

◇ 应用实例 ◇

超声动态向量血流成像的产品化实现*

杜宜纲[†] 何绪金 朱磊 范伟 沈莹莹

(深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 深圳 518057)

摘要 传统超声彩色多普勒成像测量的是血流沿超声传播方向上的速度分量,故无法得到垂直于超声传播方向的血流。向量血流成像是一种更加先进的超声血流成像技术。它不受角度限制,可以直接计算出血流速度的大小和方向。本文总结了现有多种超声向量血流成像技术的特点和发展情况,并从产品化实现的角度分析了各项技术的优缺点。从超声系统发射接收、血流成像、向量速度方向合成、显示等几个方面详述了迈瑞超声向量血流成像技术产品化实现过程中遇到的主要问题及解决方案。实验采用了中科院声学所研制的超声多普勒仿血流体模,通过向量血流成像和脉冲多普勒成像分别测量体模的仿血流速度。将向量血流成像直接计算出来的速度值与脉冲多普勒经过角度校正得到的速度进行对比。在不同条件下,经过多次测量,二者的平均相对误差均在 10% 以内。

关键词 超声成像, 向量血流, 动态显示, 产品化实现

中图分类号: O426, TB559

文献标识码: B

文章编号: 1000-310X(2017)05-0462-09

DOI: 10.11684/j.issn.1000-310X.2017.05.013

Product realization of ultrasound dynamic vector flow imaging

DU Yigang HE Xujin ZHU Lei FAN Wei SHEN Yingying

(Shenzhen Mindray Bio-Medical Electronics Co., Ltd. Shenzhen 518057, China)

Abstract The conventional ultrasound color Doppler imaging measures the velocity component of the blood flow along the propagation of ultrasound wave, and cannot obtain the flow perpendicular to the ultrasound wave propagation. Vector flow imaging is an advanced ultrasound flow imaging technique, which is angle independent, and can directly calculate the blood flow velocity and its direction. The paper introduces various existed ultrasound vector flow imaging methods, and demonstrated the advantages and disadvantages for the presented methods in terms of commercial implementation. The product realization of vector flow imaging at Mindray has been presented in the paper, where the problems and solutions for ultrasound system transmission and reception, flow imaging, vector velocity angle combination and image display, are detailed. The experiment is made by an ultrasound Doppler blood flow phantom manufactured by the institute of acoustics of the Chinese academy of sciences. The flow velocity of the Doppler phantom is calculated by the vector flow and pulse wave Doppler imagings, respectively. Results from the two imaging methods are compared, and the average relative errors are within 10%.

Key words Ultrasound imaging, Vector flow, Dynamic display, Product realization

2017-03-30 收稿, 2017-07-25 定稿

*国家重点研发计划资助(2016YFC0104700)

作者简介: 杜宜纲(1982-), 男, 北京人, 博士, 主任工程师, 研究方向: 超声成像系统, 向量血流成像, 声场仿真。

[†]通讯作者 E-mail: yigang1982@gmail.com

1 引言

医学超声彩色多普勒血流成像在临床诊断中起着非常重要的作用。现如今医学商用超声机中的彩超技术已经非常成熟。在过去的几十年里,随着血流壁滤波器的不断优化和更新,系统硬件技术的升级,使杂波信号不断降低,系统信噪比不断提升。血流灵敏度和图像质量都有了大幅度的提高。然而直至今日,绝大多数商用机中血流成像的核心算法还是基于1985年Kasai等^[1]提出的自相关法,其临床应用依然存在角度依赖及测量结果只能做定性分析等缺陷。传统彩超只能测量血流沿超声波传播方向上的速度分量,理论上无法计算出血流实际速度的大小和方向。医生通常只能靠血管的走势凭经验判断速度方向,通过脉冲多普勒成像的角度校正得到实际速度大小。但这些容易受到操作手法和操作经验的影响,导致计算误差且可重复性差。再者,对于较复杂的流动形态,如涡流、湍流等,既难以判断速度的实际方向,更无法做角度校正得到速度大小。

早在1987年Trahey等^[2]就提出了一种基于斑点跟踪(Speckle tracking)的向量血流成像方法。它以向量的形式表示血流速度,计算出速度的实际大小及方向,因此理论上可以解决上述传统彩超的这些弊端。但斑点跟踪是通过归一化互相关法实现的,计算量太大,当时的软硬件技术很难实现实时成像。为了降低计算量,Bohs等^[3]采用了绝对差值求和(Sum of absolute differences, SAD)实现斑点跟踪,进而计算向量速度。基于SAD的斑点跟踪法Li和Lee^[4]通过研究速度更快的金字塔算法(Block sum pyramid)进一步降低了它的复杂度。计算速度可以随算法的优化和硬件的升级而不断提高,但斑点跟踪法还存在计算精度的问题。Bohs等^[5]提出的整体跟踪法(Ensemble tracking)减小了回波去相关导致的误差。Xu和Bashford^[6]针对斑点大小和扫描速度对横向血流测量的影响做了详细研究,并指出了传统逐线扫描方式可能导致测量高速运动时产生误差。Udesen等^[7]采用了平面波发射,极大提升了成像帧率,解决了扫描线不同步的问题,从而避免了高速血流的测量误差。Hansen等^[8]展示了采用这种方法得到的临床结果。基于平面波成像的斑点跟踪法^[7-8]由于声波无聚焦能量较小,加之

