

# 압축 센싱과 산술 부호의 연접을 통한 초음파 반사 신호의 손실 압축 방법

임대운 (동국대학교), 김세운·조남익 (서울대학교), 김정석 (한국지이초음파유한회사)

## I. 요약

초음파 시스템은 진단 영상뿐만 아니라 초음파 수술과 같이 초음파를 사용하여 특정 세포를 제거하거나, 또는 일반적인 수술을 위한 가이드 영상을 제공하는 등 그 활용이 증가되고 있다. 반면, 기존 초음파 시스템은 크기가 커서 클리닉 센터나 종합 병원 등에서 이동성 및 공간 효율성이 낮고 환자에 관한 주치의들의 진단 활동 환경이 매우 제한적이라는 불편함을 초래한다. 본 논문은 서버 클라이언트 기반의 무선 초음파 진단 시스템에서 프루브가 수신한 초음파 반사 신호를 무선으로 실시간 전송하기 위해서 압축 센싱과 산술 부호의 연접을 통한 손실 압축 알고리즘을 제안한다.

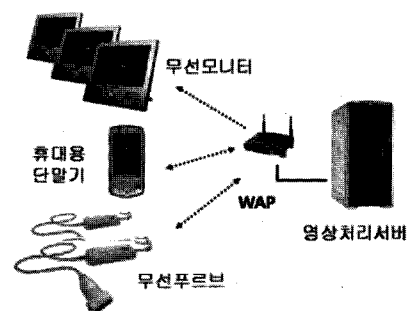
## II. 서론

초음파 검사는 간편하고 인체에 해가 없기 때문에 널리 이용되는 의료 진단 방법이다. 그 원리는 초음파를 생성하는 프루브(Probe)를 검사 부위에 밀착시켜 초음파를 송신한 후 되돌아오는 반사파(RF Echo Signal)를 분석하여 영상으로 바꾸는 것이다. 반사파를 영상으로 바꾸고 화면에 보여주는 과정은 진단기의 본체에서 이루어지는데, 기존의 시스템은 크기가 커서 이동성 및 공간 효율성이 낮고 환자에 관한 주치의들의 진단 활동 환경이 매우 제한적이라는 불편함을 초래한다.

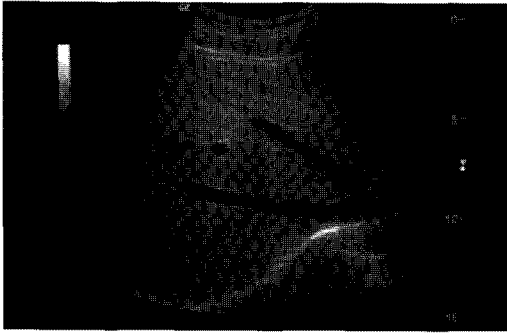
최근에는 노트북 크기의 휴대형 초음파 진단 시스템이 출시되고 있으며, <그림 1>과 같이 초고속 무선 통신 기술을 활용한 서버 클라이언트 기반의 시스템이 개발될 것으

로 예상된다<sup>[1]</sup>. 3세대로 구분되는 이 시스템은 송수신 회로 및 사용자 입출력 회로, 제어 회로 등을 내장한 무선 프루브, 영상 처리 및 재구성, 데이터베이스 검색 및 저장 기능을 수행하는 서버, 그리고 무선 모니터와 휴대 단말기와 같은 주변 장치로 구성되며 하나의 서버에 다수의 무선 프루브와 주변 장치가 연결될 수 있다. 이러한 기술이 상용화되면 의사는 청진기처럼 초음파 무선 프루브를 휴대하고, 병원 내의 어느 곳에서나 실시간으로 진단을 할 수 있을 것으로 기대된다.

