

庆祝汪承灏先生 85 华诞

基于超快超声多普勒的三维脑损伤成像方法研究^{*}

许凯亮^{1,2†} 付亚鹏¹ 闫少渊¹ 隋怡晖² 他得安^{1,2} 王威琪¹

(1 复旦大学信息科学与工程学院 上海 200438)

(2 复旦大学工程与应用技术研究院 上海 200433)

2022 年 6 月 5 日收到

2022 年 8 月 4 日定稿

摘要 三维超声微血管成像可直观呈现血流信息,对于脑血管疾病诊断和治疗具有重要意义。本文旨在将超快超声成像技术、超快超声功率多普勒技术和机械扫描相结合,实现脑血管三维成像和脑缺血区域评价。通过工程实现,完成了可同步控制微型线性位移平台移动和超声阵列超快发射、高速采集与压缩存储的三维扫描数据采集序列与系统。利用 GPU 并行运算,高效实现了超声图像波束合成方法,对原始射频超声数据完成重建。进而,基于 SVD 杂波滤除技术,从重建三维超声数据中提取了脑部的动态小血管信号,并获得了各切面的功率多普勒成像和冠状面彩色多普勒超声小血管成像。最后,采用体素方法对三维脑血管进行重建。大鼠在体实验结果表明,该成像系统可用于三维脑血管网络在体成像,以及脑血管损伤区域定位与量化评价。本工作对脑病检测技术发展及诊断方法研究具有一定的借鉴意义。此外,相关检测系统和成像算法具有一定普适性,对其他富含微血流血管的组织检测也有一定的参考价值。

PACS 数: 43.35, 43.60

Ultrafast ultrasound Doppler imaging for three-dimensional cerebral injury evaluation

XU Kailiang^{1,2†} FU Yapeng¹ YAN Shaoyuan¹ SUI Yihui² TA Dean^{1,2} WANG Weiqi¹

(1 School of Information Science and Technology, Fudan University Shanghai 200438)

(2 Academy for Engineering and Technology, Fudan University Shanghai 200433)

Received Jun. 5, 2022

Revised Aug. 4, 2022

Abstract Three-dimensional ultrasound microvascular imaging is helpful for the diagnosis of cerebrovascular diseases. In this paper, ultrafast ultrasound imaging, ultrafast ultrasound power Doppler and mechanical scanning were combined to perform three-dimensional imaging of cerebrovascular and evaluation of cerebral ischemic status. The ultrafast data acquisition sequence and 3D scanning system with the capability of high-speed acquisition and compression storage, were developed. GPU based algorithm was carried out for efficient beamforming. Furthermore, based on SVD clutter filtering, dynamic signals of small vessel were extracted from 3D ultrasound data, and power Doppler images of each slice and color Doppler imaging of small vessels in coronal plane were obtained. Finally, the 3D image was obtained using a voxel-based reconstruction method. Results of a rat brain showed that such an imaging system can be used for *in vivo* imaging of three-dimensional cerebral vascular networks, as well as quantitative evaluation of cerebral vascular injury. This work can benefit for the development of new methods for encephalopathy detection and diagnosis. In addition, the method and systems in present study can be helpful for microvascular imaging of other tissues.

^{*} 国家自然科学基金项目(11827808, 11974081)和上海市青年科技启明星计划项目(20QC1400200)资助

[†] 通讯作者: 许凯亮, xukl@fudan.edu.cn

引言

微血管成像方法对于脑组织损伤诊断与评价具有重要意义^[1]。临床常用的脑微血管成像技术主要包括磁共振血管成像技术(MRA)、电子计算机断层扫描血管造影(CTA)和数字减影血管造影(DSA)^[2]。然而,由于分辨率不足,成像速度慢,需注射造影剂等缺点,以上技术在临床使用中仍存在诸多局限。DSA血管造影,具有X线辐射损伤和造影剂过敏的风险。MRA和CTA具有无创的优点,但成像分辨率较差,多只能实现大血管成像^[2-3]。超声成像技术已经被应用于骨成像^[4-6]和组织血流成像,其中具有无创、经济、便携特点的超声多普勒技术已被用于脑部血流的检查^[3]。经颅超声多普勒已被用于缺血性脑血管疾病诊断,如脑动脉和颈动脉狭窄、阻塞等,但是帧率较低血流敏感度不足,仅限于脑内大血管的成像和检测,在微血管成像领域还面临挑战,无法有效检测微血管损伤^[2,7-9]。

近年来,基于平面波发射的超快超声成像,突破了传统超声的帧率限制,显著提升了时间分辨率^[10]。相对基于聚焦声束扫描的传统方法,超快超声成像每次发射平面波均可获得一帧图像;从而可上百倍地提升成像速度,达到超过万帧每秒的成像帧率^[11]。鉴于单帧平面波图像的信噪比较低,随后发展的基于多角度平面波相干复合的超快超声成像可显著提升超快超声成像的图像质量^[12]。奇异值分解(SVD)^[13]和基于鲁棒主成分分析(RPCA)^[14]两项技术已经被提出用于软组织杂波滤除,可有效实现血流信号的提取。2021年,臧佳琦等^[15]实现了基于超快超声多普勒的无造影剂条件下的脊髓微血管成像,成像分辨率和超声发射波长相当,实验中约为100 μm 。2021年,Sui等^[16]采用了基于RPCA的随机降采样方法实现了快速、高效的超快超声多普勒脑与脊髓微血流成像。2022年,郁钧瑾等^[17]基于RPCA实现了大鼠脊髓微血流的超快超分辨率超声定位显微成像,发射声波中心频率为15.625 MHz,脊髓微血管成像分辨率达到13~16 μm ,远小于100 μm 波长。2022年,Sui等^[18]采用基于随机空间下采样的Cauchy-RPCA滤波方法,实现了高分辨率的超快超声大鼠脑微血管成像和超声脑功能成像。得益于超高成像帧率和先进的杂波滤除算法,超快超声对微血流成像的灵敏度提升了50倍以上,使得在体实现流速可低至1 mm/s,且对直径在数百微米左右的小血管成像成为可能^[11-12]。

