

논문 2011-48SC-4-9

비고정식 가속도계를 이용한 운동 중 에너지소비 추정

(Estimation of Energy Expenditure using Unfixed Accelerometer during Exercise)

김 주 한*, 이 전**, 이 희 영*, 김 영 호***, 이 경 중****

(Joo-Han Kim, Jeon Lee, Hee-Young Lee, Young-Ho Kim, and Kyoung-Joung Lee)

요 약

본 논문은 비고정식 가속도계를 이용하여 운동 중 에너지 소비를 추정하였다. 가속도계 기반의 에너지 소비를 추정하는 대부분의 연구는 가속도계를 체중심에 부착한 고정방식이지만 본 연구에서는 가속도계를 고정시키지 않은 상태로 하의 주머니에 넣고 운동 중 에너지 소비를 추정 하였다. 에너지 소비 추정을 검증하기 위해 피험자는 가스 교환 방식의 간접칼로리미터와 고정식과 비고정식의 가속도계를 동시에 착용한 후 모터 구동 방식의 트레드밀에서 실험을 수행하였다. 28명의 피험자중 20명은 실험군으로, 8명은 대조군으로 분류하였다. 실험군의 데이터를 이용하여 간접칼로리미터의 에너지 소비량을 종속 변수로, 가속도 신호의 신호크기 면적을 독립변수로 설정하여 선형 회귀식을 유도하였다(결정계수: 0.98, 유의성: $p < 0.000$). 대조군의 데이터를 이용하여 에너지 소비를 추정한 결과 간접칼로리미터와 비교시 고정식인 경우 15.0%, 비고정식인 경우 17.0%의 평균오차를 보였다. 비고정식과 고정식의 가속도계를 이용한 에너지추정 오차는 2%로 이 결과를 바탕으로 본 연구에서 제안한 비고정식 가속도계 방식을 이용하여 운동 중 에너지 소비를 추정할 수 있는 가능성을 제시하였다.

Abstract

In this paper, we proposed a method for estimating energy expenditure using the unfixed axis of the accelerometer. Most studies adopted waist-placement because of the fact that the waist is close to the center of mass of a whole human body. But we adopted pocket-placement, which is capable of using unfixed axis of sensor, that is more convenient than conventional methods. To evaluate the proposed method, 28 male subjects performed walking and running on a motor driven treadmill. All of subject put on the indirect calorimeter and fixed accelerometer, then data were simultaneously measured during exercise. The regression analysis was performed using the test group($n=20$) and the regression equation was applied to the control group($n=8$). A strong linear relationship between energy expenditure and unfixed accelerometer signal was found. Furthermore, the coefficient of determination was significantly reliable($R^2=0.98$) and showed zero of p-value. The error of energy expenditure estimation between indirect calorimeter and two types of accelerometer was 15.0%(fixed) and 17.0%(unfixed) respectively. These results show the possibilities that the unfixed accelerometer can be used in estimating the energy expenditure during exercise.

Keywords : accelerometer, unfixed axis, indirect calorimeter, regression analysis, energy expenditure.

* 학생회원, *** 정회원, **** 정회원-교신저자, 연세대학교 의공학과
(Dept. Biomedical Engineering, Yonsei University)

** 정회원, 대구 한의대학교 한방의공학과

(Department of Oriental Biomedical Engineering, Daegu Hanny University)

※ This work was supported by the Industrial Strategic Technology Development Program(10030006, "The Development of Biosignal Convergence DxR Platform for Wellness-Care & Integration technology") funded by the Ministry of Knowledge Economy(MKE, Korea)

