

核磁共振中的电磁场问题

徐 征 吴嘉敏 郭 盼 著



 科学出版社

核磁共振中的电磁场问题

徐 征 吴嘉敏 郭 盼 著



科学出版社

北 京

内 容 简 介

本书系统地介绍了核磁共振设备研制中的电磁场问题,论述了核磁共振梯度线圈及匀场线圈、射频线圈的设计方法。针对梯度线圈及匀场线圈的设计,本书详细讨论了传统目标场方法、谐波系数法以及等效偶极子法;针对射频线圈的设计,本书讨论了低频射频线圈、鸟笼线圈以及横电磁模线圈的设计方法。全书共7章,第1章对核磁共振的发展历程及梯度线圈和射频线圈的设计方法进行了回顾;第2章介绍了核磁共振线圈设计所需要的数学物理理论基础;第3章介绍了梯度线圈及匀场线圈的传统设计方法;第4章介绍了梯度线圈及匀场线圈的逆问题设计方法;第5~7章介绍了射频线圈的设计原理。

本书可供高等院校电气工程、生物医学工程以及应用物理等领域的科研人员阅读参考,也可作为核磁共振设备设计人员的参考资料。

图书在版编目(CIP)数据

核磁共振中的电磁场问题/徐征,吴嘉敏,郭盼著. —北京:科学出版社, 2018. 11

ISBN 978-7-03-058891-3

I. ①核… II. ①徐… ②吴… ③郭… III. ①核磁共振-电磁场-研究
IV. ①O482.53②O441.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2018)第 216480 号

责任编辑:张海娜 赵微微 / 责任校对:何艳萍

责任印制:张 伟 / 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>

北京中石油彩色印刷有限责任公司 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2018 年 11 月第 一 版 开本:720×1000 B5

2018 年 11 月第一次印刷 印张:13

字数:262 000

定价:90.00 元

(如有印装质量问题,我社负责调换)

前 言

核磁共振技术广泛应用于材料分析、生物医学以及应用物理等领域,已经成为物质微观特性研究和医学图像诊断不可缺少的工具。自 1946 年斯坦福大学的 Bloch 和哈佛大学的 Purcell 发现核磁共振现象以来,人们对该技术的探索就没有停止过。特别是 1972 年美国的 Lauterbur 以及英国的 Mansfield 对核磁共振成像技术做出开创性研究之后,商用医学核磁共振成像设备从无到有取得了惊人的发展。时至今日,3T 的核磁共振成像系统已经成为医院的主流,7T 的核磁共振成像系统也在一些科研单位投入运行。获得这些成果离不开核磁共振硬件技术的研发,特别是磁体、梯度线圈以及射频线圈技术的进步。

在磁体结构方面,研究者面临的问题是在指定的目标区域内构建高均匀度、高稳定性的静态磁场,从最初的电磁体到永磁体再到超导磁体均是如此。在梯度线圈设计方面,Turner 提出的梯度线圈的逆问题设计理论(目标场方法)极大地改善了梯度线圈的设计并提高了梯度线圈的性能。在射频线圈设计方面,随着超导磁场强的不断提升,阵列线圈、鸟笼线圈和横电磁模线圈得到了广泛的使用。本书主要研究上述磁体和线圈设计中的电磁场问题,介绍对应的设计方法,为核磁共振的硬件设备研发提供理论基础。本书各章节内容介绍如下。

第 1 章回顾核磁共振技术的发展概况,简要分析核磁共振硬件研发中所面临的电磁场问题,这些电磁场问题主要集中在主磁体设计、梯度线圈及匀场线圈设计,以及射频线圈设计。对于主磁体设计,可以参考中国科学院电工研究所王秋良研究员的专著,本书不做详细介绍。第 2 章介绍核磁共振磁体和线圈设计中需要用到的数学和电磁学基础知识,即电磁设计中的数学物理方法,这是后续章节的理论基础,重点介绍圆柱坐标系和球坐标系下无源区域内空间磁场的特殊函数分析方法。第 3 章和第 4 章介绍梯度线圈及匀场线圈的设计方法,其中第 3 章是传统设计方法,第 4 章是逆问题设计方法。传统设计方法以已知结构的线圈或者导线段为基础,通过适当的组合,建立需要的空间磁场分布。传统方法能够有效地设计结构对称、磁场分布规律简单的线圈结构,如一阶匀场线圈(X/Y/Z 梯度线圈),但是对于更复杂的线圈结构则显得力不从心。而逆问题设计方法能设计出各种高性能的梯度线圈及匀场线圈。所谓逆问题是指,首先给定所需的目标磁场分布,再逆向推导出能产生这种目标磁场的线圈结构,是由场到源的逆向求解过程,故称为逆问题方法或目标场方法。根据具体使用理论的不同,逆问题方法又可以细分为谐波系数法、等效偶极子法等。第 5~7 章介绍射频线圈的设计理论。第 5 章主要介

