



한국운동역학회지, 2005, 제15권 1호, pp. 177-195
Korean Journal of Sport Biomechanics
2005, Vol. 15, No. 1, pp. 177-195

보행 속도 변화에 따른 발목 관절의 운동학적 분석과 하퇴 근육의 근전도 분석

문곤성*(연세대학교)

ABSTRACT

The kinematic analysis of the ankle joint and EMG analysis of the lower limbs muscle for the different walking speed.

Moon, Gon-Sung*(Yonsei University)

G. S. MOON, The kinematic analysis of the ankle joint and EMG analysis of the lower limbs muscle for the different walking speed. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 15, No. 1, pp. 177-195, 2005. The purpose of this study was to analyze the kinematic variables of ankle joints and EMG signal of the lower limbs muscle activity for the different walking speed. The subjects were 6 males of twenties. It was classified into three different walking speed-0.75m/s, 1.25m/s, 1.75m/s. The walking performances were filmed by high speed video camera and EMG signal was gained by ME3000P8 Measurement Unit. Tibialis anterior(TA), Gastrocnemius medial head(GM), Gastrocnemius lateral head(GL), Ssoleus(SO) were selected for the dorsiflexion and plantarflexion of the ankle joint. The result of this study were as follows:

1. In the gait cycle, The time parameters for the phases were showed significant difference without the terminal stance phase and terminal swing phase for the different walking speed. 2.

* moonzzang@lycos.co.kr

The angle of ankle joint was no significant difference for each time point and MDF, MPF but increasing walking speed the angle had the increasing pattern slightly. 3. The angular velocity of ankle joint was showed the significant difference for LHC, RTO, RKC, LHU, MPF and MDF point along the walking speed. 4. TA was showed about 2-3 times muscle activity at the 1.75m/s than 1.25m/s in some phases. And it was showed the similar muscle activity between the 0.75m/s and 1.25m/s but, showed a little much muscle activity in the 0.75m/s. GM was showed about 2-3 times muscle activity in the 1.75m/s than 1.25m/s, and even much muscle activity at the 0.75m/s than 1.25m/s in some phases. GL was showed increasing pattern of muscle activity specially in the initial swing phase as the walking speed increased. SO was showed about 3 times muscle activity in the 1.75m/s than 1.25m/s during the plantarflexion of ankle joint. It was showed the similar muscle activity between the 0.75m/s and 1.25m/s but, showed a little much muscle activity in the 1.25m/s.

KEYWORDS: GAIT, KINEMATIC, MUSCLE ACTIVITY, IEMG

I. 서 론

인간은 평생 동안 걸으면서 생활한다고 해도 지나치지 않을 만큼 우리의 일상생활에 밀착된 부분이며, 모든 스포츠 동작의 기본이다. 이러한 보행은 극히 자연스러운 현상, 또는 인간의 움직임들 중에서 비교적 단순한 신체활동의 하나로서 여기기 쉽다. 그러나 보행은 근골격계와 신경계를 총괄적으로 통합하여 사용하는 지극히 복잡한 운동이다. 보행은 일정한 방향으로 속도를 유지하면서, 신체를 단계적으로 움직이며 몸 전체를 이동시키는 운동으로 정의할 수 있다. Whittle(1990)는 보행을 100여 개의 골격근이 상지와 하지의 여러 관절과 협응을 잘 이루어야 가능한 복합적인 동작이라고 하였다. Galley & Foster(1987)는 보행에서의 하지는 머리, 체간, 팔과 상호 연관성을 가지며, 기본적으로 체중 부하 구조를 가지고, 안정성과 균형을 유지하여 신체를 전방으로 추진시켜 이동에 필요한 기본적 운동을 제공한다 하였다.

이러한 보행은 기본적인 이동의 기능과 운동의 기능을 동시에 수행하는데, 보행을 수행함에 있어서 잘못된 보행 동작은 관절, 근육, 뇌와 신체 구조 등에 질병을 야기 시킬 수 있다(Scott, 1990). 인체 생리학적, 역학적인 면에서 이러한 불균형은 세부적으로는 인체 모든 관절과 근육에 피로를 주며, 척추와 대뇌까지 전달되어 피로는 물론 장애나 병을 일으키는 직접적인 원인이 된다(Nigg,

1995). 또한 운동선수들과 같이 고도의 기술을 수행하는 훈련과정 중에서 아킬레스건이나 하지의 통증, 염증, 그리고, 관절과 근육의 염증을 유발시키는 원인이 될 수도 있다.

보행은 신체 이동에 대한 단순한 과정이기도 하지만 개인의 성격과 태도 등을 반영한다고 한다 (Michael, 1990). 인간의 다양성을 대변하는 이러한 점으로 보행 패턴은 개개인에 따라 차이가 있으며 보행의 형태에 많은 차이를 나타낼 것이다. 이러한 개인의 다양성을 대변하는 것 중의 하나가 보행에서의 속도이며, 이것은 사회 특성상 가지게 되는 생활 습관 등의 환경적 요소나 유전적인 요소에서 올 수 있는 골격근의 차이, 개개인의 성격에 기초한 심리학적 특성에 따라 변화한다. 이것은 한 개인이나 개인간의 연령 변화에 따라 보행의 매개 변수가 변화하며, 보행 속도에 차이가 나게 되고 결국 보행의 형태에 많은 변화를 가져올 수 있다는 것을 의미한다. 한상덕(1983)는 연령에 따라서 한국인의 보행 속도를 분류하였으며, 성별뿐만 아니라 신체 체형이나 피로 정도에 따라서도 보행 속도가 변화한다고 하였다. 또한, 보행 시 착용하는 신발의 종류는 디자인과 기능에 따라 매우 다양하다. 그러므로 신발의 디자인이나 기능에 따라서 개개인의 보행 속도에 영향을 끼치며, 이것은 보행 형태에 많은 변화를 주게 될 것이다. 이렇게 연령이나 성별, 신체적 특성, 피로 정도 그리고 신발의 종류 등에 따라서 보행 속도는 운동학, 운동역학적 변인의 특성뿐만 아니라 근육의 수축 기전과 근육의 활성 정도에 커다란 영향을 미칠 것이다.

보행 분석에 있어서 보행 속도에 따른 운동학, 운동 역학적 변인의 특성에 관한 연구는 많은 학자들에 의해 연구(David & Thor, 2003; Hof, Elzinga, Grimmus & Halbertsma, 2002; Frigo, Crenna & Jensen, 1996)가 진행되어 왔으며, 근전도를 통한 개개 근육의 수축에 대한 연구(Josef, 2001; Nene, Mayagoitia & Veltink, 1999; Zajac, Neptune & Kautz, 2002)도 진행되어 왔다. 그러나 지금까지 보행 속도 변화에 따른 선행연구들은 운동학, 운동역학 분석 그리고 근전도 분석을 독립적으로 수행하여 보행 속도 변화에 따른 통합적인 보행 분석을 수행하지 못하였다. 즉, 보행 속도 변화에 따른 운동학 변인과의 관계 그리고 운동학과 근전도 분석을 통한 근수축 기전, 근수축 활성도와 관계 분석 등의 연구와 이러한 연구 방법 상호 관계에 따른 하지의 각 개개 근육들의 기능과 역할에 대한 연구가 필요한 실정이다.

본 연구는 첫째, 보행 속도 변화에 따라 발목 관절의 운동학 변인들의 변화를 살펴보는 것이며 둘째, 보행 속도에 따라 신전근과 굴곡근, 단관절 근육과 다관절 근육의 근수축 기전과 근수축 활성도에 어떠한 변화가 있는지를 살펴보고, 마지막으로 이러한 운동학적 변인들의 변화에 대하여 각 근육들의 근 수축 기전과 근수축 활성도 사이에 어떠한 관계가 있는지를 살펴보는 것이다.

