

여성 노인의 자세 정렬과 시공간 보행 변수 사이의 연관성

김성현 · 신호진 · 서혜림¹ · 정경심^{2†} · 조휘영^{3†}

가천대학교 일반대학원 보건과학과 물리치료학전공, ¹고려대학교 의과대학 생리학교실,
²김천대학교 물리치료학과, ³가천대학교 물리치료학과

Relationship Between the Postural Alignments and Spatio-temporal Gait Parameters in Elderly Woman

Sung-Hyeon Kim · Ho-Jin Shin · Hye-Rim Suh¹ · Kyoung-Sim Jung^{2†} · Hwi-Young Cho^{3†}

Department of Health Science, Gachon University Graduate School,

¹Department of Physiology, Korea University College of Medicine,

²Department of Physical Therapy, Gimcheon University,

³Department of Physical Therapy, Gachon University

Received: June 11, 2020 / Revised: June 19, 2020 / Accepted: July 14, 2020

© 2020 J Korean Soc Phys Med

| Abstract |

PURPOSE: Aging causes changes in the postural alignment and gait due to changes in the nervous and musculoskeletal systems. On the other hand, the relationship between the changes in posture alignment and gait is unclear. This study examined the relationship between the postural alignment and spatiotemporal gait parameters in Korean elderly women.

METHODS: Thirty-two-healthy elderly women participated in this study. All subjects were assessed for their posture alignment and gait ability. Stepwise multiple linear regression was performed to determine to what extent the postural alignments could explain the spatiotemporal gait parameters.

RESULTS: Coronal head angle was moderately correlated

with the velocity ($r = -.51$), normalized velocity ($r = -.46$) and gait-stability ratio ($r = .58$) ($p < .05$). The trunk angle was moderately correlated with the normalized velocity ($r = -.32$) and gait-stability ratio ($r = .32$) and weakly correlated with the velocity ($r = -.28$) ($p < .05$). The coronal shoulder angle was moderately correlated with the swing phase ($r = -.57$), stance phase ($r = .56$), single limb stance ($r = -.56$) and double limb stance ($r = .51$) ($p < .05$). The coronal head angle and trunk angle accounted for 36% of the variance in velocity, 33% variance in normalized velocity and 46% variance in the gait-stability ratio ($p < .05$). The coronal shoulder angle accounted for 32% variance in the swing phase, 32% variance in the stance phase, 31% variance in the single limb stance and 26% variance in the double limb stance ($p < .05$).

CONCLUSION: Changes in posture alignment in elderly women may serve as a biomarker to predict a decrease in walking ability due to physical aging.

Key Words: Aging, Posture, Gait analysis, Biomarkers

†Corresponding Author : Kyoung-sim Jung, Hwi-young Cho
jkspt@hanmail.net, hwiyoung@gachon.ac.kr,

<https://orcid.org/0000-0002-3684-0592>

<https://orcid.org/0000-0003-0465-9665>

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. 서 론

노화는 신경계 및 근골격계 시스템의 구조적이고

기능적인 변화를 가져온다[1]. 이러한 노화로 인한 가장 특징적인 문제는 노인의 보행 능력 감소이다[2-6]. 노인의 보행 능력 감소로 인한 이동성의 제한은 노화로 인한 신체기능의 장애와 관련이 있으며, 나아가 장기요양시설의 입원으로도 이어질 수 있다[7,8]. 그러므로, 노인에게서 보행 능력을 감소시키는 원인을 파악하는 것은 노인들의 이동성을 유지하고, 삶의 질을 향상시키기 위한 중재를 개발하는데 중요하다.

노인들이 겪게 되는 주요 문제 중 하나는 노화로 인한 근육량의 감소와 자세 정렬의 변화이다. 50대 이후로 근육량의 감소는 두드러지게 나타나며, 항중력 기능(Antigravity function) 자세 정렬을 유지하기 어렵게 만든다[9-13]. 또한, 근육량의 감소와 함께 근육의 탄력성(Elasticity) 감소 및 뻣뻣함(Stiffness) 증가와 같은 골격근의 구조적인 변형도 노화 진행에 따라 발생된다[14,15]. 결국, 이러한 근육격계의 구조적인 변형은 자세 정렬의 변형을 초래하게 된다. 노화로 인한 자세의 변형은 흉추의 뒤굽음 증가, 둥근 어깨, 전방머리자세 등이 대표적이며, 이러한 자세 변형들은 신체기능의 제한, 통증, 폐 기능 장애 등을 포함하여 노인의 전반적인 건강에 악영향을 미칠 수 있다[15-19]. 특히, 여성 노인은 남성 노인 보다 노화로 인한 근육량의 감소가 일찍 발생되며, 감소의 정도가 크기 때문에 이러한 자세 정렬의 변형으로 인한 문제를 겪을 가능성이 더욱 크다[9,20].