绍低频射频线圈设计方法,在低频情况下,线圈尺寸远小于电磁波的波长,可以将射频磁场视为准静态场,并以信噪比最优化作为其设计目标。当然,第4章中所述的目标场方法也能够应用于射频线圈的设计。第6章介绍适用于中高频的鸟笼线圈的设计理论:等效电路分析方法。第7章介绍更高频率下的横电磁模线圈(谐振器),由于工作频率高,此时的射频线圈和传统绕线式结构射频线圈完全不同,从结构特征上讲已经不再具有线圈形式,因此通常把这类射频线圈称为谐振器。分析方法以多导体传输线理论为基础,本书对同轴空腔谐振器、同轴电缆谐振器、耦合微带谐振器以及开放式谐振器等不同结构的谐振器进行了介绍。

本书从构思到付梓历时三年,在这三年中,作者得到众多的鼓励和帮助。这里特别感谢导师何为教授一直以来的指导和支持,感谢博士生贺玉成参与本书第6章的撰写,还要感谢作者的历届研究生在书稿绘图、文字输入等方面给予的帮助。本书的研究先后得到国家自然科学基金(51677008、51707028)、国家重点基础研究发展计划(973项目,2014CB541602)以及输配电装备及系统安全与新技术国家重点实验室的资助,这里一并表示感谢。

由于作者学术水平有限,书中难免会有疏漏之处,恳请读者批评指正。

作者

2018年6月于重庆大学

目 录

前言

第 1 章 绪论	1
1.1 核磁共振概述	1
1.2 核磁共振中的电磁场问题	2
1.2.1 主磁体设计的电磁场问题	2
1.2.2 匀场线圈设计的电磁场问题	6
1.2.3 梯度线圈设计的电磁场问题	7
1.2.4 射频线圈设计的电磁场问题	11
1.3 本书内容概述	12
参考文献	12
第 2 章 核磁共振系统电磁设计中的数学物理方程	16
2.1 有源区域磁场	16
2.2 无源区域磁场	17
参考文献	26
第 3 章 梯度线圈及匀场线圈传统设计方法	27
3.1 简单线圈结构的磁场分析	27
3.1.1 圆环线圈磁场计算	27
3.1.2 圆弧线圈磁场计算	30
3.2 超导磁体中梯度线圈及匀场线圈传统设计方法	31
3.2.1 轴向梯度线圈及匀场线圈设计方法	31
3.2.2 径向梯度线圈及匀场线圈设计方法	36
3.3 永磁磁体梯度线圈及匀场线圈传统设计方法	41
3.3.1 Halbach 磁体梯度线圈及匀场线圈的传统设计方法	41
3.3.2 双极型永磁体梯度线圈及匀场线圈的传统设计方法	47
3.4 数值优化方法	57
3.4.1 智能算法优化方法	57
3.4.2 矩阵求逆方法	59
参考文献	60
第 4 章 梯度线圈及匀场线圈逆问题设计方法	62
4.1 传统目标场方法	62

4.1.1 目标场方法	62
4.1.2 流函数理论	66
4.1.3 自屏蔽梯度线圈	69
4.1.4 电感最小优化方法	71
4.2 谐波系数法	73
4.2.1 超导核磁共振成像梯度线圈及匀场线圈设计方法	73
4.2.2 永磁核磁共振成像梯度线圈及匀场线圈设计方法	79
4.2.3 Halbach 磁体结构的梯度线圈及匀场线圈设计方法	85
4.3 等效磁偶极子法	93
4.3.1 等效磁化强度与流函数	93
4.3.2 等效磁偶极子方法应用于梯度线圈的设计方法	94
4.3.3 线圈计算结果与仿真	98
参考文献	101
第5章 低频射频线圈设计方法	103
5.1 射频线圈简介	103
5.2 射频线圈仿真设计方法	105
5.2.1 螺线管射频线圈设计方法	106
5.2.2 平面形射频线圈设计方法	110
5.2.3 马鞍形射频线圈设计方法	114
5.3 射频线圈设计的电磁场逆问题	115
5.3.1 目标场法	116
5.3.2 流函数法	120
5.3.3 多目标优化	122
5.4 有限区域内射频线圈的设计方法	126
5.5 阵列射频线圈设计方法	129
5.5.1 均匀样品下射频线圈的信噪比	129
5.5.2 阵列射频线圈的基本结构	130
5.5.3 阵列射频线圈的电磁参数计算	132
5.5.4 阵列射频线圈的效率及信噪比优化	133
参考文献	136
第6章 鸟笼线圈设计方法	138
6.1 鸟笼线圈简介	138
6.2 鸟笼线圈的分析	141
6.2.1 鸟笼线圈等效电路模型介绍	141
6.2.2 鸟笼线圈等效电路模型分析	143

