

中华医学会继续教育部规范教材

ZHONGHUAYIXUEHUI
JIXUJIAOYUBUGUIFANJIAOCAI

全国医用设备使用人员 (MRI医师) 上岗考试指南

Quanguo Yiyong Shebei

Shiyong Renyuan

(MRI Yishi) Shanggang Kaoshi Zhinan



主编 李坤成



军事医学科学出版社

中华医学会继续教育部规范教材

全国医用设备使用人员 (MRI 医师)上岗考试指南

主 编 李坤成

军事医学科学出版社
· 北 京 ·

内 容 提 要

本书是卫生部、中华医学会关于全国医用设备使用人员(MRI 医师)上岗考试的指定用书。

全书共 22 章,并附赠考试大纲。这本书针对性、指导性、实用性都很强,图文并茂,便于阅读。是一本 MRI 医师上岗培训、考试的必备用书。

图书在版编目(CIP)数据

全国医用设备使用人员(MRI 医师)上岗考试指南/李坤成主编.

- 北京:军事医学科学出版社,2009.9

ISBN 978-7-80245-285-5

I. 全… II. 李… III. 磁共振成像-医疗器械-使用-
资格考核-自学参考资料 IV. R445.2

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2009)第 081958 号

出 版:军事医学科学出版社

地 址:北京市海淀区太平路 27 号

邮 编:100850

联系电话:发行部:(010)66931051,66931049,8185195

编辑部:(010)66931127,66931039,66931038,
86702759,86703183

传 真:(010)63801284

网 址:<http://www.mmssp.cn>

印 装:北京冶金大业印刷有限公司

发 行:新华书店

开 本:787mm×1092mm 1/16

印 张:22.625 印张

字 数:561 千字

版 次:2009 年 6 月第 1 版

印 次:2009 年 6 月第 1 次

定 价:60.00 元

本社图书凡缺、损、倒、脱页者,本社发行部负责调换

前

言

QIAN YAN

为更好地贯彻落实《大型医用设备管理办法》(卫规财发[2004]474号)精神,中华医学会和卫生部人才交流服务中心自2004年开始分别组织对全国医用设备使用人员进行培训和专业技术知识统一考试。

我们受中华医学会继续教育部委托,组织编写了《全国大型医用设备使用人员(MRI医师)上岗证考试辅导教材》,并由中国人口出版社于2004年7月正式出版发行。该书出版5年来在全国普及应用,受到广大读者的欢迎和肯定,在培训和考试中发挥了重要作用。但是该书也存在一些错误和不当之处,而且近年来MRI技术不断进展,教材的部分内容相对陈旧。

面对我国MRI装机量不断增加,设备普及到县级医院,参加全国大型医用设备使用人员(MRI医师)上岗证考试的影像科医师逐年增加的新形势,我们于2008年对教材进行改编,在原有编者的基础上增加了几位学有专长的专家,针对原书基本原理内容较多,而临床应用部分相对较少的不足,对基本原理和临床应用部分的比例进行了调整(缩减前者的字数),并增加了常见病典型病例的图像,以突出本书的实用性,同时对考试大纲进行了相应的调整。

由于我们的水平有限,本书错误和不当之处在所难免,恳请同道给与批评指正,欢迎广大读者在应用此书进行培训过程中将所发现的问题和修正意见反馈给我们,以便再版时改正。

值此书再版之际,本人代表全体作者对中华医学会继续教育部曹钢、岳红等老师的一贯支持表示衷心的感谢!感谢卢洁副教授、张世娟副主任医师和刘杰女士在本书组稿、统筹和文字编审等方面做出的重要贡献!

北京宣武医院 李坤成

2009年3月于北京

目 录

MU LU

第一章 磁共振成像的基本原理	(1)
第一节 磁共振成像仪的基本硬件	(1)
第二节 磁共振成像的物质基础	(4)
第三节 进入主磁场前后人体内质子核磁状态的改变	(6)
第四节 磁共振现象	(8)
第五节 核磁弛豫	(9)
第六节 磁共振加权成像	(11)
第七节 磁共振信号的空间定位	(14)
第八节 K 空间的基本知识	(18)
第九节 磁共振信号的产生	(20)
第十节 影响 MR 信号强度的因素	(24)
第十一节 血流的 MR 信号特点	(24)
第二章 MRI 脉冲序列及其临床应用	(28)
第一节 脉冲序列的基本概念和分类	(28)
第二节 脉冲序列相关的概念	(29)
第三节 自旋回波序列	(32)
第四节 快速自旋回波序列	(35)
第五节 反转恢复及快速反转恢复序列	(44)
第六节 梯度回波序列的特点	(47)
第七节 扰相梯度回波序列	(49)
第八节 稳态自由进动序列及其他梯度回波序列	(53)
第九节 回波平面成像序列	(55)
第三章 MRI 常规成像技术和新技术	(60)
第一节 MRI 脂肪抑制技术	(60)
第二节 化学位移成像技术	(63)
第三节 MR 水成像技术	(66)
第四节 MR 血管成像技术	(69)
第五节 MR 扩散加权成像技术	(74)
第六节 MR 灌注加权成像技术	(78)

