

정상 성인에서의 모의 뻘정다리 보행

연세대학교 의과대학 재활의학교실 및 재활의학연구소

김덕용 · 박창일 · 안소영 · 나상일 · 박태훈 · 남희승 · 양은주 · 이돈신

Simulated Stiff-knee Gait in Healthy Adults

Deog Young Kim, M.D., Ph.D., Chang Il Park, M.D., Ph.D., So Young Ahn, M.D., Sang Il Na, M.D., Tae Hoon Park, M.D., Hee Seung Nam, M.D., Eun Ju Yang, M.D. and Don Sin Lee, B.A.

Department and Research Institute of Rehabilitation Medicine, Yonsei University College of Medicine

Objective: To investigate the effect of simulated stiff knee on the gait parameters.

Method: Twenty healthy male adults were recruited. The temporospatial, kinematic & kinetic parameters and energy consumption were analyzed under three different conditions which were free gait, fixed knee flexion in neutral position and limited knee flexion to 30 degrees using knee orthosis.

Results: When knee flexion was fixed in neutral position, the cadence and walking speed significantly decreased, and the step time, step width, O₂ cost significantly increased

compared to free gait. When knee flexion was limited or fixed in neutral position, the kinematic and kinetic parameters in pelvis, hip, knee and ankle joints significantly changed compared with free gait.

Conclusion: Simulated stiff-knee may affect not only knee joint but also pelvis, hip and ankle joints with increased energy consumption. These findings help us to understand the compensatory mechanism and energy conservation of stiff-knee gait. (*J Korean Acad Rehab Med* 2007; 31: 310-316)

Key Words: Gait analysis, Simulated stiff-knee gait, Energy consumption

서 론

정상인의 보행 시 슬관절은 초기 입각기에는 충격 흡수에, 그 외 입각기 동안에는 하지의 안정성에 관여하며, 유각기에는 하지의 기능적 단축을 유도하여 발의 끌림을 방지하는 것으로 알려져 있다.¹ 그러나 편마비 환자의 보행 시에는 유각기 동안 최대 슬관절 굴곡이 감소되고 지연되는 이른바 뻘정다리 보행(stiff-knee gait)이 매우 흔하게 관찰되고,^{2,7} 뻘정다리 보행으로 인해 충격 흡수 및 하지의 기능적 단축이 제한되어 결국 슬관절의 골관절염까지 유발할 수 있다.^{8,9}

Waters 등¹⁰은 편마비 환자의 뻘정다리 보행의 원인으로 대퇴사두근 경직을 보고하였으나, Yelnik 등¹¹의 보고에 의하면 슬관절 신전 근육의 과잉 활성화가 편마비 보행에서 보이는 뻘정다리 보행의 한 요소이지만 대퇴사두근의 경직에 의한 뻘정다리 보행은 10%에 불과하다고 밝혔다. 그 외

여러 문헌들에서 뻘정다리 보행의 또 다른 원인으로 고관절 굴곡근 위약,^{5,12-15} 족저 굴곡근 위약 및 족관절의 진행 제한,^{4,5} 발끝걸음¹⁶ 등이 제기되었다.

이와 같이 뻘정다리 보행의 원인에 대한 많은 연구가 있었으나, 뻘정다리 보행이 하지의 다른 관절, 즉 골반, 고관절, 족관절에 미치는 영향과 보행 시 에너지 소모에 미치는 영향에 대한 연구는 부족한 상황이다. Yang 등¹⁷은 하지 관절의 움직임틀을 여러 가지 형태로 제한하는 모의 보행 실험에서 슬관절의 굴곡을 제한하였을 때 제한하지 않은 경우에 비해 에너지 소모가 증가하고 보행속도가 감소한다고 하였고, Lage 등⁸은 한쪽 하지의 슬관절을 0°, 10°, 20° 굴곡 상태로 각각 고정된 뒤 운동형상학적, 운동역학적 분석을 시행한 결과, 굴곡 고정을 한 슬관절에서 굴곡 고정된 각도가 클수록, 입각기 동안 족관절의 일률(work) 생성이 증가하고, 고관절에서는 초기 유각기에 고관절 굴곡 일률이 감소하고, 초기 입각기에 고관절 신전근의 일률이 증가함을 밝혀 슬관절의 고정이 다른 하지 관절에 영향을 미침을 보고하였다. 그러나 Yang 등¹⁷의 연구는 보조기를 이용하여 하지의 여러 관절들을 여러 조합으로 함께 고정하여 시공간적 지표에 국한된 연구를 시행하였고, 슬관절만을 고정한 경우가 아니었으며, Lage 등⁸의 연구는 슬관절의 굴곡을 제한한 것이 아니라 슬관절을 일정한 위치에 굴곡 고정된 것으로 뻘정다리 보행의 모의 실험으로는 부족함이 많다.

