

팔걸이 형태에 따른 정상인의 보행변수 변화

Change in Gait Parameters by Arm Sling Types in Healthy Adults

이옥경*, 안덕현**

좋은강안병원 물리치료실*, 인제대학교 의생명공학대학 물리치료학과**

Ok Kyoung Lee(stkkk5497@naver.com)*, Duk Hyun An(dhahn@inje.ac.kr)**

요약

본 연구의 목적은 4가지의 다른 형태의 팔걸이를 이용하여 상지의 움직임을 제한하였을 때, 보행양상에 미치는 영향을 알아보고, 기능적인 보행을 획득하기 위한 기초자료를 제공하는 것이다. 건강한 성인 남녀 20명을 대상으로 미착용 상태와 단일 끈형, 해리스 편측형, 너줄중용, 로리안 상완 커프형 팔걸이를 착용한 상태에서 무작위 순으로 GAITRite system을 통해 보행평가를 시행하였다. 팔걸이를 착용한 동측 하지의 보장에서 유의한 결과를 나타냈다($p=.002$). 팔걸이를 착용하지 않았을 때보다 해리스 편측형 착용 시에 팔걸이를 착용한 동측 하지의 보장이 감소되었다($p=.001$). 신진형 팔걸이인 로리안 상완 커프형 착용 시에 해리스 편측형 착용 시에 비해 동측 하지의 보장이 증가되었다($p=.01$). 보행속도, 유각기, 단하지 지지기, 분속수에서는 통계적으로 유의한 변화가 없었다. 앞으로의 연구에서는 팔걸이를 착용하는 환자들에게 나타나는 보행변화에 대한 연구와 기능적인 보행패턴을 획득하기 위한 운동학적 측면의 연구가 이루어져야 할 것이다.

■ 중심어 : | 팔걸이 | 보행패턴 | 상지 흔들림 제한 |

Abstract

The purpose of this study was to investigate the variations in gait parameters according to arm slings used in healthy adults. Twenty healthy adults (9 males, 11 females) participated in this study and walked at self-selected speeds on a GAITRite-instrumented carpet. They were randomly assigned conditions: without an arm sling, a care sling, a Harris hemi arm sling, a CVA sling, and a Rolyan humeral cuff sling. The following gait parameters were analyzed: the temporo-spatial parameters of gait velocity, swing phase, single support, cadence. In the comparison of parameters in each trial, step length was statistically significantly changed ($p=.002$). The right step length was significantly decreased in the Harris hemi arm sling and increased in the Rolyan humeral cuff sling when compared with no sling. This study found that several different types arm slings varied gait pattern in healthy adults.

■ keyword : | Arm Sling | Gait Pattern | Limited Arm Swing |

I. 서론

이동(locomotion)의 한 형태인 보행(gait)은 조화된

사지의 운동을 통하여 최소의 에너지를 소모하여 효과적으로 신체의 무게 중심을 이동시키는 것으로[1-3], 신체 전반의 조화(coordination)를 필요로 하고, 두부,

접수번호 : #100203-002

접수일자 : 2010년 02월 03일

심사완료일 : 2010년 04월 19일

교신저자 : 안덕현, e-mail : dhahn@inje.ac.kr

체간, 골반의 움직임은 보행패턴과 속도와 연관이 있다 [4]. 보행은 신체의 여러 부위가 체계적으로 작용하는 인간 특유의 장소 이동 방법으로 자유롭게 상지를 움직일 수 있는 특징이 있다[5].

보행 시 상지의 역할은 골반부의 횡단면에서의 회전이 상체에 전해질 때, 상지가 반대방향으로 회전이 일어나 보상작용을 하게 되어 상지의 움직임이 몸의 균형을 유지한다는 것[6]과 척수의 CPG (central pattern generator)에서 일어나는 자연스러운 현상으로 보고되었다[7-9]. Haridas와 Zehr[9]의 연구에서는 보행동안의 피부신경자극을 통해 상지와 하지의 움직임 간에 반사적 활동이 나타남을 보고하였고, 보행 시에 피부를 통한 자극으로 인한 감각 피드백이 상지와 하지의 CPG 활성화에 영향을 준다고 보고하였다[9-11]. Ferris 등[12]은 상지의 움직임은 보행양상 전반에 걸쳐 광범위하게 보조하며, 하지근육의 활성화와 상체 움직임 사이의 관련성을 설명하였다. Zehr와 Haridas[9]는 보행 시 신체 각 부위의 움직임의 정도와 각 모멘트(angular momentum)를 측정하여 상지는 단순한 수동적인 진자 운동이 아니라고 하였으며, Jackson 등[13]은 동적 근전도를 이용하여 보행 주기 중 일정한 시기에 상지 근육, 특히 견관절 신전근의 활동이 증가된다고 보고하였다. 진자모델(pendulum model)을 사용한 연구에서는 팔 흔들기의 크기(magnitude)와 양상(phase)과 보행속도의 상관관계를 보고하였다[3][14].

