



저작자표시-동일조건변경허락 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.
- 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



동일조건변경허락. 귀하가 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공했을 경우에는, 이 저작물과 동일한 이용허락조건하에서만 배포할 수 있습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

김 범 수 교수지도

석사학위 청구논문

장기간의 하이힐 착용이 하지 근력의
불균형과 보행에 미치는 영향

2012

성신여자대학교 대학원

체육학과

정 혜 진

장기간의 하이힐 착용이 하지 근력의
불균형과 보행에 미치는 영향

김 범 수 교수지도

이 논문을 석사학위논문으로 제출함

2012년 05월

성신여자대학교 대학원

체육학과

정 혜 진

인 준 서

정혜진의 석사학위 논문으로 인준함.

심사위원 _____ ①

심사위원 _____ ①

심사위원 _____ ①

성신여자대학교 대학원

논문개요

본 연구의 목적은 장기간 잦은 빈도의 하이힐 착용으로 발생되어 질 수 있는 만성적 신체 변화로 하지근력 및 하지근력 비율을 평가하고자 하며 하지근력 비율이 하이힐을 착용하지 않은 맨발보행에 어떠한 영향을 미치는지 연구하여 그로인해 발생되어 질수 있는 부정적인 신체 변화와 문제점을 제시함으로써 차후 예방과 개선의 방안을 모색하기 위한 연구의 필요성을 제시하는 선행연구가 되고자한다.

실험목적에 따라 장기간 잦은 빈도로 하이힐을 착용한 집단(Heel)과 하이힐 착용 경험이 거의 없는 집단(Normal)으로 분류하여, 집단별 10명씩 총 20명을 선정하여 실험에 대한 상세한 설명 및 동의서(informed consents)를 받은 후 신체검사와 등속성 근력검사 및 보행분석을 실시하였다.

하지 근력을 측정하기 위하여 등속성 근력측정 장비인 Biodex system III(Biodex Medical Systems, Inc., NY., U.S.A)을 사용하여 발목관절, 무릎관절 단축성·신장성(concentric·eccentric) 수축검사를 실시하여 근력 및 전통적, 기능적 하지근력 비율을 평가하였다. 슬관절 프로토콜에서는 각 60°/sec와 180°/sec의 속도로 발목관절 프로토콜에서는 각 30°/sec 와 120°/sec의 속도로 5회, 15회씩 측정하였다.

또한 보행 분석(gait analysis)을 시행하여 보행 중 각 시상 면, 관상 면, 횡단면에서의 고관절, 슬관절, 발목관절의 움직임과 모멘트를 측정하였다. 본인 평상시의 보폭과 속도(self-selection)로 보행을 실시하였고, 생체 역학적 테이타는 6개의 적외선 감지 카메라와 두 개의 힘 판(force plate)시스템을 활용한 동작 분석 시스템(Motion analysis system; Santa Rosa, CA)을 통하여 초당 60회로 수집되었고 보행 중 각 시상 면, 관상 면, 횡단면에서의 고관절, 슬관절, 발목관절의 움직임과 모멘트(moment)가 분석 프로그램

(Orthotrek ; Santa Rosa, CA)에 의해 계산되어 각각 피 실험자 간의 대조 데이터 수치와 백분율로 비교 분석되었다.

본 연구의 결과를 분석하기 위하여 SPSS 12.0 version 통계 프로그램을 이용하여 평균(M)과 표준편차(SD)를 산출하였다. 그룹 간 유의한 차이를 나타내는 결과는 Mann-Whitney U test를 이용하였다.

목 차

논문개요

I. 서론	1
1. 연구의 필요성	1
2. 연구의 목적	3
3. 연구 가설	4
4. 연구의 제한점	4
II. 이론적 배경	5
1. 하이힐	5
1) 하이힐 유래	5
2) 하이힐 연구 동향	6
2. 등속성 근력에 대한 전통적·기능적 굴/신 근력	8
3. 보행	10
1) 보행 주기(gait cycle)	11
2) 보행 주기(gait cycle)에 따른 하지 기능	13
4. 지면반력의 정의와 충격의 전달	16
III. 연구 방법	17
1. 연구대상	17
2. 연구 절차 및 기간	18
3. 측정장비 및 항목	19
4. 자료 처리	23

IV. 연구결과	24
1. 등속성 하지 근력	24
1) 대퇴사두근과 대퇴이두근의 단축성·신장성수축력 비교	24
2) 저측굴곡근과 배측굴곡근의 단축성·신장성수축력 비교	27
2. 등속성 하지 근력 비율	30
1) 전통적 비율과 기능적 비율의 개념	30
2) H : Q ratio	31
3) DF : PF ratio	35
3. 보행	38
1) 고관절	38
2) 무릎관절	41
3) 발목관절	43
V. 논의	46
VI. 결론	50

참고문헌

ABSTRACT

표 목 차

표 1. 신체적 특성	17
표 2. 연구 기간	19
표 3. 측정장비 및 항목	19
표 4. 대퇴사두근과 대퇴이두근의 단축성 · 신장성수축력 비교	24
표 5. 대퇴사두근과 대퇴이두근의 단축성 · 신장성수축력의 Med, Mini, Max값	26
표 6. 저측굴곡근과 배측굴곡근의 단축성 · 신장성수축력 비교	27
표 7. 저측굴곡근과 배측굴곡근의 단축성 · 신장성수축력의 Med, Mini, Max값	29
표 8. 전통적 H : Q 비율과 기능적 H: Q의 개념	30
표 9. 전통적 DF : PF 비율과 기능적 DF : PF의 개념	30
표 10. 그룹 간 H : Q ratio 비교	31
표 11. 전통적, 기능적 H : Q ratio의 Med, Mini, Max값	34
표 12. 그룹 간 DF : PF ratio 비교	35
표 13. 전통적, 기능적 DF : PF ratio의 Med, Mini, Max값	37
표 14. 그룹 간 맨발보행 시 고관절의 angle, moment 기초통계	38
표 15. 그룹 간 맨발보행 시 고관절의 Med, Mini, Max값	40
표 16. 그룹 간 맨발보행 시 무릎관절의 angle, moment 기초통계	41
표 17. 그룹 간 맨발보행 시 무릎관절의 Med, Mini, Max값	42
표 18. 그룹 간 맨발보행 시 발목관절의 angle, moment 기초통계	43
표 19. 그룹 간 맨발보행 시 발목관절의 Med, Mini, Max값	44

그림 목 차

그림 1. 연구절차	18
그림 2. 그룹 간 대퇴사두근의 단축성 · 신장성수축력 비교	25
그림 3. 그룹 간 저측굴곡근과 배측굴곡근의 단축성 · 신장성수축력 비교	28
그림 4. 그룹 간 전통적 H : Q비율	33
그림 5. 그룹 간 기능적 H : Q비율	33
그림 6. 그룹 간 기능적 DF : PF비율	36
그림 7. 그룹 간 맨발보행 시 고관절 angle 비교	39
그림 8. 그룹 간 맨발보행 시 발목관절 moment 비교	45

I. 서론

1. 연구의 필요성

높은 굽 신발은 패션의 한 부분으로 인식되어 다양한 형태로 발전해 왔으며, 신발 굽의 높이에 따른 보행자세의 운동역학적 분석 등 보행에 미치는 영향에 대한 많은 연구들이 진행되어 왔다. 신발 착용 실태에 관한 설문조사 결과, 여성의 37~69%가 높은 굽 신발을 선택한다고 나타났다(고은혜 등, 2008; Frey et al., 1993).

높은 굽의 신발인 하이힐을 착용하는 이유는 여성들의 유행에 따른 미적 욕구를 만족시키기 위해 착용하는 것이 대부분이다(이창민, 정은희, 2002). 하이힐을 착용하는 여성의 약 59%는 하루에 한 시간에서 여덟 시간 동안 하이힐을 착용하며(Yu et al., 2008), 국내 여성들의 경우 하이힐을 착용하게 되면, 외국 여성들에 비해 하루 활동시간의 대부분인 10시간 이상을 지속적으로 착용하게 되어 육체적인 부담을 더한다(이창민, 정은희, 2002).

하이힐을 장기간 착용하는 경우, 발에 스트레스를 주고, 신체 무게중심이 이동함에 따라 신체정렬이 변하게 되며, 다리와 보행에도 부정적인 영향을 미친다. 이를 보상하기 위해 보행의 운동역학적 및 운동 형상학적 특성이 변화된다(고은혜 등, 2008; Lee et al., 1990; Lee & Hong, 2005; Mandato & Nester, 1999; Snow et al., 1992; Snow & Williams, 1994; Voloshin & Loy, 1994).

그 결과로 척추만곡과 허리통증의 증가, 발목 뺨(sprain), 발의 통증, 더해진 발가락 쪽의 무게, 짧아진 발꿈치 힘줄(achilles tendon), 짧아진 걸음걸이, 늘어난 산소 소비량, 그리고 보행 패턴과 보행속도, 이동성, 무릎의 퇴행적인 뼈 관절염(osteoarthritis)과 같은 부정적인 면이 나타났다.

손종상 등(2007)은 하이힐 굽 높이가 높을수록 발목 관절이 저축굴곡을 이용하여 신체를 높은 굽 높이에 적응하게 되므로 저축굴곡근 수축이 증가하며, 이와 반대로 배축굴곡근이 더 많이 이완된다고 하였다.

그러나 Lee 등(1990)은 신발 뒤 굽 높이가 높아지게 되면 저축굴곡근의 길이가 짧아지게 되므로 근육의 길이-장력 관계에 따라 근 수축력은 감소하게 된다고 하였다.

높은 하이힐을 착용하는 것으로 인해 나타나는 저축굴곡근의 근 활성화 증가는 발과 발목의 근육 불균형(muscle imbalance)으로 안정성을 감소시켜 신체 전반적인 근 골격계 문제를 초래할 수 있고(Gefen et al., 2002; Lee et al., 2001), 정적 및 동적인 움직임 동안 수직적 충격량을 증가시킴으로써 발 주변의 연부조직에 변화를 유발하며, 발과 발목의 근력 약화와 인대 및 관절 손상을 초래할 수 있다. 이는 신체 정렬 상태를 약화시키고 만성적인 발목 불안정성을 유발할 수 있기 때문에 전반적인 근 골격계 병변의 원인으로 고려된다(Garn & Newton, 1998).

하이힐 굽 높이의 증가는 보행 시 발 분절이 지나치게 저축굴곡 되어 하지 협응 작용의 저하에 영향을 미치며, 이로 인해 보행의 대사 비를 증가시켜 효율성을 떨어뜨릴 수 있고, 근 피로를 가속시켜 여러 가지 부작용을 유발하는 것으로 추정할 수 있다. 하이힐 보행의 협응성 부재는 특히 장시간의 하이힐 보행으로 인한 피로 상태에서 발목 발목관절의 근 조절 능력을 저하시켜 발분절의 내/외반 움직임을 둔화시켜 예기치 못한 저항에 대한 대처 능력을 저하시킬 가능성도 예측된다(Gefen et al., 2002).

이와 같이 하이힐을 신은 상태에서의 근력, 근 활성화, 보행, 균형 등을 많은 연구들이 진행되어져왔으나 장기간 잦은 비율의 하이힐 착용으로 인해 하이힐을 착용하지 않은 상태에서도 나타나는 만성적 신체 변화에 대한 접근의 연구는 아직 미흡한 실정이다.

우리는 장기간 잦은 빈도의 하이힐 착용으로 발생되어 질 수 있는 만성적

신체 변화로 하지 근력 비율을 평가하고자 하며 하지 근력 비율이 하이힐을 착용하지 않은 맨발보행에서 어떠한 영향을 미치는지 연구하여 그로인해 발생되어 질수 있는 부정적인 신체 변화와 문제점을 제시함으로써 차후 예방과 개선의 방안을 모색하기 위한 연구의 필요성을 제시하는 선행연구가 되고자 한다.

2. 연구의 목적

본 연구는 첫째, 장기간의 잦은 하이힐 착용이 하지의 근력비율에 미치는 영향을 살펴보는 것이며 둘째, 이러한 근력 비율의 변화가 하이힐을 착용하지 않은 상태에서의 맨발보행에 어떠한 영향을 미치는지 살펴보고자 한다.

본 연구의 목적을 위해 설정한 구체적인 연구 문제는 다음과 같다.

- 1) 장기간의 잦은 하이힐 착용이 하지 근력 및 근력비율에 어떠한 영향을 미치는가?
- 2) 장기간의 잦은 하이힐 착용으로 인한 하지 근력의 비율이 맨발보행에 어떠한 영향을 미치는가?

장기간 잦은 빈도의 하이힐 착용으로 발생되어 질 수 있는 만성적 신체 변화로 하지 근력 비율을 평가하고자 하며 하지 근력 비율이 하이힐을 착용하지 않은 맨발보행에서 어떠한 영향을 미치는지 연구하여 그로인해 발생되어 질수 있는 부정적인 신체 변화와 문제점을 제시함으로써 차후 예방과 개선의 방안을 모색하기 위한 연구의 기초자료를 제공하는데 그 목적이 있다.