II. 연구 방법

1. 대상자

본 연구의 대상자는 20대 남자 8명을 대상으로 하였으며, 대상자 모두 최근 1년 간 하지에 상해를 입은 경력이 없는 사람으로 선정하였다. 자료 처리 과정에서 자료에 오류가 있다고 판단되는 2명을 8명에서 제외시켰다. 대상자의 나이는 22.65 ± 1.45 년, 체중은 73.37 ± 2.72 kg, 신장은 174.39 ± 4.10 cm이었다.

2. 실험 방법 및 절차

1) 영상 자료의 수집과 처리

본 연구의 실험 과제는 한상덕(1983)의 한국인의 보행 속도 분류에 따라서 0.75m/s, 1.25m/s 그리고 1.75m/s의 속도로 분류하였다. 0.75m/s의 속도는 65세 이상 노인들의 보행 평균 속도 보다 약간 낮은 속도로서 아주 천천히 보행을 하는 것을 가상하여 어떠한 특성이 있는가를 살펴보기 위한 것이며, 1.25m/s의 속도는 20대 후반에서 30대 초반의 성인 평균 속도로서 정상 보행에 해당하는 속도이며, 1.75m/s의 속도는 정상 보행 속도보다 빠른 속도로 건강을 위한 속보로 많이 제안되는 보행 속도이다. 이 때 속도에 대한 허용 오차는 $\pm 0.05\%$ 이내로 하였으며, 보행 속도의 변화는 TAKEI사의 TTK 1274 running timer 2대를 주행로 좌, 우측에 설치하여 통제하였다.

영상자료의 수집을 위해 디지털 6mm 비디오 카메라(GR-DVL9500, JVC, Japan)를 사용하였으며, 분석과정에서의 해부학적 경계점의 2차원 공간좌표를 계산하기 위해 좌표 측정대(reference frame)를 동작 수행지역에 $1.00\text{m} \times 2.00\text{m}$ 의 직사면체가 되도록 설치하여 촬영한 후 제거하였다. 카메라 촬영속도는 60frame/sec로 하였고 노출시간은 1/500sec로 설정하였다.

자료의 수집과정에서 얻어진 영상자료를 AVI 파일로 전환시킨 후 Ariel Digit Program을 사용하여 계수화(digitizing) 하였다. 비디오 카메라에서 얻어진 영상자료의 해부학적 경계점 2차원 좌표값, 그리고 통제점의 실측치를 이용하여 해부학적 경계점의 2차원 공간 좌표값을 얻었다. 이러한 과정을 거쳐 얻은 2차원 좌표 값은 LabVIEW 6i(Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) graphical programming(Johnson, 1999)을 사용하여 직접 작성한 프로그램을 이용하여 운동학 자료를 계산하였다.

2) 근전도 자료의 수집 및 분석

(1) 표면전극 부착

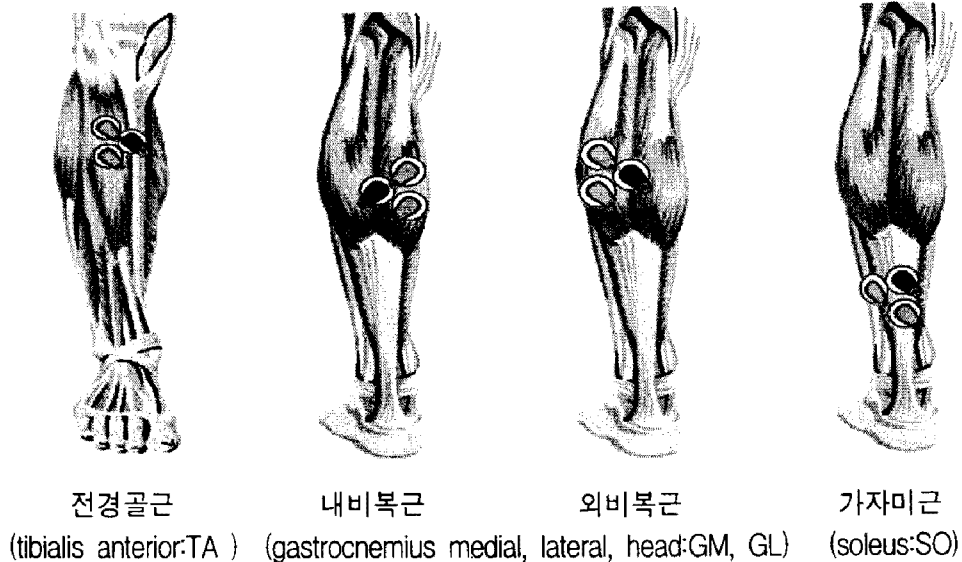


그림 1. 각 근육의 표면 전극 부착 위치

본 연구는 보행 시 발목관절의 저측 굴곡과 배측 굴곡에 많은 기여를 하는 전경골근(tibialis anterior:TA), 내비복근(gastrocnemius medial head:GM), 외비복근(gastrocnemius lateral head:GL), 가자미근(soleus:SO)등을 선정하여 하퇴의 오른 발에 표면 전극(mini electrode, 3M. Ltd. USA)을 부착하였다.

(2) 근전도 신호 처리방법

근전도 신호의 주파수 범위(band width)는 20~500Hz 사이로 설정하였으며, 공통성분 제거율(common mode rejection ratio)을 110dB로 설정하였다. 증폭된 아날로그 근전도 신호는 아날로그-디지털 변환기(12 bit analogue to digital converter)에 의하여 1초에 1,024 개의 디지털 신호로 변환되어 기록되었다.

부착된 표면 전극을 통하여 1000Hz의 비율로 ME3000P8 Measurement Unit에 전기적 신호가 획득되었다. 획득된 신호는 Optical interface(OPTO-RS/NP TWIN)를 통해 Serial Adapter card를 거쳐 개인용 컴퓨터에 저장되었다. 영상자료와 근전도 자료와의 동조를 위해 특수 제작한 후레시(flash light)를 이용하여 후레시가 터지는 순간 컴퓨터 화면상에 근전도 신호의 시작점을 나타내는 마커를 표시하도록 하였다. 비디오 카메라의 영상은 Marvel Connector Box를 거쳐 Matrox Marvel G200 Display Adapter를 통해 컴퓨터에 저장되었다.

(3) 근전도 자료의 분석

근전도 신호를 표준화하는 방법으로는 최대 등척성 수축(Maximal Voluntary Isometric Contraction: MVIC)을 사용하여 표준화하는 %MVIC 방법과 특정 동작의 근수축을 기준 수축(Reference Voluntary Contraction: RVC)으로 삼아 이를 기준으로 표준화하는 %RVC 방법이 있다(Cram 등, 1998). 본 연구에서는 %RVC 방법을 사용하여 1.25m/s 속도 보행 시 근전도 신호를 표준화하였다. 1.25m/s의 보행 속도 시 각 동작 구간에 대한 RVC로서 IEMG값을 구하였으며, 각 동작 구간의 근육에서 구한 IEMG값과 RVC-IEMG값을 비교하여 %RVC로 각 근육의 근전도 신호를 표준화 하였다.

