

The Influence of Restricted Arm Swing on Symmetry, Movement of Trunk and Pelvis Rotation according to Using a Mobile Phone

Jae-Hyeung Chu¹, Yun-Jin Kim², Yu-Min Ko³, Ji Won Park⁴

¹Seoul Barunsesang Hospital, Seoul; ²Department of Physical Therapy, College of Medical Science, Catholic University of Daegu, Daegu; ³Department of Physical Therapy, Gangneung Yeongdong College, Gangneung; ⁴Department of Physical Therapy, College of Medical Science, Catholic University of Daegu, Daegu, Korea

Purpose: This study was conducted to investigate the effects of variations in arm swing during gait on movement of the trunk and pelvis. During the gait task, the angle of the trunk and pelvic rotation were analyzed according to arm swing conditions.

Methods: Seventeen healthy males participated in this study. All subjects were analyzed for gait on a treadmill three times each under three different types of arm swing conditions – natural arm swing, restricted arm swing using a phone, restricted swing in both arms. 3-D motion analysis systems were used to collect and analyze the kinematic data of trunk and pelvic movements, and repeated one-way ANOVA was used to compare the trunk and pelvic kinematic data and symmetry index. The level of significance was $\alpha = 0.05$.

Results: The results showed kinematic differences in trunk and pelvic during gait based on the arm swing conditions. Specifically, there were significant differences in trunk rotation, left and right trunk rotation and symmetry index of trunk rotation during gait among the three arm swing conditions. ROM was used to calculate a symmetry index (SI) based on the average left and right trunk rotation in which a value closer to zero indicated better balance. The SI obtained for arm swing restricted with the phone was closer to -1 than the other conditions.

Conclusion: Restricted arm swing due to use of a phone had the possibility to induce instability of postural control while walking, which could be seen to suggest a risk of falling during gait.

Keywords: Mobile phone, Arm swing, Trunk, Pelvic, Rotation, Symmetry

서론

팔 흔들기(arm swing)는 보행의 중요한 특징으로,^{1,2} 보행 속도가 약 0.8 m/s 이하일 때 최소한의 팔 흔들기가 나타나고, 속도가 0.8 m/s 이상일 때 팔 흔들기가 증가하면서 팔과 반대 측의 다리가 같은 방향으로 움직이며, 팔과 같은 측의 다리, 골반, 몸통이 수평면에서 반대방향으로 움직인다.³ 이는 보행의 효율성과 자세 및 균형을 조절하는 능력을 향상시켜주는데,^{1,2,4,5} 몸통 회전에 대한 조절,¹ 하지 분절의 수직 축에 대한 움직임을 상쇄시키는 역할을 하며,⁶ 질량 중심의 수직 변위를 최소화하는 중요한 요소이다.² 또한, 인체의 생리학적인 에너지 소비량을 감소시킨다.^{2,7} 흥미롭게도, 팔 흔들기는 인간의 보행 안정성에 영향을 미치는 것으로 보고되고 있는데, 보행 동안 무게 중심의 가쪽 치우침을 줄이고 균형을 조절하게 해주어 신체의 안정성에 도움을

주며,^{1,7} 외부적인 요인에 의한 교란 이후에 보행 패턴의 회복을 도와 줄 수 있다.⁸

최근 들어, 많은 사람들은 일상생활에서 필수적으로 휴대전화를 사용하고 있으며,⁹ 보행 동안의 휴대전화 사용은 집중력을 감소시키고, 머리 방향 변경 및 팔 흔들기의 감소를 유발할 수 있다.¹⁰ 또한, 휴대폰 사용으로 인한 감소된 팔 흔들기와 변형된 머리 방향과 같은 신체적인 변화는 보행 수행력을 변화시키고,¹¹ 낙상 또는 관련된 부상 횟수를 증가시키고 있다.¹² 보행 동안 감소된 팔 흔들기는 지면반발력과 에너지 소비량을 증가시키는데,^{11,13} 선행 연구에 따르면, 팔을 몸통에 고정하는 것은 몸통에 가해지는 무게를 더 증가시킬 수 있고, 결과적으로 더 큰 관성과, 안정적인 보행 기전과 움직임 변화에 대한 저항력을 증가시키게 된다.⁴

