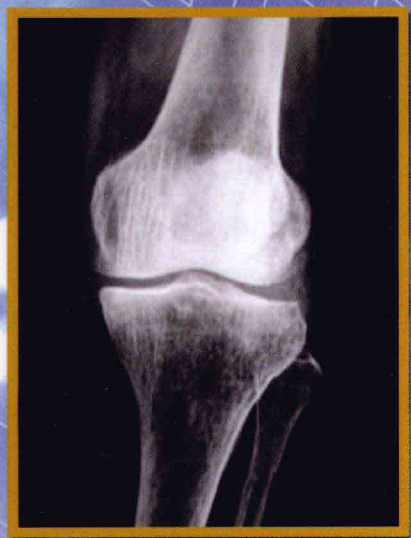


膝部常见疾病

MRI

诊断



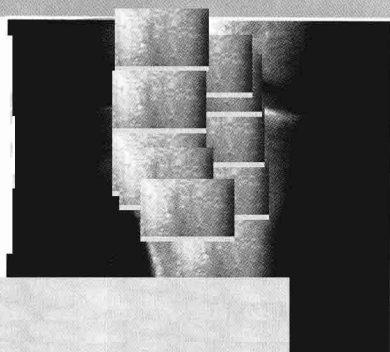
牛金亮 / 著

XIBU CHANGJIAN
JIBING MRI ZHENDUAN

牛金亮 著

膝部常见疾病 MRI诊断

XIBU CHANGJIAN
JIBING MRI
ZHENDUAN



 军事医学科学出版社
• 北 京 •

图书在版编目 (CIP) 数据

膝部常见疾病MRI诊断 / 牛金亮著. —北京: 军事医学科学出版社, 2009.6
ISBN 978-7-80245-167-4

I. 膝… II. ①牛… III. 膝关节—关节疾病: 常见病—磁共振成像—诊断学
IV. R681.804

中国版本图书馆CIP数据核字 (2009) 第090444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
发行部	(010) 66931051 66931049 63827166
编辑部	(010) 66931127 66931039 66931038 86702759 86703183
传 真	(010) 63801284
网 址	http://www.mmsp.cn
印 装	北京画中画印刷有限公司
发 行	新华书店
开 本	787mm × 1092mm 1/16
印 张	12.25 (彩 5.25)
字 数	252 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



言

PREFACE

膝关节是人体负重最大、解剖结构最为复杂的关节。膝关节病变包括创伤、炎症及肿瘤等多种骨与软组织病变，其诊断主要依靠影像学来完成。目前MRI已成为诊断膝关节病变的最佳影像学方法。本书的编写参考了大量国内外文献，全书共十一章，包含成人及小儿多种膝关节病变，重点描述了膝关节的解剖及各种常见疾病的MRI表现，希望能为临床医师的学习和工作带来帮助。

在本书的创作过程中，恩师王峻教授从选题、设计、撰写、出版等各个环节都给予了耐心细致的指导，并倾注了大量心血，在本书出版之际，特致以崇高的敬意！同时还感谢山西医科大学第二附属医院科技处李育民主任以及给予我支持和帮助的家人和朋友！

由于编者水平有限，错误和遗漏之处在所难免，希望读者及同道提出宝贵意见。

牛金亮

2009年4月



录

CONTENTS

第一章 MRI原理 (1)

第一节 磁共振的形成及设备 / 1

一、MRI成像原理 / 1

二、MRI设备 / 6

第二节 骨关节系统常用的MRI检查序列 / 7

一、自旋回波 (spin echo, SE) 序列 / 7

二、梯度回波 (gradient echo, GE) 序列 / 7

三、快速自旋回波 (fast spin echo, FSE) 序列 / 8

四、脂肪抑制 (fat suppression) 序列 / 8

五、弥散加权成像 / 10

六、动态增强扫描 (DCE-MRI) / 12

七、磁共振波谱分析 / 13

第三节 MRI在膝关节病变中的应用 / 13

一、信噪比 / 13

二、扫描参数 / 14

三、检查序列的选择 / 16

四、成像平面 / 16

• 1 •

第二章 膝关节的解剖 (18)

第一节 膝关节的解剖 / 18

一、骨 / 18

二、半月板 / 18

三、韧带 / 19

四、关节囊 / 20

第二节 正常膝关节MRI表现与解剖学对照 / 20

一、轴位膝关节MRI成像 / 21

- 二、矢状位膝关节MRI成像 / 27
- 三、冠状位膝关节的MRI成像 / 32

第三章 关节软骨…………… (37)

