DOI:10.19650/j.cnki.cjsi.J2312331

用于超声散斑跟踪血流测速的多角度平面波局部运动补偿*

杜吉媛,何冰冰,郎 恂,吕闻冰,张榆锋
(云南大学信息学院 昆明 650504)

摘 要:血流速度剖面用于计算壁面剪切率等血流动力学指标,与动脉粥样硬化病程发展密切相关。超快超声散斑跟踪广泛用于血流速度剖面估计,然而多角度平面波复合成像存在血流散射体的运动伪影,不利于流速估计。提出了一种多角度平面波复合成像的局部运动补偿法,对射频信号时间序列的相邻帧进行局部运动补偿来消除不同径向位置的运动伪影,从而提高流速测量准确性。相比直接相干复合,B-MoCo 法将仿真、仿体实验中流速测量结果的归一化均方根误差平均减小了 10.37%、37.82%,说明了 B-MoCo 法的有效性。基于兔骼动脉的实测实验进一步证明了 B-MoCo 法的临床可行性。综上,B-MoCo 法能够有效提高血流速度剖面的测量精度,有助于相关心血管疾病的早期诊断与病程监测。

关键词:超声多角度平面波复合;局部运动补偿;血流速度剖面;散斑跟踪
中图分类号:R445.1 TH79 **文献标识码**:A **国家标准学科分类代码**:320.11 510.40

Multi-angle plane wave block-to-block motion compensation for blood flow velocity measurement using ultrasonic speckle tracking

Du Jiyuan, He Bingbing, Lang Xun, Lyu Wenbing, Zhang Yufeng
(*School of Information Science and Engineering, Yunnan University, Kunming 650504, China*)

Abstract: Blood flow velocity profile is utilized to calculate hemodynamic indicators such as wall shear rate, etc., which are closely related to the progression of atherosclerosis. Ultrafast ultrasound speckle tracking is widely employed for the blood flow velocity profile estimation. However, motion artifacts from blood flow scatterers in multi-angle plane wave compound imaging have an adverse impact on the flow velocity estimation. A block-to-block motion compensation method for the multi-angle plane wave compound imaging is proposed to improve the accuracy of the flow velocity measurements by eliminating motion artifacts at different radial positions by performing B-MoCo for every two neighboring frames in the time series of radio frequency signals. Compared with the direct coherent compound, the B-MoCo method reduces the normalized root mean square errors of the flow velocity estimation in the simulation and in-vitro experiments by an average of 10.37% and 37.82%, which has demonstrated the effectiveness of the B-MoCo method. The in-vivo experiments based on rabbit skeletal arteries have further demonstrated the clinical feasibility of the proposed method. In summary, the B-MoCo method can effectively improve the measurement accuracy of blood flow velocity profile, which is beneficial for the early diagnosis of related cardiovascular diseases.

Keywords: ultrasonic multi-angle plane wave compounding; block-to-block motion compensation; blood flow velocity profile; speckle tracking

0 引 言

动脉粥样硬化是心脑血管疾病的独立风险因素[1-2]。研究表明获得以血流速度剖面(blood flow velocity profile, BFVP)为基础的血流动力学参数可监测动脉粥样硬化病程发展[3-5]。超声技术因其非侵入、实时性被广泛应用于血流测速,主要分为多普勒和散斑跟踪(speckle tracking, ST)两类[6-8]。多普勒技术通过提取回波信号的频移或相移计算血流流速,但其测速结果易发生混叠且

收稿日期:2023-12-28 Received Date: 2023-12-28
*基金项目:国家自然科学基金(62201495, 62261057)、云南省智能系统与计算重点实验室(202205AG070003)资助

最大可检测速度受限[7]。ST 法在两帧超声图像之间跟踪血流散斑以计算 BFVP[8],该技术能够克服多普勒的不足,测速结果准确性与超声图像的质量、帧率直接相关[7]。

传统聚焦超声逐线扫描,帧频仅一百多赫兹,难以捕捉快速运动物体,平面波超声采用全孔径发射声束[9],帧频可达 20 000 Hz[10],但成像质量较差[11-12]。多角度平面波相干复合[13]偏转发射多个平面波,对接收的多角度射频(radio frequency, RF)信号进行复合,有效提高成像质量[14],常用于血流测速[6,10,12,15-17]。但有研究[16,18]表明该技术更适用于静止目标,运动目标所在位置随时间变化,直接将多个时刻的 RF 信号进行复合会引入运动伪影且伪影随速度的增大而增大[19-23]。因此,消除复合图像中的运动伪影是多角度平面波相干复合应用于散斑跟踪血流测速的必要条件。

基于二维 RF 信号互相关的多角度平面波空间运动补偿是消除运动伪影的常用方法[16,22],但该方法将一帧二维 RF 信号作为整体进行配准,忽略了不同空间位置的成像目标运动速度有差异,无法兼顾快慢速运动目标,所以有必要对 RF 信号进行局部运动补偿[19,24]。文献[19,25]提出的基于多普勒信号自相关的多角度平面波时间运动补偿方法是一种典型的局部运动补偿方法,将一个空间位置的多普勒信号分成前后 2 段进行自相关以计算该位置上成像目标的运动速度。但该方法假设目标做匀速运动,不适用于复杂血流流态,且需要平面波复合个数足够多,使多普勒信号采样长度满足速度计算的需求,降低了平面波复合帧频。

为此,本文提出了一种多角度平面波局部运动补偿方法(block-motion compensation, B-MoCo),能够兼顾同一时刻不同空间位置上的快、慢速运动目标,且适用于各类运动状态。基于仿真、仿体和实测实验分别验证了 B-MoCo 去除运动伪影的有效性。

1 方法原理

1.1 多角度平面波相干复合

多角度平面波相干复合通过设置换能器阵元阵列的延时时间,使平面波偏转不同的角度,再对回波数据进行波束形成,最后相干叠加得到复合 RF 信号[26]。

该过程中超声换能器沿线性偏转角序列 $\{-\alpha_{N-1/2},\cdots,-\alpha_1,0°,\alpha_1,\cdots,\alpha_{N-1/2}\}$ 依次发射 N 个平面波。对于一个平面波来说,延时 τ 包括发射延时 τ_e 和接收延时 τ_r 两部分:

$$\tau = \tau_e + \tau_r \tag{1}$$

图 1 是平面波延时示意图,O 为换能器阵列起始点,X 为该阵列平行方向,Z 为深度方向,虚线箭头表示平面波扫描方向,x 为发射阵元,x_1 为接收阵元,圆柱体表示待测血管,(x,z) 为目标散射点位置。0° 平面波的发射延时 τ_{e1}、角度为 α 的平面波的发射延时 τ_{e2} 为:

$$\tau_{e1} = z/c \tag{2}$$

$$\tau_{e2} = (z\cos\alpha + x\sin\alpha)/c \tag{3}$$

其中,c 为超声在生物组织中的传播速度。所有平面波的接收延时 τ_r 均为:

$$\tau_r = \sqrt{z^2 + (x - x_1)^2}/c \tag{4}$$

由阵元 x 发射经散射点 (x,z) 到阵元 x_1 的总延时为:

$$\tau_1 = \tau_{e1} + \tau_r = \frac{z + \sqrt{z^2 + (x - x_1)^2}}{c} \tag{5}$$

$$\tau_2 = \tau_{e2} + \tau_r = \frac{(z\cos\alpha + x\sin\alpha) + \sqrt{z^2 + (x - x_1)^2}}{c} \tag{6}$$

