

한 다리 서기 동안 매끈눈따라보기와 신속눈운동이 균형과 근활성도에 미치는 영향

정용범 · 김규령¹ · 김명권^{2†}

대구대학교 재활과학대학원 물리치료학과, ¹대구대학교 일반대학원 재활과학과
²대구대학교 재활과학대학 물리치료학과

The Effects of Smooth Pursuit Eye Movement and Saccadic Eye Movement on Balance and Muscle Activation during One Leg Standing

Young-Bum Jung, PT, MS · Gyu-Ryeong Kim, PT, MS¹ · Myoung-Kwon Kim, PT, PhD^{2†}

Department of Physical Therapy, Graduate School of Rehabilitation Science, Daegu University

¹Department of Rehabilitation Sciences, Graduate School, Daegu University

²Department of Physical Therapy, College of Rehabilitation Sciences, Daegu University

Received: October 23 2022 / Revised: October 26 2022 / Accepted: November 17 2022

© 2022 J Korean Soc Phys Med

| Abstract |

PURPOSE: This study is examined the effects of vestibular stimulation through eye movement on balance and muscle activity.

METHODS: In 42 healthy adults, no eye exercise was applied to both feet and one foot. The speed of smooth pursuit eye movement (.2 Hz, .3 Hz, and .5 Hz) and saccadic eye movement (.5 Hz and 1.1 Hz) were randomized. The measurements were taken three times for 30 seconds while standing on two feet and measured three times for 10 seconds

while standing on one foot. The muscle activity measurement equipment was used to measure the electromyogram signals of the tibialis anterior, peroneus longus, gastrocnemius medialis, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris, abdominal internal oblique, and erector spinae muscle.

RESULTS: As a result of this study, when applying smooth pursuit eye movement on one leg, the pressure center movement increased, the muscle activity of the lower extremity increased, in the saccadic eye movement, and the center of pressure decreased.

CONCLUSION: Accordingly, the smooth pursuit of eye movement, the intervention of this study, affects balance. Through this, the balance can be improved by applying eye movement to the target who needs to improve the balance ability.

Key Words: Balance, Eye movements, Vestibular function

†Corresponding Author : Myoung-Kwon Kim
skybird-98@hanmail.net, <http://orcid.org/0000-0002-7251-6108>
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

I. 서론

균형(balance)은 기저면 내에서 중력과 수직인 방향으로 몸의 중심을 유지하는 과정으로 시각계, 전정계, 체성감각계에서 들어오는 빠르며 지속적인 감각정보와 신경, 근육의 부드럽고 조화로운 움직임을 통해서 획득된다[1,2]. 보편적으로 균형과 자세조절(postural control)이라는 용어는 인체가 넘어지지 않도록 스스로를 보호하거나 균형을 유지하는 메커니즘을 설명하기 위해 동의어로 사용된다[3]. 균형은 정적 균형과 동적 균형이 있으며, 정적 균형은 최소한의 움직임으로 기저면 내에서 유지하는 능력이며, 동적 균형은 불안정한 기저면 내에서 균형 및 자세를 유지하는 동안 과제를 수행할 수 있는 능력이다[4].

인간은 외부 동요가 신체로 전달되면 균형이 무너지는 경험을 하는데[5], 무너진 균형을 회복하기 위해 시각계, 전정계, 체성 감각계와 피부를 통해 들어오는 감각 정보들의 통합과 단계적 그리고 협응적인 신경근의 신체 전반부에 걸친 활동이 요구된다[6].

균형 능력 향상을 위한 중재로 근력 강화[7,8], 불안정한 지면에서의 균형 운동[9], 낙상 상황을 가정한 이중과제 프로그램[10-12], 체간 안정성 훈련[13], 전신진동 운동[14] 및 요가[15] 등이 효과가 있다고 연구되었다.

안구운동은 신체 움직임에 따라 함께 요구되는 중요한 눈 기능의 한 요소이며, 주시고정(fixation), 단속 안구운동(saccadic eye movements) 및 원할 추종 안구운동(smooth pursuit eye movements) 등으로 구성된다. 그 중 단속 안구운동은 주시하고 있는 대상체에서 다른 대상체로 시선을 신속하게 옮기는 기능을 담당하며 책 읽기와 같은 일상 활동에서 중요한 역할을 하며, 원할 추종 안구운동은 느리게 움직이는 대상체에 시선을 지속적으로 유지시키도록 한다[16].

