

Effects of Visual Stimuli and Vision Conditions on Postural Stability

Heui-yeon Lee^{1,a}, Inn-Jee Park^{2,b}, and Byoung-Sun Chu^{3,c,*}

¹Dept. of Optometry, Daegu Catholic Graduate University, Student, Gyeongsan 38430, Korea

²Dept. of Optometry, Daekyeung University, Professor, Gyeongsan 38547, Korea

³Dept. of Optometry, Daegu Catholic University, Professor, Gyeongsan 38430, Korea

(Received August 28, 2023; Revised September 13, 2023; Accepted September 18, 2023)

Purpose: This study investigated the impact of visual cues and visual conditions on body stability using a body balance measurement device. **Methods:** The study was conducted on 23 healthy individuals with a mean age of 23.92±2.09 years. There were three visual conditions: “full correction”, “blur condition (visual acuity of less than 0.5 logMAR)”, and “visual field (VF) defect to simulate of 10 degrees of VF.” Body posture stability were evaluated using the 3D Guidance system which can collect data from different location of body (3D Guidance trakSTARTM, Northern Digital Inc., Waterloo, Canada). **Results:** When looking at distance, significant lateral body sway was observed based on forehead measurements in the “full correction” ($p=0.026$) and blur condition($p<0.050$). With 10 degrees of VF, significant changes were observed in all measurements ($p<0.050$). When looking near, blur condition caused significantly more body sway than blur condition ($p<0.050$). **Conclusions :** The result showed that significant posture sway were induced when restricting the VF which is related to safety issue. Therefore, this study highlighted the necessity for further related research in the future.

Key words : Low vision, Body stability, Visual stimulation

서 론

균형(Balance)은 질량중심을 기저면 안에 유지하는 것이며, 신체균형(Body balance) 유지 능력은 신체의 질량 중심을 지지면에 안정적으로 유지하는 능력이다.^[1,2] 이러한 신체 균형 조절 능력은 하나의 기관으로만 작용하는 것이 아니라 전정감각, 고유수용감각, 운동신경계 그리고 시각의 통합 작용으로 인해 조절되며,^[3] 특히 시각은 외부 환경의 형태, 상황, 거리 등과 관련된 정보를 80% 이상 수용하는 주요 기관으로 획득한 정보를 뇌에 전달하여 신체 위치 및 균형 유지 시 중요한 역할을 한다.^[4]

우리가 양안을 통해 받는 시각 자극은 크게 정적 시각 자극과 동적 시각 자극으로 나뉜다. 정적 시각 자극은 시간에 따라 변화하지 않고 고정된 상태이며, 이와 반대로 동적 시각 자극은 시간에 따라 움직이거나 변화하는 시각 자극을 일컫는다.^[5] 선행 연구 결과에 따르면 건강한 청년을 대상으로 가상현실을 통한 동적 시각 자극을 발생시켰을 때 그렇지 않을 때보다 신체의 흔들림이 유의하게 증가하였고,^[6] Amblard 등^[7]의 연구에서도 정적 시각정보에 비해 동적 시각 자극에서 몸의 흔들림이 증가된 결과가

보고되었다. 따라서 관련 연구에서는 시각 자극에 대한 영향이 단순히 시각적 능력에만 국한되지 않고, 신체 안정성에도 영향을 미친다는 점이 고려되고 있는 실정이다.^[6,7]

시각적 자극으로 인한 신체 불안정함 및 균형 조절에 주의를 기울여야 할 부분 중 하나는 낙상 위험의 증가이다.^[8] 특히 노인들에게 낙상은 사망률과 관련하여 치명적인 결과를 초래하는 원인 중 하나이므로 신체 안정성을 유지하는 능력은 노인의 안전 문제에 있어서 매우 중요한 부분 중 하나이다.^[9] Rubenstein^[10]과 stalenhoef 등^[11]의 연구 결과에 따르면 전 세계적으로 노인의 약 28~35%가 낙상을 경험하며, 국내 또한 37.5~42%가 연간 한 번 이상 낙상 사고를 경험하는 것으로 나타났으며, 이 중 37.8%는 외래 진료나 입원 같은 후속 조치가 필요한 것으로 보고되고 있다.^[12,13] 이러한 낙상을 시각적 측면에서 살펴봤을 때, 시각적 문제는 낙상 사고 발생에 있어서 유의한 내적 요인이 될 수 있다는 연구 결과가 있으며,^[9] 다른 선행연구에 따르면 낙상의 5가지 내적 요인 중 시력 장애가 가장 큰 요인으로 작용한다고 보고되었다.^[14] 또한 Rivara 등^[15]의 연구에서도 시각적 문제로 발생하는 낙상 사고 중 약 5%는 골절의 원인이 되며, 5~11%는 심각한 기타 외상을 초래할 수 있음

*Corresponding author: Byoung-Sun Chu, TEL: +82-53-850-2553, E-mail: bschu@cu.ac.kr

Authors ORCID: ^ahttps://orcid.org/0000-0002-1817-6034, ^bhttps://orcid.org/0000-0002-5846-3011, ^chttps://orcid.org/0000-0001-9419-2194

을 보고한 바 있다. 게다가 신체 평형성 유지에 관련한 문제가 발생하면 기본적인 일상생활을 유지하는데 있어서 장애를 받게 되며, 일반인들의 운동 생활 또는 운동선수들의 부상에도 직·간접적 영향이 발생할 수 있는 것으로 나타난다.^[16-18] 따라서 낙상과 관련된 문제는 일상생활에 있어서 심각한 상황이나 불편한 장애를 초래할 수 있으며, 특히 시각 자극으로 인한 신체 불안정함은 안전 문제에 있어서 고려되어야 할 사항 중 하나이다. 또한 이러한 측면에서 신체 균형을 조절하는 감각 기관 중 하나인 시각은 상태에 따라 신체 균형 유지에 어떠한 영향을 미칠지는 알 수 없으나 국내에서는 이에 대한 연구가 미미한 실정이다.^[4]

정리하자면 시각 장애 발병률은 연령 증가와 관련이 있으며 이는 낙상의 위험성과도 연관이 있을 것으로 보고되고 있으나,^[4] 시각 상태 및 시각 자극으로 인한 신체 안정성 변화와 낙상 등 안전사고 유발 가능성에 대한 연구는 고려되지 않고 있는 실정이다.^[19,20]

따라서 본 연구에서는 동적 및 정적 시각 자극이 신체 흔들림에 미치는 영향에 대해 실험하고 분석하여, 시각 자극이 신체의 안정성 및 흔들림 조절에 미치는 영향을 살펴보았다.

대상 및 방법

1. 대상

본 연구는 평균 연령 23.92±2.09세인 23명(남 13명, 여 10명)이며, 우세안은 우안 17명, 좌안 6명, 평균 신장은 167.88±7.65 cm, 평균 몸무게는 64.04±11.83 kg이다. 연구 대상자는 모두 실험 전에 문진을 통해 신체 균형에 영향을 끼칠 수 있는 전신질환, 근육질환 또는 기타 타 질환이 없는지 확인하였고, 안질환이나 시기능 이상, 또는 부등시 등 실험에 영향을 끼칠만한 시각적 장애가 있는 경우 대상자에서 제외하였다.

