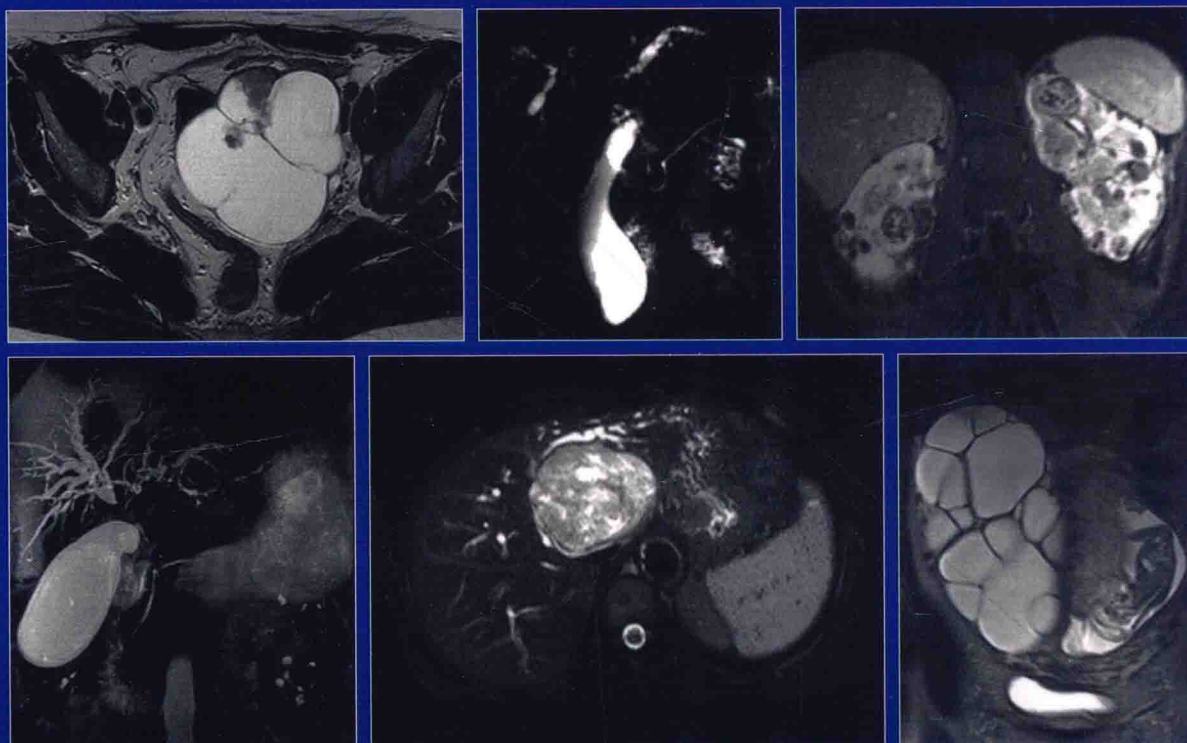


原著者 Christopher G. Roth

主译 苑志新 张 镇

体部磁共振成像 诊断精要

Fundamentals of Body MRI



ELSEVIER



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

体部磁共振成像诊断精要

FUNDAMENTALS OF BODY MRI

原著者 Christopher G. Roth

主 译 苑志新 张 镇

副主译 班秀丽 王一平 程庚哲 李士辉



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

北 京

图书在版编目(CIP)数据

体部磁共振成像诊断精要 / (美) 罗斯 (Roth, C.G.) 主编; 苑志新, 张镇译. —北京: 人民军医出版社, 2015.8

ISBN 978-7-5091-8111-9

I. ①体… II. ①罗…②苑…③张… III. ①磁共振成像—诊断—教材 IV. ①R445.2

中国版本图书馆CIP数据核字 (2015) 第179413号

策划编辑: 高爱英 马凤娟 文字编辑: 卢紫晔 赵 民 责任审读: 吴 然

出版发行: 人民军医出版社 经销: 新华书店

通信地址: 北京市 100036 信箱 188 分箱 邮编: 100036

质量反馈电话: (010) 51927290; (010) 51927283

邮购电话: (010) 51927252

策划编辑电话: (010) 51927300—8172

网址: www.pmmp.com.cn

印刷: 北京天宇星印刷厂 装订: 三河市京兰印务有限公司

开本: 889mm×1194mm 1/16

印张: 22.5 字数: 476 千字

版、印次: 2015 年 8 月第 1 版第 1 次印刷

印数: 0001—2000

定价: 120.00 元

版权所有 侵权必究

购买本社图书, 凡有缺、倒、脱页者, 本社负责调换

Fundamentals of Body MRI, 1/E

Christopher Roth

ISBN-13: 978-1-4160-5183-1

ISBN-10: 1-4160-5183-X

Copyright © 2012 by Saunders, an imprint of Elsevier Inc.. All rights reserved.

Authorized Simplified Chinese translation from English language edition published by Elsevier Inc.

Copyright © 2015 by Elsevier (Singapore) Pte Ltd. All rights reserved.

Elsevier (Singapore) Pte Ltd.

3 Killiney Road

#08-01 Winsland House I

Singapore 239519

Tel: (65) 6349-0200

Fax: (65) 6733-1817

First Published 2015

2015 年初版

Printed in China by People's Military Medical Press under special arrangement with Elsevier (Singapore) Pte Ltd. This edition is authorized for sale in China only, excluding Hong Kong SAR, Macao SAR and Taiwan. Unauthorized export of this edition is a violation of the Copyright Act. Violation of this Law is subject to Civil and Criminal Penalties.

