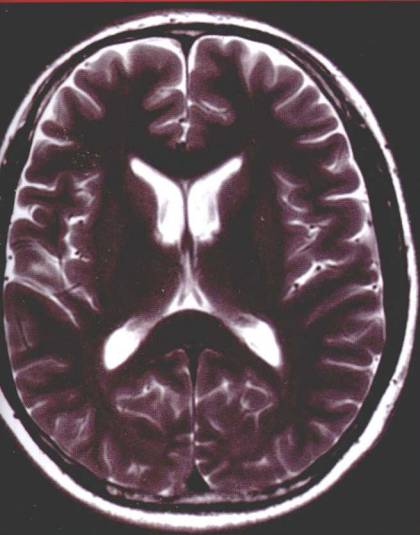


# 磁共振成像

## 临床应用入门

主编 靳二虎



Approach to Clinical Application of  
Magnetic Resonance Imaging

磁共振成像

# 临床应用入门

第二版



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

主 编 靳二虎

副主编 蒋 涛 张 辉

主 审 马大庆

参加编写人员（排列以姓氏笔画为序）

- |     |                      |     |                     |
|-----|----------------------|-----|---------------------|
| 马 强 | 首都医科大学附属北京友谊医院放射科    | 张 艺 | 首都医科大学附属北京友谊医院放射科   |
| 王文川 | 首都医科大学附属北京朝阳医院放射科    | 张 辉 | 山西医科大学第一医院放射科       |
| 王俊波 | 山西医科大学第一医院放射科        | 范占明 | 首都医科大学附属北京安贞医院医学影像科 |
| 牛明哲 | 首都医科大学附属北京友谊医院医学工程部  | 徐建民 | 中国康复研究中心北京博爱医院影像科   |
| 尹 喜 | 首都医科大学附属北京朝阳医院放射科    | 梁宇霆 | 首都医科大学附属北京友谊医院放射科   |
| 刘 霞 | 北京大学人民医院放射科          | 蒋 涛 | 首都医科大学附属北京朝阳医院放射科   |
| 刘佩芳 | 天津医科大学附属肿瘤医院放射科      | 蒋珊珊 | 首都医科大学附属北京朝阳医院放射科   |
| 孙 波 | 首都医科大学附属北京天坛医院神经影像中心 | 程晓光 | 北京积水潭医院放射科          |
| 孙 楠 | 通用电气医疗集体磁共振产品部       | 靳二虎 | 首都医科大学附属北京友谊医院放射科   |
| 苏天昊 | 首都医科大学附属北京友谊医院放射科    |     |                     |
| 吴 伟 | 山西医科大学第一医院放射科        |     |                     |

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/靳二虎主编. —北京:  
人民卫生出版社, 2009. 10

ISBN 978 - 7 - 117 - 11643 - 5

I. 磁… II. 靳… III. 磁共振成像 IV. R445. 2

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2009)第 145441 号

门户网: [www.pmph.com](http://www.pmph.com) 出版物查询、网上书店

卫人网: [www.hrhexam.com](http://www.hrhexam.com) 执业护士、执业医师、

卫生资格考试培训

## 磁共振成像临床应用入门

主 编: 靳二虎

出版发行: 人民卫生出版社(中继线 010 - 67616688)

地 址: 北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼

邮 编: 100078

E - mail: [pmph@pmph.com](mailto:pmph@pmph.com)

购书热线: 010 - 67605754 010 - 65264830

印 刷: 中国农业出版社印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 787 × 1092 1/16 印张: 30

字 数: 972 千字

版 次: 2009 年 10 月第 1 版 2009 年 10 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978 - 7 - 117 - 11643 - 5/R · 11644

定 价: 83.00 元

版权所有, 侵权必究, 打击盗版举报电话: 010 - 87613394

(凡属印装质量问题请与本社销售部联系退换)

# 前 言

《磁共振成像临床应用入门》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,使他们能够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,但对正确解释人体组织 MRI 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,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应用 MRI 技术的难度。附录三对这些繁杂命名进行了归纳,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,放射科贺文主任和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作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
第一节 磁共振成像基本原理 .....	1
第二节 图像对比度和权重 .....	9
第三节 图像编码 .....	12
第四节 数据采集与 K 空间 .....	15
第五节 扫描参数的质量控制 .....	16
第六节 脉冲序列 .....	23
第七节 螺旋桨成像与螺旋成像 .....	37
第八节 流动现象和无创性血管成像 .....	41
第九节 饱和技术 .....	47
第十节 平面回波成像 .....	53
第十一节 并行采集技术 .....	59
第十二节 磁共振波谱成像 .....	61
第二章 磁共振设备 .....	65
第一节 磁体 .....	66
第二节 梯度系统 .....	71
第三节 射频系统 .....	72
第四节 冷却系统和屏蔽 .....	75
第五节 数据采集与图像重建系统 .....	76
第三章 磁共振成像对比剂 .....	77
第一节 MRI 对比剂的作用机制 .....	77
第二节 MRI 对比剂的分类 .....	80
第三节 MRI 对比剂在各系统和器官的应用 .....	84
第四节 对比剂不良反应及处理 .....	89
第四章 颅脑疾病 MRI 诊断 .....	92
第一节 检查方法、扫描序列和图像特征 .....	92
第二节 颅脑正常组织结构 MRI 解剖 .....	94
第三节 常见疾病 MRI 表现 .....	100
第四节 MRI 检查与诊断注意事项 .....	159
第五章 心血管疾病 MRI 诊断 .....	161
第一节 门控技术及常用序列 .....	161
第二节 扫描层面及 MRI 解剖 .....	162
第三节 MRI 检查方法 .....	166
第四节 常见疾病 MRI 表现 .....	170
第六章 乳腺疾病 MRI 诊断 .....	185

