

doi: 10.3788/gzxb20184706.0616002

# 提高 $B_1$ 场效率和信噪比的 7.0 T MRI 磁感应透镜研究

吴杰<sup>1</sup>, 单翔<sup>1</sup>, 胡亮亮<sup>1</sup>, 郭凯<sup>2</sup>, 高荣科<sup>1</sup>, 李炳南<sup>1</sup>

(1 合肥工业大学 仪器科学与光电工程学院, 合肥 230009)

(2 合肥工业大学 计算机与信息学院, 合肥 230009)

**摘 要:**设计了一种可用于超高场磁共振成像(MRI)的负磁导率超材料磁感应透镜(MIL),可以有效提高 MRI 的信噪比.MIL 是由  $6 \times 6$  个加载电容的金属开口谐振环组成的二维周期结构,并将其加工在一层 0.6 mm 厚度的 FR-4 介质基板上.将 MIL 放置于射频线圈和样品之间,能够实现等效的磁表面等离子体效应.MIL 单元电磁场分布、散射参数和等效磁导率的仿真结果表明:所设计的 MIL 在拉莫尔进动频率 297.2 MHz 产生负的磁导率,并能增强由射频线圈产生的射频场的倏逝波分量.两个不同的标准表面射频线圈的 MRI 扫描实验表明,小水膜仿体在施加 MIL 后可以将矢状面图像信噪比提高约 200%,大水膜仿体在施加 MIL 后可以将冠状面图像信噪比提高约 58%.仿真和 MRI 图像结果均表明了所设计的 MIL 具有聚焦表面射频线圈磁场强度的能力,有益于提高 MRI 的信噪比、空间分辨率和探测深度.  
**关键词:**超材料;磁共振成像;信噪比;磁导率;表面等离子体;射频

中图分类号: TN99; TN247

文献标识码: A

文章编号: 1004-4213(2018)06-0616002-7

## Improving $B_1$ Efficiency and Signal-to-Noise-Ratio by a Magnetoinductive Lens for 7.0 T MRI

WU Jie<sup>1</sup>, SHAN Xiang<sup>1</sup>, HU Liang-liang<sup>1</sup>, GUO Kai<sup>2</sup>, GAO Rong-ke<sup>1</sup>, LI Bing-nan<sup>1</sup>

(1 School of Instrument Science and Opto-electronics Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China)

(2 School of Computer and Information, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China)

**Abstract:** A metamaterial Magneticinductive Lens (MIL) with negative permeability was designed to improve the Signal-to-Noise Ratio (SNR) for ultra-high field Magnetic Resonance Imaging (MRI). The proposed MIL, fabricated on a FR-4 substrate with a thickness of 0.6 mm, consists of a two-dimensional periodic array of  $6 \times 6$  capacitor-loaded metallic rings. The equivalent magnetic surface plasmons effect would be achieved in the MIL when it is placed between the RF coil and sample. In terms of the electromagnetic field distribution, the scattering parameters and the equivalent permeability, simulated results reveal that the evanescent harmonics could be heightened. In addition, the evanescent harmonics was excited by the RF coils at the Larmor frequency 297.2 MHz. By loading the MIL, the SNR of MRI images is enhanced about 200% in the sagittal images with a small water phantom, and approximately 58% in the coronal images with a large water phantom. Both simulations and MRI experiments clearly demonstrate that the magnetic field of RF coils could be focused by the metamaterial MIL, which is beneficial to improve the SNR, spatial resolution and detecting depth of MRI.

基金项目:国家自然科学基金(Nos. 61601165, 61571176)和安徽省重点研究与开发计划项目(No. 1704d0802188)资助

第一作者:吴杰(1990-),男,硕士研究生,主要研究方向为磁共振成像射频线圈技术等. Email: wujie@mail.hfut.edu.cn

通讯作者:高荣科(1987-),男,副教授,博士,主要研究方向为磁共振弹性成像学和微流控芯片学等. Email: rkgao@hfut.edu.cn

导 师:李炳南(1978-2017),男,教授,博士,主要研究方向为磁共振弹性成像计算等. Email: bingoon@ieee.org

收稿日期:2018-01-16;录用日期:2018-03-29

<http://www.photon.ac.cn>

**Key words:** Magnetic resonance imaging; Metamaterial; Signal-to-noise ratio; Permeability; Magnetic surface plasmons; Radio frequency

