

근전도 신호를 이용한 무릎 착용 로봇시스템

Knee-wearable Robot System Using EMG signals

차 경 호, 강 수 정, 최 영 진*
(Kyung-Ho Cha, Soo Jung Kang, and Youngjin Choi)

Abstract : This paper proposes a knee-wearable robot system for assisting the muscle power of human knee by processing EMG (Electromyogram) signals. Although there are many muscles affecting the knee joint motion, the rectus femoris and biceps femoris among them play a core role in the extension and flexion motion, respectively, of the knee joint. The proposed knee-wearable robot system consists of three parts; the sensor for measuring and processing EMG signals, controller for estimating and applying the required knee torque, and actuator for driving the knee-wearable mechanism. Ultimately, we suggest the motion control method for knee-wearable robot system by processing the EMG signals of corresponding two muscles in this paper. Also, we show the effectiveness of the proposed knee-wearable robot system through the experimental results.

Keywords : biceps femoris, EMG (Electromyogram) signal, knee-wearable robot system, rectus femoris

I. 서론

인간의 몸은 심장에서 생성되는 ECG (Electrocardiogram; 심전도), 뇌에서 생성되는 EEG (Electroencephalogram; 뇌전도), 근육 활동에서 생성되는 EMG (Electromyogram; 근전도) 등 여러 가지 전기 생체 신호를 발생시킨다. 이러한 인간의 생체 신호 중에서 근전도 신호처리는 재활 공학 분야에서 인간의 동작 및 힘 정보 획득을 위해서 연구되어 왔다. 최근 근전도 센서 및 상용 부가 센서를 이용한 착용형 로봇이 많은 연구자들로부터 제안되었고 실제로 많은 연구가 이루어지고 있는데 특히 재활공학 분야에서 약한 근력을 가진 노인이나 신체적 장애를 가진 사람들의 근력을 강화하기 위한 목적으로 개발되고 있다. 또한 한편으로는 반복적인 작업이나 강도 높은 노동을 할 때 요구되는 고도의 힘으로 인하여 근육결계 질환이 생길 수 있는데 이러한 작업을 지원하기 위한 근육보조의 목적으로 많이 개발되고 있다.

미국의 버클리 대학교에서 개발된 BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton)는 하반신의 외부에 장착되며 Hydraulic actuator를 동력원으로 이용하여 큰 힘을 낼 수 있도록 개발된 로봇시스템으로서 무거운 군장, 무기 등을 쉽게 옮기기 위하여 군사용으로 개발되었다[1]. BLEEX는 힘 센서와 압력 센서를 이용하여 구동에 요구되는 힘 및 토크를 계산한다. 일본 Tsukuba 대학에서는 노약자나 장애를 가진 사람에게 보조 역할을 할 수 있는 착용형 보조기구를 연구하였고, 결과로 HAL (Hybrid Assistive Limb)이라는 인간의 몸을 완전히 감싸는 형태의 로봇시스템을 개발하였다. HAL은 인간 몸에 장착된 근전도 센서를 이용하여 근육의 움직임을 감지하고 이를 처리하여 제어기에 전달하고 구동기를 이용해 인간의 움

직임을 도와주는 것으로 알려져 있다[2,3]. 최근 미국 레이시온 사코사에서 개발한 XOS는 인간의 신체 기관과 거의 비슷하게 움직이며 압력센서를 이용하여 움직임을 감지하며 유압 밸브를 구동하여 관절내의 실린더타입의 구동기를 작동시킨다[4]. 또한 하체의 근력 보조를 위한 연구로 개발된 RoboKnee는 무릎의 토크를 추정하고 발 바닥에 부착되어 있는 로드셀(load-cell)을 분석하여 직렬형 탄성 구동기를 이용하였다[5]. 독일 베를린 대학에서는 근육의 근전도 신호를 이용하여 Powered Leg Exoskeleton을 개발하였다. 이는 근육 모델링을 적용하여 패턴 분석 없이 토크를 추정하는 방법으로 근력 향상을 위한 연구에 이용되고 있다[6]. 미국 미시간 대학의 Powered Lower Limb Orthosis는 신경 손상된 환자의 재활을 목적으로 연구되었고 다리에 착용하는 형태로 근전도 신호를 이용하여 움직임을 예측하고 모터대신 공기압력을 이용한 인공근육을 움직이게 하여 사람의 보행을 돕는다[7].

본 논문에서는 인간의 근육활동에서 생성되는 여러 근전도 신호 중에서 무릎동작과 관련된 근전도 신호를 이용하여 근전도 신호의 처리 방법 및 착용형 무릎동작 보조 로봇 시스템 개발에 중점을 두고 이 시스템의 개발과정을 설명하고자 한다. 본 논문에서 설명된 무릎 착용 근력지원 로봇에서 기구설계 부분에는 사람 마다 신체 크기가 다르기 때문에 다리에 부착하기 위한 고정밴드가 있고, 기구와 사람의 다리 유격을 고려하여 다리에 접촉되는 부분에 부드러운 쿠션을 부착하였다. 그리고 센서와 제어부분을 기구에 부착하도록 설계하였다. 특히 노약자나 환자들이 착용할 수 있도록 최대한 경량화를 고려하여 설계 되었으며, 구동기의 무게를 최소화하기 위해 고성능 소형 flat 모터를 사용하여 사람의 하체가 기구의 무게를 감당할 수 있도록 설계 하였다. 근육의 표면에 전극을 붙여 근전도 신호를 측정하였고, 이를 실시간 신호 처리하여 무릎 관절의 동작 제어에 이용하는 방식을 적용하였다. 인간의 운동에 따라 발생하는 근전도 신호를 추출하여 분석함으로써 실시간으로 제어할 수 있도록 하였다. 무릎 착용 근력 지원 로봇 시스템 개발을 위해서 생체 신호의 획득에 적합한 소형화, 모듈화된 근전도 센서를 본 연구실에서 직접 개발하여 센서 내부에서 생체신호처리를 하였다. 특

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수 : 2008. 8. 26., 채택확정 : 2008. 12. 15.