보폭, 보행 속도 등의 시공간 보행변수는 노인들의 균형과 이동능력을 평가하는데 신뢰할 수 있는 단순한 지표이며[21-25], 낙상과 같은 부작용을 예측할 수 있는 지표로 알려져 있다[26-32]. 하지만, 체질량의 2/3 이상을 차지하는 머리와 몸통의 자세 및 조절은 균형과 보행 능력을 유지함에 있어 중요한 요소임에도 불구하고[33], 노화로 인한 자세의 변화가 보행 패턴에 미치는 영향에 대해서는 현재까지 명확히 밝혀져 있지 않다.

본 연구의 목표는 여성 노인의 자세 정렬과 시공간 보행변수 사이의 연관성을 조사함으로써, 노화로 인한 자세 변화가 보행 능력에 미치는 영향을 평가하는 것이다. 지금까지 노화로 인한 자세 변화로 시공간 보행 변

수를 결정하려는 시도는 없었으나, 자세의 변화는 생물학적 노화와 관련된 보행 능력의 변화의 중요한 예측자가 될 수 있다.

II. 연구방법

1. 대상자

본 연구의 대상자는 인천시에 위치한 노인 복지관 및 노인대학 등의 광고판을 통해 모집했고, 대상자 모집 및 실험은 2019년 12월에서 2020년 1월 사이에 진행되었다. 연구에는 보행 보조장치 없이 독립적인 보행이 가능하며, 지난 1년간 규칙적인 신체활동을 하지 않은 60세 이상의 여성 노인이 모집되었다. 연구의 제외기준은 다음과 같다; 1) 신경계 질환을 가지고 있는 자, 2) 근골격계 기능에 제한이 있는 자, 3) 보행에 영향을 줄 수 있는 약물을 복용하고 있는 자, 4) 관절 치환술과 같은 보행에 영향을 줄 수 있는 수술적 조치를 받은 자. 총 75명의 여성 노인이 연구에 참여 의사를 밝혔고, 연구의 참여기준에 부합하는 건강한 여성 노인 32명이 최종적으로 연구에 참여했다. 모든 대상자는 연구에 참여하기 전에 사전 동의서에 서명했고, 모든 연구 절차는 ‘세계 의사회 헬싱키선언(Declaration of Helsinki)’을 따라 수행되었다.

2. 연구절차 및 측정

본 연구는 단면 조사 연구(Ross-sectional study)로 설계되었다. 모든 대상자들은 측정을 시작하기 전, 나이, 신장, 체중 등의 일반적인 특성을 측정하였다. 모든 측정은 평일 오전에 별도의 밝은 방(온도 22-24°C)에서 수행되었고, 각각의 측정은 동일한 평가자들에 의해 수행되었다. 모든 평가 및 자료 분석은 본 연구의 목적 및 내용에 대해 맹검된 상태인 석사학위 이상의 학위를 가진 연구자들에 의해 수행되었다.

1) 자세 정렬(Postural Alignment)

모든 대상자들은 다음의 위치에 11개의 반사 마커(Retro-reflective marker)가 부착되었다; 1) 양쪽 귀구슬,

2) 양쪽 어깨뼈의 봉우리, 3) 7번 목뼈의 가시돌기, 4) 복장뼈자루, 5) 복장뼈의 칼돌기, 6) 양쪽 넓다리뼈 큰돌기, 7) 양쪽 가쪽 복사. 자세 평가는 외부 요인을 최소화하기 위해 맨발인 상태로 기립자세에서 수행되었다. 모든 측정 동안 대상자들에게 편안한 자세로 정면을 응시하고 서있도록 지시했다. 자세 이미지는 대상자로부터 3m 거리에 배치된 1600만 화소의 삼성 카메라 (SM-N976N, Samsung, Suwon, Korea)로 수집했다. 수집된 이미지는 MATLAB (R2019a, MathWorks Inc., Natick, MA, USA)을 통해 분석되었다. 분석된 자세 정렬은 다음과 같다; 1) 머리척추각 (Cranio-vertebrae angle, CVA): 시상면에서 지면의 수직 축에 대해 목이 앞으로 숙여진 정도, 2) 어깨각 (Shoulder angle, SA): 시상면에서 지면의 수직 축에 대해 어깨가 앞으로 굽은 정도, 3) 몸통각 (Trunk angle, TA): 시상면에서 지면의 수직 축에 대해 몸통이 앞으로 기운 정도, 4) 하지각 (Lower extremity angle, LEA): 시상면에서 지면의 수직 축에 대해 하지각 앞으로 기운 정도, 5) 이마면 머리각 (Coronal head angle, CHA): 이마면에서 지면의 수평축에 대해 머리가 기운 정도, 6) 이마면 어깨각 (Coronal shoulder angle, CSA): 이마면에서 지면의 수평축에 대해 어깨가 기운 정도, 7) 이마면 몸통각 (Coronal trunk angle, CTA): 이마면에서 지면의 수직 축에 대해 몸통이 기운 정도. 모든 자세 평가는 동일한 평가자에 의해 5분 간격으로 3번 반복 측정되었다.

