

논문 2012-49-11-21

복부생체전기신호를 이용한 운동 분석 시스템 개발

(Development of Exercise Analysis System Using Bioelectric Abdominal Signal)

강 경 우*, 민 철 홍*, 김 태 선**

(Gyeong Woo Gang, Chul Hong Min, and Tae Seon Kim)

요 약

기존의 운동량 측정방법들은 가속도 센서나 GPS, 심장박동, 체온측정 등의 정보를 이용하였으나, 각기 측정방식 및 측정환경 등의 제한으로 인해 정확한 신체활동 측정 및 분석에 어려움이 있었다. 이러한 단점을 극복하기 위해 본 논문에서는, 운동 시 발생하는 생체전기신호를 이용하여 유산소운동은 물론 기존에 측정이 어려웠던 근력운동에 대한 분석도 가능한 시스템을 개발하였다. 운동을 분석하기 위해 두개의 전극이 부착된 허리벨트를 착용해 운동 중 복부에서 발생하는 생체전기신호를 기록했고, 측정된 생체전기신호는 각각 상체 움직임 및 근육활동을 대표할 수 있는 주파수 대역으로 분리한 후, 분리된 각 신호의 파워 값과 차분의 파워 값, 그리고 중간주파수 값들을 운동형태 구분을 위한 특징값으로 추출하였다. 일원분산분석과 다중비교 분석의 통계적 검증을 통하여 추출된 특징값들의 유의성을 검증하였고, 또한 SVM분류기를 이용하여 운동의 형태를 구분하였다. 여섯 가지의 세부운동들을 분류하기 위해 두 가지의 분류방법을 적용하였고, 그 결과 유산소운동과 근력운동으로 분류 시 100%, 유산소운동과 근력운동 및 복합운동으로 분류한 경우 92.7%의 구분율을 보이며 운동형태의 분류가 가능하였다. 또한 유산소운동 및 근력운동의 양을 각각 수치화하여 표현 가능하다. 본 시스템은 기존의 유산소운동 기반의 운동량 측정방식대비 추가적으로 근력운동의 분석이 가능해짐에 따라 보다 다양한 활동에 대해서도 분석이 가능하다.

Abstract

Conventional physical activity monitoring systems, which use accelerometers, global positioning system (GPS), heartbeats, or body temperature information, showed limited performances due to their own restrictions on measurement environment and measurable activity types. To overcome these limitations, we developed a portable exercise analysis system that can analyze aerobic exercises as well as isotonic exercises. For bioelectric signal acquisition during exercise, waist belt with two body contact electrodes was used. For exercise analysis, the measured signals were firstly divided into two signal groups with different frequency ranges which can represent respiration related signal and muscular motion related signal, respectively. After then, power values, differential of power values, and median frequency values were selected for feature values. Selected features were used as inputs of support vector machine (SVM) to classify the exercise types. For verification of statistical significance, ANOVA and multiple comparison test were performed. The experimental results showed 100% accuracy for classification of aerobic exercise and isotonic resistance exercise. Also, classification of aerobic exercise, isotonic resistance exercise, and hybrid types of exercise revealed 92.7% of accuracy.

Keywords: 신체활동, 운동량, 복부생체전기신호, 운동구분, SVM

* 학생회원, 가톨릭대학교 정보통신전자공학과

(Department of Information, Communications and Electronics Engineering, Catholic University of Korea)

** 평생회원, 가톨릭대학교 정보통신전자공학부

(School of Information, Communications and Electronics Engineering, Catholic University of Korea)

※ 이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임 (2011-0006648)

※ 본 연구는 2011년도 가톨릭대학교 교비연구비의 지원으로 이루어졌음.

