

多角度复合的超声多普勒矢量血流成像

王康宇 周昱林 何丽媛 卢春尧 于润 吴大伟

Blood flow image by multi-angle composite ultrasonic Doppler vector

Wang Kang-Yu Zhou Yu-Lin He Li-Yuan Lu Chun-Yao Yu Run Wu Da-Wei

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 71, 104303 (2022) DOI: 10.7498/aps.71.20211825

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.71.20211825>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

高分五号卫星多角度偏振相机最优估计反演: 角度依赖与后验误差分析

Optimal estimation retrieval for directional polarimetric camera onboard Chinese Gaofen-5 satellite: an analysis on multi-angle dependence and a posteriori error

物理学报. 2019, 68(4): 040701 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20181682>

无造影剂增强的超快超声脊髓微血管成像方法

Non-contrast-enhanced ultrafast ultrasound Doppler imaging of spinal cord micro-vessels

物理学报. 2021, 70(11): 114304 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20201878>

基于多角度投影激光吸收光谱技术的两段式速度分布流场测试方法

Two-stage velocity distribution measurement from multiple projections by tunable diode laser absorption spectrum

物理学报. 2019, 68(24): 247801 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20191223>

碳纤维增强复合材料褶皱缺陷的超声成像

Ultrasonic imaging of wrinkles in carbon-fiber-reinforce-polymer composites

物理学报. 2021, 70(11): 114301 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20210032>

基于稀疏阵列的电磁矢量传感器多输入多输出雷达高分辨角度和极化参数联合估计

Efficient angle and polarization parameter estimation for electromagnetic vector sensors multiple-input multiple-output radar by using sparse array

物理学报. 2020, 69(7): 074302 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20191895>

基于分段边缘拟合的测风多普勒差分干涉仪成像热漂移监测方法

Thermal imaging drift monitoring of Doppler asymmetric spatial heterodyne spectroscopy for wind measurement based on segmented edge fitting

物理学报. 2022, 71(8): 084201 <https://doi.org/10.7498/aps.71.20212086>

多角度复合的超声多普勒矢量血流成像^{*}王康宇¹⁾ 周昱林²⁾ 何丽媛¹⁾ 卢春尧¹⁾ 于润¹⁾ 吴大伟^{1)†}¹⁾ (南京航空航天大学航空学院, 机械结构力学及控制国家重点实验室, 南京 210016)²⁾ (南京大学医学院, 金陵医院, 南京 210093)

(2021 年 9 月 30 日收到; 2022 年 1 月 26 日收到修改稿)

血流速度的精确测量对于研究心血管疾病和动脉粥样硬化斑块的形成至关重要, 传统的彩色多普勒方法局限于获得沿超声束的速度分量, 难以描绘复杂的血流运动. 本文提出了一种多角度复合的超声多普勒方法, 结合多角度复合技术来提升速度估算的准确度. 该方法可以获取复杂血管内较为精确的二维速度矢量, 实现血管内动态矢量血流成像. 仿真结果表明, 多角度复合有效地减小了速度估算的误差, 提升图像的质量. 颈动脉分叉仿体成像实验表明, 该方法可以获得较为清楚的血管内速度矢量图像. 定量分析结果表明 5 个角度复合方案能够准确估算血管内流量. 本文提出的多角度复合的矢量多普勒具有可视化复杂血流和计算血流动力学参数的能力, 在矢量血流成像方法中有重要潜力.

关键词: 多角度复合, 超声多普勒, 颈动脉分叉, 矢量血流成像**PACS:** 43.60.+d, 87.63.dh, 88.10.gf, 87.61.Np**DOI:** 10.7498/aps.71.20211825

1 引言

超声成像是临床诊断颈动脉硬化^[1]等心血管疾病的主要方法, 相对于计算机断层扫描血管造影^[2] (computed tomography angiography, CTA) 和磁共振血管造影技术^[3] (magnetic resonance angiography, MRA) 等具有无辐射、便携和快速的特点, 可实时成像显示血流或组织的运动. 临床上通常采用超声多普勒成像来测量血流运动, 通过探测血液中红细胞的包含多普勒频移的回波信号来获取速度信息, 进而表征血流的运动.

传统的超声多普勒方法局限于估算平行于波束方向的速度分量, 不能计算出真实的血流速度大小及方向^[4]. 特别是当动脉发生病变时, 内部几何形状的变化会引起包括漩涡在内的复杂的血流流

动模式, 传统方法无法准确描述血管内的速度矢量^[5]. 平面波技术的发展^[6–8]推动产生了散斑跟踪^[9]、矢量多普勒^[10]、横向振荡^[11,12]等更为准确的血流成像方法. 这些方法都能够较好地重现血流的运动, 获取血管内的速度矢量图像, 提升早期心血管疾病诊断的能力. 其中, 散斑跟踪的速度估算精度受限于追踪斑块在不同时刻的去相关性; 横向振荡因为算法复杂, 成像速度慢, 所以应用范围有限. 相较于这两种方法, 基于自相关原理的多普勒速度测量法^[13,14]计算复杂度较低, 鲁棒性强, 应用也更为广泛. 其中, 矢量多普勒运用自相关原理^[15,16]估算不同方向速度最后得到速度矢量, 是测量二维血流信息的重要方法. 早在 1974 年, Peronneau 等^[17]就提出测量不同方向波束的多普勒速度来获取血流运动信息, 并在生物体实验中得到验证. 在此基础上, Tortoli 等^[18]采用两个夹角固定的换能器接收信号来估算速度矢量, 但探测区域有限. Dunmire

^{*} 国家重点研发计划 (批准号: 2019YFE0109300) 和南京航空航天大学研究生创新基地 (实验室) 开放基金项目 (批准号: kfjj20200101) 资助的课题.

