

젊은 여성과 고령자 여성의 힐락킹 시간 비교 분석

Comparison of Heel-rocking Time Between Young Women and Elderly Women

윤 주 석* · 김 지 원* · 권 유 리* · 허 재 훈* · 전 형 민* · 전 희 준* · 엄 광 문†
(Ju-seok Yun · Ji-won Kim · Yu-Ri Kwon · Jae-Hoon Heo · Hyeong-Min Jeon · Hee-Jun Jeon · Gwang-Moon Eom)

Abstract - Heel rocking phase in gait cycle is from initial contact to forefoot contact. The purpose of this study was to investigate the effect of age on heel rocking time. Seven young women (21.9 ± 1.5 yrs) and seven elderly women (74.1 ± 6.7 yrs) participated in this study. Subjects wore the shoes equipped with pressure sensors and walked along 10 m walkway at comfortable speeds. Stride time, stance time, and heel rocking time were compared between groups. Stride time was not different between groups ($p=0.087$). Stance time was longer ($p<0.001$) but heel rocking time was shorter in the elderly than in the young ($p<0.001$). The shorter heel-rocking time in elderly women indicates less efficient shock-absorption in the heel-rocking phase, which might be related to the abnormal control and/or reduced performance of ankle dorsiflexors.

Key word : Heel rocking, Elderly women, Shock absorption, Falls

1. 서 론

관절이란 척추와 사지의 각종 운동의 축으로 작용하며 관절을 이루는 두 개의 뼈 사이에 직선운동, 각운동(angular movement), 염전운동(torsional movement) 등을 한다. 이동성이 목적인 관절은 뼈와 근육과 같은 다른 기관에 비해 손상을 쉽게 받는다. 특히 고령자의 경우 관절을 지탱하는 건과 근육이 약해져 있어[1] 관절 손상의 위험성이 젊은 성인보다 높다.

관절이 손상을 입는 이유 중 하나로서 신체 이동 중의 충격력(impulsive force)이 중요한 것으로 알려져 있다[2]. 충격력의 최대값은 걷기동작에서 체중의 2배에 달한다[3-4]. 충격력은 이동 속도, 체중, 그리고 발의 접촉 패턴 등에 의해 영향을 받는다[3,5]. 신체에 적당한 충격력은 뼈의 재형성과 훈련 효과에 필요한 하지에 제공하는 적당한 부하라는 긍정적인 주장도 있지만[6], 뒤꿈치접지(heel contact)에서 발생하는 충격력은 관절의 손상을 일으킨다는 주장이 지배적이다[3-4].

뒤꿈치접지 순간에 지면 반력이 하지의 내적 부하를 발생시키고 일시적인 스트레스(stress) 파가 신체의 골격 구조를 거쳐 위로 전달된다고 보고하고 있다[7]. 이로 인한 반복적인 충격과 스트레스 파들은 퇴행성 골다공증 유발에 주요 원인들이라고 제기되고 있다[8-9]. 또한 관절염은 질병으로부터 야기되는 것이 아닌 역학적 부하를 서투르게 다룬 것이 주요한 원인이라고 지적되

었다[10].

뒤꿈치접지에서의 충격은 주로 힐락킹(heel rocking) 구간에서 흡수되는 것으로 알려져 있다. 힐락킹 구간은 뒤꿈치 접지에서 앞꿈치 접지(forefoot contact)까지의 구간으로서, 발과 경골이 상대적 위치변화가 거의 없이 힘을 중심으로 회전하게 되므로 락킹(rocking)이라 불린다. 이 구간에서 여러 근육의 이심성수축(eccentric contraction)으로 인한 에너지흡수를 통해 충격이 흡수된다[11]. 따라서, 힐락킹이 원활하게 진행되지 않으면 충격을 흡수하지 못해 상부 관절에 더 큰 충격이 전달될 수 있다. 이와 같이 힐락킹 구간이 보행 시 발생하는 충격과 관절의 손상을 설명하는데 기초적인 자료가 될 수 있음에도 불구하고 힐락킹 구간에 대한 연령 차이를 비교한 연구는 존재하지 않았다. 따라서 본 연구에서는 보행 시 센서가 내장된 신발을 착용하여 젊은 여성과 고령자 여성의 힐락킹 시간을 조사하고, 이의 연령 차이를 분석하고자 한다.

