



Changes in Postural Stability with the Direction and Speed of Smooth-Pursuit Eye Movements

Ji in Bae¹, Hyun Gug Cho², Byeong-Yeon Moon², Dong-Sik Yu², and Sang-Yeob Kim^{2,*}

¹Dept. of Optometry, Kangwon National University, Student, Samcheok 25949, Korea

²Dept. of Optometry, Kangwon National University, Professor, Samcheok 25949, Korea

(Received May 24, 2019; Revised June 9, 2019; Accepted June 11, 2019)

Purpose: This study aimed to investigate the effect of smooth-pursuit eye movements (SPEMs) without head movement on postural stability and provide basic data for developing training or rehabilitation programs using SPEMs. **Methods:** Forty subjects (24 men; 16 women) aged 23.24±2.58 years participated in this study. SPEMs were induced in the horizontal, vertical, and diagonal directions within 50° of binocular vision, and the target speed was set at three conditions (10°/s, 20°/s, and 30°/s). To analyze the change of postural stability with SPEM stimuli, postural instability and sway power were evaluated using the Tetrax biofeedback system. The measured values were compared to stationary fixation. **Results:** Postural instability increased when SPEMs were induced in the horizontal, vertical, and diagonal directions compared to stationary fixation. Further, postural instability increased with increased target speed of SPEMs in all directions. When horizontal and vertical SPEMs were induced, the sway powers of low-to-medium (peripheral nervous system) and medium-to-high (somatosensory system) frequencies increased. When diagonal SPEMs were induced, the sway powers of high (central nervous system), low-to-medium, and medium-to-high frequencies increased. **Conclusions:** When SPEMs without head movement occur in the diagonal direction or with high speed, they may have a negative effect on postural stability. Therefore, programs using SPEMs should be developed with proper speed and direction settings.

Key words: Smooth pursuit eye movements, Postural instability, Sway power, Fourier transformation analysis

서 론

안정적인 자세를 유지하는 것은 시각계, 전정계, 체성계로부터의 정보를 중추신경계에서 통합과정을 거쳐 이루어지는 복잡한 상호작용의 결과이다.^[1] 이러한 감각정보들은 공간에서의 신체 위치와 움직임의 변화에 대응하여 적절하게 자세를 유지하고, 붕괴된 자세를 수정하는데 필수적이다.^[2-3] 따라서 전정기관 손상,^[4] 퇴행성 근골격계 질환,^[5] 그리고 다양한 뇌질환으로 인한 중추신경계의 손상^[6] 등 어느 한 곳의 손상만으로도 균형 장애는 쉽게 유발되고, 이것은 자세안정성의 감소와 더불어 낙상 위험을 증가시키는 원인으로 작용한다. 특히 시각은 1차적으로 물체를 인식하고 움직임을 감지하면서 자세 조절 및 신체 이동을 위한 중요한 감각정보이다.^[7] 불량한 시력, 주변시야 감소, 대비감도 저하, 입체시 저하, 그리고 미교정된 굴절이상 등은 자세안정성을 감소시키는 시각적 요인으로 보고되고 있다.^[8]

시력은 물체의 상이 중심외에 맺혔을 때 가장 좋으며, 주변부로 갈수록 급격히 감소하는데 물체의 상이 중심외에 안정되는 과정에서 안구운동이 유발된다. 예를 들어, 전정 안반사(vestibular ocular reflex)는 머리운동의 반대 방향으로 그에 상응하는 안구 운동을 일으켜 주시물체가 움직이는 상황에도 물체의 상이 망막에 유지시키는 역할을 한다.^[9] 이처럼 안구운동은 신체 움직임에 따라 함께 요구되는 중요한 눈 기능의 한 요소이며, 주시고정(fixation), 단속안구운동(saccade), 추적안구운동(smooth pursuit eye movements)으로 구성된다.^[10]

안구운동자극과 자세안정성은 밀접한 관련이 있는데, 고정된 물체를 주시하는 것만으로도 정적자세를 보다 안정적으로 유지하는데 도움이 되는 것으로 알려져 있다.^[11-12] Rougier 등^[13]과 Stefane 등^[14]은 단속운동이 발생할 때 자세 흔들림은 주시고정 상태와 비교해 감소하였다고 하였다. Schulmann 등^[15]은 안구운동자극 유형에 따라 평형을 유지하는 시간을 측정하였는데, 추적안구운동이 주시고정

