



가속도계의 부착위치에 따른 에너지 소비량의 예측 정확도에 관한 연구

A Study on the Estimation Accuracy of Energy Expenditure by Different Attaching Position of Accelerometer

강동원 · 최진승 · 문경률 · 방윤환 · 탁계래*(건국대학교, 의공학실용기술연구소)
Kang, Dong-Won · Choi, Jin-Seung · Mun, Kyung-Ryoul · Bang, Yun-Hwan · Tack, Gye-Rae*
(KonKuk University, Research Institute of Biomedical Engineering)

국문요약

본 연구는 3축 가속도 센서를 허리와 발등에 부착하여 호흡가스분석기와 에너지 소비량을 비교하고, 가속도 센서를 이용한 에너지 소비량 예측과 센서 부착위치에 따른 에너지 소비량에 관한 정확도를 살펴보는 연구를 실시하였다. 8km/hr 이상의 보행속도에서 산소소비량은 속도의 증가에 따라 보다 급격한 직선적 증가를 보인다는 것을 토대로 성인남성 9명을 대상으로 트레드밀위에서 1.5~8.5km/hr의 속도로 걷는 동작을, 4.5~13.0km/hr로 뛰는 동작을 수행하였다. 또한 발등에 부착된 센서모듈과 비교를 위해 현재 시판중인 Nike+iPod Sports kit에서 측정된 에너지 소비량과의 비교도 수행하였다. 실제 에너지 소비량은 가스분석기를 통하여 측정되었으며 각 부착위치마다 보행과 주행을 구분하여 다중회귀식을 구현하였다. 실험결과 허리에 부착된 센서모듈의 에너지 소비량의 예측이 발등과 Nike+iPod Sports kit 보다 상관관계가 높음을 알 수 있었다. 또한 보행과 주행으로 구분된 에너지 소비량을 예측한 결과가 허리와 발등에서 모두 평균7.5km/hr이상에서 에너지 소비량이 교차함을 알 수 있었다. 하지만 Nike+iPod Sports kit의 경우, 9명 모두에서 에너지 소비량의 교차점을 찾을 수 없었다. 따라서 허리에 센서모듈을 부착하고 보행과 주행에 대한 다중회귀식을 구분함으로써 더욱 정확한 예측을 수행할 수 있었다.

ABSTRACT

D. W. KANG, J. S. CHOI, K. R. MUN, Y. H. BANG and G. R. TACK, A Study on the Estimation Accuracy of Energy Expenditure by Different Attaching Position of Accelerometer, Vol. 19, No. 1, pp. 179-186, 2009. This works studied to compare gas analyzer with accelerometer and the estimation of energy expenditure based on different attaching position of tri-axial accelerometer such as waist and top of the foot. Based on the fact that oxygen intake increases more radically linearly during walking more than 8.0km/hr. 9 male subjects performed walking and running on the treadmill with speed of 1.5~8.5km/hr and 4.5~13.0km/hr, respectively. Commercially available Nike + iPod Sports kit was used to compare energy expenditure with sensor module attached to their foot. Actual energy expenditure was determined by a continuous direct gas analyzer and two multiple regression equations of walking and running mode for different attaching position were developed. Results showed that estimation accuracy of energy expenditure using waist mounted accelerometer was higher than that of the top of the foot and Nike + iPod Sports kit. Results of energy expenditure based on waist and top of the foot showed that the crossover state of energy expenditure occurred at 7.5km/hr. But Nike + iPod Sports kit could not find intersection of energy expenditure in all nine subjects. Therefore the sensor module attached to the waist and separate multi regression equation by walking and running mode was the best to estimate more accurate prediction.

