정상인 보행에서 무릎관절의 유도된 강직에 따른 신체 보상 특성

우병훈¹

¹한양대학교 예술체육대학 체육학과

Characteristics of the Compensation for Gait of the Induced Knee Stiffness in Normal Subjects

Byung-Hoon Woo¹

¹Department of Physical Education, College of Performing Arts and Sport, Hanyang University, Seoul, Korea

Received 30 October 2013; Received in revised form 8 December 2013; Accepted 26 December 2013

ABSTRACT

The purposes of this study were investigated physical compensation for gait on induced knee stiffness in normal subjects. Ten subjects were participated in the experiment(age: 26.0±6.3 yrs, height: 175.5±5.3 cm, weight: 69.1±6.1 kg). The study method adopted 3D analysis with five cameras and ground reaction force with two force-plate. Induced knee stiffness level were classified as gait pattern on ROM of knee(free level, 30° restriction level, fix level). The results were as follows; In angular displacement of hip joint, left hip joint was the more extended in mid-stance on induced right knee stiffness. In angular displacement of knee joint, there was no physical compensation on induced right knee stiffness, but free knee level gait was more flexed in swing phase of right knee joint. In angular displacement of ankle joint, right ankle joint was the more dorsiflexed on induced right knee stiffness, and 30° restriction level and fix level gait were less plantarflexed in TO2. In trunk tilt, free and 30° restriction level gait was more backward tilt on induced right knee stiffness. In ROM of each joint, right knee joint was more larger and trunk tilt was more lower on induced right knee stiffness. In GRF, Fx was more bigger lateral force in free and 30° restriction level gait, and was more bigger medial force in fix level gait. Fy was more bigger propulsion force in free level gait, and was was more bigger braking force in 30° restriction level gait. Left braking force in 30° restriction level gait was more bigger. Fz was no significant.

Keywords : Gait Simulation, Stiffed-Knee, Kinematics, Ground Reaction Force

I. 서론

보행 시 무릎관절은 세가지 기능적인 역할을 하게 된다. 입각기 단계(stance phase)에서 하지의 충격흡수 기능을 수행하고, 체중부하에 대한 신전근(extensor)의 안정성을 제공하는 것이다. 유각기 단계(swing phase)에서는 하지를 앞으로 이동하기 위하여 빠른 굴곡을 수행한다(Perry, 1992). 하지만, 이러한 역할을 제대로 수행하지 못하여 기능부전

의 형태가 나타나게 되면 신체의 다른 부위에서 보상작용이 발생하게 되고 장기간 보상작용은 그 부위에 손상 및 신체 불균형을 유발하게 될 것이다.

정상보행은 고관절과 무릎관절에서 유각기 중 특히 전 유각기(pre-swing)와 초기유각기(initial swing) 동안 빠르게 굴곡하게 되지만, 뇌성마비, 뇌졸중 등 뇌손상을 가진 환자들은 유각기 단계에서 고관절, 무릎관절, 발목관절의 굴곡이 감소된다(Wren, Rethlefsen, & Kay, 2005; Mulroy, Gronley, Weiss, Newsam, & Perry, 2003; Kerrigan, Gronley, & Perry, 1991). 이러한 환자들에게서 흔히 관찰되는 무릎강직 보행패턴(stiff-knee gait pattern)의 발생은 무릎의 기능적 역할의 감소로, 발 들기 감소, 발 끌기 증가, 보폭 감소, 보행속력 감소로 이어지며 보행의 기능적

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

수행에 제한을 미치게 한다(Wren et al., 2005).

무릎강직 보행패턴은 뇌졸중 후 약 25-30%가 나타나고 (Mulroy et al., 2003; De Quervain, Simon, Leurgans, Pease, & McAllister, 1996), 뇌성마비 환자들의 80%에서 발생하고 있다(Wren, et al., 2005). 특히, 뇌졸중 편마비 환자들은 운동하기에 충분한 힘을 생성하지 못하여 기능적인 움직임에 제한을 받고 있다(Fellows, Kaus, & Thilmann, 1994).

무릎강직 보행의 여러 가지 잠재적 원인들은 유각기 구간(Piazza & Delp, 1996; Riley, & Kerrigan, 1998) 또는 전유각기 동안(Anderson, Goldberg, Pandey, & Delp, 2004; Reinbolt, Fox, Arnold, Ounpuu, & Delp, 2008; Van Der Krogt, et al., 2010), 대퇴사두근 중 특히 대퇴직근의 과도한 활성화로 보고되고 있지만 편마비(hemiplegia) 환자의 10% 정도는 무릎강직 보행 시 대퇴사두근의 경직으로 보고하고 있다(Waters, Garland, Perry, Habig & Slabaugh, 1979). 또 다른 잠재 원인은 비복근의 약화(Kerrigan, et al., 1991)나 발끝 걷기(Kerrigan, Burke, Nieto, & Riley, 2001)로 야기된 추진력 감소로 보고하고 있다. 입각기 단계에서 고관절 주변 근육은 체간의 안정을 유지시킨다. 특히 고관절 신전근은 보행속도의 증가와 신체중심의 상승작용으로 입각기 동안 무릎관절의 안정성 조절과 자세 유지에 많은 도움을 주고, 굴곡근은 무릎관절의 시작 시기와 유각기에 하지를 가속시키는 작용을 한다(Basmajian & Wolf, 1990; Yoon, 1995). 결국 고관절 신전근과 굴곡근은 입각기 전체에 중요한 구성 요소로서 안전한 기능적 보행에 있어서 필수적이라고 할 수 있다(Choi, 2004). 하지만, 입각기 단계에서 무릎관절 굴곡이 제한되는 이유는 병리적 문제가 대부분이고, 일반적으로 무릎관절 굴곡의 소실을 통하여 보상작용이 나타난다(Perry, 1992).

