

神经系统疾病诊断学

陈永泰 主编
陈永泰 副主编

人民卫生出版社

内容提要

本书共分十三章。第一与第二章介绍磁共振基础知识。第三章介绍颅脑的磁共振解剖。从第四章至第十一章介绍颅脑及脊髓病变的磁共振诊断。第十二至十三章介绍眶部与五官的磁共振诊断。

全书以临床实用为目的,全面阐述了MR的设备、原理、脉冲序列及技术参数,有关疾病各章以MR与CT相互对照的方式,阐述了磁共振诊断的特点。书中汇集线条图50余幅、MR照片500余张。本书可供放射科、CT室、MR室医师,以及内外科、神经科、儿科及五官科医师更新知识、提高诊断水平参考。

神经系统磁共振诊断学

隋邦森 主 编

陈雁冰 副主编

责任编辑:李顺梅

★

宇 航 出 版 社 出 版 发 行

各地新华书店经销

三二〇九印刷厂印刷

★

开本:787×1092 1/16 印张:21.875 字数:550千字

1990年3月第1版第1次印刷 印数:1—4000册

ISBN 7-80034-294-8/R·006 定价:19.20元

二
①
甲
乙
丙
甲
乙
丙
甲
乙
丙
甲

编 者

隋邦森 陈雁冰 奚预飏
孙 进 温民生 李进德
徐建民 刘建斌 康可鸣

绘 图

石茂生 王民礼

照片摄制

于文江 蒋贵钧

前 言

磁共振(MR)自 80 年代应用于临床以来,其诊断价值获得了医学界极高的评价,尤其在神经系统及五官科方面,不仅堪与 CT 比翼齐飞,而且还在血管病变、后颅凹病变、变性疾病,尤其是脊髓疾病诸方面,比 CT 扫描更胜一筹。MR 血管成像技术的发展在许多方面有取代有创性血管造影之势。

中国康复研究中心附属的北京博爱医院引进了联邦德国西门子公司 1.0T 的高场强 MR 扫描机。开展磁共振检查以来,承蒙国内外专家的热诚支持与协作,积累了一定的经验。作者以总结我院的病例为主,以借鉴参考资料为辅,编写成“神经系统磁共振诊断学”一书,并根据我国 CT 日益普及的实际情况,将 MR 与 CT 相互参照,阐述了 MR 的基本原理、技术操作与临床应用,旨在为有关科室临床医师的知识更新、提高医疗、教学与科研水平,竭尽绵薄之力。

本书在编写过程中得到影像学界及神经精神学界著名学者的关怀与支持,在此表示由衷的感谢。

由于我们经验有限,MR 的发展又日新月异,书中难免有许多不足,请同道们不吝赐教与斧正。

隋邦森

于中国康复研究中心

1989.10.15

目 录

第一章 磁共振设备与原理	(1)
第一节 磁共振成像原理.....	(1)
第二节 磁共振扫描的适应证和禁忌证	(17)
第三节 磁共振设备	(18)
第四节 CT 与 MR 诊断价值的比较	(24)
第五节 影响磁共振信号强度的组织学因素	(25)
第六节 组织病理改变与磁共振信号的关系	(32)
第二章 脉冲序列与参数	(37)
第一节 自旋回波脉冲序列(SE)	(38)
第二节 反转回复脉冲序列(IR)	(47)
第三节 部分饱和和回复脉冲序列(SR)	(49)
第四节 快速扫描脉冲序列	(52)
第五节 影响磁共振成像的其它因素	(54)
第六节 图像对比度与扫描参数之间的关系	(56)
第七节 磁共振成像质量与伪迹	(61)
第三章 正常颅脑解剖与变异	(71)
第一节 运动系统	(71)
第二节 感觉系统	(72)
第三节 视觉系统	(73)
第四节 边缘系统与语言中枢	(73)
第五节 颅骨与软组织	(73)
第六节 颅底、脑血管与颅神经.....	(74)
第七节 脑内铁质沉积的磁共振影像	(74)
第八节 正常脑发育的磁共振影像	(75)
第四章 先天性与发育性脑部病变	(84)
第一节 颅脑畸形的分类	(84)
第二节 胼胝体畸形	(86)
第三节 Dandy—Walker 氏综合征	(88)
第四节 神经管闭合异常	(89)
第五节 Chiari 畸形	(90)
第六节 憩室形成性疾病	(93)
第七节 脑灰质异位症	(94)
第八节 大脑与小脑皮质发育不良	(95)
第九节 神经纤维瘤病	(96)

第十节 结节性硬化	(98)
第五章 脑血管疾病	(108)
第一节 脑梗塞	(109)
第二节 脑出血	(115)
第三节 蛛网膜下腔出血	(125)
第四节 脑动脉瘤	(126)
第五节 椎基底动脉梭形动脉瘤	(129)
第六节 动静脉畸形	(130)
第七节 隐性脑血管畸形	(132)
第八节 其他脑血管畸形	(132)
第九节 颈内动脉夹层动脉瘤出血	(134)
第十节 脑静脉窦血栓形成	(134)
第十一节 烟雾病	(135)
第十二节 脑血管性痴呆	(136)
第六章 脑瘤	(153)
第一节 脑瘤 MR 影像的一般规律	(154)
第二节 顺磁性对比剂对诊断肿瘤的作用	(156)
第三节 脑转移瘤	(157)
第四节 脑实质内肿瘤	(159)
第五节 松果体区肿瘤	(162)
第六节 脑实质外肿瘤	(165)
第七节 鞍区肿瘤	(169)
第八节 鞍上池区肿瘤	(177)
第九节 桥脑小脑角与颞骨肿瘤	(179)
第十节 颅底肿瘤	(180)
第十一节 脑瘤内出血	(182)
第七章 颅内感染与炎症性疾病	(198)
第一节 颅内感染的病理生理学	(198)
第二节 细菌性感染	(199)
第三节 颅内结核感染	(202)
第四节 病毒性感染	(203)
第五节 颅内寄生虫病	(205)
第六节 颅内霉菌感染	(209)
第七节 艾滋病	(211)
第八章 脑部退行性疾病	(222)
第一节 以脑萎缩为主要特征的疾病	(222)
第二节 基底节系统退行性疾病	(225)
第三节 脑白质病	(230)
第九章 脑室和蛛网膜下腔病变	(245)
第一节 脑脊液通路的解剖与生理	(245)