血流信号本身相对微弱。因此这项研究还采用了编码超声发射技术增强回波信号强度,以保证临床出图效果。但编码超声技术容易受到声场的影响,也会受到探头带宽的限制,使探头效率下降并不断生热。编码的鲁棒性、探头效率和安全问题是编码超声技术完全实现产品化的最大瓶颈。Leow等^[9]通过注入造影剂,展示了基于平面波发射和斑点跟踪法^[10]计算的高帧率向量血流成像结果。Wu等^[11]指出基于平面波成像的斑点跟踪法在信噪比很高的情况下可以得到精度较高的计算结果。然而在在没有注入造影剂的情况下,血流信号强度远低于组织信号,相差可达20~50 dB^[12]。这使得血流信号难以精确提取,尤其是在非聚焦波发射的情况下。因此目前基于斑点跟踪和平面波成像的向量血流还没有公司真正实现技术的产品化。

丹麦Jensen教授研究的基于横向波振荡法(Transverse oscillation, TO)^[13-14]的向量血流成像最终实现了产品化。该方法可以分别得到血流的横纵向速度分量,合成后得到速度的实际大小和方向。纵向速度计算采用了传统的基于多普勒原理的计算方法。横向速度通过产生横向振荡的超声声场再基于自相关法进行计算^[15]。横向振荡的声场可以采用不同位置的两组阵元同时发射超声波产生,两组波束在组织中发生相干后产生横向振荡频率。它的实现基础源自于“远场声压变化可以由发射孔径函数的傅里叶变换得到”这个理论^[13,16]。在实际实现过程中,采用了传统的聚焦波发射,然后在两组不同位置的孔径上分别同时进行接收并一起做波束合成,同样得到横向振荡的声场。这样可以通过调整两条接收变迹中心线的间距得到整场均匀的振荡频率^[17]。这项技术最终实现在了丹麦BK超声公司的商用彩超机上。最初是在线阵探头上实现并主要应用于颈部的血管成像。近年来,在Jensen教授的带领下,基于TO的向量血流成像研究又有了更多新的突破。他们在相控阵探头^[18]和凸阵探头^[19]上都展示了新的研究结果,使其在心脏和腹部血管上的应用成为可能。基于TO的向量血流成像采用了聚焦波发射及逐线扫描的实现方式。这与传统彩超的产品化实现方式类似,计算量并未明显增加,可在传统超声平台上实现实时成像。但与基于斑点跟踪法逐线扫描成像的缺陷相似,对于高速血流,同一帧图像每条图像线上显示的速度不同步。

此外,逐线扫描也使显示帧率受到一定限制,通常与传统彩超类似在10~20 Hz左右。Lenge等^[20]提出了基于平面波TO的高帧率向量血流成像并展示了仿真、in-vitro和in-vivo实验结果。但与产品化实现还有一定距离,因为平面波血流成像带来的计算量大、信噪比低以及如何兼顾灰阶图像质量等问题都需要做进一步考虑。

日本日立阿洛卡公司也实现了向量血流的产品化,他们研发的向量血流图(Vector flow mapping, VFM)^[21-22]主要应用在心脏和肺部^[23-24]。实现过程可以简单概括为:首先采用相控阵探头和传统的彩超成像模式得到血流图,然后将流体分解为层流单元和涡流单元,根据流体的连续性原理,通过彩超血流图像信息解二维连续方程,再结合斑点跟踪法计算心腔壁面的速度得到方程的边界条件,最终计算出涡流和层流的速度。VFM是通过软件后处理脱机分析实现的,目前还不能实现在线计算及实时显示^[23]。此外,计算过程基于了血流由层流和涡流组成的假设,对于更加复杂的流动形态,如湍流,VFM则无法显示。

以上提到的这三大类向量血流成像实现方法比较而言,基于TO的方法最适合实现向量血流成像。这种方法可以显示各种流动形态,如层流、涡流^[25]、二次流^[26]、湍流等,可成像流体类型比VFM更加丰富。斑点跟踪法则更适合计算组织运动的速度^[27],因为组织回波信号的信噪比远高于血流信号,更适合采用斑点跟踪法^[11]。对于强度较弱的血流信号,基于传统多普勒原理实现向量血流成像仍然是可行性最高的。TO方法也是以传统多普勒原理为基础实现的产品化。此外,Jensen等还提出了其他几种向量血流成像方法,包括基于定向波束合成(Directional beamforming)^[28]、合成孔径^[29]以及SASB^[30]的向量血流成像研究^[31-32],并在其发表的文献^[33-35]中做出了详细的归纳和总结。但这几种方法目前还未真正实现在商用超声机上。Dunmire等^[36]总结并阐述了多种利用交叉波束(Cross-beam)实现无角度依赖的速度测量。该方法从两个到多个单阵元探头发射接收信号逐渐发展成一个多阵元探头通过不同孔径实现交叉波束的发射与接收。向量速度计算仍然基于多普勒原理。随着时间的推移,类似的研究越来越多^[37-40]。有研究将这种交叉波束向量血流成像与斑点跟踪

