

基于解析速度仿真动脉瘤超声多普勒血流信号

高莲¹, 张榆锋^{1*}, 阎金娥¹, 李支尧², 章克信³, 熊敏¹, 韩素雅¹

(1. 云南大学信息学院电子工程系, 昆明 650091; 2. 昆明医科大学第三附属医院 云南省肿瘤医院超声科, 昆明 650118;
3. 昆明医科大学第二附属医院, 昆明 650031)

摘要: 提出一种基于解析速度分布的动脉瘤超声多普勒血流信号仿真方法。根据动脉瘤上游均匀段中心轴向脉动血流速度, 解析求解血流流量及质量守恒线性化 Navier-Stokes 方程, 获得不同病变程度动脉瘤血管内血流速度剖面; 使用总体分布的非参数估计获得病变血管内血流功率谱密度; 通过累加余弦信号仿真超声多普勒脉动血流信号。该模型仿真的动脉瘤超声多普勒血流信号与临床采集的实际信号具有相同特征, 可用于动脉瘤疾病发生及发展的超声多普勒检测研究。

关键词: 动脉瘤; 解析速度分布; 超声多普勒血流信号; 仿真研究

中图分类号: R318.08

文献标识码: A

文章编号: 1004-731X (2017) 12-2972-08

DOI: 10.16182/j.issn1004731x.joss.201712005

Doppler Ultrasound Blood Flow Signal Simulation of Aneurysm Based on Analytical Velocity Distribution

Gao Lian¹, Zhang Yufeng^{1*}, Yan Jine¹, Li Zhiyao², Zhang Kexin³, Xiong Min¹, Han Suyu¹

(1. Department of Electronic Engineering, Information School, Yunnan University, Kunming 650091, China

2. The Third Affiliated Hospital of Kunming Medical College, The Ultrasound department, Kunming 650118, China

3. The Second Affiliated Hospital of Kunming Medical College, Kunming 650031, China)

Abstract: For simulating the Doppler ultrasound blood flow signals in the vessels with aneurysms at different stages of development, this paper presents a simulation model in which the Doppler ultrasound blood flow signals are obtained by employing cosine-superposed constituents which are modulated by a power spectral density (PSD) estimated from velocity profile calculated by analytically solving the Navier-Stokes equations according to the axis-centerline velocity at the upstream faraway segment of the aneurysms. In the experiments, the Doppler ultrasound blood flow signals in the normal vessels and vessels with aneurysms having different dilations are generated, respectively. The simulated Doppler ultrasound blood flow signals in the aneurysms have characteristics similar to those found in practice, and could be used as the detection algorithms for the occurrence and development of aneurysms disease.

Keywords: aneurysm; analytical velocity distribution; Doppler ultrasound blood flow signal; simulation

引言

动脉瘤是一种常见血管疾病, 常表现为动脉管

壁局部退化膨胀增大。动脉瘤疾病发生后, 瘤体会不断增大致瘤壁破裂出血, 最终导致患者死亡, 临床常见于腹主动脉及颅内动脉。近年, 一系列研究表明^[1], 虽然动脉瘤患者在疾病发生及发展早期并无显著临床表现, 但病变动脉段内血流动力学状态常已产生相应变化。为此, 正确检测病变血管内血流动力学相关参数, 尤其是动脉瘤内壁附近轻微非



收稿日期: 2015-10-30 修回日期: 2016-01-19;
基金项目: 国家自然科学基金(81771928, 61561049),
云南省教育厅科学研究基金(2017ZZX229);
作者简介: 高莲(1981-), 女, 云南, 博士, 研究方向为
超声医学工程; 张榆锋(1965-), 男, 云南, 教授, 博导,
研究方向为超声医学工程、自适应信号处理等。

正常血流状态, 有利于动脉瘤疾病早期诊断及客观评估其生长情况及治疗效果。

超声诊断技术因具备无创检测特性, 而成为当前一种普遍应用的腹主动脉瘤患者随诊及病例筛选检测手段。但在此过程中, 超声血流信号处理及诊断特征提取算法性能会影响其诊断正确性。而计算机超声多普勒血流仿真信号能客观评估此类算法性能, 可广泛应用于超声动脉瘤诊断及诊断特征提取算法研究^[2-4]。