本书简体中文版由人民军医出版社与 Elsevier (Singapore) Pte Ltd. 在中国境内（不包括香港及澳门特别行政区和台湾）合作出版。本版仅限在中国境内（不包括香港及澳门特别行政区和台湾）出版及标价销售。未经许可之出口，视为违反著作权法，将受法律之制裁。

著作权合同登记号：图字 军 -2014-234 号



内容提要

本书是一部体部磁共振成像（MRI）基础教程，从磁共振成像基本理论入手，巧妙地使用诸多示意图，让初学者能够轻松阅读和理解。临床章节部分选择重点疾病讲解，由浅入深，同样搭配示意图，使 MRI 在体部的基本应用一目了然，便于读者理解和记忆。本书适合影像科、普外科、妇产科及相关科室医生参考学习。



译者名单

主 译	苑志新	张 镇		
副主译	班秀丽	王一平	程庚哲	李士辉
译者名单	(按姓氏笔画排列)			
	王一平	王洪鑫	田英志	孙洪波
	孙桂军	孙景志	邱宏亮	刘新宇
	李士辉	李凤双	李娇妍	李秀红
	李海传	刘义国	郑 义	张 宇
	张新疆	张 蕾	张 镇	林东来
	苑志新	赵文祥	班秀丽	聂 刚
	徐广来	杨久波	徐 辉	晋利明
	姜会玲	莫玉玲	程秀梅	程庚哲
	韩继红	董伟华		

前言

提到写书，我反对医学著作上的一些写作倾向，如被动式写作和百科全书式地罗列疾病，而忽略生动的示意图和图表，更反对不注重临床实践。但其实这些倾向比较容易避免，撰写 MRI 物理学原理方面的图书的确非常困难。在 MRI 基础部分，每一抽象概念都基于许多其他概念，且这些概念之间需要相互阐述解释，我感觉它们就像居住在 M.C.Escher* 石版画上的居民，“相互独立又互相依存”（就像在不同维度空间上构建不能互相连接的楼梯网络）。在第一章，我尽量简明扼要地介绍 MRI 的物理学常识及入门方法，充分利用图像示范，而尽可能少地利用抽象概念和公式。

在临床章节（第二至五章），我反对百科全书式的编写形式，而选择以读者为导向的写法。本书内容多以影像学表现为主，这比百科全书式地阐述疾病更能与读者观点同步。这种形式为读者提供了有用的参考，有助于鉴别诊断。但愿这种轻松的阐述方式能够进一步增加本书的可读性。

撰写这本“基础”教材，我的目标是学习体部 MRI 技术和临床相关知识提供一块敲门砖，目的是深入有效地阐述一些实用的信息和说明，解释临床实践中遇到的多数问题，顺应更多的高级应用和更多疾病诊断的需要。体部 MRI 的一些高级应用，如前列腺、乳腺和心血管 MRI，本书并未涉及。关于这些内容请参考其他一些有价值的论著和综述。

体部 MRI 作为放射学最为复杂的领域之一，恰好需要这样一部“基础”教材。我希望本书能够满足这一需要，这也是我写本书的初衷。

克里斯托弗 G. 罗斯

* 译者注：M.C.Escher（摩里茨·科奈里斯·埃舍尔），全名 Maurits Cornelis Escher。荷兰图形艺术家。他以其源自数学灵感的木刻、版画等作品而闻名。

目 录

第 1 章 体部磁共振成像导论.....	1	(一) 最初强化病变.....	95
一、磁共振成像：实质是什么.....	1	(二) 信号强化或不强化病变.....	97
二、磁化：人体是如何被磁化的.....	1	七、弥漫性异常.....	98
三、磁共振组件.....	2	(一) 隐匿性（一般无信号和形态学 改变）病变.....	99
（一）磁体.....	2	(二) 原发信号病变.....	100
（二）射频系统.....	3	(三) 原发形态学疾病.....	104
（三）梯度系统.....	4		
（四）接收系统.....	6		
（五）K 空间和傅里叶变换.....	7		
（六）操作台.....	8		
四、脉冲序列.....	9	第 3 章 胰腺和胆道系统磁共振成像.....	120
五、组织对比.....	11	一、胰腺.....	120
六、脉冲序列方案.....	15	(一) 解剖和功能.....	120
七、体部 MRI 优化.....	21	(二) 正常表现.....	120
八、运动伪影.....	21	(三) 成像技术.....	120
九、磁敏感伪影.....	26	(四) 胰腺先天 / 发育异常.....	122
十、MRI 安全.....	27	(五) 胰腺弥漫性疾病.....	124
十一、小结.....	32	(六) 遗传性疾病.....	134
		(七) 胰腺局灶性病变.....	136
		二、胆囊.....	158
		(一) 解剖.....	158
		(二) 正常表现.....	158
		(三) 影像学技术.....	158
		(四) 胆囊先天 / 发育异常.....	158
		(五) 胆结石.....	158
		(六) 胆囊弥漫性疾病.....	160
		(七) 胆囊局灶性病变.....	164
		三、胆道.....	167
		(一) 解剖和正常表现.....	167
		(二) 影像学技术.....	167
		(三) 胆总管囊肿.....	167
		(四) 胆总管结石.....	170
		(五) 胆道梗阻.....	171
第 2 章 肝脏磁共振成像.....	34		
一、引言.....	34		
二、技术.....	34		
三、解读.....	42		
四、肝脏的正常特点.....	49		
五、局灶性病变.....	51		
（一）囊性病变.....	51		
（二）发育性病变.....	52		
（三）肿瘤性病变.....	58		
（四）感染性病变.....	60		
（五）创伤性病变.....	64		
（六）实性（假实性）病变.....	64		
六、地图样或节段性病变.....	95		

