

超声多角度平面波相干复合血流速度检测 的参数研究

何冰冰^{1,3}, 张榆锋¹, 李支尧², 熊丽¹, 郎恂¹, 梁虹¹

(1. 云南大学信息学院电子工程系, 云南昆明 650091; 2. 昆明医科大学第三附属医院超声科, 云南昆明 650118;
3. 云南贝泰妮生物科技集团股份有限公司, 云南昆明 650090)

摘要: 本文研究了超声多角度平面波(Multi-angle Plane Wave, MPW)相干复合血流速度剖面(Blood Flow Velocity Profile, BFVP)检测的关键参数. 基于Field II超声仿真平台开展仿真实验, 分别建立水平、倾斜颈总动脉(Common Carotid Artery, CCA)平面波超声仿真模型. 使用3~11个角度、间隔 0.25° ~ 16° 的MPW扫描水平CCA生成复合图像, 基于散斑跟踪法(Speckle Tracking, ST)测量BFVP; 使用3个角度、间隔 0.25° ~ 20° 的MPW扫描倾斜CCA生成复合回波信号, 基于多普勒测速法(Doppler Velocimetry, DV)估计BFVP. 对比预设理论速度剖面, ST法与DV法的最优参数分别为11个间隔 1.0° 、3个间隔 3.0° 的平面波. 基于造影增强的兔髂动脉开展体内实验, 验证了最优参数的有效性. 综上所述, 本研究为MPW相干复合检测BFVP的参数设置提供参考, 有助于获得准确的临床诊断信息.

关键词: 颈动脉; 超声; 血流速度剖面; 相干平面波复合; 最优参数

中图分类号: TP391.9

文献标识码: A

文章编号: 0372-2112(2022)10-2478-11

电子学报 URL: <http://www.ejournal.org.cn>

DOI: 10.12263/DZXB.20210235

Study on the Parameter Configuration of the Multi-Angle Ultrasound Plane Wave Compounding for the Blood Flow Velocity Measurement

HE Bing-bing^{1,3}, ZHANG Yu-feng¹, LI Zhi-yao², XIONG Li¹, LANG Xun¹, LIANG Hong¹

(1. Department of Electronic Engineering, School of Information, Yunnan University, Kunming, Yunnan 650091, China;
2. Department of Ultrasound, The Third Affiliated Hospital of Kunming Medical College, Kunming, Yunnan 650118, China;
3. Yunnan Botanee Bio-technology Group Co. LTD., Kunming, Yunnan 650090, China)

Abstract: Key parameters of the ultrasonic multi-angle plane wave(MPW) coherent compounding for the blood flow velocity profile(BFVP) detection are studied. Based on the ultrasonic simulator Field II, ultrasound plane-wave simulation models of the horizontal and inclined common carotid arteries(CCA) are built. MPWs with the number of angles from 3 to 11 and the interval of angles from 0.25° to 16° are used to scan the horizontal CCA model to generate the compounded images, and the BFVPs are measured with the speckle tracking(ST) method. Three-angle plane waves with the interval from 0.25° to 20° are used to scan the inclined CCA model to acquire the compounded echo signals, and the BFVPs are measured with the Doppler velocimetry(DV). Compared with preset theoretical velocity profiles, the optimum parameters for the ST and DV methods are 11 plane waves with an interval of 1.0° , and 3 plane waves with an interval of 3.0° , respectively. Based on the enhanced rabbit iliac arteries with the contrast agents, the in-vivo experiments are implemented to demonstrate the effectiveness of the optimum parameters. In summary, this work provides a reference for the parameter configuration on the MPW coherent compounding for the BFVP detection, which is helpful to obtain the accurate diagnosis information in clinics.

Key words: carotid artery; ultrasound; blood flow velocity profile; coherent plane-wave compounding; optimum parameter configuration

收稿日期: 2021-02-08; 修回日期: 2022-02-24; 责任编辑: 孙瑶

基金项目: 云南省基础研究专项重点项目(No.202101AS070031); 云南省高校高原医学电子信息智能检测处理重点实验室项目(No.CY21624108); 国家自然科学基金(No.62003298)

1 引言

随着现代社会的快速发展,吸烟、血脂异常、肥胖、不健康饮食、缺乏锻炼等导致了心血管疾病的发病率逐年递增。由国家心血管病中心组织编撰的《中国心血管病报告 2018》指出,中国心血管病患者率及死亡率仍处于上升阶段^[1]。研究表明,以血流速度剖面(Blood Flow Velocity Profile, BFVP)为基础的血流动力学参数与动脉粥样硬化等心血管疾病的病程发展密切相关^[1],具有重要临床价值。超声诊断技术已发展成为 BFVP 的主要检测方法之一^[2]。然而,在发生动脉粥样硬化的病变血管中,管腔狭窄,血流速度加快,伴随湍流、涡流等瞬时异常现象^[3]。传统聚焦超声的扫描帧频在几十至数百赫兹之间,难以捕捉上述瞬时异常变化。新一代超声成像技术——平面波超声发射非聚焦超声脉冲,能够将帧频大幅度提高至 20 000 Hz^[4]。由于平面波缺乏发射聚焦,其射频回波信号信噪比低、成像质量差。

为改善单一平面波成像性能,多角度平面波(Multi-angle Plane Wave, MPW)相干复合技术被提出。该方法从不同角度倾斜发射平面波,将各平面波射频回波信号相干叠加,复合生成 B 超图像^[5]。沿不同角度发射信号的思路来源于超声合成孔径成像^[6],通过使用单个阵元发射,全孔径接收。然而,单阵元发射的超声脉冲能量较低,难以透射整个成像区域,因此,合成孔径成像不适用于深度较深的情况。MPW 相干复合使用全孔径发射、全孔径接收,通过一次发射就能够获取整个成像区域的回波信号,有效克服合成孔径成像的局限。目前,MPW 相干复合已被广泛研究,用于超声心动图测量^[7]、血管及组织弹性成像^[8]、人体剪切波成像^[9]、脉搏波成像^[10,11]及血流成像^[12-14]等。

由于 MPW 相干复合使用多帧射频回波信号叠加,其偏转角的个数、间隔等关键参数的选用对成像质量具有重要影响。文献[5]对仿真液性囊肿成像,研究了不同角度个数的成像效果。实验结果表明:12 个角度复合时,图像的分辨率与聚焦超声成像相等,而帧频为聚焦超声的 10 倍以上;45 个角度复合时,图像对比度达到与聚焦超声成像一致,而帧频为聚焦超声的 2.7 倍;71 个角度复合时,其信噪比与聚焦超声成像相等,帧频仍高于聚焦超声。文献[15]使用 MPW 相干复合测量脉搏波速,研究了不同角度个数及间隔对测速精度的影响。在角度间隔分别为 0°,1°,3°,5°,10°的 5 组对照实验中,当角度间隔为 1°时,脉搏波速测量曲线的拟合优度最高;在角度个数分别为 1,3,5,7,9 的 5 组对照实验中,当角度个数为 9 时,测量准确性最好。而在 MPW 血流速度检测这一领域,文献[13]在 8 kHz 的脉冲重复频率下使用了 -10°和 10°的 2 个倾斜角发射平面波以确保

