

基于超声平面波功率多普勒成像方法研究

叶为镗^{1,2} 郭 宁^{1,2} 王丛知¹ 黎国锋¹ 徐长喜¹ 梁柳嫦¹ 邱维宝¹

¹(中国科学院深圳先进技术研究院保罗.C.劳特伯生物医学成像研究中心 深圳 518055)

²(中国科学院大学 北京 100049)

摘 要 基于平面波的超声成像方法可实现超快速的帧频, 有利于检测人体组织中快速变化的信号, 已成为超声领域研究的热点之一。采用多角度平面波相干复合的方法可有效抑制旁瓣, 改善单一平面波的成像质量, 权衡帧频和信噪比, 可将其应用于血流的功率多普勒成像中。实验证明发射十个以上不同角度的平面波进行相干复合波束形成, B 超图像对比度约为 40 dB, 且帧频可达 1000 Hz。利用该方法在低速血流模型中进行实验, 可以有效滤除组织信号, 提取血流信号, 信号强度表征血容量等血液动力学参数, 说明基于平面波的功率多普勒方法对低速血流的检测具有较高的敏感性。在此基础上, 深入探讨了复合图像采样帧数、时间分辨率和多普勒信息的关系。选取不同数量的复合图像计算血流功率多普勒信号, 其帧频大于传统功率多普勒成像方法, 可达百赫兹。复合图像帧数增多, 帧频和时间分辨率降低, 多普勒信息增强; 反之亦然。高时间分辨率有利于快速血流检测, 而提高灵敏度有利于微细低速血流检测。因此, 基于平面波的功率多普勒成像技术有可能为心血管疾病和脑部血流检测开辟一条新思路。

关键词 平面波; 相干复合; 血流; 功率多普勒; 时间分辨率

中图分类号 R 445.1; TN 911.7 **文献标志码** A

Study of Power Doppler Imaging Method with Ultrasonic Plane Wave

YE Weiqiang^{1,2} GUO Ning^{1,2} WANG Congzhi¹ LI Guofeng¹

XU Changxi¹ LIANG Liuchang¹ QIU Weibao¹

¹(Paul C. Lauterbur Research Center for Biomedical Imaging, Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

²(University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

Abstract Emitting plane wave makes ultrasonic imaging enough fast so that it could detect variable blood signal in body, hence it becomes one of the most popular research interest. A new algorithm, multi-angle plane wave coherent compound imaging (MPWCCI) was realized to suppress side-lobe signal, improving the quality of ultrasonic image. Trading off frame rate and signal-noise-ratio (SNR), it could be used to image blood Power Doppler (PD). The contrast of B mode image could be up to 40 dB, and the frame rate to 1000Hz, using more than ten plane waves to compound. Test was accomplished in the slow-flow blood phantom, it shows that clutter signal could be eliminated and blood signal could be

收稿日期: 2015-02-09 修回日期: 2015-03-04

基金项目: 国家自然科学基金(61302038); 国家基础研究 973 项目(2015CB755500); 广东省创新创业研究团队(2013S046); 广东省自然科学基金; 深圳市孔雀计划(20130409162728468); 深圳市国际合作项目(GJHZ20140417113430615); 深圳市科学基金(JCYJ20140610151856707)

作者简介: 叶为镗, 硕士研究生, 研究方向为超声成像、信号处理; 郭宁(共同第一作者), 硕士研究生, 研究方向为超声波束形成; 王丛知, 博士, 助理研究员, 研究方向为超声弹性成像、超声温度成像; 黎国锋, 博士研究生, 研究方向为超声脑刺激; 徐长喜, 硕士, 研究助理, 研究方向为超声视网膜刺激; 梁柳嫦, 学士, 研究方向为超声脑刺激; 邱维宝(通讯作者), 博士, 副研究员, 研究方向为高频超声、超声电子, E-mail: wb.qiu@siat.ac.cn。

extracted effectively, and finally an image depicting hemodynamics was obtained. Result verifies that MPWCCI-PD has a fine sensitivity to slow flow. Furthermore, the effect of the ensemble size on image quality and temporal resolution was discussed. Calculating blood PDs in varying ensemble size data reveals that its frame rate exceeds that of conventional PD imaging, up to tens of Hertz, and the shorter the ensemble images are, the higher the temporal resolution and the better image, and vice versa. Higher temporal resolution is conducive to detecting fast blood flow and better sensitivity is good for the detection of small vessels. MPWCCI-PD may be helpful to imaging cases caused by angiocardopathy, or brain small vessels.

