The effect of gaze angle on muscle activity and kinematic variables during treadmill gait

트레드밀 보행 시 전방주시각 유형에 따른 근육활동과 하지관절각 비교 분석

Bo-Suk Kim[2], Jae-Hu Jung[2] , Woen-Sik Chae[1]

[1] Department of Physical Education, Kyungpook National University, Daegu, South Korea

[2] Department of Physical Education, Graduate School of Kyungpook National University, Daegu, South Korea

Corresponding author

Woen-Sik Chae, Ph.D.

Associate Professor

Department of Physical Education, Kyungpook National University

80 Daehak-ro, Buk-gu, Daegu, 41566, Korea

Phone: +82-53-950-5932, Fax: +82-53-955-4235, Email: wschae@knu.ac.kr

Acknowledgements

This study was excerpted from the master's thesis of Bo-Suk Kim in 2016.

Abstract

Objective: The purpose of this study was to determine how gaze angle affects muscle activity and kinematic variables during treadmill gait and to offer scientific information for effective and safe treadmill training environment.

Method: Ten male subjects who have no musculoskeletal disorder were recruited. Eight pairs of surface electrodes were attached to the right side of the body to monitor the upper trapezius(UT), rectus abdominis(RA), erector spinae(ES), rectus femoris(RF), bicep femoris(BF), tibialis anterior(TA), medialis gastrocnemius(MG), and lateral gastrocnemius(LG). Two digital camcorders were used to obtain 3-D kinematics of the lower extremity. Each subject walked on a treadmill having a TV monitor in three different heights(eye level; EL, 20% above eye level; AE, 20% below eye level; BE) at speed of 5.0 km/h. For each trial being analyzed, five critical instants and four phases were identified from the video recording. For each dependent variable, one-way ANOVA with repeated measures was to determine whether there were significant differences among three different conditions($p<.05$). When a significant difference was found, post hoc analyses were performed using the contrast procedure.

Results: This study found that average and peak IEMG values for EL were generally smaller than the corresponding values for AE and BE but the differences were not statically significant. There were also no significant changes in kinematic variables among three different gaze angles.
Conclusion: Based on the results of this study, gaze angle does not affect muscle activity and kinematic variables during treadmill walking. However, it is interesting to note that walking with BE may increases muscle activities of the trapezius and the lower extremity. Moreover, it also have tendency to hinder to have proper dorsiflexion during landing phase. Thus, it seems to reasonable to suggest that inappropriate gaze angle should avoided in treadmill walking. It is obvious that increased walking speed may cause a significant changes in biomechanical parameters used in this study. It is recommended that future studies be conducted which are similar to the present investigation but using different walking speed.

Keywords: Gait, Gaze angle, Muscle activity, Kinematic variables

Introduction

모든 스포츠의 기본동작이 되는 보행 동작은 하지로 체중을 지탱하고, 몸 전체의 균형을 유지하면서 신체 중심을 옮기는 이동 동작이다(Chae, 2006). 이러한 보행 운동은 운동부족 상태가 되기 쉬운 현대인들의 대표적인 운동으로 활용되고 있으며, 편리성에 의해 트레드밀 걷기 운동이 각광을 받고 있다.
트레드밀(treadmill)은 바닥의 회전밸트가 자동으로 돌아가면서 사람이 그 위에서 걷거나 달리는 동작을 수행하도록 고안된 운동기구로써 걷기나 달리기에 대한 관심이 고조되면서 유행하게 되었다. 트레드밀 걷기 운동은 접근이 용이하고, 비용이 저렴하며, 날씨나 장소에 비교적 제한을 적게 받는다. 또한, 운동 중에 본인에게 맞는 속도와 경사도를 적용하여 운동부하를 쉽게 조절할 수 있다(Yoon, Yi, Kim, Mun, & Yang, 2000). 하지만 트레드밀 보행은 야외에서 이루어지는 일반보행에 비해 다양한 근육을 훈련하거나 발달시키기 어려우며, 제한된 공간에서 운동이 수행하게 되므로 단조롭고 쉽게 지루함을 느낄 수 있다(Park, Oh, Kim, & Choi, 2011).
유산소 운동으로서 트레드밀 운동의 단조로움과 지루함에 대한 문제점을 해결할 수 있는 방안으로 음악을 틀거나 기존 트레드밀에 LCD-TV 를 추가로 부착시켜 개개인의 취향에 맞출 수 있도록 보완 수단이 활발히 활용되어지고 있다(Bang, 2007). 하지만 디스플레이 장치의 사용으로 인한 시선 고정은 부적절한 자세를 유발하고 인체 근골격계에 부정적인 영향을 미치는 것으로 보고되고 있다. Eltayeb, Staal, Hassan, and Bie(2009)는 영상단말기(visual display terminal, VDT)의 장시간 사용으로 인한 부적절한 자세는 사용자의 상지 근골격계 통증을 유발하는 주요 요인으로 작용한다고 보고하였다. Gerr, monteilh, and Marcus(2006)는 VDT 의 사용으로 인한 근육의 긴장은 목과 어깨 근육의 정적 부하로 인해 혈액순환을 감소시키고 근피로와 통증을 유발한다고 보고하였다. Ortiz-Hernandez, Tamez-Gonzalez, Martinez-Alcantara, and Mendez-Ramirez(2003)는 모니터를 바라보기 위한 머리 기울임은 척주 디스크를 압박하여 목, 어깨, 등배의 만성적 문제를 야기한다고 보고하였다.
트레드밀과 전방주시각에 관련된 연구를 살펴보면, 대부분의 연구에서 트레드밀 보행 및 달리기 운동 시 TV 를 보거나 책을 읽게 되면 안전사고에 대한 대처 능력이 떨어져 부상에 노출되기 쉬워진다고 밝혀졌다. Cordo and Flanders(1990)는 전방주시각이 고정될 경우 특정 동작 수행에 있어 신체의 협응 및 움직임 제어에 부정적인 영향을 미친다고 보고하였다. Nigg, De Boer, and Fisher(1995)는 보행 중 신체중심의 불안정성은 신체 각 부위의 균형성 및 호흡과 심장활동 등에 영향을 미쳐 과도한 에너지 소비의 원인이 될 수 있다고 보고하였으며, Turner, Helliwell, Siegel, and Woodburn(2008)은 잘못된 보행 동작은 관절, 근육, 신체구조 등에 질병을 야기시킬 수 있다고 보고하였다.