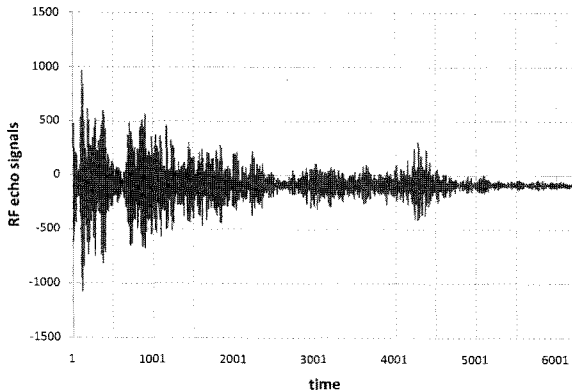
<그림 2>와 <그림 3>은 초음파 진단 기기로 취득한 간 영상과 초음파 반사 신호의 예를 나타낸다. 무선 프루브의 하드웨어 복잡도, 전력 소모 및 크기를 최소화하기 위해 RF 대역의 초음파 신호를 복조 과정을 거치지 않고 전송하는 경우에 필요한 전송율은 ADC의 샘플링 속도 및 분해능, 프루브의 채널 수에 비례한다. 예를 들어 32 채널 프루브를 사용하는 경우 채널 당 40MHz로 12비트 샘플링 한 후 빔포밍한 초음파 반사 신호를 무선으로 실시간 전송하기 위해서 680MHz의 데이터 전송율이 요구된다. 또한, 무선 초음파 진단 시스템이 병원의 진찰실, 입원실, 수술실에서 사용



<그림 1> 서버 클라이언트 기반의 3세대 무선 초음파 진단 시스템



〈그림 2〉 간의 초음파 영상



〈그림 3〉 간의 초음파 반사 신호

되는 경우에 최소 10m 이상의 거리까지 송수신이 가능해야 하고, 실시간성을 유지하기 위해서 50msec 이하의 전송 지연을 만족해야 한다. 하지만, 현재의 상용화된 무선 통신 기술은 이러한 요구 사항을 충족하지 못하므로, 초음파 영상 신호를 훼손하지 않으면서 높은 효율로 영상 신호를 압축하기 위한 효과적인 방법의 연구가 필요하다.

압축 센싱 (Compressed Sensing) 기법<sup>[2,3]</sup>은 데이터의 희소성을 이용하여 데이터를 압축 및 복원하는 새로운 기술로 1960년대에 처음 제안되었다. 희소성을 이용해 필요한 정보의 수보다 작은 수의 표본을 추출하고 그것을 다시 복원하는데 너무 큰 복잡도를 가지고 있어 실제 사용을 고려하기 힘들었다. 그러나 2005년에 Candes와 Donoho에 의해 새로운 복원 알고리즘과 이를 통한 정확한 신호의 복원이 가능하다는 수학적 증명을 포함한 연구 결과가 발표되면서 각광받고 있다.

압축 센싱 기법은 간단히 말하면 기존의 나이퀴스트 표본화 (Nyquist Sampling)의 한계를 극복한 표본화 방법이다. 즉, 기존의 샘플들보다 적은 한정된 샘플들만을 가지고 희소한 특성의 신호들을 효율적으로 복원이 가능하게 해준다. 이전에 Claude E. Shannon은 어떠한 신호를 완벽하게 복원해 내기 위해 기존 신호의 최대 주파수의 2배만큼의 표본화가 필요하다는 것을 언급하였지만 압축 센싱 기법으로 어떤 신호가 한정된 주파수나 기저들로 표현 가능하다면,

그것을 복원해 내기 위해서는 나이퀴스트 표본화에 따른 표본들보다 훨씬 적은 신호를 무작위로 취하더라도 원래의 신호를 복원해 낼 확률이 매우 높다는 이론에 근거한다. 즉, 압축 센싱 기법은 관심 있는 대부분의 신호에는 단순한 잡음이 아닌 어떤 정해진 구조가 있고 따라서 어느 정도 잉여 성분이 포함되어 있다는 점을 이용한다는 것이다.

영상 등과 같은 임의의 정보를 표본화하여  $N$ 개의 데이터를 만들어내고 이를 압축 센싱을 통해  $M$ 개의 압축 데이터를 생성한 후 전송하면 수신단에서는 표본들의 절대 값의 합으로 나타내는  $l_1$  기준의 선형프로그램 (Linear Program) 을 통해 완벽하게  $N$ 개의 데이터를 복원할 수 있다.

본 논문에서는 압축 센싱을 산술 부호와 연결하여 초음파 반사 신호를 압축한 후 전송하는 방법을 제안한다.

이 논문의 구성은 다음과 같다. III장에서는 DCT (Discrete Cosine Transform)과 DWT(Discrete Wavelet Transform)를 산술 부호와 연결한 압축 방법을 설명하고, IV장에서는 압축 센싱을 산술 부호와 연결한 압축 방법을 설명한 후 V장에서 결론을 맺는다.

