

# 核磁共振成像仪 ——构造原理和物理设计

俎栋林 著



科学出版社

# 核磁共振成像仪

## ——构造原理和物理设计

俎栋林 著

科学出版社

北京

## 内 容 简 介

本书系统、全面地介绍核磁共振成像仪总体结构原理和分解部件的工作原理及设计方法,包括主磁体(超导柱形和永磁C形)设计和匀场原理,梯度线圈设计和目标场方法,鸟笼式RF线圈分析方法、设计调试方法,相位阵列线圈退耦方法,成像仪控制系统(MRI谱仪)结构、原理和设计方法,梯度电流放大器设计方法,RF并行发射原理和用于并行发射的RF功率放大器设计方法。另外还详尽地介绍许多特殊MRI设备,包括超高场MRI系统面临的挑战,行波MRI原理,外源性氘129、氦3肺MRI系统,手术导航介入MRI系统,可移动全开放单边非均匀场NMR系统以及魔环磁体匀场目标场方法。

本书适合核磁共振成像仪部件设计研制人员、医学物理和生物医学工程专业教师和学生阅读,也可以作为研究生教材。

### 图书在版编目(CIP)数据

核磁共振成像仪:构造原理和物理设计/俎栋林著. —北京:科学出版社, 2015. 5

ISBN 978-7-03-044187-4

I. ①核… II. ①俎… III. ①核磁共振成像-设备 IV. ①R445. 2

中国版本图书馆CIP数据核字(2015)第089416号

责任编辑:牛宇锋 王晓丽 / 责任校对:桂伟利  
责任印制:张 倩 / 封面设计:蓝正设计

科学出版社出版

北京东黄城根北街16号

邮政编码:100717

<http://www.sciencep.com>

三河市骏杰印刷有限公司印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

\*

2015年5月第一版 开本:720×1000 1/16

2015年5月第一次印刷 印张:25 1/2 插页:8

字数:490 000

定价:135.00元

(如有印装质量问题,我社负责调换)

## 前 言

核磁共振(Nuclear Magnetic Resonance, NMR)仪器分为两大类: NMR 谱仪和 NMR 成像仪。前者主要用于有机化学 NMR 谱分析;后者主要用于医学 NMR 成像诊断。人体 NMR 成像是利用人体水中的氢原子核进行磁共振成像。众所周知,氢核,即质子是稳定原子核,没有任何放射性,所以通常省去“核”字,简称为磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)。

作为大型科学仪器,磁共振成像仪(magnetic resonance imager, 即 MR 成像仪)对于生命科学,犹如粒子加速器对于核物理和高能粒子物理,射电望远镜对于天文学,电子显微镜对于材料科学,是强有力的不可或缺的观察工具。在医学影像仪器中,虽然还有超声、CT、PET 和其他核医学成像工具,但就无辐射、空间定位准确、多参数、多模态、图像质量等综合优势来说,MR 成像仪可以说独占鳌头,受到广泛的青睐,也呈普及趋势。由于 MRI 与人类健康直接相关, MRI 仪器需求量很大。

MRI 技术虽然已经成熟,但还有大量问题亟待解决。随着应用范围的不断扩展,新的课题随即提出,要求技术上能够实现,成为技术不断向前发展的驱动力,并使仪器技术细节不断改进,过去不能实现的功能逐步实现,机器不断更新换代。总之 MRI 技术已经进入“深水区”,前景广阔而深邃。

目前国内市场仍是三大跨国公司(GE、Siemens 和 Philips)的 MRI 产品占大头且垄断高端,但国产 MR 成像仪研制已经取得了长足的进步和可观的成就,低场机器国产化程度已经很高。国产超导 1.5T MRI 商品机已经进入市场,下一个目标是研制 3T MR 成像仪,9.4T MR 成像仪研制已经立项。国内有近二十家 MRI 企业, MRI 业界的梦想是不断缩小民族制造 MR 成像仪技术与国际水平的差距,使国产 MRI 与舶来品并驾齐驱。本书就是在这种背景下,为满足 MR 成像仪研制需要而撰写的,算是抛砖引玉。

