

专题: 超导及其应用

14 T 全身超导 MRI 磁体的技术挑战 —— 大规模应用强场超导磁体未来十年的发展目标之一*

蒋晓华¹⁾ 薛芃¹⁾ 黄伟灿¹⁾ 李烨^{2)†}

1) (清华大学, 电机工程与应用电子技术系, 北京 100084)

2) (中国科学院, 深圳先进技术研究院, 深圳 518055)

(2020年12月2日收到; 2020年12月22日收到修改稿)

本文首先综述了大规模应用的超导磁体, 依赖并推动铌三锡 Nb_3Sn 导线技术进步, 向更强磁场发展的趋势. 着重分析了超高场 14 T 全身 MRI 磁体的挑战性技术. 选择青铜 Nb_3Sn 导线, 采用 Nb_3Sn 线圈和 NbTi 线圈相结合的混合结构, 对 14 T 全身 MRI 磁体进行了电磁概念设计和热稳定性及失超保护仿真分析, 并简要阐述了 14 T 全身 MRI 磁体在应力、接头和匀场方面的关键问题. 根据分析结果认为: 1) Nb_3Sn 导线是 14 T 全身 MRI 磁体需要面临的首要挑战性问题 —— 作为最佳选择的青铜 Nb_3Sn 导线, 其现有产品的性能指标离 14 T 全身 MRI 磁体的要求尚存在有一定的差距; 2) 14 T 全身 MRI 磁体的失超保护涉及线圈的铜超比设计、运行电流同线圈电感的协调配置、被动保护的分段策略和主动保护的失超触发控制以及主动屏蔽结构磁体在失超过程中的逸散磁场限制等多个十分复杂的环节, 是最具挑战性的综合性技术.

关键词: 超导磁体, 磁共振成像, 强磁场, 大规模应用**PACS:** 84.71.Ba, 76.70.Pc, 74.25.N-, 42.62.Cf**DOI:** 10.7498/aps.70.20202042

1 概述

大规模应用的超导磁体, 主要包括磁共振成像 (MRI)、核磁共振 (NMR)、粒子加速器和热核聚变磁体, 大都依赖于低温超导体, 其中, 技术成熟的铌钛 (NbTi) 导线和电缆占据主导地位. 近年来, 这些大规模应用的超导磁体向更强的磁场发展, 这一方面使铌三锡 (Nb_3Sn) 在导线技术和应用性能方面均取得了长足的进步, 成为推动磁体强场化发展的基本保障, 使磁体的磁场强度逐渐接近低温超导体 NbTi 和 Nb_3Sn 的极限; 另一方面, 高温超导体 (HTS), 以非常具有创新性的材料和磁体新技术, 在超高场磁体, 特别是超高场 NMR 磁体中, 已经显现出其强磁场优势在大规模应用中的发展

潜力^[1,2].

受控热核聚变需要在很大的空间里产生强磁场来对极高温的等离子体进行约束和驱动. 在引人瞩目的国际热核实验反应堆项目 (ITER) 中, 强场超导磁体堪称整个托卡马克 (Tokamak) 系统的脊梁, 所占系统总投资的比例达 30%. 直径 12.4 m、截面积 21 m² 的环形等离子体 (体积 835 m³) 所需的环形约束磁场峰值为 11.8 T, 由 18 个巨大的 D 型 Nb_3Sn 线圈提供. 驱动等离子体电流的中心螺线管磁体的峰值磁场更是高达 13 T. ITER 项目的这些高磁场特性直接造就了 Nb_3Sn 导线 (包括青铜 Bronze 和内锡 IT 两种处理工艺) 工业化规模的大幅度提升, 从之前的每年 20—30 t 产量一下跃升至总年产量达 500 t 的水平. ITER 项目诞生

* 中国科学院战略性先导科技专项 (B 类) (批准号: XDB25000000) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: liye1@siat.ac.cn

于1991年,系统工程于2006年底在法国启动,整体系统装置将于2025年完成^[1,3-4].

粒子加速器的核心技术之一也是超导磁体. 到大型强子对撞机(LHC)为止, NbTi导体在加速器的二极和四极磁体中占据绝对主导地位, 其性能经40多年的持续发展, 已经被推进到实际应用的极限. 除小型磁体模型外, 8—9 T被认为是NbTi加速器磁体的磁场上限. 高能物理的未来发展将继续推动粒子的亮度和能量进一步提升, 这势必需要更高磁场强度的加速器磁体. 在为了提高束流亮度的LHC升级项目HL-LHC中, 不仅需要最终聚焦的四极磁体的磁场强度达到12—13 T, 还需要弧形二极磁体也将场强提高到11 T左右. 欧洲核子研究组织(CERN)研制生产的11 T Nb₃Sn二极磁体已于2020年底安装在LHC中, 而其正在研制生产的12 T Nb₃Sn四极磁体则将于2024年底安装在LHC的终极聚焦区. 由于强场加速器磁体需要大电流的多股Nb₃Sn电缆以减小线圈匝数和磁体电感, 目前能满足电流密度要求的只有内锡IT的RRP(restacked rod processes)和粉末套管PIT这两种处理工艺制作的Nb₃Sn导线. 然而, 最新的未来环形对撞机(FCC)计划更是提出将LHC的粒子能量提升7倍的大胆建议. 该计划的第一个宏伟蓝图就是一条100 km的由16 T二极磁体构成的环形通道. 为此, CERN正在推进4种不同结构的16 T Nb₃Sn双通道二极磁体的研发, 而且已经发起一个世界范围的进一步提高Nb₃Sn导线性能的努力. 2019年, 美国磁体发展项目(US-MDP)在费米实验室(Fermilab)成功研制并初步测试了一个基于内锡RRP导线的1 m长、15 T的二极磁体, 磁体的最高磁场达到14.1 T——这无疑是一个非常振奋人心的结果^[1,5,6]!

NMR和MRI是迄今为止超导体最为成功的商业应用. 由于NMR的信号与磁场强度成正比, 自20世纪60年代第一台180 MHz(4.2 T)NbTi NMR磁体诞生以来, NMR磁体的磁场强度已得到大幅度的提升. 青铜Nb₃Sn把磁场强度提升到900 MHz(21.2 T)量级; 而牛津仪器(Oxford Instruments)采用内锡RRP Nb₃Sn导线, 于2005年推出了950 MHz(22.3 T)NMR磁体; 布鲁克(Bruker)更是采用新型的粉末套管Nb₃Sn导线, 于2009年开发出世界第一台1 GHz(23.5 T)NMR样机, 该场强几

乎达到Nb₃Sn上临界磁场的极限. 2015年, 日本国立材料科学研究所(NIMS)用HTS Bi-2223线圈替代最里层Nb₃Sn线圈, 成功将一台920 MHz(22.3 T)NMR磁体升级到1020 MHz(24 T); 而美国麻省理工学院(MIT)的Francis Bitter磁体实验室则以具有创新性的HTS GdBCO带材和无绝缘(NI)双饼线圈结构, 正在研制1.3 GHz(30.5 T)NMR磁体^[7,8].

