

单边狭窄血管中超声多普勒信号的仿真研究

方 昕, 汪源源, 王威琪

(复旦大学电子工程系, 上海 200433)

摘要: 超声多普勒技术作为一种无损检测手段被广泛应用于血管狭窄的检测。以往的血管狭窄仿真信号的研究仅限于双边狭窄的对称情况, 文章提出了一种单边狭窄血管中超声多普勒信号的仿真方法。首先用有限元分析方法(FEM)计算出狭窄血管中血流流速场分布情况, 然后用总体分布非参数估计法计算出超声多普勒信号的功率谱密度(PSD), 再用余弦叠加法获取仿真的超声多普勒时域信号。用快速傅里叶变换(FFT)计算仿真超声多普勒信号的频谱, 从中计算最大频率、平均频率和频谱宽度等参数, 分析它们在不同流速和狭窄程度下的特征, 为血管疾病的诊断提供敏感的参数。

关键词: 单边狭窄; 超声多普勒信号; 有限元分析法; 功率谱密度; 仿真

中图分类号: TB559

文献标识码: A

文章编号: 1000-3630(2006)-04-0304-05

Simulation studies on Doppler ultrasound signals in asymmetric stenosed vessels

FANG Xin, WANG Yuan-yuan, WANG Wei-qi

(Department of Electronic Engineering, Fudan University, Shanghai 200433, China)

Abstract: As a non-invasive method, the Doppler ultrasound technique is used to detect vessel stenosis. Doppler ultrasound signals from symmetric-stenosed vessels have already been studied. A computer simulation method is proposed in this paper to generate Doppler ultrasound signals from vessels with asymmetric stenosis. The blood flow velocity distribution in a stenosed vessel is first calculated using the transient finite element method (FEM). Power spectral density (PSD) of the Doppler signals is estimated using an overall-distribution nonparametric estimation method. Finally the Doppler signals are generated using the cosine-superposed method. The maximum frequency, the mean frequency and the spectral bandwidth are calculated from the spectra, used to analyze the characteristics of Doppler signals from stenosed vessels with different degrees of stenoses and flow velocities. From this sensitive parameters can be found for detection of vessel diseases.

Key words: asymmetric stenosis; Doppler ultrasound signals; finite element method; power spectral density; simulation

1 引 言

血管狭窄是一种常见的动脉血管疾病, 与邻近血管内细胞异常增生、血栓形成和远端血管缺血等

有密切的关系^[1]。血管狭窄的无损检测对临床具有重要的意义。B型超声成像、连续波(CW)和脉冲波(PW)超声多普勒信号频谱分析、彩色血流成像等技术先后被用于血管狭窄程度的估计。研究发现: CW和PW超声多普勒技术具有较好的估计精度^[2], 其中提取的超声多普勒信号的特征参数, 如狭窄处最大流速、狭窄下游频谱展宽指数(STI)等, 已在临床上获得一定程度的应用。

收稿日期: 2005-06-14; 修回日期: 2005-09-30

基金项目: 上海市曙光计划的资助(NO. 2003-901)

作者简介: 方昕(1981-), 男, 上海人, 硕士研究生, 从事医学信号处理领域研究。

为寻找对血管狭窄程度敏感的超声多普勒信号参数, 本文通过计算机仿真的方法来产生不同血管狭窄程度、不同血流流速下的超声多普勒信号。以前的研究仅讨论了血管双边狭窄的对称情况^[3], 而在实际情况中会出现血管单边不对称狭窄, 这种情况下血管中血流流速场分布与对称狭窄情况下有很大不同, 这将改变超声多普勒信号各频谱参数在狭窄下游处的变化趋势。本文先介绍了结合 FEM 的血流流场计算方法, 然后用仿真算法产生超声多普勒信号, 在仿真结果中对血流流速场和仿真信号的最大频率、平均频率和带宽等频率参数在狭窄血管各个位置的变化趋势进行分析, 通过分析仿真信号的频谱特征与血管狭窄间的相关性, 验证了该仿真方法的有效性。