KEYWORDS : ACCELEROMETER, ENERGY EXPENDITURE, MULTI REGRESSION ANALYSIS, CROSSOVER

I. 서론

건강을 증진시키기 위한 운동은 강도와 빈도, 그리고 기간에 의하여 영향을 받게 된다. 이를 치치-반응관계(dose-response relation ship)라고 하며 신체활동량의 최소 역치 이상의 운동을 하지 않고서는 근력과 유산소 체력과 같은 건강이득은 발생하지 않는다(Bouchard, 2001). 건강이득을 위해서 운동의 강도는 심폐계를 적절하게 자극시킬 수 있는 중등도 정도의 운동이 적당하다(손현식, 2005). 이러한 운동 강도를 나타내는 지표로써 METs(Metabolic Equivalent)가 사용되고 있다. 대사당량(METs)은 소비에너지를 안정 시 대사량과 비교하여 표시한 것으로, 1 MET는 안정 시 1분 동안에 소비하는 산소량을 의미한다(Ainsworth et al., 2000). 운동 강도 뿐만 아니라 지속시간 또한 건강이득의 중요한 요소이며 이 두 가지 요소는 반대적인 관계로 운동 강도가 낮을수록 운동지속시간은 길어진다. 미국스포츠의학회(American College of Sports Medicine)에서는 20~60분의 지속적인 유산소 신체활동을 권장하며 1회의 운동에 150~400kcal의 목표 칼로리를, 그리고 신체활동 또는 운동으로부터 1주일에 800~900kcal의 최소 칼로리를 권장한다. 하지만 적절한 운동 강도와 지속시간을 지표화하기에는 개인마다 오차가 있으며 일반인들이 적용하기에는 무리가 있다. 또한 일반적으로 사용되는 보수계와 같이 단순히 걸음수를 세는 정도의 간단한 방법으로는 효과적인 체력증진을 기대하기 어렵다. 따라서 운동의 강도와 빈도, 형태, 기간 등의 지속적인 모니터링이 필요하며 이러한 정보는 운동프로그램을 계획하는데 있어서 중요한 자료로 사용될 수 있다. 신체활동을 간접적으로 모니터링하는 방법으로는 관성센서인 가속도계가 많이 사용되고 있다(양윤준, 2004). 움직임을 감지하는 가속도센서를 사용하여 신체활동을 모니터링하고 에너지 소비량을 나타내고자 하는 연구가 활발히 진행되고 있다(Berlin, Storti & Brach 2006; Chen & Sun, 1997; Liao Shiang & Chang, 2008; Meijer et al., 1991, 1999; Sallis, Buono, Roby, Carlson & Nelson 1990; Su, Wang, Celler, Ambikairajah & Savkin 2005; Welk, McClain Eisenmann & Wickel 2007). 관성센서를 이용

하여 운동량을 예측하는 대표적인 상용화 운동보조기기로는 Nike+iPod Sports kit이 있다. Nike의 운동화와 Apple의 MP3플레이어, 여기에 그 둘을 잇는 Sports kit으로 구성된 Nike+는 주행 거리, 페이스, 칼로리 소모량 등의 데이터가 제공되며 웹사이트에 자료를 저장하여 자신의 일간, 주간, 월간 등의 기준으로 자신의 운동량을 확인하고 목표를 설정할 수 있다. 이와 같이 간접적인 방법으로 신체활동의 에너지 소비량을 예측하는 것은 실용적인 면도 크지만 정확성 또한 중요하다. Menier와 Pugh(1968)는 보행속도가 8km/hr 이상일 경우, Mercier, et al.(1994)는 7.8km/hr 이상에서는 동일한 속도의 주행 보다 높은 산소소비량을 보인다고 하였다. 8km/hr 이상의 보행속도에서 산소소비량은 속도의 증가에 따라 보다 급격한 직선적 증가를 보이게 되며, 그 기울기는 주행운동 시의 2배에 달한다. 즉, 8km/hr 이상의 속도에서는 보행이 주행보다 에너지효율의 측면에서 경제적이라고 할 수 있다. 따라서 가속도계를 이용한 에너지 측정에서 보행과 주행의 동작을 구분하여 예측하는 것이 정확하다고 볼 수 있다. 선행연구의 에너지 소비량 예측에 대한 연구에서는 가속도센서를 허리에 착용하여 주행과 보행에 대한 회귀식을 구분하였지만 운동속도(보행속도 : 1.5~6.0km /hr, 주행속도 : 6.5~8.5 km/hr)의 공통속도가 없어 에너지 소비량의 교차지점을 찾을 수 없었다(강동원, 최진승, 탁계래, 2008a). 또한 가속도센서의 부착위치에 따라서 에너지 소비량과의 상관관계가 차이를 보인다는 Liao et al.(2008)의 연구를 토대로 에너지 소비와 밀접한 관련이 있는 무계중심 주변의 허리뿐만 아니라 보행과 주행 시 가장 큰 운동지점인 발등에서의 에너지 소비량 예측 비교가 필요하겠다.

