

# 基于 RCA 阵列三维超快超声 血流成像方法仿真研究\*

付亚鹏<sup>1)2)</sup> 孙乾东<sup>1)2)</sup> 李博艺<sup>3)</sup> 他得安<sup>1)2)</sup> 许凯亮<sup>1)2)†</sup>

1) (复旦大学, 信息科学与工程学院, 生物医学工程中心, 上海 200438)

2) (复旦大学, 集成芯片与系统全国重点实验室, 上海 201203)

3) (复旦大学工程与应用技术研究院, 上海 200433)

(2022 年 11 月 3 日收到; 2022 年 12 月 29 日收到修改稿)

三维超快成像是超声技术发展的重要方向. 基于二维全采样阵列的传统三维成像方法需要较多成像阵元和采样通道, 其紧密的阵元排列设计也客观上限制了阵列孔径大小和成像分辨率. 行列寻址 (row-column addressing, RCA) 探头以行列检索的方式将通道数自  $N \times N$  减少为  $N + N$ , 从而极大地降低了阵列的硬件实现成本. 本文仿真了中心频率为 6 MHz 的 128 行+128 列的 RCA 阵列, 结合多角度平面波正交复合成像方法, 通过延时叠加 (delay and sum, DAS) 波束合成、基于特征值分解 (singular value decomposition, SVD) 的杂波滤除和自相关多普勒速度求解算法, 实现了血流仿体的多普勒成像, 并分析了不同复合角度序列对成像效果的影响. 定量分析表明, 当角度数从 5 个增至 33 个时, -6 dB 分辨率从 0.986 mm 提升至 0.493 mm; 当复合角度为 17 个时, 功率多普勒图像的 SNR 可达 30 dB, 彩色多普勒沿直径方向的速度分布和真实值的平均误差约为 26.0%. 以上结果表明, 基于 RCA 阵列的三维成像技术能够获得三维 B-mode、功率多普勒和彩色多普勒图像, 增大复合平面波角度数和角度范围可显著提高成像质量. 本研究对于三维超快超声多普勒成像技术发展具有借鉴意义, 相关方法有应用于血流血管成像, 并进一步实现基于神经-血管耦合的组织功能监测与成像的潜力和前景.

**关键词:** 超快超声, 三维成像, 正交平面波复合, RCA 阵列, 超声多普勒

**PACS:** 43.60.+d, 43.35.+d, 43.35.Yb, 43.50.+y

**DOI:** 10.7498/aps.72.20222106

## 1 引言

超声成像具有方便快捷、安全无辐射等优势, 已被广泛应用于临床. 然而, 传统超声成像多限于组织某一断面的二维图像, 无法实时获取三维组织信息. 近年来, 三维超声成像技术得到了长足发展, 二维全采样面阵已被用于组织三维成像, 相关研究极具临床应用前景<sup>[1]</sup>.

目前, 线阵步进扫描和全采样的二维面阵已被

应用于三维超声成像<sup>[2,3]</sup>. 具体地, 线阵步进扫描将线阵和机械扫描相结合, 通过位置传感器实时定位和记录探头位置, 可实现三维图像重建. 机械扫描多采用线性扫描或旋转扫描的方式, 经由连续获取的一系列二维切面图像, 重建得到三维超声图像. 该方法原理简单、易于实现, 但在扫描方向重建图像质量较差, 此外成像速度受机械扫描临床应用场景制约, 无法实现实时三维成像<sup>[4,5]</sup>. 二维面阵则能够通过电子学方法控制声束的偏转和指向, 直接获取三维空间的图像数据, 成像速度得以大幅提升,

\* 国家自然科学基金 (批准号: 11974081, 12274093) 和上海市青年科技启明星计划 (批准号: 20QC1400200) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: xukl@fudan.edu.cn

并可用于超快三维成像. 全采样面阵是目前主流的三维成像技术, 其主要局限在于需要大量电子通道, 例如  $32 \times 32$  的千通道阵列只能实现小区域成像, 若要达到大视野的理想成像则要万通道以上; 随之而来地, 海量数据采集、存储和处理也给硬件系统提出了更高的要求<sup>[6]</sup>. 1990年, Von Ramm等<sup>[7,8]</sup>开始了二维超声阵列的研究, 并基于全采样二维面阵实现了  $24 \times 24$  阵元的三维成像系统. 在之后的十年间, 业内均以减少电子通道数量和扩大阵元规模为主要目标, 全采样的二维阵列技术得到飞速发展<sup>[9,10]</sup>. 同时, 传统面阵全采样二维阵列实现实时三维超声成像在帧率方面受到严重制约. 2015年, Provost等<sup>[11]</sup>实现了基于平面波发射的三维超快超声成像方法, 利用二维相控阵列超声探头获得了在体三维超快超声血流成像, 超高帧率空间扫描给新的三维成像模式带来了可能<sup>[12,13]</sup>.

传统二维全采样面阵需要  $N \times N$  的通道数, 硬件系统成本较高, 制约了广泛的临床应用. 因而, 低通道数二维阵列设计是三维成像技术应用的关键. 多路复用是常用的减少通道数量的解决方案, 2005年, Hara等<sup>[14]</sup>开发了一种  $32 \times 32$  的新型浮动式门模拟开关电路, 并组装在手持探头上, 用于三维实时超声成像. 多路复用可以显著减少通道数量, 但也导致成像频率的降低. 2013年, Matrone等<sup>[15]</sup>将波束合成集成到探头头部, 成功减少了通道数和数据量; 但是, 该方案需设计复杂集成电路, 并且无法与超快成像进行兼容. 稀疏阵列则可以直接减少探头的阵元数量, 但是无论是随机分布还是确定布局的稀疏矩阵, 都会显著降低传感器阵列的灵敏度, 增大旁瓣幅度, 进而影响图像质量<sup>[16,17]</sup>.

2003年, Morton和Lockwood<sup>[18]</sup>提出了行列寻址(RCA)阵列设计思想, 这种方法将二维矩阵看作是二个可互换、重叠、大尺寸的一维阵列, 通过寻址元素的行和列来处理数据. 相较于全采样阵列, RCA阵列的通道数量减少为原来的  $N/2$ , 大幅简化阵列制造工艺和电路设计, 同时 RCA阵列具有较高的灵敏度, 规则的几何形状也能够很好地适配平面波传输技术.

2009年, Seo和Yen<sup>[19]</sup>制作并评估了第一个压电复合材料的 RCA基体, 证实了 RCA架构在三维 B模式成像和实时重建体积数据的能力. 2011年, Logan等<sup>[6]</sup>制作了行列寻址的电容式微超声换能器(capacitive micromachined ultrasonic transducer,

CMUT), 并进行了三维成像验证. 近十年来, RCA阵列得到了较快发展, 并逐渐开展了三维脑血流成像和脑功能成像等相关研究<sup>[20-22]</sup>, 相关研究证明将其应用于高分辨率脑血流成像和三维实时成像的潜力. 但是该技术相关的多角度成像方法、边缘效应导致的回波噪声以及聚焦方式等研究仍需进一步探讨.

