

가방 착용 방향에 따른 스마트폰의 사용이 만성 발목 불안정성을 가진 20대 성인의 근육 특성과 균형 능력에 미치는 영향

정범철 · 김재하¹ · 유경태^{2†}

SG삼성조은병원 재활치료센터, ¹신성대학교 물리치료과, ²남서울대학교 물리치료학과

Effect of Smart-phone Use According to Types of Carrying a Bag on Muscle Characteristics and Balance Ability in Adults in Their 20S with Chronic Ankle Instability

Beom-Cheol Jeong, PT, PhD · Jae-Ha Kim, PT, PhD¹ · Kyung-Tae Yoo, PT, PhD^{2†}

Rehabilitation Center, SG Samsung Jo-Eun Hospital

¹Department of Physical Therapy, Shinsung University

²Department of Physical Therapy, Namseoul University

Received: January 23 2023 / Revised: January 25 2023 / Accepted: February 23 2023

© 2023 J Korean Soc Phys Med

| Abstract |

PURPOSE: This study examined the effect of using a smartphone according to the direction of wearing a bag on muscle characteristics and balance ability in adults in their 20s with chronic ankle instability.

METHODS: Twelve people with chronic ankle instability were examined for three weeks. The types of carrying a bag were classified into three conditions: to the right, to the left, and on both sides. The muscle characteristics and balance ability were measured and analyzed. The one-way ANOVA was used to obtain a difference between conditions.

RESULTS: A significant difference in the muscle tone of medial gastrocnemius was observed between the dominant group and the non-dominant group. The muscle tone and stiffness of the peroneus longus decreased significantly after walking with a smartphone and carrying a bag. The maximum slope of the forward and reverse directions increased and decreased significantly, respectively, after walking with a smartphone and carrying a bag on both sides.

CONCLUSION: In this study, muscle fatigue causes a decrease in muscle tone and stiffness with chronic ankle instability when carrying a heavy back while walking, and there were asymmetric changes in the balance ability. Therefore, adults with chronic ankle instability should carefully avoid carrying a heavy bag for extended times, irrespective of the style or type of the bag.

Key Words: Bag, Balance, Chronic ankle instability, Muscle tone, Smartphone

†Corresponding Author : Kyung-Tae Yoo
taeyoo88@nsu.ac.kr, <http://orcid.org/0000-0001-7956-819X>

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

오늘날 스마트폰은 많은 사람들에게 필수용품으로서 사용되고 있고[1], 보행 중에도 스마트폰을 사용하는 사람들이 급증하고 있다[2]. 스마트폰 화면은 고정되지 않아 미세한 시선 이동과 초점 변화를 증가시키고 이에 따라 스마트폰 사용 시 인체는 머리를 앞으로 숙이는 자세를 취하게 된다[3]. 이로 인한 머리와 목 주위 근육의 불균형은 비정상적인 자세를 유발하며[4], 특히 스마트폰 사용이 위등세모근(upper trapezius)의 근육 피로도와 통증을 증가시키며(소윤지와 우영근, 2014), 보행 중 스마트폰 사용 시 균형 유지가 가장 중요하다[5].

균형(balance)은 기저면에 신체 중심을 위치하고 신체 및 자세의 정렬을 유지할 수 있는 능력으로, 이는 정적 균형과 동적 균형으로 나뉜다[6]. 정적 균형은 기저면 내에서 최소한의 움직임으로 균형을 유지하는 능력이며, 동적 균형은 불안정한 기저면 내에서 균형과 자세를 유지하면서 과제를 수행할 수 있는 능력이다[7]. 고유수용성 감각은 균형 유지를 위한 감각으로서 근육과 힘줄 및 인대 등으로부터 자극을 받아 신체의 위치 및 움직임 결정과 균형 조절에 중요한 역할을 한다[8,9]. 고유수용성 감각의 저하는 신경근 조절 능력의 저하로 이어지고 신체의 기능적인 불안정을 초래하여 반복적인 손상을 유발한다[10].

만성 발목 불안정성(chronic ankle instability, CAI)은 발목 뺨(ankle sprain)의 반복적인 발생으로 발목의 휘청거림(giving way), 통증, 부종, 근력 약화, 구조적 및 기능적인 불안정성을 특징으로 한다[11]. 만성 발목 불안정성을 가진 환자는 자세 조절의 불안정성, 발목 관절 주위 근육의 약화 및 불안정성, 그리고 고유수용성 감각 기능의 저하 등 문제가 발생하며, 이로 인해 균형 감각 또는 관절 위치 감각의 결함이 나타난다[12,13].