또한 모든 대상자는 정시이거나 그렇지 않을 경우 평소 콘택트렌즈를 착용하는 자에 한해서 선정하였다. 모든 대상자는 본 실험에 자발적으로 참여 의사를 밝히고 모든 연구에 대한 설명을 듣고 동의를 한 사람만을 대상으로 하였다.

2. 연구 방법

1) 실험장비

(1) 신체 균형 측정기

신체 균형 측정기는 3개의 좌표 즉 ‘x, y, z’로 나타나는 데 먼저 ‘x’는 측정 값이 증가할수록 좌측으로 기울어짐을 뜻하고, ‘y’는 측정 값이 증가할수록 전면으로 기울어짐이

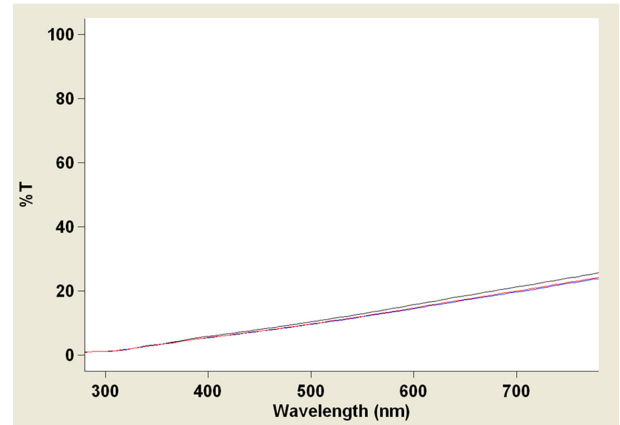


Fig. 1. Visible light transmittance of the glasses.

증가하는 것이다. 마지막으로 ‘z’는 측정 값이 증가할수록 측정기 기준 아래쪽으로 움직임이 많은 것으로 나타난다.

① 3D Guidance sensors

총 2개의 ‘3D Guidance sensors(Northern Digital Inc, Canada)’로 이마 중앙과 복부 중앙에 각각 1개씩 부착하여 신체 흔들림을 측정하였다.

② 3D Guidance Transmitters

신체의 위치 및 방향을 x, y, z 좌표로 나타내어 수치로 변환해 주는 ‘3D Guidance Transmitters(Northern Digital Inc, Canada)’를 사용하여 데이터를 추출하였다.

③ 3D Guidance

‘3D Guidance(Northern Digital Inc, Canada)’를 이용하여 측정 센서를 연결 후, 측정된 데이터를 연결된 컴퓨터에 생성시켰다.

본 연구에 사용된 기기의 측정 속도는 80 Hz이며, 초당 80개의 데이터 생성이 가능하다. 또한 변위 범위는 76 cm이며, 각도는 최대 수평 ±180°, 수직 ±90°까지 사용 가능하다.



Fig. 2. The visual field restriction device was used to induce a 10-degree visual field.

(2) 저시력 유발 안경

① 흐림 유발 안경

logMAR 기준 시력 0.5 이하의 저시력 흐림 상태를 유발하기 위해 ‘polypropylene’ 재질의 필름을 사용하여 안경을 제작하였으며, 가시광선 투과율을 3회 측정했을 때, 평균 25.45%T로 확인되었다.

② 시야 제한 안경

시야를 10°이내로 제한하기 위해 저시력 시뮬레이션 키트인 ‘zimmerman low vision simulation kit(zimmerman-low-vision-simulation-kit, ZLVSK, America)을 이용하여 검사하였다.

(3) 시력검사

① 시력 검사 시표

시력을 확인하기 위해 logMAR 시표를 이용하여 흐림 안경 착용 시 시력이 0.5 logMAR 이하로 감소했는지 측정하였다.

(4) 주시시표

원거리 주시시표는 피검자의 3 m 전방의 스크린을 통해 주시하며, 근거리는 피검자의 평소 근거리 습관을 적용하기 위해 13.7 cm 크기의 XDR 디스플레이를 직접 들고 주시하도록 하였다. 정적 및 동적시표 모두 ‘PowerPoint (Microsoft, America)’를 이용하여 제작하였으며, 모두 30 초 동안 주시하도록 하였다. 또한 동적시표는 0.5초 간격으로 주시 물체가 나타나며, 따라보기는 일관성 있는 방향으로 타겟이 움직이면 난이도가 저하되어 인식에 어려움

이 없을 수 있으므로 방향에 일관성이 없도록 무작위로 움직이도록 설정하였다. 마지막으로 실험은 ‘색이 있는 시표, 검정시표, 따라보기’순서로 진행하였다.

2) 실험

(1) 실험 전 준비사항

실험 전, 교정 후 시력이 0.0 logMAR 이상인지 확인하고, 흐림 안경 착용 후에는 시력이 0.5 logMAR 이하로 감소하였는지 확인한다. 또한 측정 센서를 이마 중앙과 복부 중앙에 부착하고, 조도는 반암실로 유지한다.

(2) 실험 순서

실험은 ‘정적 시표’, ‘동적 색 시표’, ‘동적 흑백 시표’, ‘따라보기 시표’의 순서로 진행되었으며, 시각 상태는 ‘완전 교정’, ‘0.5 logMAR 이하의 흐림’, ‘10° 이내의 시야’ 순서로 실험되었다. 모든 실험은 조절개입 방지를 고려하여 원거리 측정 후 근거리 측정을 하였으며, 반복 측정에 의한 오류를 줄이기 위해 실험 시작 후 종료시까지 자리를 이탈하거나 의도적인 큰 움직임은 삼가도록 하였다. 그러나 실험 중 예상치 못한 움직임 또는 다리 통증 등으로 인한 장시간 직립 자세 유지를 하지 못한 대상자의 데이터는 제외하였다. 모든 시표의 주시시간은 30초이며, 동적 시표를 활용한 실험 시에는 물체를 정확하게 찾지 못해도 시표를 주시하도록 사전에 고지하였다.

