

초음파 도플러 컬러 유동 사상에서 신호 대 잡음비 특성의 향상

권성재^{1*}

¹대진대학교 통신공학과

Enhancement of SNR Characteristics in Ultrasound Doppler Color Flow Mapping

Sung-Jae Kwon^{1*}

¹Department of Communication Engineering, Daejin University

요 약 초음파 컬러 유동 사상에서 가장 많이 사용되는 Kasai 알고리즘은 래그-1 자기상관 방법으로서 적은 계산량으로 비교적 우수하게 도플러 평균주파수를 추정한다. 하지만 특히 깊은 곳을 영상화하는 경우 낮은 신호 대 잡음비로 인해 추정 성능이 저하된다. 본 논문에서는 낮은 신호 대 잡음비에서도 Kasai 알고리즘보다 우수한 디에일리어스된 래그-2 자기상관방법을 제안하고 시뮬레이션을 통해 성능을 검증하였다. 제안한 방법은 잡음이 존재하는 경우 도플러 평균주파수 추정 성능을 평균 자승 오차 측면에서 전반적으로 약 2~3dB 정도 개선시켜줌을 확인하였다.

Abstract Being the most widely used in ultrasound Doppler color flow mapping, the Kasai algorithm, also known as lag-1 autocorrelation method, is capable of estimating the Doppler mean frequency relatively accurately with a modest amount of computation. Particularly in the case of imaging deep lying areas, however, its performance suffers due to low signal-to-noise ratios. The purpose of this paper is to propose a dealiased lag-2 autocorrelation method which is superior to the Kasai algorithm even at low signal-to-noise ratios and to compare their performances through simulations. The proposed algorithm is found to be better by about 2 to 3 dB than the Kasai algorithm in terms of Doppler mean frequency estimation error in the presence of measurement noise.

Key Words : Doppler, Lag-1 autocorrelation, Lag-2 autocorrelation, Mean frequency, SNR, Ultrasound

1. 서론

초음파 도플러 기술은 크게 연속파(continuous wave; CW)를 사용하는 CW 도플러와 펄스파(pulsed wave; PW)를 사용하는 PW 도플러의 두 종류로 분류된다[1]. CW 도플러는 레인지 앰비귀어티(range ambiguity) 문제를 해결하기 위해 기본적으로 두 개의 트랜스듀서(transducer)를 바이스테틱(bistatic) 방식으로 구성하며, 검출 가능한 최대주파수에는 제한이 없지만 포본 볼륨(sample volume)의 관찰 위치 변경이 유연하지 못하다. 한편 PW 도플러에는 주로 스펙트럴(spectral) 도플러와 컬러 유동 사상(color flow mapping; CFM) 도플러가 있으며 주파수 추정을 위해 사용할 수 있는 데이터의 개수를 보면 전자

는 많고, 후자는 적다.

스펙트럴 도플러는 심장이나 혈관 내에서 관찰 위치를 정하고 시간에 따른 도플러 스펙트럼, 즉 전력 스펙트럼 밀도(power spectral density)의 변화인 스펙트로그램(spectrogram)를 보여준다.

CFM 도플러는 B-모드(mode) 영상의 주어진 2차원 영역 내에서 혈류(blood flow)의 속도를 실시간으로 알아내는 기술이다. 2차원 영역 내의 표본 볼륨 각각에 대해 펄스 반복 주파수(pulse repetition frequency; PRF)의 레이트(rate)로 펄스를 여러 번 송신해서 수신된 에코(echo)의 도플러 주파수를 분석해 혈류의 속도를 알아낸다. 2차원 영역 내의 각 픽셀에 대해 혈류의 속도를 실시간으로 계산해 화면에 디스플레이해야 하는 만큼 바람직한 CFM

이 논문은 2011학년도 대진대학교 학술연구비 지원에 의한 것임.