근전도는 근육의 근수축 활성을 측정하는데 주로 사용된다. Raw EMG의 적분값은 Zero이며, 절대값을 구하기 위하여 Raw signal의 전파정류(Full-wave rectify)가 필요하다. 이는 수식(1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$I(|EMG(t)|) = \int_0^t |EMG(t)| dt \quad (1)$$

IEMG(Integrated EMG)는 근전도의 파형을 전파정류 한 후 각 근육이 근수축한 시간 동안의 적분값을 나타낸 것이다. 평균 적분 근전도의 수학적 산출방식은 수식(2)과 같다.

$$\text{Averaged IEMG} = \int_0^t \frac{|EMG(t)| dt}{1024 * t} \quad (2)$$

4. 동작구간의 분류

본 연구의 동작 구간은 보행 주기에 따라 8개의 기능적 동작시점을 통해 크게 입각기와 유각기로 나누어지며, 다시 부하반응기(loading reponse:LR), 중간 입각기(mid stance:MS), 말기 입각기(terminal stance:TS), 전유각기(pre swing:PS), 초기 유각기(initial swing:IS), 중간 유각기(mid swing:MS), 말기 유각기(terminal swing:TS)로 나누어 진다(Perry, 1992). 본 연구에서는 8개 동작 시점에 대하여 7개의 동작구간으로 나누어 연구를 진행하였다. 각 동작 국면에 따른 시작점과 종료점은 다음과 같으며, 시점에 따른 동작 구간 <그림 2>와 같다.

- RHC : Right Heel Contact - LTO : Left Toe Off - RHU : Right Heel Up
- LHC : Left Heel Contact - RTO : Right Toe Off - RKC : Right Knee Cross
- LHU : Left Heel UP

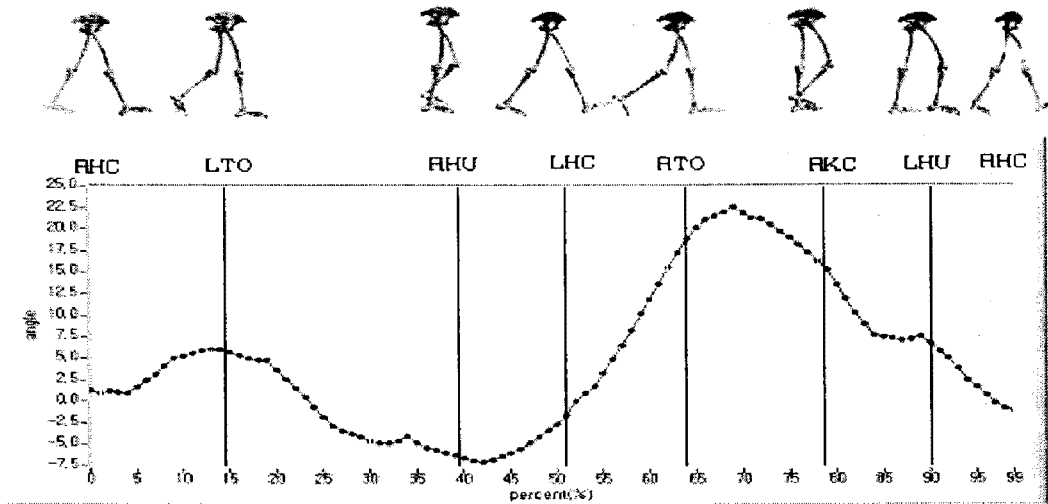


그림 2. 동작 구간의 분류

3. 통계 처리

본 연구에서의 실험결과 처리는 SPSS 11.0 for Windows 통계 package를 사용하였으며, 보행 속도 변화에 따른 운동학적 변인의 차이를 검증하기 위해 일원분산분석(One-way ANOVA)을 실시하였으며, 이때 통계의 유의도 수준은 $\alpha=.05$ 로 설정하였고 각 유형별 사후검증(post hoc test)은 Scheffé 함수를 통한 검증방법을 사용하였다.

Ⅲ. 연구 결과 및 논의

본 연구에서는 보행 속도 변화에 따른 보행 주기의 주요 시점에 대한 시간, 각도, 각속도 변인들에 대하여 평균값과 표준편차를 제시하였으며, 속도 변화에 대한 각 변인들의 변화를 알아보기 위하여 일원분산 분석을 실시하여 결과를 기술하였다. 또한, 보행 주기 시점에 따른 동작 구간의 주요 하퇴 근육들에 대한 적분 근전도값(IEMG)을 1.25m/s의 속도를 기준(RVC)으로 표준화하여 0.75m/s와 1.75m/s의 속도를 %RVC로 나타내어 속도 변화에 따른 근 활성도를 기술하였다.

1. 동작 구간에 대한 시간 변인

보행 속도 변화에 따른 보행 주기의 각 동작 구간에 대한 시간변인은 <표 1>과 같다. 보행 주기 전체에 소요된 시간은 0.75m/s의 속도가 1.37±0.08초, 1.25m/s의 속도가 1.02±0.04초 그리고 1.75m/s

표 1. 보행 속도에 따른 동작 구간의 시간요인(sec.%)

		부하 수용기	중간 입각기	말기 입각기	전유 각기	초기 유각기	중간 유각기	말기 유각기	입각기	유각기	전체
0.75m/s	M	.20	.33	.13	.23	.16	.22	.10	.66	.71	1.37
	SD	.06	.10	.10	.02	.01	.01	.05	.08	.03	.08
	M	15.26	39.06	48.69	64.97	76.74	92.34	100.00			
	SD	3.46	9.56	3.48	3.21	2.46	4.33	.00			
1.25m/s	M	.13	.26	.13	.13	.15	.13	.10	.52	.50	1.02
	SD	.01	.07	.07	.02	.02	.03	.03	.02	.02	.04
	M	14.53	39.48	51.61	64.11	78.23	90.70	100.00			
	SD	1.46	7.39	1.28	2.41	1.28	2.91	.00			
1.75m/s	M	.08	.17	.16	.08	.13	.07	.12	.42	.40	.82
	SD	.02	.05	.07	.01	.02	.01	.02	0.2	0.3	.05
	M	11.94	32.51	51.76	61.74	77.16	85.12	100.00			
	SD	2.68	8.55	.97	2.64	1.43	1.25	.00			

의 속도가 0.82 ± 0.05 초가 소요된 것으로 나타났다. 보행 속도에 따른 입각기(stance)와 유각기(swing) 소요 시간은 0.75m/s의 속도에서 각각 0.66 ± 0.08 초, 0.71 ± 0.03 초, 1.25m/s의 속도에서 각각 0.52 ± 0.02 초, 0.50 ± 0.02 초, 1.75m/s의 속도에서 각각 0.42 ± 0.02 초, 0.40 ± 0.03 초로 나타났으며, 보행 속도가 빨라지면서 통계적으로도 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p < .05$).

0.75m/s의 속도에서는 입각기의 소요 시간이 유각기의 소요 시간보다 작은 것으로 나타났으나 1.25m/s와 1.75m/s의 속도에서는 입각기의 소요시간이 조금 큰 것으로 나타났다. 또한 부하 수용기 (loading response), 중간 입각기(mid stance), 전유각기(pre swing) 그리고 중간 유각기(mid swing) 구간에서 속도 변화에 대하여 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났는데, 특히 전유각기와 중간 유각기는 속도가 증가하면서 보행 주기에서 거의 나타나지 않을 정도로 커다란 변화가 있는 것으로 나타났다($p < .05$).