몸통은 어깨관절을 통해 팔과 연결되어 있고, 보행 동안 팔의 움직

Received Jan 19, 2017 Revised Feb 10, 2017

Accepted Mar 2, 2017

Corresponding author Ji Won Park

E-mail mylovept@hanmail.net

Copyright ©2017 The Korea Society of Physical Therapy

This is an Open Access article distribute under the terms of the Creative Commons Attribution Non-commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

임을 이끌어 내는 중요한 역할을 하는 분절로,¹⁴ 보행의 안정성을 유지하는 데 중요한 역할을 하는 요소이다. 보행 동안 팔의 움직임은 몸통의 움직임에 영향을 미치는데, 이는 몸통과 팔의 움직임이 서로 관계가 있다는 것을 의미한다. 적절한 팔 흔들기는 보행의 효율성을 증가시키고, 팔 흔들기를 통해 생긴 토크는 상부 몸통 축 회전의 주요 원인이 되는데,¹⁵ 이는 성공적인 자세 조절에 영향을 미친다.^{16,17}

또한, 보행 안정성을 위해서는 몸통 및 골반 회전의 특정 패턴이 필요하며,¹⁸ 변형된 몸통 및 골반의 움직임은 안정된 보행 패턴을 감소시키고, 손상시키는 결과를 나타내는데, 몸통 안정성 조절의 어려움은 낙상 위험 증가와 관련이 있다.¹⁹

최근까지 이루어진 팔 흔들기와 관련된 선행 연구들을 살펴보면, 보행 동안 팔 흔들기와 몸통의 안정성의 관계 연구,²⁰ 정상 보행과 제한된 팔 흔들기의 보행 간의 몸통 회전에 관한 연구,²¹ 제한된 팔 흔들기와 보행속도 및 보폭에 미치는 영향에 관한 연구,²² 제한된 팔 흔들기와 과도한 팔 흔들기에 대한 연구,¹⁷ 팔 흔들기의 비대칭성과 우세 손의 관계 연구,²³ 휴대 전화 사용이 보행 안정성에 미치는 영향에 관한 연구,^{10,24} 보행 동안 나이 및 팔 흔들기가 안정성에 대한 신진대사 효율에 미치는 영향,¹¹ 보행과 달리기 동안 팔 흔들기의 조절과 기능에 대한 연구¹⁴ 등 다양하다.

보행 동안 다양한 팔 흔들기 전략과 몸통 안정성 간의 운동 형상학에 대한 연구는 많이 수행되어 왔으나 휴대전화 사용으로 인한 팔 흔들기의 제한과 몸통, 골반의 대칭성에 대한 연구는 아직 미흡한 것으로 나타났다. 따라서 본 연구는 건강한 성인 남성을 대상으로 휴대전화 사용으로 인한 제한된 팔 흔들기에 따른 몸통 및 골반의 회전 움직임과 대칭성의 정도를 알아보고자 하였다. 휴대전화 사용으로 인한 팔 흔들기의 제한은 정상적인 팔 흔들기 보행에 비해 몸통 및 골반의 회전 움직임 범위의 감소, 비대칭적인 움직임 패턴에 영향을 미칠 것으로 예상하였으며, 휴대 전화 사용으로 인한 제한된 팔 흔들기는 보행 동안 몸통 및 골반의 안정성 조절과 관련된 위험성에 관한 기초 자료를 제공하고자 하였다.

연구 방법

1. 연구대상

본 연구는 20대 정상 성인 남성 17명을 대상으로 실시하였으며, 최근 1년간 병력이나 입원기록이 있는 자, 신경학적 질환이 있는 자, 전정기능의 장애가 있는 자, 정형외과적 질환이나 휴대 전화를 사용하여 걷기에 제한이 있는 자는 제외하였고,²⁵ 우성 손은 오른손잡이인 자로 선정하였다.¹⁴ 대상자들은 실험하기 전, 실험과정에 대해 충분한 설명을 듣고, 실험 참여에 자발적으로 동의한 자에 한하여 실시하였다.