[†] 通信作者. E-mail: dwu@nuaa.edu.cn

等^[19]则结合平面波传输提出了交叉波束的多普勒方法,通过发射两个对称的平面波束实现在波束交叉区域的二维速度矢量成像.为进一步提升成像帧率,子孔径传输的矢量多普勒逐渐兴起^[20,21],通过设置特定子孔径偏转接收来估算不同方向上的速度,进而推导出整个流场信息,且在短时间内获取大量的数据.另外,基于多波束传输原理的矢量多普勒方法在重建二维流场方面效果显著^[22,23],进一步推动了多普勒成像技术的发展,但仍存在所测血流速度的准确度较低的问题.

本文提出了基于多角度复合的矢量多普勒方法来重建颈动脉的二维血流图像,利用交叉波束的原理实现对探测区域的血流矢量成像,并发射多个偏转角度的平面波提升不同波束方向上的速度估算精度.多角度复合技术有效地抑制了发射旁瓣影响,达到了动态聚焦效果,显著提升了成像质量和对比度.利用多角度复合原理增强多普勒信号强度,通过偏转波束合成并求解该方向上的多普勒频移,有利于提高速度估算准确度.通过对比不同个数(1, 3, 5和7)角度复合的仿真成像结果,分析得到5个角度复合既能保证较高的成像帧数又能得到较为准确的速度估算结果.颈动脉分叉仿体实验证明,多角度复合的矢量多普勒方法能够有效地重建血管内的速度矢量图像、分析血管复杂的流动模式,对于临床分析和诊断具有重要意义.

2 基本原理

多角度复合的矢量多普勒方法流程图如图1所示.首先设计特定的平面波发射序列对目标区域成像,沿交叉波束方向偏转接收,应用延时叠加算法进行波束合成并进行多角度相干复合.然后对复合叠加数据进行壁滤波处理,从而提取血流信号估

算速度.最终,对交叉波束方向的估算速度三角分解得到二维平面内的速度矢量图像.

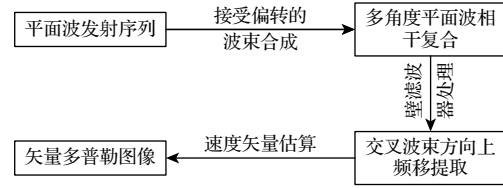


图1 方法流程图

Fig. 1. Flow chart of the proposed method.

2.1 多角度平面波相干复合成像

图2(a)表示平面波传输示意图.相干复合平面波序列由多个连续的未聚焦的发射脉冲组成^[6-8],发射脉冲的发射间隔为脉冲重复频率 PRF_{\max} ,使用延时叠加求和的波束合成算法处理接收的回波信号 $\text{RF}(x, \tau)$ 重建图像.因为平面波传输缺乏聚焦导致图像分辨率较低,所以通过偏转发射和相干复合方法来提高图像质量.图2(b)和图2(c)分别表示无角度偏转和有角度偏转情况下平面波从阵元发射到任一点 (x, z) 再到返回某一阵元 x_1 的路径,如下式所示:

$$\tau(x_1, x, z)$$

$$= \left[z \cos \alpha + x \sin \alpha + \sqrt{z^2 + (x - x_1)^2} \right] / c, \quad (1)$$

其中 c 表示声速(假定声速保持恒定为1540 m/s); α 表示平面波发射时偏转的角度.成像区域内每一处信号通过相干叠加多个阵元信号的回波信号 $\text{RF}(x_1, \tau(x_1, x, z), \theta)$ 得到,对其施加相应的延时 $\tau(x_1, x, z)$,

$$s(x, z) = \int_{\alpha_1}^{\alpha_2} \int_{x-a}^{x+a} \omega \text{RF}(x_1, \tau(x_1, x, z), \theta) dx_1 d\theta, \quad (2)$$

其中 a 表示接收孔径的大小; ω 表示加权系数.通

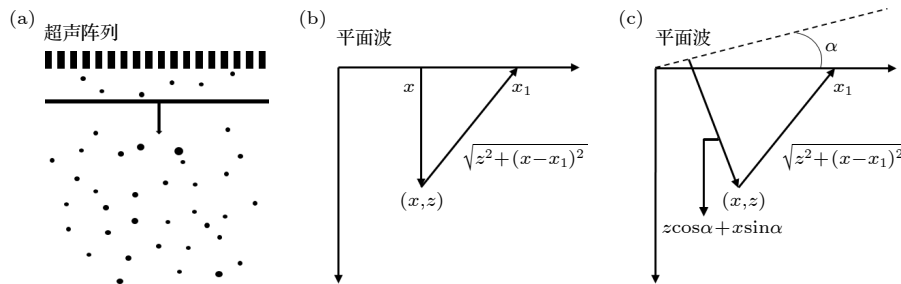


图2 (a) 平面波传输示意图; (b) 无偏转角的平面波传输路径; (c) 偏转角为 α 时声波传输的路径

Fig. 2. (a) Plane wave transmission; (b) time delays for a plane wave emission and reception; (c) time delays for a plane wave of the angle α .