인간은 어느 한 쪽에 무게가 치우치면 무의식적으로 팔을 옆으로 들어 올리거나, 무게가 더해진 반대쪽으로 신체를 기울여 외적인 부하에 대해 평형을 취함으로써 중심선을 기저면 중앙에 위치시키려고 한다[14]. 선행 연구에서 한 쪽에만 부하가 가해질 경우, 가방을 비우

세측(non-dominant)보다 우세측(dominant) 팔에 휴대하였을 때 균형 능력이 더 높다고 보고하였고[15], 비우세측 다리를 사용할 때보다 우세측 다리를 사용하는 경우 역학적인 변인이 모두 우수한 결과를 보였다[16]. 20대 남성을 대상으로 실시한 가방 휴대 방법에 따른 발바닥 압력을 비교하는 연구에서 가방의 휴대 방법에 따라 하지에 압력이 비대칭적으로 가해졌으며[17], 보행 동안 스마트폰 사용은 정상적인 보행 패턴에 부정적 영향을 준다고 보고되었다[18].

그러나 스마트폰 사용으로 인한 시공간 보행 변수와 하지의 움직임과의 관계에 대한 연구는 아직까지 부족하며[19], 스마트폰 사용과 관한 연구는 대부분 앉은 자세에서 올바른 사용 자세에 대한 연구이고[20,21], 올바른 가방 휴대 방법을 제안하기 위해 근육 활성도와 관련하여 많은 선행연구들이 진행되었으나, 대부분의 연구들은 가방을 양쪽 어깨 및 한쪽 어깨로만 착용한 상태에서 비교하였다[22].

따라서 본 연구는 만성 발목 불안정성을 가진 20대 성인을 대상으로 하지 기준 우세측, 비우세측, 양측의 가방 착용 방향에 따른 스마트폰의 사용이 근육 특성과 균형 능력에 미치는 영향을 알아보고 올바른 가방 착용 방향을 제시하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구 대상

본 연구는 충남 소재 N 대학교에 재학 중인 20대로 만성 발목 불안정성의 기준을 만족하는 남녀 12명을 대상으로 실시하였다. 대상자 수는 G-power 검정에서 α -err prob .05, Power .95, Slope H1 .75로 얻어낸 결과인 11명에서 탈락자를 고려하여 12명으로 모집하였다. 본 연구에서는 우세측 하지의 CAIT (Cumberland Ankle Instability Tool) 점수가 24점 이하이며, 실험과정에 대한 충분한 설명을 듣고 자발적으로 실험 참가에 동의한 자, 신경계와 실험에 영향을 줄 수 있는 질환 및 장애가 없는 자, 보행 장애가 없는 자를 대상으로 하였으며, 이 중 실험과정을 이해하는 데 정신적인 문제가 있거나, 임신한 자는 실험에서 제외하였다.

2. 측정 장비

대상자들의 일반적인 특성을 파악하기 위하여 체성분분석기(Inbody720, Biospace, Korea)를 이용하였으며, 하지 근육의 특성을 파악하기 위하여 근육 탄성 측정기(MyotonPRO, MyotonAS, Estonia)를 이용하였다. 대상자의 균형 능력을 파악하기 위하여 균형 평가 및 훈련 시스템(BT4, Hur Labs, Finland)을 하였다.

3. 연구 절차

보행 전 CAIT를 이용하여 발목 관절 불안정성 지수를 측정한 후 선정 기준을 충족하는 대상자들은 신체적 특성을 파악한 뒤 사전 측정으로 하지 기준 우세측의 위등세모근 및 하지 근육 특성과 균형능력을 측정하였다. 본 연구는 대상자가 가방을 세 가지 방향으로 착용하고 스마트폰을 사용하며 보행하는 단일 집단 사전-사후 설계로, 피로 효과와 순서 효과를 방지하기 위해 대상자는 일주일 간격으로 가방 착용 방향을 무작위로



Fig. 1. Smart-phone use position.



Fig. 2. Types of carrying a bag.