MRI 磁体系统的设计主要是电磁场设计,单就梯度和匀场线圈设计来说,目标场方法自从 20 世纪 80 年代在 MRI 领域取得突破后,已经成为线圈磁场设计的主流方法,这是应用电磁理论学科发展的新方向之一。随着计算机和应用数学的发展以及目标场概念的确立,匀场自动化成为现实。行波磁共振概念在 2009 年取得突破,成为超高场 MRI 技术探索方向之一,是微波波导概念在 MRI 领域的创新应用。并行采集线圈加速成像速度、在超高场 MRI 并行发射(RF)匀场都是当前的研究热点,这些 MRI 新发展动向也都代表了应用电磁学学科应用范围的新扩

展。惰性气体氙、氦偏极化肺成像和介入 MRI 都反映了当前 MRI 科学研究的一个侧面。非均匀可移动 NMR 石油测井在国内已经应用,单边 NMR/MRI 技术在高分子领域、有机化学工程、食品工业、建筑材料,甚至考古等领域都有潜在的应用前景,但在国内尚属空白。

国外找不到关于 MR 成像仪的系统专著,许多技术细节可能是跨国公司的秘密,不准备淘汰是不会在杂志上公开发表的。作者根据 MR 成像仪的实际结构和物理原理,查阅了文献上零星发表的关于 MRI 部件(如梯度线圈)设计方法的内容,总结了自己多年研究和教学的经验和成果,也吸取了国内若干个团队研制 MRI 部件取得的公开发表的成果,组织成一个系统的体系,便形成了本书的内容。

本书主要内容是 MR 成像仪硬部件设计原理和方法,第 1 章主要讲 MRI 整机结构的概略介绍;第 2 章主要讲 MRI 主磁体设计原理和方法;第 3 章讲有源匀场线圈设计目标场方法和自动匀场原理;第 4 章主要讲梯度线圈设计原理和方法,以及二阶梯度编码新动向;第 5 章讲鸟笼式 RF 体线圈分析方法、测量、调谐、耦合方法;第 6 章讲表面线圈原理,相位阵列线圈退耦方法;第 7 章主要讲 MRI 谱仪电子学、模块化结构原理,主要芯片功能和工作原理;第 8 章讲梯度放大器原理、RF 功率放大器设计;第 9 章讲超高场 MR 成像仪面临的技术挑战;第 10 章介绍两类特殊 MRI 设备( $^{129}\text{Xe}$ 、 $^3\text{He}$  肺 MRI 和介入 MRI)的原理;第 11 章讲述便携式 NMR/MRI 系统原理和工业应用。

本书是《核磁共振成像学》(高等教育出版社,2004)及修订版《核磁共振成像——物理原理和方法》和《核磁共振成像——生理参数测量原理和医学应用》(北京大学出版社,2014)的续篇,虽然均属物理,但本书更偏重于工程物理设计,主要讲成像仪的构造和硬部件设计原理。

本书着力于理论方法,著述基础是作者近 20 年的 MRI 研究、教学实践,对 MRI 企业、MRI 系统设计的指导经历和体会,指导硕士、博士研究生 MRI 技术研究获得的成果。主要参考文献是国内外杂志公开发表的数百篇文章,北京大学、清华大学、上海华东师范大学和中国科学院有关研究所硕士、博士研究生论文,北京大学博士后出站报告等。

