氧体磁质与铁磁质相似,多见于尖晶石和石榴石结晶结构者;④超顺磁质,当铁磁质或铁氧体磁质多磁畴结晶粒子体积减少至单一磁畴粒子时,将会产生超顺磁性。在外加磁场 B_0 的作用下,单磁畴粒子磁化率与铁磁质或铁氧体磁质一样高,而当 $B_0 = 0$ 时,超顺磁质由于粒子热运动而自由取向,样品不保留净磁矩。含铁血黄素、超顺磁性氧化铁(SPIO)均为超顺磁质。

含水组织磁化率高,而空气和致密骨的磁化率低。如一个体元内磁化率不同,如空气—组织、骨—组织等界面处,就形成磁场不均匀;此外,人体形状自身(空气围绕水)也使磁场不均匀。这些磁场不均匀,造成去相位,使 T_2^* 信号下降。磁化率效应是 MR 伪影的一个原因,但对子某些病理改变,如出血或钙化,可勾画出病理改变。

二、磁化传递对比

组织中有些水活动自如,称为自由水(质子),所处的周围环境为自由池;组织中另有些水,如被

束缚于大的非活动性蛋白质分子或细胞膜等处的水,其活动受限,称为受束缚水(质子),其周围环境为受束缚池。人体很多组织既含有自由水,又含有受束缚水。自由水质子群其 T_2 长,共振频谱窄,MR显示出信号,为“可见”质子群;受束缚水其 T_2 很短($<0.1\text{ms}$),共振频谱宽,用任何回波时间(TE)均不能显示出信号,MR不敏感,为MR“看不到”的质子群,或称“隐藏水”。在组织中两池之间磁化持续交换,如采用一个远离自由水中心共振频率($>1\text{kHz}$)的偏共振射频(磁化传递)脉冲激励,受束缚池饱和,降低的磁化可传递给自由池,使自由池质子磁化也下降,这种效应称做磁化传递对比(magnetic transfer contrast, MTC)(图4-1-9)。

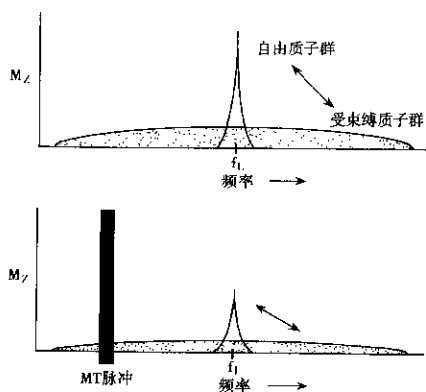


图 4-1-9 磁化传递示意图

较长 T_2 的自由质子群和短 T_2 受束缚质子群持续交换磁化(上图),施加一个偏共振MT脉冲(下图左黑竖条)使受束缚池饱和,由于两池间交换磁化,自由池也变为饱和

组织所含受束缚水量不同,施加MT脉冲后其效应意义也不同。常用磁化传递率(M_s/M_0)表示, M_s/M_0 大者,MT效应小; M_s/M_0 小者,其效应大。脑、肌肉MT效应大,脑脊液、尿、血液等MT效应小,因为MT效应实际上附加于 T_1 弛豫过程,因此MT脉冲对短 T_1 的组织(如脂肪、Gd-DTPA增强的组织)效应小。

MT脉冲类似于抑制脂肪的选择性化学位移磁脉冲序列,但所用偏共振频率较大,有较多的射频能量沉积,使用1.5T以上场强,扫描范围大,如使用体部线圈时应慎重。

MT脉冲序列可降低背景组织信号强度,而对于血液、Gd-DTPA增强组织的信号强度影响较小,使感兴趣区与背景组织对比增加,用于颅脑磁共振血管造影可显示细小血管。Gd-DTPA增强后,一般序列显示不出小的转移瘤或多发性硬化斑块等,用MT序列可望显示。

三、组织取向

组织与主磁场所形成的角度对MR图像的信号强度可有显著的影响,主要有两个:水分子弥散运动使MR信号减弱和 T_2 对角度的依赖,前者将在MR功能成像弥散加权像讨论。 T_2 随角度改变即“魔角”(magic angle)效应。两质子间偶极子相互作用形成的磁波动是 T_2 弛豫的原因,特别是肌腱、韧带、软骨等纤维组织结构与主磁场(B_0)形成 55° 角时,偶极子间的相互作用消失, T_2 弛豫时间增长。由于 T_2 长,这部分组织结构信号高;而上述结构与主磁场形成的其他角度,则无“魔角”效应。这种“魔角”效应,不要误为病变。

(高元柱 邱本胜)

第2章 脉冲序列

为使磁共振固有成像参数及影响图像对比的有关因素巧妙、有机地结合,得到良好的组织对比和信噪比的MR图像,需选用合适的脉冲序列。脉冲序列是MR扫描仪形成图像的时序指令,它包括射频脉冲、梯度场及数据采集时间等的设置。近十年来,脉冲序列技术飞速发展,使MR成像速度显著加快,开拓了很多新的诊断领域。本章将介绍各种脉冲序列及其基础理论知识。

第1节 自旋回波脉冲序列

一、基本理论

自旋回波(spin echo, SE)序列是MR扫描最基本的脉冲序列,为其他各种脉冲序列的金标准。其脉冲时序(图4-2-1)是,先发射一个 90° 射频脉冲,间隔数至数十毫秒(以 T_i 表示),再发射一个 180° 射频脉冲, 180° 脉冲后 $10\sim 100$ 多ms,测量回波信号的强度。 90° 脉冲至测量回波的时间称回波时间(echo time, TE), $TE=2T_i$, 180° 脉冲至下一个 90° 脉冲之间的时间为 T' ,重复这一过程,两个 90° 脉冲之间的时间为重复时间(repetition time, TR)。

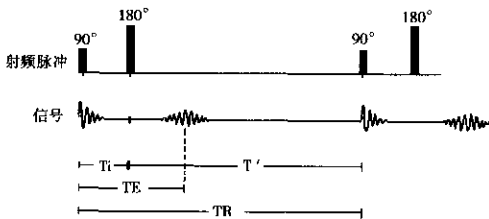


图4-2-1 自旋回波脉冲序列

自旋回波脉冲序列为 90° 脉冲后,间隔时间(T_i),再发射 180° 脉冲

第一个 90° 射频脉冲使纵向磁化矢量M转到xy平面,此瞬间所有质了在同一方向同步旋进,相位一致(in phase),使宏观磁化矢量 M_{xy} 最大,但由于磁场的均匀性,构成 M_{xy} 的质子群经受着或

强或弱的磁波动,出现质子回旋进频率快慢的差异, 90° 脉冲后同步旋进的质子群很快由同步变为异步,相位由一致变为分散,即去相位(dephasing), M_{xy} 由大变小,最终到零。 180° 射频脉冲使相位分散的质子群绕x轴转 180° , 180° 脉冲后质子群离散的相位又以原速度趋向一致,称为相位重聚(rephasing), M_{xy} 由零又逐渐恢复到接近 90° 脉冲后的幅度,在TE时间,回波达到最大值。如果 90° 脉冲后 M_{xy} 的分散(去相位)仅由磁场不均匀所引起,则回波幅度应与原信号一样,但由于热运动质子-质子间相互作用,相位互不一致,使磁矢量 M_{xy} 强(长)度减弱。因此,回波幅度低于原信号,两信号的幅度差反映了受检组织T2的影响(图4-2-2)。

自旋回波脉冲序列的表述为: $[90^\circ-T_i-180^\circ-T']$ 。TR= T_i+T' ,决定图像亮度的各回波幅度不仅与受检组织的特殊参数,即T1、T2或质子密度有关,而且与操作者选择的参数TR、TE有关。

磁共振成像与CT都是人体剖面的数字图像,所不同的是MR为多参数成像,每一个体元的亮度灰阶值与T1、T2、质子密度以及流动液体等参数有关,而CT仅与组织的X线衰减有关,因此, MRI较CT可获得更多的信息。人体不同组织,不论它们是正常的还是异常的,有它们各自的T1、T2及质子密度值,这是MR区分正常与异常以及诊断疾病的基础。人们通过调节TR、TE,可得到突出某个组织参数的图像,这种图像被称为加权像(weighted image, WI)。我们把分别主要反映组织T1、T2弛豫时间和氢原子数量的图像,相应称做T1、T2及P(D)WI。

二、质子密度P(D)加权像

如选用比受检组织T1显著长的TR(1500~2500ms),那么质子群磁化率在下一个周期的 90° 脉冲到来时已全部得到恢复,这时回波信号幅度与组织T1无关,而与质子密度和T2有关。如再选

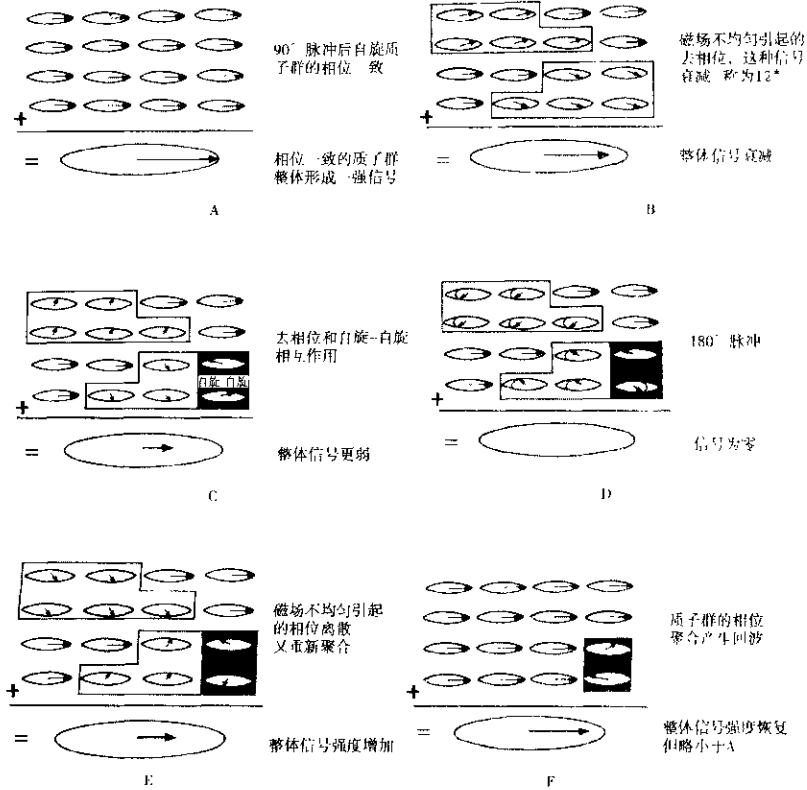


图 4-2-2 SE 序列时质子群信号强度的变化与相位的关系

A. 90° 脉冲后瞬间, 质子群相位一致, 整体形成一强信号; B. 磁场不均匀引起较差的去相位, 整体信号减弱; C. 主相位和自旋-自旋相互作用使整体信号更强; D. 信号为零时, 施加 180° 脉冲; E. 和 F. 180° 脉冲使磁场不均匀引起的相位离散又重新聚合, 整体信号强度逐渐增加, 但自旋-自旋相互作用 T2 衰减引起的相位改变, 不能恢复; F. 整体信号强度略小于 A.

用比受检组织 T2 明显短的 TE (15 ~ 25ms), 则回波信号幅度与受检组织氢原子数量有关(图 4-2-3), 这种图像被称为 P(D)WI。由于多数生物组织氢原子数量相差不大, 信号强度主要由 T2 决定, 所以有的文献将 P(D)WI 又称为轻度 T2 加权像

三、T2 加权像

如选用比组织显著长的 TR (1500 ~ 2500ms), 又选用与生物组织 T2 相似的时间为 TE (90 ~ 120ms), 则两个不同 T2 组织的信号强度差别明显, TE 越长, 这种差别越显著即 T2WI (图 4-2-3)

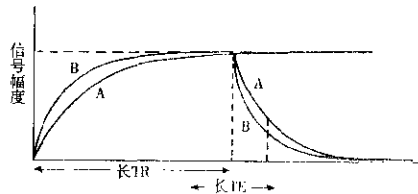


图 4-2-3 SE 序列 P(D)WI 和 T2WI 的组织对比
选择比受检组织 T2 显著长的 TR, 在平衡时, A 和 B 磁化矢量值相同, 即质子密度无差异, A 的 T2 弛豫时间比 B 长, 不管选用何种回波时间, A 的信号都比 B 强。还可看到, 选用短的 TE 与 P(D)WI 类似, 选长的 TE 为 T2WI。

在实际工作中,采用双回波法,TR1500~2500ms,TE15~25ms、90~120ms,可分别获得P(D)WI、T2WI。

四、T1 加权像

如把TR定为500ms左右,则90°脉冲后500ms时,长T1的组织能量丢失少,纵向磁矢量(Mz)恢复的幅度低,下一个90°脉冲时吸收的能量少,其FID幅度低,回波的幅度也低;相反,短T1的组织能量大部丢失,纵向磁化矢量Mz接近完全恢复,幅度高,下一个90°脉冲将吸收大部分能量,FID幅度高,回波幅度也高,信号强(图4-2-4)。在T2加权像的讨论中曾提到,TE越长,T2对信号的影响越大;如选用15~25ms短的TE,T2对信号的影响可以忽略,对信号影响的主要为质子密度和T1,因为选用500ms左右的短TR,回波信号反映的是组织不同T1信号强度的差别,即T1WI。

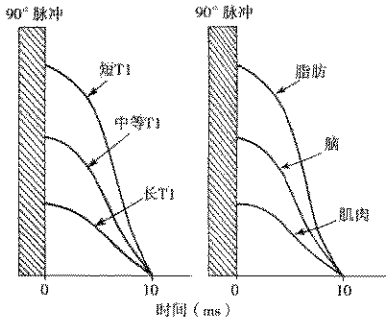


图4-2-4 TR为500ms时,T1短(脂肪)、中(脑)、长(肌肉)的FID

T1短的组织近乎完全T1弛豫,必然吸收较多的能量,有大的FID曲线,图像亮、白;中等T1组织,FID曲线较小;长T1组织弛豫最少,图像暗、黑

五、信号强度与相关参数的公式

SE序列图像亮度与相关参数的公式如下

$$I = KP(D)f(V)\exp(-TE/T2)[1-\exp(-TR/T1)]$$

式中:I:信号强度,即图像亮度;K:为常数;P(D):扫描层内质子密度,质子越多,信号越强;反之亦然;f(V):扫描层内流动质子的函数(如血液、脑脊液等)。对于SE序列,流动液体可表现为

低信号或无信号(流空效应),或表现为高信号(流人性增强、偶回波等);T1:T1越短,信号越强;T1越长,信号越弱;T2:T2越长,信号越强;T2越短,信号越弱;TR:两个90°脉冲周期的重复时间;TE:90°脉冲到采样之间的回波时间。

由公式得知,当TR>>T1时,I与T1无关,即为T2WI或P(D)WI。当TE<<T2时,I与T2无关,而与T1和氢原子数有关,即为T1或P(D)WI。当TR>>T1,TE<<T2,两者同时得到满足时,I与T1、T2无关,而为P(D)WI。

综上所述,长TR、长TE为T2WI;长TR、短TE为P(D)WI;短TR、短TE为T1WI。固定TE,变换TR,图像各点信号强度的变化取决于T1,因此,可用TE固定,TR变化的两个以上脉冲序列测量T1值。如固定TR,变换TE,图像各点亮度的变化取决于T2,可用TR固定,TE变换的两个以上脉冲序列,测量T2值。自旋回波序列,重复时间TR、回波时间TE与各种加权像的关系如表4-2-1。各种加权像作者们采用的TR、TE如表4-2-2。

表4-2-1 SE序列时TR、TE与各种加权像的关系

TR	TE	加权像
长	短	P(D)WI
短	短	T1WI
长	长	T2WI

表4-2-2 SE序列时T1P(D)T2WI与TRTE关系

	TR (ms)	TE (ms)
T1WI	200~800	15~30
T2WI	1500~2500	60~150
P(D)WI	1500~2500	15~30

第2节 反转恢复脉冲序列

反转恢复(inversion recovery IR)顾名思义,是用180°射频脉冲使宏观磁化矢量反转,Mz由正向转为负向。脉冲结束后,质子群弛豫,Mz逐渐由最大负值,经零达最大正值。同样地,弛豫表现为指数曲线。

反转恢复与自旋回波序列结合,则为反转恢复(IR)脉冲序列,其程序为180°脉冲后,经反转时

间(inversion time TI),再给一个 90° 脉冲; 90° 脉冲后(TE/2),迅速再施加一个使相位重聚的 180° 脉冲, 90° 脉冲至采集的时间为TE,两个反转磁矢量的 180° 脉冲的间隔时间为TR,IR序列表述为 $[180^\circ-TI-90^\circ-TE/2-180^\circ-TE/2]$ 。IR序列可显著地突出组织的T1对比,反转磁矢量的 180° 脉冲为之后的SE序列作磁化准备。使用两个不同TR值的IR序列可测量T1值。

短间隔时间反转恢复(short TI inversion recovery, STIR)序列,对于眼眶、乳房、下腹部及骨髓等脂质较多的部位行T1WI检查,强的脂肪信号不利于病变显示,适当的选择反转时间(TI),使脂肪信号为零,这样短T1的组织无信号而邻近长T1组织虽为负值,但信号高。

第3节 K-空间与MR成像速度

MR具有其他影像技术无可比拟的突出优点,但成像速度慢、检查时间长是最突出的缺点。近来各种快速MR成像技术进展神速,使人眼花缭乱。为了学习和运用这些新技术,需了解与K-space(K-空间)有关的基础知识。

一、K-空间

(一) K-空间的定义 在形成图像前,空间编码的结果是提供充填K-空间的信息。为形成一帧MR图像,K-空间必须用数学方法(傅立叶变换)可处理的信息填满(图4-2-5)。K-空间也可定义为:频率编码和相位编码轴交叉的原始数据(raw data)。如本章所述的SE序列,启动 G_z 梯度场,在横轴位得出XY层面。在频率(读出)梯度场 G_x 启动的情况下,启动 G_y 梯度场,于一个TR周期,K-空间充填完一条线。扫描程序自动重复这一过程,每次重复,频率编码梯度场的幅度和极性保持不变,而相位编码梯度场的幅度和极性却不同,如 G_y 步码为256,可为-128至-1,然后由+1至+128,全部充满256条线(图4-2-6)。在MR成像中,为改善图像的信噪比,可增加扫描平均次数(NEX),这样,MR成像时间TA为:

$$TA = TR \times N_v \times NEX$$

以SE T2WI为例,如TR为2s(2000ms),相位步码数(N_v)为256,2次平均,则 $TA = 2 \times 256$

$\times 2$,即17分钟。为实现MR快速成像,不外乎在缩短TR、或减少 N_v 和NEX上作文章。

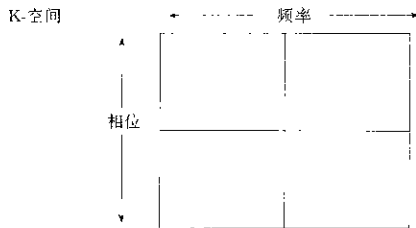


图4-2-5 K-空间示意图
K-空间需用形成一帧图像的数据填满,它是频率编码轴和相位编码轴的交叉

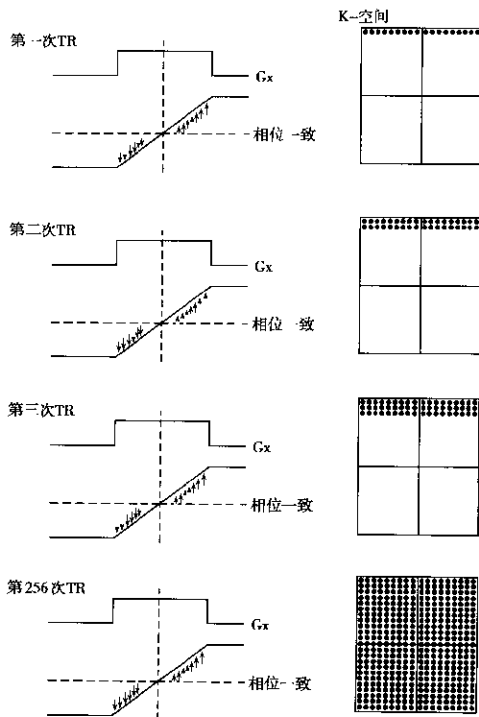


图4-2-6 相位编码梯度场(G_y)步码为256时K-空间的充填
常规的自旋回波脉冲序列,每启动一次频率相位编码梯度场,得到一组回波采样的特殊数据,完成一条线

(二) K-空间与图像对比、信号强度等的关系

如在MR操作监视器观察K-空间,其上半和下半是对称的,这是因为相位编码梯度场,上下半幅度对称一致,而极性相反;同样,K空间原始资料也表现为左右对称。虽然频率编码梯度场在每个TR均保持一致,但K空间中部信号高,对于图像对比度的作用也较外周大,因为此刻在中心部有最大的相位一致(图4-2-7)。中部低幅度的相位编码梯度场,使图像信号高,但质子分辨率低。这是因为低幅度的梯度场,质子旋进的频率受影响较小,因此,质子群去相位较少,图像信号高,决定了图像对比分辨率(图4-2-8),但是低幅度的梯度

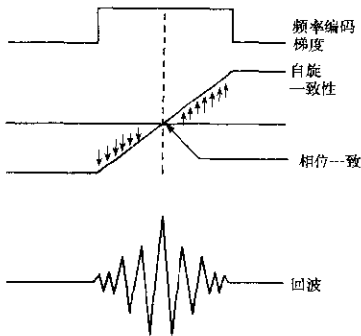


图4-2-7 频率编码梯度场中部回波幅度最大
频率编码梯度场启动时,行回波采样,成角线代表自旋的一致性,小箭头表示进行采样,操作者选定Gx采样数(如128或256),交叉点代表最大的相位一致,相应T回波幅度最大处

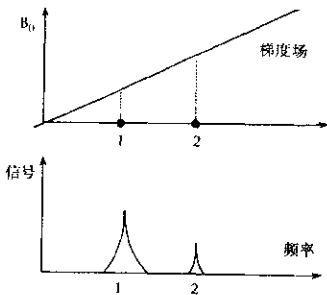


图4-2-8 低幅度的G_y梯度场决定图像的对比分辨率
梯度场幅度越低,自旋频率受影响程度越小,去相位较少,信号强度高(1)

场,质子旋进频率受影响较小,质子分辨率低;而在外周部分,高幅度相位编码梯度场,质子间相位差大,空间分辨率高(图4-2-9),但是相位差增大,使质子间有更多的去相位,产生的信号低,总之,中间部位低幅度的相位编码梯度场信号高,决定图像对比分辨率;而外周部分高幅度的相位编码梯度场,决定图像空间分辨率;两者互相结合,形成具有对比和空间分辨力的图像。但要指出,K-空间原始资料不是直接和扫描图像相对应,因为K-空间每个部位和图像整体对比和空间分辨率有关

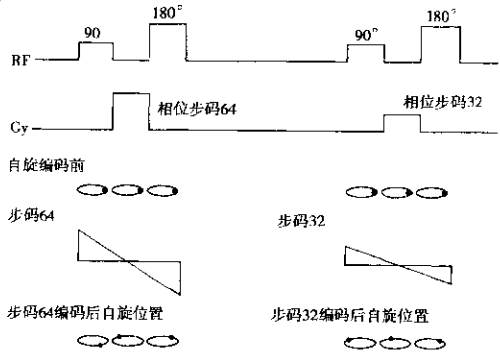


图4-2-9 高幅度的G_y梯度场决定图像的空间分辨率
两种G_y步码的比较,步码为64者较32者梯度场幅度大,自旋受影响更大,与32者比,64者相位差值大,编码后自旋之间距离较远,空间分辨率高

二、K-空间在快速成像的应用

以上讨论了K-空间的常规运用,在某些脉冲序列中,通过减少K-空间相位步码数或改变K-空间采集模式,可缩短成像时间。

(一) 半傅立叶成像

该技术使用略过半数相位步码数(如由-128至+8)的数据,其余要充填的K-空间步码数及其数据用数学计算代替。由于K-空间上半和下半是对称的,下半可理解为上半的镜面像,用共轭数据来代替,完成K-空间的充填。半傅立叶成像可理解为0.5平均,可保持对比分辨率,但由于采样数减少,图像信噪比下降。

(二) 矩形观察野

矩形观察野(rectangular field of view RTFOV)用减少相位步码数缩短采集时间,维持所选择的分

辨力，相位编码梯度场幅度值差与相位方向观察野 (field of view FOV) 成反比。如频率编码步码数均为 256，相位编码梯度最大、最小幅度值保持一致，相位编码各步码如幅度倍增，步码数为 128 的 FOV 是 256 的一半 (图 4-2-10)。两者空间分辨力相同，但由于采样减少，后者的成像时间和信噪比分别为前者的 50% 和 40%。选用矩形矩阵时，解剖部位宽的为频率编码方向，而窄的为相位编码方向。

(三) 钥孔成像

钥孔成像用于造影或关节运动的动态观察，一个部位需要连续数次成像的情况下，为缩短成像时间，K-空间各条线作为参考图像，外周幅度高的相位步码线使图像有好的空间分辨力，注射对比剂后，用幅度低的相位步码快速连续扫描，将中部高对比分辨率和外周高空间分辨力相结合，就可重建出动态图像 (图 4-2-11)。

(四) 螺旋扫描

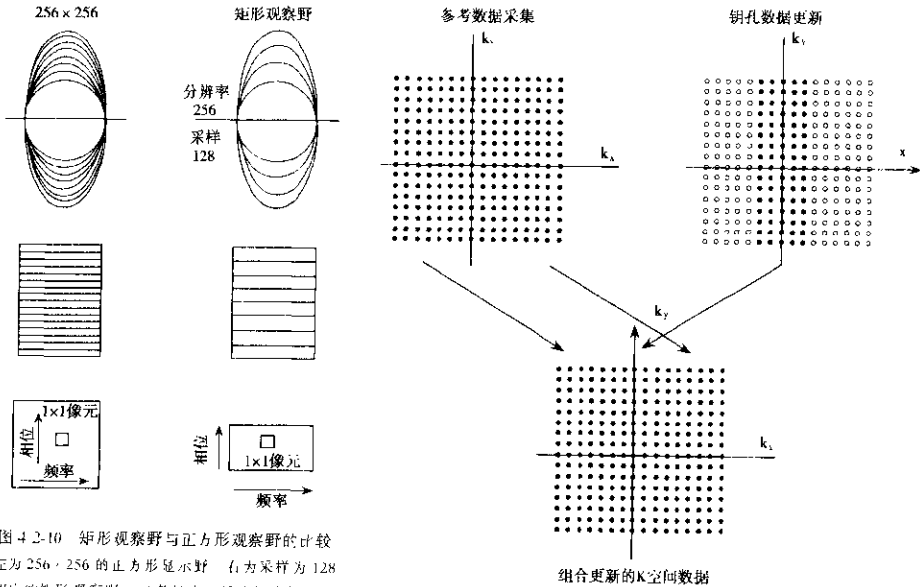


图 4-2-10 矩形观察野与正方形观察野的比较
左为 256 × 256 的正方形显示野，右为采样为 128 相位的矩形观察野，二者最大、最小梯度场幅度一致，但每个步码幅度右侧较左侧大一倍，由于在相位编码方向梯度场步码幅度增加，步码数由 256 减为 128，显示野及采样时间均减为一半，有相同的空间分辨力，但因采样减少，信噪比下降

在螺旋扫描中，两个梯度场交叉振荡产生螺旋 K-空间轨迹，每个 RF 脉冲可采样螺旋一周，也可采集几周，整个 K-空间可以在一个或数个 RF 激励后填充完 (图 4-2-12)，因此，螺旋扫描成像速度快，适合于心脏等的快速成像。此外，由于螺旋轨迹中决定图像对比度的 K-空间中心部分填充的早以及梯度磁矩零点重复，该特性产生较小的与流动相关的去相位，因此，螺旋扫描具有内在的流动补偿效果，在 MRA 具有优势。然而，螺旋扫描对静态磁场的均匀性却十分敏感，偏共振效应会引起显著的模糊，这里，运动伪影将以振铃方式显示。因此，螺旋扫描还需要更进一步地研究。

(五) 幅向扫描

在幅向扫描中，更多的数据是从 K-空间的中心采集而来，这些数据对改进图像的信噪比和对比度有好处，但是导致空间分辨率的下降。这种技术对运动和血流不敏感，同时，具有较小 TE，这是因为这种扫描方法需要较少的相位编码数。事实

图 4-2-11 钥孔成像原理

首先采集一组有完整分辨率的参考数据 (上左)，在 K-空间中心显著减少相位步码数采集相应钥孔像数据 (上右)，从参考数据补充相应钥孔丢失的 K 线，并建成组合 K-空间数据的相位图像 (下中)。

上, 这种技术是一种投射重建技术, 它需要较长的计算时间和较高运算速度的计算机。

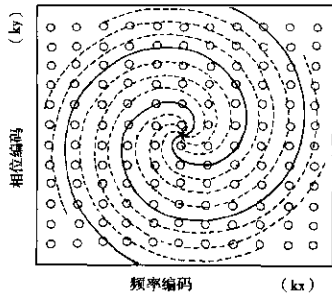


图 4-2-12 螺旋轨迹
频率和相位编码两个梯度均串联振荡, 形成螺旋轨迹

第4节 梯度回波脉冲序列

一、梯度回波脉冲序列的机制

梯度回波 (gradient recalled echo GRE) 脉冲序列使用 $<90^\circ$ 的射频脉冲激励, 纵向磁化矢量可快速恢复到原来的平衡状态 (图 4-2-13), 使重复时间 TR 明显缩短。施加梯度磁场后造成质子群旋进频率的互异, 很快丧失相位的一致, MR 信号逐渐消失, 如再施加一个强度一样、时间相同、方向相反的梯度磁场, 可使分散的相位因重聚而趋一致, 原已消失的 MR 信号又复出现, 在回波达到最高值时采样。用一个方向相反的梯度磁场代替 SE 序列使相位重聚的 180° 脉冲产生回波将之称为 GRE (图

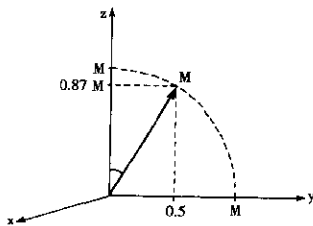


图 4-2-13 30° 脉冲后的纵、横向磁矢量
 30° 脉冲后, M_{xy} 相当于 90° 脉冲后的 50%, 而 M_z 为平衡状态的 87%

4-2-14)。用梯度磁场诱发去相位有两点值得注意, 一是沿 X、Y、Z 轴的去相位彼此独立; 二是具有相位的记忆性, 再施加使相位一致的梯度磁场可使原梯度磁场诱发的相位离散再聚合。GRE 的主要优点是成像时间短又有较高的信噪比, 与 SE 序列相比, 射频脉冲引起的能量沉积可减少 5 倍, 对被检者更有利。

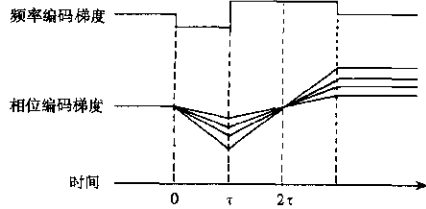


图 4-2-14 梯度回波脉冲序列原理

启动一定幅度的频率编码梯度场, 于启动期间 (τ) 质子群进行性去相位, 再启动幅度相同、方向相反的频率编码梯度场, 于 2τ 时质子群分散的相位又因重聚, 而趋向一致, 出现回波

二、基本的梯度回波脉冲序列

基本的 GRE 脉冲序列有扰相位和稳定进动脉冲序列。GRE 脉冲序列使用的 TR 较短, 每一次小角度脉冲激励采样后, 仍保留相当的横向磁化矢量。在下一个脉冲激励前, 在层面选择方向施加扰相位梯度场或用扰相位的射频脉冲, 去除横向磁化矢量。这样, 每次 RF 脉冲激励前, 横向磁化矢量均去相位, 可阻止 T_2^* 稳定状态蓄积, 仅纵向磁化矢量达到稳定状态, 这种稳定状态信号取决于 T_1 , 可获得 T_1 加权对比的图像 (图 4-2-15)。这种

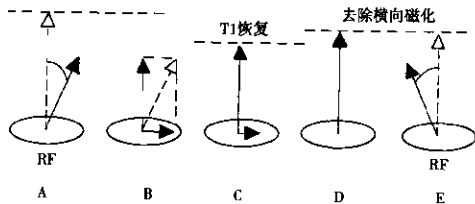


图 4-2-15 扰相位 GRE 脉冲序列

A. RF 脉冲使磁化矢量倾斜; B. 磁化矢量分解为纵 (垂直)、横 (水平) 两部分, 并为资料采集期; C. 示 T_1 恢复, 纵向磁化矢量生长, 相位离散 (T_2) 进展使横向部分衰减; D. 示意在下一个激励 (E) 前, 施加扰相位脉冲, 除掉任何横向磁化

GRE 序列各厂家的名称不同, 如 FLASH、SPGR 等。SE 序列 T2WI 反映的主要是组织 T2 的不同, 对于 GRE 脉冲序列, 回波幅度降低反映的是磁场不均匀及 T2 所引起的去相位, 这种综合作用所引起的信号减弱称做 T2', T2' 显著短于 T2。

稳定进动脉冲序列, 厂家称为 FISP、GRASS

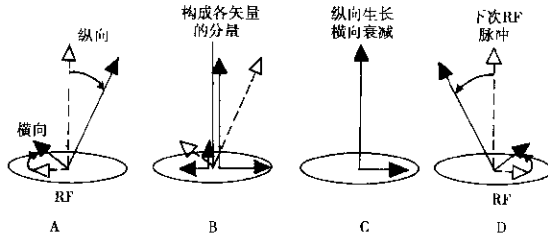


图 4-2-16 稳定状态 GRE 脉冲序列

A. 射频脉冲使稳定状态磁化矢量(↑)倾倒; B. 原纵、横部分可再次分解; C. 各个横部因方向相反而衰减, 各个纵部均为正向而互相叠加; D. 示意因 T1、T2 过程分别出现磁化矢量生长、衰减之后, 用反向脉冲重复该周期

对比增强 GRE 序列, 各厂家名称不一, 如 PSIF、CE-FFE 等, 其特点是第二个射频脉冲产生回波。与稳定进动 GRE 相比, 是 TE 接近两个 TR, 为重 T2'WI。其优点是该序列作 MR 胆管造影时, 扩张的胆管表现为高信号; 但缺点是对运动敏感, 血流表现为低信号。

稳定进动双回波(double echo in the steady state DESS), 该序列合并了 SE 序列 FID 回波及 PSIF 序列的射频回波, 可得出高信号的真实 T2WI。

三、快速梯度回波脉冲序列

(一) 快速梯度回波脉冲序列的技术及问题

在使用快速扰相位及稳定进动 GRE 序列时, 显著缩短 TR 和 TE (如 < 10ms), 增加接收带宽, 可缩短频率编码启动时间, 如由 + 16kHz 增为 + 32kHz, 可使启动时间由 8ms 降至 4ms。由于 TR、TE 的缩短, 成像时间也相应缩短, 成像速度较快, 但缺点是信噪比减少 40%。然而, 为观察对比剂初期增强, 憋气行多层而多时相或单层面多时相扫描, 或者了解关节的运动情况等, 成像速度有时比信噪比更重要。当然, 使用 2~4 个表面线圈相连的相控阵表面线圈, 可提高信噪比。在同样磁场下, 一个体元内水和脂肪的氧原子有不同的共振

等。该序列每个成像梯度的净效果在各个 TR 周期是恒定的, 纵、横向磁化矢量均达到稳定状态并形成稳定的信号。这个序列的结构使每个周期开始前横向磁化矢量均不为零(图 4-2-16), 如所用 TR 比成像组织 T2 短, 稳定状态成分 M_z 常较大, 增加了图像对比中 T2' 的作用成分。

频率。在 1.5T 场强下, 水与脂质氢原子共振频率差为 220Hz, 如同钟表的时针和分针, 如在回波采样时两个矢量相位一致, 信号则强; 两个矢量相位不一致时, 信号则弱。在 1.5T 场强下, 两者间隔的时间为 2.1~2.3ms (图 4-2-17)。图像上在脂肪

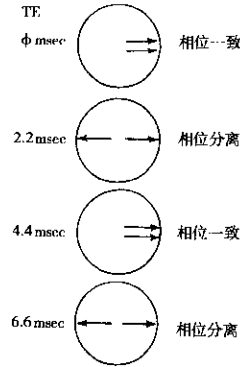


图 4-2-17 相位变化对体元信号的影响

快速梯度回波使用短 TE 时, 1.5T 场强下, 水和脂质磁化矢量相位一致和分离间隔约 2.1~2.3ms

和主要为含水组织之间可有一信号边界,这是因为体元内含有脂肪和水,在TE为1.5ms时,由于水和脂肪磁化矢量相互分离,部分容积效应使体元信号丢失

(二) 多时相、多层面快速 GRE 序列

为观察不同时期(相)器官或组织的形态变化以及对对比剂的组织增强,如心肌或关节的动态变化,须进行多层面、多时相扫描。多时相扫描有两种方式:连续方式或间隔方式。如三个层面、四个时相,以连续方式扫描时,第一个层面1~4时相完成后,再依次为第二、第三层面时相的扫描;而以间隔方式扫描时,第一时相完成1至3层面的扫描,然后再完成2~4时相的其他层面的扫描。快速多层面梯度回波序列(FMPSPGR)采用的是间隔扫描方式。快速 GRE 可在憋气状态下进行数个层面的扫描,这样可减少自主和不自主运动引起的伪影。延长TR,加大倾角,可提高SNR和CNR,但易出现饱和效应。与其他的快速 GRE 序列相比,FMPSPGR可用较长的TR,可较灵活的选择倾角。

(三) 磁化准备快速 GRE 序列

快速 GRE 由于TR短,组织对比度差。为改善图像对比,可先行磁化准备,如用 180° 射频脉冲。当磁化矢量由负值经零转为正值,到不同组织T1弛豫差别明显时,再行快速 GRE 扫描,这样可突出T1W成分,称为反转恢复(inversion recovery IR)磁化准备;又如用 90° 射频脉冲,使Mz倾倒到XY平面, Mxy因相位分散由大逐渐到零,用 180° RF使相位重聚,产生一个较大的Mxy,再施加 90° 射频脉冲使磁化矢量转到纵向,这时的Mz反映的组织T2弛豫特点,此时再行快速 GRE 扫描,可突出T2W成分,称为驱动平衡(driven equilibrium DE)磁化准备。为突出组织对比,采用该序列时,可先行K-空间低幅度相位步码扫描,如0, +1, -1, +2, -2, +3, -3等,然后行外周高幅度相位步码扫描。

(四) 分段快速 GRE

该序列为相位步码采样时分组或分段,如相位步码数为128,分作4组(段)采样,每段32条线;各段采样后,有个恢复期,再行下段采样。分段快速 GRE,有较好的T1或T2对比,同时,由于每段采样时间可知至50ms,这样可减少器官如心脏

的运动伪影,使其边缘锐利。

第5节 快速自旋回波脉冲序列

快速 GRE 序列产生的对比除T1、T2、质子密度和流动效应外,还包括不同倾角对饱和和T2*等的效应。这些对比效应使医生们有些不适应,大家还是偏爱反映MR成像参数特点的常规自旋回波序列。

常规SE序列, 90° 脉冲后,可连续施加2~4个 180° 脉冲(产生2~4个回波)。以四回波为例,TE可为15、30、60、90ms(多回波、多层面或可变回波、多层面),在每个TR周期,需在4个K-空间中各完成一条幅值相同的相位步码线(图4-2-18)。如TR为2000ms,相位步码为256,1次平均,则TA=2×256×1=8分53秒。如4个回波用不同幅度值的相位步码在一个K空间完成4条线(图4-2-19),其他参数不变,256/4=64,则TA=2×64×1=2分13秒,成像时间缩短4倍,此即FSE。对于FSE序列,

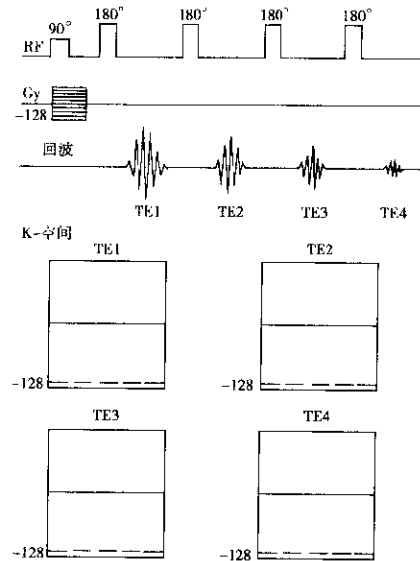


图4-2-18 常规SE脉冲序列4回波K空间充填
每一个TR,4个K空间各充填一条线,所选择的相位编码梯度场步码数决定TR的重复次数

90°脉冲后,可有2~64个回波采样,回波数目称回波链长(echo train length ETL),各回波之间的时间称为回波间隙(echo space)。FSE序列有时间不同的多个回波,如前所述K空间中中线信号高,决定图像对比分辨率;如操作者将90ms TE置于中部相位步码线,则图像对比受构成该回波的T2衰减最大,则有效TE为90ms,其图像对比与TE为90ms的常规SE相似。FSE还可行重T2WI,是其主要优点。如有效TE为15~25ms, FSE也可得到P(D)WI,但短TR时,T2衰减剧烈,图像模糊。加上受其他长回波采样的影响,P(D)WI有较多T2影响,如脑脊液信号较高;而常规SE P(D)WI脑脊液为低信号;此外,脂肪信号高,射频能量沉积较大,亦为FSE的一个缺点。

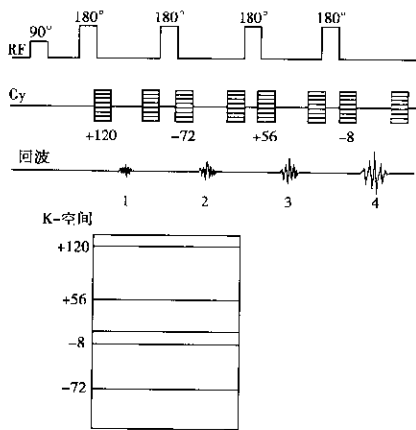


图4-2-19 FSE 4个回波链K-空间充填

FSE用4个幅度值不同的相位编码梯度场各产生一个回波,K空间每次充4条线,成像时间缩短4倍

半傅立叶单次激发快速自旋回波(half-Fourier single shot turbo spin echo HASTE)或单次激发快速自旋回波(single shot fast spin echo SSFSE)为一次90°RF激励后,连续有128~600个180°重聚焦回波。只需K-空间步码数略过半数,用半傅立叶变换成像,可在1秒内形成TE为200~600ms的重T2WI。该序列可用于胆道、胰管、泌尿系统及脊髓成像。

第6节 快速梯度自旋回波脉冲序列

FSE用数个180°重聚焦脉冲产生回波,然而,每个180°RF有限定时间,约3~5ms,且SAR较集中。如同波时间过短,特别是用体线圈,SAR可能超量;如用梯度磁场正、负极性反转,在上述FSE产生回波的前后,再各添加一梯度回波,即快速梯度自旋回波。将FSE回波线置于K-空间中部,而将梯度回波线置于K-空间外围,这样图像既有FSE的对比,又有快的成像速度,还可避免SAR过量,但由于T2*的作用,对磁化率和化学位移更敏感。

第7节 回波平面成像脉冲序列

回波平面成像(echo planar imaging EPI)为1977年Mansfield所提出,为现今临床应用最快的MR成像方法。激励脉冲可为90°、180°RF或为小角度激励的RF,也可为反转恢复RF,分别称为SE-EPI、GRE-EPI、IR-EPI。RF激励后(图4-2-20),在一个TR周期内读出梯度(频率方向)以正、负振幅快速振荡,形成一个梯度回波链,每个回波在相位编码方向上由“闪现”的相位梯度分别行相位编码。频率方向上的梯度场每次振荡,不论正负,对应于K-空间的一条线;从一条线向另一条线过渡时,为各个“闪现”的相位编码。除闪现编码方法外,也可用连续的相位编码。采样从K-空间左上角起始,如箭头所示,来回扫到右下终止。

单次激发(single shot或snapshot)EPI产生一帧高质量MR图像,必须在50~80ms内完成一个回波链,由单个回波链收集全部相位编码,形成一帧图像。如收集相位步码数为128的图像,读出梯度则必须振荡128次。

多次激发(multiple shot)EPI在一个TR周期,不能完成全部K-空间数据的采集,如只能完成8条线采集(即8个回波),此时,若相位步码为128,则充填全部K-空间需激发16次(128(相位步码)/8(回波数)=16,亦即16个TR周期,或16次激发)。同样地,知道相位步码数,又知道激发次数,相位步码数/激发数=回波数,即每个TR

周期, K-空间充填线数。

在 EPI 图像中, 可出现一些伪影, 主要的有:

①回波链读出时, 由于 T₂ (或 T₂') 过渡衰减, 使

图像模糊; ②该序列对磁化率敏感, 使磁场不均匀, 偏共振效应(off resonance effects)使图像扭曲、变形。两种伪影均见于相位编码方向。

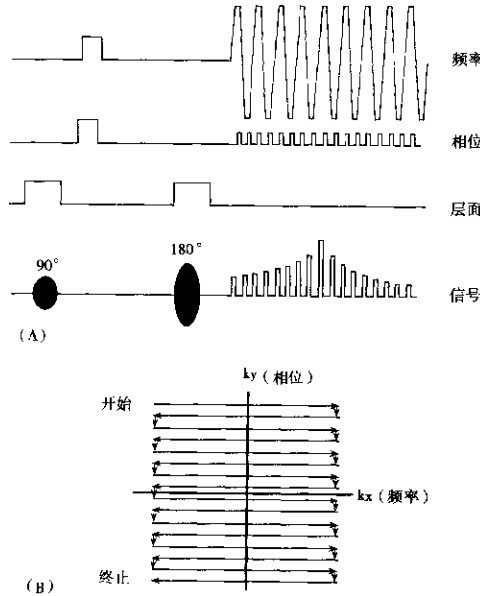


图 4-2-20 单次激发 SE-EPI 脉冲序列

图像在相位面选择施加 90°和 180°激励脉冲, 读出(频率编码)梯度以正负幅度快速振荡, 形成的梯度回波链围绕 90°、180°激励脉冲形成的回波, 在相位编码轴由闪现的相位编码分别对“回波链”的每个回波行相位编码

