ISSN(print) 1226-5012
J Korean Ophthalmic Opt Soc. 23(3):259-264, September 2018
http://dx.doi.org/10.14479/jkoos.2018.23.3.259

Effects of Induced Refractive Errors on Gait Patterns

Jae Hyeok Choi, Byeong-Yeon Moon, Dong-Sik Yu, Hyun Gug Cho, and Sang-Yeob Kim*

Dept. of Optometry, Kangwon National University, Samcheok 25949, Korea
(Received July 27, 2018: Revised August 24, 2018: Accepted August 27, 2018)

Purpose: To investigate the effects of induced refractive errors on gait patterns. **Methods:** Three-two subjects of average age 22.50±2.22 years were participated in this study. To induce binocular myopia and hyperopia, spherical lenses of ±0.50 D, ±1.00 D, ±2.00 D, ±3.00 D, ±4.00 D, and ±5.00 D were used. Gait patterns (step length and cadence) were measured on a treadmill at a speed 4 km/h, upper-body sway was also evaluated using motion sensor during gait. After each repeated measurements in refractive errors, the measurement values measured in the full corrected condition were compared with those measured. **Results:** The step length was significantly shortened and cadence was significantly increased from myopia of –1.00 D compared to the full corrected condition. The area of upper-body sway was extended to the anterior-posterior and left-right position compared with the full correction condition during gait, while myopic and hyperopic refractive errors were induced. **Conclusions:** Uncorrected myopic refraction error above –1.00 D was a factor for changing the gait pattern during gait.

Key words: Refractive errors, Gait patterns, Step length, Cadence, Upper-body sway

서 론

보행은 일상생활에서 활발히 일어나는 동작 중 하나로써 신체가 어떠한 장소에서 다른 곳으로 이동할 때 사용된다.[1] 보행은 단순히 걷는다는 개념을 넘어 환경인지와 신체이동이라는 두 가지 측면이 합쳐진 것으로,[2] 시각, 전정, 고유수용 시스템에 의해 조정되는 감각정보와 다양한 근육과 관절의 협응이 요구되는 매우 복잡한 과정이다.[3]

시각은 3차원 환경 속에서 움직이는 물체에 대한 상을 구성하고, 이를 통한 정보는 인간의 운동행동을 직접적으로 유도하는 역할을 한다.[4] 특히 보행 시 시각 정보는 지면 상태를 인식하고 장애물 회피에 대한 정보를 제공하며, 그 지면을 가로질러 갈 수 있는지에 대한 여부와 그 방법을 결정하는데 핵심적인 역할을 한다.[5] Kim은 선천성 저시력자는 발달과정에서 시각장애로 인해 이동에 대한 절적한 개념을 학습하지 못한다고 하였다.[6] 또한 저시력자의 감소된 시야, 대비감도, 시력 등과 같은 시각적 결손은 다양한 보행 오류(충돌, 교차로 보행 및 도로횡단 오류 등)들의 원인이 되며, 보행 시간 지연과 더불어 보행 안정성을 크게 감소시킨다.[7] 그러므로 현재의 환경뿐만 아니라 앞으로의 움직임을 예측하고, 변화하는 환경에 적응하는 안정적인 보행을 유지하기 위해서는 적절하고 지속적인 시각정보제공이 필수적이다.[8]

