

전극 상의 일체형 무선 생체전기신호 측정 시스템 개발 및 응용

주세경(朱世耕)*, 김희찬(金喜贊)**

Development and Applications of a Wireless Bioelectric Signal Measurement System on the Electrodes

Segyeong Joo* and Hee Chan Kim**

요 약

근전도는 근육의 수축을 관장하는 신경다발의 전기적 흥분에 의해 생기는 생체전기신호이다. 따라서 근육운동에 따라 발생하는 근전도 신호를 측정, 분석하면 운동기능의 정상여부를 판단할 수 있을 뿐 아니라 사용자의 동작에 의해 컴퓨터나 전자장치를 작동시키는 인간-기계 인터페이스(man-machine interface)용 입력신호로도 사용할 수 있다. 본 연구에서는 사용자의 일상생활에서의 자연스러운 동작과 관련된 근전도 신호를 측정할 수 있는 소형의 무선 생체신호 측정시스템을 개발하였다. 기존의 근전도 측정 시스템에서 전극과 증폭기 사이에 존재하는 전선은 동적잡음의 원인이 되고 사용자의 동작을 방해할 수 있으므로 소형의 증폭회로를 전극 바로 위에 일체형으로 제작하였고 증폭기와 컴퓨터 사이에 무선 데이터 전송을 사용하여 사용자의 일상적인 원활한 동작을 가능케 하였다. 개발된 측정 시스템의 크기는 $60 \times 40 \times 25\text{mm}$ 이고 무게는 100g이다. 개발된 시스템에 대한 성능 평가결과 컴퓨터를 위한 새로운 인터페이스 장치, 운동선수의 훈련결과 분석, 환자의 재활훈련 성과 측정 그리고 가상현실 입력장비 등의 용도로 사용될 수 있음을 확인하였다.

Abstract

Electromyogram (EMG) is the bioelectric signal induced by motor nerves. Analyzing EMG with the movement produced by muscle contraction, we can provide input commands to a computer as a man-machine interface as well as can evaluate the patient's motional abnormality. In this paper, we developed an integrated miniaturized device which acquires and transmits the surface EMG of an interested muscle. Developed system measures $60 \times 40 \times 25\text{mm}$, weighs 100g. Using an amplifier circuitry on the electrodes and the radio frequency transmission, the developed system dispenses with the use of cables among the electrodes, amplifier, and the post processing system (personal computer). The wiring used in conventional systems can be obstacle for natural motion and source of motion artifacts. In results, the developed system improves not only the signal-to-noise ration in dynamic EMG measurement, but also the user convenience. We propose a new human-computer interface as well as a dynamic EMG measurement system as a possible application of the developed system.

Key Words : amplifier on electrode, RF transmission, dynamic EMG

* 서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학전공 (Interdisciplinary Program, Biomedical Engineering Major, Graduate School, Seoul National University)

** 서울대학교 의과대학 의공학교실(Department of Biomedical Engineering, College of Medicine Seoul National University)

<접수일자 : 2003년 2월 11일>

1. 서 론

표면 근전도 (surface electromyogram, sEMG)는 근육의 수축을 제어하는 신경세포들의 활성전위를 체표면에서 측정하는 것으로서 근전도를 측정하면 근력의 발생시점, 근력의 크기, 근육의 피로정도에 대한 정보를 얻을 수 있다.

[1] 운동이상 환자의 각양 운동 상태와 관련된 EMG신호와 근육신경이 조정하는 근육의 움직임 종합적으로 분석하면 환자의 동작에 관한 통합된 정보를 얻을 수 있어 근육운동의 종합적인 평가가 가능하게 된다. 근전도 신호를 측정하기 위한 기존의 시스템들은 체표면에 붙인 전극과 증폭기 및 처리시스템이 일정거리 이상 떨어져 있어서 전선 (patient cable)으로 서로 연결되어 있다. [2] 이러한 시스템으로는 환자나 사용자가 일상생활의 활동 중이거나 운동상태에서는 측정이 쉽지 않을 뿐 아니라 운동잡음 (motion artifact)에 의해 충실한 신호를 측정하기 어렵다는 단점이 있다. 따라서 일상생활의 자연스러운 활동 중에서 근육상태를 검사하기 위한 동적 근전도 (dynamic EMG) 검사 등을 위해서는 특별한 시스템이 요구된다.