6.3 鸟笼线圈的屏蔽	151
6.4 鸟笼线圈的结构、导体、电容选择	151
6.4.1 鸟笼线圈的结构选择	151
6.4.2 鸟笼线圈腿及端环材料的选择	152
6.4.3 匹配电容的选择	152
6.5 鸟笼线圈的调谐、匹配与正交驱动	153
6.5.1 鸟笼线圈的调谐	153
6.5.2 鸟笼线圈的匹配	153
6.5.3 正交驱动	153
参考文献	154
第7章 横电磁模谐振器设计方法	156
7.1 多导体传输线理论	157
7.1.1 多导体传输线方程	157
7.1.2 多导体传输线单位长度参数	163
7.2 同轴空腔谐振器	165
7.2.1 同轴空腔谐振器的传输线模型	165
7.2.2 同轴空腔谐振器的传输线参数	168
7.3 同轴电缆谐振器	170
7.3.1 同轴电缆谐振器的传输线模型	170
7.3.2 同轴电缆谐振器模式	172
7.3.3 同轴电缆谐振器的射频磁场	173
7.3.4 同轴电缆谐振器结构	175
7.4 耦合微带谐振器	176
7.4.1 耦合微带谐振器模型	176
7.4.2 耦合微带谐振器的频域解	177
7.4.3 耦合微带谐振器的传输线参数	179
7.4.4 耦合微带谐振器磁场求解	183
7.5 开放式谐振器	185
7.5.1 全体积线圈与开放式线圈	186
7.5.2 开放式横电磁模线圈结构	187
参考文献	189
附录 A 偏导数的求解	192
附录 B 泰勒级数展开式系数的求解	197

第 1 章 绪 论

1.1 核磁共振概述

核磁共振(nuclear magnetic resonance, NMR)是物质原子核在外磁场作用下产生能级分裂,并在激励射频磁场的作用下产生能级跃迁的物理现象。泡利为了解释光谱线的超精细结构,在 1924 年提出了某些原子核具有自旋角动量和自旋磁矩的概念,并推算出核磁矩在外磁场中的塞曼能级间距具有特定的射频范围,用适当的射频磁场进行激励便可以得到共振吸收现象。此后,物理学家拉比发现在磁场中的原子核会沿磁场方向呈正向或反向有序平行排列,在施加无线电波之后,原子核的自旋方向发生翻转,这是人类关于原子核与磁场以及外加射频场相互作用的最早认识^[1]。由于这项研究,拉比于 1944 年获得了诺贝尔物理学奖。

1946 年,美国斯坦福大学 Bloch 小组^[2]利用共振感应方法研究室温下水中氢原子核的核磁共振。同年,哈佛大学 Purcell 等^[3]采用共振吸收方法研究了石蜡中氢原子核的核磁共振。这两次核磁共振实验的成功正式宣告了核磁共振技术的诞生,促进了核磁精密测量新方法的发展,为此, Bloch 和 Purcell 分享了 1952 年的诺贝尔物理学奖。

在此之后的几年里,核磁共振主要应用于精密测量原子核的磁矩,随着“化学位移”的发现,核磁共振技术很快发展成为研究分子化学结构的新方法,一系列新的需求也促使了商用核磁共振的发展。美国 Varian 公司于 1953 年生产了第一台商用核磁共振谱仪。核磁共振谱仪的出现极大地推动了化学、生物学等方面的研究进展。1966 年,瑞士科学家 Ernst^[4]拓展了脉冲傅里叶变换核磁共振测谱方法,通过核磁共振谱来确定各种分子的组成和结构,并发展出高度敏感和高分辨率的方法。这种方法的应用加快了核磁共振谱学的发展与应用。

1973 年,纽约州立大学 Lauterbur^[5]将两支内径 1mm 的盛有水(H_2O)的薄壁毛细管放在直径 4.2mm 的盛有重水(D_2O)的玻璃管中,在 60MHz 射频场下,在静态磁场中施加线性梯度磁场对样品进行空间编码,采用反投影算法实现了氢原子核的核磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI),首次观察到了核磁共振图像。核磁共振成像方法的提出引起了广泛的关注,许多实验室开展进一步的实验、相关方法的改进以及临床医学应用。Ernst 小组^[6]提出多维核磁共振谱方法理论,采用二维傅里叶成像法重新做了 Lauterbur 的实验,并发展了傅里叶成像方

法,这种方法相比于投影重建图像方法具有更高的分辨率、更快的成像时间。Mansfield^[7]提出回波平面成像(echo planar imaging, EPI)方法,该方法允许一次射频脉冲激发而得到二维断层图像的全部数据,大大提高了成像的速度,EPI方法需依赖高性能梯度线圈,因此在临床上的应用一直到20世纪90年代中后期才得以实现。随着社会需求的增长,医学核磁共振成像发展非常迅速,20世纪80年代第一台商用全身核磁共振成像仪研制成功,从此人体核磁共振成像在医学诊断方面取得了连续的进展,核磁共振成像系统至今已发展成为医学诊断的重要工具。

核磁共振成像系统主要包括以磁体结构、梯度线圈、射频线圈及信号发射检测系统为主的硬件系统和以成像序列及成像算法等为研究对象的软件系统。在磁体结构方面,设计者面临的重要问题是在有效的目标区域范围内构建高均匀度、高稳定性的静态磁场,从起初的电磁体、稀土永磁体到超导磁体,均是如此;在梯度线圈设计方面,Turner提出的梯度线圈的逆问题设计理论(目标场方法)极大地提高了梯度线圈的性能;在射频线圈设计方面,随着超导磁体场强的不断提升,除了传统的马鞍形射频线圈之外,鸟笼线圈和横电磁模线圈得到了广泛的使用。为了进一步提高核磁共振信号的接收效率,相控阵列线圈也广泛应用于成像系统中。除此之外,还有空间谐波并行采集、灵敏度编码并行采集以及压缩感知等数据采集理论研究使得核磁共振成像系统不断取得突破。本书仅涉及核磁共振硬件系统,关于成像序列和算法方面的内容将不做介绍。

