

# 超声多普勒血流自小波相关分析 及 STFT 方法的对比研究

李天钢,王素品,李坤阳

(西安交通大学生命科学与技术学院生物医学信息工程教育部重点实验室,陕西西安 710049)

**摘 要:** 论文阐述了短时傅里叶变换(STFT)在分析长时间非平稳随机血流信号时产生的误差,提出了一种用于超声多普勒血流信号分析的自小波相关分析(AWCA)方法.小波变换灵活可变的时频窗,在分析多普勒血流信号时更具有优势.文中给出了超声多普勒血流仿真信号,并用此信号进行了相应的短时傅里叶与自小波相关的结果分析.对比分析结果表明,自小波相关分析方法不仅适合于分析具有非平稳性的多普勒血流信号,而且能够提供更好的位置和频率分辨特性.

**关键词:** 超声多普勒信号;血流速度;短时傅里叶变换;自小波相关分析

**中图分类号:** R318.5; TP391.41

**文献标识码:** A

**文章编号:** 0372-2112(2006)10-1842-05

## Comparison Research of Auto-Wavelet Correlation Analysis with STFT for Ultrasonic Doppler Blood Measurement

LI Tian-gang, WANG Su-pin, LI Kun-yang

(School of Life Science and Technology, Xi'an Jiaotong University, The Key Laboratory of  
Biomedical Information Engineering, Ministry of Education, Xi'an, Shaanxi 710049, China)

**Abstract:** Short time Fourier Transform (STFT) of Doppler spectrum analysis has provide a effective lossless detecting means for blood velocity measurement and diagnosis of artery strait disease in the past. There must be analysis error using the transform for long interval unsteady blood fluid signals. Due to variable flexible spatio-temporal windows, wavelet has much more predominance when analyzing Doppler blood signals. An innovative auto-wavelet correlation analysis (AWCA) method is put forward here, which can be used in analysis of Doppler blood signals. It is given the simulative experimental signals and the analysis results, compared AWCA with STFT at last. The results indicate that AWCA method not only adapts to analyze unsteady Doppler blood signals, it can also provide better resolution properties of position and frequency.

**Key words:** ultrasonic doppler signals; blood velocity; short time fourier transform; auto-wavelet correlation analysis

## 1 引言

快速傅里叶变换(FFT)频谱分析方法为血流速度测量和动脉狭窄疾病的诊断提供了一种有效的无损检测手段,被广泛应用于医学超声实践中,典型的应用是脉冲多普勒和连续波多普勒血流信号分析.为了分析具有非平稳随机特点的血流信号,是采用短时傅里叶变换(STFT)将被分析的信号在短时间段内近似为稳态<sup>[1]</sup>,折衷频率分辨率与心脏收缩期血液排出时间,传统上选取短时窗为 10ms.为了提高频率分辨率,需要加长时间窗,但这会导致稳态性假设无效.另外,STFT对奇异信号作局部分析略显不足.根据小波变换同时具有时间与空间多分辨率的特性以及分析奇异性非平稳随机信号的特点,本文提出采用一种自小波相关分析(AWCA)的方法对超

声多普勒血流信号进行分析,从相关分析的角度对超声多普勒血流信号进行分析.

作者查阅了国内外有关小波变换的超声多普勒血流信号分析研究的文献,总结出这些研究是基于小波变换性质和特点的普通性研究.本文在小波变换性质的基础上,旨在更深入地探索采用自小波相关分析方法进行超声多普勒血流信号的特性分析,同时对信号分析方法进行比较,得出一些对临床诊断有意义的结果.