접수일자: 2012년6월5일, 수정완료일: 2012년10월24일

I. 서 론

최근 건강에 대한 지속적인 관심은 삶의 질 향상이라는 목표아래 치료의 목적보다는 질병을 예방하기 위한 건강관리 활동으로 관심이 모아지고 있다. 이러한 관심은 일상생활을 하면서 보다 정밀하게 자신의 신체활동 및 운동량을 측정할 수 있는 장치에 대한 수요로 이어지고 있으나, 기존의 운동량 분석방식은 운동선수 및 스포츠 관련 특정인들이 주로 이용하였기 때문에 일반인들이 사용하기에는 장비의 크기와 측정방법, 비용 등에 한계가 있었다. 그러나 최근 휴대가 간편하고 간편하게 신체활동 및 운동량을 측정할 수 있는 다양한 방법과 장치에 대한 연구가 활발하게 진행되고 있는 추세이다. 현재 연구되고 있는 신체활동 및 운동량 측정 장치는 크게 측정자의 물리적인 활동량(activities)을 분석하는 방법^[1]과 심전도나 체온 등과 같이 신체내부의 생리적 변화를 측정하는 방식으로 구분할 수 있다^[2]. 그 중 측정자의 물리적인 활동량을 측정하는 방법으로는 가속도 센서를 이용한 가속도계(accelerometer)방식과 GPS방식이 있다. 그러나 두 방식 모두 근력운동에 대한 측정이 불가능하다는 단점이 있으며, GPS 방식의 경우 실외에서만 측정이 가능하다는 제약이 있다^[1, 3]. 이러한 단점들을 보완하기 위해 가속도센서와 GPS 센서의 정보를 복합적으로 이용하거나 여러 개의 가속도 센서를 몸에 부착하여 측정자의 운동 패턴을 분석하는 연구들도 진행되고 있지만, 현재까지 근력운동에 대한 정확한 분석 및 운동량 측정은 미흡한 상황이다^[4-5]. 심박수계와 체온측정 방식은 측정자의 신체내부 변화를 측정하기 때문에 비교적 정확한 운동량 측정이 가능하다고 알려져 있으나^[6], 심박수계의 경우 건강상태(교감 신경 및 부교감신경의 영향)나 카페인, 담배 등에 의해 심장박동이 변할 수 있으며, 체온측정 방법 또한 계절 및 지역에 따라 변화 폭이 크다는 단점이 있다. 또한 두 방식 모두 집중적인 운동을 제외하고는 일상생활에서의 운동량 측정은 한계가 있다. 즉, 상기 기술한 운동량 측정방식은 모두 제한된 환경이나 특정 운동에서만 운동량 측정이 가능하고, 근력운동이나 일상생활을 하면서 발생하는 다양한 신체활동 변화를 측정하지 못한다는 단점을 갖는다. 따라서 근력운동을 포함하여 일상생활에서의 소소한 움직임에 대한 신체활동 정보를 측정하기 위해서는 신체의 움직임 정도나 근육 사용정도 등과

같은 생체정보를 측정, 분석하는 기술이 중요하다.

본 논문에서는 기존 운동량 측정 방식들의 단점을 극복하기 위해 운동이나 일상생활을 하면서 발생하는 생체전기신호를 이용하여 신체활동 분석을 위한 세 가지 지표를 추출하고, 운동의 형태를 구분하는 방법을 제안한다. 신체활동 분석을 위해 제작된 복부생체전기신호 측정 시스템을 이용하여 여섯 가지 세부운동에 대한 실험을 진행하였다. 그리고 두 가지 분류방법으로 운동의 형태를 분류하였고 제안한 생체전기신호 측정 방법 및 분석시스템의 성능을 입증하였다.

II. 복부생체전기신호 측정 시스템

복부에서 발생하는 생체전기신호를 측정하기 위해, 무선통신모듈을 포함한 벨트 일체형 생체전기신호 측정 시스템을 제작하였다. 제작된 시스템은 그림 1.과 같이 전처리 필터, 차동증폭과 후처리 필터 그리고 디지털 처리 부분으로 구분되며, 시스템에서 처리된 생체전기신호는 통신모듈을 거쳐 PC로 전달되어 데이터 수집 및 분석을 진행하였다^[7].

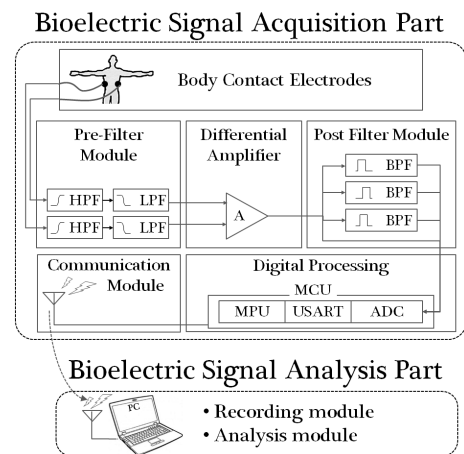


그림 1. 복부생체전기신호 측정을 위한 시스템 구성도
 Fig. 1. Block diagram of bioelectric abdominal signal acquisition and analysis system.

1. 전극구성

본 시스템은 일반적으로 생체전기신호 측정 시스템에서 사용하는 공통접지(common GND) 전극을 제거하고, 두개의 전극만을 이용하여 생체전기신호를 측정할 수 있도록 제작되었다. 이로 인해 발생하는 문제점들은

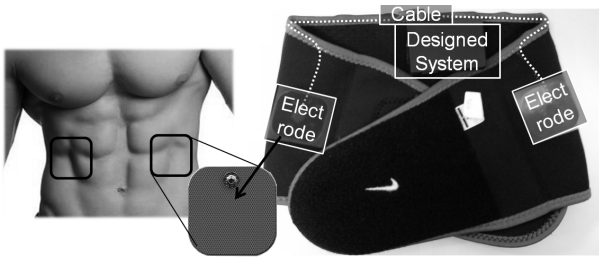


그림 2. 벨트에 설치된 시스템과 전극의 모습
Fig. 2. Picture of designed-system installed weight belt with body contact.