作为超导最大的市场应用, MRI磁体占据了整个超导磁体市场的45%, 而且, 这个份额有望在2022年上升到55%^[2]. MRI临床诊断的主流机型是1.5 T和3 T的全身系统, 7 T全身机型也已进入临床诊断, 而9.4 T全身MRI则是由特斯拉Tesla和通用电气GE推出了一系列的研究系统, 法国CEA Saclay更是于2019年成功开发出11.7 T全身MRI磁体^[9-12]. 到目前为止, 全身MRI磁体几乎全都采用NbTi导线, 包括法国11.7 T磁体中1.8 K氦II加压浸泡冷却的NbTi. 实际上, MRI磁体所用的NbTi导线(包括铜)占全球总产量的比例高达60%—75%, 其中的NbTi合金也占到全球总产量的50%以上. 全身MRI的下一个目标是14 T(600 MHz)系统. 由于需要同时采用NbTi和Nb₃Sn线圈在人体全身尺寸空间内产生高度均匀和高度稳定的14 T磁场, 磁体的设计和制作都将面临极大的挑战. 这些挑战包括: 高场/高稳定性导线的选择、磁体电流与导体长度的权衡、失超保护、应力与支撑结构、超导接头和开关等^[5]. 可以预期, 开发14 T全身MRI磁体, 势必大大提升MRI磁体, 甚至整体超导磁体的技术水平.

本文对14 T全身MRI磁体的挑战性技术进行分析. 首先讨论Nb₃Sn导体的选择与磁体线圈的基本结构; 在现有Nb₃Sn和NbTi导线产品的性能参数基础上, 对14 T全身MRI磁体线圈进行概念性电磁设计, 分析设计结果的电磁特性, 并讨论相关技术及工艺的挑战性问题; 根据电磁概念设计, 基于单体导线绕制方法, 对无屏蔽和主动屏蔽两种结构磁体进行热稳定性和失超保护仿真分析, 讨论影响热稳定性和失超保护的因素, 提出实现失超保护的技术难度; 分析的挑战性技术还包括磁体在应力、接头和匀场方面的关键问题; 最后, 基于保守设计, 就Nb₃Sn导线、磁体线圈结构和失超保护三方面的主要问题, 进行了总结性讨论.

2 Nb₃Sn 导线与磁体线圈结构

2.1 Nb₃Sn 导线

Nb₃Sn 复合导线主要有 3 种制造工艺: 青铜 Bronze、内锡 IT 和粉末套管 PIT. 青铜 Nb₃Sn 导线的丝径最小 (~2—3 μm), 但临界电流密度 J_c 相对较低; 内锡导线具有最高的 J_c , 但其丝径的尺寸较大; 粉末套管导线兼具丝径较小 (< 50 μm) 与 J_c 较高的优点, 但其价格是内锡导线的 2—3 倍.

根据第二类超导体在低磁场或热扰动情况下的稳定性分析, 可以得到复合超导导线最大丝径值的绝热稳定判据. 目前, 具有高临界电流密度 J_c 的 Nb₃Sn 导线, 无论是内锡还是粉末套管类, 其 50—100 μm 的丝径均超过了低场下磁通跳跃稳定性判据所确定的最大值. 而且, 磁通跳跃不仅对 Nb₃Sn 复合导线的丝径尺寸有所限制, 还直接决定了满足自场稳定性要求的导线最大线径. 现在, 内锡和粉末套管 Nb₃Sn 导线的典型直径只有 0.5—1.0 mm, 使单体导线的临界电流 I_c 受到限制^[6].

相比之下, 青铜 Nb₃Sn 导线, 由于具有最小的丝径, 而且导线中丝径的均匀性也很好, 其在稳定性方面的优势十分明显, 这在 14 T 全身 MRI 磁体的应用中尤其重要. 青铜 Nb₃Sn 导线的优势还包括: 大的单体导线截面积和长度、好的绕制性能、高的应变极限等等. 虽然青铜 Nb₃Sn 导线的临界电流密度 J_c 较低, 但由于 14 T 全身 MRI 磁体不仅磁场强度很高, 线圈直径还很大, 较高的电流密度会导致非常高的周向应力. 综合权衡稳定性、电流密度、应力应变与机械特性以及价格等各方面的因素, 青铜 Nb₃Sn 导线仍不失为 14 T 全身 MRI 磁体的最优选择.

2.2 磁体线圈结构

在 1.5 T 和 3 T 全身 MRI 磁体中, 为了以较少的超导线达到较高的磁场均匀度, 大都采用精确定位的轴向分离式多对(个)线圈结构. 超强场 MRI 磁体 (7 T 及以上) 则大都采用带补偿的螺线管线圈结构. 螺线管结构的优点是线圈里的最大磁场强度与磁体中心场强的比值低, 且轴向的洛伦兹力可以自支撑. 轴向分离式的一对(或多对)补偿线圈分布在主螺线管外围, 起补偿主螺线管磁场均匀度的作用. 由于外围的磁场较小, 补偿线圈之间的轴

向洛伦兹力可设计到合理范围之内.

对于 14 T 全身 MRI 磁体来说, 为了节省昂贵的 Nb₃Sn 导线及其复杂的绕制工艺, 应采用内层 Nb₃Sn 螺线管线圈和外层 NbTi 螺线管线圈加轴向分离式 NbTi 补偿线圈相结合的混合设计. 9—10 T 以上为 Nb₃Sn 螺线管线圈, 分布在磁体最内层; 9—10 T 以下为 NbTi 线圈, 分布在磁体外层, 包括 NbTi 螺线管线圈和轴向分离式补偿线圈. 由于磁体的总能量会高达 300 MJ 左右, 需要很大的稳定性余量, 主螺线管 Nb₃Sn 和 NbTi 线圈均可进一步按磁场进行分层, 以改善磁体的稳定性, 方便周向应力的绑扎支撑, 还可进一步降低磁体的导线成本.