足够大的复合脉冲重复频率和合成焦点区深度。文献[16]综合考虑成像质量、待测速度范围及血管深度等影响因素后,基于散斑跟踪法(Speckle Tracking, ST)使用 11 个间隔 1°的平面波测量血流速度。为了满足最大可检测速度的同时尽量提高复合信号信噪比,文献[17]基于多普勒测速法(Doppler Velocimetry, DV)同样使用了 11 个间隔 1°的平面波测量血流速度。而文献[18]为了增强不同角度回波信号的鲁棒性,使用了 3 个间隔高达 20°的倾斜角。文献[19]在仿真及体膜实验中使用了 15 个间隔 1°的平面波,在体内实验中使用了 5 个间隔 5°的平面波,但未说明选择上述参数的理由,仅讨论了针对不同测速对象如何调整角度个数、间隔。还有一些研究将每个倾斜角重复发射两次进行相干复合以提高信噪比^[20,21]。综上所述,MPW 血流速度检测的相关研究权衡了脉冲重复频率、待测血流深度、奈奎斯特采样定理限制、复合图像质量、复合信号信噪比等诸多影响因素,使用了 1 种、2 种,至多 3 种关键参数进行实验,仅在讨论中分析了不同关键参数可能带来的影响,只给出了如何定性调整关键参数的建议,没有通过实验来定量研究关键参数对血流测速的影响。因此,角度个数、间隔等关键参数的选择尚未达成共识,需开展系统性研究确定最优参数配置,以获得 BFVP 的最佳估计。

本文开展了 MPW 相干复合血流速度检测的参数研究以确定角度个数、间隔等关键参数的最优设置。基于 Field II 超声仿真平台开展仿真实验,建立水平及倾斜的两种颈总动脉(Common Carotid Artery, CCA)仿真动态模型,其 BFVP 预设为标准抛物线型。一方面,使用 3~11 个角度、间隔 0.25°~16.0°的 MPW 产生水平 CCA 动态模型的复合图像序列,基于超声 ST 法测量 BFVP;另一方面,考虑到 DV 法受限于复合脉冲重复频率^[18],使用 3 个角度,间隔 0.25°~20.0°的 MPW 扫描倾斜 CCA 以获取射频回波信号序列,基于超声 DV 法估计 BFVP。分别计算估计值与理论速度剖面的归一化均方根误差(Normalized Root Mean Squared Error, NRMSE),根据最小 NRMSE 确定最优参数设置。基于造影增强的兔髂动脉开展体内实验,进一步验证最优参数设置的有效性。

2 方法

2.1 MPW 相干复合

MPW 相干复合沿不同角度偏转发射平面波,将采集的多角度射频回波信号相干复合可生成合成焦点^[5]。整个过程包括发射、接收、波束合成 3 步。如图 1(a)所示,在发射模式中,为了实现平面波的偏转,使用全孔径发射信号时孔径内的所有阵元根据倾斜角度计算的

延迟时间依次激发. 距原点 x_r 的阵元的发射延迟时间 $\tau_d(x_r)$ 为

$$\tau_d(x_r) = x_r \sin \beta / c \quad (1)$$

其中, β 是平面波的倾斜角; c 是信号传输速度. 在接收模式中, 使用全孔径同时接收所有散射体背向散射的回波. 如图 1(b) 所示, 对倾斜角为 β 的发射平面波, 距原点 x_r 的阵元发射的信号到达散射体 (x, z) 的传输时间为

$$\tau_r(\beta, z) = z \cos \beta / c \quad (2)$$

信号经散射体 (x, z) 背向散射, 被距原点 x_r 的阵元接收到的传输时间为

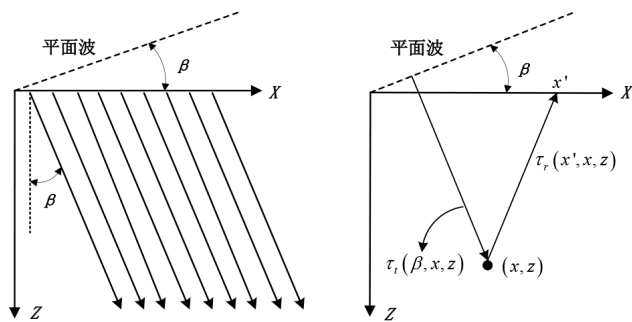
$$\tau_r(x_r, x, z) = \sqrt{z^2 + (x - x_r)^2} / c \quad (3)$$

因此, 倾斜角为 β 的平面波的总传输时间为

$$\tau(\beta, x_r, x, z) = \tau_r(\beta, z) + \tau_r(x_r, x, z) \quad (4)$$

对于倾斜角为 β 的平面波, 波束合成根据信号传输时间 $\tau(\beta, x_r, x, z)$ 计算时间延迟, 将散射体 (x, z) 背向散射到孔径 $2a$ 中的回波数据 $\text{CH}(x_r, \tau(\beta, x_r, x, z))$ 延迟叠加, 生成射频信号 $\text{RF}(\beta, x, z)$ 为

$$\text{RF}(\beta, x, z) = \int_{x_r-a}^{x_r+a} \text{CH}(x_r, \tau(\beta, x_r, x, z)) dx_r \quad (5)$$



(a) 依次激活阵元发射平面波 (b) 信号传输时间
图 1 倾斜角为 β 的平面波

设 MPW 相干复合成像中每次复合的角度个数为 N , 则角度序列为 $\{\beta_1, \beta_2, \dots, \beta_N\}$. 将 N 个角度的射频回波信号相干叠加, 可获得一帧复合射频信号, 即

$$\text{RF}_{\text{compound}}(x, z) = \sum_{n=1}^N \text{RF}(\beta_n, x, z) \quad (6)$$

则复合脉冲重复频率 $\text{PRF}_{\text{compound}}$ (复合帧频 F_{compound}) 为

$$\text{PRF}_{\text{compound}} = F_{\text{compound}} = \text{PRF}_{\text{max}} / N \quad (7)$$

图 2 给出了 MPW 相干复合的原理图, 相干叠加可在复合射频信号中生成合成焦点区 (灰色). 随着角度个数的增加, 合成焦点的分布更为密集, 图像质量更好; 但根据式 (7), 角度个数的增加将导致复合帧频

F_{compound} 成倍下降. 在 MPW 相干复合的实际应用中, 应根据实际成像需求权衡成像质量与复合帧频来决定角度个数.

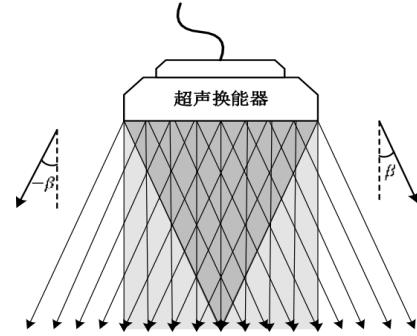


图 2 MPW 相干复合原理图

2.2 超声 ST 法

通过扫描成像介质获取的 B 超图像中呈现颗粒状外观, 被称为“散斑”^[22]. 使用图像匹配算法跟踪不同 B 超图像中的散斑运动, 被称为超声 ST 法^[23]. 该技术是一种多维测量方法, 可用于估计组织或血流的位移或速度, 具有无角度依赖、检测速度范围大等优点^[23].

如图 3 所示, 用于超声 ST 法的两帧 B 超图像被作为参考帧与比较帧. 在参考帧中, 定义核心块 S , 其像素尺寸为 $A \times B$; 在比较帧中, 以核心图像块的像素坐标为中心, 定义搜索区, 其像素尺寸为 $C \times D$. 在搜索区内遍历, 计算每一个候选块与核心块之间的匹配度, 即归一化互相关系数^[24]为

$$\text{NCC}(c, d) = \frac{\sum_{a=1}^A \sum_{b=1}^B (S(a, b) - \bar{S})(S'_{(c,d)}(a, b) - \bar{S}'_{(c,d)})}{\sqrt{\sum_{a=1}^A \sum_{b=1}^B (S(a, b) - \bar{S})^2 \sum_{a=1}^A \sum_{b=1}^B (S'_{(c,d)}(a, b) - \bar{S}'_{(c,d)})^2}} \quad (8)$$

其中, 以核心块的位置为坐标原点, (c, d) 表示候选块在搜索区内的像素坐标, \bar{S} 和 \bar{S}' 分别表示核心块与候选块的像素灰度均值. 在相关系数矩阵 NCC 中查找相关系数的最大值, 与之对应的候选块即为核心块的匹配块, 即

$$\text{NCC}(c_{\text{best}}, d_{\text{best}}) = \arg \max \text{NCC} \quad (9)$$

其中, $(c_{\text{best}}, d_{\text{best}})$ 是匹配块在搜索区内的像素坐标. 则核心块在两帧图像之间的位移 Mo 为

$$\text{Mo} = \sqrt{c_{\text{best}}^2 + d_{\text{best}}^2} \quad (10)$$

最后, 根据核心块位移与帧间持续时间计算核心块内血流散斑的运动速度.