为抑制或减轻这些伪影, 要了解其产生的机制, 了解其对 MR 装备和成像技术上的要求。假定所用 MR 装备磁场是均匀的, 观察野(FOV)内磁化率也相互一致, 这样, MR 信号衰减完全取决于 T₂。这种衰减在相位编码方向使图像边缘伸出或各个点被抹掉, 从而使图像模糊, 各个点伸出的范围为点扩散系数(point spread function, PSF)。为减轻这种作用, PSF 必须小于一个像元宽。为满足这个要求, 单次激发 EPI 回波链时间 T 应小于 $\pi T_2/2$, 如 T₂ 为 60ms, $\pi T_2/2 = 94ms$ 。该相位步码数为 128, 定义两个读出梯度脉冲中部之间的时间为回波间隔(echo space ESP), 则 $ESP \leq 700\mu s$ ($94ms \div 128 = 700\mu s$)。衡量图像质量的另一个重要指标是空间分辨率, EPI 空间分辨率取决于读出

梯度瓣叶的面积; 决定瓣叶面积为梯度场幅度, 面积越大, 空间分辨率越高。为使 ESP 缩短, 对梯度场切换率(Slew rate)有一定的要求。为避免卷褶伪影, 减轻几何畸变, 须有足够大的接收 RF 带宽。设 $ESP \leq 700\mu s$, 空间分辨率为 3mm, 梯度场幅度 22mT/m, 切换率 65T/m/s, 最大接收 RF 带宽 375kHz。

若磁场显著不均匀或在不同磁化率的界面(如组织-气界面), EPI 的偏共振效应可出现严重的化学位移或几何畸形。常规和快速自旋回波脉冲序列, 使用 180°再聚焦脉冲可纠正这种伪影; 而 EPI 不使用 180°脉冲, 无法去除这种偏共振效应。读出梯度启动时, 偏共振的原子群积累, 增加相位移动, 错误的相位移动与用于成像的相位编码无法区

别。积累得越来越多相位错误的原子群，在图像上被置于错误的位置，如头部皮下脂肪，因化学位移，在相位编码方向，位置错误可达观察野的 $1/4$ 。为纠正脂肪原子的偏共振效应，EPI序列均应用脂肪抑制技术。与脂肪相比，水原子群的偏共振效应更难纠正，在颅底部，脑组织、骨质、鼻窦气体等不同磁化率的组织处造成磁场不均匀，因此，靠近颅底部位，在相位编码方向，EPI图像有严重的几何畸形。几何畸形的程度仅取决于读出梯度的ESP，ESP越小，几何畸形越轻。为减轻这种伪影，单次激发EPI读出梯度须进一步缩短ESP，但由于周围神经刺激阈值的限制，目前难以实现。缩短回波链的另一个方法为采用多次激发EPI。此外，改变相位编码方向，如颅脑MR扫描时，将相位编码方向由左右改为前后，也可减轻这种伪影。

EPI的适应证与特点：1、由于EPI检查速度显著快于FSE及FGRE，对于儿童、老人、危重

不能合作的病人，可行颅脑、脊髓等的T2WI的快速筛选检查。2、憋气(12s~14s)行胸、腹部器官的T2检查。3、任意选择T2或T2*对比，SE-EPI T2WI的图像对比与SE序列相似，而GRE-EPI为T2*WI。4、不用 180° 重聚焦脉冲，对检查组织的能量沉积小。5、可行BOLD、perfusion、diffusion等的功能成像。

EPI的安全性：EPI快速改变的梯度场可在人体诱发快速改变的感应电流，这种电流对人体有潜在的危险，可出现神经肌肉刺激，在梯度场变化最大的线圈端缘，可出现轻度的抽搐和疼痛。颅脑的冠状位或矢状位扫描，Gz为读出梯度场，上述症状位于躯干或臀肌，而腹部检查时鼻根可受累。虽然心脏刺激阈值至少比骨骼肌高10倍，较安全，但心率失常或低血钙易诱发抽搐的患者，EPI检查的安全性仍需要继续研究。

(高元桂 邱本胜)

第3章 质量控制

第1节 质量控制参数

优质的 MR 图像能够清晰准确地显示解剖和病理结构, 提供足够的诊断信息。通过对图像的数据检测分析, 可定量的评价图像质量。MRI 属数字影像技术之一, 影响 MR 图像质量的因素多且复杂, 如磁体、表面线圈, 梯度磁场等, 加之多参数多方位成像的特点, 这就使得它不同于其他影像技术。因而, 应该通过调控一些参数达到图像质量控制的目的。

控制和评价 MRI 图像质量主要有三种参数: 信号噪声比(signal-to-noise ratio SNR)、空间分辨力(spatial resolution)、图像对比度及对比噪声比(contrast-to-noise ratio)。

一、信号噪声比

信号噪声比简称信噪比, 是指组织信号与随机背景噪声的比值。信号是指某一感兴趣区内像元的平均值, 噪声是指同一感兴趣区等量像元的标准差。信噪比是衡量图像质量的最重要的指标。图像质量的关键取决于信噪比, 通常信噪比高的图像质量好。信噪比高的图像表现为图像清晰, 轮廓鲜明, 颗粒细微。人眼的分辨能力有一定限度, 信噪比的增加超过一定的阈值时, 显著增加扫描时间, 但不能明显地改善信噪比。因此, 成像时间病人能接受, 可作诊断用的信噪比越高越好。

信噪比受诸多因素的影响, 当运动伪影被抑制后, 场强越高产生的信噪比越高, 带宽窄的脉冲序列比带宽宽的脉冲序列信噪比高。各种噪声都会使信噪比下降。接收线圈的敏感性及检查部位与线圈的距离都会影响信噪比。空间分辨力增加, 信噪比会下降。体元越大信噪比越高, 两者呈正比。提高信噪比的方法主要是提高信号强度或(和)降低噪声。

二、空间分辨力

空间分辨力是指影像设备系统对细微解剖结构

的显示能力, 它用可辨的线对(LP)/cm 或最小圆孔直径(mm)数表示, 它也是控制 MR 图像质量的主要参数。决定空间分辨力大小除了 MR 系统的磁场强度、梯度磁场等以外, 主要有两个因素即体元和信噪比。在图像平面内像元是由观察野与矩阵的比值确定的, 体元被视为像元的立方, 层面厚度代表了像元的厚度, 也即立方的深度。因此, 体元的大小是由 3 个基本的成像参数即层面厚度、观察野和矩阵确定的。层厚越厚, 体元越大, 图像趋于模糊, 空间分辨力下降而信噪比升高。观察野越大, 像元的面积也增加, 空间分辨力越下降, 但提高了信噪比。矩阵增大, 像元数也增加, 像元越小空间分辨力越高, 但信噪比下降, 扫描时间延长。所以, 当提高图像的空间分辨力时, 图像的信噪比会下降。分辨力可分为三种: 一般空间分辨力大于 1mm; 高分辨力为 0.5~1mm; 超高分辨力小于 0.5mm。所谓高分辨力的图像, 选择层厚要在 3mm 以下。近期的 MR 系统三维扫描层厚可以薄到 0.1mm。

三、图像对比度

MR 图像对比度是指两个相邻的不同组织结构信号强度的差异。也即是能够区分最小信号强度的能力。信号强度的差异越大, 图像对比度越好。组织的对比度可通过选择脉冲序列和扫描参数加以控制, 这些参数是重复时间、回波时间、倾斜角、矩阵、信号平均次数、层面厚度和定位的方位以及射频脉冲带宽。通过选择适当的扫描参数, 可最大限度的突出不同组织的 T1 和 T2 的对比。磁场强度和接收线圈也是影响图像对比度的因素, 操作者应根据磁场强度, 每次检查所用接收线圈, 及选择扫描参数。

在考虑对比度时, 也要注意噪声对图像质量的影响, 对比噪声比同样是影响图像质量的重要因素。这是因为信号噪声比与图像对比度密切相关, 不考虑噪声是不能评价对比度的。同样对比度的图像, 如果重叠在图像上的噪声不同, 图像质量也会

有很大区别。因为对比度仅仅是信号强度的差异。

另外, MR 图像质量除了用信噪比、空间分辨率、图像对比度以及对比噪声比来评定外, 还要用信号的均匀度来评定。所以均匀度也是一个质量控制的评价参数。信号均匀度不仅要在影像中心部分, 而且要在整个观察野进行检查测试。在实际工作中, 均匀度通常包括信号均匀度、信噪比均匀度以及对比噪声比的均匀度。

第2节 其他成像技术参数

一、激励次数

激励次数或采集次数代表各脉冲序列相位编码步码数的倍数。增加激励次数可增加图像信号、提高信噪比。增加激励次数还可使血液、脑脊液流动以及呼吸运动的伪影信号减少, 伪影信号的减少大约等于激励次数的平方根, 例如激励次数从1增加到4, 信噪比可提高两倍, 但扫描时间却增加4倍。在二维傅立叶变换成像技术中, 扫描时间 = $TR \times$ 相位编码步码数 \times 激励次数。

二、层面厚度

理想的层面厚度当然是越薄越好, 层面越薄不容易产生部分容积效应, 反映的组织结构越真实。但实际上选择层面厚度时应该考虑许多因素, 如 MR 扫描解剖区域的大小, 成像组织结构的大小, 所选择脉冲序列允许的扫描层数, 理想的信噪比和空间分辨率, 当感兴趣区的解剖结构较小时, 选择层面的厚度要薄。层面厚度越薄, 图像的信噪比越低。由于层面薄信号弱, 所以只能通过增加激励次数来提高信噪比。感兴趣区较大时, 可选择较厚层面厚度。T1 加权因短 TR 限制了扫描层数, 可在 T1 加权时增加 TR 值。增加 TR 值、增加层厚可以提高信噪比和对比噪声比。梯度场幅度、切换率和 RF 脉冲带宽决定某个 MR 系统最薄层厚。

三、层间距

理想的 MR 图像应该是连续无间距的图像。但实际上在层面间要留有间距, 其理由是当射频脉冲激励一个层面时, 即使使用计算机优化的 Sin C 射频脉冲可接近产生直角断层侧面, 但很难调整到

产生完美的直角断层侧面, 断层面受 RF 脉冲波形上升和下降波的影响, 出现重叠和交叉, 使相邻层面边缘受到 RF 脉冲干扰而产生交叉对话, 使有效 TR 小于确定的 TR, 造成信噪比下降和图像对比度的改变。因此, 扫描时根据需要覆盖区的大小设置合理的层间距(一般为层面厚度的 20% ~ 50%)是减少交叉对话的最有效办法。当病变较小设置层间距会漏掉微小病变时, 应采用无层间距扫描或用交叉采集方式消除交叉对话, 以提高图像的对比度和信噪比。

四、观察野

观察野(field of view, FOV)定义为一帧图像的水平 and 垂直长度, 最小观察野主要取决于梯度场的幅度峰值和持续时间, 增加频率和相位编码梯度场场强可缩小观察野, 观察野除以矩阵为空间分辨率。使用小观察野可得出高分辨力图像, 但图像的信噪比迅速下降。信噪比下降正比于观察野缩小的平方。例如观察野从 24cm 减少到 12cm 时, 将导致信噪比减少到 75%。操作者根据检查解剖部位的大小和使用的表面线圈来选择观察野。小的观察野并用大的矩阵可清晰的显示内耳、听神经或颞颌关节等微细的解剖结构。胸部、腹部、盆腔等部位用大的观察野, 为达到高的空间分辨率可用 512 矩阵采样。

操作者通过选择观察野、矩阵、层厚得到理想的分辨率和信噪比的图像。

五、矩阵

观察野确定后, 矩阵的大小便决定了像元的大小和空间分辨率的高低。矩阵越大, 像元越小, 空间分辨率就越高; 但信噪比下降, 扫描时间延长。将矩阵 256×256 改为 128×128 时, 空间分辨率要减少 50%。

图像的矩阵代表沿频率编码和相位编码轴的像元数。在频率编码方向增加像元数, 不会增加扫描时间; 但在相位编码方向增加像元数, 会增加扫描时间。无论是频率或相位编码都会因像元的变小而使信噪比下降。选择 256×128 的矩形矩阵, 可保留矩阵 256×256 时的空间分辨率, 应将 256 频率编码与检查部位的长轴一致而将 128 相位编码与检查部位短轴相应。扫描时间也可减少一半。

第3节 伪影

与其他医学影像技术相比, MRI 是出现伪影最多的一种影像技术。所谓伪影是指在磁共振扫描或信息处理过程中, 由于某种或几种原因出现了一些人体本身不存在的图像信息, 致使图像质量下降的影像, 也称假影或鬼影。MR 出现伪影的原因与其扫描序列以及成像参数多、成像过程复杂有关。由于原因不同, 所产生的伪影表现和形状也各异。只有正确了解伪影产生的原因以及各种伪影的图像特征, 方能有效地限制、抑制以至消除伪影, 提高图像质量。

根据伪影产生的原因, 可分为装备伪影、运动伪影和金属异物伪影。

一、装备伪影

装备伪影是指机器设备系统本身产生的伪影。它包括机器主磁场强度、磁场均匀度、软件质量、电子元件、电子线路以及机器的附属设备等所产生的伪影。装备伪影主要取决于生产厂家设计生产的产品质量以及某些人为因素, 如机器设备的安装、调试以及扫描参数的选择, 相互匹配不当等。与机器设备有关但主要由操作者掌握的各种参数, 如 TR、TE、矩阵、观察野等出现偏差, 也可出现伪影。

(一) 化学位移伪影

化学位移伪影是化学位移所产生的伪影。化学位移的定义及产生的原因在本篇第7章第1节已有叙述。磁共振成像是通过施加梯度磁场造成不同部位共振频率的差异, 来反映人体组织的不同位置和解剖结构。脂肪质子群比水质子群的共振频率低 3~4ppm, MR 图像一般以水峰值作为参考频率, 因此频率等同于 2D TOF 图像位置, 所以低频率的脂肪质子群在频率编码方向向图像的低梯度场方向移位, 而水质子群不发生移位, 这种移位在一侧使两种质子群在图像上相互分离而无信号, 而另一侧因相互重叠表现为高信号。

在沿含水组织和脂肪组织界面处, 出现无信号的高信号和白色条状或月牙状影像。例如肾和肾周围脂肪之间一侧为黑色, 而另一侧为白色的化学位移伪影(图 4-3-1)。任何磁共振系统都能产

生化学位移伪影, 但高场强比低场强的 MR 机明显。化学位移伪影易于识别, 并且可通过改变相位和频率编码方向加以控制。

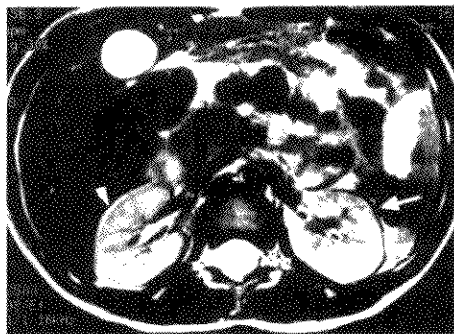


图 4-3-1 化学位移伪影: 肾脏 SE 序列 T2WI 横轴位, 两肾和肾周围脂肪之左侧为黑色低信号(▲), 而右侧为白色高信号(△)的化学位移伪影

(二) 卷褶伪影

被检查的解剖部位的大小超出了观察野范围表明选择观察野过小, 观察野范围以外部分的解剖部位的影像移位或卷褶到图像的另一侧去。相位编码方向不同, 卷褶伪影的位置也不同。下表所示为扫描方位与梯度场的关系。

表 4-3-1 扫描方位与梯度场的关系

方位	确定层面	频率编码	相位编码
横断位	GZ	GX	GY
矢状位	GX	GY	GZ
冠状位	GY	GZ	GX

在相位编码方向上, 相位移动超出了相位周期, 观察野外信号频率高于观察野内信号频率。由于数据采集的间断性, 计算机将观察野外高频率信号误认为低频率信号, 被置于下一张图像的一端, 从而在相位编码方向上出现伪影(图 4-3-2)。消除卷褶伪影的办法是将被检查部位的最小直径, 摆到相位编码方向上或增加观察野范围, 便可得到满意的解决。

(三) 截断伪影

截断伪影是指当 MR 信号发生突然跃迁、傅立叶变换时, 在两个环境的界面, 如颅骨与脑表面, 脂肪与肌肉界面等会产生信号振荡, 在频率编码方向上出现的环形黑白条纹。为了抑制或消除伪



图 4-3-2 卷褶伪影

颅脑 SE 序列 T1 加权像矢状位，因检查部位的
大小超出 FOV 范围，前一层而 FOV 以外部
分的图像(↑)卷褶到此图像上(右下部)

影，可增加矩阵或在傅立叶变换前对信号滤过来解决，但后者会导致空间分辨率下降。

(四) 部分容积效应

当选择的扫描层面较厚或病变较小且又横跨于扫描切层之间时，周围高信号组织掩盖小的病变或出现假影，这种现象称为部分容积效应。

目前，MR 是以三维切层、二维成像的，所以图像的基本单位为像元。每一像元再加上层厚即为体元。实际上，任何一个像元的信号强弱都是通过体元内包括的不同组织成分的平均信号强度反映出来的。因此，如果低信号的病变位于高信号的组织中，由于周围组织的影响，病变信号比原有的信号强度高。反之，高信号的病变如果位于低信号的组织中，其病变的信号比病变原有的信号强度低。由此可见，部分容积效应的存在，可能漏掉小的病变或产生假象。这种假象在 B 超或 CT 扫描时也常见到。

部分容积效应可以通过选用薄层扫描或改变选层位置得以消除。减薄层厚而不是减小观察野是克服部分容积效应的有效方法。在可疑是部分容积原因造成的病灶边缘作垂直方向定位扫描，也可消除部分容积效应造成的假象。

(五) 交叉对称信号伪影

交叉对称信号伪影也是一种设备伪影。常出现于自旋回波脉冲序列 T2 加权像或质子密度加权像，主要因磁场的不均匀性引起，表现为图像在对角线方向呈对称性低信号(图 4-3-3)。因为 T2 加权

像对磁场的不均匀性反应特别敏感，如上午刚开机易发生这种伪影，随着开机时间的延长，磁体内匀场线圈逐渐恢复，随着磁体均匀度的提高此类伪影即可消除。

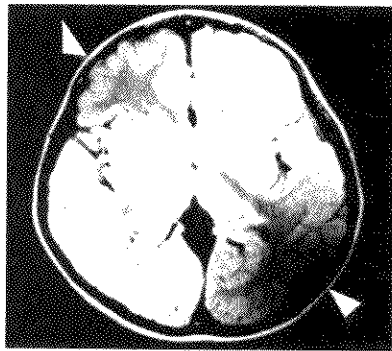


图 4-3-3 交叉对称信号伪影：颅脑 SEP (D)WI 横
轴位，所示对角线方向呈对称性低信号

二、运动伪影

运动伪影包括人体生理性运动和自主性运动所产生的伪影。

(一) 生理性运动伪影

生理性运动伪影是指因 MR 成像时间较长，在 MR 成像时间内心脏收缩、大血管搏动、呼吸运动、血流以及脑脊液流动等引起的伪影，是降低 MR 图像质量最常见的原因。生理性运动伪影是生理性周期性运动的频率和相位编码频率一致、叠加的信号在傅立叶变换时使数据发生空间错位，导致在相位编码方向上产生间断的条形或半弧形阴影。这种伪影与运动方向无关，而影像的模糊程度取决于运动频率、运动幅度、重复时间和激励次数。

心脏收缩、大血管搏动伪影可采用心电图门控加以控制，其机制主要是通过心电图的 R 波控制扫描系统，从而获得心动周期不同阶段的影像，使心脏收缩、大血管搏动所产生的伪影得以控制。

呼吸运动伪影在高磁场设备显得更加明显。使用呼吸门控及快速成像技术，能够有效地控制伪影。在无快速成像的低磁场设备，因呼吸运动频率较慢，通过呼吸门控阈值 MR 成像时间过长而限制了这种技术的使用价值。低场强设备应尽可能缩

短检查时间,以便减少产生伪影的几率。如改变矩阵,减少激励次数以及通过呼吸补偿技术去除呼吸时腹壁运动产生的伪影。

流动血液产生的伪影信号强度取决于血流方向与切层平面之间的相互关系,血流速度以及使用的TR、TE等参数。当扫描层面与血管走行方向平行时,在相位编码方向上会产生与血管形状类似的条状阴影(血流伪影)。动脉血流伪影多因血管搏动引起,类似运动产生的伪影。预饱和技术可消除来自扫描层上下方的血流搏动产生的伪影。另外梯度变换(相位/频率交换)可使伪影方向变换 90° 。例如扫描肝脏时,主动脉血流伪影干扰对肝左叶的观察,交换相位/频率方向,使肝左叶显示清楚。

脑脊液流动伪影与血流形成的伪影原因相同。脑脊液同血流均受心脏同步搏动影响,在脑脊液处出现模糊伪影,最常见于胸段脊髓后方类似占位性病样改变(图4-3-4)。甚至在脊髓中央出现空洞样伪影,血流补偿(flow compensation)技术是减少和抑制脑脊液搏动伪影的最有效方法,必要时与心电门控同时使用会取得抑制伪影的更好效果。变换梯度也可消除脑脊液搏动伪影。

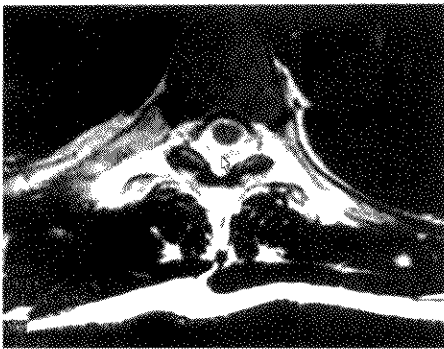


图4-3-4 脑脊液搏动伪影:胸髓SE序列T2WI横轴位。示脊髓后方脑脊液搏动伪影(↑)

(二) 自主性运动伪影

在MR扫描过程中,由于患者运动,如颈部检查时吞咽运动、咀嚼运动,头部检查时病人躁动、眼眶检查时眼球运动等均可在图像上造成各种不同形状的伪影,致使图像模糊、质量下降。图像模糊的原因与生理性运动伪影相似。克服自主性运

动伪影的最有效的办法是改变扫描参数,尽量缩短检查时间,如快速成像技术、减少信号激励次数、改变矩阵等。另外,固定患者及检查部位,如眼球运动,嘱患者在扫描时闭目,颈部检查时固定下颌等,也是减少自主性运动伪影的有效方法。

三、金属异物伪影

金属异物包括抗磁性物质及铁磁性物质。只要它们仅使磁场均匀性改变几个ppm,就足以造成图像变形。抗磁性物质可见于体内。本节讲到的金属异物主要是指铁磁性物质,如发夹、纽扣、别针、胸罩钩(图4-3-5)、各种含铁物质的睫毛膏、口红,外科用金属夹、固定用钢板及含有金属物质的各种标记物以及避孕环等。在实际工作中强调要患者不把体内或体表的金属异物带入磁场,其原因之一是会使图像产生金属异物伪影而影响诊断,二是对患者有潜在的危险。例如,外科手术夹可能会受磁性吸引脱落造成再出血;刀片等锐利物在磁场飞动时,会刺伤患者或损坏机器。



图4-3-5 金属异物伪影
腰椎SE序列T2加权像矢状位。因金属异物胸罩钩引起伪影(↑),造成解剖结构失真变形(△)

不慎将金属异物带入磁场时,在MR成像过程中易产生涡流,在金属异物的局部形成强磁场,从而干扰主磁场的均匀性,局部强磁场可使周围旋

进的质子很快丧失相位，而在金属物体周围出现一圈低信号“盲区”，其边缘可见周围组织呈现的高信号环带，以及图像出现空间错位而严重失真变形

金属异物伪影是很容易避免的。首先要作好必要的宣传解释工作；在受检者进入磁场前要认真检查，杜绝将金属异物带入机器房

(梁燕 高元桂)

第4章 MR对比剂

自MR问世以来,作为一种成像工具,它显示出良好的软组织对比,表明它能反映出人体组织间的物理、化学上的差异。早期人们认为是否有必要再使用对比剂,T1、T2WI像似乎足以证实或排除诊断。然而,实践证明,未经增强的组织所固有的MRI对比,无论对疾病的敏感性和特异性方面均不能满足人们的需要。在诊断工作中,评价某一组织的功能,代表着影像诊断的另一个侧面,有助于发现疾病并可作出定性,而这些是不能单独从形

态学的改变得出结论的。因此,在临床上应用MRI不久,就着手研究MRI所用的对比剂。

20世纪80年代早期,人们开发的MRI对比剂,就是二乙烯三胺五乙酸钆(gadolinium diethyl triamine-pentaacetic acid, Gd-DTPA),这是一种顺磁性物质(paramagnetic material),得到广泛应用。它显示出确定人体某些组织功能的特性,如中枢神经系统的血脑屏障的完整性,在某些疾病中尚可发现MR平扫所见不到的病变(见图4-4-1)。

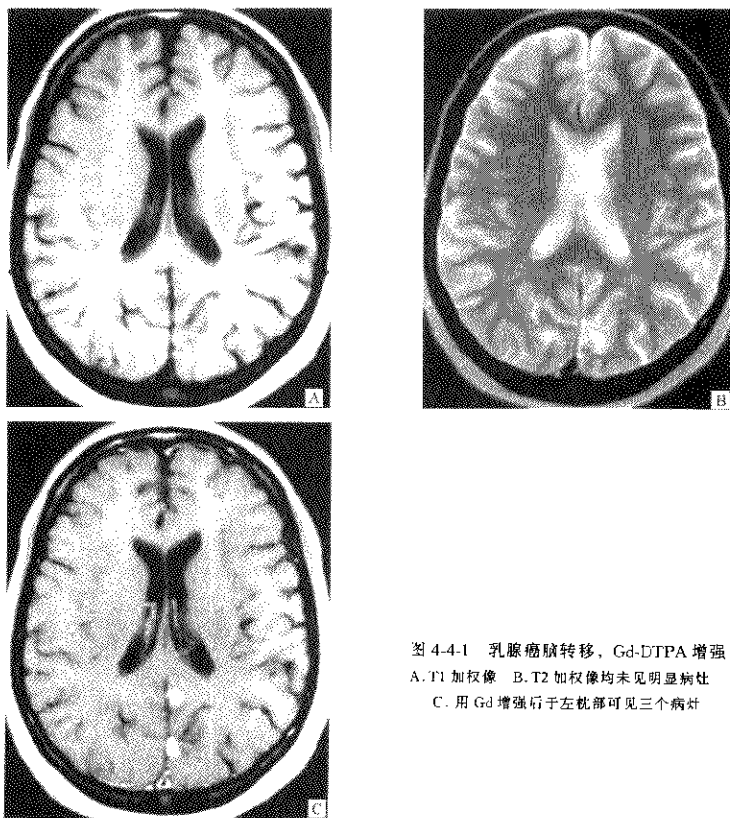


图4-4-1 乳腺癌脑转移, Gd-DTPA增强

A. T1加权像 B. T2加权像均未见明显病灶

C. 用Gd增强后于左枕部可见三个病灶

以 Gd 为基础的顺磁性对比剂在脑和脊髓的检查中，几乎成为必不可少。从其他器官的检查也积累了一些资料，说明 Gd-DTPA 是一种很有意义的对比剂。除 Gd-DTPA 这类顺磁性物质以外，还有一些 MR 对比剂，如含 Fe 的超顺磁性物质 (superparamagnetic agent)，和以 Mn 为基础的细胞内对比剂 (intracellular agent)，近年来相继问世。它们的开发和利用，使 MRI 满足了临床医生的诊断要求，从而显示出 MR 是一种非常强有力的成像手段。对比增强的 MRI 不仅广泛用于常规检查，而且也用于研究组织灌注 (tissue perfusion)、组织生活力 (tissue viability) 和血脑屏障的完整性等。在欧美，所有 MR 检查中，有将近 25% ~ 30% 辅以对比剂增强扫描。目前，在国内应用尚较少，这是由于价格昂贵所致，寻求开发国内产品以适应临床需要乃当务之急。

第1节 对比增强的机制

MR 对比剂和常规 X 线检查所用的含碘的对比剂之间，虽然二者应用的目的相同，但其作用机制和功能则完全不同。MR 对比剂不同于 X 线检查的对比剂之处在于：它本身不显示 MR 信号，而其所显示的，只是对其邻近质子的影响和效应。这一影响是间接的，它所造成的 MR 信号强度变化是由于多因素相互作用的结果。这些因素包括对比剂的浓度，对比剂积聚处的组织弛豫性，对比剂在组织内的相对弛豫性以及所用的 MR 扫描序列参数。

在 MR 成像时，组织对比取决于许多内在及外在的因素，其中质子密度、T1 和 T2 弛豫时间为最重要的参数。也就是质子所产生的 MR 信号和它的弛豫时间 T1 和 T2，决定不同组织在 MR 图像上的对比。为了要取得强化对比，所有 MR 对比剂必须与质子相互作用，并不是改变质子的数目，而是影响质子的 T1 和 T2 弛豫时间。总的说来，T1 和 T2 时间都减少，但不是减少到同等程度。在某些情况下，或者 T1 缩短或者 T2 缩短，二者中必有一种为主。

某些金属离子或跃迁化合物 (compound of transition) 或镧金属化合物族 (lanthanide metal group)，如铁 (Fe)、钆 (Gd)、及锰 (Mn) 具有顺磁性特性。

这些物质的原子具有几个不成对的电子，弛豫时间长，具有较大的磁矩 (见表 4-4-1)。在外加静磁场中，均与外加磁场呈平行方向排列，在去掉外加磁场后，又回到其原有的任意方向排列。在磁共振过程中，这些顺磁性物质有利于在所激励的质子之间或从质子向其周围环境传递能量，从而使质子弛豫时间减少。应用这些含有顺磁性化合物时，在其浓度和临床剂量的使用上主要是利用其 T1 效应。

表 4-4-1 几种重要顺磁性元素及其性质

元素	不成对电子数	电子自旋弛豫时间(S)
钆(Gd ³⁺)	7	10 ⁸ ~ 10 ⁹
锰(Mn ²⁺)	5	10 ⁸ ~ 10 ⁹
镧(La ³⁺)	5	10 ¹² ~ 10 ¹³
铁(Fe ²⁺)	4	10 ¹⁰ ~ 10 ¹¹

另一组 MR 对比剂，即铁磁性物质 (ferromagnetic substances)，也是与外加静磁场排列一致，而且即使在外加磁场去除以后仍保持这种顺磁场方向排列。铁磁性物质，如大的氧化铁晶体含有不成对的电子，产生磁环境。当置于外加磁场时，相邻的磁环境相互作用，从而明显强化。这样就产生所谓磁化率效应 (susceptibility effect)，并且加速共振质子的失相位，T2 弛豫缩短，这是由于局部环境均匀性降低的结果。因为铁磁性物质粒子较大，难以使质子达到其内部而受不成对电子的影响，因此，这些物质的 T1 效应相对较弱一些。

良好的对比剂的前提是：安全性、有效的磁特性、在活体内分布的特异性，可借以区分正常组织和病变。实际上，这些要求常难以满足。组织间摄取对比剂的差异取决于摄取的程度或清除率 (washout rate) 或其分布形式。

第2节 MR对比剂的分类

MR 对比剂的分类，在文献中叙述的有多种，分类的根据是：它在活体内的分布；磁性；对组织 T1 或 T2 的主要影响和所产生的信号强度使 MR 信号强度的变化 (即阳性或阴性对比剂)。目前常用者为前两种分类。

一、生物分布性分类

根据生物分布 (biodistribution)，可将对比剂分

为细胞外(extracellular)和细胞内(intracellular)对比剂两类。大部分临床使用钆制剂包括首先应用的Gd-DTPA即属于细胞外对比剂,它们在体内的分布是非特异性的,注入体内后,可在血管内与细胞外间质之间自由通过。因此,只有在扫描时正确掌握时间,方可取得身体内组织的强化对比。

细胞内对比剂主要是以体内某一组织或器官的一些细胞作为靶来强化,如网织内皮系统的对比剂及肝细胞的对比剂。这些对比剂在经静脉引入体内后,立即从血液中廓清并且与相关的组织结合。因此,细胞内对比剂的优点是摄取它的组织(如正常肝组织)和其他不摄取对比剂的组织(如转移病灶)之间产生对比强化。

二、磁性分类

根据磁性(magnetic property),MR对比剂可以分为三类:即顺磁性、超顺磁性和铁磁性对比剂。顺磁性对比剂是由顺磁性金属元素组成,如钆(Gd)和锰(Mn)为常用者,当使用低浓度时,顺磁性对比剂主要是使T1缩短并且使信号增强;而使用高浓度时,则组织T2的缩短超过对T1的效应,因此,使MR信号减低。使用中,顺磁性化合物对比剂常是利用其T1效应,作为T1加权成像中的阳性对比剂。

铁磁性及超顺磁性对比剂为不同大小微晶金属粒子(crystallite metal particulate),实际上均为氧化铁组成。铁磁性粒子在常温下具有永磁性,而超顺磁性粒子则较小,失去其磁忆(magnetic memory)。然而,当两者被用来作为MR对比剂时,均具有同一效应:即影响局部磁场均匀性而且产生磁化率性效应。由此所致的结果是,质子的失相位加速,T2弛豫时间显著缩短。这类对比剂的T1效应相对较弱,但仍可作T2加权成像的补充。

第3节 钆螯合物

Gd-DTPA是首先被批准的MR对比剂,与以后相继开发的Gd螯合物一起,作为以Gd为基础的MR对比剂仍是临床所常用的。它们基本上是顺磁性化合物,产生T1弛豫缩短,使MR信号增高。临床上,常规使用作为非特异性细胞外对比剂。如果与亲脂性载体基团(lipophilic ligands)结

合,那么钆螯合物也可用作细胞内、组织特异性对比剂,以后将再作讨论。

一、钆螯合物药代动力学

钆(Gd)是一种稀土金属,在周期表排列第64的元素。尽管不存在于人体,但存在于自然界中。自由的Gd离子(Gd^{3+})在pH值7.4(生理状态下),难溶于水,而且对其生物耐受性很低。要想减少此金属离子的毒性,并且可以调节其在体内的生物学分布,它必须与另一载体化学基团形成螯合物方可。这种金属螯合复合物改善了Gd在体内的溶解度,使其分布于细胞外,允许它通过肾小球而从肾排泄。

所有细胞外的Gd对比剂均为亲水性、低分子复合物,因为粒子小,经静脉引入体内后,很快地从细胞内弥散至细胞外间质腔。其生物学分布为非特异性,一旦它在细胞内和细胞外之间达到迅速平衡后,则很快地失去组织间的对比。

Gd螯合物不能通过完整的血脑屏障(BBB)进入脑组织,一些脑组织包括垂体、脉络丛和静脉窦均无血脑屏障,病理情况下,如炎症、肿瘤则可能导致不同程度的BBB损伤。此时,对比剂可漏出到未受到BBB保护的组织和产生对比强化,从而有利于研究中枢神经系统疾病。

临床应用的Gd复合物在体内不分解为自由金属离子和载体化学基团(螯合体)。有机螯合体(organic chelator)有多种:除DTPA外,尚有DTPA-BMA、DOTA和HP-DO3A均为常用者(见图4-4-2),它们之间的区别包括基团位置的数目和安排、与Gd阳离子结合的部位。DTPA和DTPA-BMA为线形多胺羧化物基团,而DOTA和HP-DO3A为巨环,含有大的环形结构(见图4-4-2)。Gd-DTPA-BMA和Gd-HP-DO3A为非离子型、电荷中性、低渗对比剂,在大剂量和快速引入体内时,具有更好的安全性和耐受性。一般说来,所有这些Gd对比剂均具有高稳定性,并且快速通过肾脏排泄出去,而不与生物结构产生相互作用。

二、钆螯合物的临床应用

钆类对比剂又称细胞外非特异性对比剂,主要应用于中枢神经系统的MR成像,如垂体、静脉窦等。在病理情况下,例如肿瘤、梗塞、感染以及

急性脱髓鞘病变等。血脑屏障遭到破坏，此时，对比剂即可通过不完整的BBB进入细胞外间隙，引起局部增强效应。

Gd类对比剂可提高脑内小的原发及转移瘤的检出率，可用于区分和鉴别活的肿瘤组织与中央坏死和肿瘤周围水肿与未累及的正常组织。有时还有

助于肿瘤的良好鉴别和特异性诊断。此类对比剂应用的主要适应证是：脑膜瘤、听神经瘤、脊索瘤、垂体微腺瘤、颈动脉血管瘤和表皮样肿瘤。有时无强化效应也有鉴别意义，如区分位于皮层表面低级星形细胞瘤与脑膜瘤，此种对比剂尚可用于评价肿瘤术后复查，决定有无复发。

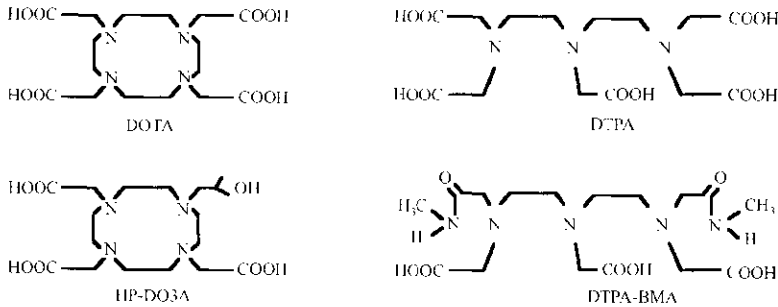


图 4.4-2 四种常用 Gd 螯合物的结构式

脊髓肿瘤、炎性病变在增强后会更为清晰，可显示病变范围。椎间盘脱出术后的增强扫描可以鉴别硬膜外纤维组织和再发脱出或残留间盘组织。纤维组织可以强化，而间盘信号则不强化。

肝的不同类型病变中动态扫描具有特征性表现，可以鉴别原发性肝癌与局灶性结节状增生。

乳腺 MR 成像、骨肌肉系统中均可用 Gd 增强扫描提高检出率、定位和定性诊断，且可用于术后追踪疗效。心脏的 MRI 应用 Gd 增强可以区分正常与急性心肌梗。

Gd 类对比剂用量为 0.1mmol/kg 体重。多发硬化症使用加倍剂量 0.2 ~ 0.3mmol/kg 可找出更多病灶。

Gd 类对比剂引起不良反应者很少，约为 1%。主要为胃肠道刺激症状和皮肤粘膜反应，一般无需处理。严重反应极为罕见。孕妇及肾功能不良者宜慎用。

第 4 节 超顺磁性氧化铁对比剂

一、超顺磁性氧化铁药代动力学

超顺磁性氧化铁 (superparamagnetic iron oxide,

SPIO) 为一类颗粒物质，经静脉注入体内后，被主要位于肝脏的 Kupfer 细胞的网状内皮系统 (reticulo-endothelial system, RES) 从血液中清除。这些 Kupfer 细胞组成 RES 的巨噬细胞的 80% ~ 90%，具有从血流中清除大量颗粒物质的能力。SPIO 是由晶体氧化铁作为颗粒核心，用稳定剂如右旋糖酐 (又名葡聚糖) 或羧葡聚糖膜所包裹。根据其颗粒大小分为小 SPIO (50 ~ 150nm 直径) 及超微 SPIO (USPIO) (<50nm 直径) 两类，但其磁特异性是同样的。但是在生物分布上多少有些区别，SPIO 颗粒很快为肝的 RES 所摄取，其在血管内的半衰期 (half life) 只有 8 ~ 10 分钟，而 USPIO 颗粒则可在血管内循环较长时间，其半衰期达 200 分钟，不易为 RES 所吞噬。此外，USPIO 不仅被肝脾所清除，而且尚可被骨髓和淋巴结所清除。SPIO 为 RES 摄取后则降解，铁游离。

二、超顺磁性氧化铁的临床应用

因为它们对肝的亲合力，SPIO 制剂如 AMI-25 或 SHU-555 主要用作作为 RES 定向的肝脏对比剂。所用剂量为 0.015mmol Fe/kg 体重，必需用 100ml 5% 葡萄糖稀释后，在不得少于 30 分钟内缓慢滴入，则可减少常见副作用-背痛，MR 扫描可在对

比剂输入末期进行,但是最好延迟30~60分钟。SE T2WI像上及GRE T2*WI像上可见到肝实质有明显信号减低。SPIO还有可见到的T1效应,可结合T1WI像观察。

肝脏恶性肿瘤包括转移瘤均缺乏Kupfer细胞,在对比剂增强后仍然保持其原有信号强度,从而产生正常肝与肿瘤之间对比,应用SPIO可以改善转移瘤的检出率。Kupfer细胞存在于良性肝肿瘤,

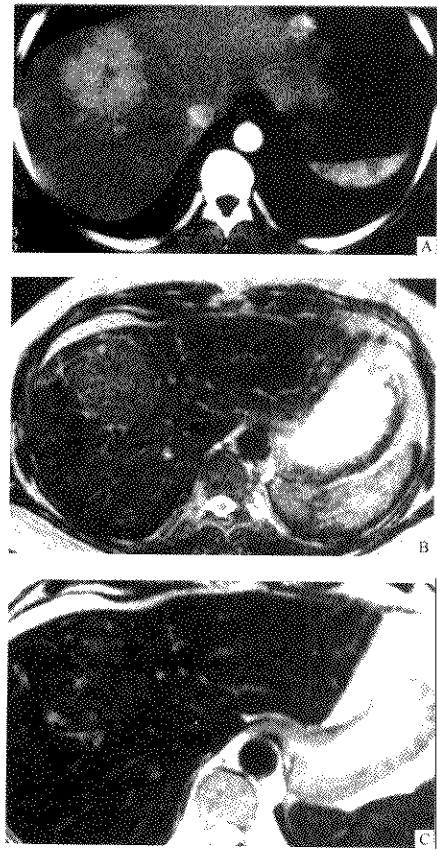


图4-4.3 肝局灶性结节增生(FNH)(用SPIO增强)病人经超声检查发现肝内肿物

A. CT增强扫描图像显示病变强化 B. 未强化的T2加权像 C. 用SPIO强化的T2加权像(Tu-bo SE)显示肝内病灶信号降低与正常肝实质相似,诊断为FNH

可以摄取SPIO而呈现信号减低,与正常肝实质一样,不产生对比。然而,如果已知肝内有一肿物存在,SPIO增强后即可为肿物定性(见图4-4-3)。必须注意的是:有一些分化良好的肝细胞癌也可摄取SPIO,而一些腺瘤又可摄取。

第5节 其他MR对比剂

一、肝细胞特异性对比剂

肝脏容量的80%是由肝细胞组成,而肝细胞靶对比剂就会比SPIO产生更为有效的对比。一种产生肝细胞特异性对比剂的方法,就是在细胞外Gd对比剂中加入芳香环(aromatic ring),以增加其亲脂性以便与肝细胞结合。应用此法,Gd-EOB-DTPA和Gd-BOPTA就是从Gd-DTPA演变来的。Mn DPDP是另一种肝胆特异性对比剂,锰的摄取原在肝脏,但也在其他器官如胰和肾中被摄取。这些肝细胞特异性对比剂基本上是小分子量T1加权对比剂,经静脉注射后,在与肝细胞结合前,首先通过细胞外间质间隙。在所有这些对比剂中,仅有一定百分数的有效成分(Gd或Mn)是从胆系排除,应用此类肝细胞特异性对比剂确实改善了非肝细胞肿瘤的检出(见图4-4-4)。肝细胞起源的病变,尤其是HCC,可以不同程度地摄取对比剂而且保留它们,8小时后延迟扫描能更好地显示肿瘤。此外,其另一特性就是输入对比剂24小时后延迟成像上能见到肿瘤周围的环形强化。

肝细胞特异性MR对比剂的商品自1997年以来即已问世,如Teslascan(Mn DPDP,挪威Nycomed公司出品)和Multihance(Gd-BOPTA,意大利Bracco公司出品)。

二、血池对比剂

在MR中,细胞外Gd对比剂经历广泛的研究,Gd增强的MRA优于常规的MRA之处在于改进身体大部分动脉的显示。然而,它迅速从血管内外渗使其应用受到限制,因为此对比剂通过血管系统时的成像只能在首次通过(first pass)进行。从而精确定时采集感兴趣区的对比剂到达时间至为重要。这个问题只有在血流T1缩短、对比剂总注射

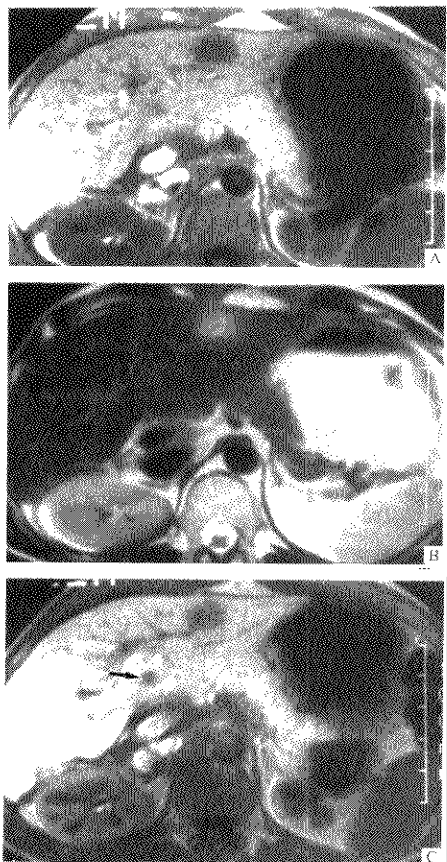


图 4-4.4 结肠癌肝转移 Mn DPDP 增强
A. T1 加权像仅显示肝左叶有一病灶 B. T2 加权像亦仅显示肝左叶有一病灶 C. 用 Mn DPDP 增强后 T1 加权像则可见另一较小病灶(箭头所示)

量、注射速度和图像质量之间来进行权衡。

血池对比剂(blood pool agents)是那些缩短 T1 对比剂, 由于血液循环有一个相对长的时间, 可从稳态中获得高分辨力和较高的信噪比。因此, 对比剂的早期到达时间及定时采集就不再是所要特别考虑的。早期开发此对比剂为 Gd 的巨分子复合物, 然而, 进展不大, 原因是其毒性作用。近期的开发则是利用 USPIO 粒子, 其结果颇令人乐观。在经静脉注入后, USPIO 不能进入间质而留于血池中, 在为 RES 清除前, 可停留达数小时之久, 因此持续使 T1 缩短而应用于 MRA。除 MRA 之外, USPIO 的 T2* 效应(T2 star effect)也可用于脑灌注成像(perfusion imaging), 决定毛细血管的通透性。