第一节 正常关节软骨 / 37

- 一、正常关节软骨的组织学结构 / 37
- 二、正常关节软骨的MRI表现 / 39

第二节 关节软骨损伤的MRI表现 / 43

- 一、骨软骨损伤 / 43
- 二、关节软骨损伤 / 47
- 三、关节软骨损伤的分级及修复 / 51

第四章 半月板…………… (54)

第一节 正常半月板的MRI表现 / 54

第二节 半月板病变的MRI表现 / 56

- 一、半月板变性和撕裂 / 56
- 二、盘状半月板 / 67
- 三、半月板囊肿 / 70
- 四、半月板钙化 / 71

第五章 韧带…………… (72)

第一节 前交叉韧带 / 72

- 一、正常前交叉韧带的MRI表现 / 72
- 二、前交叉韧带损伤的MRI表现 / 73

第二节 后交叉韧带 / 75

- 一、正常后交叉韧带的MRI表现 / 75
- 二、后交叉韧带损伤的MRI表现 / 75

第三节 内侧副韧带 / 77

- 一、正常内侧副韧带的MRI表现 / 77
- 二、内侧副韧带损伤的MRI表现 / 77

第四节 外侧副韧带 / 80

- 一、正常外侧副韧带的MRI表现 / 80
- 二、外侧副韧带损伤的MRI表现 / 80

第五节 其他韧带 / 82

- 一、髌韧带 / 82

二、股四头肌肌腱 / 83

三、板股韧带 / 84

第六章 肌肉和肌腱…………… (86)

第一节 概述 / 86

一、肌肉肌腱损伤的分类 / 86

二、肌肉肌腱损伤的MRI表现 / 86

第二节 膝关节前群肌肉 / 88

第三节 膝关节内侧肌群 / 92

一、鹅足 / 92

二、半膜肌 / 94

第四节 膝关节外侧肌群 / 95

一、髂胫束 / 95

二、股二头肌 / 96

第五节 膝关节后侧肌群 / 98

一、腓肠肌 / 98

二、跖肌 / 99

三、腓肌 / 100

第七章 骨…………… (103)

第一节 骨创伤 / 103

一、骨挫伤 / 103

二、骨软骨联合骨折 / 104

三、骨折 / 105

四、应力性骨折 / 106

第二节 骨坏死 / 107

第三节 常见骨肿瘤 / 110

一、良性骨肿瘤 / 110

二、恶性骨肿瘤 / 116

第八章 膝关节内软组织肿物…… (121)

第一节 非感染性滑膜增生病变 / 121

一、树枝状脂肪瘤 / 121

二、滑膜性骨软骨瘤病 / 123

三、色素绒毛结节性滑膜炎 (pigmented villonodular synovitis) / 124

四、青少年型类风湿性关节炎 / 126

第二节 感染性肉芽肿病 / 129

一、结核性关节炎 / 129

二、球孢子菌病关节炎 / 130

第三节 沉积病 / 131

一、痛风 / 131

二、淀粉状蛋白关节病 / 133

第四节 血管畸形 / 133

一、滑膜血管瘤 / 133

二、动静脉畸形 / 134

第五节 恶性肿瘤 / 135

一、滑膜软骨肉瘤 / 135

二、滑膜肉瘤 / 135

三、滑膜转移瘤 / 136

第九章 小儿膝关节…………… (139)

第一节 骨 / 139

一、小儿骨的组成及MRI表现 / 139

二、骨折 / 141

三、骨髓水肿 / 146

四、骨梗死 / 148

五、其他病变 / 148

第二节 软骨 / 150

一、分离性骨软骨炎 (osteochondritis dissecans, OCD) / 150

二、髌骨软化 / 153

三、髌发育不全半肢畸形 (Trevor病) / 153

第三节 韧带 / 154

一、ACL / 154

二、PCL / 155

三、MCL / 156

四、LCL / 156

第四节 半月板 / 158

一、半月板撕裂 / 158

二、盘状半月板 / 158

第五节 其他结构 / 160

一、肌肉和肌腱 / 160

二、关节腔 / 161

第十章 膝关节炎…………… (165)

第一节 骨性关节炎 / 165

一、关节软骨损伤 / 165

二、骨结构改变 / 167

三、滑膜病变 / 168

四、游离体 / 168

五、半月板病变 / 169

第二节 类风湿关节炎 / 170

第三节 结核性关节炎 / 172

第四节 化脓性关节炎 / 173

第十一章 滑膜皱襞…………… (175)