현재까지의 선행연구들은 트레드밀에서 속도나 경사도에 따른 보행의 특성을 분석한 연구(Bergmann, Graichen, & Rohlmann, 1993; Burnfield, 2010)와 근활성도 연구가 많이 이루어져 왔다(An, Kim, & Lee, 2007; Cipriani, 1995; McArdle, Katch, & Katch, 2001). 하지만 트레드밀 보행 시 전방주시 각도에 대한 근활성도 및 운동학적 연구는 거의 이루어지지 않았다. 또한, 컴퓨터 사용에 관한 자세 분석 및 작업환경에 대한 연구는 활발히 이루어지고 있지만, 트레드밀 운동 시 모니터의 적절한 위치 선정에 대한 연구는 전무한 실정이다. 따라서 본 연구의 목적은 근전도 분석과 3 차원 영상 분석을 통해 트레드밀 보행 시 전방주시각이 근육활동과 운동학적 변인에 어떠한 영향을 미치는가를 정량적으로 평가하는데 있다.

Method

1. Participants

본 연구에서는 트레드밀 보행을 위해 인체 근골격계에 이상이 없는 성인 남자 10 명(신장 173.0±5.3 cm, 체중 72.3±10.6 kg, 연령 28.1±4.3 yr)을 연구대상자로 선정하였다.

2. Experimental setup

2.1. EMG

본 연구에서는 트레드밀 보행 시 전방주시각도에 따른 근육 활동을 분석하기 위해 8 채널 유선 근전도기기(QEMG-8, Laxtha Inc., Korea, gain = 1000, input impedance > 10^{12} Ω, CMRR > 100 dB)를 사용하였다(Figure 1). 근전도 측정을 위한 8 개의 표면전극은 피험자의 우측 승모근(upper trapezius, UT), 복직근(rectus abdominis, RA), 척추기립근(erector spinae, ES), 대퇴직근(rectus femoris, RF), 대퇴이두근(biceps femoris, BF), 전경골근(tibialis anterior, TA), 내측비복근(medial gastrocnemius, MG), 외측비복근(lateral gastrocnemius, LG)에 각각 부착하였다(Figure 2), (U. S. Department of health and Human Service, 1993). 접지전극은 상전장골극(anterior superior iliac spine, ASIS)에 부착하였으며, 피부저항을 최소화하기 위해 표면전극 부착 부위의 털을 완전히 제거하고 알코올로 닦은 후 전극을 부착하였다. 또한 근전도 자료의 표준화를 위해 실험 전 피험자의 근육별 MVIC(최대 수의적 정적 수축) 값을 측정하였으며(Table 1), MVIC 및 보행 동작에 대한 근전도 자료는 샘플링 주파수 1024 Hz 에서 5 초 동안 수집하였다.

Figure 1. A view of the experimental setup

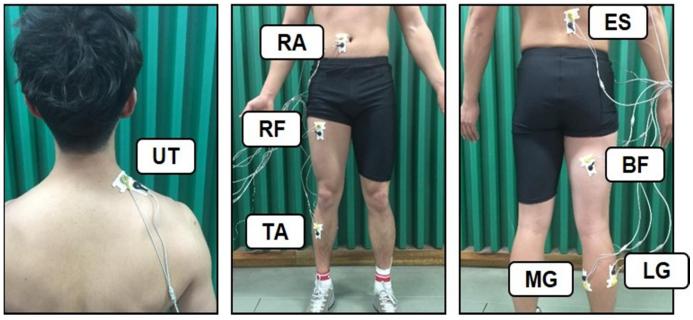


Figure 2. Muscles of interest and the electrode placements

Table 1. Maximum voluntary isomeric contraction

Muscle	MVIC
UT (upper trapezius)	Shoulder elevation
RA (rectus abdominis)	Trunk flexion
ES (erector spinae)	Trunk extension

RF (rectus femoris)	Knee extension
BF (biceps femoris)	Knee flexion
TA (tibialis anterior, TA))	Ankle dorsi flexion
MG (medial gastrocnemius)	Ankle plantar flexion
LG (lateral gastrocnemius)	

2.2. 3-D kinematics

본 연구에서는 트레드밀 보행 동작 시 3 차원 동작 분석을 위해 2 대의 디지털 캠코더(60 Hz, Sony HDR -HC9)를 피험자의 후면과 우측 방향에 각각 설치하였으며, 촬영 속도는 60 fields/s, 셔터스피드는 1/725 sec 로 설정하였다. 또한 인체 관절 중심의 좌표화를 위해 직경 0.8 cm 크기의 반사마커를 우측 6 개 지점(shoulder, hip, knee, ankle, toe, heel)에 부착하였다.

