论奇异值分解作为超声血流成像杂波滤波器的应用

Kai Riemer[1], Marcelo Lerendegui[1], Matthieu Toulemonde[1], Jiaqi Zhu[2], Christopher Dunsby[3], Peter D. Weinberg[1],和 Meng-Xing Tang[1]

[1]伦敦帝国理工学院生物工程系，英国伦敦[2]伦敦大学学院机械工程系，英国伦敦[3]伦敦帝国理工学院物理系，英国伦敦

arXiv:2304.12783v1 [physics.med-ph] 25 Apr 2023

摘要—**基于奇异值分解（SVD）的滤波可在高帧率超声血流成像中有效分离杂波、血流和噪声。将 SVD 用作杂波滤波器，极大改进了矢量血流成像、功能性超声和超分辨率超声定位显微术等技术。杂波和噪声的去除依赖于这样一个假设：组织、血流和噪声分别由不同的奇异值子集表示，因此它们的信号互不相关，并位于正交子空间中。当存在组织运动、近壁血流或微血管血流时，这一假设便不再成立；奇异值阈值选择不当也会影响这一假设。因此，血流、杂波和噪声无法得到完美分离，可能导致原始数据中并不存在的图像伪影。最常见的伪影是强度的时间波动和空间波动，其表现形式和强度各不相同。在血流信号稀疏分布的微血管系统中，可观察到重影和分裂伪影。奇异值阈值选择、组织运动、帧率、血流信号幅度和采集长度都会影响这些伪影的出现频率。要解释这些伪影，就必须了解 SVD 杂波和噪声去除导致伪影的原因。**

索引词—**杂波抑制、图像伪影、伪影、超分辨率、超分辨率超声、超声定位显微术**

I. 引言

DOPPLER 超声已广泛应用于临床实践，用于显示和量化动脉与静脉中的血流 [1]。该技术假设血液信号与组织信号在多普勒频谱中是可分离的，这意味着血液流动速度必须快于任何组织运动。在远离血管壁的大动脉中，这一假设成立，但对于近壁血流或微血管血流则开始失效。微泡造影剂可通过脉冲反相或幅度调制等非线性脉冲序列，即使在血流极慢或无血流的情况下，也能实现血流的特异性成像。然而，当超声频率超过微泡群体的共振频率后，非线性成像的有效性会降低 [2], [3], [37]。为提高血流信号幅度并抑制组织信号和噪声信号，通常采用数字杂波滤波技术。这些技术通常既适用于常规成像，也适用于对比增强成像。

奇异值分解（SVD）是一种强大的矩阵分解方法，已广泛应用于超声成像研究 [4]–[9]。SVD 已被用于抑制噪声和组织杂波，尤其适用于高超声频率和高成像帧率下的血流成像 [10]–[13]。然而，正如经典滤波可能引入振铃伪影一样，SVD 杂波滤波也可能引起图像强度在空间和时间上的变化 [18], [30], [34], [35]。因此，可能会对图像产生误读，例如在灌注定量、血管壁分割或定位中。已有研究报告称，经过基于 SVD 的杂波滤波后，微泡信号会出现闪烁，而滤波前则不会出现这种现象 [23]；此外，血流信号的强度也会随血流速度发生变化 [30]。此类误差可能具有重要的临床意义：例如，在灌注方案中观察到的强度变化被用于区分良性肿块和恶性肿块 [14]。此外，颈动脉血流速度和壁面剪切应力的估计也可能受到影响，而这些指标对于心血管疾病的研究十分重要 [15], [33]。

SVD 作为杂波滤波器会产生伪影的原因包括：1）秩亏，以及其作为线性运算的局限性，可能无法有效去除非线性杂波，例如非线性传播；2）无法处理杂波分布随时间发生的变化，例如运动；3）对数据的假设，例如慢流；4）依赖于对参数的恰当选择，例如要保留的奇异值数量 [39], [40]。

本研究旨在展示并定义二维超声流动成像中因使用 SVD 作为杂波滤波器而出现的伪影，并为使用 SVD 时需要考虑的事项提供指导。研究结合使用常规图像和对比增强图像来展示伪影。这些示例包括阈值、流速或信号幅度如何不仅影响滤波图像中的信噪比（SNR），还影响伪影的出现频率。为便于说明，研究选取了能够最大化伪影的示例，并有意不恰当地使用 SVD，以展示由近似误差和错误阈值导致的伪影。

首先介绍 SVD 杂波滤波的基本概念。接着展示仿真和实验中的伪影示例，并对伪影进行分类。研究表明，用户选择的阈值可能因选择方法而异，而组织运动可能导致持续性伪影。最后，考察减轻伪影的方法，例如运动校正（MoCo）和滑动窗口 SVD 滤波器

，讨论其结果，并解释伪影产生的原理。

II. 方法

A. 奇异值分解

超声血流成像数据 $s(x,z,t) \in \mathbb{C}$ 可由三个信号分量描述：高振幅组织和杂波 $c(x,z,t)$、快速流动的血液或微泡$b(x,z,t)$以及高斯随机噪声 $n(x,z,t)$，其中 t 为采集时间， x 和 z 分别为横向和轴向坐标。对二维超声图像执行 SVD 的最常用方法，是将信号 $s(x,z,t)$重组为二维时空 Casorati 矩阵 $S \in \mathbb{C}^{n_x n_z \times n_t}$，其中每一列描述一个时间瞬间（例如一帧），每一行描述一个像素随时间的变化 [8]。这里，(n_x, n_z) 表示每帧的尺寸，而 (n_t) 表示帧数。通过 SVD 将 Casorati 矩阵分解为可分离矩阵的加权有序和。

$$S = UDV^{\mathsf{H}} \tag{1}$$

U 的各列是左奇异向量，而 V 的对应各列是相关的右奇异向量。此处，符号 V^{H} 表示矩阵 V的厄米共轭转置。U 和 V 是正交归一的，分别也称为空间奇异向量和时间奇异向量。D 是一个对角矩阵，其对角元素为奇异值，奇异值按大小排序，并随着列号增加而减小。从数学上讲，该分解对应于求协方差矩阵 SS^{H} 和 $S^{\mathsf{H}}S$的特征向量与特征值。

$$SS^{\mathsf{H}} = UDD^{\mathsf{H}}U^{\mathsf{H}} \tag{2}$$

$$S^{\mathsf{H}}S = VD^{\mathsf{H}}DV^{\mathsf{H}} \tag{3}$$

特征向量构成一个正交归一基，用于描述数据的空间方差和时间方差。特征向量可以看作是对残差方差最大方向的最小二乘线性拟合，而特征值则为各信号分量对整个数据集的贡献大小赋予权重。换言之，奇异值分解可识别每个像素中在空间和时间上具有相似特征的信号分量。这些信号分量可分解为相应的空间特征向量、时间特征向量和特征值。每个空间向量都是一幅静态图像，其强度随时间变化，并受相应时间特征向量的复信号调制，同时由其奇异值加权。每组对应的奇异向量和奇异值共同生成一系列强度不断变化的静态图像。图像尺寸 $n_z \cdot n_x$和帧数 n_t 决定了奇异值矩阵的行秩。行秩决定了奇异值和奇异向量的数量，从而决定了阈值选择的灵敏度。