第七节	MR 波谱技术	(79)
第八节	磁化转移技术	(81)
第九节	MRI 相关的其他重要技术	(83)
第四章	临床 MRI 的质量控制	(86)
第一节	MRI 常规质控指标	(86)
第二节	MRI 常见伪影及其对策	(88)
第五章	MRI 对比剂	(93)
第一节	MRI 对比剂概述	(93)
第二节	离子型非特异性细胞外液对比剂	(94)
第三节	其他 MRI 对比剂	(95)
第六章	MRI 的特点及 MRI 的生物效应	(97)
第一节	MRI 检查的优缺点	(97)
第二节	MRI 的生物效应和安全性	(98)
第七章	颅脑 MRI 诊断	(101)
第一节	颅脑 MRI 正常解剖	(101)
第二节	颅脑肿瘤的 MRI 诊断	(105)
第三节	脑部炎症的 MRI 诊断	(121)
第四节	脑血管病的 MRI 诊断	(126)
第五节	先天性脑发育不全的 MRI 诊断	(134)
第六节	脑变性病和脑白质病的 MRI 诊断	(138)
第七节	颅脑外伤的 MRI 诊断	(142)
第八节	癫痫的 MRI 诊断	(144)
第八章	五官疾病的 MRI 诊断	(145)
第一节	眼眶疾病 MRI 诊断	(145)
第二节	鼻和鼻窦疾病的 MRI 诊断	(152)
第三节	颞骨疾病的 MRI 诊断	(157)
第四节	咽喉部疾病的 MRI 诊断	(161)
第五节	颈部软组织疾病的 MRI 诊断	(165)
第九章	脊柱脊髓疾病的 MRI 诊断	(169)
第一节	脊柱脊髓病变的 MRI 检查方法	(169)
第二节	脊柱脊髓的正常解剖及 MRI 表现	(169)
第三节	脊柱退行性病变的 MRI 诊断	(171)
第四节	脊柱、脊髓感染的 MRI 诊断	(173)

第五节	脊柱脊髓损伤的 MRI 表现	(175)
第六节	椎管和椎体肿瘤的 MRI 表现	(175)
第七节	脊柱脊髓先天畸形的 MRI 表现	(184)
第八节	脊柱手术后的 MRI 表现	(187)
第九节	颈延髓与颅颈联合病变的 MRI 诊断	(187)
第十章	胸部疾病的 MRI 诊断	(189)
第一节	正常胸部 MRI 表现	(189)
第二节	纵隔病变的 MRI 诊断	(190)
第三节	肺和胸壁疾病的 MRI 诊断	(192)
第十一章	心脏疾病的 MRI 诊断	(194)
第一节	心脏大血管 MRI 检查方法	(194)
第二节	心脏大血管 MRI 正常所见	(196)
第三节	后天性心脏病的 MRI 诊断	(197)
第四节	先天性心脏病的 MRI 诊断	(208)
第五节	心脏 MRI 新技术及其应用	(212)
第十二章	乳腺疾病的 MRI 诊断	(215)
第一节	乳腺 MRI 检查技术和正常所见	(215)
第二节	乳腺疾病的 MRI 诊断	(216)
第十三章	肝胆胰脾疾病的 MRI 诊断	(219)
第一节	肝脏疾病的 MRI 诊断	(219)
第二节	胆道疾病的 MRI 诊断	(229)
第三节	胰腺疾病的 MRI 诊断	(234)
第四节	脾脏肿瘤的 MRI 诊断	(239)
第十四章	胃肠道疾病的 MRI 诊断	(241)
第十五章	肾脏和肾上腺疾病的 MRI 诊断	(244)
第一节	肾脏疾病的 MRI 诊断	(244)
第二节	肾上腺疾病的 MRI 诊断	(252)
第十六章	腹膜后肿块的 MRI 诊断	(261)
第一节	腹膜后区正常解剖及 MRI 表现	(261)
第二节	腹膜后良性病变和肿瘤	(261)
第三节	腹膜后恶性肿瘤	(264)

第十七章 大血管疾病的 MRI 诊断	(267)
第十八章 女性盆腔疾病的 MRI 诊断	(278)
第一节 女性盆腔的正常 MRI 表现	(278)
第二节 子宫及卵巢良性病变的 MRI 诊断	(279)
第三节 子宫及卵巢恶性病变的 MRI 诊断	(286)
第十九章 男性盆腔及膀胱输尿管疾病的 MRI 诊断	(294)
第一节 膀胱及输尿管疾病的 MRI 诊断	(294)
第二节 前列腺疾病的 MRI 诊断	(300)
第二十章 产科疾病的 MRI 检查	(304)
第二十一章 骨关节肌肉系统疾病的 MRI 诊断	(307)
第一节 正常骨与软组织及骨髓的 MRI 表现	(307)
第二节 软组织肿瘤和骨肿瘤及瘤样病变	(308)
第三节 股骨头缺血坏死	(312)
第四节 骨髓病变	(312)
第五节 关节及其病变	(314)
第二十二章 MRI 在儿科的应用	(321)
第一节 总论	(321)
第二节 小儿中枢神经系统的 MRI 表现	(321)
第三节 小儿腹部 MRI 成像	(330)
第四节 小儿骨骼肌肉系统的 MRI 表现	(333)
全国医用设备上岗资格考试磁共振医师考试大纲	(336)