*교신저자 : 권성재(sjkwon@daejin.ac.kr)

접수일 11년 02월 21일 수정일 (1차 11년 03월 29일, 2차 11년 04월 28일, 3차 11년 05월 09일) 게재확정일 11년 05월 12일

알고리즘은 계산량이 적어야 할 뿐만 아니라 잡음에도 강해야 한다. 특히 도플러 신호는 조직에서 반사되어 돌아오는 B-모드 에코 신호와는 달리 주로 적혈구(erythrocyte; red blood cell)에 의해 반사되어 돌아오기 때문에 잡음에 약할 수밖에 없다.

Kasai 등이 제안한 래그-1 자기상관(lag-1 autocorrelation; L1A) 알고리즘은 CFM용으로 가장 많이 사용되고 있으나 잡음에 대해서 강인한 편은 아니다[2]. 수신된 에코로부터 도플러 정보만을 얻어내는 신호처리는 클러터(clutter) 필터링을 포함해 기본적으로 고역통과 필터링(highpass filtering)이므로 PRF 방향으로 저역통과 필터링(lowpass filtering)을 해서는 잡음을 줄일 수 없는 만큼 단순한 필터링 기법으로는 문제를 해결할 수는 없다.

기존에는 웨이브렛 분해(wavelet decomposition) 방법을 사용하여 잡음을 줄이는 시도가 있지만 계산량이 많아 실시간으로 구현이 어려울 뿐만 아니라 데이터 포인트도 많아야 하므로 스펙트럴 도플러에 적용하였다[3,4]. 또한 속도를 구할 때 최대우도 추정법(maximum likelihood estimation; MLE)을 사용하여 상호상관 연산을 통해 속도를 정확히 구하면서 잡음의 영향도 감소시키는 연구도 있었다[5,6]. 하지만 이 방법은 모든 속도에 대해서 상호상관 연산을 해야 하므로 CFM용으로 요구되는 실시간 알고리즘으로는 적합하지 못하다. 또한 수많은 산란체(scatterer)에 의해 반사되어 돌아오는 에코의 파형을 알아야 하므로 현실적이지 못하다.

따라서 본 논문에서는 래그-2 자기상관(lag-2 autocorrelation; L2A) 알고리즘의 제한된 도플러 주파수 추정 범위를 확장시킨 디에일리어스된 래그-2 자기상관(dealiased lag-2 autocorrelation; DL2A) 알고리즘을 제안하여 신호 대 잡음비(signal-to-noise ratio; SNR) 특성을 개선시키고자 한다. 또한 L1A 알고리즘과 DL2A 알고리즘을 결합한 방법(combined autocorrelation; CA)을 제안하고, 고속 푸리에 변환(fast Fourier transform; FFT)를 통해 계산되는 단시간 푸리에 변환(short-time Fourier transform; STFT) 방법도 포함한, 총 4가지 방법들 간의 도플러 평균주파수 추정 성능을 다양한 SNR에 대해서 비교하여 제안한 DL2A 알고리즘의 우수성을 보이고자 한다.

2. 도플러 주파수 추정방법

초음파 도플러 CFM은 주로 혈류 내의 적혈구에 의해 반사(reflection), 산란(scattering), 또는 회절(diffraction)되어 돌아오는 에코를 수신하며, 혈류의 속도는 수신된 에

코의 도플러 쉬프트 주파수(Doppler shift frequency)에 비례한다는 도플러 효과를 이용하여 혈류의 속도를 추정한다. 도플러 쉬프트 주파수 f_d 는 다음 식으로 주어진다.

$$f_d = \frac{2vf_0\cos\theta}{c} \quad (1)$$

여기서 c 는 매질 내에서의 초음파의 진행속도, v 는 혈류의 이동속도, f_0 는 초음파 트랜스듀서의 중심주파수(center frequency), θ 는 트랜스듀서에서 방출되는 빔의 방향과 혈류의 방향이 서로 이루는 각도이다.