## 2 多普勒血流信号的仿真

人体心室射血和充盈完整过程可以被分为心室收缩期、心室舒张期两个阶段和等容收缩期、快速射血期、减慢射血期、减慢充盈期、快速充盈期、等容舒张期六个过程.伴随着血

收稿日期:2006-01-10;修回日期:2006-04-15

基金项目:国家自然科学基金(No. 30370403)

液循环流动产生了多普勒频差信号,它是由人体中血液细胞和血管运动产生的,包含有目标的运动速度、方向及其在体内分布等有价值的信息.多普勒血流流速信号具有以下特征:1)按照心律周期进行脉动;2)在血管中形成流速分布,其多普勒剖面流速成正态分布;3)正常情况下处于层流状态,在病变情况下形成紊流.在狭窄部位形成奇异性湍流,此时非平稳、非线性和无规则表现得比较突出.因此,超声多普勒血流信号的组合特征为:

(1) 血流信号时域特征 一个心动周期包括舒张期和收缩期两个阶段.相应地,多普勒血流信号也就包括了两个明显的峰值.收缩期血流流速大于舒张期的血流流速,多普勒信号也随之较大.所以收缩期信号的幅值明显较大.

(2) 血流信号的频域特征 窄带谱的上边带包含正向血流信息,下边带包含反向血流信息;主频带  $f_0$  附近的血管壁等缓慢运动目标产生的多普勒频移信息,它是血流测量中所不需要的.由血管壁产生的反射回波信号幅度远大于由血细胞产生的散射回波信号.血管壁运动速度远小于血管中的血液流速,但与管壁内侧附近的流速比较接近.

(3) 血流信号的统计特征 与大多数生物医学信号相同,血流信号是概率分布规律与统计特性随时间的推移而变化的非平稳随机信号,通常与瑞利分布和高斯分布相近似.

根据以上非平稳随机性、周期脉动性、心室收缩期和舒张期、正反向血流出现的时段以及较强噪声干扰背景等特征,多普勒血流信号仿真实现过程如图 1 所示.

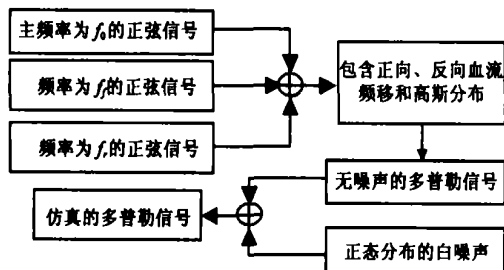


图 1 多普勒血流信号仿真流程图

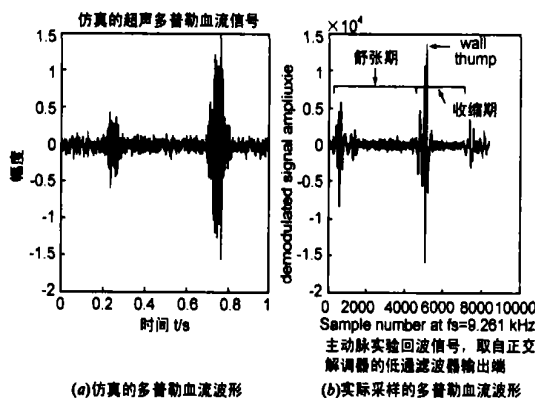


图 2 多普勒血流信号仿真波形与实际波形对比

本文的仿真结果如图 2(a) 所示,从直观上看与图 2(b) 真实的血流信号有很多共同点.这里仿真的多普勒血流频差信号取值为 1000Hz.这种仿真用于建立自小波相关分析的典型病理特征血流信号的母小波数据.

作者同时参考了文献[2]、[3]和[8],在文献[3]中所用到的信号,是文献[2]MO 和 COBBOLD 所提出的一种方法.目前所查阅的国际上研究往往采用此模型.这个方法模拟了正常颈动脉的单向多普勒信号,并用了随机数发生器提供了  $(0,1)$  上均匀分布的随机值.此模型假设多普勒信号为一个窄带高斯过程,由一组正弦波来仿真.正弦波的频率  $f_m$  以恒定宽度  $\Delta f$  将频率范围  $[0, f_{\max}]$  分为  $M$  点.

$$x(t) = \sum_{m=1}^M a_m \cos(2\pi f_m t + \phi_m) \quad (1)$$

其中:  $f_m = (m - 0.5) \Delta f$ ;  $a_m = \sqrt{2S(t, f_m) \Delta f y_m}$ ;  $M = 2f_{\max} T$