3. 연구 가설

본 연구의 목적을 달성하기 위하여 다음과 같은 가설을 설정하였다.

- 1) 장기간 잦은 빈도로 하이힐을 착용하는 그룹과 그렇지 않은 그룹 간에 등속성 하지근력 및 하지근력 비율에 차이가 있을 것이다.
- 2) 장기간 잦은 빈도로 하이힐을 착용하는 그룹과 착용하지 않는 그룹 간에 맨발보행 시 angle값에 차이가 있을 것이다.
- 3) 장기간 잦은 빈도로 하이힐을 착용하는 그룹과 착용하지 않는 그룹 간에 맨발보행 시 moment값에 차이가 나타날 것이다.

4. 연구의 제한점

본 연구의 제한점은 다음과 같다.

- 1) 18세~24세 여성 20명을 대상으로 하였다.
- 2) 각 피험자들의 생활습관을 통제하지 못하였다.
- 3) 하이힐 이외에 하지 불균형을 발생시킬 수 있는 다른 요인을 통제하지 못하였다.
- 4) 근력, 보행검사 시 심리적, 환경적, 정신적인 면을 고려하지 못하였다.

II. 이론적 배경

1. 하이힐

1) 하이힐 유래

현재 대부분의 여성들이 애용하고 있는 하이힐의 유래는 다양한 형태로 추측되고 있지만, 다음의 몇 가지 추론이 가장 타당성이 높은 것들이다.

인류 역사상 최초의 하이힐은 기원전 4세기경에 제작된 것으로 추정되는 그리스 테베 고분 벽화에서 발견되는데, 짐승을 잡는 도축자인 남성이 도축 시 파생되는 부산물들이 발에 묻지 않도록 하기 위해 하이힐을 신고 있는 장면을 볼 수 있다. 즉, 초기에는 하이힐이 여성의 전유물이 아닌 실용적인 이유에서 착용되었던 남성용 신발이었다는 증거이다.

중세 유럽에서는 하수처리 시설이 잘 되어 있지 않아 인구 밀집 지역에서는 사람이나 동물의 배설물 등의 오물이 처리과정을 거치지 않고 거리로 배수되어 버리는 경우가 다반사여서 이를 피하기 위해 굽이 높은 하이힐을 남성들이 선호하게 되었으며, 여성들은 긴 치마를 착용하여 신발이 보이지 않는 관계로 하이힐을 특별히 선호하지 않게 되었다. 그러나 하이힐이 본격적으로 여성들이 착용하게 되는 것은 18세기 이후로 유행에 민감한 여성들이 하이힐을 선택하기 시작하면서 점차 여성들의 신발 굽이 높아지는 반면 남성들의 굽이 낮아져 현재에 이르러서는 남성용 하이힐이 자취를 감추고 여성의 전유물로 남게 된 것이다.

이와 같이 최초의 하이힐은 실용적이고 실리적인 이유로 개발되었고, 착용되었지만 현대에 이르러서는 이러한 이유보다는 미의 욕구를 충족시키고 패션의 일부분으로 인식되어 다양한 형태로 발전하였고 많은 여성들이 착용하고 있는 실정이다.

2) 하이힐 연구 동향

현대에 들어와 여성들의 사회생활이 점차 늘어감에 따라 미적인 이유, 신체적인 이유 등으로 뒷 굽이 높은 구두를 선호하고 그에 따라 구두의 형태도 점차 다양화 되어 가고 있다. 또한 그에 따른 연구도 많이 행하여지고 있다.

여혜린(1994)은 대상자 66.2%가 20대 이며 주 성장지는 대도시(78.8%)이고 학력은 대학 교육 이상(84.1%)인 여성을 모집단으로 하여 진행된 설문조사에서 굽 높이가 선호도는 2cm(30%), 3cm(25.8%), 4cm(24%)의 순으로 나타났다. 그 이유는 보행이 편하고 피로가 적음을 들었으며 중간 굽은 의상과 무난히 어울리며 균형감 있는 자세를 갖게 되고 7cm이상의 높은 굽은 작은 키를 보완하고 다리에 긴장감을 주어 맵시 있는 뒷모습을 연출한다는 이유에서 선택한다고 하였다. 일상생활을 하기에 가장 편안한 높이는 2-3cm가 가장 적합하다고 하였다.

신체 부위 장애에 관련된 조사 결과를 보면 다리 전체가 피로하다는 대답이 가장 많았고(28.1%), 전신 피로(20.4%), 불쾌감(16.8%), 허리통증(12.4%)의 순으로 나타나 굽이 높은 굽의 신발을 착용하지 않더라도 전신의 피로를 느끼게 되고 특정 신체 부위 중에서는 다리와 허리가 가장 큰 통증을 느끼는 것으로 나타났다고 하였다.

박은영 등(1999)은 높은 굽 신발에 익숙하지 않은 대상자들은 높은 굽 신발을 사용하고 서있는 동안 대퇴 골근의 근 활성화도가 낮아지고, 대퇴이두근의 근 활성화도가 높아지는 결과를 보였으나 높은 굽 신발에 익숙한 대상자들은 두 근육 간에 차이가 없었다고 하였다. 그리고 높은 굽 신발에 익숙한 대상자들에서는 대퇴이두근의 근 활성화도가 유의하게 높아지는 결과를 도출하였으며 이는 높은 굽 신발의 장기 사용은 대퇴근육에 신경생리학적 적응 현상을 초래한다고 언급하였다.

Snow와 Williams(1994)는 높은 굽 보행 시 낮은 굽 보행에 비해 발의 족저굴곡이 증가되며 또한 발 뒷 굽이 좁기 때문에 뒤꿈치의 지지면적이 감소되어 불안정성을 야기 한다고 하였다.

박주현(2003)에 의하면 이런 불안정으로 인해 발뒤축 접지 시 과도한 부하가 유발된다고 하며 이런 비정상적인 보행양상은 하지의 각 관절과 골반 및 척추의 운동형상학적인 변화로 상쇄되어야 한다고 하였다.

신발 뒷 굽을 높이는 것이 이롭다는 것을 발견해 낸 사람도 있다. 최초로 발견한 사람은 Julius Caesar이다. 그는 자기 부대 군인들의 샌들에 뒷 굽을 붙였더니 훨씬 오랜 행군을 하여도 덜 지친다는 사실을 관찰하였다. 종골(dalcanus)을 족지구(ball of foot)의 바닥의 높이 보다 약 1/2 inch 쯤 높이면 종골의 축은 아킬레스건과 접선이 되며 그 결과 비복근(gastrocnemius)과 가자미근(soleus)이 족저굴곡에 보다 큰 힘을 내게 되며, 또한 일정한 높이의 굽이 달린 신발에 습관이 된 사람이 굽이 없거나 그보다 높은 굽의 신발을 신으면 발과 다리에 빨리 피로가 온다(김신실 역, 1977)고 보고하였다.

Joseph 역시 자세의 동요에 대한 연구에서 굽이 높은 신발을 신으면 맨발로 서 있을 때 보다 장딴지(calves of legs) 근육이 훨씬 더 활발히 작용한다는 사실을 밝혀냈다. 굽이 높은 신발로 인하여 자세가 불안정해진 결과 근육의 활동이 증가 되었으며, 비복근의 활동이 가장 증가 되었다고 하였다(Joseph, 1960).

2. 등속성 근력에 대한 전통적·기능적 굴/신 근력

슬관절의 등속성 신전력에 대한 상대적 등속성 굴곡력의 비율은 굴곡력/신전력 비율(hamstring/quadriceps strength ratio : 이하 H:Q ratio)이라고도 불리며, 슬관절 근력의 적절성을 기술하는데 있어 흔히 사용되는 변수이다 (Aagaard et al., 1998).

굴신비율은 전통적 굴신비율(Conventional H/Q ratio)과 기능적 굴신비율(Functional H/Q ratio)로 나누어 측정된다. 전통적으로 슬관절의 H : Q비율은 주어진 각속도에서 측정된 최대 굴곡력을 최대 신전력으로 나누어 계산되었다.

전통적 굴신비율은 근수축의 형태가 등척성, 단축성 그리고 신장성 수축에 관계없이 동일한 방법으로 계산되어 사용되어 왔다(Aagaard et al., 1998). 그러나 스포츠 활동과 많은 일상생활에서 슬관절의 움직임 시 대퇴사두근과 햄스트링은 주동근과 길항근으로 작용하며, 대퇴사두근이 단축성 수축을 하는 동안 대퇴이두근은 신장성 수축을 하며 동작을 억제하거나 움직임의 속도를 감소시키는 역할을 한다.

반대로 대퇴이두근이 단축성 수축을 하는 동안 대퇴사두근은 신장성 수축을 하며 동작을 억제하거나 움직임의 속도를 감소시키는 역할을 한다. 이와 같은 관점에서 보면 전통적 H : Q비율은 실제의 스포츠 활동과 동적인 활동의 특징을 잘 반영하지 못하고 있다.

때문에 Aagaard et al.(1995) 은 슬관절의 근력을 평가함에 있어서 전통적 H : Q비율만을 평가하는 것 보다는 기능적 H : Q비율을 함께 평가하는 것이 보다 완전한 평가를 할 수 있다고 제안하였다.

기능적 H : Q비율은 신장성 대퇴이두근 근력을 단축성 대퇴사두근 근력으로 나눈 값 (Hamecc/Quadcon)과 단축성 대퇴이두근 근력을 신장성 대퇴사두근 근력으로 나눈 값(Hamcon/Quadecc)으로 정의된다(김용권, 2003 ; Aagaard et

al., 1995, 1998). 이 비율은 관절의 균형과 안정성을 제시해 주며 정확한 측정은 손상의 예방과 재활에 중요하다(Baltzpoulos, Williams & Bridie, 1991). 특히 동측근력 비율은 관절 주위 근육의 균형 혹은 불균형을 나타내 줄 수 있어 근 기능을 나타내는 최대 토크보다 동측 근력 비율이 더 중요하게 다루어진다(Caldwell, Adams 3rd & Whetstone, 1993). Aagaard et al.(1995)의 연구결과가 발표된 이후 몇몇 연구들(강권구, 2005 ; 김용권, 2003 ; 김형돈, 노호성, 2006 ; Aagaard et al., 1998 ; Forbes et al., 2009 ; Holcomb et al., 2007)에서 기능적 H : Q비율을 주요 변인 또는 주제로 제시하고 있다.

이러한 굴근비율은 상해예방이나 재활측정의 지표(Peter, 1991)로서 관절의 균형과 안정성을 제시해주며 정확한 측정은 손상의 예방과 재활에 중요하며, 운동선수들에게 있어서 관절 손상의 영향을 알아보기 위해서나 환자들의 무릎이나 다리손상으로부터의 회복이나 수술로부터의 회복을 결정짓는데 유용하다(Cress, Peters & Chandler, 1992). 그러나 아직까지 기능적 H : Q비율에 대한 국내·외 연구는 미흡한 상황이다.

슬관절 손상에 대한 연구는 오래전부터 진행되어 왔으며, 오랜 연구 중 하권익(1989)은 스포츠 외상의 요인과 예방이라는 연구에서 슬관절의 손상 요인으로 주의 집중 결여, 지나친 훈련, 유연성의 결여, 무리한 동작수행, 근력의 불균형 등으로 열거하였는데, 그 중 근력의 불균형과 관련된 요인으로 는 대퇴이두근군(Hamstring muscle)과 대퇴사두근군(Quadriceps femoris muscle)의 불균형적 발달과 좌·우측 근력의 차이가 주원인이 되어 슬관절 부위에 운동 상해가 발생한다고 보고하였다.

3. 보행

보행은 인간의 신경과 근골격등이 총괄적으로 사용되는 복잡한 과정이며, 한 체지가 지지기의 안정된 상태를 유지하고 동시에 다른 한 체지가 몸을 앞으로 움직이게 하는 연속적이고 반복적인 동작이다(Perry, 1974). 즉 보행에서 하지는 머리, 체간, 팔과 상화연관성을 가지며, 기본적으로 체중부하 구조이며 안정성과 균형을 유지하고 신체를 전방으로 추진시키며 이동에 필요한 기본적인 운동을 제공한다(Galley & foster, 1991).

보행 자세는 일반적으로 하지의 운동을 기준으로 하여 진동기, 지지기, 압진기로 구분한다. 진동기는 발이 지면에서 먼저 닿게 된다. 지지기는 발이 지면에 닿은 채로 유지해 있는 기간이며, 압진기는 뒤꿈치가 지면에서 떨어져 발이 앞으로 이동하면서 지면을 누르고 나가는 시간이다. 보행이란 이러한 운동이 좌우 교대로 반복하여 이루어지는 것을 말한다(박철호 등, 2000).

정상보행을 서술하는데 사용되는 다른 변인들은 분속 수(cadence), 활보장(stride length), 보폭수(step length)이다. 분속 수는 단위 시간당 걸음 수(step number)이며, 활보장은 한 발의 초기 닿기까지의 거리이다. 그 외에 다른 변인으로는 두발의 진행선 측면거리인 보간(walking base width)과 발의 중앙선과 보행 방향사이를 측정한 보각(angle of toe-out)이 있다(Waters and Morris, 1972).