2.3. Sync

근전도 자료와 영상 자료의 동기화를 위해 트레드밀 보행 중 임의의 시점에서 신호 동조기(Visol Inc., Korea)에 부착된 스위치를 눌러 근전도기기와 연결된 A/D board 와 2 대의 LED 에 5 볼트의 전기 신호가 동시에 나타나도록 하였다. 이후 자료 분석 시 근전도 자료에서 5 볼트 전기 신호가 발생된 시점과 영상 자료에서 LED 신호가 sync on 된 시점을 기준으로 분석 시점 및 구간을 설정하였다.

3. Data collection

피험자들은 본 실험에서의 보행 동작 시 트레드밀 속도에 적응하고 안정적인 자세를 유지하기 위해 실험 전 본 실험과 동일한 트레드밀 속도에서 10 분 동안 워밍업을 실시하였다. 이후 보행 동작 시 전방주시 각도의 변화를 유도하기 위해 트레드밀(MAHA3, Taeyong, Korea) 전방에 피험자의 눈높이 지점(eye level, EL), 눈높이 기준 상위 20% 지점(20% above eye level, AE), 눈높이 기준 하위 20% 지점(20% below eye level, BE)의 3 가지 조건으로 높이 조절이 가능한 스탠드형 디스플레이 장치를 설치하였다 (Figure 3). 본 실험에서 설정된 디스플레이 장치의 높이는 각각의 피험자에 대한 표준화를 위해 스탠딩 자세를 기준으로 설정하였으며, 예비 실험을 통해 3 가지 조건의 높이 변화에 따라 전방주시 각도의 차이가 발생하는지 여부를 확인한 후 본 실험을 실시하였다.

본 실험에서는 전방 디스플레이 장치의 위치에 따른 3 가지 조건에 대해 무작위순으로 트레드밀 보행 동작을 실시하였으며, 측정 근육의 피로 유발을 통제하기 위해 3 가지 조건에 대한 보행 동작을 3 분 이내에 수행하였다. 이때 근전도 자료와 영상 자료의 측정은 최대한 자연스럽고 일관된 보행 동작을 유지할 수 있도록 하기 위해 워밍업 10 분 후 연속적인 보행 동작 수행 중 피험자가 인지하지 못한 상태에서 수집하였다. 또한 트레드밀 보행 속도는 일반 남성의 보행 평균 속도와 트레드밀 보행의 특성 등을 종합적으로 고려하여 5.0 km/h 로 설정하였다(Auvinet, Berrut, Touzard, Moutel, Ollet, Chaleil, & Barrey, 2002; Chung, Park, Choi, Cho, Yoo, & Kim, 2005; Neumann, 2013)

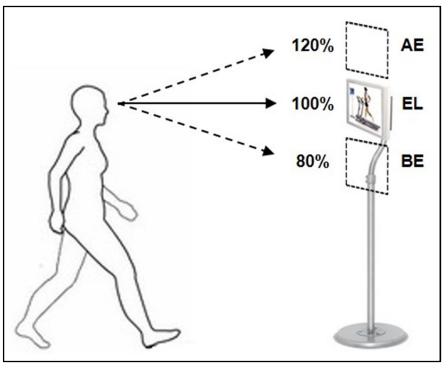


Figure 3. The use of different gaze angles during treadmill walking

4. Data analysis

4.1. Events and phases

본 연구에서는 트레드밀 보행 동작의 분석을 위해 <Figure 4>와 같이 주요 시점(events) 및 구간(phases)을 설정하였다. 오른발이 지면에 닿는 순간(Right heel contact 1, RHC1), 왼발이 지면에서 떨어지는 순간(Left toe takeoff, LTO), 왼발이 지면에 닿는 순간(Left heel contact, LHC), 오른발이 지면에서 떨어지는 순간(Right toe takeoff, RTO), 다시 오른발이 지면에 닿는 순간(Right heel contact 2, RHC2)의 5 개 시점을 기준으로 RHC1~LTO 를 초기 양발 지지구간(Initial double limb stance, IDLS), LTO~LHC 를 초기 한발 지지구간(Initial single limb stance, ISLS), LHC~RTO 를 후기 양발 지지구간(Terminal double limb stance, TDLS), RTO~RHC2 를 후기 한발 지지구간(Terminal single limb stance, TSLS)으로 4 개의 구간을 설정하였다. 자료 분석은 트레드밀 보행 시 5 초 동안 수집된 각 조건별 근전도 자료와 영상 자료에서 보행 주기(RHC1~RHC2) 3 회에 대한 평균값을 산출하여 분석하였다.

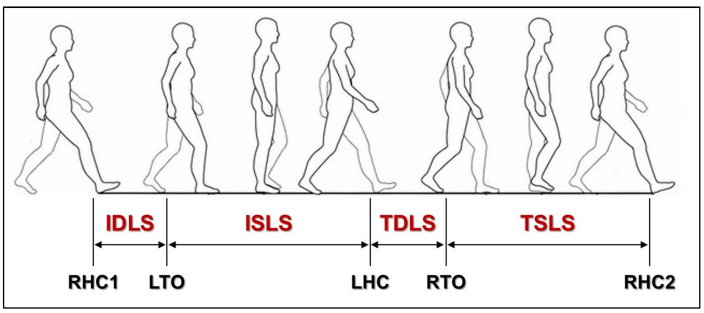


Figure 4. Critical Instants and phases of treadmill walking

4.2. EMG

트레드밀 보행 동작 시 수집된 근전도 자료는 10~350 Hz 의 bandpass 필터링을 실시한 후 전파 정류 처리하였다. 이후 아래의 공식과 같이 보행 동작 시 측정된 근전도 자료를 근육별 MVIC 값으로 표준화하여 구간별 평균 및 최대 적분근전도 값을 산출하였다. 평균 적분근전도는 실제 보행 시 측정된 근전도 값을 MVIC 값으로 나눈 후 특정 구간의 평균값을 제시하였으며, 최대 적분근전도는 실제 보행 시 측정된 근전도 값을 MVIC 값으로 나눈 후 특정 구간 내에서 50 ms 이동 평균(moving average)을 통해 산출한 자료 중 최대값을 제시하였다.