따라서 본 연구의 목적은 3축 가속도계를 허리와 발등에 부착하여 센서의 데이터를 이용한 보행과 주행에 대한 각각의 회귀식을 구현함으로써 부착위치에 따른 에너지 소비량 예측에 대한 정확도를 비교하고 운동속도의 범위를 넓힘으로써 에너지 소비량의 교차지점을 나타내는 보다 정확한 예측을 하고자 하였다. 또한 개발된 회귀식을 통한 에너지 소비량의 예측값과 현재 시판중인 Nike +iPod Sports kit에서 측정된 에너지 소비량과의 비교도 수행하였다.

실험에 앞서 연구결과에 대한 몇 가지 예상을 해보았다. 첫 번째는 다중회귀식 결과에서 주행이 보행보다 몸무게에 대한 가중치가 더 높을 것이다. 이는 운동 강도에서 주행이 감당해야 하는 체중부하가 더 크기 때문에 가중치가 더 높을 것이라는 예상을 하였다. 두 번째로 발등에 부착된 가속도계를 이용한 에너지 소비량 예측 정확도가 허리의 부착위치 보다 더 높을 것이다. 주행과 보행 시에 허리 보다는 발등에서의 가속도 변화가 더 크기 때문에 속도에 따른 가속도센서에 미치는 영향이 더욱 크다고 예상하였다. 마지막으로 보행과 주행의 에너지 소비량의 예측교차점도 8km/hr 이상에서 나타날 것이라고 예상하였다. 이러한 사항은 실험결과를 토대로 비교, 분석하였다.

3축 가속도 센서모듈은 허리와 발등에 부착하였으며 가속도센서는 $\pm 6g$ 의 민감도를 가지는 Freescale사의 MMA 7260를 사용하였다. 센서모듈은 트레드밀위에서 보다 자연스러운 동작을 수행하기 위한 RF통신을 이용하여 무선으로 데이터를 전송하였으며 전송된 데이터는 LabView(National Instruments Inc., USA)프로그램을 통해 61Hz의 샘플링으로 저장할 수 있도록 구현하였다. 허리와 발등에 부착된 센서의 3축 방향은 전후방향의 X축, 수직방향의 Y축, 내외 방향의 Z축으로 축 방향을 같게 설정하였다.

II. 연구방법

1. 실험 대상

피험자는 심장질환이나 호흡계질환이 없는 신체 건강한 대학생 20대 성인남성 9명을 대상으로 실험을 실시하였다. 신체적 특성은 <표 1>과 같으며 피험자의 신장과 체중을 측정하여 BMI를 계산하였다.

2. 실험 장비

실험장비는 호흡가스분석기(Metamax 3B, Cortex Biophysik GmbH Co., Germany), 3축 가속도센서 모듈 2개, Nike+iPod Sports kit(Apple Inc., USA), 트레드밀(RX9200S, TOBEONE, Korea), 총 4가지로 구성되며 <그림 1>은 실험장비 착용사진을 나타낸다.

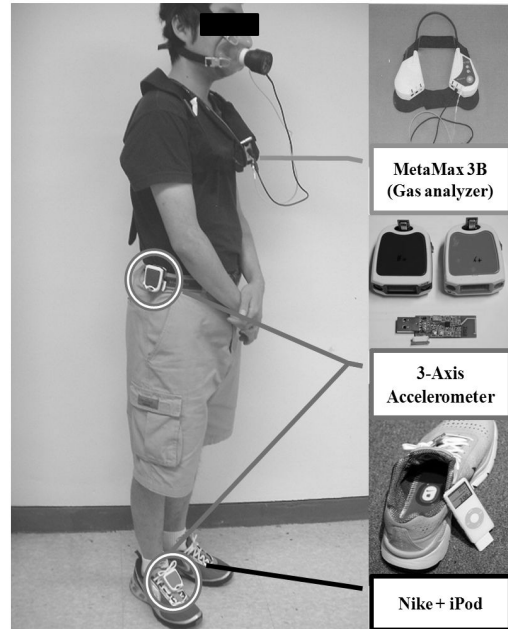


그림 1. 실험장비 착용사진

표 1. 피험자 신체적 특성 (Mean \pm SD)

| Gender | Age | Weight (kg) | Height (cm) | BMI |
|------------|----------------|----------------|-----------------|----------------|
| Male (n=9) | 25.1 \pm 0.6 | 75.4 \pm 9.7 | 175.8 \pm 4.3 | 24.4 \pm 3.1 |

