

doi: 10.3969/j.issn.1674-1242.2022.04.002

# 用于 DBS 手术机器人系统的 MRI 射频线圈优化设计

陈素恩<sup>1,2</sup>, 陈浩<sup>1,2</sup>, 张志勇<sup>1,2</sup>

(1. 上海交通大学生物医学工程学院, 上海 200030; 2. 上海交通大学医疗机器人研究院, 上海 200030)

**【摘要】** 基于一个传统脑深度刺激术 (Deep Brain Stimulation, DBS) 手术机器人配合实时磁共振成像 (Magnetic Resonance Imaging, MRI) 导航系统, 设计一款有高开放性的八通道相控阵列头部线圈。对磁共振接收线圈链路功能进行分析, 配合线圈开放性需求, 运用 Proteus 软件设计功能电路并集成于 3.76 cm×3.54 cm 空间内, 将电路应用于平面线圈阵列并对人体腹部成像验证可行性。确立硬件电路部分可行性后, 针对手术机器人系统进针空间需求, 对当前头部射频接收线圈结构进行高开放性的优化并运用 HFSS 仿真软件设计建模。仿真结果显示反射系数均达 -40 dB, 相邻线圈基本优于 -10 dB。为 DBS 手术机器人实时 MRI 影像导航提供高信噪比与开放性的射频接收线圈奠定技术基础。

**【关键词】** 磁共振成像; DBS 手术机器人系统; 相控阵列线圈; 头部接收线圈; 开放性设计

**【中图分类号】** R318, R445

**【文献标志码】** A

文章编号: 1674-1242(2022)04-0199-08

## Optical Design of MRI Radiofrequency Head Coil for DBS Robotic Assisted Surgery System

CHEN Suen<sup>1,2</sup>, CHEN Hao<sup>1,2</sup>, ZHANG Zhiyong<sup>1,2</sup>

(1. School of Biomedical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200030, China;

2. Insititute of Medical Robotics, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200030, China)

**【Abstract】** Based on the needs of a DBS Robotic Surgery System, a high openness eight-channels array head coil is designed. The function circuit of this array coil is successfully integrated into a rectangular space of 3.76 cm×3.54 cm to save space after simplifying typical RF receive chain in the MRI system, which feasibility is proved by imaging experiment. In order to meet the needs of the needle insertion space for the DBS surgical robot, this paper optimize the current head receive coil. The eight-channels phased array coil with highly open space on both top and front size is designed and simulated by HFSS. Its return losses of all coils reach -40dB, and the adjacent channels are successfully decoupled. This coil has a good feasibility for the DBS robotic surgery system with real-time MRI navigation.

**【Key words】** Magnetic Resonance Imaging (MRI); DBS Robotic Surgery System; Phased Array Coil; Head Receive Coil; Open Space Design

### 1 引言

MRI 技术是目前唯一具有高分辨率软组织对比能力的成像技术, 在脑部疾病诊断与治疗中有广泛应用<sup>[1,2]</sup>。帕金森病 (Parkinson's disease,

PD) 是仅次于阿尔茨海默病的第二大常见的神经退行性疾病, 一直是医学界尝试攻克的疾病。DBS 作为治疗帕金森病常用的手术方法, 目前面临核团定位精度低与手术操作复杂两大临床瓶颈<sup>[3]</sup>。为突破这两大瓶颈, 上海交通大学医疗机器人研

收稿日期: 2022-11-30

基金项目: 上海市科学技术委员会“XMR 影像引导手术机器人”(21DZ1100301)

作者简介: 陈素恩, 研究方向: 多感知磁共振, E-mail: sue.n.chen.6@sjtu.edu.cn

通讯作者: 张志勇副教授, 主要研究方向为医学影像与信息, 磁共振诊疗装备, E-mail: zhiyong.zhang@sjtu.edu.cn

究院提出了术中MRI导航配合DBS手术机器人的前沿研究,通过在手术中持续MRI定位靶向,避免出现由于脑暴露造成脑位移而引起的定位误差问题<sup>[4,5]</sup>,还可监测有无术中出血的情况,以提高手术安全性<sup>[4]</sup>。

目前,MRI接收信号主要依赖于三类射频线圈:鸟笼线圈(体线圈)、表面线圈与相控阵列表面线圈<sup>[6,7]</sup>。尽管鸟笼线圈天然地在开放性上占有优势,但是它的几何形状固定,无法配合DBS手术机器人随意改变开口位置与形状。另外,低信噪比也限制了它的发展。表面线圈这一技术在1980年由Ackerman等<sup>[8]</sup>提出。相较鸟笼线圈,表面线圈可以更加贴近人体表面,理论上可实现更高的信噪比增益。但是,表面线圈的直径与线圈灵敏度成反比关系<sup>[9]</sup>,难以兼顾视野与信噪比。为提升信噪比,由Roemer和他的同事提出了相控阵列表面线圈<sup>[10]</sup>,通过对多个表面线圈进行去耦组成阵列,在保持良好信噪比的同时能对较大区域进行成像。其另一大优势为通过线圈各自的空间定位信号引入并行成像技术<sup>[11-13]</sup>,缩短成像时间,为实时MRI提供可能。