아래 기술되는 전처리 필터를 통해 해결하였다. 전극의 위치는 그림 2와 같이 허리벨트를 이용하여 복부 양단에 부착하였으며, 전극의 반복적인 사용을 위해 저주파 치료용 전극패드를 사용하였다.

2. 전처리 필터

제작된 시스템은 접지를 제거하고 두 개의 전극만을 이용하여 생체전기신호를 측정하기 때문에 발생할 수 있는 input common-mode range(ICMR) 문제와 직류레벨(DC Level) 문제, 그리고 고주파 잡음 문제를 전처리 필터부에서 해결하였다. 우선, ICMR 문제는 공통 접지를 제거했기 때문에 측정자의 신체와 제작된 시스템이 공통된 접지를 갖지 않아 발생하는 문제로서, 이 경우 클리핑 왜곡(clipping distortion)이나 낮은 동상 제거비(common-mode rejection ratio, CMRR) 문제가 발생할 수 있다. 또한 DC Level 문제는 피부와 전극사이의 접촉 저항 때문에 출력단의 DC Level이 불규칙하게 변화는 현상을 말하는데, 이러한 두 가지 문제들은 신호를 증폭하기 전에 고역통과필터(high-pass filter, HPF)를 사용해 강제로 동상의 DC Level을 동일하게 맞추어 주는 방법으로 해결 할 수 있다. 마지막으로 고주파 잡음문제는 주변회로 및 측정환경에 의해 발생하는 문제로 시스템의 측정범위를 넘어서는 고주파 잡음들이 생체전기신호들과 함께 증폭되는 문제를 말한다. 이러한 잡음은 후처리 필터부에서 충분히 제거할 수 있지만, 이 경우 차동증폭기가 포화될 수 있어 증폭률을 크게 키울 수 없다는 단점이 있다. 따라서 전처리 필터에서 고주파 잡음을 미리 제거 할 경우 차동증폭의 증폭률을 높일 수 있으며, 백색잡음과 비교해 충분히 큰 수백 mV 수준까지 증폭시켜 신호 대 잡음비(signal-noise ratio, SNR)를 향상시킬 수 있다는 장점이 있다. 따라서 전처

리 필터를 대역통과필터(band-pass filter, BPF)로 구성 하되 4절에서 기술될 후처리필터의 일부를 증폭기의 앞단에 배치하는 형식을 취해 전체의 주파수 응답이 후처리필터의 설계 의도를 따르도록 하였다.

3. 차동증폭

일반적으로 생체전기신호는 수 μV 에서 mV 수준의 매우 작은 신호인데 비해 측정되는 신호는 다양한 잡음들이 포함되어 수백 mV 수준의 큰 신호로 측정될 수 있다. 이러한 잡음은 동상신호이기 때문에 차동증폭을 통해 제거할 수 있으며, 본 논문에서는 높은 동상 제거비를 위해서 125dB 수준의 계측증폭기(INA128)를 이용하였으며, 증폭률은 200배로 조절하였다.

4. 후처리필터

후처리 필터부에서는 전처리필터와 증폭기를 통해 증폭된 생체전기신호를 1~3 Hz의 상체 움직임관련 신호의 대역과 30~100 Hz의 근전도 신호 대역으로 분류하는 역할을 수행한다. 신체 활동 중 상체가 움직이면 복부에 부착한 측정 시스템에서 그 움직임의 크기와 속도에 상응하는 신호가 측정된다. 이 신호는 가속도계의 신호와 유사한 형태를 보이고, 1~3Hz 대역에서 관찰 가능하며, 그 신호를 $S_A(k)$ 로 정의하였다. 한편 근육의 활동전위를 기록한 근전도 신호의 경우 일반적으로 5 Hz부터 수백 Hz까지 높은 주파수 대역에 존재한다. 그러나 대부분의 근전도 신호는 30~100 Hz의 주파수 대역에 집중되어 있기 때문에 30~100 Hz까지의 주파수 대역에서 근육의 움직임과 관련된 신호를 추출하고 그 신호를 $S_M(k)$ 로 정의하였다. 다만, 본 논문에서 측정한 근육관련 신호는 기존 근전도 측정방식과는 다르게

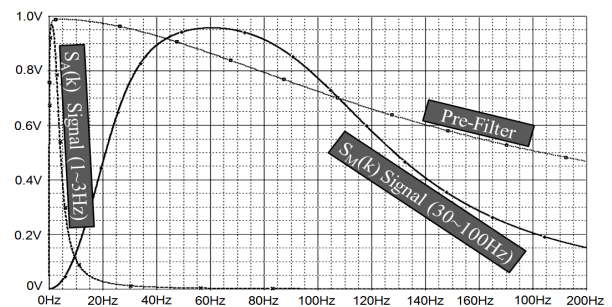


그림 3. $S_A(k)$ 신호와 $S_M(k)$ 신호의 필터 반응 곡선
Fig. 3. Plot of divided filter responses for $S_A(k)$ signal and $S_M(k)$ signal.