**OCIS Codes:** 160.3918; 240.6680; 260.2065

## 0 引言

磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)的基本原理是将人体置于特殊编码的强磁场中,从而能够用特定频率的无线电射频脉冲激发人体氢原子核( $^1\text{H}$ ),使其吸收并存储射频能量.一旦停止无线电射频脉冲,人体氢原子核( $^1\text{H}$ )便会按特定的激发频率释放出无线电射频信号,并将存储的射频能量释放出来,该信号能够被特殊设计的射频(Radio Frequency, RF)线圈所探测接收,然后经过电子计算机的分析处理,从而获得磁共振图像.人体氢原子核( $^1\text{H}$ )所发出的射频信号非常微弱,极易受到外界噪声的干扰.在高场MRI人体成像时,由于人体吸收射频电磁波能量从而导致组织的温升效应,度量吸收射频能量的单位是比吸收率(Specific Absorption Ratio, SAR),为了避免组织的局部烧伤危险,通常射频场的激发功率受到了严格限制.因此如何在激发功率保持一定情况下,提高射频线圈灵敏度对于提高磁共振图像的信噪比(Signal-to-Noise Ratio, SNR)、分辨率等信息是磁共振成像研究的核心问题之一<sup>[1-2]</sup>.

表面等离子激元极化(Surface Plasmons Polarizations, SPP)是金属表面存在的自由振动的电子在光波或电磁波的激发下发生集体振荡的现象.SPP包括局域表面等离子激元<sup>[3]</sup>(Localized Surface Plasmons, LSPs)和传播型表面等离子激元(Propagative Surface Plasmons, PSPs)两种类型.LSPs和PSPs都具有场的增强效应和局域的电磁场,由于它们有着不同的色散关系,所以它们是不同的激发状态.目前,把通过人工方式构造等效的 $\epsilon_{\text{eff}}$ 和 $\mu_{\text{eff}}$ 以实现具有SPP类似特征现象可称之为伪表面等离子激元(Spoof Surface Plasmons Polaritons, SSPP),SSPP目前是人工电磁材料<sup>[4-6]</sup>研究的一个热点方向.在一些特殊的人工金属单元结构中,LSPs共振激发会使得金属单元结构对入射的电磁场波能够产生很强的磁响应.因此,通常将LSPs又称为磁表面等离子激元<sup>[7-9]</sup>(Magnetic Surface Plasmons, MSPs).自然界绝大多数材料的相对磁导率为1,理论上来说,如果能够通过人工方式改变自然界材料的相对磁导率,就很有可能为人们提供调控电磁波行为的新方法.2001年,Smith等采用具有磁响应单元的人工“磁原子”已经成功实现具有负折射的左手材料<sup>[10]</sup>.Freire等设计并制造能够实现负相对磁导率( $\mu = -1$ )的人工“磁原子”,该“完美透镜”可以有效增强MRI的RF线圈成像区域(Field of View, FoV)磁场强度,并成功在1.5 T MRI平台上进行了图像的测试实验<sup>[11-12]</sup>.Algarin等<sup>[13]</sup>设计了一对二维的磁感应超透镜(Magnetoinductive Lens, MIL)并进行了用于MRI领域应用的理论分析.二维超表面结构具有轻薄、易加工等特点已在MRI射频线圈的设计中受到了更多的关注和应用研究<sup>[14-16]</sup>.

本文首先通过对MIL基本单元结构的仿真优化,实现能够在较低频率(297.2 MHz)产生负的等效相对磁导率的基本单元,然后将基本单元在二维方向上进行周期性扩展以适合在高场MRI平台RF线圈应用的MIL.所设计的MIL与现有研究<sup>[11-13]</sup>所不同之处在于,该MIL是单层二维结构具有整体尺寸小、实验设置简便,能够在超高场有限的RF场空间区域进行测试.所设计的新型MIL在高场7.0 T MRI平台上进行了两个不同水膜仿体的图像测试实验.

## 1 MRI基本理论

MRI是物理学中的核磁共振(NMR)现象,在外部强磁场中,氢原子可以吸收和释放特定的射频能量.原子核的旋进是一个固定的角频——拉莫尔频率,这取决于磁场强度,即

$$\omega = -\gamma(B_0 + \delta) \quad (1)$$

式中, $\gamma$ 表示旋磁比, $B_0$ 表示外部主磁场的强度,由于噪声和工件的影响, $\delta$ 代表磁场不均匀性.为了区别于外部射频干扰,MRI对一个稳定且强的 $B_0$ 场至关重要.MRI利用线性梯度场对氢原子的空间分布进行编码,梯度磁体导致在主磁场 $B_0$ 上叠加的额外的空间变化磁场为

$$\omega^* = -\gamma(B_0 + G \cdot r + \delta) \quad (2)$$

式中, $\omega^*$ 表示空间编码后的拉莫尔进动频率, $G$ 代表梯度场矢量方向, $r$ 为空间向量.一般来说,它们可以分解成三个正交分量( $z$ 轴),相位( $y$ 轴)和频率编码( $x$ 轴).在脉冲序列的控制下,RF线圈产生了质子激发的

瞬态射频场(即  $B_1$  场)之后,RF 线圈感知被激发的质子发出的电磁波信号.高品质 MRI 扫描强磁场,快速变化梯度场和超灵敏射频场.一般情况下,主磁场保持恒定,应尽可能稳定.与此相反,梯度场和由脉冲序列控制的射频场都是交替进行的瞬态编码、质子激励和信号采集.