第一节 乳腺 MRI 检查技术 .....	185
第二节 正常 MRI 解剖和病变分析方法 .....	186
第三节 常见疾病 MRI 表现 .....	190
第四节 乳腺 MRI 检查的临床适应证和限度 .....	211
<b>第七章 肝脏疾病 MRI 诊断 .....</b>	<b>214</b>
第一节 MRI 检查方法和特点 .....	214
第二节 正常 MRI 解剖 .....	215
第三节 肝脏肿块 MRI 诊断 .....	218
第四节 肝脏弥漫性病变 MRI 诊断 .....	234
<b>第八章 胰腺疾病 MRI 诊断 .....</b>	<b>241</b>
第一节 检查方法、扫描序列和图像特征 .....	241
第二节 正常 MRI 解剖 .....	242
第三节 胰腺炎性病变 .....	243
第四节 胰腺肿瘤性疾病 .....	245
<b>第九章 泌尿系统、肾上腺与腹膜后疾病 MRI 诊断 .....</b>	<b>256</b>
第一节 检查方法、扫描序列和图像特征 .....	256
第二节 正常 MRI 解剖 .....	257
第三节 泌尿系统常见疾病 MRI 表现 .....	260
第四节 肾上腺常见疾病 MRI 表现 .....	274
第五节 腹膜后常见疾病 MRI 表现 .....	279
第六节 MRI 检查与诊断注意事项 .....	284
<b>第十章 男性盆腔疾病 MRI 诊断 .....</b>	<b>286</b>
第一节 检查方法、扫描序列和图像特征 .....	286
第二节 正常 MRI 解剖 .....	286
第三节 常见疾病 MRI 表现 .....	289
第四节 MRI 检查与诊断注意事项 .....	297
<b>第十一章 女性盆腔疾病 MRI 诊断 .....</b>	<b>299</b>
第一节 检查方法、扫描序列和图像特征 .....	299
第二节 正常 MRI 解剖 .....	305
第三节 常见疾病 MRI 表现 .....	316
第四节 MRI 检查与诊断注意事项 .....	340
<b>第十二章 肌肉骨骼系统疾病 MRI 诊断 .....</b>	<b>342</b>
第一节 检查方法、扫描序列和图像特征 .....	342
第二节 正常 MRI 解剖 .....	347
第三节 常见疾病 MRI 表现 .....	359
第四节 MRI 检查与诊断注意事项 .....	377
<b>第十三章 脊髓脊柱疾病 MRI 诊断 .....</b>	<b>379</b>
第一节 检查方法、扫描序列和图像特征 .....	379
第二节 正常 MRI 解剖 .....	381

第三节 常见疾病 MRI 表现 .....	387
<b>第十四章 磁共振成像伪影 .....</b>	<b>429</b>
第一节 磁场相关伪影 .....	429
第二节 运动与流动伪影 .....	434
第三节 射频和梯度相关伪影 .....	440
第四节 图像处理伪影 .....	445
第五节 其他伪影 .....	450
<b>第十五章 磁共振成像的安全性 .....</b>	<b>452</b>
第一节 磁体的安全性 .....	452
第二节 磁共振成像的生物效应 .....	456
第三节 磁共振成像的噪声 .....	457
第四节 其他问题 .....	457
<b>附录一 缩略语中英文对照表 .....</b>	<b>459</b>
<b>附录二 常用术语 .....</b>	<b>465</b>
<b>附录三 不同厂家常用扫描序列名称 .....</b>	<b>471</b>



# 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。由于担心“核”字引起人们的恐惧,目前将核磁共振改称磁共振 (MR),以消除 NMR 检查有核辐射之虞。MR 现象于 1946 年由美国斯坦福大学学者 Bloch 和哈佛大学的 Purcell 分别发现,二人因此荣获 1952 年诺贝尔物理学奖。1967 年 Jasper Jackson 首先在活的动物身上获得了活体组织的 MR 信号。1971 年美国纽约州立大学的 Damadian 提出了利用磁共振现象诊断癌症的可能性。1973 年 Lauterbur 利用梯度磁场解决了 MRI 的空间定位问题,并第一次获得了水模中氢质子的 MR 图像,奠定了 MRI 在医学领域的应用基础。1978 年第一幅人体磁共振图像诞生。1980 年用于疾病诊断的 MRI 扫描机研制成功,开始临床应用。1982 年国际磁共振学会正式成立,同年底,这种新的成像技术已应用到许多医院和单位的临床医学诊断及研究领域。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领域的重大发现。

随着科技的进步, MRI 技术不断更新。这使得初入门的影像医生认为 MRI 是一门非常复杂而深奥的科学。一方面要学习 MRI 诊断的基础知识,同时又要不断接受日新月异的高新技术,使初学者望而生畏。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,并一一讲述 MR 成像的原理、基础、图像对比度、常用扫描序列,以及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,这对了解 MR 成像的基本原理非常重要。

