

低场磁共振成像仪阵列接收线圈的设计

温桢荣,孙惠军,丰伟,陈忠

(厦门大学 电子科学系,福建 厦门 361005)

摘要:多通道射频线圈因其能提高图像信噪比在磁共振成像中有越来越多的应用。为了解决多通道射频接收线圈中回路之间信号耦合问题,在 Wu B 等提出 LC 去耦网络基础上提出了一种适用于圆柱面阵列射频接收线圈的去耦电路。在每个通道之间通过电感进行连接,并且用铜线连接四个通道的线圈形成等参考电位点。实现了用于 0.5 T 磁共振关节成像仪的四通道射频接收线圈,实测结果表明,每个接收线圈之间有较好的隔离度(-19~-32 dB),验证了该方法去耦可以达到较好的效果。

关键词:磁共振成像;射频线圈;阵列线圈;去耦合

中图分类号:O482.53

文献标识码:A

文章编号:1674-6236(2017)03-0096-04

Four-channel RF Coil decoupling in MRI

WEN Zhen-rong, SUN Hui-jun, FENG Wei, CHEN Zhong

(Department of Electronic Science, Xiamen University, Xiamen 361005, China)

Abstract: Multichannel coil arrays are increasingly being used to improve signal-to-noise ratio in magnetic resonance imaging (MRI). To solve signal interference among RF channels in MRI phased array, based on Wu B's LC decoupling network, we designed a decoupling circuit for cylinder surface received arrays. We connected every two arrays with an inductor, a connecting ground line is also placed between the coils to provide a common reference point. A four-channel RF receive coil was made for 0.5T MRI system, experimental results show that there are good isolation (-19~-32 dB) between coil elements and good decoupling effect can be achieved.

Key words: magnetic resonance imaging (MRI); RF Coils; phased array coils; decoupling

DOI:10.14022/j.cnki.dzsjgc.2017.03.024

磁共振成像 MRI (Magnetic Resonance Imaging) 因其具有高分辨率、无损检测等优点被广泛应用于临床医疗诊断^[1]。射频线圈 (RF Coil) 是磁共振成像仪中发射和接收信号的部件, 作为磁共振系统的重要组成部分, 其性能是决定磁共振成像质量的重要因素^[2-3]。磁共振多通道线圈技术最初由 P.B.Roemer 在 1990 年提出^[4], 它在提高敏感度的同时能够获得一个比较大的成像区域, 不过阵列线圈存在一个很大的问题在于, 其每个通道之间会相互耦合, 从而导致线圈的谐振频率发生分裂使得拉莫尔谐振频率偏移。当前已有多种方法用于消除线圈之间的耦合, 主要包括相邻线圈重叠去耦、利用低输入阻抗前置放大器去耦和利用去耦电路消除耦合方法^[5]。相邻线圈

重叠去耦法在实际应用中很难调试, 它只能够消除相邻射频线圈之间的耦合, 不相邻射频线圈之间的耦合无法消除。利用低输入阻抗前置放大器去耦方法对于前置放大器的性能要求比较高, 而且去耦效果不彻底, 一般要结合相邻线圈重叠去耦方法。最近一些年来, 由电感及电容元件组成的 LC 去耦网络被用于接收线圈之间的去耦^[6-11], 用此种去耦方法在消除相邻回路之间耦合的同时也能够消除非相邻回路之间的耦合。

文中设计了接收线圈电感网络去耦模型, 并将该模型应用于我们所设计的圆柱面四通道阵列接收线圈并通过网络分析仪实际测量相关 S 参数, 证明了该去耦网络模型的去耦效果。

收稿日期:2016-03-07 稿件编号:201603067

基金项目:国家自然科学基金资助项目(11475142)

作者简介:温桢荣(1990—),男,福建龙岩人,硕士研究生。研究方向:核磁共振仪器研制。

-96-

1 线圈的设计制作

1.1 线圈的结构

文中设计制作的四通道阵列接收线圈适用于 0.5 T 开放式垂直场永磁体人体手部关节成像仪。表面线圈是一种放置在被测物体表面的射频线圈,与体线圈在成像区域产生均匀的磁场不同,它牺牲磁场均匀性而使它在成像区域内的信噪比最大化^[12]。因此,为了提高图像质量,我们 4 个接收通道都采用表面线圈。

四通道接收线圈的结构设计如图 1 所示,采用 4 个相同结构的矩形表面线圈在空间上均匀分布在外径为 12 cm 的圆柱形有机玻璃管的表面上。矩形表面线圈的长和宽分别为 10 cm 和 8 cm。

