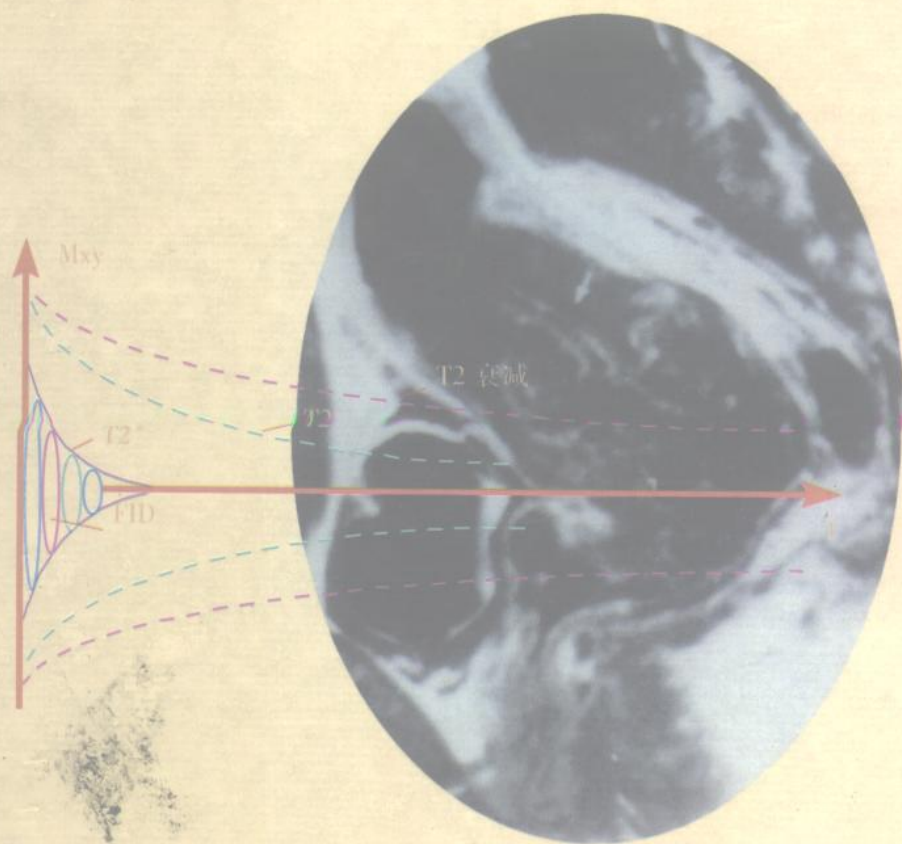


胡和平 陈士岭 主编

盆腔 MRI 诊断学

PENQIANG MRI ZHENDUANXUE



军事医学科学出版社

105817

盆腔 MRI 诊断学

主 编

胡和平 陈士岭

副主编

佟海涛 袁德启 王征爱

主 审

黄其鏊 涂 冰

审 校

张雪林 陈龙华 邢福棋

军事医学科学出版社

内 容 简 介

本书共八章,第一、二章介绍了MR和MRI原理。原理中不同层次的概念分类明确,合符逻辑,过渡自然。其中也介绍了一些适合盆腔MR的新方法(如EPI)。第三章为总论,介绍了盆腔MRI检查的适应证、优缺点、检查方法和怎样分析MRI影像。第四章为男性和女性盆腔MRI解剖。第五章到第八章系统介绍了妇科和产科、男性生殖器官、腹腔和直肠的MRI特征和诊断。内容既有常见病例,也包括一些少罕见病例。在描述MRI特征之前,先介绍了与MRI诊断有关的病理和临床表现,并较客观地介绍了各种影像检查方法的优缺点。全书配有MRI图片289幅、线图54幅。本书可供影像诊断、妇产科和泌尿外科等临床学科的医生参考。

* * *

图书在版编目(CIP)数据

盆腔MRI诊断学 / 胡和平著. - 北京: 军事医学科学出版社, 1997.9

ISBN 7-80121-067-0

I. 盆… II. 胡… III. 盆腔-妇科病-核磁共振成像-诊断 IV. R711.330.7

中国版本图书馆CIP数据核字(97)第16324号

* *

盆腔MRI诊断学

主编 胡和平 陈士岭

责任编辑 姜晓舜

军事医学科学出版社出版

(北京太平路27号 邮政编码100850)

新华书店北京科技发行所发行

深圳市瑞格设计制作有限公司排版

北京四环科技印刷厂印刷

*

开本: 787mm × 1092mm 1/16 印张: 11 字数: 303千字

1998年3月第1版 1998年3月第1次印刷

印数: 1~3000册 定价: 30.00元

ISBN 7-80121-067-0/R·053

(购买本社图书, 凡有缺、损、倒、脱页者, 本社发行部负责调换)

前言

编写本书的目的皆在传播和交流盆腔 MRI 研究的新成果。

自八十年代初 MRI 应用于临床以来,它在人体各器官疾病诊断中的应用得到了非常迅速的推广。国内近几年 MRI 的普及率也迅速上升,许多县级医院也装备了 MR 成像仪。鉴于 MRI 在盆腔疾病诊断中具有非常重要的作用,而目前国内外尚无这方面专著的现状,作者编写了此书。

本书是在总结了大量国内外(1997年前)较成熟的研究成果,同时结合第一军医大学附属南方医院十余年来盆腔 MRI 的应用经验而编著的。它基本反映了目前国内外盆腔 MRI 诊断学的发展水平和现状。书中有不少新而实用的内容成果,对国内盆腔 MRI 的临床和科研会有很好的借鉴和促进作用。

本书在 1995 年初已写完初稿,当时由于各种原因未能出版。去年初,深圳联谊九天公司给予了无私的帮助,军事医学科学出版社也给予了支持。此后,我们在初稿基础上又作了几次大的修改和充实,今天此书终于与读者见面。在此,衷心感谢他们为 MRI 知识的传播和交流给予的积极支持,也诚挚地感谢提供丰富图片资料的国内外专家(参考文献所列)。