超强场 MRI 磁体的屏蔽方式分被动屏蔽和主动屏蔽两种. 14 T 全身 MRI 磁体如果不采用任何屏蔽 (磁体线圈结构示意图如图 1(a)), 其 5 Gs 安全线轴向和径向离磁体中心的距离均可达 20—30 m; 采用被动屏蔽则需要几千吨钢材构成庞大的铁壁屋把磁体包围在其中, 这会对场地的建设带来非常大的挑战及很高的成本; 采用主动屏蔽的方式 (磁体线圈结构示意图如图 1(b)), 可以将 5 Gs 线轴向和径向的距离均控制在 10—15 m 范围内, 但在磁体失超过程中, 磁体的 5 Gs 线会因主线圈和屏蔽线圈电流衰减的不平衡而扩大到正常范围以外, 造成安全隐患, 需要在失超保护电路中予以特别的设计.

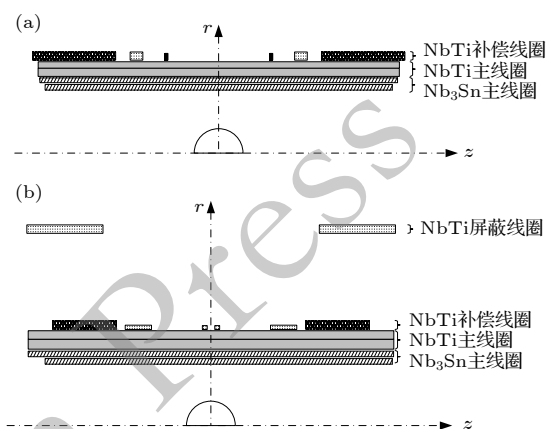


图 1 14 T 全身 MRI 磁体线圈结构示意图 (a) 无屏蔽; (b) 主动屏蔽

Fig. 1. 14 T whole body MRI magnet coil configurations: (a) Unshielded; (b) actively shielded.

根据现有 Nb₃Sn 和 NbTi 导线产品的尺寸及其在液氦 (4.2 K) 下的临界电流指标, 以单线 200—300 A 的工作电流, 14 T 全身 MRI 磁体的导体总

长度将高达近千千米量级,这不仅会使线圈绕制工程十分复杂、繁琐,还会使磁体线圈电感过大,导致失超时产生较高的过电压.为了控制失超电压,减小导体总长度和接头数量,以MRI磁体传统的单导线绕制方案,将需要更大的导线尺寸以提高工作电流,或是采用多股导线制成电缆,以电缆埋进铜沟道(cable in channel, CIC)的导体形式绕制线圈,这将使磁体线圈的设计和绕制方式发生根本的变化.

3 电磁分析

根据图1所示无屏蔽和主动屏蔽两种14 T全身MRI磁体的线圈结构,在现有Nb₃Sn和NbTi导线产品的性能参数基础上,对磁体线圈的尺寸进行优化磁场均匀度的概念性设计,分析设计结果的电磁特性,并在此基础上讨论磁体技术及工艺的挑战性问题.

以现有Nb₃Sn和NbTi导线产品性能参数为基础,预设从里到外的Nb₃Sn螺线管线圈、NbTi螺线管线圈以及NbTi补偿和屏蔽线圈的电流密度和铜超比取值如表1所列.

表1 各线圈电流密度和铜超比预设
Table 1. Current density and copper/superconductor ratio of each coil.

	Nb ₃ Sn 线圈1	Nb ₃ Sn 线圈2	NbTi 线圈3	NbTi 线圈4	NbTi补 偿线圈	NbTi屏 蔽线圈
电流密度 /A·mm ⁻²	80	95	25	35	65	65
铜超比	2	2	10	10	8	8

MRI磁体优化设计中,磁场不均匀度是一个重要指标参数,其定义为

$$f = (B_{\max} - B_{\min})/B_{\text{mean}} \quad (1)$$

其中, B_{\max} 为成像空间内的磁感应强度最大值, B_{\min} 为成像空间内的磁感应强度最小值, B_{mean} 为成像空间内的磁感应强度平均值. 成像空间大小以球形空间直径(diameter of spherical volume, DSV)表示.

采用退火算法^[13],优化目标为: 1) 线圈中心磁场密度为14 T,即 $B_0 = 14$ T; 2) 成像空间40 cm DSV内,磁场不均匀度最小;约束条件设定为:线圈内直径100 cm,线圈最大长度小于3 m.

表2所列无屏蔽和主动屏蔽两种线圈结构

的优化设计结果对比.由于对线圈最大长度设置了3 m的约束条件,表2中两种结构线圈的最大长度相当,均接近3 m;但主动屏蔽结构的线圈最大外径是无屏蔽结构的近2倍,达到3 m以上,使其液氮容器的容积会比无屏蔽结构增大近3倍.为节省昂贵的液氮,主动屏蔽磁体的液氮容器内可设置填充物(如真空筒)以减小液氮的容量.由于屏蔽线圈采用反向电流来抵消主线圈在磁体外的逸散磁场,对线圈内空间的磁场也会有一定程度的削弱,所以,主动屏蔽结构的NbTi导线总用量不仅会因屏蔽线圈而增加,还会因主线圈NbTi导线用量的增加而另有一定程度的增加.相比无屏蔽结构,主动屏蔽结构的NbTi导线总用量增加约63%,Nb₃Sn导线总用量基本相当.根据表2的优化设计结果,无屏蔽和主动屏蔽两种结构的磁场不均匀度没有本质差别.

表2 无屏蔽/主动屏蔽优化设计结果对比
Table 2. Comparison of unshielded/active shielded optimization design results.

	无屏蔽	主动屏蔽
线圈最大长度/m	2.99	2.98
线圈最大外径/m	1.63	3.18
Nb ₃ Sn导线总量/m ³ (不含铜)	0.460	0.466
NbTi导线总量/m ³ (不含铜)	0.189	0.308
磁场不均匀度(ppm on 40 cm DSV)	1.1	2.4

图2所示根据优化设计结果的磁体磁场强度等值线分布,无屏蔽和主动屏蔽两种结构各线圈中的最大磁场强度对比如表3所列.可以看出,无屏蔽结构中各线圈中的最大磁场强度均比主动屏蔽结构线圈略大.为降低磁体的成本,在实际线圈设计中,可根据线圈中磁场强度的分布,进一步优化线圈的分层设置.从磁体外逸散磁场的5 Gs线来看,主动屏蔽结构的5 Gs线比无屏蔽结构缩小近一半,径向和轴向同线圈中心的距离分别为11.8 m和14.8 m.两种结构磁体的总能量基本一致,无屏蔽结构略小一些.显然,高达260—280 MJ的磁体总能量对于磁体的稳定性和失超保护来说是一个很大的挑战.