차경호 : Insprit Inc(spidian@lycos.co.kr)

강수정 : 한양대학교 전자전기제어계측공학과(ksujl@hanmail.net)

최영진 : 한양대학교 전자컴퓨터공학부(cyj@hanyang.ac.kr)

* 본 연구는 “경기도에서 지원하는 2008년도 경기도 지역 협력 연구 센터 (GRRC)사업”과 “2008년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원(No. R01-2008-000-20631-0)”에 의하여 연구되었음.

히 본 연구에서는 실험을 통하여 근전도 신호의 특징을 파악하고 실시간 동작에 적합한 방법을 제안한다. 또한 이러한 방법을 이용한 무릎 동작 예측 방법을 제안하고 무릎 착용 로봇 시스템에 적용하여 로봇시스템이 무릎을 굽히고 펴는 동작을 할 때 이러한 동작의 보조가 가능함을 보인다.

본 논문의 II 장에서는 무릎 관절 운동에 관여하는 근육과 무릎운동에 가장 크게 관여하는 두 개의 근육의 근전도를 신호 처리하는 방법에 관하여 설명하고, 실제 근전도 신호를 이용하여 무릎의 움직임을 예측하는 방법에 대하여 제안한다. III 장에서는 무릎 착용 로봇 시스템의 구조에 관하여 기술하고, IV 장에서는 II 장에서 제안한 무릎관절 운동의 예측 방안을 기초로 하여 실제 무릎 착용 근력 지원 로봇 시스템을 동작시켜서 얻은 실험결과를 제시한다. 마지막으로 V 장에서는 본 연구에 대한 요약 및 결론을 기술한다.

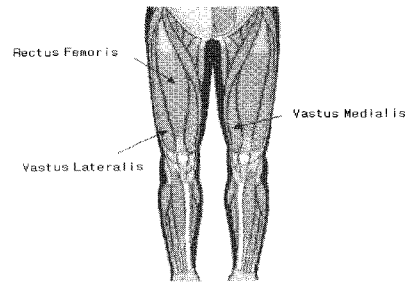
II. 무릎관절 운동에 관련된 근전도 신호 분석

1. 무릎 운동에 관여하는 근육 구조

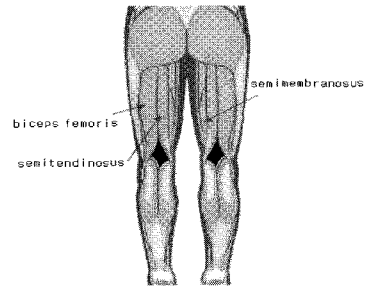
그림 1(a)와 (b)는 무릎 관절의 굴곡과 신전 운동에 주로 관여 하는 근육의 이름을 나타낸다. 그림 1(a)에서 넓적다리의 앞과 옆 근육을 통합하여 대퇴사두근(quadriceps muscles)이라고 하며 이에는 내측광근(vastus medialis), 중간광근(vastus intermedius), 대퇴직근(rectus femoris), 외측광근(vastus lateralis) 이 있다. 그림 1(b)의 대퇴이두근(biceps femoris)은 대퇴부 앞쪽에 있는 대퇴직근과 전후의 균형을 이룬다[8]. 그림 1(c)에서 대퇴직근은 무릎을 앞으로 펴는데 중요한 역할을 하고, 그림 1(d)에서 대퇴이두근은 무릎을 굽힐 때 작용한다. 무릎 착용 로봇 시스템에 사용된 각도 추출 알고리즘을 설명하기 전에 인간의 무릎 관절의 기구학적 특성을 고려해야 된다. 인간의 무릎 동작은 무릎 관절의 굽힘 및 펴는 동작으로 정의한다. 본 논문에서는 제안된 알고리즘의 단순화를 위해 그림 1에서 보이듯이 무릎을 굽히고 펴는 동작을 할 때 전후 대칭을 이루며, 가장 크게 동작에 관여하는 근육인 대퇴이두근(biceps femoris)과 대퇴직근(rectus femoris)의 근전도 신호를 이용한다. EMG 신호는 환경 및 여러 변수에 민감하므로 신호 획득을 위한 전극의 부착점이 중요하다. 따라서 우리는 대퇴이두근과 대퇴직근 각 근육의 운동점에 전극을 부착하였다.

2. 근전도 신호를 이용한 신호 분석

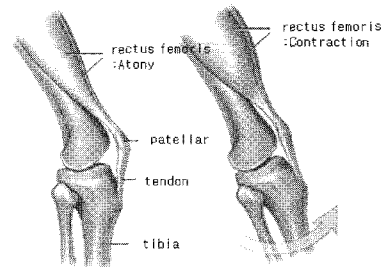
신호 측정을 위해 피부에 부착될 전극으로 표면 근전도 측정에서 많이 쓰이고 있는 Ag/AgCl 전극을 사용하였고, Bipolar 스냅전극과 접지를 위한 스냅전극을 사용하여 미세한 표면 EMG 신호를 정밀하게 획득하였다. 인간의 근육 표면에서 측정된 근전도 신호는 수백~수천 uV로 아주 미약한 전기 신호이다[9]. 미세한 근전도 신호를 일반적인 DSP (Digital Signal Processor)에 전달해 주기 위해서는 근전도 신호를 약 1000배 가량 증폭하여 DSP에서 처리 가능한 신호 수준으로 만들어 주어야 한다. 또한 일반적으로 인간의 표면 근전도 신호에서 유용한 정보는 8~500Hz 사이에 분포하므로 증폭된 신호를 8Hz의 차단 주파수를 갖는 고 대역 통과 필터(HPF: High Pass Filter)와 500Hz의 차단 주파수를 갖는 저 대역 통과 필터(LPF: Low Pass Filter)를 이용하여 아날로그 필터링 하였다.



