

웨이브렛 변환을 이용한 실시간 모니터링 ECG 텔레메트리 시스템 구현

Implementation of Wavelet Transform for a Real time Monitoring ECG Telemetry System

박차훈, 서희돈

Cha-Hun Park, Hee-Don Seo

요약

본 논문에서 제안한 텔레메트리 시스템은 생체신호를 중거리로 전송하기 위한 RF 송신기와 전자파 간섭의 영향이 없는 광을 매체로 한 수신기이다. 텔레메트리 시스템은 of 65 x 125 x 45mm 크기이며, RF 송신부, 광 수신부와 생체신호 처리를 위한 CMOS 칩으로 구성 되어 있다. 제안된 텔레메트리 장점은 전자파에 노출을 최소화하면서 중거리(50m) 텔레메트리가 가능하며, 자유로운 상태에서의 모니터링이 가능하다.

관측 시스템은 실시간 처리를 위해 dual-processor 구조로 설계했다. 본 연구에서는 1 채널 360Hz, 16 Bits의 심전도 데이터를 1.42초 간격으로 실시간 웨이브렛 변환할 수 있었다.

Abstract

In this study, we fabricated the advanced telemetry system that transmitting media use radio frequency(RF) for the middle range measurement of the physiological signals and receiving media use optical for electromagnetic interference problem. The telemetry system within a size of 65 x 125 x 45mm consists of three parts: RF transmitter, optical receiver and physiological signal processing CMOS one chip. Advantages of proposed telemetry system is wireless middle range(50m) FM transmission, reduce electromagnetic interference to a minimum which enables a comfortable bed-side telemetry system. The monitoring system was designed in the structure of dual-processor for the real time processing. The use of the one channel in our study made it possible the real time wavelet transformation of electrocardiogram data of 360Hz, 16 bits for every 1.42 seconds.

Key words : ECG, telemetry, Wavelet

I. 서론

바이오텔레메트리 기술(biotelemetry technology)은 계측한 생체에 관한정보를 수신측에 전송함으로써 이에 따른 지시나 기록을 할뿐 아니라, 정보처리장치의 입력으로 사용되면서 대상물을 관리, 감시 및 조정하는 것을 포괄적으로 지칭하는 것이다[1]. 이 기술은 체내삽입용 감지소자의 소형화, 주변 환경에 영향을 미치지 않는 전송방식과 다수 피측정체에서 발생하는 복수생체신호를 동시에 검출하기 위한 다중계측방식에 따른 문제가 있다.[2-5]. 이들은 마이크로 머시닝기술(micromachining technology)과 통신기술의 비약적인 발전으로 최근에 이르렀다. 그러나 측정된 정보를 보다 더 고밀도로 저장하기 위한 휴대용 장치의 개발[6], 전송효율을 높이기 위한 압축기술[7,8], 피측정체의 이상현상에 기인한 비정상신호의 감지 및 자동진단

기능 등에 대한 연구는 아직은 매우 부진한 상태이다. 그 이유는 대용량 메모리를 저장 또는 처리하기 위한 고성능 신호처리전용 마이크로 프로세서의 개발이 종래의 기술로는 불가능했기 때문이다.

근래에 이르러 개인용 컴퓨터(PC)가 널리 보급되면서 텔레메트리로부터 송신된 데이터를 PC기반에서 압축하거나 진단하는데 수반된 연구가 크게 활기를 띄게 되었다[9]. 하지만, PC는 휴대하기에는 너무 크고 특정 사용목적으로 부적합하다는 취약점이 있다. 따라서 소형, 저가이고 취급하기 간단하면서도 필요한 기능을 구비한 바이오텔레메트리 시스템이 구축된다면, 의료분야는 물론 스포츠과학, 우주항공분야 등에도 널리 이용될 수 있다.

일반적인 생체신호 압축방법에는 Fan, AZTEC(amplitude zone time epoch system) 및 CORTES(coordinated reduction time encoding system) 알고리즘

등이 사용되고 있다. 진단을 위한 특징신호 검출 목적에는 필터, 전력 스펙트럼(power spectrum) 및 템플릿(template)에 의한 방법 등이 이용되고 있다[10]. 그런데 이들 방법은 하드웨어가 복잡할 뿐 아니라 신호처리과정에서 정보가 소실되기도 하고, 계산이 복잡하여 실시간 처리가 어렵다는 단점이 있다. 따라서 적절한 기저함수(basis function)를 사용하여 간단한 하드웨어로 실시간 압축이 가능한 하드웨어 시스템이 구현된다면, 기존의 바이오텔레메트리 시스템보다 한층 진보된 높은 압축률과 특징신호 파형 검출이 동시에 가능한 시스템을 구축할 수 있다[11,12].