2. 본 론

2.1 피험자

본 연구를 위하여 최근 1년간 낙상의 경험이 없는 20대 여성 7명(나이: 21.9 ± 1.5 yrs; 키: 163.0 ± 5.4 cm; 체중: 55.2 ± 6.2 kg)과 65세 이상 고령자 여성 7명(나이: 74.1 ± 6.7 yrs; 키: 153.6 ± 7.0 cm; 체중: 54.4 ± 8.3 kg)이 참여하였다. 모든 피험자는 실험 전에 근골격계 질환유무를 조사하여 없는 피험자만을 선정하였고, 사전 동의를 받았다. 젊은 여성의 키는 고령자에 비하여 유의하게 컸고 ($p<0.05$), 몸무게는 유의한 차이가 없었다($p=0.845$).

† Corresponding Author : Dept. of Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University, Choongju, Korea
E-mail : gmeom@kku.ac.kr

* Dept. of Biomedical Engineering, Konkuk University, Choongju, Korea

Received : May 27, 2016; Accepted : June 16, 2016

표 1 연령별 보행 파라미터 결과

Table 1 Gait parameters for young women and elderly women subjects(mean±S.D.)

Parameters	Young women	Elderly women	p-value
Stride time(s)	1.171±0.108	1.200±0.107	0.087
Stance time(s)	0.746±0.074	0.790±0.085	<0.001***
Heel rocking time(s) (for all data)	0.091±0.037	0.056±0.057	<0.001***
Heel rocking time(s) (excluding forefoot-first contact)	0.091±0.037	0.068±0.042	<0.001***

2.2 측정시스템과 실험방법

보행 시 족부 압력 측정을 위하여 그림 1과 같이 왼쪽 신발의 중족-지질관절(metatarso-phalangeal joint) 부분과 발뒤꿈치(heel) 부분의 겔창(outsole)안에 FSR(force sensing resistor) 압력센서(UST-SNR-FSR no.402, 우리로봇기술, Korea)를 삽입하였다[12]. 피험자별 편안한 일상적 보행속도로 약 10m의 거리를 3번 왕복 보행하는 것을 한 사이클로 정의하고, 총 3회의 사이클을 수행하였다. 각 사이클 사이에는 3분 이상의 충분한 휴식을 인가하였다. 피험자는 실험 전에 편안한 일상적 보행속도를 유도하기 위해 일상적인 속도로 연습 보행을 3회 반복시켰다.

계측된 센서 신호는 근거리 무선 송수신 모듈(Bluetooth 2.0, OpenbrainTech Inc, Korea)과 데이터 수집 장치(DAQ, NI Inc., Austin, TX)를 통하여 메인컴퓨터로 전달되어 랩뷰 8.0으로 저장하였고 매트랩 6.5로 분석하였다.

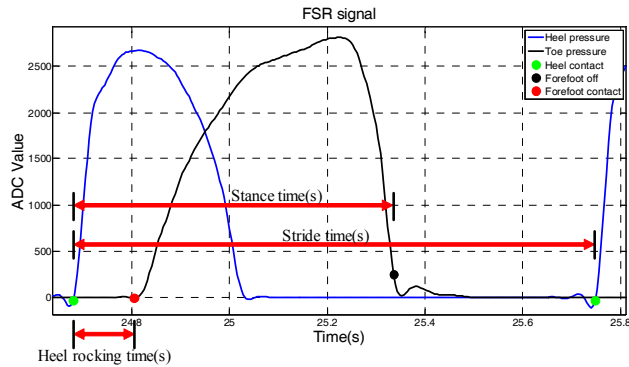


그림 1 보행 측정 시스템(위) & 측정된 신호(아래)
Fig. 1 Gait measurement system & FSR signal

2.3 분석 및 통계방법

안정된 보행상태의 데이터만을 추출하기 위하여, 보행시작과 끝부분의 데이터를 제거하고 보행 6~19주기까지의 총 14주기의 신호를 사용하였다[13-15].

샘플링 주파수가 250Hz인 FSR 센서 신호는 20 Hz의 4차 영위상 버터워스 저역통과필터로 고주파잡음을 제거한 후 2차 미분의 최댓값으로 각 보행주기에서 뒤꿈치접지와 앞꿈치 들기(forefoot off)를 검출하였다. 또한, 변곡점으로 각 보행주기의 앞꿈치 접지(forefoot contact) 이벤트를 검출하였다. 보행 이벤트를 검출한 뒤 식 (1-2)로 보행 시간(stride time), 입각기 시간(stance time)을 구하였고, 식 (3)으로 힐락킹 시간을 계산하였다.

$$T_{Stride}(n) = T_{HC}(n+1) - T_{HC}(n) \tag{1}$$

$$T_{Stance}(n) = T_{FO}(n) - T_{HC}(n) \tag{2}$$

$$T_{HR}(n) = T_{FC}(n) - T_{HC}(n) \tag{3}$$

THC = Heel contact time, TFO = Forefoot off time, TFC = Forefoot contact time, TStride = Stride time, TStance = Stance time THR = Heel rocking time, n=1,2,3,...,14

독립 t 검정을 이용하여 보행시간과 입각기 시간, 힐락킹 시간의 연령 차이를 조사하였고, 유의수준은 p<0.05로 설정하였다.

