

# 一种基于Casorati-奇异值分解的超快平面波超声多普勒 自适应时空域杂波抑制算法

徐依雯<sup>①</sup> 杨晨<sup>②③</sup> 徐杰<sup>②④</sup> 焦阳<sup>\*②</sup> 崔峭峒<sup>②</sup>

<sup>①</sup>(苏州国科昂卓医疗科技有限公司 苏州 215163)

<sup>②</sup>(中国科学院苏州生物医学工程技术研究所 苏州 215163)

<sup>③</sup>(中国科学技术大学电信学院 合肥 230031)

<sup>④</sup>(复旦大学工程与应用技术研究院 上海 200433)

**摘要:** 超快超声平面波成像技术实现了超声的高帧频大视野同步采集, 捕捉到更多有效原始信息, 而传统滤波器在处理这种大视野数据方面有诸多不足。该文基于Casorati奇异值分解(Casorati-SVD)技术提出一种改进的自适应杂波抑制算法: 首先, 选取一个区域的原始平面波数据构建Casorati数据矩阵并进行奇异值分解; 其次, 根据分解后分量的多普勒频率和能量自适应匹配合适的滤波截止参数, 抑制组织杂波和噪声并提取血流信号; 最后, 对每个区域重复前面的步骤并统计所有输出获取最终图像。该文分别在仿体、人体手臂动脉和家兔脑血流的回波信号上验证该算法抑制杂波的能力, 这些实验结果表明, 相比全局Casorati奇异值分解滤波器, 这种改进的分区域自适应滤波算法将信噪比(SNR)提高4.4%~50%, 对比信噪比(CNR)提高4.7%~55.9%。该技术实现了多普勒血流成像的空间自适应滤波, 对临床血流成像的发展有重要意义。

**关键词:** 超快超声平面波; 功率多普勒; Casorati奇异值分解; 自适应杂波抑制

中图分类号: TN911.7; R445.1

文献标识码: A

文章编号: 1009-5896(2021)08-2334-09

DOI: 10.11999/JEIT200618

## Adaptive Spatiotemporal Clutter Rejection Based on Casorati-Singular Value Decomposition for Ultrafast Plane-wave Doppler Imaging

XU Yiwen<sup>①</sup> YANG Chen<sup>②③</sup> XU Jie<sup>②④</sup> JIAO Yang<sup>②</sup> CUI Yaoyao<sup>②</sup>

<sup>①</sup>(Suzhou GuoKe Ultra Medical Technology Co. Ltd, Suzhou 215163, China)

<sup>②</sup>(Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology,  
Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215163, China)

<sup>③</sup>(Department of Electronic Engineering and Information Science, University of Science and  
Technology of China, Hefei 230031, China)

<sup>④</sup>(Academy for Engineering and Technology, Fudan University, Shanghai 200433, China)

**Abstract:** By using compounded plane wave, it enables the high-frame-rate acquisition of synchronous ultrasonic samples in the all field of view. However, classical clutter filters fail to deal with these big synchronous imaging datasets. In this study, an improved adaptive clutter rejection algorithm based on Casorati Singular Value Decomposition (Casorati-SVD) is proposed to take full advantage of synchronous datasets. The first step is to construct a Casorati matrix based on a block of plane-wave data and perform singular value decomposition on this Casorati matrix. Then the key point is to adaptively determine the cutoff thresholds according to Doppler frequency and energy of component signals and the blood flow signal is extracted through auto-generated filter. Finally, adaptive SVD filtering on each block is performed and the final flow signals are reconstructed from all blocks. To assess its ability in noise suppression, the proposed method is applied to blood flow echos obtained from phantom, arm artery and rabbit brain. These results demonstrate

收稿日期: 2020-07-24; 改回日期: 2021-03-19; 网络出版: 2021-04-13

\*通信作者: 焦阳 jiaoy@sibet.ac.cn

基金项目: 国家自然科学基金(51805529), 江苏省重点研发计划(BE2017601, BE2017661)

Foundation Items: The National Natural Science Foundation of China (51805529); Jiangsu Provincial Key Research and Development Plan (BE2017601, BE2017661)

the improved method has 4.4% to 50% higher Signal-to-Noise-Ratio (SNR) and 4.7% to 55.9% Contrast-to-Noise-Ratio (CNR) than conventional Casorati-SVD methods. In conclusion, this method realizes spatial adaptive filtering and can be significant for development of clinical blood flow imaging.

**Key words:** Ultrafast ultrasound plane wave; Power Doppler; Casorati Singular Value Decomposition (SVD); Adaptive clutter suppression

## 1 引言

超声多普勒是经典的血流分析工具,因无害性、实时性、高性价比等优势得到广泛运用,对血液动力学研究及临床医学均有非常重要的意义<sup>[1-3]</sup>。杂波抑制是超声多普勒成像的重要一环,由静止或慢动组织产生的杂波是图像伪影的主要成因,该领域许多工作都围绕更高效更精准的杂波滤波器展开<sup>[4-7]</sup>。

最经典的杂波抑制技术是高通滤波,如无限脉冲响应(Infinite Impulse Response, IIR)滤波器和有限脉冲响应(Finite Impulse Response, FIR)滤波器<sup>[4,6,7]</sup>。在早期的硬件水平限制下,2维超声图像经聚焦声束逐列扫描拼接获得,导致传统超声血流图像视野狭小且时间分辨率低,基于组织与血流信号频谱不重叠的假设,抑制杂波时通常只针对低频组织信号(如图1所示)<sup>[4]</sup>。然而研究表明,组织和血流信号的频谱有重叠部分,尤其当两者运动速度相近时(脑部与心脏处),经典高通滤波器难以提取血流信号<sup>[8-11]</sup>。1996年Allam等人首提特征估计滤波器(Eigen-based filters)<sup>[12]</sup>,此后在特征估计基础上发展出许多杂波抑制方法,如Hankel-奇异值分解法(Hankel Singular Value Decomposition, Hankel-SVD),利用杂波强度通常比血流信号强度高40~100 dB的原理,通过舍弃信号主要成分来实现杂波抑制<sup>[12-15]</sup>,对不同输入有特异性输出,具有空间适应能力。此类方法需逐点构建慢时信息矩阵,对数据量和信号平稳性要求较高,不仅运算量大,而且在低速血流、高速组织运动或噪声干扰较强的条件下滤波效果不佳。以上两类经典滤波器,只利用超声回波中单点的慢时维度信息,又称时间域滤波器<sup>[11]</sup>。