尽管这三类射频线圈目前都在头部接收线圈中,并进行了较为成熟的产品开发与应用,但是大部分头部线圈的头顶部分都是封闭式设计,限制了手术机器人进针和后续操作。为进行使用中MRI的DBS手术,大部分实验室只能采用相互独立的较大半径的柔性表面线圈,如Martin团队使用两个直径为20cm的表面线圈<sup>[14]</sup>进行术中成像,Starr团队则采用四个表面线圈<sup>[15]</sup>进行术中成像,Sillay等采用两个GE Flex线圈<sup>[5]</sup>进行术中成像。整体上,通道数只有2~4个,因此只能牺牲成像速度和信噪比以保证开放性。而且,表面线圈固定位置的操作烦琐,不利于多次实验。少数团队选择使用鸟笼线圈,如香港大学工程学院的郭嘉威教授团队<sup>[16]</sup>在他们的磁兼容手术机器人系统中使用刚性鸟笼线圈。

因此,针对上海交通大学医疗机器人研究院的DBS手术机器人系统,需要对现有头部接收线圈进行优化,预研一个具有足够进针空间的多通道相控阵列线圈。这种高开放性的几何设计需求对线圈的功能电路高度集成、线圈形状设计、多通道线圈去耦等多个方面构成了挑战。

在这项工作中,通过简化接收线圈链路中各个功能模块的电路,在保证接收线圈电路功能完整性的前提下,设计一个高集成的功能电路板(3.76cm×3.54cm)。通过将其运用于一个2×4的表面相控阵列线圈腹部成像验证,确认了该电路的可运行性。基于Roemer等对平面线圈形状与去耦重叠面积的研究基础,通过电磁仿真探索了曲面中线圈形状与开放性的关系。利用HFSS(Ansoft公司推出的一款三维电磁仿真软件)设计并仿真得到一个允许DBS手术机器人进针的高开放性的相控阵列头部接收线圈。该接收线圈阵列后续可变性强,可以随着手术机器人后续迭代持续优化。

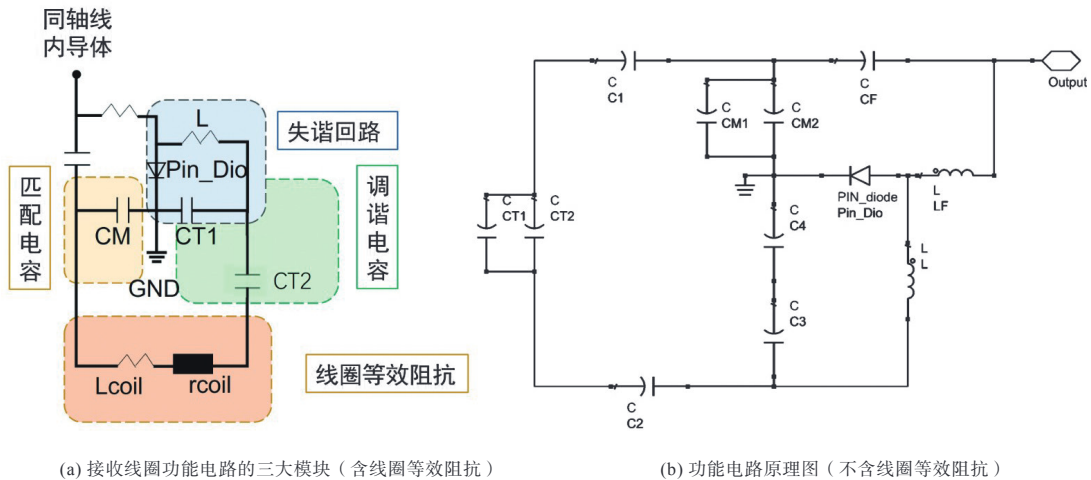
## 2 头部射频接收线圈电路集成与开放性模型设计

### 2.1 功能电路简化与集成

一个不增加功能电路的接收线圈本质上只是拥有一定长度、宽度与厚度的铜制品,物理上等效为具有电阻与电感串联的回路,对磁共振信号的捕捉能力很微弱。另外,接收线圈接入MRI系统前,需要先连接低噪声前置放大器,实现对微弱射频信号的放大及辅助去耦。最后,为避免MRI系统激发期间损坏接收链路,需要在激发期间与激发线圈解耦。

因此,功能电路至少需要包含三项功能模块。第一,为了提高线圈对人体发出的射频信号的灵敏度,要使线圈回路变成串联谐振电路并将线圈的谐振频率调至拉莫频率<sup>[17,18]</sup>,起到初步筛选射频信号的作用,可以提高信噪比。第二,需要在线圈与后续低噪声放大器之间添加匹配网络,进行特征阻抗匹配,从而减少信号反射损耗<sup>[19]</sup>。第三,设置一个“开关”,在激发期间关断线圈,使其无法接收拉莫频率信号,而在接收时线圈处于正常工作状态<sup>[20-22]</sup>。