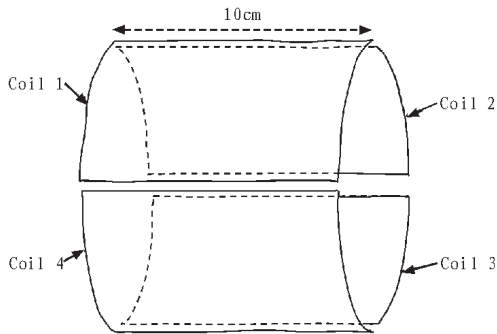


图 1 四通道接收线圈结构图

1.2 线圈之间去耦

为了保证阵列线圈每个通道独立的调谐和匹配,去除各接收线圈之间的耦合是设计阵列线圈时需要考虑的重要因素。经典的去耦技术是重叠相邻回路线圈配合低输入阻抗前置放大器,不过该方法对于并行成像并不是很适用。文中我们采用在线圈回路之间插入电感网络消除耦合,此种方法不仅能消除相邻线圈之间的耦合,对于不相邻线圈也同样适用^[13]。该方法最初是由 Lian J 等人在两个接收线圈之间插入电容或者电感来用于两通道乳腺接收线圈之间的耦合^[14]。Wu B 等人对于 Lian J 等人提出的去耦方法进行分析^[11],并且对线圈之间的耦合模式作了一些讨论。不过这些文献均未讨论圆柱形表面阵列接收线圈的电感网络的去耦方法,基于 Wu B 等人对 LC 去耦网络的讨论,结合表面线圈的结构,设计了一种电感网络去耦电路。

为接收线圈设计的去耦电路如图 2 图 3 所示,图中矩形实线部分表示厚度为 0.1 mm,宽度为 10 mm 的紫铜带,其中图 2 用于消除相邻接收线圈之间

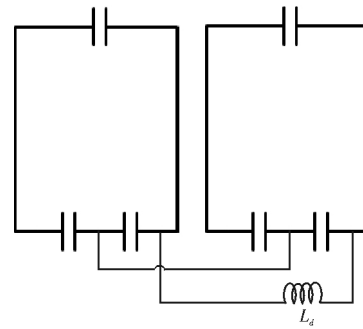


图 2 相邻线圈去耦电路

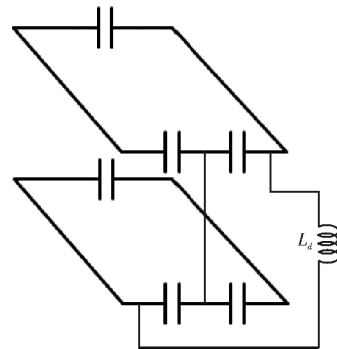


图 3 不相邻线圈的去耦电路

的耦合,图 3 用于消除不相邻的两个接收线圈对之间的耦合。我们在两个接收线圈之间连接电感 L_d ,选择合适的电感值能够使得两个接收线圈因为耦合而裂分的频率合并而消除耦合,同时两线圈之间还连接一条铜导线使得两个接收线圈之间能够形成一个等参考电压点。

1.3 线圈制作

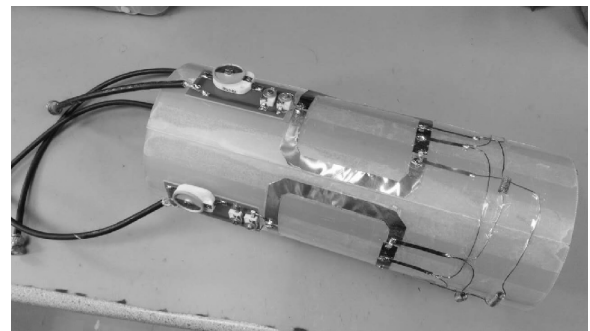


图 4 四通道接收线圈电实物图

按照图 1 设计的线圈结构模型和图 2 图 3 设计的去耦电路模型,制作了四通道接收原型线圈,如图 4 所示。线圈及电路板均布在无磁性且直径为 12 cm 的有机玻璃管上,4 个表面接收线圈的中心点布在有机玻璃管纵向的中心位置,线圈的一边连接用于消除各通道之间耦合的电感网络,另一边连接着调谐匹配电路。