RF 线圈的 SNR 是 MRI 系统性能一个重要的技术指标,这对图像分辨率和对比度都尤为重要,一般认为,噪声的表达式为

$$\text{noise} \propto \sqrt{4kT_{\text{coil}}\Delta f R_{\text{eff}}} \quad (3)$$

$T_{\text{coil}}$  是线圈温度,  $\Delta f$  是带宽,有效电阻  $R_{\text{eff}}$  来自于线圈、样品和电子的噪声,即

$$R_{\text{eff}} = R_{\text{coil}} + R_{\text{sample}} + R_{\text{electronics}} \quad (4)$$

目前使用较多的 MRI 成像系统一般为  $0.35 \leq B_0 \leq 7.0$  T,因此可以近似认为  $R_{\text{eff}} \approx R_{\text{sample}}$ ,尽管在信噪比和成像区域很难建立精确的简单对应关系,但是式(5)可以反应出随着成像区域的减少,线圈信噪比会有增大的趋势

$$\text{SNR} = \frac{\Delta \mathbf{M}_{\perp} B_{\perp}}{\sqrt{4kT_{\text{coil}}\Delta f R}} \propto \frac{\omega^{7/4} B_{\perp}}{T_{\text{coil}} \Delta f V_{\text{sensitive}}} \quad (5)$$

式中,  $\omega$  为拉莫尔进动频率(以氢原子( $^1\text{H}$ )为例,每上升 1.0 T 的拉莫尔进动频率大约为 42.58 MHz),  $\mathbf{M}_{\perp}$  为磁化矢量,  $k$  为玻尔兹曼常数,  $B_{\perp}$  为横向电磁场强度,接收级的带宽为  $\Delta f$ (单位:Hz),  $T_{\text{coil}}$  为采集数据时温度,  $V_{\text{sensitive}}$  为线圈接收生物组织样品或人体部位信号成像的有效区域.

## 2 MIL 设计

MIL 由  $6 \times 6$  个挂载电容负载的金属谐振环(Capacitor-Loaded Metallic Rings, CLR)二维周期性阵列组成,如图 1(a)所示.所有的 CLR 单元通过 PCB 技术加工在 FR4 介质基板上(基板厚度为 0.6 mm,相对介电常数为 4.3,损耗角正切值为 0.0025).CLR 单元结构敷铜的厚度为 0.018 mm,每个周期单元尺寸为  $9.5 \text{ mm} \times 9.5 \text{ mm}$ ,共振频率  $\omega_0 = 295.4 \text{ MHz}$ .通过三维电磁仿真软件 HFSS 对 CLR 单元参数的优化得到,外环半径  $r_1 = 4.07 \text{ mm}$ ,内环半径  $r_2 = 2.68 \text{ mm}$ ,环宽度  $r_w = 1.39 \text{ mm}$ ,负载电容  $C_g = 30 \text{ pF}$ .构成 MIL 的基本单元 CLR 是典型的具有亚波长特征的谐振单元(300 MHz 频率附近).由文献[17]可知,该谐振单元结构能够得到在 300 MHz 频率附近的负磁导率响应,有效磁导率满足关系

$$\mu_{\text{eff}} = 1 - (\omega_{\text{mp}}^2 - \omega_0^2) / (\omega^2 - \omega_0^2 + i\gamma\omega) \quad (6)$$

式中  $\omega_0$  是共振频率,  $\omega_{\text{mp}}$  是磁等离子体频率,  $\gamma$  代表阻尼因子.当入射电磁波的频率在  $\omega_0$  和  $\omega_{\text{mp}}$  之间,由 CLR 单元构成的 MIL 材料的等效磁导率为负值.通过仿真得到 CLR 单元的 S 参数的幅值和相位如图 1(b)和(c)所示.

