

抗混叠滤波器在医学成像系统中的应用研究和设计

李宏恩,周晋阳,崔艳斌
长治医学院生物医学工程系,山西 长治 046000

【摘要】滤波电路设计是医学成像系统信号处理的关键环节。通过分析医学成像系统原理和共性电路构成,研究前级放大和后级模数转换对滤波器设计指标的影响,以超声成像系统滤波器设计为例,采用归一化查表法设计5阶切比雪夫滤波器,分别通过MATLAB软件仿真和网络分析仪对滤波器进行测试。结果表明所设计滤波器参数和指标均符合设计要求。

【关键词】抗混叠滤波器;医学成像系统;切比雪夫滤波器;MATLAB仿真

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2016)08-0844-04

Application research and design of anti-aliasing filter in medical imaging system

LI Hong-en, ZHOU Jin-yang, CUI Yan-bin

Department of Biomedical Engineering, Changzhi Medical College, Changzhi 046000, China

Abstract: The design of filter circuit is the key link of signal processing in medical imaging system. The effects of pre-amplifier and analog-to-digital converter on filter parameters were studied by analyzing the principle of medical imaging system and the structure of common circuit. The filter design of ultrasonic imaging system was taken as example, five-step Chebyshev filter was designed by using normalization look-up table method. MATLAB software simulation and network analyzer were used to test the filter. The results showed that the parameters and indexes of filter met the design requirement.

Key words: anti-aliasing filter; medical imaging system; Chebyshev filter; MATLAB simulation

前言

医学成像是临床诊断中最常用的方法。医生通过医学成像设备对病人体内无法直观观察的部位所得到的成像来诊断疾病。常见的医学成像系统包括X射线成像系统、X射线计算机断层成像系统(CT)、超声成像系统(USI)及磁共振成像系统(MRI)等。这些系统检查针对的身体部位各有差异且相互补充,如X射线成像系统临床中主要用于胸部肋骨、腿部以及足部等部位检查,而USI则主要用于乳腺、腹部、妇产科等软组织的检查,但随着医疗技术的不断发展,各种医学成像系统对于不同身体部位的检查限制越来越小。

医学成像系统的构造和工作原理都是有差异的,随着数字化成像技术的发展,这些医学成像系统的构成有许多共性的电路构成原理和成像技术,包括信号处理模块、图像处理模块、控制系统模块和用户接口模块等部分^[1]。本文主要针对信号处理模块中滤波电路的应用和设计进行研究。

滤波电路在各种医学成像系统中都有很重要的作用,因系统的成像清晰度、分辨率、成像精度都会受到噪声信号的影响,所以需要在系统中设计滤波电路使得成像尽量体现人体组织真实信息。抗混叠滤波器的设计可以实现在信号进行模数转换前滤除噪声信号,只有有用信号才可以通过滤波电路而进入后级数字信号处理模块。

1 抗混叠滤波原理

连续信号在进行采样时应遵循奈奎斯特采样定理,即在进行模拟/数字信号的转换过程中,当采样频率 f_s 大于信号中最高频率 f_{\max} 的2倍时($f_s > 2f_{\max}$),采样之后的数字信号就能够完整地保留原始信号中的信息。一般实际应用中保证采样频率为信号最高频率

【收稿日期】2016-05-06

【作者简介】李宏恩,讲师,硕士,研究方向:电子电路系统设计与制作,医学成像电路系统,Tel: 13753503850, E-mail: lihongen888@qq.com。崔艳斌,讲师,硕士,研究方向:超声诊疗装备研究

【通信作者】周晋阳,教授,研究方向:生物医学工程、医疗仪器,Tel: 0355-3151577, E-mail: 1404899303@qq.com

的3~5倍^[2]。

相反,当信号中由于包含噪声使得信号频率不满足奈奎斯特采样定理,采样后信号的频率就会重叠,即高于采样频率一半的频率成分将被重建成低于采样频率一半的信号,这种频谱的重叠导致的失真称为混叠(图1)。实践中有两种常用解决方法^[3]:(1)提高采样频率,使之达到最高信号频率的两倍以上,但这种方法的缺点提高了对模数转换芯片的要求,使成本增加;(2)引入滤波电路,通常称为抗混叠滤波器,抗混叠滤波器将限制信号的带宽,使之满足采样定理的条件,设计采用第二种方法。