*Corresponding author: Sang-Yeob Kim, TEL: +82-33-540-3413, E-mail: syk@kangwon.ac.kr

상태나 단속안구운동에 비해 평형을 유지하는 시간이 가장 짧다고 하였다. 이런 결과는 추적안구운동자극이 상대적으로 자세안정성에 부정적인 영향을 미치는 안구운동으로 생각할 수 있으나, 이들의 연구에서는 머리가 고정되지 않은 상태에서 평가하였기 때문에 순수한 안구운동에 의한 영향인지 판단하기에는 한계가 있다. 또한 추적안구운동은 다양한 전문 영역에서 훈련 및 재활프로그램을 위해 흔히 활용되고 있다. Kerkhoff 등^{16,17}은 추적안구운동훈련을 만성 편측무시(chronic hemispatial neglect)환자에게 적용하여 재활훈련을 실시하였고, Bae 등¹⁸은 추적안구운동을 통해 치매예방 프로그램과 치료도구로서의 가능성을 연구하였다. Uchida 등¹⁹은 야구 선수들의 운동수행능력 향상을 위한 추적안구운동훈련의 유효성을 검증하였다. 이렇듯 추적안구운동이 다양한 전문 영역에서 훈련 및 재활 치료목적으로 활용되고 있으며, 순수한 추적안구운동자극이 자세안정성에 미치는 영향은 효과적인 프로그램 개발과 정확한 훈련 효과를 평가하기 위해 중요한 고려사항으로 작용될 것이다.

따라서 본 연구에서는 정적자세에서 머리움직임이 동반되지 않는 순수한 추적안구운동자극이 다양한 속도 및 방향에 따라 발생할 때, 자세안정성에 미치는 영향과 그 원인을 분석하여 관련 훈련 및 재활프로그램 개발에 활용될 수 있는 기초자료를 제시하고자 하였다.

대상 및 방법

1. 대상

본 연구의 취지에 동의한 20세에서 35세(평균연령 23.24±2.58세)의 40명(남자 24명, 여자 16명)을 대상으로 하였다. 문진을 통해 신체균형과 연관된 전신질환, 근골격계 및 신경계 문제, 그리고 안질환 및 이와 관련된 약물복

용이 없음을 확인하였다. 모든 실험 대상자의 단안 교정시력은 1.0 이상이었고, 시각운동성장애 또는 안구운동장애, 부등시, 약시, 안진, 그 외의 비정상적인 양안시 기능장애 병력이 없는 자들로 선택하였다.

2. 방법

1) 측정 장비

자세안정성을 평가하기 위해 TETRAX biofeedback system (Tetrax Portable Multiple System, Tetrax Ltd., Ramat Gan, Israel)을 사용하였다(Fig. 1A). TETRAX는 신체의 전반적인 균형 상태를 평가하기 위해 고안된 장비로써 좌·우 및 앞·뒤꿈치 부분에 각각의 지면반력장치(force plate)가 설치되어 압력 변화를 측정 할 수 있다. 4개의 지면반력 감지장치에서 출력된 정보는 디지털신호로 변환되어 자세의 흔들림 영역, 길이, 속도와 중력중심의 이동양상을 포괄적으로 측정하여 전반적인 자세안정성, 낙상위험지수, 푸리에변환에 의한 흔들림 강도 등을 평가 할 수 있다.²⁰

2) 측정요소

(1) 자세불안정성 지수(postura instability)

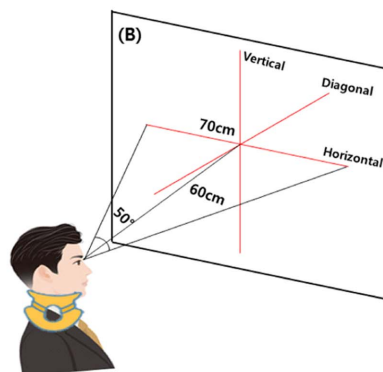
4개의 지면반력 장치에 실리는 무게의 변화에 따라 계산된 값으로 자세 흔들림의 정도를 측정하며, 전반적인 안정성을 나타내는 지수이다. 자세가 불안정할수록 지면반력장치에 실리는 체중의 %가 자주 또는 많이 변하며, 이 지수 값이 커질수록 정적신체균형은 불안정하다고 판단한다.²⁰⁻²¹

(2) 흔들림 강도 지수(sway power)

푸리에 분석은 수직 자세를 유지하기 위해 환자가 만든 수평면에서의 신체 진동의 파장신호의 수학적 표현이다. 지면반력장치 위에서 신체 흔들림이 발생할 때 변동되는



(A) Equipment used in this study



(B) Visual field and three directions

Fig. 1. Equipment used in this study (A) and visual field and three directions of eye movement (B).