经简化,设计的功能电路包含匹配电容模块、调谐电容模块和失谐回路模块[图1(a)]。设计时,考虑实验室所含有的MRI专用无磁电容数值的有限性、线圈理论计算与实际测量时受到周围物体电磁场的干扰而导致细微的差别、实验调试时的便利性,在调谐及匹配回路添加串并联器件位。在集成基础上考虑到稳定性与安全性,采用陷阱型失谐回路设计,在激发期间既改变线圈谐振频率又将射频能量控制在失谐回路中,提供了双重保障。



(a) 接收线圈功能电路的三大模块 (含线圈等效阻抗)

(b) 功能电路原理图 (不含线圈等效阻抗)

其中, CT1、CT2、C1~C4 为调谐电容, CM1 与 CM2 为匹配电容, L 与 C3、C4 及 Pin\_Dio 组成失谐回路, CF 与 LF 执行隔直与隔交作用。

图 1 接收线圈功能模块与电路图

Fig.1 Receiving coil function module and circuit

最终除去分布在线圈上的调谐电容, 使用封装为 1111 的无磁电容和封装为 1210 的 pin 开关二极管, 整个功能电路集成于 3.76 cm×3.54 cm 的矩形空间内 (图 2)。针对非商业化且不使用超微型无磁器件的电路设计, 该设计的集成度较高, 为后续开放性线圈结构设计留出更大的开口空间。

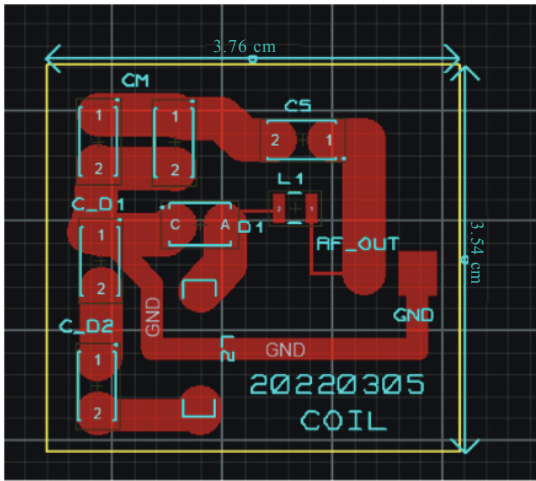


图 2 高集成度接收线圈功能电路

Fig.2 Highly integrated function circuit of receive coil

## 2.2 高开放性多通道阵列接收线圈设计

### 2.2.1 线圈形状与开放性设计的关系探索

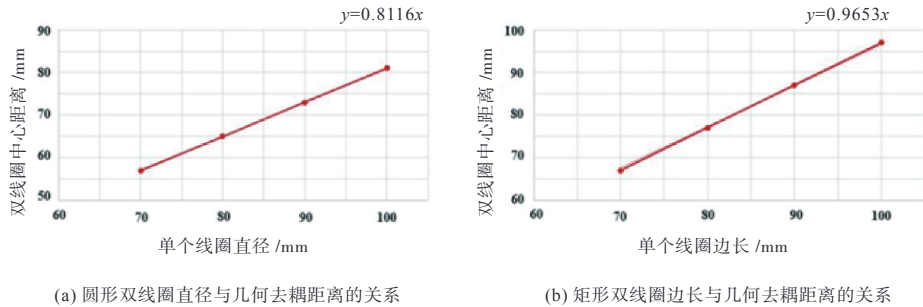
根据法拉第电磁感应定律, 单个通道的接收线圈感应的交变电流会使其相邻线圈的磁通量发生变化, 形成互感现象。这不仅使多个通道间的

信号与噪声产生耦合<sup>[7]</sup>, 也会改变它们的谐振频率, 二者都对信噪比产生负面影响。目前常用的解耦方法为前置放大器辅助去耦配合连接器件解耦<sup>[23-25]</sup>和几何解耦。考虑到最终高开放性线圈容纳器件的位置有限, 所以建议采用几何解耦。通过调节相邻线圈的位置, 让线圈重叠一定面积至互感系数 M12 为 0。不同形状的线圈几何去耦的重叠面积存在差别, 对头部线圈开口面积造成影响, 产生开放度的区别。

Rorner 等经过研究, 得到在平面空间中矩形线圈与圆形线圈去耦时的重叠面积需求<sup>[10]</sup>。为了适配 DBS 手术机器人系统, 需要在三维曲面空间中设计线圈, 因此基于前人研究, 在电磁仿真软件 HFSS 中, 在曲率半径为 120 mm 的曲面上建立圆形与矩形的三维双线圈去耦模型, 计算它们在曲面上达到去耦时线圈中心距离与它们边长 (或直径) 的关系。该曲率半径的选择基于成年人头部的弧度数据。

最终, 线圈中心距离与它们边长 (或直径) 的数据及拟合曲线结果如图 3 所示。其中, 圆形双线圈在中心距离为直径的 0.81 倍左右时实现去耦, 而矩形双线圈在中心距离为边长的 0.97 倍左右时实现去耦。这说明即使在曲面上, 矩形线圈去耦时线圈之间重叠面积小, 可以在较小的线圈数量下仍保持较大的视野与较大的开放性, 更加符合高开放性头部线圈的需求。





