

# 发射调频信号提高医学超声图像的信号噪声比

谷金宏, 王素品, 万明习

(西安交通大学生物医学信息工程教育部重点实验室, 710049, 西安)

**摘要:** 为了提高医学超声图像的信号噪声比,研究了调频超声发射的成像方法.该方法发射具有包络的线性调频超声,在不提高发射声压的情况下增加了发射能量,接收超声解调后形成图像信号.利用超声传感器的冲激响应模型和调频信号成像的调频解调原理,进行了超声成像的仿真研究.仿真结果表明:发射调频信号形成的图像与发射普通脉冲形成的图像相比,信噪比大致提高 10 dB.利用自行设计的调频信号发射超声成像实验系统,得到了仿体的 B 型超声图像.结果显示:该方法使图像信噪比提高大约 5~8 dB,随着成像深度增加,该方法的优势更加明显.

**关键词:** 调频信号;超声成像;信号噪声比

**中图分类号:** R445.1;R318.6 **文献标识码:** A **文章编号:** 0253-987X(2007)06-0741-05

## Transmitting Frequency-Modulated Signal to Increase Signal-to-Noise Ratio of Medical Ultrasound Image

Gu Jinhong, Wang Supin, Wan Mingxi

(Key Laboratory of Biomedical Information Engineering of Ministry of Education, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

**Abstract:** To increase signal-to-noise ratio (SNR) of medical ultrasound image, a frequency-modulated (FM) ultrasound transmitted imaging method is developed, where a weighted linear FM ultrasound is transmitted to enhance the emission energy without increasing the emission ultrasound pressure, and the image signal is formed by the demodulated ultrasound. Employing the impulse response model of ultrasound transducer and the modulating-demodulating principle of FM signal, the simulation for ultrasound imaging is carried out. The simulation results show that the SNR of the image formed with FM signal transmitting gets 10 dB higher than that formed with traditional pulse transmitting. By the aid of the self-designed FM signal transmitting ultrasound imaging experiment system, the B-mode ultrasound images of phantom are gained. The results reveal that the SNR is enhanced by 5-8 dB with the proposed method, which performs better with the increasing imaging depth.

**Keywords:** frequency-modulated signal; ultrasound imaging; signal-to-noise ratio

在医学超声成像系统中,信噪比和成像精度是图像质量好坏的最重要指标.想要提高信噪比,一般采用增加有用信号幅度和降低噪声幅度的办法.增加发射超声的幅度受到医用超声安全剂量的限制<sup>[1]</sup>.在脉冲回波成像系统中,超声发射的占空比一般不足 1%.编码激励技术能够在不增加峰值发射

功率的前提下,显著提高平均发射功率,从而提高系统的信噪比<sup>[2]</sup>.近年来,国外许多学者对编码发射超声成像进行了研究<sup>[3-5]</sup>.Misaridis 阐述了编码发射的基本概念和预期优点、在医学成像应用中的设计和性能以及在高帧率成像中的应用<sup>[5]</sup>,并在超声扫描仪上得到了临床医学超声图像.他的研究成果

对编码发射超声成像具有一定的指导意义. 在国内, 清华大学高上凯教授研究了医学超声成像中的编码激励技术, 将格雷码发射方法应用于眼科超声成像<sup>[6]</sup>. 中国科技大学彭虎教授对基于线性调频信号的高帧率超声成像进行了仿真研究, 但是没有给出医学超声图像<sup>[7]</sup>. 总体上, 国内编码超声发射的研究才刚刚开始. 目前的医用超声设备中, 只有 GE 公司和西门子公司的高档进口设备中采用了编码发射技术, 国产超声设备尚未采用编码技术.

本文在研究线性调频超声发射的基波成像<sup>[8]</sup>、超声造影剂谐波成像<sup>[9]</sup>的基础上, 进一步系统地研究调频信号发射对医学超声图像信噪比的影响. 通过仿真计算, 研究不同噪声水平下成像信号的信噪比, 以及低噪声水平下解调信号的旁瓣对成像信号信噪比的影响. 利用自行设计的由多台模块化仪器设备构成的调频信号发射超声成像实验系统, 完成了调频超声发射生物组织仿体成像实验, 得到了生物组织仿体的 B 型超声图像.