第一章 磁共振成像的基本原理

磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)的临床应用日益广泛,在各系统疾病的诊断中发挥越来越重要的作用,甚至对某些疾病的诊断有不可替代的价值。掌握 MRI 诊断学必须首先弄清 MRI 基本原理。

第一节 磁共振成像仪的基本硬件

医用 MRI 仪通常由主磁体、梯度系统、射频系统、计算机系统及其他辅助设备等五部分构成。

一、主磁体

主磁体是 MRI 仪最基本的构件,是产生磁场的装置。根据磁场产生的方式可将主磁体分为永磁型和电磁型。永磁型主磁体实际上就是大块磁铁,磁场持续存在,目前绝大多数低场强开放式 MRI 仪都采用永磁型主磁体。电磁型主磁体是利用导线绕成线圈通电后产生的磁场。根据导线材料不同又可将电磁型主磁体分为常导磁体和超导磁体。常导磁体的线圈导线采用普通导电性材料,需要持续通电,目前已经逐渐被淘汰;超导磁体采用超导材料制造线圈,并将之置于液氮的超低温环境中,导线内的电阻几乎消失,一旦通电后在无需继续供电情况下导线内的电流一直存在,并产生稳定的磁场,目前中高场强的 MRI 仪均采用超导磁体。主磁体最重要的技术指标包括磁场强度、磁场均匀度及主磁体的长度等。

主磁场的场强可采用高斯(Gauss, G)或特斯拉(Tesla, T)来表示,特斯拉是目前磁场强度的国际单位。距离 5 A 电流通过的直导线 1 cm 处检测到的磁场强度被定义为 1 高斯。特斯拉与高斯的换算关系为:1 T = 10000 G。目前一般把 0.5 T 以下的 MRI 仪称为低场机,0.5 ~ 1.0 T 者称为中场机,1.0 ~ 2.0 T 者为高场机(以 1.5 T 为代表),大于 2.0 T 的称为超高场机(3.0 T 为代表)。

高场强 MRI 仪的主要优势表现为:①具有高质子磁化率和图像信噪比;②在保证足够信噪比的前提下,可缩短 MRI 的信号采集时间;③磁共振频谱(magnetic resonance spectroscopy, MRS)对代谢产物的分辨能力提高;④更容易实现脂肪饱和技术;⑤增强磁敏感效应,使基于血氧饱和度水平依赖(BOLD)效应增加,脑功能成像的信号变化更为明显。

但是 MRI 仪场强增高也带来以下问题:①设备成本增加,价格提高;②噪声水平增加,虽然可采用静音技术降低噪声,但反过来又增加了成本;③因为射频的特殊吸收率(specific absorption ratio, SAR)与主磁场场强的平方成正比,高场强下射频脉冲的能量在人体内累积明显增大, SAR

值问题在 3.0 T 超高场强机上表现得尤为突出;④运动、化学位移和磁化率伪影更为明显。

MRI 对主磁场均匀度的要求很高,原因在于:①高均匀度的场强有助于提高图像信噪比;②场强均匀是保证 MRI 信号空间定位准确性的前提;③场强均匀可减少伪影(特别是磁化率伪影);④高度均匀度磁场有利于进行大视野扫描(尤其在肩关节等偏中心部位的 MRI 检查时);⑤只有在高均匀度磁场条件下,才能充分利用脂肪饱和技术进行脂肪抑制扫描,⑥只有高均匀度磁场才能有效区分 MRS 的不同代谢产物。现代 MRI 仪的主动及被动匀场技术进步很快,使磁场均匀度有了很大提高。

为保证主磁场的均匀度,以往 MRI 仪多采用 2m 以上的长磁体,近年来伴随磁体技术的进步,各厂家都推出磁体长度在 1.2 ~ 1.72m 的高场强(1.5T)短磁体,增加了检查过程中患者的舒适度。

二、梯度系统

梯度系统由梯度线圈、梯度放大器、数模转换器、梯度控制器、梯度冷却装置等构成,梯度线圈安装于主磁体内。梯度系统的主要作用有:①进行 MRI 信号的空间定位编码;②产生 MR 回波(梯度回波);③施加扩散加权梯度场;④进行流动补偿;⑤进行流动液体的流速相位编码等。梯度线圈由 X、Y、Z 轴三个线圈构成(在 MR 成像技术中,把主磁场方向定义为 Z 轴方向,与 Z 轴方向垂直的平面为 X-Y 平面)。梯度线圈是特殊绕制的线圈,以 Z 轴线圈为例,通电后线圈头侧部分产生的磁场与主磁场方向一致,因此磁场相互叠加,而线圈足侧部分产生的磁场与主磁场方向相反,因此磁场相减,从而形成沿着主磁场长轴(或称人体长轴)头侧高足侧低的梯度场,梯度线圈的中心磁场强度保持不变(图 1-1)。X、Y 轴梯度场的产生机制与 Z 轴方向相同,只是方向不同而已。