일반적으로 보행패턴은 보행주기의 시·공간적 변수를 이용하여 평가된다. 보행주기는 한 발이 뒤꿈치가 닿은 다음, 같은 발의 뒤꿈치가 닿는 간격을 말하며, 이를 객관적인 평가요소로 사용하기 위해 보행속도(walking speed), 분속수(cadence), 활보길이(stride length), 보폭길이(step length) 등으로 측정한다.[1] 이러한 보행패턴은 뇌졸중, 관절염, 당뇨, 인지장애, 파킨슨병, 근육기능장애 등과 같은 병리적 원인에 의해 쉽게 영향을 받고,[9,10] 연령증가와 성별에 따라서도 보행속도와 보폭길이의 뚜렷한 차이를 보인다.[11,12] 보행패턴과 관련된 국내연구로는 평지에서 보행속도의 변화에 따른 보행,[13] 신발의 종류에 따른 보행,[14] 계단 및 경사로에서의 보행,[15] 장애물 보행[16] 등 안전한 보행과 낙상예방을 위해 다양한 전문영역에서 활발하게 수행되고 있다. 이처럼 보행에 있어 시각의 역할은 매우 중요함에도 불구하고 관련된 국내 연구는 미흡한 실정이며, 특히 안경광학 영역에서 중요하게 다루는 굴절이상과 연관된 연구는 전무한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 정상적인 보행능력을 가진 건강한 젊은 성인들을 대상으로 굴절이상을 유형별로 유발시킨 후

*Corresponding author: Sang-Yeob Kim, TEL: +82-33-540-3413, E-mail: syk@kangwon.ac.kr
본 연구의 일부내용은 2018년도 한국안광학회·대한시과학회 공동학술대회에서 포스터로 발표되었음.

굴절이상에 의한 부정확한 시각정보가 보행 패턴에 미치는 영향을 조사하여 안정적인 보행에 있어 굴절교정의 중요성을 알아보고자 하였다.

대상 및 방법

1. 대상

본 연구의 취지에 동의하고, 원활한 독립보행이 가능한 신체 건강한 20대(평균연령 22.50±2.22세) 32명을 대상으로 하였다. 문진을 통해 보행에 영향을 미치는 신경근육이나 근-골격질환, 전신질환의 과거병력, 그리고 안질환 및 이와 관련된 약물 복용 경험이 없음을 확인하였다. 참가자 중 단안교정시력이 1.0 이하, 비사시성 양안시 이상이나 조절이상과 관련된 징후 및 증상이 있는 경우, 잦은 낙상 경험이나 불안정한 보행패턴을 보이는 경우 대상에서 제외하였다.

2. 방법

1) 측정장비[17]

보행분석계(Optogait, Hospi, Italy)를 이용하여 굴절이상에 의한 보행패턴의 변화를 측정하였고, 추가적으로 보행 중 나타나는 상체의 흔들림을 측정하게 위해 모션센서(Gyko, Hospi, Italy)를 사용하였다(Fig. 1) 보행분석계는 1 m의 두 개의 송·수신 바와 웹캠(Logitech Webcam Pro 9000)으로 구성되어 있으며, 한 개의 바에는 1 cm 간격으로 발광다이오드가 설치되어 있으며 송신 바에서 수신 바로 계속해서 보내지는 적외선으로 통신한다. 이와 동시에 웹캠으로 동영상 정보를 저장하여 대상자의 출발하는 발의 순서와 발의 겹쳐짐으로 일어나는 인식오류 등을 확인할 수 있다. 통신하고 있는 송·수신 바 사이를 통해 수집된 정보를 통해 다양한 보행패턴을 분석할 수 있으며, 이것은 자연스러운 보행뿐만 아니라 트레드밀 보행 및 러닝 조건에서도 가능하다. 여기에 모션센서가 부착된 전용 스트랩을 착용하고 보행분석계와 연동시키면 보행 중 상체 흔들림의 변화도 측정할 수 있다.

2) 측정요소

본 연구에서 분석한 내용한 다음과 같다.

(1) 보폭(Step length) : 양발지지 상태에서 앞에 위치한 발의 뒤꿈치에서 뒤에 위치한 발의 뒤꿈치까지의 수평거리(cm)를 말한다.

(2) 분속수(Cadence) : 단위시간당 일어나는 보폭의 수를 말하며 step/min으로 나타낸다.

(3) 상체 흔들림(Upper-body sway) : 보행하는 동안 상체가 앞-뒤 및 좌-우 방향으로의 흔들림의 변화를 cm 단위로 나타낸다.