선정하여 착용 후 스마트폰을 사용하여 동영상을 시청하여 평소 걷는 걸음으로 자연스럽게 걸었으며, 보행 자세는 Fig. 1과 같다. 보행 속도를 일정하게 유지하기 위해 메트로놈을 이용하여 분속수를 정상 성인의 정상 시 보행 걸음수인 115 bpm으로 설정한 후 15분간 보행을 실시하였다[23]. 대상자의 낙상 방지를 위해 연구자는 항상 대기하였으며 보행 후 즉시 사후측정으로 위등세모근 및 하지 근육 특성과 균형능력을 측정하였다. 대상자가 사용한 가방은 30 cm × 24 cm × 43 cm의 크기이며, Fig. 2와 같다. 가방을 착용하고 보행하기 위해 가방 종류는 일반적으로 많이 사용하는 등가방(back-pack) 형태의 가방으로 선택하였으며[24], 가방의 무게는 정상 성인이 충분히 들 수 있는 일반적인 무게인 체중의 15%로 설정하였다[25]. 스마트폰은 70.6 mm × 149.2 mm × 8.4 mm 크기의 172 g의 무게로 기준을 정하였다.

1) 만성 발목 불안정성(Chronic ankle instability, CAI)

CAIT (Cumberland Ankle Instability Tool)는 불안정성 발목 정도를 최초로 점수화 시킨 척도로 9개의 질문으로 구성되어 있으며, 점수가 높을수록 정상에 가깝고, 점수가 낮을수록 안정성이 떨어짐을 나타낸다. 총점 30점에서 28점 이상은 안정성 발목으로, 27-24.5점 사이를 최소 불안정성, 24점 이하는 불안정성 발목으로 정의하였고 신뢰도는 .96이다[26].

2) 근육 특성

본 연구는 하지 우세측 방향의 위등세모근(Upper Trapezius, UT), 앞정강근(Tibialis Anterior, TA), 안쪽 장딴지근(Medial Gastrocnemius, Medial GCM), 긴종아리근(Peroneus longus, PL)의 근긴장도를 측정하기 위해 3축 디지털 가속도 센서가 내재된 접촉식 연부조직 측정기기인 근긴장도 측정기(MyotonPRO, Estonia)를 사용하였다. 근긴장도 측정기는 근긴장도(muscle tone), 경직도(stiffness), 탄성도(elasticity) 등의 근육의 생체역학적 특성을 알아볼 수 있는 기기이다. 3회 분석 측정법(triple mode)을 이용하여 1회 측정 시 반복 횟수 3회, 기계적 임펄스 전달시간(tap time) 15 m/s, 전달 간격 .8 sec로 설정하였으며, 근긴장도 측정기의 검사자내 신뢰도는 .94-.99로 보고되었다[27]. 측정 전, 근육의 가

장 높은 부위인 근육의 힘살(muscle belly)에 유성펜으로 표시해 측정하였으며 Fig. 3에 제시하였다. 모든 근육은 보행이 끝난 후 편안한 자세로 앉아서 즉시 측정하고 이들의 평균값을 사용하였다. 주파수(F: frequency, Hz)는 근긴장도(muscle tone)를 나타내며, 감소(D: decrement, Log)는 탄성도(elasticity)를, 경직도(S: stiffness, N/m)는 근육의 저항을 N/m로 나타낸다. 일반적으로 경직이 발생하면 근긴장도와 경직도가 증가하고, 탄성이 감소하면 근피로가 증가한다[28].

3) 균형

(1) 동적 균형능력

동적 균형능력을 측정하기 위해서는 ‘Limit of stability’ 검사방법을 사용하였다. 발의 위치는 신발을 벗은 상태에서 양 뒤꿈치를 2 cm의 간격으로 유지하고, 각 발은 15°씩 바깥쪽으로 향하게 한 후, 양 손은 바지 봉제선 옆에 자연스럽게 위치하도록 하였다[29]. 연구 대상자가 두 발을 균형 평가 플랫폼 위에서 떼지 않고 빠르게 선 자세에서 몸을 네 가지 방향인 앞, 뒤, 오른쪽, 왼쪽 방향으로 최대 얼마만큼 몸을 기울일 수 있는지를 8초씩 수행하여 각 방향에서 최대 기울기 값을 추출하였으며 값이 클수록 동적 균형능력이 좋다고 해석하였다[30].

(2) 정적 균형능력

정적 균형능력을 측정하기 위해 각각 30초씩 한 번은 눈을 뜨고서, 또 한 번은 눈을 감고 측정하였다. 발의 위치는 신발을 벗은 상태에서 양 뒤꿈치를 2 cm의 간격으로 유지하며 각 발은 15°씩 바깥쪽으로 향하게 한

후, 두 손은 자연스럽게 위치하도록 하였다. 정적 균형 능력에서 사용되는 주요 결과값은 자세 동요를 압력중심(center of pressure, COP)에 의한 이동경로선(sway line)으로 표시된 길이 값(mm)과 면적 값(mm²)으로 구하였으며, 값이 작으면 안정된 것을 의미하고, 값이 크면 불안정하다고 해석하였다[31].