측정값에 포함되는 여러 가지 진동수 성분들을 푸리에 변환(Fourier transformation of postural sway)을 통해 세분화하여 각 영역에서 흔들림 강도를 계산한다.^[22] 다음과 같이 4가지의 주파수 영역으로 구분되고, 신체 흔들림을 증가시킨 원인을 감각기관별로 분석할 수 있다. 저주파수(low frequency)영역: 0.01-0.1 Hz 영역으로, 비정상적으로 증가된 값은 시각기능이상과 연관됨을 의미한다. 중-저주파수(low medium frequency)영역: 0.1-0.5 Hz 영역으로 비정상적으로 증가된 값은 말초전정계의 장애와 연관됨을 의미한다. 중-고주파수(highmedium frequency)영역: 0.5-0.75 Hz 영역으로 비정상적으로 증가된 값은 체성감각의 기능이상과 연관됨을 의미한다. 고주파수(high frequency)영역: 1.0-3.0 Hz 영역으로 비정상적으로 증가된 값은 중추신경계의 장애와 연관됨을 의미한다.^[20-21]

3) 측정방법

수동포롭터(Phoropter 11625B, Reichert, USA)를 이용한 자각적 굴절검사를 통해 실험 참가자의 굴절이상을 완전 교정을 한 후, 완전교정값을 시험테에 장입시켜 착용하게 하였다. 추적안구운동이 발생하는 동안 머리와 목의 움직임을 최소화하기 위해 head-neck collar(Stifneck regular 980500, Laerdal Medical AS, Stavanger, Norway)를 착용시킨 후, TETRAX 지면반력장치 위에 올라서서 양발을 정확히 정렬시키고 해부학적 자세를 취하게 하였다.

피검자의 눈앞 60 cm 거리에 시각 디스플레이(LED TV AD-55LB65S, LG, Seoul)를 설치하고, PC 프로그램(PowerPoint 2007, Microsoft, Redmond, WA, USA)을 사용하여 란돌트 고리 20/40에 해당하는 크기의 검은 점을 주시 물체로 제작하여 사용하였다. 시야 범위를 50°로 제한하기 위해 디스플레이 화면 내에서 주시물체 이동 범위를 70 cm로 조정했다. 추적안구운동자극은 수평(3-9시 방향), 수직(12-6시 방향), 사선(2-8시 방향)의 세 가지 방향으로 설정하였고, 각 방향에서 속도를 10°/s, 20°/s, 그리고 30°/s의 세 가지 조건으로 조정하였다(Fig. 1B). 주시물체는 해당방향에서 각 속도를 유지하면서 자세 평가가 종료되는 순간까지 반복적으로 움직이도록 설정하였고, 모든 조건에서 자세 평가의 측정은 기기 매뉴얼에 따라 매번 32초 동안 실시하였다 각 검사 조건에서 측정된 값은 주시가 고정된 상태에서 측정된 값과 비교분석하였다. 주시가 고정된 상태를 제외한 모든 조건에서의 측정은 무작위 순서로 실시하였고, 검사 조건이 바뀔 때마다 1분간의 휴식시간을 제공하였다.

3. 분석

데이터 분석은 SPSS for Windows(SPSS Inc., Chicago,

IL, USA)를 사용하여 반복 측정 분석(repeated measures ANOVA)을 하였고, 모든 분석에서 통계적으로 유의한 차이는 유의확률이 $p < 0.05$ 일 때로 판단하였다.

