

• 机械工程 •

DOI:10.12454/j.jsuese.202300693



本刊网刊

DBS 手术机器人超声电机和本体材料的 MRI 兼容性研究

彭任远^{1,2}, 张举中², 王之森^{1,2}, 储雨奕², 吴煜雯², 彭浩然^{1,2}, 林 军², 杨洪波^{2*}

(1. 中国科学技术大学 生物医学工程学院(苏州) 生命科学与医学部, 安徽 合肥 230026;
2. 中国科学院 苏州生物医学工程技术研究所, 江苏 苏州 215163)

摘要:针对实时磁共振引导的高精度脑深部刺激(DBS)手术机器人关键器件——两种型号的超声电机(以下简称 60 电机与 30 电机)及机器人本体预期使用的材料,以标准水膜的磁共振成像(MRI)质量为参照,测试并研究分析超声电机与本体材料的 MRI 兼容性。首先,在不同工况下测试超声电机对 MRI 的影响:在 3.0 T 磁共振环境下,分别将两种电机放置于磁共振扫描腔体内,驱动设备置于扫描室外,通过穿墙屏蔽电缆控制电机运转,此时,60 电机可与 MRI 同步工作且不会使其产生伪影和噪点,而 30 电机工作时则会对 MRI 造成严重影响;在 1.5 T 磁共振环境下,将驱动设备置于扫描室内,两种电机运转时,均会使 MRI 产生明显伪影和噪声,两种电机待机时,不会对 MRI 造成影响,因此,电机与 MRI 可通过轮流工作的方式达到兼容目的。然后,测试分析 MRI 对电机性能的影响,结果表明在磁共振环境下,两种超声电机的运动控制均不受太大影响,与非磁共振环境对比,位置控制精度基本相同。接着,对机器人本体选用的材料进行测试,结果表明这些材料均与 MRI 兼容。最后,通过研究分析提出减少设备对 MRI 干扰的措施,有望进一步提高 MRI 信噪比,防止产生伪影。研究结果不仅能为 DBS 手术机器人的优化设计提供依据和支撑,还可为其他在 MRI 环境下工作的机电产品提供工程技术参考。

关键词:脑深部刺激;手术机器人;MRI 兼容

中图分类号: TP242.3

文献标志码: A

文章编号: 2096-3246(2025)03-0287-12

随着神经科学和神经技术的快速发展,脑深部刺激手术已成为一种广泛应用于帕金森病、原发性震颤和肌张力障碍等神经系统疾病治疗的有效手段。DBS 手术在患者特定脑区植入电极,并提供精确的电刺激,调节神经元活动,从而减轻病痛或改善相关症状^[1-4]。为确保手术的安全性和有效性,DBS 作为典型针对亚毫米级解剖学靶点的治疗措施,需要极高精度的手术辅助设备及相关技术完成电极的植入。磁共振成像技术具有非侵入性、高空间分辨率和优异的软组织对比度等优点^[5],同时相比 CT 等成像技术,没有电离辐射,对人体没有伤害,已经在 DBS 手术术前诊断、手术规划和术后随访中广泛应用。

将机器人辅助系统与 MRI 相结合引入 DBS 手术已成为目前的一种趋势。一批神经外科机器人系统应运而生,NeuroMate 是英国 Renishaw 公司研发并获

得美国食品药品监督管理局(FDA)批准的立体定向机器人,可使用框架或无框架 MRI 数据在术前完成立体定向注册功能^[6]。ROSA 是法国 Medtech 公司研发的 6 自由度机械臂式神经外科机器人,安装于移动轮式平台上,可在框架或无框架模式下使用,具备术前 CT 或 MRI 图像融合注册实现手术导航和移动便携等功能优势^[7]。iSYS1 是美国研发的一款非机器臂式机器人,能安装在手术头架上,通过配套的光学定位系统,手术精度能够达到 1 mm 以内^[8-9],已在一些医疗中心用于脑活检和 DBS 手术。国内神经外科机器人方面起步较晚,北京柏惠维康的 Remebot^[10-11]与华科精准的 Sinovation^[12]是相继得到中国国家药品监督管理局(CFDA)认证的机器人系统,并在临床中推广应用。多自由度机器人擅长处理空间位姿信息,在 DBS 手术精确路径规划方面具有独特优势,能提供更准确、更

收稿日期:2023-09-04 修回日期:2023-11-17 网络出版日期:2024-05-30

基金项目:江苏省重点研发计划项目(BE2022049)

作者简介:彭任远(1997—),男,硕士生。研究方向:机器人技术。E-mail:pengrenyuan@mail.ustc.edu.cn

*通信作者:杨洪波,研究员,E-mail:yanghb@sibet.ac.cn

精细的手术操作,降低手术风险,提高电极植入精度^[13-14],减少人工调整^[15],实现病人微创、舒适的体验^[16-17]。然而,传统的神经外科手术机器人因包含大量具有铁磁性的驱动部件和材料,通常不兼容MRI。这导致机器人在强磁场中存在一些潜在安全隐患,如磁场偏移、感应电流和热效应等,并可能导致机器人失去稳定性或无法精确控制^[18]。此外,铁磁性材料还可能使磁共振图像产生伪影或噪声,影响成像质量,干扰医生对患者解剖结构的准确识别和定位,目前相关的手术机器人均依赖于术前数据进行手术注册。因此,在现有机器人辅助DBS手术过程中,患者需辗转磁共振扫描室和手术室,费时费力,还存在污染手术区域、手术中断、再次偏移注册定位等问题^[19-20]。

本文聚焦深部脑刺激手术机器人的磁共振兼容性设计与优化,旨在实现术中实时MRI导航与自动化操作。通过采用国产超声电机及自研控制单元,在3T高场强MRI环境下系统实现闭环位置控制,并验证其对MRI成像的影响可控(伪影与信噪比量化改进)。相较于美国ClearPoint(依赖人工框架调整)、加拿大NeuroArm(需移出患者操作)等,本文研究支持机器人直接在MRI腔体内工作,基于实时成像数据自动校正穿刺轨迹,减少患者移动和手术时间,提升精度与安全性。技术优化涵盖材料选择(非磁性陶瓷/聚合物)、抗干扰控制模块及低导电部件设计,以确保MRI图像质量。研究为国产替代与成本降低(预估40%~60%)提供支撑,可拓展至癫痫、肿瘤活检等神经外科领域,推动MRI引导手术的普及与精准化发展。

1 磁共振兼容性

1.1 影响因素

磁共振兼容性是指材料、器件或设备在MRI环境中性能和与MRI环境相互作用的相容性。对于DBS手术机器人系统,对磁共振兼容性的评估至关重要,因为机器人系统需要在MRI的强磁场环境中操作,并依赖MRI图像进行实时导航和定位。因此,需要保证机器人系统的器件和材料不会产生磁场偏移、感应电流或热效应等问题,也不能对MRI图像质量产生影响。

影响DBS手术机器人关键器件和材料磁共振兼容性的因素包括以下几个方面:

1) 磁场交互。机器人系统中的器件和材料与MRI系统中强大磁场之间的相互作用是一个关键问题。这种相互作用可能导致磁场偏移或磁场形状的扭曲,一方面影响机器人的稳定性和准确性,另一方面会对正常的MRI造成干扰。

