

## 정상인에서 유도된 침족에 따른 신체 보행의 특성

우병훈<sup>1</sup>

<sup>1</sup>한양대학교 예술체육대학 체육학과

### Characteristics for Gait of the Induced Equinus in Normal Subjects

Byung-Hoon Woo<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Physical Education, College of Performing Arts and Sport, Hanyang University, Seoul, Korea  
Received 31 October 2014 Received in revised form 1 December 2014 Accepted 4 December 2014

#### ABSTRACT

The purposes of this study was to investigate the physical compensation for gait on induced equinus in normal subjects. Ten subjects were participate in the experiment (age: 23.8±2.8 yrs, height: 177.3±4.3 cm, weight: 70.8±4.6 kg). The study method adopted 3D analysis with six cameras and ground reaction force with two force-plate. Induced equinus were classify as gait pattern on unilateral and bilateral equinus. The results were as follows; In displacement of COM, medio-lateral and anterior-posterior COM were no significant, but in vertical COM, unilateral equinus gait was higher than bilateral equinus gait. In displacement hip joint, left hip joint was more extended in FC1 and FC2 during unilateral equinus gait. In displacement knee joint, left knee joint was more extended in FC2, right knee joint was more extended in all event during unilateral equinus gait. In trunk tilt, unilateral equinus gait was more forward tilt in TO1 and TO2. ROM of each joint was no significant. In Displacement of pelvic tilt angle, X axis of unilateral equinus gait was more increase than bilateral equinus gait at FC2, TO2 and MS2. Y axis of unilateral equinus gait was more increase than bilateral equinus gait at MS1, FC2 and MS2. Z axis was no significant in both equinus gait. In GRF, right Fx and Fy were no significant in both equinus gait, Fz was more bigger vertical force in bilateral equinus gait. Left Fx was more bigger internal force in unilateral equinus gait, Fy and Fz were no significant in both equinus gait.

*Keywords* : Equinus, Gait Simulation, Kinematics, Ground Reaction Force

## I. 서 론

관절구조의 역학적 특성상 노화로 인해 관절가동범위는 감소하게 된다. 특히 모든 운동 시 지면과 가장 먼저 접촉이 발생하는 발목관절에서는 배측굴곡, 족저굴곡, 외반, 내반의 관절가동범위가 감소하게 되고(Vandervoort, Chesworth, Cunningham, Rechnitzer, & Koval, 1992), 보행과 같은 기능적 활동에서는 배측굴곡이 최소 10° 이상은 되어야 한다(Saltzman & Nawoczenski, 1995). 하지만, 배측굴곡의 관절가동범위의 감소는 신체 불균형을 유발하게 하

는 위험요소가 된다(Vandervoort et al., 1992).

정상적인 보행을 위하여 발목의 배측굴곡이 5-10° 이상이 되어야 하지만, 그 이하일 경우를 침족이라고 정의를 내렸다(Charles, Scutter, & Buckley, 2010). 흔히 까치발 또는 발가락 걸기로 불리는 침족보행(equinus gait)은 뇌성 마비, 근위축, 외상성 뇌손상, 뇌졸중을 포함한 몇몇의 근골격과 신경질환을 종종 연관되는 보행형태다(Perry, Burnfield, Gronley, & Mulroy, 2003). 그 원인은 과도한 발목 족저굴곡, 유각기(swing phase) 시 발목관절의 강직이나 경직된 족저굴곡근, 발목 족저굴곡근의 이른 활동, 부적절한 배측굴곡 등으로 인하여 발생되며(Perry, 1992), 보행 시 초기 접지기(initial contact)와 중간 입각기(mid-stance) 사이에서 족저굴곡이 증가된다(Baddar et al., 2002). 이러한 침족변형은 보행 시 입각기 불안정성, 유각기의 발끝림, 무릎관절의 과신전과 족저부의 못 형성

Corresponding Author: Byung-Hoon Woo  
Department of Physical Education, Hanyang University, 17  
Haengdang-dong, Seongdong-gu, Seoul, Korea  
Tel : +82-02-2220-4199 / Fax : +82-02-2220-1329  
E-mail: woowoo@hanyang.ac.kr

(callosity) 등을 발생시킨다(Etmyre, Chambers, Scarborough, & Cain, 1993).

정상보행에서 하지 안정성은 중간 입각기 시 발목 족저 굴곡 모멘트와 무릎 신전 사이의 커플링(plantar flexion-knee extension coupling)에 의해 촉진되었지만, 침족보행은 비복근(gastrocnemius)과 가자미근(soleus)으로 이루어진 하퇴삼두근(triceps surae)의 경직으로 인해 족저굴곡-무릎관절 신전 조합이 과도하게 발생하는 과신전 무릎(hyperextended knee) 보행을 유발한다(Sutherland & Davids, 1993; Winters, Gage, & Hicks, 1987). 만약 족저굴곡근력 발현이 침족보행 시 감소한다면, 주어진 속력에서 필요한 체중지지와 전방 추진력을 제공하기 위해 다른 근육 집단으로부터 보상작용이 요구된다(Zajac, Neptune, & Kautz, 2002).

이러한 침족보행은 신체의 불안정을 야기하며, 비정상적인 보행패턴으로 인한 근약화를 유발할 수 있게 되어 신체불균형을 가지고 오게 될 것이다. 이러한 이유로 침족보행에 대한 연구를 통하여 발목관절의 침족으로 인한 신체 불균형이 다른 관절에 어떠한 영향을 미치는지 연구할 필요성이 있다.

