

초음파 영상 시스템에서 새로운 도플러 평균주파수 확장 방법

권성재^{1*}

A New Method for Extending Doppler Mean Frequency in Ultrasonic Imaging Systems

Sung Jae Kwon^{1*}

요 약 기본적으로 초음파 영상 시스템은 반사 계수를 보는 B-모드와 혈류의 속도를 구하는 도플러 영상 모드를 구비하고 있다. 본 논문에서는 도플러 영상 모드에서 혈류의 속도를 나타내는 도플러 주파수가 펄스반복주파수의 1/2을 초과하는 경우 발생하는 에일리어싱 현상을 검출해 보상하는 새로운 방법을 제시하고 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 타당성을 보여준다. 본 논문에서 제안하는 방법은 추정 가능한 도플러 주파수를 확장시켜 줄 뿐만 아니라 잡음에 대해서도 강인한 특성을 가진다. 시뮬레이션 결과 신호 대 잡음비가 약 20dB로 낮은 경우에도 에일리어싱을 제대로 보상할 수 있음을 알 수 있었다.

Abstract Basically, an ultrasonic imaging system has two fundamental imaging modes available. One is the B-mode imaging modality which provides an image of reflection coefficient, and the other is the Doppler color flow mode that maps blood flow inside the human heart and blood vessels. This paper presents a new method of detecting and compensating for aliasing that occurs when the Doppler frequency exceeds one-half of the pulse-repetition frequency (PRF). Its validity is shown by computer simulation. The new method not only extends the measurable Doppler frequency, but also helps to reduce the effect of noise. The results show that the aliasing can be compensated for correctly for signal-to-noise ratios down to 20 dB.

Key Words: Aliasing, Autocorrelation, Doppler, Mean Frequency, Ultrasound, Velocity

1. 서론

최근 들어 초음파 영상 시스템은 B-모드, 도플러 영상 모드뿐만 아니라 조직의 탄성 파라미터 등의 영상까지도 제공하는 등 의료 영상 진단 분야에서 괄목한 발전을 거듭하고 있다. 초음파 영상 시스템은 CT(computed tomography), MRI(magnetic resonance imaging), PET(positron emission tomography), SPECT(single photon emission computed tomography) 등의 영상 모달리티(imaging modality)와 비교해 실시간으로 영상 획득 및 디스플레이가 가능하고 저렴하며 이동하기 편리한 장점이 있다. 이뿐만 아니라 비침습적이므로 진단하기 수월하고 무해하므로 반복해서 시행할 수도 있다.

본 논문은 대전대학교 2006학년도 후반기 연구년 동안 수행한 연구 결과의 일부입니다.

¹대전대학교 통신공학과

*교신저자: 권성재(sjkwon@daejin.ac.kr)

초음파 도플러 시스템은 송신 신호의 대역폭에 따라 크게 연속파(continuous wave; CW) 방식과 펄스파(pulsed wave; PW) 방식으로 나누어진다. 또한 관찰 지점의 개수 또는 구성에 따라 단일 게이트(single gate), 다중 게이트(multigate), 컬러 플로 영상화(color flow imaging [CFI]; color flow mapping [CFM]) 등으로 구분된다. 연속파 시스템은 측정 가능한 최대 도플러 주파수, 즉 속도에 제한은 없으나 깊이 방향으로 분해능이 없어 2개의 트랜스듀서(transducer)를 사용하여 빔이 교차하는 지점을 샘플링 볼륨(sampling volume)으로 한다. 2개 이상의 단일 트랜스듀서 또는 1개 이상의 어레이 트랜스듀서를 사용하게 되면 2차원 또는 3차원의 속도 벡터(velocity vector)를 구할 수도 있어 빔과 혈류 방향 간의 각도(beam-to-flow angle)에 무관한 속도를 얻을 수 있으므로 단위시간당 통과하는 혈류의 양(volumetric flow)을 정량적으로 알 수 있도록 해준다.

펄스파 시스템은 한 개의 트랜스듀서를 사용하여 송수

신할 수 있는 장점이 있다. 하지만 연속파 시스템과는 달리, 표본화 정리(sampling theorem)에 의해 검출할 수 있는 최대 도플러 주파수가 PRF 의 1/2로 제한된다. 여기서 PRF 는 펄스반복주파수(pulse-repetition frequency; PRF)를 나타낸다. 물론 혈류의 흐름이 트랜스듀서에서 멀어지는 경우에는 $-PRF/2$ 로 제한되게 된다. 펄스파 시스템은 샘플링 볼륨까지 갔다 오는 데 걸리는 시간에 해당하는 시점에서 송신된 펄스를 PRF 의 레이트로 샘플링하기 때문이다. 도플러 주파수가 $\pm PRF/2$ 를 넘는 경우에는 주파수 에일리어싱(aliasing)이 발생하게 되어 높은 주파수가 낮은 주파수로 오인되고(masquerading) 혈류의 방향도 역전되어버리는 문제가 발생한다.

이러한 에일리어싱 문제를 해결하기 위해서 다양한 기법들이 소개되었다[1-11]. 기본적으로 시공간 영역에서의 혈류 속도의 연속성을 이용하고 있다. 공간영역에서의 방법은 혈류의 속도는 공간적으로 연속성을 가진다는 사실에 착안한 방법이고, 시간 영역에서의 방법은 어떤 샘플링 볼륨에서의 속도가 시간적으로 연속이라는 사실에 기반을 두고 있다.