血池对比剂增强的 MRA 的主要障碍是动静脉均强化。近年来, 有几种血池对比剂经过临床试用, 可预示不久将有商品问世。

三、口服对比剂

口服对比剂的开发是遵循两个常用路线进行的, 即阳性或阴性对比剂。前者即 Gd-DTPA 与甘露醇(mannitol)配合, 服用后肠道呈高信号; 后者为 SPIO 对比剂, 以口服剂型配制, 如 Abdosacan (Nycomed 公司出品) 和 Lumirem (法国 Guerbet 公司出品), 它们均使肠道内对比剂聚集处信号消失。上述各种口服对比剂均有商品市售。

应用口服 MR 对比剂的诊断目的, 是在腹内或盆腔内使肠道与周围正常或病理器官或组织区别开来, 它们还可以使胃肠道的肠壁显示清晰。

(王 晨 陈焯贤)

第5章 磁共振血管造影

在磁共振研究的早期,学者们就已经注意到MR信号对流动的敏感性。1959年J.R.Singer提出使用飞越时间效应(time of flight effects)能够估计流动速度,并在鼠尾上进行了试验;1960年E.Hahn论证了自旋相位移动公式。同时用自旋回波(SE)法测量了海水的流动。随着磁共振成像技术的发展,1983年以后便可以通过上述两种技术在图像上直接显示流动的血液,即磁共振血管造影。到目前为止,根据血液在磁场中的效应,即飞越时间效应和附加相位效应,血流成像的方法也被分为两大类,即相位对比法(PC:phase contrast)和飞越时间法(TOF:Time of Flight)。这两种方法同样可以用来测量血液流速。

第1节 血流的特性

流动可以分为定常流和非定常流。定常流是指在刚性管道中流速不随时间变化的液体流动,这是一种理想状态,通常用作研究模型;流速随时间变化的为非定常流。在定常流情况下,液体流动又可分为三种:塞流、层流和湍流。后两种将影响MRA。

1. 层流(laminar) 由于液体有粘滞性,各层间有内摩擦,假设液体是均匀的、粘性不随空间和速度改变,在刚性圆管中流动,则表现为平行于管壁的/速度不同的薄层流动,不同半径上的薄层流速不同,中央快,越近血管壁越慢。层流属于缓慢流动,主要见于正常静脉血管内。

2. 湍流(turbulence) 是指液体随机的快速流动,即同时存在X、Y、Z三个方向上的运动。湍流可以用雷诺氏数粗略地预测: $Re = \text{Density} \times \text{Diameter} / \text{Viscosity}$ 雷诺氏数是无量纲的,Re数增至2400时,层流变为湍流,Re数减少至2100时湍流变为层流,这是个粗糙的预测值。任何管壁的不规则、血管出现分支或搏动都将导致湍流,如心脏收缩期、小血管瘤、迂曲的血管及显著狭窄的远端。

3. 脉动流 循环系统中大部分动脉血管、尤其是大动脉中血液流动随心搏周期呈明显搏动性,

属非定常流。动脉血流流速随时间变化,Womersley方程可准确地表达脉动流的速度剖面图,表达方式复杂,可粗略地表示为: $V(t,r) = f(t)V(r)$ 。t:时间,v:速度,r:血管半径,f(t):波幅随时间的改变。

4. 涡流(vortex) 是指旋转的血液,由于剪力的作用,血液在一个固定位置上旋转,停滞不前;经常发生在血管分叉处和狭窄处远端。

5. 流动分离(flow separation) 任何分叉角度过大都将导致流动分离。随着管腔的增宽,流速减低,沿管壁压力增加,由于压力差的存在,沿管壁边缘可以出现不稳定流动,涡流、反流或流速进一步减慢。

了解血液流动模式对诊断是非常有意义的,在磁共振成像过程中信号丢失主要来自湍流、涡流和脉动流等不稳定的流动。但遗憾的是紊乱流动经常发生在血管病变好发部位,例如颈动脉分叉处常发生粥样动脉硬化和流动紊乱,造成鉴别困难。

第2节 飞越时间效应和相位移动

一、飞越时间效应

指自旋质子流出激发平面的现象,在某一时间将一血流团标记,而于另一时间检出,标记和检出之间流动血流团的位置已发生变化,这种现象称飞越时间。

二、相位移动(phase shift)

在梯度场下流动的质子相位将发生偏移。根据Larmor频率公式,流动的血液质子在起始位置上的进动频率是 $f_1 = B_1 \cdot 2\pi / 2n$ 。当它运动到第二点时进动频率 $f_2 = B_2 \cdot 2\pi / 2n$,r是磁旋比,B是静磁场强度。如果是线性梯度场并且匀速运动,相位移动的角度或由公式计算得出, $\phi = r \cdot v \cdot T \cdot \Delta$ (如图4-5-1);当流动存在加速度时,相移角与时间(T)的平

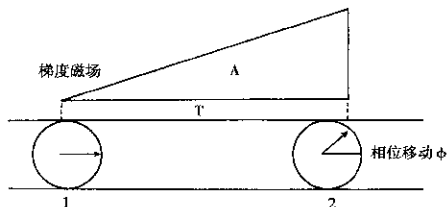


图 4-5-1 相位移动原理图

方成正比。 ϕ 相位移动角度, r 磁旋比, v 速度, T 时间, A 梯度场面积。

第3节 磁共振成像中血流信号

一、SE 序列血流呈现低信号的原因

1. 当血流垂直于扫描层面时,在成像时,信号应由两部分组成:一是由激发区外注入的血液,二是激发区内尚未流出的血液;如果选层很薄,或血流速度很快,而 TE 时间间隔又足够长,第二部分将不存在,即相同血流不能既接受 90° 度又接受 180° 脉冲激励,形成回波,不产生信号,故呈流空现象。否则信号为两部分的平均值,血流呈低信号。

2. 如果血流平行于扫描层面,在 90° 和 180° 脉冲间($TE/2$),流动的血液团进入梯度磁场的一个新区域,这一团血液在接受 90° 脉冲后,如前所述,以 f_2 频率去相位,在接受 180° 脉冲后又以 f_2 频率相位重聚,因此这些质子不能被 180° 翻转脉冲取得一致相位回聚,从而 MR 信号明显减弱。如果流动方向斜行穿过扫描层面,可以将矢量分解成平行和垂直于层面的两部分,分别考虑。

3. 流速不同的质子在同一时间内发生的相位移动是不同的,它们相互抵消,进一步引起相位弥散,信号降低,这种现象也称作流空。

4. 复杂流动引起低信号,像湍流、脉动流和涡流等在流速发生变化的同时血流方向也发生变化,产生附加相位移动,不能实现相位重聚,形成低信号。因流动的血液表现为低信号,血管内的血栓、肿瘤和粥样斑块等可以被衬托成高信号。

二、血流呈现高信号

1. 流入增强 当血液流入采样平面时,该层

面的质子已经接受了一定的能量,不能再接受新的能量,处于预饱和状态时,只有流入的新鲜血液能够受到新的激发,产生 MR 信号。利用流入增强效应进行血流成像,即 TOF 法 MRA。

2. 舒张期门控致血流高信号 动脉血管中的血流呈脉动性,流速随心动周期快慢不一,收缩期血流快,舒张期流速减慢,在舒张期成像受血液流动影响较小,呈现的主要是血液本身的信号;如果使用心电图门控在舒张期成像,动脉血液呈现高信号;若不使用心电图门控,当受检者的心动周期与采样的 TR 间期相同时,也可以产生同样的效果。这种现象称伪门控(diastolic pseudogating)。这种增强是因血液的不流动,不属于真正的流动增强。

3. 偶回波血流呈现高信号 已知在梯度场中流动质子的位置变化总是伴随着相位的变化,第一个 180° 翻转脉冲不能实现相位回归,但是如果质子沿梯度场方向保持匀速运动,第二个 180° 翻转脉冲产生的相位偏移将与前一次等量,则恰好弥补前一次的相位偏移。以此类推,凡在偶数回波上进行的采样,血流都应呈现高信号。这便是偶回波相位重聚。这种现象也可以用来鉴别缓慢流动的血液和血栓。

4. 梯度回波血流呈现高信号 在梯度回波下血流呈现高信号主要有两个原因,一是梯度回波成像不需要 180° 翻转脉冲,质子流出采样层面后只要在表面线圈可接收信号的范围,仍可实现相位重聚,产生 MR 信号;二是梯度回波序列的回波时间(TE)短,平行于采样层面的血流去相位不显著,与 SE 序列相比,信号也较强。

第4节 与 MRA 有关的实用技术

1. 梯度运动相位重聚和流动补偿技术 如同前面提到运动的质子可以诱导相位偏移,在 SE 序列,偶回波成像可以使运动的质子相位重聚,同样在梯度回波成像序列上也可以通过改变梯度场作用的时间和强度实现相位重聚,这种技术称为梯度运动相位重聚技术($gradient\ motion\ rephasing, GMR$)。

2. 预饱和技术 这一技术是指在某一选定区域,在采样脉冲之前预先施加射频脉冲,使这个区域内的质子接受能量,达到饱和状态,不能够再接受用于成像的射频脉冲的能量,因此也不产生 MR 信号。

TOF 法 MR 是这一技术应用的典范。并且在 2D TOF MRA 扫描时,还可以在采样层面上或下方施加预饱和带,选择性地去除动脉或静脉血流信号。在一般 MRI 成像时可以用来抑制一些来源于采样范围以外的伪影;如心脏、大血管搏动或呼吸运动等。

3. 最大强度投影法 在 MRA 投影取值上最常采用的是最大强度投影,简称为 MIP (maximum intensity projection)。为了方便观察血管形态,将多幅图像堆积起来向任何方向投影,在投影图上反映出连续走行的血管树,优点是增加血流与静止组织的对比度,并可以从不同角度观察血管树。缺点是在增大对比度的同时也轻度缩小了血管的尺寸,易对血管狭窄估计过度;使显影的血管比实际的更细一些。

4. Ramp Pulse 在 3D TOF 采用多层块 (slab) 进行血管成像时,射频脉冲的翻转角度将随着采样块向前移动,在下一个层块采用的成像脉冲将以更大的倾角对血流成像,避免因不断激发血液渐趋饱和。Ramp 脉冲从四个方面改善成像质量:①改善远离中心的板块成像质量。②减少血流饱和,增加动脉的能见度。③减少对静脉信号的敏感度。④缩短 TE 时间。

5. 磁化传递对比成像 见本篇第 1 章第 5 节。

6. 心电图门控 在流入速率最大时(收缩期)进行血管成像,能提高 TOF MRA 的对比,并消除由于收缩期和舒张期间信号的差别引起的搏动性相位编码伪影,尤其在腹部和下肢 2D TOF MRA 成像中具有较高的临床价值(如图 4-5-2)。



图 4-5-2 心电图门控 2D TOF MRA, 前后位 MIP 图像, 动脉硬化病人, 腹主动脉及双侧髂总动脉显示良好

第 5 节 飞越时间法血管造影 (TOF 法)

飞越时间流入增强和相位移动两种效应是同时发生的,在设计脉冲序列时可以选择性地突出一种效应而抑制另一种效应。用梯度运动相位重聚技术 (GMR) 可以突出流入增强作用,减少相位移动对图像的影响,由此进行的血管造影称流入性血管造影 (inflow angiography) 或飞越时间血管造影 (TOF 法 MRA); 结合 2D 和 3D 成像技术又可分为 2D TOF 法和 3D TOF 法。如果突出相位成像,抑制流入增强的影响,称作基于相位的血管造影 (phase based MRA), 这种方法又可进一步分为强度对比血管造影 (magnitude contrast angiography) 和相位对比血管造影 (phase contrast angiography)。

一、二维飞越时间血管造影

2D TOF 是指在一选定区域内,根据流入增强效应,对血管进行连续的二维 (2D) 成像,然后经 MIP 后处理程序重建各角度的血管投影图。

(一) 2D TOF 的临床应用

①四肢动脉及有严重狭窄的动脉;②检查颅外颈动脉系统;③对盆腔和下肢静脉成像;④对皮层静脉成像;⑤帮助判断颅内静脉血栓。

(二) 2D TOF 血管造影的优点

①对较慢血流敏感;②对正常流速的血液饱和效应最小;③扫描时间短,可大容积成像。

(三) 2D TOF 血管造影的缺点

①对断面内快速血流和弯曲血流获取信号不敏感;②在薄层扫描时,需要更大的梯度幅度,对流动补偿更需要,限制了用最小 TE 时间;③由于最小 TE 时间的限制,容易夸大血管狭窄程度;④短 TE 物质,如亚急性出血期的正铁血红蛋白,易类似血流增强,形成干扰。

二、三维时间飞越血管造影的应用

在成像原理上与 2D TOF 一样都采用了流入增强、流动补偿技术和最大强度投影后处理程序 (MIP), 不同之处是采用了体积成像技术。一般来说它较 2D TOF 更优越;首先体积采样技术具有更高的信噪比,其次允许更薄的切层,因此减小了体元,也减少了体元内

流动质子的去相位。这些优点使其在显示 Willis 环、动脉瘤、动静脉畸形和颅内血管阻塞性疾病方面优于 2D TOF 血管造影。

由于受短 TR、激励角度和速度的影响,血液流动一定距离后可能因不能充分弛豫而变成饱和,流动慢的质子饱和得快,流动快的质子可以在饱和前流出采样区域。因此采样层厚、方向等的选择非常重要。

(一) 3D TOF 血管造影的临床应用

①检查动脉梗阻性疾病(图 4-5-3); ②判断动静脉畸形的供血动脉和瘤巢(图 4-5-4); ③诊断颅内动脉瘤; ④通过使用造影剂可显示静脉血管瘤。

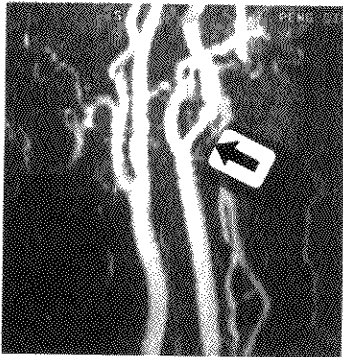


图 4-5-3 左侧颈内动脉起始部狭窄 3D TOF MRA 箭头示左颈内动脉起始部长 2.5cm 狭窄,边缘不规则

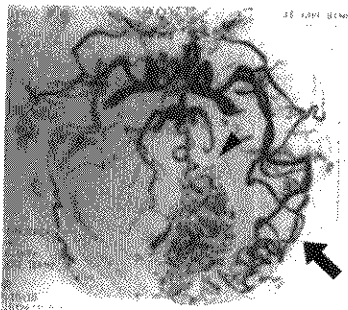


图 4-5-4 3D TOF MRA 显示脑动静脉畸形,箭头示供血动脉来自左大脑中动脉(↑)及右大脑后动脉(▲)

(二) 3D TOF 血管造影的优点

①空间分辨率高; ②扫描时间比 2D TOF 短; ③对快和中等流速敏感; ④高信噪比和高对比噪声

比; ⑤允许使用非常短的 TE 时间。

(三) 3D TOF 的缺点

①对缓慢的流动不敏感,不能完全显示动静脉畸形中的引流静脉; ②不使用造影剂对静脉成像不理想; ③短 T1 组织呈高信号,易与流动增强发生混淆; ④易夸大动脉狭窄。

第6节 相位对比法血管造影(PC法)

梯度回波技术是相位对比血流成像的基础; 流动诱导相位移动原理是其核心。

如流动的血液,因为位置发生变化,偶极梯度脉冲的两个梯度对它的作用是不等量的,最终不能恢复到初始相位。如果我们顺序施加两对偶极梯度脉冲,并分别两次采样,这两对梯度脉冲施加顺序是相反的,叠加后,固定的质子因经历两次相位移动,信号抵消,剩下的只有流动质子的信号。

混淆现象(aliasing): 在相位对比血管成像时, aliasing 是指快速流动的血液在图像上反映成缓慢流动或反向血流。当流速编码小于测量血管血流的峰速度时发生这种现象。

流速编码(veuc: velocity encoding): 从运动诱导相位移动公式看到: $\varphi = r \cdot v \cdot T \cdot A$, 反映梯度场的物理量有 T 和 A, 这里引入一个物理量, 初矩 $M1 = TA$, 用微积分表示, 即 $M1 = \int_0^{TE} G(t) \cdot t \cdot dt$, 代入相移公式, 即 $\varphi = v \cdot (r \cdot M1)$, 流动编码 $VENC = \pi / (r \cdot M1)$, 即设定一个产生 180° 相位移动速度限制。VENC 能够控制速度范围, 并对信噪比影响很大。选择 VENC 应尽量接近血管中血流峰速度, 而不低于它。

一、二维相位对比

2D PC 血管造影使用相位对比流动增强技术显示血流, 然后经 MIP 重建血管图像。它的主要优点是扫描时间短, 并可以依靠流速编码选择性地显示某一段血管。这一点对观察病变血管是很有帮助的。扫描参数应选择最小的 TR 时间, 和尽可能多的激励次数。

(一) 2D PC 血管造影的临床应用

①用于 3D PC 血管定位; ②检查流动缓慢的动静脉畸形和动脉瘤; ③评价颅内血管病变(图 4-5-5); ④检查门静脉系统。

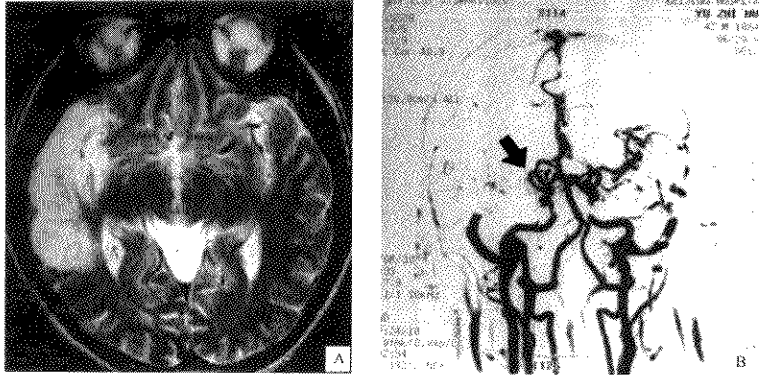


图 4-5-5 右大脑中动脉闭塞

A T2 加权像 B 2D PC MRA 箭头示右大脑中动脉起始部梗阻

(二) 2D PC 法的优点和缺点

- ① 成像时间短；② 可选择不同血流速度成像；
- ③ 缺点是不能再提供不同角度的成像，采样体元大，增大了体元内失相位。

二、三维相位对比法

3D PC 采样时系统将等源地获得来自三个方向上的三套原始数据，然后将其结合形成最后的血流成像。

(一) 3D PC 血管造影的临床应用

- ① 检查颅内动脉瘤；② 诊断静脉阻塞和畸形；
- ③ 检查具有血管成分的先天畸形；④ 评估颅内血管损伤；⑤ 动静脉畸形术前术后检查观察治疗效果。

(二) 3D PC 的优点

- ① 能对各种流速进行编码，显示动脉与静脉；
- ② 减少体元内的失相位；③ 优良的背景抑制效果；
- ④ 与 2D PC 比较有更好的信噪比；⑤ 与 3D TOF 比较饱和效应更小。

(三) 3D PC 的缺点

- ① 成像时间长；② 需要先行 2D PC 造影以确定最佳流速编；③ 对湍流引起的信号丢失较 TOF 法更敏感。

第 7 节 3D 动态增强 MRA

常规 MRA 依赖于跟流速相关的流入效应或相

位移动效应，但由于平面内血流的失相位效应或血流的异常流动(如湍流)，造成高估或低估病变程度。同时，常规 MRA 扫描时间长，对病人配合要求高。所以，常规 MRA 存在难以克服的缺点。

近年来，3D 动态增强 MRA 成像成为 MRA 领域的热点。通过具有高梯度场系统的梯度回波序列，可在单次屏气时获得 3D 容积数据。这将明显提高 3D MRA 检查的图像质量，尤其是胸腹部。而且后处理系统使任意角度显示非常方便，有利于病变的判断。顺磁性对比剂(如钆一二乙炔五胺乙酸，Gd-DTPA)缩短了顺磁分子周围自旋质子的 T1 弛豫时间，通过增加信噪比、消除流动伪影大幅度提高 MR 血管对比图像质量。通过缩短血的 T1 弛豫，获得的 MRA 图像对比将基于动脉血、静脉血和周围组织 T1 弛豫的不同，而且可显示成像平面内的血管，这样，可减少显示较大血管范围的成像层面。同时也缩短了采样时间。

3D 动态增强 MRA 已用于主动脉、肾动脉、四肢血管及肺动脉等病变的诊断(如图 4-5-6)。它与 CTA 比较有以下特点：① 与碘对比剂比较，顺磁性对比剂具有非常大的安全范围。过敏反应非常少见。另外，顺磁性对比剂是非肾毒性的，常规用于肾衰病人，这在评价肾动脉疾病(常常伴有肾功能损害)非常有利。即使用到较高剂量(0.3mmol/kg)，对比剂总量仍然低于 CTA 所需碘对比剂量的一半；② 任意层面采样的能力能在较少层面上获得

较大血管覆盖的高分辨率图像。这在评价主动脉疾病(如夹层,检出胸腹主动脉受累的程度)特别有用;③MRA无需放射线。这对年轻病人尤其有利。为了显示血管解剖,成像层面需要很薄,这时CTA所需放射量就值得考虑,特别是在关键部位(如颈部或盆腔),而3D MRA采样可以在对比剂注入前、中、后重复多次以评价增强的动态情况而不用考虑放射剂量;④采用3D MR DSA技术,可每5~10秒采集一次3D数据。这样,可以区分动脉期和静脉期,进行数字减影处理,通过评价器官灌注判断动脉性病灶的生理意义。有希望代替常规血管造影并为介入MR的发展服务。



图4-5-6 3D增强MRA图像
清晰显示腹主动脉瘤内腔的形态和
大小,以及与双肾动脉的关系

第8节 血流速度的测定

与磁共振血管造影相同,血流速度测量技术也根据时间飞跃效应和相移效应被分成两大类,即TOF法和PC法。

一、TOF法血流速度测量

标记少量流动液体,一段时间后追踪检测它的位置。也可以固定标记检测点,然后计量液体流经这段距离所花费的时间,假设匀速运动,那么速度可由公式求得: $V = d/t$ 。V:速度;d:距离;t:时间。有人设计该成像的方法计算流速,由于设计方法的不同又分别被称之为预饱和和团注追踪法(bolus tracking methods)和激励团注追踪法(excitation bolus tracking methods)。

1. 预饱和和团注追踪法 是指在垂直于血流方向上先施加一个预饱和脉冲带,然后平行于该血管成像,显示血管内被饱和的流体团移动的距离。

2. 激励团注追踪法 即垂直于血流方向施加标记脉冲,然后在平行于血流方向上进行相位和频率编码采样,其巧妙之处在于将选层脉冲方向与成像平面垂直,结果不建立完整的MR图像,成像时间快。

3. TOF法流动测量的准确性 两种方法均在模型和活体上进行过研究,尤其在人体测速应用上与超声测速比较有很好的相关性,测量腹主动脉峰速度与超声测量结果比较相关系数 $r = 0.85$ 。预饱和和团注追踪技术已显示在稳定流动下能准确测量高达35cm/s的流速。其他团注追踪技术能准确检测5cm/s至3m/s范围的模型流速。流动方向能在图像上直观地表达。另外流动补偿技术对TOF法流动测量也有帮助,它可以减少因流动引起的血液信号丢失,使标记的血液团注信号模糊或预饱和的团注边界变得不清楚。

二、相位对比法血流速度测量

二、相位对比法血流速度测量

根据相位移动原理,我们可以从采样得到的原始数据中的相位因素直接算流速。成像方法主要分为三大类。

1. 相位图法(phase mapping methods)
2. 傅立叶流动成像法(Fourier flow imaging methods)
3. 变更方法(alternative methods)。上述几种方法的理论基础均是相位移动原理。

目前相位对比法(PC法)已有开发出的软件包可直接应用于临床。流速编码的意义和选择与相位对比血管造影一节中所提到的相同。

(一) 定量分析

流动方向和流动编码方向之间的误差角度影响流动的测量。真实流动与测量流动之间的关系是: $F_{\text{means}} = F_{\text{true}} \cos A$ 。F_{means}和F_{true}是测量和真实流动,夹角A,这个余弦关系可导致一个较小的错误,例如20度的夹角产生6%的错误,如果夹角不超过5度则错误不超过1%。在计算流量时,这一错误可由血管截面积的错误增大而得到弥补。

(二) 部分容积效应

人为选定的测量范围内可能包含一些固定的组织，这样所得的测量结果将是流动和固定组织的平均值，我们称之为部分容积效应。它对测量结果的影响可以根据平行四边形法则分两种情况讨论。一种情况是如果运动的质子信号强度较小，宏观磁化矢量受影响较大；另一种情况是流动质子的信号强

度较大则宏观磁化矢量受影响较小。薄层、小像元、低翻转角和尽可能垂直血管成像有助于减小部分容积效应的影响。

(三) 相位对比电影

前面已经提到这种方法可以将心动周期等分成若干份，然后定量测量每个时相上的血流速，动态观察血流速变化，时间分辨率是 $2TR$ (图 4-5-7)。

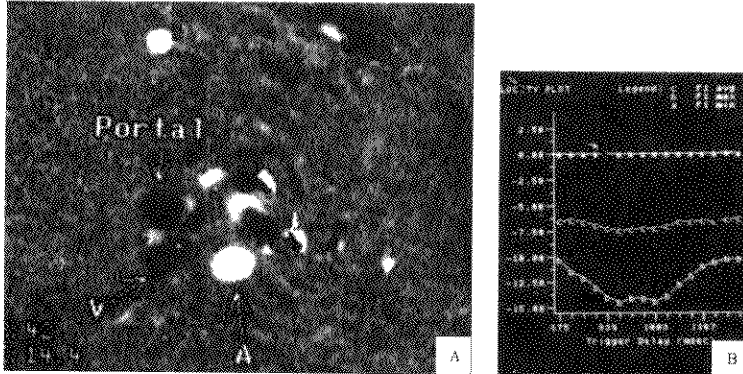


图 4-5-7 电影相位对比法测量门静脉血流

A. 黑白颜色代表血流不同方向性，门静脉(Portal)、腔静脉(V)及腹主动脉(A)

B. 门静脉流速测量结果。最下方的曲线是最大流速；中间的曲线是平均流速；上方较平直的线是最小流速

(四) 实际应用

有人在稳定流动的模型中测得平均流速误差不得超过 $\pm 10\%$ 。并对健康志愿者进行了颈动脉干和颈内动脉的流速测量，并与超声测量结果进行了比较，认为对稳定流速模式下的血流可以使用 PC 测速，仅在一些必要的情况下才需采用心电门控电影技术。有人用相位移动技术测量了左右心室的排出量，与超声测量比较相关系数分别为 0.98 和 0.95。很多试验已显示相移技术的准确性毋庸置疑。流量的计算：假定血管内的流动为定常流，则流量可由公式计算得出：流量 = 流速 \times 血管截面

表 4-5-1 各血管中的血液流动速度

动 脉	峰速度 (cm/s)
主动脉	140 \pm 40
髂外动脉	119 \pm 24
股动脉	114 \pm 24
股浅动脉	90 \pm 13
腓动脉	69 \pm 13
颈总动脉	100 \pm 20
颈内动脉	100 \pm 20
椎动脉	36 \pm 9
基底动脉	42 \pm 10
大脑中动脉	62 \pm 12
大脑前动脉	52 \pm 12
大脑后动脉	42 \pm 12

(武生平 王占立 蔡剑鸣)

第6章 磁共振功能成像

第1节 磁共振功能成像的概况

通常将磁共振弥散加权成像(diffusion-weighted imaging, DWI)、灌注成像(perfusion imaging, PI)及磁共振波谱(magnetic resonance spectroscopy, MRS)称为磁共振功能成像。相对于普通的MRI来讲,功能成像可以显示人体微观水平的影像或数据,因此具有很大的应用价值和发展潜力。弥散加权成像能反映分子的随机微观运动,灌注成像能反映毛细血管床的血流状况,根据其机制不同又可分为三种:①注入顺磁性物质(如Gd-DTPA)的灌注成像,也称动态对比增强磁化率加权灌注成像(dynamic contrast-enhanced susceptibility weighted perfusion imaging);②内源性顺磁性物质灌注成像,即依靠血氧合水平(blood oxygen level dependent, BOLD)磁共振成像;③非损伤动脉磁标记成像。

本章主要对DWI和PI进行介绍,磁共振波谱将另章介绍。

第2节 弥散加权成像

一、弥散加权成像的基本原理

弥散(diffusion)或称布朗(Brownian)运动是一种基本的生理运动过程,表现为分子沿浓度高的区域向浓度低的区域产生的随机运动,如氧和葡萄糖分子都是通过液体媒介以弥散的方式由毛细血管进入细胞的,弥散沿浓度梯度进行,其速度决定于粒子的能量,并受环境温度影响。对水分子来说,即使在没有浓度梯度存在时,它本身仍然存在随机运动,称为水分子的自弥散(self-diffusion)。在生物体内,由于组织结构(如生物膜)的限制,水分子弥散并不真正处于随机状态,同时其弥散还受到其他大分子化学作用的影响,因此,将水在特定组织环境中(如人体内)表现出来的自弥散称为表观弥散(apparent diffusion)。弥散加权像(diffusion-weight-

ed imaging, DWI)能够显示水分子的弥散,从而能够评价水分子随机运动的动态分布状态。

二、弥散加权成像的方法

在标准MRI序列180°脉冲两侧对称地加上一对强度和持续时间均相同的弥散敏感梯度脉冲(diffusion-sensitizing gradient pulse, DSGP),第一个梯度脉冲使质子自旋去相位,第二个梯度脉冲使所有静止的质子自旋相位重聚,而该梯度方向上运动的质子由于在两个梯度脉冲之间有分子移动(如弥散),故不能产生相位重聚而出现信号改变。通过上述扫描序列,能够得到关于组织弥散状态的图像,称为DWI。信号改变的程度与两个因素有关,即分子移动的幅度和弥散强度系数(b值),b值的大小决定弥散成像的权重程度,高b值的DWI对弥散更敏感。b值与氢质子旋磁比(γ)、弥散梯度场强(G)、弥散梯度脉冲持续时间(δ)以及弥散测量时间(Δ)等相关联,b值计算公式为:

$$b = \gamma^2 G^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3)$$

组织的弥散系数(diffusion coefficient, D)更准确地应称为表观弥散系数(apparent diffusion coefficient, ADC),ADC值的测量需要至少两次以不同b值作DWI扫描,其计算公式为:

$$ADC = \ln(SI_2/SI_1)/(b_1 - b_2) \quad (\text{其中 } SI \text{ 为信号强度})$$

通过对各像元ADC的计算可以重建ADC图像,它与DWI图像信号相反。在ADC图像上,ADC高的区域呈现高信号,ADC低的区域呈现低信号;而在DWI图像上,ADC低的区域呈现高信号,ADC高的区域呈现低信号,如在急性脑梗塞时,DWI表现为(当b值较高时)梗塞区信号最高(低ADC),正常脑组织呈中等信号(中等ADC),而脑脊液为低信号(高ADC)。

生物体内的弥散会受到周围结构的影响,如脑白质中沿白质纤维束的水弥散容易,而垂直于白质束的水弥散因髓鞘的阻挡而受到限制,这种现象称为各向异性(anisotropy)。为了消除各向异性效应的干扰,将三个相互垂直平面的弥散梯度脉冲所得

DWI加以综合得到“追踪图画”(trace mapping),以减少各向异性效应对DWI图像的影响。

由于DWI的目的是检出组织中的微小运动,所以对运动极为敏感。要保证DWI图像的质量及ADC值测量的准确性,必须最大程度地减少被检查者的运动伪影。采用回波平面成像(echo planar imaging, EPI)技术可大大地缩短扫描时间,减少运动伪影并获得更多的图像层面。b值越大、其所选范围越宽,ADC值计算越准确。实际工作中往往采用一个最高b值(一般大于 1000 s/mm^2)和一个最低b(可用0)值。

三、弥散加权成像的临床应用

1984年Wesbey等首先报道了DWI的动物实验研究,随后DWI在中枢神经系统的应用研究逐渐有所报道,如多发性硬化斑块与正常白质的区分,肿瘤内部各成分之间的区分,表皮样囊肿与蛛网膜囊肿的鉴别,应用各向异性对人类髓鞘发育的研究等。但研究最主要的领域还是缺血性脑卒中,1990年Moseley发现ADC在缺血的几分钟内即下降,DWI呈明显高信号,1992年Warach等报道DWI在超急性性脑梗塞(0~6小时)即可显示病灶,明显早于 T_2 加权像。一般普遍认为,急性缺血梗塞到一定程度时,出现细胞毒性水肿,细胞外间隙变窄且含水量下降,导致细胞外ADC下降,DWI呈高信号,此时病灶区含水量尚未增加到足以使 T_2 加权像显示信号变化的程度(图4-6-1,4-6-2)。目

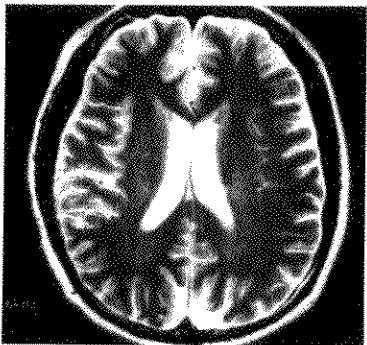


图4-6-1 男,34岁。突发右侧肢体活动障碍2小时, T_2 加权像无异常发现

前研究表明,脑缺血梗塞是唯一使ADC下降的疾病。梗塞部位ADC在12小时之内较非梗塞区ADC下降约34%,12~24小时下降约49%,24~48小时下降约42%,结合DWI、ADC及 T_2 加权像可以对梗塞演变的全过程进行分析。

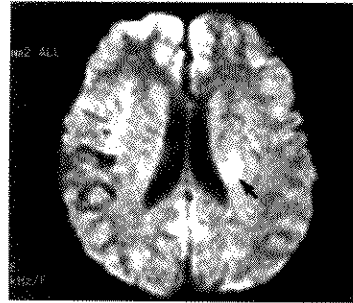


图4-6-2 同一病例,DWI可见左侧侧脑室旁高信号(↑)

第3节 灌注成像

一、灌注成像的基本原理

灌注是毛细血管床水平微观运动过程。灌注成像(perfusion imaging, PI)的几个基本概念如下(以脑组织为例):

灌注率(perfusion, f)定义为单位时间单位体积组织的动脉血流量,

$$f = \text{ml 血流} / \text{min} / \text{ml 组织}$$

血流(cerebral blood flow, CBF)定义为单位时间单位质量组织的动脉血流量,

$$\text{CBF} = \text{ml 血流} / \text{min} / 100\text{g 组织}$$

血容积(blood volume, V_b)定义为单位体积组织的动脉血流量,

$$V_b = \text{ml 血流} / \text{每 ml 组织}$$

血流速度(blood velocity, u)定义为单位时间内血流的距离,

$$u = \text{cm/s}$$

通常 f 、 V_b 及 u 是相关连的,但在病理状态下则不一定相关, V_b 和 u 不能完全决定 f 的大小。

氧耗分数(oxygen extraction fraction, E)定义为组织实际耗氧量的比例,如脑组织可能只消耗了

脑血供的30%~50%，E可能随着f的改变而发生变化，E还与动脉和静脉的氧浓度有关，

$$E = \text{动脉 O}_2 \text{ 浓度} - \text{静脉 O}_2 \text{ 浓度} / \text{动脉 O}_2 \text{ 浓度}$$

(上述公式还是BOLD法成像的基础)

组织-血液比例系数(tissue-blood partition coefficient, p)定义为对某种物质(如对比剂)在血液和组织之间平衡分布情况的测量。

平均转移时间(mean transit time, MTT或 τ)定义为某种物质通过组织的平均时间,对不向血管外弥散的物质(如Gd-DTPA)来说,MTT只有几秒钟,而向组织外弥散的物质,其MTT则较长。

注入顺磁性物质(如Gd-DTPA)的灌注成像和BOLD法(见第四节)均属于磁敏感性技术,磁敏感性物质通过的区域可造成邻近质子弥散云相位,导致信号衰减,即血管周围组织信号下降。

非损伤动脉磁标记成像是一种无创性(不需注入对比剂)且更直接的血流灌注评价方法,具有很大发展前景。

二、灌注成像的方法

(一) 注入顺磁性物质的灌注成像

梯度回波 T_2^* 加权像可以进行灌注成像,但目前多应用EPI技术成像,EPI具有运动伪影少、时间分辨率高、时间浓度曲线更准确及扫描层面多等优点。单次激发的梯度回波EPI和自旋回波EPI均可使用。对某一层或几层进行动态扫描,在扫描到若干帧时,用高压注射器注入或手推0.1mmol/kg对比剂(如Gd-DTPA)完成闭注并继续完成扫描,应用后处理方法可对结果进行分析。

自旋回波EPI的优点在于:对小血管周围的信号变化敏感,因此能更好地显示与小动脉和毛细血管关系密切的脑实质信号变化。其缺点在于信号变化的幅度较小,因而组织间信号差异小,可用降低空间分辨率或注入更多对比剂来补偿。

(二) 非损伤动脉磁标记成像

通过对动脉质子自旋进行连续反转脉冲标记后,追踪此标记在人体(如脑)中的走行,将标记的图像减去未标记的图像即可得到血流的定量结果。如果用EPI技术只需用单次反转脉冲标记,将标记图像与未标记的图像相减即可得到血流的定性图像。目前已研究出许多序列,如EPISTAR,FAIR等。

非损伤动脉磁标记成像无创伤,对血流的评价更直接,背景噪声小,信号更强,有可能实现血流的绝对定量测量。

三、灌注成像的临床应用

动物实验表明在急性脑缺血的几分钟内,与正常脑区相比,缺血区由于低灌注,血容量减少,其信号下降幅度明显低于正常脑区。在脑梗塞的研究中可将PI与DWI结合使用,DWI显示病灶敏感,可指导PI的定位;而PI显示的病灶范围大于DWI,可据此对缺血灶核心(core)周围可逆性低灌注缺血区——半暗区(penumbra)的范围进行区分(当脑血流 $< 15 \sim 20 \text{ml}/100 \text{g}/\text{min}$ 时,DWI可显示缺血核心——细胞毒性水肿区,当血流低于正常而 $> 20 \text{ml}/100 \text{g}/\text{min}$ 时,组织处于低灌注状态而未达到细胞毒性水肿,此时DWI不能显示病灶,PI则可显示低灌注区的范围)。对可逆性低灌注区再灌注或药物治疗的时限和阈值尚有待进一步研究。研究表明脑梗塞时PI与MRA结果的相关性较好。对肿瘤的研究表明,PI对肿瘤血管分支及血供的评价优于常规 T_2 加权像和增强 T_1 加权像,PI对癫痫病灶的定位也有报道。另外,PI在心肌代谢、心肌活力评价等方面也有极大的科研和应用价值。

第4节 依靠血氧合水平的 磁共振成像(BOLD)

一、BOLD法的基本原理

依靠血氧合水平(blood oxygen level dependent, BOLD)的磁共振成像是目前较通用的脑功能成像研究方法,对其原理简介如下:当人体进行感觉、运动、认知或其他各种活动时,相应大脑皮层区域被激活,有关的神经元兴奋,代谢加快,导致局部血管扩张,从而引起局部血流量和血容积增加,局部血中氧合血红蛋白含量亦增加;一个值得注意的事实是,兴奋区动脉血中氧合血红蛋白的供应量大于神经元兴奋时对氧合血红蛋白的实际消耗量。因此,就静脉血中氧合血红蛋白的含量而言,兴奋区的含量高于周围非兴奋区的含量,这样就形成了兴奋区与非兴奋区之间血氧合状态的差别。由于去氧血红蛋白是顺磁性物质,可以增加红细胞内的磁敏

感性,使红细胞周围产生局部的梯度磁场,进而使邻近质子去相位,在 T_2^* 加权像导致信号降低,因此,氧合血红蛋白含量相对较高的兴奋区表现为高信号。

二、BOLD 法的成像方法

(一) 扫描方法

首先应用常规自旋回波(SE)序列 T_1 加权像扫描,获得分辨率较高的解剖图像;BOLD法最为理想的扫描序列为单次激发回波平面成像(single-shot EPI)结合梯度回波或自旋回波序列扫描,可以以每秒若干帧图像的速度获得功能成像,以提高时间分辨率。经处理后将功能图像与解剖图像相融合。在扫描时被试者保持头部固定不动是至关重要的。

(二) 实验刺激方法

为使神经元兴奋,需根据实验设计而采用不同的刺激方法。刺激设定合理与否对实验的成功起很大作用,在扫描前对被试者或患者进行必要的训练是十分重要的。刺激的方法包括:各种主动或被动运动刺激、对各感受器的刺激(如光学刺激、听觉刺激、体感觉刺激)以及各种诱发高级神经系统认知活动的刺激等,由于种类较多,在此不一列举。在刺激时还应该根据需要,记录被试者的反应和配合情况。为保证刺激与扫描同步,可通过磁共振控制触发。

(三) 数据的后处理

在所得到的原始功能图像上,除神经元兴奋区有信号变化之外,还伴有各种伪影和噪声,所以BOLD法能够检测到神经元兴奋所引起的信号变化幅度很小(1.5T时信号增加幅度约2%~5%,在4.0T时约20%~30%)。因此,要应用后处理技

术对图像进行统计学处理,其中最常用的方法为 t 检验和相关检验,后者通过设计出参考波形(reference wave form)并与所得图像进行比较,显示有效的信号变化。较常用的后处理软件有AFNI, Stimulate等。

三、BOLD 法的应用

使用BOLD法进行脑功能成像是一种较新的技术,已用于许多基础和临床研究,包括运动、视觉、听觉、嗅觉、记忆、语言等方面。在运动皮层的研究中,不仅证实了大脑初级运动区与运动的关系,还研究了复杂运动与前额叶及补充运动区之间的关系,对脑瘫患者大脑皮层的代偿等也有报道;在视觉皮层的研究方面,显示了光刺激时枕叶皮层的信号变化,进一步的研究表明,视网膜感受野与视皮层有相对应的关系,运动视觉相对应的感受区位于颞中回,对物体的辨认、空间关系的判断以及视觉引导下的定向运动等与视觉皮层的关系也有报道;对语言和记忆等高级认知功能的研究已经有许多报道,神经科学家对此怀有很大兴趣;在临床研究方面,BOLD法脑功能成像应用于包括制定外科手术计划、疗效观察、癫痫的检测和定位、Alzheimer病的研究、药物成瘾机制的研究及中针刺经感传机制的研究等,虽然很多工作还处于初始阶段,但研究前景很可观。

在脑功能影像学研究方面,磁共振BOLD法与PET相比,具有扫描时间短、空间及时间分辨率高、费用相对低以及无放射性损伤等优点,因而在加深对脑功能的认识,揭示脑生理和病理机制等方面具有很大的潜力。

(马林 安宁豫)

第7章 磁共振波谱分析(MRS)

磁共振技术首先应用为波谱分析(spectroscopy)、主要是物理和化学分析方面的研究。1973年Moon和Richard对完整红细胞和1974年Hoult对离体新鲜肌肉标本进行 ^{31}P 波谱测量拉开了MRS在医学领域研究的序幕、特别是近年来随着高场强磁共振仪在人体的应用、以及各种相关技术的迅速发展、MRS在人体应用日渐广泛、为目前惟一的无损性检测活体器官和组织代谢、生化变化、化合物定量分析的技术。1995年美国食品和药物管理局(FDA)已通过该方法为临床的一种特殊检查方法、标志着MRS技术在临床应用方面已相对成熟、并且有着广泛的应用前景。

第1节 磁共振波谱技术的原理

磁共振波谱和磁共振成像所采用的原理有很多类似、但在信号采集和后处理方面仍有许多差异。有关原子核共振和弛豫原理在前面已有说明、这里重点对化学位移原理和波谱的形成加以介绍。

一、化学位移原理

根据Bloch方程、当同一种原子核所处的外加磁场 B_0 强度一定时、其共振频率也应是一定的。然而分子中的原子核并不是“裸核”、其四周被电子云所包围。这些电子在与外加磁场方向垂直的平面上作循环运动、形成环电流、环电流所产生磁场方向与外加磁场方向相反、因而使外加磁场对原子核的作用轻度减弱、这一现象称为屏蔽效应(screening or shielding effect)、因此化合物中某一特定核的共振频率应为:

$$\nu = \frac{\pi}{2} B_0 (1 - \sigma)$$

(σ :屏蔽常数,体现特定核的化学环境)

由此可见、在化合物中即使是同一种原子核(如 ^1H)、由于它在化合物中所处的化学环境不同、Larmor频率就不同、使得在MR波谱上产生共振峰的位置不同、这种现象称为化学位移(图4-7-1)。

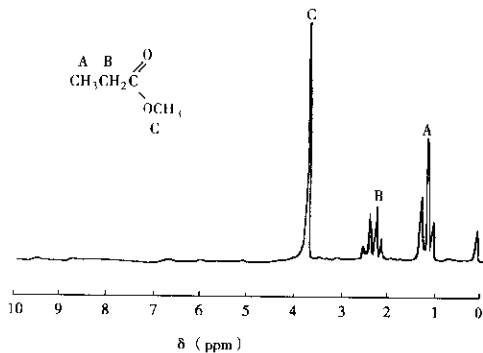


图4-7-1 乙酸甲酯的高分辨 ^1H -MRS

实际测量时、不同磁场强度下化学位移的绝对值各不相同、缺乏可交流性、通常选用一个标准化合物做参照:

$$\text{化学位移} = \frac{V_{\text{测}} - V_{\text{标}}}{V_{\text{标}}} \times 10^6$$

其中、 $V_{\text{测}}$ 为被测物质原子核的共振频率、 $V_{\text{标}}$ 为参照物原子核的共振频率、化学位移的单位为百万分之一、即ppm(parts per million)。

质子磁共振波谱检测时多将四甲基硅中甲基

(-CH₃)的化学位移定义为0.0ppm,其他化合物与之对应;磷谱测量时,采用磷酸肌酸(PCr)为参照物,化学位移为0.0ppm。

由于不同化合物中原子核的化学位移不同,可以根据其在MR波谱中共振峰的位置加以鉴别,共振峰的积分面积与共振核的数目成正比,反映化合物的浓度,可进一步进行定量分析。

二、信号采集与分析

共振原子核在弛豫过程中由于能量和相位的变化被感应线圈接收形成的信号是一种呈指数衰减的信号,如本篇第1章第4节所述,称为自由感应衰减(FID),经傅利叶变换为波谱,它是由不同共振频率原子核产生的多个共振峰组成。每一波谱可反映许多信息:

- (1) 化学位移:反映原子核在化合物中的微环境,在体测量时代表不同的化合物;
- (2) 波峰高度或面积:与共振质子的数目成正比,代表化合物的浓度;
- (3) 波峰的半高全宽(FWHM):反映弛豫时间,因为FWHM与T₂弛豫成负相关;
- (4) 其他:如pH值、温度等。

第2节 活体磁共振波谱检测技术

目前可用于生物体检测的原子核有¹H、³¹P、¹³C、¹⁹F、²³Na、¹⁷O等,其中以前两者最常用。与化学分析中对单一纯净化合物的检测不同,活体(*In vivo*)MRS所检测的是体内化合物中所含原子核的分子基团,如¹H-MRS波谱主要为体内含CH₃-、CH₂-基团的化合物,因此检测更复杂,影响因素也较多。

一、活体磁共振波谱检测的影响因素

原子核的自然丰度和固有敏感性及其在生物体内的浓度是影响MRS检测敏感性的主要生物学因素,硬件环境上要求高场强、高均匀度。MRS检测的敏感性与磁场强度的2/3次方成正比,场强越高,敏感性和分辨率越高;均匀的磁场是获得高分辨波谱的必要条件,要求比MRI更严格,在进行MRS检测前必须进行匀场。射频信号发射和接收

线圈的大小也影响磁场的均匀性和信噪比。测量参数的选择包括所采用的检测序列、脉冲的倾角及TR和TE时间等。不同的序列对波谱中代谢物的信号强度有一定影响。例如,点分辨波谱(point resolved spectroscopy, PRESS)序列所得到的信号强度约为激励回波探测(stimulated echo acquisition, STEAM)序列的2倍。脉冲的倾角和TE时间直接影响信号的强度,大倾角和短TR时,原子核的弛豫少,信号强度低,这与代谢物的T₁时间密切相关。缩短TE可有助于对体内某些代谢物的检测,如在较短TE时,脑内的谷氨酸和谷氨酰胺、肌醇等短T₂化合物易于检出,当TE≥3倍的T₂时,这些化合物的信号就有损失,长TE时由于复杂信号的相互作用,导致共振信号的反向去相位,也可使某些化合物难以检测,但长TE时波谱的匀场较容易。

二、体磁共振波谱检测的空间定位技术

在体MRS检测时一个重要技术就是将检测范围局限在一定容量的感兴趣区(ROI)内,即空间定位技术。这样才能对病变区域的改变进行分析,并且与MRI检查结果相结合进行综合分析,以提高ROI区域内化合物检测的敏感性,减少部分容积效应。目前研究人体¹H波谱最小ROI可达到1ml。有许多方法可完成空间定位,常用并且较为成熟的定位技术包括:简单表面线圈法、静磁场变化法和梯度磁场法,前者目前已经很少使用,后者技术发展较为成熟,目前应用最广泛。包括深部分辨表面线圈波谱分析法(depth resolved surface coil spectroscopy, DRESS)、单体检选择法(single voxel selection)。

1. DRESS法 为较为简单的定位方法,在简单表面线圈法的基础上,选择一个梯度脉冲激发与体表面间隔一定距离并平行于表面线圈的单一层面,使ROI信号来源于该层面。即在90°脉冲发射的同时,施加一Gy梯度场,所采集的层面深度由梯度场和脉冲频率而决定,层面的厚度与脉冲的带宽有关。(图4-7-2)

2. 单体检选择法 包括活体图像选择波谱分析法(image selected *in vivo* spectroscopy, ISIS)、激励回波探测法(STEAM)、点分辨波谱法(PRESS)等,射频激发时利用梯度来选择激发某一层厚内的

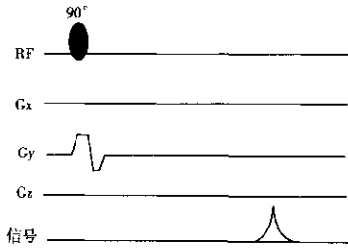


图 4-7-2 DRESS 序列示意图

场(B_1)激发三个垂直平面(x、y、z)的原子核, 则可达三维空间定位。非 ROI 区域的信号通过相位循环(phase cycling)而消除, 该方法的定位准确, 并可直接与 MRI 相对应。

1) ISIS 法: 在施加梯度场的同时施加一选择性的反转射频脉冲, 通过多次射频脉冲或开或关的作用, 对所采集的数据进行加减, 最后可得到二维或二维某一区域(ROI)内的信号。二维定位需激发和采集 4 次, 而三维定位则需 8 次。(图 4-7-3)。该方法的优点为可以从常规 MRI 选择测量的 ROI 区域, 缺点为所采集的信号含有较多的 ROI 以外的信号。

原子核, 层外原子核不受影响, 如利用脉冲梯度磁

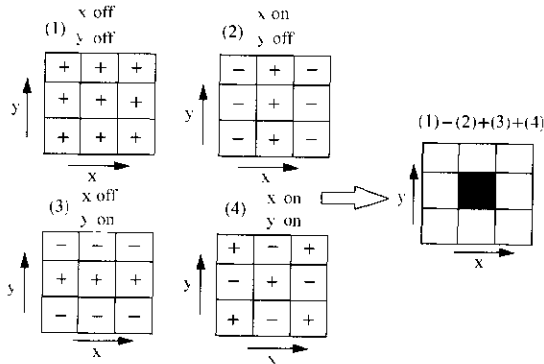
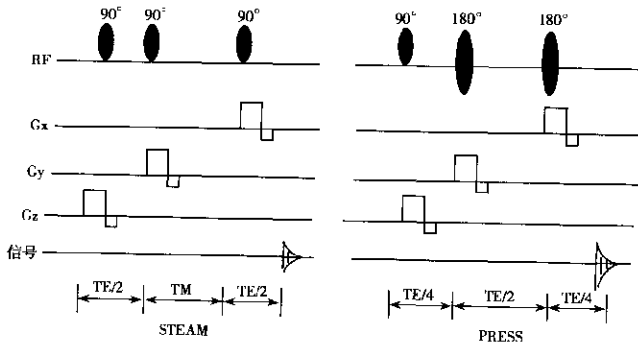


图 4-7-3 2D-ISIS 方法 ROI 选择示意图

2) STEAM 和 PRESS 是一次激发时在三个垂直层面同时施加选择性 RF 脉冲, 最后的信号来源于三个层面相交部的立方体内, 两者不同的是: STEAM 为三个 90° RF 脉冲, 而 PRESS 为自旋回

波脉冲, 即 90° , 180° , 180° 脉冲(图 4-7-4)。STEAM 序列的优点为定位好, ROI 区域外的信号少, 但信噪比较 PRESS 低。这两种方法为目前最常用 MRS 定位方法。



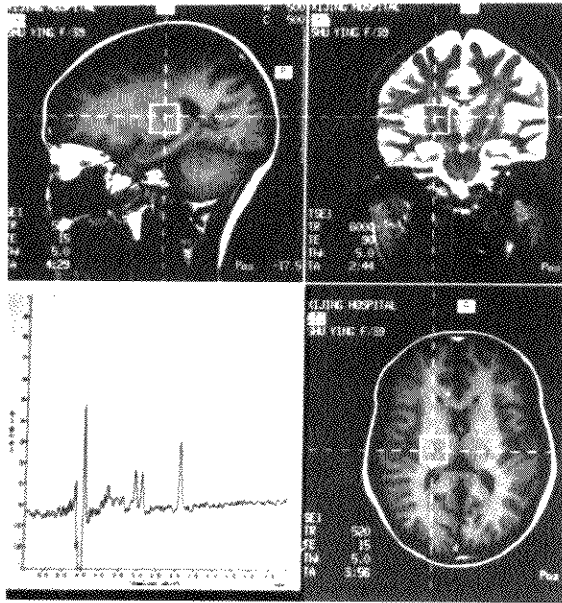


图 4-7-4 STEAM 序列和 PRESS 序列示意图及所测 ROI 区域的波谱在 MRI 上的定位

3. 化学位移成像波谱法 (chemical shift imaging, CSI) 该方法所采用的定位技术与 MRI 一样, 即用相位编码对检测区域内的每个体元进行编码, 在一次测量中可对一定数量的体元同时检测, 得到一定区域的波谱(图 4-7-5)。每个体元的大小由所选择的矩阵和显示野大小决定。该方法的优越性是

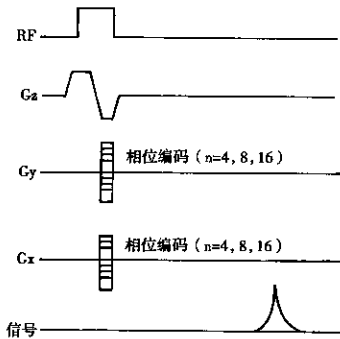


图 4-7-5 CSI 序列示意图

可以进行二维和三维定位, 而且每次检测包括多个体元, 使得正常和病变波谱容易比较。但是, 由于每个体元的容积较小, 信号强度较低, 采集时间长。

4. 波谱成像 (spectroscopic imaging, SI) 是指采用特殊的化学位移区域内所得某种化合物的共振信号转换为可视图像的方法, 该方法是常规 MRI 成像方法的延伸, 可视性强, 与标准成像方法的区别在于收集数据时不用频率编码来保存波谱的信息, 而利用梯度对空间信息进行相位编码。由于在二维及三维中必须用相位编码及信噪比的限制, 矩阵数总是很低。相位编码步骤繁琐, 采集时间长, 一次检查只能采集一种化合物。

三、活体磁共振波谱检测中化合物浓度的定量测定

对化合物进行定量是临床 MRS 应用的一个重要要求, 由于波谱中共振峰的面积与化合物中质子的数量成正比, 所以理论上完全可以达到这一要

求。但是许多因素对波峰的信号强度有影响,包括MR设备(如射频场的不均匀性而导致反转角的变化、接受线圈稳定性的变化等)和生物组织本身的因素(如 T_1 、 T_2 和原子核之间的耦合等),导致实际测量困难。目前利用波谱进行化合物含量分析的方法主要有相对值和绝对值浓度分析:相对值即对波谱中不同化合物的信号强度(用积分面积表示)进行比较,如 NAA/Cho 、 NAA/Cr 、 Cho/Cr 等。该方法简单、易行,可以排除MR设备因素的干扰,但该方法得到的只是相对值,对分析含量的变化有一定的困难和复杂性,如化合物A和B的比值为1/2,在两者同时下降50%时,A/B仍为1/2。早期波谱分析多采用该法。绝对值浓度(absolute concentration)计算方法有两种:其一为外标准法(external standards):即在MRS测量时,将已知浓度

的化合物体模置于被检查部位的一侧,同时扫描,然后将测量结果与其相比较得到化合物的绝对浓度。该方法受MR设备因素和生物因素影响较大。其二为内标准法(internal standards),利用体内已知浓度的化合物作为参照(如水、肌酸)进行化合物浓度的计算。该方法受MR设备和生物学因素影响较小,但要求化合物浓度必须已知,并且在生理变化过程中保持恒定。目前多采用该方法。

第3节 MRS的临床应用

一、质子磁共振波谱(1H -MRS)

1H 的自然丰度和敏感性在所有应用的核中最,检测的敏感性也最高,是MRI的基础。 1H -

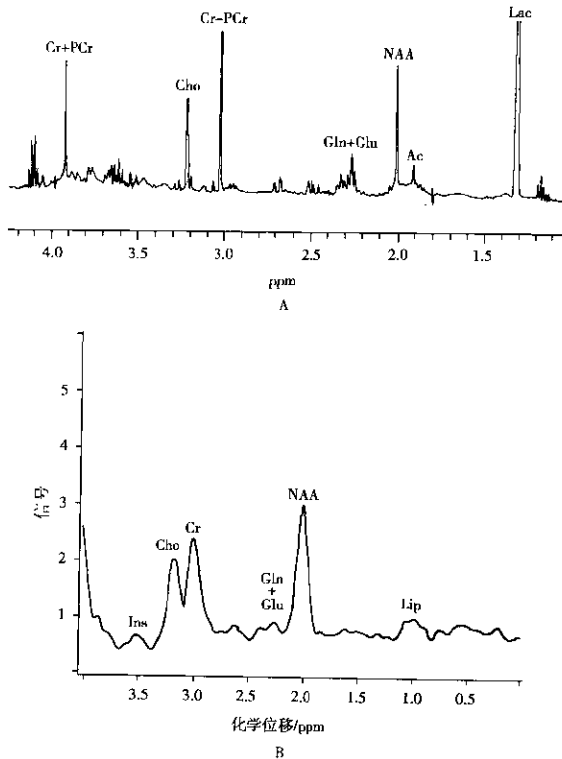


图 4-7-6 正常人脑质子波谱

A 脑组织标本离体高分辨力 1H -MRS B. 活体测量所得 1H -MRS (STEAM 序列)

MRS可检测与脂肪代谢、氨基酸代谢以及神经递质有关的化合物,如肌酸(Cr)、胆碱(Cho)、肌醇(mi)、 γ -氨基丁酸(GABA)、谷氨酸和谷氨酰胺(Glu + Gln)、乳酸(Lac)和N-乙酰门冬氨酸(NAA)等。 ^1H 波谱的化学位移范围窄(8~10ppm),许多化合物的波峰相互重叠,影响波谱的显示和分析。临床应用时还需要特殊的水抑制技术,人体组织中水的浓度约为80-90M,而其他化合物的浓度不到10mmol/L,如不采用水抑制,或水抑制效果差,强大的水信号可以影响其他化合物的探测以及掩盖波谱中与水相邻近的许多浓度较低的化合物,并且促使基线上移。与 ^{31}P 波谱比较,氢质子的敏感性和空间分辨力较磷-31波谱高,如在脑组织对

体积为 8cm^3 的ROI区检测可以在10分钟内完成,而 ^{31}P 波谱在10分钟内需要对 50cm^3 体积的ROI进行检测,方能得到较好的信噪比;临床 ^1H 波谱检测不需要另增加磁共振仪硬件设备;MRS和MRI可以在一次检查中完成,不需要病人重新定位和调换线圈。

(一) 质子磁共振波谱(^1H -MRS)在脑的应用:

人脑磁共振波谱检测最常用的是质子波谱。图4-7-6示正常人脑质子波谱,正常人脑内化合物的分布存在差异,这种分布差异与神经生物学和神经化学研究的分析结果基本一致。活体脑质子波谱所检测的主要化合物及改变的意义如下:

NAA:人脑中含有大量N-乙酰氨基酸,其

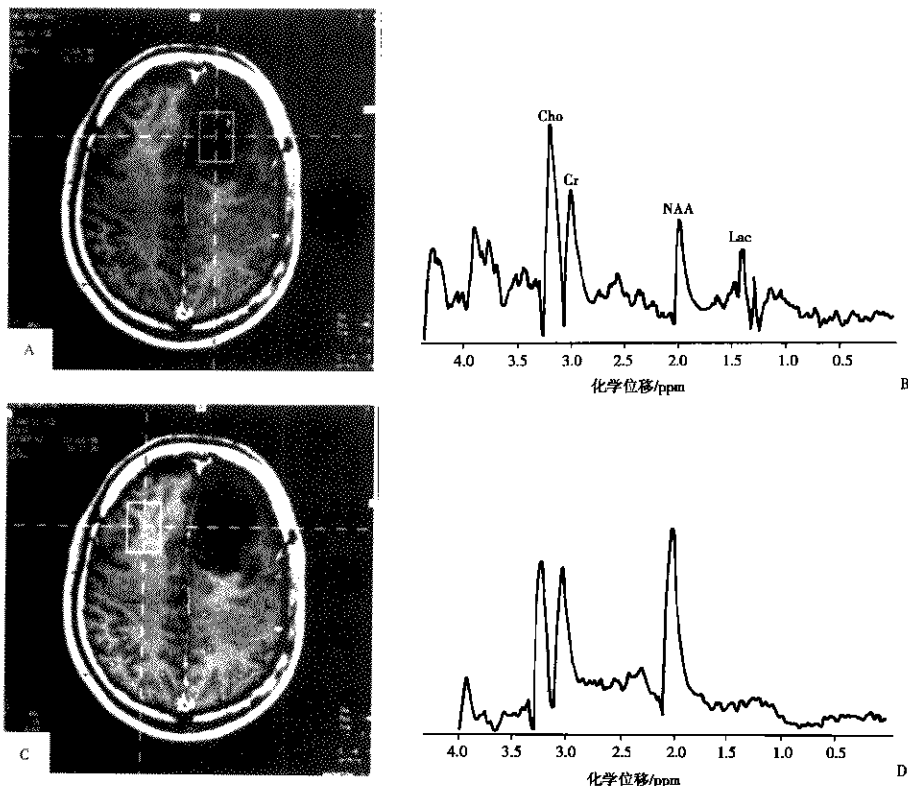


图 4-7-7 星形细胞瘤(Ⅱ级)MRI 和 ^1H -MRS

A. T1 加权像示病变及 MRS 测量区域 B. 肿瘤区 ^1H -MRS, 显示 NAA 含量下降, Cho 信号增高, 并有乳酸含量升高 C、D. 病变对侧半球相应部位及其 ^1H -MRS

胆碱(Cho)的化合物中流动性较强的能被磁共振检测到的成分(MR visible),如磷酸胆碱、磷脂酰胆碱等,这些物质主要存在于细胞膜上,信号强度改变反映细胞膜构成和联结的变化,在膜合成旺盛和降解活跃时均呈现上升趋势。随着脑的发育成熟,Cho逐渐下降至稳定。在脑肿瘤中,由于Cho含量

升高和NAA下降,导致NAA/Cho比值下降,在恶性肿瘤中该比值下降较良性肿瘤为著,两者有显著性差别;在多发硬化、肾上腺营养不良性脑病和感染性疾病如艾滋病(AIDS)中,Cho的升高提示活动性脱髓鞘的发生。

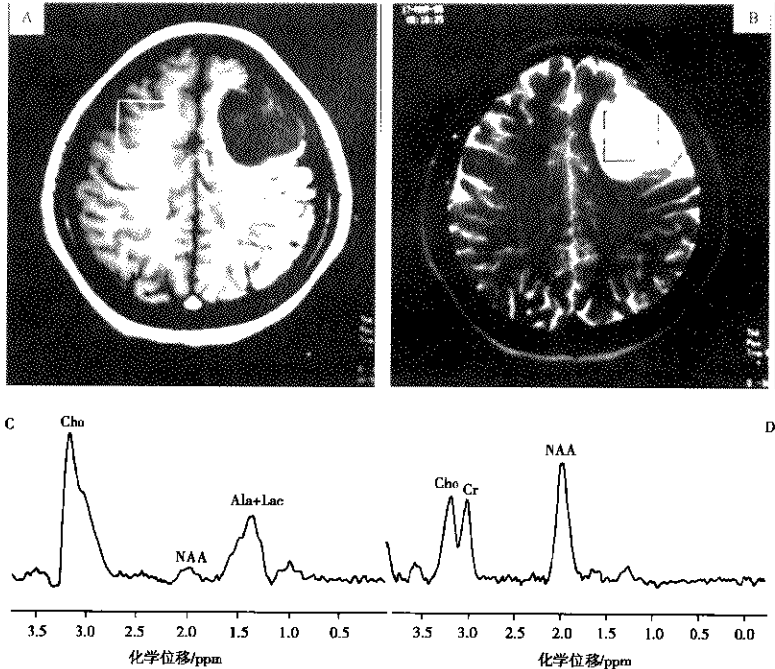


图 4-7-9 脑膜瘤 MRI 和 ^1H -MRS

A、B. T1 和 T2 加权像示病灶和 MRS 测量区 C. 病变区 ^1H -MRS, 显示 NAA 含量明显下降, 几乎消失, Cho 含量明显升高, 同时在 1.3~1.5ppm 处信号升高, 为丙氨酸和乳酸含量增多 D. 病变对侧半球相应部位 ^1H -MRS

Lac: 乳酸为糖酵解的终产物, 化学位移在 1.32 ppm, 由于耦合效应(J-coupling)可形成双峰(图 4-7-8)。化学位移 4.1ppm 处也可有乳酸信号, 但是由于接近水信号而一起被抑制和掩盖。正常情况下细胞能量代谢以有氧氧化为主, 所以在 ^1H 波谱上往往检测不到乳酸。而在缺血/缺氧或者高代谢状态如恶性肿瘤时, 糖酵解过程加强, 乳酸生成增多, 使得乳酸信号强度增加。有报道 Lac 含量与肿瘤的恶性程度有关, 但多数研究显示乳酸含量与肿瘤的病理分类无明显相关性, 乳酸含量的增加反

映肿瘤组织无氧代谢增加或肿瘤出现坏死。乳酸信号有时和脂质信号相重叠, 采用不同的 TE 可加以鉴别, 如 TE 为 270ms 时波峰向上, TE 为 135ms 时波峰向下。

Lip: 细胞膜上的脂质(Lip)弛豫时间很短, 正常测量条件时难以检测到该峰, 出现时往往是由于 ROI 接近颅骨而混合有颅骨和头皮内的脂肪。采用短 TE 可在 1.0~1.5ppm 处检测到脂质峰, 包括不饱和脂肪酸中的甲基、亚甲基。这些化合物可在高度星形细胞瘤和脑膜瘤中升高, 也可反映坏死过程

中磷脂形成过多

mI: 肌醇是一种环己醇, 采用较短的TE时出现在3.56ppm处, 在脑内的具体作用目前尚不十分明确, 可能与胶质增生有关。在糖尿病和透析病人的脑内也发现mI升高的现象, 据此认为mI与渗透压调节有关。mI升高在Alzheimer病具有较高的特异性

在高场强时¹H波谱还可以检测出与神经递质有关的化合物, 如GABA、Gln等, 有助于活体研究这些化合物在体内代谢的改变。GABA是一种兴奋性氨基酸, 在Alzheimer病下降, 在癫痫中升高, 在肝性脑病中也存在GABA和Gln的变化

(二) 质子磁共振波谱(¹H-MRS)在其他器官的应用:

受采集技术条件和强大的水与脂肪信号的影响, 质子波谱在肝脏、肾脏、心脏以及骨骼肌的检查应用较少。直肠线圈和相控线圈的应用使质子波

谱用于前列腺的检查。枸橼酸存在于前列腺腺体中, 前列腺增生时升高, 而在前列腺癌时下降, 具有鉴别诊断意义。

二、磷-31 磁共振波谱(³¹P-MRS)

³¹P-MRS在临床中的应用也很广泛,³¹P的自然丰度为100%, 其谱带较质子宽(约50ppm), 但其敏感性只有氢质子的6.65%。生物体内许多分子都含有³¹P, 而且许多含磷化合物参与细胞的能量代谢和与生物膜有关的磷脂代谢。因此³¹P波谱被广泛应用于研究组织能量代谢和生化改变。活体生物组织³¹P波谱通常可以检测出7种不同的化合物, 即磷酸单脂(PME, 6.8ppm)、磷酸二脂(PDE, 2.9ppm)、磷酸肌酸(PCr, 0ppm)、无机磷(Pi, 4.8ppm)和三磷酸腺苷中的 α -ATP(7.6ppm)、 β -ATP(-16.3ppm)、 γ -ATP(-2.6ppm)磷原子(图4-7-10)。不同器官其磷谱也不尽相同, 如肝脏的³¹P谱中无磷酸肌酸信号。

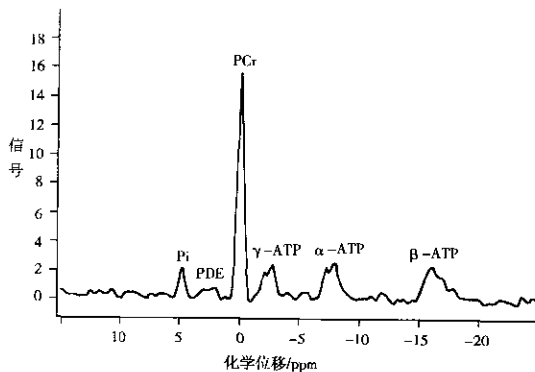


图4-7-10 正常肌肉³¹P MRS(表面线圈定位法)

1993年Moon和Richards提出应用磷测量细胞内的pH值。无机磷(Pi)在活体内主要以 HPO_4^{2-} 和 H_2PO_4^- 的形式存在, 在无化学反应时两种离子应有两个共振峰, 其化学位移相差2.3ppm, 但在活体情况下两种离子相互转换非常迅速, 因此只可产生一个共振峰, 化学位移是由两种离子的相对含量所决定。pH值可由下列方程计算

$$\text{pH} = \text{pK} + \log \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma)}{(\sigma_2 - \sigma)} \right]$$

pK为 HPO_4^{2-} 和 H_2PO_4^- 平衡状态时的pH

值, σ_1 、 σ_2 为两离子的化学位移, σ 为实际测量到的化学位移。在体测量时, 只需测量Pi的化学位移, 根据标准滴定曲线, 即可得到细胞内的pH值, 计算公式为

$$\text{pH} = 6.77 + \log \left[\frac{(\Delta P_i - 3.29)}{(5.68 - \Delta P_i)} \right]$$

(一) 磷-31 磁共振波谱(³¹P-MRS)在脑的应用

脑的³¹P波谱可检测到的化合物有磷酸单脂(PME)、磷酸二脂(PDE)、磷酸肌酸(PCr)、无机

磷(Pi)和三磷酸腺苷中的 α -ATP(7.6ppm)、 β -ATP(-16.3ppm)、 γ -ATP(-2.6ppm)磷原子。主要用于研究脑组织的能量代谢和脑磷脂代谢,以及pH值的测量。

活体研究显示,新生儿和成年人脑组织的波谱不同。Laptook对新生儿至8个半月的婴幼儿进行 ^{31}P 波谱观察发现,PCr/ β -ATP,PCr/Pi的比值随年龄增大而升高。另有研究显示随着年龄的增大,PME/ β -ATP和PME/PCr下降,而PDE/ β -ATP,PCr/Pi升高,这种改变主要发生在3岁以前。脑肿瘤表现在 ^{31}P 波谱上表现为PCr/Pi下降,PME升高,pH值呈正常或碱性。PME主要存在于细胞膜上,在生长快的组织和细胞膜合成增加时,含量可以增高。肿瘤组织中PME增高提示肿瘤细胞膜成分和细胞联结增加,可能与肿瘤细胞磷脂合成增多有关,这方面与 ^1H -MRS中Cho的改变相对应。Sanuki还将 ^{31}P 波谱用来观察脑肿瘤的治疗效果,发现PME/ β -ATP比值于放疗后下降,并且与疗效有关。在脑缺血/缺氧状态,MRS可用以观察脑梗塞不同时期能量代谢、氨基酸代谢以及pH值的变化。 ^{31}P 波谱可在30分钟内发现无机磷(Pi)信号增高,pH值在一小时从闭塞前的7.11下降到7.04,因此MRS可以更早地作出诊断。新生儿窒息可以发生不同程度的PCr/Pi改变,并与其严重程度有关,有人认为PCr/Pi低于0.8者预后较差,随着病情的好转,PCr/Pi可以升高。Alzheimer病颞顶区的PME和PME/PDE升高,P在额颞顶叶升高,而多发性皮层下梗塞PCr/Pi升高,两者在 ^{31}P 波谱表现上有差异。

(二) 磷-31 磁共振波谱(^{31}P -MRS)在肝脏的应用

肝脏是人体中最大的器官,由于其位置接近体表,成为MRS研究的一个重点领域。可采用的定位测量技术有表面线圈结合预饱和和以消除表面肌肉的信号、DRESS、ISIS、和三维波谱成像(SI)法。

正常肝脏 ^{31}P 波谱可检测到六个(图4-7-11),从右到左分别为 β -ATP, α -ATP, γ -ATP,磷酸双脂(PDE),无机磷(Pi)和磷酸单脂(PME)。一般应无磷酸肌酸,如果出现则说明测量区域内含有肌肉成分。PME信号至少由10种化合物组成,其中主要的有磷酸胆碱类和磷酸乙醇胺(PE)。这些物质为脂质膜形成的前驱物,参与细胞膜的生成代谢。有

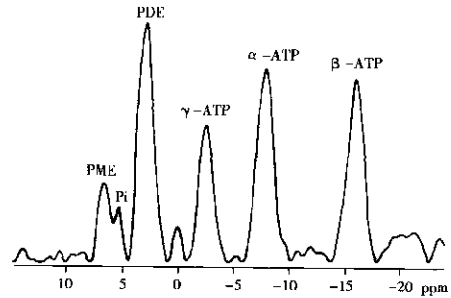


图4-7-11 正常肝脏 ^{31}P -MRS

时可有来源于血池二磷酸甘油酯(2,3-DPG)信号与PME信号的重叠。PDE信号主要来源于水溶性脂质化合物磷酸甘油胆碱(GTP)、三磷酸尿苷(UTP)和磷酸丙酮烯醇(PEP)等,GTP和UTP为磷脂代谢的中间产物。在目前临床使用的场强下,这些化合物难以区分,而表现为较宽的波峰。Pi与ATP和ADP相结合可反映细胞能量代谢状况,它的化学位移受细胞内pH值的影响,正常肝脏的pH值为7.2~7.4。

在肝炎、肝硬化的研究中,不同研究单位的结果存在差异,这与所采用的定位方法和测量参数有关,选用化合物比值进行比较时,可表现为与正常对照无明显差异;但如测量化合物的绝对浓度时,除PME外,其他各化合物的浓度降低13%~50%,但肝炎和肝硬化之间无显著差异。I型糖原沉积病人过夜禁食后PME升高,Pi下降,Pi/PME明显降低。PME升高是由于糖磷酸盐(主要的糖代谢中间产物)积聚所致,正常对照组口服糖后PME和Pi无变化。高PME含量说明残余的六磷酸果糖酶活性增强,增加了葡萄糖的生成,降低禁食后高脂血症的程度。Pi的明显波动与尿酸产生直接有关。肝癌的 ^{31}P 波谱表现为PME、PDE和Pi含量升高,以PME和PME/ATP升高为特征。PME升高代表肿瘤组织细胞膜合成代谢增多。另外可应用 ^{31}P 波谱观察肿瘤的治疗效果和判断预后,治疗后磷酸化合物和Pi信号下降时预后较好;在栓塞治疗早期,如果ATP、PME下降,提示预后较好,肿瘤缩小。多数研究显示不同的恶性肿瘤其波谱的差别不明显。

(三) 磷-31 磁共振波谱(^{31}P -MRS)在心脏的

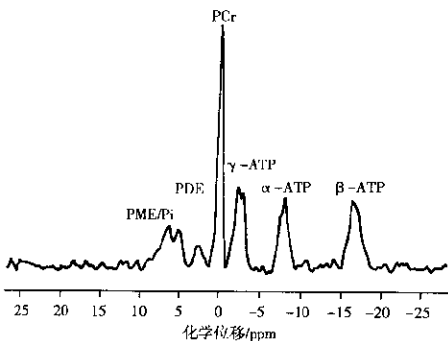
应用

正常代谢心肌主要采用有氧氧化途径产生三磷酸腺苷(ATP)提供心肌细胞收缩和维持细胞稳定状态的能量。游离脂肪酸和葡萄糖为主要供能物质,分别提供40%~60%和20%~40%的能量。平时心肌的能量与骨骼肌不同,不依靠糖酵解,而依靠有氧氧化,利用葡萄糖和糖原少,利用脂肪酸、酮体和乳酸多。心肌缺血时,三羧酸循环过程受阻,无氧酵解过程成为主要的产生途径生成ATP,引起乳酸堆积,pH值下降。此过程所产生的ATP少,仅为心脏需要的10%~20%,远不能维持心脏的收缩功能。磁共振波谱提供一种无创性检测心肌能量代谢变化的技术,在活体动物和离体心脏大量的研究显示具有较好的临床应用潜力,可作为放射性同位素技术如PET和SPECT方法的补充。但是目前发展来看仍有许多因素限制其在临床的应用。

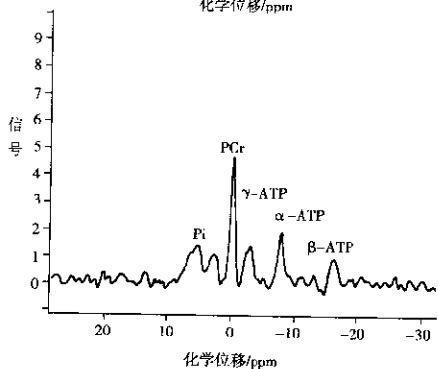
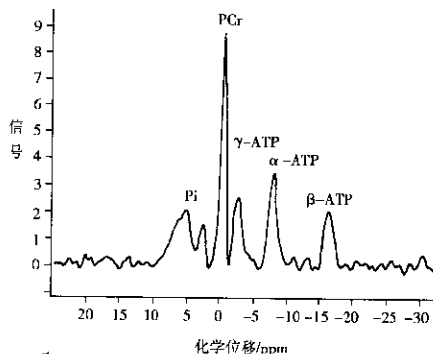
- ①敏感性 在目前常用的磁场强度情况下,要得到足够的信噪比要求所测组织的体积大,测量时间长,一般为25~50ml需要20~30分钟。
- ②精确的定位技术 目前常用于心脏MRS测量的定位方法有DRESS、ISIS、CSI、化学位移成像(SI),仍有待改进。Bottomley曾列举了心脏P-31波谱检测时可能出现的不同波谱,其原因为测量区域内含有不同程度的脂肪、肌肉和心腔血液所致。由于定位技术的缺陷,使得心腔内血液中2,3-二磷酸甘油酯的信号与肌酸信号相混合,鉴别困难。
- ③心脏门控技术。

正常人心肌P-31波谱可检测到的化合物包括:PME、PDE、Pi、PCr、 α -ATP、 β -ATP、 γ -ATP。(图4-7-12)各化合物的含量在不同的研究组中有一定的差异,国内研究对正常人测量结果为:PCr/ATP=1.58 \pm 0.19, Pi/PCr=0.36 \pm 0.17, Pi/ATP=0.59 \pm 0.17, PCr/Pi=2.86 \pm 1.32, pH=7.19 \pm 0.09。

当冠脉发生部分狭窄时,冠脉血流量与心肌的代谢物存在着线性相关,PCr/Pi在冠脉血流下降20%时即可出现降低改变,而PCr/ATP比值只有下降50%方有下降改变。大量的动物实验研究显示:当冠状动脉完全阻塞时,PCr迅速下降,伴随着Pi的升高,早期ATP并无明显改变,随着缺血时间的延长,ATP开始下降,心肌内pH值呈酸性中毒表现(图4-7-13)。如果此时冠脉再通,心肌得到

图4-7-12 正常心肌³¹P-MRS

再灌注,在一定时间后,上述改变可恢复到正常水平。当心肌细胞为不可逆损伤时,ATP进一步下降,Pi维持高浓度状态。因此根据能量改变的特

图4-7-13 心肌梗死病人³¹P-MRS

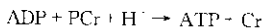
上图为非梗死区³¹P-MRS;下图为梗死区³¹P-MRS,显示PCr信号降低

点可区分正常心肌、缺血心肌和梗死心肌。P-31波谱还可用于某些药物对心肌保护作用的观察。在重度扩张性心肌病人 PCr/ATP 比值明显低于正常。此时射血分数(EF)也明显降低。而在轻度扩张性心肌病波谱表现与正常人相似。肥厚性心肌病时 PCr/ATP 的比值可正常或降低,同时发现磷酸双脂(PDE)信号增高,PDE 参与细胞膜的代谢,其含量改变与细胞膜的合成与分裂有关。心肌病人在静态测量时波谱可无异常改变,但在运动后其波谱往往显示异常,表现为 PCr 下降和 pH 的酸性化。

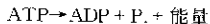
(四) 磷-31 磁共振波谱(³¹P-MRS)在骨骼肌的应用

人体 MRS 研究首先在肌肉组织进行,这是因为骨骼肌位于体表部位,定位方法简单。虽然有少数采用质子波谱,可检测出肌肉组织内的肌酸、胆碱类化合物、肌肽和脂肪酸,但绝大多数仍以磷谱为主要方法,可直接观察肌肉组织的生物能量代谢和测量肌细胞内的 pH 值。静止状态时肌肉³¹P 波谱的特点为 PCr 含量较高, PME 和 PDE 的含量较低(图 4-7-10), pH 值为 7.10 ± 0.04。³¹P 主要应用在三个方面:(1)肌肉收缩和工作过程中的生物能量代谢变化;(2)肌肉疲劳病因学和发展;(3)肌病的代谢和功能变化。

肌肉收缩的直接能源来源于 ATP 的水解,然而肌肉内 ATP 的含量较少,只能维持肌肉短时间的活动,在脊椎动物的肌肉内存在着另一种高能物质,即 PCr,它是肌肉高磷酸根的储存库。肌酸激酶可催化 PCr 释放出高磷键,并可转移给 ADP,生成 ATP:



当肌肉收缩时 ATP 分解释放能量:



利用³¹P 波谱中所测得的 PCr 和 Pi 的含量变化可以分析氧化磷酸化的调节作用,并可利用 Pi/PCr 比值分析肌酸激酶的活性, Pi/PCr 比值又称为“能量消耗率”,其比值与正常肌肉工作状况水平存在着线性相关性,而线性曲线变化的斜率反应线粒体维持细胞能量供给的能力;经过训练和非训练者之间存在着显著差异。

随着 MRS 和运动设备的发展,可直接观察肌肉在不同运动状态下 ATP、Cr、Pi 等的变化,从

而探讨能量代谢变化在肌肉疲劳时所起的作用。各种肌病如磷酸果糖激酶症(PFK)、McArdle's 肌病的波谱研究在近来也有较大的进展。不同状态下其³¹P 波谱均有相应的变化特征。引起组织氧化代谢受损的疾病,如心衰、呼吸衰竭、和周围血管性疾病,运动时肌肉 PCr 和 pH 的下降较正常人明显。虽然这些疾病所引起的肌肉波谱改变相似,但原因确不尽相同。

对软组织内肿瘤的研究显示肿瘤部位的 PME、PDE、和 Pi 信号增高, PCr 降低。PME 和 PDE 信号增高反应肿瘤细胞膜的脂质代谢增强,与肿瘤细胞膜合成和转换加快有关。PME 和 PDE 含量的增高与肿瘤的分化程度有一定相关性。肿瘤组织经放疗或化疗后,其波谱也有相应的改变。不同组织类型肿瘤波谱的特异性不明显。在高场强的实验条件下,肿瘤及其治疗前后的³¹P 波谱均有相应的变化。

三、碳-13 磁共振波谱(¹³C-MRS)

¹³C 的敏感性只有氢的 1.6%,自然丰度也很低,¹³C 的信号强度只有¹H 的 1/5600。这就限制了¹³C 波谱在生物体中的应用。¹³C 波谱的化学位移观察范围宽(约 200ppm),它的共振峰不易重叠,分辨力高。生物体内大量存在的为¹²C(自然丰度为 98.9%),但它不具有磁性,不能用于 MRS 分析。如果注入¹³C 标记的化合物,置换体内的¹²C,就可使某些特定化合物中的¹³C 含量增多,进而加强其信号强度。用这些“磁化”标记的化合物作为示踪物(labeled indicator),可以研究某些生化代谢途径,如用¹³C 标记的乳酸、缬氨酸、亮氨酸等,研究三羧酸循环代谢和糖原代谢。

四、钠-23 磁共振波谱(²³Na-MRS)

²³Na 的自然丰度为 100%,敏感性为¹H 的 92%,体内含量较高,是细胞外的主要阳离子。但是在波谱中只能观察到一个共振峰,不能区分细胞内、外的钠离子。对完整的红细胞、组织和灌注器官进行研究时,应用一些顺磁性物质(如三聚磷酸钠),使细胞外钠的共振频率发生位移,这样可以加以区分。应用该方法可以研究钠离子转运和细胞膜钠-钾泵的功能。²³Na-NMR 成像还可用来研究肿瘤的水肿。

五、氟-19 磁共振波谱(^{19}F -MRS)

^{19}F 的自然丰度为100%，敏感性也较高，为 ^1H 的83%，但生物体内几乎不含有 ^{19}F 。活体MRS研究时需借助人工注射含氟化合物，观察其

在体内代谢的变化。如静脉注射抗癌药物5-氟尿嘧啶(5-Fu)后，观察肝脏中该药的药代动力学和代谢变化。

(方虹 程流泉)

第 8 章 MR 信号异常的分析与诊断

第 1 节 信号异常的病理生理基础

MRI 作为一种行之有效的检查方法, 正方兴未艾。由于 MRI 的信号强度是多种组织特征参数、扫描时间参数的可变函数, 因此, 它所反映的病理生理过程较 CT 更具体、更深入, 从而决定了这种检查方法更具有开拓性。MRI 信号强度与组织的弛豫时间、弥散系数、氢质子密度、血液(或脑脊液)流动、化学位移以及磁化率效应有关, 其中弛豫时间即 T1 和 T2 对图像对比起了重要作用, 它是区分不同正常组织, 区分正常与异常组织的主要 MRI 诊断基础。

在 T1 加权图像(weighted imaging WI)中, 低信号通常说明组织的 T1 时间长, 如骨骼肌。含脑脊液的结构呈低信号。高信号常常表明组织的 T1 时间短, 如皮下脂肪。由静脉注射 Gd-DTPA 后, 一些正常组织由于 T1 时间缩短而成高信号, 如脑垂体。病变造成 T1 时间延长时, 病变呈低信号, 如脑软化。习惯上称其为长 T1 病变。病变引起 T1 时间缩短时, 病变呈高信号, 被称为短 T1 病变, 如亚急性性水肿。一些病变由于含有较特殊的物质, 其信号也发生变化。正铁血红蛋白呈高信号。黑色素也呈高信号。绝大多数钙化呈低信号, 但也有呈高信号的。病变由于脑血屏障破坏或富血供时, 在做增强扫描时信号明显增高, 称之为异常对比增强。

在 T2 WI 中, 低信号通常说明组织的 T2 时间短, 如骨骼肌。高信号常常表明组织的 T2 时间长, 如含脑脊液的结构。病变造成 T2 时间延长时, 病变呈高信号, 如水肿、神经胶质增生、坏死、囊性变以及脱髓鞘等, 习惯上称其为长 T2 病变。病变引起 T2 时间缩短时, 病变呈低信号, 被称为短 T2 病变, 如急性性水肿、脱氧血红蛋白、含铁血黄素等呈低信号。一些病变由于含有较特殊的成分, 信号也有改变。黑色素呈低信号。绝大多数钙化也是低信号。由于顺磁性效应, 铁、铜等均表

现为低信号。

在 P (D)WI, 某些病变氢质子数量多, 如肿瘤细胞排列致密的髓母细胞瘤, 呈高信号。含气的胃肠、鼻腔、鼻窦、咽喉、喉咽、气等至肺的呼吸道等无氢质子, 致密骨含(可动性)氢质子少, 无论是 T1WI 或 T2WI 上述部位无信号或低信号。

血液 MR 信号复杂, 信号多变的原因归于血液本身的属性、血流动力学以及 MRI 是一种对信号强度与相位都很敏感的检查方法。血液是一种非牛顿液体, 随着流速的增快其粘性下降。由于含水多, 血液具有高质子密度以及长 T1 时间(在 1.5T 设备中为 1200ms), 脱氧血红蛋白是强顺磁性物质, 所以血液的磁化状态有赖于氧化的程度。在 1.5T 中, 当血氧饱和度由 30% 增加到 96% 时, 其 T2 从 30ms 延长至 250ms, 动脉血 T2 约 200ms, 静脉血 T2 值要小得多。如果不考虑血液的流动效应, 根据血液的弛豫特性, 动脉血可在 T2WI 显示高信号。血液流速、血液方向以及血液性质(层流、湍流)均可对血液 MR 信号的形成施加影响。

磁化率、化学位移、弥散系数、流动效应对 MR 信号的影响在本篇其他章有较详细的论述。

由于 MRI 率先用于显示中枢神经系统疾患, 所以, 对此类病变信号异常的病理基础已有较好认识, 下面, 拟以中枢神经系统为重点展开讨论, 其基本原理也适用于其他系统。

一、水

在正常人体组织中, MR 信号的 80% 来自细胞内, 20% 源于细胞外间隙。由于水在细胞内抑或细胞外是广为分布的, 人体内水对造成 MR 信号贡献最大。水的 T1、T2 时间长, 质子密度较低, 它在 MR 图像上具有一定的特征。鉴于 MRI 对于组织内水含量的轻微增减有明显的敏感性, 研究水与 MR 信号强度的相关性一直是 MRI 不可缺少一门课题。

局部组织含水量稍有改变, 不管是自由水还是结合水, MR 信号均可发生显而易见的变化, 相比

之下,前者较易显示。水分子非常小,它们不停地处于平移、摆动和旋转运动之中,具有较高的自然运动频率,这部分水在MRI被称为自由水(bulk phase)。如果水分子依附在运动缓慢的较大分子如蛋白质周围而构成水化层,这些水分子的自然运动频率就有较大幅度的减少,这部分水又被认为是结合水(hydration layer)。T1反映了这些分子自然运动频率与拉摩尔共振频率之间的关系,当两者差之甚远时,T1弛豫效果差、缓慢;接近时,T1弛豫效果佳、快捷。自由水运动频率明显高于拉摩尔共振频率(常规MR装置中拉摩尔频率为6.65MHz),因此,T1弛豫慢,T1时间长;较大分子如蛋白质其运动频率明显低于拉摩尔共振频率,所以T1弛豫也缓慢,T1时间也长。结合水运动频率介于自由水与较大分子之间,可望接近拉摩尔共振频率,因此,T1弛豫较有成效,T1时间较上述两种情况均明显缩短。

自由水与结合水的概念有助于帮助认识病变的内部结构,有利于对病变作定性诊断。在行CT扫描时,脊髓囊性星形细胞瘤的密度不足以造成与脑脊液密度的差异,有时与脊髓空洞区分困难。在MRI,由于囊性星形细胞瘤中的囊液富含蛋白质,其T1时间短于脑脊液,在T1WI中呈较脑脊液为高的信号,能与脊髓空洞区别。

生命在于运动。在人体,体内分子也在经历多种运动,其中弥散(diffusion)颇为重要。弥散指液体中分子的随意运动,即分子的布朗(Brownian)运动。弥散可分为自由弥散、限制性弥散。在无浓度阶差的纯水中,水分子作随机的肉眼不可见的移动,即水的自我弥散(self-diffusion of water)。在有浓度阶差的液体中,分子由高浓度区向低浓度区扩散,好比在一杯清水中加入一滴墨水后,墨水即以相同的概率向四面八方扩展。由于上述两种物理现象的发生均源于液体分子自身所具有的动能、不受限制,因此称之为自由弥散。在人体组织中,由于弥散受到一些天然屏障如细胞膜、大分子蛋白等的限制,因此,在这种情况下,弥散并非是一种真正的随意运动。有研究表明,弥散在跨越脑白质束(有髓纤维)走行方向比跨越脑白质束排列方向受到的限制大得多。这好像在进行汽车拉力赛时,参赛者要根据赛场车道路况随机应变,不时改变行驶方向,显然,在转弯时要减速。上述这种受到限制的