#### 一、原子核

##### 学习目的

- ◆ 为什么 MR 成像要使用氢原子
- ◆ 如何计算磁场强度总和

##### 名词解释

- ◆ 磁矩
- ◆ MR 活性
- ◆ 磁矢量

##### (一) 原子的构成

在自然界中,所有物质都是由原子构成的,包括我们的人体结构。原子非常微小,500 000 个原子合起来还不如一根头发丝粗。同种的或不同种的原子组合在一起形成分子。人体内含量最高的原子是氢,它与氧结合形成水,与碳结合形成脂肪及各种碳水化合物。

原子虽然微小,却由三种亚原子结构构成(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,形成电子云壳。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。但是,在有些原子核内部,中子的数量会稍多或少于质子,这样的原子核构成的原子,称为该种

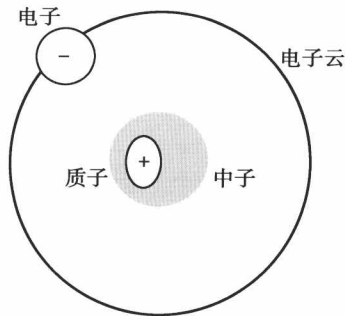


图 1-1-1-1 氢原子核结构示意图

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

元素的同位素,正是这些物质,在 MR 成像中具有重要作用。

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。这就是我们通常所说的电子云。电子云最外缘就是这种原子的边界。电子的数量通常与原子核中质子的数量一致。

对每一个原子来说,带正电荷的质子与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,就会导致原子带电量的不平衡,引起能量的发射,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 线光子撞击电子云壳中的电子时发生的变化。MR 成像与 X 线不同,MRI 对亚原子的关注重点是原子

核中的质子。

MR 成像的基本原理在于带正电荷的质子的自旋。在原子核内,质子和中子做方向相反、大小相同的自旋运动,由于二者数量相同,原子核总的自旋是零。但是当中子数和质子数不一致时,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,根据电磁物理学中的右手定律,这个绕自身轴不断旋转的质子就会产生一个小磁场(图 1-1-1-2)。因此,存在剩余自旋意味着存在剩余磁场,每个质子都形成自己的磁场,人体内的质子群可被看作是无数自旋着的小磁棒,具有南极和北极。这个自旋的带有小磁场的质子在物理学上称之为磁矩。在自然状态下,生物体内的氢质子小磁矩方向是任意排列的(图 1-1-1-3)。但是,如果存在一个外加磁场(如  $B_0$ )时,这些磁矩的磁场指向会和外加磁场的方向一致(图 1-1-1-4)。具有剩余自旋的质子在外加磁场的的作用下,会发生反应而改变排列方向,我们称这样的元素为具有 MR 活性的元素。

在人体内具有 MR 活性的元素很多,见表 1-1-1-1。可以利用每一种 MR 活性元素进行 MR 成像。但是在活体组织,氢质子(H)的含量最丰富,占体内所有元素的 1/4;在物理特性方面,H 的磁矩值最大。综合这两个原因,常规 MR 成像均采用 H 元素作为能量来源。下面我们主要以 H 为代表,讨论 MR 的成像原理。

### (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。在物理学上,具有方向和大小的单位称为矢量或向量。大小可以求和,方向可以合并或分解(图 1-1-1-5)。

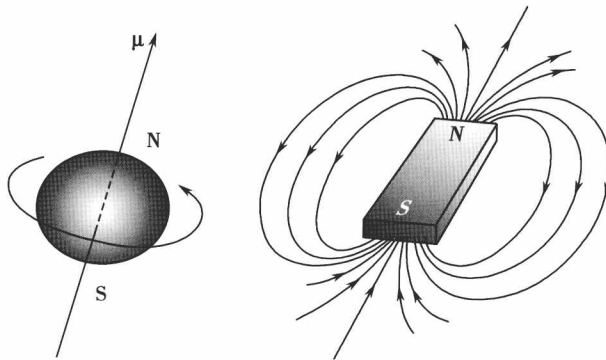


图 1-1-1-2 氢质子的自旋示意图

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

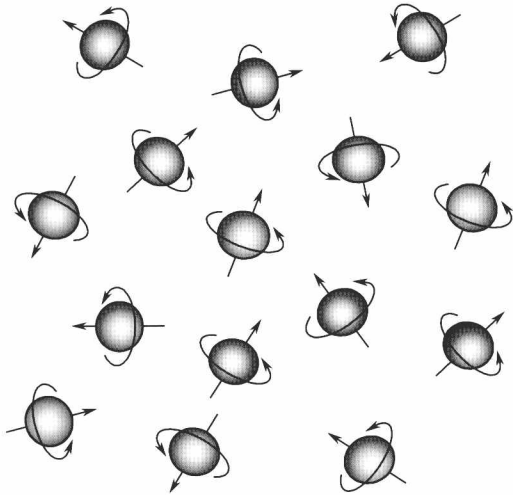
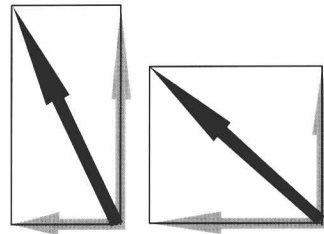
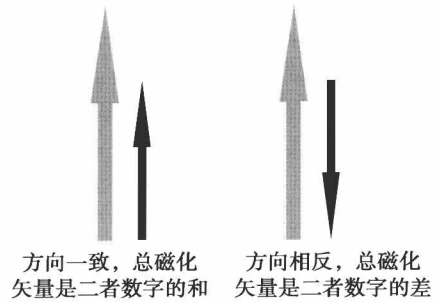


