



医药学院 610 2 12027663

Principle of Brain Magnetic Resonance Imaging

脑磁共振成像原理

主编 郭子义



北京大学医学出版社



医药学院 610 2 12027663

Principle of Brain Magnetic Resonance Imaging

脑磁共振成像原理

主 编 郭子义

主 审 韩向君

副主审 陈 晶 鲁 宏 韩露露

编 者 (以姓氏拼音为序)

陈 晶 (中南大学湘雅医学院附属海口医院)

郭子义 (中南大学湘雅医学院附属海口医院)

韩露露 (中南大学湘雅医学院附属海口医院)

鲁 宏 (中南大学湘雅医学院附属海口医院)



北京大学医学出版社

NAOCI GONGZHEN CHENGXIANG YUANLI

图书在版编目 (CIP) 数据

脑磁共振成像原理/郭子义主编. —北京:
北京大学医学出版社, 2012. 1
ISBN 978-7-5659-0287-1

I. ①脑… II. ①郭… III. ①脑病—核磁共振成像
IV. ①R742.04

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2011) 第 219368 号

脑磁共振成像原理

主 编: 郭子义

出版发行: 北京大学医学出版社 (电话: 010-82802230)

地 址: (100191) 北京市海淀区学院路 38 号 北京大学医学部院内

网 址: <http://www.pumpress.com.cn>

E - mail: booksale@bjmu.edu.cn

印 刷: 北京佳信达欣艺术印刷有限公司

经 销: 新华书店

责任编辑: 暴海燕 责任校对: 金彤文 责任印制: 张京生

开 本: 787mm×1092mm 1/16 印张: 25 字数: 553 千字

版 次: 2012 年 1 月第 1 版 2012 年 1 月第 1 次印刷

书 号: ISBN 978-7-5659-0287-1

定 价: 125.00 元

版权所有, 违者必究

(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

主编简介

郭子义，男，1978年生人，辽宁铁岭人，汉族。2007年获上海交通大学生物医学工程学博士学位。2007年至2011年分别就职于德国西门子公司和美国通用电气公司。现任职于中南大学湘雅医学院附属海口医院放射影像科。

研究方向：磁共振新技术临床应用

- ◇ 1996—2001年于锦州医学院完成本科阶段医学影像专业的学习。
- ◇ 2001—2004年于锦州医学院从事人体解剖学的应用基础研究，师从我国医学人类学学家，人体解剖学专家，席焕久教授，获得医学硕士学位。
- ◇ 2004—2007年就读于上海交大学生命科学技术学院生物医学工程专业，师从我国心血管生物力学专家，姜宗来教授，研究方向为血管生物力学，获得工学博士学位。
- ◇ 2007—2011年分别就职于德国西门子（SIEMENS）公司和美国通用电气（GE）医疗集团，负责医用磁共振产品的临床应用培训和市场支持。
- ◇ 2011.2—至今就职于中南大学湘雅医学院附属海口医院放射影像科，从事医学影像新技术的临床应用研究。

主审简介

韩向君，男，1961年生人，主任医师、教授、医学硕士、硕士研究生导师。海口市人民医院/中南大学湘雅医学院附属海口医院放射科主任，中南大学分子影像中心应用研究室副主任，海南省医学会放射学委员会副主任委员，海南省医院管理学会放射学分会副主任委员，海南省医学会科学普及委员会副主任委员，海南省医疗事故技术鉴定专家库成员，《中国老年学杂志》、《国际医学放射学》、《海南医学杂志》等编委会委员。