本文探讨了基于 RCA阵列的三维超快超声多普勒成像原理与方法. 具体地, 通过声场仿真, 探讨了基于 RCA阵列的超快超声平面波发射和接收序列, 结合正交平面波复合(orthogonal plane wave, OPW)方法, 利用 DAS波束合成算法进行图像重建, 并利用 SVD杂波滤除方法将动态血流信号和静态软组织信号分离, 并对基于 RCA阵列的三维彩色多普勒动态血流成像性能进行初探.

## 2 基本原理

### 2.1 超声多普勒成像物理原理

基于超声多普勒原理<sup>[23]</sup>, 在超声波发射后, 距离探头  $z$  处的采样点在慢时间(即脉冲重复间隔, 对应的“快时间”为回波采样间隔, 二者的数量级相差较大, 故一般作此区分)  $T$  时的测量信号  $p_i$  取决于连续的发射声波, 以及位于该点处血细胞  $i$  的背散射信号. 若不考虑聚焦, 信号  $p_i$  可由压电传感器在传输时间  $t = 2z/c$  时的原始信号  $r_i$  构建,  $r_i$  表示发射信号  $s$  的脉冲信号,  $a_i$  为背散射幅度系数.

$$p_i(T) = r_i\left(\frac{2z}{c}\right) = a_i s\left(t - \frac{2z}{c}\right). \quad (1)$$

若血细胞没有严格位于阵元的中心位置, 则有:

$$p_i(T) = r_i\left(\frac{2z}{c}\right) = a_i s\left(t - \frac{2z}{c} - t_i\right), \quad (2)$$

式中,  $t_i$  是位于阵元的中心位置和偏离中心位置两种位置情况下的时间差异. 若散射点开始以速度  $v$  移动( $v$  在  $z$  轴上的投影), 此时阵元在  $T$  时的测量信号为

$$\begin{aligned} p_i(T) &= r_i\left(\frac{2z}{c}, T\right) = a_i s\left(t - \frac{2z}{c} - t_i - \frac{2v}{c}T\right) \\ &= a_i s_D\left[\left(t - \frac{2z}{c}\right) \frac{c}{2v} - t_i \frac{c}{2v} - T\right] \\ &= a_i s_D(-\tau_i - T), \end{aligned} \quad (3)$$

其中  $s_D$  等价于  $s$  平移  $t - 2z/c$ , 并经历因子为  $2v/c$

的时间膨胀. 阵元接收到的信号  $p(T)$  则由采样区域中  $N$  个随机分布的散射点的背散射信号共同组成, 即:

$$p(T) = \sum_{i=1}^N p_i(T) = \sum_{i=1}^N a_i s_D(-\tau_i - T) = \sum_{i=1}^N a_i \delta(-\tau_i - T) * s_D(T). \quad (4)$$

在傅里叶频域, (8) 式可写作:

$$p(f) = \sum_{i=1}^N a_i e^{-j2\pi f \tau_i} s_D(f) = s_D(f) \sum_{i=1}^N a_i e^{-j2\pi f \tau_i}. \quad (5)$$

来自每个散射点  $i$  的背散射信号  $s_D(f)$  仅取决于轴向速度  $v$  和发射信号的多普勒频谱, 而与  $i$  无关. 由于时间膨胀因子,  $s_D(f)$  与发射脉冲的频谱类似, 但是带宽和中心频率被压缩了  $2v/c$ , 因此中心频率  $f_c = \frac{2v}{c} \cdot f_{US}$ , 即多普勒频率.

(5) 式表明, 回波信号频谱是白噪声 ( $\tau_i$  是随机的) 和单个轴向速度为  $v$  的散射点产生的多普勒频谱  $s_D(f)$  的乘积. 采样区域散射点信号可用随机变量表示, 因此其集合平均值  $\langle |R(f)|^2 \rangle$  可以写作:

$$\langle |R(f)|^2 \rangle = N\delta^2 \langle |s_D(f)|^2 \rangle, \quad (6)$$

其中,  $\delta^2$  是白噪声的方差, (6) 式表明回波信号  $\langle |R(f)|^2 \rangle$  的功率谱以散射点轴向速度  $v$  对应的多普勒频率为中心, 并正比于采样区域的散射点总数

$N$ . 因此可以通过分析散射点区域的回波信号, 得到血流速度以及单位时间内的血流量等信息.

## 2.2 超快超声 OPW 方法

Montaldo 等 [24] 提出了经典的多角度平面波相干复合成像方法, 通过发射一组不同角度的倾斜平面波来代替聚焦过程, 并将每个发射角度下得到的回波数据进行相干复合. 这种方法可以在保持超高帧率的同时, 显著提升成像效果. 然而由于 RCA 阵列的几何形状呈长线型, 在进行复合平面波三维超声成像时, 发射或接收中的聚焦近似于圆柱形聚焦, 而非球状聚焦. 发射和接收之间不具备对称性, 即行先发射后列接收和列先发射后行接收的结果不同. 为克服 RCA 阵列在平面波复合成像中发射与接收间聚焦能量不同而导致的点扩散函数 (point spread function, PSF) 各向异性问题, 采用 OPW 方法来获取各向同性的点扩散函数.

如图 1 所示, OPW 复合方法首先在一个方向的阵列上发射平面波, 然后在其正交方向的阵列上接收超声信号, 再交换阵列进行相同的操作, 最终对获得的两幅超声图像求相干和, 以此得到各向同性的 PSF. 基于多角度平面波正交复合成像方法的成像序列由 2 个子序列 (行发射和列发射) 构成, 每个子序列则包括  $N$  个角度的倾斜平面波. 超快超声成像的成像帧率由成像深度  $h$  和超声在软组织中的传播速度  $c$  决定, 成像的极限复合频率定义为  $M = 1/(\Delta t \cdot 2N)$ , 其中  $\Delta t$  为超声在探头和成像区域最深处的往返时间.

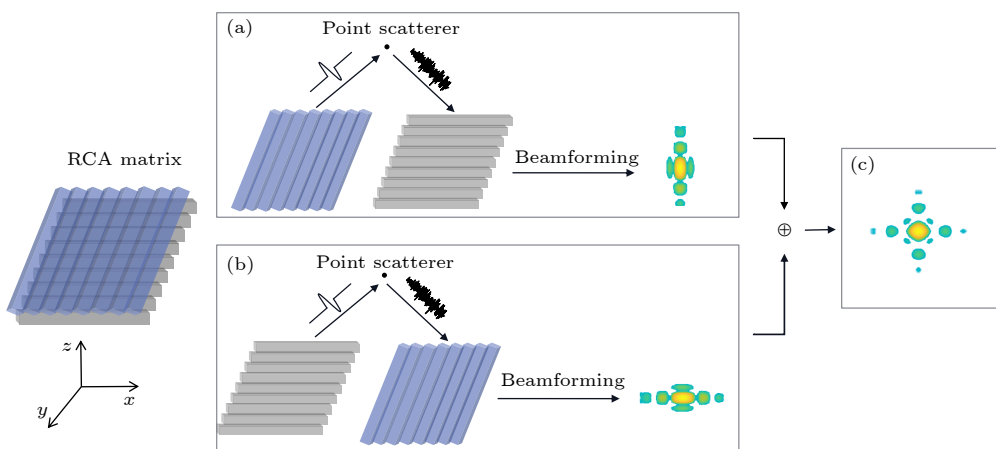


图 1 正交平面波复合 (a) 行发射列接收; (b) 列发射行接收; (c) 各向同性的 PSF 图像

Fig. 1. OPW compounding: (a) Row transmission and column reception; (b) column transmission and row reception; (c) coherent summation to obtain an isotropic PSF.

