

고관절 내회전 보행이 둔부 근육과 척추 기립근의 근활성도에 미치는 영향

권오윤

연세대학교 보건과학대학 물리치료학과, 보건환경대학원 인간공학치료학과, 보건과학연구소

원종혁, 오재섭, 이원휘, 김수정
연세대학교 대학원 재활학과

Abstract

Effects of the Hip Internal Rotation Gait on Gluteal and Erector Spinae Muscle Activity

Oh-yun Kwon, Ph.D., P.T.

Dept. of Physical Therapy, College of Health Science, Yonsei University

Dept. of Ergonomic Therapy, The Graduate School of Health and Environment, Yonsei University

Institute of Health Science, Yonsei University

Jong-hyuck Won, M.Sc., P.T.

Jae-seop Oh, M.Sc., P.T.

Won-hwee Lee, B.H.Sc., P.T.

Soo-jung Kim, B.H.Sc., P.T.

Dept. of Rehabilitation Therapy, The Graduate School, Yonsei University

The purpose of this study was to identify the effect of the hip internal rotation on gluteal and erector spinae muscle electromyographic (EMG) activity during treadmill walking. Eleven healthy subjects were recruited. All subjects performed treadmill walking while maintaining the hip in neutral position (condition 1) and in internal rotation (condition 2). Surface EMG activity was recorded from four muscles (gluteus maximus (GM), gluteus medius (GMED), tensor fascia latae (TFL), and erector spinae (ES)) and the hip internal rotation angle was measured using a three dimensional motion analysis system. The gait cycle was determined with two foot switches, and stance phase was normalized as 100% stance phase (SP) for each condition using the MatLab 7.0 program. The normalized EMG activities according to the hip rotation (neutral or internal rotation) were compared using a paired t-test. During the entire SP of treadmill walking, the EMG activities of GM in condition 1 were significantly greater than in condition 2 ($p < .05$). The EMG activities of TFL and ES in condition 2 were significantly greater than in condition 1 ($p < .05$). The EMG activities of the GMED in condition 1 were significantly greater than in condition 1 ($p > .05$) except for 80~100% SP. Further studies need randomized control trials regarding the effect of hip internal rotation on the hip and lumbar spine muscle activity. Kinetic variables during gait or going up and down stairs are also needed.

Key Words: Erector spinae; Gait cycle; Gluteus maximus; Gluteus medius; Hip internal rotation; Surface electromyography; Tensor fascia latae.

이 논문은 2005학년도 연세대학교 매지학술연구소 연구비의 지원을 받았음.

통신저자: 권오윤 kwonoy@yonsei.ac.kr

I. 서론

보행은 협응(coordination), 균형, 운동감각(kinesthetic), 고유수용 감각(proprioceptive sense), 관절 및 근육의 통합 작용 등이 요구되는 고도의 조화를 이루는 복잡한 운동이다(Norkin과 Levangie, 1982). 정상 보행은 하지와 골반, 체간의 조화된 관절 움직임과 근육 활동으로 적은 에너지를 소모하면서 부드럽고 효과적으로 신체의 무게중심(center of mass)을 앞으로 이동시키는 것으로 정상 성인에서 한 번의 보행 주기에 걸리는 보행 속도는 약 1.37 m/s가 된다(서국용 등, 1997). 보행 동안 신체의 무게 중심은 하지의 관절들에서 일어나는 각 회전운동(angular rotation)의 합에 의해 직선으로 이동한다. 관절의 각 회전운동은 주로 시상면(sagittal plane)에서 일어나기는 하지만, 전두면(frontal plane)과 수평면(transverse plane)에서도 작지만 중요한 운동들이 일어난다(Bohannon, 1987).

