

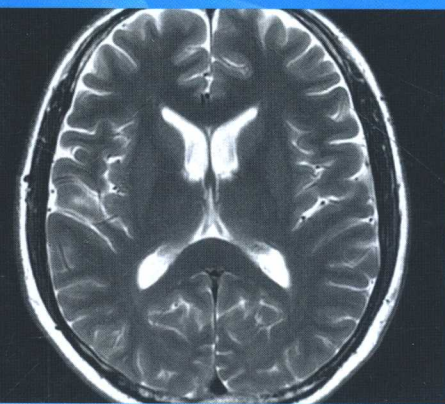
(第2版)

主 编◎靳二虎 蒋 涛 张 辉

副主编◎范占明 刘佩芳 程晓光

磁共振成像 临床应用入门

Approach to Clinical Application of
Magnetic Resonance Imaging



人民卫生出版社

磁共振成像临床应用入门

Approach to Clinical Application of Magnetic Resonance Imaging

第2版

学术顾问 李铁一 马大庆
名誉主编 王振常 孙波 徐建民
主 编 靳二虎 蒋涛 张辉
副主编 范占明 刘佩芳 程晓光
编 委 (以姓氏笔画为序)

马 强	首都医科大学附属北京友谊医院	张 艺	首都医科大学附属北京友谊医院
马晓海	首都医科大学附属北京安贞医院	张 洁	首都医科大学附属北京友谊医院
王效春	山西医科大学第一医院	张 辉	山西医科大学第一医院
牛明哲	首都医科大学附属北京友谊医院	范占明	首都医科大学附属北京安贞医院
刘 霞	北京大学人民医院	徐建民	中国康复研究中心北京博爱医院
刘佩芳	天津医科大学附属肿瘤医院	彭 朋	首都医科大学附属北京朝阳医院
孙 波	首都医科大学附属北京天坛医院	蒋 涛	首都医科大学附属北京朝阳医院
孙 楠	通用电气医疗集团磁共振产品部	程晓光	北京积水潭医院
苏天昊	首都医科大学附属北京友谊医院	靳二虎	首都医科大学附属北京友谊医院
李新彤	北京积水潭医院	谭 艳	山西医科大学第一医院
杨开颜	首都医科大学附属北京朝阳医院		

人民卫生出版社

图书在版编目(CIP)数据

磁共振成像临床应用入门/靳二虎,蒋涛,张辉主编.
—2版.—北京:人民卫生出版社,2014

ISBN 978-7-117-20202-2

I. ①磁… II. ①靳…②蒋…③张… III. ①核磁共振成象 IV. ①R445.2

中国版本图书馆CIP数据核字(2015)第008143号

人卫社官网	www.pmph.com	出版物查询,在线购书
人卫医学网	www.ipmph.com	医学考试辅导,医学数据库服务,医学教育资源,大众健康资讯

版权所有,侵权必究!

磁共振成像临床应用入门 第2版

主 编:靳二虎 蒋涛 张辉

出版发行:人民卫生出版社(中继线 010-59780011)

地 址:北京市朝阳区潘家园南里19号

邮 编:100021

E-mail: pmph@pmph.com

购书热线:010-59787592 010-59787584 010-65264830

印 刷:北京人卫印刷厂

经 销:新华书店

开 本:787×1092 1/16 印张:37

字 数:1172千字

版 次:2009年10月第1版 2015年2月第2版

2015年2月第2版第1次印刷(总第6次印刷)

标准书号:ISBN 978-7-117-20202-2/R·20203

定 价:99.00元

打击盗版举报电话:010-59787491 E-mail: WQ@pmph.com

(凡属印装质量问题请与本社市场营销中心联系退换)

第2版前言

《磁共振成像临床应用入门》自2009年出版以来,深受读者欢迎,虽多次印刷仍供不应求,不断有读者来电、来信询问购书事宜。这本书受到如此厚爱,一方面使编者稍感宽慰,因为事实说明读者在书中能看到自己想知道的;另一方面也使我们感到肩上的责任,因为在这五年期间,MRI检查技术有了新的发展,人们对MRI临床应用有了新的认识。在此背景下,启动了《磁共振成像临床应用入门》第2版的编写工作。

本书第2版沿袭了第1版的整体布局和写作风格,总共十五章,书中删减了一些陈旧或不常用的表述,使内容更加精练,更新的图片更具代表性。其中,第一章新增了不同部位CE-MRA检查时计算扫描延迟时间和注射钆对比剂的细节;第三章详细介绍了肝细胞特异性对比剂的应用价值;第四章新增了脑小血管病MRI表现;第五章对主动脉疾病相关内容加以丰富,新增了特殊类型主动脉夹层、主动脉壁间血肿、穿透性动脉粥样硬化性溃疡、马方综合征和肺栓塞MRI表现;第七章新增了肝脓肿、肝棘球蚴病MRI表现;第八章新增了自身免疫性胰腺炎MRI表现;第九章新增了肾细胞癌及肾血管平滑肌脂肪瘤各亚型MRI表现;第十一章新增了剖宫产瘢痕妊娠MRI表现;第十三章新增了脊髓空洞与脊髓中央管扩张积水症MRI表现;书末的三个附录也有更新和充实。

对于初学者来说,第一章磁共振成像原理可能是最不容易理解的部分。实际上,即使对于那些已经从事MRI检查和诊断多年的医技人员,完全洞悉这部分内容也不是驾轻就熟。这从一个侧面说明磁共振成像是一种跨学科的复杂技术。因此,我们建议读者在学习时,如遇有个别难以理解的段落或公式,可以留下标记后跳过去,继续阅读或寻找你感兴趣的内容。经过持之以恒的点滴积累和临床实践,有些问题将会如冰消雪融、雨过天晴一般,迎刃而解不在话下。

本书主要供放射科住院医师、进修医师、研究生、医学影像专业大学生和磁共振室技术员使用,对涉足MRI应用或培训的临床医师、大专院校讲师和其他人员也很有参考价值。

在编写过程中,各位编者体现出不辞劳苦和无私奉献的高尚情操,令我们感动。这也是第2版书稿能够如期完成的重要保证。笔者谨在此对参与编写和出版该书第2版的各界人士一并表示诚挚的感谢!

由于我们水平有限,书中难免存在不少不足之处,恳请读者和学界同道批评、指正。

靳二虎 蒋涛 张辉

2015年1月

第1版前言

《磁共振成像临床应用入门》总共十五章,介绍了磁共振成像的原理和相关概念、MRI 检查技术、各种加权图像的特征、MRI 在疾病诊断中的应用、MRI 伪影以及安全性问题。书中精美插图与文字内容相辅相成,可谓图文并茂。该书宗旨是为初学者提供一条了解 MRI 系统及其成像原理的便捷通道,以使他们在较短的时间内获得 MRI 诊断疾病的基础知识、要点和注意事项。本书主要供放射科进修医师、住院医师、研究生、医学影像专业大学生和磁共振室技术员使用,对涉足 MRI 应用或培训的医院各科室临床医师、大专院校讲师和其他专业人员也会有所裨益。

MRI 的成像原理与 CT 不同,它涉及更多的物理、化学及数学知识。本书第一章和第二章介绍了这部分知识。这也是多数医师在应用 MRI 时最难理解而又不便询问的内容,但对正确解释 MRI 上人体组织信号强度的高低变化至关重要。编者采用大众化语言,力求使叙述通俗易懂,希望读者从中受益。