## 2.3 DAS 波束合成

DAS 算法是经典的波束合成算法, 图 2 给出了 RCA 阵列单次成像 (行发射列接收) 的波束合成过程, 即在传输过程中, 水平线性阵列发射一个倾斜  $\theta$  角的平面波, 垂直线性阵列接收. 为便于理解, RCA 阵列被加以简化, 三维空间中的散射点  $q$  坐标为  $(x, y, z)$ .

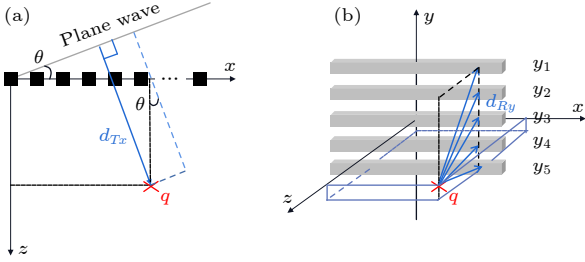


图 2 RCA 阵列延时计算, 以行发射列接收为例 (a) 发射距离; (b) 接收距离  
Fig. 2. RCA matrix delay computation using row transmission and column reception as an example: (a) Forward distances; (b) back distances.

基于规则平面波波束形成算法可计算发射距离  $d_{Tx}$ , 它对应于体素  $q$  在倾斜平面波上的投影<sup>[24]</sup>, 如图 2(a) 所示. 由于 RCA 阵列发射的是倾斜平面波, 所以发射距离仅与倾斜角度和点的坐标有关, 而与阵列位置无关. 可得:

$$d_{Tx} = z \cdot \cos \theta + x \cdot \sin \theta. \quad (7)$$

接收距离  $d_{Ry}$  即为点  $q$  到接收阵列每一个阵元的距离, 基于全采样的二维阵列中阵元为表面积较小的矩形单元, 可近似满足点源假设; 但是 RCA 阵列中的阵元为长矩形线元, 点元近似会引入较大的计算误差, 从而影响最终的成像效果. 可行方案是将其近似为线段<sup>[25]</sup>, 当一组线元素被聚焦时, 焦点区域的几何形状也是一个线段. 因此, 计算空间中的散射点和阵元之间的距离应该视为计算点和线段之间的距离, 如图 2(b) 所示, 其中  $d_{Ry}$  所在平面与 RCA 阵列平面相互垂直:

$$d_{Ry} = \sqrt{z^2 + (y - y_i)^2}, \quad (8)$$

其中  $y_i$  为列接收时每个水平方向的阵元沿  $y$  轴的中心坐标.

所以整个传输过程的延迟时间  $\tau$  为

$$\tau_{rc} = \left[ z \cdot \cos \theta + x \cdot \sin \theta + \sqrt{z^2 + (y - y_i)^2} \right] / c. \quad (9)$$

与之类似, 列发射行接收延迟时间的计算只需将相应的坐标进行置换:

$$\tau_{cr} = \left[ z \cdot \cos \theta + y \cdot \sin \theta + \sqrt{z^2 + (x - x_i)^2} \right] / c, \quad (10)$$

同样地,  $x_i$  为行接收时每个垂直方向的阵元沿  $x$  轴的中心坐标.

## 2.4 SVD 杂波滤除

超声阵列接收到的全部回波信号由静态组织信号、血流信号和噪声组成, 而 SVD 滤波方法则是基于三者具有不同的时空统计特性实现的<sup>[26]</sup>. 假设  $\tilde{s}(x, y, z, t)$  为三维超声图像数据组成的时空矩阵, 大小为  $N_x \times N_y \times N_z \times N_t$ , 其中  $N_t$  为时间采样点. 在特征值分解之前, 需将  $\tilde{s}(x, y, z, t)$  进行重排, 将时间序列数据转化为二维时空矩阵形式  $\mathbf{S}(N_x \times N_y \times N_z, N_t)$ .

通过特征值分解, 可以将  $\mathbf{S}(N_x \times N_y \times N_z, N_t)$  分解为 3 个矩阵:

$$\mathbf{S} = \mathbf{U} \Delta \mathbf{V}^T = \sum_k \lambda_k \mathbf{U}_k \mathbf{V}_k. \quad (11)$$

其中  $\mathbf{U}$ ,  $\mathbf{V}$  分别为空间奇异矩阵和时间奇异矩阵,  $\lambda_k$  为特征值,  $\mathbf{U}_k$ ,  $\mathbf{V}_k$  分别为  $\mathbf{U}$ ,  $\mathbf{V}$  矩阵中的第  $k$  列. 特征值分解后, 由于静态组织的高时空相干性使其具有较大的特征值和较小的多普勒频移, 而动态血流信号则对应于较小的特征值和较大的多普勒频移, 因此可以设定一个特征值阈值, 将大于该阈值的特征向量加以滤除. 最后将矩阵进行重构, 得到动态血流信号  $s(x, y, z, t)$ .

## 3 仿真设置

### 3.1 RCA 阵列设置

本仿真基于 Field II 软件实现<sup>[27,28]</sup>, RCA 阵列的阵元数量为 128+128, 中心频率为 6 MHz, 具体参数设置如表 1 所示, 参数设置与 6 MHz 128+128 Vermon RCA 探头一致, 相关应用已有文献<sup>[29]</sup>报道. 单个阵元呈细长状, 被划分为  $128 \times 2$  的子阵元, 即每个阵元计算 256 个脉冲响应, 并平均给出单个行阵元或列阵元的响应.

表 1 RCA 阵列参数设置  
Table 1. Parameters of the RCA matrix.

阵元数	128+128
中心频率 $f_0$ /MHz	6
声速 $c$ /(m·s <sup>-1</sup> )	1540
波长 $\lambda$ /μm	256.7
阵元中心间距/mm	0.2
阵元宽度/mm	0.175
阵列孔径/mm <sup>2</sup>	25.6×25.6

### 3.2 仿体设置

仿真中, 用于功率多普勒成像的血流仿体, 其直径为 2 mm. 仿体中散射点的幅度服从高斯分布, 其反射强度与红细胞的反射特性一致. 在正常动脉血管中, 血流速度受其黏性特性的影响, 在管腔中心的速度最大, 管壁附近则趋近于零, 具有层流特性. 理想的血流速度剖面呈抛物线分布, 即血流仿体中的散射点速度服从下式:

$$v(r) = v_0 [1 - (r^2/R)], \quad (12)$$

其中  $v_0$  为血管中心的最大速度,  $r$  为散射点偏离管腔中心的距离,  $R$  为血管的半径. 设置仿体中散射

点的最大速度为 25 mm/s, 沿  $x$ - $z$  平面移动. 血流仿体在  $z = 0$  处分叉, 分叉后的两个血管分支中血流流向分别设置为上行和下行, 以产生正负相反的多普勒信号频偏. 血流仿体周围分布 14 mm×8 mm×8 mm 的静态组织, 以验证 SVD 杂波滤除效果. 实验设置血流仿体中静态组织和血流的散射强度比为 40 dB, 即血流散射强度为静态组织的 1/100, 满足正常人体血细胞的散射回声强度要远小于静态组织的要求.