0.75m/s, 1.25m/s, 그리고 1.75m/s의 속도에서 부하수용기는 $0\% \sim 15.26 \pm 3.46\%$, $0\% \sim 14.53 \pm 1.46\%$, $0\% \sim 11.94 \pm 2.68\%$, 중간 입각기는 $\sim 39.06 \pm 9.56\%$, $\sim 39.48 \pm 7.39\%$, $32.51 \pm 8.55\%$, 말기 입각기는 $\sim 48.69 \pm 3.48\%$, $\sim 51.61 \pm 1.28\%$, $\sim 51.76 \pm 0.97\%$, 전 유각기는 $\sim 64.97 \pm 3.21\%$, $\sim 64.11 \pm 2.41\%$, $\sim 61.74 \pm 2.64\%$, 초기 유각기는 $\sim 76.74 \pm 2.46\%$, $\sim 78.23 \pm 1.28\%$, $\sim 77.16 \pm 1.43\%$, 중간 유각기는 $\sim 92.34 \pm 4.33\%$, $\sim 90.70 \pm 2.91\%$, $\sim 85.12 \pm 1.25\%$, 말기 입각기는 $\sim 100\%$ 로 나타났다.

2. 발목 관절의 각도

발목 관절은 fifth metatarsal과 lateral malleolus를 연결한 분절의 벡터와 lateral malleolus와 lateral femoral condyle를 연결한 분절의 벡터를 사잇각으로 정의하였으며, 해부학적 자세에서 대상자들의 발 벡터와 하퇴 벡터 사이의 각을 측정한 118.45 ± 5.27 도를 0도로 보고 시상면상에서 + 방향은 저축 굴곡(plantar flexion), - 방향은 배축 굴곡(dorsiflexion)으로 정의하였다.

<그림 3>은 보행 속도에 따른 발목 관절의 변화를 나타낸 것이다. 속도에 따라서 보행 주기의 11-15%의 부하 수용기에서 저축 굴곡이 약하게 나타났으며, 0.75m/s의 속도에서는 약 48%의 말기 입각기(terminal stance)에서 최대의 배축 굴곡이 일어났으나 1.25m/s와 1.75m/s의 속도에서는 약 35%의 중간 입각기에서 최대의 배축 굴곡을 나타내었다. 하지의 추진을 위해 49-64%의 전유각기 구간에서 급격한 저축 굴곡을 보이며, 61-64%의 발가락 이지 지점의 후에 최대의 저축 굴곡을 나타내었다.

보행 속도에 따른 각 동작 시점에 대한 발목 관절의 각도는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다($p < .05$). 정철수(2001)등의 연구에서 4.5km/h의 속도일 때 20대의 왼쪽 뒤꿈치 접지 시(LHC) 발목각도는 100.87 ± 5.88 도로 밝히고 있는데 이것은 본 연구와 약 10도 정도의 차이를 보이고 있으나, 속도 증가에 따라서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다는 결과는 본 연구와 일치하고 있다. 또한, 오른 발가락 이지 시(RTO)의 발목 각도는 124.23 ± 6.29 도로 밝히고 있는데, 본 연구의 같은 속도와 시점에서 발목각도와 거의 일치하는 것으로 나타났으며, 역시 속도 증가에 따른 유의한 차이는 나타나지 않았음을 밝히고 있다. 최대 배축 굴곡각(maximum dorsiflexion : MDF)과 저축 굴곡각(maximum plantar flexion : MPF)은 0.75m/s의 속도에서 -13.51 ± 5.94 , 11.37 ± 7.17 , 1.25m/s의 속도에서 -11.16 ± 5.79 도, 16.89 ± 5.64 도 그리고 1.75m/s의 속도에서 -11.19 ± 5.68 , 19.46 ± 5.71 로 나타났다. 최대 배축 굴곡각(MDF)은 속도 변화에 대하여 거의 유사하게 나타났으며, 최대 저축 굴곡각(MPF)은 속

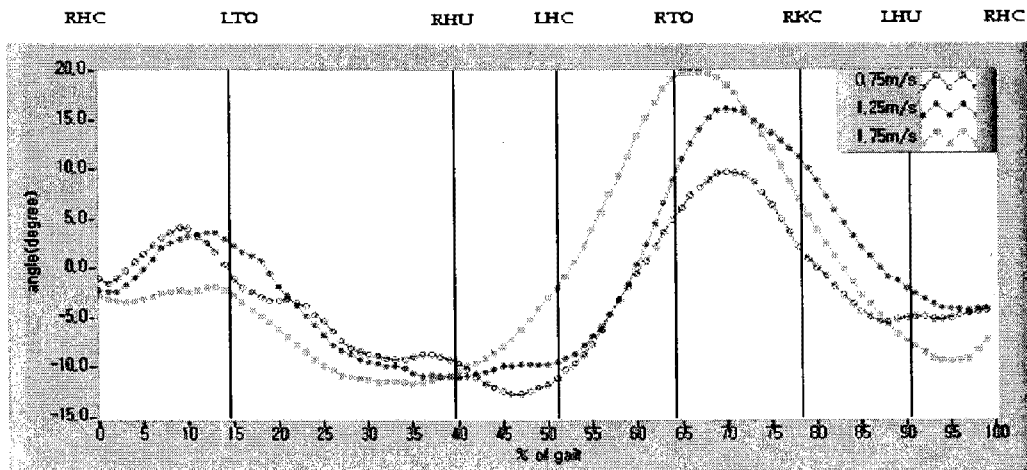


그림 3. 보행 속도 변화에 따른 발목 관절의 각도

도가 증가함에 따라서 증가하는 경향이 나타났으나 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다($p < .05$). 김로빈(2000)은 0.76m/s, 1.34m/s, 2.46m/s의 속도 증가에 따른 발목관절의 최대 배측굴곡 각도가 각각 5.7도, 5.6도, 6.5도로, 최대 저측굴곡 각도는 각각 -16.2도, -20.4도, -28.7도로 밝히고 있는데, 본 연구의 0.75m/s와 1.25m/s의 속도와 비교할 때 최대 배측 굴곡 각도는 약 5-6도 정도 차이를 보이고 있으며, 최대 저측 굴곡각도는 4-5도 정도 차이를 보이고 있다. 또한, 속도가 증가할수록 발목관절의 최대 배측굴곡각도와 저측 굴곡각도는 증가하는 경향을 보이지만 통계적으로 유의한 차이는 없는 것으로 밝히고 있는데 이러한 결과는 본 연구와 일치하고 있다.

보행 속도가 증가할수록 발목관절은 배측 굴곡보다는 저측 굴곡을 더 크게 하는 하는 경향을 보이고 있는데, 이것은 Winter(1983)와 Fujita, Matsusaka, Norimatsu, Chiba, Hayashi, Miyasaki, Yamaguchi, Suzuki & Itai(1983)의 연구에서 언급된 것처럼 속도가 증가할수록 더 많은 추진력을 얻기 위해서는 배측 굴곡보다는 저측 굴곡을 더 크게 해야 한다는 결론과 일치한다.

3. 발목 관절의 각속도

<그림 4>는 보행 속도에 따른 발목 관절의 각속도 변화를 보여 주고 있다. 세 종류의 속도에서 모두 발뒤꿈치 접지 후 부하 수용기에서 약간의 속도 변화를 보이며, 61%~64%의 발가락 이지 시점(RTO) 전까지 + 방향으로 증가하다가 이지 시점 후에 최대의 각속도를 나타내었다. 이후 - 방향으로 각속도가 급격히 증가하는 것이 나타나며, 중간 유각기의 75%~80%에서 최대 각속도를 나타내고 있다.