MRI 是一种功能强大的医学影像技术,具有良好的软组织对比度和较高的空间分辨力,几乎可用于检查身体的任何部位。MRI 的优点之一是成像手段多,即对每一个解剖部位或病变,有十余个扫描序列可供选择,并且可以对扫描序列中的多个参数进行修改,形成各种对比度的图像。MRI 的这一优点从另一个方面反映出该技术的复杂性。为此,本书在疾病诊断的各章节,通过典型临床病例对扫描序列及其图像特征进行了展示和描述,这将使读者有机会了解在不同扫描序列的 MRI 中,正常与病变组织呈现各种信号强度的相关知识。在专家指点部分,作者对 MRI 的诊断价值进行小结,起到了画龙点睛的作用,尤其值得一读。

目前,MR 成像技术发展迅速,基于经典扫描序列的改进版本不断面世。各 MRI 系统制造厂家及时采用不同来源的新技术,使得同一扫描技术形成了与扫描机品牌关联的诸多专有名词。这种现象实际上增加了初学者了解 MRI 的难度。附录三对这些繁杂的命名进行了归纳,供读者在阅读本书和相关医学文献时参考。

应该指出,本书的完成归功于全体执笔人员的团结协作和无私奉献。在编著过程中,我国老一辈放射学家李铁一教授和马大庆教授给予热情鼓励,放射科其他工作人员提供了大力帮助。附录由靳二虎、苏天昊、孙楠和牛明哲共同整理。笔者谨在此对编写和出版该书做出贡献的各界人士表示诚挚的感谢。

由于我们水平有限,经验不足,书中肯定会有不少缺点,请读者和学界同道批评、指正。

靳二虎

2009年2月

目 录

第一章 磁共振成像原理..... 1	第七节 颅内感染与肉芽肿性病变 MRI 表现..... 155
第一节 磁共振成像基本原理..... 1	第八节 颅内囊肿及脑脊液循环异常 MRI 表现..... 165
第二节 图像对比度和权重..... 9	第九节 脑白质病 MRI 表现..... 172
第三节 图像编码..... 11	第十节 伴有深部灰质受累的神经营变性类疾病 MRI 表现..... 178
第四节 数据采集与 K 空间..... 15	第十一节 MRI 检查与诊断注意事项..... 182
第五节 扫描参数的质量控制..... 16	第五章 心脏与大血管疾病 MRI 诊断..... 184
第六节 脉冲序列..... 23	第一节 检查方法、扫描序列和图像特点..... 184
第七节 螺旋桨成像与螺旋式成像..... 38	第二节 正常 MRI 解剖..... 193
第八节 流动现象和无创性血管成像..... 42	第三节 先天性心脏病 MRI 表现..... 196
第九节 饱和技术..... 49	第四节 缺血性心脏病 MRI 表现..... 202
第十节 平面回波成像..... 56	第五节 心脏瓣膜疾病 MRI 表现..... 211
第十一节 并行采集技术..... 62	第六节 心肌病 MRI 表现..... 213
第十二节 磁共振波谱成像..... 65	第七节 胸主动脉和肺动脉疾病 MRI 表现..... 219
第十三节 增强血管成像..... 67	第六章 乳腺疾病 MRI 诊断..... 234
第二章 磁共振设备..... 75	第一节 乳腺 MRI 检查技术..... 234
第一节 磁体..... 76	第二节 正常 MRI 表现和病变分析方法..... 235
第二节 梯度系统..... 81	第三节 常见疾病 MRI 表现..... 239
第三节 射频系统..... 82	第四节 乳腺 MRI 检查的临床应用价值和限度..... 262
第四节 屏蔽和冷却系统..... 85	第七章 肝脏疾病 MRI 诊断..... 265
第五节 数据采集与图像重建系统..... 88	第一节 MRI 检查方法和特点..... 265
第三章 磁共振成像对比剂..... 89	第二节 正常 MRI 解剖..... 266
第一节 MRI 对比剂的作用机制..... 89	第三节 肝脏肿块 MRI 诊断..... 270
第二节 MRI 对比剂的分类..... 92	第四节 肝脏弥漫性病变 MRI 诊断..... 294
第三节 MRI 对比剂的临床应用..... 98	第八章 胰腺疾病 MRI 诊断..... 302
第四节 对比剂的不良反应及处理..... 104	第一节 检查方法、扫描序列和图像
第四章 颅脑疾病 MRI 诊断..... 108	
第一节 检查方法、扫描序列和图像特征..... 108	
第二节 正常 MRI 解剖..... 110	
第三节 脑血管病 MRI 表现..... 116	
第四节 脑肿瘤 MRI 表现..... 125	
第五节 先天性脑异常 MRI 表现..... 142	
第六节 脑外伤 MRI 表现..... 151	



特征	302	第一节 检查方法、扫描序列和图像	
第二节 正常 MRI 解剖	303	特征	417
第三节 胰腺炎性病变 MRI 表现	305	第二节 正常 MRI 解剖	424
第四节 胰腺肿瘤性疾病 MRI 表现	309	第三节 常见疾病 MRI 表现	439
第九章 泌尿系统、肾上腺与腹膜后疾病 MRI		第四节 MRI 检查与诊断注意事项	460
诊断	321	第十三章 脊髓脊柱疾病 MRI 诊断	462
第一节 检查方法、扫描序列和图像		第一节 检查方法、扫描序列和图像	
特征	321	特征	462
第二节 正常 MRI 解剖	322	第二节 正常 MRI 解剖	464
第三节 泌尿系统常见疾病 MRI 表现	325	第三节 常见疾病 MRI 表现	471
第四节 肾上腺常见疾病 MRI 表现	342	第四节 MRI 检查与诊断注意事项	530
第五节 腹膜后常见疾病 MRI 表现	347	第十四章 磁共振成像伪影	532
第六节 MRI 检查与诊断注意事项	350	第一节 磁场相关伪影	532
第十章 男性盆腔疾病 MRI 诊断	353	第二节 运动与流动伪影	539
第一节 检查方法、扫描序列和图像		第三节 射频和梯度相关伪影	546
特征	353	第四节 图像处理伪影	553
第二节 正常 MRI 解剖	353	第五节 其他伪影	559
第三节 常见疾病 MRI 表现	355	第十五章 磁共振成像的安全性	561
第四节 MRI 检查与诊断注意事项	365	第一节 磁体的安全性	561
第十一章 女性盆腔疾病 MRI 诊断	366	第二节 磁共振成像的生物效应	565
第一节 检查方法、扫描序列和图像		第三节 磁共振成像的噪声	566
特征	366	第四节 其他问题	566
第二节 正常 MRI 解剖	373	附录一 缩略语中英文对照	568
第三节 常见疾病 MRI 表现	386	附录二 常用术语	575
第四节 MRI 检查与诊断注意事项	415	附录三 不同厂家常用扫描序列名称	581
第十二章 肌肉骨骼系统疾病 MRI 诊断	417		

第一章 磁共振成像原理

磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)的物理学基础是核磁共振(nuclear magnetic resonance, NMR)现象。为避免“核”字引起人们恐惧并消除 NMR 检查有核辐射之虞,目前学术界已将核磁共振改称磁共振(MR)。MR 现象于 1946 年由美国斯坦福大学的 Bloch 和哈佛大学的 Purcell 分别发现,两人因此荣获 1952 年诺贝尔物理学奖。1967 年 Jasper Jackson 首先在动物身上获得活体组织的 MR 信号。1971 年美国纽约州立大学的 Damadian 提出有可能利用磁共振现象诊断癌症。1973 年 Lauterbur 利用梯度磁场解决了 MR 信号的空间定位问题,并首次获得水模的二维 MR 影像,奠定了 MRI 在医学领域的应用基础。1978 年第一幅人体的磁共振影像诞生。1980 年用于诊断疾病的 MRI 扫描机研制成功,临床应用由此开始。1982 年国际磁共振学会正式成立,加快了这种新技术在医学诊断和科研单位的应用步伐。2003 年, Lauterbur 和 Mansfield 共同荣获诺贝尔生理学或医学奖,以表彰他们在磁共振成像研究方面的重大发现。

