第 39 卷 第 5 期
2 0 1 7 年 10 月
低 温 物 理 学 报
CHINESE JOURNAL OF LOW TEMPERATURE PHYSICS
Vol.39,No.5
Oct 2 0 1 7

1.5 T 关节超导核磁共振成像主磁体电磁机械特性分析*

张红洁[1]　王春忠[2]　刘建东[1]　刘建华[3]

[1]北京石油化工学院,北京 102617;

[2]华润万东医疗装备股份有限公司,北京 100015;

[3]中国科学院电工研究所,应用超导重点实验室,北京 100190

收稿日期:2017-05-31;接收日期:2017-08-29

【摘要】 本文设计了用于关节成像的 1.5 T 超导核磁共振成像(MRI)主磁体的电磁结构与机械支撑结构.首先计算了主磁体成像区域及磁体周围的电磁场分布.在此基础上,采用电磁-结构耦合方法计算了主磁体与支撑结构中的应力、应变分布情况.同时分析了不同的支撑材料对磁体应力/应变的影响.给出了 1.5 T 超导 MRI 主磁体支撑结构的设计标准.

关键词: 超导 MRI,电磁机械特性,关节成像

PACS: 7400

1 引　　言

磁共振成像(MRI)技术是一种非介入探测技术,相对于 X-射线透视技术和放射造影技术,MRI 对人体没有辐射影响,相对于超声探测技术,核磁共振成像更加清晰,能够显示更多细节.MRI 对软组织成像的对比度大大高于 CT,这使得 MRI 特别适用于脑组织、关节、脊髓成像.磁体是核磁共振成像设备的核心关键部件.MRI 磁体按照磁场的产生方式分为常导磁体、永磁磁体、超导磁体以及采用上述两种技术的混和磁体四类.超导磁体采用超导材料绕制而成,磁场均匀性好,磁场稳定性好,可以自屏蔽杂散磁场,闭环运行不耗电能[1].根据成像功能的需求,本文设计了一种用于关节成像的超导 MRI 主磁体及其机械支撑结构.并进行了电磁场与结构场的分析.

2 1.5 T MRI 主磁体电磁结构设计

根据成像的功能需求,关节成像主磁体的设计目标参数列于表 1 中.成像设备的主磁体采用超导磁体,中心磁场值为 1.5 T.温孔中心位置处成像球形均匀区的直径为 160 mm.磁体长度不超过 500 mm,磁体最小孔径不超过 280 mm.采用被动匀场,被动屏蔽和传导冷却方式.线圈用 WIC 铌钛超导线绕制,导线绝缘之后的宽度为 0.85 mm,厚度为

表 1　超导磁体系统的设计需求参数

1	磁体类型	超导磁体
2	磁场强度	1.5 T
3	屏蔽方式	被动屏蔽
4	匀场方式	被动匀场
5	磁体长度	~500 mm
6	磁体最小孔径	~280 mm
7	DSV	160 mm
8	冷却方式	传导冷却

* 北京市教育委员会科技计划(批准号:KM201310017005)、北京市优秀人才培养资助项目(批准号:2012D005005000006)、北京市高等学校青年英才计划项目(批准号:YETP1483)资助的课题.

0.55 mm,层间距离为 0.05 mm,匝间距离为0.02 mm.本文运用种子线圈的 MRI 磁体设计思想,即“种子线圈+均匀度设计”[2],对主磁体的电磁结构进行了优化设计.优先考虑球形区域的均匀度,确定了 9 线圈主磁体电磁结构设计方案.线圈在空间分布如图 1 所示,主磁体的电磁结构的参数如表 2 所示.线圈中通过的电流为 138.54 A,当取尺寸精度为 0. 1 mm 时,直径为 160 mm 球形区域电磁场均匀度(峰峰值)为 14 ppm.绕制该主磁体需要的超导线长度为 8569.6 m.主磁体电感为 6.42 H,储能量为89.53 kJ.