(a) 圆形双线圈直径与几何去耦距离的关系 (b) 矩形双线圈边长与几何去耦距离的关系

图3 HFSS 中仿真不同线圈形状中线圈尺寸与去耦距离的关系

Fig.3 Simulation result of the relationship between coil size and decoupling distance in different shapes in HFSS

综合以上仿真结果，该 DBS 手术机器人系统下的高开放性头部射频接收线圈应采用矩形线圈。

### 2.2.2 高开放性多通道阵列接收线圈模型设计

根据上海交通大学医疗机器人研究院制定的 DBS 手术机器人设计方案，其针头活动轨迹位于半径为 140 mm 的半圆形轨道上，受限于机械装置，活动空间不会覆盖整个半球面轨迹，但设计时仍然将需求定义为整个半球面。

最终依据初版 DBS 手术机器人的进针活动空间需求，将线圈元件设计为一个高开放性头部线圈的模具。线圈装载模型开口孔径半径为 145 mm，长度为 280 mm，上方开有四个 170 mm×95 mm 的窗口，有足够的进针空间。尽管理论上线圈越靠近样品，信噪比越高，但是人体为导电样品，如果射频线圈元件靠得过近，线圈会在样品表面产生小的寄生电流，会对实际成像产生干扰，因此在保证足够进针空间的前提下，在线圈装载模型上下方各预留了 5 mm 的空间，防止线圈过于靠近人体头部。在 SolidWorks 中，对线圈模具与 DBS 手术机器人进针系统进行适配（图 4），证实充分满足 DBS 手术机器人的进针空间需求。线圈装载模型上方的四个大开窗也给医生足够的开放性用于观察患者的情况，便于手术顺利进行。线圈装载模型上下方可分别容纳 2×2 阵列线圈，拥有大视野的同时也保证了信噪比。另外，这种线圈位置的设计，使每个线圈产生的场垂直于系统的主磁场，使接收磁共振信号的能力达到最大化。

单个线圈内径为 202.80 mm×115.26 mm，线宽 4 mm，材质为纯铜，具体形状如图 5 所示。图中，a1、a2 和 a3 是直线段距离，b1、b2 和 b3 为沿曲面距离。表 1 给出了具体的线圈形状参数。线圈

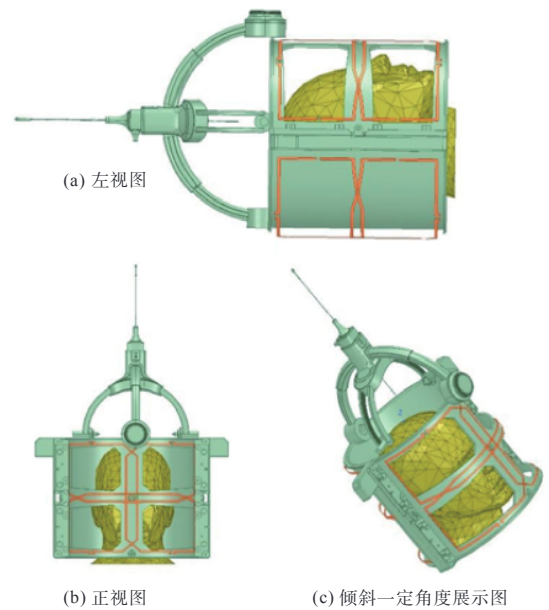
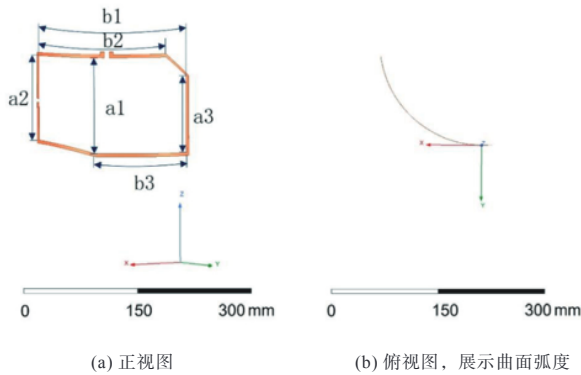


图4 高开放性八通道阵列头部接收线圈与 DBS 手术机器人进针装置适配图

Fig.4 The matching diagram of the high openness eight-channels array head coil and the needle insertion device of the DBS surgical robot

形状近似矩形，但是不直接采用矩形。由于开窗较大，线圈长短边比例接近 2 : 1，如果直接进行上下线圈去耦，此时重叠面积处的短边距离很短，上下线圈中心距离比较小，线圈会存在部分区域悬空于所开窗口处，因此右下角部分做一个切角设计，使上下线圈解耦时的中心距离尽可能增大。同时，线圈左上方为绕开线圈壳体固定柱，设计了一个 45° 切角。

线圈之间的重叠区域被设计成矩形，此时每两个线圈上下之间至多沿一条边重叠，大大减少了所产生的电容耦合，方便位置摆放的优化与仿真。最终八个线圈设计的相对位置如图 6 所示，线圈 1



