

# 팔 흔들기가 정상인의 보행에 미치는 영향

정화수\*, 최수희\*, 박선자\*, 오혜진\*\*, 조화영\*  
서남대학교 작업치료학과\*, 서남대학교 일반대학원 박사과정\*\*

## The Effect of Arm Swing on Gait in Healthy Adults

Hwa-Su Jung\*, Su-Hee Choi\*, Sun-Ja Park\*, Hye-Jin Oh\*\*, Hwa-Young Cho\*

Dept. of Occupational Therapy, Seonam University\*

Dept. of Physical Therapy, Graduate school of Seonam University\*\*

**요약** 본 연구는 정상 성인의 팔 흔들기 종류에 따른 보행 시 운동역학적인 변화를 알아보기 위해서 실시하였다. 정상 성인 대학생 45명을 대상으로 정상 팔 흔들기, 한 팔 흔들기, 두 팔 움직임 없음 보행, 인위적인 팔 흔들기의 4 가지 팔 흔들기 종류에 따라 실험을 진행하였다. 이들의 운동역학적인 변화를 알아보기 위해 3차원적 관절 운동역학적 변화 검사인 6-camera Vicon MX motion analysis system을 통해 보행 변수를 측정하였다. 팔 흔들기에 따른 운동역학적인 매개 변수들인 각 관절에서 보행속도, 엉덩관절 일률, 말기 디딤기의 수직 지면반발력에서 유의한 차이를 보였다(p<.05). 이러한 연구결과는 팔 흔들기 종류에 따라서 정상인과 환자들의 치료와 평가를 위한 지침으로서 임상에서 사용할 수 있을 것으로 생각된다.

**주제어** : 팔 흔들기, 운동역학, 보행속도, 일률, 지면반발력

**Abstract** This study was to performed to get the reference data of the kinetic parameters for normal subjects according to the arm swing type. Forty-five normal subjects(22.62±2.69 years) participated in this study and preformed 4 sequence according to the arm swing type as follows; first procedure-normal arm swing, second procedure-one arm swing, thrid procedure-no arm swing, fourth procedure-fitness arm swing. There were significant differences according to the arm swing type in the kinetic parameters such as walking speed, hip power, ground reaction force of vertical in terminal stance phase(p<.05). These finding can be utilized (a) as a reference for kinetic data of gait analysis in normal subjects, and (b) as an aide in evaluating and treating patients who have problems relating to gait.

**Key Words** : Arm Swing, Kinetic, Walking Speed, Power, Ground Reaction Force

### 1. 서론

일상생활을 성공적으로 수행하는데 가장 기본이 되는

것은 자유로이 보행할 수 있는 능력이다[1]. 보행은 하지의 부하와 비부하 주기의 특징을 나타내는 임의의 이동 방법으로, 인체가 두 발 보행(bipedal gait)을 통해 하나

Received 12 September 2014, Revised 22 October 2014  
Accepted 20 November 2014  
Corresponding Author: Hwa-young Cho(Dept. of Occupational Therapy, Seonam University)  
Email: sthingtosome@naver.com

ISSN: 1738-1916

© The Society of Digital Policy & Management. All rights reserved. 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.

의 지점으로부터 다른 지점으로 이동하는 것이다. 정상 보행은 신체의 신경계, 근골격계, 그리고 생리학적인 지원 체제들이 훌륭하게 통합되어 유기적으로 상호 의존하는 기능적 관계대[2].

정상 보행에 영향을 미치는 인자는 성별, 연령, 서 있는 자세에서의 균형, 하지의 근력 등이며[3], 병적 보행은 정상인의 보행 운동 요소 중에 하나 이상의 특이적인 항진 또는 억제에 의해 초래되는데, 병적 보행 상태를 결정하는 주된 원인은 쇠약, 통증, 변형, 감각장애, 그리고 중추 신경계 결핍과 관련이 있는 근 활동의 장애이다[2].

보행분석(gait analysis)은 환자들의 병적 보행기전을 이해하는 데 과학적 기초를 제공하고, 객관적이고 정량적인 평가를 통한 체계적인 치료와 그에 따른 효과를 정확하게 판단하고자 사용되고 있으며, 임상적으로 성인과 어린 아동의 치료 전 사정, 외과적 수술 결정 및 수술 후 재검토와 관리를 위해 점차 그 활용성이 증대되고 있다 [4, 5]. 인간의 복잡한 보행동작 패턴을 주관적이고 부정확한 관찰로 접근한다는 것은 분석상의 큰 오류를 범할 수 있다. 정상 보행과 병적 보행의 생체역학적 특성을 객관적으로 분석하기 위한 접근법은 일반적으로 표지자를 통한 각 관절 동작의 주기와 크기를 나타내는 3차원상의 운동형상학적 시스템과 힘판 기록을 통해 각 관절에서의 모멘트와 일률, 지면반발력 등을 나타내는 운동역학 시스템, 또한 보행시의 근 활동의 타이밍과 상대적 강도 또한 비정상 원인을 알아내는 데 유용하게 사용되지만 정량적 측정의 의미는 없는 동적 근전도 등을 통해 전체적인 보행 능력을 분석한다[6].

