

Design of quadrature microstrip transmission line volume coil for small animal MRI/fMRI

LI Ye¹, ZHU Xiao-hong², ZHANG Yi², JIANG Xiao-hua¹, CHEN Wei^{2*}

(1. Department of Electrical Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China;

2. Center for Magnetic Resonance Research, University of Minnesota, MN 55455, USA)

[Abstract] **Objective** To develop a new design of microstrip transmission line (MTL) volume coil integrated with head holder for the whole small animal brain MRI, in order to improve the signal-to-noise ratio (SNR) of deep brain region. **Methods** A prototype coil was developed and constructed using 16 MTL resonant elements. The mineral oil images, saline phantom images and in-vivo cat brain images were acquired for coil test and validation. **Results** Homogeneity and sensitivity distributed evenly in the entire cat brain. The fMRI clearly displayed the thalamocortical visual network connecting lateral geniculate nucleus and primary visual cortex in the cat brain. **Conclusion** The MTL volume coil can fix the cat brain stably, decrease the motion artifacts and improve the image quality. The coil is superior for investigating the brain functions, in particular and deep brain regions.

[Key words] Microstrip transmission line; Radio frequency coil; Magnetic resonance imaging; Signal-to-noise ratio

用于小动物脑磁共振成像 及功能磁共振成像的正交微波传输带线圈设计

李 烨¹, ZHU Xiao-hong², ZHANG Yi², 蒋晓华¹, CHEN Wei^{2*}

(1. 清华大学电机系, 北京 100084; 2. 明尼苏达大学磁共振研究中心, 美国 明尼苏达州 55455)

[摘要] **目的** 提出一种适用于小动物整个头部成像的高场射频线圈设计方法, 以解决表面线圈在脑深部区域信噪比低的问题。**方法** 采用微波传输带结构, 并集成了猫头部固定系统。根据设计结果制作的原型线圈由 16 个微波传输带单元构成。分别采集了矿物油、水模以及猫脑图像验证线圈性能。**结果** 猫脑感兴趣区域内信噪比及敏感度分布均匀; 功能磁共振成像结果清楚显示了连接外侧膝状核及初级视皮层的丘脑皮层视觉网络。**结论** MTL 线圈的动物固定系统能够稳定地固定猫头部, 减小运动伪影, 提高图像质量; 该线圈适用于脑功能磁共振研究, 尤其是脑深部区域的 fMRI 研究。

[关键词] 微波传输带; 射频线圈; 磁共振成像; 信噪比

[中图分类号] R445.2 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2009)08-1485-03

小动物脑模型为研究脑功能及其活动规律提供了一种有效的动物模型。如何在脑深部区域如外侧膝状核 (lateral geniculate nucleus, LGN) 获得高信噪比 (signal-to-noise ratio, SNR) 图像, 对于许多脑功能磁共振 (functional magnetic resonance imaging, fMRI) 研究^[1-2]、特别是大规模神经网络研究非常重要。为解决表面线圈在脑深部区域 SNR 低的问题, 本文提出一种基于微波传输带结构的正交射频线圈设计方法, 并

利用 9.4T 动物磁共振系统进行成像实验, 检验线圈性能。

微波传输带 (microstrip transmission line, MTL) 线圈的概念于 2001 年被提出^[3], 经过多年的发展, 已在高场 MRI 领域得到广泛应用^[4-5]。在大鼠及人体高场 MRI 中的应用表明, 该结构线圈具有较高的透射深度及均匀的敏感度分布^[4-7]。利用该结构线圈具有良好对称性的特点, 采用正交激发的设计, 可以将线圈发射效率及 SNR 提高 $\sqrt{2}$ 倍。

在进行 fMRI 实验时, 需要控制麻醉深度。在许多实验尤其是静息功能联结 (rest state functional connectivity) fMRI 中, 只能选择浅麻醉甚至镇静药物^[8], 这就对动物固定系统提出了要求。一方面需要确保动物可以得到可靠固定, 减小图像的运动伪影; 另一方面, 需要保证动物的生理状态不受固定系统的影响。由于 MTL 线圈结构简单, 各 MTL 单元之间靠电磁耦合, 两端不需要端环连接, 使得线圈可以在机械上分为上

[基金项目] 十一五 863 计划生物和医药技术领域生物医学关键仪器重点项目 (2006AA020802)。

[作者简介] 李烨 (1982—), 男, 山东荣成人, 博士。研究方向: 磁共振成像。E-mail: liye00@mails.tsinghua.edu.cn

[通讯作者] Wei Chen, Center of magnetic resonance research, University of Minnesota, Minneapolis, MN, USA, 55455。
E-mail: wei@cmrr.umn.edu