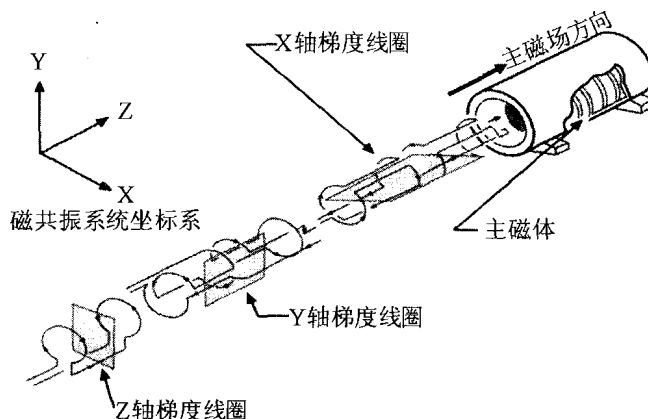


图 1-1 磁共振系统的坐标系及梯度线圈的分布

本书以主磁场方向为磁共振系统的 Z 轴方向,当受检患者头先进仰卧位时,Z 轴平行于人体长轴,方向指向人体解剖位置的头侧;X 轴及 Y 轴垂直于 Z 轴,Y 轴指向人体解剖位置的前侧,X 轴指向人体解剖位置的左侧。在 X、Y、Z 轴上各有一组线圈,通电后产生的梯度磁场沿着相应的轴向分布。

梯度线圈的主要性能指标包括梯度场强和切换率(slew rate)。梯度场强是指单位长度内磁场强度的差别,通常用每米长度内磁场强度差别的毫特斯拉量(mT/m)来表示。图 1-2 为梯度场强示意图,条状虚线表示均匀的主磁场,斜线表示线性梯度场;两条线相交处为梯度场中点,该点梯度场强为零,不引起主磁场强度发生变化;虚线下方的斜线部分表示反向

梯度场,造成主磁场强度呈线性降低;虚线上方的斜线部分为正向梯度场,造成主磁场强度呈线性增高。有效梯度场两端的磁场强度差值除以梯度场施加方向上有效梯度场的范围(长度)即表示梯度场强,即:

梯度场强(mT/m) = 梯度场两端的磁场强度差值/梯度场的长度

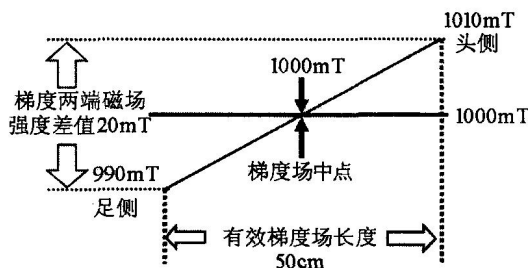


图 1-2 梯度场强示意图

图中主磁场场强为 1.0 T ($1\,000\text{ mT}$) (水平粗黑线所示),沿 Z 轴方向施加梯度场,梯度场的有效长度为 50 cm (0.5 m),这时头侧的磁场强度上升到 $1\,010\text{ mT}$,足侧磁场强度下降到 990 mT ,梯度线圈中心位置的磁场强度保持在 $1\,000\text{ mT}$,梯度场有效长度两端磁场强度差别为 20 mT 。梯度场强 $= 20\text{ mT} \div 0.5\text{ m} = 40\text{ mT/m}$ 。

切换率(slew rate)是指单位时间及单位长度内的梯度磁场强度变化量,常用每毫秒、每米长度内磁场强度变化的毫特斯拉量 $[\text{mT}/(\text{m} \cdot \text{ms})]$ 来表示,切换率越高表明梯度磁场变化越快,也即梯度线圈通电后梯度磁场达到预设值所需要时间(爬升时间)越短。图 1-3 为梯度场切换率示意图。梯度场的变化可用梯形来表示,梯形中只有中间的矩形部分才是有效的,矩形部分表示梯度场已经达到预定值并持续存在,梯形的左腰表示梯度线圈通电后梯度场强逐渐增高、直至预定值,用爬升时间表示梯度场增高到预定值所需的时间,即:切换率 = 梯度场预定强度/爬升时间,实际上就是梯形左腰的斜率。斜率越大,即切换率越高,梯度场爬升越快,所需的爬升时间越短。

