

근전도를 이용한 손목방향인식 모듈에 관한 연구

A Study of a Module of Wrist Direction Recognition using EMG Signals

이충현*, 강성인, 배성호, 권장우, 이동훈

C. H. Lee, S. I. Kang, S. H. Bae, J. W. Kwon, D. H. LEE

요 약

고령화 시대로 변화해 가면서 재활 복지 산업, 스포츠 산업 시장이 빠르게 성장하고 있다. 특히, 근전도, 뇌전도, 안전도등 생체신호를 이용하여 휠체어 등 복지기기, 의수 및 의족을 제어할 수 있는 재활기기 및 일상 전자기기 등을 제어할 수 생체 인터페이스 분야는 새로운 미래 신기술영역이며, 또한 사회적 약자인 장애인, 노약자, 재활환자에게 많은 도움을 줄 수 있을 뿐만 아니라 일반인에게도 다양한 응용분야에서 활용될 것이다. 상용화된 생체신호계측 장비 및 인터페이스의 경우 부피가 크고 복잡하며, 고가 제품으로 실생활에 이용하기에는 많은 제약을 갖고 있다. 본 논문에서는 휴대가 가능한 형태의 소형 근전도 신호계측 장치를 구현하였으며, 무선 전송이 가능한 형태의 인터페이스 시스템을 통하여 근전도 신호를 통한 하드웨어 장치 제어가 가능한 제어모듈 개발에 관한 연구를 수행하였다. 손목의 움직임을 통해 발생된 근전도 신호를 입력받아 불필요한 잡음을 제거하고, 신호를 증폭하는 휴대형 하드웨어 모듈을 설계 하였다. 획득된 근전도 신호를 디지털 신호로 변환과 함께 디지털 필터링을 위해 TI사의 TMS320F2808 DSP칩을 사용하여 구현하였다. 또한 획득된 근전도 신호로부터 주성분 분석 기법을 이용하여 상, 하, 좌, 우의 4 동작신호로 분류하였으며 분류된 데이터는 PC 터미널로 무선 전송하여 표시하도록 하였다. 최종적으로 4가지 동작에 대해 85%의 인식률을 얻었으며, 지금보다 높은 인식률을 얻게 된다면 근전도를 이용한 손목동작을 통하여 다양한 하드웨어 시스템을 제어하는 제어신호로 활용이 가능하리라 본다.

ABSTRACT

As it is changing into aging society, rehabilitation, welfare and sports industry markets are being expanded fast. Especially, the field of vital signals interface to control welfare instruments like wheelchair, rehabilitation ones like an artificial arm and leg and general electronic ones is a new technology field in the future. Also, this technology can help not only the handicapped, the old and the weak and the rehabilitation patients but also the general public in various application field. The commercial bio-signal measurement instruments and interface systems are complicated, expensive and large-scaled. So, there are a lot of limitations for using in real life with ease.

this thesis proposes a wireless transmission interface system that uses EMG(electromyogram) signals and a control module to manipulate hardware systems with portable size. We have designed a hardware module that receives the EMG signals occurring at the time of wrist movement and eliminated noises with filter and amplified the signals effectively. DSP(Digital Signal Processor) chip of TMS320F2808 which was supplied from TI company was used for converting into digital signals from measured EMG signals and digital filtering. We also have used PCA(Principal Component Analysis) technique and classified into four motions which have right, left, up and down direction. This data was transmitted by wireless module in order to display at PC monitor. As a result, the developed system obtains recognition success ratio above 85% for four different motions. If the recognition ratio will be increased with more experiments. this implemented system using EMG wrist direction signals could be used to control various hardware systems.