2) 电磁感应。MRI系统中变化的磁场可能会在

机器人系统的器件和材料中产生感应电流,进而干扰机器人的正常操作,造成设备的功能损害或引起不必要的热效应。

3) 热效应。机器人系统中的器件和材料在MRI扫描期间可能会吸收无线电能量并产生热效应。过度的热效应可能导致设备或器件损坏,并产生潜在的安全风险。

4) 材料选择和设计。材料应具有较低的磁化率、磁导率和电导率,以减小与MRI系统的相互作用,并降低对MRI的干扰。

磁共振兼容性是衡量设备、材料或器件在MRI环境中安全性和工作性能的重要因素。通过综合评估磁场交互、电磁感应、热效应、材料选择和设计等因素,可为机器人系统改进提供指导,确保MRI的质量,提升手术机器人的准确性和安全性。

1.2 相关规定

FDA的ASTM F2503标准^[21]定义了MRI环境中所使用医疗设备的3种安全分类:磁共振安全(MR safe)、磁共振条件(MR conditional)和磁共振不安全(MR unsafe)。磁共振安全指该设备及相关组件不包含电子设备、金属或其他导电组件;磁共振条件指设备在经过适当验证的操作条件下使用是安全的;磁共振不安全指设备是对患者、医务人员或MR环境中的其他人构成风险的项目,不应被带入磁共振扫描室。

在上述的分类里,并没有核磁共振成像兼容性(MRI compatible)。磁共振成像兼容性除了需要保证设备在MR环境下的安全性,也需要关注设备在MR环境下的运行能力及MRI质量。磁共振扫描兼容的设备需要磁共振条件,不会引入额外的安全隐患。为保证设备能够正常运行,不受MRI环境影响,可通过对比其在MRI环境和正常环境中的运行状况进行评估;同时,设备的运行也不能显著影响成像质量,特别是临床所需的质量指标^[22],则需要评估在其影响下进行MRI成像的结果。

1.3 MRI评估标准

MRI的成像质量可通过对比有、无外部器件干扰下标准物(通常以硫酸铜水膜为例)的MRI实验进行评估。

评价MRI成像质量的常用方法是个人主观感受,通过肉眼识别MRI的噪点数和图像质量。对于DBS手术机器人系统,可让医生辅助判断在器件影响下的MRI质量是否满足手术要求,由于DBS手术对精度和安全性要求高,可认为只要出现明显伪影和噪声就不能满足MRI兼容性。但这种方法主观性较强,难以形成量化评估标准。

另一种手段则是测定MRI图像关注区域的信噪

比 S_{NR} , 通过对比分析进行量化客观评价。由于是对 MRI 在有、无手术机器人材料和设备影响下的 S_{NR} 进行评估分析, 可忽略随机噪声的影响, 常采用美国放射协会 (ACR) 单幅图像 S_{NR} 测量方法^[23], 如图 1 所示。

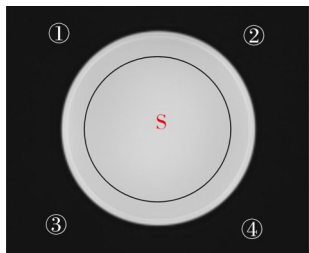


图 1 ACR 单幅图像 S_{NR} 测量图

Fig. 1 ACR single image S_{NR} measurement map

对于 MRI 图像, 在均匀水模中心选择较大的区域 (图 1 中 S 区域, 通常不小于 75%) 作为成像的感兴趣区域 (ROI), 测其信号强度均值为 S_{signal} 。然后, 在图像的视场角 (FOV) 内外背景区域的 4 个角 (图 1 中 ①~④ 区域) 选择较小区域 (10% 左右, 尽量避免伪影) 作为噪声的感兴趣区域, 分别测其信号强度的标准差。最后, 以其平均值为噪声 S_D , 计算其 S_{NR} 。

$$S_{NR} = 0.665 \times \frac{S_D}{S_{signal}} \quad (1)$$

该方法默认背景处的噪声为瑞利分布, 而非正态分布, 所以修正因子为 0.665。该方法用背景标准差减小结构性噪声的影响, 忽略了随机噪声的影响, 所以会对噪声欠估计^[24], 造成 S_{NR} 偏大的结果, 可通过对比 S_{NR} 的相对数值评估磁共振兼容性没有影响。

2 测试与结果

2.1 测试系统

测试示意图如图 2 所示。水膜模体和固定平台分别放置在柔性垫圈上, 根据实际情况可使用铜制螺栓将电机固定在固定平台上, 固定平台能够与水膜垫圈弧形面贴合; 或直接将电机置于水膜垫圈上用胶带固定。测试中主要使用横切面的 MRI 进行成像质量评估, 矢状成像面作为辅助观察。

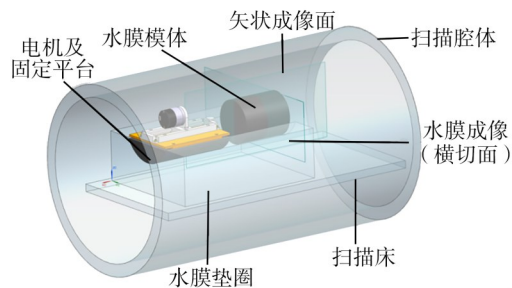


图 2 测试示意图

Fig. 2 Test diagram

2.2 测试对象

需要进行 MRI 兼容性测试的器件是超声电机 (图 3) 和机器人本体材料, DBS 手术机器人本体预期采用的材料包括 acrylonitrile-butadiene-styrene (ABS)、聚甲醛塑料 (POM)、尼龙、聚醚醚酮塑料 (PEEK)、聚四氟乙烯和纯钛 (TA2)、钛合金 (TC4)、铜制螺栓、铜鼻子、表面本氧后的铝合金等无磁的金属材料 (图 4)。

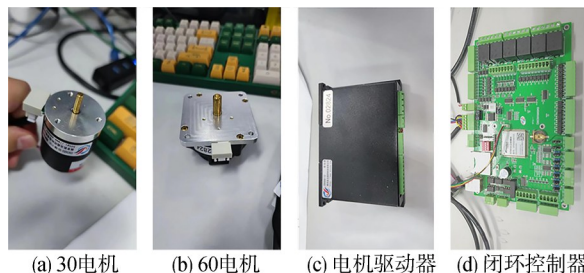


图 3 测试的超声电机控制系统

Fig. 3 Test objects of ultrasonic motor's control system



图 4 测试物件的机器人本体材料

Fig. 4 Test objects of robot materials

DBS 手术机器人拟采用超声电机作为驱动元器件, 项目选用中国产的两款无磁单出轴超声电机 (60 电机和 30 电机)。超声电机利用压电材料的逆压电特性, 激发电机定子的机械振动, 通过定转子之间的摩擦力, 将电能转换为机械能输出, 驱动转子的定向运动。与传统电机相比, 其具有体积小、低速大转矩、反应速度快、不受磁场影响、保持力矩大等优点, 通常属于磁共振条件, 可在磁共振环境下正常运转^[25-26], 但其是否会影响 MRI 有待验证, 尤其是在 DBS 手术机器人的设计中, 需将其置于磁共振腔体内部的匀场中开展工作。

对于超声电机的测试, 一方面要验证实时 MRI 引导的可行性, 即测试超声电机对水膜 MRI 的影响; 另一方面要测试超声电机在磁共振环境下能否正常工作和控制。通过改变超声电机与水膜垂直成像面的距离、超声电机在扫描床上的摆放方位 (电机轴垂直于矢状面放置 (下称“平行放置”) 或电机轴垂直于横切面放置 (下称“垂直放置”)), 并在电机不同工况下对水膜进行成像分析, 然后对超声电机的控制性能