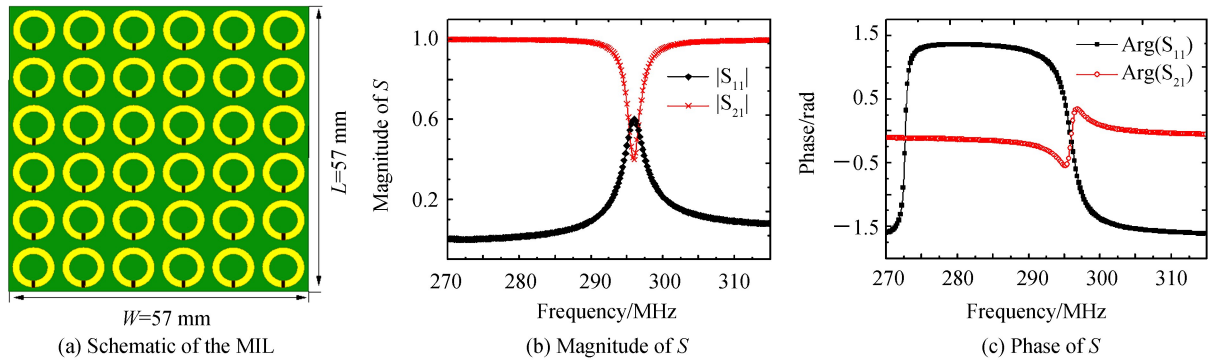


图 1 MIL 示意图和 CLR 单元 S 参数

Fig.1 Schematic of the MIL and scattering parameters of CLR

根据文献[18],CLR 单元谐振环提取的等效电磁参数(相对等效磁导率和相对等效介电常数)如图 2 (a)和(b)所示,并且得到在 297.2 MHz 工作频率附近出现负值的等效相对磁导率.



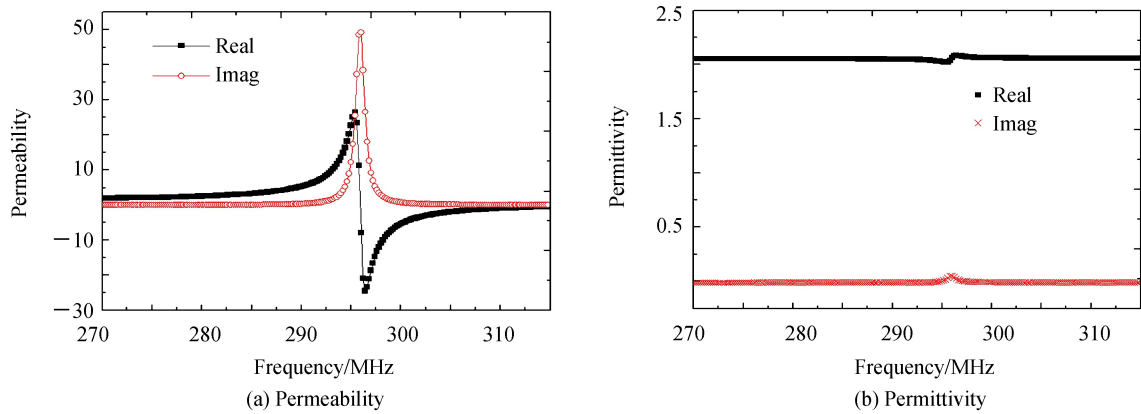


图2 CLR单元等效相对磁导率和相对介电常数  
Fig.2 Effective relative permeability and permittivity of CLR

在三维电磁场高频仿真软件 HFSS 中(如图 3 所示)作如下设定:在与电磁波传播方向垂直的平面上设置开放边界(port 1 and port 2,图 3 中的  $y$  轴方向);在于磁场的方向垂直的平面上设置完美磁边界(PMC,图 3 中的  $z$  方向);在与电场方向垂直的方向的平面上设置完美电边界(PEC,图 3 中的  $x$  轴方向).