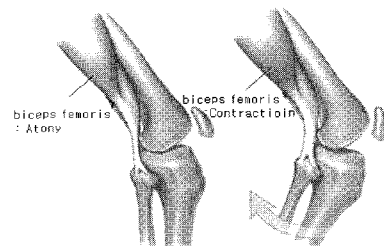
(a) 다리 근육의 위치(전면)



(b) 다리 근육의 위치(후면)



(c) 무릎 펴기



(d) 무릎 굽히기

그림 1. 무릎 관절 운동에 관여하는 근육의 명칭 및 위치.

Fig. 1. Muscles' names and locations related with a human knee joint motion.

그림 2는 다리 근육들에서 측정된 근전도 신호들을 DSP 내부에서 처리하는 과정을 도식적으로 나타낸 그림이다. DSP 칩에 내장된 12bit A/D 변환단과 디지털 신호처리 단으로 구성 되어 있다. 그림 2와 같이 개발된 근전도 센서로부터 무릎의 동작 정보를 추출하기 위해서 DSP 내부에서 프로그램 되는 간단한 신호처리 알고리즘을 제시한다. 사람이 의자에 앉은 자세에서 무릎 관절을 앞 방향으로 무릎을 펴는 동작을 한 후 기준 자세로 돌아오는 동작을 수행하면 그림 3(a)와 같은 근전도 원신호를 대퇴직근에서 얻을 수 있다. 또한 사람이 의자에 앉은 자세에서 무릎 관절을 뒷 방향으로 무릎을

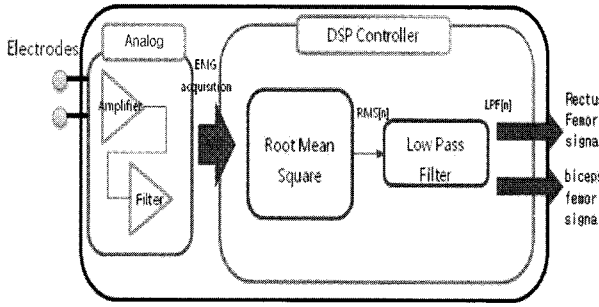


그림 2. 신호처리 흐름도.

Fig. 2. Signal flows for acquiring EMG.

굽히는 동작을 한 후 기준 자세로 돌아오는 동작을 수행하면 그림 4(a)와 같은 근전도 원신호를 대퇴이두근에서 얻을 수 있다. 그림 3(a)와 그림 4(a)에서 보이듯이 근전도 신호의 양의 진폭 정보는 측정 부위 근육을 이용한 굽힘과 펴 동작 정보와 관련이 깊다는 사실을 알 수 있다. 따라서 무릎을 굽히고 펴는 동작에 따른 근전도 신호의 양의 진폭만을 추출하는 것이 요구된다. 정확한 데이터 수집을 위해 DSP에서의 샘플링 주파수를 1000[Hz]로 설정하여 근전도 데이터를 수집하였다. 그러나 근전도 신호의 진폭은 실험 대상자에 따라 다르므로 외부에서 힘을 가하지 않고, 실험자가 자연스럽다고 느끼는 상태에서 신호 파형을 얻는다. 근전도 신호의 양의 진폭 포락선(envelope) 정보를 얻기 위해 다음 식 (1)과 같이 Moving RMS(root-mean-squares)를 취한다.

$$RMS[n] = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=n}^{N-1+n} EMG[k]^2} \text{ for } n = 0, 1, \dots, i-1. \quad (1)$$

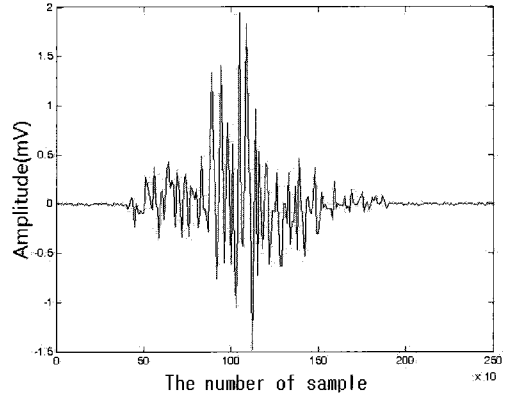
여기서 $EMG[k]$ 은 근전도 원신호를 의미하며, i 는 전체 샘플 데이터의 수이고 N 은 moving window를 취하는 크기로 본 논문에서는 1000이다. 근전도 신호의 RMS값은 포락선 정보를 근사적으로 추출하기 위한 가장 쉬운 방법이며, 또한 RMS 정보는 근사적인 에너지나 힘과 관련된 근전도 정보를 포함하고 있다. 그림 3(b)와 그림 4(b)의 RMS값은 그림 3(a)와 그림 4(a)의 원 근전도 신호의 양의 포락선과 유사한 특성을 보인다. 인간의 다리 동작은 기껏해야 수Hz의 대역폭을 가지기 때문에 RMS신호를 다음과 같은 저 대역 통과 필터(LPF)를 사용하여 처리한다.