第二节	脑脊液间隙的解剖变异	(247)
第三节	含脑脊液的囊性病变	(248)
第四节	脑积水	(249)
第五节	脑室和室管膜肿瘤	(251)
第十章	颅脑损伤	(260)
第一节	脑挫裂伤	(260)
第二节	外伤性脑内与脑室血肿	(261)
第三节	外伤性颅内多发血肿	(261)
第四节	硬膜外血肿	(262)
第五节	硬膜下血肿	(262)
第六节	外伤性硬膜下积液	(263)
第七节	脑外伤后遗症	(263)
第八节	副鼻窦与眼球出血	(264)
第十一章	脊椎与脊髓病变	(269)
第一节	脊椎及椎管的正常解剖	(270)
第二节	颈椎间盘脱出	(271)
第三节	颈椎病	(271)
第四节	腰椎间盘病变	(275)
第五节	腰椎管狭窄综合征	(276)
第六节	髓内肿瘤	(277)
第七节	髓外硬膜内肿瘤	(279)
第八节	硬膜外椎管内肿瘤	(280)
第九节	脊椎骨原发性肿瘤	(281)
第十节	脊髓血管畸形	(282)
第十一节	脊髓出血	(283)
第十二节	脊髓空洞积水症	(283)
第十三节	脊髓外伤	(284)
第十四节	脊髓炎症性疾病	(285)
第十五节	先天性脊椎畸形	(287)
第十二章	眶部疾病	(302)
第一节	成像技术与正常解剖	(302)
第二节	眼部疾病	(304)
第三节	视神经及视径肿瘤	(306)
第四节	眶内炎症	(307)
第五节	其他眶内肿物	(308)
第十三章	颈部及鼻咽部疾病	(314)
第一节	成像技术与正常解剖	(314)
第二节	舌与口咽部肿瘤	(317)
第三节	鼻咽部疾病	(318)
第四节	颈部疾病	(322)

第一章 磁共振设备与原理

本世纪 70 年代 CT 的问世使医学影像学发生了一场革命,80 年代以来磁共振(MR)的出现使这场革命往前迈进了一步。MR 在波谱学、血流测定、生理监测及组织生化分析等方面开辟了新的前景。目前的临床应用业已证实 MR 是一种有效而用途广泛的影像学诊断新技术,在神经系统疾病方面其优越性特别突出。CT 已经是一种趋于成熟的影像学诊断技术,各种疾病的 CT 影像已积累了大量的经验。与 CT 相比 MR 还是一种新技术,正常影像及各种疾病的影像特征所积累的经验尚少。随着 MR 技术的普及,事实将证明 CT 与 MR 将互为补充、相辅相成,在医学影像学诊断方面发挥越来越大的作用。

第一节 磁共振成像原理

磁共振(Magnetic Resonance, MR)原称核磁共振。

核磁共振(Nuclear Magnetic Resonance, NMR)现象是 1946 年发现的,美国的 Bloch 与 Purcell 由此获得 1952 年诺贝尔物理学奖金。1973 年实现图像化,80 年代开始应用于医学临床。

根据 19 世纪的 Gauss 学说,电与磁是一回事,可统称为“电磁”。电荷沿一导线运动或质子沿轴自旋,均可产生磁场。

任何原子核内部都含有质子与中子,统称核子,原子核均带正电荷。核子像地球一样具有自旋性,并产生自旋磁场。具有偶数核子的原子核其自旋磁场相互抵消,不能产生核磁共振现象。具有奇数核子的原子核在自旋时能产生磁矩(或磁场),如 ^1H (氢)、 ^{13}C (碳)、 ^{19}F (氟)、 ^{31}P (磷)等,因此成为核磁共振成像术选用的靶子。

氢原子是人体内数量最多的物质,它具有得天独厚的特性,其原子核内只含 1 个质子,而不含中子,最不稳定,最易受外加磁场的影响而发生核磁共振现象。所以,目前临床应用的磁共振成像(MRI)仅涉及氢质子。氢质子的密度分布、 T_1 时间、 T_2 时间和流速的测定均已图像化。

大多数从事 MR 临床工作的影像科医师对磁共振的确切物理学原理了解得甚少。实际上,只要懂得一些基本原理,就能成为熟练的 MR 影像诊断专家。本节仅介绍核磁共振这一物理现象的最简单实用的常识。

首先某些原子核(如氢质子)具有自旋的量子机械特性。氢质子带正电荷,又能自旋,其周围就会形成一个小磁场。我们可以将原子核看做一个自旋的小磁体。氢质子极小,其周围的小磁场难以查出来。但每一个氢质子又确乎与邻近分子的小磁场相互作用。这种原子与分子水平的相互作用,就构成了人体组织在 MR 成像过程中组织对比度的基础。

“核”的意思是指 MRI 涉及到原子核,与核周围的电子层无大关系。

“磁”有两个含义:(1)磁共振的过程发生在一个巨大磁体的孔腔内。该磁体产生一个强大的静磁场(B_0),如图 1-1 所示。(2)为了进行空间描记与核激励,在静磁场上按时叠加另外的小的梯度磁场与射频磁场,但静磁场 B_0 恒定不变。

“共振”是宏观世界中相当常见的自然现象,例如一个静止的音叉在另一个振动音叉的不断作用下,即有可能引起同步振动,其先决条件是二个音叉固有的振动频率相同。在微观世界里,核子间能量吸收与释放亦可引起共振,吸收与释放在一定的能级差之间进行。处于低能级的核子吸收的能量恰好等于能级差即跃迁到高能级,如果释放的能量恰好等于能级差即可跌落至低能级。这种波动是在一个磁场中进行的,故称为核磁共振。

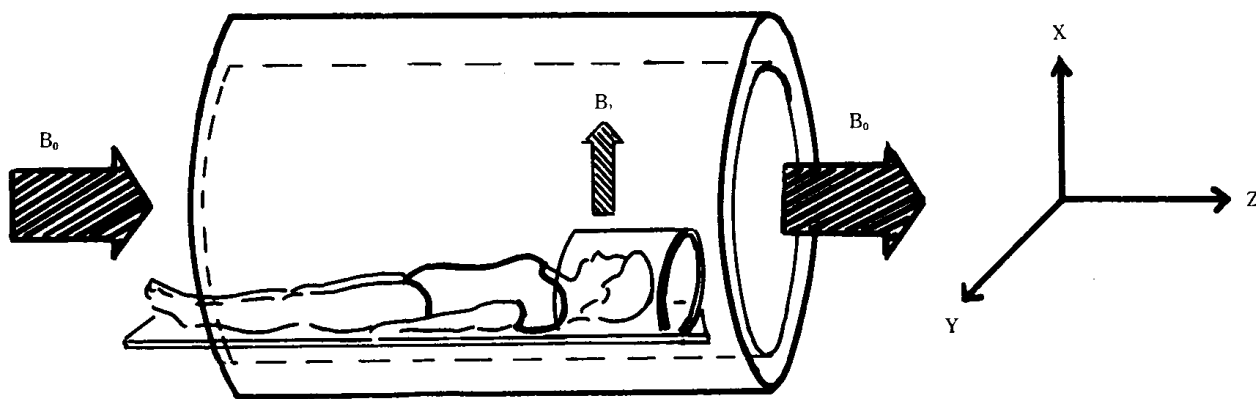


图 1-1 在超导型 MR 扫描机中, B_0 方向与 Z 轴平行。由头部线圈产生的 RF 磁场 B_1 在 XY 平面上旋转。

从人体组织进入强大的外磁场,到获得清晰的 MR 图像,受检部位的每一个氢质子都经历了一系列的变化。(1)氢质子群体的平时状态:在未进入外磁场以前,正常人体内氢质子杂乱无章地排列着,磁矩方向不一。(2)在外加磁场作用下的氢质子状态:如果将自旋的混乱的氢质子群置入一个强大均匀的外加磁场中,每个质子的磁矩将重新定向,它们按照量子力学规律,纷纷从杂乱无章状态变成顺着外磁场磁力线的方向排列,最后达到动态平衡。(3)施加第二磁场即射频脉冲后,氢原子核从中吸收了能量。(4)射频脉冲停止时氢原子放出它们吸收的能量。(5)释出的电磁能转化为 MR 信号。下面结合图例逐一介绍。