法做了对比^[41]。抛开信噪比的问题,该研究^[41]指出了交叉波束计算纵向速度要比斑点跟踪法更加准确。但这种方法也存在一些问题。首先,连续多普勒会牺牲位置信息,而脉冲多普勒测量高速血流时,根据Nyquist定理如果成像的脉冲重复频率(Pulse repetition frequency, PRF)不够会发生混叠,导致最终计算的流速大小和方向完全错误。再者,采用交叉波束交替发射时会进一步增加成像的发射次数,使帧率进一步降低。为提高成像帧率,近年来很多学者提出了基于平面波发射的血流成像^[42-46]。其中Yu教授等^[45]提出了一种向量抛射物成像(Vector projectile imaging, VPI),可以高速动态地显示血流流动情况。该方法不仅采用了多角度偏转发射,在接收上也做了偏转波束合成处理。这样使总角度数量成几何型增长,研究表明角度越多计算精度也越高^[47]。本文将介绍一种能够在商用机上实现产品化的向量血流成像,本质上它仍然基于传统的超声多普勒原理,在发射接收、角度拟合和动态显示等方面以Yiu和Yu等^[45-48]阐述的方法作为理论实现基础。

2 算法和解决方案

实现向量血流成像的产品化不仅需要考虑原理上的实现问题,还要结合临床应用考虑更多的实际问题。前面所述的基于斑点跟踪和TO的向量血流技术发展平面波发射时,虽然帧率问题可以解决,但由于信噪比的问题难以实现产品化(TO方法的产品化实现当前主要基于聚焦波发射)。这仅仅是从技术角度出发判断它的可行性,在产品化的现实中还要考虑成像的实时性,因为超声系统平台不可能是超级计算机,其计算能力有限。临床使用希望可以尽快得到图像和数据,因此应该尽量避免过多的线下处理。此外,在实现血流成像时,周围的二维灰阶图成像质量也需要兼顾到,因为临床应用时往往需要血流图像结合血管壁的走形和组织的结构形态等共同考虑进行诊断,例如颈动脉斑块处的血流成像。再有显示时由于显示器的刷新频率一般在60 Hz左右,因此即使理论上可以实现更高的成像帧率,例如400帧每秒,还要考虑如何适当地播放出来。下面总结一下在产品实现中遇到的主要问题,然后针对这些问题结合具体算法提出产品化实现解决方案:

- (1) 由于算法的复杂而导致的计算量问题;
- (2) 需要同时兼顾血流成像和二维灰阶成像的图像质量问题;
- (3) 高帧率成像带来的显示问题。

2.1 算法描述和计算量问题解决方案

本文阐述的向量血流成像,采用了多角度偏转发射接收的方式。每个角度分别根据传统多普勒原理^[1]进行计算得到该角度上的速度分量。多个不同角度的速度测量结果,通过角度合成得到实际速度的大小和方向^[45]。角度合成示意图见图1,角度越多,信噪比越高,测量的精度也就越高^[47],但计算量也会成倍增加。尤其是自相关法计算速度之前的壁滤波最消耗资源,无论采用FIR还是IIR滤波都需要在空间上逐点计算。由于各点计算是相对独立的,因此采用了GPU并行计算。为实现高帧率血流成像,不再使用逐线扫描方式,而是一次发射需要对整个感兴趣区域(ROI)做波束合成。这也使波束合

成的负担与传统逐线扫描相比明显增加。在产品化实现中,波束合成采用的硬件是FPGA,与GPU相比它更节省资源,功耗相对小的多,且GPU已经用来做血流信号处理了。这样FPGA就与GPU组成流水线式工作模式,先做完波束合成的数据可以先进入GPU并行计算得到血流速度信息。图2描述了向量血流成像产品化实现的工作过程。通过FPGA和GPU流水线式的处理,使产品化向量血流成像的波束合成和血流信号计算得以实现。

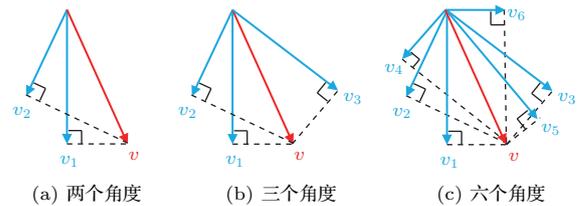


图1 向量血流成像角度合成示意图

Fig. 1 Diagrammatic sketch of angle combination for vector flow imaging

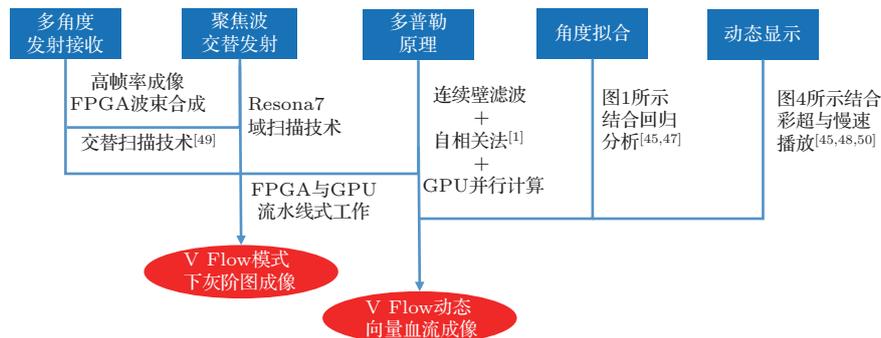


图2 向量血流成像产品化实现流程图

Fig. 2 Diagram for the product realization of vector flow imaging

2.2 血流和灰阶图像兼顾

血流的发射波形与灰阶图不一样,其发射波形的中心频率一般要比灰阶图的低一些,而发射的周期数则要多一些。这是因为血流信号更注重灵敏度,加之信号本身微弱,需要更多的周期数和更低的频率,从而增加信噪比和穿透力,且低频不容易出现混叠。而灰阶图则需要高中心频率和短周期的发射波形以确保图像的空间分辨率。这基本上是业界众所周知的一个事实,传统彩超也是遵循这种方式实现的。因此,一般不能用血流发射的回波信号做灰阶图成像。传统彩超分别做血流成像和灰阶图成像,血流信号是不连续的。本文阐述的向量血流