• 5 •

第一节 滑膜皱襞的胚胎学发育 / 175

第二节 滑膜皱襞的病理特征及临床表现 / 176

第三节 滑膜皱襞MRI表现 / 177

MRI原理

核磁共振现象 (nuclear magnetic resonance, NMR) 是一种核物理现象, 发现于 1946 年, 其后主要被化学家和物理学家用于研究分子的结构。1973 年英国学者 Lauterbur 在主磁场内附加一个不均匀的磁场, 并逐点诱发核磁共振无线电波, 然后对这些一维投影值进行组合, 获得了一幅二维的核磁共振图像, 从此开始了核磁共振在临床医学的应用研究。1978 年英国诺丁汉大学和阿伯丁大学的物理学家们获得了第一幅人体头部的核磁共振图像, 1980 年下半年第一幅胸腹部 MRI 图像产生。近年来, 核磁共振成像技术发展十分迅速, 已在世界范围内广泛应用。为避免与核医学中放射成像相混淆, 现将此技术称为磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI)。目前 MRI 的检查范围基本上覆盖了全身各系统, 由于 MRI 成像的因素较多, 信息量大而且不同于现有其它各种影像学成像技术, 在诊断疾病中有很大优越性和应用潜力。

第一节 磁共振的形成及设备

一、MRI成像原理

共振是广泛存在于日常生活中的一种物理学现象, 例如一个人手上拿着一个中号音叉, 在邻近的实验台上竖放着大号、中号、小号三个音叉, 如果用一个锤子轻轻敲击手中的音叉, 就会发现实验台上的中号音叉振动并发声, 而大号和小号的音叉没有反应, 这就是典型的共振现象。物理学上, 共振被定义为能量从一个振动着的物体传递到另一个物体, 而后者以与前者相同的频率振动。当人体具有磁性的原子核处在外界静磁场中, 用一个适当频率的射频电波激励这些原子核时, 发生共振, 获得能量, 当射频电波停止激励时, 共振原子核以电磁波的形式释放获得的能量。人体磁共振现象产生有三个条件: 具有磁性的原子核、外界静磁场及适当频率的电磁波。

(一) 磁性原子核 原子是由原子核及位于其周围轨道中的电子构成, 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。任何原子核都有一个特性,总以一定的频率绕着自己的轴进行高速旋转,原子核的这一特性称为自旋(spin)。由于原子核带有正电荷,原子核的自旋就形成电流环路,从而产生具有一定大小和方向的磁化矢量,这种由带有正电荷的原子核自旋产生的磁场称为核磁。并非所有原子核的自旋运动均能产生核磁,根据原子核内中子和质子的数目不同,不同的原子核产生不同的核磁效应。如果原子核内的质子数和中子数均为偶数,则这种原子核的自旋不产生核磁,称为非磁性原子核。反之,自旋运动能够产生核磁的原子核称为磁性原子核,磁性原子核具有以下特征:①中子和质子均为奇数;②中子为奇数,质子为偶数;③中子为偶数,质子为奇数。

人体内有许多种磁性原子核,如氢(${}^1_1\text{H}$)、碳(${}^{13}_6\text{C}$)、磷(${}^{31}_{15}\text{P}$)、氟(${}^{19}_9\text{F}$)、钠(${}^{23}_{11}\text{Na}$),但用于人体磁共振成像的原子核为质子氢(${}^1_1\text{H}$)。选择氢的理由主要是:氢是人体中最多的原子核,约占人体中总原子核数的2/3以上,同时氢原子核是自然界最简单的核,只有一个质子,所以氢原子核也称为质子。质子在自旋的同时,绕某一轴作进动(precession),这种运动方式与陀螺相似。由于人体MR图像一般采用氢作为成像对象,因此除非特殊说明,所指的MR图像即为氢的共振图像。当然也可以采用其他磁性原子核进行MRI成像,但由于人体中其它原子核含量小,得到清晰的图像非常困难。

(二) 主磁场 主磁场是指外界磁场,在MRI成像上是指MRI设备的磁场,用特斯拉(T)来表示磁场的大小。人体的质子含量非常大,每毫升水中的质子数含量约为 3×10^{22} 个。每个质子自旋均能产生1个小磁场,人体内如此多的质子自旋将产生无数个小磁场。由于这些小磁场的排列随机无序,杂乱无章,每个质子产生的磁化矢量相互抵消,因此人体自然状态下并无磁性,即没有宏观磁化矢量的产生。