3) 통계분석

모든 데이터는 연결된 노트북의 Excel(Microsoft, USA) 프로그램을 이용하여 평균 및 표준편차로 정리하였으며,

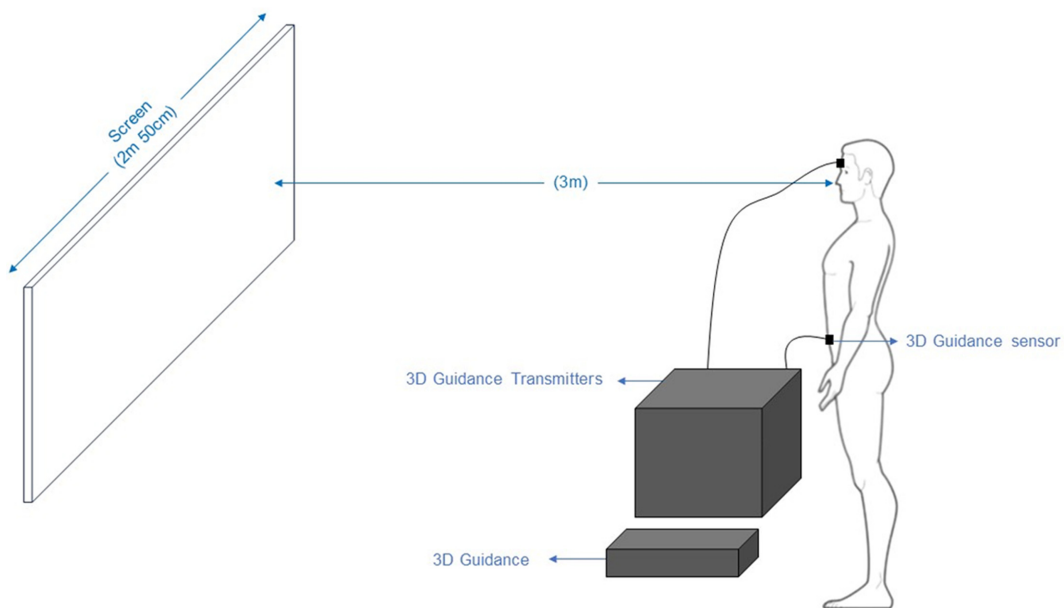


Fig 3. Experimental configuration of 3D guidance system.

정리된 데이터의 정적시표 값과 동적 시표 값의 차이를 구하여 이에 대한 평균(Mean)과 표준편차(SD)를 산출하여 통계 분석하였다. 통계분석 프로그램은 IBM SPSS Statistics(SPSS Inc, USA)를 사용하였으며, 독립표본 T-test를 이용하여 비교하였다. 결과는 모두 $p < 0.050$ 일 때, 통계적으로 유의한 값으로 판단하였다.

결과 및 고찰

신체 균형 측정기(Northern Digital Inc, Canada)를 이용한 신체 안정성은 ‘x, y, z’ 좌표를 통해 나타나며, x는 좌·우, y는 앞·뒤 그리고 z는 상·하 방향의 신체 흔들림을 뜻한다.

1. 결과

(1) 정적시표 주시 상태에서의 신체 안정성 차이

정적시표 주시 상태에서 각 시각 상태에 따른 신체 안정성 변화량을 살펴보았을 때, 이는 모두 유의한 차이를 보이지 않았다($p > 0.050$). 따라서 동적 시각 자극에 비해 정적 시각 자극은 신체 안정성에 통계적으로 유의한 흔들림을 발생시키지 않으며, 이는 서로 다른 시각 상태에서도 동일하다.

(2) 원거리

① 완전교정

완전 교정 상태에서 정적 시표 주시 시 신체의 중심부인 복부 기준 안정성은 ‘ $x=4.81 \pm 1.99$, $y=18.54 \pm 1.26$, $z=3.05 \pm 2.48$ ’이며, 동적 시표 중 색이 있는 시표에서는 ‘ $x=4.46 \pm 1.9$, $y=18.46 \pm 1.4$, $z=3.2 \pm 2.16$ ’, 흑백 시표에서는

‘ $x=4.51 \pm 1.84$, $y=18.42 \pm 1.4$, $z=3.23 \pm 2.16$ ’, 따라보기에서는 ‘ $x=4.4 \pm 1.89$, $y=18.31 \pm 1.4$, $z=3.03 \pm 2.46$ ’으로 나타났다. 또한 완전교정 상태에서 정적시표와 동적시표 간의 신체 안정성 차이는 시각 자극에 따라 통계적으로 유의한 결과가 없는 것으로 나타났다($p > 0.050$).

이마 기준 정적시표 주시 시 신체 안정성 변화량은 ‘ $x=4.02 \pm 1.78$, $y=17.46 \pm 1.36$, $z=-21.56 \pm 3.01$ ’이며, 동적 시표 중 색이 있는 시표에서는 ‘ $x=4.2 \pm 1.87$, $y=17.4 \pm 1.21$, $z=-21.42 \pm 3.01$ ’, 흑백 시표에서는 ‘ $x=4.21 \pm 2.01$, $y=17.28 \pm 1.19$, $z=-21.54 \pm 3.02$ ’, 따라보기에서는 ‘ $x=4.38 \pm 1.98$, $y=17.27 \pm 1.15$, $z=-21.47 \pm 2.98$ ’로 나타났다.

정적시표와 동적시표 간의 차이에서 유의한 결과는 나타나지 않았지만($p > 0.050$), 따라보기에서는 신체의 측면 흔들림 값인 ‘x’에서 통계적으로 유의한 결과가 나타났다($t(23)=2.04$, $p=0.026$).

② 0.5 logMAR 이하의 저시력

0.5 logMAR 이하의 저시력 상태에서 정적 시표 주시 시 복부 기준 신체 안정성 평균은 ‘ $x=4.83 \pm 1.84$, $y=18.5 \pm 1.19$, $z=3.01 \pm 2.26$ ’이며, 동적 시표 중 색이 있는 시표에서는 ‘ $x=4.72 \pm 1.74$, $y=18.4 \pm 1.34$, $z=-3.04 \pm 2.5$ ’, 흑백 시표에서는 ‘ $x=4.65 \pm 1.68$, $y=18.47 \pm 1.4$, $z=3.42 \pm 1.95$ ’, 따라보기에서는 ‘ $x=4.55 \pm 1.65$, $y=18.49 \pm 1.37$, $z=3.23 \pm 2.23$ ’으로 나타났다.

정적시표와 색이 있는 동적시표 간의 신체 안정성 차이에서 신체의 수직 흔들림인 ‘z’값 차이가 ‘ -0.03 ± 0.11 ’로 통계적으로 유의한 결과가 확인되었으나($t(23)=-1.95$, $p=0.031$), 흑백 시표에서는 유의한 차이를 확인할 수 없었다. 따라보기에서 신체 측면 움직임 차이는 ‘ 0.28 ± 0.57 ’으로 ‘x’ 값에서만 통계적으로 유의한 차이가 확인되었다

Table 1. Difference in body stability in static visual attention states

	Sensor	Vision condition	Mean±SD*			p-value	
			x	y	z		
Distance	Abdomen	Full correction	4.81±1.99	18.54±1.26	3.05±2.48	.787	
		Blur	4.83±1.84	17.29±1.37	3.01±2.26		
		Visual field defect	4.23±1.84	18.71±1.5	2.77±2.4		
	Forehead	Full correction	4.81±1.99	17.46±1.36	-21.56±3.01		.932
		Blur	4.32±2.06	17.38±1.37	-21.41±0.39		
		Visual field defect	4.06±1.93	17.44±1.39	-21.23±2.85		
Near	Abdomen	Full correction	4.40±1.67	18.54±1.25	3.11±1.93	.99	
		Blur	4.60±1.56	18.56±1.37	2.8±2.46		
		Visual field defect	4.75±1.62	15.57±9.78	2.78±2.63		
	Forehead	Full correction	4.15±1.56	17.57±1.36	-19.68±3.33		.757
		Blur	4.23±1.48	17.52±1.43	-19.41±3.59		
		Visual field defect	3.98±1.73	17.71±1.67	-18.66±3.73		

SD*: standard deviation

($t(23)=-2.42, p=0.011$).