2. 실험방법

1) 측정도구

(1) 3차원 동작 분석기

3차원 동작 분석기(motion analysis corp, santarosa, CA)는 환자들의 병적 보행기전을 이해하는 데 과학적 기초를 제공하고, 객관적이고 정량적인 평가를 통한 체계적인 치료와 그에 따른 효과를 정확하게 판단하고자 사용되는 도구이다.²⁶ Egle 카메라 시스템(Eagle system, motion analysis, CA)은 적색-싱크로나이즈 링 스트로브(red-synchronizing strobe)가 달려있는 8대의 디지털 카메라로 구성되는 3차원 광학 추적 장비(opticaltracking system)이다. 각각의 카메라는 대상자의 신체에 부착한 반사 표식자(marker)를 인식하여 3차원적 움직임의 궤적을 수집한다.

Cortex motion capture software 1.3.0.675 (motion analysis corp, santarosa, CA) 프로그램을 이용하여 카메라 프레임 비율 120 Hz에서 보행 동안 대상자의 몸통, 골반의 움직임을 측정하였다. 3차원 동작 분석기의 표식자(marker)는 지름이 9.5 mm인 반사 표식자(reflective marker)로 Helen-hayes marker set 방법으로 부착하였으며, 부착부위는 다음과 같다. 머리 위(top head), 머리 앞(front head), 머리 뒤(rear head), 기준점(offset), 어깨(shoulder), 팔꿈치(elbow), 손목(wrist), 앞위엉덩뼈가시(ASIS), 엉치뼈(sacrum), 넙다리뼈(femur), 안쪽 무릎(medial knee), 바깥쪽 무릎(lateral knee), 정강이(shank), 안쪽 복사뼈(medial malleolus), 바깥쪽 복사뼈(lateral malleolus), 발뒤꿈치(heel), 두 번째와 세 번째 발가락 사이(phalanges)이다. 총 29개의 표식자를 이용하였다.

(2) 트레드밀(TGA 트레드밀 보행 분석 시스템)

본 연구에서 대상자들의 보행을 일정한 속력으로 유지하기 위한 도구로서 트레드밀을 사용하였다. 모델명은 TGA-3000 (트레드밀 보행 분석시스템)으로 속도 단계를 0.1 m/s 단위씩 점진적으로 조절할 수 있다. 표면벨트의 너비는 55 cm이고 길이는 153 cm이다. 그리고 바닥으로부터의 높이는 28 cm, 양쪽 손잡이 간격은 80 cm가 되는 장비이다.

2) 실험 절차

대상자들은 실험 연구에 참여하기 전 일반적인 특성인 나이, 체중, 신장을 측정하였고, 10분 동안 트레드밀에서의 보행을 시행하였다.²³ 대상자는 3차원 동작 측정을 위한 표식자를 위치에 맞게 부착한 후 팔 흔들기의 조건 별 보행을 3번씩 반복 수행하였다. 트레드밀의 속도는 20대 정상성인의 최소한의 팔 흔들기가 일어나는 평균 1.5 m/s로 설정하였다.³

팔 흔들기의 조건들은 자연스러운 팔 흔들기, 한쪽의 제한된 팔 흔들기, 양쪽의 제한된 팔 흔들기이다. 한쪽의 제한된 팔 흔들기는 우성 손으로 휴대 전화를 사용하여 통화하는 동작과 함께 보행을 수행하

였으며, 휴대전화는 아이폰 S6+ (Apple, iphone 6plus)로 동일하게 적용하였다. 대상자들의 모든 실험은 무작위 순서로 수행하였고, 동작들 사이에 3분 또는 피로감을 느끼지 않는 만큼의 휴식시간이 주어졌다.

3) 팔 흔들기 조건

(1) 자연스러운 팔 흔들기

대상자의 시선은 전방을 향하며, 대상자의 가장 편안한 상태를 유지하면서 휴대전화 없이 자연스럽게 보행을 하는 것이다.²⁷

(2) 한쪽의 제한된 팔 흔들기

대상자의 시선은 전방을 향하며, 우성 손으로 휴대전화를 사용하여 통화하는 동작을 취하면서 보행을 하는 것이다.²⁷

(3) 양쪽의 제한된 팔 흔들기

대상자의 양 팔은 체간을 교차하여 가슴에 위치한다. 이때 대상자는 어깨 또는 팔의 근육에 과도한 긴장감이 없도록 편안한 상태를 취한다.²⁸

4) 용어정리

본 연구에서 팔 흔들기 조건들은 다음과 같은 약어를 사용하였다.