B. 奇异值滤波

SVD滤波依赖这样一个假设：杂波、血液和噪声分别由不同的奇异值子集表示；它们彼此不相关，且位于正交子空间中。与低奇异值对应的特征向量通常与较低的速度及较窄的多普勒频率分布相关。这是因为组织随时间持续同步运动，因此表现出较高的时空相干性。尽管组织和杂波的能量通常比流动的能量高出数个数量级，但只需少量特征值即可表示它们。血流的时空相干性较低，因此分布在大量奇异向量中。与最低奇异值对应的特征向量所定义的子空间与随机分布的噪声相关。不过要注意，噪声遍布整个频谱。通过组合奇异值，可以重建滤波后数据集

$$S_{filtered} = \sum_{l=i}^{u} U_l D_{l,l} V_l^{\mathsf{H}} \tag{4}$$

通常，通过在频谱中定义两个截止点来执行滤波：选择一个高幅值、低索引的 i ，以排除奇异值幅值大于 i的组织信号；选择一个较低幅值、较高索引的u ，通过排除幅值低于 u的所有奇异值来去除噪声。重建数据使用幅值介于 i 和 u之间的所有奇异值。

C. SVD截断点选择

i 和 u 的选择由用户决定。实际上，所述子空间并不总是能清晰分离。为尽量减少误分配，系统地确定截断点非常重要。基于先验知识设定的固定阈值可能并非最优。三种阈值选择方法已被证明能够有效抑制组织信号。第一种方法（U 法）基于空间奇异向量 [18]的空间相似性。该方法假设信号在空间上可分离：通过计算空间向量之间的相关性，在相关矩阵中定义一个正方形子域。第二种方法（S 法）分别将奇异值幅度曲线的转折点和线性下降点作为组织和噪声的阈值。第三种方法（V 法）将第一个拐点作为第一个阈值，将奇异向量多普勒曲线 [28], [36]的平台段作为第二个阈值。该方法假设信号可根据时间特征分离，其中组织运动和噪声具有设定频率。为保持后续图中结果的一致性，阈值依据 U 法进行选择。

D. 示例数据集和成像平台

本文介绍了两项仿真、两项体外采集以及六个体内数据集，这些数据集通过有造影剂和无造影剂条件下的高帧率平面波成像获得（表I）。

表 I 数据集仿真与成像参数概览

图	Name	发射频率 [兆赫]	帧率 [赫兹]	角度数量	帧数	对比度	运动	Type
1	三个点	n.a.	n.a.	n.a.	100	n	n	动画
2	微血管系统	7.24	100	3	100	y	y	仿真
3	Tube	5	100	10	500	y	y	体外
3	肾脏 1	4.5	1,000	5	1,500	y	n	兔
4	毛细血管	4	1,000	5	1,000	y	n	体外
5	主动脉 1	9	1,500	5	1,500	y	y	兔
5	肿瘤	18	600	15	900	y	y	小鼠
6	肾脏 2	4	500	5	1,530	y	n	兔
7	主动脉 2	9	1,500	5	1,500	n	y	兔
7	主动脉 3	9	1,500	5	1,500	y	y	兔

第一组仿真数据未采用超声物理学。第二组采用 BUbble Flow Field（BUFF，[38]）进行仿真。体外和体内成像使用 Verasonics Vantage 256/128/64 LE 研究型超声系统完成，配备 L11-4v、L22-18 和 GEL3-12D探头。发射频率介于 4-18 兆赫之间，机械指数< 0.15。图像以连续或间歇方式采集。对于对比增强成像，Sonovue（Bracco，米兰，意大利）或内部制备的微泡通过连续输注或推注方式，经相应路径注入。内部制备的微泡采用脂质壳，内部填充十氟丁烷 [26]。SVD杂波滤波器在采集后应用于经希尔伯特变换处理的波束形成数据。所有后处理和图像可视化步骤均在 Matlab（MathWorks，美国）中完成，包括使用*imregdemons*进行 MoCo。对于 SVD，选择了*'econ'* 选项。在本分析中，对组织对比度比（CTR）定义为 $20 \cdot log_{10}(signal/reference)$。

E. 计算机模拟示例

1) 运动点： 三个强度恒定的点从左向右移动。点移动区域的上方和下方各有一个静态组织区域，每个区域覆盖图像的20%。序列长度为100帧。图像尺寸为512×512像素。点的直径为40像素，每帧分别移动4、2、1像素。它们在y方向上的起始像素位置为181、256、331，在x方向上的起始像素位置为56。

2) 计算机模拟微泡流： 使用 BUFF 生成了一个随机微血管流网络 [38] 其中微泡的半径介于0-10 μm （众数为2。5 μm），流速介于0到60毫米/秒之间。侧面有一个镜像C形区域的组织。为模拟运动，在图像形成后按照方程 5使用 Matlab 函数 *imwarp*对感兴趣区域（ROI）进行剪切，其中 n 为当前帧的编号

$$A(n) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ n \cdot e^{-4} & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{5}$$

模拟了脉冲重复频率为300赫兹、具有三个角度（帧率为100赫兹）的平面波成像，以模拟线阵L11-4v探头在7.24兆赫脉冲发射频率下的带宽和几何形状。

在总计100帧中引入了信噪比为20分贝的白高斯波束形成噪声。

F. 体外示例

1) 体外小血管成像：制作了两个血管仿体，一个具有稀疏的散射体分布，另一个具有密集的散射体分布。第一个仿体由一根内径0.4毫米、外径0.8毫米的管（PY2 72-0191 PolyE聚乙烯管，Biochrom，英国）置于由10 %明胶（G2500，Sigma Aldrich）、0.3%山梨酸钾（85520，Sigma Aldrich）和89.7%水组成的组织仿体中制成（百分比按总重量计）。第二个仿体由一根 300 μm 毛细血管（铂金硫化硅胶管，Havard Apparatus，英国）置于含有玻璃珠的琼脂中制成（直径45-90 μm ，Potters Ballotini Ltd，英国）。使用可编程注射泵（PHD 2000，Harvard Apparatus，英国）注入流动的Sonovue微泡，浓度为$7.5 \cdot 10^4$ 微泡/毫升或$2.5 \cdot 10^7$ 微泡/毫升。注射泵连接到管的一端，产生的平均流速为5毫米/秒以及4、10和80毫米/秒。在第一种设置中，发射脉冲中心频率为5兆赫兹，帧率为100赫兹；使用复用GEL3-12D探头采集具有两个孔径和10个角度的造影成像序列。对射频数据进行波束形成，生成500帧复合图像。为产生自然运动，成像时手持探头移动。在第二种设置中，使用L12-3v线阵探头和5角度复合平面波成像。发射脉冲中心频率为4兆赫兹，帧率为1000赫兹。对射频数据进行波束形成，生成1000帧复合图像。研究了不同集合长度下对比度组织比的变化。选择了一个形状类似于血管仿体中管的感兴趣区。背景组织的感兴趣区设置在管的感兴趣区上方3毫米处。

G. 体内示例

所有动物实验均经帝国理工学院动物福利与伦理审查机构批准，并遵循1986年《动物（科学程序）法》。

1) 小鼠肿瘤：对小鼠肿瘤模型（雌性，7周龄，Charles River UK Ltd，英国）进行了成像，帧率为600赫兹，采用15个角度，脉冲重复频率为9千赫兹。发射频率为18兆赫，采用单个半周期发射。帧总数为900帧。换能器由探头支架固定。

2) 兔主动脉：对一只新西兰白兔（雄性，11周龄，HSDIF品系，无特定病原体，Envigo，英国）的腹主动脉进行了高帧率平面波成像。成像帧率为1500赫兹，共采用5个角度。发射频率为9兆赫，采用两个半周期，持续时间总计为1秒，对应1500帧。采集期间探头保持固定。