Keywords plane wave; coherent compound; blood; power Doppler; temporal resolution

1 引 言

超声影像在医学诊断中具有安全、无创、廉价、实时成像等优点, 经过了近半个世纪的发展, 已经成为医院应用最广泛的影像诊断设备之一^[1]。超声回波信号不仅能够用于组织结构成像, 还可以实时提供检测目标的运动信息。在人体血管中, 红细胞、血小板等血浆成分受血液循环驱动, 以不同的速度流动着, 超声多普勒成像基于超声波信号和血液散射体之间的多普勒效应, 除了能够提供血管的形态图像, 还可以用于血流速度、流动稳定性等血流动力学信息的检测或者判定。据此, 可将多普勒在血流上的应用分为两大类: 脉冲或连续多普勒频谱分析和彩色编码速度或功率血流成像^[2,3]。这些信息为心血管疾病和肿瘤的诊断提供了定量或定性的依据。

多普勒频谱分析具有出色的时间分辨率, 可提供特定深度上血流定量信息。然而, 血流的定量分析通常需要上千赫兹的超声脉冲重复频率, 而传统成像的帧频仅为几十赫兹, 因此, 仅限于成像区域内单点或若干点计算多普勒频谱。彩色血流成像^[4]从点扩展到面, 将血流的平均速度或多普勒功率显示在 B 模超声图像上。由于传统超声成像方法的限制, 超声脉冲发射频率大幅度降低, 彩色血流成像牺牲了定量分析, 为感兴趣区域提供了可供参考的定性分析。在传统的超声成像系统中, 多普勒血流成像的帧频通常只有几赫

兹^[5]。超声功率多普勒血流成像是基于多普勒信号的强度时间平均值, 相同时间内计算平均采样点数越多, 随机噪声信号将被极大压制, 因此, 超高帧频的超声脉冲发射意味着可以为多普勒血流信息提供更加优质的影像。

一种提高成像帧频的方法是采用平面波发射, 即同时激励所有超声换能器阵元产生平面波, 并同时接收回波信号。因此, 一次超声脉冲发射即可覆盖成像区域, 相较于传统的线扫聚焦超声, 成像帧频提高百倍, 可高达 20000 Hz^[6]。但这是以牺牲图像对比度、信噪比等为代价的。而血流信号极其微弱, 尤其是微细血管内的血流信号极易受噪声等影响。2009 年, Montaldo 等^[7]提出了平面波相干复合成像方法, 即对超声阵元发射脉冲进行多个角度延时偏转, 产生不同角度的平面波, 采集各个平面波回波信号后经过相干叠加的方法, 可以获得等效于聚焦超声方法的图像。该方法的帧频随偏转角度数量的增加而降低, 但同样可以达到千赫兹级的帧频。至此, 超声影像步入超快超声时代。

鉴于以上阐述, 本文采用多角度平面波相干复合方法实现了超快超声的功率多普勒血流成像技术。在多角度平面波复合成像过程中, 超声回波信号按传统延时叠加法经波束形成后, 可有效削弱单一平面波近场旁瓣的影响, 但仍受偏转角度影响, 出现对称性角度伪影。本文在平面波中借鉴了聚焦超声成像方法中 F 数^[1]的概念, 对近场信号选择性抑制, 即舍弃深度孔径比以外的射

频信号, 可以获得更高对比度的近场图像。这一优化有利于充分利用近场信息, 获得更高的成像帧频。同时, 用于计算多普勒的复合图像帧数, 关系着壁滤波器的选择和图像信噪比。与基于 8~16 帧的传统彩色多普勒计算相比, 超声可提供数千帧的复合图像, 壁滤波器设计更加多样化, 有利于滤除一些复杂的非血流信号, 最终获得更精准可靠的彩色血流图像信息, 本文将深入探讨用于计算多普勒的复合图像帧数对彩色功率多普勒血流成像质量和时间分辨率的影响。