过相干叠加多个偏转角 α_1 到 α_n 发射条件下获得的图像, 成像质量和分辨率可以得到极大提升. 然而, 角度复合数量增加会导致成像帧数 F 的下降, 如 (3) 式所示:

$$F = \frac{c}{2z} \frac{1}{N_{\text{angles}}}, \quad (3)$$

其中 N_{angles} 代表角度复合数; z 代表成像深度; F 随角度数增加而减小. 利用多角度复合的原理可以提升多普勒速度矢量成像的估算精度.

2.2 交叉波束的矢量多普勒成像

如图 3 所示, 超声换能器发射一系列平面波, 偏转接收到交叉波束的回波信号用于估算速度矢量. 针对每个交叉波束采用多角度复合形式提高速度的估算准确度, 得到两个方向上的速度 (v_L, v_R) .

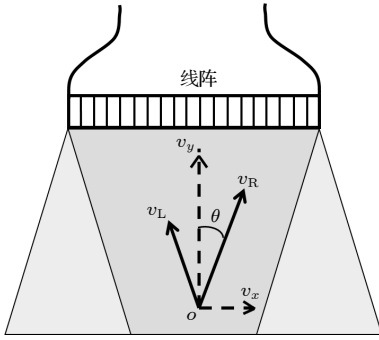


图 3 交叉波束示意图.

Fig. 3. Schematic diagram of crossed-beam vector Doppler.

三角分解交叉波束方向上的多普勒速度, 可以得到整个成像区域中横向速度 v_x 和轴向速度 v_y , 如下方程所示:

$$v_x = \frac{c}{2f_0 \sin \theta} (f_2 - f_1), \quad (4)$$

$$v_y = \frac{c}{2f_0 (1 + \cos \theta)} (f_2 + f_1), \quad (5)$$

其中 f_0 是中心频率; θ 表示波束偏转角度; c 表示声速; f_1 和 f_2 分别表示左右两个偏转波束多角度复合后得到的多普勒频移. 根据回波信号求解多普勒频移 f_i ($i = 1$ 或 2), 计算公式为

$$f_i = \frac{\text{PRF} \cdot \arg(R(1))}{2\pi}. \quad (6)$$

PRF 表示脉冲重复频率, $R(1)$ 表示单位延时的自相关函数, 其计算公式如下:

$$R(1) = \frac{\sum_{n=1}^M Q(n) I(n-1) - I(n) Q(n-1)}{\sum_{n=1}^M I(n) I(n-1) + Q(n) Q(n-1)}, \quad (7)$$

其中 $I(n)$ 和 $Q(n)$ 分别表示信号解调得到的同向分量和正交分量. 为了滤除运动组织所产生的的低频率高振幅的信号得到血流信号, 本文中采用多项式回归滤波器^[24]来消除组织运动的影响.

3 仿真设计

为验证多角度复合对于提升多普勒速度估计精度的有效性, 利用超声模拟软件 Field II 模拟了直血管中的流动, 仿真中参数的设置如表 1 所列. 管道直径设置为 10 mm, 管内速度呈抛物线分布, 其速度剖面为

$$v = (1 - r^2/R^2) v_0, \quad (8)$$

其中 r 表示距离; R 表示管道半径; v_0 表示管中心处的最大速度. 分别采用 3, 5, 7 个角度复合的方法对直管内的流动进行彩色多普勒成像. 波束方向与流动方向的夹角分别设置为 30° , 最后计算直管中轴线上的速度分布以及估算速度与参考值之间的归一化标准偏差.

表 1 声场仿真的参数设置
Table 1. Simulation parameters setting.

参数	值
发射阵元数	128
接收阵元数	128
中心频率/MHz	5
阵元宽度/mm	0.208
阵元高度/mm	4.5
阵元间距/mm	0.35
声速/(m·s ⁻¹)	1540
幅度变迹	Hanning
激励脉冲	4-period sinusoid
最大脉冲重复频率/kHz	15
角度复合数	3, 5, 7
采样频率/MHz	100
直径/mm	10
峰值速度/(m·s ⁻¹)	1

4 实验设置

实验在超声研究平台 Vantage 128 (Verasonics Inc, Wa, USA) 上进行. 采用 L12-5c(上海爱

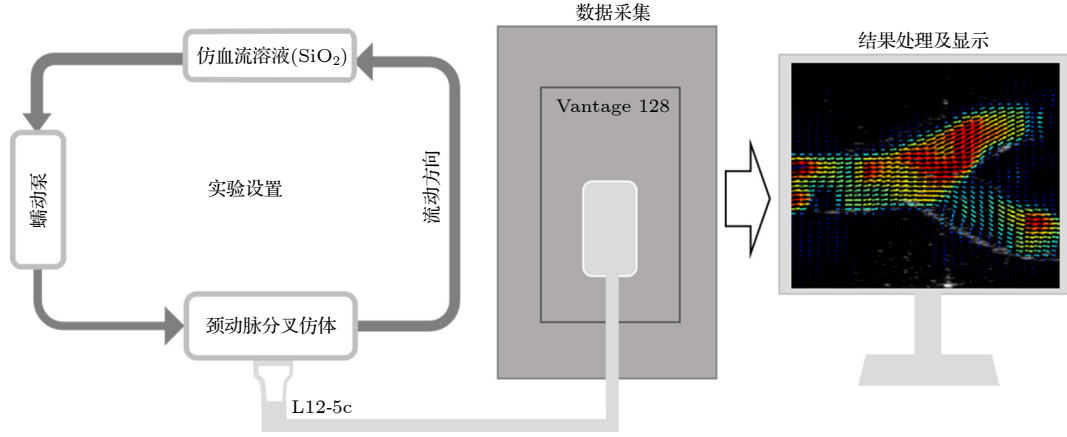


图4 实验系统原理图

Fig. 4. Schematic diagram of the experimental system.