특정 근육을 대상으로 측정하는 것이 아니라 신체가 움직일 때 발생하는 복부와 그 주변의 근육 신호들을 포괄적으로 측정하였기 때문에 기존 근전도 신호와의 혼동을 피하기 위하여 ‘통합근신호’라는 명칭을 사용하였다. 정의된 $S_A(k)$ 와 $S_M(k)$ 신호의 필터 반응 곡선은 그림 3.과 같다.

5. 디지털 프로세스 및 통신모듈

후처리 필터에 의해 분류된 $S_A(k)$ 와 $S_M(k)$ 는 디지털 변환을 거쳐 PC로 데이터를 전송하게 된다. 관찰 주파수와 시스템 부하의 균형을 고려해 360 Hz의 표본화 주파수(sampling rate)와 10비트의 해상도(resolution)로 디지털 변환 회로를 설계하였으며, 통신모듈과의 데이터교환은 USART방식으로 38,400 bps의 속도를 사용하였다. 제작된 시스템은 지그비(zigbee) 통신을 이용하여 PC로 데이터를 전송하였고, 아날로그 회로와 디지털 회로의 간섭을 최소화하기 위해 디지털 프로세서와 통신모듈을 포함한 모든 디지털 회로는 PCB의 뒷면에 분리하여 설계하였다.

III. 실험

1. 실험 방법

본 논문에서는 신체활동 분석을 위하여 허리벨트에 전극과 제작된 시스템을 부착하고, 이 때 측정된 신호를 분석을 통하여 운동의 형태를 분류하였다. 운동형태의 분류를 위해서는 표 1.에 나타난 바와 같이 두 가지 방법의 분류를 사용하였다. 먼저, 표 1.에 나타난 여섯가지의 세부운동들을 유산소운동과 근력운동의 두 가지로 구분했다 (분류 I). 두 번째 분석에서는 동일한 여섯 종류의 세부운동을 유산소운동과 근력운동에 복합운동을 추가하여 세 가지 운동 형태로 구분했다 (분류 II). 즉, 쪼그려 뛰기와 윗몸일으키기 운동의 경우 유산소운동과 근력운동의 특징을 함께 포함하고 있는 운동들이지만 쪼그려 뛰기는 유산소운동에 보다 가깝고, 윗몸일으키기는 근력운동에 보다 가까운 특징을 보이기 때문에 이를 반영하기위해 두 가지 분류 방법을 적용하였다. 여섯 종류의 세부운동은, 세 명의 피실험자 (일반인 남성 3명, 나이 27 ± 2 [세], 키 180.5 ± 0.5 [cm], 몸무게 86.5 ± 8.5 [kg], 체질량지수(BMI) 26.6 ± 3.3 [kg/m²]) 를 대상으로 실험을 진행하였다. 생체전기신호 데이터 취

득 과정이 진행된 2012년 기준 연구윤리위원회 승인의 의무사항이 아닌 관계로 모든 피실험자에게 연구에 대한 서면 동의를 받아 진행하였다. 반복실험간 동일한 실험조건을 유지하기 위해 전극의 부착 위치는 겨드랑이 위치에서 반듯이 내려와 갈비뼈가 끝나는 지점으로 고정 했다. 또한 매회 실험이 끝난 후에는 실험을 하는 동안 치솟은 심박수가 실험전의 심박수로 회복될 수 있을 정도의 간격을 두었는데, 유산소운동의 경우 5분, 복합운동의 경우 15분의 간격을 두었으며 근력운동의 경우 반복측정이 힘든 만큼 운동마다 30분의 간격을 두었다. 한 번의 실험은 총 50초 동안 진행했는데, 유산소운동의 경우는 45초간 지속적으로 운동을 한 후 마지막으로 5초간 움직임을 멈추고 휴식을 취한 후 측정을 마무리 했고, 복합운동과 근력운동의 경우 기록 프로그램에서 3초에 한 번씩 울리는 구령에 맞춰 15회를 하는 것을 한번 실험으로 측정하였다. 웨이트가 필요한 랫 풀 다운의 경우 무게를 80파운드 고정하고, 걷기와 뛰기는 각각 6 km/h, 8 km/h 속도로 러닝머신을 이용하여 실험하였다. 상기와 같이 운동 시간, 횟수 및 무게만을 고정하였고, 걸음걸이 형태, 운동모습 등 세부적인 사항은 정형화하지 않고 피실험자가 통상 운동하는 모습과 동일한 자연스러운 상태에서 측정되었다.