무릎강직의 원인은 외상·관절질환·관절의 지속적 정지 등으로 병리학적 소견은 섬유성 강직, 골성 강직으로 구별하고, 기능적으로 전혀 움직이지 않는 것은 완전강직, 약간 가동의 여지가 있는 것을 부분 강직, 또는 불완전 강직이라고 한다(Doosan Encyclopedia, 2010). 따라서, 기능적으로 무릎의 완전강직과 부분 강직에 따라 신체에 미치는 영향이 다르게 나타날 것이다.

이러한 이유로 무릎관절 굴곡 제한의 대표적인 무릎강직 보행패턴은 보상작용으로 인해 대부분의 하지근육에 영향을 미치게 되고, 이를 통해 하지관절인 고관절과 발목관절에 연쇄적인 영향을 미칠 것으로 보인다. 그러므로, 무릎강직 수준에 따라 하지근육 및 관절에 어떠한 영향을 받는 지 연구할 필요성이 있다.

기존 운동역학에서 보행연구는 정상인을 대상으로 주어진 환경변수에 따른 연구(Kaufman, 1998; Kleissen, Litjens,

Baten, Harlaar, & Hof, 1997)와, 여러 질환이나 상해를 가진 환자가 대상인 연구(Deluzio, Wyss, Zee, Costigan, & Sorbie, 1997; Perry, 1992)가 대부분을 이루고 있다. 하지만 보행이나 운동에 불편을 가지고 있는 노인이나 환자들을 대상으로 여러 가지 다양한 반복적 실험은 2차적인 위험을 초래할 수 있기 때문에 연구의 어려움이 대두되고 있는 실정이다.

이에 대해, Kerrigan, Roth와 Riley (1998)은 정상인을 대상으로 환측부위(affected side)의 강직 보행을 가상실험하여 유각기의 특성을 연구하였다. 이러한 가상실험의 시도는 환자의 특정기전(patients specific mechanism)을 이해할 수 있는 가능성을 보여주었다. Zajac, Neptune와 Kautz (2003)은 역동적 시뮬레이션이 환자와 관련된 더 많은 자료 수집을 통하여 환자에게 도움을 준다고 하였고, Kim 등 (2004)은 환자를 통한 실험에서는 측정할 수 없는 자료를 만들 수 있기 때문에 보다 개선된 치료의 목표를 성취할 수 있다고 제안하였다. 이외에도 최근 가상실험을 통한 크런치 보행(Balzer, Schellendorfer, Bauer, & van der Linden, 2013), 강직무릎 보행 시 에너지 소비(Goldberg, Ounpuu, Arnold, Gage, & Delp, 2006), 뇌성마비 보행(Rezgui, Megrot, Fradet, & Marin, 2013) 등 가상실험을 통한 연구들이 다양하게 보고되고 있다.

따라서 본 연구에서는 정상인의 무릎 관절에 인위적인 강직을 유도하고 이 강직현상이 보행시 신체 동작에 미치는 영향을 운동학적 및 운동역학적으로 분석하여 무릎 관절의 강직에서 기인한 신체 활동의 보상작용 형태를 규명하고자 한다. 본 연구의 결과는 신체 동작의 보상 활동 기전을 이해하고 인체 운동 발달에 관련한 많은 연구에 기초자료로 활용 될 수 있을 것으로 생각된다.

II. 연구 방법

1. 연구대상자

본 연구의 대상자는 하지 손상의 병력이 없고, 보행 시 외반족, 내반족 및 특이한 보행 형태를 가진 대상자를 제외하며, 외반슬(genu valgum) 및 내반슬(genu varum) 등 신체 기형으로 인해 보행에 지장이 없는 20대의 건강한 성인 남성 10명을 대상으로 선정하였다(age: 26.0±6.3 yrs, height: 175.5±5.3 cm, weight: 69.1±6.1 kg). 실험에 참여하기 전 실험과정에 대한 설명을 하고 참여의사와 동의서를 얻었다.

2. 실험장비 및 자료처리

본 연구에서는 무릎강직의 수준에 따른 가상실험을 위

Figure 1. Knee orthosis

하여 각도 조절(0-120°)이 가능한 의료용 무릎보조기(올그린메디텍 AG-3901)를 이용하여 실험하였다(Figure 1). 무릎보조기를 통하여 완전강직(무릎고정), 부분강직(무릎가동 범위; 30°) 보행과 자유 보행으로 나누어 분석하였다. 모든 대상자는 오른쪽 하지에 보조기를 착용하였다.

운동학적 분석을 위하여 5대의 적외선 고속 카메라(Motionmaster 100)와 3차원 동작분석시스템(Kwon 3D XP, Visol, Korea)을 이용하였다. 적외선 카메라의 촬영 속도는 100 Hz로 하였다. 본 실험 전, 전역좌표계 설정을 위하여 분석구간에 통제점들(2×2×1 m)을 설치하여 촬영하였다. 전역좌표계 설정은 대상자의 보행 진행방향을 Y축 방향, 수직방향을 Z축 방향, 좌우방향을 X축 방향으로 하였다.

보행 시 3차원 운동학적 변인 분석을 위하여 대상자의 신체 각 부위에 21개의 마커를 부착하여 디지털화(digitizing)하였다. 신체분절의 중심점에 대한 좌표화는 Plagenhoef, Evans와 Abdelnour(1983)의 인체 분절지수(body segment parameter)를 이용하였고, 카메라에서 얻어진 2차원 좌표값은 DLT(Abdel-Aziz & Karara, 1971) 방식을 사용하여 3차원 공간 좌표값을 산출하였다. 디지털화 오차와 피부에 부착된 마커의 움직임에 따라 유발되어지는 문제를 해결하기 위해 모든 3차원 좌표값은 필터 처리하였다. 자료 분석 과정에서 발생할 수 있는 잡음(noise)을 제거하기 위한 스무딩(smoothing)으로 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(AMTI OR6-7-2K, 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. 또한, 각 대상자의 체중으로 자료를 표준화하여 처리하였다.

3. 실험방법

실험 전 모든 대상자들에게 연구에 대한 내용을 설명을 하고, 부분강직과 완전강직 보행에 대한 영상을 보도록 하

Figure 2. Tasks of gait

Figure 3. Setting of experimental situation

였다. 대상자들은 보조기를 착용한 상태에서 자유보행, 부분강직, 완전강직 보행에 익숙할 수 있도록 각 보행 실험 전, 트레드밀을 이용하여 충분한 연습을 하도록 하였다. 각 대상자에게 랜드마커 부착하였다.