- (1) 자연스러운 팔 흔들기(normal arm swing, NOM)
- (2) 휴대전화 사용하며 한쪽의 제한된 팔 흔들기(restricted arm swing with phone, PAS)
- (3) 양쪽의 제한된 팔 흔들기(no arm swing, NAS)

5) 자료수집

본 연구의 몸통 및 골반의 운동 형상학 자료는 cortex motion capture software 1.3.0.675 (motion analysis corp, santarosa, CA) 프로그램을 이용하여 대상자의 몸통 및 골반의 회전에 대한 움직임 궤적(motion track)자료를 수집하였고, 수집된 자료는 해부학적인 자세에서 얻어진 값(static data)들을 기준으로 하여 동적인 움직임 동안의 값(dynamic data)들을 생성하였다. 보행 동작 수행 주기의 개인차를 보정하기 위해 보행 주기를 100%로 표준화(normalized)한 후, ASCII file으로

추출하였고, 한 걸음주기는 왼쪽 발뒤꿈치 닿기-왼쪽 발뒤꿈치 닿기로, 총 다섯 걸음 주기에 대한 평균값을 산출하여, motionanalysis clinical gait analysis software ORTHOTRAK 6.6.4 프로그램으로 분석하였다.

3. 통계 분석

통계 처리는 IBM SPSS 19.0 프로그램을 이용하였다. 연구대상자의 일반적인 특성은 기술통계량의 빈도분석으로 분석하였고, 각 측정값의 정규성 검정을 위해 단일표본 Shaphiro-wilk를 실시하였다. 보행 동안 팔 흔들기 조건 별 몸통과 골반의 각도, 대칭지수를 비교하기 위해 모수 분석 방법인 단일 반복요인 분산분석(repeated one-way ANOVA)을 사용하였으며, 이때 각각의 동작 수행 시 팔 흔들기 조건들의 사후검정을 위해 LSD를 적용하였고, 통계학적 유의수준 α 는 0.05로 설정하였다. 몸통 회전 움직임의 좌우 대칭지수를 알아보기 위해 대칭지수 공식을 이용하였으며, 공식은 다음과 같다.

$$\text{대칭지수} = \frac{\text{오른쪽-왼쪽}}{\text{오른쪽+왼쪽}}$$

결 과

1. 연구 대상자의 일반적 특성

본 연구에 참여한 대상자는 건강한 성인 남성 17명으로 구성되었으며, 평균 나이 23.8±1.3세, 키 175.0±4.9 cm, 몸무게 68.9±11.6 kg이었다.

2. 보행 시 팔 흔들기 조건에 따른 몸통 및 골반의 회전 움직임 비교

1) 몸통 회전(trunk rotation)

보행 시 팔 흔들기 조건에 따른 수평면에서의 몸통 회전 움직임은 유의한 차이가 있었고, 사후검정의 결과로 NOM, PAS, NAS 조건에 따라 모두 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$) (Table 1).

2) 골반 회전(pelvic rotation)

보행 시 팔 흔들기 조건에 따른 수평면에서의 골반 회전 움직임은 모두 유의한 차이가 없었다($p > 0.05$) (Table 1).

Table 1. ROM of trunk and pelvic rotation (unit: °)

	NOM	PAS	NAS	F	p
Trunk	8.04±0.99	6.64±0.70 ^{*,†}	5.03±0.56 [†]	10.93	0.00*
Pelvic	6.99±0.55	6.60±0.54	6.67±0.56	0.64	0.53

Value are mean±SD.
 NOM: normal arm swing, PAS: arm swing with mobile phone, NAS: no arm swing.
^{*}Significant different compared to the NOM (LSD, $p < 0.05$); [†]Significant different compared to the NAS (LSD, $p < 0.05$).
^{*} $p < 0.05$.