胡和平
1997年10月于广州

【目 录】

第一章 磁共振物理学原理..... 1

第一节 磁共振现象的发现..... 1

一、Purcell 的氢原子核能级跃迁学说.. 1

二、Bloch 的氢原子核磁矩进动学说... 2

第二节 什么原子核可产生磁共振..... 3

第三节 化学位移与磁共振波谱学..... 3

第四节 多质子磁矩的弛豫:

T1 和 T2 弛豫时间..... 4

一、T1 弛豫时间..... 5

二、T2 弛豫时间..... 6

第二章 磁共振成像技术和射频脉冲序列..... 9

第一节 MR 信号的空间定位(2D-FT 法).... 9

一、选层梯度..... 9

二、频率编码和相位编码梯度..... 9

三、K 空间..... 11

第二节 射频脉冲序列..... 12

一、自旋回波(SE)序列..... 12

二、反转回复(IR)序列..... 15

三、快速成像..... 16

(一) 梯度回波序列..... 16

(二) FSE 序列..... 17

(三) HASTE..... 18

(四) EPI..... 19

四、脂肪抑制成像..... 21

(一) STIR..... 21

(二) ChemSat..... 21

(三) Dixon 法..... 22

(四) 相位位移法..... 22

(五) 综合法..... 23

第三节 MRI 伪影..... 23

一、运动伪影..... 23

二、化学位移伪影..... 23

三、磁化敏感性伪影..... 24

第三章 盆腔 MRI 总论..... 25

第一节 盆腔 MRI 检查的适应证..... 25

第二节 盆腔 MRI 检查的优缺点..... 25

一、优点..... 25

二、缺点..... 25

第三节 盆腔 MRI 检查方法..... 25

一、检查前准备及注意事项..... 26

二、MRI 参数选择..... 26

三、MRI 增强扫描..... 26

(一) 动态 MR 增强扫描..... 27

(二) 常规和延迟 MR 增强扫描..... 27

第四节 怎样分析盆腔 MR 影像..... 27

第四章 盆腔 MRI 解剖..... 28

第一节 盆壁..... 28

第二节 膀胱..... 28

一、膀胱壁..... 28

二、膀胱周围间隙..... 28

三、尿液..... 29

(一) 二层带..... 29

(二) 三层带..... 29

(三) 均匀性极高或极低 MR 信号... 30

四、伪影..... 31

(一) 化学位移伪影..... 31

(二) 尿液振动性伪影..... 31

第三节 直肠..... 31

第四节 直肠周围筋膜和骶前间隙..... 32

第五节 女性生殖器官..... 33

一、子宫体..... 33

(一) 初次月经前少女	34	(九) 宫颈癌放疗后 MRI	57
(二) 育龄妇女	34	第二节 子宫体疾病	60
(三) 服用避孕药妇女	35	一、子宫腺肌病	60
(四) 服用 GRH 类似物妇女	35	二、子宫平滑肌瘤	62
(五) 绝经后妇女	35	(一) 病理类型	62
(六) 造影增强后动态 MR 扫描	36	(二) MRI 特征	62
二、子宫颈	37	三、子宫静脉内平滑肌瘤病	64
三、宫旁组织	38	(一) 病理特点	64
四、阴道	38	(二) MRI 特征	65
五、卵巢	39	(三) 鉴别诊断	65
第六节 男性生殖器官	39	四、子宫内膜癌	65
一、前列腺	39	(一) Ia 期内膜癌的 MRI	67
(一) 前列腺各区带的 MRI 特点	40	(二) 子宫肌层侵犯的 MRI	68
(二) 前列腺尿道和射精管	41	(三) 宫颈侵犯的 MRI	70
(三) 前列腺包膜	41	(四) 子宫外侵犯的 MRI	71
(四) 前列腺周围结构	42	五、子宫肉瘤	71
(五) 前列腺及周围结构与年龄		(一) 子宫平滑肌肉瘤	71
的关系	45	(二) 恶性苗勒氏管混合瘤	72
二、睾丸、附睾和阴囊壁	45	(三) 内膜间质肉瘤	73
(一) 睾丸	45	六、子宫淋巴瘤	73
(二) 附睾	45	第三节 卵巢与输卵管	77
(三) 阴囊壁	46	一、卵巢非赘生性囊肿	77
三、输精管	46	(一) 卵泡囊肿	77
四、精索	46	(二) 黄素囊肿	77
第五章 妇科和产科 MRI	49	(三) 黄体囊肿	77
第一节 子宫颈病变	49	(四) 白体囊肿	77
一、宫颈潴留性囊肿	49	(五) 生发上皮包涵性囊肿	78
二、宫颈内膜息肉	49	(六) 单纯性囊肿	78
三、宫颈癌	49	二、卵巢增生性病变	78
(一) 不同检查方法对宫颈癌分期		(一) 多囊卵巢综合征	78
的比较	49	(二) 间质卵泡膜细胞增殖症	78
(二) 原位癌和早期侵入性癌 MRI	51	三、卵巢肿瘤	80
(三) 宫颈壁基质侵犯的 MRI	51	(一) 卵巢良性肿瘤	80
(四) 宫体侵犯的 MRI	53	(二) 卵巢恶性肿瘤	87
(五) 宫旁组织侵犯的 MRI	53	(三) 卵巢癌的 MRI 分期	91
(六) 阴道受侵的 MRI	54	(四) 巢癌治疗后 MRI 评价	95
(七) 盆壁、膀胱和直肠受侵		第四节 子宫内膜异位症	97
的 MRI	55	第五节 产科 MRI	101
(八) 盆壁及主动脉旁淋巴结转移		一 产科 MRI 检查适应证	101
的 MRI	55	二 产科 MRI 检查方法	101