成像,希望保持血流信号的连续性,这样才能动态地显示血流的真实流动情况。因此,只有将灰阶图成像的发射插在血流发射中,或者替换一小部分血流的发射。而被替换的血流发射的回波信号只能通过插值的方式重新建立。图3描述了几种血流与灰阶成像的交替发射方案,该类发射扫描序列已申请相应专利保护^[49]。其中红色加粗箭头表示聚焦波发射;蓝色箭头方向表示血流成像的不同发射角度。成像时还需要根据实际情况,包括成像深度、发射角度个数、脉冲重复频率(PRF)等相关参数对扫描序列做进一步设计和调整。此外,由于血流与灰阶成像的发射是交替进行的,合理分配资源也非常重

要。本文阐述的向量血流成像最终实现在了迈瑞彩色多普勒超声系统 Resona 7 上,其灰阶图成像采用了域扫描成像技术(ZST⁺)^[51-54]。这项技术可以更加节省扫描次数。由于采用了区域扫描成像及相关合成,与传统逐线扫描相比,可在扫描次数减少的情况下仍然提高图像质量。这样在向量血流成像实现过程中,即使灰阶图的发射次数减少了,其图像质量仍然可以保持甚至优于传统方式下的灰阶图质量。

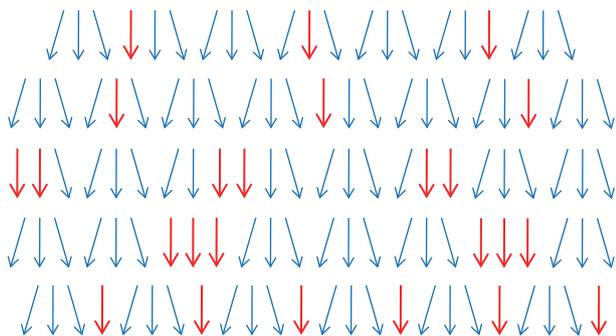


图3 五种交替发射扫描方式示意图

Fig. 3 Diagrammatic sketch of interleaved transmission sequence

2.3 动态向量血流显示方案

在迈瑞彩色多普勒超声系统 Resona 7 上实现的向量血流成像采用了动态的血流显示方式。图4为这种显示方法的示意图,它可以更加直观地显示层流、涡流、湍流等各种复杂流动形态^[45,48]。向量血流成像模块在 Resona 7 上被命名为 V Flow,其 1.0 版已于 2015 年年底正式发布上市,目前主要应用于颈部血管成像。颈部血管包括了颈总、颈内和颈外动脉、颈静脉、椎动脉和椎静脉等主要血管。正常人颈总动脉血流速度在收缩期时可达 1 m/s,如果发生狭窄速度可能更高。V Flow 采用的动态显示方式,需要在连续几帧内捕捉到血管中同一个或同一批流动物质,例如红细胞或红细胞团簇。这样才能直观地体现出血流的流动效果。这也对显示帧率提出了更高的要求。因为当速度为 1 m/s, V Flow 在显示器上能显示的血管长度大概在 2.5 cm 左右(主要受到探头宽度和偏转发射接收的扫描区域限制),这样一个红细胞或一堆红细胞组成的团簇穿过整个屏幕的时间为 25 ms。想要捕捉到它们且显示出流动的状态,这个红细胞或团簇至少应该在屏幕上显示两次,相当于显示帧率最低为 80 Hz。然而,受到打图手法或者不同血管走形的影响,显示框中

有时只能显示出小于 2.5 cm 长的血管。如果只有 1 cm 长的血管可以显示出来,想要动态直观显示出速度为 1 m/s 的血流流动效果,就需要最少 200 Hz 的显示帧率。再有,发生狭窄时血流速度可能更高。这就需要更高的显示帧率来满足动态向量血流显示效果。

V Flow 如前所述,它是通过高帧率血流成像实现的,其显示帧率目前可达 400~600 帧每秒,因此完全可以满足颈部高速血流的显示。但由于显示器刷新频率有限,不可能按照这个帧率实时播放显示。并且人眼也难以实时的感受到 1 s 内多达 400~600 幅图像的细节变化。因此, V Flow 采用了按比例慢放显示,其播放比例是可调的,例如慢放 20 倍,原本 400 帧每秒就变成 20 帧每秒。具体成像过程为先采集较短时间(例如 1.5 s)的图像数据,然后再按照一定比例缓慢播放出来(例如,按照 20 倍比例慢放,采集 1.5 s 就需要播放 30 s 左右)。这种针对血流流动形态超高帧率成像并慢放显示的过程,类似于一个高速摄像机的工作流程。在这种超高时间分辨率下,更多的血流流动细节可以被捕捉到。