核磁共振成像在近几十年已经成为研究人体、心脏、大脑等结构及功能的重要方法,而且该方法已从传统的医学领域扩展到岩石、木材等工程应用领域,并逐渐成为这些领域强有力的研究手段。本书针对核磁共振成像系统中存在的电磁场问题进行阐述,主要包括主磁体、射频线圈、梯度线圈及匀场线圈设计中的电磁场问题。

1.2 核磁共振中的电磁场问题

1.2.1 主磁体设计的电磁场问题

在核磁共振设备中,目标区域内的主磁场强度和均匀度非常重要。根据核磁共振原理:主磁场强度越大,塞曼分裂不同能级的H质子数量差越大,宏观合成磁化矢量越强,检测到的核磁共振信号就越强,理论上希望主磁场强度越大越好,但是主磁场强度越大,磁体的成本也越高。更高的主磁场强度提供了更高的信噪比(SNR)和分辨率,当主磁场强度高到一定程度时,射频激励磁场的频率越高,电磁波长越短,对于人体组织这类具有一定电导率的样品,射频磁场感应的涡流也会越大,涡流感应的二次磁场对整个测量系统而言是一种噪声干扰。此外,如果波长和

测量区域的尺寸相当,目标区域内射频场以及信号的相位不一致,会影响整个系统的信噪比,这也是在人体测量时需要着重考虑的问题。而对于超高场波谱分析系统,则不会受这种问题的限制,因为系统常用的样品体积都很小,远远小于激励波长,样品与射频之间的相互干扰也很小。

核磁共振主磁场来源主要有永磁体、电磁体、超导磁体以及地磁场。永磁核磁共振的磁体结构以永磁体为主,基本结构有双极型和圆环形,双极型采用的是上下两个磁极的方式(图 1.2.1),为了减少漏磁,一般通过增加铁轭的方式构建磁路。双极型永磁核磁共振系统的场强一般能够达到 0.5T 左右,若要建立更强的磁场,磁体质量将急剧增加,所以高场核磁共振磁体一般采用超导线圈结构。

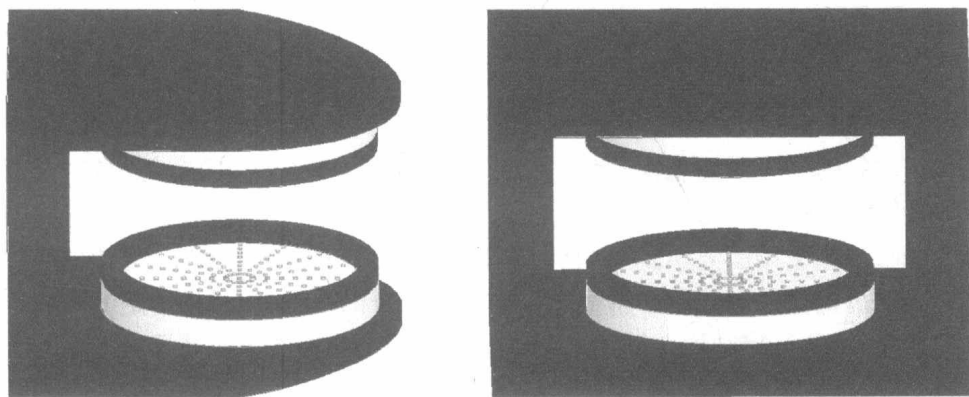


图 1.2.1 双极型磁体结构示意图

圆环形磁体结构通过若干个均匀排列在圆周上的磁棒构成,其中最典型的是 Halbach^[8]提出的结构(图 1.2.2),理想的 Halbach 磁体结构是由磁化方向连续变化且无限长的永磁体构成的^[9]。其中,磁化方向 α 和方位角 ϕ 之间的关系为

$$\alpha = (N+1)\phi + \alpha_0 \quad (1.2.1)$$

式中, α_0 为 $\phi=0$ 处的磁化方向; N 为 Halbach 磁体的极对数。对于核磁共振,主磁场只需要单一均匀场,即 $N=1$,此时, $\alpha_0=3\pi/2$ 。理想 Halbach 磁体能够在目标区域内产生绝对均匀磁场,但是在实际永磁体加工过程中,不可能将一整块永磁体按照式(1.2.1)进行连续变角度充磁,更不可能将其加工为轴向无限长。因此在实际设计加工过程中需要将理想 Halbach 结构离散,用有限长规则永磁体块组装成类似理想 Halbach 结构,但由此会造成漏磁、引入加工误差等,使得目标区域内的均匀度下降。与平板型的磁体结构一样,为了得到更均匀的目标磁场,需要采用匀场措施。