한편 사람과 컴퓨터간의 인터페이스(human-computer interface, HCI) 방식에 대한 연구의 일환으로 뇌파(electroencephalogram, EEG)나 안전도 (electrooculogram, EOG) 등과 같은 생체전기신호를 응용하는 다양한 방법들이 시도되고 있다. [3] 특히 컴퓨터 게임과 같이 팔, 다리의 움직임 등 사용자의 행동과 연관이 있는 응용의 경우에는 EMG를 사용한 HCI를 생각할 수 있다. 즉, 사용자의 근력에 관한 정보를 제공하는 EMG신호를 사용하면 자연스러운 움직임이나 격렬한 운동과 관련된 정보에 기반한 새로운 개념의 HCI를 개발하는 것도 가능하다. 그러나 이러한 새로운 개념의 HCI가 성공적으로 사용되기 위해서도 무엇보다 역시 사용자의 활동에 제약을 주지 않는 형태로 생체전기신호를 측정하고 전송하는 시스템이 요구된다.

또한 현재 의료시스템에서는 약속된 일정한 시간에 병원을 방문하여 병원에 설치된 의료기에 의한 검사를 받음으로써 진단과 치료의 과정이 이루어진다. 이러한 의료시스템의 전 과정에 존재하는 시간적, 공간적, 및 물리적인 구속요인을 극복함으로써 진단의 범위를 병원 밖으로 확장시킬 수 있는 미래 의료 형태인 무구속 생체계측기술 (unconstrained biometry)에 대한 관심도 증대되고 있다. 즉, 사용자가 집이나 사무실 등의 공간에서 자연스러운 활동을 하면서 운동과 관련된 생체신호를 측정할 수 있는 장치를 사용함으로써 재택진료 혹은 원격진료가 가능해질 수 있다. [4~7]

이러한 모든 필요성을 충족시켜주기 위해서는 생체전기신호를 측정하고 분석하여 전송하는 전체 시스템이 소형화, 일체화되어 간편하게 부착되고 일상활동에 전혀 불편을 주지 않는 형태로 측정이 가능한 시스템의 개발이 필수적이다.

본 연구의 목적은 전극 위에 올려진 단일 시스템으로 근전도의 측정을 가능하게 하는 소위 '전극 상의 일체형 무선 근전도 신호 측정 시스템'을 개발하고 일차적인 응용을 통한 성능평가를 실시하는 것이다. 이러한 시스템을 개발하기 위해서 우선 초소형의 생체전기신호증폭기, 초저전력의 무선전송장치를 개발하고 이것과 생체전극을 일체형으로 제작하였으며, 개발된 시스템에서 측정되어 무선으로 전송되어지는 신호를 감시, 분석하기 위한 PC상의 소프트웨어도 개발하여 실제 응용을 실시하였다.

II. 재료 및 방법

1. 전체 시스템 구성

전체 시스템은 전극과 근전도 측정용 신호증폭부, 무선 전송을 위한 RF 송신부가 하나의 unit로 구성되어 있고 RF 수신부와 파형분석 및 저장을 위한 PC로 이루어진다. 전체 시스템의 구성은 그림 1과 같다.

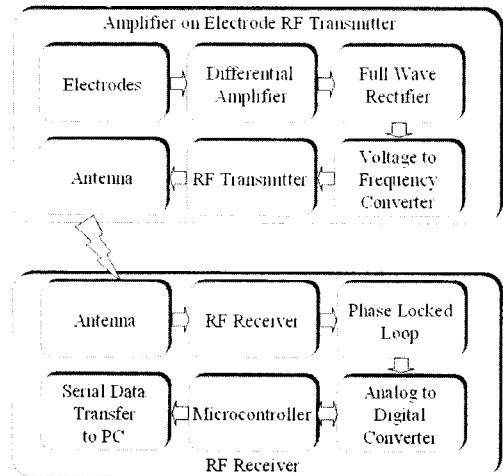


그림 1. 전체 시스템 구성도.
 Fig. 1. Block diagram of the total system.