随着科技的进步, MRI 技术不断更新。这使得初学者认为 MRI 是一门非常复杂而深奥的科学。一方面要学习 MRI 诊断的基本知识,同时又要不断接受日新月异的新技术,一些人因此望而生畏。实际上万变不离其宗,只要掌握最基本的 MR 成像原理,其他难题便可迎刃而解。在这里我们将层层分解 MR 的物理知识,并逐一讲述 MR 成像的基础、原理、图像对比度、各种加权像、常用扫描序列、特殊采集技术等内容。

第一节 磁共振成像基本原理

MR 成像的过程颇为复杂,这里仅介绍最基本的物理原理。为此,我们需要了解一些物理名词的基本含义,这对理解 MR 成像的基本原理非常有益。

一、原子核

学习目的

- * 了解 MR 成像为什么要利用氢原子。
- * 了解如何计算磁场强度总和。

名词解释

- * MR 活性元素。
- * 磁矩,磁矢量。

(一) 原子的构成

自然界中所有的物质均由原子构成,包括人体结构。原子非常微小,500 000 个原子合起来还不及一根头发丝粗。同种或不同种的原子组合后形成分子。人体内含量最高的原子是氢,它与氧结合后形成水分子,与碳原子结合后形成脂肪及其他化合物。

虽然原子微小,但却由三种亚原子结构组成(图 1-1-1-1)。居中的原子核由带正电荷的质子和不带电荷的中子构成;外围的电子带负电荷,形成电子云。质子的数量决定原子的化学性质。通常质子和中子的数量相同,因此,原子核内微粒子的数量多为偶数。但在有些原子核内部,中子的数量会稍多或少于质子,由这种原子核构成的原子,称为该元素的同位素,这些物质在 MR 成像中具有重要作用。

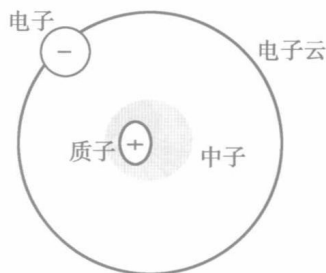


图 1-1-1-1 氢原子核结构示意图

氢原子核由居中的质子和中子以及周边飞速运转的电子构成。质子带正电荷,电子带负电荷



电子是围绕原子核不间断地无规则运动的微粒子。它飞速地绕着原子核运动,形成一个包绕原子核的云雾状结构。这就是通常所说的电子云。电子云最外缘就是原子的边界。电子的数量通常与原子核中质子的数量一致。

对一个原子来说,带正电荷的质子和带负电荷的电子的数量相等,总电量是零。当某种外源性能量打破质子和电子的这种平衡时,就会导致原子所带的电量不平衡,进而引起能量发射,在医学物理学上就称这种原子具有某种活性,此时我们将这种原子称为离子。

(二) MR 活性元素

在 X 线成像中,我们重点关注的是这些亚原子中电子的数量,带电量的多少,以及当 X 线光子撞击电子壳中电子时发生的变化。MR 成像与 X 线不同,它关注的重点是亚原子中原子核内的质子。

MR 成像的物质基础是带正电荷的质子的自旋。原子核内质子和中子均有自旋运动,但因大小相同、方向相反,且两者数量相等,故原子核总的自旋是零。但是,当中子与质子的数量不一致时,就会存在剩余的自旋。由于质子带正电荷,而运动的电荷会形成电流,根据电磁物理学的右手定律,这个绕轴旋转的质子将产生一个小磁场(图 1-1-1-2)。剩余的自旋意味着剩余的磁场,因此,每个质子都有自己的磁场。人体内质子群可被看作无数自旋着的一个个小磁棒,而且具有南极和北极。这个自旋且带有小磁场的质子在物理学上称为磁矩。自然状态下,生物体内由氢质子形成的小磁矩的方向任意排列(图 1-1-1-3)。但是,当存在外磁场(如 B_0)时,这些磁矩的磁场方向就会与外磁场的方向一致(图 1-

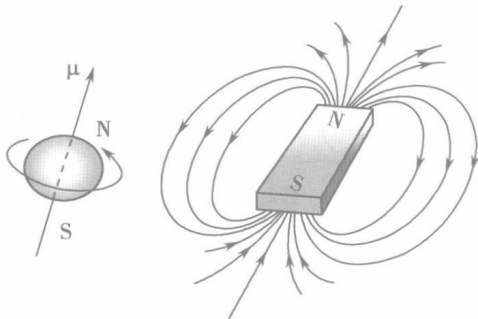


图 1-1-1-2 氢质子的自旋示意图

带正电荷的氢质子在自旋的同时形成电流。根据物理学中右手定量,电流会产生一个小磁场,后者具有南极和北极。氢质子可被看作是一个小磁极或小磁棒

1-1-4)。具有剩余自旋的质子受外磁场作用而发生反应并改变磁矩的排列方向,这样的元素被称为具有 MR 活性的元素。

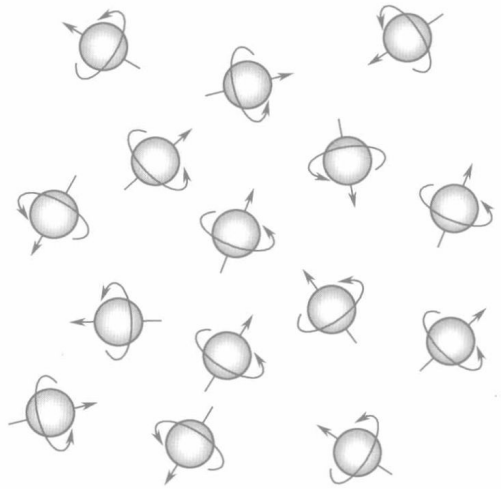


图 1-1-1-3 氢质子在自然状态下排列方式
生物组织的氢质子任意排列,方向杂乱

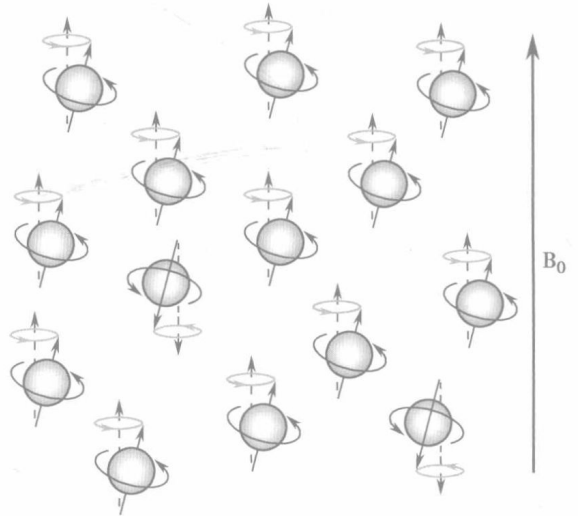


图 1-1-1-4 氢质子在外磁场内排列方式
在外磁场作用下,氢质子的小磁矩沿外磁场的方向排列,但与外磁场的方向相同(多数)或相反(少数)

人体内有很多 MR 活性元素(表 1-1-1-1)。人们可利用每一种 MR 活性元素进行 MR 成像。实际上在活体组织中,氢质子(H)含量最丰富,约占体内所有元素的 1/4;在物理特性方面,氢的磁矩最大。综合这两个原因,常规 MR 成像均以氢元素作为能量来源。下面我们以氢质子为代表,讨论 MR 的成像原理。