2 仿真方法

2.1 仿真模型

单边狭窄血管的模型如图 1 所示, 狭窄处的几何形状为

$$R(x) = R_0 \left[1 - \frac{\delta}{2R_0} \left(1 + \cos \frac{\pi x}{x_0} \right) \right] \quad x \in [-x_0, x_0] \quad (1)$$

其中 R_0 是血管半径, $2x_0$ 是狭窄的轴向长度, δ 表示血管狭窄程度大小。

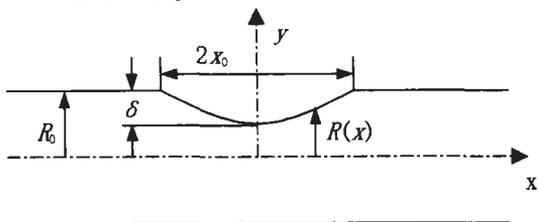


图 1 单边狭窄血管的几何形状

Fig.1 The geometry of a assymetrically stenosed vessel

假设血流是不可压缩的牛顿流体而且是无旋流的稳恒流, 这样整个狭窄血管中的血流流速场可用如下动量方程表示^[4]

$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} = \frac{1}{\rho} \nabla \tau + \frac{1}{\rho} (\mathbf{u}_1 - \mathbf{u}) \quad (2)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (3)$$

其中 \mathbf{u} 和 \mathbf{u}_1 分别是血流流体速度 $\mathbf{u}=(u, v)$ 和红血球粒子速度 $\mathbf{u}_1=(u_1, v_1)$, 其中 u 是轴向 x 方向的速度, v 是径向 y 方向的速度, ρ 是血流密度, τ 是应力张量。

对流场中的两个有限元单元 i 和 j 来说, 它们间的应力张量 τ_{ij} 是

$$\tau_{ij} = -p\delta_{ij} + \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (4)$$

其中 p 是血流压强, δ_{ij} 是两个有限元单元的 Kronecker 参数, u_i 和 u_j 是对应的轴向速度, μ 是血流粘滞系数。

2.2 血流流速场分布计算

在仿真环境中, 假设单边狭窄的血管边界条件为:

$$u=0, v=0, v_1=0, \text{ 单边狭窄处血管壁} \quad (5)$$

$$f_x=0, v=0, \frac{\partial u_1}{\partial y}, v_1=0, \text{ 血管中心} \quad (6)$$

$$u=u(t), v=0, u_1=u_1(t), v_1=0, \text{ 血管入口处} \quad (7)$$

$$f_x=0, f_r=0, \frac{\partial u_1}{\partial y}=0, \frac{\partial v_1}{\partial y}=0, \text{ 血管出口处} \quad (8)$$

其中 f_x 和 f_r 是任意矢量明度函数 f 的轴向和径向分量^[4],

$$f = \mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\tau} = -pn + \mu [\mathbf{n} \cdot \nabla \mathbf{u} + \nabla \cdot (\mathbf{n} \cdot \mathbf{u})] \quad (9)$$

其中 \mathbf{n} 是 f 的方向分量。

在边界条件(7)中, $u_1=u_1(t)$ 表示入口流处基于时间独立的径向血流流速剖面。

给出了各类边界条件之后, 我们运用 Gresho 的 UVP 有限元分析法^[5]来计算狭窄血管中血流流速分布状况。首先用拉格朗日法将狭窄区域进行网格划分, 利用这个网格系统对流场进行离散化, 变量 u, v 和 p 的离散近似值可表示为^[4],

$$\begin{aligned} u(x, y) &= \sum_{j=1}^N u_j^e(t) \phi_j(x, y) \\ v(x, y) &= \sum_{j=1}^N v_j^e(t) \phi_j(x, y), \\ p(x, y) &= \sum_{j=1}^N p_j^e(t) \phi_j(x, y) \end{aligned} \quad (10)$$

其中 N, M 分别是血流流速和压强函数的离散点数, $u_j^e(t), v_j^e(t)$ 和 $p_j^e(t)$ 是每一个离散点的流速值和压强值, $\phi_j(x, y)$ 和 $\psi_j(x, y)$ 分别是血流流速和压强的基函数。