2. 전극

일반적으로 생체 전기신호를 측정하기 위해서

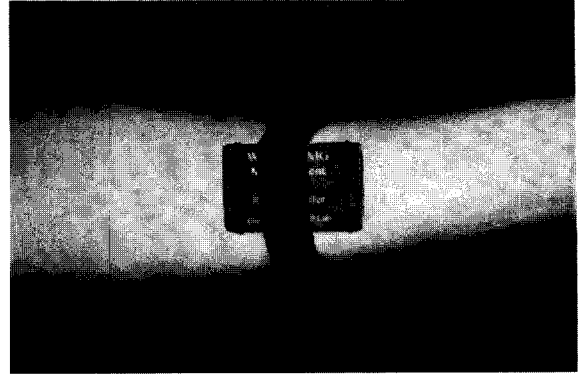
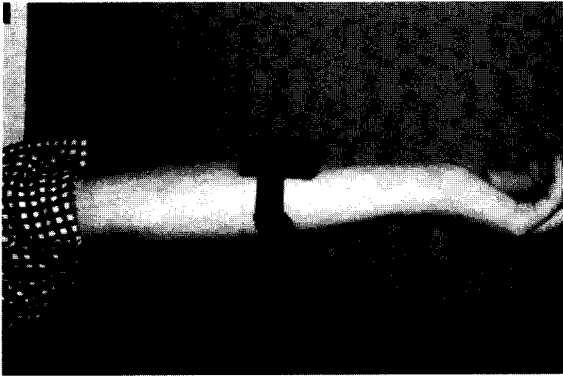


그림 2. 개발된 시스템을 착용한 모습.
Fig. 2. Photograph of the system worn by a user.

사용하는 젤 타입(gel type)의 전극은 반복사용이 불가능하고 사용시 불편감이 있을 수 있으므로 Ag 재질의 건조전극(dry electrode)을 사용하였다. 건조 전극을 사용함에 따라 전극과 피부간의 안정적인 접촉을 보장하기 위해서 밴드 형태의 구조물을 사용하였다. (그림 2 참조).

3. 근전도 신호 증폭 및 RF송신부

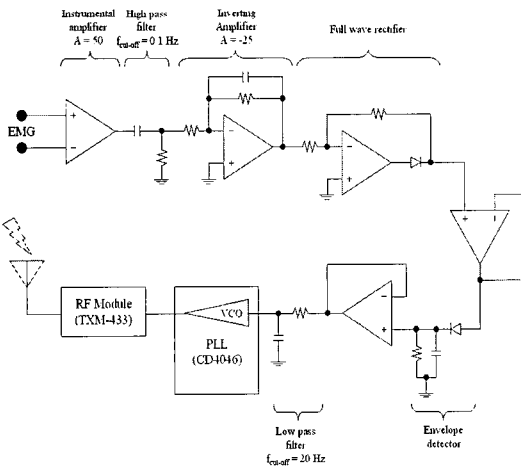


그림 3. 근전도 측정부 회로도.
Fig. 3. Circuit diagram of the EMG amplifier and transmitter unit.

전극과의 연결선(lead wire)이 흔들림에 따라 발생하는 동적잡음은 무선전송 시스템을 채택함으로써 근본적으로 제거되었으나 추가적인 잡음의 발생을 억제하기 위해 전극과 가장 가까운 위치에 전치증폭기(pre-amplifier)를 설치하였

다. 이러한 전극 상의 증폭기를 사용함으로써 신호대 잡음비(Signal-to-noise ratio)의 향상을 꾀하였다. 또한 사용자의 자연스러운 동작을 방해하지 않기 위해서 신호증폭부분의 크기는 최소화 하고 증폭된 신호는 무선통신을 사용하여 수신부로 보내지게 하였다. 증폭기의 회로는 소형화, 저전력화를 이루기 위해 가능한 저전력 소모형 소자를 최소한으로 사용하는 방향으로 설계하였다. 근전도 신호 증폭 및 RF송신부의 회로도 는 그림 3에 나타나 있다.