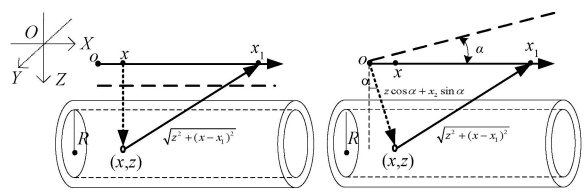
其中,τ_1、τ_2 分别为 0°、角度为 α 的平面波的总传输延时。然后,合成散射点 (x,z) 的 RF 信号:

$$RF(x,z) = \int_{x-a}^{x+a} CH(x_1,\tau_1)\,\mathrm{d}x_1 \tag{7}$$

$$2a = z/F \tag{8}$$

其中,$CH(x_1,\tau_1)$ 为第 x_1 个阵元在 τ_1 时刻接收的通道数据;$2a$ 为接收孔径,随着深度 z 的增加而增大;F 为焦数,本文取值为 2。同理,对于来自散射点 (x,z) 的偏转角为 α 的平面波的 RF 信号:

$$RF(x,z,\alpha) = \int_{x-a}^{x+a} CH(x_1,\tau_2)\,dx_1 \tag{9}$$



(a) 无偏转角的平面波 (b) 偏转角为α的平面波

(a) Plane wave without deflection angle (b) Plane wave with deflection angle of α

图 1 平面波延时示意图

Fig. 1 Schematic diagram of plane wave delay

如图 2 上半部分,直接相干复合(direct coherent compound, DCC)法将 N 个角度的 RF 信号直接相加得到复合 RF 信号:

$$RF_{compound} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} RF(x,z,\alpha_i) \tag{10}$$

此时,复合 RF 信号的脉冲重复频率 $PRF_{compound}$ 为:

$$PRF_{compound} = PRF/N \tag{11}$$

其中,PRF 为单一平面波的脉冲重复频率。

1.2 多角度平面波局部运动补偿

图 2 下半部分是多角度平面波 B-MoCo 法示意图,

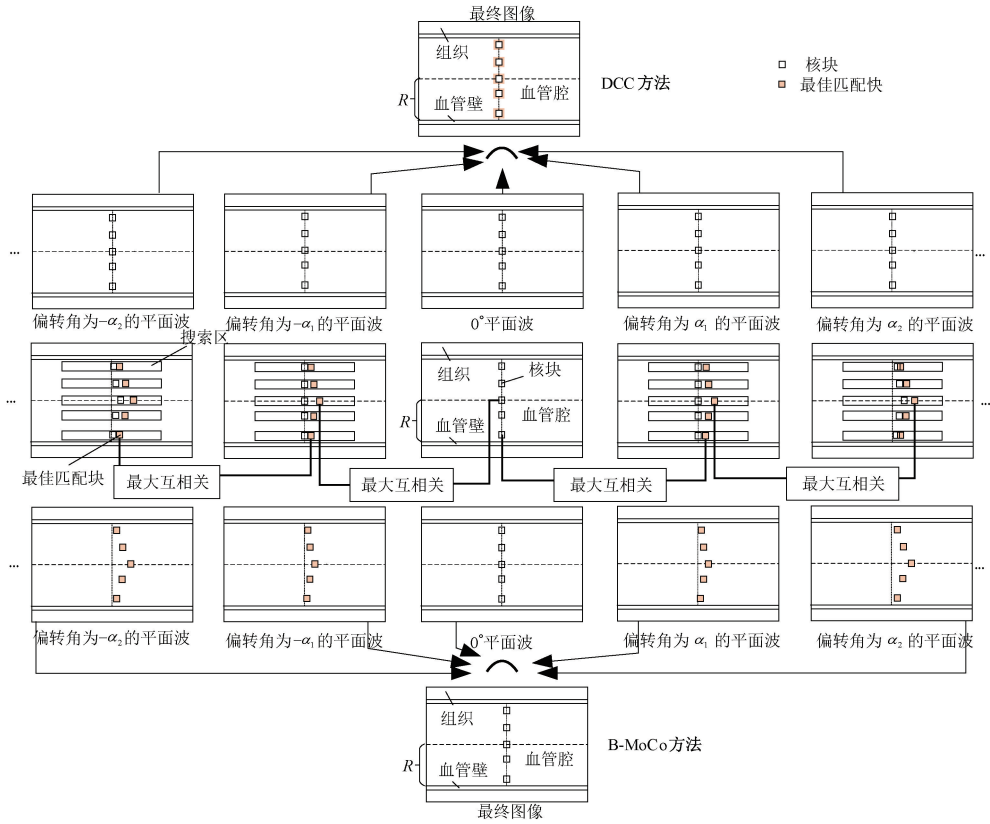


图 2　多角度平面波 DCC 法和 B-MoCo 法的对比

Fig. 2　Comparison of multi-angle plane wave DCC and B-MoCo methods

其核心是在一个局域内对相邻角度平面波的 RF 信号进行运动补偿,具体流程如图 3 所示。

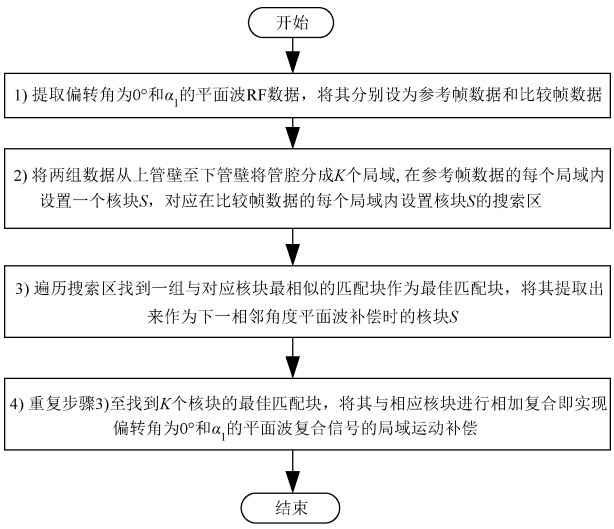


图 3　相邻角度平面波 RF 信号局部运动补偿流程

Fig. 3　Flow of block-to-block motion compensation of adjacent angular plane wave RF signals