Hartley[1]는 혈류의 속도가 시간축상으로 연속인 특성과 혈류의 방향성을 이용해 측정가능한 주파수 범위를 증가시켰다. Lai 등[2]은 현재 시각에서의 속도는 이웃한 이전의 속도들과 PRF 이상 차이가 나지 않는다는 점을 이용해 측정 가능한 속도를 확장시켰으나 잡음으로 인해 연속으로 에일리어싱이 일어나는 경우 대응할 수 없다. Tortoli[3]는 스펙트럼을 FFT로 분석하여 스펙트럼의 일부가 분리되어 다른 주파수 범위에 위치하게 되는 경우 원래 위치로 옮겨주어 해결하는 방안을 제시하였으나 멀티게이트나 CFI용으로 하기는 힘들다. 멀티게이트 및 CFI에 효과적으로 적용할 수 있는 방법이 Back 등[4]에 의해 제안되었고 혈류의 속도가 공간적으로 연속인 사실에 착안하여 에일리어싱 문제를 해결하였다. Liu 등[5]은 시간 및 공간 영역을 결합한 방법으로 에일리어싱에 강한 방법을 발표했다. Nitzpon 등[6]은 서로 다른 캐리어 주파수 2개를 사용하여 확장된 평균 속도를 구하고 보간을 이용해 에일리어스된 도플러 스펙트럼을 재구성하였다. 이 방법은 펄스반복주파수를 변경시키는 스태저드(staggered) PRF 방식과 유사하다.

Herment 등[7,8]은 수신된 도플러 신호에 복소 변조(complex modulation)를 도입하여 주파수 대역을 적응적으로 이동시키는 방법을 제안하였다. Kuga와 Tanaka[9]는 FM 처프 신호를 사용하여 에코의 위상차와 스펙트럴 상호상관값을 이용하여 에일리어싱 문제를 극복하였다.

Funamoto 등[10]은 컬러 도플러 영상을 재구성하고 속도 벡터와 압력 분포를 구하기 위해 시물레이션을 수행하였다. 측정된 도플러 속도와 Navier-Stokes 방정식을 수치 계산해 얻은 도플러 속도 간의 차이로 주어지는 인공력(artificial force)이란 인자의 크기로 부터 에일리어싱이 일어났는지를 판단하였는데 방정식을 제약조건으로 사용하므로 계산이 복잡하며 실시간 구현이 곤란하다. Hasse와 Landelius[11]는 풍속 측정치를 원환체의 표면에 매핑하여 에일리어싱을 제거하였다.

본 논문에서는 시간 영역에서 혈류의 연속성을 이용해 수신된 에코에 잡음이 있는 경우에도 도플러 평균주파수의 에일리어싱 현상을 확실하게 검출해서 보상할 수 있는 방법을 제안하고 시물레이션을 통해 제대로 동작하는 것을 보여주고자 한다. 본 방법은 계산량이 비교적 적기 때문에 실시간 구현이 가능하다.

2. 도플러 영상 시스템에서 평균주파수 추정 방법

초음파 영상 시스템은 크게 B-모드 영상을 생성하는 부분과 스펙트럴 도플러 및 CFI를 수행하는 부분으로 구성된다. B-모드 영상은 트랜스듀서로부터 송신된 펄스가 스펙트러(scatterer)에 의해 반사되어 다시 트랜스듀서에 수신되어 얻은 에코 신호를 기저대역으로 복조해 포락선을 구해 영상으로 모니터에 보여준다. 이러한 과정을 모든 스캔라인에 대하여 반복하여 원하는 포맷의 영상을 얻는다.

한편 도플러 부분은 수신된 에코 신호를 기저대역으로 내릴 때 캐리어 주파수를 트랜스듀서의 중심주파수로 하는 정현파 및 여현파를 각각 곱해주는 직각복조(quadrature demodulation) 방식을 사용하여 동상(in-phase; I) 및 직각(quadrature; Q) 성분을 구한다. 이로부터 수신 에코의 위상 변화 또는 주파수 이동을 알아낼 수 있다. 혈류의 속도뿐만 아니라 트랜스듀서를 기준으로 혈류의 방향이 멀어지는지, 또는 다가오는지도 판단할 수 있도록 해준다. 일반적으로 실수부를 동상 신호로 하고 허수부를 직각 성분으로 하는 복소수인 복소 포락선(complex envelope) 신호로부터 도플러 주파수를 추정한다. 수신 에코가 협대역 신호인 경우 직각 복조 대신에 2차 샘플링(second-order sampling) 방법도 사용할 수 있다. 2차 샘플링 방법은 필요한 채널의 수가 1개뿐이므로 채널 간 특성에 있어서 부정합(mismatch)이 발생하지 않는 장점이 있다.

도플러 시스템은 트랜스듀서에서 송신된 신호가 이동

하는 스퀘어러를 만나게 되면 수신 에코의 주파수가 도플러 쉬프트한다는 사실에 근거를 두고 있다. 초음파의 속도를 c , 트랜스듀서의 중심주파수를 f_0 , 빔과 혈류 간의 각도를 θ , 혈류의 속도를 v 라고 하면, 도플러 쉬프트된 주파수인 f_d 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$f_d \approx \frac{2f_0 \cos \theta}{c} v \quad (1)$$

여기에서 $v \cos \theta$ 는 혈류의 속도를 빔의 진행 방향으로 투영한 속도를 나타낸다. 즉, 벡터의 내적에 해당한다. 계수 2는 송신과 수신시 빔과 혈류 사이의 각도가 동일하기 때문에 포함되었다. 식 (1)은 비록 근사식이지만 일반적으로 초음파 속도는 혈류의 속도에 비해 훨씬 빠르기 때문에 정확한 수식이라고 할 수 있다.

초음파 영상의 프레임 레이트를 FR , 스캔라인의 수를 SL , 앙상블 데이터(펄스 페어) 개수를 N 이라고 하면 관측할 수 있는 영상 깊이 z 는 다음과 같이 주어진다.

$$z \leq \frac{c}{2FR \cdot SL \cdot N} \quad (2)$$

따라서 관측 깊이는 프레임 레이트, 스캔라인의 수, 앙상블 데이터 개수에 반비례하므로 깊은 곳까지 속도를 측정하기 위해서는 후자의 양들을 줄여주어야 함을 시사한다.

또한 우리가 관찰할 수 있는 최대 깊이 및 최대 속도는 PRF 에 의해 제한받고 속도는 표본화율에 의해 제한받으므로 결과적으로는 식 (3)에서처럼 초음파의 파장 λ 에 의해 결정된다.

$$z|v| \leq \frac{c\lambda}{8} \quad (3)$$

이러한 관계를 레이더 분야에서는 거리-속도 앰비규어티(range-velocity ambiguity)라고 부른다. 물리적인 의미를 살펴보면 깊은 곳에서는 측정할 수 있는 속도의 범위가 줄어들고, 얇은 곳에서는 더 높은 속도까지 측정할 수 있음을 시사한다.