进行测试。通过电机自带的光学编码器、闭环控制器及电机驱动器实现超声电机的位置闭环控制和状态监控。超声电机的磁共振兼容性测试实际是整个超声电机控制系统的兼容性测试。

非金属材料通常被认为是磁共振安全,而选用的金属材料也是无磁性的,至少是磁共振条件。对材料的测试可直接将材料置于水膜垫圈上,并对有无放置材料的水膜 MRI 进行对照分析。

2.3 测试结果与分析

2.3.1 3.0 T 环境下的测试

3.0 T 测试环境为浙江大学磁共振实验室,整个磁共振实验室分为:1)放置磁共振扫描仪的扫描室,扫描室设备为 Philips 3.0 T 磁共振扫描仪和其适配的扫描床;2)控制室,扫描室通过屏蔽门和控制室连通,在控制室内使用专用设备对扫描仪进行操控控制。所有人或器件均需经过磁性检测才能进入扫描室。由于闭环控制器、电机驱动器等器件明显含有磁性材料,只能放于控制室内,电机与驱动器之间用屏蔽线穿过专用的波导管连接。置于扫描室外的控制设备如图 5 所示。整个实验过程中,磁共振扫描仪均处于开机运转状态。

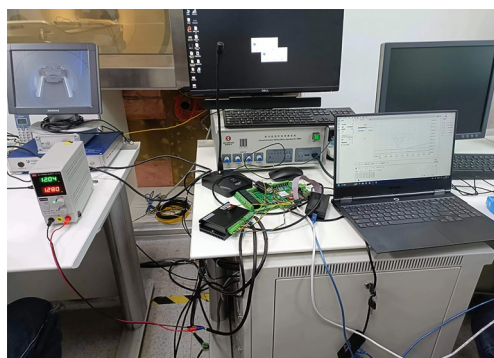
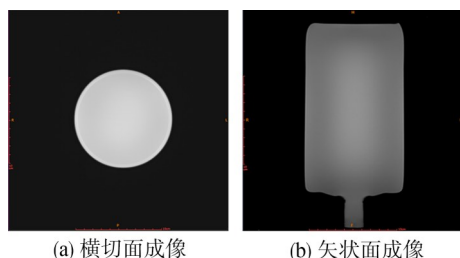


图 5 置于扫描室外的控制设备

Fig. 5 Control devices outside the scanning room

1) 基准测试

在未放入任何外界设备的条件下对水膜进行 MRI 扫描,得到基准水膜成像,如图 6 所示。以图 6(a)的横切面成像数据计算 S_{NR} ,并作为参照评估放入器件或材料后的成像质量。



(a) 横切面成像 (b) 矢状面成像

图 6 基准水膜成像

Fig. 6 MRI of phantom as reference

2) 30 电机的测试

将 30 电机放置于磁共振扫描仪腔体内,在不同工作状况下,进行水膜的磁共振成像,结果如图 7 所示。图 7(a)~(c)的 30 电机均平行放置,距离水膜 6.5 cm (出轴面到水膜矢状面的距离);图 7(d)~(f)的 30 电机均垂直放置,距离水膜 10.0 cm (电机轴到水膜矢状面的距离);电机的工况分别为不通电(图 7(a)、(d))、通电不运转(图 7(b)、(e))、通电运转(图 7(c)、(f))。由图 7 可知:即使电机在不通电、不运转的情况下,水膜成像也均会产生明显可见的伪影;而在电机运转时,伪影则变得更加严重;即使增大水膜的距离,伪影也仍然存在,这种成像质量对于需要高精度 MRI 定位和导航的 DBS 手术是不可接受的。

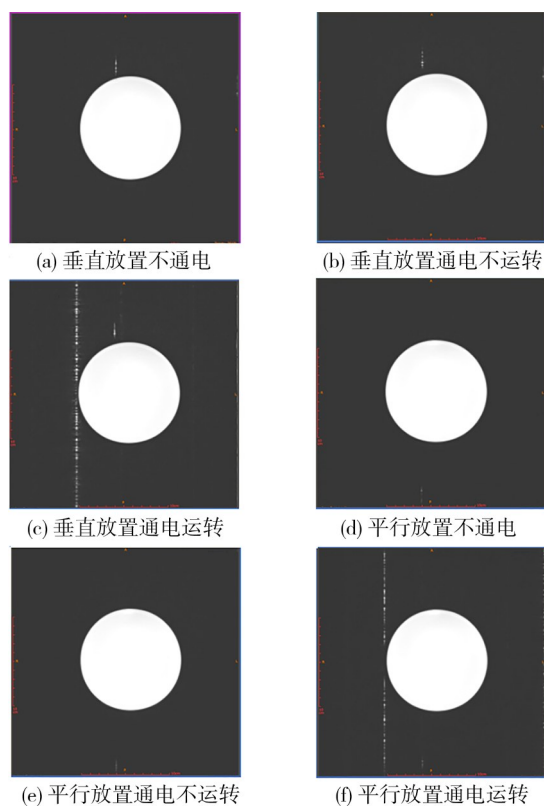


图 7 30 电机测试水膜成像结果

Fig. 7 MRI results of phantom with 30 motor placing

在磁共振扫描下使用闭环控制器对 30 电机进行位置闭环控制,均使电机运转 30 000 个脉冲距离,结果如图 8 所示。图 8(a)为非磁共振环境下控制运行,图 8(b)为平行放置距水膜 6.5 cm 在 MRI 扫描下控制运行。在目标位置(图 8 中红色曲线)改变后,电机运转,当前位置(图 8 中绿色曲线)能够在 20 s 以内到目标位置,位置控制效果良好,控制精度和在非磁共振环境下一样,能保证目标位置和当前位置相差两个脉冲以内,同时图 8 中蓝色线显示的电机控制过程中最大速度均能达到 6 000 个脉冲/s。

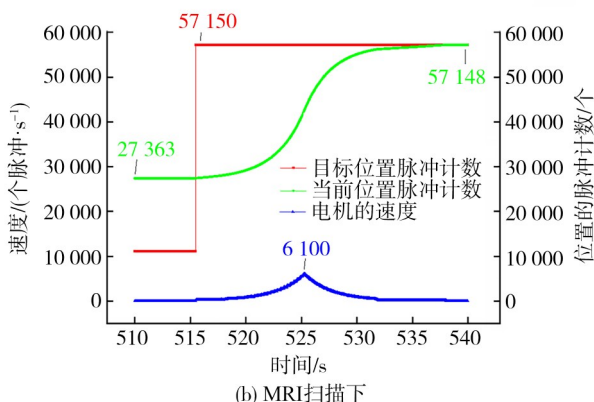
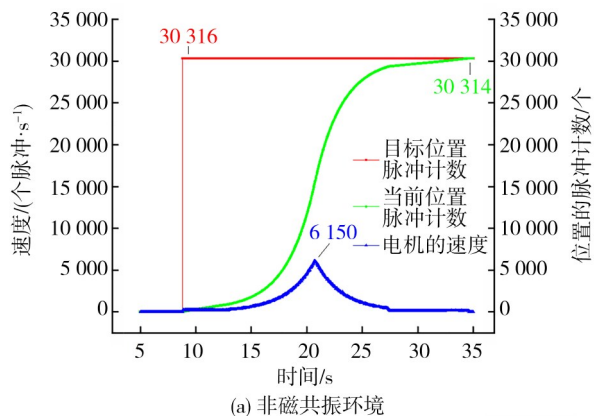