## 4 仿真结果

### 4.1 PSF 仿真

采用表 1 所示的阵列参数进行 PSF 仿真, 采样频率  $f_c = 4f_0$ , 散射点放置在距 RCA 阵列  $100\lambda = 25.67$  mm 处. 以 1° 为间隔, 分别以 5, 17, 和 33 个角度, 即角度范围为  $[-2^\circ, 2^\circ]$ ,  $[-8^\circ, 8^\circ]$  和  $[-16^\circ, 16^\circ]$ , 发射倾斜超声平面波并进行波束合成, 得到如图 3 所示的 PSF 仿真结果.

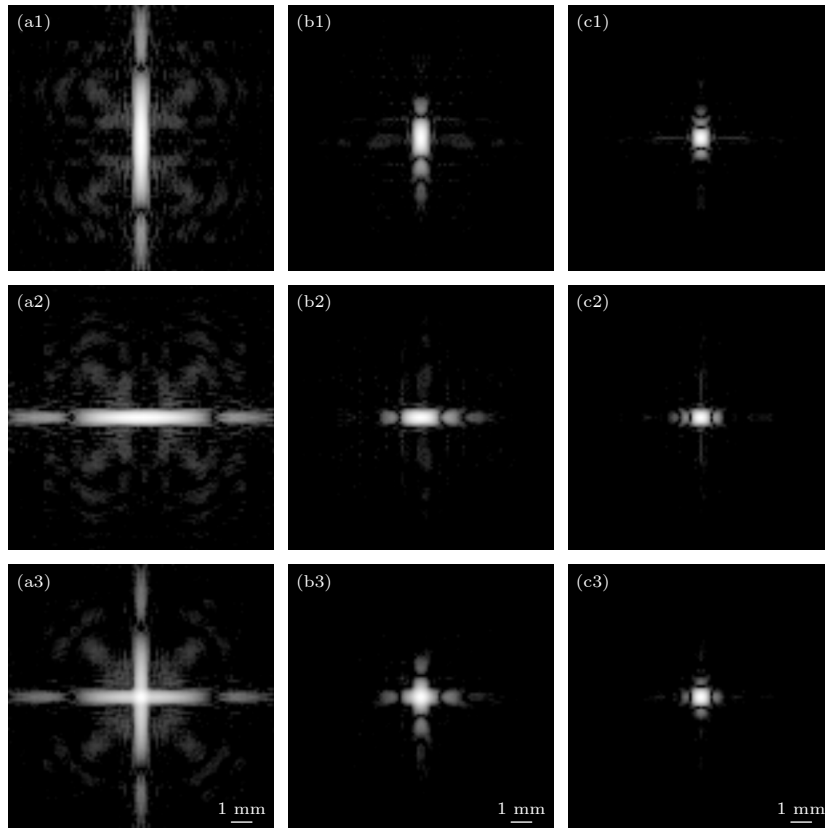


图 3 PSF 图像 ( $\Delta\alpha = 1^\circ$ ), 角度数分别为: (a) 5; (b) 17; (c) 33 (1, 2 为单次发射得到的 PSF; 3 为正交复合后的 PSF)

Fig. 3. PSF results ( $\Delta\alpha = 1^\circ$ ): (a) 5 angles; (b) 17 angles; (c) 33 angles (Images labeled 1 and 2 are the PSFs from single emission; images labeled 3 are the compounded PSFs).

如图 3 所示, 在仅有行发射列接收或列发射行接收时得到的 PSF 图像具有行列指向性, 经正交复合后才能得到兼具行列特异性的 PSF 图像. 保持角度范围不变, 缩小角度间距  $\Delta\alpha$  为  $0.5^\circ$ , 即角度数分别增至 9, 33 和 65, 仿真结果如图 4 所示. 对比图 3 和图 4 可得, 增大角度数而不改变角度范围, 可改善 PSF 图像的背景噪声, 但是对于提升图像的整体分辨率效果有限. 最后验证不同角度间隔对图像质量的影响, 设置角度范围分别为  $[-4^\circ, 4^\circ]$ ,  $[-8^\circ, 8^\circ]$  和  $[-12^\circ, 12^\circ]$ , 角度数均为 5 个, 仿真结果如图 5 所示. 随着角度范围的增大, 主瓣宽度逐渐减小, 但是旁瓣幅度和宽度也会随之增大.

图 3—图 5 的结果显示, 增大平面波复合角度范围和数量可以显著提升图像分辨率, 改善图像质

量, PSF 的  $-6$  dB 分辨率如图 6(a) 和 (b) 所示. 当复合角度数为 5 时, PSF 图像的主瓣和旁瓣宽度较大,  $-6$  dB 分辨率为  $0.986$  mm, 图像质量较差; 逐渐增大复合角度数, PSF 图像质量明显提升, 主瓣和旁瓣宽度明显减小, 在角度数增至 33 个时,  $-6$  dB 分辨率为  $0.493$  mm, 相较于 5 个角度提升了近 50%. 但与此同时带来的是成像帧率的降低, 角度数从 5 增至 33, 成像帧率降低为原来的  $1/6$ . 因此为了兼顾成像速率, 角度数选择与成像帧率间需要平衡. 由图 6(c) 可知, 保持角度数为 5, 角度范围从  $[-4^\circ, 4^\circ]$  增大到  $[-12^\circ, 12^\circ]$ , 旁瓣幅度从  $-21.32$  dB 增大到  $-14.71$  dB. 因此在相同的复合角度数情况下, 角度间距过大会导致旁瓣幅度和宽度的增大, 从而影响图像的对比度和分辨率.

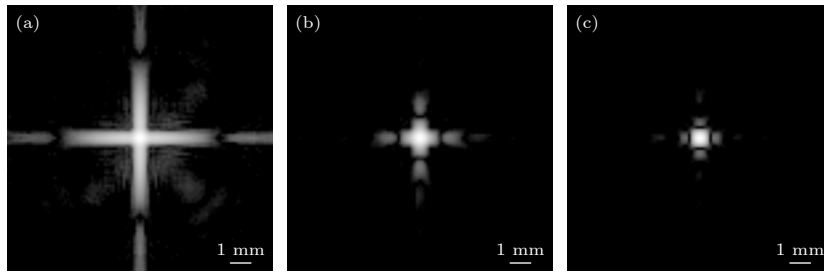


图 4  $\Delta\alpha = 0.5^\circ$  时的 PSF 图像 (a) 9 个角度; (b) 33 个角度; (c) 65 个角度  
Fig. 4. PSF results of  $\Delta\alpha = 0.5^\circ$ : (a) 9 angles; (b) 33 angles; (c) 65 angles.