이마를 기준으로 한 정적시표 주시 시의 신체 안정성 변화는 'x=4.32±2.06, y=17.38±1.37, z=-20.99±2.93'이며, 동적 시표 중 색이 있는 시표에서는 'x=4.17±2.02, y=17.29±1.37, z=-21.29±2.96', 흑백 시표에서는 'x=4.09±2.02, y=17.4±1.43, z=-21.28±3.01', 따라보기에서는 'x=4.00±1.88, y=17.33±1.4 z=-21.26±3.02'로 나타났다. 정적시표와 색이 있는 동적시표 간의 신체 안정성 차이에서는 통계적으로 유의한 결과는 없었으나, 흑백시표에서는 'x' 값 차이가

0.23±0.56으로 나타나며 통계적으로 유의한 결과를 나타내었다($t(23)=-1.99, p=0.029$). 또한 따라보기에서도 신체 측면 움직임인 'x' 값의 차이가 0.32±0.64로 나타나며 유의한 결과를 나타내었다($t(23)=-2.41, p=0.012$).

③ 10°이내의 시야

시야가 10° 이내로 제한된 상태에서 정적 시표 주시 시 복부 기준 신체 안정성은 'x=4.23±1.84, y=18.71±1.5, z=2.77±2.4'이며, 동적 시표 중 색이 있는 시표에서는 'x=4.21

Table 2. Body stability with full correction when looking at distance

Sensor location	Coordinate		Mean±SD*			
			Static chart	Dynamic chart (color)	Dynamic chart (black)	Pursuit
Abdomen	X	p-value	4.81±1.99	4.46±1.9	4.51±1.84	4.4±1.89
					.050	
	Y	p-value	18.54±1.26	18.46±1.4	18.42±1.4	18.31±1.4
					.050	
	Z	p-value	3.05±2.48	3.2±2.16	3.23±2.16	3.03±2.46
					.050	
Forehead	X	p-value	4.02±1.78	4.2±1.87	4.21±2.01	4.38±1.98
					.050	.026*
	Y	p-value	17.46±1.36	17.4±1.21	17.28±1.19	17.27±1.15
					.050	
	Z	p-value	-21.56±3.01	-21.42±3.01	-21.54±3.02	-21.47±2.98
					.050	

SD*: standard deviation

All statistical values were based on static table measurements, and statistical significance was indicated as follows:

* $p<0.05$, ** $p<0.01$, *** $p<0.001$

Table 3. Body stability with simulated blur vision when looking at distance

Sensor location	Coordinate		Mean±SD*			
			Static chart	Dynamic chart (color)	Dynamic chart (black)	Pursuit
Abdomen	X	p-value	4.83±1.84	4.72±1.74	4.65±1.68	4.55±1.65
					.050	.011*
	Y	p-value	18.50±1.19	18.4±1.34	18.47±1.4	18.49±1.37
					.050	
	Z	p-value	3.01±2.26	-3.04±2.5	3.42±1.95	3.23±2.23
				.031*	.050	.050
Forehead	X	p-value	4.32±2.06	4.17±2.02	4.09±2.02	4.00±1.88
					.050	.029*
	Y	p-value	17.38±1.37	17.29±1.37	17.4±1.43	17.33±1.4
					.050	
	Z	p-value	-20.99±2.93	-21.29±2.96	-21.28±3.01	-21.26±3.02
					.050	

SD*: standard deviation

All statistical values were based on static table measurements, and statistical significance was indicated as follows:

* $p<0.05$, ** $p<0.01$, *** $p<0.001$

$\pm 1.82, y=18.68\pm 1.45, z=2.72\pm 2.39$, 흑백 시표에서는 ‘ $x=4.12\pm 1.70, y=18.59\pm 1.41, z=2.69\pm 2.43$ ’, 따라보기에서는 ‘ $x=4.19\pm 1.74, y=18.58\pm 1.44, z=2.7\pm 2.41$ ’로 나타났다.

정적시표와 색이 있는 동적시표 간의 신체 안정성 차이에서는 ‘ x ’는 0.02 ± 0.29 , ‘ z ’는 -0.05 ± 0.11 ’으로 신체 측면의 움직임인 ‘ x ’값과 수직 움직임인 ‘ z ’값의 차이는 통계적으로 유의하였다($t(23)=-3.21, p=0.001$), ($t(23)=-1.91, p=0.034$). 흑백 시표의 차이는 ‘ x ’값의 차이가 0.11 ± 0.37 로 통계적으로 유의하였으며($t(23)=-2.61, p=0.007$), 따라보기는 ‘ $x=0.04\pm 0.43, y=0.13\pm 0.32$ ’으로 측면 및 전후 움직임에 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 확인되었다($t(23)=-3.46, p=0.001$),($t(23)=-2.7, p=0.006$).

이마 기준 정적시표 주시 시 신체 안정성 변화로 ‘ $x=4.06\pm 1.93, y=17.44\pm 1.39, z=-21.23\pm 2.85$ ’이며, 동적 시표 중 색이 있는 시표에서는 ‘ $x=3.78\pm 1.96, y=17.15\pm 1.69, z=-21.13\pm 3.17$ ’, 흑백 시표에서는 ‘ $x=3.79\pm 2.00, y=17.16\pm 1.50, z=-21.24\pm 2.92$ ’, 따라보기에서는 ‘ $x=3.85\pm 2.06, y=16.86\pm 1.78, z=-21.01\pm 3.17$ ’로 나타났다.

정적시표와 색이 있는 동적시표 간의 신체 안정성 차이 중 측면 움직임을 나타내는 ‘ x ’값은 0.28 ± 0.78 으로 차이값이 유의하였으며($t(23)=-1.72, p=0.049$), 흑백 시표에서는 ‘ $x=0.27\pm 0.67, y=0.29\pm 0.51$ ’로 신체 측면 및 전후 움직임 차이값에서 통계적으로 유의한 결과를 나타내었다($t(23)=-1.97, p=0.027$),($t(23)=-2.58, p=0.006$). 또한 따라보기에서도 ‘ $x=0.21\pm 0.56, y=0.58\pm 0.91$ ’으로 측면 및 전후 움직임에서 유의한 결과를 나타내었다($t(23)=-2.08, p=0.021$), ($t(23)=-2.43, p=0.009$).