접수일: 2006년 9월 4일, 게재승인일: 2007년 3월 29일

교신저자: 남희승, 서울시 서대문구 신촌동 134번지

☎ 120-752, 연세대학교 의과대학 재활의학교실 및 재활의학연구소

Tel: 02-2228-3710, Fax: 02-363-2795

E-mail: imdrnam@dreamwiz.com

이에 본 연구는 정상 성인을 대상으로 슬관절 보조기를 이용하여 슬관절의 운동 범위를 신전 고정 혹은 30° 굴곡까지로 제한함으로써, 뺨다리 보행 시 다른 관절에 미치는 운동형상학적, 운동역학적 지표의 변화와 에너지 소모를 관찰하여 향후 편마비 환자의 뺨다리의 이해에 도움을 주고자 하였다.

연구대상 및 방법

1) 연구대상

정상 성인 남성 20명을 대상으로 하였다. 이들의 평균 연령은 27.5세였고, 보행에 영향을 줄 수 있는 기타 신경계 질환, 골절 및 구축 등의 근골격계 질환의 병력은 없었다.

2) 방법

(1) 보행 분석: 3차원 보행분석기인 Vicon 370 동작 분석 시스템(Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK)을 이용하여 운동형상학 및 운동역학적 지표를 구하여 분석하였다. Vicon 370 동작 분석 시스템은 6개의 적외선 카메라와 숨겨져 있는 힘판(Kistler Inc., Amherst, USA)을 내장하고 있어, 수동 표식자의 움직임과 힘판에 정해진 지면 반발력을 측정하여, 각 관절의 운동형상학 및 운동역학적 분석을 할 수 있는 장치로, 본 연구에서는 적외선 카메라와 힘판에서 발생할 수 있는 오차를 줄이기 위해 실험 전 영점 교정(calibration)을 시행하였다. Vicon 프로토콜에 따라 기립 정지 상태에서 Cho 등¹⁸이 보고한 바와 같이 13개의 표식자를 부착하고 신발을 신지 않은 상태에서 보행을 하도록 하였다. 사용한 보조기는 슬관절의 굴곡을 원하는 각도로 고정할 수 있도록 고안된 것으로, 우측 하지의 슬관절의 굴곡을 0°인 중립 위치로 고정하는 조건, 슬관절 굴곡을 30°까지로 제한하는 조건, 슬관절의 굴곡을 제한하지 않는 정상 보행을 하는 세 가지 조건하에서 순서는 무작위로 시행하였다. 슬관절 보조기를 착용하는 조건에서는 5분 정도 자유로운 속도로 보행을 하여 익숙해지도록 하였고, 8 m 길이의 보도를 한 가지 조건에서 최소한 3차례 이상 건도록 하여 보행주기에 따른 운동형상학적 및 운동역학적 지표를 Polygon 소프트웨어(Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK)를 이용하여 구하였다.

(2) 에너지 소모: 에너지 소모를 검사는 세 가지 조건하에서 순서를 무작위로 선택한 후 맨발로 타원형 20 m의 트랙을 5분간 편안한 속도로 보행하였고, KB1-C (Aerosports Inc., Ann Arbor, USA)를 이용하여 30초마다 산소소모량을 측정하였으며, 이 중 3분에서 5분까지의 평균값을 이용하여 산소 소모율과 산소 소모비를 구하여 상기 세 조건을 비교하였다.

(3) 통계 및 분석: 윈도우용 SPSS 10.0을 이용하였고 보행 분석을 통해 얻은 뺨다리 보행의 운동형상학적, 운동역학적 지표와 에너지 소모를 슬관절 굴곡을 중립위치로 고

정하였을 때, 굴곡 각도를 30°까지로 제한하였을 때, 슬관절 굴곡을 제한하지 않았을 때를 분산분석을 이용하여 비교 분석하였다. 사후 검정은 Tukey test를 이용하여 분석하였다. p값은 0.05 미만인 것을 통계학적으로 유의 있는 것으로 정의하였다.

결 과

1) 시공간적 지표 비교

자유 보행 시에 비해 슬관절 굴곡 각도를 30°까지로 제한하였을 때 분속수, 보행속도에서는 차이를 보이지 않았으나, 보행너비(step width)에서 의미 있게 증가하였고, 슬관절 굴곡 각도를 0°로 제한하였을 때 자유 보행에 비해 의미 있게 분속수, 보행속도가 감소하고, 보행너비는 증가하였다($p < 0.05$)(Table 1).

2) 에너지소모량 비교

산소 소모비(O₂ cost)는 슬관절 굴곡 각도를 30°까지로 제한하였을 때 증가하는 양상을 보이나 의미 있는 차이를 보이지 않았고, 슬관절 굴곡 각도를 0°로 제한하였을 때 평균 0.19 ml/kg · m로 자유보행 시의 평균 0.14 ml/kg · m에 비해 의미 있게 증가하였다($p < 0.05$)(Table 1).