如图 4 所示,以偏转角为 0° 和 α_1 的 RF 信号局部运动补偿为例:首先,在管腔部位提取偏转角为 0° 和 α_1 的 RF 信号,沿轴向分成 K 个局域。在参考帧数据的每个局域内设置 1 个核块 S,并在比较帧数据中设置其搜索区,计算搜索区内所有待匹配块 S' 与核块 S 的匹配度:

$$NCC(m,n)=\frac{\sum_{x=1}^{X}\sum_{y=1}^{Y}(S(x,y)-\bar{S})(S'_{(m,n)}(x,y)-\bar{S}'_{(m,n)})}{\sqrt{\sum_{x=1}^{X}\sum_{y=1}^{Y}(S(x,y)-\bar{S})^2\sum_{x=1}^{X}\sum_{y=1}^{Y}\sum_{x=1}^{X}\sum_{y=1}^{Y}(S'_{(m,n)}(x,y)-\bar{S}'_{(m,n)})^2}} \tag{12}$$

其中,核块 S 和待匹配块 S' 的尺寸为 $X\times Y$,搜索区的尺寸为 $M\times N(M\geqslant X,N\geqslant Y)$。以核块为坐标原点,$(m,n)$ 为待匹配块在搜索区内的坐标,$\bar{S}$ 和 $\bar{S}'$ 分别为核块和待匹配块的灰度均值。在矩阵 NCC 中查找相关系数最大值,对应的待匹配块即为核块 S 的最佳匹配块。分别找到 K 个核块的最佳匹配块,将其与相应的核块相加,即可实现相邻角度平面波的局部运动补偿。

使用上述步骤对多角度 RF 信号时间序列的相邻帧依次进行局部运动补偿:以 0° RF 信号为模板,找到相邻角度 $-\alpha_1$、α_1RF 信号中的最佳匹配块,再以此为模板寻找相邻角度 $-\alpha_2$、α_2RF 信号中的最佳匹配块。以此类

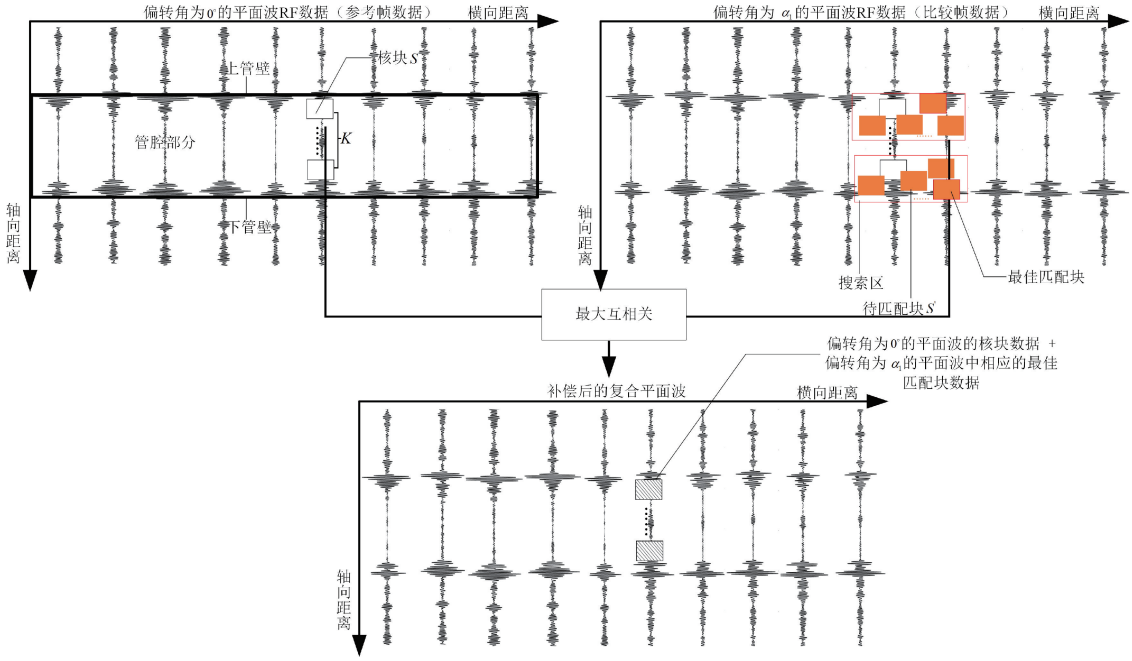


图 4 相邻角度平面波 RF 信号局部运动补偿示意图

Fig. 4 Schematic diagram of block-to-block motion compensation of adjacent angular plane wave RF signals

推,直至获得其余 $N-1$ 帧的最佳匹配块,再将这些匹配块与 0° RF 信号相加,获得复合 RF 信号。需要说明的是,利用多角度平面波 B-MoCo 法得到的复合 RF 信号的脉冲重复频率 $PRF_{compound}$ 与多角度平面波 DDC 法得到的脉冲重复频率 $PRF_{compound}$ 一致。

1.3 散斑跟踪血流测速法

超声散斑能够反映组织的局部特征,可用于血流、心脏的运动跟踪[27]。ST 法在一帧图像中确定要追踪的血流散斑,在后续图像中查找该散斑的位置,计算出该散斑在两帧图像中的位移,再除以两帧图像的时间差,即可获得血流速度[28-29]。根据 ST 法的测速原理,其性能主要受到成像质量、帧频的影响。

2 实验验证

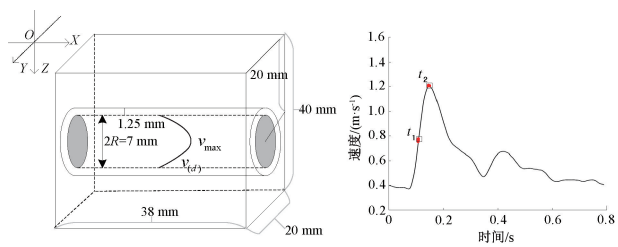
2.1 仿真实验

为验证 B-MoCo 法的有效性,基于 Field II 仿真平台建立图 5(a)所示的颈动脉模型,血管长度 38 mm,管壁厚度 1.25 mm,管腔内径 7 mm。模型内加入 623 200 个散射点(6 个/λ^3),位置服从均匀分布,幅度服从高斯分布。参考健康人体颈动脉,血流速度随时间脉动变化,抛物线形的径向理论速度剖面(traditional velocity profile, TVP)为:

$$v(d)=v_{max}(d/R)^2 \tag{13}$$

其中,$v(d)$ 为距离管腔中心 d 处的血流速度,R 为血管半径,峰值流速 v_{max} 分别为 1.0、1.2 和 1.4 m/s。

如图 5(b)所示,在血流速度曲线斜率最大时刻 t_1 和速度值最大时刻 t_2 对比传统方法和所提方法的 BFVP 测量性能。表 1 为仿真实验具体参数。



(a) 颈动脉模型 (a) Carotid artery model

(b) 脉动血流速度曲线 (b) Pulsatile blood flow velocity curve

图 5 仿真模型设置

Fig. 5 Simulation model setup

2.2 体外实验

如图 6 所示,基于自制仿颈动脉模型进行体外实验,分别使用半径为 3.2 mm 的硅胶管、2% 的固态琼脂和 6% 的淀粉水溶液(6 g 淀粉/100 mL 蒸馏水)模拟血管、组织和血液。血液粘度为 7×10^{-3} Pa·s,密度为 1.06×10^3 kg/m^3。将血管横穿过装有组织的亚克力盒,血液从血管入口流至出口,经过蠕动泵 BT00-600M(保定兰格恒流泵有限公司,河北保定,泵头型号为 YZII25)形成与健康人体心动周期一致的模拟血流。换能器平行于血管放置在组织表面。

