

实用 神经系统 磁共振成像

诊断图谱

金延方 马 林 主编

人民卫生出版社



实用神经系统 磁共振成像诊断图谱

主 编
金延方 马 林

编 者
马 林 尹 南 岳云龙 金延方
武鸿坤 贺 聪 曹大海

人 民 卫 生 出 版 社

图书在版编目(CIP)数据

实用神经系统磁共振成像诊断图谱 / 金延方等主编.
北京: 人民卫生出版社, 2001
ISBN 7-117-04283-4

I. 实... II. 金... III. 神经系统疾病-磁共振成
像-诊断-图谱 IV. R445.2-64

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2001)第 07801 号

实用神经系统磁共振成像诊断图谱

主 编: 金延方 马 林
出版发行: 人民卫生出版社 (中继线 67616688)
地 址: (100078) 北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼
网 址: <http://www.pmph.com>
E-mail: pmph@pmph.com
印 刷: 三河市潮河印刷厂
经 销: 新华书店
开 本: 889×1194 1/16 印张: 14
字 数: 219 千字
版 次: 2001 年 6 月第 1 版 2001 年 6 月第 1 版第 1 次印刷
印 数: 00 001—3 050
标准书号: ISBN 7-117-04283-4/R·4284
定 价: 45.00 元

著作权所有, 请勿擅自用本书制作各类出版物, 违者必究
(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

前言

MRI应用于临床已近二十年的时间了,在这期间, MRI技术无论从硬件或是应用软件都取得了巨大的进展。在临床工作中,我们感觉能够体现这种进展,并能够对临床医师或影像学医师的实际工作有指导意义的图谱临床上是迫切需要的。为此,我们编写了这本《实用神经系统磁共振成像诊断图谱》,希望能对大家有所帮助。为了更好地了解这些疾病的MR表现,我们收集了神经系统(包括颅脑及脊髓)疾病共计100例,其中图像约550多幅,文字约计十余万,结合影像学表现,从病因、病理等方面讨论这些疾病形态学及信号改变的病理基础,提出了鉴别诊断应注意的问题,力求使读者对每一种疾病有较为系统、完整的认识。同时,结合病例分析,介绍了目前MR扫描的一些新技术。由于作者水平有限,错误之处在所难免,恳请影像学界前辈、同仁及各位读者予以批评、指正。

编 者

目 录

第一部分 磁共振成像基础	1
一. 磁共振成像设备.....	2
二. 磁共振成像基本原理.....	2
三. 磁共振成像检查常见伪影.....	9
四. 磁共振成像技术的新进展.....	13
第二部分 典型病例及分析	15
1. Chiari I型畸形.....	16
2. Chiari II型畸形.....	18
3. 颅内脂肪瘤.....	20
4. 胼胝体发育不全.....	22
5. 视隔发育不良.....	24
6. 脑裂畸形.....	26
7. 灰质异位.....	28
8. 巨脑回畸形.....	30
9. 脑穿通畸形.....	32
10. Dandy-Walker畸形.....	34
11. 脑膨出.....	36
12. 蛛网膜囊肿.....	38
13. 神经纤维瘤病I型.....	40
14. 神经纤维瘤病II型.....	42
15. 结节性硬化.....	44
16. 脑梗塞.....	46
17. 脑出血.....	48
18. 动静脉畸形.....	50
19. 海绵状血管瘤.....	52
20. 发育性静脉异常.....	54
21. 毛细血管扩张症.....	56
22. 烟雾病.....	58
23. 颅内动脉瘤.....	60
24. 静脉窦血栓形成.....	62
25. 先天性脑内感染.....	64
26. 脑脓肿.....	66
27. 垂体脓肿.....	68
28. 结核性脑膜炎.....	70
29. 脑囊虫病.....	72

30.单纯疱疹性脑炎·····	74
31.进行性多灶性白质脑病·····	76
32.I级星形细胞瘤·····	78
33.II级星形细胞瘤·····	80
34.III级星形细胞瘤·····	82
35.IV级星形细胞瘤·····	84
36.弥漫性星形细胞瘤·····	86
37.室管膜瘤·····	88
38.脉络膜丛乳头状瘤·····	90
39.中枢神经细胞瘤·····	92
40.脑膜瘤·····	94
41.血管母细胞瘤·····	96
42.生殖细胞瘤·····	98
43.松果体细胞肿瘤·····	100
44.髓母细胞瘤·····	102
45.听神经鞘瘤·····	104
46.三叉神经鞘瘤·····	106
47.垂体腺瘤·····	108
48.颅咽管瘤·····	110
49.脊索瘤·····	112
50.皮样囊肿·····	114
51.表皮样囊肿·····	116
52.神经上皮性囊肿·····	118
53.颅骨和硬脑膜转移瘤·····	120
54.柔脑膜转移瘤·····	122
55.脑实质转移瘤·····	124
56.放射性脑病·····	126
57.获得性肝脑变性·····	128
58.橄榄脑桥小脑萎缩·····	130
59.肝豆状核变性·····	132
60.特发性灰质核团钙化·····	134
61.肾上腺脑白质营养不良·····	136
62.Pelizaeus-Merzbacher病·····	138
63.急性播散性脑脊髓炎·····	140
64.神经精神性红斑狼疮·····	142
65.原发性神经元损伤·····	144
66.硬膜外血肿·····	146
67.硬膜下血肿·····	148
68.脊髓脊膜膨出·····	150
69.单纯脊膜膨出·····	152
70.脂肪脊髓脊膜膨出·····	154
71.脂肪脊髓膨出·····	156
72.硬膜下脂肪瘤·····	158
73.终丝纤维脂肪瘤·····	160
74.脊髓纵裂·····	162

