

초음파 혈류 영상에서 Pareto 스케일링을 이용한 개선된 SVD 클러터 필터링 기법

*박동찬, 박대우

*국립한국해양대학교, 국립암센터

dongchan@kmou.ac.kr

Enhanced SVD clutter filtering using Pareto scaling in ultrasound blood flow imaging

*Dong Chan Park, Dae Woo Park

National Korea Maritime & Ocean Univ., National Cancer Center

요 약

초음파를 이용한 혈류 속도 측정에서 스펙클 비상관(Speckle Decorrelation, SDC) 기법은 1차원 트랜스듀서만으로 혈관 횡단면의 3차원 혈류 속도를 측정하기 위해 개발되었다. 그러나 SDC 구현에서 가장 큰 문제는 혈류 신호에 중첩되어 나타나는 주변 조직 신호로 인한 클러터 간섭이다. 이러한 클러터 신호는 초음파 혈류 영상에서 혈류 속도 측정을 심각하게 저해한다. 본 연구에서는 기존의 특이값 분해(SVD) 필터링 기법에 Pareto 스케일링을 결합한 Pareto-SVD 필터를 제안한다. Pareto 스케일링은 스케일 차이와 신호 특성 간의 적절한 균형을 통해 SVD 필터의 클러터 제거 성능을 크게 향상시킨다. 제안된 기법의 유효성을 검증하기 위해 이산 코사인 변환(DCT) 필터, 다항 회귀(PR) 필터, 특이값 분해(SVD) 필터, 그리고 Pareto-SVD 필터의 유속 및 유량 정확도를 초음파 시뮬레이션을 통해 비교하였다. 실험 결과, Pareto-SVD 필터는 클러터 신호 억제 및 미세 혈류 신호 복원 측면에서 가장 우수한 성능을 보였으며, 이를 통해 SDC 기반 혈류 속도 및 체적 유량 측정의 정확도가 크게 향상됨을 확인하였다. 따라서 제안된 Pareto-SVD 클러터 필터링 기법은 혈류역학 파라미터 측정의 신뢰도를 높여 심혈관 질환의 조기 진단에 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

I. 연구 배경

정확한 혈류 속도 분포의 측정은 심부전, 경동맥 협착, 신부전과 같은 다양한 질환의 진단 및 진행 평가에 필수적이다[1]. 이를 위해 다양한 초음파 혈류 영상 기술이 개발되어 왔으며, 대표적으로 컬러 도플러, 파워 도플러, 그리고 초음파 영상 유속 측정 기법 등이 임상에 활용되어 왔다[2]. 하지만 이 혈류 측정 기술들은 초음파 트랜스듀서의 영상 평면 위의 속도만 측정할 수 있으므로 2차원 혈류 측정 기술들이다. 따라서 혈관 내의 3차원 혈류를 측정하려면 2차원 프로브가 필요하지만, 높은 계산량으로 인해 혈류 측정에 상용화되기 어렵다.

이러한 한계를 극복하기 위해 SDC 기반 혈류 측정 기술이 제안되었다[3]. SDC는 2차원 트랜스듀서 없이 선형 배열 트랜스듀서만으로 혈관 횡단면에서 3차원 혈류 분포, 특히 영상 평면에 수직인 성분(out-of-plane)의 유동까지 측정할 수 있도록 고안된 방법이다. SDC는 시간에 따라 변화하는 초음파 스펙클의 상관도 감소를 분석하여 혈류의 속도를 측정하는 방법으로서, 혈류가 빠를수록 인접 프레임 사이의 스펙클 패턴 유사도가 더 빨리 감소하는 특성을 이용한다[4]. 하지만 SDC로 실제 혈류를 정확히 측정하려면 혈류 신호에 중첩된 배경 조명, 즉 조직벽으로부터 발생하는 클러터 신호의 제거가 반드시 선행되어야 한다. 조직 클러터 신호는 혈류에 비해 진폭이 수십 배 이상 크고 비교적 느리게 변하므로, 그림 1(a)와 같이 혈류 신호의 스펙클 비상관 곡선에 왜곡을 주게 된다.

본 연구에서는 기존 SVD 클러터 필터에 Pareto 스케일링을 도입함으로써 클러터와 혈류 신호의 분해 능력을 향상시키고자 한다. Pareto 스케일링은 시공간 행렬 데이터를 분해하기 전에 시간축 데이터를 표준편차 제공근으로 정규화하는 방법으로, 과도한 스케일 차이를 완화하고 동시에

각 신호의 고유 특성을 유지하는 스케일링 기법이다[5]. 이를 통해 강한 신호(조직 클러터)에 가려질 수 있는 약한 신호(저속 혈류)를 강조하여, SVD 필터의 클러터 제거 성능을 개선할 수 있다.