Keyword : Electromyogram(EMG), DSP, Principal Component Analysis, FIR-Filter

1. 서론

현대 의용공학의 발전과 고령화 시대로 가면서 재활복지 산업, 스포츠 산업 시장이 확대되고 있다. 특히 고령화에 따른 질병 치료 및 재활 비용이 국내의 경우 연 9만 명이며, 신규환자가 기존 환자에 비해 10%정도 증가하면서 한해 약 2조원의 막대한 비용이 사용되고 있다. 미국, 유럽, 일본 등 선진국의 경우, 국내 대비 20배 규모의 시장이 형성되고 있으며 2007년 기준으로 전국 등록 장애인 현황을 보면 전체 2,104,889명 중 지체장애인의 환자가 1,114,094명으로 전체의 약 1/2 정도를 차지하고 있다[1]. 거동이 불편한 지체 장애인의 경우 자신의 생체신호를 이용하여 불편함을 극복하려는 시도가 지속적으로 연구 개발되고 있다. 근육의 전기신호(EMG)를 이용하여 의수, 의족 등의 의지 보조기들이 개발 되어졌으며 더욱 발전하여 다양한 분야에서 연구되어 지고 있다. 대표적인 예로 “근전도 신호를 이용한 외골격 로봇 팔 퍼지제어”는 착용형 로봇에 근전도 인터페이스를 적용한 경우로 이두근과 삼두근의 두 근전도 크기가 변화함에 따라 사람들이 들 수 있는 힘보다 더 큰 힘을 외골격 로봇이 대신하는 연구를 수행하였다[2]. 또 다른 적용 사례로 “생체 신호와 비전 정보의 융합을 통한 스마트 휴먼-컴퓨터 인터페이스”는 근전도 신호처리와 영상처리를 마우스커서에 적용한 사례이다[3]. 이외의 논문으로 “인간-기계 인터페이스를 위한 근전도 기반의 실시간 손가락부 힘 추정”, “휴대용 U-Health 장치 인터페이스를 위한 표면 근전도의 손동작 패턴 모델링”등 다양한 연구 사례가 발표되고 있다[4][5][6]. 본 논문에서는 휴대형으로 근전도 신호를 이용한 제어모듈을 개발하고자 하였다. 이는 기존

시스템은 PC 위주의 S/W와 알고리즘 개발 환경으로 휴대하기 어려운 문제가 있기 때문이다. 본 논문에서는 휴대가 가능한 소형화된 근전도 측정모듈과 S/W 및 외부기기와 연결하여 외부 기기를 제어할 수 통신용 모니터링 프로그램을 개발하고자 하였다.

개발된 휴대형 생체신호측정모듈을 통해 양 팔목 위에 부착된 센서를 통하여 팔목을 상하좌우로 방향을 바꿀 때 발생하는 근전도 신호를 측정된 후 DSP칩을 통해 AD변환을 하였고, 주성분분석법을 통해 상, 하, 좌, 우 제어 신호를 추출 하였다. 주성분분석법 이외에 지금까지 연구된 기법으로는 진폭 및 영교차율, 자기회귀 모델계수, 푸리에 변환계수 및 캡스트럼 계수 등이 있고, 최근에는 국소 푸리에 변환, 웨이블릿 패킷 변환 등의 방법으로 근전도와 같이 불규칙적인 신호 해석에 많이 이용되고 있다[7][8][9]. 그러나 본 연구는 근전도 인터페이스를 휴대용 기기로 구현하기위한 연구로 복잡한 이론을 적용하기보다는 2채널로 입력된 근전도의 신호를 전압 레벨에서 활용할 수 있는 방법인 주성분분석법을 적용하였다. 이 방법을 이용하여 다양한 외부 기기 제어를 위한 인터페이스 신호로 4가지 근전도 제어신호인 상, 하, 좌, 우의 4개의 동작인식 신호로 추출하였다. 4가지 동작모드의 제어 신호는 통신을 통해 모니터링 화면에 전송하여 향후 다양한 외부기기 제어가 가능하도록 구성하였다.

제작된 시스템의 신호 검증을 위해 바이오팩사의 EMG100모듈과 제작된 근전도 모듈을 비교 테스트 하였다.

2. 본론

2.1 근전도 신호측정 모듈

일반적인 생체 신호 측정 시스템과 마찬가지로 측정대상, 센서부, 신호처리부, 출력부로 구성하였으며 외부 전원 노이즈를 제거하기 위한 노치필터를 구성하였다. 생체신호측정모듈에서 측정된 근전도 신호는 DSP를 통해 AD변환을 하였고, 변환된 신호 중 근전도 특징이 잘 나타나는 100~300Hz 대역신호만 대역통과필터로 추출하였다. 추출된 신호는 PCA 기법을 이용하여 4가지 신호로 분류하도록 하였다. 근전도 신호는 두 개의 채널을 이용하여 팔꿈치 아랫단의 상완요골근과 척수근골근을 사용하였다. 두 채널의 전극 사이 감지되는 전위차는 수 μV 정도의 소 신호로 사용전압으로 증폭하기 위해 계측용 차동증폭기를 사용했으며 전체적으로 약 1000

접 수 일 : 2013.05.28

심사완료일 : 2013.06.18

게재확정일 : 2013.06.25

* 이충현 : 동명대학교 전기전자정보통신공학과 박사과정
tfriend7@gmail.com (주저자)

강성인 : 동명대학교 의용공학과 조교수
sikang@tu.ac.kr (공동저자)

배성호 : 동명대학교 의용공학과 부교수
baesh@tu.ac.kr (공동저자)

권장우 : 인하대학교 컴퓨터정보공학부 교수
jkwon2@gmail.com (공동저자)

이동훈 : 동명대학교 의용공학과 부교수
ldh5522@tu.ac.kr (교신저자)

배 증폭도를 얻을 수 있도록 설계했다. 그림 1은 근전도 신호를 측정된 후 4가지 제어신호를 추출하여 외부기기를 제어할 수 있도록 개발된 전체 시스템 구조도를 나타내고 있다.