弥散,被称为限制性弥散。在人体,水分子的弥散,无论是自由弥散抑或限制性弥散,均可引起自旋质子的去相位,造成弥散加权成像(diffusion-weighted imaging, DWI)中局部信号减弱,只不过自由弥散与限制性弥散所致MR信号减弱的程度不一。

二、水 肿

脑水肿分为三种类型,即细胞毒性水肿(cy-totoxic edema),血管源性水肿(vasogenic edema)以及间质性水肿(interstitial edema)。细胞毒性水肿常由缺血所致,见于急性脑梗死。血管源性水肿由血脑屏障破坏所引起,见于肿瘤、出血、梗塞、炎症以及外伤等脑疾患。间质性水肿发生在脑室旁,尤其是在侧脑室旁,源于脑室内压力增高,脑脊液由脑室内经由室管膜向外渗漏。

细胞毒性水肿的病理改变为水与钠在细胞内滞留。由于细胞毒性水肿其单位体积增加的水分远比血管源性水肿少,因此在传统MRI上不甚明显。鉴于较多的自由水被限制在细胞内,因此,发生细胞毒性水肿时表现弥散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)变小,造成DWI出现显而易见的高信号。Warach报道发病后2小时DWI就可显示缺血灶的位置和范围,而传统T2WI正常。安守豫等经兔急性脑梗塞弥散加权磁共振成像的实验研究后指出, DWI可较早(0.5~1小时)地显示缺血区的大部分; T2WI则在6小时后才能显示大部分缺血区并随时间逐渐与DWI接近,但在12小时内其范围仍明显小于DWI。前不久,安守豫采用DWI显示最早的1例急性脑缺血发病仅1小时。

血管源性水肿的病理生理基础为血脑屏障破坏,血浆由血管内漏出进入细胞外间隙。血管源性水肿主要发生在脑白质中,结构致密的脑灰质通常不易受影响;典型血管源性水肿呈手指状分布于脑白质之中。血管源性水肿以自由水增多为主,结合水增加为辅。由于血管内水进入细胞外间隙,自由弥散力度加大。此外,随着细胞受损进一步加重,最后细胞溶解,使限制性弥散减少,自由弥散增多。届时,与细胞毒性水肿时ADC变小相比较,血管源性水肿ADC值又回升。病变区在传统T2WI以及DWI上均呈现显著高信号。

间质性水肿是脑室内压力增高,脑脊液经室管

障迁移到脑室周围脑白质的结果。在脑室内压力增高时,如急性脑积水或交通性脑积水时,T2WI上于脑室周围可出现边缘光整的高信号带;在脑室内压力方回复到近乎正常时(如代偿期),上述异常信号又见少。间质性水肿由于含有较多的结合水,在T2WI上已能与脑室内脑脊液的信号区别;在N(F)WI上,两者信号对比更明显。间质性水肿之信号明显高于脑室内脑脊液的信号强度,其原因除了上述两者含有水的物理状态不一样(脑脊液为自由水,间质性水肿为结合水)外,主要是脑室内脑脊液受搏动运动影响,造成氢质子的去相位,致脑脊液信号强度减弱。

三、出 血

MRI在显示出血、判断出血原因以及估计出血时间方面有其独特作用,其中以脑内血肿MR信号演变最具有特征性。

血液由血管内溢出后,在局部脑组织内形成血肿。随着血肿内血红蛋白的演变以及血肿的液化、吸收,MR信号也发生一系列有规律的变化。因此,探讨血红蛋白及其衍生物的生物化学、生物物理基础对于认识与解释血肿MR信号至关重要。

出血,不论是散在的(如斑片样)还是集中的(如血肿),首先造成的是出血部位蛋白质浓度的显著增高。由此而产生的结合水效应先于血肿演变过程中诸多血红蛋白衍生物对外加磁场的干扰效应。干扰效应施加于MR信号的影响还与MRI检查所采用的外加磁场强度以及所选脉冲序列有关。与出血有关的血红蛋白衍生物有氧合血红蛋白、脱氧血红蛋白、正铁血蛋白以及含铁血黄素,其中氧合血红蛋白属抗磁质(diamagnetic substances),脱氧血红蛋白、正铁血蛋白为顺磁质(paramagnetic substances),含铁血黄素归于超顺磁质(superparamagnetic substances)。在外加磁场中,抗磁质对磁环境几乎没有影响,而顺磁质、超顺磁质严重扰乱了磁环境。

虽然氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白内的铁离子均为二价铁(Fe^{2+}),但是,前者铁离子含有成对电子,而后者铁离子却具有四个不成对电子。氧合血红蛋白仅微弱地排斥外加磁场中的磁力线,其磁效应尚不足以使T1、T2发生变化。脱氧血红蛋白具有比普通质子大多数倍数的磁矩,它在外加磁场中,

好比置入一块小铁棒。它使其邻近的质子弛豫加快,称为质子-电子、偶极子-偶极了质了弛豫增强效应,即proton-electron dipole dipole proton relaxation enhancement,(PEDDPRE效应),T1、T2弛豫时间均缩短,以T1缩短明显。此外,由于局部磁化率有变,它造成局部磁场不均匀,使T2弛豫明显加速,即优先T2质子弛豫效应(preferential T2 proton relaxation,PT2PRE效应)。细胞内脱氧血红蛋白具有明显的PT2PRE效应。由于该顺磁质被局限了一个有限空间,水分子弥散经过该顺磁质中心将体验到-一个不均匀的局部磁场,从而迅速去相位,T2缩短,在T2WI上信号减弱。鉴于PEDDPRE效应是以水分子能接近顺磁质中心为前提,脱氧血红蛋白中的铁离子被珠蛋白多肽包绕,水分子不能靠近,因此,细胞内脱氧血红蛋白不改变T1弛豫,因此,T1WI不出现高信号。

细胞外正铁血蛋白产生截然不同的结果。在红细胞溶解后,正铁血蛋白从中逸出,均匀分布于细胞外间隙之中。随即,其浓度也减小了。该顺磁质强化了外加磁场磁力线。当水分子借以自由弥散经过并靠拢顺磁质中心时,它们即体验到由不成对电子所造成的磁波动,在顺磁质附近的水分子则经历了PEDDPRE效应,T1弛豫明显加快,在T1WI上呈现了高信号。由于正铁血蛋白已均匀地分散在细胞外,不再形成较为明显的磁场不均匀性,因此,T2弛豫加速在此不甚明显,T2WI不形成引人瞩目的低信号。

含铁血黄素所含有的铁是超顺磁质,使T2缩短;短T2效应使血肿周缘出现低信号,见于T2WI,T1WI不明显。信号丧失可见于历时多年的出血,系因含铁血黄素的永久性沉着。

值得一提的是脑外血肿。由于脑外结构不存在血脑屏障,因此,巨噬细胞从脑外血肿摄取铁之后,与脑内血肿相比较,更容易搬运铁。结果,在脑外血肿,几乎没有或者至多是少许的含铁血黄素沉积于血肿周围。

四、血流异常

由于血流信号强度受多种因素如血流方向、速度、大小以及扫描脉冲序列的影响,因此,在分析血流信号时,一个值得注意的问题是要注意上述各种因素,综合考虑。

在正常动脉,快血流或湍流在MRI乏信号,被称为流空现象(flow void phenomenon)。流空消失提示血流变慢或阻塞。被阻塞的血管在T1WI示等信号或高信号,在T2WI上述血管信号异常更易显示,由于具有一个高信号的脑脊液背景。在观察颈内动脉远段以及大脑中动脉血流异常时,以横轴位为佳,由于上述血管呈水平走行,横轴位MRI可避免血流相关增强的干扰。在观察基底动脉血流异常时,需要作矢状位以及横轴位扫描。矢状位T1WI可显示基底动脉血栓,横轴位T2WI则显示基底动脉血流空消失。需要注意的是,在横轴位扫描时,常可见基底动脉血流相关增强,勿误为血流异常。在急性脑缺血,受累动脉可呈异常对比增强。动脉狭窄或闭塞还可以采用MRA显示以及评估。颈内动脉闭塞时,如果侧支循环不足,可引起血管供血区低灌注,磁共振流动分析(MR flow analysis)可显示受累血管直径变小以及血流量减少,大脑动脉环交支或眼动脉血流方向可有改变。

在正常脑静脉窦,若采用SE序列时,垂直于成像平面的静脉缓慢血流呈高信号;平行于成像平面的缓慢血流由于相位效应而呈低信号,如正中矢状位中的矢状窦与直窦。静脉窦血栓在常规MRI出现异常信号,其信号变化类似脑内血肿,与病变时间有关。比较具有特异性的MRI所见为T1WI以及T2WI均呈高信号。脑静脉窦MRA亦显示了脑静脉窦高血流信号缺失或窦边缘模糊并有不规则的较低血流信号,后者提示再通。此外,梗阻以远静脉异常扩张亦可在MRA一并显示。一个令人困惑的问题是区分静脉窦内血流缓慢抑或血栓,磁共振流动分析不失为一种行之有效的检查方法,既可以除外静脉窦不发育或解剖变异,又可通过流动质子的速度和方向有关信息,借以鉴别血流缓慢与血栓形成。

动脉瘤内的快血流及其所造成的切应力导致动脉瘤内信号丢失,在MRI呈具有流空的异常血管结构。快血流常见于动脉瘤颈部,其沿瘤内壁作类似圆周运动,结果引起位元内去相位。慢血流或涡流则见于囊状动脉瘤的中央或靠近中央部分,在MRI多少表现出一些信号。2DPC以及CINE MRI可望显示上述血流动力学的变化。动脉分叉部以及动脉终端动脉瘤由于受到心脏搏动的血流冲击力,血流更趋复杂。动脉瘤颈部由于蒙受旷日持久

的血液喷射以及高切应力,信号强度即使在心脏处于舒张期时也不减弱,常引发了漏(dang),或aneurysm),可采用具有磁化传递的3D TOF MRA显示,并有血栓的动脉瘤,常规MRI仍能显示上述所造成的流空。GD-DETA增强扫描有助于较好地显示血流。

动静脉畸形形为动脉与静脉分流部位,有两种类型。其一为类似小静脉或毛细血管的小血管襻缠绕,系慢血流;其二为动静脉瘘管,为快血流,其血流动力学改变影响大。在T1WI、T2WI上均可显示AVM,以T2WI显示好,由于畸形血管襻挤成团、血流方向多变,常规MRI除显示流空外,还常伴有许多散在的混杂信号。采用3D TOF与PC可望显示动静脉畸形供血部分,供血动脉以及引流静脉;应用矢状位2DPC、使用不同的速度编码(80cm/s以及20cm/s)可对动静脉畸形内的血流作定量评估。速度编码设在80cm/s时,有助于供血动脉的显示;速度编码在20cm/s时,有利于引流静脉的展示。相位对比血流分析亦提示,含有较大静脉瘘的动静脉畸形,其分流量之大、分流血流速之快已不受心脏搏动之左右。

五、脑脊液运动异常

脑脊液流动异常主要包括流速与流量的改变。正常压力脑积水导水管脑脊液流量增多,往往6~8倍于正常流量,因此,N(H)WI上导水管流空效应引人注目。急性交通性脑积水导水管流空效应不大明显。在导水管狭窄或导水管受邻近病变压迫造成不全梗阻时,由于其内脑脊液流过减少,流速缓慢,在MRI几乎没有流空效应。较大的脊髓空洞具有流空效应,较小的脊髓空洞或在分隔的脊髓空洞缺乏流空效应。脊髓肿瘤继发的脊髓空洞可有流空效应,但肿瘤空洞不存在流空效应。为了显示脑脊液的流动状况,T2WI是不可缺少的扫描序列,有时为了区分脑脊液缓慢运动还是滞留,在扫描时还采用心电图控。导水管流量分析有助于区别梗阻性或交通性脑积水。在梗阻性脑积水,可呈现脑脊液双向流动减弱;在交通性脑积水,脑脊液双向流动正常或加强。由于脑脊液双向的复杂的流动也见于小脑延髓池,因此,测量小脑延髓池脑脊液流量有助于鉴别大但属正常的小脑延髓池与蛛网膜囊肿。

值得注意的是,不要把脑脊液流动所引起的局部信号变化(即流动效应)误认为病变。脑脊液可在其通道的某个部位局限地转动,造成信号改变勿误为肿瘤、炎症或椎间盘突出。为了排除这种可能性,可作另一扫描方向的切层或作 Gd-DTPA 增强扫描。确实有病变者,检查重复性好或有异常对比增强。有时,为了确定脑室内是否有囊性病变,还采用磁共振流动分析。该方法也有助于判定空洞脑与脑室系统是否有交通。

六、铁沉积过多

T2WI 上可见正常成人在苍白球、红核、黑质、壳核、尾状核和丘脑呈明显低信号,这是由于高铁(基)物质在上述部位沉积所致,已为尸检离体脑 Perls 染色证实,每 100g 上述脑组织的含铁量分别为 21mg、19mg、18mg、13mg、9mg 以及 5mg。

研究表明,不论是 MRI 或 Perls 染色均未显示新生儿脑部存在铁。在正常婴儿 6 个月时,苍白球可见少量铁沉积。黑质铁沉着见于 9~12 个月时。红核在 1 岁半~2 岁。小脑齿状核约到 3~7 岁才显示铁的存在。上述部位的铁沉着量与年龄增长有一定的相关性,仅沉积速度不一样,如苍白球的含铁量在开始时即高,以后缓慢增加;而壳核的含铁量在开始时并不高,以后才有较明显的增加,直到 70 岁以后才接近苍白球所含的铁量。大脑半球以及小脑半球的脑灰、白质含铁量最低,其中相对较高的是颞叶皮层下弓状纤维,其次为额叶脑白质、枕叶脑白质。在内囊后肢后端以及视放射中几乎不存在铁。铁在脑部选择性沉积其机制至今不明。但是,铁由小肠吸收后,通过运行、代谢,最终以正价铁(Fe^{3+})或自由铁形式沉积于少突神经胶质细胞与星形细胞的生理过程已得到证实。在正常情况下,铁沉积按部位、随年龄渐增为一种生理过程,不会造成相关部位功能异常;但是,如果铁沉积在某个或某些部位增加或与年龄不相称,被认为是一种病理过程,届时,相关部位有可能会出现功能障碍。研究已表明,苍白球黑质色素变性(Hallervorden-Spatz 氏综合征)、进行性核上麻痹(Steele-Richardso-Olszewsky 综合征)、特发性直立性低血压(Shy-Drager 综合征)、早老性痴呆(Alzheimer 氏病)等疾病均有不同部位、不同程度地铁沉积过多。尽管病理学家们已充分认识到上述

疾病可出现铁的异常沉积,但苦于在活体缺乏显示铁过多的检查方法。MRI,特别是高场强情况下,采用 T2WI 或 T_2^* WI 使脑铁沉积异常在活体显示成为可能。由于在外加磁场环境下,病变部位过多的铁造成了磁场不均匀性,使 T2 缩短,因此,在 T2WI 或 T_2^* WI 上呈现了显著的低信号。

七、脱髓鞘

脱髓鞘(demyelination)系指发育正常的髓鞘脱失。在病灶内,可见选择性的髓鞘脱失而轴索相对保留。

髓鞘是由双层膜状结构组成,含有多种大蛋白的脂质,盘绕于脑白质的轴索。外层主要包含胆固醇与糖脂,是脑髓鞘在 T1WI 呈高信号(与脑灰质相比较)的物质基础;内层主要含疏水的磷脂,由于自由水少,使得其在 T2WI 上呈现低信号(与脑灰质相比)。脑白质髓鞘具有独特的组织结构。由于水弥散在方向上的限制,在做 DWI 时,呈现弥散的各相异性(anisotropy),与脑灰质形成明显的对照。与弥散梯度方向平行走向的髓白质髓鞘,由于水分子的随意运动受限制较小,易发生自旋相位,在 DWI 上信号低;而与弥散梯度方向垂直走向的髓白质髓鞘,水分子运动受限制较多,较易造成质子自旋相位一致,在 DWI 上呈高信号。目前认为,脑白质髓鞘的各相异性是检验脑白质髓鞘正常与否的最为敏感的评估指标。

脱髓鞘病是一种已经形成正常髓鞘、后来又发生髓鞘脱失的疾病。脱髓鞘病首先出现的 MRI 异常为 DWI 上出现高信号,反映了正常脑白质髓鞘的弥散各相异性消失。脱髓鞘不仅使病变弥散效应增大,而且使弥散不再与弥散梯度方向相关,在 DWI 上,病变与正常脑组织易于区分。由于脱髓鞘,正常髓鞘内、外层不复存在,以至于毁损了使 T1WI 呈高信号、T2WI 呈低信号的物质基础即内层含有的磷脂与外层含有的胆固醇、糖脂。脱髓鞘造成 T1WI 呈低信号、T2WI 呈高信号。在 MT(磁化传递)脉冲序列中磁化传递率(MS/MO)随 T1WI 病变信号进行性减低而渐进性降低,反映了脱髓鞘过程以及大分子结构的瓦解在累增。由于脱髓鞘,血脑屏障发生程度不同的破坏。在做 Gd-DTPA 增强扫描时,病变发生异常对比增强。增强程度与巨噬细胞迁移以及浸润程度成正比。多发注

硬化所致血脑屏障破坏往往是部分的、不完全的，所以，常常在延迟扫描时（由静脉注 Gd DTPA 后 45 分钟或 60 分钟）病变增强达到高峰，与肿瘤抑或炎症造成的完全性血脑屏障破坏不一样。

第2节 MRI 检查和诊断的优点

一、多参数成像、图像对比好

与其他检查方法如 CT、超声成像不一样，

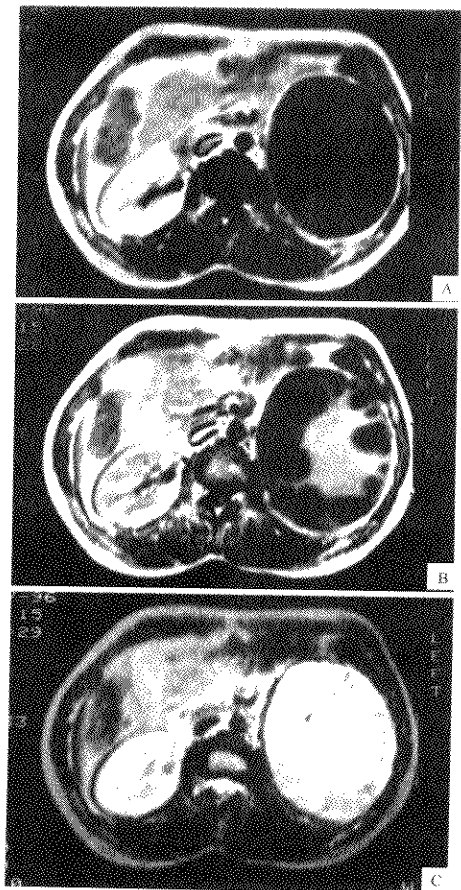


图 4-8-1 女，40 岁，左肾肾包虫病，经手术病理证实，SE 横轴位 T1WI (A)、PDWI (B) 以及 T2WI (C)

MRI 系多参数成像，其中包括组织特征参数。检查者可依据检查目的，有的放矢地选择扫描脉冲序列和扫描时间参数，以期达到加权某一组织特征参数、淡化其他参数或抑制某一参数，获得反映该信号参数特征的图像（图 4-8-1A、B、C）

由于扫描时采用了脂肪抑制，使正常骨髓的高信号藏而不露，病变得以充分显示。

在成像参数中，T1 和 T2 对图像对比起着重要作用。其他参数如质子密度、磁化率效应、磁化传递、弥散以及流动效应在一定条件下也明显显露，对图像对比产生重要影响。说明 MRI 是一种务实的、具有较高检查灵活性的检查方法。

二、任意方位断层，图像可读性强

MRI 可在病人检查体位不变的情况下，通过变换层面（方位）选择梯度磁场，作横轴位、矢状位、冠状位甚至任意斜位扫描（图 4-8-2A、B、C）。

多参数成像以及任意方向切层使上述病变定位正确、病变（囊实性）内部结构显示满意。

由于 MRI 具有多方位成像，可读性强，可与传统 X 线片、CT、超声成像以及 PET 对照。此外，亦拓宽了 MRI 的应用前景。例如，在做 3D MR angiography 时，可依据被检查大血管的解剖走行，随意确定采样成像平面，使 3D contrast MR angiography 较 3D CTA 处于较为优越的地位（图 4-8-3）。

三、不使用造影剂可显示心脏和大血管

MRI 是惟一对相位改变很敏感的影像学检查方法。在 MRI 成像时，流动效应与信号强度的强弱密切相关。流空效应使心脏和大血管在 T1WI 和 T2WI 呈低信号，可借以区分它们的周围结构；血管相关性增强效应，使 TOF MRA 付诸实现；相位对比，使 PC MRA 成为可能。流动效应使 MRI 成为一种不使用对比剂、名副其实的无创性心脏、大血管检查方法。

四、无骨伪影

由于骨皮质在 MR 成像时呈低信号，且不发生伪影，因此，在检查有些部位如后颅凹时，显示效果明显比 CT 好。

五、较高的时间分辨率

在几种影像学检查方法中, MRI 具有较高的时间分辨率, 在超快速 MRI 为 50ms, 而 CT > 100ms; SPECT 和 PET: 10~50s。前不久推出的

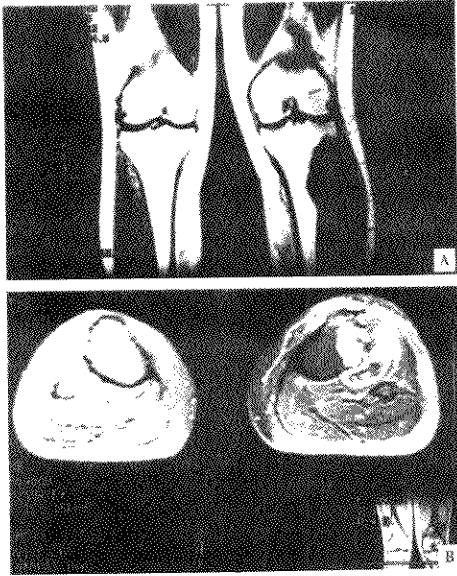


图 4-8-2 左胫骨上段偏外侧皮质旁骨肉瘤
女, 19岁。左胫骨上段偏外侧皮质旁骨肉瘤, 经手术病理证实
A. SE 冠状位 T1 加权像 B. FSE 横轴位 T2 加权像
C. SE 矢状位并脂肪抑制 Gd-DTPA 增强扫描

MR 扫描仪, 由于时间分辨率进一步提高, 在做灌注成像时, 可望对 5~6 个层面进行监测, 使诸如像肺成像等难度较高的检查得以实现。

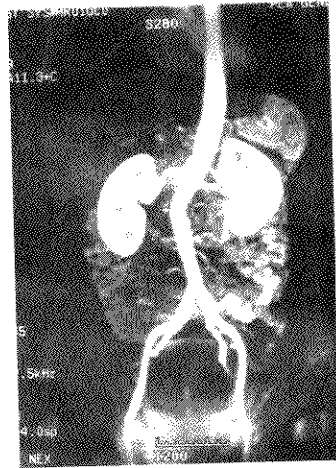


图 4-8-3 男, 68岁。腹主动脉硬化。3D 动脉增强 MRA。
显示腹主动脉管壁不平整, 部分管腔略窄;
双侧肾动脉、髂总动脉显示佳

六、无损伤、较安全

MRI 无电离辐射, 被认为是一种无创性检查。用于作增强扫描的对比剂 Gd-DTPA 副作用小、安全系数大且对肾脏无毒性作用。在做 3D contrast MR angiography 时, 即使用高倍剂量 0.3mmol/kg, 其总量也不到作 CTA 所需碘对比剂剂量的一半。因此, MRI 不论作平扫抑或增强扫描, 均是一种令人放心的无损害检查。

七、能对特定原子核及其化合物作定量分析

磁共振波谱分析能提供人体组织内某些原子核共振频率的化学信息。¹H MRS 主要用于研究脑, 已为临床所认可;³¹P MRS 用来探测与能量代谢有关的化合物以及细胞膜合成、降解相关的某些化合物, 在研究心脏、前列腺等方面也初见成效。随着 MR 机性能的不断提高以及 MRS 技术的可持续性发展, MRS 可望在病变早期发现、分期及预后评估方面发挥积极作用。

第3节 MRI检查和诊断的缺点

一、成像速度仍较慢

尽管近几年推出的MR扫描仪在成像速度方面有很大的进步,但是,还不能较好地满足已开展的弥散成像、灌注成像以及脑功能成像等要求。现装备的MR机,有时为了加快扫描速度以期达到某种检查目的,也不得不将就图像的信噪比或空间分辨率。至于使用已久、有待更新的一些MR扫描仪,由于采用传统成像技术,成像速度慢更是一个突出的问题。成像速度慢造成图像质量下降或一部分病人检查失败。

二、检查费用较昂贵

与其他影像学检查方法如CT相比,MRI检查费用较昂贵,不大可能作为一种常规检查手段加以要求。

三、钙化灶不易被显示

MRI对钙化灶的显示不敏感,一般均表现为低信号。尽管也有表现为高信号的如含锰的钙化,但作为异常信号,钙化信号缺乏特异性。鉴于钙化有时在诊断抑或鉴别诊断中有重要作用,MRI在不同程度上丢失了这部分信息。

四、伪影名目繁多

与其他影像学技术相比,MRI是出现伪影最多的一种检查方法。伪影与磁共振扫描或信息处理较为复杂有关,甚至每开发出一种新的脉冲序列,都可能随即带来新的伪影。因此,要能识别伪影,明辨是非;还要弄清伪影来源,设法在扫描或图像处理时消除伪影,以去伪存真。

五、含铁磁性物体限制了作MRI

具有铁磁性植入物、异物的病人不能作MRI;含铁磁性物质的器械、装置不能进入MR检查室。因此,上述病人以及赖以监护、抢救设备的患者失去了作MRI的机会。一些曾作过清醒术的外科患者,由于清醒所留下的铁磁性粉末引发伪影,使MRI图像无诊断价值。

六、少数被检查者出现焦虑、恐惧及幽闭恐怖

约有5%~10%的被检查者,在扫描时发生焦虑、恐惧及幽闭恐怖。上述心理异常系多因素促成的。主要源于MR扫描仪的机器孔径较小以及扫描时所发生的噪音。最近推出的短磁体设计及60cm直径病人开口的MR扫描仪,虽给病人带来了舒适感,但是,由于梯度场及切换速度居高不下,梯度线圈所发生的噪音仍在诱发被检查者焦虑、恐惧及幽闭恐怖。

七、噪音大

有研究表明,如不用耳塞作MRI,有43%的被检查者发生暂时性耳聋,由此可见MR扫描仪噪音之大。FAD认为,MRI工作噪音应控制在65~95分贝(dB)。事实上,近几年开发出的1.5T MR扫描仪,在采用较快的脉冲序列时,噪音过100dB者并不少见。MRI工作噪音主要来源于梯度线圈。由于通过该线圈的电流高达几百安培的数量级,因此,在梯度场转换期间,较大动力作用于线圈载体上,使之发生振动,由此产生了工作噪音。目前,力减噪音的简易方法是在检查时使用耳塞或棉花球。一种由聚合物泡沫组成的耳塞可降低噪音29~32dB。此外,加用耳机也是一种行之有效的办法。

第4节 MRI检查的禁忌证

MR检查的主要禁忌证为被检查病人体内含有金属移植物。按心脏起搏器者忌用MRI,同时,体内具有其他电刺激器以及埋入装置者亦禁忌作此项检查。有些金属移人物如心脏瓣膜以及骨接合术采用物质,在做MRI检查时具有风险,对此,在行MRI前必须谨慎了解与评估上述金属移人物的类型以及部位,以决定MR检查是否被采纳。由于骨接合术使用的物质固定在体内,因此,即使有磁性,在MR检查时也不至于有危险,然而,图像质量可能受到明显影响。另一些金属移人物如外科手术夹等,也应以警惕。尽管其中大多数不具有磁性,但是,有磁性物会在磁场中发生生物学效应,是十分危险的。

(蔡幼铨)

第9章 MR 成像设备

MR 成像的设备主要由磁体、射频系统、梯度系统及计算机系统等组成见图(4-9-1)。

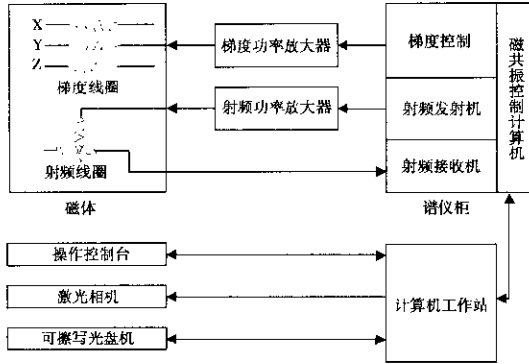


图 4-9-1 磁共振系统框图

第1节 磁体

磁体(magnet)是 MR 成像设备的重要组成部分,它的主要作用是产生均匀稳定的静磁场 B_0 , 使人体组织产生磁化,它是 MR 成像的必要条件之一。

磁体按磁场强度可分为高场、中场、低场。通常所说的高场一般是指场强在 1.0T 以上,中场在 0.5T 左右,低场在 0.35T 以下。

根据磁体结构可将磁体分为二种类型,即永磁型、常导型和超导型。下面分别介绍这三种磁体的结构特点

一、永磁型磁体

永磁型磁体(permanent magnet)一般由铁氧体或钕铁硼等铁磁性物质及合金组成。与普通磁铁一样,永磁型磁体也具有两个不同的极性即 N 极和 S 极,在两块磁体的 N 极与 S 极之间形成垂直磁场(图 4-9-2)。永磁型磁体的场强较低,一般在 0.35T 以下。它的特点是场强较低,对周围环境影响小,对场地要求不高,安装及维护费用低。并可

做成开放式磁体以减少病人的幽闭感,同时由于磁场强度低可以将图像显示器及某些手术器械带入扫描室内开展磁共振介入治疗。

永磁型磁体主要的缺点是磁场的稳定性和均匀性稍差,受周围环境温度变化的影响较大,磁场不能关闭。

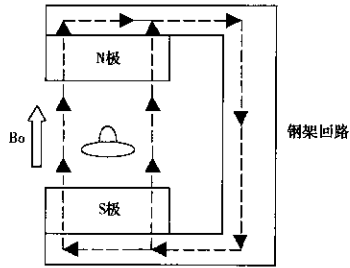


图 4-9-2 永磁型磁体示意图

二、常导型磁体

常导型磁体(resistive magnet)的线圈一般是由铜或铝线绕制,按线圈有无铁芯可分为铁芯常导型

和空芯常导型两种类型,铁芯常导型应用较多(图4-9-3)。低场强的新型开放式常导型磁体具有结构简单和磁场建立时间短的特点,新的磁场稳定技术最快可使磁场在几分钟内建立,并可随时退磁关闭磁场,非常适合磁共振介入治疗。该磁体的主要缺点是对电源稳定性要求高、电力消耗较大。

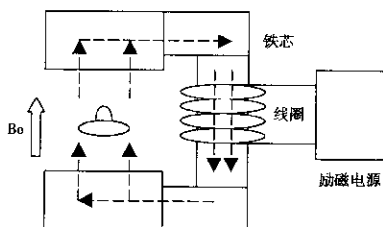


图 4-9-3 铁芯常导型磁体示意图

三、超导型磁体

超导型磁体(superconducting magnet)的线圈通常是由某些特殊合金如铌钛和合金导线绕制,铌钛合金导线的超导温度为 8K。当将其放置于超导型磁体的液氮当中时,由于液氮温度为 4.2K、-269℃,低于铌钛和合金导线的超导温度,超导型磁体的线圈呈超导状态。由于超导时线圈导线的电阻为 0,所以线圈可以通过强大的电流而不产生任何能量消耗。励磁后可将电源断开,闭合磁体线圈内的电流仍保持恒定(图 4-9-4)。

超导型磁体的磁场强度高,目前临床应用的磁共振系统最高磁场已经达到 1.9T。超导型磁体磁场的稳定性和均匀性好,紧急情况下磁场可以关闭。超导型磁体的设计制造工艺复杂、成本高、运行维护费用高,需要定期补充液氮和液氦以维持低

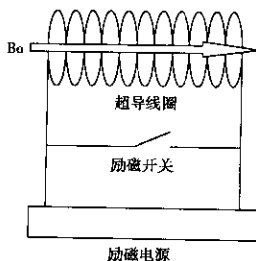


图 4-9-4 超导型磁体示意图

温超导。

新型磁体利用冷头和压缩机组成的制冷系统来代替液氮制冷。制冷温度低、效率高。但需要定期维护冷头和压缩机。有的新型磁体则完全利用制冷机组来代替液氮和液氦制冷,无须定期补充制冷剂,从而降低了超导磁体的运行维护费用。但该磁体对市电的要求较高,不可长时间停电。

四、磁体屏蔽

磁体屏蔽(magnetic shielding)的设置是为了防止磁场对周围环境产生干扰,同时也防止周围大的铁磁性物体干扰主磁场的均匀度。根据磁体的类型、有无自屏蔽和是否具有有源屏蔽,以及周围环境的条件,决定是否需要外加磁屏蔽并对磁体房的屏蔽做出设计。磁体间的屏蔽材料一般采用 2cm 厚的钢板设计成四面或五面屏蔽,具体要求应参照厂家提供的场地安装手册。

第2节 梯度系统

梯度系统(gradient system)主要是由 X、Y、Z 三组梯度功率放大器和三组梯度线圈组成。梯度功率放大器对磁共振控制计算机发出的梯度场给定脉冲信号进行放大,并通过 X、Y、Z 三组线圈在主磁场内形成 X、Y、Z 三个方向相互垂直的线性梯度场。这三组梯度磁场在磁共振成像扫描时由计算机控制开启和关闭,分别用于控制层面选择、相位编码和频率编码,即人体组织的空间定位。

梯度系统的梯度场强度、梯度上升时间和梯度切换率是决定梯度系统质量的重要指标。一般应当使梯度场强度和梯度切换率尽量提高,而梯度上升时间应尽量减少。

置于梯度线圈内部的梯度场屏蔽线圈可以消除涡流的影响,使梯度保持线性,提供精确的梯度脉冲,避免图像失真从而提高图像质量。

第3节 射频系统

一、射频系统

射频系统(RF system)主要由谱仪柜(包括 MR 控制机、射频发射机、射频接收机等)、射频功率放

大器及 RF 线圈组成。

射频系统目前基本上采用全数字化 RF 发射、接收技术,高速多通道的 A/D 变换器,内置于线圈内的低噪声前置放大器,相控阵技术及大功率 RF 功率放大器。

射频系统的作用是控制发射 RF 脉冲和接收 MR 信号。它的工作过程是 MR 控制机接收主计算机发出的扫描脉冲序列指令,产生高稳定的射频脉冲经 RF 发射机送给射频功率放大器放大后由 RF 线圈发射出去。同时通过 RF 接收线圈接收 MR 信号并经 RF 接收机数字化转换处理后送入主计算机。

二、RF 线圈

RF 线圈(RF coil)是磁共振成像系统的重要组成部分之一,根据其结构和用途可分为以下几种类型:

(一) QD 正交线圈(quadrature coil)

QD 线圈可用于发射和接收,其特点是两组线圈呈 90° 正交放置,彼此独立,可同时获取 MR 信号而不会相互产生干扰;使得扫描视野加大,信噪比高、图像质量好。

常用的 QD 线圈有体线圈、头线圈、膝关节线圈等。

(二) 表面线圈(surface coil)

表面线圈只用于接收 MR 信号,使用时需同时配合相应的发射线圈,由于表面线圈可以近距离放置于受检部位附近,所以接收到靠近线圈的局部组织信号较强,但扫描视野较小。表面线圈可以做成各种形状及不同尺寸以适应不同组织部位扫描的要求。

常用的表面线圈有颈椎线圈、胸腰椎线圈等。

(三) 其他线圈

除以上两种线圈外还有多种新型线圈如:用于磁共振频谱分析的特定元素线圈,可大范围增加扫描视野的相控阵线圈,可重复使用的腔内线圈等。

三、射频屏蔽

射频屏蔽(RF shielding)由于磁共振的 RF 接收系统是专为采集人体组织微弱的 MR 信号而设计的,所以为了防止外部的电磁干扰,必须为扫描室安装射频屏蔽。扫描室的四壁、顶棚和地面应用薄

铜板焊接成为整体,观察窗和门也必须安装屏蔽,观察窗的屏蔽可采取双层铜网交叉放置,门的缝隙也要加屏蔽。射频屏蔽间应保证与其他物体绝缘并采取单点接地,接地电阻应小于规定值。扫描室内应使用白炽灯,所有进入扫描室的电源必须加滤波以消除电源干扰。

第4节 计算机系统

计算机系统(computer system)的作用是对磁共振整个系统进行控制管理,包括病人信息数据的录入、扫描序列和参数的选择、控制射频系统和梯度系统的工作,完成对 MR 信号的采集、原始数据的处理、图像的重建和存储及各种图像和数据的后处理工作。

目前磁共振计算机硬件部分普遍采用计算机工作站,如 SUN 工作站、SGI oryx 工作站及 DEC Alpha 工作站等。采用 64 位分布式并行 RISC 处理器,1GB 以上的硬盘,64MB 以上的内存。采用可擦写光盘机作为图像及数据存档,数字激光相机,高分辨率彩色大屏幕显示器等。

软件系统普遍采用 UNIX 或 WINDOWS NT 多任务计算机操作系统,磁共振应用软件包括常规扫描操作软件和医生诊断软件,同时提供各种特殊用途的扫描和诊断软件包,以及工程师检测调整及故障诊断软件。图形界面的应用使磁共振计算机操作变得更加直观、方便。

DICOM3.0 接口可用于同其他计算机设备相互通讯,交换数据。

(郭仲英 胡阳)

参考文献

1. 高元柱,蔡幼铨,蔡祖龙. 磁共振成像诊断学. 北京:人民军医出版社,1992
2. Mansfield P, Morris PG: NMR Imaging in Biomedicine. New York: Academic Press, 1982; pp29-30
3. Purcell EM, Torrey HC, Pound RV: Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid. Phys Rev 1946; 69:37
4. Lauterbur PC: Image formation by induced local interactions. Nature 1973; 242:190
5. Damadian R, Goldsmith M, Minkoff L: NMR in cancer. XVI. FONAR image of the live human body. Physiol

- Chem Phys 1977; 9:97-100
6. Mitchell DG, Burk DL, Vinitzki S, et al: The biophysical basis of tissue contrast in extracranial MR imaging. *AJR* 1987; 149:831-837
 7. Wolff SD, Balaban RS: Magnetization transfer contrast and tissue water proton relaxation in vivo. *Magn Reson Med* 1989; 10:135-144
 8. Balaban RS, Ceckler TL: Magnetization transfer contrast in magnetic resonance imaging. *Magn Reson Q* 1992; 8:116-137
 9. Erickson SJ, Prost RW, Timins ME: The magic angle effect: background physics and clinical relevance. *Radiology* 1993; 188:23-25
 10. Fullerton GD, Cameron IL, Ord VA: Orientation of tendons in the magnetic fields and its effect on T2-relaxation times. *Radiology* 1985; 155:433-435
 11. Bloch F: Spin echoes. *Phys Rev* 1950; 80:580-594
 12. Hennig J, Nauerth A, Friedburg H: RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Med* 1986; 3:823-833
 13. Melki PS, Jolesz FA, Mulkern RV: Partial RF echo-planar imaging with the FAISE method. I. *Magn Reson Med* 1992; 26:328-341
 14. Melki PS, Jolesz FA, Mulkern RV: Partial RF echo-planar imaging with the FAISE method. II. *Magn Reson Med* 1992; 26:342-354
 15. Brateman L: Chemical shift imaging: a review. *AJR* 1986; 146:971-980
 16. Roemer PB, Edelstein WA, Hayes Cem et al: The NMR phased array. *Magn Reson Med* 1990; 16:192-225
 17. McCauley TR, McCarthy S, Lange R: Pelvic phased array coil: image quality assessment for spin-echo MR imaging. *Magn Reson Imaging* 1992; 10:513-522
 18. Mansfield P, Maudsley AA: Planar spin imaging by NMR. *J Magn Reson* 1977; 27:101
 19. Oshio K, Feinberg DA: GRASE (gradient- and spin-echo) imaging: a novel fast MRI technique. *Magn Reson Med* 1991; 20:344-349
 20. Gyngell ML: The application of steady-state free precession in rapid 2DFT NMR imaging: FAST and CE-FAST sequences. *Magn Reson Imaging* 1988; 6:415-419
 21. Haacke EM, Tkach J: A review of fast imaging techniques and applications. *AJR* 1990; 155:951-964
 22. Listerud JL, Einstein S, Outwater E, Kressel HY: First principles of fast spin echo. *Magn Reson Q* 1992; 8:199-244
 23. Henkelman RM, Hardy PA, Bishop JE, et al: Why fat is bright in RARE and fast spin-echo imaging. *J Magn Reson Imaging* 1992; 2:533-540
 24. Outwater EK, Mitchel DG, Vinitzki S: Abdominal MR imaging: evaluation of a fast spin-echo sequence. *Radiology* 1994; 190:425-429
 25. Heid O, Deimling M, Huk WJ: Ultra-rapid gradient echo imaging. *Magn Reson Med* 1995; 33:143-149
 26. Edelman RR, Wielopolski P, Schmitt F: Echo-planar imaging. *Radiology* 1994; 192:600-612
 27. Lersku RA, Straughtan K, Williams JL: Practical aspects of ghosting in resistive NMR imaging systems. *Phys Med Biol* 1986, 31 (7):721-735
 28. Aubert B: MR imaging quality control: an 18-month hospital study. *Radiology* 1986, 161 (9):281
 29. Pattany PM, Phillips JJ, Chiue JC, et al. Motion artifact suppression technique (MATT) for MR imaging. *J Comp Assist Tomogr* 1987, 11 (3):369-377
 30. Kanal E, Wehrli FW. "Signal, Noise and Contrast" in MR Imaging: principles, methodology and application, chapter 2, Wehrli FW, Shaw D, Kneeland B. Editors, VCH Publishers, New York, 1988
 31. Van Beers BE, Gallez B, Pringot J. Contrast-enhanced MR imaging of the liver. *Radiology* 1997, 203:297-306
 32. Brasch RC. New directions in the development of MR imaging contrast media. *Radiol* 1992, 183:1-11
 33. Lanffer R. Paramagnetic metal complexes as water proton relaxation agents for NMR imaging. Theory and design. *Chem Rev* 1987, 87:901
 34. Niendorf HP, Alhassan A, Gcens VR et al. Safety review of gadopentetate dimeglumine. Extended clinical experience after more than five million applications. *Invest Radiol* 1994 supplement 29:S179
 35. Nelson KL, Gifford LM, Lauber-Huber C et al. Clinical safety of gadopentetate dimeglumine. *Radiology* 1995, 196:439-443
 36. Candana R, Morana G, Pirovano GP et al. Focal malignant hepatic lesions. MR imaging enhanced with gadolinium benzyloxypropionictetra-acetate (BOBTA)-preliminary results of phase II clinical application. *Radiology* 1996, 199:513-520
 37. Reimer P, Rummeny EJ, Daldrup HE et al. Clinical results with Resovist. A phase 2 clinical trial. *Radiology* 1995, 195:489-496
 38. Weissleder R, Elizondo G, Wittenberg J et al. Ultrasmall superparamagnetic iron oxide. Characterization of a new

- class of contrast agents for MR imaging. *Radiology* 1990, 175:489
39. Bellin MF, Zain S, Auberton E, et al. Liver metastasis. Safety and efficacy of detection with superparamagnetic iron oxide in MR imaging. *Radiology* 1994, 193:657-663
 40. Yamamoto H, Yamashita Y, Yoshimatsu S et al. Hepatocellular carcinoma in cirrhotic livers. Detection with unenhanced and iron oxide-enhanced MR imaging. *Radiology* 1995, 195:106-112
 41. Grandin C, Van Beers BE, Robert A, et al. Benign hepatocellular tumors. MRI after superparamagnetic iron oxide administration. *J Comput Assist Tomogr* 1995, 19:412
 42. Schuhmann-Giampieri G, Schmitt-Willich H, Press WR et al. Preclinical evaluation of Gd-EOB-DTPA as a contrast agent in MR imaging of hepatobiliary system. *Radiology* 1992, 183:59-64
 43. Wang C, Gordon PB, Hustvedt SO, et al. MR imaging properties and pharmacokinetics of MnDPDP in healthy volunteers. *Acta Radiologica* 1997, 38:665-676
 44. Wang C, Ahlstrom H, Edholm S, et al. Diagnostic efficacy of MnDPDP in MR imaging of the liver. A phase 3 multicenter study. *Acta Radiologica* 1997, 38:643-649
 45. McDonald D. A. Blood flow in arteries 2nd Baltimore; Williams and Wildins. :994
 46. Davic D. Stark Magnetic resonance imaging 2nd ed Mosby-year Inc 255:302 1992
 47. 朱小平. 磁共振成像原理. 人民卫生出版社, 1987
 48. Edeltnan R. R. Mattle H. P. Quantification of blood flow with dynamic MR imaging and presaturation bolus tracking. *Radiology* 1989, 171: 551-556
 49. Charles B. Higgins Hedvig H. Ricak, Clyde A. Helms. *Magnetic resonance imaging of the body* First edition 1992, Raven Press Ltd 343-348
 50. E. James Potchen. *Magnetic resonance angiography: concepts & application* 1993 Mosby-year book Inc 194
 51. M. J. Graves. *Magnetic resonance angiography*. The British Journal of Radiology 1997, 70:6-28
 52. Atkinson DJ, Vu B, Chen DY, et al. First pass MRA of the abdomen: ultrafast, non-breath-hold time-of-flight imaging using Gd-DTPA bolus. *J Magn Reson Imaging* 1997, 7: 1159-1162
 53. Bakker J, Beek FJ, Beutler JJ, et al. Renal artery stenosis and accessory renal arteries: accuracy of detection and visualization with gadolinium-enhanced breath-hold MR angiography. *Radiology* 1998, 207:497-504
 54. Wesbey GE, Moseley ME, Ehman RL. Translational molecular self-diffusion in magnetic resonance imaging. II. Measurement of the self-diffusion coefficient. *Invest Radiol*, 1984, 19: 491
 55. Moseley ME, Kucharczyk J, Mintorovitch J, et al. Diffusion-weighted MR imaging of acute stroke: correlation with T2-weighted and magnetic susceptibility-enhanced MR imaging in cats. *AJNR*, 1990, 11: 423
 56. Warach S, Chien D, Li W, et al. Fast magnetic resonance diffusion-weighted imaging of acute human stroke. *Neurology*, 1992, 42:1717
 57. Busza AL, Allen KL, King MD, et al. Diffusion-weighted imaging studies of cerebral ischemia in gerbils. Potentials relevance to energy failure. *Stroke*. 1992, 23: 1602
 58. Rordorf G, Koroshetz WJ, Copen WA, et al. Regional ischemia and ischemic injury in patients with acute middle cerebral artery stroke as defined by early diffusion-weighted and perfusion-weighted MRI. *Stroke*, 1998, 29: 939
 59. van Zijl PC, Elliott SM, Ulatowski JA, et al. Quantitative assessment of blood flow, blood volume and blood oxygenation effects in functional magnetic resonance imaging. *Nat Med*, 1998, 4: 159
 60. Berry I, Ranjeva JP, Duthil P, et al. Diffusion and perfusion MRI, measurements of acute stroke events and outcome: present, practice and future hope. *Cerebrovas Dis*, 1998, 8 (Suppl 2):8
 61. Kim SG, Tsekos NV, Ashe J. Multi-slice perfusion-based functional MRI using the FAIR technique: comparison of CBF and BOLD effects. *NMR Biomed*, 1997, 10:191
 62. Ogawa S, Lee TM, Kay AR, et al. Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. *Proc Natl Acad Sci USA*, 1990, 87: 9868
 63. Kwong KK, Belliveau JW, Chesler DA, et al. Dynamic magnetic resonance imaging of human brain activity during primary sensory stimulation. *Proc Natl Acad Sci USA*, 1992, 89: 5675
 64. 方虹, 郭庆林, 张贵祥等. 正常人脑不同区域¹H磁共振波谱研究. *中华放射学杂志*, 1997, 31 (1):35
 65. 方虹, 郭庆林, 赵海涛等. 脑肿瘤¹¹C磁共振波谱改变. *中华放射学杂志*, 1997, 31 (3):203
 66. 鄧发宝, 黄志兰, 方虹等. P-31 MRS在国人心肌梗塞的临床应用. *中华放射学杂志*, 1999:33
 67. Cousins JP. Clinical MR spectroscopy: fundamental, current application, and future potential. *AJR*. 1995, 164: 1337
 68. Ott D, et al. Human brain tumors: Assessment with in vivo proton MR spectroscopy. *Radiology* 1993, 186: 745

