

MR成像 分册

刘定西 于 群 主编

冯敢生 孔祥泉 主审

曾祥阶 韩 萍

医学影像技术丛书

丛书主编

曾祥阶 燕树林

李治安 张永学



MR
CHENG XIANG
FEN CE
湖北科学技术出版社

《医学影像技术丛书》

主编:曾祥阶 燕树林
李治安 张永学

主审:王新房 冯敦生

3674/12

《MR 成像分册》

主编:刘定西 于 群

主审:冯敦生 孔祥泉 曾祥阶 韩 萍

编写人员:(以姓氏笔画为序)

于 群	孔祥泉	王五一	支 新
刘定西	刘克勇	江 利	杜友章
杨 帆	陈 伟	肖学宏	陶立志
黄 锐	赵然忠	顾慧敏	徐海波
常时新	梁 波	彭振军	熊 茵
戴 文			

内 容 提 要

本书系统全面地介绍了磁共振成像的基本原理及其临床应用,包括磁共振成像的基本理论及各种磁共振成像技术的基本原理;人体各部位磁共振成像方法、技术及技巧;特别是对近年来磁共振技术的发展、磁共振最新技术进行了详细阐述。本书共分两篇:第一篇为第1~9章,叙述了磁共振成像的基本物理学理论及各种磁共振成像技术的基本原理;第二篇为第10~14章,介绍人体各部位磁共振成像方法、技术及技巧。另有四个附录,附录1是针对本书内容的模拟试题,检验读者对磁共振成像的理解程度;附录2是附录1模拟试题的参考答案;附录3是磁共振成像技术中的常见词汇及其解释;附录4是本书所涉及的一些常见磁共振符号及缩略词。

总 序

影像医学与核医学专业范围较广，主要由以下三大部分组成：1. 放射医学，包括传统X线诊断学、CT、磁共振、介入放射学；2. 超声医学，包括B型超声、超声心动图、超声多普勒、介入超声；3. 核医学，包括 γ 照相、单光子放射计算机断层扫描（SPECT）、正电子发射计算机断层扫描技术（PET）和介入核医学等。

随着计算机技术的飞速发展，近年来影像医学与核医学仪器的性能有很大改进，成像清晰，分辨率高，不仅能显示正常与异常结构的轮廓和形态，而且可以观察器官的血供、代谢及其机能。这些技术已经广泛用于多个系统各种疾患的检查，使诊断水平有很大提高，在临床上发挥重要作用。介入影像医学也有长足的进步，使许多疾病能得到微创治疗，特别是在某些肿瘤的治疗效果方面可与内科治疗或外科治疗相媲美，成临床上首选的治疗方法之一。经过影像医学和核医学工作者多年努力，我国影像医学技术在临床应用领域内许多方面具有国际先进水平，有些研究项目已步入世界先进行列。

为了便于广大影像医学工作者能全面了解与掌握所从事专业的基础理论、操作方法，熟练进行检查，正确判断图像的变化及其在疾病诊断上的意义，受湖北科学技术出版社的委托，由曾祥阶主任和燕树林主任等一些学术造诣很深的专家担任主编和编委，编写了这套《医学影像技术丛书》。丛书有5个分册，即《X线摄影分册》、《CT扫描分册》、《MR成像分册》、《超声影像分册》与《核医学分册》。作者们将自己积累的丰富经验和宝贵资料加以总结提炼，注意理论与实践密切结合，并吸取国内外的先进技术和最新成果，精心编写本书，使之成为一套内容丰富、资料翔实、编排有序、层次分明、文笔简练、重点突出、论证深刻、图像精美的影像医学专著。相信本丛书的出版，一定会受到广大临床医师、影像医学和核医学工作者的热烈欢迎，为促进我国影像医学的发展和提高做出贡献。有感于此，兴奋不已，特作序言，向国内同仁推荐。

同济医科大学附属协和医院教授 王新房 冯敦生

1999年9月

前 言

随着磁共振成像技术的不断发展,新的磁共振成像技术、方法、理论不断涌现,认识这些新领域,正确应用这些新技术,提高成像质量和诊断水平,已经成为磁共振工作者面临的共同问题。