$$LPF[n] = \theta RMS[n] + (1 - \theta) LPF[n - 1] \text{ for } n = 0, 1, \dots, m \quad (2)$$

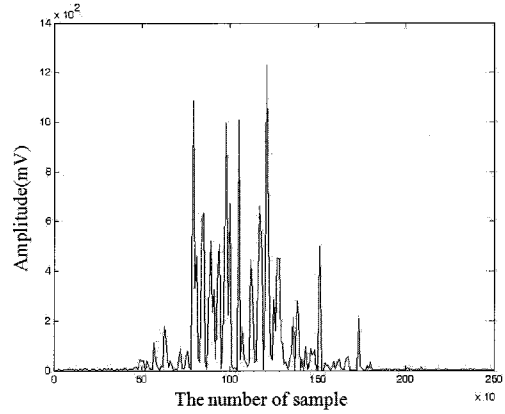
여기서 $LPF[n]$ 는 n 번째 샘플에서 저 대역 통과 필터(LPF)를 이용하여 얻어진 신호이고 $LPF[-1] = 0$ 이다. 그리고 θ 는 아래와 같이 정의한다.

$$\theta = 2\pi f_c T \quad (3)$$

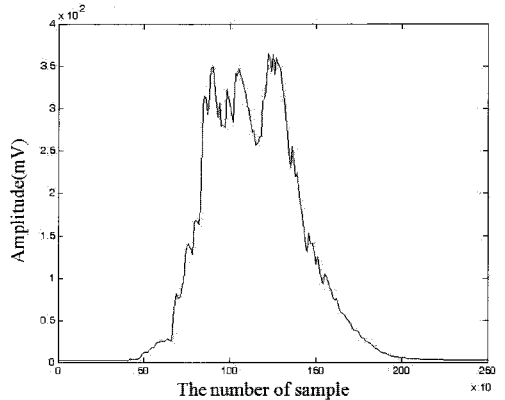
여기서 T 는 1/1000[s]인 샘플링 주기이고 f_c 는 저 대역 통과 필터(LPF)에서의 차단주파수(cut-off frequency)를 의미하며 여기서의 $f_c = 1$ 로 설정하였다. 저 대역 통과 필터(LPF)로 처리한 신호는 그림 3(c)와 그림 4(c)이고 해당 그림처럼 우리는 무릎 관절의 굽힘과 펴 동작으로부터 동작과의 상관관계



(a) 무릎의 펴는 동작에서 얻어진 원신호.



(b) 절대값을 취한 후의 신호.

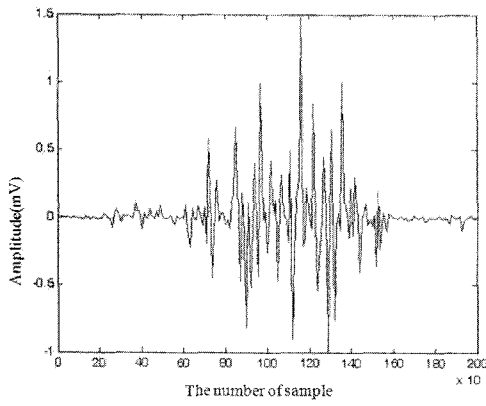


(c) 1[Hz] cut off 주파수인 LPF를 이용하여 필터링한 신호.

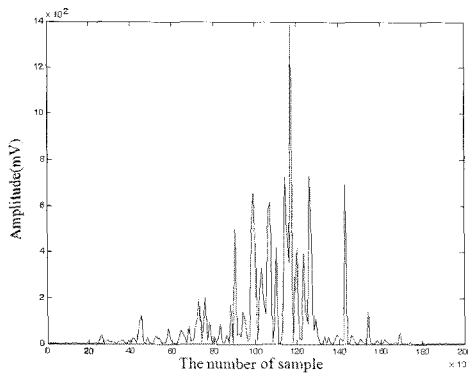
그림 3. 의자에 앉은 자세에서 무릎 관절을 앞 방향으로 무릎을 펴는 동작을 한 후 기준 자세로 돌아오는 동작에서 얻어진 원 근전도 신호와 RMS와 LPF를 취한 후의 신호.

Fig. 3. Raw EMG, RMS and LPF signal obtained by extension motion of knee joint.

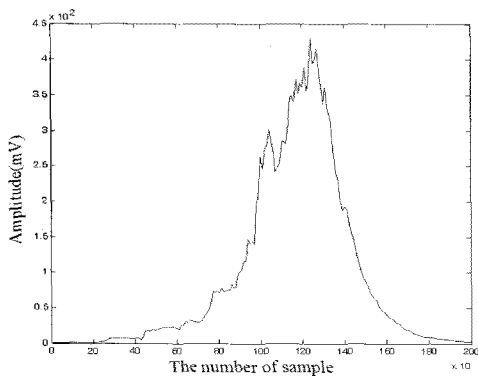
가 분명해 보이는 신호를 얻을 수 있다. 이 LPF 신호는 다음장에서 설명하는 무릎 관절 각도 값을 얻는데 이용된다. 위에서 설명한 신호처리 절차는 매우 간단하므로 제안된 알고리즘은 실시간으로 구현이 가능하다. 근전도 신호의 변화에 따른 무릎 관절의 각도를 알아보기 위해 무릎 관절에 경사계를 부착하여 각도를 확인하였다. 그림 5에서는 지금까지 설



(a) 무릎의 굽힘 동작에서 얻어진 원신호.



(b) 절대값을 취한 후의 신호.



(c) 1[Hz] cut off 주파수인 LPF를 이용한 필터링 신호.