复合平面波成像技术的发展,设备运算能力的

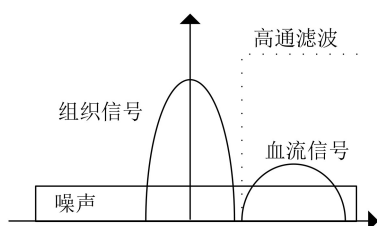


图1 理想高通滤波器示意图

升级,使高帧频宽视野2维超声信号同步采集成为现实<sup>[16]</sup>,平面波提供了丰富的2维空间信息<sup>[17-20]</sup>,是对慢时信息的重要补充,与多普勒相结合,对低速微血流非常敏感,因此平面波多普勒非常适用于观察血流速度低、组织和血管分布错综复杂的脑部<sup>[21]</sup>。2015年Demené等人<sup>[11]</sup>提出了经典Casorati奇异值分解(Casorati Singular Value Decomposition, Casorati-SVD)滤波算法,结合了超快复合平面波提供的空间信息和特征提取算法的空间适应性优势,极大地提高了超声多普勒对微血流的灵敏度,为许多新型应用研究提供了技术支持<sup>[22-25]</sup>。该算法的缺点在于滤波截止参数为固定经验值,改变成像目标后调整参数优化图像的工作量较大。2017年Song等人<sup>[26]</sup>提出一种基于Casorati-SVD的分区域自适应局部杂波滤波器(Block-wise Adaptive Local Clutter Filtering, BALCF),分析奇异值变化趋势设置阈值,该算法对不同图像有较好的自适应性,缺点在于阈值选取标准单一,像素值易发生“跳变”导致图像失真。2017年Arnal等人<sup>[27,28]</sup>也提出一些利用空间相关性的Casorati-SVD改进算法,通过遍历所有滤波系数选出空间相关指数最高的组合进行成像,运算量较大,牺牲时间分辨率来换取图像质量的提升。

本文在Casorati-SVD基础上提出一种改进的自适应杂波抑制算法Casorati奇异值分解-频率与能量分析法(Casorati-Singular Value Decomposition-Frequency & Energy, Casorati-SVD-F&E),基于奇异向量频谱和能量特征两个标准自适应提取血流信号,并结合分区域滤波算法进一步优化抑噪效果。本文利用仿体、人体、动物上采得的不同回波数据验证该方法的滤波效果,在不同的实验中,本算法均对图像信噪比有明显的提升效果。

## 2 Casorati-SVD-F&E的原理与实现

### 2.1 经典Casorati-SVD壁滤波

SVD算法将其所作用的分解数据矩阵分解成有限个分量,并将分量从主到次排序,选择合适分量重构则可提取目标分量所含信息<sup>[11]</sup>。经典的Hankle-SVD方法,利用单点慢时信号构建Hankle数据矩阵,因此Hankle-SVD只提取了慢时信号所包含的时间域信息<sup>[14]</sup>,这也是传统扫描模式

的局限——2维空间数据不同步，难以利用空间信息<sup>[4]</sup>。

超快平面波技术提供的2维空间同步射频 (Radio Frequency, RF)数据包含了可用的空间信息<sup>[11]</sup>，从取一组RF数据中25个相邻点的慢时信号，做低通和高通处理得到低频组织信号和高频血流信号，分别计算自相关性，如图2所示。高频血流信号相关系数普遍偏低，说明相邻位置的血流信号几乎没有相关性；而低频组织信号的相关系数普遍较高，

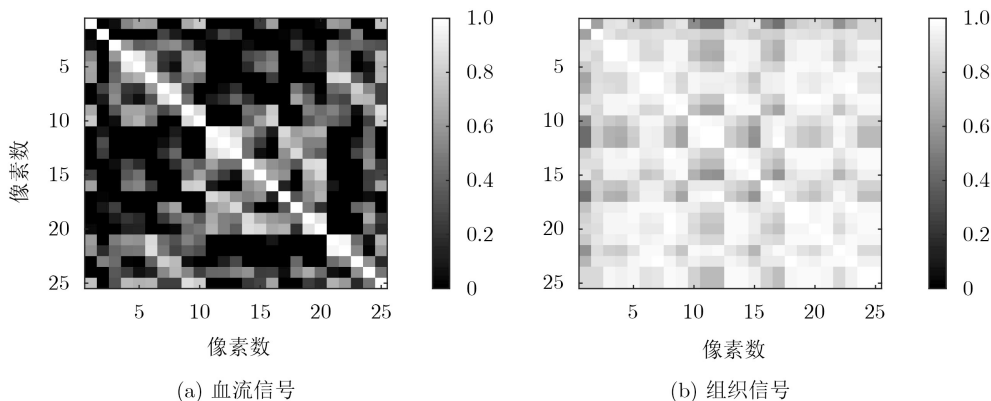


图2 相邻25个像素点慢时信号相关矩阵

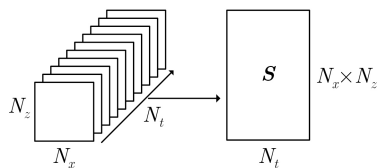


图3 Casorati数据矩阵重构

$$\mathbf{S} = \mathbf{U} \Delta \mathbf{V}^* \quad (1)$$

其中， $\Delta$ 为奇异值矩阵， $\mathbf{U}$ 为空间奇异向量矩阵， $\mathbf{V}$ 为时间奇异向量矩阵。根据SVD特性及矩阵变换理论， $\mathbf{S}$ 又可表示为加权信号分量之和，如式(2)所示，每个信号分量包含权重即奇异值 $\lambda_i$ ，空间奇异向量 $\mathbf{U}_i$ ，以及调制 $\mathbf{U}_i$ 的时间奇异向量 $\mathbf{V}_i$

$$\mathbf{S} = \sum_{i=1}^{\text{rank}(\mathbf{S})} \lambda_i \cdot \mathbf{U}_i \mathbf{V}_i \quad (2)$$

$$\mathbf{S}^f = \mathbf{U} (\Delta \mathbf{I}^f) \mathbf{V}^* \quad (3)$$

奇异值标志信号分量能量大小，阶数 $i$ 越小奇异值越大，因此高强度组织分量集中于低阶奇异向量，低强度噪声分量集中于高阶奇异向量，如图4所示，利用这一分布特性，设计带通滤波矩阵 $\mathbf{I}^f$ 可实现对血流信号的提取，如式(3)所示。