表 1-1-1-1 活体组织内常见 MR 活性元素

原子	标识	序数	原子	标识	序数
氢	H	1	氟	F	19
碳	C	13	钠	S	23
氮	N	15	磷	P	31
氧	O	17			

(三) 磁化矢量

每个氢质子形成的磁矩都具有一定的大小和方向。在物理学及数学上,将同时具有方向和大小

量称为矢量或向量。大小可以求和,方向可以合并或分解(图 1-1-1-5)。

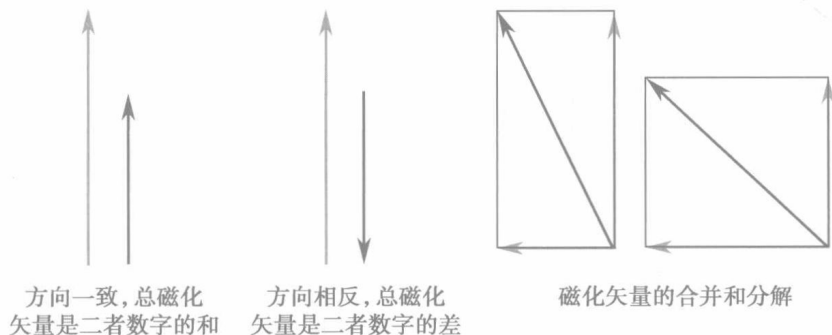


图 1-1-1-5 矢量的计算和分解示意图

二、排列与进动

学习目的

- * 了解磁场对人体的影响。
- * 了解不同磁场强度对质子的影响。
- * 了解不同磁场强度的扫描参数为何不同。

专业术语

- * B_0 , 静磁场, 主磁场, 外磁场。在 MRI 系统, B_0 通常指磁体的场强, 单位是 Tesla 或 Gauss, 简称为 T 或 G, $1T=10\ 000G$ 。
- * M_0 , 初始(最大、总的)纵向磁化矢量。
- * Hz, 赫兹, 频率的度量单位。表示每秒运动的周期数。

(一) 氢质子的排列

自然状态下,人体内氢质子的磁矩排列方向是任意的,总的磁化矢量为零。在静磁场(B_0)环境下,具有 MR 活性的氢质子磁矩的排列方向与 B_0 平

行。而且,大多数磁矩的方向与 B_0 一致,少数与 B_0 相反。 B_0 环境下磁矩的方向只有一致或相反两种状态,不存在第三种状态。

根据量子理论,在静磁场(外磁场)中氢质子有两种能级状态,即低能级和高能级。低能级状态氢质子磁矩的方向与静磁场方向一致,高能级状态氢质子磁矩的方向与静磁场方向相反。这可以借用在河流中游泳的例子,通过形象的描述理解上述能级状态。

一个人在河水中游泳,如果该泳者力量大,他就有能力逆流而上;如果力量小,不能抵抗水流力量的阻击,他只能选择顺流而下。逆流而上者需要付出较大能量,我们说他处于高能级状态;顺流而下者仅需付出较少能量或无须付出能量,我们说他处于低能级状态。

现实生活中,多数人能力有限。因此,顺流而下的人往往多于逆流而上的人。如果水流缓慢,能够逆流而上的人也会较多(图 1-1-2-1)。但当水流湍急时,逆流而上的人数就会明显减少,顺流而下的人数相应增多(图 1-1-2-2)。

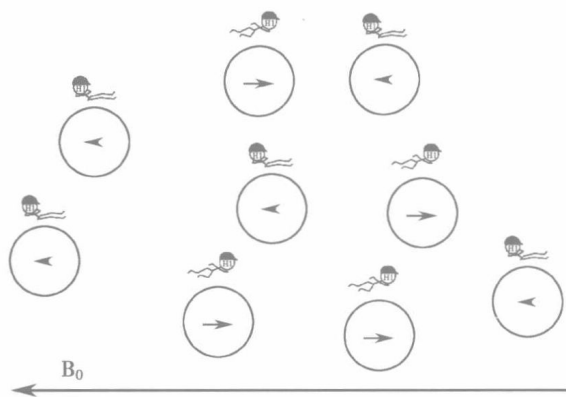


图 1-1-2-1 水流速度对游泳者的影响
河流中有 9 人在游泳。水流缓慢时,5 人顺流而下,4 人逆流而上。相互抵消的结果,1 人游向下游

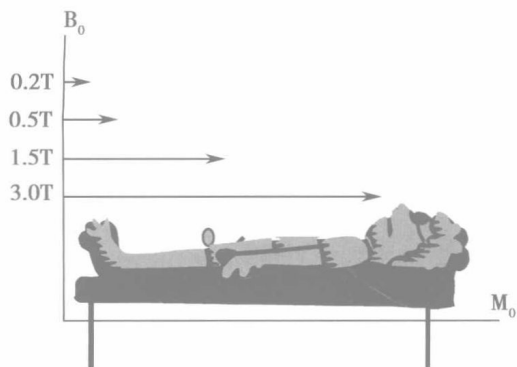


图 1-1-2-3 磁场强度对磁化矢量的影响
人体处于静磁场中,体内会产生一个与 B_0 方向一致的初始纵向磁化矢量(M_0)。随着磁场强度增加,产生的 M_0 增大,最后的 MR 信号也增大

(二) 质子的进动

名词解释

* 进动, Larmor 频率, 旋磁比

自然状态下,人体组织的氢质子不间断沿自身轴旋转(核自旋)。静磁场环境下,这些氢质子还产生另一种运动,即以静磁场的方向为中轴旋转,作快速的锥形旋转运动(图 1-1-2-4)。氢质子的这种旋转类似地球围绕太阳运动,即一方面围绕自身轴旋转,另一方面又以静磁场为中轴旋转。这种运动模式称为进动。

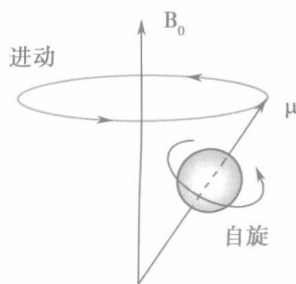


图 1-1-2-4 静磁场中氢质子进动示意图

在静磁场中,各种物质的氢质子按照特定的频率保持进动。这个频率称为 Larmor 频率,计算公式如下:

$$\omega_0 = B_0 \times \lambda \quad (\text{式 1-1-2-1})$$

ω_0 : 进动频率,表示质子每秒进动多少次,单位为 Hz 或 MHz。

λ : 旋磁比,是一个常数,表示在 1.0T 磁场强度下,MR 活性元素的进动频率,单位为 MHz/T。各种

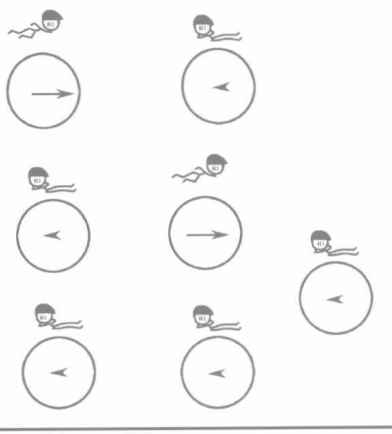


图 1-1-2-2 水流速度对泳者的影响
河流中有 9 人在游泳。水流湍急时,7 人顺流而下,2 人逆流而上。相互抵消的结果,5 人游向下游

假设河水的流速是 B_0 (静磁场强度),泳者代表氢质子,所有泳者各种状态的总和代表总的磁化矢量(M_0)。那么,在静磁场强度较低时,处于高能级状态氢质子的数量稍微少于处于低能级状态的氢质子。两者相互抵消后,总的磁化矢量较小。换言之,可用于 MR 成像的氢质子的绝对数量较少,最后产生的 MR 信号较小。