作者

2014 年 7 月 30 日

于北京大学承泽园

# 目 录

## 前言

第 1 章 核磁共振成像仪概论	1
1.1 MR 成像仪总体结构简介	2
1.1.1 磁体部分	2
1.1.2 谱仪电子学部分	4
1.1.3 计算机部分	5
1.2 MRI 主磁体系统简介	6
1.2.1 超导磁体系统	6
1.2.2 永磁磁体系统	9
1.2.3 电磁体	11
1.3 MRI 梯度系统	12
1.3.1 度量梯度线圈优劣的指标	13
1.3.2 超导 MRI 梯度线圈传统结构	13
1.3.3 永磁或电磁 MRI 系统的梯度线圈结构	16
1.3.4 梯度线圈的新发展	17
1.3.5 梯度放大器和开关时间	18
1.3.6 振动伪影的校正	19
1.4 MRI 的 RF 线圈系列	19
1.4.1 RF 线圈的功能和本征物理特性	19
1.4.2 LC 谐振槽路	20
1.4.3 RF 线圈设计考虑要点	22
1.4.4 螺线管及变型螺线管线圈	23
1.4.5 蝶形线圈	23
1.4.6 开放腔式线圈	24
1.4.7 在圆柱内产生横向磁场的线圈	24
1.4.8 鸟笼线圈	26
1.4.9 RF 线圈系列	27
1.4.10 TEM 线圈	27
1.4.11 表面线圈和相位阵列线圈	28
1.5 射频发射/接收系统	29



1.5.1	概述	29
1.5.2	发射/接收(T/R)开关	30
1.5.3	RF线圈的调谐和匹配	32
1.5.4	RF线圈和接收机前置放大器的连接	34
1.5.5	正交混合器和正交调制器	35
1.5.6	发射通道	35
1.5.7	RF功率放大器	36
	参考文献	36
<b>第2章</b>	<b>MRI主磁体设计</b>	<b>39</b>
2.1	轴对称磁场均匀性分析方法	39
2.2	超导MRI主磁体设计思想及方法	42
2.2.1	厚壁螺管亥姆霍兹对	42
2.2.2	高均匀度MRI主磁体设计的数学模型	43
2.2.3	电磁场计算软件和优化算法	46
2.3	六线圈MRI主磁体系统设计	47
2.3.1	相同半径六线圈结构	47
2.3.2	不同内径的六线圈结构	48
2.3.3	铁屏蔽1.5T六线圈MRI磁体设计实例	49
2.4	多层端校正单螺线管MRI磁体设计	52
2.4.1	磁矢势的格林函数展开	52
2.4.2	载流螺线管中心球( $r < a$ )区域内磁矢势的级数表达式	53
2.4.3	端补偿结构	54
2.4.4	多层端补偿结构	55
2.4.5	多子层补偿结构	56
2.5	永磁MRI磁体设计	57
2.5.1	磁体结构设定	57
2.5.2	磁路定理	58
2.5.3	磁场计算和优化的有限元方法	60
2.5.4	磁体几何尺寸的优化	61
2.5.5	匀场设计	62
2.5.6	温控方法	66
	参考文献	67
<b>第3章</b>	<b>匀场线圈设计和自动匀场原理</b>	<b>70</b>
3.1	磁标势球谐函数展开和解析匀场概念	70
3.1.1	有源匀场线圈的重要性	70

3.1.2	谐波匀场概念	71
3.1.3	匀场线圈设计目标	72
3.2	超导 MRI 磁体的匀场结构设计	73
3.2.1	磁矢势、磁标势和纵向场 $H_z$ 的球谐函数级数表达	73
3.2.2	谐波的产生和计算	74
3.2.3	轴向谐波	75
3.2.4	场分布和谐波的测量	78
3.3	超导 MRI 磁体匀场线圈设计目标场方法	79
3.3.1	建立磁场和电流之间谐波系数对应关系式	80
3.3.2	目标谐波场系数设置	83
3.3.3	匀场线圈设计结果	85
3.3.4	关于系数矩阵 $D$ 的条件数和矩阵方程病态问题的讨论	89
3.4	永磁 MRI 双平面匀场线圈设计	91
3.4.1	双平面结构匀场线圈设计理论	91
3.4.2	典型设计结果	95
3.5	在活体内自动匀场	98
3.5.1	人体内磁化率效应	98
3.5.2	FID 匀场	98
3.5.3	基于场-map 的匀场	99
3.5.4	动态匀场	100
3.5.5	$z$ -匀场	102
	参考文献	104
第 4 章	MRI 梯度线圈设计和二阶梯度空间编码	107
4.1	分立导线梯度线圈的解析公式	107
4.1.1	纵向梯度	107
4.1.2	横向梯度	108
4.2	柱面电流系统磁矢势和磁场的傅里叶-贝塞尔展开	111
4.2.1	磁矢势的傅里叶-贝塞尔展开	112
4.2.2	磁场的傅里叶-贝塞尔积分表示	114
4.3	目标场方法	116
4.4	自屏蔽梯度线圈	121
4.5	最小电感和最小功耗梯度线圈	123
4.6	永磁 MRI 平行双平面梯度线圈设计	126
4.6.1	双平面上线圈电流级数表示	126
4.6.2	平面电流在其间 DSV 产生磁场的表达	127