主持完成了国家十一五支撑项目分课题一项，完成省市科研项目8项。获得省、市级科技进步二等奖、三等奖共6项。发表论文70多篇。参编专著3部。

主要重点从事中枢神经系统的影像诊断与研究。专注于脑膜瘤的血管成像及临床应用研究、胶质瘤及其浸润的相关分子影像学研究等。

前 言

尽管磁共振 (magnetic resonance, MR) 应用于临床诊断已经有二十余年的历史, 随着新装置、新技术和新临床应用的不断涌现, 对于许多 MR 使用者来说, 如何全面理解和掌握新技术, 将其有效地应用于临床实际工作中去是一个巨大的挑战。在许多情况下, 这些困难限制了放射科医生对新技术的应用, 并且使得 MRI 检查范围受到局限, 而这也限制了目前已有的 MR 系统的功能不能在临床工作中得到充分的利用。众多新软件的出现和不断完善, 对于许多使用者来说都成为新的负担, 特别是对于使用最新软件版本的工作者更是如此。

对于 MRI 使用者存在许多挑战: 首先, 应用于人体成像的磁共振扫描仪, 因场强的不同有许多种类, 从 0.05T 到 8T, 最常见的范围是 0.2T 到 3.0T; 其次, 有多家生产商, 而且每家都有独特的扫描序列; 再次, 随着系统的更新, 即使是同一制造商生产的系统硬件和软件也是不断更新, 在前一代产品中出现的, 可能在后一代产品中就会变化。上述这些问题都亟待解决。本书的宗旨非常简单: 能够使 MR 使用者知道正在做什么、为什么做, 以及做的过程中可能遇到的困难, 作者希望您在阅读本书后, 能够对临床 MRI 应用实践过程有所帮助。

本书将详尽地介绍在 MRI 应用于人脑成像过程中的操作步骤和技术方法。本书将通过 step-by-step 的介绍扫描步骤, 对于关键参数的设定和详细的描述十分有利于解决临床实际问题。期望通过阅读本书能够使得 MR 使用者更加有效地将最新的 MRI 技术应用于临床工作中。

本书能够最终呈现于读者面前, 要特别感谢中南大学附属海口医院的韩向君教授、陈晶主任和鲁宏博士。在此, 要特别感谢德国西门子公司的魏冰岩、王彩云、李毅、杨玲、孙志国和美国通用电气公司的姜前、孙楠、马力飞、高伟等诸位同事。对他们作为磁共振临床应用培训专家, 为提高 MRI 新技术的应用水平, 推动中国磁共振事业的发展 and 进步, 所作出的巨大努力和无私奉献表示由衷感谢和无比钦佩。

尽管我们的编写团队进行了多次交流和交叉审稿, 但是由于 MR 相关学科跨度大, 学科门类多, 难免会有错误与纰漏存在, 敬请各位专家同道批评指正。

学海无涯, 让我们共同学习, 共同进步, 为了祖国的磁共振事业继续奋斗!

郭子义

2011年4月海口

目 录

第一篇 磁共振成像的基本原理

第 1 章 概 述	3
1.1 自旋的相关概念	3
1.2 磁化强度矢量与外磁场	10
第 2 章 纵向磁化和 T_1 对比	22
2.1 重复时间 TR (time of repetition)	22
2.2 接收到的 FID 信号	23
2.3 组织的 T_1 对比 (T_1 加权)	24
第 3 章 横向磁化和 T_2 对比	27
3.1 回波时间 TE (time of echo)	27
3.2 T_2^* 对比	27
3.3 人体组织的 T_2 特征	28
3.4 自旋回波与重聚焦射频脉冲	30
3.5 自旋回波的特点	31
第 4 章 图像重建	32
4.1 磁共振成像 (MRI) 的基本原理	32
4.2 图像重建: 频率编码和相位编码	39
4.3 相位编码	43
4.4 小结	47
第 5 章 K 空间	49
5.1 K 空间的基本概念	49
5.2 欠采集 K 空间的快成像技术	51
5.3 线性 K 空间的应用	57
5.4 特殊 K 空间填充技术 (螺旋桨技术 PROPELLER) 技术的原理及应用	58
第 6 章 图像对比和成像序列	65
6.1 图像对比的定义	65
6.2 序列家族	80
第 7 章 磁共振成像设备	104
7.1 磁体系统	104