2 方法描述与平台

2.1 多角度平面波相干复合成像算法

线性超声阵列换能器直接置于感兴趣区域上, 同时激励换能器所有阵元, 产生一个平行于换能器的超声平面波向成像区域传播, 经组织散射后, 所有阵元也同时接收回波信号。图 1 给出了平面波传播时间示意图, 其中 x 方向为超声换能器方向, 表示各换能器阵元所在位置; z 方向是成像介质的深度方向。系统驱动换能器发射一次超声脉冲, 接收并行处理, 生成一帧图像。图 1(a) 平面波传播到 (x, z) 点和返回换能器 x_1 阵元的传播时间为:

$$\tau(x_1, x, z) = z/c + \sqrt{z^2 + (x-x_1)^2}/c \quad (1)$$

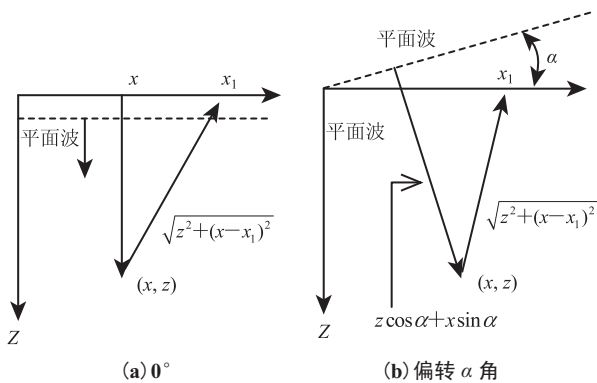


图 1 超声平面波传播时间示意图^[7]

Fig. 1 Time delays for plane wave insonification^[7]

为了发射偏转角度为 α 的平面波, 各阵元按 $\tan \alpha$ 的关系延时发射和接收(如图 1(b)), 声波传播到点 (x, z) 时间为:

$$\tau_{ec}(\alpha, x, z) = (z \cos \alpha + x \sin \alpha) / c \quad (2)$$

替换公式(1)中的声波发射传播时间, 按照超声延时叠加原理, 感兴趣区域上每点 (x, z) 回波的权值为:

$$s(x, z, \alpha) = \int_{x-a}^{x+a} RF[x_1, \tau(x_1, x, z, \alpha)] dx_1 \quad (3)$$

其中, $2a$ 为阵元孔径大小, 孔径大小小于换能器阵列总长度; RF 为各阵元接收到的超声射频信号。

由于单一角度平面波在成像区域传播过程中没有聚焦效果, 成像对比度和信噪比低, 因此, 通过发射一系列不同偏转角度为 $\alpha_i (i=1, \dots, n)$ 的 n 个平面波。据此方法, 每一个平面波可分别得到一幅图像 $s(x, z, \alpha_i)$, 将所有图像根据公式

$$CI(x, z) = \sum_{i=1}^n s(x, z, \alpha_i) \quad (4)$$

进行相干叠加得到最终的复合图像。

若超声成像的感兴趣区域深度为 Z , 则一幅平面波图像的帧频 $F_{\text{flat}} = c/2Z$, 其中声速 c 约为 1540 m/s。由 n 个偏转角度平面波复合成一幅图像的帧频 $F_{\text{comp}} = F_{\text{flat}}/n$ 。假设 5 cm 成像深度, 15 个偏转角度, 则 $F_{\text{flat}} = 15400$ Hz, $F_{\text{comp}} = 1026$ Hz。128 线聚焦超声的帧频 $F_{\text{focus}} = 120$ Hz。计算中忽略每次超声发射和接收转换的死区时间和数据传输时间。从帧频计算结果可以看出基于平面波的方法帧频远大于传统聚焦成像。

2.2 彩色血流功率多普勒成像算法

基于超声平面波的成像方法可以获得成像区域内所有像素点的多普勒信息。根据公式(4)完成多角度平面波相干复合波束形成后, 图像区域内各点射频信号 $CI(x, z)$ 经过正交解调得到正交信号^[8]。对于每一像素点, 在时间轴上采集若干帧, 组合成一组慢时信号。根据血管壁和血流的

频谱特征^[9]: 血管壁等准静态组织在频域上表现为低频信号, 而血流变化产生多普勒频移, 表现为对应的高频信号, 选取合适的截止频率, 设计高通滤波器滤除血管壁等准静态信号, 提取血流多普勒信号 $S_D(x, z)$ 。根据公式计算血流多普勒信号平方平均值^[10], 即信号功率

$$Power(x, z) = \frac{1}{N_D} S_D(x, z) S_D^*(x, z) \quad (5)$$

其中, N_D 为慢时信号长度, 设置特定阈值, 伪彩色编码显示血流的信号强度, 这就是彩色血流功率多普勒成像。血流信号多普勒功率强度通常和血管内的血容量成比例, 即色彩越亮, 强度越高, 该像素点所占体素的血容量越大。