随机相位  $\phi_m$  始终分布在  $[0, 2\pi]$  上;  $S(t, f_m)$  是定义  $[0, 2\pi]$  在时间依赖理论能谱密度函数;  $y_m$  是具有两个自由度的随机变量.正弦波幅度  $a_m$  是瑞利(Rayleigh)分布随机变量,正弦波的个数  $M$  是由信号持续时间  $T$  决定的. MO 和 COBBOLD 展示了总体平均的正常颈动脉谱图,采用了 10ms 宽的矩形窗,可以近似为:

$$S(t, f) = A(f_{\max} - f)^2 \exp[-B(f_{\max} - f)^2] \quad (2)$$

其中  $f_{\max}$ 、 $A$  和  $B$  都是时间依赖参数,分别表示多普勒频谱最大频率、能量比和带宽比.

通常根据公式(2)计算出理论的时频表示,多普勒信号由公式(1)仿真,同时用随机数发生器产生  $[0, 1]$  上均匀分布的随机矩阵.改变随机种子,从而得到 100 个根据心动周期而产生的颈动脉多普勒血流信号的实现.仿真信号的采样频率  $f_s$  为 20KHz,心动周期为 1s.但这种方法在引用分析时,过于复杂繁琐.本文提出的方法简洁实用,易于用做信号分析.

### 3 短时傅里叶变换的血流时频分析

为了满足非平稳信号分析,达到时域的局部化,在傅里叶分析中的基本变换函数之前乘上一个时间上有限的函数  $w(t)$ ,然后用它来做分析工具.这样,  $e^{-i\omega t}$  起频限作用,  $w(t)$  起时限作用,合在一起就可起到时频双限作用.其基本变换的数学形式为<sup>[4]</sup>:

$$(G)(\omega, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) w(t - b) e^{-i\omega t} dt \quad (3)$$

式中实函数  $w(t)$  为时窗函数,  $f(t)$  是进行分析的信号.整个过程就是  $w(t)$  沿着  $t$  轴滑动,可以不断地截取一段信号,然后对每一小段分别作傅里叶变换,得到一个二维函数  $(G)(\omega, b)$  的 Gabor 变换.

离散形式的短时傅里叶正变换的定义为:

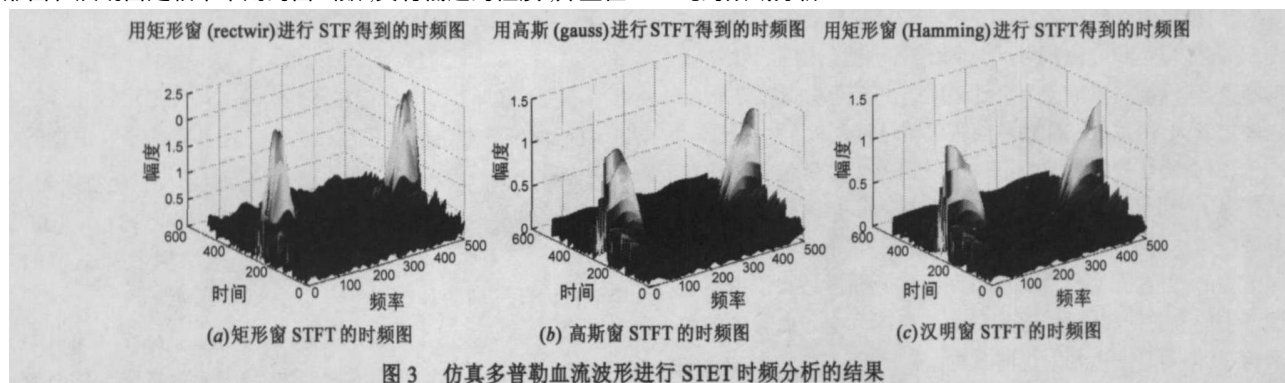
$$\begin{aligned} X_N(k) &= \sum_{l=n}^{l=n+N} x(l) w(l - n) e^{-i(2\pi k/N)l} \\ &= \sum_{l=1}^{l=N} x(l) \hat{w}(l) e^{-i(2\pi k/N)l} = \text{DFT}[x(l) \hat{w}(l)] \quad (4) \end{aligned}$$

式中  $n, k$  分别表示离散的时间和频率,  $N$  为窗的长度.  $\hat{w}(l)$  表示扩充之后的窗函数,与  $x(l)$  具有同样的长度,除了  $[n, n + N]$  之外,其余各点的值都为 0.