정상보행에 영향을 미치는 인자는 성별, 연령, 서 있는 자세에서의 균형, 하지의 근력 등이며[15], 신경계와 근골격계의 질병이나 손상은 정상적인 보행을 방해하며, 기능적 보행을 유지하기 위한 노력으로 다양한 보상방법이 동원되고, 이러한 보상작용은 비정상적인 보행 형태를 보이며, 정상 기전의 보행보다 에너지 소모가 많고 효율성이 저하된다[16]. 보행하기 위해서는 많은 관절 및 근육의 협응, 양 하지의 상호작용이 필요하고[17], 정상적인 항중력근의 긴장과 상호 교대적이고 조화된 운동이 필요하다. Ford 등[2]은 보행 시 상지의 제한 없이 보행하는 경우 흉부와 골반의 수평축에서 유발되는 회전의 협응을 돕는다고 하였다.

팔 움직임을 제한한 보행은 족부의 증가된 반발모멘

트(reaction moment)로 인하여 하지의 역할을 가중시키고, 팔 흔들며 걷기는 관절과 골격구조에 가해지는 부하를 최소화함으로써 하지의 움직임을 능률적으로 만든다[18]. 팔의 움직임 제한에 대한 Eke-Okoro 등 [19]의 연구에서는 편측과 양측 상지의 움직임을 제한한 결과 보폭길이(stride length)와 걸음빈도(stride frequency), 보행속도가 감소됨을 보고하였다. Ford 등 [2]은 보행 시 상지의 움직임을 제한하는 경우, 양측 상부와 하부 신체의 움직임이 변화됨을 설명하였다.

Zorowitz 등[20]은 보행 시 4가지 팔걸이를 이용한 견관절 아탈구 교정 연구에서 굴곡형 팔걸이인 단일끈형 편측팔걸이(single strap hemisling)는 아탈구를 교정하며, 상지의 이완성 환자는 근 긴장도의 향상이나 수의적인 운동이 나타날 때까지 단계적으로 견인력을 감소시키며, 신전형 팔걸이인 로리안 상완 커프형 팔걸이(Rolyan humeral cuff sling)는 약간의 수의적인 운동을 하는 환자의 손상 받은 상지의 하중을 신체의 다른 부분으로 분산시키기 위해 착용할 수 있다고 보고하였다. 굴곡형은 상지를 굴곡, 내회전의 형태로 체간에 밀착시켜 고정하며, 보행 시 양팔의 대칭성과 자연스러운 팔의 진자운동을 방해할 수 있으며[21], 신전형은 상지를 신전상태로 유지하여 흔들림이 자연스럽게 허용하는 장점이 있다[22]. Yavuzer와 Ergin[23]의 연구에서 단일끈 편측팔걸이의 착용이 정상인에서는 착용 전과 착용 후 보행변수에 차이가 나타나지 않았으나, 편마비 환자들은 보행속도와 마비 측 입각기 비율의 증가와 중력중심 이동의 감소가 나타난다고 보고하였다.

보행 시 상지의 역할에 대한 연구[2][3][6][19]와 여러 가지 팔걸이 형태에 따른 아탈구의 교정에 대한 연구 [20], 정상인과 편마비 환자를 대상으로 한 팔걸이로 인한 아탈구 교정 및 보행 시 산소소모량 측정 및 근활성 측정에 대한 연구는 지속되고 있으나[23-26], 신경계 및 근골격계 손상 시 착용하는 여러 가지 형태의 팔걸이가 보행에 따른 보행 변수의 변화에 대한 비교 연구가 미흡한 실정이다. 따라서 본 연구에서는 상지 및 체간을 다르게 고정하는 각각의 팔걸이를 착용하고 보행 시에 보행변수의 변화에 차이가 있을 것이라는 가설 하에 이를 증명하기 위하여 정상인을 대상으로 4가지의

다른 형태의 팔걸이를 이용하여 보행변수의 변화를 측정하여 기능적인 보행을 유도하기 위한 기초자료를 제공하는데 목적이 있다.

II. 연구방법

1. 연구대상자 및 연구기간

본 연구는 2009년 3월 2일부터 동년 7월 31일까지 경남 소재 I 대학교에 재학 중인 10~20대의 건강한 성인 남녀 20명을 대상으로 하였고, 연구대상자의 선정 조건은 다음과 같다.