## 1 仿真模型和调频信号解调原理

### 1.1 超声传感器的冲激响应模型

超声传感器的冲激响应模型采用高斯包络的余弦信号

$$p(t) = \exp\left[-\left(\frac{\omega_0 t}{\sigma}\right)^2\right] \cos(\omega_0 t + \theta) \quad (1)$$

式中:  $t$  是时间变量;  $\theta$  是初始偏移相位;  $\omega_0 = 2\pi f_0$ ,  $f_0$  是传感器的中心频率;  $\sigma$  是与传感器相对带宽  $\eta$  有关的常数,  $\sigma = 3.32/\eta$ .

### 1.2 调频信号成像的调频解调原理

具有包络的线性调频信号为

$$s(t) = w(t) \exp j(2\pi f_0 t + \pi \beta t^2) \quad (2)$$

式中:  $\beta$  为频率的改变速率;  $w(t)$  是包络函数. 设频率改变量为  $\pm \Delta f$ , 持续时间为  $[-T/2, +T/2]$ , 那么  $\beta = 2\Delta f/T$ .

解调原理是将被解信号与解码器信号卷积

$$R(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} r(\tau) d(t-\tau) d\tau \quad (3)$$

解码器信号为

$$d(t) = w(t) \exp j(2\pi f_0 t - \pi \beta t^2) \quad (4)$$

$d(t)$  是与  $s(t)$  调频方向相反、其他参数相同的调频信号.

## 2 仿真实验结果

### 2.1 发射超声信号的仿真结果

在仿真实验中, 超声传感器的参数  $f_0 = 2.25$

MHz、 $\eta = 40\%$ 、 $\theta = \pi/2$ . 由式(1)计算出该超声传感器的冲激响应. 传感器输出的超声信号是输入电信号与传感器冲激响应的卷积.

激励超声传感器的电信号分别采用普通单脉冲和调频信号, 如图 1a 和图 1c 所示. 普通单脉冲为持续时间  $0.22 \mu\text{s}$  的正脉冲. 调频信号为具有余弦包络的线性调频信号, 参数  $f_0 = 2.25 \text{ MHz}$ 、 $\Delta f = 0.75 \text{ MHz}$  ( $\eta = 67\%$ )、 $T = 10 \mu\text{s}$ . 普通单脉冲激励超声传感器输出的超声信号(已归一化), 如图 1b 所示. 线性调频信号激励超声传感器输出的超声信号仍然是一个线性调频信号(已归一化), 如图 1d 所示, 输出超声信号与输入电信号的差别在于超声信号比电信号增加了一个包络, 这个包络就是传感器的幅频特性曲线, 即高斯包络.

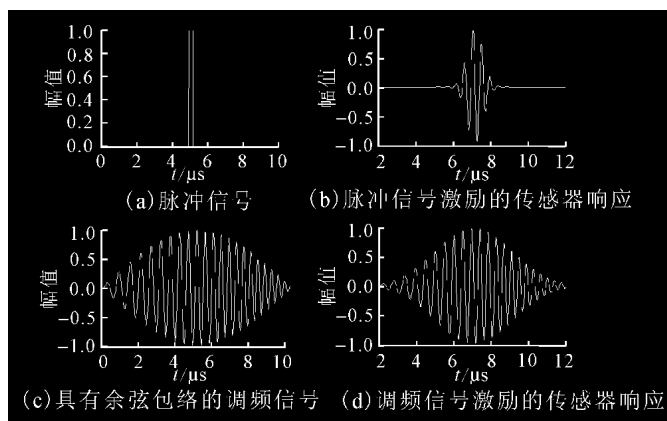


图1 普通脉冲和线性调频信号以及传感器的仿真响应曲线

### 2.2 接收信号具有白噪声的仿真成像结果

在抗噪声性能仿真实验中, 假设超声在传播一定距离经过散射、反射后, 被接收超声传感器接收, 接收到的信号是理想信号  $r(t)$  中混入了幅度为  $a$  的随机噪声  $n(t)$ , 即实际接收信号为  $r(t) + an(t)$ .

与图 1 的实验采用相同的参数, 假设白噪声的相对幅度  $a = 0.5$  (信噪比为 6 dB), 如图 2a、图 2c 所示. 对于含有白噪声的普通脉冲激励的回声信号, 我们采用传统的滤波、检包络的方法, 形成归一化的超声成像信号, 如图 2b 所示. 对于含有白噪声调频信号激励的回声信号, 我们采用滤波、调频信号解调、检包络的方法, 形成归一化的超声成像信号, 如图 2d 所示.