접수일자: 2011년4월22일, 수정완료일: 2011년7월11일

I. 서 론

현대 사회에서 의학수준과 사회경제적인 수준의 발달로 인해 평균수명이 연장되면서 개인의 건강상태와 삶의 질에 대한 관심이 증대되고 있다^[1]. 건강상태와 삶의 질에 영향을 미치는 요인으로 신체적 활동과 운동, 영양·식생활 개선 등이 보고되어 왔다. 이 중 신체적 활동이나 운동은 건강상태와 삶의 질에 직접영향을 미치는 주요 요인으로 일관되게 보고되었다. 현대인들은 운동과 같은 신체활동을 통하여 개인의 건강상태와 삶의 질을 높이고 있으며 운동은 사망률을 감소시키고, 관상동맥질환, 고혈압, 비만, 뇌졸중, 제2형 당뇨병, 골다공증, 대장암, 유방암, 전립선암 및 폐암 발생을 저하시킨다^[2]. 운동이 인체에 미치는 긍정적인 효과를 극대화하고 사용자에게 맞지 않는 과한 운동을 피하기 위하여 운동능력에 맞는 적절한 운동량을 측정하기 위한 방법이 필요하다. 운동량을 객관적으로 정량화하는 방법으로 에너지소비 측정법이 사용되고 있으며 이에 대한 방법은 직접열량 측정법과 간접열량 측정법이 있다. 이 방법들은 에너지소모량 계산이 비교적 정확하지만 직접열량 측정법은 대학병원급 의료기관에서 측정이 가능하므로 접근성, 편의성, 경제성에서 일상생활에서 사용자가 이용하는데 어려움이 있다. 직접 열량 측정법과 달리 간접열량 측정법은 더 쉽게 에너지소비를 측정할 수 있지만 장비가 고가이며 사용법을 익히는데 숙련자의 도움이 필요하므로 이 역시 일상생활에서 간편히 측정하는데 어려움이 있다. 쉽게 에너지소모를 추정하기 위해 최근에는 가속도계를 이용한 연구결과가 국내외적으로 진행되었다. 대표적인 연구결과를 보면 Freedson^[3]은 상용 가속도계인 Actigraph를 이용하였으며 Ralph^[4]역시 상용가속도계 RT3를 이용하여 에너지 소비를 추정하였다. Bouten^[5]은 압전저항 형태의 가속도계를 이용하여 에너지 소비를 추정하였다. 이와 같은 방법들은 가속도계를 인체의 무게중심인 허리나 엉덩이에 부착하여 인체의 활동도를 count값으로 계산하여 에너지소비를 선형회귀 방정식을 통해 추정하였다. 체중심에 부착하여 고정된 가속도계는 인체 전체의 움직임을 반영하여 다양한 동작에 대해 신호를 측정할 수 있는 장점이 있지만 사용자가 의식적으로 센서를 몸에 부착해야하고 일상생활 중에 불편한 감정을 동반할 수 있다. 최근에는 사용자가 무구속, 무인지 상황에서 신호가 측정되는 것을 선호하게 되었으며 가

속도 신호 측정법 또한 사용자에게 불편한 감정을 최소화하고 일상적인 활동에서 에너지 소비량을 추정하기 위한 방법이 필요하게 되었다. Baek^[6]은 가속도 센서를 핸드헬드 장치에 부착된 형태로 하의 주머니 속에 삽입 후 활동 상태를 추정하여 체중심외에서 고정되지 않은 센서로 행동패턴을 분류할 수 있는 가능성을 보였다. 그러나 고정되지 않은 가속도 센서를 이용하여 에너지 소비량을 측정한 연구 결과는 아직 국내외적으로 진행되지 않고 있다. 이에 본 논문에서는 인체의 체중심이 아닌 위치에 가속도계를 삽입하여 센서를 고정하지 않은 상태에서 운동 중 에너지 소모를 추정하는 방법을 제안하였으며, 이를 토대로 운동 중 에너지 소비량을 추정하였다. 에너지 소비량 추정 결과에 대한 정확성을 검증하기 위해 가스호흡 분석기인 간접칼로리미터(indirect calorimeter)를 동시에 착용하여 에너지 소비량을 측정하였다.

II. 본 론

1. 가속도 측정 시스템 구성

본 논문에서 설계된 가속도계 시스템은 전원부와 피협자의 가속도 데이터를 획득하는 센서부, 데이터를 A/D변환하여 PC로 전송하는 디지털 하드웨어로 구성하였다. 일반적으로 일상생활을 하는 동안 인체의 운동으로 인한 가속도는 최대 $-12g \sim +12g$ (중력가속도)의 진폭범위와 DC~20Hz의 주파수범위를 갖는 것으로 보고되었지만^[5] 실제 운동 상황에서 고정식 방법으로 측정되는 가속도의 신호 크기는 $\pm 6g$ 를 넘지 않는다. 그러나 하의 주머니에 삽입된 비교정식 가속도계는 고정된 방식으로 측정된 가속도 신호에 비하여 신호의 변동량이 더 클 것으로 예상되어 $\pm 10g$ 의 입력 범위를 갖고, DC~100Hz의 주파수 대역폭 및 $500 \pm 25mV/g$ 의 민감도를 갖는 piezoresistive 타입의 CXL10GP3 3축 가속도센서(Crossbow, USA)를 사용하였다.

가속도 신호를 획득하는 마이크로프로세서(MCU)는 PIC18F4523(Microchip, USA)을 사용하였으며 가속도 센서의 최대 출력 주파수 대역폭이 100Hz이므로 360Hz 샘플링율로 A/D 변환 하였으며 양자화 되는 해상도는 12bit를 갖도록 하였다. MCU에 의해 디지털 값으로 변환된 가속도 신호는 블루투스 모듈(Promi_ESD200, SENA technology, USA)을 통해 PC로 전송되었다. 전송된 신호는 PC에서 Labview

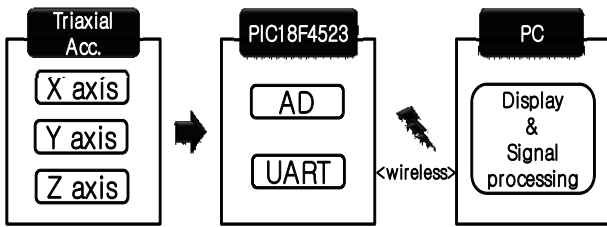


그림 1. 가속도계 신호 측정시스템 구성
Fig. 1. Block diagram for measuring acceleration signals.

