



■ 윤나미, 윤희종, 박장성<sup>1</sup>, 정화수<sup>2</sup>, 김건<sup>3</sup>

■ 목포과학대학 물리치료과, <sup>1</sup>서남대학교 보건과학대학 물리치료학과, <sup>2</sup>서남대학교 보건과학대학 작업치료학과, <sup>3</sup>동신대학교 보건복지대학 물리치료학과

## The Comparative Study on Age-associated Gait Analysis in Normal Korean

Na-Mi Yoon, PT, PhD; Hee-Jong Yoon, PT, PhD; Jang-Sung Park, PT, PhD<sup>1</sup>; Hwa-Su Jeong, PT<sup>2</sup>; Geon Kim, PT<sup>3</sup>

Department of Physical Therapy, Mokpo Science College; <sup>1</sup>Department of Physical Therapy, College of Medicine, Seonam University; <sup>2</sup>Department of Occupational Therapy, College of Medicine, Seonam University; <sup>3</sup>Department of Physical Therapy, College of Public Health and Welfare, Dongshin University

**Purpose:** This study was done to establish reference data for temporo-spatial, kinematic and kinetic parameters for normal Koreans as they age.

**Methods:** Normal adults and children without a previous history of musculoskeletal problems were enrolled in this study. The normal subjects were divided by age into three groups: Group I: children ( $11.95 \pm 0.29$  years); Group II: young adults ( $23.90 \pm 3.67$  years); Group III: older adults ( $71.40 \pm 4.08$  years). The temporo-spatial and kinematic data were measured using 6 MX3 cameras while each subject walked through a 10 m walkway at a self-selected speed. The kinetic data were measured using 2 force plates and were calculated by inverse dynamics.

**Results:** Motion patterns are typically associated with a specific phase of the gait cycle. Our results were as follows: 1. There were significant differences between the different age groups in temporo-spatial parameters such as cadence, double support, time of foot off, stride length, step length, and walking speed. 2. There were significant differences between the groups in kinematic parameters such as range of motion (ROM) of the hip, knee and ankle in the sagittal plane, ROM of the pelvis, hip and knee in the coronal plane and ROM of the pelvis, hip and ankle in the transverse plane. 3. There were significant differences between the groups in kinetic parameters such as joint moments of force, joint mechanical power generation or absorption and ground reaction forces.

**Conclusion:** The results of this study can be utilized (a) as a reference for kinematic and kinetic data of gait analysis in normal Koreans, and (b) as an aide in evaluating and treating patients who have problems relating to gait.

**Keywords:** Normalgait, Temporo-spatial parameters, Kinematic parameters, Kinetic parameters, Three dimensional gait analysis

논문접수일: 2010년 1월 10일

수정접수일: 2010년 2월 11일

게재승인일: 2010년 3월 13일

교신저자: 김건, gunman05@hanmail.net

## I. 서론

보행은 인간의 가장 기본적인 동작으로 인체가 두 발 보행(bipedal gait)을 통해 하나의 지점에서부터 다른 지점으로 이동하는 것이다. 발뒤꿈치에서 발가락에 이르는 활보 보행(heel-toe striding gait)으로 하나의 하지와 순차적인 다른 하지에 의해 지지를 교대로 하는 반복성 패턴은 보다 원시적인 인간으로부터 인류를 구별하는 많은 진화 중에서 최상의 것이다.<sup>1</sup>

병적 보행은 정상적인 보행 운동요소 중에 하나 이상의 특이적인 항진 또는 억제에 의해 초래되는데, 이로 인한 잘못된 보행동작은 뇌와 인체 구조, 관절, 근육 등에 질병을 야기할 수 있다.<sup>2</sup>

보행분석은 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.<sup>3</sup> Kang과 Dingwell<sup>4</sup>은 정상 성인에서의 보행 안정성에 보행속도, 근력, 관절운동범위가 상관관계가 있었다고 보고하였다. 이러한 하지 장애가 없는 대상자의 보행분석은 보행의 특징을 설명할 수 있으며, 재활 결과를 개선하기 위한 근골격계 질환을 이해하는 틀을 제공하며 병적 보행을 보이는 사람들로 부터 획득된 자료에 대한 임상적 해석에 영향을 줄 수 있다.

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 또는 비정상 원인을 알아내는 데 유용하게 사용되지만 정량적 측정의 의미는 없는 동적 근전도 등을 통해 전체적인 보행능력을 분석한다.

운동형상학(kinematics)은 인체 분절과 관절의 가속도와 속도, 각도 및 위치에 대한 관점으로부터 보행을 기술하는 것이다. 그러나 보행과 같은 복잡한 활동의 적절한 정량적인 기술을 위해서는 운동형상학과 운동역학적인 자료가 모두 필요한 것은 명백하다.

운동역학(kinetics)은 관련된 대상의 위치나 방향에 대한 고려 없이 힘(forces), 모멘트(moments), 질량(masses), 그리고 가속도(accelerations)를 연구하는 분야이며, 예를 들면 힘판(force platform)으로 잘 알려진 기구는 하지의 위치 또는 관절의 각도에 관한 정보 없이 보행 동안에 발 아래에서의 힘을 측정하

기 위해 사용된다. 지면반발력은 내외측 및 전후 전단력(shear force), 수직적 부하(vertical load)로 구성되어 있는데 이러한 3개의 요소는 지면반발력 벡터(vector)를 만들기 위해 결합될 수 있다.