3) 측정방법

포롭터(Ultramatic RX Master, Reichert, USA)를 이용한 자각적 굴절검사를 통해 실험대상자의 완전교정값을 검출하였다. 검출된 완전교정값은 단안 PD를 설정할 수 있는 시험테(Trial Frame TF-3, Topcon, Japan)에 장입하여 대상자들 간 다른 동공간거리에 따른 프리즘 영향을 제거하고자 하였다. 완전교정된 양 눈앞에 ±0.50 D, ±1.00 D, ±2.00 D, ±3.00 D, ±4.00 D, 그리고 ±5.00 D의 구면렌즈를 덧대어 양안근시성 및 원시성굴절이상을 정도별로 유발하였다. 보행패턴을 측정하기 위해 보행분석계의 송·수신 바를 트레드밀(HSM-T04F1, Egojin)의 양쪽 난간에 각각 고정시켰다. 실험대상자를 트레드밀 위로 올라가게 한 후 트레드밀의 속도를 4 km/h로 스스로 설정하게 하였다. 지정된 속도에 다다른 후 10초간 자연스럽게 걷게 하고, 보행분석은 그 후 10초 동안 측정된 자료를 통해 실시하였다. 측정 시 조절개입에 의한 영향을 최소화하기 위해 6 m 전방에 위치시킨 LCD 시력표(LUCID'LC, Everview, Korea)의 점광원을 주시점으로 지정하였다. 완전교정상태에서 측정이 종료되면 유발된 근시 정도에 따른 측정을 먼저

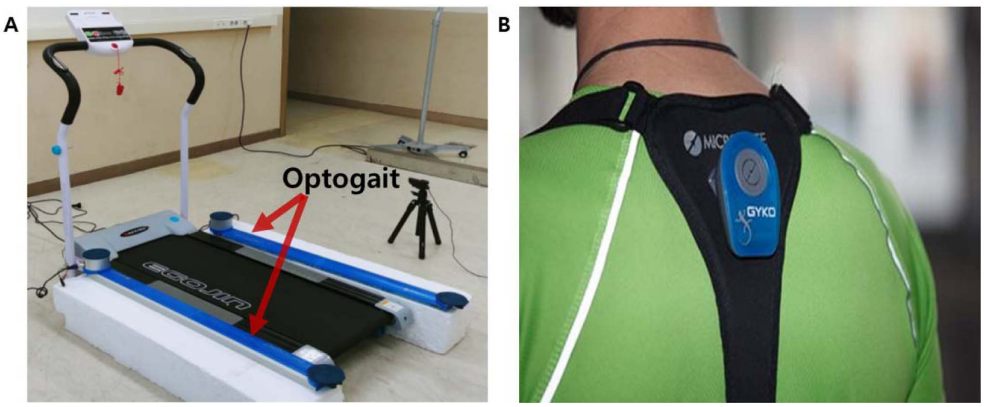

Fig. 1. Gait analyzer (A) and motion sensor (B) used in this study.

실시한 후 원시 정도에 따른 측정을 진행하였다. 동일한 굴절이상 유형에서 유발 정도에 따른 측정은 무작위 순서로 실시하였고, 굴절이상 유형이 바뀔 때 마다 10분, 유발 정도가 바뀔 때 마다 5분의 휴식시간을 각각 제공하였다.

4) 분석방법

자료분석은 IBM SPSS Statistics 23 프로그램을 이용하여 반복측정 분산분석(repeated measures ANOVA)을 실시하였고, $p<0.05$일 때 통계적으로 유의한 차이가 있다고 판단하였다.

결과 및 고찰

1. 유발된 양안 근시 및 원시에 따른 보폭길이의 변화

양안에 (±)구면렌즈를 증가시켜 유발된 근시 및 원시 정도에 따른 보행 중 보폭길이의 변화는 Fig. 2와 같다. Fig. 2-A에서 보듯이 유발된 근시의 정도가 증가함에 따라 보행 중 보폭길이는 현저하게 짧아졌으며($F=2.967$, $p=0.024$), 사후분석결과, –1.00 D 근시상태에서부터 완전교정상태와 비교하여 현저하게 감소하였다. 유발된 원시의 경우, 원시도가 증가함에 따라 보폭길이는 짧아지는 경향을 보였지만, 통계적으로 유의한 차이는 없었다(Fig. 2-B).