(National Instrument, USA)를 이용하여 디스플레이 및 저장장이 가능하도록 하였다. 그림 1은 본 논문에서 사용된 가속도계 시스템 블록도를 나타내었다.

2. 간접열량 측정 시스템 구성

에너지 소모를 측정하기 위해 간접칼로리미터 Metamax 3X(Cortex, GERMANY)를 사용하였다. 이는 운동 중에 고정밀도로 호흡분석이 가능하며 측정되는 신호를 무선으로 컴퓨터에 전송한다. 간접칼로리미터를 통해 측정되는 에너지 소비량은 0.16min(분당 6회)마다 데이터를 계산하여 획득된다.

3. 가속도 신호처리 방법

가속도 신호처리 과정에 대한 전체적인 블록도는 그림 2와 같다. 이는 비고정식 방법으로 인한 잡음을 제거하는 전처리 과정과 가속도 신호로부터 활동도를 계산하는 과정으로 나눌 수 있다.

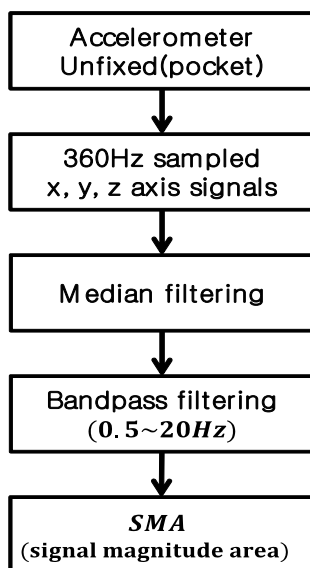


그림 2. 가속도 신호처리 블록다이어그램
Fig. 2. Block diagram of signal processing.

가. 가속도 신호 전처리

비고정식 방법으로 측정된 가속도 신호의 특징은 고정된 센서에 비해 인체의 움직임에 의한 주파수 외에 센서에 가해지는 물리적인 충격에 의한 잡음 성분이 관찰된다.

그림 3 (a)처럼 고정되지 않은 센서는 보행에 의한 신호 외에도 기타 외부의 충격에 의해 임펄스 잡음 성분의 신호가 함께 나타나게 된다. 이와 같은 잡음을 효과적으로 제거하기 위해 본 논문에서는 메디안필터(Median filter)를 선택하였으며, 식 (1)과 같이 신호의 구간에서 중간 값을 취함으로써 구현하였다.

$$y(k) = \begin{cases} x(k - \frac{n-1}{2} \sim k + \frac{n-1}{2}) & \text{for } n \text{ odd} \\ x(k - \frac{n}{2} \sim k + \frac{n}{2} - 1) & \text{for } n \text{ even} \end{cases} \quad (1)$$

그림 3 (b)는 메디안 필터를 사용하여 센서에 가해지는 충격에 의한 잡음을 제거한 결과이다. 세 축의 신호는 각각 중력 방향에 대해 작용하는 일정한 신호인 DC 성분과 고주파 노이즈를 제거하기 위해 고역통과 필터와 저역통과 필터가 결합된 대역통과 필터는 3차 버터워스 무한 임펄스응답(IIR)필터를 사용하였으며 통과대역은 0.5~20Hz로 하였다. 가속도 신호의 단계별 처리과정은 그림 4와 같다. 메디안 필터링을 통과한 신호에 고역 필터를 취하여 기저선 및 신호의 옴셋을 제거하여 그림 4 (b)와 같은 신호를 얻을 수 있다. 그림의 (-) 영역 신호는 트레드밀 운동 중 가속도센서가 중력

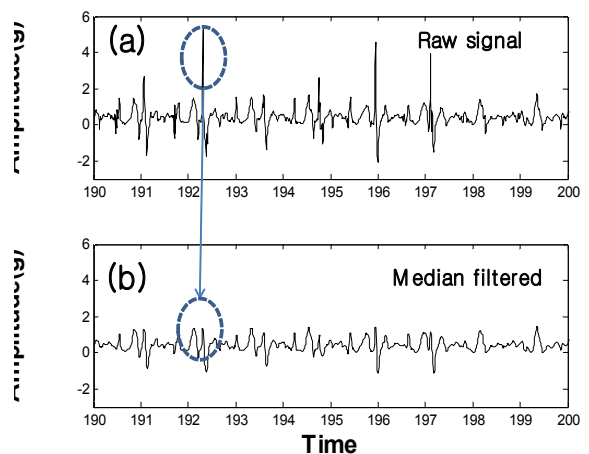


그림 3. 가속도신호 전처리 결과
(a) 원신호, (b) 메디안 필터링 결과
Fig. 3. The results of preprocessing.
(a) raw signal, (b) median filtered signal.