当静磁场强度较高时,处于高能级状态的氢质子数量明显少于处于低能级状态的氢质子。两者相互抵消后,总的磁化矢量较大。因此,可用于产生 MR 信号的氢质子数量较多,最后的 MR 信号较大。这解释磁场强度增加时,MR 信号强度增大的原因(图 1-1-2-3)。



物质均有自己的 λ 值,氢质子的 λ 为42.6 MHz/T。

B_0 :静磁场强度。

公式 1-1-2-1 说明两个问题:第一,在相同的静磁场强度下,不同元素仍然保持不同的进动频率,这是我们在 MR 成像时能够特异性选择 ^1H ,而不受其他 MR 活性元素干扰的原因,详情后述。第二,同一种质子的进动频率与静磁场强度成正比,例如,质子在 3.0T MRI 系统的进动频率是 1.5T MRI 系统进动频率的 2 倍。常见 MR 活性元素的旋磁比见表 1-1-2-1。

表 1-1-2-1 不同元素的旋磁比

元素名称	λ
^1H	42.6
^{13}C	10.71
^{19}F	40.04
^{23}Na	11.3
^{31}P	17.24

三、共振

学习目的

- ✱ 了解射频脉冲对氢质子和净磁化矢量的影响。
- ✱ 了解射频脉冲翻转角对横向磁化矢量的影响。
- ✱ 了解大、小翻转角与 MR 信号强度的关系。

名词解释

- ✱ 共振,射频脉冲,激发(激励)。
- ✱ Z 轴,XY 平面,翻转角(FA)。

将一种物质置于某种固定的振动频率下,当周围的振动频率和该物质本身固有的振动频率完全一致时,两者发生共振。共振能够发生,实际上是该物质从外界的振动中获取能量,从而引发物质自身振动。当外界的振动停止后,该物质振动的能量来源随即消失,物质自身的振动将逐渐减弱,直至停止。

了解共振原理最常用的试验是声波。如图 1-1-3-1 所示,每一个音叉都有自身的振动频率。这些音叉中,有两个音叉的振动频率完全一致。如果我们敲打这两个音叉中的一个,另一个音叉将会发生共振。其他的音叉也会发生共振吗?答案是不会有任何反应,因为它们的频率与被敲打音叉的频率不一致,即无共振频率,因而不能发生共振。

总之,共振是这样一种现象:当一种信号传播一

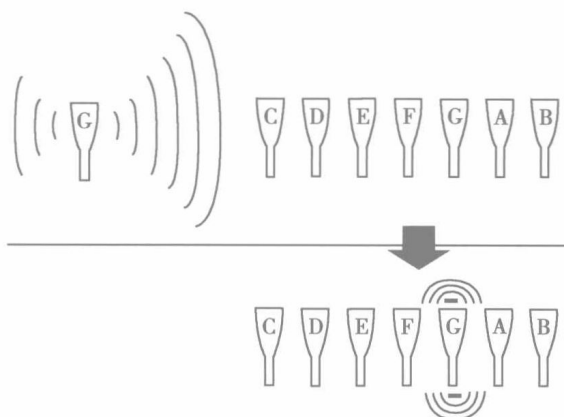


图 1-1-3-1 音叉共振示意图

具有相同振动频率的音叉,在一个音叉振动时将发生能量交换,产生共振

定的距离后,如果另一物质的固有频率与该信号的频率相符合,另一物质就会吸收该信号的能量并发生振动。简单说,共振是能量的释放与吸收。要点是,只有当两种物质的固有频率吻合时才会发生共振。频率的一致性越高,能量的交换越有效。

在 MR 成像过程中, MRI 系统会发射具有特定频率的电磁波,即射频脉冲,简称为 RF 脉冲。RF 脉冲是 MR 成像时能量的来源。欲使体内氢质子和 RF 脉冲发生共振, RF 脉冲的频率应与氢质子的进动频率一致。体内其他的 MR 活性元素因与氢质子的进动频率不同,故不能与这个 RF 脉冲发生共振,也不产生 MR 信号。以特定频率发射 RF 脉冲,并引起氢质子共振的现象,称为激发。

静磁场中氢质子受 RF 脉冲激发作用后,将吸收 RF 脉冲的能量。一些低能级状态的氢质子吸收能量后可跃迁到高能级状态。

这些低能级氢质子跃迁将对初始纵向磁化矢量(M_0)产生影响,导致 M_0 的方向逐渐偏离 B_0 的方向。当达到新的能量平衡时, M_0 和 B_0 之间会形成一定的角度,这个角度称为 RF 脉冲的翻转角(图 1-1-3-2)。翻转角的大小取决于 RF 脉冲的能量,即 RF 脉冲的振幅和持续时间。

具有一定能量的 RF 脉冲可以通过共振使氢质子的 M_0 翻转到适当的角度。例如, 90° 激发脉冲能使 M_0 偏离静磁场方向 90° , 即完全翻转到与 B_0 垂直的平面。通常规定 B_0 的方向为 Z 轴, 而与 B_0 垂直的平面为 XY 平面。小于 90° 的激发脉冲只能使部分的 M_0 翻转到 XY 平面。如果 RF 脉冲的能量足够大,甚至可能使 M_0 翻转到与 B_0 完全相反的方向,即形成 180° 翻转,我们称这个 RF 脉冲为 180° 激发脉冲。注意,另有一种 180° RF 脉冲,其作用目标是

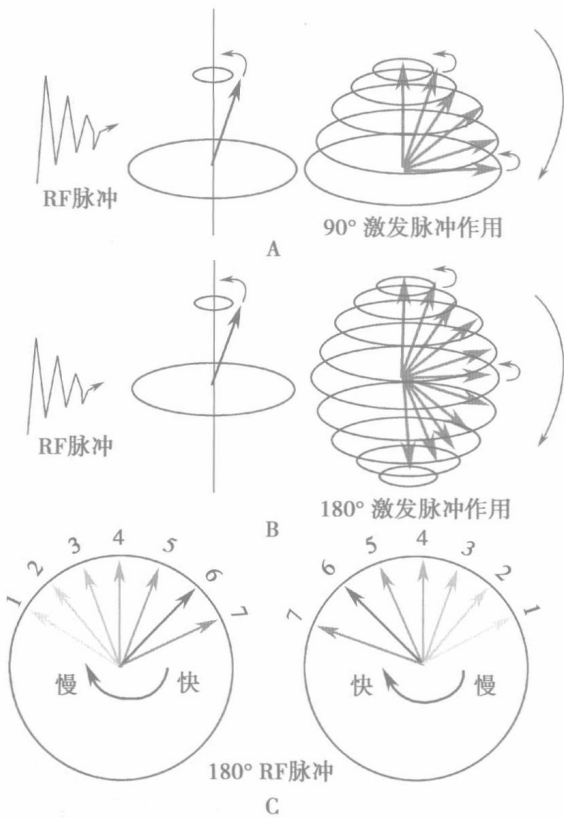


图 1-1-3-2 不同射频脉冲对 M_0 和相位的影响
A. 90° 激发脉冲能够使 M_0 从 Z 轴翻转到 XY 平面; B. 180° 激发脉冲能够使 M_0 从 Z 轴翻转到 -Z 轴方向; C. 180° 复相脉冲可以使 XY 平面的氢质子相位逆转 180°

XY 平面的氢质子磁矩, 可以使 XY 平面的氢质子相位发生 180° 逆转, 我们称这个 RF 脉冲为 180° 相位回聚脉冲或复相脉冲(图 1-1-3-2)。