인간의 성장과 노화의 과정을 표현하는 용어를 정의해 보면 먼저 신생아기를 포함해서 보행이 가능하기 전까지를 영아기(infant), 생후 1년 이후부터 4세까지를 유아기(young children), 5세부터 15세까지의 시기를 소아기(children)라고 한다. 넓은 뜻으로는 출생에서부터 12-13세경까지를 아동기(childhood)라고 총칭하며, 소아기와 청년기를 거쳐 노년기까지의 기간 중 보통 20-60세까지를 성인기(adulthood)라고 한다. 인생주기의 마지막 단계로 건강의 쇠퇴와 사회활동의 제한이 따르는 노년기(senility)의 시점을 정확히 규정하기가 쉽지 않으나, 우리나라(노인장기요양보험법)는 물론 외국(Older Americans Act)에서도 65세를 노년기를 구분하는 기준 연령으로 주지하고 있다. 보행성숙이론에 기초하면 보행의 완성은 최소한 4년 이상의 기간이 걸린다고 하며,<sup>5</sup> 성숙한 보행패턴은 7세 무렵에 성립되고 청소년기에도 지속적으로 수정되고 노화가 진행됨에 따라 퇴행성 관절염 및 근력약화 등으로 인해 보행능력이 점점 떨어진다 고 한다.<sup>6</sup> 이러한 인간의 순차적인 정상 보행패턴의 변화를 적절히 분석하기 위해서는 성, 연령, 신장 및 보행속도의 차이를 고려해야 하며 정상인이라 해도 아동과 노인의 보행패턴은 다르며, 남자와 여자의 보행 역시 다르다.<sup>7</sup>

그러나, 지금까지의 보행분석에 관한 선행 연구들은 대부분 소수의 한정된 환자군과 정상군을 대상으로 한 연구들이 많았기 때문에 정상인 및 병적 보행을 보이는 환자들을 위한 보행 분석의 표준자료로 사용하는 데 부족함이 있었다. 특히 임상에서는 서양인을 대상으로 한 연구의 자료를 이용하기 때문에 보행에 관한 문제점을 파악하고 치료하는 데 있어 그 자료의 타당성과 신뢰성에 많은 문제가 있었다. 또한 이러한 연구들은 운동형상학, 운동역학, 근전도 분석을 각각 독립적으로 수행했기 때문에 통합적인 보행분석에 대한 연구가 필요하다.<sup>8-11</sup>

본 연구는 우리나라 연령별 보행분석을 통해 보행주기의 변화치를 비교분석하여 시·공간적 지표와 운동형상학 및 운동역학적 매개변수에 대한 기초자료를 제공하고, 향후 환자들의 보행분석 시 필요한 임상적 비교자료를 제공하는 데 그 목적이 있다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

본 연구는 우리나라 소아(children), 성인(young adults), 노인

**Table 1.** General characteristics of the subjects

		Children	Young adults	Older adults	F	p
Sex	Male	15	15	15		
	Female	15	15	15		
	Total	30	30	30		
Age (years)		11.95±0.29	23.90±3.67	71.40±4.08	2945.37	0.00
Height (cm)		150.46±6.35	166.37±8.04	158.87±9.28	29.80	0.00
Weight (kg)		45.40±9.80	62.36±12.85	64.45±7.72	30.62	0.00
Body mass index (kg/m <sup>2</sup> )		19.94±3.42	22.34±3.23	25.58±2.71	24.52	0.00
Leg length (mm)		77.33±3.23	83.75±3.63	79.78±4.73	20.47	0.00
Knee width (mm)		9.42±0.88	10.17±0.57	10.07±0.52	10.71	0.00
Ankle width (mm)		6.55±0.54	6.74±0.61	7.03±0.47	6.04	0.00

Values are mean±SD

(older adults)의 연령별 보행분석을 통해 보행주기의 변화치를 비교분석하기 위해서 소아 30명(15/15), 성인 30명(15/15), 노인 30명(15/15) 총 90명의 정상인을 대상으로 연구하였다. 각 대상들은 정상적인 일상생활을 하고 있으며, 병적 보행의 과거력 및 현 병력이 없고 보행에 영향을 줄 만한 신경근골격계 손상이 없는 정상인이었다. 모든 대상자들에게 본 연구의 목적 및 내용을 충분히 설명하고 동의를 얻은 후 M대학 동작분석실에 설치되어 있는 3차원 동작분석기를 이용하여 2009년 6월부터 8월까지 본 연구를 실시하였다. 연구 대상자의 일반적 특성을 알아보기 위해 InBody J05 system(Biospace Co., 미국)을 이용하여 분석한 결과는 Table 1과 같다.

## 2. 실험방법

보행분석에 앞서 검사실의 주위 환경을 대상자가 불편함을 느끼지 않도록 가장 쾌적하게 만들고 실내온도는 26°C로 유지하였으며,<sup>12)</sup> 연구 대상자 개개인에게 실험방법에 대해 충분히 설명하고 순조로운 진행과 실험 절차를 알려주기 위해 연구 보조원이 시범을 보인 후 측정하였다. 먼저 과거력 청취 및 이학적 검사를 실시하여 보행에 영향을 줄 만한 신경근골격계 손상이 없는 것을 확인한 후 신장, 체중, 비만도와 같은 대상자의 일반적 특성과 양 하지의 길이, 양 무릎관절 및 발목관절 폭(width) 등 동작분석 시 기초자료로 필요한 인체 계측을 InBody J05 system과 인체 측정기(Lafayette Instrument Co, 미국)를 사용하여 시행하였다.