표 2. 트레드밀에서의 보행과 주행 속도

| | Speed(km/hr) | | | | | | | | | | |
|---------|--------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|----|------|----|
| Walking | 1.5 | 3.0 | 4.5 | 6.0 | 7.5 | 8 | 8.5 | | | | |
| Running | | | 4.5 | 6.0 | 7.0 | 7.5 | 8 | 8.5 | 10 | 11.5 | 13 |

3. 실험 방법

실험은 피험자가 호흡가스분석기, Nike+iPod Sports kit과 허리와 발등에 가속도 센서모듈을 부착하여 동시

에 데이터를 획득하였고 트레드밀 속도에 따라 보행 8 가지, 주행 9가지의 속도를 각 4번씩 수행하였다.

<표 2>는 운동패턴에 따른 트레드밀 속도를 나타내고 있다. Menier와 Pugh(1968)가 언급했던 보행과 주행의 에너지 소비량의 교차점이 속도 8km/hr 이상이라는 점을 적용하여 보행의 속도를 1.5~8.5km/hr, 주행의 속도를 4.5~13km/hr로 설정하였다. 운동의 누적효과를 줄이기 위해서 동작패턴과 속도를 랜덤하게 선정하였다. 피험자는 트레드밀 속도에 따라 3분 동안 걸거나 뛰는 동작을 수행하였고 충분한 휴식을 통해 심박수가 안정됨을 확인한 후에 다른 속도를 수행하였다(Choi, et al., 2005).

4. 분석 방법

호흡가스분석기, 가속도 센서모듈, Nike+iPod Sports kit의 데이터들은 각 속도 당 총 3분 동안 수행된 데이터에서 앞의 1분을 빼 2분 동안의 데이터만을 사용하였다. 가속도 센서 데이터는 3축의 합인 벡터크기(SVM, Signal Vector Magnitude)를 이용하여 호흡가스분석기의 에너지소비량 평균과 비교하였다.

$$SVM = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$$

먼저 SVM을 계산하기 전에 가속도 데이터는 1Hz의 High-pass 필터링을 통해 정적가속도 성분을 제거하였고 2~20Hz의 단계적인 Low-pass 필터링을 통해서 보행과 주행 시의 허리와 발등에 부착된 가속도계 신호에서의 적정 주파수 대역을 분석하였다. 결과는 <표 3>으로 나타내었으며 상관관계가 주행과 보행에서 평균적으로 가장 높게 나타나는 주파수 대역을 선정한 결과, 허리에서 1~12Hz를, 발등에서는 1~2Hz의 주파수 대역임을 확인할 수 있었다. 각 선정된 주파수 대역을 이용하여 SVM을 계산하였고 이것을 이용하여 몸무게를 포함한 보행과 주행에서의 다중회귀식 결과를 구현하였다. 모든 데이터는 Matlab 6.5(Mathwork Inc., USA)을 사용하여 계산 하였으며 통계분석은 SPSS ver. 12k(SPSS Inc., USA)프로그램을 이용하여 상관관계와 회귀분석을 하였다.