그림 4. 의자에 앉은 자세에서 무릎 관절을 뒷 방향으로 무릎을 굽히는 동작을 한 후 기준 자세로 돌아오는 동작에서 얻어진 원 근전도 신호와 RMS와 LPF를 취한 후의 신호.

Fig. 4. Raw EMG, RMS and LPF signal obtained by flexion motion of knee joint.

명된 신호처리를 한 이후의 근전도 신호의 변화와 이에 따른 무릎관절 각도의 변화를 동시에 나타내고 있다. 그림 5에서 근전도 신호의 변화와 각도 변화 사이의 관계를 확인할 수 있으며, EMG 호 발생시점과 무릎관절의 동작 시점이 유사하게 나타나는 것을 확인할 수 있다. 따라서 이렇게 유사하게 발생하는 동작시점을 이용해서 근전도 신호에 따른 각도 예측 방법을 제시할 수 있다.

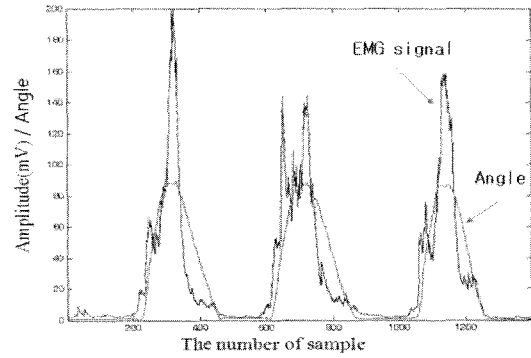


그림 5. 무릎의 폼 동작에서 얻은 근전도 신호의 신호처리 결과 상응하는 무릎 관절 각도의 비교.

Fig. 5. The comparison of the joint angle and the processed EMG signal.

3. 근전도 신호를 이용한 움직임 예측 방법

근육의 힘은 근섬유의 수축에 따라 나타나며, 이를 통해서 무릎 관절의 토크를 추정할 수 있고 근육의 수축에 따른 힘의 관계를 확인 할 수 있다[10,11]. 본 논문에서는 관절 토크와 근육의 수축에 비례하는 상관관계를 이용하여 각도 추정을 논하고자 한다[13,14]. 근전도 신호를 이용하여 무릎 관절의 각도를 예측하는 방법으로 다음과 같은 간단한 방법을 제안하고자 한다. 본 논문에서 제시된 방법은 그림 6과 같이 의자 위에 앉아서 다리를 폄다 굽혔다 했을 때 얻어진 대퇴직근과 대퇴이두근 신호를 위에서 제시한 RMS와 LPF를 취한 후, 이를 무릎관절의 구동에 요구되는 토크 식을 다음과 같이 대응을 시킨다. 인간의 하체 길이와 무게에 대한 표준 데이터를 제시한 표 1-1은 참고문헌 [10]에서 취하였다. 그림 6의 무릎관절의 운동방정식을 유도하면 다음과 같다.

$$I\ddot{\theta} = -mgl\sin\theta + \tau \tag{4}$$

$$\tau = I\ddot{\theta} + mgl\sin\theta \tag{5}$$

여기서 대퇴직근 근전도 신호와 대퇴이두근 근전도 신호의 차가 근사적으로 관절 토크에 비례한다고 가정하고자 하는데, 이는 일본 Tsukuba대학의 Sankai교수가 개발한 HAL시스템에서 적용하고 있는 근전도 신호로부터 가상의 관절토크

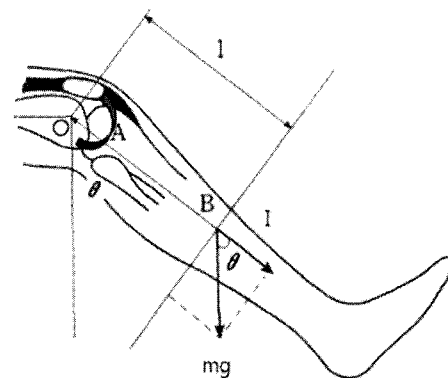


그림 6. 무릎 관절의 운동방정식.

Fig. 6. Equation of motion for the knee joint.

표 1. 인간의 무릎관절 이하의 물리량.

Table 1. Physical parameters of lower extremity.

항목	Specification	크기
m	질량	3.3794[kg]
g	중력가속도	9.8[m/s ²]
l	O에서B까지의 거리	0.4432[m]
I	관성 모멘트	0.0432 [kg.m ²]

를 생성하는 방법에서 제안한 가정이다[2,3]. 우리는 같은 가정을 이용하여 다음의 식을 얻게 된다.

$$I\ddot{\theta} + mgl\sin\theta = K_1 \text{EMG}_1 - K_2 \text{EMG}_2 \quad (6)$$

여기서 I는 관성모멘트이고 표 1에서 보여지듯이 관성모멘트는 다른 물리 량에 비하여 상대적으로 매우 작으므로 식의 단순화를 위해 우리는 관성모멘트를 무시한다.

식 (6)의 운동방정식에서 관성모멘트를 무시한 후, 우리는 간단한 관계식을 갖게 되는데, 여기서 K₁, K₂는 아직도 미지수 이므로 이를 결정하기 위해서 2점에서의 데이터를 이용하여 미지수를 결정한다. 다시 말해서 무릎관절을 알고 있는 각도만큼 회전한 후 대퇴직근과 대퇴이두근 부분에서 얻어진 근전도 신호에 앞에서 제시된 신호처리 과정을 거친 후 이를 해당 각도에 머무르는 동안 평균을 산출하여 수식을 하나 얻고, 이를 다른 무릎 관절 각에서 한번 더 수행하여 두개의 미지수 K₁, K₂를 결정한다. 이렇게 얻어진 K₁, K₂ 파라미터를 이용하여 우리는 다음 식 (7)과 같이 무릎관절 각도를 실시간으로 산출할 수 있다.

$$\theta = \sin^{-1}\left(\frac{K_1}{mgl} \text{EMG}_1 - \frac{K_2}{mgl} \text{EMG}_2\right) \quad (7)$$

다음 장에서는 위에서 계산된 각도 값을 실시간으로 무릎 착용 근력지원 로봇 시스템에 적용하여 인간의 무릎 동작 보조가 가능함을 실험을 통해서 검증한다.