从图 2 可以看出, 在接收信号含有同等白噪声的情况下, 普通脉冲激励成像信号的信噪比大约是 12 dB, 线性调频激励的成像信号的信噪比大约是 21 dB. 线性调频激励的成像信号与同等条件下普通

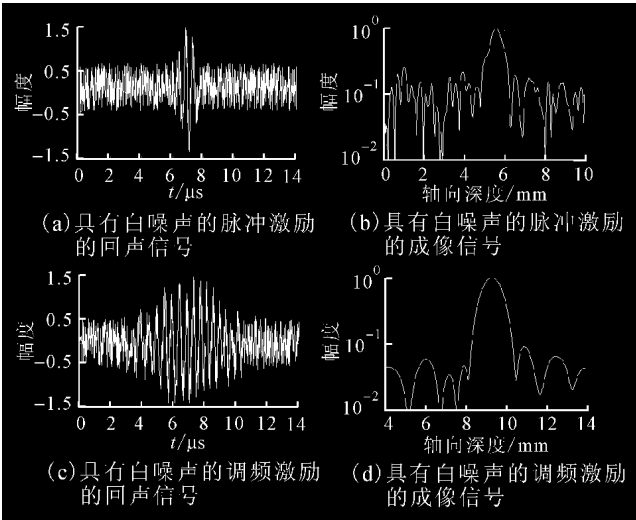


图2 含有白噪声的接收超声信号和成像信号

脉冲激励的成像信号相比,信噪比大约提高了 9 dB.

2.3 不同白噪声水平下的仿真成像结果

与图 2 的仿真采用相同的方法和参数,只改变随机噪声的幅度比值  $a$ ,分别计算出超声图像信号的信噪比,如图 3 所示.需要指出的是:在计算调频信号发射解码后形成的成像信号的信噪比时,解码运算带来的固有旁瓣被当作成像信号的固有噪声.

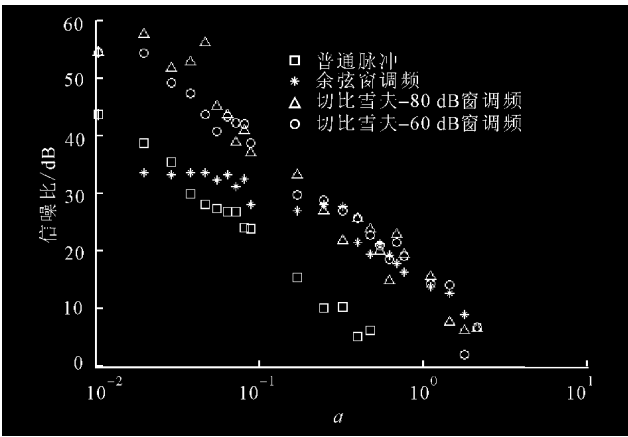


图3 普通脉冲成像与调频信号成像的抗噪声性能比较

比较图 3 中普通脉冲成像的信噪比和余弦包络调频信号成像的信噪比,可以得出:

(1)在接收信号中的随机噪声较低( $a < 0.1$ )时,调频发射成像信号的噪声主要是解码带来的旁瓣,由于余弦包络调频信号解码后的旁瓣在-30 dB左右,所以这时调频发射的抗噪声性能并不优越,如果改变发射调频信号的包络,降低固有旁瓣水平,抗噪声性能会有所改善;

(2)在接收信号中的随机噪声较高( $0.1 < a <$

0.6)时,调频发射成像信号的信噪比比普通脉冲成像的信噪比大约提高 10 dB;

(3)在接收信号中的随机噪声很高( $a > 0.6$ )时,普通脉冲发射已经几乎不可能提取出有效的成像信号(信噪比 6 dB 以上),而调频信号发射能够在噪声淹没理想接收信号( $1.0 < a < 2.5$ )的情况下,仍然可以提取出有效的成像信号.

为了提高低噪声水平下调频发射成像信号的信噪比,必须降低解码后成像信号的固有旁瓣水平.因为包络函数决定了解码后成像信号的固有旁瓣水平<sup>[8]</sup>,所以需要改变调频发射信号的包络.切比雪夫包络是一种很实用的包络,它可以预先设定调频信号解码后的固有旁瓣水平.但是,旁瓣水平降低的同时会带来成像精度下降的问题,实际成像时需要在旁瓣水平和成像精度之间平衡取舍.表 1 列出了余弦和切比雪夫包络的调频信号在成像时的仿真旁瓣水平和主瓣宽度,其中  $r$  表示最高旁瓣波纹水平.