안구 움직임과 자세 조절은 뇌줄기에 있는 안구의 조절에 관련된 핵들과 안뜰신경핵 간의 신경회로망을 형성하여 동시에 조절되며 안뜰신경핵은 머리의 움직임에 따른 안구의 움직임을 안정화시키는 역할을 한다[17]. 이러한 안구 움직임의 기전은 시각처리 중 단속성 안구운동을 처리하는 두 영역인 위둔덕(superior

colliculus)과 덮개 앞구역(pretecal area)에 의해 조절되며, 위둔덕은 안쪽 세로다발과 덮개 척수로를 통해 눈과 머리의 반사적인 방향 움직임을 조정한다. 또한 눈돌림 신경핵(oculomotor nucleus)과 갓돌림 신경핵(abudences nucleus)이 수평적인 원할 추종 안구운동과 반사적인 단속성 안구운동을 조절한다[18].

최근에 안구운동 연구가 활발히 진행되고 있으며, 초기 안구운동 연구는 외상후 스트레스 장애를 치료하기 위한 심리치료기법 연구[19,20]와 재인지지역, 일화 기억 등 인지기능 향상에 대한 연구[21,22]로 주로 심리적, 인지적 측면에서 긍정적인 측면을 보고하였다. 또한 안구운동이 주의력 향상에 영향을 주어 안구운동이 뇌를 전반적으로 활성화시킨다는 사실을 밝히기도 하였으며[23], 안구운동을 관장하는 뇌의 부위와 시 공간 주의를 통제하는 뇌의 영역이 거의 일치한다는 것을 뇌파검사를 통해 밝혀졌다[24].

하지만 안구안정화 운동이 균형능력 향상에 미치는 영향에 관한 연구는 부족하다. 따라서 본 연구는 안구운동이 균형에 미치는 영향과 안구운동의 속도에 따라 균형에 미치는 영향을 알아보고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 2022년 4월에 대구광역시에 거주하고 있는 건강한 20-30대 성인 남녀 42명으로 하여 본 연구의 목적을 이해하고, 실험 과정에 대한 설명을 듣고 자발적으로 동의한 자들을 대상으로 연구를 진행하였다. 본 연구의 대상자 수는 G-power program (Version 3.0.10; Heinrich-Heine Universität, Düsseldorf, Germany)을 이용하여 효과 크기 .70, 유의 수준 .05, 검정력 80%, 탈락율 10% 설정하여 산출하였다.

대상자의 선정 기준은 다음과 같다: (1)실험에 사용되는 자세와 운동을 이해하고 취할 수 있는 자 (2)연구의 목적을 이해하고 동의서에 서명함을 통해 적극적인 참여에 동의한 자

대상자의 제외 기준은 다음과 같다: (1)균형 검사에

영향을 줄 수 있는 운동프로그램에 참여하고 있는 자 (2)심각한 내과적 질환, 감염, 정형외과적 질환, 말초 전정기관의 장애, 시각 및 청각의 장애가 있는 자 (3)균형유지 능력에 영향을 주는 약물을 복용하는 자

본 연구는 선정 기준을 근거하여 선발된 환자를 대상으로 2021년 12월 17일 IRB 승인(1040621- 202111-HR-077) 후 2022년 4월 1일부터 4월 12일까지 12일간 본 실험을 실시하였다.

2. 연구 절차

한 다리 서기(one leg standing) 동작 동안 두 가지 형태의 응시안정화 운동(gaze stabilization exercise)인 원활 추종 안구운동(smooth pursuit eye movement)와 단속 안구운동(saccadic eye movement)를 적용하였으며 움직임 속도 변화를 주었다. 원활 추종 안구운동의 속도는 .2 Hz, .3 Hz, .5 Hz로 적용하였으며[25-26], 단속 안구운동의 속도는 .5 Hz, .1 Hz를 적용하였다[27]. 대상자가 수행할 단속 안구운동의 두가지 종류의 속도와 원활 추종 안구운동의 세가지 종류의 속도의 시행 순서는 무작위 배정도구(Research randomizer; <http://www.randomizer.org>)를 이용하여 순서를 배정하였으며 피로도를 줄이기 위해 각 운동 후 1분간 휴식을 취하였다.