III. 무릎 착용 근력 지원 로봇 시스템 구조

무릎 착용 근력지원 시스템의 전체 구조는 그림 7과 같이 근전도 센서, 모터, 모터 드라이버, 기구부로 구성되어 있다. 기구부에 모터 드라이버와 근전도 센서를 부착하여 시스템의 간소화에 중점을 두었다. 무릎 관절 운동에 관여하는 근육 신호를 측정하기 위하여 대퇴이두근과 대퇴직근에 2 채널 근전도 센서의 전극을 부착하였고, 센서로부터 신호를 받아 신호를 증폭한 후 아날로그 필터링을 하게 되며 최종적으로 A/D 변환기를 거친 원 근전도 신호를 추출하였다. 기구부는 사람마다 신체의 크기가 다르기 때문에 한국인의 평균신장에 맞게 기구길이를 결정하였고 다리유격을 고려하여 다리에 접촉되는 부분에 큐션을 부착하여 원활하게 움직일 수 있게 하였다. 특히 노약자나 환자들이 착용할 수 있도록 최대한 경량화를 목표로 액추에이터의 무게를 최소화 하기 위해 50W 소형 flat 모터를 사용하여 설계하였다.

본 개발에서는 제어보드를 따로 만들지 않고 개발된 근전

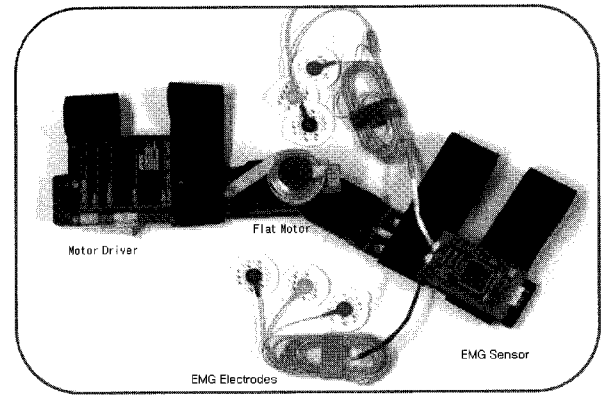


그림 7. 무릎 착용 근력지원 로봇 시스템.

Fig. 7. Knee-wearable robot system for power assistance.

도 센서 DSP 보드에 무릎관절 각도 추출 알고리즘 및 제어 알고리즘을 추가 작성하여 개발하였다. 근전도 센서 및 Controller에 근전도 신호를 이용한 각도 추출 알고리즘을 적용하였고 실시간으로 모터를 제어 하기 위해서 빠른 연산처리가 가능한 DSP에서 실행 알고리즘을 수행한다. 모터드라이버와 DSP의 빠른 데이터 전송 및 제어를 위해서 CAN (Controller Area Network)통신을 사용하였고 근전도 신호에 따라 추출된 각도를 모터 드라이버로 보내어 근전도 신호의 변화에 따라 flat모터를 제어하는 방식이다. 그리고 근전도 센서에서 처리된 신호의 모니터링 및 실험 데이터 저장과 대퇴직근과 대퇴이두근에서 측정된 신호를 실시간으로 PC에서 확인할 수 있도록 모니터 프로그램을 작성하였다.

IV. 실험 결과

1. 파라미터 값 추출

앞 장에서 제시된 실시간 각도 예측 알고리즘을 이용하기에 앞서 그림 8과 같이 근전도 센서를 부착하였다. 또한 앞에서 제시된 전체 알고리즘을 그림 9에서 도식적으로 제시하였다. 실시간 실험에 앞서 식 (6)의 K₁, K₂ 파라미터 값을 먼저 결정하는 것이 필요하므로, 이를 위해 그림 10처럼 45°와 -45° 지점에서 대퇴직근과 대퇴이두근으로 부터 얻은 근전도 신호 데이터를 이용하여 이들을 결정한다. 다시 말해서 그림 10과 같이 무릎을 45°와 -45°를 유지한 후 실시간 프로그램을 통해 대퇴직근과 대퇴이두근의 근전도 신호 EMG₁, EMG₂를 측정하여 신호를 RMS/LPF 처리한 후 평균을 산출하여 식 (8), (9)을 이용하여 K₁, K₂ 파라미터 값을 구하게 된다.

$$45 = \sin^{-1}\left(\frac{K_1}{mgl} \text{EMG}_1 - \frac{K_2}{mgl} \text{EMG}_2\right) \quad (8)$$

$$-45 = \sin^{-1}\left(\frac{K_1}{mgl} \text{EMG}_1 - \frac{K_2}{mgl} \text{EMG}_2\right) \quad (9)$$

표 2에서 실험 1은 무릎의 각도가 45° 일 때 식 (8)을 이용하여 구한 K₁, K₂ 값, 실험 2는 무릎의 각도가 -45° 일 때 식 (9)를 이용하여 구한 K₁, K₂ 파라미터 값을 나타내고 있다.