3) 兔肾：对新西兰白兔的肾脏（雄性，10～12周龄，HSDIF品系，无特定病原体，Envigo，英国）进行了研究，采用平面波图像采集，脉冲重复频率为2.5～5千赫兹，总成像时间为1.5～3秒。测试了两种不同的成像方案。一种是连续平面对比增强成像序列，包含五个角度，覆盖 12°，帧率为1千赫兹；另一种是以0.5千赫兹进行的间歇式采集。中心频率为4.5或4兆赫兹，包含两个半周期。帧总数为1500或1530。第一次采集期间，探头由手持；第二次采集期间，探头则通过探头支架固定。

III. 结果

A. SVD 杂波滤波产生的伪影类型

图 1 展示了三种伪影类型，即闪烁、重影和分裂。闪烁定义为随时间间歇性变化的强度，重影定义为图像重复或拖影，分裂定义为信号的分割或展宽。这些伪影在原始数据中不存在（图 1 a），但存在于杂波滤波数据中（图 1 d）。每幅图像的左侧（空间）和右侧（时间）奇异向量如图1b和c所示。图 1 d表示第50帧的最终重建图像，图 1 e显示了每个点在所有帧中的强度。随着奇异值增加，空间频率和时间频率均增加（图1 b和c）。因此，会出现局部和全局强度变化，这些变化可表现为闪烁（图 1 e ）、重影（蓝色箭头所示）或分裂（红色箭头所示）。对于以不同速度运动的三个点，伪影表现各不相同。

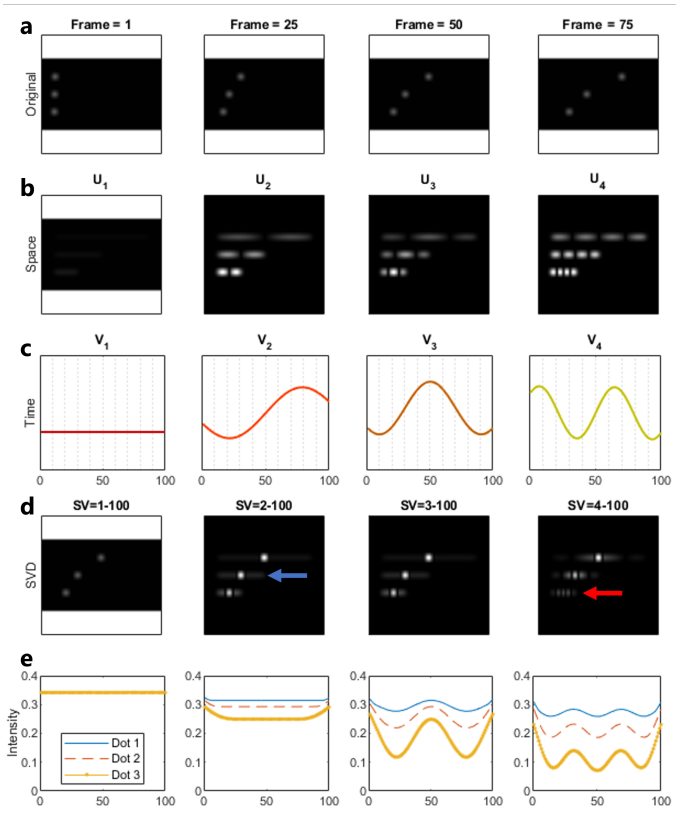


图 1. SVD 杂波滤波产生的三种伪影类型。(a) 三个点从左向右移动。每个点均显示图像序列（共 100 帧）中的单帧图像。顶部和底部的白色块模拟组织。(b) 和 (c) 显示采集数据的前四个空间和时间表示。(d) 显示在移除零个、前一个、前两个或前三个奇异值时重建序列的第 50 帧。(e) 显示每个点在所有帧中的强度。可观察到闪烁（在 (e) 的图中标记）、重影（蓝色箭头标记）和信号分裂（红色箭头标记）。图像经过归一化处理，其幅值以 0 到 1 的动态范围显示。

B. 超声图像中的 *SVD* 伪影

图 2a、b 和 c 分别显示了 B型模式序列、模拟流动结构对应的左侧（空间）和右侧（时间）奇异向量。图 2d 表示在 100 帧长的序列中，针对四个不同截止点，在第 50 帧处的重建图像；图 2e 显示了所有帧的平均图像强度。该示例与图 1类似，但其数据来自存在全局运动的模拟射频数据。低估杂波子空间（i<4）会导致蓝色箭头标记的组织区域闪烁（图 2 e）。在整个序列期间，杂波的强度会发生变化。高估（i=4）会引发明显的重影（由红色箭头标记）。组织抑制取决于运动。剪切变换产生的位移随深度增加而增大，而杂波抑制与组织运动量呈反比。空间向量（图2 b）显示组织与微泡之间存在显著重叠；第三个和第四个空间奇异向量以相似的强度包含来自杂波域和流动域的信息。

C. 奇异值阈值选择

在 SVD 杂波滤波中选择阈值至关重要，但并非易事。图3 定性展示了采用奇异值阈值选择中最常用的选择方法（U 法、S 法和 V 法）时，阈值产生的影响。图3 上图显示一条体外小血管，图3 下图展示了兔肾的对比增强平面波成像序列。a、b、c 列分别对应三种不同的方法（U 法、S 法和 V 法）。图 3 t_1 -n_t 展示仅使用较低阈值（较低矩阵索引）时获得的结果，而 t_1 - t_2 则展示同时使用较低和较高截止值（较高和较低矩阵索引）时的结果。每幅图像中均标出了阈值。截止值稍有变化，就可能改变相对强度分布。黄色和红色箭头所指区域的变化最为显著。红色箭头所指处，在纳入除前 134 个奇异值之外的所有奇异值时可以看到一个微泡，但排除第 252 至 450 个奇异值时则看不到微泡。

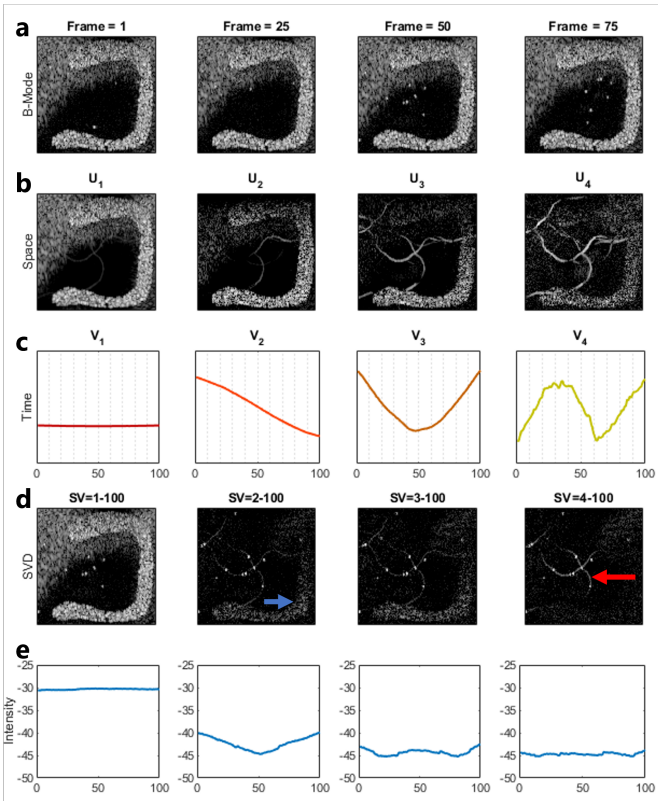


图 2. 具有运动的计算机模拟脉管系统模型中信号强度的局部和整体变化。(a) 展示了不同时间点的对数压缩 B 模式数据。右侧的 C形区域模拟组织。(b) 和 (c) 展示了分解的空间向量和时间向量，(d) 展示了在第 50 帧经过 SVD 杂波滤波后的重建部分投影，(e) 展示了图像强度随时间的平均值。采集总长度为 100 帧。剪切运动导致流动无法被完美分离。(d) 中可见图像伪影，以蓝色和红色箭头标示，分别对应不同的较低阈值，例如 2、3 或 4。