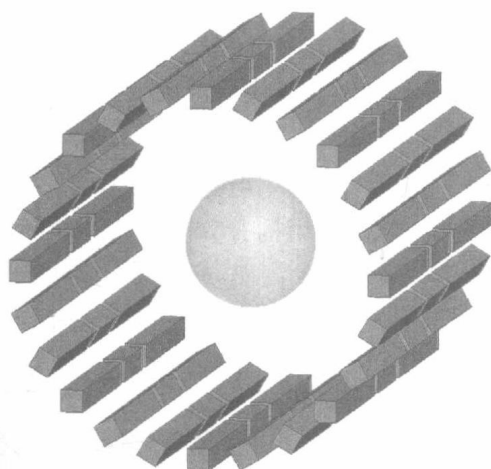


图 1.2.2 圆环形磁体结构示意图

超导磁体是将超导线材缠绕在圆柱形的骨架上,在线圈中通过强电流,从而形成更高的主磁场,不同磁场分布的超导磁体具有不同的电磁结构,在进行磁体结构设计之前,目标磁场需要给定,包括磁场强度和其空间分布规律、磁场均匀度等。实际上,分析这类问题必须采用电磁场逆问题的分析方法,即通过给定的磁场分布计算超导磁体的几何结构和运行电流。其中最常用的结构形状是螺线管线圈。在磁体设计中,通常是以目标磁场的均匀性及磁场强度作为优化目标。

在核磁共振系统中,超导核磁共振磁体包括主磁体和匀场线圈,通过特殊设计的超导线圈(主线圈)产生均匀分布的磁场,同时为了获得更高的均匀磁场,必须使用匀场线圈来进一步提高磁场的均匀度。主线圈通常使用不同厚度的超导线,最小线径的超导线放在最外圈,最大线径的超导线放在最内圈。为了满足线圈的磁场,通常使用内槽或外槽,以及内、外槽状线圈组合,有时为了获得较短的线圈结构,除了使用补偿线圈外,还需要增加反绕线圈结构以补偿高阶谐波分量^[10]。

在高均匀度超导线圈设计方面,因为磁体结构由多个电流环组成,所以均匀密绕的螺线管线圈能够在中间的区域产生较为均匀的磁场。实际上,大部分超导核磁设备中,磁体都不是完全采用这种螺线管线圈的形式,而是采用一对、两对和多对线圈。理论上,设计的变量越多,可以获得的磁场均匀度越高。最简单的四阶线圈是两对亥姆霍兹线圈,假定线圈半径为 a ,则线圈之间的距离为 a ,图 1.2.3(a)为一对亥姆霍兹线圈,在中间一定区域内形成相对均匀的磁场,图 1.2.3(b)为三个线圈组成的结构,图 1.2.3(c)为两对线圈组成的结构。图 1.2.3 中给出的仅是几种简单的线圈组合形式,在中间一定的区域内能够得到比较均匀的磁场,但是要获得更高的均匀度及磁场强度,通常需要对磁体结构进行优化设计,磁体优化方法包括遗传算法优化、模拟退火法优化、非线性二次优化等。