## 2.2 Casorati-SVD-F&E自适应壁滤波

良好的成像效果需要合适的滤波系数配合，为了更好地抑制杂波，须准确分离属于杂波的信号分

说明相邻位置的组织信号具有显著的相似性，图2表明了空间信息特性。

Casorati数据矩阵是一种同时利用空间和时间信息的数据矩阵，适用于平面波技术，其构建方法如图3所示，每帧同步空间数据变形成矩阵 $\mathbf{S}$ 的一列，因此矩阵 $\mathbf{S}$ 同时包含空间信息和时间信息。

将原始数据变形成Casorati矩阵 $\mathbf{S}$ 后，对 $\mathbf{S}$ 进行奇异值分解<sup>[11]</sup>，将 $\mathbf{S}$ 分解成3个矩阵乘积的表示形式，分解过程如式(1)所示

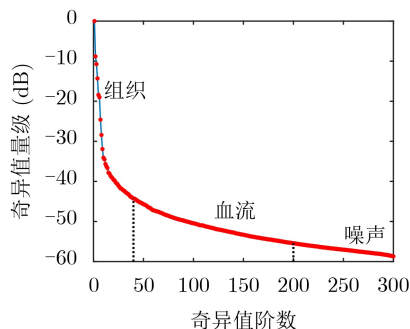


图4 SVD奇异值分布示意图

量，本文在Casorati-SVD的基础上，提出一种自适应分离组织杂波和高频噪声的算法，分别从平均多普勒频率和信号分量能量两个角度出发，计算带通滤波矩阵的截止滤波参数。

### 2.2.1 频谱分析法设计低阶阈值抑制组织杂波

组织信号具有强度高而时变频率低的特点，利用多普勒频移的不同区分组织信号与血流信号十分有效。对一组数据做Casorati-SVD分解后，得到奇异值降序排列的时间奇异向量，主要包含原始数据中的慢时信息，对时间奇异向量做谱分析如图5所示，随着阶数 $i$ 增大，多普勒频率向高频移动，因此分析多普勒频率计算阈值，能有效抑制低频组织杂波且保证该阈值具有很强的普适性，平均多普勒频率计算方法为

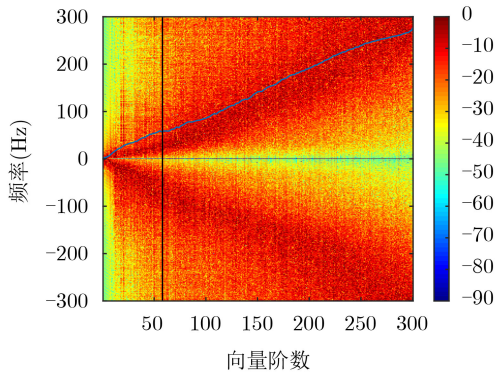


图5 时间奇异向量频谱图

$$f_{D_i} = \frac{\int f |V_{B_i}^2(f)| df}{\int |V_{B_i}^2(f)| df} \quad (4)$$

其中,  $|V_{B_i}^2(f)|$  为第  $i$  阶时间奇异向量  $V_{B_i}$  的功率谱, 根据平均频率定义可计算第  $i$  阶平均多普勒频率  $f_{D_i}$ , 图5中蓝色曲线为平均多普勒频率曲线, 以高通滤波去除多普勒频率低于70 Hz的信号分量, 即可分离大部分组织产生的杂波信号。

### 2.2.2 能量分析法设计高阶阈值分离高频噪声

高频噪声常与血流信号混合, 区别在于不同分量中两者占比不同。在有效探测区域内, 血流信号的能量应强于噪声信号, 因此, 以奇异值均值为阈值, 奇异值高于阈值的分量视为血流分量, 奇异值低于阈值的视为噪声分量。以此方法选出的高阈值, 在大部分图像中都能较好地抑制高频噪声, 但是在深度深、噪声大的区域, 噪声占比明显提高, 此时需要依据噪声强度对阈值进行校正: 当高阈值过高时, 从当前高阈值向低阶检索, 直至两阈值之差能满足预设的要求, 阈值差可根据成像目标调整, 这种高阈值校正方法在实际应用中更加合理。

### 2.2.3 分区域滑动滤波算法

线阵平面波所成图像视野较大, 浅表和深层区域噪声水平不同, 如全图统一滤波, 则对不同噪声无法取得最佳抑制效果, 而分区域滤波方法在处理局部噪声方面优势明显。因此采用分区域算法, 对不同深度不同噪声水平的区域自适应滤波, 取得更精准的抑噪效果。分区域滤波方法如图6所示。

由于不同滤波区域有重叠, 最终血流图像上某一位置  $(x, z)$  处的像素值  $P(x, z)$  由该位置在所有区域血流图像中的像素均值来表征, 式(5)中  $N$  表示包含  $(x, z)$  的滤波区域数量,  $P_n(x, z)$  ( $n = 1 \sim N$ ) 表示某一个滤波区域输出图像中  $(x, z)$  位置的像素值

$$P(x, z) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N P_n(x, z) \quad (5)$$