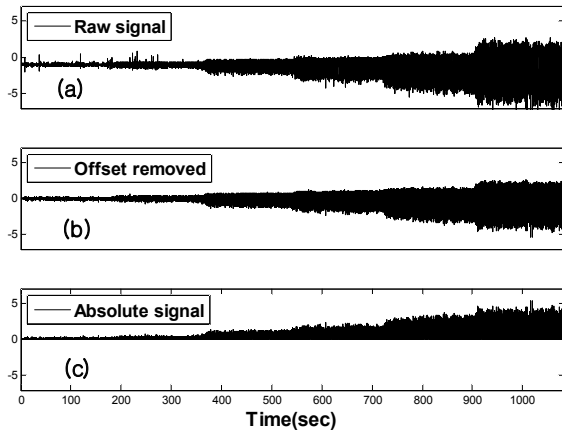


그림 4. 단계별 가속도 신호 변환 (a) 원신호, (b) 오프셋 제거, (c) 신호의 절대값

Fig. 4. The procedure of signal processing (a) raw signal, (b) offset removed, (c) absolute signal.

방향의 반대쪽으로 전진운동을 함에 의한 반작용으로 나타난 것이다. 이 부분 또한 운동의 크기를 나타내므로 신호에 절대 값을 취하여 그림 4 (c)와 같이 나타내었다.

나. 가속도 신호를 이용한 활동도 추정

가속도계에서 측정된 가속도 신호는 중력가속도 성분과 운동가속도가 더해져서 출력된다. 가속도 센서는 움직임이 없을 경우 중력 방향에 대한 가속도 성분을 출력하게 된다. 정적 상태에서는 가속도 신호의 DC 성분을 분석하여 자세를 분류할 수 있으며^[7] 동적 상태에서의 활동도는 신호의 AC 성분을 사용해야 한다. 이에 본 논문은 동적 움직임을 신호의 AC 성분 면적(Signal Magnitude Area, SMA)으로 계산하였다. 이는 식 (2)와 같이 가속도계의 세 방향에 대한 신호를 모두 이용한 적분식을 나타낼 수 있다^[5].

$$SMA_{tot} = \int_{t=t_0}^{t_0+T} |x|dt + \int_{t=t_0}^{t_0+T} |y|dt + \int_{t=t_0}^{t_0+T} |z|dt \quad (2)$$

식 (2)의 적분식에 포함된 적분구간은 가속도계에서 획득된 데이터를 단위시간 기준으로 분할하였다. 이후 주머니에 삽입된 센서 및 등 아래에서 측정된 가속도 신호를 식 (2)를 이용하여 계산한 것이 그림 5와 같다. 그림 5 (a)는 고정되지 않은 센서에서 측정된 가속도신호의 SMA를 나타내고 그림 5 (b)는 등 아래에서 고정된 가속도 센서로 측정된 가속도신호의 SMA를 나타내었다. SMA 신호를 이용하여 운동 강도에 대한 활동도

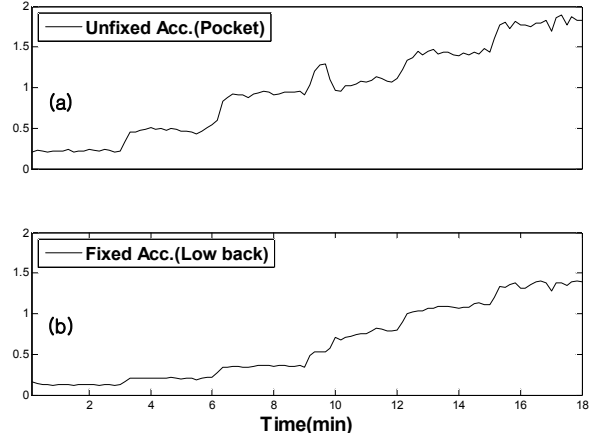


그림 5. 가속도계의 위치에 따른 신호의 SMA (a) 주머니, (b) 등 아래

Fig. 5. The SMA signals based on the location of accelerometers (a) pocket, (b) low back.

를 나타낼 수 있으며 최종적으로 간접 열량 측정계로 측정된 에너지 소비량과 비교하여 회귀 분석을 실시하였다.

III. 실험 및 결과고찰

1. 실험대상

본 연구는 실험을 진행하기 전 연세대학교 원주캠퍼스 인체실험윤리 위원회의 승인(승인번호 : 2011-3)을 받았으며 피험자에게 실험진행에 대한 상세한 설명을 하고 실험에 대한 동의서를 작성 후 진행하였다. 피험자는 건강에 이상이 없고 유전적, 후천적 질병이 없으며 심호흡계 질환이 없는 건강한 성인 남자 28명을 대상으로 진행하였다. 실험 진행에 앞서 피험자의 신장, 체지방, 체중, 혈압을 각각 측정하였다. 표 1에 피험자의 신체적 특성, 비만지수 및 혈압을 나타내었다.