표 3. 에너지 소비량과 SVM의 상관관계

| 주파수 | Walking | | Running | |
|-----|----------|----------|----------|----------|
| | SVM (발등) | SVM (허리) | SVM (발등) | SVM (허리) |
| 2 | 0.8586 | 0.7295 | 0.6892 | 0.2967 |
| 3 | 0.8461 | 0.8202 | 0.6855 | 0.6389 |
| 4 | 0.8431 | 0.8356 | 0.6761 | 0.7343 |
| 5 | 0.8418 | 0.8394 | 0.6688 | 0.7628 |
| 6 | 0.8406 | 0.8418 | 0.6649 | 0.7766 |
| 7 | 0.8394 | 0.8439 | 0.6627 | 0.7853 |
| 8 | 0.8381 | 0.8459 | 0.6609 | 0.7909 |
| 9 | 0.8367 | 0.8475 | 0.6587 | 0.7943 |
| 10 | 0.8354 | 0.8486 | 0.6561 | 0.7962 |
| 11 | 0.8343 | 0.8493 | 0.6532 | 0.7969 |
| 12 | 0.8333 | 0.8497 | 0.6499 | 0.7968 |
| 13 | 0.8324 | 0.8497 | 0.6465 | 0.7961 |
| 14 | 0.8316 | 0.8496 | 0.6431 | 0.7951 |
| 15 | 0.831 | 0.8494 | 0.6395 | 0.7939 |
| 16 | 0.8304 | 0.8491 | 0.6359 | 0.7927 |
| 17 | 0.8298 | 0.8487 | 0.6324 | 0.7914 |
| 18 | 0.8293 | 0.8483 | 0.6288 | 0.7902 |
| 19 | 0.8287 | 0.848 | 0.6251 | 0.7891 |
| 20 | 0.8282 | 0.8476 | 0.6209 | 0.7882 |

III. 결과 및 논의

센서의 부착위치와 보행, 주행동작에 따른 SVM의 양은 <표 4>로 나타내었고, 에너지 소비량간의 다중회귀식 결과는 <표 5>로 나타내었다.

에너지 소비량을 예측하기 위해 사용된 변수는 SVM과 피험자의 정보인 몸무게를 사용하여 다중회귀식을 구현하였다. 다중회귀식의 결과를 통해서 허리와 발등에서 모두 주행이 보행보다 몸무게에 대한 가중치가 증가함을 알 수 있었다. 가속도의 값인 SVM은 줄어든 반면에 몸무게에 대한 가중치는 증가한 것이다. 그러나 허리와 발등에 대한 회귀식의 결정계수와 상관계수를 살펴보면 보행에서는 같은 값을 나타내지만 주행에서는 허리가 발등보다 낮은 값을 나타내었다.

표 4. 속도 및 센서 위치에 따른 SVM

| Speed (km/hr) | Walking | | Speed (km/hr) | Running | |
|---------------|----------------|----------------|---------------|----------------|----------------|
| | 발등 | 허리 | | 발등 | 허리 |
| 1.5 | 24.59 (5.03) | 26.69 (8.54) | 4.5 | 92.14 (9.53) | 180.76 (26.94) |
| 3 | 46.09 (4.20) | 47.10 (6.90) | 6.0 | 112.87 (10.26) | 213.70 (24.31) |
| 4.5 | 67.92 (3.92) | 76.59 (15.19) | 7.0 | 127.51 (8.99) | 233.24 (22.62) |
| 6 | 94.13 (3.39) | 103.96 (8.82) | 7.5 | 134.13 (8.68) | 235.64 (23.71) |
| 7.0 | 120.54 (10.29) | 139.00 (11.43) | 8.0 | 143.60 (13.40) | 247.63 (23.75) |
| 7.5 | 131.62 (10.79) | 151.15 (12.29) | 8.5 | 153.27 (12.95) | 252.98 (20.38) |
| 8.0 | 151.88 (12.59) | 172.38 (16.62) | 10.0 | 169.74 (11.27) | 276.38 (23.32) |
| 8.5 | 172.88 (12.70) | 188.88 (14.27) | 11.5 | 207.20 (17.85) | 295.97 (23.96) |
| | | | 13.0 | 228.73 (19.96) | 313.55 (24.02) |