표 1. 운동의 형태 및 세부운동의 종류
Table 1. Types of activities and relevant exercises.

운동의 형태		세부운동 종류
분류 I	분류 II	
유산소운동 (aerobic exercise)	유산소운동	걷기 (walking) 뛰기 (running)
	복합운동 (hybrid type exercise)	쪼그려 뛰기 (leapfrog) 윗몸일으키기 (sit-up)
근력운동 (isotonic resistance exercise)	근력운동	랫 풀 다운 (lat pull down) 팔굽혀펴기 (push-up)

2. 생체전기신호 분석방법

측정된 생체전기신호는 주파수 대역에 따라 분류된 $S_A(k)$ 와 $S_M(k)$ 로부터 각각 차분의 파워(power)값 (P_{DL})과 파워값(P_H)을 분석하고, 원신호로부터 중간 주파수(Mf)값을 추출하였다. $S_A(k)$ 는 가속도계의 신호와 유사한 형태의 신호를 보이고 상체 움직임이 활발

할수록 고주파 성분이 증가하는 경향을 보인다. 따라서 정의된 저주파 대역에서 운동 중 발생하는 $S_A(k)$ 의 변화량을 분석하기 위해 본 논문에서는 미분을 이산화한 차분연산과 파워 분석을 진행하였다. 이때, 한 차례의 실험이 기록된 시간 구간 T 내에서 차분된 $S_A(k)$ 의 파워 P_{DL} 은 다음 식 (1)과 같이 표현할 수 있다. 이때 모든 실험은 전후의 여유시간을 제외하면 한 차례 당 45초 동안 이루어 졌으므로 T 는 45초로 고정된다.

$$P_{DL} = \frac{1}{T+1} \sum_{k=t_0}^{t_0+T} \{S_R(k-1) - S_R(k)\}^2 \quad (1)$$

30~100 Hz 대역의 통합근신호 $S_M(k)$ 는 상대적으로 $S_A(k)$ 보다 높은 주파수 영역을 띠며 측정자가 근육에 힘을 주면 고주파 대역의 성분이 증가한다. 본 논문에서는 $S_M(k)$ 의 파워값을 추출하여 근육의 사용정도를 분석하였다. 이때, 한 차례의 실험이 기록된 시간 구간 T 내에서 $S_M(k)$ 의 파워 P_H 는 다음 식 (2)와 같이 표현할 수 있다.

$$P_H = \frac{1}{T+1} \sum_{k=t_0}^{t_0+T} \{S_M(k)\}^2 \quad (2)$$

마지막으로 중간주파수(median frequency, Mf)는 근전도의 주파수 분석에서 근육의 사용정도 혹은 근육의 피로도 정도를 측정할 수 있는 인자(factor)로써 근전도 분석에 많이 사용되는 분석방법이다^[8]. 중간주파수는 전체주파수 중 좌측과 우측의 적분 값이 같아지는 지점을 의미하며, 이산데이터인 경우 전체 주파수 영역의 합을 계산한 후 낮은 주파수영역부터 차례로 더하여 중간주파수를 찾는다. 전처리 필터만 거친 생체전기신호의 주파수 스펙트럼을 $X(f)$ 라고 하면 중간주파수 Mf 는 다음 식(3)을 만족한다.

$$\sum_{f=0}^{Mf} X(f) = \sum_{f=Mf}^{\infty} X(f) = \frac{1}{2} \sum_{f=0}^{\infty} X(f) \quad (3)$$

3. 분석결과

앞서 기술한 분석방법을 이용하여 운동의 형태를 구분하기 위해 측정된 데이터로부터 P_{DL} , P_H , Mf 값을 각각 추출하여 유산소 운동과 근력운동 그리고 복합운동을 구분하였다. 표 2. 는 각 운동마다 30회씩, 총 180

회 진행된 실험에 대한 P_{DL} , P_H , Mf 값의 평균과 표준편차를 나타낸 표이다. 운동별 P_{DL} 과 P_H 값을 보면 P_{DL} 은 근력운동 보다 유산소 운동에서 크게 나타났으며, P_H 는 유산소 운동 보다 근력운동에서 크게 나타났다. 즉, 랫 풀 다운과 팔굽혀 펴기와 같은 근력운동은 근육의 사용이 많았으며, 걷기와 뛰기와 같은 유산소 운동은 움직임이 많았다는 것을 알 수 있다. 복합운동으로 분류한 쪼그려 뛰기의 경우 P_{DL} 과 P_H 의 표준편차가 다른 운동에 비해 크게 나타난 것을 볼 수 있는데 이는 도약의 높이를 무릎이상으로 설정하고 실험을 진행하였기 때문에 운동의 특성상 개인에 따른 도약의 높이와 근력의 사용정도가 차이가 있었던 것으로 분석되었다. 또한 표 2. 의 하단부에 표기한 세 가지 수치 각 분석값마다 180개의 샘플을 일원분산분석(one-way analysis of variance, one-way ANOVA) 한 결과로써 P_{DL} 과 P_H , Mf 의 p-value가 0.05보다 작으므로 각각의 값들이 세 가지 운동 종류를 분류하는데 유의한 변수임을 알 수 있다. 또 표 3.은 일원분산분석 결과를 Tukey 방식 다중비교(multiple comparison)^[9]를 이용하여 분석한 결과로써 유의확률이 0.05보다 작은 항목은