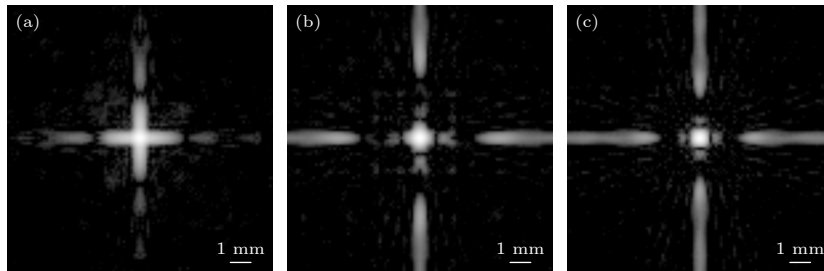


图 5 角度数为 5 时, 不同角度范围的 PSF 图像 (a)  $[-4^\circ, 4^\circ]$ ; (b)  $[-8^\circ, 8^\circ]$ ; (c)  $[-12^\circ, 12^\circ]$   
Fig. 5. PSF results of 5 angles: (a)  $[-4^\circ, 4^\circ]$ ; (b)  $[-8^\circ, 8^\circ]$ ; (c)  $[-12^\circ, 12^\circ]$ .

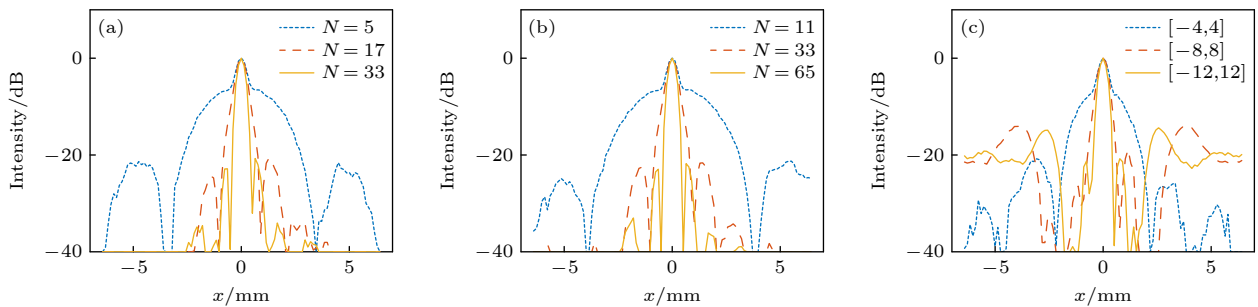


图 6 PSF 图像的  $-6$  dB 分辨率 (a) 图 3; (b) 图 4; (c) 图 5  
Fig. 6.  $-6$  dB resolution of the PSF: (a) Fig. 3; (b) Fig. 4; (c) Fig. 5.

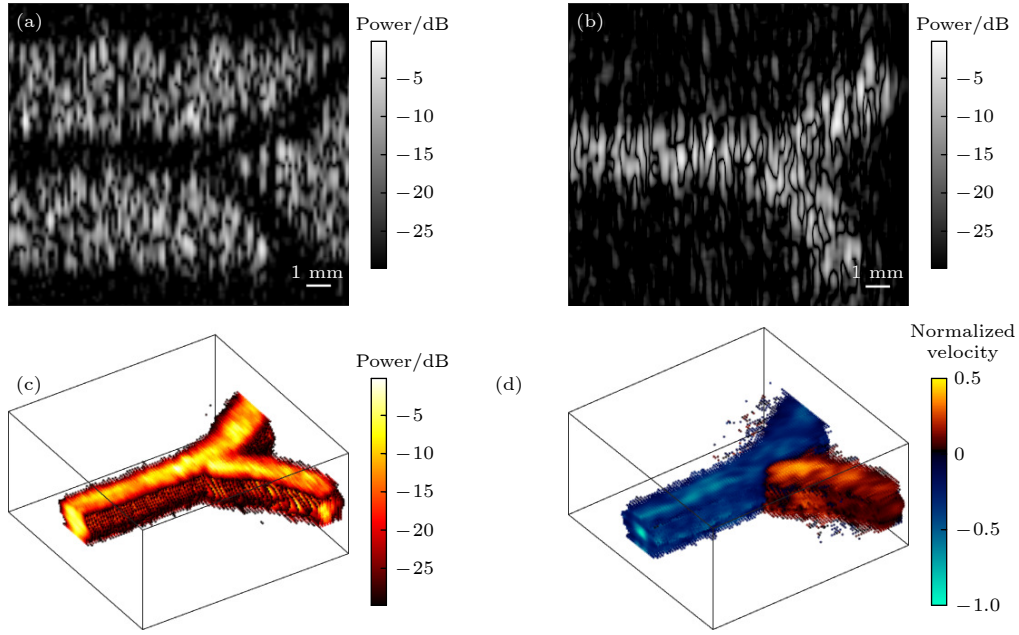


图 7 仿体血流成像结果 (a) SVD 滤波前的二维 B 超图像; (b) SVD 滤波后的二维 B 超图像; (c) 滤波后的三维功率多普勒图像; (d) 滤波后的三维彩色多普勒图像

Fig. 7. Imaging results of the phantom blood flow: (a) B mode image before the clutter filtering; (b) B mode image after the clutter filtering; (c) 3 D power Doppler image; (d) 3 D color Doppler image.

## 4.2 超声多普勒成像

每隔 1 ms 发射一组倾斜平面波  $([-8^\circ, 8^\circ], 17$  个角度), 并进行波束合成, 共得到 400 帧复合 B 超图像. 为提取仿体血流信号, 对 400 帧图像数据进行 SVD 滤波处理和特征向量分析. 特征值阈值选取会影响超声功率多普勒成像结果, 过小会残留静态组织信号, 过大则会损失部分血流信号, 相关选取标准比较依赖于经验性参数<sup>[30]</sup>. 仿真实验中选择特征阈值为 180 dB 以滤除低频组织信号.

对经 SVD 滤波的 400 帧图像数据进行正交分解, 并计算各个采样点的平均多普勒频移, 进一步计算散射点的速度并归一化处理. 最终得到的成像结果如图 7 所示. 图 7(a)—(d) 分别是滤波前和滤波后仿体的二维 B 超图像、滤波后仿体血流的三维功率多普勒图像和三维彩色多普勒图像. 如图 7(c) 和 (d) 所示, 通过 SVD 滤波方法可以得到 40—42 mm 深度处仿体血流的三维功率多普勒和彩色多普勒成像结果.

## 5 讨论

为讨论不同的倾斜平面波复合角度组合对于多普勒血流成像的影响, 设定角度间距为  $1^\circ$ , 角度数分别为 9, 13 和 17, 复合成像帧数为 400 帧, 功

率多普勒成像结果如图 8 所示. 在角度数为 9 时, 血流功率多普勒图像的噪声伪影较严重, 血流边缘模糊; 当角度数增加至 17 时, 噪声伪影显著减弱, 血流边缘比较清晰, 成像效果满足预期.