75.肠源性囊肿·····	164
76.神经管闭合不全术后改变·····	166
77.脊髓动静脉畸形·····	168
78.脊髓海绵状血管瘤·····	170
79.椎间盘退行性改变·····	172
80.椎间盘术后改变·····	174
81.椎管狭窄·····	176
82.脊柱结核·····	178
83.急性横贯性脊髓病·····	180
84.脊髓星形细胞瘤·····	182
85.脊髓室管膜瘤·····	184
86.脊髓血管母细胞瘤·····	186
87.神经源性肿瘤·····	188
88.脊膜瘤·····	190
89.脊柱畸胎瘤·····	192
90.脊柱淋巴瘤·····	194
91.脊柱转移瘤·····	196
92.放射性脊髓病·····	198
93.脑外多发性硬化·····	200
94.脊柱与脊髓外伤·····	202
95.眼眶海绵状血管瘤·····	204
96.内分泌性眼病·····	206
97.视神经鞘脑膜瘤·····	208
98.眼眶转移瘤·····	210
99.眼眶外伤·····	212
100.颈动脉海绵窦瘘·····	214
索引 ·····	216

第一部分

磁
共
振
成
像
基
础

国内目前已有多部有关磁共振成像 (MRI) 的系统论著, 大多对MRI的成像原理作了比较详细的论述, 为避免重复, 本书仅就临床实际工作中涉及的一些重要概念做一概述, 然后简单介绍MRI近年的新进展及其发展趋势。

一、磁共振成像设备

1. 主磁体

主磁体是MRI机的主要部分, 能够产生稳定的磁场 (B_0), 用以磁化病人体内的质子, 使之以Larmor 频率旋进。主磁场的强度以Tesla(T)为单位。常见的磁体种类主要有常导型磁体、永磁型磁体、超导型磁体、混合型磁体。目前市售的MRI机绝大多数为超导型磁体, 磁场强度在0.5T ~ 2.0T 之间。

2. 梯度磁场

由三个独立的梯度线圈产生, 每个线圈均有独立的电源, 并由计算机分别控制, 用于层面选择及MRI图像所需要的空间定位, 是MRI扫描机的灵魂。在超导型主磁场的MRI机, 梯度线圈大多数缠在一个圆桶上, 并置于主磁体的弯臂内。

3. 射频线圈

主要完成射频信号的传输以及接受以Larmor频率进动的质子产生的信号。无线电广播使用的短波频率一般在3 ~ 26MHz, 调频广播和电视的频率一般在54 ~ 216MHz。而一台1.5T MRI扫描机的主频率是63.86MHz。为防止外来的射频干扰, 因此, MRI扫描室应该进行仔细屏蔽。现代的磁共振扫描仪接受线圈常独立使用, 常用的线圈包括头、颈及各个关节部位正交线圈、机器内置的体线圈、各个部位的表面线圈、腔内线圈以及脊柱、体部、心脏等部位的专用相控阵线圈。

4. 图像处理

由于MRI图像完全是数字化图像, 因此, 需要一系列设备进行数字化处理。这一系统主要包括计算机、射频放大器、梯度放大器、存储器、模数转换器、数模转换器及显示仪等。

二、磁共振成像基本原理

1. 质子自旋及其在外加磁场中的状态

核磁共振现象早在1946年即被Bloch和Purcell等发现, 但是应用于人体成像是在70年代早期(Damadian,1971; Lauterbur,1973; Mansfield和Graunell,1973)。众所周知, 含有奇数质子或中子的原子核都在沿自身的轴旋转着, 由于原子核是带电荷的, 这种运动会产生一个磁场, 并在其旋转轴的方向上产生一个磁化矢量(图1)。正常情况下, 在自由空间里任意取向的自旋质子群各个方向的磁化矢量相互抵消, 即单位体积内生物组织的宏观磁化矢量 $M=0$ (图2)。

如果将生物组织置于一个大的磁场中, 则质子磁矩发生变化, 产生一个与主磁场方向一致的宏观磁化矢量 (M) (图3A.B)。

生物组织含有 ^1H 、 ^{13}C 、 ^{19}F 、 ^{31}P 等多种元素, 有磁性的元素约百余种。目前MRI研究和使用的最多的为 ^1H , 因为它们广泛地存在于人体组织中。本书所有图像均系 ^1H 成像。氢原子核在围绕自身轴旋转的同时, 又沿主磁场方向作圆周运动, 将质子磁矩的这种运动称之为进动或旋进 (precession)。在主磁场中宏观磁矩象单个质子那样作旋进运动(图4), 其旋进频率 (f) 用Larmor方程表