4. RF 수신 및 PC 연결부

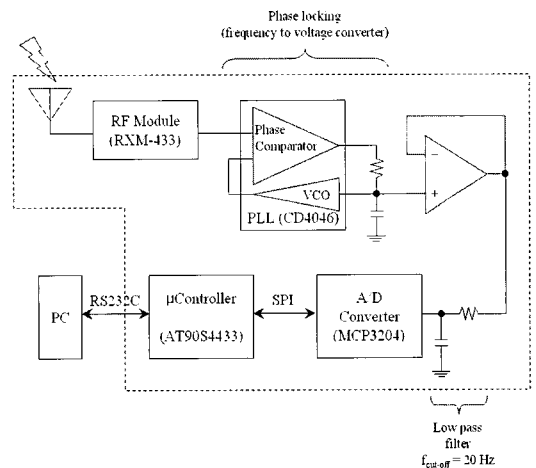


그림 4. RF 수신부 회로도.
Fig. 4. Circuit diagram of the RF receiver unit.

송신부에서 변조되어 전송된 신호를 보내면 수신부는 이를 다시 복조하여 원래의 증폭된 신호를

복원한 뒤 이를 A/D 변환기를 통해 디지털 데이터로 변환하고 PC의 직렬포트를 통해 전송하여 사후 처리를 시행하게 된다. RF 수신부의 회로도 는 그림 4와 같다.

5. 성능평가

근육의 움직임은 신경 신호에 의해서 제어되기 때문에 근전도만으로 팔동작을 어느 정도까지 자세히 분석하는 것이 가능하다. 그러나 팔의 주요 움직임을 관장하는 근육은 주로 어깨와 상완(上腕, upper arm)부에 위치하기 때문에 일상적인 의복 상태에서는 전극을 붙이기가 상당히 번거롭고, 따라서 일상적인 HCI의 용도로 사용하기에는 한계가 있다. 따라서 본 연구에서는 전극을 부착하기가 상대적으로 용이한 하완부에 전극을 부착하여 사용자의 악력(握力, grip strength)을 추정할 수 있도록 전체 시스템을 구성하고 실험을 실시하였다. 측정된 근전도 신호는 위상고정루프(phase-locked loop, PLL, CD4046, Fairchild Semiconductor, USA)의 전압제어발진기(voltage controlled oscillator, VCO)를 통해 주파수가 변하는 신호로 변조된다(voltage-to-frequency conversion). 이 신호는 RF 송신모듈(TXM-433, Linx, USA)을 통해 433MHz의 carrier 주파수를 가지는 신호로 변환되어(on-off keying) 안테나로 전송된다. 이 신호는 수신부의 안테나를 통해 RF 수신모듈(RXM-433, Linx, USA)을 통해 다시 주파수가 변하는 신호로 복조된다. 그리고 이 신호는 PLL을 통해서 원래의 전압신호로 변화된다(frequency-to-voltage conversion). 이 신호는 A/D 변환기(MCP3204, Microchips, USA)에 의해 디지털 변환되고(12bit, 50Hz) 이 신호는 마이크로컨트롤러(AT90S4433, Atmel, USA)에 의해 직렬통신(serial communication)으로 PC에 디지털 데이터로 전달된다.

전극을 부착할 장소를 선정하기 위해 다음과 같은 점들이 고려되었다. 기본적으로 근전도를 안정적으로 측정할 수 있는 넓은 면적의 근육 상의 피부여야 한다. 피부의 상태도 이온화에 의한 채널형성에 영향을 미쳐 신호의 특성에 영향을 줄 수 있고, 피부에 난 털은 전극의 접촉에 방해가 되기 때문에 될 수 있는 한 털이 없고 깨끗한 부위로 선정하였다. 이러한 점을 고려하여 그림 2와 같이 팔뚝의 안쪽 부위를 전극과 전체 시스

템을 위치시킬 장소로 선정하였다.