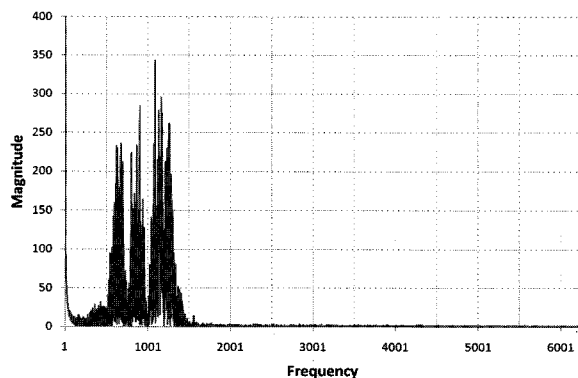
### III. DCT 또는 DWT와 산술 부호를 연결한 압축 방법

#### 1. DCT와 산술 부호를 연결한 압축 방법

DCT<sup>[4,5]</sup>는 시간 도메인의 신호를 주파수 영역의 계수로 표현하는 변환이다. 구체적으로 주기와 위상이 다른 정현파를 기저로 한다. 길이가  $N$ 인 신호  $x_n$ 의 DCT 변환  $X_k$ 는 다음의 식으로 정의된다.

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n \cos \left[ \frac{\pi}{N} \left( n + \frac{1}{2} \right) k \right], \quad k = 0, \dots, N$$

〈그림 4〉는 길이가 6240인 간의 초음파 반사 신호를 DCT 변환한 결과를 나타낸다. 주파수 영역에서 대부분의 에너지가 일정한 대역에 모여 있는 신호임을 알 수 있다. Parseval의 정리에 의해 시간 도메인과 주파수 도메인의 에너지는 같으므로 주파수 도메인에서 크기가 작은 계수들을 '0'으로 만들어도 원신호의 변화는 크지 않다는 점을 이용하여 손실 압축한다. 길이가  $N$ 인 DCT 변환의 계산량은  $N \log N$ 에 비례하므로 계산량을 줄이기 위해 하나의 반사 신호를 여러 개의 블록으로 나누어 DCT를 수행할 수 있



〈그림 4〉 간의 초음파 RF 반사 신호의 DCT 변환

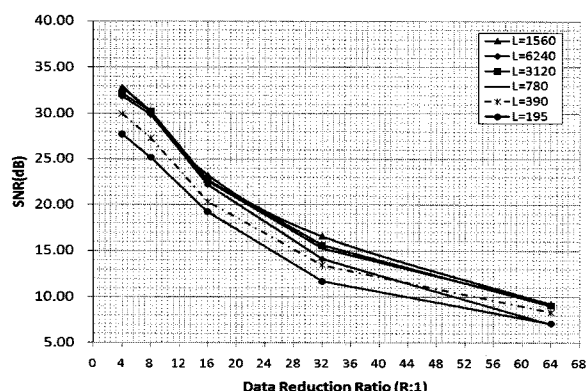
다. 이 때 압축 후 복원된 블록의 가장 자리에서 오류가 커지는 현상이 나타나는데, 이는 이미지 압축에서도 일반적으로 발생하는 현상이며, 오류를 줄이기 위하여 가장 자리의 신호를 선형 보간한다.

DCT 계수의 손실 압축을 위해서 CABAC(Context Adaptive Binary Arithmetic Coder)을 이용한다. 이 때 길이가  $L$ 인 블록  $B$ 개를 각각 DCT한 후  $N = LB$ 개의 DCT 결과 값을 모아서 한 번에 CABAC을 수행한다. CABAC을 수행 시  $N$ 개의 DCT 계수의 MSB(Most Significant Bit)부터 비트 평면 단위로 LSB(Least Significant Bit)까지 압축한다. 압축 스트림의 길이가 목표한 값이 되면 CABAC을 중지하고, 디코딩을 위해 압축된 심볼(비트)의 수와 압축 스트림을 전송한다.

원 신호를  $x_n$ , 이를 압축하고 복원한 신호  $s_n$ 이라고 할 때, SNR은 다음과 같이 정의된다.

$$\text{SNR(dB)} = 10 \log_{10} \frac{\sum_{n=1}^N x_n^2}{\sum_{n=1}^N (x_n - s_n)^2}$$

〈그림 5〉는 DCT와 산술 부호를 연결할 때 DCT 블록의



〈그림 5〉 DCT 블록의 길이와 압축율의 변화에 따른 SNR

길이  $L$ 과 압축율의 변화에 따른 SNR을 보여준다. DCT의 크기를 작게 하는 경우 전체적인 계산량은 감소한다는 장점이 있지만, 블록의 길이에 따른 SNR 성능의 변화가 있다. 실험 결과 8:1부터 64:1의 압축율에서 블록의 길이가 780과 390인 경우 좋은 성능을 보이고, 4:1의 압축율에서는 6240과 3120이 좋은 성능을 보인다.