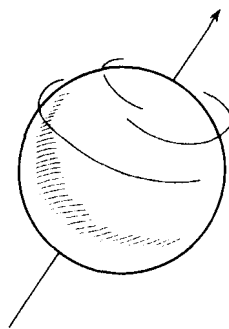


图1

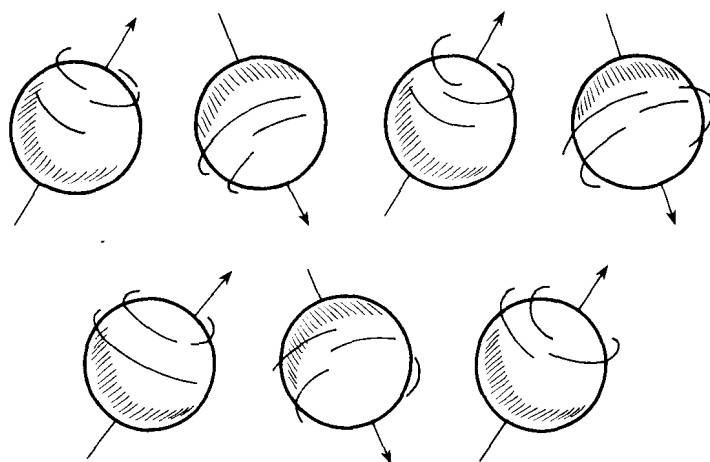


图 2

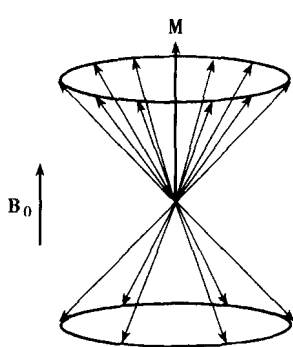


图 3A

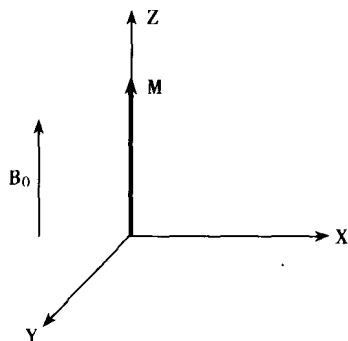


图 3B

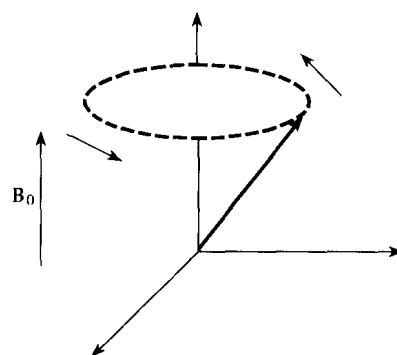


图 4

示为: $f = \gamma / 2 \pi \cdot B_0$ 。式中 B_0 为主磁场强度, 以 Tesla 即 T 为单位, 我们常说的 1.0T 或 1.5T 磁共振机即是指主磁场的强度; γ 为旋磁比, 对每一种原子核都是恒定的常数。从公式中可以看出, 质子旋转的频率与主磁场 B_0 的强度成正比, 单位是 Hz, 即每秒的转数。

2. 共振现象

共振现象为能量从一个物体传递到另一个物体, 接受者与传递者以同样的频率振动的现象。这是一种常见的物理学现象。要发生共振现象, 其前提必须是激励驱动者的能源频率与被激励系统的固有频率一致。在 MRI 系统中, 被激励者为生物组织中的氢原子核, 激励者为射频脉冲。只有射频脉冲的频率与质子群的旋进频率一致时才能出现共振, 也就是说, 所施加的射频脉冲必须与 Larmor 频率一致才行。以 1.0T 为例, 必须施加 42.5MHz 的射频脉冲方能使质子出现共振。

3. 弛豫现象

如果射频脉冲符合 Larmor 频率, 被激励的质子群发生共振。质子群宏观磁化矢量 M 不再与原来的主磁场平行, M 的方向将离开原来的平衡状态, 其变化的程度取决于所施加的射频脉冲的强度和时间。在 MRI 中, 使用最多的是 90° 和 180° 脉冲。如施加一个 90° 脉冲, 宏观磁化矢量 M 以螺旋形式离开原来的位置, 脉冲停止时, 宏观磁化矢量 M 垂直于主磁场 B_0 , 随即又自发地回到平衡状态, 这个过程称之为核磁弛豫。在脉冲结束的一瞬间, M 值在 XY 平面上的分量 M_{xy} 达到最大值, 在 Z 轴上的分量 M_z 为零。当恢复平衡时, 纵向部分 M_z 重新出现, 而横向部分 M_{xy} 消失 (图 5A.B)。我们把 90° 脉冲结束后纵向磁化矢量逐渐恢复到平衡状态的过程称为纵向弛豫 (T_1 弛豫), 横向磁化矢量逐渐减少的过程称为横向弛豫 (T_2 弛豫)。规定在 90° 脉冲结束后 M_z 达到其平衡状态的 63% 的时间为 T_1 弛豫时间 (图 6), 而横向磁化矢量衰减到原来值的 37% 的时间为 T_2 弛豫时间 (图 7)。