表 1　实验参数

Table 1　Experimental parameters

类型	参数	数值
换能器参数	探头类型	线阵/L14~5/38
	脉冲类型	正弦
	阵元数	128
	阵元宽度/m	2.79×10^{-4}
	阵元间距/m	2.5×10^{-5}
	阵元高度/m	5×10^{-3}
声学参数	中心频率/MHz	5
	采样频率/MHz	100(仿真) 40(体内/体外)
	声速/($m\cdot s^{-1}$)	1 540
	脉冲重复频率/kHz	19.25
相干复合参数	平面波个数	11
	平面波角度间隔/(°)	1
	发射角度/(°)	−5~+5
	复合脉冲重复频率/Hz	1 750

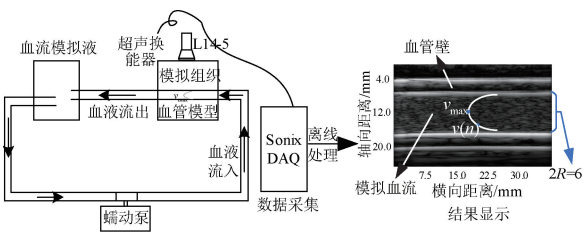


图 6　体外实验示意图

Fig. 6　Schematic diagram of the in vitro experiment

调节蠕动泵,使血流以 3 种不同流速流经血管,利用量筒和秒表测出平均流量,再计算出不同流速对应的雷诺系数。3 种流速的雷诺系数均小于 2 000,表明模型内血流速度剖面均为层流。基于平均流量,计算出管腔中心的峰值流速分别为 0.51、1.01 和 1.44 m/s。使用 SonixDAQ 并行数据采集系统和 SonixTouch 研究平台(ultrasonix medical corporation, richmond, B. C., Canada)扫描上述模型以获得 RF 信号,参数设置与表 1 仿真实验一致。

2.3　体内实验

如图 7 所示,基于兔骼动脉进行体内实验。选用 5 只年龄约为 15 周,体重在 2.7~3.0 kg 之间的健康雌性新西兰大白兔,实验通过云南大学医学院伦理委员会批准。数据采集之前,通过耳缘静脉注射 3% 的戊巴比妥钠溶液对白兔进行麻醉,剂量为 30 mg/kg,首次注射所需麻醉剂总量 80%,3 h 后每隔一小时注射剩余所需麻醉剂总量 10%,直至结束。每次数据采集之前注射 0.1 mL 的 Sonovue 造影剂(Bracco S. p. A., Italy, 微泡平均直径为 2.5 μm,浓度为 1×10^8 ~ 5×10^8 个/mL)以获得造影增强的 RF 信号,超声采集参数与 2.2 节一致。

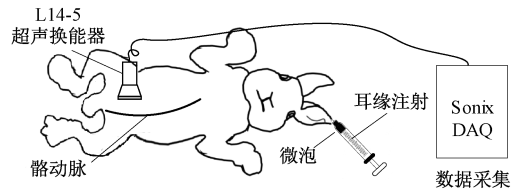


图 7　兔子骼动脉体内实验示意图

Fig. 7　Schematic diagram of in vivo experiments on rabbit skeletal arteries

3　结果与讨论

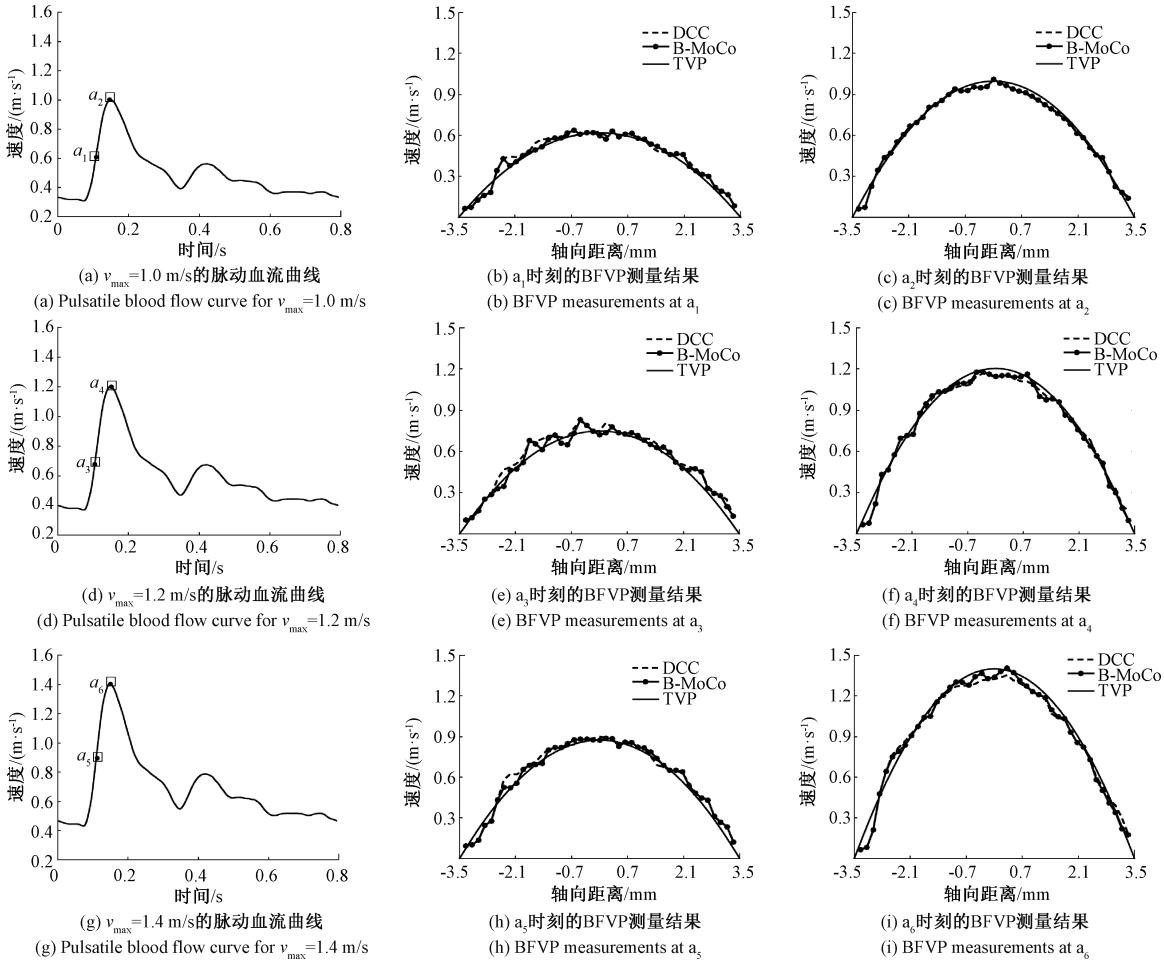
3.1　实验结果

1)仿真实验结果

为了评估 B-MoCo 法的性能,分别在 1.0、1.2 和 1.4 m/s 3 种峰值流速下的 t_1 和 t_2 时刻对颈动脉血流仿真模型进行 BFVP 测量,并与 DCC 法进行比较。其中,待跟踪核块尺寸为 0.15 mm×0.45 mm,径向重叠 45%。