표 2. 각 운동에 대한 P_{DL} 과 P_H , Mf 분석결과
Table 2. Analysis result of P_{DL} , P_H and Mf for each individual exercises.

분류	운동종류	$S_R(k)$ 분석값		$S_M(k)$ 분석값		중간주파수	
		P_{DL}	표준편차	P_H	표준편차	Mf (Hz)	표준편차
근력	랫 풀 다운	3,190	1,217	39,013	2,647	28.0	1.18
	팔굽혀 펴기	3,285	662	44,175	2,984	26.5	0.32
복합	윗몸일으키기	6,616	596	46,877	1,522	27.7	1.61
	쪼그려 뛰기	14,854	5,769	26,177	3,165	17.2	4.69
유산소	걷기	5,709	2,663	12,804	2,401	17.2	3.15
	뛰기	7,913	2,335	18,183	2,534	18.1	2.61
일원분산분석 (신뢰도 95%)		DF	2, 177	DF	2, 177	DF	2, 177
		F	47.30	F	97.49	F	74.78
		P	0.000	P	0.000	P	0.000

* DF : '집단간 자유도, 집단내 자유도'의 형식으로 표기함.

표 3. P_{DL} , P_H , Mf 값의 다중비교 결과
Table 3. Multiple comparison result of P_{DL} , P_H , Mf .

운동 분류	P_{DL} 유의확률	P_H 유의확률	Mf 유의확률
근력 : 복합	0.000	0.419	0.000
복합 : 유산소	0.000	0.000	0.000
유산소 : 근력	0.000	0.000	0.000

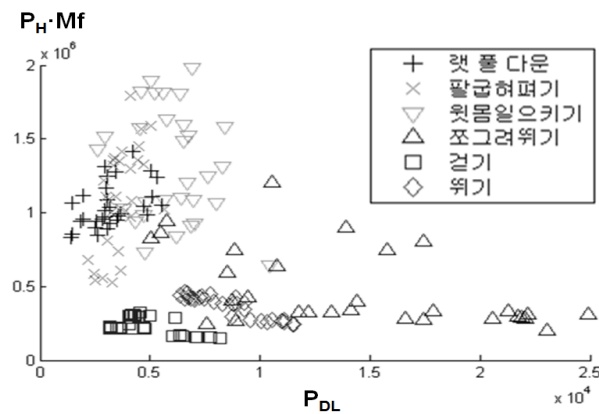


그림 4. 여섯 가지 운동에 대한 P_{DL} 와 $P_H \cdot Mf$ 값 분석
Fig. 4. Effects of P_{DL} and $P_H \cdot Mf$ on six exercises.

해당 분석값이 두 집단 사이에서 통계적으로 유의한 차이를 보이는 것으로 판단할 수 있다. 근력운동과 복합운동 사이에서 P_H 가 유의한 차이를 보이지 못하였으나 이 항목을 제외한 모든 항목에서 유의한 차이를 보이는 것을 확인할 수 있었다.

그림 4는 P_{DL} , P_H , Mf 값의 분포를 도식화하기 위해 유사한 경향을 보이는 P_H 와 Mf 를 곱하여 차수를 낮추고 P_{DL} 과의 관계를 표현한 그림이다. 분석결과, 유산소 운동으로 분류한 걷기와 뛰기 운동의 경우 $P_H \cdot Mf$ 값이 근력운동에 비해 상대적으로 작게 나타난 반면 P_{DL} 값은 크게 나타났다. 즉, 유산소 운동은 근력의 사용보다 움직임이 많이 나타나는 운동의 경향을 정확히 파악하여 나타내 주는 것으로 보인다. 근력운동의 경우는 유산소 운동과 반대로 $P_H \cdot Mf$ 값이 크고 P_{DL} 값이 작게 나타나는 경향을 보였다. 복합운동의 경우 운동의 종류에 따라 서로 다른 경향을 보이는데 쪼그려 뛰기의 경우 P_{DL} 값이 크고 넓게 분포된 반면, 윗몸일으키기의 경우는 $P_H \cdot Mf$ 값이 크고 넓게 분포되어 있는 것을 알 수 있다.