7.2 超导磁体系统	105
7.3 永磁磁体系统	105
7.4 梯度系统	106
7.5 射频系统	107
7.6 控制系统	108
7.7 软件	108
第8章 磁共振对比剂	110
8.1 概述	110
8.2 对比剂的分类及原理	110
8.3 对比剂的安全性	115
8.4 对比剂的应用	116
第9章 磁共振血管成像	126
9.1 MR 血管成像的解剖和生理基础	126
9.2 MRA 应用中的关键问题和成像要求	127
9.3 TOF MRA 技术	128
9.4 相位对比 MRA 技术	133
9.5 ECG 门控的 3D 部分傅里叶 FSE 序列	134
9.6 对比增强 MRA (contrast enhance MRA)	152
9.7 血管内对比剂	158
第10章 磁敏感加权成像	160
第一部分 SWI 基本原理	160
10.1 梯度回波成像	160
10.2 不同场强推荐的成像参数	167
10.3 SWI 数据的理解	172
小结	173
第二部分 SWI 的临床应用	174
10.4 DAI (diffuse axonal injury) 弥散性轴索损伤	174
10.5 中风	176
10.6 大脑淀粉样血管病 (cerebral amyloid angiopathy, CAA)	180
10.7 腔隙性脑梗死	181
10.8 常染色体显性遗传病合并皮质下梗死和白质脑病 (CADASIL)	181
10.9 神经退行性疾病	181
10.10 多发硬化 MS (multiple sclerosis)	182
10.11 血管畸形和静脉疾病	187
10.12 脑囊虫病	191
10.13 脑肿瘤	192

小结	198
第 11 章 弥散加权成像 (DWI) 和弥散张量成像 (DTI)	199
第一部分 弥散加权图像	199
11.1 弥散的物理学	199
11.2 弥散在颅脑成像的应用	200
11.3 弥散加权像的发展及原理	201
11.4 弥散加权像在急性脑卒中上的独特应用	203
11.5 外生性肿瘤	212
11.6 内生性肿瘤	212
11.7 颅内感染	212
11.8 创伤	213
11.9 脑出血	214
11.10 结论	214
第二部分 弥散张量成像	214
11.11 DTI 测量中的基本概念	214
11.12 量化指数和曲线图	222
11.13 矢量图	226
11.14 鼠实验	228
第 12 章 灌注加权成像	231
12.1 外源对比剂法	231
12.2 内源对比法: 动脉自旋标定 (ASL)	236
12.3 结论	237
第 13 章 临床磁共振波谱 (MRS)	239
13.1 基础知识	239
13.2 技术要求	240
13.3 化学位移成像	242
13.4 临床 MRS	250
13.5 特定器官和肿瘤的应用	256
第 14 章 功能 MRI 基本原理与应用	279
第一部分 功能 MRI 基本原理	279
14.1 基础知识	279
14.2 序列优化	283
14.3 不同成像方法之间的比较	287
14.4 数据分析	289
第二部分 fMRI 临床应用性研究	294
14.5 正常功能解剖	294

14.6	fMRI 在疾病诊疗中的应用	296
14.7	特定病变	303
第三部分 功能磁共振成像 (fMRI) 的临床实践		307
14.8	fMRI 的临床应用实例	308
14.9	临床功能磁共振的质量保证	310

第二篇 头部 MRI 临床检查方法规范

第一章 脑动脉疾病	317
A1.1 脑梗死/脑血管疾病	317
A1.2 R/O 颅内血管瘤	320
A1.3 颅外颈动脉疾病	322
A1.4 高分辨率、多种对比动脉壁粥样硬化斑块 MRI	327
A1.5 R/O 动静脉畸形	332
A1.6 R/O 血管炎	334
第二章 脑静脉系统疾病	336
A2.1 大脑静脉病变	336
A2.2 海绵状血管瘤成像	339
A2.3 静脉血管瘤成像	341
第三章 脑肿瘤	345
A3.1 颅内的转移瘤	345
A3.2 脑的外周部转移瘤	346
A3.3 脑内中线结构的原发肿瘤	348
A3.4 脑外的肿瘤	350
A3.5 监测肿瘤治疗	352
第四章 感染性脑病	355
A4.1 脑脓肿	355
A4.2 脑膜炎	362
A4.3 人类免疫缺陷病	366
A4.4 脑创伤	371
第五章 神经退行性疾病	375
A5.1 多发硬化 (multiple sclerosis, MS)	375
A5.2 痴呆	379

