

# 0.5T 小型关节 MRI 仪器中低噪声前置放大器的设计

丰 伟 孙惠军 温帧荣

(厦门大学物理与机电工程学院电子科学系 厦门 361005)

**摘 要:**设计了一个可用于 0.5T 小型关节 MRI 仪器中的低噪声前置放大器,给出了一种低场 MRI 仪器中 LNA 制作的可行方案。放大器采用两级级联的形式,第 1 级采用高电子迁移率晶体管 ATF-54143,第 2 级采用双极型达林顿管 ADA-4743。经过测试,所制作放大器的性能指标达到了预定要求,性能良好。放大器的工作频段为 18~23 MHz,中心频率处噪声系数  $NF \approx 0.6$  dB,增益  $G \approx 40$  dB,带内波动小于 1 dB,输入驻波比  $VSWR \leq 1.5$ ,输出驻波比  $VSWR \leq 1.5$ 。

**关键词:**低噪声前置放大器;MRI;ATF-54143;稳定性

**中图分类号:** TN722.3 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.5015

## Design of low noise preamplifier for 0.5T small joint MRI instrument

Feng Wei Sun Huijun Wen Zhenrong

(Department of Electronic Science, College of physical and mechanical and electrical engineering,  
Xiamen University, Xiamen 361005, China)

**Abstract:**In this paper, a low noise pre-amplifier for 0.5T small joint MRI instrument is designed, a feasible scheme of LNA production in low field MRI instrument is presented. Amplifier using two stage structure, the first stage uses a high electron mobility transistor ATF-54143, the second stage uses a bipolar Darlington transistor ADA-4743. The performance of the amplifier is good according to the testing of finished goods, and achieves the pre-determined requirements. The working band of the amplifier is 18~23 MHz, the noise coefficient of center frequency is about 0.6 dB, the gain is about 40 dB, fluctuation in frequency band is small than 1 dB, and Input VSWR and output VSWR are all small than 1.5.

**Keywords:** low noise pre-amplifier; MRI; ATF-54143; stability

### 1 引 言

在 MRI 中,信噪比的研究是一个永恒的话题,根据 NMR 的信噪比公式, MRI 的本征信噪比取决于主磁场  $B_0$ 、样品和 RF 接收线圈,而整个仪器的信噪比还由后级的各部分电路影响决定:在链路接下来的模块中,信噪比会不同程度地降低,每一部分都要增加一些额外的噪声,使得成像图像的信噪比低于本征信噪比。低噪声前置放大器位于 MRI 接收链路的前端<sup>[1]</sup>,其率先放大由接收线圈获得的微伏量级的核磁共振成像(MRI)信号,它的性能对 MRI 仪器的噪声参数、检测灵敏度有着至关重要的影响。

噪声理论<sup>[2]</sup>的主要内容是:

$$N_F^2 = N_{F1}^2 + \frac{N_{F2}^2}{G_1^2} + \frac{N_{F3}^2}{G_1^2 \cdot G_2^2} + \dots \quad (1)$$

式中:  $N_{F1}$  和  $G_1$  分别是第一级放大器的噪声系数和增益,以此类推。由此可知:只要把前置放大器、或前置放大器中第一放大级的噪声系数做得足够低,增益做的足够高,就几乎可以不考虑后级模块贡献的噪声,也就是说能使得最后可用信号的信噪比不比本征信噪比降低很多。

所以,一般来说,对于低噪声前置放大器的要求是:在保证一定放大倍数的前提下兼具很低的噪声系数。当然在某些特定的情况下会对前置放大器有一些特殊要求,例如对于相控阵接收线圈,常把低噪声前置放大器置于各线圈内直接进行噪声匹配;又如,考虑到阵列线圈间的去耦合,低噪声前置放大器的输入阻抗要做到很低比如  $5 \Omega$  以内<sup>[3]</sup>。

本文所研究的低噪声前置放大器应用于 0.5T 小型磁共振关节成像仪中,要求其工作中心频率在 21.3 MHz,然而国内外文献关于这一频率处的设计报道<sup>[4]</sup>非常少,因为

