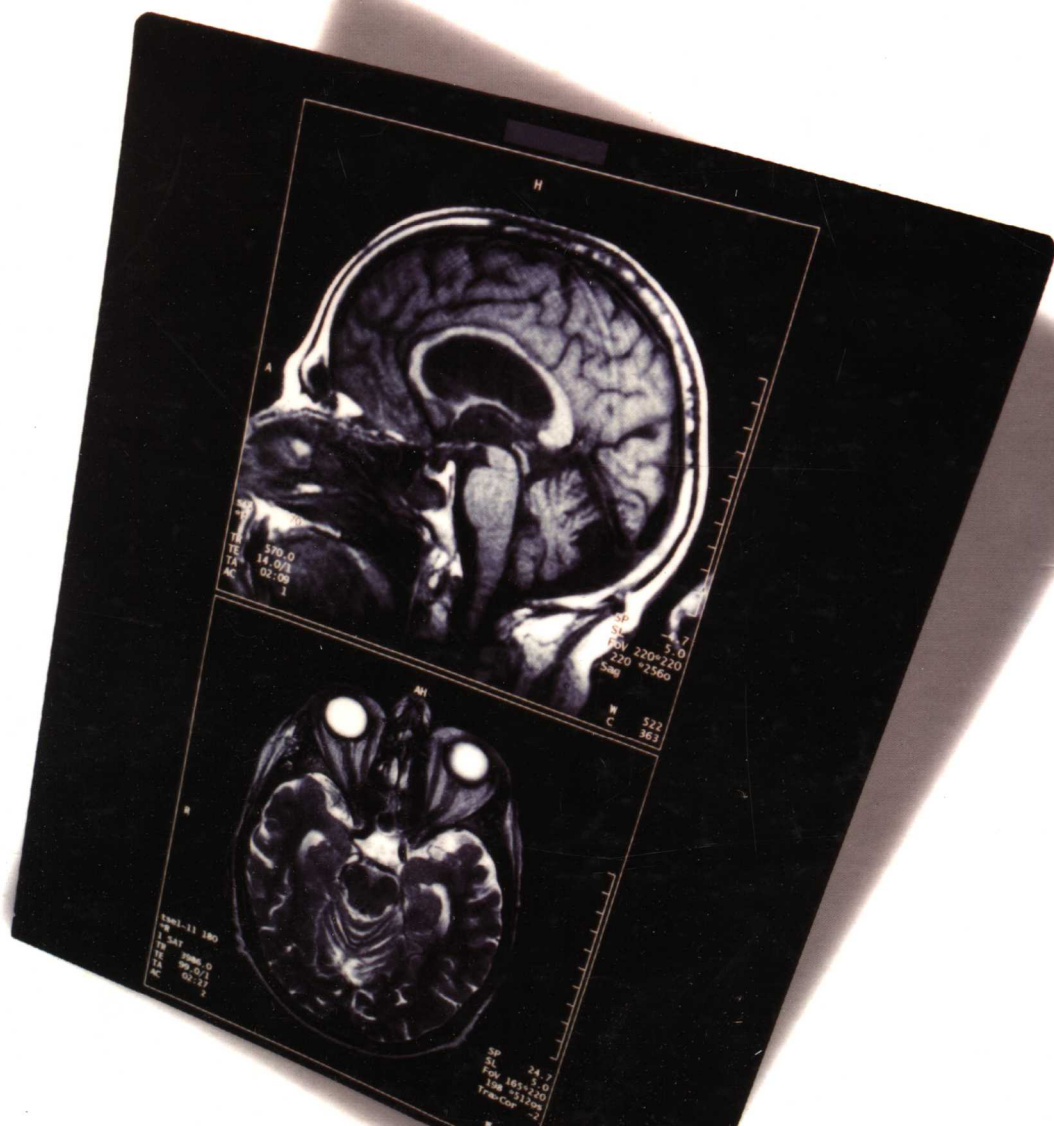


MRI Principles 原理

原著: Donald G. Mitchell 主译: 张小明 瞿绍华

四川出版集团 • 四川科学技术出版社



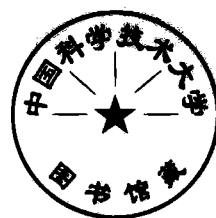
MRI Principles

MRI 原理

原著: Donald G. Mitchell

主译: 张小明 翟昭华

美国 W. B. Saunders 出版社授权



四川出版集团 · 四川科学技术出版社

图书在版编目(CIP)数据

MRI 原理/张小明,瞿绍华编. - 成都:四川科学技术出版社,2004.6

ISBN 7 - 5364 - 5550 - X

I . M… II . ①张…②瞿… III . 磁共振成像 - 基本知识 IV . R445.2

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2004)第 063838 号

MRI Principles

MRI 原理

原 著 Donald G. Mitchell
主 译 张小明 瞿绍华
责任编辑 张 儆
封面设计 李 庆
版面设计 康永光
责任校对 易 卫
责任出版 李 珉
出版发行 四川出版集团·四川科学技术出版社
成都盐道街 3 号 邮政编码 610012
开 本 787mm × 1092mm 1/16
印张 19 字数 470 千 插图 4
印 刷 成都维科拓印务有限公司
版 次 2004 年 6 月成都第一版
印 次 2004 年 6 月成都第一次印刷
印 数 1 - 1 500 册
定 价 75.00 元
ISBN 7 - 5364 - 5550 - X