三、妊娠母体 MRI	102
(一) 骨产道的 MRI 测量	102
(二) 宫体和宫颈	103
(三) 血管和侧支循环	103
(四) 妊娠合并椎间盘改变	104
(五) 妊娠合并肿块	104
四、胎儿 MRI	106
(一) 胎儿中枢神经系统	106
(二) 胎儿呼吸系统	107
(三) 胎儿心血管系统	107
(四) 胎儿腹部	108
(五) 胎儿骨骼肌系统	109
(六) 羊水	111
五、胎盘 MRI	111
(一) 正常胎盘	111
(二) 前置胎盘	111
(三) 胎盘剥离	111
六、妊娠滋养层细胞疾病	112
(一) 葡萄胎	112
(二) 恶性妊娠滋养层肿瘤	113
(三) 恶性妊娠滋养层肿瘤化疗后 MRI 评价	114
第六节 先天性性分化异常的 MRI	118
一、混合性性腺发育不全	118
二、Turner's 综合征	118
三、女性假两性畸形	119
四、男性假两性畸形	119
第七节 女性生殖道先天性异常	121
一、女性生殖管道发生	121
二、苗勒氏管异常的分类	121
三、不同影像学的比较	122
四、子宫异常的 MRI 特征	123
(一) 宫发育不全	123
(二) 单角子宫	123
(三) 双子宫	123
(四) 双角子宫	125
(五) 分隔子宫	125
(六) 弓形子宫	126

第六章 男性生殖器官疾病的 MRI

..... 127

第一节 前列腺炎	127
一、急性前列腺炎	127
二、慢性和肉芽肿性前列腺炎	127
三、前列腺脓肿	127
第二节 良性前列腺增生	127
第三节 前列腺和精囊囊肿	128
一、前列腺囊囊肿	128
二、苗勒氏管囊肿	128
三、前列腺潴留性囊肿	128
四、精囊囊肿	129
第四节 前列腺癌	129
一、病理	130
二、分期	130
三、不同检查方法的比较	131
四、前列腺癌的 MRI 特征	132
(一) 部位与信号	132
(二) 包膜受侵	132
(三) 神经血管束受侵	133
(四) 前列腺周围静脉丛受侵	134
(五) 精囊受侵	134
(六) 淋巴结及其它部位转移	135
五 MRI 增强扫描对前列腺癌的诊断价值	135
第五节 睾丸和附睾	136
一、MRI 检查方法	136
二、MRI 与 B 超和 CT 的比较	136
三、睾丸肿瘤	137
(一) 精原细胞瘤	138
(二) 非精原细胞性肿瘤	138
(三) Leydig 细胞瘤	139
四、睾丸囊肿	139
五、睾丸附睾炎	139
六、附睾囊肿	140
七、精索静脉曲张	140
八、睾丸扭转	141
九、隐睾	141
(一) 隐睾的 MRI 特征	142

(二)鉴别诊断	142
第七章 膀胱 MRI	146
第一节 膀胱良性肿瘤	146
一、乳头状瘤	146
二、平滑肌瘤	146
三、嗜铬细胞瘤	147
第二节 膀胱恶性肿瘤	147
一、膀胱癌	147
(一)不同影像检查法对膀胱癌分期	
的比较	149
(二)Tis, Ta 和 T1 期膀胱癌 MRI	149
(三)T2 期膀胱癌 MRI	149
(四)T3a 期膀胱癌 MRI	150
(五)T3b 期膀胱癌 MRI	151
(六)T4 期膀胱癌 MRI	153
(七)膀胱癌术后纤维化	155
二、膀胱原发性淋巴瘤	155
第三节 膀胱炎	155
一、急性膀胱炎	155
二、慢性膀胱炎	156

三、放射性膀胱炎	156
第八章 直肠 MRI	159
第一节 直肠癌	159
一、MRI 与 CT 和 B 超的比较	159
二、MRI 检查前特殊准备	160
三、直肠癌的 MRI 特征	160
(一) A 和 B1 期直肠癌	160
(二) B2 期直肠癌	160
(三) B3 期直肠癌	161
(四) C 期或盆壁淋巴结转移	161
四、直肠癌放疗后 MRI	161
五、直肠癌复发与纤维化的 MRI	162
第二节 肛管直肠先天闭锁	163
一、提肛肌和括约肌的正常解剖	163
(一) P C 平面	165
(二) I 平面	165
二、MRI 诊断价值	166
(一) 肛管直肠先天闭锁	
的 MRI 特征	166
(二) 术后评价	167

第一章 磁共振物理学原理

第一节 磁共振现象的发现

(discovery of MR phenomena)

磁共振现象早在1946年最先由美国科学家 Purcell 和 Bloch 发现并分享了1952年物理学诺贝尔奖。

什么是磁共振(magnetic resonance, MR)? 磁共振最初被称为核磁共振(nuclear magnetic resonance, NMR), 从字面理解应为(原子)核与磁(场)相互作用产生的共振。后为避免患者产生误解和畏惧而将“核”字省略。对磁共振现象的描述有两种学说, 即 Purcell 的(氢)原子核能级跃迁学说和 Bloch 的(氢)原子核进动学说。

一、Purcell 的氢原子核能级跃迁学说 (energy level transition theory)

氢原子核无中子而仅由一带正电的质子构成, 故又可称为质子(proton)。质子时刻绕自身中轴旋转, 即自旋(spin)。这种带正电并自旋的氢原子核可看作是一枚微小的磁针, 存在南北极(图1-1), 物理学上用“原子核磁矩”来代表“磁针”的长短和方向。~~单个氢原子核在外磁场B~~