2.3 超声 DV 法

图 4 给出了基于自相关算法的超声 DV 法测量

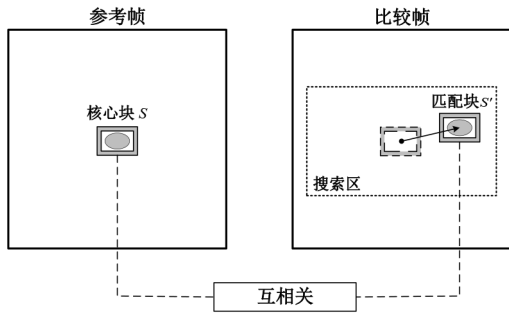


图3 超声ST法原理图

BFVP的原理^[25]. 首先,获取 L 帧射频回波信号. 然后,将血管壁均分为 H 个径向位置,在 L 帧射频回波信号中,沿采集时间提取每个径向位置的多普勒血流信号. 接下来,对多普勒血流信号进行正交解调^[26],即

$$RF(l, h) = Q(l, h) + I(l, h) * j \quad (11)$$

其中, $RF(l, h)$ 表示第 h ($1 \leq h \leq H$) 个径向位置在第 l ($1 \leq l \leq L$) 帧中的血流多普勒信号; $Q(l, h)$ 和 $I(l, h)$ 分别表示该信号的正交与同相分量; j 为复数单位 $\sqrt{-1}$. 则 $RF(l, h)$ 的相位为

$$\varphi_l(h) = \arctan \frac{I(l, h)}{Q(l, h)} \quad (12)$$

相邻时刻采集的血流多普勒信号的相位差为

$$\Delta\varphi(h) = \arctan \frac{I(l, h)Q(l-1, h) - Q(l, h)I(l-1, h)}{Q(l, h)Q(l-1, h) + I(l, h)I(l-1, h)} \quad (13)$$

则 L 个血流多普勒信号的平均相移为

$$\overline{\Delta\varphi(h)} = \arctan \frac{\sum_{l=2}^L (I(l, h)Q(l-1, h) - Q(l, h)I(l-1, h))}{\sum_{l=2}^L (Q(l, h)Q(l-1, h) + I(l, h)I(l-1, h))} \quad (14)$$

最后,根据平均相移 $\overline{\Delta\varphi(h)}$ 计算 BFVP, 即

$$v(h) = -\frac{c \times PRF_{\text{compound}}}{4\pi f_0 \cos \theta} \times \overline{\Delta\varphi(h)}, 1 \leq h \leq H \quad (15)$$

其中, c 是超声信号在组织中的传输速度; f_0 为信号发射频率; PRF_{compound} 为 MPW 相干复合的复合脉冲重复频率.

3 实验平台与仿真实验

3.1 仿真实验

根据正常成年人 CCA 所在深度、血管半径、管壁厚度及血流速度等特征信息,建立如图 5 所示的仿真 CCA 模型.

在每个 λ^3 ($\lambda=0.308 \text{ mm}$) 的立体空间内均匀放入 6 个散射体,即每立方毫米内均匀放入 205 个散射体. 根据血液、血管壁与周围组织的回声特性与差异设置散射幅度,血液的散射幅度服从瑞利分布,血管壁与周围组织的散射幅度服从均匀分布^[27],周围组织散射体的平均散射幅度是血流散射体的 10 倍,血管壁散射体的平均散射幅度是周围组织的 5 倍^[28]. 管腔内峰值流速 v_{max} 设置为 1 m/s,根据式(16)计算不同位置的血流速度为

$$v(d) = v_{\text{max}} \left(1 - (d/R)^2\right) \quad (16)$$

其中, $v(d)$ 为距离管腔中心线为 d 的血流速度. 沿径向方向,将仿真 CCA 自上管壁至下管壁等分为 25 层,分别计算每层的血流速度,使位于该层的血流散射体按速度流动,总体流态呈抛物线型 BFVP.

基于 Field II 超声仿真平台^[29],模拟不同角度、间隔的平面波扫描仿真 CCA 模型的射频信号,再进行包络检测、对数压缩、纵向降采样、横向插值可生成 B 超图像. 表 1 给出了仿真实验的具体参数.

3.2 在体实验

选用 5 只健康的雌性新西兰白兔,年龄大约为 15 周,体重在 2.7~3.0 kg 之间. 通过兔耳缘静脉注射 3% 戊巴比妥钠 (30 mg/kg) 进行麻醉,麻醉期间使用加热板使