바이오텔레메트리 시스템에서 신호 전송수단으로서 전자파(radio frequency:RF)와 광파(optical wave)를 매체로 하는 통신을 들 수 있다. 전자파를 이용하는 무선전송인 경우에는 무지향성으로 관측자나 피측정체가 장소의 제약 없이 자유로운 상태에서 생체신호의 송·수신이 가능하다. 그러나 외부잡음에 약하고 수신장치가 커져서 휴대용으로 부적합한 단점이 있다[13]. 광파에 대한 연구는 일본의 K.Shimizu[14]과 Kawahito[15] 등에 의해 이루어졌는데, 전자파인 경우 보다 잡음의 영향이 적고 수신측에서 신호변환이 용이하다는 장점이 있으나, BJT와 Bi-CMOS로서 구성된 집적회로의 전력소비가 크고, 또 주변조명의 영향으로 전송거리가 짧아져 실용화하기 곤란하다.

본 연구에서는 전자파와 광파에 의한 전송수단 중에서 각각 장점을 취한 새로운 바이오텔레메트리 시스템 및 웨이브렛 변환 기능을 가진 관측 시스템을 구현하였다. 전자파를 전송수단으로, 광을 수신 수단으로 하면 장거리전송이 가능할 뿐 아니라, 수신시에 고주파에 노출되지 않는다. 텔레미터는 생체신호와 같은 비정상적인(nonstationary)신호 처리에 적합한 웨이브렛 알고리즘을 하드웨어로 구현하여 실시간 ECG 신호처리기능을 가진 모니터링(monitoring) 시스템을 구현하였다.

특히, 본 연구에서는 여러 생체 신호 중에서 성인 사람의 3대요인 중의 하나인 심장질환 평가를 위해, 잡음제거, 압축 및 진단기능을 가진 심전도 텔레메트리를 제작하였다. 심전도 텔레메트리 시스템구성에 생체신호를 처리하기 위한 광 텔레미터 집적회로는 CMOS 공정기술로 단일 칩화 하였고, 관측 시스템은 상용 IC와 프로그래머블 로직(FPGA: field programmable gate array)으로 제작하였다. 또한 PC와 결합하여 웨이브렛 변환과정을 거친 생체신호의 전송, 신호분석 및 저장기 가능하도록 하였다.

II. 본 론

1. 심전도 텔레미터

심전도 신호를 이용한 진단은 주로 환자가 일상생활에

발생할 수 있는 조건에서 계속하는 것이 가장 좋다. 이를 위해선 심전도 텔레메트리가 도입되어야 한다. 신호 전송 방식에는 유선방식과 무선방식이 있다. 다중생체 및 다채널 경우 양방향 텔레메트리 시스템이 구축되어야 한다. 그림 1은 유선에 의한 전송방식의 특징을 이용한 것으로 병원 구내에서와 같이 비교적 근거리인 제한된 장소에서 독립적으로 전송선을 사용함으로써 간섭이 적고, 신뢰성이 높다. 그러나, 이 방식은 전송거리가 짧고, 송수신기의 이동 제약과 생체에 정신적, 육체적 부담을 준다. 이상적인 텔레메트리는 무선방식으로 측정 시 생체를 구속하지 않고, 소형 및 경량화로 휴대에 대한 부담을 줄일 수 있어야 한다.

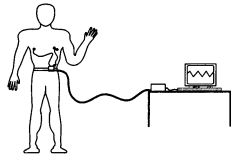


Fig.1. Scheme of the wired telemetry system.

하지만, 무선 전송 방식을 사용하는 시스템에서는 고주파가 발생하므로 주변 기기에 영향을 줄 수 있다. 특히, 의료기관에서 사용할 경우 정밀 진단기에 영향을 줄 수 있다. 그러나, 무선 전송 방식은 스포츠 과학, 원격 진료 등을 위한 실시간 전송을 위한 유일한 방법이므로, 고주파의 영향을 최소화 하는 연구가 필요하다. 그밖에 개인 휴대통신으로 계속한 심전도 데이터를 원격 의료기관에 보내는 방법이 있다[16,17].