■ 版权所有·翻印必究 ■

■ 本书如有缺页、破损、装订错误,请寄回印刷厂调换。

■ 如需购本书,请与本社邮购组联系。

地址/成都盐道街 3 号 电话/86671039 86672823

邮政编码/610012

MRI Principles

MRI 原理

原著: Donald G. Mitchell
美国 Thomas Jefferson 大学医院
放射学教授, MRI 室主任
宾夕法尼亚, 费城

主译: 张小明 翟昭华
川北医学院附属医院, 医学影像研究所
中国, 四川, 南充

美国 W. B. Saunders 出版社授权

MRI Principles

原著: Donald G. Mitchell

主 译: 张小明 翟昭华

翻译人员 (以姓氏笔画排序)

李春平 杜 勇 杨汉丰 张小明

董国礼 敬宗林 翟昭华

译者前言

随着现代新成像技术的发展医学影像学正在发生日新月异的变化,尤其是磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)技术的出现,使医学影像学揭示的内容发生了质的变化。MRI不但能显示组织器官的形态结构和功能,还能检测其灌注、代谢,而且在微小结构的研究方面也已取得重要进展。

尽管磁共振成像在我国的应用已逾二十年,硬件设备、成像技术和诊断水平也紧随国际潮流,但由于多数影像诊断医师及技术人员偏重于对MRI的临床应用,对磁共振成像原理的了解不足。这也限制了MRI的更好应用。美国Thomas Jefferson大学医院MRI室主任Donald G. Mitchell教授所编著的“MRI原理”一书,从临床应用的角度解释了现代MRI技术的原理,深入浅出,易于理解和掌握,有助于从事MRI的医技人员更好地应用MRI。国内目前相关书籍甚少,我们组织有关人员翻译了本书,目的是通过本书的出版有利于对MRI原理的更好理解和更好的应用MRI。

本书共分为十九章,全面系统的介绍了核磁共振现象,产生磁共振的条件,尤其对磁共振各常规成像序列进行了详细的阐述,特别对磁共振造影剂的化学结构、药物动力学、临床作用进行了全面描述,最后详尽解释了磁共振特殊成像技术如血流成像和磁共振各种伪影产生的原因和克服伪影的方法。本书的特点是简明扼要,条理性强,简单明了的图片直观说明许多深奥枯燥的原理。

由于我们学识有限,加之时间紧迫,翻译错误在所难免,恳请广大同行批评指正。

张小明 翟昭华

2004年3月

前 言

从最初观察致密物质使 X 线衰减的影像开始,复杂的医学影像学领域已开花结果。掌握了有关解剖学、病理生理学及各组织密度变化相互关系后,放射工作者及临床医生已能用 X 线照片诊断体内某部位或器官系统的疾病了。

磁共振成像(MRI)临床运用时间还不超过 20 年,但它的诊断能力远大于 X 线摄影及其它单一成像原理的检查方法。与其它成像方法不一样的是,MRI 利用了许多不同的成像原理(单独或联合使用)解决医学难题。要有效使用 MRI 技术,真正理解 MRI 原理是非常必要的。

本书内容为进一步学习临床 MRI 涉及的原理提供一个框架性知识。记住成像方案是不够的,因为成像方案太复杂,而且数量众多、变化太快。但是,理解了 MRI 成像原理,新的 MRI 成像方法就可以轻而易举的理解并恰当运用于临床实践。

与其它医生一样,我受到良好训练的只是医学方面而不是数学和物理。这使我在解释 MRI 原理的数学公式和表达方面未做好准备。“为什么医学家不能用英语解释这些原理呢?”我遗憾地问早年帮助我提高 MRI 知识的 Simon Vinitzki 博士。他对我问题很吃惊,回答道:“通过公式表达某些东西是最简单和明了的方式”。确实,公式是既简单又清楚的表达方法,除非读者遗漏了公式。

本书并不是一本“虚拟 MRI 原理”。只不过与其他教材相比 MRI 原理在这儿描述得更容易理解而已。我认为,所有的医生,MRI 技术人员和其他与 MRI 接触的人员都是聪明人。相反,我们专业人员中的许多人还没有掌握数学技巧和词汇。因此我们还不能从“简单明了”的公式中受益。