[收稿日期] 2009-03-07 **[修回日期]** 2009-05-04

下两部分,并集成动物固定系统。该系统有助于减小动物头部运动带来的伪影,提高 fMRI 图像质量。

本文提出一种应用于小动物 MRI/fMRI、集成了头部固定系统的 MTL 线圈的设计方法。根据设计结果制作了原型线圈,并通过采集矿物油、水模以及猫头部解剖像验证线圈性能,最后利用该线圈获得了猫的视觉神经区域的 fMRI 结果。

1 设计与方法

文献研究表明,16 个单元的 MTL 线圈的敏感度分布能够满足 fMRI 实验的需要^[6-7,9],能够保证覆盖整个猫脑区域。MTL 单元长度及线圈内径由所需成像区域及猫头的大小决定。介质层厚及线圈外径由 MTL 单元宽度决定^[10],需要保证各单元间能够良好耦合。

根据实际需要,设计的 MTL 线圈固定在长 60 mm、内径 87 mm、外径 101 mm 的有机玻璃桶上。采用长 60 mm、宽 6.35 mm、厚 36 μm 铜箔作为 MTL 线圈的单元导体。单元导体分布于有机玻璃桶内周,留出足够的空间安装猫头部固定系统。MTL 单元导体的介质层厚 7 mm,与导体宽度相当,以保证线圈能够为 fMRI 实验提供足够的透射深度,同时保证各单元导体之间能够良好的耦合在一起^[3-5]。屏蔽层采用厚 36 μm 铜箔覆盖在有机玻璃桶外周。为了调谐线圈并提高敏感度分布的均匀度,各 MTL 单元两端需要焊接调谐电容。调谐电容容值由谐振频率、线圈长度及介质等效介电常数决定^[5]。本文中调谐电容采用 ATC 100 C 系列电容,容值分别为 9.1 pF 及 6.8 pF,将线圈调谐至 400.2 MHz。为提高线圈的发射效率和 SNR,采用了正交设计,两驱动端口空间位置相差 90°。

头部固定系统集成在 MTL 线圈上,包括一对固定耳骨的耳塞及固定上颌的咬棒,如图 1A 所示。为保证定位的准确以及易于操作,线圈从中间剖分为上下两部分(图 1B)。咬棒及耳塞分别装在线圈上半部分与下半部分,尺寸及位置可调,以固定不同大小的猫。当猫头固定在线圈中之后,扣合线圈,由装在前端的挂钩固定。

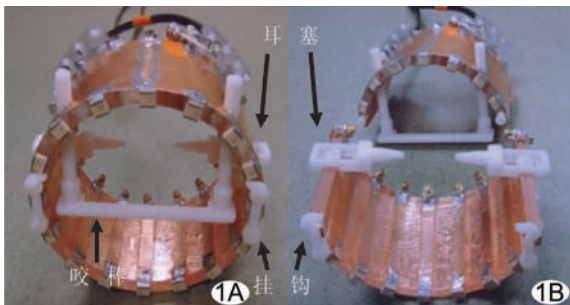


图 1 集成猫头固定系统的正交激发 MTL 线圈 A. 完整 MTL 线圈; B. 固定系统位置示意图

2 实验结果及讨论

利用网络分析仪(8712ES, Agilent, CA)将制作的 MTL 原形线圈调谐至 400.2 MHz。如图 2 所示,选择第二个谐振峰作为线圈的工作频率,线圈处于谐振模式 1,从而保证线圈