2.3 超声多普勒信号的仿真

计算出空间各位置的血流流速场分布值后, 可以用总体分布的非参数估计法^[6]计算待仿真的超声多普勒信号的功率谱密度。

得到信号的功率谱密度后, 可以用如下的方法计算空间每一位置处的超声多普勒信号。研究表明: 超声多普勒血流信号在速度剖面保持不变的情

况下是广义平稳的。同时,由于它是许多独立的散射单元(红血球和红血球类聚体)的效应总和,因此是高斯随机过程。进一步研究表明:它是零均值的,方差为自相关函数 $R_x(0)$, 信号完全取决于自相关函数 $R_x(\tau)$ 。而 $R_x(\tau)$ 的傅里叶变换即为信号的功率谱密度 $S_x(f)$ (通常是带限的,可定义在 $[0, f_{\max}]$ 上,其中 f_{\max} 为信号的最大频率)。基于以上假设,时间间隔 T_0 (10ms) 内的超声多普勒信号可以表示为^[7]

$$x(t) = \sum_{m=1}^M a_m \cos(2\pi f_m t + \phi_m), \quad (11)$$

其中 $f_m = (m - \frac{1}{2}) f$, $a_m = \sqrt{2S_x(f_m)} y_m$, $f = f_{\max}/M$,

而 y_m 是两个自由度的 χ^2 独立随机变量, ϕ_m 是 $[0, 2\pi]$ 内均匀分布的随机变量。为了能够同时反映正、反向血流的情况,上式可以写成正交信号的形式:

$$x(t) = \sum_{m=1}^M a_m \exp[j(2\pi f_m t + \phi_m)] \quad (12)$$

若频谱的分辨率为 $1/T_0$, 那么 M 的选取应该满足

$$M \gg f_{\max} T_0 \quad (13)$$

可见,只要已知待仿真信号的功率谱密度函数,就可以利用以上模型合成仿真的超声多普勒血流信号。

在仿真研究中已合成了不同狭窄程度下和不同雷诺数(与血流流速成正比)下的仿真超声多普勒信号,并用快速傅里叶变换(FFT)计算仿真信号的频谱,从中计算出最大频率、平均频率和频谱宽度等频谱特性参数,希望寻找对狭窄程度敏感的超声多普勒信号特征参数。

3 实验与仿真结果

所有仿真和分析都在 Pentium(R) IV CPU 2.00 GHz 的计算环境下完成,血流流速场计算工具采用 ANSYS 5.1(ANSYS, Inc.), 超声多普勒信号的仿真和频谱分析采用 Matlab 6.5(The Mathworks, Inc.)。仿真研究中的血管直径取为 10mm, 长取为 160mm, 狭窄程度从 10%至 90%, 血流速度取 100mm/s、200 mm/s 和 300mm/s(对应的 Re_0 分别为 100、200 和 300)。超声多普勒的发射频率为 5MHz, 换能器与血流方向夹角为 $\pi/6$, 仿真超声多普勒信号长度为 20ms, 信号采样率为 51.2kHz。为了简化仿真过程,假设超声多普勒取样容积径向覆盖整个血管截面,

且各点声强均匀(对应 CW 的情况)。

作为例子,图 2 给出了不同狭窄程度下单边不对称狭窄血管中的血流流场分布(雷诺数为 200)。图中可见,血流轴向流速在狭窄上游处沿横截面方向呈抛物线分布,流速在血管最狭窄处达到最大值,到下游远离狭窄处又恢复到与上游相同的抛物线分布;随着狭窄程度的增加,血流最大流速也随之增加,并且狭窄下游的流场分布情况变得复杂。以图 2(c)为例,由于血管单边狭窄的不对称性,狭窄下游靠近下血管壁的地方出现了血流流速不对称的流速分布,随着入口流流速的增加,这种不对称的分布容易造成反向血流甚至涡流的出现。