고관절은 다축관절로서 보행 시, 고관절의 굴곡(flexion)과 신전(extension), 내회전(internal rotation)과 외회전(external rotation), 외전(abduction)과 내전(adduction)의 움직임으로 하지의 움직임을 조절한다. Neumann(2002)은 고관절의 움직임은 주로 시상면에서 일어나며 전두면에서는 움직임의 폭은 적고 골반의 움직임으로 유발된다고 하였고, 수평면에서의 고관절 움직임은 내회전과 외회전이 있으며, 대퇴골과 골반이 동시에 회전한다고 보고하였다. 고관절은 약간 외회전 되어 있고 입각기(stance phase)동안 대부분의 내회전 움직임이 일어난다(Sutherland 등, 1994). 보행 시 고관절의 내회전 각도를 결정하는 주요 요인으로 대퇴골의 염전각(torsional angle)이 있는데 이는 대퇴골경(femoral neck)과 대퇴골 관절 융기(condyle)의 수평축 비틀림 각을 의미하며 이 각도가 15° 보다 현저하게 큰 경우를 전넘(anteversion)이라 한다(Nyland 등, 2004). 전넘이 있는 사람은 고관절에서 과도하게 내회전 각도가 증가하고 외회전 각도가 현저히 제한되며 외반슬(knock-knee)을 가지고 있을 수 있다. 또한 대퇴골이 앞으로 탈구가 일어날 가능성이 높고 외측 경골 염전(external tibial torsion)이 증가하며 이를 보상(compensation)하기 위해 회내발(pronated foot)등의 변형을 가져온다(Blauth 와 Tillmann, 1983). 이와 같이 고관절의 내회전과 외회전의 가동범위는 크지 않지만 보행과 같은 반복적인 움직임 시 고관절의 과도한 회전

이 발생된다면 고관절 주위의 통증을 유발할 것이다(Sahrman, 2001).

고관절 신전과 관련이 있는 대둔근, 척추부위근은 보행이나 일상과업을 수행할 때 척추와 하지 사이에서 역학적으로 상호작용을 하고 있다(권오윤과 고은경, 2002). 이 중 대둔근(gluteus maximus)은 말기 유각기(swing phase)에서 원심성(eccentric) 형태로 활성화되기 시작하며 이는 입각기(stance phase) 시작에서 체중을 수용하기 위해 근육을 준비시키는 것과 고관절 굴곡을 감속시키는 것이 목적이다(van der Linden 등, 2003). 체간에서 요추영역(L2~L3)에 있는 척추 기립근은 발뒤꿈치 닿기(heel strike) 직전에서부터 보행주기의 약 20%까지와 보행주기 45~70% 두 곳에서 활동기간을 갖는다. 이러한 두 번의 근수축을 통하여 체간의 전방 운동량과 측방 운동량을 조절하게 된다(Perry, 1992). 또한 대퇴근막장근(tensor fascia latae)은 고관절을 내회전시키기 때문에 대퇴근막장근이 뻣뻣하고 단축되어 있는 경우, 하지가 고정되었을 때, 대퇴근막장근의 수축은 골반을 회전시키게 된다(Gottschalk 등, 1989).

이와 같이 수평면에서 일어나는 고관절의 과도한 내회전은 요추 및 고관절의 정상적 비정렬을 초래하고(Schamberger, 2002), 특히 보행과 같은 반복적인 움직임에서는 특정 근육의 근활성도가 증가하여 하지의 비정상적 정렬 상태를 가중 시킬 것이다. 지금까지 보행 시 시상면에서 일어나는 고관절의 굴곡 움직임에 대한 신전근의 작용은 많이 연구 되어져 왔다. 그러나, 보행 시 고관절의 내회전에 대한 연구는 무릎대퇴 통증 증후군(patellofemoral pain syndrome)과 같은 무릎관절 질환과 뇌성마비(cerebral palsy) 보행에서의 연구만이 이루어졌고 이러한 비정상적인 운동과 관련한 생체역학적인 이해가 부족하다고 하였다(Sutherland와 Cooper, 1978). 더욱이 수평면에서 일어나는 고관절의 내회전이 둔부와 척추 주위근의 근육 작용에 어떠한 영향을 미치는지에 대한 연구는 이루어지지 않았다. 이에 본 연구는 트레드밀에서 고관절의 내회전과 중립 상태에서 보행 시 입각기 주기에 따라 대둔근, 중둔근, 대퇴근막장근, 요부 척추기립근의 근활성도를 비교하고자 연구를 실시하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구는 연세대학교 원주캠퍼스에 재학중인 건강한 성인 남자 11명을 대상으로 실시하였다. 하지에 선천적인 기형, 심각한 외과적 혹은 신경학적 질환, 지난 6개월 동안 하지의 외상, 발이나 허리부위의 통증을 경험했던 대상자는 제외시켰다. 실험 전 모든 연구 대상자들에게 본 연구의 목적과 방법에 대하여 충분히 설명한 후 자발적인 동의를 얻었다.

연구 대상자의 평균 연령은 23.8세, 평균 신장은 172.9 cm, 평균 체중은 65.5 kg 이었다(표 1).