4. 통계 방법

본 연구의 자료 분석 방법으로 SPSS Version 23.0 Windows 통계 프로그램을 사용하였으며, 정규성 분포를 입증을 위해 Komogorov-Smirnov 검정을 실시하였다. 보행 중 스마트폰 사용 시 가방 착용 방향에 따른 근육 특성과 균형의 변화량을 비교하기 위해 대응표본 t-검정을 실시하였으며, 집단의 동질성 검사와 집단 간의 변화량 차이를 확인하기 위해 일원배치 분산분석을 실시하였다. 가방 착용 방향에서 유의한 차이가 나타날 경우에는 사후 검정으로 Scheffe test를 실시하였다. 측정된 변인은 평균 ± 표준편차로 나타내었으며, 통계학적 유의수준은 α=.05로 설정하였다.

III. 연구결과

1. 대상자들의 일반적 특성

연구에 참여한 대상자들의 일반적 특성은 Table 1에 제시하였다.

Table 1. General characteristics of the subjects

Variables		Mean ± SD
Age (years)		19.92 ± 1.83
Height (cm)		165.33 ± 7.84
Weight (kg)		68.42 ± 17.91
BMI (kg/m ²)		24.86 ± 5.33
CAI (score)		21.33 ± 1.92
Gender	Male	5
	Female	7
Dominant	Right	9
	Left	3

CAI: Chronic ankle instability



Medial Gastrocnemius Tibialis anterior and peroneus longus Upper trapezius

Fig. 3. Myoton measurement point.

Table 2. Comparison of dominant GCM, PL, TA, and TU measurements

	Variables	Pre	Post	F	p	
		Mean ± SD	Mean ± SD			
Medial GCM	F	Both sides	12.92 ± 1.71	12.79 ± 1.82	4.067	.026 ^{*(b-c)}
		Dominant	12.96 ± 2.39	13.89 ± 3.23		
		Non-dominant	13.83 ± 2.56	13.32 ± 1.69		
	S	Both sides	204.92 ± 48.30	203.76 ± 50.30	2.752	.078
		Dominant	206.25 ± 59.75	228.50 ± 88.50		
		Non-dominant	233.33 ± 68.93	227.75 ± 48.78		
	D	Both sides	1.23 ± .21	1.18 ± .18	.172	.843
		Dominant	1.17 ± .19	1.10 ± .20		
		Non-dominant	1.23 ± .16	1.20 ± .15		
PL	F	Both sides	18.12 ± 2.76	18.32 ± 3.02	2.952	.066
		Dominant	18.08 ± 2.44	17.08 ± 2.10 [†]		
		Non-dominant	17.98 ± 3.54	16.83 ± 2.58		
	S	Both sides	365.42 ± 101.65	372.17 ± 90.82	2.248	.122
		Dominant	366.08 ± 80.63	334.25 ± 67.43 [†]		
		Non-dominant	362.08 ± 108.51	322.25 ± 78.43		
	D	Both sides	.90 ± .14	.92 ± .16	.041	.960
		Dominant	.89 ± .15	.92 ± .12		
		Non-dominant	.94 ± .13	.95 ± .14		
TA	F	Both sides	20.60 ± 3.01	19.31 ± 2.49	1.063	.357
		Dominant	19.33 ± 3.12	19.87 ± 2.20		
		Non-dominant	19.83 ± 2.64	37.62 ± 62.52		
	S	Both sides	456.33 ± 129.62	391.58 ± 68.65	1.712	.196
		Dominant	387.50 ± 166.07	412.60 ± 90.70		
		Non-dominant	404.08 ± 78.57	410.75 ± 79.25		
	D	Both sides	.83 ± .13	.82 ± .10	.201	.819
		Dominant	.85 ± .10	.82 ± .12		
		Non-dominant	.79 ± .12	.79 ± .10		
UT	F	Both sides	16.77 ± 2.12	16.67 ± 1.94	.209	.813
		Dominant	16.88 ± 2.46	17.24 ± 1.14		
		Non-dominant	17.87 ± 2.09	17.98 ± 1.70		
	S	Both sides	303.92 ± 57.19	305.67 ± 59.44	.966	.391
		Dominant	317.00 ± 72.35	335.60 ± 27.24		
		Non-dominant	341.75 ± 63.13	336.75 ± 54.26		
	D	Both sides	.88 ± .13	.95 ± .17	2.589	.090
		Dominant	.94 ± .21	.89 ± .12		
		Non-dominant	.96 ± .19	.88 ± .11		