대상자들의 보행검사는 Vicon Motion Systems Limited (Oxford, 영국)의 Vicon IQ motion capture and analysis software (Oxford Metrics Group, 영국) 등을 내장한 PC에 6-camera Vicon MX motion analysis system (120 Hz, Vicon, Oxford, 영국)을 이용하여 보행 시의 3차원적 관절 운동형상학 및 운동역학적 변화를 검사하였다. 검사 직전 카메라에서 발생

될 수 있는 오차를 교정한 후 하지와 골반의 주요 관절과 근육에 표지자(marker)와 표면전극을 부착하고, 힘판(1080 Hz, AMTI, Watertown, MA, 미국) 위에 기립 정지 상태에서 각 관절의 위치를 Vicon optical motion capture system에 연결된 컴퓨터 화면에서 정적 검사를 시행하였고, 재구성과 라벨링은 Vicon IQ software를 사용하여 수행되었다. 표지자는 Plug-In-Gait model을 위한 Vicon guidelines을 따라 부착하였으며, 직경 1.4 cm의 구형으로 부착 부위는 엉치뼈 표지자의 경우 좌우의 위뒤엉덩뼈가시 부위, 양측 골반 표지자는 좌우의 위앞엉덩뼈가시 부위, 양측 무릎관절 표지자는 무릎관절 굽힘의 축으로 무릎관절의 앞뒤를 연결하는 선상의 중간점인 외측 부위로 하였다. 양측 넓적다리 표지자는 넓적다리의 하 1/3에 해당하는 외측 부위로서 보행 시 자연스러운 팔의 운동을 저해하지 않는 높이의 부위, 양측 발목관절 표지자는 정강뼈의 가쪽관절 융기 부위와 정강뼈의 하 1/3에 해당하는 외측 부위, 양측 앞발(forefoot) 표지자는 제 2 발허리뼈 머리의 상면 부위, 양측 발꿈치뼈 표지자는 앞발 표지자와 앞발 표지자와 연결되는 발의 종축선상의 뒤꿈치(heel) 부위로 하였다.

보행 동안의 하지근 활성도의 측정은 표면근전도기(1000 Hz, Biopac, 미국)를 이용하였으며, 측정부위는 보행 시 발목관절의 발등굽힘에 많은 기여를 하는 앞정강근(tibialis anterior, TA)과 무릎관절의 굽힘과 펴에 많은 기여를 하는 넙다리곧은근(rectus femoris, RF), 넙다리두갈래근(biceps femoris, BF)의 긴갈래로 하였다. 기록전극으로 표면전극을 사용하였으며, 피부 저항을 최소화 하기 위해 전극 접촉부위를 알코올 솜으로 닦고 건조시킨 후, 기록전극을 바깥쪽 무릎관절 강과 가쪽복사(lateral malleolus) 사이 근위 1/3 부위의 앞정강근 힘살(belly), 위앞엉덩뼈가시(ASIS)와 무릎뼈 꼭지(apex of patella) 사이 1/2 부위의 넙다리곧은근 힘살, 공동뼈결절(ischial tuberosity)과 종아리뼈머리(head of fibula) 사이 1/2 부위의 넙다리두갈

**Table 2.** Comparison of temporo-spatial gait parameters among groups

	Children	Young adults	Older adults	F	p
Cadence (steps/min)	116.70±6.39	115.45±6.34	110.89±8.32	5.59	0.01
Stride time (s)	1.03±0.06	1.05±0.06	1.09±0.08	5.63	0.01
Opposite foot off (% cycle)	9.66±1.70	8.95±1.91	11.71±1.87	18.42	0.00
Opposite foot contact (% cycle)	49.98±0.06	50.02±0.40	50.03±0.53	0.10	0.90
Step time (s)	0.52±0.03	0.52±0.03	0.54±0.04	5.82	0.00
Single support (s)	0.42±0.03	0.43±0.03	0.41±0.04	1.21	0.30
Double support (s)	0.20±0.04	0.20±0.04	0.26±0.04	23.27	0.00
Foot off (% cycle)	59.55±1.90	59.14±1.76	61.80±1.57	20.17	0.00
Stride length (% LL)	1.17±0.09	1.32±0.12	1.11±0.11	30.82	0.00
Step length (% LL)	0.58±0.05	0.66±0.06	0.55±0.05	34.28	0.00
Walking speed (m/s)	1.14±0.10	1.27±0.13	1.03±0.10	37.10	0.00

Values are mean±SD

래근 긴갈래의 힘살에 부착하였다.<sup>13,14</sup> 표면근전도를 이용한 신호 획득 전에 보행로를 따라 모의 보행을 실시하여 각 채널에서 입력되는 근 활성도 신호가 이상이 없는지 확인하였다.

동적 검사는 동일한 표지자를 부착한 상태에서 10m 거리를 대상자가 편안한 보행으로 걷게 하였으며, 10회 이상 반복 보행 후 가장 자연스러운 보행 양상을 3회 택해 분석하였다. Vicon optical motion capture system을 통해 얻어진 visual and analogue data는 real-time data capture를 사용하여 Vicon Nexus and Polygon 프로그램으로 처리하였고, 이를 다시 수치화하여 각 관절의 3차원적 운동형상학 분석을 하였다. 운동역학적 분석은 이러한 운동형상학적 자료와 보행로의 중앙부 바닥에 설치되어 있는 2개의 힘판을 이용해 역 동역학 방법으로 측정하였고, 검사 후 얻어진 모든 보행주기별 자료는 그 평균치를 내어 통계 처리 후 분석하였다. 본 연구의 통계학적 분석은 상용통계프로그램인 SPSS/win(version 12.0)을 사용하였다. 측정항목의 모든 자료는 평균과 표준편차로 나타냈으며, 연령에 따른 시·공간적 지표, 운동형상학 및 운동역학적 매개변수에

대한 각 군 간의 차이의 검증을 위해 일원분산분석(one-way ANOVA)을 실시하였다. 모든 통계학적 유의성을 검증하기 위해 유의수준  $\alpha$ 는 0.05로 하였고, 각 유형별 사후분석(post hoc test)은 Tukey 함수를 통한 검증방법을 사용하였다.