도플러 평균주파수를 추정하는 방법은 초기에는 영점교차 검출기(zero-crossing detector), 위상 검출기(phase detector), 순시주파수 검출기(instantaneous frequency detector) 등이 사용되었으나 성능이 대체로 만족스럽지

못한 편이다[12-21]. 특히 이들 중에서 영점교차 검출기는 주어진 시간 동안 영점을 지나는 빈도를 계수하므로 구현하기 쉬운 장점이 있으나 앙상블 데이터 개수가 적은 경우 성능이 많이 저하된다.

위상검출기에서는 주파수는 위상의 미분이라는 점에 착안하여 평균주파수 \bar{f} 를 다음 수식을 이용하여 구한다.

$$\bar{f} = \frac{PRF}{2\pi} \frac{\sum_{n=1}^N i(n-1)q(n) - i(n)q(n-1)}{\sum_{n=1}^N i^2(n) + q^2(n)} \quad (4)$$

여기에서 RF(radio frequency) 데이터를 직각 복조하여 얻은 $i(n)$ 과 $q(n)$ 은 각각 동상 및 직각성분을 나타낸다. N 은 추정에 사용한 앙상블 데이터의 개수로서 크면 클수록 스무딩 효과는 좋아지나 빨리 추적할 수 없게 된다. N 값의 상한치는 식 (2)에 의해 결정된다. 또한 분모식의 형태로부터 알 수 있듯이 잡음이 있는 경우 성능이 저하된다. 위상 검파기는 I/Q 알고리즘으로 불리어지기도 한다.

순시주파수 검파기는 평균주파수를 다음 식으로부터 구한다.

$$\bar{f} = \frac{PRF}{2\pi N} \sum_{n=1}^N \tan^{-1} \frac{q(n)}{i(n)} - \tan^{-1} \frac{q(n-1)}{i(n-1)} \quad (5)$$

이후 성능이 보다 우수한 자기상관기(autocorrelator)가 개발되었다[22]. 자기상관기는 발명자의 이름을 따 Kasai 자기상관(autocorrelation) 방법 또는 Kasai 알고리즘으로도 불리어지고 있다. 자기상관 방법은 다음 수식으로부터 평균주파수를 구한다.

$$\bar{f} = \frac{PRF}{2\pi} \tan^{-1} \frac{\sum_{n=1}^N i(n-1)q(n) - i(n)q(n-1)}{\sum_{n=1}^N i(n)i(n-1) + q(n)q(n-1)} \quad (6)$$

자기상관 방법은 전력 스펙트럼 밀도의 평균으로부터 유도할 수도 있고, 또는 파형의 인접한 두 점 사이의 위상

차의 \tan 를 \sin 과 \cos 으로 표현하고 위상차가 평균주파수에 관계된다는 사실로부터 유도할 수도 있다. 위 식은 표본화하기 전의 복소 포락선 신호 $i(t) + jq(t)$ 의 전력 스펙트럼 밀도인 $S(\omega)$ 의 1차 모멘트, 즉 평균주파수를 구하는 다음 식으로부터 얻어진다.

$$\bar{f} = \frac{1}{2\pi} \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \omega S(\omega) d\omega}{\int_{-\infty}^{\infty} S(\omega) d\omega} \quad (7)$$

최근 들어 잡음이 심하고 펄스의 대역폭이 넓은 경우 감쇠로 인한 중심주파수의 하향 이동(downward shift)을 고려하는, 자기상관기보다 좀 더 우수한 알고리즘들이 발표되었고, 모두 느린 시간(slow-time) 데이터뿐만 아니라 빠른 시간(fast-time) 데이터까지도 사용하는 점에서 동일하다[23-29]. 하지만 좀 더 복잡하고 계산량이 많을 뿐만 아니라, 대역폭이 좁거나 신호 대 잡음비가 양호한 경우에는 Kasai 방법과 비교해 성능차가 그다지 크지 않으므로 아직까지 초음파 진단기에서 많이 사용되고 있지는 않다.

따라서 대부분의 경우에 상용 도플러 시스템에서 사용되는 알고리즘은 자기상관기 방법이다. 자기상관기 방법은 혈류의 속도뿐만 아니라 방향까지도 알아내기 위해 복소 기저대역 데이터인 동상 및 직교 성분을 사용한다.

한편 도플러 속도를 추정하기 위해 상호상관기(crosscorrelator) 방법도 사용할 수 있는데 RF(radio frequency) 데이터를 요구한다[30]. 상호상관을 통해 스캐터러가 매 PRF마다 이동한 거리를 구해 속도를 구한다. 즉, PRF의 역수에 해당하는 시간 동안에 이동한 거리를 곱하면 속도를 구할 수 있다. 상호상관기 방법은 위상 차이에 기반을 둔 자기상관기 방법과는 달리 시간 지연(time delay)을 구하므로 에일리어싱이 일어나지 않는 장점이 있지만 계산량이 많아 상용 시스템에 적용하기는 쉽지 않은 편이다.

3. 에일리어싱 검출 방법

본 논문에서는 CFI용으로 가장 많이 사용되고 있는 자기상관 방법을 이용하여 에일리어싱을 검출하고 보상하는 방법을 제안하고자 한다. 식 (6)을 사용하여 주파수를 추정하는 경우 최대 $\pm PRF/2$ 주파수까지만 제대로 추정할 수 있다. 혈류의 주파수가 이 범위를 초과하게 되

면 에일리어싱이 발생하게 된다. 특히 잡음이 있는 경우 식 (6)을 사용하면 혈류에 의한 주파수가 $\pm PRF/2$ 부근에 이르게 될 때 에일리어싱이 여러 번 발생하게 된다. 이는 기계적 스위치를 열고 닫을 때 발생하는 기계적 진동 현상(chattering; bouncing)과 유사하다. 혹은 전자회로에서 잡음이 있는 파형이 전압비교기에 입력되는 경우 얻어지는 출력 파형을 연상시킨다. 채터링 현상은 스위치의 진동이 너무 크지 않다면 S-R 래치 등으로 해결할 수 있고 전압비교기에는 정궤환을 통해 히스테리시스를 부가함으로써 잡음의 영향을 줄일 수 있다. 하지만 도플러의 경우에는 그러한 방법을 사용할 수 없음을 문제가 있다.