图8 30电机闭环控制曲线

Fig. 8 30 motor's closed loop control curves

3) 60电机的测试

60电机平行放置于扫描仪腔体如图9所示。将60电机平行放置于距离水膜11 cm的位置,在不同工作状况下进行水膜的磁共振成像。



图9 平行放置于扫描仪腔体的60电机

Fig. 9 60 motor placed in scanner bore parallelly

60电机平行放置水膜成像见图10。图10(a)~(d)分别为基准、放置电机不通电、电机不通电不运转和电机通电转动时的测试。由图10可知,在扫描腔体内置入电机后的3幅扫描图像仍然清晰完整,没有出现伪影和噪点,也没有图像缺失。

根据式(1)计算60电机平行放置测试成像信噪比,结果如表1所示。在放入60电机通电并运转的情况下,信噪比最多下降31.59%。相比文献[27-28]所使用的电机,信噪比下降高达80.00%,这表明60电机的磁共振兼容性良好。

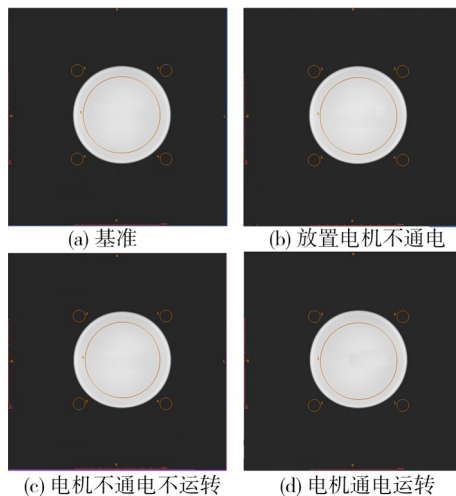


图10 60电机平行放置水膜成像

Fig. 10 MRI of phantom with 60 motor placing parallelly

表1 60电机平行放置测试成像信噪比

Tab. 1 S_{NR} of MRI after placing 60 motor parallelly

工况	信号 S	噪声 S_D	信噪比	信噪比变化 (相对基准)/%
基准	2 151	2.29	624.02	
不通电	2 179	2.34	620.14	-0.62
通电不转	2 167	2.80	514.43	-17.56
通电转	2 146	3.37	424.23	-31.59

随后改变60电机放置方位,将60电机垂直放置,距离水膜12 cm(由于平台形状受限,稳定固定下无法做到和平行放置完全一样的距离)。图11为电机在不同工况下水膜成像结果。对比基准图像,都没有明显伪影和噪点,水膜成像清晰完整。

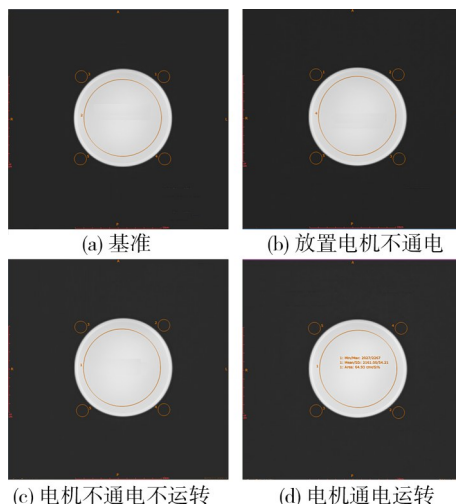


图11 60电机垂直放置水膜成像

Fig. 11 MRI of phantom with 60 motor placing vertically

60电机垂直放置测试成像信噪比如表2所示。由表2可知,60电机垂直放置姿态下相比平行放置信噪比下降严重得多,也符合文献[29]的研究结论,即电机

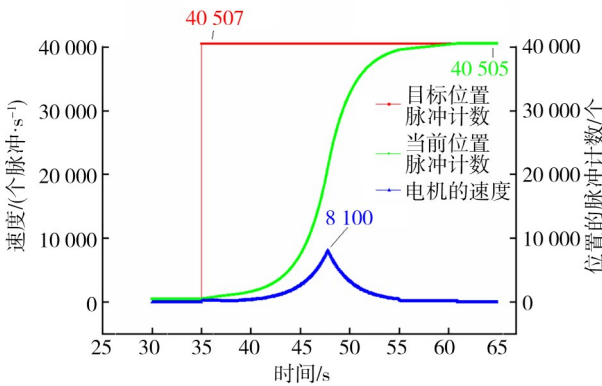
轴平行于中心轴线放置要比垂直放置对 MRI 影响小。

表 2 60 电机垂直放置测试成像信噪比

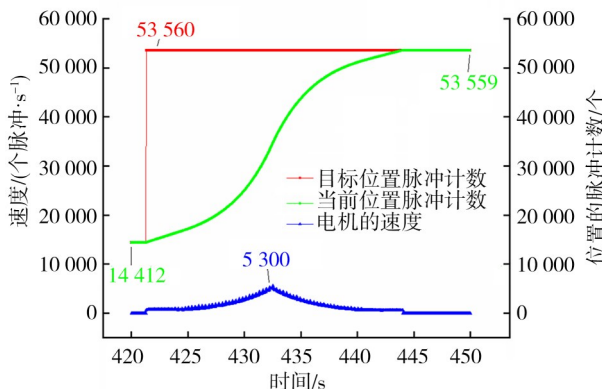
Tab. 2 S_{NR} of MRI while placing 60 motor vertically

工况	信号 S	噪声 S_D	信噪比	信噪比变化 (相对基准)/%
基准	2 151	2.29	624.02	
不通电	2 161	3.99	360.02	-42.31
通电不转	2 162	4.63	310.82	-50.19
通电转	2 161	9.40	152.88	-75.50

磁共振扫描下使用闭环控制器对 60 电机进行位置闭环控制,均使电机运转约 40 000 个脉冲距离,结果如图 12 所示。图 12(a)为非磁共振环境下控制运行,图 12(b)为垂直放置距水膜 12 cm 在 MRI 扫描下控制运行。由图 12 可知:位置控制效果良好,能保证从当前位置(图 12 中绿色曲线)运转到目标位置(图 12 中红色曲线);磁共振扫描下的速度曲线(图 12 中蓝色曲线)相比非磁共振环境下存在一定抖动,最大控制速度也有所降低,但对位置闭环控制精度没有影响,均能控制在两个脉冲以内。同时,由于在磁共振扫描下电机速度存在波峰,即使在最高速度低于非磁共振环境的情况下,控制运转时间同样只需 25 s 左右。



(a) 非磁共振环境



(b) MRI 扫描下

图 12 60 电机闭环控制曲线

Fig. 12 60 motor's closed loop control curves

4) 本体材料的测试

由于机器人本体选用的材料均不会受磁力吸引,为节省测试时间和步骤,没有对材料逐一进行测试,而是将材料分为金属材料(包括 TA2、TC4、铜制螺栓、铜鼻子、表面本氧后的铝合金)和非金属材料(包括 ABS、POM、尼龙、聚四氟乙烯、PEEK)两批进行测试。两批材料均匀平放在离水膜边缘 5 cm 的位置(实际已经达到最近的距离,贴近硫酸铜模体),水膜成像结果如图 13 所示。图 13(a)为基准成像,图 13(b)为放置非金属材料后成像,图 13(c)为放置金属材料后成像(圆顶端出现的虚影为水膜中的气泡)。由图 13 可知,图像都没有明显伪影和噪点,成像清晰完整,质量良好。同时,计算放入材料后的成像信噪比 S_{NR} ,结果如表 3 所示。由表 3 可知,信噪比变化非常小,基本认为放入本体材料对 MRI 没有影响。同时,材料在磁共振扫描仪腔体内也不会受到磁力及被吸附,在 MRI 成像后也无明显发热情况。