要使 STFT 能用于时频局部化分析,必须对  $w(t)$  和  $\hat{w}(\omega)$  提出合适的要求.  $\hat{w}(\omega)$  是  $w(t)$  的频域表现.  $w(t)$  叫做时窗函数,起着时域局部化的作用;  $\hat{w}(\omega)$  叫做频窗函数,起着频域

局部化的作用. 如果  $w(t)$  是时窗函数, 不一定保证  $\phi(\omega)$  是频窗函数; 反之, 如果  $\phi(\omega)$  是频窗函数, 也不一定保证  $w(t)$  是时窗函数. 窗函数  $w(t)$  要求不仅能做时窗函数, 还要求其频域表现  $\phi(\omega)$  能做频窗函数. 窗函数在时域和频域都需要快速衰减性. 可作为窗函数的有矩形窗、三角窗 (或 Bartlett 窗)、Gauss 窗、汉宁 (Hanning) 窗 (升余弦窗)、汉明 (Hamming) 窗 (改进升余弦窗)、布莱克曼 (Blackman) 窗 (二阶升余弦窗). 矩形窗和汉明窗是较常采用的窗函数, 具有低通的性质, 并且在

截止频率处都较为尖锐. Gauss 窗具有较好的时频兼容特性. 根据常规分析取值, 短时窗长度取 10ms 为时间局部化和频率局部化的折中方案. 由于所要进行 STFT 分析的信号仿真了一个心动周期, 持续时间 1s, 共有 1000 个点, 所以每个短时窗的长度取 10 个点即可代表 10ms 时间. 图 3(a)、(b)、(c) 是对图 2(a) 仿真多普勒血流波形进行 STFT 时间频率分析得到的结果. 这种时频分析方法可以补充已有医学超声诊断系统中单纯的频域分析.



在分析突变信号和非平稳信号时, 单纯的傅里叶分析在理论上存在误差, 虽然短时傅里叶变换将信号形式看作准平稳性质, 在一定程度上反映了信号的内涵, 但在表现形式不够真实, 而且噪声导致信号频谱的复杂化. 影响时频局部化的精细程度的因素及 STFT 某些局限性<sup>[3]</sup>:

(1) 时频窗面积 选择某个窗函数标准之一是能使时频窗面积充分小. Heisenberg 测不准原理表明, 任何窗函数所对应的时频窗面积都有  $A \geq 2$ . 也就是说, 就时频窗面积而言, Gauss 窗函数  $g_a(t)$  是最好的结果.

(2) 时频窗形状 分析低频信号的时频窗应是时窗宽而频窗窄; 分析高频信号的时频窗应是时窗窄而频窗宽. 虽然 STFT 可以分析低频和高频信号, 若用确定窗宽的时频窗来分析同一信号的不同时段, 有时适合, 有时不适合.

(3) 多尺度特性 时频局部化的精细程度还表现在分析高、低频信号的自适应时频窗方面. 希望选择某个窗函数, 其时频窗是自适应变化的, 对低频信号, 其窗口形状自动变得扁平, 对高频信号其窗口形状自动变得瘦长.

在时频窗分析中, 往往还要求将频域分成若干个细小频带, 进一步分析信号在各个频带中的表现; 往往还要分析局部时域信号的局部频域特性, 局部时域信号在各个子频带中的局部表现; 往往还要实时地、精细程度更高地、自适应地分析信号. 对于这些要求, STFT 也不能满足.