由于Nb₃Sn线圈大都采用先绕制后反应的工艺,根据图2中两种结构线圈端部的磁场强度分布,需要布置在较低磁场的Nb₃Sn线圈接头将会明显增大磁体端部的轴向长度.

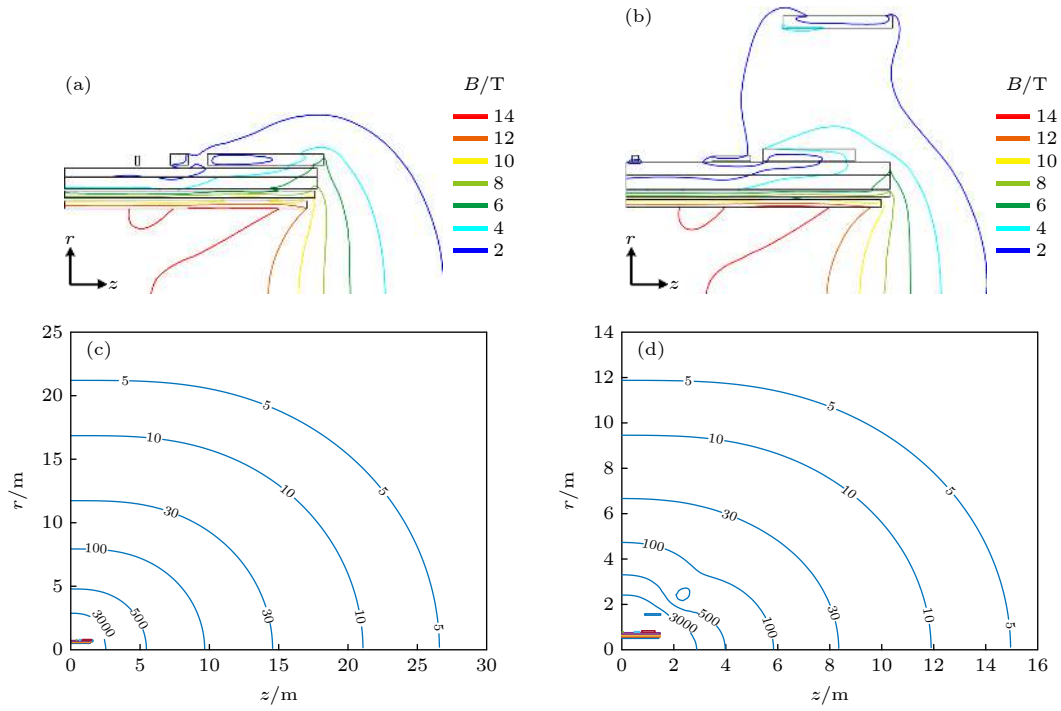


图 2 14 T 全身 MRI 磁体磁场强度等值线分布 (a) 无屏蔽近场; (b) 主动屏蔽近场; (c) 无屏蔽远场 (场强单位: Gs); (d) 主动屏蔽远场 (场强单位: Gs)

Fig. 2. Magnetic field intensity contours of 14 T whole-body MRI magnet: (a) Unshielded near field; (b) actively shielded near field; (c) unshielded far field (Field intensity unit: Gs); (d) actively shielded far field (Field intensity unit: Gs).

表 3 无屏蔽/主动屏蔽线圈磁场对比

Table 3. Comparison of unshielded/active shielded coil magnetic field.

	无屏蔽	主动屏蔽
中心磁场/T	14	14
Nb ₃ Sn线圈1最大磁密/T	14.76	14.66
Nb ₃ Sn线圈2最大磁密/T	10.67	10.02
NbTi线圈3最大磁密/T	8.28	7.40
NbTi线圈4最大磁密/T	7.54	6.28
NbTi补偿线圈最大磁密/T	6.78	6.01
NbTi屏蔽线圈最大磁密/T	—	4.36
5 Gs线(径向m × 轴向m)	21.2 × 26.6	11.8 × 14.8
线圈总能量/MJ	260	280

14 T 全身 MRI 磁体除了磁场强度超高, 线圈口径还很大, 使得线圈的径向洛伦兹力所产生的周向应力 (hoop stress) 非常大. 图 3 所示不考虑线圈层间相互作用的洛伦兹力周向应力分布, 最内层 Nb₃Sn 线圈内径侧的最大值无论在不屏蔽还是主动屏蔽结构中都高达 650 MPa 左右, 这远远超过了 Nb₃Sn 导线的应力极限 (即使是高强度青铜 Nb₃Sn 导线, 其最大正常工作应力也都在 300 MPa 以下 [14,15]). 减小 Nb₃Sn 线圈的电流密度, 可线性降低洛伦兹力的周向应力, 但会增加 Nb₃Sn 导线

的用量及线圈的尺寸. 由此可见, 相比高临界电流密度 J_c 的内锡或粉末套管类 Nb₃Sn 导线, 高稳定性和高强度的青铜 Nb₃Sn 导线更适合应用于 14 T 全身 MRI 磁体. 将 Nb₃Sn 线圈的电流密度减小至 50 A/mm² 左右, 再采用周向应力常用的外绑扎支撑方法, 有望将最大周向应力控制在合理范围内.

表 4 列出了无屏蔽和主动屏蔽线圈最大洛伦兹力对比. 对于分离的补偿线圈和屏蔽线圈的轴向洛伦兹力, 需要设计法兰盘来支撑. 在无屏蔽结构中, 补偿线圈向内的最大洛伦兹力合力约为 2500 t. 由于屏蔽线圈的反向作用力, 在主动屏蔽结构中, 补偿线圈向内的最大洛伦兹力合力比无屏蔽结构减小近 1000 t; 而屏蔽线圈向外的最大洛伦兹力合力约为 1300 t.