传统的二维超快超声成像方法只能呈现单个切

面的信息,无法反映三维组织和血流结构。三维超快超声成像方法已得到业内广泛关注^[19]。当前,三维超声成像方法主要有基于二维相控阵的实时三维成像模式^[20],以及传统线阵探头在机械扫描辅助下实现的三维成像^[19]。二维相控阵主要优点是可实时呈现三维成像,但传统二维相控阵系统多需要上千个成像阵元与采集通道,系统复杂且造价昂贵,并且海量数据采集与存储仍存在一定的挑战^[21]。线阵探头结合移动电机,也可实现三维体空间扫描成像。虽然,相关成像速度较慢;但是,设备便携、方法简单、成本优势明显;并且,和目前常见的千通道二维相控阵探头技术相比,线阵探头在成像质量方面仍存在明显优势^[22]。相关机械扫描主要采用机械扫描或自由臂扫描的实现方式,通过位置传感器实时定位和记录探头位置,从而实现三维重建^[20]。机械扫描具体实现可采用线性扫描或旋转扫描等方式,从而可在不使用传感器进行空间定位的情况下,获取三维空间一系列超声图像切面,进而实现三维血管成像^[23]。

三维超声图像重建方面,基于笛卡尔坐标系的体素成像是目前的主流方法^[20]。该方法通过将包含三维位置信息的一系列二维超声图像转化为空间中的立体像素单元,从而将原始二维超声图像转化为三维图像^[24]。然而,机械移动易受组织运动(呼吸、心跳等)的影响,造成在扫描方向上分辨率不高、重建像素冗余或空洞的问题,因此需要对图像进行插值,从而改善图像质量^[25-26]。

脑损伤往往伴随着局部的脑组织血供异常,超快超声多普勒技术可用于脑部小血流成像。本研究将其与三维超声成像技术相结合,以实现脑组织三维成像和损伤区域精准检测和定位。探讨了基于微型位移平台进行三维扫描和脑血管成像的可行性。进而通过大鼠动物模型,给出了大鼠三维脑成像和缺血性脑损伤区域定位与量化评价的可行性方案。

1 方法

图1展示了基于超快超声的三维脑微血流成像流程示意图,微型线性位移平台带动线阵探头对成像区域进行等间隔扫描和数据采集,使用自开发的基于GPU并行运算的延时叠加算法进行图像快速重建,再利用基于奇异值分解的壁滤波器滤除组织杂波信号,将多普勒频谱能量积分后得到各切面功率多普勒微血流图像,最后采用基于体素的方法进行三维重建。