결과 및 고찰

1. 추적안구운동의 방향과 속도증가에 따른 자세불안정성 지수의 변화

추적안구운동의 방향과 속도증가에 따른 자세불안정성 지수의 평균변화는 Fig. 2와 같다. 자세불안정성 지수는 주시 고정 상태와 비교해 추적안구운동이 수평, 수직, 그리고 사선 방향으로 유발될 때 유의하게 증가하였고, 모든 운동방향에서 속도증가와 함께 비례적으로 증가하였다($p < 0.05$).

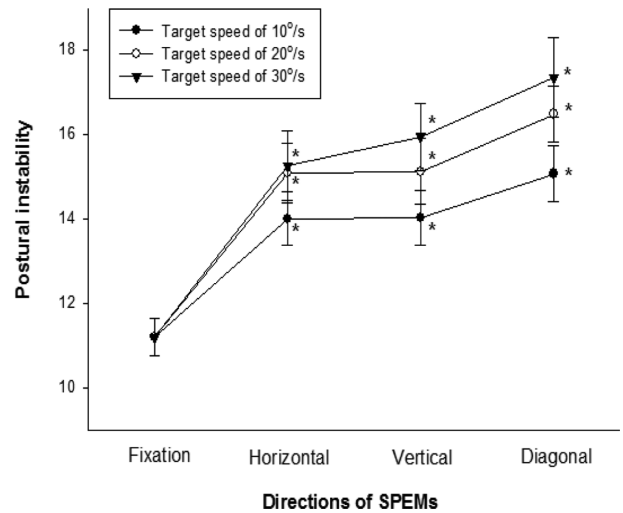


Fig. 2. Changes in postural instability with directions of smooth-pursuit eye movements and increment in target speed. *: Significantly different from fixation, as shown by a repeated-measures analysis of variance

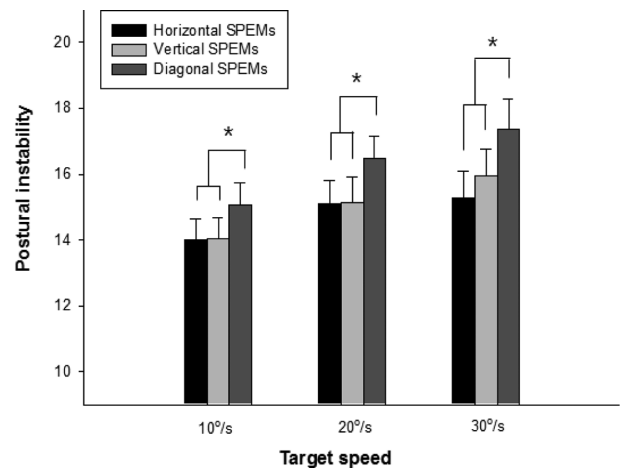


Fig. 3. Changes in postural instability with directions of smooth-pursuit eye movements at the same target speed. * $p < 0.05$: Significantly different, as shown by a repeated-measures analysis of variance

Fig. 3은 동일한 속도에서 추적안구운동의 방향에 따른 자세불안정성 지수의 평균변화를 나타낸 것이다. 자세불안정성 지수는 설정한 모든 속도에서 수평 및 수직 방향과 비교해 사선 방향의 추적안구운동이 발생할 때 현저하게 증가하였다($p < 0.05$).

2. 추적안구운동의 방향과 속도증가에 따른 흔들림 강도 지수의 변화

Table 1~3은 각 추적운동방향에서 주시타겟의 이동속도가 증가될 때, 자세불안정성에 기여하는 해당 감각기관에서 유래된 각 주파수 영역에서의 흔들림 강도의 변화를 분석한 것이다. Table 1과 2에서 볼 수 있듯이, 수평과 수직 방향의 추적안구운동자극이 발생할 때 주시고정 상태와 비교해 모든 속도에서 중-저주파수와 중-고주파수 영역의 흔들림 강도가 유의하게 증가하였다($p < 0.05$). Table 3에서 보듯이 사선 방향의 추적안구운동의 경우, 모든 속도에서 주시고정 상태와 비교해 중-저주파수, 중-고주파수 영역의 흔들림 강도의 증가와 더불어 고주파수 영역에서도 유의한 증가를 보였다($p < 0.05$).

본 연구에서는 머리움직임이 고정된 상태에서 순수한 추적안구운동자극이 다양한 방향과 속도로 발생할 때 자세불안정성에 미치는 영향을 분석하여, 추적안구운동을 이용한 다양한 프로그램 개발에 활용 가능한 기초자료를 제시하고자 하였다.