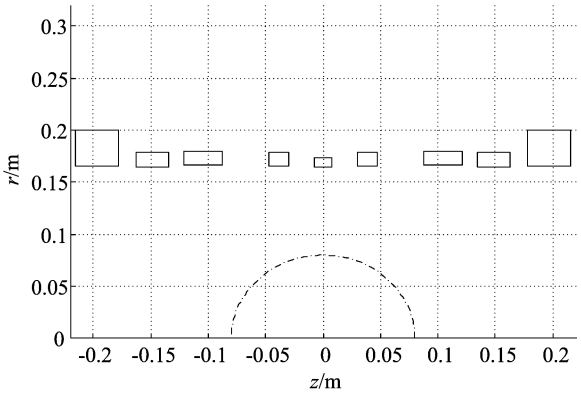

图 1 1.5 T 关节超导 MRI 主磁体电磁结构

表 2 主磁体的电磁设计参数

线圈编号	a_1/m	a_2/m	z_1/m	z_2/m	总匝数	电流/A	层数	每层匝数
1	0.165	0.199	−0.215	−0.176	2451	138.54	57	43
2	0.165	0.178	−0.162	−0.132	726	−138.54	22	33
3	0.165	0.178	−0.121	−0.087	858	138.54	22	39
4	0.165	0.178	−0.046	−0.028	440	138.54	22	20
5	0.165	0.173	−0.007	0.007	240	138.54	15	16
6	0.165	0.199	0.176	0.215	2451	138.54	57	43
7	0.165	0.178	0.132	0.162	726	−138.54	22	33
8	0.165	0.178	0.087	0.121	858	138.54	22	39
9	0.165	0.178	0.028	0.046	440	138.54	22	20

3 主磁体电磁分析

采用 ANSYS 有限元软件对主磁体进行电磁场分析.螺管线圈关于轴对称,在进行电磁场分析时可以将主磁体的三维模型等效为二维轴对称模型,只在第一象限为其建立有限元模型即可.为了模拟空气中的漏磁场,为空气的区域建立的远场单元,用于模拟无穷远处的电磁场为零.具体的有限元模型如图 2 所示.给定电磁激励和电磁场边界条件之后,电磁场的空间分布如图 3 所示.9 线圈结构在空间中产生的最大磁场为 4.075 T,产生在最上端线圈的内壁.中心磁场值为 1.5 T.

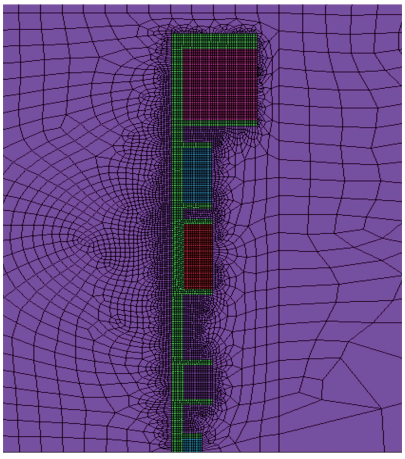

图 2 主磁体电磁场分析有限元模型

4 主磁体与支撑结构电磁应力分析

由线圈电流产生的磁场与线圈电流作用会产生洛仑兹力.在弱磁场线圈中,这个力较小,与线圈的机械强度相比可以忽略不计.但是在强磁场线圈中,由于线圈绕组内的电流密度很大,线圈产生的磁场又很强,因此,在线圈上将作用很强的电磁力.它将影响到线圈的机械稳定性,使线圈不能稳定地工作,严重时甚至损毁线圈.对于 MRI 主磁体线圈来讲,组装过程以及磁体运行过程中,线圈在空间位置的改变和线圈因受力而产生的形变,都会影响 MRI 球