2. 실시간 실험

K₁, K₂ 파라미터를 결정한 후에는 해당 무릎 관절 각도 에

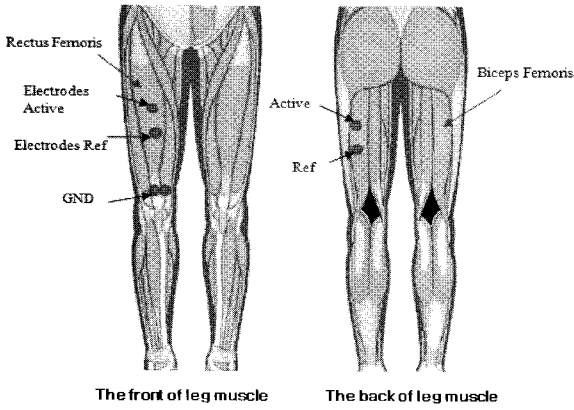
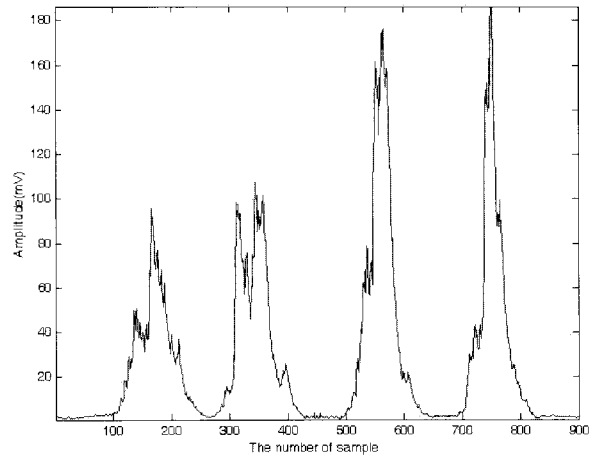


그림 8. EMG 전극 부착 위치.
Fig. 8. EMG electrodes attached location.



(a) 착용 전 근전도 신호.

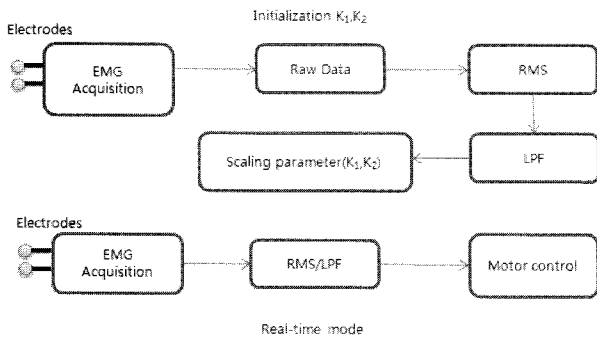
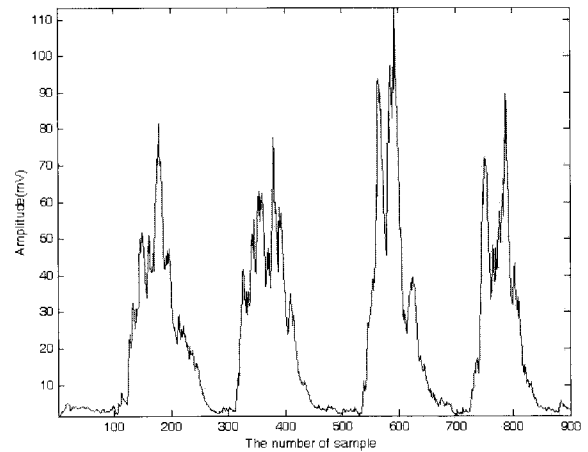


그림 9. 전체 알고리즘 흐름도.
Fig. 9. Flowchart of entire algorithms.



(b) 착용 후 근전도 신호.

표 2. K_1, K_2 파라미터 값.

Table 2. parameters value of K_1, K_2 .

파라미터	K_1	K_2
실험1	1.77026	0.99742
실험2	1.72613	0.98178

그림 11. 개발된 로봇 시스템 착용 전/후의 근전도 신호 크기 변화.

Fig. 11. The EMG signal changes before/after wearing robot System.

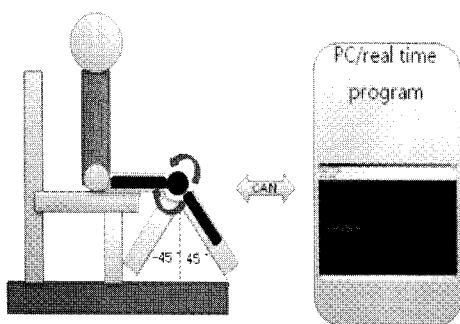


그림 10. 실험 장치 구성.
Fig. 10. Experimental setup.

즉 알고리즘인 식 (7)을 이용하여 실시간 실험을 수행한다. 개발된 무릎 착용 로봇 시스템이 인간의 무릎 동작에 얼마나 도움이 되는가를 보여주기 위해서 로봇 시스템 착용 전/후의 근전도 신호의 크기를 보여주고자 한다. 그림 11에서 각도 추출 알고리즘이 적용된 무릎 착용 근척 지원 로봇 시스템을 무릎에 착용하기전의 근전도 신호와 착용한 후의 근전도 신

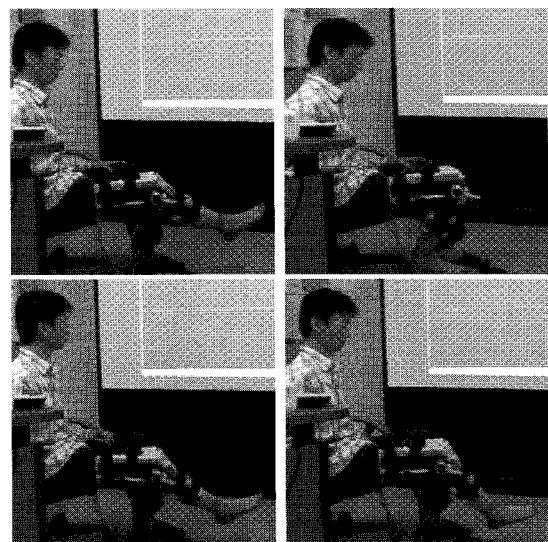


그림 12. 앉아 있을 때 무릎 착용 근력 지원 로봇의 움직임.
Fig. 12. Snapshots of the motion of knee-wearable robot system while sitting.