따라서 본 논문에서는 다음 식으로 주어지는 평균주파수 추정기를 사용하여 문제를 해결하고자 한다. 식 (6)에서 얻은 평균주파수 \bar{f} 를 \bar{f}_1 으로 표시하고 다음 두 식으로부터 각각 \bar{f}_2 와 \bar{f}_4 를 구한다.

$$\bar{f}_2 = \frac{PRF}{4\pi} \tan^{-1} \frac{\sum_{n=2}^N i(n)q(n-2) - i(n-2)q(n)}{\sum_{n=2}^N i(n)i(n-2) + q(n)q(n-2)} \quad (8)$$

$$\bar{f}_4 = \frac{PRF}{8\pi} \tan^{-1} \frac{\sum_{n=4}^N i(n)q(n-4) - i(n-4)q(n)}{\sum_{n=4}^N i(n)i(n-4) + q(n)q(n-4)} \quad (9)$$

즉, 현재 샘플과 T_{prf} 이전의 바로 직전 샘플이 아니라, 현재 샘플과 $2T_{prf}$ 이전의 샘플을 연산하여 얻은 평균주파수가 \bar{f}_2 이고, 현재 샘플과 $4T_{prf}$ 이전의 샘플을 이용하여 얻은 평균주파수가 \bar{f}_4 이다. \bar{f}_2 와 \bar{f}_4 는 둘 다 \bar{f}_1 에 비해 시간적으로 더 이격된 샘플을 사용하므로 실험 표본화 주파수가 각각 \bar{f}_1 에 비해 1/2 및 1/4로 줄어들게 된다. 마찬가지로 \bar{f}_6 , \bar{f}_8 등으로 계속 확장해갈 수 있으나 사용가능한 앙상블 데이터 개수가 제한되어 있고 추정할 수 있는 주파수가 너무 낮아지게 되므로 빨리 변하는 혈류를 추적하기 힘들어진다.

그러므로 본 연구에서는 \bar{f}_2 와 \bar{f}_4 의 평균주파수 추정기를 중심으로 논지를 전개하기로 한다. \bar{f}_2 및 \bar{f}_4 추정

기가 추적할 수 있는 평균주파수는 $\overline{f_1}$ 추정기에 비해 낮지만, $\overline{f_1}$ 추정기에서 에일리어싱이 일어나는 경우에도 $\overline{f_2}$ 및 $\overline{f_4}$ 추정기에서는 비록 에일리어싱은 이미 일어났지만 추정된 주파수가 증가 또는 감소하는 경향을 가진다. 따라서 $\overline{f_2}$ 및 $\overline{f_4}$ 추정기에서 추정된 주파수의 기울기 또는 변화량의 크기로부터 에일리어싱의 여부를 판단한다. 기울기가 양수이면 혈류의 평균주파수가 $PRF/2$ 이상으로 뒀을 나타내며, 반대로 기울기가 음수이면 혈류의 평균주파수가 $-PRF/2$ 이하로 내려감을 나타낸다. 일단 에일리어싱이 검출되면 PRF 의 정수배 주파수를 더해 주어 주파수를 보상해준다.

4. 시뮬레이션 방법, 결과 및 고찰

본 절에서는 제안한 방법에 대해 시뮬레이션 하기 위해 도플러 신호의 모델로부터 시작한다. 이를 위해 도플러 데이터 수신 과정을 수학적으로 모델링하였다. 처음에 스퀘어파가 깊이 z_0 에 위치해 있고 축방향(axial direction)으로 v 의 속도로 트랜스듀서가 있는 방향으로 다가온다고 가정한다. $a(t)$ 를 에코의 포락선, ω_0 를 트랜스듀서의 중심각주파수, T_{prf} 를 PRF 의 역수인 펄스반복주기(pulse-repetition period) 또는 펄스반복구간(pulse-repetition interval), k 번째 송신하여 수신한 에코를 $e_k(t)$ 로 표시하면 트랜스듀서에서 수신된 전체 에코는 다음 식으로 나타낼 수 있다. 빔이 혈류와 이루는 각도 (beam-to-flow angle)는 0° 로 가정한다.

$$e(t) = \sum_{k=0}^{N-1} e_k(t) \quad (10)$$

여기서

$$e_k(t) = a\left(t - \frac{2z_0}{c} - kT_{prf} + \frac{2vkT_{prf}}{c}\right) \cdot \cos\omega_0\left(t - \frac{2z_0}{c} - kT_{prf} + \frac{2vkT_{prf}}{c}\right) \quad (11)$$

CFI의 경우 식 (10)에 주어진 에코를 얻는 과정이 필요한 모든 스캔라인에 대해서 반복된다. k 번째 수신 에코 $e_k(t)$ 에 각각 $2\cos\omega_0 t$ 및 $-2\sin\omega_0 t$ 를 곱하고 저역통과 필터링을 하면 $i(t)$ 및 $q(t)$ 가 얻어진다. A/D

변환을 하면 표본화된 $i(n)$ 과 $q(n)$ 을 얻을 수 있고 복소 포락선은 $z(n) = i(n) + jq(n)$ 으로 나타낼 수 있다. 여기서 진폭의 양자화 영향은 무시한다. 매 펄스 송신 시각을 같은 시간 기준으로 하고 편의상 z_0 를 0으로 놓으면, $z(n) = a(t + \omega_d k T_{prf}) \exp(j\omega_d k T_{prf})$ 를 얻는다. 여기서 $\omega_d = 2\pi f_d = 4\pi f_0 v/c$ 이다. $e_k(t)$ 에서 k 는 느린 시간에 해당하고, t 는 빠른 시간에 해당한다.