침족보행에 대한 선행연구를 살펴보면, Houx, Lempereur, Remy-Neris와 Brochard (2013)는 개발한 맞춤형 발목보조기를 이용하여 10명의 아동들에게 +10°에서 -20°까지 배측굴곡 및 저측굴곡의 고정된 각도를 이용한 분석을 통하여 침족의 역치 각도를 정의하였고, Sasaki, Neptune, Burnfield와 Mulroy (2008)는 정상인을 대상으로 침족보행 시 근보상에 대한 연구를 통하여 하지근육들의 기여도 분석하여 다중 보상역학의 필요성을 제시하였다. Neptune, Burnfield와 Mulroy (2007)는 정상보행과 침족보행의 비교를 통하여 근섬유 길이, 속도, 활성화의 관계를 비교하였고, Higginson 등 (2006)은 정상인을 대상으로 보행 시 침족을 야기한 발목관절과 하지 근육 변화를 분석하였다. Perry 등(2003)는 침족 보행 시 족저 굴곡근 활동이 감소된 전체 족저 굴곡근 모멘트에도 불구하고 후기 입각기에서 크게 증가되는 것을 유선 근전도를 이용하여 보여주었고, Hampton, Hollander과 Engsborg (2003)은 뇌성마비 환자들의 발가락 걷기 자세를 건강한 피험자들로 모방하여 데이터 기록을 이용한 발과 경골의 분석을 수행하였다. 그들의 결과는 감소된 족저굴곡근력 요구에서 증가된 침족 자세 결과가 나타났다. 감소된 족저 굴곡근력(비복근과 가자미근)은 지면반력 힘 벡터결과 인접에서 족저 굴곡의 큰 각도로 발목관절 중심까지 나타났다. Kerrigan, Riley, Rogan과 Burke (2000)은 정상보행(뒤꿈치-발가락 보행)과 비교한 침족보행은 말기 입각기와 초기 유각기에서 발목 최고토크와 파워 감소가 나타났기 때문에 침족보행이 족저 굴곡근 약화에 대한 보상 전략이라고

결론 내렸다. 또한, 침족에 대한 국내 연구에서는 Kim 등 (2009)는 침족을 가진 뇌성마비 환자의 보행 시 비복근과 가자미근의 길이 변화를 측정하였고, Joo, Park, Park와 Kim (2005)는 경직형 편측 뇌성마비 환자들을 대상으로 침족보행에 대한 수술 후 상위관절과 골반운동에 미치는 영향을 관찰하였으며, Kim, Choi, Kim과 Yi (2002)은 정상보행과 침족보행 시 하지 근활성도를 비교하였다.

선행 연구들에서 뇌성마비 등의 환자를 통한 직접적 연구도 수행되고 있었지만, 침족에 대한 이해의 향상과 치료 사용을 위하여, 많은 학자들은 침족에 대하여 가상(simulation) 연구를 시도하였다(Davids, Foti, Dabelstein, & Bagley, 1999; Goodman, Menown, West, Barr, & Vander Linden, 2004; Kerrigan et al., 2000; Matjacic, Olensek, & Bajd, 2006; Romkes & Brunner, 2007).

이에 본 연구에서는 정상인을 대상으로 발목관절에 침족을 인위적으로 야기시켜, 동측성 작용을 통한 단측 침족보행과 대측성 작용을 통한 양측 보행 시 신체 동작에 미치는 영향을 운동학적 변인과 지면반력 변인 분석을 통하여 신체 활동을 규명하고자 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구대상자

본 연구에 참가한 대상자는 하지 근골격계의 병력이 없고, 정상 보행이 가능한 20대의 신체 건강한 성인 남성 10명을 대상으로 선정하였다(age: 23.8±2.8 yrs, height: 177.3±4.3 cm, weight: 70.8±4.6 kg). 실험에 참여하기 전 실험과정에 대한 설명을 하고 참여의사와 동의서를 얻었다.

### 2. 실험장비 및 자료처리

본 연구에서는 침족을 유발하기 위하여 각도 조절(-45°-



Figure 1. Ankle orthosis

+45°)이 가능한 의료용 발목보조기(Ottobock-50S15-1=M, Ottobock, Germany)를 이용하여 실험하였다(Figure 1). 침족을 유도하기 위하여 발목보조기를 통하여 족저굴곡 방향으로 -45°-10°로 발목관절 가동범위를 제한시켜 보행하도록 하였다. 모든 대상자는 양발 모두 발목보조기를 착용한 양측 침족보행과 오른쪽 발목만 발목보조기를 착용한 단측 침족보행으로 나누어 수행하였다.

6대의 적외선 고속 카메라(Motionmaster 100, Visol, Korea)로 3차원 동작분석시스템(Kwon 3D XP, Visol, Korea)을 이용하여 운동학적 분석하였고, 적외선 카메라의 촬영 속도는 100 Hz로 하였다. 실험을 수행하기 전, 전역 좌표계 설정을 위하여 통제점들 (2×2×1 m)을 설치하여 촬영하였다. 전역좌표계 설정은 대상자를 기준으로 X축은 좌우방향, Y축은 보행 진행방향, Z축은 수직방향으로 하였다.

침족보행 시 운동학적 변인 분석을 위하여 대상자의 천골(sacrum), 좌우 상전장골극(anterior superior iliac spine [ASIS]), 좌우 무릎, 좌우발목, 좌우 발뒷꿈치, 좌우 발가락, 좌우 어깨, 좌우 팔꿈치, 좌우 손목, 이마에 18개의 마커를 부착하여 디지털화(digitizing)하였다. 신체분절의 중심점에 대한 좌표화는 Plagenhoef, Evans와 Abdelnour (1983)의 인체 분절지수(body segment parameter)를 이용하였고, 각 카메라에서 얻어진 2차원 좌표값은 DLT (Abdel-Aziz & Karara, 1971) 방식을 사용하여 3차원 공간 좌표값을 산출하였다. 디지털화 오차에 따라 유발되어지는 문제의 해결을 위해 모든 3차원 좌표값은 필터 처리하였다. 자료 분석 과정에서 발생할 수 있는 잡음(noise)을 제거하기 위한 스무딩(smoothing)은 디지털 필터링(digital filtering)을 이용하였고, 저역통과 필터(low-pass filter)의 차단주파수(cut-off frequency)는 10 Hz로 하였다.

보행 시 지면반력을 측정하기 위하여 2대의 지면반력기(OR6-7-2K, AMTI, USA)를 사용하였고, 1000 Hz로 샘플링 하였다. 2대의 지면반력기로 수집한 자료는 분석프로그램(KwonGRF 2.0, Visol, Korea)을 이용하였고, 20 Hz에서 저역통과 필터를 적용하여 잡음을 제거하였다. 모든 지면반력 자료는 각 대상자의 체중으로 자료를 표준화하여 처리하였다.