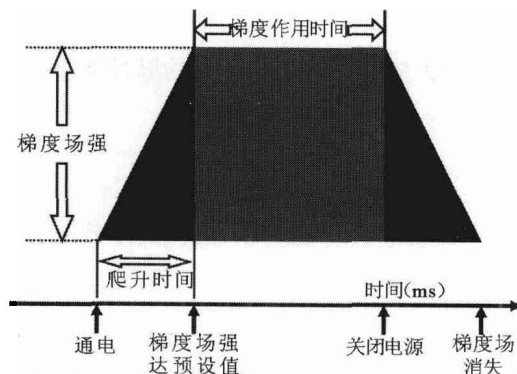


图 1-3 梯度场变化过程示意图

图中从左到右代表时间(ms),当线圈通电后梯度场强度从零逐渐升高,经过一段时间(爬升时间)后达到最大值。达到最大值后需要作用一段时间,然后关闭梯度线圈电源,梯度场逐渐降低直至消失。可以看出梯度场变化过程类似一个梯形,梯形左腰的斜率(梯度场强/爬升时间)代表梯度切换率。

梯度线圈性能的提高对于 MRI 超快速成像至关重要,可以说没有梯度线圈的进步就不可能有超快速序列。现代新型 1.5T MRI 仪的常规梯度线圈场强已达 25mT/m 以上,切换率达 120mT/(m·ms)以上。1.5T MRI 仪高配置的梯度线圈场强已超过 60mT/m,切换率超过 200 mT/(m·ms)。

需要指出的是,由于梯度磁场的剧烈变化会对人体造成一定的影响,特别是引起周围神经刺激,因此梯度磁场场强和切换率不是越高越好,而是有一定限制的。

三、射频系统

射频系统由射频发生器、射频放大器和射频线圈等构成。

射频线圈有发射线圈和接收线圈之分。发射线圈发射射频脉冲(无线电波)激发人体内的质子发生共振,如同电台的发射天线;接收线圈接收人体发出的 MR 信号(也是一种无线电波),如同收音机的天线。有的线圈可同时作为发射线圈和接收线圈,如装在扫描架内的体线圈和头颅正交线圈;而大部分表面线圈仅作接收线圈,由体线圈来承担发射线圈的功能。

MR 成像对射频线圈的要求很高,该线圈应该尽可能均匀地发射射频脉冲,激发感兴趣容积内的质子,所发射射频脉冲的能量与其强度和持续时间有关,现代新型射频系统功率提高,所发射的射频脉冲强度增大,使发射的持续时间缩短,加快了 MRI 信号的采集速度。

接收线圈与 MRI 图像信噪比密切相关,其距离检查部位越近,接收到的信号越强;线圈内体积越小,所接收的噪声就越低,因而各厂家开发出多种适用于不同检查部位的专用表面线圈(如心脏、肩关节、直肠内、脊柱线圈等)。

表面相控阵线圈(phased array coils)是线圈技术的一大飞跃。一个相控阵线圈由多个子线圈单元(element)构成,同时与多个数据采集通道(channel)相匹配,目前临床上应用相控阵线圈的子单元和与之匹配的数据采集通道都在 8 个以上。相控阵线圈可明显提高 MRI 的信噪比,有助于提高薄层、高分辨扫描及低场机的图像质量。利用相控阵线圈与并行采集技术相配合,还可以进一步提高 MRI 的信号采集速度。

四、计算机系统

计算机系统属于 MRI 仪的大脑,控制着 MRI 仪的脉冲激发、信号采集、数据运算和图像显示等功能。

五、其他辅助设备

除了上述重要硬件外,MRI 仪还具有检查床、液氮及水冷却系统、空调、图像存储和打印等其他辅助设施。

第二节 磁共振成像的物质基础

一、原子的结构

原子是由原子核和位于其周围轨道中的电子构成的,电子带有负电荷。原子核由中子和质子构成,中子不带电荷,质子带有正电荷。

二、自旋和核磁的概念

任何磁性原子核都具有以一定频率绕自身轴进行高速旋转的特性,该特性称为自旋(spin)。由于原子核带有正电荷,磁性原子核的自旋就形成电流环路,产生具有一定大小和方向的磁化矢量。我们把这种由带正电荷原子核自旋产生的磁场称为核磁。

三、磁性和非磁性原子核

并非所有原子核都有自旋,如果原子核内的质子和中子数均为偶数,则该种原子核无自旋及核磁,被称之为非磁性原子核。反之,有自旋和核磁的原子核称为磁性原子核。磁性原子核需要符合以下条件:①中子和质子数均为奇数;②中子为奇数,质子为偶数;③中子为偶数,质子为奇数。

四、用于人体磁共振成像的原子

实际上人体内含有多种磁性原子核,常见者见表 1-1。

表 1-1 人体含有的常见磁性原子核

磁性原子核	平均摩尔浓度	相对磁化率(与质子磁化率的比率)
^1H	99.0	1.0
^{14}N	1.6	0.083
^{31}P	0.35	0.066
^{13}C	0.1	0.016
^{23}Na	0.078	0.093
^{39}K	0.045	0.000 5
^{17}O	0.031	0.029
^2H	0.015	0.096
^{19}F	0.006 6	0.83

