

보행 속도와 보행로 경사에 따른 대퇴상부와 발목상부에서의 가속도의 변화

권유리¹ · 김지원¹ · 강동원¹ · 탁계래^{2,3} · 임광문^{2,3}

¹ 건국대학교 대학원 의학공학과 · ² 건국대학교 의료생명대학 의학공학부 · ³ 건국대학교 의공학실용기술연구소

Changes in Acceleration at the Upper Thigh and Ankle with Variations in Gait Speed and Walkway Slope

Yu-Ri Kwon¹ · Ji-Won Kim¹ · Dong-Won Kang¹ · Gye-Rae Tack^{2,3} · Gwang-Moon Eom^{2,3}

¹Department of Biomedical Engineering, Graduate School of Konkuk University, Chungju, Korea

²Department of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science, Konkuk University, Chungju, Korea

³Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University, Chungju, Korea

Received 29 April 2010; Received in revised from 17 June 2010; Accepted 22 June 2010

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate the effect of gait speed and walkway slope on the body acceleration, for the future validation of using an accelerometer in the estimation of energy consumption. Ten young healthy subjects with accelerometers on the upper thigh and ankle walked on a treadmill at 9 conditions(three speeds × three slopes) for 5 minutes. Acceleration signals of four directions, i.e. anterior-posterior(AP), medio-lateral(ML), superior-inferior(SI) and vector sum(VS) directions, of each sensor were measured, and root means squared(RMS) values of them were used as analysis variables. As statistical analysis, repeated measure two-way ANOVA was performed for RMS accelerations at each attachment sites, with slope and velocity as independent factors. At both the upper thigh and ankle, RMS acceleration of all directions were affected by gait velocities($p < .001$) showing greater accelerations for higher velocities. Contrary to expectations, no slope effect existed in RMS accelerations at hip. Moreover, RMS acceleration at ankle decreased with slope in SI and VS directions($p < .01$). These results suggests that RMS acceleration cannot reflect the change in physical activity due to the change in walkway slope.

Keywords : Accelerometer, Walkway Slope, Speed, Physical Activity

I. 서론

일상생활의 신체 활동량(physical activity)을 정량적으로 평가하기 위해 가속도계(accelerometer)가 사용되어 왔다. 이는 크게 가속도계를 이용하여 보행수를 산출하고 이로부터 활동량을

추정하는 방법(Cao, et al., 2010; Hendelman, Miller, Baggett, Debold & Freedson, 2000; Kumahara, Tanaka & Schutz, 2009)과 RMS가속도를 이용하여 활동량을 추정하는 방법(Kumahara et al., 2009; Stephen, Michael, James & Erik, 2009)으로 나눌 수 있다.

가속도계로부터 산출된 보행수를 이용하여 에너지 소비량을 추정한 연구들은 다음과 같다. Cao et al.(2010)은 단축 가속도계를 이용하여 산출된 보행수와 에너지 소비량간의 유의한 상관관계가 있음을 보였다($r=0.43$). Kumahara et al.(2009)은 전후 방향의 단축 가속도계로부터 산출된 보행수와 피험자 몸무게의 곱($ACC_{step} \times Weight$)으로 분석지표를 정의하여, 그 분석

Corresponding Author : Gwang-Moon Eom
Department of Biomedical engineering, Konkuk University, 322
Danwol-dong, Chungju-si, Chungcheongbuk-do, Korea
Tel : +82-43-840-3764 / Fax : +82-43-851-0620
E-mail : gmeom@kku.ac.kr

본 논문은 2010년도 건국대학교 학술진흥연구비 지원에 의한 논문임.

지표와 에너지 소비량 사이에 유의한 상관관계가 있다는 것을 확인하였다($r=0.584$). 또한, Hendelman et al. (2000)은 상하 방향의 단축 가속도계와 다축 가속도계의 성능을 비교하기 위해 각각의 가속도계로부터 산출된 보행수와 에너지 소비량과의 상관성을 분석하였다(단축: $r=0.77$, 다축: $r=0.89$). 비록 이와 같은 연구들에서 보행수와 에너지 소비량 사이에 유의한 상관관계가 있었으나, 가속도계와 보행수 산출 알고리즘의 성능에 따라 보행수가 과소 혹은 과대 산출될 가능성이 있어 정확한 에너지 소비량의 추정에 제한이 있다(Livingstone, Robson, JW Wallace & Mckinley, 2003). 또한, 동일한 보행수이더라도 빠른 속도의 보행인 경우, 에너지 소비량이 증가하는 것을 표현할 수 없다는 한계가 있다.

