

## 超声血流信号的计算机仿真模型研究综述\*

张榆锋, 高 莲

(云南大学 信息学院电子工程系, 云南 昆明 650091)

**摘要:** 超声技术是目前常用的血管狭窄疾病诊断方法, 其诊断准确性不仅与设备的硬件性能相关, 还与血流信号处理方法及诊断特征提取算法密切相关. 计算机仿真模型合成的超声血流信号是一种广泛使用的信息已知的信号分析及特征提取算法性能评价的信号源, 在血流信号处理方法及诊断特征提取算法研究中具有广泛应用. 近年来, 研究者们综合考虑血管及其狭窄斑块的特性、几何形状、尺寸大小、血流分布的计算方法及超声工作模式, 从不同角度提出了许多超声血流信号计算机仿真模型. 对其中几种主要仿真模型作了一个归纳总结, 并深入讨论了超声血流信号的计算机仿真领域的可能发展方向.

**关键词:** 动脉; 动脉血管; 狭窄及斑块; 超声血流信号; 计算机仿真模型

**中图分类号:** TN 911.6    **文献标志码:** A    **文章编号:** 0258-7971(2013)03-0296-06

超声技术是目前一种常用的获取心脑血管系统血流动力学信息的方法. 超声技术诊断血管疾病的准确性不仅与设备的硬件性能相关, 还与血流信号处理方法及诊断特征提取算法密切相关<sup>[1]</sup>.

临床获取的实际信号是一种较为客观的评价超声血流信号处理方法及诊断特征提取算法性能的信号. 但临床采集信号受诸多因素的影响, 导致其所具备的真实信息未知, 使得提取诊断信息无法与真实信息直接比较. 而计算机仿真模型合成的超声血流信号具有信息已知的特性, 使其成为一种评价信号分析及特征提取算法性能的重要试验手段, 在超声血流信号分析及诊断特征提取算法研究中具有广泛应用.

临床研究表明<sup>[2]</sup>, 血管中血流流动状况与血管及其狭窄斑块的组织特性及几何特征(如几何形状、尺寸大小)等密切相关. 为了仿真不同组织特性及几何特征血管内超声多普勒血流信号, 超声血流信号的计算机仿真建模过程中, 需综合考虑血管的组织特性. 近年来, 研究者在综合考虑血管内组织特性、血流分布的计算方法及超声工作模式对仿真血流信号的影响, 从不同角度出发提出了多种

超声血流信号计算机仿真模型<sup>[3-16]</sup>. 本文详细分析了其中几种主要模型, 说明了各仿真模型的基本原理、使用范围及可能存在的局限性.

### 1 常用超声血流信号计算机仿真模型

超声血流信号计算机仿真模型的步骤是: 首先确定血管及其狭窄斑块的几何形状并建立其几何模型, 其次使用相关方法计算得到一个或多个心动周期内血流压力、血流速度等血流动力学参数, 最后, 根据不同超声工作模式仿真出超声血流信号. 其中, 由于血管及斑块的几何模型决定了仿真模型的适用范围, 本文根据血管及其斑块的几何模型特征, 将超声血流信号计算机仿真模型划分为针对正常血管(直管无狭窄)、狭窄直圆管以及弯曲与分叉血管 3 种类型进行讨论.

#### 1.1 正常血管内超声血流信号的计算机仿真模型

在无限长的直圆管中, 血液流体可看作是许多红血球和红血球类聚体细胞的整合, 而各个运动血细胞散射信号的叠加合成了超声血流信号. 正弦信号叠加模型、白噪声通过时变滤波器法及无限长直圆管内脉动层流仿真模型等正常血管内血流信号计

\* 收稿日期: 2013-02-20

基金项目: 国家自然科学基金(61261007).

作者简介: 张榆锋(1965-), 男, 云南人, 教授, 博士生导师, 主要从事数字信息处理理论与微弱信号检测、医学电子学、DSP 与 FPGA 嵌入式核的数学系统及 GIS 空间数据分析与系统开发等. E-mail: yfengzhang@yahoo.com.

计算机仿真模型建立在此理论上.