트랜스듀서의 중심주파수를 발진주파수(oscillation frequency)로 하는 정현파 및 역현파를 사용하여 기저대역으로 복조된 도플러 수신신호를 $z[n]$ 이라고 하면 동상 성분(in-phase component) $i[n]$ 과 직교성분(quadrature component) $q[n]$ 은 다음 식으로 표현된다.

$$i[n] = Re\{z[n]\}, \quad q[n] = Im\{z[n]\} \quad (2)$$

여기서 n 은 시간지수(time index)이며 펄스 반복 주파수 PRF의 역수에 해당하는 시간 간격을 표본화주기(sampling period)로 하는 데이터 샘플을 가리킨다. 이때 수신된 도플러 신호의 평균주파수 f_1 은 Kasai 등의 L1A 알고리즘을 이용하여 다음과 같이 구할 수 있다[2].

$$f_1 = \frac{f_{prf}}{2\pi} \tan^{-1} \left\{ \frac{\sum_{n=0}^{N-1} i[n]q[n+1] - i[n+1]q[n]}{\sum_{n=0}^{N-1} i[n]i[n+1] + q[n]q[n+1]} \right\} \quad (3)$$

여기서 f_{prf} 는 PRF 주파수를 나타낸다.

하지만 L1A 방법은 바로 인접한 샘플을 이용하므로 잡음에 약한 단점이 있다. 본 논문에서는 인접 샘플끼리의 시간 간격을 L1A 방법에 비해 2배로 늘린 L2A 방법을 사용하여 SNR 특성을 개선시키고자 한다. 일반적으로 샘플 간격이 늘어나게 되면 잡음의 상관성이 감소하는 경향을 보인다. L2A 방법은 다음 식으로 나타낼 수 있다.

$$f_2 = \frac{f_{prf}}{4\pi} \tan^{-1} \left\{ \frac{\sum_{n=0}^{N-1} i[n]q[n+2] - i[n+2]q[n]}{\sum_{n=0}^{N-1} i[n]i[n+2] + q[n]q[n+2]} \right\} \quad (4)$$

윗 식에서 볼 수 있듯이 샘플끼리의 간격이 2샘플이므로 $2/f_{prf}$ 의 시간에 해당한다. 그러나 L2A 방법을 사용하여 도플러 평균주파수를 추정하게 되면 $\pm f_{prf}/4$ 를 넘는 주파수에 대해서는, 충분하지 않은 표본화로 인해 주파수 성분이 서로 겹치게 되어(spectral overlapping) 고주파수 성분이 저주파수 성분으로 오인되어(masquerading) 원래의 주파수 정체성(identity)을 잃어버리는 에일리어싱(aliasing) 현상이 발생하게 되어 문제가 된다. 이를 해결하기 위해 L1A 방법을 사용해 L2A 방법을 디에일리어스시켜 주는 DL2A 방법을 제안한다. L1A 방법은 $\pm f_{prf}/2$ 이내의 도플러 주파수에 대해서는 에일리어싱이 발생하지 않는다.

3. DL2A와 CA 알고리즘

DL2A 알고리즘은 식 (4)에 주어진 L2A 알고리즘에 기반을 두고 있으나 도플러 주파수가 $\pm f_{prf}/4$ 를 넘을 경우에는 에일리어싱이 발생하므로 L2A 알고리즘의 결과에 $f_{prf}/2$ 를 더해주거나 빼주어 에일리어싱을 보상해주는 방법이다. DL2A와 CA 알고리즘을 C 언어와 유사한 의사코드(pseudocode)를 사용하여 기술하면 그림 1과 같다.

```

qprf ← PRF / 4; /* one quarter of PRF */
hprf ← PRF / 2; /* one half of PRF */
fth ← 0.2 * qprf; /* frequency threshold */
Estimate f1 and f2 using (3) and (4),
respectively; /* perform L1A and L2A
algorithms given by (3) and (4), respectively */
/* Compensation for aliasing is carried out */
if f1 < (-qprf - fth)
    f2d ← (f2 - hprf); /* neg. aliasing comp. */
else if (-qprf - fth) ≤ f1 < (-qprf + fth)
    f2d ← f1; /* neg. boundary processing */
else if (-qprf + fth) ≤ f1 < (qprf - fth)
    f2d ← f2; /* valid unaliased region */
else if (qprf - fth) ≤ f1 < (qprf + fth)
    f2d ← f1; /* pos. boundary processing */
else
    f2d ← (f2 + hprf); /* pos. aliasing comp. */
if abs(f2d - f1) > qprf /* safety measure */
    f2d ← f1;
f3 ← (f1 + f2d) / 2; /* CA algorithm */
    
```