3) 운동형상학적 지표 비교

(1) 골반의 운동형상학적 지표 비교: 최대 골반 전방굴곡 각도는 슬관절 굴곡 각도를 30°까지로 제한하였을 때 자유 보행에 비해 증가하는 양상을 보였으나, 의미 있는 차이를 관찰할 수 없었고, 중립으로 고정하였을 때 평균 15.10°로 자유 보행 시의 9.55°에 비해 유의하게 증가하였다($p < 0.05$). 초기 접지기에 골반 내전과 유각기에 골반의 하방 이동 각도가 최대 슬관절 굴곡 각도를 30°까지로 제한하였을 때와 중립으로 고정하였을 때 모두 자유 보행 시에 비해 유의하게 감소하였다($p < 0.05$) (Table 2, Fig. 1).

(2) 고관절의 운동형상학적 지표 비교: 초기 접지기에 고

Table 1. Comparisons of Temporo-spatial Parameters and Energy Consumption in Three Conditions of Knee

	Free	30° limited	0° fixed
Cadence (step/min)	112.0±7.0	106.3±6.1	104.3±7.1*
Speed (m/sec)	11.9±0.13	1.05±0.10	0.99±0.10*
Step time (sec)	0.53±0.05	0.59±0.05	0.59±0.03*
Step width (m)	0.16±0.02	0.18±0.02*	0.20±0.03* [†]
O ₂ cost (ml/kg · m)	0.14±0.02	0.16±0.02	0.19±0.02*

Values are mean±standard deviation.

* $p < 0.05$ compared free angle with 30° limited or 0° fixed, [†] $p < 0.05$ compared 0° fixed with 30° limited

Table 2. Comparison of Kinematic Data in Three Condition of Knee

	Free	30° limited	0° fixed
<i>Pelvis</i>			
Maximal anterior tilting	9.55±1.54	9.80±1.82	15.10±1.12* [†]
Maximal up rotation	4.47±0.18	5.02±0.25	3.96±0.26
Maximal down rotaion	5.53±0.05	2.59±0.05*	2.30±0.03*
Internal rotaion at IC	0.20±0.03	0.18±0.02*	0.16±0.02* [†]
External rotaion in PSw	4.49±0.18	4.46±0.34	4.49±0.09
<i>Hip</i>			
Flexion at IC	40.6±2.2	34.8±1.6*	32.6±1.7*
Maximal extension in PSw	3.0±0.2	3.1±0.2	4.9±0.5*
Internal rotation at IC	-11.0±1.9	-0.1±1.2*	5.0±0.6*
Maximal internal rotaion in Sw	13.3±2.0	18.8±2.0*	20.8±1.6*
<i>Knee</i>			
Max. Fl in MSt	25.2±1.7	20.4±2.2*	15.1±0.8* [†]
Max. Fl in MSw	62.9±3.6	40.0±3.1*	10.5±1.8* [†]
DF at IC	5.0±0.5	5.0±0.3	5.1±0.5
Maximal DF in ST	18.1±2.4	18.7±3.2	17.8±1.1
DF at 98% of GC	5.0±0.4	5.0±0.3	5.0±0.2
PF at toe off	9.8±2.0	-2.2±0.9*	-5.0±0.2* [†]

Values are mean± standard deviation in degree.

*p<0.05 compared free angle with 30° limited or 0° fixed, [†]p<0.05 compared 0° fixed with 30° limited

IC: Initial contact, PSw: Preswing, Sw: Swing, Max. Fl: Maximal flexion, MSt: Midstance, MSw: Midswing, DF: Dorsiflexion, ST: Stance phase, GC: Gait cycle, PF: Plantarflexion

Table 3. Comparison of Kinetic Data in Three Condition of Knee

	Free	30° limited	0° fixed
<i>Hip</i>			
Ex mom at IC	0.99±0.17	0.70±0.03	0.69±0.15
Fl mom TSt	1.63±2.00	0.47±0.01	0.17±0.01*
Hip power in ISw	0.50±0.03	0.25±0.03	0.11±0.03*
Ab mom in MSt	0.70±0.02	0.70±0.03	0.50±0.03
Ab mom in TSt	0.64±0.02	0.64±0.03	0.65±0.03
<i>Knee</i>			
Fl mom at IC	0.58±0.8	0.15±0.01*	0.15±0.01*
Ex mom at LR	0.25±0.02	0.20±0.02	0.02±0.03* [†]
Maximal power absorption	0.70±0.02	0.09±0.01*	0.01±0.01*
Maximal power generation	0.31±0.03	0.15±0.01*	0.09±0.01*
<i>Ankle</i>			
PF mom in PSw	1.45±0.07	1.37±0.08*	1.30±0.10* [†]
Power absorption in TSt	0.9±0.04	0.8±0.02*	0.7±0.03* [†]
Power generation in PSw	2.5±0.1	1.8±0.1*	1.68±0.1*

Values are mean± standard deviation in newton meters per kilogram.