- 1) 정신 질환이 없고 신경학적 손상이 없는 자
- 2) 상지나 하지에 정형외과적 문제가 없는 자
- 3) 상지나 하지에 집중적인 훈련을 하고 있지 않은 자
- 4) 연구기간 중 균형조절과 관련된 약물을 복용하지 않은 자
- 5) 연구의 참여에 동의한 자

2. 연구도구

2.1. GAITRite System

보행분석 연구에서 보행의 분절적 접근을 위해 시간적 변수(temporal parameters)와 공간적 변수(spatial parameters)를 이용하여 분석하는 GAITRite system (GAITRite, MAP/CIR Systems Inc., CA, U.S.A.)은 시간적 변수(지지기), 속도 등은 하지 장애를 평가하고, 보행 중재 후의 보행 양상을 수치화하여 임상적 평가수단으로 활용된다. 또한 공간적 변수 중 보장시간과 보장은 하지의 비대칭성 정도를 알 수 있기 때문에 활용도가 높다[27].

이 시스템은 전자식 통로를 개인용 컴퓨터에 연결하여 보행과 관련된 시간적 요소(타이밍)와 공간적 요소(거리)를 측정할 수 있으며, 144 × 24인치의 길이에서 48 × 288인치의 격자로 배열되어 있는 5인치의 센터에 직경 1 cm의 13,824개의 센서들을 통해 보행 속도(gait velocity), 보장(step length), 유각기(swing phase), 단하지 지지기(single support), 분속수(cadence)를 측정

하였다. 본 장비는 높은 신뢰도(ICCs 0.82~0.92)와 높은 타당도를 갖고 있다[28][29].



그림 1. GAITRite 측정모습

2.2 팔걸이(arm sling)

각기 다른 4가지 형태의 팔걸이를 본 실험에 사용하였으며, 단일 끈형(single strap sling)은 근골격계 및 신경계 손상 시 상지의 움직임 제한하기 위해 일반적으로 사용되는 형태의 팔걸이이다[그림 2a]. 해리스 편측형(Harris hemi arm sling)은 상지의 무게를 두 커프를 교차시켜 양측 어깨에 분배시킨다. 등부의 패드는 팔걸이가 흘러내리는 것을 방지하고, 착용 후에 팔걸이의 착용 및 제거는 보조없이 환자 스스로 하도록 제작되었다[그림 2b]. 뇌졸중용(CVA sling)은 두 개의 커프로 구성되어 있다. 편마비환자들의 아탈구 방지를 위해 착용하는 팔걸이이다[그림 2c]. 로리안 상완 커프형(Rolyan humeral cuff sling)은 편측의 전방 아탈구를 예방하며, 상완 골두가 관절와 내에서 외회전된 상태로 위치하도록 하고 상지가 굴곡되는 기존의 팔걸이의 단점을 보완한 신전형으로, 정상적인 정렬에 유사하도록 고안되었다[그림 2d].

2.3 변수의 정의

본 연구에서 측정한 보행관련 시공간적 변수는 McDonough 등[28]과 Robinson 등[29]의 연구에서 활용되어진 요인을 분석하였으며, 그 정의는 다음과 같다.

- 1) 보행 속도(gait velocity): 보행한 거리를 소요된 시간으로 나눈 값
- 2) 보장(step length): 한 발의 뒤꿈치에서 반대측 발의 뒤꿈치까지의 간격

- 3) 유각기(swing phase): 한 발이 지면에서 떨어진 순간부터 동측 발이 다시 지면에 닿기 직전까지의 기간
- 4) 단하지 지지기(single support): 편측 하지가 지면에 닿아있는 기간
- 5) 분속수(cadence): 보행한 거리에 찍힌 걸음(step) 수를 시간으로 나눈 값



그림 2. 팔걸이 종류 a. 단일 끈형 b. 해리스 편측형 c. 뇌졸중용 d. 로리안 상완 커프형

3. 연구절차

각 연구대상자에게 실험의 전 과정을 설명한 후, 키와 몸무게를 측정하였다. 팔걸이 착용은 모든 대상자들에게 동일한 치료사가 착용시켰으며, 순서는 무작위로 실행하였다. 모든 실험은 신발을 벗고 시행하였고, 본 실험 전에 자연스러운 보행동작이 될 수 있도록 “정면을 보고 편하게 걸어가세요.” 라는 구두지시와 함께 사전 연습을 실시하였다. 이후 사전연습과 동일한 방법으로 본 실험을 실시하였다. 144 × 24인치 전자식 통로에서 각 대상자에게 무작위 순으로 팔걸이 미착용, 단일 끈형, 해리스 편측형, 뇌졸중용, 로리안 상완 커프형을 우세 팔(우측 팔)에 착용하고 총 5회의 평가를 시행하였다. 보행속도는 대상자의 환경적 요인과 심리적인 요인에 영향을 줄 수 있으며, 수의적이고 기능적인 움직임

직업에 변화를 가져올 수 있으므로, 일상생활 동안 이루어지는 가운데 시간적·공간적 보행변수들의 변화를 살펴보기 위해 자연스러운 동작을 유도하였다.

4. 분석방법

본 연구결과와 통계처리는 상용 프로그램인 SPSS 17.0을 사용하였고, 각 팔걸이에 따른 운동학적 변인을 비교하기 위하여 반복측정된 일요인 분산분석(one-way repeated ANOVA)을 이용하였으며, 사후 검정은 본페로니 교정(Bonferroni correction)을 실시하였다. 각 항목별 통계적 유의수준 α 는 .05로 설정하였다.