## 2. DWT와 산술 부호를 연결한 압축 방법

DWT<sup>[6]</sup>는 저주파와 고주파 필터에 신호를 통과시킨 후 각각을 2배 다운 샘플링하는 변환이다. 각각의 필터는 대응하는 복원 필터에 의해서 원신호를 완벽히 복원할 수 있도록 설계된다. 본 논문에서는 변환 시 다음과 같은 Daubechies 5/3 필터를 사용하였다.

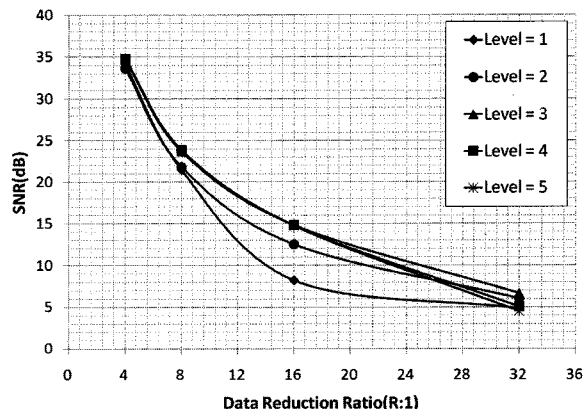
$$\begin{aligned} \text{LPF} &= [-1/8 \quad 2/8 \quad 6/8 \quad 2/8 \quad -1/8] \\ \text{HPF} &= [1/2 \quad 1 \quad 1/2] \end{aligned}$$

이에 대응되는 역 변환 필터는 다음과 같다.

$$\begin{aligned} \text{LPF} &= [1/2 \quad 1 \quad 1/2] \\ \text{HPF} &= [-1/8 \quad -2/8 \quad 6/8 \quad -2/8 \quad -1/8] \end{aligned}$$

응용에 따라 신호를 여러 서브 밴드로 나누기 위해서 각각에 대해서 다시 DWT를 수행할 수 있다. 본 논문에서는 저주파 부분에 대해서만 DWT를 수행하는 방식을 반복하여 사용하였다.

〈그림 6〉은 DWT와 산술 부호를 연결할 때 DWT level과 압축율 변화에 따른 SNR을 나타낸다. Level이 3 이상인 경우 유사한 압축 성능을 나타내며, level 2의 경우 level 3와 비교하여 8:1 기준으로 SNR이 약 1.8dB 차이가 남을 볼 수 있다.



〈그림 6〉 DWT Level과 압축율의 변화에 따른 SNR

#### IV. 압축 센싱과 산술 부호를 연접한 압축 방법

DCT를 이용한 방법은 변환을 위한 행렬을 저장할 메모리 공간이 필요하고, 변환 과정에서 부동 소수점 곱셈과 덧셈 등의 연산이 필요하여, 하드웨어 구현의 복잡도가 크다는 단점이 있다. 본 장에서는 압축 센싱을 이용하여 인코더의 메모리와 계산량 복잡도를 감소시키는 방법을 제안한다.

압축 센싱에서는 원래의 신호를 높은 확률로 복원하기 위해서 특정 도메인에서 매우 적은 수의 계수로 표현이 가능해야 한다. 하지만 <그림 4>에서 초음파 RF 반사 신호는 주파수 영역에서 0이거나 0에 가까운 계수가 약 전체의 3/4 정도임을 볼 수 있으며, 이는 희소성이 매우 높다고는 볼 수 없다. 이러한 상황에서 압축 센싱만으로 압축을 하는 경우 최대 압축율이 4:1이다. 현재의 상용화된 무선 전송 시스템으로 초음파 반사 신호를 실시간으로 전송하기 위해서는 8:1 이상의 압축율이 요구되므로 산술 부호와의 연접을 통해 추가적인 압축을 수행한다.