短时傅里叶变换虽然是最直观最简单的时频联合分析. 但是在 STFT 中, 变量  $t$  和  $\omega$  仍是单独取值. 因此, 它并不是严格意义上的时频联合分析. 小波变换分析既有较好的时间分辨特性, 又具有较好的频率分辨特性. 是信号时频分析的一种有效形式.

#### 4 自小波相关分析

小波变换在分析动脉狭窄产生的湍流时, 对湍流变化更为敏感, 国内外研究的主要方向是将小波变换分析应用在心

流信号变尺度滤波处理和奇异性信号检测方面<sup>[5,7,9]</sup>, 所存在问题都是这些方法都是基于传统意义上的小波变换研究, 在进入实用时会遇到困难. 作者基于多年小波变换的实践, 提出一种新的自小波相关分析 (AWCA) 方法对超声多普勒血流信号进行分析, 这种方法在提供心血管诊断依据方面更具有价值.

##### 4.1 自相关小波分析模型

小波变换是把小波基函数的  $\psi(t)$  做位移  $a$  后, 在不同尺度  $a$  下与待分析的信号  $x(t)$  做内积, 表达式为:

$$WT_x(a, t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-t_0}{a}\right) dt \quad (5)$$

传统多普勒技术是建立在“窄带假设”基础上的, 即建立在血流速度  $v$ , 超声在人体中的传播速度  $c$  的基础上. 在运动目标上的反射回波是入射波的展宽 ( $v$  与  $c$  同方向) 或者压缩 ( $v$  与  $c$  反方向). 在重复发射间隔内表现时间的改变, 即在尺度上的伸缩. 这正符合小波变换的时间-尺度方法的宽带模型. 根据参考文献[6], 在单运动目标的情况下, 此时的回波模型为:

$$g(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} f\left(\frac{t-b}{s}\right) \quad (6)$$

式中:  $s = \frac{c+v}{c-v}$ ,  $b = \frac{2r}{c-v}$ ,  $c$  为发射超声波的速度,  $v$  是运动目标的速度,  $r$  是运动目标与  $t=0$  时刻的距离.  $f(t)$  是持续有限的发射信号, 将其直接用作小波基函数对  $g(t)$  作小波变换, 则:

$$WT_{fg}(a, t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{s}} f\left(\frac{t-b}{s}\right) \psi\left(\frac{t-t_0}{a}\right) dt \quad (7)$$

式中: 用  $s$ 、 $b$  反映目标位置,  $a$  反映小波尺度伸缩. 上式  $WT_{fg}(a, t)$  实际反映了函数小波变换的自相关特性, 定义为自小波变换. 相关最大值位于  $a=s$  与  $t=b$  处. 根据上述公式可以推论:

对位置的分辨率决定了自小波变换  $WT_{fg}(a, t)$  的特性,

$WT_{fg}(a, \cdot)$  愈尖锐,分辨率愈强;可以选择特定函数替换  $f^*(t)$  作为小波基函数,并与输入函数进行相关运算,如果  $WT_{fg}(a, \cdot)$  取得较大值,表明具有较大的相关性。根据这种思想,提出了一种不同于传统 FFT 分析方法的新的广义自小波变换方法。应用这种方法进行超声多普勒血流分析时,可以选择有代表意义的病理信号特征片断作为小波基函数,对从病人体内采集的多普勒血流信号进行相关度和位置分析,可以获得新的分析结果。这种方法可以拓展到多运动目标时的情况,即:

$$WT_{fg}(a, \cdot) = \iint D(s, b) WT_{fg}\left(\frac{a}{s}, \frac{-b}{s}\right) \frac{dsdb}{s^2} \quad (8)$$

式中:  $D(s, b) = \frac{2c^2}{(1+s)^3} B\left(\frac{s-1}{s+1}c, \frac{cb}{s+1}\right)$  称为尺度位移密度函数,  $B(v, r)$  是不同速度、不同目标的分布密度函数,  $WT_{fg}$  是函数  $f(t)$  与小波基函数的广义自小波变换。AWCA 方法不仅适合于分析具有非平稳性的多普勒血流信号,而且能够提供更好的位置和频率分辨特性。