针对这些问题,本书重点介绍磁共振成像领域的新技术、新方法、新序列,力图使读者对磁共振成像理论、技术有一个深刻准确的理解;同时结合临床应用,着重介绍各部位磁共振成像的方法、技术及技巧。

编写本书的目的是为了帮助读者理解磁共振成像技术中所遇到的难以理解的物理现象,以便使磁共振工作者能正确运用磁共振理论,解决磁共振成像过程中的各种实际问题。本书将理论与实践紧密结合,把实际工作中遇到的具有代表性的问题进行了分析探讨,从理论的高度认识总结,具有较深的理论见解和对实际工作的指导价值。是一部理论与实践经验并重的磁共振专著,可作为磁共振成像专业技师、医师、研究生的参考书。

为完成此书,全科室同志都全力以赴,倾注了大量心血,历经一年努力完成初稿。

本书承蒙冯敦生教授、孔祥泉教授、曾祥阶教授、韩萍教授审阅并提出许多宝贵意见,出版社的编辑人员也对本书提出了许多修改意见。在此一并表示衷心感谢!

由于编者水平有限,在编辑过程中难免有错误和遗漏之处,敬请读者指正。

刘定西

1999年6月于武汉

目 录

总序	
前言	
第一篇 磁共振成像的基本原理	
第一章 磁共振物理学	1
第一节 原子及其磁特性	1
第二节 磁场及其对样体的作用	3
第三节 核磁共振	8
第四节 自旋弛豫	10
第五节 MR 信号的产生	14
第二章 磁共振图像重建理论	19
第一节 梯度与梯度磁场	19
第二节 层面选择	20
第三节 体素编码及图像重建	22
第四节 K-空间与 MR 图像的重建	24
第三章 磁共振成像系统的组成	29
第一节 主磁场及磁体	29
第二节 梯度系统	30
第三节 射频系统	31
第四节 计算机系统	32
第四章 磁共振成像的图像质量与参数	33
第一节 MR 图像特征指标及评价方法	33
第二节 选择参数对图像质量的影响	36
第三节 磁共振图像伪影的认识及消除方法	40
第五章 序列技术	45
第一节 脉冲序列与 MR 信号对比	45
第二节 脉冲序列图的理解	52
第三节 自旋回波序列(SE)	53
第四节 反转恢复序列(IR)	55
第五节 快速自旋回波序列(TSE)	55
第六节 梯度自旋回波序列(TGSE)	58
第七节 快速反转恢复序列(TIR)	59
第八节 半傅里叶采集单次激发快速自旋回波(HASTE)序列	60
第九节 节段 HASTE 序列(segmented HASTE)	61

第十节 HASTEIR 序列(half fouier acquisition single-shot turbo IR)	62
第十一节 梯度回波技术	62
第十二节 梯度回波序列	64
第十三节 磁化准备快速梯度回波成像	69
第十四节 平面回波成像(EPI)	73
第六章 磁共振流体成像技术	78
第一节 流体的基本概念	78
第二节 MRI 中的流动效应及影响因素	79
第三节 幅度对比磁共振血管造影(MCA)	84
第四节 相位对比血管造影(PCA)	85
第五节 时间飞跃磁共振血管造影(TOF-MRA)	87
第六节 对比增强磁共振血管造影(CE-MRA)	89
第七节 MRA 图像的后处理	90
第八节 MRA 的临床应用	90
第九节 磁共振流量分析	91
第七章 磁共振特殊成像技术	94
第一节 心电及脉搏同步采集技术	94
第二节 呼吸运动同步技术	95
第三节 饱和成像技术	97
第四节 磁共振阵列线圈技术	99
第五节 脑功能成像(fMRI)	100
第六节 磁共振电影成像技术	106
第七节 磁共振螺旋扫描成像(MR Spiral)	107
第八节 匙孔技术(key hole)	108
第九节 磁共振水成像技术	109
第十节 磁共振波谱技术(MRS)	110
第八章 人体组织生理、病理状态的 MR 信号及产生机制	113
第一节 正常组织 MR 信号特点	114
第二节 病理组织的 MR 信号特点	116
第九章 磁共振造影剂	120
第一节 磁共振造影剂的分类	120
第二节 磁共振造影剂的物理学原理	121
第三节 Gd-DTPA 的药理作用	123
第四节 磁共振造影剂的临床应用	125