III. 실험 결과

개발된 시스템의 전체사진과 성능은 각각 그림 5와 표 1에 나타나 있다.

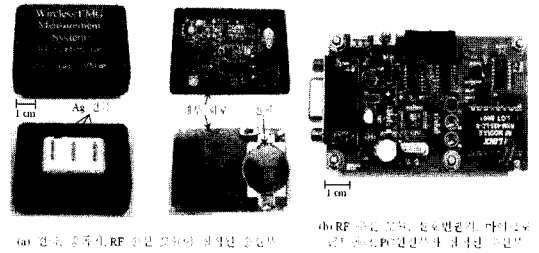


그림 5. 개발된 전체 시스템 사진.

Fig. 5. Photographs of the developed system.

(a) transmitter unit including electrodes, amplifier, and RF transmitter

(b) receiver unit including RF receiver, A/D converter, microcontroller, and RS232 port

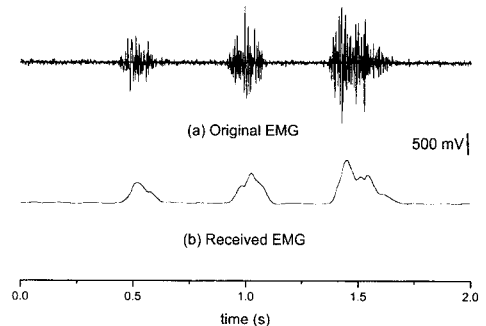


그림 6. 측정된 근전도 신호.

Fig. 6. Waveforms of the measured EMG signals.

또한 개발된 시스템을 이용해 측정된 EMG 신호의 실례는 아래의 그림 6과 같다. 측정은 자연스럽게 상완을 앞으로 내민 상태에서 주먹을 쥐고 악력을 변화시키는 동작을 반복하는 형태로 실시하였다. 그림 6은 손에 가하는 악력을 점차 크게 하면서 EMG를 측정하는 것이다. 그림 6(a)의 파형은 송신부의 증폭기 출력부에서 측정된 증폭된 원래의 EMG신호이고 그림 6(b)의 파형은 동일한 EMG신호를 무선전송 장치를 거쳐 PC로 전송 받은 것으로서 악력의 크기만을 측정하기 위해서 근전도 신호의 포락선 검파(e-

표 1. 개발된 시스템의 성능규격표.

Table. 1. Functional specification of the developed system.

EMG signal RF transmitter	EMG amplifier	Bandwidth	0.1~20Hz	
		Gain	60~70dB	
		No lead wire	Reduction of motion artifact	
	Wireless transmission	Modulation methods	Voltage to frequency conversion and on-off keying	
		Operating frequency	433Mhz	
		Operating range	~100m	
	Power	Battery	One 3V coin cell (CR2032)	
		Max. operating time	10hours (when used continuously)	
	Total size/weight		60 (W) × 40 (D) × 25 (H) mm / 100g	
EMG signal RF receiver	A/D conversion	Resolution	12bit	
		Sampling rate	50Hz	
		Communication with microcontroller	SPI serial interface	
	Computer interface	Connection port	Serial port (RS-232C)	
		Data rate	9600bps	
	Power		DC 12V adaptor	
	Total size/weight		85 (W) × 50 (D) × 35 (H) mm / 100g	

nvelope detection)된 파형에 해당한다. 이 두 파형을 비교해 볼 때 개발된 시스템으로 EMG 신호의 포락선을 정확하게 전송받을 수 있음을 알 수 있다. 근육의 수축력은 일반적으로 근전도 신호의 포락선 파형값과 비례하는 것으로 알려져 있다.⁽⁸⁾ 따라서 개발된 시스템을 사용하여 EMG 신호를 이용한 근력정보를 무선으로 전송할 수 있음을 알 수 있다.