한편, 보행수를 이용한 에너지 소비량 추정의 단점을 극복하기 위해 가속도계로부터 산출된 RMS가속도를 이용하여 에너지 소비량을 추정하는 연구들이 진행되어 왔다. 이때, RMS는 root means square의 약자로 가속도의 제곱평균을 0.5승하여 계산하며, 부호에 관계없이 크기만을 고려한 가속도의 평균적인 크기를 나타내므로, 앞으로 본 논문에서는 ‘평균가속도’라고 표기하고자 한다.

Stephen et al.(2009)은 다양한 보행 속도에서 높은 분해능(high resolution)의 가속도계를 이용하여 산출한 평균가속도와 에너지 소비량과의 높은 상관관계를 확인하였고($r=0.87\sim 0.95$), Kumahara et al.(2009)의 연구에서는 전후 방향의 단축 가속도계로부터 산출된 평균가속도와 몸무게의 곱으로 분석 지표를 정의하고, 그 분석지표가 에너지 소비량과 유의한 상관관계를 보였다고 보고하였다($r=0.785$).

한편, 보행 속도가 빠를 때 뿐 아니라 보행로의 경사가 높을수록 에너지 소비량도 증가한다는 보고가 있다(Anjos, Wahrlich, Bossan, Salies & Silva, 2007). 그러나, 오르막, 내리막과 같은 보행로의 경사에 따른 에너지 소비량의 변화를 가속도계를 이용하여 추정할 수 있는지 여부에 대한 연구는 아직까지 수행된 바 없다. 실제로, 앞에서 소개한 가속도계를 이용한 모든 연구에서는 평지실험만이 수행되어 보행로의 경사를 고려하지 못하였고, Stephen et al.(2009)의 연구를 제외한 모든 연구들(Cao et al., 2010; Kumahara et al., 2009; Hendelman et al., 2000)은 보행 속도조차도 고려하지 못하였다.

따라서 본 연구에서는 가속도계를 이용한 에너지 소비량 추정의 타당성 조사를 위한 기초자료를 마련하기 위해, 다양한 보행속도뿐 아니라 다양한 오르막 보행로의 기울기에 대해 대퇴상부와 발목상부 두 가지 부착위치에서의 가속도신호를 분석하여, 평균가속도가 경사의 변화에도 에너지 소비량을 추정할 수 있는지 여부를 판단하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

Table 1. Physical characteristics of the subjects

Characteristics	Males (n=5)	Females(n=5)
	<i>M±SD</i>	<i>M±SD</i>
Age [year]	25.8±1.64	23.2±1.10
Height [cm]	174.2±2.6	160.6±5.9
Weight [kg]	77.2±7.8	57.8±8.5

본 연구에는 신경계 질환과 사고 이력이 없는 건강한 20대 남자 5명과 여자 5명이 참가하였다<Table 1>. 피험자는 모두 실험에 대해 사전 동의를 하였다.