对图像的 SNR 进行量化分析, 从图 8(a)—(c) 中分别选择 3 个尺寸为  $1.2 \text{ mm} \times 1.2 \text{ mm}$  的感兴趣区域 (分别在平行轴向、倾斜上行和倾斜下行的 3 个血流部位各选择一个感兴趣区域, 编号分别为 1, 2, 3), 感兴趣区域具体位置分别选取了代表性的血流信号区域 (黑色方框) 和参考背景区域 (白色方框). SNR 的计算公式如下:

$$\text{SNR} = 20 \lg \left[ \frac{\frac{1}{N_{\text{flow}}} \sum_{k=1}^{N_{\text{flow}}} I_{\text{flow}}(k)}{\frac{1}{N_{\text{bkgd}}} \sum_{k=1}^{N_{\text{bkgd}}} I_{\text{bkgd}}(k)} \right], \quad (13)$$

其中  $I_{\text{flow}}(k)$  和  $I_{\text{bkgd}}(k)$  分别是血流信号区域和参考背景区域中第  $k$  个像素点的功率多普勒能量值,  $N_{\text{flow}}$  和  $N_{\text{bkgd}}$  分别是血流信号区域和背景区域像素点的个数.

由图 8(d) 可知, 选定 3 个区域的 SNR 都随着复合角度数的增大而增大, 对于 1 号感兴趣区域, 角度数从 9 增大到 17, SNR 从 24.21 dB 增至 28.62 dB, 而 2 号和 3 号区域整体的 SNR 要大于 1 号区域, 随着角度数的增大, SNR 均提升 5 dB 左右, 且在

角度数为 17 时, SNR 均大于 30 dB. 图 8(e) 则是图 8(a)–(c) 沿虚线的功率多普勒能量分布. 可以看到, 角度数为 9 时, 能量分布与设置的情况

有较大差异, 且截止区域较宽, 说明血流边缘有较大的伪影噪声. 当角度数为 17 时, 能量分布更接近于仿体设置.

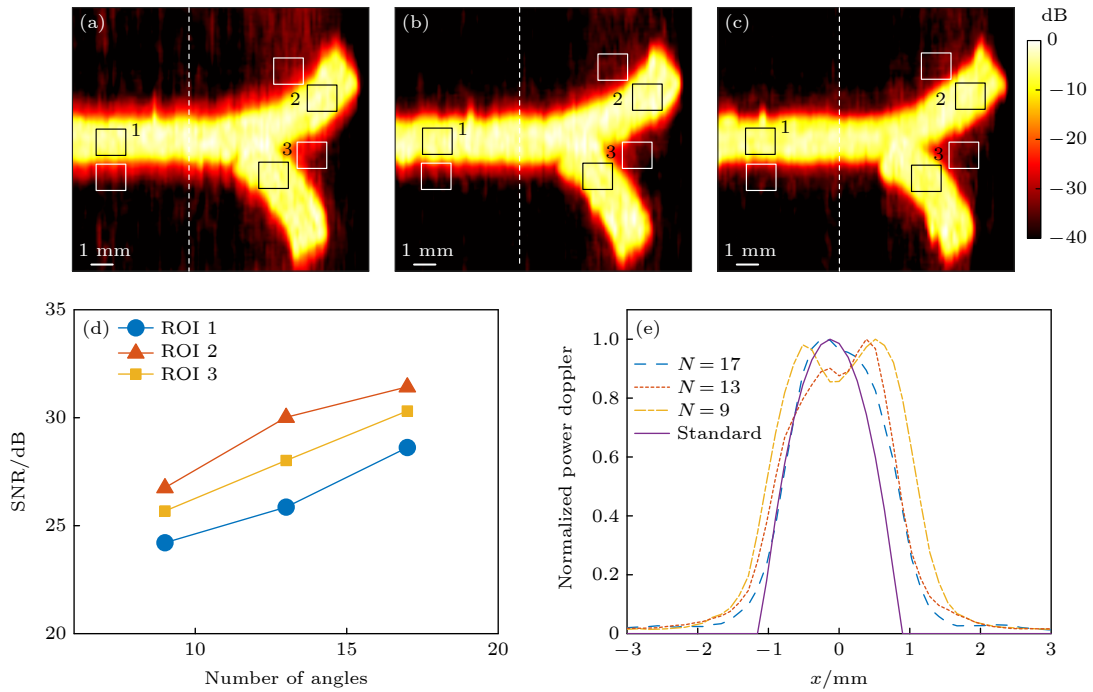


图 8 不同平面波复合角度下的功率多普勒图像及分析 (a) 9 个角度; (b) 13 个角度; (c) 17 个角度; (d) SNR; (e) 沿虚线的功率多普勒能量分布

Fig. 8. Power Doppler results with different numbers of steering angles: (a) 9 angles; (b) 13 angles; (c) 17 angles; (d) SNR; (e) power Doppler distribution along the dash line.

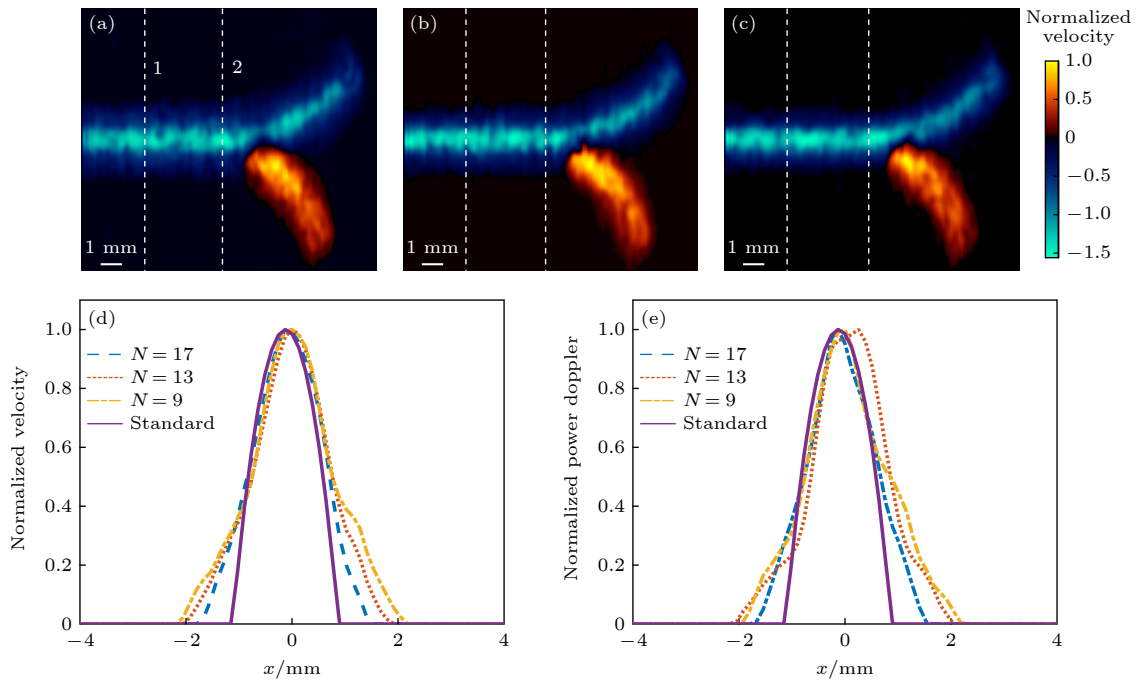


图 9 不同平面波复合角度下的彩色多普勒图像和速度分布情况 (a) 9 个角度; (b) 13 个角度; (c) 17 个角度; (d) 沿虚线 1 的速度分布; (e) 沿虚线 2 的速度分布

Fig. 9. Color Doppler image results with different numbers of steering angles: (a) 9 angles; (b) 13 angles; (c) 17 angles; (d) velocity distribution along the dash line 1; (e) velocity distribution along the dash line 2.