本书是我教授 MRI 原理十几年不断努力的结晶。书中学习 MRI 原理的方法有:容易理解的英语,丰富的图表和实例,一定程度的重复,以及总是不能避免的数学表达式。即使最初几章的基本原理也是用 MR 图像实例来强化。

第 1 章是前面七章的概况,简要描述了质子信号怎样产生图像。第 2 章描述质子周围环境并介绍了 T_1 和 T_2 弛豫的概念。第 3 章和第 4 章分别单独介绍 T_1 和 T_2 对比、影响它们的因素。分别介绍是为了减小对这两个 MRI 图像对比的重要组成部分间的混淆。第 5 章到第 7 章介绍了 MR 信号构成图像的原理。第 8 章到 10 章讨论了图像质量和特性的相关因素。理解这些章节有助于读者对成像方案和脉冲序列调整,以获得所希望的图像质量和采集时间。第 11 章和 12 章讨论了脉冲序列的组成要素,介绍了前述基本原理的运用。第 13 章到 18 章讨论了这些要素和标准以及如何运用新造影剂,怎样联合使用以产生希望的图像对比。第 19 章讲述 MR 成像的伪影。

我非常感谢现代计算机技术,奇迹地使我成为一个技术插图员。在我编写中计算机绘图工具使我能精确描画线条,从而避免了需要专业插图员解释我希望的教学要点。甚至数学上的复杂性也可从这些图示基础解释中得益。

即使没有高深的数学背景,也不能阻止人们学习怎样应用 MRI 不断提高的诊断能力。

Donald G. Mitchell

致 谢

本书早期草稿得益于下面这些 MR 专家的审阅: Daisy Chien, PhD; Eric K. Outwater, MD; Yi Sun, PhD 和 Simon Vinitzki, PhD。Adam E. Flanders 在神经系统新技术方面给予特殊帮助。Patrick L. O'Kane, MD, 协助编辑了后期草样。下述人员在当时多数住院医师或专科培训医师, 阅读了其中的部分内容, 提出了许多宝贵意见, 使本书的结构更加清晰并明显提高了本书的教育价值: Thomas Aretz, MD; Manoj Bhatia, MD; Granville Batte, MD; Bradford Botger, MD; Kevin Cregan, MD; Matthew C. Difazio, MD; Deborah Fein, MD; Andrea Fisher, MD; Vincent Giuliano, MD; Ralf P. Grasel, MD; Abbott Huong, MD; Shahid M. Hussain, MD; Pamela T. Johnson, MD; Ravi Kasat, MD; Robert Larson, MD; Phillip Lim, MD; Sanjay Maheshwari, MD; Burton Marks, DO; John Matzko, MD; Steven Moss, MD; Rita Patel, MD; Michael Ruhoy, MD; Ahmed Sadek, MD; Janio Sklaruk, MD, PhD 和 Kim Wilson, MD。我也非常感谢 Thomas Jefferson 大学医院放射科主任 David C. Levin MD 提供了资源和环境, 从而有了这样的研究、教学和项目的实施。

大多数 MR 图像是从 Peter Natale, RT 获得或在他的指导下获得的。部分图像和图像说明是由 David A. Feinberg MD, PhD; Michael Moseley, PhD; Neil M. Rofsky, MD; Lawrence Tannenbaum, MD 和 Keith R. Thulborn, MD, PhD 提供。

所有插图都是我完成的, 主要运用适用 Apple Macintosh® 的软件: NIH 图像软件、Adobe Photoshop 3.0 和 4.0 准备 MR 图像和点线插图, Adobe Illustrator 6.0® 和 7.0 描绘线图和其它矢量插图、箭头和图像注释, Adobe Dimension 描绘三维箭头和球形图。

Donald G. Mitchell

目 录

第一章	从质子到图像	1
	质子自旋	1
	磁场	1
	射频脉冲和横向磁化	3
	空间定位	5
	MRI 设备概况	6
第二章	质子环境和弛豫	9
	水的结构	9
	T_1 弛豫(恢复)	9
	磁场强度	13
	T_2 弛豫(衰减)	14
	局部磁场效应	15
	化学位移	18
第三章	纵向磁化和 T_1 对比	21
	重复时间	21
	翻转角	22
第四章	横向磁化和 T_2 对比	27
	回波时间	27
	横向磁化衰减的非 T_2 因素	28
	重聚焦射频脉冲和自旋回波	31
第五章	空间定位:磁场梯度	36
	基本脉冲序列诠释	36
	层面选择	37
	射频编码	39
	梯度去相位和复相位	45
	梯度回波和自旋回波	48
	相位编码	50
	脉冲序列基础	52
第六章	K 空间:图解指南	55
	K-空间基础	55
	K-空间对应的图像分辨率和视野	56
第七章	MR 图像的产生	62
	单层采集	62