(3) 근거리

① 완전교정

완전 교정 상태에서 정적 시표 주시 시 신체의 중심부인 복부 기준 안정성은 ‘ $x=4.40\pm 1.67, y=18.54\pm 1.25, z=3.11\pm 1.93$ ’이며, 동적 시표 중 색이 있는 시표에서는 ‘ $x=4.40\pm 1.59, y=18.56\pm 1.17, z=2.89\pm 2.26$ ’, 흑백 시표에서는 ‘ $x=4.36\pm 1.62, y=18.51\pm 1.20, z=2.7\pm 2.5$ ’, 따라보기에서는 ‘ $x=4.35\pm 1.58, y=18.58\pm 1.17, z=2.7\pm 2.47$ ’으로 나타났다.

정적시표와 색이 있는 동적시표 간의 신체 안정성 차이에서는 유의한 차이가 없었으나, 흑백 시표에서는 신체의 전,후 흔들림인 ‘ y ’값의 차이가 ‘ 0.03 ± 0.16 ’으로 유의한 결과를 나타냈다($t(23)=-0.79, p=0.043$). 또한 따라보기 값의 차이는 모두 유의하지 않았다($p>0.050$).

다음으로 이마 기준 신체 안정성 변화량은 정적시표에서 ‘ $x=4.15\pm 1.56, y=17.57\pm 1.36, z=-19.68\pm 3.33$ ’이며, 동적 시표 중 색이 있는 시표에서는 ‘ $x=3.99\pm 1.62, y=17.46\pm 1.34, z=-19.53\pm 3.31$ ’, 흑백 시표에서는 ‘ $x=4.02\pm 1.70, y=17.44\pm 1.33, z=-19.43\pm 3.29$ ’, 따라보기에서는 ‘ $x=3.94\pm 1.74, y=17.54\pm 1.32, z=-19.36\pm 3.32$ ’로 나타났다.

정적시표와 색이 있는 동적시표 간의 신체 안정성 차이 중 신체의 수직 움직임인 ‘ z ’값 차이는 ‘ 0.15 ± 0.34 ’으로 유의하였으며($t(23)=2.12, p=0.022$), 흑백 시표의 차이는 ‘ y ’와 ‘ z ’값이 ‘ $0.13\pm 0.26, -0.23\pm 0.44$ ’로 유의한 차이가 나타났으며($t(23)=-1.75, p=0.046$),($t(23)=-2.51, p=0.009$), 따라보기는 통계적으로 유의한 결과가 나타나지 않았다($p>0.050$).

Table 4. Body stability with simulated visual field defect (10 degree of VF) when looking at distance

Sensor location	Coordinate	p-value	Mean±SD*			
			Static chart	Dynamic chart (color)	Dynamic chart (black)	Pursuit
Abdomen	X		4.23±1.84	4.21±1.82 .001***	4.12±1.70 .007**	4.19±1.74 .001***
	Y		18.71±1.5	18.68±1.45 .050	18.59±1.41 .050	18.58±1.44 .006**
	Z		2.77±2.4	2.72±2.39 .034*	2.69±2.43 .050	2.7±2.41 .050
Forehead	X		4.06±1.93	3.78±1.96 .049*	3.79±2.00 .027*	3.85±2.06 .021*
	Y		17.44±1.39	17.15±1.69 .050	17.16±1.50 .006**	16.86±1.78 .009**
	Z		-21.23±2.85	-21.13±3.17 .050	-21.24±2.92 .050	-21.01±3.17 .050

SD*: standard deviation

All statistical values were based on static table measurements, and statistical significance was indicated as follows:

* $p<0.05$, ** $p<0.01$, *** $p<0.001$

Table 5. Body stability with full correction when looking near

Sensor location	Coordinate		Mean±SD*			
			Static chart	Dynamic chart (color)	Dynamic chart (black)	Pursuit
Abdomen	X	<i>p</i> -value	4.40±1.67	4.40±1.59	4.36±1.62	4.35±1.58
					.050	
	Y	<i>p</i> -value	18.54±1.25	18.56±1.17	18.51±1.20	18.58±1.17
				.050	.046*	.050
	Z	<i>p</i> -value	3.11±1.93	2.89±2.26	2.7±2.50	2.7±2.47
					.050	
Forehead	X	<i>p</i> -value	4.15±1.56	3.99±1.62	4.02±1.70	3.94±1.74
					.050	
	Y	<i>p</i> -value	17.57±1.36	17.46±1.34	17.44±1.33	17.54±1.32
				.050	.046*	.050
	Z	<i>p</i> -value	-19.68±3.33	-19.53±3.31	-19.43±3.29	-19.36±3.32
				.022*	.009**	.050

SD*: standard deviation

All statistical values were based on static table measurements, and statistical significance was indicated as follows:

p*<0.05, *p*<0.01, ****p*<0.001

② 0.5 logMAR 이하의 저시력

0.5 logMAR 이하의 저시력 상태에서 정적 시표 주시 시 복부 기준 신체 안정성 평균은 ‘*x*=4.60±1.56, *y*=18.56±1.37, *z*=2.8±2.46’이며, 동적 시표 중 색이 있는 시표에서는 ‘*x*=4.36±1.80, *y*=18.42±1.67, *z*=2.8±2.43’, 흑백 시표에서는 ‘*x*=4.38±1.77, *y*=18.54±1.29, *z*=3.18±1.91’, 따라보기에서는 ‘*x*=4.40±1.84, *y*=18.45±1.44, *z*=3.18±1.96’으로 나타났다.

정적시표와 색이 있는 동적시표 간의 신체 안정성 차이

중 신체 측면 움직임인 ‘*x*’값이 ‘0.24±0.57’ 차이를 나타내며 통계적으로 값의 차이가 유의하였고(*t*(23)=-2, *p*=0.028), 신체 수직 움직임인 ‘*z*’에서도 통계적 수치가 *t*(23)=-1.93, *p*=0.033’으로 유의하였다. 흑백 시표는 ‘*x*=0.22±0.56’값이 유의한 차이를 보였으며(*t*(23)=-1.91, *p*=0.034), 따라보기는 모두 통계적으로 유의한 차이가 없었다(*p*>0.050).

정적시표 주시 시 이마 기준 신체 안정성 변화 값은 ‘*x*=4.23±1.48, *y*=17.52±1.43, *z*=-19.41±3.59’이며, 동적 시표 중 색이 있는 시표에서는 ‘*x*=3.99±1.84, *y*=17.54±1.39, *z*=

Table 6. Body stability with simulated blur vision when looking near

Sensor location	Coordinate		Mean±SD*			
			Static chart	Dynamic chart (color)	Dynamic chart (black)	Pursuit
Abdomen	X	<i>p</i> -value	4.60±1.56	4.36±1.80	4.38±1.77	4.40±1.84
				.028*	.034*	.050
	Y	<i>p</i> -value	18.56±1.37	18.42±1.67	18.54±1.29	18.45±1.44
				.050		
	Z	<i>p</i> -value	2.8±2.46	2.8±2.43	3.18±1.91	3.18±1.96
				.033*	.050	.050
Forehead	X	<i>p</i> -value	4.23±1.48	3.99±1.84	4.03±1.78	3.97±1.72
					.050	
	Y	<i>p</i> -value	17.52±1.43	17.54±1.39	17.27±2.49	17.61±1.42
				.050		
	Z	<i>p</i> -value	-19.41±3.59	-19.13±3.48	-18.6±3.83	-19.31±3.72
				.013*	.050	0.024*

SD*: standard deviation

All statistical values were based on static table measurements, and statistical significance was indicated as follows:

p*<0.05, *p*<0.01, ****p*<0.001

-19.13±3.48', 흑백 시표에서는 'x=4.03±1.78, y=17.27±2.49, z=-18.6±3.83', 따라보기에서는 'x=3.97±1.72, y=17.61±1.42, z=-19.31±3.72'로 나타났다.