정상보행은 하지운동에다 두부 체간 상지운동을 가한 것으로 보행에 요이한 자세는 두부와 체간은 수직 자세로 정지기에는 골반이 상방으로 진동된다고 정상보행과 보행에 용이한 자세 및 보행 시 형성되는 동작별 자세의 형태를 설명하였다. 또 반대로 이상보행에는 병적 이상보행과 정상보행의 변형 둘로 나누어지는데 병적 이상보행에는 골격 구조상의 이상보행 마비성 보행 신경근계의 병적보행이 있고 정상보행의 변형은 보행 시에는 각 개인의 개인차가 있는데 이 개인차 즉 개인의 특성이 정상을 벗어난 것으로 이

것은 오랜 생활 습관 환경의 구조적 차이에서 오는 것으로 습관적 내반 또는 외반 및 하지 대퇴골 두의 경체각이 극히 큰 경우가 주요 요인이며 또 개인의 성격이 보행형태에 영향을 준다.

보행의 속도는 보통 보폭(stride: 1보의 거리)과 보수(pitch: 1초간 보수)에 의해 결정된다. 따라서 보행속도를 빠르게 하려면 보폭을 넓게 하고 1보의 소요시간을 단축해야한다. 그러나 보수의 증가를 위해서 보행의 소요시간을 너무 심하게 단축할 경우 보폭이 짧아져서 결국에는 보행속도가 감소될 수 있음에 유의해야한다(문곤성, 2004).

보행 시의 중심은 상하로 약 $\pm 2\text{cm}$, 좌우로 $\pm 1.5\text{cm}$ 의 동요를 느낄 수 있다. 보폭은 일반적으로 하지장이 긴 사람은 길며 보통 성인의 보폭은 남자 65~85cm, 여자 45~60cm이며 걸음 수는 남자가 1분에 115~125회 여자가 120~130회 정도라고 한다. 일반적으로 걸음수가 증가 하면 걸음 폭도 증가하지만 계속해서 걸음 수가 증가함으로써 걸음 폭은 감소해 가는 경향이 있다. 동적자세는 반사와 상당히 관계가 깊고 보행도 또한 일종의 이동성 반사운동의 실현이므로 한쪽 다리의 신전과 다른 쪽 다리의 굴신, 상지와 하지의 대칭적 협응 동작 등 무의식중에 수행되고 있는 부분도 많다(Clarke, 1980).

1) 보행 주기(gait cycle)

보행은 신체가 앞으로 움직이는 동안 하지의 움직임이 반복되는 결과이다(Perry, 1992). 다시 말해, 보행은 몸의 이동을 위해 한쪽 다리가 지면에 닿아 체중을 지탱하고 있는 동안 반대쪽 다리는 허공을 가로질러 앞으로 나아간 후 지면에 닿으면서 그전까지 체중을 지탱하고 있던 다리로부터 체중을 인수 받아 이를 지지하는 역할을 하고 체중을 지지해야 할 임무로부터 자유로워진 반대쪽 다리는 다시 허공을 가르며 앞을 전진하는 행동이 목적지에 닿을 때까지 무수히 반복되는 동작이다. 똑같은 동작이 계속되므로 반복되

는 일련의 기본 동작을 “주기(cycle)”의 개념으로 볼 수 있으며, 이를 보행 주기(gait cycle)라 한다.

보행 주기 대한 정의는 여러 학자들의 다양한 시각에 의해 주장되어 왔으나 근래에 들어와 보행 주기에 대한 이론 중 Perry(1992)의 보행에 대한 접근 방법이 많이 사용되고 있다. 그는 세 가지 기본 방법을 통하여 보행 주기를 구분하였다. 첫 번째, 두발의 바닥 접촉 상호작용에서의 변화에 따른 사이클로 세분되며, 두 번째는 활보(stride)의 시간과 거리(time and distance)의 특성으로 사용하는 것이며, 마지막으로 보행 주기 내에서 사건에 대한 기능적 중요성을 밝혀내고 이와 같은 간격을 보행의 기능적 단계로 간주하는 접근이다.

보행주기는 지지기와 체공기로 대별되고 지지기는 발이 지면에 닿아 있는 시기로 보행주기의 60~62%를 차지하며, 체공기는 발이 지면에서 떨어져 몸을 앞으로 추진하는 시기로 보행주기의 38~40%를 차지하며 가속기(acceleration), 선회기(midwing), 감속기(deceleration)의 세 구간으로 나뉜다(Perry, 1992; Murry, 1976).

보행의 구성요소로서 인체중심이 정상 성인에 있어 인체의 정중면상의 발에서부터 신장의 55% 지점에 위치하게 되는데 이것은 개인차가 있으며 대개 제2천추전방에 있다. 인체중심의 위치이동은 한 지점에서 다른 지점으로 신체를 옮기는데 관여하는 여러 가지 힘과 동작의 총체로서 이루어진다. 한편, 하지의 비 지지기 쪽의 골반은 수평면에서 약 5°가 상대적으로 아래쪽으로 기울어진다. 힌관절에서 교대로 일어나는 각 전위(angular displacement)는 지지기에서 상대적인 내전과 평형상태를 이루고, 비지지기에는 하지의 상대적인 외전과 평형을 이룬다. 보행 시 골반경사가 주는 효과는 몸이 지지하는 다리에서 수직상방으로 지나가는 동안 측장으로 기울어짐으로서 인체중심의 수직위치이동이 하강하고 인체중심 이동 곡선의 정점이 평평하게 되어 에너지가 축적되며 비지지기에 있어 하지의 무릎관절굴곡에서도 에너지가 축적된다. 지지기의 무릎 관절 굴곡에서 지지하는 다리는 무릎 관절을 신전하여

발뒤꿈치의 닿기 시작부터 지지가 진행되는데 이렇게 신전된 무릎관절이 굴곡 되면서 발바닥 닿기가 일어나고 다시 중간 지지기에 신전되었다가 다시 굴곡 된다(정병철, 2004).

2) 보행 주기(gait cycle) 에 따른 하지 기능

(1) 초기 접지기(Initial Contact)

발뒤꿈치가 바닥에 닿는 상태로 적절한 뒤꿈치 라커를 시작하기 위해서 발목은 중립에 놓고 무릎은 신전하며 고관절은 굴곡하는 상태가 된다.

뒤꿈치 접촉은 고관절 굴곡과 슬관절을 신전하며 발목관절을 배측굴곡 시킨다. 전방 벡터는 대퇴사두근(quadriceps), 슬픽근(hamstrings), 전경골근(tibialis anterior)이 활동한다.

(2) 부하반응기>Loading Response)

슬관절 굴곡 제한: 충격흡수는 대퇴사두근(quadriceps)으로 제한되는 무릎 굴곡에 의해 일어난다. 이 근육에 작용은 무릎에서 안정감 있는 체중부하(weight bearing)로 유지한다.

발목관절 저측굴곡(plantar flexion)의 제한: 뒤꿈치 라커는 지속적으로 진행하고 또한 충격흡수에도 기여한다.

고관절과 슬관절 굴곡 상태이며, 벡터는 고관절 전방 슬관절과 발목관절의 후방으로 발생된다. 이때 대퇴사두근과 대둔근이 활동한다.

(3) 중간 입각기(Mid Stance)

발목관절 배측굴곡(dorsiflexion) 제한: 발목관절의 라커 동작은 진행되는 쪽으로 허락한다. 하퇴 삼두근(Triceps surae)의 동작은 경골의 진행 속도를 억제 시키고 무릎의 안정성을 결정한다.

슬관절 신전: 무릎을 접차 곧게 펴서 전진시키고 하지 체중 부하의 안정성을 증가시킨다.

관상면에서 고관절 안정성: 외전근 동작으로 수평자세에서 골반을 고정한다. 이는 체간이 바로 서 있는데 적절한 기초가된다.

초기에 하지는 수직적으로 중간발 위에 신체가 위치하며, 발목관절은 중립 그리고 발은 평편하게 되어 있다. 백터는 관절 중심에 위치하며 대퇴사두근(quadriceps)과 가자미근(soleus)이 활동한다.

(4) 말기 입각기(Terminal Stance)

뒤꿈치 들기: 전족(fore foot) 라커는 지지면 뒤로 진행되는 체중부하(weight bearing)를 허락한다. 발목의 동적인 안정감은 뒤꿈치를 드는 주요 요소이다.

자연스럽게 신체를 전방으로 떨어트림: 이는 지행의 주요 요소이며 시상면 균형의 불안정성을 초래한다.

발목관절 배측굴곡과 함께 뒤꿈치를 들고, 슬관절과 고관절은 신전한다. 백터는 슬관절과 발목관절 전방에, 고관절의 후방에 위치하며 가자미근과 비복근은 능동적인 신전근으로 작용한다.

(5) 전-유각기(Pre Swing)

슬관절 굴곡: 초기 유각기(initial swing)에 이용되는 슬관절 굴곡 범위의 최대는 입각기의 마지막 주기 동안에 이뤄진다. 슬관절 굴곡에 대한 에너지는 고관절과 발목관절의 동작으로부터 간접적인 작용을 통해 잠재적인 에너지를 감소시킨다.

중족지절관절의 배측굴곡, 발목관절 저측굴곡, 고관절 중립에서 슬관절 굴곡한다. 중족지절관절에서 백터는 슬관절 후방에 위치하며 그 크기는 감소한다. 장딴지(Calf) 근육 활동은 약해지고 새로운 장내전근과 대퇴직근

(rectus femoris)이 활동한다.

(6) 초기 유각기(Initial Swing)

슬관절 굴곡: 발을 바닥에서 드는것은 하지의 자연스러운 위치에서 발가락이 아래로 내려가는 끌리는 자세(trailing) 자세 때문에 발목자세 보다는 적합한 슬관절 굴곡에 의존한다.

고관절 굴곡: 대퇴부의 빠른 진행은 추진력에 중요한 요소이다.

고관절과 슬관절은 굴곡하고, 발목관절의 저축굴곡은 감소한다. 장골근과 이두근 단두, 전경골근(tibialis anterior)이 동작한다.

(7) 중간 유각기(Mid Swing)

발목관절 배측굴곡(dorsiflexion): 발목관절의 능동적인 조절은 발이 바닥에서 떨어졌을 때 할 수 있다.

고관절 굴곡: 하지 진행은 능동적으로 지속된다.

고관절 굴곡은 증가하고, 슬관절 굴곡은 감소하며 경골은 중립위에서 수직으로 위치한다. 슬딕근, 대퇴사두근, 전경골근이 동작한다.

(8) 말기유각기(Terminal Swing)

고관절의 감속: 고관절(대퇴 진행)의 굴곡은 억제 된다.

슬관절의 감속: 슬관절 과신전은 피한다.

슬관절 신전: 체중수용을 위한 준비로 수동적인 슬관절 안정성 자세를 제공한다.

발목관절 배측굴곡(dorsiflexion): 중립 위 자세는 발이 바닥접촉을 원하는 부분에 두도록 유지한다.

고관절 굴곡, 슬관절 신전, 발목관절 중립 상태이며 슬딕근과 대퇴사두근, 전경골근이 활동한다.

4. 지면반력의 정의와 충격의 전달

발이 지면에 닿을 때 지면은 발과 인체에 대한 크기가 같고 방향이 반대인 힘을 발생한다(뉴턴의 제 3법칙). 이 지면반력(GRFS)의 학력은 체간과 사지관절의 접힘을 방지하는데 필요한 근 수축력과 보장구의 힘을 가시화하는데 유용하다. 반력 측정 판 혹은 힘 판(force platforms of plates)은 가만히 서있는 사람의 자세 흔들림이나 보행자의 발을 통해 전달되는 반력을 기록하기 위해 아직까지 널리 이용되고 있다. 이 힘 판은 4개의 짧은 기둥 위에 놓여 있는 금속판으로 구성되어 있다. 각 기둥에 부착된 스트레인 게이지(strain gauges)는 기둥에 가해지는 부하량의 변화를 감지한다. 부하가 힘 판 위 어딘가에 높이면 스트레인 게이지는 각 기둥이 지지하는 부하량에 비례하여 전압신호를 발생한다. 스트레인 게이지의 출력신호를 증폭, 기록함으로써 지지면에 전달되는 힘의 크기 및 방향이 확인된다.

지면반력에는 3개의 직각 성분이 있는데 가장 큰 Z성분은 지면에 90도로 정점이 있다. 첫 번째 정점은 지지하지가 신체를 감속시킬 때 나타나고, 두 번째는 신체가 가속될 때 발생된다. 두 정점사이 중간 지지기 때 체중이하로 감소되는 것은 반대 측 체공기에 의한 중심의 상승 때문이다. X성분은 전후 방향의 힘 또는 전후의 전단력이고, 마이너스(-) 수치는 전방을 플러스(+)수치는 후방을 의미한다. Y성분은 내 외측 전단력을 마이너스 부호는 외측방향을 나타낸다(정병철, 2004).