연구결과, 모든 추적안구운동방향에서 속도가 증가함에 따라 자세불안정성 지수는 증가하여 전반적인 자세불안정성

Table 1. Changes in sway power for each frequency range of horizontal smooth-pursuit eye movements with increments in target speed

Target speed (°/s)	Sway power			
	Low	Low-to-medium	Medium-to-high	High
0 (Fixation)	18.14±7.44	5.94±1.74 ^a	2.43±0.85 ^a	0.45±0.16
10	14.51±6.21	7.01±1.97 ^b	2.58±0.84 ^b	0.48±0.16
20	15.96±7.39	7.53±1.98 ^c	2.79±0.94 ^c	0.83±1.75
30	17.99±10.46	7.44±2.49 ^d	2.86±0.94 ^d	0.54±0.21
p/F	0.080/2.387	0.00/10.642	0.004/4.926	0.056/2.755
post-hoc	-	a < b, c, d	a < c, d b < d	-

Target speed (°/s)
Data are expressed as mean±standard deviation
* $p < 0.05$: Significantly different from fixation, as shown by a repeated-measures analysis of variance
^{a,b,c,d}subgroups in least significant difference post-hoc analysis
N = 40 (for each condition)

Table 2. Changes in sway power for each frequency range in vertical smooth-pursuit eye movements with increments in target speed

Target speed (°/s)	Sway power			
	Low	Low-to-medium	Medium-to-high	High
0 (Fixation)	18.14±7.44	5.94±1.74 ^a	2.43±0.85 ^a	0.45±0.16
10	19.71±8.27	6.95±2.40 ^b	2.69±0.78 ^b	0.49±0.19
20	16.33±7.05	8.02±2.69 ^c	2.73±0.84 ^c	0.52±0.18
30	17.20±8.13	8.23±3.25 ^d	2.96±0.90 ^d	0.53±0.21
p/F	0.072/2.408	0.00/8.522	0.013/4.121	0.055/2.730
post-hoc	-	a < b < c, d	a < b, c < d	-

Target speed (°/s)
Data are expressed as mean±standard deviation
* $p < 0.05$: Significantly different from fixation, as shown by a repeated-measures analysis of variance
^{a,b,c,d}subgroups in least significant difference post-hoc analysis
N = 40 (for each condition)

Table 3. Changes in sway power for each frequency range in diagonal smooth-pursuit eye movements with increments in target speed

Target speed (°/s)	Sway power			
	Low	Low-to-medium	Medium-to-high	High
0 (Fixation)	18.14±7.44	5.94±1.74 ^a	2.43±0.85 ^a	0.45±0.16 ^a
10	17.48±8.37	7.93±2.77 ^b	2.80±0.87 ^b	0.56±0.23 ^b
20	17.97±9.05	8.83±3.40 ^c	2.99±1.03 ^c	0.59±0.23 ^c
30	20.95±11.46	9.10±4.34 ^d	3.37±1.32 ^d	0.66±0.28 ^d
p/F	0.132/1.967	0.000/13.648	0.000/7.673	0.000/7.704
post-hoc	-	a < b < c, d	a < b, c < d	a < b, c < d

Target speed (°/s)
Data are expressed as mean±standard deviation
* $p < 0.05$: Significantly different from fixation, as shown by a repeated-measures analysis of variance
^{a,b,c,d}subgroups by least significant difference post-hoc analysis
N = 40 (for each condition)

은 유의하게 감소됨을 알 수 있었다(Fig. 2). 또한 동일한 속도의 추적안구운동이 발생하더라도 수평 및 수직 방향보다 사선 방향의 안구운동자극이 전반적인 자세불안정성에 미치는 영향은 더욱 부정적인 것으로 밝혀졌다(Fig. 3). 저자들은 이러한 결과의 원인을 파악하기 위해 TETRAX system에서 제공하는 분석 기법인 푸리에 변환법을 이용해 분석해보고자 하였다. 관련 임상연구를 살펴보면, 특정 주파수 범위의 과도한 흔들림은 해당 감각기관의 병적인 문제가 존재하거나 보상노력에 의한 결과로 설명하고 있다.¹²³