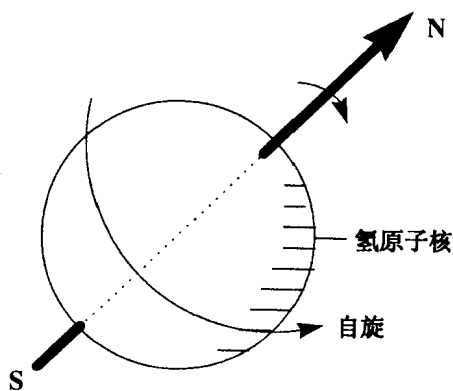


图1-1 质子(氢原子核)的自旋和磁矩

“磁针”的长短和方向。单个氢原子核在外磁场B (B代表磁场强度)的作用下, 其核磁矩有二种不同的能量状态(图1-2), 即顺外磁场B的低能态和逆外磁场B的高能态。

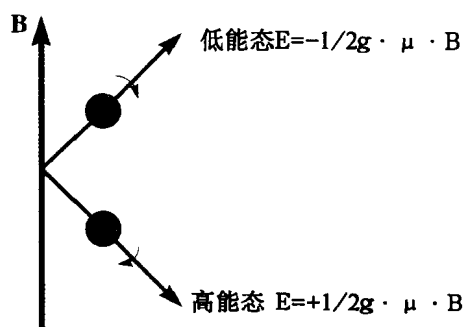


图1-2 质子(氢原子核)在外磁场B中有二种不同的能量状态

在低能态下, 磁矩势能的大小 $E = -1/2 g \cdot \mu \cdot B$

在高能态下, 磁矩势能的大小 $E = +1/2 g \cdot \mu \cdot B$

二种能态的能级差 $\Delta E = g \cdot \mu \cdot B$

其中, g 为朗德因子或称 g 因子, 由实验测得。对氢原子核来说, $g = 5.585$; μ 为核磁子, 为核磁矩的最小值, $\mu = 5.0508 \times 10^{-27}$ 焦耳/特。

若再给予一射频磁场(又称射频脉冲, RF), 并满足:

射频能量 $(\nu \cdot h) = \text{能级差} (\Delta E) = g \cdot \mu \cdot B$

或射频 $\nu = g \cdot \mu \cdot B / h \dots \dots \dots 1.1$
(ν 代表射频磁场的频率; h 为普朗克常数 $= 6.626 \times 10^{-34}$ 焦耳/秒)

氢原子核可吸收射频能量并产生能级跃迁。Purcell 认为, 能级跃迁即为核磁共振。

二、Bloch 的氢原子核磁矩进动学说

(nuclear magnetic moment precession theory)

质子在外磁场中不仅自旋，而且要沿外磁场 B 的方向旋转，物理学上称后者为“进动”(precession)(图1-3)。进动的快慢可用 ω (进动角速度)或 ν (进动频率)来描述:

进动 $\omega = (\mu / L) \times B$ (L 代表原子核的自旋角动量 $= m \cdot v \cdot r$)

其中 μ / L 为磁旋比，用 r 代表，故上式变为 进动 $\omega = r \times B = (g \cdot \mu \cdot 2\pi / h) \times B$

或 进动 $\nu = \omega / 2\pi = (r \times B) / 2\pi = g \cdot \mu \cdot B / h$ ，恰好等于式 1.1 中产生共振所需的共振频率，因此可以说，当射频磁场的频率等于氢原子核的进动频率时，氢原子核将产生共振。

Bloch 进一步从经典力学的角度直观地描述了磁共振现象产生的过程: 如图1-5所示，处于低能态自旋和进动的氢原子核，其磁矩的大小和方向为 μ ，此时给予一频率等于进动频率的射频磁场时，氢原子核磁矩将向高能态偏转，并在新的状态下继续进动。原子核磁矩偏转的过程即为磁共振的过程。

产生磁共振的原子核，其磁矩的偏转及在新的状态下继续进动可引起周围线圈产生感应电流的信号即磁共振(MR)信号(图1-4)。

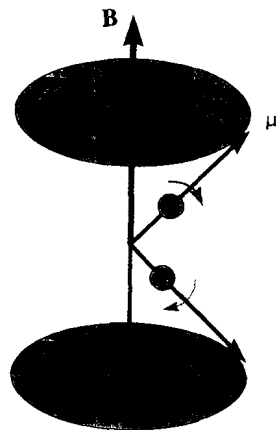


图1-3 质子在外磁场 B 中的进动
 μ 为磁矩

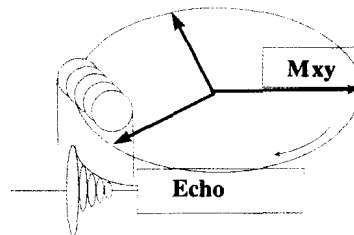


图1-4 由 XY 平面上旋转的磁矩引起的相邻线圈中的感应电流 (即MR信号)

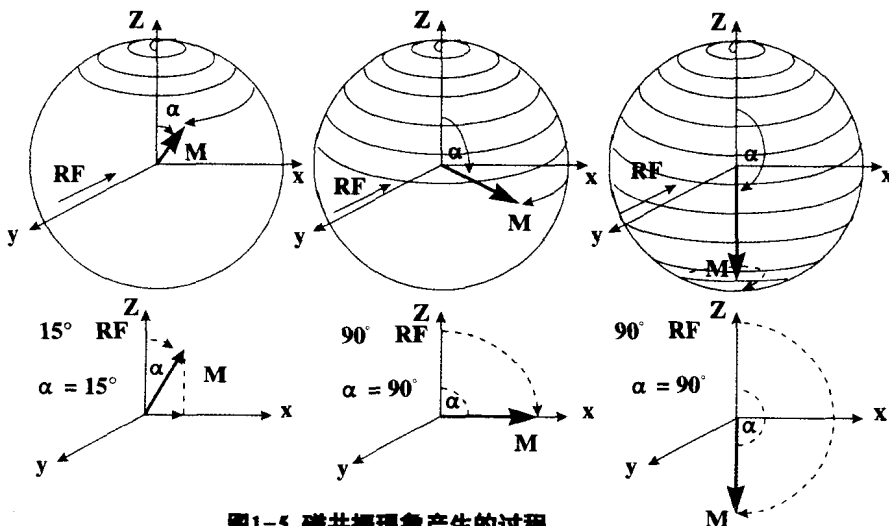


图1-5 磁共振现象产生的过程

外磁场 B_z 中处于进动状态的氢原子核，在射频脉冲 RF 作用下产生螺旋式的磁矩偏转，偏转角为 α 。在此新状态下进动时，磁矩 M 对应的在 XY 平面上的分量如下排图所示。