第二篇 磁共振成像技术的临床应用

第十章 磁共振检查前准备及参考坐标	131
第一节 磁共振检查的适应证与禁忌证	131
第二节 磁共振检查前准备	132
第三节 磁共振成像的空间坐标系及其与成像平面的几何关系	133

第十一章 中枢神经系统及颅颈部磁共振成像技术	135
第一节 颅脑 MRI 常规技术	135
第二节 颅脑 MRA 技术	139
第三节 磁共振脑活动功能成像应用技术	144
第四节 磁共振脑弥散成像应用技术	146
第五节 磁共振脑灌注成像应用技术	146
第六节 磁共振脑脊液定量分析	147
第七节 脑垂体 MRI 常规技术	149
第八节 眼眶 MRI 常规技术	151
第九节 磁共振鼻窦管造影技术	154
第十节 颞颌关节 MRI 常规技术	155
第十一节 磁共振内耳膜迷路造影技术	157
第十二节 颅颈部 MRI 常规技术	158
第十三节 颅颈部 MRA 技术	161
第十四节 脊柱与脊髓 MRI 常规技术	164
第十五节 磁共振脊髓造影技术	170
第十二章 胸部磁共振成像技术	173
第一节 肺及纵隔 MRI 常规技术	173
第二节 心脏及大血管 MRI 常规技术	175
第三节 心脏及大血管 MRA 技术	181
第四节 冠状动脉 MRA 技术	183
第五节 磁共振成像心功能分析技术	187
第六节 心血管系统磁共振血流定量分析	191
第七节 心肌灌注成像技术	195
第八节 磁共振乳腺造影技术	197
第十三章 腹部及盆腔磁共振成像技术	199
第一节 肝、胆、脾 MRI 常规技术	199
第二节 胰腺 MRI 常规技术	201
第三节 胃部 MRI 常规技术	202
第四节 肾及肾上腺 MRI 常规技术	203
第五节 腹部 MRI 动态增强技术	205
第六节 磁共振胰胆管造影术	206
第七节 磁共振尿路造影术(MRU)	208
第八节 腹部 MRA 技术	209
第九节 盆腔 MRI 常规技术	211
第十四章 四肢、关节磁共振成像技术	213
第一节 髋关节 MRI 常规技术	213
第二节 膝关节 MRI 常规技术	214
第三节 肩关节 MRI 常规技术	215
第四节 上臂 MRI 常规技术	216

第五节 小腿 MRI 常规技术	217
第六节 四肢小关节 MRI 常规技术	217
第七节 四肢血管 MRA 技术	218
附录 1 磁共振成像技术模拟试题	220
附录 2 磁共振成像技术模拟试题参考答案	245
附录 3 磁共振成像术语汇编	246
附录 4 符号及缩略语	262
参考文献	265

第一章 磁共振物理学

磁共振成像(MRI)是基于核磁共振这一物理现象。核磁共振现象的基本原理是临床MRI工作者进一步认识MRI的必备基础知识。本章主要涉及原子核及其磁特性、磁场对样体的作用、核磁共振现象、自旋弛豫、磁共振信号的产生等基本的磁共振物理学知识。

第一节 原子及其磁特性

(一)原子的构成

人体内最小的微粒是原子,原子由原子核和核外电子组成,原子核由一个或多个带正电荷的质子和不带电荷的中子组成,很多原子是具有磁性的。原子核的磁特性是由于其自旋特性而产生的。

氢原子核是自然界最简单的原子核,仅由一个质子组成,没有中子,在MRI中通常将氢原子核称为氢质子。氢原子核是临床磁共振成像的主要原子核,其原因是:①它是人体内最常见的元素;②有很强的磁共振检测敏感性。