2) 시공간 보행 변수(Spatio-temporal Gait Parameter)

시공간 보행 변수는 GAITRite walkway (Dimension of 457.2 cm × 90.2 cm × .64 cm, CIR systems Inc, USA)로 측정되었다[34]. 보행은 초기 가속구간과 후기 감속구간을 고려하여 GAITRite의 2 m 전의 출발점에서 시작하여, 2 m 뒤의 정지점까지 걷도록 했다. 모든 시공간 보행평가의 측정은 3번씩 반복측정 되었고, 각 시기 사이에는 1분의 휴식기간이 주어졌다. Sampling rate는 100 Hz로 설정되었고, GAITRite Platinum software (ver. 4.7.7.)를 사용하여 자료 수집 및 분석이 수행되었다. 측정된 데이터는 다음과 같다; 1) 보행 속도(Velocity,

cm/s), 2) 정규화 된 보행 속도(Normalized velocity), 3) 분당 걸음 수(Cadence, step/min), 4) 보행-안정성 비율 (Gait-stability ratio, step/m), 5) 보폭(Step length, cm), 6) 활보장(Stride length, cm), 7) 유각기(Swing phase, %), 8) 입각기(Stance phase, %), 9) 한발지지기(Single limb stance, %), 10) 양발지지기(Double limb stance, %).

3. 통계분석

데이터의 정규분포는 Kolmogorov-Smirnov test로 확인했다. 자세 정렬과 시공간 보행 변수 사이의 잠재적인 연관성을 확인하기 위해 Pearson's correlation coefficient를 사용했다. 자세 정렬이 시공간 보행 변수에 미치는 영향을 예측하기 위해 Multiple linear regression을 사용했다. Multiple linear regression은 forward selection을 통한 stepwise method를 사용하여 수행되었다. Stepwise multiple linear regression 중 종속변수와 유의한 상관관계를 보이는 독립변수만 모형에 포함시켰다. 모든 분석은 SPSS software version 25.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)를 사용하여 수행되었다. P value < .05는 통계적으로 유의한 것으로 간주하였다.

III. 연구결과

본 연구를 통해 얻어진 대상자들의 신체계측, 자세 정렬, 시공간-보행변수에 대한 기술통계는 Table 1과 같다.

1. 자세 정렬 변수들 사이의 상관관계

자세 정렬 변수들 사이의 상관관계는 Table 2와 같다. 머리각은 이마면 머리각과 중등도의 양의 상관관계($r = .54$)가 있었다($p < .05$). 몸통각은 어깨각($r = -.36$) 및 하지각($r = -.33$)과 약한 음의 상관관계가 있었다($p < .05$). 이마면 몸통 각은 이마면 어깨각과 중등도의 양의 상관관계($r = .56$)가 있었고, 하지각($r = -.46$)과 약한 음의 상관관계가 있었다($p < .05$).

Table 1. General Characteristics (n = 32)

Variables	Mean	SD	Variables	Mean	SD
Age (years)	74.72	8.00	CSA (°)	-.52	2.30
Height (cm)	151.27	6.13	CTA (°)	-.84	2.35
Weight (kg)	56.90	7.78	Velocity (cm / s)	102.15	16.09
BMI (kg/m ²)	24.91	3.40	Normalized Velocity	1.32	.18
Leg length			Cadence (step / min)	117.30	7.24
Right (cm)	77.10	3.31	GSR (step / m)	1.95	.28
Left (cm)	77.10	3.51	Step Length (cm)	52.03	7.14
CVA (°)	40.93	5.37	Stride Length (cm)	104.48	13.69
SA (°)	45.67	8.80	Swing Phase (%)	37.07	2.08
TA (°)	-7.25	2.38	Stance Phase (%)	62.95	2.07
LEA (°)	4.76	1.97	Single limb Stance (%)	36.44	1.95
CHA (°)	-.61	1.80	Double limb Stance (%)	26.58	3.77

BMI, Body Mass Index; CVA, Cranio-vertebrae Angle; SA, Shoulder Angle; TA, Trunk Angle; LEA, Lower Extremity Angle; CHA, Coronal Head Angle; CSA, Coronal Shoulder Angle; CTA, Coronal Trunk Angle; GSR, Gait-stability Ratio.