1.1.1 正弦信号叠加模型 正弦信号叠加模型<sup>[3]</sup>通过叠加一组频率离散的正弦信号来仿真由各个运动血细胞散射信号叠加合成的具有零均值的窄带高斯随机过程特性的超声血流信号. 通过叠加一组离散频率为 $f_m(m = 1, \cdots, M, \text{以等宽将}[0, f_{\max}]$ 分成 $M$ 段) 正弦函数来仿真信号:

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

其中 $f_m = (m - \frac{1}{2})\Delta f, a_m = \sqrt{2S_x(f_m)\Delta f y_m}, \Delta f = f_{\max}/M$ , 而 $y_m$ 是2个自由度的 $\chi^2$ 独立随机变量, $\phi_m$ 是 $[0, 2\pi]$ 内均匀分布的随机变量, $S_x(f_m)$ 是 $[0, f_{\max}]$ 范围内超声多普勒血流信号的功率谱密度. 为评价仿真信号的可靠性,可使用周期图谱估计法估计仿真血流信号的声谱图. 在文献[3]中, $S_x(f_m)$ 通过统计临床采集得到的正常颈动脉超声多普勒血流信号得到. 此模型建立过程简单,较容易实现,但通过统计计算临床采集信号获得 $[0, f_{\max}]$ 范围内超声多普勒血流信号的功率谱密度计算量较大.

1.1.2 白噪声通过时变滤波器法<sup>[4]</sup> 研究表明,各个运动血细胞散射信号的叠加合成的非平稳超声血流信号是零均值窄带高斯随机过程,可使用通过时变滤波器的高斯白噪声进行仿真,即:

$$x(t) = r_{\text{gauss}}(t) a_b \exp(j2\pi \int_0^t f_m(t) dt), \tag{2}$$

其中 $r_{\text{gauss}}(t)$ 是中心频率为0的时变频谱高斯随机过程, $a_b$ 是血流信号幅度, $f_m(t)$ 是根据血流速度及多普勒频移公式计算得到的血流多普勒频移波形. 仿真血流信号的声谱图可通过对其进行短时傅里叶变换得到. 文献[16]详细说明了该模型可用于仿真颈动脉及狭窄血管中超声多普勒血流信号. 此模型从血流信号的平均频率及频谱宽度出发,综合考虑超声多普勒血流信号长时间的非平稳性及短时间内的广义平稳形,使得合成不同几何特性血管内血流信号已临床检测信号具有较高一致性,且该模型比较直观、简单,容易计算.

1.1.3 无限长直圆管内脉动层流仿真模型 Jensen 等首先在文献[5]中提出了无限长直圆管内脉动层流仿真模型,并在文献[6]中详细分析使用此模型仿真血流信号的频谱特性. 该模型在考虑血管壁散射信号对多普勒血流信号的影响的前提

下,使用 Womersley<sup>[17]</sup>理论及 Field II 软件<sup>[18]</sup>仿真的无限长直圆管内脉动层流信号. 具体过程如下:首先血管壁搏动位移信息及血流速度分布分别通过统计计算临床多普勒血流信号及根据 Womersley<sup>[17]</sup>理论求解血液流动方程得到,并将两者相加得到混合位移信息;然后使用 Field II 软件对混合位移信息处理得到射频超声信号;最后通过对射频超声信号处理得到 B 型超声图像. 虽然该模型可用于仿真直圆管内含管壁搏动成分射频血流信号,但其假设血管为无限长直圆管与真实血管的几何形状不符.

1.2 狭窄直圆管内超声血流信号的计算机仿真模型 临床研究表明<sup>[2]</sup>,狭窄血管内血流流动状况与血管及其狭窄斑块的组织特性及几何特征(如几何形状、尺寸大小)等密切相关. 但由于人体血管中狭窄斑块组织特性及几何特性较复杂,多表现为偏心斑块,并有表面不规则的特点,所以建立准确的狭窄血管个体化模型比较困难. 通常为简化狭窄血管模型的建立,多将狭窄血管建立为理想狭窄血管模型,如二维轴对称余弦狭窄血管、高度同心环形狭窄血管及矩形狭窄血管等.

1.2.1 二维轴对称余弦狭窄血管仿真模型 此类模型<sup>[7-10]</sup>,先使用不同的血流分布计算方法,如有限元分析法<sup>[7]</sup>、傅里叶级数展开法<sup>[8]</sup>、近似求解法<sup>[9]</sup>及摄动法<sup>[10]</sup>等,得到二维轴对称余弦狭窄血管中的血流分布;然后使用相应的功率谱密度估计方法,如总体分布非参数估计方法<sup>[7-8]</sup>或速度剖面功率谱密度关系表达式<sup>[9]</sup>等,获得血流的功率谱密度;最后使用正弦信号叠加模型<sup>[7-9]</sup>合成血流信号.

