

频谱带宽和功率可变多普勒信号的计算机模拟

汪源源 FISH Peter J.*
(复旦大学电子工程系 上海·200433)

计算机模拟的多普勒信号,可以为各种多普勒信号处理方法的研究提供信号源,从而了解各种不同处理方法的性能。本文提出的方法,运用白噪声通过一时变滤波器的原理,模拟产生平均频率、带宽和功率均随时间变化的多普勒信号。利用短时傅里叶变换分析以这种方法合成的模拟多普勒信号,实验的结果和理论基本吻合。

Computer simulation of Doppler signal with time-varying bandwidty and power

WANG Yuanyuan FISH Peter J.*
(Department of Electronic Engineering, Fudan University, Shanghai · 200433)
(* School of Electronic Engineering Sciences, University of Wales, Bangor, UK)

Computer simulated Doppler signals can be used as the signal source in the research of Doppler signal processing techniques, which can make it possible to compare the performance of various signal processing methods. The method described in this paper, based on the application of white noise to a filter with a time-varying impulse response, can be used to generate Doppler signals with time-varying mean frequency, bandwidth and signal power. Results of analysing Doppler signals simulated using this method with the short time Fourier transform show agreement with the theoretical prediction.

1 引言

超声多普勒技术,作为医学超声的一个重要方面,由于能无损地检测人体血管中的血液状况,为血液循环系统和血管疾病的诊断提供了依据,从而在医学临床诊断中占有越来越重要的地位。超声多普勒仪器测量血流特性的能力不仅与仪器的性能有关,而且和所用的信号处理方法有关。为了比较各种不同处理方法的性能,往往需要已知特性的超声多普勒信号作为系统的输入。此多普勒信号可以来自人体或物理流速系统,但是它的产生有时不太方便。所以便有必要的在计算机上模拟产生一定特性的超声多普勒信号。

根据以前研究的短时间(10ms)内多普勒信号的模拟^[1,2]模型,可以合成正常人体颈总动脉的多普勒信号。但是,由于该模型从最大频率曲线和信号频

谱的统计关系出发,而目前仅有对正常人体颈总动脉的两者关系有所研究^[2]。所以为了合成其它血管或异常血流情况下的模拟多普勒信号,我们提出了一种从信号的平均频率和带宽出发的模拟方法^[3]。由于利用多普勒技术检测血流时,信号的平均频率曲线和频谱带宽是诊断疾病的重要依据。也就是说,不同的平均频率曲线和频谱带宽,对应了不同的血流状况,因此以这两个参数为基础模型,就可以合成不同血流状况的脉冲多普勒信号。但是这种方法虽可用来模拟各种动脉血流的多普勒信号,却存在着一个缺陷,即只能模拟带宽和信号功率不随时间变化的情况,这与临床检测的多普勒信号有时不一致。因此研究更接近于临床实际情况的多普勒信号的模拟方法就成为一个新的课题。

本文的研究就是为了解决带宽和功率可变的问题

* 收稿日期: 96-12-5; 修回日期: 97-3-10

题,这种模型应该可以合成范围更广的多普勒信号,包括正常和异常血流的多普勒信号,从而为利用超声多普勒技术研究血流的状况提供了便利。

2 基本原理和方法

通常认为:多普勒血流信号是许多独立的散射体(红细胞和红细胞类聚体)的多普勒效应的总和,因血流速度剖面在一个心动周期内是不断变化的,此信号是非平稳的。但是为了研究的方便,我们又可以把它当作是短时间内准广义平稳的,而且进一步的研究表明:多普勒信号是高斯的随机过程。因此,我们可以将多普勒信号记为^[4]:

$$x_D(t) = r_{\text{gauss}}(t) \exp[j\Phi(t)] \quad (1)$$

$r_{\text{gauss}}(t)$ 是高斯随机信号, $\Phi(t)$ 是信号的相位, 与信号的平均频率有关, 即信号的瞬时平均频率为^[5]:

$$f_m(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d\Phi}{dt} \quad (2)$$