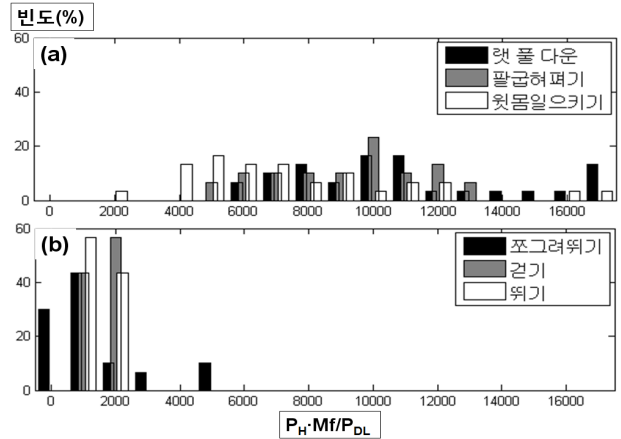


그림 5. 여섯 가지 운동에 대한 히스토그램 분석,
(a)근력운동, (b)유산소운동
Fig. 5. Histogram analysis of six exercises, (a)isotonic resistance exercise, (b)aerobic exercise.

그림 5.는 P_H 와 Mf 를 곱하고 P_{DL} 을 나누는 방식으로 차수를 낮춰 그 빈도를 히스토그램으로 나타낸 그림이다. 이 때, 히스토그램의 분포차이를 보기 쉽게 표현하기 위해 그림 5.의 (a)는 근력운동, (b)는 유산소 운동을 각각 구분하여 표시하였다. 즉, 근력운동의 경우 $P_H \cdot Mf$ 값이 상대적으로 크므로 히스토그램은 대부분 오른쪽으로 분포되어 있는 반면, 유산소운동의 경우 통합근신호를 대변하는 대역의 신호가 작아 히스토그램은 대부분 왼쪽으로 집중되어 있는 것을 볼 수 있다.

상기 분석방법들을 통하여 측정된 생체전기신호들의 특징값들을 이용하여 운동의 형태에 따른 그룹화가 가능하다는 것을 추정할 수 있다. 본 논문에서는 운동의 형태를 구분하기 위해 SVM(support vector machine)을 이용하여 유산소운동과 근력운동, 복합운동에 대한 운동형태 분류를 실험하였다. 이용한 SVM은 nonlinear SVM으로 커널로는 RBF 커널을 사용하였고, 계수 C는 1000으로, γ 는 0.01로 설정하였으며, 입력은 P_{DL} 과 P_H 그리고 Mf 값으로 정의하였다. 트레이닝과 테스트는 10-fold cross-validation 방법에 따라 총 180개의 표본 중 162개는 트레이닝에, 18개는 테스트에 사용하는 과정을 차례로 10번 수행해 분류 성능을 확인하였다. 그 결과 유산소운동과 근력운동은 100%의 구분이 가능하였고, 유산소운동과 근력운동 그리고 복합운동을 포함하여 운동의 형태를 구분한 결과 표 4. 와 같이 92.7%의 구분율을 보였다. 복합운동이 유산소운동과 근력운동의 구분율보다 낮았던 이유는 복합운동의 경우 P_H

표 4. SVM을 이용한 운동의 형태 분류결과
Table 4. Classification result of activities type using the SVM.

운동형태 \ 분류	유산소 운동	근력 운동	복합 운동
유산소운동	100% (60)	0% (0)	0% (0)
근력운동	0% (0)	95% (57)	5% (3)
복합운동	3% (2)	13% (8)	84% (50)
전체	92.7%		

값과 P_{DL} 값이 크고 그 범위가 넓어 일부 데이터가 근력운동과 유산소운동의 데이터와 유사한 영역으로 분류되었기 때문이다. 이러한 운동형태의 구분은 측정자가 일상생활을 하면서 어떤 형태의 운동을 중점적으로 하였는지에 대한 건강관리의 지표로 활용이 가능하지만 일상생활에서의 신체활동 대부분이 복합운동과 같이 유산소운동 혹은 근력운동으로 구분하기가 모호한 부분이 있다. 현재 일상생활에서 발생하는 다양한 신체활동(청소, 못 박기, 설거지 등등)에 대한 대사당량(metabolic equivalents, METs) 지표가 있기는 하지만 이는 상대적인 참고지표일 뿐 개인에 따른 실제 운동량은 반영이 안 되어 있다^[10]. 따라서 측정자가 실제 사용한 근육사용 정도나 신체의 움직임 정도와 같은 정보를 추출하여 개인에 따른 운동량을 분석하는 것이 중요하다.

실험을 통해 분석된 P_{DL} 과 P_H , Mf 값은 실제 측정자의 개인별 생체전기신호를 기반으로 산출하기 때문에 앞서 기술한 다양한 운동량측정 장치 및 METs와 다르게 정형화된 운동형태의 구분만이 아니라 개인에 따른 다양한 신체활동량을 분석할 수 있는 지표로 활용할 수 있다. 그러나 복부에 부착한 전극의 위치로 팔 혹은 다리만 움직이는 운동에 대해서는 추가적인 연구가 필요할 것으로 본다. 또한 추출된 분석값 기반으로 개인별 칼로리 소모량을 분석하는 연구도 추가적으로 이루어져야 할 것이다.