Table 2. Relationship between the Posture Alignment Variables (n = 32)

Variables	CVA	SA	TA	LEA	CHA	CSA	CTA
CVA							
SA	.04						
TA	.04	-.36*					
LEA	.13	.11	-.33*				
CHA	.54**	.13	-.06	.01			
CSA	-.11	.18	-.03	-.13	.26		
CTA	-.06	.03	.16	-.46**	.20	.56***	

Significance Cords: *p < .05, **p < .01, ***p < .001; CVA, Cranio-vertebrae Angle; SA, Shoulder Angle; TA, Trunk Angle; LEA, Lower Extremity Angle; CHA, Coronal Head Angle; CSA, Coronal Shoulder Angle; CTA, coronal Trunk Angle.

2. 자세 정렬 변수와 시공간 보행 변수 사이의 상관관계
자세 정렬 변수와 시공간 보행 변수 사이의 상관관계는 Table 3과 같다. 보행 속도는 머리각($r = -.51$)과 중등도의 음의 상관관계가 있었고, 몸통각($r = -.28$)과는 매우 약한 음의 상관관계를 보였다($p < .05$). 정규화된 보행 속도는 몸통각($r = -.32$) 및 이마면 머리각($r = -.46$)과 약한 음의 상관관계가 있었다($p < .05$). 보행-안정성 비율은 몸통각($r = .32$)과 약한 양의 상관관계를 보였고, 이마면 머리각($r = .58$)과 중등도의 양의 상관관계를

보였다($p < .05$). 보폭은 몸통각($r = -.31$)과 약한 음의 상관관계가 있었다($p < .05$). 유각기는 이마면 어깨각($r = -.57$)과 중등도의 음의 상관관계가 있었고, 이마면 몸통각($r = .39$)과 약한 양의 상관관계가 있었다($p < .05$). 입각기는 이마면 어깨각($r = .56$)과 중등도의 양의 상관관계가 있었고, 이마면 몸통각($r = -.38$)과 약한 음의 상관관계가 있었다($p < .05$). 한발지지기는 이마면 어깨각($r = -.56$)과 중등도의 음의 상관관계가 있었고, 이마면 몸통각($r = .38$)과 약한 양의 상관관계가 있었다

Table 3. Relationship between the Postural Alignment and Spatio-temporal Gait (n = 32)

Variables	CVA	SA	TA	LEA	CHA	CSA	CTA
Velocity (cm/s)	-.28	.20	-.28*	.06	-.51**	-.15	-.25
Normalized Velocity	-.22	.15	-.32*	.10	-.46**	-.13	-.26
Cadence (step/min)	-.11	.19	-.09	.15	-.07	-.03	.01
GSR (step/m)	.27	-.14	.32*	.02	.58***	.22	.30
Step Length (cm)	-.22	.20	-.31*	-.04	-.06	-.23	.25
Stride Length (cm)	-.28	.16	-.30	-.01	-.06	-.24	.29
Swing Phase (%)	-.12	.01	-.12	.10	-.14	-.57***	.39*
Stance Phase (%)	.11	.00	.12	-.10	.14	.56***	-.38*
Single Limb Stance (%)	-.12	.04	-.15	.08	-.14	-.56***	.38*
Double Limb Stance (%)	.17	-.03	.10	-.07	.19	.51**	-.35*

Significance Cords: * p < .05, ** p < .01, *** p < .001; CVA, Cranio-vertebrae Angle; SA, Shoulder Angle; TA, Trunk Angle; LEA, Lower Extremity Angle; CHA, Coronal Head Angle; CSA, Coronal Shoulder Angle; CTA, Coronal Trunk Angle; GSR, Gait-stability Ratio.

(p < .05). 양발지지기는 이마면 어깨각(r = .51)과 중등도의 양의 상관관계가 있었고, 이마면 몸통각(r = -.35)과 약한 음의 상관관계가 있었다(p < .05).

Multiple linear regression 결과는 Table 4과 같다. Stepwise multiple regression 결과, 이마면 머리각 및 몸통각은 보행 속도 및 정규화 된 보행 속도와 음의 상관관계가 있음을 보여주었고, 보행-안정성 비율과 양의 상관관계가 있음을 보여주었다(p < .05). 첫번째 단계에서, 이마면 머리각은 보행 속도, 정규화 된 보행속도 그리고 보행-안정성 비율의 분산을 각각 26%, 21%, 33% 설명했고, 두번째 단계에서 몸통각은 각각 10%, 12%, 13%를 추가로 설명했다(p < .05). 이마면 머리각 및 몸통각은 보행 속도의 분산을 총 35.7% 설명했고, 정규화 된 보행속도의 분산을 총 33%, 보행-안정성 비율의 분산을 총 46% 설명했다(p < .05). 이마면 어깨각은 유각기와 음의 상관관계가 있었고, 입각기와 양의 상관관계가 있었다(p < .05). 이마면 어깨각은 유각기의 분산을 32% 설명했고, 입각기의 분산을 32% 설명했다(p < .05). 이마면 어깨각은 한발지지기와 음의 상관관계가 있었고, 양발지지기와 양의 상관관계가 있었다(p

< .05). 이마면 어깨각은 한발지지기의 분산을 31% 설명했고, 양발지지기의 분산을 26% 설명했다(p < .05).