D. 堆栈大小、流速和闪烁

流速和帧数会影响强度随时间的变化。图4 展示了毛细血管仿体采集中的闪烁伪影。图4 a 显示了 250 帧图像序列中第 1 帧和第 125 帧的原始 B 模式数据。图4 b 显示了滤波数据。与前一个示例不同，微泡分布更加密集。强度变化并非局部或个别变化，而是整体变化。血管在整个图像宽度范围内随时间变暗和变亮。强度变化既取决于 SVD 所用的帧数（图 4 c），也取决于流速（图 4d）。堆栈较短会导致对比度组织比（CTR）的变化更大，而流速增加则会减小 CTR 的变化。

E. 组织运动、阈值和闪烁

图 5 展示了由运动引起的闪烁伪影，其与截断阈值无关。在测量由形态状态定义的情况下，例如进行壁面剪切应力估算时，修正运动可能并不可取。图 5a 展示了肾动脉起始部附近的兔主动脉，图 5 c 展示了小鼠模型中的肿瘤。主动脉的运动由改变血管直径的心律以及呼吸引起，而

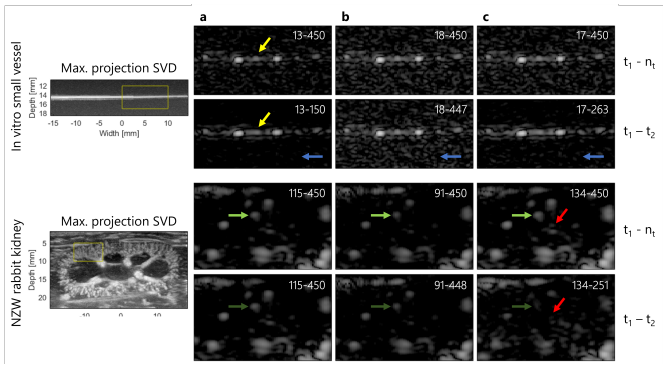


图 3. 不同奇异值阈值下的效果和伪影。顶部：充满微泡的小管和手动采集。底部：探头位置固定时兔肾的对比度增强采集。奇异值截断方法：(a) 空间相似性、(b) 奇异值幅度和 (c) 频率阈值选择方法。阈值选择的微小变化可能会对滤波后图像的外观产生很大影响。黄色、绿色和红色箭头表示局部强度高度依赖阈值的区域。所有图像均以 40 分贝动态范围显示。

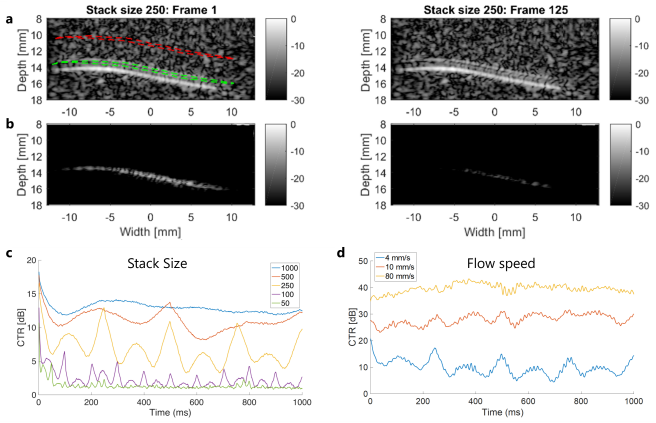


图 4。体外 毛细血管流动仿真体中由 SVD 引入的闪烁伪影。(a) 未滤波图像和 (b) SVD 滤波图像，分别显示 250 帧图像序列中的第 1 帧和第 125 帧。(c) 在流速为 4 毫米/秒时，CTR 随图像序列堆栈大小的变化。(d) CTR 随流速的变化。红色和绿色多边形标出了用于 CTR 测量的感兴趣区。

小鼠中的运动表现为不规则抽动和非刚性变形。图5 b 和 d 展示了归一化组织强度随时间的变化，其取决于截止点和时间；每一列均单独归一化。图5 a 和图5 b 表明，在原始 B 模式图像中，对比度增强后的血液和组织强度在 1 s 的采集过程中保持不变，这相当于 3 个心动周期。相反，在 SVD 滤波数据集中，血液和组织的平均强度会波动。在第 567 帧（0.37 s）可观察到组织强度的大幅变化，这与收缩期血管扩张相吻合。与第 450 帧相比，杂波信号更难与血流信号区分。同样，在静止状态下，肿瘤上方皮肤的信号可以被抑制（图5 c，第 60 帧），但在快速抽动期间，皮肤和杂波比微血管系统更亮。值得注意的是，图 5 b 和 d 表明，闪烁与截止阈值无关。此处，截止值 1 包含所有奇异值，截止值 2 包含除第一个以外的所有奇异值，截止值 3

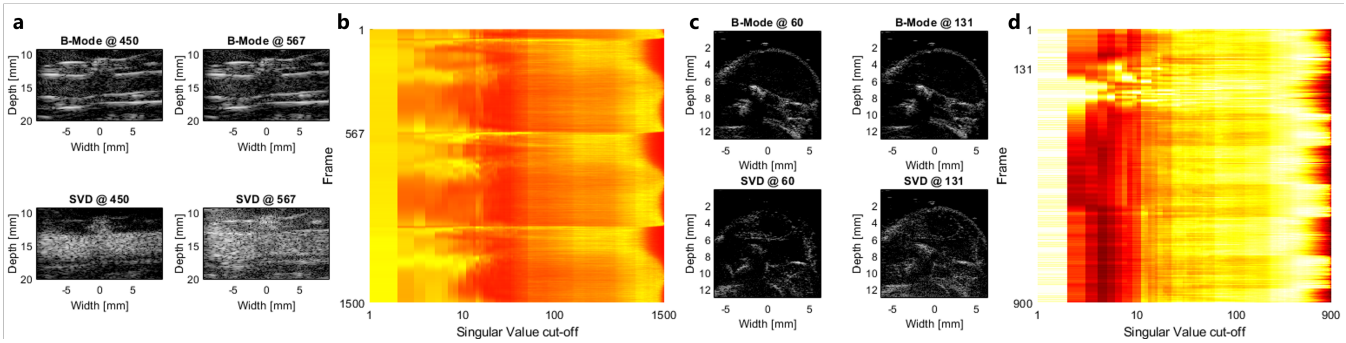


图 5. 闪烁伪影不受截止阈值影响的示例。(a、c) 采集过程中时间点 Frame = 450 和 Frame = 567 的兔腹主动脉和小鼠肿瘤的 B 模式图像及 SVD 滤波图像，动态范围为 40 分贝（帧率 = 1500）。(b、d) 随时间变化及作为截止点函数的归一化组织强度；每一列均以自身归一化。(b) 中组织强度以 3 赫兹的速率变化，不受截止点影响。未滤波的 B 模式数据则并非如此，其强度保持恒定。闪烁表现为整个图像的周期性明暗变化，以至于难以区分组织和流动。