2. 유발된 양안 근시 및 원시에 따른 분속수의 변화

양안에 (±)구면렌즈를 증가시켜 유발된 근시 및 원시 정도에 따른 보행 중 분속수의 변화는 Fig. 3과 같다. Fig. 3-A에서 보듯이 유발된 근시의 정도가 증가함에 따라 보행 중 분속수는 현저히 증가하였고($F=2.818$, $p=0.03$), 사후분석결과, –1.00 D 근시상태에서부터 완전교정상태와 비교하여 현저하게 증가를 보였다. 하지만 원시의 경우, 원시도가 증가함에 따라 분속수는 증가하는 경향을 보였지만, 통계적으로 유의한 차이는 없었다(Fig. 3-B).

3. 유발된 양안 근시 및 원시에 따른 보행 중 상체 흔들림의 변화

Fig. 4는 굴절이상의 정도를 ±1.00 D, ±3.00 D, 그리고

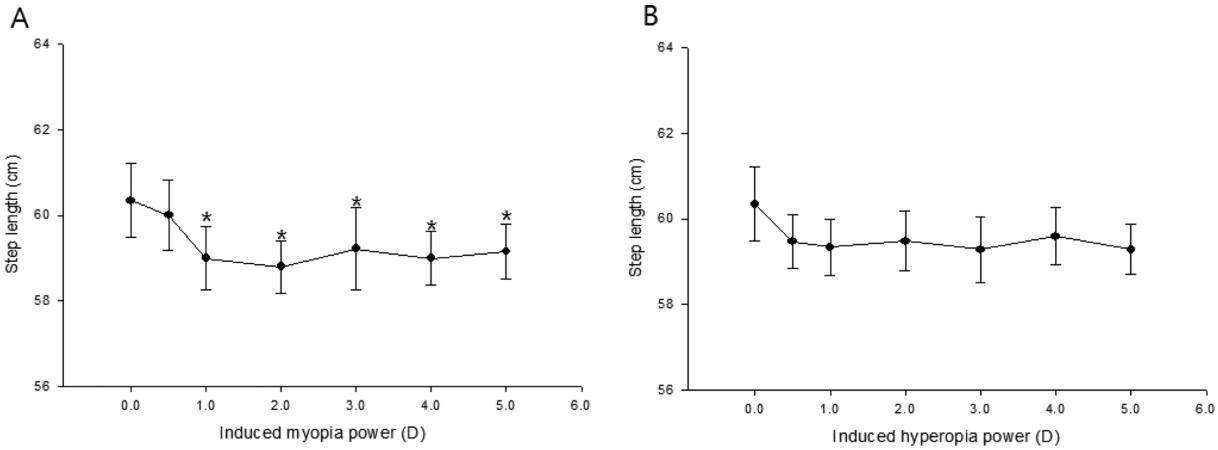

Fig. 2. The changes of step length according to myopia induced by a convex lens (A) and hyperopia induced by a concave lens (B). *p<0.05 : significantly different from the full correction according to repeated measures ANOVA. n=32 (for each condition)