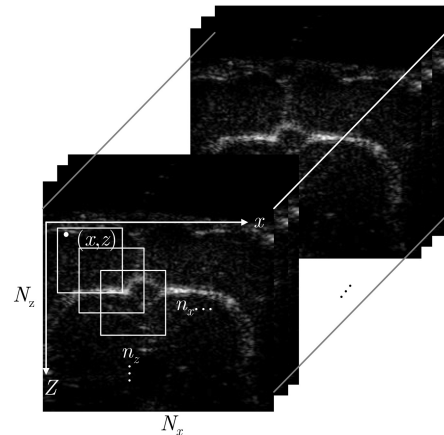


图6 分区域滤波方法示意图

权衡滤波效果和整体运算量, 选择合适的滤波区域参数(分区大小和重叠率), 噪声抑制效果会有明显提升。

### 2.2.4 滤波效果评估方法

不同的壁滤波器在同一组数据上能表现出不同的杂波抑制效果, 为评判算法效果的方法, 除了以人眼对图像进行主观评价外, 还需以客观的指标来定量分析抑噪效果: 常用指标有信噪比(Signal-to-Noise Ratio, SNR)和对比信噪比(Contrast-to-Noise Ratio, CNR)。SNR和CNR分别由式(6)、式(7)计算得出, 其中,  $\bar{s}_{\text{blood}}$  为平均血流信号,  $\sigma_{\text{noise}}$  为噪声标准差,  $\bar{s}_{\text{tissue}}$  为血管周边背景组织信号均值

$$\text{SNR} = \frac{\bar{s}_{\text{blood}}}{\sigma_{\text{noise}}} \quad (6)$$

$$\text{CNR} = \frac{\bar{s}_{\text{blood}} - \bar{s}_{\text{tissue}}}{\sigma_{\text{noise}}} \quad (7)$$

## 3 实验系统及测量结果

为验证SVD-F&E自适应壁滤波算法的杂波抑制效果, 利用超快速平面波发射接收平台美国Verasonics公司的Le64数据采集系统, 分别在仿体、手臂动脉和家兔脑部采集回波数据, 其他数据处理过程一致, 选用不同的杂波抑制算法: 经典Casorati-SVD固定经验阈值算法(简称固定阈值法, fixed thresholds)、BALCF算法和本文的SVD-F&E算法进行滤波处理, 将3种算法的结果进行对比。

### 3.1 仿体实验

仿体实验结果如图7所示。图7(d)是仿体实验设置示意图, 水槽中倾斜放置一根外径3 mm, 内径2 mm的管子, 以注射泵推入抗凝牛血, 采用128阵元线阵探头L11-5v, 中心频率7.8 MHz, 图像帧率250 Hz采集一组2200帧平面波回波数据, 经

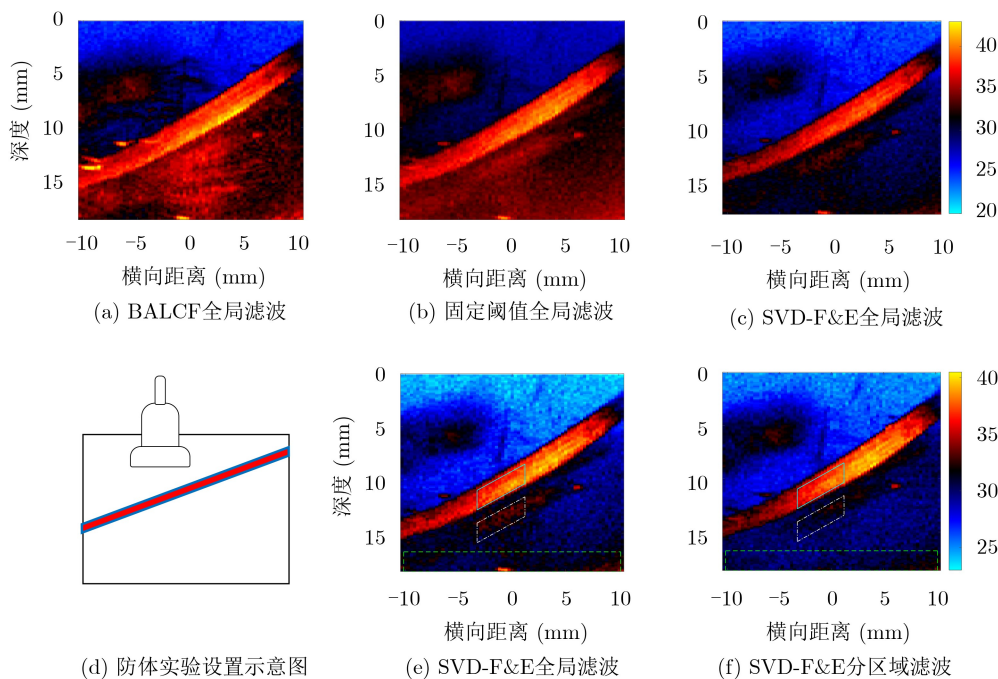


图7 仿体实验与功率多普勒图像

过波束合成、11角度复合、IQ解调和壁滤波处理，得到功率多普勒图像。

图7(a)—图7(c)分别是BALCF、固定阈值法和全局SVD-F&E全局滤波的结果，在同一颜色标尺下，SVD-F&E算法表现出更好的抑噪能力，但在管壁下方和底部，有些噪声仍然明显。相比经典算法BALCF和固定阈值法，分区域SVD-F&E自适应算法，缩减空间采样点数，提高局部区域内SVD分解精度，并优化截止阈值，可针对某些特定区域衰减局部噪声。SVD-F&E分区域滤波(图7(f))与全局滤波(图7(e))的结果相比(相同颜色标尺下)，底部噪声被更好地抑制(白色箭头指示处)。为计算SNR和CNR，选择图7(e)中的绿色虚线域计算 $\sigma_{\text{noise}}$ ，蓝色实线区计算 $\bar{S}_{\text{blood}}$ ，白色点划线区域计算 $\bar{S}_{\text{tissue}}$ 。全局滤波的SNR为39.2 dB，CNR为22.3 dB，采用分区域自适应滤波后，SNR提升为48.6 dB(提升24.0%)，CNR提升为32.6 dB(提升46.2%)。慢时采样点数远小于空间采样点数，全局SVD分解只能获取200组特征向量，无法从复杂的空间信息中区分血流与噪声。

### 3.2 人体手臂动脉实验

以手臂尺动脉为实验对象，采用128阵元线阵探头(vermon)如图8(e)所示，阵列平行于尺动脉延伸方向放置，以中心频率15 MHz，图像帧率500 Hz采集一组1750帧多角度平面波回波数据，经过波束合成、7角度复合、IQ解调和壁滤波处理，得到功率多普勒图像。