### III. 결과

#### 1. 시·공간적 지표 분석

보행분석의 시공간적 지표에 대한 각 군의 변화를 분석한 결과는 다음과 같다(Table 2). 성인군을 중심으로 그 결과를 기술해 보면 보행의 시간적 지표인 분속수는 평균 115.45±6.34 steps/min, 보행속도는 1.27±0.13 m/s, 단하지 지지기와 양하지 지지기 시간은 0.43±0.03 sec, 0.20±0.04 sec의 결과를 보였다. 보행분석의 공간적 지표인 발보장과 보장은 각각 1.32±0.12 m, 0.66±0.06 m의 결과를 나타내었으며, 보행주기의 반대발 들기는 8.95±1.91% cycle, 발대발 접촉은 50.02±0.40% cycle,

**Table 3.** Comparison of Kinematic parameters among groups (°)

	Children	Young adults	Older adults	F	p
Pelvic tilt ROM	2.58±0.84	2.14±1.10	2.06±0.81	2.80	0.07
Pelvic obliquity ROM	8.91±2.63	10.51±2.28	6.77±2.97	15.11	0.00
Pelvic rotation ROM	12.25±4.00	10.21±3.64	9.18±3.47	5.30	0.01
Hip flex/ext ROM	44.67±3.44	45.55±3.95	42.30±3.89	5.96	0.00
Hip add/abd ROM	14.23±2.75	15.29±3.70	13.07±3.07	3.63	0.03
Hip rotation ROM	38.84±7.45	32.92±9.71	44.71±12.58	10.16	0.00
Knee flex/ext ROM	49.79±3.41	55.87±5.25	49.38±8.61	10.50	0.00
Knee var/valg ROM	19.48±4.36	16.45±6.01	21.81±8.83	4.88	0.01
Ankle dorsi/plantar ROM	28.21±5.22	33.10±5.39	27.00±6.35	9.73	0.00
Foot rotation ROM	12.14±3.92	14.72±4.84	11.25±3.43	5.76	0.00

Values are mean±SD



발 들기는  $59.14 \pm 1.76\%$  cycle의 결과를 보였다.

연령에 따른 각 변인들의 변화를 알아보기 위하여 Tukey 사후분석을 실시한 결과, 먼저 소아군과 성인군의 차이를 살펴 보면 성장함에 따라 보장과 활보장, 보행속도는 점차 증가하고 ( $p < 0.01$ ), 분속수와 입각기 기간은 감소하는 경향을 보였으나 군 간 유의한 차이는 나타나지 않았다. 성인군과 노인군의 차이를 보면 노화에 따라 분속수( $p < 0.05$ ), 보장 및 활보장과 보행 속도는 감소한 결과를 나타내었으며( $p < 0.01$ ), 반대발 들기 및 양하지 지지기, 입각기 기간은 현저하게 증가하였다( $p < 0.01$ ) (Table 2).

## 2. 운동형상학적 분석

한 보행 주기에서 각 관절운동범위는 운동이 이루어지는 시상면, 관상면, 횡단면상에서 골반, 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절로 구분하여 측정하였고, 각 군의 운동형상학적 변화를 분석한 결과는 다음과 같다(Table 3, Figure 1). 연령에 따른 운동형상학적 매개변수 변화 비교에서는 성장함에 따라 시상면에서의

무릎관절운동범위 증가( $p < 0.01$ ), 횡단면에서의 발목관절운동범위 증가( $p < 0.05$ )가 유의한 것으로 나타났으며, 노화에 따라 시상면에서의 골반 전·후방 경사의 증가( $p < 0.05$ )와 엉덩관절( $p < 0.05$ ), 무릎관절 및 발목관절의 운동범위의 감소( $p < 0.01$ ), 횡단면에서의 엉덩관절운동범위 증가가 유의한 것으로 나타났다( $p < 0.01$ ) (Table 3, Figure 1).

## 3. 운동역학적 분석

각 관절에서의 모멘트, 일률, 지면반발력 및 근 활성도와 같은 운동역학적 변화를 분석한 결과는 다음과 같다(Table 4, Figure 1). 연령에 따른 운동역학적 매개변수 변화 비교에서는 각 관절에서의 모멘트, 일률, 지면반발력이 성인에 비해서는 소아가 낮고, 노인은 소아보다 더 낮은 수치를 보이는 유사한 패턴으로 나타났다( $p < 0.05$ ) (Table 4, Figure 1).

