

논문 2007-44SC-2-2

독립성분분석을 이용한 혈류 속도 측정 방법에 관한 연구

(A Study on Blood Flow Measurement Method using Independent Component Analysis)

조석빈*, 임동석**, 백광렬***

(Seogbin Cho, Dongseok Lim, and Kwangryul Baek)

요 약

의료용 초음파 시스템으로 혈류 속도를 측정할 때, 순수한 혈류 신호의 검출이 필요하다. 초음파 트랜스듀서를 통해 들어오는 반사 신호는 체세포 조직(tissue), 혈관 벽(blood wall), 적혈구(red blood cell), 잡음(noise) 등이 혼합된 신호이다. 혼합된 신호에서 체세포 조직과 혈관 벽 신호를 클러터(clutter)라고 한다. 본 논문에서는 ICA(independent component analysis)를 적용하여 클러터 신호와 잡음을 효과적으로 제거하는 방법을 제시하였다. Field II 초음파 시뮬레이션 프로그램을 이용하여 초음파 반사 신호를 생성하고, ICA를 사용하여 각 독립 신호들을 분리, 클러터 신호를 제거하여 혈류 신호를 추출했다. 추출된 혈류 신호를 2D 자기상관(autocorrelation) 방법으로 혈류 속도를 측정했다. 그리고 PCA(principal component analysis)방법을 적용한 고유 필터(eigen filter) 방법으로 클러터를 제거한 결과와 비교하였다. 그 결과, 잡음 환경에서의 혈류 속도 측정에 ICA 방법이 우수한 적용 결과를 보였다.

Abstract

The echo signal on ultrasonic transducer is a mixed signal from tissues, blood vessel walls, blood cells and noise. In this mixed-signal, the signal reflected from tissues and blood vessel walls is called clutter. It is necessary to extract pure blood signal from this mixed-signal, when measuring blood flow velocity with medical ultrasonic system. The quality of measured blood flow velocity is highly dependent on sufficient attenuation of the clutter signals. In this paper, we suggest a clutter rejection method using ICA. For simulation, the echo signals are generated by Field II ultrasonic simulation program. In this echo signals, independent signals are separated by using ICA. Then the blood signal is obtained from the separated signals. Blood flow velocity is measured by 2D autocorrelation method. We compare ICA clutter rejection method with PCA-based eigen filter method using both measured blood flow velocity profiles by 2D autocorrelation. In simulation results, ICA clutter rejection method can be better applied measuring blood flow velocity in noisy echo signals.

Keywords : Medical ultrasound, ICA, Blood velocity measurement, Clutter rejection.

I. 서 론

여의료 분야에서 초음파 진단기는 태아에게 사용될 정도로 인체에 무해하며, 실시간 관측이 가능한 장점이

있다. 특히 혈류의 실시간 측정은 중풍, 고혈압, 동맥경화, 고지혈증 등 혈관 질환을 진단하는데 중요한 역할을 한다.

도플러 효과를 이용한 컬러 플로우(color flow) 초음파 영상은 B-모드 영상에 혈류의 속도와 방향에 따라 지정한 영역에 색을 표시하는 CFM(color flow mapping)을 한다^[1]. 여기서 혈관을 지나는 적혈구가 반사하는 초음파 신호를 계측하고, 도플러 효과를 이용하여 반사 신호의 주파수 차이를 통해 혈류 속도를 구해야 하지만 수신한 신호에서 적혈구가 반사하는 신호를 정확히 걸러내기는 쉽지 않다. 이 반사 신호는 적혈구

* 학생회원, *** 정회원, 부산대학교 전자공학과
(Dept. of Electronics Engineering, Pusan National University)

** 정회원, LG전자
(LG Electronics Inc.)

※ 이 논문은 부산대학교 자유 과제 학술연구비(2년)에 의하여 연구되었음.

접수일자: 2006년5월8일, 수정완료일: 2007년2월21일

뿐만 아니라 체세포 조직과 혈관 벽 등에서 반사되는 신호가 혼합된 것이다. 특히 체세포 조직과 혈관 벽에서 반사된 신호를 클러터(clutter)라고 한다. 이들은 움직임이 있는 기관으로, 이 클러터를 걸러내지 못하면 정확한 혈류를 측정할 수가 없다. 그리고 클러터는 적혈구에서 반사된 신호 보다 변화가 아주 느려 거의 정지 상태로 볼 수 있다^[2]. 그러나 그 에너지는 혈류 신호보다 30dB 이상 크다^[3]. 때문에 펄스 도플러 시스템에서 초음파를 이용한 혈류 속도 측정 시 클러터 신호 제거에 관한 연구가 계속 되고 있다.^{[2][4][5]}.