### 3. 실험방법

실험 전 대상자들에게 연구 내용과 목적을 설명을 하여 자연스러운 침족보행을 유도하였다. 발목 보조기를 이용하여 오른쪽 발만 착용한 단측 침족보행과 양발 모두 착용한 양측 침족보행으로 충분히 연습한 후 실험에 참가하도록 하였다.

각 대상자마다 단측 및 양측 침족보행 사이에 충분한 휴식과 연습을 통하여 5회씩 침족보행을 수행하였고,

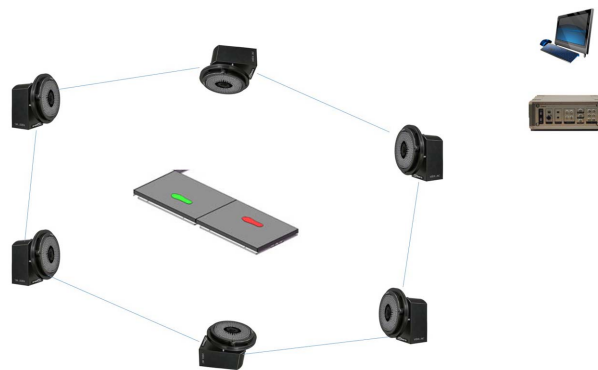


Figure 2. Setting of experimental situation

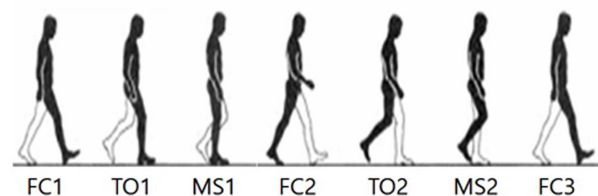


Figure 3. Event of gait

<Figure 2>의 실험구성에 나타난 바와 같이 5m의 보행로를 주어진 보행에 따라 수행하였다.

### 4. 이벤트(event) 설정

침족보행 수행 시 운동학적 분석을 위하여 다음과 같이 7개의 이벤트(event)로 나누어 설정하였다(Figure 3). 오른쪽 발, 왼발에 각각 이벤트를 적용시켜 자료를 산출하여 운동학적 변인들을 분석하였다.

- (1) 오른쪽 발이 지면에 닿는 순간(foot contact: FC1)
- (2) 왼발이 지면에서 떨어지는 순간(take off: TO1)
- (3) 왼발이 교차되는 순간(mid stance: MS1)
- (4) 왼발이 지면에 닿는 순간(foot contact: FC2)
- (5) 오른쪽 발이 지면에서 떨어지는 순간(take off: TO2)
- (6) 오른쪽 발이 교차되는 순간(Mid Stance: MS2)
- (7) 오른쪽 발이 다시 지면에 닿는 순간(foot contact: FC3)

### 5. 통계처리

본 연구의 통계처리는 SPSS 21.0(IBM, USA)을 이용하였고, 단측과 양측 침족보행에 따른 신체의 운동학적 변인과 지면반력 변인에 대한 차이를 분석하기 위하여 대응표본 t-검정(paired t-test) 이용하였고, 모든 통계치의 유의수준은  $p < .05$ 로 설정하였다.

Table 1. Displacement of COM (unit: cm)

Event	Axis	Unilateral	Bilateral	t
FC1	X	0.00±0.00	0.00±0.00	-
	Y	0.00±0.00	0.00±0.00	-
	Z	0.92±0.05	0.95±0.03	-3.812**
TO1	X	0.28±0.71	0.26±0.67	.056
	Y	19.90±3.27	17.87±2.53	1.873
	Z	0.95±0.04	0.96±0.03	-2.452*
MS1	X	-0.09±1.27	-0.04±1.17	-.124
	Y	40.88±5.30	38.98±3.67	2.121
	Z	0.97±0.04	0.99±0.04	-3.389**
FC2	X	-1.37±1.47	-1.49±1.56	.163
	Y	62.86±4.93	61.95±7.17	.546
	Z	0.95±0.04	0.97±0.04	-6.054***
TO2	X	-2.30±1.84	-2.45±1.70	.168
	Y	77.78±5.63	79.28±6.53	-1.011
	Z	0.94±0.04	0.97±0.03	-8.212***
MS2	X	-2.91±2.45	-2.85±2.07	-.054
	Y	99.37±4.95	100.02±6.70	-.554
	Z	0.95±0.04	0.99±0.04	-8.205***
FC3	X	-2.31±3.13	-1.92±2.36	-.292
	Y	122.12±7.92	123.98±9.81	-1.749
	Z	0.93±0.04	0.96±0.03	-5.858***

Note. significant at \* $p < .05$ , \*\* $p < .01$ , \*\*\* $p < .001$   
 FC1: right foot contact, TO1: right foot toe off, MS1: right foot mid stance,  
 HC2: left foot contact, TO2: left foot take off, MS2: left foot mid stance,  
 HC3: right foot contact

Table 2. Displacement of trunk tilt (unit: deg)

Event	Unilateral	Bilateral	t
FC1	103.81±7.46	104.38±6.95	-.678
TO1	104.99±6.79	105.70±6.74	-2.348*
MS1	101.98±6.53	101.80±6.34	.303
FC2	103.01±4.55	105.11±6.17	-1.261
TO2	104.06±4.57	106.90±6.53	-2.295*
MS2	99.69±4.58	102.04±5.37	-2.941*
FC3	103.11±7.40	104.18±7.01	-1.573

Note. significant at \* $p < .05$   
 FC1: right foot contact, TO1: right foot toe off, MS1: right foot mid stance,  
 HC2: left foot contact, TO2: left foot take off, MS2: left foot mid stance,  
 HC3: right foot contact

측 침족보행에서 보폭이 유사한 것으로 나타났다. 하지만, 수직변위에서는 보행 전구간 동안 양측 침족보행의 중심이 높게 나타났다.