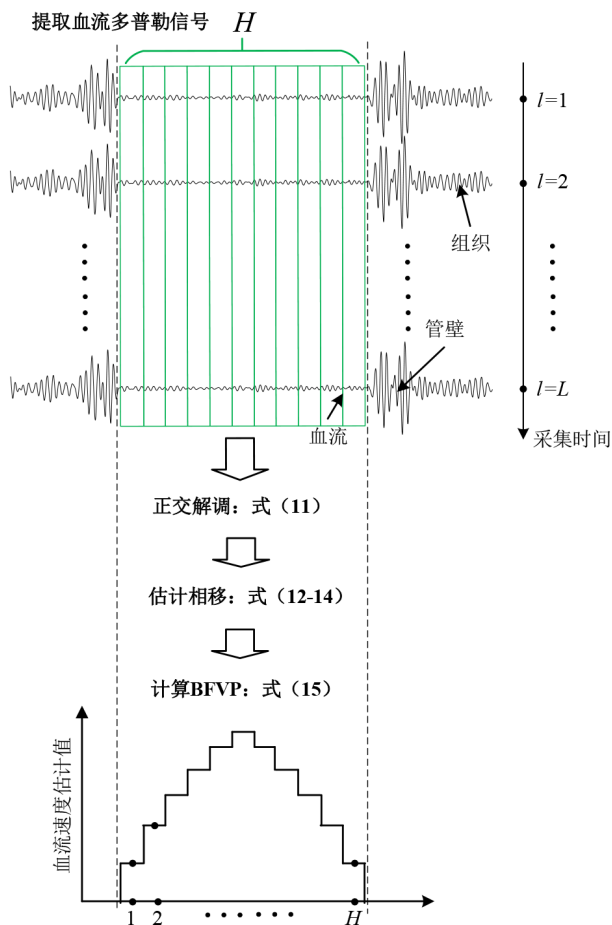


图4 超声DV法原理图

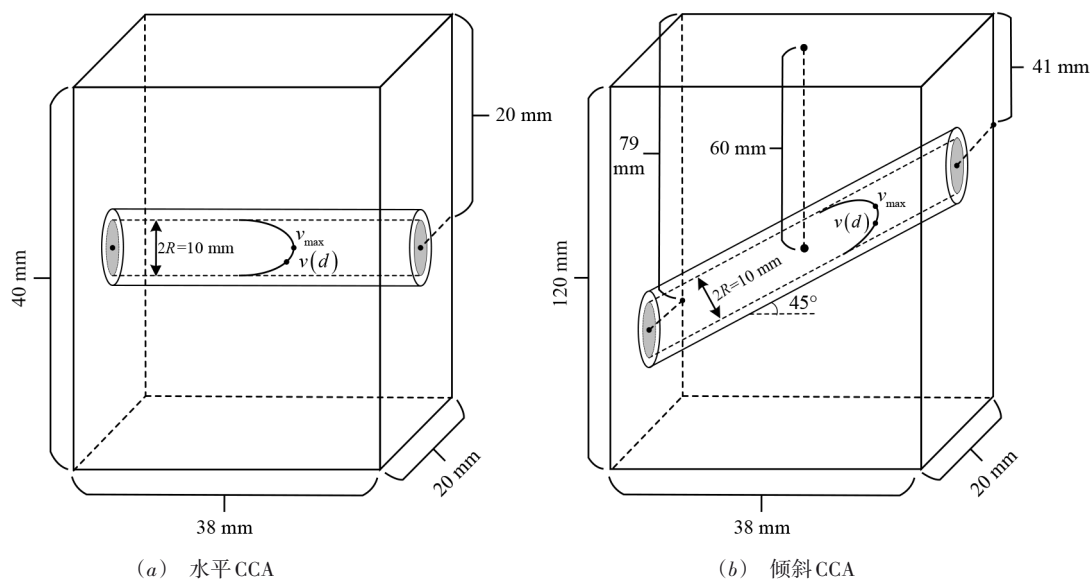


图5 仿真CCA模型

表1 实验参数

参数类型	参数名称	参数值
声学参数	中心频率	5 MHz
	采样频率	100 MHz(仿真)
		40 MHz(在体)
	声速	1540 m/s
	波长	3.08×10^{-4} m
	脉冲重复频率	20 kHz
激励信号周期	2	
超声换能器参数	换能器类型	线阵
	物理阵元数	128
	激活阵元数	128
	阵元宽度	2.79×10^{-4} m
	阵元间距	2.5×10^{-5} m
	阵元高度	0.005 m

其体温保持在 37°C 。每次数据采集前,通过耳缘静脉注射 0.1 mL 微泡造影剂(SonoVue, 平均直径为 $2.5 \mu\text{m}$, 微泡浓度为 $1 \times 10^8 \sim 5 \times 10^8$ 个/mL)。基于 SonixTouch 研究平台与 SonixDAQ 并行数据采集系统,通过程序控制 L14-5w 超声换能器依次发射不同角度、间隔的平面波扫描兔髂动脉以获取造影增强的射频信号。射频信号处理及具体实验参数同仿真实验。

4 实验结果与分析

使用超声 ST 法与 DV 法分别估计仿真 CCA 模型与兔髂动脉的 BFVP。仿真实验中,进行 30 组独立重复实验,计算 BFVP 测量结果与理论速度剖面(Theoretical Velocity Profile, TVP)之间的 NRMSE,对比使用不同角度个数、间隔的平面波测量的 BFVP 的 NRMSE,以 30 组 NRMSE 均值最小来确定仿真实验的最优参数设置。在

体实验中,进行 10 组独立重复实验,对 BFVP 测量结果进行抛物线拟合,计算每条拟合曲线的决定系数为

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{l=1}^L (v_f(l) - v_m(l))^2}{\sum_{l=1}^L (v_m(l) - \overline{v_m(l)})^2}, 1 \leq l \leq L \quad (17)$$

其中, L 表示每个 BFVP 由 L 个速度值组成; $v_f(l)$ 表示第 l 个速度拟合值; $v_m(l)$ 表示第 l 个速度测量值; $\overline{v_m(l)}$ 表示 L 个速度测量值的均值。对比使用不同角度个数、间隔的平面波测量的 BFVP 的 R^2 , 以 10 组 R^2 均值最大来确定在体实验的最优参数。

4.1 超声 ST 法测速结果

4.1.1 仿真实验结果

为确保复合帧频足够高,MPW 的角度个数分别为 3, 5, 7, 9, 11; 为确保 CCA 位于复合图像的合成焦点区内,角度间隔的范围为 $0.25^{\circ} \sim 16.0^{\circ}$, 每组实验角度间隔增大 0.25° , 最大倾斜角范围为 $-16.0^{\circ} \sim 16.0^{\circ}$ 。ST 法的参考帧与比较帧为相邻两帧图像。在参考帧中,自上管壁至下管壁定义 25 个核心块,每个核心块的物理尺寸为 $0.5 \times 0.5 \text{ mm}^2$, 相邻核心块之间有 25% 的重叠。在比较帧中,以每个核心块的坐标为中心定义尺寸为 $1.0 \times 5.0 \text{ mm}^2$ 的搜索区域以确保每一核心块的匹配块均位于搜索区域内。

图 6 给出了不同角度个数的 ST 法测速结果。根据速度与颜色的映射关系,管腔中心的结果接近预设的峰值流速 1 m/s 。随着趋近血管壁,速度逐渐下降,整体呈抛物线型。图 7 给出了不同角度个数与间隔下的 BFVP 测量结果,角度间隔分别为 0.5° (红色实线)、 1.0° (绿色实线)、 2.0° (蓝色实线),与 TVP (黑色实线)一致,

不同角度下测量的 BFVP 均呈抛物线型变化. 靠近管腔中心的测量值准确性更高, 靠近血管壁的测量值准确性较差, 这是由于管壁附近的血流速度梯度较大导致血流散斑去相关加剧. 由于靠近上管壁的位置存在

管壁伪影, 当径向距离小于 -2.5 mm 时, 速度测量值准确性降低. 如图 7(c) 和图 7(e) 所示, 与 2.0° 的角度间隔相比, 使用 $0.5^\circ, 1.0^\circ$ 角度间隔测量的 BFVP 更加贴近 TVP.

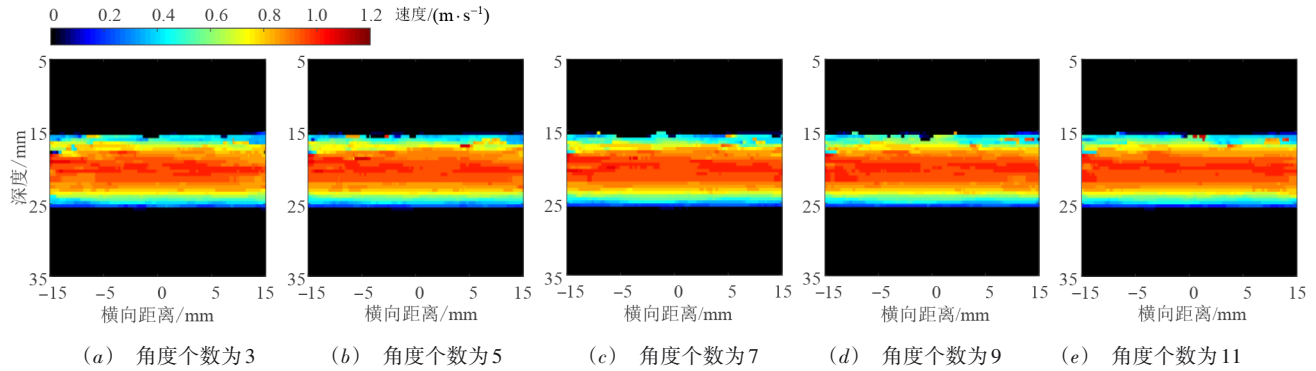


图 6 血管长轴切面的 ST 法测速结果

注: (a)~(c) 的角度间隔均为 1° .