Table 4. Comparison of Kinetic parameters among groups

	Children	Young adults	Older adults	F	p
Hip flex/ext moment ROM (Nm/kg)	1.54±0.22	1.98±0.50	1.66±0.36	11.51	0.00
Hip add/abd moment ROM (Nm/kg)	0.83±0.16	0.93±0.18	0.94±0.16	4.32	0.02
Hip rotation moment ROM (Nm/kg)	0.18±0.05	0.21±0.06	0.18±0.05	1.88	0.16
Knee flex/ext moment ROM (Nm/kg)	0.65±0.14	0.90±0.21	0.69±0.23	14.04	0.00
Knee var/valg moment ROM (Nm/kg)	0.50±0.14	0.59±0.15	0.57±0.19	2.64	0.08
Knee rotation moment ROM (Nm/kg)	0.15±0.04	0.18±0.05	0.18±0.06	2.66	0.08
Ankle dorsi/plantar moment ROM (Nm/kg)	1.39±0.11	1.53±0.20	1.22±0.25	19.35	0.00
Hip power max (W/kg)	1.04±0.29	1.18±0.49	1.04±0.43	1.21	0.30
Hip power min (W/kg)	-0.81±0.32	-1.06±0.65	-0.84±0.51	2.11	0.13
Knee power max (W/kg)	0.37±0.33	0.94±0.83	0.35±0.18	11.89	0.00
Knee power min (W/kg)	-0.94±0.30	-1.23±0.34	-0.95±0.39	6.86	0.00
Ankle power max (W/kg)	3.70±0.77	4.56±1.03	3.24±0.78	17.72	0.00
Ankle power min (W/kg)	-0.68±0.21	-1.21±1.50	-0.70±0.17	3.52	0.03
Fz1 max (% BW)	110.96±6.00	108.50±9.13	104.01±5.73	7.35	0.00
Fz0 max (% BW)	79.07±4.58	70.94±7.97	83.40±3.87	36.16	0.00
Fz2 max (% BW)	108.59±4.48	109.87±8.10	104.05±4.75	7.79	0.00
FML1 max (% BW)	2.77±1.07	3.51±1.66	3.58±1.81	2.56	0.08
FML2 max (% BW)	-5.09±1.15	-5.94±1.34	-6.10±1.41	5.24	0.01
FAP1 max (% BW)	16.93±2.49	19.50±3.83	14.47±2.84	19.64	0.00
FAP2 max (% BW)	-19.54±2.25	-21.47±2.97	-15.25±2.55	44.72	0.00