Table 2. ROM of left and right trunk rotation (unit: °)

	NOM	PAS	NAS	F	p
Right	5.28±0.63	1.72±0.48 ^{*,†}	3.61±0.54 [†]	17.10	0.00*
Left	2.84±0.52	5.92±0.82 ^{*,†}	1.70±0.52	29.65	0.00*

Value are mean±SD.
 NOM: normal arm swing, PAS: arm swing with mobile phone, NAS: no arm swing.
^{*}Significant different compared to the NOM (LSD, $p < 0.05$); [†]Significant different compared to the NAS (LSD, $p < 0.05$).
^{*} $p < 0.05$.

Table 3. ROM of left and right pelvic rotation (unit: °)

	NOM	PAS	NAS	F	p
Right	3.91±0.52	3.79±0.44	3.94±0.51	0.12	0.88
Left	2.92±0.63	3.10±0.60	3.04±0.61	0.10	0.89

Value are mean±SD

NOM: normal arm swing, PAS: arm swing with mobile phone, NAS: no arm swing. *p<0.05.

Table 4. Symmetry index of trunk rotation

	NOM	PAS	NAS	F	p
Symmetry index	0.35±0.13	-0.50±0.14 ^{*,†}	0.38±0.18	15.71	0.00*

Value are mean±SD.

NOM: normal arm swing, PAS: arm swing with mobile phone, NAS: no arm swing.

[†]Significant different compared to the NOM (LSD, p<0.05); *Significant different compared to the NAS (LSD, p<0.05).

^{*}p<0.05.

3. 보행 시 팔 흔들기 조건에 따른 몸통 회전 움직임의 좌우 비교

1) 좌우 몸통 회전(left & right trunk rotation)

보행 시 팔 흔들기 조건에 따른 몸통의 좌, 우 회전 움직임은 모두 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p<0.05). 사후검정의 결과로 NOM, PAS, NAS 조건에 따라 오른쪽 몸통 회전은 모두 유의한 차이가 있고(p<0.05), 왼쪽 몸통 회전은 NAS와 PAS, NOM과 PAS만 서로 유의한 차이가 있었다(p<0.05) (Table 2).

4. 보행 시 팔 흔들기 조건에 따른 골반 회전 움직임의 좌우 비교

1) 좌우 골반 회전(left & right pelvic rotation)

보행 시 팔 흔들기 조건에 따른 골반의 좌, 우 회전 움직임은 모두 통계학적으로 유의한 차이가 없었다(p>0.05) (Table 3).

5. 팔 흔들기 조건에 따른 몸통 회전 대칭지수 비교

1) 대칭지수(symmetry index)

보행 시 팔 흔들기 조건에 따른 몸통 회전의 대칭지수는 통계학적으로 유의한 차이가 있었고(p<0.05), 사후검정의 결과로 NOM과 PAS, PAS와 NAS만 유의한 차이가 있었다(p<0.05) (Table 4).

고 찰

본 연구는 건강한 성인 남성을 대상으로 보행 시 휴대전화 사용에 따른 제한된 팔 흔들기 동작이 몸통 및 골반의 운동형상학적 회전 움직임에 미치는 영향에 대해 알아보고자 하였다. 본 연구에서는 실험 조건을 다양한 팔 흔들기로 두어 자연스러운 팔 흔들기 보행(NOM), 한쪽의 제한된 팔 흔들기 보행(PAS), 양쪽의 제한된 팔 흔들기 보행(NAS) 조건을 적용하여 몸통 및 골반의 수평면에서의 움직임 변화를 분석하였다. 연구 결과를 통해 보행 동안 팔 흔들기 조건에 따라 몸통 및 골반의 회전 움직임 변화가 나타났고, 휴대전화 사용에 따른 제한된 팔 흔들기 동작이 수평면에서의 몸통 회전 움직임 패턴이 비대칭적으로 나타난 것을 알 수 있었다.