실험 순서는 <Figure 2>과 같이 진행하였고, 충분한 휴식과 연습을 통하여 <Figure 3>의 실험구성에 나타난 바와 같이 5 m의 보행로를 주어진 보행에 따라 수행하였다.

- ① 자유보행; 보조기 착용에서 무릎 각도를 제한하지 않고, 자유롭게 보행
- ② 부분강직 보행; 보조기 착용에서 30° 무릎관절 가동범위로 제한한 보행
- ③ 완전강직 보행; 보조기 착용에서 무릎관절 가동범위로 완전 제한한 보행

전체적인 실험 구성은 다음과 같다(Figure 3).

4. 이벤트(event) 설정

보행 동작은 카메라 분석을 통하여 다음과 같이 7개의 이벤트(event)로 설정하였다(Figure 4). 오른발, 왼발에 각각 이벤트를 적용시켜 자료를 산출하여 시상면(sagittal plane)에서 발생하는 운동학적 변인들을 분석하였다.

- (1) 오른발이 지면에 닿는 순간(heel contact [HC1])
- (2) 왼발이 지면에서 떨어지는 순간(take off [TO1])
- (3) 오른발이 교차되는 순간(mid stance [MS1])
- (4) 왼발이 지면에 닿는 순간(heel contact [HC2])
- (5) 오른발이 지면에서 떨어지는 순간(take off [TO2])
- (6) 왼발이 교차되는 순간(mid stance [MS2])
- (7) 오른발이 다시 지면에 닿는 순간(heel contact [HC3])

Figure 4. Event of gait

5. 통계처리

본 연구의 통계처리는 SPSS 21.0(IBM, USA)을 이용하여 3가지 무릎강직 수준과 좌우 하지 관절 각변위 사이의 운동학적 변인과 지면반력에 대한 차이를 분석하기 위하여 반복측정분석(ANOVA with repeated measure)을 사용하였고, 무릎강직 수준에 따른 관절가동범위, 몸통기울기, 지면반력의 차이 분석은 반복적 일원변량분석(One-way ANOVA with repeated measures)을 사용하였다. 사후검증(post-hoc)은 Turkey HSD 방법을 이용하였고, 모든 통계치의 유의수준은 $p < .05$ 로 설정하였다.

III. 결 과

1. 하지관절 각변위

1) 고관절

시상면에서 고관절의 각변위를 측정한 결과는 <Table 1-2, Figure 5>와 같이, 고관절은 TO1, MS1, HC3 시 좌우 고관절에서 유의한 차이가 나타났다($p < .05$). 또한, HC1을 제외한 모든 이벤트에서 상호작용이 나타났다($p < .05$, $p < .01$).

자유보행에서는 좌우 고관절 모두 HC에서 굴곡이 가장 크게 나타났고, MS1에서 신전이 가장 크게 나타났다. 부분강직 보행 시에는 HC에서 가장 굴곡이 크게 나타났고, 왼쪽 고관절은 MS1에서, 오른쪽 고관절은 HC2에서 신전이 크게 나타났다. 완전강직 보행에서 왼쪽 고관절은 HC1에서 굴곡, TO2에서 신전이 크게 나타났고, 오른쪽 고관절은 TO1에서 굴곡, MS2에서 신전이 크게 나타났다.

Table 1. Displacement of joint

(unit: deg)

Joint	Leg	Knee angle	HC1	TO1	MS1	HC2	TO2	MS2	HC3
Hip	Left	free	151.64±5.09	154.93±6.34	156.30±6.03	152.40±6.07	154.65±6.90	152.84±6.20	152.97±6.24
		30°	144.00±15.09	147.23±13.17	149.36±12.82	147.35±12.02	149.08±13.25	147.16±13.90	144.86±13.86
		fix	150.67±8.20	151.75±9.50	154.50±10.55	153.21±9.04	157.09±9.22	154.08±6.89	150.89±7.09
	Right	free	147.34±6.30	150.08±7.14	152.77±8.36	150.92±9.56	152.24±7.92	147.34±5.27	145.55±5.68
		30°	146.90±8.34	149.91±5.16	153.02±4.84	153.43±5.36	153.35±4.34	151.12±9.34	147.77±8.47
		fix	139.74±20.88	138.13±23.18	139.97±23.88	143.60±20.08	145.04±20.73	145.28±21.77	141.64±19.39
Knee	Left	free	166.02±2.33	163.80±3.46	164.67±3.61	158.62±4.38	132.60±5.53	137.25±8.05	164.62±3.60
		30°	161.12±7.49	162.14±7.07	163.53±5.54	159.81±5.64	137.00±10.14	138.96±10.92	161.25±7.15
		fix	164.30±4.62	161.08±4.30	163.97±9.47	157.98±9.52	137.98±4.80	142.44±6.74	163.56±4.01
	Right	free	154.47±2.71	150.15±3.55	152.62±4.16	149.75±6.34	124.60±8.10	126.06±7.27	153.68±2.45
		30°	150.90±9.58	147.40±8.96	150.08±8.04	149.14±8.48	133.27±11.24	139.41±13.07	151.08±9.05
		fix	153.91±14.37	150.12±15.54	150.35±17.10	149.03±18.24	142.48±20.54	147.80±18.97	153.66±13.86
Ankle	Left	free	100.51±3.93	103.70±7.12	93.61±7.42	89.15±6.15	109.42±7.97	100.41±4.23	102.19±4.72
		30°	110.67±18.73	104.44±13.15	95.67±4.32	91.34±5.43	102.71±6.79	98.42±6.44	102.68±4.67
		fix	102.94±7.26	99.42±5.62	94.21±4.83	91.05±5.31	103.85±6.90	99.70±5.58	101.21±4.04
	Right	free	101.51±6.02	102.06±4.12	93.10±4.45	87.63±9.17	104.17±9.79	94.43±7.44	102.47±7.10
		30°	99.27±7.07	100.50±8.19	91.77±8.46	84.52±5.29	97.06±6.24	91.63±10.47	103.28±10.05
		fix	103.37±10.92	101.04±6.45	93.56±6.48	89.58±5.90	95.95±10.73	92.08±7.81	100.51±10.26