4.6.3	横向梯度设计表达式	128
4.6.4	电流密度离散化	129
4.6.5	线圈性能验证和参数计算	130
4.6.6	仿真计算和结果	131
4.6.7	目标场点选取和电流基函数个数 $Q$ 的选择	131
4.7	二阶梯度编码 $O$ -空间成像	135
4.7.1	$O$ -空间成像思路	135
4.7.2	$O$ -空间成像原理	136
4.7.3	$O$ -空间成像模拟和实验结果	138
	参考文献	140
<b>第5章</b>	<b>鸟笼式 RF 体线圈</b>	<b>142</b>
5.1	无耗四端网络、传输线、滤波器理论	142
5.1.1	四端网络概念	142
5.1.2	T形网络	143
5.1.3	四端网络的特征参数和传输线	145
5.1.4	无损耗滤波器理论	148
5.2	用行波理论分析鸟笼谐振器	151
5.2.1	鸟笼谐振器的输入阻抗和输入导纳	152
5.2.2	鸟笼腿电流	154
5.3	用滤波器理论分析鸟笼谐振器	157
5.3.1	低通鸟笼	157
5.3.2	高通鸟笼	160
5.3.3	混合鸟笼或带通鸟笼	162
5.3.4	电阻性损耗和 $Q$ 值	164
5.4	RF 鸟笼体线圈的屏蔽	165
5.4.1	镜像法	166
5.4.2	RF 屏蔽的设计	167
5.5	RF 鸟笼体线圈的选择、设计、调谐和驱动	169
5.5.1	鸟笼体线圈设计选择的考虑	169
5.5.2	高通鸟笼和低通鸟笼的比较	169
5.5.3	低通鸟笼设计实例	171
5.5.4	鸟笼的驱动	173
5.5.5	调谐、匹配用的主要工具	175
5.5.6	矢量网络分析仪	176
5.5.7	两个正交模频率精确相等的调整	177

参考文献	178
<b>第 6 章 多通道相位阵列线圈及并行发射</b>	<b>180</b>
6.1 表面线圈及只接收技术	180
6.1.1 信噪比考虑	180
6.1.2 表面线圈的灵敏度	182
6.1.3 矩形表面线圈的电感和谐振频率	183
6.1.4 圆环线圈的电感	184
6.1.5 表面线圈接收期间要失谐体线圈	185
6.1.6 低噪声前置放大器	185
6.1.7 阻塞电路	187
6.1.8 RF 陷阱电路	188
6.1.9 无源阻塞电路	188
6.1.10 有源阻塞电路	189
6.1.11 阻塞电路失灵的后果	190
6.1.12 电缆陷阱滤波电路	191
6.1.13 巴伦	192
6.2 相位阵列线圈	192
6.2.1 线圈之间的相互作用及退耦	193
6.2.2 前置放大器的低输入阻抗及弱退耦	195
6.2.3 数据采集和图像重建	198
6.2.4 最大信噪比图像	199
6.2.5 组合成模像	202
6.2.6 平方和像	202
6.2.7 并行成像	203
6.3 并行发射原理	204
6.3.1 旨在缩短空间选择脉冲长度的并行发射 RF 脉冲波形设计理论	204
6.3.2 误差传播	209
6.3.3 线圈灵敏度 $B_1^+$ 场 mapping 方法	209
6.3.4 八通道并行 RF 发射实例	212
6.4 并行发射线圈设计	216
6.4.1 退耦理论	217
6.4.2 LC 退耦技术	217
6.4.3 电容退耦技术	219
6.4.4 电感退耦	220
6.4.5 屏蔽退耦	220