운동역학(kinetics)은 관련된 대상의 위치나 방향에 관한 고려없이 힘(forces), 모멘트(moment), 질량(masses), 그리고 가속도(accelerations)를 연구하는 분야로 하지의 위치 또는 관절의 각도에 관한 정보 없이 보행 동안에 발 아래에서의 힘을 측정하기 위해 힘판 등을 사용한다. 지면반발력은 내외측 및 전후 전단력(shear force), 수직적 부하(vertical load)로 구성되어 있는데 이러한 3개의 요소는 지면반발력(ground reaction force) 벡터(vector)를 만들기 위해 결합 될 수 있다[5].

보행 시 상지의 움직임은 하지의 유각기 시에 나타나는 골반부 횡단면에서의 회전이 상체에 전달되어 동측으로 상체의 회전이 유발되고, 이때 상지가 반대방향으로 회전이 일어나 보상작용을 하게 되어 몸의 균형을 유지

한다[7, 8]. 이러한 팔 흔들기는 몸의 각 부분의 운동량을 균형있게 조절하고 신체 중심의 가쪽 기울임을 감소시키는 것에 의해 보행하는 동안에 인체의 안정성에 도움을 줄 것이다. 중간 정도의 보행속도에서 진자 같은 팔 흔들기는 다리 운동에 대해서 일어나며, 다리의 각 운동량의 반대력으로 활동할 것이다[9]. 또한 정상적인 보행시 상지의 자연스러운 움직임이 일어나며, 이러한 단순한 수동적 진자운동이 아니라 보행에 영향을 미치는 특징을 가지고 있다[10].

Eke-Okoro 등[9]의 연구에서는 한 팔과 두 팔의 흔들기 움직임을 억제하는 연구를 수행하였고, Ford 등[11]의 연구에서는 팔을 제한한 집단과 정상 집단의 보행을 비교 연구하였다. 또한 국내에서는 주로 신경계 질환 환자를 대상으로 팔 흔들기나 팔걸이에 대한 연구들이 진행되어 왔다[10, 12, 13, 14].

그러나, 이러한 연구들이 주로 환자들을 대상으로 시행되었고, 또한 보행에서의 팔의 역할에 대한 연구들은 지속적으로 이루어지고 있으나 정상인을 기준으로 한 기본적인 자료가 부족한 실정이다. 따라서 본 연구는 정상 성인을 대상으로 보행에서의 팔 흔들기의 종류에 따른 운동역학적인 보행변수들을 측정하여 보행 장애가 있는 환자들의 재활에 필요한 기준 자료를 제시하고자 한다.

## 2. 연구방법

### 2.1 연구대상자 및 일반적 특성

본 연구는 M 도시에 위치한 M 대학에 다니는 20대의 정상 성인(여자 17명, 남자 28명)을 대상으로 하였다. 대상자의 일반적인 특성과 기초 자료로 필요한 인체 계측을 위해 Inbody J05 system(Biospace Co, USA)을 사용해서 측정하였다. 대상자의 평균 연령은 22.62±2.69 세이고, 평균 키는 168.63±9.56 cm이고, 평균 몸무게는 63.69±15.70 kg이었다. 연구 대상자의 선정 조건은 상지나 하지에 정형외과적으로 문제가 없는 자, 신경학적 손상이 없는 자, 상지나 하지에 집중적인 운동이나 훈련을 하고 있지 않은 자, 연구기간 중 균형 조절과 관련된 약물을 복용하지 않는 자로서, 본 연구의 목적과 내용을 충분히 설명을 한 후 동의서를 작성하고, M 대학에 있는 동작 분석실에 설치되어 있는 3차원 동작 분석기를 이용

하여 실험을 실시하였다<Table 1>.

**(Table 1) The general characteristics of subject**  
(n=45)

Variable	Mean±SD
Age(yr)	22.62±2.69
Height(cm)	168.63±9.56
Weight(kg)	63.69±15.70
Male/Female	28 / 17

### 2.2 연구설계

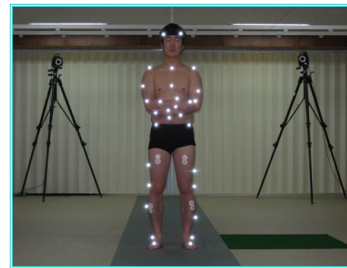
보행 분석에 앞서 검사실 환경을 대상자가 불편함을 느끼지 않도록 쾌적하게 만들고 실내온도를 26℃로 유지하였다. 연구 대상자 개개인에게 실험방법에 대해 충분히 설명하고 순조로운 진행과 실험절차를 알려주기 위해서 먼저 연구 보조원이 4가지 팔 움직임 방법인 정상적으로 자연스럽게 팔을 흔들며 걷는 방법(normal arm swing walking), 한 팔을 가슴에 교차해서 구부린 상태로 한 팔을 흔들며 걷는 방법(one arm swing walking), 양 팔을 가슴에 교차해서 구부린 상태로 반대편 윗팔에 지지하여 팔을 억제하며 걷는 방법(no arm swing walking), 90도의 팔꿈치 굽힘을 유지한 채 어깨관절을 이용한 인위적인 큰 움직임을 유발하여 걷는 방법(fitness arm swing walking)에 대해 시범을 보였다. 대상자가 충분히 숙지한 후, 각 팔 흔들기에서 대상자에게 “평상시에 걷는 것처럼 편하게 걸으세요” 라는 구두 지시를 한 후, 각 측정방법 간 3분의 휴식시간을 준 후 한 사람이 4가지 팔 움직임 형태를 수행하고 정하였다.