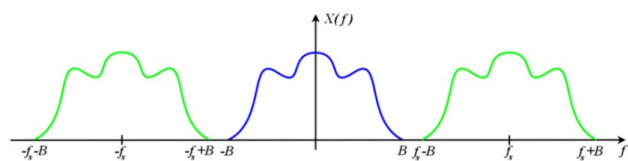


图1 混叠示意图

Fig.1 Diagram of alias

2 抗混叠滤波器在医学成像系统中的应用研究

2.1 医学成像系统工作原理

2.1.1 X射线成像系统 X射线于1895年被伦琴首次发现,是最先应用到医学诊断的成像技术,形成X射线成像系统。利用X射线的穿透性,使其通过人体,但由于人体不同组织的密度各不相同,导致对X射线的吸收不同,由此产生不同的阴影所形成的图像。而临床实践中,我们所看到的胶片则是将三维的人体内X射线吸收分布投射在二维的成像媒质(如胶片)上而形成^[4,7]。可以理解为:最终成像效果是把三维实体信息压缩或重叠堆积在一个二维平面上的图像,是具有叠加效果的二维图像。

2.1.2 USI USI的工作原理是利用高压脉冲激励超声探头,使其产生高频超声波信号,到达人体内部组织后形成回波信号,通过对回波信号的接收和模拟数字处理,最终显示在显示器上,医生通过观察回波信号的强弱判断人体组织是否发生病变。USI经历了由A超到B超、彩超和多普勒超声等的发展阶段,目前应用比较广泛的是彩超^[5,7]。

2.1.3 MRI MRI相较于前两种系统出现稍晚,它利用的是核磁共振(Nuclear Magnetic Resonance, NMR)原理,系统工作时对外释放能量,这些能量由于人体不同组织结构而有不同的衰减,此时通过外加梯度磁场检测所发射出的电磁波,即可获得构成人体组织原子核的种类和位置,据此来绘制人体组

织内部的结构图像^[6-7]。

2.2 抗混叠滤波器在医学成像系统中的应用研究

医学成像系统的基本结构,如图2所示。

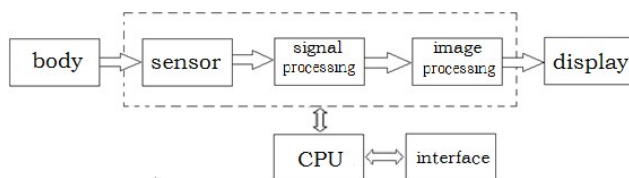


图2 医学成像系统基本结构

Fig.2 Fundamental structure of medical imaging system

图中传感器代表各种医学成像系统中获取人体组织信号的载体,如用于X射线接收的平板,用于探测人体的超声探头及用于磁共振接收的线圈等。这些传感器将采集的人体的声、电、磁信号首先转换为便于处理的电信号,再经过信号处理、图像处理后将图像显示在显示屏^[7]。

医学成像质量是每一环节共同作用的结果,而信号处理是其中的重要环节。信号处理主要包括信号放大、信号滤波和信号模数转换。所以有必要分析抗混叠滤波器设计与前级信号放大、后级信号模数转换之间的关系。

2.2.1 前级差分运放的驱动能力、阻抗匹配对滤波器的影响 由于医学成像系统中由传感器采集到的信号较小,所以在进行数字信号处理前应采用低噪声放大器对其进行放大,运算放大器的选择需考虑诸多因素,除输入电阻和增益等参数外,由于运算放大器的输出端将直接与抗混叠滤波器的阻容电感元件连接,那么在选择运算放大器时就要考虑到运算放大器对阻容电感元件的驱动能力。选取原则为:首先依据采样频率确定抗混叠滤波器的元件参数,再选择合适的运算放大器,同时设计抗混叠滤波器时也要注意在满足截止频率时要尽量减小输入阻抗,使运算放大器驱动时的失真较少^[8]。

阻抗匹配也是需要考虑的重要环节,对于一些放大器能够直接驱动大的容性负载,而另外一些放大器需要串联一只电阻缓冲输出级来改善稳定性。不同放大器对容性负载的灵敏度有很大差别,一些低功耗放大器甚至相对于仅仅几百皮法的容性负载就可能变得不稳定,所以我们在选取运算放大器时要关注其负载能力。

2.2.2 后级模数转换芯片性能指标对滤波器的影响

奈奎斯特采样定理是实现无信息损失而重现原信号的必要条件,模数转换芯片的采样频率主要取决于信号频率,而这些又决定了抗混叠滤波器的截止频

率,系统的采样频率取决于模拟信号的带宽、数据通道数和最高频率信号每个周期的采样数。

另一方面,转换精度也是主要指标,对医学成像分辨率效果影响很大,取决于电路各部分的精度,包括模拟高压开关的误差、低噪声运算放大器的误差、采样保持电路的误差等^[9],一般说来,上述误差的总和应该小于或等于ADC的量化误差,否则就无法实现高分辨率。