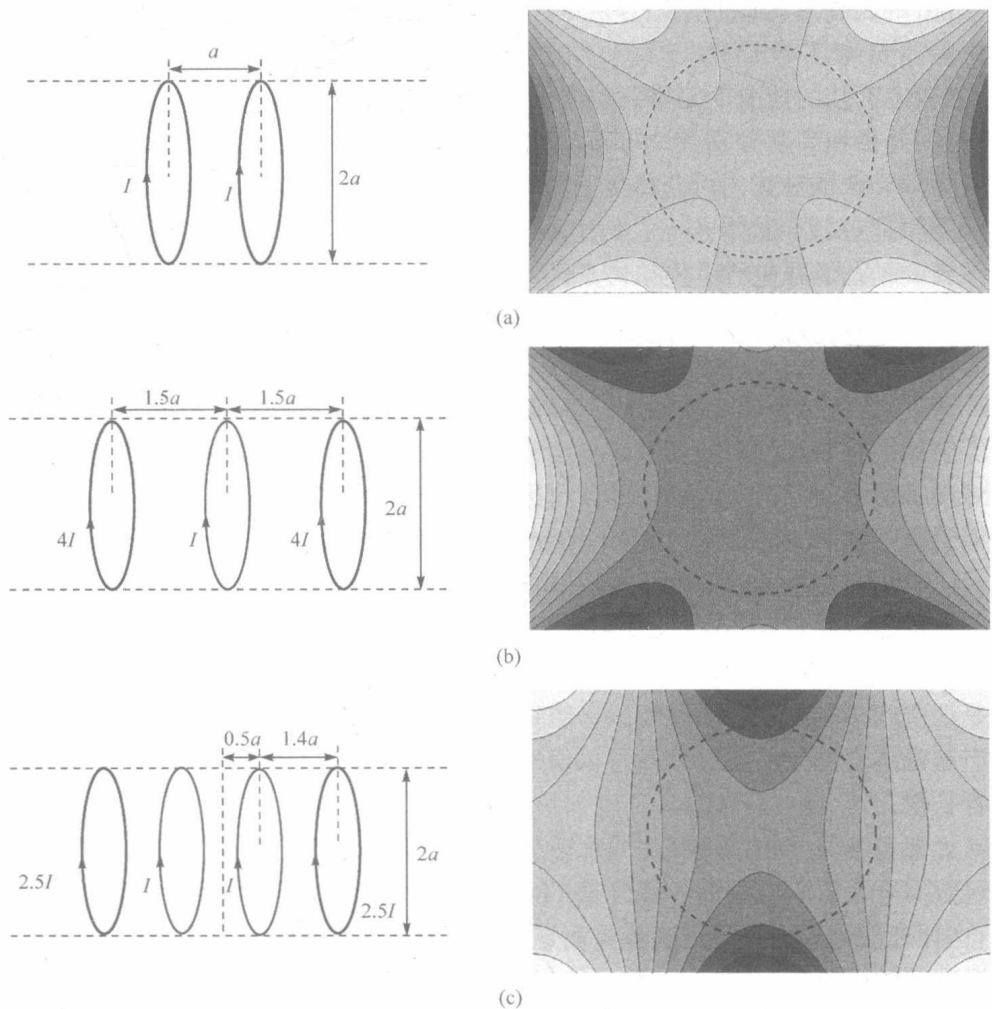


图 1.2.3 几种简单的线圈结构及其磁场分布

Pissanetzky^[11]提出离散化线圈方法,假设超导线圈截面内电流密度是未知变量,将线圈截面离散化,构建目标函数与线圈电流的关系,通过构建优化目标优化函数,对线圈结构进行优化求解,但是这种优化方法中使用了非线性优化方法,目标函数是二次函数,求解过程较为复杂,时间不够快。Xu 等^[12]提出线性优化方法,首先将超导线圈划分成多个电流片,每个电流片等效为理想的电流环,其位置在每个电流片的中心,目标区域内磁场的均匀性及屏蔽磁场作为限制条件形成优化问题。Crozier 等^[13]采用模拟退火方法,使用偏差函数作为目标函数进行优化。Nakamura 等^[14]应用传统高分辨率超导磁体使块状超导磁体达到 4.7T,通过使用一种单层薄线圈使得超导磁体中间宽 6.2mm、长 9.1mm 的圆柱形区域的磁场不均匀度仅有 6.9×10^{-6} ,并且可以通过一种多层薄线圈使得超导磁体中宽 1.3mm、

长 4mm 的圆柱形区域的光谱分辨率达到 21Hz 或者磁场不均匀度达到 1×10^{-8} 。林玉宝^[15]介绍了 NbTi 和 Nb₃Sn 组合高均匀度超导磁体的设计方法,采用了优选法,在考虑工艺的情况下能得到较高的磁场均匀度,文中给出一个设计例子,磁体的内径、外径和高度分别为 90mm、221.58mm 和 320mm,中心场强为 10.57T,在直径为 10mm 的球体内可获得优于 4.0×10^{-7} 的磁场均匀度。白质明等^[16]根据六阶线圈原理对超导磁体进行了设计,给出了主线圈的结构参数,并利用有限元方法对设计磁场的场强进行了模拟仿真计算,得到的结果与场强的设计要求一致。

1.2.2 匀场线圈设计的电磁场问题

实际上,仅根据理论优化计算得到的超导线圈结构或者永磁体结构,与实际工程实施的结果相比会存在偏差。对于临床医学成像系统,主磁场均匀度在基本的成像体积需求(20~50cm 直径的球形区域)内一般要达到百万分之几,对于高场波谱分析,其均匀度则需要达到十亿分之一的水平,不过其目标区域只有几毫米的直径。在任何情况下,很少可以直接由主磁体(如超导线圈、永磁体等)得到足够均匀的磁场。因此,为了弥补工程误差造成的磁场不均匀性,通常需要采用匀场技术,主要包括无源匀场技术^[17,18]和有源匀场技术^[19,20]。磁场均匀度校正的基本原理是把空间中的磁场分布分解成一组正交函数分量(通常采用球谐函数),对于那些引起磁场不均匀的主要分量可以使用适当的校正单元(载流线圈或铁磁匀场片)进行补偿。

无源匀场技术是采用铁片或永磁体片补偿静态磁场的均匀性,使用球谐函数级数展开获得静磁场的各级分量,选择合适的匀场片进行针对性的补偿。实际上,这种补偿方式需要通过多步重复迭代才能实现。匀场片放置在沿着圆柱形的低温容器的室温空孔内,有限数目的匀场片固定在圆柱的合适位置处。但是,这种方法需要大量的匀场片,而且匀场片的位置、大小以及数量等变化多样,它们对磁场均匀度的影响不相互独立,匀场操作难度相对较大。有源匀场是利用不均匀磁场的各个分量线性无关特性来设计相应的匀场线圈,在线圈中通过特定大小的电流,使其在目标区域内产生和静态磁场不均匀分量符号相反、大小相等的抵消项,叠加后抵消静态磁场的均匀量,从而提高磁场均匀度。