HC1: First Heel Contact, TO1: First Take Off, Mid stance, HC2: Second Heel Contact, TO2: Second Take Off, MS2: Second Mid Stance, HC3: Third Heel Contact

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

Table 2. Repeated ANOVA of hip joint

Event	Source	F-value	Sig.	Post-hoc
HC1	Angle	1.364	.266	-
	Right and left	2.756	.104	-
	Interaction	2.406	.102	-
TO1	Angle	3.127	.053	-
	Right and left	4.879	.032*	-
	Interaction	3.758	.031*	-
MS1	Angle	2.572	.087	-
	Right and left	4.422	.041*	-
	Interaction	5.231	.009**	-
HC2	Angle	.672	.515	-
	Right and left	.636	.429	-
	Interaction	4.695	.013*	-
TO2	Angle	.374	.690	-
	Right and left	3.068	.086	-
	Interaction	5.950	.005**	-
MS2	Angle	.046	.955	-
	Right and left	2.866	.097	-
	Interaction	3.522	.037*	-
HC3	Angle	.767	.470	-
	Right and left	4.910	.031*	-
	Interaction	3.351	.043*	-

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

HC1: First Heel Contact, TO1: First Take Off, Mid stance, HC2: Second Heel Contact, TO2: Second Take Off, MS2: Second Mid Stance, HC3: Third Heel Contact

Figure 6. Changes in the angle of the knee joint during gait cycle

2) 무릎관절

시상면에서 무릎관절의 각변위를 측정 한 결과는 <Table 1-3, Figure 6>와 같이, 무릎관절은 TO2, MS2에서 무릎 각도에 따른 차이가 나타났고, 사후검증 결과, 자유보행이 부분강직, 완전강직 보행 시보다 신전이 크게 나타났다($p < .001$). TO2, MS2를 제외한 모든 이벤트에서 좌우 무릎관절 사이에서 유의한 차이가 나타났($p < .001$). 하지만, 모든 이벤트에서 상호작용이 나타나지 않았다.

자유보행에서는 좌우 무릎관절 모두 HC1에서 신전이 가장 크게 나타났고, TO2에서 굴곡이 가장 크게 나타났다. 부분강직 보행은 왼쪽 무릎에서 TO1, 오른쪽 무릎은 HC3에서 신전이 크게 나타났지만, 좌우 무릎관절 모두 TO2에서 가장 굴곡이 크게 나타났다. 완전강직 보행은 좌우 무릎 모두 HC1에서 신전이 크게 나타났고, TO2에서 가장 굴곡이 크게 나타났다.

3) 발목관절

시상면에서 발목관절의 각변위를 측정 한 결과는 <Table 1, 4>, <Figure 7>와 같이, 발목관절은 TO2에서만 무릎 각도에 따른 차이가 나타났고, 사후검증 결과, 자유보행이 부분 및 완전강직 보행보다 저축굴곡이 크게 나타났다($p < .01$). HC2, TO2, MS2에서 좌우 고관절 사이에서 유

Table 3. Repeated ANOVA of knee joint

Event	Source	F-value	Sig.	Post-hoc
HC1	Angle	2.437	.099	
	Right and left	37.764	.000***	-
	Interaction	.062	.940	-
TO1	Angle	.589	.559	-
	Right and left	69.674	.000***	-
	Interaction	.494	.613	-
MS1	Angle	.304	.739	-
	Right and left	90.557	.000***	-
	Interaction	.135	.874	-
HC2	Angle	.070	.932	-
	Right and left	31.882	.000***	-
	Interaction	.153	.859	-
TO2	Angle	9.073	.000***	free<fix
	Right and left	1.286	.262	-
	Interaction	2.979	.060	-
MS2	Angle	11.735	.000***	free<30, fix
	Right and left	.661	.420	-
	Interaction	4.954	.011**	-
HC3	Angle	1.563	.219	-
	Right and left	46.695	.000***	-
	Interaction	.042	.959	-

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

HC1: First Heel Contact, TO1: First Take Off, Mid stance, HC2: Second Heel Contact, TO2: Second Take Off, MS2: Second Mid Stance, HC3: Third Heel Contact

Table 4. Repeated ANOVA of ankle joint

Event	Source	F-value	Sig.	Post-hoc
HC1	Angle	1.349	.269	-
	Right and left	3.056	.087	-
	Interaction	3.911	.027*	-
TO1	Angle	.892	.416	-
	Right and left	1.810	.174	-
	Interaction	1.810	.174	-
MS1	Angle	.052	.950	-
	Right and left	3.511	.066	-
	Interaction	.052	.950	-
HC2	Angle	1.077	.348	-
	Right and left	12.823	.000***	-
	Interaction	3.640	.033	-
TO2	Angle	7.578	.001**	free>30, fix
	Right and left	19.480	.000***	-
	Interaction	.386	.681	-
MS2	Angle	.892	.416	-
	Right and left	32.849	.000***	-
	Interaction	.163	.850	-
HC3	Angle	.568	.570	-
	Right and left	.004	.951	-
	Interaction	.179	.837	-

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

HC1: First Heel Contact, TO1: First Take Off, Mid stance, HC2: Second Heel Contact, TO2: Second Take Off, MS2: Second Mid Stance, HC3: Third Heel Contact

Figure 7. Changes in the angle of the ankle joint during gait cycle

의한 차이가 나타났다($p<.001$). 또한, HC1에서는 상호작용이 나타났다($p<.05$).