2. 실험방법

피험자의 에너지소비량을 추정하기 위해 트레드밀에서 가속도계와 간접칼로리미터를 함께 착용하여 실험을 진행하였다. 고정되지 않은 가속도 센서로 운동량을 추정하기 위해 센서를 하의 양 옆 주머니에 삽입하였으며 고정된 가속도 센서는 체중심인 등 뒤의 아래 부분에 부착하였다. 트레드밀에서 단계별로 진행되는 속도의 변화량은 표 2와 같다. 실험 프로토콜은 미국 스포츠 의학회에서 권고하는 최대하 산소섭취량을 유도하는

표 1. 피험자 정보

Table 1. The information of subjects.

	나이	신장	몸무게	BMI	혈압	
					수축기	이완기
평균	20.9	172.4	68.7	23.1	126.0	78.3
표준 편차	2.6	5.1	8.6	2.8	10.3	9.5

표 2. 실험프로토콜

Table 2. The experiment protocol.

단계	시간(min.)	속도(km/h)
Resting state	0.5	0
1	3	1.8
2	3	3.6
3	3	5.4
4	3	7.2
5	3	9.0
6	3	10.8
Recovery state	0.5	0

Bruce protocol을 수정하여 진행하였다. 실험 프로토콜의 1~3단계를 통해 걷기에서의 에너지 소비량을 나타낼 수 있으며 4~6단계를 통해 뛰기에서의 에너지 소비량을 나타낼 수 있다.

체중심에 부착된 가속도 센서는 기존의 연구방법을 반영하는 위치이므로 주머니에 삽입된 센서로 측정된 신호와의 비교를 통해 가속도 센서의 부착 위치에 따른 에너지 소비량 추정 결과를 비교해 볼 수 있다.

3. 에너지 소비추정 결과 및 검증

에너지 소비 추정에 관한 유의성을 검증하기 위해 피험자 28명중 20명의 데이터를 실험군(training set)으로 분류하여 회귀식을 도출하였고, 8명의 피험자를 대조군(test set)으로 분류하여 회귀식에 대한 유의성을 검증하였다. 에너지 소비 검증을 위해 통계 처리에 사용된 프로그램은 MATLAB2009a(Mathworks, USA)와 SPS S17을 사용하였다. 데이터의 통계적 유의 수준은 $p < 0.05$ 로 설정하여 95% 신뢰구간 이내에서 유의하도록 설정하였다.

가. 가속도계의 부착 위치에 따른 신호와 에너지 소비량의 상관관계

가속도 신호와 운동 중 에너지 소비량의 상관관계는 고정된 센서와 고정되지 않은 센서의 x, y, z 축 신호와 이들 벡터 성분의 합으로 나타낸 SMA를 이용하였다.

표 3. 고정되지 않은 가속도 센서의 각축과 에너지 소비량의 상관관계

Table 3. The correlation of each axis of unfixed accelerometer and energy expenditure.

unfixed	Pearson Correlation(R)
x_axis	0.8920
y_axis	0.7992
z_axis	0.7361
SMA	0.9646
$p < 0.05$	

표 4. 고정된 가속도 센서의 각축과 에너지 소비량의 상관관계

Table 4. The correlation of each axis of fixed accelerometer and energy expenditure.

fixed	Pearson Correlation(R)
X_axis	0.9624
Y_axis	0.9481
Z_axis	0.8244
SMA	0.9639
$p < 0.05$	

또한 각 변수들과 에너지 소비량 사이의 상관관계 분석과 회귀모형에 대한 분석을 실시하여 결정계수를 도출하였다. 표 3과 표 4는 20명의 피험자를 대상으로 가속도 센서의 부착 위치에 따른 x, y, z축 가속도 신호와 에너지 소비량 사이의 이변량 상관관계 분석을 나타내었다. 표 3의 결과를 통해 고정되지 않은 센서는 고정된 센서와 비교하여 각 축이 갖는 에너지 소비량의 상관관계는 낮지만 3축을 모두 이용했을 때는 고정된 센서와 거의 같은 상관관계를 나타내었다. 이를 통해 비교정식 가속도계는 3축을 모두 사용해야 활동도를 나타낼 수 있음을 알 수 있다.

나. 3축 가속도계 신호를 이용한 회귀분석

가속도 신호의 전처리 과정에서 SMA로 계산된 변수와 측정된 에너지 소비량을 이용하여 회귀 분석을 실시하였다. 회귀식을 유도하기 앞서 그림 6과 같이 산점도를 나타내어 두 변수간의 선형관계를 확인하였다^[8].