1.1 超快超声成像方法

Montaldo等^[12]提出的多角度平面波相干复合

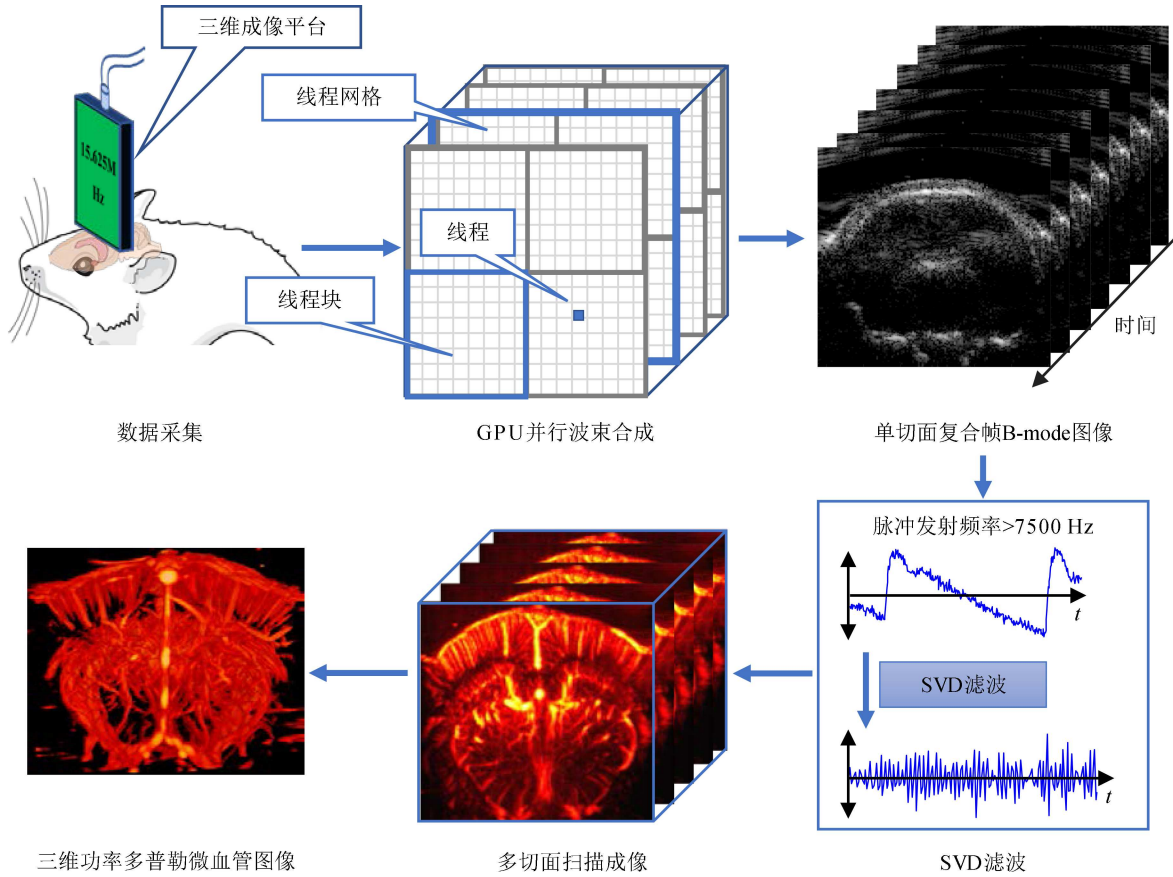


图 1 基于超快超声的三维脑微血流成像流程示意图

成像方法，通过发射一组不同角度的平面波，将接收到的回波数据进行相干复合，本研究中设计了基于多角度平面波相干复合成像方法的成像序列。

成像序列由 K 个切面的子序列构成，其中每个子序列由 F_C 组 N 个角度平面波组成， F_C 定义为成像的复合帧率，并对一个切面进行超快超声成像，子序列个数由三维成像步长 Δd 和成像区域长度决定。在每个切面的超快超声成像中，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， F_{CM} 定义为成像的极限复合频率：

$$F_{CM} = \frac{1}{N\Delta t}, \quad (1)$$

其中， Δt 为超声在成像区域内对角线方向上的往返时间，

$$\Delta t = \frac{2\sqrt{L^2 + h^2}}{c}, \quad (2)$$

L 为线阵超声探头长度， h 为成像深度， c 为超声在软组织中的传播速度，设为 1540 m/s。

1.2 基于 GPU 并行计算的快速波束合成方法

GPU 并行波束合成方法目前已经被广泛用于超声波束合成和实时成像中^[27-28]，例如延时-叠加波

束合成方法^[29]和基于快速傅里叶变换的频域波束合成方法^[30]等。考虑到波束合成的便捷性和时效性，通过 GPU 并行延时-叠加波束合成方法实现了高效的超快超声图像波束合成。对于成像区域中散射点 (x, z) ，在偏转角度为 θ 时，平面波到达散射点并返回超声阵元 x_1 的距离和时间分别为：

$$d = \sqrt{z^2 + (x - x_1)^2} + z \cos \theta + x \sin \theta, \quad (3)$$

$$t = d/c. \quad (4)$$

将与散射点 (x, z) 对应孔径内的各超声阵元接收到的回波信号进行叠加，得到点 (x, z) 处的波束合成数据。

在该方法中，对图像中各个散射点的计算是独立的，可直接进行 GPU 并行计算。在 GPU 并行波束合成算法中，通过将成像区域进行像素网格划分，对每个像素点分别进行波束合成和相干叠加计算。采用了二维的线程块和三维线程网格设计，将对一个切面采集到的 F_C 帧回波数据分别放入到同等数量的线程网格面中。每个线程网格面包含多个线程，成像区域每个像素点的计算被单独分配到一个线程中。将波束合成计算后得到的图像数据从 GPU 导出，进行后续杂波滤除、功率多普勒成像和三维重建。

1.3 杂波滤除和功率多普勒成像方法

1.3.1 基于 SVD 的组织 and 血流信号分离算法

波束合成后得到超声图像信号中包含软组织信号、血流信号和随机噪声。波束合成后的图像数据重新安排到二维 Casorati 矩阵 \mathbf{s} 中, \mathbf{s} 矩阵维度是 $N_x \times N_z$, N_t , 分别对应于深度、宽度和相干复合图像帧数^[13,31], N_t 定义为复合帧率与采样时间的乘积。在此矩阵 \mathbf{s} 上进行奇异值分解, 可得到新的时间奇异向量基 \mathbf{U} 和新的空间奇异向量基 \mathbf{V} , $\mathbf{\Sigma}$ 是非方阵对角矩阵, SVD 分解如下:

$$\mathbf{s}(x, z, t) = \mathbf{U}\mathbf{\Sigma}\mathbf{V}^T. \quad (5)$$

SVD 分解后, 按照特征值递减的方式对特征向量进行排序, 考虑到组织信号相比于血流信号具有更高的时空相干性, 组织信号和血流信号表现为较高和较低的奇异值。因此可以采用阈值对两信号成分加以分离, 阈值依据奇异值曲线中图像拐点位置和经验进行判断, 阈值以上的奇异值视为组织信号滤除, 阈值以下信号视为血流信号保留, 从而得到血流信号 $\mathbf{M}(x, z, t)$ 。

1.3.2 多普勒成像

由于血液流动, 超声信号回波会产生频偏, 又被称为多普勒频移。对每个像素点处的时域动态信号进行频谱分析, 频偏对应了血流速度, 信号在该频偏上的幅度则对应了血流量, 即该处散射信号强度^[32]。相应地, 杂波滤除后, 计算空间各位置处的平均信号强度, 即可获得各个位置的血流量,

$$PW(x, z) = \frac{1}{N_t} \sum_{t=1}^{N_t} |\mathbf{M}(x, z, t)|^2 dt, \quad (6)$$

其中, $PW(x, z)$ 为得到的功率多普勒图像, N_t 为相干复合图像帧数, $\mathbf{M}(x, z, t)$ 为杂波滤除后得到的血流信号的三维数据集。