彩色多普勒图像如图 9(a)—(c) 所示. 角度数为 9 时, 血管的层流现象较差, 速度分布与实际情况有较大差距. 增大角度数, 速度分布情况明显改善. 图 9(d) 和 (e) 是彩色多普勒图 9(a)—(c) 沿虚线的速度分布情况, 表 2 则是血流沿直径方向的速度分布与实际情况的平均误差. 当角度数为 17 时, 速度分布较接近于实际情况, 二者的平均误差约为 26.0%, 相较于 9 个角度有 20.0% 左右的提升. 综上, 增大复合平面波的角度数和角度范围, 可以在兼顾帧率的同时, 显著提高成像质量.

表 2 彩色多普勒图像速度分布的平均误差  
Table 2. Average error of the velocity distribution of the color Doppler.

	角度数 $N$		
	9	13	17
平均误差1/%	48.73	40.48	25.03
平均误差2/%	43.55	49.70	26.86

## 6 结 论

本文基于 RCA 阵列实现了三维超声功率多普勒成像, 通过发射多角度平面波进行正交相干复合, 并采用 DAS 波束合成算法进行图像重建. 对高帧频复合图像进行 SVD 滤波和动态血流信号的提取, 得到了血流仿体的多普勒图像. 仿真结果表明, 增大平面波复合角度范围和角度数可以显著改善图像质量, 相较于 5 个角度, 33 个角度的倾斜平面波组合得到的 PSF 图像的 -6 dB 分辨率为 0.493 mm, 提升了 50%. 角度数为 17 时, 功率多普勒的 SNR 为 30.0 dB, 彩色多普勒成像结果中速度分布与仿真设置的平均误差约为 26.0%. 需要注意的是, 角度数增大会降低成像帧率, 而角度范围过大也会降低图像质量; 因此, 实际的选择要根据成像速度和图像质量加以权衡. 成像矩阵的参数设置会影响仿真得到的具体数值. 在本文采用的基于 RCA 阵列的三维超快超声多普勒成像方法, 实现了对大血管的三维多普勒成像, 在体与功能成像相关研究仍待开展. 未来的研究将围绕 RCA 阵列实现功能成像和超分辨率成像展开<sup>[22,31,32]</sup>, 并进一步提升波束合成的速度和改善滤波方法<sup>[33,34]</sup>.

## 参考文献

[1] Fenster A, Downey D B 1996 *IEEE Eng. Med. Biol.* **15** 41

- [2] Huang Q, Zeng Z 2017 *BioMed Res. Int.* **2017** 1
- [3] Xu K L, Fu Y P, Yan S Y, Sui Y H, Ta D A, Wang W Q 2023 *Acta Acustica* **48** 173 (in Chinese) [许凯亮, 付亚鹏, 闫少渊, 隋怡晖, 他得安, 王威琪 2023 *声学学报* **48** 173]
- [4] Brinkley J F, Moritz W E, Baker D W 1978 *Ultrasound Med. Biol.* **4** 317
- [5] Baranger J, Demene C, Frerot A, Faure F, Delanoë C, Serrone H, Houdouin A, Mairesse J, Biran V, Baud O, Tanter M 2021 *Nat. Commun.* **12** 1
- [6] Logan A S, Wong L L P, Chen A I H, Yeow J T W 2011 *IEEE T. Ultrason. Ferr.* **58** 1266
- [7] Von Ramm O T, Smith S W 1990 *J. Digit. Imaging* **3** 261
- [8] Von Ramm O T, Smith S W, Pavy H G 1991 *IEEE T. Ultrason. Ferr.* **38** 109
- [9] Li P C, Huang J J 2002 *IEEE T. Ultrason. Ferr.* **49** 1191
- [10] Eames M, Zhou S, Hossack J 2005 2005 *IEEE International Ultrasonics Symposium(IUS)* Rotterdam, The Netherlands, September 18–21, 2005 p2243
- [11] Provost J, Papadacci C, Demene C, Gennisson J L, Tanter M, Pernot M 2015 *IEEE T. Ultrason. Ferr.* **62** 1467
- [12] Papadacci C, Bunting E A, Konofagou E E 2017 *IEEE Trans. Med. Imaging* **36** 357
- [13] Heiles B, Correia M, Hingot V, Pernot M, Provost J, Tanter M, Couture O 2019 *IEEE Trans. Med. Imaging* **38** 2005
- [14] Hara K, Sakano J, Mori M, Tamano S, Sinomura R, Yamazaki K *Proceedings. ISPSD '05. The 17th International Symposium on Power Semiconductor Devices and ICs* Santa Barbara CA, USA, May 23–26, 2005 p359
- [15] Matrone G, Savoia A S, Terenzi M, Caliano G, Quaglia F, Magenes G 2014 *IEEE T. Ultrason. Ferr.* **61** 792
- [16] Ramalli A, Boni E, Savoia A S, Tortoli P 2015 *IEEE T. Ultrason. Ferr.* **62** 1580
- [17] Diarra B, Robini M, Tortoli P, Cachard C, Liebgott H 2013 *IEEE T. Biomed. Eng.* **60** 3093
- [18] Morton C E, Lockwood G R 2003 *IEEE International Symposium on Ultrasonics(IUS)* Honolulu, Hawaii, October 5–8, 2003 p968
- [19] Seo C H, Yen J T 2009 *IEEE T. Ultrason. Ferr.* **56** 837
- [20] Denarie B, Tangen T A, Ekroll I K, Rolim N, Torp H, Bjåstad T, Lovstakken L 2013 *IEEE Trans. Med. Imaging* **32** 1265
- [21] Flesch M, Pernot M, Provost J, Ferin G, Nguyen-Dinh A, Tanter M, Defieux T 2017 *Phys. Med. Bio.* **62** 4571
- [22] Sauvage J, Porée J, Rabut C, Férin G, Flesch M, Rosinski B, Nguyen-Dinh A, Tanter M, Pernot M, Defieux T 2020 *IEEE T. Med. Imaging* **39** 1884
- [23] Defieux T, Demeñé C, Tanter M 2021 *Neuroscience* **474** 110
- [24] Montaldo G, Tanter M, Bercoff J, Benech N, Fink M 2009 *IEEE T. Ultrason. Ferr.* **56** 489
- [25] Rasmussen M F, Christiansen T L, Thomsen E V, Jensen J A 2015 *IEEE T. Ultrason. Ferr.* **62** 947
- [26] Xu K, Minonzio J G, Ta D, Hu B, Wang W, Laugier P 2016 *IEEE T. Ultrason. Ferr.* **63** 1514
- [27] Jensen J A 1996 *Proceedings of the 10th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Imaging Published in Medical & Biological Engineering & Computing* Tampere, Finland, June 9–13, 1996 p351
- [28] Jensen J A, Svendsen N B 1992 *IEEE T. Ultrason. Ferr.* **39** 262
- [29] Taghavi I, Schou M, Panduro N S, Andersen B G, Tomov B G, Sørensen, C M, Stuart M B, Jensen J A 2022 2022 *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)* Venice, Italy, October 10–13, 2022 p1
- [30] Alfred C H, Lovstakken L 2010 *IEEE T. Ultrason. Ferr.* **57** 1096