보행은 일차적으로 하지 근육의 활동이 중요한 요소이지만, 정상적인 보행을 위하여 팔과 다리의 긴밀한 상호 움직임이 필요하다 할 수 있는데,²⁹ 팔 흔들기는 보행 동안 수평면에서의 골반 회전이 몸통

으로 전달되어, 같은 방향으로 몸통의 회전을 유도하고, 반대방향으로 상지의 회전이 일어나는 보상작용을 통해 몸의 균형을 유지할 수 있는데,²⁸ 보행 동안의 휴대전화 사용은 팔 흔들기의 감소 및 다른 신체 움직임의 변화를 주어, 보행 수행력에 영향을 미친다.^{10,11} 선행 연구에서는 정상 보행과 비교하여 제한된 팔 흔들기의 보행이 몸통 회전 움직임의 감소,²¹ 보행속도와 보폭을 감소시킨다고 보고하였다.²² 본 연구 결과에서도 보행 시 팔 흔들기 조건에 따른 수평면에서의 몸통 회전 움직임은 유의한 차이가 있었고, 사후검정의 결과로 팔 흔들기 조건에 따라 모두 유의한 차이가 있었다. 자연스러운 팔 흔들기 보행 조건보다 한쪽 및 양쪽의 제한된 팔 흔들기 보행 조건이 유의한 감소를 나타내었으며, 한쪽의 제한된 팔 흔들기 보행 조건보다 양쪽의 제한된 팔 흔들기 보행 조건이 더 큰 유의한 감소를 나타내었다.

또한, 팔 흔들기 조건에 따른 오른쪽 몸통 회전은 팔 흔들기 조건에 따라 모두 유의한 차이가 있었고, 사후 검정의 결과로 NOM 조건에 비해 PAS, NAS 조건이 유의한 감소를 나타내었으며, NAS 조건에 비해 PAS 조건에서 더 큰 유의한 감소를 나타내었다. 왼쪽 몸통 회전은 팔 흔들기 조건에 따라 유의한 차이가 있었고, 사후 검정의 결과로 NOM 조건과 PAS 조건, PAS 조건과 NAS 조건 간에서만 서로 유의한 차이가 있었으며, 다른 조건에 비해 PAS 조건에서 가장 큰 유의한 증가를 나타내었다. 이는 다른 조건에 비해 PAS 조건이 오른쪽으로의 몸통 회전 범위가 가장 크게 감소하면서, 상대적으로 왼쪽으로의 몸통 회전 범위가 증가한 결과를 나타내었음을 알 수 있었다. 이는 보행 동안 몸통과 팔의 움직임 간의 관계가 있음을 나타내고, 휴대전화 사용으로 인한 감소된 팔 흔들기는 보행 안정성을 감소시키거나 몸통 근 활성화도 증가 또는 보폭 조절 증가와 같은 에너지가 상당히 많이 드는 안정화 전략이 나타날 수 있으며,¹¹ 본 연구의 휴대전화 사용으로 인한 한쪽의 제한된 팔 흔들기 보행 조건을 통해 비효율적인 안정화 전략이 나타날 수 있다고 생각된다.

시공간적 특성의 변화로 인한 보행 패턴 변화는 대부분 골반과 몸통의 부적절한 움직임 패턴과 관련이 있고,³⁰ 골반과 몸통의 회전뿐만 아니라 팔과 다리의 움직임 패턴과도 관계가 있다.^{31,32} 선행연구에서는 보행 동안 한쪽 손으로 휴대전화의 문자 작성 시 몸통과 골반의 조화로운 움직임 패턴에 대한 연구를 하였으며, 연구 결과로 휴대전화 사용 시 수평면에서 몸통 및 골반의 회전 움직임이 감소하였다.¹⁰

선행연구와 같이 본 연구 결과에서도 보행 시 팔 흔들기 조건에 따른 몸통 회전의 대칭지수는 통계학적으로 유의한 차이가 있었고, 사후 검정의 결과로 NOM과 PAS, PAS와 NAS 조건에서만 유의한 차이가 있었다. 또한, 다른 선행연구에서는 수평면에서 몸통 회전 움직임의 감소로 인하여 골반 회전은 최소한의 양만이 요구된다고 보고하였고,³³ 본 연구의 골반 회전 움직임이 감소하는 경향을 나타내어 한쪽의 제한된 팔 흔들기 보행이 몸통 및 골반의 회전 움직임 감소에 영향을 미칠 수 있을 것으로 생각된다.