表1 调频信号在成像时的仿真旁瓣水平和主瓣宽度

| 包络函数 | $r/\text{dB}$ | 最大旁瓣水平<br>/dB | 主瓣-6 dB 宽度<br>/mm |
|------|---------------|---------------|-------------------|
| 余弦   |               | -29.19        | 1.03              |
| 切比雪夫 | -40           | -33.91        | 1.09              |
|      | -60           | -53.30        | 1.36              |
|      | -80           | -72.32        | 1.54              |
|      | -100          | -94.21        | 1.66              |

注:信号参数  $f_0=2.25\text{ MHz}$ 、 $T=10\text{ }\mu\text{s}$ 、 $\Delta f=0.75\text{ MHz}$

发射具有切比雪夫包络的线性调频信号,分别计算出超声图像信号的信噪比,如图 3 所示.可以看出,在接收信号低噪声水平时,调频发射成像比普通脉冲发射成像的信噪比提高大约 10 dB,付出的代价是成像精度下降 1.5 mm 左右.

3 超声成像实验

3.1 成像实验系统与实验参数

调频信号发射超声成像实验系统是我们自行设计的、由多台模块化的仪器设备构成,如图 4 所示.方波脉冲发生器以脉冲重复频率 1.0 kHz 触发任意波形发生器发出调频信号,经过线性功率放大器放大后驱动超声传感器(一个 2 MHz 传感器发射、另一个 2 MHz 传感器接收,相对带宽约 40%)发射调频超声.调节输出信号的功率,保证在传感器焦区

的声压约为 300 kPa. 标准仿体仿血液储罐内注入 1 000 ml 水, 直径 8 mm 的仿血管内水以 20 cm/s 的速度流动. 超声回波信号被接收传感器接收, 经过宽带信号接收器放大后, 由计算机插槽内的 14 位 A/D 卡接收数据并存储在计算机内. A/D 卡接收数据的时刻由任意波形发生器发出的同步脉冲同步, 超声传感器在三维运动控制系统的控制下以步距 0.5 mm 进行线性扫描, 接收超声信号解调及成像用计算机离线处理.

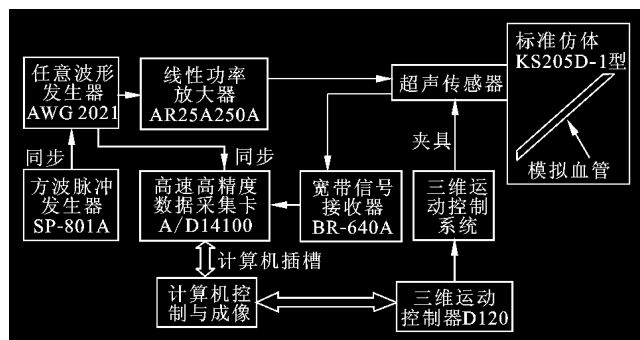


图4 调频超声发射的成像实验系统

### 3.2 超声成像实验结果

应用图4所示的实验系统, 发射调频超声(余弦包络、 $f_0=2.25$  MHz、 $\Delta f=0.75$  MHz、 $T=10$   $\mu$ s), 接收反射回波, 进行滤波、解码并形成 B 型图像, 如图5所示. 为了比较调频信号发射与普通单脉冲发射成像的差别, 在图5中同时给出了普通单脉冲发射的 B 型图像, 图像中心距传感器的距离为  $L$ . 在超声成像实验中, 发射声压大约为 300 kPa, 所列出的每个图像大小都是 50 mm $\times$ 60 mm, 图像都没有经过对数放大, 但图像灰阶都经过归一化处理. 图5是仿体中仿血管纵切面不同深度的 B 型图像.