图 8 所示为基于 DCC 法和 B-MoCo 法的 1 次 BFVP 测量结果,2 种方法的 BFVP 测量结果均与 TVP 一致,呈抛物线形,但 B-MoCo 法的结果更接近 TVP。这是由于 B-MoCo 法以 0° RF 信号为基准对其余角度平面波的 RF 信号进行局域运动补偿,改善了运动目标在多次平面波扫描过程中产生的错位现象,也消除了不同径向位置上的运动伪影,从而提高了 BFVP 测量的准确性。图 9 中基于 B-MoCo 法的标准差比 DCC 法的更小,进一步表明本文方法比传统方法更具鲁棒性。

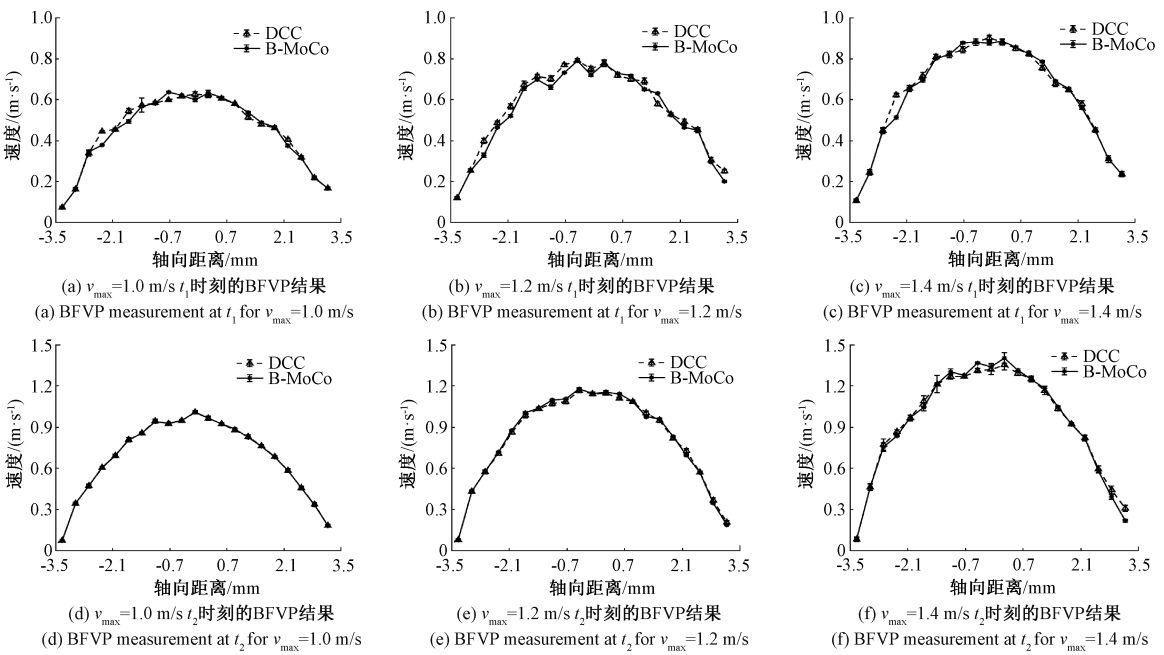
为了定量分析 2 种方法的性能差异,分别计算 10 次 BFVP 测量结果与 TVP 之间的 NRMSE,结果如图 10 所示。对于同一峰值流速,t_1 时刻估计的 BFVP 较 t_2 时刻更准确,这是由于 t_1 时刻血流速度的变化最大,在两帧图像上产生的运动伪影也较大,B-MoCo 法消除了运动伪影,进而明显改善了 BFVP 的测量。相同时刻下,BFVP 测量精度随速度的增大而增大,这是由于随着速度增大,散斑相关性降低,B-MoCo 法补偿后的散斑相关性增加。在 t_1 时刻,B-MoCo 法的 NRMSE 较 DCC 法分别降低了 11.15%、13.59% 和 15.17%;在 t_2 时刻,B-MoCo 法的 NRMSE 较 DCC 法的分别降低了 4.50%、7.19% 和 10.59%。综上,在血流速度变化越快或血流速度越大的情况下,B-MoCo 法的 BFVP 测量结果比传统 DCC 法更准确、更稳定。



(a) v_{max}=1.0 m/s的脉动血流曲线
(a) Pulsatile blood flow curve for v_{max}=1.0 m/s
(b) a_1时刻的BFVP测量结果
(b) BFVP measurements at a_1
(c) a_2时刻的BFVP测量结果
(c) BFVP measurements at a_2
(d) v_{max}=1.2 m/s的脉动血流曲线
(d) Pulsatile blood flow curve for v_{max}=1.2 m/s
(e) a_3时刻的BFVP测量结果
(e) BFVP measurements at a_3
(f) a_4时刻的BFVP测量结果
(f) BFVP measurements at a_4
(g) v_{max}=1.4 m/s的脉动血流曲线
(g) Pulsatile blood flow curve for v_{max}=1.4 m/s
(h) a_5时刻的BFVP测量结果
(h) BFVP measurements at a_5
(i) a_6时刻的BFVP测量结果
(i) BFVP measurements at a_6

图 8 基于 DDC 和基于 B-MoCo 的 BFVP 与 TVP 进行比较

Fig. 8 DDC-based and B-MoCo-based BFVP and comparison with TVP



(a) v_{max}=1.0 m/s t_1时刻的BFVP结果
(a) BFVP measurement at t_1 for v_{max}=1.0 m/s
(b) v_{max}=1.2 m/s t_1时刻的BFVP结果
(b) BFVP measurement at t_1 for v_{max}=1.2 m/s
(c) v_{max}=1.4 m/s t_1时刻的BFVP结果
(c) BFVP measurement at t_1 for v_{max}=1.4 m/s
(d) v_{max}=1.0 m/s t_2时刻的BFVP结果
(d) BFVP measurement at t_2 for v_{max}=1.0 m/s
(e) v_{max}=1.2 m/s t_2时刻的BFVP结果
(e) BFVP measurement at t_2 for v_{max}=1.2 m/s
(f) v_{max}=1.4 m/s t_2时刻的BFVP结果
(f) BFVP measurement at t_2 for v_{max}=1.4 m/s