그림 6 (a)는 주머니에 삽입된 가속도 센서의 신호를 변환한 SMA와 간접칼로리미터에서 측정된 시간에 따른 에너지 소비량을 각각 그래프의 x축, y축으로 하여 산점도를 나타낸 것이며, 그림 6 (b)는 x축의 변수를 고정된 센서에서 측정된 가속도 신호의 SMA로 하였다. 또한 20명 각 피험자의 가속도계 신호를 종합하여 표 5와 같이 가속도계의 각 축과 SMA에 관하여 회귀식의

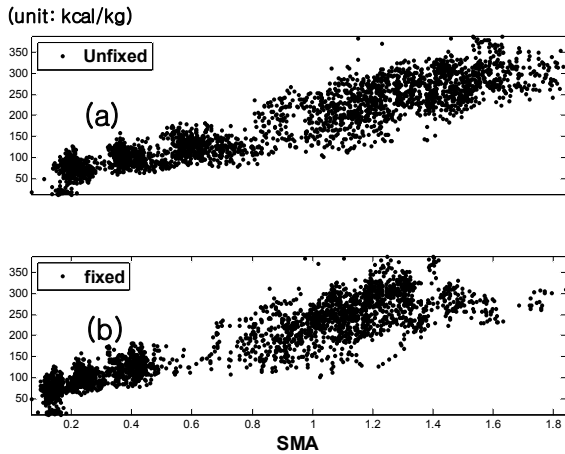


그림 6. 가속도 신호와 에너지 소비량의 산점도
 (a) 고정되지 않은 센서와 에너지 소비량 산점도 (b) 고정된 센서와 에너지 소비량의 산점도
 Fig. 6. The scatter plot of acceleration signals and energy expenditure (a) unfixed accelerometer, (b) fixed accelerometer.

표 5. 선형회귀 모델의 결정계수
 Table 5. The coefficient of determination for linear regression model.

Accelerometer	R ²	Adjusted R ²	Std. Error
x	0.952	0.952	3.216
Pocket	y	0.907	3.299
	z	0.921	5.728
	SMA	0.986	0.400
Low back	x	0.979	3.498
	y	0.931	1.717
	z	0.938	10.609
SMA	0.972	0.972	.687

적합도를 나타내는 모형 요약을 통해 결정계수를 확인하였다. 비고정식 가속도계의 SMA 신호의 결정계수가 0.986이므로 이 회귀모형이 전체변동의 약 98.6%를 설명하고 있음을 알 수 있으며 이 결과는 고정된 가속도계의 결정계수보다도 높게 도출되었다. 그림 6과 같이 산점도를 통해 두 변수간의 선형관계를 확인 후 고정된 가속도계와 고정되지 않은 가속도계로 계산된 가속도 신호의 SMA를 독립변수로 설정하고 간접 칼로리미터에서 측정된 에너지 소비량을 종속변수로 설정하여 선형회귀식을 유도하였다. 가속도 데이터에 대한 에너지 소비추정의 회귀 모형은 표 6과 같다. 선형회귀 계수의 값이 유의함을 나타내기 위해 t-값을 이용한다. t-값은 가설 검정법을 적용하여 종속변수와 독립변수 간에 아무런 선형관계가 없다는 가설을 적용했을 때 검정 결과

표 6. 에너지 소비량 추정 회귀 계수
 Table 6. The regression coefficients for estimation of energy expenditure.

모형	비표준화 계수		표준 계수	t	유의성
	계수	표준 오차			
상수	25.12	.439		57.21	.000
SMA	156.95	.400	.993	391.91	.000
상수	45.82	.562		81.48	.000
SMA	188.41	.687	.986	274.16	.000

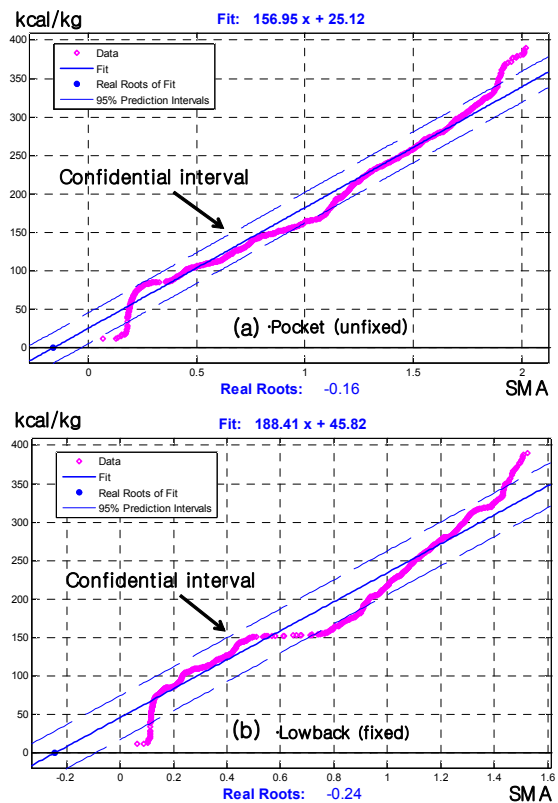


그림 7. 가속도계의 위치에 따른 회귀방정식의 신뢰구간 (a) 고정되지 않은 가속도계의 회귀선, (b) 고정된 가속도계의 회귀선
 Fig. 7. The confidential interval of regression equation/ (a) unfixed accelerometer, (b) fixed accelerometer