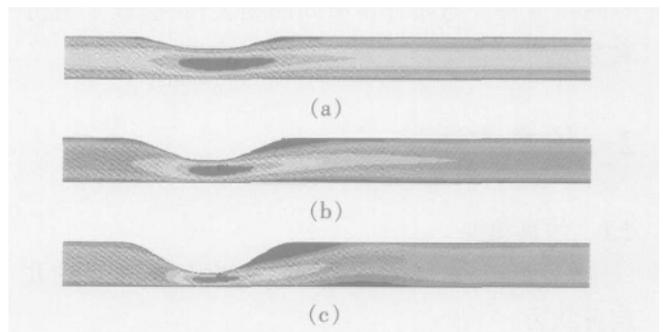


图 2 不同狭窄程度下血流流速分布(雷诺数=200), 狭窄程度分别为(a)30%, (b)50%和(c)70%

Fig.2 The blood flow velocity distribution from vessels with various stenosis degrees of (a) 30%, (b) 50% and (c) 70% (Reynolds number of 200)

图 3 给出了不同雷诺数下单边不对称狭窄血管中的血流流场分布(狭窄程度为 70%)。图中可见,随着雷诺数的增加,狭窄血管内最大血流流速也随之增加,使得狭窄下游的流动状况变得越来越复杂,甚至出现了反向血流和涡流。以图 3(c)为例,在狭窄出口处上血管壁和狭窄下游靠近下血管壁的地方,血流流速分布分别出现了涡流状态。可见,血管单边狭窄的血流分布状态比血管双边狭窄时^[3]要复杂得多,这主要是由于单边狭窄的不对称性造成的。

得到血管内血流流速的分布后,可以合成血管内某一轴向位置的仿真超声多普勒信号,然后计算该信号的频谱。图 4 给出了不同轴向位置、血管狭窄程度为 30%, 50%和 70%, 雷诺数为 100, 200 和 300 时仿真超声多普勒信号的频谱。图中第 2 列表示在血管狭窄程度最大处仿真超声多普勒信号的频谱,第 1 列表示狭窄上游距狭窄 2cm 处的仿真信号频谱,第 3 列、第 4 列和第 5 列分别表示狭窄下

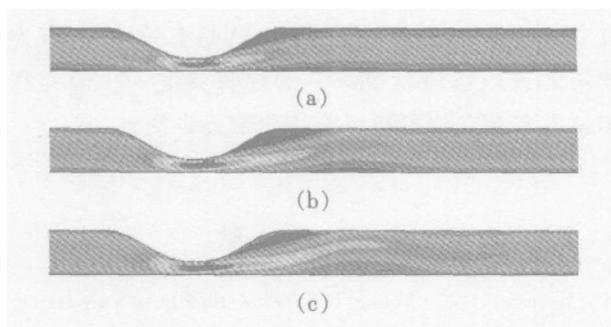


图 3 不同雷诺数下血流流速分布(狭窄程度为 70%), 雷诺数分别为(a) 100, (b) 200 和(c) 300

Fig.3 Blood flow velocity distributions from vessels with various Reynolds numbers of (a) 100, (b) 200 and (c) 300 (stenosis degree of 70%)

游距狭窄 1cm, 2cm 和 4cm 处的仿真信号频谱。

由于血管入口处流速剖面为抛物面, 由图 4 可见狭窄上游处的仿真超声多普勒信号频谱的高频分量和低频分量分布相对均匀。在血流进入狭窄区域后, 由于血流流速快速增加, 使得仿真信号频谱的高频分量相应增加, 同时频谱展宽, 在狭窄最大处仿真信号的最大频率和带宽都达到最大值。由于在狭窄下游处出现了反向血流和涡流的流动状况, 所以仿真信号中产生了相应的负频率成分的信号, 当血流进入距狭窄较远的下游区域流速剖面恢复为抛物面, 仿真信号的频谱也随之恢复为相对均匀分布。Bascom 等人进行了血管狭窄的物理模拟实验^[8], 本文仿真出的狭窄区超声多普勒信号的频谱形状与物理实验检测到的信号频谱形状是相似的。

以往研究表明: 狭窄区域由于血管截面减小, 而流量需保持一致, 因此导致流速的增加, 而且狭窄下游由于流动状况的改变甚至出现流动分离, 导致流速分布变得更复杂, 在超声多普勒信号的频谱上反映为谱宽的增加^[2]。通过观察狭窄区域仿真超声多普勒信号频谱的形状, 可以直观地发现这种性质。作为客观研究, 应计算出信号的三种频谱参数: 最大频率、平均频率和频谱宽度。图 5 给出了狭窄血管不同轴向位置处仿真信号的平均频率和频谱宽度。