3. 중재방법

1) 단속 안구운동(saccadic eye movement)

피험자는 한 다리 서기를 하는 동안 모니터 앞 70 cm에 서서 화면을 응시한다. 한 다리 서기 동안 머리의 움직임은 없는 상태에서 화면 속의 좌우에 있는 타겟이 .5 Hz, 1.1 Hz 속도로 움직이는 것을 따라가면서 단속 안구

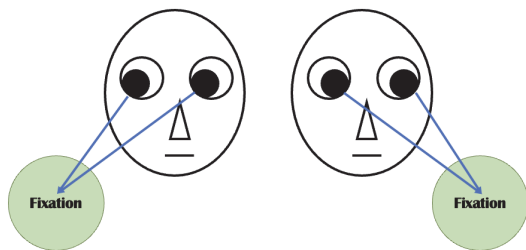


Fig. 1. Saccadic eye movement.

운동을 진행하였다(Fig. 1). 단속 안구운동은 Morimoto 등[28]의 중재 방법 참고하였으며, 정해진 주파수와 방향에 의해 사물을 정확하게 움직이게 하기 위하여 Adobe Animate CC (Adobe Inc, CA, USA) 를 이용하여 동영상으로 제작하였다.

2) 원활 추종 운동(smooth pursuit eye movement)

피험자는 한 다리 서기를 하는 동안 모니터 앞 70 cm에 서서 화면을 응시한다. 한 발로 선자세를 취하는 동안 머리의 움직임은 없는 상태에서 화면 속의 응시점이 .2 Hz, .3 Hz, .5 Hz 속도로 좌우로 움직이는 것을 원활 추종 운동을 진행하였다(Fig. 2). 원활 추종 운동은 Morimoto 등[28]의 중재 방법 참고하였으며, 정해진 주파수와 방향에 의해 사물을 정확하게 움직이게 하기 위하여 Adobe Animate CC (Adobe Inc, CA, USA) 를 이용하여 동영상으로 제작하였다.

4. 평가도구

1) 표면 근전도(surface electromyography) 측정

한 다리 서기 자세에서 원활추종 안구운동과 단속 안구운동의 속도 차이에 따라 변화하는 근 활성도를 알아보기 위하여 근전도 자료 수집과 신호처를 위해 16채널 무선 표면 근전도(TeleMyoDTS, Noraxon Ins, Az, USA)를 사용하였다. 근 활성도는 한 다리 서기 자세에서 두 가지 운동을 진행하는 동안 앞 정강근, 긴 종아리근, 안쪽 장딴지근, 안쪽 넓은근, 가쪽 넓은근, 넙다리 두갈래근, 배속 빗근, 척추세움근의 근활성도를 측정하였다.

수집된 근전도 아날로그 신호는 Telemyo system DTS 로 보내서 디지털 신호로 전환한 다음 Myoresearch XP

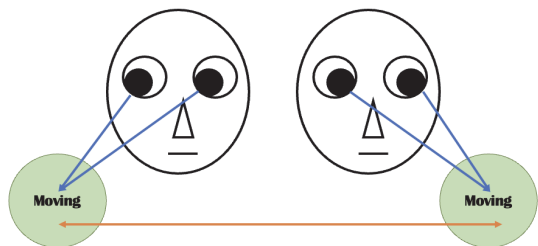


Fig. 2. Smooth pursuit eye movement.

1.08소프트웨어(Noraxon Ins, AZ, USA)를 이용하여 필터링과 기타 신호를 처리를 하였다. 표면 근전도 신호는 개인용 컴퓨터에서 필터링과 기타 신호를 처리하였고, 활성화도 측정을 위해 표본 추출률(sampling rate)은 1,500 Hz 설정하였다. 주파수 대역폭을 40~450Hz 대역통과필터(band pass filter)와 잡음 제거를 위해 60Hz 노치필터(notch filter)를 이용하여 필터링하였다. 수집된 모든 근전도 신호를 정량화하기 위해 실효 평균값(root mean square, RMS)으로 처리하였다. 은과 염화은 재질의 일회용 단극 표면 전극(disposable single surface electrode)을 접지 전극으로 사용하였다. 근전도 전극 중심 간의 거리를 2cm를 유지하여 빈틈이 없도록 하고 근 섬유는 평행하게 부착하여 최대한 잡음 없는 신호를 획득하였다.