图8(a)—图8(c)分别为BALCF、固定阈值法和全局SVD-F&E滤波的结果，在相同颜色标尺下，图8(c)呈现的血管与周边对比更明显，但血流信号强度相对较弱，因为图像底部局部噪声的存在，自适应算法牺牲信号强度以削减噪声，图像全局滤波时噪声与血流信号的交错导致局部强噪声抑制效果较差，如图8(c)底部仍存在噪声残留(箭头指示处)。分区域自适应SVD-F&E滤波结果如图8(d)所示，底部噪声去除，血流信号得到保留，图像信噪比得到提升。为计算本图的SNR和CNR，选择图8(c)中的绿色虚线区计算 $\sigma_{\text{noise}}$ ，蓝色实线区计算 $\bar{S}_{\text{blood}}$ ，白色点划线区计算 $\bar{S}_{\text{tissue}}$ 。全局滤波的SNR为26.0 dB，CNR为21.5 dB，采用分区域自适应滤波后，SNR提升为39.0 dB(提升50.0%)，CNR提升为33.5 dB(提升55.9%)。

### 3.3 家兔大脑实验

以成年家兔大脑为实验对象，垂直兔脑中动脉放置探头如图9(d)所示，对兔脑冠状面进行成像。采用线阵128阵元线阵探头(vermon)，中心频率15 MHz，图像帧率800 Hz采集一组2100帧多角度平面波回波信号，经过波束合成、7角度复合、IQ解调和壁滤波处理，得到功率多普勒图像。

图9(a)—图9(c)分别为BALCF、固定阈值法和全局SVD-F&E滤波的结果，在相同颜色标尺下，BALCF的细小血管较清晰，但大血管处较模糊，因为这种算法对组织信号的处理能力较弱，对高频噪声抑制较强；经验固定阈值的小血管细节和大血