자유보행에서는 좌우 무릎관절 모두 TO2에서 저축굴곡이 가장 크게 나타났고, HC2에서 배측굴곡이 가장 크게 나타났다. 부분강직 보행은 왼쪽 발목에서 TO1, 오른쪽 발

목은 HC3에서 저축굴곡이 크게 나타났지만, 좌우 무릎관절 모두 HC2에서 가장 배측굴곡이 크게 나타났다. 완전강직 보행은 왼쪽 무릎에서 HC1, 오른쪽 무릎은 HC3에서 저축굴곡이 크게 나타났지만, 좌우 무릎관절 모두 HC2에서 가장 배측굴곡이 크게 나타났다.

Table 5. Displacement of trunk tilt (unit: deg)

Event	Angle	M±SD	F-value	Sig.	Post-hoc
HC1	free	90.70±1.45	2.053	.139	-
	30°	90.52±2.55			
	fix	91.71±1.68			
TO1	free	92.27±1.62	10.781	.000***	free, 30<fix
	30°	93.63±2.65			
	fix	95.30±1.62			
MS1	free	91.44±1.99	14.906	.000***	free, 30<fix
	30°	93.36±2.82			
	fix	95.94±2.75			
HC2	free	89.99±2.44	.911	.408	-
	30°	90.23±1.47			
	fix	90.86±2.28			
TO2	free	88.81±2.62	2.326	.107	-
	30°	87.37±2.96			
	fix	87.72±2.87			
MS2	free	88.89±2.96	3.344	.042*	-
	30°	86.73±3.40			
	fix	86.52±3.25			
HC3	free	90.28±2.67	.557	.576	-
	30°	89.62±2.84			
	fix	90.45±2.35			

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

HC1: First Heel Contact, TO1: First Take Off, Mid stance, HC2: Second Heel Contact, TO2: Second Take Off, MS2: Second Mid Stance, HC3: Third Heel Contact

2. 몸통기울기

시상면에서 몸통기울기의 각변위를 측정 한 결과는 <Table 5, Figure 8>에서 나타난 바와 같이, 몸통기울기는 TO1와 MS1에서 무릎 각도에 따른 차이가 나타났고 ($p<.001$), 사후검증 결과, 자유보행과 부분강직 보행이 완전강직 보행보다 기울기가 크게 나타났다. MS2에서는 무

Figure 8. Changes in the angle of the trunk tilt during gait cycle

릎 각도에 따른 차이가 나타났지만($p<.05$), 사후검증 결과는 나타나지 않았다. 전반적으로 몸통기울기는 보행 초기에 후방경사 증가 후 전방경사로 진행되는 경향을 보였다.

3. 관절 가동범위

관절 가동범위는 모든 이벤트 동안 관절의 가동범위로 <Table 6>과 같이, 오른쪽 무릎관절과 몸통기울기에서 무릎 각도에 따른 차이가 나타났다($p<.001$). 사후검증 결과, 오른쪽 무릎관절에서는 자유보행이 부분강직과 완전강직 보행보다 가동범위가 크게 나타났지만, 몸통기울기에서는 자유보행이 부분강직과 완전강직 보행보다 가동범위가 작게 나타났다.

4. 지면반력

지면반력에서 Fx 값은 내(-)외(+)측 방향, Fy 값은 전(+)후(-) 방향, Fz 값은 수직(+) 방향의 힘을 의미한다. <Table 7>과 같이, Fx 값은 오른발의 최대힘(외측힘)과 최소힘(내측힘)에서 차이를 보였고($p<.05$, $p<.001$), 사후검증 결과, 최대힘은 자유보행이 부분강직과 완전강직 보행보다

Table 6. ROM of joint

Angle	Left Hip	Right Hip	Left Knee	Right Knee	Left Ankle	Right Ankle	Trunk
free	7.20±2.44	9.79±3.41	38.96±11.75	35.45±8.47	28.81±12.36	27.58±7.30	4.20±2.48
30°	8.98±7.30	10.57±10.34	32.99±11.21	16.22±17.55	36.89±40.34	28.60±18.31	7.77±4.13
fix	10.45±6.44	10.19±3.34	36.09±8.21	10.11±11.44	20.10±6.14	30.54±19.20	10.32±3.88
F-value	1.516	.070	1.594	20.371	2.132	.178	14.224
Sig.	.229	.932	.212	.000***	.128	.837	.000***
Post-hoc	-	-	-	free>30, fix	-	-	free<30, fix

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

Table 7. Ground reaction force

	Angle	Right Foot		Left Foot	
		Max	Min	Max	Min
Fx	free	34.05±10.61	-42.75±14.36	0.94±0.39	-3.95±0.84
	30°	17.26±9.35	-45.02±9.22	0.90±0.36	-3.67±0.67
	fix	20.05±13.81	-58.75±14.49	0.81±0.45	-4.13±0.83
	F-value	12.427***	8.972***	.521	1.763
	Post-hoc	free>30, fix	free, 30<fix	-	-
Fy	free	113.69±21.82	-104.26±24.36	96.90±25.51	-87.07±27.12
	30°	100.38±25.99	-88.29±21.88	93.89±20.24	-75.37±20.11
	fix	80.76±29.79	-108.20±29.99	91.90±23.13	-97.44±22.19
	F-value	8.075***	3.374*	.238	4.484*
	Post-hoc	free>fix	30<fix	-	30<fix
Fz	free	727.75±62.47		724.32±67.05	
	30°	748.66±96.23		715.97±61.26	
	fix	706.35±62.48		715.40±46.49	
	F-value	1.573		.144	
	Post-hoc	-		-	

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

크게 나타났지만, 최소힘은 자유보행과 부분강직 보행이 완전강직 보행보다 작게 나타났다. 하지만, 왼발에서는 최대힘, 최소힘에서 차이가 나타나지 않았다. Fy 값은 오른발의 최대힘(추진력)과 최소힘(제동력)에서 차이를 보였고($p<.001$), 사후검증 결과, 최대힘은 자유보행이 완전강직 보행보다 크게 나타났고, 최소힘은 부분강직 보행이 완전강직 보행보다 크게 나타났다. 왼발은 최소힘에서 차이를 보였고($p<.05$), 사후검증 결과, 최소힘은 부분강직 보행이 완전강직 보행보다 크게 나타났다. Fz 값은 무릎 각도에 따른 차이가 나타나지 않았다.