6.4.6	带线环路阵列降低耦合 .....	220
6.4.7	恒流源 RF 放大器退耦 .....	221
6.4.8	超低输出阻抗 RF 功率放大器退耦 .....	221
6.4.9	并行发射阵列线圈的几何考虑 .....	223
6.4.10	高度筒并带通鸟笼(DBC)用于并行发射 .....	223
6.4.11	TEM 线圈用于并行激发 .....	225
	参考文献 .....	225
<b>第 7 章</b>	<b>MRI 谱仪原理与设计 .....</b>	<b>229</b>
7.1	数字化 MRI 谱仪整体结构 .....	229
7.1.1	谱仪的功能 .....	229
7.1.2	PKSpect 谱仪的设计思路 .....	230
7.1.3	PKSpect 谱仪的总体结构 .....	232
7.1.4	PKSpect 谱仪的网络通信模块与 PowerPC .....	233
7.1.5	PKSpect 谱仪的软件架构 .....	235
7.1.6	PKSpect 谱仪的改进版 .....	236
7.1.7	DiSpect 谱仪结构 .....	238
7.1.8	DiSpect 谱仪的软件设计 .....	239
7.1.9	单板谱仪 .....	240
7.2	数字频率合成器与 MRI 频率源 .....	241
7.2.1	频率合成器 .....	241
7.2.2	DDS 的基本工作原理 .....	242
7.2.3	大规模集成电路芯片 AD9854 .....	244
7.2.4	AD9854 配置为 MRI 谱仪的 DDS .....	249
7.2.5	基于 DDS 和 FPGA 的频率源 .....	250
7.2.6	数字正交调制和从谱仪的 RF 输出 .....	251
7.3	现场可编程逻辑门阵列 .....	252
7.3.1	可配置逻辑块 .....	254
7.3.2	输入/输出块 .....	255
7.3.3	布线通道描述 .....	256
7.3.4	开发软件 .....	258
7.3.5	VHDL .....	259
7.3.6	采样逻辑电路设计 .....	259
7.4	数字信号处理器 .....	260
7.4.1	DSP 结构 .....	260
7.4.2	浮点运算 .....	262

7.4.3	C语言和汇编语言	262
7.4.4	TMS320VC33	263
7.4.5	作为序列控制器的 DSP 内驻留程序	263
7.5	数字接收机	264
7.5.1	数字接收机原理	264
7.5.2	采用 AD9874 芯片构建数字接收机	265
7.5.3	采用 AD6620 构建数字解调器	266
7.5.4	DDC 滤波器设计原理	267
7.5.5	PKSpect 谱仪接收机 DDC 滤波器实际设计与效果	270
7.5.6	发射机和接收机相位相干性问题	271
7.6	梯度波形发生器	273
7.6.1	PKSpect 谱仪中的梯度波形发生器	273
7.6.2	WinMRI 谱仪中梯度发生器	275
	参考文献	276
<b>第 8 章</b>	<b>梯度放大器和 RF 功率放大器</b>	<b>279</b>
8.1	梯度放大器	279
8.1.1	梯度放大器基本原理——脉冲宽度调制	280
8.1.2	比较器	281
8.1.3	拓扑结构	282
8.1.4	输出滤波器设计	283
8.1.5	反馈电路	284
8.1.6	驱动高电感、低电阻线圈	285
8.2	超低输出阻抗 AB 类推挽式 RF 功率放大器	286
8.2.1	放大器电路原理	286
8.2.2	放大器实际电路	288
8.2.3	低阻抗放大器的调试与结果	288
8.3	电流模式 D 类 (CMCD) 放大器	291
8.3.1	CMCD 放大器电路原理	291
8.3.2	RF 包络发生机制	293
8.3.3	信号源和光导纤维传输	293
8.3.4	放大器和前置放大器	294
8.3.5	调幅系统 (AMS) 和电流反馈	295
	参考文献	295
<b>第 9 章</b>	<b>超高场 MR 成像仪</b>	<b>297</b>
9.1	超高场 MR 成像仪面临的问题	297