	二维多层采集	62
	二维和三维傅立叶技术	70
第八章	信噪比、空间分辨力及采集时间	75
	信号 - 噪声比率 (SNR)	75
	空间分辨力 (像素和体素大小)	75
	采集时间	83
第九章	影响 SNR 的其它因素	94
	磁场强度	94
	接收器的采样带宽	95
	局部接收线圈	100
第十章	运动伪影	111
	梯度诱导 (视野内) 相位改变	111
	视野 - 视野间强度误差	119
	减少运动诱导伪影的方法	120
第十一章	脉冲序列: 梯度回波和自旋回波	134
	非扰相梯度回波技术	134
	扰相梯度回波技术	138
	重复时间和翻转角: 对组织对比度的影响	141
	回波时间: 对组织对比度的影响	142
	稳态自由进动	142
	自旋回波技术	143
第十二章	预备脉冲	146
	反转恢复	146
	空间选择饱和	152
	化学选择饱和	152
	磁化传递	156
	磁化 - 预备快速梯度回波技术	158
第十三章	多回波技术	162
	具有多重图像对比的图像	162
	多回波结合技术	163
	平面回波技术	166
	快速自旋回波	169
	GRASE	180
第十四章	T_1 加权脉冲序列	184
	自旋回波	184
	反转恢复	186
	多层扰相梯度回波	187
	单层扰相梯度回波	190
	磁化预备梯度回波	190

T_1 加权化学位移脉冲序列	190
第十五章 T_2 - 加权脉冲序列	193
自旋回波技术	193
梯度回波技术	194
稳态自由进动	194
多次激发快速自旋回波技术	196
快速自旋回波 - 反转恢复	200
半傅立叶采集单次激发快速自旋回波技术	201
平面回波与梯度回波以及自旋回波	202
第十六章 中等加权脉冲序列	206
定义	206
临床应用	207
自旋回波技术	208
快速自旋回波与自旋回波技术	208
中等加权图像的独立优化采集	209
梯度回波技术	211
第十七章 造影剂	214
细胞外顺磁性造影剂	214
组织特异性顺磁性造影剂	226
颗粒型造影剂	229
口服造影剂	233
造影剂术语	236
第十八章 血管技术	239
黑血机制	239
顺磁性增强	240
时间飞跃技术	242
相位对比技术	249
灌注和弥散技术	252
第十九章 伪影	259
卷折伪影	259
边缘伪影	264
幽灵伪影	267
条纹伪影	267
信号强度的改变	271
图像扭曲	274
索 引	276

第一章 从质子到图像

磁共振成像 (Magnetic resonance imaging, MRI) 的基础为核磁共振 (nuclear magnetic resonance, NMR) 现象, 即核的共振。核磁共振特指对来自于原子核的信号测量, 这种信号是原子核对具有与原子核本身相同固有频率 (共振频率, resonant frequency) 的无线电波刺激的反应。

氢是人体内含量最为丰富、结构最简单的元素。每一个水分子含两个氢原子, 大生物分子如脂质和蛋白质含有无数的氢原子。一个氢原子由质子核和单一电子组成。电子, 虽然对理解 X 线成像是重要的, 在另一种不同的成像方法 - 电子自旋共振 (electron spin resonance) 中也至关重要, 但当我们主要考虑“核”磁共振时对电子的影响可完全忽略不计。由于氢核不含中子, 故常简称质子。

本章主要概述性介绍从质子到图像获得的全过程。本书其余各章对这些内容进行详细阐述。

质子自旋

在临床常规应用中所有现代 MRI 技术都是基于接收和处理源于质子的信号。质子所处的特定分子环境对其所产生的 MR 信号的性质有着明显影响, 从而让临床 MRI 和 MR 波谱发挥巨大和广泛的作用。关于生物质子在磁场中的运动特性将在第二章中详述。

质子群存在磁轴 (magnetic axis)。在自然状态下, 其磁轴方向是任意的。然而, 当有外加磁场存在时, 质子群将围绕与主磁场方向一致的轴向自旋。在磁场中质子群的这种自旋被称为进动 (precession)。由于沿主磁场方向排列的自旋质子数目略多于反向平行 (180° 反方向) 排列的自旋质子数, 故自旋质子的整体方向表现为与主磁场方向平行。为了理解临床磁共振成像原理, 我们将考虑质子群的平均方向, 而不是单个质子的自旋方向 (图 1-1)。

质子群的进动将形成小的继发磁场 (secondary magnetic field), 或称为磁化 (magnetization)。在特定时间质子群的平均磁化称为净磁化 (net magnetization)。在平衡状态, 质子群进动的净磁化沿主磁场方向纵向排列。这就是净纵向磁化 (net longitudinal magnetization)。

