

数字化B超中的频率补偿滤波

仇傲¹, 周山宏¹, 刘春梅²

(1. 电子科技大学生命科学与技术学院 成都 610054; 2. 西南科技大学信控学院 四川 绵阳 621002)

【摘要】 超声在组织中的传播会随着频率和深度的不同产生不同的衰减。该文在建立超声回波信号的数学模型基础上设计了一种补偿频率衰减的滤波器, 有效补偿了超声信号在传播过程中由于频率升高、深度增加而变大的吸收衰减。并且将频域运算移植到时域进行, 从而避免了大计算量的时频变换。同时融入动态滤波技术, 根据不同深度选择了不同的通带范围, 有效地保证了信号的信噪比。

关键词 吸收衰减; 动态滤波; 频率补偿滤波器; 超声信号建模
中图分类号 R318; TN911 **文献标识码** A

Frequency-Dependent Compensation Filter Used in Digital B-scan Ultrasonic Instrument

QIU Ao, ZHOU Shan-hong, LIU Chun-mei

(1. School of Life Science and Technology, University of Electronic Science and Technology of China Chengdu 610054;
2. Information and Control Engineering College, Southwest University of Science and Technology Mianyang Sichuan 621002)

Abstract Based on the model of Ultrasonic signals, this paper designs a frequency-dependent compensation filter to solve the problem, which is the ultrasonic signals' absorb attenuation become higher with the far transmission depth and higher frequencies when transmitting in a tissue. We also transform the operation from the frequency to time to avoid big operation. At the same time, we combine the dynamic filter technique which chose different passband with different depth to hold the high signal-to-noise ratio.

Key words absorb attenuation; dynamic filter; frequency-dependent filter; model of ultrasonic signals

B超作为医学四大影像技术之一, 已经得到广泛的应用。它主要通过不同的亮度来反映扫描组织的不同阻抗, 从而达到分辨不同的组织的目的。经过聚焦处理的超声在组织里的衰减主要有吸收衰减和散射衰减。吸收衰减作为超声信号处理中主要补偿的对象不仅与超声的传播距离有关(即组织深度), 还与超声信号频率有关。

目前模拟B超只能采用时间增益技术(Time-Gain Compensation, TGC)对距离衰减作出补偿, 对不同频率衰减就无能为力, 导致回波信号中高频有效成分很少, 造成分辨率下降(超声分辨率与其频率成正比), 图像边缘模糊^[1-2]。所以在数字化B超中尝试设计一种频率补偿滤波器对信号的不同频率衰减作出补偿^[1]。为避免时频变换时大量快速傅里叶变换(Fast Fourier Transform, FFT)运算而将其移植到时域进行。

1 B超回波信号的建模

超声波在生物体中传播时, 当其遭遇到不同阻抗界面时, 会发生反(散)射现象产生回波信号。它可

看成如下模型: $y(t) = s(t) * a(t)$, 其中 $s(t)$ 为传播的超声信号; $a(t)$ 为发生反(散)射现象时的衰减函数。 $a(t) = m_i h(t)$, m_i 是只与组织阻抗有关的声压反射系数; $h(t)$ 为单位冲击响应。同时, 超声波在同组织(均匀媒质)中传播时, 由于组织的粘滞性、热传导等其他特性而产生吸收衰减, 其与信号传播的深度及信号的频率有关, 可近似成如下模型:

$$s(t) = s_0(t) * h(t, x_i) \quad (1)$$

式中 $s_0(t)$ 为信号源; $h(t, x_i)$ 为吸收衰减函数^[1-4]。

由于数字化B超的接收信号已为数字信号, 式(1)可写成 $s_i(n) = s_0(n) * h(n, x_i)$, 其中 $H(f, x_i) = e^{-\gamma f x_i}$, γ 为组织衰减系数; f 为超声频率; x_i 为 i 点深度的2倍。再考虑到噪声(将其看作加性高斯白噪声), 系统回波信号为:

$$y_i(n) = m_i h(n) * s_0(n) * h(n, x_i) + N(n) \quad (2)$$

2 频率补偿滤波器的实现

2.1 频率补偿滤波器的分析与设计

由式(2)可见, 组织体对超声信号的影响主要反

映在 m_i 及 $h(n, x_i)$ 上。由于B超诊断主要通过不同的图像灰阶来反映组织体 m_i 的差异, 进而达到对不同组织的辨别。所以必须对反(散)射以外的衰减作出补偿, 主要是吸收衰减即 $h(n, x_i)$ 函数。传统模拟B超采用TGC技术来补偿距离衰减, 即在B超信号上乘以 $e^{2\alpha x}$ (α 为平均衰减系数; x 为传播距离), 通常采用分段补偿^[1], 但对于不同频率衰减却无能为力。所以在设计数字化B超时在TGC的基础上插入一级数字滤波器, 使其频率特性正好可补偿频率衰减^[5-7]。即频响 $H(e^{j\omega}) = 1/H(f, x_i)$ 。那么滤波器输出信号:

$$y'_i(n) = \text{IDFT}[\text{DFT}(y_i(n)) \cdot H(e^{j\omega})] \approx m_i h(n) * s_0(n) \quad (3)$$