이다. 고정되지 않은 가속도계는 t=391.91이며 유의수준이 0.05보다 작기 때문 회귀 계수는 유의함을 알 수 있다. 그림 7에는 회귀 방정식의 95% 신뢰구간을 구하여 나타내었다. 신뢰 구간 안에 대부분의 회귀선이 포함되므로 유도된 회귀방정식의 적합성을 시각적으로 확인할 수 있다. 그림 8은 회귀식으로 추정된 에너지 소비량과

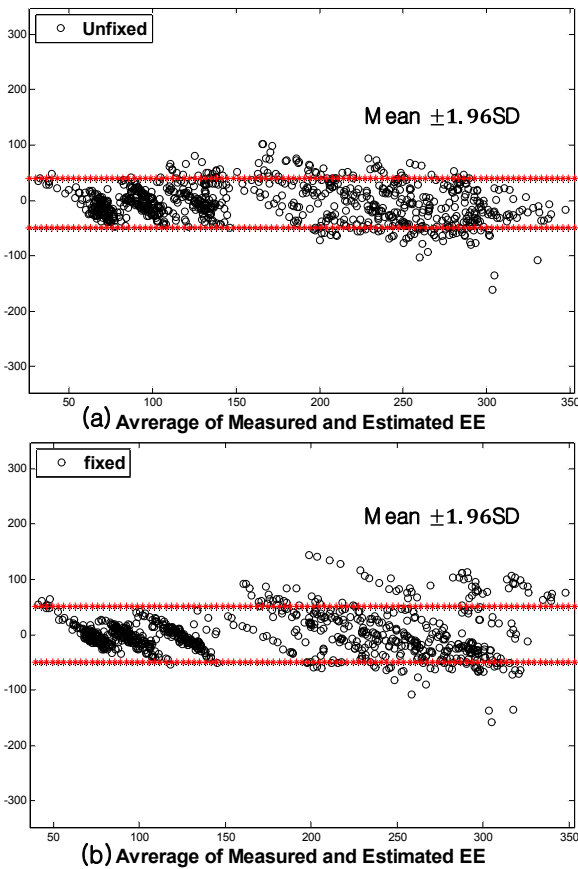


그림 8. Bland-Altman plot (a) 고정되지 않은 가속도계, (b) 고정된 가속도계

Fig. 8. Bland-Altman plot (a) unfixed accelerometer, (b) fixed accelerometer.

표 7. 고정되지 않은 가속도계의 각 피험자별 에너지 소비량 추정의 평균 오차

Table 7. The results of estimated energy expenditure error for unfixed accelerometer.

Subjects	Average	Average	Error(%)
	Estimated EE(kcal/kg)	Measured EE(kcal/kg)	
Mean	172.82	166.25	17.03
Std.	14.70	14.49	4.01

표 8. 고정된 가속도계의 각 피험자별 에너지 소비량 추정의 평균 오차

Table 8. The results of estimated energy expenditure error for fixed accelerometer.

Subjects	Average	Average	Error(%)
	Estimated EE(kcal)	Measured EE(kcal)	
Mean	173.47	166.25	15.03
Std.	16.47	14.49	5.49

실제 에너지 소비량의 오차를 Bland-Altman plot으로 나타내었다. 그림 8 (a)에 표시된 점선은 limit of agreement라고 나타내며 두 변수의 차이의 분포가 정규분포를 따른다고 가정되면 두 변수간의 전체 변동량 중 95%가 이 구간안(평균 : -6.57, 상한 : 45.01, 하한 : -58.16)에 포함될 때 통계적인 유의성을 나타내지만 실험결과는 약 92%가 구간 안에 포함되어 3%의 오차가 확인 되었다. 그림 8 (b)의 고정된 가속도계는 구간(평균 : -0.64, 상한 : 48.47, 하한 : -47.18)안에 약 93%가 포함되어 비교정식에 비해 1%의 더 향상된 결과를 보였다. 표 7과 표 8에는 가속도계 별로 피험자의 회귀식으로 추정된 에너지 소비량과 실제 에너지 소비량의 차이를 백분율로 나타내었다. 고정되지 않은 가속도계의 평균 오차는 17.0%이며 최소 오차는 12.0%이다. 이는 고정된 가속도계의 평균 오차인 15.0%와 최소 오차인 9.8%에 비해 2~3%의 차이를 나타내어 고정되지 않은 센서를 이용해서 에너지 소비량을 예측할 수 있는 가능성을 보였다.