기본적으로 위상에 기반을 둔 평균주파수 추정기는 느린 시간을 이용하고, 시간에 기반을 둔 평균주파수 추정기는 빠른 시간을 이용한다. 감쇠로 인한 중심주파수의 하향 이동을 보상하기 위해 둘 다 모두 이용하는 방식도 있다. 연속파 도플러 시스템에서는 수신 주파수가 송신 주파수에 비해 직접 증가하거나 또는 감소하지만, 펄스파 도플러 시스템에서는 매 PRF 마다 동일 시각에서 표본화할 때 수신되는 에코가 이동하여 도플러 주파수 쉬프트가 발생됨을 알 수 있다.

4.1 잡음이 없는 경우

그림 1은 혈류의 주파수가 $PRF/2$ 의 범위를 초과하게 되는 경우 에일리어싱 현상이 일어남을 보여준다. PRF 는 5kHz, 트랜스듀서의 중심주파수는 3.5MHz, 초음파의 속도는 1540m/s, 잡음은 전혀 없이 시뮬레이션을 수행했고 혈류의 속도는 0m/s부터 2.2m/s까지 선형적으로 증가하도록 했다. 기본적으로 검출할 수 있는 최대 속도는 2.5kHz의 도플러 이동 주파수에 해당하는 0.55m/s이다. 추정에 사용한 펄스쌍(pulse pair)은 4개로 했다.

그림 1에서 4개의 그래프가 있는데 제일 위의 실선 그래프는 실제의 도플러 주파수를 나타낸다. 이때 도플러 주파수는 0Hz에서부터 시작해 10,000Hz까지 1Hz의 스텝으로 선형적으로 증가하고 있음을 알 수 있다. 위에서 2번째인 파선 그래프는 식 (6), 즉 $\overline{f_1}$ 추정기의 결과이며 점선 및 일점쇄선으로 나타낸 그 아래의 두 그래프는 각각 식 (8)의 $\overline{f_2}$ 추정기와 식 (9)의 $\overline{f_4}$ 추정기의 결과이다. 그림에서 볼 수 있듯이 $\overline{f_2}$ 추정기는 $PRF/4$ 까지 추적할 수 있고 $\overline{f_4}$ 추정기는 $PRF/8$ 까지 추적할 수 있다. 각 그래프는 쉽게 구분할 수 있도록 수직 방향으로 5,000Hz의 오프셋(offset)을 주어 구분이 되도록 도시하였다.

$\overline{f_1}$ 추정기에서 에일리어싱이 일어나는 도플러 주파수에서는 $\overline{f_2}$ 와 $\overline{f_4}$ 추정기에서는 에일리어싱이 일어나지 않음을 알 수 있다. 물론 후자의 경우는 그 이전의 주파수에서 에일리어싱이 발생했지만 현재 주파수에 대해

서는 주파수가 증가하는 양상을 보여준다. 본 논문에서는 이점을 이용하여 에일리어싱을 검출해 보상하는 것이다. 즉, $\overline{f_1}$ 추정기에서 에일리어싱이 일어날 때, $\overline{f_2}$ 또는 $\overline{f_4}$ 추정기의 출력을 관찰하면 에일리어싱 때문에 $\overline{f_1}$ 추정기의 출력이 갑자기 바뀌는지, 아니면 실제 도플러 입력 주파수가 갑자기 바뀌어 그러한지를 구분해낼 수 있다.

그림 1에서는 도플러 주파수가 계속 증가하므로 $\overline{f_1}$ 추정기의 출력이 에일리어싱에 의해 갑자기 감소하더라도 $\overline{f_2}$ 또는 $\overline{f_4}$ 추정기의 출력은 계속 증가하고 있다. 따라서 $\overline{f_1}$ 추정기에서 에일리어싱이 일어났음을 알 수 있으므로 $\overline{f_1}$ 추정기의 출력에 PRF 를 더해주어 에일리어싱을 보상해줄 수 있다. 그림 1은 위에서부터 아래의 순서로, 입력되는 주파수, $\overline{f_1}$ 추정기의 출력, $\overline{f_2}$ 추정기의 출력, $\overline{f_4}$ 추정기의 출력을 각각 나타낸다.

그림 2는 보상된 도플러 주파수를 보여준다. 위의 실선 그래프는 실제 도플러 주파수를 나타내고, 아래의 점선 그래프는 에일리어스된 도플러 주파수를 나타내며, 중간에 파선 그래프는 보정된 도플러 주파수를 나타낸다. $\overline{f_1}$ 추정기의 출력이 $0.4PRF$ 보다 많이 바뀌는 경우 $\overline{f_2}$ 추정기의 출력이 $0.2PRF$ 보다 적게 변화되면 $\overline{f_1}$ 추정기의 출력에 PRF 의 주파수를 더해주어 보정해주었다. 또 다시 $0.4PRF$ 보다 많이 바뀌는 경우에 $\overline{f_2}$ 추정기의 출력이 $0.2PRF$ 보다 적게 변화되면 $\overline{f_1}$ 추정기의 출력에 $2PRF$ 의 주파수를 더해주어 보정해주었다. 파선 및 점선 그래프는 실선 그래프와 구분할 수 있도록 수직 방향으로 오프셋을 주어 도시하였다.

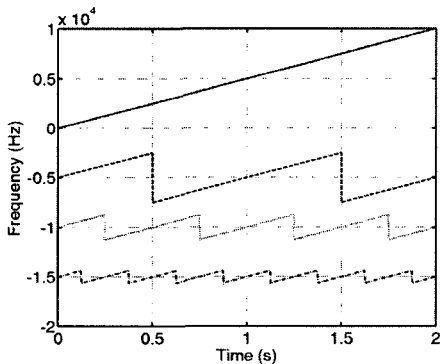


그림 1. 선형적으로 증가하는 도플러 주파수 입력(실선)에 대한 $\overline{f_1}$ (파선), $\overline{f_2}$ (점선), $\overline{f_4}$ (일점쇄선) 추정기의 출력