보행 속도에 따른 각 동작 시점에서의 발목관절의 각속도는 동작 시점들 중 왼쪽 뒤꿈치 접지(LHC), 오른 발가락 이지(RTO), 오른 무릎 꺾임(RKC), 왼쪽 뒤꿈치 들림(LHU)시점에서 속도 변화에 따라 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p < .05$). 사후 검증 결과 LHC와 RKC 시점

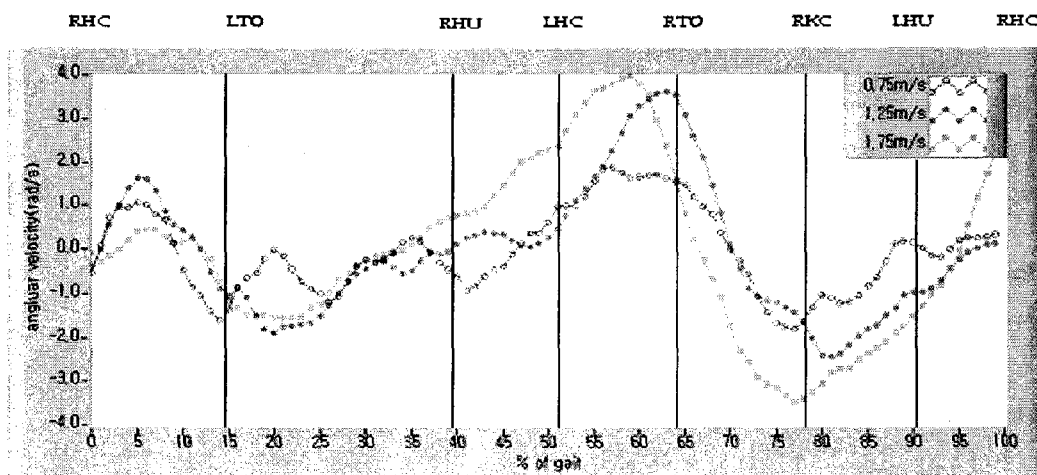


그림 4. 보행 속도에 따른 발목 관절의 각속도

에서는 0.75m/s와 1.25m/s의 속도 간에 유의한 차이가 나타났으며, RTO와 LHU 시점에서는 0.75m/s와 1.25m/s, 0.75m/s와 1.75m/s의 속도간에 유의한 차이가 나타났다($p<.05$). 보행 속도가 증가할수록 발목 관절의 배측 굴곡과 저측 굴곡 되는 속도는 증가하는 것으로 나타났는데, 각 동작 시점들 중 강한 하지 추진력을 얻기 위해 발목 관절을 빠르게 움직이게 하는 왼쪽 뒤꿈치 접지, 오른 발가락 이지, 왼쪽 뒤꿈치 들림 등의 시점에서 유의한 차이가 나타난 것으로 생각된다.

최대 저측 굴곡 각속도(MPF)는 0.75m/s, 1.25m/s, 1.75m/s의 속도에서 각각 $1.93\pm 0.11\text{rad/s}$, $3.66\pm 0.38\text{rad/s}$, $3.97\pm 0.87\text{rad/s}$ 로 나타났으며, 사후 검증 결과 속도 변화에 대하여 0.75m/s와 1.25m/s, 0.75m/s와 1.75m/s의 속도에서 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p<.05$). 최대 배측 굴곡 각속도(MDF)는 0.75m/s, 1.25m/s, 1.75m/s의 속도에서 각각 $-1.83\pm 0.37\text{rad/s}$, $-2.72\pm 0.37\text{rad/s}$, $-3.43\pm 0.43\text{rad/s}$ 로 나타났으며, 사후 검증 결과 속도 변화에 대하여 0.75m/s와 1.25m/s, 0.75m/s와 1.75m/s의 속도에서 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p<.05$).

윤남식(1998)등의 경사도에 따른 보행 분석에서 1.25m/s의 속도 보행 시 발목 관절의 최대 배측 굴곡 각속도는 105degree/s 로 밝히고 있는데 본 연구와는 50degree/s 정도의 차이를 보이고 있다. 그러나, 최대 저측 굴곡 각속도는 -216degree/s 로 밝히고 있는데, 이 결과는 본 연구결과와 거의 유사한 것으로 나타났다.

4. 발목 관절의 운동과 각 근육의 근활성 변화 및 적분 근전도

<그림 5>는 보행 속도에 따른 발목 관절의 각도, 각속도, 발목관절에 작용하는 주요 근육들의 근 수축 활성 변화를 나타내고 있다. 발목 관절은 부하 수용기 중간까지 저측 굴곡된 후 배측 굴곡되어 말기 입각기 중간에 최대로 배측 굴곡되며, 이 후 저측 굴곡되어 발가락 이지 시점(RTO) 이후에 최대였으며, 각속도는 이지 시점 전에서 완만히 + 방향으로 증가하였으며, 이후 급격히 - 방향으로 증가하고 있다.

1) 전경골근

전경골근은 부하수용기와 중간입각기 동안에 근육이 활성화되는 것으로 나타났으며, 다시 중간 유각기와 말기 유각기 동안에 근육이 활성화되는 것으로 나타났다. Otter(2003)등의 연구에서 전경골근은 부하수용기와 중간입각기에 걸쳐 근 활성이 나타났음을 밝히고 있는데, 이 결과는 본 연구 결과와 일치하는 것이다. 그러나 두 연구에서는 유각기 전반에 걸쳐서 전경골근이 활성화되는 것으로 밝히고 있으나, 본 연구에서는 중간 유각기 이후부터 전경골근이 활성화되는 것으로 나타나 다소 차이를 보이고 있다. 1.25m/s의 속도를 기준으로 1.75m/s의 속도에서 근 수축 활성의 증가를 보이고 있으나 0.75m/s와 1.25m/s는 거의 유사하게 근 수축 활성을 보이고 있다. 이것은 0.75m/s와 1.25m/s의 속도에서는 근 수축 활성을 위한 운동 단위(motor unit)들의 동원이 거의 유사하기 때문인 것으로 생각된다.

