

三类宽带高增益超声检测调理电路设计与比较*

唐嘉铭 李 晖 李志芳 朱金福

(福建师范大学光电与信息工程学院 医学光电科学与技术教育部重点实验室 福建省光子技术重点实验室 福州 350007)

摘要: 针对医用宽带超声小信号检测的不同效益需求,以分立元件、分立元件与集成运放结合、专用集成芯片3类可变增益放大电路为核心,分别给出不同类型的超声检测调理电路设计方案,并对其优缺点和适用范围进行了讨论。最后以PR5800超声收发器作为标准源,测试了基于放大器AD8334的实验电路,对脉冲超声信号进行放大和滤波,获得稳定的80 dB放大波形,并通过计算其信噪比换算了电路的输入噪声密度为 $0.7 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。所述电路能很好地达到80 dB最大增益、30 MHz带宽@80dB、输入噪声密度 $<5 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ 的设计要求,为超声前端设计的成本、灵活度、方便性等问题提供了很好的参考。

关键词: 超声检测;分立器件;集成器件;效益

中图分类号: TN72 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.4010

Three classes of wideband and high-gain ultrasonic testing conditioning circuits design and comparison

Tang Jiaming Li Hui Li Zhifang Zhu Jinfu

(College of Photonic and Electronic Engineering, Fujian Normal University; Key Laboratory of Optoelectronic Science and Technology for Medicine of Ministry of Education; Fujian Provincial Key Lab of Photonic Technology, Fuzhou 350007, China)

Abstract: For different effectiveness demands in wideband and small-signal medical ultrasonic testing, three classes of ultrasonic testing conditioning circuit designs are provided, which mainly consist of discrete components type, discrete components and integrated amplifiers combination type, specific integrated circuits type variable gain amplifier respectively. Moreover, its advantages and disadvantages, applicable scope are also discussed here. An experimental circuit based on the amplifier AD8334 was finally tested, which were used to amplified ultrasound impulse and filtering to obtain a stable 80 dB amplification waveform, as well as $0.7 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ input noise density according to the signal-to-noise ratio, stipulating the ultrasound receiver/transmitter PR5800 as a standard source. The mentioned circuits can comply with the design requirements include achieving 80 dB maximum gain, 30 MHz bandwidth@80 dB, $<5 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ equivalent input noise voltage well. The program may provide some useful references in the aspects of cost, flexibility, convenience concern in ultrasonic testing design.

Keywords: ultrasonic testing; discrete components; integrated devices; benefits

1 引 言

超声诊断作为现今医疗健康的重要辅助手段,在医学成像、多普勒血流速度检测等方面均不可或缺^[1-2]。生物组织是超声传播介质,不同结构成分的组织器官对外来超声传播的速度、反射、衰减程度不一^[1],运动的组织还可产生多普勒效应^[2]。通过对这些超声回波的检测并分析其携带的组织声学特性,便可推知组织的内在特性^[3]。因而恰当的超声回波检测电路是超声诊断系统的关键。典型的超声

诊断频率范围为2~12 MHz,某些应用如眼科诊断的频率达10~20 MHz^[4],皮肤及血管内等成像可达20 MHz以上^[5],因此接收电路的频率带宽是一重要指标;超声回波信号一般只有 μV 级别^[2],因而低噪声高倍率的放大器亦是必须的。据此要求放大电路的增益-带宽积足够的大。超声在组织的传播过程中,由于介质吸收和散射导致强度随传播深度的增加而减弱^[3],影响后期对组织声反射特性的判断,因而放大器的增益需要随信号接收时间(或深度)的不同而动态改变来消除这一影响^[6]。

收稿日期:2014-12

* 基金项目:国家自然科学基金(61178089,81201124)、福建省科技厅重点项目(2011Y0019)、卫生教育联合攻关(WKJ-FJ-22)资助项目

目前所见的超声接收电路大多采用多块集成运放级联^[7]或单片集成的超声前端^[1]实现。多片级联的集成放大器虽然易于使用,但高性能与低成本一般不可兼得,且就器件而言电路的性能完全取决于芯片本身,修改的余地不大;采用单片集成式超声前端虽然电路简单且集成度高,但所有放大器、滤波器、ADC的性能都是既定的,无法进行单独扩展,设计的灵活度有限,且成本偏高。鉴于此本文根据不同的效益和应用需求,设计了3种超声检测调理电路方案,