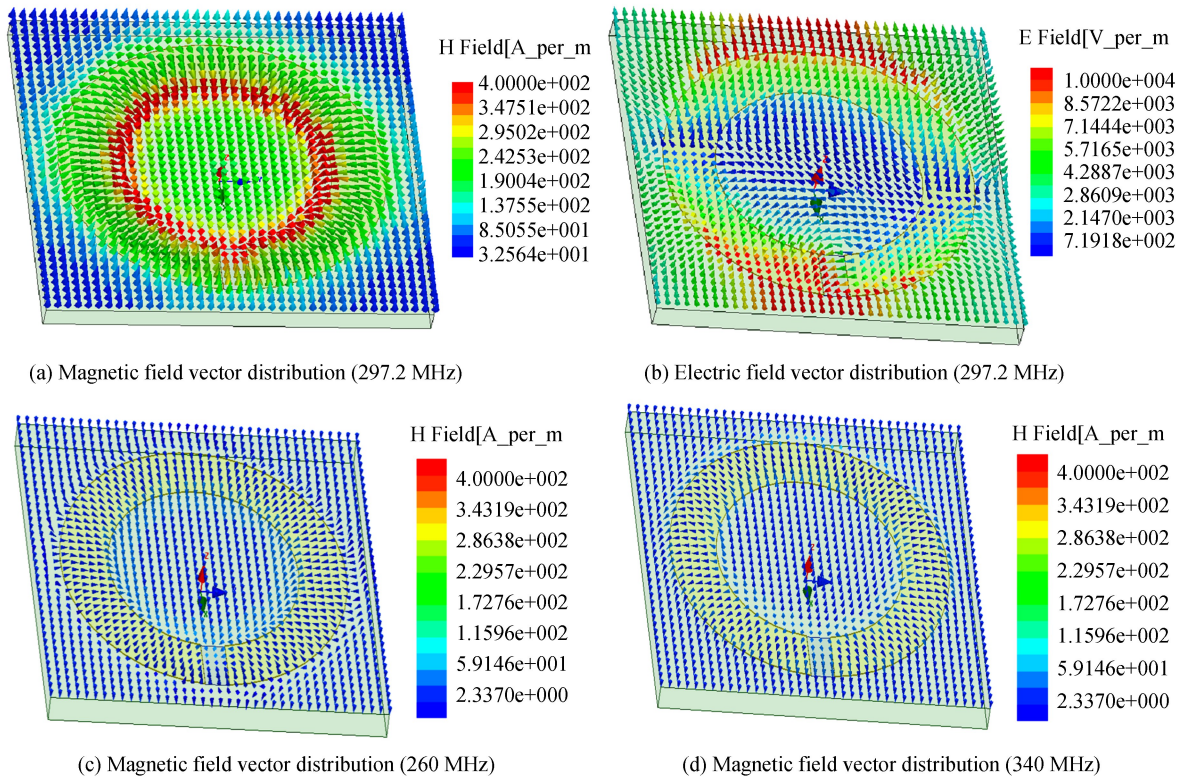


图3 电场和磁场矢量分布  
Fig.3 Electric field and magnetic field vector distribution

图 3(a)、(b)表明,在 297.2 MHz 频率附近磁场主要分布在 CLR 单元中间区域,板边缘磁场较弱,且中间区域磁场与边缘区域磁场方向反向;电场主要分布在 CLR 的边缘区域,中间区域电场比较弱.由此可以表明,超材料 CLR 单元在 297.2 MHz 频率附近对电磁波具有束缚和汇聚的效果(图 3 中的所有场分布均是在 CLR 单元上方 0.2 mm 处).另外,图 3(c)中磁场分布可以看出谐振环中间区域与外部区域磁场方向同向,此时在 260 MHz 频率  $\mu > 0$ ,图 3(d)中谐振环内部与外部磁场方向反向,说明在 340 MHz 频率  $\mu < 0$ ,图 3(c)和(d)因远离谐振频率均没有产生强磁共振响应.

### 3 磁共振成像实验

MRI 的 RF 线圈和 MIL 都是谐振性结构,为了减少 MIL 对 RF 线圈谐振性的影响,设计了二维超薄结构的 MIL,可以使得 MRI 的 RF 射频调谐系统能够通过自身的调谐控制模块实现阻抗匹配.在 MRI 系统可靠运行的情况下,选用两个不同的水膜仿体做了两组对比成像实验,包括一个小水膜仿体(尺寸:直径 15 mm,高 115 mm)和一个大水膜仿体(尺寸:管径 27 mm,高 115 mm).由于 MRI 是基于氢原子核的自旋运动而进行的成像,人体或生物组织包含了大量的氢原子.在临床实验前通过对水膜仿体的成像测试,可以达到对人体或生物组织测试的相同结论.MRI 实验测试地点位于中科院武汉物理与数学研究所 7.0 T MRI 平台,测试现场照片如图 4(a)所示,加工的 MIL 的实物如图 4(b)所示,表面接收 RF 线圈和水膜仿体之间的距离为  $d$ ,MIL 放置在小水膜仿体和表面接收线圈之间合适的位置.如图 4(c)展示了射频线圈内部发射线圈、接收线圈、仿体和 MIL 的横断面示意图.