Values are mean±SD

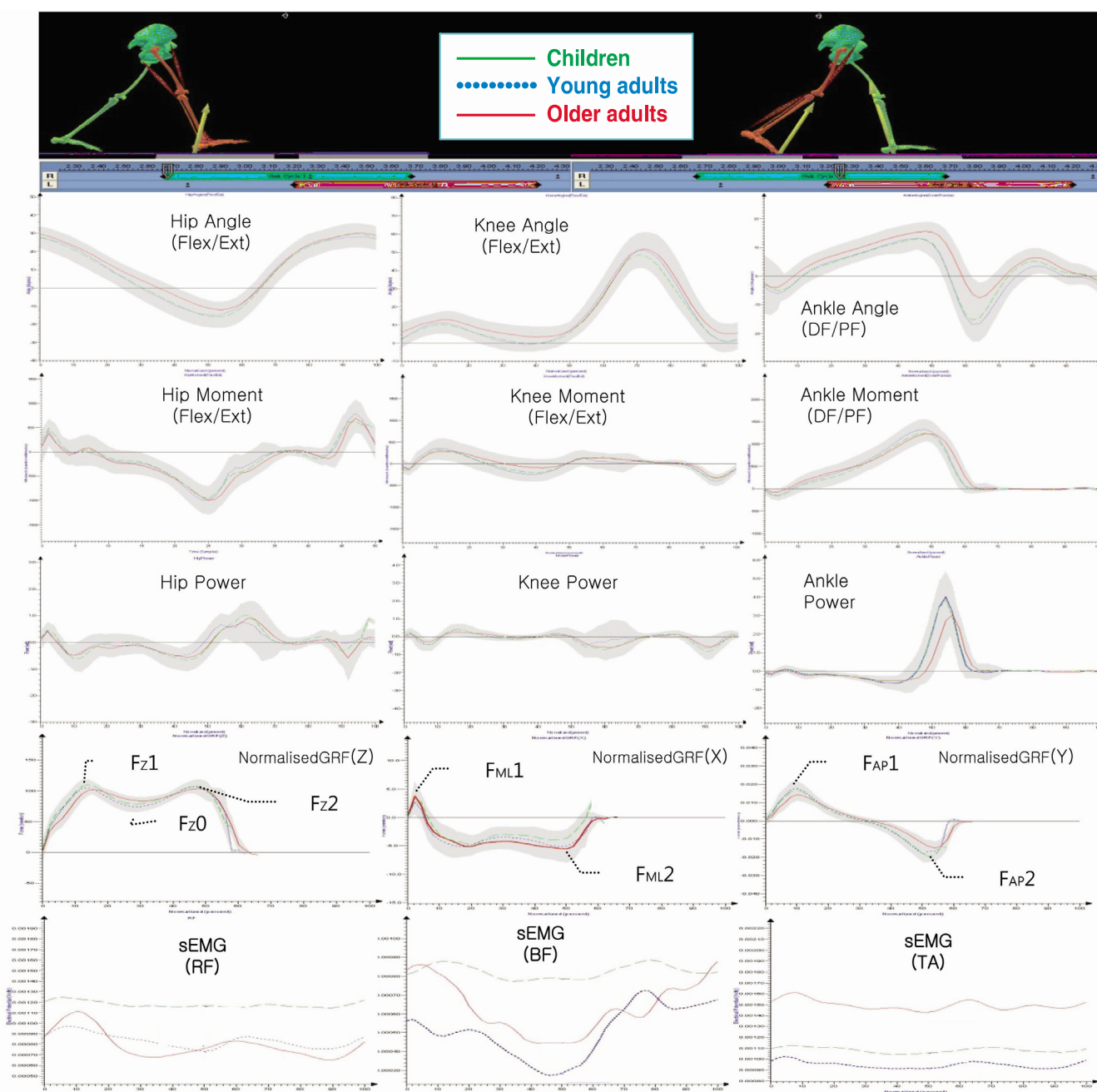
max: maximum

min: minimum

BW: body weight

ML: mediolateral

AP: anteroposterior



**Figure 1.** Comparison analysis of 3D kinematics and kinetics in the sagittal plane using a 6-camera Vicon MX motion analysis system.

Flex: Flexion, Ext: Extension, DF: Dorsiflexion, PF: Plantar flexion, GRF: Ground reaction forces, ML: Mediolateral, AP: Anteroposterior, sEMG: surface Electromyography, RF: Rectus femoris, BF: Biceps femoris, TA: Tibialis anterior

#### IV. 고찰

아동에서의 보행의 평균 개시는 대략 11개월( $329 \pm 46$ 일)이며, 흥미롭게도 유아용 보행기는 이러한 시기를 대략 21일 정도 지연시키는 것으로 알려져 있다.<sup>15</sup> 보행이 어른과 같이 성숙하는

시기를 판정하기 위해서는 아동이 성인보다 작기 때문에 크기의 효과를 제거하는 것을 필요로 하며,<sup>16</sup> 이는 보행 변수를 무차원량(dimensionless quantities)으로 변환하는 등의 방법으로 표준화(normalization)하는 작업을 요하게 된다. 이러한 과정을 통해 볼 때 활보장, 속도와 같은 보행의 시공간적 지표는 대략

4~5세 정도에 안정되게 나타난다.<sup>17</sup> 고령화에 따른 균형능력과 하지근력의 감소는 보행의 시간적인 지표에 반영된다.<sup>18,19</sup> Oberg<sup>20</sup>는 인간의 자연스러운 보행속도(natural walking speed)는 상당히 일정하게 유지되지만, 빠른 속도(fast speed)는 50세 이후에는 10년마다 대략 20%씩 감소한다고 보고하였으며, 이는 횡단보도에서의 노인의 안전 보행에 큰 어려움을 초래할 것이다. 본 연구결과 연령에 따른 시공간적 지표 변화 비교에서는 먼저 소아와 성인군에서는 성장함에 따라 보장과 활보장, 보행속도는 점차 증가하고, 분속수와 입각기 기간은 감소하는 경향을 보였으나 군 간 유의한 차이는 나타나지 않았다. 이는 성장에 따른 신장과 하지 길이가 길어지기 때문에 나타나는 당연한 결과이며, 다른 연구결과와도 유사하였다.<sup>21,22</sup> 성인과 노인군의 차이를 보면 노화에 따라 분속수, 보장 및 활보장과 보행속도는 감소한 결과를 나타내었으며 반대 발 들기, 양하지 지지기, 입각기 기간은 현저하게 증가하였다. 이는 노화에 따른 반응시간의 감소와 근력 등의 저하로 인한 특히, 보행속도의 감소에 기인하는 결과일 것이라 사료된다. Watelain<sup>23</sup>은 노인의 보행패턴에 관한 연구에서 보행속도와 활보장의 감소, 분속수와 입각기의 증가를 보고하였는데, 본 연구결과 분속수도 연령이 증가함에 따라 감소하는 양상을 보였다. 이러한 결과는 우리나라 정상 성인 40명을 대상으로 성장함에 따라 보장 및 활보장은 증가하고 분속수는 감소하였다는 국내의 보고와 서구의 다른 많은 연구들과도 일치하였다.<sup>24,25</sup> 본 연구결과 노인의 특징적인 보행소견 중 특히, 보행속도의 감소는 노화에 따른 보행능력의 감소에 중요한 요인이라 할 수 있는데, 이는 자연스런 노화과정에 의한 시력 감소, 반응시간의 감소 및 발바닥쪽굽힘의 감소와 같은 관절운동범위 감소, 무릎관절 펴기나 발목관절 발등굽힘근의 근력 감소에 기인하는 결과일 것이다.

연령에 따른 운동형상학적 매개변수 변화 비교에서는 소아와 성인군 간의 차이를 보면 성장함에 따라 시상면에서의 무릎관절운동범위 증가와 횡단면에서의 발목관절운동범위 증가가 유의한 것으로 나타났다. 반면 성인과 노인군에서는 노화에 따라 각 관절에서의 전반적인 운동범위 감소가 유의한 것으로 나타났다. 시상면에서의 골반 전후방 경사 최댓값 증가, 횡단면에서의 엉덩관절운동범위 증가 및 관상면에서의 무릎관절운동범위 증가가 유의한 것으로 나타났다. 일반적으로 운동범위는 20대에 가장 큰 운동성을 가지고, 이후 나이가 들수록 감소하는 경향이 있다.<sup>26</sup> 이는 노화된 관절 주변 결합조직의 경직성 증가에 기인하는 운동범위의 제한이라 설명할 수 있는데, 특히 엉덩관절 및 발목관절의 운동범위 감소는 노인의 보행능력 감소의 가장 큰 기능적 요인인 보행속도의 감소를 초래할 것이다. 그러나 이러한 과도한 관절운동범위 감소의 부정적 영향에 반해, 노화로 인한 미세한 운동성 감소는 오히려 감소한 보행능력