当人体进入主磁场后,人体内的质子产生的小磁场不再是杂乱无章,而是呈有规律排列。质子产生的小磁场有两种排列方式,一种是与主磁场方向平行且方向相同,另一种是与主磁场平行但方向相反,处于平行同向的质子略多于处于平行反向的质子。从量子物理学的角度来说,这两种核磁状态代表质子的能量差别。平行同向的质子处于低能级,因此受主磁场的束缚,其磁化矢量的方向与主磁场的方向一致;平行反向的质子处于高能级,能够对抗主磁场的作用,其磁化矢量尽管与主磁场平行但方向相反。由于处于低能级的质子略多于处于高能级的质子,因此进入主磁场后,人体内产生了一个与主磁场方向一致的宏观纵向磁化矢量。

(三) 进动和进动频率 人体进入主磁场后,无论是处于高能级还是处于低能级的质子,其磁化矢量并非完全与主磁场方向平行,而总是与主磁场有一定的角度。陀螺在自旋力与地球引力的相互作用下,不仅存在旋转运动,而且还绕着地球引力旋转摆动,这种旋转摆动的频率远低于旋转运动。处于主磁场的质子也是一样,除了自旋运动外,还绕着主磁场轴进行旋转摆动,质子的这种旋转摆动称为进动(precession),进动是磁性原子核自旋产生的小磁场与主磁场相互作用的结果,进动频率明显低于自旋频率,但

对于磁共振成像来说,进动频率比自旋频率重要得多。进动频率也称 Larmor 频率,其计算公式为: $w = g \times B$, 式中 w 为 Larmor 频率, g 为磁旋比 (g 对于某一种磁性原子核来说是个常数,质子的 g 约为 42.5 mHz/T), B 为主磁场的场强,单位为特斯拉 (T)。从式中可以看出,质子的进动频率与主磁场场强成正比。由于进动的存在,质子自旋产生小磁场又可以分解成两个部分,一部分为方向恒定的纵向磁化分矢量,处于高能级者与主磁场方向相反,处于低能级者与主磁场的方向相同;另一部分为以主磁场方向 (B_0) 即 Z 轴为轴心,在 X 、 Y 平面旋转的横向磁化分矢量。就纵向磁化分矢量来说,由于处于低能级的质子略多于处于高能级者,最后会产生一个与主磁场同向的宏观纵向磁化矢量。就横向磁化分矢量来说,沿 Z 轴方向看 XY 平面上的横向磁化分矢量的分布,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,因而没有宏观横向磁化矢量产生。

因此,人体进入主磁场后被磁化,没有宏观横向磁化矢量产生,仅产生了宏观的纵向磁化矢量,某一组织(或体素)产生的宏观矢量的大小与其含有的质子数有关,质子含量越高则产生宏观纵向磁化矢量越大。

(四) 激励与磁共振 如果给处于主磁场中的人体组织一个射频脉冲,这个射频脉冲的频率与质子的进动频率相同,射频脉冲的能量将传递给处于低能级的质子,处于低能级的质子获得能量后将跃迁到高能级,这种现象称为磁共振现象。从微观角度来说,磁共振现象是低能级的质子获得能量跃迁到高能级。从宏观的角度来说,磁共振现象的结果是使宏观纵向磁化矢量发生偏转,偏转的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° , 即完全偏转到 X 、 Y 平面,这种脉冲为 90° 脉冲。如果射频脉冲使宏观磁化矢量偏转的角度小于 90° , 这种脉冲称为小角度脉冲。如果射频脉冲的能量足够大,使宏观磁化矢量偏转 180° 即产生一个与主磁场方向相反的宏观纵向磁化矢量,这种射频脉冲称为 180° 脉冲。

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, 90° 脉冲是 MRI 序列中最常用的射频脉冲之一。从微观上讲, 90° 脉冲的效应可以分解成两个部分: ① 90° 脉冲使处于低能级多出处于高能级的那部分质子,有一半获得能量进入高能级状态,这就使处于低能级和高能级的质子数目完全相同,两个方向的纵向磁化分矢量相互抵消,因此宏观纵向磁化矢量等于零; ② 90° 脉冲前,质子的横向磁化分矢量相位不同, 90° 脉冲可使质子的横向磁化分矢量处于同一相位,因而产生了一个最大旋转宏观横向磁化矢量。