[그림 1] 의사코드로 기술된 DL2A와 CA 알고리즘

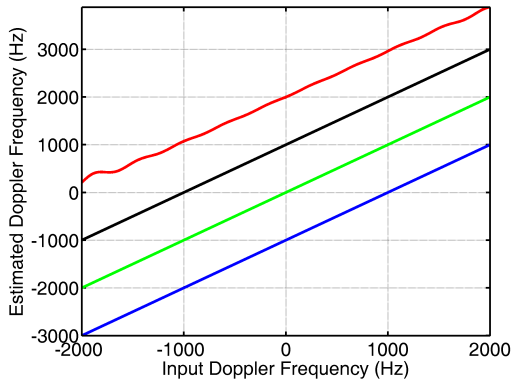
여기서 f2d는 디에일리어스된 f2를 나타내며 바로 DL2A 알고리즘의 출력에 해당한다. qprf와 hprf는 각각 f_{prf} 값의 1/4과 1/2을 나타낸다. fth는 주파수 문턱치를 나타내며 도플러 주파수를 추정하는 데 미치는 잡음의 영향을 줄여주기 위해 사용하며, 실험적으로 결정해야 하는데 논문에서는 qprf의 20%로 하였다. 계산된 f2d값과 f1값간의 차이가 큰 경우에는 추정된 f1값 자체에 포함된 오차로 인하여 잘못된 구간을 선택할 수도 있으므로 이때의 f2d값은 f1값을 그대로 사용하도록 하여 아웃라이어(outlier)를 발생시키지 않도록 해야 한다. 의사코드의 마지막 행에 제시된 CA 알고리즘은 f1과 f2d의 평균치를 출력 f3로 한다.

4. 실험 및 고찰

L1A, DL2A, CA, FFT 알고리즘의 도플러 평균주파수 추정 성능을 비교하기 위해 에코 신호의 SNR이 특정한 값일 때 입력 도플러 주파수를 -2kHz부터 2kHz의 범위에서 1Hz의 스텝으로 증가시켜 가면서 컴퓨터 시뮬레이션을 수행하였다[7]. 펄스 반복 주파수 f_{prf} 는 5kHz로 설정하였다. 스펙트럴 도플러에 사용되는 FFT 방법도 비교 대상에 추가하였다.

우선 잡음이 없는 경우에 대하여 시뮬레이션을 실시하였다. 추정에 사용된 펄스쌍(pulse pair)의 개수 N 의 값은 12로 하였다. 일반적으로 N 값은 클수록 평균주파수 추정 성능은 양호해지나 혈류의 동특성(dynamic characteristic)의 변화를 빨리 따라가지 못하므로 적절한 절충이 필요하다. 그림 2는 L1A, DL2A, CA, FFT 방법으로 추정한 주파수를 보여준다. 횡축은 입력된 실제 도플러 주파수를 나타내며, 종축은 추정한 도플러 주파수를 나타낸다. 그래프는 위에서부터 아래의 순서로 FFT, DL2A, L1A, CA 방법의 추정 결과를 각각 나타낸다. 최상단의 FFT 방법의 그래프를 제외한 나머지 세 그래프는 모두 동일하여 완전히 겹치기 때문에 구분할 수 있도록 DL2A의 그래프는 수직 방향으로 1000Hz만큼 위로 이동시켜 그렸고, CA의 그래프는 수직 방향으로 1000Hz만큼 아래로 이동시켜 그렸다. FFT 방법의 그래프는 수직 방향으로 2000Hz의 오프셋(offset)을 더해주어 그렸다. 그림에서 볼 수 있듯이 잡음이 없는 경우에는 DL2A, L1A, CA의 세 방법 모두 같은 결과를 얻을 수 있음을 알 수 있다. DL2A의 그래프를 보면 L2A에서 일어나는 에일리어싱이 제대로 보상되었음을 알 수 있다. 즉 입력된 도플러 주파수가 $\pm 1250\text{Hz}$ 를 초과하는 경우에도 제대로 추