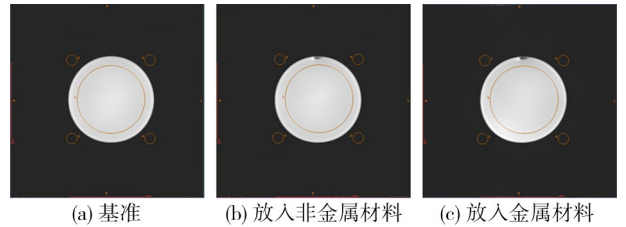


图 13 材料放置测试水膜成像

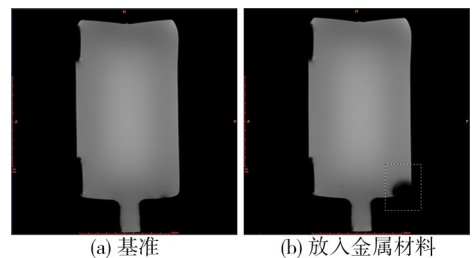
Fig. 13 MRI of phantom after placing robot materials

表 3 放入材料后的成像信噪比

Tab. 3 S_{NR} of MRI after placing robot materials

工况	信号 S	噪声 S_D	信噪比	信噪比变化 (相对基准)/%
基准	2 151	2.29	624.02	
非金属材料	2 161	2.36	608.42	-2.50
金属材料	2 162	2.41	596.82	-4.36

水膜矢状面成像如图 14 所示。测试发现,放入金属材料后,水膜的矢状面成像有所变化。图 14(b)中用虚线框圈出底部与金属材料(主要是 TC4 钛合金材料)特别近的部位相对于图 14(a)基准测试成像有侵蚀伪影(由于实际水膜截取面在中间,距离水膜 5 cm 的金属几乎已经接触到部分模体),表明金属仍需远离成像部位,不能与成像部位接触。



(a) 基准

(b) 放入金属材料

图 14 水膜矢状面成像

Fig. 14 MRI of phantom insagittal planes

2.3.2 1.5 T环境下的测试

MRI场地从使用功能和安全等级上可划分为4个不同区域^[30-31],文献[30-31]中,区域IV是MRI扫描仪所在的物理空间,通常禁止铁磁性物体误入,避免造成安全隐患。规定在某些特殊情况下(如医师根据情况认为非常必要),即便设备是含铁磁性材料(磁共振不安全),也可能被带进区域磁共振扫描室(IV),此时要有对设备非常熟悉的MRI工作人员在场。

3.0 T磁共振扫描室内,磁场强度大,磁性材料危险性大,测试时只将电机放入扫描仪,其他含有铁磁性的设备(如电机驱动器和闭环控制器)均放置在扫描室外。考虑到机器人系统的优化设计和实际工作状态的需求,需将电机驱动器和闭环控制器放入磁共振扫描室内测试。同时,由于依托于自研的1.5 T磁共振扫描仪,需在1.5 T磁共振环境中对超声电机的磁共振兼容性进行测试。

1.5 T磁共振实验室与3.0 T磁共振实验室类似,同样由两部分组成:1)放置磁共振扫描仪的扫描室,扫描室内为鑫高益自研的1.5 T扫描仪和其适配的扫描床;2)控制室,扫描室和控制室通过屏蔽门连通,在控制室内,使用专用设备对扫描仪进行操控控制。

在1.5 T磁共振环境下测试时,在工作人员的配合下,将闭环控制器、电机驱动器等明显含有磁性材料的器件放入扫描室内,置于磁共振扫描仪磁体旁,使用铅酸电池供电,利用通讯线缆(RS485总线)穿过波导管连接扫描室内的闭环控制器和控制室的上位机,通过上位机监控电机的运转,简称“连线控制”。1.5 T磁共振实验室测试如图15所示。



图15 1.5 T磁共振实验室测试

Fig. 15 Test in 1.5 T magnetic resonance laboratory

1) 30电机测试

将30电机平行放置于磁共振扫描仪腔体内,距离水膜12 cm,通过控制室的上位机接入一根通讯线缆控制30电机运转。测试通讯线对MRI影响如图16所示。实验发现,即使在系统不通电的情况下,水膜成

像也会出现伪影(图16(b)中用虚线框圈出的部分,对图像进行了对比度处理,使伪影更加明显以便于分辨)。经过分析讨论,认为通讯线缆相当于一根天线,可能引入了外界噪声。

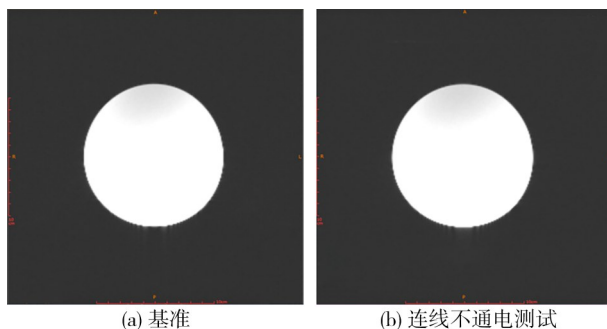


图16 测试通讯线对MRI影响

Fig. 16 Test the impact of communication lines on MRI

为了避免连线控制引入外界噪声,在之后的测试中,拆除了通讯总线,只使用闭环控制器进行电机的运动控制,简称“离线控制”。先在系统通电但电机不运转的状态下,对水膜进行成像测试,结果如图17所示。图17很清晰,没有产生伪影。计算信噪比变化,结果如表4所示。由表4可知,在系统通电但电机不运转时,信噪比下降了50%,而移除闭环控制器,只有驱动器通电时,信噪比甚至有所提升(应属测量随机误差)。由此说明,放入扫描室的闭环控制器虽然不会造成伪影,但会对信噪比造成影响。

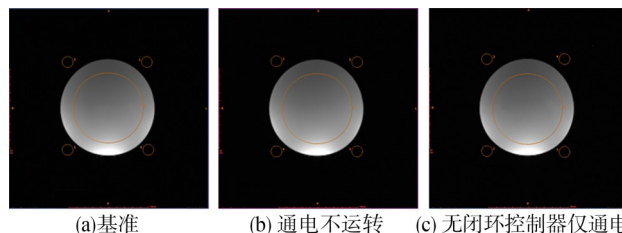


图17 去掉通讯线后的测试

Fig. 17 Testing after removing communication cables

表4 设备通电不运转的信噪比

Tab. 4 S_{NR} of MRI with motor powered on but not running

工况	信号S	噪声 S_D	信噪比	信噪比变化(相对基准)/%
基准	362	1.66	145.00	
通电不运转	365	3.40	71.45	-50.73
无闭环控制器通电	360	1.57	153.19	3.33