*There was a significant difference in the amount of change between groups ($p < .05$), [†]There is a significant difference pre and post, GCM: gatrocnemius, PL: peoneus longus, TA: tibialis anterior, UT: upper trapezius, F: frequency (Hz), S: stiffness (N/m), D: decrement (Log), a: Both sides, b: Dominant, c: Non-dominant

2. 근육 특성

근육 특성의 통계 결과는 Table 2에 제시하였다. 안쪽 장딴지근의 근긴장도에서 우세측과 비우세측 간에 유의한 차이가 있었으며($p < .05$), 긴종아리근의 근긴장도와 근경직도가 가방을 우세측에 착용하고 스마트폰을 사용하며 보행 시 유의하게 감소하였다($p < .05$). 위등세모근, 앞정강근에서는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다($p > .05$).

3. 균형

균형 능력의 통계 결과는 Table 3에 제시하였다. 동적

균형능력에서 가방을 양측에 착용하고 스마트폰을 사용하며 보행 시 앞쪽 방향의 최대 기울기 값이 유의하게 증가하였고($p < .05$), 뒤쪽 방향의 최대 기울기 값이 유의하게 감소하였다($p < .05$). 나머지 방향과 정적 균형에서는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다($p > .05$).

IV. 고찰

본 연구는 가방을 세 가지 방향으로 착용하고 스마트폰을 사용하며 보행하였을 때에 나타나는 위등세모근, 안쪽 장딴지근, 앞정강근, 긴종아리근의 근육 특성과

Table 3. Comparison of balance ability

Variables		Pre	Post	F	p
		Mean ± SD	Mean ± SD		
Forward	Both sides	5.76 ± .88	6.35 ± .82*	1.400	.261
	Dominant	5.80 ± 1.11	5.96 ± 1.03		
	Non-dominant	5.86 ± 1.20	5.90 ± 1.56		
Rearward	Both sides	3.30 ± .63	2.74 ± .66*	2.962	.066
	Dominant	3.28 ± .61	3.44 ± 1.15		
	Non-dominant	3.28 ± .67	3.19 ± .79		
Leftward	Both sides	6.28 ± 1.08	6.27 ± 1.02	.605	.552
	Dominant	6.41 ± .99	6.62 ± .98		
	Non-dominant	6.49 ± .90	6.53 ± .67		
Rightward	Both sides	6.49 ± .87	6.21 ± .82	1.997	.152
	Dominant	6.33 ± .63	6.42 ± .43		
	Non-dominant	6.34 ± .73	6.71 ± .91		
EO Area (mm ²)	Both sides	137.54 ± 69.57	183.55 ± 143.17	.414	.664
	Dominant	193.38 ± 132.81	192.45 ± 132.80		
	Non-dominant	156.29 ± 98.53	183.55 ± 143.17		
EO Length (mm)	Both sides	229.18 ± 85.54	227.06 ± 69.14	.065	.937
	Dominant	239.80 ± 80.04	243.50 ± 82.73		
	Non-dominant	221.34 ± 69.08	227.06 ± 69.14		
EC Area (mm ²)	Both sides	190.73 ± 138.31	191.48 ± 156.69	.045	.956
	Dominant	180.43 ± 143.02	197.71 ± 139.04		
	Non-dominant	179.58 ± 128.01	191.48 ± 156.69		
EC Length (mm)	Both sides	319.65 ± 106.63	304.01 ± 106.63	2.248	.122
	Dominant	297.22 ± 94.73	337.76 ± 137.99		
	Non-dominant	300.29 ± 92.94	304.01 ± 100.88		

*There was a significant difference in the amount of change between groups ($p < .05$), †There is a significant difference pre and post, EO: eyes opened, EC: eyes closed

균형능력을 분석하고자 하였다.