### 2. 관절의 각변위

왼쪽 고관절 각변위는 FC1과 FC2에서 침족보행 간 차이가 나타났지만( $p < .05$ ), 오른쪽 고관절 각변위에서는 모든 보행구간에서 차이가 나타나지 않았다. 왼쪽 무릎관절 각변위는 FC2에서만 단측 및 양측 침족보행 간 차이가 나타나지만( $p < .01$ ), 오른쪽 무릎관절 각변위에서는 모든 보행구간에서 유의한 차이가 나타났다( $p < .05$ ,  $p < .001$ ). 몸통 기울기에서는 TO1, TO2, MS2에서 침족보행 간 차이를 보였다( $p < .05$ ). 침족보행 동안 왼쪽 고관절 각변위는 FC1과 FC2에서 단측 침족보행 시 신전이 크게 나타났지만, 왼쪽 무릎관절은 FC2에서만 단측 침족보행 시 신전이 크게 낮고, 오른쪽 무릎관절 각변위에서는 모든 보행구간에서 단측 침족보행 시 굴곡이 크게 일어났다. 몸통기울기는 TO1, TO2, MS2에서 단측 침족보행 시 전방굴곡이 크게 일어났다.

## III. 결 과

### 1. 신체중심의 변위

신체중심의 X축과 Y축 변위 결과는 모든 이벤트에서 차이가 나타나지 않았지만, Z축 변위 결과에서는 모든 이벤트에서 유의한 차이를 보였다( $p < .05$ ,  $p < .01$ ,  $p < .001$ ). 신체중심의 좌우변위는 단측 및 양측 침족보행 왼쪽으로 변위가 진행된 보행이 나타났고, 전후변위에서도 단측과 양

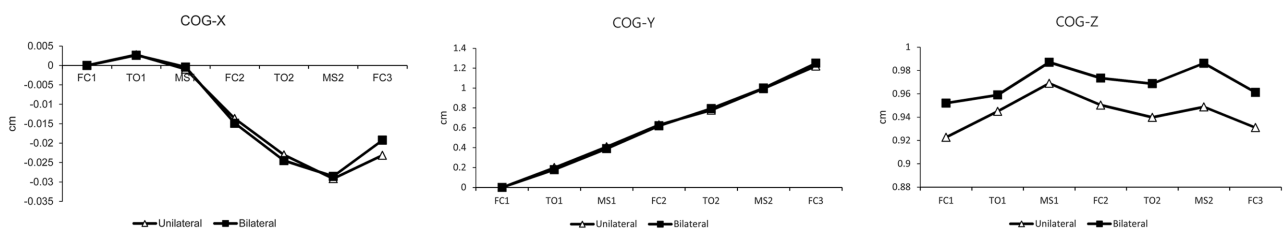


Figure 4. Changes in the displacement of COM during gait cycle

Table 3. Displacement of joint (unit: deg)

Joint	Leg	Equinus	FC1	TO1	MS1	FC2	TO2	MS2	FC3
Hip	Left	Unilateral	145.77±7.36	139.42±7.07	125.46±8.37	118.73±9.71	122.83±9.03	137.76±7.10	145.48±6.14
		Bilateral	128.36±28.49	129.07±28.12	118.14±20.69	112.15±17.22	116.85±18.60	130.59±24.46	131.88±29.40
	t	2.477*	1.553	1.799	2.527*	1.823	1.132	1.795	
	Right	Unilateral	103.98±6.23	113.13±5.30	132.21±6.83	142.71±4.97	133.69±5.00	112.17±5.75	106.59±6.56
		Bilateral	103.64±17.00	111.82±17.62	126.61±23.47	129.81±30.80	124.09±28.60	111.50±17.83	108.33±16.46
t	.083	.307	1.021	1.388	1.105	.126	-.431		
Knee	Left	Unilateral	168.76±5.30	149.69±4.54	142.24±5.63	163.24±5.75	158.99±10.12	161.74±8.51	165.42±6.95
		Bilateral	164.81±5.83	152.37±6.64	142.67±10.34	157.23±5.29	152.42±10.38	160.70±4.14	163.41±3.91
	t	1.167	-1.359	-.150	3.937**	1.595	.359	.918	
	Right	Unilateral	141.45±4.67	135.55±5.56	146.93±6.13	148.01±7.57	125.66±3.10	122.65±5.27	149.04±6.66
		Bilateral	150.83±8.01	144.50±6.12	155.70±5.00	158.74±6.44	135.97±3.90	131.23±5.50	155.61±6.00
t	-2.624*	-2.680*	-2.847*	-5.124***	-8.819***	-5.075***	-2.309*		
Trunk	Unilateral	103.81±7.46	104.99±6.79	101.98±6.53	103.01±4.55	104.06±4.57	99.69±4.58	103.11±7.40	
	Bilateral	104.38±6.95	105.70±6.74	101.80±6.34	105.11±6.17	106.90±6.53	102.04±5.37	104.18±7.01	
	t	-.678	-2.348*	.303	-1.261	-2.295*	-2.941*	-1.573	

Note. significant at \* $p < .05$ , \*\* $p < .01$ , \*\*\* $p < .001$

FC1: right foot contact, TO1: right foot toe off, MS1: right foot mid stance, HC2: left foot contact, TO2: left foot take off, MS2: left foot mid stance, HC3: right foot contact