24) 예를 들어, Taguchi^[25]와 Kollmitzer 등^[26]은 말초전정계의 병리를 가진 환자는 전형적으로 중-저 주파수 영역에서 흔들림 강도가 증가됨을 보고하였다. 또한, 중-고주파수 영역의 흔들림 증가는 하지, 척추 및 허리 운동과 관련된 체성계 기능 이상의 징후이며, 고-주파수 영역의 흔들림 증가는 흔히 떨림과 관련된 중추신경계 증상의 징후로 소뇌, 대뇌, 고유수용감각에 이상이 있는 경우에 발생하는 것으로 알려져 있다.^[22,25] 본 연구결과에서 수평 및 수직 방향의 추적안구운동의 속도증가에 따라 말초전정계와 체성감각계의 기능이상과 관련이 있는 중-저주파수와 중-고주파수 영역에서 흔들림 강도가 증가하였다(Table 1, Table 2). 특히, 사선 방향의 추적안구운동의 경우 수평과 수직 안구운동 자극에서 보였던 중-저주파수 및 중-고주파수 영역뿐만 아니라 중추신경계의 감각통합과 관련된 고주파수 영역에서도 흔들림 강도가 증가함을 보였다(Table 3). 중추신경계에서 감각정보들을 통합하는 과정이 원활하지 않을 때 생리적 어지러움을 느낄 수 있으며, 일시적인 어지러움은 자세 흔들림을 증가시킨다고 하였다.^[27-28] 따라서 사선 방향의 안구운동 자극은 수평 및 수직 방향의 자극과 비교해 중추신경계 감각통합에 교란을 주는 운동 자극이 될 수 있으며, 이런 원인은 인간의 생활환경이 대부분 수평 및 수직적 구조로 이루어져 있기 때문에 사선 방향의 자극에 익숙하지 않는 후천적 또한 학습적인 영향에 의한 것으로 생각된다. 저자들은 이전 연구에서 미교정된 난시의 교정축 방향에 따라 자세안정성에 미치는 영향을 조사하였고, 미교정된 직난시나 도난시와 비교해 사난시에서 자세불안정성이 더욱 증가함을 보고한 바 있다.^[29] 이처럼 본 연구와 이전 연구를 통해 정적과 동적 자극 모두에서 비스듬한 방향의 시각 정보는 중추신경계의 원활한 감각통합을 방해하는 시각적 자극임을 알 수 있었다. 결과들을 정리하면, 본 연구에서 인위적으로 유발시킨 반복적인 추적안구운동 자극의 특정 방향과 과도한 속도에 의한 영향은 마치 관련된 질환으로 인해 발생하는 자세 흔들림의 유형과 유사한 변화를 이끌었고, 이것이 본 실험대상자의 전반적인 자세불안정성을 증가시킨 원인으로 생각된다.

안구운동 훈련을 이용한 다양한 훈련 및 재활프로그램의 유효성은 검증되었다.^[16-19] 이러한 훈련은 특히 운동선수에서 동체시력이나 반응속도의 향상 등을 보이는 효과를 나타내었다. 또한 안구운동 훈련은 스포츠 분야뿐만 아니라 뇌손상 환자나 노인의 인지능력 개선 등의 재활프로그램으로도 다양하게 적용되고 있다. 본 연구결과를 종합해 보면, 추적안구운동 훈련을 이용한 프로그램 개발 시, 자세안정성에 부정적인 영향을 미치지 않는 적절한 속도 및 방향을 설정하는 것은 정확한 평가와 훈련 효과 향상을 위한 중요한 요인으로 판단된다. 그러나 본 연구에서 설정

한 최소 속도인 10°/s에서도 자세불안정성은 주시가 고정된 상태와 비교해 증가하여, 자세안정성에 영향을 미치지 않는 최소 속도를 밝히지 못한 제한점이 존재한다. 따라서 자세안정성에 부정적인 영향을 주지 않는 최소 속도를 제시하는 후속연구가 필요할 것으로 사료된다.