앞 정강근은 정강뼈의 결절에서 안쪽 복사뼈 윗부분에 부착하였다. 긴 종아리근은 종아리뼈 머리에서 가쪽 복사뼈 사이의 1/4 지점에 부착하였다. 안쪽 장딴지근은 발뒤꿈치 힘줄(Achilles tendon) 안쪽에서 오금부 안쪽 사이의 근복(muscle belly)에 부착하였다. 안쪽 넓은근의 경우 위앞엉덩뼈가시와 무릎뼈 안쪽을 이은 선의 4/5 되는 지점에 부착하였으며, 가쪽 넓은근의 부착 부위는 위앞엉덩뼈가시와 무릎뼈의 가쪽을 이은 선의 2/3 지점에 부착하였다[29]. 넓다리 두갈래근은 궁둥뼈결절과 정강뼈 가쪽위관절융기를 잇는 선의 1/2 지점에 부착하였다 [29]. 허리 척추세움근의 전극은 허리뼈 1번 중심에서 좌, 우 측면에 부착하였고, 배속 빗근은 위앞엉덩뼈가시와 두덩뼈결합 안쪽, 아래쪽 방향 2 cm 지점에 부착하였다 [30].

먼저, 일회용 면도기를 이용하여 제모를 하고 피부의 사포를 문질러 각질을 제거하여 피부 저항을 감소시키고 알코올 솜으로 부착 지점에 이물질 제거하였다. 한 발로 서서 10초 동안 3회 반복 측정하였다.

2) 압력 중심(center of pressure) 측정

압력 중심을 측정하기 위하여 균형 능력 측정 장비(BIO rescue, RM Ingenierie, France)를 사용하였다. 이 장비는 1,600개의 압력을 측정할 수 있는 센서로 이뤄진(610 mm × 580 mm × 10 mm) 소프트웨어와 모니터로 구성된다.

이 장비를 이용하여 대상자의 압력중심(center of pressure; COP)의 이동 면적(mm²), 이동 거리(mm), 평균 속도(cm/s)를 측정하였다. 대상자들은 어깨 넓이로 벌리고 바로 선 자세를 취한 후 비우성 발을 들고 한 다리 서기 자세로 실시하였으며, 측정 중 넘어질 위험이 있어 앞과 옆으로 안전장치를 설치하였으며 보조자를 두었다. 주변 환경 요소들을 배제하기 위하여 동일한 공간에서 모든 대상자를 측정하였고 타인의 시선이 균형에 영향을 미칠 수가 있어 커튼으로 실험 공간을 차단하였다. 모든 평가는 3회를 측정하여 얻은 결과 값의 평균값을 이용하였다.

5. 자료 분석

연구에서 수집된 자료는 SPSS (statistical package for the social sciences) version 28.0 for mac software (SPSS Inc., Chicago, IL) 프로그램을 이용하여 분석하였다. 연구 대상자의 일반적인 특성은 기술 통계를 이용하였으며, 그룹 내의 차이를 알아보기 위해 일원 배치 반복측정 분산분석(one-way repeated measurement ANOVA)을 사용하였으며, 시점 간의 차이를 알아보기 위해 사후 검정으로 본 페로니 방법(Bonferroni's method)을 사용하였다. 통계학적 유의수준은 $p < .05$ 로 설정하였다.

III. 연구 결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

연구에 참여한 42명의 대상자는 건강한 20~30대 성인 남녀로 연구대상자의 특성은 다음과 같다(Table 1).

2. 압력 중심(center of pressure) 변화

한 다리 서기 자세에서 원할 추종 안구운동과 단속

Table 1. General characteristics of the subjects

General Characteristics	Subjects (n = 42)
Age (year)	27.57 ± 4.03 ^a
Height (cm)	168.12 ± 7.07
Weight (kg)	68.17 ± 12.56
Gender (male/female)	25/17

^a Mean ± SD

안구운동의 압력 중심의 변화를 알아보기 위해 이동면적, 이동 속도와 이동 거리를 비교하였다.

한 다리 서기 자세에서 원할 추종 안구운동 시 이동면적, 이동속도, 이동거리는 유의하게 증가하였으며 ($p < .05$), (Table 2). 사후분석 결과 안구운동 시 속도가 증가함에 따라 이동면적, 이동속도와 이동거리는 유의하게 증가하였다($p < .05$)(Table 2). 단속 안구운동 시

이동속도와 이동거리는 유의하게 감소하였으며($p < .05$), 사후분석 결과 단속 안구운동 시 속도가 감소함에 따라 이동속도와 이동거리가 유의하게 감소하였다($p < .05$)(Table 3).