声生物医疗科技有限公司) 的线性阵列收发数据, 阵元个数为 128, 阵元间距为 0.3 mm, 中心频率为 7.8125 MHz, 设置采样频率为 31.25 MHz.

整个实验设置及数据采集和处理过程如图 4 所示. 实验仿体为颈动脉分叉模型, 颈动脉模型的入口直径依据 Murray 定理^[25] 设置为 10 mm, 内外分叉的出口直径分别设置为 8 mm 和 7.8 mm. 通过 3D 打印得到该模型, 配置质量分数为 1% 的 Agar 溶液灌注得到内部通道为颈动脉分叉的仿体. 仿体尺寸为 60 mm × 60 mm × 80 mm, 颈动脉分支位于 30 mm 深度. 为了使流动呈现脉动形式, 使用蠕动泵作为血流驱动装置. 将混有散射粒子 SiO₂ 的悬浊液循环泵入仿体中模拟血流. 实验中设置流量为 200, 250 和 300 mL/min 三种不同的工况. 测试阶段, 发射脉冲重复频率为 15 kHz 平面波序列, 依次发射 -12° 到 12° 等间隔分布的 5 个倾斜平面波, 成像帧频为 200 帧/秒. 成像区域

为 30 mm × 50 mm 的矩形成像区域. 采集的原始数据通过离线处理的方式在 MATLAB 中得到速度矢量图像, 多角度复合重建得到一帧图像的时间在 85 s. 为缩短计算耗时, 采用 MATLAB 和 C++ 混编 C-MAX 文件代替原编写的波束合成程序, 可以使得计算耗时降低 5—6 倍, 一帧图像为 15 s. 实验装置如图 5 所示. 对比单角度平面波成像结果, 颈动脉分叉界面处的平均流量 $v_{average}$ 与设定值 v_{volume} 的误差 Error 如下方程所示:

$$Error = \left| \frac{v_{average} - v_{volume}}{v_{set}} \right|. \quad (9)$$

5 结果分析

5.1 直管流动仿真

在 Field II 模拟中采用直径为 10 mm 的直管, 设置峰值速度 v_0 为 1 m/s. 对比不同复合情况下速度估算的标准偏差, 分析角度复合数对成像结果的影响. 图 6(a)—(d) 分别表示 1, 3, 5 和 7 个角度复合的彩色多普勒成像结果, 可以看出角度增加使得图像质量提升, 显著减小了旁瓣的影响, 提升了速度估算精度. 与单角度的成像结果图 6(a) 相比, 多角度复合方法可以显著减少速度估算的误差. 为进一步分析多角度复合的估算精度, 图 7 显示了不同复合条件下估算结果 u 与标准参考值 v 的散点分布图, 散点 (红色) 大多分布于标准线 (蓝色) 附近, 距离标准线越近, 表示误差越小, 反之误差越大. 对比血管中心线的速度分布曲线与标准值, 结果如图 8 所示, 多角度叠加使得速度估算曲线更加接近

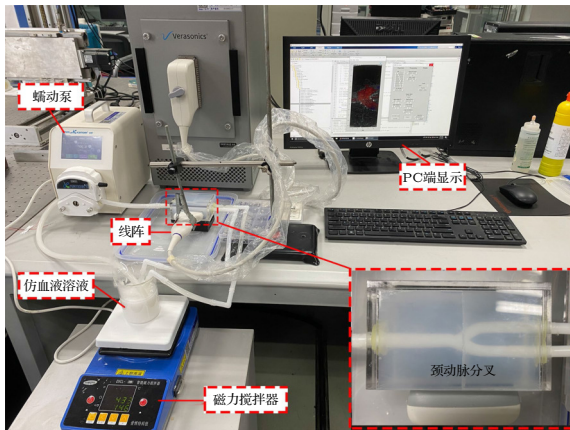


图5 颈动脉分叉实验装置图

Fig. 5. Experimental setup of carotid bifurcation.

真实的速度分布曲线. 不同复合条件下的速度标准偏差如表 2 所列, 可以看出当复合角度大于 5 时, 速度估算精度没有显著提升, 且标准偏差小于 0.07. 当复合角度数过多时会导致时间分辨率下降, 不利于多普勒速度估计.

表 2 多普勒速度估算的标准偏差
Table 2. Standard deviation of Doppler velocity estimation.