这种平衡状态的纵向磁化可被认为是潜在的能量。

当处于平衡状态的纵向磁化被扰乱时, 比如给予恰当的射频脉冲, 就可产生 MR 信号。这些信号能够被检测并能用于重建图像。

磁 场

所有 MR 成像设备的核心都是一均匀磁场。磁场的目的是帮助位于其内的质子群建立净

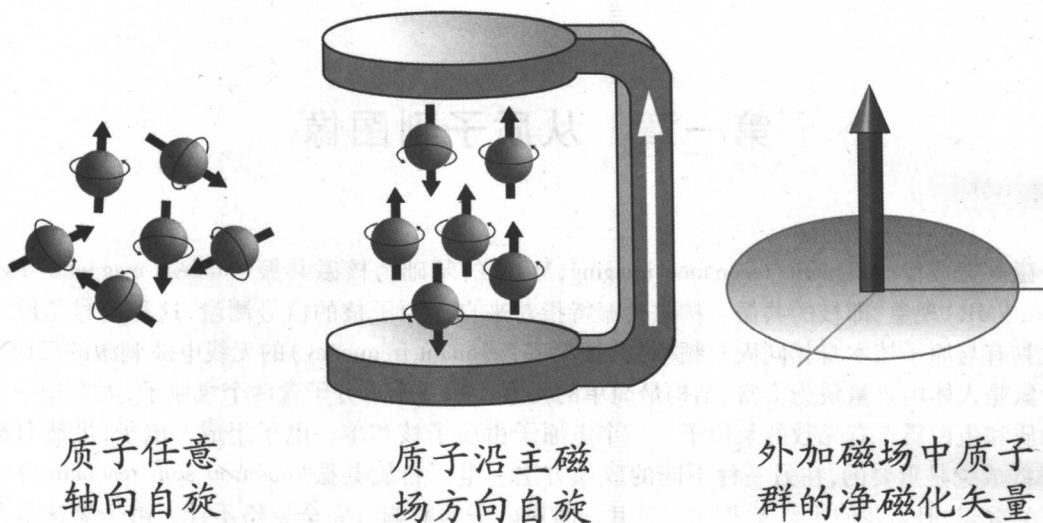


图 1-1 在无外加磁场时(左图)质子自旋方向是任意的。当有外加磁场时(中图),质子群自旋方向趋向于有序列排列,其自旋净轴向(net axis)(右图)与主磁场的方向一致。

纵向磁化。部分 MRI 设备使用永久磁体,包含直接产生磁场的固有磁性物质。永久磁场的方向沿着磁体两极之间排列。通常,使用永久磁体的 MRI 系统包含的磁场是垂直于磁体腔或扫描床的长轴(图 1-2)。另外一种,电阻磁体产生的磁场方向则与沿圆柱型线圈的电流方向垂直(图 1-3)。