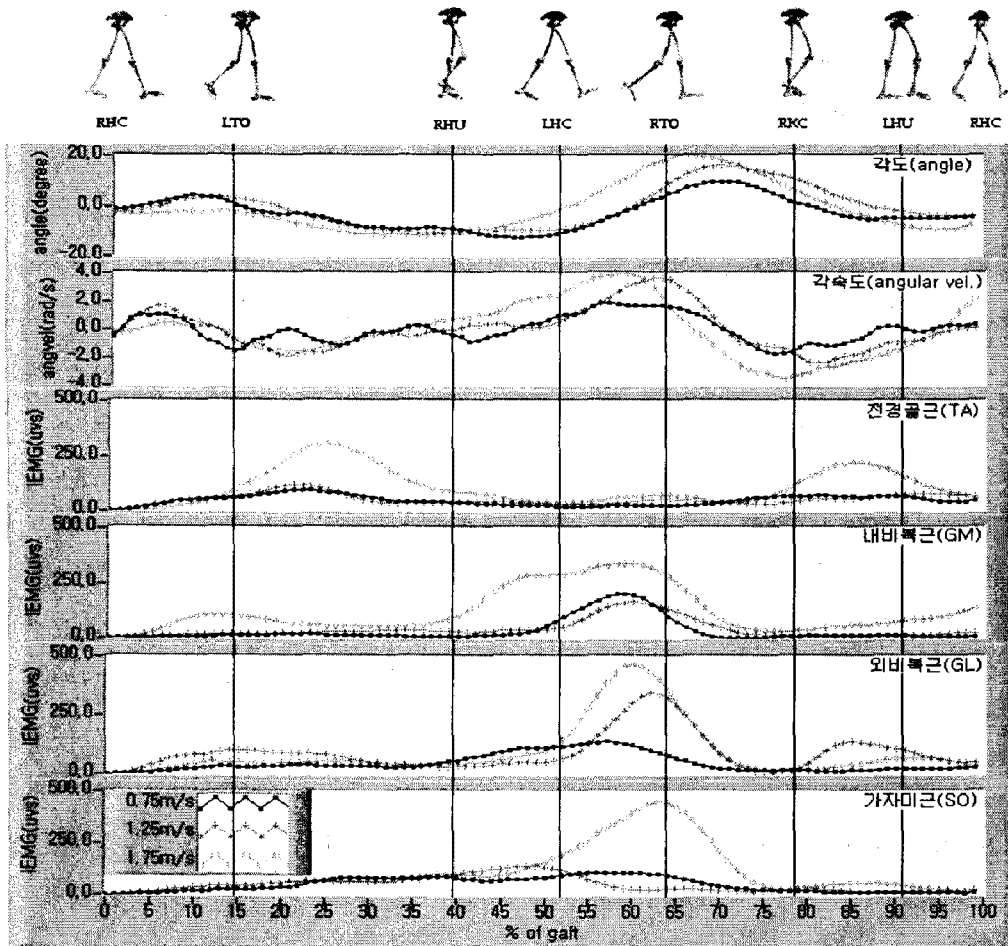


그림 5. 보행 속도에 대한 발목관절의 운동과 근 수축 활성 변화

보행 속도에 따른 전경골근의 적분 근전도값은 <그림 6>과 같이 나타났다. 속도 변화에 따른 전경골근의 동작 구간별 근수축 활성은 1.75m/s의 속도에서 중간 입각기(mid stance)에서 최대 활성을 보인 후 초기 유각기(initial swing)까지 감소함을 나타냈다. 가장 천천히 걷는 0.75m/s의 속도에서는 중간 유각기에서 전유각기까지 지속적인 활성을 나타냈으며, 1.25m/s의 속도에서 보다 근수축 활성이 조금씩 더 큰 것으로 나타났다. 1.75m/s에서는 1.25m/s의 속도보다 구간에 따라 2배 이상의 근수축 활성을 나타냈는데 이것은 더 큰 속도를 내기 위해 근육이 더 활성화 되었음을 알 수 있다. 그러나 0.75m/s의 속도가 1.25m/s보다 다소 많은 근수축 활성을 나타내었는데, 이것은 무릎 관절과 엉덩 관절의 움직임을 제한하고 발목 관절을 1.25m/s의 속도에서 보다 더 많이 사용함으로써 해서 더 큰 활성을 보인 것으로 사료된다.

전경골근의 동작구간별 적분근전도

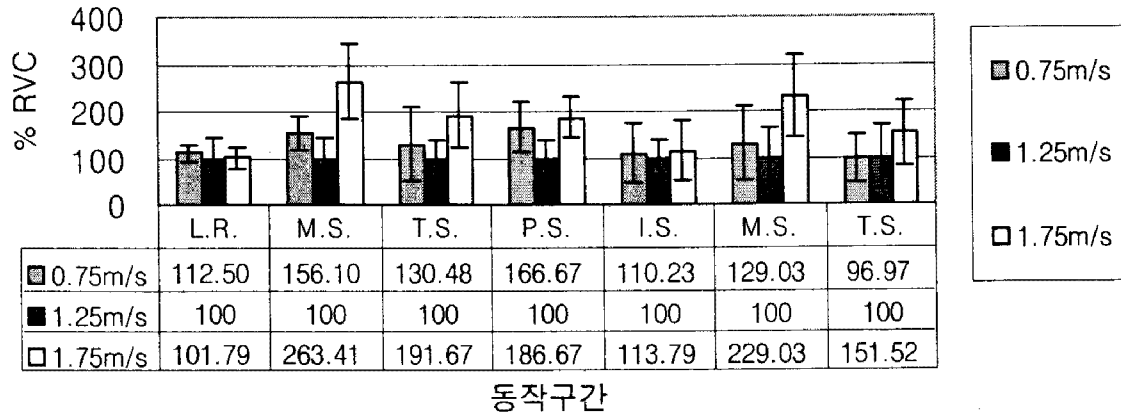


그림 6. 보행 속도에 대한 전경골근의 적분 근전도값

2) 내비복근

내비복근은 중간 입각기에서 전유각기 동안에 근 수축 활성이 나타나고 있는데, Perry(2000)의 연구와 Otter(2003)등의 연구에서는 중간 입각기에서 말기 유각기 동안에 근 수축이 활성화된 것으로 밝히고 있으며, Hof(2002)도 전체 보행 주기(gait cycle) 중 20%-55% 구간 즉, 중간입각기와 말기 입각기 동안에 근 수축이 활발하였다고 보고하여 본 연구 결과와 다소 미세한 차이를 보였다.

내비복근의 동작구간별 적분근전도

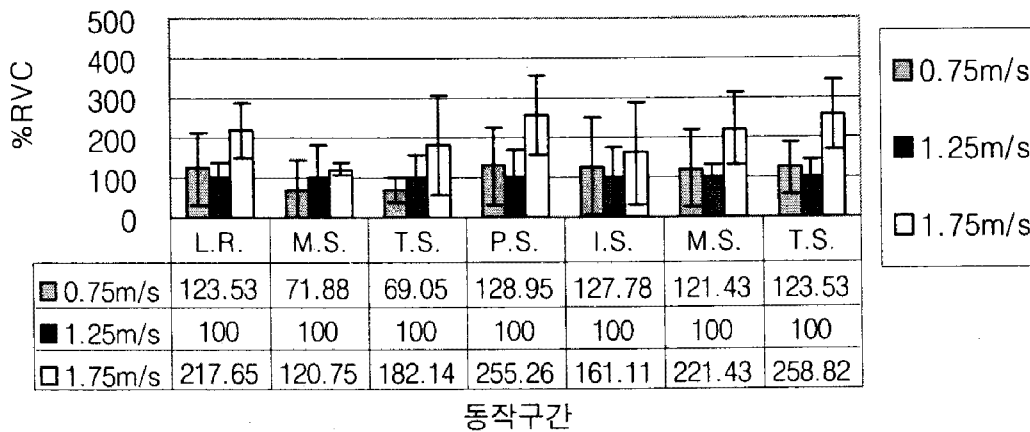


그림 7. 보행 속도에 대한 내비복근의 적분 근전도값

보행 속도에 따른 내비복근의 적분 근전도값은 <그림 7>과 같이 나타났다. 속도 변화에 따른 내비복근의 근수축 활성은 속도가 증가함에 따라서 말기 유각기에서 최대로 나타났다. 그러나 속도가 낮을 때는 중간 유각기 때 가장 큰 것으로 나타났다. 1.75m/s의 속도 시 근 수축 활성은 1.25m/s의 속도 보다 구간에 따라 약 2배 정도의 더 큰 활성을 보였으며, 0.75m/s의 속도에서는 1.25m/s의 속도 보다 구간에 따라 더 큰 근 활성을 보였는데, 이것은 전경골근과 마찬가지로 무릎 관절과 엉덩 관절의 움직임에 제한하고 발목 관절을 1.25m/s의 속도에서 보다 더 많이 사용함으로써 해서 더 큰 활성을 보인 것으로 사료된다.