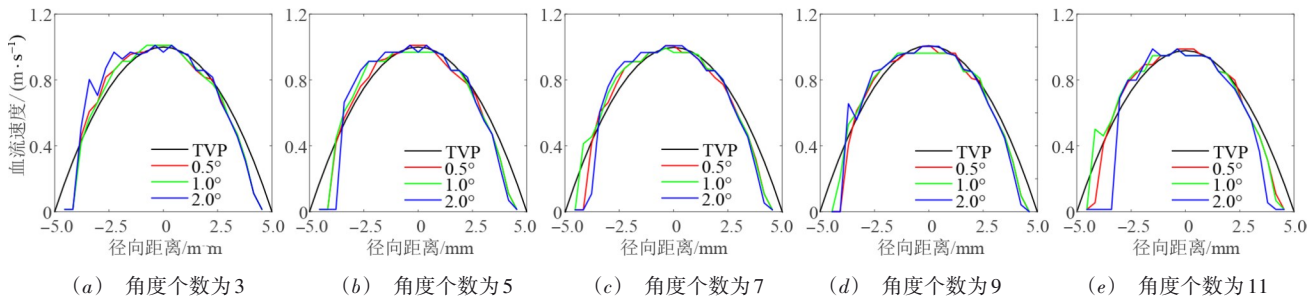


图 7 不同角度个数与间隔下的 BFVP 测量结果

为定量评估不同角度个数、间隔下的检测性能, 计算 30 组测量 BFVP 与 TVP 的 NRMSE, 并求其均值及标准差, 结果如图 8 所示. 由于角度范围为 $-16.0^\circ \sim 16.0^\circ$, 如图 8(a) 所示, 3 个角度平面波相干复合时, 角度间隔最大为 16.0° ; 如图 8(b) 所示, 5 个角度平面波相干复合时, 角度间隔最大为 8.0° ; 如图 8(c) 所示, 7 个角度平面波相干复合时, 角度间隔最大为 5.0° ; 如图 8(d) 所示, 9 个角度平面波相干复合时, 角度间隔最大为 4.0° ; 如图 8(e) 所示, 11 个角度平面波相干复合时, 角度间隔最大为 3.0° . 总体来说, 随着角度间隔的增大, NRMSE 的均值及标准差均增大, 测量准确性及稳定性降低; 随着角度个数的增加, NRMSE 逐渐下降, 检测性能提高. 图 8(a) 中, 当角度间隔为 1.0° 时, NRMSE 最小, 其值为 0.0757 ± 0.0133 ; 图 8(b) 中, 当角度间隔为 0.75° 时, NRMSE 最小, 其值为 0.0746 ± 0.0087 ; 图 8(c) 中, 角度间隔为 1.0° 时, NRMSE 最小, 其值为 0.0655 ± 0.0070 ; 图 8(d) 中, 当角度间隔为 0.5° 时, NRMSE 最小, 其值为 0.0624 ± 0.0107 ; 图 8(e) 中, 当角度间隔为 1.0° 时, NRMSE 最小, 其值为 0.0575 ± 0.0085 . 因此, 基于 MPW 相干复合使用超声 ST 法测量 BFVP 的最佳参数设置为

11 个间隔 1.0° 的平面波.

4.1.2 在体实验结果

为了验证仿真实验确定的最优参数, 对 5 只实验兔注射造影剂, 以髂动脉为扫描对象开展在体实验. 图 9(a) 给出了其中一例造影后, 使用 11 个间隔 1° 的平面波生成的复合图像, 在红色虚线框标注的管腔区域中, 血流信号回声强度增大, 图像亮度提高. 为提取一个心动周期的复合图像序列, 基于 ST 法测量横向距离为 0 mm 的下管壁的位移, 结果如图 9(b) 所示, 使用时间为 0.046 s (绿色短线) 的复合图像估计 BFVP. 理论上, 该时刻的血管壁舒张, 血管内的血流速度增大至峰值附近, BFVP 为抛物线型. 图 9(c)~(g) 给出了基于 ST 法的 BFVP 测量结果 (红色), 角度间隔均为 1° , 角度个数分别为 3, 5, 7, 9, 11. 如图 9 所示, 对速度测量值进行抛物线拟合, 计算决定系数 R^2 以评估速度测量值与真值的差异. 在图 9(c)~(g) 中, 拟合曲线的决定系数 R^2 分别为 0.868 0, 0.895 0, 0.883 1, 0.898 0, 0.909 0, 表明图 9 中基于角度个数为 11 的复合图像测量的 BFVP 更符合抛物线型分布.