*p<0.05 compared free angle with 30° limited or 0° fixed, [†]p<0.05 compared 0° fixed with 30° limited

Ex mom: Extension moment, IC: Initial contat, Fl mom: Flexion moment, TSt: Terminal stance, ISw: Initial swing, Ab mom: Abduction moment, MSt: Midstance, LR: Loading response, PF mom: Plantarflexion moment, PSw: Preswing

관절의 굴곡 각도는 슬관절을 중립위로 고정하였을 때와 슬관절 굴곡 각도를 30°까지로 제한하였을 때 모두에서 자유 보행에 비해 유의하게 감소되었고, 전유각기에 최대 신

전 각도가 중립위치로 고정하였을 때 자유보행과 비교하여 유의하게 증가하였으며, 초기 접지기의 내회전과 유각기의 최대 내회전 각도가 슬관절의 굴곡을 중립위치로 고정하였

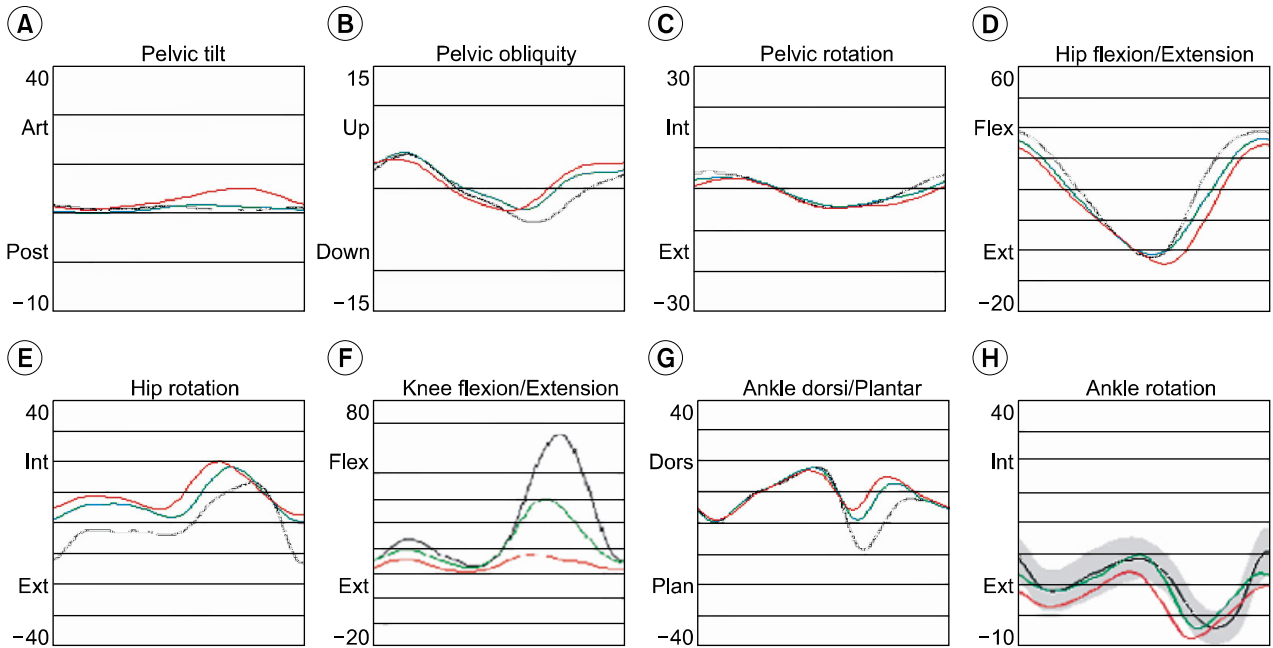


Fig. 1. Kinematic data in three condition of knee are shown. Maximal pelvis anterior tilting angle shows a sign of increasing, compared to free walking, when maximal knee flexion angle was limited to 30-degree. But there is little significant difference observed. When maximal knee flexion angle is fixed to the neutral, the maximal pelvis anterior tilting angle is considerably increased, compared to free walking (A). Pelvis internal rotation of initial contact phase and pelvis down of swing phase are greatly decreased, compared to free walking, when maximal knee flexion angle is limited to 30-degree and fixed to the neutral position (B)(C). Hip flexion angle of initial contact phase is remarkably declined, compared to free walking, when knee is fixed to the neutral and maximal knee flexion angle is limited to 30-degree. Maximal knee extension angle of preswing phase is fixed to the neutral position, hip flexion angle is greatly up in comparison with free walking (D). Internal rotation of initial contact phase and maximum internal rotation angle of swing phase are considerably increased, compared to ordinary walking, when knee flexion angle is fixed to the neutral position and limited to 30-degree (E). Maximal knee flexion angle of midstance and midswing phase is greatly decreased, compared to free walking, when knee flexion is fixed to the neutral position and limited to 30-degree (F). The ankle dorsiflexion of ankle joint of initial contact phase does not show any difference in the three conditions and maximal ankle dorsiflexion of stance phase and ankle dorsiflexion of 98% points of gait cycle also does not show difference either. But in case of toe off, ankle plantar flexion of ankle joint is significantly declined, compared to free walking, when knee is fixed to the neutral position and limited to 30-degree (G). Red line: Fixed in neutral position, Green line: 30° limited, Black line: Free, Ant: Anterior, Post: Posterior, Int: Internal rotation, Ext: External rotation, Flex: Flexion, Ext: Extension, Dors: Dorsiflexion, Plan: Plantarflexion.