3. 근 활성화도(muscle activation)

원할 추정 안구운동시 앞 정강근, 긴 종아리근, 안쪽

Table 2. Comparison of the center of pressure during smooth pursuit eye movement

COP	Fixation	.2 Hz	.3 Hz	.5 Hz	F	P	Post-hoc
SAE (mm ²)	141.75 ± 130.13	248.18 ± 168.05	285.07 ± 211.86	326.64 ± 323.04	10.344	.000 [*]	Fixation < .2 Hz < .3 Hz < .5 Hz
AS (cm/s)	1.22 ± 0.40 ^a	1.59 ± .55	1.74 ± 0.68	1.83 ± .86	22.199	.000 [*]	Fixation < .2 Hz < .3 Hz < .5 Hz
L (mm)	11.95 ± 3.95	15.59 ± 5.34	16.88 ± 6.48	17.98 ± 8.18	23.925	.000 [*]	Fixation < .2 Hz < .3 Hz < .5 Hz

^a Mean ± SD, * $p < .05$

COP: Center of pressure, SAE: Surface area ellipse, AS: Averaged speed, L: Length

Table 3. Comparison of the center of pressure during saccade eye movement

COP	Fixation	.5 Hz	1.1 Hz	F	P	Post-hoc
SAE (mm ²)	141.75 ± 130.13	92.74 ± 74.72	92.74 ± 66.15	5.990	.004 [*]	-
AS (cm/s)	1.22 ± 0.41 ^a	1.02 ± .36	1.00 ± .33	20.999	.000 [*]	Fixation > .5 Hz > 1.1 Hz
L (mm)	11.96 ± 3.96	9.79 ± 3.27	9.72 ± 3.21	22.492	.000 [*]	Fixation > .5 Hz > 1.1 Hz

^a Mean ± SD, * $p < .05$

COP: Center of pressure, SAE: Surface area ellipse, AS: Averaged speed, L: Length

Table 4. Comparison of the muscle activities during smooth pursuit eye movement

Muscles (μV)	Fixation	.2 Hz	.3 Hz	.5 Hz	F	P	Post-hoc
TA	47.58 ± 31.48 ^a	68.04 ± 34.14	71.19 ± 43.04	66.77 ± 40.74	15.390	.001 [*]	Fixation < .2 Hz < .3 Hz
PL	62.04 ± 37.18	74.01 ± 40.73	75.75 ± 45.56	73.59 ± 42.89	2.939	.036 [*]	-
GM	50.13 ± 31.91	60.35 ± 33.62	58.52 ± 34.42	57.51 ± 32.93	3.529	.017 [*]	-
VL	18.74 ± 17.07	22.00 ± 23.26	22.20 ± 21.38	23.20 ± 20.77	1.958	.124	-
VM	10.85 ± 8.35	12.00 ± 11.35	10.93 ± 8.80	11.33 ± 8.65	.340	.796	-
BF	9.26 ± 5.23	11.82 ± 11.28	11.59 ± 9.63	12.29 ± 11.16	3.914	.010 [*]	-
IO	15.86 ± 15.23	15.18 ± 15.37	14.79 ± 13.19	14.86 ± 13.77	2.291	.082	-
ES	7.53 ± 2.50	7.26 ± 2.64	7.59 ± 3.13	7.68 ± 3.12	.605	.613	-

^a Mean ± SD, * $p < .05$

TA: Tibialis anterior, PL: Peroneus longus, GM: Gastrocnemius medialis, VM: Vastus medialis, VL: Vastus lateralis, BF: Biceps femoris, IO: Internal oblique, ES: Erector spinae muscle.

Table 5. Comparison of the muscle activities during saccade eye movement

Muscles (μ V)	Fixation	.5 Hz	1.1 Hz	F	P	Post-hoc
TA	47.59 \pm 31.49 ^a	48.42 \pm 34.34	42.61 \pm 26.98	1.035	.360	-
PL	62.05 \pm 37.18	61.86 \pm 37.97	57.78 \pm 35.84	1.241	.295	-
MG	50.13 \pm 31.92	48.55 \pm 27.95	47.45 \pm 28.09	.467	.629	-
VL	18.74 \pm 17.08	18.32 \pm 18.75	17.77 \pm 18.24	.186	.831	-
VM	10.86 \pm 8.35	10.25 \pm 9.07	9.57 \pm 7.90	1.233	.297	-
BF	9.27 \pm 5.24	9.13 \pm 5.00	10.14 \pm 7.93	0.808	.449	-
IO	15.86 \pm 15.24	15.21 \pm 16.01	15.31 \pm 15.86	1.719	.186	-
ES	7.53 \pm 2.51	6.99 \pm 2.99	6.96 \pm 2.72	2.703	.073	-

^a Mean \pm SD, * $p < .05$

TA: Tibialis anterior, PL: Peroneus longus, GM: Gastrocnemius medialis, VM: Vastus medialis, VL: Vastus lateralis, BF: Biceps femoris, IO: Internal oblique, ES: Erector spinae muscle.