IV. 결론

본 논문에서는 가속도계를 기존의 고정된 방식으로 측정하는 것이 아닌 하의 주머니에 삽입한 상태로 에너지 소비를 추정하였다. 주머니에 삽입된 비교정식 방식의 가속도계 성능 검증을 위해 가속도계를 체중심에 부착한 상태에서도 측정하였으며 기준 신호 획득을 위해 간접 칼로리미터를 동시에 착용하여 실험 하였다.

회귀 분석 결과 0.98의 결정계수를 나타냄으로써 통계적으로 매우 유의한 결과를 확인 할 수 있었으며 고정되지 않은 가속도계를 이용해서 운동 중 에너지소비를 추정할 수 있음을 보였다.

본 논문의 한계점은 트레드밀에서 걷기 및 뛰기와 같은 동적움직임을 대상으로 에너지 소비를 추정한 것이기 때문에 정적인 상태 및 일상생활에서 소비되는 에너지 소비량을 추정하기 어려운 점이 있으며 가속도계가 하의 주머니에만 삽입되어 실험하였기 때문에 다양한 위치에서의 영향에 대한 연구가 추가적으로 필요하다. 또한 본 연구는 20대의 건강한 성인 남성을 대상으로만 실험을 실시하였기 때문에 범용적으로 정확한 에너지 소비량 추정을 위해서는 연령대별로 다양한 실험자를 대상으로 회귀식을 유도할 필요가 있으며 이 또한 향후 연구과제로 남겨져 있다.

참고 문헌

[1] 이은옥, “정상인의 운동 단계에 따른 건강상태와 건강관련 삶의 질 연령, 성, 지역별 차이 비교 자료”, *보건복지부*, 2001

[2] 양윤준, “성인의 운동 신체활동의 한국형 표준 측정도구 개발과 한국형 성인 운동 신체활동 표준권 장량 설정”, *보건복지부*, 2007

[3] F. Patty S, “Calibration of the computer science and applications, Inc. accelerometer“, *Med Sci Sports Exerc.* Vol. 30, no. 5, pp.777-781, May 1998.

[4] R. Maddison, “Estimating Energy Expenditure With the RT3 Triaxial Accelerometer“, *Research Quarterly for Exercise and Sport.*, Vol. 80, no. 2, pp.249-256, Jun 2009.

[5] C. V. Bouten et al., “A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity“, *IEEE Trans. Biomed.*, Vol. 44, No. 3, pp.136-147, March 1997.

[6] 백중훈, “무구속적인 측정에 의한 사용자 활동 상태 추정 기법“, *대한전자공학회*, 제 46권 SP편, 제 5호, 101-110쪽, 2009년 9월

[7] 이재영, “가속도계를 이용한 편마비 환자의 보행 분석 알고리즘 개발“, *대한전자공학회*, 제 41권 SC 편, 제4호, 55-62쪽, 2004년 7월

[8] 이준영, “한눈에 알수 있는 의학통계학“, *고려대학교 의과대학 의학통계학교실*, E PUBLIC, 2007.

저 자 소 개



김 주 한(학생회원)
 2009년 연세대학교 의공학부
 학사 졸업.
 2009년~현재 연세대학교
 의공학과 석사과정.
 <주관심분야 : 생체계측, 생체신
 호처리>



이 전(정회원)
 1997년 연세대학교 의용전자
 공학과 학사 졸업.
 1999년 연세대학교 의공학과
 석사 졸업.
 2006년 연세대학교 의공학과
 박사 졸업.
 2006년~2008년 한국한의학연구원 선임연구원.
 2009년~2010년 대구한의대학교 한방의공학과
 전임강사.
 <주관심분야 : 심전도신호처리, 생체계측, 생체
 모델링, 한방의료기기 개발>



이 희 영(학생회원)
 2010년 연세대학교 의공학부
 학사 졸업.
 2010년~현재 연세대학교
 의공학과 석사과정
 <주관심분야 : 생체역학, 동작분
 석>



김 영 호(정회원)
 1982년 한양대학교 기계공학과
 학사 졸업.
 1989년 미국 Univ. of Iowa
 의공학 석사 졸업.
 1991년 미국 Univ. of Iowa
 의공학 박사 졸업.
 1998년~현재 연세대학교 의공학과 교수
 <주관심분야 : 생체역학, 동작분석, 재활공학>



이 경 중(정회원)
 1982년 연세대학교 전기공학과 학사 졸업.
 1983년 연세대학교 전자공학과 석사 졸업.
 1988년 연세대학교 전자공학과 박사 졸업.
 1993년 미국 Case Western Reserve Univ.
 객원교수
 1989년~현재 연세대학교 의공학과 교수
 <주관심분야 : 생체계측, 생체신호처리, 생체 모델링>