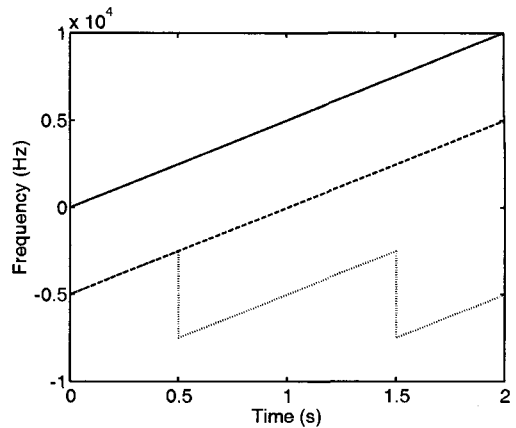
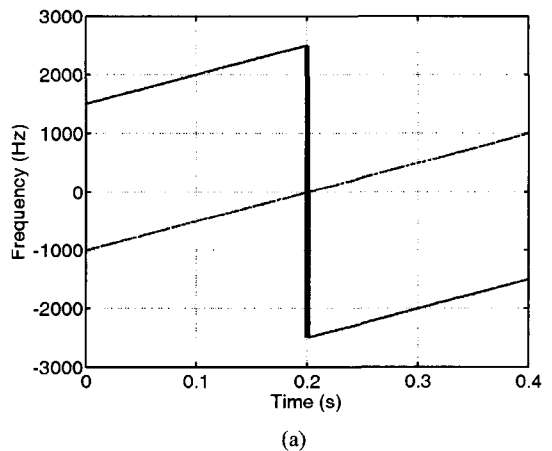


그림 2. $\overline{f_2}$ (점선) 추정기에 기반해 $\overline{f_1}$ (실선) 추정기의 출력을 보정한 결과(파선)

4.2 잡음이 있는 경우

이제 잡음이 있는 경우를 고려해본다. 백색 가우시언 잡음을 사용한다. 그림 3(a)에서처럼 신호에 잡음이 섞여 있는 경우 $\overline{f_1}$ 추정기의 출력이 교번적으로 변화하기 때문에 기존의 방법으로는 에일리어싱현상이 발생했다는 사실은 알 수 있지만 제대로 보상하기는 어렵다. 이 경우 신호 대 잡음비는 30dB로 했다. 그림 3(b)는 0.2초 근방에서의 교번하는 부분을 확대시켜 그린 것이다. 그림 3(b)의 x축은 상대 시간(relative time)을 나타낸다. 실선은 $\overline{f_1}$ 추정기의 출력이고 파선은 $\overline{f_2}$ 추정기의 출력을 나타낸다.



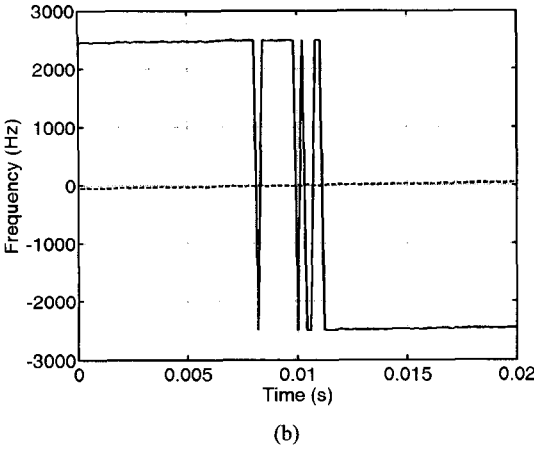


그림 3. 잡음이 있는 경우 $\overline{f_1}$ 및 $\overline{f_2}$ 추정기의 출력: (b)는 (a)의 가운데 부근을 확대한 그림이다

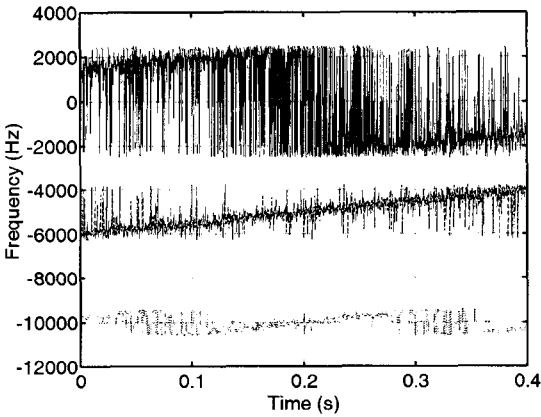


그림 4. 신호 대 잡음비가 0dB인 경우 $\overline{f_1}$ (실선), $\overline{f_2}$ (파선), $\overline{f_4}$ (점선) 추정기의 출력

잡음이 아주 심한 경우에 $\overline{f_1}$, $\overline{f_2}$, $\overline{f_4}$ 추정기의 주파수 추정 성능을 알기 위해 신호 대 잡음비를 0dB로 하여 시뮬레이션을 해보았다. 물론 신호 대 잡음비가 0dB 정도까지 내려가면 도플러 주파수를 추정할 수 없어 초음파 진단 장치에서 사용할 수 없게 되나, 본 논문에서는 가상할 수 있는 최악의 경우로 상정해보았다. 그림 4는 위에서부터 아래의 순서로 $\overline{f_1}$, $\overline{f_2}$, $\overline{f_4}$ 추정기의 출력을 각각 나타내며 쉽게 구분될 수 있도록 수직 방향으로 5,000Hz씩 오프셋을 주어 도시하였다. 그림 4에서 볼 수 있듯이 $\overline{f_2}$ 추정기의 출력의 변동 범위(peak-to-peak variation)는 $\overline{f_1}$ 추정기의 출력에 비해 대략 1/2 정도이

고, $\overline{f_4}$ 추정기의 출력의 변동 범위는 $\overline{f_1}$ 추정기의 출력에 비해 대략 1/4 정도가 됨을 시뮬레이션을 통해 알 수 있다.

$\overline{f_2}$ 및 $\overline{f_4}$ 추정기는 에일리어싱을 제대로 검출할 수 있도록 해줄 뿐만 아니라 잡음의 영향도 줄여주는 부수적 효과를 보여준다. 잡음이 줄어드는 이유는 $\overline{f_2}$ 및 $\overline{f_4}$ 추정기는 $\overline{f_1}$ 추정기에 비해 사용하는 샘플 간의 간격이 더 넓어지므로 상관성(correlation)이 줄어들어 자기상관 연산을 통해 상쇄될 가능성이 더 커지기 때문으로 볼 수 있다.