2. 측정 시스템

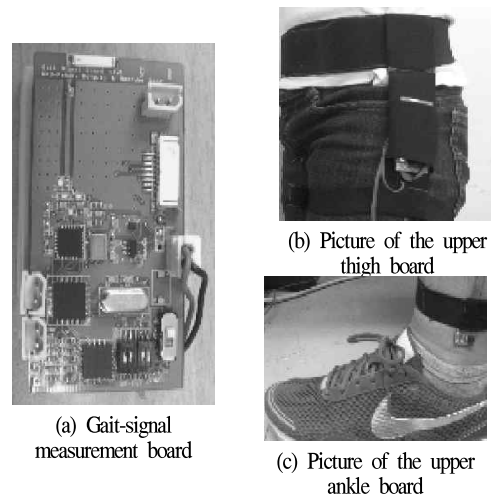


Figure 1. Gait-signal measurement system

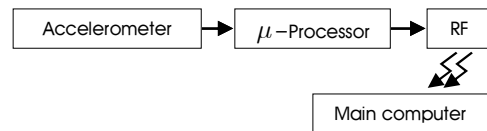


Figure 2. Organization of gait-signal measurement system

<Figure 1>은 보행 신호 계측시스템과 신체부착모습을 <Figure 2>는 계측시스템의 구성을 나타낸다. <Figure 2>와 같이, 3축 가속도센서(MMA 7269Q, Freescale, USA)의 신호를 마이크로프로세서(ATmega8535L, Atmel, USA)에서 AD변환한 후, RF통신(nFR2401, Nordic, Norway)을 통해 메인 컴퓨터에 전송하여 모니터링 및 저장하도록 하였다. 피험자는 계측시스템을 대퇴상

부(upper thigh)와 발목상부(ankle)의 외측(lateral) 부분에 <Figure 1>의 (b), (c)와 같이 부착하였다. 대퇴상부의 경우 무릎으로부터 약 30-40 cm 위로 떨어진 대퇴상부 외측에, 발목상부의 경우 발목관절로부터 약 2 cm 상부의 외측에 착용하였다. 센서의 x, y, z축이 각각 상하(superio-inferior: SI), 전후(anterio-posterior: AP), 좌우(medial-lateral: ML) 방향이 되도록 부착하였다. 대퇴상부 가속도계의 경우 상하, 전후, 좌우 방향을 모두 사용하였으나, 발목상부의 경우는 좌우 방향의 가속도 신호 크기가 매우 작아 신호를 분석하기에는 부적절하다고 판단되어 상하, 전후 방향만을 사용하였다.

3. 실험 방법

Table 2. Test velocities for each gender

	velocity [km/h]		
	Low	Medium	High
Males	2.9	4	5
Females	2.7	3.7	4.7

트레드밀(RX9200S, 두비원, 한국)을 보행로로서 사용하였고, 보행로의 경사도는 트레드밀에서 제공하는 0, 5, 10%의 오르막 경사를 사용하였다. 이때 경사도는 보행로의 높이차와 밑변길이의 비로 정의되며, 예를 들어 5%는 보행로의 높이차가 밑변길이의 0.05배가 되는 것을 의미한다.

보행속도는 한국인 청장년의 평균보행속도(1.10-1.25 m/s) (Chung, et al., 2005; Han, 1983), 남녀의 평균보행속도의 차이 (Auvinet, Berrut, Touzard, Moutel, Ollet, Chaleil & Barrey, 2002) 그리고 경사로에 따른 부하를 종합적으로 고려하여, <Table 2>와 같이 남자는 4 km/h, 여자는 3.7 km/h를 중앙값으로 하였고, 각각 ± 1 km/h의 변동폭을 두었다. 모든 피험자는 트레드밀 위에서 9가지 조건 (3가지 속도 \times 3가지 각도)에서 5분씩 걷도록 하였다. 피험자는 모두 평상시에 사용하는 운동화를 착용하였고, 트레드밀 손잡이는 잡지 않고 시선은 정면을 바라보았으며 자연스러운 보행을 위해 각 조건에서 약 1분정도의 연습을 시행하였다.

4. 분석 방법

측정된 신호는 매트랩(Matlab 6.5, National Instruments, USA)을 이용하여 분석하였다. 신호의 DC성분을 제거하기 위해 0.15Hz의 차단 주파수를 가진 4차 영위상 버터워스 고역통과 디지털필터를 사용하였다.

분석 변수로서, 각 부착위치(대퇴상부, 발목상부)에 대해, 각 방향 즉 상하, 좌우, 전후, 벡터합(vector sum: VS) 방향별 평균

가속도를 사용하였다. 이때 벡터합은 3축(대퇴상부) 혹은 2축(발목상부) 가속도의 벡터합으로 정의하였다. 평균가속도를 분석변수로서 사용한 것은, 평균가속도가 에너지 소비량과 높은 상관관계를 가지므로 일상생활중의 신체활동량의 분석에 많이 사용되어 왔기 때문이다(Kumahara et al., 2009; Stephen et al., 2009).