3) 외비복근

외비복근은 전유각기에서 부터 근 수축 활성이 나타나고 있는데, Otter(2003)등의 연구에서는 중간 입각기에서 말기 유각기 동안에 근 수축이 활성화된 것으로 밝히고 있으며, Hof(2002)도 전체 보행 주기 (gait cycle) 중 20%-55% 구간 즉, 중간입각기와 말기 입각기 동안에 근 수축이 활발하였다고 보고하여 본 연구 결과와 다소 미세한 차이를 보였다. 외비복근은 발목과 무릎의 두 개 관절에 작용하는 다관절 근육(two joints muscle)으로 분류되기도 한다. 즉, 발목 관절의 저축 굴곡근(plantar flexor)으로서도 작용하지만 무릎관절의 신전근(extensor)으로서도 작용한다. 외비복근은 1.25m/s의 보행 속도 시 부하 수용기의 중간부터 중간 입각기의 중간까지 근 수축의 활성을 보이고, 중간 유각기 이후에도 근 수축 활성을 보이고 있는데 이것은 무릎의 신전근으로서 근수축이 일어나고 있음을 의미한다. Perry(1992)의 연구에서도 부하수용기와 중간 입각기 중간까지의 구간과 말기 유각기 구간에서 근육이 수축되고 있음을 밝히고 있는데, 이것은 본 연구의 결과와 일치하는 것이다. 그러나 0.75m/s와 1.75m/s의 속도에서는 근 수축이 작게 활성화 되는 것으로 나타났는데, 이것은 두 속도의 보행이 1.25m/s의 속도와는 다르게 무릎의 신전을 제한하며 보행이 이루어지고 있음을 의미하는 것이다.

외비복근의 동작구간별 적분근전도

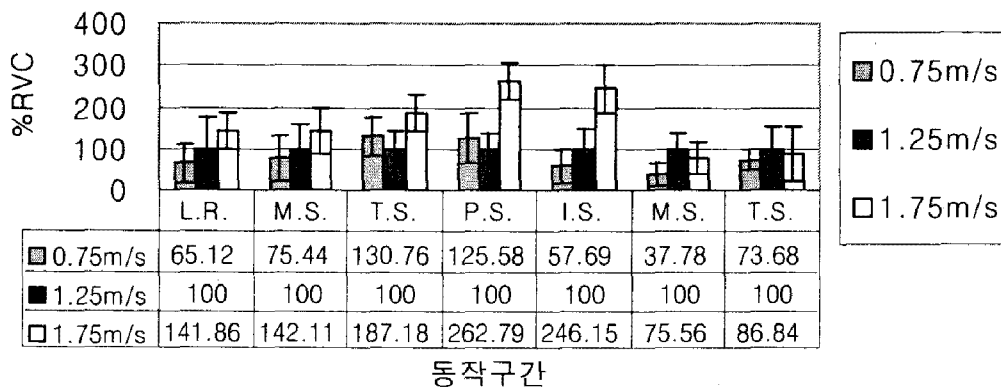


그림 8. 보행 속도에 대한 외비복근의 적분 근전도값

보행 속도에 따른 외비복근의 적분 근전도값은 <그림 8>과 같이 나타났다. 속도 변화에 대하여 구간에 따라 근수축 활성이 증가하는 경향을 나타내었으며, 전유각기와 초기 유각기에서 1.75m/s의 속도에서는 1.25m/s의 속도에서 약 2배 이상의 근수축 활성을 나타는 것으로 나타났다. 0.75m/s의 속도에서 근 수축 활성은 말기입각기와 전유각기에서 1.25m/s보다 큰 것으로 나타났는데, 전경골근과 내비복근과 마찬가지로 무릎관절과 엉덩 관절을 제한하고, 발목관절을 1.25m/s의 속도에서 보다 발목 관절을 더 이용하기 때문인 것으로 사료된다.

4) 가자미근

가자미근은 중간 입각기에서 전유각기 중간까지 구간에서 근 수축이 활발한 것으로 나타났는데, 이것은 Perry(1992)의 연구와 일치한다. 그러나 Otter(2003)등의 연구에서 가자미근은 중간 입각기와 말기 입각기 구간에서 두드러진 근 수축 활성을 나타내고 있는 것으로 보고하여 본 연구와 다른 선행 연구에 다소 미세한 차이를 보였다. 내비복근과 가자미근도 속도가 증가할수록 근 수축 활성 정도에서는 전경골근과 유사하지만 속도가 증가할수록 근 수축 활성 시간이 길어져 지속적으로 수축이 이루어지고 있음을 알 수 있다. 외비복근은 보행 속도가 증가할수록 근 수축 활성 정도가 커졌으며, 활성화되는 시간도 속도가 증가할수록 길어지고 있어 속도가 증가할수록 외비복근의 활동이 두드러짐을 알 수 있다.

보행 속도에 따른 가자미근의 적분 근전도값은 <그림 9>와 같이 나타났다. 가자미근의 근 수축 활성은 주로 초기 유각기와 중간 유각기에서 나타났는데 이것은 내비복근과 외 비복근의 근 수축 활성보다 시기적으로 약간 늦게 나타난 것이다. 발목 관절의 저축 굴곡 시 처음에는 내비복근과 외

가자미근의 동작구간별 적분근전도

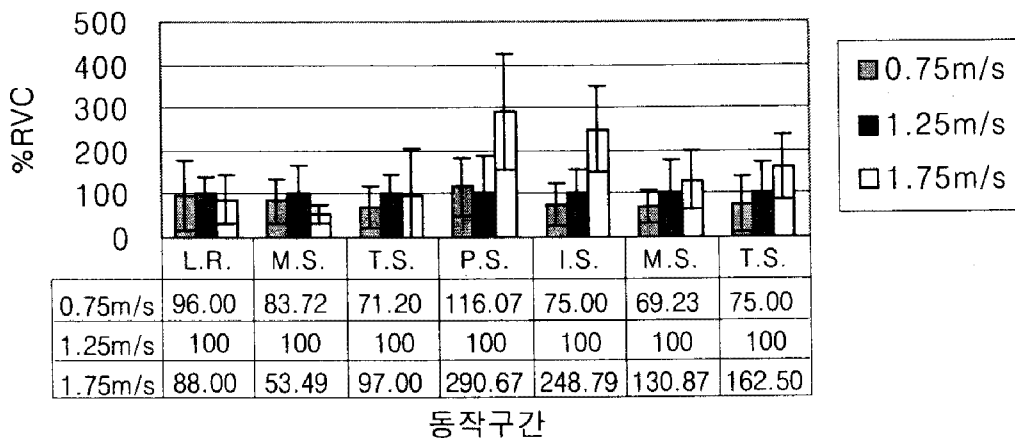


그림 9. 보행 속도에 대한 가자미근의 적분 근전도 평균값

비복근의 근 수축이 일어나지만 점차 가자미근에 의해 저축 굴곡이 유지되고 있음을 의미하는 것이다. 1.75m/s의 속도에서는 1.25m/s 속도 보다 구간에 따라 2~3배 정도 더 큰 근 수축 활성을 나타내고 있으나 0.75m/s의 속도와 1.25m/s의 속도에서는 거의 유사하게 근 수축이 일어난 것으로 나타났다.

IV. 결론 및 제언

본 연구는 보행 속도의 변화에 따라 하지 관절의 운동학적 변인과 근전도 분석을 통한 하퇴 근육들의 근 수축 활성 변화에 어떠한 특성들이 나타나는지를 알아봄으로서 보행 연구에 필요한 기초 자료를 제시하는데 목적이 있다.