표 1. 연구 대상자의 일반적 특성 (N=11)

일반적 특성	평균±표준편차	범위
나이(세)	23.8±2.1	20~28
키(cm)	172.9±4.1	164~179
체중(kg)	65.5±5.7	56~78

2. 실험기기 및 도구

실험 과정동안 고관절의 중립과 내회전 각도를 유지하는지 알아보기 위하여 실시간 삼차원 동작 분석 시스템인 CMS-HS¹⁾를 사용하였다. 각도의 변화는 CMS-HS를 통해 10 Hz 표본추출률(sampling rate)로 측정되었다. 실험 과정동안 표면 근전도와 동기화 되어 실시간으로 고관절의 회전각도를 모니터링 하였다. 윈도용 Windata 2.19 프로그램을 사용하여 각 표식자의 정보를 삼차원상 좌표로 전환하였으며 각 좌표 간의 실시간 각도변화를 저장하였다.

표면 근전도 자료 수집은 MP100WSW²⁾와 최대 8개의 근전도 신호를 처리할 수 있는 Bagnoli EMG System³⁾을 사용하였다. 또한 대둔근, 중둔근, 대퇴근막장근, 요부 척추기립근의 표면근전도 아날로그 신호와 MP100에서 디지털 신호로 전환된 아날로그 신호는 개인용 컴퓨터에서 Acqknowledge 3.72 소프트웨어(BIOPAC System Inc., Santa Barbara, U.S.A.)를 이용하여 자료를 수집하였다. 근전도 신호의 표본추출률은 1000 Hz로 설정하였고, 주파수 대역폭(bandwidth)은

Bagnoli EMG System의 측정 주파수 대역 필터인 20~450 Hz와 60 Hz 노치 필터(notch filter)를 사용하였다. 트레드밀에서 보행 시 각 근육별 근전도 신호를 RMS(root mean square)처리하여 아스키(ASCII) 형태로 전환하여 분석하였다.

입각기 주기를 관찰하기 위하여 연세 대학교 의공학과에서 자체 제작한 발바닥 스위치(foot switch)를 사용하였다. 발바닥 스위치는 MP100WSW에 연결하여 근전도 신호와 동시에 저장하였다.

3. 실험방법

기존의 연구를 참조하여 오른쪽 대둔근, 중둔근, 대퇴근막장근, 요부 척추기립근의 전극 부착 부위를 유성펜으로 작게 표시하였다(Cram 등, 1998)(표 2). 표시된 부위를 참조하여 맨손근력검사(manual muscle testing: MMT)의 최대 근수축시 뚜렷이 보이는 근육에 근전도 전극 부착부위를 최종적으로 표시하였다. 표면근전도 신호에 대한 피부저항을 감소시키기 위해 부착부위를 가는 사포로 3~4회 문질러 피부각질층을 제거하고, 소독용 알코올로 피부지방을 제거한 후에 소량의 전해질 젤(electrolyte gel)을 바른 표면전극을 피부에 부착하였고 접지전극(ground electrode)은 오른쪽 손목에 부착하였다. 전극 부착 후 트레드밀 보행 시 고관절의 회전 각도를 모니터링 하기 위하여 2개의 삼중 표식자(triple marker)를 상전자골극(ASIS)과 무릎관절의 가쪽 위관절융기(lateral epicondyle)에 유성펜으로 표시하고 부착하였다(그림 1). 발바닥 스위치 하나는 첫 번째 발허리뼈머리(head of metatarsal bone)에 부착하였고, 다른 하나는 발꿈치뼈(calcaneus) 아래에 부착하였다.

대상자는 보행 시 보폭 및 속도를 일정하게 유지하기 위하여 미리 정해 둔 메트로놈(metronome)의 속도에 따라 3회 예비 연습을 하였다. 트레드밀의 속도를 1.3 %의 속도로 고정한 후 고관절을 내회전 상태와 중립 상태에 놓고 두 가지 조건에서 각각 3회씩, 1분간 보행을 하였다. 실험의 순서는 무작위로 선택하였다. 실험자의 '시작' 구령과 함께 실험자는 근전도와 동작분석기를 동기화하여 측정을 시작하였다. 두 가지 조건에서 보행이 끝난 후 각 근육들의 활성도를 정량화하기 위하여 편하게 서

1) Zebris Medizintechnik GmbH, Isny, Germany.

2) BIOPAC System Inc., CA, U.S.A.

3) Delsys Inc., Boston, MA, U.S.A.