此类模型中假设二维轴对称余弦狭窄血管几何模型如图1所示,且假设管壁具有刚性特性,管内血流为不可压缩牛顿流体.

Fang 等<sup>[7]</sup>使用 UVP 有限元方法<sup>[19]</sup>求解血液质量及动量守恒方程得到不同狭窄程度以及各种

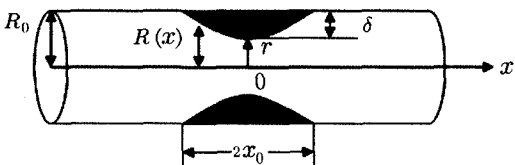


图1 轴对称余弦曲线形状局部狭窄示意图  
Fig.1 The geometric model of the Cosine - shaped vessel segment with an axially symmetric stenosis

流动状况下的二维轴对称余弦狭窄血管中的血流速度分布. 此模型计算过程比较复杂, 且假设血管上游无限远处血流为定常流与实际情况不符. 文献[8]通过使用傅里叶级数展开法求解血液流动方程得到二维轴对称余弦狭窄血管中脉动血流分布. 此模型通过傅里叶级数展开法求解血流运动方程得到不同程度狭窄血管中脉动血流速度分布, 计算方法较计算流体动力学简单, 计算量及所占存储空间也相应减少.

另外张羽<sup>[9]</sup>使用近似求解法求解血流 Navier - Stokes 方程获得血管狭窄发展早期的定常血流速度. 但此模型在计算血流功率谱密度时假设声场均匀, 与实际系统不符. 此外摄动法常用于求解血流动量方程得到低雷诺系数的脉动非牛顿赫歇尔 - 巴尔克利血流动力学参数<sup>[10]</sup>. 但其在计算过程中假设血流径向速度很小可忽略不计, 且计算结果与表达式中的取值密切相关. 此类计算机仿真模型<sup>[7-10]</sup>仅适用于局部狭窄形状简单规则的刚性血管内血流信号的仿真. 一旦狭窄血管内狭窄斑块几何形状发生改变, 此内模型不再适用.

1.2.2 高度同心环形狭窄血管仿真模型 张羽<sup>[9]</sup>还提出了高度同心环形狭窄血管仿真模型, 此模型假设局部轴对称高度狭窄血管几何形状如图 2 所示.

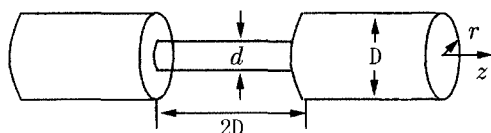


图 2 高度狭窄血管几何示意图

Fig. 2 The geometric model of vessel with high stenosis

此模型首先使用迭代法求解涡度——流函数方程获得定常层流流速度分布, 然后根据速度剖面和功率谱密度关系表达式(3)求解得到血流信号功率谱密度:

$$\phi(f) = K \left( 1 - \frac{f}{f_{\max}} \right)^{\frac{2-p}{p}}, \quad (3)$$

式中血流信号的频率  $f$  及最大频率  $f_{\max}$  可通过多普勒频移公式计算得到,  $K$  为与散射总功率和最大频率  $f_{\max}$  有关的常数,  $p$  为速度剖面指数. 得到血流信号的功率谱密度后, 使用正弦信号叠加法得到高狭窄血管内超声多普勒血流信号. 高度同心环形狭窄血管几何模型从无狭窄到狭窄产生为非连续的,

与实际情况不符; 且在计算多普勒血流信号功率谱密度时, 假设声场均匀, 无法在实际系统中实现.

1.2.3 矩形狭窄血管仿真模型 此模型中, 血管局部狭窄形状为矩形<sup>[11]</sup>, 如图 3 所示.

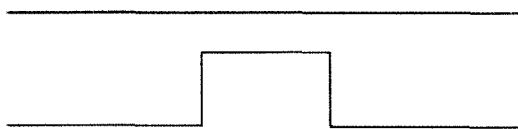


图 3 非轴对称局部狭窄血管几何示意图

Fig. 3 Geometry of the tube with an asymmetric stenosis

该模型综合考虑了超声多普勒仪器及血流的物理特性, 通过有限元技术求解 Navier - Stokes 方程获得血流动力学参数; 然后使用声脉冲响应方法获得 50 % 非轴对称刚性狭窄血管中脉动非轴向射频超声多普勒血流信号. 由于此模型综合考虑超声多普勒仪器及血流的物理特性, 物理意义较明确; 但仿真过程中确定采样容积中每个红细胞在任意时刻的位置及发射/接收传感器的时空函数的过程比较复杂, 计算量大, 耗时长.