则包含除前两个以外的所有奇异值，依此类推。图5 b 中，对杂波子空间的低估（i<12）会导致不规则闪烁，而正确估计和高估（i=>12）则会导致以 3 赫兹的频率闪烁。选择不同的截止点——向右选择会牺牲信噪比，向左选择会降低杂波去除效果——并不会改变闪烁伪影的出现。小鼠肿瘤模型中也可观察到相同的现象，见图5d，不过程度较轻。

F. 运动校正与信号抑制

如果能够补偿组织运动，那么在进行 SVD 杂波滤波之前采用运动校正可能会有益处。图6 展示了兔肾在进行 SVD 杂波滤波前采用和未采用运动补偿的对比增强采集结果。图像的动态范围为 40 分贝。图6b 展示了两个放大的感兴趣区域，图6 c 和 d 分别展示了采用和未采用 MoCo 时 SVD 的时间演变。在图 6 b 的黄色方框中，未采用 MoCo 时可观察到重影（黄色箭头）；红色方框则显示，采用 MoCo 后部分静态微泡受到抑制（红色箭头）。两种方法所呈现的信号形态不同。图 6 c 的顶行可见绿色箭头标示的强烈重影效应。图 6 d 的顶行则没有这一现象（即使将动态范围扩展至 80 分贝）。图 6 c 和 d 的底行再次说明，在 SVD 滤波前应用 MoCo 会导致静态微泡的信号受到抑制，如白色箭头所示。采用 MoCo 后可观察到的微泡数量减少，其相对振幅也发生了变化。

G. 移动窗口奇异值分解与降低对比度组织比

组织运动还可以通过采用高帧率和较短的采集时间来抑制。使用滑动窗口 SVD 滤波器，在某些情况下可以减轻由运动引起的伪影。图 7显示了兔主动脉在常规采集（图 7 a，CF）和对比增强采集（图 7 b，CE）中的闪烁伪影。第一列展示图像中央区域的 M 模式，第二列展示经过 SVD 滤波后的 M 模式，第三列展示经过移动窗口 SVD 滤波后的 M 模式。x 轴表示时间。图 7 c 显示了速度波形和以分贝表示的血管壁比值。蓝色和绿色感兴趣区标记了测量血管壁比值的位置。将 SVD 杂波滤波器应用于整个对比增强采集序列会导致闪烁。使用移动窗口 SVD 将序列划分为较短的图像堆栈，从而减轻了血管壁的闪烁（红色箭头），并使平均血管壁比值提高了 0.7 分贝（图7 c）。然而，非对比采集中较低的血液散斑信号强度并未从相同的滑动窗口 SVD 中受益（图7a）。实际上，滑动窗口导致血流信号完全丢失（黄色和绿色箭头）。这需要更多帧和更高的帧率。在对比增强采集中，滑动窗口 SVD 使血流信号的强度变化最高达到 10 分贝，但减小了组织区域的强度变化，并增大了两者之间的信号强度差异。随着流速变化，SVD 抑制杂波的能力也发生变化，这一点可由信号随时间逐渐变细（绿色和黄色箭头）看出。

IV. 讨论

在本研究中，我们展示了将奇异值分解作为杂波滤波器应用于高帧率血流成像时产生的伪影。具体而言，我们将伪影分为三类：闪烁、重影和分裂。闪烁被定义为随时间间歇性变化的强度变化，重影被定义为图像重复或拖影，分裂被定义为信号的分割或展宽。在这些示例中，闪烁表现为强度随时间发生局部和整体变化；重影表现为沿微泡运动轨迹出现的明亮信号斑块；分裂则使一个微泡分裂成多个微泡。这些示例经过选择，以最大程度地突出伪影的视觉影响，因此在某些应用中可能不太明显。使用奇异值分解作为杂波滤波器的用户应了解这些伪影，并应考虑伪影外观对其数据的影响。

奇异值分解是一种线性运算，通过舍弃一些奇异值，将数据转换为低维表示。滤波数据中产生伪影是由信息损失造成的。这种损失可能

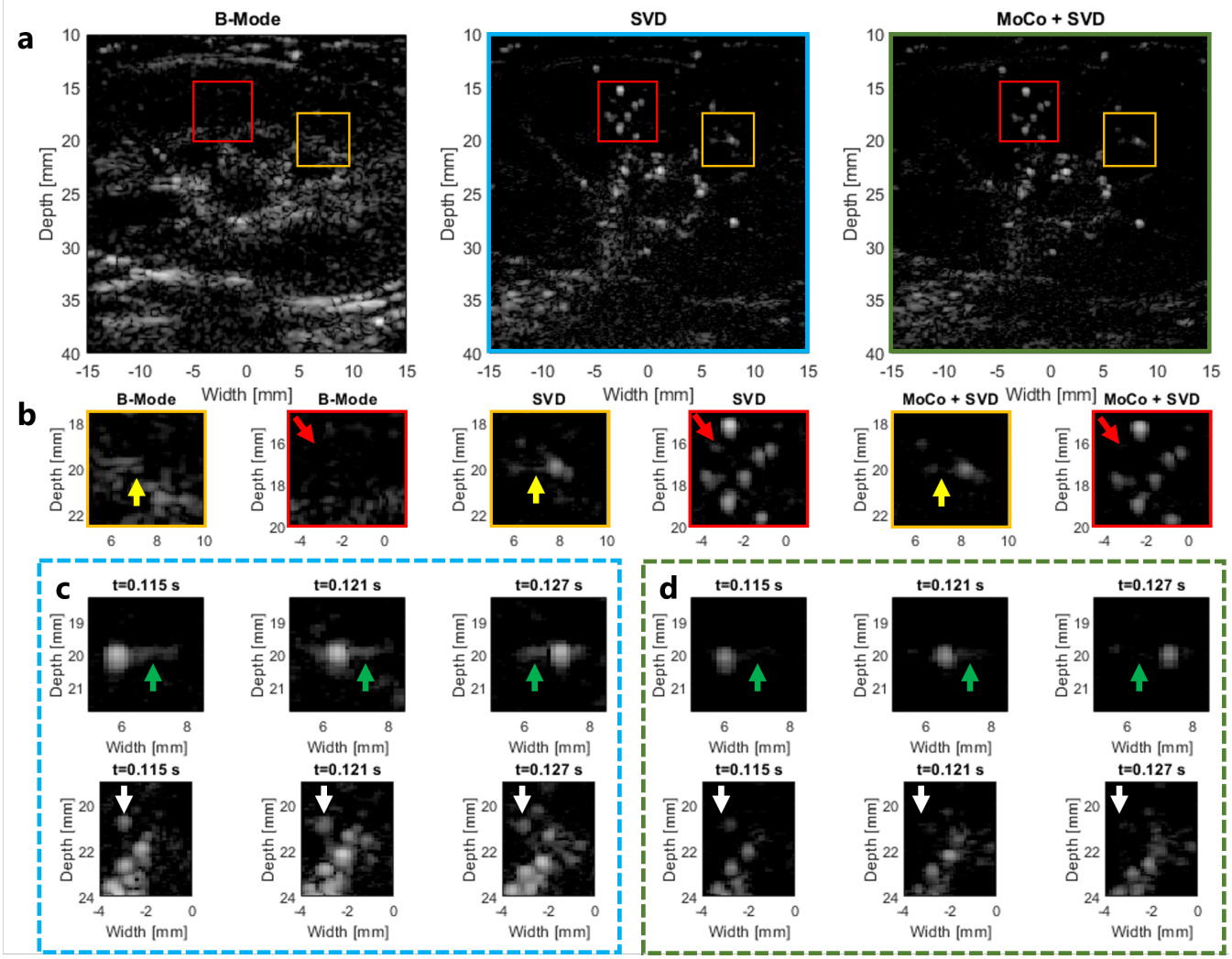


图6. 预先进行 MoCo 与未进行 MoCo 时奇异值分解杂波滤波图像的比较。(a) 显示某一时刻的原始 B 模式数据、奇异值分解滤波数据和 MoCo+奇异值分解滤波数据。(b) 两个感兴趣区域，分别显示未进行 MoCo 时的重影伪影（黄色箭头）以及进行 MoCo 后静态微泡的抑制情况（红色箭头）。(c) 重影伪影（绿色箭头）和静态微泡抑制情况（白色箭头）的时间演变。所有图像均以 40 分贝动态范围显示。