그림 1. 고관절 내회전 모니터링을 위한 표식자의 부착
있는 상태에서 10초 동안의 표면 근전도 자료값을 RMS
처리 한 후 처음과 마지막 3초를 제외한 4초 동안의 평
균 근전도 신호량을 %RVC로 사용하였다.

4. 분석방법

가. 자료처리 및 정규화

입각기 주기를 나누기 위하여 발뒤꿈치 닿기는 발꿈
치뼈 스위치가 켜진 시점으로 하였으며, 두 개의 발바닥
스위치가 모두 켜있는 시기를 중간 입각기(midstance)
로 보았고 발꿈치뼈 스위치가 꺼진 시점을 발뒤꿈치 들
기(heel off)로 보았다. 발허리뼈 스위치가 꺼진 시기를
발가락 떼기(toe off) 시기로 보았다. 보행조건에 따라
각각 3회 반복 측정된 각 근육들의 근전도 신호는 중립
상태에서 고관절의 내회전 각도가 5° 이하의 범위만을
근전도 신호로 선택하였고, 내회전 상태에서는 고관절의
내회전 각도가 10° 이상일 때 선택하여 처리하였다. 각
각의 보행조건에 따른 근전도 신호는 편하게 서 있는
상태에서의 근활성도로 정규화를 한 후 MatLab
7.0(Math Works Inc., MA, U.S.A.)을 이용하여 보행주
기 중 입각기 100%(0%: 초기접지, 100%: 발가락 떼기)
로 정규화 하였다.

나. 통계방법

고관절 회전에 따른 트레드밀 보행 시 전체주기에서
의 근활성도의 평균과 전체주기를 20% 구간씩 나누어
각 구간에서 고관절 중립상태와 내회전 시 각 근육들의
근활성도의 평균을 비교하기 위해 짝 비교 t-검정
(paired t-test)을 실시하였다. 통계학적 유의수준을 검
정하기 위하여 $\alpha=.05$ 로 하였으며 자료의 통계처리를 위

표 2. 근전도 시스템 전극의 부착 위치

근육	전극의 부착 위치
대둔근	넙다리뼈의 큰돌기와 엉치뼈의 중간
중둔근	엉덩뼈 능선과 넙다리 뼈의 큰 돌기 사이의 근위부 2 cm
대퇴근막장근	위앞엉덩뼈가시 2 cm 아래
요추 척추기립근	두 번째 요추 극돌기 외측 2 cm

해 상용 통계프로그램인 윈도우용 SPSS version 12.0 프
로그램을 사용하였다.

III. 결과

1. 입각기 100% 동안 고관절 내회전과 중립에 따른 각 근육의 근활성도 변화

트레드밀 보행 시 고관절의 회전 각도에 따른 대둔근,
중둔근, 대퇴근막장근, 요부 척추기립근의 근활성도 변화
를 입각기 100%로 정규화하여 나타냈다(그림 2). 대둔근
근활성도는 고관절 중립 위치로 트레드밀 보행 시가 내
회전 보행 시보다 보행의 전체 구간에서 높게 나왔고
($p<.05$), 대퇴근막장근과 요부 척추 기립근, 중둔근의 근
활성도는 고관절 내회전으로 트레드밀 보행 시가 고관절
중립 보행 시보다 전체 구간에서 높게 나왔다($p<.05$).

2. 고관절 회전 각도에 따른 입각기 20% 구간 별 각 근육의 근활성도

트레드밀 보행 시 고관절의 회전각도에 따른 대둔근,
중둔근, 대퇴근막장근, 요부 척추기립근의 근활성도 변화
를 입각기 20%씩 나누어 근활성도 변화를 나타냈다. 대
둔근은 0~20%, 20~40%, 40~60%, 60~80% 구간에서
고관절 중립 시 근활성도가 높게 나타났고($p<.05$), 중둔근
은 80~100% 구간을 제외한 나머지 구간에서 고관절 내
회전 시 근활성도가 높게 나타났다($p<.05$). 대퇴근막장근
과 요부 척추기립근은 전 구간에서 고관절 내회전 시 근
활성도가 높게 나타났다($p<.05$)(표 4)(표 5)(표 6)(표 7).