III. 연구 방법

1. 연구대상

본 연구 대상자는 20대 여성 20명을 대상으로 하였으며, 연구 목적을 충분히 이해하고 자발적인 참여의사를 밝힌 참여자로, 대상자 모두 최근 1년간 하지에 상해를 입은 경력이 없는 사람으로 선정하였다.

실험목적에 따라 장기간 잦은 빈도로 하이힐을 착용한 집단과 하이힐 착용 경험이 거의 없는 집단으로 분류하여, 집단별 10명씩 총 20명을 선정하였다. 본 연구에 참여한 피험자들의 신체적 특성은 <표 1>과 같다.

표 1. 신체적 특성

	Age(year)	Height(cm)	Weight(kg)	Foot size(mm)
High-Heel (n=10)	21.33±1.64	161.47±6.79	55.43±7.16	234.44±6.34
Normal (n=10)	20.5±1.64	162.72±4.51	56.82±8.23	236.87±6.51

High-Heel : 장기간 잦은 빈도의 하이힐 착용 집단

Normal : 하이힐 착용 경험이 없는 집단

(Mean±SD)

2. 연구 절차 및 기간

본 연구의 목적을 달성하기 위한 연구 절차는 <그림 1>과 같다.

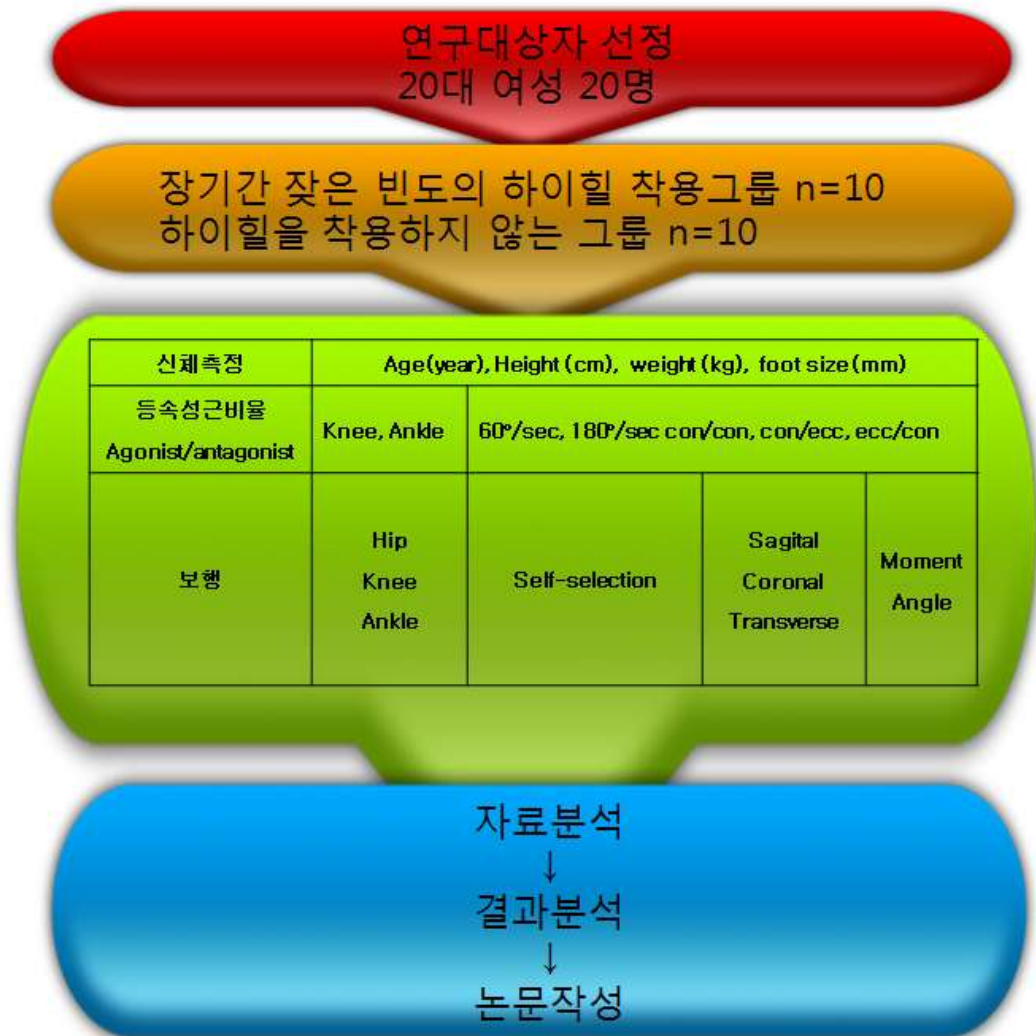


그림 1. 연구절차

본 연구 기간은 <표 2>와 같다.

표 2. 연구 기간

절차	기간
문헌조사 및 주제선정	2011. 08 ~ 2011. 10
실험설계	2011. 10 ~ 2011. 12
측정	2012. 01 ~ 2012. 02
측정 결과 도출 및 자료분석	2012. 02 ~ 2012. 03
논문작성	2012. 03 ~ 2012. 05

3. 측정장비 및 항목

본 연구에 사용된 측정 장비 및 항목은 <표 3>와 같다.

표 3. 측정장비 및 항목

Variables (분류)	Model (Company, Nation)	Part of Measurement (측정항목)
Physique (체격)	GL-150 (G·tech international, Korea)	Height(신장) Weight(체중)
Isokinetic (등속성 근 기능검사)	Biodex system III (Biodex Medical Inc, USA)	근력 -단축성 수축력 (concentric contraction) -신장성 수축력 (eccentric contraction) 근력비율 -전통적 근 비율 Ham con/Quad ecc Gast con/Ant ecc
Gait analysis (보행 분석)	Hawk Digital Camera (Motion Analysis Corp, USA) Force plate AMTI OR6-7 (Mechanical Technology Inc, USA)	-angle -moment

본 연구는 서울시 S여자대학교 운동 재활실에서 체격측정 및 등속성 근력 검사를 실시하였다. 구체적인 측정 항목과 방법은 다음과 같다.

1) 체격측정

신장과 체중은 비만도 신장측정기 GL-150을 이용하여 동시 측정 하였다. 피험자는 상·하의를 가볍게 입고 양말을 벗은 상태에서 신장계에 등을 대고 자연스럽게 직립 자세를 취한 후 피험자의 발뒤꿈치, 엉덩이, 등, 어깨가 수직 벽에 닿게 하였다. 이때 양팔과 손바닥을 허벅지에 자연스럽게 대고 발뒤꿈치는 붙이며, 머리는 정면을 향하게 한 후 측정하였다(측정값은 0.1cm 단위 기록).

2) 등속성 근력 검사

하지 근력을 측정하기 위하여 등속성 근력측정 장비인 Biodex system III (Biodex Medical Systems, Inc., NY., U.S.A)을 사용하였다.

검사 전 피검자에게 충분한 준비운동으로 관절을 부드럽게 하도록 하였으며, 사전 연습을 통해 검사 시 기기에 부적응으로 인한 측정 치 오차를 최소화하고 측정 목적과 원리를 충분히 설명하였다.

사전 단축성 수축에 의한 근력검사 시 정확한 측정을 위하여 검사 전 각각의 각속도에서 1회씩 최대근력으로 준비운동을 실시하고, 본 검사 전 1분간 휴식을 취한 후 검사하였다.

사전 신장성 수축에 의한 근력 발현의 경우 처음에는 힘을 주지 않은 상태에서 3회의 수동적 움직임으로 슬관절 굴곡과 신전을 실시한 뒤, 단축성 수축 근력검사와 마찬가지로 각각의 각속도에서 1회씩 최대근력으로 준비운동을 실시하고, 본 검사 전 1분간 휴식을 취한 후 검사하였다.

본 검사는 발목관절, 무릎관절 모두 단축성·신장성 수축(Quadcon, Hamecc), 신장성·단축성 수축(Quadecc, Hamcon)을 발목 30°/sec · 120°/sec,

무릎 $60^{\circ}/\text{sec} \cdot 180^{\circ}/\text{sec}$ 로 각각 측정하였다.

서로 다른 각속도 검사 간 휴식 시간은 30초로 설정함으로써 각각의 측정값에 대한 오류를 최소화 하였다. 단축성 수축에 의한 근력 검사와 신장성 수축에 의한 근력검사간의 휴식시간은 5분으로 설정하였다. 5분의 휴식시간은 Baker et al.(1993)이 지속적인 근수축을 하는 운동 후 5분 내에 힘과 무기인산이 회복되었다는 연구결과를 근거로 산정하였다.

측정 시 최대의 의지적 힘을 발휘할 수 있도록 하기 위하여 연구자가 피험자 옆에서 음성자극으로 독려 하였다.

(1) 발목관절의 등속성 근력 측정

검사자는 피험자를 검사의자에 등을 기댄 채 바로 앉은 자세(sitting)를 취하게 하고 무릎관절을 $100^{\circ} \sim 110^{\circ}$ 정도 굴곡 되게 하였다. 발목 어댑터(발목관절 adaptor)를 이용하여 발을 발판(foot-plate)에 고정하였으며, 발목관절의 운동축과 다이나모메타(dynamometer)의 운동축이 일치되도록 하고 발목관절 외측복사뼈(lateral malleolus)의 중심을 통과하도록 하였다. 대퇴부와 골반을 스트랩(strap)을 사용하여 고정시켜 운동 중 무릎관절 및 고관절의 운동을 최소화 하였다. 검사 과정은 관절가동범위 최대로 배측 굴곡 된 상태에서 시작하여 최대 범위로 저측 굴곡 하였다가 다시 배측 굴곡으로 돌아오는 것을 1회 하였으며, 각속도 $30^{\circ}/\text{sec}$ 5회 \cdot $120^{\circ}/\text{sec}$ 15회 반복으로 측정하였다.

(2) 무릎관절의 등속성 근력 측정

검사자는 피험자를 무릎관절 측정 의자에 앉힌 후 무릎관절의 중심점이 다이나모메타 회전축과 일치하도록 테이블과 등받이를 이용하여 조정된 뒤 신전과 굴곡운동 시 하지가 아닌 다른 신체부위가 외력이 가해지지 않도록 대퇴부위와 가슴부위를 조정용 패드를 이용하여 고정시켰다. 양손은 가슴에 얹도록 하여 상체 힘을 쓰지 못하도록 하였고, 근력 발휘가 제대로 이루어

질 수 있도록 하퇴 부 길이와 조정축의 길이를 조정하여 스트랩으로 발목부위를 묶었다. 검사 과정은 무릎관절의 해부학적 자세에서 시작하여 최대 관절 운동범위로 신전 하였다가 다시 굴곡하여 돌아오는 것을 1회로 하여 각 속도 60°/s에서 5회, 180°/s에서 15회의 반복을 통해 검사하였으며, 슬관절의 운동 범위는 피험자 스스로 가능한 최대의 신전범위로부터 약 90°~100°로 통증이 없는 범위 내에서 측정하였다.

3) 보행 검사

보행 중 각 시상면, 관상면, 횡단면에서의 고관절, 슬관절, 발목관절의 움직임과 모멘트를 측정하였다. 참가자들은 동작 분석 도중 개인이 생각하는 정상시의 보폭과 속도(self-selection)로 보행을 실시하였다.

동작 분석을 위한 적외선 반사 표지자(infra-red reflecting marker)는 양측 전상방 장골극 (anterior superior iliac spine), 제5요추 극상돌기 (5thlumbarspinousprocess), 양측 대퇴부의 원위 부(both thigh wand-distal 1/3 portion of femur), 양측 대퇴골의 외과 및 내과(both medial and lateral femoral condyles), 양측 경골의 원위 부 (both shank wand-distal 1/3 portion of tibia), 양측 족근 부 외측 및 내측 복사 부 (both medial and lateral malleoli), 양측 발뒤꿈치 부(both achilles insertion site of calcaneus), 그리고 양측 제2 발등뼈의 머리 부 (both 2ndmetatarsalheads)에 부착되었다.

생체 역학적 데이터(data)는 6개의 적외선 감지 카메라와 두 개의 힘 판(force plate)시스템을 활용한 동작 분석 시스템(Motion analysis system; Santa Rosa, CA)을 통하여 초당 60회로 수집되었고 보행 중 각 시상면, 관상면, 횡단면에서의 고관절, 슬관절, 발목관절의 움직임과 모멘트가 분석 프로그램(Orthtrek ; Santa Rosa, CA)에 의해 계산되어 각각 피 실험자 간의 대조 데이터 수치와 백분율(percentage)로 비교 분석되었다.

4. 자료 처리

본 연구의 결과를 분석하기 위하여 SPSS 12.0 version 통계 프로그램을 이용하여 평균(M)과 표준편차(SD)를 산출하였다. 그룹 간 유의한 차이를 나타내는 결과는 Mann-Whitney U test를 이용하였다.

IV. 연구결과

1. 등속성 하지 근력

1) 대퇴사두근과 대퇴이두근의 단축성·신장성수축력 비교

대퇴사두근과 대퇴이두근의 단축성·신장성수축력의 평균과 표준편차 및 그룹 간 유의도는 <표 4>과 같다.