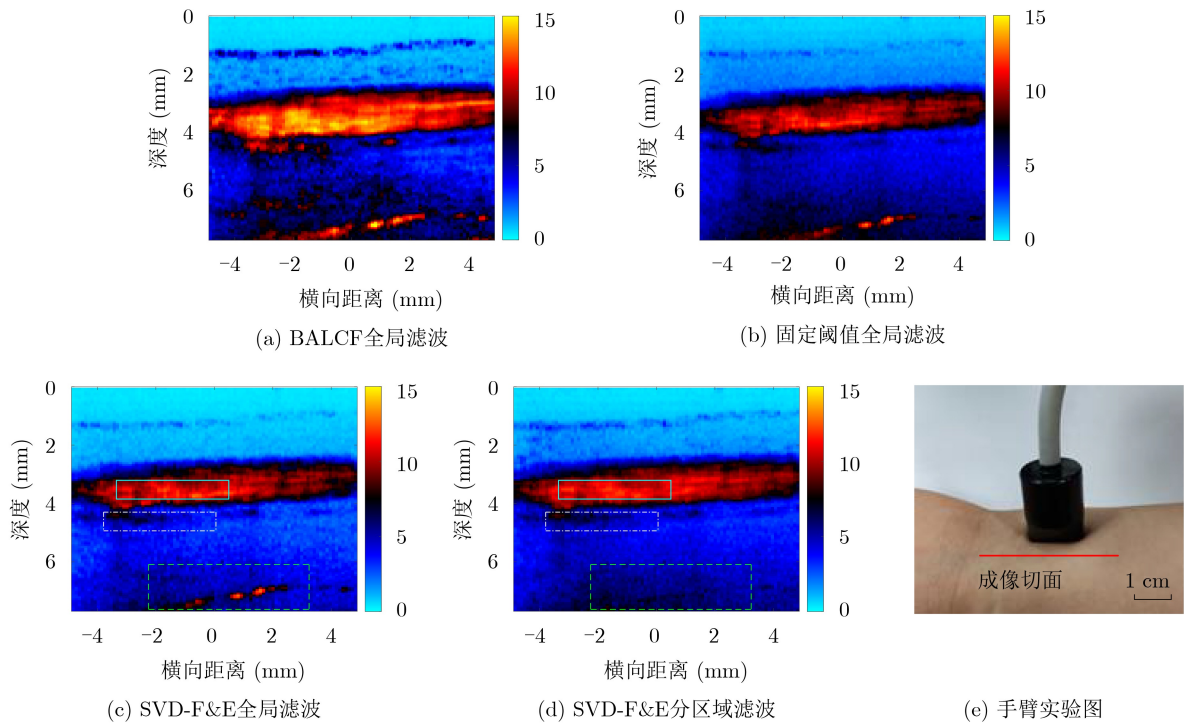


图8 手臂动脉实验与功率多普勒图像

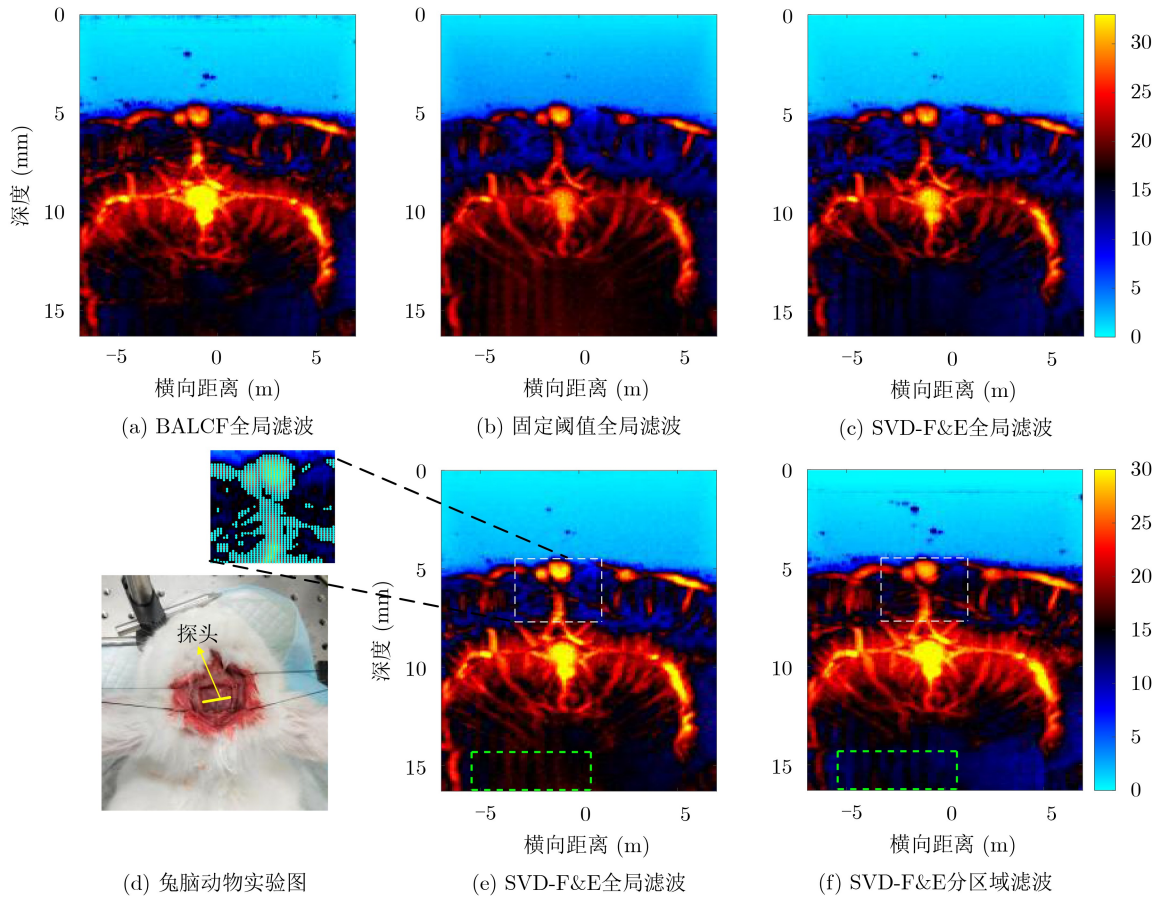


图9 家兔大脑功率多普勒图像

管都较清晰，但底部噪声明显，因为经验阈值往往对组织信号抑制更明显，而对噪声抑制较弱；全局

的SVD-F&E综合这两种方法的优势，一方面保留了清晰的大血管细枝，另一方面很好地抑制了全局

的高频噪声使底部噪声相对前两种方法更小,但衰减全局噪声的同时也削减了有效血流信号,导致图9(c)中皮质层细微血管不太清晰。将分区域SVD-F&E滤波算法应用于兔脑血流成像,如图9(e)—图9(f)所示,与同尺度下的全局SVD-F&E滤波相比,进一步减小了图像底部噪声,皮质层微血管更清晰。为计算本图的SNR和CNR,选择图9(e)中的绿色虚线区计算 $\sigma_{\text{noise}}$ ;为了重点观察算法对细节成像质量的提升效果,选择含细微血管的区域(白色虚线),将其中的血管区域选出以蓝色点标记,计算 $\bar{S}_{\text{blood}}$ ;而白色虚线圈内其他区域作为组织区域,计算 $\bar{S}_{\text{tissue}}$ 。全局滤波的SNR为35.5 dB, CNR为33.7 dB,采用分区域自适应滤波后,SNR提升为37.1 dB(提升4.4%), CNR提升为35.3 dB(提升4.7%)。

#### 4 讨论

将BALCF和固定阈值法,与Casorati-SVD-F&E的两种用法(全局滤波、分区域滤波)进行对比,做信噪比曲线图如图10所示,图10(a)—图10(c)分别描述仿体实验、人体手臂实验、兔脑实验中4种方法所处理图像的SNR和CNR。从CNR角度来看, SVD-F&E的全局滤波和分区域滤波相比BALCF和固定阈值两种方法均有不同程度的提升;从SNR角度来看,在仿体和手臂实验中,全局SVD-F&E比前两种方法略有不如,原因是全局滤波时,为抑制血管周边的局部高亮组织噪声,牺牲了部分血流信号,只考虑有效信号和噪声的信噪比SNR会略有下降,但因为抑制了组织噪声,对比信噪比CNR有所提升。通过分析第3节的3组实验,基于Casorati-SVD的分区域自适应-F&E杂波抑制算法,通过针对局部噪声区域采用最优化自适应参数滤波,减小了局部噪声,大幅提高了SNR和CNR。

分区域滑动滤波能大幅提高图像信噪比,也因计算量增大影响计算速度,因此不同应用场景需要选择合适的滤波区域参数,本文算法还可以通过调整单次滤波区域大小和滑动重叠比来满足不同的成像需求(成像速度和图像质量):单次滤波区域越大,计算量越小,成像越快,当单次滤波区域为图像全局时,成像速度很快,能满足实时成像的需求;单次滤波区域越小,重叠比越高,则图像质量提高,但相应的成像速度会下降。该算法有两个注意点:一是单次滤波区域不能太小,  $n_x \cdot n_z$ 需大于慢时方向帧数 $n_t$ ,若区域太小, SVD分解时数据量过小,导致SVD分解运算结果极不准确;二是滤波区域滑动重叠比一般不得小于50%,否则相邻区域滤波参数相差过大,导致邻近像素值阶跃,最终图像中出现“断层”现象。

本文提出的Casorati-SVD-F&E算法,通过多普勒频率和信号能量两个标准确定截止滤波参数,既具有对不同目标自适应调节的优点,又能根据经验修正滤波参数分析算法,提高了杂波抑制算法的普适性。算法不足之处有二,一是为抑制局部噪声所采用的分区域滤波极大地增加了运算代价,降低时间分辨率;二是分区域滤波要优化图像,滤波区域大小、重叠比等参数目前依赖经验设置,自适应滤波参数优化的工作量较大。下一步研究方向为滤波区域参数的优化,针对不同图像能更快地确定最优滤波区域参数,取得更佳滤波效果。