的敏感度在感兴趣区域内分布均匀。

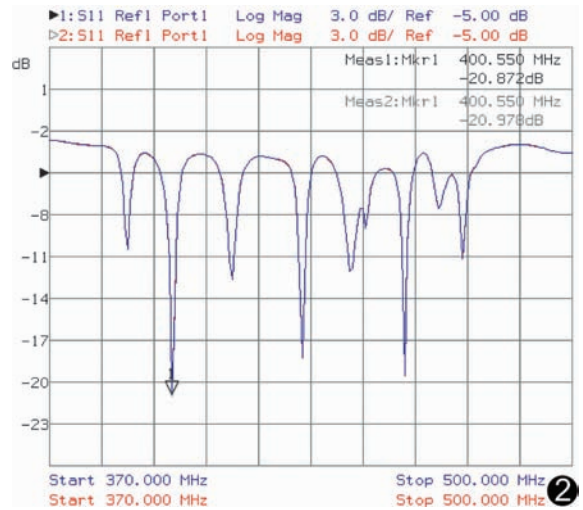


图 2 MTL 线圈 S11 参数

2.1 利用 Varian INOVA 系列 9.4T 动物 MRI 系统(主磁体孔径 31 cm)采集矿物油图像检验线圈敏感度分布。采用完全弛豫梯度回波(gradient echo, GE)序列,成像参数:TE = 13.4 ms;TR = 6.45 s;层厚 1 mm;冠状位及矢状位图像成像区域(field of view, FOV)为 10 cm × 10 cm,横截位图像 FOV 为 8 cm × 8 cm;成像矩阵为 128 × 128。冠状位、矢状位及横截位图像如图 3 所示,每幅图像上方显示了图像中心线的强度。结果表明在 MTL 单元线圈两端加入调谐电容,并采用正交激励后,制作的 MTL 线圈能够获得均匀的敏感度分布。

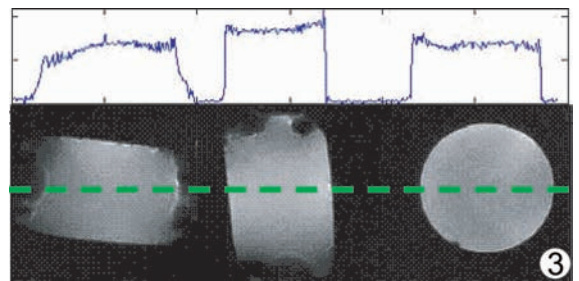


图 3 矿物油图像

2.2 分别利用 MTL 线圈及表面线圈采集水模冠状位图像,对比两幅图像中心线上的 SNR 变化。采用完全弛豫的 GE 序列,激发角度 90°,FOV 为 7 cm × 7 cm,成像矩阵为 128 × 128。计算两幅图像从图像中心至水模边缘的 SNR,结果如图 4 所示。从图中可看出,MTL 线圈在图像中心区域的 SNR 比表面线圈高,图像更均匀,适合于猫脑深部区域的 MRI 及 fMRI 研究。

2.3 利用多层 GE 序列采集多层覆盖猫全脑的活体解剖像。成像参数:激发角度 11°,TE = 5 ms,TR = 10 ms,FOV 为 8 cm

×8 cm, 成像矩阵为 128 × 128, 5 次平均, 层厚 2 mm, 层间距 0。解剖图像如图 5A 所示, 可看出 MTL 线圈在猫全脑区域都有均匀的敏感度分布, 在猫脑深部区域成像质量和表面区域相比没有下降。利用相同序列及表面线圈采集的对比图像如图 5B 所示。与 MTL 线圈相比, 表面线圈在脑深部区域的 SNR 明显降低, 图像不均匀。

2.4 为检验猫头部固定系统的性能, 分别利用设计的 MTL 线圈和表面线圈进行 fMRI 实验。实验采用视觉刺激, 图 6 显示了视觉刺激时猫脑的活跃区域, 其中左右半脑的 LGN 及初级视皮层 (V1) 均得到清晰的显示。在背景解剖像中, 猫脑中的细小结构如视束 (optic tract) 及其与 LGN 间的联系均能清晰显示。猫脑 MRI 及 fMRI 图像表明, MTL 线圈的动物固定系统能够稳定地固定猫头部, 减少运动伪影, 提高图像质量。