(二)自旋(spin)

质子、中子、电子及其他微粒的磁性是怎样产生的呢?它们有一个显著共性——自旋。

自旋是自然界普遍存在的现象,如地球绕其自身轴的旋转、陀螺的旋转、双极球的旋转等皆为自旋。物体绕其自身轴的旋转称为自旋(spin)。原子核的自旋也可以理解为其绕核轴线的转动,由于自旋具有方向性,又称为自旋角动量,它是矢量,常用矢量 I 表示,其方向与自旋轴一致,大小与原子核及原子的质子和中子数有关,对应于一个自旋磁动量。

自旋是磁共振现象的基础。每一个具有自旋特性的微粒都是一个磁矩。

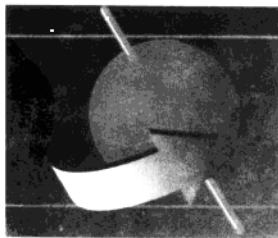


图1-1 原子核的自旋

(三) 自旋磁矩

带电微粒的自旋可以视为一个运动电荷,旋转电荷具有磁效应,其所产生的磁场方向与自旋轴的方向一致,称为自旋磁矩或自旋磁动量,如图 1-2。中子虽不带电性,但由于其电荷的不对称分布,也可产生自旋磁场。原子核自旋运动产生的微观磁场是一个磁偶极子,也称为自旋磁矩,以矢量 μ 来描述。 μ 的方向与 I 一致, μ 的大小为:

$$\mu = \gamma \hbar I \quad (1.1)$$

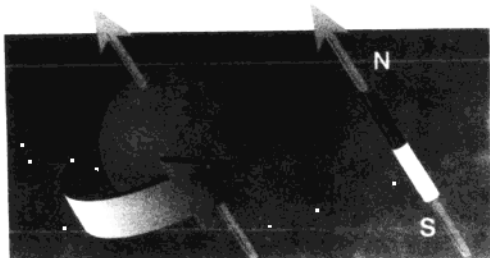


图 1-2 自旋磁矩

其中 γ 称为旋磁比,是决定原子核本身性质的常数, ^1H 的旋磁比 $\gamma = 42.58 \text{ MHz/T}$; $\hbar$ 表示自旋大小的物理单位, $\hbar = 1.054\,589 \times 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{s}$

(四) 净自旋

根据泡利不相容原理,在原子核内,成对质子、中子的自旋相互抵消,即同时具有偶数质子数及中子数的原子核无法产生净自旋(非零自旋)。如 ^{16}O 、 ^{12}C 这些同位素不能用于磁共振成像。只有奇数质子或(和)奇数中子数的原子核的自旋产生的自旋磁矩,称净自旋或非零自旋。

自然界 2/3 的同位素具有奇数质子或(和)奇数中子,如 ^{13}C 、 ^{19}F 、 ^{23}Na 、 ^{31}P ,由于它们具有净核自旋,它们又被称为自旋磁体。

目前磁共振成像仅使用氢原子,但其他原子核(^{31}P 、 ^{19}F 、 ^{13}C)可用作临床磁共振波谱分析。

(五) 矢量的表示及运算

矢量通常由一个带箭头的线段表示,箭头在空间的方向代表矢量的方向,其长度代表矢量的幅度。相同方向的矢量幅度相加,

方向不变;相反方向的矢量幅度相减,方向取幅度较大者;交叉矢量的加减遵循平行四边形运算法则,同样矢量亦可分解,一个矢量可分解为两个互垂矢量。自旋磁矩也是矢量,它们在空间的加减遵循矢量合成法则。如图 1-3。