정되었다. 그러나 FFT 방법은 성능이 상대적으로 못함을 알 수 있다. FFT 방법은 스펙트럴 도플러에서 웨이블릿 수축(wavelet shrinkage)으로 먼저 잡음을 줄인 후 스펙트로그램을 추정하기 위한 STFT의 연산용으로 사용된다 [4]. FFT 포인트는 주어진 유효한 데이터 뒤에 영을 붙여 (zero padding) 16으로 하였다. N 을 12로 했으므로 4개의 0을 추가하였다. FFT 포인트를 32로 증가시켜도 주파수 추정 성능은 거의 개선되지 않았다.



[그림 2] 잡음이 없는 경우 네 가지 방법의 도플러 주파수 추정 성능 비교(그래프는 위에서부터 아래의 순으로 FFT, DL2A, L1A, CA)

이제 잡음이 있는 경우에 대하여 시뮬레이션 하기 위해 가산성 백색 가우시언 잡음(additive white Gaussian noise; AWGN)을 도플러 신호에 더하였다. SNR을 가변시켜 가면서 도플러 주파수의 추정 성능을 비교하였다.

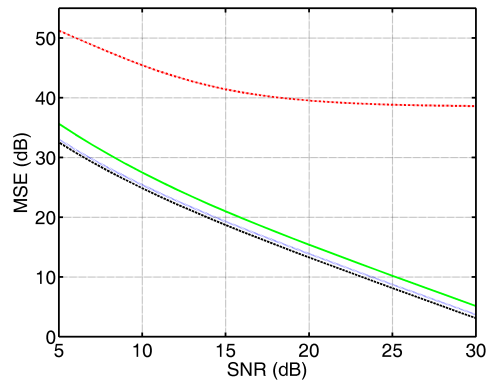
그림 3은 SNR이 각각 5dB에서부터 30dB까지 1dB의 스텝으로 증가할 때, L1A, DL2A, CA, FFT 방법으로 계산한 도플러 주파수와 실제 입력 도플러 주파수 간의 평균 자승 오차(mean square error; MSE)를 보여준다. MSE는 다음과 같이 정의하였다.

$$MSE = 10 \log_{10} \frac{1}{M(2K+1)} \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{k=-K}^K [f_m(k) - \widehat{f}_m(k)]^2 \quad (5)$$

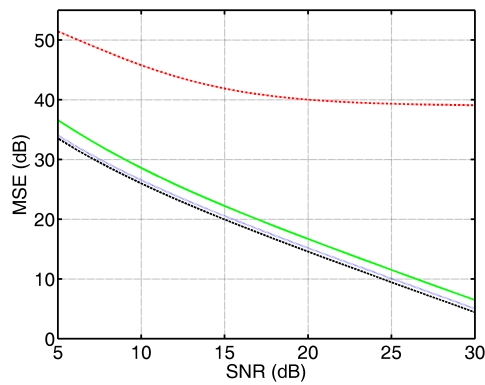
SNR을 5dB부터 30dB까지 1dB의 스텝으로 증가시키면서 $2K+1 = 4001$ 개의 모든 도플러 입력주파수에 대해 추정오차를 계산하였다. 지수 k 는 1Hz의 간격으로 증가하는 k Hz의 도플러 입력주파수를 가리키며 $k = -K$ 는 -2000Hz, $k = K$ 는 2000Hz에 해당한다. 그리고 $f_m(k)$ 은 m 번째 시드(seed)를 사용하여 만든 AWGN 잡음을 스케일링하여 SNR을 어떤 값으로 설정한 상태에서

입력된 k Hz의 도플러 주파수를 나타내고, $\widehat{f}_m(k)$ 은 그런 조건하에서 L1A, DL2A, CA, FFT 방법으로 각각 추정한 도플러 주파수를 나타낸다. 잡음 발생용 시드의 총 개수 M 은 50으로 하였다.