결론

본 연구에서는 머리움직임이 동반되지 않는 순수한 추적안구운동이 다양한 방향과 속도에 따라 발생할 때, 정적 자세의 안정성에 미치는 영향을 조사하였다. 자세안정성은 주시고정 상태와 비교해 추적안구운동이 수평, 수직, 그리고 사선 방향으로 유발될 때 감소하였고, 모든 운동방향에서 속도가 증가할수록 자세불안정성은 더욱 증가하였다. 또한 설정한 동일한 속도에서 수평 및 수직 방향과 비교해 사선 방향의 추적안구운동이 발생할 때 자세안정성은 현저하게 감소하였다.

푸리에 변환을 통한 흔들림 강도의 분석결과, 수평, 수직 방향의 추적안구운동 시 말초전정계, 체성감각계의 혼란을 야기하고, 사선 방향의 경우 말초전정계, 체성감각계뿐만 아니라 이들의 감각정보를 통합하는 중추신경계의 혼란을 유발하였다. 결론적으로 이러한 연구결과는 추적안구운동을 이용하여 다양한 훈련 및 재활프로그램을 개발하는데 의미 있는 기초자료가 될 것으로 사료된다.

REFERENCES

- [1] Roberts DS, Lin HW, Bhattacharyya N. Health care practice patterns for balance disorders in the elderly. *Laryngoscope*. 2013;123(10):2539-2543.
- [2] Merla JL, Spaulding SJ. The balance system: implications for occupational therapy intervention. *Phys Occup Ther Geriatr*. 1997;15(1):21-36.
- [3] Fransson PA, Kristinsdottir EK, Hafström A, Magnusson M, Johansson R. Balance control and adaptation during vibratory perturbations in middle-aged and elderly humans. *Eur J Appl Physiol*. 2004;91(5-6):595-603.
- [4] Hall CD, Cox LC. The role of vestibular rehabilitation in the balance disorder patient. *Otolaryngol Clin North Am*. 2009;42(1):161-169.
- [5] Sturmeiks DL, George RS, Lord SR. Balance disorders in the elderly. *Neurophysiol Clin*. 2008;38(6):467-478.
- [6] Deshpande N, Patla AE. Visual-vestibular interaction during goal directed locomotion: effects of aging and blurring vision. *Exp Brain Res*. 2007;176(1):43-53.
- [7] Grace Gaerlan M, Alpert PT, Cross C, Louis M, Kowalski S. Postural balance in young adults: The role of visual, vestibular and somatosensory systems. *J Am Acad Nurse Pract*. 2012;24(6):375-381.

- [8] Lord SR. Visual risk factors for falls in older people. *Age Ageing*. 2006;35(suppl 2):ii42-ii45.
- [9] Kim JS. Reflexive eye movements: vestibulo-ocular reflex. *J Korean Soc Clin Neurophysiol*. 2001;3(1):65-70.
- [10] Seo SH, Bae HB. Immediate effect of eye movement on static balance according to age in elderly individuals. *J Kor Phys Ther*. 2016;28(5):274-278.
- [11] Jahn K, Strupp M, Krafczyk S, Schüller O, Glasauer S, Brandt T. Suppression of eye movements improves balance. *Brain*. 2002;125(Pt 9):2005-2011.
- [12] Ustinova K, Perkins J. Gaze and viewing angle influence visual stabilization of upright posture. *Brain Behav*. 2011;1(1):19-25.
- [13] Rougier P, Garin M. Performing saccadic eye movements or blinking improves postural control. *Motor Control*. 2007;11(3):213-223.
- [14] Aguiar SA, Polastri PF, Godoi D, Moraes R, Barela JA, Rodrigues ST. Effects of saccadic eye movements on postural control in older adults. *Psychol Neurosci*. 2015;8(1):19-27.
- [15] Schulmann DL, Godfrey B, Fisher AG. Effect of eye movements on dynamic equilibrium. *Phys Ther*. 1987;67(7):1054-1059.
- [16] Kerkhoff G, Reinhart S, Ziegler W, Artinger F, Marquardt C, Keller I. Smooth pursuit eye movement training promotes recovery from auditory and visual neglect: a randomized controlled study. *Neurorehabil Neural Repair*. 2013;27(9):789-798.
- [17] Kerkhoff G, Keller I, Ritter V, Marquardt C. Repetitive optokinetic stimulation induces lasting recovery from visual neglect. *Restor Neurol Neurosci*. 2006;24(4-6):357-369.
- [18] Bae S, Kim KY. Convergent analysis of old people eye movement training on change of cognitive ability. *Journal of the Korea Convergence Society*. 2018;9(5):121-127.
- [19] Uchida Y, Kudoh D, Higuchi T, Honda M, Kanosue K. Dynamic visual acuity in baseball players is due to superior tracking abilities. *Med Sci Sports Exerc*. 2013;45(5):319-325.
- [20] Park CS, Kang KY. Effect of visual biofeedback simulation training for balance in patients with incomplete spinal cord injury. *Jour of KoCon a*. 2011;11(11):194-203.
- [21] Chang KY, Woo HS. Influence of fall-preventive occupational therapy applied to elderly in the community upon balance ability. *Jour of KoCon a*. 2010;10(3):232-240.
- [22] Sunlight. TETRAX: Fourier Transformation of Postural Sway, 2006. <http://postureetmeasure.free.fr/docs/TetraxFourierTransformation.pdf>(13 June 2019).
- [23] DeWit G. Optic versus vestibular and proprioceptive impulses, measured by posturography. *Agressologie*. 1972;13(C):79-82.
- [24] Loughlin PJ, Redfern MS. Spectral characteristics of visually induced postural sway in healthy elderly and healthy young subjects. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2001;9(1):24-30.
- [25] Taguchi K. Spectral analysis of the movement of the center of gravity in vertiginous and ataxic patients. *Agressologie*. 1978;19(B):69-70.
- [26] Kollmitzer J, Ebenbichler GR, Sabo A, Kerschman K, Bochdansky T. Effects of back extensor training versus balance training on postural control. *Med Sci Sports Exerc*. 2000;32(10):1770-1776.
- [27] Cho YJ. Diagnostic approach to the dizzy patient. *Inje Medical Journal*. 2002;23(4):245-251.
- [28] Park JH. Clinical approach to patients with dizziness. *J Korean Med Assoc*. 2018;61(1):44-48.
- [29] 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.