호를 비교하였다.

그림 11에서 보여지듯이 인간이 수행하는 비슷한 동작에 대해서 무릎 착용 근력지원 로봇시스템을 착용한 후의 근전도 신호의 크기가 절반 정도로 줄어드는 것을 알 수 있다.

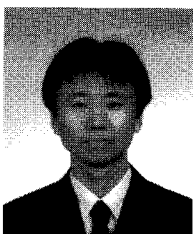
V. 결론

본 연구에서 무릎 관절 운동에 증추적 역할을 하는 대퇴직근, 대퇴이두근의 근전도 신호를 분석하였다. 또한 자체적으로 개발한 근전도 센서보드를 이용하여 두 개의 신호를 추출하였으며 신호를 분석하는 다양한 방법 중에서 증폭한 근전도 신호에 Root Mean Square와 Low Pass Filter를 적용함으로써 간단하고 실시간으로 처리가 가능한 방법을 제안하였다. 추출된 두 개의 신호를 이용하여 각도를 예측하는 알고리즘을 제안하였으며 실험을 통하여 근전도 신호 변화에 따른 각도를 확인하였다. 또한 무릎관절의 동작과 근전도 신호와의 연관성을 확인하였다. 또한 제안된 각도 알고리즘을 적용하였을 때 로봇 시스템의 착용 전의 근전도 신호의 진폭 보다 착용 후 근전도 신호의 진폭이 절반 정도 줄어드는 것을 실험을 통해 확인하였고, 이로서 제시된 알고리즘을 이용하여 개발된 무릎 착용 로봇시스템이 실제 무릎 근력을 지원하거나 및 보조하는 것이 가능함을 보였다. 또한 제안된 알고리즘은 간단하여 실시간으로 제어할 수 있는 장점이 있다.

참고문헌

- [1] H. Kazerooni, L. Huang, and R. Steger, "On the control of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 4364-4371, 2005.
- [2] H. Kawamoto, S. Lee, S. Kanbe, and Y. Sankai, "Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller," *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, vol. 2, pp. 1648-1653, 2003.

- [3] H. Kawamoto, S. Kanbe, and Y. Sankai, "Power assist Method for HAL-3 estimating operator's intention based on motion information," *IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, pp. 67-72, 2003.
- [4] <http://www.raytheon.com/>
- [5] J. E. Pratt, B. T. Krupp, C. J. Morse, and S. H. Collins, "The RoboKnee: an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 3, pp. 2430-2435, 2004.
- [6] C. Fleischer and G. Hommel, *Embedded Control System for a Powered Leg Exoskeleton*, Springer, 2006.
- [7] G. S. Sawicki, K. E. Gordon, and D. P. Ferris, "Powered lower limb orthoses: applications in motor adaptation and rehabilitation," *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 206-211, 2005.
- [8] 위승두 외 편저, 근기능 해부학, 도서출판 대경, 1998.
- [9] H. Nozomu, *Foundation of Medical Instrument*, YangSeaKun Publishing, 2004.
- [10] G. T. Yamaguchi, *Dynamic Modeling of Musculoskeletal Motion*, Kluwer Academic publishers, 2001.
- [11] S. H. Scoot and D. A. Winter, "A comparison of three muscle pennation assumptions and their effect on isometric and isotonic force," *Journal of Biomechanics*, vol. 24, no. 2, pp. 163-167, 1991.
- [12] J. Rosen, M. Fuchs, and M. Arcan, "Performances of hill-type and neural network muscle models-toward a myosignal-based exoskeleton," *Computer and Biomedical Research*, vol. 32, no. 5, pp. 415-439, 1999.
- [13] D. G. Lloyd and T. F. Besier, "An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo," *Journal of Biomechanics*, vol. 36, no. 6, pp. 765-776, 2003.
- [14] E. Clancy and N. Hogan, "Estimation of joint torque from the surface EMG," *IEEE International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 877-878, 1991.



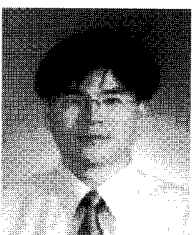
차 경 호

2002년 경원대학교 전자공학과(공학사). 2008년 한양대학교 전자전기제어계측 공학과(공학석사). 관심분야는 생체로봇, 재활공학, 휴먼모델링.



강 수 정

2008년 한양대학교 전자컴퓨터공학부(공학사). 2008년~현재 한양대학교 전자 전기제어계측공학과 석사과정 재학 중. 관심분야는 생체로봇, 재활공학, 휴먼모델링.



최 영 진

1994년 한양대학교 정밀기계공학과(공학사). 1996년 포항공과대학교 기계 공학과(공학석사). 2002년 포항공과대학교 기계공학과(공학박사). 2002년~2005년 한국과학기술연구원(KIST) 지능로봇연구센터 선임연구원. 2005년~현재 한양대학교 전자컴퓨터공학부 조교수. 관심분야는 생체로봇, 재활공학, 휴먼모델링, 휴머노이드, 로봇 보행, 전신공조, PID 제어.