69. Petroff OAC, et al. Cerebral intracellular pH by P-31 nuclear magnetic resonance spectroscopy. *Neurology* 1985, 35:781
70. Kreis R, et al. Development of the human brain in vivo quantification of metabolite and water content with proton magnetic resonance spectroscopy. *MRM*. 1993, 30:424
71. Hübesh B, et al. P-31 MR spectroscopy of normal human brain and brain tumors. *Radiology* 1990, 174: 401
72. Vander KMS, et al. Age-dependent changes in localized proton and phosphorus MR spectroscopy of the brain. *Radiology* 1990, 176:509
73. Barker PB, et al. Acute stroke; Evaluation with serial proton MR spectroscopic imaging. *Radiology* 1994, 192: 723
74. Schilling A, et al. Liver tumor; follow-up with P-31 MR spectroscopy after local chemotherapy and chemo-embolization. *Radiology*. 1992, 182:887
75. Menon DK, et al. Effect of functional grade and etiology on in vivo hepatic phosphorus magnetic resonance spectroscopy in cirrhosis; biochemical basis of spectral appearances. *Hepatology*, 1995, 21:417
76. Conway MA, et al. Cardiac metabolism during exercise in health volunteers measured by P-31 magnetic resonance spectroscopy. *Br. Heart J.* 1991, 65:25
77. Yabe T, et al. Detection of myocardial ischemia by P-31 magnetic resonance spectroscopy during handgrip exercise. *Circulation* 1994, 89:1709
78. Schaefer S, et al. In vivo phosphorus-31 spectroscopic imaging in patients with global myocardial disease. *Am. J. Cardiol* 1990, 65:1154
79. Kent-Braun JA, et al. Magnetic resonance spectroscopy studies of human muscle. *Radiologic Clinics of North America* 1994, 32 (2):3,3
80. Buchli R, et al. Assessment of absolute metabolite concentrations in human tissue by P-31 MRS in vivo, part II: muscle, liver, kidney. *Magn. Reson. Med.* 1994, 32:453
81. Kurhanewicz J, et al. Three-dimensional H-1 MR spectroscopic imaging of the in situ human prostate with high (0.24-0.7-cm³)spatial resolution. *Radiology* 1998, 198:795
82. 安宁豫, 高元桂, 蔡幼铨, 等. 急性脑梗塞磁共振弥散加权成像的演变特性. *中国医学影像学杂志*, 1998, 6:245
83. Warach S, Chien D, Li W, Ronthal M, Edelman RR. Fast magnetic resonance diffusion-weighted imaging of acute human stroke. *Neurology* 1992, 42:1717
84. Takeda K, Nomura Y, Sakuma H, et al: MR assessment of normal brain development in neonates and infants: comparative study of T1 and diffusion-weighted imaging. *J Comput Assist Tomogr*: 1997, 21:1-7
85. Janick PA, Hackney DB, Grossman RI, Asekura T: MR imaging of various oxidation states of intracellular and extracellular hemoglobin. *AJNR* 1991, 12:891-897
86. Perrone JR, Sebert JE, Laird TA, et al: Determination of blood flow direction using velocity-phase imaging display with 3D phase-contrast MR angiography. *AJNR* 1992, 13:1435-1438
87. Enzmann DR, Ross MR, Marks MP, Pelc NJ: Blood flow in major cerebral arteries measured by phase-contrast cine MR. *AJNR* 1994, 15:123-129
88. Anderson CM, Saloner D, Lee RE, et al: Assessment of carotid artery stenosis by MR angiography: comparison with x-ray angiography and color-coded doppler ultrasound. *AJNR* 1992, 13:989-1003
89. 程流泉, 蔡幼铨, 解恒革, 等. Alzheimer 病杏仁核海马结构体积的 MRI 测定, *中华放射学杂志* 1998, 32: 827
90. Berteaene Y, Croisille P, Wiart M, et al. Prospective Comparison of MR lung perfusion and Lung scintigraphy. *Journal of magnetic resonance imaging* 1999, 9:61-68
91. Frank LR, Buxton RB, Kerber CW: Pulsatile flow artifacts in 3D magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med* 1993, 30:296-304
92. Goldfarb JW, Edelman RR, Coronary arteries, breath-hold, gadolinium-enhanced, three-dimensional MR angiography. *Radiology* 1998, 206:830-834
93. Shellock FG, Schatz CJ: High-field strength MRI and otologic implants. *AJNR Neuroradiol* 1991, 12:279-281
94. Tritschbaump GP, Yee CA, Van Horn DD, et al: Metallic ballistic fragments: MR imaging safety and artifacts. *Radiology* 1990 175:855-859

第 5 篇

CHINESE MEDICAL IMAGING

计算机 X 线摄影 和图像存档与传 输系统

主编 陈炽贤 高元桂

第1章 计算机X线摄影

在影像医学领域中, 尽管X线摄影是临床放射学检查中应用最早和最普遍的成像方式, 但却是影像医学中最后实现信息数字化的检查手段。这一事实妨碍了X线摄影信息直接进入图像存档与传输系统(PACS)以及远程医学系统。反之, 也是这两个系统覆盖内容的不足。此外, 传统的胶片/增感屏组合的X线摄影方式固有的敏感性和分辨力的限度也是实施传统的X线摄影技术改良的促因之一。

迄今, 已不同渠道探讨了X线平片信息的数字化方式, 目前具有实际应用价值的方式归纳起来主要有三种类型:

(一) 直接成像方式

以极小的(代表一个像元)光敏元件组成的接收装置代替胶片接收X线影像信息, 并直接转换为电信号, 进而转换为数字信号的成像方式。迄今(1998年), 此类装置的空间分辨力和时间分辨力还在完善中。此外, 此类接收装置只能固定在专用机上使用。

(二) 间接成像方式, 又包括两种方式。

1. 计算机X线摄影(computed radiography, CR)以日本富士胶片公司(Fuji film)开发的FCR系统为代表。该系统使用“成像板”作为接收X线信息的载体, 然后由激光束扫描, 读出成像板记录的信息。由于整个过程分为两个部分(接收与读出), 故称“间接成像方式”。成像板既可以代替胶片与现有的X线机匹配使用, 又可在专用机上使用。

2. 数字X线摄影(digital radiography, DR)此种方式问世已多年, 系使用影像增强-电视链采集信息, 后经视频密度计使视频信号数字化的成像方式。

(三) 过渡方式

采用专门的读出装置, 扫描已摄取的常规X线胶片, 使胶片上记录的模拟信息数字化为数字式平片影像。此种方式是回顾性施行的, 通常作为把以往的常规X线平片信息数字化的过渡方式。

目前, 由于(一)、(二)两种方式均是使平片

(或传统X线)信息数字化, 在设备的命名上有些混乱, 除FCR系统因已冠以商品名外, 其他厂家生产的CR系统通常多称为DR系统。故在使用中应明确设备的具体类型。

第1节 CR系统的发展与基本结构

一、开发CR系统的基本动机

(一) 实现常规X线摄影信息数字化 基于该系统的功能, 使常规X线摄影的模拟信息转换为数字信息。

(二) 提高图像的分辨、显示能力, 使之突破常规X线摄影技术的固有局限性。

(三) 采用计算机技术, 实施各种后处理功能, 增加显示信息的层次。

(四) 降低常规X线摄影的辐射量。

(五) 实现X线摄影信息的数字化储存、再现及与其他相关信息的联网(传输)。

CR系统最早是富士胶片公司的高野正雄(Masao Takano)等, 于20世纪70年代开始研制的, 80年代初期已有市售, 90年代头5年, 产品已几度升级。目前, FCR类型的设备已在全世界逐步普及。

1981年6月在比利时首都布鲁塞尔召开的国际放射学会(ICR)年会上, 曾因FCR系统和数字减影血管造影(DSA)系统的问世而被誉为“放射学新的起步年”。

二、CR系统的基本结构

CR系统的基本结构主要由四部分构成, 即: 信息采集、信息转换、信息处理和信息记录。

图5-1-1显示了FCR系统的基本组成部分。

(一) 信息采集

常规X线摄影中使用增感屏/胶片组合系统的成像方式众所周知, 在X线照片上最终形成的影像无法直接数字化。CR系统解决的关键问题之

一即是开发了一种既可接受模拟信息,又可实现模拟信息数字化的信息载体,即成像板(imaging plate, IP)。这样,采集的信息(acquired informa-

tion)则可应用数字图像信息处理技术,实现数字化处理、储存与传输。

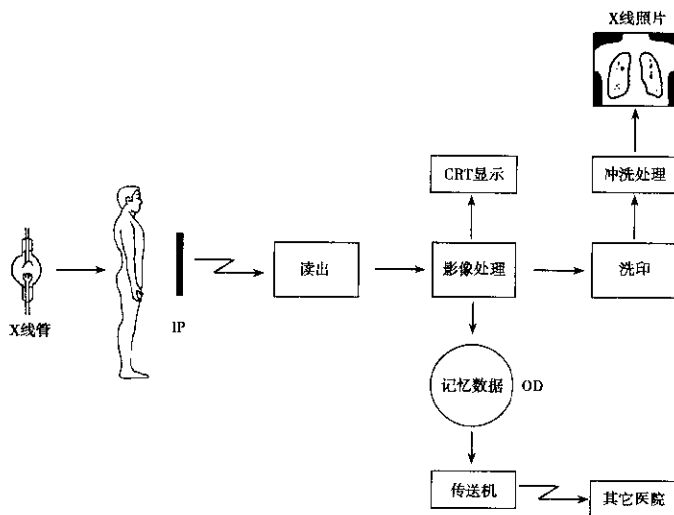


图 5-1-1 CR 的主要组成部分

X线管和 IP 构成 CR 系统的信息采集部分;读出装置(激光扫描器、光电倍增管和 A/D 转换器)构成 CR 系统的信息转换部分;显示与记录装置构成 CR 系统的信息处理与记录部分

1. 成像板的结构 成像板为外观很像摄影增感屏的一种薄板,由保护层、成像层、支持层和背衬层构成(图 5-1-2)。其中关键的成像层为一层含微量二价铈离子的氟卤化钡晶体。该晶体层内的化合物经 X 线照射后,可将接受的能量以潜影的方

式贮存于晶体内,是为模拟影像。当随后用激光束扫描带有潜影的成像板时,可激发贮存在晶体内的能量,使之转换为荧光,继而读出并转换为数字信号。数字信号则可被送入计算机和数字图像处理系统,最终形成数字影像。

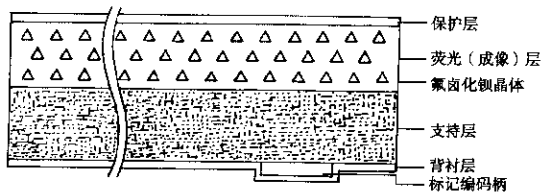


图 5-1-2 IP 结构的剖面图

从上至下依次为保护层、成像层、支持层与背衬层

成像板是装入特定的暗盒内,用和常规 X 线摄影相同的方式照射的,因此是可以和常规 X 线摄影设备兼容的。也有 CR 的专用机型,使用一组

IP 在设备内循环采集信息,而不必使用暗盒,但仍使用与常规 X 线摄影类似的 X 线发生器与照射方法。

2. 成像板的理化性质 某些荧光物质可将第一次被激发的信息储存(记录)下来。再次受到激发时则释放出与初次激发所接受的信息相应的荧光的现象,称为光激发发光或光致发光(photo-stimulated luminescence, PSL),具有此种现象的荧光物质称为辉尽性荧光物质(photo-stimulable substance)。IP中的成像层内为含有微量二价铕的氟卤化钡晶体[barium fluorohalide ($\text{BaFX} \cdot \text{Eu}^{2+}$, $\text{X} = \text{Cl}, \text{Br}, \text{I}$)],该晶体即为辉尽性荧光物质。

筛选氟卤化钡晶体为成像板的荧光材料,是因为该化合物的光激发发光现象最强。该化合物在X线或长时间紫外线激发下形成称为“F中心”的色彩中心而被着色。F中心是晶体内的一种缺陷,可吸收可见光辐射中特定波长的光线,它位于形成晶体的特定原子已被去除而俘获了一个电子的点(空穴)上。微量的铕离子在形成荧光时被结晶,产生所谓发光中心(luminescence center)。F中心与发光中心共同担任储存X线信息的任务(图5-1-3)。

晶体内的铕离子初次由X线激发而被解离,由二价变为三价,将电子释放给周围的传导带。释放的电子在以往形成的卤离子空穴内被Coulomb力俘获,产生半稳定状态的F中心。X线在成像板上形成的模拟影像即是以这种状态储存下来。

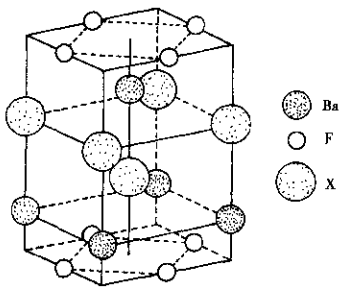


图 5-1-3 氟卤化钡的晶体结构
晶体中的卤素(X)可以是氯(Cl)、溴(Br)或碘(I)

此后,若以可被F中心吸收的可见光(即二次激发光线,CR设备中用之为读出光线)再次激发成像板,则被F中心俘获、激发二价铕离子的能量以发光的形式释放出来,供读出装置读出,并最终重建为模拟影像。此种辉尽性荧光物质在CR成像中的详细光化学反应过程尚不完全明了(图5-1-4)。

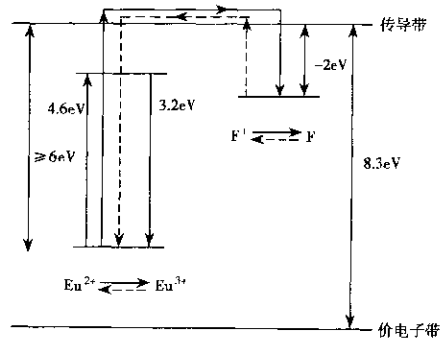


图 5-1-4 氟卤化钡的辉尽性发光特征
图内上方的线为传导带,下方线为价电子带。实线表示X线激发(第一次激发)过程,届时晶体结构内微量的铕由二价变为三价。虚线表示辉尽性发光的激发(第二次激发)过程,铕重新由三价变为二价

3. 成像板的特性

(1) 发射与激发光谱:光激发荧光体可发出蓝-紫光,是由荧光体内作为发光中心的小量二价铕离子产生的,发光的强度依激发IP的光线的波长而改变。第一次激发IP的X线光谱称发射光谱(emission spectrum),它的PSL峰值为390~400nm。在这一点上,光电倍增管的检测效率最高,这对提高影像的信/噪比(S/N)很重要。

第二次激发IP的读出光线以600nm左右波长的红光最佳,它可最有效地激发PSL,称激发光谱(stimulation spectrum)。发射光谱与激发光谱波长的峰值间需有一定的差别,以保证二者在光学上的一致,从而达到最佳的影像信噪比。但是,PSL的光谱与X线激发IP后在荧光体内产生的F中心(色彩中心)的吸收光谱相当一致(图5-1-5)。

(2) IP的时间响应特征:当停止用第二次激发光线(读出光线,如氦-氖激光)激发光激发荧光体时,后者发射的荧光依其发光过程的衰减特征逐渐中止。这样,当快速扫描(读出)时,若前面激发的信息来不及消逝的话,将与后面读出的信息重叠,从而降低影像质量。

荧光体被二次激发后,其发射荧光的强度达到初始值的 $1/e$ ($e=2.718$)的时间称为光发射寿命期(light emission life)。IP的光发射寿命期为 $0.8\mu\text{s}$ 。

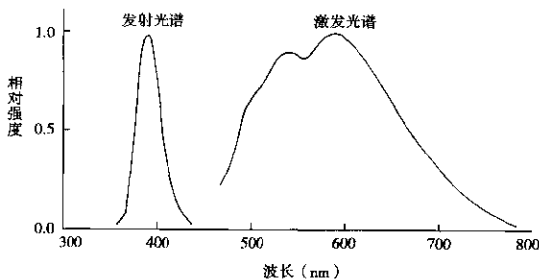


图 5-1-5 氟钡化钡的发射光谱与激发光谱

IP 被 X 线照射而激发，激发 IP 的 X 线光谱称发射光谱，其峰值为 390-400nm。经发射光谱激发后的 IP 再由激光光束激发，此二次激发的光谱称激发光谱，其峰值以 600nm 左右波长的红光最佳。发射与激发光谱有一定差别，以利达到最佳的影像信噪比。

由于该期极短，故可在很短时间内以很高的频率重复采集与读出大面积 IP 上的 X 线影像信息，而不会发生采集与读出信息的重叠。即是说，IP 具有可满足医学成像需要的、极好的时间响应特征(图 5-1-6)。

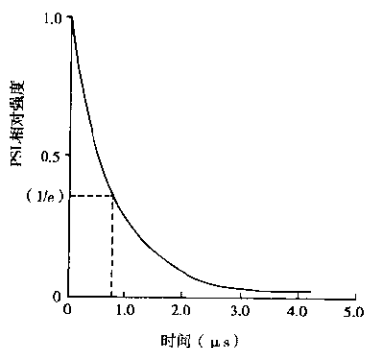


图 5-1-6 IP 荧光体的时间响应特征

荧光体被激光束读出时，发射荧光的寿命期为荧光强度达到初始值的 $1/e$ ($e=2.718$) 的时间值，IP 荧光体的寿命期仅 $0.8\mu s$ ，故可在短时间内重复使用 IP 成像。

(3) IP 的动态范围：当 X 线第一次激发 IP 时，其吸收光谱中于 37KeV 处可见一陡峭的快速吸收，系其成像层荧光体中的钡原子的 K 缘所致。钡是荧光体的重要成分，但此吸收特征与二次激发时的发射荧光特征无关。IP 发射荧光的量依赖于一次激发的 X 线量，在 $1:10^4$ 的范围具有良好的线

性。即是说，IP 在用于 X 线摄影时具有良好的动态范围(图 5-1-7)。

常规 X 线摄影中增感屏/胶片组合的动态范围比 IP 窄的多，不能有效地发挥增感屏自身光发射方面宽的动态范围的优势，IP 则可能精确地检测每一种组织间的小的 X 线吸收的差别。FCR 系统中，IP 上的信息可分为两步读出。第一步是由激光超高速地、粗略地读出影像信息，在瞬时核算出 X 线影像的光激发发光量的直方图；第二步，在获取上述信息的基础上，自动调节光电倍增管的敏感性和放大器增益，再以超强激光光线高精度地读出 X 线影像信息。配合 CR 系统的固有功能，则可能在允许范围对任何物体，以任何 X 线剂量获得稳定的、最适宜的影像处理与影像的光学密度。

(4) IP 存储信息的消退：X 线激发(一次激发)IP 后，模拟影像被存储于荧光体内。在读出(二次激发)前的存储期间，一部份被 F 中心俘获的光电子将逃逸，从而使第二次激发时荧光体发射出的 PSL 强度减少，这种现象称消退(fading)。

IP 的消退现象很轻微(图 5-1-8)。读出前贮存 8 个小时，荧光体的 PSL 量减少约 25%。随时间的延长及存储温度的升高消退会增加。但事实上由于 CR 设备对光电倍增管增益的电子补偿和自身补偿，依标准条件曝射的 IP 在额定的存储时间内几乎不会受到消退的影响，但若 IP 的曝光不足和存储过久，则将会由于检测到的 X 线量于不足和天然辐射的影响而发生颗粒性衰减，致使噪声量加大。故

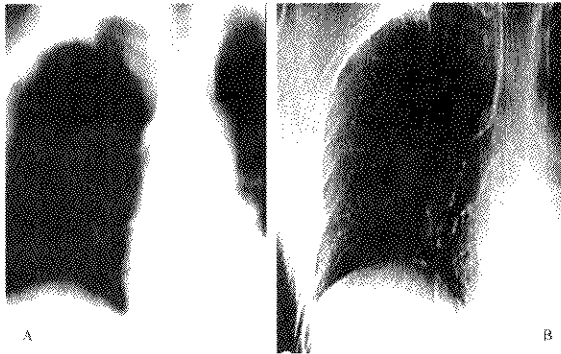
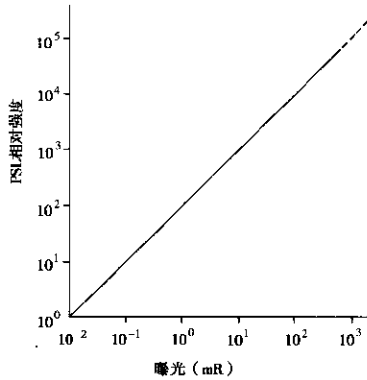


图 5-1-7 IP 的动态范围

- A. 在从低剂量到高剂量的跨越 $1:10^4$ 的很宽的范围内, IP 显示了极好的线性, 即在 CR 系统的摄影剂量范围内具有良好的动态范围
B. CR 系统的宽的动态范围可以一次曝光后分别显示气管、支气管影像(B)及肺野的影像(A)

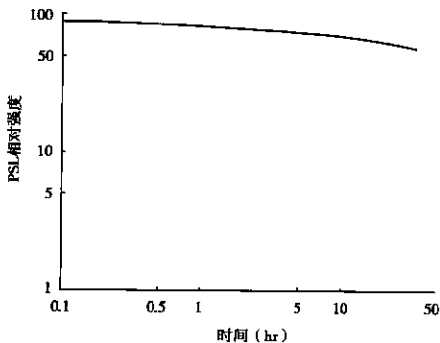


图 5-1-8 IP 存贮信息的消褪特征

IP 的消褪现象很轻微, 第一次激发后, IP 上存贮的信息在第二次激发(读出)前若存贮了 8 个小时, 其荧光体的 PSL 量减少约 25%

最好在第一次激发后的 8 小时内读出 IP 的信息。

(5) 天然辐射的影响: IP 不仅对 X 线敏感, 对其他形式的电磁波也敏感, 如紫外线、 γ 射线以及粒子线, 即 α 射线、 β 射线及电子线。随着这些射线能量的积蓄, 在 IP 上可以影像的形式被检测出来。IP 为高度敏感的光敏性材料, 因而可受到来自墙壁、建筑物的固定装置、天然放射性元素、宇宙射线及一些 IP 自身含有的微量放射性元素的影响。长期存放的成像板上会出现小黑斑, 使用前应先用激发光线消除这些影响(图 5-1-9)。

(二) 信息转换

CR 系统中, IP 经 X 线照射后被激发(第一次激发)。经第一次激发的 IP 上贮存有空间上连续的模拟信息, 为使该信息数字化, IP 要由激光束扫描(第二次激发)读出。CR 系统的读出装置中的激

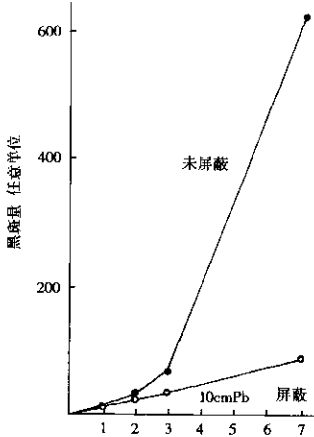


图 5-1-9 天然辐射对 IP 的影响

自然环境中存有的各种天然辐射能量可在 IP 上累积，长期存放后在 IP 上可产生小黑斑，若直接使用长期存放后的 IP，可在影像上检测到这些小黑斑。图中为存放中使用与未使用铅材料屏蔽的 IP 上检测到的黑斑数。

光发生器发射激光束(氦-氖[He-Ne]激光束波长为 633nm, 半导体激光束波长为 670~690nm), 在与 IP 垂直的方向上依次扫描整个 IP 表面。IP 上的荧光体被二次激发后发生光激发发光或称光致发光(PSL)现象, 产生荧光。荧光的强弱与第一次激发时的能量精确成比例, 即呈线性正相关。该荧光由沿着激光扫描线设置的高效光导管采集和导向, 导入光电倍增管, 被转换为相应强弱的电信号。继而, 电信号被馈入模拟/数字(A/D)转换器转换为数字信号。至此, CR 系统完成了模拟信号到数字信号的转换(图 5-1-10, 5-1-11)。

事实上, FCR 系统的读出装置是依据 IP 上成像层内晶体的 PSL 特征设计的。FCR 系统中的信息转换(transformation of information)部分主要是由激光扫描器、光电倍增管和 A/D 转换器组成的。

(三) 信息处理

CR 系统信息处理(processing of information)的原理与其他数字信息处理技术是类似的。大体上讲, CR 的信息处理可分为谐调处理、空间频率处理和减影处理。

1. 谐调处理 谐调处理(gradation processing)

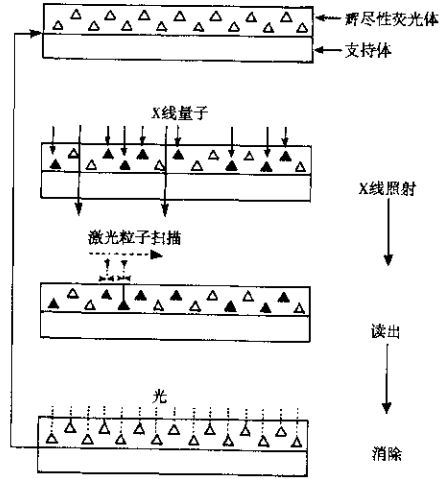


图 5-1-10 IP 的磷感性荧光体工作方式

荧光体被 X 线照射后激发(第一次激发), 含有潜影的荧光体被激光扫描(第二次激发), 产生光激发发光(光致发光)现象, 二次激发后的荧光体被强光照射, 消除了潜影, 可重新用于成像。

涉及的是影像的对比。常规的增感屏/胶片摄影系统中, 最终显示的影像相当大程度上依赖于 X 线曝射量, 当曝射量过高和过低时, 均不能得到有诊断价值的影像。CR 系统中, X 线辐射量和(或)能

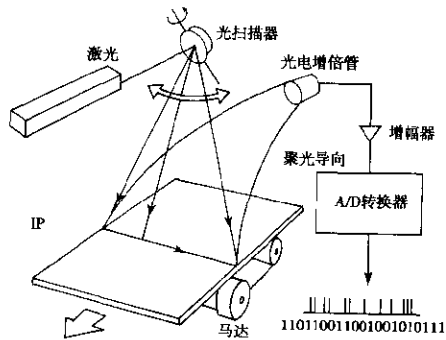


图 5-1-11 IP 的读出方式示意图

FCR 系统中, 随 IP 在读出装置内移动, IP 被激光束逐行照射而激发(二次激发), 荧光体发射出与贮存的信息相应强度的荧光, 荧光被聚光导入光电倍增管, 转换为电信号, 继经 A/D 转换器转换为数字信号而被读出。

量改变(曝光宽容度)的允许范围则较大,在适当设置的范围内曝光都可以读出影像的信号。

在一张X线照片上包括有不同的解剖部位,每次照射时可能使用不同的照射技术,若使用同一种类型的谐调处理技术来产生所有的影像显然是不理想的。CR系统可分别地控制每一幅影像显示的特征,可依据成像的目的设置谐调处理技术。比如:胸部摄影中,影像信息覆盖的范围很宽,在肺野和纵隔部位的密度差别很大,因而可分别应用不同类型的谐调处理技术,以便既可极好地显示肺野内的结构,又可防止在输出影像中纵隔的密度与骨的密度过于接近,提高纵隔内不同软组织的分辨层次。又如,在乳腺摄影中,则要增加低密度区的对比,抑制高密度区的对比,以利显示包括边缘部位在内的乳腺内钙化(图5-1-12)。

谐调处理中,谐调处理状况的非线性转换曲线由四个参数决定,即谐调类型、旋转中心、旋转量和谐调曲线移动量。谐调类型是四个参数中最基本的参数,它规定非线性转换曲线的基本形式。FCR系统有15个以上谐调类型的形式,例如,选择某

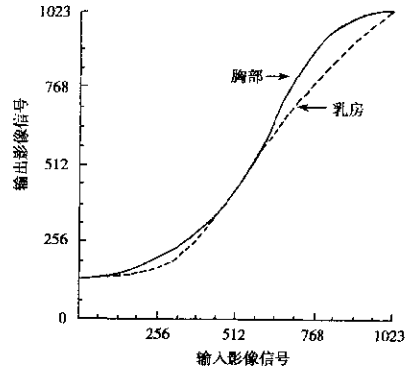


图5-1-12 CR影像的谐调处理
曲线示最适于胸部与乳腺诊断应用的谐调类型(GT)

一种谐调类型,则可实现影像的黑/白翻转;当曲线围绕某一特定的中心点旋转时,依赖旋转中心点的位置和旋转程度可得到不同的影像对比;当谐调曲线移动时,则可改变影像的总体光学密度(图5-1-13)。

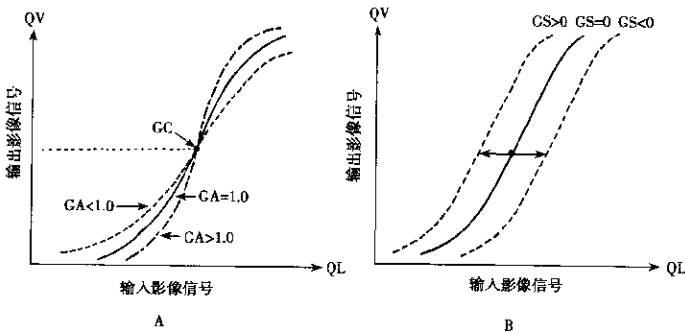


图5-1-13 影响谐调处理的非线性转换曲线的参数
A. 旋转中心(GC)和旋转量(GA); B. 谐调曲线移动量(GS)

2. 空间频率处理 空间频率处理(spatial frequency processing)是指对频率响应的调节,从而影响影像的锐度。在增感屏/胶片系统,随着空间频率的增加,频率响应变小,即是说影像内高频率成分的对比将减小。CR系统中,可通过空间频率处理调节频率响应。比如,可提高影像中高频率成分的频率响应,从而增加此部分的对比。

边缘增强技术是空间频率处理的较常用的技术。该技术是通过增加对选择的频率的响应,使感兴趣结构的边缘部分得到增强,从而突出结构的轮廓。改变显示矩阵的大小也可决定不同结构的对比,使用较大的矩阵可使处于低空间频率的软组织结构得到增强;使用较小的矩阵则可使较细微的结构,如骨的微细结构得到增强(图5-1-14,5-1-15)。

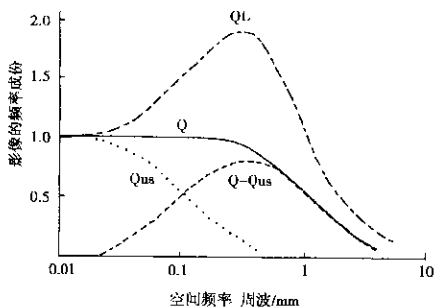


图 5-1-14 空间频率处理

FCR系统中使用的空间频率处理称为不鲜明蒙片处理。图中Q代表原始影像， Q_{us} 代表不鲜明影像， Q_L 代表经处理的影像。虚线代表原始影像与不鲜明影像之间的差别($Q-Q_{us}$)，单点的曲线指示经过处理的影像的频率响应

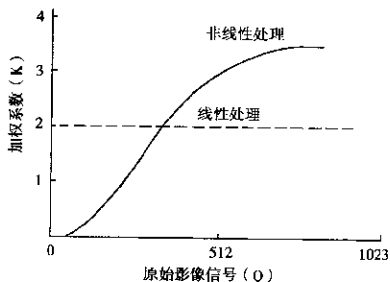


图 5-1-15 不鲜明蒙片处理中加权系数的函数曲线图

图中，加权因素K值不是一个常数，K值随原始影像的密度(信号Q)恒定地增减，在低密度区域(Q值小的区域)K值减小，在高密度区域(Q值大的区域)K值增加。此类处理称为“非线性不鲜明蒙片处理”

通常，谐波处理(影响对比)和空间频率处理(影响锐度)是结合应用的。低对比处理和强的空间频率处理结合使用可提供较大的层次范围和实现边缘增强，利于显示软组织，如纵隔等；高对比处理与弱的空间频率处理结合使用可提供与增感屏/胶片系统提供的类似的影像。

3. 谐波处理与空间频率处理的效果 因为X线成像系统可以被认为涉及两个过程，即影像采集和影像显示，所以在试图增加病变的检测性时可以采取两种方式。一是利用一个可以提供优质物理学影像质量的影像采集系统，即具有大的信噪比

(SNR)、高的空间分辨力和宽动态范围的影像采集系统；另一个是使影像显示最优化。从而使放射科医师可以从中提取尽可能多的诊断信息。第二种方式之所以可增加病变的检测性是因为实施检测的人在观察中不仅仅依赖于影像的物理性质，而且也依赖于显示条件。

影像显示特征的最优化处理—谐波处理和空间频率处理可用于改善低对比X线摄影方式的检测性。图5-1-16显示了上述处理的结果。图中使用的是熟知的接收—运行特性(receiver-operating characteristic, ROC)曲线。图中检测的模型为5mm直径。虚线表示，当用于显示的特性曲线(H和D)作成与在Hi-STD/RX的增感屏/胶片组合中相同时的可检测性。长、短相间的虚线表示特性曲线的非线性系数加倍时(对比加倍)的可检测性。实线表示实施 $RN=1$ ， $RE=3$ 的频率处理时的可检测性。

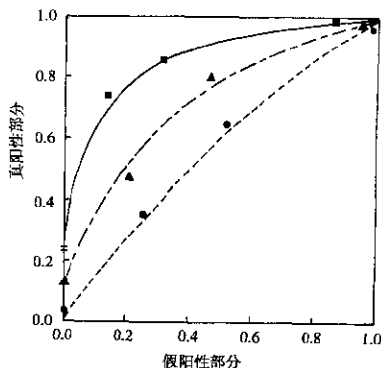


图 5-1-16 影像显示特征的最优化处理改善影像的检测性

图中实验性检测的模型直径5mm。虚线表示未经过处理的影像；长、短相间的虚线表示非线性系数加倍时(对比加倍时)的可检测性；曲线代表非鲜明蒙片处理中实施 $RN=1$ ， $RE=3$ 的频率处理时的检测性

这样，低对比X线摄影方式的检测性通过影像处理被改善，其结果可用下述物理解释(公式5-1-1)：

$$SNR_R = S_R / N_R \quad (1)$$

式中表示X线影像的物理学信噪比(SNR_R)。其中的X线影像是在X线在IP上曝光、由影像读出装置(IDR)读出的。如果读出的影像实施影像处

理, 比如使对比度加倍的谐调处理, 则信号与噪声二者均将加倍, SNR 将无变化。这与图 5-1-16 给出的结果是矛盾的。因而, 我们假定在观察者的眼、脑系统中存在一个另外的噪声成分, 这个噪声是观察者固有的, 设为 N_1 。假定 N_1 存在时的 SNR_1 公式为:

$$SNR_1 = S_R / (N_R^2 + N_1^2) \approx SNR_R / [1 + (N_1 / N_R)^2] \quad (2)$$

这样, 即可解释实施对比增强后可检测性的增加。当对一给定的影像实施对比增强时, 信号与噪声均被相同的因数所增强, SNR_R 无改变, 然而,

固有的(读出者内在的)噪声的相对量减少了, 这样就产生一个较大的 SNR_1 , 得到了一个给定物体对比的较大的可检测性, 或者说, 因而相应地只需要一个较低值的对比。

4. 减影处理 减影通常是 DSA 设备的功能, 但 CR 系统也可完成血管造影与非造影影像的减影处理(subtraction processing)。在时间减影血管造影方式中, CR 系统同样可以摄取蒙片和血管造影照片, 并经计算机软件功能实施减影。

和 DSA 设备相比, CR 系统实施时间减影方式还有下述优点: ①IP 覆盖范围大, 可克服 DSA 设

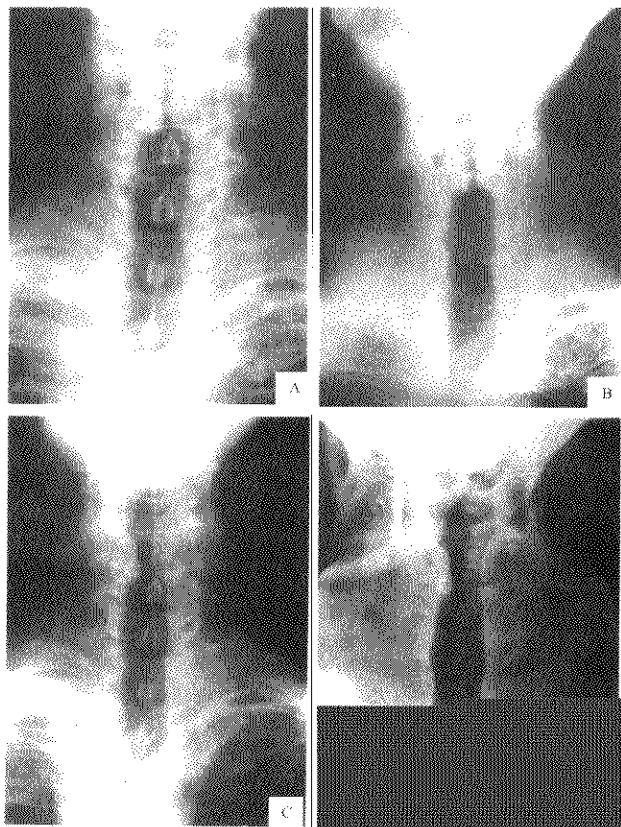


图 5-1-17 喉部的能量减影照片(喉部)

A. 常规 X 线高压摄影(发声时); B. FCR 能量减影照片保留了软组织, 更清晰地显示了气道; C. 常规 X 线高压摄影(平静呼吸时); D. FCR 能量减影照片

备中影像增强器(I.I)视野较小的限制。②IP的空间分辨率比I.I TV系统高,若使用 10×12 英寸的IP,其空间分辨率为 3.3LP/mm ,I.I-TV系统为 1.8cycle/mm 。③IP的动态范围宽,利于视野内的结构具有明显密度差别时信息的采集,如胸部摄影。

在能量减影方式中,CR系统除可采用传统的瞬时切换曝光电压,得到两幅不同能量影像实施减影的方式外,还可在暗盒中放置两张IP,中间夹有一层铜滤过板,只需一次曝光,因铜滤过了软X线,下面的IP接受了相当于高能曝光的硬X线照射,分别读出后则可实施两种能量曝光的影像减影。如在喉部摄影中,采用能量减影方式可有效地突出气道的显示(图5-1-17)。

CR系统实施时间或能量减影方式功能时的缺点是时间分辨率差,目前不可能达到DSA设备通常可达到的每秒数幅以上的采集频率及实时显示。但在继续改进设备功能的同时,可以实施对时间分辨率要求不高的部位与目的的检查。

图5-1-18是FCR系统实施的胸部能量减影的例子。成像中,X线管电压可快速的切换为 120kVp 和 60kVp ,两次曝光的间隔为 0.9 秒。图5-1-18a是用 60kVp 摄取的影像;b为 120kVp 摄取的影像;c为保留软组织的影像;d为保留骨组织的影像。在d中,心脏、大血管及纵隔组织的影像几乎完全消除,显示骨结构的影像(胸椎、肋骨等)比在a中清晰。在c中,骨影已完全消除,更好地勾画出了支气管和大血管影像

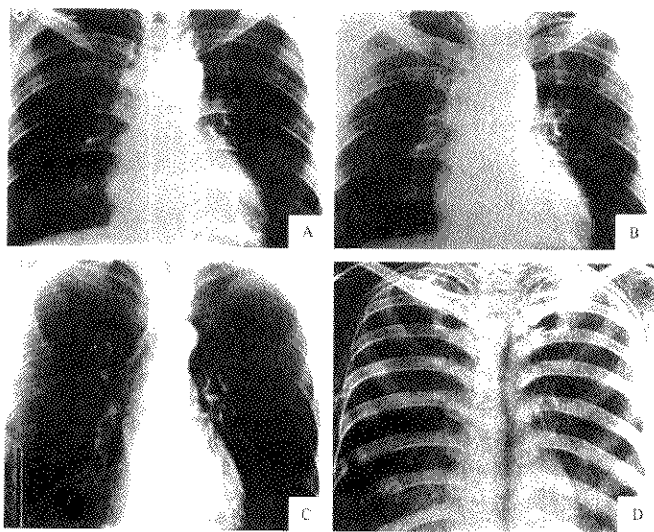


图5-1-18 FCR系统实施能量减影的实例

A. 为用 60kV 摄取的影像; B. 为用 120kV 摄取的影像; C. 通过能量减影去除了骨影,更好地显示了纵隔软组织影像; D. 改变能量减影方式,几乎完全消除了心脏、大血管影像,更好地显示了骨性胸廓

在实际运行中,若拟获得良好的能量减影影像,需具备以下几个条件:①两次曝光的X线能量差别要大;②IP的检测线性要好;③IP的检测性能要高;④散射线的影响要小。

图5-1-19是一幅肺癌病人的能量减影照片。5-1-19a为标准的X线照片;b为能量减影的软组织

像;c为能量减影的骨骼像。于b中,骨骼成分完全被消除,在标准X线照片中因被肋骨遮蔽而观察不到的肺癌影像现在一目了然。此外,在骨骼影像中,心脏、大血管及纵隔影像均被消除,和常规X线摄影影像相比,对胸椎和肋骨的显示有了显著地改善。



图 5-1-19 胸部平片能量减影的实例

一例肺癌病人能量减影的胸部照片。A. 为标准 X 线照片；B. 为能量减影的软组织照片，骨骼影像已完全消除；A 中被肋骨遮蔽的肿瘤影像清晰显示；C. 为能量减影的骨骼照片，胸椎和肋骨的显示已显著改善

(四) 信息的记录

FCR 系统的信息是存储在光盘中的。若光盘的一面存储量为 1GB，而一幅 CR 影像的存储空间为 4MB，则每面光盘可存储 250 幅图像。但是，资料管理系统可提供压缩，若压缩率为 1/20，则每面光盘的存储量可扩充到 5000 幅影像。

FCR 系统使用的影像数据压缩方式有三种类型。三种类型均是利用相邻区域的原始影像像元数据预测兴趣像元的数据达到信息压缩的目的。

第一种类型，如图 5-1-20 所示，系通过把相邻区域原始影像像元作预测处理并转换为二进制符号的一种可逆性压缩方法。相邻区域像元预测法又称前值预测法，系计算前一像元与下一像元间密度差的方法。X 线影像系由从黑到白的连续色调构成，相邻的像元间的密度通常没有急剧的变化。前

值预测法即是利用了 X 线影像的这一特征。

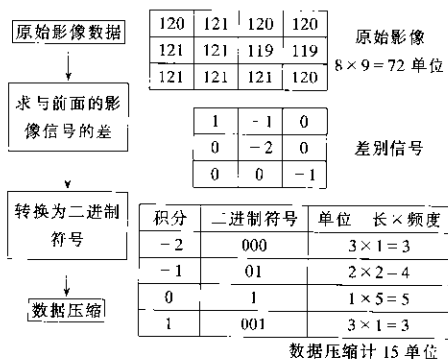


图 5-1-20 前值预测法影像压缩原理
前值预测法系把相邻区域的原始影像作预测处理，并转换为二进制符号的一种可逆性压缩方法

第二种类型是首先实施 2×2 像元的平均缩小, 然后再进行第一种类型压缩处理的方法。该方法为非可逆性压缩法。复原时, 只可使被压缩的部分复原, 及恢复像元的数目, 但不能恢复像元平均的成分。

根据摄影的部位和方法的差别, 第一种类型(及第二种类型)的压缩有很大的不同。如图 5-1-21 所示, 四肢、乳房等部位压缩率高, 因为尽管四肢含有骨骼等高密度结构, 但大部分结构均由均匀的成分构成, 乳腺更是这样; 而胸部、胃肠道及各种造影影像的压缩率低, 因为这些部位的结构密度差别大且不均匀。此外, 压缩率也随 IP 接受的 X 线量而变化。随 X 线量加大, 影像的噪声成分减少, 其压缩率相应提高