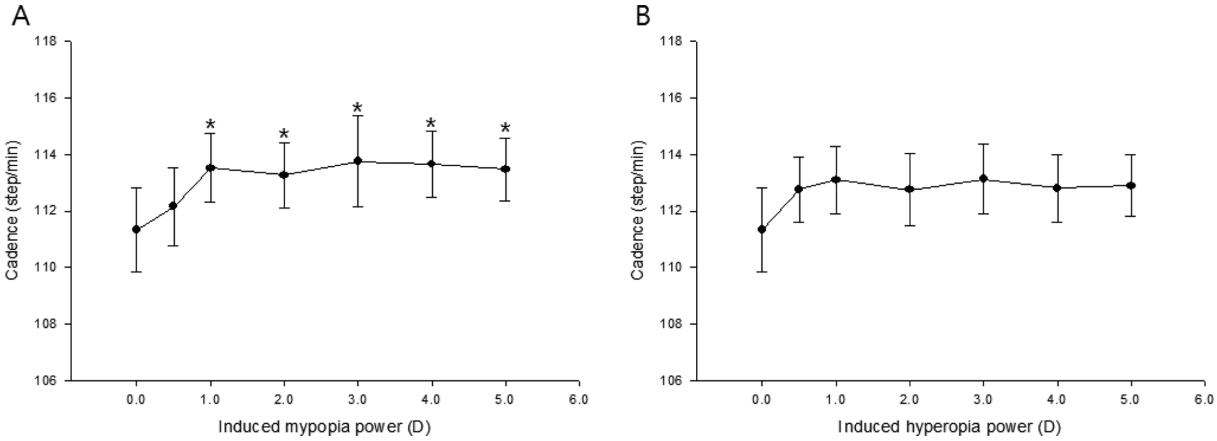

Fig. 3. The changes of cadence according to myopia induced by a convex lens (A) and hyperopia induced by a concave lens (B). *p<0.05: significantly different from the full correction according to repeated measures ANOVA n=32 (for each condition)

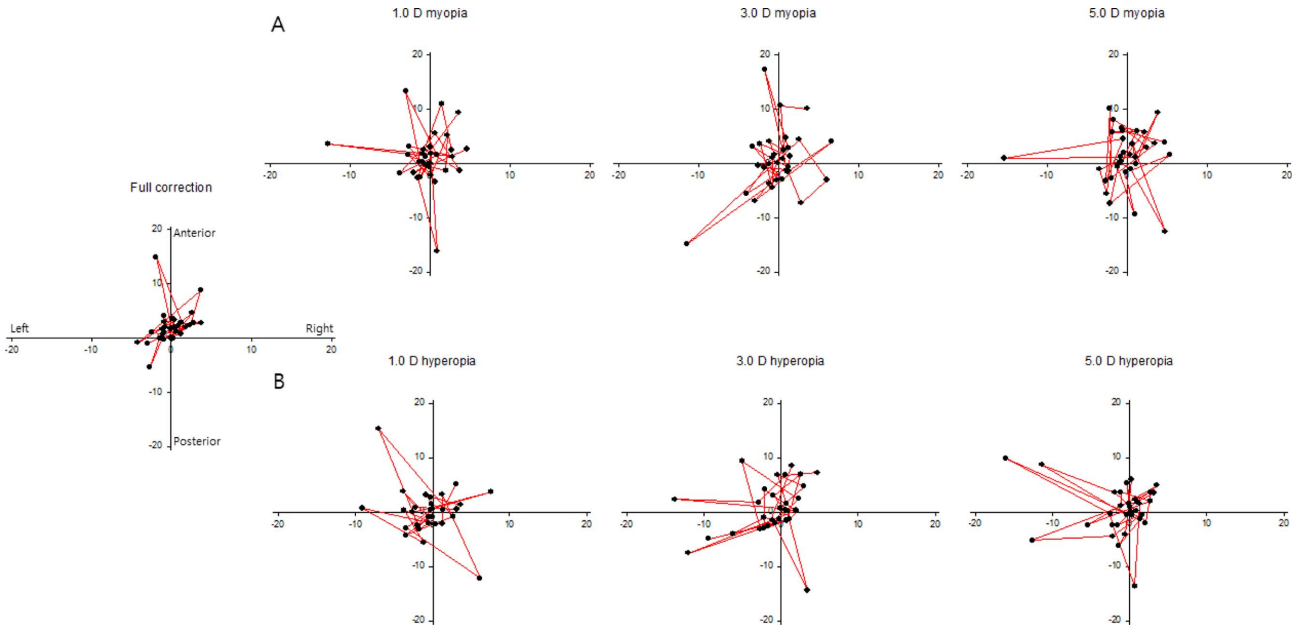

Fig. 4. The changes of upper-body sway during the gait according to myopia induced by a convex lens (A) and hyperopia induced by a concave lens (B).