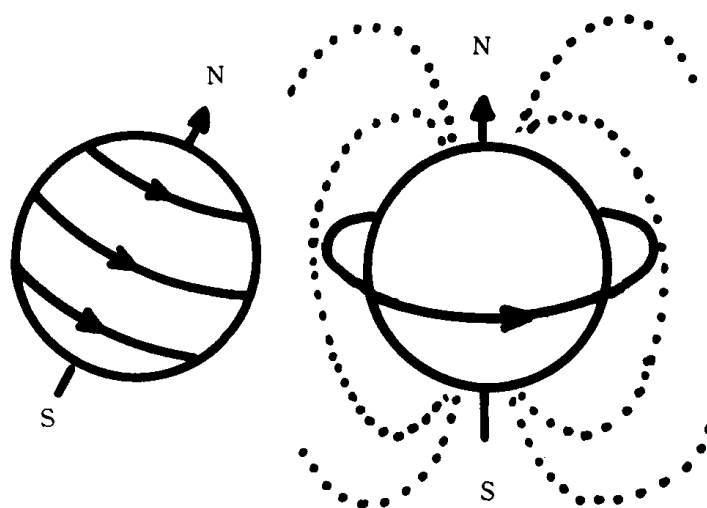


图 1-2 自旋的氢质子可视为一个旋转的小磁体,有南极与北极,像其他运动电荷一样会产生小磁场。

氢原子核有自旋能力,像个小磁棒,如同陀螺一样进动。正常状态下体内氢原子核处于无规律的进动状态,磁性相互抵消。

施加磁场后氢原子核一齐向外磁场方向作进动运动，整个人体组织处于轻度磁化状态。见图 1-3。

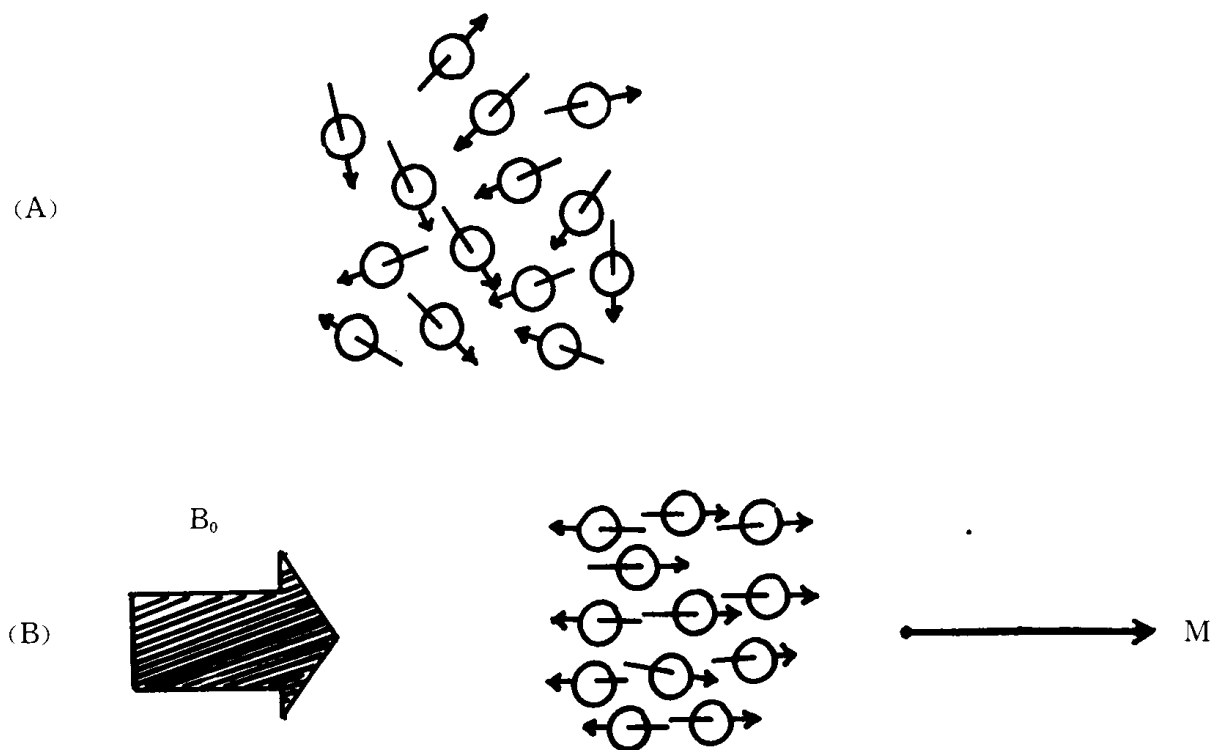


图 1-3 (A)无外加静磁场的情况下。(B)在外加静磁场的情况下。

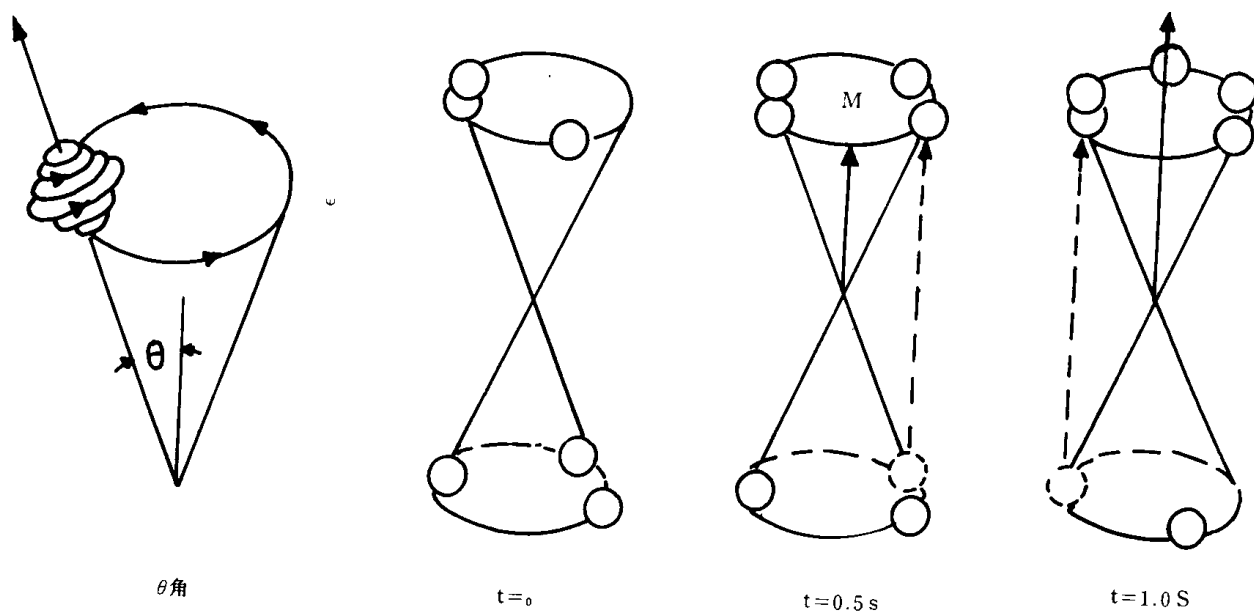


图 1-4 氢原子进动并磁化过程图

MR 信号的产生过程分两个步骤:(1)磁共振的激励过程;(2)磁共振的弛豫过程。

量子力学对氢质子的磁共振现象进行了复杂而精确的阐述,氢质子是一系列处于固定的(量子化的)能级与方向的电磁状态下的微粒。氢质子的特征类似于一般磁体,具有磁性、角动量及旋转性。

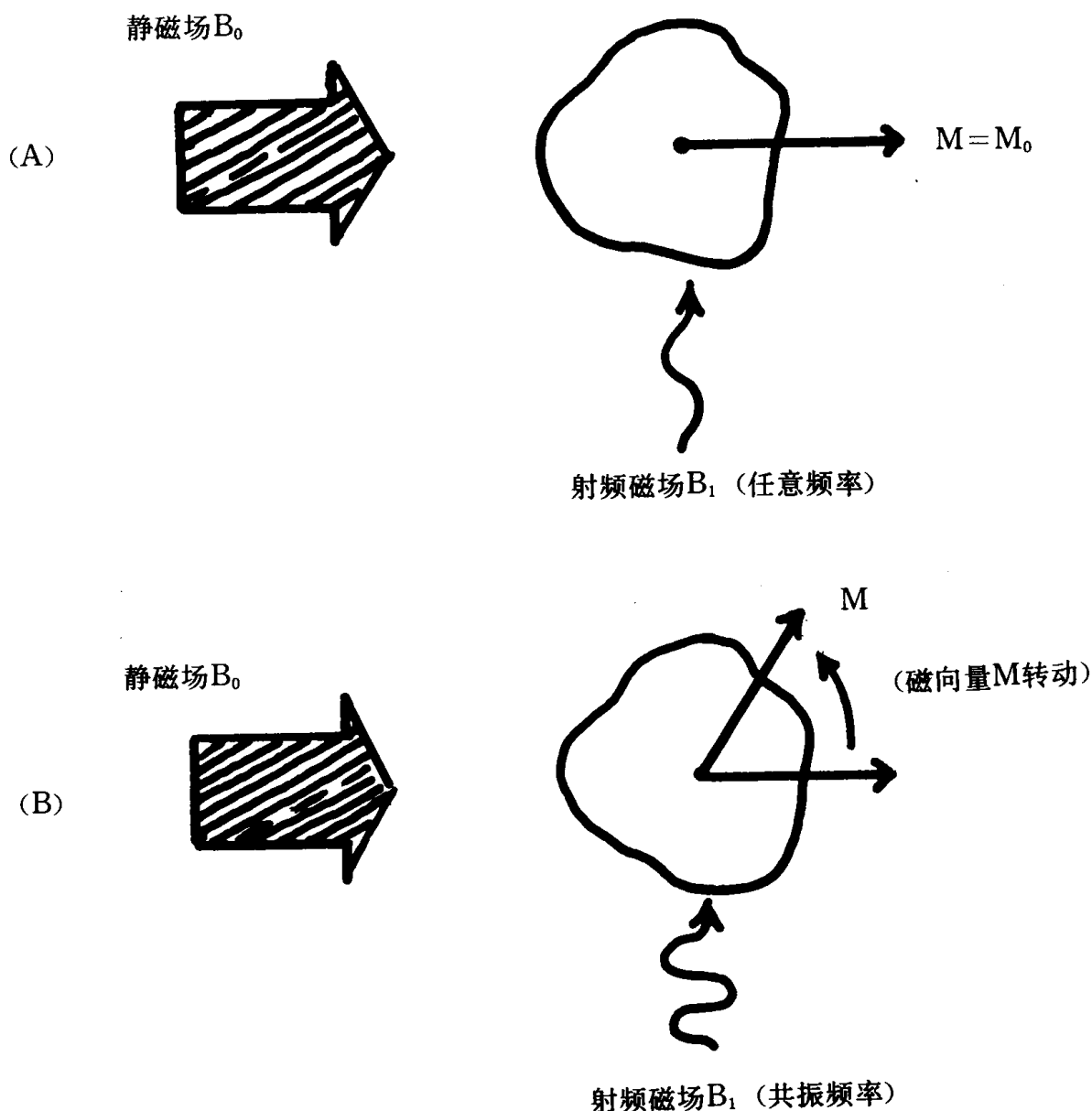