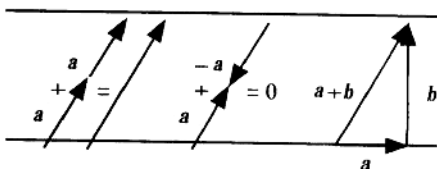


图 1-3 矢量的运算

第二节 磁场及其对样体的作用

(一) 磁场

1. 磁场的概念

磁场是一个无法看见的客观物质场,每个磁场都会对磁性的及可磁化的微粒(包括自旋磁体)产生一个力,这个力的效应可用该处的磁力线代表(图 1-4)。这个力在空间某处的强度称为磁感应强度,在 MR 技术中常称为磁场强度。磁场强度以 Tesla 作单位,1Tesla = 10 000 gauss,相当于地球磁场强度的 20 000 多倍。

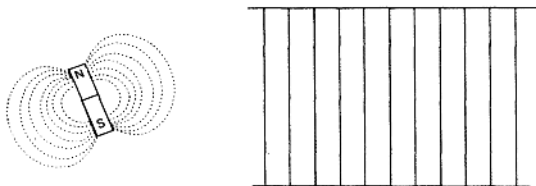


图 1-4 磁场 均匀磁场

2. 均匀磁场

场强均匀的磁场被称为均匀性磁场。均匀性磁场的磁力线常用等距离平行直线表示。

3. 稳定磁场

磁场的强度不随时间发生变化的磁场称为稳定磁场。磁场的稳定性是指磁场在单位时间的变化率。

4. MR 技术描述磁场常使用的空间参照坐标系

(1) Z 轴:在 X、Y、Z 坐标系中,Z 轴常规置于磁场方向。磁场、Z 轴均垂直于水平面,人体长轴与 Z 轴一致。

(2) X-Y 平面:垂直于磁场的平面为 X-Y 平面。

(3)在 X-Y 平面内,人体左右方向为 X 轴,前后方向为 Y 轴。如图 1-5。

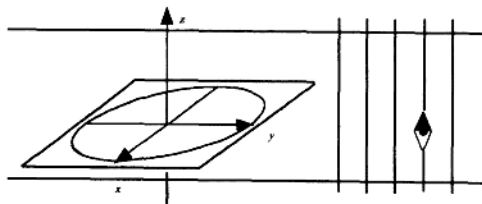


图 1-5 磁共振的参照坐标(Z 轴与磁场一致,X-Y 平面垂直于磁场)

(二) 磁场对样体的作用

1. 磁化及磁化率

如果样品具有净自旋, 我们便可以将每个净自旋核视为一个磁棒。样品中所有净自旋的总和称为一个自旋系统。自旋系统的效应是由单个自旋矢量在空间叠加而产生的。无外加磁场存在时, 自旋系统中单个自旋矢量的方向是随机分布的, 所以净磁化为零, 因此样品对外不显磁性。如图 1-6。

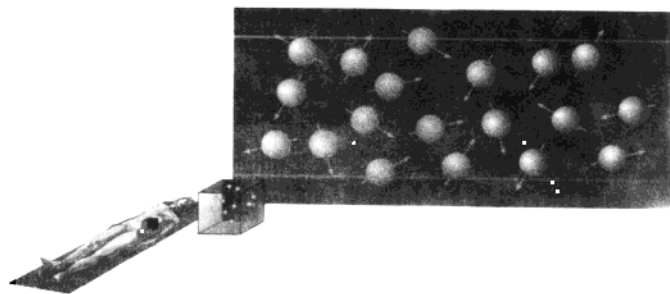


图 1-6 无外加磁场时自旋的运动

单个自旋的方向随机分布, 净磁化为 0, 系统对外不显磁性。

磁场中的样品在外磁场的作用下, 在磁场方向上产生磁性的过程称磁化, 其大小称为磁化强度 m 。样品在磁场中被磁化产生磁化的能力称为磁化率 χ , 又称为磁敏感性。

$$\chi = m/B \quad (1.2)$$

m 为磁化强度, B 为外加磁场强度。磁化率的物理学意义为, 物质在单位磁场强度中, 产生磁化强度的数量。

物质的磁化强度除来源于原子核自旋磁矩外, 更主要的来源于原子核外层电子的分布。由于电子的角动量远大于原子核, 原子核外层未配对电子越多, 则其自旋角动量越大, 产生的磁化强度越大, 所以, 磁化率越大。反之亦然。若原子核外层无未配对电子, 则磁化率为负值, 物质为抗磁性, 大多数有机物均属抗磁性物质。