9.1.1	超高场全身 MRI 磁体成本的物理考虑	297
9.1.2	超高场 MRI 面临的技术挑战	297
9.1.3	介质阴影和介质共振	299
9.1.4	RF 匀场	301
9.1.5	多通道数字化 RF 发射/接收机	302
9.1.6	对感兴趣区(ROI)进行 RF 局部匀场	302
9.1.7	磁孔 65cm 9.4T MRI 磁体参数	304
9.1.8	磁孔 90cm 7T MRI 磁体参数	305
9.2	行波 MRI	306
9.2.1	行波 MRI 原理	306
9.2.2	行波定域质子谱	309
9.2.3	多模行波激发和并行 MRI	311
	参考文献	313
<b>第 10 章</b>	<b>特殊 MRI 设备</b>	<b>316</b>
10.1	基于氦( $^3\text{He}$ )或氙( $^{129}\text{Xe}$ )预极化的肺 MRI	316
10.1.1	$^{129}\text{Xe}$ 预极化方法和原理	316
10.1.2	$^{129}\text{Xe}$ 预极化系统物理设计	318
10.1.3	$^{129}\text{Xe}$ 预极化系统与 MR 成像仪集成	323
10.1.4	用超极化 $^{129}\text{Xe}$ 或 $^3\text{He}$ 进行肺 MRI 的脉冲序列	324
10.1.5	超极化 $^{129}\text{Xe}$ 或 $^3\text{He}$ 肺 MR 成像和谱	326
10.1.6	在肺 MRI 中用 $^3\text{He}$ 和用 $^{129}\text{Xe}$ 的比较	328
10.1.7	超极化气体 MRI 的临床应用	329
10.2	介入 MRI	330
10.2.1	术中 MRI 的必要性	331
10.2.2	术中 MRI 的具体作用	331
10.2.3	术中 MRI 扫描单元	334
10.2.4	开颅手术中 MRI 的 RF 线圈和头固定框架	335
10.2.5	为机器人辅助微创外科手术导航的 MRI	337
	参考文献	339
<b>第 11 章</b>	<b>便携式 MRI/NMR 系统</b>	<b>342</b>
11.1	可移动非均匀场单边 NMR/MRI 系统	342
11.1.1	均匀和非均匀场 NMR	342
11.1.2	单边 NMR 磁体	345
11.1.3	单边 NMR 射频线圈	348
11.1.4	单边 NMR 梯度线圈	351

11.1.5	单板 NMR 谱仪 .....	352
11.1.6	小型 RF 放大器和梯度放大器 .....	352
11.2	单边 NMR 成像和 NMR 谱新方法 .....	353
11.2.1	二维逆拉普拉斯变换 NMR .....	353
11.2.2	用单边 NMR 传感器成像 .....	355
11.2.3	单边非均匀场高分辨 NMR 谱 .....	361
11.2.4	单边传感器外域均匀场高分辨 NMR $^1\text{H}$ 谱 .....	370
11.3	魔环磁体均匀场高分辨 NMR 谱仪 .....	373
11.3.1	Halbach 磁体结构 .....	373
11.3.2	磁体实例 .....	373
11.3.3	主磁场空间依赖性 .....	374
11.3.4	魔环磁体匀场线圈设计目标场方法 .....	375
	参考文献 .....	378
附录 A	常用的物理常数 .....	383
附录 B	球函数 .....	384
附录 C	柱坐标系中格林函数展开 .....	387
附录 D	梯度、散度、旋度、拉普拉斯算符在几种常用曲线坐标系中的表示 .....	389