정적시표와 색이 있는 동적시표 간의 신체 안정성 차이 중 'z=-0.27±0.54'으로 통계적으로 유의하였으며(t(23)=2.37, p=0.013), 흑백 시표의 차이는 모두 통계적으로 유의하지 않았다(p>0.050). 또한 따라보기는 'z'값에서만 유의한 차이가 나타났다(t(23)=2.08, p=0.024).

③ 10°이내의 시야

시야가 10°이내로 제한된 상태에서의 정적 시표 주시에 대한 신체 안정성 변화량 평균은 'x=4.75±1.62, y=15.57±9.78, z=2.78±2.63'이며, 동적 시표 중 색이 있는 시표에서는 'x=4.79±1.57, y=18.37±1.07, z=3.34±1.92', 흑백 시표에서는 'x=4.58±1.51, y=18.34±1.08, z=3.26±1.93', 따라보기에서는 'x=4.60±1.49, y=18.40±1.1, z=3.28±1.92'로 나타났다.

정적시표와 색이 있는 동적시표 간의 신체 안정성 차이 중 신체 측면의 움직임인 'x'값 차이가 '-0.04±0.81'로 나타나며 통계적으로 유의하였고(t(23)=-2.24, p=0.017), 흑백 시표의 차이는 신체가 앞으로 흔들리는 'y'값과 수직 움직임인 'z'값에서 유의한 차이가 나타났다(t(23)=-1.85, p=0.038), (t(23)=-2.03, p=0.027). 또한 따라보기는 'y=-2.83±0.39, z=-0.2±1.49'의 차이를 나타내며 'y'값과 'z'에서 통계적으로 유의한 차이가 확인되었다(t(23)=-1.74, p=0.047), (t(23)=-1.93, p=0.033).

정적시표 주시 시의 이마를 기준으로 한 신체 안정성 변

화는 'x=3.98±1.73, y=17.71±1.67, z=-18.66±3.73'이며, 동적 시표 중 색이 있는 시표에서는 'x=3.98±1.66, y=17.72±1.55, z=-18.51±3.59', 흑백 시표에서는 'x=3.84±1.75, y=17.70±1.60, z=-18.51±3.79', 따라보기에서는 'x=3.82±1.77, y=17.64±1.62, z=-18.52±3.8'으로 나타났으며, 이는 모두 통계적으로 유의하지 않았다(p>0.050).

2. 고찰

신체 균형이란 신체의 불 안정함으로 인한 흔들림을 조절하여 신체의 질량 중심을 지지면에 안정적으로 유지하는 능력이며,^[2] 시각을 통한 정보는 신체 균형 유지에 있어서 약 80% 이상의 기여를 하는 것으로 알려진다.^[21] 이러한 신체 균형 능력이 감소하여 몸의 평형성을 유지하지 못한다면 이는 삶의 질을 다방면으로 떨어뜨리고, 운동선수들에게 있어서는 부상과 관련된 문제를 일으킬 수 있으며, 노인에게는 사망까지 초래할 수 있기에 낙상과 연관성이 높은 부분이다.^[9,16-18] 그러나 선행 연구에서는 시각적 문제가 동반된 정적 및 동적 환경에 따른 신체 안정성 평가와 관련된 연구는 미미하였다. 따라서 본 연구에서는 정적 및 동적 시표를 통한 시각 환경 변화로 인한 신체 균형 유지 능력 변화 양상에 대해 연구하였다.

모든 결과에서 정적시표 주시는 신체 흔들림에 대한 유의한 차이가 발생되지 않은 것으로 확인되었으나, 동적시표 주시는 좌우 및 앞뒤에 유의한 흔들림을 발생시키는 것으로 나타났다. 이는 정적시표에 비해 시각 자극이 더 활발히 일어나는 동적시표가 신체 균형을 유지시키는 감각기관에 부정적인 영향을 미친다고 판단되며 본 결과와

Table 7. Body stability with simulated visual field defect (10 degree of VF) when looking near

Sensor location	Coordinate		Mean±SD*			
			Static chart	Dynamic chart (color)	Dynamic chart (black)	Pursuit
Abdomen	X	p-value	4.75±1.62	4.79±1.57 .017*	4.58±1.51 .050	4.60±1.49 .050
		p-value	15.57±9.78	18.37±1.07 .050	18.34±1.08 .038*	18.40±1.1 .047*
	Z	p-value	2.78±2.63	3.34±1.92 .050	3.26±1.93 .027*	3.28±1.92 .033*
Forehead	X	p-value	3.98±1.73	3.98±1.66 .050	3.84±1.75 .050	3.82±1.77
		p-value	17.71±1.67	17.72±1.55 .050	17.70±1.60 .050	17.64±1.62
	Z	p-value	-18.66±3.73	-18.51±3.59 .050	-18.51±3.79 .050	-18.52±3.8

SD*: standard deviation

All statistical values were based on static table measurements, and statistical significance was indicated as follows:

*p<0.05, **p<0.01, ***p<0.001

관련된 선행 연구에서도 젊은 층을 대상으로 동적 시각 자극 발생 시 신체 흔들림이 증가했으며,^[6] Amblard 등^[7] 또한 동적 시각 자극이 신체 흔들림을 증가시켰다는 연구 결과와도 일치하는 결과이다. 또한 정적시표 주시는 머리가 움직이지 않으나, 동적시표 주시는 주시 물체를 찾기 위해 머리 및 목 근육의 움직임으로 인해 신체 전체가 흔들리게 되며 이러한 능동적 머리 움직임이 신체 안정성 및 평형성을 저하시킬 충분한 가능성이 있을 것이라 판단되고 선행 연구에서도 언급된 바 있다.^[22] 따라서 이러한 동적 환경으로 인한 신체 안정성 감소는 특히 최근 안전사고와 관련하여 꾸준히 문제 되어 오는 스마트폰 사용으로 야기되는 사고와도 관련이 있을 것으로 보고되며,^[25-29] 이는 Han 등^[30]의 연구에서도 디스플레이를 이용한 동적 자극은 손의 안정성을 감소시킬 수 있을 것이라 보고하였다. 따라서 외부에서 근거리로 동적 자극이 유발되는 영상물 등을 시청하며 정적 자세를 유지하려 한다면 신체 균형의 안정성을 감소시켜 이로 인한 낙상 및 넘어짐 등의 2차 안전사고 발생률 증가가 예상된다. 따라서 동적 시각 자극으로 인한 신체 균형 유지 능력 감소에 대한 주의 및 예방이 필요할 것으로 판단된다.