### 2.3 보행분석

대상자들의 보행검사는 Vicon Motion System Limited(Oxford, UK)의 Vicon IQ motion capture and analysis software(Oxford Metrics Group, UK) 등을 내장한 PC에 6-camera Vicon MX motion analysis system(120Hz, Vicon, Oxford, UK)을 이용하여 보행시의 3차원적인 운동역학적 보행변수를 검사하였다.

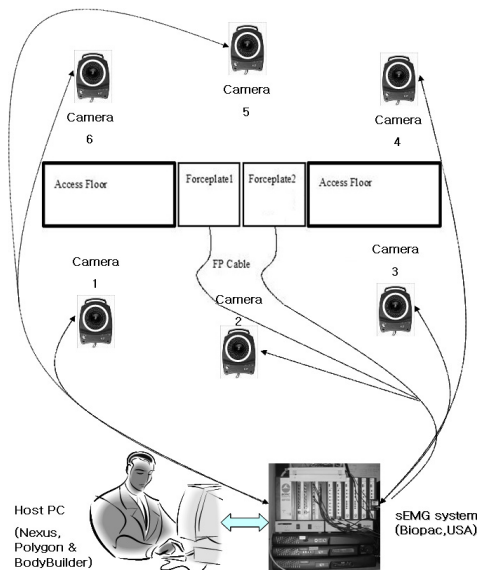
검사 직전 카메라에서 발생할 수 있는 오차를 교정한 후 하지와 골반의 주요 관절과 근육에 표지자와 표면전극을 부착하고, 힘판(1080, ATMI, Watertown, MA, USA) 위에 기립 정지상태에서 각 관절의 위치를 Vicon

optical motion capture system에 연결된 컴퓨터 화면에서 정적검사를 시행하였고, 재구성과 라벨링은 Vicon IQ software를 사용하여 수행되었다. 표지자는 Plug-In-Gait model을 위한 Vicon guidelines을 따라 부착하였다. 직경 1.4 cm의 구형으로 부착 부위는 엉치뼈 표지자는 좌우의 위뒤엉덩뼈가시 부위, 양측 골반 표지자는 좌우의 위앞엉덩뼈가시 부위, 양측 무릎관절 표지자는 무릎관절 굽힘의 축으로 무릎관절의 앞뒤를 연결하는 선상의 중간 점인 가쪽 부위로 하였다. 양측 넓적다리 표지자는 넓적다리의 아래 1/3에 해당하는 가쪽 부위로서 보행 시 자연스러운 팔의 운동을 저해하지 않는 높이의 부위, 양측 발목관절 표지자는 정강뼈의 가쪽관절융기 부위와 정강뼈의 아래 1/3에 해당하는 가쪽 부위, 양측 앞발(forefoot) 표지자는 제 2 발허리뼈머리의 상면 부위, 양측 발꿈치뼈 표지자는 앞발 표지자와 앞발 표지자와 연결되는 발의 종축선 상의 뒤꿈치(heel) 부위로 하였다[Fig. 1].



[Fig. 1] Attachment area of marker

동적검사는 동일한 표지자를 부착한 상태에서 10 m 거리를 대상자가 편안한 보행으로 걸게 하였으며, 10회 이상 반복보행 후 가장 자연스러운 보행양상을 3회를 선택해서 분석하였다. Vicon optical motion capture system을 통해 얻어진 visual and analogue data는 real-time data capture를 사용하여 Vicon Nexus and Polygon 프로그램으로 처리하여 보행의 각 주기에 따른 3차원상의 자료로 나타내었고, 이를 다시 수치화하여 보행의 주요 주기에 따른 시상면, 관상면, 횡단면상의 3차원상의 자료로 나타내었다. 검사 후 얻어진 모든 보행 주기별 자료는 평균치를 내어 통계처리 후 분석하였다 [Fig. 2].



[Fig. 2] Vicon maotion system

### 2.4 자료 분석

모든 자료는 평균과 표준편차로 나타냈으며, 팔 흔들기에 따른 운동역학적 매개변수의 차이가 있는지 알아보기 위해서 반복측정 일요인 분산분석(repeated measures of one-way ANOVA)를 실시하였다. 통계학적 분석은 SPSS 12.0 Ver. for windows를 사용하였고, 통계학적 유의수준( $\alpha$ )은 0.05로 하였다.

## 3. 연구결과

### 3.1 보행속도의 변화 값

보행속도의 변화 값은 다음과 같다<Table 2>. 정상 팔 흔들기는  $1.24 \pm 0.11$  m/s이고, 한 팔 흔들기 보행은  $1.19 \pm 0.11$  m/s, 두 팔 억제 보행은  $1.15 \pm 0.11$  m/s, 파워 보행은  $1.28 \pm 0.12$  m/s이다. 정상 팔 흔들기에 비해서 유의한 차이를 나타냈다( $p < .01$ ).