$$nEMG = \frac{EMG_{raw}}{EMG_{\max}} \times 100$$

$nEMG$는 표준화된 적분근전도 값, EMG_{raw}는 보행 동작 시 특정 구간의 근전도 값, $EMG_{\max}$는 최대 정적 수축 근전도 값이다

4.3. 3-D kinematics

3 차원 동작 분석은 Kwon3D 3.1 program(Visol Inc., Korea)을 사용하였으며, 직접 선형 변환방법(direct linear transformation, Abdel-Aziz & Karara, 1971)을 통해 3 차원 좌표값을 산출하였다. 영상 좌표화 과정에서 발생되는 노이즈를 최소화하기 위해 2 차 Butterworth low-pass digital filter 를 사용하였으며, 이때 차단 주파수는 6 Hz 로 설정하였다. 관절 각도는 벡터의 내적을 통해 계산하였다.

5. Statistical analysis

본 연구에서는 트레드밀 보행 시 전방주시 각도 차이가 근육활동과 운동학적 변인들의 통계적 유의차를 검증하기 위해 통계프로그램 SPSS 23.0 을 이용하여 반복측정을 통한 일원분산분석(one-way analysis of variance with repeated measures)을 실시하였으며, 통계적 유의차가 발생하였을 시 사후검정은 contrast 를 사용하였다. 이때 유의성 수준은 $p<.05$ 로 설정하였다.

Results

1. Muscle activity

1.1. Average and Peak IEMG in the IDLS

트레드밀 보행 시 전방주시각에 따른 IDLS 구간에서의 근육별 평균 및 최대 적분근전도는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만, 승모근의 평균 적분근전도 값은 AE 조건이 EL 과 BE 조건에 비해 증가하는 경향이 나타났다. 또한 복직근의 최대 적분근전도 값은 BE 조건이 EL 조건에 비해 증가하는 경향을 보였다(Figure 5-6).

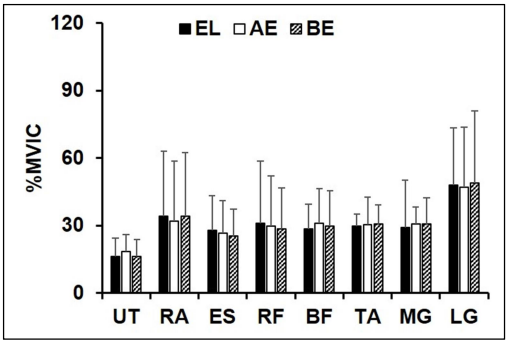


Figure 5. Average IEMG in the IDLS

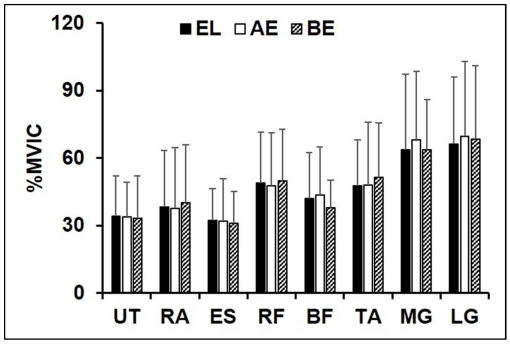
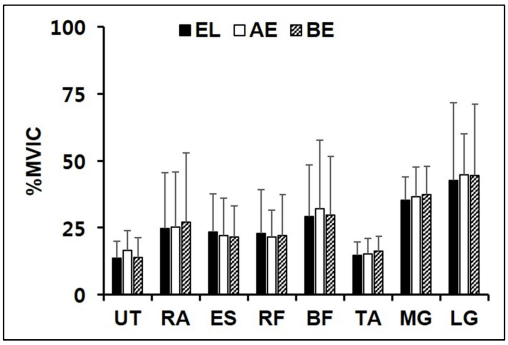


Figure 6. Peak IEMG in the IDLS

1.2. Average and Peak IEMG in the ISLS

트레드밀 보행 시 전방주시각에 따른 ISLS 구간에서의 근육별 평균 및 최대 적분근전도는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 하지만 대퇴이두근, 전경골근, 내외측 비복근 등 대부분의 하지 근육에 대한 평균 및 최대 적분근전도 값은 BE 조건이 EL 조건에 비해 증가하는 경향을 보였다(Figure 7-8).