5. 통계 처리

SPSS 13.0을 이용하여 모든 실험데이터에 대해 속도, 경사도 그리고 부착위치의 3가지 요인(factor)을 갖는 반복 측정 변량분석을 시행하였다. 3가지 요인에 대한 상호작용이 있을 경우, 각각의 부착위치별로 속도, 경사도 2가지 요인에 대한 이원 반복 측정 변량분석을 실시하였고, 속도와 경사도에 대한 상호작용이 있는 경우 각각의 속도에 대하여 경사도를 요인으로 갖는 일원 반복측정 변량분석을 시행하였다. 또한, 통계적 차이가 있는 경우 사후검증(post hoc test: tukey)을 실시하였다. 반복비교를 고려하여 통계적 유의도는 $p < .01$ 로 하였다.

III. 결과

<Figure 3, 4>는 각각 대퇴상부와 발목상부에서의 방향별 평균가속도를 10명의 피험자에 대해 평균과 표준편차로 나타내고 있다. 대퇴상부와 발목상부 모두, 모든 방향에 대하여 보행 속도가 클수록 평균가속도는 증가하나, 경사도의 영향은 크지 않음을 알 수 있다.

모든 실험데이터의 평균가속도를 부착위치, 보행속도, 경사도 3가지 요인에 대해 삼원 반복측정 변량분석을 실시한 결과 3가지 요인들 사이에는 상호작용이 있었다($p < .01$). 따라서, 상호작용에 대한 자세한 해석을 위해 <Table 3>과 같이 부착 위치 및 방향별로 경사도와 속도 2가지 요인에 대해 이원 반복측정 변량분석을 실시하였다.

대퇴상부의 경우, 모든 방향의 평균가속도는 속도에 의한 차이를 보였으나($p < .001$), 경사도에 대해서는 유의한 차이가 없었다($p > .11$). 또한, 경사도와 속도의 상호작용 효과는 없었다($p > .16$).

발목상부의 경우, 대퇴상부와 마찬가지로 모든 방향의 평균가속도는 속도에 의한 차이를 보였다($p < .001$). 경사도에 의한 영향은 대퇴상부에서와는 달리, 상하방향과 벡터합 평균가속도는 오히려 작아지는 경향을 보였다<Figure 4>. 이러한, 경사도에 따른 평균가속도의 차이는 상하방향과 벡터합에서 유의하였고($p < .01$), 속도와 경사의 상호작용 효과는 전후방향과 벡터합 평균가속도에서 존재하였다($p < .01$).

Table 3. Two-way ANOVA results with slope and velocity as factors

Experimental conditions	Upper thigh				Ankle		
	SI	AP	ML	VS	SI	AP	VS
	<i>p</i> -value	<i>p</i> -value	<i>p</i> -value	<i>p</i> -value	<i>p</i> -value	<i>p</i> -value	<i>p</i> -value
Slope	0.251	0.117	0.199	0.28	0.000**	0.262	0.008*
Velocity	0.000**	0.000**	0.000**	0.000**	0.000**	0.000**	0.000**
Slope*velocity	0.167	0.619	0.206	0.286	0.073	0.005*	0.002*

(* : $p < .01$, ** : $p < .001$)

