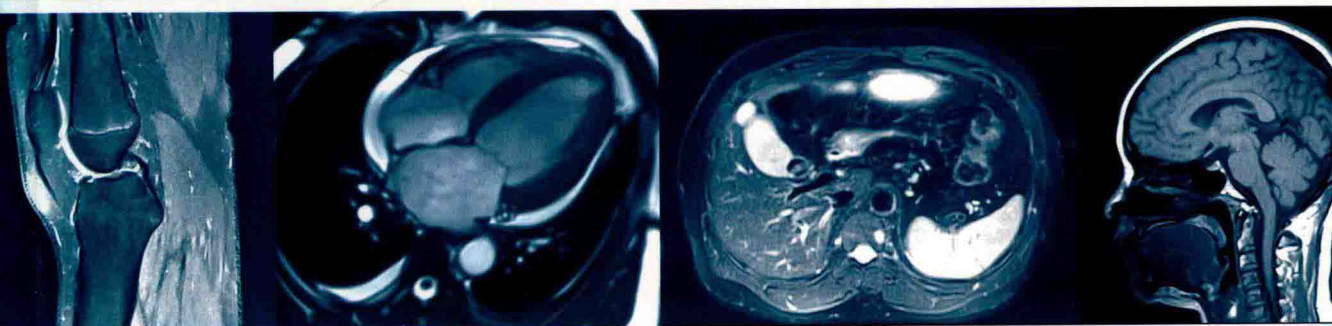


兰州大学教材建设基金资助项目

磁共振成像诊断学

MAGNETIC RESONANCE IMAGING DIAGNOSIS

雷军强 窦 郁 主编



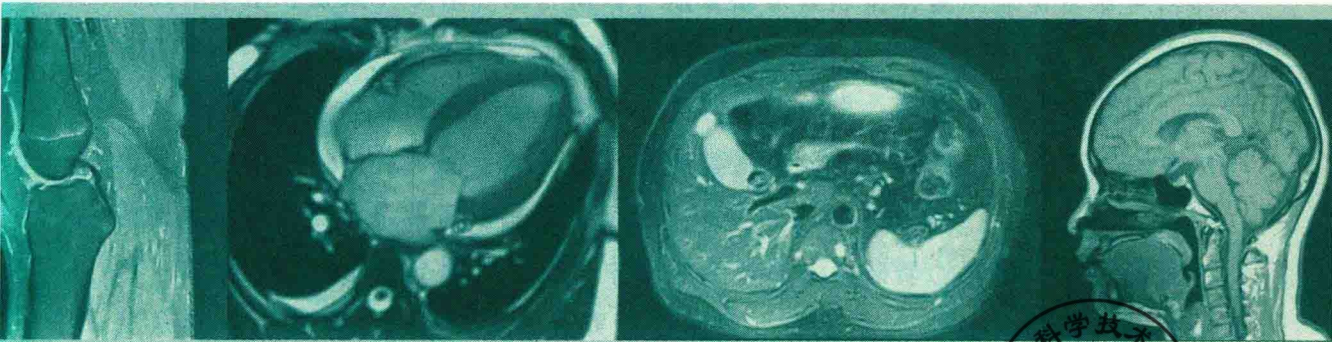
兰州大学出版社
LANZHOU UNIVERSITY PRESS

兰州大学教材建设基金资助项目

磁共振成像诊断学

MAGNETIC RESONANCE IMAGING DIAGNOSIS

雷军强 窦 郁 主编



兰州大学出版社
LANZHOU UNIVERSITY PRESS

图书在版编目(CIP)数据

磁共振成像诊断学 / 雷军强, 窦郁主编. -- 兰州 :
兰州大学出版社, 2019. 1
ISBN 978-7-311-05563-9

I. ①磁… II. ①雷… ②窦… III. ①核磁共振成像
IV. ①R445.2

中国版本图书馆CIP数据核字(2019)第022002号

策划编辑 宋 婷
责任编辑 郝可伟
封面设计 陈 文

书 名 磁共振成像诊断学
作 者 雷军强 窦 郁 主编
出版发行 兰州大学出版社 (地址:兰州市天水南路222号 730000)
电 话 0931-8912613(总编办公室) 0931-8617156(营销中心)
0931-8914298(读者服务部)
网 址 <http://press.lzu.edu.cn>
电子信箱 press@lzu.edu.cn
印 刷 甘肃春宇印务有限公司
开 本 787 mm×1092 mm 1/16
印 张 29.5(插页4)
字 数 732千
版 次 2019年2月第1版
印 次 2019年2月第1次印刷
书 号 ISBN 978-7-311-05563-9
定 价 69.00元