第一篇

磁共振成像的基本原理

第1章 概述

本篇将主要介绍 MRI 的基本原理，MRI 扫描仪的主要组成部分，对比剂的基础知识和应用，血流现象与磁共振血管成像等磁共振高级临床应用。

核磁共振 (nuclear magnetic resonance, NMR) 是研究原子核在静磁场中与电磁波相互作用的科学。原子核的运动规律可以利用量子力学进行清晰地描述。我们着重介绍的磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 是核磁共振技术在医学领域的重要应用。医学成像研究对象的尺度相对于原子核来讲，处于宏观世界，用经典的牛顿物理学就可以给出很好地解释。为使问题简单化，我们将尽量用经典模型解释核磁共振现象。此外，磁共振波谱学 (magnetic resonance spectroscopy, MRS) 是核磁共振技术在医学领域的另外一个重要应用分支。由于其原理涉及很多量子力学知识，在这里我们仅仅提及它的简单概念。

氢原子核由一个质子和一个电子构成，是最简单的原子核，并且为奇数核，因此也是磁化矢量最大的原子核。由于活体组织中氢核大量存在，几乎出现在所有组织结构之中，因此能够通过敏感性相对较低的 NMR 方法进行成像。此处所指的低敏感性是相对于正电子发射体层摄影术 (positron emission tomography, PET) 成像法，两者之间的差别在 $10^5 \sim 10^6$ 倍。尽管 NMR 方法敏感性低，但是鉴于磁化矢量 (氢核) 的丰度极高，接近 100%，并且具有非常高的运动能力，仍然可能利用 NMR 原理成像。同时，在人体组织的不同组织和器官氢原子核的密度是不同的，所以运用不同组织器官的 NMR 信号强度的差异可以区分各种组织和器官，这就是质子密度加权成像的基本原理。此处将以氢质子为例介绍 NMR 的概念及成像原理。

1.1 自旋的相关概念

MRI 主要研究氢原子 (质子) 与外磁场的作用规律。基本粒子 (如质子，电子和中子) 具有自旋的内禀属性，自旋可以简单地理解为粒子绕某一转轴进行高速自转运动。运动的电场产生磁场，因此，粒子同时具有磁矩。中子虽然不带电，但一般可以将中子假定为是由一个质子和一个电子组成的，由于电荷的不均匀分布，中子的磁矩也不为零。磁矩可以形象地理解为一个具有极性的小磁针。原子量不为 1 的原子核有多个质子和中子组成。为使其结构达到最稳定的状态，两个自旋方向相反的质子或中子通常配成一对，并使其总自旋核磁矩抵消。因此质子和中子都为偶数的核，其磁矩为零。质子或中子个数不为偶数的原子核才具有磁矩。

1.1.1 角动量的概念

角动量是描述物体转动状态的物理量，质量为 m 的质点绕距离为 r 的固定轴以速度 v ，角速度 ω 做圆周运动时，其角动量 P 为：

$$P = \gamma \times m\omega \quad 1.1$$

P 是矢量，其大小为 $P = \gamma m\omega = \gamma^2 m\omega$ ，方向遵循右手定则。

表 1.1 部分核磁共振常用的原子核及其自旋量子数

原子核	自旋量子数	旋磁比 $10^7 \text{ rad} \cdot \text{t}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$	1T 场中的频率/MHz	相对灵敏度
^1H	1/2	26.7519	42.576	1.00
^{13}C	1/2	6.7283	10.705	2.24×10^{-2}
^{19}F	1/2	25.181	40.054	0.845
^{31}P	1/2	10.841	17.235	8.32×10^{-2}