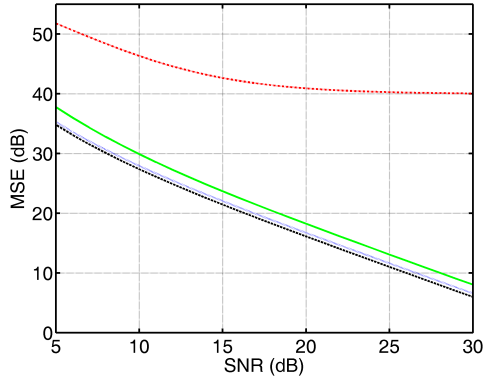
동일한 SNR에서 펄스쌍의 개수 N 이 변경되면 주파수 추정 성능이 영향을 받게 된다. 그림 3에서 (a)는 N 을 14, (b)는 12, (c)는 10, (d)는 8로 했을 때, SNR 대 MSE의 결과를 보여준다. 4개의 그래프는 위에서부터 아래의 순으로 FFT(적색), L1A(녹색), CA(청색), DL2A(흑색) 방법의 MSE에 해당한다. 그림에서 알 수 있듯이 DL2A 방법의 주파수 성능이 가장 우수하고 CA, L1A, FFT 방법의 순으로 주파수 추정 성능이 점점 더 저하되는 것을 알 수 있다. N 값이 감소할수록 주파수 추정 성능도 저하되는 경향을 보여준다. 전반적으로 DL2A와 CA 알고리즘은 L1A 알고리즘에 비해 MSE 측면에서 약 2~3dB만큼 더 우수하다. FFT 알고리즘은 다른 3가지 알고리즘에 비해 성능이 현저히 떨어짐을 알 수 있다. FFT 포인트는 N 개의 데이터 뒤에 0을 첨가해 16으로 하였다. 즉 N 이 14, 12, 10, 8일 때 각각 2, 4, 6, 8개의 0을 추가하였다.



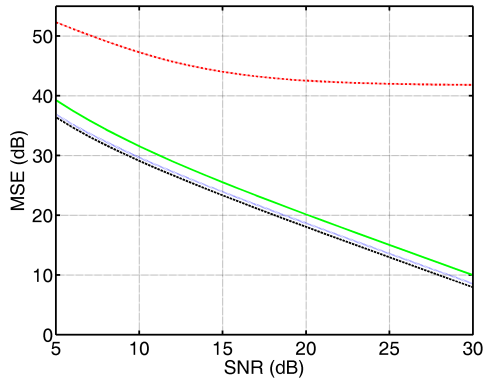
(a)



(b)



(c)



(d)

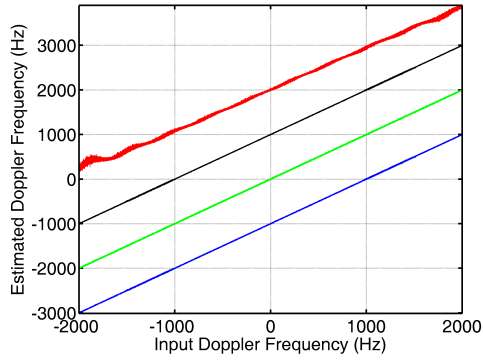
[그림 3] SNR에 따른 MSE의 변화(위에서부터 아래의 순으로 FFT, L1A, CA, DL2A 방법): (a) $N = 14$, (b) $N = 12$, (c) $N = 10$, (d) $N = 8$