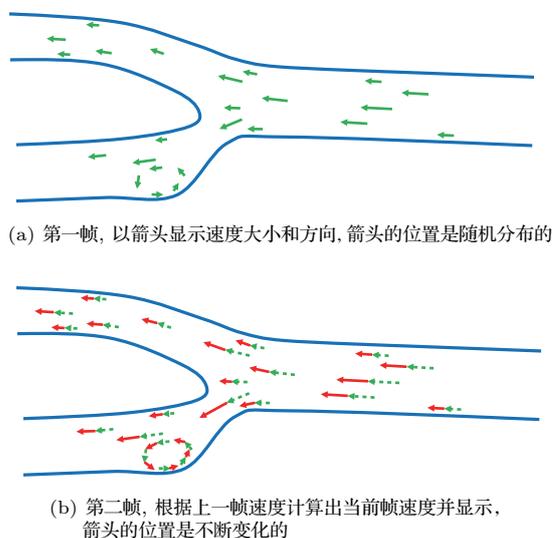


图4 V Flow 显示方法

Fig. 4 Display method for V Flow

3 多普勒仿血流体模成像结果及讨论

本节将展示向量血流 V Flow 在多普勒体模上的成像结果。实验采用了中国科学院声学研究所研制的 KS205D-1 型超声多普勒仿血流体模。通过调整体模恒流泵的转数可将其分别设置成不同的仿

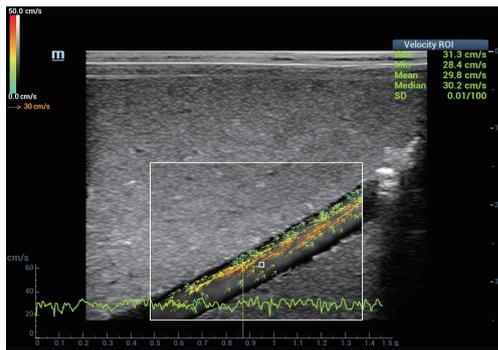
血流速度,然后在不同转速下分别测量仿血流速度值。采用了迈瑞彩色多普勒超声系统 Resona 7 和线阵探头 L9-3U 进行速度测量。实验时,体模被设置成五种不同转速。每种转速下分别采用 V Flow 和脉冲多普勒 (PW) 测量仿血管中间位置处的仿血流实际流速。V Flow 不需要做角度校正,可直接得到仿血流速度大小。PW 测量速度大小基于层流的假设。这样,通过角度校正,也可以间接得到实际速度大小。表 1 为在五次不同的转速下分别得到的 V Flow 和 PW 测量的速度值。每次测量 15 次取平均值并计算标准差,计算结果均保留两位小数。多普勒体模拥有两条可测仿血管。根据体模说明书所述,内径分别为 7.95 mm 和 3.97 mm。两条仿血管是联通的,因此在转速不变的情况下,粗管中的流体速度低于细管,且流量相同。通过表 1 可以看出,在不同的转速下, V Flow 的测量结果与 PW 十分

接近,二者的相对误差均在 10% 以内。图 5 为体模转速 40 rpm 时 V Flow 与 PW 对细管的成像结果。图 6 为体模转速 160 rpm 时 V Flow 与 PW 对粗管的

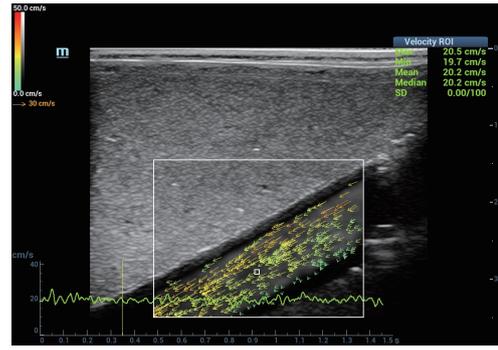
表 1 不同转速下向量血流成像 (V Flow) 与脉冲多普勒 (PW) 成像测量的速度值

Table 1 Velocity measurements using vector flow imaging (V Flow) and pulse wave Doppler (PW) under different conditions

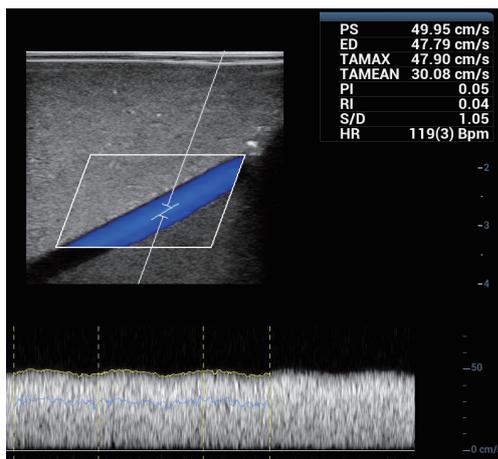
转速 (rpm)	测量次数	管内径 (mm)	V Flow (cm/s)	PW (cm/s)	相对误差 (%)
40	15	3.97	30.15±2.99	30.71±2.39	1.85
70	15	7.95	9.51±0.65	10.20±0.65	6.76
100	15	7.95	11.87±0.76	12.47±0.81	4.82
130	15	7.95	16.18±1.26	16.31±0.74	0.80
160	15	7.95	19.60±2.23	20.44±0.52	4.13