收稿日期:2016-03

常规低频放大管的应用主要集中在 10 MHz 以下,而微波放大管的应用又主要在百兆频率以上;另外本文应用还要求放大器增益在 40 dB 左右,增益平坦度在带内小于 1 dB,这样在已有文献中可供参考的地方就很少。本文经过初步分析,发现使用双极型达林顿管 ADA-4743 配合工程中常见的 ATF-54143 HEMT 晶体管能给出满足应用要求的仿真结果,然而实际上这两个微波晶体管官方 Datasheet 中并没有给出 10~100 MHz 的噪声参数和 S 参数数据,仿真结果只是软件的差值推导。有一种方法<sup>[5]</sup>是通过自己提取计算放大管的低频参数来拓展噪声参数、S 参数,但这种方法对实验室环境有很高的要求,复杂度也高。文献中指出微波晶体管实际应用于低频段的过程中会有噪声系数较大的问题,这些都需要解决。

本文最后通过结合 ADS 软件初步仿真、调节电路可变电容、微调补偿电路等方式,经过多次调试得出了满足要求的实物。本文证实了高电子迁移率晶体管 ATF-54143 在更低频的范围内仍有极好的性能,给出了一种在 21.3 MHz 附近的实用 LNA 电路设计结构图,并根据调试经验指出了一些在制作实际磁共振仪器 LNA 电路中值得注意的问题。

## 2 LNA 电路设计

本文所设计的 LNA 电路原理基本结构如图 1 所示。

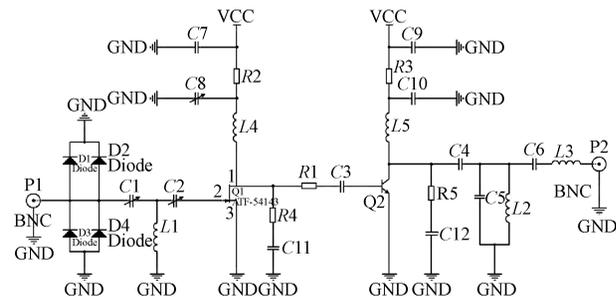


图 1 LNA 电路结构

VCC 采用 5 V 供电,根据 Datasheet 确定两级晶体管各自的静态工作点<sup>[6]</sup>,设计两级的偏置电路,整体电路最终的静态电流消耗为 86 mA。电感  $L_4$ 、 $L_5$  为扼流电感,起到隔离偏置链路和信号链路的作用。电容  $C_8$ 、 $C_{10}$  为滤波电容,将泄漏的信号短路到地。

$C_{11}$ 、 $C_{12}$ 、 $R_4$ 、 $R_5$  是针对电路稳定性的补偿支路。在射频放大器中,电路的稳定性至关重要<sup>[7]</sup>,电路不稳定可能会产生各种各样的问题。稳定性不仅应该在全频率段达到,而且其设计过程应该是在进行匹配之前。电路中增加稳定性的一种措施为增加阻性成分,位置包括在源级、漏基极之间等,但是对于低噪声放大电路而言,加入阻性成分要特别小心其带入的噪声,如果不是在第一级放大管之后,其对噪声系数的影响会非常大。本文采取在放大管之后加入反馈链路的方式,对反馈值小心取值,最终达到了

电路的稳定。

HEMT 晶体管 ATF-54143 的输入匹配网络可以是增益匹配网络,也可以是噪声匹配网络<sup>[8]</sup>。一般来说,MRI 前放的要求是后者,放大器的噪声系数公式:

$$N_F = (N_F)_{\min} + \frac{4R_n}{Z_0} \frac{|\Gamma_S - \Gamma_{opt}|^2}{(|1 + \Gamma_{opt}|^2)(1 - |\Gamma_S|^2)} \quad (2)$$