그림 4는 펄스쌍의 개수 N 을 12로 했을 때 입력 도플러 주파수에 대한 L1A, DL2A, CA, FFT 알고리즘으로 계산한 출력 주파수 추정 결과를 보여준다. 그림 4(a)는 SNR이 20dB일 때, (b)는 15dB일 때, (c)는 10dB일 때, (d)는 5dB일 때, 각각 L1A, DL2A, CA, FFT 방법으로 추정한 주파수를 보여준다. 4개의 그래프는 위에서부터 아래의 순으로 FFT(적색), DL2A(흑색), L1A(녹색), CA(청색)에 해당하고, 그래프들을 서로 구분하기 위해 편의상 DL2A와 FFT는 각각 위로 1000Hz와 2000Hz만큼 업셋을 주었고, CA는 아래로 1000Hz만큼 이격시켜 그렸다.

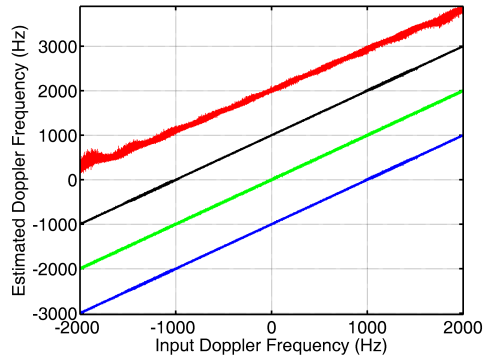
SNR이 20dB일 때에는 L1A, DL2A, CA의 세 방법은 모두 큰 차이가 없지만 FFT 방법은 주파수가 높을수록 오차가 커짐을 알 수 있다. 이는 FFT의 경우 적은 데이터 개수로 인한 주파수 해상도(frequency resolution)의 저하와 넓은 대역에 걸친 부엽(sidelobe)의 생성에 주로 기인한다. SNR이 점점 더 낮아짐에 따라 DL2A와 CA는 L1A

에 비해 잡음에 의한 영향을 적게 받음을 알 수 있다. FFT 방법은 SNR의 저하에 따라 악영향을 많이 받을 뿐만 아니라 데이터의 부족으로 인한 주파수 추정 성능의 저하로 인해서 CFM용으로 적합하지 않음을 알 수 있다. 이는 Barber 등의 실험 결과와도 잘 일치함을 확인할 수 있다[8]. 출력주파수의 기울기도 틀어져 있고 위글(wiggle) 현상도 관찰할 수 있다.

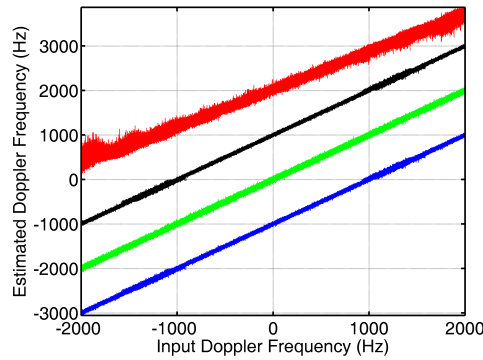
SNR이 3dB 이하로 떨어지는 경우에는 잡음이 매우 심해져 네 가지 방법 모두 주파수 추정치에 아웃라이어(outlier)가 많이 발생하여 유의미한 결과를 얻을 수 없었다.