是由杂波、流动和噪声之间的重叠，或对子域的高估或低估造成的。例如，闪烁伪影是由于移除了对应高能量的奇异值（例如前几个奇异值）而产生的。这相当于移除了信号中的一个低频、高能量正弦分量，如图 1 所示。通过将数据转换为低维表示并舍弃其中一部分，滤波后的图像具有与被移除分量互补的空间和时间特征。图 1 和图 2 中的重影和分裂伪影也可以用类似的方式解释。目标的空间位置是不同奇异向量的叠加，每个奇异向量都代表一定的能量和频率范围。要提取流动，需要根据速度分布和帧率保留足够数量的奇异值。奇异值的数量由帧数和图像空间坐标数量中的较小者决定。S 达到满秩时为理想情况——以最少的数据获得最多数量的奇异值。在图1 在给定集合长度、帧率和速度的情况下，SVD无法同等准确地表示所有目标的不同空间位置。当目标分布稀疏时，这会导致重影。将信号分解为空间和时间上的部分描述，也可能在移除过多高奇异值时，导致目标特征的空间表示不完整。在图1d中，移动最慢的点似乎分裂成了三个。移除高奇异值后，首先观察到重影，随后出现分裂。移动缓慢、由较高奇异值表示的气泡最先受到这种影响，如图 1 和图6 所示，其中移除了静止气泡。图1中的快速移动点只有在移除其前三个奇异值后才出现重影伪影，而移动缓慢的点此时已经发生分裂。闪烁效应不会随阈值增加而单调增强，而是残余能量与残余奇异向量时间变化之间的平衡；当移除更多奇异值时，这种效应可能反而不那么明显。

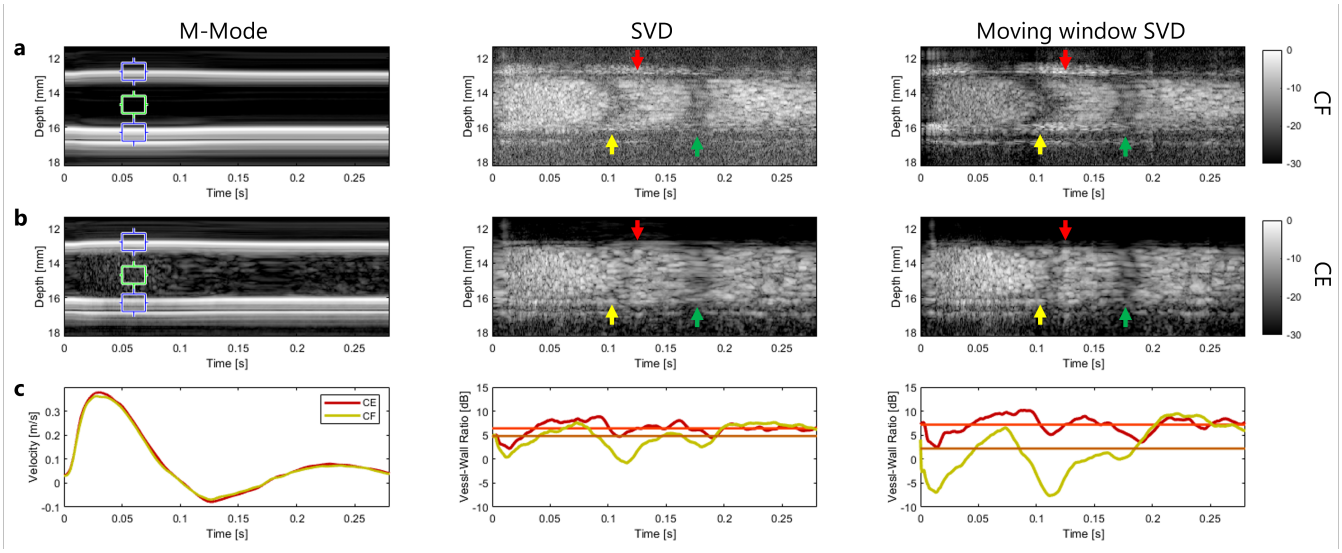


图7. 通过滑动窗口奇异值分解减轻兔主动脉中的闪烁伪影。（a）常规无造影剂采集。（b）对比增强采集。（c）速度波形和血管壁比值。红色箭头表示血管壁的强度变化。黄色和绿色箭头显示血流速度变化如何影响SVD抑制杂波的能力。在反向流和净零流区域，血流信号逐渐减弱。

移除最初的奇异值会伴随更强的闪烁，但继续移除会降低整体能量，因而也会降低振荡幅度（图1e）。在实际情况下，重影和分裂最有可能出现在慢流以及流动方向发生变化的情况下（图6）。无论原始数据集是复数射频数据、对数压缩数据还是简单的图像数据，结果都没有差异。这表明，伪影是由SVD滤波器造成的，与所分析数据的类型无关。

仿真和实验结果分别呈现了闪烁、重影和分裂伪影的不同表现形式。使用 SVD 作为杂波滤波器时，闪烁是最常见的伪影。值得注意的是，原始数据中并不存在局部或整体强度在时间和空间上的变化。这些变化并不代表生理信息，但可能由生理因素引起，例如图 5 所示的主动脉周期性扩张。必须注意这一点，以避免误解数据；例如，滤波后数据集中微泡强度的变化可能会被错误地认为是其对超声发射的共振响应，而实际上二者处于不同的时间尺度上。当信号较强且稀疏时，例如对图 3 和 6 所示的对比增强 B 模式数据进行滤波时，重影和分裂伪影最为明显。SVD 作为杂波滤波器的效果取决于额外的成像参数，例如帧率、堆栈大小、视野或组织运动。移动窗口奇异值分解或分块奇异值分解等伪影缓解策略 [28]可以减少伪影，但在其他参数固定的情况下，可能会对最终图像产生不良影响。值得注意的是，对比增强成像中观察到的伪影（三种伪影均有）不同于无造影剂采集中观察到的伪影（主要是闪烁）。组织与流动信号分离不完善，以及对组织域的高估或低估，都可能导致这些伪影。如果初始血流信号非常强，例如微泡具有很高的信号强度

在对比增强成像中，使用 SVD 作为杂波滤波器可能会不必要地引入伪影。其他滤波技术可能更为合适。使用 SVD 杂波滤波器降低数据集中的噪声时，可能会改变最终图像的形状，如图 3 所示。正确估计杂波域至关重要，但这并非易事。最后必须指出，SVD 滤波与对原始数据进行任何部分投影一样，都可能引入伪影；但迄今为止，基于奇异值分解的滤波仍然是现有的最佳杂波滤波器之一，这也解释了其被合理采用的原因。

