

호핑 시 착지방법에 따른 하지 강성도

이정주^{1,2} · 손종상^{1,2} · 김정윤^{1,2} · 김영호^{1,2}

¹연세대학교 대학원 의공학과, ²연세의료공학연구원

Lower extremity stiffness over different landing methods during hopping

J.J. Lee^{1,2}, J.Son^{1,2}, J.Y. Kim^{1,2} and Y.H. Kim^{1,2}

¹Dept. of Biomed. Eng., Graduate school, Yonsei Univ., ²Institute of Med Eng., Yonsei Univ.

(Received November 15, 2010. Accepted April 4, 2011)

Abstract: The purpose of the present study was to analyze the lower stiffness over the difference between soft and stiff landings during hopping. Five male subjects performed hopping on two legs at 2.5 Hz. During the experiments, 3D motion capture system was used to obtain the kinematic data and two force plates were synchronized to calculate the kinetic data. We determined lower extremity stiffness of the knee and ankle from kinetic and kinematic data. Leg stiffness was approximately 1.2-times significantly higher in stiff landing than in soft landing. There was no significant difference in knee joint stiffness between soft and stiff landings. Ankle joint stiffness was approximately 1.34-times significantly higher in stiff landing than in soft landing. These results suggest that humans adjust lower extremity stiffness over the comparison of two different landing methods we evaluated.

Key words: Hopping, Leg stiffness, Joint stiffness, Soft landing, Stiff landing

1. 서 론

축구, 농구, 배구, 에어로빅, 줄넘기 등을 포함한 많은 운동에서 착지 동작은 빈번하게 수행되는 동작이다. 특히, 착지 동작은 중력에 의해 낙하되는 수동적 활동으로 신체가 지면과의 접촉 시 신체의 위치에너지가 증가함에 따라 수직 반발력은 증가하게 된다. 이와 같은 이유로, 운동역학 분야에서는 착지 동작 시 발생하는 수직 반발력과 신체 움직임에 관한 연구들이 수행되어 왔다[1]. 호핑(hopping)은 작은 움직임이며, 체중을 이겨 몸을 띄워 올려 착지하고 충격을 흡수하는 등 여러 기능이 반복적으로 수행되는 운동이다[2-3]. 호핑

동작 중 착지 시 각 관절의 역할에 대해서 많은 연구자들이 관심을 가져왔고, 특히 근골격계 질환을 가진 환자의 경우에는 충격흡수 기전에서 정상인과 차이가 있음을 이용하여 하지 관절의 임상적인 평가 도구로도 쓰이고 있다. Johnson 등[4]은 발목 염좌 현상을 기능적으로 평가하는 도구로 호핑을 사용했으며, Moussa 등[5]은 전방십자인대(anterior cruciate ligament, ACL) 재건수술을 받은 지, 2년이 지난 환자를 대상으로 하여 무릎 관절의 생체역학적 안정성을 환측과 건측으로 나누어 평가하였다. 호핑 동작의 임상적인 쓰임을 활용하여, ACL재건환자에게도 차후 이를 적용하기 위해 점핑이 아닌 호핑으로 모델링하였다. 호핑 시 각 하지 관절의 역할 및 기전에 대한 이해를 도울 수 있는 지표로서 하지 강성도 및 관절 강성도에 대한 연구가 이루어져왔다. Farley 등[6]은 호핑 동작 시 착지 구간의 움직임을 질량 탄성 모델(Spring-Mass Model)과 복합 관절 모델(Multi-Joint Model)로 설명하였다. 질량 탄성 모델에서는 전체 근골격계를 질량을 가진 하나의 스프링으로 가정하여 하지 강성도를 표현하였고, 복합 관절 모델에서는 관절을 회전 탄성 스프

Corresponding Author : 김영호
강원도 원주시 흥업면 매지리 234 연세대학교 첨단의료기기테크노
타워 204호 (220-710)
TEL: +82-33-760-2859 / FAX: +82-33-760-2806
http://ybrl.yonsei.ac.kr
본 연구는 중소기업청(SMBA)의 산학협력 기업부설연구소 설치 지원 사업과 교육과학기술부와 한국 산업기술재단의 지역혁신인력양성 사업으로 수행된 연구결과입니다.