其中,  $a_1$ 、 $a_2$  和  $a_3$  是直线段距离,  $b_1$ 、 $b_2$  和  $b_3$  是沿曲面距离。

图 5 高开放性八通道阵列头部接收线圈形状设计图

Fig.5 Shape design of the high openness eight-channels array head coil

表 1 高开放性八通道阵列头部接收线圈形状参数

Tab. 1 Shape parameters of each coil in the high openness Eight-channels array head coil

边长	长度 /mm
$a_1$	127
$a_2$	112
$a_3$	102
$b_1$	213.98
$b_2$	183.14
$b_3$	127.64

至线圈 4 属于头部线圈上半部分的  $2 \times 2$  阵列线圈, 其余属于下半部分的  $2 \times 2$  阵列线圈, 都建立在曲率半径为 145 mm 的曲面上,  $d_1$  为左右线圈中心沿曲面的距离,  $d_2$  为上下线圈中心的直线距离,  $d_3$  为头部上下部分阵列边缘处线圈沿曲面的距离。表 2 列出了本研究所设计的高开放性八通道阵列头部线圈当前最佳去耦的具体位置距离参数。

表 2 高开放性八通道阵列接收线圈模型去耦距离参数

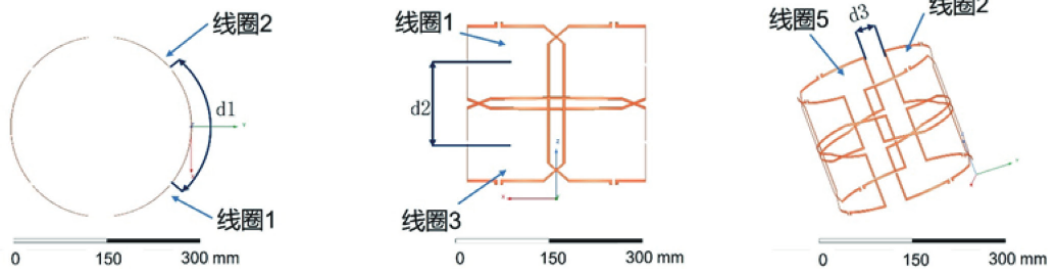
Tab. 2 Decoupling parameters of the high openness eight-channels array head coil

距离	长度 /mm
$d_1$	193.27
$d_2$	115.22
$d_3$	50.11

### 3 电路可行性验证与线圈模型仿真评估

#### 3.1 功能电路可行性验证实验结果

将设计的功能电路应用于一个平面为  $2 \times 4$  的八通道接收线圈阵列。通过调整功能电路中的匹配阻抗  $C_m$  值与调谐阻抗  $C_t$  值, 可令线圈在多个尺寸中都能谐振于 63.8 MHz (1.5 T 系统), 并且



(a) 俯视图, 展示了左右线圈相对距离  $d_1$

(b) 正视图, 展示了上下线圈相对距离  $d_2$

(c) 倾斜一定角度展示图, 展示了头部接收线圈上下部分线圈相对距离  $d_3$

图 6 高开放性八通道阵列头部接收线圈相对位置图

Fig.6 Relative position map of the high openness eight-channels array head coil

$S_{11}$  参数均低于  $-25$  dB。导通开关二极管, 利用局部微型 sniffer 探头将失谐回路的中心频率调节至 63.8 MHz, 该步骤在功能电路中也顺利实现了。通过以上线圈实际调试步骤初步验证匹配、调谐、失谐各模块的功能可行性, 后续可以移植到允许 DBS 手术机器人进针的高开放性的相控阵列头部接收线圈中使用。

利用双线圈探头对单个接收线圈的品质因数进行空载和负载下的测量 (图 7)。用双线圈探头的

$S_{21}$  参数测量中心频率与 3 dB 带宽, 二者比值即线圈 Q 值。当接收线圈下方不摆放水模, 只放置承物托盘时, Q 值为 141.16。当接收线圈负载水模时, Q 值为 29.30。计算线圈空载 Q 值与负载 Q 值之比为 4.82, 高于一般要求的 3~4, 线圈性能优良, 说明功能电路保证调试线圈的同时没有引入过多阻抗。