- [31] Yu J J, Guo X Y, Sui Y H, Song J P, Ta D A, Mei Y F, Xu K L 2022 *Acta Phys. Sin.* **71** 174302 (in Chinese) [郁钧瑾, 郭星奕, 隋怡晖, 宋剑平, 他得安, 梅永丰, 许凯亮 2022 *物理学报* **71** 174302]
- [32] Zang J Q, Xu K L, Han Q J, Lu Q Y, Mei Y F, Ta D A 2021 *Acta Phys. Sin.* **70** 114304 (in Chinese) [臧佳琦, 许凯亮, 韩清见, 陆起涌, 梅永丰, 他得安 2021 *物理学报* **70** 114304]
- [33] Sui Y, Yan S, Yu J, Song J, Ta D, Wang W, Xu K 2022 *IEEE T. Ultrason. Ferr.* **69** 2425
- [34] Xu K, Guo X, Sui Y, Hingot V, Couture O, Ta D, Wang W 2021 *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)* Xi'an, China, September 11–16, 2021 p1

## Three-dimensional ultrafast ultrasound imaging of blood flow using row-column addressing array: A simulation study<sup>\*</sup>

Fu Ya-Peng<sup>1)2)</sup> Sun Qian-Dong<sup>1)2)</sup> Li Bo-Yi<sup>3)</sup>

Ta De-An<sup>1)2)</sup> Xu Kai-Liang<sup>1)2)†</sup>

1) (*Center for Biomedical Engineering, School of Information Science and Technology, Fudan University, Shanghai 200438, China*)

2) (*State Key Laboratory of Integrated Chips and Systems, Fudan University, Shanghai 201203, China*)

3) (*Academy for Engineering and Technology, Fudan University, Shanghai 200438, China*)

( Received 3 November 2022; revised manuscript received 29 December 2022 )

### Abstract

Three-dimensional (3D) ultrafast imaging is important for ultrasound technology development. The traditional 3D imaging method based on fully sampled two-dimensional (2D) matrix often requires a large number of electronic channels with high density which limits the aperture size and imaging resolution in application. Recently developed row-column addressing (RCA) matrix effectively reduces the number of electronic channels from  $N \times N$  to  $N + N$  by addressing the row and column elements. The beamforming strategy designed for 3D ultrasound imaging was based on the coherent compounding of orthogonal plane waves (OPW). Such a multi-angle OPW compounding strategy achieves virtual transmit focusing in both directions by transmitting a set of plane waves in one direction and receiving along the orthogonal direction, which finally leads to an isotropic point spread function (PSF). In this paper, multi-angle OPW method was investigated for 3D blood flow imaging using an RCA matrix with 128 rows and 128 columns, centered at 6 MHz. The delay and sum (DAS) beamforming was developed for coherent OPW compounding, and the singular value decomposition (SVD) filtering method was used for separating the dynamic blood flow signals from the static tissue signals and low-amplitude noise. The Doppler velocity was computed by the autocorrelation method, and finally the 3D power Doppler and color Doppler imaging of the blood flow were realized. To evaluate the imaging quality and investigate the effect of different OPW tilting angles, quantitative analysis was carried out using multiple parameters, including  $-6$  dB resolution measurements of the PSF, SNR of the power Doppler images and velocity distribution of the color Doppler. The  $-6$  dB resolution is improved from 0.986 mm to 0.493 mm with the number of angles increasing from 5 to 33. With 17 plane wave angles, the SNR of the power Doppler image reaches 30 dB, and the average deviation between the velocity distribution along the diameter of the blood flow phantom and the actual value is about 26.0%. In conclusion, results show that the ultrafast 3D imaging method based on RCA matrix can obtain 3D B-mode, power Doppler and color Doppler images. Increasing the number of tilting angles and enlarging the angle range can significantly improve the imaging quality. The proposed method can be helpful for developing 3D ultrafast ultrasound Doppler imaging and functional ultrasound imaging based on neuro-vascular coupling.

**Keywords:** Ultrafast ultrasound, three-dimensional (3D) imaging, orthogonal plane wave (OPW), row-column addressing (RCA) matrix, ultrasound Doppler

**PACS:** 43.60.+d, 43.35.+d, 43.35.Yb, 43.50.+y

**DOI:** 10.7498/aps.72.20222106

<sup>\*</sup> Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 11974081, 12274093), and the Shanghai Rising Star Program, China (Grant No. 20QC1400200).

<sup>†</sup> Corresponding author. E-mail: [xukl@fudan.edu.cn](mailto:xukl@fudan.edu.cn)



## 基于RCA阵列三维超快超声血流成像方法仿真研究

付亚鹏 孙乾东 李博艺 他得安 许凯亮

### Three-dimensional ultrafast ultrasound imaging of blood flow using row-column addressing array: A simulation study

Fu Ya-Peng Sun Qian-Dong Li Bo-Yi Ta De-An Xu Kai-Liang

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 72, 074302 (2023) DOI: 10.7498/aps.72.20222106

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.72.20222106>

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

##### 超分辨率超快超声脊髓微血管成像方法

Ultrafast ultrasound localization microscopy method for spinal cord microvasculature imaging

物理学报. 2022, 71(17): 174302 <https://doi.org/10.7498/aps.71.20220629>

##### 多角度复合的超声多普勒矢量血流成像

Blood flow image by multi-angle composite ultrasonic Doppler vector

物理学报. 2022, 71(10): 104303 <https://doi.org/10.7498/aps.71.20211825>

##### 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>

##### 基于希尔伯特变换的结构光照明快速三维彩色显微成像方法

Fast structured illumination three-dimensional color microscopic imaging method based on Hilbert-transform

物理学报. 2020, 69(12): 128701 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20200352>

##### 偏振成像激光雷达与短波红外复合光学接收系统设计与分析

Design and analysis of polarization imaging lidar and short wave infrared composite optical receiving system

物理学报. 2020, 69(24): 244202 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20200920>

##### 正交像散高密度三维单分子定位显微的数值模拟

Numerical simulation study of three-dimensional high-density single molecule localization microscopy based on orthogonal astigmatism

物理学报. 2022, 71(12): 128701 <https://doi.org/10.7498/aps.71.20212091>