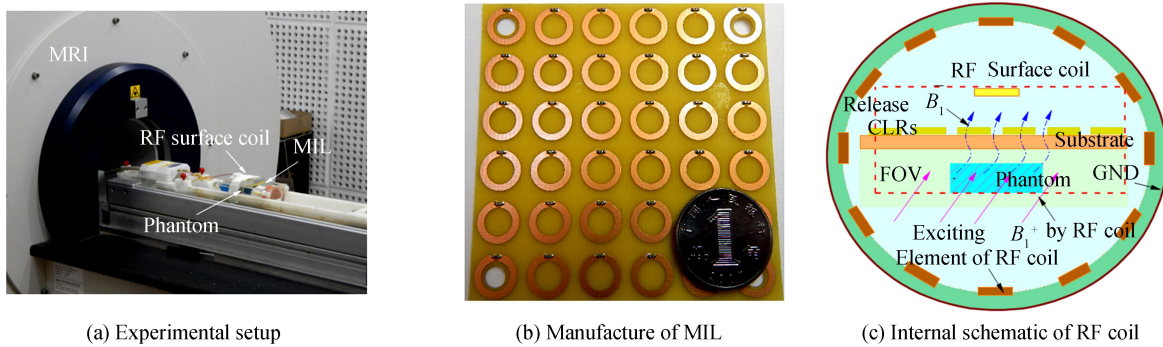


图 4 施加 MIL 的 MRI 扫描实验设置和 RF 线圈内部示意图

Fig.4 Experimental setup of MRI scanning with the MIL and Internal schematic of RF coil

RF 线圈各个通道共同激发射频场,此时待测样品吸收射频能量并进行存储,当射频场  $B_1$  场停止激发后,组织释放出存储的微弱射频能量形成的  $B_{-1}$  场(除了一部分由于 SAR 效应转换成热量外)经过 MIL 作用后,射频能量只能局域在 MIL 的表面区域.本文所设计的 MIL 具有等效的负相对磁导率,能够实现等效的 MSPs 效应,进而可以增强  $B_1$  场倏逝波分量.RF 接收表面线圈位于 MSPs 近场附近(如图 4(c)中红色虚线框区域),由样品释放的微弱射频能量经过 MSPs 效应增强后被 RF 表面线圈所探测,这就是 MRI 图像信噪比能够得到提高的原因.

信噪比作为 MRI 一个重要衡量图像质量的重要指标参数,临床成像也将信噪比作为图像质量评价的重要参考指标.高信噪比具有高对比度和高分辨率,而且可以减少 MRI 成像时间,进而可以减少病人的扫描时间,提高 MRI 的利用效率.一般在 MRI 成像应用中,比较实用测量 SNR 的方法为

$$\text{SNR} = \frac{\text{signal\_ROI}_{\text{means}}}{\text{Noise}_{\text{SD}}} \quad (7)$$

式中  $\text{signal\_ROI}_{\text{means}}$  代表兴趣区域信号的平均值,  $\text{Noise}_{\text{SD}}$  代表图像外噪声区域的标准差.这种方法可以在 MRI 成像结果上直接使用计算机或 matlab 工具对划定区域进行计算.

#### 3.1 小水膜仿体成像实验

小水膜仿体(内部填充了一个瘪气球)MRI 成像实验选用的 RF 接收线圈是直径 10 mm 的表面接收线圈.MRI 成像扫描参数设为:MSE 自旋回波序列,成像矩阵为  $256 \times 256$ ,重复时间为 180.0 ms,回波时间为 14.0 mm,成像视野区域(field of view, FOV)为  $8 \text{ cm} \times 8 \text{ cm}$ ,层厚为 2 mm,层间距为 3.0 mm.小水膜仿体成像对比实验设置为:不施加 MIL 的小水膜仿体距离接收线圈的距离为 25 mm,施加 MIL 的小水膜距离接收线圈的距离为 26 mm(这里主要考虑到增加的 MIL 厚度大约 1 mm 所带来的影响,所以将距离设置的时候增加了 1 mm),实验成像结果如图 5 所示(这里选取的是矢状面中间层图像).



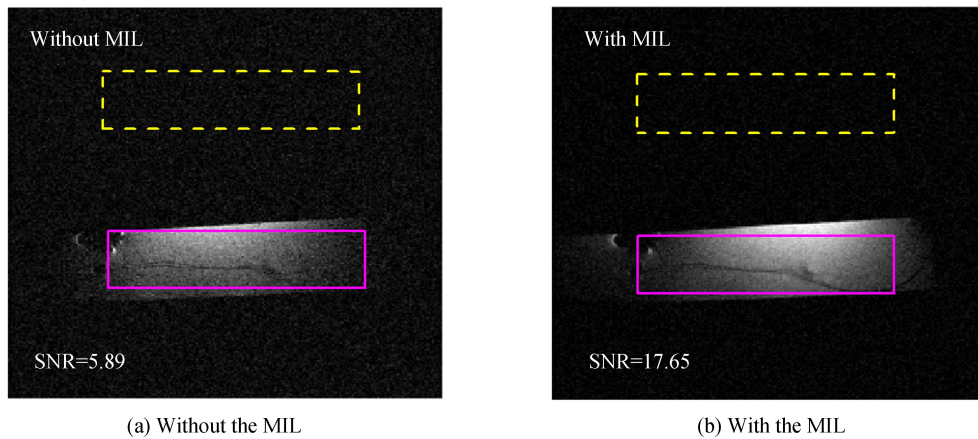


图 5 小水膜仿体施加 MIL 前后的矢状面图像(10 mm 表面线圈)