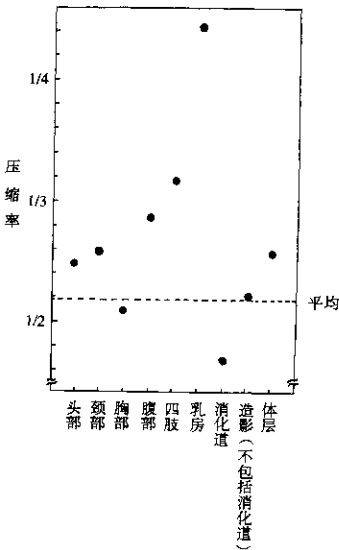


图 5-1-21 每种摄影部位和方法的平均压缩率

第一类与第二类压缩方法在不同的摄影部位和方法中有很大的不同。图中可见, 四肢、乳腺, 因结构相对均匀, 压缩效率最高; 胃肠道、胸部及各种造影检查中, 因所含结构的密度差别大而不均匀, 压缩率低

第三种类型如图 5-1-22 所示, 把原始数据分为主数据与插补数据, 循数据分类、内插预测及

Huffman 编码实施压缩。首先, 把原始影像作 2×2 像元的平均缩小, 分类为主数据与插补数据。主数据被量子化后, 经前值预测与 Huffman 编码实施压缩。插补数据系由原始数据分离后进行内插预测, 再进行误差数据预测, 即预测内插的插补数据与真数据之间的误差, 靠移动量子化行二进制符号数字化, 再行 Huffman 编码后行压缩处理。

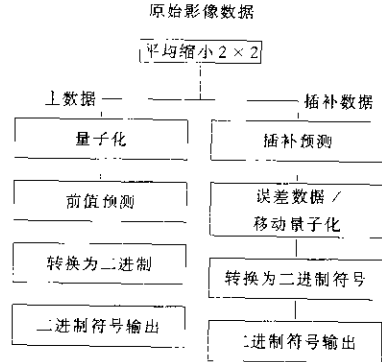


图 5-1-22 前三种类型的压缩方式
把原始数据分为主数据与插补数据, 循数据分类、内插预测及 Huffman 编码的顺序实施的压缩

图 5-1-23 示三种压缩类型中不同部位的压缩率。

事实上, 由于现代计算机处理速度、存储容量进步极快, 新的存储方式, 如磁光盘、光盘组等可

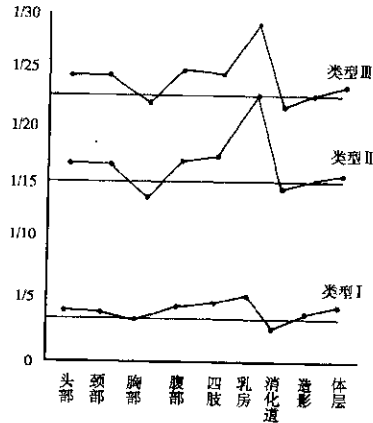


图 5-1-23 三种压缩类型在不同部位的压缩率

以提供更大的存储能力和存取速度。

为满足临床诊断目的, FCR 系统信息的记录方式有三种主要类型, 即激光打印胶片、热敏打印胶片及热敏打印纸。激光打印胶片是常规的记录方式, CR 信息传输到激光打印机, 打印机还可同时联接其他成像设备, 如 CT、MR、DSA 等, 形成网络。

第 2 节 CR 系统的临床应用

一、降低摄影条件(减少曝射量)的价值

一组研究材料用 CR AC-3 系统及标准铝梯, 选用九组照射线量依次递减的条件, 分别对铝梯依表 5-1-1 的条件行 CR 和中、高速屏常规 X 线照射。

对获取的照片用密度计检测各梯段的密度值, 取样三次, 对数据分析后绘制曲线。三种照片不同条件下图像密度变化曲线如图 5-1-24。

表 5-1-1 CR 与常规 X 线片照射条件设定

焦片距(cm)	毫安	曝光时间(秒)	千伏
80	100	0.1	65
80	70	0.12	65
80	70	0.1	65
80	70	0.08	65
80	70	0.06	65
80	70	0.05	65
80	70	0.04	65
80	70	0.03	65
80	30	0.03	65

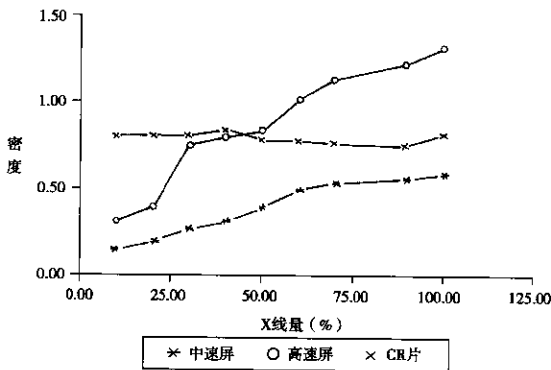


图 5-1-24 三种不同条件的照片图像密度变化曲线

根据上述曲线可见, 不同条件所得到的 CR 图像密度变化很小, 而中、高速屏片则有很明显的差异。只要给予高于曝射条件下限的 X 线照射条件, CR 系统即可在较宽的曝射宽容度范围内取得满意密度的图像。图 5-1-25 是三幅利用三种不同条件对头颅体模行侧位照射的 CR 影像。图 5-1-25A 摄影使用的 X 线剂量高于图 5-1-25C 将近 42 倍, 但图像质量无显著差异。这不仅减少了病人接受的 X 线量, 还可以延长 X 线球管的使用寿命。

在临床应用中 CR 系统降低 X 线剂量的价值主要体现在以下方面:

(一) X 线量

CR 系统设计的初衷之一是减少 X 线量。照射 X 线量的降低与 IP 的性能、检测(读出)设备的敏感性、照射部位及照射时的技术参数等多种因素有关。已有材料证实, 应用 FCR 系统成像的 X 线量, 在胸部照射时为常规 X 线摄影的 1/20~1/7; 在胃肠道造影检查时为 1/20; 泌尿与盆腔检查时为 1/8~1/2。X 线量还与 IP 使用的期限有关, 事实上超过额定曝射次数的 IP 通常仍可使用, 但 X 线曝射量提高, 才可继续得到可满足诊断要求的影像(图 5-1-26)。

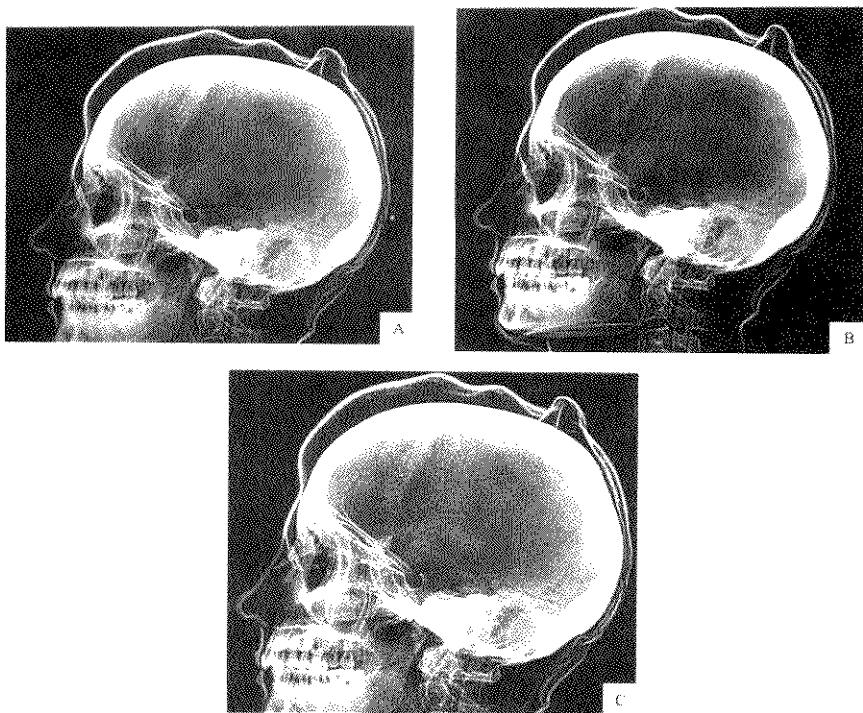


图 5-1-25 不同投照条件的头颅侧位 CR 照片
75kVp, 焦-片距 80cm, A. 40mAs; B. 3mAs; C. 0.9mAs; 三帧影像无视觉差异

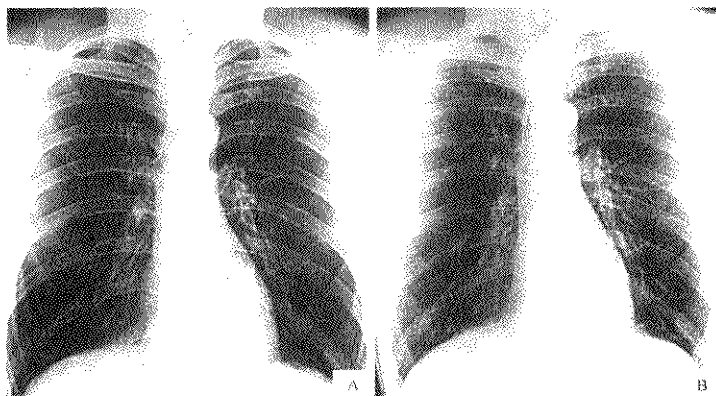


图 5-1-26 CR 系统的 X 线剂量
在影像密度保持一致的情况下, A 图的皮肤 X 线剂量为 1.3mR, B 图为 21mR, 右图的相对 X 线剂量为左图的 1/16

(二) 团检及高危人口的X线检查

适龄妇女的乳腺定期普查已相当普及,但积累的X线量过高自身即为一个致病的危险因素。CR系统的低X线量成像则极有利于乳腺普查及其他类似目的的团检。此外,对辐射尤其敏感的孕妇及儿童,使用CR系统代替常规X线摄影则可大大放宽X线检查的内容与次数的限度。

(三) 国民X线剂量

这是衡量某一国家或地区人口接受的平均X线剂量的参数。这个概念有两层含义:一是一般意义的剂量;二是诱发白血病意义的剂量:比1978年,日本的一般意义上的X线摄影的国民X线剂量为 $10.3\text{mrad}/\text{人}\cdot\text{年}^{-1}$;透视者为 $5.0\text{mrad}/\text{人}\cdot\text{年}^{-1}$;诱发白血病意义上的X线摄影的国民剂量为 $29.9\text{mrad}/\text{人}\cdot\text{年}^{-1}$,透视者为 $52.3\text{mrad}/\text{人}\cdot\text{年}^{-1}$ 。若采用CR系统,假定X线剂量平均下降到常规X线检查的1/5,则一般意义上的国民X线剂量为 $2.1\text{mrad}/\text{人}\cdot\text{年}^{-1}$;诱发白血病意义上的国民X线剂量为 $6.0\text{mrad}/\text{人}\cdot\text{年}^{-1}$ 。这样,具有遗传学意义的X线剂量仅为天然辐射剂量的2%~3%,诱发白血病意义的剂量将下降到天然辐射剂量的10%

二、CR系统的后处理功能

如在上节所述,CR系统可对已经采集的信息

作协调处理、空间频率处理及减影处理。这些后处理功能在不同部位可以灵活使用,从而得到可满足诊断目的的影像。

三、CR系统的优缺点

(一) 综上所述,CR系统的优点有:

1. X线剂量比常规X线摄影显著降低。
2. 可与原有的X线摄影设备匹配工作,放射科技师不需特殊训练即可操作。
3. 具有多种后处理功能,如测量(大小、面积、密度)、局部放大、对比度转换、对比度反转、影像边缘增强、双幅显示以及减影等。
4. 显示的信息易为诊断医生阅读、理解,且质量更易满足诊断要求。
5. 可数字化存档,利于并入网络系统;可节省部分胶片,也可节约片库占用的空间及经费。

(二) CR系统当前的不足

CR系统当前主要的不足是时间分辨率较差,不能满足动态器官和结构的显示。此外,在细微结构的显示上,与常规X线检查的增感屏/胶片系统比较,CR系统的空间分辨率有时还稍嫌不足,但很多情况下可通过直接放大摄影方式弥补。

(祁吉)

第2章 图像存档和传输系统

图像存档和传输系统(picture archive and communication system, PACS)是1982年于美国加州Newport Beach召开的第一次PACS会议提出的。以后,在日本,PACS会议与日本医学影像技术会合开,每年一次。1987年会议更进一步扩大,包括以下四个方面的研究:①图像物理学;②图像抓取(image capture)、格式(format)和分配(distribution);③图像处理;④PACS的设计和评估。

在欧洲,欧洲PACS学会从1984年召开年会,是欧洲PACS交换信息的推动者。

最为集中的一次会议是北约(NATO)国家的一次学术会议,约有100余位科学家参加,于1990年在法国Evian举行。会议汇编对PACS的最新研究和发展作了全面的总结。

在美国,对PACS的最早研究是由美国陆军提供经费的课题,远程放射学(tele-radiology)。以后又进行了“数字化图像网络和PACS安装现场(DIN/PACS)”课题的研究,为此,选择了两个地点,即西海岸西雅图市的华盛顿大学(University of Washington)和东海岸华盛顿哥伦比亚特区的乔治敦大学(Georgetown University)和乔治华盛顿大学(George Washington University)(后两者组成联合体执行研究)。1985年美国卫生研究所(National Institute of Health, NIH)的国家癌症研究所(National Cancer Institute, NCI)出资赞助PACS的项目之一,名为“放射诊断学的多观察站”(Multiple Viewing Stations for Diagnostic Radiology)的课题,设在加州大学洛杉矶分校(UCLA)。

第1节 建立PACS的迫切性

当今信息量日增,即使在日常生活中,大量的信息也需要处理。一些现代化的组织机构,如财务机关、航空公司、国防部门和邮局等,都迫切需要好的方法来处理日益膨胀的众多数据信息。放射科的业务也是一样,日趋繁杂,包括从多种不同成像工具产生的图像、图像显示、图像诊断、报告和图

像存档处理等一系列工作。过去能使一个小规模的放射科有效运作的组织形式和技术,当它发展扩大时,就显得力不从心了。当今现代医学所面临的巨大挑战之一,是及时处理众多的影像医学信息:具有复杂医疗问题的病人,需要进行多种影像学检查,这些检查有可能是在不同医院进行的,因此,常因信息不灵而造成不必要的重复检查;同时取得这些影像学资料,对确诊疾病又非常必要。此外,不同的医生看同一病人,都需要复习该病人的图像资料,随着医院的规模扩大,就诊病人日益增多而且病情复杂,要求快速集中有关病人的信息资料的迫切性也随之增加。过去那种以胶片模式传递信息,实在难以满足需要。而且胶片不在手头,遭到毁损或遗失的情况也时有发生,并且用胶片来储存信息,从长远看,所需费用相对较高。综上所述,图像存档和传递信息的方式必须改进。

为此,电子图像存档和传输系统即应运而生。它的特点是:①能存储所有图像信息;②可以迅速地重新取出图像信息;③能同时享用多种成像工具所采集的图像信息;④可以在多场合下,异地多人同时享用,从而克服了过去用胶片模式所带来的困难和限度。开发PACS的目的就是要提高操作效率和提高诊断能力。

从近期看,PACS的实现,需要比较高的投资,而所产生的回报率较少,这就是PACS尚未被广泛接受的原因。具有远见的卫生行政人员应该看到,PACS在进行医院管理方面所具备的巨大潜力和不可低估的作用。

第2节 PACS的原理和方法

输入到PACS的图像可以来自产生数字化图像的成像工具,如CT、US、MRI、CR和核医学等,也可以来自经过数字化处理的模拟图像(analog image)。这些信息既可以来自当地的成像系统,也可以来自远距离通过网络输入的图像信息。总的来说,一个PACS要包括一些子系统(subsystem)和

部件：①影像采集设备(image acquisition device)；②数据处理系统(data management system)；③数据存储设备(data storage device)；④传输网络(transmission network)；⑤图像显示站(image display station)；⑥产生硬拷贝图像的设备(hard copy device)。

虽然 PACS 并不像成像工具，如 CT、MRI、US、CR 那样能给诊断疾病带来新的进展和提高，也就是不能直接产生诊断用图像信息，但是它能高质量、高速度、大容量地存储图像；高速度、高质量地传输图像；通过后处理，间接地提高诊断效率。

一、图像的输入

如前所述，除了 CT、MRI、CR 等产生数字化图像可直接输入 PACS 以外，大量的常规 X 线图像必须经过信号转换为数字化信号后，方可存入 PACS。下面介绍三种常用的读取转换系统，经

过这样处理，常规 X 线图像即可输入 PACS。

(一) 摄像管读取系统

这一系统(见图 5-2-1A)与一般的摄像过程一样，由摄像机摄取图像后，经过 A/D 转换器转换成数字化信号，再输入 PACS。这一系统的特点是：价格低而且简便易行，其缺点是图像质量欠佳。

(二) 电荷耦合器件读取系统(图 5-2-1B)

电荷耦合器件(charge coupled device, CCD)是以荧光灯作为光源，光透过胶片后，由一排(4096)光感受器接收到的光信号转换为电信号，再由 A/D 转换器转换成数字化信号，然后输入 PACS。这种系统的特点是具有读取文字原稿的光源强度，有利一并读取综合性 PACS 的文字与图像。从达到对文字信息和图像信息的系统管理。但因为是一条线、一条线地读取，比较费时而且图像质量中等。

(三) 激光读取系统(图 5-2-1C)

其原理有些类似 CR 的读取系统，使用光源为

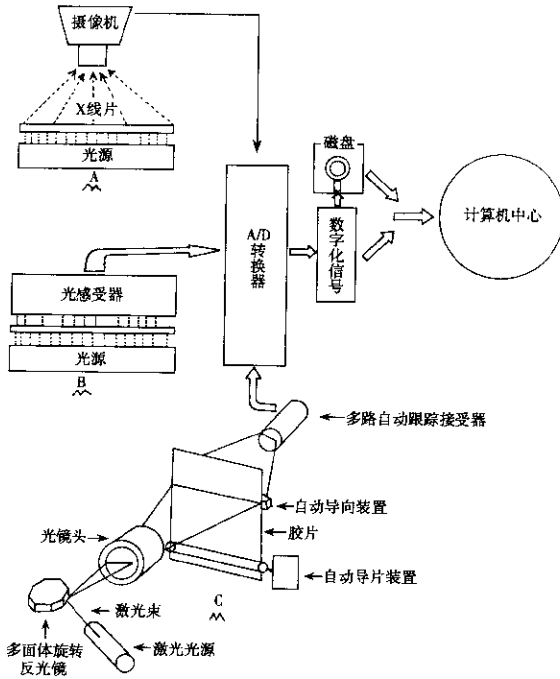


图 5-2-1 图像读取转换系统模式图

氩氦激光,通过多面体旋转式反光镜对X线片进行扫描,同时,由快速多路自动跟踪接收器将接受到的光信号转变为电信号,然后再由A/D转换器转换成数字信号并输入PACS,这种系统的特点是

速度快,比CCD系统快2~3倍;其次是精确度高,信号感受范围广,便于以后进一步处理。在价格上则是最昂贵的。以上三种方法的性能和特点如表5-2-1所示。

表 5-2-1 X线片数字化系统性能比较

方式	像元	密度范围	读取速度	优点	不足	其他
摄像管系统	1440×1440	窄	1/15秒/幅	快	质量欠佳	费用低廉
CCD系统	4096(横向)	中等	12~14秒/幅	图像质量优良	较慢	结构简单
激光系统	4096×4096	广	10~20秒/幅	质量优速度快	费用过高	结构复杂

二、图像的传输

这一过程无论是在图像的输入,以及以后的检索和再处理,都是必不可少的。它是PACS各部分之间的桥梁,其关键问题是传输速度和单位时间内的传输量,即信息流量,它是限制PACS在一定范围内应用的因素之一。

(一) 传输类型

类型因传输的目的不同而有差异,其基本类型如图5-2-2所示:两点间传输主要用摄影设备与计算机中心之间及终端与计算机中心之间的联系;星型实际上是两点间传输的延伸,即计算机中心与各个终端间的联系;圆形和平行型则是各医院的PACS之间的联系,以形成中心系统乃至大型网络。

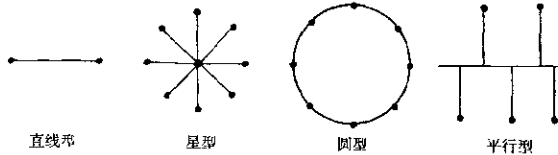


图 5-2-2 传输类型模式图

(二) 传导方法

目前用作影像信息传输的媒介基本有三种:电信号、光信号和微波,因媒介不同,方法也异。

1. 公用电话回路 将PACS间(内)的影像信息以电信号的形式,通过电话线来连接以完成信息交换。这种方法最简便易行且费用低,然而存在的问题是传送速度太慢。经过信息压缩后的一张胸片大约需10分钟才能传送出去。当然在电话回路用材上加以改善,如将电缆增粗和使用高导材料等可以克服这些缺点。

2. 光导通讯 将数字化影像信息转换成光信号后,通过光纤纤维来完成PACS间(内)的信息交换。由于光纤通讯技术的发展,就可能完成远距离、高速度和准确地传输影像信息。例如:使用2Gb/s的高速发光二极管和光纤纤维组成的传送系统站,300m距离是2Gb/s,500m是1.6Gb/s,1Km距离是1.2Gb/s,传输流量随距离延长而降

低。一张胸片的信息量约为 $4\text{MB} = 32\text{Mb}$,传输距离为300m时,以上述系统为例,所需时间约为 $32 \div 2000(2\text{Gb} = 2000\text{Mb}) = 0.16$ 秒,即只需用0.16秒就可将一张胸部平片的信息传送到300m以外,这是理论速度。实际速度比理论速度要低10%左右。这是交换信息量大、使用率高时的最佳方法。

3. 微波通讯 这是一种和电视台发射再由电视接收机再现影像的原理相同。由PACS中心将数字化影像变换成微波信号,按要求发射出去,提出要求信息的一方将收到的微波信号变换成数字化影像并重建图像。由于双方的联系均需具备发射和接收微波信号的设备,从而基本投资很高。然而这一方法不受地域限制,传输速度快,而且可以卫星中继站在较大的范围内实现PACS的传输功能。没有卫星中继站时,还可利用微波传输地面中继站。

(三) 影响传输速度的因素 几种主要因素如下:

1. 终端与接口的数量 物理性连接增加电阻,

不同信号媒介的转换,如光电转换,电光转换等均直接影响传输速度。所以随终端和接口数量的增多,传输速度减慢。

2. 传输类型 一般以圆形加星型最为迅速。因为在 PACS 的任何两点间的传送均可以最短的距离来完成。

3. 传送方法 以光导和微波通讯最为迅速,但投资较高;电话回路速度慢,但比较经济,因此可根据条件进行选择。

如前述可知,PACS 的支柱是利用电子网络系统来移动信息。传输网络要求操作协议规程(protocol)的电子学规则,这样才能使被传递的信息达到想要去的目的地,而不至和另一组传递的信息数据发生冲突。最有效的规程应是灵活而又适应性良好的,并且可以对通过网络的数据容量的波动进行回应。成功的网络连接要求标准化的接口(interface),以便使不同厂家生产的设备都能使用网络协议或规程。美国放射学院(American College of

Radiology,ACR)和美国国家电器制造商协会(National Electrical Manufacturers Association,NEMA)制定了一种成像设备的通讯标准:DICOM(digital imaging and communication in medicine,医用数字化成像及传输),这种 DICOM 标准允许在不同计算机和操作系统中,互相操作。而且它的灵活性大,允许进行改进和扩充。1985 年推出第一版本(version 1.0),1988 年推出 2.0 版本,1992 年又推出 3.0,即称之为 DICOM 版本,得到普遍接受。

三、图像数据的存储

此为 PACS 最重要部分之一。有效存储量(随时可以使用的存储量)和再现影像的质量决定 PACS 的有效性。目前作为存储元件的有磁带、磁盘、光盘和各种记忆卡,如表 5-2-2 所示。因为软盘存储量小,不适于医学影像的存储。硬盘在 PACS 中主要用于过渡性存储,经处理后再存入磁带或光盘中。记忆片则用于个人医疗信息的存储。

表 5-2-2 存储元件

名称	存储量	读取速度	用途
软盘	~1MB	~50KB/S	一般存储用,不适于存储医学影像
硬盘	30~500MB	~1MB/S	用于存储临时医学影像
磁带	10~100MB	40KB~8MB/S	用于存储医学影像,但不易永久保存
光盘	2~8GB	~400KB/S	适用于永久保存医学影像
记忆片	32KB~100MB	...	存储个人医疗信息

(一) 磁带

标准的磁带存储量以 CT 为例,可以存储 430 帧 CT 体层影像的信息,约为光盘的 1/29。这种磁介质存储器随着时间的推移,介质中代表信号大小的磁化强度会自然减弱,从而造成信号丢失。

(二) 光盘

1. 记录原理与结构 光盘是在玻璃、塑料或铝等所制作的基板上,涂以记忆膜,用较强的激光按影像的信息在膜上打孔而记录信号。读取时,以较弱的激光根据反光原理把记录下来的影像再重建。

2. 存储量 因光盘的直径不同而易。标准 12.7cm(5 英寸)光盘为 2.6GB,约相当于常规 X 线相片 650 张,CT 5200 张。30.48cm(12 英寸)的光盘为 5GB。采用集合型光盘系统后,在系统内可以同时管理 32 张光盘,不需更换,即可同时检索。

3. 光盘的特点 一般记录后不能更改,此乃

其缺点,然亦为其优点,即在医疗上可作为法律鉴定的依据。

近年来推出的 WORM(write-once-read-many,即一次写入,多次阅读)光盘和可擦洗光盘的应用,为图像存档带来福音。WORM 光盘的容量可达到 10GB~21GB,存储性能非常稳定。它不受外界磁场的影响,而且至少可以保存数据达 10 年之久。可擦洗光盘(erasable optic disk)又称 MO 盘(magneto-optical disk),其介质为稀土物质,这种物质可以保存局限的磁性(localized magnetic polarity)。而这种磁性又可在加热时,加一磁场来使之改变。用聚焦的激光束产生局部热量来改变磁性,这种 MO 盘的缺点是不如 WORM 盘敏感,数据传递慢,约为 100KB/sec。

(三) 记忆卡

一般其大小与银行信用卡相似,大体分为二

种：磁性卡片，记录的信息量少，只能记下姓名、年龄、性别及病历号等检索信息；集成电路卡片，是由集成电路和半导体记忆元件组成，其记忆量为64KB~512KB，为磁性卡片的一倍以上，仍不能存储影像；激光卡片，其记录原理同光盘，记忆量可在2MB~100MB，为集成电路卡片的4~200倍以上。可以记录病人的关键影像和重要临床数据。

记忆卡片目前所起的作用是检索，如查找病历号等。

四、图像数据的压缩

一个汉字对计算机的信息量是16bit，而一张常规X线片约为4MB（1MB=1000KB=1000000bit），即相当于1563页写满汉字的原稿纸（400字/1000MB），也即可以存储2000张普通X线相片的信息。但是还存储不下一个600床以上的医院一天所有的影像信息，因此信息的压缩存储就显得非常重要。依现有的技术条件，可将数据压缩至1/5~1/10而不影响质量。

由于PACS本身是一种专门计算机网络，对其中的信息流进行压缩，是提高PACS效率的重要途径。

数据压缩分为两种：不丢失性压缩方法(lossless compression method)和丢失性压缩技术(lossy compression technique)。前者只能作到2:1至3:1的压缩率，而后者则可作较大比例的压缩，虽然不能精确、完美无缺地再产生与原始图像一样的图像，但是图像质量还是很好，既见不到图像有降解(degradation)，也不会影响诊断质量。

JPEG(Joint Photographic Expert Group, 联合图片专家小组)标准和子波压缩(wavelet compression)均属于转换基础上的丢失压缩技术(transform-based lossy compression technique)这一类。它包括三个步骤：转换(transformation)；量化(quantization)和编码(encoding)。转换阶段是不会丢失数据的，图像从空间域的灰阶转换成其他域(domain)的系数。大家最为熟悉的就MR成像时图像重建的傅立叶转换。子波转换则应用了数据压缩，量化这一步就会有信息丢失发生，它会保存最重要的系数，而不重要的系数则被粗略地近似掉(approximated)，如零。最后一步是将量化的数据进行编码，这一步也不会丢失信息。

JPEG技术的缺点是：①应用于影像学图像高

比例压缩时，图像质量有降解，产生伪影；②子波压缩技术的图像质量，在同一压缩比例上优于JPEG，而且可以获取较高的压缩率(compression rate)。Savcenko等(1998)使用子波基础压缩技术评价后前位胸片，发现小的未钙化肺内结节病变和纤维化病灶，在压缩率高达40:1时也不会减少上述病变的检出的精确度，当压缩率达到80:1时，则其发现病变的能力有所下降，然而诊断正确性并无统计学上的差异。

五、图像数据的处理

图像数据处理系统就是专用计算机，它控制网络、图像存储设备和图像采集等，以使得整个系统有序运作。总的来说是容量、处理速度和可接终端数量越大、越快和越多就越好，然而经费的投入就随之提高。

(一) 编辑及再处理

这一部分是把文字说明与相应图像一并存储，并同时将有意义的图像去掉。对图像可以进行再处理，使易于理解和便于诊断。

(二) 检索

在输入图像的同时，要准确无误地输入病人的有关资料和病历号，以利检索和诊断。

第3节 PACS的结构

PACS的结构随其应用的环境和要求的不同而

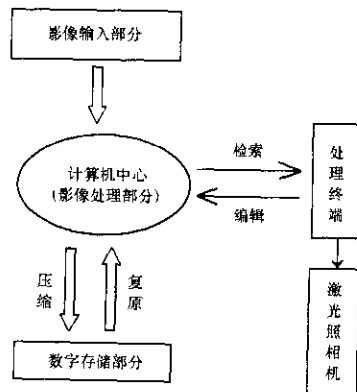


图 5-2-3 PACS 的基本结构图

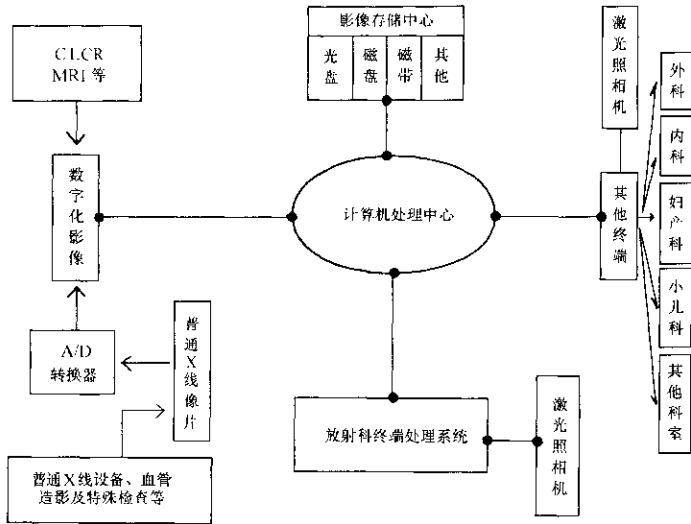


图 5-2-5 小型 PACS 模式图

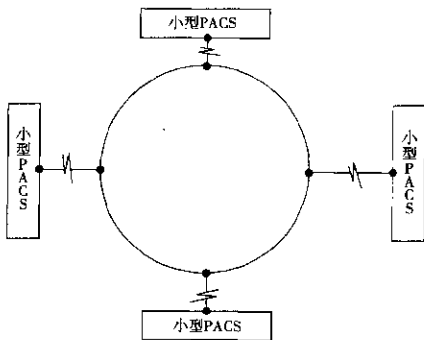


图 5-2-6 中型 PACS 模式图

第4节 PACS 的临床应用

各类小型 PACS 已在荷兰、美国和日本的一些大学建立起来，还有更多的系统在筹建之中。应用这种系统的好处在于：

一、对病人来说，减少等候时间，其次可以避免在不同医院看病而带来多次重复检查。

二、对医生来说，可以免去繁琐的借、还照片

手续，其次是在不同场所，由许多医生会诊同一病人的影像信息，还可以检索出不同时期病人不同种类的影像信息，综合参考，有利于提高诊断。

三、对医院管理方面，首先减少 X 线及各类影像资料的保管、借与还的业务，减少保管照片的场所；随时可以了解和得到医院各影像设备运行情况的数据，如摄片和其他影像诊断检查的人数、部位、检查次数和种类等。

尽管 PACS 目前仍存在着投资高、技术困难和医师们难以适应从荧屏观察图像习惯的暂时困难等缺欠，然而，从长远的战略观点来看，将会带来巨大效益。病人只要手持一卡（磁记忆卡），到任何有 PACS 或加入 PACS 的任何医院就诊，以前的影像资料随时可以调出，重复检查可以免除，会诊可以随时进行，极为方便，故其前景是可观的。

第5节 远程放射学

近年来，互联网（internet）使天各一方的人们的联系既方便又快捷，远程放射学因而迅速发展。远程放射学的基础是图像的数字化存档和传输，本篇所述的 CR 和 PACS 就是远程放射学得以实现的基本条件。我国幅员广大，由于经济发展的不同，

医疗资源的分配极不平衡,包括经验丰富的高级医务人员的分布,尖端影像设备的拥有程度在不同地区均大不相同。尤其是训练有素的人员的匮乏,使边远地区有些疑难医疗问题不能及时解决,或需转诊而长途跋涉,甚至因而延误病情的处理。远程放射学提供了就地会诊和就地继续教育的培训机会,其前程是无量的。日前,在我国就有许多以某一城市的高等医学院校或科研院所为中心的星型网络,联系会诊,取得良好效果。

(郭启勇 陈炽贤)

参 考 文 献

- 赵喜平 郑崇勋 毛松寿. PACS的发展趋势. 中华放射学杂志. 1998; 32:5-7
- 彭明辰. 小词典 CCD (charge-coupled device) 医学影像新技术. 1998; 1:43-44
- 郭启勇 陈炽贤. 第一篇 第六章 医学影像学新进展- 皂算 X线摄影技术和图像存储及传输系统. 刘玉清 李铁一 陈炽贤主编《放射学》上册. 北京: 人民卫生出版社. 1993 133-144
- 宋健宇. 浅谈远程放射学. 中华放射学杂志. 1998, 32:3-4
- Pratt HM, Langotz CP, Feingold ER et al. Incremental costs of departmental-wide implementation of a picture archiving and communication system and computed radiography. *Radiology* 1998, 206:245-252
- Erickson BJ, Manduca A, Palisson P et al. Wavelet compression of medical images. *Radiology* 1998, 206:599-607
- Savcenko V, Erickson BJ, Palisson P et al. Detection of subtle abnormalities on chest radiographs after irreversible compression. *Radiology* 1998, 206:609-616
- Stabb EV. PACS mini refresher course: Introduction. *Radiographics* 1992, 12:125-126
- Chopin RH, Boehme JM, Maynard CD. PACS mini refresher course: Picture archiving and communication system: An overview. *Radiographics* 1992, 12:127-129
- Frost Jr MM, Honeyman JC, Stabb EV. PACS mini refresher course: Image archival technologies. *Radiographics* 1992, 12:339-343
- Bidgood Jr WD, Horti SC. PACS mini refresher course: Introduction to the ACR-NEMA DICOM standard *Radiographics* 1992, 12:345-355
- Dwyer SJ, Stewart BK, Sayre JW, Honeyman JC. PACS mini refresher course: Wide area network strategies for teleradiology systems. *Radiographics* 1992, 12:567-576
- Egashira K, et al. Clinical evaluation of irreversible data compression for computed radiography of the chest. *J Digit Imaging*. 1998 Nov, 11 (4):176-81
- Srnifrdson J, et al. Assessment of image post-processing and of measuring assistance tools in computed radiography. Evaluation of the weight-bearing knee. *Acta Radiol*. 1998 Nov, 39 (6):642-8
- Junck KL, et al. Automated routing of DICOM CT, MR, and CR images: solving the pitfalls of vendor-specific DICOM implementations. *J Digit Imaging*. 1998 Aug, 11 (3 suppl 1): 131-7
- Kasai K, et al. Significance of residual renal functions of patients with end-stage renal failure undergoing continuous ambulatory peritoneal dialysis *Nippon Jinzo Gakkai Shi*. 1997 Dec, 39 (8):783-9
- Wilkinson LE, et al. Determination of correct AEC function with computed radiography cassettes. *Australas Phys Eng Sci Med*. 1997 Sep, 20 (3):186-91
- Bragg DG, et al. Experiences with computed radiography: can we afford the cost? *AJR Am J Roentgenol*. 1997 Oct, 169 (4):935-41
- Ogoda M, et al. Unsharp masking technique using multiresolution analysis for computed radiography image enhancement. *J Digit Imaging*. 1997 Aug, 10 (3 Suppl 1): 185-9
- Hangiantecou NJ, et al. Initial experience with soft-copy display of computed radiography images on three picture archive and communication systems. *J Digit Imaging*. 1997 Aug, 10 (3 Suppl 1) 47-50
- Uchida K, et al. Clinical evaluation of irreversible data compression for computed radiography in excretory urography *J Digit Imaging*. 1996 Aug, 9 (3):145-9
- Neo J, et al. Clinical evaluation of tooth-colored materials in cervical lesions. *Am J Dent* 1996 Feb, 9 (1):15-8
- Ohara K, et al. Impact of biological clearance on tumor radioresponsiveness. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1996 Jan 15, 34 (2):589-93
- Yoshida T, et al. Clinical study of photodynamic therapy for laryngeal cancer *Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaibo*. 1995 May, 98 (5):795-804
- Fujita S, et al. Clinical application of computed radiography in orthopedic surgery. *J Digit Imaging*. 1995 Feb, 8 (1 Suppl 1):51-60
- Gingold EL, et al. Computed radiography: user-programmable features and capabilities. *J Digit Imaging*

- 1994 Aug. 7 (3):113-22
27. Miyazaki T. Observation of calcification of thyroid tumors determined by CR and CT nippon Jibinkoka Gakkaei Kaiho. 1993 Sep. 96 (9) 1471-81
28. Kimme-Smith C, et al. Effects of reduced exposure on computed radiography: comparison of nodule detection accuracy with conventional and asymmetric screen-film radiographs of a chest phantom. AJR 1995, 165 (2):269-73
29. Tucker-DM; Barnes-GT; Koehler-RL. Picture archiving communication systems in the intensive care unit. Radiology. 1995, 196 (2):297-304
30. Olive WR, et al. Three-dimensional reconstruction of a bullet path: validation by computed Radiography. J Forensic Sci 1995, 40 (2):321-4
31. Aman A, Cowen AR. Improved image quality utilizing dual plate computed radiography. Br J Radiol. 1995, 68 (806):182-8
32. Aoki K. Computed radiography in pediatrics. J Digit Imaging 1995, 8 (1 Suppl 1):92-5
33. Parkang GJ. Clinical aspects of direct digital mammography. J Digit Imaging. 1995, 8 (1 Suppl 1):61-6
34. MacMahon H. Digital chest radiography at the University of Chicago: present status and future plans. J Digit Imaging. 1995, 8 (1 Suppl 1):11-4
35. Nawano S. Evaluation of digital mamography in diagnosis of breast cancer. J Digit Imaging. 1995, 8 (1 Suppl 1):182-8
36. Lsnigaki T, Sakuma S, Endo T, et al. Diagnosis usefulness of chest computed radiography film versus cathode-ray tube images. J Digit Imaging 1995, 8 (1 Suppl 1):25-30
37. Kammyra R, Takashima T. Clinical application of single dual-energy subtraction technique with digital storage-phosphor radiography. J Digit Imaging. 1995, 8 (1 Suppl 1):21-4

中英文对照索引

- 2-D 傅立叶重建
 B_0 场, 主磁场
 Bohr 模型(原子核)
 CT 动脉门脉造影
 CT 血管造影
 CT 值
 K-空间
 Larmor 方程
 Larmor 频率
 N-乙酸门冬氨酸
 Plank 常数
 T1
 T1 加权
 T1 值
 T2
 T2 * -加权
 T2-加权
 T2 值
 X, Y, Z 轴梯度
 XY 平面磁化矢量
 X 线的量
 X 线的质
 X 线电影摄影
 X 线发生器
 X 线管电流
 X 线管电压
 X 线摄影
 X 线阳极靶材料
 X 线硬度
 Z 轴磁化矢量
 安其格纳芬(用于血管造影)
 百万分之一
 半峰值最大宽度

 半傅立叶成像
 半价层
 饱和
 被动屏蔽
 边缘增强
- 2-D Fourier reconstruction 41, 99
 B_0 95 ~ 96
 Bohr model 3
 CT arterial portography, CTAP 56
 CT angiography, CTA 56
 CT number 59
 K-space 105 ~ 108
 Larmor equation 95
 Larmor frequency 95
 N-acetylaspartate 142 ~ 143
 Plank constant 95
 T1 96
 T1-weighted 104
 T1 values 104
 T2 96 ~ 97
 T2 * -weighted 109
 T2-weighted 103 ~ 104
 T2 values 104
 Gx, Gy, Gz 97, 159
 Mxy 96 ~ 97
 quantity, x-ray 11
 quality, x-ray 11
 cinematography 21
 X-ray generator 10 ~ 11
 tube current 10
 tube potential 10
 radiography 19
 target material 7 ~ 8
 hardness, x-ray 10
 Mz 96
 angiografin 24 ~ 26
 parts per million (ppm) 137
 full width at half maximum, FWHM 138
 half-Fourier imaging 106
 half-value layer 10
 saturation 118, 127
 passively shielding 159
 edge enhancement 173
- 编码
 标识
 标识 X 线
 标识过程
 标识图(路标)
 标准床渐进式 CT
 表面线圈
 表现弥散
 表现弥散系数
 波谱
 波谱成像
 波谱分析
 波谱分析应用于
 脑 MRS
 乳腺 MRS
 肝肌 MRS
 肌肉 MRS
 不成对电子
 不丢失数据压缩法
 部分容积效应
 层间距
 层流
 层面厚度
 层面选择梯度
 常导磁体
 超导磁体
 超高速 CT

 超顺磁性物质
 超顺磁性氧化铁

 成像板
 成像序列
 弛豫
 弛豫时间
 出血
 传输网络
 窗技术
 窗宽
 窗位
- encoding 97 ~ 99, 186
 land marking 84
 characteristic x-ray 6 ~ 7
 characteristic process 6 ~ 7
 road map 72 ~ 73
 standard incremental CT 41 ~ 42
 surface coil 160
 apparent diffusion 133
 apparent diffusion coefficient 133
 spectrum 137 ~ 149
 spectroscopic imaging 140
 spectroscopy 137 ~ 149
 spectroscopy application of 141 ~ 149
 brain MRS 142 ~ 146
 breast MRS 145
 liver MRS 146
 muscle MRS 148
 unpaired electrons 121
 lossless compression method 186
 partial volume effect 62, 117
 slice gap 115
 laminar flow 126
 slice thickness 115
 slice selection gradient 97
 resistive magnet 158 ~ 159
 superconducting magnet 159
 ultrafast computed tomography, UFCT 42 ~ 43
 superparamagnetic material 123 ~ 124
 superparamagnetic iron oxide (SPIO) 123 ~ 124
 image plate, IP 168 ~ 172
 imaging sequence 102 ~ 113
 relaxation 96
 relaxation time 96 ~ 97
 hemorrhage 152
 transmission 182 ~ 185
 window technique 60 ~ 61
 window width 61
 window level 60

- 磁共振波谱 MR spectroscopy (MRS) 137~149
- 磁共振成像 magnetic resonance imaging, MRI 93~164
- 磁共振功能成像 functional MRI 133~136
- 磁共振血管造影 magnetic resonance angiography (MRA) 126~130
- 磁共振血管造影(飞越时间法) magnetic resonance angiography (TOFMRA) 128~129
- 二维飞越时间法磁共振血管造影 2D TOFMRA 128
- 三维飞越时间法磁共振血管造影 3D TOFMRA 128~129
- 磁化传递对比 magnetization transfer contrast (MTC) 100~101
- 磁化率 magnetic susceptibility 100
- 磁化率伪影 susceptibility artifact 113
- 磁矩 magnetic moment 95
- 磁屏蔽 magnetic shielding 159
- 磁体 magnet 158
- 磁旋比 gyromagnetic ratio 95
- 代数重建技术 algebraic reconstruction technique 40
- 代谢物 metabolites 137~138
- 单次激发 single shot 111
- 单能定量 CT single-energy QCT, SEQCT 52
- 单能源的 monenergetic 7
- 单体 monomer 24
- 单相 single-phase 10
- 胆碱 choline (Cho) 142
- 胆影葡胺 iopamide, bilgratin, choctografin 26
- 递推滤波 recursive filtering 85
- 第一回波 first echo 102~103
- 第二回波 second echo 103~104
- 点分辨率波谱法 PRFES (point resolved spectroscopy) 138
- 碘苯六醇 iohexol, omnipaque 24~25, 54
- 碘苯酯 pantopaque, myodil 26
- 碘吡啦啶 diodrast 24~25
- 碘必乐, 碘异酞醇 iopamidol, iopamiro 24~25, 54
- 碘泊酸钙 calcium iopodate, biloprin 26
- 碘酞醇 iodixanol, visipaque 24~25
- 碘酞酸 iopanoic acid, telepaque 26
- 碘化钠 sodium iodide 26
- 碘化油 iodized oil, lipiodol 26
- 碘卡明葡胺 iocarmate meglumine myocontrast, bisconrey 24~25
- 碘砷酞乙酸 iuroselectan 24~25
- 碘普罗胺, 伏维显 icpromide, ultravist 24~25, 54
- 碘曲伦 iotralan, isovist 24~25
- 碘维索, 安射利 icversol, optiray 24~25, 54
- 电磁辐射 electromagnetic radiation 12~13
- 电荷耦合器件 charge coupled device, CCD 183
- 电离 ionization 6, 12
- 电离辐射 ionization radiation 12
- 电离室 ionization chamber 12
- 电势 electric potential 5
- 电压波形 waveform 11
- 包压波形脉动 ripple in voltage waveform 10
- 电子 electron 3~4
- 电子伏特 electron volt, eV 3~4
- 电子束 CT electron beam computed tomography, EBCT 42~43
- 电子探测器 electronic detector 16
- 调制传递函数 modulation transfer function, MTF 62
- 定量 CT quantitative computed tomography, QCT 51
- 丢失数据压缩技术 lossy compression technique 186
- 动态成像 IADSA 82
- 动态扫描 dynamic imaging 55~56
- 读出梯度 dynamic scanning 55~56
- 读出梯度 read-out gradient 97~98
- 短 T1 反转恢复序列 short T1 inversion recovery (STIR) 105
- 断面成像 cross-sectional imaging 20
- 对比 contrast 23
- 对比剂 contrast agent 23~26, 121~124
- 对比剂 contrast media 23~26, 121~124
- 对比检查 contrast examination 23~26, 121~124
- 对比噪声比 contrast to noise ratio (CNR) 114, 115
- 对比增强 contrast enhancement 54~57, 120~121
- 对比增强 MRA contrast enhanced MRA 130~131
- 多层 multi-slice 102~104, 110
- 多回波 multi-echo 102~104, 110
- 多平面和多曲面重组 multi and curved planar reformation, MPR/CPR 47
- 多平面重组 multiplanar reformatting 47
- 二聚体 dimer 24
- 二磷酸二吡啶锰 manganese dipyridoxal diphosphate (MnDPDP) 124