第4章 肾脏和肾上腺磁共振成像.....	180	第5章 女性盆腔磁共振成像.....	238
一、引言.....	180	一、引言.....	238
二、技术.....	180	二、技术.....	239
三、解读.....	181	三、解读.....	242
四、肾脏.....	183	四、子宫.....	246
(一) 正常特点.....	183	(一) 正常特点.....	246
(二) 异常和假性病变.....	185	(二) 内膜疾病.....	247
(三) 局灶性病变.....	188	(三) 子宫肌层疾病.....	258
(四) 囊性病变.....	190	五、宫颈和阴道.....	279
(五) 实性病变.....	203	(一) 正常特点.....	279
(六) 节段性/弥漫性病变.....	217	(二) 囊性病变.....	279
五、肾上腺.....	223	(三) 实性病变.....	286
(一) 正常特点.....	223	六、卵巢和附件.....	293
(二) 囊性(非实性)病变.....	223	(一) 正常解剖.....	293
(三) 实性病变.....	226	(二) 囊性病变.....	294
六、腹膜后腔.....	232	(三) 复杂囊性和实性病变.....	317
(一) 下腔静脉异常.....	233	(四) 卵巢球形异常.....	329
(二) 腹膜后纤维化.....	233	(五) 血管性病变.....	331
(三) 炎性主动脉瘤.....	234	参考文献.....	337
(四) 腹膜后淋巴瘤.....	234		
(五) 腹膜后转移瘤.....	236		

体部磁共振成像导论

一、磁共振成像：实质是什么

磁共振成像（magnetic resonance imaging, MRI）是利用构成人体质子的内在磁性，在强磁场内通过射频（radiofrequency, Rf）能量对其进行不同的处理，这些处理使质子释放能量，再通过探测器检测这些不同能量，最后重建形成图像。表面上无磁场的人体，在强磁场下也具有了一定强度的磁性。一旦磁化，射频能量使磁化的人体内质子获得能量跃迁到高能态，随后质子在返回最初低能态过程中释放能量。释放的能量被特定接收器（在 MRI 术语中指线圈）接收。利用这些信息，最终重建出具有空间分子信息的图像，对患者无任何有害影响（如电离辐射）。

二、磁化：人体是如何被磁化的

人体的磁化实际上是选择性地磁化人体内的磁活性核（magnetically active nuclei）（图 1-1）。磁活性核是指具有不成对质子或中子的原子核。这些磁活性核含带一个净电荷，这是与磁场相互作用的必备属性（尽管中子实际上不带电荷，但其组成电荷分布不均衡）。

这种相互作用包括两种现象：一是磁取向（magnetic alignment）；二是自旋或角动量（angular momentum）。磁取向描述的是磁活性核的趋向（“磁矩”，或“自旋”），即微小磁体沿外加磁场方向排列（图 1-2）。这种磁矩排列使其量化为两种能态之一：①平行于主磁场且方向相同（自旋向上）；②平行于主磁

元素	质子	中子	原子核 自旋	磁旋比 (MHz/T)	天然丰度 (%)	角动量 (MHz)
¹ H (氢)	1	0	1/2	42.5774	99.985	63.8646
² H (氘)	1	1	1	6.53896	0.015	9.8036
³ He	2	1	1/2	32.436	0.000138	48.6540
¹² C	6	6	0	0	98.90	0
¹³ C	6	7	1/2	10.7084	1.10	16.0621
¹⁴ N	7	7	1	3.07770	99.634	4.6164
¹⁵ N	7	8	1/2	4.3173	0.366	6.4759
¹⁶ O	8	8	0	0	99.762	0
¹⁷ O	8	9	5/2	5.7743	0.038	8.6614
²³ Na	11	12	3/2	11.2686	100	16.9029
³¹ P	15	16	1/2	17.2514	100	25.8771

图 1-1 生物学相关原子核

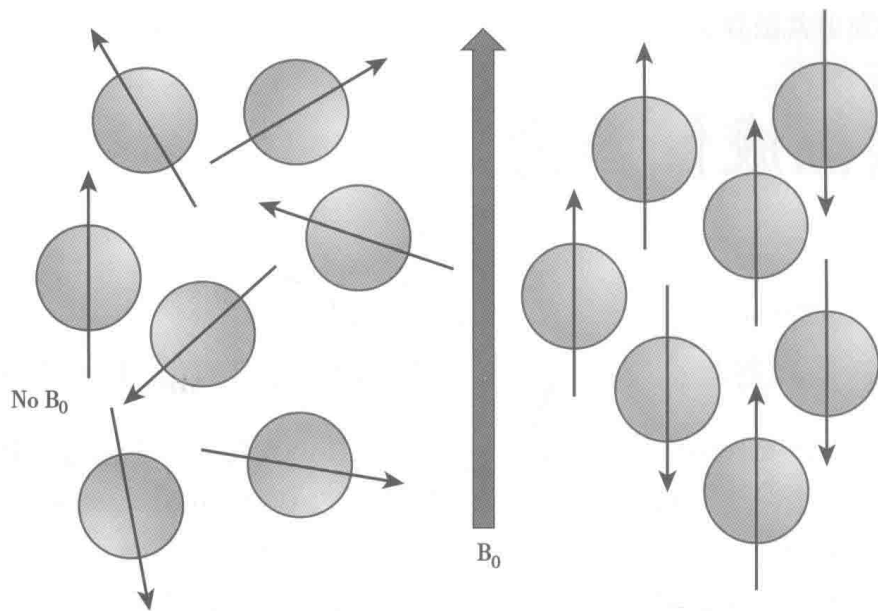


图 1-2 存在与不存在外加磁场情况下质子排列

左图：在无外加磁场情况下质子排列方向随机；右图：存在外加磁场情况下质子同向平行或反向平行磁场排列

场而方向相反（自旋向下）。

另一种现象“自旋”或角动量就是说带净电荷的原子核在磁场中有振动（或进动）的倾向（图 1-3），类似于陀螺仪。进动速率为原子核所特有，是一个变量，定义为旋磁比（gyromagnetic ratio, γ ）。