표 4. 대퇴사두근과 대퇴이두근의 단축성·신장성수축력 비교

근육	수축	각속도(°/s)	Heel	Normal	<i>p</i>
대퇴사두근	단축성	60°/s	102.82 ± 25.31	131.23 ± 24.79	0.001**
		180°/s	71.79 ± 20.61	83.97 ± 17.84	0.028*
	신장성	60°/s	31.74 ± 12.57	25.24 ± 4.61	0.015*
		180°/s	28.09 ± 7.16	29.00 ± 7.02	0.279
대퇴이두근	단축성	60°/s	46.25 ± 14.50	43.63 ± 18.65	0.850
		180°/s	38.14 ± 16.71	32.85 ± 15.31	1.000
	신장성	60°/s	38.86 ± 6.90	33.42 ± 9.45	0.076
		180°/s	38.87 ± 7.94	37.98 ± 10.25	0.989

대퇴사두근 단축성 수축 60°/s는 Heel 그룹에서 102.82 ± 25.31, Normal 그룹에서 131.23 ± 24.79 으로 Normal 그룹이 더 높으며 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.01$)

대퇴사두근 단축성 수축 180°/s는 Heel 그룹에서 71.79 ± 20.61, Normal 그룹에서 83.97 ± 17.84으로 Normal 그룹이 더 높으며 통계적으로 유의한 차

이를 보였다($p < 0.05$).

대퇴사두근의 신장성 수축 60°/s는 Heel 그룹에서 31.74 ± 12.57 , Normal 그룹에서 25.24 ± 4.61 으로 Heel 그룹이 더 높으며 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).

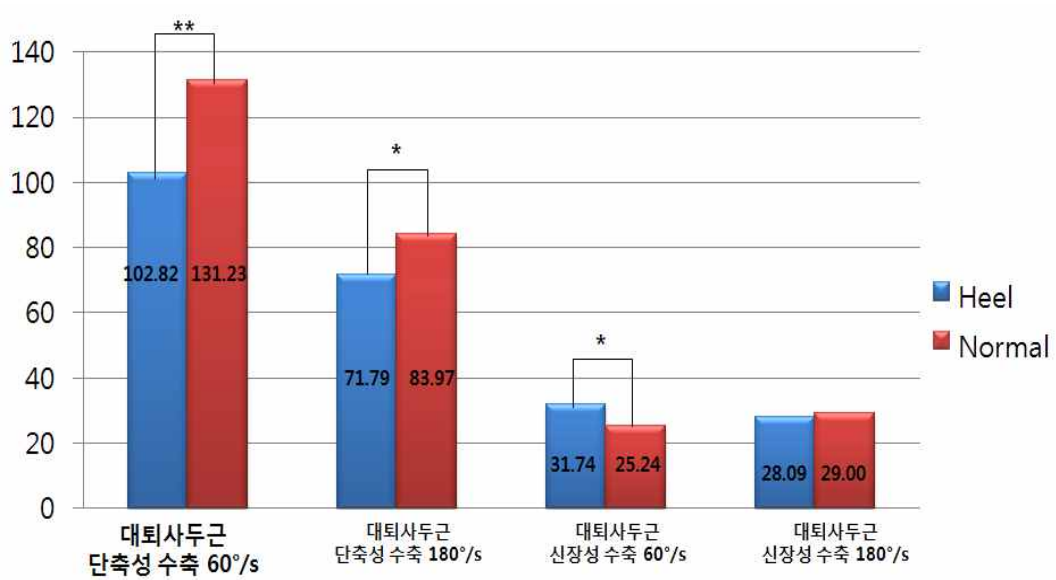


그림 2. 그룹 간 대퇴사두근의 단축성 · 신장성수축력 비교

<표 5>는 두 그룹의 대퇴사두근과 대퇴이두근의 단축성·신장성수축력 medium, minimum, maximum값으로 Mann-Whitney U test 통계적 기법을 사용하였으므로 함께 제시하였다.

표 5. 대퇴사두근과 대퇴이두근의 단축성·신장성수축력의 Med, Mini, Max값

근육	수축	각속도(°/s)	Heel			Normal		
			Med	Mini	Max	Med	Mini	Max
대퇴사두근	단축성	60°/s	98.70	62.60	156.70	132.85	89.50	168.10
		180°/s	66.90	48.30	116.10	81.20	55.50	109.80
	신장성	60°/s	30.20	17.90	79.60	25.50	17.70	32.50
		180°/s	27.15	10.60	44.00	30.90	14.20	39.70
대퇴이두근	단축성	60°/s	40.00	27.10	75.40	46.50	9.30	78.40
		180°/s	32.80	16.70	89.00	35.55	2.70	53.00
	신장성	60°/s	41.65	26.90	47.70	33.30	13.40	50.80
		180°/s	37.80	27.80	55.00	37.30	17.40	53.80

Med: median Mini: minimum Max: maximum

2) 저측굴곡근과 배측굴곡근의 단축성·신장성수축력 비교

저측굴곡근과 배측굴곡근의 단축성·신장성수축력과의 평균과 표준편차 및 그룹 간 유의도는 <표 6>과 같다.

표 6. 저측굴곡근과 배측굴곡근의 단축성·신장성수축력 비교

근육	수축	각속도(°/s)	Heel	Normal	<i>p</i>
저측굴곡근	단축성	60°/s	65.30 ± 9.18	60.57 ± 16.53	0.310
		180°/s	49.61 ± 2.83	45.98 ± 11.80	0.365
	신장성	60°/s	33.59 ± 14.84	24.70 ± 6.40	0.000***
		180°/s	31.65 ± 5.64	28.71 ± 10.05	0.409
배측굴곡근	단축성	60°/s	18.06 ± 7.48	18.71 ± 4.89	0.417
		180°/s	15.64 ± 11.23	13.58 ± 6.67	0.735
	신장성	60°/s	21.23 ± 2.88	20.43 ± 3.83	0.152
		180°/s	321.98 ± 7.08	21.43 ± 4.13	0.617

저측굴곡근의 신장성수축력 60°/s는 Heel 그룹에서 33.59 ± 14.84, Normal 그룹에서 24.70 ± 6.40으로 Heel 그룹이 더 높으며 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.001$)

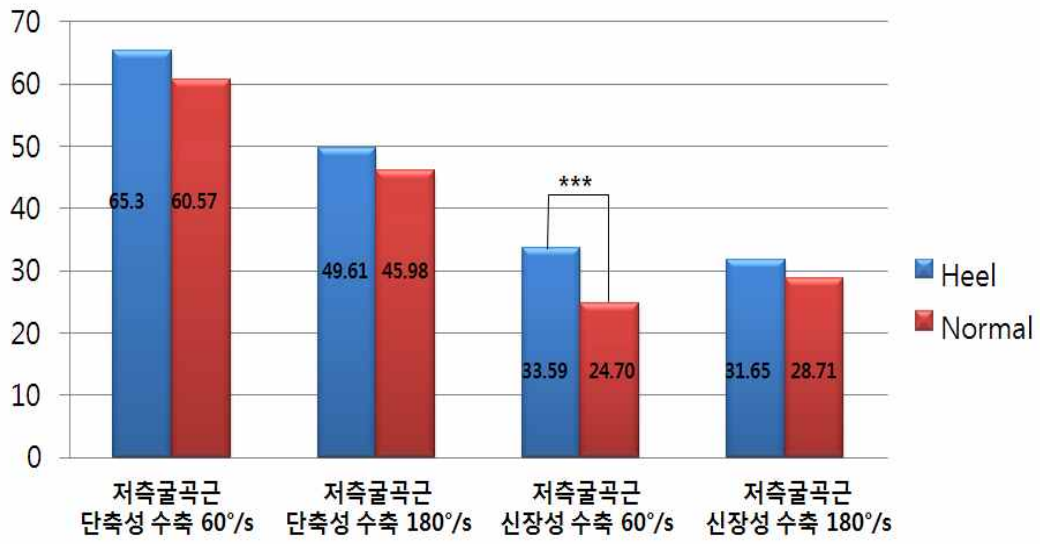


그림 3. 그룹 간 저축굴곡근과 배축굴곡근의 단축성·신장성수축력 비교

<표 7>은 두 그룹의 저측굴곡근과 배측굴곡근의 단축성·신장성수축력 medium, minimum, maximum값으로 Mann-Whitney U test 통계적 기법을 사용하였으므로 함께 제시하였다.

표 7. 저측굴곡근과 배측굴곡근의 단축성·신장성수축력의 Med, Mini, Max값

근육	수축	각속도(°/s)	Heel			Normal		
			Med	Mini	Max	Med	Mini	Max
저측굴곡근	단축성	60°/s	16.35	8.40	32.40	17.50	11.80	33.00
		180°/s	18.60	1.40	33.20	10.80	6.90	30.40
	신장성	60°/s	16.25	11.30	69.80	20.05	13.50	26.70
		180°/s	20.00	13.00	38.80	20.85	13.10	30.80
배측굴곡근	단축성	60°/s	70.10	36.60	93.70	62.25	33.10	99.70
		180°/s	47.25	29.20	71.80	45.10	26.20	76.70
	신장성	60°/s	30.60	22.90	93.40	24.75	12.10	43.90
		180°/s	32.05	21.30	41.00	29.40	11.60	43.80

Med: median Mini: minimum Max: maximum

2. 등속성 하지 근력 비율

1) 전통적 비율과 기능적 비율의 개념

전통적 H:Q비율과 기능적 H:Q 비율은 굴곡과 신전 움직임에서 모두 정량화될 수 있는 개념으로 그 계산 방법은 <표 8>과 같다(김용권, 2003 ; Aagaard et al., 1995, 1998).

표 8. 전통적 H : Q 비율과 기능적 H: Q의 개념

movement	conventional H : Q ratio	functional H : Q ratio
extension	Hcon/Qcon	Hecc/Qcon
flexion	Qcon/Hcon	Hcon/Qecc

H: hamstring Q: Quadriceps

con: concentric contraction ecc: eccentric contraction

본 연구에 사용된 하지 근력비율 측정 및 결과 도출에 이해를 돕기 위해 제시하였으며, <표 9>의 DF : PF ratio 역시 <표 8>을 참고하여 동일한 방법으로 계산하였다.

표 9. 전통적 DF : PF 비율과 기능적 DF : PF의 개념

movement	conventional DF : PF ratio	functional DF : PF ratio
extension	DFcon/PFcon	DFecc/PFcon
flexion	PFcon/DFcon	PFcon/DFecc

PF: plantar flexor DF: dorsi flexor

con: concentric contraction ecc: eccentric contraction

2) H : Q ratio

각 그룹의 H : Q ratio는 신전근의 근력과 굴곡근의 TQ/BW을 측정하여 나눈뒤 ×100한 값의 평균과 표준편차 및 유의성은 <표 10>과 같다.

표 10. 그룹 간 H : Q ratio 비교

H : Q ratio	movement	angular velocities	Heel	Normal	p
전통적 비율	extension	60°/s	45.04 ± 8.52	33.06 ± 12.74	0.005**
		180°/s	53.81 ± 21.85	39.97 ± 19.59	0.045*
	flexion	60°/s	229.56 ± 42.89	398.51 ± 288.31	0.005**
		180°/s	204.38 ± 57.64	536.56 ± 741.62	0.045*
기능적 비율	extension	60°/s	39.52 ± 10.77	26.18 ± 9.62	0.000***
		180°/s	57.12 ± 17.39	47.38 ± 18.08	0.066
	flexion	60°/s	159.48 ± 69.45	176.56 ± 80.71	0.279
		180°/s	147.41 ± 94.67	112.60 ± 53.72	0.685

H: hamstring Q: Quadriceps

(Mean±SD)

전통적 H : Q ratio extension 60°/s에서 Heel 그룹은 45.04 ± 8.52(%), Normal 그룹은 33.06 ± 12.74(%)로 Heel 그룹의 비율이 더 높게 나타났으며 그룹 간에 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<0.01$).

전통적 H : Q ratio extension 180°/s에서 Heel 그룹은 53.81 ± 21.85(%), Normal 그룹은 39.97 ± 19.59(%)로 Heel 그룹의 비율이 더 높게 나타났으며 그룹 간에 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<0.05$).

전통적 H : Q ratio flexion 60°/s에서 Heel 그룹은 229.56 ± 42.89(%), Normal 그룹은 398.51 ± 288.31(%)로 Normal 그룹의 비율이 더 높게 나타났으며 그룹 간에 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<0.01$).

전통적 H : Q ratio flexion 180°/s에서 Heel 그룹은 $204.38 \pm 57.64(\%)$, Normal 그룹은 $536.56 \pm 741.62(\%)$ 로 Normal 그룹의 비율이 더 높게 나타났으며 그룹 간에 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$)

기능적 H : Q ratio extension 60°/s에서 Heel 그룹은 $39.52 \pm 10.77(\%)$, Normal 그룹은 $26.18 \pm 9.62(\%)$ 로 Heel 그룹의 비율이 더 높게 나타났으며 그룹 간에 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.001$).

기능적 H : Q ratio extension 180°/s에서 Heel 그룹은 $57.12 \pm 17.39(\%)$, Normal 그룹은 $47.38 \pm 18.08(\%)$ 로 Heel 그룹의 비율이 더 높게 나타났으며 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았으나 border line으로 나타나 n 수가 증가되면 유의한 차이를 보일 것으로 기대된다.