을 때와 30°까지로 제한하였을 때 모두 정상보행 시와 비교하여 유의하게 증가하였다($p < 0.05$) (Table 2, Fig. 1).

(3) **슬관절의 운동역학적 지표 비교:** 중간 입각기에 슬관절의 최대 굴곡 각도는 슬관절을 중립 고정하였을 때와 30°까지로 제한하였을 때 모두에서 자유 보행과 비교하여 유의하게 감소하였으며, 중간 유각기에서 최대 굴곡 각도 또한 자유 보행에 비해 슬관절을 30°까지로 제한하였을 때와 슬관절을 중립위치로 고정하였을 때에서 유의하게 감소하였다($p < 0.05$) (Table 2, Fig. 1).

(4) **족관절의 운동역학적 지표 비교:** 초기 접지기 족관절의 족배굴곡은 세 조건에서 차이를 보이지 않았고, 입각기의 최대 족배굴곡과 보행주기의 98% 지점에서의 족배굴곡 또한 의미 있는 차이를 보이지 않았으나, 발가락 떼기 시 슬관절을 중립으로 고정하였을 때와 30°까지로 제한하

였을 때 모두에서 자유 보행에 비해 족관절의 족저굴곡이 유의하게 감소하였다($p < 0.05$) (Table 2, Fig. 1).

4) 운동역학적 지표 비교

(1) **고관절의 운동역학적 지표:** 자유 보행과 비교하여 슬관절을 중립 고정하였을 때 말기 입각기 시 고관절 굴곡 모멘트와 초기 유각기의 고관절의 일률이 유의하게 감소하였다($p < 0.05$). 그러나 입각기에 외전 모멘트는 세 조건에서 변화가 없었다(Table 3, Fig. 2).

(2) **슬관절의 운동역학적 지표:** 초기 접지기에 슬관절의 굴곡 모멘트는 슬관절을 중립으로 고정하였을 때와 30°까지로 제한하였을 때 모두에서 자유 보행과 비교하여 유의하게 감소하며, 입각기에 최대 신전 모멘트는 슬관절을 중립위치로 고정하였을 때 자유 보행과 슬관절을 30°까지로