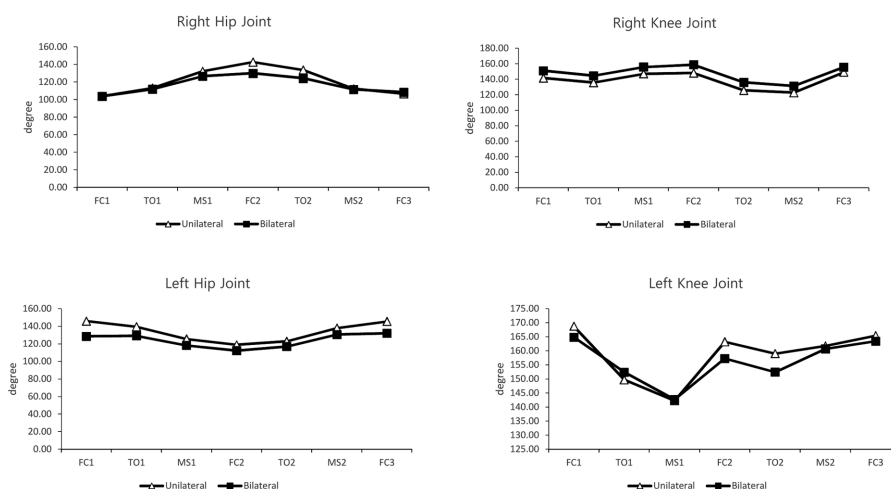


Figure 5. Changes in the angle of the lower body joint during gait cycle

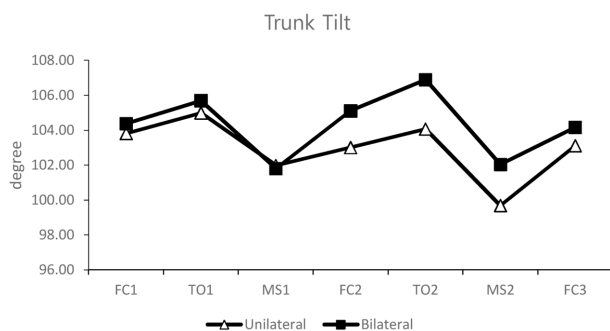


Figure 6. Changes in the angle of the trunk tilt during gait cycle

### 3. 몸통기울기

몸통기울기에서는 TO1, TO2, MS2에서 침족보행 간 차이를 보였고( $p < .05$ ), MS2에서 가장 전방굴곡이 크게 일어났다.

### 4. 관절의 가동범위

각관절의 관절가동범위는 고관절, 무릎관절, 몸통기울기에서 단측 침족보행 시 다소 크게 나타났지만, 통계적 차이는 나타나지 않았다.

Table 4. ROM of joint (unit: deg)

Joint	Leg	Equinus	M±SD
Hip	Left	Unilateral	27.60±6.17
		Bilateral	24.24±8.61
	t		.977
	Right	Unilateral	39.58±4.27
		Bilateral	30.65±10.92
	t		1.916
Knee	Left	Unilateral	29.14±6.23
		Bilateral	26.34±9.11
	t		.818
	Right	Unilateral	32.62±7.94
		Bilateral	29.63±6.58
	t		1.305
Trunk	Unilateral		7.01±2.66
	Bilateral		5.97±1.55
	t		1.390

5. 골반 경사각 변위

골반 경사각에서 X축은 골반의 좌(-)우(+))방향, Y축은 전(+))후(-))방향, Z축은 수평(좌(-), 우(+))방향의 값을 의미한다. 골반 경사각의 X축 변위 결과, FC2 ( $p<.05$ ), TO2 ( $p<.001$ ), MS2 ( $p<.05$ )에서 침족보행 간 차이가 나타났고, Y축 변위 결과, MS1 ( $p<.001$ ), FC2 ( $p<.05$ ), MS2 ( $p<.05$ )에서 침족보행 간 차이가 나타났지만, Z축에서는 모든 보행구간에서 차이가 나타나지 않았다. X축에서 단축 침족보행은 왼발이 착지하는 중간구간부터 급격히 왼쪽방향으로 골반 경사각이 증가하였다. Y축에서는 단축 침족보행이 왼발이 착지하는 중간구간부터 골반의 전방경사각이 급격히 증가하였다. Z축에서는 단축 및 양측 침족보행 모두 왼발이 착지하는 중간구간부터 왼쪽방향으로 골반회전이 발생하였다.

6. 지면반력

지면반력에서 Fx 값은 내(-)외(+))측 방향, Fy 값은 전(+))후(-))방향, Fz 값은 수직(+)) 방향의 힘을 의미한다. 오

Table 5. Displacement of pelvic tilt angle (unit: deg)

Event	Axis	Unilateral	Bilateral	t
FC1	X	-5.38±8.05	-4.49±9.32	-.910
	Y	-4.54±2.19	-4.69±2.26	.244
	Z	7.06±3.90	2.98±3.85	1.922
TO1	X	-5.23±6.83	-5.09±7.90	-.276
	Y	-5.23±1.78	-5.44±1.54	1.239
	Z	7.63±1.94	5.86±4.08	1.537
MS1	X	-4.33±6.64	-3.94±8.66	-.393
	Y	-2.51±1.86	-4.66±1.44	7.765***
	Z	6.32±1.06	6.50±5.01	-.116
FC2	X	-8.97±8.33	-4.79±6.03	-2.444*
	Y	2.06±4.18	-4.24±4.58	2.284*
	Z	-0.28±9.10	2.05±3.04	-.800
TO2	X	-9.86±7.91	-5.01±-6.25	-4.538***
	Y	1.75±5.72	-3.20±3.37	1.736
	Z	-0.53±11.51	0.67±3.75	-.361
MS2	X	-5.57±5.65	-2.20±6.68	-3.127*
	Y	-1.68±1.62	-4.95±3.02	2.403*
	Z	3.81±10.94	3.93±1.00	-.034
FC3	X	-6.03±6.76	-4.84±8.98	-.945
	Y	-3.69±2.69	-4.77±1.78	1.151
	Z	9.52±9.12	3.78±3.33	1.761

Note. significant at \* $p<.05$ , \*\*\* $p<.001$

FC1: right foot contact, TO1: right foot toe off, MS1: righth foot mid stance, HC2: left foot contact, TO2: left foot take off, MS2: left foot mid stance, HC3: right foot contact

Table 6. Ground reaction force (unit: N/N)

Foot	Force	Unilateral	Bilateral	t
Right	Fx	-45.15±15.82	-62.93±45.39	1.324
	Fy	-91.15±25.08	-109.15±43.60	1.654
	Fz	670.39±82.89	769.23±118.50	-7.785***
Left	Fx	45.21±12.90	35.74±10.83	4.907***
	Fy	-91.83±31.05	-99.24±20.47	1.346
	Fz	908.00±153.19	863.81±123.25	1.993

Note. significant at \*\*\* $p<.001$

FC1: right foot contact, TO1: right foot toe off, MS1: righth foot mid stance, HC2: left foot contact, TO2: left foot take off, MS2: left foot mid stance, HC3: right foot contact