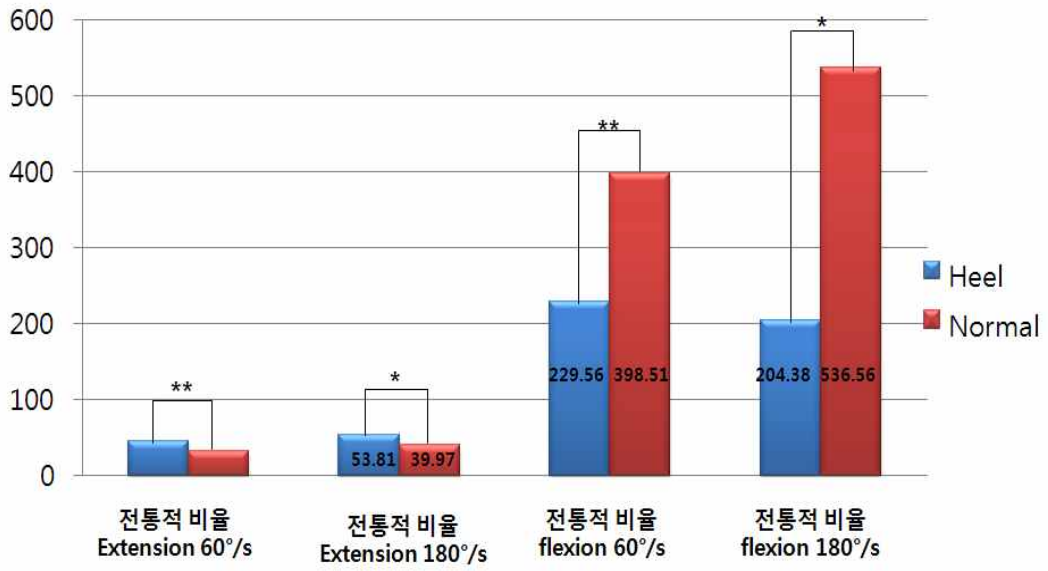


그림 4. 그룹 간 전통적 H : Q비율

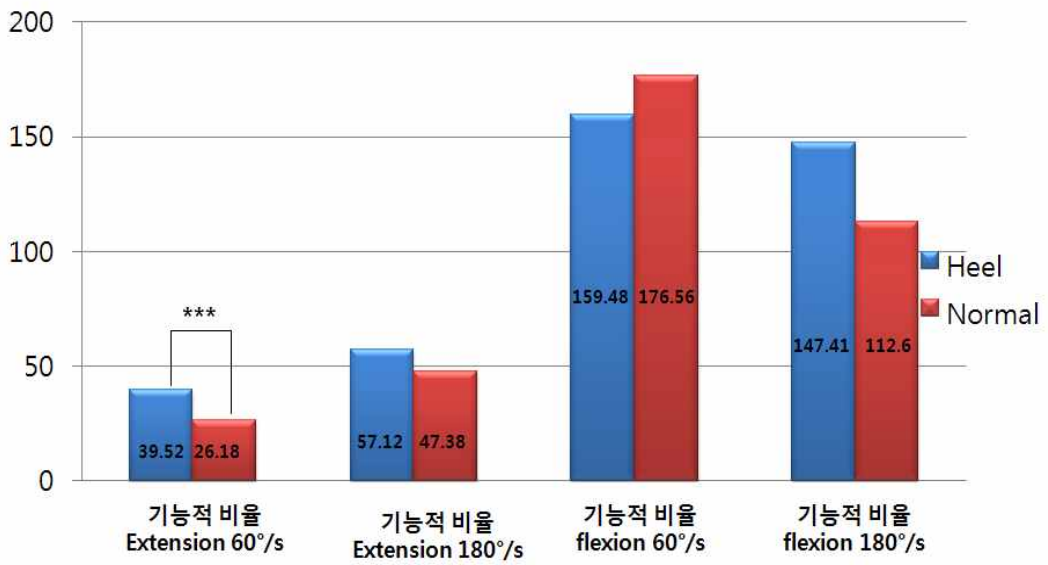


그림 5. 그룹 간 기능적 H : Q비율

<표 11>은 두 그룹의 전통적, 기능적 H : Q ratio의 medium, minimum, maximum값으로 Mann-Whitney U test 통계적 기법을 사용하였으므로 함께 제시하였다.

표 11. 전통적, 기능적 H : Q ratio의 Med, Mini, Max 값

H : Q ratio	movement	angular velocities	Heel			Normal		
			Med	Mini	Max	Med	Mini	Max
conventional ratio	extension	60°/s	45.27	31.81	65.57	35.58	8.04	48.33
		180°/s	49.93	29.04	137.77	43.98	3.87	72.43
	flexion	60°/s	220.94	152.51	314.39	281.13	206.93	1243.01
		180°/s	200.28	72.58	344.31	227.37	138.06	2582.76
functional ratio	extension	60°/s	38.43	26.85	62.83	22.94	14.53	49.25
		180°/s	51.70	38.75	100.20	45.00	23.04	91.53
	flexion	60°/s	141.48	52.64	353.63	174.68	45.22	326.50
		180°/s	117.56	59.01	497.17	117.14	11.24	232.19

H: hamstring Q: Quadriceps

Med: median Mini: minimum Max: maximum

3) DF : PF ratio

각 그룹의 DF : PF ratio는 신전근의 근력과 굴곡근의 TQ/BW을 측정하여 나눈뒤 ×100한 값의 평균과 표준편차 및 유의성은 <표 12>와 같다.

표 12. 그룹 간 DF : PF ratio 비교

DF : PF ratio	movement	angular velocities	Heel	Normal	<i>p</i>
전통적 비율	extension	60°/s	29.39 ± 12.39	33.29 ± 11.90	0.291
		180°/s	33.36 ± 25.48	31.13 ± 16.12	0.957
	flexion	60°/s	421.81 ± 227.79	347.58 ± 150.71	0.291
		180°/s	861.17 ± 972.82	404.38 ± 188.75	0.957
기능적 비율	extension	60°/s	33.85 ± 17.43	35.76 ± 10.05	0.256
		180°/s	47.45 ± 19.49	49.53 ± 15.37	0.387
	flexion	60°/s	57.38 ± 26.50	82.47 ± 39.16	0.011*
		180°/s	53.39 ± 38.97	56.74 ± 43.44	0.892

PF: plantar flexor DF: dorsi flexor

(Mean±SD)

전통적 DF : PF ratio extension, flexion 각각의 60°/s, 180°/s 모두 두 그룹 간 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

두 그룹의 기능적 DF : PF ratio extension, flexion 각각 60°/s, 180°/s 모두 Normal 그룹이 더 높은 경향을 보였으나 flexion의 60°/s에서만 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < .05$).

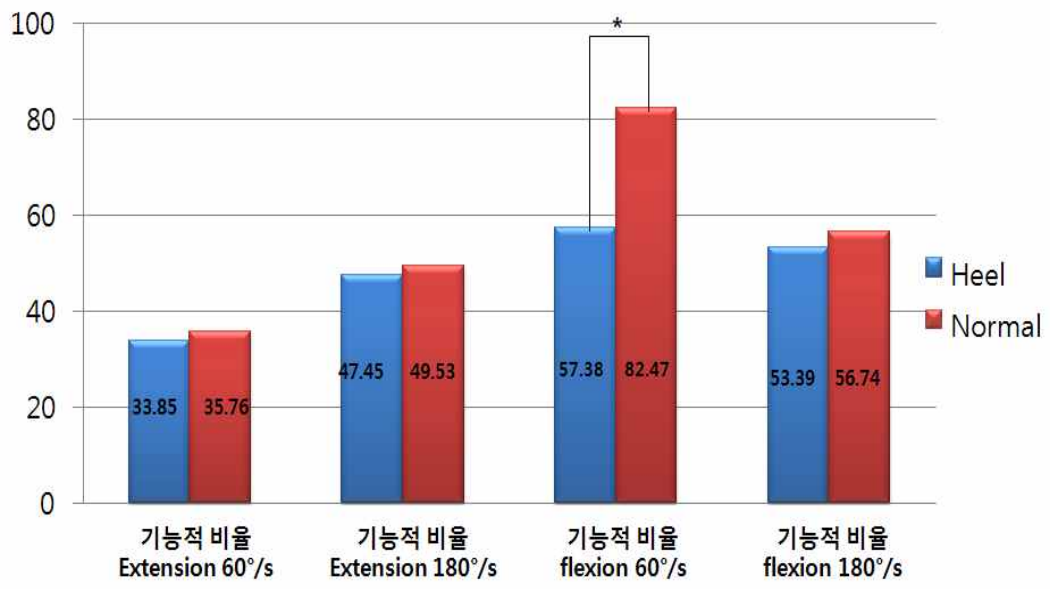


그림 6. 그룹 간 기능적 DF : PF비율

<표 13>은 두 그룹의 전통적, 기능적 DF : PF ratio의 medium, minimum, maximum값으로 Mann-Whitney U test 통계적 기법을 사용하였으므로 함께 제시하였다.

표 13. 전통적, 기능적 DF : PF ratio의 Med, Mini, Max값

DF : PF ratio	movement	angular velocities	Heel			Normal		
			Med	Mini	Max	Med	Mini	Max
conventional ratio	extension	60°/s	30.03	9.56	52.66	32.24	13.30	52.43
		180°/s	34.02	3.28	80.49	26.00	13.35	68.99
	flexion	60°/s	334.70	189.90	1046.43	311.70	190.72	752.10
		180°/s	294.09	124.24	3053.33	385.08	144.96	749.28
functional ratio	extension	60°/s	27.79	15.81	87.80	35.52	21.52	52.26
		180°/s	43.28	20.38	96.75	46.56	25.29	82.73
	flexion	60°/s	50.88	27.73	120.00	72.44	39.07	205.79
		180°/s	62.47	3.89	107.22	46.79	20.64	195.08

PF: plantar flexor DF: dorsi flexor

Med: median Mini: minimum Max: maximum

3. 보행

1) 고관절

각 그룹의 보행분석에서 고관절의 angle, moment의 평균과 표준편차 및 유의성은 <표 14>와 같다.

표 14. 그룹 간 맨발보행 시 고관절의 angle, moment 기초통계

Joint	movement	Heel	Normal	<i>p</i>	
hip	ang	AB	-4.67 ± 2.66	-5.23 ± 2.68	0.552
		EX	6.12 ± 6.50	3.09 ± 6.08	0.267
		ER	5.51 ± 10.04	2.72 ± 5.06	0.358
		AD	-0.20 ± 2.64	-0.80 ± 1.96	0.417
	mom	FL	44.92 ± 5.73	43.87 ± 5.10	0.957
		IR	16.39 ± 9.56	11.49 ± 5.50	0.048*
		AD	0.75 ± 0.14	0.74 ± 0.15	0.745
		FL	0.41 ± 0.12	0.53 ± 0.16	0.013*
		IR	0.15 ± 0.06	0.13 ± 0.04	0.168

ang: angle mom: moment

ER: external rotation IR: internal rotation EX: extension

FL: flexion AB: abduction AD: adduction

고관절의 internal rotation angle은 Heel 그룹에서 16.39 ± 9.56, Normal에서 11.49 ± 5.50으로 Heel 그룹에서 더 높게 나타났으며 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).

고관절의 flexion moment는 Heel 그룹에서 0.41 ± 0.12, Normal 그룹에서 0.53 ± 0.16 으로 Normal 그룹에서 더 높게 나타났으며 통계적으로 유의

한 차이를 보였다($p < 0.05$).

다른 변수에서는 그룹 간 유의한 차이가 나타나지 않았다.

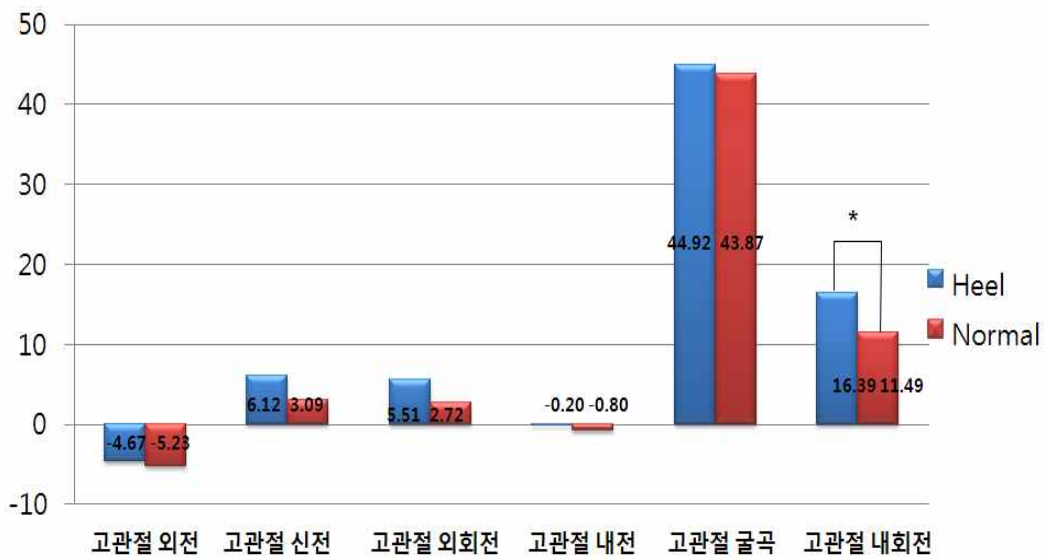


그림 7. 그룹 간 맨발보행 시 고관절 angle 비교

<표 15>는 그룹 간 맨발보행 시 고관절 angle과 moment의 medium, minimum, maximum값으로 Mann-Whitney U test 통계적 기법을 사용하였으므로 함께 제시하였다.