已知声速 c 和发射信号中心频率 f_c , 通过计算多普勒频谱的频移 Δf , 再结合多普勒速度方程, 可计算得到每点的多普勒速度 v_D , 从而可得到彩色多普勒图像:

$$v_D = \frac{c\Delta f}{2f_c}. \quad (7)$$

流速估计可采用标准的延时互相关法实现。将血流信号进行正交解调可得到复数信号 \mathbf{M}_{IQ} ,

$$\mathbf{R}(x, z) = \frac{1}{N_t} \sum_{t=1}^{N_t-1} \mathbf{M}_{IQ}(x, z, t) \cdot \mathbf{M}_{IQ}^*(x, z, t) \alpha e^{-i\Delta\varphi}, \quad (8)$$

其中, $\mathbf{R}(x, z)$ 是计算均值之后的自相关矩阵, α 为

幅值, $\Delta\varphi$ 为幅角。

频移和相移关系为,

$$\Delta\varphi = \Delta\omega = 2\pi\Delta f. \quad (9)$$

结合式 (7) — 式 (9), 可得到彩色多普勒图像:

$$CD(x, z) = -\frac{c}{4\pi f_c} \text{Im} \{ \ln(\mathbf{R}(x, z)) \}, \quad (10)$$

其中, $CD(x, z)$ 为彩色多普勒图像, 正值表示血流朝向探头运动, 负值表示血流背离探头运动。

1.4 机械扫描模块设计和三维重建方法

1.4.1 机械扫描模块设计

机械扫描硬件模块主要由微型线性位移平台实现。所使的定制线性位移平台最小位移为 $0.1 \mu\text{m}$ 。该位移平台可通过超声采集序列控制启停, 调节运动步长和运动速度等参数。对任意切面进行成像时, 可存储切面图像的三维空间位置信息作为后续进行三维重建的依据。该位移平台控制和超快超声成像序列相互配合, 共同完成扫描与采集的时序逻辑。

1.4.2 三维重建方法

将各二维图像切面按照对应的空间位置关系插入到成像体积中, 可获得重建后的三维图像^[20]。实验中采用基于体素的三维成像方法, 首先利用数据采集中记录的各个切面图像的空间位置信息将原始二维图像中的每个像素点从二维的 (x, z) 映射到笛卡尔三维空间坐标系中, 得到对应的三维空间坐标 (x, y, z) , 其中 y 方向是机械扫描方向; 对于重建后的三维图像进行插值等处理, 然后进行三维成像。

三维图像 x 和 z 方向的分辨率由原始二维图像确定, 和线阵超声探头的空间分辨率相同; y 方向分辨率由扫描步长决定, 其值越小则机械扫描方向分辨率越高, 但也会造成数据量增加。实验中, 切面扫描步长为 $50 \mu\text{m}$, 位移速度为 50 mm/s 。

2 实验设计

2.1 相控超声成像系统

128 通道相控超声系统 (Vantage 128, Verasonics 公司) 被用于超声数据采集。所用线性阵列超声换能器型号为 L22-14Vx, 128 个阵元, 中心频率为 18 MHz , 激励频率为 15.625 MHz 。实验中所用采样频率为 62.5 MHz , 脉冲发射频率为 7500 Hz 。以 15 个角度 ($-10^\circ \sim 10^\circ$, 等间隔分布) 的平面波发射方式, 采集各二维切面超声数据, 经由相干复合获得每帧图像, 复合帧率为 500 Hz 。单个切面采样时间为 0.4 s , 对应了 200 个复合帧图像, 经过杂波滤除和频

偏分析，获得相关功率和彩色多普勒图像。

2.2 动物实验

实验采用雄性 SD 大鼠，6 周龄，体重约 300 g (动物实验伦理批准号：202202020Z)。实验前一天用微型手持颅钻对大鼠进行颅骨去除术，去除大鼠头骨前囟点前后 5 mm、宽度为 12 mm 的长方形区域。在大鼠脑左侧区域采用机械损伤方法制造一处缺血区域，作为缺血性脑损伤模型。实验中，采用脑立体定位仪对大鼠颅骨进行固定，大鼠采用浓度 8%、剂量为 5 μ l/g 的水合氯醛进行麻醉，采用腹腔注射的方法实施，每隔一小时补加 2 μ l/g 的水合氯醛以维

持麻醉状态。

3 结果

3.1 二维多普勒成像结果

选取冠状面一个切面进行建立缺血性损伤模型前后的 B-mode 和二维多普勒成像，并进行 SVD 滤波分析，奇异值按照由大到小排列。图 2(a) 和图 2(b) 是建立缺血性损伤前后的 B-mode 图像，对比可以发现 B-mode 图像不能有效地呈现缺血性脑损伤区域的分布情况。图 2(c) 为奇异值大小曲线图，滤波过程中，奇异值阈值选取在奇异值曲线的拐点处，本组