(图书若有破损、缺页、掉页可随时与本社联系)

磁共振成像诊断学

MAGNETIC RESONANCE IMAGING DIAGNOSIS

主 审 郭顺林 冯 骥

主 编 雷军强 窦 郁

副主编 张春雨 殷 亮

编 者 (按照姓名汉语拼音顺序排名)

陈 勇 (兰州大学第一医院)

陈梓娴 (兰州大学第一医院)

窦 郁 (兰州大学第一医院)

雷军强 (兰州大学第一医院)

刘 鹏 (甘肃省肿瘤医院)

李芸芝 (甘肃省妇幼保健院)

郭吉刚 (兰州大学第一医院)

龚 瑞 (宁夏医科大学总医院)

王 刚 (兰州大学第一医院)

王 琳 (甘肃中医药大学附属医院)

王正盛 (甘肃省康复中心医院)

殷 亮 (兰州大学第一医院)

张春雨 (甘肃卫生职业学院)

张 皓 (兰州大学第一医院)

张 静 (兰州大学第二医院)

张云海 (青海省人民医院)

周 晟 (甘肃省中医院)

前 言

磁共振成像 (Magnetic resonance imaging, MRI) 是核磁共振 (Nuclear magnetic resonance imaging, NMR) 现象在医学上的应用。MRI 不涉及 X 射线, 具有多参数、多序列、多方位成像且有良好的软组织对比度和较高的空间分辨率等特点, 用于身体各系统、各部位的形态学诊断、功能及分子成像研究。自 20 世纪七八十年代应用于临床以来, 日益受到临床与科研工作者的青睐, 已成为临床和科研工作中不可或缺的成像方法。同时, 随着临床诊疗对功能成像需求增多, 以及 MRI 技术研发的深入, MRI 新的检查序列和后处理软件不断涌现。

精准医学, 影像先行, 基于 MRI 检查的广泛使用、新技术的不断面世, 我们编写了《磁共振成像诊断学》一书, 在借鉴前辈经验的同时, 也补充了一些 MRI 新概念、新分类及新共识等, 希望读者从中受益, 有所提高。

本书总共十章, 分别为总论、中枢神经系统、头颈部、胸部、循环系统、消化系统、泌尿系统、生殖系统和腹膜后间隙、骨关节与软组织病变、脊柱与脊髓, 介绍了磁共振成像原理和相关概念、MRI 检查技术、图像的特征与信号解读、MRI 在疾病诊断中的应用、MRI 伪影以及安全性问题。

本书在编写上紧密结合临床实践, 以临床应用为导向, 旨在提高实用性, 总论部分介绍了 MRI 的成像原理, 作为解读 MRI 信号的基础; 各论每章内容包括检查技术、正常及异常表现, 疾病的病因、病理及临床、MRI 表现特点、诊断及鉴别诊断。编撰上力求深入浅出, 图文并茂, 语言通俗易懂, 希望读者易于理解与获益。

本书旨在为初学者提供一条系统学习 MRI 原理及诊断的便捷通道, 使他们在短期内获得 MRI 诊断疾病的基础知识、要点和注意事项。本书主要供医学影像专业学生、临床医学学生、研究生、进修医生、住院医师及磁共振成像技术员使用, 对涉足 MRI 应用或培训的医院各专业临床医师、大专院校教师和其他专业人员也会有所裨益。

本书得到了兰州大学教材建设基金的支持。本书编者均工作在临床一线，编写过程中倾注了他们大量心血与经验。郭顺林教授、冯骥教授对本书进行了精心评审，并提出了许多宝贵意见；本书编者、兰州大学第一医院放射科的各位同仁和研究生对本书的文字修订、校审和编辑方面给予了很多帮助，在此一并致以衷心的感谢。