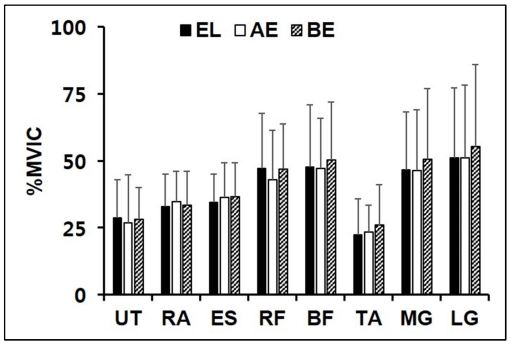
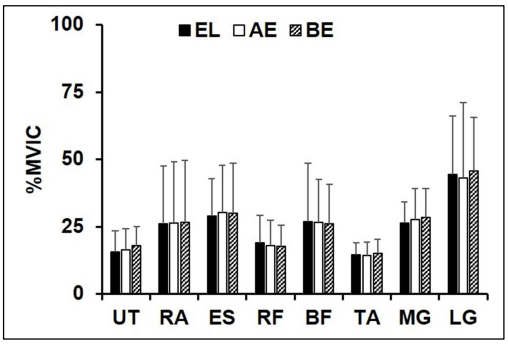


Figure 7. Average IEMG in the ISLS

Figure 8. Peak IEMG in the ISLS

1.3. Average and Peak IEMG in the TDLS

트레드밀 보행 시 전방주시각에 따른 TDLS 구간에서의 근육별 평균 및 최대 적분근전도는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(Figure 9-10). 하지만 척추기립근 및 대퇴직근의 최대 적분근전도 값은 AE 와 BE 조건이 EL 조건에 비해 증가하는 경향을 보였다.



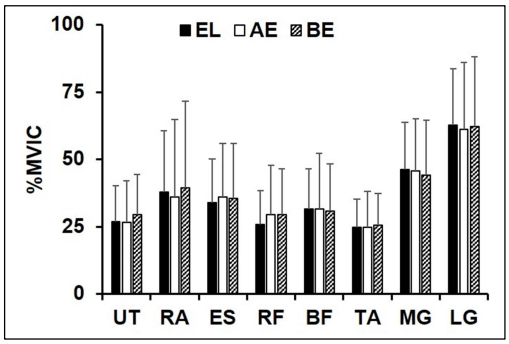
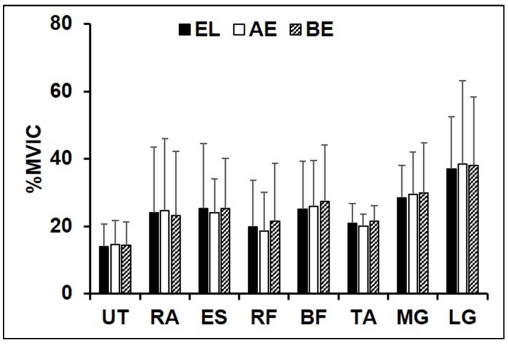


Figure 9. Average IEMG in the TDLS

Figure 10. Peak IEMG in the TDLS

1.4. Average and Peak IEMG in the TSLS

트레드밀 보행 시 전방주시각에 따른 TSLS 구간에서의 근육별 평균 및 최대 적분근전도는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(Figure 11-12).



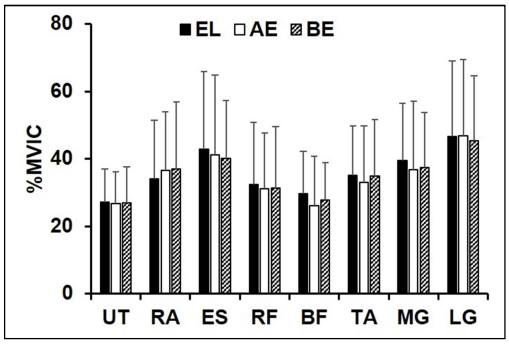


Figure 11. Average IEMG in the TSLS

Figure 12. Peak IEMG in the TSLS

2. Kinematic Variables

2.1. Temporal parameter

트레드밀 보행 시 전방주시각에 따른 구간별 소요시간은 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(Figure 13).

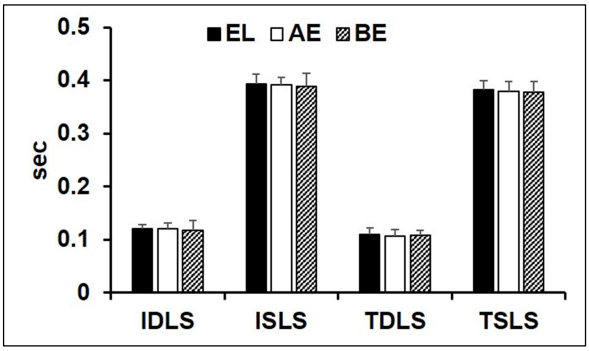


Figure 13. Temporal parameter

2.2. Joint angle

트레드밀 보행 시 전방주시각에 따른 시점별 관절 각도는 하지의 모든 관절에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(Figure 14-16). 하지만 보행 동작 시 오른발이 지면에 닿는 순간인 RHC1 과 RHC2 시점에서의 발목각도는 BE 조건이 EL 과 AE 조건에 비해 증가하는 경향을 보였다. 또한 보행 동작의 오른발 착지 시점에 대한 무릎관절의 내반-외반(varus-valgus) 각도 및 발목관절의 내번-외번 (inversion-eversion) 각도에서는 전방주시각에 따른 통계적 유의차가 나타나지 않았다(Figure 17-18).