## 第 1 章 核磁共振成像仪概论

核磁共振用稳定核样品,没有任何放射性<sup>[1]</sup>。核磁共振成像(Nuclear Magnetic Resonance Imaging),为了避讳“核”字,免除人们的核恐惧心理,在英文文献中,通常去掉“N”,而称为 MRI。而 MR 成像仪,也叫 MRI 扫描仪或 MRI 系统。用 MRI 检查患者通常叫扫描。MRI 系统可分为两大类:一类是扫描人体的系统,可简称为人系统;另一类是扫描动物的系统,简称为动物系统。人系统又可分为两类:一类是临床 MRI 系统;另一类是基础研究用的 MRI 系统。临床系统又可分为两个子类:其一是扫描人体全身的 MRI 系统,简称全身系统;其二是扫描局部人体的 MRI 系统,简称专用系统。

目前市场流行的全身 MRI 系统按磁场强度的高低又可分为如下三种。

(1) 低场系统:场强为 0.2T、0.3T、0.35T、0.4T 和 0.5T 的永磁系统和极少量电磁系统。

(2) 高场系统:场强为 1.5T 和 3.0T 的超导系统。

(3) 超高场系统:场强为 4T、5T、7T、8T、9.4T 和 11.75T 的超导系统。

图 1.0.1 显示了几个有代表性的 MRI 系统。其中,0.5T 是永磁 MRI 系统,



图 1.0.1 有代表性的 MRI 系统(彩图见文后)



其他都是超导 MRI 系统,上排是进口的 MRI 系统,下排是国产 MRI 系统。MRI 技术的发展趋势之一是不断提高场强。早年还曾有超导 0.5T、1.0T、2.0T 系统。目前在低场永磁系统中,0.3T、0.35T、0.4T、0.5T 是主流机。

专用系统按用途可分为如下两种。

(1) 专科诊断系统,如乳腺机、四肢机、头部机等。乳腺机的磁体和 1.5T 超导全身系统几乎相同,只是磁体比较短;四肢机的磁体比较小,着重扫描四肢关节;头部机磁体的孔径略小,长度偏小,场强从 0.15T 到 1.5T 都有。

(2) 手术介入系统,主要用于监视开颅手术,识别和区分肿瘤和正常组织,场强从 0.15T 到 1.5T 不等。

基础研究系统都是高场和超高场 MRI 系统,3T 全身系统既可用于临床诊断也可用于基础研究。由于似稳条件不太满足,3T 以上系统没有通用 RF 体线圈,所以 4T 以上系统大多只用于扫描人脑,主要服务于认知科学。

动物系统按场强可分为几挡,如 4.7T(200MHz)系统、7T(300MHz)系统、9.4T(400MHz)系统、11.7T(500MHz)系统等,净磁孔直径为 16~40cm,主要用于药物实验和其他安全性实验。

## 1.1 MR 成像仪总体结构简介

MRI 系统按功能可粗略分为三大部分:磁体部分、谱仪电子学部分和计算机部分。图 1.1.1 是 MRI 系统原理框图。磁体部分提供极化磁场  $B_0$ 、空间编码梯度磁场  $G$  和产生  $B_1$  场的 RF 线圈。谱仪控制台、RF 发射机和接收机电子学系统执行脉冲序列,产生 MRI 信号并采集图像数据。计算机部分一方面提供控制参数和命令通过谱仪产生所需要的 RF 脉冲包络信号、梯度波形信号和各种控制信号以控制成像仪的运行;另一方面对采得的数字信号进行处理,重建出 MRI 图像并对图像进行显示和输出等处理。下面粗略介绍各部分结构和功能。

### 1.1.1 磁体部分

超导 MRI 磁体是一个圆柱形结构,1.5T 和 3T 磁体的长度为 1.4~1.8m,超导 MRI 磁体的中垂横截面结构如图 1.1.2 所示。其主要部件是产生主磁场  $B_0$  的超导主线圈,其次是保证  $B_0$  均匀度的超导匀场线圈组和自屏蔽线圈。这些超导线圈都装在液氦(LHe)杜瓦瓶内,浸泡在 4.2K 液氮中以保持其超导性。LHe 杜瓦瓶是一个有圆柱形室温孔,且其内直径约 100cm 的结构。在室温孔中有一个柱形匀场骨架(无源匀场);如果需要二阶匀场就得有 5 个很薄的柱形骨架;有三维梯度线圈分别绕在三个柱形骨架上,再加上梯度屏蔽线圈骨架,骨架材料是抗磁性的。在梯度线圈里面,有一个带 RF 屏蔽的通用 RF 体线圈(鸟笼线圈)。上述这