±5.00 D 세 가지로 분류하여 보행 중 상체가 앞뒤 및 좌우 방향으로의 흔들림의 분포영역을 cm 단위로 나타낸 것이다. 완전교정상태에서는 보행 중 상체 흔들림의 영역이 약간 앞쪽에서 밀집되어 있는 모습을 보이지만, 근시 및 원시성 굴절이상이 유발되었을 때 완전교정상태에서와 비교해 앞뒤 및 좌우 방향으로 넓게 확장되는 경향을 보였다.

선행연구들에서 불량한 시각정보는 보행패턴을 쉽게 변화시킨다는 것을 보여준다. Patla 등[18]은 나이관련 황반변성을 가진 환자들이 정상인보다 보폭을 짧게 하고 걷는다는 것을 확인하였다. Wood 등[19]의 연구에서는 감소된 대비감도는 느린 보행속도, 보폭넓이 증가 및 길이 감소와 관련이 있는 것으로 보고하였다. 또한 계단을 걸을 때 시야가 좁아지면 계단의 가장자리 위치나 바닥의 거리를 명확하게 구별하는 것이 어려워져 보행속도가 느려지고 보폭이 짧아짐을 알 수 있다.[20] 본 연구결과에서도 근시성 흐림이 동반된 시각정보는 보폭길이를 짧게 하고, 분속수를 증가시키는 보행패턴의 뚜렷한 변화를 이끌었다. 이러한 보행패턴의 변화는 –1.00 D의 미교정된 근시 상태에서부터 영향을 미칠 수 있는 것으로 나타났다(Fig. 2 and 3). 동일한 속도조건에서 대상자들의 보폭길이가 짧아진 것은 유발된 근시성 흐림으로 인한 불완전한 시각정보가 트레드밀의 지정된 속도를 맞는 최적의 보행패턴을 방해하여, 보행속도를 감소시켜 보행안정성을 확보하기 위한 보상작용으로 판단된다. 이러한 현상은 마치 빙판길을 걸을 때에 보폭길이를 줄여 더 조심스럽게 걷게 되는 보행의 순응전략이 작용된 것과 유사해 보인다.[21] 인간의 쾌적하고 바람직한 보행속도는 단위 거리당 에너지 소비가 최소가 될 때이다. 그 속도보다 느리거나 더 빠른 속도에서는 최적의 보행모델이 파괴되고, 그것에 의해서 훨씬 많은 에너지 소비가 필요하게 된다.[22] 따라서 –1.00 D 정도의 저도근시로 인한 부정확한 시각정보는 최적의 보행패턴을 방해하여 보행의 효율성을 저하시키는 요인이 될 수 있다는 점을 강조하는 바이다. 더불어 본 연구에서 유발된 원시성 굴절이상의 경우, 완전교정상태와 비교해 0.50 D부터 보행패턴의 변화양상이 관찰되었으나 통계적인 차이는 없었다. 하지만 유발된 원시도에 대응하는 충분한 조절력을 사용하여 양호한 시력이 가능함에도 보행패턴에 영향을 미칠 가능성이 존재한다는 점에서 추가적인 연구가 필요해 보인다. 저자들은 눈의 조절작용이 보행에 있어 전정계에 미치는 영향에 대한 가능성을 짐작해본다.

Fig. 4는 굴절이상의 정도를 ±1.00 D, ±3.00 D, 그리고 ±5.00 D 세 가지로 분류하여 보행 중 상체가 앞뒤 및 좌우 방향으로의 흔들림의 분포영역의 변화를 나타낸 것이다. 그림에서 보듯이 완전교정상태에서는 보행 중 상체 흔들림의 영역이 약간 앞쪽에서 밀집되어 있는 모습을 보이지만, 각각의 굴절이상이 유발되었을 때 흔들림은 영역이 앞뒤 및 좌우 방향으로 확장되는 모습을 보였다. Hollands 등[23]은 보행 속도가 감소하면 상체 가속도가 제한되어 동적 균형 제어가 용이하다고 했으며, 상체의 불안정성을 줄이기 위해 보행속도를 줄이는 전략은 뇌졸중환자나 시각장애를 가진 노인에서 관찰되었다고 하였다. 하지만 속도가 고정되어 있는 트레드밀의 보행 조건에서는 유발된 굴절이상

이 보행패턴 변화와 연동하여 상체 흔들림을 증가시켜 전반적인 보행 안정성을 더욱 방해하는 것으로 판단된다.