### 1.3 弯曲及分叉血管内血流信号计算机仿真模型

由于理想的血管几何模型去除了相关血管局部几何特征(弯曲、分叉、不同形态特征的局部狭窄等), 使得与这些局部几何特征相联系的血流流动特征无法在仿真信号中反应出来. 近年来, 部分研究人员为建立能仿真几何形状较为复杂的具有弯曲或分叉特性的正常及狭窄血管中超声血流信号而不懈努力.

1.3.1 狭窄颈动脉脉动血流的仿真模型 此模型中, 狭窄血管几何形状如图 4 所示.

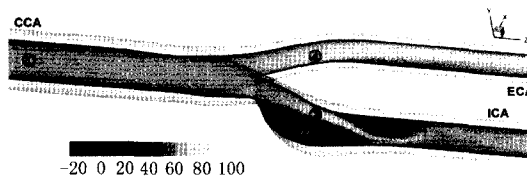


图 4 狭窄颈动脉几何示意图

Fig. 4 The three - dimensional eccentrically - stenosed Carotid bifurcation model

该模型首先基于快速几何搜索算法获得采样空间中各散射微粒(红细胞)的速度分布, 并通过多普勒频移公式获得各自的多普勒频移; 然后为获得仿真多普勒血流信号的功率谱密度, 使用内在谱

展宽模型对其进行估计,并详细分析其频谱扩展特征;最后借助自动扫描采样容积方法获得彩色超声图像.文献[12]使用此模型仿真得到30%分叉离心狭窄颈动脉内脉动超声血流信号,并进一步在文献[13]中分析了仿真血流信号的频谱特性.此外,文献[14]在文献[12-13]基础上进行了进一步研究,实现了仿真多普勒血流信号的实时显示.在血管采样空间的几何模型及能量分布已知的前提下,快速几何搜索算法可实时获得复杂几何形状血管内各散射微粒的速度;但其采样空间的方向及位置需人为确定;且在仿真过程中没有考虑血液细胞的聚集效应及其散射能量在时间和空间上的变化.

**1.3.2 复杂形状正常及狭窄血管中血流信号的仿真模型<sup>[15]</sup>** 该模型借助借助FIELD II工具包仿真复杂几何形状血管(正常、狭窄、动脉瘤、分叉及弯曲)中超声射频血流信号.该模型首先借助广义直立圆柱体系建立复杂的血管几何模型;然后使用商业有限元分析软件(COMSOL)分别求解血流动量/质量守恒方程及管壁弹性模型获得血管中不可压缩血流的动力学参数(速度及压力梯度分布)及经典各向同性弹性管壁各点的位移;然后,借助FIELD II软件分析血流管壁混合信号得到射频超声血流信号.最后对仿真的超声射频血流信号进行采样、动态范围分析、分割或自相关处理,可得到射频血流信号的B型、M型及彩色超声信号.相比较而言,此模型能用于仿真超声换能器在脉冲或连续波工作方式下不同几何特征(弯曲、分叉的正常及狭窄)血管中射频超声血流信号,并从中获得常用的医学显像方式(B型、M型及彩色超声);但计算量较大,计算过程比较复杂,计算所需硬件及软件性能较高,所需计算处理时间较长;且该模型没有考虑心跳及呼吸对血流流动的影响.

## 2 讨论

计算机仿真合成的超声血流信号是评价信号分析及特征提取算法性能的重要信号源,在超声血流信号分析及疾病诊断特征提取研究中应用广泛<sup>[20-24]</sup>.仿真信号的第1步是估计血流速度的分布<sup>[25-26]</sup>,并将血管内血液流体看作是许多独立运动红血球和红血球类聚体等血细胞的整合,每个运动血细胞散射信号的叠加合成了超声多普勒血流信号.正弦信号叠加模型、白噪声通过时变滤波器法及无限长直圆管内脉动层流仿真模型等都基于