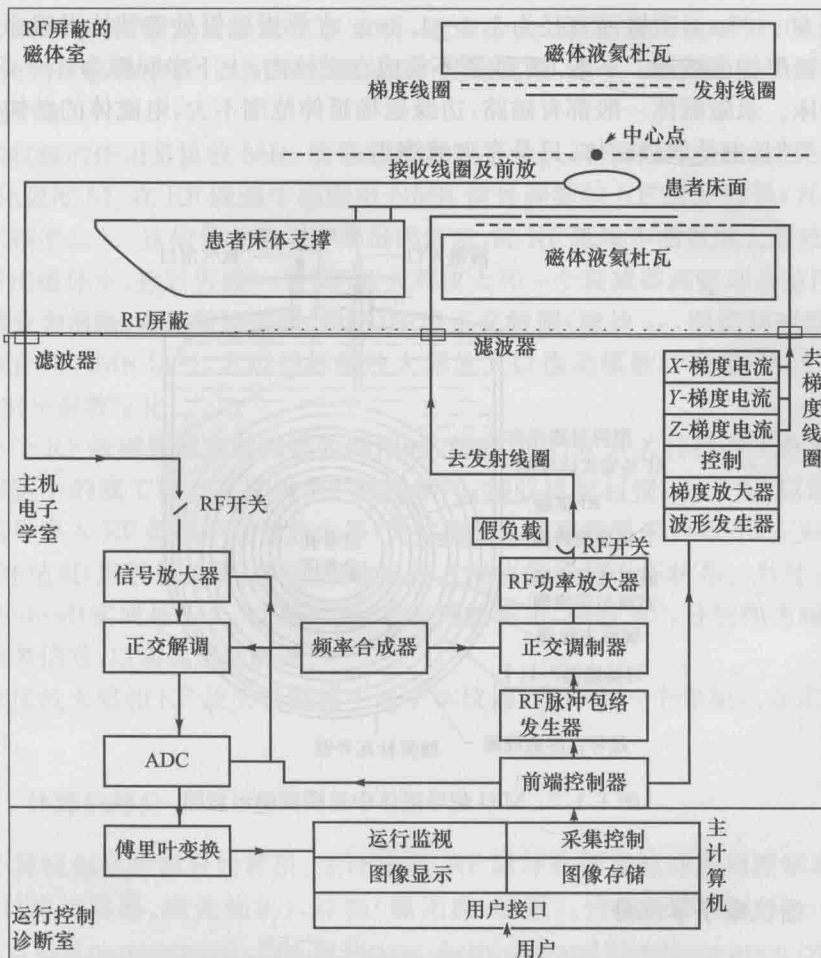


图 1.1.1 MRI 系统原理框图

些部件都封在塑料壳内,最后留直径为 60~70cm 的净孔为患者和床的进出口。一般在中心 0.5m 直径的球体积(DSV)是成像区域,其内磁场均匀度达  $1\sim 2\text{ppm}^*$ 。磁孔内材料尽可能用抗磁性材料,如钢化玻璃、碳纤维、陶瓷、塑料等,以保证工作磁场  $B_0$  的高度均匀性不被破坏。为了避免涡流,磁孔内尽可能少用金属材料,因此患者床体通常不用钢制造,螺钉也是无磁的。

超导 MRI 磁体时间稳定性很好,场强衰减很慢,这取决于超导线接头电阻( $< 10^{-13}\Omega$ )。永磁 MRI 系统的磁体是一个偶极磁体,两个平面磁极(N,S)相对,磁极

\*  $1\text{ppm}=10^{-6}$ 。