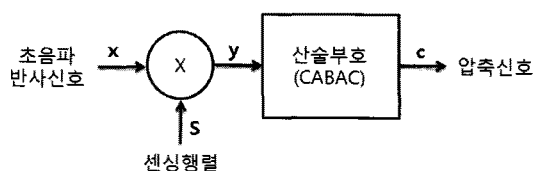
<그림 7>은 압축 센싱과 산술 부호를 연접한 압축 방법을 나타내는 블록도이다. 길이가  $N$ 인 초음파 반사 신호  $\mathbf{x} = (x_0 \ x_1 \ \dots \ x_{N-1})^T$ 를 크기가  $M \times N$ 인 센싱 행렬  $\mathbf{S}$ 와 곱하여 생성한 신호  $\mathbf{y} = (y_0 \ y_1 \ \dots \ y_{M-1})^T$ 가 산술 부호의 입력이 되며, 산술 부호의 출력  $\mathbf{c}$ 가 최종적으로 압축된 신호를 나타낸다. 크기가  $N \times N$ 인 DCT 행렬을  $\mathbf{T}$ 로  $\mathbf{x}$ 의 DCT 변환을  $\mathbf{X}$ 라고 할 때,  $\mathbf{y}$ 는 다음과 같이 표현된다.

$$\mathbf{y} = \mathbf{S}\mathbf{x} = \mathbf{S}\mathbf{T}^{-1}\mathbf{X} = \mathbf{A}\mathbf{X}$$

여기서  $\mathbf{A} = \mathbf{S}\mathbf{T}^{-1}$ 이고  $\mathbf{T}^{-1}$ 는 IDCT 변환을 나타낸다.

기존에는 압축 센싱을 단독으로 사용하는 경우를 가정하고 센싱 행렬이 만족해야 하는 조건 및 생성법에 관한 연구가 진행되었다. 하지만 제안된 방법에서는 센싱 행렬  $\mathbf{S}$ 가 압축 센싱과 산술 부호의 성능에 동시에 영향을 미친다는 점을 고려해야 한다.

<표 1>은 압축 센싱과 산술 부호를 연접하여 간의 초음파



<그림 7> 압축 센싱과 산술 부호를 연접한 압축 방법

<표 1> 센싱 행렬의 종류와 길이에 따른 SNR

센싱 행렬	길이(N)		
	520	1040	2080
DCT (float)	27.14	28.32	27.81
DCT 2 level	23.45	23.49	23.09
DCT 4 level	25.20	26.33	25.39
이진 주기 함수	21.36	22.39	21.55

신호를 16:1로 압축할 때 센싱 행렬과 길이에 따른 SNR 성능을 나타낸다. 실수 값을 갖는 DCT 행렬을 센싱 행렬로 사용하는 경우에 비해 이를  $\{\pm 1\}$ 과 같이 2 단계로 양자화 하여 사용하는 경우에는 약 4dB의 성능 열화가 발생되고,  $\{\pm 1, \pm 3\}$ 과 같이 4 단계로 양자화 하는 경우 약 2dB의 성능 열화가 발생되며, 이진 주기 함수를 사용한 경우에는 약 6dB의 성능 열화가 발생됨을 볼 수 있다. 여기서 이진 주기 함수 행렬은  $i$ 번째 행의 주기가  $\lfloor N/(i+1) \rfloor$ 인 구형파를 의미한다. 센싱 행렬을 랜덤하게 생성한 경우에는 SNR 성능이 좋지 않아 비교 대상에서 제외하였다.

양자화된 원소 값을 갖는 센싱 행렬을 사용하면 압축 성능은 다소 저하되나 행렬을 저장하기 위한 메모리가 줄어들고, 계산 복잡도가 감소하는 효과가 있는데, 이는 H.264 [7-9]와 같은 영상 압축 표준에서 사용되는 정수 변환과 유사한 점이 있다. 하지만 정수 변환은 역행렬을 이용하여 정확하게 복원하는 것에 초점을 두었으나, 본 논문에서는 열보다 행이 짧은 행렬로 변환을 하여 압축하고 복원할 때는 원래의 행렬을 이용하여 선형 방정식으로 복원한다는 점에서 그 차이가 있다.

<표 2>는 DCT, DWT, 압축 센싱을 CABAC과 연접하여 길이가 6240인 간 초음파 반사 신호 8개를 압축할 때 압축율에 따른 SNR 성능을 나타낸다. 이 때, DWT의 level은 3, DCT의 길이는 7800이고, DCT를 4 단계로 양자화한 센싱 행렬을 사용하는 압축 센싱의 길이는 10400이다. 세 가지 방법 모두에 대해서 CABAC은 하나의 반사 신호 단위로 수행되었다. 압축 센싱의 경우 8:1과 16:1의 압축율에서 SNR이 29.42dB와 25.39dB이며, DCT와 압축 센싱의 SNR 성능이 유사함을 볼 수 있다.