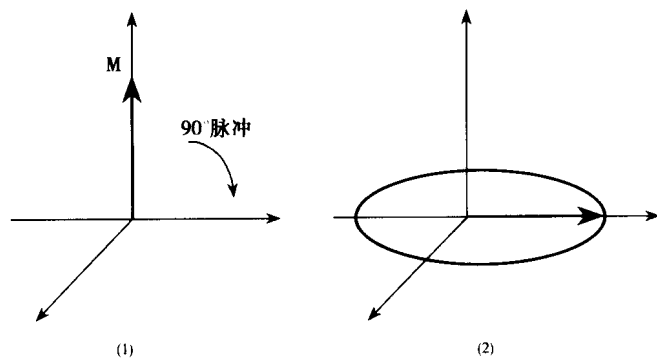


图 5A

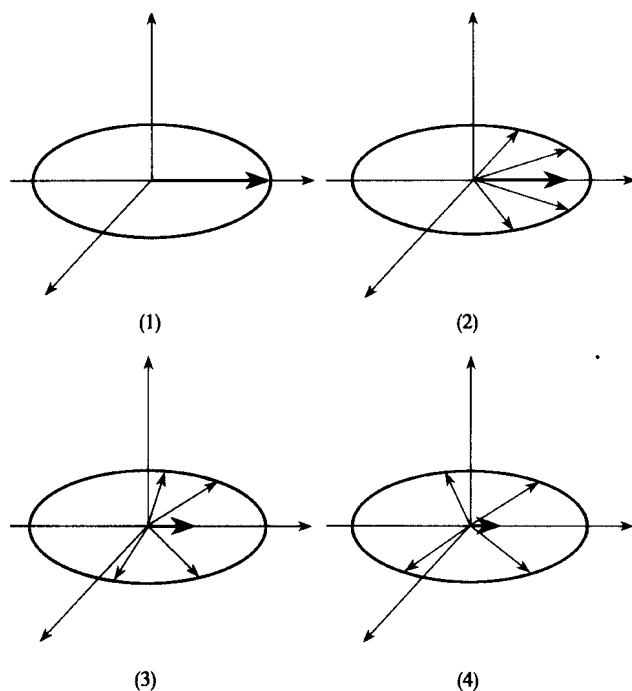


图 5B

4. 磁共振信号

在弛豫过程中测量横向磁化矢量 M_{xy} 可以测得生物组织的磁共振信号。横向磁化矢量 M_{xy} 垂直并围绕主磁场 B_0 ，以 Larmor 频率旋进，其变化使环绕在人体周围的接受线圈产生感应电动势，这个可以放大的电流就是 MR 信号。实际上，磁共振信号是以指数形式衰减的，称为自由感应衰减 (free induction decay; FID)。需要强调的是，磁共振信号的测量只能在垂直于主磁场的 XY 平面进行。

5. 梯度磁场

我们知道，磁共振信号与 T_1 、 T_2 、旋进频率及相位有关。为了控制 MR 信号的旋进频率及相位，必须使用梯度磁场，从而决定 MR 信号在空间的定位。

所谓梯度磁场是一个在主磁场基础上附加的磁场(图 8)，其磁场强度随距离不同而有微弱的变化。这样，由于生物组织所处的位置不同，其磁场强度不同，因此，其旋进频率也就不同。典型的梯度磁场从 $1 \sim 10 \text{ mT/m}$ ($0.1 \sim 1 \text{ Gauss/cm}$)。通常情况下，梯度磁场在 x、y、z 轴上均有。进行 MRI 扫描时，分别开放层面选择梯度、相位编码梯度及频率编码梯度，然后进行图像重建，就可以得到一幅 MRI 图像。

6. 脉冲序列

所谓脉冲序列 (pulse sequence) 是指射频线圈开放和关闭的方式。其实，一个完整的脉冲序列不仅包括 90° 和 180° 射频脉冲、FID 以及回波，而且还包括三个梯度的定时启动 (图 9)。层面选择梯度 (G_s) 在施加 90° 脉冲的同时启动，频率编码梯度 (读出梯度, G_r) 在回波发出的晚期施加，而相位编码梯度 (G_p) 在射频脉冲关闭后施加。