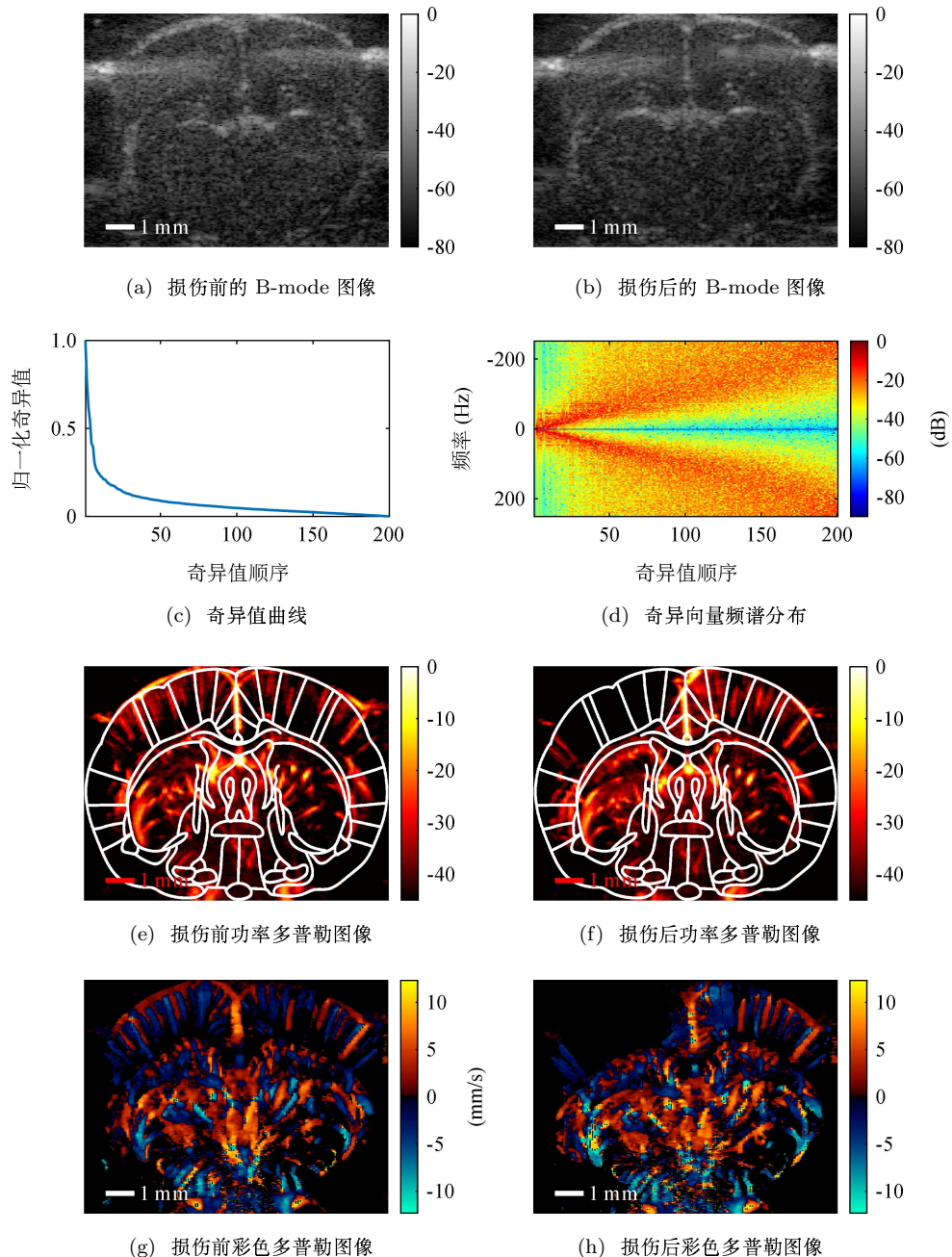


图 2 杂波滤除结果与大鼠缺血性脑损伤模型建立前后 B-mode 图像、多普勒图像的对比

数据中阈值选为 30, 将阈值以上的奇异值视为软组织分量加以滤除。图 2(d) 为奇异向量的多普勒频谱图, 靠前的特征向量的频率较低, 对应了缓慢运动的组织杂波成分, 反之, 靠后的特征向量对应了动态的血流成分。

图 2(e)—图 2(h) 是在大鼠缺血性脑损伤区域的单个冠状面进行的二维多普勒成像结果, 其中图 2(e) 和图 2(f) 分别为建立缺血性损伤模型前后的功率多普勒图像, 其结果与大鼠脑图谱^[33]中的脑区分布具有良好的一致性, 图 2(g) 和图 2(h) 为对应的彩色多普勒图像。图 2(b) 和图 2(f) 对比可以发现, 多普勒成像在脑小血管成像方面相比于 B-mode 存在较大优势; 从功率多普勒图像和彩色多普勒图像的对比中可以观察到缺血性脑损伤区域的分布情况, 并在脑图谱中进行脑区定位。计算损伤后功率多普勒图像相比于损伤前功率多普勒图像中缺失的微血流面积与损伤前的功率多普勒图像中总的微血流面积进行比值, 得到二维功率多普勒图像中缺血性区域占比约为 7.66%。血流速度检测, 特别是小血管速度检测是彩超在用于人体心血管系统诊断时最重要的量化指标。受限于成像信噪比与灵敏度, 传统超声彩色多普勒对微血管检测仍有一定局限; 超快超声在信噪比与灵敏度方面显著增强了微血管检出能力。临床中, 小血管往往以低流速为特征, 据美国医学物理师协会数据 (AAPM), 全身静脉血管流速通常小于 20 cm/s, 小血管流速则小于 1 cm/s^[34]。如图 2(g)

和图 2(h) 所示, 本研究所涉及的超快超声彩色多普勒图像中, 呈现的上下行血流速度介于 1.0 mm/s 到 12.3 mm/s 之间, 可实现低速微血流成像。