N_{angles}	1	3	5	7
归一化标准差	0.164	0.073	0.067	0.0659

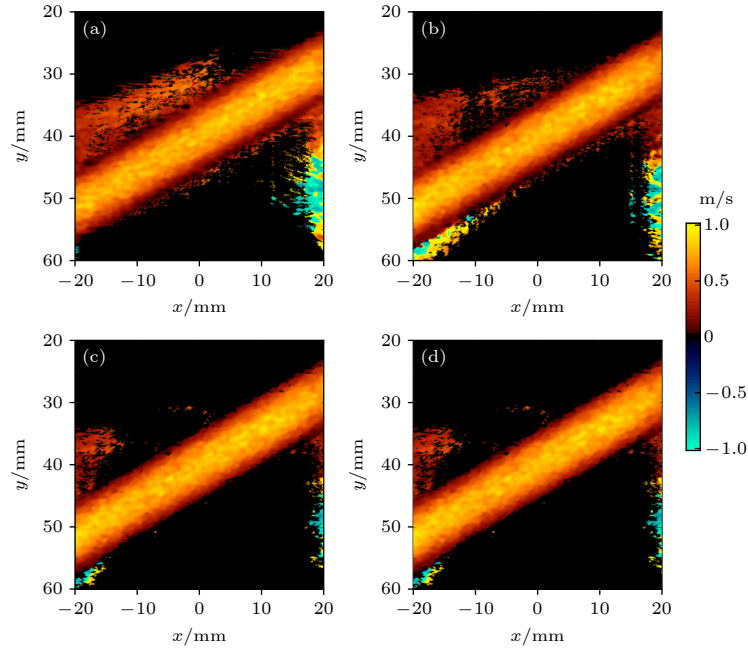


图 6 多角度复合多普勒成像结果 (a) 单角度复合; (b) 3 个角度复合; (c) 5 个角度复合; (d) 7 个角度复合

Fig. 6. Multi-angle compound Doppler imaging results: (a) Single angle compound; (b) 3 angles compound; (c) 5 angles compound; (d) 7 angles compound.

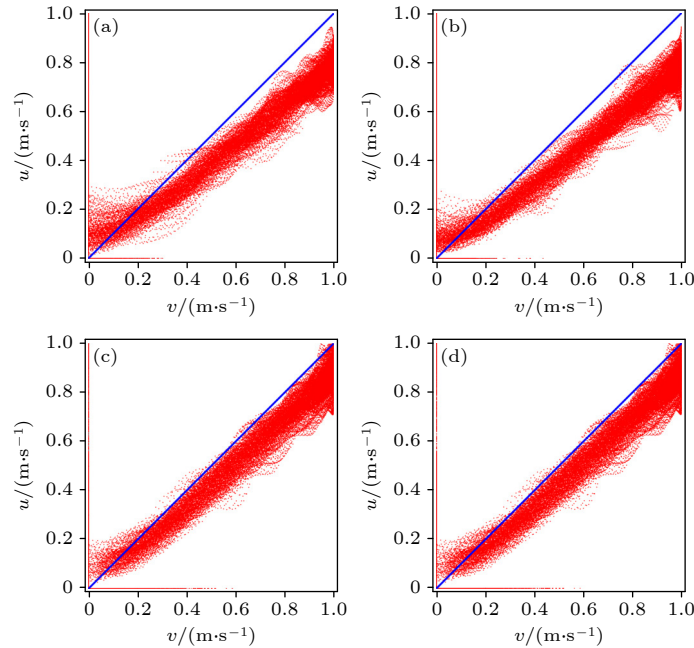


图 7 多角度复合多普勒估算速度与标准参考值的散点分布图 (a) 单角度; (b) 3 个角度复合; (c) 5 个角度复合; (d) 7 个角度复合

Fig. 7. Scatter plots showing the relation between reference and estimated velocities: (a) Single angle; (b) 3 angles compound; (c) 5 angles compound; (d) 7 angles compound.

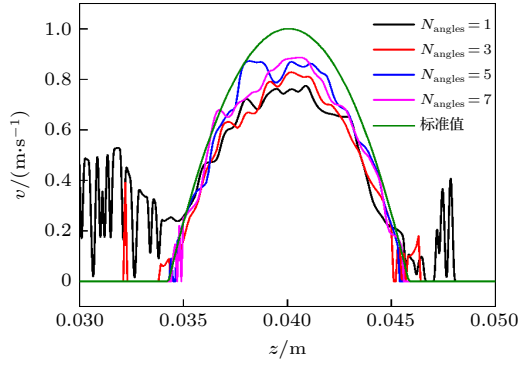


图 8 血管沿深度方向的速度分布曲线.

Fig. 8. Velocity distribution along the depth direction of the blood vessel.

5.2 颈动脉分叉实验结果及分析

如图 5 中的实验颈动脉实验装置所示, 设置不同的入口流量条件为 200, 250 和 300 mL/min, 每种工况下分别发射单角度平面波和 5 个角度复合的平面波重建颈动脉分叉内的速度矢量场. 为了获取仿体中的血流信号, 对所有数据进行壁滤波处理和自相关函数估计提取频移信息, 估算多普勒速度获取彩色多普勒图像, 最后矢量叠加和光滑处理得到速度矢量图像. 图 9 从左往右分别是三种流量入口条件下单角度平面波发射得到的成像结果. 图 9(a) 和图 9(b) 分别为 -12° 和 12° 的接收角度下