이제 신호 대 잡음비가 40, 30, 20, 15dB인 경우 $\overline{f_2}$ 추정기의 출력의 기울기를 구해 $\overline{f_1}$ 추정기의 출력이 입력 주파수를 제대로 따라가는지 확인하도록 한다. 기울기가 양수로 추정되는 경우 $\overline{f_1}$ 추정기의 출력이 교번하는 것은 에일리어싱이 일어났다고 판정할 수 있다. 따라서 $\overline{f_2}$ 추정기의 출력의 기울기를 구하기 위해 선형회귀(linear regression) 기법을 사용한다. 시간을 x 로, 추정된 주파수를 y 로 표시하고 사용할 데이터의 개수를 M 으로 하면 $\overline{f_2}$ 추정기의 출력의 기울기 a 및 절편 b 는 다음과 같이 얻을 수 있다.

$$a = \frac{M \sum x_i y_i - \sum x_i \sum y_i}{M \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2} \quad (12a)$$

$$b = \frac{\sum x_i^2 \sum y_i - \sum x_i y_i \sum x_i}{M \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2} \quad (12b)$$

여기서 \sum 는 $i = 1$ 에서부터 M 까지이다. M 값이 크면 기울기를 보다 더 정확히 추정할 수 있으나 추적 성능은 저하되므로 적절한 값을 선택해야 한다. 본 연구에서는 M 은 35로 했다.

그림 5는 신호 대 잡음비가 각각 40, 30, 20, 15dB일 때 $\overline{f_2}$ 추정기의 기울기를 선형회귀 기법을 사용하여 구한 결과를 보여준다. 신호 대 잡음비가 15dB인 경우에는 몇 군데에서만 기울기가 제대로 추정되지 않음을 알 수 있다. 따라서 신호 대 잡음비가 20dB 정도까지 낮아지더라도 제대로 도플러 주파수를 추정할 수 있다.

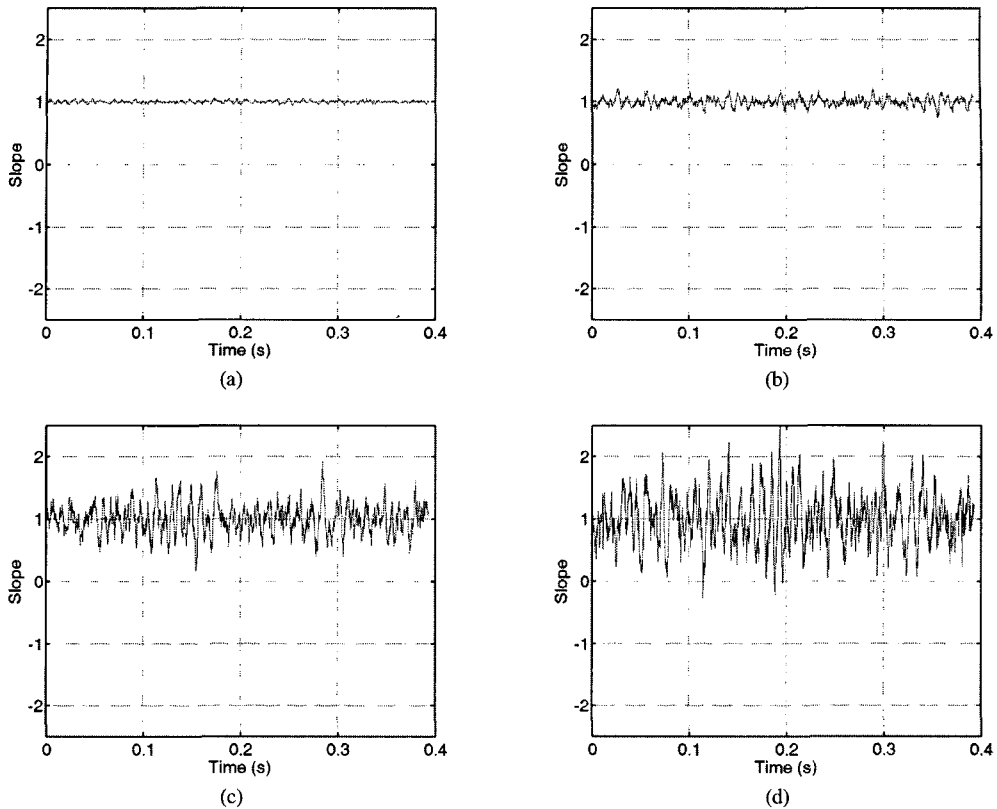


그림 5. $\overline{f_2}$ 추정기의 기울기 추정: 신호 대 잡음비가 (a)는 40dB, (b)는 30dB, (c)는 20dB, (d)는 15dB이다

5. 결론

펄스 도플러는 깊은 곳까지 보기 위해서는 PRF를 줄여주어야 하는데 이렇게 하는 경우 측정할 수 있는 속도가 줄어든다는 문제점이 있다. 따라서 본 논문에서는 기본적으로 사용하는 $\overline{f_1}$ 추정기뿐만 아니라 표본화 간격이 더 많이 이격된 $\overline{f_2}$, $\overline{f_4}$ 등의 추정기도 함께 사용하여 $\overline{f_1}$ 추정기에서 발생하는 에일리어싱 현상을 검출해 효과적으로 보상하는 방법을 제안하였다. 해석적인 도플러 신호 발생 모델을 사용한 시뮬레이션을 통해 제안한 방법의 타당성을 보여주었다. 신호 대 잡음비가 20dB까지 내려가더라도 제대로 도플러 주파수를 추정할 수 있음을 알 수 있었다. 본 논문에서는 에일리어싱을 극복하는 새로운 알고리즘을 제안하고 해석적인 신호 모델링 방법을 통하여 그 효과를 검증하였다. 추후 Field II를 사용한 시뮬레이션 데이터와 실험 데이터를 획득해 제안한 방법의 성능을 분석하고자 한다.