III. 결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

연구대상자 중 남성은 9명(45.0%), 여성은 11명(55.0%)이었다. 평균연령은 19.8±1.7세(범위: 18.0~23.0세)고, 평균 신장은 165.2±8.5 cm(범위: 152.3~177.5 cm), 평균 몸무게는 57.7±8.8 kg(범위: 42.1~75.0 kg)이었다 [표 1].

표 1. 연구대상자의 일반적 특성 (N=20)

일반적 특성	평균±표준편차	범위
성별 남(%)	9(45.0)	
여(%)	11(55.0)	
나이(세)	19.8±1.7	18.0~23.0
키(cm)	165.2±8.5	152.3~177.5
체중(kg)	57.7±8.8	42.1~75.0

2. 보행변수의 변화

2.1 보행 속도(gait velocity)

보행 속도는 팔걸이를 착용하지 않았을 때 121.85±15.34 cm/s이었으나, 단일 끈형과 해리스 편측형, 뇌졸중용 팔걸이 착용 시에 각각 120.68±12.43 cm/s, 120.91±13.67 cm/s, 120.35±10.34 cm/s 이었고, 신전형인 로리안 상완 커프형 팔걸이는 122.42±12.63 cm/s로 나타났다. 팔걸이 미착용 시 보다 각각의 팔걸이 착용이 보

행 속도의 감소를 보였으나 통계적으로 유의하지 않았다[표 2].

2.2 보장(step length)

좌측 보장의 경우 팔걸이 미착용 시에 64.09±6.38 cm로, 단일 끈형, 해리스 편측형, 뇌졸중용, 로리안 상완 커프형 팔걸이 착용 시에 각각 63.79±6.05 cm, 63.46±5.56 cm, 63.93±4.74 cm, 63.97±5.41 cm로 감소를 보였으나 통계학적으로 유의하지 않았다. 그러나 우측 보장에서 팔걸이 미착용 시 63.92±6.38 cm, 단일 끈형 착용 시 63.04±6.14 cm, 해리스 편측형 착용 시 62.15±5.72 cm, 뇌졸중용 착용 시에 63.13±5.11 cm으로 나타났고, 로리안 상완 커프형 착용 시 64.37±6.02 cm로 통계적으로 유의하게 증가되었다(p=.002)[표 2]. 우측 보장에 대한 사후검정 결과 팔걸이를 착용하지 않았을 때와 해리스 편측형 팔걸이 사용 시 유의한 차이를 나타냈으며(p=.001), 로리안 상완 커프형과 해리스 편측형 팔걸이의 착용에서 유의한 차이를 나타냈다(p=.01) [그림 3].

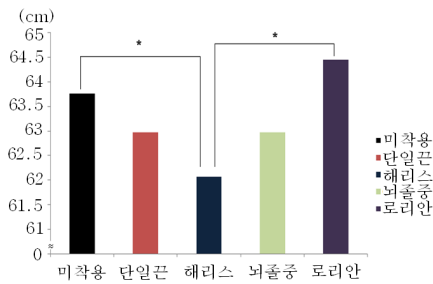


그림 3. 각 팔걸이 별 우측 보폭 비교. * p<.05

2.3 유각기(swing phase)

좌측 유각기는 팔걸이 미착용 시에 40.04±1.46%이었으며, 단일 끈형, 해리스 편측형, 뇌졸중용, 로리안 상완 커프형 팔걸이 착용 시에 각각 39.92±1.75%, 40.02±1.80%, 40.04±1.84%, 39.86±1.22%로 통계학적으로 유의하지 않았다. 우측 유각기는 팔걸이 미착용 시에 39.51±1.14%이었으며, 단일 끈형, 해리스 편측형, 뇌졸중용, 로리안 상완 커프형 팔걸이 착용 시에 각각 39.65±2.04%, 39.66±1.83%, 39.38±1.31%, 40.24±1.56%로 각 팔걸이에 따른 차이를 보였으나 통계적으로 유의하지 않았다[표 2].

2.4 단하지 지지기(single support)

좌측 단하지 지지기는 팔걸이 미착용 시에 39.48±1.57이었으며, 단일 끈형, 해리스 편측형, 뇌졸중용, 로리안 상완커프형 팔걸이 착용 시에 각각 39.30±1.30%, 39.60±1.60%, 39.60±1.60%, 39.86±1.82%, 40.10±1.15%로 통계적으로 유의하지 않았다. 우측 단하지 지지기는 미착용 시 40.08±1.13%이었으며, 단일 끈형, 해리스 편측형, 뇌졸중용, 로리안 상완커프형 팔걸이 착용 시에 각각 40.26±2.17%, 40.12±2.90%, 39.53±1.01%, 40.14±1.83%로 각 팔걸이에 따른 차이를 보였으나 통계적으로 유의하지 않았다[표 2].