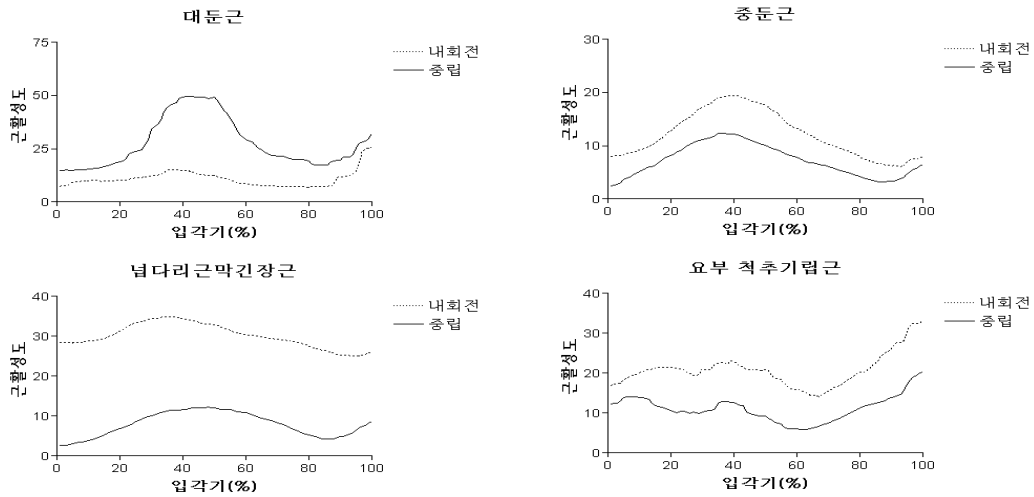


그림 2. 입각기주기 동안 고관절 회전 위치에 따른 근활성도 변화

표 3. 보행주기 동안 고관절 회전 위치에 따른 근활성도 변화 분석

근육	고관절 위치		t-값	p
	내회전	중립		
대둔근	10.93±5.45 ^a	27.69±11.30	-5.07	.00
중둔근	12.15±4.13	7.16±1.88	4.39	.00
대퇴근막장근	30.11±14.66	7.94±3.81	4.53	.00
요부 척추기립근	20.75±10.39	11.13±5.21	4.35	.00

^a평균±표준편차

표 4. 보행주기 동안 고관절 회전 위치에 따른 대둔근 근활성도 변화 분석

%입각기	근활성도(%RVC)		t-값	p
	내회전	중립		
0~20%	9.47±6.41 ^a	16.11±5.77	-3.67	.00
20~40%	12.75±5.61	34.15±12.83	-4.93	.00
40~60%	11.71±4.88	43.69±24.59	-4.70	.00
60~80%	7.50±3.24	22.45±17.61	-2.88	.01
80~100%	13.20±15.38	22.03±17.33	-1.28	.22

^a평균±표준편차

표 5. 보행주기 동안 고관절 회전 위치에 따른 중둔근 근활성도 변화 분석

%입각기	근활성도(%RVC)		t-값	p
	내회전	중립		
0~20%	9.67±5.07 ^a	5.07±2.23	4.24	.00
20~40%	17.04±7.01	10.92±4.04	2.92	.01
40~60%	16.81±6.45	9.90±2.41	4.06	.00
60~80%	10.35±2.64	5.69±2.40	5.18	.00
80~100%	6.89±3.98	4.24±2.37	1.79	.11

^a평균±표준편차

표 6. 보행주기 동안 고관절 회전 위치에 따른 대퇴근막장근 근활성도 변화 분석

%입각기	근활성도(%RVC)		t-값	p
	내회전	중립		
0~20%	19.81±9.15 ^a	12.82±7.40	3.89	.00
20~40%	21.27±8.32	11.10±7.40	4.03	.00
40~60%	19.49±15.63	8.68±6.83	3.54	.00
60~80%	16.45±13.77	8.05±5.02	1.97	.00
80~100%	26.72±17.81	15.00±6.37	2.74	.02

^a평균±표준편차

표 7. 보행주기 동안 고관절 회전 위치에 따른 요부 척추기립근 근활성도 변화 분석

%입각기	근활성도(%RVC)		t-값	p
	내회전	중립		
0~20%	29.15±16.76 ^a	4.35±2.58	5.11	.00
20~40%	33.98±15.15	9.93±4.37	4.96	.00
40~60%	32.45±15.18	11.74±6.61	3.67	.00
60~80%	29.17±14.61	8.03±5.94	4.13	.00
80~100%	25.82±15.10	5.64±3.92	4.13	.00