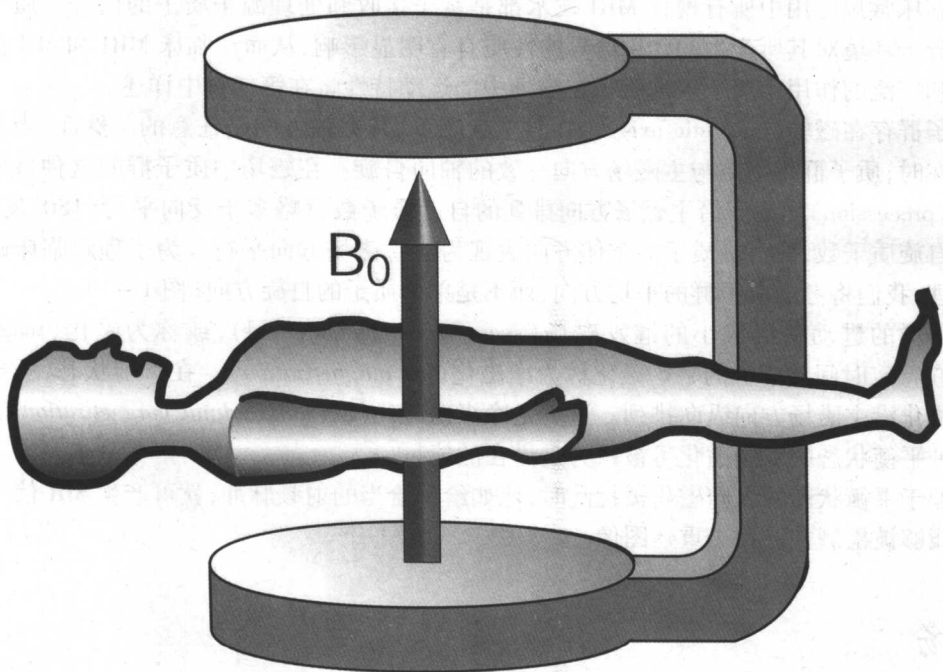


图 1-2 主磁场 B_0 , 沿永久磁场方向排列

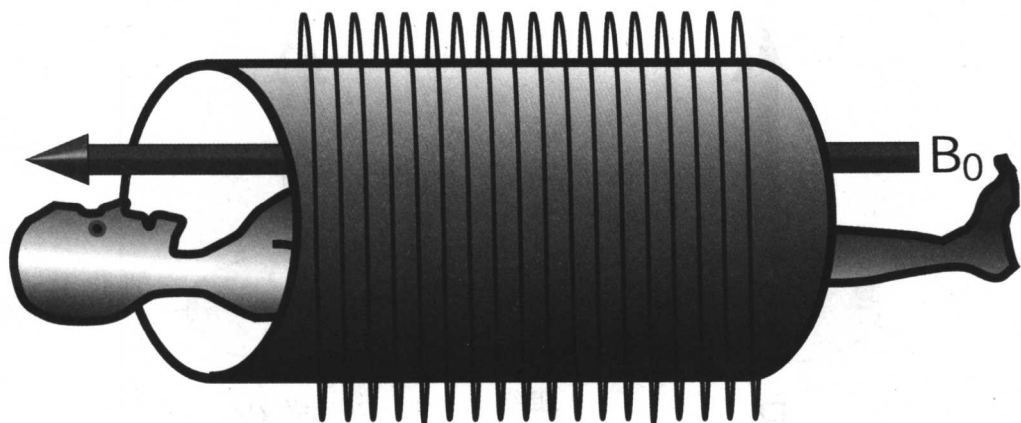


图 1-3 主磁场 B_0 沿阻抗或超导磁体腔方向排列。

永久磁体或阻抗磁体所产生的磁场强度局限在 5000 高斯 (gauss) 或 0.5 特斯拉 (Tesla, T) (地球磁场强度的 5000 倍) 以内。超导磁体由于选择了恰当的物质和足够的低温条件消除了电子流的阻抗 (电阻), 所以能产生更强的场强。

质子进动频率与主磁场强度成正比。此频率因为与引起质子共振 (回波, 反射) 的射频脉冲频率一致, 也称为共振频率。在本书中所用的公式之一, 即众所周知的 Larmor 公式, 表述了进动频率和磁场强度的关系。

$$\mu = \delta \times B$$

μ = Resonant Frequency 共振频率

δ = Gyromagnetic Constant 旋磁比常数

B = Magnetic Field Strength 磁场强度

Larmor 公式表示共振频率等于磁场强度和旋磁比常数的乘积。旋磁比常数是没有任何单位的数字, 用于描述在特定环境中原子核的内在特性, 对水质子而言, 旋磁比常数为 42, 当乘以磁场强度 (单位为兆赫兹, MHz) 时, 就是共振频率; 在 0.5 T 时共振频率为 21 MHz, 在 1.5 T 时为 63 MHz。在脂质和其它“非水分子”中的质子旋磁比常数略有差异, 其共振频率接近水质子, 但肯定不同于水质子。在脂质和水质子中的共振频率差别, 即所谓的化学位移 (chemical shift), 将在第二章中详述。

射频脉冲和横向磁化

当组织内质子净磁化呈纵向排列时, 其强度与主磁场强度相比非常微小。因此严重限制了在平衡状态下检测组织净磁化的可能性 (图 1-4)。为了检测组织的净磁化以达到形成 MR 图像的目的, 必须打乱平衡。让质子群暴露于射频脉冲下以进行激励, 由此可扰乱其平衡。射频脉冲引起质子群共振。

激励射频脉冲的频率, 幅度 (强度) 以及作用时间决定其对组织的影响。为了激励质子在磁场中进动, 激励射频脉冲的频率必须与质子进动频率相匹配。水质子的共振频率与脂质的