永磁磁体的设计由于涉及非线性磁化材料的影响,无法用完全解析的算法计算,只能采用有限元的数值模拟计算,设计的精度比超导主磁体要低一些,成像区域均匀度一般在十几到几十 ppm(1ppm = 1×10^{-6})。而永磁磁体的磁钢规格本身存在一定的误差,充磁后磁化强度在不同磁钢块之间也存在微小不一致性,还有磁体装配过程中的偏差、磁钢块磕碰,都会使主磁场发生偏差,最后可能不均匀度达到一千到两千 ppm。永磁磁体的两极面上的铁极板本身能起到平滑的匀场作用,调磁极面平行度、调匀场螺栓进出属于机械匀场^[21]。凭借匀场工人的经验或者通

过对磁场的分析计算,往磁极上贴小磁片或者小铁片属于无源匀场^[22,23],能进一步提高均匀度。一般的永磁核磁共振成像不用匀场线圈,而在要求比较高的永磁核磁共振成像磁体中,则需要用匀场线圈^[24]。匀场线圈设计也必须达到高精度纯谐波的要求,满足线圈间电流互相独立调节的要求。

对于超导磁体来说,其超导线圈绕制和安装有一定公差,液氮降温导致的热胀冷缩以及充磁后超导线电流受到巨大的洛伦兹力都可能引起线圈发生轻微形变,和骨架的匹配有所改变,结果导致线圈偏离理论设计的位置,使主磁场均匀度可能改变1~2个数量级。为了补救这些偏差,匀场线圈是不可缺少的^[25]。

不管是采用哪种匀场方式,首先要确定主磁场的分布情况,假设主磁场方向沿着轴向方向(超导磁体),将该方向定义为 z 轴。一般来说,分析时仅考虑主磁场 z 向分量(其他方向分量太小,忽略不计),通常需要分析的是该磁场分量中对应到三个坐标轴的各阶分量,常用的方法是主磁场在直角坐标系下分解成泰勒级数形式。在实际计算时,根据其结构的对称性,为简化计算,将主磁场、匀场线圈产生的磁场在球坐标系或者柱坐标系下进行级数展开,最后再对应到直角坐标系下,具体实现方式将在第3、4章中详细介绍,这里仅给出磁场磁感应强度的泰勒级数形式:

$$B_z(x, y, z) = a_0 + a_1x + a_2y + a_3z + a_4x^2 + a_5y^2 + a_6z^2 + a_7xz + a_8yz + a_9xy + a_{10}x^3 + a_{11}y^3 + a_{12}z^3 + \dots = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=0}^{\infty} \sum_{l=0}^{\infty} k_{n,m,l} x^n y^m z^l \quad (1.2.2)$$

式中包含 x 、 y 、 z 坐标的一阶、二阶和高阶分量,匀场的目的是尽量将包含空间坐标的各分量抵消,仅保留常数项(即均匀磁场分量),然而现实中不可能使用无穷多匀场线圈,所以对成像来说,一般匀场到坐标的三阶项就能够满足磁场均匀度的要求。

1.2.3 梯度线圈设计的电磁场问题

原子拉莫尔频率正比于静态主磁场强度,可以采用已知的不同大小的磁场强度实现回波信号的空间分辨。因此,可以在均匀的主磁场中叠加随着空间坐标线性变化的磁场(即梯度磁场),实现被测样品的三维空间分辨。一般来讲,都是通过特定的梯度线圈中施加电流实现目标区域内磁场的三维梯度变化。为了能够成功地实现空间位置分辨,梯度磁场必须有足够的强度和线性度。对于需要强梯度的场合,所需电流很大,通常是采用预加重的方波脉冲激励,而线圈本身具有一定的自感,因此不能立即关断,在梯度脉冲激励的上升沿和下降沿均会有一定的时延,增加了梯度磁场建立的时间,为了提高梯度磁场的建立速度,要求梯度线圈的电感尽量小。

除了梯度线圈本身参数之外,由于梯度线圈周围有金属存在(如超导磁体的金

属外壳),梯度线圈与金属之间存在互感,这增加了梯度线圈输入端的等效电感,从而延长了建立稳定梯度磁场的时间,进而影响成像的速度。金属外壳中的涡流热效应使磁体区域的温度发生变化,进而影响超导磁体的温度稳定性。因此,减小或者消除涡流,有助于提高成像的质量。减小梯度感应的涡流所带来的不利影响通常有三类方法:梯度脉冲预加重方法、无源屏蔽方法以及有源屏蔽方法。

梯度脉冲预加重方法是通过梯度脉冲电路实现,即在实际所需梯度电流上升沿前便开始增加较大的电流,等梯度达到要求之后再减小电流至所需的电流大小。无源屏蔽方法则是采用无涡流复合极板或者高电阻率材料,如抗涡流板。有源屏蔽方法则是在梯度线圈的外面加一组电流方向相反的线圈,使成像区域的梯度磁场满足设计需要,而屏蔽线圈以外的区域梯度为零,这样一来,由于区域外的磁场为零,就不会在金属区域中感应涡流。但是,由于是采用两组线圈,且两组线圈中的电流相反,为了能够在目标区域内产生所需的磁场,则需要更大的电流,增加了功率损耗。