近年来, 许多研究致力于建立计算机腹主动脉瘤超声多普勒血流信号仿真模型^[5-9]。这些研究多借助计算流体动力学(CFD)方法来数值合成腹主动脉瘤血流信号, 其实现步骤详述如下: 首先通过统计分析临床解剖或成像数据获得腹主动脉瘤几何参数(形状及尺寸等), 构建腹主动脉瘤理想或针对特定个体的结构模型, 同时进行有限元网格划分处理; 此后, 为获得特定边界条件下血流流场分布, 使用 CFD 方法数值求解血流动量和质量守恒方程, 达到血流信号合成的目的。这些模型理论上可以合成不同结构动脉瘤超声多普勒血流信号, 但若其结构性(大小、形状等)发生变化, 已确定的 CFD 数值合成过程不再适用; 模型建立、网格划分及数值仿真等过程需从新进行, 耗时耗力, 无法灵活仿真动脉瘤形成、发展不同时期超声多普勒血流信号。为此, 本文建立了一种基于解析速度分布的动脉瘤超声多普勒血流信号仿真模型。模型首先通过解析求解血流动量及质量守恒线性化 Navier-Stokes 方程, 得到不同病变程度动脉瘤血管内血流速度剖面; 此后, 使用总体分布的非参数估计获得病变血管内血流功率谱密度; 最后, 通过累加余弦信号仿真超声多普勒血流信号。其中, 血流线性化 Navier-Stokes 方程解析求解基于动脉瘤上游无病变段中心脉动轴向血流平均速度实现。通过更改血管瘤相关几何参数, 此模型可灵活连续仿真动脉瘤形成、发展不同时期超声多普勒血流信号, 也可指定超声采样空间生成期望的脉冲多普勒血流信号。结果表明, 此模型仿真动脉瘤超声多普勒血流信号特征与临床采集实际

信号基本一致, 可用于辅助研究超声多普勒检测动脉瘤形成和发展过程。

1 方法原理

1.1 动脉瘤几何模型

动脉瘤几何模型如图 1 所示^[10]。

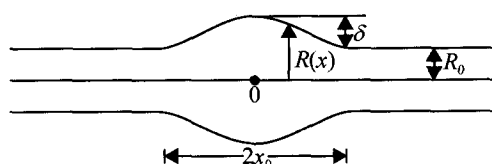


图 1 血管内轴对称的余弦曲线形状动脉瘤几何模型
Fig. 1 Geometric model of the axi-symmetric, cosine-shaped aneurysm

图中 x 和 r 分别表示轴向和径向的坐标, 使用柱坐标描述的动脉瘤膨胀段半径 $R(x)$ 为:

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

式中: R_0 为动脉瘤上游均匀段半径; $2x_0$ 为动脉瘤瘤体的总长度; δ 为动脉瘤膨胀最大高度。

1.2 动脉瘤血管内血流速度剖面

假定动脉瘤血管壁具有刚性特性, 且管腔内血流为轴对称不可压缩脉动牛顿流体, 其径向速度 v 远远小于轴向速度 u , 则血流动量、质量守恒纳维-斯托克斯方程可进行线性化处理得:

$$\begin{aligned} \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{1}{r} \frac{\partial(rv)}{\partial r} &= 0 \\ \frac{\partial u}{\partial t} &= -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\eta}{\rho} \left(\frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} \right) \\ \frac{\partial p}{\partial r} &= 0 \end{aligned} \quad (2)$$

式中: p 为血流压力; ρ 为血液密度; η 为血液粘度; t 为时间。若管壁上血液具有无滑移性, 则(2)式所对应的管壁边界条件为:

$$v|_{r=R(x)} = 0; u|_{r=R(x)} = 0 \quad (3)$$

同时因血液轴对称流动性, 轴心处脉动血液流动边界条件为:

$$\left. \frac{\partial u}{\partial r} \right|_{r=0} = 0 \quad (4)$$

使用 Fourier 级数将血液流动参数(压力梯度 $\frac{\partial p}{\partial x}$ 、轴向速度 u 及径向速度 v)展开并代入血液运动基本方程(2)及边界条件(3)、(4)中, 求解可得动脉瘤非平稳血液的轴向速度表达式及血流压力梯度的傅里叶展开系数(C_0 、 C_i)^[11]:

$$u(y, t) = \frac{R^2}{4\eta} (y^2 - y_1^2) C_0 + \operatorname{Re} \left\{ \sum_{i=1}^N \frac{R^2}{j\eta\alpha_i^2} \left[\frac{J_0(j^{3/2}\alpha_i y)}{J_0(j^{3/2}\alpha_i y_1)} - 1 \right] C_i e^{j\omega_i t} \right\} \quad (5)$$

$$C_0 = C_0^* \frac{1}{y_1^4} \quad (6)$$

$$C_i = C_i^* \frac{(j^2\alpha_i)^2 J_0(j^2\alpha_i) - 2j^2\alpha_i J_0(j^2\alpha_i)}{J_0(j^2\alpha_i)} \frac{J_0(y_2)}{y_2^2 J_0(y_2) - 2y_2 J_1(y_2)} \quad (7)$$