2. 웨이브렛 변환

웨이브렛 변환 이론은 응용범위의 다양성과 함께 수학적으 로 대단히 간단한 해석적 도구를 제공함으로써 최근에 들어 공학 분야에서 신호 해석의 중요한 도구로서 이용되고 있다. 푸리에 변환은 신호를 주파수의 특성에 따라 해석함으로써 변환된 신호 집합이 원 신호의 주파수에 관한 정보만을 유지하고 신호의 시간정보를 잃어버린다. 따라서, 주파수영역내의 작은 변화는 시간 영역의 모든 시점에서 나타난다. 반면, 웨이브렛 변환은 신호의 해석에 있어 주파수에 따라 신호의 시간 해상도를 달리하여 신호를 해석한다. 즉, 신호의 고주파 성분은 시간 해상도를 높이며 주파수 해상도를 낮추어 해석하고 저주파 성분의 신호는 시간해상도를 낮추는 대신 주파수 해상도를 높여 해석한다[11]. 따라서 심전도와 같은 비정상 신호 분석에 유리하다. 심전도 처리에 웨이브렛 변환의 적용은 크게 노이즈 제거, 데이터 압축 및 특정 파형 검출이다[18,19]. 본 논문에서는 이러한 기능을 탑재한 텔레메트리를 구현하였다. 웨이브렛 기반의 심전도 압축은

아래의 그림 2와 같이 구성하였다. 먼저 입력되는 심전도 데이터 블록 blocking block에 의해 일정크기로 나눈다. 블록은 크게 경우 피트백 과정이 포함된 신호처리이므로 많은 저장공간을 필요로 한다. 따라서, 또한 신호 처리속도와 하드웨어의 크기를 결정짓는 중요한 요인이 된다. 본 논문에서는 입력신호를 16 bits, 360 samples로 10개 정도의 심장박동을 입력할 수 있도록 크기를 결정하였다. 다음 블록에서 웨이브렛 필터 뱅크에 의한 압축이 진행되는데, 각 필터 뱅크 통과할 때, 2 배수로 다운 샘플 된다. 이로 인하여 필터를 통과할 때마다 2배의 압축효과가 나타난다[20-23].



Fig. 2. Block diagram of wavelet-based ECG compression

이러한 심전도 압축방법에 의한 비율은 16배 정도가 적당한 것으로 나타났다[8]. 웨이브렛 변환 알고리즘은 VHDL로 코딩하여 FPGA로 하드웨어를 구현하였다. 압축 효율을 높이기 위해 마지막으로 무손실 압축 방법인 Huffman압축 방법을 도입하였다[6]. 이 알고리즘은 DSP chip에서 수행하였으며, 압축률은 심전도에서 진단에 필요한 신호가 복원 되었을 때, 아래의 식으로 표현되는 재생오차 (PRD: Percent Root-mean-square Difference)가 가장 작은 범위에서 정했다.

$$PRD(\%) = \sqrt{\frac{\sum (x_{or} - x_r)^2}{\sum x_{or}^2}} \times 100$$

여기서, X_{or} 및 X_r 는 원래데이터와 복원된 데이터를 나타낸다 이 조건을 만족하기 위해 웨이브렛에 의한 압축률은 8:1로 하였다.

3. 시스템 제작

본 논문에서 제안된 텔레메트리 시스템의 개략도가 그림 3에 나타나 있다. 그림의 텔레메트리 시스템은 생체신호계측 및 송수신시스템과 관측시스템의 2부분으로 구성되어 있다. 측정대상 생체는 자유롭게 움직일 수 있으며, 데이터를 RF를 이용 송신할 경우 최대 반경 25m까지가 활동 범위이다. 텔레메트리 유닛은 생체신호를 감지하는 상용 집속전극, 계속된 생체신호를 처리하는 CMOS 텔레메트리 집적회로, 3V소형 리튬 배터리 2개, 신호 수신을 위한 PD(Photo Detector)와 송신을 위한 RF모듈이 포함되어 있다. 그리고 관측시스템은 실험 반경 안에서 순차적으로 들어오는 생체신호를 복조하여 보관하거나 분석하기 위한 관측 시스템과 컴퓨터로 구성되어 있다. 설계된 시스템은 최대 4채널의 생체신호를 기록할 수 있도록 설계되었다.

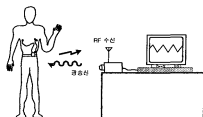


Fig. 3. The conceptual view of the proposed telemetry system.