2.3 实验平台

超快复合成像方法需要系统快速采集各阵元通道回波信号, 并行处理数据以实现超高帧频。传统超声系统通常是线序列处理成像, 无法满足该方法的并行数据处理需求。因此, 本实验基于美国 Verasonics 公司 V-1 数据采集系统, 并行发射 128 通道, 二选一复用并行接收 64 通道, 12 位 ADC, 采样率最高达 60 MHz。该系统可开放编程控制发射非聚焦平面波, 获取用于复合成像的各通道原始射频数据, 波束形成算法以及功率多普勒成像均在 64 位 Matlab 2014a 上离线处理。128 阵元超声换能器中心频率为 12 MHz, -6 dB 带宽为 88%。系统数据采样率 45 MHz。实验中所有数据未进行任何插值处理, 结果按原数据量显示, 以此反映本文方法的有效性和真实性。

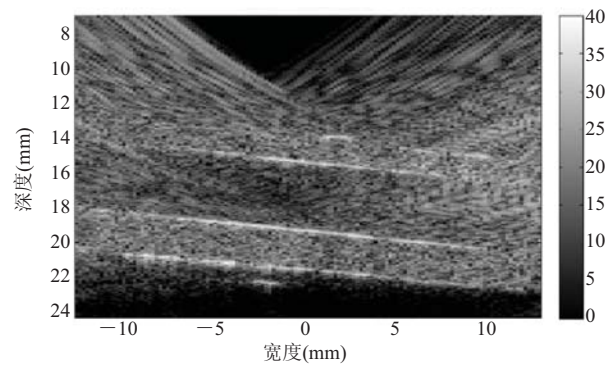
3 实验结果

3.1 相干复合成像实验结果

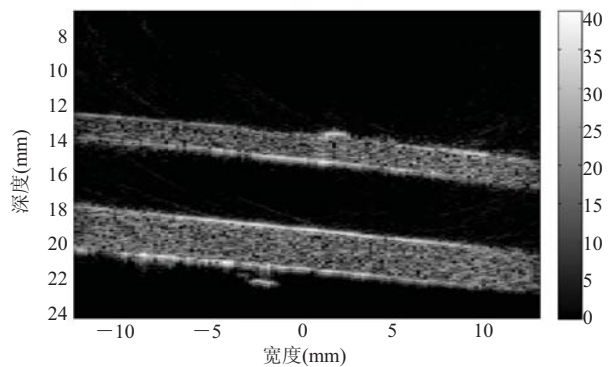
实验一在仿体中进行: 以聚乙烯醇和纤维素为材料制作血管壁仿体组织, 血管内径为 4 mm, 外径为 8 mm, 在超纯水环境中进行。首先对已制作好的血管体模采集平面波超声回波

射频信号, 利用前述相干复合成像算法得到血管的 B 模图像。为了获得较好的图像对比度和分辨率, 选用了 41 个角度, 每个角度间隔 0.31° , 以所有阵元同时发射为 0° 平面波, 正负向各偏转 20 个角度。成像深度为 24 mm, 每个平面波数据采集时间约为 62 μ s, 则复合成一幅图像的数据采集所需时间约为 2.5 ms。

图 2(a) 所示为 0° 平面波, 即全阵列同时发射接收声波, 辐射血管所得 40 dB 动态范围 B 超图像。从图可见, 图像对比度和分辨率极差, 且近场受旁瓣影响严重。虽然采集一幅图像仅需 62 μ s, 帧频远高于传统聚焦超声成像, 但是图像质量难以提供可靠的组织结构信息。由此, 需要采用多角度平面波相干复合的方法, 每一相应正负角度平面波相加, 相交点在声场上可获得类



(a) 0° 平面波



(b) 41 次相干复合

图 2 血管体模 40 dB 成像结果

Fig. 2 40 dB ultrasonic images of vessel phantom

比于聚焦的效果, 因此, 可削弱旁瓣影响, 提高图像的对比度和信噪比; 此外, 借鉴了传统聚焦超声成像中 F 数的概念, 在平面波延时叠加计算时舍弃深度孔径比以外的近场点, 可减少近场伪影。将 41 个角度的单幅图像叠加, 最终得到图 2(b)。从结果可看出, 我们所采用的方法可以保证高帧频的情况下, 对近场伪影进行了抑制, 提高图像对比度和信噪比。