由于我们水平有限，经验不足，书中难免有疏漏之处，敬请读者和学界同道不吝赐教，批评指正。

雷军强 窦 郁

2018年12月

目 录

第一章 总论	001
第一节 MRI概况	001
第二节 MRI系统的组成	003
第三节 MRI原理	010
第四节 MRI序列	016
第五节 特殊成像技术	021
第六节 功能MRI及MRI新技术	028
第七节 MRI质量控制	031
第八节 MRI对比剂	042
第九节 正常及病理组织的磁共振影像特点	045
第十节 MRI检查适应症及禁忌症	045
第二章 中枢神经系统	047
第一节 MRI检查技术	047
第二节 正常颅脑MRI表现与异常颅脑MRI表现	053
第三节 肿瘤	055
第四节 颅脑损伤	090
第五节 脑血管疾病	101
第六节 颅内感染性疾病	113
第七节 颅脑先天性畸形及发育异常	124
第八节 脑变性疾病	131
第九节 脱髓鞘疾病	133

第三章 头颈部	136
第一节 MRI检查技术	136
第二节 正常MRI表现	137
第三节 眼和眼眶	143
第四节 鼻和鼻窦	150
第五节 咽喉部	157
第六节 耳部	164
第七节 腮腺及颈部	169
第四章 胸部	176
第一节 检查方法	176
第二节 胸部正常MRI表现	176
第三节 肺部病变	177
第四节 纵隔病变	177
第五节 胸膜、胸壁病变	180
第六节 乳腺	181
第五章 循环系统	190
第一节 心脏	190
第二节 大血管	223
第六章 消化系统	228
第一节 检查方法	228
第二节 正常MRI表现	229
第三节 异常MRI表现	230
第四节 肝脏病变	232
第五节 胆系病变	256
第六节 胰腺	267
第七节 脾脏	277
第八节 消化道	285

第七章 泌尿系统	290
第一节 MRI 检查方法	290
第二节 正常 MRI 表现	290
第三节 泌尿系统先天发育异常	293
第四节 泌尿系统结石	299
第五节 泌尿系统感染性病变	300
第六节 泌尿系统肿瘤	303
第七节 肾脏囊性病变	314
第八章 生殖系统和腹膜后间隙	318
第一节 检查方法	318
第二节 女性生殖系统	319
第三节 男性生殖系统病变	338
第四节 肾上腺病变	340
第五节 腹膜后间隙肿块	347
第九章 骨关节与软组织病变	355
第一节 MRI 检查方法	355
第二节 正常 MRI 表现	359
第三节 骨原发性恶性肿瘤	362
第四节 良性骨肿瘤及骨肿瘤样病变	370
第五节 转移性骨肿瘤	378
第六节 骨化脓性感染	379
第七节 外伤与缺血性坏死	382
第八节 软组织肿瘤	387
第九节 骨髓源性肿瘤	397
第十章 脊柱与脊髓	401
第一节 MRI 检查技术	401
第二节 正常脊柱与脊髓 MRI 表现	402

第三节 脊柱和脊髓先天畸形	404
第四节 脊柱病变	417
第五节 椎管肿瘤	432
第六节 脊柱与脊髓外伤	441
第七节 椎管内血管畸形	445
参考文献	450
中英文专业词汇对照索引	455
彩插	463

第一章 总论

第一节 MRI概况

一、MRI的定义及发展

(一) MRI的定义

NMRI (nuclear magnetic resonance imaging) 即核磁共振, 为避免与核医学中放射成像相混淆, 现将核磁共振成像统一称为磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI)。