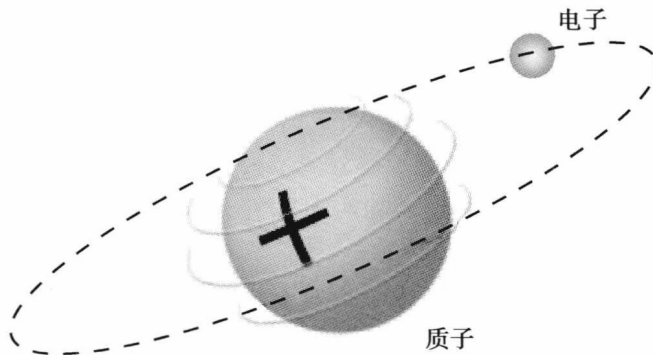


图 1.1.1 氢核由一个电子和原子核组成，其中原子核是由一个质子构成的

电子的轨道角动量和自旋角动量

电子绕原子核做轨道运动具有一定的角动量，用 P_i 表示，电子绕原子核运动的角动量只能取一系列分立值，大小为：

$$P_i = \frac{h}{2\pi} \sqrt{l(l+1)} \quad (l=0, 1, 2, \dots, n-1) \quad 1.2$$

其中 h 为普朗克常量，数值为 $h = 6.626 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$ ， l 为角量子数，该值决定了角动量的大小， n 为主量子数，对于氢核而言， n 是能量的唯一决定者；角量子数 l 不同，角动量不同，电子运动状态不同，通常称 $l=0, 1, 2, \dots, n-1$ 的运动状态为 $s, p, d,$

$f \cdots$ 状态。电子轨道角动量的方向和电子沿着轨道旋转方向成右手螺旋关系（右手法则），如图 1.1.2 所示。

电子除围绕原子核做轨道运动，还围绕自身轴做旋转运动，由于电子自旋，也具有角动量，称为自旋角动量，用 P_s 表示，其大小为：

$$P_s = \frac{h}{2\pi} \sqrt{s(s+1)} \quad 1.3$$

s 称为电子的自旋量子数，且 $s=1/2$ 。电子绕自身轴旋转方向也呈右手螺旋关系，这样电子就具有两种角动量：轨道角动量和自旋角动量，矢量和为电子的总角动量。在原子核中，质子和中子都有自旋运动和轨道运动，因此具有自旋角动量和轨道角动量，且质子和中子如同电子一样都是自旋量子数为 $1/2$ 的粒子。

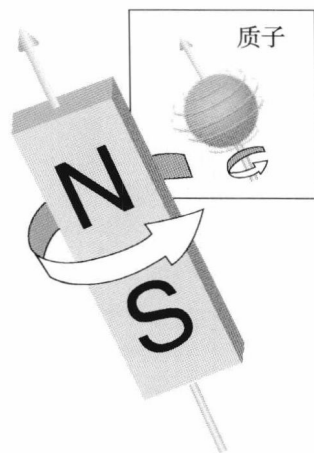


图 1.1.2 质子的行为类似于一个自旋的磁体，带有南、北极，可以称为自旋子

1.1.2 原子核的自旋

原子核的角动量又称原子核的自旋，是原子核内部复杂运动的结果，原子核角动量矢量 P_I 是量子化的，其大小为：

$$P_I = \frac{h}{2\pi} \sqrt{I(I+1)} \quad 1.4$$

其中 I 为整数或半整数，称为核自旋量子数，其大小由构成原子核的质子和中子数目决定。当质子数和中子数都为奇数的核如 $^{14}_7\text{N}$ 等， I 值为整数（如取 1）；而两者有一个为奇数的核， $^{19}_9\text{F}$ ， $^{13}_6\text{C}$ 和 $^{31}_{15}\text{P}$ 时， I 值为半整数；当两者均为偶数时， $I=0$ 。对于氢核，自旋量子数为 $I=1/2$ ，其角动量 $P_I = \frac{h}{2\pi} \left(\frac{\sqrt{3}}{2} \right)$ ，如没有外在磁场时，原子核任意取向，但是当处于磁场 (B_0) 中时， P_I 在外磁场方向上的投影为：