可供不同层次超声前端的开发者参考。

2 系统构成与设计指标

2.1 系统构成

如图1所示超声检测调理电路主要由放大器、可控衰减器、滤波器组成^[8],超声信号经超声换能器转换成电信号由调理电路放大滤波后再进行数据采集,微控制器通过配置放大器级间的衰减器达到控制增益的目的。

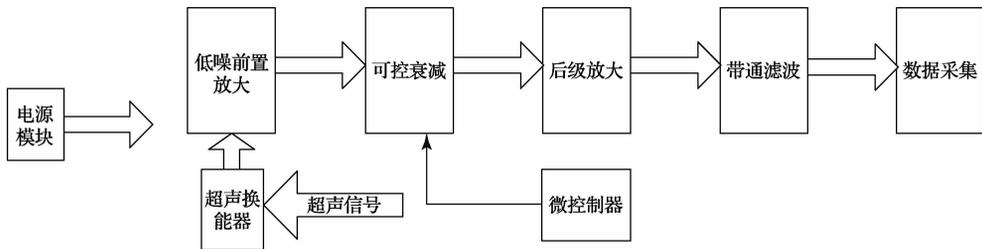


图1 超声前端整体结构

2.2 设计指标

可变增益放大器部分:增益控制范围0~80 dB,上限截止频率30 MHz@80 dB,输入噪声密度 $< 5 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。滤波器部分:以Panametrics-NDT公司的超声换能器(A315S-SU)实际参数为例作为滤波器的设计要求,其中心频率为11.2 MHz,-6 dB带宽即滤波器-3 dB带宽为4.62 MHz,取滤波器通带增益为0。

3 电路设计及仿真结果

以下电路的仿真结果均以最大增益模式为例进行说明。

3.1 分立元件放大器构成的调理电路

图2以工程估算的方法给出由分立元件搭建放大模块的超声检测电路。该电路能以少量分立元件与单片集成运放完成对高频超声信号的提取,因而成本低廉,体积较小;对指标的调整易于选取与之相适之元件而无需改变结构,因而不受集成器件既定参数与布局之扰。但其差分对管不易对称,易受温漂等干扰,稳定性不好^[9];对电路布线的要求较高,调试困难。该方案适合低成本的教学之用。