근육 특성에서 안쪽 장딴지근의 근긴장도에서 모든 착용 방법에서는 보행 전과 후에서 유의한변화가 없었으나($p > .05$), 각 집단의 변화량의 차이에서는 우세측의 변화량이 비우세측과 양측의 변화량보다 유의한 차이가 있었다($p < .05$). 근육의 탄성도와 경직도에서는 유의한 변화가 없었다($p > .05$). 긴종아리근의 근긴장도와 경직도에서 가방을 우세측에 착용하고 스마트폰을 사용하며 보행하였을 때에 유의한 감소가 있었는데($p < .05$), 이는 보행 시 가방 휴대 방식에 따른 운동역학적 차이를 분석한 연구[31]에서 가방 착용 방향의 발목, 무릎, 엉덩 관절의 모멘트가 유의하게 증가한 결과와 유사하였다. 피로로 인한 운동 조절 능력 감소는 고유 수용성 감각의 결손으로 나타나 근육 반응과 균형 능력을 저하시켜 관절 안정성을 저하시키고 부상 빈도를 증가시킬 수 있고[32], 긴종아리근에 근피로가 발생하면 보행에서 디딤기 동안 족저압이 비정상적으로 가쪽으로 벗어나 발목 뺨이 자주 발생한다[33]. 하지의 과도한 운동으로 인한 근피로는 근육 수용체의 효율성 감소와 관절주머니 수용체의 민감도를 증가시켜 관절 위치 감각에 영향을 미치게 되고[34], 이러한 근피로는 고유 수용성 감각과 관절운동성 저하를 초래한다[35]. 또 근육방추의 역치를 증가시켜 구심성 되먹임을 방해하여 관절 자각도를 변화시키며[36], 젖산이 축적되면 발목의 기능적 안정성이 저하된다[33]. 본 연구에서는 가방 착용 방향에 따라 위등세모근의 근긴장도와 근경직도, 탄성도에서 유의한 차이를 보이지 않았다($p > .05$). 이는 등가방(back-pack), 어깨가방(shoulder back), 십자형가방(cross back)의 세 가지 가방을 착용하고 보행훈련을 한 후 어깨 근육의 근긴장도와 근경직도를 측정 한 선행연구[37]에서 위등세모근의 근긴장도와 근경직도는 유의한 차이를 보인 결과와 상반되는데, 본 연구에서 정의한 스마트폰 사용 보행 자세를 취할 경우 어깨관절 굽힘을 통하여 가방의 무게에 대한 보상작용이 발생하였기 때문에 사료된다.

균형에서는 가방을 양측에 착용하고 스마트폰을 사용하며 보행하였을 때에 앞쪽 방향의 최대 기울기 값이 보행 후 유의하게 증가하였고($p < .05$), 뒤쪽 방향의 최대

기울기 값은 보행 후 유의하게 감소하였다($p < .05$). 이는 보행 시 가방 휴대 방식에 따른 운동역학적 차이를 분석한 선행연구[31]에서 백 팩 착용시 발목 관절의 모멘트가 일반 보행에 비해 유의하게 증가한 결과와 유사하며, 가방 무게 증가에 따른 청소년의 자세 반응을 평가한 선행연구[38]에서 시상면에서의 움직임 변화가 증가한 결과와 유사하였고, 가방으로 인해 등쪽에 가해지는 체중 부하는 발목 앞쪽으로 해부학적 위치를 이동시킨다고 보고된 선행연구[39]의 결과와 유사하게 본 연구결과 역시 외적인 부하를 보상하기 위하여 부하가 가해지는 반대편으로 인체 중심선을 이동한 것으로 사료된다. 본 연구에서는 가방 착용 방향에 따른 정적 균형 능력에서 유의한 차이가 나타나지 않았는데, 이는 젊은 여성을 대상으로 가방 휴대 위치가 보행 후 정적 균형의 변화에 미치는 영향에 대해 분석한 선행연구[15]에서는 가방을 착용하지 않았을 때 정적 균형 능력이 가장 좋았고 가방 착용시 우세측에 착용하였을 때 균형 능력이 좋았다는 결과와 상반되며, 이는 본 연구에서 정의한 스마트폰 사용 보행 자세를 취할 경우 양쪽 어깨관절을 굽힌 상태로 평형을 유지해야 했기 때문에 사료되며 정적 균형의 변화에 큰 영향을 미치지 않는 것으로 유추할 수 있다.