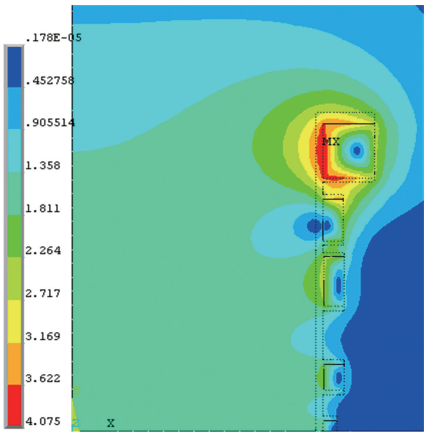

图 3　主磁体电磁场分析结果

形区域的均匀度，进而影响设备的成像性能[3]．因此，在设计线圈时需考虑绕组内的电磁应力和绕组之间的电磁相互作用力，确保线圈有足够的机械强度．为了减小线圈中的电磁应力，对线圈起到支撑作用．本文中为超导线圈设计的支撑结构包括中心的骨架和各个线圈上下端部的支撑端板，如图 4 左图所示．骨架的厚度设计为 5 mm，根据主磁体线圈内径，骨架内半径设计为 160 mm．线圈 1 和线圈 9 的上下端板厚度设计为 5 mm，中间线圈的上下端板设计为 3 mm，所有端板半径与线圈外半径相同．支撑结构的材料选用铸铝．为求解主磁体与其支撑结构中的电磁应力分布，为其建立了电磁-结构耦合有限元模型，如图 4 右图所示．进行结构分析时不需为空气建立有限元模型，只需为超导线圈与支撑结构建立有限元模型，因为螺管线圈与支撑结构关于轴对称，可用二维轴对称模型等效三维模型．在 y＝0 处给定对称位移约束，分别对该有限元模型进行电磁场和结构场分析，求解线圈和支撑结构中的电磁

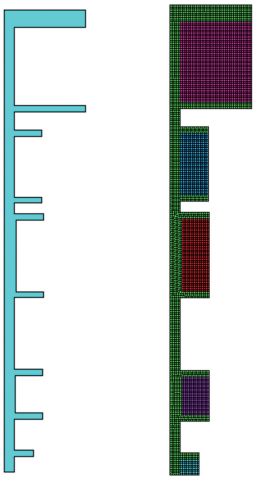

图 4　主磁体支撑结构（左）与主磁体与支撑结构的电磁-结构耦合有限元模型（右）

应力/应变．进行结构分析时材料参数如表 3 所示．超导线圈与支撑结构中的电磁应力/应变分布如图 5，图 6 所示．最大的电磁应力为 83.6 MPa，最大的电磁应变为 0.108％，均产生在最上端线圈下端板尖角处，因该线圈所在位置为磁场最大处．由计算结果可知，线圈与支撑结构中的电磁应力/应变均远低于材料本身的低温屈服强度．设计的支撑材料可以对线圈起到有效的支撑作用．

表 3　材料结构参数

	杨氏模量 ER/EZ/GPa	杨氏模量 ET/GPa	泊松比 NRZ	泊松比 NZT/NRT	剪切模量 GXY/GPa	剪切模量 GYZ/GXZ/GPa
超导线圈	17.548	84.486	0.346	0.342	6.516	12.999
铸铝骨架	80	80	0.318	0.318	/	/
黄铜骨架	140	140	0.318	0.318	/	/
不锈钢骨架	210	210	0.318	0.318	/	/

表 4　骨架材料与线圈中应力/应变分布关系

骨架类型	环向应力/MPa	总应力/MPa	环向应变/％	总应变/％
铸铝骨架	27.5	29.1	0.033 6	0.075
黄铜骨架	22.4	23.1	0.025 6	0.073 5
不锈钢骨架	18.2	18.7	0.020 4	0.070 3

为了研究不同弹性模型的支撑材料对线圈的支撑效果，分别计算了不锈钢、铸铝、黄铜材料作为支撑结构时线圈中的应力/应变分布，计算结果如表 4 所示．随着材料的弹性模量的增加，由其制作的骨架对线圈的支撑效果越好，即用不锈钢制作支撑结果最好，黄铜其次，铸铝次之．