图 1-1-1-3 氢质子在自然状态下的排列方式  
活体组织内的氢质子任意排列,方向杂乱



磁化矢量的合并和分解

图 1-1-1-5 矢量的计算和分解示意图

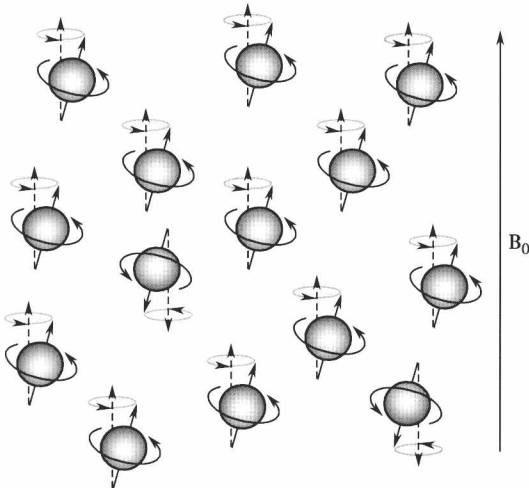


图 1-1-1-4 氢质子在磁场内排列方式  
在外加磁场的帮助下,氢质子沿外磁场方向排列,氢质子小磁矩的方向与外加磁场的方向相同或相反

表 1-1-1-1 活体组织内常见 MR 活性元素

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

## 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
- ◆ 了解为什么不同磁场强度使用不同的扫描参数

### 专业术语

- ◆  $B_0$ , 即静磁场。在 MRI 系统,  $B_0$  通常指设备的磁场强度, 单位是 Tesla 或 Gauss, 简称为 T 或 G,  $1T = 10\ 000G$
- ◆  $M_0$ , 即磁化矢量的总和
- ◆ Hz, 即赫兹, 频率的度量单位。表示每秒运动的周期数

### (一) 氢质子的排列

在自然状态下, 人体内的氢质子的磁矩排列是任意方向的, 总的磁化矢量为零。在  $B_0$  作用下, 具有 MR 活性的氢质子的磁矩的排列方向与  $B_0$  平行, 即大多数磁矩和  $B_0$  方向一致, 少数和  $B_0$  方向相反。磁矩的方向只有一致或相反两种状态, 不可能存在第三种状态。

根据量子理论, 可以把这些氢质子在静磁场中的状态分为低能级状态和高能级状态。低能级状态的氢质子的磁矩方向和外加磁场的方向一致, 高能级状态的氢质子磁矩和外加磁场的方向相反。我们可以用河中游泳的例子来做一个形象的描述, 有助于理解能级状态。

一个人在河水中游泳,如果该泳者的力量大,那么他就有能力逆流而上;如果力量小,不能抵抗水流的力量,那么他只能顺流而下。逆流而上的泳者具有较大的能量,我们说他处于高能级状态;顺流而下的泳者能量较低,我们说他处于低能级状态。

生活中,多数人的能力有限,因此顺流而下的人数多于逆流而上的人数。但如果水流缓慢,能够逆流而上的人数就会增多(图 1-1-2-1);而当水流湍急时,能够逆流而上的人数将会明显减少,顺流而下的人数就会增多(图 1-1-2-2)。