离线控制下30电机不同工况下的水膜成像结果如图18所示。图18(a)为使用闭环控制器控制电机运转;图18(b)为移除闭环控制器,采用驱动器控制电机

运转;图 18(c)为移除编码器线缆,采用驱动器开环控制电机运转;图 18(d)为将驱动器置于室外,开环控制电机运转。

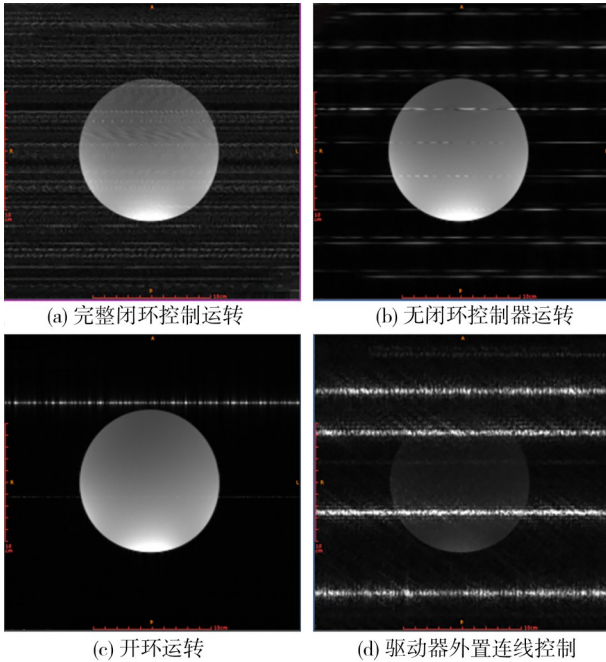


图 18 放置 30 电机运转水膜成像

Fig. 18 MRI of phantom with 30 Motor

由图 18 可知,4 幅图像均出现了不同程度的伪影。试验结果说明,在 1.5 T 磁共振环境下,30 电机只要运转就会对 MRI 造成影响,电机运转与 MRI 成像不能同步。此外,当电机运转时,编码器线缆的确会引入额外的干扰。驱动器置于室外,可能引入外界噪声,导致伪影比在室内更严重。

测试结果还表明:30 电机的运转会使 MRI 出现伪影和噪点,磁共振兼容性较差;系统处于通电不运转的状态,对 MRI 影响较小,仅导致一定的信噪比下降。因此,在机器人系统设计中,建议 30 电机的运转和 MRI 成像间歇性轮流工作。即:在使用机器人进行手术的整个流程中,磁共振扫描仪正常开机;但在机器人(电机)运动时磁共振扫描仪不进行 MRI 成像扫描的操作;在进行 MRI 成像扫描时机器人(电机)保持通电不运转的状态。而机器人(电机)始终处于磁共振扫描仪腔体的匀场内,能通过间歇性的 MRI 成像及时调整运动姿态和进针位置,提高手术精准度并保证安全性。虽然无法实现 MRI 扫描成像和机器人完全同步运动,但已经能够满足机器人的实时性要求和手术预期的效果,并优于市面上大部分无法在磁共振腔体内工作的机器人。

2) 60 电机测试

将 60 电机垂直放置于 1.5 T 磁共振扫描仪腔体内

(由于扫描床形状不一样,测试时只能在垂直方向时才能平稳放置),距离水膜 12 cm,离线控制并改变电机工况,进行水膜磁共振成像测试,结果如图 19 所示。60 电机与 30 电机测试结果一致,图 19(a)为无闭环控制器电机通电不运转的水膜成像,计算出此时的信噪比相比基准工况增加了 2.24%,说明 60 电机在通电不运转时不会对 MRI 造成影响;图 19(b)、(c)和(d)分别为驱动器置于扫描室外电机运转、驱动器置于扫描室内电机运转和驱动器置于扫描室内移除编码器线缆开环运转,其水膜成像的结果均出现了明显伪影,说明在 1.5 T 磁共振环境下,60 电机的运转会对 MRI 成像造成影响,电机运转与 MRI 成像不能同时进行,但同样可采用电机与 MRI 扫描成像间歇轮流工作的策略,进行机器人系统设计,完成基于 MRI 导航和校准的 DBS 手术流程。

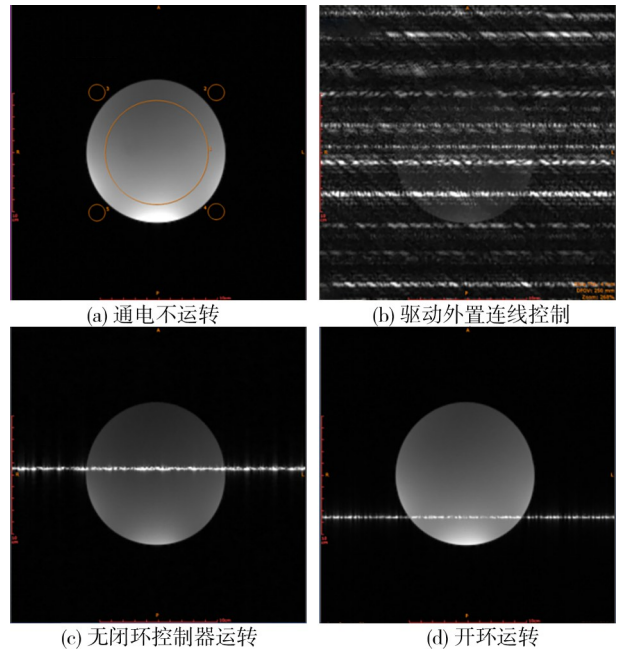


图 19 放置 60 电机的水膜成像

Fig. 19 MRI of phantom with 60 Motor

3 讨论和结论

3.1 实验结果讨论

针对实验中出现的问题,提出以下分析和改进建议:

1) 60 电机在 3.0 T 磁共振环境下 MRI 兼容性良好,在 1.5 T 磁共振环境下兼容性却较差,会对 MRI 成像造成伪影和噪声干扰,这可能是因为 60 电机产生的电磁信号干扰更接近 1.5 T 磁共振的中心频率(氢原子的拉莫尔频率, 63.8 MHz),而对 3.0 T 磁共振环境下的中心频率(127.6 MHz)影响较小。与之相比,30 电机

在两种环境下MRI兼容性都较差,可能是由于其电磁干扰频段更宽,覆盖了两种中心频率段。电机驱动信号通常是噪声源,而不是电机本身,有研究表明通过适当改善驱动信号能够减少伪影和噪点,因此,未来的研究中应重点优化电机驱动信号,比如对驱动信号做滤波处理,改善其频率分布特性,以减少电机运行产生的伪影与噪声。

2)将闭环控制器置于1.5 T磁共振扫描室时,尽管未产生明显的伪影或噪声,但仍存在因电磁泄露导致的信噪比下降的问题。这表明裸露的闭环控制器对MRI成像质量有一定影响,后续可以采用屏蔽良好的控制盒封装闭环控制器,以减少电磁干扰,提升MRI成像质量。

3)在1.5 T磁共振环境下,外接通信线缆引入的电磁干扰对系统造成了显著影响,这也是3.0 T环境下30电机即使不通电也对MRI成像产生伪影的原因。由于机器人实际运行中不可避免需要与扫描室外进行数据通信,未来可以考虑采用光纤替代普通通信电缆,既能阻断干扰,又能实现对室内设备的高效控制,进一步提高MRI兼容性。

3.2 结论

针对用于DBS手术机器人中的关键组件——两种型号的超声电机及机器人本体材料,进行了系统的MRI兼容性研究,得出以下结论:

1)60电机在3.0 T磁共振环境下表现出良好的兼容性,运转状态对MRI成像影响较小,且平行放置优于垂直放置;但在1.5 T环境下,60电机运转会产生明显的伪影和干扰,可通过与MRI间歇轮流工作实现兼容。30电机在1.5 T和3.0 T磁共振环境中的运转均会对MRI成像造成干扰,但同样可通过间歇轮流工作减小影响,满足兼容性要求。