IV. 토 의

동적근전도는 수축하는 근육에서 발생하는 전기 신호를 추출하여 분석하는 검사로서 어떤

동작을 수행하는데 동원되는 근력 및 근지구력에 대한 정량적, 정성적 분석에 사용된다. 근력과 지구력을 평가하는데는 등속성 근력측정기(Cybex)등의 장비가 사용되기는 하지만 이들의 장비는 기계에서 제공하는 특별한 상황 및 동작에 대해서만 측정할 수 있고 환자가 일상생활 등에서 실제로 수행해야 하는 동작 (보행, 기립, 균형 등)에 대해서는 측정이 불가능하여 동적 근전도 검사를 해야만 한다. 또한, 보행 등의 일상 동작에 대한 객관적인 평가를 위해 3차원 동작 분석을 통해 각 신체 분절의 무게, 무게 중심점, 회전 관성 등을 이용한 역학적 동적 접근(inverse dynamic approach)로도 각 근력

을 측정할 수 있으나, 이 방법에 의해 측정된 근력은 역동력학 (inverse dynamics) 자체가 갖는 특징 때문에 측정보다는 추정에 해당되는 정도의 낮은 정확도를 보인다. 더우기, 역동력학에 의한 근력은 굴곡/신전, 외전/내전, 외회전/내회전 정도의 근육군별 근력은 추정할 수 있으나 각 근육별 근력은 전혀 알 수 없다는 단점 때문에 반드시 동적 근전도검사를 해야만 개별 근육의 수축을 알 수가 있다. 따라서 동적 근전도는 병적 보행과 체간 굴신 동작을 분석하는데 가장 많이 사용되고 있으며 그외 서서 균형잡기, 상지 (견관절, 주관절) 기능과 수부 동작에 대한 근력을 평가하는데도 사용된다. 임상에서의 적용증으로는 뇌졸중, 뇌성마비, 외상성 뇌손상 등의 뇌질환, 척수손상등의 척수 질환, 말초신경장애, 근육병, 관절염등의 근골격계장애 등으로 인한 병적 보행을 보이는 환자들이 적응이 되며 만성 요통, 사지마비 등의 환자와 스포츠 손상 환자들에서도 널리 사용되는 검사이다. 이처럼 병적인 동작에 대한 측정 검사로 필수적인 동적 근전도가 비교적 널리 사용되지 못하는 이유로 세 가지를 들 수 있다. 첫째, 신호에 대한 잡음의 침범이 강하다. 보통의 근전도는 환자가 움직이지 않는 상태에서 시행하므로 환자의 움직임이 없어 동잡음 (motion artifact)이 거의 없으나 동적근전도는 동잡음이 심하여 신호대 잡음의 비가 무척 낮아 정확한 신호의 검출에 어려움이 많다. 둘째, 신호의 검출을 위해 연결된 전선이 자연스런 동작의 수행을 방해함으로써 측정의 신뢰도를 감소시킨다. 병적 동작을 하는 환자의 경우 이미 균형 기능, 조절 기능에 장애가 있는 상태이므로 근전도 측정을 위해 전선이 길게 달린 전극을 부착하는 것은 동작에 심각한 영향을 줄 수 밖에 없다. 셋째, 측정신호와 근력 및 근지구력의 관계가 정확히 일치하지 않는다. 이 문제는 동적 근전도의 전극, 증폭기 등에 대한 기술보다는 신호의 수집 후 오프라인 분석 (off-line analysis)에 대한 연구를 통해 이루어 질 것으로 보인다.