### 3.2 관절의 일률 값

팔 흔들기에 따른 각 관절의 일률(power)에 대한 결과는 다음과 같다<Table 3>. 엉덩관절의 왼쪽과 오른쪽 일률 값은  $2.42 \pm 0.86$  W/kg,  $2.45 \pm 0.89$  W/kg이고, 왼쪽에서 정상 팔 흔들기와 비교해서 유의한 차이를 나타냈다( $p < .05$ ). 무릎관절의 왼쪽과 오른쪽 일률 값은  $2.95 \pm 0.85$  W/kg,  $2.90 \pm 0.68$  W/kg이고, 팔 흔들기에 따른 비교분석에서 유의한 차이를 나타내지 않았다. 발목관절의 왼쪽과 오른쪽 일률 값은  $5.09 \pm 1.96$  W/kg,  $5.43 \pm 1.88$  W/kg이고, 팔 흔들기에 따른 비교분석에서 유의한 차이를 나타내지 않았다.

### 3.3 지면반발력

#### 3.3.1 전·후 지면반발력

팔 흔들기에 따른 전·후 지면반발력(FAP)에 대한 결

<Table 2> Value of Walking speed

	Normal	FAS	OAS	NAS	F	p
Walking speed (m/s)	$1.24 \pm 0.11^{***}$	$1.28 \pm 0.12^{***}$	$1.19 \pm 0.11^{**v}$	$1.15 \pm 0.11^{***}$	21.280	0.00

\*\*\* $p < .001$ , All value are showed mean $\pm$ SD

Normal ; normal arm swing, FAS ; fitness arm swing, OAS ; one arm swing, NAS ; no arm swing

<Table 3> Power value of joint

	Normal	FAS	OAS	NAS	F	p
Lt hip power ROM	$2.42 \pm 0.86$	$2.96 \pm 1.16^*$	$2.51 \pm 0.88$	$2.58 \pm 1.02$	4.631	0.004
Rt hip power ROM	$2.45 \pm 0.89$	$2.89 \pm 1.08^*$	$2.56 \pm 0.98$	$2.56 \pm 0.77$	2.236	0.088
Lt knee power ROM	$2.95 \pm 0.85$	$3.05 \pm 0.92$	$2.75 \pm 0.77$	$2.75 \pm 0.95$	1.928	0.129
Rt knee power ROM	$2.90 \pm 0.68$	$3.16 \pm 0.95$	$2.87 \pm 0.83$	$3.08 \pm 0.95$	1.511	0.216
Lt ankle power ROM	$5.09 \pm 1.96$	$4.92 \pm 2.17$	$5.01 \pm 1.68$	$4.92 \pm 1.68$	0.113	0.952
Rt ankle power ROM	$5.43 \pm 1.88$	$5.32 \pm 1.72$	$5.47 \pm 1.96$	$4.87 \pm 1.58$	1.404	0.246

\* $p < .05$ , All value are showed mean $\pm$ SD

ROM ; Range of motion, Normal ; normal arm swing, FAS ; fitness arm swing, OAS ; one arm swing, NAS ; no arm swing

과는 다음과 같다<Table 4>. 정상 팔 흔들기를 기준으로 왼쪽 전·후 지면반발력의 최대값은 최소값은 14.40±5.31 % BW, -16.93±6.38 % BW이고, 오른쪽 전·후 지면반발력의 최대값과 최소값은 15.03±5.50% BW, -17.45±4.45 % BW이고, 팔 흔들기에 따른 비교분석에서 유의한 차이를 나타내지 않았다.

### 3.3.2 안·가쪽 지면반발력

팔 흔들기에 따른 안·가쪽 지면반발력(FML)에 대한 결과는 다음과 같다<Table 5>. 정상 팔 흔들기를 기준으로 왼쪽 안·가쪽 지면반발력의 최대값과 최소값은

3.74±2.59 % BW, -4.63±3.24 % BW이고, 팔 흔들기에 따른 비교 분석에서 유의한 차이를 나타냈다(p<.05). 오른쪽 안·가쪽 지면반발력의 최대값과 최소값은 4.36±2.85 % BW, -3.39±2.65 % BW이고, 팔 흔들기에 따른 비교분석에서 유의한 차이를 나타내지 않았다.