90° 脉冲激发后所产生的宏观横向磁化矢量的大小与脉冲激发前(即平衡状态下)的宏观纵向磁化矢量的大小有关。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, MR 信号就越强; 宏观纵向磁化矢量越小, 90° 脉冲激发后产生的旋转宏观横向磁化矢量越小, MR 信号就越弱。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)有关, 由于 90° 脉冲能够使宏观纵向磁化矢量偏转到 X、Y 平面, 产生旋转的宏观横向磁化矢量, 这样 MRI 就能区分质子密度不同的人体组织。但是仅区分不同组织的质子含量差别, 对于临床诊断来说是远远不够的, 所以一般不是在 90° 脉冲后马上采集 MR 信号, 而是在 90° 脉冲关闭后等待一定时间再进行信号采集。

(五) 核磁弛豫 当 90° 脉冲关闭后, 组织的宏观磁化矢量逐渐又回到平衡状态, 这个过程称为核磁弛豫。核磁弛豫又可分解成两个相对独立的部分: ①横向磁化矢量逐渐减小直至消失, 称为横向弛豫; ②纵向磁化矢量逐渐恢复直至最大值(平衡状态), 称为纵向弛豫。

1. 自由感应衰减和横向弛豫 90° 脉冲关闭后, 横向磁化矢量将逐渐减小, 最后将衰减到零。 90° 脉冲产生宏观磁化矢量的原因是使质子小磁场的横向磁化分矢量聚相位。 90° 脉冲关闭后, 宏观横向磁化矢量衰减的原因与之相反, 即处于同相位的质子发生了相位的离散(失相位), 其横向磁化分矢量逐渐相互抵消, 因此宏观横向磁化矢量衰减直至到零。致使质子失相位的原因有两方面: (1) 质子周围磁环境随机波动。每个质子都暴露在周围无数个其它原子核和电子的磁环境中, 而周围这些带电粒子一直处于热运动状态, 这样质子感受到的磁场就会有轻微波动, 且这种波动是随机的。由于质子周围磁环境的随机轻微波动, 各个质子所感受到的磁场就会有差别, 也就造成了质子之间的进动频率出现差别, 其结果引起质子逐渐的失相位, 宏观横向磁化矢量逐渐衰减。(2) 主磁场的均匀性。理论上要求主磁场的绝对均匀, 但实际上不可能做到。主磁场总是一定程度的不均匀, 这种不均匀性一般认为是较为恒定的, 也就是说某处一直轻微偏高, 而另一处则一直轻微偏低, 主磁场的这种不均匀同样会造成质子失相位, 引起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, 我们把宏观横向磁化矢量的这种衰减称为自由感应衰减(free induction decay, FID), 也称 T_2^* 弛豫。

剔除了主磁场不均匀的影响, 质子周围其他磁性原子核的随机运动引起的宏观横向磁化矢量的衰减才是真正的横向弛豫, 即 T_2 弛豫, 称自旋-自旋弛豫(spin-spin 弛豫), 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。不同的组织由于质子周围微观磁环境不同, T_2 弛豫速度存在差别, 即 T_2 值存在差别。同时需要指出的是, 即便是同一组织, 在不同的主磁场场强下, T_2 值也会发生改变, 一般场强越高, 组织的 T_2 值越短。但组织的 T_2 值受主磁场场强的影响不如 T_1 值受主磁场的影响大。

2. 纵向弛豫 如前所述, 射频脉冲给予低能级质子能量, 后者获能跃迁到高能级, 结果根据射频脉冲的能量大小, 宏观纵向磁化矢量发生不同的变化。如 30° 的小角度激

发, 宏观纵向磁化矢量缩小; 90° 脉冲激发, 宏观纵向磁化矢量消失; 180° 脉冲激发, 则宏观纵向磁化矢量方向反转, 变成与主磁场方向相反, 但大小不变。无论是多少角度的激发, 射频脉冲关闭后, 在主磁场的作用下, 宏观纵向磁化矢量将逐渐恢复到平衡状态, 这一过程称为纵向弛豫, 即 T_1 弛豫。

以 90° 脉冲为例, 90° 脉冲使宏观纵向磁化矢量消失, 射频脉冲关闭后, 纵向磁化矢量将从零开始逐渐恢复, 直至与主磁场同向的最大值 (即平衡状态)。用 T_1 值来描述组织的纵向弛豫速度。 90° 脉冲关闭后某组织的宏观纵向磁化矢量为零, 以此为起点, 以宏观纵向磁化矢量恢复到最大值的 63% 为终点, 起点和终点的时间间隔即该组织的 T_1 值。