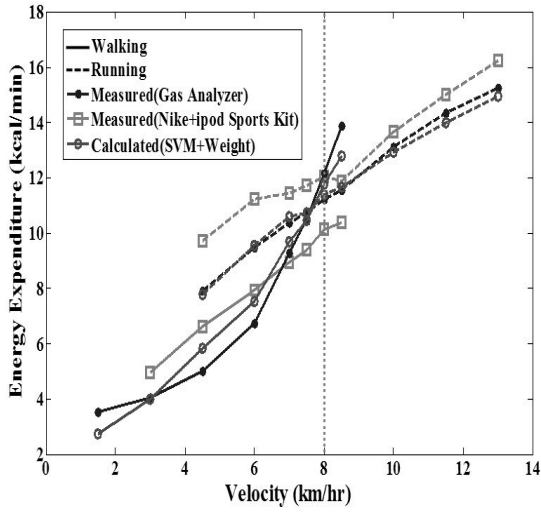
표 5. 에너지 소비량 예측을 위한 다중회귀식

| Attaching Position | Multiple Regression Equation | Correlation Coefficient(R) | Coefficient of Determination(R ²) |
|--------------------|---|----------------------------|---|
| 허리 | EE(W) = SVM × 0.062 + Weight × 0.146 - 9.936 | 0.909 (p<.000) | 0.827 |
| | EE(R) = SVM × 0.054 + Weight × 0.150 - 13.308 | 0.900 (p<.000) | 0.809 |
| 발등 | EE(W) = SVM × 0.071 + Weight × 0.135 - 9.266 | 0.909 (p<.000) | 0.827 |
| | EE(R) = SVM × 0.049 + Weight × 0.156 - 7.594 | 0.814 (p<.000) | 0.663 |

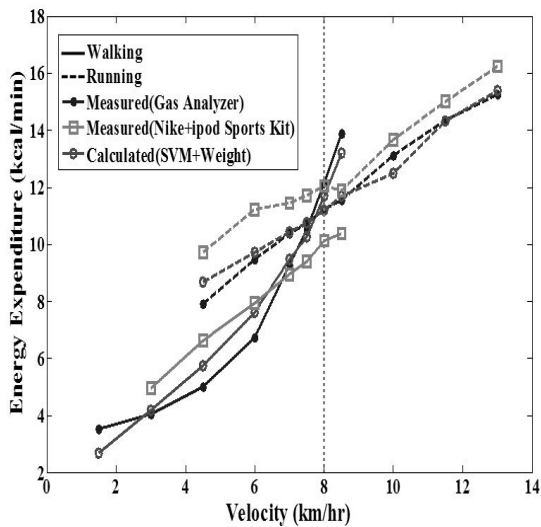
EE = Energy Expenditure(kcal/min), W = Walking, R = Running.

이 결과는 <그림 2>에서도 살펴 볼 수 있다. 보행에서의 두 그래프는 거의 유사함을 알 수 있지만 주행에서의 그래프는 발등의 부착위치에서 오차가 더욱 커짐을 알 수 있다. 이는 초기 연구결과와 예상과 정반대의 결과를 나타내었다. Nike+iPod Sports kit의 경우, 보행에서의 에너지 소비량과의 상관관계는 R=0.805, 주행에서는 R=0.875를 나타냄으로써 센서를 신발에 착용했다는 점에는 동일하나 보행에서는 낮은 상관관계를, 주행에서는 비교적 높은 상관관계를 나타내고 있다. 그러나 센서모듈을 허리에 착용한 경우의 다중회귀식에서는

Nike+iPod Sports kit의 보행, 주행에서보다 높은 상관관계를 나타내었다. 결과적으로 센서를 신발에 착용한 경우 보다는 허리에 착용한 경우에서 보다 정확한 에너지 소비량 예측이 가능하다는 것이다. 이 차이는 동작을 하는데 있어서 자유도가 큰 발에 몸무게, 개인의 운동특성, 지면의 상태, 신발과 지면에서 작용하는 충격력(Impact force)과 같은 변인들의 영향이 오히려 크게 작용하여 에너지 소비량을 예측하는데 있어서 많은 오차가 작용하였을 것이라 예상된다. 그러나 허리에 가속도 센서를 착용한 경우 움직임에 있어서 자유도는 떨어



(a) 부착위치 : 허리



(b) 부착위치 : 발등

그림 2. 실제 측정된 에너지 소비량과 부착위치에 따른 예측된 에너지 소비량

하지만 무게중심의 변화를 최소화 하려는 인간의 보행 특성이 작용하여 여러 가지 변인들에 대한 영향을 적게 받으므로써 발등에서의 예측보다 높은 상관관계를 나타냈다고 예상된다. 이 해석은 운동역학적인 예상일뿐이며 다각적인 분석을 통한 연구가 더욱 시행되어야 할 것으로 보인다. 마지막으로 보행과 주행의 에너지 소비량의 예측 교차점이 8.0km/hr 이상에서 나타날 것이라