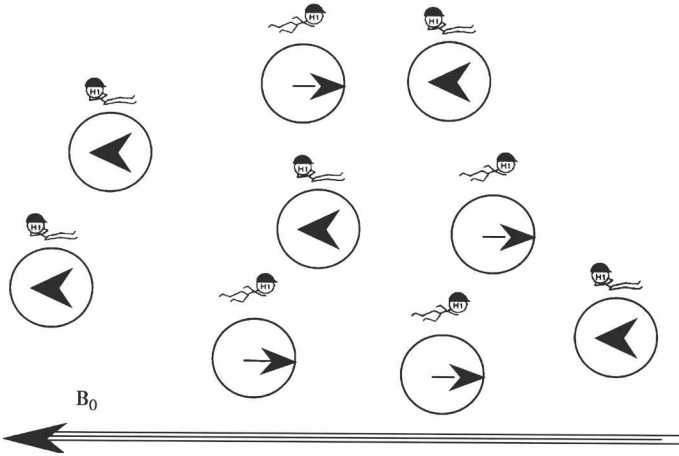


图 1-1-2-1 水流速度对泳者的影响  
水流缓慢,共有 9 人在河中游泳,5 人顺流而下,4 人逆流而上,相互抵消后的结果,1 人游向下游

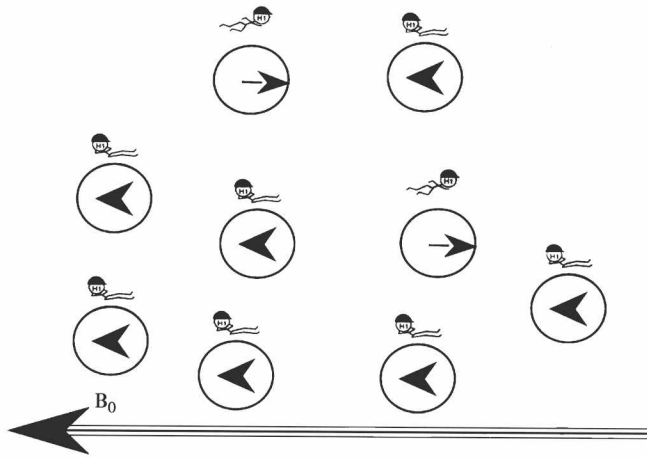


图 1-1-2-2 水流速度对泳者的影响  
水流湍急,共有 9 人在河中游泳,7 人顺流而下,2 人逆流而上,相互抵消后的结果,5 人游向下游

假设河水的流速是  $B_0$ ,泳者代表氢质子,所有泳者状态的总和代表总的磁化矢量。那么,在静磁场强度较低时,磁场内具有高能级状态的氢质子数量将略少于低能级状态的氢质子数量,二者相互抵消后,总磁化矢量也较低。也就是说,用于 MR 成像并可产生信号的氢质子的绝对数量较少,MR 信号

较低。

当静磁场强度较高时,位于高能级状态的氢质子数量将明显少于低能级状态的氢质子,二者相互抵消后,总的磁化矢量较高,用于产生 MR 信号的氢质子数量较多,信号较高。这是磁场强度增加时,MR 图像的信号强度明显增高的原因(图 1-1-2-3)。

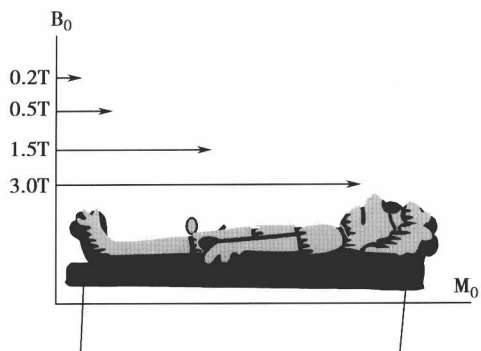


图 1-1-2-3 磁场强度对磁化矢量的影响  
随着磁场强度增加,总的磁化矢量增加,  
产生的 MR 信号增强

(二) 质子的进动

名词解释

- ◆ 进动
- ◆ Larmor 频率
- ◆ 旋磁比

自然状态下,人体组织的氢质子沿自身轴旋转(核自旋)。在静磁场作用下,还产生另一种运动,即以静磁场的方向为中心旋转,做快速的锥形旋转运动(图 1-1-2-4)。氢质子的这种运动方式类似于地球围绕太阳的运动,即一方面,以自身轴为中心做旋转运动,另一方面,以静磁场为中轴做旋转运动。这种运动模式称为进动。

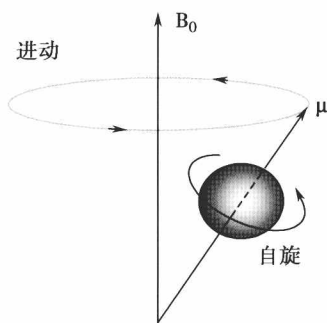


图 1-1-2-4 静磁场中一个氢质子的运动模式

在磁场中,氢质子的进动是按特定频率进行的。这个频率称为 Larmor 频率。

Larmor 频率的计算公式为

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

$\omega_0$ :进动频率,表示质子每秒进动多少次,单位 Hz 或 MHz。

$\lambda$ :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 MHz/T。各种物质均有自己特定的值,氢质子的  $\lambda$  为 42.6MHz/T。

$B_0$ :静磁场强度。

式 1-1-2-1 说明两个问题:第一,在相同的磁场强度下,不同元素仍然具有不同的进动频率(表 1-1-2-1),这也是我们在 MR 成像时能够特异性地选择  $^1\text{H}$ ,而忽略掉其他 MR 活性物质的原因,详细情况将在后文描述。第二,同一种质子的进动频率和静磁场强度成正比,即质子在 3.0T MRI 系统的进动频率是 1.5T MRI 系统进动频率的 2 倍。表 1-1-2-1 列出不同的 MR 活性元素的旋磁比。

表 1-1-2-1 不同 MR 活性元素的旋磁比

元素	$\lambda$
$^1\text{H}$	42.6
$^{13}\text{C}$	10.71
$^{19}\text{F}$	40.04
$^{23}\text{Na}$	11.3
$^{31}\text{P}$	17.24

三、共振

学习目的

- ◆ 了解发射射频脉冲时氢质子和净磁化矢量的变化
- ◆ 了解射频脉冲翻转角改变时横向磁化矢量的变化
- ◆ 了解当翻转角改变时,信号强度的改变

名词解释

- ◆ 共振
- ◆ 射频脉冲
- ◆ 激发
- ◆ 翻转角
- ◆ Z 轴
- ◆ XY 平面
- ◆ 相位

将一种物质置于某种固定的震动频率下,当这个震动频率和该物质本身的固有震动频率完全一致时,二者发生共振。共振发生时,实际上是该物质从外界的震动中获得能量,从而引发该物质的震动。当外界震动停止后,该物质震动的能量来源随即消失,震动也逐渐减弱,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,每一个音叉都有不同的震动频率。在这些音叉中,有两个音叉的震动频率完全一致。如果我