클러터 제거에는 IIR(Infinite Impulse Response)과 FIR(Finite Impulse Response), 고유 필터(eigen filter) 등이 연구되었다^{[2][6]}. IIR과 FIR 필터는 주파수 영역 필터로서 클러터 신호가 저주파의 성분을 가지는 것을 착안하여, 저주파 신호를 제거하는 high-pass filter를 사용하는 방법이다. 그러나 혈류 신호 역시 저주파 성분을 가지기 때문에 클러터 신호를 효과적으로 분리할 수 없다^[7]. 주파수 영역 클러터 필터의 단점을 보완하기 위하여 통계적 특성을 이용한 방법인 고유 필터 방법이 제시 되었다. 적혈구와 체세포 조직, 혈관 벽에서 각각 반사하는 신호는 통계적인 특성이 다르다고 가정하면, 계측된 신호만으로 여러 신호원(source)을 분리해 내는 BSS(Blind Source Separation) 방법으로 각 신호를 분리해 낼 수 있다. 고유 필터는 BSS 방법 중 하나인 PCA(Principal Component Analysis)를 이용한다. Bjaerum 등은 이를 이용하여 반사 신호에서 서로 직교(orthogonal)하는 고유 벡터(eigen vector)를 추정하고, 그에 해당하는 벡터 공간(vector subspace)으로 각 신호 성분을 정사영(projection) 시키는 방법으로 클러터 신호를 분리해 내었다^{[2][6]}. 그러나 만약 각 신호원의 신호가 서로 독립인 분포를 갖는다면 PCA는 클러터 분리에 효율적인 방법이 아니다. 이는 일반적으로 직교 또는 비상관성(uncorrelated)이 독립(independent)을 의미하지 않으므로 독립 성분이 직교 성분의 벡터 공간에 정사영 되어 독립 성분 신호를 완전히 분리해내지 못하기 때문이다. BSS의 다른 방법으로, 각 신호원은 서로 직교하고 서로 독립이라는 가정을 가지고 신호원을 분리해 내는 ICA(Independent Component Analysis)가 있다^[8]. Callippi 등은 이 ICA를 사용하여 ARFI(Acoustic Radiation Force Impulse)를 가해 반사된 신호에서 혈류와 체세포 조직의 움직임 검출에 적용했다^{[7][9]}. 그러나 이 방법은 ICA가 가우시안(gaussian) 분포를 갖는 신호를 분리해 내지 못하므로, 혈류 성분에 가우시안

성질이 없다는 가정이 있어야 하며 일반적인 환경에서의 검증이 더 필요한 상태이다.

본 논문에서는 ICA를 이용하여 클러터를 제거하는 방법을 제시하였다. 그리고 가우시안 잡음을 가한 환경에서 클러터를 제거하여 혈류 속도를 구하고, 그 성능을 고유 필터 방법과 비교하여 평가했다.

모의 실험을 위하여 여러 논문에서 알고리즘 검증에 사용하고 있는 MatlabTM기반의 Field II 프로그램을 이용하였다^[10]. 본 논문에서는 혈관과 조직, 혈류 모델을 생성하고 초음파 반사 신호를 생성하는데 이 모의 실험 프로그램을 사용하였다.

본 논문은 II장에서 PCA를 이용한 고유 필터 방법과 ICA 방법을 이용한 클러터 제거에 대해 설명하였다. Loupas 등이 제시한 혈류 측정 방법을 다룬다^[11]. 그리고 III장에서는 모의 실험 방법과 결과를 제시하고 IV장에서 결론을 맺는다.

II. 클러터 제거 및 혈류 속도 측정

1. 초음파 신호

펄스 도플러 시스템은 트랜스듀서를 통해 펄스 형태의 초음파 빔(ultrasonic beam)을 인체 내에 주사하여 측정 하고자 하는 샘플링 체적 내에 있는 산란입자(scatterers)들에 의한 반사 신호를 이용하여 그 입자들의 평균 속도를 구한다. PCA와 ICA에서는 분리할 신호원의 수보다 많은 센서를 배치하여 데이터를 획득한다. 그러나 본 논문에서는 인체 내 특성이 짧은 시간에 따라 변하지 않는다는 가정을 하고, 단일 센서를 사용하여 일정 시간 간격으로 길이 L 을 갖는 N 개의 앙상블(ensemble) 데이터를 얻는다.

반사 신호 벡터, x_k 는 식(1)로 표현한다.

$$x_k = c_k + b_k + n_k \quad (1)$$

여기서 c_k 와 b_k 는 각각 클러터와 적혈구에서 반사된 신호이고 n_k 는 잡음이다. k 는 앙상블 데이터 인덱스를 나타내며 $k = 1, \dots, N$ 이다. x_k 는 L 개의 샘플 길이(sample length)를 가지는 벡터이다.