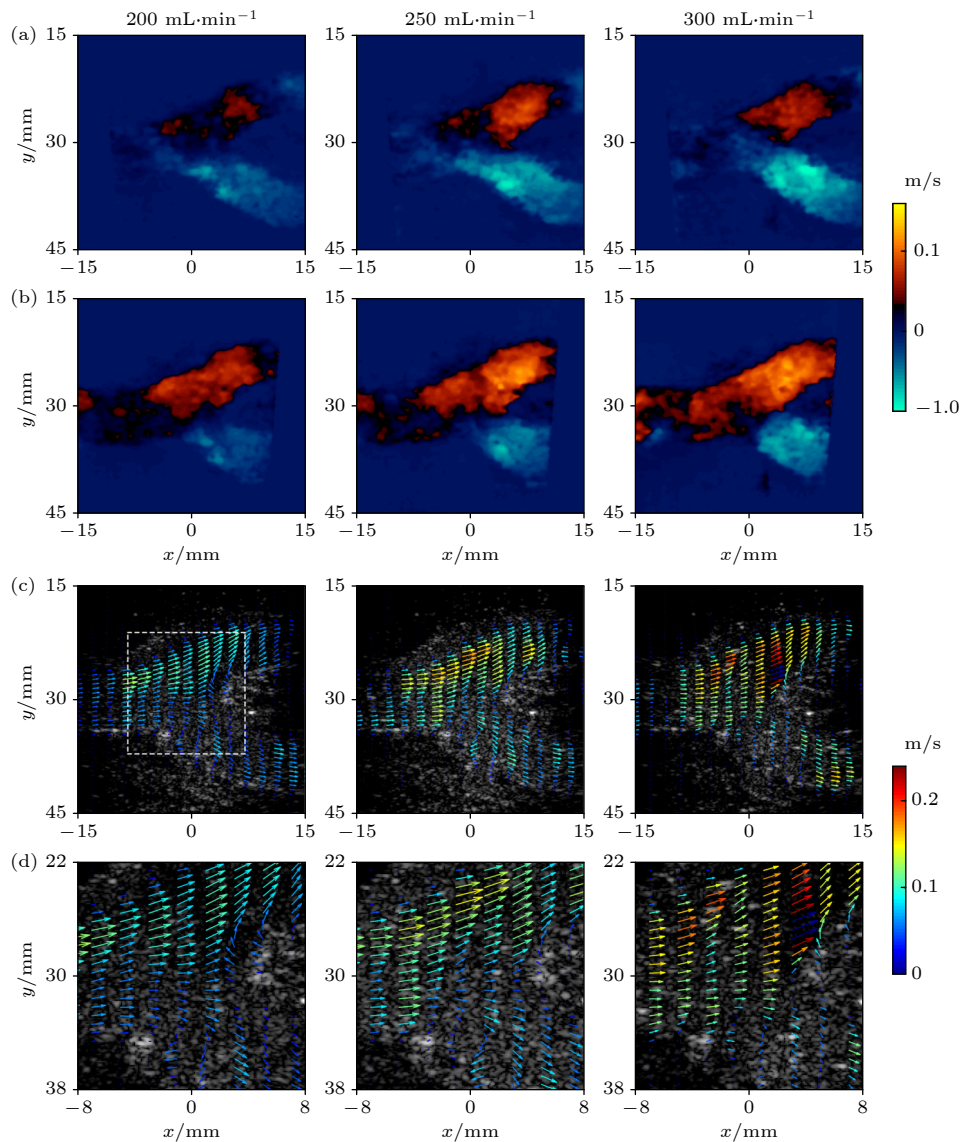


图 9 单角度平面波发射的颈动脉分叉血流成像结果 (a) 偏转接收角度为 12° 时三种流量入口条件的彩色多普勒图像; (b) 偏转接收角度为 -12° 的彩色多普勒图像; (c) 矢量合成得到的速度矢量图像; (d) 分叉处放大图

Fig. 9. Blood flow imaging of carotid bifurcation by single angle plane wave composite imaging: (a) Color Doppler imaging of three flow inlet conditions at 12° deflection receiving angle; (b) color Doppler imaging with a deflected reception angle of -12° ; (c) the dual-mode imaging of velocity vector and B mode; (d) Enlarged view of partial bifurcation.

的彩色多普勒图像, 右侧的彩色条表示速度分布, 黄色代表速度为正, 蓝色表示为负, 颜色的深浅则对应速度大小; 图 9(c) 为矢量叠加得到的速度矢量和 B-mode 灰度模式的双模态图像. 速度矢量以箭头形式表示, 从图像中可以观察到血流速度的分布状况, 且外分叉的血流速度明显大于内分叉速度. 由于流动呈现脉动形式, 图 9(c) 在内分叉处存在明显的回流现象, 导致在分叉处产生一定的漩涡现象. 图 9(d) 表示图 9(c) 中白色虚线框内分叉位置的局部放大图.

速度矢量成像结果图 9(c) 清楚地显示了血流速度的方向和大小, 相对于彩色多普勒优势显著, 能够获取更多的血流信息. 为研究多角度复合对多普勒血流矢量成像的影响, 依据仿真对比结果本实验采用 5 个角度复合的平面成像方案对颈动脉分叉仿体进行速度矢量成像. 图 10 表示单角度平面波成像和 5 个角度复合的多普勒成像结果对比.

图 10(a)—(c) 分别为 200, 250 和 300 mL/min 的单角度平面波成像结果, 血流矢量图像仍然存在局部的信息缺失和速度混叠. 图 10(d)—(f) 为 5 个角度复合方法在不同流量条件下的成像结果, 可以看出多角度叠加有效地提升了速度的估算精度和

成像质量, 血管内速度矢量场的估算更加准确, 成像质量更高. 为了进一步分析多角度矢量多普勒方法的准确度, 本文计算了颈动脉分叉处的流量与设定流量入口的相对偏差值 Error, 流量通过求解图 10 中白色线框内的平均速度和入口面积的乘积得到, 结果如表 3 所列.

表 3 矢量多普勒方法计算流量与设定值的误差
Table 3. The error between the estimated flow rate and the reference value.

$V_{\text{volume}} / (\text{mL} \cdot \text{min}^{-1})$	200	250	300
Error($N_{\text{angles}} = 1$)	0.125	0.208	0.107
Error($N_{\text{angles}} = 5$)	0.120	0.080	0.053

从表 3 中的结果可以看出, 当流量设置较低时, 单角度和 5 个角度复合情况下的误差结果接近; 当速度流量较大时, 多角度复合得到误差相对于单角度情况显著降低, 且误差结果随流量增加而逐渐减小. 由于实验流体驱动装置采用蠕动泵, 当流速较低时, 管内流动存在一定的回流, 因此在流量为 200 mL/min 时, 单角度和多角度的误差差异较小. 当流速越快时, 内部流动从层流逐渐向湍流转变, 其界面速度分布更加均匀一致, 计算得到的血流速度更加准确.