在 MRI 中，共振是利用原子核进动实现的。暴露在相同振动频率能量场中的进动原子核吸

收能量称为共振。改变振动频率时，仅特定的原子核获得能量，这是形成 MRI 波的基础。

MRI 基于自旋和磁矩这两种原子核现象，仅发生于带净电荷的原子核，在体内仅发生于少数适当的原子核（图 1-1）。在生物学上的磁活性核中，氢原子核（ ^1H ）由于磁矩 [磁共振（magnetic resonance, MR）“信号”或释放的能量与其转化成的可视图象呈正比] 较大，且脂肪和水分子在体内含量丰富而作为磁共振成像的基础物质。

三、磁共振组件

（一）磁体

MRI 扫描仪的核心是磁体，或者说主磁场，称为 B_0 。如果没有强大的外加磁场，尽管施加射频能量，体内质子仍随机无序排列，不产生任何净磁场，也不可能有信号转化成图像。随机排列质子磁场的矢量和为零，它们各自的净电荷相互抵消。在强磁场 B_0 中，质子与磁场平行或与磁场平行而方向相反的方式排列（图 1-2）。^[1] 由于平行磁场且方向相同排列的

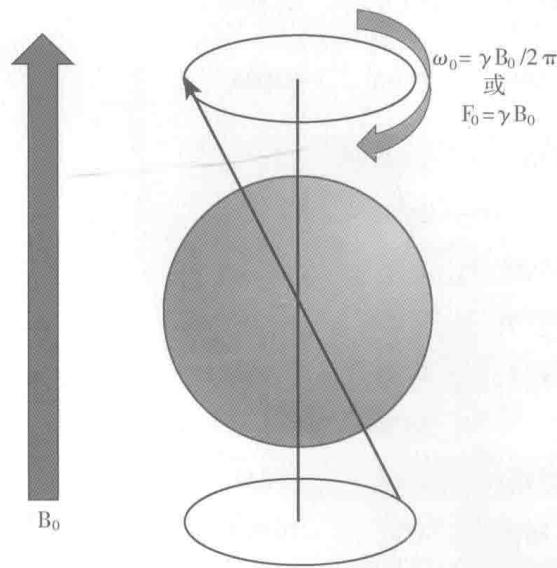


图 1-3 原子核自旋的概念

质子相对于平行磁场而方向相反的质子多，因此，在外加的强场中净磁化矢量（net magnetic vector, NMV）（图 1-4）就由质子产生。这种磁化矢量代表净磁性，是产生 MR 图像的基础，是 MRI 的必要条件。产生这种磁性说明 MR 成像需要强磁场。磁场越强，平行同向自旋与反向自旋的质子数目差异越大，处于高能态平行反向排列的质子相对越少，其结果 NMV 越大，这是通常的 MR 成像方式。

商业上采用的磁体有不同的类型，其中超导型磁体最适于临床体部 MRI。为迅速获得令人满意的信噪比（signal-to-noise ratio, SNR）图像，体部 MR 成像需要很高的磁场强度（至少 1.0T，

以 1.5T 为最佳）。磁场强度低于 0.5T 的常导磁体和磁场强度较低（ $\leq 0.7\text{T}$ ）的永磁体通常不适用于体部 MRI 检查。从概念上讲，超导磁体是由超导金属线（亦即铌钛或铌锡）构成的巨大螺线管经超低温冷却（液氦或氮）形成（图 1-5）。^[2] 超导金属线经适当冷却后电流通过几乎无任何阻抗。根据右手安培定则（正式安培定律），磁场方向与沿螺线管的轴位方向平行（ B_0 ）。