2. BSS

BSS는 여러 신호원(source)들이 섞인 관찰된 신호만으로 분리 행렬(separation matrix)을 추정하여 이 관찰된 신호에서 신호원들을 분리해 내는 방법이다.

$$s = Wx \quad (2)$$

s 는 신호원 벡터들로 이루어진 행렬($N \times L$)을 나타내고, x 는 혼합 신호 벡터들로 이루어진 행렬($N \times L$) 즉, 관찰된 신호들의 행렬을 나타낸다. 또한 W 는 분리 행렬($N \times N$)을 나타낸다.

3. PCA를 이용한 클러터 제거

고유 필터 방법은 PCA 방법의 하나인 Karhunen-Loeve expansion을 적용한 클러터 제거 필터이다. PCA은 s 의 각 요소들이 모두 직교한 성분이라고 가정하고, x 의 공분산의 고유 벡터들로 이루어진 분리 행렬 W 로 신호를 분리한다.

분리 행렬 W 에서 클러터 신호원의 축으로 정사영시키는 직교 고유 벡터를 $v_i, i=1, \dots, K$ 라 한다면, 클러터 신호원으로 추정되는 모든 축으로 정사영시키는 것을 식(3)으로 표현되고, P_K 는 $N \times N$ 행렬이다.

$$P_K = \sum_{i=1}^K v_i v_i^H \quad (3)$$

v_i^H 는 v_i 의 hermitian 행렬이고, 클러터 필터는 다음과 같다.

$$r = (I - P_K)x \quad (4)$$

여기서 I 는 단위 행렬(identity matrix)이고 r 는 클러터가 제거된 혈류 신호이다.

클러터 신호원을 추정 할 때, 클러터의 에너지가 혈류 신호의 에너지에 비해 30dB이상 크다는 사실을 이용한다. 고유 필터에서 직교하는 각 축의 에너지는 고유 값의 크기와 같다. 따라서 고유 값의 크기를 비교함으로써 클러터 신호원을 추정 할 수 있다.

4. ICA를 이용한 클러터 제거

ICA 또한 BSS의 하나로 PCA와는 달리, 각 신호원들이 통계적으로 독립이며 비가우시안(nongaussian) 분포를 갖는다고 가정한다. 중심 극한 정리(central limit theorem)에 의해 iid(independent and identically distributed)인 확률 변수들을 무한히 더하면 가우시안 분포를 나타낸다. 이 사실을 다시 해석하면, 서로 독립인 두 신호를 더하게 되면 가우시안 분포에 더 가깝게 되는 것이다. 따라서 각 신호들의 비가우시안성(nongaussianity)을 측정하여 비가우시안성이 최대가

되는 축을 독립 성분의 축으로 보고 신호를 분리한다. 비가우시안성은 엔트로피(entropy), $H(x)$ 로 측정할 수가 있다^[8].

$$\begin{aligned} H(x) &= - \int p(x) \log p(x) dx \\ &= E[-\log p(x)] \end{aligned} \quad (5)$$

여기서 $p(x)$ 는 확률 밀도 함수이다. 표준 편차가 일정할 때 엔트로피를 최대로 만드는 확률 변수는 가우시안 분포다^[8]. 이 엔트로피에서 비가우시안성을 평가할 수 있는 네젠트로피(negentropy), $J(x)$ 가 구해진다^[8].

$$J(x) = H(x_{gauss}) - H(x) \quad (6)$$

x_{gauss} 는 x 와 같은 공분산(covariance)을 갖는 확률 변수이다. 네젠트로피는 x 가 가우시안 분포인 경우 0이 되고 그 이외는 항상 양수 값을 갖는다. 네젠트로피가 크면 신호의 무작위성(randomness)이 적고 비가우시안에 가깝다. 이는 독립성이 크다는 의미가 된다^[8].

네젠트로피 추정 방식은 최대 엔트로피 원칙에 기초하여 통계적으로 잘 정리되어 있고, 비가우시안성을 측정하는 최적의 방법이다^[8]. 본 논문에서는 고정점(fixed point) 알고리즘을 적용한 FastICA를 사용하였다^[8]. FastICA에서 비가우시안성을 측정하기 위한 방법으로 네젠트로피를 이용한다. 각 요소들을 서로 상관성이 없게 하고 분리 행렬을 초기화 시켜주는 사전 백색화(whitening)는 Karhunen-Loeve 방법을 적용 시켰다. 비가우시안성을 측정하기 위해 사용되는 비선형 함수(nonlinear function)는 $g(y) = y^3$ 을 사용하였고, 수렴 방식은 대칭형(symetric)을 사용했는데, 이는 모든 독립 요소들을 동시에 찾아내어 연산 시간이 적게 소요되는 장점이 있다^[8].