射频脉冲的作用是使低能级的质子获能跃迁到高能级, 即发生核磁共振现象。纵向弛豫为其反过程, 即获能后处于高能级的质子释放出能量回到低能级。高能级的质子释放能量的速度与其周围分子的自由运动频率有关, 周围分子的自由运动频率与质子的进动频率越接近, 能量释放得越快, 组织的纵向弛豫就越快。周围分子的自由运动频率明显高于或低于质子的进动频率, 则这种能量释放很慢, 组织的纵向弛豫所需时间就很长。磁共振物理学中, 常把质子周围的分子称为晶格, 因此纵向弛豫也称自旋-晶格弛豫。不同的组织由于质子周围的分子自由运动频率不同, 其纵向弛豫速度存在差别, 即 T_1 值不同。人体组织的 T_1 值受主磁场场强的影响较大, 一般随场强的增高, 组织的 T_1 值延长。

(六) 磁共振加权成像 不同的组织存在质子含量 (质子密度)、 T_1 值及 T_2 值的差别, 这是 MRI 能够显示正常解剖结构及病变的基础。

1. “加权”的含义 所谓加权即“突出重点”的意思, 也即重点突出某方面特性。之所以要加权是因为在一般的成像过程中, 组织的各方面特性 (例如: 质子密度、 T_1 值、 T_2 值) 均对 MR 信号有贡献, 几乎不可能得到仅纯粹反映组织一个特性的 MR 图像, 但可以利用成像参数的调整, 使图像主要反映组织某方面特性, 而尽量抑制组织其他特性对 MR 信号的影响, 这就是“加权”。 T_1 加权成像 (T_1 -weighted imaging, T_1 WI) 是指这种成像方法重点突出组织纵向弛豫差别, 而尽量减少组织其他特性, 如横向弛豫等对图像的影响; T_2 加权成像 (T_2 -weighted imaging, T_2 WI) 重点突出组织的横向弛豫差别; 质子密度 (proton density, PD) 图像则主要反映组织的质子含量差别。

2. 质子密度加权成像 质子密度图主要反映不同组织间质子含量的差别。质子密度图很容易实现, 以甲、乙两种组织为例, 甲组织质子含量高于乙组织, 进入主磁场后, 质子含量高的甲组织产生的宏观纵向磁化矢量大于乙组织; 90° 脉冲后甲组织产生的旋转宏观横向磁化矢量就大于乙组织, 这时马上检测 MR 信号, 甲组织产生的 MR 信号将高于乙组织。即质子密度越高, MR 信号强度越大, 这就是质子密度加权成像。

3. T_2 加权成像 T_2 WI 主要反映组织横向弛豫的差别。以甲、乙两种组织为例, 假设这两种组织质子密度相同, 但甲组织的横向弛豫比乙组织慢 (即甲组织的 T_2 值长于乙组织), 进入主磁场后由于质子密度一样, 甲、乙两种组织产生的宏观纵向磁化矢量大小相同, 90° 脉冲后产生的宏观横向磁化矢量的大小也相同, 不马上检测 MR 信号;

甲、乙两种组织的质子将发生横向弛豫，由于甲组织横向弛豫比乙组织慢，到一定时刻，甲组织衰减掉的宏观横向磁化矢量少于乙组织，其残留的宏观横向磁化矢量将大于乙组织，这时检测 MR 信号，甲组织的 MR 信号强度将高于乙组织，这样就实现了 T_2 WI。在 T_2 WI 上，组织的 T_2 值越大，其 MR 信号强度越大。

4. T_1 加权成像 T_1 WI 主要反映组织纵向弛豫的差别。还是以甲、乙两种组织为例，假设这两种组织质子密度相同，但甲组织的纵向弛豫比乙组织快（即甲组织的 T_1 值短于乙组织）。进入主磁场后由于质子密度一样，甲、乙两种组织产生的纵向磁化矢量大小相同， 90° 脉冲后产生的宏观横向磁化矢量的大小也相同。射频脉冲关闭后，甲、乙两种组织将发生纵向弛豫，由于甲组织的纵向弛豫比乙组织快，过一定时间以后，甲组织已经恢复的宏观纵向磁化矢量将大于乙组织。由于接收线圈不能检测到这种纵向磁化矢量的差别，必须使用第二个 90° 脉冲。第二个 90° 脉冲后，甲、乙两组织的宏观纵向磁化矢量将发生偏转，产生宏观横向磁化矢量，因为这时甲组织的纵向磁化矢量大于乙组织，其产生的横向磁化矢量也将大于乙组织，这时马上检测 MR 信号，甲组织产生的 MR 信号将高于乙组织，这样就实现了 T_1 WI。在 T_1 WI 上，组织的 T_1 值越小，其 MR 信号强度越高。