即要求源反射系数  $\Gamma_S$  等于或接近放大管最小噪声系数要求的最佳源反射系数  $\Gamma_{opt}$ 。本文采用了两只电容和一只电感构成输入噪声匹配网络。资料表明 HEMT 晶体管的输入阻抗很高,在兆欧姆量级,在匹配时要特别注意。本文在软件仿真非常好的情况下,通过进一步调节可变电容  $C_1$ 、 $C_2$  同时观察低噪声前置放大器噪声和增益随之变化情况的方法,最终确定出匹配电容  $C_1$ 、 $C_2$  的值。

前置放大器的两级之间通过电容  $C_3$ 、电阻  $R_1$  来进行简单级间匹配,其中通过改变  $R_1$  的阻值亦可以调整整个电路的稳定性和电路增益。

$C_4$ 、 $C_5$ 、 $C_6$ 、 $L_2$ 、 $L_3$  在放大器第二级放大管的输出端来进行输出端的增益匹配,其中  $C_5$ 、 $C_6$ 、 $L_2$ 、 $L_3$  设计为巴特沃斯滤波器结构,在增益匹配的同时进行 21.3 MHz 频率处的窄带滤波,滤除主频率外可能产生的杂波信号; $C_4$  也起到隔离直流的作用。

电源的滤波值得关注,调试时发现电源质量及其滤波电路会对噪声系数产生不小的影响, $C_7$ 、 $C_9$  这两个电容即为加入电源端的滤波电容。另外为了防止发射功率过大时激发的信号烧坏放大电路的晶体管,在电路最前端加入了 4 只二极管进行保护,这会对噪声系数产生略微的影响。

在设计完成前置放大器原理图后,进行焊接制作,并多次调试电路确定元件的最优值,最终完成测试后将低噪声前置放大器装在一个屏蔽盒内,本文制作出的实物体积为  $110 \times 65 \times 35 \text{ mm}^3$ ,如图 2 所示。