4 热稳定性与失超保护

根据上述 14 T 全身 MRI 磁体线圈的电磁概念设计, 如果以传统的单体导线方法绕制线圈, 可得到无屏蔽和主动屏蔽两种结构磁体的运行电流、总电感与导线长度等参数如表 4 和表 5 所列. 可以看出, 无论是无屏蔽还是主动屏蔽的磁体, 总电感

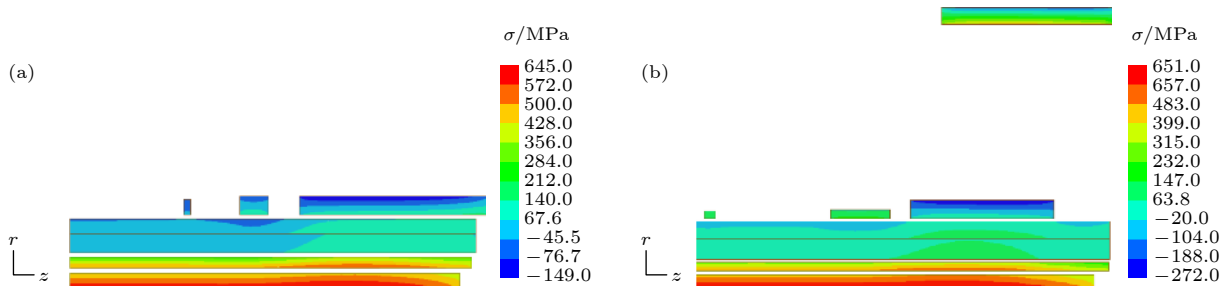


图3 14 T 全身 MRI 磁体线圈的洛伦兹力周向应力分布 (a) 无屏蔽; (b) 主动屏蔽

Fig. 3. 14 T whole-body MRI magnet coil Lorentz force circumferential stress distribution: (a) Unshielded; (b) actively shielded.

表4 无屏蔽/主动屏蔽线圈最大洛伦兹力对比
Table 4. Comparison of unshielded/active shielded coil maximum Lorentz force.

	无屏蔽	主动屏蔽
最大周向应力/MPa	645	651
补偿线圈轴向力/t, 压强/MPa	-2540, -78.6	-1560, -43.3
屏蔽线圈轴向力/t, 压强/MPa	—	1310, 20.3

表5 无屏蔽/主动屏蔽线圈电感及导线长度对比
Table 5. Comparison of unshielded/active shielded coil inductances and wire lengths.

	无屏蔽	主动屏蔽
运行电流/A	244	248.8
总电感/H	8746	10287
Nb ₃ Sn 导线总长/km	315.6	320.4
NbTi 导线总长/km	331.8	591.7

都高达 8000—10000 H, 这很容易导致磁体线圈在失超过程中产生过电压, 使失超保护很难协调地使各线圈, 尤其是 Nb₃Sn 线圈与 NbTi 线圈, 在失超过程中电流同步下降以避免线圈的过电压、过电流及过热等问题. 对于主动屏蔽磁体, 如果各线圈在失超过程中电流不能同步衰减, 还存在逸散磁场范围瞬时扩大的问题.

另外, 从磁体线圈的导线长度来看, 无屏蔽和主动屏蔽磁体的 Nb₃Sn 导线总长相当, 但主动屏蔽磁体的 NbTi 导线长度因屏蔽线圈而大幅增加, 比无屏蔽磁体增加 250 km 以上. 无屏蔽和主动屏蔽磁体的导线总长分别达到 647.4 km 和 912.1 km.

为了对线圈的热稳定性进行分析, 需要对磁体进行失超传播的建模仿真. 在失超传播的模型中, 不仅包括 Nb₃Sn 和 NbTi 导线的温度、磁场和电流的临界特性, 还需要导线及绝缘各组分材料的导热率、比热、电阻率和比重等参数, 而这些材料参数大都与温度强相关, 电阻率还同磁场也紧密耦合, 使得失超传播的分析模型具有十分复杂的非线性,

而且还需要考虑绕组结构的各向异性^[16]. 根据上述 14 T 全身 MRI 磁体线圈的电磁概念设计, 基于单体导线绕制方法, 对无屏蔽和主动屏蔽两种结构磁体进行热稳定性仿真分析. 按 1 cm² 的面积进行加热触发, 得到各线圈的最小失超能量如表 6 所列. 可以看出, 仿真得到的线圈最小失超能量在十几毫焦至一百毫焦范围, 其中 NbTi 补偿线圈的最小失超能量最低.

表6 无屏蔽/主动屏蔽线圈最小失超能量对比
Table 6. Comparison of unshielded/active shielded coil minimum quench energy.

	无屏蔽	主动屏蔽
Nb ₃ Sn 线圈1最小失超能量/mJ	34	42
Nb ₃ Sn 线圈2最小失超能量/mJ	68	78
NbTi 线圈3最小失超能量/mJ	32	68
NbTi 线圈4最小失超能量/mJ	36	104
NbTi 补偿线圈最小失超能量/mJ	14	18
NbTi 屏蔽线圈最小失超能量/mJ	—	32

增大 NbTi 补偿线圈的铜超比, 可有效提高其最小失超能量. 相比之下, Nb₃Sn 线圈因 Nb₃Sn 导线的临界温度较 NbTi 导线更高, 即使线圈的铜超比设置相对很低, 其最小失超能量也可达到同 NbTi 线圈基本相当的水平. 然而, 在 14 T 全身 MRI 磁体中, Nb₃Sn 线圈的磁场强度和电流密度都较 NbTi 线圈更高, 其中的应力水平也远高于 NbTi 线圈, 而超导线圈的热稳定性取决于环氧材料开裂时所释放的热量是否将导致线圈失超. 所以, 对于 14 T 全身 MRI 磁体的 Nb₃Sn 线圈, 一方面需要合理设计其铜超比与电流密度, 选取 Nb₃Sn 导线适当的电流利用率, 以提高线圈的最小失超能量; 另一方面, 还需要具有更高应力强度及韧性的环氧树脂绝缘材料, 并在其中添加高强度微米级细丝以减小其开裂所释放的能量.

14 T 全身 MRI 磁体总能量高达近 300 MJ, 加上好几千甚至上万亨利的磁体线圈总电感, 使得失超保护很难做到让各线圈, 尤其是 Nb₃Sn 线圈与 NbTi 线圈, 在失超过程中电流同步均衡衰减, 磁体的总能量尽量均匀地释放在线圈内, 线圈的最高温升在合理范围内. 对于屏蔽结构的磁体, 还需要确保失超过程的逸散磁场也可靠地被限制在安全区域. 根据上述 14 T 全身 MRI 磁体线圈的电磁概念设计, 基于单体导线绕制方法, 对无屏蔽和主动屏蔽两种结构磁体进行失超保护分析. 采用传统的主动加被动混合的失超保护方法, 简单地按磁体中的各线圈进行分段保护, 在每段线圈两端分别并联双向二极管和能耗电阻串联组成的被动保护电路. 失超保护系统检测到失超信号后, 将主动加热各个线圈以触发所有线圈发生失超, 当各线圈的电压超过二极管开启电压, 被动保护电路导通, 对线

圈的过电压与过电流进行限制, 并通过其电阻释放部分线圈能量. 在 14 T 磁体的电磁概念设计中, 由于 NbTi 线圈 3, 4 的铜超比较大, 其失超电阻上升速度较为缓慢, 所以特别将所有被动保护电路中的能耗电阻均用来对线圈 3, 4 进行加热, 以提高其失超电阻的上升速度. 图 4 所示在 Nb₃Sn 线圈 1 的内侧中心触发失超后磁体失超过程的 3 s 仿真结果. 可以看出, 即使将所有被动保护电路中的能耗电阻均用于对线圈 3, 4 进行加热, 线圈 3, 4, 特别是线圈 3 的失超电阻上升速度仍然太过缓慢. 由于线圈之间互感的相互作用, 导致线圈 3 的电压和电流都快速增大. 而由于铜超比较低, 两个 Nb₃Sn 线圈虽然失超传播的速度较慢, 但电阻上升速度很快, 导致其热点温度快速升高.