잡음이 없는 환경에서 ICA를 적용하면, 식(2)와 같이 반사 신호 x 에 ICA로 추정한 분리 행렬 W 를 곱함으로써 독립 신호 s 를 분리해 낸다. 하지만, 반사 신호 x 에 가우시안 잡음이 가해지면 다음 식과 같다.

$$s + n_s = W \times (x + n_x) \quad (7)$$

분리된 신호 중에서 클러터를 제거하기 위해 클러터 신호가 혈류 신호보다 에너지가 크다는 특징 이외에 움직임이 아주 작다는 것을 이용한다. ICA 특성상 분리된 신호는 정규화(normalize) 되기 때문에 혼합 행렬 $A (= W^{-1})$ 의 행 성분이 각 독립 신호의 에너지 정보를 포함하고 있다. 또한 혼합 행렬의 열 성분은 각 독립 신

호의 시간에 따른 에너지 변화량의 정보를 가지고 있다. 이를 이용하여 독립 신호들에서 클러터 신호를 찾아낸다.

$$\begin{bmatrix} x_1 + n_{x1} \\ \vdots \\ x_N + n_{xN} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & \dots & a_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{N1} & \dots & a_{NN} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} s_1 + n_{s1} \\ \vdots \\ s_N + n_{sN} \end{bmatrix} \quad (8)$$

식(8)에서 클러터 성분의 신호원이 s_1, \dots, s_M 라고 가정하면, 클러터 성분은 혼합 행렬 A에서 클러터 성분을 구성하는 열 벡터 a_{i1}, \dots, a_{iM} 를 0으로 대치함으로써 제거된다.

$$x_k = \sum_{i=1}^N a_{ki}(s_i + n_{si}) + n_{xk} \quad (9)$$

$$r_k = \sum_{i=M+1}^N a_{ki}(s_i + n_{si}) + n_{rk} \quad (10)$$

식(9)에서 클러터 신호를 제거하면 식(10)과 같이 클러터가 제거된 신호 벡터 r_k 를 얻을 수 있다.

고정점 알고리즘 FastICA는 네켄트로피가 최대가 되는 요소들을 분리해 낸다. 마찬가지로 가우시안 잡음도 네켄트로피가 최대가 되도록 분리가 되는데, 이는 잡음의 무작위성이 작아지는 것을 의미한다. 클러터가 제거되면서 클러터에 포함된 잡음(n_{s1}, \dots, n_{sM})도 같이 제거되고, 나머지 잡음들은 다시 합쳐지게 된다. 이때, 합쳐진 잡음(n_{rk})은 클러터 제거 전의 반사 신호에 포함된 잡음에 비해 무작위성이 많이 사라진 잡음이다. 초음파 신호에서는 무작위성이 작아진 잡음은 에너지가 작은 클러터 신호로 볼 수 있다. ICA 방법으로 제거된 클러터는 에너지가 큰 클러터 들이고, 에너지가 작은 클러터들은 다시 합쳐진 신호에 남아있다. 혈류 속도 측정에 사용되는 2차 자기상관법은 혈류 신호원보다 에너지가 작은 클러터 신호에 영향을 받지 않고 혈류 속도를 측정 할 수 있다.

5. 혈류 속도 측정

Loupas 등은 펄스 도플러에서 앙상블 복소(complex) 데이터의 2차원 자기 상관법(2D autocorrelation)으로 혈류 속도를 추정하였다^[11].

클러터가 제거된 행렬 r 의 모든 요소, $r(l, k)$ 가 "causal-real" 신호이므로, Hilbert 변환에 의하여 식(11)의 $\hat{r}(l, k)$ 과 같은 해석(analytic) 신호가 만들어진다.

$$\hat{r}(l, k) = r(l, k) + j\tilde{r}(l, k) \quad (11)$$

$\tilde{r}(l, k)$ 는 식(12)와 같은 $r(l, k)$ 의 1차원 이산 Hilbert 변환이다.

$$\tilde{r}(l, k) = -\frac{1}{\pi k} * r(l, k) \quad (12)$$

혈류 속도 $v_{doppler}$ 는 식(13)과 같이 구할 수 있다^[11].

$$v_{doppler} = \frac{c}{4\pi f_0 T_{prf}} \times \tan^{-1} \left(\frac{\sum_{l=1}^L \sum_{k=1}^{N-1} A(l, k)}{\sum_{l=1}^L \sum_{k=1}^{N-1} B(l, k)} \right) \quad (13)$$

$$A(l, k) = r(l, k)\tilde{r}(l, k+1) - \tilde{r}(l, k)r(l, k+1)$$

$$B(l, k) = \tilde{r}(l, k)\tilde{r}(l, k+1) - r(l, k)r(l, k+1)$$

여기서 상수 c 는 인체에서 음파의 진행 속도이고, f_0 는 초음파의 진동 주파수, T_{prf} 는 앙상블 데이터를 획득하는 시간 간격이다.