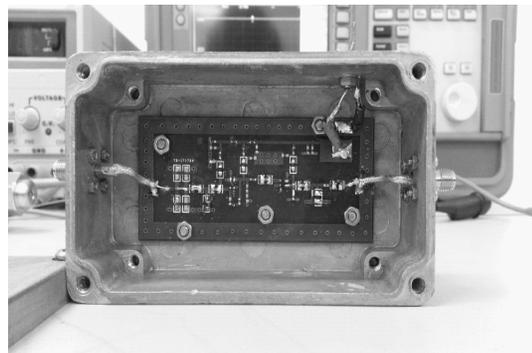


图 2 LNA 实物

## 3 实际测量

本文制作的前置 LNA 实物在实验室中用 ADS 软件进行前期仿真的结果如图 3 所示。

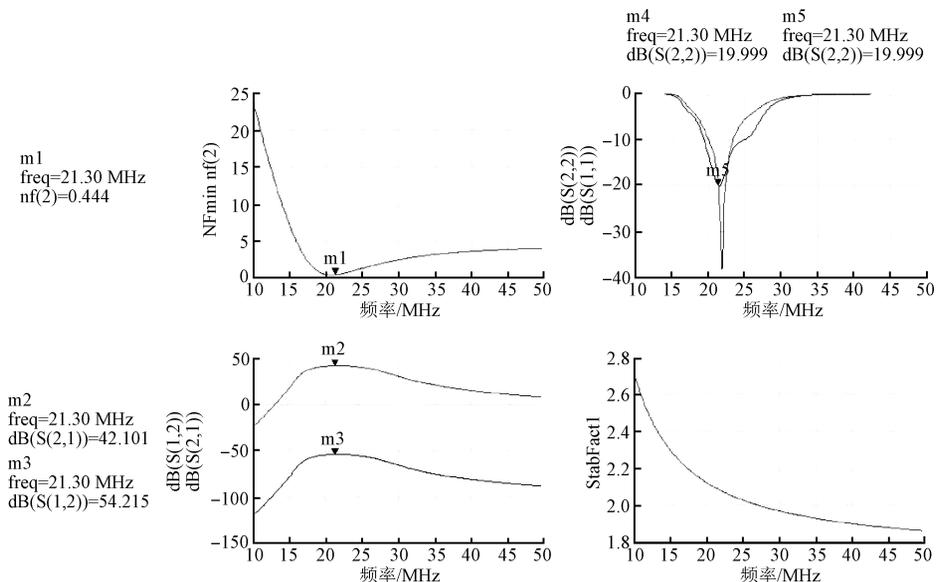


图3 LNA的仿真结果

其中,中心频率处仿真结果为:噪声系数  $NF \approx 0.4$  dB,增益  $G \approx 42$  dB,带内波动小于 1 dB,输入和输出的反射系数均在  $-20$  dB 左右。

测试结果分别如图 4、5 所示,其中所用网络分析仪型号为 Agilent PNA E8362B,所用噪声分析仪型号为 Agilent NFA N8974A,噪声源为 Agilent SNS N4001A。

如图 4 所示为 S 参数测量,显示实际制作 LNA 的增益为 38 dB,增益平坦度小于 1 dB,输入和输出的反射系数在  $-15$  dB 左右。

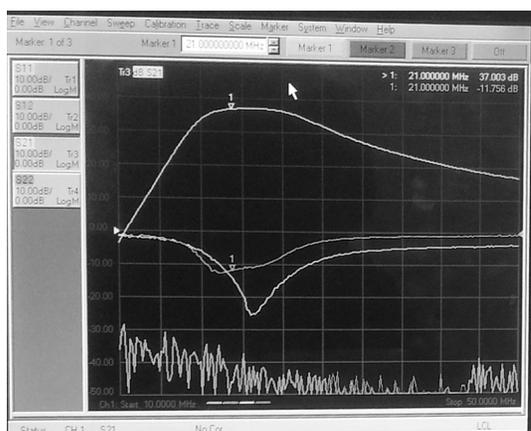


图4 LNA的S参数测量

如图 5 所示为噪声系数测量,显示实际制作 LNA 的噪声系数在中心频点处最好可达到约 0.5 dB,且在宽的频带范围内均保持较低数值。

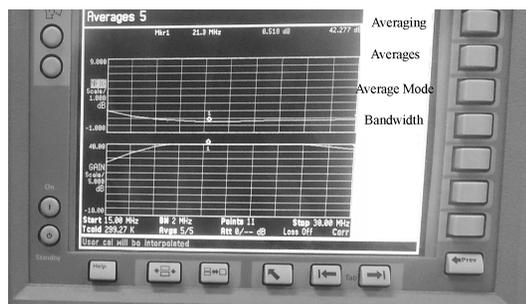


图5 LNA的噪声系数测量

## 4 讨论

如果把 LNA 放置在磁体屏蔽室之外,再通过长同轴线连接到磁体屏蔽室内的接收线圈, MRI 信号会产生相当大的衰减,信噪比也会产生很大的损失。因而应该把线圈接收到的微弱信号先通过低噪声前置放大器放大一定倍数后,再经长传输线传输到后续级联的放大器进行下一步的放大。当低噪声前置放大器和接收线圈一起置于磁体屏蔽室内时,电路板上的所有元件应该是无磁的,否则,不但 MRI 系统中  $B_0$  场的均匀性将受到影响,元件自身的参数也会因磁场而改变。

设计前置放大器的过程中稳定性<sup>[9]</sup>要优先考虑,放大器电路的稳定有条件稳定和无条件稳定两种,最好能设计达到后者。绝对稳定的一种判决条件为  $\mu > 1$ , 其中:

$$u = \frac{1 - |S_{11}|^2}{|S_{22} - S_{11}\Delta| + |S_{21}S_{12}|} \quad (3)$$

$$\Delta = S_{11}S_{22} - S_{12}S_{21} \quad (4)$$

影响 MRI 低噪声前置放大器稳定性的因素有晶体管的自激振荡、元件本身温度稳定性差、焊接质量差、供电电源稳定性差及纹波水平高、接地不可靠以及屏蔽不善漏进外来 RF 干扰等。而增加稳定性的一般性措施有增加电路中的阻性成分、提供反馈支路<sup>[10]</sup>等。