由图 5 可知, 代表血管内平均流速的平均频率随着管径的减小而增大, 并在狭窄最大处达到最大, 在狭窄最大处附近的频谱宽度也达到最大值。同样, 观察谱宽变化曲线发现狭窄区内获得的多普勒信号的频谱展宽, 且在狭窄下游频谱宽度达到最大。这些都与以前研究结果相符^[2]。最大频率的变化情况与平均频率类似。

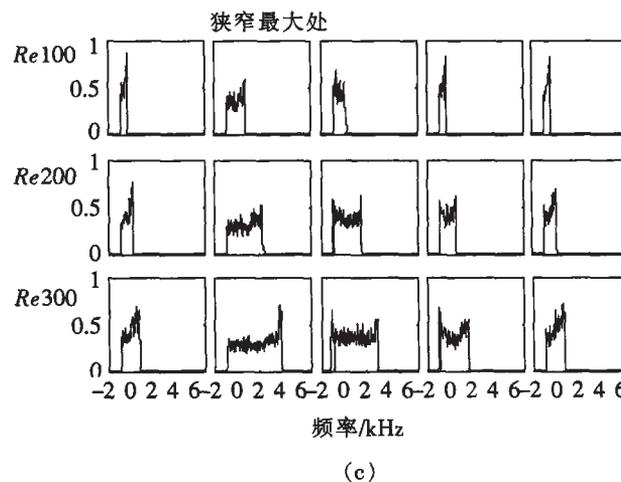
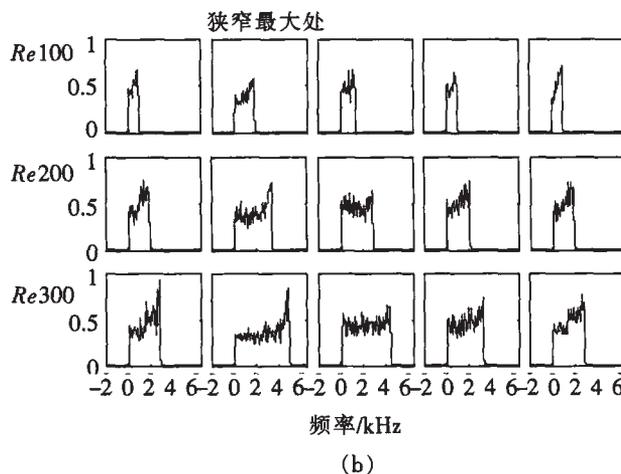
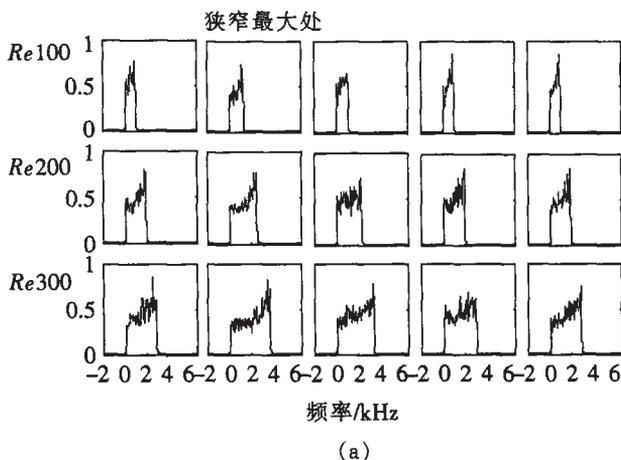
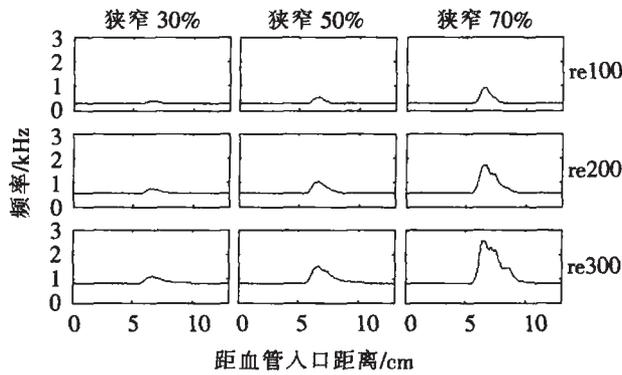