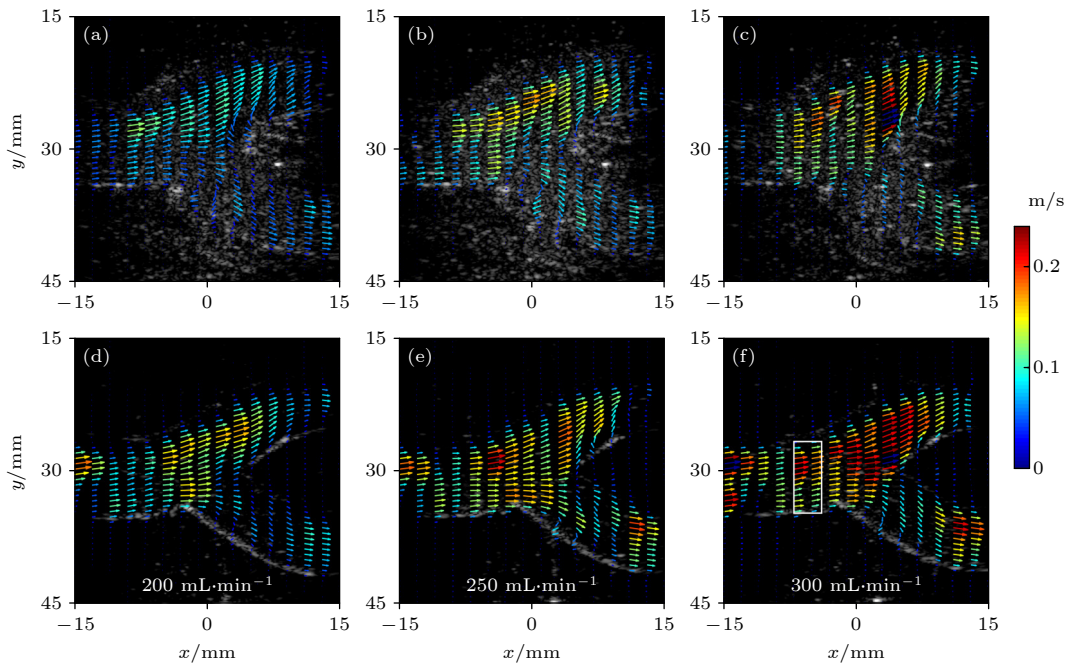


图 10 单角度平面波成像和 5 个角度复合的颈动脉分叉成像结果对比 (a), (b) 和 (c) 分别为单角度平面波发射情况下流量为 200, 250 和 300 mL/min 的血流矢量成像结果; (e), (f) 和 (d) 为 5 个角度复合的成像结果. 白色线框表示用于估算平均速度的区域
Fig. 10. Blood flow imaging of carotid bifurcation by single plane wave and 5-angle plane wave compound: (a), (b), (c) The imaging results of 200, 250 and 300 mL/min under the condition of single plane wave emission; (e), (f), (d) the imaging results of 5-angle composite. The white box represents the area used to estimate the average speed.

通过计算颈动脉分叉处截面流量与参考设定流量的相对偏差得出 5 个角度复合的矢量多普勒方法有效提升了速度估算的准确度. 成像结果表明, 该方法能够识别血管中复杂的流动状态, 对于临床分析意义重大.

6 结 论

本文采用多角度复合的超声多普勒技术实现了对颈动脉分叉仿体的矢量血流成像. 通过多角度平面波进行相干复合提升速度估算精度, 结合交叉波束原理获取血流中的速度矢量信息, 最后重建高质量的矢量血流图像. 通过在仿真模拟中对比不同角度复合的多普勒速度估算结果, 分析得出 5 个角度复合的多普勒成像方法既能有效提升速度估算准确度, 又能获得较高的成像帧数. 颈动脉分叉仿体的实验结果显示, 5 个角度复合的成像方案相对于单角度平面波成像更加准确地描绘颈动脉分叉各部位血流的运动, 能够识别出漩涡等复杂流动状态. 综上, 本文采用的多角度复合的矢量多普勒方法能够实现复杂流动区域内的血流速度的可视化. 基于上述的仿真和实验, 未来的工作将集中在体内的颈动脉血流矢量成像和血流动力学研究中.