2)两种型号的电机均可在磁共振环境中正常运转,并通过控制单元完成精准的闭环控制,具备支持DBS手术的能力。

3)选用的非金属材料和无铁磁性金属材料均适用于磁共振环境,对MRI成像无明显伪影和噪声影响。但金属材料会吸收电磁波,在其周围产生侵蚀伪影,建议将机器人金属部件远离成像区域以提升兼容性。

4)目前选用的超声电机和机器人本体材料已能够基本满足构建MRI兼容的DBS手术机器人的需求,通过对实验现象和数据的分析,可通过一些改进方法进一步提高它们的MRI兼容性。

本文围绕超声电机和机器人材料在磁共振环境中的兼容性开展研究,为MRI兼容的DBS手术机器人

系统的设计和临床应用奠定了基础。这项研究不仅推动了MRI兼容技术在神经外科领域的进一步应用,也为DBS手术的精准化、安全性与效率提升提供了新思路。在未来工作中,将测试验证手术机器人整机系统的MRI兼容性,研发基于术中MRI实时监控和导航的高精度DBS手术机器人,推动DBS手术从术前规划到术中操作的全面智能化升级,助力手术机器人在医学工程领域的创新性发展。

参考文献:

- [1] Lozano A M,Lipsman N,Bergman H,et al.Deep brain stimulation:Current challenges and future directions[J].Nature Reviews Neurology,2019,15(3):148-160.
- [2] Holden M S,Zhao Yulong,Haegelen C,et al.Self-guided training for deep brain stimulation planning using objective assessment[J]. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery,2018,13(7):1129-1139.
- [3] Benabid A L,Pollak P,Hoffmann D,et al.Long-term suppression of tremor by chronic stimulation of the ventral intermediate thalamic nucleus[J].The Lancet,1991,337(8738):403-406.
- [4] Masamune K,Kobayashi E,Masutani Y,et al.Development of an MRI-compatible needle insertion manipulator for stereotactic neurosurgery[J].Journal of Image Guided Surgery,1995,1(4):242-248.
- [5] Sutherland G R,Lama Sanju,Gan Liu shi,et al.Merging machines with microsurgery: Clinical experience with neuro Arm Clinical article[J].Journal of Neurosurgery,2013,118(3):521-529.
- [6] Hiremath G K.Robotic deep brain stimulation (R-DBS)-“awake” deep brain stimulation using the neuromate robot and O-arm[J].Neurology India,2020,68(Supp):S328-S332.
- [7] Ho A L,Pendharkar A V,Brewster R,et al.Frameless robot-assisted deep brain stimulation surgery:An initial experience[J].Operative Neurosurgery,2019,17(4):424-431.
- [8] Dorfer C,Minchev G,Czech T,et al.A novel miniature robotic device for frameless implantation of depth electrodes in refractory epilepsy[J].Journal of Neurosurgery,2017,126(5):1622-1628.
- [9] Casali C,Del Bene M,Messina G,et al.Robot assisted laser-interstitial thermal therapy with iSYS1 and Visualase:How I do it[J].Acta Neurochirurgica,2021,163(12):3465-3471.
- [10] Wang Tao,Zhao Quanjun,Gu Jianwen,et al.Neurosurgery medical robot remebot for the treatment of 17 patients with hypertensive intracerebral hemorrhage[J].The International

- Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery,2019,15(5):e2024.
- [11] Wu Shiqiang, Wang Junwen, Gao Pan, et al. A comparison of the efficacy, safety, and duration of frame-based and Remebot robot-assisted frameless stereotactic biopsy[J]. British Journal of Neurosurgery, 2021, 35(3): 319–323.
- [12] Zhu Ronglan, Xin Tao, Yuan Min, et al. Sinovation SR1–3D surgery robot-assisted subthalamic nucleus deep brain stimulation in Parkinson's disease[J]. Intelligent Surgery, 2022, 1: 21–25.
- [13] Von Langsdorff D, Paquis P, Fontaine D. *In vivo* measurement of the frame-based application accuracy of the NeuroMate neurosurgical robot[J]. Journal of Neurosurgery, 2015, 122(1): 191–194.
- [14] Lefranc M, Zouitina Y, Tir M, et al. Asleep robot-assisted surgery for the implantation of subthalamic electrodes provides the same clinical improvement and therapeutic window as awake surgery[J]. World Neurosurgery, 2017, 106: 602–608.
- [15] Neudorfer C, Hunsche S, Hellmich M, et al. Comparative study of robot-assisted versus conventional frame-based deep brain stimulation stereotactic neurosurgery[J]. Stereotactic and Functional Neurosurgery, 2018, 96(5): 327–334.
- [16] Gong Shun, Tao Yingqun, Jin Hai, et al. Assessment of deep brain stimulation implantation surgery: A practical scale[J]. World Neurosurgery, 2020, 134: e1121–e1129.
- [17] Jin Hai, Gong Shun, Tao Yingqun, et al. A comparative study of asleep and awake deep brain stimulation robot-assisted surgery for Parkinson's disease[J]. NPJ Parkinson's Disease, 2020, 6: 27.
- [18] Fischer G S, Cole G, Su Hao. Approaches to creating and controlling motion in MRI[C]//Proceedings of the 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Boston: IEEE, 2011: 6687–6690.
- [19] Varma T K, Eldridge P. Use of the NeuroMate stereotactic robot in a frameless mode for functional neurosurgery[J]. The International Journal of Medical Robotics + Computer Assisted Surgery: MRCAS, 2006, 2(2): 107–113.
- [20] Zareinia K, Maddahi Y, Ng C, et al. Performance evaluation of haptic hand-controllers in a robot-assisted surgical system[J]. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2015, 11(4): 486–501.
- [21] ASTM International. Standard practice for marking medical devices and other items for safety in the magnetic resonance environment: F2503—23[S]. West Conshohocken: ASTM, 2023.
- [22] Su Hao, Kwok K W, Cleary K, et al. State of the art and future opportunities in MRI-guided robot-assisted surgery and interventions[J]. Proceedings of the IEEE, 2022, 110(7): 968–992.
- [23] American College of Radiology. Magnetic resonance imaging quality control manual[M]. Reston: ACR, 2015.
- [24] Fu Liyuan, Liang Yonggang, Chen Jiamin, et al. Automatic measurement of SNR in MRI quality control test based on ACR phantom[J]. China Medical Devices, 2020, 35(11): 19–22. [付丽媛, 梁永刚, 陈佳敏, 等. 基于 ACR 体模磁共振成像系统质量控制检测的信噪比自动测量研究[J]. 中国医疗设备, 2020, 35(11): 19–22.]
- [25] Gassert R, Yamamoto A, Chapuis D, et al. Actuation methods for applications in MR environments[J]. Concepts in Magnetic Resonance Part B: Magnetic Resonance Engineering, 2006, 29B(4): 191–209.
- [26] Su Hao, Li Gang, Fischer G S. Sensors, actuators, and robots for MRI-guided surgery and interventions[J]. The Encyclopedia of Medical Robotics, 2018, 10: 201–231.
- [27] Fischer G S, Krieger A, Iordachita I, et al. MRI compatibility of robot actuation techniques—A comparative study[C]//International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. New York, 2008: 509–517.
- [28] Krieger A, Song S E, Cho N B, et al. Development and evaluation of an actuated MRI-compatible robotic system for MRI-guided prostate intervention[C]//Proceedings of the IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Anchorage: IEEE, 2013: 273–284.
- [29] Wang Wendong, Shi Yikai, Yuan Xiaoqing, et al. Design and analysis of magnetic resonance compatibility of ultrasonic motor in surgical robot[J]. Journal of Northwestern Polytechnical University, 2014, 32(1): 147–151. [王文东, 史仪凯, 袁小庆, 等. 手术机器人中超声波电机磁共振兼容性研究[J]. 西北工业大学学报, 2014, 32(1): 147–151.]
- [30] Quality Management and Safety Management Group and Magnetic Resonance Imaging Group, Chinese Society of Radiology. Consensus of Chinese experts on safety management of magnetic resonance imaging[J]. Chinese Journal of Radiology, 2017, 51(10): 725–731. [中华医学会放射学

分会质量管理与安全管理学组,中华医学会放射学分会
磁共振成像学组.磁共振成像安全管理中国专家共识[J].
中华放射学杂志,2017,51(10):725-731.]