3. 자세 정렬의 변화에 따른 시공간 보행 변수의 변화
노인 여성의 시공간 보행 변수를 반영하는 회귀방정식으로부터 계산된 선의 기울기는 Table 4와 같다(p < .05). 이마면 머리각이 1도 증가할수록 보행속도는 8 cm/s, 정규화 된 보행속도는 .08이 감소했고, 보행-안정성 비율은 .16 증가했다(p < .05). 몸통각이 1도 증가할수록 보행속도는 2.12 cm/s, 정규화 된 보행속도는 .03이 감소했고, 보행-안정성 비율은 .04 증가했다(p < .05). 이마면 어깨각이 1도 증가할수록 유각기는 .51% 감소했고, 입각기는 .51% 증가했다(p < .05). 이마면 어깨각이 1도 증가할수록 한발지지기는 .52% 감소했고, 양발지지기는 .84% 증가했다(p < .05).

IV. 고 찰

본 연구의 주요 발견은 노인의 머리 및 몸통의 자세 변화는 보행 속도와 보행 안정성을 감소시키고, 어깨의

Table 4. Regression Analysis Predicting the Spatio-temporal Gait Parameters (n = 32)

Variables												
Independent	Mode	Dependent	B	β	t	p	F	p	adj R ²	R ²	Change R ²	
Velocity (cm/s)	Step 1	CHA	-7.70	-.51	-3.235	.003	10.467	.003	.23	.26	.26	
	Step 2	CHA	-8.00	-.53	-3.540	.001	8.041	.002	.31	.36	.10	
		TA	-2.12	-.31	-2.103	.044						
Normalized Velocity	Step 1	CHA	-.08	-.46	-2.799	.009	7.835	.009	.18	.21	.21	
	Step 2	CHA	-.08	-.48	-3.128	.004	7.080	.003	.28	.33	.12	
		TA	-.03	-.35	-2.285	.030						
GSR (step / m)	Step 1	CHA	.15	.58	3.882	.001	15.067	.001	.31	.33	.33	
	Step 2	CHA	.16	.60	4.391	< .001	12.332	< .001	.42	.46	.13	
		TA	.04	.36	2.593	.015						
Swing Phase (%)	Step 1	CSA	-.51	-.57	-3.758	.001	14.125	.001	.30	.32	.32	
Stance Phase (%)	Step 1	CSA	.51	.56	3.751	.001	14.067	.001	.30	.32	.32	
Single Limb Stance (%)	Step 1	CSA	-.52	-.56	-3.708	.001	13.751	.001	.29	.31	.31	
Double Limb Stance (%)	Step 1	CSA	.84	.51	3.254	.003	10.588	.003	.24	.26	.26	

CHA, Coronal Head Angle; TA, Trunk Angle; SA, Shoulder Angle; GSR, Gait-stability Ratio.

자세 변화는 보행 주기의 변화에 영향을 미친다는 것이다. 이마면 머리각과 몸통 각은 보행 속도를 약 26%, 보행 안정성을 약 46% 설명하고, 이마면 어깨각은 보행 주기(유각기: 32%, 입각기: 32%, 한발지지기: 31%, 양발지지기: 26%)를 설명하지만 큰 비율의 변화에 대해서는 설명하지 못했다 이러한 점은 노인의 보행 변수에 자세 정렬 외에도 다른 요인들이 기여한다는 점을 암시한다.

Cromwell RL 등[35]은 건강한 젊은 성인과 비교하여 노인의 보행은 더욱 안정적인 보행을 유지하기 위해 한 발지지기의 감소와 양발지지기의 증가가 발생되며, 분당 보행 수에는 차이가 없이 보행속도의 감소가 나타난다고 밝혔다. 우리의 결과에서도 자세 정렬은 분당 보행 수와는 연관성이 없었고, 보행 속도($R^2 = .36$), 한발지지기($R^2 = .31$) 그리고 양발지지기($R^2 = .26$)와는 연관성이 있는 것으로 나타났다. 또한, 보행 주기의 변화로 인해 한발지지기 및 양발지지기의 변화와 함께 유각기($R^2 = .32$)와 입각기($R^2 = .32$)의 변화도 나타난 것으로

보인다. 이러한 결과는 노인에게서 나타나는 자세 정렬의 변화가 신체적 노화로 인한 보행 능력의 감소를 예측할 수 있는 바이오 마커 역할을 할 수 있음을 나타낸다.