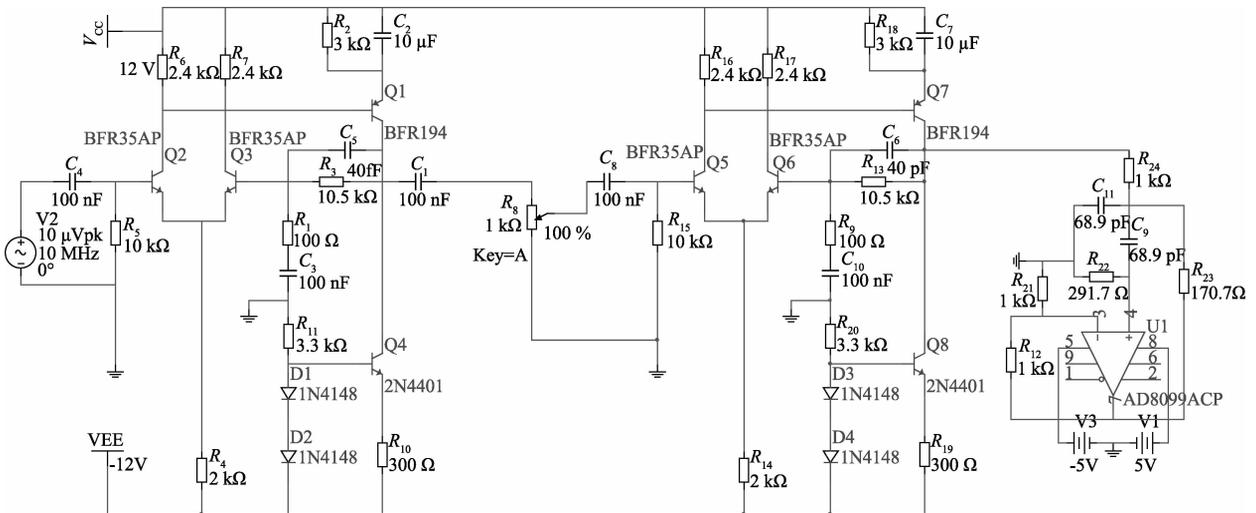


图2 分立元件放大器构成的调理电路

3.1.1 放大部分

Q2、Q3为BFR35AP射频三极管,构成低噪差分输入端。根据噪声系数 F 的定义: $F = \bar{E}_{ni}^2 / \bar{E}_{ni}^2$, \bar{E}_{ni}^2 为输入端等效总噪声电压均方值, \bar{E}_{ni}^2 为输入端的源热噪声电压均方

值,得该输入端等效噪声电压密度 $\bar{e}_{ni} = \bar{E}_{ni} / \sqrt{\Delta f} = \sqrt{F \times \bar{E}_{ni}^2} / \sqrt{\Delta f}$, Δf 为测试系统通频带。BFR35AP分贝形式的噪声系数为1.4 dB,换算至倍率形式得 $F = 1.38$;又 $\bar{E}_{ni}^2 = 4KTR_s \Delta f$ ^[10], K 为波尔兹曼常数 $1.38 \times 10^{-23} \text{ J/K}$,

T 为绝对温度并取 300 K, R_s 为输入源阻抗并取 50Ω , 代入上式得 $e_{ni} = 1.22 \text{ nV} / \sqrt{\text{Hz}}$ 。

差分对管的总静态偏置电流由 R_1 决定。Q1、Q4、 R_2 、 C_2 构成共射极放大电路, 其中 Q4 起到恒流偏置和有源负载的作用, D1、D2、 R_{10} 决定 Q4 的发射极电流, 约等于 Q1 的偏置电流。该一级放大倍数 $G_1 = 1 + R_3/R_1$ 。 C_5 为超前补偿电容, 用以抵消电路极点造成的相位延迟, 防止电路振荡。 R_8 为衰减电位器, 用于对第 2 级放大前的信号进行可控衰减, 达到控制电路总增益的目的。此处电位器取值 $1 \text{ k}\Omega$, 可选用 AD 公司的 AD8400AR1 型号数字电位器来实现动态增益控制。

同理, Q5~Q8 构成第 2 级放大, 其放大倍数 $G_2 = 1 + R_{13}/R_9$ 。因而该电路放大模块总增益 $G_{\text{total}} = (1 + R_3/R_1)(1 + R_{13}/R_9)$ 。图 2 给出放大器总增益的理论值为 81 dB。

3.1.2 带通滤波器

该电路滤波部分为宽带运放 AD8099 构成的 Sallen-Key 拓扑二阶带通滤波器, 其设计参数可由下式给出:

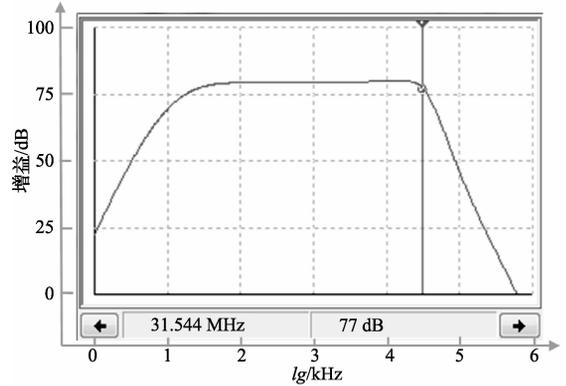
$$Q = \frac{\sqrt{(R_{24} + R_{23})R_{24}R_{23}R_{22}C_{11}C_9}}{R_{24}R_{23}(C_{11} + C_9) + R_{22}C_9(R_{23} - \frac{R_{12}}{R_{21}}R_{24})}, f_0 = \frac{1}{2\pi}$$

$\sqrt{\frac{R_{23} + R_{24}}{C_9C_{11}R_{24}R_{22}R_{23}}}, BW = f_0/Q, G = 1 + \frac{R_{12}}{R_{21}}, Q$ 为品质因数, f_0 为中心频率, BW 为 -3 dB 带宽, G 为内部增益。取 $C_9 = C_{11} = C, R_{24} = R_{12} = R_{21} = 1 \text{ k}\Omega, f_0 = 11.2 \text{ MHz}, BW = 4.62 \text{ MHz}$, 给定 C 的值即可求出 R_{23}, R_{22} 。利用 Filter Solutions 滤波器设计工具设定指标所需元件参数。