2.5 분속수(cadence)

분속수는 팔걸이 미착용 시에 113.86±7.94 보/분이었으며, 단일 끈형, 해리스 편측형, 뇌졸중용, 로리안 상완 커프형 팔걸이 착용 시에 각각 114.39±6.88 보/분, 115.73±10.39 보/분, 114.09±7.57 보/분, 114.58±6.28 보/분으로 통계적으로 유의한 차이가 없었다[표 2].

표 2. 팔걸이 미착용 및 각 팔걸이 착용에 따른 보행변수의 변화

(N=20)

변수	미착용	단일 끈형	해리스 편측형	뇌졸중용	로리안 상완 커프형	p
보행 속도(cm/s)	121.85±15.34a	120.68±12.43	120.91±13.67	120.35±10.34	122.42±12.63	.289
좌측 보장(cm)	64.09±6.38	63.79±6.05	63.46±5.56	63.93±4.74	63.97±5.41	.922
우측 보장(cm)	63.92±6.38	63.04±6.14	62.15±5.72	63.13±5.11	64.37±6.02	.002
좌측 유각기(%)	40.04±1.46	39.92±1.75	40.02±1.80	40.04±1.84	39.86±1.22	.902
우측 유각기(%)	39.51±1.14	39.65±2.04	39.66±1.83	39.38±1.31	40.24±1.56	.337
좌측 단하지 지지기(%)	39.48±1.57	39.30±1.30	39.60±1.60	39.86±1.82	40.10±1.15	.164
우측 단하지 지지기(%)	40.08±1.13	40.26±2.17	40.12±2.90	39.53±1.01	40.14±1.83	.294
분속수(보/분)	113.86±7.94	114.39±6.88	115.73±10.39	114.09±7.57	114.58±6.28	.864

a평균±표준편차.

VI. 고찰

본 연구는 건강한 성인을 대상으로 보행 시에 다양한 형태의 팔걸이를 적용하여, 상지의 제한 형태에 따라 보행에 나타나는 차이점을 분석하였다. 정상적인 보행 동안의 교대로 발생하는 팔 흔들기는 반대 측 다리 흔들기와 함께 나타난다[3][32]. 일반적으로 사용되는 단일관형 팔걸이는 아탈구의 교정효과가 뛰어나고, 견관절에 나타나는 견인력을 감소시키는데 효과적이라고 하였으나[20], 보행 시 양팔의 대칭성과 진자운동을 방해하여 기능적인 보행을 하는데 어려움이 있다[21]. 반면 신전형은 상지의 흔들림이 자연스럽고, 상완의 내전과 내회전, 주관절 굴곡을 유도하지 않는 장점이 있다[22].

LaFiandra 등[33]은 상지의 제한으로 인한 수평적인 흉부 회전의 감소는 골반으로 전해지는 힘의 양을 경감시키고, 이로 인하여 골반의 수평면에서의 회전을 감소시키며, 이러한 흉부와 골반의 회전 감소는 보장의 감소를 유발한다고 하였다[14]. Ford 등[2]은 10명의 건강한 성인을 대상으로 보행시 편측 상지를 제한하였을 때, 상부와 하부 신체 사이 움직임의 협조성을 유지하기 위해 반대 측 상지의 흔들림이 증가됨을 보고하였다. 이러한 현상은 감소된 하부체간의 회전에 대해 고관절의 진폭을 증가시키기 위한 작용이라고 하였다. 보행 시 흉부 체간의 안정성은 복측수, 입각기 등의 보행 변수에 영향을 주고, 흉부와 골반 회전의 감소는 보장의 감소를 통해 보행속도의 감소를 유발한다[34][35]. 본 연구에서 팔걸이로 인해 제한된 상지의 동측인 우측의 보장에서 유의한 변화를 나타냈다. 굴곡형의 팔걸이인 단일관형, 해리스 편측형, 뇌졸중용 팔걸이에서 착용하지 않았을 때 보다 우측 보장의 감소가 나타났으며, 사후검정에서는 팔걸이를 착용하지 않았을 때와 해리스 편측형 팔걸이에서 유의한 결과를 나타냈다($p < .05$). 해리스 편측형 팔걸이는 상지의 무게를 두 커프를 교차시켜 양측 어깨에 분배시키고, 등부의 패드는 팔걸이가 흘러내리는 것을 방지하고, 흉부에 안정성을 제공한다. 상지의 제한과 패드로 인한 흉부회전의 제한으로 인해 우측 보장의 유의한 감소를 나타낸 것으로

사료된다.