（二）射频系统

MRI 扫描仪另一个最重要部件是产生射频脉冲（Rf 脉冲）的射频发生系统，用来激励磁性质子。Rf 发生系统由四个部分组成：频率合

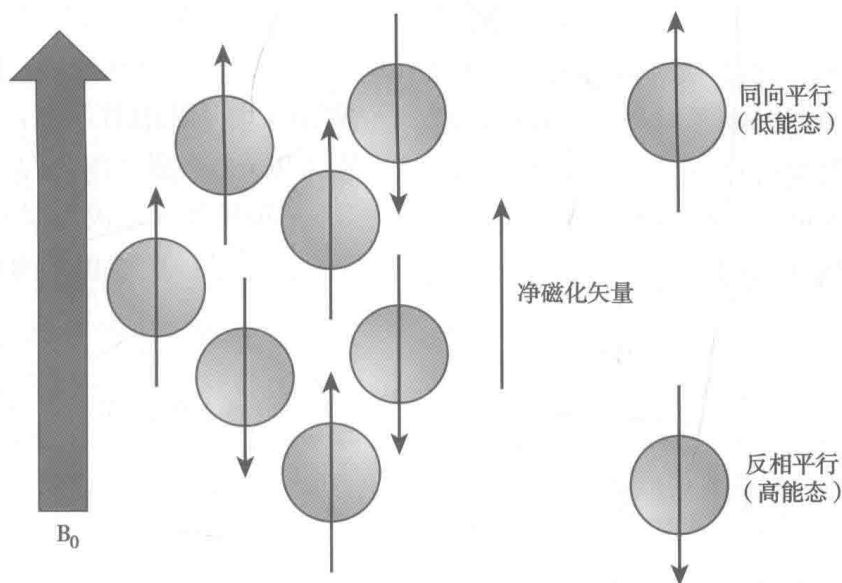


图 1-4 净磁化矢量（NMV）概念

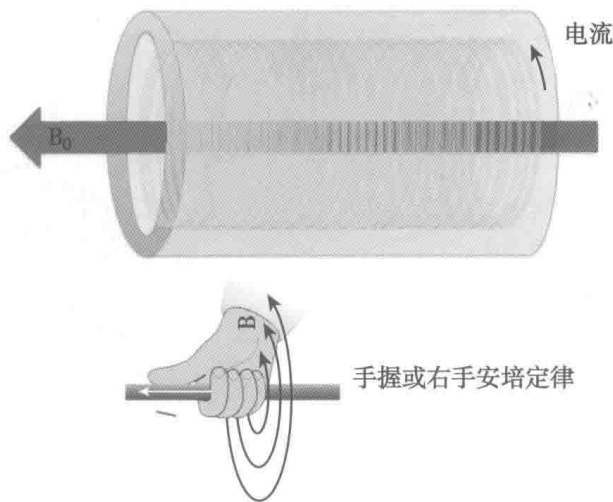


图 1-5 超导磁体的示意图

成器、Rf 数字封装、高倍放大器和“线圈”式天线。产生的 Rf 脉冲通过利用磁共振激励磁性质子产生的效应称为净效应。

为解释进动和磁共振的概念，有必要对核物理学和磁学有个基本的了解。如前所述，磁场内的质子按队列排列，身体被磁化，且同向平行或反向平行于 B_0 。质子绕着自身的磁轴旋转或进动，称为磁自旋 (magnetic spin) (参见图 1-3)。角动量 (ω_0) 和相应进动频率 (f_0) 随磁场的强度和磁旋比 (γ) 的变化而变化，这是原子核的一种特性，可用 Larmor 公式表示：

$$\omega_0 = \gamma B_0 / 2 \pi$$

简化为：

$$f_0 = \gamma B_0$$

磁性自旋的质子在 Rf 脉冲频率下进动并吸收能量变为高能态，然后该被激励的质子发生“弛豫”，即释放吸收的能量转为最初的低能态。释放的射频能量形成信号，最终产生 MR 图像。从概念上而言，NMV 在 Rf 激励脉冲前平行于 B_0 。Rf 激励脉冲使自旋质子进入高能态，同时

NMV 偏离 B_0 的纵轴方向。因此，首先 NMV 纵向平行于 B_0 ，因 Rf 激励脉冲偏离 B_0 方向转向水平方向 (图 1-6)。自旋矢量的水平分矢量最终构成 MR 信号。^[3]

(三) 梯度系统

梯度系统 (gradient system) (在空间匀强 B_0 上加一个变化的磁场) 使磁场环境发生改变，以便选择组织激励区域或者说层面，便于每次生成图像并将空间信息发送到被激励的质子容积中。梯度系统包括三个独立的梯度场，每个梯度场依据其特定的正交平面而设计：x 轴梯度场、y 轴梯度场和 z 轴梯度场 (图 1-7)。每个梯度场为一个线圈，在这个线圈中 B_0 随电流的变化而改变。每个梯度场均可引起主磁场 (B_0) 沿其轴向发生线性变化。换言之，梯度场使沿轴向的 B_0 发生线性改变，使得梯度末端磁场强度比其他部分强 (图 1-7)。