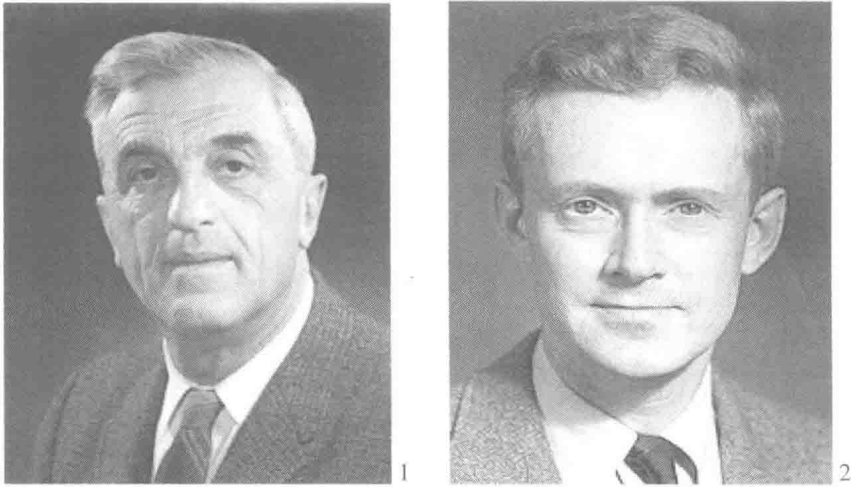
磁共振成像是利用射频脉冲 (radio frequency, RF) 对置于磁场中的含有自旋不为零的原子核的物质进行激发, 发生磁共振, 用感应线圈采集磁共振信号, 按一定数学模型进行重建处理而成的一种数字成像技术。

含有偶数质子或中子的原子核, 如 ^{16}O 、 ^{12}C 等, 其自旋和磁矩都成对地相互抵消, 故整体上不呈现磁场; 含有单数质子、单数中子或两者均为单数的原子核 (如 ^1H 、 ^{13}C 、 ^{19}F 、 ^{31}P 等) 具有自旋及磁矩的物理特性, 可产生净自旋, 自旋原子核在人体内的含量及该原子核产生共振的敏感性和难易程度是原子核能否用于临床 MRI 的标准。目前, 临床所用 MRI 图像通常指 ^1H 的 MRI 图像, 一方面 ^1H 是人体内最多的元素, 另一方面 ^1H 有很强的磁敏感性, 很容易产生共振, 虽然目前 MRI 仅使用 ^1H 成像, 其他原子核 (如 ^{13}C 、 ^{19}F 、 ^{31}P 等) 也可用于临床磁共振波谱 (magnetic resonance spectroscopy, MRS)。

(二) MRI的发展

1946年, 由 Bloch 教授领导的美国加州斯坦福大学研究小组和 Purcell 教授领导的哈佛大学研究小组同时发现了核磁共振现象。由于这一发现在物理、化学、生物化学、医学上具有重大意义, 因此两人于 1952 年获得诺贝尔物理学奖。1946—1972 年, NMRI 主要用于有机化合物的分子结构分析, 即磁共振波谱分析。1971 年, 美国纽约州立大学的 Damadian 教授在《Science》杂志上发表了《NMRI 信号可检测疾病》和《癌组织中氢的 T_1 延长》等论文。1973 年, 美国人 P. C. Lauterbur 用反投影法第一次完成了 MR 的实验室模拟成像工作, 即仿真模块的二维磁共振图像。直到 20 世纪 70 年代后期, 对人体的 MRI 才获得成功。1978 年, 英国第一台头部 MRI 设备投入临床使用; 1980 年, 全身的 MRI 设备研制成功; 1984 年, 美国 FDA 正式批准 MRI 应用于临床; 1985 年, 中国首次引进 MRI 设备。1989 年, 安科公司生产出我国第

一台永磁型磁共振成像机。1993年，功能MRI（fMRI）得到发展，该技术可将人脑各部位的功能信息图像化。



1. Bloch; 2. Purcell

图1-1 Bloch教授和Purcell教授

二、MRI的特点及局限性

（一）MRI的特点

1. 多参数成像，可提供丰富的诊断信息

MRI信号强度与组织的弛豫时间、氢质子的密度、血液（或脑脊液）流动、化学位移及磁化率有关，其中弛豫时间对图像对比起了重要作用，成为区分不同正常组织、正常组织与病变组织的主要诊断基础。由于MRI信号是多种组织特征参数的可变函数，所反映的病理生理基础较CT（仅有密度一个参数）更广泛，MRI的多参数成像为临床提供了更多的诊断信息。在MRI诊断中，影像对比基于 T_1 对比、 T_2 对比、质子密度对比、 T_2^* 对比、相位对比、扩散对比、磁化传递对比、流动静止对比、流速对比等。