^a평균±표준편차

IV 고찰

본 연구는 트레드밀에서 고관절의 중립 상태와 내회전 상태로 보행 시 보행 주기에 따른 대둔근, 중둔근, 대퇴근막장근, 요부 척추기립근의 근활성도를 비교하기 위하여 실시하였다. 트레드밀 위에서의 보행은 평지에서의 보행에 비해 분속수(cadence)가 증가하고(Murray 등, 1984), 활보장(stride length)이 감소한다(Arsenault 등, 1986). 또한 입각기에서 무릎관절의 신전이 감소하고 유각기에서 고관절과 무릎관절의 굴곡이 증가한다. 하지만 Nymark 등(2005)은 트레드밀에서와 지상에서 보행 시 고관절의 수평면 상에서의 변화는 유의한 차이가 없다고 하였다. 그러므로 본 연구는 일정한 속도의 보행과 보폭을 유지하기 위하여 정상보행 속도인 1.3 m/s로 트레드밀 속도를 유지하고 실시하였다.

연구결과 대둔근은 트레드밀 보행 시, 고관절의 중립 상태에서 보행 시 내회전 보행보다 입각기의 전체 주기에서 근활성도가 높았다(p<.05). 또한 전체 입각기 주기를 20% 씩 구분하여 대둔근의 근활성도를 비교한 결과 0~20%, 20~40%, 40~60%, 60~80% 구간에서 고관절 중립 시 대둔근의 근활성도가 높았다. Knutson과 Soderberg(1995)는 보행 주기동안 근활성도의 시기를

알아보는 연구에서 대둔근은 체중을 지지하면서 고관절의 신전을 만들어 내기 위하여 발뒤꿈치 닿기에서 중간 입각기까지 활동한다고 하였다. 본 연구에서도 고관절 중립 보행 시 대둔근의 근활성도는 중간 입각기까지 최대로 나타나고 그 후 급격히 감소함을 보였다. 그러나 고관절 내회전 상태로 보행 시에는 대둔근의 근활성도는 낮게 나타났다. 대둔근은 기능적으로 위 대둔근과 아래 대둔근으로 나눈다. 아래 대둔근은 고관절 신전근으로 작용하고, 위 대둔근은 주로 고관절 외전근으로 작용한다(Perry, 1992; Winter, 1991). 그러므로 고관절이 내회전 상태로 유지되며 보행할 때에는 대둔근의 작용은 감소한다. 보행과 같은 일상생활에서 반복적으로 일어나는 움직임에서 잘못된 보행 패턴으로 인한 특정 근육의 약화는 하지의 비정상적인 정렬을 초래할 뿐만 아니라 이로 인한 근육의 불균형이 근골격계 통증을 유발하게 된다(Sahrmann, 2001). 특히 대둔근의 약화는 보행 뿐 아니라 올바른 기립자세 유지를 힘들게 하고 나아가 굽은 등(sway back) 자세를 유발하여 고관절 앞쪽과 요추에 지속적인 스트레스를 가하게 될 것으로 사료된다.

요부 척추기립근의 근활성도는 고관절 내회전으로 트레드밀 보행 시가 고관절 중립 보행 시보다 전체 구간에서 높았다(p<.05). 요부 척추기립근은 발뒤꿈치 닿

기 직전에서부터 보행주기의 약 20%까지와 보행주기 45~70% 두 곳에서 활동 기간을 갖는다. 본 연구에서도 입각기의 초기와 말기에서 요부 척추기립근의 근활성도가 증가하였다. 대퇴근막장근의 근활성도는 연구 결과 요부 척추기립근과 마찬가지로 고관절 내회전으로 트레드밀 보행 시가 고관절 중립 보행 시보다 전체 구간에서 높게 나왔다($p<.05$). 이는 고관절 내회전 보행 시 대퇴근막장근과 요부 척추기립근의 근활성도가 동시에 증가한다는 것을 알 수 있다. 대퇴근막장근은 고관절 굴곡과 내회전, 외전에 작용하는 근육으로 보행의 입각기와 같이 하지가 고정되어 있을 때 대퇴근막장근이 강하게 작용하면 골반의 회전을 발생시킨다. 그러므로 요추의 특정 분절(segment)이 매우 유연하여 쉽게 회전된다면, 고관절 내회전으로 인한 골반 회전이 발생하여 요추의 회전과 관련이 있는 요통을 일으키는 잠재적인 원인이 된다(Sahrmann, 2001). 고관절을 내회전시키는 대퇴근막장근의 근활성도가 증가하였다고 해서 고관절이나 요추에 가해지는 스트레스가 증가하였다고 할 수는 없으나 근전도는 근육에 가해지는 부하를 객관적으로 측정할 수 있는 방법이라고 하였다(Nordander 등, 2000). 본 연구에서 중둔근은 고관절 내회전 상태에서 근활성도가 증가하였다. 중둔근은 전두면에서 골반 안정을 위해 작용한다. 즉, 골반의 좌우 기울어짐을 방지하기 위해 보행의 발뒤꿈치 닿기에서 중간 입각기까지 작용하게 된다. 본 연구에서도 정상보행과 같은 시기에 근활성도의 증가를 보였다. 이는 대상자 모두 하지에 이상이 없는 건강한 성인으로 선정 되었으므로 골반의 좌우 기울어짐이 더 커지는 고관절 내회전 상태에서 트레드밀 보행 시 골반의 기울기를 보상하기 위해 더 큰 근활성도를 보였다고 사료된다. 또한 고관절 내회전 보행 시 중립 보행 시 보다 골반의 수평길이가 증가하게 되어 중둔근에 부하가 걸리게 되는 지레대(lever arm)의 길이가 증가되므로 중둔근의 근활성도가 고관절 내회전 시 증가했다고 사료된다.