处于静磁场环境的每个氢质子磁矩都有自己的进动轨迹。在平衡状态下, 即使它们的磁矩方向一致, 即沿着主磁场(B_0) 方向排列, 且频率相同, 并假设它们都是单纯的氢质子, 未受任何外来因素影响, 它们在进动轨迹上的位置也各不相同, 而是随机分布在各点且保持进动(有方向性)。一个氢质子某一时刻在自己进动轨迹上所处的方位, 称为该质子的相位。相位含有方向和位置的双重信息, 还与特定的时间有关, 所以它是一个氢质子磁矩信息在时间、方向和位置三方面的集中体现。RF 激发脉冲作用后产生两个结果: 其一, 纵向磁化矢量因吸收能量翻转到 XY 平面; 其二, 原本随机分布的氢质子相位变得一致, 也就是说每个氢质子磁矩在一个时间点都位于其进动轨迹上同一方位, 所有氢质子的磁矩在同一时间指到同一方向(图 1-1-3-3)。

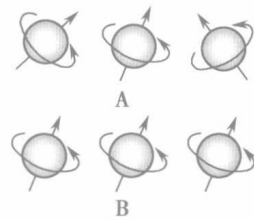


图 1-1-3-3 相位一致与相位失散

A. RF 脉冲作用前, 每个氢质子位于其进动轨迹上的不同位置点; B. RF 脉冲作用后瞬间, 一些氢质子在翻转到 XY 平面的同时, 它们在进动轨迹上的相位也达到一致

四、弛豫

学习目的

- * 了解 MR 成像的一些基本概念。

名词解释

- * 弛豫。
- * T_1 弛豫时间, T_1 时间, T_1 。
- * T_2 弛豫时间, T_2 时间, T_2 。

射频脉冲以 Larmor 频率发射时, 一些氢质子吸收 RF 脉冲的能量, 发生能级跃迁。RF 脉冲中止后, 氢质子磁矩受到静磁场影响, 逐渐释出吸收的能量并恢复到原来静止时的低能级平衡状态, 这一过程称为弛豫(relaxation)。弛豫过程中, 同时又独立地发生两方面的磁矢量变化: 一是 Z 轴方向的纵向磁化矢量由小到大恢复; 二是 XY 平面的横向磁化矢量由大到小衰减, 同时, 瞬间相位一致的氢质子磁矩发生方向离散, 进而导致失相位。

在纵向弛豫过程中, 氢质子释出其所吸收的能量, 将其转移到周围的组织或晶格中。这种现象会导致翻转到 XY 平面的磁化矢量逐渐恢复到纵向。纵向磁化矢量的恢复是一个指数化过程, 往往采用一个常数, 即纵向弛豫时间(T_1 弛豫时间、 T_1 时间、 T_1) 描述。 T_1 时间指纵向磁化矢量恢复到其初始值 63% 所需要的时间。由于 T_1 时间与氢质子将能量与周围组织(晶格) 交换有关, 所以又称自旋-晶格弛豫时间(图 1-1-4-1)。

翻转到 XY 平面的氢质子小磁矩最初相位一致, 并形成横向磁化矢量。随后发生相位失散, 横向磁化矢量也相应变小。导致横向磁化矢量衰减和消失的原因是, 相邻原子核在无规则的运动过程中发生能量交换, 这种现象称为自旋-自旋弛豫。横向磁化矢量的衰减也是一个指数化过程, 往往采用一个

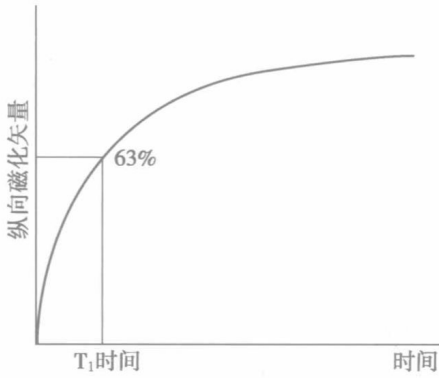


图 1-1-4-1 T₁ 弛豫模式图

常数,即横向弛豫时间(T_2 弛豫时间、 T_2 时间、 T_2)描述。 T_2 时间指横向磁化矢量由最大值减少到其 37% 所需要的时间(图 1-1-4-2)。

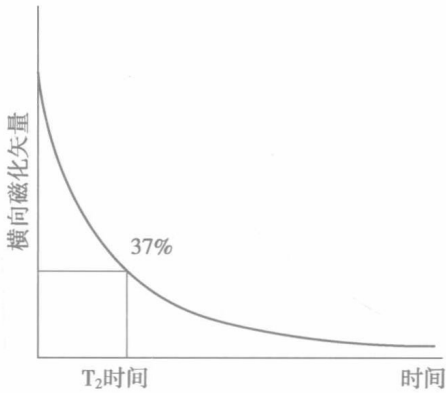


图 1-1-4-2 T₂ 弛豫模式图

一般认为, T_1 弛豫与热能交换有关,一个氢质子从高能状态返回到低能状态的过程中,需要释放能量至周围组织(晶格),故 T_1 时间长短依赖组织成分、结构、环境及静磁场强度; T_2 弛豫则与热能交换无关,而由质子失相位引起,质子失去相位一致性的

原因包括质子之间的相互作用、外部磁场不均匀及组织内部局部磁场本身的不均匀。人体组织在 1.5T MRI 的 T_1 及 T_2 时间见表 1-1-4-1。

表 1-1-4-1 人体组织在 1.5T MRI 的弛豫时间

组织类型	T_1 时间(ms)	T_2 时间(ms)
脂肪组织	240 ~ 250	60 ~ 80
血液	1350	200
脑脊液	2200 ~ 2400	500 ~ 1400
脑灰质	920	100
脑白质	780	90
肝脏	490	40
肾脏	650	60 ~ 75
肌肉	860 ~ 900	50

五、扫描参数简介

名词解释

- ✦ TR: 重复时间。表示相邻两个 RF 激发脉冲的发射间隔或时间。单位: 毫秒 (ms)。TR 决定激发脉冲作用后纵向磁化矢量恢复的量。
- ✦ TE: 回波时间。表示从开始发射 RF 脉冲到生成 MR 信号且达到峰值时刻的间隔或时间。单位: 毫秒 (ms)。TE 决定横向磁化矢量衰减的量。

在 MR 成像过程中,最基本的一套扫描步骤包括:发射一系列功能各异的 RF 脉冲,多次产生并多次采集 MR 信号,为下一次 RF 激发脉冲储备较大的纵向磁化矢量或使已变小的纵向磁化矢量快速恢复。这三个步骤周而复始,直至完成图像重建,形成符合诊断要求的 MR 影像。每一个脉冲序列都包含

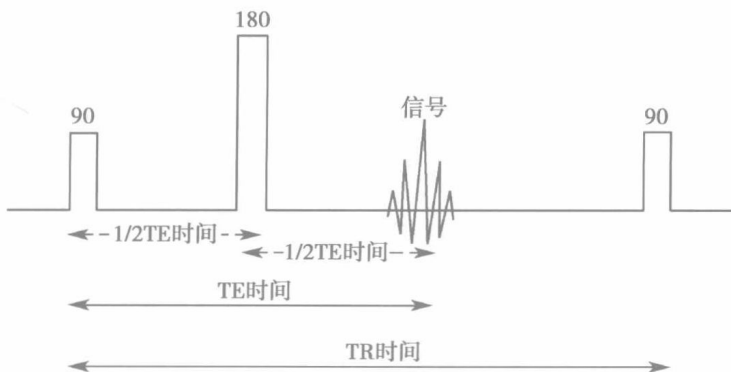


图 1-1-5-1 MR 自旋回波脉冲序列示意图



许多扫描参数,其中,TR 和 TE 时间长短不仅完全由人工设置,而且影响图像对比度最直接、最明显。图 1-1-5-1 展示一个自旋回波脉冲序列基本的组成以及 TR 和 TE 时间范围。