III. 모의 실험 및 결과

1. 모의 실험 조건

실험은 Field II 프로그램을 사용하여 경동맥의 혈류 신호를 모델링한 체세포 조직, 혈관벽, 적혈구의 팬텀(phantom)을 만들어 반사 신호를 획득했다. 혈류 모델은 Womersley's pulsatile 혈류 모델을 적용시켰다.

그림 1은 생성한 팬텀의 B-모드 영상이다. 그리고 그림 2는 샘플 측정을 가로(lateral distance) 0mm에서 세로(axial distance, depth)로 했을 때의 실제 모델에 사용된 혈류 속도이다. 대략 420mm와 580mm 깊이에서 혈관 벽이 존재하고, 그 사이로 혈류가 혈관 가운데에서 최대 속도를 내면서 포물선 형태로 흐르는 것을 보

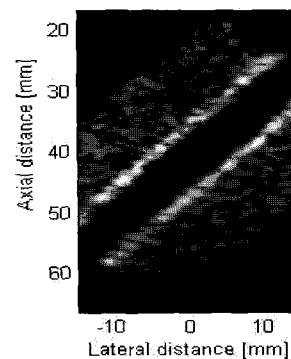


그림 1. 생성된 팬텀
Fig. 1. Simulation phantom.

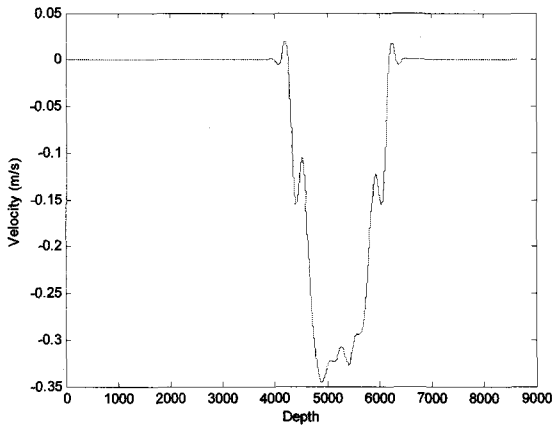


그림 2. 팬텀의 혈류 속도
Fig. 2. Blood velocity profile of phantom.

표 1. 시뮬레이션 조건
Table 1. Simulation conditions.

중심 주파수 f_0	3.5 Mhz
샘플링 주파수 f_s	100 Mhz
Pulse repetition time T_{prf}	1/3500 s
sound velocity c	1540 m/s
Doppler angle ϕ	45°
excitation focus	40 mm
receive focus	dynamic
최대 혈류 속도	0.35 m/s
ensemble number N	16

여준다. 혈관 이외의 범위에는 체세포 조직이 존재하고, 여기서 혈류는 없다.

모의실험 조건은 Table 1과 같다.

양상블 데이터의 수는 분리할 신호원의 수보다 많아 야 하는데, 여기서는 적혈구와 체세포 조직 등을 적절히 구별할 수 있도록 16으로 정했다.

2. 고유 필터 방법

반사 신호를 PCA 방법으로 분리하면 양상블 데이터의 개수와 같은 16개의 신호들이 분리되어 얻어진다. 이때 PCA를 수행할 때마다 분리된 신호원의 순서는 무작위로 배열된다^[8]. 때문에 신호원에 대한 배열, 즉 순열(permutation) 문제가 생긴다. 고유 필터 방법에서는 이를 해결하기 위해서, 각 신호원에 해당하는 고유값의 에너지를 비교하여 에너지가 큰 신호원을 클러스터로 판단한다.

그림 3은 주성분들의 고유 값을 나타내고 있다. 가로 축은 각 신호원을, 세로는 신호원의 에너지를 나타낸다.

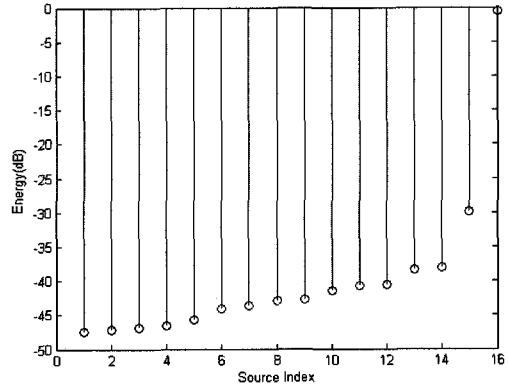


그림 3. 주성분들의 고유 값
Fig. 3. Eigenvalue of principal components.

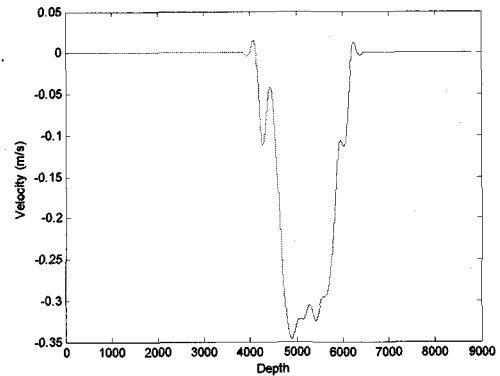


그림 4. PCA 방법으로 측정한 혈류 속도
Fig. 4. Blood velocity profile by PCA.