표 15. 그룹 간 맨발보행 시 고관절의 Med, Mini, Max값

Joint	movement	Heel			Normal			
		Med	Mini	Max	Med	Mini	Max	
고관절	ang	AB	-4.80	-9.66	2.57	-5.57	-10.51	-0.41
		EX	4.91	-5.02	21.63	3.86	-7.52	11.60
		ER	5.52	-9.91	26.00	3.47	-7.28	10.41
		AD	-0.31	-5.51	4.72	-1.18	-4.21	2.68
		FL	43.03	39.19	58.22	43.29	32.26	54.78
		IR	14.75	-3.08	36.83	10.35	3.03	23.41
	mom	AD	0.74	0.50	1.05	0.70	0.44	1.04
		FL	0.41	0.20	0.63	0.51	0.30	0.91
		R	0.15	0.01	0.27	0.12	0.06	0.21

ang: angle mom: moment

ER: external rotation IR: internal rotation EX: extension

FL: flexion AB: abduction AD: adduction

Med: median Mini: minimum Max: maximum

2) 무릎관절

각 그룹의 보행분석에서 무릎관절의 angle, moment의 평균과 표준편차 및 유의성은 <표 16>과 같다.

보행분석에서 무릎관절의 angle, moment의 모든 변수는 그룹 간 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

표 16. 그룹 간 맨발보행 시 무릎관절의 angle, moment 기초통계

Joint	movement	Heel	Normal	<i>p</i>	
무릎관절	ang	AB	0.02 ± 2.92	1.08 ± 2.86	0.160
		EX	6.83 ± 3.27	7.99 ± 2.95	0.168
		ER	-32.98 ± 12.07	-27.72 ± 9.39	0.168
		AD	11.78 ± 5.02	10.57 ± 3.98	0.402
		FL	65.82 ± 4.44	66.75 ± 3.24	0.433
		IR	-24.95 ± 11.28	-22.28 ± 8.26	0.344
	mom	Var	0.33 ± 0.11	0.32 ± 0.12	0.978
		FL	0.61 ± 0.22	0.63 ± 0.10	0.685
		IR	0.01 ± 0.01	0.01 ± 0.01	0.229

ang: angle mom: moment

ER: external rotation IR: internal rotation EX: extension FL: flexion

AB: abduction AD: adduction Var: varus

<표 17>은 그룹 간 맨발보행 시 무릎관절 angle과 moment의 medium, minimum, maximum값으로 Mann-Whitney U test 통계적 기법을 사용하였으므로 함께 제시하였다.

표 17. 그룹 간 맨발보행 시 무릎관절의 Med, Mini, Max값

Joint	movement	Heel			Normal			
		Med	Mini	Max	Med	Mini	Max	
Knee	ang	AB	-0.10	-5.05	6.46	1.57	-4.59	5.92
		EX	7.25	1.64	13.56	8.93	2.00	11.71
		ER	-32.22	-59.38	-10.93	-28.11	-49.59	-5.59
	ang	AD	10.68	3.02	20.31	10.24	4.41	18.10
		FL	65.11	54.61	74.39	66.66	60.64	74.08
		IR	-25.95	-42.05	-0.77	-22.80	-39.22	-2.46
	mom	Var	0.32	0.13	0.55	0.33	0.13	0.56
		FL	0.67	0.11	0.89	0.64	0.33	0.79
		IR	0.01	0.00	0.04	0.01	0.00	0.03

ang: angle mom: moment

ER: external rotation IR: internal rotation EX: extension FL: flexion

AB: abduction AD: adduction Var: varus

Med: median Mini: minimum Max: maximum

3) 발목관절

각 그룹의 보행분석에서 발목관절의 angle, moment의 평균과 표준편차 및 유의성은 <표 18>과 같다.

표 18. 그룹 간 맨발보행 시 발목관절의 angle, moment 기초통계

Joint	movement	Heel	Normal	<i>p</i>	
Ankle	ang	Sup	6.25 ± 12.22	6.72 ± 6.35	0.850
		DF	15.01 ± 10.31	18.19 ± 2.45	0.534
		FL	9.82 ± 25.33	14.87 ± 6.83	0.705
		Pro	-2.42 ± 12.53	-2.52 ± 5.48	0.534
		PF	-16.22 ± 9.87	-17.31 ± 6.74	0.935
		EX	-4.21 ± 41.12	2.52 ± 4.43	0.871
	mom	Var	0.12 ± 0.06	0.09 ± 0.08	0.152
		DF	1.21 ± 0.29	1.36 ± 0.09	0.016*
		IR	0.14 ± 0.15	0.07 ± 0.06	0.256

ang: angle mom: moment

Sup: supination Pro: pronation DF: dorsiflexion PF: Plantarflexion

EX: extension FL: flexion R: rotation Var: varus

발목관절의 Plantar flexion moment는 Heel 그룹에서 1.21 ± 0.29, Normal 그룹에서 1.36 ± 0.09로 Normal 그룹에서 더 높게 나타났으며 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p < 0.05$).

나머지 변수에서는 그룹 간 유의한 차이가 나타나지 않았다.

<표 19>는 그룹 간 맨발보행 시 발목관절 angle과 moment의 medium, minimum, maximum값으로 Mann-Whitney U test 통계적 기법을 사용하였으므로 함께 제시하였다.

표 19. 그룹 간 맨발보행 시 발목관절의 Med, Mini, Max값

Joint	movement	Heel			Normal			
		Med	Mini	Max	Med	Mini	Max	
발목관절	ang	Sup	6.40	-15.87	27.68	7.24	-11.51	15.31
		DF	18.13	-15.41	23.29	18.80	12.37	21.57
		FL	15.28	-88.04	33.16	16.17	-0.57	23.33
		Pro	-0.80	-29.06	11.63	-1.49	-13.02	5.46
		PF	-15.97	-36.01	1.85	-17.16	-29.43	-6.01
		EX	1.47	-174.88	26.66	3.42	-7.12	8.21
	mom	Var	0.14	0.01	0.18	0.06	0.00	0.32
		DF	1.26	0.10	1.47	1.35	1.22	1.55
		IR	0.08	0.01	0.52	0.04	0.00	0.19

ang: angle mom: moment

Sup: supination Pro: pronation DF: dorsiflexion PF: Plantarflexion

EX: extension FL: flexion R: rotation Var: varus

Med: median Mini: minimum Max: maximum

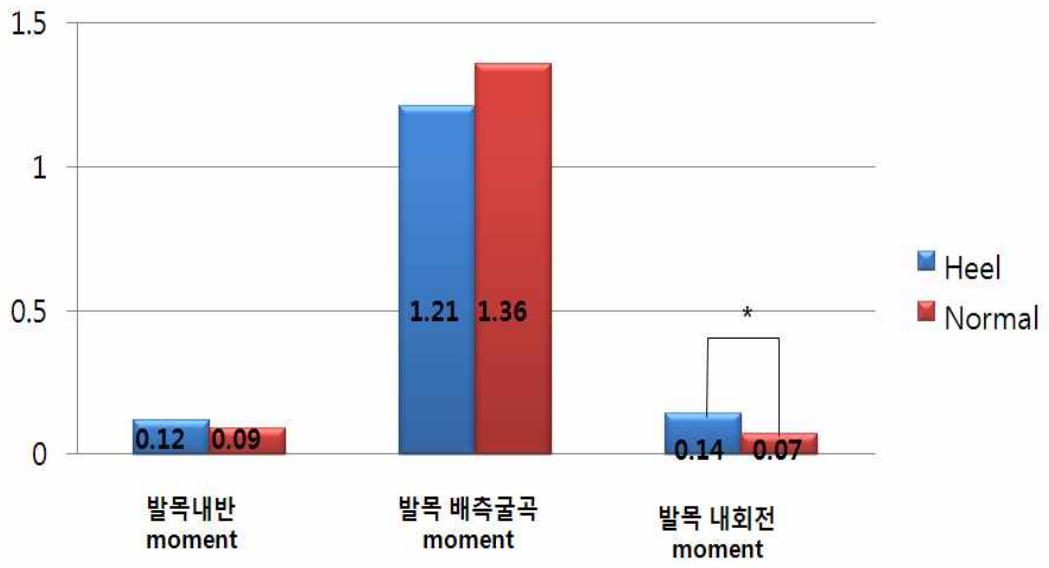


그림 8. 그룹 간 맨발보행 시 발목관절 moment 비교

V. 논의

이 연구는 20대 여성을 대상으로 실험집단(Heel group :HG)과 일반집단(Normal group :NG)을 나누어 등속성 근력검사 및 보행분석을 실시하였다.

장기간의 잦은 하이힐 착용이 하지의 근력과 근력비율에 미치는 영향을 살펴보고 이러한 근력 및 근력 비율의 변화가 보행에 어떠한 영향을 미치는지 살펴봄으로써 장기간의 하이힐 착용으로 인해 발생하는 하지 근력 비율과 보행의 부정적인 신체적 변화를 문제점으로 제시하여 차후 예방과 개선 방안을 모색하는데 필요한 기본적인 데이터를 제공하는데 그 목적이 있다.

연구 결과 하지의 등속성 근력, 근력비율, 보행에서 실험집단(HG)과 일반집단(NG)간에 유의한 차이를 보였다.

등속성 근력의 대퇴사두근 단축성 수축(quadriceps concentric contraction), 대퇴사두근 신장성 수축(quadriceps eccentric contraction)은 실험집단에 비해 일반집단에서 유의하게 높게 나타났으며, 저측굴곡근 신장성 수축(plantar flexor eccentric contraction)은 일반집단에 비해 실험집단에서 유의하게 높게 나타났다.

근력 비율에서는 전통적 H : Q ratio extension 60°/s와 기능적 H : Q ratio extension 60°/s 모두 Heel 그룹의 비율이 더 높게 나타났으며 그룹간에 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.01$).

이는 상대적으로 Heel그룹이 일반집단(하이힐을 착용하지 않는 그룹)에 비해 대퇴사두근의 단축성 수축력이 약하고 대퇴이두근의 단축성 수축력이 강하다는 것으로 보여지며, 기능적 H : Q ratio extension 60°/s에서도 Heel 그룹에서 유의하게 높게 나타난 것으로 보아 상대적으로 실험집단(HG)이 일반집단(NG)에 비해 대퇴사두근의 단축성수축력이 약하고 대퇴이두근의 신장성 수축 수축력이 강하다는 것으로 보여진다.

따라서 박은영(1999)의 높은 굽 신발에 익숙하지 않은 대상자들은 높은 굽 신발을 사용하고 서있는 동안 대퇴사두근의 근 활성화도가 낮아지고, 대퇴이두근의 근 활성화도가 높아진다는 결과와 같이 높은 굽의 착용이 장기간 잦은 빈도로 이어졌을 경우 대퇴이두근의 활성화도가 지속되어 수축력이 증가되었을 것이라 사료된다.

기능적 DF : PF ratio flexion 에서는 Normal 그룹의 비율이 더 높게 나타났다으며 그룹 간에 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).

이는 상대적으로 Heel그룹이 Normal그룹에 비해 배측굴곡근 단축성 수축력이 더 약하고 저측굴곡근 수축력이 더 강한 것으로 보여지며, 손종상 등(2007)의 하이힐 굽 높이가 높을수록 발목 관절이 저측굴곡근을 이용하여 신체를 높은 굽 높이에 적응하게 되므로 저측굴곡근의 수축이 증가하며, 이와 반대로 배측굴곡근은 더 많이 이완된다는 결과와 일치함을 보였다.

그러나 Lee 등(1990)의 신발 뒤 굽 높이가 높아지게 되면 저측굴곡근의 길이가 짧아지게 되므로 근육의 길이-장력 관계에 따라 근 수축력은 감소하게 된다는 우리의 연구 결과와 상반된 견해도 볼 수 있었다.

보행에서는 고관절의 내회전과 발목의 배측굴곡 moment가 실험집단(HG)에서 더 높게 나타났으며 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).