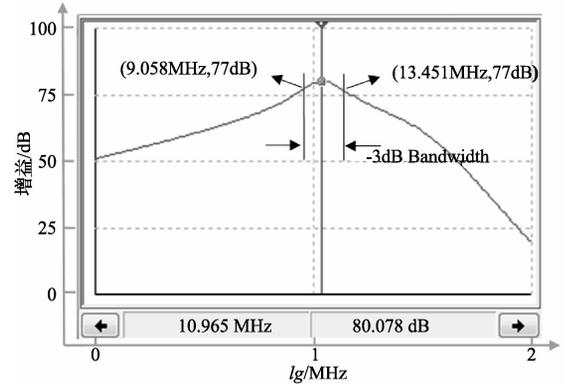
3.1.3 仿真结果

利用 Multisim 软件对图 2 所示电路仿真之结果如图 3 所示。从中可得, 该电路总增益为 80 dB, 放大模块在 80 dB 增

益下的上限截止频率可达 31.5 MHz, 满足设计要求。滤波器部分在以下误差范围内满足设计要求: 中心频率偏差约 2%, -3 dB 带宽误差约为 5%。



(a) 最大增益下放大电路的增益-频率曲线



(b) 最大增益下电路总输出的增益-频率曲线

图 3 分立元件构成放大器式调理电路增益响应

3.2 差分集成运放与分立元件结合的调理电路

图 4 给出以分立元件配合集成运放方法设计的超声检测电路。该电路结构的好处在于, 能够改善集成运放输

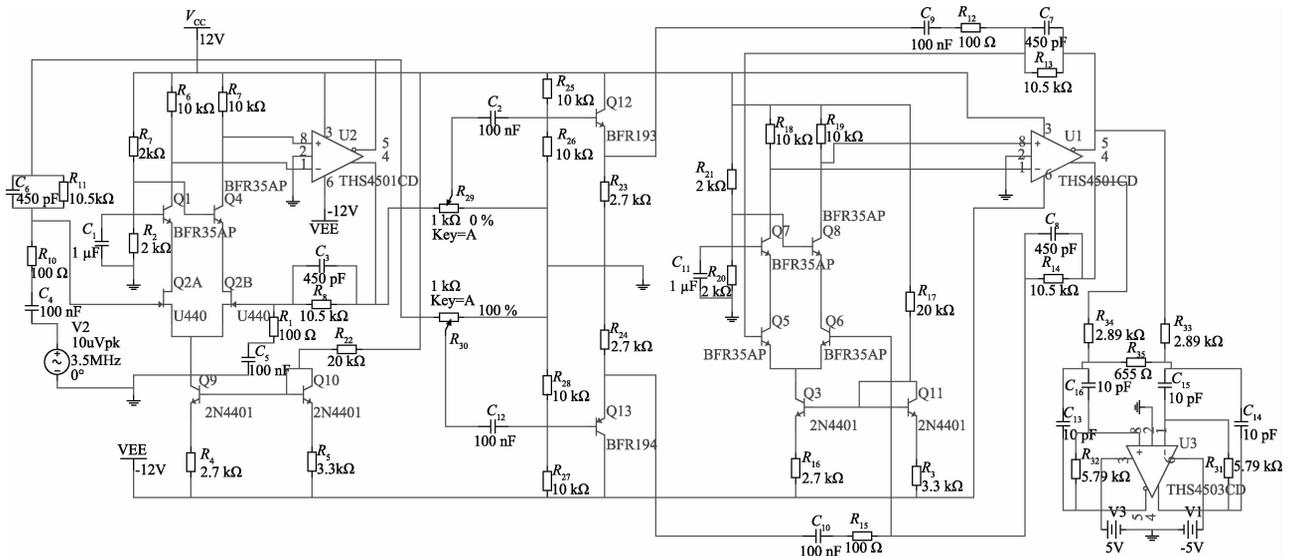


图 4 差分集成运放与分立元件结合的调理电路

入端的噪声性能,扩展电路总的增益-带宽积,增强抑制共模干扰的能力。该方案相对于直接使用集成运放的方法在带宽和噪声方面有所改善,同时保留了集成运放增益大、稳定性好的特点。但由于使用了额外的分立器件和多块集成芯片,成本相对前者高;在指标调整与既定芯片性能的适配上修改的灵活度不大。该方案适合在性能和成本上平衡的小型超声模块开发、高校竞赛等场合参考。