IV. 논 의

보행은 모든 균형이 지속적으로 도전받고 다시 획득되어지는 고도로 협응된 동작이다(Galley, 1985). 하지만 강직(spasticity)이나 근력약화, 균형 장애, 비대칭성 등의 다양한 문제를 가지고 있는 환자에게 있어서 정상에 가까운 보행의 재획득은 쉬운 과제가 아니다(Choi, 2004). 일반적으로 하지관절의 강직이나 구축 등은 환측 하지 부위의 불안정성으로 인해 무게중심을 가급적 빨리 건측 하지로 이동시키려는 경향이 나타난다(Kosak & Reding, 2000; Yan, Hui-Chan & Li, 2005).

뇌성마비, 뇌졸중 등 뇌손상을 가진 환자들의 보행 패턴은 매우 다양한 형태로 나타나기 때문에 환자의 특성을 고려해야하고 정상인의 보행 패턴을 기준으로 평가하는 것

은 매우 어려운 일이다(Lee & Moon, 2012). 이에 따라 국내외적으로 정상인을 대상으로 한 시뮬레이션 실험을 통하여 보행 패턴의 특정한 형태로 국한하여 그에 따른 자료를 얻고 있다. Yang, Condie, Granat, Paul과 Rowely (1996)은 하지관절의 움직임을 여러 가지 형태로 제한에 따른 모의실험을 수행한 결과, 무릎관절의 굴곡은 에너지 요구의 감소와 보행속도 증가로 나타난다고 보고하였고, Lage, White와 Yack (1995)은 한쪽 무릎관절을 여러 각도로 고정된 뒤 운동학, 운동역학적 분석을 시도한 결과, 무릎고정이 된 하지의 고관절과 발목관절에서 운동역학적 변인이 증가한 것으로 보고하였다.

이에 따라 본 연구에서는 정상인들을 대상으로 무릎관절의 관절가동범위를 제한한 강직 정도를 설정하여 환측 및 건측 하지의 운동학적, 운동역학적 가상보행 분석을 하고자 하였다.

본 연구에서 하지관절 각변위 결과, 보행 시 무릎관절의 가동범위 제한은 양쪽 고관절의 각변위에 영향을 미치지 못하였다. 하지만, 좌우 고관절 각변위에서는 중간입각기(mid-stance: TO1, MS1)에서 왼쪽 고관절이 오른쪽 고관절보다 신전이 크게 나타났다. Kim 등 (2007)의 연구에서 무릎관절 굴곡각을 30°까지 제한하였을 때 고관절 굴곡각 감소로 나타났다. 본 연구는 왼발의 중간입각기에서 정상적인 무릎관절의 가동범위로 인해 왼쪽 고관절에 영향을 미치지 못하였지만, 중간입각기에서는 무릎관절 가동범위의 제한으로 인해 고관절의 각변위를 제한하는 영향을 미

치게 되었다. 특히 오른쪽 무릎관절이 고정되었을 때 오른쪽 고관절의 각변위도 크게 감소되는 경향을 보여 무릎관절의 강직은 고관절의 운동량 감소에도 영향을 미치는 것으로 사료된다.

무릎관절은 유각기 단계에서 자유보행이 부분강직, 완전강직 보행 시보다 굴곡이 크게 나타났다. 좌우 무릎관절 각변위는 유각기 단계를 제외한 모든 이벤트에서 왼쪽 무릎관절이 오른쪽 무릎관절보다 신전이 크게 나타났다. Kim 등 (2007)의 결과 무릎관절 굴곡각 제한이 반대쪽 무릎관절에 영향을 미치는 것으로 나타나 본 연구와 일치하였다. 본 연구 결과 보행 시 무릎관절의 제한을 통해 가장 영향을 가장 많이 받는 지점이 유각기로 보인다. 유각기 동안 무릎관절은 발을 들어올리는 중요한 역할을 한다. 발을 들어올리기 위하여 발목관절의 배측굴곡보다 무릎관절의 굴곡이 더 중요한 동작이지만(Perry, 1992), 무릎관절의 가동범위 제한으로 인해 지면에서 발을 들기 위하여 반대쪽 하지에 영향을 미칠 것으로 사료된다. 또한 유각기 동안 무릎관절의 굴곡량 부족은 보행속도 감소와 신체에너지 소비를 증가시킬 것으로 사료된다.

발목관절에서는 무릎가동범위에 따라 발이 지면에서 떨어지는 지점에서만 차이가 나타났고, 자유보행이 부분 및 완전강직 보행보다 저측굴곡이 크게 나타났다. 좌우 발목관절 각변위는 전유각기를 포함한 유각기에서 오른쪽 발목관절이 왼쪽 발목관절보다 배측굴곡이 크게 나타났다. Kim 등 (2004)은 주그립보행을 통하여 발목관절에서 이차적 보상전략을 사용하고 있기 때문에 발목의 배측굴곡각도 증가와 저측굴곡근 근력 강화가 필요하다고 보고하였다. 또한, Kim 등 (2007)의 결과 무릎관절 굴곡각 제한으로 발목관절의 저측굴곡이 감소하였다. 본 연구 결과 가동범위 제한으로 인한 무릎관절의 영향으로 발목관절에서는 부분 및 완전강직 보행에서 충분한 저측굴곡이 수행되지 못하였다. 이는 유각기 동안 무릎관절의 수동적 굴곡과 발목관절 조합으로 하지가 전진되는 동작을 수행하게 되지만, 부분 및 완전강직 보행에서는 무릎관절의 제한 때문에 유각기의 선행 동작에서 발목관절의 과도한 배측굴곡이 나타난 것으로 사료된다. 대부분 유각기 동안 제한된 무릎관절은 해당 하지의 발목관절의 가동범위가 감소되기 때문에, 무릎관절의 강직은 발목관절의 가동범위가 감소되는 보상작용으로 사료된다.