线圈的电路结构如图 5 所示,其中固定电容选用

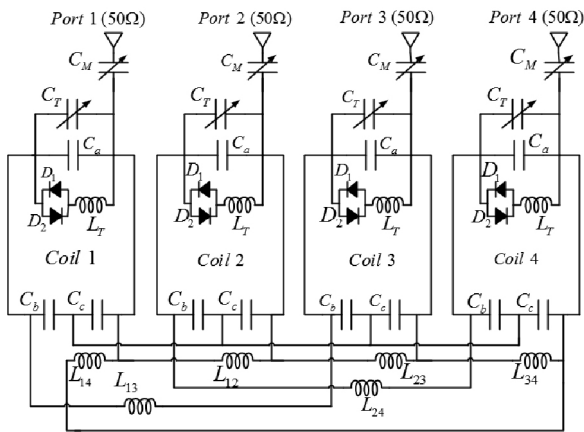


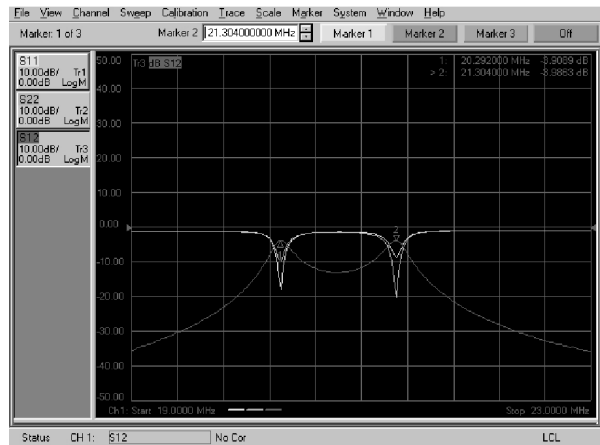
图5 四通道接收线圈电路模型

美国陶瓷公司生产的100B系列。 C_M 和 C_T 都是可变电容,它们固定在FR-4的PCB板上组成的调谐匹配电路用于线圈回路与同轴电缆相连。选择合适的 C_a 、 C_b 和 C_c 值,使得它们与铜带组成LC振荡电路,同时调节可变电容 C_M 和 C_T 使得射频接收线圈谐振在拉莫共振频率。为了消除接收线圈与发射线圈之间的耦合,每个接收线圈都采用被动失谐的办法,电容 C_a 与两个反向并联的BAV99开关二极管 D_1 和 D_2 以及电感 L_T 组成失谐保护电路,在射频信号发射期间, D_1 和 D_2 导通, C_a 与 L_T 并联谐振形成高阻抗,选择合适的 L_T 值使得它谐振在21.3 MHz。每个线圈 C_b 和 C_c 中间处都用细线连接形成等电位参考点, L_{12} 、 L_{23} 、 L_{34} 和 L_{43} 分别用来消除相邻两个线圈之间的耦合,而 L_{13} 和 L_{24} 用来消除不相邻线圈之间的耦合。

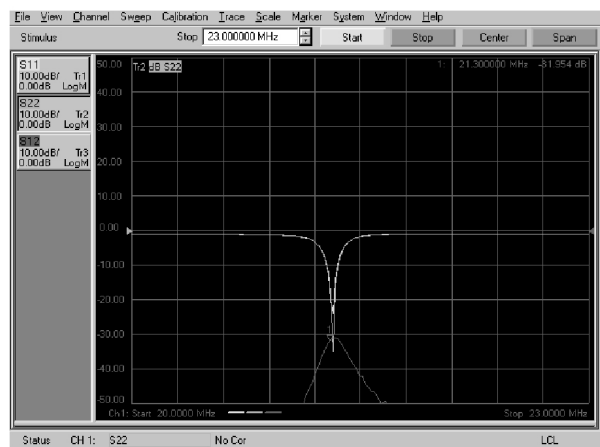
2 测试

文中运用网络分析仪AgilentE8362B对射频线圈进行调试,图6(a)图是相邻两个接收线圈在未连接电感去耦网络时的S参数,此时由于耦合作用使频率发生裂分;(b)图中是引入电感去耦网络后的S参数,在21.3 MHz, S_{11} 能达到低于-35 dB, S_{12} 低于-30 dB。

4个通道实测S参数如表1所示,在射频线圈设计时, S_{11} 参数越低则信噪比(SNR)越高,成像效果越好^[12]。由表可知,4个通道的 S_{11} 参数分别为-35 dB、-35 dB、-28 dB和-30 dB,均低于-25 dB。 $S_{ij}(i \neq j, i, j=1, 2, 3, 4)$ 表示第*i*通道线圈与*j*通道线圈的隔离程度,其值越低表示表面线圈之间的去耦效果越好,该参数在实践中一般低于-15 dB。表1中的结果表明各线圈之间的隔离度均小于-15 dB,因此通过电感回路能够比较好的消除线圈之间的耦合。



(a) 去耦之前的S参数



(b) 去耦之后的S参数

图6 去耦前后的S参数

表1 在21.3 MHz线圈的S参数测量结果/dB

	Coil 1	Coil 2	Coil 3	Coil 4
Coil 1	-35			
Coil 2	-32	-32		
Coil 3	-20	-23	-28	
Coil 4	-31	-19	-25	-30