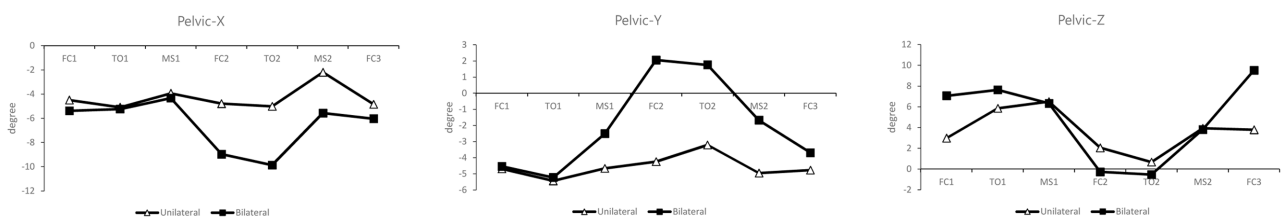


Figure 7. Changes in the displacement of pelvic tilt angle during gait cycle

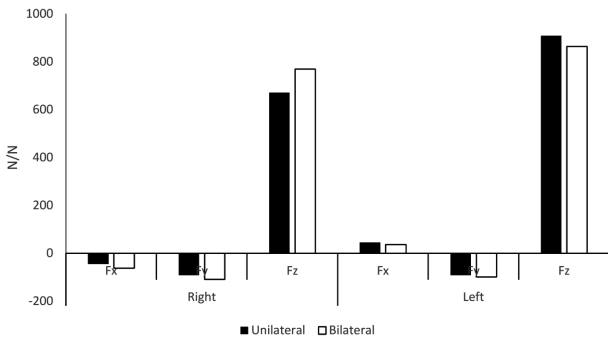


Figure 8. Changes in the ground reaction force during gait cycle

른발에서 Fx 값은 침족보행 간 차이가 나타나지 않았고, Fy 값도 차이가 나타나지 않았지만, Fz 값에서는 침족보행 간 차이가 나타났다( $p < .001$ ). 왼발은 Fx 값에서 침족보행 간 차이가 나타났고( $p < .001$ ), Fy 값과 Fz 값에서는 차이를 보이지 않았다. 오른발의 Fx 에서는 침족보행 모두 내측힘보다 외측힘이 우세하게 나타났고, Fy 에서는 침족보행 모두 추진력보다 제동력이 우세하게 나타났다. 또한, Fz 에서는 양측 침족보행 시 더 큰 수직힘이 나타났다. 왼발의 Fx 에서는 침족보행 모두 외측힘보다 내측힘이 우세하게 나타났고, 단측 침족보행 시 더 큰 내측힘을 발생하였다. Fy 에서는 침족보행 모두 추진력보다 제동력이 우세하게 나타났고, Fz에서는 오른발보다 큰 수직힘이 나타났다.

#### IV. 논 의

보행은 하지의 다재다능한 기능적 능력으로 인해 불규칙한 노면이나 다양한 형태의 장애물을 통과할 수 있다. 이러한 능력은 적절한 시간에 자유로운 관절의 움직임이나 근육의 작용이 선택적으로 집중될 수 있어야 한다. 다양한 병적인 원인으로 인해 근육의 움직임과 작용이 변하였을 때, 가능한 보상작용을 사용하며 손상이 있는 분절 부근의 보상작용을 이용하게 된다(Perry, 1992). 일반적으로 침족보행(equinus gait)은 뇌성마비, 근위축, 외상성 뇌손상, 뇌졸중을 포함한 몇몇의 근골격과 신경질환을 종종 연관되는 보행형태로서(Perry et al., 2003), 침족으로 인해 신체 각 부위에 다양한 문제를 야기할 수 있다. 이에 따라 침족에 관련된 연구가 진행되고 있지만, 침족 환자의 다양한 보행 패턴을 관찰하기에는 어려움이 따르고 있으므로 국외적으로 정상인을 대상으로 한 가상 실험을 통하여 보행 패턴을 분석하여 자료를 얻고 있다.

이에 따라 본 연구에서는 정상인을 대상으로 발목관절에 단측 및 양측 침족을 인위적으로 야기하여, 보행 시 신체에 미치는 영향을 운동학적 변인과 지면반력 변인을 통하여 가상 분석을 하고자 하였다.

국내의 선행연구에서는 Houx 등 (2013)은 맞춤형 보조기를 이용하여 아동들에게 침족을 유도하여 관찰한 결과는 초기 접촉기에서 고관절 굴곡 증가, 무릎 굴곡 증가, 전방골반 경사 증가를 보였고, 입각기에서 무릎 굴곡 증가나 과신전이 나타났다고 보고하였고, 부가적으로 증가된 무릎 내반을 증가 및 고관절 내전 감소, 내적 족부 진행이 크게 나타난 것으로 보고하였다. Sasaki 등 (2008)은 정상인을 대상으로 한 가상연구에서 침족보행 시 침족자세를 유지하기 위하여 필수적으로 초기 입각기에서 증가된 족저굴곡근 파워 발현 수평방향에서 신체중심을 제동(감속)하기 위하여 활동하고 신체지지를 위하여 기여하는 것을 보여주었다고 보고하였다. Kim 등 (2002)은 침족보행과 정상보행 시 비복근, 가자미근, 전경굴근에서 비복근에서만 정상보행 시 근활성도가 크게 나타난다고 보고하였다. Kerrigan 등 (2000)의 연구에서 정상보행과 비교한 침족보행은 발목 족저굴곡근, 발목 배측굴곡근, 무릎 신전근력이 정상보행 보다 적게 요구되어 원위 하지 약화를 가진 환자들에게 보상 이점을 가지는 것으로 보고하였다.

본 연구에서 신체중심 변위 결과, 좌우변위와 전후변위는 침족보행 간 차이가 나타나지 않았지만, 수직변위에서는 양측 침족보행이 보행 전 구간에서 높은 신체중심을 보였다. 수직변위에서는 양측 침족보행이 양발 모두 침족형태로 보행을 수행하여 단측 침족보행보다 신체중심이 높아진 것으로 사료된다.