### 3.3.3 수직 지면반발력

팔 흔들기에 따른 수직 지면반발력(FZ)에 대한 결과는 다음과 같다<Table 6>. 정상 팔 흔들기를 기준으로 정상 팔 흔들기를 기준으로 성인에서의 수직 지면반발력은 인체의 무게 중심이 빠르게 떨어지고 체중 가속의 효

<Table 4> Ground reaction forces of anteroposterior(AP)

	Normal	FAS	OAS	NAS	F	p
Lt FAP1 max	14.40±5.31	15.47±6.79	13.05±5.22	14.39±5.74	1.650	0.182
Lt FAP2 max	-16.93±6.38	-17.79±4.16	-17.39±4.08	-15.82±6.54	1.281	0.284
Rt FAP1 max	15.03±5.50	16.94±5.72	15.54±5.64	15.52±5.65	1.028	0.383
Rt FAP2 max	-17.45±4.45	-17.15±4.09	-16.26±3.97	-15.48±4.79	2.075	0.108

All value are showed mean±SD

ROM ; Range of motion, Normal ; normal arm swing, FAS ; fitness arm swing, OAS ; one arm swing, NAS ; no arm swing  
AP; anteroposterior, max ; maximum, min; minimum

<Table 5> Ground reaction forces of mediolateral(ML)

	Normal	FAS	OAS	NAS	F	p
Lt FML max	3.74±2.59	2.45±2.54*	3.62±2.22	3.83±1.85	5.129	0.002
Lt FML min	-4.63±3.24	-6.06±3.16*	-4.88±2.69	-4.35±2.53	4.949	0.003
Rt FML max	4.36±2.85	4.04±2.4	4.43±2.57	4.07±2.22	0.238	0.870
Rt FML min	-3.39±2.65	-4.83±2.34	-4.16±2.50	-4.04±2.62	2.304	0.081

\*p<.05, All value are showed mean±SD

Normal ; normal arm swing, FAS ; fitness arm swing OAS ; one arm swing, NAS ; no arm swing  
max ; maximum, min; minimum

<Table 6> Ground reaction forces of vertical

	Normal	FAS	OAS	NAS	F	p
Lt Fz1 max	106.21±10.34	108.15±18.65	104.07±9.34	104.14±9.25	1.840	0.144
Lt Fz2 max	108.64±8.12	105.46±8.41*	107.86±9.07	109.58±8.19	11.842	0.007
Lt Fz0	74.86±6.76	75.28±10.11	75.32±5.86	75.25±5.86	0.069	0.977
Rt Fz0	74.16±9.35	76.45±8.64	75.79±8.68	75.31±9.43	1.223	0.305
Rt Fz1 max	106.74±9.27	112.09±10.58***	105.87±8.09	103.48±8.02***	4.259	0.000
Rt Fz2 max	108.99±7.36	106.51±6.34	108.87±6.42	109.23±5.44	2.194	0.093

\*p<.05, \*\*\*p<.001, All value are showed mean±SD

Normal ; normal arm swing, FAS ; fitness arm swing, OAS ; one arm swing, NAS ; no arm swing  
max ; maximum

과가 나타나는 초기 디딤기(early stance)에서의 첫 번째 정점인 왼쪽 수직 지면반발력(Fz1)은  $106.21 \pm 10.34$  % BW이고, 기준 발 위로 인체가 앞으로 구르며 무게중심이 올라가면서 생기는 중간 디딤기에서 골짜기 왼쪽 (Fz0)은  $74.86 \pm 6.76$  % BW이고, 팔 흔들기에 따른 비교분석에서 모두 차이를 나타내지 않았다.

말기 디딤기 후에 전족 라커(forefoot rocker) 위로 무게중심이 떨어지고 하방으로 가속하는 것을 가리키는 두 번째 정점인 왼쪽 수직 지면반발력(Fz2)은  $108.64 \pm 8.12$  % BW이고, 팔 흔들기에 따른 비교분석에서 유의한 차이를 나타냈다( $p < .05$ ). 오른쪽 수직 지면반발력 (Fz1)은  $106.74 \pm 9.27$  % BW를 나타내고, 팔 흔들기에 따른 비교분석에서 유의한 차이를 나타냈다( $p < .001$ ). 오른쪽(Fz0)은  $74.16 \pm 9.35$  % BW이고, 오른쪽 수직 지면반발력(Fz2)은  $108.99 \pm 7.36$  % BW이고, 팔 흔들기에 따른 비교분석에서 유의한 차이를 나타내지 않았다.

#### 4. 고찰

보행분석이란 인간의 보행 과정에서 신체의 움직임, 특히 하지(lower extremity)의 관절운동과 보행 모수들(gait characteristic parameters) 및 지면반발력의 변화를 관측 기록하고 수리 역학 모형을 이용하여 각 관절 부위에 부하되는 힘과 모멘트의 변화를 추정하기 위한 연구이다. 이러한 연구과정을 통해 인간의 보행 과정을 운동학(kinesiology)적으로 해석하고 정상인의 각 운동 특성을 파악함으로써 이를 여러 관련 부분에 응용할 수 있는데 최근에는 질병으로 인하여 보행 과정에 비정상성을 나타내는 환자들을 진단하거나 인공 관절의 제조 및 이식 수술 후의 평가지표로 사용하는 등 관련 의학 분야에서 활용도가 높아져 가고 있다[15].

본 연구는 정상 성인의 팔 흔들기의 종류에 따라서 보행을 함으로써 나타나는 운동역학적인 측정을 통해 임상에서 보행에 장애가 있는 환자를 평가하는데 기준 자료를 제시하고자 하였다.