3 结论

实验结果表明, MTL 线圈的敏感度均匀分布于整个脑区域, 并且脑深部区域有较高 SNR。集成的动物固定

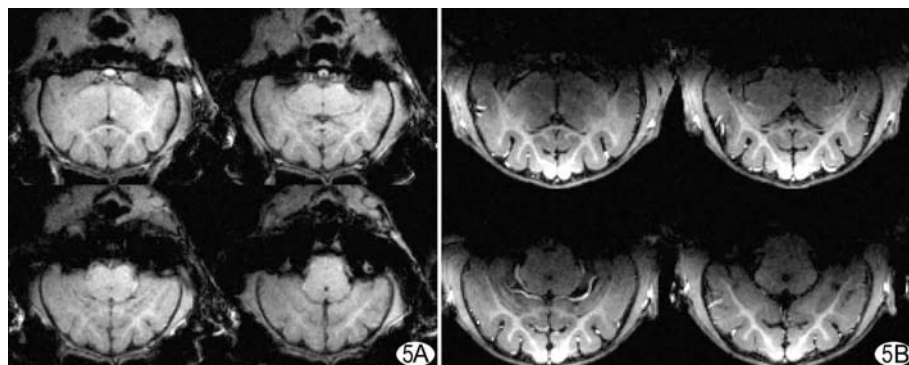


图 5 猫全脑多层解剖图像 A. MTL 线圈; B. 表面线圈

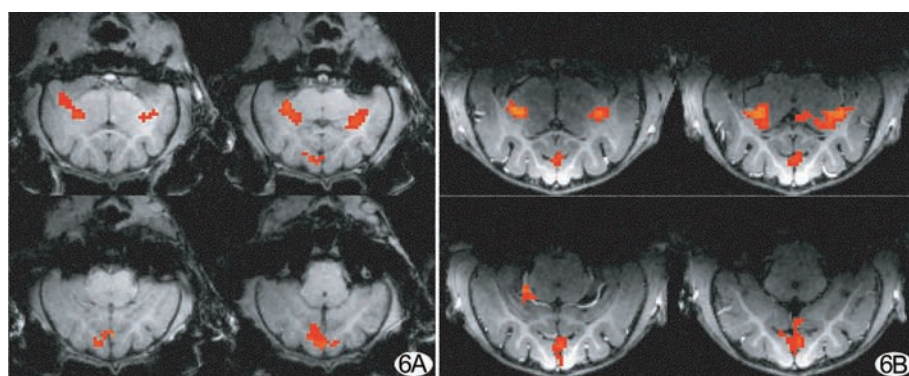


图 6 fMRI 实验结果 A. MTL 线圈; B. 表面线圈

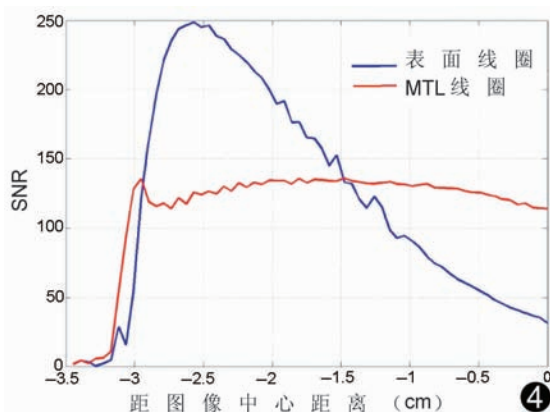


图 4 水模图像 SNR 对比

系统, 操作简便, 能够可靠地固定动物头部。线圈及固定系统的尺寸稍加改动, 即可用于其他小动物 MRI 及 fMRI 研究, 尤其是脑深部区域的 fMRI 研究。

【参考文献】

[1] Chen D, Liu XJ, Wen G. Applications of functional magnetic resonance imaging in language disorders. Chin J Med Imaging Technol, 2007, 23(2): 318-321.
陈东, 刘晓加, 文戈. 功能磁共振成像在语言障碍研究中的应用. 中国医学影像技术, 2007, 23(2): 318-321.
[2] Zhu XH, Zhang Y, Zhang N, et al. High-resolution fMRI mapping of

cat thalamocortical network involving visual sensory system. Soc Magn Reson Med, 2005: 1388.
[3] Zhang X, Ugurbil K, Chen W. Microstrip RF surface coil design for extremely high-field MRI and Spectroscopy. Magn Reson Med, 2001, 46(3): 443-450.
[4] Zhang X, Ugurbil K, Chen W. A microstrip transmission line volume coil for human head MR imaging at 4T. J Magn Reson, 2003, 161(2): 242-251.
[5] Zhang X, Ugurbil K, Sainati R, et al. An inverted-microstrip resonator for human head proton MR imaging at 7 Tesla. IEEE Trans Biomed Eng, 2005, 52(3): 495-504.
[6] Bogdanov G, Brevard M, Ferris C, et al. A microstrip resonator volume coil optimized for full-body rat imaging at 9.4T. Proc Intl. Soc Magn Reson Med, 2005: 854.
[7] Ludwig R, Bogdanov G, King J, et al. A dual RF resonator system for high-field functional magnetic resonance imaging of small animals. J Neurosci Methods, 2004, 132(2): 125-135.
[8] Xian JF, Wang ZC, Yin Q, et al. Design, preparation, scanning and postprocessing of high field animal functional magnetic resonance imaging experiments. Chin J Med Imaging Technol, 2008, 24(9): 1488.
鲜军舫, 王振常, Qian Yin, 等. 高场动物功能磁共振成像的实验设计、准备、扫描和后处理的浅见. 中国医学影像技术, 2008, 24(9): 1488.
[9] Adrian G, Van de Moortele PF, Wiesinger F, et al. Transmit and receive transmission line arrays for 7 Tesla parallel imaging. Magn Reson Med, 2005, 53(2): 434-445.
[10] Kumar A, Bottomley PA. Optimizing the intrinsic signal-to-noise ratio of MRI strip detectors. Magn Reson Med, 2006, 56(1): 157-166.