此理论基础,其中由于正弦信号叠加模型仿真合成的信号在时域和频域上与真实信号具有较好的一致性,所以常用于仿真不同几何形状血管中的超声多普勒血流信号.使用相应的功率谱密度估计方法得到超声血流信号的频谱特性之后,二维轴对称余弦狭窄血管中超声血流信号的计算机模型及高度同心环形狭窄血管中超声血流信号计算机仿真模型借助正弦信号叠加模型仿真出狭窄形状简单规则的血管内的超声血流信号.上述模型从超声血流信号的物理特性出发,使得仿真信号与临床检测数据具有较好的一致性,但均未考虑超声检测设备的物理特征(如:采样位置、采样容积等),仅适用于仿真理想狭窄几何模型血管内超声血流信号.无限长直圆管内脉动层流仿真模型、矩形狭窄血管中超声血流信号计算机仿真模型、狭窄颈动脉脉动血流的计算机仿真模型及复杂形状正常/狭窄血管中血流信号计算机仿真模型综合考虑了超声血流及超声检测仪器的物理特性,物理意义较明确,但计算量大,计算过程复杂,对计算机的软硬件要求较高.由于无限长直圆管内脉动层流仿真模型中血管几何特征与真实血管不符,导致仿真信号的特征与临床检测信号不符.狭窄颈动脉脉动血流计算机仿真模型仅能用于仿真特定几何模型狭窄血管内超声血流信号,灵活性较差.复杂形状正常及狭窄血管中血流信号计算机仿真模型此模型能用于仿真超声换能器在脉冲或连续波工作方式下不同几何特征(弯曲、分叉的正常及狭窄)血管中射频超声血流信号,信号方式全面,且仿真信号与实际的临床信号具有较高的一致性.

## 3 结论

近年来,随着计算机技术的不断发展,超声血流信号的计算机仿真模型得到了飞速发展,出现了一批优秀的计算机仿真模型.本文对其中主要的仿真模型进行了系统地评述,分析了各模型的优点及存在的局限性.由于各种血流信号计算机仿真模型各有利弊,所以应根据实际的研究需求来选择合适的仿真模型.未来在超声血流信号的计算机仿真建模过程中,需综合考虑血管(轴向锥削、硬度、弹性,及血管内壁光滑度等)及其狭窄斑块(软斑/硬斑)的特性、几何形状、尺寸大小、血流的脉动性、血液的流体特性(黏性/无黏性、可压缩/不可压缩、牛顿流体/非牛顿流体等)、管壁搏动、心跳、呼