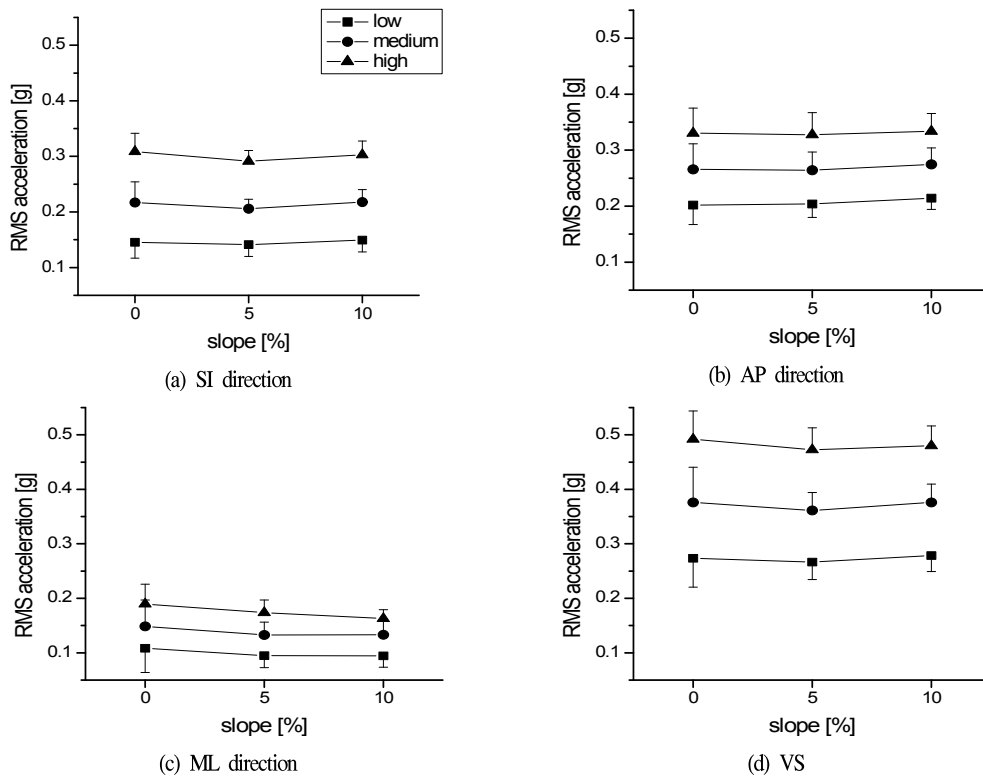


Figure 3. Relation of RMS acceleration and speed and slope at the upper thigh

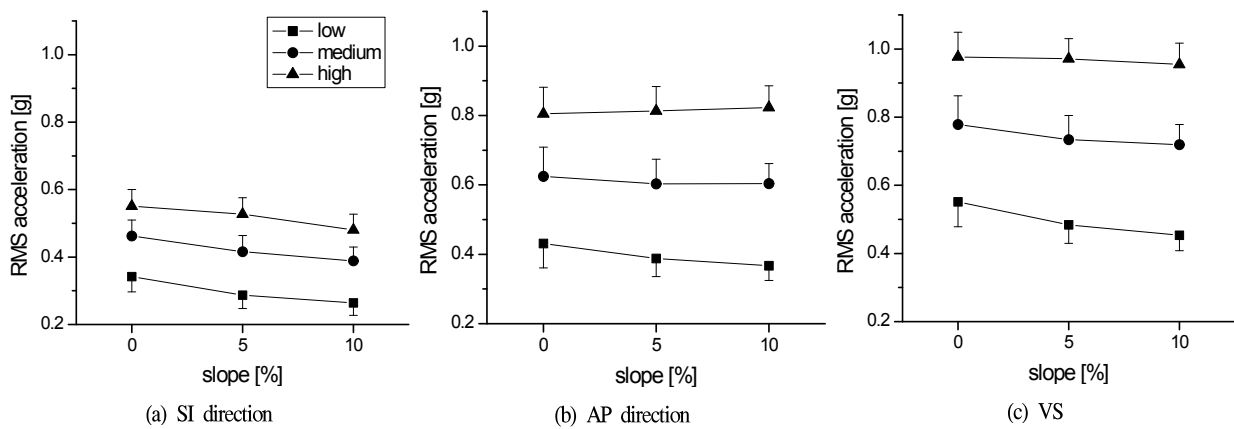


Figure 4. Relation of RMS acceleration and speed and slope at the upper ankle

Table 4. One-way ANOVA result in AP directions and VS at the upper ankle

Velocity	Ankle	
	SI	VS
	p-value	p-value
Low	0.049 [†]	0.003 [*]
Medium	0.749	0.176
High	0.846	0.724

([†]: p<.05, ^{*}: p<.01)

Table 5. Post hoc test result in VS RMS acceleration at the upper ankle

Sensor direction	Slope [%]		
	0 vs. 5	0 vs. 10	5 vs. 10
Ankle VS	0.041 [†]	0.002 [*]	0.481

([†]: p<.05, ^{*}: p<.01)

<Table 4>는 <Table 3>에서 경사도와 속도 간에 상호작용이 있었던 발목상부의 전후방향 및 벡터합 평균가속도에 대해서 각각의 속도별로 경사도의 영향을 해석하기 위해 일원 반복측정 변량분석을 수행한 결과를 나타낸다. 상하방향 평균가속도는 모든 속도에서 경사도에 의한 차이를 보이지 않았다. 벡터합 평균가속도는, 느린 속도에서만 경사도에 따른 유의한 차이를 보였으며(p<.01), 느린 속도에서 사후검정(Tukey test)을 수행한 결과 경사각 0%에 비해 10%에서는 오히려 감소하였다(p<.01).