3.2 功率多普勒血流成像实验结果

实验二在血管体模内通以一定浓度的脂质微泡溶液作为血流, 其中微泡可等效为血细胞等颗粒。恒流注射泵流量为 1200 mL/h, 即血管内血液的平均流速约为 26.5 mm/s。由此, 根据多普勒频移^[11]公式 $f_d = 2Vf_0 \cos\theta/c$, 可计算出多普勒最大频移约为 413 Hz。根据奈奎斯特采样定理, 血流信号采样频率, 即超快超声成像帧频至少约为 826 Hz。

采用平面波偏转角度数设为 11, 每个角度间隔 1° , 相干复合成像帧频可达 1000 Hz, 满足奈奎斯特采样定理。因此, 这样既保证超高帧频, 也可获得较高的图像对比度和信噪比。为了验证超快超声的成像方法可以有效应用于复杂血流多普勒成像中, 我们在血管仿体的中部用一根短棒支撑成拱形, 40 dB 动态范围 B 超图像如图 3(a) 所示。在图 3(a) 中, 微泡溶液流向为自左向右, 流经弯曲隆起处, 浓度和流速

会发生变化, 即中间浓度和流速均低于左右两端, 在功率多普勒图像中的预期变现为信号强度不一。

为了实现千赫兹级帧频, 在一定程度上牺牲了 B 超图质量。从图 3(a) 可以看到出现部分伪影, 支撑杆与血管壁接触面在下底中部表现高亮信号, 但这并不影响血流信号的提取, 因为这些杂波信号在时间采样上表现为低频信号。实际上, 人体血管等组织信号强度比血液信号高 40~60 dB^[12]。图 3(a) 表明, 该模型可以很好地模拟实际血流和血管壁的信号强度比。在如此快的帧频下, 可以获取大量的采样帧, 因此, 可以选择具有线性相位响应的有限脉冲响应(Finite Impulse Response, FIR)滤波器作为壁滤波器, 且高阶 FIR 滤波器可以获得很窄的过渡带以及足够的阻带衰减。图 3(b) 为经壁滤波器后的信号 40 dB 范围内显示结果: 可以看到, 血管壁及伪影等准静态信号均未显示, 血流信号以不同强度显示。图 3(c) 实现了基于平面波超声的彩超图, 即静态组织的 B 超图和动态血流多普勒功率图的融合。选用最大类间方差法^[13]可以很好地从 3(b) 中分割出血流信号, 实现和 B 超图像的精准融合。为了更好地观察血流中血细胞的功率多普勒信号强度分布, 在图 3(c) 中归一化显示血流信号, 中间血流在图像中表现为低亮信号, 两端为高亮信号, 符合预期分析。

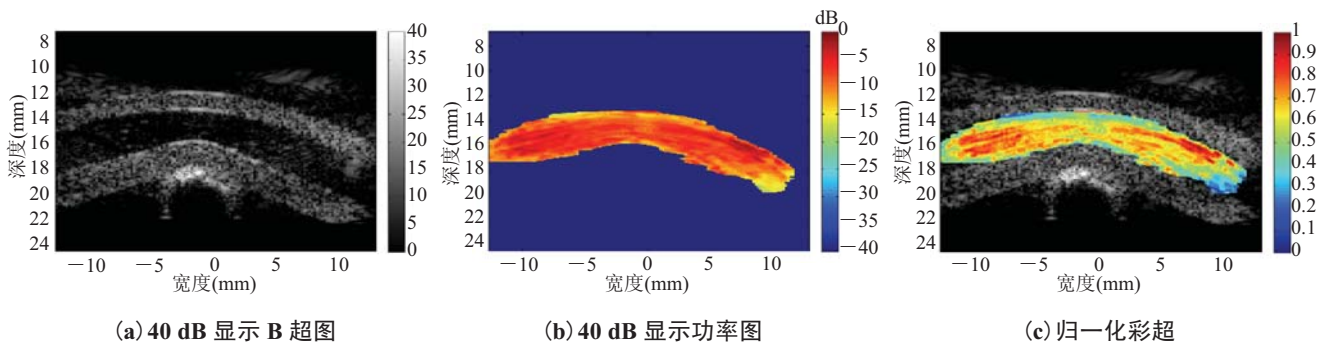


图 3 基于超声平面波的功率多普勒血流成像结果

Fig. 3 Power doppler images with ultrasonic plane wave

血流功率多普勒的计算结果与采集图像帧数有关,传统方法只能基于8~16个时间帧,结果并不理想,且多普勒图像帧频仅为几赫兹;而基于平面波超声的方法可以在相同的时间内采集成百上千帧复合图像,因此,本文进行实验三,选取不同数量的复合图像计算血流的功率多普勒,观察其结果。