在 1.5 T 西门子 MAGNETOM Aera 平台下, 分别采用平台磁体内嵌的体线圈与应用了集成功

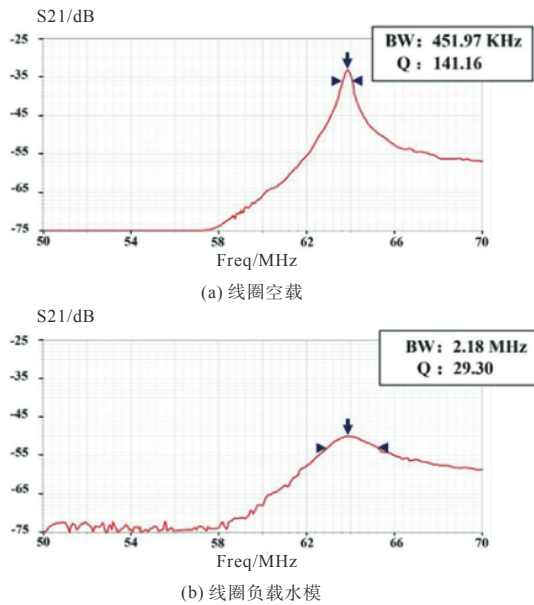


图 7 单个接收线圈空载 Q 值与负载 Q 值

Fig.7 Unload Q value and load Q value of single receive coil

能电路的多通道线圈配套嵌入床体的脊柱线圈，对同一位受试者的腹部成像。在所得图像的背景中选取四个相同大小的区域作为噪声区域，在图像中人体小肠部位选择一定大小的区域为信号区，计算图像的信噪比。选定幅度图像中背景部分为噪声，腹部肠道部分为信号。以图 8 (b) 的图像进行计算，体线圈成像的信噪比为 8.4126，自制线圈配合脊柱线圈的信噪比为 63.4153。这一方面确定了功能电路在系统链路中的可行性，另一方面进一步证明了当前系统自带的体线圈无法满足 DBS 手术机器人系统的需求。

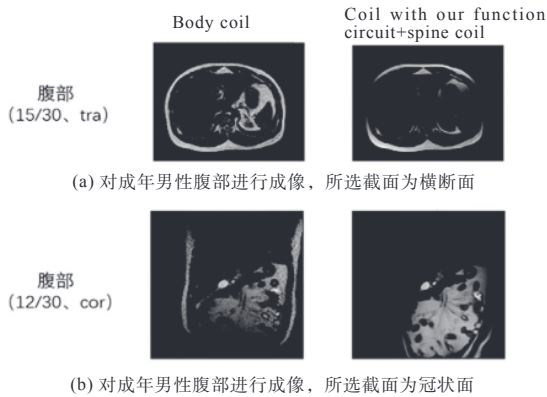


图 8 同序列下体线圈与使用集成功能电路的线圈腹部图像对比

Fig.8 Comparison of abdominal images of body coil and coils with integrated functional circuit board using the same sequence

### 3.2 高开放性多通道阵列接收线圈仿真结果与评估

在射频接收线圈中有一个很重要的评估指标，即散射 (Scatter, S) 参数，用于描述传输通道的频域特性。其中，反射系数 S11 常用于单线圈调谐与匹配的评估。通常情况下，当其在拉莫频率出现单峰且小于 -25 dB 时，认为该接收线圈中心频率已经完成调谐与匹配。联合等效的功能电路与阵列线圈模型进行仿真，最终八个通道均实现 S11 单峰且小于 -40 dB (图 9)。

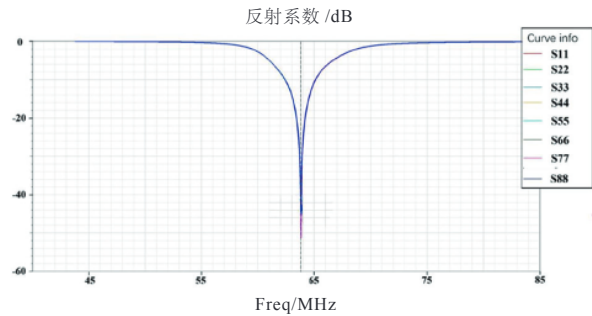


图 9 高开放性八通道阵列头部接收线圈反射系数仿真结果

Fig.9 Simulation results of the reflection coefficient of the high openness eight-channels array head coil

通过插入损耗  $S_{ij} (i \neq j)$  测量评估不同通道的去耦质量 (图 10)。最终线圈去耦区间分为图 10 中的蓝框部分与红框部分，与八个线圈通道位置相符合。其中，蓝色部分是上下方的  $2 \times 2$  线圈阵列的插入损耗参数，虽然去耦效果不如红框部分，但也

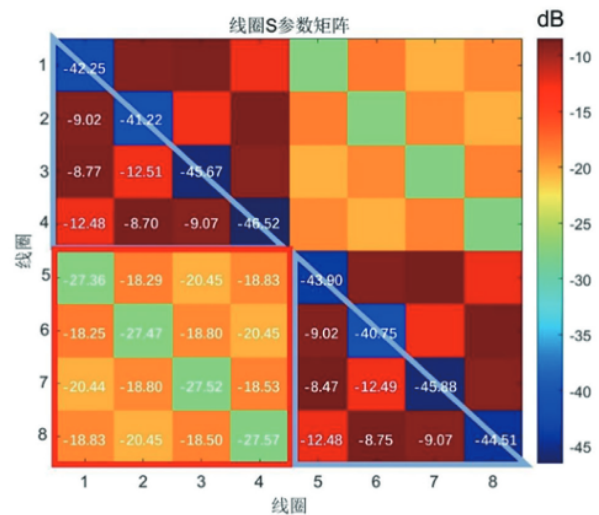


图 10 高开放性八通道阵列头部接收线圈 S 参数矩阵

Fig.10 S-parameter matrix of high openness eight-channels array head coil



接近 -10 dB 的去耦数值, 在未加入前置放大器辅助去耦的情况下已经基本实现去耦。若接入实际接收线圈链路, 阵列的去耦表现会更好。

由互易原理可知, 射频线圈在某一点产生的磁场的数值和线圈对该点电磁信号的灵敏度相关<sup>[26]</sup>。因此, 用 HFSS 电磁场仿真软件辅助计算此高开放性线圈的  $B_x$  与  $B_y$  场, 根据式 (1) 计算衡量灵敏度的  $B_1^-$  场<sup>[27,28]</sup>。