본 연구의 제한점으로는 연구 대상을 20대 성인 12명으로 한정하였고 단일 표본으로 일정 기간을 두고 세가지의 가방 메는 방향을 변화한 것이므로 20대 성인 전체로 일반화하기에는 한계가 있다. 그러므로 결과 해석에 주의해야 하며 추후 연구에서는 표본을 보다 확대한다면 더욱 정확한 결과를 얻을 수 있을 것이라 여겨진다. 또한, 연구 대상자의 신체적 특성 및 개인적 배경, 일상 생활은 통제하지 못하였으며, 스마트폰 사용 시 연구 대상자가 영상에 집중할 경우 스마트폰을 들고 있는 자세와 115 bpm에 맞추어 완벽하게 보행하도록 통제하지 못하였다. 본 연구에서는 보행 중 스마트폰 사용을 스마트폰으로 동영상을 시청하며 걷는 보행이라고 조작적 정의하였으나 실제 보행 중 스마트폰으로 영상 시청 뿐만 아니라 전화, 문자, 정보 검색 등 다양한 기능을 사용하는 만큼 사용 기능에 따라 어떠한 영향을 미치는지 추가 연구가 진행된다면 보다 많은 요인에서 유의한 변화가 나타날 것으로 생각한다.

V. 결론

본 연구의 목적은 우세측 하지에 만성 발목 불안정성을 가진 20대 성인을 대상으로 하지 기준 우세측, 비우세측, 양측의 총 3가지 방향으로 착용하고 스마트폰을 사용하며 보행하였을 때 위등세모근, 안쪽 장딴지근, 앞정강근, 긴종아리근의 근육 특성과 균형능력에 미치는 영향을 규명하는 것이었다.

그 결과, 근육 특성에서 안쪽 장딴지근의 근긴장도가 우세측과 비우세측 간에 유의한 차이가 있었으며, 가방을 우세측에 착용하고 스마트폰을 사용하며 보행 시 긴종아리근의 근긴장도와 근경직도가 유의하게 감소하였다. 균형에서는 가방을 양측에 착용하고 스마트폰을 사용하며 보행 시 앞쪽 방향의 최대 기울기 값이 유의하게 증가하였고, 뒤쪽 방향의 최대 기울기 값이 유의하게 감소하였다.

이상의 결과를 종합해보면 피로에 의한 고유수용성 감각의 결함으로 운동 조절 능력의 감소가 나타나 근육 반응과 균형 능력을 저하시켜 관절 안정성을 저하시키고 부상 빈도를 증가시킬 수 있으며, 무거운 가방을 착용하고 보행할 경우 부하가 가해지는 방향의 반대편으로 해부학적 위치가 이동하는 등 보상작용이 발생할 수 있다. 따라서 만성 발목 불안정성을 가진 성인의 경우 무거운 가방을 한 쪽으로 착용하거나 오랜 시간 착용할 경우 가방 착용 시간을 줄이고 가방을 양측으로 착용할 것을 권고한다.

References

- [1] Moon GS. The study for the potential injury of spinal column on using the smart phone with the postures. *The Korea Journal of Sports Science*. 2016;25(4):1529-40.
- [2] Ahn HJ. A study on mobile app user experience for inducing stretch exercises in the office. Master's degree. Ewha Womens University. 2016.
- [3] Jeon JW, Kwon BA. A study on the impact of sports massage combined with exercise therapy on reducing pain in the neck and shoulders due to smartphone overuse. *Sport Science*. 2015;33(1):41-50.
- [4] Bae SS, Kim BJ, Lee KH. A study of muscle imbalance of head, cervical and shoulder region. *J Kor Phys Ther*. 2001;13(3):769-76.
- [5] Kuntapun J, Silsupadol P, Kamnardsiri T, et al. Smartphone monitoring of gait and balance during irregular surface walking and obstacle crossing. *Front Sports Act Living*. 2020;2:560577.
- [6] Nichols DS, Glenn TM, Hutchinson KJ. Changes in the mean center of balance during balance testing in young adults. *Phys Ther*. 1995;75(8):699-706.
- [7] Hrysomallis C. Balance ability and athletic performance. *Sports Med*. 2011;41(3):221-32.
- [8] Goble DJ. Proprioceptive acuity assessment via joint position matching: from basic science to general practice. *Phys Ther*. 2010;90(8):1176-84.
- [9] Speers RA, Kuo AD, Horak FB. Contributions of altered sensation and feedback responses to changes in coordination of postural control due to aging. *Gait & posture*. 2002;16(1):20-30.
- [10] Pincivero DM, Heller BM, Hou SI. The effects of ACL injury on quadriceps and hamstring torque, work and power. *J Sports Sci*. 2002;20(9):689-96.
- [11] Lin CW, Delahunt E, King E. Neuromuscular training for chronic ankle instability. *Phys Ther*. 2012;92(8):987-91.
- [12] Wang HK, Cochrane T. Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes. *J Sports Med Physical Fitness*. 2001;41(3):403-10.
- [13] Hertel J. Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Med*. 2000;29(5):361-71.
- [14] Kisner C, Colby LA, Borstad J. Therapeutic exercise: foundations and techniques. Philadelphia, Pennsylvania. F.A Davis. 2017.
- [15] Kim JS, Kim K, Jun DH. The effect of changes in young women's static balance after performing walking task with different carrying bag positions. *J Korean Soc Phys*