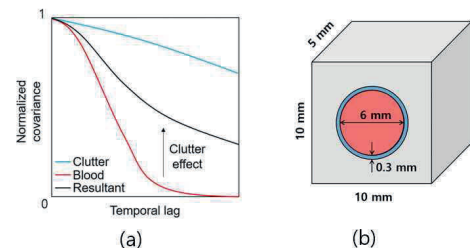


그림 1. SDC 기반 혈류 측정에서 (a) 클러터에 의한 비상관 왜곡,
(b) 모의실험을 위한 혈관 모형

II. 실험 방법

컴퓨터 시뮬레이션을 통해 DCT, PR, SVD 기반 클러터 필터의 성능을 정량적으로 평가하였다. 그림 1(b)의 혈관 모형에서 경동맥 혈류 생성과 초음파 신호의 빔형성을 위해 MATLAB 기반 초음파 시뮬레이션 도구인 FIELD II와 MUST Toolbox를 사용하였다[6-8].

본 연구에서 성능 비교를 위해 구현된 클러터 필터는 다음과 같다.
(1) DCT 필터: 각 화소의 시간 축 신호를 이산 코사인 변환하여 저주파 성분 계수를 제거한 후 역변환함으로써 느린 변화 성분(클러터 성분)을 제거하였다[9]. 저주파 계수의 임계값은 신호대잡음비가 최적이 되도록 적응적으로 설정하였다.

(2) PR 필터: 각 화소의 시간 변화 신호를 다항식으로 회귀 분석하여 추세선을 추정한 뒤, 원 신호에서 이 추세 성분을 뺌으로써 클러터를 억제하였다. 다항식 차수는 조직 움직임을 적절히 모사하면서 과적합을 피할 수 있는 최적값으로 선정하였다[10]. PR 필터는 선형 FIR 필터와 비교하여 더 유연하게 비선형 추세까지 제거할 수 있는 장점이 있다.

(3) SVD 필터: 전체 영상 프레임 시퀀스를 행렬로 구성한 뒤 SVD를 수행하여 특이값 및 공간 및 시간 특이벡터를 계산하고, 특이벡터들의 상관도를 이용해 클러터와 혈류 신호를 분해하였다[11]. Pareto 스케일링을 적용한 SVD(Pareto-SVD) 필터에서는 데이터 행렬의 각 열마다 표준편차의 제곱근으로 값을 나누어 정규화한 이후에 SVD 필터링을 적용하였다.

평가 지표로는 클러터 임계치의 상관계수(correlation coefficient, CC), 클러터 대 신호비(clutter-to-signal ratio, CSR)와 유속 및 유량의 평균 제곱근 오차(RMSE)를 계산하였다. 이때 유량은 추정된 속도분포를 적분하여 계산한 후 유량 참값과 비교하였다.

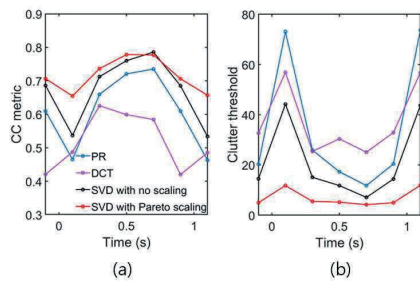


그림 2. 클러터 필터에 따른 특이값 임계치 정확도 비교
(a) 참값과 예측값의 상관계수, (b) 클러터 특이값 임계치

III. 실험 결과

그림 2는 클러터 필터에 따른 특이값 임계치의 정확도를 비교한 것이다. 이때 CSR = 40 dB로 설정하였다. 그림 2(a)에서 클러터 임계치에 대한 참값과 예측값의 CC 성능은 모든 시간에서 Pareto-SVD 필터가 가장 높았다. 그림 4(b)에서 Pareto-SVD 필터의 클러터 임계값은 모든 적응형 클러터 필터 중에서 시간이 지남에 따라 가장 낮게 유지되었다. 클러터 임계값이 낮을수록 필터링 과정에서 혈류 신호가 불필요하게 제거되는 양이 감소하므로, 혈류 속도 측정의 정확도가 향상되었다.