IV. 논의

실험 결과, 대퇴상부와 발목상부 모두, 모든 방향의 평균가속도는 속도가 커질수록 증가하였다(Figure 3, 4) <Table 3>. 이는, 보행속도가 빨라짐에 따라 신체 활동량이 증가하는 것을 평균가속도가 잘 반영하는 것을 의미하며, 과거의 문헌의 결과와 일치한다(Kumahara et al., 2009; Stephen et al., 2009).

한편, 동일한 보행속도에서 경사가 클수록 에너지 소비량은 커진다는 보고(Anjos et al., 2007)가 있으므로, 평균가속도를 이용하여 에너지 소비량을 추정하기 위해서는, 평균가속도가 이러한 경사도에 따른 신체 활동량의 변화를 반영해야 한다. 그러나, 실험결과 평균가속도는 대퇴상부의 경우 경사도의 영향을 받지 않았고(Figure 3) <Table 3>, 발목상부의 경우 상하방향과 벡터합 평균가속도는 오히려 작아지는 경향을 보였으며(Figure 4) <Table 3>, 느린속도에서는 경사각 0%에 비해 10%에서는 오히려 벡터합 평균가속도가 감소하였다(Table 5). 이것은 평균가속도가 속도에 따른 에너지 소비량의 변화를 추정

하기엔 적합하나, 경사도에 따른 에너지 소비량의 변화를 단순한 평균가속도의 선형 회귀식으로 추정할 수 없다는 것을 시사한다.

경사도가 증가함에도 불구하고, 대퇴상부의 평균가속도는 변화하지 않고 발목상부의 평균가속도는 일부 방향에서 오히려 감소하는 것은, 가속도의 최대값이 주로 착지(heel-strike)에서 발생하는 것과 관련될 가능성이 있다(Chen, Chen, Chen, Lai & Kuo, 2009). <Figure 5>와 <Figure 6>은 착지순간으로부터의 가속도 패턴을 나타낸다. 여기에서, 착지순간(0 s)의 발목상부의 가속도는 각도가 증가함에 따라 감소하는 경향을 보이고 있으며, 대퇴상부의 경우에는 큰 차이가 없음을 알 수 있다. 따라서, 가속도를 이용한 신체활동량의 정확한 추정을 위해서는 가속도의 시간궤적을 포함한 보다 다각적인 측면에서의 연구가 필요하다고 판단된다.