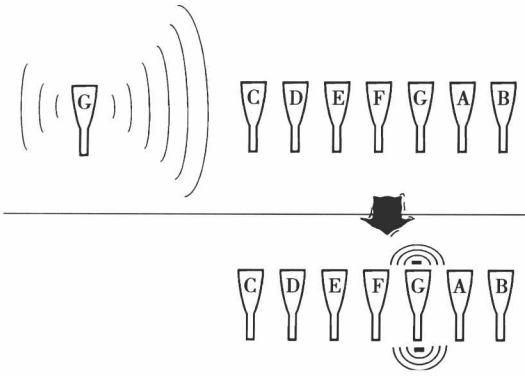


图 1-1-3-1 共振示意图  
具有相同震动频率的音叉,在一个音叉震动时将发生能量交换,产生共振

们敲打这两个中的一个,这两个音叉将因为震动频率一致而发生共振。其他的音叉会发生什么现象

呢? 答案是不会有变化,因为它们与被敲打的音叉震动频率不同,即无共振频率,无法实现共振。

总之,共振是这样一种现象:当一种信号通过一定的传输距离后,如果有一种物质的震动频率与该频率相符合,这一物质就会吸收该信号的能量,发生新的震动。简单说,共振是能量的吸收与释放。但是,只有当两种物质的震动频率吻合时才可发生共振,频率的一致性越高,能量的交换越有效。

在 MR 成像中,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 成像中能量的来源。如果要使氢质子和 RF 脉冲发生共振,RF 脉冲的频率一定要和氢质子的进动频率一致。其他的 MR 活性物质由于和氢质子的进动频率不同,因而不能发生共振,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。

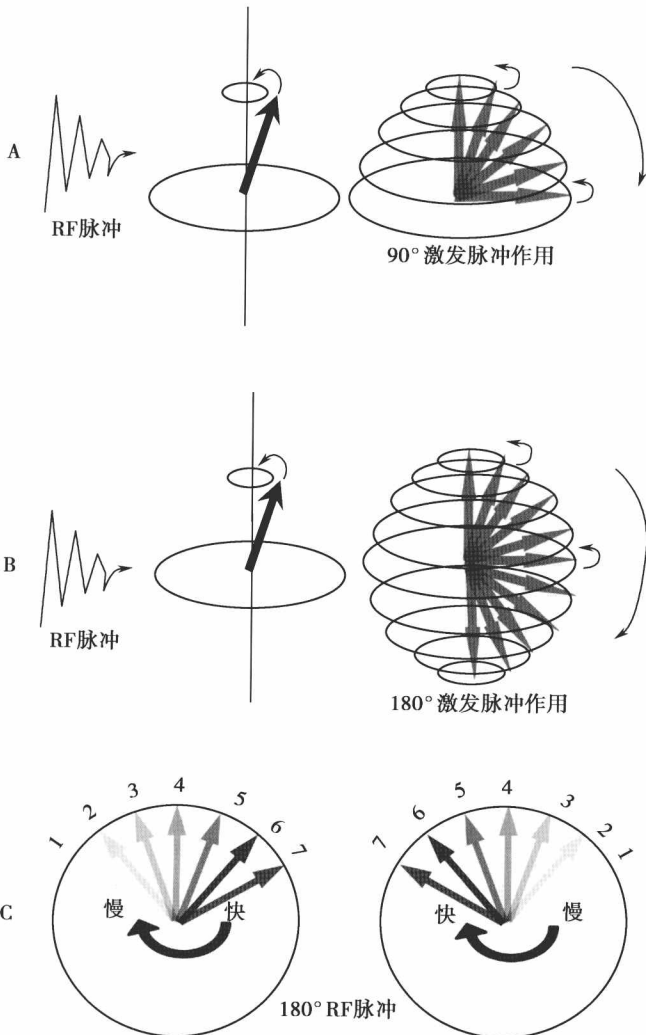


图 1-1-3-2 RF 脉冲对  $M_0$  的影响  
A.  $90^\circ$  激发脉冲能够使  $M_0$  从 Z 轴翻转到 XY 平面; B.  $180^\circ$  激发脉冲能够使  $M_0$  从 Z 轴翻转到 -Z 轴方向; C.  $180^\circ$  相位回聚脉冲可以使 XY 平面内氢质子的相位逆转  $180^\circ$

氢质子受 RF 脉冲激发后, 将吸收 RF 能量。一些低能级状态的氢质子可跃迁到高能级状态。

这些氢质子能量的跃迁对磁化矢量  $M_0$  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。

具有相应能量的 RF 脉冲可以通过共振使  $M_0$  翻转到相应的角度。 $90^\circ$  激发脉冲能够使  $M_0$  偏离静磁场  $B_0$  方向  $90^\circ$ , 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, 而与其垂直的平面称为 XY 平面。小于  $90^\circ$  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,  $M_0$  的方向甚至可以达到与  $B_0$  完全相反的角度, 即形成  $180^\circ$  翻转, 我们称这个 RF 脉冲为  $180^\circ$  激发脉冲。注意, 还有一种  $180^\circ$  RF 脉冲是作用于 XY 平面的氢质子, 使得 XY 平面内氢质子的相位方向逆转  $180^\circ$ , 我们称这个 RF 脉冲为  $180^\circ$  相位回聚脉冲, 或复相脉冲 (图 1-1-3-2)。