#### 4.2 自小波分析结果

应用 AWCA 方法进行超声多普勒血流分析的意图是可以选择有代表意义的病理信号特征片断作为小波基函数,对从病人体内采集的多普勒血流信号进行相关度和位置分析,可以获得新的分析结果。图 4 是采用 Morlet 小波基函数进行多尺度小波分解的结果。这里小波尺度系数  $a=3$ , Approximation A1 到 A3 是依次从低到高小波分解的低频成分, detail D1 到 D3 是相应的高频分量。图 4 表明小波变换具有良好的低频频率分辨特性和高频时间分辨特性,这对于 AWCA 分析具有参考意义。

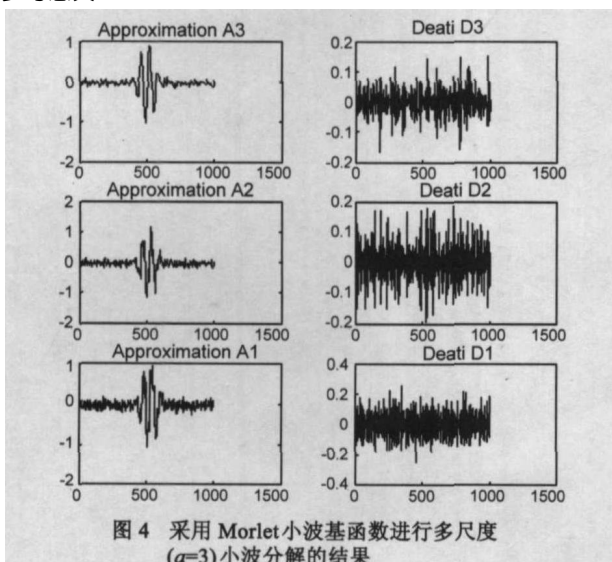


图 4 采用 Morlet 小波基函数进行多尺度小波分解的结果

图 5 是用高斯信号进行的小波相关分析的结果。AWCA 应用价值在于小波分析的血流病理含义的解释、自动根据信号的频率特性改变尺度系数和对信号的实时处理。

#### 5 结束语

STFT 是目前商用多普勒血流检测系统中频谱计算的标准方法,它是建立在 FFT 基础上的,在分析非平稳信号时会产生误差。本文提出的 AWCA 是一个有价值的研究课题,但存

在一些有待于解决的问题。主要包括:

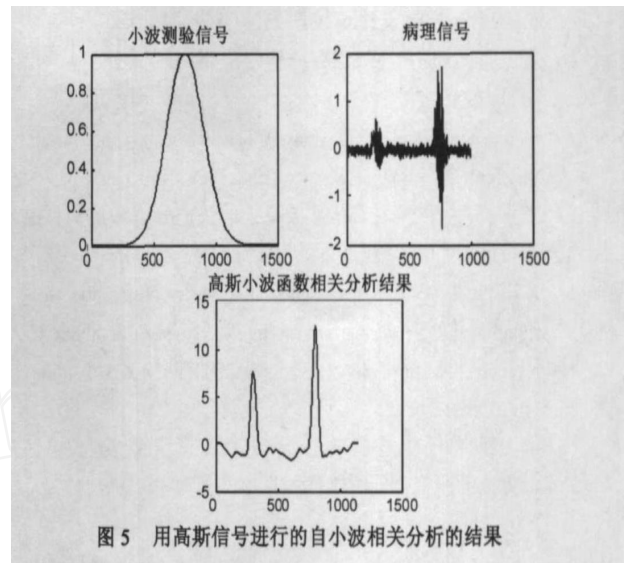


图 5 用高斯信号进行的小波相关分析的结果

##### 5.1 自小波相关函数选择

自小波相关特征函数的选取是论文方法的核心。一方面需要对自小波相关函数的时频和相域特性进行研究。另一方面,需要结合血流信号的非平稳特性,寻找或构造与病理信号相似的各种小波相关函数,提高信号相关分析精度和病理特征的表达能力。