세로 값(에너지)은 반사 신호의 획득 값을 그대로 사용하여 에너지를 구했으므로 값 자체는 의미가 없다. 여기서 16번째 고유 값이 가장 큰 값을 가지므로, 이 신호를 에너지가 가장 큰 클러스터로 간주한다. 그리고 이를 식(3)과 식(4)를 사용해 클러스터를 제거한다.

$$P_K = v_{16} v_{16}^H \tag{14}$$

$$r_{PCA} = (I - P_K)x \tag{15}$$

식(15)의 r_{PCA} 를 사용해 2차원 자기 상관법으로 혈류 측정을 하였고 이를 그림 4에 나타내었다.

3. ICA 방법

반사 신호를 ICA 방법으로 분리하였다. PCA와 마찬가지로 양상블 데이터 수와 같은 16개의 신호들로 분리된다. 그림 5는 각 독립 성분들의 에너지를 나타낸다.

여기서 1번째부터 3번째까지 성분들의 에너지가 다른 성분들의 에너지보다 큼을 알 수 있다. 그림 6은 각

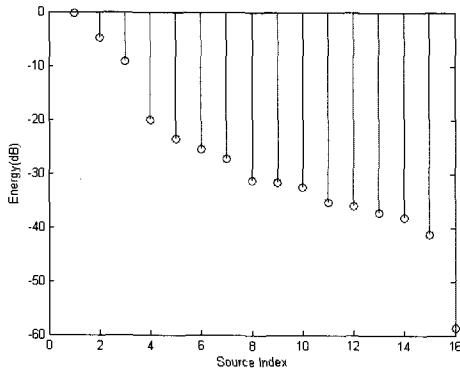


그림 5. 독립 성분들의 에너지
Fig. 5. Energy of independent components.

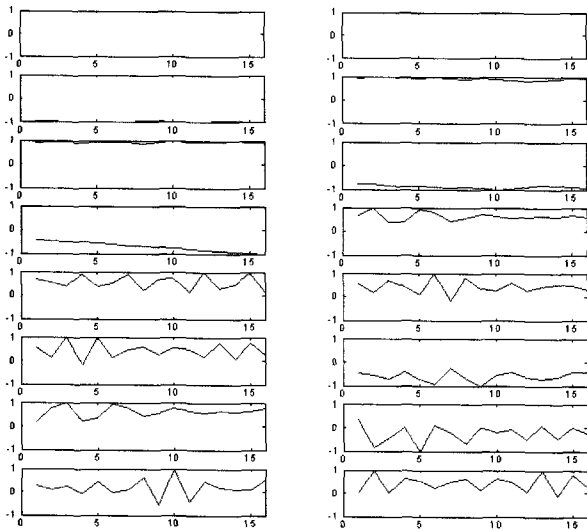


그림 6. 각 독립 성분들의 에너지 변화량
Fig. 6. Energy variation of independent components.
(x-axis : time, y-axis : normalized energy)

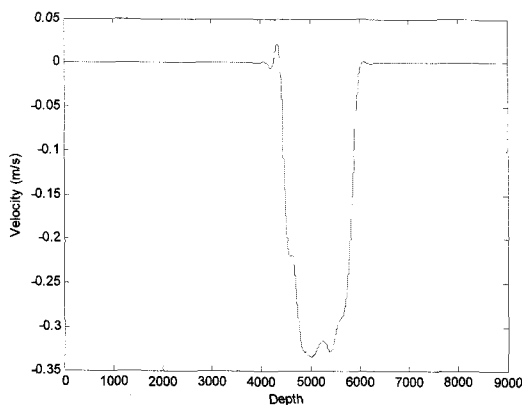


그림 7. ICA 방법을 측정된 혈류 속도 파형
Fig. 7. Blood velocity profile by ICA with noise.

성분들의 에너지 변화량을 나타낸다. 1번째부터 6번째 까지 성분들의 에너지 변화량이 거의 없고, 이는 움직임이 없는 클러스터 신호로 볼 수 있다. 그림 5와 그림 6

의 정보를 바탕으로 1번째부터 5번째까지 신호들을 클러스터 신호로 간주하고 제거했다.

그림 7은 ICA 방법으로 클러스터가 제거된 16개의 신호들을 2차원 자기상관법으로 혈류 속도를 측정하는 것이다.