梯度线圈的设计方法可以分为两大类:分离绕线方法和分布绕线方法^[26]。分离绕线方法为早期设计线圈时主要采用的方法,即用某些特定结构的分离导线电流产生近似的线性梯度场;分布绕线方法是后期乃至现在常采用的设计方法,是利用分布导线来逼近连续变化的电流密度而形成的线圈。

分离绕线方法是预先确定线圈形状,通过不断调节梯度线圈框架上的绕线位置,来满足给定的理想设计目标。这类方法可以对最终的线圈结构进行直接控制,因此设计有限长梯度线圈比较容易。最优绕线结构的选取通过数值优化方法计算得到,目前常用的算法主要有共轭梯度下降法^[27,28]、Levenberg-Marquardt 算法^[29]、模拟退火算法^[30,31]、遗传算法^[32]、混合优化算法^[33],以及神经网络算法^[34]和模糊集算法^[35]等。分布绕线方法并不预先确定线圈形状,而是根据预定的目标区域内所期望的磁场分布来计算所需要的电流密度分布,然后用导电铜板或分布绕线来模拟电流密度的分布,从而确定线圈绕线的具体形状与尺寸。这种方法可以获得电流密度的解析表达式,也容易引入电感、能耗最小及自屏蔽约束等条件。围绕着寻求最佳的分布绕线方式以得到性能优良的线圈发展出一系列设计方法,包括矩阵求逆法,它是在计算复杂的横向梯度线圈时,由 Compton^[36]提出的一种通过预先设定好误差的方式,再根据要求的梯度场经矩阵求逆计算得到分布式弧形线圈的设计方法,Schweikert 等^[37]和 Wong 等^[38]在此基础上做出了改进。1986年,Turner 提出了革命性的目标场法^[39],它将柱面上电流产生的磁场用 Fourier-Bessel 函数展开,建立了电流和磁场的关系。由此,可以通过目标区域期望的磁场倒推出柱面应有的电流密度分布,在此基础上延伸出了自屏蔽梯度线圈的设计理论^[40]、最小电感及最小能耗^[41]的设计方法等。流函数法^[42]是 Schenck 等提出来的,该方法的关键是根据所需要的梯度场构造特定的流函数,来获得梯度线圈的电

流密度分布,该理论在2001年被进一步完善^[43]。磁偶极子等效法是Lopez等^[44]在Lemdiasov等^[45]的边界元法基础上完成的,并运用到了超导核磁共振成像和永磁核磁共振成像梯度线圈的设计中。2010年,Liu等^[46]提出了直接建立场谐波系数与电流谐波系数之间的关系,认为只要指定目标区域内一个场谐波就可以直接计算出柱面上对应的电流密度。这种方法不再需要选择目标场点和设置目标场值,也不需要很长的计算时间以及复杂的正则化算法,且该方法特别适合于设计不同阶次的匀场线圈。实际上,这些设计方法会根据磁体结构不同而有所不同,针对特定的磁体结构采用的设计方法会稍有差异。

在设计梯度线圈时需要考虑的问题包括梯度大小、梯度磁场的非线性度、梯度线圈的效率以及梯度线圈的电感和电阻等。

1. 梯度大小

梯度大小指的是梯度磁场的磁感应强度随着空间某一方向的变化率,单位为T/m(或mT/m),通常可以表示为 G_x 、 G_y 、 G_z 。在核磁共振成像中,梯度大小决定了成像的空间分辨率,梯度越大,可以扫描的层面越薄,分辨率越高,其分辨率与梯度关系如下^[47]:

$$\Delta X_{\min} = \frac{\Delta F}{\gamma G_{\max} N / (2\pi)} \quad (1.2.3)$$

式中, $\Delta X_{\min}$ 为分辨率; ΔF 为图像的频宽,取决于整个成像系统的一个固定参数; γ 为原子核的旋磁比; N 为某个方向采集的信号个数; $G_{\max}$ 为最大梯度值。由式(1.2.3)可知,梯度越大,分辨率越好。

2. 梯度磁场的非线性度

关于梯度磁场非线性度的定义不止一种,可以将梯度线圈产生的磁场与目标磁场之间磁感应强度差异的百分比作为衡量梯度磁场非线性度的定义,也可以将磁感应强度变化率与中心区域磁感应强度变化率之间差异的百分比作为衡量磁场非线性度的定义,对于前者定义,可以写为

$$\epsilon_1 = \left| \frac{B(x, y, z) - B_{\text{desired}}}{B_{\text{desired}}} \right| \times 100\% \quad (1.2.4)$$

后者定义可以写为

$$\epsilon_2 = \left| \frac{G(x, y, z) - G_{\text{center}}}{G_{\text{center}}} \right| \times 100\% \quad (1.2.5)$$

式中, $B(x, y, z)$ 为目标区域内磁场的磁感应强度值; B_{desired} 为所需的目标磁场的磁感应强度大小; $G(x, y, z)$ 为目标区域内磁场的磁感应强度变化率; G_{center} 为中心区域磁场的磁感应强度变化率。非线性度是衡量梯度磁场的梯度稳定性的指标,非