- 二维成像 two-dimensional imaging 97~99
- 二维傅立叶变换 two-dimension Fourier transform (2DFT) 97~99
- 二维相位对比血管造影 2D PCMRA 129
- 二乙基三胺五乙酸钆 gadolinium diethyl triamine-pentaoctetic acid (Gd-DTPA) 121~122
- 发光中心 luminescence center 169
- 发射光谱 emission spectrum 169
- 反投影法 back projection 40~41
- 反转恢复 inversion recovery (IR) 104~105
- 倾角 flip angle 96, 108~109
- 反转时间 inversion time (TI) 104~105
- 反转时间 T1 104~105
- 反转预脉冲 inversion prepulse 110
- 泛影钠 sodium diatrizoate, hypaque sodium 24
- 泛影葡胺 meglumine diatrizoate, hypaque meglumine 24
- 方位 orientation 96
- 防治射线测定胸卡 badge 33
- 放大摄影 magnification radiography 20
- 放射学 radiology, roentgenology 1~31
- 放射诊断学多观察站 multiple viewing station for diagnostic radiology 182
- 飞越时间法 time of flight 126
- 非离子型对比剂 nonionic contrast media 25~26
- 分配 distribution 182
- 伏特(电压单位) voltage 5
- 氟-19 磁共振波谱 Fluorine, in spectroscopy, (¹⁹F-MRS) 149
- 氟卤化钡 barium fluorohalide 169
- 辐射 radiation 6
- 辐射扫描 radial scan 107
- 复方泛影葡胺 urografin, renografin 24
- 傅立叶变换 Fourier transform (FT) 99~100
- 盖格-弥勒计数器 Geiger-Mueller Counter 12
- 感光胶片 photosensitive film 16
- 感兴趣区 region of interest (ROI) 79, 138
- 高分辨力 CT high-resolution CT, HRCT 48~49
- 高空间频率重建法 high-spatial-frequency reconstruction algorithm 173~174
- 高千伏摄影 high-kilovoltage radiography 20
- 高斯 Gauss 158~159
- 高危 high risk 27~28; 54~55
- 格式 format 182
- 各向异性 Anisotropy 133
- 动能 kinetic energy 5
- 共振频率 resonance frequency 95~96
- 谷氨酸 glutamate (GLu) 142
- 谷氨酰胺 glutamine (GLu) 142
- 观察野 field of view (FOV) 115
- 灌注 perfusion 134
- 光电效应 photo-electric effect 14
- 光发射寿命期 light emission life 169
- 光激发发光, 光致发光 photostimulated luminescence, PSL 169
- 光子 photon 4~5
- 广域网 wide area network, WAN 187
- 鬼影 ghost imaging 117~119
- 含铁血黄素 hemosiderin 152
- 磁共振(NMR)成像 nuclear magnetic resonance (NMR) imaging 94~95
- “黑血”磁共振血管造影 black blood MR angiography 152
- 亨氏单位, CT值计量单位 hounsfield unit, HU 59
- 横波 transverse wave 4
- 横向弛豫时间 transverse relaxation time 96~97
- 横向磁化矢量 transverse magnetization (Mxy) 97
- 横向自旋-自旋弛豫 transverse spin-spin relaxation 96~97
- 宏观磁矩 macroscopic magnetic moment (vector) 96
- 呼吸门控 respiratory gating 117
- 互联网 internet 188
- 化学位移 chemical shift 137~138
- 化学位移成像 chemical shift imaging (CSI) 140
- 猝灭性荧光物质 photostimulable substance 169
- 回波 echo 102~104, 108~113
- 回波链 echo train 110~113
- 回波平面成像 echo planar imaging (EPI) 111~113
- 回波时间 echo time 102~104, 108~113
- 回波时间 TE 102~104, 108~113
- 混合减影 hybrid subtraction 85~86
- 肌醇 Myo-inositol (MI) 142
- 肌酸 creatine (Cr) 142
- 积分蒙片 integrated mask subtraction 84~85
- 基本粒子 fundamental particles 3

- 激发 shots 169
 激发光谱 stimulation spectrum 159
 激励 excitation 6, 96
 激励回波采样法 STEAM (stimulated echo acquisition mode) 139
 计算机 computer 36, 167
 计算机 X 线投影 computed radiography, CR 167 ~ 181
 计算机断层成像 computed tomography, CT 35 ~ 67
 kymography 21
 metrizamide, amipaque 25
 valence electrons 4
 subtraction 71 ~ 72
 crosstalk 115
 joule 5
 interface 185
 receiver-operating characteristic, ROC 174
 binding energy 14
 analytic method 41
 interventional radiology 87 ~ 88
 metallic artifact 118 ~ 119
 approximated 186
 incremental dynamic scanning 55
 precession 95
 lipiodol-transarterial embolization, LP-TAE 89
 net macroscopic vector magnetization 95
 静脉注射数字血管造影 IVDSA 87
 局域网 local area network, LAN 187
 矩形观察野 rectangular field of view 106 ~ 107
 矩阵 Marrix 59, 80
 距离平方反比定律 inverse square law 11
 卷积反投影法 convolution method 40 ~ 41
 截断伪影 truncation artifact 116 ~ 117
 卷积伪影 wraparound (aliasing) artifact 116
 卷褶 aliasing 116
 均帧 averaging frames 85
 康普顿-吴有训散射, 又称 Compton 散射 Compton scattering 14
 可擦光盘 erasable optic disc/magneto-optic disc, MO disc 185
 空间编码 spatial encoding 97 ~ 98
 空间定位 spatial localization 97 ~ 98
 空间分辨率 spatial resolution 61 ~ 62, 114, 80
 空间滤波 spatial filtering 84
 空间频率处理 spatial frequency processing 173
 快速流动 fast flow
 快速小角度成像 FLASH (fast low-angle shot) 108 ~ 109
 快速自旋回波 FSE (fast spin echo) 110 ~ 111
 铼 rhenium 10
 钼 molybdenum 10
 离子型对比剂 ionic contrast media 25 ~ 26
 粒子辐射 particulate radiation 5
 联合图片专家组 Joint Photographic Expert Group, JPEG 186
 量化 quantization 186
 磷-31 磁共振波谱 phosphorous, in spectroscopy, (³¹P-MRS) 145 ~ 148
 磷酸单脂 phosphomonoester (PME) 145 ~ 146
 磷酸二脂 phosphodiester (PDE) 145 ~ 146
 磷酸肌酸 phosphocreatine (Pcr) 145 ~ 146
 流动 flow 126
 流动补偿 flow compensation 127
 流动分离 flow separation 126
 流动相关增强 flow related enhancement 127
 流动增强 flow enhancement 127
 流空 flow void 127
 流入 MRA inflow MRA 128 ~ 129
 流入效应 inflow effects 127
 流速 flow velocity 131 ~ 132
 硫酸钡 barium sulfate 23
 滤过 filtration 84 ~ 85
 滤过反投影法 filtered back projection 40 ~ 41
 伦琴 Wilhelm Conrad Roentgen 2
 螺距 pitch 44
 螺旋 CT helical CT, spiral CT 43 ~ 44
 螺旋扫描 helical scan 44
 螺旋扫描 spiral scan 44, 107
 脉冲 pulse 96
 脉冲序列 pulse sequence 102 ~ 113
 美国放射学院 American College of Radiology, ACR 185
 美国国家电器制造商协会 National Electric Manufacturers Association, NEMA 185
 门控 gating 128

- 蒙片 mask 71, 79
- 弥散 diffusion 133
- 密度分辨率 density resolution 15, 62, 80~81
- 敏感性 sensitivity 30
- 模拟图像 analog image 182
- 魔角 magic angle 101
- 钼 molybdenum 7~8
- 内光电效应 internal photo-electric effect 14
- 钠-23 磁共振波谱 sodium, in spectroscopy, (²³Na-MRS) 148
- 脑梗塞 cerebral infarction 134
- 脑血流量 cerebral blood flow (CBF) 134
- 能量减影 energy subtraction 79~80, 175~176
- 偶回波重聚 even echo rephrasing 127
- 配准错误 misregistration 81
- 匹配滤波 matched filtering 85
- 偏振光照片 polaroid film 38
- 频宽 bandwidth 4~5
- 频率 frequency 4~5
- 频率编码梯度 frequency encoding gradient 97~98
- 平片 plain film 19
- 平扫 plain scanning/nonenhanced scanning 53~54
- 平野滤过 field-flattening filter 81
- 葡萄糖胺 glucosamine 24~25
- 谱宽 spectral width 137~138
- 谱线 spectral line 137~138
- 曝光 exposure 10, 13
- 曝光时间 exposure time 10
- 氢密度, 氢自旋密度 N(H) 100
- 去相位(相位分离) phase incoherence (out of phase, dephasing) 102
- 去氧血红蛋白 deoxy hemoglobin 152
- 全景体层摄影 pantomography 19
- 扰相位脉冲 spoiler pulse 108~109
- 热离子发射 thermionic emission 6
- 热阴极管/柯尔芝管 hot cathode tube/Coolidge tube 8
- 人名, 爱因斯坦 Einstein 5
- 人名, 发明 CT 者 Hounsfield 41
- 人名, 设计 EBCT 者 Boyd 42
- 韧致过程 bremsstrahlung process 2, 6~8
- 容积成像 volume imaging 48
- 容积感兴趣区 volume of interest (VOI) 48
- 容积显示法 volume rendering, VR 48
- 乳酸 lactate (Lac) 144
- 入射电子 incident electrons 6
- 三磷酸腺苷 adenosine triphosphate (ATP) 145~146
- (α, β, γ)-三磷酸腺苷 α -ATP, β -ATP, γ -ATP 145~146
- 三维傅立叶变换 three-dimension fourier transform (3DFT) 99
- 三维显示技术 three-dimensional rendering technique 47~48
- 三维相对比血管造影 3D PCMRA 130
- 影
- 三相 three-phase 11
- 扫描架 gantry 37~38
- 扫描时间 scan time 46
- 射频 radio frequency 159~160
- 射频脉冲 RF pulse 159~160
- 射频屏蔽 radio frequency shield 160
- 射频线圈 radio frequency coil 159~160
- 射血轮廓 ejection shell 90
- 深部分辨表面线圈波谱 DRESS (depth resolved surface coil spectroscopy) 138~139
- 潜分辨法 resolution temporal 81
- 时间减影 temporal subtraction 79
- 实时局部曝光控制 real-time local exposure control 34
- 实时透视成像 real-time fluoroscopic imaging 46
- 势能 potential energy 5
- 舒张期伪门控 diastolic pseudogating 127
- 数据处理系统 data management system 185~186
- 数据存储设备 data storage device 185~186
- 数字 X 线摄影 digital radiography, DR 167
- 数字化图像网络/PACS 安装现场 DIN/PACS 182
- 数字减影血管造影 digital subtraction angiography, DSA 69~92
- 数字荧光成像/数字荧光透视 digital fluorography/digital fluoroscopy. DF 72
- 双回波 Dual Echo 102~104
- 双能量 QCT, DEQCT 51~52
- 双向 DSA bi-plane DSA 73
- 水抑制 water suppression 110~111
- 水和脂肪去相位 water and fat dephasing 110~111
- 水-脂肪位移 water-fat shift (WFS) 137~138
- 水肿 edema 151~152
- 流速编码 velocity encoding 129
- 探测器 detector 37

- 碳-13 磁共振波谱 carbon, in spectroscopy ($^{13}\text{C-MRS}$) 148
- 特斯拉 Tesla 95, 158 ~ 159
- 梯度 gradient 97 ~ 98, 159
- 梯度回波 gradient echo 108
- 梯度回波成像 gradient echo imaging 108 ~ 110
- 梯度回波序列 gradient-recalled echo (GRE) 108
- 梯度线圈 gradient coil 97 ~ 98, 159
- 梯度运动相位重聚 gradient-motion rephasing 127
- 梯度自旋回波 (GRASE) 111
- 断层摄影 tomography 19 ~ 20
- 体线圈 body coil 160
- 体元 voxel 59, 80
- 铁磁物质 ferromagnetic substances 123 ~ 124
- 单层动态扫描 single level dynamic scanning 55
- 同时迭代重建技术 simultaneous iterative reconstruction technique 40
- 同位素 isotope 3
- 投射重建 projection reconstruction 39 ~ 41
- 投影成像 projectional imaging 39 ~ 41
- 透视容积显示法 perspective volume rendering, PVR 48
- 透视图 perspective views 48
- 图像存档和传输系统 picture archive and communication system, PACS 182 ~ 188
- 降解 degradation 186
- 图像显示站 image display station 183
- 图像重建 image reconstruction 39 ~ 41
- 湍流 turbulent flow 126
- 涡流 vortex flow 126
- 团注法 bolus injection 55, 81, 131
- 脱髓鞘 demyelination 154 ~ 155
- 网状内皮系统 reticulo-endothelial system (RES) 123
- 微脂脂肪粒 liposomic 27
- 伪影 artifact 63 ~ 64, 81, 116 ~ 119
- 胃影葡胺 gastrografin 25
- 稳定状态 steady state 109
- 稳态进动快速成像 FISP (fast imaging with steady-state precession) 109
- 涡流 eddy currents 159
- 钨 tungsten 8
- 细胞毒性水肿 cytotoxic edema 151
- 氙探测器 xenon detector 37
- 显示野 field-of-view, FOV 115
- 线圈 coil 160
- 线束硬化 beam hardening 10
- 线性内插运算法 linear interpolation 50
- 相位编码 phase encoding 98 ~ 99
- 相位步码数 number of phase encoding steps 105
- 相位对比血管造影 phase contrast magnetic resonance angiography (PCMRA) 129 ~ 130
- 相位图像 phase image 109 ~ 110
- 相位效应 phase effects 109 ~ 110
- 相位一致性 phase coherence (in phase) 102
- 相位重聚梯度 rephasing gradient 102, 108
- 像元移动 pixel shifting 84
- 像元 pixel 59, 80
- 消退 fading 170
- 协议规程 protocol 185
- 谐波处理 gradation processing 172 ~ 175
- 磁化率 susceptibility 100
- 信号 signal 99
- 信号异常 signals, abnormal 150
- 信号检测 signal detection 160
- 信号平均 signal averaging 115
- 信号平均次数 number of signals averaged (NSA) 115
- 信息转换 transformation of information 172
- 信噪比 signal-to-noise ratio (SNR) 62 ~ 63, 76, 114
- 兴趣区 region of interest, ROI 79
- 血池对比剂 blood-pool contrast agent 124 ~ 125
- 血流 blood flow 126, 134
- 血流速度 velocity, blood flow 131 ~ 132, 134
- 血脑屏障 blood-brain barrier (BBB) 121
- 血容积 blood volume (Vb) 134
- 血氧水平依赖 blood oxygen level dependent (BOLD) 135
- 压缩率 compression rate 186
- 延迟扫描 delayed scanning 56
- 沿轨道运行电子 orbiting electrons 3 ~ 4
- 氧合血红蛋白 oxyhemoglobin 152
- 液体衰减反转恢复 fluid attenuated inversion recovery (FLAIR) 104 ~ 105
- 一次写入, 多次阅读 write-once-read-many, WORM disk 185
- 光盘 digital imaging and communication in medicine, DICOM 185
- 依洛前列素 iloprost 26
- 依前列醇 prostacyclin 26

- 胰高糖素 glucagon 89
- 移动式线束均衡摄影 advanced multiple beam equalization radiography, AMBER 34
- 移动伪影 motion artifact 77
- 异泛影钠 conray 400 24
- 异泛影葡胺 conray 24
- 阴极射线管 cathode ray tube, CRT 8~9
- 荧光屏 fluorescent screen 18
- 荧光缩影 fluororadiography 20
- 影像采集设备 image acquisition device 183
- 影像接受器 image receptor 16
- 影像容积 imaging volume 50
- 影像增强器 image intensifier, I.I. 18~19
- 影像诊断学 imaging diagnosis 30~31, 65
- 影像抓取 image capture 182
- 便携式设备 hard copy device 183
- 永磁体 permanent magnet 158
- 有效回波时间 effective echo time 110~113
- 有源屏蔽 active shields 158~159
- 预饱和 presaturation 118, 127~128
- 预饱和脉冲 presaturation pulse 118, 127~128
- 顺磁性 paramagnetic 120~122
- 预反转多回波域 pre inversion multi echo (PRIME) domain 99, 186
- 元素 element 3
- 原始数据 raw data 177
- 原子序数(Z) atomic number (Z) 3
- 远程放射学 tele-radiology 188~189
- 远程医学 telemedicine 188~189
- 钥匙孔成像 keyhole imaging 107
- 匀场 shimming 158~159
- 运动伪影 motion artifacts
- 再蒙片 remasking 84
- 再配准 reregistration 84
- 噪声 noise 62~63, 77
- 增强扫描 enhanced scanning 54
- 遮蔽闪烁 veiling glare 76
- 遮盖表面显示 threshold shaded surface display, SSD 47
- 诊断流程 flow chart 21
- 阵列处理器 array processor, AP 46
- 正交线圈 quadrature coil 160
- 正铁血红蛋白 methemoglobin 152
- 正电子 positron 3
- 帧频 frame frequency 81
- 脂肪-水界面 fat-water interface 116
- 脂肪抑制 fat suppression 104, 110~111
- 质量 mass 3
- 质量保证 quality assurance, QA 64
- 质量控制 quality control, QC 64
- 质子 proton 3, 95
- 质子磁共振波谱 proton, in spectroscopy, p (D) (1H-MRS) 141~145
- 质子加权像 N (H)weighted 102~103
- 质子密度 proton density 102~103
- 质子密度 P (D) 加权像 proton density-weighted imaging 102~103
- 中心处理装置 central process unit, CPU 38
- 中子 neutron 3
- 重复时间 repetition time (TR) 102~113
- 重复时间 TR 102~103
- 重建 reconstruction 46
- 重建时间 reconstruction time 46
- 重聚脉冲 refocusing pulse 102
- 周期时间 cycle time 46
- 周围间隙现象 peripheral space phenomenon 62
- 主磁场场强 field strength 95~96, 158~159
- 转换 transformation 186
- 转换基础上丢失压缩技术 transform-based lossy compression technique 186
- 准直器 collimator 38
- 子波压缩 wavelet compression 186
- 子系统 subsystem 182
- 自旋 spin 95
- 自旋回波 spin echo (SE) 102~103
- 自旋回波成像 spin echo imaging 102~103
- 自旋密度 spin density 102~103
- 自旋-自旋 spin spin 96~97
- 自旋-自旋(T2)弛豫时间 spin-spin relaxation (T2) time 96~97, 104
- 自旋-自旋相互作用 spin-spin interaction 96~97
- 自由电子 free electrons 4
- 自由感应衰减 free induction decay (FID) 99
- 自旋-晶格(T1)弛豫 spin-lattice relaxation (T1) 96
- 纵向弛豫时间(T1) longitudinal relaxation time (T1) 96, 104
- 纵向磁化矢量 longitudinal magnetization (Mz) 96
- 最大强度投影 maximum intensity projection (MIP) 47~48
- 最大强度投影法 maximum intensity projection, MIP 47~48
- 最小平方迭代技术 iterative least-square technique 40

英中文对照索引

- 2-D Fourier reconstruction 2-D傅立叶重建 41, 99
- 2D PCMRA 二维相位对比血管造影 129
- 3D PCMRA 三维相位对比血管造影 130
- active shields 有源屏蔽 158~159
- adenosine triphosphate (ATP) 二磷酸腺苷 (α, β, γ)三磷酸腺苷 145, 146
- advanced multiple beam equalization radiography, AMBER 移动式线束均衡摄影 34
- algebraic reconstruction technique 代数重建技术 40
- aliasing 叠褶 116
- American College of Radiology, ACR 美国放射学院 185
- analog image 模拟图像 182
- analytic method 解析法 41
- angiografia 安瓦格纳芬(用于血管造影) 24~26
- anisotropy 各向异性 133
- apparent diffusion 表现弥散 133
- apparent diffusion coefficient 表现弥散系数 133
- approximated 近似掉 186
- array processor, AP 阵列处理器 46
- artifact 伪影 63~64, 81, 116~119
- atomic number (Z) 原子序数(Z) 3
- averaging frames 均帧 85
- B_0 B_0 场, 主磁场 95~96
- back projection 反投影法 40~41
- badge 防治射线测定胸卡 33
- bandwidth 频宽
- barium fluorohalide 氟卤化钡 169
- barium sulfate 硫酸钡 23
- beam hardening 线束硬化 10
- binding energy 结合能 14
- bi-plane DSA 双向DSA 73
- black blood MR angiography “黑血”磁共振血管造影 152
- blood flow 血流 126, 134
- blood oxygen level dependent (BOLD) 血氧水平依赖 135
- blood volume (Vb) 血容积 134
- blood-brain barrier (BBB) 血脑屏障 121
- blood-pool contrast agent 血池对比剂 124~125
- body coil 体线圈 160
- Bohr model Bohr模型(原子核) 3
- bolus injection 团注法 55, 81, 131
- Boyd 人名, 设计EBCT者
- bremsstrahlung process 初致过程 2, 6~8
- calcium iopodate, bi.iopitin 碘泊酸钙 26
- carbon, in spectroscopy (^{13}C -MRS) 碳-13 磁共振波谱 148
- cathode ray tube, CRT 阴极射线管 8~9
- central process unit, CPU 中心处理装置 38
- cerebral blood flow (CBF) 脑血流量 134
- cerebral infarction 脑梗塞 134
- characteristic process 标识过程 6~7
- characteristic x-ray 标识X线 6~7
- charge coupled device, CCD 电荷耦合器件 183
- chemical shift 化学位移 137~138
- chemical shift imaging (CSI) 化学位移成像 140
- choline (Cho) 胆碱 142
- cineradiography X线电影摄影 21
- coil 线圈 160
- collimator 准直器 38
- compression rate 压缩率 186
- Compton scattering 康普顿-吴有训散射, 又称 Compton 散射 14
- computed radiography, CR 计算机X线投影 167~181
- computed tomography, CT 计算机断层成像 35~67
- computer 计算机 36, 167
- conray 异泛影葡胺 24

- conray 400 异泛影钠 24
- contrast enhancement 对比增强 54 ~ 57, 120 ~ 121
- contrast 对比 23
- contrast agent 对比剂 23 ~ 26, 121 ~ 124
- contrast enhanced MRA 对比增强 MRA 130 ~ 131
- contrast examination 对比检查 23 ~ 26, 121 ~ 124
- contrast media 对比剂 23 ~ 26, 121 ~ 124
- contrast to noise ratio (CNR) 对比噪声比 114, 115
- convolution method 卷积反投影法 40 ~ 41
- creatine (Cr) 肌酸 142
- cross-sectional imaging 断面成像 20
- cross-talk 交叉干扰 115
- CT angiography, CTA CT 血管造影 56
- CT arterial portography, CTAP CT 动脉门脉造影 56
- CT number CT 值 59
- cycle time 周期时间 46
- cytotoxic edema 细胞毒性水肿 151
- data management system 数据处理系统 186 ~ 186
- data storage device 数据存储设备 185 ~ 186
- degradation 图像降解 186
- delayed scanning 延迟扫描 56
- demyelination 脱髓鞘 154 ~ 155
- density resolution 密度分辨力 15, 62, 80 ~ 81
- deoxyhemoglobin 去氧血红蛋白 152
- detector 探测器 37
- diastolic pseudogating 舒张期伪门控 127
- diffusion 弥散 133
- digital fluorography/digital fluoroscopy, DF 数字荧光成像/数字荧光透视 DF 72
- digital imaging and communication in medicine, DICOM 医用数字化成像及传输 185
- digital radiography, DR 数字 X 线摄影 167
- digital subtraction angiography, DSA 数字减影血管造影 69 ~ 92
- dimer 二聚体 24
- DIN/PACS 数字化图像网络/PACS 安装现场 182
- diodrast
- distribution
- domain
- DRESS (depth resolved surface coil spectroscopy) 深部分辨表面线圈波谱分辨法 138 ~ 139
- dual echo 双回波 102 ~ 104
- dual-energy QCT, DEQCT 双能定量 CT 51 ~ 52
- dynamic imaging 动态成像 55 ~ 56
- dynamic scanning 动态扫描 55 ~ 56
- echo 回波 102 ~ 104, 108 ~ 113
- Echo Planar Imaging (EPI) 回波平面成像 111 ~ 113
- echo Time 回波时间 102 ~ 104, 108 ~ 113
- echo train 回波链 110 ~ 113
- eddy currents 涡流 126
- edema 水肿 151 ~ 152
- edge enhancement 边缘增强 173
- effective echo time 有效回波时间 110 ~ 113
- Einstein 人名, 爱因斯坦 5
- ejection shell 射血轮廓 90
- electric potential 电势 5
- electromagnetic radiation 电磁辐射 12 ~ 13
- electron 电子 3 ~ 4
- electron beam computed tomography, EBCT 电子束 CT 42 ~ 43
- electron volt, eV 电子伏特 3 ~ 4
- electronic detector 电子探测器 16
- element 元素 3
- emission spectrum 发射光谱 169
- encoding 编码 97 ~ 99, 186
- energy subtraction 能量减影 79 ~ 80, 175 ~ 176
- enhanced scanning 增强扫描 54
- erasable optic disc/magneto-optic disc, MO disc 可擦激光盘 185
- even echo rephrasing 偶回波重聚 127
- excitation 激励 6, 96
- exposure 曝射 10, 13
- exposure time 曝射时间 10
- fading 消退 170
- fast flow 快速流动
- fat suppression 脂肪抑制 104, 110 ~ 111
- iodine 碘 24 ~ 25
- allocation 分配 182
- field 域 99, 186
- deep resolution surface coil spectroscopy 深部分辨表面线圈波谱分辨法 138 ~ 139
- double echo 双回波 102 ~ 104
- dual energy CT 双能定量 CT 51 ~ 52
- dynamic imaging 动态成像 55 ~ 56
- dynamic scanning 动态扫描 55 ~ 56
- echo 回波 102 ~ 104, 108 ~ 113
- Echo Planar Imaging (EPI) 回波平面成像 111 ~ 113
- echo Time 回波时间 102 ~ 104, 108 ~ 113
- echo train 回波链 110 ~ 113
- eddy currents 涡流 126
- edema 水肿 151 ~ 152
- edge enhancement 边缘增强 173
- effective echo time 有效回波时间 110 ~ 113
- Einstein 人名, 爱因斯坦 5
- ejection shell 射血轮廓 90
- electric potential 电势 5
- electromagnetic radiation 电磁辐射 12 ~ 13
- electron 电子 3 ~ 4
- electron beam computed tomography, EBCT 电子束 CT 42 ~ 43
- electron volt, eV 电子伏特 3 ~ 4
- electronic detector 电子探测器 16
- element 元素 3
- emission spectrum 发射光谱 169
- encoding 编码 97 ~ 99, 186
- energy subtraction 能量减影 79 ~ 80, 175 ~ 176
- enhanced scanning 增强扫描 54
- erasable optic disc/magneto-optic disc, MO disc 可擦激光盘 185
- even echo rephrasing 偶回波重聚 127
- excitation 激励 6, 96
- exposure 曝射 10, 13
- exposure time 曝射时间 10
- fading 消退 170
- fast flow 快速流动
- fat suppression 脂肪抑制 104, 110 ~ 111

- fat water interface 脂肪-水界面 116
- ferromagnetic substances 铁磁物质 123-124
- field of view (FOV) 观察野 115
- field strength 主磁场场强 95-96, 158-159
- field-flattening filter 平野滤过 81
- filtered back projection 滤过反投影法 40-41
- filtration 滤过 84-85
- first echo 第一回波 102-103
- FISP (fast imaging with steady-state precession) 稳态进动快速成像 109
- FLASH (fast low-angle shot) 快速小角度成像 108-109
- flip angle 倾角
- flow 流动 125
- flow chart 诊断流程 21
- flow compensation 流动补偿 127
- flow enhancement 流动增强 127
- flow related enhancement 流动相关增强 127
- flow separation 流动分离 126
- flow velocity 流速 131-132
- flow void 流空 127
- fluid attenuated inversion recovery (FLAIR) 液体衰减反转恢复 104-105
- fluorescent screen 荧光屏 18
- fluorine, in spectroscopy, (^{19}F MRS) 氟-19 磁共振波谱 149
- fluororadiography 荧光造影 20
- format 格式 182
- Fourier transform (FT) 傅立叶变换 99-100
- frame frequency 帧频 81
- free electrons 自由电子 4
- free induction decay (FID) 自由感应衰减 99
- frequency 频率
- frequency encoding gradient 频率编码梯度 97-98
- FSE (fast spin echo) 快速自旋回波 110-111
- full width at half maximum, FWHM 半峰值最大宽度 138
- functional MRI 磁共振功能成像 133-136
- fundamental particles 基本粒子 3
- gadolinium diethyl triamine pentoacetic acid (Gd-DTPA) 二乙三胺五乙酸钆 121-122
- gantry 扫描架 37-38
- gastragrafin 胃影葡胺 25
- gating 门控 128
- Gauss 高斯 158-159
- Geiger-Mueller counter 盖格-弥勒计数器 12
- ghost imaging 鬼影 117-119
- glucagon 胰高糖素 89
- glucosamine 葡萄糖胺 24-25
- glutamate (Glu) 谷氨酸 142
- glutamine (Gln) 谷氨酰胺 142
- gradation processing 衰减处理 172-175
- gradient 梯度 97-98, 159
- gradient coil 梯度线圈 97-98, 159
- gradient echo 梯度回波 108
- gradient echo imaging 梯度回波成像 108-110
- gradient spin echo (GRASE) 梯度自旋回波 111
- gradient-motion rephasing 梯度运动相位重聚 127
- gradient recalled echo (GRE) 梯度回波序列 108
- Gx, Gy, Gz X, Y, Z 轴梯度 97, 159
- gyromagnetic ratio 磁旋比 95
- half-Fourier imaging 半傅立叶成像 106
- half-value layer 半价层 10
- hard copy device 硬拷贝设备 183
- hardness, x-ray X线硬度 10
- helical CT, spiral CT 螺旋CT 43-44
- helical scan 螺旋扫描 44
- hemorrhage 出血 152
- hemosiderin 含铁血黄素 152
- high-risk 高危 27-28, 54-55
- high-kilovoltage radiography 高千伏摄影 20
- high-resolution CT, HRCT 高分辨力CT 48-49
- high-spatial-frequency reconstruction algorithm 高空间频率重建法 173-174
- homogeneity 均匀性
- hot cathode tube/Coolidge tube 热阴极管/柯力芝管 8
- Hounsfield 人名, 发明CT者 41
- Hounsfield unit, HU 亨氏单位, CT值计量单位 5-9
- hybrid subtraction 混合减影 85-86

IADSA	动脉注射数字减影	ioversol, optiray	碘维索, 安射利	24 ~ 25, 54
iloprost	依洛前列素	isotope	同位素	3
image acquisition device	影像采集设备	iterative least-square technique	最小平方迭代技术	40
image capture	影像抓取	IVDSA	静脉注射数字血管造影	87
image display station	图像显示站	Joint Photographic Expert Group,	联合图片专家组	186
image intensifier, 1.1	影像增强器	JPEG		
image plate, IP	成像板	joule	焦耳	5
image receptor	影像接受器	keyhole imaging	钥孔成像	107
image reconstruction	图像重建	kinetic energy	动能	5
imaging diagnosis	影像诊断学	K-space	K-空间	105 ~ 108
imaging sequence	成像序列	kymography	记波摄影	21
imaging volume	影像容积	lactate (Lac)	乳酸	144
incident electrons	入射电子	laminar flow	层流	126
incremental dynamic scanning	进床式动态扫描	land marking	标记	84
inflow effects	流入效应	Larmor equation	Larmor 方程	95
inflow MRA	流入 MRA	Larmor frequency	Larmor 频率	95
integrated mask subtraction	积分蒙片减影	light emission life	光发射寿命期	169
interface	接口	linear interpolation	线性内插运算法	50
internal photo-electric effect	内光电效应	lipiodol-transarterial embolization, I.P-TAE	经动脉碘油栓塞术	89
internet	互联网	liposome	微脂肪粒	27
interventional radiology	介入放射学	local area network, LAN	局域网	187
inverse square law	距离平方反比定律	longitudinal magnetization (Mz)	纵向磁化矢量	96
inversion prePulse	反转预脉冲	longitudinal relaxation time (T1)	纵向弛豫时间 (T1)	96, 104
inversion recovery (IR)	反转恢复	lossless compression method	不丢失数据压缩法	186
inversion time (TI)	反转时间	lossy compression technique	丢失数据压缩技术	186
iocarmate meglumine	碘卡明葡胺	luminescence center	发光中心	169
iodixanol, visipaque	碘狄醇	macroscopic magnetic moment (vector)	宏观磁矩	96
iodized oil, lipiodol	碘化油	magic angle	魔角	101
iodopamide, biligrafin, cholografin	胆影葡胺	magnet	磁体	158
iohexol, omnipaque	碘苯六醇	magnetic moment	磁矩	95
ionic contrast media	离子型对比剂	magnetic resonance angiography (MRA)	磁共振血管造影	126 ~ 130
ionization	电离	magnetic resonance angiography (TOFMRA)	磁共振血管造影(飞越时间法)	129 ~ 129
ionization chamber	电离室	2D TOFMRA	二维飞越时间法磁共振血管造影	128
ionization radiation	电离辐射	3D TOFMRA	三维飞越时间法磁共振血管造影	128 ~ 129
iopamidol, iopamiro	碘必乐, 碘异酞醇			
iopanoic acid, telepaque	碘泛酸			
iopromide, ultravist	碘普罗胺, 优维显			
iotralan, isovist	碘曲伦			

- magnetic resonance imaging, MRI 磁共振成像 93 ~ 164
 magnetic shielding 磁屏蔽 159
 magnetic susceptibility 磁化率 100
 magnetization transfer contrast (MTC) 磁化传递对比 100 ~ 101
 magnification radiography 放大摄影 20
 manganese dipyndoxal diphosphate (MnDPDP) 二磷酸二吡啶锰 124
 mask 蒙片 71, 79
 mass 质量 3
 matched filtering 匹配滤波 85
 matrix 矩阵 59, 80
 maximum intensity projection (MIP) 最大强度投影 47 ~ 48
 maximum intensity projection, MIP 最大强度投影法 47 ~ 48
 meglumine diatrizoate, hypaque 泛影葡胺 24
 meglumine
 metabolites 代谢物 137 ~ 138
 metallic artifact 金属异物伪影 118 ~ 119
 metemoglobin 正铁血红蛋白 152
 metrizamide, amipaque 甲泛葡胺 25
 misregistration 配准错误 81
 modulation transfer function, MTF 调制传递函数 62
 molybdenum 钼 7 ~ 8
 monoenergetic 单能量的 7
 monomer 单体 24
 motion artifact 运动伪影
 MR spectroscopy (MRS) 磁共振波谱 137 ~ 149
 multi and curved planar reformation, MPR/CPR 多平面和多曲面重组 47
 multi-echo 多回波 102 ~ 104, 110
 multiplanar reformatting 多平面重组 47
 multiple viewing station for diagnostic radiology 放射诊断学多观察站 182
 multi-slice 多层面 102 ~ 104, 110
 Mxy XY 平面磁化矢量 96 ~ 97
 myeloblast, bisconray 碘卡明葡胺 24 ~ 25
 myo-inositol (MI) 肌醇 142
 Mz Z 轴磁化矢量 96
 N (H) 氮密度, 氢自旋密度 100
 N (H) weighted 质子加权像 102 ~ 103
 N-acetylaspartate N-乙酰门冬氨酸 142 ~ 143
 National Electric Manufacturers Association, NEMA 美国国家电器制造商协会 185
 net macroscopic vector magnetization 净磁化量 95
 neutron 中子 3
 noise 噪声 62 ~ 63, 77
 nonionic contrast media 非离子型对比剂 25 ~ 26
 nuclear magnetic resonance (NMR) imaging 核磁共振 (NMR) 成像 94 ~ 95
 number of phase encoding steps 相位步码数 105
 number of signals averaged (NSA) 信号平均次数 115
 orbiting electrons 沿轨道运行电子 3 ~ 4
 orientation 方位 96
 oxyhemoglobin 氧合血红蛋白 152
 pantomography 全景体层摄影 19
 pantopaque, myodil 碘苯酯 26
 paramagnetic 顺磁性 120 ~ 122
 partial volume effect 部分容积效应 62, 117
 particulate radiation 粒子辐射 5
 parts per million (PPM) 百万分之一 137
 Passively shielding 被动屏蔽 159
 perfusion 灌注 134
 peripheral space phenomenon 周围间隙现象 62
 permanent magnet 永磁体 158
 perspective views 透视图 48
 perspective volume rendering, PVR 透视容积显示法 48
 phase coherence (in phase) 相位一致磁共振 102
 phase contrast magnetic resonance angiography (PCMRA) 相位对比血管造影 129 ~ 130
 phase effects 相位效应 109 ~ 110
 phase encoding 相位编码 98 ~ 99
 phase image 相位图像 109 ~ 110
 phase incoherence (out of phase, dephasing) 去相位 (相位分离) 102
 phosphocreatine (Pcr) 磷酸肌酸 145 ~ 146
 phospholipids (PDE) 磷酸二脂 145 ~ 146
 phosphomonoester (PME) 磷酸单脂 145 ~ 146
 phosphorous, in spectroscopy, (³¹P-MRS) 磷 31 磁共振波谱 145 ~ 148
 photo-electric effect 光电效应 14

photon	光子 4~5	radial scan	辐射扫描 107
photosensitive film	感光胶片 16	radiation	辐射 6
photosensitive substance	辉尽性荧光物质 169	radio frequency	射频 159~160
photostimulated luminescence, PSL	光激发发光、光致发光 169	radio frequency coil	射频线圈 159~160
picture archive and communication system, PACS	图像存档和传输系统 182~188	radio frequency shield	射频屏蔽 160
pitch	螺距 44	radioactive tracer	放射性示踪剂
pixel	像元 59, 80	radioactivity	放射性
pixel shifting	像元移动 84	radiography	X线摄影 19
plain film	平片 19	radiology, roentgenology	放射学 1~31
plain scanning/nonenhanced scanning	平扫 53~54	raw data	原始数据 177
Planck's constant	Planck 常数 95	read-out gradient	读出梯度 97~98
planck constant	Planck 常数 95	real-time fluoroscopic imaging	实时透视成像 46
polaroid film	偏振光照片 38	real-time local exposure control	实时局部曝光控制 34
positron	正子 3	receiver-operating characteristic, ROC	接收运行特性 174
positron emission tomography, PET	正电子发射体层成像 46	reconstruction	重建 46
potential energy	势能 5	reconstruction time	重建时间 46
pre inversion multi echo (PRIME)	预反转多回波 99	rectangular field of view	矩形观察野 106~107
precession	进动 95	recursive filtering	递归滤波
PRES (point resolved spectroscopy)	点分辨率谱法 138	reformatting	重组
presatuation	预饱和 118, 127~128	refocusing pulse	重聚脉冲 102
presatuation pulse	预饱和和脉冲 118, 127~128	region of interest (ROI)	感兴趣区 79
projection reconstruction	投射重建 39~41	relaxation	弛豫 96
projectional imaging	投影成像 39~41	relaxation time	弛豫时间 96~97
prostacyclin	依前列腺醇 26	remasking	再蒙片 84
protocol	协议规程 185	repetition time (TR)	重复时间 102~113
proton	质子 3, 95	rephasing gradient	相位重聚梯度 102, 108
proton density	质子密度 102~103	reregistration	再配准 84
proton density-weighted imaging	质子密度 P(D)加权像 102~103	resistive magnet	常导磁体 158~159
proton, in spectroscopy. p(D)(¹ H-MRS)	质子磁共振波谱 141~145	resolution temporal	时间分辨率 81
pulse	脉冲 96	resonance frequency	共振频率 95~96
pulse sequence	脉冲序列 102~113	respiratory gating	呼吸门控 117
quality assurance, QA	质量保证	reticulo-endothelial system (RES)	网状内皮系统 123
quality control, QC	质量控制 64	RF pulse	射频脉冲 159~160
quality, x-ray	X线的质 11	rhenium	铼 10
quadrature coil	正交线圈 160	rhodium	铑 10
quantitative computed tomography, QCT	定量 CT 51	ripple in voltage waveform	电压波形脉动 10
quantity, x-ray	X线的量 11	road map	标识图(路标) 72~73
quantization	量化 186	saturation	饱和 118, 127
		scan time	扫描时间 46
		second echo	第二回波 103~104
		sensitivity	敏感性 30

- shimmuug 匀场 158-159
 short T1 inversion recovery (STIR) 短 T1 反转恢复序列 105
 shots 激发 169
 signal 信号 99
 signal averaging 信号平均 115
 signal detection 信号检测 160
 signals, abnormal 信号, 异常 150
 signal-to-noise ratio (SNR) 信噪比 62~63, 114
 simultaneous iterative reconstruction technique 同时迭代重建技术 40
 single level, dynamic scanning 单层动态扫描 55
 single-phase 单相 10
 single shot 单次激发 111
 single-energy QCT, SEQCT 单能量定量 CT 52
 slice gap 层间距 115
 slice selection gradient 层面选择梯度 97
 slice thickness 层面厚度 115
 sodium diatrizoate, hypaque sodium 泛影钠 24
 sodium iodide 碘化钠 26
 sodium, in spectroscopy, (^{23}Na -MRS) 钠-23 磁共振波谱 148
 sonar 声纳
 spatial encoding 空间编码 97~98
 spatial filtering 空间滤波 84
 spatial frequency processing 空间频率处理 173
 spatial localization 空间定位 97~98
 spatial resolution 空间分辨率 61~62, 80, 114
 spectral line 谱线 137~138
 spectral width 谱宽 137~138
 spectroscopic imaging 波谱成像 140
 spectroscopy 波谱分析 137~149
 spectroscopy application of 波谱分析应用于:
 brain MRS 脑 MRS 142~148
 breast MRS 乳腺 MRS 145
 liver MRS 肝脏 MRS 146
 muscle MRS 肌肉 MRS 148
 spectrum 波谱 137~149
 spin 自旋 95
 spin density 自旋密度
 spin echo imaging 自旋回波成像 102~103
 spin echo (SE) 自旋回波 102~103
 spin-lattice relaxation (T1) 自旋-晶格(T1)弛豫 96
 spin-spin 自旋-自旋 96~97
 spin-spin interaction 自旋-自旋相互作用 96~97
 spin-spin relaxation (T2) time 自旋-自旋(T2)弛豫时间 96~97, 104
 spiral scan 螺旋扫描 44
 spoiler pulse 扰相位脉冲 108~109
 standard incremental CT 标准床渐进式 CT 41~42
 steady state 稳态 109
 STEAM (stimulated echo acquisition mode) 激励回波采样法 139
 stimulation spectrum 激发光谱 169
 subsystem 子系统 182
 subtraction 减影 71~72
 superconducting magnet 超导磁体 159
 superparamagnetic iron oxide (SPIO) 超顺磁性氧化铁 123~124
 superparamagnetic material 超顺磁性物质 123~124
 surface coil 表面线圈 160
 susceptibility 磁化率 100
 susceptibility artifact 磁化率伪影 113
 T1 T1 96
 T1 values T1 值 104
 T1-weighted T1 加权 104
 T2 T2 96~97
 T2 values T2 值 104
 T2*-weighted T2*-加权 109
 T2-weighted T2-加权 103~104
 target material X 线阳极靶材料 7~8
 TE 回波时间 102~104, 108~113
 telemedicine 远程医学 188~189
 teleradiology 远程放射学 188~189
 temporal subtraction 时间减影 79
 Tesla 特斯拉 95, 158~159
 thermionic emission 热离子发射 6
 three-dimension fourier transform (3DFT) 三维傅立叶变换 99
 three-dimensional rendering technique 三维显示技术 47~48

three-phase	三相 11	uroselectan	碘吡酮乙酸 24~25
threshold shaded surface display, SSF	遮盖表面显示 47	valence electrons	价电子 4
T1	反转时间 104~105	veiling glare	遮蔽闪烁 76
time of flight	飞逝时间 126	velocity encoding	速度编码 129
tomography	体层摄影 19~20	velocity, blood flow	血流速度 131~132, 134
TR	重复时间 102~103	voltage	伏特(电压单位) 5
transformation of information	信息转换 172	volume imaging	容积成像 48
transformation	转换 186	volume of interest (VOI)	容积感兴趣区 48
transform-based lossy compression technique	转换基础上丢失压缩技术 186	volume rendering, VR	容积显示法 48
transmission	传输网络 182~185	vortex flow	涡流 159
transverse magnetization (Mxy)	横向磁化矢量 97	voxel	体元 59, 80
transverse relaxation time	横向弛豫时间 96~97	water and fat dephasing	水和脂肪去相位 110~111
transverse spin-spin relaxation	横向自旋-自旋弛豫 96~97	water suppression	水抑制 110~111
transverse wave	横波 4	water-fat shift (WFS)	水-脂肪位移 137~138
truncation artifact	截断伪影	waveform	波形
tube current	X线管电流 10	wavelet compression	子波压缩 186
tube potential	X线管电压 10	wide area network, WAN	广域网 187
tungsten	钨 8	Wilhelm Conrad Roentgen	伦琴 2
turbulent flow	湍流 126	window level	窗位 60
two-dimension fourier transform (2DFT)	二维傅立叶变换 97~99	window technique	窗技术 60~61
two dimensional imaging	二维成像 97~99	window width	窗宽 61
ultrafast computed tomography, UFCCT	超高速 CT 42~43	wraparound (aliasing) artifact	卷积伪影 116
unpaired electrons	不成对电子 121	write-once-read-many, WORM disk	一次写入, 多次阅读光盘 185
urografin, renografin	复方泛影葡胺 24	xenon detector	氙探测器
		x-ray generator	X线发生器 10~11