하지관절 각변위 결과, 왼쪽 고관절 각변위는 FC1과 FC2에서 단측 침족보행 시 신전이 크게 나타났지만, 오른쪽 고관절 각변위는 침족보행 간 차이가 나타나지 않았다. 오른발이 침족자세로 지면 닿는 FC1, FC2는 왼쪽 고관절에 큰 신전을 유발하여 침족을 발생시킨 오른발의 충격을 감소시키기 위하여 왼쪽 고관절에서 보상작용이 발생한 것으로 사료된다. 왼쪽 무릎관절 각변위는 FC2에서만 단측 침족보행 시 신전이 크게 났고, 오른쪽 무릎관절 각변위에서는 모든 보행구간에서 단측 침족보행 시 굴곡이 크게 일어났다. FC2에서는 오른발 침족인 상태에서 오른발의 지면 충격을 최소화하기 위하여 왼쪽 하지의 고관절, 무릎관절을 신전함으로써 왼쪽 하지의 모멘트를 증가시켜 오른쪽 하지의 부하를 왼쪽에서 지탱해주기 위한 것으로 사료된다. 오른쪽 무릎관절은 단측 침족보행이 양측 침족보행보다 신체의 좌우에 대한 불안정성이 높기 때문에 오른쪽 무릎관절의 굴곡이 크게 발생한 것으로 판단된다.

몸통기울기는 TO1, TO2, MS2에서 단측 침족보행 시 전방굴곡이 크게 일어났다. 특히 오른발과 왼발에 지면에서 떨어지는 이벤트에서 전방굴곡이 크게 나타났는데, 이는 단측 침족의 좌우 불균형과 한쪽 하지로 체중이 급격이 이동되는 불안정성을 줄이기 위하여 전방기울기가 증가된 것으로 사료된다.



각관절의 관절가동범위는 고관절, 무릎관절, 몸통기울기에서 단측 침족보행 시 다소 크게 나타났지만 좌우불균형으로 인한 영향으로는 미비한 것으로 사료된다.

골반 경사각 변위는 X축에서 단측 침족보행 시 왼발이 착지하는 중간구간부터 급격히 왼쪽방향으로 골반 경사각이 증가하였다. Y축에서는 양측 침족보행 시 왼발이 착지하는 중간구간부터 골반의 전방각이 급격히 증가하였다. Z축에서는 단측 및 양측 침족보행 모두 왼발이 착지하는 중간구간부터 왼쪽방향으로 골반회전이 발생하였다. 본 연구 결과 단측 침족보행 시 골반 경사각의 좌우 및 전후 변위에 큰 회전을 유발하는 것으로 판명났다. 양측 침족보행에서는 양발의 침족으로 인해 신체중심의 높이 상승을 유발하여 안정성은 감소하였지만, 골반 경사각이 단측 침족보행보다 좌우, 전후 불균형은 나타나지 않기 때문에 부가적인 악영향이 유발되지 않을 것으로 사료된다.

지면반력의 결과는 오른발의  $F_x$  에서 침족보행 모두 내측힘보다 외측힘이 우세하게 나타났고,  $F_y$  에서는 침족보행 모두 추진력보다 제동력이 우세하게 나타났다. 또한,  $F_z$  에서는 양측 침족보행 시 더 큰 수직힘이 나타났다. 왼발의  $F_x$  에서는 침족보행 모두 외측힘보다 내측힘이 우세하게 나타났고, 단측 침족보행 시 더 큰 내측힘을 발생하였다.  $F_y$  에서는 침족보행 모두 추진력보다 제동력이 우세하게 나타났고,  $F_z$  에서는 오른발보다 큰 수직힘이 나타났다. Lugade와 Kaufman (2014)의 연구에서 정상, 내번, 외번, 침족 보행의 비교에서 내외측 COP (center of pressure) ROM (range of motion)이 침족 보행 시 가장 크게 나타나 균형을 유지하는데 어려움을 야기하였다. 이를 통해 오른발의  $F_x$ 는 침족으로 인한 지지면 감소로 신체 안정성 유지를 위하여 내측힘보다 외측힘이 강하게 작용한 것으로 사료된다. 또한  $F_y$ 도 침족의 영향으로 보행속도를 감소하기 위해 추진력보다 제동력이 강하게 작용된 것으로 사료된다.  $F_z$ 는 단측 침족보행 시 오른발에 체중을 지지하기 힘들기 때문에, 양측 침족보행 시 보다 수직힘이 약하게 나타난 것으로 사료된다. 왼발의  $F_x$ 는 오른발의 외측힘으로 인해 내측힘이 작용하였으며, 단측 침족보행 시 신체중심이 왼쪽방향으로 변위가 진행되면서 내측힘이 더 강하게 작용한 것으로 사료된다.  $F_y$ 는 오른발과 동일한 이유로 침족의 불안정성이 제동력을 크게하여 보행속도 감소를 유발하게 하는 것으로 사료된다.  $F_z$ 는 단측 침족보행 시 오른발의 침족으로 인해 왼발의 수직힘이 더 강하게 작용하였지만, 양측 침족보행에서는 큰 차이는 나타나지 않았다.

## V. 결 론

본 연구는 건강한 10명의 남성을 대상으로 발목 보조기를 이용하여 단측 착용 침족보행과 양측 착용 침족보행을

인위적으로 유도하였고, 이때 영향을 미치는 하지의 보상작용을 관찰하여 운동학적 및 운동역학적으로 분석하였다. 본 연구의 결과를 바탕으로 도출한 결론은 다음과 같다.

1. 신체중심 변위는 좌우, 전후 변위에서는 차이가 없었지만, 수직변위에서 양측 침족보행 시 신체중심이 상승되는 것으로 나타났다.
  2. 왼쪽 고관절 각변위는 단측 침족보행 시 발이 지면에 접촉하는 지점(FC1, FC2)에서 신전을 크게 일어났지만, 오른쪽 고관절에서는 차이가 나타나지 않았다.
  3. 왼쪽 무릎 각변위는 단측 침족보행 시 왼발이 지면에 접촉하는 지점(FC2)에서만 신전이 크게 일어났고, 오른쪽 무릎관절 각변위는 모든 보행구간에서 단측 침족보행 시 굴곡이 크게 일어났다.
  4. 몸통기울기는 단측 침족보행 시 발이 떨어지는 지점(TO1, TO2)에서 전방굴곡이 크게 일어났다.
  5. 관절 가동범위는 침족보행 간 차이가 없었다.
  6. 골반 경사각 변위는 X축에서 단측 침족보행 시 왼발이 착지되는 구간부터(FC2, TO2, MS2) 좌측방향으로 골반 경사각이 증가하였다. Y축에서는 단측 침족보행 시 왼발이 착지하는 중간구간부터(MS1, FC2, MS2) 골반의 전방경사각이 급격히 증가하였다. Z축에서는 침족보행 모두 왼발이 착지하는 구간부터 좌측방향으로 골반회전이 증가하였다.
  7. 지면반력에서 오른발의  $F_x$  는 침족보행 모두 외측힘이 나타났고,  $F_y$  는 침족보행 모두 제동력이 나타났다.  $F_z$  는 양측 침족보행 시 수직힘이 크게 나타났다. 왼발의  $F_x$  는 침족보행 모두 내측힘이 나타났고, 단측 침족보행 시 내측힘을 크게 발생하였다.  $F_y$  는 침족보행 모두 제동력이 나타났고,  $F_z$  는 오른발보다 수직힘이 크게 나타났다.
- 향후 연구에서는 보다 침족의 관절가동범위에 따른 신체의 보상작용을 근전도 분석을 통하여 신체의 과도한 보상작용으로 저하되는 신체부위를 분석하여, 그에 따른 예방과 신체 보상적 구조 연구가 필요할 것이다.