을 보상하는 유익한 제한이 될 수 있다. Kim<sup>24</sup>은 4세부터 노인 에 이르는 각 군 10명씩 40명을 대상으로 보행분석을 실시한 결과 연령이 증가함에 따라 골반 및 발목관절의 운동범위 감소 및 엉덩관절에서의 운동범위 증가는 통계적으로 의미가 없었다고 보고하였으나, 본 연구결과 골반 및 발목관절의 운동범위 감소는 물론 횡단면에서의 엉덩관절운동범위도 노화에 따라 현저하게 증가하는 결과를 보였다. 또한 골반 전후방 경사 최댓값의 유의한 증가는 노화에 따른 척추 전후만의 증가와 관련이 있으며, 무릎관절 내외반 운동범위 증가도 노화로 인한 자연스런 안팎굽이무릎의 증가에 기인하는 결과일 것이라 사료된다. 본 연구의 연령에 따른 시공간적 지표와 운동형상학적 매개변수의 변화 결과를 분석해 볼 때, 노인의 보행능력 및 낙상 방지를 위한 운동 프로그램은 특히, 보행속도의 증가를 위한 근력의 향상과 이와 더불어 관절운동범위 증가를 위한 유연성 향상을 충분히 고려해야 할 것이라 사료된다.

신경근 연결 시냅스의 질적 감소나 속근 섬유 위축과 같은 생리학적 퇴화에 더해 노화로 인한 자연스러운 인체 활동의 감소는 관절의 운동속도 감소와 불용성 근위축으로 인한 근력 감소의 결과를 유발할 것이며, 이와 더불어 노화된 결합조직의 경직성 증가는 노인의 관절 운동형상학적인 제한과 함께 모멘트, 일률, 지면반발력과 같은 관절의 운동역학에도 유의한 영향을 미친다.<sup>27</sup> Chung 등<sup>22</sup>은 평균 연령 8.5세, 25.9세, 59.3세의 연령에 따른 정상 한국인의 3차원 보행분석을 실시한 결과 운동형상학적 지표의 대부분과 운동역학적 지표에서 군 간의 유의한 차이는 없었다고 보고하였다. 그러나 본 연구결과에서는 상술된 거의 모든 운동형상학적 매개변수에서는 물론 운동역학적 매개변수 변화 비교에서도 연령에 따른 군 간 유의한 차이가 있는 것으로 나타났는데, 각 관절에서의 모멘트, 일률, 지면반발력은 전반적으로 성장함에 따라 관절에서의 운동역학적 매개변수는 점차 증가하고, 노화에 따라 다시 감소하는 유의한 결과를 보였다. 이러한 연구결과와의 차이는 실험 대상자의 수와 평균 연령의 차이에서 오는 것으로 사료된다. Perry<sup>28</sup>는 정상 보행에서의 지면반발력에 대한 분석에서 5% BW (FML1), 7% BW (FML2), 13% BW (FAP1), 23% BW (FAP2), 110% BW (FZ1과 FZ2), 80% BW (FZ0)의 결과를 각각 보고하였으나, 본 연구 결과 3.51% BW (FML1), 5.94% BW (FML2), 19.50% BW (FAP1), 21.47% BW (FAP2), 109.19% BW (FZ1과 FZ2), 70.94% BW (FZ0)의 결과를 보여 다소 차이가 있었으나, 최근의 다른 여러 연구와는 유사한 결과를 보였다.<sup>29,30</sup> 이는 측정 장비의 발전에 따른 정밀성에 의한 차이로 생각된다. 흥미롭게도 본 연구에서 연령에 따른 내외측 지면반발력 최댓값은 나이가 들어감에 따라 오히려 증가하는 양상을 보였으며, 특히 최대 회외 정점에서 유의한 증가가

나타났는데 이는 노화에 따른 발목관절 흔들림의 증가에 기인하는 체중 부하 관절에 더 큰 압력이 가해진 결과일 것이라 사료된다. 또한 수직 지면반발력의 전이정점 최댓값에서도 소아와 노인군에 비해 성인군에서 현저하게 낮은 결과를 보였는데, 중간 입각기 시의 굽힘점인 전이정점은 보행속도가 증가할수록 감소한다는 다른 연구결과와 일치하였다.<sup>31</sup> 본 연구결과 정상 보행 동안의 하지의 주요 근활성도는 다른 여러 연구와 유사한 결과를 나타냈다.<sup>32,33</sup>

## V. 결론

본 연구는 우리나라 연령별 보행분석을 통해 보행주기의 변화치를 비교분석하여 시·공간적 지표와 운동형상학 및 운동역학적 매개변수에 대한 소아·성인·노인군에서의 유의한 차이를 알 수 있었다. 결론적으로 소아와 성인군의 차이는 성장함에 따른 보행성숙에 기인한 효율성 증대와 신장 및 하지 길이 등의 인체적 성장으로 인한 보행의 안정성에 기인한 것이라 생각되고, 반면 성인과 노인군의 차이는 노화에 따른 균형능력 및 하지 근력의 감소 등과 같은 생물학·생리학적 퇴화로 인한 활보장 및 보행속도, 관절운동범위의 감소와 이에 따른 보행의 안정성을 확보하기 위한 보상작용의 결과일 것으로 사료된다. 따라서 향후 환자들의 보행분석 시 필요한 임상적 비교자료로서, 또한 우리나라 연령별 보행분석의 기초자료로 활용될 수 있을 것이다. 이를 토대로 향후에 유아 및 청장년기를 포함한 좀 더 세분화된 연령대별로 보다 많은 대상자의 보행분석을 실시하여 우리나라의 정상 보행 표준자료를 제시하기 위한 지속적인 연구가 필요할 것으로 생각된다.