目前用于人体磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)的原子核为质子(^1H),选择 ^1H 的理由有:① ^1H 结构简单,仅有一个质子而没有中子,又是人体中含量最多的原子核,占人体总原子核数量的 2/3 以上;② ^1H 的磁化率在人体磁性原子核中最高。从表 1 可见,氢原子核(^1H)在人体内的摩尔浓度最高(为 99),处于第二位的 ^{14}N 的摩尔浓度为 1.6,仅为 ^1H 的 1/62,且 ^{14}N 的相对磁化率仅为 0.083。其次,表 1 还显示 ^1H 的磁化率也最高,若以 ^1H 的相对磁化率为 1,则处于第二位的 ^{19}F 的相对磁化率为 0.83,但 ^{19}F 的摩尔浓度仅为 0.006 6,是 ^1H 的 1/15 000。除非特殊说明,一般所指的 MRI 图像为质子成像。

五、人体组织 MRI 信号的主要来源

需要指出:并非所有质子都产生 MRI 信号,常规 MRI 信号主要源于水分子中的质子(简称水质子),部分组织的信号也可来源于脂肪中的质子(简称脂质子)。

人体内的水分子可以分为自由水和结合水两种。前者指蛋白质大分子周围水化层中的

水分子,这些水分子黏附于蛋白质大分子的部分基团上,与蛋白质大分子不同程度地结合在一起,其运动受限。后者是指未与蛋白质结合,能自由活动的水分子。人体组织中的结合水与自由水可以互换,二者处于动态平衡的状态。

蛋白质和结合水的T2值都很短,一般小于1ms。由于常规MRI采集回波信号至少需要数毫秒,在采集回波信号之前,蛋白质和结合水的信号就已经全部衰减,因此不能产生MRI信号。对不含脂肪的组织而言,其MRI信号直接来源于自由水,但是在一定条件下(应用磁化对比技术)结合水和蛋白质也可以影响自由水的弛豫而改变组织的信号强度。

第三节 进入主磁场前后人体内质子核磁状态的改变

一、进入主磁场前人体内质子的核磁状态

人体所含质子不计其数,例如每毫升水中的质子数量就达到 3×10^{22} 个。每个质子自旋均能产生一个小磁场,由于这种小磁场的排列处于杂乱无章状态,使每个质子产生的磁化矢量相互抵消(图1-4A),因此人体在自然状态下并无磁性,即没有宏观磁化矢量的产生。

二、进入主磁场后人体内质子的核磁状态

当人体位于主磁场中时,体内质子产生的小磁场呈有规律排列(图1-4B),主要有两种排列方式:一是与主磁场方向平行,另一种是与主磁场方向相反。从量子物理学的角度而言,二者代表质子的能量差别。与主磁场平行同向的质子处于低能级,其磁化矢量方向与主磁场一致;平行反向的质子处于高能级,其磁化矢量与主磁场相反。由于低能级质子略多,使人体产生一个与主磁场方向一致的宏观纵向磁化矢量。

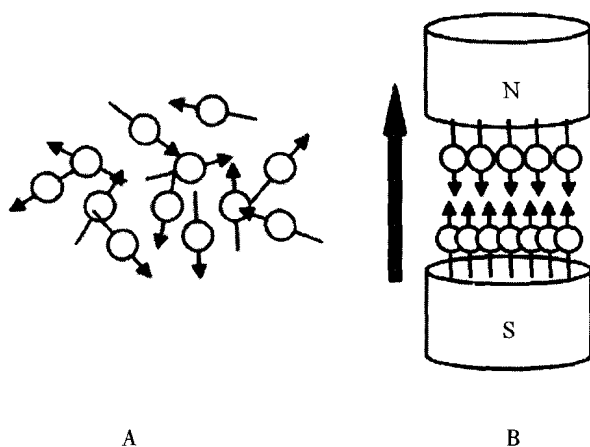


图1-4 进入主磁场前后人体组织中质子的核磁状态变化

图A为进入主磁场前,组织中每个质子自旋产生的小磁场杂乱无章地排列,磁化矢量相互抵消,无宏观磁化矢量产生。图B示进入主磁场后,质子自旋的小磁场排列方向改变,与主磁场平行者略多于反向者,使组织最后产生一个与主磁场方向一致的宏观磁化矢量,被称为宏观纵向磁化矢量(粗黑箭)

三、进动和进动频率

人体进入主磁场后,无论处于高能级还是低能级的质子,其磁化矢量并非完全与主磁场方向平行,而是与主磁场有一定角度。如图 1-5A 所示,陀螺在自旋力(以虚线为轴)与地球引力(以带箭头的黑实线为轴,箭头表示地球引力场方向)的相互作用下,不仅存在旋转运动,而且还有绕地球引力场(以带箭头的黑实线为轴,箭头表示地球引力场方向)的旋转摆动,这种旋转摆动的频率远低于旋转运动。如图 1-5B 所示,处于主磁场的质子运动方式与之类似,除自旋外,还绕主磁场轴(虚线,箭头表示主磁场方向)进行旋转摆动,该运动方式被称为进动(precession)。