는 예상이었다. <그림 2>의 그래프 결과와 같이 허리와 발등에서 다중회귀식의 예측 결과가 평균 7.88km/hr 부근에서 교차점이 나타났다. 하지만 Nike+ iPod Sports kit의 경우, 9명 모두에서 에너지 소비량의 교차점을 찾을 수 없었다. 따라서 에너지 소비량을 예측하는데 있어서 보행과 주행에 대한 다중회귀식을 구분함으로써 더욱 정확한 예측을 수행할 수 있었다. 지금까지 허리와 발등에 부착한 가속도센서모듈의 데이터와 피험자의 정보를 이용한 에너지 소비 예측에 대한 정확도를 살펴보았다. 보행과 주행에서 모두 에너지 소비량과의 상관관계가 유의함을 알 수 있었고 두 가지 동작에 대한 회귀식을 구분함으로써 부착위치와 상관없이 속도 7.5km/hr 이상에서 에너지 소비량의 교차점을 확인할 수 있었다. 에너지 소비량의 예측은 주행에서 발등보다는 허리에서 상관관계가 높음을 확인하였다.

허리의 부착위치는 정확도와 실용적인 측면에서 신발의 착용 없이 실내·외에서 에너지 소비량 측정이 가능하다는 점에서 활용도가 크다고 할 수 있겠다. 또한 에너지 소비량의 정보는 몸무게를 이용하여 운동 강도 (METs)로 나타낼 수 있으며 이것을 이용하여 자신에게 맞는 적당한 운동프로그램도 설정할 수 있을 것이다. 이전 연구에 수행했던 동작의 실시간 모니터링에 대한 연구를 통해서 여러 가지 신체활동에 대한 분류를 수행하였다(강동원, 최진승, 탁계래, 2008b). 분류된 동작으로는 낙상, 보행, 주행, 사이클링, 앉기, 서기, 눕기 동작과 자세변화 동작 6가지, 총 13가지의 동작을 분류할 수 있으며 본 연구를 통해 수행된 다중회귀식을 접목한다면 보행과 주행에 대한 동작분류를 통해서 더욱 정확한 에너지 소비량의 예측이 가능할 것이다. 또한 신체활동의 빈도, 기간, 형태, 강도 등의 여러 가지 정보를 실시간으로 제공할 수 있으며 건강 유지 및 증진을 위한 매우 중요한 정보로 활용될 수 있다고 사료된다.

IV. 결론

본 연구는 가속도 센서와 호흡가스분석기를 비교하여 에너지 소비량을 예측하였고 센서의 부착위치에 따

른 상관관계를 분석하였다. 에너지 소비예측에 대한 다중회귀분석 결과, 허리에서 주행과 보행의 상관관계가 각각 $R=0.909$, $R=0.900$ 을 나타내었으며 발등에서는 각각 $R=0.909$, $R=0.814$ 를 나타내었다.

결과적으로 허리에 착용한 센서모듈의 다중회귀식이 Nike+iPod Sports kit, 발등에 착용한 센서모듈 보다 높은 상관관계를 가지는 에너지 소비량 예측이 가능함을 알 수 있었다. 그러나 Nike+iPod Sports Kit은 상용화된 제품이므로 결과만을 비교하였다는 단점이 있다. 또한 피험자의 안정 상태를 구분할 때 심박수의 안정만을 이용하였고, 젓산의 축적에 따른 피로를 고려하지 않았다. 본 연구의 결과는 분석방법이나 부착위치에 따라 에너지 소비량을 더욱 정확하게 예측이 가능하리라 예상된다. 에너지 소비량을 간접적인 방법으로 예측하는 신체활동 모니터링을 통해 건강을 유지하고 증진하는데 필요한 운동의 강도, 빈도, 기간의 정보를 정확하게 제공하고자 하였다. 그러나 피험자가 적은 관계로 에너지 소비량을 예측하는데 표준이 된다고 보기 어려우며, 주행과 보행뿐만 아닌 다양한 형태의 동작의 에너지 소비량 예측과 다양한 피험자를 통해서 연령대와 남성과 여성을 구분하는 더욱 정확한 에너지 소비량 예측에 대한 연구가 필요하겠다.