图 1—5 用射频(RF)磁场 B_1 加以激励

(A)当选用任意频率时,对磁矢量 M 作用甚微或无作用;(B)当选用的射频 B_1 相当于氢质子——磁体系统的 Larmor 共振频率时,即发生磁共振,组织的磁矢量 M 偏离原先排列方向。

量子力学的阐述除了物理学家及数学家之外,一般人难以理解,有时不得不借助于比喻。成像的整个组织标本可视为一群旋转的磁体,这些带箭头的小磁棒其方向指向磁极。在远离外磁场的组织标本中,每个微小的质子磁体漫无方向地排列着,如图 1—3A 所示,其磁矩总和为零。

该组织标本放在 MR 孔腔中,在强大稳定的磁场(B_0)下,这些小的质子磁体将顺着外磁场

的方向排列。其中较多的氢质子磁矩方向与外磁场 B_0 相同,较少的氢质子与 B_0 相反(但具有较大的位能)。这许多质子的小磁极相加,在组织内形成一个小磁场,称为该组织的总磁化矢量,以 M 表示(如图 1-3B)。它与静磁场 B_0 平行,但场强仅为 B_0 的几百万分之一,其基础值以 M_0 表示。在常温下顺外加磁场排列的质子数比逆向排列者多 10^6 倍,因此磁化矢量 M 与外加磁场 B_0 方向一致。