由上述 14 T 全身 MRI 磁体线圈的失超保护分析结果来看, Nb₃Sn 线圈和 NbTi 线圈混合磁体

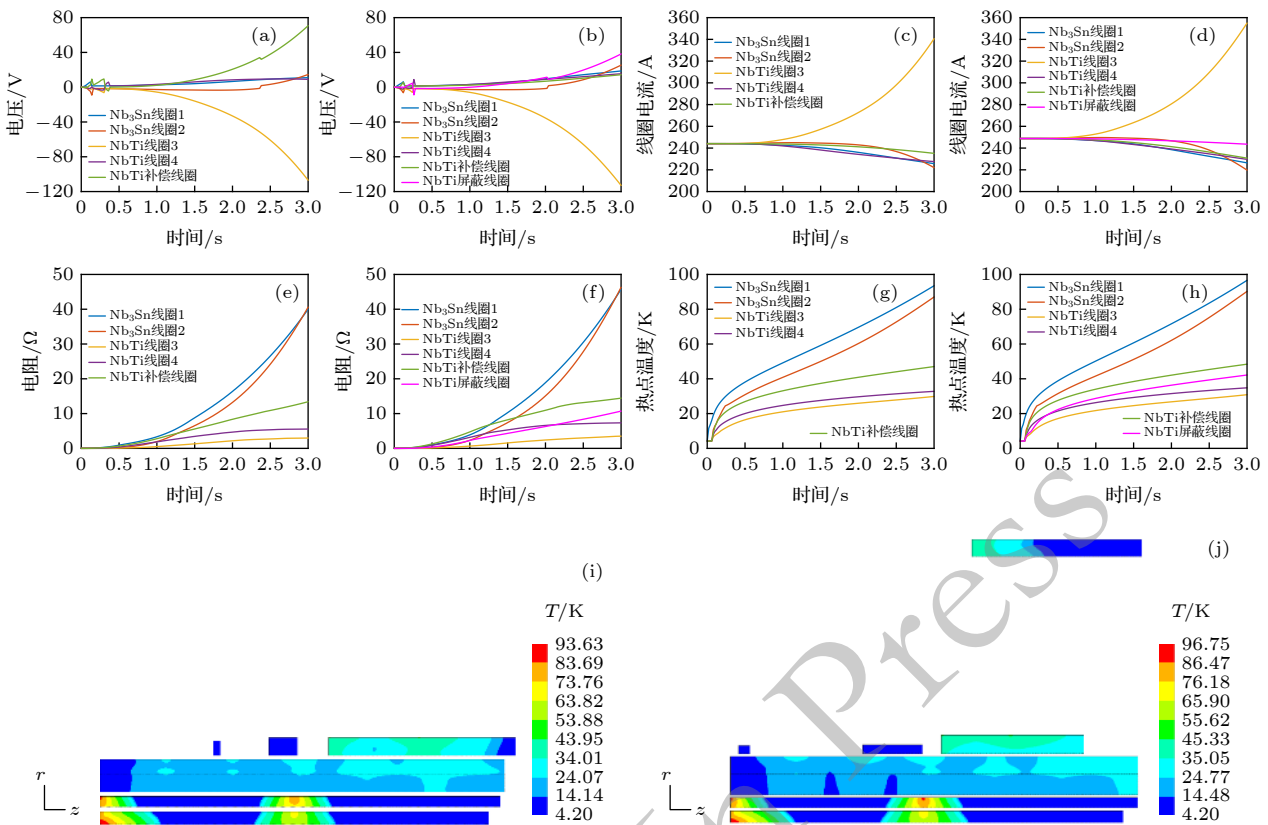


图 4 14 T 全身 MRI 磁体线圈失超仿真结果 (a) 线圈电压 (无屏蔽); (b) 线圈电压 (主动屏蔽); (c) 线圈电流 (无屏蔽); (d) 线圈电流 (主动屏蔽); (e) 线圈电阻 (无屏蔽); (f) 线圈电阻 (主动屏蔽); (g) 线圈热点温度 (无屏蔽); (h) 线圈热点温度 (主动屏蔽); (i) 失超 3 s 后线圈温度分布 (无屏蔽); (j) 失超 3 s 后线圈温度分布 (主动屏蔽)

Fig. 4. Simulation results of 14 T whole-body MRI magnet during quench: (a) Voltages of the coils (unshielded); (b) voltages of the coils (actively shielded); (c) currents of the coils (unshielded); (d) currents of the coils (actively shielded); (e) resistances of the coils (unshielded); (f) resistances of the coils (actively shielded); (g) hot spot temperatures of the coils (unshielded); (h) hot spot temperatures of the coils (actively shielded); (i) temperature distributions in the coils after 3 s of quench (unshielded); (j) temperature distributions in the coils after 3 s of quench (actively shielded).

在线圈口径很大、磁体总能量与电感值均很高的情况下,其失超保护是一个十分具有挑战性的问题.从 Nb₃Sn 线圈和 NbTi 线圈的铜超比设计,到单体导线的尺寸及运行电流同线圈电感的协调配置,再到被动保护电路的分段策略以及主动保护的失超触发控制,每个环节都十分复杂,既需要详细的仿真分析和设计,还需要精细的实验测试和校正.毕竟,9.4 T 和 11.7 T 的人体 MRI 磁体即使是采用单一的 NbTi 线圈,都经历过最初充磁时的失超毁坏^[1].14 T 全身 MRI 磁体线圈的失超保护显然是一个难度极高的综合性的复杂技术.