참고문헌

- 강동원, 최진승, 탁계래(2008a). 3축 가속도계와 신체정보를 이용한 보행 및 주행 시 에너지 소비량의 예측. *한국운동역학회지*, 18(4), 109-114.
- 강동원, 최진승, 탁계래(2008b). 가속도 센서를 이용한 실시간 스포츠 동작 분류·모니터링에 관한 연구. *한국운동역학회지*, 18(2), 59-64.
- 양윤준(2004). 신체활동 측정법에는 어떤 방법이 있는가? *가정의학회지*, 25(11), S380-S382.
- 손현식(2005). 운동생리학과 당뇨병 : 득과 실. *대한내과학회지*, 68(6), 603-610.
- Ainsworth, B. E., Haskell, W. L., Whitt, M. C., Irwin, A. M., Swartz, A. M., Strath, S. J., O'Brien, W. L., Bassett, D. R., Schmitz, K. H., Emplainscourt, P. O., Jacobs, D. R. & Leon, A. S.(2000). Compendium of physical activities: An update of activity codes and MET intensities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32, 498-516.
- Bouchard, C.(2001). Physical activity and health: introduction to the dose-response symposium. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(6), S347-S350.
- Chen, K. Y. & Sun, M.(1997). Improving energy expenditure estimation by using a triaxial accelerometer. *Journal of Applied Physiology*, 83(6), 2112-2122.
- Choi, J. H., Lee, J. Hwang, H. T., Kim, J. P., Park, J. C. & Shin, K.(2005). Estimation of activity energy expenditure : accelerometer approach. Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. Shanghai, China, September 1-4.
- Berlin, J. E., Storti, K. L. & Brach, J. S.(2006). Using activity monitors to measure physical activity in free-living conditions. *Physical Therapy*, 86(8), 1137-1145.
- Liao, L. T., Shiang, T. Y. & Chang, J. H.(2008). Acceleration on different body positions during running on a treadmill. ISBS Conference 2008, 94-97.
- Meijer, G. A. L., Westerterp, K. R., Verhoeven, F. M. H. Koper, H. B. M. & Hoor, F. T.(1991). Methods to assess physical activity with special reference to motion sensors and accelerometers. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 38(3), 221-229.
- Meijer, E. P., Westerterp, K. R. & Verstappen, F. T. J.(1999). Effect of exercise training on total daily physical activity in elderly humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 80(11), 16-21.
- Menier, D. R., Pugh, L. G. C. E.(1968). The relation of

- oxygen intake and velocity of walking and running, in competition walkers. *Journal of Physiology*, 197, 7117-721.
- Jacques Mercier, Daniel Le Gallais, Marc Durand, Christine Goudal, Jean Paul Micallef & Christian Préfaut.(1994). Energy expenditure and cardiorespiratory responses at the transition between walking and running. *European Journal of Applied Physiology*, 69, 525-529.
- Pate R. R., Pratt M., Blair S. N., Haskell W. L., Macera C. A., Bouchard C, Buchner, D., Ettinger, W., Heath, G. W. & King, A. C.(1995). *Physical activity and public health. A recommendation from the Centers for Disease Control and Prevention and the American College of Sports Medicine.* JAMA, 273, 402-407.
- Sallis, J. F., Buono, M. J., Roby, J. J., Carlson, D. & Nelson, J. A.(1990). The Caltrac accelerometer as a physical activity monitor for school-aged children. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(5), 698-703.
- Su, S. W., Wang, L., Celler, B. G., Ambikairajah, E. & Savkin, A. V.(2005). Estimation of walking Energy expenditure by using support vector regression. *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2005. IEEE-EMBS, 3526-3529.
- Welk, G. J., McClain, J. J., Eisenmann, J. C. & Wickel, E. E.(2007). Field validation of the MTI Actigraph and Body-Media armband monitor using the IDEEA monitor. *Obesity*, 15(4), 918-928.

투 고 일 : 01월 31일

심 사 일 : 02월 16일

심사완료일 : 03월 25일