图 9 10 次基于 DCC 和基于 B-MoCo 进行 BFVP 测量的均值和标准差

Fig. 9 Means and standard deviations of 10 BFVP estimates based on DCC and based on B-MoCo

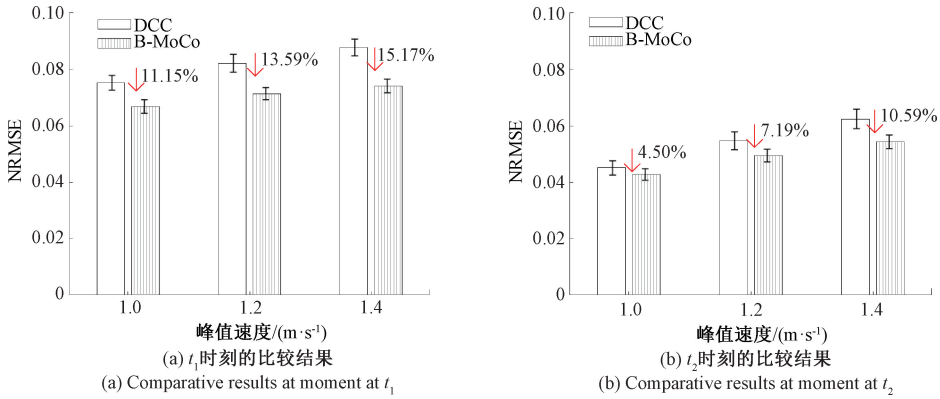


图 10　基于 B-MoCo 方法和 DCC 方法的 10 次实验 BFVP 测量值与 TVP 之间的 NRMSE

Fig. 10　NRMSE between BFVP estimates and TVP for 10 experiments based on B-MoCo method and DCC method

2)体外实验结果

为了评估 B-MoCo 法应对真实超声信号的性能,本文基于仿颈动脉模型进一步开展了仿体实验。图 11 显示了基于 DCC 法和 B-MoCo 法的 1 次 BFVP 测量结果,其中(a)、(b)、(c)对应的血流峰值流速分别为 0.51、1.01 和 1.44 m/s。2 种方法的 BFVP 估计结果与 TVP 一致,均呈抛物线形。相比之下,基于 B-MoCo 法的 BFVP 测量结果更接近 TVP,与仿真实验结果一致。图 12 显示基于 B-MoCo 法的 BFVP 标准差比基于 DCC 法的标准差更小,表明 B-MoCo 法比 DCC 法更具鲁棒性。为了定量分析性能差异,分别计算了不同峰值流速下的 10 次 BFVP 测量结果与 TVP 之间的 NRMSE。图 13 给出了 10 组 BFVP 与 TVP 之间的 NRMSE,B-MoCo 法的测量结果较 DCC 法分别降低了 34.50%、37.83% 和 41.14%,结果表明与 DDC 法相比,B-MoCo 法得到的 BFVP 更准确,稳定性也有提升。

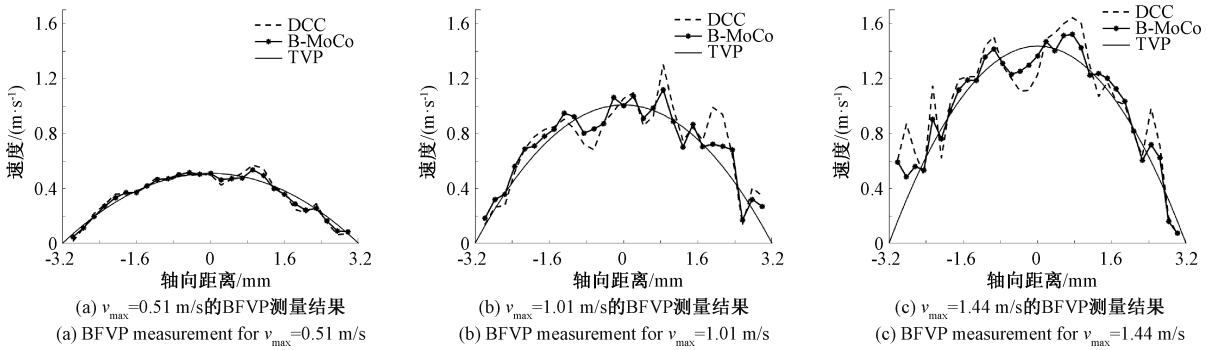


图 11　基于 DCC 和基于 B-MoCo 的 BFVP 与 TVP 进行比较

Fig. 11　DCC-based and B-MoCo-based BFVPs and comparison with TVPs

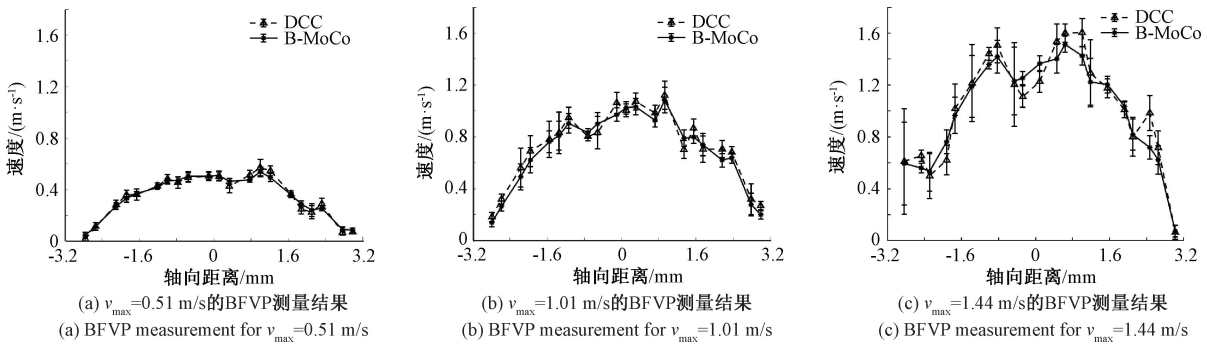


图 12　10 次基于 DCC 和基于 B-MoCo 进行 BFVP 测量的均值和标准差

Fig. 12　Means and standard deviations of 10 BFVP estimates based on DCC and based on B-MoCo

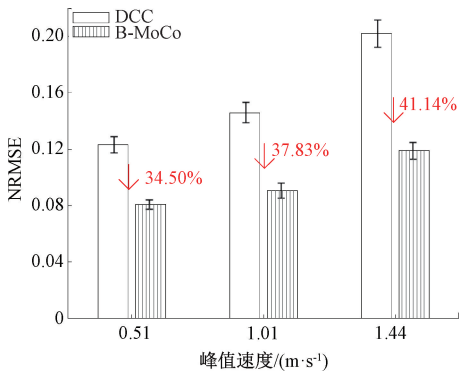


图 13 基于 B-MoCo 方法和 DCC 方法的 10 次实验 BFVP 测量值与 TVP 之间的 NRMSE

Fig. 13 NRMSE between BFVP estimates and TVP for 10 experiments based on B-MoCo method and DCC method