3 抗混叠滤波器的选择与设计

医学成像系统频率范围变化大,所设计滤波器的通带与阻带截止频率应该便于调节,下面以USI介绍滤波器的设计原理。

3.1 抗混叠滤波器的分类及选择

根据不同分类原则,滤波器有多种类型。

(1)从构成器件来看,分为有源和无源滤波器。无源滤波器设计简单,一般由LC元件构成,其优点

是频率范围非常宽,从几十赫兹一直到集总参数的极限——300 MHz,很适合应用在各种医学成像系统,故采用LC无源滤波器。

(2)从频率通过性来看,包含低通、高通、带通、带阻滤波器。由于在超声成像中噪声频率往往大于信号频率,故设计为低通滤波器。

(3)从滤波器特性来看,包括巴特沃斯、贝塞尔、切比雪夫、椭圆(也叫联立切比雪夫)滤波器。切比雪夫滤波器相比于其它滤波器在截止频率附近能获得最大斜率的截止特性,故设计为5阶切比雪夫滤波器。

3.2 抗混叠滤波器的设计及仿真

在设计滤波器过程中,往往需要运用到大量复杂的数学表达式,加大了设计的难度和不确定性。这里通过归一化法简化滤波器设计,只需确定滤波器的阶数,再结合已有归一化表,实现简单数学计算就能得出滤波器LC元件的参数值。表1给出各类型5阶LC低通滤波器的归一化值^[10]。

表1 5阶LC低通滤波器的归一化值
Tab.1 Normalized value of five-step LC low pass filter

π type	T type	Bessel	Butter worth	Chebyshev	Oval-shaped
C_1	L_1	0.174	0.618	1.505	1.399
L_2	C_2	0.507	1.618	1.444	1.441
C_2	L_2	-	-	-	0.035 2
C_3	L_3	0.804	2.000	2.405	2.240
L_4	C_4	1.111	1.618	1.444	1.371
C_4	L_4	-	-	-	0.093 4
C_5	L_5	2.258	0.618	1.505	1.344

根据高频USI的性能要求,抗混叠滤波器应满足以下指标要求^[11]:

具有切比雪夫特性。截止频率:20 MHz,3dB带宽:10MHz,通带衰减 ≤ 0.4 dB,阻带衰减 ≥ 40 dB,驻波 ≤ 1.5 。

具体参数计算方法。设定信号截止频率和滤波器输入输出(特征)阻抗,再查询表1得到相应滤波器的归一化值,运用公式(1)、(2)计算滤波器中LC元件的参数值:

$$C_n = K_n \times \frac{1}{2\pi f R} \quad (1)$$

$$L_n = K_n \times \frac{R}{2\pi f} \quad (2)$$

式中, K_n 为归一化值, f 为截止频率, R 为输入输出阻抗。

本设计令滤波器的 R 为600 Ω , f 为20 MHz。查

表1得到相应归一化值,分别代入公式(1)、(2),计算得到滤波器中各LC元件参数: $L_2=5.518$ μH , $L_4=5.518$ μH ; $C_1=0.0159$ nF, $C_3=0.0255$ nF, $C_5=0.0159$ nF,抗混叠滤波器电路如图3所示。

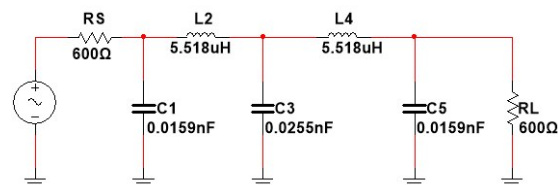


图3 抗混叠滤波器电路

Fig.3 Circuit of anti-aliasing filter

将以上元件参数通过MATLAB软件编程对滤波器进行仿真^[12],得到仿真图形如图4。

从图中可以看出,所设计抗混叠滤波器是在通带

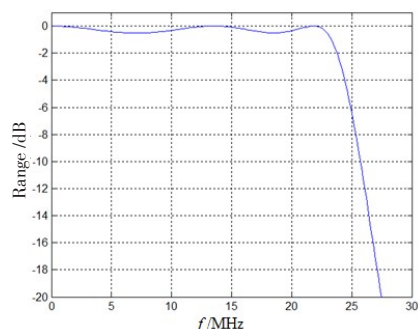


图4 滤波器的幅频特性

Fig.4 Amplitude-frequency characteristic of filter

频率响应幅度等波纹的滤波器,通带内具有等波纹起伏特性,阻带内单调下降且衰减更大;幅度在低频处通过,随着频率的增加,逐渐衰减至零,故设计符合要求。

3.3 抗混叠滤波器的测试及结果分析

根据所设计电路图及仿真结果,选取适当元件参数制作滤波器。采用Agilent E5071B型网络分析仪对所制作的滤波器进行了实测,测试连接示意图见图5。实测结果见表2。