장딴지근 및 넓다리 두갈래근에서 유의한 차이를 보였으며($p < .05$), 사후 분석결과 앞 정강근은 원활 추종 안구운동 시 속도가 2 Hz, 3 Hz로 증가함에 따라 유의한 차이를 보였고($p < .05$), 나머지 근육에서는 유의한 차이를 나타내지는 않았다(Table 4). 단속 안구운동 시 근활성도에서는 유의한 차이를 보이지 않았다(Table 5).

IV. 고 찰

본 연구는 건강한 20 ~ 30대 남성과 여성을 대상으로 한 다리 서기자세에서 원활 추종 안구운동과 단속 안구운동 시 운동의 속도 변화가 압력 중심 변화와 근활성도에 미치는 영향에 대해 알아보고자 하였다. 원활 추종 안구운동의 속도는 2 Hz, 3 Hz, 5 Hz로 실시하였으며 단속 안구운동의 속도는 .5 Hz, 1.1 Hz를 무작위로 선택하여 실시하였다.

본 연구에서 한 다리로 서서 단속 안구운동을 적용하였을 때 시선이 고정되어 있을 때와 비교하여 압력 중심 이동 면적과 속도, 이동거리는 감소하였다. 기존의 Aguiar 등[31]의 연구에서 좁은 지지면과 넓은 지지면에서의 시선이 고정되어 있을 때와 단속 안구운동 시 균형 능력 비교 시 단속 안구운동 속도가 증가할수록 자세 동요가 감소되었다는 연구와 결과와 일치하였다. 또한,

단속 안구운동 시 속도가 증가할수록 자세의 동요가 감소한다는 Bae [32]의 연구 결과와 일치하였다. Rougier와 Garin의 [33] 연구에서도 단속 안구 운동 시 주시안정 운동에 비해 자세 동요가 줄었다는 연구와 일치한다.

한 다리로 서서 원활 추종 안구운동을 적용하였을 때 시선이 고정되어 있을 때와 비교하여 압력 중심 이동 면적과 속도, 이동거리는 증가하였다. Bae 등[34]의 연구에서 목표물의 속도가 증가할수록 자세 불안정성 지수는 증가하고 흔들림 강도 지수가 증가한다고 밝힌 것과 동일하였다. 한 다리를 들고 원활 추종 안구운동을 적용하였을 때 시선을 고정하였을 때보다 COP의 이동이 많아지고 발목 주변 근육의 활성도가 증가하는 이중과제의 간섭 효과 영향으로 보인다. 한 다리 서기 동안 원활 추종 안구운동의 속도가 증가함에 따라 간섭 효과에 의해 균형 유지가 어렵고 자세 조절을 위해 발목 주변의 근 작용을 이용하는 발목전략(ankle strategy)을 통해 자세 조절을 하는 것으로 판단된다[35].

Kim 등[36]의 연구에 의하면 시선을 고정하였을 때보다 원활 추종 안구운동을 적용하면 신체의 동요가 더 증가한다고 하였으며 주시하는 사물의 속도가 증가할수록 신체의 동요도 비례한다고 하였는데 본 연구에서도 동일하게 밝혀졌다. 동요가 증가하여 발목 주위의 근육들이 안정화를 위해 근활성도가 높아진 것으로 보인다. 또한 Bensoussan 등[37]은 이중과제 수행 시 동요

면적과 동요 길이가 증가하다고 하였으며 Bowen 등 [38]은 이중과제 조건에서 보행 시에 보행 속도가 느려지고 균형능력이 감소되었다고 하였는데 본 연구에서도 일치하였다.

또한 본 연구에서 원활 추종 안구운동 시 근 활성도의 변화가 나타났는데 이는 균형이란 지지면 내에서 자세를 유지하는 능력으로[3] 단속 안구운동보다 원활 추종 안구운동 시 물체의 움직임에 맞춰 물체를 주시함으로써 인지적 과제의 요구가 증가함으로써 자세 동요가 더 증가된 것으로 생각되며, 증가된 자세 동요로 인해 근 활성도의 증가의 결과가 나타난 것으로 생각된다.