2. 多方位成像，使从三维空间上观察人体图像成为现实

自线性梯度场应用于MRI系统后，就再用旋转或移动病人的方法来获得扫描层面，而是用 G_x 、 G_y 、 G_z 三个梯度或者三者的任意组合来确定层面，即实现了所谓的空间定位。因此，MRI可在不改变病人体位的情况下获得人体横断面、冠状面、矢状面及任何方位断面的图像，有利于病变的三维定位及解剖结构的完整、连续显示，使从三维空间上观察人体图像成为现实。

3. 组织特异性成像，可选择性提高组织的成像对比

MRI可通过使用特殊的脉冲序列特异地显示水、脂肪、软组织、软骨和流体等组织，如水成像技术用于显示静态或缓慢流动液体；也可采用不同的脉冲序列特异地显示某种病理组织，监测病理演变过程，如血肿不同时期的演变过程，提高了组织成像对比。

4. 功能成像

磁共振功能成像（functional MRI, fMRI）有广义和狭义之分，广义的磁共振功能成像包括：扩散加权成像（diffusion weighted imaging, DWI）、扩散张量成像（diffusion tensor imaging, DTI）、灌注加权成像（perfusion weighted imaging, PWI）、磁共振波谱分析（magnetic

resonance spectroscopy, MRS)、基于血氧水平依赖 (blood oxygenation level-dependent, BOLD) 的脑功能成像等。狭义的磁共振功能成像仅指血氧水平依赖性成像。磁共振功能成像是目前唯一能对人体的组织代谢、生化环境和功能变化进行无创性检查的方法。

5. 无气体和骨伪影的干扰

后颅凹病变等清晰可见。

6. 无电离辐射

MRI 系统应用短波或超短波的电磁波, 其波长在 1 m 以上 (小于 300 MHz), 无电离辐射损伤。从成像所用的频率来看, 尽管 MRI 系统的峰值功率可达千瓦数量级, 但平均功率仅为数瓦, 完全低于推荐的非电离辐射的安全标准。可见, MRI 是一种安全的检查方法, 是一种可常规应用于婴幼儿及孕妇的影像检查方法。

(二) MRI 的局限性

1. 成像速度慢;
2. 对钙化灶和骨皮质病灶不够敏感;
3. 图像易受多种伪影影响;
4. 禁忌症多;
5. 定量诊断困难。

第二节 MRI 系统的组成

MRI 系统主要由以下四部分构成: 主磁体系统、梯度磁场系统、射频系统、计算机及图像后处理系统。各系统间相互连接, 由计算机控制、协调。

一、主磁体系统

(一) 主磁体系统的组成

主磁体系统主要由磁体线圈、匀场线圈、梯度线圈及体线圈组成, 如图 1-2-1 所示。

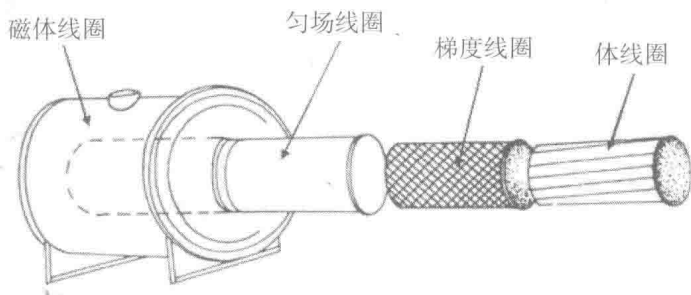


图 1-2-1 主磁体系统

(二) 主磁体的主要性能指标

主磁体的主要性能指标是磁场强度、磁场均匀度、磁场的稳定性及磁体孔径大小等, 这

些性能指标直接影响图像质量。

1. 磁场强度

应用于临床的MRI扫描仪主磁体强度大多为0.15~3.0 T。磁场强度越高，组织的磁化强度越高，产生的磁共振信号强度越高。在一定范围内，磁场强度越高，图像的信噪比越大，信噪比近似与磁场强度呈线性关系。但高场强也有一些不利因素，例如在高场强中化学位移伪影较明显，对运动较敏感而更易产生伪影。

2. 磁场均匀度

磁场均匀度由磁体本身的设计和外部环境决定，磁体的成像区域越大，所能达到的磁场均匀度越低。

3. 磁场的稳定性

磁场的稳定性是衡量磁场强度随着时间而漂移程度的指标，在成像序列周期内磁场强度的漂移对重复测量的回波信号的相位产生影响，导致图像失真、信噪比下降。磁场的稳定性与磁体的类型和设计的质量密切相关。