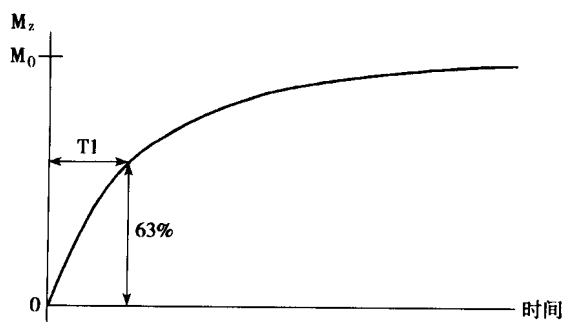


图 6

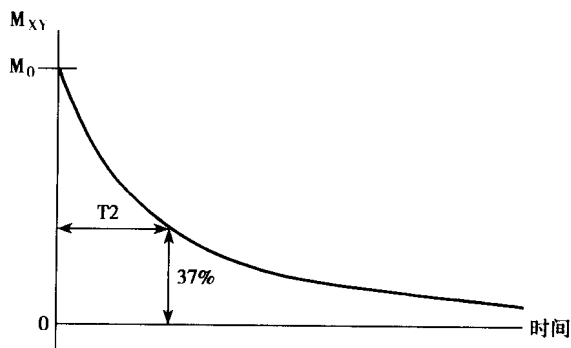


图 7

7. 多回波及多层面采集技术

用不同的回波时间同时获得一组影像的方法称之为多回波技术。比如，最常用的颅脑成像技术采用 $TR=2000ms$, $TE=30ms, 100ms$ 。在 90° 射频脉冲以后 15ms 施加 180° 脉冲，在 30ms 时获得第一个回波 ($TE=30ms$)；然后，在第一个回波产生后 35ms 施加第二个 180° 脉冲，在 100ms 时产生第二个回波 ($TE=100ms$) (图 10)。

在同一时间内获取多层影像的方法称之为多层面采集技术 (图 11)。如果 $TR=2000ms$, $TE=90ms$ ，在回波产生后及第二个 90° 脉冲施加前约有 1900ms 的时间是空闲的。在这些空闲的时间内，开启层面选择梯度，施加一个与所选层面相应的另外的 90° 和 180° 脉冲，以及施加相应的相位编码及频率编码梯度，就可以获得另外层面的回波。实际上，在一个长的 TR 间期内，可以连续获得多层影像。

多回波技术与多层面采集技术是 MRI 快速成像的最常用技术，应用上述技术可以大大缩短扫描时间。

8. 常用的扫描序列

(1) 自旋回波序列

自旋回波序列 (spin echo; SE) 是应用最为广泛的脉冲序列之一。在 90° 射频脉冲以后，经短暂的时间间隔后施加 180° 脉冲，由此获得回波并采集信号。典型自旋回波序列的脉冲示意图见图 10。