고관절의 내 회전 angle값이 Heel그룹에서 유의하게 높게 나타난 것은 Perry(1988)의 내측 대퇴이두근의 과 활동성, 내전근 과 활동성, 전방 외전근 과 활동성, 대퇴사두근 약화가 원인으로 작용한다는 결과 중 대퇴사두근의 약화가 크게 작용하였을 것으로 판단하였다. 이러한 대퇴사두근의 약화로 인한 내회전은 장경인대와 외측 슬관절 인대는 보행 시 신전된 슬관절이 무너지지 않도록 작용하며 슬관절이 과신전할 수 없을 때 약한 대퇴사두근을 위해 수의적 보상작용을 한다(Perry, 1988)는 이론에 따라 Normal 그룹과 비교하였을 때, Heel그룹의 대퇴사두근의 수축력이 유의하게 낮으며 상대적으로 대퇴이두근의 수축력이 강하게 작용될 것 이라는 본 연구의 하지

근력 비율의 결과가 이를 뒷받침하며 관계성을 나타낸다.

배측 굴곡 moment가 최고점으로 발생하는 보행 주기는 말기입각기이며 체중과 결합되어 발생된다. Cerny K(1990)은 중간 입각기(mid stance) 동안 발목관절 동작은 발목관절 라커가 지속적으로 진행되며 동시에 가자미근(soleus)의 동작은 하지 안정을 유지한다고 하였다. 신체벡터의 진전은 하지의 스윙으로부터 운동량 반응이 발을 가로지르고 체중의 앞쪽으로 떨어지며 배측굴곡의 moment를 증가시키게 된다고 하였는데, 이러한 중간 입각기 패턴 동작은 부하반응기에서 이어지는 수동적 배측굴곡을 저측굴곡근의 활동으로 제한하며 이때 저측굴곡근의 신장성축이 활동되고 뒤이은 말기입각기의 배측굴곡 moment에 영향을 주었을 것이라 판단된다.

Heel 그룹의 발목 근력 비율에서 기능적 DF : PF ratio flexion이 Normal 그룹에 비해 유의하게 높게 나타났으며 이는 저측굴곡근의 신장성 수축이 Normal 그룹에 비해 유의하게 높게 작용하며 상대적으로 배측굴곡근이 약하게 작용된다는 본 연구의 결과가 이를 뒷받침하며 관계성을 나타낸다.

고관절 굴곡 moment는 Heel 그룹에서 0.41 ± 0.12 , Normal 그룹에서 0.53 ± 0.16 으로 Normal 그룹에서 더 높게 나타났으며 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).

초기 접지기는 뒤꿈치가 바닥에 접촉되고 고관절은 굴곡, 슬관절은 신전, 발목관절은 배측굴곡 되어있는 상태로 주로 대퇴사두근과 대퇴이두근 전경골근이 활동하며(Wills CA; 1990), 발목에서는 뒤꿈치를 기반으로 하는 벡터로 발목의 배측굴곡과 대립하는 토크를 일으키며 무릎은 벡터 전방의 정렬에 의해서 수동적인 안정감을 제공하고 고관절과 체간은 벡터가 앞쪽으로 위치하기 때문에 굴곡 토크가 발생한다.

Normal 그룹에 비해 대퇴사두근의 수축력이 유의하게 낮고, 이에 상대적으로 대퇴이두근의 수축력이 강하게 작용되는 Heel 그룹에서 굴곡 토크의 발생을 억제시켜 Normal 그룹보다 고관절 굴곡 moment가 낮게 발생된 것

이라 판단되며, 초기 접지기에 근육의 활동 패턴은 하지에 부하 될 때 필요한 조절을 예상하며 양쪽 고관절 신전근 대퇴이두근과 중둔근 대내전근이 굴곡 토크의 발생을 능동적으로 억제한다(Perry, 1990)는 연구 결과와 관계성을 나타냈다.

VI. 결론

본 연구는 등속성 근력검사 및 보행분석을 실시하여 장기간의 잦은 하이힐 착용이 하지의 근력과 근력비율에 미치는 영향을 살펴본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 장기간의 잦은 하이힐 착용이 대퇴사두근의 단축성·신장성 수축 (quadriceps concentric·eccentric contraction)을 약화시키고 발목 저축굴곡근의 신장성 수축력을 증가시킨다.

그로인해 전통적·기능적 신전 H : Q 비율이 증가시키고 기능적 굴곡 DF : PF 비율을 감소시킨다.

2. 장기간의 잦은 하이힐 착용은 보행 시 대퇴사두근 약화와 전통적·기능적 신전 H : Q 비율의 증가로 수의적 보상작용을 일으키며 고관절 내 회전력을 증가시킨다.

3. 장기간 잦은 하이힐 착용은 배측굴곡을 제한하는 저축굴곡근의 신장성 수축력의 강화와 그로인한 기능적 굴곡 DF : PF 비율의 감소로 보행 시 발목 굴곡 moment를 증가시킨다.

4. 장기간 잦은 하이힐 착용은 대퇴사두근 약화와 전통적·기능적 신전 H : Q 비율의 증가로 고관절 굴곡 토크의 발생을 억제시켜 고관절 굴곡 moment를 감소시킨다.

참고문헌

- 강권구(2005). 대학 태권도 전공자의 무릎관절 joint position에 따른 단축성 및 신장성 isokinetic H : Q ratio 특성. 경희대학교 체육과학대학원. 박사학위논문.
- 고명수(2002). 경영·수구선수의 상지와 하지의 등속성 근기능. 한국체육대학교 사회체육대학원. 석사학위논문.
- 고은혜(2007). 하지 근육의 피로 상태 동안 높은 굽 신발에 적용한 total contact insert가 젊은 여성의 보행 특성에 미치는 영향. 한서대학교 대학원. 박사학위논문.
- 김신실 역(1977). 인체기능학. 서울: 이화여자대학교. 195-196.
- 김용권(2003). 축구선수의 슬관절 등속성 근력에 대한 전통적 굴신근 비율과 기능적 굴신근 비율에 관한 연구. 한국체육학회지, 42(6), 713-719.
- 김형돈, 노호성(2006). 하지의 근 파워와 기능적 근력비율 및 전통적 근력비율이 스프린트 달리기 초기 스피드와 가속율에 미치는 영향. 운동영양학회지, 10(2), 163-172.
- 문곤성(2004). 보행 속도 변화에 따른 하지의 운동역학적 분석과 근 활동의 근전도 분석. 연세 대학교 대학원. 박사학위논문.
- 박은영, 김원호, 김경모, 조상현(1999). 신발 굽의 높이와 신발 착용 기간이 대퇴근육 활동량에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지, 6(2), 32-42
- 박주현(2003). 하이힐 높이에 따른 여대생 보행의 운동역학적 분석. 경원대학교 교육대학원. 석사학위논문.
- 손중상, 최희석, 황성재, 김영호 (2007). 하이힐 보행시 근 길이 변화와 Roll-Over 특성. 한국정밀공학학회지, 24(12), 29-35.
- 여혜린(1994). 성인 여자 구두의 적합성에 관한 연구. 부산대학교 대학원. 석

사학위논문.

- 이창민, 정은희(2002). 구두 굽의 형태가 인체에 미치는 영향에 관한 연구. 대한인간공학회학술대회논문집, 255-258.
- 하권익(1989). 스포츠 외상의 요인과 예방. 대한스포츠의학회지, 7(2), 209-213.
- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Trolle, M., Bangsbo, J. & Klausen, K.(1995). Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio : Influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiologica Scandinavica*, 154(4), 421-427.
- Aagaard, P., Simonsen, E.B., Andersen, J.L., Magnusson, S.P., Bojsen-Møller, F., & Dyhre-Poulsen, P.(2000). Antagonist muscle coactivation during isokinetic 무릎관절 extension. *Scand J Med Sci Sports.*, 10(2), 58-67.
- Aagaard, R., Simonsen, E. B., Magnusson, S. P., Larsson, B. & Dyhere-Poulsen, P.(1998). A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. *American Journal of Sports Medicine*, 26(2), 231-237.
- Baker, A.J., Kostov, K.G., Miller, R.G., &Weiner, M.W.(1993). Slow force recovery after long-duration exercise: metabolic and activation factors in muscle fatigue. *J Appl Physiol.*, 74(5), 2294-2300.
- Baltzopoulos V, Williams JG & Brodie DA(1991). Sources of error in isokinetic dynamometry: effects of visual feedback on maximum torque. *JOrthop Sports Phys Ther*, 13(3), 138-42.
- Baltzopoulos, V. & Brodie, D. A.(1989). Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Medicine*, 8, 101 - 116.
- Cress, N. M., Peters. K. S., Chandler, J. M.(1992). Eccentric and concentric force-velocity relations고관절s of the quadriceps femoris muscle.

JOSPT 16(2), 156-164.

- Forbes, H., Sutcliffe, S., Lovell, A., McNaughton, L. R. & Siegler, J. C.(2009). Isokinetic thigh muscle ratios in youth football : effect of age and dominance. *International Journal of Sports Medicine*, 30(8), 602-606.
- Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzhak, Y., & Arcan, M.(2002). Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. *Gait & Posture*. 15(1), 56-63.
- Joseph, J.(1960). *Man's posture-electromyographic studies*. Springfield Illinois, Charles C. Thomas, Publisher.
- Lee, C. M., Jeong, E. H., (2001). Andris, Biomechanical effects of wearing high heeled shoes, *International Journal of Industrial Ergonomics* 28, 321-326.
- Lee, K. H., Shiϯ, . C., Matteliano, A.(1990). Electromyographic change of leg muscle with heel lifts in women, Therapeutic implications, *Arch Physical Med Rehabilant*, 31-33.
- Lee, Y. H., & Hong, W. H. (2005). Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. *Applied Ergonomics*, 36(3), 355-362.
- Mandato, M. G., Nester, E. (1999). The effects of increasing heel height on forefoot peak pressure. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89(2), 75-80.
- Murray, M.P. (1967). Gait as a total pattern of movement. *American Journal of Physical Medicine*, 46, 290-333.
- Osternig, L. R.(1986). Isokinetic dynamometry : Implications for muscle testing and rehabilitation. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 14,

45 - 80.

- Perry, J. (1992). *Gait analysis: Normal and Pathological Function*. NJ:SLACK.
- Perry, J., Hoffer, M.M., Giovan, P., Antonelli, D. and Greenberg, R.,(1974) "Gait analysis of the triceps surae in cerebral palsy", *J. Bone Jnt Surg.*, 56A, 511-520.
- Snow, R. E., & Williams, K. R. (1992). The effects of wearing high heeled shoes on pedal pressure in women, *Foot 발목관절*, 13(2), 85-92.
- Snow, R. E., & Williams, K. R. (1994). High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rearfoot motion, and ground reaction forces. *Archives of physical Medicine and rehabilitation*, 75(5), 568-576.
- Snow, R. E., FWilliams, K. R.(1994). High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rearfoot motion and ground reaction forces, *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 75, 568-576.
- Voloshin, A. S., & Loy, D. J. (1994). Biomechanical evaluation and management of the shock waves resulting from high heel gait: temporal domain study. *Gait & Posture*, 2(2), 117-122.
- Yu, J., Cheung J. T., Fan, Y., Zhang, Y., Leung, A. K. & Zhang, M. (2008). Development of a finite element model of female foot for high heeled shoe design. *Clinical Biomechanics*, 23(1), 31-38.

ABSTRACT

The Effects of Long-Term Wearing of High Heels on the Imbalance of Lower Extremity Strength and Walking

Jeung, Hye Jin

Department of Physical Education

Graduate School

Sungshin Women's University

This study set out to assess lower extremity strength and its ratio according to chronic physical changes caused by frequent wearing of high Heels over a long period of time. It also aimed to investigate the effects of lower extremity strength ratio on barefoot walking with no high Heels and examine the resulting negative physical changes and problems, thus proposing a need for research on prevention and improvement measures.

For those experiment purposes, the investigator divided 20 subjects into a group wearing high Heels frequently over a long period of time(Heels group) and the other group that hardly wore high Heels(Normal group). Each of the two groups consisted of ten subjects. After giving them detailed explanations about the experiment and receiving their informed consents, the investigator administered a series of physical test, isokinetic muscle strength test, and walking analysis.

An isokinetic concentric and eccentric contraction test was performed on

the ankle and knee joint with Biodex system III(Biodex Medical Systems, Inc., NY., U.S.A), an isokinetic muscle strength measuring equipment, in order to measure the subjects' lower extremity strength and assess their muscle strength and conventional and functional lower extremity strength ratio. The knee joint protocol involved 5 and 15 measurements at 60°/sec and 180°/sec, respectively. The ankle joint protocol involved 5 and 15 measures at 30°/sec and 120°/sec, respectively.

During gait analysis, the hip, knee, and ankle joint were measured for movement and moment during walking in the sagittal, coronal, and cross section. The subjects were asked to walk according to their ordinary strides and speed(self-selection). Biomechanical data were collected with Motion Analysis System(Santa Rosa, CA), which is equipped with six infrared detection cameras and two force plates, every 60 seconds. The analysis program(Orhtrek ; Santa Rosa, CA) calculated the movement and movement of the hip, knee, and ankle joint of each subject during walking in the sagittal, coronal, and cross section. Their data were compared and analyzed in numbers and percentage.

Research findings were analyzed according to mean(M) and standard deviation(SD) with the SPSS 12.0 Version statistical program. Mann-Whitney U test was conducted for findings with significant differences between the two groups.