Fig.5 Sagittal images of small water phantom obtained with and without MIL (by a 10 mm surface coil)

图 5 中实线区域矩形表示划定区域的感兴趣区域,用于测量信号的平均值,虚线区域代表背景噪声区域,用于测量噪声的标准差,使用式(7)进行信噪比的评价.小水膜仿体 MRI 成像的结果可以看出,施加 MIL 成像的矢状面图像信噪比从不施加 MIL 的  $SNR=5.89$  提高到  $SNR=17.65$ ,信噪比提高约 200%.

### 3.2 大水膜仿体成像实验

大水膜仿体成像实验所选用的是直径 20 mm 的 RF 表面接收线圈.MRI 成像扫描参数与小水膜仿体实验相同.不施加 MIL 的大水膜仿体距离接收线圈的距离为 15 mm,施加 MIL 后的大水膜仿体距离 RF 接收线圈的距离为 16 mm,扫描成像的实验结果如图 6 所示(选取的是冠状面的中间层图像).大水膜仿体 MRI 成像的实验结果可以得出,施加 MIL 后成像的冠状面图像信噪比从不施加 MIL 的  $SNR=180.98$  提高到  $SNR=286.82$ ,SNR 提高约 58%.

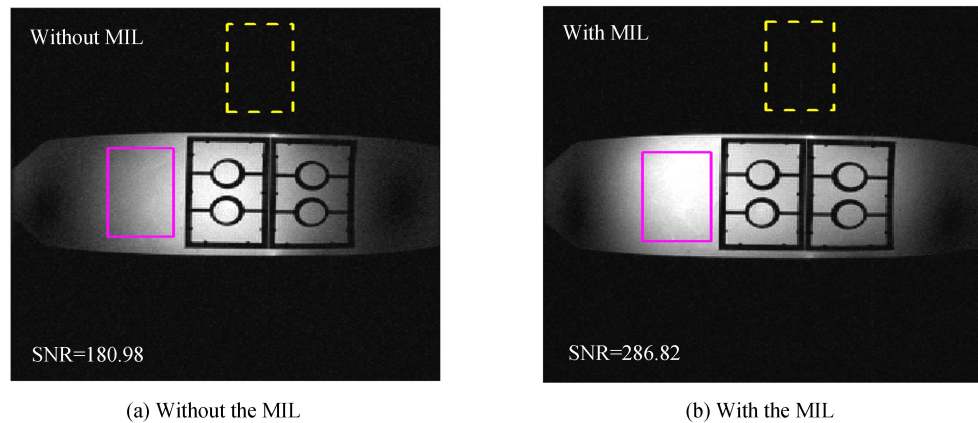


图 6 大水膜仿体施加 MIL 前后的冠状面图像 (20 mm 表面线圈)

Fig.6 Coronal images of big water phantom obtained with and without MIL (by a 20 mm surface coil)

## 4 结论

设计并且加工了能够在 7.0 T MRI 平台(拉莫尔频率为 297.2 MHz)工作的二维  $6 \times 6$  阵列的新型 MIL.通过对小水膜和大水膜仿体施加和不施加 MIL 的 MRI 成像实验结果表明,小水膜仿体的矢状面图像加载 MIL 后,图像信噪比提高了约 200%.大水膜仿体的冠状面图像加载 MIL 后,图像信噪比提高了约 58%.获取高 SNR 可以使得 MRI 扫描的图像拥有高分辨率和对比度,特别是在并行磁共振成像中可以有效缩短扫描时间,进而减少人体或生物组织吸收的射频能量而造成功率沉积.利用人工电磁结构设计的 MRI 射频线圈将受到更多的关注和研究.