이전의 많은 연구들에서 사지의 비대칭적인 움직임에 대한 연구가 있었고 이러한 비대칭적 움직임 패턴은 추진력과 안정성의 기능적 변화에 연관이 있으며,³⁴⁻³⁷ 보행 동안 사지간의 높은 대칭성은 좀 더 안정된 협력 패턴을 나타내고, 대칭성 지수가 낮으면 안정된 패턴이 감소하는 것으로 나타났다.³⁸ 대부분의 선행연구에서는 하지의 대칭성에 관한 것이었으며,³⁷ 팔 흔들기 관련 대칭성에 관한 선행연구에서는 우성 손과 팔 흔들기의 비대칭성과는 관련이 없다고 보고하였고,²³ 팔 흔들기와 몸통 움직임의 대칭성에 관한 연구는 부족하였다. 본 연구 결과에서는 팔 흔들기 조건에 따라 수평면에서의 몸통 회전 움직임에 대한 좌우 대칭지수를 비교해보았는데, 결과값은 값이 -1에 가까울수록 왼쪽으로의 움직임을 나타내고 0에 가까울수록 대칭적이고, +1에 가까울수록 오른쪽으로의 움직임을 의미하며, 본 연구 결과를 통해 한쪽의 제한된 팔 흔들기 보행 조건이 몸통 회전 움직임의 비대칭적 지수가 상대적으로 증가하였음을 알 수 있었다. 본 연구 결과를 통해 한쪽의 제한된 팔 흔들기 보행 조건이 보행 동안 불안정한 움직임 패턴을 야기시킬 수 있는 요인으로도 예상할 수 있다.

따라서, 본 연구의 결과는 휴대 전화 사용으로 인한 한쪽의 제한된 팔 흔들기 보행 조건이 정상적인 팔 흔들기 보행에 비해 몸통 및 골반의 회전 움직임 감소, 비대칭적인 움직임 패턴을 나타내었다. 이러한 결과를 통해 제한된 팔 흔들기는 보행 안전성에 영향을 미칠 수 있고, 낙상 유발의 가능성도 배제할 수 없음을 알 수 있었다. 또한, 휴대 전화 사용이 보행 안정성에 미치는 영향을 이해하는 것이 보행자를 위한 안전 지침을 개발하는 데 도움이 될 수 있으며,²⁴ 본 연구의 결과는 이에 대한 기초자료로 제시할 수 있다고 생각된다. 그러나 본 연구에서는 실험에 참여한 대상자들을 20대의 젊은 남성들로만 제한을 하였고, 대상자의 팔 길이 비율에 따른 움직임 변수도 고려하지 않았으며, 본 연구에서는 트레드밀 조건으로 제한하여 보행의 일반화를 이끌어 내는 데에 어려움이 있다. 그리하여 향후 연구에서는 다양한 표본의 수를 대상으로 더 많은 신체 분절의 운동역상학 및 운동역학적인 움직임 패턴을 통해 휴대전화 사용으로 인한 제한된 팔 흔들기 조건이 보행 안전성에 미치는 영향을 좀 더 구체적으로 제시하여야 할 것이다.