信号经前置放大器后信噪比变差的程度取决于这一级的噪声系数  $NF$ ，而对  $NF$  的贡献来自晶体放大管自身和输入网络、输出网络以及偏置电路中的电阻，其中主要是晶体管中粒子的本征随机热运动。在本文的实际调试中还发现，电路中供电电源的纯净度和测量方法也会对噪声系数分析仪的读数有较大影响，在同样的电源滤波下，采用电池和直流稳压电源等不同的电源会对噪声系数有 0.1 dB 以上的影响。同时，噪声系数分析仪的准确校准和测量模式、采样频率、带宽、内部增益等参数的不同设置也会对读数指标有不小影响，所以在测量前要仔细阅读噪声系数分析仪的使用说明，结合实际电路确定仪器的设置。

由于为了获得好的噪声性能，本文设计的放大器输入端进行的是噪声匹配，并没有达到放大传输系数的最优。根据文献<sup>[11]</sup>，平衡式放大结构能在不改变噪声性能的情况下大幅提高输入输出驻波比，本文并没有进行尝试，但这一理论指出文内设计的低噪声前置放大器仍有进一步提高性能的空间。

## 5 结论

本文成功设计、研制了一个稳定的适用于 0.5 T MRI 仪器的两级级联低噪声前置放大器，放大器在 21.3 MHz 频率处的噪声系数测量值为 0.6 dB，增益测量值为 40 dB，实物已经应用在 4 通道 0.5 T 小型关节 MRI 仪器中。本文成功克服了工程中常用晶体管在 100 MHz 以内的频段上噪声系数大的问题，在改变可变电容容值等实际调试过程中也可确认：本文使用的结构能够在 10~100 MHz 内任意处实现噪声系数小于 0.6 dB。本文阐述了实际制作 LNA 中应该注意的一些事项；文内设计的低噪声前置放

大器仍有进一步提高性能的空间。

## 参考文献

- [1] 俎栋林. 核磁共振成像学[M]. 北京: 高等教育出版社, 2006.
- [2] Agilent Technologies. Practical RF amplifier design using the available gain procedure and the advanced design system EM/Circuit co-simulation capability[R]. Ken Payne, 2009.
- [3] 曹学明, 俎栋林, 赵旭娜. MRI 低噪声前置放大器设计研究[J]. 中国科学: 技术科学, 2011, 41(8): 1101-1105.
- [4] 清华大学. 一种能降低低频噪声的 MRI 系统前置放大器: 中国, 201541238[P]. 2010-08-04.
- [5] BECK B L. Noise parameter extraction in the design of low noise amplifiers (LNA) for MRI[R]. McKnight Brain Institute, University of Florida, Gainesville, FL, United, States.
- [6] Agilent. ATF-54143 low noise enhancement mode pseudomorphic HEMT in a surfaceMount Plastic Package[R]. 2005.
- [7] 李缉熙, 著, 射频电路工程设计[M]. 鲍景富, 唐宗熙, 张彪, 译. 北京: 电子工业出版社, 2010.
- [8] LUDWIG R, BRETCHKO P. 射频电路设计-理论与应用[M]. 张肇仪, 徐承和, 译. 北京: 电子工业出版社, 2002.
- [9] 陈邦媛. 射频通信电路[M]. 北京: 科学出版社, 2003.
- [10] 王秀华. 前置低噪声放大器的研究与设计[J]. 电子测量技术, 2013, 36(6): 35-37.
- [11] 尹治强, 谢扩军. 基于 ATF54143 平衡式低噪声放大器的设计[J]. 电子设计工程, 2013, 21(2): 86-88.

## 作者简介

丰伟, 1991年3月出生, 工学硕士, 主要研究方向为通信电路、射频与微波电路的理论与实际制作等。  
E-mail: fw0wind@163.com