第二节 什么原子核可产生磁共振

(what are the MR active nuclei)

进一步的研究发现,除氢原子核可产生磁共振外,元素周期表中凡具有自旋特性的原子核都有产生磁共振的可能。这些元素的原子核中,其质子或中子数必有一个是奇数,包括如下情况。

1. 质子或中子之一为奇数:如 H-1(质子数为1,无中子); C-13(质子数为6,中子数为7); P-31; Na-23; O-17;
2. 质子和中子皆为奇数:如 H-2(质子数和中子数皆为1)和 N-14(质子数和中子数皆为7)
3. 若质子和中子数皆为偶数时,此原子核

不具有自旋的特性,也不可能产生磁共振。如 C-12(质子和中子数皆为6), O-16, C-12。

目前广泛用于临床MR成像的原子核为质子(氢的一种同位素)。本书中所列的所有MR像仅为质子MR I。人体内含有许多具有自旋特性的其它原子核或其同位素,为何未能用于临床MR成像?实际上,原子核能否用于临床MR成像,要考虑到如下两个因素。

(1) 自旋原子核(或其同位素)在人体内的含量;

(2) 该原子核产生共振的敏感性(sensitivity)或难易程度。

人体内碳和氧的含量均很高,但主要以C-12和O-16的形式存在,它们不具备自旋的特性,也不能产生共振。而具有自旋特性的C-13和O-17含量却很低,产生共振的敏感性也差,故不能用于临床MR成像。

表1-1 具有自旋特性的原子核在人体内的含量及产生共振的敏感性

自旋同位素核	浓度 (mol/L)	相对敏感性
H-1	99.0	1.0
N-14	1.6	—
P-31	0.35	0.066
C-13	0.1	0.016
Na-23	0.078	0.093
K-39	0.045	0.0005
O-17	0.031	0.029
H-2	0.015	0.096
F-19	0.0066	0.830

从表1-1可知,除质子H-1外,其它自旋原子核在人体内的含量皆非常低,加上产生共振的敏感性又差(F-19除外),故一般难产生临床所需的高质量MR像。F-19虽然其敏感性较高,但由于在人体内的含量太低,也同样不适于临床MR I。

第三节 化学位移与磁共振波谱学 (chemical shift and MR spectroscopy)

分子内部,同种原子核所处的微观环境不同,其周围电子产生的次级磁场对其屏蔽效应也不同,

在同一外磁场的作用下,原子核局部的有效磁场则不同,因而共振所需的射频磁场的频率也不同(式 1.1: 产生共振所需的射频频率与局部的有效磁场成正比),这种特性称为化学位移(chemical shift)。以乙醇分子 $\text{CH}_3\text{-H}_2\text{-OH}$ 为例, $-\text{CH}_3$ 、 $-\text{CH}_2$ 与 $-\text{OH}$ 中氢原子核产生磁共振所需的射频脉冲的频率是不同的(图1-6): 氧核带的负电大于碳核 $\rightarrow -\text{OH}$ 中质子外围的电子云密度小于 $-\text{CH}_2$ 中的质子 $\rightarrow -\text{OH}$ 中的质子受到的屏蔽效应则小于 $-\text{CH}_2$ 中的质子 $\rightarrow -\text{OH}$ 中质子局部的有效磁场较大 $\rightarrow$ 质子磁共振所需的射频脉冲频率也较大; $-\text{CH}_3$ 与 $-\text{CH}_2$ 比较,后者离 O 核较近 $\rightarrow -\text{CH}_2$ 中 H 外围的电子云密度较小 $\rightarrow -\text{CH}_2$ 中质子受到的屏蔽效应也较小,其质子局部的有效磁场较大,因而产生磁共振所需的射频磁场频率也相对大; $-\text{CH}_3$ 中质子受周围电子的屏蔽作用最大,因此,其局部的有效磁场最小,质子共振所需的射频磁场频率也最小。

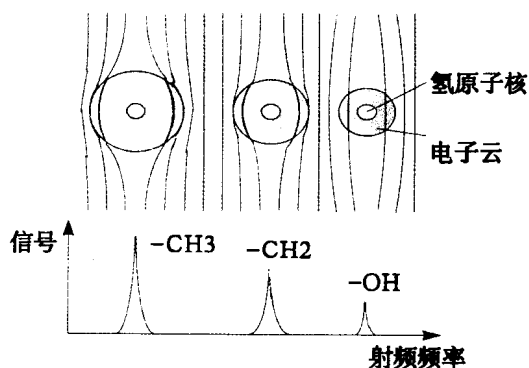


图1-6 乙醇分子的MR波谱

据此化学位移特性,可测定分子的空间构型。

不同的原子核,在相同的外加磁场作用下,其进动的频率也不同,此特性有利于测定原子核的种类。

利用 MR 来测定分子的组成及空间构型的方法即为磁共振波谱学(magnetic resonance spectroscopy, MRS)。

第四节 多质子磁矩的弛豫: T1 和 T2 弛豫时间

(magnetic moment relaxation of a collection of protons: T1 and T2 relaxation times)

产生磁共振并在新的状态下进动的原子核,类似拉紧的橡皮筋,当脉冲迅速去除(相当于拉力去除)后,核磁矩犹如橡皮筋,必然要回复,这种磁矩向初始状态回复的过程称为弛豫(relaxation)。