2. 量子化

自旋系统在磁场的作用下, 自旋磁矩的方向产生了一个趋向性, 即趋向于磁场方向。在平行于磁力线方向上, 原来随机分布的核磁矩 50:50 的比率将发生变化, 平行于磁场方向的核磁矩(上旋)较反向磁场方向核磁矩(下旋)稍多。两种状态的磁矩具有不同的能态, 这个过程称为量子化。如图 1-7。

量子化过程使核磁矩只具有两种能态, 即对应于上旋态的低能态 $E(+1/2)$ 与对应于下旋态 $E(-1/2)$ 的高能态, 两种能态的核磁矩在温度和磁场不变的情况下处于一种动态平衡状态。此时自旋系统两种能态自旋粒子的分布服从波尔兹曼分布公式, 以 ^1H 为例, 下旋态与上旋态之比为

$$N(-1/2) / N(+1/2) = e^{-\Delta E/kT} \quad (1.3)$$

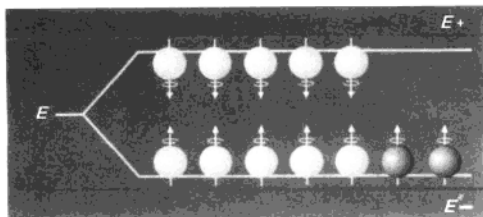


图 1-7 磁场对自旋的量子化作用

$$\Delta E = E(-1/2) - E(+1/2) = \gamma \hbar B_0$$

$$k (\text{波尔兹曼常数}) = 1.38 \times 10^{-23} \text{ J} \cdot \text{K}^{-1}$$

T 为绝对温度。

根据波尔兹曼公式, 令 $T = 300^\circ\text{K}$ (室温)

$B_0 = 1 \text{ Tesla}$, 则 $N(+1/2)/N(-1/2) = e^{\gamma \hbar B_0 / kT} = 1.0 + 6.59 \times 10^{-7}$, 即上旋态较下旋态自旋粒子多 6.59×10^{-7} 倍。

3. 剩余自旋与净磁化

由核磁矩的量子化原理可知, 平衡磁场的上旋态核磁矩较反向于磁场的下旋态核磁矩稍多, 两者的差即为剩余自旋。由于单位自旋磁矩的大小相等, 而上旋态与下旋态方向相反, 因而平行于磁场方向由剩余自旋产生的磁化矢量称净磁化, 又称宏观磁化矢量。如图 1-8。

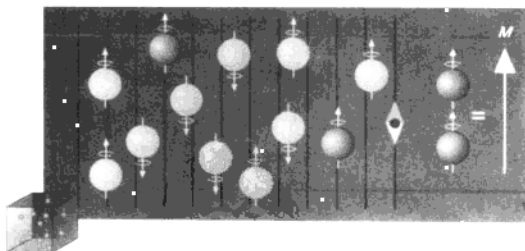


图 1-8 净磁化的产生

4. 晶格

MRI 中原子核周围的环境称为晶格。样体在磁场的磁化过程中, 产生的低能态自旋较高能态自旋稍多, 自旋系统总能量必然下降。这些能量丢失在什么地方呢? 当磁化矢量逐渐增大时, 自旋系统释放能量至周围环境即晶格中, 这是磁场中的样体产生磁化矢量的基本原因。

5. 平衡态与激发态

系统在温度与磁场强度不变的情况下, 样体充分磁化后, 磁化矢量保持恒定, 这种稳定状态称为平衡态。磁化矢量的形成和恢复需要一定时间, 但所有磁场中的自旋系统最终都会达到平衡态。这种平衡是一种动态平衡, 两种能态的自旋始终不停地发生跃迁、交换。其平衡点

受磁场强度和绝对温度的共同影响。

系统吸收能量后的不稳定状态称为激发态。

6. 影响净磁化矢量的因素

由于自旋的量子化分布,平衡态样体在磁力线方向上形成稳定磁化矢量——净磁化矢量 M ,其大小决定于以下因素:

- (1) 与组织的质子密度成正比;
- (2) 与磁场强度成正相关;
- (3) 与绝对温度成负相关。

$$M = \Delta \cdot B_0 \cdot N / T \quad (1.4)$$

其中: Δ 为常数, B 为磁场强度, N 为单位体积样体的质子数, T 为绝对温度, M 为净磁化矢量。

在常温下量子化作用实际上是磁场对核磁矩的作用与核磁矩的布朗运动之间的平衡,所以绝对温度 T 与磁场强度 B 决定着平衡点。如图 1-9。

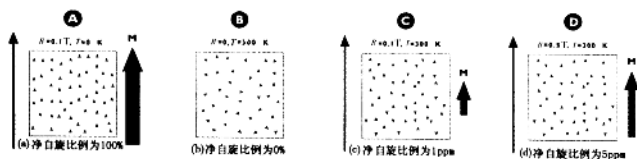


图 1-9 磁场强度及温度对平衡态净磁化的影响

(a)、(b)、(c)、(d) 为不同条件对净磁化强度的影响。

7. ppm

即 parts per million 的缩写, $1\text{ppm} = 1 \times 10^{-6}$, 即百万分之一, 是磁共振中常用的一个相对数量单位。如水质子与脂质子的化学位移为 3.5ppm ; 常温下 0.5T 场强下样体净磁化为 5ppm 等。

注意,除氢原子核的质子外,其他具有净自旋的质子和中子(^{23}Na 、 ^{31}P 、 ^{19}F 、 ^{13}C)也能被磁化,然而由于人体内的相对含量及检测敏感性原因,目前我们仅涉及氢原子,大多数 MR 设备都只针对氢质子进行磁共振成像。

(三) 自旋在磁场中的运动

为了理解核磁矩在磁场中的变化,我们将对自旋模型做细节描述。尤其是自旋磁矩,它并不真正像磁针,只有磁棒在磁场中保持与磁场一致的方向。

1. 磁体与陀螺的运动——进动

垂直方向自旋的陀螺,其自旋轴与重力的方向完全一致。当你用力使快速自旋的陀螺倾倒时,它并不立即倒下,而是开始摇摆旋转,陀螺的轴绕重力场方向作圆锥面轨迹的转动叫旋进或进动(precession)。如图 1-10。

自旋磁矩在磁场中的运动正如陀螺在重力场的运动一样。磁场对自旋磁矩的耦合作用,使自旋磁矩绕磁场方向(Z 轴)旋进。自旋磁矩的旋进永远保持一个恒定的频率——拉莫频率。

自旋磁体必然绕磁场旋进是物理学的基本定律之一。

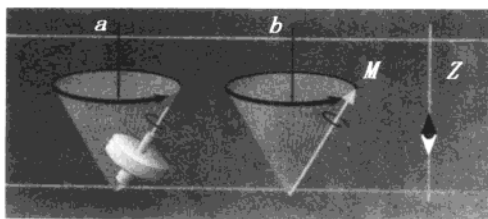


图 1-10 陀螺与磁矩的进动

2. 进动的特征频率——拉莫频率

自旋磁体绕外加磁场方向旋进的特性频率称为拉莫频率。它是磁共振产生的基础之一，拉莫频率决定于两个因素：

- (1) 原子核的种类；
- (2) 外加磁场的强度。

外加磁场越强，拉莫频率越高。

$$\omega = 2\pi f = \gamma B_0 \quad (1.5)$$

ω 为角频率， f 为周频率或拉莫频率， γ 为旋磁比常数， B_0 为磁场强度。氢质子的旋磁比常数为 42.5MHz/T。在 0.2T 场强内氢质子的旋进频率为多少呢？(42.5MHz/T × 0.2T = 8.5MHz)