5 其他方面

5.1 应力

根据电磁计算得到的磁体线圈洛伦兹力分布情况来看,最内层 Nb₃Sn 线圈的周向应力将是磁体结构设计需要面临的巨大挑战.除了必需考虑 Nb₃Sn 导线的应力强度、线圈的电流密度及径向厚度尺寸等基本相关因素外,线圈的绕线应力、外绑扎的支撑应力、冷却降温时的冷缩应力,加上磁体充磁时的洛伦兹力等,都是磁体应力计算必需详尽分析的内容^[17].同 NbTi 线圈不同的是,Nb₃Sn 线圈大都需要在绕制后进行热处理,这涉及到绕线应力在线圈热处理前后的变化.如果外绑扎在线圈绕制后进行,同样也需要考虑绑扎应力在线圈热处理前后的变化.

5.2 接头

采用 Nb₃Sn 线圈和 NbTi 线圈相结合的混合设计,将面临 Nb₃Sn-Nb₃Sn 接头和 Nb₃Sn-NbTi 混合接头的技术挑战.主要问题包括:1) 高性能 Nb₃Sn-Nb₃Sn 接头的制作工艺;2) 高性能 Nb₃Sn-NbTi 混合接头的制作工艺^[18];3) 热处理反应后 Nb₃Sn 导线的脆性给接头制作工艺带来的困难;4) 由于接头电阻对磁场十分敏感,在螺线管线圈两端的低场区域设置接头而造成的磁体轴向长度的明显增大.

5.3 匀场

在 MRI 磁体制作过程中,由于加工精度的限制,会造成线圈的位置误差,加上磁体中和安装环境里或多或少会有一些磁性元件,使得实际磁体成

像空间内的磁场不均匀度相比优化设计值会有明显加大,通常会从几个 ppm 的设计值上升到几百 ppm.磁体磁场不均匀度的校正方法分有源匀场和无源匀场两种:由匀场线圈主动产生补偿磁场的方法为有源匀场;由小铁片在磁体中被磁化后的磁矩产生补偿磁场的方法为被动匀场.大多数临床 MRI 磁体仅用被动方法匀场^[19].在 14 T 这样的超高场磁体中,磁场不均匀成分的强度随磁体场强的升高线性增大,但被动匀场小铁片的匀场效果受饱和效应的限制却并不随之增加.所以,在 14 T 全身 MRI 磁体中,需要同时采用超导线圈匀场和无源匀场,就像在已有的 7 T,9.4 T 和 11.7 T 等超高场 MRI 磁体中一样^[11].

6 讨论

2019 年 9 月,GE 全球研发中心的 Michael Parizh 在磁体技术国际会议 (MT-26) 上指出,挑战 14 T 人体 MRI 磁体,需要磁体和超导领域的通力合作.他预测,如果在已知技术和材料的基础上,采用保守设计,需要 6—8 年时间;而研发具有突破性的新技术和新材料,采用进取性设计,则需要 12—15 年时间.

根据以上本文就 14 T 全身 MRI 磁体主要技术挑战性进行的分析,基于保守设计,现将面临的主要问题归纳如下.

1) Nb₃Sn 导线

Nb₃Sn 导线显然是 14 T 全身 MRI 磁体需要面临的首要挑战性问题.同内锡 IT 和粉末套管 PIT 相比,青铜 Nb₃Sn 导线具有稳定性更高、单体导线截面积和长度更大、应力极限更高等优势.受磁体线圈周向应力的限制,青铜 Nb₃Sn 导线较低的临界电流密度实际上可能更符合磁体对电流密度的需求.

如果根据洛伦兹力分析结果,将最内层的 Nb₃Sn 线圈的电流密度调整到较合理的 50 A/mm²,再根据失超保护分析,将 Nb₃Sn 线圈的铜超比增大到 4:1,那么,需要单体 Nb₃Sn 导线的运行电流密度达到 250 A/mm²(不含铜),临界电流密度则达到 500 A/mm²(不含铜)即可.以日本 JASTEC 现有青铜 Nb₃Sn 导线产品性能来看^[20],其高应力强度 (260 MPa) 导线在 14 T 下的临界电流密度约为 300 A/mm²(不含铜),最大单体尺寸导线的临界

电流约为 550 A; 高电流密度导线在 14 T 下的临界电流密度则约为 440 A/mm²(不含铜), 最大单体尺寸导线的临界电流约为 1850 A. 可见, 高强度青铜 Nb₃Sn 导线现有产品的临界电流密度还需要进一步提高.

另外, 如果先反应后绕制的青铜 Nb₃Sn 导线^[21]技术及性能指标能够发展达到 14 T 全身 MRI 磁体对应力强度和临界电流密度的要求, 那将大大简化 Nb₃Sn 线圈的制作工艺, 提高实现 14 T 全身 MRI 磁体的可行性.

2) 磁体线圈结构

采用内层 Nb₃Sn 螺线管线圈和外层 NbTi 螺线管线圈加轴向分离式 NbTi 补偿线圈相结合的混合式线圈结构, 不仅更容易保证磁场的均匀性, 还可以更好地处理螺线管线圈的周向应力以及外围轴向分离式补偿线圈之间的轴向洛伦兹力.

采用被动屏蔽的保守设计, 可节省大量的 NbTi 导线和液氦容量, 还可避免失超过程中磁场逸散范围扩大的安全隐患, 但被动屏蔽需要几千吨钢材构成庞大的铁壁屋, 会对场地的建设带来非常大的挑战及很高的成本; 采用主动屏蔽的方式, 则需要解决失超保护的难题, 确保磁场 5 Gs 线不会因主线圈和屏蔽线圈电流衰减不平衡而扩大到正常范围以外.

3) 失超保护

14 T 全身 MRI 磁体总能量近 300 MJ, 以传统单体导线方法绕制线圈, 磁体线圈总电感高达好几千甚至上万亨利. 磁体的失超保护涉及 Nb₃Sn 线圈和 NbTi 线圈的铜超比设计、单体导线尺寸及运行电流同线圈电感的协调配置、被动保护电路的分段策略和主动保护的失超触发控制等多个复杂环节, 是一个难度很高的综合性技术. 失超保护的目的是使磁体的各线圈, 尤其是 Nb₃Sn 线圈与 NbTi 线圈, 在失超过程中电流同步均衡衰减, 磁体的总能量尽量均匀地释放在线圈内, 避免线圈过电压、过电流及过热等问题. 对于屏蔽结构的磁体, 还需要确保失超过程的逸散磁场也可靠地被限制在安全区域.