实验三中,所用的血管体模和血流同实验二:选取血管横截面,超声换能器和血管成 60° 夹角,11个偏转角度辐射,间隔 1° ,复合成像帧频为1000 Hz。注射泵流量为1000 mL/h,即流速约为22 mm/s。同样,可计算出多普勒最大频移约为343 Hz。其B超图如图4(a)所示。

每帧复合信号采集的时间为1 ms,分别选取10、20、40、80、100帧计算,对应的功率

多普勒血流帧频分别为100 Hz、50 Hz、25 Hz、12.5 Hz、10 Hz。壁滤波器均采用4阶FIR滤波器,100 Hz截止频率。滤除血管壁后提取血流的强度信号,血流功率归一化彩色多普勒结果如图4(b~f)所示。结果表明,由于血管内壁不光滑,且有一定倾角,微泡在底部堆积,血流信号表现底部高亮;且附着血管内壁的微泡随血管内壁被表现为低频信号,因此,血流信号表现内强外弱。图4(b)时间分辨率最高,可以快速捕捉流动的血流信号,但是图像所含血流多普勒信息量少;随着复合图像帧数增加,多普勒图像时间分辨率降低,但得到的血流多普勒信息细腻、丰富;虽然图4(e~f)时间分辨率相对较低,但对于本实验采用的低速血流模型具有最优秀的估计效果。