시각 상태 측면에서의 신체 흔들림은 완전교정에 비해 0.5 logMAR 이하의 저시력 상태와 10°이내의 시야를 유발하였을 때에 유의한 변화가 나타났다. 따라서 시각적 흐림과 시야 제한은 비교적 신체에 유의한 흔들림을 야기시키는 것으로 해석되며 이는 신체 균형을 조절하는 감각 중 약 80% 이상의 정보를 담당하는 시각적 감각이 손실되므로 발생하는 결과로 판단된다.^[4] 따라서 완전교정 상태 보다 저시력 등의 시각적 문제가 발생하면 신체 안정성이 유의하게 감소하는 것으로 나타나며 특히 시력보다는 시야에 발생한 문제가 신체 안정성에 유의한 영향을 미치므로 2차적 사고 및 질환을 발병시킬 수 있는 것이다. 이에 대한 선행연구로 시야 범위 감소는 약 87%의 신체 흔들림 증가를 야기시킬 수 있다는 연구 결과와 일치하며,^[23] 젊은 층을 대상으로 시야에 따른 신체 흔들림 관련 연구에서 시야의 제한은 신체 흔들림을 증가시켜 평형성 유지를 감소시키는 선행 연구와도 일치하는 결과이다.^[24] 또한 Lord 등^[31]이 정적 자세로 서 있을 때, 시야의 제한은 신체 안정성에 부정적 영향을 끼치며 이는 발과 발목에서의 고유감각정보가 감소하여 다른 신체기관에 의존성을 두게 되어 결과적으로 신체의 흔들림을 증가한다고 보고하였다. 따라서 신체가 동적 주시를 하며 흔들림 없는 균형 상태를 유지하기 위해서는 저시력 등의 시각 상태가 불량하지 않아야 하며, 이는 시각과 동적 매체 주시에 있어서 신체 균형은 유의하게 주목할만한 연관성이 있다 판단된다.^[6,7,22,30,31] 그러므로 시각 장애를 겪고 있다면 평소 신체

균형 및 흔들림에 대해 인지하고 이에 대한 안전사고에 대비해야 할 것이라 사료된다. 또한 신체 흔들림은 주로 우측과 후면, 아래쪽 방향으로 나타났으나 방향에 대한 일관성은 부족했다. 특히 모의 저시력 상태에서는 일관성이 없는 신체 움직임이 많이 나타나는데, 이는 감각성우위안 영향으로 인한 결과라 판단된다. 보통 우위안 검사는 운동성 우위안을 검사하며, 감각성 우위안은 흐린 상태를 유도하기 위해 (+) 렌즈를 사용하여 검사한다. 그러나 본 연구에서는 저시력을 유발하기 위해 흐림 및 시야 제한을 조절했으며 이는 감각성 우위안 검사와 유사한 환경이 될 것이라 판단된다. 따라서 운동성 우위안과 감각성 우위안은 상호 반대가 될 수 있으므로 저시력 유발로 인한 우위안 변화가 신체 흔들림 양상에 일관성을 떨어뜨릴 수 있었을 것으로 사료되며, 저시력자들은 대체적으로 시간이 지남에 따라 시력도 감소하므로 본 연구를 통해 저시력자의 우위안 검사를 진행할 때는 운동성 우위안 검사와 더불어 감각성 우위안 검사 또한 고려해야 할 것으로 사료된다.

본 연구의 제한점으로는 신체 안정성에 영향을 미칠 수 있는 키 및 몸무게를 대상자 간 동일하지 못하였고, 성별에 따라 다른 근육량으로 인한 균형감 차이를 고려하지 못하였다. 또한 실험 시 불필요한 움직임은 결과에 오류를 발생시킬 수 있으므로 사전에 불필요하거나 큰 움직임은 삼가도록 하였으나, 개개인의 차이를 보완하지 못하였으므로 추후에는 제한사항을 보완한 연구가 필요할 것이다.

결 론

1. 동적 시각 자극에 의한 신체 안정성은 동적 자극에서 ‘완전교정, 흐림 상태 (시력 0.5 logMAR 미만), 10°이내의 시야’에서 모두 유의한 결과가 나타났다.
2. 동적 자극에 대한 신체 안정성 감소는 각종 안전사고에도 영향을 미치므로 이에 대한 예방 및 조치가 필요하며, 특히 시각장애가 있는 자들은 그 위험성에 대한 우려가 더욱 증가되므로 이에 대한 연구가 추후 더 필요할 것으로 판단된다.
3. 저시력자들의 우위안은 평소에 흔히 검사되는 운동성우위안 보다 감각성우위안에 의한 영향이 있을 수 있기에 저시력자들을 대상으로 한 우위안 검사에서는 감각성 우위안도 고려해야 할 것으로 판단된다.

Acknowledgement

This work was supported by the National Research Foundation of Korea(NRF) grant funded by the Korea government(MSIT) (No. RS-2023-00252230).

Conflict of interest

The authors conclude that they have no interest in the products associated with this study.