3.2.1 差分放大部分

放大部分主要由共源-共基放大电路和差分集成运放构成。差分放大器具有很好的抑制共模干扰的效果,差分运放采用TI公司的THS4501,该输入电压噪声为 $7\text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$,增益-带宽积为 300 MHz 。由于相对于集成器件,更容易从分立器件中获得低噪声性能的元件,且负反馈放大电路可抑制反馈环内噪声,故将差分运放置于反馈环内,并以Q1、Q4、Q2A、Q2B组成的共源-共基放大电路作为新输入端,可进一步减小输入端噪声。Q2A、Q2B为U440型号JFET对管,其等效输入噪声仅 $4\text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$,构成共源电路作为差分输入端。Q1、Q4为低噪声BJT(BFR35AP),构成共基电路,由于其低输入阻抗的特点而使共源电路的密勒效应大大减小,扩展了输入级的高频响应。开环状态下该共源-共基电路总的上限截止频率可用式 $f_{H1} = 1/(2\pi R_c C_k)$ 近似, R_c 代表共基电路集电极电阻,为 $10\text{ k}\Omega$, C_k 代表共基电路BJT的基极-集电极寄生电容,取 0.4 pF ,故 $f_{H1} = 39.75\text{ MHz}$ 。而THS4501的开环电压增益 A_{v2} 为 55 dB ,增益-带宽积为 300 MHz ,故其开环时上限截止频率 $f_{H2} \approx 0.53\text{ MHz}$ 。因此电路总的开环上限频率 f_H 主要由运放决定,即 $f_H \approx f_{H2}$ 。设共源-共基放大电路和运放的开环中频增益分别为 A_{v1} 、 A_{v2} ,则用单个运放作一级放大时的增益-带宽积为 $A_{v2} f_{H2}$,加入共源-共基电路后变为 $A_{v1} A_{v2} f_{H2}$,增益-带宽积得以扩展。

Q9、Q10、 R_{22} 、 R_5 、 R_4 构成镜像电流源,为差分输入端提供偏置电流,电流大小由 R_{22} 、 R_5 、 R_4 决定。放大器第一级增益 $G_1 = R_8/R_1 = R_{11}/R_{10}$ 。 C_3 、 C_6 为防止振荡的补偿电容。 R_{20} 、 R_{30} 为两差分输出端的衰减电位器,亦为起到控制增益之用,也可选用AD公司的AD8402AR1型号双路数字电位器来实现动态增益控制。Q12、Q13构成射极跟随器,由 $R_{25} \sim R_{28}$ 提供直流偏置,在衰减器和第二级放大器之间起到阻抗匹配作用。第二级放大由Q5~Q8组成,其增益 $G_2 = R_{14}/R_{15} = R_{13}/R_{12}$ 。故电路总增益理论值 $G_{\text{total}} = G_1 G_2 = 80.8\text{ dB}$ 。