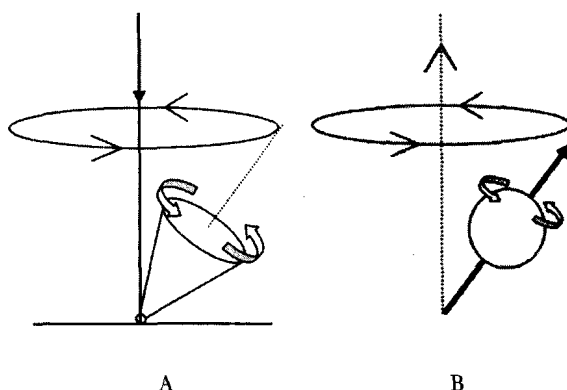


图 1-5 陀螺的旋转摆动与氢质子的进动

图 A 示陀螺在旋转力(弧形箭,以虚线为轴)与地球引力(直线黑箭)的作用下,出现以地球引力场为轴的旋转摆动(带箭头的黑线圆圈)。图 B 示在主磁场中的质子(黑箭)除自旋运动(弧形箭)外,还以主磁场为轴进行旋转摆动(带箭头的黑线圆圈),即进动。

进动是质子自旋产生的小磁场与主磁场相互作用的结果,进动频率(Larmor 频率)明显低于自旋频率。进动频率的计算公式为: $\omega = \gamma \cdot B$,式中 ω 为 Larmor 频率, γ 为磁旋比(γ 对于某种磁性原子核来说是个常数,质子的 γ 为 42.5 MHz/T), B 为主磁场的场强,单位为特斯拉(T)。从式中可见,质子的进动频率与主磁场的场强成正比。

如图 1-6A 所示,由于进动的存在,质子自旋产生的小磁场可以分解成两部分,一个是方向恒定的纵向磁化分矢量(条状虚线箭头),其处于高能级者与主磁场方向相反,处于低能级者与主磁场方向相同;另一部分是以主磁场方向(B_0)即 Z 轴为轴心,在 X、Y 平面旋转的

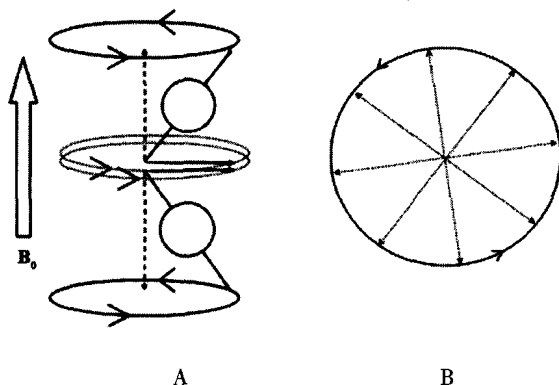


图 1-6 进动质子的纵向及横向磁化分矢量示意图

横向磁化分矢量(圆点虚线箭头)。就纵向磁化分矢量而言,由于处于低能级的质子略多,产生一个与主磁场同向的宏观纵向磁化矢量。若我们沿 Z 轴方向看 X-Y 平面上的横向磁化分矢量的分布(图 1-6B),圆圈及其箭头表示质子进动产生的横向磁化分矢量绕 Z 轴旋转,圆点虚线箭头代表各质子的横向磁化分矢量,由于每个旋转的横向磁化分矢量所处的相位不同,磁化矢量相互抵消,无宏观横向磁化矢量产生。

综上所述,人体进入主磁场后仅产生宏观的纵向磁化矢量,某一组织(或体素)产生宏观矢量的大小与其含质子数量呈正相关,质子含量越高,产生的宏观纵向磁化矢量越大。

第四节 磁共振现象

一、共振的概念和磁共振现象

共振是广泛存在于自然界的物理学现象,例如:二个具有相同振动频率的音叉,当敲击其中一个时,另一个音叉振动并发声,而振动频率不同的音叉则没有反应,这就是典型的共振现象。物理学共振的定义是能量从一个振动着的物体传递到另一个物体,而后者以前者相同的频率振动。共振的条件是二者的振动频率相同,而其实质是二者之间有能量传递。

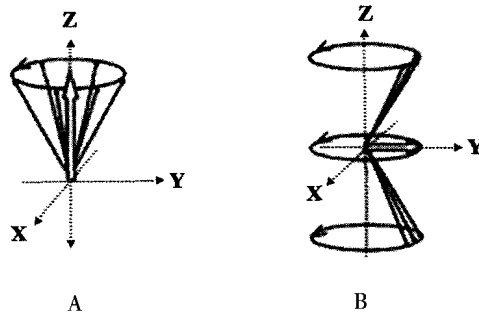
如果给位于主磁场中的人体组织施加射频脉冲,其频率与质子进动频率相同,射频脉冲的能量就传递给处于低能级的质子,使之获得能量后跃迁至高能级,这种现象就是核磁共振(nuclear magnetic resonance, NMR)现象。从微观角度看, NMR 现象是低能级质子获得能量跃迁至高能级;而从宏观角度看, NMR 是使宏观纵向磁化矢量发生偏转,其偏转角度与射频脉冲的能量有关,能量越大偏转角度越大。射频脉冲能量的大小与脉冲强度及持续时间有关,当宏观磁化矢量的偏转角度确定时,射频脉冲的强度越大,需要持续的时间越短。当射频脉冲的能量正好使宏观纵向磁化矢量偏转 90° (即完全偏转至 X、Y 平面)时,该脉冲即被称为 90° 脉冲;如果射频脉冲使宏观磁化矢量偏转的角度小于 90° ,则被称为小角度脉冲;若射频脉冲使宏观磁化矢量偏转 180° ,则产生一个与主磁场方向相反的宏观纵向磁化矢量,该脉冲被称为 180° 反转脉冲。