또한 사람의 동작은 근육의 움직임에 의해 이루어지므로 근전도는 사람의 동작을 반영한다고 할 수 있다. 근전도와 동작의 이런 관계를 이용하면 근전도를 획득하는 것만으로 사람의 동작이라는 우수한 입력신호를 얻을 수 있다. 이와 같이 근전도를 이용한 HCI 장치는 게임, 가상

현실, 바이오 피드백 시스템 등에 일반적으로 이용될 수 있다. 따라서 본 연구 개발의 수행은 기반 기술 확보와 같은 학술적 파급효과와 더불어 경제적 파급효과를 기대할 수 있다. 대표적으로 상업적 이익을 얻을 수 있는 경우는 컴퓨터 게임 산업과 가상현실 분야이다. 두 경우 모두 동작과 힘을 입력으로 이용할 수 있으므로 다양한 응용 프로그램들이 결합되어 사용될 수 있다. 앞으로의 게임은 기술의 발전에 따라 사용자가 느끼고 행동하도록 설계되어 질 것이다. 이러한 게임에서 근전도 인터페이스는 새로운 유형의 게임을 개발하는 것을 가능하게 할 것이다.

V. 결 론

본 논문에서는 사용자가 일상의 자연스러운 동작 중에 표면근전도를 측정, 전송, 분석하게 해주는 전극상의 일체형 무선 생체신호 측정 시스템을 개발하였고 이를 이용한 시험적인 성능 평가를 통해 다양한 응용이 가능함을 확인하였다. 개발된 시스템은 60×40×25mm의 작은 크기와 100g (전지포함)의 적은 무게를 가진 소형의 무선 시스템으로서 측정하고자 하는 근육 상에 부착하고 사용자의 자연스러운 동작을 보장하면서 발생하는 근전도의 포락선을 측정할 수 있게 해줌으로써 환자의 근력 측정이나 다양한 HCI 장치에 응용될 수 있을 것이다.

VI. 감사의 글

본 논문은 1999년도 서울대학교병원(04-1999-068-0) 일반연구과제와 생체계측 신기술 연구센터(ABRC)를 통한 과학재단의 지원에 의해 이루어진 것임.

VII. 참고 문헌

- [1] C. J. De Duca, Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles, *Muscle and Nerve*, vol. 16, pp. 210-216, 1993.
- [2] <http://www.delsys.com/>
- [3] S. H. Kwon and H. C. Kim, Development of EOG-based Glasses-sh-

- ape Wireless Mouse for Computer Interface for the Disabled, *Proceeding of the 4th Asia-Pacific Conference on Medical & Biological Engineering*, Sep. 12-15, 1999.
- [4] V. Kyriazis and C. Rigas, A cheap telemetric system for analyzing gait, *Human Movement Science*, Vol. 20, Issue 6, pp. 867-874, 2001.
- [5] E. Wilkins, P. Atanasov, J. Black and M. Wilkins, Integrated sensor-telemetry system for in vivo glucose monitoring, *Sensors and Actuators B: Chemical*, Vol. 31, Issue 3, pp. 147-153, 1996.
- [6] D. R. Reynolds and J. R. Riley, Remote-sensing, telemetric and computer-based technologies for investigating insect movement: a survey of existing and potential techniques, *Computers and Electronics in Agriculture*, Vol. 35, Issues 2-3, pp. 271-307, 2002.
- [7] I. V. Sils, C. B. Matthew and A. M. Bastille, Estrus related differences in response to a hot environment in telemetry-equipped female rats, *Journal of Thermal Biology*, Vol. 27, Issue 4, pp. 279-284, 2002.
- [8] C. De Luca, The use of surface electromyography in biomechanics, *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 13, pp. 135-163, 1997.

 著 者 紹 介



김 희찬(Hee Chan Kim)
 1982년 서울대학교 전자공학과(공학사)
 1984년 서울대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
 1989년 서울대학교 대학원 제어계측공학과(공학박사)

1989년-1991년 미국 유타대학교 인공심장연구소(연구원)

1991년-현재 서울대학교 의과대학 의공학교실 부교수

주관심 분야 : 의용계측, 인공장기, 바이오센서



주 세경(Segyeong Joo)
 1999년 KAIST 전자공학과/화학과(공학및이학사)
 2001년 KAIST 대학원 전자공학과(공학석사)
 2001년-현재 서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학

전공(박사과정)

주관심 분야 : 의용계측, 바이오센서, BioMEMS