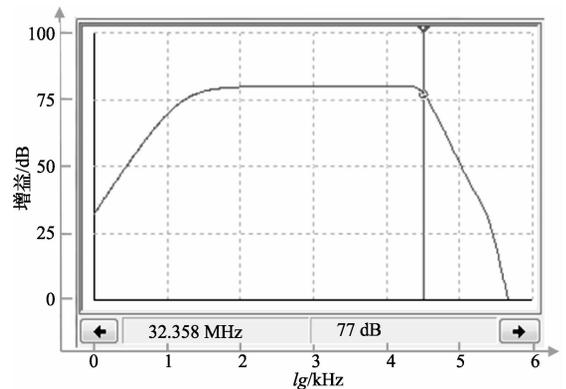
3.2.2 全差分带通滤波器

差分滤波部分由差分运放THS4503构成二阶MFB差分带通滤波器,其设计参数由下式给出:设 $C_{13} = C_{14} =$

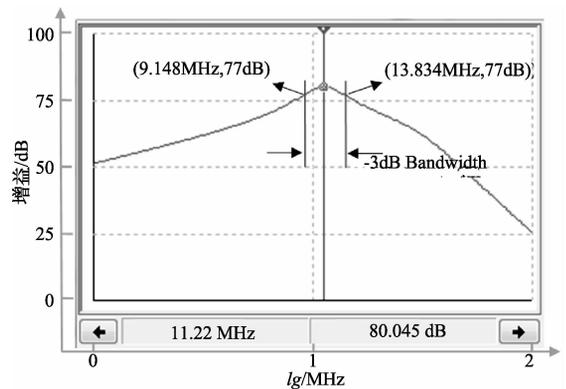
$C_{15} = C_{16} = C$, $R_{31} = R_{32}$, $R_{33} = R_{34}$, $Q = \pi f_0 R_{31} C$, $f_0 = \frac{1}{2\pi C} \sqrt{\frac{R_{33} + R_{35}/2}{R_{33} R_{31} R_{35}/2}}$, $BW = f_0/Q$, $A_0 = \frac{R_{31}}{2R_{33}}$, Q 为品质因数, f_0 为中心频率, BW 为 -3 dB 带宽, A_0 为 f_0 处的增益。已知 A_0 、 f_0 、 BW ,给定 C ,即可求得其余参数。

3.2.3 仿真结果

经仿真并对参数值校正后,得图5所示结果。该电路总增益 80 dB ,放大模块上限截止频率为 32.3 MHz ,滤波器中心频率 11.2 MHz , -3 dB 带宽 4.686 MHz ,满足设计要求。



(a)最大增益下放大电路的增益-频率曲线



(b)最大增益下电路总输出的增益-频率曲线

图5 分立元件配合集成运放构成的调理电路增益响应

3.3 专用集成放大器AD8334构成的调理电路

3.3.1 集成式超声调理电路

AD8334为AD公司推出的低噪声(输入端噪声 $0.74\text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$)、四通道线性 dB 可调的差分输出放大器,每个通道由一个 19 dB 低噪前放(LNA)和 $-11.5 \sim 36.5\text{ dB}$ 的可变增益放大器(VGA)组成,通过改变芯片GAIN引脚的电压($40\text{ mV} \sim 1\text{ V}$)即可调节增益,可使用AD8400AR1数字电位器来动态调节。如图6所示,采用AD8334片内1个LNA和2个VGA级联实现高倍放大;滤波部分同样使用THS4503构成,原理同上。