(a) V Flow 成像, 血管中心位置的速度经测量为 30.2 cm/s



(a) V Flow 成像, 血管中心位置的速度经测量为 20.2 cm/s



(b) 脉冲多普勒结合传统彩超成像, 血管中心位置的速度经测量为 30.08 cm/s



(b) 脉冲多普勒结合传统彩超成像, 血管中心位置的速度经测量为 20.76 cm/s

图 5 多普勒仿血流体模转速为 40 rpm, V Flow 和 PW 对细管的成像结果

Fig. 5 The imaging results of small vessel obtained by V Flow and PW under 40 rpm for the Doppler flow phantom

图 6 多普勒仿血流体模转速为 160 rpm, V Flow 和 PW 对粗管的成像结果

Fig. 6 The imaging results of large vessel obtained by V Flow and PW under 160 rpm for the Doppler flow phantom

成像结果。图5和图6显示的仿血流速度值为表1相应转数下其中一次测量结果。

本次实验采用PW作为基准,对比验证V Flow的速度计算结果。传统PW采用了聚焦波发射成像,其信噪比高于V Flow。如果忽略PW在角度校正时由于手法的原因而导致的误差,那么当流体为层流时,对于单点的速度测量理论上PW要更加精确一些。V Flow的优势在于一次测量完成后可以得到整个感兴趣区域(ROI)内所有位置的血流速度,而PW得到的是取样门相对较小空间范围内的速度频谱。再者,V Flow还可以对涡流、湍流等非层流复杂流动形态进行成像显示并计算出实际速度。Goddi等^[55]在其近期发表的文章中展示了V Flow对于颈部血管的成像结果。其中,颈动脉窦处由于血管分叉形成的复杂流体形态(如涡流等)V Flow成像可以使显示更加直观,比起传统超声血流成像模式,向量血流成像可以获取更多的血流动力学参数信息。

4 结论与展望

本文详述了几种不同的向量血流成像技术的发展过程,并根据其各自实现机理讨论了不同方法的优劣势,针对各种方法产品化实现的可行性做了相应阐述。重点描述了迈瑞彩色多普勒超声系统Resona 7上向量血流成像功能V Flow的产品化实现原理、过程、主要问题和解决方案。并将V Flow的速度计算结果与传统PW进行了对比,实验结果表明二者的平均相对误差在10%以内。

通过总结学术界与产业界各种向量血流成像的研究与开发,可以看出多普勒原理目前仍是血流成像中最常用到的方法。其中,阐述的几种产品化向量血流成像,包括BK超声公司基于TO的向量血流成像、日立阿洛卡公司的VFM以及迈瑞公司的V Flow,这些产品本质上都是以超声多普勒原理为基础实现的。未来向量血流成像的研究,尤其是考虑到产品化的实现,多普勒原理应该仍然是实现的基础。取长补短,如果能使几种不同方法结合起来,那么成像技术将能更进一步。此外,本文提到的几个主流方法,如斑点跟踪、TO和交叉波束法都已经开始朝着基于高帧率平面波(非聚焦波)成像的方向发展。未来则更加需要硬件的不断更新来支持算法的实现。尤其是GPU的发展,将来很可能会

逐渐取代FPGA使波束合成更加快速、灵活^[56-57]。高效的波束合成能力也是实现高帧率向量血流成像的必要条件。再者,基于奇异值分解(SVD)、主成分分析(PCA)、鲁棒主成分分析(RPCA)和低秩理论等^[58-62],新型血流壁滤波器的发展也会进一步支持高质量向量血流成像的实现,而GPU并行计算也是未来高级壁滤波器发展且能够实时地实现在产品上的重要保证^[63]。

致谢 感谢迈瑞超声向量血流成像项目团队,包括系统、软件、硬件、测试、声功率、临床、文控等数十位资深工程师坚持不懈的努力工作及高效的团队合作。此外,特别感谢原香港大学现加拿大滑铁卢大学Alfred Yu教授和Billy Yiu在项目预研中给予的重要技术支持。

参 考 文 献

- [1] KASAI C, NAMEKAWA K, KOYANO A, et al. Real-time two-dimensional blood flow imaging using an auto-correlation technique[J]. IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, 1985, 32(3): 458-464.
- [2] TRAHEY G E, ALLISON J W, VON R O T. Angle independent ultrasonic detection of blood flow[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1987, 34(12): 965-967.
- [3] BOHS L N, TRAHEY G E. A novel method for angle independent ultrasonic imaging of blood flow and tissue motion[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1991, 38(3): 280-286.
- [4] LI P C, LEE W N. An efficient speckle tracking algorithm for ultrasonic imaging[J]. Ultrasonic Imaging, 2002, 24(4): 215-228.
- [5] BOHS L N, GEIMAN B J, ANDERSON M E, et al. Ensemble tracking for 2D vector velocity measurement: Experimental and initial clinical results[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 1998, 45(4): 912-924.
- [6] XU T, BASHFORD G R. Lateral blood flow velocity estimation based on ultrasound speckle size change with scan velocity[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2010, 57(12): 2695-2703.
- [7] UDESEN J, GRAN F, HANSEN K L, et al. High frame-rate blood vector velocity imaging using plane waves: Simulations and preliminary experiments[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2008, 55(8): 1729-1743.
- [8] HANSEN K L, UDESEN J, GRAN F, et al. Fast blood vector velocity imaging using ultrasound: In-vivo examples of complex blood flow in the vascular sys-