Ford 등[11]의 연구에서는 건강한 성인을 대상으로 상지를 제한하지 않은 상태와 우세 상지, 그리고 비우세 상지를 각각 제한하였을 때, 골반과 흉부, 체간의 회전이 감소되고 상지의 움직임에 제한이 없을 때 상지와 하지의

협조성이 향상되면서 보행 속도가 증가된다고 보고하였다. 본 연구에서도 한 팔 제한, 두 팔 제한했을 때 보행속도가 감소하였고, 제한이 없을 때는 보행속도가 증가한 것으로 선행논문과 같은 결과를 나타내었다. 따라서 보행속도는 상하지의 움직임에 제한이 없을 때 빠르게 나타나는 것으로 볼 수 있다.

일률(power)은 단축 속도(shortening velocity)와 근력을 곱하는 것에 의해 산출될 수 있는데, 관절용어로 일률의 양은 관절의 각 속도(angular velocity)에 관절 모멘트를 곱하여 구해질 수 있으며 기계력의 단위는 와트(W)로 측정되는 스칼라 양이다. 일률은 뼈와 근육을 거치는 분절 사이를 수동적으로 옮겨질 수가 있고, 이러한 힘의 유량(flow)은 근 수축의 기능적인 역할을 판정하기 위해 사용될 수 있다.

Siegel 등[16]은 중력에 대한 무릎 펌근이나 발목의 발바닥쪽굽힘근에 대한 엉덩관절 굽힘근의 활동과 같은 반대의 일률 협동작용(synergies)은 분절을 통해 일률 유량을 균형을 취한다라고 보고하였다. 본 연구 결과 시상면에서의 엉덩관절에서는 정상 팔흔들기와 비교해서 왼쪽과 오른쪽의 일률 값이 증가하는 경향을 보였고, 무릎 관절에서는 왼쪽에서 일률 값이 팔 억제제를 하였을 때 감소하는 경향을 보이고, 오른쪽에서는 비슷하거나 증가하는 경향을 보였다. 또한 발목 관절에서는 왼쪽에서는 감소하는 경향이었고, 오른쪽에서는 증가하거나 약간 감소하는 경향을 보였다. 이러한 결과는 팔을 억제 하였을 때 왼쪽에서의 감소가 오른쪽에서의 보상성의 증가로 인해 인체의 보행 안정성을 유지시킨 것으로 사료된다.

역학분야에서 움직임을 분석하고 규명하는데 있어서 지면반발력 자료는 매우 중요한 요소이며, 지면반발력 변수 자체의 패턴 분석을 통하여 정상인과 비정상인 또는 훈련 전후를 비교하는데 사용된다. 지면반발력은 수직적 부하 전·후(anteroposterior, AP)와 내·외측(mediolateral, ML) 전단력으로 구성되어 있는데 이러한 3개의 요소는 지면반발력 벡터를 만들기 위해 결합될 수 있다[2].

앞뒤 지면반발력은 체중의 25%보다 작거나 같은 것으로 알려져 있으며, 최대 전·후 지면반발력(FAP1)과 최소 전·후 지면반발력(FAP2)는 활보장과 관련이 있는 것으로 보고되어 있다[2, 17-20]. 또한 내·외측 지면반발력은 신체의 외측 운동에 반응해 거의 내측으로 향하고 그 크

기는 활보폭(stride width)에 비례한다고 보고하였다 [2,18,19,20]. 일반적으로 전체적 보행 주기 동안 수직 지면반발력 Fz1이 Fz2에 비해 더 큰 값을 보이며, 특히 전이 정점(transition peak)이라고 불리는 Fz1과 Fz2 사이의 최소 지면반발력(Fz0)은 무릎의 굽힘과 펴으로부터 기인되는데 발이 지면에 착지하면서 발생하는 충격(Fz1)을 흡수하는 역할로서 상해 방지에 중요하다[2, 5, 21]. 본 연구 결과 정상에서의 왼쪽 값과 오른쪽 값은 비슷한 결과를 보였으나, 팔을 억제하는 양상에서는 왼쪽에서의 최대값은 감소하거나 비슷하였고, 오른쪽에서는 증가하거나 감소하였다. 오른쪽에는 증가하거나 감소하였는데, 이는 한 팔을 억제하였을 때는 인체 비대칭으로 인해 팔을 억제 한 쪽에 지면반발력은 대체로 감소하는 경향을 보였고, 두 팔을 억제하였을 때는 보행 속도의 감소로 인해 왼쪽과 오른쪽의 같은 지면반발력을 보였을 것으로 사료된다. 장종성과 이미영[22]의 연구에서는 착지시에 높이가 증가함에 따라서 지면반발력은 크게 증가되는 것을 보고 하였으며, 신화경 등[23]의 연구에서는 만성 뇌졸중 환자의 마비측에 비해서 비마비측의 최대 수직 지면반발력이 유의하게 높았다는 것을 보고하였다. 그러나 본 연구에서는 정상 성인을 대상으로 실시하였기 때문에 뇌졸중 환자들과는 다른 양상을 보였을 것으로 사료된다. 또한 황규성 등[24]의 연구에서는 보행속도증가에 따라 지면반발력도 증가하고, 나이가 증가함에 따라 지면반발력은 안정성을 잃어간다고 보고 하였다.