7 结 论

从大规模应用的超导磁体向更强磁场发展的趋势来看, 铌三锡 Nb₃Sn 导线技术的进步起着举

足轻重的作用. 同内锡 IT 和粉末套管 PIT 相比, 青铜 Nb₃Sn 导线具有稳定性更高、单体导线截面积和长度更大、应力极限更高等优势. 虽然青铜 Nb₃Sn 导线的临界电流密度较低, 但受磁体线圈周向应力的限制, 适合 14 T 全身 MRI 磁体的 Nb₃Sn 导线临界电流密度在 500 A/mm² (不含铜) 等级. 可以期待高强度青铜 Nb₃Sn 导线产品在不久的将来即可发展到满足要求的水平.

采用 Nb₃Sn 线圈和 NbTi 线圈相结合的混合结构, 对 14 T 全身 MRI 磁体进行的电磁概念设计和失超保护仿真分析结果表明: 1) 14 T 全身 MRI 磁体总能量近 300 MJ, 以传统单体导线方法绕制线圈, 磁体线圈总电感高达好几千甚至上万亨利; 2) 磁体的失超保护涉及 Nb₃Sn 线圈和 NbTi 线圈的铜超比设计、单体导线尺寸及运行电流同线圈电感的协调配置、被动保护电路的分段策略和主动保护的失超触发控制等多个复杂环节, 是一个难度很高的综合性技术; 3) 失超保护的难度具体体现在: 如何协调控制磁体各线圈之间, 尤其是 Nb₃Sn 线圈与 NbTi 线圈之间, 的失超电流同步均衡衰减; 如何保证磁体的总能量尽量均匀地释放在线圈内, 避免线圈出现过电压、过电流及过热等问题; 对于屏蔽结构的磁体, 还需要确保失超过程的逸散磁场也可靠地被限制在安全区域.

参考文献

- [1] Seidel P 2015 *Applied Superconductivity: Handbook on Devices and Applications* (Wiley-VCH) pp448–580
- [2] Védérine P, Yildirim A 2019 *Report on Superconducting Magnet Market Study Grant Agreement* 731086
- [3] Field M B, Zhang Y, Miao H, Gerace M, Parrell J A 2014 *IEEE T. Appl. Supercon.* **24** 6001105
- [4] <https://www.iter.org/proj/inafewlines>[2020-11-30]
- [5] Bordini B 2019 *International Conference on Magnet Technology MT-26* (Canada: Vancouver)
- [6] Barzi E, Zlobin A V 2016 *IEEE T. Nucl. Sci.* **63** 783
- [7] Nishijima G, Matsumoto S, Hashi K, Ohki S, Goto A, Noguchi T, Iguchi S, Yanagisawa Y, Takahashi M, Maeda H, Miki T, Saito K, Tanaka R, Shimizu T 2016 *IEEE T. Appl. Supercon.* **26** 4303007
- [8] Iwasa Y, Bascuñán J, Hahn S, Voccio J, Kim Y, Lécresse T, Song J, Kajikawa K 2015 *IEEE T. Appl. Supercon.* **25** 4301205
- [9] Cosmus T C, Parizh M 2011 *IEEE T. Appl. Supercon.* **21** 2104
- [10] Lvovsky Y, Stautner E W, Zhang T 2013 *Supercon. Sci. Tech.* **26** 093001
- [11] Warner Rory 2016 *Supercon. Sci. Tech.* **29** 094006

- [12] Quettier L, Aubert G, Belorgey J, et al. 2020 *IEEE T. Appl. Supercon.* **30** 4401705
- [13] Liang J, Jiang X, Li H, Wei X 2009 *IEEE T. Appl. Supercon.* **19** 1282
- [14] Iwaki G, Nishijima G, Takahashi M, Katagiri K, Watanabe K 2006 *IEEE T. Appl. Supercon.* **16** 1261
- [15] Oguro H, Awaji S, Watanabe K, Sugimoto M, Tsubouchi H 2013 *Supercon. Sci. Tech.* **26** 094002
- [16] Chen J, Jiang X 2013 *IEEE T. Appl. Supercon.* **23** 4701104
- [17] Chen J, Jiang X 2012 *IEEE T. Appl. Supercon.* **22** 4903104
- [18] Vedrine P, Aubert G, Beaudet F, Belorgey J, Berriaud C, Bredy P, Donati A, Dubois O, Gilgrass G, Juster F P, Meuris C, Molinie F, Nunio F, Payn A, Schild T, Scola L, Sinanna A 2010 *IEEE T. Appl. Supercon.* **20** 696
- [19] 蒋晓华, 韩朔 1991 *电工技术学报* **0** 12
- [20] https://www.jastec-inc.com/e_products_wire/list.html [2020-11-30]
- [21] Sugimoto M, Katayama K, Takagi A, Shimizu H, Tsubouchi H, Awaji S, Oguro H 2018 *IEEE T. Appl. Supercon.* **28** 6000105

SPECIAL TOPIC—Superconductivity and its applications

Technology challenges of 14 T whole-body superconducting MRI magnets ——A target of high-field superconducting magnet technology for large scale applications in next decade*

Jiang Xiao-Hua¹⁾ Xue Peng¹⁾ Huang Wei-Can¹⁾ Li Ye^{2)†}

1) (*Department of Electrical Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China*)

2) (*Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China*)

(Received 2 December 2020; revised manuscript received 22 December 2020)

Abstract

This paper presents a brief review of the development trend of superconducting magnets in large scale applications towards high magnetic fields, depending on and pushing the Nb₃Sn wire technics' continuous improvement. The focus is on analysis of the technology challenges of 14 T whole-body superconducting magnets. Using the Bonze Nb₃Sn wires and on the base of a combination design of Nb₃Sn and NbTi coils, an electromagnetic conception design of a 14 T whole-body MRI magnet is presented, and the thermal stability and quench protection are analyzed by simulations. The critical issues on stress, joints as well as shimming of 14 T whole-body superconducting magnets are also discussed. According to the results, this paper believes: 1) Nb₃Sn wires are of the first important issue for 14 T whole-body superconducting magnets——the Bonze Nb₃Sn wire is of the best choice but the performance specifications of the current products need to be improved further to match the requirements; 2) quench protection of 14 T whole-body superconducting magnets is one of the most complicated technics that covers design of the copper to superconductor (Cu/SC) ratio, coordination of the operating current and coil inductances, subdivisions of passive protection circuits and quench triggering control of active protection, as well as the stray field limitation during the transient process.

Keywords: superconducting magnets, MRI, high magnetic field, large scale applications

PACS: 84.71.Ba, 76.70.Pc, 74.25.N–, 42.62.Cf

DOI: 10.7498/aps.70.20202042

* Project supported by the Strategic Priority Research Program of Chinese Academy of Sciences, China (Grant No. XDB25000000).

† Corresponding author. E-mail: liyel@siat.ac.cn