未评估所引入伪影对近壁流速度梯度测量或超分辨率成像定位数量的影响。然而，如图5、图3 和图6 所示，局部图像强度及其分布的变化表明，SVD滤波器可能会改变这些指标 [10], [27]。在超定位成像过程中，假定每个独立微泡在采集时间内具有相似的散射特性。通过多个帧识别单个微泡的信号，并将其与源自噪声和多个微泡的信号区分开来 [29]。SVD滤波器导致的重影和信号分裂（图6）会改变信号的形状，并可能导致误识别。同样，强度的大幅快速变化会影响基于互相关的超声图像测速算法（图5）。慢流期间流动区域的逐渐减弱（图7）以及无造影剂采集中的区域强度大幅变化表明，在心动周期的这些时段，近壁流的准确测量受到限制 [30]。

有人认为，SVD杂波滤波器产生的闪烁伪影可归因于所使用的截止点过低 [18]。然而，图5显示，在某些存在运动的情况下，闪烁无法消除。SVD 杂波滤波后，而非滤波前，两个示例中的区域均出现了强度的周期性尖峰。在图5 b中，这些振荡与心动周期相关，峰值

强度出现在收缩期峰值，此时血管运动也达到最大值。无论截止值是否高于奇异值12，重建图像的平均强度均以3赫兹的频率变化，与运动频率相对应。提高截止点会使图像波动不那么明显，但无法消除闪烁，并会降低对比度组织比。为减少闪烁伪影，可将采集划分为多个空间区域[28] 和流速及组织运动变化较小的时间分段，如图7 b所示。对于微血管血流，速度通常更加恒定。然而，由呼吸、肠道运动或抽动引起的大范围运动，以及相对较长的采集时间，可能产生类似影响（图5c和d）。组织运动可能难以校正，但估计运动可以减少重影和分裂伪影（图6）。MoCo还改变了被抑制的微泡的相对数量和亚群。

本研究的一个局限是所选数据集经过了精选。使用奇异值分解时，伪影并非总是可见。所给示例经过专门挑选，以便在说明时最大限度地呈现伪影的视觉效果。然而，在实际应用中，误用奇异值分解作为杂波滤波器的情况并不少见。与大多数滤波器相比，将奇异值分解用作杂波滤波器时，更需要合适的成像流程，例如从高帧率采集到采集后运动校正。无论设置如何，基于奇异值分解的杂波滤波都会提高信噪比，因此用户很容易忽略或误解文中所示的伪影。

流速（图 1 和 7）、散射体分布（图 2、3 和 6）、成像与滤波参数的选择（图 4）、滤波截止点（图 3）以及运动（图 5）都会影响奇异值分解伪影的产生及其程度。使用对比增强数据时，通常会出现重影和分裂伪影。虽然流动的时空特征（如流速、搏动性和微泡分布）无法改变，但可以调整成像参数和滤波设置。图 3 显示，信号幅度和形状并非所有变化都能归为伪影，它们也可能只是奇异值分解作为杂波滤波器所产生的效果。阈值的微小变化就可能导致最终图像的外观发生很大差异。最后，可以对减轻奇异值分解杂波伪影作出一项较为宽泛的概括：较低的截止值会降低出现重影和目标分裂的风险，但可能增加闪烁伪影；较高的截止阈值会减少闪烁现象，但代价是信噪比下降，并且可能导致重影和分裂。滤波伪影并非基于奇异值分解的杂波抑制所独有；选择杂波抑制方法时，应考虑指定的应用场景、是否使用造影剂及其利弊、所需帧率，以及成像区域的时空特性。

V. 结论

我们展示了基于奇异值分解的杂波滤波所导致的闪烁、重影和分裂伪影，并研究了其潜在原因及影响因素。然而，作为杂波滤波器，奇异值分解仍然是一项强大的技术，其潜在优势尚未得到充分发挥。

致谢

本研究部分获工程与物理科学研究委员会（EPSRC）项目资助，项目编号为 EP/T008970/1 和 EP/N026942/1；同时获 EPSRC 影响加速账户项目资助，项目编号为 EP/R511547/1；国家卫生研究院 i4i 项目资助，项目编号为 NIHR200972；以及英国心脏基金会项目资助，项目编号为 PG/18/48/33832。

参考文献

[1] P. R. Hoskins，使用多普勒超声测量血流速度及相关量的综述。《机械工程师学会会刊》H辑：《医学工程杂志》，第 213 5 391 400, 1999 卷（），第–页。Y.O. Yildiz、R.J. Eckersley、R. Senior、A.K.P. Lim、D. Cosgrove、M-X. Tang，“颈动脉对比增强超声成像中非线性传播伪影的校正：方法与体外评估”，载于《超声医学与生物学》，第 41 7 1938 1947, 2015 卷（）：第-页。J. Zhu、S. Lin、C. H. Leow、E.M. Rowland、K. Riemer、S. Harput、P.D. Weinberg、M-X. Tang，“慢速淋巴流的高帧率超声造影成像：超声压力和流速对气泡破裂及图像持久性的影响”，载于《超声医学与生物学》，第 45 9 2456 2470, 2019 卷（）：第-页。A. Fort、C. Manfredi 和 S. Rocchi，“用于多普勒超声信号时频分析的基于自适应奇异值分解的自回归模型阶数确定”，《超声医学与生物学》，第21(6)卷：第793-805页，1995[5] S. Bjaerum、H. Torp 和 K. Kristoffersen，“适用于组织运动的超声彩色血流成像杂波滤波器”，载于 IEEE《超声学、铁电体与频率控制学报》，第49(6)卷：第 693 704, 2002 -页。D.E. Kruse 和 K.W. Ferrara，“一种采用基于特征分解的自适应滤波器进行杂波抑制的新型高分辨率彩色血流系统”，载于 IEEE《超声学、铁电体与频率控制学报》，第 49 10 1384 1399, 2002 卷（）：第-页。J. Mamou 和 J.A. Ketterling，“利用超声造影剂的奇异值分解进行次谐波分析”，《美国声学学会杂志》，第 125 6 4078 91, 2009 卷（）：第-页。C. Demene、T. Deffieux、M. Pernot、B-F. Osmanski、V. Biran、J-L. Gennisson、L-A. Sieu、A. Bergel、S. Franqui、J-M. Correas、I. Cohen、O. Baud、M. Tanter，“超快超声数据的时空杂波滤波显著提高了多普勒和功能性超声敏感性”，载于 IEEE《医学成像学报》，第 34 11 2271 2285, 2015 卷（）：第-页。B. Arnal、J. Baranger、C. Demene、M. Tanter、M. Pernot，“运动器官中的体内实时空化成像”，载于《医学与生物学物理学》，第 62 3 843 857, 2017 卷（）：第-页。P. Geunyong、S. Yeo、J.J. Lee、C. Yoon、H-W. Koh、H. Lim、Y. Kim、H. Shim、Y. Yoo，“基于频谱分析的超声彩色多普勒成像新型自适应杂波抑制方法：仿体和体内腹部研究”，载于 IEEE《生物医学工程学报》，第61(1)卷：第 55 63, 2014 -页。C. Errico、J. Pierre、S. Pezet、Y. Desailly、Z. Lenkei、O. Couture 和 M. Tanter，“用于深层超分辨率血管成像的超快超声定位显微术”，载于《自然》，第527(7579)卷：第499-502页，2015[12] C. Errico、B-F. Osmanski、S. Pezet、O. Couture、Z. Lenkei、M. Tanter，“利用微气泡增强超灵敏多普勒进行经颅脑功能性超声成像”，载于《神经影像》，第124卷A辑：第 752 761, 2016 -页。F. Lin、S.E. Shelton、D. Esp´ındola、J.D. Rojas、G. Pinton 和 P.A. Dayton，“用于识别肿瘤血管生成微血管形态特征的三维超声定位显微术，其分辨率超越常规超声的衍射极限”，载于《治疗学》，第 7 1 196 204, 2017 卷（）：第-页。W-T. Kong、W-P. Wang、B-J. Huang、H. Ding、F. Mao，“超声造影中消退时间在鉴别肝细胞癌与具有相似血管模式的其他肝结节中的价值”，载于《胃肠病学与肝病学杂志》，第 29 3 576 580, 2014 卷（）：第-页。P. Likittanasombut、P. Reynolds、D. Meads、C. Tegeler，“多普勒法和彩色速度成像定量（CVI-Q）测量颈总动脉容积流量”，载于《神经影像学杂志》，第16(1)卷：第34-38页，2006