因此, 积分得到 $\Phi(t)$ 为:

$$\Phi(t) = 2\pi \int f_m(t) dt + C \quad (3)$$

其中 C 为积分常数, 不失一般性, 令 $C=0$, 则(1)式变为:

$$x_D(t) = r_{\text{gauss}}(t) x_1(t) \quad (4)$$

$$\bar{x}_1(t) = \exp[j2\pi \int f_m(t) dt] \quad (5)$$

从(5)式可见, 如已知多普勒信号的平均频率曲线 $f_m(t)$, 并能合成高斯随机信号 $r_{\text{gauss}}(t)$, 便可得到模拟的多普勒信号。已知当高斯白噪声 $n(t)$ 通过线性滤波器 $h(t)$, 其输出一高斯随机信号^[6], 即

$$r_{\text{gauss}}(t) = \int n(t - \tau) h(\tau) d\tau \quad (6)$$

$r_{\text{gauss}}(t)$ 的功率谱函数为 $N |H(f)|^2$, 其中 $H(f)$ 是 $h(t)$ 的傅里叶变换, N 是 $n(t)$ 的频谱密度, 是一常数。由于 $r_{\text{gauss}}(t)$ 的频谱随时间变化, 滤波器响应应该是时变的, 可记为 $h(\tau, t)$, 即

$$r_{\text{gauss}}(t) = \int n(t - \tau) h(\tau, t) d\tau \quad (7)$$

若 $r_{\text{gauss}}(t)$ 功率谱密度 $S(f, t)$ 是高斯型的, 且其带宽曲线为 $\sigma_f(t)$, 则 $h(\tau, t)$ 也是高斯型的, 其宽度参数为 $\sigma_\tau(t)$ 。因此我们有:

$$S(f, t) = \frac{p(t)}{2\pi\sigma_f(t)} \exp\left[-\frac{f^2}{2\sigma_f^2(t)}\right] \quad (8)$$

$$h(\tau, t) = \text{const} \frac{p(t)}{\sigma_\tau(t)} \exp\left[-\frac{\tau^2}{2\sigma_\tau^2(t)}\right] \quad (9)$$

$p(t)$ 为信号的功率随时间变化曲线, 而 $\sigma_\tau(t)$ 为^[4]

$$\sigma_\tau(t) = 1/\left[2 \int \frac{p(t)}{2\pi\sigma_f(t)}\right] \quad (10)$$

因此, 当已知多普勒信号的频谱带宽和功率曲

线, 由(9)、(10)两式得到 $h(\tau, t)$, 然后由(7)式得到 $r_{\text{gauss}}(t)$, 最后根据(4)、(5)两式和已知的平均频率曲线合成模拟的多普勒信号。

3 多普勒信号的模拟实验

为了验证理论的可行性, 我们在计算机上进行多普勒信号的模拟实验, 图1为一正常人体颈总动脉一个心动周期的平均频率曲线^[7], 为了模拟相对带宽不变的信号情况, 频谱带宽曲线取为平均频率曲线的10%, 为了模拟信号功率在一个心动周期内的变化, 信号的功率可取为与带宽成正比。图2分别为按照以上模型合成的多普勒信号在心脏收缩上升期和下降期的波形, 在收缩上升期可见信号的频率由慢变快, 而在下降期则见信号的频率由快变慢, 这与实际情况是吻合的。

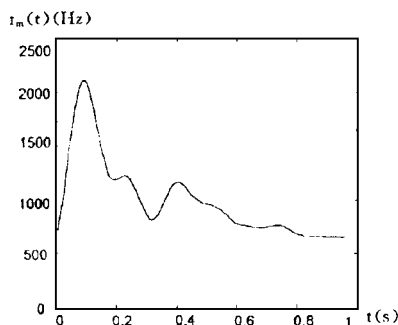
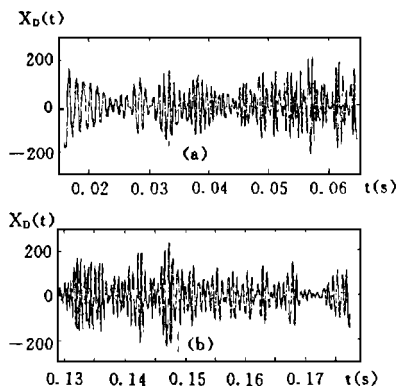