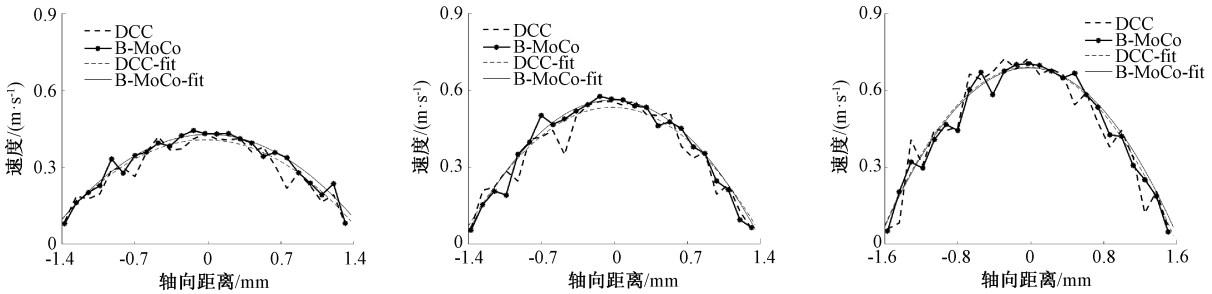
3)体内实验结果

为了验证 B-MoCo 法的临床可行性,对 5 只白兔注射造影剂进行体内实验,每只白兔分别扫描两次髂动脉的不同位置,共获得 10 组来自活体的超声信号。通过中值检验,实验结果共剔除了 3.1% 的异常速度值。

DCC 法和 B-MoCo 法的 3 组 BFVP 测量结果及其拟合曲线如图 14 所示,2 种方法的测量结果均呈抛物线形,但是 B-MoCo 法的曲线比基于 DCC 法的更平滑。DCC 法的 3 组拟合曲线的决定系数 R^2 为 0.89、0.90 和 0.91,而 B-MoCo 法的 3 组拟合曲线的决定系数 R^2 为 0.93、0.95 和 0.96,分别提高了 4.25%、5.19% 和 5.75%,这说明体内实验中 B-MoCo 方法优于 DCC 方法。表 2 为体内实验的 10 组 BFVP 测量结果的决定系数 R^2,基于 B-MoCo 法的平均 R^2 与基于 DCC 法的结果相比增大了 5.13%。体内实验结果与仿体实验结果一致,证实了 B-MoCo 法用于实际测量 BFVP 的临床可行性。

3.2 讨 论

B-MoCo 法的创新之处在于:1)采用的局部运动补偿克服了传统全局运动补偿无法兼顾不同径向位置的限制;2)不受目标运动状态约束,无论匀速或变速的目标均可进行补偿;3)基于振幅相干复合原理直接进行补偿,无需计算运动前后的目标偏移;4)相较于传统医学图像处理,补偿对象为超声 RF 信号,保留了更多信息。值得注意的是,所提方法在仿真实验中的表现不如仿体实验,这是由于仿真实验无法完全模拟真实数据中的复杂伪影。此外,实际应用中局域尺寸的选择至关重要:尺寸越小,补偿越细致但耗时较长;尺寸越大,计算效率越高但局域内包含了不同速度的散斑导致补偿不准确。由于本研究的运动补偿通过振幅的相干叠加实现,未深入研究相位一致性和补偿前后相位的改善情况。因此,实际应用前需进一步研究最佳匹配块和核块的相位一致性。



(a) 1*号超声信号的BFVP测量结果 (b) 3*号超声信号的BFVP测量结果 (c) 8*号超声信号的BFVP测量结果

(a) BFVP measurement of ultrasound signal 1* (b) BFVP measurement of ultrasound signal 3* (c) BFVP measurement of ultrasound signal 8*

图 14 基于 DCC 和基于 B-MoCo 的 BFVP 估计结果及其拟合曲线

Fig. 14 DCC-based and B-MoCo-based BFVP estimation results and their fitting curves

表 2 兔髂动脉实验中 BFVP 测量结果的拟合优度 R^2

Table 2 Goodness of fit of BFVP measurements in rabbit skeletal artery experiments

超声信号组别	DCC 法	B-MoCo 法
1*	0.89	0.93
2	0.90	0.95
3*	0.90	0.95
4	0.90	0.95
5	0.88	0.93
6	0.89	0.93
7	0.90	0.95
8*	0.91	0.96
9	0.90	0.93
10	0.900	0.95
均值±标准差	0.897±0.008	0.943±0.012

注:* 图 14 的实验结果分别来自 1、3、8 号超声信号

4 结 论

本文提出一种多角度平面波 B-MoCo 法,对不同空

间位置上的运动目标分别进行局域运动补偿以获得高质量复合图像,进而提高超声散斑跟踪血流测速的准确性。实验表明相比传统 DCC 法,本文方法测量的 BFVP 准确性更高、稳定性更好。综上,使用 B-MoCo 法能够有效去除复合图像中的运动伪影,为 BFVP 的准确测量提供了一种有效的技术手段,对心脑血管疾病的早期诊断和病程监测有重要意义。

参考文献

[1] 李秀容. 超声技术对高血压和缺血性脑血管病的颈动脉粥样硬化斑块检查价值[J]. 深圳中西医结合杂志, 2023, 33(10): 71-73.
LI X R. The value of ultrasound in the examination of carotid atherosclerotic plaques in hypertension and ischemic cerebrovascular disease[J]. Shenzhen Journal of Integrated Traditional Chinese and Western Medicine, 2023, 33(10): 71-73.

[2] 魏 倩, 何冰冰, 张榆锋, 等. 基于伽马混合模型 B 超图像聚类配准的颈动脉管壁搏动位移干扰抑制[J]. 仪器仪表学报, 2022, 43(7): 199-208.
WEI Q, HE B B, ZHANG Y F, et al. Carotid artery wall pulsation displacement interference suppression based on ultrasonic images clustered registration with the Gamma mixture model [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2022, 43(7): 199-208.

[3] 孙洋, 陈新燕, 张俊, 等. 颈部血管超声检查对急性脑卒中患者术后不良心脑血管事件的预测价值研究[J]. 临床医学工程, 2023, 30(1): 35-36.
SUN Y, CHEN X Y, ZHANG J, et al. The predictive value of cervical vascular ultrasonography on postoperative adverse cardiovascular and cerebrovascular events in patients with acute stroke [J]. Clinical Medical & Engineering, 2023, 30(1): 35-36.