우리의 결과에서, 이마면 머리각과 몸통각이 보행-안정성 비율의 46%를 설명했고, 보행속도와 정규화된 보행 속도를 각각 36%, 33% 설명했다. 보행-안정성 비율은 단위 거리당 걸음 수로써 보행-안정성 비율의 증가는 보행 안정성의 감소를 의미하며[36], 보행속도의 감소는 낙상 위험도의 증가를 의미한다[26-32]. 머리에서 몸통에 이르는 자세 정렬의 변화는 전정기관의 기능에 영향을 미치며[37,38], 흉추의 뒤굽음 증가와 같은 몸통의 앞쪽으로의 이동은 신체의 질량 중심의 위치를 변화시킨다[39]. 이러한 변화는 보행 중 안정성의 감소로 이어지며, 균형을 유지하기 위한 머리, 팔 및 몸통의 역할에도 영향을 미쳐 보행 능력을 변화시킨다[40]. 우리의 결과에서 나타난 연관성은 이마면 머리각과 몸통각이 균형 및 낙상과 관련된 보행 능력의 감소의 원인 중 하나로 고려될 수 있음을 보여준다.

우리의 결과에서 나타난 이마면 어깨각과 보행 주기(유각기, 입각기, 한발지지기, 양발지지기) 사이의 연관성은 한쪽으로 기운 어깨가 양쪽 팔의 움직임에 영향을 미쳤기 때문인 것으로 보인다. 어깨의 자세 변화로 인한 팔의 움직임 변화는 보행 중 동요로부터의 회복 및 몸통의 회전 움직임을 중화하는 등의 팔의 역할을 제한해 안정적인 보행을 유지시키기 어렵게 만든다[41-44]. 또한, 좌우의 팔의 흔들림의 차이는 팔-다리 흔들림의 비율(Arm-leg cycle frequency ratio)에도 영향을 미쳐 부자연스러운 걸음을 유발한다[45]. 결국, 어깨의 경사로 인한 팔의 흔들림 변화는 불안정한 보행으로 이어져, 이를 보상하기 위해 보행주기 변화로 이어지게 된다[35].

본 연구의 강점은 우리가 아는 한, 본 연구는 노년층의 보행 능력의 변화의 예측자로서 노화로 인한 자세 변화와 시공간 보행 변수의 연관성을 조사한 첫 번째 연구이다. 일반적으로, 보행 속도를 포함하는 시공간 보행 변수들은 노인의 낙상 및 인지장애의 주요 위험 인자로 간주되고 있지만, 노화에 따른 보행의 변화에 대한 근본 원인과 메커니즘은 명확하게 밝혀져 있지 않다[46,47]. 우리의 결과는 노년층의 낙상 및 인지장애의 발현 전의 예측 마커로서 보행 능력의 변화를 이해하기 위한 근거로 활용될 수 있을 것으로 보인다. 우리의 연구 결과에서 노인의 보행 능력의 변화에 대해 자세의 변화는 중등도의 설명력($R^2 = .26 \sim .46$)을 보였다. 노인은 보행에 영향을 미치는 시각, 고유수용성 감각, 전정기관 등의 감각 기관으로부터 정보를 획득하고 처리하는 능력과 근력, 관절의 가동성 등이 저하된다[48,49]. 우리의 결과가 중등도의 설명력을 보인 것은 자세의 변화 외에도 이러한 노화로 감각 및 근골격계의 기능의 저하가 보행 능력에 영향을 미쳤기 때문에 것으로 보인다.

우리의 연구는 노인 여성의 보행 능력을 예측하는데 중요할 수 있는 자세 정렬에 대한 정보를 제공하지만 일반화하기에는 어려움이 있는 몇 가지 제한 사항이 있다. 첫째로, 여성 노인만을 대상으로 평가를 진행했다. 남성과 여성의 노화의 과정에는 차이가 있으며, 근육량, 지방조직 등의 함량의 변화도 다르기 때문에 남성 노인과 여성 노인을 같이 분석하는 것은 결과 해석에

영향을 줄 수 있다. 따라서 우리는 여성 노인만을 대상으로 조사하기로 결정했다. 둘째로, 우리는 다른 질병에 의한 영향을 받지 않는 신체적 노화를 평가하기 위해 건강한 노인을 대상으로 평가가 진행되어 결과분석에 적은 수의 표본이 사용되었다. 마지막으로, 우리는 자세 정렬 평가와 보행 평가만을 수행하여, 근육량, 뼈의 밀도 등과 같은 근골격계의 영향 및 신경학적인 영향은 확인할 수 없었다.