$$B_1^- = \frac{|\widehat{B}_x - i\widehat{B}_y|^*}{2} \quad (1)$$

与同等开放性的双通道表面线圈模型对比, 二者在同一位置负载相同水模, 水模材质选择与人体脑部组织相似的材料。图 11 为位于  $z=0$  mm 处的半径为 130 mm 的圆形截面, 该视野能完全覆盖成年人平均大小的头部。双通道线圈最大灵敏度仅有 1.45, 而八通道线圈最大灵敏度可以达到 3.13, 相比之下八通道线圈灵敏度提高了近 2.16 倍。可见, 在保证空间开放性性能一致时, 本研究所设计的线圈能获取更高的灵敏度并且内部均匀性得到保持。

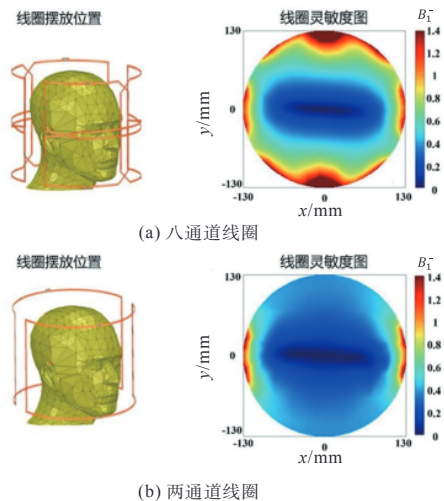


图 11 同等开放性线圈中灵敏度与通道数量关系对比

Fig.11 Comparison of sensitivity in different number of coil channels with the Same openness

最后从整体线圈结构可变性分析, 当前以头部阵列线圈整体为基础的圆柱形, 结构可变性强, 可随 DBS 手术机器人迭代优化, 及时进行空间结构改进。例如, 目前线圈上方留有四个足够大的监视开窗, 后续可随着系统需求进行缩放。另外, 在线圈的耳侧及下方也留有增添线圈通道数量的空间。

## 4 结论

本研究给出了一种可行的在面部与顶部留有手术机器人进针开口空间的八通道阵列头部接收线圈的设计与仿真结果, 配套集成于小面积的功能电路设计, 可行性已通过成像实验验证。该阵列线圈整体形状近似表面有开窗空间的上下开口圆柱, 具有以下几个优点。一是对比传统顶部封闭的刚性多通道线圈, 它具有更高的开放性, 支持课题对应的初版 DBS 手术机器人系统进针。面部开窗则允许后续系统配套其他定位系统。二是对比高开放性大直径的表面线圈, 它具有更多的接收信号通道, 可以支持并行成像技术, 提高成像速度, 为实时 MRI 导航提供硬件支持。三是结构简易, 它可以配合 DBS 手术机器人一起迭代优化线圈尺寸、数量与摆放位置。

当前, MRI 发展未局限于成像诊断领域, 也在开发诊疗结合的应用。作为成像中不可缺少的相控阵列接收线圈, 是磁共振成像系统硬件优化的方向之一。接收线圈形状的多变性为 MRI 系统与多种手术机器人的结合提供可能, 而实时成像与精确成像也对接收线圈的设计提出要求, 二者相辅相成, 共同发展。

## 参考文献

- [1] VILLANUEVA MEYER J E, MABRAY M C, CHA S. Current Clinical Brain Tumor Imaging [J]. *Neurosurgery*, 2017, 81(3): 397-415.
- [2] VAN DER KOLK A G, HENDRIKSE J, ZWANENBURG J J M, *et al.* Clinical Applications of 7 T MRI in the Brain [J]. *European Journal of Radiology*, 2013, 82(5): 708-18.
- [3] BENABID A L, CHABARDES S, MITROFANIS J, *et al.* Deep brain stimulation of the subthalamic nucleus for the treatment of Parkinson's disease [J]. *The Lancet Neurology*, 2009, 8(1): 67-81.
- [4] LEE M, DE SALLES A, FRIGHETTO L, *et al.* Deep brain stimulation in intraoperative MRI environment-comparison of imaging techniques and electrode fixation methods [J]. *Minimally Invasive Neurosurgery*, 2005, 48(1): 1-6.
- [5] SILLAY K A, RUSY D, BUYAN-DENT L, *et al.* Wide-bore 1.5 T MRI-guided deep brain stimulation surgery: initial experience and technique comparison [J]. *Clinical neurology and neurosurgery*, 2014, 127: 79-85.
- [6] AHMAD S F, KIM Y C, CHOI I C, *et al.* Recent progress in birdcage RF coil technology for MRI system [J]. *Diagnostics*, 2020, 10(12): 1017.
- [7] GRUBER B, FROELING M, LEINER T, *et al.* RF coils: A