텔레메트리는 실험 반경 내에 독립으로 존재하는 텔레메트리 유닛에서 RF로 변환된 생체신호를 각 채널의 할당된 시간대에 관측 시스템으로 전송함으로써 시작된다. 최대 4채널의 생체신호를 시분할 다중화하여 펄스간격 변조(PIM: Pulse Interval Modulation)상태로 관측 시스템으로 송신한다. 그림 4는 제작된 생체 부착용 텔레메트리의 사진이며, 그림 5는 생체 부착용 텔레메터로부터 수신한 심전도 파형을 복원하여 오실로스코프에 표시한 화면이다.

관측 시스템은 계속된 생체신호를 처리하거나, 송수신하는 기능을 한다. 특히, 송수신은 텔레메트리 유닛과의 통신 뿐 만 아니라, 데이터 베이스 구축을 위해 상위 시스템과 통신을 하여야 하므로, 하나의 프로세서로는 실시간 처리가 어렵다. 따라서, 메인 프로세서는 통신을 담당하고, 보조 프로세서는 신호처리를 하도록 설계하였다. 신호처리를 하는 보조 프로세서는 DSP 칩을 사용하였으며, 주변 입출력과 PC통신을 위하여 윈칩 마이크로 컨트롤러를 사용하였다.



1993 / 24

Fig. 4. Photograph of the telemetry system.

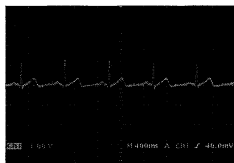


Fig 5. ECG signal displayed on the oscilloscope from the telemetry system.

각 프로세서의 데이터 공유를 위하여 통신포트를 사용하지 않고 Dual-Port RAM을 사용하여 고속 및 대량의 공유메모리를 가지도록 설계하였다. 입출력은 의료기기로 사용되는 장비이므로 완전한 결연을 위하여 Photo-Coupler를 사용하였으며, 현재시간과 날짜를 데이터와 같이 저장하기 위한 Real-Time Clockchip과 디지털 필터 구현을 위한 FPGA를 사용하여 설계하였다. IR 송신은 AN304(최대 발광파장 λ_p :950nm) LED를 사용하였다. 보조 프로세서인 원칩 마이크로 프로세서는 내부에 2K bytes 용량의 소거 가능한 온칩 EEPROM, Timer & Counter, Serial Port, 및 I/O를 탑재하고 있는ATMEL사의 AT89C51을 사용하였다. 상위 시스템과 통신 및 생체에 부착된 텔레메트리아와 통신을 위하여 Serial Port는 두 개로 설계하였다. 그림 6은 텔레메트리 시스템에 사용된 dsp 보드이다.

4. 성능 평가

설계된 관측 시스템은 송신된 생체신호를 압축, 진단하기 위한 시스템이다. 시스템의 성능을 검증하기 위해서는 다양한 종류의 생체 신호를 입력하여 실험을 수행하여야 한다. 이를 위해 본 논문에서는 심진도 신호를 증상에 따른 분류 및 DB화하여 공개한 MIT/DB(ecg.mit.edu)를 사용하여 심근허혈에 대한 진단 가능성과 신호 압축을 입증하였다. 실험은 다음과 같은 단계로 수행하였다.

- 1) MIT DB(ECG data)는 12bit, 360Hz의 심진도 데이터 압축 해제.
- 2) 신호를 관측 시스템에 입력하기 위해서 시리얼 포트를 통하여 메모리에 download한다.
- 3) 신호처리 알고리즘 적용
- 4) 공유메모리에 결과 저장
- 5) PC로 upload
- 6) PC화면에 표시

노이즈가 포함된 신호에서 특정 과형 검출 실험은 노이즈가 포함된 300개의 샘플 과형을 제작된 시스템의 입력으로 사용하여 98.8%의 검출 성능을 보였다.

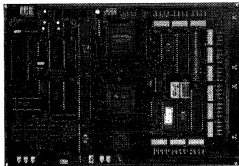


Fig. 6. External view of the DSP board for the telemetry system.