본 연구에서의 내·외측 지면반발력은 왼쪽에서 의미 있는 차이를 나타내었다. 이는 특히 팔을 인위적으로 강하게 흔드는 보행에서 차이가 났는데, 이는 보행속도와 관련이 되어 있다고 사료된다. 이는 정상인을 대상으로 한 보행 분석이기 때문에 근골격계에 큰 문제가 없기 때문에 팔을 억제하더라도 의미 있는 차이가 나타나지 않았지만 인위적으로 강하게 흔들었을 경우에는 정상에 비해서 보행 속도가 증가함으로써 인해서 영향을 주었을 것으로 생각된다[10]. 정상 팔 흔들기 보행에서의 자료는 다른 선행연구와 비슷한 결과를 나타내었다[2, 5].

수직 지면반발력은 보통속도로 걸을 때 두 정점 값은 체중의 약 110%이며, 파인 지점의 힘은 체중의 약 80%라고 보고되고 있다[2, 25]. 본 연구 결과 왼쪽과 오른쪽의 Fz1과 Fz2의 결과가 정상 팔 흔들기에서 선행연구[2,

5]와는 다른 결과를 보였다. 일반적으로는 Fz1의 값이 Fz2의 값보다 커야하는데 본 실험에서는 인위적으로 팔을 강하게 흔들며 걷기에서만 선행연구들과 비슷한 결과를 보인 것으로 사료된다.

본 연구는 팔 흔들기의 종류에 따른 보행 분석에서 운동역학적인 영향에 대해 알아보았다. 우리의 연구는 선행연구들과는 다르게 오른쪽과 왼쪽을 비교했기 때문에 우세손과 우세발의 영향과 보행속도에는 약간의 차이가 있었지만, 정상인을 대상으로 한 실험으로서 의미 있는 운동역학적인 차이를 보이지는 않았다. 팔 흔들기에 장애가 있는 정형외과적, 신경학적 손상이 있는 환자들과의 비교에는 제한점이 있을 것이나, 추후에는 이러한 환자들과의 비교를 통한 연구들이 많이 필요할 것으로 사료된다.

## 5. 결론

본 연구는 팔 흔들기에 따른 보행분석을 통해 운동역학적인 변화를 관찰하였다. 정상 성인 45명을 대상으로 3차원적인 보행분석을 통해서 네 가지 팔 흔들기인 정상 팔 흔들기, 한 팔 흔들기 보행, 두 팔 억제 보행, 파워 보행의 형태에 따라 측정된 결과는 정상에 비해서 각 관절에서의 보행속도, 엉덩관절 일률, 말기 디딤기의 왼쪽, 오른쪽 수직 지면반발력에서 의미 있는 차이를 보였다.

결론적으로 이러한 연구 결과들은 임상에서 환자들의 보행 분석 시 필요한 비교자료와 기초자료로 활용될 수 있을 것이다.

## REFERENCES

- [1] J. H. Yi, Kinetic analysis of the lower limb in visual handicap children. Journal of the Korea Academia-Industrial Cooperation Society, Vol. 12 No. 9, pp. 3952-3958, 2011.
- [2] G. Kim, & N. M. Yoon, A study on kinetic gait analysis of the normal adult. The Journal of Korean Society of Physical Therapy, Vol. 21, No. 2, pp. 87-95, 2009.