使用 5 只实验兔的髂动脉测量 10 组 BFVP 并计算

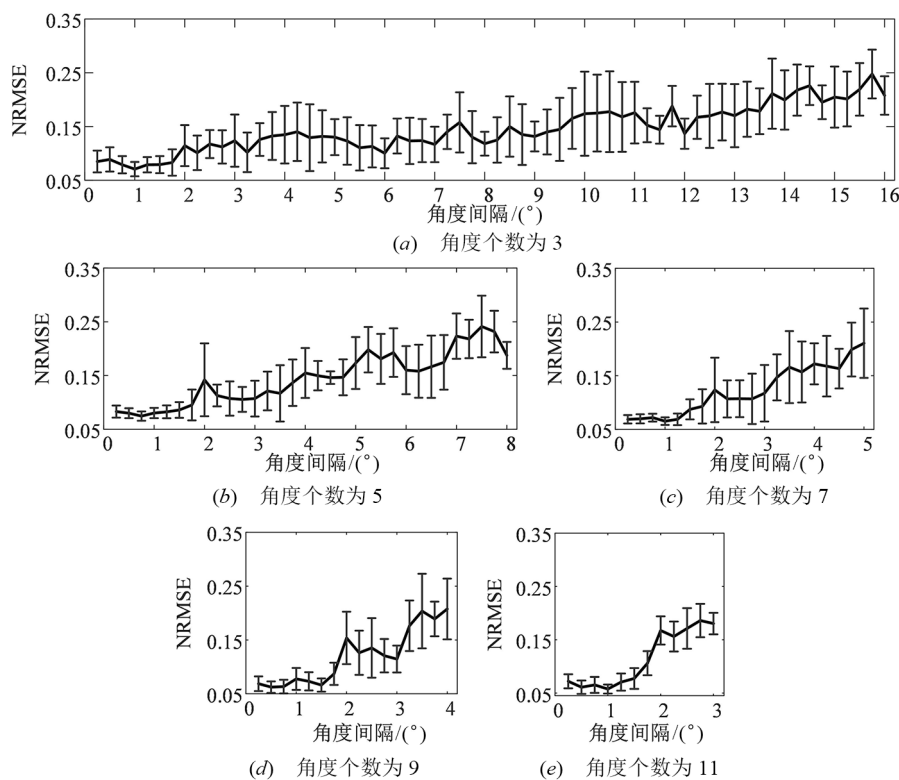


图8 30组水平颈动脉仿真实验ST法NRMSE的均值与标准差

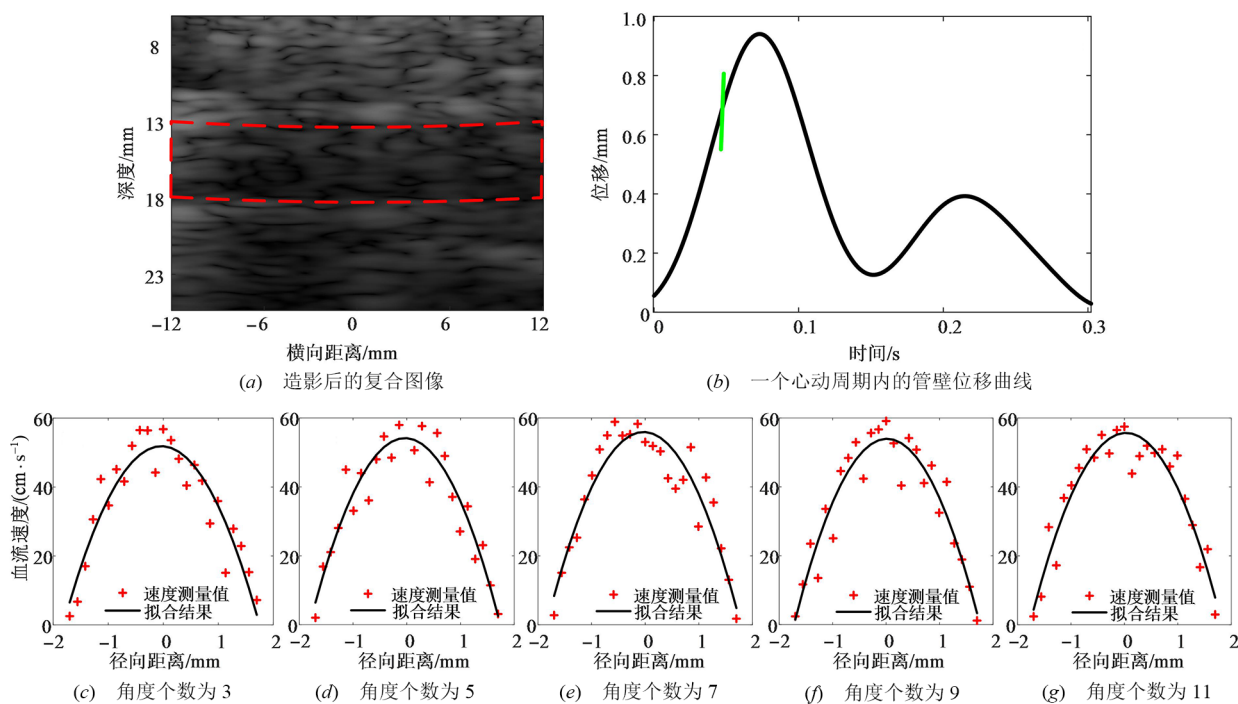


图9 基于ST法的兔颈动脉实验结果

决定系数 R^2 的均值及标准差,其中平面波角度个数、间隔的设置均与仿真实验相同.如图10所示,随着角度间隔的增加, R^2 逐渐减小.角度个数为11、角度间隔为

1.0° 时, R^2 为 0.8996 ± 0.0157 ,达到最大值,与仿真实验一致.综上所述,基于MPW相干复合使用超声ST法测量BFVP的最佳参数设置为11个间隔 1.0° 的平面波.

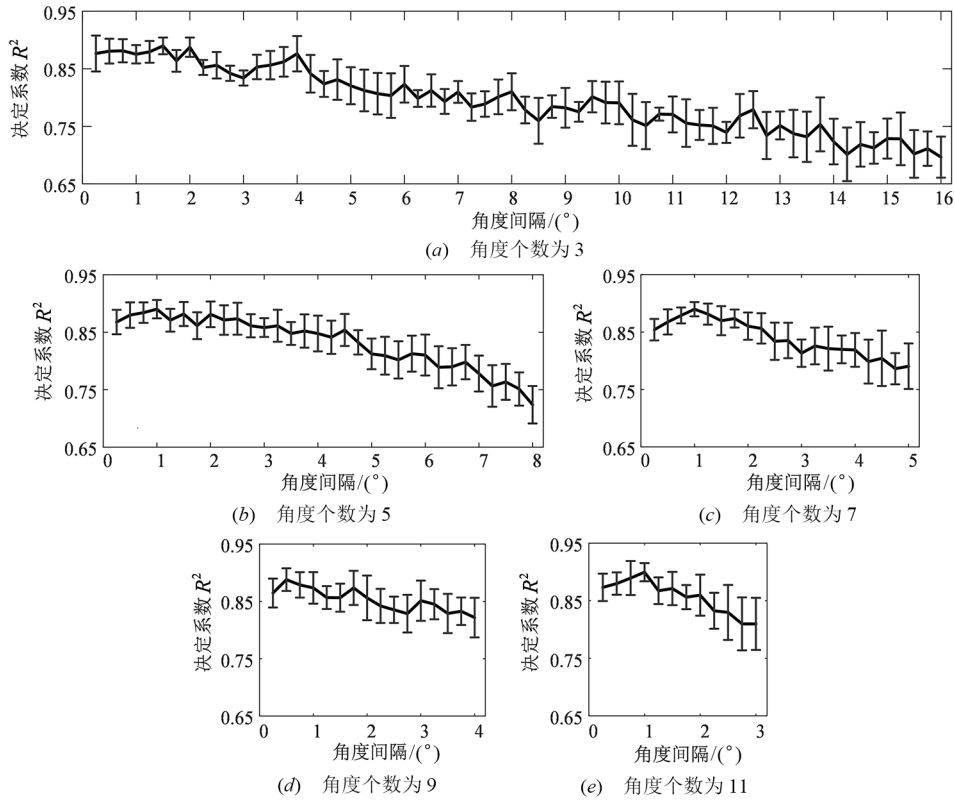


图 10 基于ST法的BFVP抛物线拟合的决定系数 R^2 的均值与标准差

4.2 DV法测速结果

4.2.1 仿真实验结果

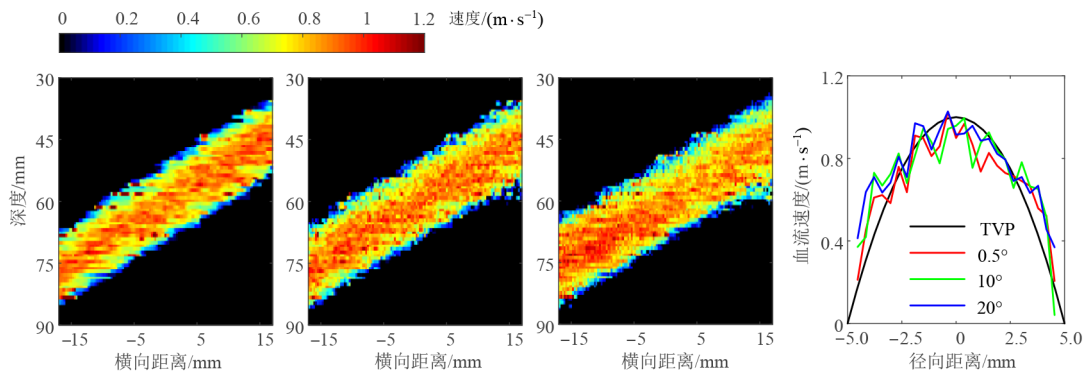
为确保复合PRF足够高,扩大血流速度的检测范围,MPW的角度个数为3个,复合射频回波信号的序列长度为100帧;为确保CCA位于复合图像的合成焦点区内,角度间隔的范围为 $0.25^\circ \sim 20.0^\circ$.自上管壁至下管壁定义25个径向区域,在每个径向区域内提取血流多普勒信号(采样长度为100个采样点,即采集持续时间为15 ms)估计平均血流速度.