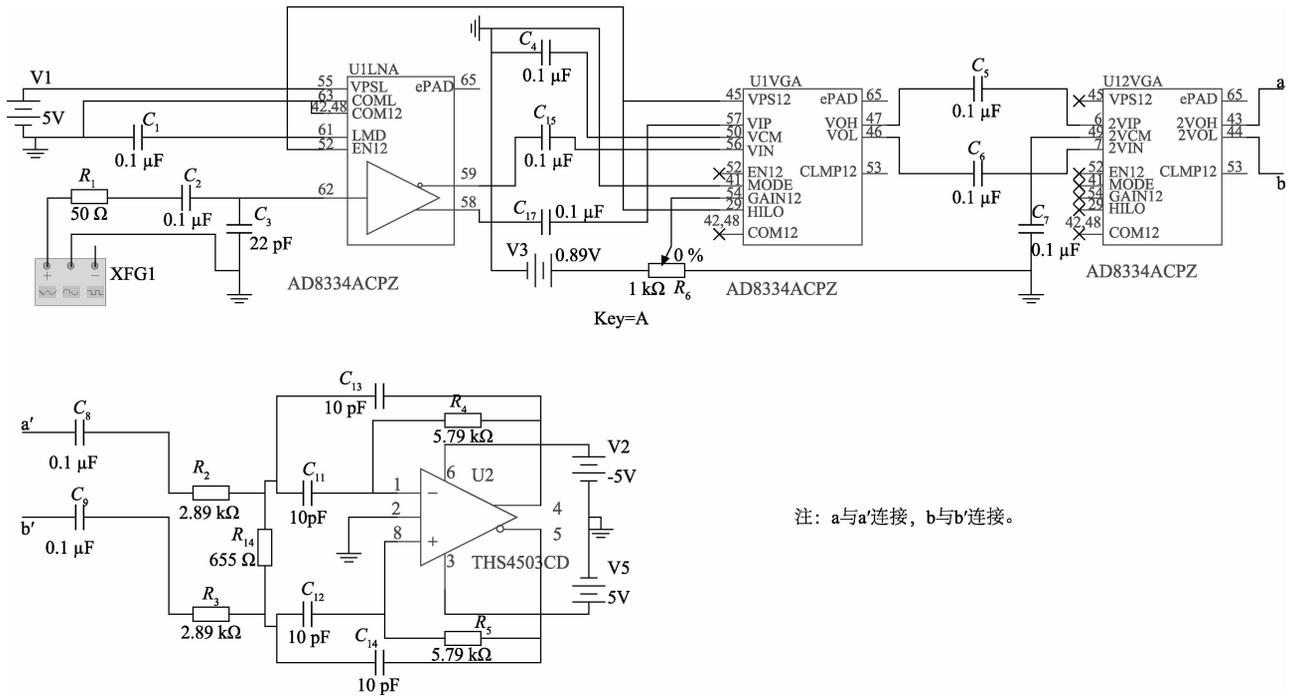
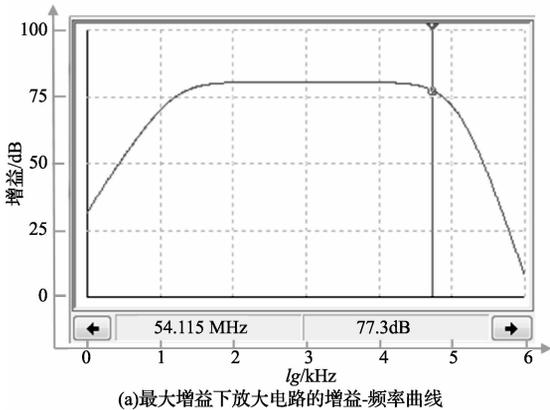


图 6 专用集成放大器 AD8334 构成的调理电路

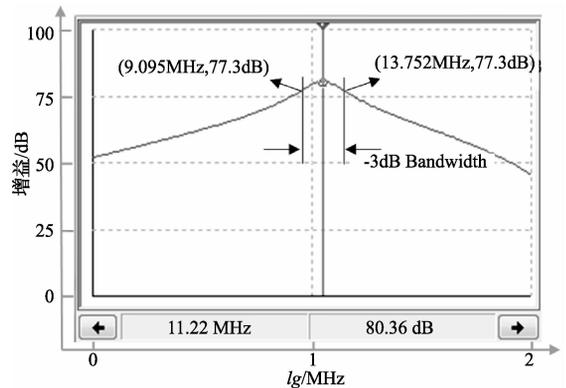
该方案结构简便,并在放大和滤波模块上可以独立设计,避免了设计需求受单片集成式的模拟前端既定参数限制,又在输入失调、噪声、灵敏度等性能,及稳定性、集成度方面均相对前者要好,但该集成模块的成本也相对最高,适合于高端医疗设备的开发应用。

3.3.2 仿真结果

图 7 为图 6 的仿真结果,得该电路放大部分在总增益 80 dB 下的上限频率达 54 MHz,滤波器中心频率 11.2 MHz, -3 dB 带宽 4.657 MHz,满足设计要求。



(a)最大增益下放大电路的增益-频率曲线



(b)最大增益下电路总输出的增益-频率曲线

图 7 AD8334 构成放大器式调理电路增益响应

4 实验验证

以集成芯片 AD8334 构成实验电路为例对增益和信噪比进行验证。为了验证增益的准确性,需要有一个标准源,这里采用实验室现有的超声收发器(PR5800, Panametrics-NDT)调至 40 dB 接收放大模式对脉冲超声信号进行放大,作为验证电路增益的参考。图 8 所示为由 PR5800 放大的信号,由图可知有用信号 d 的峰-峰值为 3.986 mV。

同样的条件,使用所述电路设置增益为 80 dB 进行放大,得到图 9 所示波形,其峰峰值为 397.6 mV,约为 PR5800 所测的 100 倍,证明该电路的增益与理论设计相符。