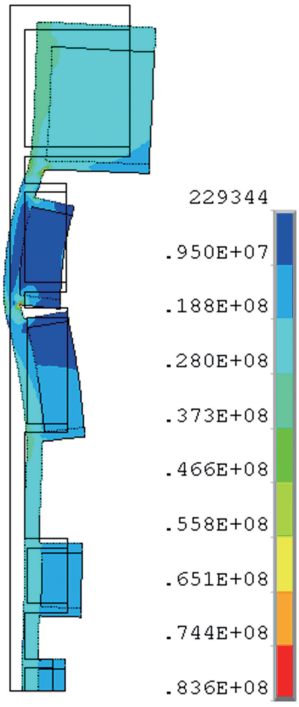

图 5 主磁体与支撑结构中的电磁应力分布

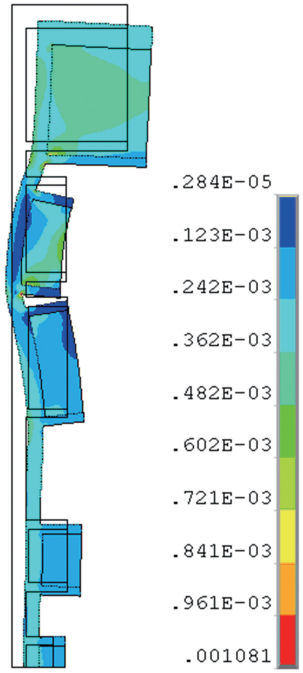

图 6 主磁体与支撑结构中的电磁应变分布

5 结 论

本文针对一个 1.5 T 关节成像超导 MRI 主磁体的电磁机械结构，采用电磁-结构耦合模型，分析计算了主磁体与机械结构的应力和应变特性.其计算结果表明，超导磁体内部电磁力对机械结构产生的最大应力和应力对机械结构产生的最大应力和应变出现在最大磁场所在线圈的端板处，最大应力不超过 83.6 MPa，远低于材料本身的低温屈服强度，最大应变 0.108%.而线圈中应力和应变远低于上述最大值.这一结果说明了所设计的超导磁体机械结构在磁体运行时是稳定的.对不同材料的机械结构应力分析结果，还验证了结构材料强度对应变的影响：材料强度越高，在相同电磁力作用下的应变越小.如果单纯以应变量作为机械结构的设计参照，超导磁体的机械结构应优先选择高强度的不锈钢材料.考虑成本和加工工艺，1.5 T MRI 可以采用铸铝作为支撑结构，对于高场 MRI 磁体建议采用黄铜或是不锈钢材料作为支撑结构.1.5 T MRI 骨架和端板等支撑结构采用一次加工成型工艺，为了保证磁场均匀度，应尽量减少线圈变形，需要在应变最大位置设计加强筋结构.

参 考 文 献

[1] 王秋良，杨文辉，倪志鹏，崔春艳，胡新宁.高科技与产业化，**211**(2013) 46.

[2] C. Z. Wang, Q. L. Wang, Q. Zhang. *IEEE Trans. Appl. Superconduct.*, **25** (2010) 706.

[3] 王春忠. 高均匀度高场超导磁体电磁优化方法研究[D]. 中国科学院电工研究所博士论文，2011 年(保密).

Analysis of Electromagnetic and Mechanical Properties of Main Magnet of 1.5 T Joint Superconducting Magnetic Resonance Imaging

ZHANG Hongjie[1]　WANG Chunzhong[2]　LIU Jiandong[1]　LIU Jianhua[3]

[1] *Beijing Institute of Petrochemical Technology*, *Beijing* 102617, *China*;

[2] *China resources Wan Dong medical equipment co.*, *LTD*, *Beijing* 100015, *China*;

[3] *Key Laboratory of Applied Superconductivity*, *Institute of Electrical Engineering*, *Chinese Academy of Science*, *Beijing* 100190, *China*

Received date: 2017-05-31; accepted date: 2017-08-29

【Abstract】 The electromagnetic structure and mechanical support structure of the main magnet of 1.5 T joint superconducting magnetic resonance imaging are designed. The electromagnetic field in the imaging region and around the magnet is calculated. On the basis, with the electromagnetic-structural coupling method, the stress, the strain of the main magnet and support structure are calculated. Meanwhile, the different support materials for the effects of the stress and strain are analyzed. As a result, the design criterion of the support structure of the main magnet is given.

Keywords: superconducting MRI, electromagnetic-mechanical property, joint imaging

PACS: 7400

* Project supported by Science and Technology Program of the Beijing Education Commission (Grant No. KM201310017005), Training Program Foundation for the Talents of Beijing (Grant No. 2012D005005000006), Program for the Youth Talents of Beijing College (Grant No. YETP1483)