$$P_{I_z} = m_I \frac{h}{2\pi} \quad 1.5$$

其中的 m_I 称为核的磁量子数，对于给定 I ，它可取 $2I+1$ 个值，对于质子，自旋量子数 $I=1/2$ ，故 $m_I=1/2, -1/2$ 。说明在外磁场中质子的角动量仅有两个取向，当 $m_I=1/2$ 时，角动量与外磁场的夹角 θ 为锐角， $P_{I_z} = \frac{1}{2} \frac{h}{2\pi}$ ，平行于外磁场；当 $m_I=-1/2$ 时， θ 为钝角， $P_{I_z} = -\frac{1}{2} \frac{h}{2\pi}$ ，角动量反平行于外磁场。

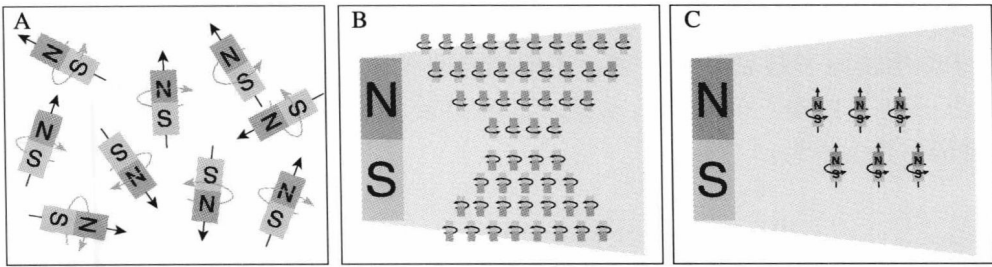


图 1.1.3 (A) 在无外在磁场作用下, 自旋子的方向是随机的; (B) 在外磁场 B_0 中, 自旋子或是平行于主磁场或是反平行; (C) 平行于和反平行于 B_0 的自旋子数目存在的差异就可以得到能够检查到的磁共振信号

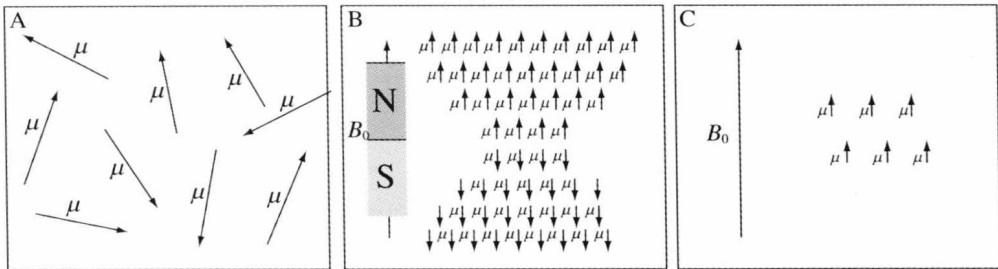


图 1.1.4 (A) 自旋采用矢量 μ 来表示, 在无外磁场作用下是随机分布的; (B) 外磁场采用较长的矢量 B_0 来表示, 自旋子 μ 可以平行或反平行于 B_0 ; (C) 平行和反平行矢量的差异能够产生可供检测的磁共振信号

1.1.3 原子核的磁矩

原子核是带电系统, 它的质子带正电荷, 质子的自旋具有磁矩, 称为原子核的自旋磁矩, 即核磁矩, 用 μ_I 表示, 国际单位为 $A \cdot m^2$, 核磁矩是各种核子的矢量和。原子核的磁矩 μ_I 与原子核角动量大小 P_I 之间的关系为:

$$\mu_I = g_I \frac{e}{2m} P_I = g_I \frac{e}{4\pi m} \sqrt{I(I+1)} = g_I \sqrt{I(I+1)} \mu_N \quad 1.6$$

g_I 称为核的朗德因子, $\mu_N = 5.05 \times 10^{-27} A \cdot m^2$ 为核磁子。因此将公式 1.6 进一步改写 $\mu_I = \gamma \cdot P_I$ 其中 $\gamma = \frac{\mu_I}{P_I} = g_I \frac{e}{2m}$, 称为原子核的旋磁比, 该值是常数, 不同种类原子核的旋磁比不同, 其中 1H 的 γ 值为 42.58 MHz/T , ^{31}P 则为 17.24 MHz/T 。