## 참고문헌

- Abdel-Aziz, Y. I., & Karara, H. M. (1971). *Direct linear transformation from comparator coordinates in object-space coordinates in close range photogrammetry*. Proceedings of the ASP Symposium of Close-Range Photogrammetry. Urbana: University of Illinois.
- Baddar, A., Granata, K., Damiano, D. L., Carmines, D. V., Branco, J. S., & Abel, M. F. (2002). Ankle and knee coupling in patients with spastic diplegia: effects of gastrocnemius-soleus lengthening. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 84-A(5), 736-744.
- Charles, J., Scutter, S. D., & Buckley, J. (2010). Static ankle joint equinus: toward a standard definition and diagnosis. *Journal*



- of the American Podiatric Medical Association, 100(3), 195-203.
- Davids, J., Foti, T., Dabelstein, J., & Bagley, A. (1999). Voluntary (normal) versus obligatory (cerebral palsy) toe-walking in children: a kinematic, kinetic, and electromyographic analysis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 19(4), 461-469.
- Etnyre, B., Chambers, C. S., Scarborough, N. H., & Cain, T. E. (1993). Preoperative and postoperative assessment of surgical intervention for equinus gait in children with cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 13(1), 24-31.
- Goodman, M., Menown, J., West, J., Barr, K., & Vander Linden, D. (2004). Secondary gait compensations in individuals without neuromuscular involvement following a unilateral imposed equinus constraint. *Gait & Posture*, 20(3), 238-234.
- Hampton, D. A., Hollander, K. W., & Engsborg, J. R. (2003). Equinus deformity as a compensatory mechanism for ankle plantarflexor weakness in cerebral palsy. *Journal of Applied Biomechanics*, 19(4), 325-339.
- Higginson, J. S., Zajac, F. E., Neptune, R. R., Kautz, S. A., Burgar, C. G., & Delp, S. L. (2006). Effect of equinus foot placement and intrinsic muscle response on knee extension during stance. *Gait & Posture*, 23(1), 32-36.
- Houx, L., Lempereur, M., Remy-Neris, O., & Brochard, S. (2013). Threshold of equinus which alters biomechanical gait parameters in children. *Gait & Posture*, 38(4), 582-589.
- Joo, S. Y., Park, H. W., Park, K. B., & Kim, H. W. (2005). Changes in gait pattern after surgeries for equinus gait in cerebral palsy spastic hemiplegia. *Journal of Korean Orthopaedic Association*, 40(6), 709-716.
- Kerrigan, D. C., Riley, P. O., Rogan, S., & Burke, D. T. (2000). Compensatory advantages of toe walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(1), 38-44.
- Kim, H. Y., Ahn, J. H., Lee, H. H., Koo, J. Y., Yee, H. C., & Choy, W. S. (2009). Changes in the gastrocnemius and soleus muscle length during gait in CP patients with an equinus deformity. *Journal of Korean Orthopaedic Association*, 44(2), 170-179.
- Kim, T. H., Choi, H. S., Kim, C. I., & Yi, J. B. (2002). Normal walking versus toe-walking in healthy subjects: An electromyographic analysis. *Physical Therapy Korea*, 9(2), 43-50.
- Lugade, V., & Kaufman, K. (2014). Center of pressure trajectory during gait: a comparison of four foot positions. *Gait & Posture*, 40(4), 719-722.
- Matjacic, Z., Olensek, A., & Bajd, T. (2006). Biomechanical characterization and clinical implications of artificially induced toe-walking: Differences between pure soleus, pure gastrocnemius and combination of soleus and gastrocnemius contractures. *Journal of Biomechanics*, 39(2), 255-66.
- Neptune, R. R., Burnfield, J. M., & Mulroy, S. J. (2007). The neuromuscular demands of toe walking: A forward dynamics simulation analysis. *Journal of Biomechanics*, 40(6), 1293-1300.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, NJ: Slack Inc.
- Perry, J., Burnfield, J. M., Gronley, J. K., & Mulroy, S. J. (2003). Toe walking: muscular demands at the ankle and knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(1), 7-16.
- Plagenhoef, S. C., Evans, F. G., & Abdelnour, T. (1983). Anatomical data for analyzing human motion. *Research Quarterly for Exercise and Sports*, 54(2), 169-178.
- Romkes, J., & Brunner, R. (2007). An electromyographic analysis of obligatory (hemiplegic cerebral palsy) and voluntary (normal) unilateral toe-walking. *Gait & Posture*, 26(4), 577-586.
- Saltzman, C. L., & Nawoczenski, D. A. (1995). Complexities of foot architecture as a base of support. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(6), 354-360.
- Sasaki, K., Neptune, R. R., Burnfield, J. M., & Mulroy, S. J. (2008). Muscle compensatory mechanisms during able-bodied toe walking. *Gait & Posture*, 27(3), 440-446.
- Sutherland, D. H., & Davids, J. R. (1993). Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 288, 139-147.
- Vandervoort, A. A., Chesworth, B. M., Cunningham, D. A., Rechnitzer, P. A., & Koval, J. J. (1992). An outcome measure to quantify passive stiffness of the ankle. *Canadian Journal of Public Health*, 83, Suppl 2, S19-S23.
- Winters, T. F., Gage, J. R., & Hicks, R. (1987). Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 69(3), 437-441.
- Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I. Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait & Posture*, 16(5), 215-232.