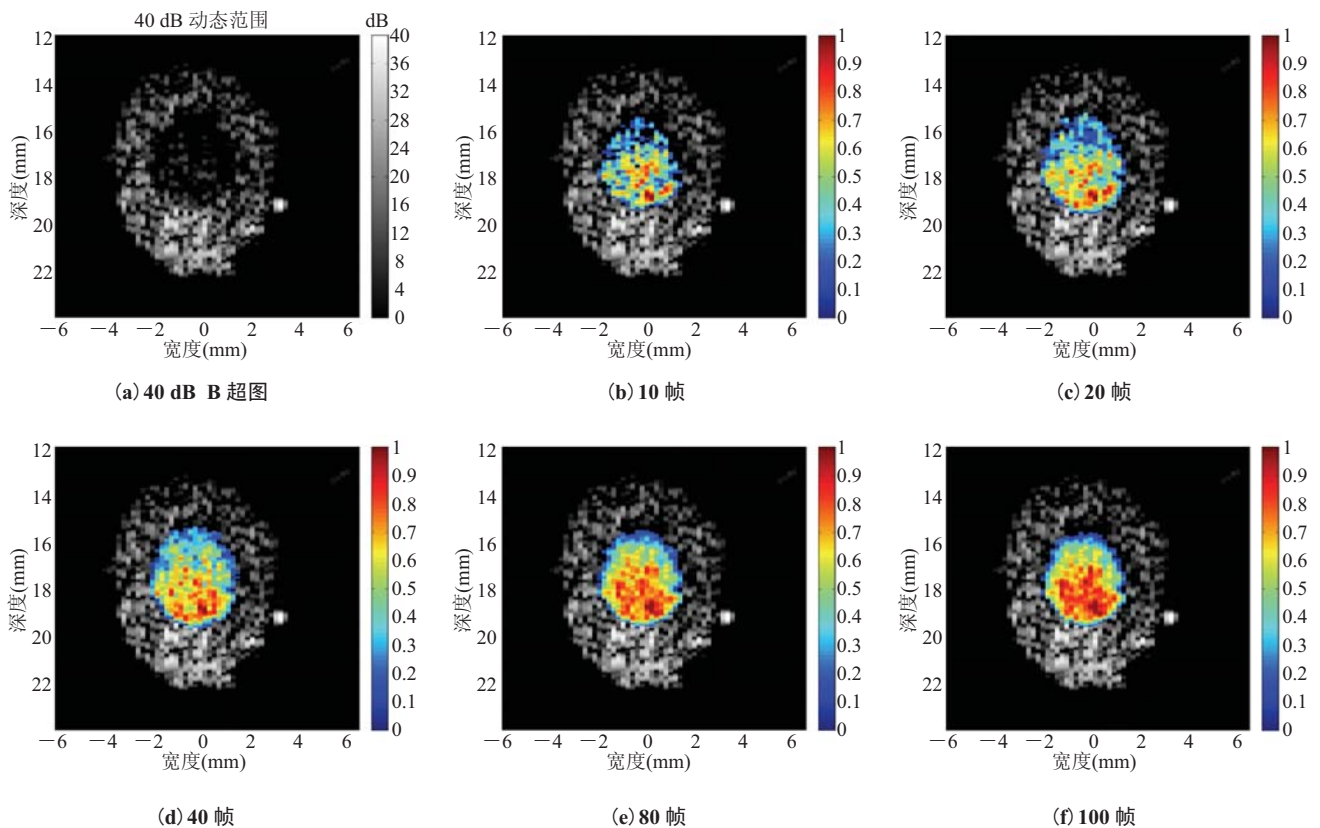


图4 基于不同复合帧数的体模彩色功率多普勒

Fig. 4 Various ensemble sizes for power doppler

4 结 论

传统彩色多普勒血流成像基于传统聚焦超声成像方法, 帧频低, 分区计算导致成像区域内血流信息非同步等限制了其在快速血流的定量计算和微小低速血流精细成像的应用。基于平面波超声的方法改善了功率多普勒血流成像这一现状。本文实验一表明, 采用多角度平面波相干成像的方法既可以提高帧频, 又可以改善图像质量, 为血流多普勒成像奠定了基础。但该方法是基于超快速硬件平台实现, 本文所用系统为 2 次 64 通道接收, 这使得帧频降低一半。基于 128 通道的全阵列发射接收超声硬件平台将更有利于超声多普勒血流成像, 并有可能实现定量分析。

实验二和实验三均表明, 基于超声平面波的功率多普勒血流成像, 可以采集更多的复合图像信号, 使得临床上可以根据不同应用权衡时间分辨率、血流多普勒信号和信噪比之间的关系。高时间分辨率有利于快速血流的检测, 而高灵敏度有利于微细血流的检测。本文模拟的血流速度属于低速血流, 与脑部血流相近, 表明本技术对低速血流具有较高的灵敏度。此外, 基于平面波超声的功率多普勒血流成像有可能应用在脑部的血流成像中, 这将开创超声在功能成像上的新应用。

综上所述, 基于平面波超声的功率多普勒血流成像技术和传统血流成像方法相比, 具有高时间分辨率、高图像对比度、高信噪比等优势, 可以为临床诊断提供更有效的信息, 将极大促进超声在血流成像方向的发展。

参 考 文 献

- [1] Szabo TL. Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out [M]. Academic Press, 2004.
- [2] Evans DH, McDichen WN, Skidmore R. Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation, and Clinical Applications [M]. John Wiley & Sons, 1989.
- [3] Jensen JA. Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound: A Signal Processing Approach [M]. Cambridge University Press, 1996.
- [4] Ferrara K, DeAngelis G. Color flow mapping [J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 1997, 23(3): 321-345.
- [5] 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.
- [6] Sandrin L, Catheline S, Tanter M, et al. Time-resolved pulsed elastography with ultrafast ultrasonic imaging [J]. Ultrasonic Imaging, 1999, 21(4): 259-272.
- [7] 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.
- [8] Osmanski BF, 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.
- [9] Bjaerum S, Torp H, Kristoffersen K. Clutter filter design for ultrasound color flow imaging [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2002, 49(2): 204-216.
- [10] Mace E, Montaldo G, Osmanski BF, et al. Functional ultrasound imaging of the brain: theory and basic principles [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2013, 60(3): 492-506.
- [11] Shung KK. Diagnostic Ultrasound: Imaging and Blood Flow Measurements [M]. CRC Press, 2005.
- [12] Jensen JA. Stationary echo canceling in velocity estimation by time-domain cross-correlation [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1993, 12(3): 471-477.
- [13] Otsu N. A threshold selection method from gray-level histograms [J]. Automatica, 1975, 11(285-296): 23-27.