## Author Contributions

Research design: Yoon NM

Acquisition of data: Yoon NM, Kim G, Jeong HS

Analysis and interpretation of data: Yoon NM, Kim G, Jeong HS

Drafting of the manuscript: Yoon NM, Kim G

Research supervision: Kim G, Yoon HJ, Park JS

## Acknowledgements

본 논문은 윤나미의 박사학위 논문 일부를 출판하였음.

## 참고문헌

1. Napier J. The antiquity of human walking. *Sci Am.* 1967;

216(4):56-66.

2. Scott SH, Winter DA. Internal forces at chronic running injury sites. *Med Sci Sports Exerc.* 1990;22(3):357-69.
3. Harris GF, Wertsch JJ. Procedures for gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994;75(2):216-25.
4. Kang HG, Dingwell JB. Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy adults. *J Biomech.* 2008;41(14):2899-905.
5. Eckert HM. Motor development. Indianapolis, Brown & Benchmark, 1987.
6. Sutherland DH, Olshen RA, Biden EN et al. The development of mature walking. London, England: Mac Keith Press, 1988.
7. Nigg BM, Fisher V, Ronsky JL. Gait characteristics as a function of age and gender. *Gait Posture.* 1994;2(4):213-20.
8. Kwon YS, Kang GC, Jung BO et al. Moment and power of lower extremities during hemiplegic gait. *J Kor Soc Phys Ther.* 1999;11(1):55-61.
9. Kim YS, Kim EJ, Seo CJ. The comparative analysis of EMG and gait patterns of lower extremities during going up stairs and down. *The Korean Journal of Physical Education.* 2006;45(4):535-45.
10. Eun SD. An investigation of the effect of the height of wsteps on the joint moment of lower extremities of the elderly while walking downstairs. *Korean Journal of Sport Biomechanics.* 2006;16(4):31-8.
11. Riener R, Rabuffetti M, Frigo C. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait Posture.* 2002;15(1):32-44.
12. Kim YS. Assessment of the indoor environment in school buildings. *Journal of Korean Society of School Health.* 1991;4(1):3-6.
13. Ericson MO, Nisell R, Arborelius UP et al. Muscular activity during ergometer cycling. *Scand J Rehabil Med.* 1985;17(2): 53-61.
14. Mynark RG, Kocaja DM. Down training of the elderly soleus H reflex with the use of a spinally induced balance perturbation. *J Appl Physiol.* 2002;93(1):127-33.
15. Garrett M, McElroy AM, Staines A. Locomotor milestones and babywalkers: cross sectional study. *BMJ.* 2002;324 (7352):1494.
16. Sutherland DH. Dimensionless gait measurements and gait maturity. *Gait Posture.* 1996;4(3): 209-11.
17. Rose J. Human walking. 2nd ed. Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins, 1994.



18. Kim K, Seo SK, Yoon HJ et al. Correlations between muscle strength of the ankle and balance and walking in the elderly. *J Kor Soc Phys Ther.* 2008;20(1):33-40.
19. Park JS, Choi EY, Hwang TY. The effects of strengthening leg muscular strength on the elderly's walking and balance ability. *J Kor Soc Phys Ther.* 2002;14(2):133-44.
20. Oberg T, Karsznia A, Oberg K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev.* 1993;30(2):210-23.
21. Kirtley C. *Clinical Gait analysis: theory and practice.* London, Churchill Livingstone, 2006.
22. Chung CY, Park MS, Choi IH et al. Three dimensional gait analysis in normal Korean —a preliminary report—. *J Korean Orthop Assoc.* 2005;40(1):83-8.
23. Watelain E, Barbier F, Allard P et al. Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81(5):579-86.
24. Kim SB. Analysis of three dimensional kinematics and kinetics of the normal gait in Korean. Seoul National University. Dissertation of Master's Degree. 2004.
25. Whittle MW. *Gait analysis: an introduction.* 4th ed. New York, Butterworth-Heinemann, 2007.
26. James G, Parker AW. Active and passive mobility of lower limb joints in elderly men and women. *Am J Phys Med Rehabil.* 1989;68(4):162-7.
27. Winter DA. The biomechanical patterns in normal walking. *J Mot Behav.* 1983;15(4):302-30.
28. Perry J. *Gait analysis: Normal and Pathological function.* Thorofare, New Jersey, Slack, 1992.
29. Giakas G, Baltzopoulos V. Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait Posture.* 1997;5(3):189-97.
30. Riley PO, Paolini G, Della Croce U et al. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture.* 2007;26(1):17-24.
31. Moon GS, Choi JY, Kim RB. The kinetic analysis of the ankle joint and lower limbs muscle for the different walking speed. *The Korean Journal of Physical Education.* 2005; 44(6):621-32.
32. Patikas D, Wolf SI, Schuster W et al. Electromyographic patterns in children with cerebral palsy: do they change after surgery? *Gait Posture.* 2007;26(3):362-71.
33. Romkes K, Brunner R. An electromyographic analysis of obligatory (hemiplegic cerebral palsy) and voluntary (normal) unilateral toe-walking. *Gait Posture.* 2007;26(4):577-86.