저자들은 이전연구에서 미교정된 굴절이상도가 증가할수록 정적자세에서 신체안정성은 더욱 감소되고, 낙상의 위험은 증가된다고 보고한 바 있다.[24,25] 낙상사고는 국민들의 건강을 위협하고, 의료비 증가에 따른 막대한 사회경계적 비용도 발생시킬 수 있는 중요한 사안으로 다양한 전문분야에서 낙상사고예방을 위한 노력이 절실히 필요하다. 따라서 정확한 굴절이상 교정은 낙상사고 예방에 기여하는 임상안광학 전문가들의 한 역할이 되며, 더 나아가 시력보건전문가로서 국민건강증진의 측면에서 중요한 의미가 있다.

정리하면, 이전 연구와 본 연구를 통해 정적자세 뿐만 아니라 동적자세에 있어 굴절교정의 중요성을 거듭 확인하였고, –1.00 D 이상의 근시성 흐림으로 인한 부정확한 시각정보는 보행패턴을 변화시키는 요인임을 알 수 있었다.

결 론

유발된 굴절이상이 일정한 보행속도에서의 보행패턴과 상체 흔들림의 변화를 유발하는지 알아보았다. –1.00 D의 이상의 미교정된 근시는 보폭길이를 짧게 하고, 분속수를 증가시키는 원인으로 작용되었다. 보행 중 상체 흔들림의 영역은 유발된 모든 비정시에서 완전교정상태와 비교해 앞뒤 및 좌우 방향으로 크게 확장되었다. 결론적으로 굴절이상을 교정하는 것은 최적의 보행패턴을 유지하는데 필수적인 요인으로 사료된다.

REFERENCES

[1] Perry J. Gait analysis: Normal and pathological function, 1st Ed. New Jersey: Slack, 2006;15-16.

[2] Jung JY. A study on the cognition of blindness and low vision by model-map in living facility for blind –focused Chung-ju sacred heart rehabilitation center for the blind. Proceedings of Conference in the Architectural Institute of Korea. 2006;2:103-106.

[3] Peterka RJ. Sensorimotor integration in human postural control. J Neurophysiol. 2002;88(3):1097-1118.

[4] Woo BH, Sul JD. Effects of induced stereoacuity reduction on obstacle crossing. The Korean Journal of Physical Education. 2015;54(5):829-840.

[5] Kim SJ. Motor learning and control, 2nd Ed. Seoul: Daehan media, 2000;178-179.

[6] Kim JH. A Study on travel errors of children with low vision. The korean journal of visual impairment. 2005; 21(1):27-41

[7] Kim JH. A study on travel errors of children with low vision. The Korean Journal of Visual Impairment. 2005; 21(1):27-41.

[8] Patla AE, Vickers JN. Where and when do we look as we approach and step over an obstacle in the travel path?. Neuroreport. 1997;8(17):3661-3665.

[9] Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. N Engl J Med. 1988;319(26):1701-1707.

[10] Rubenstein LZ, Josephson KR, Robbins AS. Falls in the nursing home. Ann Intern Med. 1994;121(6):442-451.

[11] Drillis RJ. The geriatric amputee, 1st Ed. Washington DC: NAS-NCR publication, 1961;134-145.

[12] Molen HH. Problems on the evaluation of gait. PhD Thesis. Free University, Amsterdam, 1973;395-396.

[13] Helbostad JL, Moe-Nilssen R. The effect of gait speed on lateral balance control during walking in healthy elderly. Gait Posture. 2003;18(2):27-36.