#### 5 结论

超快平面波技术发展迅速且应用前景广泛,基于平面波的多普勒血流成像也有很强的临床应用需求,面对成像速度和成像质量两方面的要求,利用Casorati数据矩阵实现的杂波抑制算法具有速度快、滤波效果好等优势。本文提出一种改进的自适

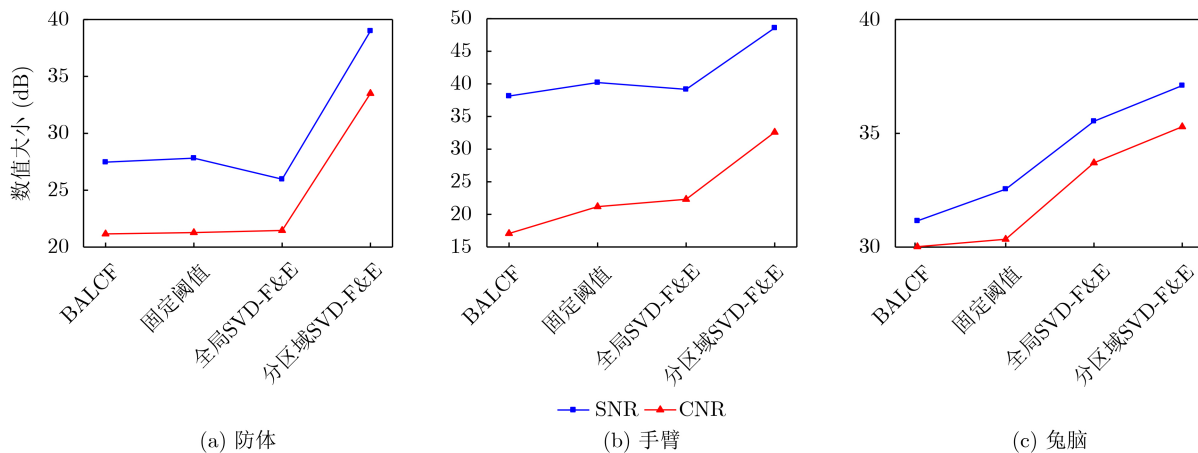


图10 信噪比曲线

应壁滤波算法Casorati-SVD-F&E,更充分地利用了平面波所提供的2维空间信息,并在不同目标(仿体、手臂动脉、家兔大脑)上验证了该算法抑制噪声提高信噪比的能力,与传统壁滤波算法相比,具有空间自适应性,能根据信号特征自动滤波,辅以经验参数校正法,可更高效地进行杂波抑制,提高多普勒血流图像的质量。

### 参 考 文 献

- [1] 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. doi: [10.1109/TUFFC.2011.1780](https://doi.org/10.1109/TUFFC.2011.1780).
- [2] 尹华国, 何兴无, 周洪林. 基于CUDA的超声脉冲多普勒成像[J]. *计算机工程与应用*, 2012, 48(19): 140–144. doi: [10.3778/j.issn.1002-8331.2012.19.033](https://doi.org/10.3778/j.issn.1002-8331.2012.19.033).  
YIN Huaguo, HE Xingwu, and ZHOU Honglin. Ultrasound pulsed wave doppler based on CUDA[J]. *Computer Engineering and Applications*, 2012, 48(19): 140–144. doi: [10.3778/j.issn.1002-8331.2012.19.033](https://doi.org/10.3778/j.issn.1002-8331.2012.19.033).
- [3] 沈志远. 超声彩色血流成像中血流信号提取方法研究[D]. [博士学位论文], 哈尔滨工业大学, 2014.  
SHEN Zhiyuan. Blood flow signal extraction method in ultrasound color flow imaging[D]. [Ph. D. dissertation], Harbin Institute of Technology, 2014.
- [4] BJAERUM S, TORP H, and KRISTOFFERSEN K. Clutter filter design for ultrasound color flow imaging[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2002, 49(2): 204–216. doi: [10.1109/58.985705](https://doi.org/10.1109/58.985705).
- [5] BJAERUM S, TORP H, and KRISTOFFERSEN K. Clutter filters adapted to tissue motion in ultrasound color flow imaging[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2002, 49(6): 693–704. doi: [10.1109/TUFFC.2002.1009328](https://doi.org/10.1109/TUFFC.2002.1009328).
- [6] 肖磊, 熊秀娟, 陈菲, 等. 超声血流成像中基于动态域的回归和奇异值分解的杂波抑制方法[J]. *计算机应用*, 2015, 35(1): 265–269, 275. doi: [10.11772/j.issn.1001-9081.2015.01.0265](https://doi.org/10.11772/j.issn.1001-9081.2015.01.0265).  
XIAO Lei, XIONG Xiujuan, CHEN Fei, *et al.* Clutter suppression method based on dynamic region regression and singular value decomposition in ultrasound flow image[J]. *Journal of Computer Applications*, 2015, 35(1): 265–269, 275. doi: [10.11772/j.issn.1001-9081.2015.01.0265](https://doi.org/10.11772/j.issn.1001-9081.2015.01.0265).
- [7] 肖磊. 彩色超声多普勒血流成像关键技术研究[D]. [硕士学位论文], 西南科技大学, 2015.  
XIAO Lei. Color Doppler flow imaging study of key technologies[D]. [Master dissertation], Southwest University of Science and Technology, 2016.
- [8] YOU Wei and WANG Yuanyuan. Adaptive clutter rejection for ultrasound color flow imaging based on recursive eigendecomposition[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2009, 56(10): 2217–2231. doi: [10.1109/TUFFC.2009.1304](https://doi.org/10.1109/TUFFC.2009.1304).
- [9] YOO Y M and KIM Y. New adaptive clutter rejection for ultrasound color Doppler imaging: In vivo study[J]. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2010, 36(3): 480–487. doi: [10.1016/j.ultrasmedbio.2009.11.008](https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2009.11.008).
- [10] MACE E, MONTALDO G, OSMANSKI B F, *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. doi: [10.1109/TUFFC.2013.2592](https://doi.org/10.1109/TUFFC.2013.2592).
- [11] DEMENÉ 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. doi: [10.1109/TMI.2015.2428634](https://doi.org/10.1109/TMI.2015.2428634).
- [12] YU A C H and 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. doi: [10.1109/TUFFC.2010.1521](https://doi.org/10.1109/TUFFC.2010.1521).
- [13] CHEUNG D K H, CHIU H C T, ZHANG Lequan, *et al.* Adaptive clutter filter design for micro-ultrasound color flow imaging of small blood vessels[C]. 2010 IEEE International Ultrasonics Symposium, San Diego, USA, 2010: 1206–1209.
- [14] 王录涛, 王微, 金钢. 基于Hankel-SVD的非平稳超声血流成像杂波抑制技术研究[J]. *电子与信息学报*, 2015, 37(4): 830–835. doi: [10.11999/JEIT140893](https://doi.org/10.11999/JEIT140893).  
WANG Lutao, WANG Wei, and JIN Gang. Non-stationary clutter rejection based on Hankel-SVD for ultrasound color flow imaging[J]. *Journal of Electronics & Information Technology*, 2015, 37(4): 830–835. doi: [10.11999/JEIT140893](https://doi.org/10.11999/JEIT140893).
- [15] 王录涛, 吴锡, 金钢, 等. 一种基于奇异值谱加权的超声彩色多普勒成像杂波抑制算法[J]. *电子学报*, 2016, 44(6): 1294–1299. doi: [10.3969/j.issn.0372-2112.2016.06.005](https://doi.org/10.3969/j.issn.0372-2112.2016.06.005).  
WANG Lutao, WU Xi, JIN Gang, *et al.* A singular-spectral-weighting-based clutter rejection method for color ultrasound doppler I maging[J]. *Acta Electronica Sinica*, 2016, 44(6): 1294–1299. doi: [10.3969/j.issn.0372-2112.2016.06.005](https://doi.org/10.3969/j.issn.0372-2112.2016.06.005).
- [16] 叶为镗, 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 Weiqiang, GUO Ning, WANG Congzhi, *et al.* Study of power doppler imaging method with ultrasonic plane wave[J]. *Journal of Integration Technology*, 2015, 4(3):