式中: $y = r/R_0$, $y_1 = R(x)/R_0$, $\alpha_i = R_0 \sqrt{\rho\omega_i/\eta}$,

$i=1, 2, 3, \dots$ $y_1' = \frac{dy_1(x)}{dx}$, J_0 、 J_1 和 J_2 分别表示第

一类零阶、一阶和二阶贝塞尔函数 $C_0^* = -\frac{4\eta U_0^*}{R_0^2}$,

$$C_i^* = j\eta\alpha_i^2 U_i^* / \left\{ R_0^2 \left[\frac{1}{J_0(j^{3/2}\alpha_i)} - 1 \right] \right\}, \quad U_0^* \text{ 及 } U_i^* \text{ 是}$$

动脉瘤上游均匀段($x=x^*=-5R_0$, $R(x^*)=R_0$ 及 $y_1=1$)中心($y=0$)轴向流速 $u(x^*, 0, t)$ 的傅里叶展开系数。

1.3 功率谱密度估计及多普勒血流信号仿真

由(5)式计算得到动脉瘤脉动血液的轴向速度分布后, 借助总体分布的非参数估计法^[12]计算获得超声多普勒脉动血流信号功率谱密度。估算时, 按图 2 所示方法将血管采样空间沿径向和轴向分割成一系列采样子空间。当径向和轴向分割间隔足

够小时, 流经采样子空间血液产生的功率谱密度正比于其体积。即可通过累加所有采样子空间内散射微粒的功率谱密度得到整个采样空间内多普勒脉动血流信号的功率谱密度。最后, 通过累加余弦信号^[13]仿真超声多普勒脉动血流信号。

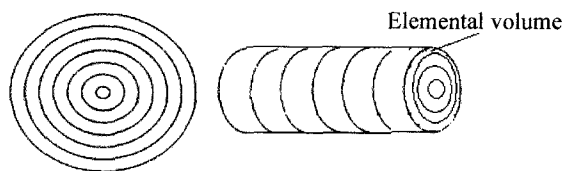


图2 血管腔采样容积划分示意图

Fig. 2 Division of the vessel for the PSD computation

2 实验结果及讨论

2.1 实验参数及平台

为评估所提出仿真模型的性能, 将动脉瘤上游 $x=x^*=-5R_0$ 处轴心 $y=0$ 轴向血流平均速度(如图 3 所示)代入(5)~(7)式, 分别仿真正常血管及膨胀程度为 10%、20%、30%及 40%动脉瘤血管超声多普勒血流信号。超声采样空间中心分别位于 $x=0$ mm、 $x=3$ mm、 $x=6$ mm 和 $x=9$ mm 处, 大小为轴向 6 mm 长的血管段。实验中, 通过分析合成信号短时傅立叶变换(STFT)声谱图说明其有效性。

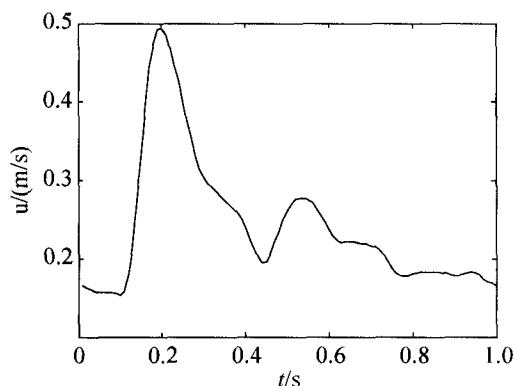


图3 动脉瘤上游 $x=x^*=-5R_0$ 处轴心轴向血流平均速度波形
Fig. 3 Axial centerline velocity waveform at $x=x^*=-5R_0$

仿真实验的主要参数为: 动脉瘤血管上游均匀段半径 $R_0=10$ mm, 瘤体长度 $2x_0=25$ mm, 血液密度 $\rho=1\ 050$ kg/m³, 血液粘度 $\eta=3.5 \times 10^{-3}$ Pas, 心动

周期 $T=1\text{ s}$, 超声发射频率 $f_0=2\text{ MHz}$, 超声速度 $c=1\,540\text{ m/s}$, 入射角 $\theta=30^\circ$ 。在使用 STFT 方法估计仿真信号的功率谱密度时, 综合考虑血流信号特征及功率谱密度频率分辨率, 采用了具有 10 ms 时间长度的矩形窗口。本文仿真实验及相关数据分析工作借助 Matlab 7.8 (The Mathworks, Inc., Natick, MA, USA) 完成。