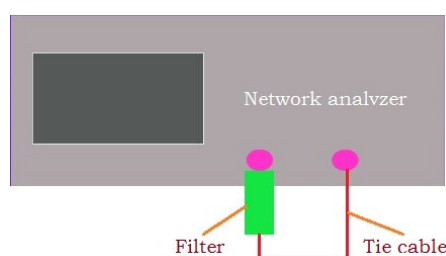


图5 测试连接示意图

Fig.5 Diagram of test connection

表2 滤波器参数实测结果

Tab.2 Measured result of filter parameter

Parameter	Performance requirement	Measured value
Cut-off frequency /MHz	20	20.6
3dB bandwidth/MHz	10	10.5
Passband decay/dB	≤ 0.4	0.37
Stopband decay/dB	≥ 40	39.4
Standing wave	≤ 1.5	1.48

通过对比滤波器的性能要求和实测值,表明所设计制作的滤波器达到设计要求,能够实现对噪声信号的有效滤除。

4 结语

结合医学成像系统原理及共性电路组成,本文以抗混叠滤波器在医学成像系统中的应用开展研

究,重点分析信号处理中前级低噪声放大器和后级模数转换电路对滤波器设计的要求。以USI滤波器设计为例,依据滤波器具体设计指标,利用归一化查表法设计切比雪夫特性LC低通滤波器,经MATLAB软件设计和验证,所设计电路结构和参数均符合设计要求;并根据电路原理图制作滤波器,经网络分析仪实际测试,滤波器达到设计性能指标。

【参考文献】

- [1] 杨金耀,李德来. 数字化医学成像设备共性技术分析[J]. 临床超声医学杂志, 2012, 14(7): 503-504.
YANG J Y, LI D L. The analysis of common technology for digital medical imaging equipment[J]. Journal of Clinic Medical Ultrasound, 2012, 14(7): 503-504.
- [2] 阎石. 数字电子技术基础[M]. 5版. 北京: 高等教育出版社, 2006: 5.
YAN S. Fundamentals of digital electronic technology[M]. fifthde Beijing: Higher Education Press, 2006: 5.
- [3] 彭永胜,王太勇,范胜波,等. 高品质抗混叠滤波器设计[J]. 西南交通大学学报, 2003, 38(5): 596-601.
PENG Y S, WANG T Y, FAN S B, et al. Design of high quality anti aliasing filter[J]. Journal of Southwest Jiao Tong University, 2003, 38(5): 596-601.
- [4] 魏福利,邱孟通,袁媛,等. 数字化线阵CCD扫描X射线成像系统[J]. 核电子学与探测技术, 2006, 26(6): 958-962.
WEI F L, QIU M T, YUAN Y, et al. Digital linear array CCD scanning X ray imaging system[J]. Nuclear Electronics & Detection Technology, 2006, 26(6): 958-962.
- [5] WELLS P N. Current status and future technical advances of ultrasonic Imaging[J]. IEEE Eng Med Biol, 2000, 19(5): 14-20.
- [6] 王水花,张煜东. 压缩感知磁共振成像技术综述[J]. 中国医学物理学杂志, 2015, 32(2): 158-162.
WANG S H, ZHANG Y D. Review of compressed sensing magnetic resonance imaging[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2015, 32(2): 158-162.
- [7] 高上凯. 医学成像系统[M]. 2版. 北京: 清华大学出版社, 2010: 1.
GAO S K. Medical imaging system[M]. 2nded Beijing: Tsinghua University Press, 2010: 1.
- [8] 李刚,程立君,林凌. 高精度数据集中抗混叠滤波器的设计[J]. 国外电子元件, 2007(8): 30-33, 38.
LI G, CHENG L J, LIN L. Design of anti aliasing filter in high precision data acquisition [J]. Foreign Eelectronic Components, 2007(8): 30-33, 38.
- [9] BRUNNER E. How ultrasound system consideration influence front-end component choice[J]. Analog Dialogue, 2002, 1(5): 36-40.
- [10] 远坂俊昭. 测量电子电路设计—滤波器篇[M]. 北京: 科学出版社, 2006: 6.
ENDO Y K. Electronic circuit design- Filter[M]. Beijing: Science Press, 2006: 6.
- [11] 孙其伟,陈德智,范涛. 基于阻抗拟合法设计ADS6444前端抗混叠滤波器[J]. 数字技术与应用, 2012(1): 47-48.
SUN Q W, CHEN D Z, FAN T. Design of ADS6444 anti aliasing filter based on impedance fitting method [J]. Digital Technology and Applications, 2012 (1): 47-48.
- [12] 张志涌,杨祖樱. MATLAB教程: R2012a[M]. 北京: 北京航空航天大学出版社, 2010: 8.
ZHANG Z Y, YANG Z Y. MATLAB course: R2012a[M]. Beijing: Beihang University press, 2010: 8.

(编辑:薛泽玲)