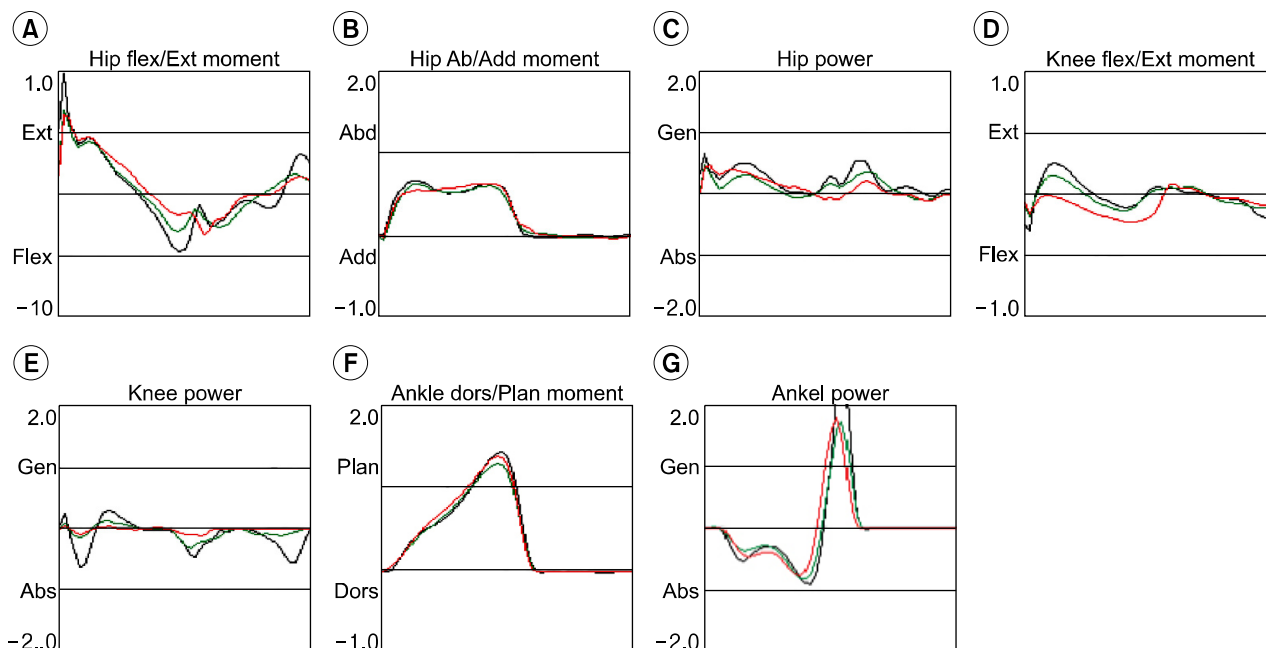


Fig. 2. Kinetic data in three condition of knee are shown. In comparison with free walking, when knee is fixed to the neutral position, hip flexion moment of terminal stance phase and power of hip of initial swing phase are considerably down. However, external rotation moment of stance phase does not show any change under the three conditions (A)(B)(C). Knee flexion moment of initial contact phase is remarkably decreased, compared to free walking, when knee is fixed to the neutral position and limited to 30-degree and maximal extension moment of stance phase is significantly down when knee is fixed to the middle and free walking and knee were limited to 30-degree (D). Maximal power generation and absorption of knee was greatly down when knee is limited to 30-degree and fixed to the neutral position, compared to free walking (E). Maximal ankle plantar flexion moment of stance phase is meaningfully decreased, compared to free walking, when knee is limited to 30-degree and fixed to the neutral position (F). Maximal ankle joint power absorption of stance phase is significantly decreased as knee is limited, and maximal ankle joint power generation of stance phase is greatly down, compared to free walking, when knee is limited to 30-degree and fixed to the neutral position (G). Red line: fixed in neutral position, Green line: 30° limited, Black line: Free, Ext: Extension, Flex: Flexion, Abd: Abduction, Add: Adduction, Gen: Generation, Abs: Absorption, Plan: Plantarflexion, Dors: Dorsiflexion.

제한하였을 때와 비교하여 의미 있게 감소하였다. 최대 슬관절 일률의 흡수와 생성은 30°까지로 제한하였을 때와 중립위치로 고정하였을 때 모두 자유 보행과 비교하여 유의하게 감소하였다($p < 0.05$)(Table 3, Fig. 2).

(3) 족관절의 운동역학적 지표: 입각기에 최대 족저굴곡 모멘트가 슬관절을 30°까지로 제한하였을 때와 중립위치로 고정하였을 때 자유 보행과 비교하여 유의하게 감소하였다. 입각기에서 최대 족관절 일률 흡수는 슬관절을 제한할 수록 유의하게 감소하였고, 입각기에서 최대 족관절 일률 생성은 슬관절을 30°까지로 제한하였을 때와 중립 위치로 고정하였을 때 모두에서 자유 보행과 비교 시 유의하게 감소하였다($p < 0.05$) (Table 3, Fig. 2).

고 찰

뺨정다리 보행은 유각기에 최대 슬관절 굴곡이 감소되고 지연되는 특징을 보이는 비효율적인 보행 양상으로 뇌졸중

으로 인한 편마비나 뇌성마비에서 흔히 관찰된다.^{2,5,7,19}

본 연구결과 시공간학적 지표에서 중립 위치로 고정하였을 때 슬관절 굴곡을 제한하지 않았을 때와 비교하여 통계학적으로 의미 있게 분석수는 줄고, 보행 속도는 느려지며, 보행주기는 길어졌다. 이 결과는 슬관절 굴곡을 제한함으로써 효율적인 보행이 되지 않기 때문으로 생각되며, Yang 등¹⁷이 발표한 연구 결과와 일치한다. 또한 본 연구에서는 슬관절을 중립으로 고정한 경우와 최대 굴곡 각도를 30°까지로 제한한 경우 모두에서 자유 보행과 비교하여 보행너비가 유의하게 증가함을 관찰할 수 있었는데, 이는 슬관절의 굴곡 제한으로 인한 균형의 불완전성을 보상하기 위한 것으로 생각된다.

에너지 소모는 슬관절의 굴곡을 제한하지 않았을 때와 비교해보면 중립위치로 고정하였을 때 통계학적으로 의미 있게 증가하였으나($p < 0.05$), 30°까지로 제한하였을 때는 의미 있는 차이를 보이지 않았다. 슬관절의 굴곡을 제한하였을 때 나타난 에너지 소모의 증가는 이전 연구에서 보행

에 장애가 있는 경우, 보행 속도가 감소하기 때문에 산소 소모율은 정상과 비슷하나, 보행 속도를 보정한 산소 소모비는 높다는 보고와 일치한다.^{20,21} 그러므로 뺨정다리 보행 시 시공간적인 지표의 변화와 에너지 소모를 고려할 때 보행의 효율성이 떨어지는 것으로 생각된다.