2.2 仿真实验结果

图 4 (a)~(d) 显示了位于轴心 ($x=0\text{ mm}$) 处, 正常血管及不同膨胀程度动脉瘤血管内血流速度分布。从图 4(a) 可见, 对于正常血管, 在心动周期中任何确定时刻, 血流振荡流速在轴心 ($y=0$) 达到最大, 且其沿径向变化相对平缓, 直到管壁附近才迅速降为零。从图 4(a) 还可以看出, 当径向位置固定时, 轴向血流速度随时间的变化规律是: 在心脏收缩期, 血流速度快速增大至峰值; 而受心脏舒张运动的影响, 血流速度在舒张早期将减小乃至出现负值; 而后因动脉管壁组织弹性回缩特性, 血流速度以振荡形式传播。将图 4 (b)~(d) 中结果与图 4(a) 相比可发现, 正常血管及不同膨胀程度动脉瘤血管内脉动血流速度随径向位置及时间的变化规律基本一致; 但血流径向分布范围会随血管膨胀程度的增大而增大, 而血流峰值速度会正比于血管膨胀程度下降。为了更清晰地分析动脉瘤不同膨胀程度对血流速度的影响, 我们分别从图 4 (a)~(d) 中提取血流峰值流速 v_s , 它们分别是 0.48 m/s 、 0.39 m/s 、 0.33 m/s 及 0.24 m/s , 从中可以看到 10%、20% 及 40% 膨胀程度动脉瘤血管内血流峰值流速 v_s 分别比正常血管减小了 18.7%、31.2% 及 50%。上述实验结果与临床观测结果具有较好的一致性^[14]。

图 4 (e)~(h) 显示了正常血管(e)及膨胀程度为 10%(f)、20%(g) 及 40%(h) 动脉瘤血管内脉动血流的理论功率谱密度。对比图 4 (e)~(h) 与图 4 (a)~(d) 可以看出, 理论功率谱密度与其速度随时间的变化规律一致, 证明了总体分布的非参数估计法是一种有效的血流理论功率谱密度估计方法。此外, 当轴向

中心位置确定时, 与正常血管内血流功率谱密度相比, 正向频率峰值及频谱窗会随膨胀程度的增加而减小。进一步借助文献[2]中定义的频谱扩张系数 ($SBI=0.47(f_{\max}-f_{\min})/(f_{\max}+f_{\min})$), 其中 f_{\min} 为收缩峰频率最小值, f_{\max} 是其对应最大值) 计算公式对图 4 (e)~(h) 进行估算, 得到无病变血管及膨胀程度为 10%、20% 及 40% 动脉瘤血管 SBI 系数, 它们分别是: 0.032、0.034、0.043 及 0.064; 从中可以看出, 正常血管的 SBI 系数均比不同膨胀程度动脉瘤血管小; 且动脉瘤病变越严重, SBI 系数越大, 说明动脉瘤血管内脉动血流受扰乱程度越高。

图 4 (i)~(p) 分别给出了正常血管及膨胀程度为 10%、20% 及 40% 对应的超声多普勒仿真信号。其中 (i-l) 和 (m)~(p) 分别表示同相和正交时域波形。这些音频随机信号反映了大量独立运动血细胞(红细胞和红细胞类聚体) 超声散射效应总和的特征。为更深入考证仿真信号的有效性, 使用短时傅立叶变换进一步估计其声谱图, 并与理论功率谱密度相比较。图 4 (q)~(t) 分别给出了正常血管(q) 及膨胀程度为 10%(r)、20%(s) 及 40%(t) 动脉瘤血管血流对应的 STFT 功率谱密度, 它们的分布和变化特征与对应的理论功率谱密度(图 4 (e)~(h)) 保持了一致性。特别, STFT 功率谱密度图上具有的与临床信号超声多普勒斑点相似的颗粒状图案, 说明合成多普勒信号中存在有临床实际信号所具有的斑点噪声。

实验中, 为有效抑制超声斑点噪声, 分别对正常和不同膨胀程度血管内 100 组超声多普勒血流仿真信号的 STFT 功率谱密度进行平均化处理, 结果如图 4 (u)~(x) 所示。从中可见, 平均 STFT 功率谱密度图中的超声斑点噪声得到有效抑制, 使其与相应的理论功率谱密度有很高的相似性。基于此提取的血流峰值流速 v_s 和频谱扩张系数 SBI 也与前述基于理论谱的估计值保持了一致, 说明了本文提出仿真模型的有效性。