当垂直地外加第二个交变磁场时会发生什么情况呢?第二个磁场 B_1 由射频线圈中的电流产生,如图 1-8 所示。静磁场 B_0 与 B_1 有几方面不同:(1) B_0 的场强大约是 B_1 的 10000 倍。例如, B_0 的场强为 1T,而 B_1 的场强则为 0.0001T。(2)静磁场 B_0 是恒定的,方向与磁体孔腔平行。 B_1 磁场迅速转动,方向总是与静磁场 B_0 垂直。

B_1 磁场的振动频率具有严格的选择性。它每秒钟必须振动数百万次。人为选择的 B_1 磁场的频率对组织标本或其磁化矢量 M 应无影响或影响甚微(见图 1-5A)。

准确地选择 B_1 磁场的频率,使之相当于 Larmor 共振频率,即可产生明显的磁共振现象。成像区组织内微小的质子磁体能从 B_1 磁场中吸收能量,并跃迁至较高的量子级与方向上。Rabi 发现,在外加主磁场 B_0 垂直的方向上加一个交变磁场 B_1 ,在某一频率上(Larmor 频率)交变

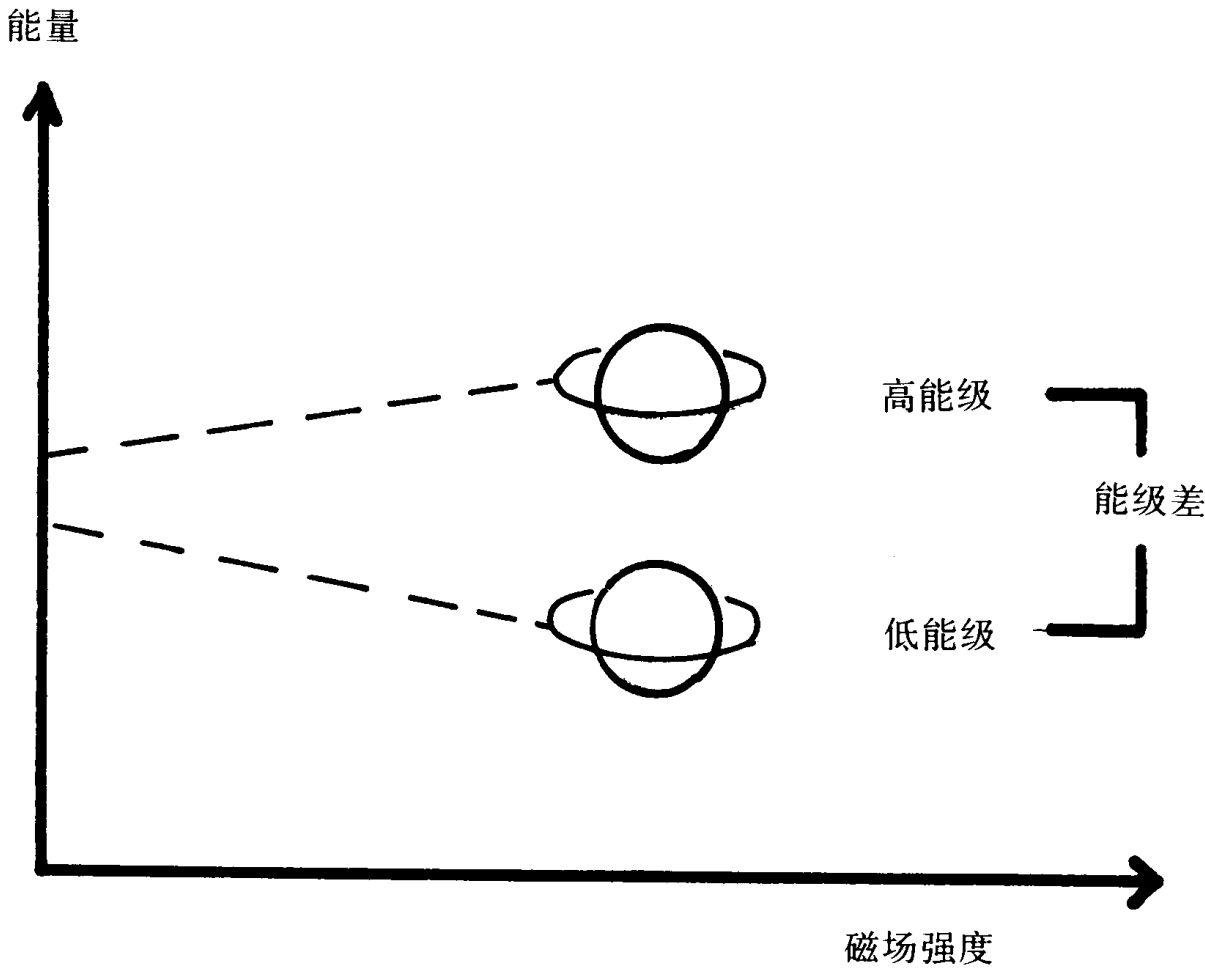


图 1-6 质子在磁场中所处的能级

磁场的能量会突然大量地被吸收,称之为共振吸收。为什么呢?按照量子力学理论,质子在磁

场中只能采取两个能级(见图 1-6):高能级与低能级。一方面,通过原子间的碰撞(热运动)质子可在 2 个能级间跃迁(jumping)。另一方面,也可以通过吸收电磁场的光子而从低能级跃迁到高能级。因此光子只能整个地被吸收,其能级必须恰好等于能级差才会被吸收。在 Larmor 共振频率时 B_1 磁场的能量恰好等于能级差。由于它们吸收了额外的能量,从而不再按静磁场 B_0 原来的状态排列。这种磁性排列的破坏与改变可视为净磁化矢量 M 大小与方向的变换(见图 1-5B)。磁矩进动的开角大小与高频脉冲的持续时间及强度成正比。MRI 采用 90° 或 180° 高频脉冲,在核磁共振状态下每一个氢原子核的进动旋转相位也达到同步(见图 1-7)。