1.1.4 进动与拉莫方程

如果外磁场 B_0 与磁化强度矢量的方向有一个夹角，磁化强度矢量将像陀螺一样围绕外磁场进动，如图 1.1.5 所示。一般定义外磁场的方向为 z 方向。

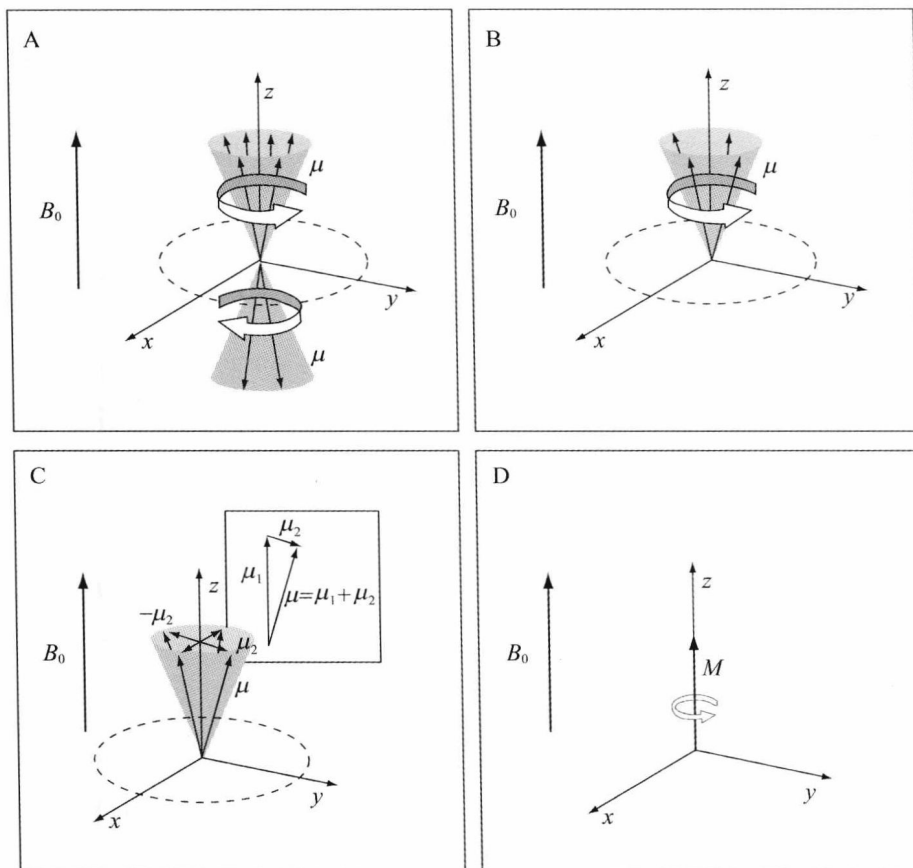


图 1.1.5 (A) 自旋子的进动是在平行于和反平行 B_0 的圆锥面上；(B) 多余的自旋子是在平行于 B_0 的圆锥面上；(C) 每个自旋子 μ 有沿着 z 轴和沿锥底平面的组分；(D) 沿着 z 轴的组分是固有的用于形成主磁化矢量 M

进动的角速度可以通过拉莫方程计算：

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad 1.7$$

其中 ω_0 为进动的角速度， γ 为旋磁比， B_0 为外磁场。 $\omega_0/2\pi$ 被称为拉莫尔频率。氢核是人体磁共振成像的主要物质，因此氢核的旋磁比是我们常用的物理量 $\gamma = 42.58 \text{ MHz/T}$ 。如果成像的体素足够小，可以认为在该体素内所有自旋子的拉莫尔频率相同，又称这种