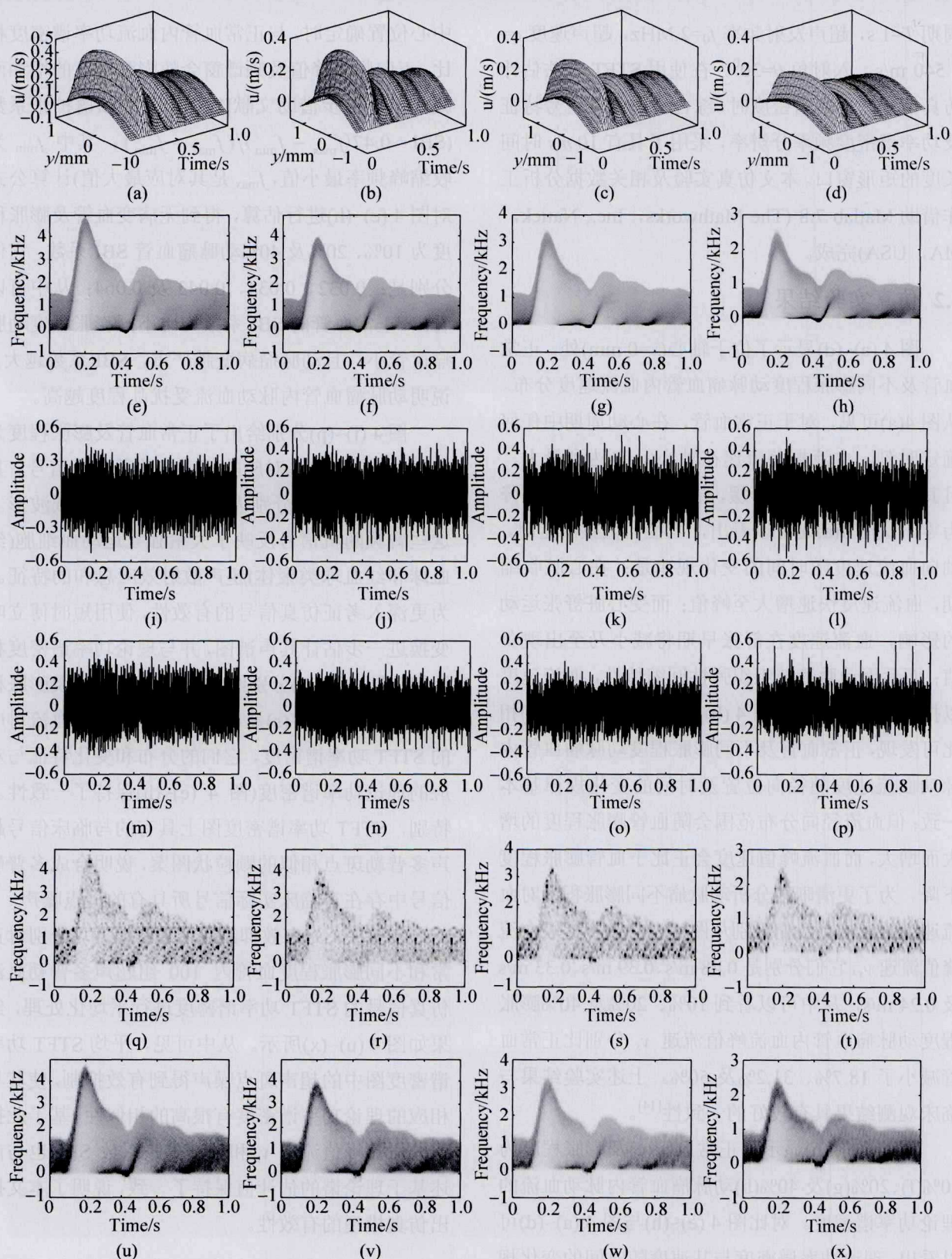


图4 轴向中心位置 $x=0\text{ mm}$ 处血流速度(a)~(d)、理论功率谱密度(e)~(h)、仿真信号同相时域波形(i)~(l)、正交时域波形(m)~(p)、STFT 声谱图(q)~(t)及 100 组仿真信号的平均 STFT 声谱图(u)~(x)

Fig. 4 Velocity distributions (a)~(d), PSDs (e)~(h), simulated signals (inphase ones (i)~(l), quadrature ones (m)~(p), STFT-based spectrograms (q)~(t), and averaged PSDs (u)~(x) of 100 simulated signals at axial center $x=0\text{ mm}$