z 轴梯度场，或称层面选择梯度场 (G_z 或 G_s) 建立了被激励质子的特定层面环境。随着

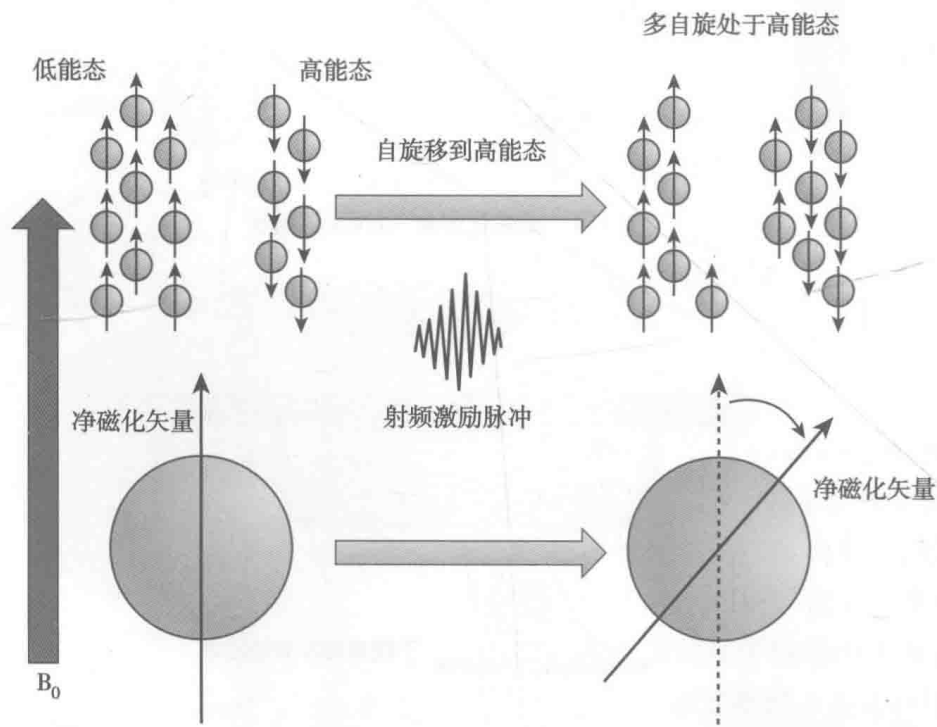


图 1-6 由射频 (Rf) 激励脉冲所致净磁化矢量 (NMV) 方向偏离 B_0

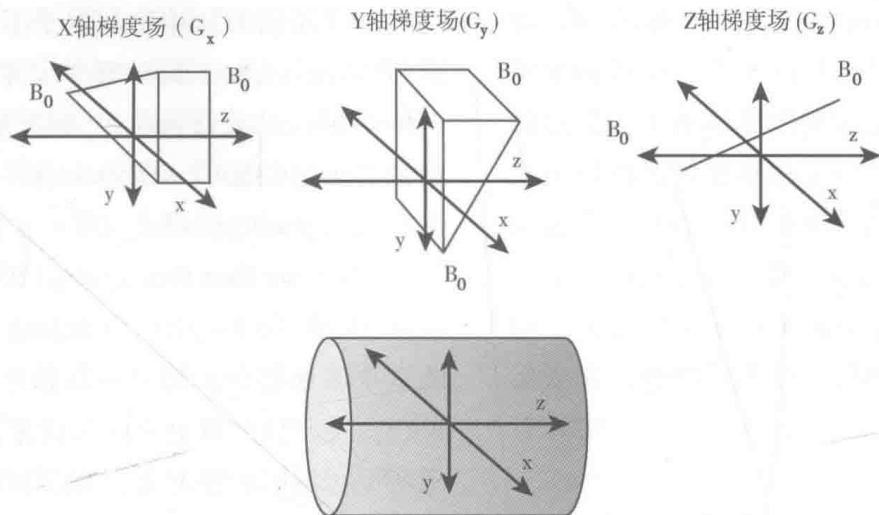


图 1-7 磁场梯度

沿 B_0 轴方向磁场强度的变化，不同选择层面的质子进动频率亦随着沿 B_0 轴方向呈规律性变化。结果，在一个很窄的范围内发射 Rf 脉冲频率仅激励一个很薄层面的质子（图 1-8）。Rf 脉冲中所包含频率范围（发射带宽）决定激励质子层面的厚度。激励的质子层面最终形成 MR 图像。

x 轴和 y 轴梯度场将其他空间信息编码到激励的质子层面，将释放的 MR 能量转化成 MR 图像。这种梯度应用在轴向正交层面选择梯度场。 x 轴梯度场或称频率编码梯度场或读出梯度场 (G_x 或 G_f)，方向垂直于 B_0 ，功能类似层面选择梯度场。通过磁场的梯度编排，

自旋进动频率从激励质子层面末端至另一个激励质子层面末端发生变化（图 1-9）。由于在不同频率下进动自旋相消干扰（destructive interference），致使释放的信号减弱，频率编码梯度施加在两个独立的相位或片段（失相位或聚相位片段）（图 1-10）。

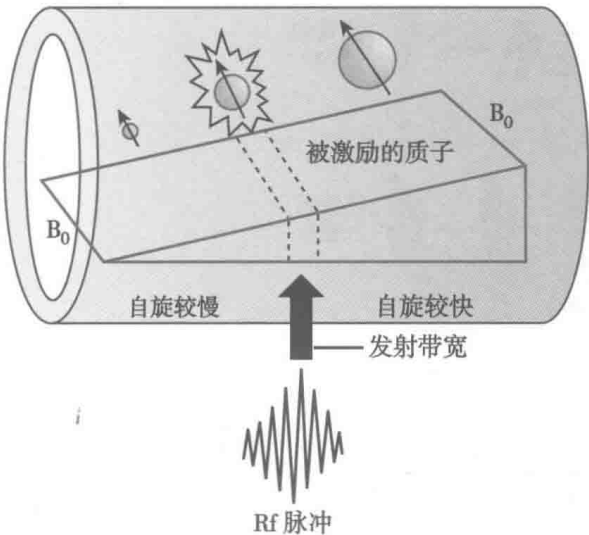


图 1-8 层面选择梯度场和射频

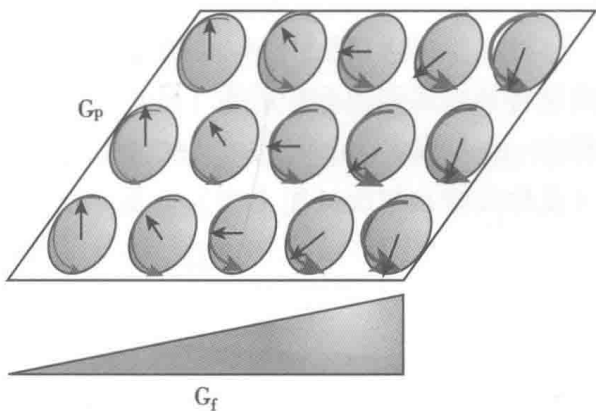


图 1-9 频率编码梯度

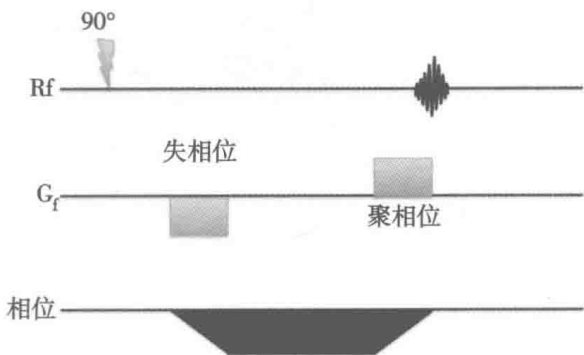


图 1-10 频率编码梯度

y 轴梯度场，或称相位编码梯度场 (G_y 或 G_p)，将空间信息沿最后的正交轴编码到激励的质子层面。短暂施加变化磁场后，相位编码梯度场沿正交轴产生一个磁场梯度，致使一端的瞬时自旋比另一端的要快 (图 1-11)；因此停止射频脉冲后，自旋质子保留其不同的相位，这种相位差由于相位编码方向的不同而异。相位差变化沿相位编码轴构成空间信息，合成后释放共振信号。

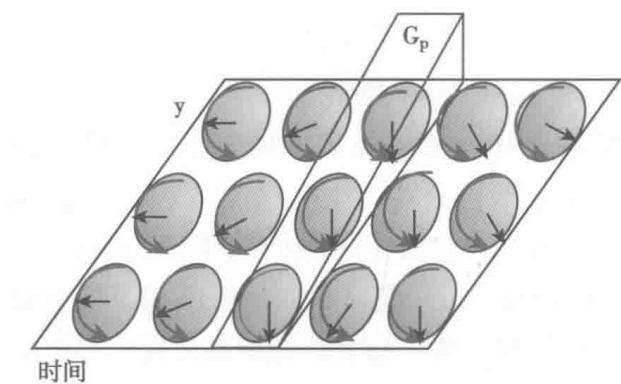


图 1-11 相位编码梯度

这种复杂的 Rf 能量和磁场梯度序列准时精确地将特定层面或容积的质子的振动能量同向释放 (coherent emission)，通过特定的天线 (或称线圈) 接收 (图 1-12)。基于这个原