4. 磁体孔径

磁体的孔径大小限制着被检查者的体型尺寸大小，延伸到磁体外部的磁场的范围亦与孔径大小及磁场强度有关。在磁场的延伸范围内，电子仪器对磁场均匀度及其本身的磁场产生破坏作用。为限制磁场向外部延伸及外部磁场的影晌，一般采用各种屏蔽措施。

任何磁体都不会产生绝对均匀的磁场，故使用匀场线圈，以补偿因不可控制的环境因素及其他不可避免的因素引起的磁场不均。匀场线圈位于磁体中心，梯度线圈外，多由铌钛(NbTi)合金制成。

(三) MRI设备主磁体类型

主磁体是MRI系统的核心部分之一，其功能是提供主磁场。磁共振根据磁场强度不同，分为：低场(<0.5 T)、中场(0.5~1.0 T)、高场(1.0~2.0 T, 1.5 T为代表)、超高场(>2.0 T, 3.0 T为代表)四种类型，如图1-2-2所示；根据主磁体类型分为：永磁型、常导型、超导型。

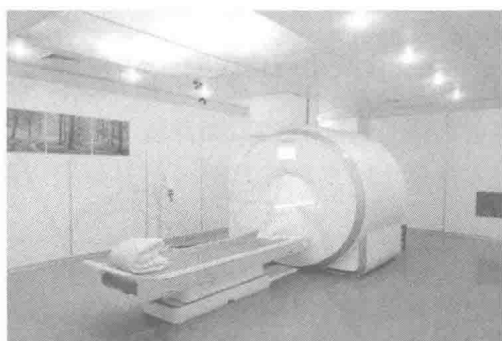
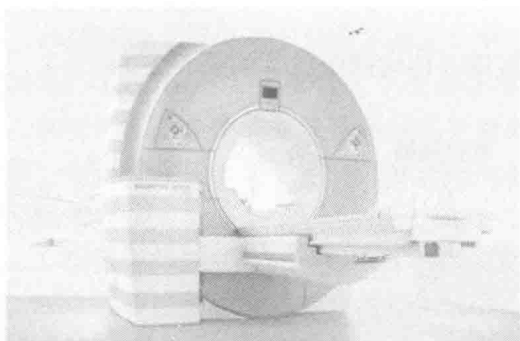


图1 1.5 T高场强磁共振设备；图2 3.0 T超高场磁共振设备

图1-2-2 不同场强的磁共振设备

1. 永磁型磁体

(1) 构成

由具有铁磁性的永磁材料构成。

(2) 优点

磁场强度衰减极慢，几乎永久不变；运行维护简单，无水电消耗；磁力线闭合，磁体漏磁少；射频线圈制作简便，线圈效率高。

(3) 缺点

磁场强度限制，目前最大场强仅0.4 T；且磁体庞大、笨重；磁场均匀度受环境温度影响大，磁场稳定性较差。周围环境发生变化就会导致磁场均匀度被破坏，使图像质量下降。

2. 常导型磁体

(1) 构成

由电流通过导线产生磁场，其磁力线与受检人体长轴平行。此型磁体大致可分为三种：空心磁体、铁心磁体和电磁永磁混合型磁体。

(2) 优点

常导型磁体制造安装容易，造价低廉，质量小，可关闭，磁场线圈易于维护。

(3) 缺点

磁场均匀性和稳定性较差，受室温影响大，必须水冷却维持其运行，故运行费用高，且其磁场强度亦较低，一般不超过0.5 T。

3. 超导型磁体

(1) 构成

超导型磁体是由电流通过导线产生磁场，与常导型磁体的主要差别在于导线由超导材料制成并置于液氮之中。超导体的电磁线圈的工作温度在绝对温标4.2 K的液氮中获得，此时线圈处于超导状态，没有电阻。

超导型磁体配有一个励磁电源，励磁电流从励磁电源发出通过超导型磁体线圈循环流动，当电流上升到使磁场建立起预定的场强时，超导型磁体开关闭合，励磁电源断开，电流在闭合的超导线圈内几乎无衰减地循环流动，产生稳定、均匀、高场强的磁场。