二、 90° 射频脉冲的微观和宏观效应

由于接收线圈仅能接收旋转的宏观横向磁化矢量,因此在 MR 成像中必须有宏观横向磁化矢量的产生。在各种角度的射频脉冲中, 90° 射频脉冲产生的横向宏观磁化矢量最大,是 MR 成像最常用的射频脉冲之一。

从微观上看, 90° 脉冲效应可以分解成两部分:① 90° 脉冲使部分低能级质子进入高能级状态,并使低能级和高能级的质子数目完全相同,进而二者产生的纵向磁化矢量相互抵消,导致宏观纵向磁化矢量为零;② 90° 脉冲使质子横向磁化矢量由分散聚集在相同相位,而产生了旋转的宏观横向磁化矢量(图 1-7)。

90° 脉冲激发所产生的宏观横向磁化矢量的大小与激发前(即平衡状态下)宏观纵向磁化矢量的大小呈正相关。宏观纵向磁化矢量越大, 90° 脉冲激发后产生的宏观横向磁化矢量越大, MRI 信号就越强;反之,亦然。平衡状态下宏观纵向磁化矢量的大小与组织中的质子含量(即质子密度)呈正相关, 90° 脉冲使宏观纵向磁化矢量偏转至 X、Y 平面,产生旋转的宏观横向磁化矢量,就使 MRI 能区分质子密度不同的人体组织。

图 1-7 90° 脉冲激发前后微观和宏观磁化矢量的变化

X、Y、Z 虚线坐标分别代表 X、Y、Z 轴, 图 A 为 90° 脉冲激发前(即平衡状态), 处于低能级的质子略多(图中标出多出 6 个), 而产生与主磁场同向的宏观纵向磁化矢量(向上空白粗箭)。但由于质子相位不同, 没有宏观横向磁化矢量产生。图 B 为 90° 脉冲激发后, 一半低能级质子(3 个)获得能量跃迁至高能级, 使处于高能级和低能级的质子数完全相同, 宏观纵向磁化矢量消失; 同时由于射频脉冲的聚相位效应, 这些质子的横向磁化分矢量相互叠加, 产生了旋转(带箭头圆圈)的宏观横向磁化矢量(横向空箭)。

第五节 核磁弛豫

当 90° 脉冲关闭后, 组织的宏观磁化矢量会逐渐回到平衡状态, 该过程被称为核磁弛豫。核磁弛豫又可分解成相对独立的两个部分: ①横向磁化矢量逐渐减小至消失, 称为横向弛豫; ②纵向磁化矢量逐渐恢复直至最大(平衡状态), 称为纵向弛豫。

一、自由感应衰减和横向弛豫

一旦关闭 90° 脉冲, 同相位的质子群发生相位离散(失相位), 使宏观横向磁化矢量逐渐衰减至零(图 1-8)。引起该过程的原因有两个: ①质子周围磁环境的随机波动: 由于每个质子周围都有无数个其他原子核和电子, 这些带电粒子一直处于热运动状态, 使质子群的磁场微环境发生轻微的随机波动, 即每个质子所处磁场出现差别, 造成质子的进动频率各异, 结果引起质子的失相位, 表现为宏观横向磁化矢量的衰减; ②主磁场不均匀性: 尽管理论上我们追求主磁场的绝对均匀, 但实际上不可能实现, 主磁场总是具有一定程度的不均匀性, 该特性同样引起质子失相位及宏观磁化矢量的衰减。

由于受上述两个方面磁场不均匀的影响, 实际上 90° 脉冲关闭后, 宏观横向磁化矢量将呈指数式衰减, 称自由感应衰减(free induction decay, FID), 或 T_2^* 弛豫。

剔除了主磁场不均匀性的影响(利用 180° 相位重聚脉冲, 详见自旋回波序列)后, 质子群周围磁场微环境随机波动引起的宏观横向磁化矢量衰减才是真正的横向弛豫, 即 T_2 弛豫, 也称自旋-自旋弛豫(spin-spin 弛豫), 我们用 T_2 值来描述组织横向弛豫的快慢。 90° 脉冲后, 某组织宏观横向磁化矢量达到最大值, 以 90° 脉冲关闭后的零时刻为起点, 以 T_2 弛豫造成的横向磁化矢量衰减到最大值的 37% 为终点, 起点与终点之间的时间间隔即为该组织的 T_2 值, 不同的组织的 T_2 值存在差别(图 1-9)。应该指出: 在不同场强的主磁场下, 即使同一组织的 T_2 值也会发生改变, 场强越高组织的 T_2 值就越短。