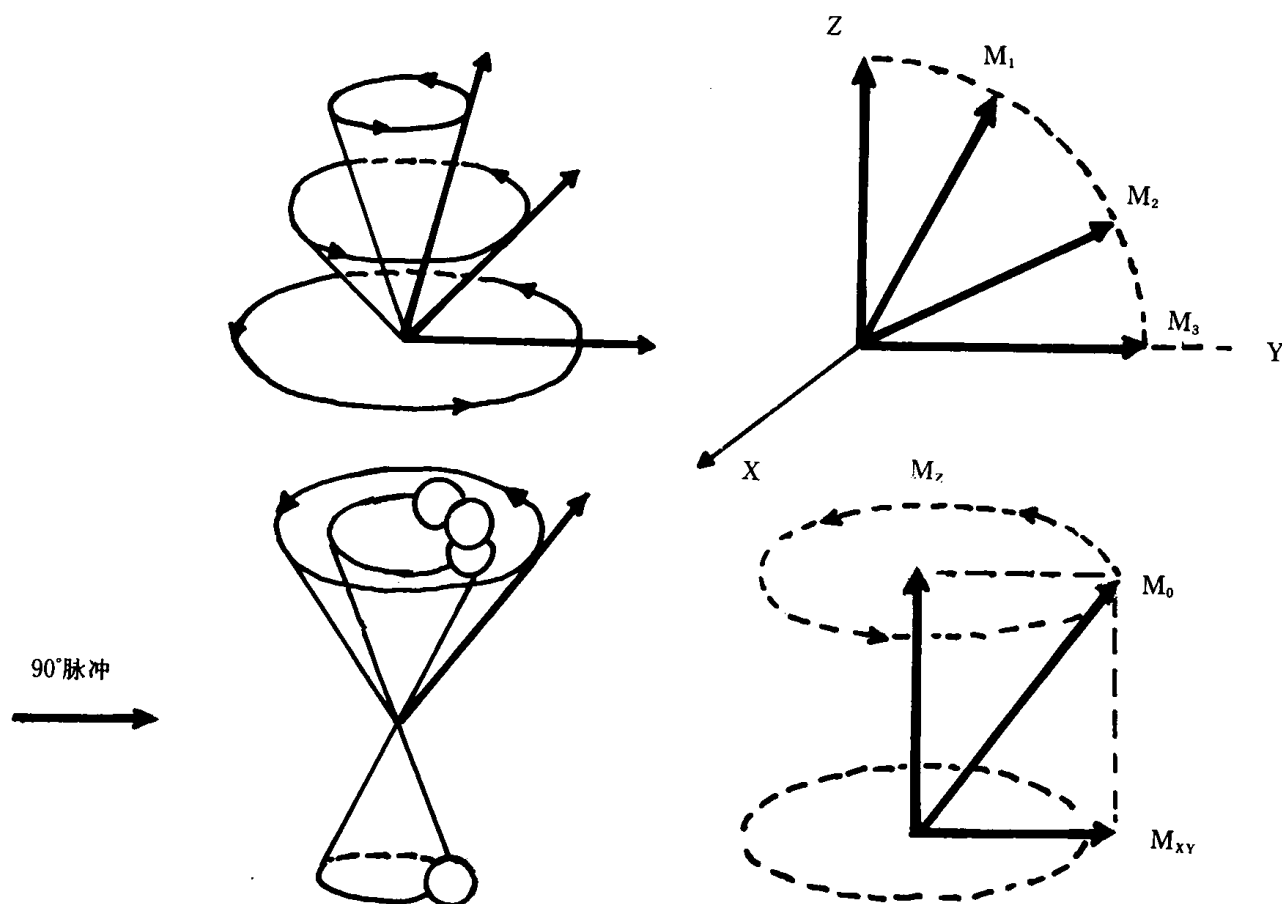


图 1-7 氢质子核吸收能量产生进动的过程

除吸收能量外,当质子群在组织中从较高的量子级与方向上降落时,也可释放出能量。同样,只有在 Larmor 共振频率的特殊条件下,能量才能发射出去。在 Larmor 共振频率的条件下电磁能的吸收与发射过程,就是核磁共振。

如果知道静磁场 B_0 的场强,即可计算出来 Larmor 共振频率。Larmor 方程式为 $\omega_0 = \gamma B_0$

即:共振频率(MHz) = γ · 静磁场场强(T)

ω_0 = 共振频率(MHz)

B_0 = 静磁场场强(T)

γ = 是一个常数,称为旋磁比,氢核的旋磁比为 42.58MHz/T

以西门子磁共振扫描机为例,其场强为 0.5T 时,

$$\omega_0 = 42.58 \times 0.5 = 21.3 \text{MHz}$$

表 1-1 在不同静磁场下氢的共振频率

常用 MR 扫描机的场强(T)	共振频率(MHz)
0.15	6.4
0.3	12.8
0.5	21.3
0.6	25.5
1.0	42.6
1.5	63.9
2.0	85.3

表 1-2 某些顺磁性物质的旋磁比

核	旋磁比 r(MHz/T)
^1H	42.58
^{19}F	40.05
^{31}P	17.23
^{23}Na	11.26
^{13}C	10.71

我院 MR 扫描机的共振频率为

$$\omega_0 = 42.6 \times 1.0$$

$$= 42.6 \text{MHz}$$

该频率非常接近于某些自动电话机和民用无线电收音机的波频。因此,我们称 B_1 磁场为射频磁场,称产生这一波频的线圈为射频(RF)线圈。

对 MRI 来说,Larmor 方程具有下列实用价值:

1. 静磁场场强决定了 MR 扫描机工作时所需要的射频频率。静磁场场强与共振频率之间呈线性关系。请参看表 1-1。

2. 除氢核以外还有某些核子亦可产生核磁共振,但这些核的旋磁比有所不同(见表 1-2)。

3. 静磁场的细小变化将使共振频率发生微小改变。梯度线圈产生的微小磁场叠加在静磁场上。梯度线圈磁场引起频率与时相的微小变化,使得我们能够确定在哪一点上组织会发出 MR 信号。