[14] Ramstrand N, Thuesen AH, Nielsen DB, Rusaw D. Effects of an unstable shoe construction on balance in women aged over 50 years. Clin Biomech. 2010;25(5): 455-460.

[15] Son H, Kim K. A kinematic analysis of patients with knee osteoarthritis during gait on level ground, ramps and stairs. J Phys Ther Sci. 2013;25(3):277-280.

[16] Sun W, Watanabe M, Hirota C, Tanimoto Y, Kono R, Takasaki K et al. Obstacle-negotiating gait and related physical measurement indicators for the community-dwelling elderly in Japan. Arch Gerontol Geriatr. 2010;50(3):e41-e45.

[17] Ha GH, Lee MM, Song CH. The effects of treadmill walking and bilateral rhythmic auditory stimulation on gait in patients with stroke. Journal of Special Education & Rehabilitation Science. 2013;52(1):295-315.

[18] Patla AE, Davies TC, Niechwiej E. Obstacle avoidance during locomotion using haptic information in normally sighted humans. Exp Brain Res. 2004;155(2):173-185.

[19] Wood JM, Lacherez PF, Black AA, Cole MH, Boon MY, Kerr GK. Postural stability and gait among older adults with age-related maculopathy. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2009;50(1):482–487.

[20] Marigold DS, Patla AE. Visual information from the lower visual field is important for walking across multi-surface terrain. Exp Brain Res. 2008;188(1):23-31.

[21] Patla AE. Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. Gait Posture. 1997;5(1):54-69.

[22] Mochon S, McMahon TA. Ballistic walking. J Biomech. 1980;13(1):49-57.

[23] Hollands MA, Marple-Horvat DE. Visually guided stepping under conditions of step-cycle related denial of visual information. Exp Brain Res. 1996;109(2):343-356.

[24] Kim SY, Moon BY, Cho HG. Changes of body balance on static posture according to types of induced ametropia. J Korean Ophthalmic Opt Soc. 2014;19(2):239-246.

[25] Kim SY, Yu DS, Moon BY, Cho HG. Cause analysis in decrease of body stability according to the induced astigmatic blur. J Korean Ophthalmic Opt Soc. 2016;21(3):259-264.

유발된 굴절이상이 보행패턴에 미치는 영향

최재혁, 문병연, 유동식, 조현국, 김상엽*

강원대학교 안경광학과, 삼척 25949

투고일(2018년 7월 27일), 수정일(2018년 8월 24일), 게재확정일(2018년 8월 27일)

목적: 유발된 굴절이상이 보행 중 보행패턴에 미치는 영향을 알아보고자 하였다. **방법:** 평균 연령 22.50±2.22세의 32명을 대상으로 하였다. ±0.50 D, ±1.00 D, ±2.00 D, ±3.00 D, ±4.00 D, 그리고 ±5.00 D의 구면렌즈를 사용하여 양안근시 및 양안원시를 유발시켰다. 보행패턴(보폭길이 및 분속수)의 측정은 보행분석계를 이용하여 4 km/h 속도로 지정된 트레드밀 위에서 실시하였고, 보행 중 모션센스를 이용하여 상체 흔들림도 평가하였다. 각 굴절이상조건에서 반복측정을 실시한 후 완전교정상태에서 측정한 값과 비교분석하였다. **결과:** –1.00 D의 근시상태에서부터 완전교정상태와 비교하여 보폭길이는 현저하게 짧아졌고, 분속수는 현저하게 증가되었다. 보행 중 상체 흔들림의 영역은 완전교정상태에서와 비교해 근시 및 원시성 굴절이상이 유발되었을 때 앞뒤 및 좌우 방향으로 확장되었다. **결론:** –1.00 D 이상의 미교정된 근시성 굴절이상은 보행 시 보행패턴의 변화시키는 요인으로 작용하였다.

주제어: 굴절이상, 보행패턴, 보폭길이, 분속수, 상체 흔들림