3 结束语

文中阐述了在线圈之间用L/C网络消除耦合的理论模型,在实际设计中,在线圈之间加入电感网络消除回路之间的耦合,通过测试验证了该方法的可行性并达到了良好的效果。不过由于每两个线圈之间都要用电感元件连接并引入公用参考端才能去耦,当接收线圈通道数比较多时,电感去耦网络变得比较复杂且在实践中难以调试,应选择其他去耦方式消除线圈之间的耦合^[15]。

参考文献:

[1] Mak C L, Lau W M, Rowell C R. RF coil arrays

- for MRI applications [C].Korea (South): IEEE International Symposium on Antennas and Propagation (APSURSI),2011.
- [2] Blamire A M. The technology of MRI—the next 10 years[J]. The British journal of radiology, 2014,81 (968):601–617
- [3] Ohliger M A, Sodickson D K. An introduction to coil array design for parallel MRI [J]. NMR in Biomedicine, 2006,19(3):300–315.
- [4] 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.
- [5] Hui H T. Decoupling methods for the mutual coupling effect in antenna arrays: a review [J]. Recent Patents on Engineering, 2007,1(2):187–193.
- [6] Perrier A L, Grenier D, Ravel N, et al. Capacitive approach to restore decoupling between channels for four–element MR coil array [J]. Electronics Letters. 2013,49(13):815–816.
- [7] Jevtic J, Pikelja V, Menon A, et al. Design guidelines for the capacitive decoupling networks [C]// Toronto, Canada :Proc 11th Annual Meeting ISMRM,2003.
- [8] Zhang X, Webb A. Design of a capacitively decoupled transmit/receive NMR phased array for high field microscopy at 14.1 T [J]. Journal of Magnetic Resonance, 2004,170(1):149–155.
- [9] Jevtic J. Ladder networks for capacitive decoupling in phased-array coils[C]//Glasgow, Scotland :Proceedings of the 9th Annual Meeting of ISMRM, 2001.
- [10]Sutton B P, Ciobanu L, Zhang X, et al. Parallel imaging for NMR microscopy at 14.1 tesla [J]. Magnetic Resonance in Medicine. 2005,54(1):9–13.
- [11]Wu B, Zhang X, Qu P, et al. Design of An inductively decoupled microstrip array at 9.4 T [J]. Journal of Magnetic Resonance. 2006,182 (1): 126–132.
- [12]Lee R F, Giaquinto R O, Hardy C J. Coupling and decoupling theory and its application to the MRI phased array[J]. Magnetic Resonance in Medicine. 2002,48(1):203–213.
- [13]Lian J, Romer P B.(1988) US Patent 5,504,969.
- [14]Wu B, Qu P, Pang Y, et al. LC Decoupling Circuit for Arbitrarily Placed Coils [C].Seattle, Washington,USA:14th Annual Meeting of ISMRM, 2006.
- [15]Chen C,Hoult D I.Biomedical magnetic resonance technology [M]. Bristol: Adam Hilger, 1989.

(上接第 95 页)

- 带来的挑战[J]. 电信网技术,2010(4):24–29.
- [6] 黄翠霞,曹亘,张欣,等.LTE–Advanced系统中载波聚合技术性能研究 [J]. 邮电设计技术, 2010 (7):10–14.
- [7] 张丽娟,侯晓赞.LTE–A载波聚合技术的最新研究进展[J]. 通信技术, 2012(9):112–114.
- [8] 张艳.基于载波聚合的LTE–Advanced系统载波资源调度研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学,2011.
- [9] 朱卫杰. 基于载波聚合技术的LTE–A系统中资源调度与管理[D]. 南京:南京邮电大学,2014.
- [10]田维新.LTE–Advanced系统中载波聚合技术的研究[D]. 西安:西安电子科技大学,2013.
- [11]王超.面向LTE–Advanced的增强MIMO和载波聚合技术研究及仿真评估[D]. 北京:北京邮电大学, 2012.
- [12]段晓宇.基于LTE–A系统级仿真的载波聚合技术研究[D]. 北京邮电大学,2013.
- [13]刘朝生.OFDM系统中的载波聚合技术研究[D]. 成都:电子科技大学,2010.
- [14]舒维莹.基于多载波聚合技术的频点分配和保护带宽设计[D]. 武汉:武汉理工大学,2012.
- [15]程顺川.载波聚合技术在LTE–Advanced系统中的性能研究[D]. 北京:北京邮电大学,2010.