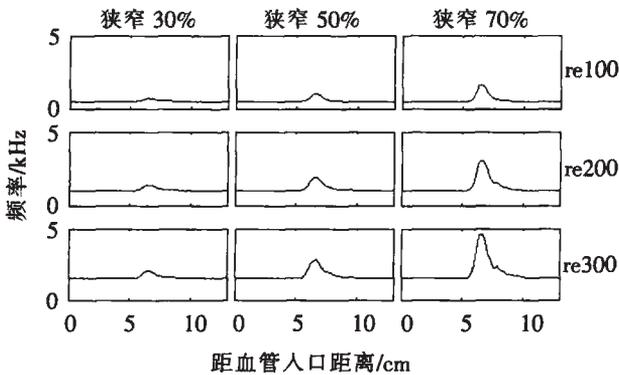
图 4 仿真超声多普勒信号频谱, 狭窄程度为 (a) 30% (b) 50% (c) 70%

Fig.4 Spectra of simulated Doppler signals with stenosis degrees of (a) 30% (b) 50% (c) 70%

以上仿真信号的分析结果均较好地反映了单边狭窄血管内血流的实际情况, 也验证了本文提出的血管单边狭窄时超声多普勒信号仿真方法的有效性。



(a)



(b)

图5 不同雷诺数(100/200/300),不同狭窄程度(30%/50%/70%)时血管不同轴向位置的(a)平均频率(b)频谱宽度

Fig.5 (a) Mean frequency curve (b) Bandwidth curve At different axis positions with Reynolds numbers of 100/200/300 and stenosis degrees of 30%/50%/70%

4 结 论

本文研究了单边狭窄血管中超声多普勒血流信号的仿真方法。首先结合 FEM 的方法计算出单边狭窄血管内血流流速的分布情况,然后用总体分布非参数估计法计算出待仿真信号的功率谱密度函数,接着用该频谱密度函数合成相应的仿真超声多普勒信号。通过对仿真信号的频谱分析,发现:本文合成的仿真超声多普勒信号的频谱特征,与以往物理实验研究发现的流速和频谱特征是相符的。仿

真实验的结果反映了该仿真方法是有效的,可以为狭窄血管内血流状况改变的理解和进一步研究利用超声多普勒技术检测血管狭窄提供便利。

参 考 文 献

- [1] Forrester J H, Young D F. Flow through a converging-diverging tube and its implications in occlusive vascular disease-I: theoretical development[J]. *Journal of Biomechanics* 1970, 3: 297-305.
- [2] Arbeille P, Bouin-Pineau M H, Heralut S. Accuracy of the main Doppler methods for evaluating the degree of carotid stenoses (continuous wave, pulsed wave, and color Doppler)[J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 1999, 25(1): 65-73.
- [3] Wendling F, Jones S A, Giddens D P. Simulation of Doppler ultrasound signals for a laminar, pulsatile, non-uniform flow[J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 1992, 18(2): 179-193.
- [4] Rathish Kumar B V, Naidu K B. A pulsatile suspension flow simulation in a stenosed vessel[J]. *Mathematical & Computer Modelling of Dynamical Systems*. 23(5): 75-86.
- [5] Gresho P M. On the time dependent solution of the incompressible Navier-Stokes equations in two and three dimensions[M]. *Von Karman Lecture Series*, Belgium, 1985. 1-44.
- [6] 边肇祺, 张学工. 模式识别[M]. 北京: 清华大学出版社, 2000.
BIAN Z Q, ZHANG X G. Pattern recognition[M]. Beijing: Tsinghua University Press, 2000.
- [7] Mo L L, Cobbold R C. "Speckle" in continuous wave Doppler ultrasound spectra: A simulation study[J]. *IEEE Trans on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 1986, 33(6): 747-752.
- [8] Bascom P J, Cobbold R C, Routh H F, Johnston K W. On the Doppler signal from a steady flow asymmetrical stenosis model: effects of turbulence[J]. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 1993, 19(3): 197-210.