본 연구를 통해 원활 추종 안구운동과 단속 안구운동과 같은 응시안정화 운동을 균형운동에 적용하는 것이 균형 운동에 영향을 미치는 것을 확인하였다.

본 연구를 진행함에 있어 몇 가지의 제한점이 존재하였다. 연구의 선정 조건에 맞는 대상자만을 대상으로 진행하였으며 수집한 데이터 중 결과값이 있을 경우 그 대상자의 측정된 모든 데이터를 제외하고 보았기에 대상자의 수가 적었다. 또한 건강한 사람을 대상으로 연구를 진행하였기에 균형 능력을 필요로 하는 환자들과는 다른 결과가 나올 수가 있을 것으로 사료된다.

V. 결론

본 연구는 건강한 성인을 대상으로 원활 추종 안구운동과 단속 안구운동을 이용하여 선 자세에서 기저면의 변화를 주며 압력 중심 이동과 근활성도를 측정하였다.

한 다리로 서서 원활 추종 안구운동을 적용할 시 압력 중심 이동이 증가하였고 하지의 근활성도가 증가하였으며, 단속 안구운동의 경우 압력 중심 이동은 감소하였고 앞 정강근의 근활성도만 증가하였다.

이에 따라, 본 연구의 중재 방법인 원활 추종 안구운동이 균형에 영향을 준다는 것을 알았고 이를 통해 균형 능력의 증진을 필요로 하는 대상에게 안구의 움직임을 적용하여 균형 능력을 향상시킬 수 있을 거라 사료된다. 또한 원활 추종 안구운동의 경우 균형을 필요로 하는 대상에게 쉽게 적용할 수가 있으며 다른 운동 프로

그램과 결합하면 더욱 효율적인 결과를 얻을 것으로 생각된다.

Acknowledgements

이 성과는 2021년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. NRF-2021R1F1A1052333).

References

- [1] Borghuis J, Hof AL, Lemmink KA. The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and training. *Sports Med.* 2008;38(11):893-916.
- [2] Cimadoro G, Paizis C, Alberti G, et al. Effects of different unstable supports on EMG activity and balance. *Neurosci Lett.* 2013;548:228-32.
- [3] Ragnarsdottir M. The concept of balance. *Phys Ther.* 1996;82(6):368-75.
- [4] Hrysomallis C. Balance ability and athletic performance. *Sports Med.* 2011;41(3):221-232.
- [5] Sun D, Gu Y, Mei Q, et al. Effect of heel heights on female postural control during standing on a dynamic support surface with sinusoidal oscillations. *J Mot Behav.* 2017;49(3):281-7.
- [6] Desai A, Goodman V, Kapadia N, et al. Relationship between dynamic balance measures and functional performance in community-dwelling elderly people. *Phys Ther.* 2010;90(5):748-60.
- [7] Hendrey G, Clark RA, Holland AE, et al. Feasibility of ballistic strength training in subacute stroke: A randomized, controlled, assessor-blinded pilot study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2018;99(12):2430-46.
- [8] Ivey FM, Prior SJ, Hafer-Macko CE, et al. Strength training for skeletal muscle endurance after stroke. *J Stroke*