- 79–85.
- [17] TANTER M and FINK M. Ultrafast imaging in biomedical ultrasound[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2014, 61(1): 102–119. doi: [10.1109/TUFFC.2014.2882](https://doi.org/10.1109/TUFFC.2014.2882).
- [18] ERRICO C, PIERRE J, PEZET S, *et al.* Ultrafast ultrasound localization microscopy for deep super-resolution vascular imaging[J]. *Nature*, 2015, 527(7579): 499–502. doi: [10.1038/nature16066](https://doi.org/10.1038/nature16066).
- [19] 尉明望. 超快速超声成像方法研究及其CUDA实现[D]. [硕士学位论文], 哈尔滨工业大学, 2016.
- WEI Mingwang. The research of ultrafast ultrasound imaging method and its implementation on CUDA[D]. [Master dissertation], Harbin Institute of Technology, 2016.
- [20] DEFFIEUX T, DEMENE C, PERNOT M, *et al.* Functional ultrasound neuroimaging: A review of the preclinical and clinical state of the art[J]. *Current Opinion in Neurobiology*, 2018, 50: 128–135. doi: [10.1016/j.conb.2018.02.001](https://doi.org/10.1016/j.conb.2018.02.001).
- [21] HINGOT V, ERRICO C, HEILES B, *et al.* Microvascular flow dictates the compromise between spatial resolution and acquisition time in Ultrasound Localization Microscopy[J]. *Scientific Reports*, 2019, 9(1): 2456. doi: [10.1038/s41598-018-38349-x](https://doi.org/10.1038/s41598-018-38349-x).
- [22] CORREIA M, MARESCA D, GOUDOT G, *et al.* Quantitative imaging of coronary flows using 3D ultrafast Doppler coronary angiography[J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2020, 65(10): 105013.
- [23] HINGOT V, BRODIN C, LEBRUN F, *et al.* Early Ultrafast Ultrasound Imaging of Cerebral Perfusion correlates with Ischemic Stroke outcomes and responses to treatment in Mice[J]. *Theranostics*, 2020, 10(17): 7480–7491. doi: [10.7150/thno.44233](https://doi.org/10.7150/thno.44233).
- [24] MARESCA D, PAYEN T, LEE-GOSSELIN A, *et al.* Acoustic biomolecules enhance hemodynamic functional ultrasound imaging of neural activity[J]. *NeuroImage*, 2020, 209: 116467. doi: [10.1016/j.neuroimage.2019.116467](https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2019.116467).
- [25] RAHAL L, THIBAUT M, RIVALS I, *et al.* Ultrafast ultrasound imaging pattern analysis reveals distinctive dynamic brain states and potent sub-network alterations in arthritic animals[J]. *Scientific Reports*, 2020, 10(1): 10485. doi: [10.1038/s41598-020-66967-x](https://doi.org/10.1038/s41598-020-66967-x).
- [26] SONG Pengfei, MANDUCA A, TRZASKO J D, *et al.* Ultrasound small vessel imaging with block-wise adaptive local clutter filtering[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2017, 36(1): 251–262. doi: [10.1109/TMI.2016.2605819](https://doi.org/10.1109/TMI.2016.2605819).
- [27] ARNAL B, BARANGER J, DEMENE C, *et al.* In vivo real-time cavitation imaging in moving organs[J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2017, 62(3): 843–857.
- [28] BARANGER J, ARNAL B, PERREN F, *et al.* Adaptive spatiotemporal SVD clutter filtering for Ultrafast Doppler Imaging using similarity of spatial singular vectors[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2018, 37(7): 1574–1586. doi: [10.1109/TMI.2018.2789499](https://doi.org/10.1109/TMI.2018.2789499).
- 徐依雯: 女, 1993年生, 硕士, 研究方向为医用超声图像处理.
- 杨晨: 男, 1993年生, 博士生, 研究方向为医用超声图像处理.
- 徐杰: 男, 1990年生, 副研究员, 研究方向为超声系统设计、电子电路分析与设计.
- 焦阳: 男, 1988年生, 副研究员, 研究方向为医学超声成像和系统设计.
- 崔峭峤: 女, 1974年生, 研究员, 博士生导师, 研究方向为超声成像、超声生物效应和光声效应.

责任编辑: 余蓉