六、MR 信号产生

学习目的

- ✱ 了解一次 RF 脉冲激发后 MR 信号的产生与变化过程。

名词解释

- ✱ 相位:指质子小磁矩在某一时刻所处其进动轨迹上的具体方位(方向与位置)。
- ✱ 同相位:指所有氢质子的磁矩相位一致,均位于其进动周期的同一个方位,且保持同步、同速、同向运动。同相位产生较大的横向磁化矢量及 MR 信号强度。
- ✱ 失相位:指质子小磁矩相位逐步失散、失去一致性的现象。失相位使横向磁化矢量减小、MR 信号强度减弱。

相位是描述静磁场中任意时刻氢质子磁矩方向与位置的物理量。静磁场中氢质子的小磁矩不间断围绕 Z 轴(B_0)方向进动,并形成自己的进动轨迹。当 MRI 系统发射 RF 激发脉冲后,发生共振的氢质子磁矩都移动到其进动轨迹上的同一个位置点,并

且保持相同的方向,出现同相位,并且以 Larmor 频率进动。由这些同相位的磁矩合成的总横向磁化矢量(也具有自身的磁场及进动频率)会在 XY 平面内绕着 Z 轴进动或旋转(图 1-1-6-1A),并一次次经过(切割)环状的接收线圈(图 1-1-6-1B)。根据法拉第定律,磁力线切割环状的导线时会诱发电流。因此,远近不断变化的横向磁化矢量会在接收线圈内感应电流,这就是 MR 信号(图 1-1-6-1C)。氢质子磁矩具有相位属性,说明其方向和位置可随时间变化,故由这些磁矩合成的横向磁化矢量也将随时间变化(衰减),即在一次 RF 脉冲激发作用后,氢质子磁矩的相位起初一致而后失散,随着失相位逐渐加剧,横向磁化矢量也将逐渐变小,接收线圈感应的电流信号也逐渐变小。

一般来说,氢质子磁矩的同相位并非恒定不变,它仅保持片刻。RF 脉冲中止后,相位失散随即开始,直至完全丧失一致性,至此横向磁化矢量也完全消失,感应电流信号随之消亡。为了再一次形成同相位,可以再一次发射 RF 脉冲,周而复始。可见,同相位与失相位始终在动态变化,有时会交替出现。同相位形成之初便是失相位开始之时。氢质子磁矩的相位决定横向磁化矢量大小,后者决定感应电流信号大小。所以,MR 信号实际上是一个正弦波或余弦波电信号,具有自身特有的振动频率、振幅及相位信息(图 1-1-6-2)。

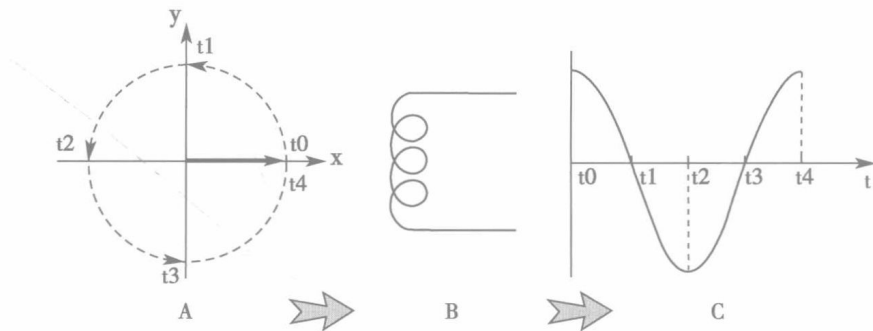


图 1-1-6-1 MR 信号产生过程示意图

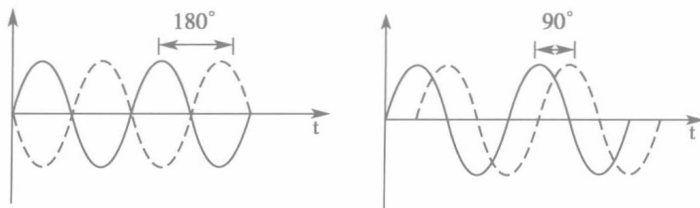


图 1-1-6-2 氢质子的进动频率与相位转换示意图



第二节 图像对比度和权重

学习目的

- * 了解影响图像对比度的因素。
- * 了解权重的含义
- * 了解三种基本的图像对比度。

名词解释

- * 对比度。
- * T_1 加权图像(T_1 WI)
- * T_2 加权图像(T_2 WI)。
- * 质子密度加权图像(PDWI)。

人体内各解剖部位的组织结构不同,正常组织和病理组织的结构也不相同。MRI 对氢质子及其周围组织构成的变化非常敏感,因此,它能有效区分不同成分的组织。不同组织在 MRI 表现为不同的亮度,称为对比度。影响 MR 图像对比度的因素分为外源性和内源性两类。其中内源性因素客观存在、无法改变,是人体组织固有的特性,如不同组织具有的 T_1 恢复时间、 T_2 衰减时间、质子含量、水分子自由弥散能力等;外源性因素与人体组织的结构无关,可以人工设置、任意改变,如 TR、TE、TI、翻转角、b 值等。

如果一种组织在 MR 图像上显示很亮、很白,我们称这种组织表现为高信号;如果一种组织在 MR 图像上显示很暗、很黑,我们称这种组织表现为低信号。在两者中间还有各种不同灰阶的信号,统称为中等信号。脂肪、水和肌肉通常代表人体内这三种组织的信号强度。

回想上一节内容,我们知道 MR 信号的产生是由于 XY 平面的横向磁化矢量在围绕 Z 轴旋转运动时切割了接收线圈,并诱导电流产生。横向磁化矢量越大,MR 信号越强,相应组织表现为高信号。反之亦然。

为了更好地理解图像对比度,我们以上面提到的水和脂肪为例,进一步解析内源性和外源性因素如何影响图像对比度。

脂肪分子是由碳、氧与氢质子结合而成。分子量较大、分子间结构紧密、分子的振动频率较低是其特点。这种分子与周围组织的能量交换效率很高,因此脂肪组织本身的 T_1 恢复时间非常短(图 1-2-0-1);由于这种分子之间的有效碰撞或相互作用明显,故在 XY 平面的横向磁化矢量衰减很快, T_2 衰减时间很短(图 1-2-0-2)。

水分子是由氢质子与氧结合而成。其特点是分

子量较小、分子间结构疏松、分子的振动频率较高,在氧和氢之间存在较强的化学键。这些因素综合作用,使水分子的能量内聚性很强,能量不容易传递给周围组织;水分子的自由弥散能力很强,振动频率较高,这使水分子之间的有效碰撞较少,不容易发生交换能量,因此纵向弛豫恢复较慢,即 T_1 恢复时间较长(图 1-2-0-1)。水分子间有效碰撞几率较少还导致 XY 平面的横向磁化矢量衰减较慢,故水的 T_2 衰减时间较长(图 1-2-0-2)。