(2) 优点

磁场强度高，临床常用的一般为1.5~3.0 T，超导型磁体的磁场稳定而均匀，几乎不受环境温度的波动影响，成像质量高，能进行磁共振波谱分析及功能磁共振成像等一些研究项目。

(3) 缺点

维持运行费用较高，需消耗一定量的液氮；工艺复杂，造价昂贵；特殊情况下具有发生失超的危险，如线圈温度超过8K时。所谓失超，即超导体变为导体，温度急剧升高，液氮大量挥发，磁场强度迅速下降，不过，现代磁体的设计使运行中失超的可能性极小。

(四) 励磁

励磁，又叫充磁，是指超导型磁体系统在励磁电源的控制下逐渐给超导线圈施加电流，从而建立预定磁场的过程。励磁一旦成功，超导型磁体就将在不消耗能量的情况下提供强大的高度稳定的匀强磁场。对于超导型磁体，成功励磁的首要条件是建立稳定的超导环境，其次是要有一套完善的控制系统，其输出电流大，精度高，重复性好。

励磁前的主要准备工作是：

①补充制冷剂，因为励磁时液氮的挥发比较多；

- ②建立磁体间的安全体系，对控制电路，尤其是失超开关进行检验；
- ③安装磁场测控设备，连接好高斯计，便于在励磁过程中动态地对磁场进行监测；
- ④清理现场，移走磁体周围的一切铁磁性物体；
- ⑤设置警示标志，防止有心脏起搏器的病人误入。

（五）匀场

励磁结束后，获得的磁场叫基础磁场，基础磁场未经任何匀场处理，均匀性较差，需要进行匀场（shimming）。匀场分为无源匀场和有源匀场。

无源匀场（passive shimming）是指在磁体孔内壁上贴补专用的小铁片（也叫匀场片），以提高磁场均匀性的方法，因其在匀场过程中不使用有源器件，因而称为无源匀场。对于超导磁体，应在去磁的情况下进行操作，以增加其安全性。无源匀场的一般过程为：励磁→测量场强数据→计算匀场参数→去磁→贴补小铁片匀场。这一过程要反复进行多次，因此反复的励磁和去磁将会挥发大量液氮。

有源匀场（active shimming）是指通过适当调整匀场线圈的电流强度，使其周围的局部磁场发生变化来调节主磁场以提高磁场整体均匀性的过程，经过有源匀场通常可获得高度均匀的成像空间。

（六）磁屏蔽

磁屏蔽（magnetic shield），就是用高饱和度的磁性材料来包容容积内的磁力线。它不仅可防止外部铁磁性物质对磁体内部均匀性的影响，还能大大减弱磁屏蔽外部杂散磁场的分布。磁屏蔽可分为有源和无源两种。有源屏蔽（active shield）是指由一个线圈或线圈系统组成的屏蔽线圈形成磁屏蔽，屏蔽线圈通以反向电流以产生反向磁场来抵消工作磁场的杂散磁场，达到屏蔽的目的。无源屏蔽（passive shield）使用的是铁磁性屏蔽体，因不使用电流源而得名。

根据屏蔽范围的不同，无源屏蔽可分为三种：

- （1）房屋屏蔽：即在磁体间的四壁、地基和天花板中镶入几毫米厚的镀锌钢板或铜箔而构成磁屏蔽间的屏蔽方法；
- （2）定向屏蔽：如果杂散磁场的分布仅在某个方向上超出了规定的限度，则可只在对应方向的墙壁中安装屏蔽物，形成杂散场的定向屏蔽；
- （3）自屏蔽：指仅在磁体周围安装屏蔽体的屏蔽方法。

（七）射频屏蔽

磁共振射频单元按照拉莫尔频率发射射频（RF）脉冲，RF脉冲极易干扰邻近的无线电设备，同时，线圈接收的磁共振信号功率为纳瓦级，又容易受干扰而湮没。因此，磁体间需安装有效的RF屏蔽。常见的RF屏蔽是将铜板或不锈钢板镶嵌于磁体间的四壁、地板及天花板内，以构成一个完整的、密封的RF屏蔽体。各屏蔽体间的接缝应当全部叠压，并用氩弧焊、无磁螺钉等工艺连接。各屏蔽体还需进行防潮、防腐和绝缘处理。观察窗的玻璃采用铜丝网屏蔽体，进出磁体间的电源线、信号线均应通过滤波板以有效抑制RF干扰。所有进出磁体间的送风管、回风口和氦气回收管等穿过RF屏蔽时必须通过相应的波导管。整个屏蔽体须通过一点单独接地，且其接地电阻要小于规定值。