磁场中的氢质子, 在静息状态下, 即使它们的指向一致, 即沿着主磁场 ( $B_0$ ) 方向排列, 且频率也是一致的, 并假设它们都是单纯的氢质子, 未受任何外在因素影响, 它们的位置点也可能不同, 随机分布在各点。每个氢质子在各自的进动轨迹上在某一时刻的位置点, 称为这个氢质子的相位。RF 激发脉冲作用的结果, 一方面纵向磁化矢量吸收能量翻转到 XY 平面, 另一方面使它们原本随机分布的相位变得一致 (图 1-1-3-3), 也就是说每个氢质子在同一个时间点上都位于进动轨迹的同一个位置点。

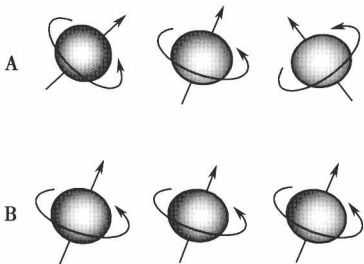


图 1-1-3-3 相位一致与失相位

A. RF 脉冲作用前, 每个氢质子位于进动轨迹中的不同位置点; 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完全一致

## 四、弛 豫

### 学习目的

◆ 了解 MR 成像中的一些基本概念

### 名词解释

- ◆ 弛豫
- ◆ T1 弛豫时间
- ◆ T2 弛豫时间

射频脉冲以 Larmor 频率发射时, 氢质子吸收来自 RF 脉冲的能量, 发生能级跃迁。RF 脉冲中止后, 氢质子受静磁场的影响, 逐渐释放出吸收的能量, 并恢复到原来静止时的低能级状态, 这一过程称为弛豫 (relaxation)。弛豫过程中, 磁化矢量发生两方面的变化: 一是沿 Z 轴的磁化矢量 (纵向磁化矢量) 由小到大恢复; 二是 XY 平面的磁化矢量 (横向磁化矢量) 由大到小衰减。在弛豫过程中, 原本相位一致的氢质子磁矩变得方向各异, 发生失相位。

在纵向弛豫过程中, 氢质子释放出所携带的能量, 将其转移到周围的组织和晶格中。这种现象导致翻转到 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, 在这里有一个固定常数, 即 T1 弛豫时间 (纵向弛豫时间), 它是指纵向磁化矢量恢复到初始值的 63% 所需要的时间。因为 T1 弛豫时间是由于氢质子将能量与周围组织发生交换后产生的, 所以又称为自旋-晶格弛豫时间 (图 1-1-4-1)。

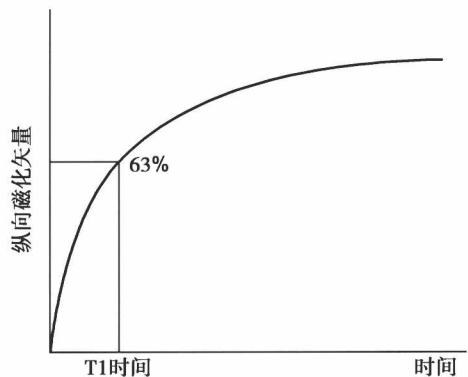


图 1-1-4-1 T1 弛豫模式图

翻转到 XY 平面的磁化矢量中的小磁矩最初是相位一致的, 随后发生失相位。在横向弛豫时, 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。失相位将会导致横向磁化矢量净磁矩的衰减和消失。它的变弱也呈指数状态, 又称 T2 弛豫。横向磁化矢量减少到其最大值 37% 所需要的时间称为横向弛豫时间

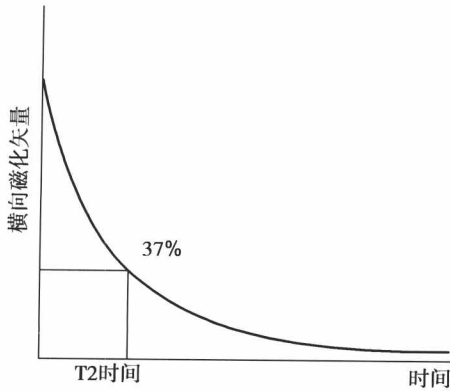


图 1-1-4-2 T2 弛豫模式图

表 1-1-4-1 在 1.5T MRI 系统中人体不同组织的弛豫时间

组织类型	T1 时间 (ms)	T2 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

(T2 弛豫时间), 简称 T2 时间(图 1-1-4-2)。它也是一个时间常数。

一般认为, T1 弛豫与热能交换有关, 质子从高能状态返回到低能状态, 放出能量给周围晶格, T1 时间长短依赖于组织成分、结构、环境及静磁场强度; T2 弛豫则与热能交换无关, 而由质子失相位 (dephasing) 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、外部磁场及组织内部本身局部磁场的不均匀。表 1-1-4-1 列出在 1.5T MRI 系统中人体一些组织的 T1 及 T2 时间。

## 五、成像参数简介

### 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 对两个 RF 激发脉冲间隔期间的纵向磁化矢量的恢复有决定性作用。
- ◆ TE: 回波时间。表示从开始发射 RF 脉冲到生成信号且达到峰值时刻的间隔或时间。单位: 毫秒 (ms)。TE 时间大小决定横向磁化矢量衰减的量。

在 MR 成像中, 最基本的一个 MR 成像扫描包括: 一系列的 RF 脉冲应用, MR 信号产生, 纵向磁化矢量恢复。这三个步骤周而复始, 直至图像信号采集结束。图 1-1-5-1 展示一个最基本的脉冲序列组成, 以及相应的 TR 和 TE 时间范围。