참고문헌

1. Elftman H. The function of the arms in walking. *Human Biology*. 1939; 11(4):529-35.
2. Murray MP, Sepic S, Barnard E. Patterns of sagittal rotation of the upper limbs in walking. *Phys Ther*. 1967;47(4):272-84.
3. Donker S, Beek P, Wagenaar R et al. Coordination between arm and leg movements during locomotion. *J Mot Behav*. 2001;33:86-102.
4. Pijnappels M, Kingma I, Wezenberg D et al. Armed against falls: the contribution of arm movements to balance recovery after tripping. *Exp Brain Res*. 2010;201:689-99.
5. Roos PE, McGuigan MP, Kerwin DG et al. The role of arm movement in early trip recovery in younger and older adults. *Gait Posture*. 2008; 27(2):352-6.
6. Herr H, Popovic M. Angular momentum in human walking. *J Exp Biol*. 2008;211(4):467-81.
7. Hinrichs RN, Cavanagh PR. 8:45am: upper extremity function during treadmill walking. *MSSE*. 1981;13(2):96.
8. Hof AL. The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance. *J Biomech*. 2007;40(2):451-7.
9. Drews FA, Yazdani H, Godfrey CN et al. Text messaging during simulated driving. *Hum Factors*. 2009;51(5):762-70.
10. Schabrun SM, van den Hoorn W, Moorcroft A et al. Texting and walking: strategies for postural control and implications for safety. *PLoS ONE*. 2014;9:e84312.
11. Ortega JD, Fehlman LA, Farley CT. Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. *J Biomech*. 2008;41: 3303-8.
12. Nasar JL, Troyer D. Pedestrian injuries due to mobile phone use in public places. *Accid Anal Prev*. 2013;57:91-5.
13. Collins SH, Adamczyk PG, Kuo AD. Dynamic arm swinging in human walking. *Proc R Soc B: Biol Sci*. 2009;276:3679-88.
14. Pontzer H, Holloway JH, Raichlen DA et al. Control and function of arm swing in human walking and running. *J Exp Biol*. 2009;212:523-34.
15. Cappozzo A. The forces and couples in the human trunk during level walking. *J Biomech*. 1983;16(4):265-77.
16. Lulic TJ, Susic A, Kodvanj J. Effects of arm swing on mechanical parameters of human gait. *Coll Antropol*. 2008;32:869-73.
17. Hu F, Gu DY, Chen JL et al. Contribution of arm swing to dynamic stability based on the nonlinear time series analysis method. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2012;2012:4831-4.
18. Lamoth CJ, Beek PJ, Meijer OG. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait Posture*. 2002;16(2):101-4.
19. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking are associated with risk of falling in community-dwelling older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2003;58(5): M446-52.
20. Nakakubo S, Doi T, Sawa R. Does arm swing emphasized deliberately increase the trunk stability during walking in the elderly adults? *Gait Posture*. 2014;40(4):516-20.
21. Jackson KM, Joseph J, Wyard SJ. The upper limbs during human walking. Part 2: function. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1983;23:435-46.
22. Eke-Okoro ST, Gregoric M, Larsson LE. Alterations in gait resulting from deliberate changes of arm-swing amplitude and phase. *Clin Bio-*

- mech (Bristol Avon). 1997;12:516-21.
23. Kultz-Buschbeck J, Brockmann K, Gilster R et al. Asymmetry of arm-swing not related to handedness. *Gait Posture*. 2008;27(3):447-54.
 24. Lamberg EM, Muratori LM. Cell phones change the way we walk. *Gait Posture*. 2012;35:688-90.
 25. Plummer P, Apple S, Dowd C et al. Texting and walking: effect of environmental setting and task prioritization on dual-task interference in healthy young adults. *Gait Posture*. 2015;41:46-51.
 26. Harris GF, Wertsch JJ. Procedures for gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil*. 1994;75(2):216-25.
 27. Kao P, Higginson CI, Seymour K et al. Walking stability during cell phone use in healthy adults. *Gait Posture*. 2015;41(4):947-53.
 28. Umberger BR. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *J Biomech*. 2008;41(11):2575-80.
 29. Song GH, Lee HO. Effect of an arm sling on gait with hemiparesis. *J Kor Soc Phys Ther* 2006;18(4):27-40.
 31. van Emmerik RE, Wagenaar RC. Effects of walking velocity on the relative phase dynamics in the trunk in human walking. *J Biomech*. 1996; 29(9):1175-84.
 32. van Emmerik RE, Wagenaar RC. Dynamics of movement coordination and tremor during gait in Parkinson's disease. *Human Movement Science*. 1996;15:203-35.
 33. LaFiandra M, Wagenaar R, Holt K et al. How do load carriage and walking speed influence trunk coordination and stride parameters? *J Biomech*. 2003;36:87-95.
 34. Gundersen LA, Valle DR, Barr AE et al. Bilateral analysis of the knee and ankle during gait: an examination of the relationship between lateral dominance and symmetry. *Phys Ther*. 1989;69(8):640-50.
 35. Herzog W, Nigg BM, Read LJ, et al. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med Sci Sports Exer*. 1989(21):110-4.
 36. Öunpuu S, Winter DA. Bilateral electromyographical analysis of the lower limbs during walking in normal adults. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1989;72(5):429-38.
 37. Sadeghi H, Allard P, Duhaime M. Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human Movement Science*. 1997;16(2):243-58.
 38. Schöner G1, Jiang WY, Kelso JA. A synergetic theory of quadrupedal gaits and gait transitions. *J Theor Biol*. 1990 Feb 9;142(3):359-91.