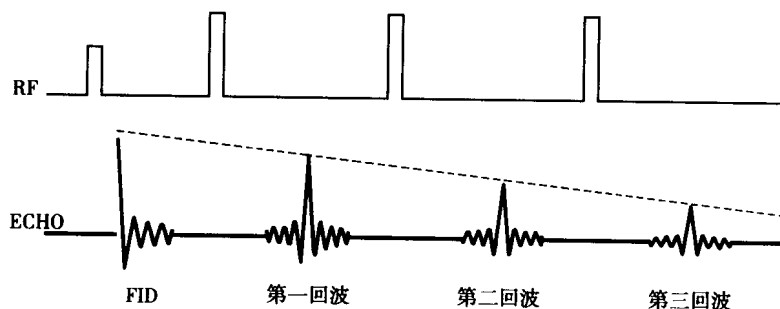


图 10

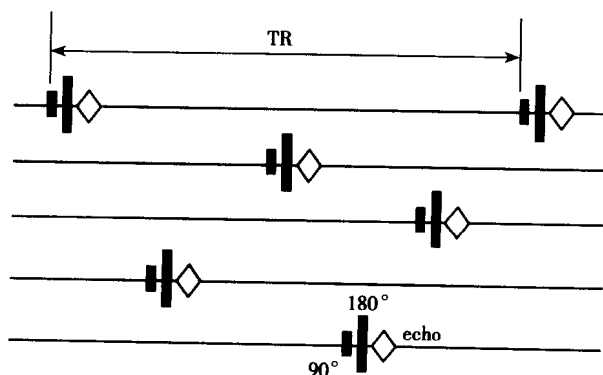


图 11

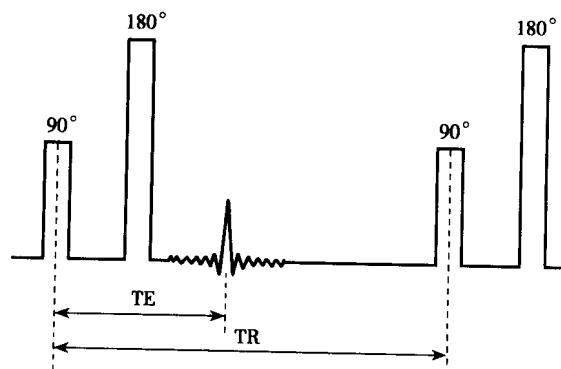


图 12

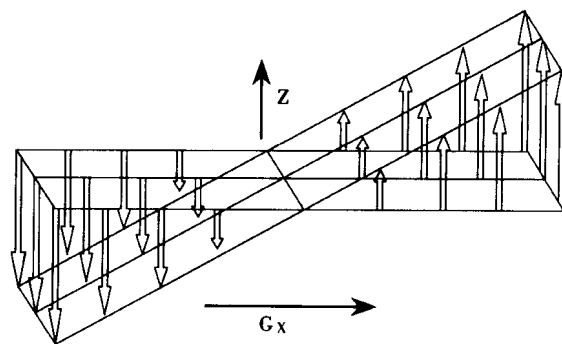


图 8

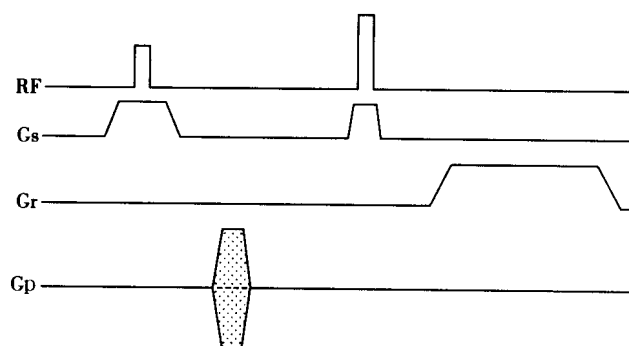


图 9

图 12。

MRI 信号是测量横向磁化矢量 M_{xy} 的值。任何影响横向磁化矢量的因素都将影响 MRI 图像的对比度。在自旋回波序列，图像的对比度主要受组织的三个特性即 T1、T2 及质子密度影响。每种组织在不同的场强下 T1、T2 及质子密度的值不同。表 1 列出了不同组织在不同场强下的三种特性的值。

表 1 不同组织在不同场强下的三种特性值

组织	质子密度 (ms)	T1 (0.5T) (ms)	T1(1.5T) (ms)	T2 (ms)
脂肪	100	215	260	85
肝脏	70	325	490	45
骨髓	40	350	400	60
胰腺	65	500	600	70
肾脏	60	450	650	60
白质	85	540	790	90
肌肉	70	650	870	45
脾脏	70	555	785	60
肺	40	600	830	80
灰质	80	655	920	100
血液	95	1000	1200	100
脑脊液	100	> 4000	> 4000	> 2000
骨皮质	< 10			
空气	< 1			

不过，扫描参数 TR（重复时间）、TE（回波时间）及反转角决定了在图像的对比度中哪一种特性占优势。

所谓 T1 加权像（T1WI）是指组织的 T1 值主要决定了图像的明亮或黑暗；T2 加权像（T2WI）是指组织的 T2 值决定了图像的对比度。在自旋回波序列，几种主要的扫描参数如表 2。在自旋回波序列 T1WI，人体组织的信号强度按表 3 所列顺序呈现不同的亮度。

从表 3 可以看出，组织的 T1 值越短，T1WI 信号越亮，如脂肪、亚急性出血等；反之，组织的 T1 值越长，T1WI 信号越黑，如新生物、水肿、脑脊液、感染等。

表 2 自旋回波序列主要扫描参数

	TR (ms)	TE (ms)
T1WI	250 ~ 650	15 ~ 30
T2WI	1600 ~ 2500	80 ~ 150
PDWI	1600 ~ 2500	15 ~ 30

表 3 T1WI 人体组织的信号强度

脂肪	白
骨髓	↑
脑	灰
腹部脏器	↓
肌肉	黑
体液	
骨皮质	
气体	

在长 TR、长 TE 的自旋回波序列 (T2WI)，组织的 T2 值越长，信号越亮，如新生物、水肿等；反之，组织的 T2 值越短，信号越黑，如铁沉积、钙化等。

(2) 反转恢复序列

反转恢复序列(inversion recovery, IR)就是在自旋回波序列的基础上，先施加一个 180° 脉冲，然后继以自旋回波脉冲。其脉冲序列示意图如图 13。 180° 脉冲至 90° 冲之间的时间称之为反转时间 (TI)。 180° 脉冲将纵轴磁化矢量由正值变成负值，在 180 脉冲关闭后，纵轴磁化矢量逐渐恢复，

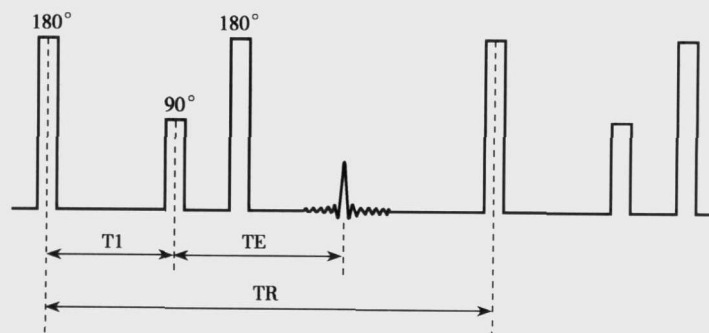


图 13

其恢复的速度由 T1 值决定。在大约 0.69 倍的 T1 时间纵轴磁化恢复到零。依照组织的 T1 值，采用不同的反转时间施加自旋回波序列，使 M_{xy} 产生可以测得的 MRI 信号 (图 14)。实际工作中，所谓的脂肪抑制 (short TI inversion recovery; STIR)、水抑制 (fluid attenuated inversion recovery; FLAIR) 就是反转恢复序列应用的例子。在神经系统的检查中，水抑制 (FLAIR) (图 15) 是一个有用的序列，其目的是抑制 T2WI 中的脑脊液高信号，使脑脊液附近组织中的高信号显示更为清楚。同样的道理，FLAIR 序列也应用于脊髓的检查，可以清楚地显示病变的范围和形态。脂肪抑制技术目前的主要应用有两种，一种是 STIR，另一种是 SPIR (spectral presaturation inversion recovery)。STIR 的原理与 FLAIR 相似，只是反转时间 (TI) 不同，STIR 的 TI 选择为 120ms 左右，而 FLAIR 的 TI 时间为 2000ms 左右。SPIR 的原理与 STIR 不同，它是基于脂肪组织中氢质子的共振频率与水中氢质子的共振频率不同，两者之间相差约 3.3ppm。预先施加一个与脂肪内的氢质子的共振频率一致的脉冲，选择性的抑制脂肪内的氢质子，使脂肪组织饱和而不产生信号，从而达到脂肪抑制的目的。