조직에 가해지는 적당한 스트레스는 조직 손상의 역치를 높여주어 조직의 안정성을 유지해 주지만 반복적으로 가해지는 스트레스는 오히려 조직 손상의 원인이 된다(Mueller와 Maluf, 2002). 그러므로 정상 성인에서 시뮬레이션한 본 연구결과와 같이 정상인에서도 고관절의 내회전이 일어나며 보행하는 것은 대둔근을 약화시키고, 대퇴근막장근과 요부 척추기립근의 근활성도를 증가 시키게 되어 잘못된 운동패턴을 만들어 낼 것이다.

하지만 본 연구는 인위적으로 트레드밀에서 고관절의 내회전 상태를 유지하며 걷게 하였다. 더욱이 실제 보행 환경이 아닌 트레드밀 위에서의 보행을 실시하였다.

그러므로 향후 고관절의 회전각도가 하지 보행뿐 아니라 계단 오르기과 내리기 등 일상생활에 어떠한 영향을 미치는지 알아보기 위해서는 고관절의 회전각도가 내회전에 있는 군과 중립에 있는 군과의 비교 연구가 필요할 것이다.

V. 결론

본 연구는 트레드밀에서 고관절의 중립상태와 내회전 상태로 보행 시 입각기 주기에 따른 대둔근, 중둔근, 대퇴근막장근, 요부 척추기립근의 근활성도가 어떻게 변하는지 알아보기 위해 실시하였다. 연구대상자는 건강한 성인 11명을 대상으로 하였으며 트레드밀 보행 시 4개 근육의 근활성도를 표면 근전도 시스템을 사용하여 측정하였고 삼차원 동작분석시스템인 CMS-HS로 고관절 회전 각도를 감시하였다. 트레드밀 보행은 고관절을 중립상태로 유지하며 보행하는 것과 내회전을 유지하여 보행하는 것을 실시하였다. 연구결과는 다음과 같다.

1. 대상자들은 고관절을 내회전하고 트레드밀 보행 시 보다 고관절을 중립으로 보행 시 입각기 전 구간에서 대둔근의 근활성도가 증가하였고($p<.05$), 대퇴근막장근과 요부 척추기립근, 중둔근의 근활성도는 고관절 내회전으로 트레드밀 보행 시 입각기 전 구간에서 증가하였다($p<.05$).

2. 트레드밀 보행 시 고관절의 회전각도에 따른 대둔근, 중둔근, 대퇴근막장근, 요부 척추기립근의 근활성도 변화를 20%씩 나누어 근활성도 변화를 나타냈다. 대둔근은 0~20%, 20~40%, 40~60%, 60~80% 구간에서 고관절 중립 시 근활성도가 높게 나타났고($p<.05$), 중둔근은 80~100% 구간을 제외한 나머지 구간에서 고관절 내회전 시 근활성도가 높게 나타났다($p<.05$). 대퇴근막장근과 요부 척추기립근은 전 구간에서 고관절 내회전 시 근활성도가 높게 나타났다($p<.05$).