몸통기울기에서는 중간입각기에서 자유보행과 부분강직 보행이 완전강직 보행보다 후방기울기가 크게 나타났다. 결과에서, 중간입각기 동안 무릎관절의 강직이 몸통기울기에 영향을 미치고 있는 것으로 나타났고, 보행 시 중간입각기 지점의 보상작용으로 몸통의 움직임에 이용하는 것으로 사료된다.

관절 가동범위에서는 가동범위에 제한을 두었던 오른쪽

무릎관절을 제외한 대부분 관절에서는 차이를 보이지 않았지만, 몸통기울기에서만 차이가 나타났다. 따라서, 보행 시 무릎관절의 강직이 몸통의 움직임을 크게 유발하는 것으로 사료된다.

지면반력의 결과는 Fx 값에서 오른발의 외측힘은 자유보행이 부분강직과 완전강직 보행보다 크게 나타났지만, 내측힘은 자유보행과 부분강직 보행이 완전강직 보행보다 작게 나타났다. 하지만, 왼발에서는 내·외측힘에서 차이가 나타나지 않았다. Fx 값에서 오른발은 자유보행은 외측힘이 강하고, 내측힘은 완전강직 보행이 크게 나타났다. 이에 따라 무릎관절의 가동범위에 따라 해당 하지의 지면반력에도 영향을 미치는 것으로 보이며, 무릎관절의 제약에 따라 발의 외변이 발생되어 내측힘이 크게 나타난 것으로 사료된다. Fy 값에서 오른발의 추진력은 자유보행이 완전강직 보행보다 크게 나타났고, 제동력은 부분강직 보행이 완전강직 보행보다 크게 나타났다. 왼발의 제동력은 부분강직 보행이 완전강직 보행보다 크게 나타났다. Fy 값은 오른발에서 완전강직 보행이 무릎관절의 수동적 굴곡이 제한되어 발목관절에 전해지는 힘의 감소로 인해 추진력이 작은 나타난 것으로 사료된다. 제동력에서 자유보행은 상대적으로 보행속도가 빠르고, 완전강직 보행은 무릎관절 제한으로 인해 고관절 모멘트 값이 크게 작용하여 좌우 지면반력값이 크게 나타났지만, 부분강직 보행은 보행속도와 고관절 모멘트 값이 작게 나타나 좌우 지면반력값이 가장 작은 것으로 사료된다. Fz 값은 무릎관절 각도에 따른 차이가 나타나지 않았다. 실험전 대상자들이 트레드밀에서 연습한 정상 보행속도로 인하여 유도된 무릎강직에서도 유사한 보행속도에 기인되어 수직지면반력에 영향을 미치지 않는 것으로 판단된다. Lee, Lee, Choi, Lee와 Park(2006)의 연구에서는 보조기 착용여부에 따라 지면반력 크기의 차이가 나타나지 않았지만, 발생시점과 기간에 차이가 나타나는 것으로 보고하였다. 본 연구에서는 크기만 비교하여 발생시점과 기간에 대한 분석이 이루어지지 못하였다.

V. 결 론

본 연구는 건강한 10명의 남성을 대상으로 보행 시 무릎 관절에 인위적인 강직을 유도하였고 이때 무릎 관절의 강직현상이 신체 동작에 미치는 영향을 운동학적 및 운동역학적으로 분석하였다. 본 연구의 결과를 바탕으로 도출한 결론은 다음과 같다.

1. 오른쪽 무릎 강직 현상에 대한 신체 활동의 보상 작용으로 중간입각기(MS1)에 왼쪽 고관절의 신전각이 크게 나타나는 것으로 판단된다.

2. 오른쪽 무릎 강직 현상에 대한 신체 활동의 보상 작용으로 왼쪽 무릎관절의 유각기에서 신전각이 크게 나타

나는 것으로 판단된다.

3. 오른쪽 무릎 강직 현상에 대한 신체 활동의 보상 작용으로 오른쪽 발목관절의 배측굴곡각이 크게 나타났고, 부분 및 완전강직 보행 시 TO2에서 발목관절 저측굴곡각이 작게 나타나는 것으로 판단된다.

4. 오른쪽 무릎 강직 현상에 대한 신체 활동의 보상 작용으로 중간입각기 시 몸통기울기의 후방경사가 작게 나타나는 것으로 판단된다.

5. 오른쪽 무릎 강직 현상에 대한 신체 활동의 보상 작용으로 오른쪽 무릎관절은 작게 나타났고, 몸통기울기는 크게 나타나는 것으로 판단된다.

6. 오른쪽 무릎 강직 현상에 대한 신체 활동의 보상 작용으로 Fx 값은 오른발에서 발의 외변이 발생되어 외측힘은 자유보행에서 크게 나타났지만, 내측힘은 완전강직 보행에서 발의 외변이 발생되어 크게 나타났다. Fy 값에서 오른발의 추진력은 완전강직 보행이 작게 나타났고, 제동력은 고관절 모멘트 값이 크게 작용한 완전강직 보행이 크게 나타났다. Fz 값은 무릎강직의 영향이 나타나지 않은 것으로 판단된다.

향후 연구에서는 보다 다양한 관절의 제약과 근전도 분석을 통하여 신체의 과도한 보상작용으로 누적되는 다른 부위의 2차적 상해의 예방과 신체 움직임의 보상적 구조 연구가 필요할 것이다.