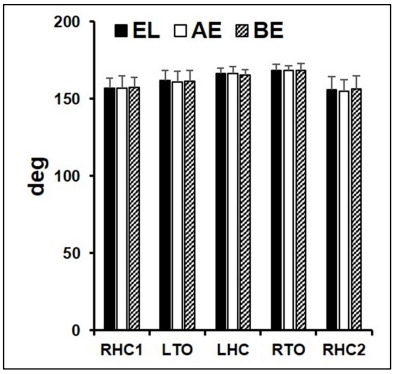


Figure 14. The joint angle of hip

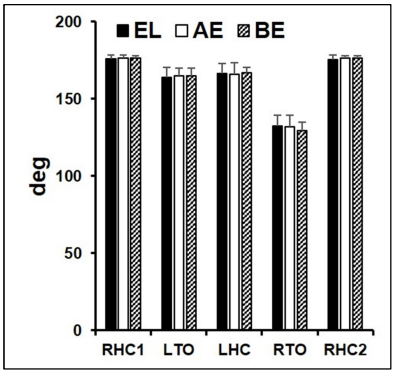


Figure 15. The joint angle of knee

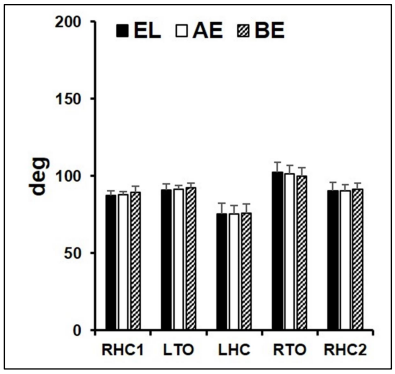


Figure 16. The joint angle of ankle

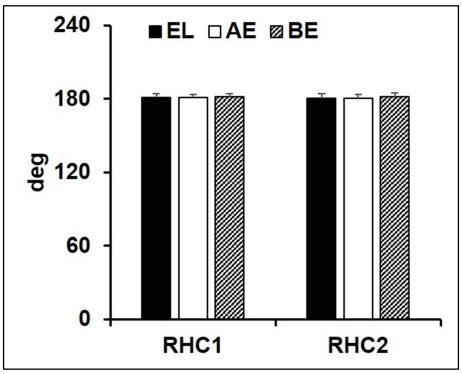


Figure 17. Varus-valgus of knee

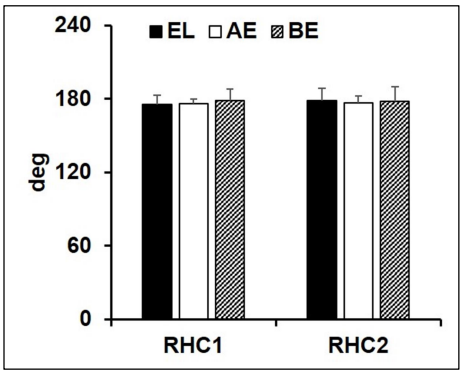


Figure 18. Inversion-eversion of ankle

2.3. Linear parameters

트레드밀 보행 시 전방주시각에 따른 보수(cadence) 및 보폭(step length)에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(Figure 19-20).

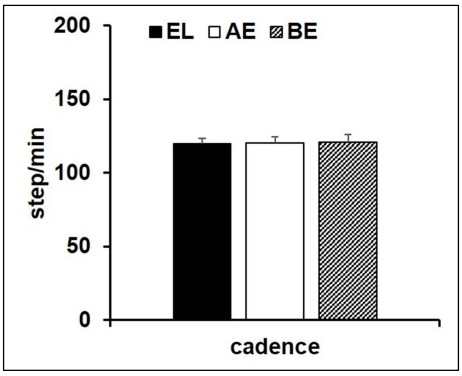


Figure 19. Cadence

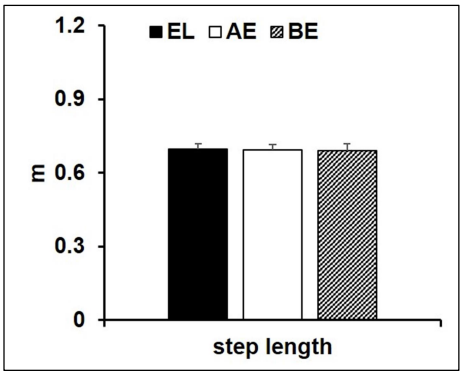


Figure 20. Step length

Discussion

트레드밀 보행 시 IDLS 구간에서의 전방주시각에 따른 승모근의 평균 적분근전도 값은 AE 조건이 EL 과 BE 조건에 비해 증가하는 경향을 보였고, 복직근의 최대 적분근전도 값은 BE 조건이 EL 조건에 비해 증가하는 경향이 나타났지만, 두 근육 모두 통계적으로 유의한 차이는 없었다. Neumann(2013)은 정상적인 보행 동작 시 목과 몸통의 근육은 척추의 중간 부위에 정렬되어 최소한의 근육 활동만 발생된다고 하였으며, Jung 과 Lee(2003)는 신체의 균형을 유지하면서 흔들림을 최소화하기 위해서는 체간 근육의 활동이 증가한다고 보고하였다. 이러한 선행연구의 결과와 달리 본 연구에서는 보행 동작 중 시선이 상향이나 하향으로 이동되더라도 승모근이나 복직근과 같은 체간 부위의 근육 활동에 큰 변화가 나타나지 않았다. 이는 본 연구에서 설정된 5 km/h 의 트레드밀 속도가 전방주시각 변화와 상관없이 정상적인 보행 동작을 유지하는데 매우 안정적인 보행 속도이기 때문에 체간 근육의 활동에 큰 영향을 미치지 못한 것으로 판단된다.