图1 正常人体颈总动脉一个心动周期的平均频率曲线

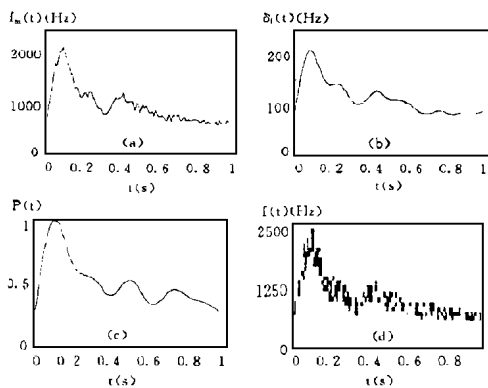


(a) 心脏收缩上升期波形; (b) 下降波形

图2 合成的多普勒模拟信号

为了解这种合成模型的合理性, 我们对合成的模拟多普勒信号进行短时间的傅里叶频谱分析: 先将模拟信号按 10ms (因多普勒信号在 10ms 内可被当作是准广义平稳的随机信号) 分段, 对每段多普勒信号乘以海宁窗 (目的是减少截断引起的误差),

然后进行傅里叶分析, 求出信号的功率谱密度, 最后根据文献[8]分别求出信号的平均频率、频谱带宽和功率曲线。图3(a)为求出的平均频率曲线, 将它与图1比较, 发现它们是基本一致的, 图3(b)为求出的带宽曲线, 它基本为图1平均频率曲线的10%, 图3(c)为求出的信号功率曲线, 它与信号带宽成正比, 图3(d)为模拟信号的声谱图。从这些结果看, 这种模型能较好地合成所需特性的模拟多普勒信号。



(a) 平均频率曲线, (b) 带宽曲线, (c) 功率曲线, (d) 声谱图

图3 模拟信号

4 讨论和结论

多普勒信号的平均频率曲线和频谱带宽是诊断血管疾重要参数, 当血管中存在狭窄时, 会产生湍流和涡流, 湍流和涡流的产生均会导致信号频谱带的增大, 而涡流的出现又会引起平均频率曲线的变化。因此不同的平均频率曲线和频谱带宽, 反映了不同的血流状况, 也就是, 如果给出不同的平均频率曲线和频谱带宽, 就可以合成不同血流状况下的多普勒模拟信号, 为信号分析方法的比较和研究提供了很好的信号源。

从信号的平均频率曲线、频谱带宽曲线和功率曲线出发建立的多普勒信号的模拟模型, 由于一方

面体现了超声多普勒信号长时间($> 10\text{ms}$)非平稳的特点, 另一方面又体现了其短时间($< 10\text{ms}$)内准广义平稳的特点, 因此能够使合成模拟多普勒信号更符合实际的情况。同时我们看到, 这种模拟方法不仅可适用于脉冲波多普勒信号的模拟, 而且也适用于连续波多普勒信号的模拟。

模拟多普勒信号的得到, 为我们研究各种不同的多普勒信号处理技术提供了信号源, 使我们可以在模拟实验中分析这些方法的性能, 例如可以分析各种平均频率估计方法的精度, 也可以分析各种频谱分析技术的性能, 因此有很大的意义。同时由于该模型还能通过改变带宽曲线和功率曲线合成异常血流的模拟多普勒信号, 为我们利用超声多普勒技术研究血管疾病提供了一定的便利。

作者对本校王威琪教授给予的帮助深表谢意。

参考文献

- 汪源源, 王威琪, 邵谦明. 超声多普勒信号的计算机模拟. 复旦学报(自然科学版), 1992; 31(4): 461 ~ 470
- Mo, L. L. and Cobbold, R. C. A nonstationary signal simulation model for CW and PW Doppler ultrasound. IEEE trans. on UFFC, 1989; 36(5): 522 ~ 530
- 汪源源, Fish, P. J. 脉冲多普勒信号的模拟方法. 复旦学报(自然科学版), 1995; 34(3): 241 ~ 246
- Fish, P. J. Nonstationary broadening in pulsed Doppler spectrum measurements. Ultrasound in Med. & Biol., 1991; 17(2): 147 ~ 155
- 汪源源, 王威琪. 超声多普勒信号瞬时频率的研究. 声学技术, 1993; 12(4): 4 ~ 9
- Haykin, S. Communication systems. Toronto: Wiley, 1978: 173 ~ 176
- Evans, D. H. M cDicken, W. N. Skidmore, R. Woodcock, J. P. Doppler ultrasound (Physics, Instrumentation, and Clinical Applications). Chichester: John Wiley & Sons, 1989: 16 ~ 17
- Brody, W. R. and Meindl, J. D. Theoretical analysis of CW Doppler ultrasonic flowmeter. IEEE trans. on BM E. 1974; 21(4): 183 ~ 192