[4] SOULIS N, LOIZOU C P, PANTZIARIS M, et al. Texture features variability in ultrasound video of atherosclerotic carotid plaques[C]. XIV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing, Springer International Publishing, 2016: 351-354.

[5] 龙盛蓉, 陈 尧, 孔庆茹, 等. 基于符号相干因子加权的双层介质频域相干复合平面波成像[J]. 仪器仪表学报, 2022, 43(3): 32-39.
LONG SH R, CHEN Y, KONG Q R, et al. Fourier-domain coherent plane wave compounding imaging for two-layered medium based on sign coherence factor[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2022, 43(3): 32-39.

[6] POELMA C. Ultrasound imaging velocimetry: a review[J]. Experiments in Fluids, 2017, 58: 1-28.

[7] YOSHII Y, VILLARRAGA H R, HENDERSON J, et al. Speckle tracking ultrasound for assessment of the relative motion of flexor tendon and subsynovial connective tissue in the human carpal tunnel[J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2009, 35(12): 1973-1981.

[8] BOHS L N, GEIMAN B J, ANDERSON M E, et al. Speckle tracking for multi-dimensional flow estimation[J]. Ultrasonics, 2000, 38(1-8): 369-375.

[9] 陈尧, 孔庆茹, 卢超, 等. 超声相干平面波复合成像的环形统计矢量加权[J]. 仪器仪表学报, 2021, 42(10): 264-273.
CHEN Y, KONG Q R, LU CH, et al. Circular statistics vector weighting for ultrasound coherent plane wave compounding [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2021, 42(10): 264-273.

[10] 何冰冰, 张榆锋, 李支尧, 等. 超声多角度平面波相干复合血流速度检测的参数研究[J]. 电子学报, 2022, 50(10): 2478-2488.
HE B B, ZHANG Y F, LI ZH Y, et al. Study on the parameter configuration of the multi-angle ultrasound plane wave compounding for the blood flow velocity measurement [J]. Acta Electonica Sinica, 2022, 50(10): 2478-2488.

[11] 赵金鑫, 汪源源, 郭威, 等. 基于广义相干系数的超声平面波复合成像[J]. 仪器仪表学报, 2014, 35(S2): 186-190.
ZHAO J X, WANG Y Y, GUO W, et al. Ultrasound plane-wave compounding based on the generalized coherence factor [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2014, 35(S2): 186-190.

[12] SARIS A E C M. Blood velocity vector imaging in the carotid artery using ultrasound[D]. 2019.

[13] MONTALDO G, TANTER M, BERCOFF J, et al. Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2009, 56(3): 489-506.

[14] TANTER M, FINK M. Ultrafast imaging in biomedical ultrasound [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2014, 61(1): 102-119.

[15] HE B, ZHANG Y, WANG Y, et al. Ultrasonic speckle tracking with an adaptive frame interval for the measurement of blood flow velocities [C]. Journal of Physics: Conference Series, IOP Publishing, 2019, 1169(1): 012012.

[16] DENARIE B, TANGEN T A, EKROLL I K, et al.

Coherent plane wave compounding for very high frame rate ultrasonography of rapidly moving targets[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2013, 32(7): 1265-1276.

[17] 郑驰超, 彭虎, 赵巍. 符号相干系数加权的超声平面波复合成像算法[J]. 电子学报, 2018, 46(1): 31-38.
ZHENG CH CH, PENG H, ZHAO W. Ultrasound imaging based on coherent plane wave compounding weighted by sign coherence factor[J]. Acta Electonica Sinica, 2018, 46(1): 31-38.

[18] WANG J, LU J. Motion artifacts of extended high frame rate imaging[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2007, 54(7): 1303-1315.

[19] KIM K S, HWANG J S, JEONG J S, et al. An efficient motion estimation and compensation method for ultrasound synthetic aperture imaging[J]. Ultrasonic Imaging, 2002, 24(2): 81-99.

[20] JOOS P, PORÉE J, LIEBGOTT H, et al. High-frame-rate speckle-tracking echocardiography[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2018, 65(5): 720-728.

[21] TRAHEY G E, NOCK L F. Synthetic receive aperture imaging with phase correction for motion and for tissue inhomogeneities. II. Effects of and correction for motion[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 1992, 39(4): 496-501.

[22] NIE L, COWELL D M J, CARPENTER T M, et al. Motion compensation for high-frame-rate contrast-enhanced echocardiography using diverging waves: Image registration versus correlation-based method[C]. 2019 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS), IEEE, 2019: 380-383.

[23] STANZIOLA A, TOULEMONDE M, LI Y, et al. Motion artifacts and correction in multipulse high-frame rate contrast-enhanced ultrasound[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2018, 66(2): 417-420.

[24] 甄斌, 万明习. 超声弹性成象组织运动相关估计与解相关性[J]. 西安交通大学学报, 1997, 31(9): 91-96.
ZHEN B, WANG M X. Ultrasound elastic imaging tissue motion correlation estimation and solution correlation[J]. Journal of Xi′an Jiaotong University, 1997, 31(9): 91-96.

[25] LIU J, FENG W, GUO C, et al. A mixed sequence of diverging wave and focused wave for ultrasound cardiac imaging[C]. 2021 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS), IEEE, 2021: 1-4.

[26] TIRAN E, DEFFIEUX T, CORREIA M, et al. Multiplane wave imaging increases signal-to-noise ratio in ultrafast ultrasound imaging[J]. Physics in Medicine & Biology, 2015, 60(21): 8549-8566.

[27] AZARMEHR N, YE X, HOWES J D, et al. An optimisation-based iterative approach for speckle tracking echocardiography[J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2020, 58: 1309-1323.

[28] BOHS L N, GEIMAN B J, ANDERSON M E, et al. Speckle tracking for multi-dimensional flow estimation[J]. Ultrasonics, 2000, 38(1-8): 369-375.

[29] BURCKHARDT C B. Speckle in ultrasound B-mode scans[J]. IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, 1978, 25(1): 1-6.

作者简介

杜吉媛,2022 年于东华理工大学机械与电子信息工程学院获得学士学位,现为云南大学硕士研究生,主要研究方向为超声信号处理。
E-mail: 1011600502@qq.com

Du Jiyuan received her B. Sc. degree in 2022 from School of Mechanical and Electronic Engineering, East China University of Technology. Now she is a M. Sc. candidate at Yunnan University. Her main research interest includes ultrasound signal processing.

何冰冰(通信作者),2015 年于云南大学获得学士学位,2021 年于云南大学获得博士学位,现为云南大学信息学院电子工程系讲师,研究方向为医学超声工程、光电医疗美容。
E-mail: hebingbing@ynu.edu.cn

He Bingbing (Corresponding author) received her B. Sc. degree in 2015 from Yunnan University, received her Ph. D. degree in 2021 from Yunnan University. Now she is a lecturer in the Department of Electronic Engineering, School of Information Science and Engineering, Yunnan University. Her research interests include medical ultrasound engineering and photoelectric medical aesthetic.