- practical guide for nonphysicists [ J ] . **Journal Of Magnetic Resonance Imaging**, 2018, 48(3): 590-604.
- [ 8 ] ACKERMAN J J, GROVE T H, WONG G G, *et al.* Mapping of metabolites in whole animals by 31P NMR using surface coils [ J ] . **Nature**, 1980, 283(5743): 167-70.
- [ 9 ] COREA J R, LECHENE P B, LUSTING M, *et al.* Materials and methods for higher performance screen-printed flexible MRI receive coils [ J ] . **Magnetic resonance in medicine**, 2017, 78(2): 775-783.
- [ 10 ] ROEMER P B, EDELSTEIN W A, HAYES C E, *et al.* The NMR phased array [ J ] . **Magnetic resonance in medicine**, 1990, 16(2): 192-225.
- [ 11 ] NAYAK K S, LIM Y, CAMPBELL-WASHBURN A E, *et al.* Real-Time Magnetic Resonance Imaging [ J ] . **Journal of Magnetic Resonance Imaging**, 2022, 55(1): 81-99.
- [ 12 ] HUTCHINSON M, RAFF U. Fast MRI data acquisition using multiple detectors [ J ] . **Magnetic resonance in Medicine**, 1988, 6(1): 87-91.
- [ 13 ] 张宏杰, 宋泉禹, 包尚联, 等. 磁共振成像射频线圈技术 [ J ] . **中国医学影像技术**, 2005 (9): 1440-1.  
ZHANG Hongjie, SONG Xiaoyu, BAO Shanglian, *et al.* Magnetic resonance imaging radio frequency coil technology [ J ] . **Chinese Medical Imaging Technology** 2005 (9): 1440-1.
- [ 14 ] MARTIN A J, LARSON P S, OSTREM J L, *et al.* Placement of deep brain stimulator electrodes using real-time high-field interventional magnetic resonance imaging [ J ] . **Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine**, 2005, 54(5): 1107-14.
- [ 15 ] STARR P A, MARTIN A J, OSTREM J L, *et al.* Subthalamic nucleus deep brain stimulator placement using high-field interventional magnetic resonance imaging and a skull-mounted aiming device: technique and application accuracy [ J ] . **Journal of neurosurgery**, 2010, 112(3): 479-90.
- [ 16 ] GUO Z, DONG Z, LEE K-H, *et al.* Compact design of a hydraulic driving robot for intraoperative MRI-guided bilateral stereotactic neurosurgery [ J ] . **IEEE Robotics and Automation Letters**, 2018, 3(3): 2515-22.
- [ 17 ] MISPELTER J, LUPU M, BRIGUET A. NMR probeheads for biophysical and biomedical experiments: theoretical principles and practical guidelines [ M ] . World Scientific Publishing Company, 2015.
- [ 18 ] ZHANG D, RAHMAT SAMII Y. A novel flexible electrotexile 3T MRI RF coil array for carotid artery imaging: design, characterization, and prototyping [ J ] . **IEEE Transactions on Antennas and Propagation**, 2019, 67(8): 5115-5125.
- [ 19 ] NORDMEYER MASSNER J A, DE ZANCHE N, PRUESSMANN K P. Mechanically adjustable coil array for wrist MRI [ J ] . **Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine**, 2009, 61(2): 429-38.
- [ 20 ] VAUGHAN J T, GRIFFITHS J R. RF coils for MRI [ M ] . John Wiley & Sons, 2012.
- [ 21 ] BOSKAMP E. Improved surface coil imaging in MR: decoupling of the excitation and receiver coils [ J ] . **Radiology**, 1985, 157(2): 449-52.
- [ 22 ] BENDALL M R, CONNELLY A, MCKENDRY J M. Elimination of coupling between cylindrical transmit coils and surface-receive coils for in vivo NMR [ J ] . **Magnetic resonance in medicine**, 1986, 3(1): 157-63.
- [ 23 ] PINKERTON R G, BARBERI E A, MENON R S. Transceive surface coil array for magnetic resonance imaging of the human Brain at 4T [ J ] . **Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine**, 2005, 54(2): 499-503.
- [ 24 ] AVDIEVICH N I, PAN J W, HETHERINGTON H P. Resonant inductive decoupling (RID) for transceiver arrays to compensate for both reactive and resistive components of the mutual impedance [ J ] . **NMR in Biomedicine**, 2013, 26(11): 1547-54.
- [ 25 ] CHEN Q, XU Y, CHANG Y, *et al.* Design and Optimization of a Four-Channel Received Coil for Vertical-Field MRI [ J ] . **Applied Magnetic Resonance**, 2016, 47(10): 1147-58.
- [ 26 ] HOULT D. The principle of reciprocity in signal strength calculations—a mathematical guide [ J ] . **Concepts in Magnetic Resonance: An Educational Journal**, 2000, 12(4): 173-187.
- [ 27 ] RIOS N L. Development of a New Multi-Channel MRI Coil Optimized for Brain Studies in Human Neonates [ D ] . Ecole Polytechnique, Montreal (Canada), 2017.
- [ 28 ] COLLINS C M, SMITH M B. Calculations of B1 distribution, SNR, and SAR for a surface coil adjacent to an anatomically-accurate human body model [ J ] . **Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine**, 2001, 45(4): 692-9.