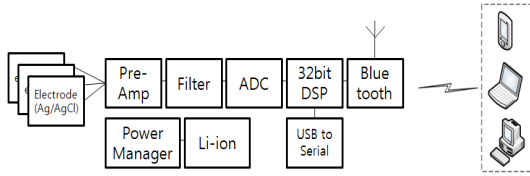


그림 1. 전체 시스템 구조도

2.1.1 손목 관절 운동에 따른 근육 선정

손을 쥐었다 펴는 것은 관절운동에 의해 가능하다. 수근 골관절은 손목관절을 도와서 손목이 움직일 수 있게 하며 첫째부터 다섯째까지의 손바닥뼈를 빼면 수근 중수골관절이 모여 손바닥을 꺾 모양으로 만드는 것도 가능하게 한다.

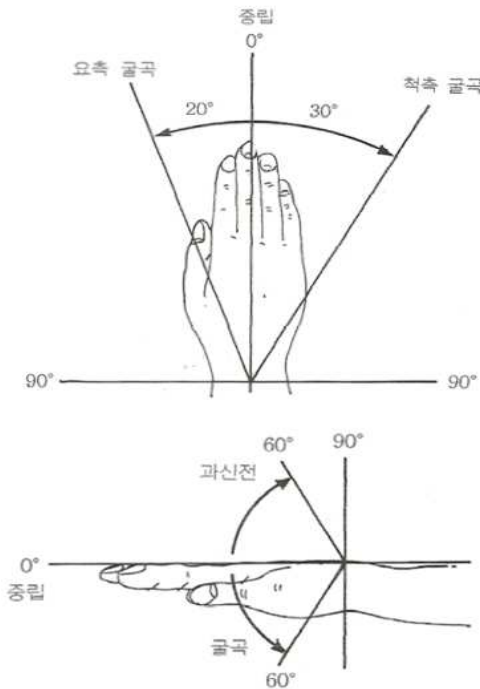


그림 2. 손목의 좌우(상)와 상하(하) 반경

인체에는 약 250여개의 관절이 있으며 고유의 운동범위가 있으며 그 이상은 운동할 수가 없다. 관절의 가동성은 연령이 높을수록 작아지며, 연령이 낮을수록 크다. 관절의 상하 좌우 반경은 그림 2에서 보여주는 것처럼 각도가 제한되어 있다.

2.1.2 PCA 분류 알고리즘

주성분해석법(PCA)은 입력의 선형성과 선별과정을 통하여 입력 데이터에서 변동량이 큰 주축을 순서대로 찾으면서 데이터의 추정분포를 알아낼 수 있다. 이는 패턴이나 영상처리에서 Karhune-Loeve변환으로 잘 알려져 있는데[7], 여기서 웨이블릿 패킷에 의해 추출된 특징벡터는 PCA에 의해 데이터를 시각화한다. 원래 주성분해석법은 서로 복수 변수 시계열에서 좌표 회전 변환에 의해 계산되어지고, 선형결합 모델을 이용하여 무의미한 크기의 차원을 축소 및 시각화 한다. 본 논문에서 적용한 PCA 방법은 다음과 같다. 공분산/ 상관관계가 매트릭스 계수의 계산 방정식으로 나타낼 수 있으며 방정식에 따른 공분산 행렬은 수식 1로 표현된다.

$$Cov(i,j) = \frac{1}{w} (\chi_i - \mu_i)(\chi_j - \mu_j)^T, i,j=1..m \quad (1)$$

w = N-1일 때, N은 샘플링 데이터 수를 의미하고, 공분산 행렬은 m×m 차원이 된다. 이때 상관계수 행렬식은 수식 2와 같게 된다.

$$Cor(i,j) = \frac{w \cdot Cov(i,j)}{U(i,j)} \quad (2)$$

$$U(i,j) = \sqrt{\sum_{k=1}^n (x_i(k) - \mu_i)^2 \cdot \sum_{k=1}^n (x_j(k) - \mu_j)^2}$$

여기서 i, j = 1. m 는 근전도 신호에서 입력된 채널1, 채널 2번의 데이터 값의 인덱스를 의미한다.

2.1.3 DSP(Digital System Processor) 시스템

생체 측정모듈을 통해 입력받은 근전도 측정신호를 휴대용 기기에서 AD변환과 신호처리를 수행하기 위해 TI사의 TMS320F2808을 사용하였다.