图11给出了不同角度间隔下的DV法测量结果.根据速度与颜色的映射关系,在管腔中心线上流速最大,接近预设的峰值流速1 m/s,随着靠近血管壁,血流速度逐渐下降,整体分布呈抛物线型.为进一步对比角度间隔对测量精度的影响,图11(d)给出了横向距离为0 mm时,3种角度间隔下的BFVP测量结果.与TVP(黑色实线)的趋势一致,角度间隔分别为 0.5° (红色实线)、 10.0° (绿色实线)、 20.0° (蓝色实线)的3种BFVP均呈抛物线型变化.需说明的是,靠近管腔中心线的测量值准确性更好,而血管壁附近的速度测量值的准确性较差.这是由于血管壁附近的血流速度较慢,血流多普勒信号的频移较小,难以测量.为定量分析不同角度间隔下的BFVP测量准确性,分别计算30组测量BFVP与TVP的NRMSE,求其均值及标准差.如图12所示,当角度间

隔较小时,3个角度平面波的旁瓣未能抵消,受旁瓣干扰,NRMSE较大;当角度间隔较大时,3个角度的射频回波信号相干性降低,NRMSE逐渐增大.当角度间隔为 3.0° 时,NRMSE最小,其值为 0.0143 ± 0.0182 .因此,基于3个角度平面波相干复合使用DV法测量BFVP的最佳参数设置为角度间隔为 3.0° 的平面波.

4.2.2 在体实验结果

与仿真实验设置相同,超声DV法测量BFVP的在体实验角度个数均为3个,角度间隔的范围为 $0.25^\circ \sim 20.0^\circ$.图13(a)给出了其中一例造影后使用3个间隔 3° 的平面波生成的复合图像.如图13(b)所示,基于ST法测量横向距离为0 mm的下管壁位移,使用0.048 s(绿色短线)为时间起点的复合图像序列估计BFVP.基于DV法的BFVP测量结果如图13(c)~(e)所示.对速度测量值进行抛物线拟合,其决定系数 R^2 分别为0.912 3, 0.866 9, 0.736 0,表明图13(d)中的BFVP测量结果更符合抛物线型分布.为进一步定量评估不同角度间隔的测量性能,基于5只实验兔髂动脉估计10组BFVP进行抛物线拟合,计算 R^2 的均值及标准差.如图14所示,与仿真实验结果的规律一致,角度间隔较小时 R^2 较大,BFVP测量结果更接近拟合曲线;角度间隔较大时 R^2 较小,BFVP测量结果波动更大.当角度间隔为 3.0° 时, R^2 最大,其值为 0.9243 ± 0.0160 ,



(a) 角度间隔为 0.5° (b) 角度间隔为 10° (c) 角度间隔为 20° (d) 不同角度间隔下的BFVP测量结果

图 11 血管长轴切面的DV法测速结果

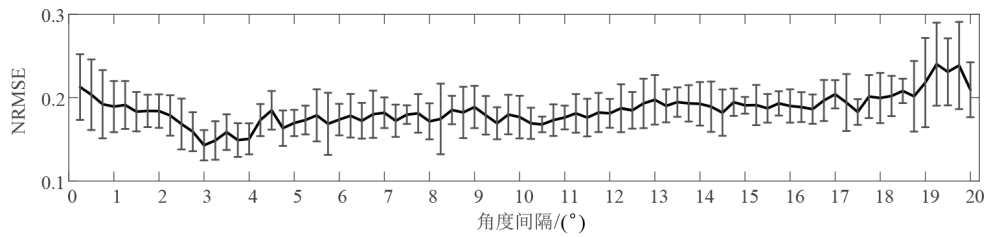
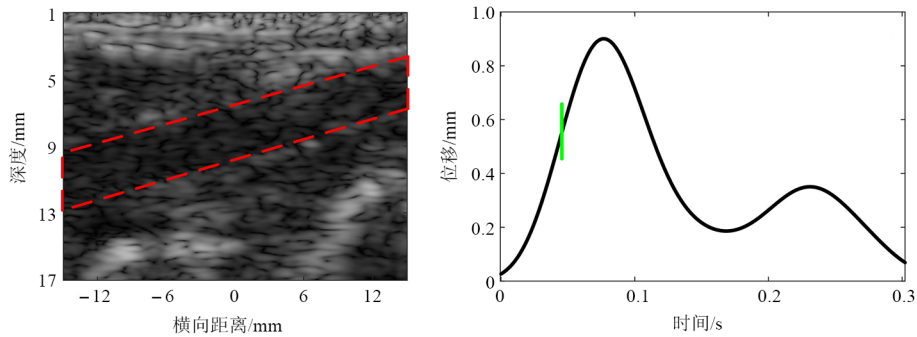
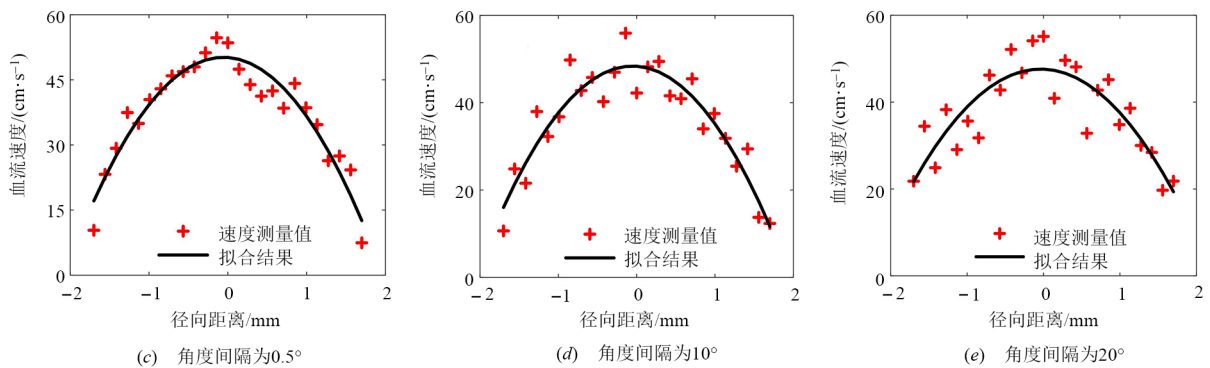


图 12 30组倾斜颈动脉仿真实验DV法NRMSE的均值与标准差



(a) 造影后的复合图像

(b) 一个心动周期内的管壁位移曲线

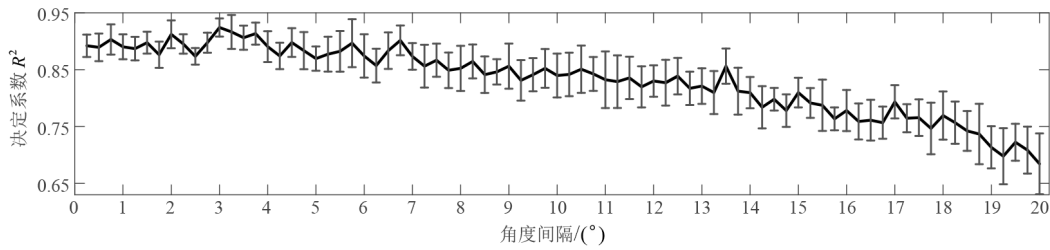


(c) 角度间隔为 0.5°

(d) 角度间隔为 10°

(e) 角度间隔为 20°

图 13 基于DV法的兔颈动脉实验结果

图 14 基于 DV 法的 BFVP 抛物线拟合的决定系数 R^2 的均值与标准差

表明基于 3 个角度平面波相干复合使用 DV 法测量 BFVP 的最佳参数设置为角度间隔为 3.0° 的平面波。

5 讨论与结论

为确定 MPW 相干复合测量 BFVP 的关键参数,即平面波的角度个数与间隔,本文开展了 MPW 相干复合血流速度检测的参数研究. 针对超声 ST 法,根据最小 NRMSE 确定的最优参数设置为 11 个间隔为 1.0° 的平面波;针对超声 DV 法,根据最小 NRMSE 确定的最优参数设置为 11 个间隔为 3.0° 的平面波。