人体内即使很微小的软组织块皆含有无数的氢原子核,且这些氢原子核的弛豫过程是相互影响的,因此,对多质子进行宏观状态下弛豫过程的分析更具有实际意义。

物理学实验发现: ①在均匀的外磁场中,所有氢原子核(质子)的进动频率相同,但其初始相位具有随机分布的特点,因此,总的横向磁矩 $M_{xy}=0$; ②低能态质子的数量略多于高能态质子数(Boltzmann 分布),所以在 Z 方向上存在一“静磁矩”,用 M_0 表示(图1-7),故可将多质子磁共振的产生及磁矩的弛豫简化为磁矩为 M_0 的“单质子”进行分析。

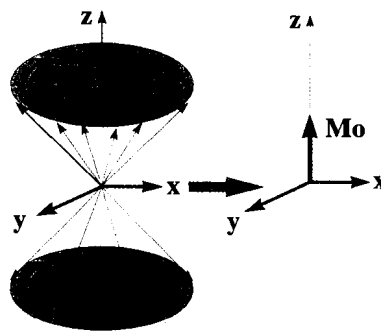


图1-7 在氢原子核的Boltzmann 分布在外磁场Z方向上存在的静磁矩 M_0

在射频脉冲的作用下,多质子产生磁共振的过程也即磁矩 M_0 产生偏转的过程。根据磁矩 M_0 偏转角 α 的大小,可将射频脉冲相应地称为 α 脉冲。目前较常用的为 90 度和 180 度脉冲。

产生共振即偏转后的 M_0 , 可分解为横向 M_{xy} 和纵向 M_z 两个分量。当脉冲去除后, M_0 将向初始状态 (又称平衡状态) 弛豫。 M_0 弛豫

的过程也就是 M_{xy} 和 M_z 消长的过程(图 1-8)。下面将分别对 M_0 偏转 90 度后的 M_{xy} 和 M_z 进行分析。

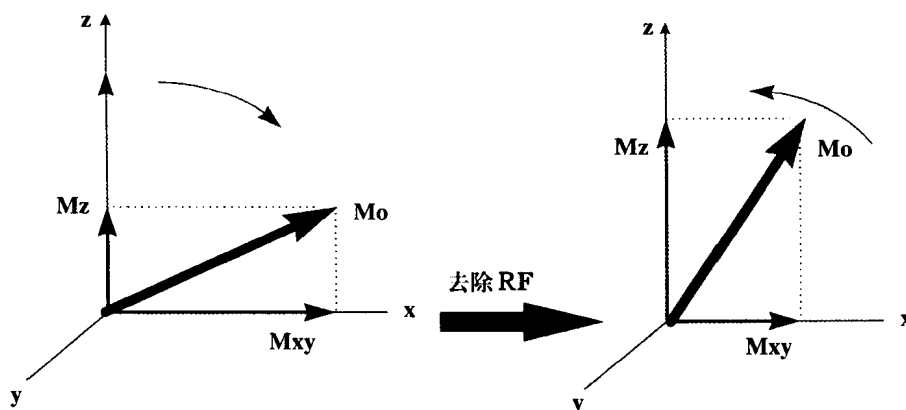


图1-8 质子共振和 M_0 的弛豫过程

一、 T_1 弛豫时间

(T_1 relaxation time)

M_z 由零逐渐增大并最终达到 M_0 的过程称为纵向弛豫。由于这一过程实际上是共振后处于高能态的质子向周围环境 (晶格) 散发能量的过程, 故又称为自旋-晶格弛豫, 其快慢用 T_1 时间常数来表示。Bloch 假设 (并由实验证实了他的正确性): M_z 向平衡位置弛豫的速率与其对平衡位置的偏离量成正比, 即:

$$dM_z/dt = (M_0 - M_z)/T_1$$

$$\therefore M_z = M_0 [1 - \exp(-t/T_1)] \quad (\text{图 1-9})$$

物理学上规定 M_z 由零弛豫到 $[1 - (1/e)]M_0 = M_0 \times 63.2\%$ 所需的时间称为 T_1 弛豫时间。

共振质子向周围晶格散发或转移能量是有条件的。只有当晶格上的原子核形成的磁场具有波动性(fluctuating), 且这种波动的频率等于共振质子的进动频率时, 上述能量的转移方能完成。能量转移快者, T_1 值短, 反之则长。

晶格磁场的频率与分子的运动-旋转(rotation)、振动(vibration)和转移(translation)密切相关 (图 1-10)。

分子所处的状态不同(固态或液态), 其运动

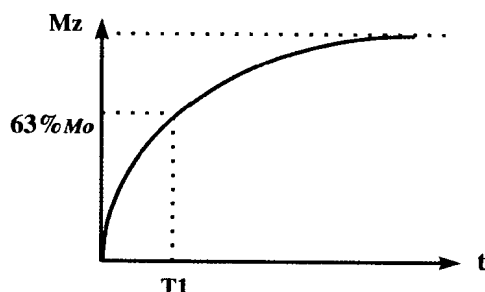


图1-9 90° 脉冲后纵向磁矩 M_z 随时间的变化

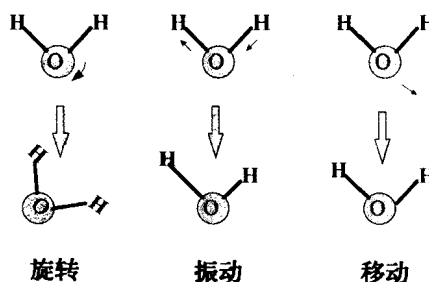


图1-10 水分子三种运动形式示意图

形式有一定差异: 固态下, 晶格以振动为主, 其磁场的波动频率常显著高于质子的进动频率, 质子向晶格的能量转移极慢, 故 T1 值极长。如冰块中质子的 T1 值可达数小时。纯液态时, 分子, 尤其是小分子, 其运动形式以转移运动为主, 由于这种运动的速度及对应的晶格磁场波动频率极快, 同样不利于共振质子的能量向晶格的转移, 故 T1 值也相对长。