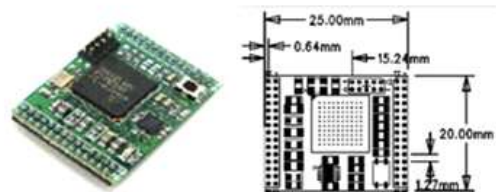


그림 3. DSP 실제모습(좌)과 크기(우)

TMS320F는 아래 표 1과 같이 100MHz 클럭으로 동작하는 DSP로 크기에 비해 아주 빠른 성능을

가진 MCU이다. 또한 표 1과 같이 32bit정수형 연산이 가능하며, 12bit의 AD변환 포트와 통신 포트가 있다. 본 논문에서는 한정된 DSP에서 보다 빠른 처리를 위해 근전도의 전체 측정범위가 일반적으로 10kHz 이하임을 알 수 있으나 일반적인 근전도의 활성신호는 300Hz이하에서도 살펴볼 수 있다는 가정 하에서 신호를 처리하기 적합한 프로세서를 선택하였으며, 300Hz까지의 원활한 신호 샘플을 위해 이에 10배에 해당하는 3kHz의 속도로 샘플링 하였다. 그림 3은 사용된 상용 DSP 모듈의 외관을 보여 주고 있다.

표1. TMS320F2808의 성능표

CPU	32bit 정수형 C28X Core
연산능력	100MHz /100MMAC
메모리	RAM : 36kByte / OTP : 2kByte/ Flash : 128kByte
타이머	32bit CpuTimer 3개 / 16bit 범용 6개 /왓치독 1개
CAP/QEP	4개 / 2개
ADC	12bit / 16ch / 최대 6.25MSPS
GPIO	35개
통신	SCI 2개 / SPI 4개 / eCAN 2개 / I2C 1개
전압	Core : 1.8V, I/O ; 3.3V
온도범위	A버전 : -40도~85도 / S버전 : -40~125도

2.2 근전도 신호측정 실험

2.1.3 성능 비교 실험

먼저 개발된 보드와 상용 장비의 비교 검증을 통해 장비의 성능을 확인했다. 의료용으로 검증된 기기인 바이오팩사의 EMG100B모듈을 통해 획득된 신호를 개발된 장비 신호와 함께 그림 4에 나타내었다. 제작된 모듈과 상용기기의 회로 특성이 다르므로 측정 전 근육에 힘을 안준 평상시 상태는 그림 4의 상측과 같이 EMG100B모듈에서 100Hz 주파수의 신호가 약간 많이 나타나는 경향을 나타냈으나 이외의 주파수 범위에서 비슷한 양상을 나타냈다. 근육에 힘을 주는 동작 중 실험은 손가락펴짐근을 이용한 방식으로 주먹을 쥐고 위로 1초 동작, 중립상태로 1초 동작하는 형태로 반복 수행하였다. 결과는 그림 4의 하측의 파형과 같이 나타났으며 측정범위는 운동 시 뚜렷하게 -0.2~0.2V의 범위로 나타났다. 주파수 분석결과 대략 80Hz의 범위에서

500Hz의 범위까지 근전도 신호가 검출되어 짐을 알 수 있었다. 성능 비교평가 결과 상용화 기기처럼 개발된 모듈 또한 근전도 신호 측정이 가능하며 상용화기기에 비해 다소 차이는 보이나 이를 제어신호로 이용하기에는 큰 무리가 없음을 확인 할 수 있었다.



그림 4. 제작모듈과 상용기기의 근전도 신호비교를 위해 근육에 힘을 안준 평상시(상) 신호와 힘을 주는 동작 중(하)일 때 획득된 근전도신호의 시간영역 및 주파수영역의 특성비교

2.2.2 근전도 측정과 활용 가능성 실험

측정신호 중 300Hz 이하의 범위에서 뚜렷한 근전도 신호가 나타남을 알 수 있었다. 손목의 상, 하, 좌, 우 움직임에 따라 가장 명확한 신호를 가진 근육의 위치와 범위를 선정하기 위해 본 논문에서는 손목을 움직이게 하는 근육과 주변의 근육을 비교하는 실험을 하였다. 또한 쌍극성 전극의 거리에 따른 근전도 세기도 실험하였다. 근전도의 측정은 그림 5와 같이 손목을 아래쪽으로 굽히게 되는 근육인 요골쪽 손목굽힘근, 철골쪽 손목굽힘근, 얇은손가락굽힘근과 손목을 위쪽을 펴게 되는 손가락펴짐근, 긴요골쪽 손목펴짐근을 기준으로 실험하였다. 측정 채널을 최소화하기 위하여 손목의 좌우로 구분하는 형태는 추후 두 근육의 패턴을 이용한 실험으로 선별하기로 하였다.