激励磁场 B_1 中断时,弛豫过程随之开始。此时,组织标本中的微磁化矢量 M 即行转向,并有大小的改变(见图 1-8A)。

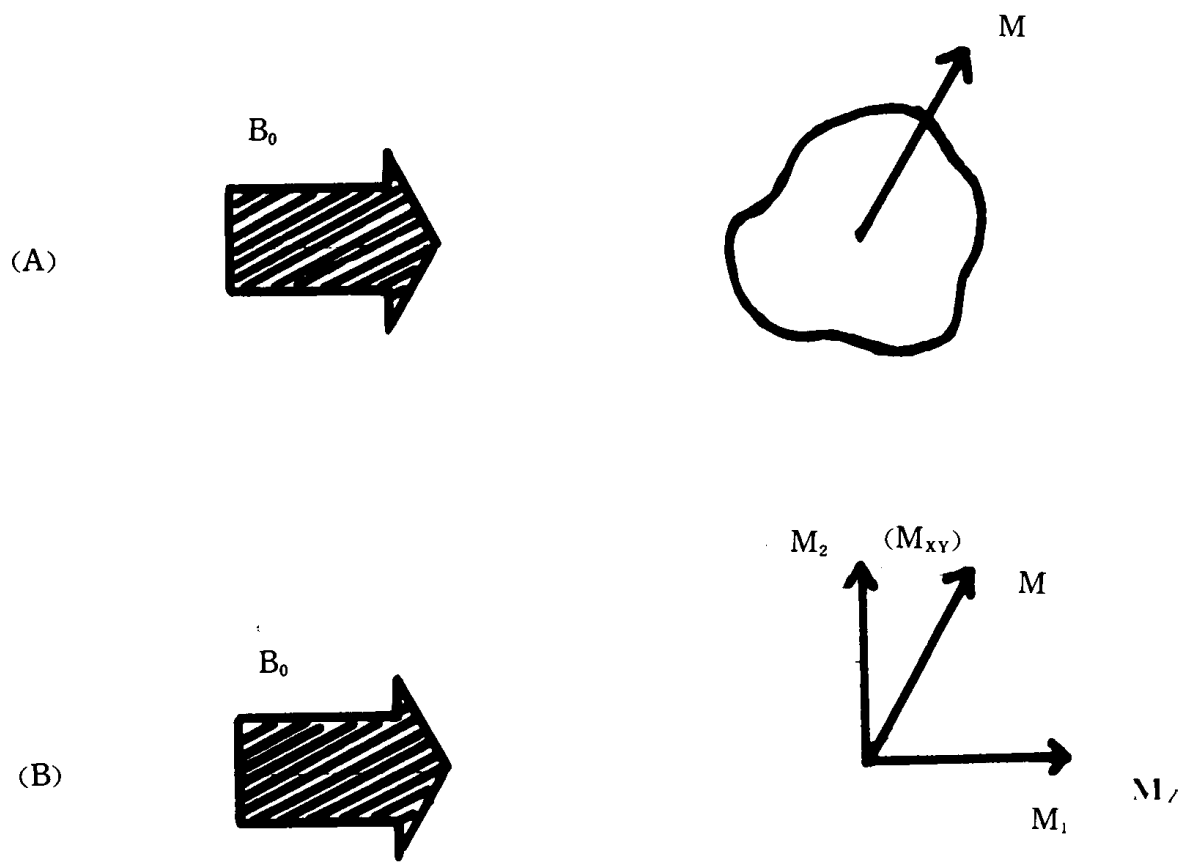


图 1-8 (A)激励磁场 B_1 中断后,磁矢量 M 的即刻位置。 (B)磁矢量 M 可分解为 2 个成分, M_1 平行于静磁场 B_0 , M_2 垂直于静磁场 B_0 。

斜向的 M 矢量可分解为 2 个成分,即 M_1 与 M_2 (见图 1-8B)。 M_1 代表与静磁场方向平行的成分, M_2 代表与静磁场方向垂直的成分。在有些书中这两个成分分别以 M_z 与 M_{xy} 表示。这种分解法使我们能够辨别两种不同的弛豫形式。这两个弛豫过程分别称为 T_1 弛豫与 T_2 弛豫。

受激励的质子在弛豫过程中,将它们吸收的能量又释放出来。只有在发射频率与吸收频率相同的条件下,即在 Larmor 共振频率时,吸收的能量才能释放。

能量释放会伴发下列情况:

1. 用射频线圈做天线接收器,能量将以无线电波的形式释放出来,并被记录成 MR 信号。
2. 能量不可逆性地散在周围组织“晶格”中,化为热量或诱发分子运动(T_1 弛豫)。
3. 能量可逆性地转移到其它正在共振的质子上,使其相位的一致性丧失(T_2 弛豫)。

在 MRI 技术中,仍用横断面、冠状面与矢状面代表人体的三维空间(如图 1-9)。Z 轴代表主磁场方向,病人进入主磁体圆孔后,组织形成的磁化矢量与 Z 轴平行,这一磁化过程的需几秒钟。与单个原子核不同,在主磁场作用下的人体总磁化矢量并不旋进,尽管每个质子在不同位置上旋进,但因位置不同它们的相位是杂乱无章的。

在主磁场 B_0 的垂直方向上,施加射频(RF)脉冲会使质子旋进在同一相位,称为同步。

通过改变射频磁场 B_1 的磁场场强与 B_1 磁场的时限,可使共振氢核的量子转化达到同步。

同步化可以看做磁化矢量 M 在静磁场 B_0 中的相对转动。

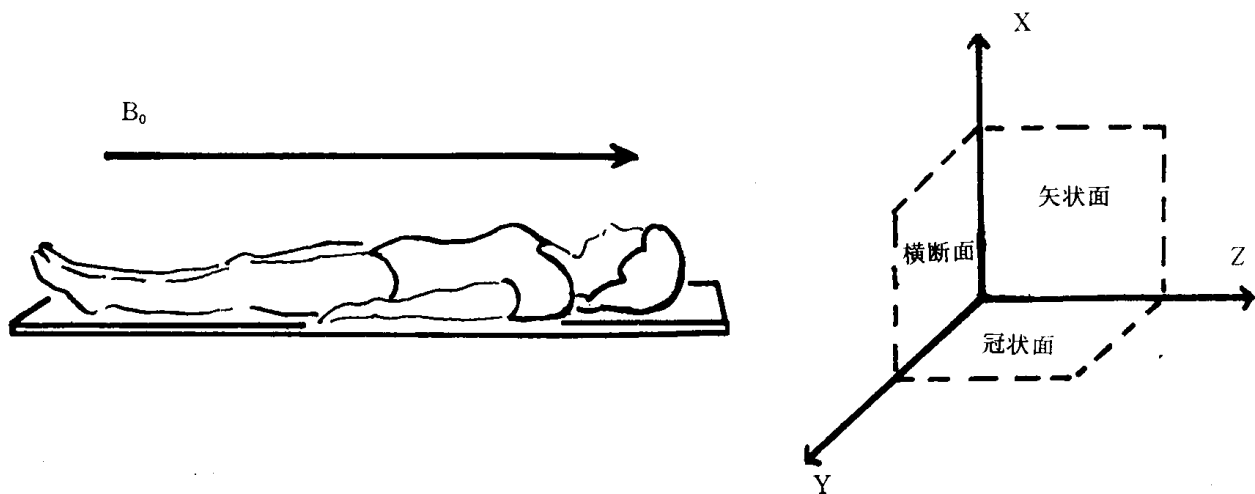


图 1-9 静磁场的三维空间

控制 B_1 的幅度与时间,就可准确地控制 M 与 Z 轴的夹角。如果使 B_1 磁场持续 $50\mu s$ 左右,磁化矢量 M 将在静磁场中转至 90° 位置(见图 1-10A)。

如果使 B_1 磁场的场强增加 1 倍,或使其持续的时限延长 1 倍(即 $100\mu s$),那么磁化矢量 M 将继续转动,并达到与静磁场 B_0 反向的位置(参见图 1-10B)。