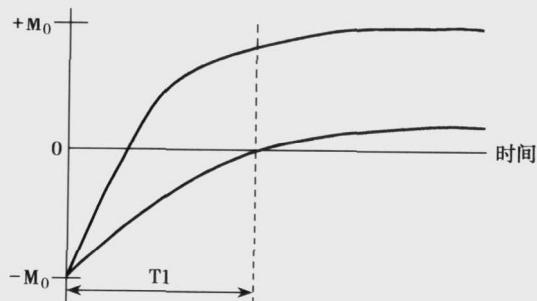


图 14

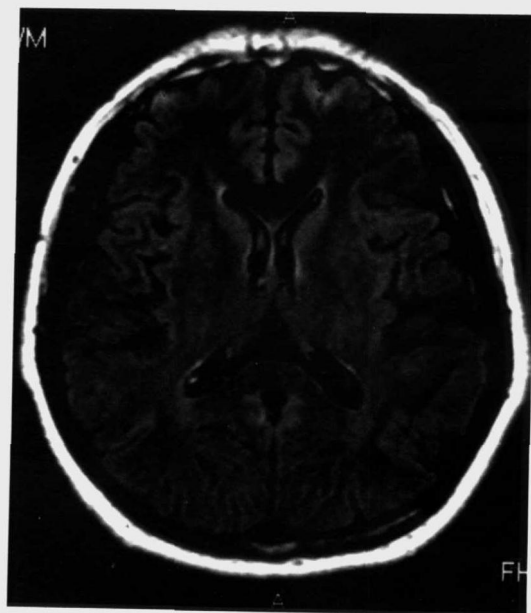


图 15

(3) 快速自旋回波序列

快速自旋回波序列 (fast spin echo; FSE 或 turbo spin echo; TSE) 是传统的自旋回波与多回波技术联合应用的产物，目前已广泛应用。常规

扫描序列（包括自旋回波、反转恢复等）是一次激励产生一个回波用于空间定位信息，要重建一幅完整的影像，必须进行若干次激励，以产生足够的回波（如256或512次激励）。TSE序列是连续施加多个180°脉冲，一次激励产生多个回波，从而缩短扫描时间。

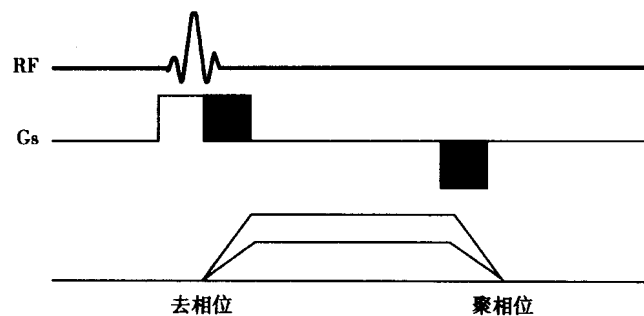


图 16

(4) 梯度回波序列

梯度回波序列(gradient echo; GRE)是临床常用的扫描技术，随着MRI技术的进展，其应用范围越来越广，显示了良好的应用前景。SE序列应用180°再聚焦脉冲，梯度回波序列则去除了180°脉冲，使用一个再聚焦梯度产生回波，另外，梯度回波施加射频脉冲的角度一般小于90°，从而大大缩短了扫描时间(图16)。梯度回波序列有以下优点: ①允许使用更短的TE(因为无180°脉冲)，②由于TR时间短，减少了扫描时间。

表 4 梯度回波序列主要扫描参数

	TR(ms)	TE(ms)	反转角
T1WI	50 ~ 600	7 ~ 15	40° ~ 70°
T2WI	150 ~ 600	15 ~ 25	10° ~ 20°

缺点为对磁场的不均匀颇敏感以及较低的信噪比。常用的梯度回波的主要参数如表4。在神经系统疾病的诊断中，比如对超早期脑梗塞、脑出血以及对椎间盘病变的诊断中，梯度回波序列发挥了重要作用。平面回波成像(echo planar imaging; EPI)也是一种可以使用梯度回波技术的超快速扫描技术。

9. MR 血管成像 (MR angiography; MRA) 的方法

颅脑MR血管成像的方法目前应用最多的是时间飞越法 (time of flight; TOF) 及相位对比法 (phase contrast; PC)，每一种依据采集的方法不同又可以分为二维 (2D) 及三维 (3D) 成像，其优缺点见表 5。图 17 ~ 20 为不同采集技术得到的 MRA 图像。