- Med. 2011;6(1):51-8.
- [16] Nunome H, Ikegami Y, Kozakai R, et al. Segmental dynamics of soccer instep kicking with the preferred and non-preferred leg. *J Sports Sci.* 2006;24(5):529-41.
- [17] Kim CK, Lee BH. Gait Analysis According to the changes of the carrying type and weight of bag. *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society.* 2013; 14(1):199-205.
- [18] Moon JH, Kim SH, Na CH, et al. Influence of Smart Phone Use on Gait Pattern in Healthy Adults. *The Journal of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences.* 2018;13(1):199-206.
- [19] Kim SH. A comparison of the spatio-temporal gait parameters according to smart phone use posture in healthy people. Master's degree. Gachon University.
- [20] Lee DH, Jeon HJ. Comparison of Cervical, Thoracic, and Shoulder Posture While the One-handed and Two-handed Use of Smartphone in University Students. *Neurotherapy,* 2022;26(2):33-9.
- [21] Seo JH, Lee MY, Kwon HG. Comparison of Muscle Activation on Cervical and Lumbar Erector Spinae, and Upper Trapezius according to Sitting Postures while using a Smartphone in a Bathroom. *J Korean Soc Phys Med,* 2019;14(2): 71-7.
- [22] Matsuo T, Hashimoto M, Koyanagi M, et al. Asymmetric load-carrying in young and elderly women: Relationship with lower limb coordination. *Gait & posture,* 2008;28(3):517-20.
- [23] Yoon NM. The Comparative Study on Age-associated Gait Analysis in Normal Korean. Doctor's degree. Seonam University. 2010.
- [24] Kim YW, Kim DH. Survey on the bag wearing behavior among the college students. *Korean Association of Human Ecology.* 101-2.
- [25] Weir E. Avoiding the back-to-school backache. *Canadian Medical Association journal.* 2002;167(6):669.
- [26] Donahue M, Simon J, Docherty CL. Critical review of self-reported functional ankle instability measures. *Foot & Ankle International.* 2011;32(12):1140-6.
- [27] Agyapong-Badu S, Aird L, Bailey L, et al. Interrater reliability of muscle tone, stiffness and elasticity measurements of rectus femoris and biceps brachii in healthy young and older males. *Work. Pap. Health Sci.* 2013;4:1-11.
- [28] Chuang LL, Wu CY, Lin KC. Reliability, validity, and responsiveness of myotonometric measurement of muscle tone, elasticity, and stiffness in patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil,* 2012;93(3):532-40.
- [29] Borg FG, Laxåback G. Entropy of balance-some recent results. *J Neuroeng Rehabil.* 2010;7(1):1-11.
- [30] Jeong BC. Effects of pelvic exercise using visual feedback on balance, gait, activities daily of living, motivation for rehabilitation and quality of life in stroke patients. Doctor's degree. Namseoul University. 2019.
- [31] Kim JN. The Biomechanical differences among bag carrying methods during gait. Master's degree. Korea National Sport University. 2013.
- [32] Johnston RB 3rd, Howard ME, Cawley PW, et al. Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30(12):1703-7.
- [33] Gefen A. Biomechanical analysis of fatigue-related foot injury mechanisms in athletes and recruits during intensive marching. *Med Biol Eng Comput.* 2002;40(3):302-10.
- [34] Yaggie JA, McGregor SJ. Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(2):224-8.
- [35] Yoon J. Effects of elastic taping on the power and velocity error of rectus femoris after muscle fatigue occurred. *J Korean Soc Integrative Med,* 2018;6(1):1-6.
- [36] Gribble PA, Delahunt E, Bleakley C, et al. Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013;43(8):585-91.
- [37] Jeon CK. Effects of treadmill gait training while carrying a bag on the shoulder height, muscle stiffness, and spinal

- alignment of adults with a rounded shoulder posture. Master's degree. Namseoul University.
- [38] Grimmer K, Dansie B, Milanese S, et al. Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomised controlled experimental study. *BMC musculoskeletal disorders*. 2002;3(1):1-10.
- [39] Chansirinukor W, Wilson D, Grimmer K, et al. Effects of backpacks on students: measurement of cervical and shoulder posture. *Austral J of physiother*. 2001;47(2): 110-6.