본 연구에서 살펴본 보행 속도에 따른 발목 관절의 운동학적 변인들과 근전도 분석을 통한 하퇴 근육의 근 수축 활성 정도를 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 보행 속도에 따라 보행주기(gait cycle)의 각 동작 구간에 대한 소요 시간은 말기 입각기와 말기 유각기를 제외한 구간에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p < .05$).
2. 보행 속도에 따른 발목 관절의 각도는 각 동작 시점과 최대 배측 굴곡, 저축굴곡 그리고 최대 굴곡, 신전에 대하여 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나($p < .05$) 보행 속도가 증가할수록 증가하는 경향을 나타내었다.
3. 보행 속도에 따라 발목 관절의 각속도는 LHC, RTO, RKC, LHU의 동작 시점과 최대 저축 굴곡 각속도(MPF)와 배측 굴곡 각속도(MDF)에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$).
4. 전경골근은 1.75m/s의 속도에서 1.25m/s의 속도 보다 구간에 따라 약 2~3배 정도의 더 큰 근 수축 활성을 보였으며, 0.75m/s와 1.25m/s의 속도에서는 근 수축 활성이 거의 유사하게 나타났지만 0.75m/s의 속도에서 다소 큰 근 수축 활성이 나타났다. 내비복근도 1.75m/s의 속도가 1.25m/s의 속도 보다 구간에 따라 약 2~3배 정도의 더 큰 근 수축 활성을 보였으며, 구간에 따라서는 0.75m/s의 속도에서 1.25m/s의 속도 보다 더 큰 근 수축 활성을 보였다. 외비복근은 구간에 따라서 차이는 있지만 특히 초기 유각기에서 속도가 증가할수록 근 수축 활성이 증가하는 경향을 나타내었다. 가자미근은 1.75m/s에서 발목의 저축 굴곡되는 동안 1.25m/s의 속도 보다 거의 3배 정도 큰 근 수축 활성을 나타내었다. 0.75m/s와 1.25m/s의 속도에서는 근 수축 활성이 거의 유사한 것으로 나타났으나 1.25m/s의 속도가 약간 더 큰 것으로 나타났다.

본 연구에서는 보행 속도의 변화에 따라 발목 관절들의 운동학적 변인들의 변화를 살펴보았으며 근전도 분석을 통한 하퇴 주요 근육의 근 수축 활성 정도를 살펴보았다. 보행 속도의 증가는 대부분

하퇴 근육의 근 수축 활성화에 증가를 가져왔으나 느린 속도의 보행에서는 보행 속도가 증가했음에도 정상 보행 속도와 거의 유사한 근수축 활성을 보였다. 또한, 정상 보행 속도 보다 아주 느리거나 빠른 속도일 때 근 수축 활성이 오히려 감소하는 근육들이 나타나기도 하였다. 본 연구는 발목 관절과 하퇴 근육에만 연구를 진행시켜 보행 속도 변화에 따른 무릎 관절과 대퇴의 근육의 변화에 대한 영향을 고려하지 않았기 때문에 발목 관절과 근육의 변화를 완벽하게 이해하는 것에는 미흡함이 있었다. 이에 따라서 향후 연구는 이러한 점을 고려하고 더 많은 하지의 근육에 대해서도 더 자료를 수집해야 할 것으로 사료된다.

참고문헌

- 김로빈(2000). 보행시 속도와 보폭 변화에 따른 하지관절의 운동역학적 분석. 연세대학교 대학원 박사학위 논문.
- 김택훈, 최홍식, 김창인, 이진복(2002). 정상 보행과 발가락 보행의 하지 근육 근활성도 비교, 한국 전문 물리치료 학회지, 9(2).
- 박경희, 권오윤, 김영호(2003). 정상인에서 보행 속도가 발관절의 관절각과 발바닥최대 압력 분포에 미치는 영향, 한국 전문 물리치료 학회지, 10(1).
- 윤남식, 이경옥, 김지연(1998). 경사도에 따른 보행의 운동학적 비교. 한국 여성체육학, 13(1), 89-101.
- 임비오(1997). 성인남자의 연령별 보행 형태 분석. 서울 대학교 대학원 석사학위논문.
- 정철수, 신인식, 서정석, 은선덕(2001). 연령과 속도에 따른 보행 형태와 역학적 효율성 분석. 한국운동역학회, 10(2), 205-219.
- 한상덕(1983). 인간공학. 서울: 학문사.
- 허영진(1997). 성장기 남자의 연령별 보행 형태 분석. 서울 대학교 대학원 석사학위 논문.
- Anderson, F.C., & Pandy, M.G. (2003). Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait and Posture*, 17, 159-169.
- Andriacchi, T.P., Ogle, J.A., & Falant, J.O. (1977). Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *Journal of Biomechanics*, 10, 261-268.
- Burnfield, J.M., Few, C.D., Mohamed, O.S., & Perry, J. (2004). The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clinical Biomechanics*, 19, 1, 78-84.
- Cram. J. R., Kasman, G. S., & Holtz, J. (1988). Introduction to Surface Electromyography. Gaithersburg. An Aspen Pub.

- David, G.L., & Thor, F.B. (2003). An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics*, 36(6), 765-776.
- Doorenbosch, C.A.M., & Ingen Schenau, G.J. (1995). The role of mono- and bi-articular muscles during contact control leg tasks in man. *Human Movement Science*, 14, 279-300.
- Frigo, C., Crenna P., & Jensen, L. M. (1996). Moment-angle relationship at lower limb joints during human walking at different velocities. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 6(3), 177-1990.
- Fujia, M., Matsusaka, N., Norimatsu, T., Chiba, G., Hayashi T., Miyasaki, M., Yamaguchi, K., Suzuki, R., & Itai, T. (1983). Motion and role of the MP joints in walking. *Biomechanics*, VIII-A, 467-470.
- Galley, P. M., & Foster, A. L. (1987). *Human movement*. Churchill Livingstone, 228-237.
- Hof, A. L., Elzinga, H., Grimmius, W. & Halbertsma, J. P. K. (2002). Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait and Posture*, 16, 78-86.
- Ingen Schenau GJv, Bobbert M.F., Rozendal R.H. (1987). The unique action of bi-articular muscles in complex movements. *Journal of Anat.*, 1551-1555.
- Johnson, G.W. (1999). *LabVIEW graphical programming: Practical applications in instrumentation and control*. New York: McGraw-Hill.
- Josef, F. (2001). EMG-interference pattern analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(4), 231-246.
- Li, L., Elizabeth, C.H., van den Bogert, Caldwell, G.E., Richard, E.A., van Emmerik, & Hamill, J. (1999). Coordination patterns of walking and running at similar speed and stride frequency. *Human Movement Science*, 18, 67-85.
- Michael, W.W. (1990). *Gait Analysis: An Introduction*. Oxford Orthopaedic Engineering Centre: University of Oxford.
- Nene, A., Mayagoitia, R., & Veltink, P. (1999). Assessment of rectus femoris function during initial swing phase. *Gait and Posture*, 9, 1-9.
- Neptune, R.R., Kautz S.A., & Zajac, F.E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, 34, 1387-98.
- Nigg, De Boer, & Fisher. (1995). A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 27(1), 98-105.
- Olney, S.J., & Richards, C. (1996). Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait and Posture*, 4(2), 136-148.

- Otter, A.R., Geurts, A.C.H., Mulder, T., & Duysens J. (2003). Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait and Posture*, 19(3), 270-278.
- Perttunen, J., & Komi, P.V. (2001). Effects of walking speed on foot loading patterns. *Journal of Human Movement Stud.*, 40, 291-304.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. NJ:SLACK.
- Scott, S.H. & Winter, D.A. (1990). Internal forces at chronic running injury sites. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(3), 357-369.
- Sutherland, D. H., Olshen, R. A., Biden, E. N., & Wyatt, M. P. (1988). *The development of mature walking*. Oxford: Mac Keith Press.
- Winter, D.A. (1983). Biomechaical motor patterns in normal gait. *Journal of Motor Behavior*, 15, 302-330.
- Whittle, M. W. (1990). *Gait Analysis: Introduction*. Oxford Orthopaedic Engineering Centre: University of Oxford.
- Zajac, F.E. Neptune R.R., & Kautz S.A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture*, 16, 215-232.
- Zatsiorky, V.M., Werner, S.L., & Kaimin, M.A. (1994). basic kinematics of walking, *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 34, 109-134.

투 고 일 : 2005. 02. 15

심 사 일 : 2005. 02. 23

심사완료일 : 2005. 03. 04