<표 2> DWT, DCT, 압축 센싱의 SNR 성능 비교

구분	압축율		
	8:1	16:1	32:1
DWT	23.69	14.80	6.65
DCT	30.16	23.24	16.59
압축센싱	29.42	25.39	16.60

## V. 결 론

본 논문은 서버 클라이언트 기반의 무선 초음파 진단 기기의 프루브에서 초음파 반사 신호를 압축하는 방법을 제안하였다. 제안된 방법은 압축 센싱과 산술 부호를 연접하였으며, DCT와 산술 부호를 연접한 방법에 비해 계산량이 많이 감소되지만 기준 압축율에서 SNR 성능의 차이가 크지 않음을 실험 결과를 통해 확인하였다.

## 참 고 문 헌

- [1] S. Garawi, R. S. H. Istepanian, and M. A. Abu-Rgheff, "3G Wireless communications for mobile robotic tele-ultrasonography systems," IEEE Comm. Magazine, Vol.44, No.4, pp.91-96, Apr., 2006.
- [2] E. Candès, J. Romberg, and T. Tao, "Robust uncertainty principles: Exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information," IEEE Trans. Inform. Theory, Vol.52, No.2, pp.489-509, Feb., 2006.
- [3] D. Donoho, "Compressed sensing," IEEE Trans. Inform. Theory, Vol.52, No.4, pp.1289-1306, Apr., 2006.
- [4] D. S. Taubman and M. W. Marcellin, JPEG2000: Fundamentals, Standards and Practice, Kluwer Academic Publishers, Boston, 2002.
- [5] M. D. Adams, "The JPEG-2000 Still Image Compression Standard," Tech. Rep. N2412, ISO/IEC JTC 1/SC 29/WG 1, September, 2001.
- [6] E. Chiu, J. Vaisey, and M. S. Atkins, "Wavelet-based space-frequency compression of ultrasound images," IEEE Trans. Inform. Tech. in Biomedicine, Vol.5, No.4, pp.300-310, Dec., 2001.
- [7] ITU-T Rec. H.264 / ISO/IEC 11496-10, "Advanced Video Coding", Final Committee Draft, Document JVT-F100, December, 2002.
- [8] 이종하, 박훈성, "직교 정수형 변환," 전자공학회논문지, 제31권 B편 제1호, 64-71쪽, 1994년 1월.
- [9] 정홍, 예중철, "Compressed Sensing 기법을 이용한 dynamic MR imaging," 전자공학회논문지, 제46권 SP편 제5호, 25-31쪽, 2009년 9월.



임 대 운

1994년 2월 한국과학기술원 전기및전자공학과 학사.  
1997년 2월 한국과학기술원 전기및전자공학과 석사.  
2006년 8월 서울대학교 전기컴퓨터공학부 박사.  
1995년 9월~2002년 8월 LS산전 선임 연구원.  
2006년 9월~현재 동국대학교 정보통신공학과 조교수  
(관심분야) 무선통신, 정보이론, 암호학



김 세 운

2002년 8월 서울대학교 전기공학부 학사.  
2007년~현재 서울대학교 전기컴퓨터공학부 박사과정.  
(관심분야) 영상신호처리, 컴퓨터비전



조 남 익

1986년 2월 서울대학교 제어계측공학과 학사.  
1988년 2월 서울대학교 제어계측공학과 석사.  
1992년 8월 서울대학교 제어계측공학과 박사.  
1991년~1994년 서울대학교 제어계측기술연구센터 연구원.  
1994년~1998년 서울시립대학교 조교수.  
1999년~현재 서울대학교 전기공학부 교수.  
(관심분야) 신호처리, 영상신호처리, VLSI 신호처리, 적응신호처리



김 정 석

1993년 2월 한국항공대학교 전자계산학과 학사.  
1997년 2월 한국과학기술원 정보통신공학과 석사.  
2006년 2월 가톨릭의과대학교 의용공학과 박사.  
1995년 9월~2002년 10월 GE Healthcare Korea 선임  
연구원.  
2002년 9월~현재 GE Ultrasound Korea 수석연구원.  
〈관심분야〉 신호 및 영상처리, 초음파 영상처리