[16] C. Alfred 和 L. Lovstakken，“超声彩色血流成像的基于特征值的杂波滤波器设计：综述”，载于 IEEE《超声学、铁电体与频率控制学报》，第57(5)卷：第1096-1111，2010 页。F.W. Mauldin Jr.、D. Lin 和 J.A. Hossack，“奇异值滤波器：用于医学超声成像中基于主成分分析的信号分离的一般滤波器设计策略”，载于 IEEE《医学成像学报》，第 30 11 1951 64, 2011 卷（）：第-[17] 页。J. Baranger、B. Arnal、F. Perren、O. Baud、M. Tanter、C. Demene，“利用空间奇异向量相似性进行超快多普勒成像的自适应时空 SVD 杂波滤波”，载于 IEEE《医学成像学报》，第 37, 7, 1574 1586, 2018 卷第期：第-页。[18] Gerbrands, J.J.，“关于 SVD、KLT 和 PCA 之间关系的研究。模式识别”，载于《模式识别》，第14卷，第I6期，第375-381，1981 页。[19] Ray, W. 和 R. Driver，“平稳随机过程的 Karhunen-Loeve 级数表示的进一步分解”，载于 IEEE《信息论学报》，第 16 6 663 668, 1970 卷（）：第-[20] 页。K.R. Rao 和 P.C. Yip，“变换与数据压缩手册”，博卡拉顿：CRC出版社有限责任公司，2001。[21] B.E. Treeby、J. Jaros、A.P. Rendell、B. T. Cox，“采用 k 空间伪谱法模拟非均匀介质中具有幂律吸收的非线性超声传播”，载于《美国声学学会杂志》，第 131 6 4324 4336, 2012 卷（）：第-页。[22] Brown, J.、K. Christensen-Jeffries、S. Harput、G. Zhang、J. Zhu、C.D.、M-X. Tang、R.J. Eckersley，“微泡检测方法在微血管系统超分辨率成像中的研究”，载于 IEEE《超声学、铁电体与频率控制学报》，第 66 4 676 691, 2019 卷（）：第-页。[23] Montaldo, G.、M. Tanter、J. Bercoff、N. Benech、M. Fink，“用于超高帧率超声检查和瞬时弹性成像的相干平面波复合”，载于 IEEE《超声学、铁电体与频率控制学报》，第 56 3 489 506, 2009 卷（）：第-页。[24] Madsen, E.L.、G.R. Frank 和 F. Dong，“低散射液体或固体超声组织仿生材料”，载于《超声医学与生物学》，第 24 4 535 542, 1998 卷（）：第-页。[25] Lin, S.、G. Zhang、C.H. Leow、M-X. Tang，“微通道限制对超声相变造影剂声学汽化的影响”，载于《医学与生物学物理学》，第62(17)卷：第6884页，2017[26] Y. Desailly、A-M. Tissier、J-M. Correas、F. Wintzenrieth、M. Tanter、O. Couture，“通过对超快图像进行实时空时滤波实现超声造影”，载于《医学与生物学物理学》，第 62 1 31, 2016 卷（）：第-页。[27] P. Song、A. Manduca、J. D. Trzasko 和 S. Chen，“采用分块自适应局部杂波滤波的小血管超声成像”，载于 IEEE《医学成像学报》，第36卷，第1期，第251-262页，2017[28] K. Christensen-Jeffries、R. J. Browning、M. Tang、C. Dunsby 和 R. J. Eckersley，“利用微泡进行体内声学超分辨率成像和超分辨率速度映射”，载于 IEEE《医学成像学报》，第 34, 2, 433 440, 2015 卷第期：第-页。[29] K. Riemer、E.M. Rowland、J. Broughton-Venner、C.H. Leow、M-X. Tang、P.D. Weinberg，“利用超声图像测速对兔主动脉进行无造影剂血流和壁面剪切应力评估”，载于《超声医学与生物学》，第48卷，第3期，第 437 449, 2022 -页。[30] B. Heiles、A. Chavignon、V. Hingot、P. Lopeze、E. Teston、O. Couture，“超声定位显微术微泡定位算法的性能基准测试”，载于《自然·生物医学工程》，2022[31] M. Bruce、A. Hannah、R. Hammond、Z.Z. Khaing、C. Tremblay-Darveau、P.N. Burns、C.P. Hofstetter，“血流的高频非线性多普勒超声造影成像”，载于 IEEE《超声学、铁电体与频率控制学报》，第 67, 9, 1776 1784, 2020 卷第期：第-页。[32] K. Riemer、E.M. Leow、M.X. Tang、P.D. Weinberg，“利用超声造影图像测速确定兔主动脉体内血流动力学壁面剪切应力”，载于《生物医学工程年鉴》，第 48, 6, 1728 1739, 2020 卷第期：第-页。[33] G. S. Alberti、H. Ammari、F. Romero、T. Wintz，“超快超声成像的数学分析”，载于《应用数学学会期刊》，第 77, 1, 1 25, 2017 卷第期：第-页。[34] P. Song、J. D. Trzasko、A. Manduca、B. Qiang、R. Kadirvel、D. F. Kallmes、S. Chen，“结合随机奇异值分解和随机空间下采样的加速基于奇异值的超声血流杂波滤波”，载于 IEEE《超声、铁电与频率控制》，第 64 卷，第 4 期，页码 706 716, 2017 - S. A. Waraich、A. Chee、D. Xiao、B. Y. S. Yiu、A. Yu，《使用三维聚类算法对超声多普勒成像进行自动 SVD 杂波滤波》，载于《图像分析与识别》。ICIAR 2019。《计算机科学讲义》，第 11663, 473 483, 2019 卷，页码 - M-X. Tang、R.J. Eckersley，《超声在微泡造影剂中的非线性传播及其对成像的影响》，载于 IEEE《超声学、铁电体与频率控制学报》，第 53, 12, 2406 2415, 2006 卷，第 期，页码 - M. Lerendegui、K. Riemer、B. Wang、C. Dunsby、M-X. Tang，《BUbble Flow Field：用于评估超声定位显微成像算法的仿真框架》，载于 arXiv: 2211 00754, 2022 。G. Wahyulaksana、L. Wei、J. Schoormans、J. Voorneveld、A. F. W. van der Steen、N. de Jong、H. J. Vos，《快速组织运动期间用于小血管造影成像的独立成分分析滤波器》，载于 IEEE《超声学、铁电体与频率控制学报》，第 69, 7, 2282 2292, 2022 卷，第 期，页码 - K.A. Ozgun、B.C. Byram，《对孔径域数据进行多维杂波滤波以提高血流灵敏度》，载于 IEEE《超声学、铁电体与频率控制学报》，第 68 卷，第 8 期，页码 2645-2656，2021 年