为更深入验证仿真信号在不同轴向位置的性能, 图 5 给出了膨胀 30% 动脉瘤血管内, 采样空间分别位于轴向位置 $x=3\text{ mm}$ (a、d、g 及 j)、 6 mm (b、e、h 及 k) 及 9 mm (c、f、i 及 l) 的血流速度(a)~(c)、理论功率谱密度(d)~(f)、STFT 声谱图(g)~(i)及 100 组仿真多普勒血流信号的平均 STFT 功率谱密度(j)~(l)。将图 5(a)~(c)中结果与图 4(a)相比可以看出, 膨胀 30% 动脉瘤血管内脉动血流速度随时间及径向位置的变化规律与正常血管一致; 但随着轴向距离的增加, 正向最大脉动血流速度随之增大, 且增大

幅度与轴向距离成正比, 并接近于正常血管的结果, 表明动脉瘤对血液流动的影响越来越小。图 5(d)~(f)可以看出脉动血流信号的理论功率谱密度较好地反映了脉动血流速度的变化规律。比较图 5(g)~(i)与图 5(d)~(f)可以发现, 尽管仿真信号的 STFT 功率谱密度中存在超声斑点噪声, 但其分布与对应的理论功率谱密度具有一致性。图 5(j)~(l)显示, 100 组合成多普勒血流信号的平均 STFT 功率谱密度与其相应的理论功率谱密度(如图 5(d)~(f)显示)高度一致, 进一步说明了本文提出仿真模型的有效性。

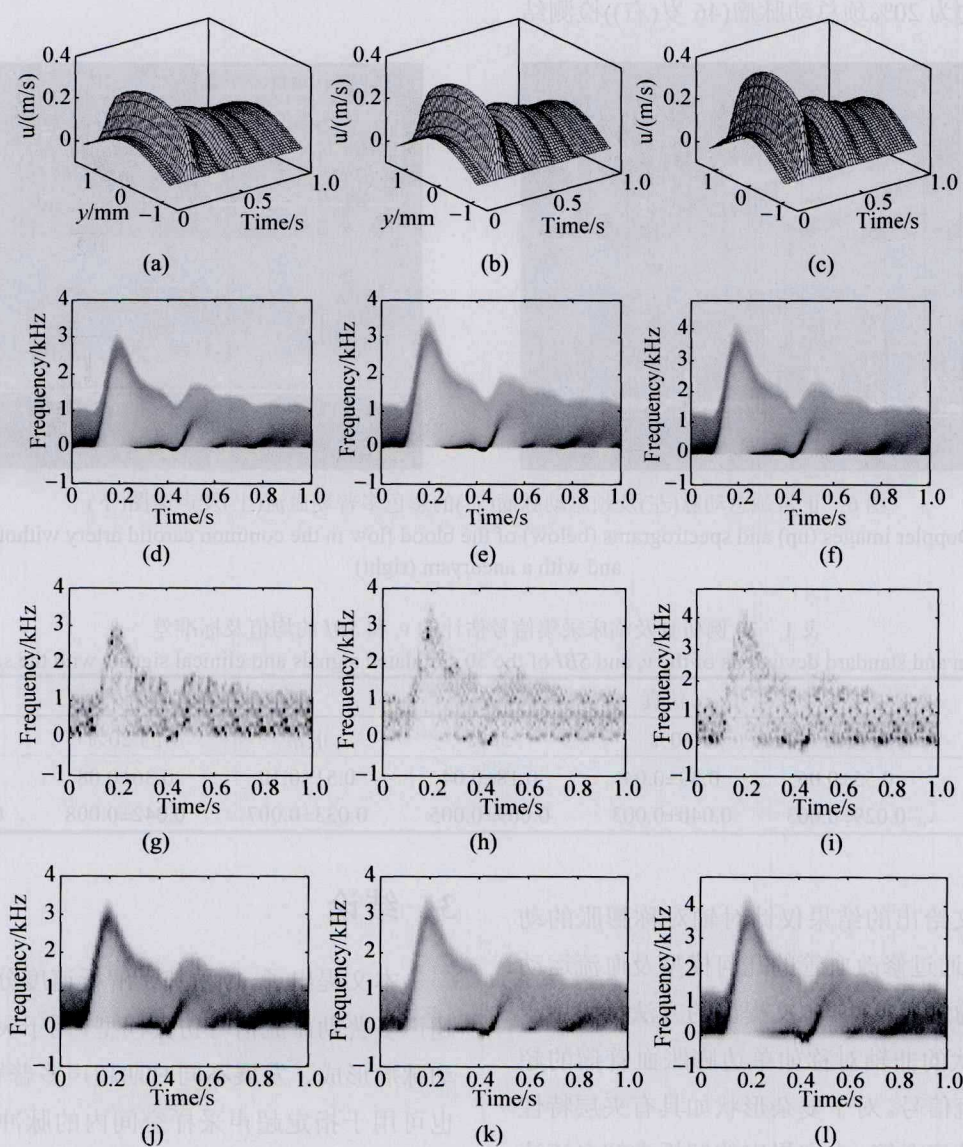


图 5 膨胀 30% 动脉瘤血管内, 轴向位置 $x=3\text{ mm}$ 、 6 mm 及 9 mm 血流速度(a)~(c)、理论功率谱密度(d)~(f)、STFT 声谱图(g)~(i)及 100 组合成多普勒血流信号的平均 STFT 功率谱密度(j)~(l)