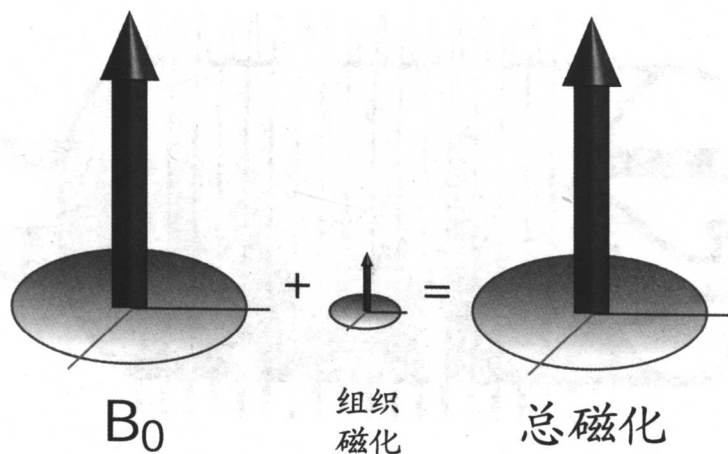


图 1-4 与主磁场(B_0)相比,组织的纵向磁化显得非常微小。因此,其对整个磁场的影响可以忽略不计。这也妨碍了对其进行直接测量的可能。

共振频率非常接近,所以大多数射频脉冲既可激励水质子,又可激励脂质质子。质子激励的数量等于射频脉冲幅度和时间的乘积。

我们可以认为激励代表了质子进动的轴向旋转。在平衡状态,净磁化沿主磁场方向排列,位于纵向平面。恰当频率的射频脉冲将此磁化从平衡状态旋转到横向平面,产生横向磁化。横向磁化可以被探测和测量,因为它不会被主磁场的纵向磁化所掩盖。

选择恰当幅度和/或作用时间的射频脉冲有可能将一组质子的所有净磁化从纵向旋转到横向平面。从纵向旋转到横向平面为 90° 的旋转。因此,将磁化从纵向完全转到横向平面的射频脉冲被称为 90° 的射频脉冲(图 1-5)。

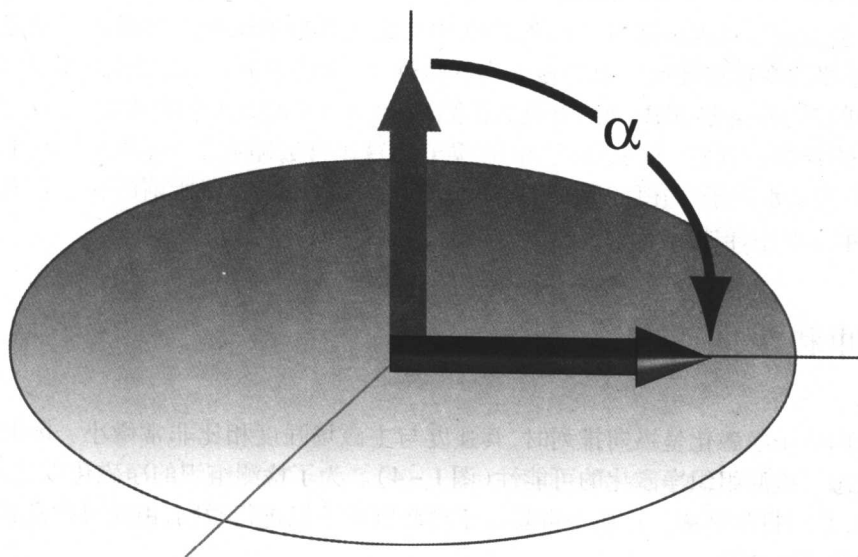


图 1-5 90° 激励脉冲(a),将纵向磁化旋转到横向平面,从而可进行测量。

通过射频脉冲的激励产生信号,即此激励脉冲的回波(echo)。此信号产生初始时强度最高,由于磁场的不均匀性,信号快速衰减。这个产生初始就快速衰减的信号被称为自由感应衰减(free induction decay, FID)(图 1-6)。因为其衰减快速,不适合于作为空间定位的基础。射频脉冲的作用时间以及对 MR 信号成分的影响,将在第三章和第四章中详述。在 FID 后还原 MR 信号的方法将在第五章中讨论。

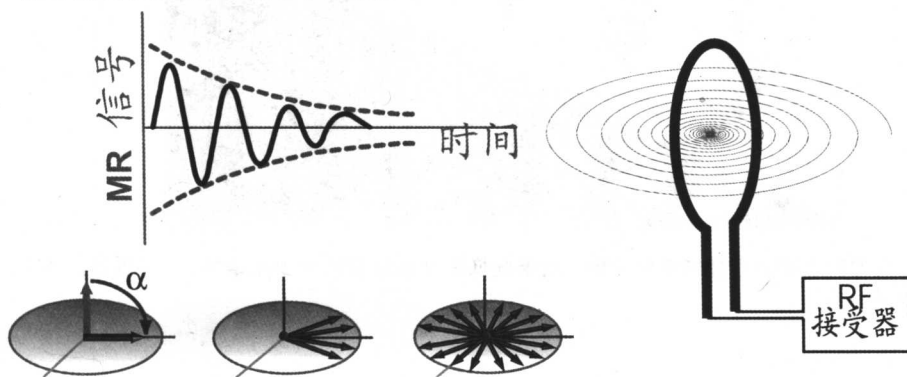


图 1-6 自由感应衰减(free induction decay, FID)。紧随着横向磁化后所产生的信号快速衰减。因此它不适合于作为大多数 MR 成像技术的基础。RF:射频。