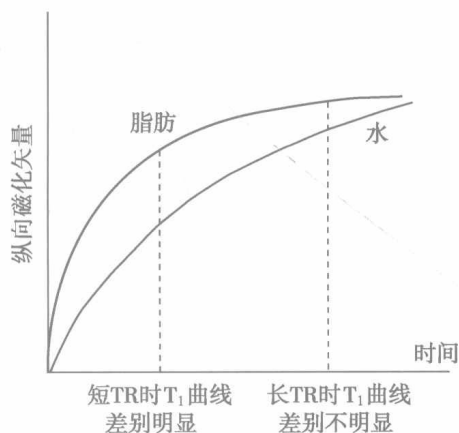


图 1-2-0-1 水和脂肪的 T_1 恢复曲线
由于脂肪的 T_1 弛豫时间较短,它的纵向磁化矢量恢复比水快

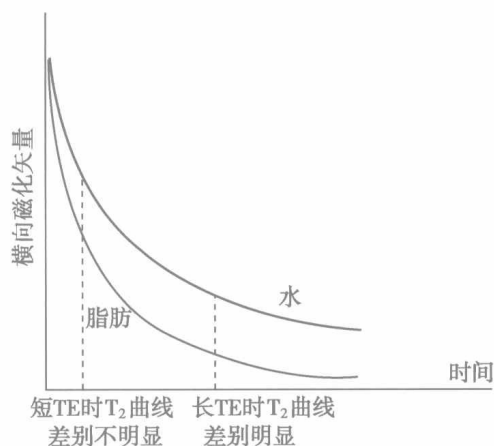
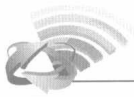


图 1-2-0-2 水和脂肪的 T_2 衰减曲线
由于脂肪的 T_2 弛豫时间较短,它的横向磁化矢量衰减速度比水快

采用短 TR 进行 MR 成像时,在第一次 RF 激发脉冲作用后,脂肪组织由于 T_1 时间较短,单位时间内其纵向磁化矢量的恢复比水多(图 1-2-0-3A),两者差别明显。如果随之进行第二次 RF 脉冲激发,



即将两者恢复到 Z 轴的纵向磁化矢量第二次倾斜到 XY 平面,此时两者的横向磁化矢量会出现明显差别,水的磁化矢量明显小于脂肪(图 1-2-0-3B),这种差别在 MRI 表现为水的信号强度明显低于脂肪的信号强度。由于 TR 时间较短,MR 图像中组织的对比度主要由不同组织的 T₁ 时间差异所致,这种短 TR 图像称为 T₁ 权重图像(T₁WI)。

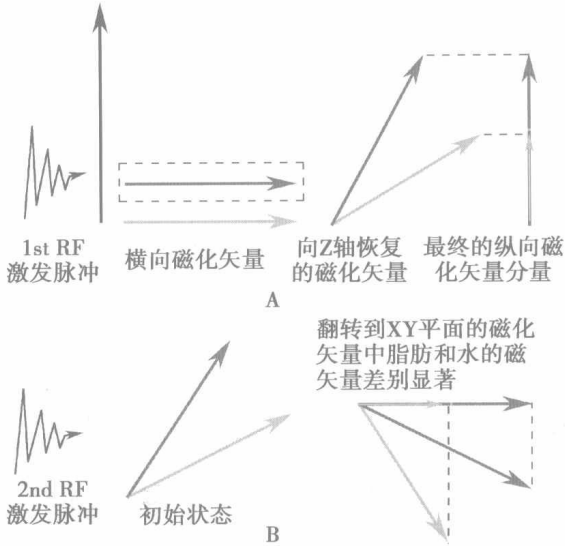


图 1-2-0-3 短 TR 成像时 T₁WI 产生示意图
深灰色箭为脂肪的磁化矢量,灰色箭为水的磁化矢量,黑色箭是总的磁化矢量。脂肪的 T₁ 恢复明显比水快。A. 第一次 RF 脉冲激发后,恢复的纵向磁化矢量中脂肪矢量明显高于水矢量;B. 第二次 RF 脉冲激发后,形成的横向磁化矢量出现差别,短 T₁ 脂肪组织的磁化矢量大于长 T₁ 水的磁化矢量。结果是,脂肪的 MR 信号较强,水的信号较弱

可以借助脑部 MRI 表现说明不同弛豫时间的组织如何形成信号强度差别。在横轴面 T₁WI,脂肪因 T₁ 时间最短,故 MR 信号最高;脑白质的 T₁ 时间比脑灰质的 T₁ 时间稍短,所以白质的 MR 信号较灰质稍高;脑脊液的 T₁ 时间最长,故其 MR 信号最低(图 1-2-0-4)。

如果 MR 成像时 TR 时间足够长,各种 T₁ 时间物质的纵向磁化矢量都有机会完全恢复。随之进行的第二次 RF 脉冲激发时,不同组织的纵向磁化矢量被翻转到 XY 平面时差别不显著,此时 T₁ 弛豫时间对图像对比度的影响不大。脂肪的 T₂ 弛豫时间短于水,在 TE 时间足够长后采集 MR 信号时,在 XY 平面上残留的水的横向磁化矢量比脂肪大很多,因

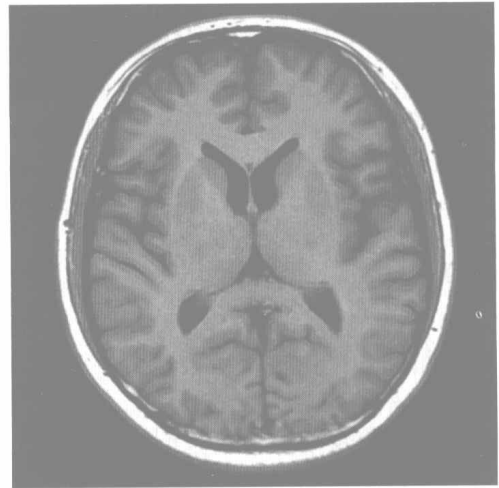


图 1-2-0-4 脑部 T₁WI 各种组织信号对比

此水的信号强度较高。换言之,回波时间 TE 足够长时,可显示不同 T₂ 衰减特性组织的 MR 信号强度差别(图 1-2-0-5)。由于 TE 时间较长,MR 图像中组织的对比度主要由组织间不同的 T₂ 时间决定,这种 MR 图像称为 T₂ 权重图像(T₂WI)。

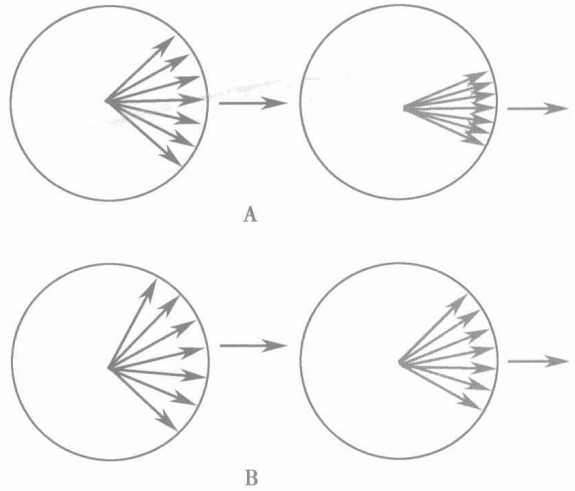


图 1-2-0-5 不同 TE 时间下脂肪和水的横向磁化矢量衰减示意图

黑色箭代表脂肪,灰色箭代表水。A. 短 TE 时,T₂ 衰减刚刚开始,脂肪和水的磁化矢量差别不明显;B. 长 TE 时,T₂ 衰减效应显现,脂肪和水的磁化矢量差别明显

以脑部横轴面 T₂WI 表现为例,脂肪因 T₂ 时间较短,其横向磁化矢量可在很短 TE 时间内衰减,故 MR 信号较低、较暗;与脑灰质 T₂ 时间比较,脑白质的 T₂ 时间稍短,所以白质的 MR 信号强度低于灰