由 $H(f, x_i) = e^{-\gamma f x_i}$ 可见经过衰减的信号为一时变信号(不同时间对应不同衰减), 而且由于出现不同组织的随机性, 此信号还是随机信号。为此将整个传输过程分为若干小段, 并且对不同的 γ 统一采用平均组织衰减系数, 这样对于每段内可近似将 γx_i 看作常量。因此, 可使用频率抽样法来设计此滤波器^[8], 其频响为:

$$H(e^{j\omega}) = \sum_{k=0}^{N-1} H(k) \Omega(\omega - \frac{2\pi}{N}k) \quad (4)$$

式中 $\Omega(\omega) = \frac{1}{N} \frac{\sin(\omega N/2)}{\sin(\omega/2)} e^{-j\omega(\frac{N-1}{2})}$; $H(k)$ 为针对不同频率的插值系数, $H(k) = 1/H(f, x_i)$ 。

由于接收回波信号为时域离散信号, 而经过此滤波后进行幅度包络检波也要在时域进行(采用正交包络检波), 要做一次FFT和一次IFFT运算, 运算量极大, 所以可设想将 $H(e^{j\omega})$ 变换到时域, 采用时域卷积运算从而避免时频变换以及频域计算。离散信号为:

$$h(n) = \text{IDFT}[H(e^{j\omega})] = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{k=0}^{N-1} H(k) \Omega(\omega - \frac{2\pi}{N}k) e^{j\frac{2\pi}{N}ni} \quad (5)$$

式中 ω 为离散值, 取 $i2\pi/N$, $i=0, 1, 2, \dots, k, \dots, N-1$; 而对于 Ω 只有当 $i=k$ 时, 其值为1, 而当 i 为其他值时均为0。所以:

$$h(n) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} H(k) e^{j\frac{2\pi}{N}nk} \quad (6)$$

根据卷积性质:

$$s(n) * h(n) = s(n) * \sum h_k(n) = \sum s(n) * h_k(n)$$

时域运算可用如图1所示的结构完成。

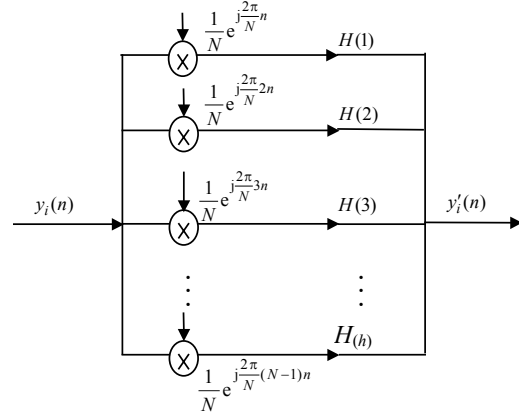


图1 时频运算结构

2.2 频率补偿滤波器的修正

由于超声回波信号在近场时出现很多低频强回波干扰, 并且这些低频信号对分辨率毫无贡献, 所以要将其滤除。而在远场由于高频信号衰减极大, 造成其信噪比很低, 对高频信号的一味补偿不但没有意义反而会引入噪声, 损坏信号波形。所以在设计滤波器时应根据分段位置的不同选择不同的起始频率, 这也就是超声信号处理的动态滤波思想^[9-10]。

3 滤波器的仿真与结果分析

3.1 频率衰减补偿滤波器的仿真

采用中心频率为3.5 MHz的超声信号, 选用其传播距离大约10 cm, 将其分为10段, 取软组织平均衰减系数 $0.6 \text{ dB/cm}\cdot\text{MHz}^{-1}$, N 取40, 滤波器通带频率为1~7 MHz, 具体结果如图2所示。图中由下到上为分段从近场到远场。由图可见此滤波器随着频率的升高有着更大的幅度响应, 可补偿频率衰减。同时随着距离的增加其补偿也在增加, 完全符合组织吸收衰减的特性。