모의 뺨정다리 보행으로 인한 고관절과 골반, 족관절의 운동형상학적 변화를 살펴보면 슬관절 가동범위를 중립으로 고정하였을 때와 슬관절 굴곡 각도를 30°까지로 제한하였을 때 자유 보행과 비교하여 최대 골반 기울기가 유의하게 증가하였다. 이는 편마비 환자의 뺨정다리 보행 시 나타나는 현상과 비슷한 결과이다. 또한 초기 접지기에 슬관절 굴곡을 중립으로 고정하였을 때 자유 보행과 비교하여 고관절 굴곡이 감소하였는데 이는 정상 보행 시 유각기에 나타나는 슬관절의 굴곡이 제한되어 고관절 굴곡 각도가 감소했을 것으로 생각된다. 한편 유각기 동안 슬관절을 중립으로 고정하였을 때와 슬관절 굴곡을 30°까지로 제한하였을 때 모두에서 골반의 하강이 의미 있게 감소되었는데 이는 슬관절 굴곡을 제한하여 하지의 기능적 길이가 늘어남에 따라 발끝림이 발생하므로, 이를 보상하기 위해 골반을 상방으로 올리는 현상이 일어났기 때문으로 생각된다. 최대 고관절 신전 각도는 슬관절을 중립으로 고정하였을 때 자유 보행에 비해 유의하게 증가하였고, 발가락 떼기 시기의 족관절의 족저 굴곡의 경우 슬관절을 중립으로 고정하였을 때 자유 보행 및 슬관절 굴곡을 30°까지로 제한하였을 때와 비교하여 유의하게 감소하였는데, 이는 슬관절을 중립으로 고정하면 전유각기에 고관절이 최대 신전이 일어날 때 정상적으로 일어나야 하는 슬관절의 굴곡이 되지 않아 자유 보행에 비해 전진력을 얻기 위해 고관절의 신전이 더 커지지만, 족관절은 자유 보행 시 족저 굴곡을 통해 유도되는 슬관절 굴곡이 제한되기 때문이라 생각되며 이는 부적절한 슬관절 굴곡시에 전유각기의 족관절 족저 굴곡이 감소되는 Perry²²의 보고와도 유사한 결과이다. 고관절의 초기 접지기와 유각기 시 최대 내회전은 슬관절을 중립으로 고정하였을 때와 굴곡을 30°까지로 제한한 경우 모두 자유 보행에 비해 유의하게 증가하였다. 이는 정상인에서는 발가락 떼기 후 중간 입각기까지 횡단면 상에서 골반, 고관절, 슬관절에서 모두 내측으로 회전이 일어나고,²⁰ 보행 시 전진력을 얻기 위해 고관절 신전과 내회전이 필요하나,²³ 본 연구에서는 슬관절의 굴곡을 제한하였으므로 전진력을 유지하기 위해 고관절의 내회전이 증가하였던 것으로 생각된다.

뺨정다리 보행으로 인한 고관절과 슬관절의 운동역학적 지표상 각 관절의 힘을 본 결과, 슬관절의 굴곡을 제한하였을 때 고관절의 힘의 생성은 감소하였고, 슬관절의 힘은 입각기에 힘의 흡수와 생성 모두 감소하였다. 족관절에서도 전유각기에 힘의 생성이 유의하게 감소하였다. 이러한 결과는 Yang 등¹⁷이 슬관절의 굴곡을 제한하여 시행한 모의

보행 분석과 비슷한 결과로, 슬관절의 굴곡 범위를 제한할수록 하지의 힘 흡수가 감소하는 것은 체중부하 시에 체중이 근육의 쿠션 작용 없이 직접적으로 전달되기 때문으로 생각한다.

본 연구는 뺨정다리 보행의 모의 보행분석을 통해 슬관절 이외의 관절에서 뺨정다리 보행으로 인해 운동형상학적, 운동역학적 변화를 관찰하여, 뺨정다리 보행으로 인한 각 주위 관절의 보상작용이 있음을 증명하였고, 에너지 소모 증가로 인한 비효율적인 보행을 증명하였다. 그러나 본 연구에서는 몇 가지 연구상의 한계점이 있었다. 첫째, 슬관절의 보조기 사용 시 대상자의 하지 길이와 굵기를 고려하지 않아 이로 인한 영향을 배제할 수 없었다는 것이고, 둘째, 굴곡을 제한하지 않은 좌측 다리에 대해 조사하지 않아 굴곡을 제한하지 않은 좌측 다리의 보상작용은 평가하지 못하였다. Lage 등⁸이 굴곡을 제한하지 않은 다리로 인한 보상작용이 있음을 보고하여 향후 굴곡을 제한하지 않은 반대측 다리의 운동형상학적, 운동역학적 보상 작용에 대한 평가도 필요하리라 생각한다. 셋째는 정상인을 대상으로 한 모의 보행분석이 편마비 환자의 뺨정다리 보행을 충분히 반영하지는 못했다는 것이다. 편마비 환자는 체중부하가 건축 부위 위주로 이루어지며,^{7,24,25} 근육의 비정상적 활성화와 감각의 장애 등이 복합적으로 나타나므로, 정상 성인의 슬관절 굴곡을 제한한 모의 보행만으로 편마비 환자에게 나타나는 뺨정다리 보행을 모두 대변하는 데는 어려움이 있을 것으로 생각한다.

결 론

본 연구는 20명의 정상 성인에게 보조기를 사용하여 슬관절의 굴곡을 제한하여 뺨정다리를 유도하였으며, 슬관절의 굴곡제한으로 인한 시공간적인 지표들의 변화와 다른 관절의 운동형상학적, 운동역학적 요소에 미치는 영향과 에너지 소모를 평가하였다.