그림 7은 압축률 (Compression Ratio CR)에 따른 왜곡율을 알아보기 위해 행한 실험 결과로 MIT/DB의 117번 데이터를 사용하였다. 그림 7은 손실 압축방법을 적용하는 경우, 복원시 필요한 정보를 얻기 위한 최대 압축률을 결정하기 위한 자료로

사용된다. 일반적으로 PRD가 4%정도 이하이면 진단용 자료로써 사용가능 하지만 10%정도가 복원된 과형에서 특정과형 검출과 같은 진단 검사가 불가능하다. 아래의 표1에서 압축방법 AZTEC은 여러 종류의 필터로 인한 하드웨어 복잡성과 웨이브렛 변환을 이용한 방법에서 신호의 왜손이 거의 없는 압축률에도 미치지 않음에도 불구하고 왜손은 훨씬 높게 나타남을 알 수 있다.

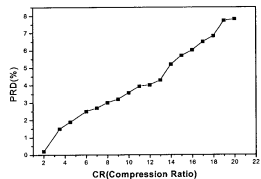


Fig. 7. Compression ratio against PRD: experimental results of the proposed method on MIT DB 117.

Table 1. Comparison between AZTEC and DWT

Factors	AZTEC	DWT
CR	6.8	10.9
PRD	10%	3.94%
Noise reduction	FIR, IIR, Passive filter, Active filter	Multi Resolution
Diagnosis	impossible	possible
Hardware	complex	simple

III. 결론

웨이브렛 알고리즘을 적용한 관측 시스템과 송신을 전자파로 수신을 광으로 하는 텔레메트리 유니트로 실시간 모니터링 ECG 텔레메트리 시스템을 제작하였다. 기존의 텔레메트리 유니트의 광수신기는 베이스 밴드 방식으로 수신한 경우 50cm 범위의 수신 영역을 가졌으나, 주파수 변조방식을 사용한 결과 수신 감도가 3m 정도로 늘어남을 알 수 있었다. 또한 이온 매체를 사용하므로 전이중 방식의 통신이 가능하다.

관측 시스템은 실시간 처리를 위해 듀얼 프로세서 구조로 설

게되어 있고, 두 프로세서 사이의 공유 메모리는 1K byte이다. 이 메모리의 크기는 신호처리 주기를 결정하므로 클수록 좋다. 본 연구에서는 단일 채널이므로 360Hz, 16 bits의 심전도 데이터를 1.42초 간격으로 실시간 웨이브렛 변환할 수 있다. 따라서, 향후 다채널 시스템을 구현할 경우 공유메모리를 충분히 늘여야 한다.

구축된 시스템에 의한 압축 결과는 PRD=3.94%, CR=10.9이며, AZTEC 알고리즘에 의한 압축한 결과는 PRD=10%, CR=6.8이다. 이것은 구축된 시스템의 압축률은 AZTEC에 비해 뛰어나면서, 왜곡률이 적음을 알 수 있다. 표 2의 실험결과에서 노이즈 레벨이 클수록 검출률이 떨어진다. 이러한 문제는 향후 노파와 같이 복잡한 신호를 이용한 휴먼 인터페이스와 뇌 질환 진단에 적용하기 위해 학습이론을 도입할 필요가 있다.

전체적으로 구현된 시스템은 고주파로 인한 피해를 최소화하면서, 자체 진단 기능과 상위시스템으로 인터페이스가 용이한 시스템 구현의 기초가 되었다고 할 수 있다. 따라서, 관측 시스템에 TCP/IP와 같은 프로토콜을 탑재하여 Web기반의 시스템으로 개발하면, 의료 복지에 큰 도움이 될 것이다.

Table 2. Results of QRS detection system using the standard MIT/BIH ECG database

ECG record name	Beats Analysed/for Detection	Detection Falsed	Accuracy of QRS Detection(%)
100	300	0	100
101	300	0	100
102	300	0	100
103	300	0	100
104	299	1	99.7
105	278	22	92.7
106	298	2	99.3
107	297	3	99
Total	2,372	28	98.8