그림 5. 손의 상부 근육(좌측), 손의 측면 근육(중), 손의 하부 근육(우측)

손목 위로 동작시 근육 양단에 전극을 부착했다. 다른 근육에 비해 길이가 긴 근육인 손가락폐집근을 이용하여 근육 길이에 따른 근전도 세기를 측정 한 결과, 측정 전극의 측정 거리가 길어질수록 근전도 신호의 크기 값이 강해짐을 알 수 있었다.

손가락폐집근으로부터 큰 근전도 신호를 얻기 위하여 전극간 거리는 8cm가 되도록 하였으며 긴요골 쪽 손목폐집근에서 전극을 붙일 수 있는 최대 거리인 4cm 간격으로 부착하여 실험하였다. 실험결과 손가락폐집근이 근육측정 거리가 넓고 근육이 잘 발달 되어 있어 표 2와 같이 전압의 크기가 약 0.18V만큼 더 크게 측정 되었다. 손목 아래 움직임을 나타내는 근육은 요골쪽손목굽힘근과 철골쪽손목굽힘근, 얇은손가락굽힘근에 중심 전극을 부착하였다. 거리는 앞서 손목 위의 움직임 실험과 같은 조건으로 8cm로 측정 하였으며 요골쪽손목굽힘근과 철골쪽손목굽힘근, 얇은손가락굽힘근에 붙은 전극과 치료비교하였다.



그림 6. 손목 위동작(좌측)과 손목 아래 동작시(우측) 근신호 측정장면

실험은 그림 6과 같이 운동반경 위 동작을 동시에 취하였을 때 손목이 움직일 수 있는 최대 각도에서 각 근육에 관찰될 수 있는 0.5초간의 평균값을 근전도의 전압으로 비교하여 나타났다.

아주 큰 전압 값의 차이는 없었으나 미세하게 요골쪽손목굽힘근의 크기가 약간 크게 나타남을 알 수 있었다. 손목움직임을 측정하기 위한 근육과 근육의 위치와 거리를 선별 후 최종 상, 하, 좌, 우의 움직임시 전압의 크기와 주파수 형태를 분석하였다. 그림 7은 이중 손목을 좌측으로 움직일 때와 정지하고 있을때 발생하는 근전도신호의 시간별, 주파수별 측정신호를 상용시스템 Biopac사와 비교한 그림이다.

2.3 데이터 분석 및 분류 알고리즘 적용

2.3.1 TMS320F2808을 이용한 신호처리 및 인식 알고리즘 구현

2.3.1.1 TMS320F2808을 이용한 AD변환

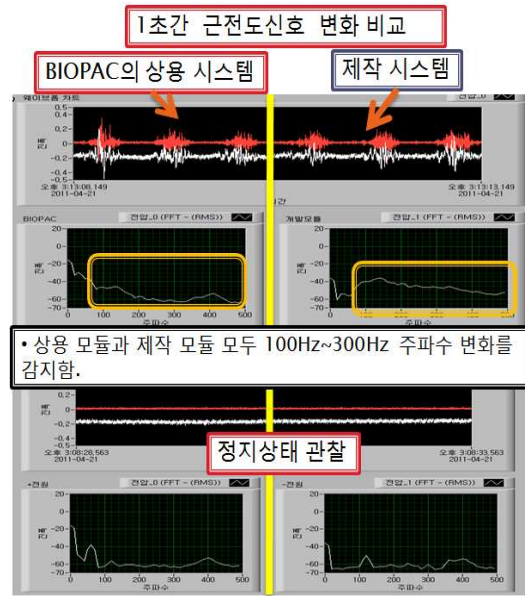


그림 7. 상용 바이오팩 근전도 측정기기와 개발된 측정기기의 근전도 신호의 시간별 및 주파수별 특성 비교

2채널의 근전도 측정모듈로 획득된 근전도 신호를 16bit AD컨버터가 탑재된 TMS320F2808을 이용하여 신호를 입력받았다. 근전도신호의 전체 주파수 범위 0.1~10kHz 범위 중 실제 근전도가 가장 잘 나타나는 200~300Hz 대역의 신호를 측정하려고 하였다. 이를 위해 측정범위 최대주파수 300Hz의 2배 주파수 범위인 600Hz의 5배를 적용하여 3kHz, 즉 초당 3000번 데이터를 샘플링 하도록 AD 변환을 설정 하였다.