3.2 三维多普勒成像结果

图 3 是采用前述的三维图像重建方法重建的三维超快超声功率多普勒微血流图像, 分别为缺血性损伤模型建立前后的不同观察角度的三维超快超声功率多普勒微血流图像。图 3(a) 和图 3(b) 分别为损伤前后的三维图像正视图, 图 3(c) 和图 3(d) 图分别为损伤前后的三维图像向右侧偏转 45° 的图像。将损伤前后的三维超快超声功率多普勒图像进行对比可以发现, 损伤后的三维超快超声功率多普勒图像直观地展现了在三维空间上的缺血性损伤区域, 相比于损伤前的三维图像可以划分出三维空间的缺血性损伤区域边界。

图 4 是三维功率多普勒图像中截取的不同方向切面功率多普勒图像和对应于各个切面图像中虚线标记的同一根血管的血流强度图, 该小血管为 Bregma 点前 0.95 mm 冠状面中心的上下行血管, 用于分析三维功率多普勒成像方法对血管的分辨能力。图 4(d) 对图 4(a) — 图 4(c) 中的虚线标注区域的不同切面的同一小血管, 测量了选取的各波峰对应的半高全宽值, 在不同截面分别为 160 μm , 410 μm , 202 μm 。实验结果表明, 对于同一小血管, 基于微型线性位移平台的三维功率多普勒成像在冠状面和

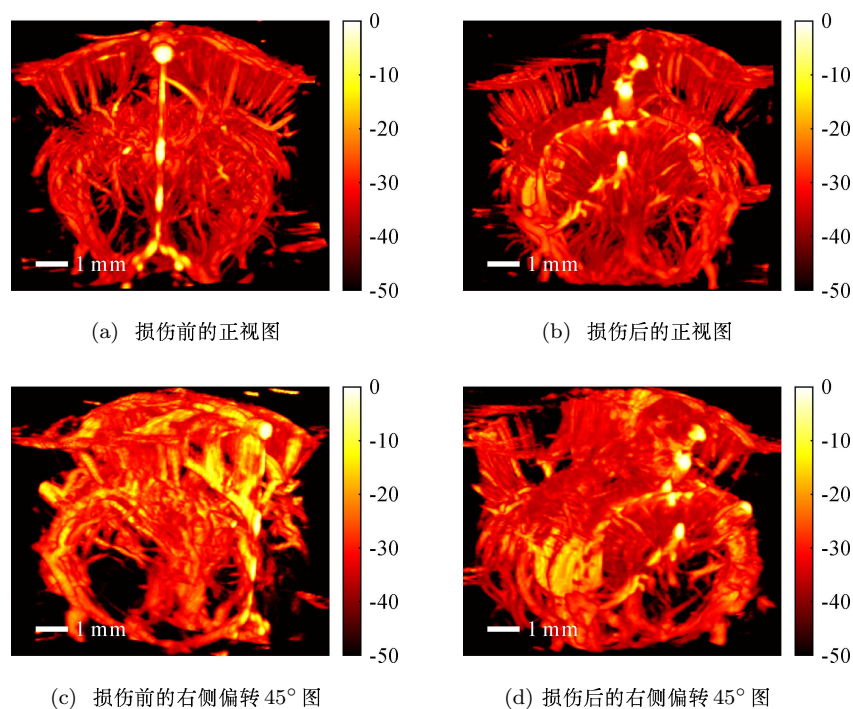


图 3 大鼠脑部缺血性损伤模型建立前后三维功率多普勒图像

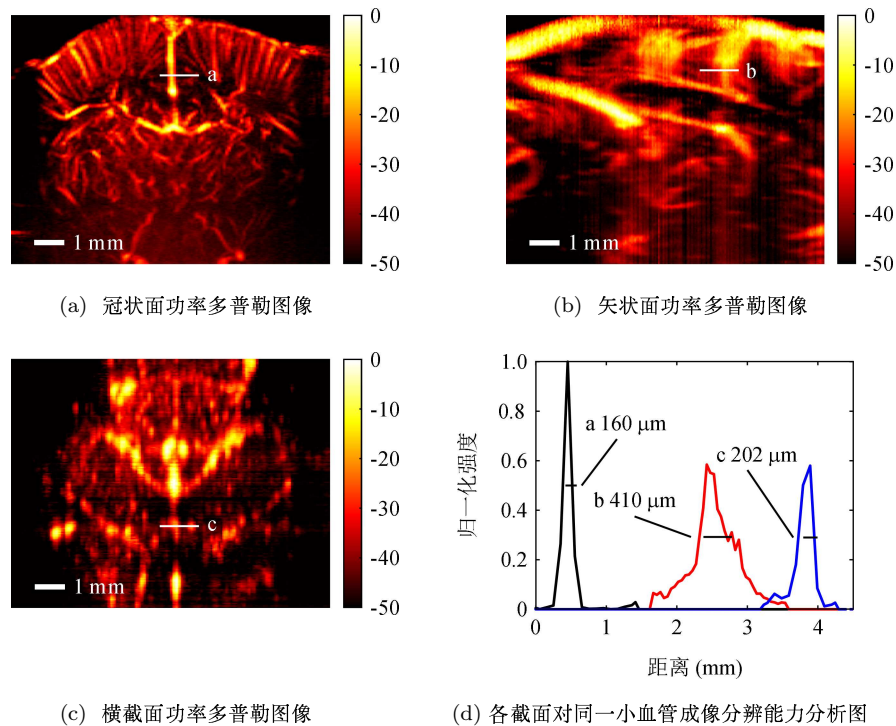


图 4 各切面三维功率多普勒成像和同一小血管成像分析

横截面具有相近的分辨能力, 在移动方向截面(矢状面)分辨力略低。

4 讨论

在本研究中, 基于微型线性位移平台和线阵超声探头搭建了线性机械扫描三维超快超声功率多普勒微血流成像平台, 并设计完成了超快超声成像和三维图像重建算法, 在大鼠脑在体实现了缺血性脑损伤区域的三维成像和定位。