- [3] O. K. Lee, & D. H. An, Change in gait parameters by arm sling types in healthy adults. *The Journal of the Korea Contents Association*, Vol. 10, No. 5, pp. 267-276, 2010.
- [4] G. F. Harris, & J. J. Wertsch, Procedures for gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 41, No. 14, pp. 216-225, 1994.
- [5] N. M. Yoon, H. J. Yoon, J. S. Park, H. S. Jeong, & G. Kim, The comparative study on age-associated gait analysis in normal korean, *The Journal of Korean Society of Physical Therapy*, Vol. 22, No. 2, pp. 15-23, 2010.
- [6] A. Assi, I. Ghanem, F. Lavaste, & W. Skalli, Gait analysis in children and uncertainty assessment for Davis protocol and Gilletee Gait Index. *Gait & Posture*, Vol. 30, pp.22-26, 2009.
- [7] B. R. Umberger, Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *J Biomech*, Vol. 41, No. 11, pp. 2575-2580, 2008.
- [8] O. K. Lee, D. H. An, W. G. Yoo, J. S. Oh, & J. Y. Yoon, The variations in gait parameters and the muscle activities on the non-affected side of the shoulder girdle according to arm sling type in patients with hemiplegia. *Physical Therapy Korea*, Vol. 17, No. 3, pp.77-86, 2010.
- [9] S. T. Eke-Okoro, M. Gregoric, L. E. Larsson, Alterations in gait resulting from deliberate change of arm-swing amplitude and phase. *Clinical Biomechanics*, Vol. 12, pp. 516-521, 1997.
- [10] J. S. Kim, & O. H. Kwon, The effect of arm swing on gait in post-stroke hemiparesis, *Journal of the Korean Society of Physical Medicine*, Vol. 7, No. 1, pp. 95-101, 2012.
- [11] M. P. Ford, R. C. Wagenaar, & K. M. Newell, Arm constraint and walking in healthy adult. *Gait & Posture*, Vol. 26, No. 1, pp. 135-141, 2007.
- [12] G. H. Song, & H. O. Lee, Effect of an arm sling on gait with hemiparesis. *The Journal of Korean Society of Physical Therapy*, Vol. 18, No. 4, pp. 27-40, 2006.
- [13] H. H. Son1, & E. J. Kim, Arm swing asymmetry and effect of auditory cues on amplitude in the patients with parkinson's disease. *Journal of the Korea Academia- Industrial cooperation Society*, Vol. 14, No. 1, pp. 344-350, 2013.
- [14] S. I. Yoon, Y. S. Kim, J. H. Shim, K. A. Oh, D. W. Oh, & S. C. Chon, Effect of arm sling on walk speed and energy consumption in patients with stroke. *The Korean Academy of Physical Therapy Science*, Vol. 15, No. 1, pp. 39-45, 2008.
- [15] M. K. Chung, S. H. Kim, K. H. Lee, & T. B. Kim, An implementation of gait analysis system for evaluating gait abnormalities. *The Korea Society of Medical and Biological Engineering*, Vol. 17, No. 2, pp. 39-50, 1991.
- [16] K. L. Siegel, T. M. Kepple, & S. J. Stanhope, Joint moment control of mechanical energy flow during normal gait. *Gait & Posture*, Vol. 19, No. 1, pp. 69-75, 2004.
- [17] C. Kirtley, *Clinical Gait analysis: Theory and Practice*. London, Churchill Livingstone, pp. 83-222, 2006.
- [18] Y. S. Kwon, G. C. Kang, B. O. Jung, R. J. Park, & J. S. Kim, Moment and power of lower extremities during hemiplegic gait. *The Journal of Korean Society of Physical Therapy*, Vol. 11, No. 1, pp. 55-61, 1999.
- [19] P. O. Riley, G. Paolini, U. D. Croce, K. W. Paylo, & D. C. Kerrigan, A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture*, Vol. 26, No. 1, pp. 17-24, 2007.
- [20] M. W. Whittle, *Gait analysis: An introduction*. 4th ed, New York, Butterworth Heinemann, pp. 47-100, 2007.
- [21] B. W. Stansfield, S. J. Hillman, M. E. Hazlewood, A. A. Lawson, L. R. Loudon, & J. E. Robb, Sagittal joint kinematics, moments, and powers and predominantly characterized by speed of



progression, not age, in normal children. J Pediatr Orthop, Vol. 21, No. 3, pp. 403-411, 2001.

- [22] J. S. Chang, & M. Y. Lee, Effect of landing heights on muscle activities and ground reaction force during drop landing in healthy adults, Journal of the Korean Society of Physical Medicine, Vol. 6, No. 2, pp. 145-151, 2011.
- [23] H. K. Shin, J. W. Jung, & Y. J. Kim, The comparison of symmetry of vertical ground reaction force on pattern of sit to stand in the chronic stroke patients. Korean journal of sport biomechanics, Vol. 23, No. 3, pp. 253-259, 2013.
- [24] K. S. Hwang, M. G. Jung, & D. C. Lee, A study of the effect of walking speed upon gait parameters and foot ground reaction forces. Journal of the Ergonomics Society of Korea, Vol. 11, No. 1, pp. 93-101, 1992.
- [25] J. Perry, Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare, New Jersey, Slack, pp. 224-458, 1992.

**정 화 수(Jung, Hwa Su)**



- 2001년 2월 : 서남대학교 물리치료학과(보건학사)
- 2003년 2월 : 동신대학교 물리치료학과(이학석사)
- 2009년 3월 ~ 현재 서남대학교 작업치료학과 조교수
- 관심분야 : 신경과학, 보행분석
- E-Mail : hwasujung@nate.com

**최 수 희(Choi, Su Hee)**



- 2002년 8월 : 한국방송통신대학 보건학과(보건학사)
- 2005년 8월 : 동신대학교 물리치료학과 (이학석사)
- 2011년 2월 ~ 현재 : 서남대학교 작업치료학과 교수
- 관심분야 : 물리치료, 작업치료
- E-Mail : lilad0530@naver.com

**박 선 자(Park, Sun Ja)**



- 2004년 2월 : 대구대학교 보건학과(이학사)
- 2008년 8월 : 대구대학교 작업치료학과(이학석사)
- 2010년 9월 ~ 현재 : 서남대학교 작업치료학과 교수
- 관심분야 : 작업치료, 감각통합
- E-Mail : sjgod920@naver.com

**오 혜 진(Oh, Hye Jin)**



- 2004년 2월 : 서남대학교 물리치료학과(보건학사)
- 2006년 2월 : 서남대학교 물리치료학과(보건학석사)
- 관심분야 : 물리치료, 보행분석
- E-Mail : 820213ohj@naver.com

**조 화 영(Cho, Hwa Young)**



- 2007년 2월 : 동신대학교 물리치료학과(한의학사)
- 2009년 2월 : 전남대학교 약학과(약학석사)
- 2011년 2월 ~ 현재 : 서남대학교 작업치료학과 교수
- 관심분야 : 물리치료, 작업치료
- E-Mail : sthingtosone@naver.com