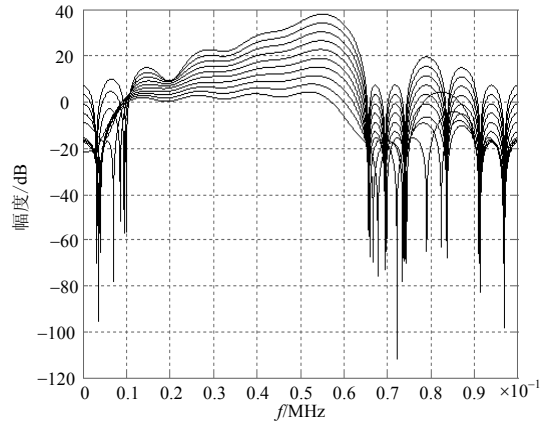


图2 频率补偿滤波器的幅频响应图

3.2 加入动态滤波思想的滤波器的仿真

再考虑加入动态滤波之后,针对不同的分段选取不同的起始频率。具体设计如图3、4所示。由于多图叠加看不清楚,将其分开显示,图3为近场5段,图4为远场5段。由图可见超声信号从近场向远场传播,其回波的中心频率也向下移动,并且在通带范围内亦通过不同的幅频响应补偿了频率衰减。

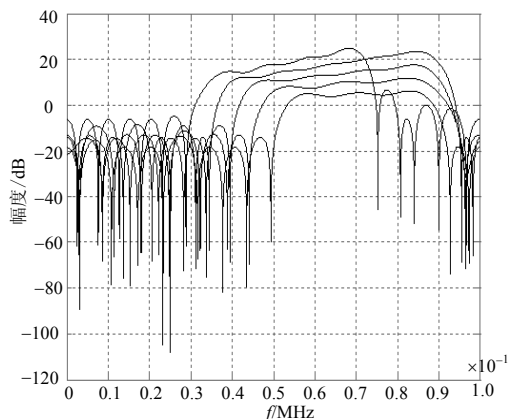


图3 采用动态滤波后近场5段的幅频响应图

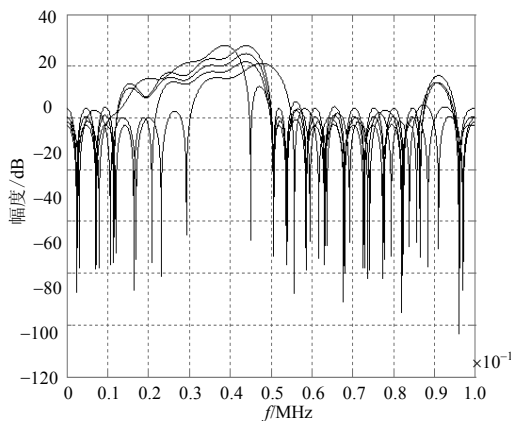


图4 采用动态滤波后远场5段的幅频响应图

4 结 论

本设计采用频率衰减补偿滤波器,可成功地补偿在超声传播中由于吸收衰减造成的高频信号损失。将其应用在数字化B超的信号处理部分可极大提高设备的分辨率,并且成像边缘清晰。同时计算量不大,满足实时要求。

参 考 文 献

- [1] 冯 若,姚锦钟,关立勋. 超声手册[M]. 南京: 南京大学出版社, 1999: 729-789.
- [2] KARAOGUZ M, BILGUTY N, ONARAL B. Modeling of scattering dominated ultrasonic attenuation using power-law function[C]//Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control Society. Philadelphia: IEEE Ultrasonics Symposium, 2000.
- [3] CLAESSON I, SALOMONSSON G. Frequency-and depth-dependent compensation of ultrasonic signals[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 1988.
- [4] 程佩青. 数字信号处理教程[M]. 第2版. 北京: 清华大学出版社, 2001.
- [5] 陈智文. B型超声诊断仪原理,调试与维修[M]. 上海: 上海交通大学出版社, 1997.
- [6] ANGELO M S. Correlation receivers using Laguerre filter banks for modelling narrowband ultrasonic echoes and estimating their time-of-flights[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 1997, 44: 1253-1256; 1260-1263.
- [7] DONG Lai-liu, MASAO S. A new method for estimating the acoustic attenuation coefficient of tissue from reflected ultrasonic signals[J]. IEEE Transactions on Medical Image, 1995, 8: 53-56.
- [8] FAROOK S, SALOMONSSON G. Nonparametric waveform estimation using filter banks[J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 1996, 44: 239-247.
- [9] 万明习, 卞正中, 程敬之. 医学超声学[M]. 陕西: 西安交通大学出版社, 1992.
- [10] 王建新, 蒋立平, 吉训生. 基带成形滤波器的FPGA设计[J]. 电讯技术, 2001, 5: 43-45.

编辑 税 红