References

- [1] Stapley PJ, Pozzo T, Cheron G, et al. Does the coordination between posture and movement during human whole-body reaching ensure center of mass stabilization?. *Exp Brain Res.* 1999;129(1):134-146. DOI: <https://doi.org/10.1007/s002210050944>
- [2] Ragnarsdottir M. The concept of balance. *Physiotherapy.* 1996;82(6):368-375. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)66484-X](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)66484-X)
- [3] Chang WH. Common disorders causing balance problems. *Brain Neurorehabil.* 2013;6(2):54-57. DOI: <https://doi.org/10.12786/bn.2013.6.2.54>
- [4] Galley PM, Forster AL. Human movement: an introductory text for physiotherapy students, 2nd Ed. New York: Churchill Livingstone, 1985;158-165.
- [5] Herreras EB. Cognitive neuroscience; the biology of the mind. *Cuad Neuropsicol.* 2010;4(1):87-90.
- [6] Woo YK, Hwang JH, An J, et al. Assessments of static balance using virtual moving surround. *Ann Rehabil Med.* 2006;30(3):254-260.
- [7] Assländer L, Peterka RJ. Sensory reweighting dynamics in human postural control. *J Neurophysiol.* 2014;111(9):1852-1864. DOI: <https://doi.org/10.1152/jn.00669.2013>
- [8] Cutson TM. Falls in the elderly. *Am Fam Physician.* 1994;49(1):149-156.
- [9] Park YH. Fall risk assessment in the community-dwelling elderly. *J Korean Gerontol Nurs.* 2004;6(2):170-178.
- [10] Rubenstein LZ, Josephson KR. Falls and their prevention in elderly people: what does the evidence show?. *Med Clin North Am.* 2006;90(5):807-824. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mcna.2006.05.013>
- [11] Stalenhoef PA, Diederiks JPM, Knottnerus JA, et al. A risk model for the prediction of recurrent falls in community-dwelling elderly: a prospective cohort study. *J Clin Epidemiol.* 2002;55(11):1088-1094. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0895-4356\(02\)00502-4](https://doi.org/10.1016/S0895-4356(02)00502-4)
- [12] Jang I, Park E. The prevalence and factors of falls among the community-dwelling elderly. *Journal of Korean Public Health Nursing.* 2013;27(1):89-101. DOI: <https://doi.org/10.5932/JKPHN.2013.27.1.89>
- [13] Sohng KY, Moon JS, Song HH, et al. Fall prevention exercise program for fall risk factor reduction of the community-dwelling elderly in Korea. *Yonsei Med J.* 2003;44(5):883-891. DOI: <https://doi.org/10.3349/ymj.2003.44.5.883>
- [14] Eom JY. A study on the elderly patients hospitalized due to fall injuries. *The Korean Journal of Women's Health.* 2006;7(2):47-68.
- [15] Rivara FP, Grossman DC, Cummings P. Injury prevention: second of two parts. *N Engl J Med.* 1997;337(9):613-618. DOI: <https://doi.org/10.1056/nejm199708283370907>
- [16] Kang H, Chung Y. Effects of treadmill training with real optic flow scene on balance and balance self-efficacy in individuals following stroke: a pilot randomized controlled trial. *Phys Ther Rehabil Sci.* 2012;1(1):33-39.
- [17] McGill SM. The biomechanics of low back injury: implications on current practice in industry and the clinic. *J Biomech.* 1997;30(5):465-475. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(96\)00172-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(96)00172-8)
- [18] McGuine TA, Keene JS. The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. *Am J Sports Med.* 2006;34(7):1103-1111. DOI: <https://doi.org/10.1177/0363546505284191>
- [19] Congdon N, OColmain B, Klaver CCW, et al. Causes and prevalence of visual impairment among adults in the United States. *Arch Ophthalmol.* 2004;122(4):477-485. DOI: <https://doi.org/10.1001/archophth.122.4.477>
- [20] Michon JJ, Lau J, Chan WS, et al. Prevalence of visual impairment, blindness, and cataract surgery in the Hong Kong elderly. *Br J Ophthalmol.* 2002;86(2):133-139. DOI: <https://doi.org/10.1136/bjo.86.2.133>
- [21] Lord SR. Visual risk factors for falls in older people. *Age Ageing.* 2006;35(2):42-45. DOI: <https://doi.org/10.1093/ageing/af1085>
- [22] Kapoula Z, Lê TT. Effects of distance and gaze position on postural stability in young and old subjects. *Exp Brain Res.* 2006;173:438-445. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0382-1>
- [23] Edwards AS. Body sway and vision. *J Exp Psychol.* 1946;36(6):526-535. DOI: <https://doi.org/10.1037/h0059909>
- [24] Park SH. Effects of whole body fatigue and limited visual field on postural stability. *J Soc Korea Ind Syst Eng.* 2016;39(3):39-46. DOI: <https://doi.org/10.11627/jkise.2016.39.3.039>
- [25] Gugerty L, Rakauskas M, Brooks J, et al. Effects of remote and in-person verbal interactions on verbalization rates and attention to dynamic spatial scenes. *Accid Anal Prev.* 2004;36(6):1029-1043. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.aap.2003.12.002>
- [26] Patten CJD, Kircher A, Östlund J, et al. Using mobile telephones: cognitive workload and attention resource allocation. *Accid Anal Prev.* 2004;36(3):341-350. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0001-4575\(03\)00014-9](https://doi.org/10.1016/S0001-4575(03)00014-9)
- [27] Ha JP, Ha JH. The effect of smartphone sport motivation on sport consumption frequency through smartphone: moderating role of gender and the period of smartphone use. *Journal of Sport and Leisure Studies.* 2014;55(1):281-293.
- [28] Strayer DL, Johnston WA. Driven to distraction: dual-task studies of simulated driving and conversing on a cellular telephone. *Psychol Sci.* 2001;12(6):462-466. DOI: <https://doi.org/10.1111/1467-9280.00386>
- [29] Hatfield J, Murphy S. The effects of mobile phone use on pedestrian crossing behaviour at signalised and unsignal-

- ised intersections. *Accid Anal Prev.* 2007;39(1):197-205. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.aap.2006.07.001>
- [30] Han SJ, Kim SU, Koo KC, et al. Effects of virtual reality images on body stability: focused on hand stability. *J Digit Converg.* 2017;15(8):391-400. DOI: <https://doi.org/10.14400/JDC.2017.15.8.391>
- [31] Lord SR, Menz HB. Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontol.* 2000;46(6):306-310. DOI: <https://doi.org/10.1159/000022182>
- [32] Evans BJW. Monovision: a review. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2007;27(5):417-439. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1475-1313.2007.00488.x>

시 자극 및 시각 변화가 신체 안정성에 미치는 영향

이희연¹, 박인지², 추병선^{3,*}

¹대구가톨릭대학교 일반대학원 안경광학과, 학생, 경산 38430

²대경대학교 안경광학과, 교수, 경산 38547

³대구가톨릭대학교 안경광학과, 교수, 경산 38430

투고일(2023년 8월 28일), 수정일(2023년 9월 13일), 게재확정일(2023년 9월 18일)

목적: 신체 균형 측정기를 이용하여 신체 안정성에 주시 시표와 시각 상태가 미치는 영향에 대해 알아보고자 하였다. **방법:** 본 연구는 평균 연령 23.92±2.09세인 건강한 23명을 대상으로 진행하였다. 세가지 시각 조건은 ‘완전교정’, ‘흐림 조건(시력 0.5 logMAR 미만)’, 그리고 ‘10° 이내의 시야’이다. 신체 안정성은 다양한 위치에서 측정이 가능한 3D Guidance(3D Guidance trakSTARTM, Northern Digital Inc., Waterloo, Canada)를 이용하여 평가하였다. **결과:** 원거리 주시 시의 이마를 기준으로한 ‘완전교정’ 및 ‘흐림 조건’ 상태에서는 유의한 측면 신체 흔들림이 관찰되었으며($p=0.026$), ($p<0.050$), 10°이내의 시야 상태에서는 모두 유의한 변화가 나타났다($p<0.050$). 또한 근거리 주시에도 완전 교정상태보다 흐림 조건에서 신체 흔들림이 더 유의하게 증가하는 것으로 나타났다($p<0.050$). **결론:** 시야를 제한하는 경우 신체 균형에 유의한 흔들림이 유발되었다. 따라서 본 연구는 안전 문제와 시야 제한의 연관성을 강조하며, 따라서 추 후에 관련 연구가 더 필요할 것으로 판단된다.

주제어 : 저시력, 신체안정성, 시각자극