전방주시각의 변화에 따른 트레드밀 보행 시 ISLS 구간에서 대퇴이두근, 전경골근, 내외측 비복근 등 대부분의 하지 근육에 대한 평균 및 최대 적분근전도 값은 BE 조건이 EL 조건에 비해 증가하는 경향을 보였다. ISLS 구간은 보행 동작에서 왼발이 지면에서 떨어지는 순간부터 왼발이 지면에 닿는 순간까지이며, 오른쪽 하지가 체중을 지지하고 있는 한발 지지구간이다. 따라서 시선이 하향으로 이동하게 되는 BE 조건의 경우 EL 조건에 비해 머리와 몸통의 무게 중심이 전방으로 이동하기 때문에 이를 지지하기 위한 오른쪽 하지의 근육 활동이 약간 증가하는 경향을 보인 것으로 판단된다. 이러한 결과는 Ounpuu(1990)의 연구에서 보행 시 전방으로 신체 중심의 이동이 이루어질 때 앞발에 주어지는 충격력을 제어하기 위해 대퇴직근 및 대퇴이두근의 근활성도 값이 증가한다고 보고한 연구 결과와 같이 BE 조건에서 시선의 하향 이동으로 인한 무게 중심의 전방 이동을 제어하고 안정성을 확보하기 위한 것으로 판단된다.

트레드밀 보행 시 전방주시각에 따른 TDLS 구간에서의 척추기립근 및 대퇴직근의 최대 적분근전도 값은 AE 와 BE 조건이 EL 조건에 비해 증가한 경향을 보였지만, 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다. 보행 안정성에 관한 Nigg, Hintzen, and Ferber(2006)의 연구에서는 보행 동작 시 신체의 안정성을 높이기 위해 발목관절뿐만 아니라 무릎관절과 엉덩이관절을 동시에 활용함으로써 하지의 근육활동량이 증가한다고 보고하였다. 하지만 본 연구의 TDLS 구간에서 엉덩이관절과 무릎관절의 신전을 통한 추진 동작 시 척추기립근과 대퇴직근의 근육활동에 큰 변화가 발생하지 않은 것은 본 실험이 안정적인 평균 보행 속도에서 수행되었기 때문에 상향이나 하향으로의 시선 이동과 같은 전방주시각의 변화가 신체의 안정성을 저해하는 요소로 작용하지 못한 것으로 판단된다.

트레드밀 보행 시 전방주시각에 따른 TSLS 구간에서의 근육별 평균 및 최대 적분근전도는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. TSLS 구간은 오른발이 지면에서 떨어지는 순간부터 오른발이 지면에 닿는 순간까지이기 때문에 보행 동작 중 왼발이 지면을 지지하고 있는 구간이다. 따라서 전방주시각도에 변화에 따른 신체의 우측 근육 활성도에는 큰 차이가 발생하지 않은 것으로 판단된다.

전방주시각 변화에 따른 트레드밀 보행 시 구간별 소요시간 및 보행 안정성과 관련이 있는 보수와 보폭에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 이러한 결과로 볼 때, 트레드밀 보행의 속도가 비교적 안정적인 속도로 고정된 상태에서 본 실험이 수행되었기 때문에 전방주시 각도가 변화하더라도 보행 동작의 구간별 소요시간, 보수, 보폭에는 큰 영향을 미치지 못한 것으로 판단된다. 또한 트레드밀 보행 시 전방주시각에 따른 시점별 관절 각도에서 RHC1 및 RHC2 시점과 같이 오른발이 지면에 닿는 순간의 발목각도는 BE 조건이 EL 과 AE 조건에 비해 증가하는 경향을 보였지만, 유의한 차이는 나타나지 않았다. Ahn(1997)은 보행 자세의 안정성에 관한 연구에서 보행 동작이 불안정할 경우 발목 관절이 저측굴곡된 상태로 경직된 동작이 발생되며, 무릎 관절의 굴곡 및 신전 운동이 감소한다고 보고하였다. 하지만 본 연구에서 설정된 보행 속도가 일반적인 보행 동작이 이루어지기에 적절한 속도이기 때문에 전방주시각 변화에 따른 보행 자세의 불안정성을 유발시키지 못한 것으로 판단된다.

이와 같이 본 연구의 결과를 종합해보면, 트레드밀 보행 시 전방주시각의 변화가 인체 근골격계에 부정적인 영향을 미치지 못하는 것으로 나타났다. 이는 본 실험에서의 트레드밀 보행 속도가 비정상적인 보행 동작을 유발시키기에는 비교적 안정적인 속도였던 것으로 판단된다. 또한 전방주시 각도의 변화를 유도하기 위해 피험자의 스탠딩 자세를 기준으로 표준화하여 적용한 디스플레이 장치의 높이가 실제 보행 동작 시 보폭 변화에 따른 전방주시 각도의 미세한 변화를 반영하지 못한 것으로 판단되며, 이러한 본 연구의 제한점이 연구 결과에 제한적 요소로 작용했을 가능성이 있는 것으로 사료된다.

Conclusion

본 연구는 트레드밀 보행 시 전방주시각도의 변화가 근육활동 및 운동학적 변인에 어떠한 영향을 미치는가를 정량적으로 평가하는데 그 목적이 있다. 본 연구의 결과를 통해 트레드밀 운동 시 부상을 예방할 수 있는 안정적인 보행 자세에 대한 객관적인 자료를 제공할 수 있을 것으로 판단된다. 이를 위해 인체 근골격계에 이상이 없는 성인 남자 10 명을 대상으로 근전도 분석과 3 차원 동작분석을 실시하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

첫째, 구간별 평균 및 최대 적분근전도 값은 전방주시각에 따른 3 가지 조건 간 차이가 없었다.

둘째, 구간별 소요시간 및 시점별 관절각도는 전방주시각에 따른 3 가지 조건 간 차이가 없었다.