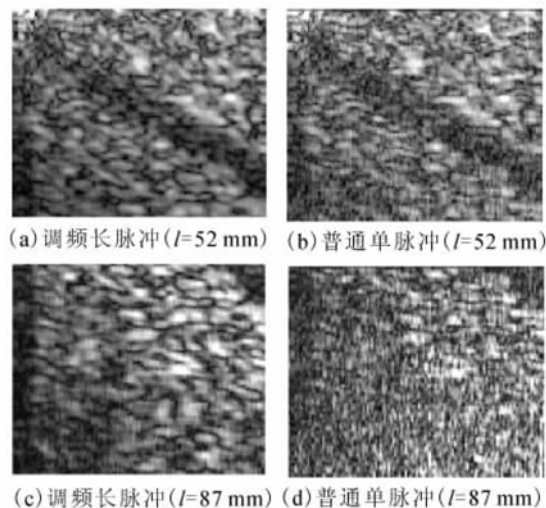


图5 调频发射与普通脉冲发射超声成像效果比较

图5a~图5d中各分图的信噪比大致是 21 dB、16 dB、20 dB、12 dB. 分析得出结果: ① 调频信号发射的仿体 B 型图像的信噪比比普通脉冲成像的信噪比提高大约 5~8 dB; ② 随着成像深度的增加, 图像的信噪比都有所下降, 但是调频信号发射成像的信噪比下降缓慢(约 1 dB), 而普通脉冲成像的信噪比下降迅速(约 4 dB); ③ 调频信号发射的成像精度与普通脉冲成像的成像精度相当. 总之, 调频信号发射成像的信噪比比普通脉冲成像的信噪比有明显提高, 而成像精度没有明显下降.

## 4 讨论

采用调频编码超声发射, 可以在超声成像时增强图像的信噪比. 这种方法也可以用在超声测量中, 当发射超声的声压不能提高而测量信噪比需要提高时, 调频编码发射是一种很好的选择. 调频超声发射提高成像信噪比的代价是: 超声发射前端电路变得复杂, 需要双极性电源和波形发生电路; 接收超声波处理复杂, 需要解码运算电路. 所以, 在目前的超声成像设备中只有极少的高端进口产品采用编码技术. 为了加快科学研究进程, 本文采用模块化设备集成了一套实验系统. 成像时采用单传感器线性扫描, 因此形成的图像只有在传感器焦点(距传感器约 40 mm)附近的横向分辨率较高, 其他位置横向分辨率较低. 待本成像方法研究成熟后, 将使用可以动态聚焦的相控阵超声传感器, 能够对不同深度进行聚焦, 取得很好的横向分辨率.

## 5 结论

仿真结果: 发射线性调频超声(余弦包络、 $f_0=2.25$  MHz、 $\Delta f=0.75$  MHz、 $T=10$   $\mu$ s)与同等条件下发射普通脉冲超声相比, 形成图像的信噪比提高大约 10 dB. 超声实验结果: 调频超声发射图像的信噪比比普通脉冲发射图像的信噪比大约提高 5~8 dB; 随着成像深度增加, 调频发射方法优势更加明显; 调频超声发射成像精度与普通脉冲成像精度相当.

### 参考文献:

- [1] 冯若. 超声手册[M]. 南京: 南京大学出版社, 2002.
- [2] Brookner E. Phased array radars[J]. Scientific Amer, 1985, 52(2): 94-98.
- [3] Donnell M O. Coded excitation system for improving the penetration of real-time phased-array imaging sys-

- tems[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 1992, 39(3): 341-351.
- [4] Haider B, Lewin P A, Thomenius K E. Pulse elongation and deconvolution filtering for medical ultrasonic imaging[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 1998, 45(1): 98-113.
- [5] Misaridis T, Jensen A J. Use of modulated excitation signals in medical ultrasound[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2005, 52(2): 177-219.
- [6] 彭旗宇,高上凯. 医学超声成像中的编码激励技术及其应用[J]. 生物医学工程学杂志, 2005(1): 175-180.
- Peng Qiyu, Gao Shang-kai. Coded excitation and its applications in medical ultrasound imaging [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2005(1): 175-180.
- [7] 韩雪梅,彭虎,杜宏伟,等. 基于线性调频信号的高帧率超声成像系统[J]. 中国生物医学工程学报, 2005(6): 700-704.
- Han Xuemei, Peng Hu, Du Hongwei, et al. High frame rate ultrasonic imaging system based on linear frequency-modulated signal [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2005(6): 700-704.
- [8] 谷金宏,王素品. 调频信号发射超声成像的参数优化与成像实验[J]. 测试技术学报, 2006, 20(4): 288-293.
- Gu Jinhong, Wang Supin. Parameter optimization and imaging experiment of frequency modulated signal transmitting ultrasound imaging [J]. Journal of Test and Measurement Technology, 2006, 20(4): 288-293.
- [9] 谷金宏,万明习,王素品,等. 基于调频信号发射的超声造影剂谐波成像方法[J]. 声学学报, 2006, 31(3): 240-246.
- Gu Jinhong, Wan Mingxi, Wang Supin, et al. Ultrasound contrast agent harmonic imaging method based on frequency modulated signal excitation [J]. Acta Acustica, 2006, 31(3): 240-246.

(编辑 杜秀杰)