V. 결 론

본 연구를 바탕으로 우리는 노화로 인한 자세 정렬의 변화는 여성 노인의 보행 능력의 변화와 연관성이 있다는 것을 발견했다. 머리의 기울임과 몸통의 전방으로의 굽힘은 보행속도를 늦추고, 보행 안정성을 낮추는데 영향을 미치며, 어깨의 기울임은 보행 주기를 변화시킨다. 이러한 점은 노인에게서 나타나는 자세 정렬의 변화가 신체적 노화로 인한 보행 능력의 감소를 예측할 수 있는 바이오 마커 역할을 할 수 있음을 나타낸다.

References

- [1] Rantanen T, Harris T, Leveille SG, et al. Muscle strength and body mass index as long-term predictors of mortality in initially healthy men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2000;55(3):M168-73.
- [2] Gill J, Allum JH, Carpenter MG, et al. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2001; 56(7):M438-47.
- [3] Lord SR, Rogers MW, Howland A, Fitzpatrick R. Lateral stability, sensorimotor function and falls in older people. *J Am Geriatr Soc.* 1999;47(9):1077-81.
- [4] Newton RA. Balance screening of an inner city older adult population. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78(6): 587-91.
- [5] Shumway-Cook A, Woollacott M. Attentional demands

- and postural control: the effect of sensory context. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2000;55(1):M10-6.
- [6] Simoneau M, Teasdale N, Bourdin C, et al. Aging and postural control: postural perturbations caused by changing the visual anchor. *J Am Geriatr Soc.* 1999;47(2): 235-40.
- [7] Gill TM, Williams CS, Tinetti ME. Assessing risk for the onset of functional dependence among older adults: the role of physical performance [published correction appears in *J Am Geriatr Soc* 1995 Oct;43(10):1172]. *J Am Geriatr Soc.* 1995;43(6):603-9.
- [8] Guralnik JM, Simonsick EM, Ferruci L, et al. A short physical performance battery assessing lower extremity function: Association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *Journal of Gerontology.* 1994;49:M85-94.
- [9] Janssen I, Heymsfield SB, Wang Z, et al.. Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. *Journal of applied physiology.* 2000;89(1):81-8.
- [10] Narici MV, Maffulli N. Sarcopenia: characteristics, mechanisms and functional significance. *Br Med Bull.* 2010;95:139-59.
- [11] Narici MV, Maffulli N, Maganaris CN. Ageing of human muscles and tendons. *Disabil Rehabil.* 2008;30(20-22): 1548-54.
- [12] Manini TM, Clark BC. Dynapenia and aging: an update. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2012;67(1):28-40.
- [13] Uthairkhum S, Jull G. Performance in the cranio-cervical flexion test is altered in elderly subjects. *Man Ther.* 2009;14(5):475-9.
- [14] Baumgartner RN. Body composition in healthy aging. *Ann N Y Acad Sci.* 2000;904:437-48.
- [15] Kocur P, Tomczak M, Wiernicka M, et al. Relationship between age, BMI, head posture and superficial neck muscle stiffness and elasticity in adult women. *Sci Rep.* 2019;9(1):8515.
- [16] Park MS, Moon SH, Lee HM, et al. Age-related changes in cervical sagittal range of motion and alignment. *Global Spine J.* 2014;4(3):151-6.
- [17] Yukawa Y, Kato F, Suda K, et al. Age-related changes in osseous anatomy, alignment, and range of motion of the cervical spine. Part I: Radiographic data from over 1,200 asymptomatic subjects. *Eur Spine J.* 2012;21(8): 1492-8.
- [18] Raine S, Twomey LT. Head and shoulder posture variations in 160 asymptomatic women and men. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78(11):1215-23.
- [19] Ailon T, Shaffrey CI, Lenke LG, et al. Progressive Spinal Kyphosis in the Aging Population. *Neurosurgery.* 2015;77 Suppl 4:S164-72.
- [20] Taaffe DR. Sarcopenia--exercise as a treatment strategy. *Aust Fam Physician.* 2006;35(3):130-4.
- [21] Medell JL, Alexander NB. A clinical measure of maximal and rapid stepping in older women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2000;55(8):M429-33.
- [22] Cho BL, Scarpace D, Alexander NB. Tests of stepping as indicators of mobility, balance, and fall risk in balance-impaired older adults. *J Am Geriatr Soc.* 2004; 52(7):1168-73.
- [23] Schoon Y, Weerdesteijn V, Stunnenberg A, et al. Sense and simplicity: maximum step length is also reliable, feasible, and valid in very old adults. *J Am Geriatr Soc.* 2010;58(12):2444-5.
- [24] Goldberg A, Schepens S, Wallace M. Concurrent validity and reliability of the maximum step length test in older adults. *J Geriatr Phys Ther.* 2010;33(3):122-7.
- [25] Lindemann U, Lundin-Olsson L, Hauer K, et al. Maximum step length as a potential screening tool for falls in non-disabled older adults living in the community. *Aging Clin Exp Res.* 2008;20(5):394-9.
- [26] Chu LW, Chiu AY, Chi I. Impact of falls on the balance, gait, and activities of daily living functioning in community-dwelling Chinese older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2006;61(4):399-404.
- [27] Montero-Odasso M, Schapira M, Soriano ER, et al. Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy

- seniors aged 75 years and older. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2005;60(10):1304-9.
- [28] Viccaro LJ, Perera S, Studenski SA. Is timed up and go better than gait speed in predicting health, function, and falls in older adults?. *J Am Geriatr Soc*. 2011;59(5):887-92.
- [29] Studenski S, Perera S, Patel K, et al. Gait speed and survival in older adults. *JAMA*. 2011;305(1):50-8.
- [30] Abellan van Kan G, Rolland Y, Andrieu S, et al. Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) Task Force. *J Nutr Health Aging*. 2009;13(10):881-9.
- [31] Lamb SE, McCabe C, Becker C, Fried LP, Guralnik JM. The optimal sequence and selection of screening test items to predict fall risk in older disabled women: the Women's Health and Aging Study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2008;63(10):1082-8.
- [32] Paul SS, Canning CG, Sherrington C, et al. Three simple clinical tests to accurately predict falls in people with Parkinson's disease. *Mov Disord*. 2013;28(5):655-62.
- [33] Hewston P, Deshpande N. Head and Trunk Control While Walking in Older Adults with Diabetes: Effects of Balance Confidence. *J Mot Behav*. 2018;50(1):65-72.
- [34] McDonough AL, Batavia M, Chen FC, et al. The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: A preliminary evaluation. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(3):419-25.
- [35] Cromwell RL, Newton RA, Forrest G. Head stability in older adults during walking with and without visual input. *J Vestib Res*. 2001;11(2):105-14.
- [36] Cromwell RL, Newton RA. Relationship between balance and gait stability in healthy older adults. *J Aging Phys Act*. 2004;12(1):90-100.
- [37] Rosengren SM, Colebatch JG. Vestibular evoked myogenic potentials are intact in cervical dystonia. *Mov Disord*. 2010;25(16):2845-53.
- [38] Cromwell RL. Movement strategies for head stabilization during incline walking. *Gait Posture*. 2003;17(3):246-53.
- [39] de Groot MH, van der Jagt-Willems HC, van Campen JP, et al. A flexed posture in elderly patients is associated with impairments in postural control during walking. *Gait Posture*. 2014;39(2):767-72.
- [40] Ellis G, Langhorne P. Comprehensive geriatric assessment for older hospital patients. *Br Med Bull*. 2005;71:45-59.
- [41] Punt M, Bruijn SM, Wittink H, et al. Effect of arm swing strategy on local dynamic stability of human gait. *Gait Posture*. 2015;41(2):504-9.
- [42] Bruijn SM, Meijer OG, Beek PJ, et al. The effects of arm swing on human gait stability. *J Exp Biol*. 2010;213(Pt 23):3945-52.
- [43] Elftman, H. The function of the arms in walking. *Human biology*. 1939;11(4):529.
- [44] Meyns P, Bruijn SM, Duysens J. The how and why of arm swing during human walking. *Gait Posture*. 2013;38(4):555-62.
- [45] Wannier T, Bastiaanse C, Colombo G, et al. Arm to leg coordination in humans during walking, creeping and swimming activities. *Exp Brain Res*. 2001;141(3):375-9.
- [46] Fitzgerald C, Thomson D, Zebib A, et al. A comparison of gait stability between younger and older adults while head turning [published online ahead of print, 2020 Jun 11]. *Exp Brain Res*. 2020;10.1007/s00221-020-05846-3.
- [47] Hoogendijk EO, Rijnhart JJM, Skoog J, et al. Gait speed as predictor of transition into cognitive impairment: Findings from three longitudinal studies on aging. *Exp Gerontol*. 2020;129:110783.
- [48] Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age Ageing*. 2006;35 Suppl 2:ii7-11.
- [49] Kanekar N, Aruin AS. Aging and balance control in response to external perturbations: role of anticipatory and compensatory postural mechanisms. *Age (Dordr)*. 2014;36(3):9621.