셋째, 트레드밀 보행 동작 시 보수와 보폭은 전방주시각에 따른 3 가지 조건 간 차이가 없었다.

이러한 연구 결과를 살펴볼 때, 일반적인 보행 속도 5 km/h 에서 적용한 전방주시각의 변화는 근육활동 패턴, 관절각도, 보행선형지수에 통계적으로 유의한 차이를 발생시키지 못하는 것으로 판단된다. 하지만 BE 조건에서 승모근과 하지 근육, 착지 동작 시 발목각도에 대한 평균값이 증가한 것으로 나타났기 때문에 부적절한 전방주시각이 트레드밀 보행의 형태 변화를 유발시킬 가능성이 있는 것으로 판단된다. 또한 보행 속도의 증가는 운동역학적 변인에 직접적인 영향을 미칠 수 있기 때문에, 추후 연구에서 전방주시 각도의 변화가 보행 속도의 증가 및 다양한 보행 속도에서 운동역학적 변인에 미치는 영향을 살펴볼 필요가 있을 것으로 판단된다.

Reference

Abdel-Aziz, Y., & Karara, H. M. (1971). *Direct linear transformation from comparator coordinates in object-space coordinates in object-space coordinates in close range photogrammetry*. Proceedings of the ASP Symposium of Close-Range Photogrammetry. Urbana, IL.

Ahn, S. G. (1997). *Kinematic analysis of gaits according to kinds of shoe heel height*. Unpublished master dissertation, Jeju National University.

An, S. Y., Kim, S. B., & Lee, K. K. (2007). A comparative study of characters of muscle activity in lower limb and gait pattern on type of heel rockers. *Korean Journal of Sport Biomechanics, 17*(1), 111-119.

Auvinet, B., Berrut, G., Touzard, C., Moutel, L., Collet, N., Chaleil, D., & Barrey, E. (2002). Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait & posture*, *16*(2), 124-134.

Bang, H. H. (2007). *Implementation of combined controller board design for inverter and LCD-TV of treadmill*. Unpublished master dissertation, Inha University.

Bergmann, G., Graichen, F., & Rohlmann, A. (1993). Hip joint loading during walking and running: measured in two patients. *Journal of Biomechanics, 26*(8), 969-990.

Burnfield, M. (2010). Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Sports Science and Medicine, 9*, 353.

Chae, W. S. (2006). The effects of wearing roller shoes on ground reaction force characteristics during walking. *Korean Journal of Sport Biomechanics, 16*(1), 101-108.

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: a preliminary report. *Journal of the Korean Orthopaedic Association*, *40*(1), 83-88.

Cipriani, D. J., Armstrong, C. W., & Gaul, S. (1995). Backward walking at three levels of treadmill inclination: an electromygraphic and kinematic analysis. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy, 22*(3), 95-102.

Cordo, P. J., & Flanders, M. (1990). Time-dependent effects of kinesthetic input. *Journal of motor behavior, 22*(1), 45-65.

Eltayeb, S., Staal, J. B., Hassan, A., & de Bie, R. A. (2009). Work related risk factors for neck, shoulder and arms complaints: a cohart study among dutch computer office workers. *Journal of Occupational Rehabilitation, 19*(4), 315-322.

Gerr, F., Monteilh, C. P., & Marcus, M. (2006). Keyboard use and musculoskeletal outcomes among computer users. *Journal of Occupational Rehabilitation, 16*(3), 259-271.

Jung, C. J., & Lee, Y. S.(2003). The effect on extension muscle power of waist by taping during exercise. *The Korean Journal of Physical Education, 42*(6), 849-855.

McArdle, W. D., Katch, I. F., & Katch, L. V. (2001). *Exercise physiology: energy, nutrition and human performance*. 5th Ed. Williams and Wilkins, Lippincot.

Neumann, D. A. (2013). *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation*. Elsevier Health Sciences.

Nigg, B. M., De Boer, R. W., & Fisher, V. (1995). A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 27*(1), 98-105.

Nigg, B., Hintzen, S., & Ferber, R. (2006). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics, 21*(1), 82-88.

Ortiz-Hernandez, L., Tamez-Gonzalez, S., Martinez-Alcantara, S., & Mendez-Ramirez, I. (2003). Computer use increases the risk of musculoskeletal disorders among newspaper office workers. *Archives of Medicine Research, 34*(4), 331-342.

Ounpuu, S. (1990). The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. *Instructional Course Lectures, 39*, 305-318.

Park, H. J., Oh, D. W., Kim, S. Y., & Choi, J. D. (2011). Effectiveness of community-based ambulation training for walking function of post-stroke hemiparesis: a randomized controlled pilot trial. *Clinical Rehabilitation, 25*(5), 451-459.

Ralston, H. J. (1965). Effects of immobilization of various body segments on the energy cost of human locomotion. *Ergonomics, 8*, 54-60.

Turner, D. E., Helliwell, P. S., Siegel, K. L., & Woodburn, J. (2008). Biomechanics of the foot in rheumatoid arthritis: identifying abnormal function and the factors associated with localised disease 'impact'. *Clinical Biomechanics, 23*(1), 93-100.

U. S. Department of Health and Human Service. (1993). *Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives*. (DHHS Publication No. 91-100). Wschington, DC: U.S. Government Printing Office.

Yoon, N. S., Yi, K. O., Kim, J. Y., Mun, M. S., & Yang, G. T. (2000). Comparison analysis of the angle vriation patterns and DRM on treadmill walking by slope. *Korean Alliance of Health Physical Education Recreation and Dance, 39*(1), 569-579.