Zorowitz 등[20]의 연구에서는 로리안 상완 커프형 팔걸이는 굴곡형 팔걸이의 단점을 보완한 신전형으로, 정상적인 정렬을 최대한 유지하도록 함으로써 견관절의 안정성을 제공할 뿐만 아니라 비정상적인 정렬을 개선하고, 보행 시 체간의 전방굴곡을 감소시켜 상부 체간의 안정성 향상에도 기여한다고 보고하였다. 본 연구에서는 신전형의 로리안 상완 커프형 팔걸이와 해리스 편측형 팔걸이에서도 우측 보장의 유의한 차이가 나타났다($p = .01$). 커프가 상완골을 외회전 상태를 유지하면서, 위치를 수직과 회전방향에서 교정할 수 있도록 설계되어 있고[20], 본 연구에서 보행 시에 신전 상태로 자연스러운 보행을 유도함으로써 보장의 증가를 유발한 것으로 사료되며, 이는 Kubo 등[34]이 팔 흔들기를 통한 흉부체간과 골반 사이의 회전의 증가가 보장의 증가 및 보행속도의 증가를 유발한다는 결과와 일치한다.

팔의 움직임이 보행에 미치는 영향과 보행의 속도에 따른 팔의 움직임 변화와 같이 상지와 보행의 관련성에 대한 많은 연구가 있다[3][6][14]. 보행 시에 팔 움직임을 제한하였을 때 다양한 형태의 보상작용으로 인해 변화된 보행패턴이 유발됨을 보고하였다[2][19][33].

Eke-Okoro 등[19]은 13명의 건강한 성인을 대상으로 다양한 상지 제한 형태에 따른 보행 패턴의 변화를 비교한 연구에서 편측 상지와 양측 상지를 스트랩(strap)으로 제한한 경우에 최대보행속도는 감소하였으며, 걸음빈도(stride frequency)가 증가하고, 보장(stride length)의 감소를 보고하였다. Ford 등[2]은 10명의 건강한 성인을 대상으로 상지를 제한하지 않은 상태와 우세 상지, 그리고 비우세 상지를 각각 제한하였을 때, 골반과 흉부, 체간의 회전이 감소되고, 반대측 상지의 진자운동이 증가됨을 나타냈으며, 상지의 움직임에 제한이 있을 때, 상지와 하지의 협조성의 감소로 인해 보행속도가 감소됨을 보고하였다.

본 연구에서는 보행 시 4가지 형태의 팔걸이 착용 유·무에 따른 보행패턴의 변화를 비교하였고, 보행변수 중 팔걸이를 착용한 동측의 하지의 보장에서 유의한 변화를 나타냈다($p < .05$). 상지를 굴곡형태로 유지하는 팔걸이 착용 시에 미착용상태보다 보장의 감소를 나타

냈으며, 신전형의 팔걸이인 로리안 상완 커프형 팔걸이 착용 시에 미착용 상태와 비교하여 증가되었다. 로리안 상완 커프 팔걸이는 건관절을 외회전, 주관절을 신전상태로 유지시켜서 미착용 상태의 보행과 유사한 형태를 나타냈다. Eke-Okoro 등[19]과 Ford 등[2]의 연구에서는 상지에 스트랩(strap)을 이용하여 체간에 고정시켜서 상지 제한과 동시에 체간의 움직임을 제한하여 보행속도의 변화를 분석하였다. 본 연구에서는 굴곡형 팔걸이가 신전형의 로리안 상완 커프형보다 보행속도가 감소됨을 보였으나 통계적으로 유의하지 않았으며, 이러한 결과는 체간에 직접적인 제한을 하지 않은 것이 보행속도에서 차이를 보인 것으로 사료된다.

본 연구의 제한점은 작은 수의 대상자로 연구가 진행되었고, 건강한 성인에게서 나타난 결과를 통하여 실제로 팔걸이를 착용하는 환자들의 문제점을 설명하기 어려우며, 보행 변수만을 분석하여 충분한 보상작용을 설명하기 어렵다. 따라서 향후 연구에서는 많은 연구대상자를 분석하여 팔걸이를 착용하는 환자들에게 다양한 적용하여 나타나는 문제점과 근활성도를 포함한 다양한 보행패턴의 변화를 측정할 수 있는 평가도구를 이용하여 다양한 측면의 연구가 이루어져야 할 것이다.

V. 결론

본 연구에서는 20명의 건강한 성인을 대상으로 팔걸이의 착용 유·무와 착용 형태에 따른 보행 변수의 변화를 알아보기 위해 팔걸이 미착용 시와 단일 끈형, 헤리스 편측형, 너줄중용, 로리안 상완 커프형 팔걸이 착용의 5가지 경우의 보행을 무작위순으로 시행하였다. 그 결과는 다음과 같다.