自旋磁体在磁场内的旋进频率与射频波的频段相当，因此可以用接收射频信号的方法接收自旋磁体的旋进信号。

3. 磁场中自旋相位

(1) 相位：平面内旋转的矢量与某一参照轴的夹角称相位。多个矢量在空间的方向一致时称同相位 (in-phase)；相位不一致时称离相位 (out of phase)；由不同相达到同相称相位重聚 (re-phase)；由同相位变成不同相位的过程称去相位 (de-phase)。

(2) 时钟与相位：通过时钟的时针运动可以进一步理解相位。时针从 0 点运行至 3 点时，则其相位改变为 $\pi/2$ ，运行至 6 点时，其相位改变为 π 。若用三个钟分别代表中部、东部与西部三个当地时间，中部时间为 6 点时西部时间为 5 点，东部时间为 7 点，它们分别对应的相位为 π 、 $5\pi/6$ 及 $7\pi/6$ 。相位与位置的对应关系可用这种方式达到统一。这种对应关系被广泛用于 MPR 成像。

(3) 相位相干：正如前面所述，自旋磁体在射频频带旋进，通过施加能量（激发），净磁化矢量可以离开平衡态位置，到达 X-Y 平面并继续绕 Z 轴旋进。同时使用特定方法使激发态自旋旋进相位一致，技术上称这种方法为相位相干旋进 (phase coherence)。

此时的磁化矢量的方向已发生变化，我们可以看见 X-Y 平面内的横向磁化矢量。

(4) 磁场中的自旋之间的相位：磁场内的自旋磁体的旋进，最初彼此之间的相位并不一致，即它们旋进的相位是随机的。相位的随机性与无外磁场存在时自旋磁矩的方向随机分布不同。根据矢量的分解法则将旋进的磁矩分解为 Z 轴及 X-Y 平面的两个矢量。可以看出在旋进过程中，Z 轴的矢量将保持其方向不变，而 X-Y 平面的矢量绕 Z 轴旋转方向不断发生变化，所以磁场中的旋进自旋磁矩的相位的随机性实际上是其 X-Y 平面分量的相位的随机分布，而 Z 轴分量仍保持与磁场方向一致。显然，由于 X-Y 平面矢量的相位随机分布，自旋系统的磁化矢量在 X-Y 平面内相互抵消，不能形成宏观磁化矢量。如图 1-11。

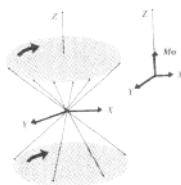


图 1-11 自旋磁矩在 $X-Y$ 方向无相位相干性, 仅在 Z 轴存在相位相干性, 产生净磁化

第三节 核磁共振

共振现象是自然界普遍存在的一个物理现象, 系统的共振都需要相似的客观条件。

(一) 音叉的共振

首先我们将音叉的振动、共振刺激与磁共振的共振刺激做比较。打击音叉时, 音叉开始在特定频率振动并产生一特定的声音, 音调对应于声波的振动频率。当在声源附近放入具有相同固有频率的音叉时, 它将随着第一个音叉发出的声波而以相同的频率振动, 这时我们称音叉在共振, 如图 1-12。由此可见音叉的共振必须具备两个条件:

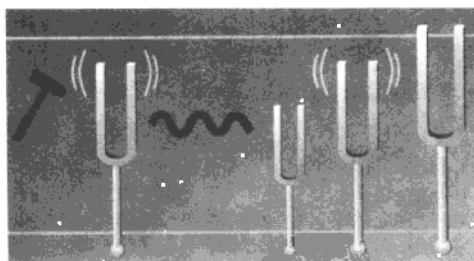


图 1-12 音叉的共振

打击某一音叉时产生的振动波可激发另一个与之具有相同固有频率的音叉产生共振。

- ① 音叉固有频率必须与激发源的频率相同;
- ② 外界对共振系做功使系统能量增加而处于激发态(不稳定状态)。

(二) 核磁共振

在临床 MRI 中, 通过使用短射频脉冲(RF)作为激发源, 这个射频脉冲, 也称射频脉冲磁场, 必须具备如下条件:

- ① 射频脉冲的频率必须与磁场中自旋磁矩的旋进频率相同, 或者说与宏观磁化 M 的固