表 5 MR 脑血管成像 (MRA) 技术比较

MRA 技术	优点	缺点
2D TOF	● 对慢血流敏感 ● 采集时间短	● 对层面内的流动不敏感 ● 对病人的运动敏感 - 脂肪及血液可能被误为血流
3D TOF	● 空间分辨率高 ● 对中、高速血流敏感 ● 可以使用非常短 TE 有较高的信噪比	● 对慢血流不敏感 ● 血液可能被误为血流
2D PC	● 扫描时间短 ● 调节流速可以选择性的显示动脉或静脉 ● 可进行流速及流量测定	● 对病人的运动敏感 ● 体素较大可导致体素内质子去相位
3D PC	● 对不同流速均敏感 ● 背景抑制好	● 对病人的运动敏感 ● 成像时间相对较长



图 17



图 18



图 19

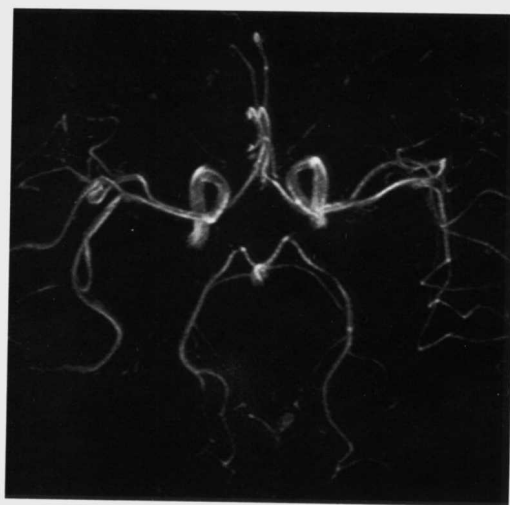


图 20

三、磁共振成像检查常见伪影

1. 运动伪影

所谓运动伪影是指患者自主或不自主的运动引起的伪影,如呼吸运动、心血管和脑脊液的搏动均可造成运动伪影。自主运动伪影在体部主要由病人的呼吸运动、躁动引起,表现为相位编码方向上的弧形伪影(图 21)。神经系统自主运动伪影多由于病人的躁动、眼球的运动、咀嚼运

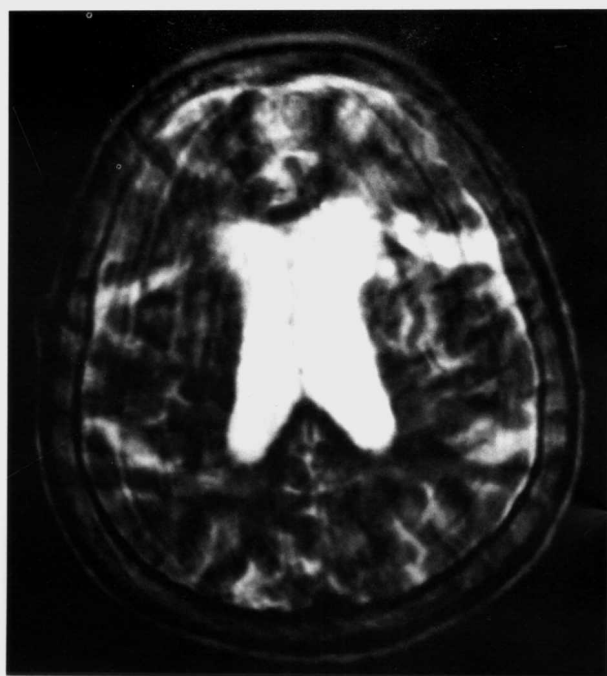


图 21

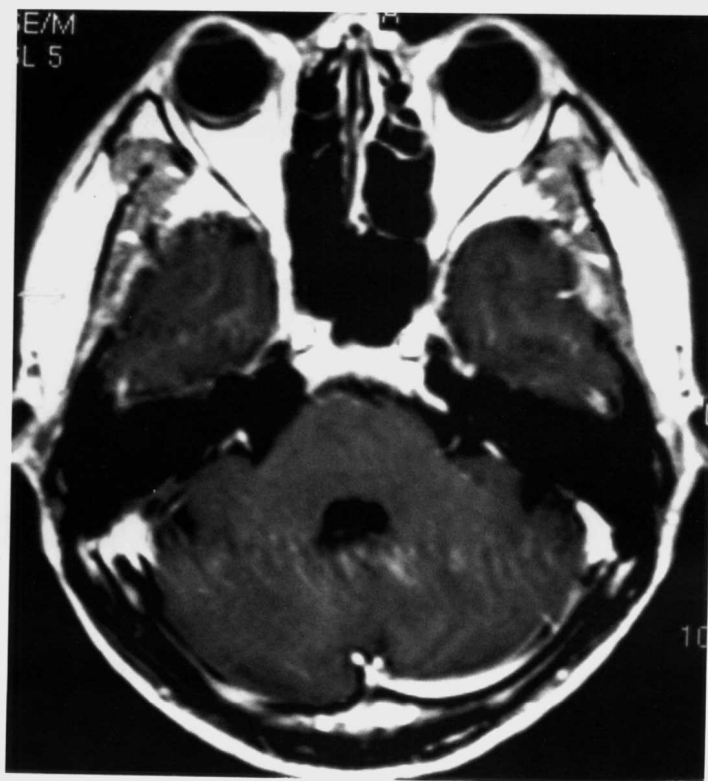


图 22