- 1) 팔걸이를 착용하였을 때가 착용하지 않았을 때보다 보행속도가 감소되었으나 통계적으로 유의하지 않았다.
- 2) 팔걸이를 착용한 동측 하지의 보장에서 유의한 차이를 나타냈다($p=.002$). 팔걸이를 착용하지 않았을 때보다 굴곡형의 팔걸이인 단일 끈형 팔걸이, 헤리스 편측형, 너줄중용 팔걸이 착용 시에 팔걸이를

착용한 동측 하지의 보장이 감소되었다. 신전형 팔걸이인 로리안 상완 커프형 팔걸이 착용 시에 동측 하지의 보장이 증가되었다. 팔걸이를 착용하지 않았을 때와 헤리스 편측형 팔걸이 착용 하였을 때, 신전형 로리안 상완 커프형 팔걸이와 헤리스 편측형 팔걸이 착용 시에 유의한 차이가 나타났다 ($p=.01$).

- 3) 유각기, 단하지지지기, 분속수에서는 통계적으로 유의한 변화가 없었다.

본 연구의 결과, 건강한 성인의 팔걸이 착용을 통한 상지의 제한이 보행에 변화를 유도하였으나, 보장을 제외한 대부분의 보행변수에는 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 그러나 신전형의 로리안 상완 커프형 팔걸이에서 자연스러운 상지의 움직임을 허용하여 질적으로 향상된 보행이 유도되었고, 추후 연구에서는 이러한 형태의 팔걸이가 체간과 팔반 등에 미치는 영향을 운동학적 연구와 근골격계 또는 신경학적 문제로 인해서 팔걸이를 착용하는 환자들을 대상으로 기능적인 보행패턴을 획득하기 위한 연구가 이루어져야 할 것이다.

참고 문헌

- [1] S. F. Donker, P. J. Beek, R. C. Wagenaar, and T. Mulder, "Coordination between arm and leg movements during locomotion," *J. of Motor Behavior*, Vol.33, No.1, pp.86-102, 2001.
- [2] M. P. Ford, R. C. Wagenaar, and K. M. Newell, "Arm constraint and walking in healthy adults," *Gait Posture*, Vol.26, No.1, pp.135-141, 2007.
- [3] R. C. Wagenaar and R. E. van Emmerik, "Resonant frequencies of arms and legs identify different walking patterns," *J. of Biomechanics*, Vol.33, No.7, pp.853-861, 2000.
- [4] J. Perry, *Gait Analysis: Normal and pathological function*, New Jersey, Slack, 1992.
- [5] J. R. Gage, *Gait Analysis in Cerebral Palsy*, London, Cambridge University Press, 1991.

- [6] B. R. Umberger, "Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking," *J. of Biomechanics*, Vol.41, No.11, pp.2575-2580, 2008.
- [7] S. Grillner and P. Zangger, "How detailed is the central pattern generation for locomotion?" *Brain Research*, Vol.88, No.2, pp.367-371, 1975.
- [8] K. I. Ustinova, A. G. Feldman, and M. F. Levin, "Central resetting of neuromuscular steady states may underlie rhythmical arm movements," *J. of Neurophysiology*, Vol.96, No.3, pp.1124-1134, 2006.
- [9] E. P. Zehr and C. Haridas, "Modulation of cutaneous reflexes in arm muscles during walking: further evidence of similar control mechanisms for rhythmic arm and leg movements," *Experimental Brain Research*, Vol.149, No.2, pp.260-266, 2003.
- [10] E. P. Zehr, K. L. Hesketh, and R. Chua, "Differential regulation of cutaneous and H-reflexes during leg cycling in humans," *J. of Neurophysiology*, Vol.85, No.3, pp.1178-1184, 2001.
- [11] J. Duysens and T. Tax, *Interlimb reflexes during gait in cat and human*. In: S.P. Swinnen, H. Heuer, J. Massion, P. Casaer(eds), *Interlimb Coordination: neural, dynamic, and cognitive constraints*. Academic Press, pp.97-126, 1994.
- [12] D. P. Ferris, H. J. Huang, and P. C. Kao, "Moving the arms to activate the legs," *Exercise and Sport Science Reviews*, Vol.34, No.3, pp.113-120, 2006.
- [13] K. M. Jackson, J. Joseph, and S. J. Wyard, "The upper limbs during human walking, Part 2: Function," *Electromyography Clinical Neurophysiology*, Vol.23, No.6, pp.435-446, 1983.
- [14] M. Kubo, R. C. Wagenaar, E. Saltzman, and K. G. Holt, "Biomechanical mechanism for transitions in phase and frequency of arm and leg during walking," *Biological Cybernetics*, Vol.91, No.2, pp.91-98, 2004.
- [15] R. W. Bohannon, "Gait performance of hemiplegic stroke patient: Selected variables," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.68, No.11, pp.777-781, 1987.
- [16] L. K. Smith, E. I. Weiss, and L. D. Lehmkuhl, *Brunstrom's Clinical Kinesiology*. 5th Ed, Philadelphia, FA Davis Company, 1996.
- [17] S. V. Fisher and G. Gullickson Jr, "Energy cost of ambulation in health and disability: A literature review," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.59, No.3, pp.124-133, 1978.
- [18] J. Park, "Synthesis of natural arm swing motion in human bipedal walking," *J. of Biomechanics*, Vol.41, No.7, pp.1417-1426, 2008.
- [19] S. T. Eke-Okoro, M. Gregoric, and L. E. Larsson, "Alterations in gait resulting from deliberate changes of arm-swing amplitude and phase," *Clinical Biomechanics*, Vol.12, No.7, pp.516-521, 1997.
- [20] R. D. Zorowitz, D. Idank, T. Ikai, M. B. Hughes, and M. V. Johnston, "Shoulder subluxation after stroke: a comparison of four supports," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.76, No.8, pp.763-771, 1995.
- [21] M. M. Brooke, B. J. de Lateur, G. C. Diana-Rigby, and K. A. Questad, "Shoulder subluxation in hemiplegia: effects of three different supports," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.72, No.8, pp.582-586, 1991.
- [22] 한경희, 김경덕, 장기언, "팔걸이의 4가지 유형에 따른 견관절 아탈구 교정효과의 방사선학적 비교", *대한재활의학회지*, 제18권, 제1호, pp.118-124,