IV. 결 론

본 논문에서는 생체전기신호를 이용하여 측정자의 신체활동 정보를 측정할 수 있는 시스템을 제작하고 측정된 생체전기신호를 이용하여 신체활동을 분석하였다. 제작된 생체전기신호 측정 시스템은 크게 전처리 필터와 증폭기, 후처리 필터, 디지털 프로세서 및 통신모듈

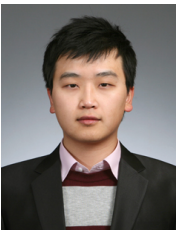
로 구분되어지며, 후처리 필터를 통해 상체 움직임 관련 신호와 근육활동 관련 신호를 분류한 후 분류된 생체전기신호에서 정의된 주파수 영역에 따라 파워값과 차분의 파워값, 중간주파수값을 추출하였다. 운동의 형태를 구분하기 위해 추출된 값을 SVM의 입력으로 정의하고 실험을 진행한 결과 유산소운동과 근력운동으로 분류 시 100%, 유산소운동과 근력운동 그리고 복합운동으로 분류한 경우 92.7%의 구분율을 보였다. 개발된 시스템은 실제 측정자의 움직임 정도나 근육사용량을 분석을 통해 기존의 운동량측정 시스템들에서 분석하기 힘들었던 근력운동에 대해서도 분석할 수 있다. 또한 각 신호에서 추출된 분석값은 운동의 특징을 대변하기 때문에 개인의 운동량이나 소모열량 분석을 위한 지표로 활용 가능할 것으로 기대되며, 심전도와 같은 다양한 생체전기신호와 결합된 복합 헬스케어 및 웰니스 시스템에 적용이 가능하다.

참 고 문 헌

- [1] T. Kim, Y. Kim, H. Yoon, T. Shin, "A Preliminary Study on Estimation of Energy Expenditure at Different Locations of Acceleration Sensor during Submaximal Exercise," in Proc. of IEEE Conf. on Eng. Med. Biol. SOC, pp. 4902-4905, September. 2009.
- [2] E. Melanson, J. Dykstra, N. Szuminsky, "A novel approach for measuring energy expenditure in free-living humans," in Proc. of IEEE Conf. on Eng. Med. Biol. SOC, pp. 6873-6877, September 2009.
- [3] E. Campo, E. Grangereau, "Wireless fall sensor with GPS location for monitoring the elderly," in Proc. of IEEE Conf. on Eng. Med. Biol. SOC, pp. 498-501, August 2008.
- [4] H. Tian, P. Lei, L. Xingjuan, X. Shusong, "Wearable Activity Recognition for Automatic Microblog Updates," in Proc. of IEEE/ASME Conf. on Advanced Intelligent Mechatronics, pp. 1720-1723, July 2009.
- [5] M. Ermes, J. Parkka, J. Mantyjarvi, and I. Korhonen, "Detection of Daily Activities and Sports With Wearable Sensors in Controlled and Uncontrolled Conditions," IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine, Vol. 12, no. 1, pp. 20-26, January 2008.
- [6] W. McArdle, "Essential of Exercise Physiology,"

- USA, Lea & Febiger, pp.261-275, 2001.
- [7] G. Gang, C. Min, and T. Kim, "Design of Bio-Signal Based Physical Activity Monitoring System," in Conf. on Biomedical and Health Informatics, pp. 2-7, January 2012.
- [8] D. Farina, R. Merletti, M. Nazzaro, I. Caruso, "Effect of joint angle on EMG variables in leg and thigh muscles," Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, Vol. 20, pp. 62-71, 2001.
- [9] J. Tukey, "The Philosophy of Multiple Comparisons," Statistical Science, Vol. 6, no. 1, pp. 100-116, 1991.
- [10] N. Byrne, A. Hills, G. Hunter, R. Weinsier and Y. Schutz, "Metabolic equivalent: one size does not fit all," J. Appl. Physiol. Vol. 99, pp. 1112-1119, 2005.

 저 자 소 개



강 경 우(학생회원)
 2010년 가톨릭대학교 정보통신
 전자공학부 학사 졸업.
 2012년 가톨릭대학교 정보통신
 전자공학과 석사 과정.
 <주관심분야 : 컴퓨터, 지능형시
 스템, BIT융합기술>

김 태 선(평생회원)-교신저자
 대한전자공학회 논문지
 제46권 CI편 6-3 참고

민 철 흥(학생회원)
 대한전자공학회 논문지
 제46권 CI편 6-3 참고