4. 잡음의 변화량

잡음이 가해진 반사 신호에서 PCA와 ICA를 사용하여 클러스터를 제거하였고, 그 잡음의 변화를 알아보았다. 표 2는 PCA와 ICA 방법 각각에 대하여 클러스터 제거 전과 후의 잡음 변화량을 계산한 것이다. 잡음의 변화량은 식(16)을 사용하여 잡음의 차이에 대한 표준 편차를 계산하였다.

$$y = \text{std}(x_i - x_{i+1}), \quad i = 1, \dots, N-1 \quad (16)$$

표 2에서 확인 할 수 있듯이 ICA 방법으로 클러스터를 제거 할 경우 잡음의 변화량이 현저히 줄어드는 것을 알 수 있었다.

그림 8과 그림 9는 가우시안 잡음을 가했을 때, 고유 필터 방법으로 혈류 속도를 구한 것이다. 그리고 그림 10과 그림 11은 ICA 방법을 사용해서 혈류 속도를 구한 것이다. SNR(Signal-to-Noise Ratio)이 20dB 이상

표 2. 잡음의 변화량
Table 2. Variation of noise.

	PCA	ICA
클러스터 제거 전 잡음 변화량 (잡음 차이의 표준편차)	2.45×10^{-4}	3.908×10^{-4}
클러스터 제거 후 잡음 변화량 (잡음 차이의 표준편차)	2.39×10^{-4}	4.231×10^{-5}
* ICA 적용 후 제거되지 않은 클러스터의 변화량 5.145×10^{-6}		

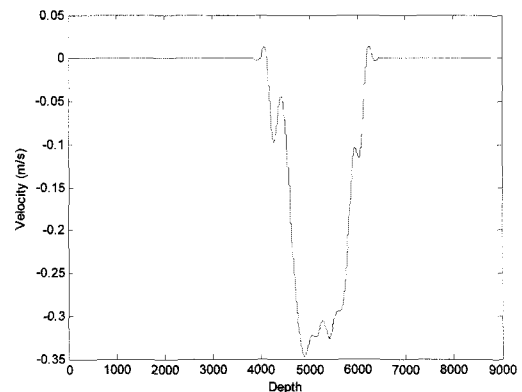


그림 8. 혈류 속도(PCA, SNR=20dB)
Fig. 8. Blood velocity profile(PCA, SNR=20dB).

일 때는 고유 필터 방법 및 ICA 방법 모두 혈류 속도를 측정하였다. 그러나 잡음의 크기가 더 커졌을 때, SNR이 17dB 이하에서는 PCA 방법으로 혈류 속도를 측정하지 못하였다. 그러나 ICA 방법은 SNR이 9dB까지 측정이 가능하였다.

5. 잡음의 크기에 따른 혈류 속도 측정

잡음의 크기에 따라 혈류 속도를 측정하였다.

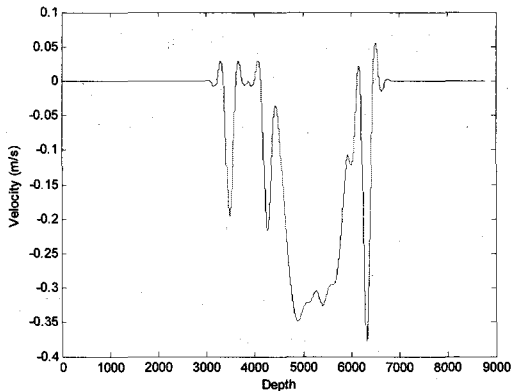


그림 9. 혈류 속도(PCA, SNR=17dB)
Fig. 9. Blood velocity profile(PCA, SNR=17dB).

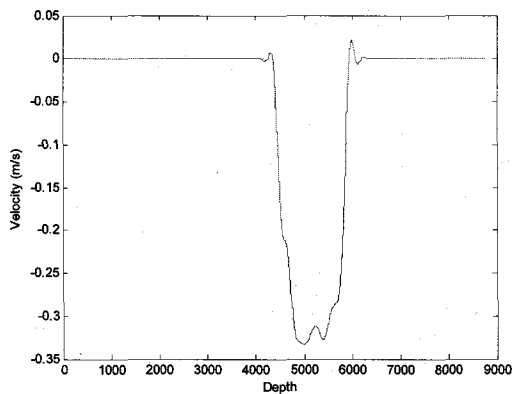


그림 10. 혈류 속도(ICA, SNR=20dB)
Fig. 10. Blood velocity profile(ICA, SNR=20dB).

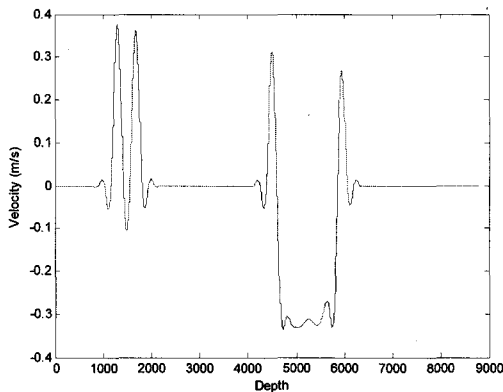


그림 11. 혈류 속도(PCA, SNR=9dB)
Fig. 11. Blood velocity profile(PCA, SNR=9dB).