二、梯度系统

(一) 梯度系统和梯度磁场的组成

梯度系统的组成包括梯度线圈和梯度电源两部分。

1. 梯度线圈 (见图 1-2-3)

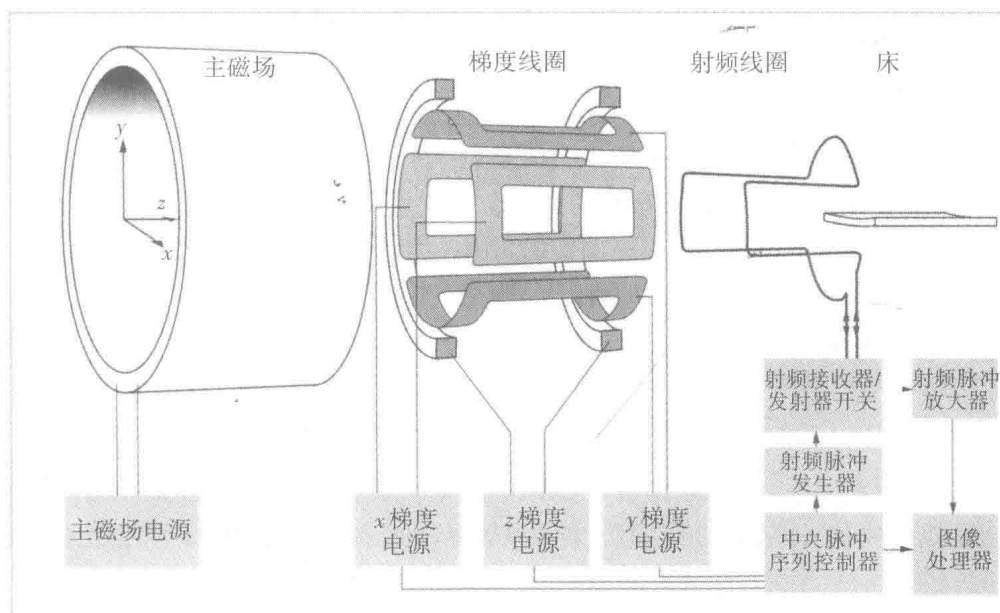


图 1-2-3

梯度线圈绕在主磁体和匀场补偿线圈内，它由三组线圈组成，梯度场的方向按 x 、 y 、 z 三个基本轴线方向设计，这三个方向的任何一个梯度场均可提供层面选择梯度、相位编码梯度、频率编码梯度三项作用之一，而这三个方向的梯度场的联合使用可获得任意斜面的图像。

2. 梯度电源

每组梯度线圈都有它们各自的驱动电源，在计算机控制下随时开关，精确调节供应给线圈的电源，以便获得精确的梯度磁场。

(二) 梯度磁场的性能指标

1. 梯度场强

按照拉莫尔方程 $\omega = \gamma \cdot B_0$ ，质子的共振频率等于磁旋比与静磁场强度的乘积。因此，静磁场的轻微变化必然使受检组织的共振频率随之产生变化。在固定的静磁场上附加一个线形的梯度场，虽然该梯度场相对于静磁场来说非常微弱，但还是会使受检体形成不同共振频率的空间分布坐标。例如在 1.5 T 的主磁体场强下，由于梯度线圈绕向相反，其梯度场分别为 +25 Gs 和 -25 Gs。因此，在磁体孔径内一端的场强为 15025 Gs，另一端则为 14975 Gs。

质子在 15000 Gs 场强下旋进频率为 63.87 MHz。选择不同频率的射频脉冲可选择相应层面的组织。改变梯度场强和射频脉冲的带宽，就可选择层面厚度。在 x 、 y 、 z 三个方向上施加梯度场可对冠状面、矢状面和横断面进行层面选择，如其中之一用于层面选择梯度，则另两个分别用于相位编码和频率编码。相位编码与频率编码可对每个体素进行空间定位，每个体