- tem[C]//Proceedings of IEEE International Ultrasonics Symposium, 2008: 1068–1071.
- [9] 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 and Biology*, 2015, 41(11): 2913–2925.
- [10] NIU L, QIAN M, WAN K, et al. Ultrasonic particle image velocimetry for improved flow gradient imaging: Algorithms, methodology and validation[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2010, 55(7): 2103–2120.
- [11] WU S Y, WANG S L, LI P C. Tracking in high-frame-rate imaging[J]. *Ultrasonic Imaging*, 2010, 32(1): 1–15.
- [12] JENSEN J A. Estimation of blood velocities using ultrasound: A signal processing approach[M]. New York: Cambridge University Press, 1996: 19–22.
- [13] JENSEN J A, MUNK P. A new method for estimation of velocity vectors[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 1998, 45(3): 837–851.
- [14] JENSEN J A. A new estimator for vector velocity estimation[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2001, 48(4): 886–894.
- [15] JENSEN J A. Estimation of vector velocity: US, 6859659B1[P]. 2005-02-22.
- [16] GOODMAN J W. Introduction to fourier optics[M]. 2nd ed. New York: McGraw Hill, 1996.
- [17] MUNK P, JENSEN J A. Performance of velocity vector estimation using an improved dynamic beamforming setup[C]//Proceedings of SPIE: Progress in Biomedical Optics and Imaging, 2001, 4325: 227–241.
- [18] PIHL M J, MARCHER J, JENSEN J A. Phased-array vector velocity estimation using transverse oscillations[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2012, 59(12): 2662–2675.
- [19] JENSEN J A, BRANDT A H, NIELSEN M B. Convex array vector velocity imaging using transverse oscillation and its optimization[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2015, 62(12): 2043–2053.
- [20] LENGE M, RAMALLI A, TORTOLI P, et al. Plane-wave transverse oscillation for high-frame-rate 2-D vector flow imaging[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2015, 62(12): 2126–2137.
- [21] OHTSUKI S, TANAKA M. The flow velocity distribution from the Doppler information on a plane in three-dimensional flow[J]. *Journal of Visualization*, 2006, 9(1): 69–82.
- [22] UEJIMA T, KOIKE A, SAWADA H, et al. A new echocardiographic method for identifying vortex flow in the left ventricle: Numerical validation[J]. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2010, 36(5): 772–788.
- [23] 唐红, 陈柳, 韦馨. 心腔流场可视化的超声观察[J]. *中国医疗器械信息*, 2012, 18(6): 9–13.
- TANG Hong, CHEN Liu, WEI Xin. Ultrasonic visualization of cardiac flow field[J]. *China Medical Devices Information*, 2012, 18(6): 9–13.
- [24] 尚艳文, 唐红, 张晓玲, 等. 血流向量成像技术评价左上肺静脉血流流场特点[J]. *中华临床医师杂志(电子版)*, 2012, 6(5): 1317–1319.
- [25] UDESEN J, NIELSEN M B, NIELSEN K R, et al. Examples of in-vivo blood vector velocity estimation[J]. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2007, 33(4): 541–548.
- [26] PEDERSEN M M, PIHL M J, HANSEN J M, et al. Arterial secondary blood flow patterns visualized with vector flow ultrasound[C]//Proceedings of IEEE International Ultrasonics Symposium, 2011: 1242–1245.
- [27] 王玮, 施仲伟, 胡厚达, 等. 速度向量成像技术评价扩张型心脏病患者径向室壁运动[J]. *中华超声影像学杂志*, 2010, 19(6): 480–484.
- WANG Wei, SHI Zhongwei, HU Hou da, et al. Assessment of radial movement of left ventricle with velocity vector imaging in patients with dilated cardiomyopathy[J]. *Chinese Journal of Ultrasonography*, 2010, 19(6): 480–484.
- [28] JENSEN J A. Directional velocity estimation using focusing along the flow direction. I: Theory and simulation[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2003, 50(7): 857–872.
- [29] JENSEN J A, NIKOLOV S I. Directional synthetic aperture flow imaging[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2004, 51(9): 1107–1118.
- [30] LI Y, JENSEN J A. Directional synthetic aperture flow imaging using a dual stage beamformer approach[C]//Proceedings of IEEE International Ultrasonics Symposium, 2011: 1254–1257.
- [31] KORTBEK J, JENSEN J A. Estimation of velocity vector angles using the directional cross-correlation method[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2006, 53(11): 2036–2049.
- [32] JENSEN J A, ODDERSHEDE N. Estimation of velocity vectors in synthetic aperture ultrasound imaging[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2006, 25(12): 1637–1644.
- [33] JENSEN J A, NIKOLOV S I, UDESEN J, et al. Recent advances in blood flow vector velocity imaging[C]//Proceedings of IEEE International Ultrasonics Symposium, 2011: 262–271.
- [34] JENSEN J A, NIKOLOV S I, YU A C H, et al. Ultrasound vector flow imaging: Part I. Sequential systems[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2016, 63(11): 1704–1721.
- [35] JENSEN J A, NIKOLOV S I, YU A C H, et al. Ultrasound vector flow imaging: Part II. Parallel systems[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2016, 63(11): 1722–1732.
- [36] DUNMIRE B, BEACH K W, LABS K H, et al. Cross-beam vector Doppler ultrasound for angle independent velocity measurements[J]. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2000, 26(8): 1213–1235.