3. 결 과

그림 2의 (a)와 (b)는 젊은 여성과 고령자 여성 모든 피험자들의 힐락킹 시간을 나타낸 그래프이다. 고령자 여성의 힐락킹 시간에서는 젊은 여성과 달리 간헐적으로 음의 값이 존재했고, 이는 고령자 여성 7명 중 4명에게 나타났으며 고령자 여성 전체보행의 8%이다. 또한 음의 값이 나온 고령자 여성 4명은 14번의 보행주기 중 각각 28.5%, 14.3%, 7.1%, 14.3%의 음의 값을 나타냈다.

표 1은 보행시간과 입각기 시간, 힐락킹 시간을 연령별로 나타냈다. 보행주기는 연령별 유의한 차이가 없었다(p=0.087). 입각기 시간은 고령자 여성이 젊은 여성보다 유의하게 길었다(p<0.001). 힐락킹 시간은 그림 2(b)에서 나타나는 음의 값을 포함한 결과와 음의 값을 제외한 결과를 나타냈다. 음의 값을 포함한 힐락킹 시간은 젊은 여성이 고령자 여성보다 유의하게 길었고 (p<0.001), 음의 값을 제외한 힐락킹 시간은 젊은 여성과 고령자 여성의 차이가 음의 값을 포함한 결과보다 줄어들었지만 젊은 여성이 고령자 여성보다 유의하게 길었다(p<0.001).

4. 고 찰

정상적인 보행의 힐락킹 구간에서는 뒤꿈치가 지면에 먼저 닿

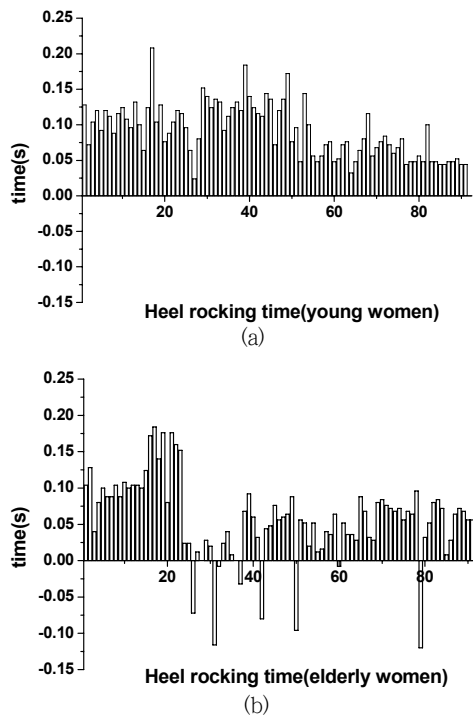


그림 2 보행별 힐락킹 시간
Fig. 2 Heel rocking time of each gait cycle for young women and elderly women

은 후 앞꿈치가 닿는다. 이 힐락킹 구간에서, 새로운 다리가 몸의 하중을 지지하게(loading) 되면서 생기는 큰 충격의 흡수(shock-absorption)을 위해, 운동방향과 반대방향의 모멘트를 발생하는 근육들이 이심성수축(eccentric contraction)을 수행하여, 에너지를 흡수하는 방식으로 충격흡수가 이루어진다[11]. 즉, 배측굴곡근이 발목 족저 굴곡운동에 저항하고, 대퇴사두근이 슬관절굴곡을 억제하며, 고관절외전근이 반대측 골반의 하강을 억제한다. 이러한 충격흡수 메커니즘이 힐락킹 시간을 충분히 길게 유지하게 된다.

하지만, 그림 3. (b)와 그림 4에서 입각기 시간은 고령자 여성이 젊은 여성보다 유의하게 긴 반면에, 힐락킹 시간은 앞꿈치가 지면에 먼저 닿는 구간을 포함한 결과와 포함하지 않은 결과 모두 고령자 여성 유의하게 짧았다. Hong 등은 고령자와 젊은 성인의 발목근육의 반응시간을 비교한 결과, 대표적인 발목 배측굴곡근(dorsiflexors)인 전경골근의 반응시간이 고령자가 젊은 성인보다 반응이 더 길다고 보고하였고[16], Connelly 등은 발목의 배측굴곡근인 전경골근의 최대근력이 고령자가 젊은 성인보다 낮다고 보고했다[17]. 이로부터, 배측굴곡근의 제어 및 근력이 저하되는 것이 힐락킹 시간이 짧아지는 것과 관련이 있는 것으로 보이며, 이는 고령자가 젊은 성인에 비하여 충격흡수를 위한 충분한 시간을 가지지 못하는 것을 의미한다.