理构成了不同的脉冲序列用于不同 MRI，例如自旋回波 (spin-echo, SE)、快速自旋回波 (fast spin-echo, FSE)、单次激发快速自旋回波 (single-shot fast spin-echo, SSFSE)、梯度回波 (gradient echo, GE)、稳态自由进动 (steady-state free precession, SSFP) 和平面回波成像 (echo planar imaging, EPI)。^[4] 参照本章下面部分，将对不同脉冲序列做简单的讨论，关于该问题更多细节请参考有关 MRI 物理学方面的详细论著，如《MRI Principles》(D.G.Mitchell)《MRI Basic Principles and Applications》(M.A.Brown 和 R.C.Semelka)《The MRI Manual》(R.B.Lufkin)《MRI The Basics》(R.H.Hashemi, W.G.Bradley Jr., and C.J. Lisanti) 和《MRI in practice》(C.Westbrook 和 C.Kaut)。^[5~9]

(四) 接收系统

磁共振组件的另一个相关硬件是接收或捕捉释放振动能量的系统。回顾以上我们所讨论的组件，主要包括主磁场 (B_0)、Rf 发射系统和磁场梯度系统。接收系统包括线圈、接收放大器、模数转换 (analog-to-digital converter, ADC)。如前所述，Rf 系统组件发射线圈常由

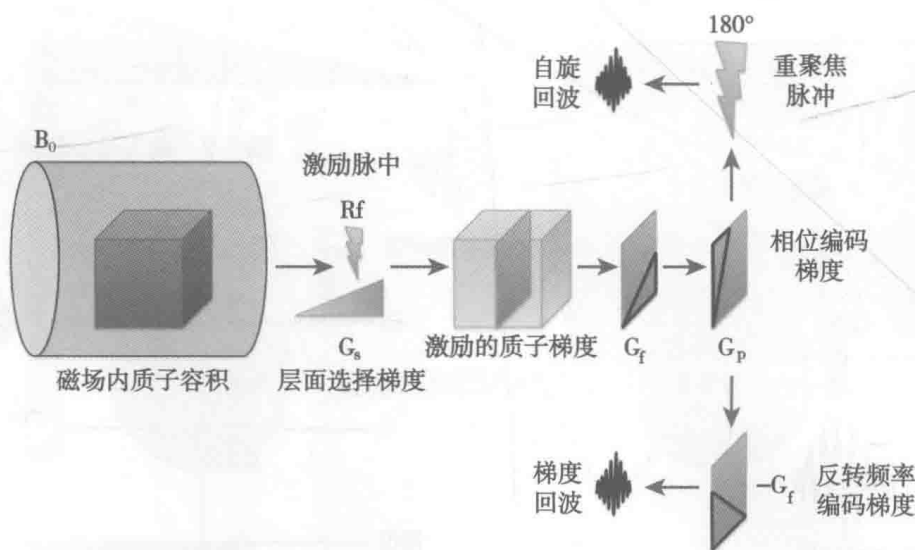


图 1-12 基本脉冲序列

一对接收线圈组成。换句话说，很多线圈为发射-接收线圈，具有发射 Rf 激励脉冲和接收释放振动能量的双重功能。体部即腹盆部，MRI 应用需要使用专用的躯干线圈。尽管这些设备因生产厂商不同而异，但躯干线圈目的是紧紧包绕身体以便更多地接受释放的振动能量。大多数躯干线圈利用相空阵结构，多个线圈单元合成一组线圈设备，这样有利于接收信号和并行成像（后文讨论）。

由于接收到的信号振幅很小（接近于纳米级或微米级），因此信号放大器是接收系统一个必不可少的组件。ADC 将接收到的模拟信号转换成数字信号后处理成图像资料。

（五）K 空间和傅里叶变换

成像过程的最后阶段涉及数字信息解码转换成可视的 MR 图像。这一过程发生在储存数字信息的计算机，并进行复杂的傅里叶变换（fourier transform）。^[10] 数字信息填充于一个抽象空间的形式称为 K 空间。K 空间是存储频率编码和相位编码原始（傅里叶变换前）数据的一个抽象概念（图 1-13）。K 空间数据与图像数据没有相似性，由于缺乏可参照的视觉架构，使 K 空间难以理解。K 空间数据沿频率和相位坐标（环形/表）而非空间坐标绘制。为了便于理解图像形成的位置，将 K 空间分为周边区和中央区。

采集每层回波的原始数据绘制成相应特定层面的 K 空间图，K 空间与采集信号的频率和相位编码梯度强度相对应。K 空间的中央点代表信号采集自梯度最弱区。相反，K 空间的周边区的信号采集自梯度最强区。尽管失相位损失信号，但强梯度使细节分辨更好。弱梯度不能很好分辨细节，却保留了信号。K 空间中央描绘了图像的对比信息，K 空间周边描绘了图像的细节信息。增加 K 空间绘制密度使视野（field of view, FOV）扩大，增加 K 空间绘制区使空间分辨率提高。

K 空间的每一点包含了全部激励的质子群信息。K 空间坐标的数值分布由脉冲序列指令信号采集或“K 空间填充”所需时间决定。K 空间填充随空间编码图的轨迹变化，这种编码图又随脉冲序列变化而变化。轨迹由原始 K 空间开始，经空间梯度偏向周边。例如，假设在一个简单 GE 脉冲序列首先施加在最大负向相位编码梯度（图 1-14A），在 Rf 激励脉冲零时间点，行程经过 K 空间原点（ K_{x0}, K_{y0} ）。强大负相位编码梯度传送 K 空间采样到最大值点（ K_{x0}, K_y ），最大负向相位编码梯度强度而无频率编码。此后，频率编码梯度失相位和聚相位生成数据点（读出）横向水平穿过 K 空间线，在其末端单个 K 空间线被填充。在下一次 Rf 激励脉冲时，行程从 K 空间原点开始再