二、MRI 设备

磁共振检查仪是一个综合的复杂系统，主要由主磁体、梯度磁场、射频磁场和计算机控制部分组成。这些装置完成 MR 信号产生、探测与编码、数据处理、图像重建、显示与存储等功能。

（一）主磁体 MRI 磁体有常导型、超导型和永磁型三种，不同类型的磁体直接关系到磁场强度、均匀度和稳定性及 MRI 的图像质量。超导型磁体磁场强度一般为 $0.35 \sim 3.0$ T，用液氦及液氮冷却，是目前最常用的磁体。常导型磁体磁场强度可达 $0.15 \sim 0.3$ T，永磁型的磁体由磁性物质制成的磁砖所组成，较重，磁场强度偏低，最高达 0.3 T。主磁场的强度对图象质量起决定性作用，磁场强度越高，得到的信号强度就越强，图像越佳，同时信噪比越高，但化学位移伪影和磁化伪影增加，高磁场 MRI 扫描仪还可以进行波谱成像。主磁场的均匀度由微调线圈来控制，是机器优劣性的重要指标。

（二）梯度磁场 梯度线圈可以产生梯度磁场，虽然其磁场强度只有主磁场的几百分之一，但梯度磁场为人体 MR 信号提供空间定位的三维编码，梯度磁场由 X、Y、Z 三个梯度磁场线圈组成，并有驱动器，以便在扫描过程中快速改变磁场的方向与强度，迅速完成三维编码。

（三）射频磁场 射频发射器与 MR 信号接收器为射频系统，射频发射器是为了用于临床检查目的发射不同的脉冲序列，以激发人体内氢原子核产生 MR 信号。脉冲停止发射后，人体氢原子核变成一个发射台，MR 信号接受器接收 MR 信号，数字化转换后送入计算机。

(四) 计算机控制系统 主要是对 MRI 系统进行管理控制, 内容包括患者信息的录入, 扫描序列及扫描参数的选择, 控制射频系统及梯度系统的工作, 完成 MRI 信号的采集、数字化转化、数据处理及存储。

第二节 骨关节系统常用的MRI检查序列

随着 MRI 技术的发展, 多种检查序列可以用于骨关节系统疾病的诊断, 因为骨髓腔内含大量脂肪组织, 因此脂肪抑制序列的应用显得非常重要, 需作为骨关节系统检查中的常规序列。目前弥散加权成像、灌注成像及波谱成像在骨关节系统中的应用日益增加, 其能够为该系统病变的正确诊断提供更加丰富的信息。

一、自旋回波 (spin echo, SE) 序列

自旋回波序列是目前骨关节系统最基本的成像序列。其基本过程是先发射一个 90° 的射频脉冲 (RF), 间隔至数 10 毫秒, 再发射一个 180° 的聚焦 RF, 再间隔 10 ~ 100 毫秒或 100 毫秒以上, 可收集 MR 信号。应用该序列可通过调整 TR 及 TE 值, 来重点强调氢质子密度、 T_1 弛豫时间或 T_2 弛豫时间在成像中的作用。图像对比若要突出组织的 T_1 弛豫时间, 可用短 TR、短 TE, 这在骨成像中有相当突出的优势。脂肪组织的 T_1 值较短, 所以黄骨髓的信号强度高, 可与红骨髓及病灶形成鲜明的对比, 图像解剖结构也可清晰显示。长 TR、长 TE 可形成 T_2 WI, T_2 WI 主要反映组织的 T_2 弛豫时间。由于骨髓腔内红骨髓与黄骨髓的 T_2 值接近, T_2 WI 对比较差。骨及骨髓病变 T_2 值较长, T_2 WI 病灶与黄骨髓信号强度接近, 区别较为困难。因此 SE 序列 T_1 WI 是骨关节系统常规的检查序列。