实验中, 用超声系统对大鼠脑 $10\text{ mm} \times 12\text{ mm} \times 10\text{ mm}$ 区域进行了三维成像, 微型线性位移平台移动速度设置为 50 mm/s , 采用的超快超声成像方法, 各切面脉冲发射频率为 7500 Hz , 复合成像帧率为 500 frame/s , 采集时间为 0.4 s , 200 个切面数据采集时间为 280 s , 回波数据总量为 200 GB 。采用自开发的 GPU 并行波束合成算法在主频为 2.9 GHz 的 6 核 Inter 处理器 i5-10400 和一块 NVIDIA GeForce RTX 3060 12 GB GPU, 运行内存 32 GB 的计算机中进行波束合成计算, 可实现 3575 frame/s 的平面波超声回波数据的波束合成速度, 在 180 s 内完成全部 200 GB 回波数据的波束合成。采用 SVD 滤波器可以在 50 s 内对 200 个切面波束合成后数据进行滤波, 重建获得三维超快超声功率多普勒微血流图像。在上述条件下, 可以在 600 s 内完整实现三维超快超声功率多普勒微血流成像全流程。在数据采集阶段, 采

集速度主要受限于数据传输带宽, 采用更高带宽存储和数据传输设备可以进一步提高数据采集速度; 在回波数据波束合成和滤波阶段, 处理速度受限于软硬件条件, 后续可以优化 GPU 并行波束合成算法和滤波算法, 充分利用并行计算资源, 进一步提高全流程速度。

与二维相控阵三维成像方法相比, 该方法可以在较低的设备成本下实现对较大体积的功率多普勒成像, 在 GPU 并行算法的支持下, 可以实现较快速的波束合成和三维重建。然而该方法也存在数据采集时间较长, 需要成像器官或组织保持相对静止的劣势。为了实现对较大体积的快速三维成像, 降低数据采集时间, 后续可以采用 RCA 阵列 (Row and Column Array, RCA) 成像方法^[21,35-36]进行三维功率多普勒成像, 相比于二维相控阵三维成像可以大幅度减少通道和阵元数量, 减少数据采集数量, 提高三维功率多普勒成像速度。利用传统超声成像技术, Chen 等^[37-38]实现了基于连续机械平移的三维功率多普勒成像方法, 采用 5 MHz 线阵探头和机械移动平台以 5 mm/s 的平移速度在 4 s 内实现对 $20\sim 50\text{ mm}$ 深度血管的三维数据采集, 检测血流速度范围为 $5\sim 10\text{ mm/s}$, 图像分辨能力为 $1.2\sim 1.8\text{ mm}$ 。相较于传统超声多普勒, 超快超声可显著提升最小血流速度检测灵敏度和精度。

脑立体定位仪对大鼠脑进行定位使其处于相对

静止,呼吸运动对三维成像质量影响较小,在后续工作中,可以考虑在三维重建中对各切面位置进行校准,从而进一步提高重建质量。受限于衍射极限,在15.625 MHz 激励频率下,成像分辨率约为100 μm 。该分辨率已能较为精准地实现损伤区域的三维定位,并定量评价损伤区域血流情况。缩小切面间距、改变或增加扫描方式和改善三维重建算法等操作可用于提高矢状面和横截面方向成像分辨率。此外,采用相同实验设备,基于超分辨率超声定位显微成像技术,还将空间分辨率提升至10 μm 左右,从而能更好地实现微血管网络成像。本文实验中为了获得较好的血管血流成像结果,仍采用了开颅窗的实验策略,在后续工作中,可将经颅相位畸变校正算法^[39]和超声造影剂增强相结合,不开颅窗实现脑微血管成像。

5 结论

本文提出的基于三维超快超声成像的缺血性脑损伤区域检测和定位方法,实现了对大鼠全脑微血流的高质量三维成像,以及缺血区域的空间精准定位,证明了该方法的可行性。三维超快超声微血流成像对临床中实现脑损伤患者的快速脑血流成像和病灶定位有较好的发展前景的应用潜力。

参 考 文 献

- 宗瑜瑾,路舒宽,万明习. “看清” 颅内血管——高分辨率经颅超声诊疗系统. 中国医学物理学杂志, 2016; **33**(12): 1233—1235
- 李永畴,高源统,罗敏等. 脑动脉狭窄的CTA和MRA及DSA对照分析. 放射学实践, 2009; **24**(3): 255—259
- 周宁,缪小燕,朱立祥. 经颅多普勒超声、磁共振血管成像及数字减影血管造影在脑血管病诊断中的应用价值. 东南大学学报(医学版), 2013; **32**(2): 224—227
- Li Y, Jiang C, Li Y *et al.* Multi-layer velocity model based synthetic aperture ultrasound imaging of cortical bone. *Acta Phys. Sin.*, 2019; **68**(18): 184302
- Gao J, Chen Q, Jiang C *et al.* A free plate model could predict ultrasonic guided waves propagation in a 3D printed skull phantom. *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2019: 2031—2033
- 许凯亮,他得安,王威琪. 骨折长骨中超声导波传播特性的仿真研究. 声学学报, 2009; **34**(5): 423—429
- 高山. 经颅多普勒超声十年进展. 中国现代神经疾病杂志, 2010; **10**(1): 127—136
- 张善春,迟路湘. 血管超声与脑血管造影诊断颈动脉狭窄的对比研究. 中华老年心脑血管病杂志, 2012; **14**(4): 408—410
- 王巍,马琳,孙玉伟. 经颅多普勒超声与CTA在缺血性脑血管病诊断中的应用. 中国超声医学杂志, 2019; **35**(6): 481—484
- Lu J. 2D and 3D high frame rate imaging with limited diffraction beams. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 1997; **4**(44): 839—956
- Tanter M, Fink M. Ultrafast imaging in biomedical ultra-