Fig. 5 Velocity distributions (a)~(c), PSDs (d)~(f), STFT-based spectrograms (g)~(i) and averaged PSDs (j)~(l) of 100 simulated signals at $x=3\text{ mm}$ 、 6 mm and 9 mm in the vessel with a 30% dilated aneurysm

2.3 临床实验结果及讨论

最后,与昆明医科大学第二、三附属医院合作开展临床试验,采集临床病例并与仿真结果作对比。临床检测时,先借助 CT 及 MRI 确定颈总动脉瘤膨胀程度;然后使用 PHILIPS IU2 彩超的高频线阵探头(12 MHz),分别采集 30 例正常颈总动脉(男,15~35 岁)及膨胀程度约为 20%、50%颈总动脉瘤(男,40~60 岁)内的 B 超、彩色多普勒血流及声谱图。图 6 显示了一例正常颈总动脉(28 岁(左))及膨胀程度约为 20%颈总动脉瘤(46 岁(右))检测结

果。表 1 列出了正常及不同膨胀程度 30 例仿真及颈总动脉临床采集血流信号的峰值流速及扩张系数的均值及标准差。从中可见,临床采集信号的峰值流速及扩张系数与仿真实验结果具有相同的变化规律。即与正常情况相比,随着动脉瘤血管局部扩张或膨大程度的增加,临床血流速度分布范围增加而变宽,其分布杂乱且频谱声窗变窄(甚至消失);血流峰值流速随之减小,频谱扩张系数却不断增大;这些与仿真结果一致的特征进一步说明本文仿真方法的有效性。

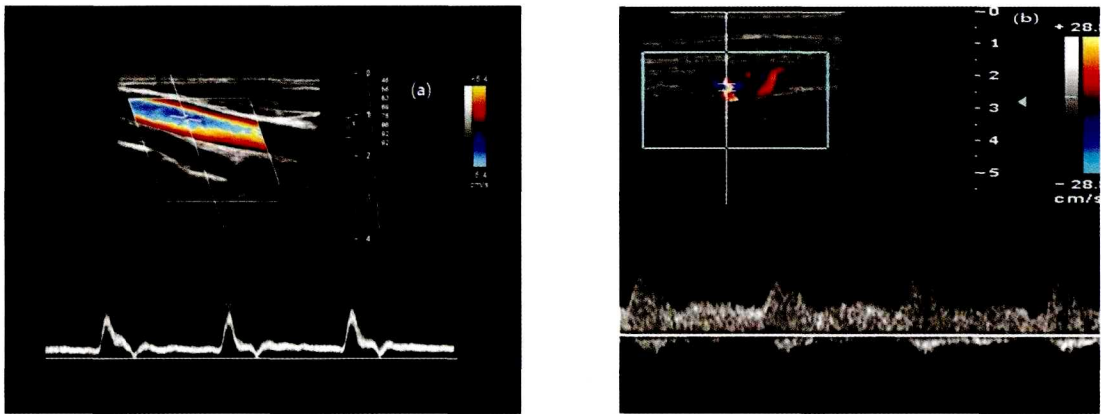


图 6 正常颈总动脉(左)及颈总动脉瘤(右)的彩色多普勒血流(上)及声谱图(下)
Fig. 6 Color Doppler images (up) and spectrograms (below) of the blood flow in the common carotid artery without lesions (left) and with a aneurysm (right)

表 1 30 例仿真及临床采集信号估计的 v_s 和 SBI 的均值及标准差

膨胀程度	仿真			临床采集		
	正常	20%	50%	正常	约 20%	约 50%
$v_s(\text{m/s})$	0.55 ± 0.06	0.39 ± 0.04	0.18 ± 0.04	0.51 ± 0.10	0.36 ± 0.08	0.19 ± 0.06
SBI	0.029 ± 0.003	0.040 ± 0.003	0.069 ± 0.005	0.033 ± 0.007	0.042 ± 0.008	0.068 ± 0.010

虽然本文给出的结果仅针对轴对称膨胀的动脉瘤血管,但通过修改血管的几何模型及血流运动方程所满足的边界条件,本文提出的方法仍可用于合成简单形状的非轴对称如单边膨胀血管瘤的超声多普勒血流信号。对于复杂形状如具有夹层特性偏心扩张动脉瘤血管,本文提出的解析求解血流速度分布的思路就难以适应。这时,可以使用有限元网格建模来求解血流分布。