二、梯度回波 (gradient echo, GE) 序列

最常用的序列有稳定态梯度重聚焦采集 (GRASS, gradient recalled acquisition in steady state), 稳定进动快速成像 (FISP, fast imaging with steady precess), 快速小角度激发成像 (FLASH, fast low-angle shot)。GE 序列的原理是利用小于 90° 的 RF 使磁化矢量的翻转角小于 90° , RF 撤出后, 在读出梯度上质子旋进随时间同步化, 这样利用梯度聚焦取代 180° 聚焦 RF, 产生梯度回波信号。图象的对比度取决于 T_1 、 T_2 、翻转角度、TR、TE 等参数。基本的 GE 序列有扰相位和稳定进动脉冲序列两种。GE 序列扰相位使用的 TR 较短, 每一次小角度脉冲激励采样后, 仍保留相当的横向磁化矢量, 在下一个脉冲激励前, 在层面选择方向施加扰相位的梯度场或射频脉冲, 去除横向磁化矢量, 这样每次 RF 激励前, 均无横向磁化矢量, 可阻止 T_2 稳定状态蓄积, 仅纵向磁化矢量达到稳定状态, 可获得 T_1 WI 对比图像。SE 序列 T_2 WI 反映的主要是组织的 T_2 值不同,

对于 GE 序列来讲, 回波幅度降低反映的是磁场不均匀及 T_2 所引起的去相位, 这种综合作用引起的信号减弱称为 T_2 。稳定进动序列每个成像梯度的净效果在各个 TR 周期是恒定的, 纵、横向磁化矢量均达到稳定状态并形成稳定的信号。这个序列的结构使每个周期开始前横向磁化矢量均不为零。如所有 TR 成像组织 T_2 短, 稳定状态 MXY 常较大, 增加了图像对比中的 T_2 作用成分。

三、快速自旋回波 (fast spin echo, FSE) 序列

FSE 序列是指 90° 射频脉冲后, 连续发射数个 180° 脉冲, 产生数个回波 (称回波链), 采用 K 空间技术, 形成一帧图像, 可显著缩短成像时间。多个回波的使用, 使质子的横向弛豫对磁共振信号的贡献明显加大, 信号的强弱反映出质子 T_2 弛豫时间的长短。因此 FSE 序列具有明显的 T_2 加权性质, 越在后面的回波, T_2 加权的比重越大, 液体信号很强。若得到的是多幅图像, 则前几幅是质子密度加权像, 后几幅是 T_2 加权像。

四、脂肪抑制 (fat suppression) 序列

常用的脂肪抑制技术包括: STIR (short time inversion recovery)、chemical saturation、opposed-phase、Dixon and Chopper、hybrid methods。

1. 短时间翻转恢复序列 (STIR) STIR 是最简单的脂肪抑制技术, 成像原理是先施加 180° 脉冲, 使纵向磁化倒置, 选择特定的弛豫时间, 使某组织的纵向磁化为零, 此时即使施加一个 90° 脉冲, 该组织亦不能产生横向磁化, 出现信号缺失, 该时间称为翻转恢复时间, 用 TI 来表示, 此点称作零点 (null)。STIR 的信号强度

$$SI = K \times N(H) (e^{-TE/T_2}) [1 - 2(e^{-TI/T_1}) + e^{-TR/T_1}],$$

上式中, K 为常数, N(H) 为氢质子密度, T_1 为纵向弛豫时间, T_2 为横向弛豫时间, TI 为翻转恢复时间。当 SI 等于零时,

$$TInull = T_1 \times \ln[1/2 (1 + e^{-TR/T_1})],$$

当 $TR \gg T_1$ 时, $TInull = T_1 \times \ln 2$, 所以 TI 约等于组织 T_1 值的 69%。若欲抑制脂肪组织, TI 就是其纵向弛豫时间。TI 又依赖于场强, 场强高则 T_1 长。脂肪的 T_1 非常短, 各种文献报道并不一致, 当场强为 1.5 T 时约 250 ms, 1.0 T 时约 180 ms。此外, 零点值还取决于 TR 的长短。

2. 化学饱和法 (Chemical Saturation) 该法使用较为广泛。是在无梯度场的条件下, 以窄频带脉冲优先激发脂肪 (优先于水), 并用附加的梯度场使脂肪信号相位分散, 然后立刻使用所选择的脉冲序列。脂肪组织中氢质子的进动频率比水中质子要低, 当场强为 1.5 T 时, 约为 220 Hz, 称之为化学位移。该过程可简单描述为: 在 TR 间期, 用选择性的预饱和序列破坏脂肪中的氢质子在纵向磁场上的排列, 在 TR 期间, 施加 90° 的射频激励脉冲, 脂肪组织没有足够的时间恢复, 所以只有较少的脂肪发生横向磁化, 脂肪组织出现抑制。

3. 反相位 (opposed-phase) 反相位成像是根据水和脂肪在外磁场的作用下, 共