참고문헌

- Abdel-Aziz, Y. I., & Karara, H. M. (1971). *Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry*. Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry (pp. 1-18). Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry.
- Anderson, F. C., Goldberg, S. R., Pandy, M. G., & Delp, S. L. (2004). Contributions of muscle forces and toe-off kinematics to peak knee flexion during the swing phase of normal gait: an induced position analysis. *Journal of Biomechanics*, 37(5), 731-737.
- Balzer, J., Schellendorfer, S., Bauer, C., & Van der Linden, M. L. (2013). Effects of simulated crouch gait on foot kinematics and kinetics in healthy children. *Gait & Posture*, 38(4), 619-624.
- Basmajian, J. V., & Wolf, S. L. (1990). *Therapeutic exercise*, 5th ed. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Choi, K. W. (2004). *Effects of isokinetic exercise on hip extensor and flexor strength, gait speed and spasticity in adults with stroke*. Unpublished Master's Thesis, Graduate school of Korea University.
- De Quervain, I. A., Simon, S. R., Leurgans, S., Pease, W. S., & McAllister, D. (1996). Gait pattern in the early recovery period after stroke. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 78(10), 1506-1514.
- Deluzio, K. J., Wyss, U. P., Zee, B., Costigan, P. A., & Sorbie, C. (1997). Principal component models of knee kinematics and kinetics: normal vs pathological gait patterns. *Journal of Human Movement Science* 16, 201-217.
- Doosan Encyclopedia editorial staff (2010). *Doosan Encyclopedia*. Seoul: Doosan Donga
- Fellows, S. J., Kaus, C., & Thilmann, A. F. (1994). Voluntary movement at the elbow in spastic hemiparesis. *Annals of Neurology*, 36(3), 397-407.
- Galley, P. M. (1985). *Human Movement*. Churchill Livingstone. New York.
- Goldberg, S. R., Ounpuu, S., Arnold, A. S., Gage, J. R., Delp, S. L. (2006). Kinematic and kinetic factors that correlate with improved knee flexion following treatment for stiff-knee gait. *Journal of Biomechanics*, 39(4), 689-698.
- Kaufman, K. R. (1998). Future direction in gait analysis. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Monograph 002, 85-112.
- Kerrigan, D. C., Burke, D. T., Nieto, T. J., & Riley, P. O. (2001). Can toe-walking contribute to stiff-legged gait? *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 80(1), 33-37.
- Kerrigan, D. C., Gronley, J., & Perry, J. (1991). Stiff-legged gait in spastic paresis. A study of quadriceps and hamstrings muscle activity. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 70(6), 294-300.
- Kerrigan, D. C., Roth, R. S., & Riley, P. O. (1998). The modelling of adult spastic paretic stiff-legged gait swing period based on actual kinematic data. *Gait & Posture*, 7(2), 117-124.
- Kim, D. Y., Park, C. I., Ahn, S. Y., Na, S. I., Park, T. H., Nam, H. S., Yang, E. J., & Lee, D. S. (2007). Simulated Stiff-knee Gait in Healthy Adults. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 31(3), 310-316.
- Kim, T. H., Kwon, O. Y., Yi, C. H., Cho, S. H., Kwon, H. C., & Kim, Y. H. (2004). Compensatory Strategy Observed in the Simulated Crouch Gait of Healthy Adults. *Journal of the Korean Academy of University Trained Physical Therapists*, 11(1), 53-67.
- Kleissen, R. F. M., Litjens, M. C. A., Baten, C. T. M., Harlaar, J., & Hof, A. L. (1997). Consistency of surface EMG patterns obtained during gait from three laboratories using standardised measurement technique. *Gait & Posture*, 6(3), 200-209.
- Kosak, M. C., & Reding, M. J. (2000). Comparison of partial body weight supported treadmill gait training versus aggressive bracing assisted walking post stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 14(1), 13-19.
- Lage, K. J., White, S. C., Yack, H. J. (1995). The effects of unilateral knee immobilization on lower extremity gait mechanics. *Med Sci Sports Exerc*, 27, 8-14.
- Lee, J. O., Lee, Y. S., Choi, Y. J., Lee, S. H., & Park, S. H. (2006). *Biomechanical Gait Analysis and Simulation with Orthotics*. Conference of the Korean Society of Mechanical Engineers, 2974-2978.
- Lee, S. H., & Moon, J. H. (2012). Assessment of Healthy Support Leg Mechanical Work in Hemiplegic Gait. *Korean Journal of Sport Science*, 23(4), 802-813.
- Mulroy, S., Gronley, J., Weiss, W., Newsam, C., & Perry, J. (2003). Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following

- stroke. *Gait & Posture*, 18(1), 114-125.
- Perry, J.(1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare: Slack Inc.
- Piazza, S. J., & Delp, S. L.(1996). The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. *Journal of Biomechanics*, 29(6), 723-733.
- 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.
- Reinbolt, J. A., Fox, M. D., Arnold, A. S., Ounpuu, S., & Delp, S. L.(2008). Importance of preswing rectus femoris activity in stiff-knee gait. *Journal of Biomechanics*, 41(11), 2362-2369.
- Rezgui, T., Megrot, F., Fradet, L., & Marin, F.(2013). On the imitation of CP gait patterns by healthy subjects. *Gait & Posture*, 38(4), 576-581.
- Riley, P. O., & Kerrigan, D. C.(1998). Torque action of two joint muscles in the swing period of stiff-legged gait: a forward dynamic model analysis. *Journal of Biomechanics*, 31(9), 835-840.
- Van Der Krogt, M. M., Bregman, D. J., Wisse, M., Doorensosch, C. A., Harlaar, J., & Collins, S. H.(2010). How crouch gait can dynamically induce stiff-knee gait. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(4), 1593-1606.
- Waters, R. L., Garland, D. E., Perry, J., Habig, T., & Slabaugh, P.(1979). Stiff-legged gait in hemiplegia: surgical correction. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 61(6A), 927-933.
- Wren, T. A., Rethlefsen, S., & Kay, R. M.(2005). Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy: influence of cerebral palsy subtype, age, and previous surgery. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 25(1), 79-83.
- Yan, T., Hui-Chan, C. W., & Li, L. S. (2005). Functional electrical stimulation improves motor recovery of the lower extremity and walking ability of subjects with first acute stroke: A randomized placebo-controlled trial. *Stroke*, 36(1), 80-85.
- Yang, L., Condie, D. N., Granat, M. H., Paul, J. P., & Rowely, D. I.(1996). Effects of joint motion constraints on the gait of normal subjects and their implications on the further development of hybrid FES orthosis for paraplegic persons. *Journal of Biomechanics*, 29(2), 217-226.
- Yoon, T. S.(1995). The torque curves of hip joints and the effects of gait speed in unilateral above-knee amputees. *Journal of Korean Academy of Rehabilitation Medicine*, 19(1), 103-112.
- Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A.(2003). Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait & Posture*, 17(1), 1-17.