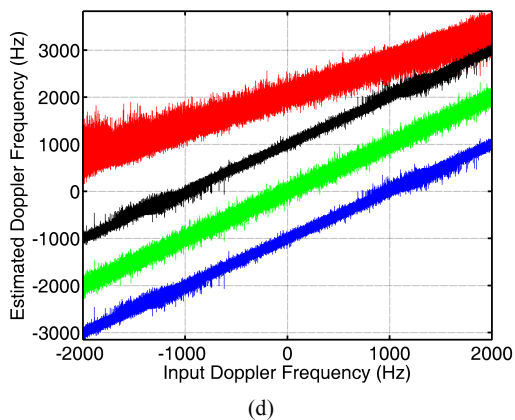
(a)



(b)



(c)



[그림 4] SNR이 (a)는 20dB, (b)는 15dB, (c)는 10dB, (d)는 5dB인 경우 도플러 주파수의 추정 성능(위에서부터 아래의 순으로 FFT, DL2A, L1A, CA 방법)

5. 결론

본 논문에서는 계산량을 크게 증가시키지 않고 SNR을 향상시키는 DL2A 알고리즘을 제안하고 시뮬레이션을 통해 그 성능을 검증하였다. L1A 알고리즘은 현재 초음파 영상진단기의 CFM용으로 가장 많이 사용되고 있으나 인체 내 영상 깊이(imaging depth)가 증가함에 따라 SNR 특성이 열화된다.

DL2A 알고리즘은 다양한 SNR 조건과 펄스쌍의 개수에 대해 L2A 알고리즘의 단점인 에일리어싱 문제를 해결하면서 L1A에 비해 잡음 조건하에서도 주파수 추정 성능이 우수함을 확인할 수 있었다. 수치 실험 결과 전반적으로 DL2A 알고리즘의 도플러 주파수 추정 성능은 MSE 측면에서 기존의 L1A 알고리즘에 비해 약 2~3dB 정도 개선되어 효과가 있음을 보였다. 한편 FFT 방법은 데이터의 개수가 많지 않은 CFM용으로는 사용할 수 없음을 확인할 수 있었다.

본 논문에서 제안한 DL2A 방법은 초음파 진단기의 하드웨어 구조(architecture)의 변경 없이 소프트웨어의 수정만으로 적용할 수 있다는 장점이 있다.

참고문헌

[1] B. A. J. Angelsen, *Ultrasound Imaging: Waves, Signals, and Signal Processing*, Emantec, 2000.
 [2] C. Kasai, N. Namekawa, A. Koyano, and R. Omoto, "Real-time two-dimensional blood flow imaging using

an autocorrelation technique," *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, vol. SU-32, no. 3, pp. 485-464, May 1985.
 [3] S. C. Olhede and A. T. Walden, "Noise reduction in directional signals using multiple Morse wavelets illustrated on quadrature Doppler ultrasound," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 1, pp. 51-57, Jan. 2003.
 [4] Y. Zhang, Y. Wang, and W. Wang, "Denoising quadrature Doppler signals from bi-directional flow using the wavelet frame," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, vol. 50, no. 5, pp. 561-564, May 2003.
 [5] K. W. Ferrara and V. R. Algazi, "A new wideband spread target maximum likelihood for blood velocity estimation—Part I: Theory," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, vol. 38, no. 1, pp. 1-16, Jan. 1991.
 [6] K. W. Ferrara and V. R. Algazi, "A new wideband spread target maximum likelihood for blood velocity estimation—Part II: Evaluation of estimators with experimental data," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, vol. 38, no. 1, pp. 17-26, Jan. 1991.
 [7] A. Herment, G. Demoment, and P. Dumée, "Improved estimation of low velocities in color Doppler imaging by adapting the mean frequency estimator to the clutter rejection filter," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 43, no. 9, pp. 919-927, Sept. 1996.
 [8] W. D. Barber, J. W. Eberhard, and S. G. Karr, "A new time domain technique for velocity measurements using Doppler ultrasound," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, no. 3, pp. 213-229, Mar. 1985.

권 성 재(Sung-Jae Kwon)

[중심회원]



- 1984년 2월 : 경북대학교 전자공학과 (학사)
- 1986년 2월 : KAIST 전기및전자공학과 (석사)
- 1990년 8월 : KAIST 전기및전자공학과 (박사)
- 1997년 8월 ~ 현재 : 대전대학교 통신공학과 교수

<관심분야>
 영상, 통신, 디지털 시스템