另外, 晶格磁场的频率也与分子大小密切相关 (图 1-11)。大分子, 其运动受限, 晶格磁场的

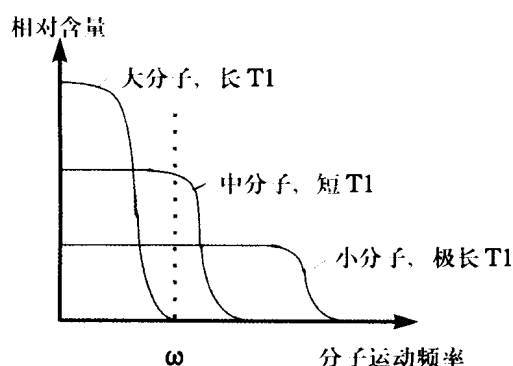


图1-11 分子大小与其运动频率分布和T1值的关系

波动频率低于共振质子的进动频率; 小分子, 运动相对活跃, 晶格磁场的波动频率多数呈高于共振质子进动频率的状态, 故这两种分子都不利于能量向晶格的转移, T1 值也都较长。只有中等大小的分子, 其晶格磁场的波动频率多数等于进动频率 (也有部分低于或高于进动频率), 因此具有较短的 T1 值。

当纯水中混有其它大分子物质时, 可使水质子的 T1 值缩短。如粘液或组织块中质子的 T1 值明显短于尿液。其原因在于原来运动频率极快的水分子与大分子的蛋白等以氢键相连, 使水分子的运动受到限制, 其晶格磁场的波动频率更多地与水质子进动频率相等, 能量向晶格的转移更快, 故 T1 值缩短。

外磁场强度也影响 T1 值 (表 1-2)。外磁场强度增大时, 质子的进动频率增大 ($\omega = \gamma B$), 与晶格磁场的波动频率间产生更多的偏移, 使共振质子的能量更不易向晶格转移, 致 T1 值延长。

表 1-2 正常人体组织的 T1、T2 值 (ms)

组织	T1 (1.5 T)	T1 (0.5 T)	T2
肝	490	323	43
肾	650	449	58
脾	780	554	62
脂肪	260	215	84
脑灰质	920	656	101
脑白质	790	539	92
脑脊液	> 4000	> 4000	> 2000
骨骼肌	870	600	47

二、T2 弛豫时间

(T2 relaxation time)

横向分量 Mxy 的变化相对复杂, 因无数氢原子核在 XY 平面上的进动频率受以下因素的影响:

① 质子受到相邻的其它质子、晶格中的其它原子核、电子和分子产生的微小磁场的作用, 其进动频率会发生轻微的变化, 致各质子在 XY 平面上失去同步化, 宏观上表现为 Mxy 迅速衰减为零, 此过程称为自旋-自旋或横向弛豫, 其快慢

用时间常数 T_2 来表征；②外磁场非绝对均匀也使质子的进动频率产生变化,并加速宏观 M_{xy} 向零衰减,其快慢用时间常数 T_2' 来表示。上述二因素的共同作用,使宏观 M_{xy} 向零的衰减速率更快(图 1-13),用 T_2^* 表示:

$$1/T_2^* = 1/T_2 + 1/T_2'$$

据 Bloch 的假设可知:

$$dM_{xy} / dt = -M_{xy} / T_2$$

$\therefore M_{xy} = M_0 \text{EXP}(-t/T_2)$ ($t=0$ 时, $M_{xy}=M_0$)

类似于 T_1 弛豫时间,物理学上规定 M_{xy} 由 M_0 衰减到 $(1/e)M_0 \approx 37\%M_0$ 所需的时间称为 T_2 (T_2' 或 T_2^*) 弛豫时间 (图 2-12)。