本文的血流测速对象是浅表血管,实验中血管位于合成焦点区内. 对于深部血管进行血流测速时,还需降低平面波的中心频率、脉冲重复频率以增加透射深度^[5]. 根据式(7),除了角度个数,复合帧频还会随脉冲重复频率的变化而变化,对 ST 法、DV 法的测速性能均有影响. 此外,本文尚未考虑血管壁、血流等运动目标对 MPW 回波信号相干性的不利影响^[7]. 因此,MPW 用于深部血管血流测速或引入运动补偿技术提高回波信号相干性时,最优参数可能发生变化,需进一步开展研究。

参考文献

[1] 胡盛寿,高润霖,刘力生,等.《中国心血管病报告 2018》概要[J]. 中国循环杂志, 2019, 34(3): 209-220.
HU S S, GAO R L, LIU L S, et al. Summary of the 2018 report on cardiovascular diseases in China[J]. Chinese Circulation Journal, 2019, 34(3): 209-220. (in Chinese)

[2] 马骁,黎莉,张薇,等. 颈动脉血流动力学改变与动脉粥样硬化关系的超声研究[J]. 中国医学影像学杂志, 2001, 9(3): 179-181.
MA X, LI L, ZHANG W, et al. The hemodynamic changes associated with carotid atherosclerosis as detected by carotid sonography[J]. Chinese Journal of Medical Imaging, 2001, 9(3): 179-181. (in Chinese)

[3] GLASS C K, WITZTUM J L. Atherosclerosis. the road ahead[J]. Cell, 2001, 104(4): 503-516.

[4] BERCOFF J, CHAFFAI S, TANTER M, et al. In vivo breast tumor detection using transient elastography[J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2003, 29(10): 1387-1396.

[5] 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.

[6] JENSEN J A, HOLM O, JENSEN L J, et al. Ultrasound research scanner for real-time synthetic aperture data acquisition[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2005, 52(5): 881-891.

[7] POREE J, POSADA D, HODZIC A, et al. High-frame-rate echocardiography using coherent compounding with Doppler-based motion-compensation[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2016, 35(7): 1647-1657.

[8] COUADE M, PERNOT M, PRADA C, et al. Quantitative assessment of arterial wall biomechanical properties using shear wave imaging[J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2010, 36(10): 1662-1676.

[9] CAENEN A, PERNOT M, KINN EKROLL I, et al. Effect of ultrafast imaging on shear wave visualization and characterization: An experimental and computational study in a pediatric ventricular model[J]. Applied Sciences, 2017, 7(8): 840.

[10] SAYSENG V, GRONDIN J, KONOFAGOU E E. Optimization of transmit parameters in cardiac strain imaging with full and partial aperture coherent compounding[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2018, 65(5): 684-696.

[11] NAULEAU P, APOSTOLAKIS I, MCGARRY M, et al. Cross-correlation analysis of pulse wave propagation in arteries: In vitro validation and in vivo feasibility[J]. Physics in Medicine and Biology, 2018, 63(11): 115006.

[12] BERCOFF J, MONTALDO G, LOUPAS T, et al. Ultrafast compound Doppler imaging: Providing full blood flow characterization[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2011, 58(1): 134-147.

[13] EKROLL I K, SWILLENS A, SEGERS P, et al. Simultaneous quantification of flow and tissue velocities based

- on multi-angle plane wave imaging[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2013, 60(4): 727-738.
- [14] OSMANSKI B F, PERNOT M, MONTALDO G, et al. Ultrafast Doppler imaging of blood flow dynamics in the myocardium[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2012, 31(8): 1661-1668.
- [15] APOSTOLAKIS I Z, MCGARRY M D J, BUNTING E A, et al. Pulse wave imaging using coherent compounding in a phantom and in vivo[J]. Physics in Medicine and Biology, 2017, 62(5): 1700-1730.
- [16] 叶为疆, 郭宁, 王丛知, 等. 基于超声平面波的功率多普勒成像方法研究[J]. 集成技术, 2015, 4(3): 79-85.
YE W Q, GUO N, WANG C Z, et al. Study of power Doppler imaging method with ultrasonic plane wave[J]. Journal of Integration Technology, 2015, 4(3): 79-85. (in Chinese)
- [17] HE B B, ZHANG Y F, ZHANG K X, et al. Optimum speckle tracking based on ultrafast ultrasound for improving blood flow velocimetry[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2021, 68(3): 494-509.
- [18] SARIS A E C M, HANSEN H H G, FEKKES S, et al. A comparison between compounding techniques using large beam-steered plane wave imaging for blood vector velocity imaging in a carotid artery model[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2016, 63(11): 1758-1771.
- [19] EKROLL I K, VOORMOLEN M M, STANDAL O K V, et al. Coherent compounding in Doppler imaging[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2015, 62(9): 1634-1643.
- [20] LEOW C H, BAZIGOU E, ECKERSLEY R J, et al. Flow velocity mapping using contrast enhanced high-frame-rate plane wave ultrasound and image tracking: Methods and initial in vitro and in vivo evaluation[J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2015, 41(11): 2913-2925.
- [21] PODKOWA A S, OELZE M L, KETTERLING J A. High-frame-rate Doppler ultrasound using a repeated transmit sequence[J]. Applied Sciences(Basel, Switzerland), 2018, 8(2): 227.
- [22] BURCKHARDT C B. Speckle in ultrasound B-mode scans[J]. IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, 1978, 25(1): 1-6.
- [23] BOHS L N, GEIMAN B J, ANDERSON M E, et al. Speckle tracking for multi-dimensional flow estimation [J]. Ultrasonics, 2000, 38(1/2/3/4/5/6/7/8): 369-375.
- [24] TRAHEY G E, ALLISON J W, RAMM O T VON. Angle independent ultrasonic detection of blood flow[J]. IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering, 1987, 34(12): 965-967.
- [25] LOUPAS T, POWERS J T, GILL R W. An axial velocity estimator for ultrasound blood flow imaging, based on a full evaluation of the Doppler equation by means of a two-dimensional autocorrelation approach[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 1995, 42(4): 672-688.
- [26] LANG X, ZHENG Q, ZHANG Z M, et al. Fast multivariate empirical mode decomposition[J]. IEEE Access, 2018, 6: 65521-65538.
- [27] SWILLEN A, DE SCHRYVER T, LØVSTAKKEN L, et al. Assessment of numerical simulation strategies for ultrasonic color blood flow imaging, based on a computer and experimental model of the carotid artery[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2009, 37(11): 2188-2199.
- [28] 陶倩, 汪源源, Cardoso Jose, 等. 含管壁搏动的超声多普勒血流信号仿真[J]. 声学学报, 2004, 29(3): 267-271.
TAO Q, WANG Y Y, JOSE C, et al. Simulating Doppler ultrasound blood flow signals with the pulsation of the vascular wall[J]. Acta Acustica, 2004, 29(3): 267-271. (in Chinese)
- [29] JENSEN J A. Field A program for simulating ultrasound systems[J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 1997, 34(1): 351-352.

作者简介



何冰冰 女, 1993 年出生, 内蒙古兴安盟人. 中国生物医学工程学会会员. 2021 年在云南大学获工学博士学位. 现为云南大学信息学院电子工程系讲师, 云南贝泰妮生物科技集团股份有限公司博士后. 主要研究方向为医学超声工程、超快超声血流成像、光电医美技术研发等.
E-mail: hebingbing@ynu.edu.cn



张榆锋(通讯作者) 男, 1965 年出生, 云南大理人. 教授, 博士生导师, 中国电子学会高级会员, IEEE 会员. 1998—2001 年在美国乔治华盛顿大学生物医学工程实验室任高级研究员, 2008 年在云南大学获工学博士学位. 主要研究方向为数字信号处理、微弱信号检测、医学超声工程、光电医美技术研发等.
E-mail: zhangyf@ynu.edu.cn