추적안구운동의 방향 및 속도에 따른 자세안정성 변화

배지인¹, 조현국², 유동식², 문병연², 김상엽^{2,*}

¹강원대학교 안경광학과, 학생, 삼척 25949

²강원대학교 안경광학과, 교수, 삼척 25949

투고일(2019년 5월 24일), 수정일(2019년 6월 9일), 게재확정일(2019년 6월 11일)

목적: 본 연구는 머리움직임이 고정된 상태에서 추적안구운동의 방향과 속도에 따라 자세안정성에 미치는 영향을 분석하여, 추적안구운동을 이용한 훈련 및 재활 프로그램을 개발하는데 기초자료를 제시하고자 하였다. **방법:** 평균나이 23.24±2.58세 40명(남 24명, 여 16명)을 대상으로 하였다. 추적안구운동은 양안시야 50° 범위 내에서 수평, 수직, 그리고 사선 방향으로 유도하였고, 속도는 10°/s, 20°/s 및 30°/s 세 가지로 설정하였다. 추적안구운동자극에 따른 자세안정성의 변화를 분석하기 위해 TETRAX biofeedback system를 이용해 자세불안정지수와 흔들림 강도를 평가하였고, 모든 측정값은 주시고정 상태와 비교하였다. **결과:** 자세불안정성은 주시고정 상태와 비교해 추적안구운동이 수평, 수직, 그리고 사선 방향으로 유발될 때 증가하였고, 모든 운동방향에서 속도가 증가할수록 자세불안정성은 더욱 증가하였다. 수평 및 수직 방향의 추적안구운동이 발생할 때, 중-저주파수(말초전정계)와 중-고주파수(체성감각계) 영역에서 흔들림 강도가 증가하였고, 사선 방향의 추적안구운동이 발생할 때, 중-저주파수(말초전정계)와 중-고주파수(체성감각계) 뿐만 아니라 고주파수 영역(중추신경계)에서도 흔들림강도가 증가하였다. **결론:** 머리움직임이 동반되지 않는 추적안구운동이 과도한 속도나 사선 방향으로 발생할 때 자세안정성에 부정적인 영향을 미칠 수 있다. 따라서 추적안구운동을 이용한 프로그램을 개발할 때, 적당한 속도와 방향설정은 중요한 요인이 된다.

주제어: 추적안구운동, 자세불안정성, 흔들림 강도, 푸리에변환분석