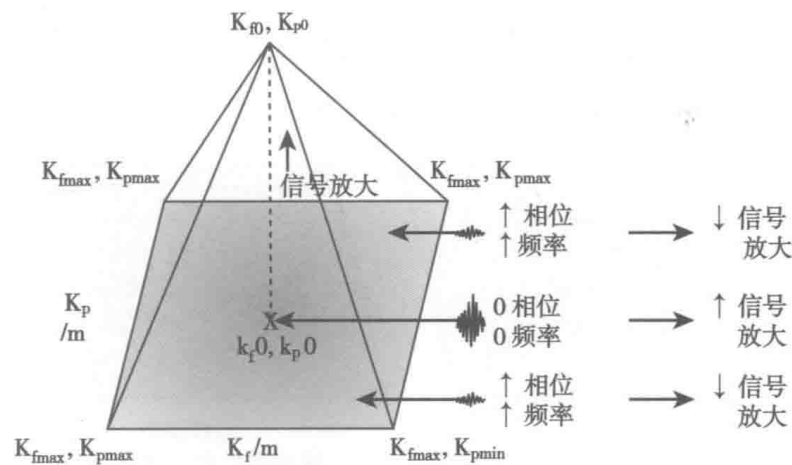


图 1-13 K 空间

转向下一方向，负向越小，K 空间内线性编码梯度越弱。频率编码以同样的方式充满这一直线，K 空间内每一条线反复重复这一过程，直至填满整个 K 空间。示意图举例说明了笛卡尔式 K 空间在 K 空间内严格沿着坐标系填充。非笛卡尔式 K 空间轨迹图包括放射状、螺旋桨状 (Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction, PROPELLER, 周期性旋转重叠平行线增强重建) 和螺旋状 K 空间轨迹 (图 1-14B)。这些 K 空间填充技术包含了按新方法在填充 K 空间时读出的结合梯度，可能是更有效的方法。

傅里叶变换的目的是将频率和相位域的 K

空间数据转化成具有空间坐标的图像数据。傅里叶变换“解决”了 K 空间的像素数据。每次分配给傅里叶变换的数值解决了像素与 MR 信号振幅 (或信号) 的一致性。

(六) 操作台

用户 (技术工作人员) 一端的主要组件为操作台。操作台是进入主计算机系统的入口，由操作台执行指令到系统硬件和通道，再把图像资料传回操作台和存储器 (图 1-15)。操作台是一台计算机，技师用其选择扫描程序和序列参数，也用来接收经傅里叶变换的图像资料并审核。

- 第一次激励脉冲后
- 第1步：相位编码梯度 (G_p) 使潜在信号转到点 (K_{x_0}, K_y) 最大值
- 第2步：频率编码 (G_f) 失相位梯度K空间轨迹转到点 ($K_{x\max}, K_{y\max}$)
- 第3步：频率编码 (G_f) 聚相位梯度，实施反向驱动轨迹到 ($K_{x\max}, K_{y\max}$)，在此期间收集1~7所有读出的数据点
- 第4步：再次射频激励脉冲使轨迹转向到原始K空间

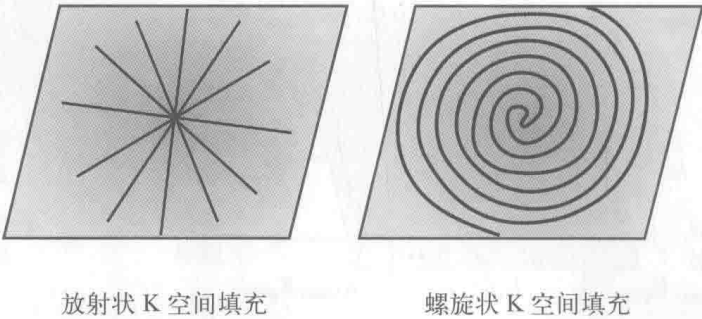
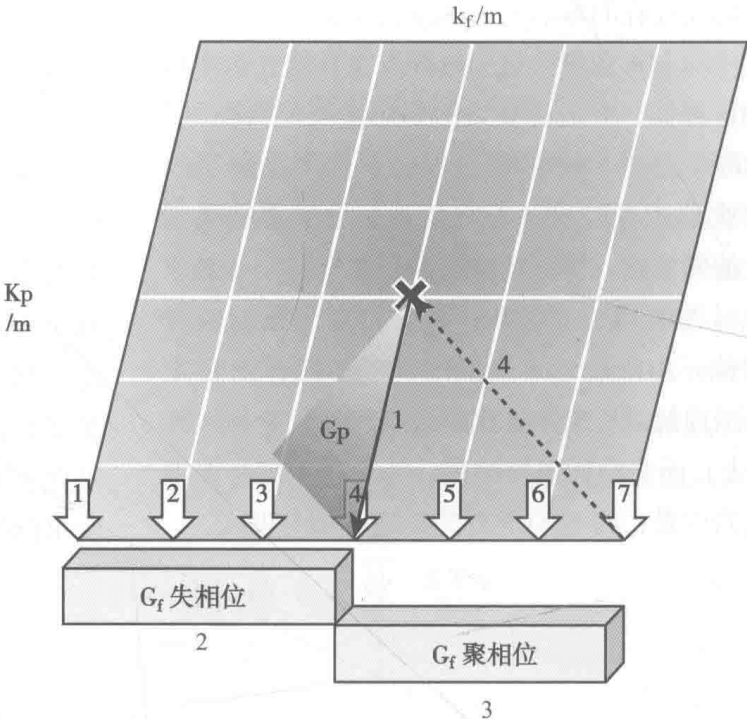


图 1-14 A. 基本 (梯度回波) 笛卡尔式 K 空间轨迹; B. 非笛卡尔式 K 空间轨迹图例子