- [37] KRIPFGANS O D, RUBIN J M, HALL A L, et al. Vector Doppler imaging of a spinning disc ultrasound Doppler phantom[J]. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2006, 32(7): 1037–1046.
- [38] PASTORELLI A, TORRICELLI G, SCABIA M, et al. A real-time 2-D vector Doppler system for clinical experimentation[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2008, 27(10): 1515–1524.
- [39] STEEL R, FISH P J. Velocity bias and fluctuation in the standard dual beam Doppler reconstruction algorithm[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2002, 49(10): 1375–1383.
- [40] STEEL R, FISH P J. Error propagation bounds in dual and triple beam vector Doppler ultrasound[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2002, 49(9): 1222–1230.
- [41] SWILLENS A, SEGERS P, TORP H, et al. Two-dimensional blood velocity estimation with ultrasound: Speckle tracking versus crossed-beam vector Doppler based on flow simulations in a carotid bifurcation model[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2010, 57(2): 327–339.
- [42] FLYNN J, DAIGLE R, PFLUGRATH L, et al. Estimation and display for vector Doppler imaging using planewave transmissions[C]//*Proceedings of IEEE International Ultrasonics Symposium*, 2011: 413–418.
- [43] FLYNN J, DAIGLE R, PFLUGRATH L, et al. High frame rate vector velocity blood flow imaging using a single planewave transmission angle[C]//*Proceedings of IEEE International Ultrasonics Symposium*, 2012: 323–325.
- [44] 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.
- [45] YIU B Y S, LAI S S M, YU A C H. Vector projectile imaging: Time-resolved dynamic visualization of complex flow patterns[J]. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2014, 40(9): 2295–2309.
- [46] YIU B Y S, YU A C H. High-frame-rate ultrasound color-encoded speckle imaging of complex flow dynamics[J]. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2013, 39(6): 1015–1025.
- [47] YIU B Y S, YU A C H. Least-squares multi-angle Doppler estimators for plane wave vector flow imaging[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2016, 63(11): 1733–1744.
- [48] YU A C H, YIU Y S. Apparatus for ultrasound flow vector imaging and methods thereof: US, 20150141832A1[P]. 2015-05-21.
- [49] 杜宜纲, 樊睿, 李勇. 一种超声成像方法和系统: 广东, CN105530870A[P]. 2016-04-27.
- [50] 杜宜纲, 樊睿, 李勇. 超声血流成像显示方法及超声成像系统: 广东, CN106102587A[P]. 2016-11-09.
- [51] NAPOLITANO D J, DEBUSSCHERE B D, MCLAUGHLIN G W, et al. Continuous transmit focusing method and apparatus for ultrasound imaging system: US, 8002705B1[P]. 2011-08-23.
- [52] NAPOLITANO D J, DEBUSSCHERE B D, MCLAUGHLIN G W, et al. Continuous transmit focusing method and apparatus for ultrasound imaging system: US, 8672846B2[P]. 2014-03-18.
- [53] NAPOLITANO D J, DEBUSSCHERE B D, MCLAUGHLIN G W, et al. Continuous transmit focusing method and apparatus for ultrasound imaging system: US, 20140378834A1[P]. 2014-12-25.
- [54] NAPOLITANO D J, CHOU C H, GEE A, et al. Synthetic transmit beam steering for spatial compounding applications using continuous transmit focusing[C]//*Proceedings of IEEE International Ultrasonics Symposium*, 2015: 1–4.
- [55] GODDI A, BORTOLOTTI C, FIORINA I, et al. High-frame rate vector flow imaging of the carotid bifurcation[J]. *Insight into Imaging*, 2017, 8(3): 319–328.
- [56] YIU B Y S, TSANG I K H, YU A C H. GPU-based beamformer: Fast realization of plane wave compounding and synthetic aperture imaging[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2011, 58(8): 1698–1705.
- [57] 陈胤燃, 何琼, 罗建文. 基于GPU并行计算的超声波束合成方法[J]. *中国生物医学工程学报*, 2016, 35(6): 677–683.
CHEN Yinran, HE Qiong, LUO Jianwen. Ultrasound beamforming based on GPU parallel computation[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2016, 35(6): 677–683.
- [58] LEDOUX L A, BRANDS P J, HOEKS A P. Reduction of the clutter component in Doppler ultrasound signals based on singular value decomposition: A simulation study[J]. *Ultrasonic Imaging*, 1997, 19(1): 1–18.
- [59] YU A C H, COBBOLD R. Single-ensemble-based eigen-processing methods for color flow imaging—Part I. The Hankel-SVD filter[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2008, 55(3): 559–572.
- [60] YU A C H, LOVSTAKKEN L. Eigen-based clutter filter design for ultrasound color flow imaging: A review[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2010, 57(5): 1096–1111.
- [61] DEMENE C, DEFFIEUX T, PERNOT M, et al. Spatiotemporal clutter filtering of ultrafast ultrasound data highly increases Doppler and fUltrasound sensitivity[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2015, 34(11): 2271–2285.
- [62] 杜宜纲, 张梦一, 陈思平, 等. 基于低秩理论的超声血流壁滤波器[J]. *中国生物医学工程学报*, 2016, 35(4): 394–401.
DU Yigang, ZHANG Mengyi, CHEN Siping, et al. Clutter removing filter for ultrasound blood flow imaging based on low rank model[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2016, 35(4): 394–401.
- [63] CHEE A J Y, YIU B Y S, YU A C H. A GPU-parallelized eigen-based clutter filtering framework for ultrasound color flow imaging[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2017, 64(1): 150–163.