그 결과 슬관절의 굴곡을 제한한 뺨정다리 보행 시 분속수는 줄고, 보행 속도는 느려지며, 보행주기는 길어졌으며 보행너비가 증가하였다. 또한 뺨정다리 보행으로 고관절과 족관절의 운동형상학적, 운동역학적 변화를 관찰하였고, 에너지 소모가 증가함을 밝힘으로써, 향후 편마비에서 흔히 관찰되는 뺨정다리 보행을 이해하고, 편마비 환자의 보행을 분석 판독하는 데 도움을 줄 수 있으리라 생각한다.

참 고 문 헌

- 1) Annaswamy TM, Giddings CJ, Della Croce U, Kerrigan DC. Rectus femoris: its role in normal gait. Arch Phys Med Rehabil 1999; 80: 930-934
- 2) Gage JR, Perry J, Hicks RR, Koop S, Wertz JR. Rectus

- femoris transfer to improve knee function of children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1987; 29: 159-166
- 3) Goldberg SR, Ounpuu S, Delp SL. The importance of swing-phase initial conditions in stiff-knee gait. *J Biomech* 2003; 36: 1111-1116
 - 4) Kerrigan DC, Bang MS, Burke DT. An algorithm to assess stiff-legged gait in traumatic brain injury. *J Head Trauma Rehabil* 1999; 14: 136-145
 - 5) Kerrigan DC, Gronley J, Perry J. Stiff-legged gait in spastic paresis. A study of quadriceps and hamstrings muscle activity. *Am J Phys Med Rehabil* 1991; 70: 294-300
 - 6) Treanor WJ. The role of physical medicine treatment in stroke rehabilitation. *Clin Orthop Relat Res* 1969; 63: 14-22
 - 7) Wall JC, Turnbull GI. Gait asymmetries in residual hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1986; 67: 550-553
 - 8) Lage KJ, White SC, Yack HJ. The effects of unilateral knee immobilization on lower extremity gait mechanics. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27: 8-14
 - 9) Simon SR, Radin EL, Paul IL, Rose RM. The response of joints to impact loading. II. In vivo behavior of subchondral bone. *J Biomech* 1972; 5: 267-272
 - 10) Waters RL, Garland DE, Perry J, Habig T, Slabaugh P. Stiff-legged gait in hemiplegia: surgical correction. *J Bone Joint Surg Am* 1979; 61: 927-933
 - 11) Yelnik A, Albert T, Bonan I, Laffont I. A clinical guide to assess the role of lower limb extensor overactivity in hemiplegic gait disorders. *Stroke* 1999; 30: 580-585
 - 12) De Quervain IA, Simon SR, Leurgans S, Pease WS, McAllister D. Gait pattern in the early recovery period after stroke. *J Bone Joint Surg Am* 1996; 78: 1506-1514
 - 13) Kerrigan DC, Roth RS, Riley PO. The modeling of adult spastic paretic stiff-legged gait swing period based on actual kinematic data. *Gait Posture* 1998; 7: 117-124
 - 14) Piazza SJ, Delp SL. The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. *J Biomech* 1996; 29: 723-733
 - 15) Riley PO, Kerrigan DC. Torque action of two-joint muscles in the swing period of stiff-legged gait: a forward dynamic model analysis. *J Biomech* 1998; 31: 835-840
 - 16) Kerrigan DC, Burke DT, Nieto TJ, Riley PO. Can toe-walking contribute to stiff-legged gait? *Am J Phys Med Rehabil* 2001; 80: 33-37
 - 17) Yang L, Condie DN, Granat MH, Paul JP, Rowely DI. 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. *J Biomech* 1996; 29: 217-226
 - 18) Cho SH, Park CI, Park ES, Kim YC, Shin JC, Park JS. Characteristic of the 3D gait analysis in gait maturation process in Korean children. *J Korean Acad Rehab Med* 1998; 22: 1206-1218
 - 19) Sutherland DH, Santi M, Abel MF. Treatment of stiff-knee gait in cerebral palsy: a comparison by gait analysis of distal rectus femoris transfer versus proximal rectus release. *J Pediatr Orthop* 1990; 10: 433-441
 - 20) Lehmann JF, De Lateur BJL. Gait analysis: diagnosis and management. In: Kottke FJ, Lehmann JF, editors. *Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation*, 4th ed, Philadelphia: Saunders, 1990, pp108-125
 - 21) Zamparo P, Francescato MP, De Luca G, Lovati L. The energy cost of level walking in patients with hemiplegia. *Scand J Med Sci Sports* 1995; 5: 348-352
 - 22) Perry J. *Gait analysis-normal and pathological function*, 1st ed, Thorofare: Slack, 1992, pp226
 - 23) Sadeghi H, Sedeghi S, Allard P, Labelle H, Duhaime M. Lower limb muscle power relationships in bilateral able-bodied gait. *Am J Phys Med Rehabil* 2001; 80: 821-830
 - 24) Arcan M, Brull MA, Najenson T, Solzi P. FGP assessment of postural disorders during the process of rehabilitation. *Scand J Rehabil Med* 1977; 9: 165-168
 - 25) Wall JC, Ashburn A. Assessment of gait disability in hemiplegics. *Hemiplegic gait*. *Scand J Rehabil Med* 1979; 11: 95-103