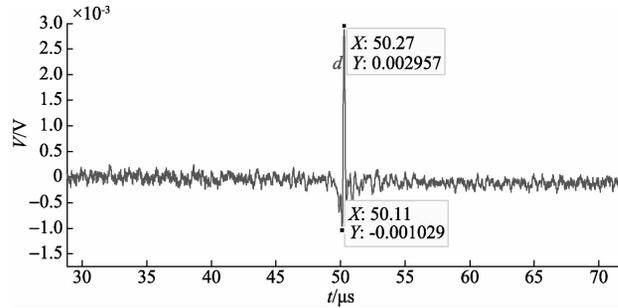


图 8 PR5800 的 40 dB 放大波形

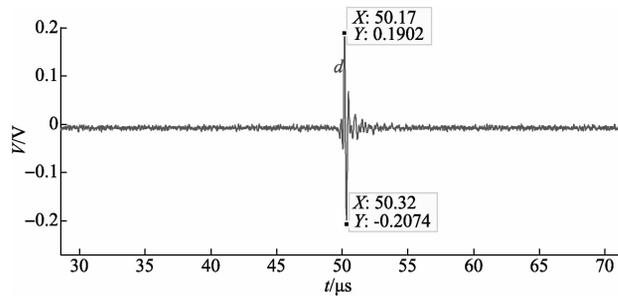


图 9 电路的 80 dB 放大波形

再利用 hilbert 变换提取图 9 信号波形包络,求包络最大值与噪声包络平均值之比,得到在 80 dB 增益下电路的输出信噪比 $SNR_{out} = 226.9 \text{ mV} / 7.6 \text{ mV} \approx 30 \text{ dB}$ 。通过换算得电路的等效输入噪声密度约为 $0.7 \text{ nV} / \sqrt{\text{Hz}}$,满足设计指标。

5 结 论

3 类超声检测电路在最大增益 80 dB 下的带宽达 30 MHz,输入噪声密度 $< 5 \text{ nV} / \sqrt{\text{Hz}}$ 。分立式放大结构的方案成本低廉,易于修改以满足不同的设计要求,适合低成本教学用超声设备开发;分立与集成器件结合的方案在

成本和性能上折中,适合于中端小型超声模块开发;使用专用集成芯片的方案在成本和性能上均最高,适用于高端医用超声设备。综上,3 类超声检测的电路方案能为超声设备开发者权衡最好的效益提供有用的参考。

参考文献

- [1] 安然. 基于 AD9273 的医用全数字 B 超成像系统前端电路设计与研究[D]. 武汉:华中科技大学, 2011, 1.
- [2] 周佩璠. 脉冲超声多普勒系统前端电路及信号处理的研究[D]. 天津:天津大学, 2009, 5.
- [3] 谢庆伟,梅劲松,马骏,等. 超声波探伤时间增益补偿电路设计[J]. 电子测量技术, 2012, 35(11): 72-75.
- [4] 朱金福,李晖,谢文明,等. 超声成像数据采集系统前端调理电路设计[J]. 福建师范大学学报, 2014, 30(1): 52-57.
- [5] 彭珏. 医学超声关键技术研究 and 进展[J]. 生物医学工程学进展, 2013, 34(1): 21-26.
- [6] 李伟,李旦,张建秋,等. 光声成像反射伪影的机理分析和控制[J]. 仪器仪表学报, 2013, 34(3): 665-670.
- [7] 陈晓冬,付永强,温世杰,等. 医学超声内窥成像系统的数字增益补偿[J]. 纳米技术与精密工程, 2009, 1, 7(1): 85-89.
- [8] 靳世久,杨晓霞,陈世利,等. 超声相控阵检测技术的发展及应用[J]. 电子测量与仪器学报, 2014, 28(9): 1-10.
- [9] 郝新雷,刘海微,吴雷. 三极管放大倍数的脉冲测试[J]. 国外电子测量技术, 2013, 32(10): 34-37.
- [10] 李新伟. 深入解析噪声系数测量的实现过程[J]. 计量与测试技术, 2014, 41(7): 61-63.

作者简介

唐嘉铭,硕士研究生。主要研究方向为光声成像数据采集。

E-mail: toneday2008@126.com

李晖(通讯作者),博士,教授。主要研究方向为生物医学光子学。

E-mail: hli@fjnu.edu.cn