参考文献

- [1] Stein J H, Korcarz C E, Hurst R T, Lonn E, Kendall C B, Mohler E R, Najjar S S, Rembold C M and Post W S 2008 *J. Am. Soc. Echocardiogr.* **21** 93
- [2] Kornblum H I, Araujo D M, Annala A J, Tatsukawa K J, Phelps M E, Cherry S R 2000 *Nat. Biotechnol.* **18** 655
- [3] Ogawa S, Lee T M, Kay A R, Tank D W 1990 *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.* **87** 9868
- [4] Denarie B, Tangen T A, Ekroll I K, Rolim N, Torp H, Bjastad T, Lovstakken L 2013 *IEEE Trans. Med. Imaging* **32** 1265
- [5] Cloutier G, Zhao Q, Durand L G, Teh B G 1996 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **43** 441
- [6] Tanter M, Bercoff J, Sandrin L, Fink M 2002 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **49** 1363
- [7] Mace E, Montaldo G, Cohen I, Baulac M, Fink M, Tanter M 2011 *Nat. Methods* **8** 662
- [8] Zang J Q, Xu K L, Han Q J, Lu Q Y, Mei Y F, Ta D A 2020 *Acta. Phys. Sin.* **70** 114303 (in Chinese) [臧佳琦, 许凯亮, 韩清见, 陆起涌, 梅永丰, 他得安 2020 物理学报 **70** 114303]
- [9] Fredriksen T D, Avdal J, Ekroll IK, Dahl T, Løvtakken L, Torp H 2014 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **61** 1161
- [10] Tortoli P, Dallai A, Boni E, Francalanci L, Ricci S 2010 *Ultrasound Med. Biol.* **36** 488
- [11] Jensen J, Hoyos C A V, Stuart M B, Ewertsen C, Nielsen M B, Jensen J A 2017 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **64** 1050
- [12] Behar V, Adanm D, Friedman Z 2003 *Ultrasonics* **41** 377
- [13] Lovstakken L, Torp H 2010 *IEEE International Ultrasonics Symposium* San Diego, CA, USA, Oct 11–14, 2010 p1198
- [14] Wan M X, Gong X Z, Qian M 1999 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **46** 1074
- [15] Steel R, Fish P J 2002 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **49** 1375
- [16] Girault J M, Kouame D, Ouahabi A 2000 *Ultrasonics* **38** 682
- [17] Peronneau P, Bournat J P, Bugnon A, Barbet A, Khaard M 1974 *Cardiovascular Applications of Ultrasound* Netherlands, North Holland, 1974 p66
- [18] Tortoli P, Bambi G, Ricci S 2006 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **53** 1425
- [19] Dunnire B, Beach K W, Labs K H, Plett M, Strandness D E 2000 *Ultrasound Med. Biol.* **26** 1213
- [20] Phillips P J, Kadi A P, Von Ramm O T 1995 *Ultrasound Med. Biol.* **21** 217
- [21] Scabia M, Calzolari M, Capineri L, Masotti L, Fort A 2000 *Ultrasound Med. Biol.* **26** 121
- [22] Tsang I K H, Yiu B Y S, Yu A C H 2009 *IEEE International Ultrasonics Symposium* Rome, Italy, Sept 20–23, 2009 p1387
- [23] Ricci S, Ramalli A, Bassi L, Boni E, Tortoli P 2017 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **65** 201
- [24] Bjaerum S, Torp H, and Kristoffersen K, 2002 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **49** 204
- [25] Revellin R, Rousset F, Baud D, Bonjour J 2009 *Theor. Biol. Med. Modell.* **6** 1

Blood flow image by multi-angle composite ultrasonic Doppler vector*

Wang Kang-Yu¹⁾ Zhou Yu-Lin²⁾ He Li-Yuan¹⁾

Lu Chun-Yao¹⁾ Yu Run¹⁾ Wu Da-Wei^{1)†}

1) (*State Key Laboratory of Mechanics and Control of Mechanical Structures, Nanjing*

University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 210016, China)

2) (*Jinling Hospital, Medical School of Nanjing University, Nanjing 210093, China*)

(Received 30 September 2021; revised manuscript received 26 January 2022)

Abstract

Precise measurement of blood flow is of vital importance in studying the formation of thrombus and atherosclerotic plaque. However, conventional color Doppler methods are limited to obtaining the velocity component along the ultrasound beam and have poor accuracy. Several Doppler flow imaging methods based on the plane wave emission can estimate the blood velocity vectors and visualize hemodynamic parameters, which provide more detailed blood flow information and effectively improve the capability of clinical diagnosis treatment. Considering the low accuracy of the Doppler flow methods for measuring velocity in complex flow fields, an optimization technique is used to improve the imaging quality and the accuracy of velocity estimation. In this study we propose a modified vector Doppler method through combining multi-angle compound technique, to reconstruct blood velocity vectors of carotid bifurcations obtained from 3D printing. Since the multi-angle compound technology can effectively improve the quality of imaging, this technology is applied to Doppler imaging to achieve high-accuracy velocity estimation. It can significantly reduce the velocity estimation errors. Comparing the velocity estimation accuracy of different angle compound numbers ($n = 1, 3, 5$, and 7) in the simulation, it is found that the accuracy of velocity estimation increases with angle compound increasing. Beside, the 5-angle compound method is more robust for velocity estimation and can obtain higher frames. The experiments were carried out using a programmable ultrasonic array system and a high-frequency linear array transducer L12-5c with a central frequency of 8.125 MHz. The sample rate is set to be 31.25 MHz. The imaging results of carotid bifurcation also show that the vector Doppler based on 5-angle compound can obtain a clear image of intravascular vector flow, which is beneficial to the identifying of complex flow state, and realize intravascular dynamic imaging. Especially, it can capture the vortex phenomenon in the blood stream. The quantitative results indicate that this method significantly reduces the error between the flow calculation results and the reference results, making the estimation results more accurate. In conclusion, the vector Doppler method based on multi-angle compound has the good performance of visualizing complex blood flow and calculating hemodynamic parameters. It also provides the reference for the diagnosis of cardiovascular disease and the research of flow imaging methods.

Keywords: multi-angle compound, ultrasonic Doppler, carotid bifurcation, vector flow imaging

PACS: 43.60.+d, 87.63.dh, 88.10.gf, 87.61.Np

DOI: 10.7498/aps.71.20211825

* Project supported by the National Key Research and Development Project (Grant No. 2019YFE0109300), and the Fundamental Research Funds for the Central Universities, China (Grant No. kfjj20200101).

† Corresponding author. E-mail: dwu@nuaa.edu.cn