또한, 일부 고령자 여성의 힐락킹 시간에서 음의 값이 나타났다. 이는 앞꿈치가 뒷꿈치보다 먼저 닿는 패턴이다. 전경골근의

최대근력이 노화에 따라 감소하고 [17], 유각기(swing phase)에서 고령자의 발목 배측 굴곡 각도가 젊은 성인에 비해 작아서 유각기 도중 앞꿈치가 지면 또는 장애물에 걸릴 위험이 높은 것이 알려져 있다[18]. 이와 같이 전경골근의 약화로 인한 굴곡 각도 저하는 간헐적으로 앞꿈치가 지면에 먼저 닿는 비정상적인 보행 패턴을 유발했을 것으로 판단된다.

이와 같이 고령자의 보행에서 보여지는 힐락킹 시간이 짧거나 앞꿈치가 지면에 먼저 닿는 비정상적인 보행 패턴은 원활한 충격흡수를 방해하여 발목과 무릎 및 고관절에 큰 충격을 지속적으로 가하게 될 것이다. 고령자의 경우 이미 관절을 지탱하는 건과 근육이 약해져 있어 젊은 성인보다 안정성을 유지하는 능력이 감소한 상태[1]이므로, 충격흡수 메커니즘 저하로 인해 더 큰 충격이 전해지므로 관절의 불안정성이 증가하여 고령자 여성의 낙상위험을 증가시킬 가능성이 있다.

추후 연구에는 남성을 대상으로 힐락킹 시간의 차이를 조사하여 본 연구 결과와 비교하여 성별에 대한 차이도 조사하는 것이 필요하다. 또한, 힐락킹 이외에도 입각기의 다른 구간 즉, 발전체 접촉 (foot-flat) 구간, 밀어내기 (push-off) 구간에 대한 분석도 의미가 있을 것으로 기대된다.

5. 결 론

본 연구에서는 젊은 여성과 고령자 여성의 보행시 힐락킹 시간을 분석하였다. 그 결과 고령자는 젊은 성인에 비하여 입각기 시간이 유의하게 길었던 반면, 힐락킹 시간은 유의하게 짧았다. 또한, 몇몇 고령자에서 간헐적으로 뒤꿈치가 아닌 앞꿈치가 먼저 지면에 닿는 비정상적인 보행 패턴을 보였다. 노화에 따르는 힐락킹 시간의 감소 및 간헐적으로 나타나는 비정상적인 보행패턴은 고령자의 관절손상과 연결될 가능성이 크다.

감사의 글

본 연구는 2014, 2015년도 정부(교육부, 미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행됨(No. 2014 R1A1A2057508, No. 2015M3A9D7067390).

References

- [1] K. Karamanidis, A. Arampatzis, L. Mademli, "Age-related deficit in dynamic stability control after forward falls is affected by muscle strength and tendon stiffness," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18, 980-989, 2008.
- [2] Y. J. Oh, C. M. Lee, "The Study on 3 Axes Acceleration Impact of Lower Limbs Joint during Gait," *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, Vol. 28, No. 3, 33-39,

2009.

[3] P.R. Cavanagh, M.A. LaFortune, "Ground reaction forces in distance running," *Journal of biomechanics.*, 13, 397-406, 1980.

[4] B.J. Miller, R.R. Pate, W. Burgess, "Foot impact force and intravascular hemolysis during distance running," *International Journal Sports Medicine.*, 9, 56-60, 1988.

[5] E. Frederick, J. Hagy, "Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running," *International Journal Sports Biomechanics.*, 2, 41-49, 1986

[6] S. Darren, P. Stergiou, B.M Nigg, V.M.Y. Lun, W.H. Meeuwisse, "The relationship between impact forces and running injuries," *Canadian Society for Biomechanics Abstract.*, 43, 2000.

[7] M.W. Whittle, "Generation and attenuation of transient impulsive force beneath the foot: a review," *Gait and posture.*, 10, 264-275, 1999.

[8] S. Dekel, S.L. Weissman, "Joint changes after overuse and peak overloading of rabbit knees in vivo," *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 49, 519-528, 1978.