참고문헌

- [1] C. J. Hartley, "Resolution of frequency aliases in ultrasonic pulsed Doppler velocimeters," IEEE Trans. Sonics Ultrason., vol. SU-28, no. 2, pp. 69-75, Mar. 1981.
- [2] X. Lai, H. Torp, and K. Kristoffersen, "An extended autocorrelation method for estimation of blood velocity," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 44, no. 6, pp. 1332-1342, Nov. 1997.
- [3] P. Tortoli, "A tracking FFT processor for pulsed Doppler analysis beyond the Nyquist limit," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 36, no. 2, pp. 232-237, Feb. 1989.
- [4] K. R. Baek, M. H. Bae, and S. B. Park, "A new aliasing extension method for ultrasonic 2-dimensional pulsed Doppler systems," Ultrason. Imag., vol. 11, no. 4, pp. 233-244, Oct. 1989.
- [5] D. C. Liu, J. Kim, and M. Schardt, "Modified autocorrelation method compared with maximum

- entropy method and RF cross-correlation method as mean frequency estimator for Doppler ultrasound," in Proc. IEEE Ultrason. Symp., 1991, pp. 1285-1290.
- [6] H. J. Nitzpon, J. C. Rajaonah, C. B. Burckhardt, B. Dousse, and J. J. Meister, "A new pulsed wave Doppler ultrasound system to measure blood velocities beyond the Nyquist limit," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 42, no. 2, pp. 265-279, Mar. 1995.
- [7] A. Herment, G. Demoment, and P. Dumece, "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, pp. 919-927, Sept. 1996.
- [8] A. Herment, G. Demoment, P. Dumece, J.-P. Guglielmi, and A. Delouche, "A new adaptive mean frequency estimator: Application to constant variance color flow mapping," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 40, no. 6, pp. 796-804, Nov. 1993.
- [9] I. Kuga and N. Tanaka, "Alias-free estimation of blood velocity using phase difference and amplitude correlation of chirp echo spectrum," Acoust. Sci. Tech., vol. 27, no. 3, pp. 183-186, May 2006.
- [10] K. Funamoto, T. Hayase, Y. Saijo, and T. Yambe, "Detection and correction of aliasing in ultrasonic measurement of blood flows with Ultrasonic-Measurement-Integrated simulation," Technol. Health Care. vol. 13, no. 4, pp. 331-344, July 2005.
- [11] G. Haase and T. Landelius, "Dealiasing of Doppler radar velocities using a torus mapping," J. Atmos. Oceanic Technol., vol. 21, no. 10, pp. 1566-1573, Oct. 2004.
- [12] A. P. G. Hoeks, H. H. P. M. Peeters, C. J. Ruissen, and R. S. Reneman, "A novel frequency estimator for sampled Doppler signals," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-31, no. 2, pp. 212-220, Feb. 1984.
- [13] M. A. Brandestini and F. K. Forster, "Blood flow imaging using a discrete-time frequency meter," in Proc. IEEE Ultrason. Symp., 1978, pp. 348-352.
- [14] 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.
- [15] B. A. J. Angelsen, "Instantaneous frequency, mean frequency, and variance of mean frequency estimators for ultrasonic blood velocity Doppler signals," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-28, no. 11, pp. 733-741, Nov. 1981.
- [16] G. H. van Leeuwen, A. P. G. Hoeks, R. S. Reneman, "Simulation of real-time frequency estimators for pulsed Doppler systems," Ultrason. Imag., vol. 8, no. 4, pp. 252-271, Oct. 1986.
- [17] A. Nowicki, J. Reid, P. C. Pedersen, A. W. Schmidt, and H. Oung, "On the behavior of instantaneous frequency estimators implemented on Doppler flow imagers," Ultrason. Med. Biol., vol. 16, no. 5, pp. 511-518, 1990.
- [18] P. J. Brands and A. P. Hoeks, "A comparison method for mean frequency estimators for Doppler ultrasound," Ultrason. Imag., vol. 14, no. 4, pp. 367-386, Oct. 1992.
- [19] T. L. Szabo, Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out, Elsevier Academic Press, Burlington, MA, 2004.
- [20] P. N. T. Wells, Advances in Ultrasound Techniques and Instrumentation, Churchill Livingstone, New York, NY, 1993.
- [21] J. A. Jensen, Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound: A Signal Processing Approach, Cambridge University Press, New York, NY, 1996.
- [22] 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.
- [23] T. Loupas, R. B. Peterson, and R. W. Gill, "Experimental evaluation of velocity and power estimation for ultrasound blood flow imaging, by means of a two-dimensional autocorrelation approach," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 42, no. 4, pp. 689-699, July 1995.
- [24] L. S. Wilson, "Description of broad-band pulsed Doppler ultrasound processing using the two-dimensional Fourier transform," Ultrason. Imag., vol. 13, no. 4, pp. 301-315, Oct. 1991.
- [25] T. Loupas and R. W. Gill, "Multifrequency Doppler: Improving the quality of spectral estimation by making full use of the information present in the backscattered RF echoes," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 41, no. 4, pp. 522-531, July 1994.
- [26] M. F. Allam and J. F. Greenleaf, "Isomorphism between pulsed-wave Doppler ultrasound and direction-of-arrival estimation-Part I: Basic principle," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol.

43, no. 5, pp. 911-922, Sept. 1996.

- [27] M. F. Allam, R. R. Kinnick, and J. F. Greenleaf, "Isomorphism between pulsed-wave Doppler ultrasound and direction-of-arrival estimation-Part II: Experimental results," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 43, no. 5, pp. 923-935, Sept. 1996.
- [28] 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., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 42, no. 4, pp. 672-688, July 1995.
- [29] G. F. Pinton, J. J. Dahl, and G. E. Trahey, "Rapid tracking of small displacements with ultrasound," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 53, no. 6, pp. 1103-1117, June 2006.
- [30] I. A. Hein and W. D. O'Brien, "Current time-domain methods for assessing tissue motion by analysis from reflected ultrasound echoes—A review," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 40, no. 2, pp. 84-102, Mar. 1993.

권 성 재(Sung Jae Kwon)

[정회원]



- 1984년 2월 : 경북대학교 전자공학과 (공학사)
- 1986년 2월 : 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 (공학석사)
- 1990년 8월 : 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 (공학박사)
- 1997년 9월 ~ 현재 : 대전대학교 통신공학과 부교수

<관심분야>

통신, 방송, 영상 시스템