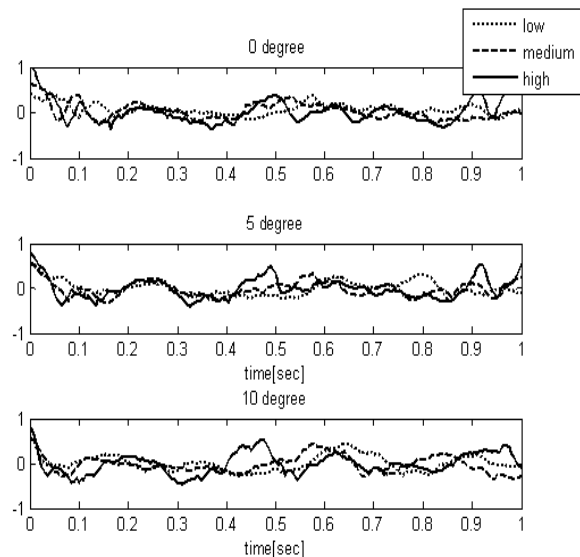


Figure 5. RMS acceleration of the upper ankle

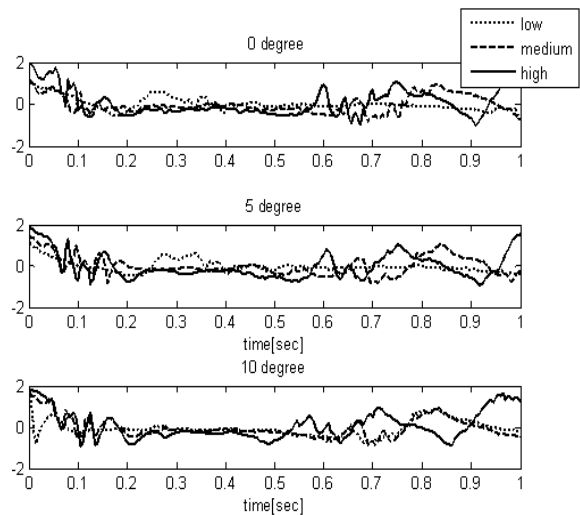


Figure 6. RMS acceleration of the upper thigh

V. 결론 및 제언

본 연구에서는 다양한 보행 속도와 경사도에 대한 가속도 신호 분석을 수행하여, 가속도가 경사의 변화에도 에너지 소비량을 추정할 수 있는지 여부를 판단하고자 하였다. 여러 속도와 각도로 실험한 결과, 모든 부착위치에서 보행속도가 증가할수록 평균가속도가 유의하게 증가하였다($p < .001$). 그러나, 경사도의 증가는 평균가속도에 영향을 미치지 못하거나(대퇴상부) 오히려 평균가속도의 감소를 유발하였다(발목상부). 따라서 가속도만 가지고는 경사도의 증가에 의한 신체활동량의 증가를 파악할 수 없다는 것을 알 수 있었다.

앞으로의 연구에서는 경사도의 영향이 평균가속도의 무변화 혹은 감소를 유발하는 메커니즘을 보다 자세히 분석하고, 또한, 경사도에 따른 신체활동량의 증가를 표현할 수 있는 방법이 연구되어야 할 것이다. 이를 위해서는, 가속도 계측 외에도 3차원 동작 분석과 에너지 소비량 측정을 추가하여, 다각도에서의 생체역학적인 해석이 필요할 것이다. 또한, 본 연구에서는 평지와 오르막경사만을 대상으로 하였으나, 일상생활중의 다양한 환경을 고려할 때, 내리막경사에 대한 연구도 필요하며, 계단보행과 같은 환경에 대한 연구도 필요할 것이다.

for Drop-Foot Treatment," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 666-669.

Hendelman, D., Miller, K., Baggett, C., Debold, E., & Freedson, P.(2000), "Validity of accelerometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field," *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(9), S442-449.

Han, S. D.(1983) *Human engineering*, Seoul, Korea, Hakmunsa.

Kumahara, H., Tanaka, H., & Schutz, Y.(2009), "Are pedometers adequate instruments for assessing energy expenditure?" *European Journal of Clinical Nutrition*, 63(12), 1425-1432.

Livingstone, M. B., Robson, P. J., Wallace, J. M., & Mckinley, M. C.(2003), "How active are we? Levels of routine physical activity in children and adults," *Proceedings of the Nutrition Society*, 62(3), 681-701.

Stephen, J. M., Michael, A. B., James, A. Y., & Erik M. B.(2009), "High resolution MEMS accelerometers to estimate VO2 and compare running mechanics between highly trained inter-collegiate and untrained runners." *PLoS ONE*, 4(10), e7355.

참고문헌

- Anjos, L. A., Wahrlich, V., Bossan, F. M., Salies, M. N., & Silva, P. B.(2007), "Energy expenditure of walking at different intensities in Brazilian college women," *Clinical Nutrition*, 27(1), 121-125.
- Auvinet, B., Berrut, G., Touzard, C., Moutel, L., Ollet, N., Chaleil, D., & Barrey, E.(2002), "Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device," *Gait & Posture*, 16(2), 124-134.
- Cao, Z. B., Miyatake, N., Higuchi, M., Miyachi, M., Ishikawa-Takata, K., & Tabata, I.(2010), "Predicting VO2max with an objectively measured physical activity in Japanese women," *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(1), 179-186.
- Chung, C. Y., Park, M. S., Choi, I. H., Cho, T. J., Yoo, W. J., & Kim, J. Y.(2005), "Three dimensional gait analysis in normal Korean," *Korean Orthopaedic Association*, 40(1), 83-88.
- Chen, S. W., Chen, S. C., Chen, C. F., Lai, J. S. & Kuo, T. S.(2009), "A Pelvic Motion Driven Electrical Stimulator