[9] E.L. Radin, R.B. Orr, J.L. Kelman, I.L. Paul, R.M. Rose, "Effect of prolonged walking on concrete on the knees of sheep," *Journal Biomechanics.*, 15, 487-492, 1982.

[10] E.L. Radin, I.L. Paul, R.M. Rose, "Mechanical factors in the etiology of osteoarthritis," *Annals of Rheumatic Diseases.*, 34, 132-133, 1975.

[11] J. Perry, *Gait analysis: Normal and pathological function.* NJ: SLACK Inc.. 1992.

[12] Y.R. Kwon, S.H. Park, J.W. Kim, Y.J. Ho, H.M. Jeon, M.J. Bang, G.I. Jung, S.M. Lee, G.M. Eom, S.B. Koh, J. W. Lee, H. S. Jeon, "A practical method for the detection of freezing of gait in patients with Parkinson's disease," *Clinical Interventions in Aging.*, 1709-1719, 2014.

[13] H. M. Jeon, J. W. Kim, Y. R. Kwon, J. H. Heo, G. M. Eom, "Age difference in the cephalad attenuation of upper body accelerations during fast speed walking," *The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers.*, Vol. 65, No. 2, pp. 349-353, 2016.

[14] C. Mazza, M. Iosa, P. Picerno, A. Cappozzo, "Gender differences in the control of the upper body accelerations during level walking," *Gait Posture.*, pp. 300-303, 2009.

[15] H. B. Menz, S. R. Lord, R.C. Fitzpatrick, "Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces," *Gait Posture.*, pp. 35-46, 2003.

[16] J.H. Hong, J.W. Kim, H.Y. Chung, H.H. Kim, Y.R. Kwon, C.S. Kim, Y.J. Ho, G.M. Eom, J.H. Jun, B.K. Park, "Age-gender differences in the reaction times of ankle muscle," *Geriatr Gerontol Int.*, 14: 94-99, 2014.

[17] D.M. Connelly, C.L. Rice, M.R. Roos, A.A. Vandervoort,

"Motor unit firing rates and contractile properties in tibialis anterior of young and old men," *J. Appl. Physiol.*, 87(2): 843-852, 1999.

[18] R.K. Begg, W.A. Sparrow, "Ageing effect on knee and ankle joint angles at key events and phases of the gait cycle," *Journal of Medical Engineering & Technology.*, Vol. 30, No. 6, 2006.

저 자 소 개



윤 주 석 (Juseok Yun)

1990년 11월 28일생. 2015년 건국대학교 의공학학부 졸업. 2015~현재 동 대학원 의학공학과 석사과정.

E-mail : majingga_w@naver.com



김 지 원 (Jiwon Kim)

2006년 건국대학교 의공학학부 졸업. 2006년~2013년 건국대학교 의학과 졸업(공학 석사, 박사). 2010년~2014년 건국대학교 시간강사. 2013년~2014년 건국대학교 BK21plus Post-doc. 2014년~2015년 건국대학교 BK21 plus 연구교수. 2015년~현재 건국대학교 의공학학부 조교수.

E-mail : kjw802@daum.net



권 유 리 (Yuri Kwon)

1986년 7월 16일생. 2009년 건국대학교 의공학학부 졸업. 2011년~2016년 동 대학원 의학과 졸업(석사, 박사). 2016년~현재 Post-doc.

E-mail : 07167@daum.net



허 재 훈 (Jaehoon Heo)

1987년 6월 27일생. 2012년 건국대학교 의공학학부 졸업. 2014년 동 대학원 의학과 석사 졸업. 2015년~현재 동 대학원 의학과 박사 재학.

E-mail : licoon2@nate.com



전 형 민 (Hyeongmin Jeon)

1989년 11월 24일생. 2014년 건국대학교 의
학공학부 졸업. 2014년~현재 동 대학원 의
학공학과 석·박사 통합과정 재학.

E-mail : jhm890925@naver.com



전 희 준 (Heejun Jeon)

1989년 11월 1일생. 2015년 건국대학교 의
학공학부 졸업. 2015~현재 동 대학원 의학
공학과 석사과정.

E-mail : white_wizard@nate.com



엄 광 문 (Gwangmoon Eom)

1991년 고려대학교 전자공학과 졸업. 1996
년 일본 도호쿠 대학교 전자공학과 졸업(석
사). 1999년 동 대학원 전자공학과 졸업(박사).
2000년~현재 건국대학교 의학공학부 교수.

Tel : 043-852-9890

E-mail : gmeom@kku.ac.kr