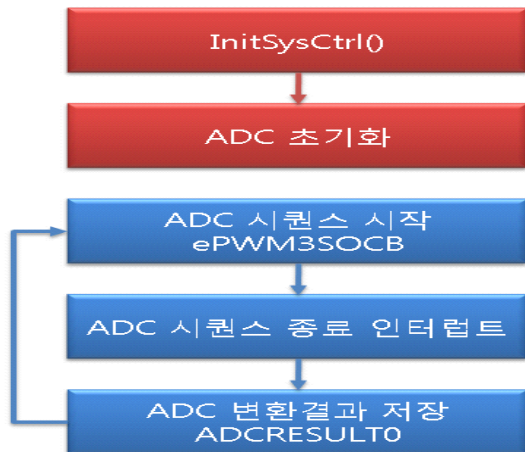


그림 8. TMS320F2808을 이용한AD 변환

그림 8과 같이 TMS320F2808을 설정하면서 AD 변환과정을 수행하였는데, 전체 시스템의 동작 클럭을 초기화하고 ADC모듈에 공급되는 HSPCLK을 초기화 하였다. 이어 ADC구동 클럭(ADCCLK)을 설정

하고 또한 S/H 시간, 채널 수, 채널 순서를 결정한 후 ADC를 어떻게 시작해야 할지 결정하였다. ADC 시퀀스가 완료된 후 인터럽트가 발생하고 ADC 인터럽트 서비스 루틴(ISR에서) ADCRESULT 레지스터의 ADC결과를 ADC_buffer로 옮겨서 저장하게 된다. 저장된 결과는 Code Composer Studio를 통해 그림 9의 우측 데이터와 같이 수치화 하여 값을 표시 할 수 있으며 이를 실시간으로 그래프로 표현하도록 하였다.

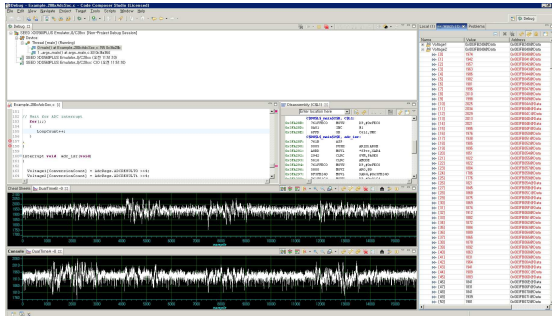


그림 9. Code Composer Studio을 이용한 AD변환 출력 결과

2.3.1.2 TMS320F2808을 이용한 FIR 필터 구현

그림 9의 Code Composer Studio를 통해 근전도 신호의 형태를 알 수 있었으나 100Hz이하에서 감지되는 동작에 따른 잡음과 이외의 잡음을 제거하기 위해 대역통과필터를 설계하였다. 필터는 FIR방식으로 3kHz로 샘플링 하도록 하였으며 선행연구인 그림 7에서 잘 알 수 있듯이 근전도 주파수범위가 잘 나타나는 100~300Hz대역 위주 주파수를 통과하도록 설계하여 그림 10과 같이 설계 되도록 하였다.

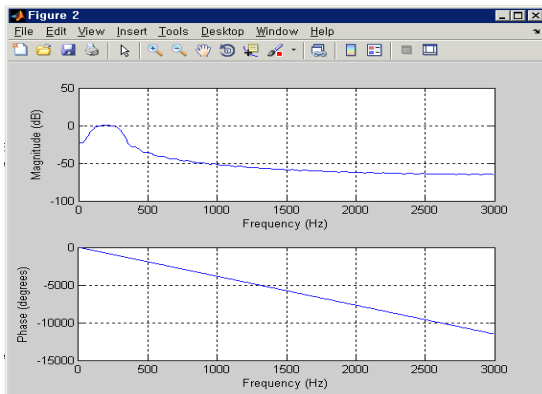


그림 10. 100~300Hz의 대역통과필터로 설계한 FIR필터

제작된 필터는 TMS320F2808에 탑재시켜 동작한

결과 그림 11과 같은 형태로 출력되었으며 FFT분석 결과 그림 12와 같이 저주파 대역의 잡음이 사라졌으며 원하는 형태의 주파수인 100~300Hz의 범위 위주의 주파수가 검출됨을 알 수 있었다.