- sound. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 2014; **61**(1): 102—119
- Montaldo G, Tanter M, Bercoff J *et al.* Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 2009; **56**(3): 489—506
- Demené C, Defieux T, Pernot M *et al.* Spatiotemporal clutter filtering of ultrafast ultrasound data highly increases Doppler and fUltrasound sensitivity. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 2015; **34**(11): 2271—2285
- Xu K, Guo X, Sui Y *et al.* Robust PCA-based clutter filtering method for super-resolution ultrasound localization microscopy. *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, Xi'an, China, 2021
- 臧佳琦,许凯亮,韩清见等. 无造影剂增强的超快超声脊髓微血管成像方法. 物理学报, 2021; **70**(11): 154—164
- Sui Y, Yan S, Zang J *et al.* Randomized spatial downsampling based robust PCA clutter filtering for ultrafast ultrasound imaging. *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, Xi'an, China, 2021
- 郁钧瑾,郭星奕,隋怡晖等. 超分辨率超快超声脊髓微血管成像方法研究. 物理学报, 2022; **71**(17): 174302
- Sui Y, Yan S, Yu J *et al.* Randomized spatial downsampling based Cauchy-RPCA clutter filtering for high-resolution ultrafast ultrasound microvasculature imaging and functional imaging. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 2022; **69**(8): 2425—2436
- Fenster A, Downey D B. 3-D ultrasound imaging: a review. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, 1996; **6**(15): 41—51
- Huang Q, Zeng Z. A review on real-time 3D ultrasound imaging technology. *Biomed Res. Int.*, 2017: 6027029
- Logan A S, Wong L L P, Chen A I H *et al.* A 32×32 element row-column addressed capacitive micromachined ultrasonic transducer. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 2011; **58**(6): 1266—1271
- Fenster A, Bax J, Neshat H *et al.* 3D ultrasound imaging in image-guided intervention. 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2014: 6151—6154
- Demené C, Payen T, Dizeux A *et al.* 3-D longitudinal imaging of tumor angiogenesis in mice in vivo using ultrafast Doppler tomography. *Ultrasound Med. Biol.*, 2019; **45**(5): 1284—1296
- Huang Q H, Zheng Y P, Lu M H *et al.* Development of a portable 3D ultrasound imaging system for musculoskeletal tissues. *Ultrasonics*, 2005; **43**(3): 153—163
- Sanches J M, Marques J S. A Rayleigh reconstruction/interpolation algorithm for 3D ultrasound. *Pattern Recognit. Lett.*, 2000; **21**(10): 917—926
- Huang Q, Zheng Y, Lu M *et al.* A new adaptive interpolation algorithm for 3D ultrasound imaging with speckle reduction and edge preservation. *Comput. Med. Imaging Graphics*, 2009; **33**(2): 100—110
- 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. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 2011; **58**(8): 1698—1705

- 28 Chen J, Yiu B Y S, So H K *et al.* Real-time GPU-based adaptive beamformer for high quality ultrasound imaging. *IEEE International Ultrasonics Symposium, Orlando, FL, USA, 2011*: 474—477
- 29 陈胤燃, 何琼, 罗建文. 基于 GPU 并行计算的超声波束合成方法. *中国生物医学工程学报*, 2016; **35**(6): 677—683
- 30 Kruizinga P, Mastik F, de Jong N *et al.* Plane-wave ultrasound beamforming using a nonuniform fast Fourier transform. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 2012; **59**(12): 2684—2691
- 31 徐依雯, 杨晨, 徐杰等. 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. *电子与信息学报*, 2021; **43**(8): 2334—2342
- 32 Mace E, Montaldo G, Osmanski B *et al.* Functional ultrasound imaging of the brain: theory and basic principles. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 2013; **60**(3): 492—506
- 33 Paxinos G, Watson C. *The Rat Brain in stereotaxic coordinates*. 7th Ed. Academic Press, 2013
- 34 全国医用电器标准化技术委员会医用超声设备标准化分技术委员会. *超声彩色血流成像系统: YY 0767-2009*. 北京: 中国医药科技出版社, 2011
- 35 Rasmussen M F, Christiansen T L, Thomsen E V *et al.* 3-D imaging using row-column-addressed arrays with integrated apodization – part i: apodization design and line element beamforming. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 2015; **62**(5): 947—958
- 36 Sauvage J, Flesch M, Ferin G *et al.* A large aperture row column addressed probe for in vivo 4D ultrafast Doppler ultrasound imaging. *Phys. Med. Biol.*, 2018; **63**(21): 215012
- 37 Chen C, Hansen H H G, Hendriks G A G M *et al.* The viability of 3-D power Doppler imaging using continuous mechanical translation: simulation and theoretical analysis. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 2021; **68**(11): 3270—3282
- 38 Chen C, Hendriks G, Fekkes S *et al.* In vivo 3D power Doppler imaging using continuous translation and ultrafast ultrasound. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2022; **69**(3): 1042—1051
- 39 Jiang C, Li Y, Xu K *et al.* Full-matrix phase shift migration method for transcranial ultrasonic imaging. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 2021; **68**(1): 72—83