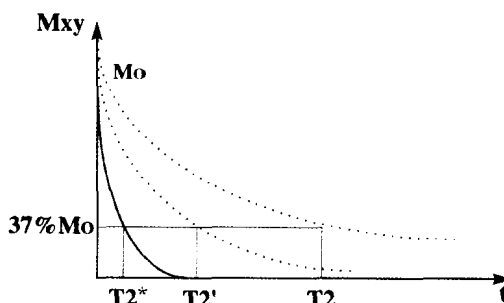


图1-12 T_2 、 T_2' 和 T_2^* 衰减

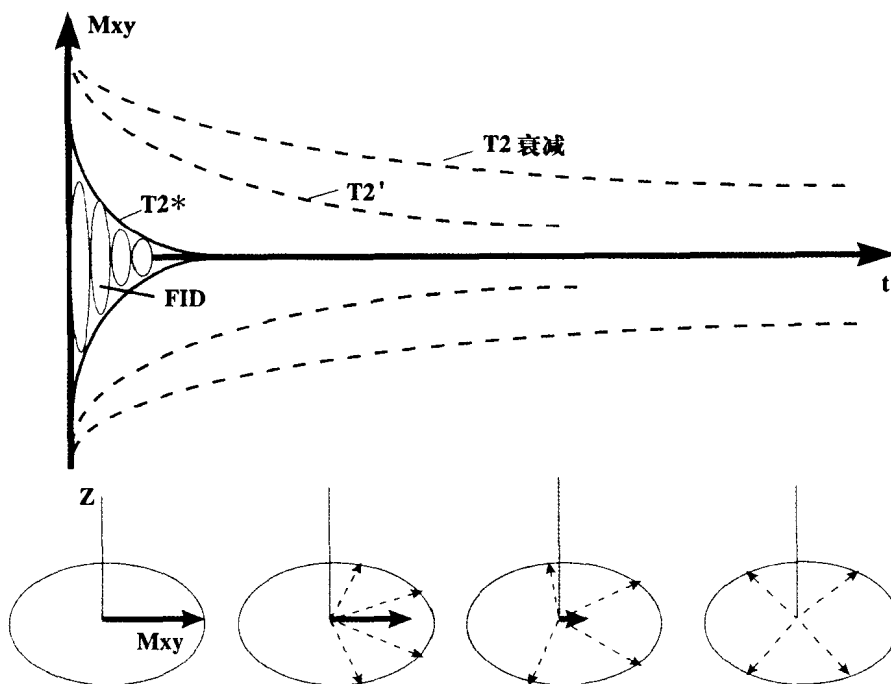


图1-13 90° 脉冲后横向磁矩 M_{xy} 随时间的变化

【参考文献】

- 1 Purcell E.M, Torrey HC, Pound K.V. Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid, *Phys Rev*, 1996;69:37
- 2 Bloch F, Hansen W.W, Packard ME. Nuclear induction, *Phys Rev*, 1946;69:127
- 3 Steiner RE, Radda GK. Nuclear magnetic resonance and its clinical applications. London Churchill Livingstone, 1984:115-138
- 4 Anderson CM, Edelman RR, Turski PA, Clinical magnetic resonance imaging. New York: Raven Press, 1993:1-200
- 5 Dwyer Aj, Frank JA, Sank VJ *et al*. Short-TI inversion recovery pulse sequence, analysis and initial experience in cancer imaging. *Radiology*, 1988;168:827
- 6 Haase A, Frahm J, Hanicke W *et al*. H-1 NMR chemical shift selective (CHESS) imaging, *Phys Med Biol*, 1985;30:341
- 7 Franm J, Haase A, Hanicke W *et al*. Chemical shift selective MR imaging using a whole-body magnet. *Radiology*, 1985;156:441
- 8 Keller PJ, Hunter WW Jr, Schmalbrock P. Multisection fat-water imaging with chemical shift selective presaturation. *Radiology*, 1987;164:539
- 9 Dixon WT. Simple proton spectroscopic imaging. *Radiology*, 1987;153:189
- 10 Szumowski J, Plewes DR. Separation of lipid and water MR imaging signals by chopper averaging in the time domain. *Radiology*, 1987;165:247
- 11 Chan TW, Listerud J, Kressel HY. Combined chemical-shift and phase-selective imaging for fat suppression, theory and initial clinical experience. *Radiology*, 1997;181:41
- 12 Clark II JA, Kelly WM, Common artifacts encountered in magnetic resonance imaging, *Radiol Clin North Ameri*, 1988;26:893
- 13 Soila KP, Viamonte M, Starewicz PM.. Chemical shift misregistration effect in magnetic resonance imaging. *Radiology*, 1984;153:819
- 14 Weinreb JC, Brateman L, Babcock EE *et al*. Chemical shift artifact in clinical images at 0.35T, *AJR*, 1985;145:183

第二章

磁共振成像技术和射频脉冲序列

将MR信号转变成断面图像,目前基本上用的是二维 Fourier 变换法(2D-FT)。通过2D-FT可实现MR信号的空间定位,并根据信号的强弱由计算机转变成明暗不同的灰度图像。以下就2D-FT MR成像法的基本原理分述如下。

第一节 MR信号的空间定位(2D-FT 法)

(spatial localization of MR signal)

MR信号的空间定位是通过三个相互垂直的线性梯度磁场来实现的。所谓线性梯度磁场,即磁场强度在某一直线方向上具有递增或递减的特性。

一、选层梯度(slice selective gradient)

要完成MR成像,必须首先获得人体特定层面内的MR信号,但在均匀的主磁场中,射频脉冲不可能只使一个层面内的质子产生共振,MR接收线圈所收集到的是整个被成像的区域内的质子发出的MR信号,这些信号不含有空间的信息,因此也不可能用来重建图像。

当人体置于一线性梯度磁场中(图2-1),其不同层面将具有不同的磁场强度,而同一层面内的质子由于外磁场强度相同,共振所需的射频频率也一样,因此,可通过单一频率的脉冲激发特定的层面,从而达到选层的目的。此梯度也相应地称为选层梯度(G_z)。

但在实际上,只包含一种频率的“纯脉冲”是不可能产生的,任何脉冲至少包含有一狭窄的频率范围,该频率范围与相应的梯度磁场相对应,引起相应厚度的层面内质子产生共振,这也就是MRI中“层厚”的概念(图2-2)。频率范围愈窄,层厚则愈薄。

通过改变选层梯度的方向,可分别获得横断、矢状、冠状甚至任何切面的MRI信号并用于重建

图像,图像的空间分辨率不受影响。在这一点上,CT显然不如MRI,因前者只能做直接横断面,其它方向的断面像只能由横断面间接重建而成,这种间接重建的图像,其空间分辨率明显下降。

二、频率编码和相位编码梯度

(frequency and phase encoding gradients)

通过选层梯度,我们已经获得了特定层面内质子的共振信号,但由于这些信号具有相同的频率,我们目前尚无法将同一层面内不同区域的MR信号区分开,也完成不了MR断面像的重建。

为了完成同一层面内不同区域质子信号的空间定位,需借助于与选层梯度垂直的另外两个梯度:频率编码梯度 G_x 和相位编码梯度 G_y 。上述

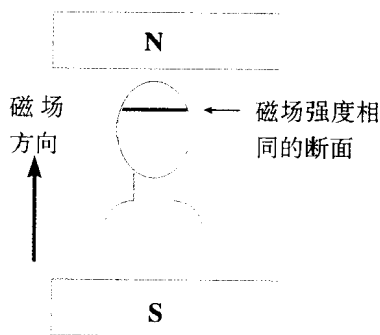


图2-1 选层梯度

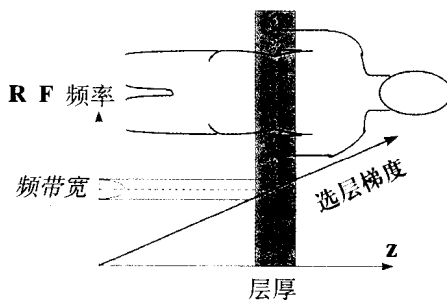


图2-2 定频率范围的射频脉冲引起相应厚度层面内的质子共振