이상의 결과로 트레드밀 보행 시 고관절의 내회전은 대퇴근막장근, 중둔근, 요부 척추기립근의 근활성도를 증가시키고 대둔근의 근활성도는 감소시킨다는 것을 알 수 있었다. 향후 고관절의 회전각도가 하지 보행뿐 아니라 계단 오르기과 내리기 등 일상생활에 어떠한 영향을 미치는지

알아보기 위해서는 고관절의 회전각도가 내회전에 있는
군과 중립에 있는 군과의 비교 연구가 필요할 것이다.

인용문헌

권오윤, 고은경. 고관절 신전 시 요통환자와 정상인의
슬괵근, 대둔근, 요추기립근의 근수축 개시시간 비
교. 한국전문물리치료학회지. 2002;9(2):33-42.
서국웅, 윤양진, 서국은 등. 생체역학. 부산대학교출판부, 1997.
Arsenault AB, Winter DA, Marteniuk RG. Treadmill
versus walkway locomotion in humans: An
EMG study. *Ergonomics*. 1986;29:665-676.
Blauth M, Tillmann B. Stressing on the human fem-
oro-patellar joint. I. Components of a vertical
and horizontal tensile bracing system. *Anat
Embryol (Berl)*. 1983;168(1):117-123.
Bohannon RW. Gait performance of hemiparetic
stroke patients: Selected variables. *Arch Phys
Med Rehabil*. 1987;68(11):777-781.
Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to Surface
Electromyography. Maryland, Aspen, 1998.
Gottschalk F, Kourosch S, Leveau B. The functional
anatomy of tensor fasciae latae and gluteus
medius and minimus. *J Anat*. 1989;166:179-189.
Knutson LM, Soderberg GL. Use and interpretation
in gait. In: Craik RL, Oatis CA, eds. *Gait
Analysis: Theory and application*. St. Louis,
Mosby-Year book Inc., 1995.
Mueller MJ, Maluf KS. Tissue adaptation to physical
stress: A proposed "physical stress theory" to
guide physical therapist practice, education, and
research. *Phys Ther*. 2002;82(4):383-403.
Murray MP, Mollinger LA, Gardner GM, et al.
Kinematic and EMG patterns during slow, free,
and fast walking. *J Orthop Res*. 1984;2:272-280.
Neumann DA. *Kinesiology of the Musculoskeletal
System: Foundations for physical rehabilitation*.
1st ed. St. Louis, Mosby, 2002.
Nordander C, Hansson GA, Rylander L, et al.
Muscular rest abd gap frequency as EMG
measures of physical exposure: The impact of

work tasks and individual related factors.
Ergonomics. 2000;43(11):1904-1919.
Norkin CC, Levangie PK. *Joint Structure and
Function*. Philadelphia, FA Davis Co., 1982.
Nyland J, Kuzamchek S, Parks M, et al. Femoral
anteversion influences vastus medialis and glu-
teus medius EMG amplitude: Composite hip ab-
ductor EMG amplitude ratios during isometric
combined hip abduction-external rotation. *J
Electromyogr Kinesiol*. 2004;14(2):255-261.
Nymark JR, Balmer SJ, Melis EH, et al.
Electromyographic and kinematic nondisabled
gait differences at extremely slow overground
and treadmill walking speeds. *J Rehabil Res
Dev*. 2005;42(4):523-534.
Perry J. *Gait Analysis: Normal and pathological
function*. Thorofare (NJ), Slack Inc., 1992.
Sahrmann SA. *Diagnosis and Treatment of
Movement Impairment Syndromes*. Missouri,
Mosby Inc., 2001.
Schamberger W. *The Malalignment Syndrome:
Implications for medicine and sport*. London,
Churchill Livingstone, 2002.
Sutherland DH, Cooper L. The pathomechanics of
progressive crouch gait in spastic diplegia.
Orthop Clin North Am. 1978;9(1):143-154.
Sutherland DH, Kaufman KR, Moioza JR. Kinematics
of normal human walking. In: Rose J, Gamble
JG, eds. *Human Walking*. 2nd ed. Philadelphia,
Williams & Wilkins, 1994.
van der Linden ML, Hazlewood ME, Aitchison AM,
et al. Electrical stimulation of gluteus maximus
in children with cerebral palsy: Effects on gait
characteristics and muscle strength. *Dev Med
Child Neurol*. 2003;45(6):385-390.
Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human
Gait: Normal, elderly and pathological*. Waterloo
(Canada), University of Waterloo Press, 1991.

논문접수일	2005년 1월 2일
논문게재승인일	2006년 1월 31일