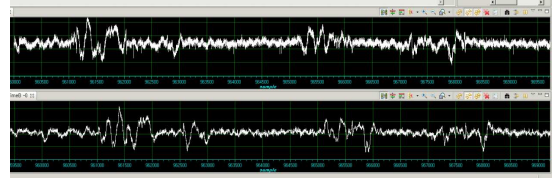


그림 11. Raw 신호(상), 100~300Hz 대역통과필터를 통과한 신호 (하)

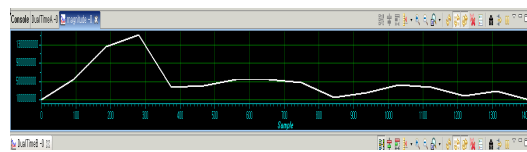


그림 12. 필터 통과한 후 300Hz이하 영역의 신호가 뚜렷한 FFT 그래프

2.3.2 PCA 알고리즘의 적용에 따른 결과 데이터 분석

본 논문에서는 데이터 분류를 위해 최종 출력된 2개의 근전도 신호를 주성분분석법(PCA)에 적용 하였다. 주성분분석법 적용이 아주 명확한 패턴과 정확한 특징 값을 얻을 수는 없으나 단순한 곱셈연산으로 근전도 측정값의 평균화된 신호 값을 구하고 구간내의 안정된 크기 값을 구할 수 있다. 이런 점을 이용하여 본 연구에 적용하였다. 그림 13을 통해 알 수 있듯 주성분분석을 통해 근전도의 성분이 상, 하, 좌, 우의 명확하게 구분이 가능하였고, 좌, 우의 신호는 중복되는 성분이 많이 있으므로 주성분분석만으로 한계가 있음을 알 수 있었다.

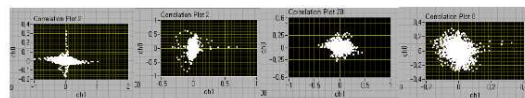


그림 13. 4가지 동작 신호를 주성분 분석법으로 표시한 그래프(순서대로 상하좌우)

2.3.3 통신 모듈 전송 및 제어 인식을 실험 결과

주성분분석을 통해 분류된 상, 하, 좌, 우의 4가지

동작 신호는 블루투스를 이용하여 PC로 전송되도록 구성하였다. 실험은 한 종류의 동작을 1초 간격으로 30번 반복하여 오류 횟수를 백분율로 검사하는 방법으로 수행하였다. 전송된 데이터는 PC를 통해 전송되어 출력하였으며 이를 수치화하여 표 2로 나타내었다. 각 4종류의 움직임은 30회 동작하여 오류를 검출해 본 결과 우측 움직임에서 1회, 좌측 움직임에서 15회, 위쪽 0회, 아래쪽으로 2회가 나타났다.

표 2. 각 동작별 운동에 따른 인식 결과

	동작 횟수	오류 검출	인식률(%)
우	30	1	96.7
좌	30	15	50
상	30	0	100
하	30	2	93.4
합계	120	18	85

좌측의 움직임에서 비교적 많은 오류가 검출된 것은 좌측의 움직임의 경우 근육 움직임이 미약하여 다른 동작의 움직임과 구분이 쉽지 않았다. 또 움직임 감도 조절을 시도 하였으나, 우측 움직임과 중복을 일으켜 표 2와 같이 인식률이 떨어졌다.

3. 결론

본 논문에서는 최근 고령화 되고 있는 사회에서 지체장애인이 증가함에 따라 장애인들이 사용할 수 있도록 근전도를 이용한 휴대형 생체인터페이스 시스템을 개발하고자 하였다. 이를 위해 제작된 초소형 근전도 측정모듈을 상용화 기기인 EMG100B와 비교하여 휴대형 기기로 사용하기에 문제가 없음을 검증하였다. 그리고 근전도 신호를 FFT 주파수 분석하여 근육의 동작시 100~300Hz에서 근전도 신호가 강하게 나타남을 알 수 있었다. 그 결과를 이용하여 생체측정모듈에서 추출된 근전도 신호를 TI사의 TMS320F2808로 입력 받아 근전도의 특징 신호가 나타나는 300Hz까지의 주파수 대역까지 획득 하였고, 저주파 대역에서 나타나는 동작 잡음 및 기타 잡음을 제거하기 위하여 FIR 필터를 설계 및 구현 하였다. 그리고 근전도 신호를 주성분분석법(PCA)을 적용하여 4종류의 동작신호로 분류하고 상, 하, 좌, 우에 따른 동작으로 구분하도록 하였다. 인식률 실험은 4가지 동작을 30회 동안 반복 실험하여 오류 검사를 실행하였고 실험 결과 우측 1회, 좌측 15회, 위쪽 0회, 아래쪽 2회의 오류가 있었으며, 이를 백분율로 연산한 결과 우측 96.7% 좌측 50%, 위쪽 100%, 아래쪽 93.4%, 총 85%의 동작 인식률을 얻

을 수 있었다. 결과 신호는 블루투스를 통해 PC로 전송하여 터미널 창에서 확인 하도록 하여 다양한 외부기기를 제어할 수 있는 인터페이스 신호로 활용할 수 있도록 구성하였다.