[31] Shellock F G, Crues J V. MR safety and the American college of radiology white paper[J]. AJR American Journal of Roentgenology, 2002, 178(6): 1349-1352.

MRI Compatibility Research of Ultrasonic Motor and Material for DBS Surgical Robot

PENG Renyuan^{1,2}, ZHANG Juzhong², WANG Zhisen^{1,2}, CHU Yuyi², WU Yuwen², PENG Haoran^{1,2}, LIN Jun², YANG Hongbo^{2*}

(1. Division of Life Sciences and Medicine, School of Biomedical Engineering (Suzhou), University of Science and Technology of China, Hefei 230026, China;

2. Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215163, China)

Abstract:

Objective Deep brain stimulation (DBS) surgery, a typical treatment targeting sub-millimeter anatomical points, requires highly precise surgical assistance devices and related technologies for electrode implantation. Magnetic Resonance Imaging (MRI) technology, known for its non-invasiveness, high spatial resolution, and good soft tissue contrast, is extensively used in pre-operative diagnosis, surgical planning, and postoperative follow-up of DBS. The integration of robotic assistance systems with MRI in DBS surgeries is a growing trend. However, since most existing robots are incompatible with MRI, their use in assisting DBS surgeries necessitates moving patients between the MRI scanning room and the operating room. This process is time-consuming and laborious and introduces issues such as contamination of the surgical area, surgery interruption, and re-registration of positioning. Developing a novel MRI-compatible surgical robot system for precise electrode implantation in DBS surgeries is of significant clinical importance and promising application prospects. This research primarily focuses on the ultrasonic motors and materials used in constructing the robot body, evaluating their compatibility in an MRI environment through theoretical analysis and experimental validation. The evaluation includes assessing their interference with MRI scanning to prevent potential safety and imaging issues. The goal is to provide substantial support for developing and applying DBS surgical robot systems by investigating and verifying these critical factors. In addition, these findings are intended to serve as a reference for future research and technological enhancements.

Methods It is essential to ensure that the selected devices remain unaffected by the MRI environment and operate normally. This can be assessed by comparing their performance in both MRI and standard environments. In addition, the operation of these devices should not significantly impact the imaging quality, particularly concerning clinical quality metrics. Therefore, evaluating the effect of these devices on MRI image quality is necessary. MRI image quality can be assessed through control experiments using a standard object (typically a copper sulfate water phantom) with and without external device interference. Generally, MRI image quality is subjectively evaluated by visually identifying noise and assessing image quality. For DBS surgery, where precision and safety are paramount, any significant artifacts or noise can indicate MRI incompatibility. Another method involves quantitatively and objectively evaluating the signal-to-noise ratio (S_{NR}) in the MRI image's area of interest. This study employs the American College of Radiology's single-image S_{NR} measurement method and related formula for S_{NR} value assessment and analysis. The experimental testing system involves placing the water phantom and the fixed platform on flexible washers. Copper bolts can be employed to secure the motor to the fixed platform for alignment with the curved surface of the water phantom cushion, or the motor can be directly mounted on the cushion with tape. Primarily, cross-sectional MRI imaging of a water phantom is utilized to evaluate image quality, with sagittal imaging being auxiliary observation. The devices undergoing MRI compatibility testing included the ultrasonic motor and the materials used in the robot.

Results and Discussions Experiments were conducted in 3.0 and 1.5 T MRI environments. At Zhejiang University's 3.0 T MRI lab, magnetic components such as controllers and drivers were placed in the control room, connected to the motor located in the scanner bore parallelly via shielded lines and waveguides. During tests, the MRI scanner remained on continuously. The MRI imaging results showed that the 30 motors inside the MRI caused visible imaging artifacts, making them unsuitable for precision DBS surgery. In contrast, the 60 motors, whether parallel or perpendicular, minimally affected MRI imaging with acceptable S_{NR} reductions. The motor speed curve in the experiment demonstrated that closed-loop control of both motors maintained consistent performance in MRI and non-magnetic environments. Tests on selected robot materials exhibited good compatibility, although metallic contact led to artifacts, indicating that metals should avoid direct contact with the imaging area. At 1.5 T in Xingaoyi Lab., all devices, including magnetic components, were placed inside the scanner room, powered by lead-acid batteries, and connected using an RS485 bus through waveguides. The MRI imaging results indicated external noise introduction by cables and artifact interference from running motors. However, powered but not running motors and devices only slightly affected the S_{NR} . Eliminating controller exposure further reduced the S_{NR} impact.

Conclusions Experimental results indicate alternating motor operation and MRI imaging for robotic-assisted DBS surgery. The MRI scanner remains on during surgery but does not scan or image while the robot (motor) moves. Similarly, the robot (motor) stays powered but stationary during MRI scans. The robot (motor) operates within the MRI scanner's uniform field, allowing timely adjustments to ensure precision and safety. Although full synchronization of MRI imaging and robot movement is not feasible, operating only 60 motors in a 3.0 T environment can allow complete synchronization between MRI scanning and motor operation. This approach meets real-time requirements and expected surgical outcomes, exceeding the performance of most robots that are not operable in MRI chambers. Analytical improvements are proposed for the future design of the robot's control system: 1) Adjusting the drive signals of the 60 and 30 motors to reduce MRI imaging interference due to different compatibilities and sensitive frequencies. 2) Shielding exposed controllers during 1.5 T experiments to reduce electromagnetic leakage and improve image quality. 3) Replacing external communication cables with fiber optics to control indoor devices from outside, effectively blocking external electromagnetic interference. The innovation of this study lies in the detailed experimental analysis of ultrasonic motors and robot materials under MRI conditions, proposing intermittent operation with MRI imaging and providing robust support for DBS surgery robots. Although previous studies used MRI-compatible ultrasonic motors, most did not operate within MRI chambers, limiting their compatibility for DBS surgery. This study provides specific S_{NR} data and improvement methods based on experimental and theoretical analysis. The use of domestically produced ultrasonic motors achieved closed-loop control and compatibility in 3.0 and 1.5 T MRI environments, demonstrating their suitability in strong magnetic fields. This research contributes to the further design and manufacturing of MRI-compatible DBS robotic systems. Future work involves testing the complete robot system's MRI compatibility and developing a high-precision DBS surgery robot with real-time MRI guidance.

Key words: deep brain stimulation; surgical robot; MRI compatible

(编辑 周 璇)

引用格式: Peng Renyuan, Zhang Juzhong, Wang Zhisen, et al. MRI compatibility research of ultrasonic motor and material for DBS surgical robot[J]. *Advanced Engineering Sciences*, 2025, 57(3): 287–298. [彭任远, 张举中, 王之森, 等. DBS 手术机器人超声电机和本体材料的 MRI 兼容性研究[J]. *工程科学与技术*, 2025, 57(3): 287–298.]