- 1994.
- [23] G. Yavuzer and S. Ergin, "Effect of an arm sling on gait pattern in patients with hemiplegia," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.83, No.7, pp.960-963, 2002.
- [24] 김정태, 박성현, "팔걸이 착용이 편마비 환자의 보행지지기 동안 하지 근육의 활성화도에 미치는 영향", *한국체육학회지*, 제46권, 제1호, pp.713-722, 2007.
- [25] 윤성익, "성인편마비환자에서 팔걸이가 보행 중 에너지 소모량에 미치는 영향", *한양대학교 대학원 석사학위논문*, 2004.
- [26] 이도경, 한승진, 윤성익, 김미정, 이규훈, "팔걸이가 편마비환자의 기립자세 균형에 미치는 영향", *대한재활의학회지*, 제28권, 제6호, pp.532-536, 2004.
- [27] R. W. Kressing, R. J. Gregor, A. Oliver, D. Waddell, W. Smith, M. O'Grady, A. T. Curns, and M. Kutner, "Temporal and spatial features of gait in older adults transitioning to frailty," *Gait Posture*, Vol.20, No.1, pp.30-35, 2004.
- [28] B. Bilney, M. Morris, and K. Webster, "Concurrent related validity of the GAITRite walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait," *Gait Posture*, Vol.17, No.1, pp.68-74, 2003.
- [29] H. B. Menz, M. D. Latt, A. Tiedemann A, M. Mun San Kwan, and S. R. Lord, "Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people," *Gait Posture*, Vol.20, No.1, pp.20-25, 2004.
- [30] A. L. McDonough, M. Batavia, P. C. Chen, S. Kwon, and J. Ziai, "The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: A preliminary evaluation," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.82, No.3, pp.419-425, 2001.
- [31] R. W. Bohannon, "Gait performance of hemiplegic stroke patient: Selected variables," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.68, No.11, pp.777-781, 1987.
- [32] D. Webb, R. H. Tuttle, and M. Baksh, "Pendular activity of human upper limbs during slow and normal walking," *American J. of Physical Anthropology*, Vol.93, No.4, pp.477-489, 1994.
- [33] M. LaFiandra, R. C. Wagenaar, K. G. Holt, and J. P. Obusek, "How do load carriage and walking speed influence trunk coordination and stride parameters," *J. of Biomechanics*, Vol.36, No.1, pp.87 - 95, 2003.
- [34] M. Kubo, K. G. Holt, E. Saltzman, and R. C. Wagenaar, "Changes in axial stiffness of the trunk as a function of walking speed," *J. of Biomechanics*, Vol.39, No.4, pp.750-757, 2006.
- [35] R. C. Wagenaar and W. J. Beek, "Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis," *J. of Biomechanics*, Vol.25, No.9, pp.1007-1015, 1992.
- [36] J. D. Ortega, L. A. Fehman, and C. T. Farley, "Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking," *J. of Biomechanics*, Vol.41, No.16, pp.3303-3308, 2008.

저 자 소 개

이 옥 경(Ok Kyoung Lee)

정희원



- 2010년 2월 : 인제대학교 대학원 물리치료학과(물리치료학석사)
 - 2003년 3월 ~ 현재 : 좋은강안병원 물리치료사
- <관심분야> : 물리치료, 보행

안 덕 현(Duk Hyun An)

정회원



- 1990년 2월 : 연세대학교 재활학과 (보건학사)
 - 1994년 8월 : 연세대학교 보건대학원 보건학과(보건학석사)
 - 2000년 8월 : 연세대학교 대학원 재활학과(이학박사)
 - 2003년 3월 ~ 현재 : 인제대학교 물리치료학과 부교수
- <관심분야> : 성인 물리치료, 노인, 재활공학