참 고 문 헌

- [1] 배성호, 이충현, “생체신호를 이용한 게임입력 장치 개발”, 한국컴퓨터게임학회논문지, vol.2, No.23, 2010.10.
- [2] 전부일, 조현찬, “근전도 신호를 이용한 외골격 로봇 팔 퍼지제어”, Proceedings of KIIS Fall Conference 2009, vol.19, No.2
- [3] 강희수, 신출현, “생체 신호와 비전 정보의 융합을 통한 스마트 휴먼-컴퓨터 인터페이스”, 대한전자공학회, 전자공학회논문지-SC, 제47권 SC 편 제4호, pp. 47-54, 2010.7
- [4] 최창목, 신미혜, 권순철, 김정, “인간-기계 인터페이스를 위한 근전도 기반의 실시간 손가락부힘 추정”, 한국정밀공학회, 한국정밀공학회지, 제26권 제8호, pp. 132-141, 2009.8
- [5] 박현철, 이충근, 김진권, 이명호, “휴대용 U-Health 장치 인터페이스를 위한 표면 근전도의 손동작 패턴 모델링”, 대한전기학회, 2008 CICS 정보 및 제어 학술대회 논문집, pp. 480-481, 2008.10
- [6] 차경호, 강수정, 최영진, “근전도 신호를 이용한 무릎 착용 로봇시스템”, 제어 로봇시스템 학회 논문지 제1권, 제3호, 2009
- [7] Jeong-Su Han, Dae-Jin Kim, Hyong-Euk Lee, Jong-Sung Kim and Z. Zenn Bien, “Human-Machin Interface for wheelchair control with EMG and Its evaluation”, Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS, vol. 2, pp. 1602-1605, Sept.17-21, 2003
- [8] X.Hbu, V.Venov, “Multivariate AR modeling of electromyography for the classification of upper arm movement”, Clinical Neurophysiology, vol.115, pp.1275-1287, 2004
- [9] Nihal Fatma Guler, Sabri Kocer, “Classification of EMG Signals Using PCA and FFT”, Journal of Medical Systems, vol 29, pp.241-250, 2005
- [10] Zaid B. Mahbubl, K.S.Rabbani, “Frequency Domain Analysis to Identify Neurological Disorders from Evoked EMG Responses”,

Journal of Biological Physics, vol 33, No 2, pp.99-109,2007

- [11] 김창국, “체육인체해부학”, 광림북하우스, 1999
- [12] 김용영, “운동해부학”, 대경북스, 2008
- [13] 호시미야 노조무, “의용계측기초”, 良書閣, 2004
- [14] 미카미 나오키, “C 언어에 의한 디지털 신호처리 입문”, 성안당, 2006
- [15] “싱크웍스 블로그”, <http://www.mcublog.co.kr/>, 기술문서, 디지털 신호처리

이충헌



2009년 8월 동명대학교 메카트로닉스 졸업 (학사)
 2011년 8월 동명대학교 전기전자정보통신공학과 졸업(석사)
 2012년 9월 - 현재 동명대학교 전기전자정보통신공학과 박사과정

관심분야 : 의용공학, 신호계측, 생체신호처리

강성인



2004년 2월 한국해양대학교 전자통신공학과 졸업 (박사)
 2000년~2008년 동명대학교 컴퓨터공학과 전임강사
 2009년~현재 동명대학교 의용공학과 조교수

관심분야 : 센서네트워크, 의용계측시스템, 헬스케어



배성호

1991년 2월 경북대학교 전자공학과 (학사)
 1993년 2월 경북대학교 전자공학과 (석사)
 1997년 8월 경북대학교 전자공학과 (박사)
 1998년 8월~1999년 8월 삼성전자 책임연구원
 1999년 9월~현재 동명대학교 의용공학과 부교수

관심분야 : 영상처리, 신호처리, 컴퓨터비전

권장우



1990년 2월 인하대학교 전자공학과 (학사)
 1992년 2월 인하대학교 전자공학과 (석사)
 1996년 8월 인하대학교 전자공학과 (박사)
 1996년~1998년 특허청 심사관
 1998년 3월~2010년 12월 동명대학교 컴퓨터공학과 부교수
 2006년 12월~2012년 12월 정보통신산업진흥원 인재양성단장
 2013년 1월~현재 인하대학교 컴퓨터정보공학부 교수

관심분야 : HCI, 지능형시스템, 생체신호처리

이동훈



1987년 인하대학교 전자공학과 (학사)
 1993년 인하대학교 전자공학과 (석사)
 2001년 인하대학교 전자공학과 (박사)
 1988년~2006년 원자력의학원 책임연구원
 2006년~현재 동명대학교 의용공학과 부교수

관심분야 : 바이오메디칼시스템, 의료방사선 기기, HMI