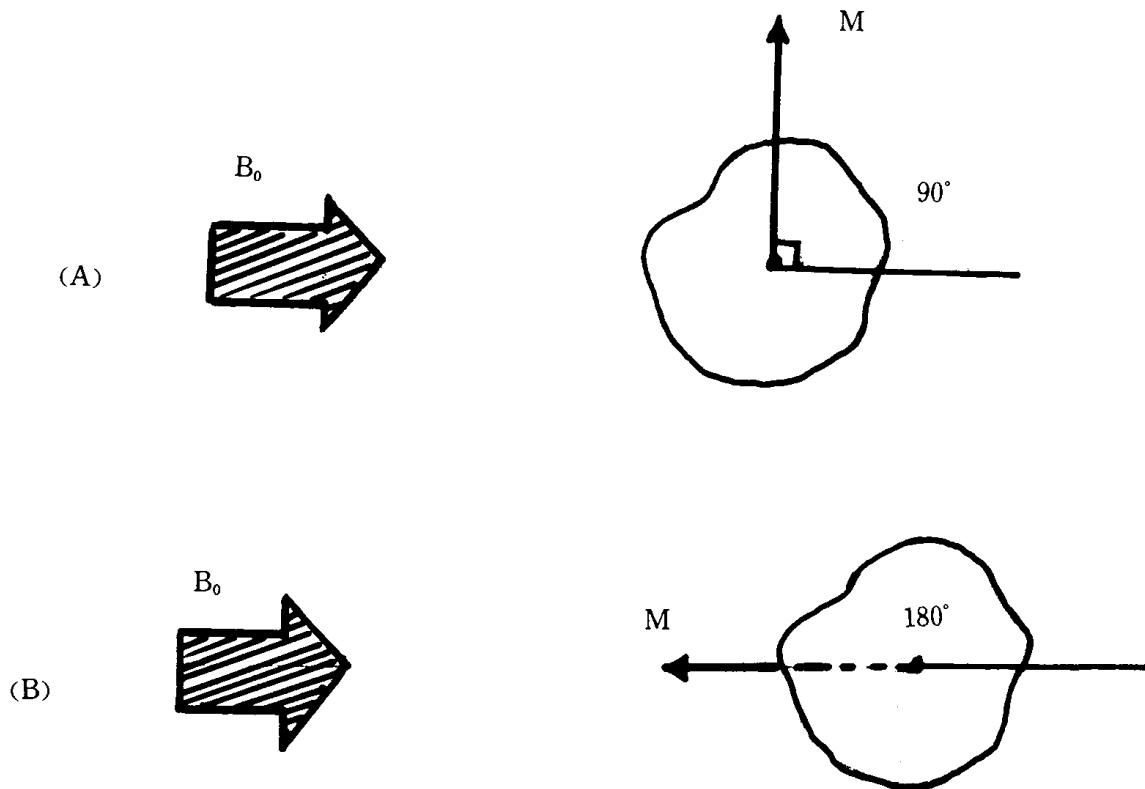


图 1-10 磁化矢量 M 的位置图(A) 90° 脉冲后;(B) 180° 脉冲后。

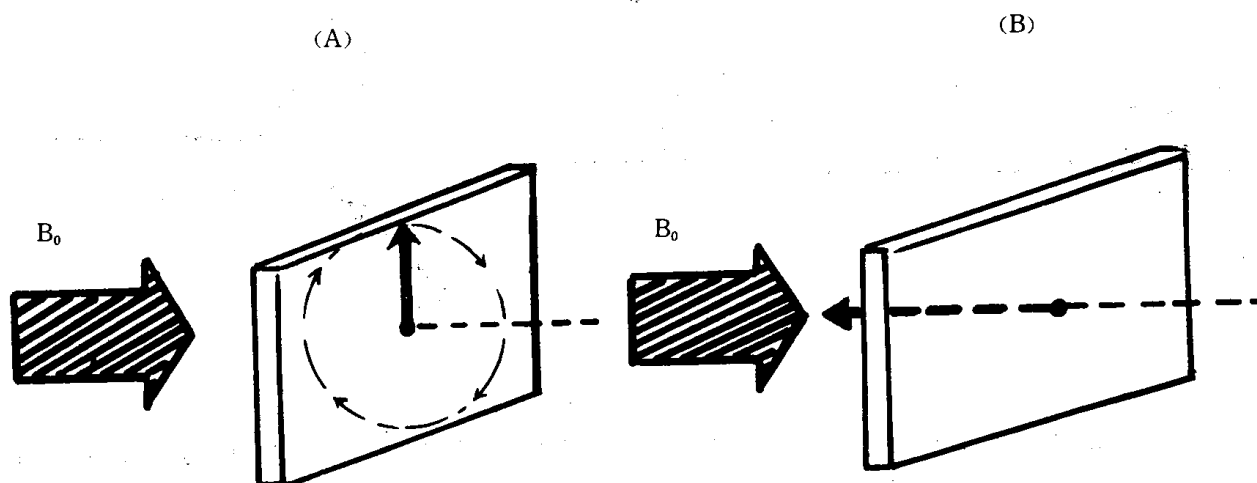


图 1-11 (A)当磁矢量 M 到达 XY 平面时, B_1 射频磁场即停止。 M 磁矢量转动 90° , 所以称施加的射频脉冲为 90° 脉冲。(B)如果射频磁场持续时间增加 1 倍, 组织磁矢量 M 将继续转动, 直到恰好到达与初始状态相反的方向, 即是所谓 180° 脉冲。

因为这些为时短促的能量收发是由 B_1 磁场以无线电波的频率提供的, 所以又称为射频 (RF) 脉冲。

使磁化矢量 M 产生 90° 与 180° 转动的射频脉冲, 分别称为 90° 脉冲与 180° 脉冲 (见图 1-11)。

磁化矢量的转动角度可以通过 Larmor 公式加以计算, 即 $V_1 = \frac{1}{2\pi} \gamma \cdot B_1$ 。这个公式说明了在激发脉冲后磁化矢量围绕 B_1 磁场的进动过程, V_1 是旋进的频率, B_1 是脉冲的幅度。在单位时间 t_p 内磁化矢量转动若干个周期, 即 $\gamma B_1 t_p$ 。每个周期为 360° , 因此磁化矢量的转动角度应为 θ

$$= \frac{\gamma}{2\pi} B_1 t_p \cdot 360$$

根据标准射频频率的理论, 一个长度为 t 的射频脉冲可以覆盖其频率范围的 $1/2$, 也就是说, $100\mu s$ 脉冲可以覆盖 $5kHz$ 。

总之, 施加 90° 或 180° 射频脉冲后人体内氢质子因接收了额外的能量, 其磁化矢量偏离了外加磁场的方向, 转动 90° 或 180° , 这一接收能量的过程就是激励过程。

当 B_1 磁场中断时, 激励共振的过程即告完成。在以后数秒钟内, 受激励的质子将发出它们吸收的能量。当这些质子释放完能量后, 在静磁场中它们将回到原先的稳定排列位置上。当转动的磁化矢量 M 向原先平行于静磁场 B_0 的方向回返时, 我们可以检测出来 (见图 1-12)。此时 M 将回返感应出一个电磁波, 它是呈指数衰减的 MR 信号。