##### 5.2 特征提取算法

自小波相关分析的应用价值在于小波的血流病理含义的解释、自动根据信号的频率特征改变尺度系数和对信号的实时性处理。借助于快速傅里叶分析的思路,开发一种用于多普勒血流频谱分析的快速小波变换相关分析的实际算法,并且能够用于高速数字信号处理器 (DSP) 的并行计算处理中,将是更有探索价值的研究课题。

#### 参考文献:

- [1] 秦前清,杨宗凯. 实用小波分析[M]. 西安:西安电子科技大学出版社,1998.  
Q Qin, Z K Yang. Practical wavelet analysis[M]. Xi'an:Xi'an Electronic Technology University Press,1998. (in Chinese)
- [2] L Y MO, R S COBBOLD. A nonstationary signal simulation model for continuous wave and pulsed Doppler ultrasound[J]. IEEE Trans on Ultrasound, Ferroelectrics and Frequency Control, 1989, 36(5): 522 - 530.
- [3] Y Zhang, Z Guo, et al. A comparison of the wavelet and short-time fourier transforms for Doppler spectral analysis[J]. Medical Engineering & Physics. 2003, 25(3): 547 - 557.
- [4] 徐长发,李国宽. 实用小波方法[M]. 武汉:华中科技大学出版社,1999.  
C F Xu, G K Li. Practical wavelet method [M]. Wuhan: Huazhong Science and Technology University Press, 1999. (in Chinese)
- [5] Nizamettin Aydin, Soundrie Padayachee, Hugh S Markus. The

use of the wavelet transform to describe embolic signals[J]. Ultrasound in Med. & Biol., 1999, 25(6): 953 - 958.

- [6] 杨福生. 小波变换的工程分析与应用[M]. 北京: 科学出版社, 1999.

F S Yang. Engineering analysis and application of wavelet transform[M]. Beijing: Science Press, 1999. (in Chinese)

- [7] 虞湘宾, 董涛. 一种离散小波变换的快速分解和重构算法[J]. 东南大学学报(自然科学版), 2002, 32(4): 564 - 568.

X B Yu, T Dong. Fast decomposition and reconstruction algorithm on discrete wavelet transform[J]. Journal of Southeast University (Natural Science Edition), 2002, 34(4): 546 - 568. (in Chinese)

- [8] 高上凯, 徐国富. 多普勒血流信号仿真模型的建立及谱估计方法的研究[J]. 中国生物医学工程学报, 1994, 13(3): 200 - 211.

S K Gao, G F Xu. Establishing of simulation model of Doppler blood fluid signals and research of spectrum estimate method[J]. Transaction of Biomedical Engineering of China, 1994, 13(3): 200 - 211. (in Chinese)

- [9] 刘斌, 汪源源, 王威琪. 利用小波变换提取声谱图参数的一种方法[J]. 中国生物医学工程学报, 2000, 19(1): 121 - 128.

B Liu, Y Y Wang, W Q Wang. Extraction of sonogram parameters using wavelet transform[J]. Transaction of Biomedical Engineering of China, 2000, 19(1): 121 - 128. (in Chinese)

#### 作者简介:



李天钢 男, 副教授, 1959 年 1 月生于陕西咸阳, 1990 年获西安交通大学生物医学工程专业工学硕士学位, 现任职于西安交通大学生命科学与技术学院, 在职博士研究生, 主要从事生物医学信息和图像处理等方面的研究工作, 在国内外核心期刊发表论文 20 余篇, 参加多项重大科研项目并获得重要奖励.

E-mail: li\_tiangang@sohu.com



王素品 女, 教授, 博士生导师, 1950 年 12 月出生于北京, 现任职于西安交通大学生命科学与技术学院, 主要从事生物医学信息和语音信号处理方面的研究工作, 在国内外核心期刊发表论文 30 余篇, 参加多项重大科研项目并获得重要奖励.