IV. 결 론

본 논문에서 초음파를 이용한 혈류 측정에서 클러터 신호를 제거하고 순수한 혈류 신호를 얻기 위하여 ICA를 이용한 방법을 제시하였다. 그리고 가우시안 잡음이 가해졌을 때의 성능을 평가하고, 고유 벡터 방법과 비교하였다.

제시한 ICA를 이용한 방법이 고유 벡터 방법보다 더 나은 성능을 보이는 것은 두 가지 이유로 설명할 수 있다. 첫째, PCA는 직교하는 기준으로만 신호원을 분리하였으나 ICA는 독립 성분으로 분리한다. 둘째는 클러터를 제거하는 과정에서, 고유 벡터 방법은 원 신호에서 클러터로 분류된 신호원 성분을 산술 연산으로 뺀다. 이 경우 클러터 신호 측에 정사영된 가우시안 잡음 성분이 원 신호에서 제거되지 않는다. 그러나 제시한 ICA 방법은 클러터로 추정된 성분을 제외하고 나머지를 혼합하는 방법을 사용한다. 이때 클러터 성분으로 정사영된 잡음은 혼합 과정에서 클러터 성분과 함께 제거된다. 그러므로 혼합된 신호에서 나타나는 잡음은 원래의 잡음보다 에너지가 낮아진다. 이러한 이유로 제시한 ICA 방법이 잡음 환경에서 더 강한 결과를 낼 수 있었다.

참 고 문 헌

- [1] W.D. Hedrick, D.L. Hykes, D.E. Starchman, *Ultrasound physics and instrumentation*, Elsevier Mosby, 2005.
- [2] S. Bjaerum and H. Torp, "Optimal adaptive clutter filtering in color flow imaging", in *Proc. IEEE Ultrasonic Symp.*, vol. 2, pp. 1223-1226, 1997.
- [3] C.M. Gallippi, K.R. Nightingale and G.E. Trahey, "BSS-based filtering of physiological and ARFI-induced tissue and blood motion", *Ultrasound in Med. & Biol.*, vol. 29, no. 11, pp. 1583-1592, 2003.
- [4] 김영길, "초음파 펄스 도플러 시스템의 stationary canceler에 대한 연구", *의공학회지*, 6권, 1호, 1985.
- [5] S. Bjaerum and H. Torp, "Clutter filters adapted to tissue motion in ultrasound color flow imaging", *IEEE trans, Ultrason., Ferroelect., Freq., Contr.*, vol. 49, no. 6, pp. 693-704, 2002.
- [6] S. Bjaerum, H. Torp and K. Kristoffersen, "Clutter filters design for ultrasound color flow imaging", *IEEE trans, Ultrason., Ferroelect.,*

Freq., Contr., vol. 49, no. 2, 2002.

- [7] C.M. Gallippi and G.E. Trahey, "Adaptive clutter filtering via blind signal separation for lateral blood velocity measurement", *IEEE Ultrasonics Symp.*, pp.1517-1521, 2002.
- [8] A. Hyvarinen, J. Karhunen and E. Oja, *Independent component analysis*, Wiley interscience, 2001.
- [9] C.M. Gallippi and G.E. Trahey, "Complex blind source separation for acoustic radiation force impulse imaging in the peripheral vasculature, in vivo", *IEEE Ultrasonics Symp.*, pp.596-601, 2004.
- [10] J.A. Jensen, Field II, a program for simulating ultrasound system,
<http://www.es.oersted.dtu.dk/staff/jaj/field/>.
- [11] T. Loupas, J.T. Powers and R.W. Gill, "An axial velocity estimator for ultrasound blood flow imaging, based on a full evaluation of the doppler equation by means of a two-dimensional autocorrelation approach", *IEEE trans. Ultrason., Ferroelect., Freq., Contr.*, vol. 42, no. 4, pp. 672-688, 1995.

저 자 소 개

조 석 빈(학생회원)

대한전자공학회 논문지
제42권 SP편 제5호 참조
현재 부산대학교 전자공학과 박사과정
<주관심분야 : 영상처리, 컴퓨터비전, 디지털시스
템, 신호처리>

백 광 렬(정회원)

대한전자공학회 논문지
제42권 SP편 제5호 참조
현재 부산대학교 전자공학과 정교수
<주관심분야 : 신호처리, 디지털시스템, 아날로그
회로설계, 전력전자>



임 등 석(정회원)

2004년 모대학교 전자공학과 학사
졸업.
2006년 모대학교 전자공학과 석사
졸업.
현재 LG전자 연구원

<주관심분야 : 디지털시스템, 영상처리>