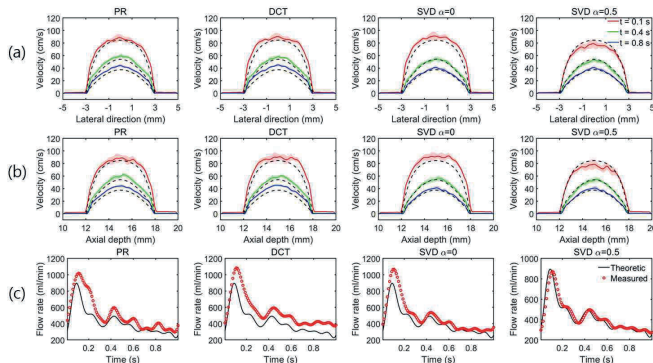


그림 5. 클러터 필터(PR, DCT, SVD, Pareto-SVD)에 따른 유속 및 유량 정확도 비교 (a) 횡방향 유속, (b) 축 방향 유속, (c) 체적 유량

그림 5는 클러터 필터에 따른 유속 및 유량의 정확도를 비교한 것이다. 그림 5에서 보듯이, PR, DCT, SVD 필터의 경우, 고속 혈류($t = 0.8$ s)에서 전 영역의 혈류 속도가 과대평가됨으로써 체적 유량이 크게 과대평가되었다. Pareto-SVD 필터는 일부 구간(혈관 중심)의 유속 과소평가를 제

외한 대부분 영역에서 유속 측정이 정확했고, 체적 유량은 참값에 매우 근접했다. 따라서 SDC 기반 혈류 영상에서 혈관벽 부근의 저속 혈류 및 체적 유량 측정에는 Pareto-SVD 필터가 가장 효과적임을 확인했다.

IV. 고찰 및 결론

DCT 필터의 경우 구현이 간단하고 연산이 빠르지만, 클러터와 혈류 신호의 주파수 성분이 일부 겹치는 경우 저주파 성분 제거만으로는 한계가 있어 일부 혈류 신호도 함께 제거되는 경향을 보였다. PR 필터는 데이터의 저주파 추세를 부드럽게 제거함으로써 DCT보다 혈류 신호 보존이 잘 되었으나, 고차 다항식 적용 시 오퍼버피팅으로 인한 잡음 증폭이나 저차 적용시 불충분한 제거가 발생할 수 있다. 기존 클러터 필터 중에서는 SDC 혈류 영상에서 SVD 필터가 가장 우수한 성능을 보였다.

기존 SVD 필터는 혈관 벽 인접부에서 약한 혈류 성분의 검출이 어려웠던 반면, 제안한 Pareto-SVD 필터는 클러터와 혈류 성분의 명확한 구분을 통해 임계치 설정의 정확도가 높아져서 혈류 신호 검출 능력이 크게 향상되었다. 특히 낮은 속도의 혈류 영역(혈관 벽 근처의 느린 층류 부분)에서 기존 방법은 유속을 과소 평가하지만, Pareto-SVD 필터는 정확히 복원함을 확인하였다. 본 연구에서 제안된 Pareto-SVD 클러터 필터는 혈관벽 부근의 느린 혈류 속도 측정의 정확도를 높임으로써, 동맥경화 조기 진단에 중요한 인자인 혈관벽 전단력 측정의 신뢰도를 크게 높일 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

- [1] Ku DN (1997) Blood flow in arteries. Annu Rev Fluid Mech 29(1): 399 - 434
- [2] Jensen JA, Nikolov SI, Alfred CH, Garcia D (2016) Ultrasound vector flow imaging - part I: sequential systems. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 63(11):1704 - 1721
- [3] Rubin JM, Tuthill TA, Fowlkes JB (2001) Volume flow measurement using Doppler and grey-scale decorrelation. Ultrasound Med Biol 27(1):101 - 109
- [4] Park DC, Park DW (2023) Ultrasound speckle decorrelation-based blood flow measurements. Ultrasound Med Biol 49(7):1491 - 1498
- [5] Van den Berg RA, Hoefsloot HC, Westerhuis JA, Smilde AK, Van der Werf MJ (2006) Centering, scaling, and transformations: improving the biological information content of metabolomics data. BMC Genomics 7:1 - 15
- [6] Evans DH, McDicken WN (2000) Doppler Ultrasound. Wiley-Blackwell
- [7] Jensen JA (1997) Field: A program for simulating ultrasound systems. Medical & Biological Engineering & Computing, 34(sup. 1), 351 - 353
- [8] Garcia D (2021), September Make the most of MUST, an opensource Matlab UltraSound Toolbox. In 2021 IEEE international ultrasonics symposium (IUS)
- [9] Oppenheim AV, Schaffer RW, Buck JR (1999) Discrete-time signal processing, 2nd edn. Prentice-Hall
- [10] Bjaerum S, Torp H, Kristoffersen K (2002) Clutter filters adapted to tissue motion in ultrasound color flow imaging. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 49(6):693 - 704
- [11] Dmen  , C., Deffieux, T., Pernot, M., Osmanski, B. F., Biran, V., Gennisson, J. L. Tanter, M. (2015). Spatiotemporal clutter filtering of ultrafast ultrasound data highly increases Doppler and fUltrasound sensitivity. IEEE transactions on medical imaging, 34(11), 2271 - 2285