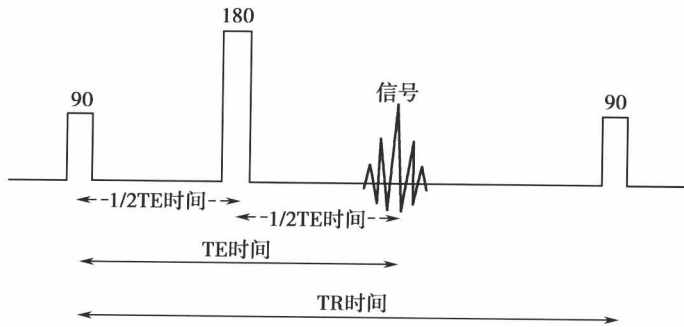


图 1-1-5-1 MR 自旋回波基本脉冲序列示意图

## 六、信号产生

### 学习目的

- ◆ 了解 RF 发射时原子核与净磁化矢量的改变

### 名词解释

- ◆ 相位: 小磁矩围绕 Z 轴进动轨迹上的某一个位置点

- ◆ 同相位: 指所有氢质子的磁矩相位一致, 均位于进动周期的同一个位置点, 即同步、同速运动 (in phase)。

当 RF 脉冲发射以后, 发生共振的磁矩在进动轨迹上都移动到同一个位置点, 出现同相位, 并且以 Larmor 频率进动。当这些同相位的磁矩合成的总磁化矢量在 XY 平面内绕着 Z 轴旋转时(图 1-1-6-



1A),通过环状的接收线圈(图 1-1-6-1B),根据法拉第定律,当磁力线切割环状的导线时会诱发电流。因此在接收线圈内将会形成电流,这就是所谓的

MR 信号(图 1-1-6-1C)。

从图 1-1-6-2 可见,MR 信号实际上是一个正弦波或余弦波,具有自身特有的震动频率、振幅、相位信息。

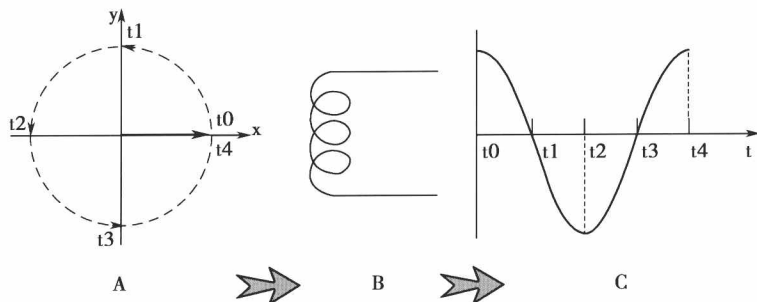


图 1-1-6-1 MR 信号产生过程示意图

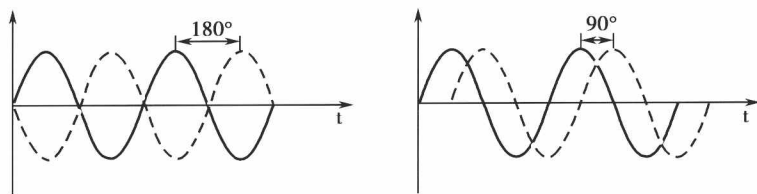


图 1-1-6-2 氢质子的进动频率与相位转换示意图

## 第二节 图像对比度和权重

### 学习目的

- ◆ 了解图像对比度的影响因素
- ◆ 了解权重的含义
- ◆ 明确三种基本的图像对比度

### 名词解释

- ◆ 对比度
- ◆ T1 加权图像(T1WI)
- ◆ T2 加权图像(T2WI)
- ◆ 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。MR 成像技术对氢质子及其周围组织结构的变化非常敏感。因此,MRI 能够有效区分这些不同成分的组织。不同的组织显示不同的亮度的现象,称为对比度(contrast to noise ratio,CNR)。在 MRI 中,影响图像对比度的因素分为外源性和内源性两类。其中内源性因素是客观存在、无法改变的,是人体组织自身的特点,它们包括不同组织本身具有的 T1 恢复时间,T2 衰减时间,质子含量,自由弥散能力等;而外源性因素与人体自身的组织结构无关,可以任意改变,它们包括 TR、TE、TI、弥散系数、b 值等。

在 MR 图像上,如果图像显示很亮,很白,我们就称这种组织表现为高信号;如果图像显示很暗,很黑,我们就称这种组织表现为低信号。在二者中间还有各种不同灰阶的信号,统称为中等信号。脂肪、水和肌肉组织通常代表人体内这三种不同信号强度。

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 信号就越强,就会产生高信号,反之亦然。

为了更好地理解图像对比度的概念,我们现在在以上面提到的水和脂肪为例,进一步解析影响图像对比度的内在和外在因素。

脂肪分子是由碳、氧与氢质子结合而成。特点是分子较大,分子间结构紧密,分子的震动频率较低。它在与周围组织的能量交换中更有效,因此脂肪组织本身的 T1 恢复时间非常短(图 1-2-0-1);分子之间的有效碰撞明显,在 XY 平面的磁化矢量衰减也很快,T2 衰减时间也很短(图 1-2-0-2)。

水分子是由氢质子与氧结合而成。特点是分子较小,结构疏松,分子的震动频率较高,其中氧和氢之间有较强的化学键。这些因素综合作用,导致水分子的能量内聚性很强,能量不容易传递给周围组