- Cerebrovasc Dis. 2017;26(4):787-94.
- [9] Franklin DW, Burdet E, Osu R, et al. Functional significance of stiffness in adaptation of multijoint arm movements to stable and unstable dynamics. *Exp Brain Res*. 2003;151(2):145-57.
- [10] Agmon M, Belza B, Nguyen HQ, et al. A systematic review of interventions conducted in clinical or community settings to improve dual-task postural control in older adults. *Clin Interv Aging*. 2014;9:477-92.
- [11] Kurz I, Gimmon Y, Shapiro A, et al. Unexpected perturbations training improves balance control and voluntary stepping times in older adults - a double blind randomized control trial. *BMC Geriatr*. 2016;16(58):1-11.
- [12] Lesinski M, Hortobágyi T, Muehlbauer T, et al. Effects of balance training on balance performance in healthy older adults: A systematic review and meta-analysis. *Sports Med*. 2015;45(12):1721-38.
- [13] Dello Iacono, A, Padulo, J, Ayalon, M. Core stability training on lower limb balance strength. *J Sports Sci*. 2016;34(7):671-8.
- [14] Rogan S, Hilfiker R, Schenk A, et al. Effects of whole-body vibration with stochastic resonance on balance in persons with balance disability and falls history - a systematic review. *Res Sports Med*. 2014;22(3):294-313
- [15] Bastille JV, Gill-Body KM. A yoga-based exercise program for people with chronic poststroke hemiparesis. *Phys Ther*. 2004;84(1):33-48.
- [16] Lee TK, Sung KB. Basics of eye movements and nystagmus. *Res Vestibul Sci*. 2004;3(1):7-24.
- [17] Lundy-Ekman L. *Neuroscience: Fundamentals for Rehabilitation* (4th ed). St. Louis. Elsevier. 2013.
- [18] Takagi M, Zee DS, Tamargo RJ. Effects of lesions of the oculomotor vermis on eye movements in primate: saccades. *J Neurophysiol*. 1998;80(4):1911-1931.
- [19] Bisson JI, Ehlers A, Matthews R, et al. Psychological treatments for chronic post-traumatic stress disorder. Systematic review and meta-analysis. *Br J Psychiatry*. 2007;190(2):97-104
- [20] Lee CW, Cuijpers P. A meta-analysis of the contribution of eye movements in processing emotional memories. *J Behav Ther Exp Psychiatry*. 2013;44(2):231-9.
- [21] Christman SD, Garvey KJ, Propper RE, et al. Bilateral eye movements enhance the retrieval of episodic memories. *Neuropsychology*. 2003;17(2):221-9.
- [22] Parker A, Relph S, Dagnall N. Effects of bilateral eye movements on the retrieval of item, associative, and contextual information. *Neuropsychology*. 2008;22(1):136-45.
- [23] Nelles G, Pscherer A, de Greiff A, et al. Eye-movement training-induced plasticity in patients with post-stroke hemianopia. *J Neurol*. 2009;256(5):726-33.
- [24] Moore T, Fallah M. Control of eye movements and spatial attention. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 2001;98(3):1273-6.
- [25] Sumner E, Hutton, B, Hill, L. Subtle oculomotor difficulties and their relation to motor skill in children with autism spectrum disorder. *Adv Neurodev Disord*. 2021;5(2):144-55.
- [26] Sinno S, Najem F, Abouchakra KS, et al. Normative values of saccades and smooth pursuit in children aged 5 to 17 years. *J Am Acad Audiol*. 2020;31(6):384-92.
- [27] Aguiar A, Polastri F, Godoi D, et al. Effects of saccadic eye movements on postural control in older adults. *Psychol Neurosci*. 2015;8(1):19.
- [28] Morimoto H, Asai Y, Johnson EG, et al. Effect of oculo-motor and gaze stability exercises on postural stability and dynamic visual acuity in healthy young adults. *Gait Posture*. 2011;33(4):600-3.
- [29] Criswell E. *Cram's introduction to surface electromyography* (2nd ed). Sudbury. Jones and Bartlett Publishers. 2010.
- [30] Hashemirad F, Talebian S, Hatef B, et al. The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion-extension. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19(5):746-53.
- [31] Aguiar A, Polastri F, Godoi D, et al. Effects of saccadic eye movements on postural control in older adults. *Psychol*

- Neurosci. 2015; 8(1):19-27.
- [32] Bae Y. Comparison of postural sway, plantar cutaneous sensation according to saccadic eye movement frequency in young adults. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(19):7067.
- [33] Rougier P, Garin M. Performing saccadic eye movements or blinking improves postural control. *Motor control*. 2007;11(3):213-223.
- [34] Ji Bae, HG Joe, DS You, et al. Changes in postural stability with the direction and speed of smooth-pursuit eye movements. *J Korean Ophthalmic Opt Soc*. 2019; 24(2):153-9
- [35] Hatfield BD, Kerick SE. The psychology of superior sport performance. *Handbook of sport psychology*. (3rd ed). USA. John Wiley & Sons, Inc. 2007: 84-109.
- [36] Kim SY, Moon BY, Cho HG. Smooth-pursuit eye movements without head movement disrupt the static body balance. *J Phys Ther Sci*. 2016;28(4):1335-8.
- [37] Bensoussan L, Viton JM, Schieppati M, et al. Changes in postural control in hemiplegic patients after stroke performing a dual task. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007; 88(8):1009-15.
- [38] Bowen A, Wenman R, Mickelborough J, et al. Dual-task effects of talking while walking on velocity and balance following a stroke. *Age Ageing*. 2001;30(4):319-23.