3 结论

本文提出了 1 种基于解析速度分布的动脉瘤超声多普勒血流信号仿真模型,用于灵活连续仿真动脉瘤形成、发展不同时期超声多普勒血流信号,也可用于指定超声采样空间内的脉冲多普勒血流信号仿真。仿真及临床实验结果表明,此模型获得的动脉瘤超声多普勒血流信号特征与临床采集实际信号基本一致,可用于辅助研究超声多普勒检测

动脉瘤形成和发展过程。

本文假设动脉瘤几何形状为轴对称余弦曲线形; 临床实验亦对病例进行筛选, 使采集病例颈总动脉瘤几何形状近似于模型形状。但人体动脉瘤几何形状较复杂多变, 未来应建立几何形状较为复杂的动脉瘤超声多普勒血流信号仿真模型, 进一步完善动脉瘤超声多普勒血流信号仿真方法。

参考文献:

- [1] Vorp D A. Biomechanics of abdominal aortic aneurysm[J]. Journal of Biomechanics (S0021-9290), 2007, 40: 1887-1902.
- [2] Evans D H, McDicken W N. Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Signal Processing[M]. Wiley, Chichester, 2000: 5-26.
- [3] 高莲, 张榆锋, 章克信, 等. 病变血管内血流分布模型的研究进展[J]. 系统仿真学报, 2014, 26(1): 146-151.
Gao L, Zhang Y F, Zhang K X, et al. Research Progress of Blood Flow Distribution Models in Diseased Vessels[J]. Journal of System Simulation, 2014, 26(1): 146-151.
- [4] Amblard A, Walter-Le Berre H W, Bou-Said B, et al. Analysis of type I endoleaks in a stented abdominal aortic aneurysm[J]. Medical Engineering & Physics (S1350-4533), 2009, 31(1): 27-33.
- [5] 张壮, 周虎, 汪源源, 等. 稳恒流下腹主动脉旁瘤超声多普勒血流信号的仿真分析[J]. 生物医学工程学进展. 2008, 29(4): 187-190.
Zhang Z, Zhou H, Wang Y Y, et al. Simulation Studies of Doppler Ultrasound Blood Flow Signals from Abdominal Aortic Sidewall Aneurysm in a Steady Flow[J]. Progress in Biomedical[J] Engineering. 2008, 29(4): 187-190.
- [6] 张壮, 汪源源. 脉动流下动脉旁瘤超声多普勒血流信号仿真[J]. 声学技术, 2009, 28(5): 167-168.
Zhang Z, Wang Y Y. Simulation of Doppler ultrasound blood flow signals from sidewall aneurysm under the pulsatile flow[J]. Technical Acoustics, 2009, 28(5): 167-168.
- [7] 周虎, 张壮, 汪源源, 等. 腹主动脉瘤超声多普勒血流信号仿真研究[J]. 仪器仪表学报, 2010, 31(8): 64-67.
Zhou H, Zhang Z, Wang Y Y, et al. Simulation studies of Doppler ultrasound blood flow signals from abdominal aortic aneurysm[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2010, 31(8): 64-67.
- [8] Bazilevs Y, Hsu M-C, Zhang Y, et al. Computational vascular fluid-structure interaction: methodology and application to cerebral aneurysms[J]. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology (S1617-7959), 2010, 9(4): 481-498.
- [9] Valen-Sendstad K, Mardal K A, Mortensen M, et al. Direct numerical simulation of transitional flow in a patient-specific intracranial aneurysm[J]. Journal of biomechanics (S0021-9290), 2011, 44(16): 2826-2832.
- [10] 龚克勤, 柳兆荣. 局部扩张动脉管血液振荡流的切应力分布[J]. 力学季刊, 2003, 24(1): 1-8.
- [11] Gao L, Zhang Y F, Zhang K X, et al. A computer simulation model for Doppler ultrasound signals from pulsatile blood flow in stenosed vessels[J]. Comput. Biol. Med (S0010-4825), 2012, 42(9): 906-914.
- [12] 边肇祺, 张学工. 模式识别[M]. 北京: 清华大学出版社, 2000: 65-71.
- [13] Mo LYL, Cobbold RSC. "Speckle" in continuous wave Doppler ultrasound spectra: a simulation study [J]. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control (S0885-3010), 1986, 33(6): 747-753.
- [14] Hallett J W, Mills J L, Earnshaw J J, et al. Comprehensive Vascular and Endovascular Surgery [M]. USA: Mosby, 2009: 39-52.