## 参考文献

- [1] TAN Li-na, GAO Xie-ping, HE Sheng-ming, *et al.* Study of MRI denoising based on TI multiwavelet thresholding[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2007, **36**(8):1552-1556.  
谭利娜,高协平,何胜名,等. 基于平移不变多小波方法的磁共振去噪研究[J]. 光子学报, 2007, **36**(8):1552-1556.
- [2] HUANG Jing, YANG Feng. Brain tumor segmentation based on spatial-frequency domain image enhancement[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2012, **41**(7): 850-854.  
黄靖, 杨丰. 基于空频结合的图像增强的脑肿瘤分割[J]. 光子学报, 2012, **41**(7): 850-854.
- [3] ANDERS P, MORENO E, PENDRY J B, *et al.* Localized spoof plasmons arise while texturing closed surfaces[J]. *Physical Review Letters*, 2012, **108**(22):223905.
- [4] NIU Kai-kun, WANG Li-hua, HUANG Zhi-xiang, *et al.* Band structure of triangular lattices photonic crystals with lossy and dispersive materials[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2016, **45**(3):0319002.  
牛凯坤,王丽华,黄志祥,等. 三角晶格有耗色散光子晶体的能带结构分析[J]. 光子学报, 2016, **45**(3):0319002.
- [5] MA H F, SHEN X, CHENG Q, *et al.* Broadband and high-efficiency conversion from guided waves to spoof surface plasmon polaritons [J]. *Laser Photonics Review*, 2014, **8**(1):146-151.
- [6] FANG M, HUANG Z X, SHA W, *et al.* Maxwell-hydrodynamic model for simulating nonlinear terahertz generation from plasmonic metasurfaces[J]. *IEEE Journal on Multiscale and Multiphysics Computational Techniques*, 2017, **2**(1):194-201.
- [7] BARNES W L, DEREUX A, EBBESEN T W. Surface plasmon subwavelength optical[J]. *Nature*, 2003, **424**(1): 824-860.
- [8] GOLLUB J N, SMITH D R, VIER D C, *et al.* Experimental characterization of magnetic surface plasmons on metamaterials with negative permeability[J]. *Physical Review B*, 2005, **71**(19):195402.
- [9] GAO Z, GAO F, ZHANG Y M, *et al.* Deep-subwavelength magnetic-coupling-dominant interaction among magnetic localized surface plasmons[J]. *Physical Review B*, 2016, **93**(19): 195410.
- [10] SHELBY R A, SMITH D R, SCHULTZ S. Experimental verification of negative index of refraction[J]. *Science*, 2001, **292**(5541):77-79.
- [11] FREIRE M J, JELINEK L, MARQUES R, *et al.* On the applications of  $\mu = -1$  metamaterial lenses for magnetic resonance imaging[J]. *Journal of Magnetic Resonance*, 2010, **203**(1):81-90.
- [12] FREIRE M J, LOPEZ M A, MEISE F, *et al.* A broadside-split-ring resonator-based coil for MRI at 7 T[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2013, **32**(6):1081-1084.
- [13] ALGARIN J M, BREUER F, BEHRV C, *et al.* Analysis of the noise correlation in MRI coil arrays loaded with metamaterial magnetoinductive lenses[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2015, **34**(5): 1148-1154.
- [14] SLOBOZHANYUK A P, PODDUBNY A N, RAAIJMAKERS A J E, *et al.* Enhancement of magnetic resonance imaging with metasurfaces[J]. *Advance Materials*, 2016, **28**(9):1832-1838.
- [15] SCHMIDT R, SLOBOZHANYUK A P, BELOV P, *et al.* Flexible and compact hybrid metasurfaces for enhanced ultra high field in vivo magnetic resonance imaging[J]. *Scientific Reports*, 2017, **7**(1):1678.
- [16] SHCHELOKOVA A V, SLOBOZHANYUK A P, BELOV P, *et al.* Experimental investigation of a metasurface resonator for in vivo imaging at 1.5T[J]. *Journal of Magnetic Resonance*, 2018, **286**(1): 78-81.
- [17] PENDRY J B. Negative refraction makes a perfect lens[J]. *Physical Review Letters*, 2000, **85**(18): 3966-3969.
- [18] SMITH D R, VIER D C, KOSCHNY T, *et al.* Electromagnetic parameter retrieval from inhomogeneous metamaterials [J]. *Physical Review E*, 2005, **71**(3):036617.

**Foundation item:** The National Science Foundation of China (Nos. 61571176, 61601165) and Anhui Key Project of Research and Development Plan (No. 1704d0802188).

引用格式: WU Jie, SHAN Xiang, HU Liang-liang, *et al.* Improving  $B_1$  Efficiency and Signal-to-Noise-Ratio by a Magnetoinductive Lens for 7.0 T MRI[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2018, **47**(6):0616002

吴杰,单翔,胡亮亮,等. 提高  $B_1$  场效率和信噪比的 7.0 T MRI 磁感应透镜研究[J]. 光子学报, 2018, **47**(6):0616002