접수일자 : 2001. 12. 12 수정완료 : 2002. 1. 28

IV.참 고 문 헌

- R.S.Mackay, "Biomedical Telemetry : The Formative Years", IEEE Eng. Med. Biol. Mag., Vol. 2, pp.11-17, 1983.
- J.Hattori, "Transtelephone Telemetry of the Cardiac Patient", Proc. of the Telemetry of the Cardiovascular System, 1978.
- R.Benedetti, P.A.Neukoomn, "Four Channel Transponder for measuring pressure and EMG", Biotelemetry XIII, pp.1-6, 1995.
- 박종대, 손진우와 서희준, "생체신호처리용 광전송시스템 개발", 통신학회논문지, 제22권 제9호, pp.1933-1940, 1997.
- 박종대, "서희준, 다채널 바이오 텔레메트리 시스템을 위한 전용 IC 및 시스템 제작", 전자공학회논문집, 제31권 B편 제8호, pp.172-180, 1994.
- Jose de Jesus Perez Sevilla and Arturo Veloz Guerrero, "Design and Implementation of an Ambulatory ECG Recording and Reproduction HOLTER Based on Wavelets Analysis, pp.338-342, 1997.
- S.M.S.Jalaldaine, C.C.Hutchens, R.D.Strattan, and W.A.Coberly, "ECG Data Compression Techniques-A Unified Approach", IEEE trans. Biomed. Vol. 37, No. 4, pp.329-343, April 1990.
- 신재호, "심전도 데이터 압축 기법", Proceedings of KIEE Vol. 45, No. 6, pp.34-40, 1996.
- M. Bahoura, M. Hassani, M. Hubin, "DSP implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detect and heart rate analysis", Computer Methods and Programs in Biomedicine 52, pp.33-44, 1997.
- W.J.Tompkins, "Biomedical Digital Signal Processing", Englewood Cliffs NJ, Prentice Hall, pp.193-212, 1993.
- 장두봉, 이상민, 신태연, 이건기, 김영일, "심전도신호의 검출을 위한 웨이브렛변환의 적용에 관한 연구", 대한전자공학회 하계종합학술대회 논문집 제21권 제1호, pp.589-592, 1998.
- 이경중, 박광리 "웨이브렛 변환을 이용한 스트레스 심전도 분석 알고리즘 개발", J. of KOSOMBE, Vol. 19, No. 3, pp.269-278, 1998.
- H.Fischler, N.Peled and S.Yerushalmi, "FM/FM Multiplex Radio Telemetry System for Handling Biological Data", IEEE Trans. Biomed.Eng., Vol. BME-14, pp.30-39, 1967.
- K.Shimizu, "Optical Biotelemetry", Japanese Journal of MEBE, Vol. 18, No. 7, pp.492-498, 1980.
- S.Kawahito, S.Ueda, M.Ishida, T.Nakamura, S.Usumi, "A CMOS integrated circuit for noninvasive remote sensing of multichannel biological signal from multiple objects", Tech. Digest, 11th Sensor Symp., Tokyo, Japan, Jun 4-5, pp.59-62, 1992.
- H.J.Volland, "PCM Telemetry for Physiological Data", Biotelemetry and Patient Monitoring, Vol. 5, pp.182-192, 1978.
- H.V.Allen, J.W.Knutti and J.D.Meindl, "Integrated Power Controllers and RF Data Transmitters for Totally Implantable Telemetry Biotelemetry Patient Monitoring", Vol.6, pp.146-159, 1979.
- G.Beylkin, R.R.Coifman and V.Rokhlin, "Wavelets in Numerical Analysis: in Wavelets and Their

Applications", pp.181-210, 1992.

- [19] M.Vetterli and C. Herley, "Wavelets and Filter Banks: Theory and Design", IEEE Transactions on Signal Processing, Vol. 40, pp.2207-2232, 1992.
- [20] Adrianus Djohan, Truong Q. Nguyen, Willis J. Tompkins, "ECG COMPRESSION USING DISCRETE SYMMETRIC WAVELET TRANSFORM", IEEE-embc AND cmbec, pp.167-168,1995.
- [21] K.K.Parhi and T.Nishitani, "VLSI architectures for discrete wavelet transforms", IEEE Trans. on VLSI Systems, pp.191-202, 1993.
- [22] A. Grzeszczak, M. K. Mandal, S. Panchanathan. "VLSI Implementation of Discrete Wavelet Transform", IEEE Transactions on VLSI Systems Vol. 4, No. 4, pp. 421-433, Dec 1996.
- [23] G.Knowles, "VLSI architecture for the discrete wavelet transform", Electronics Letters, Vol. 26, No. 15, pp.1184-1185, 1990.



박차훈(Cha-Hun Park)

準會員

1988년 영남대학교 공대 전자과(학사)

1990년 영남대학교 공대 전자과(석사)

2001년 영남대학교 공대 전자과(박사)

2001년-현재 경운대학교 전자과



서희돈(Hee-Don Seo)

1974년 영남대학교 공대 전자과(학사)

1982년 영남대학교 공대 전자과(석사)

1987년 동북대학교 전자공학(박사)

1987년-현재 영남대학교 전자정보공학

부 교수