吸等因素对血液流动的影响以及超声工作模式,以期建立能逼真仿真超声血流信号的计算机仿真模型。

### 参考文献:

- [1] EVANS D H, MCDICKEN W N. Doppler ultrasound: physics, instrumentation and signal processing [M]. Chichester: Wiley, 2000.
- [2] HOI Y M, WOODWARD S H, KIM M. Validation of CFD simulations of cerebral aneurysms with implication of geometric variations [J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2006, 128 (12): 843-851.
- [3] MO Y L, COBBOLD S C. A nonstationary signal simulation model for continuous wave and pulsed doppler ultrasound [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 1989, 36(5): 522-530.
- [4] WANG Y, FISH P J. Arterial doppler signal simulation by time domain processing [J]. European Journal of Ultrasound, 1996, 3(3): 71-81.
- [5] JENSEN J. Estimation of blood velocities using ultrasound: A signal processing approach [M]. New York: Cambridge University Press, 1996.
- [6] JENSEN J, MUNK P. Computer phantoms for simulating ultrasound b-mode and cfm images [C]//23rd Acoustical Imaging Symposium, Boston, Massachusetts, 1997: 75-80.
- [7] FANG X, WANG Y, WANG W Q. Doppler ultrasound signals simulation from vessels with various stenosis degrees [J]. Ultrasonics, 2006, 44(S1): 173-177.
- [8] WANG L, ZHANG Y, WANG D, et al. A simulation model for doppler ultrasound signals from pulsatile blood flow in stenosed vessels [C]//International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, 2008: 339-343.
- [9] 张羽. 狭窄血管超声多普勒血流信息提取方法的研究 [D]. 上海: 复旦大学, 2003.  
ZHANG Yu. A study of the methods for deriving information from blood flow Doppler ultrasound signals in stenosed vessels [D]. Shanghai: Fudan University, 2003.
- [10] SANKAR D S, HEMALATHA K. Pulsatile flow of Herschel - Bulkley fluid through stenosed arteries—A mathematical model [J]. International Journal of Non-linear Mechanics, 2006, 41(8): 979-990.
- [11] OUNG H, FORSBERG F. Doppler ultrasound simulation model for pulsatile flow with nonaxial components [J]. Ultrasonic Imaging, 1996, 18(8): 157-172.
- [12] KHOSHNIAT M. Real-time virtual Doppler ultrasound [D]. Canada: University of Western Ontario, 2004.
- [13] KHOSHNIAT M. Real-time virtual Doppler ultrasound [D]. London, Ontario, Canada: The University of Western Ontario Faculty of Graduate Studies, 2004.
- [14] HIRJI S. Realtime and interactive virtual Doppler ultrasound [D]. London, Ontario, Canada: Faculty of Graduate Studies The University of Western Ontario, 2006.
- [15] BALOCCO S, BASSET O, AZENCOT J, et al. 3D dynamic model of healthy and pathologic arteries for ultrasound technique evaluation [J]. Medical Physics (S0094-2405), 2008, 35: 5 440-5 450.
- [16] 汪源源. 脉冲多普勒信号的模拟方法 [J]. 复旦学报, 1995, 34(3): 241-246.  
WANG Yuan-yuan. An approach to simulate the pulsatile Doppler Ultrasound signals [J]. Fudan Journal, 1995, 34(3): 241-246.
- [17] 刘宝玉, 郭必胜, 柳兆荣. 用管轴处流速确定动脉中血液振荡流的速度剖面 [J]. 力学季刊, 2002, 23: 15-22.  
LIU Bao-yu, GUO Bi-sheng, LIU Zhao-rong. Velocity profile of periodic Oscillatory blood flow in circular tube [J]. Chinese Quarterly of Mechanics, 2002, 23: 15-22.
- [18] JENSEN J. Field: A program for simulating ultrasound systems [J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 1996, 34: 351-353.
- [19] GRESHO P M. On the time dependent solution of the incompressible Navier - Stokes equations in two and three dimensions [C]. Von Karman Lecture Series, Belgium, 1985: 1-44.
- [20] TAO Q, WANG Y, FISH P J, et al. The wall signal removal in Doppler ultrasound systems based on recursive PCA [J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2004, 30(3): 369-379.
- [21] BASTOS C A C, FISH P J, VAZ F. A model for generating Doppler ultrasound signals from pulsatile blood flow [C]//18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1996: 121-122.
- [22] ZHANG Y, WANG Y, WANG W, et al. Doppler ultrasound signal denoising based on wavelet frames [J]. IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2001, 48(3): 709-716.
- [23] ZHANG Y, SU N, LI Z, et al. Assessment of arterial distension based on continuous wave Doppler ultrasound with an improved Hilbert - Huang processing [J]. IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics,

- and Frequency Control, 2010, 57(1):203-213.
- [24] ZHANG Y, GAO Y, WANG L, et al. The removal of wall components in Doppler ultrasound signals by using the empirical mode decomposition algorithm[J]. IEEE Transactions on Bio - Medical Engineering, 2007, 54(9):1 631-1 642.
- [25] SANKAR D S. A two - fluid model for pulsatile flow in catheterized blood vessels[J]. International Journal of Non - Linear Mechanics, 2009, 44(4):337-351.
- [26] SWILLENS A, SEGERS P. Ultrasound simulation of complex flow velocity fields based on computational fluid dynamics[J]. IEEE Transaction on Ultrasonics, Feroelectrics, and Frequency Control, 2009, 56(3):546-556.

## A review on the computer simulation models of ultrasound blood flow signals

ZHANG Yu-feng, GAO Lian

(Department of Electronic Engineering, School of Information Science and Engineering,  
Yunnan University, Kunming 650091, China)

**Abstract:** The ultrasonic technique is one of the most important technique to diagnosis the arterial stenosis which accuracy depends on not only the performance of the hardware, but also the signal processing and diagnosis information extraction algorithms employed to obtain the diagnosis information. In order to evaluation of the performance of signal analysis and processing algorithms, simulation experiments is usually performed based on the data obtained from computer simulation models. In recently years, several simulation models have been proposed to acquire the velocity distribution, and then some of them further simulate the ultrasound signals from the steady or pulsatile blood flow in the normal or stenosed vessels with different morphological features. This paper presents a general review of the main models according to the aspects of their principles, benefits, limitations and potential research fields in future.

**Key words:** artery; arterial vessel; stenosis and plaque; ultrasound blood flow signal; computer simulation model