空间定位

所有成像技术都需要确定各种组织的不同位置和它们的准确状态。因此 MRI 成像就需要有定位 MR 信号源的可靠方法。此过程并不简单,因为 MR 信号本身,像其它无线电波一样,不具有任何方向性信息。如同收听收音机时,我们并不能确定是来自哪一个方向的电台。因此,需要采用大量的精密技术组合,才能使我们完成在三维空间里采集复杂的射频信号,从而产生有用的 MR 图像。

用于确定 MR 信号源位置的基本方法是应用附加的磁场梯度,即成像梯度(imaging gradients)。在均匀的磁场里,水质子不论方向如何均以同一频率共振。如果我们在主磁场上再叠加一个继发磁场,将导致主磁场沿着我们设想的轴向发生变化,其结果是总磁场(主磁场和梯度磁场之和)在沿梯度磁场轴向上呈一端高,另一端低,两端之间场强呈梯度分布。由拉莫公式可知,质子共振频率与其所在磁场成正比,磁场梯度沿其轴向上使共振频率产生可预见的变化。磁场梯度的应用导致质子群在梯度的一端旋转减慢,在另一端旋转加快,两极之间逐渐变化,如图 1-7。

磁场梯度常常是由主磁体腔内的梯度线圈产生的。运用三个相互垂直轴向的磁场梯度,在不同的时间,允许对 MR 信号源进行三维定位。磁场梯度的应用以及这些信号重建图像的方法,将在第五章中详述。

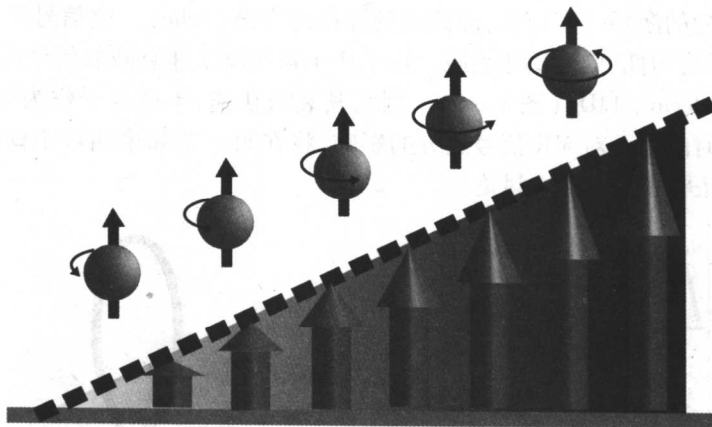


图 1-7 在均匀的主磁场上叠加梯度磁场。沿着此梯度磁场向右磁场强度增加,同时质子群共振频率增加。

MRI 设备概况

MRI 设备包括一台或多台计算机,射频发射和接收器,一个或多个射频接发线圈。磁场梯度和射频脉冲的持续时间及强度通过 MRI 操作人员选择成像参数由采集计算机控制。计算机指令被送到梯度和射频放大器,分别产生梯度场和射频脉冲。射频脉冲的脉冲波从射频能量放大器送达发送/接收驱动器,由驱动器触发产生射频脉冲,由此产生的射频脉冲从天线或线圈,再传送去激励人体内所谓的兴趣质子群。

在某些情况下同一线圈即可用于发送,又可用于接收 MR 信号。而在另外一些条件下,比如表浅结构成像,常要用与发射线圈分开的线圈来接收 MR 信号,即所谓的单纯接收线圈。源于人体兴趣区的信号经接收线圈由发送/接收驱动器送回到前置放大器,准备将信号进行模/数转换成数字信号。

开始时,接收信号由无数模拟(非数字式)无线电波组成,表现为混合波形。这些复杂的混合波包含许多不同的频率、相位和幅度。这些数据并不能直接指明形成上述信号的质子群的空间定位。信号通过模-数转换(analog-to-digital conversion, ADC),产生许多数字数据,这些数字代表了沿着上述波形的各点特性。数字数据再经过滤储存于内存中,后由 MR 采集计算机来进行计算处理。数字数据并不对应于 MR 图像上的各点,但它代表了一个矩阵,即 k 空间(k-space)。在 k 空间里的每一个点包含一幅 MR 图像各个部分的数据。

k 空间数据经过傅立叶转换分析(Fourier transform analysis),产生具有不同灰阶值的像素数据。傅立叶转换分析包含对在一个特定时间间隔内所形成的混合波形中每一个特定频率的幅度和相位的计算(图 1-8)。

K 空间的傅立叶分析产生像素数据,允许重建二维或三维图像。每一个像素对应的数字代表了该空间位置的 MR 信号幅度(强度)。这些像素形成图像被送至主计算机进行显示、打印或作进一步的处理、分析。信号强度依赖于接收增益和其它因素,因而绝对的信号强度值没有意义。然而,在一幅图像内像素间相互的信号强度却具非常重要的价值。