링으로 가정하여 관절 강성도를 표현하였다. Butler 등[7]은 하지 관절 강성도가 하지의 각 관절에서의 모멘트의 변화를 각 관절에서의 각도의 변화로 나눈 값으로, 호핑 시 착지 구간 동안의 각 하지 관절의 강성도는 근골격계 손상과 연관이 있어 분석이 필요하다고 하였다. Farley 등[8-9]의 연구를 보면 호핑 시 착지하는 표면에 따라 하지 관절의 모멘트 및 각도와 강성도가 달라지며, 바닥 표면이 무를수록 발목 관절 강성도는 증가하였지만, 무릎 관절 강성도와 엉덩 관절 강성도는 착지 표면 조건간 차이를 나타내지 않았다. 이는 착지 표면이 달라지면 피험자가 착지하는 패턴이 달라질 수 있고, 그에 따라 하지 각 관절이 받는 영향이 달라질 수 있음을 나타내는 결과이다. 본 연구에서는 착지 표면이 아닌 착지 방법에 따라라도 하지 각 관절이 받는 영향이 달라질 것이라는 가설을 세우고, 하지 강성도 및 하지 관절 강성도의 연구를 착지 방법에 따라 비교하여 진행하였다. 본 연구의 목적은 착지 방법에 따른 정상인의 하지 관절 강성도를 분석하여 하지 각 관절의 역할을 이해하는 것이다.

II. 연구 방법

근골격계 질환이 없는 건강한 남성 5명이 실험에 참여하였다(표 1). 16개의 반사 마커를 Plug-In Gait 마커셋에 따라 피험자들의 하지에 부착하였고[10], 호핑을 수행하는 동안 삼차원동작분석시스템(Vicon 612, Vicon Motion Systems, UK)을 이용하여 마커의 궤적을 120Hz로 저장하였다. 이와

동기화하여 2개의 힘측정판(5233A2, Kistler instrument, Switzerland)으로부터 지면반발력 데이터를 1080Hz로 획득하였다. 피험자들은 2개의 힘측정판에 각각 한쪽 다리를 위치하여 10 cm 미만의 낮은 호핑을 연속적으로 수행하였다. 실험을 진행하기 전에 충분한 연습을 거쳐 실험방법을 숙지하도록 하였다. 연성 착지와 경성 착지 모두 연속적으로 15 번씩 실시하였고, 이 과정을 5세트씩 반복하였다. 모든 데이터는 양끝 5개의 데이터를 제외한 나머지 5개의 데이터만을 이용하여 오른발의 데이터를 분석하였고, 연속적인 호핑 동작에서 발이 지면에 닿는 순간부터 지면에서 떨어지기 전까지의 구간을 한 주기로 정의하였다. 발목과 무릎의 평균 관절 강성도(K_{joint})는 시상면에서 착지 구간 동안의 각 관절 모멘트의 변화값(ΔM_{joint})을 각 관절 각도의 변화값($\Delta \theta_{joint}$)으로 나누어 구하였다.

$$K_{joint} = \Delta M_{joint} / \Delta \theta_{joint} \quad (1)$$

평균 하지 강성도는 최대 수직 지면 반발력(F_{peak})을 다리가 최대로 굽혀질 때의 체중심의 수직 위치 변화(ΔL)로 나누어 구하였다.

$$K_{leg} = F_{peak} / \Delta L \quad (2)$$

연성 착지와 경성 착지 시 하지 강성도 및 하지 관절 강성도의 차이를 분석하기 위하여 통계분석 프로그램(SPSS)을 이용하여 paired *t*-test를 수행하였다

III. 결 과

표 2는 연성 착지와 경성 착지 시 강성도의 차이에 대한 5명의 통계 분석 결과이다. 하지 강성도는 경성 착지 시 연성 착지 시보다 약 1.207배 높았다. 특히, 연성 착지와 경성 착지 시의 체중심의 수직 위치 변화는 유의한 차이가 없었으나

106

표 1. 피험자 정보(n = 5)

Table 1. subject information (n = 5)

Age (yrs)	26.75 (1.50)
Height (cm)	174.00 (6.58)
Weight (kg)	77.75 (10.87)

표 2. 연성 착지와 경성 착지의 비교

Table 2. Comparison of Soft landing and Stiff Landing

	Soft Landing	Stiff Landing	Significance (p < 0.05)
Peak GRF(Nkg ⁻¹)	33.575(1.682)	36.98(4.884)	*
Center of mass displacement(m)	0.093(0.017)	0.083(0.010)	
Leg stiffness(NKg ⁻¹ m ⁻¹)	375.906(72.086)	453.499(83.532)	*
Ankle peak moment (Nm)	2.474(0.238)	2.846(0.304)	*
Knee peak moment(Nm)	0.666(0.317)	0.376(0.166)	*
Ankle angular displacement(rad)	0.516(0.074)	0.448(0.073)	*
Knee angular displacement(rad)	0.248(0.096)	0.17(0.065)	*
Ankle stiffness(Nm rad ⁻¹)	4.9(0.892)	6.57(1.529)	*
Knee stiffness(Nm rad ⁻¹)	2.998(1.768)	2.665(1.662)	

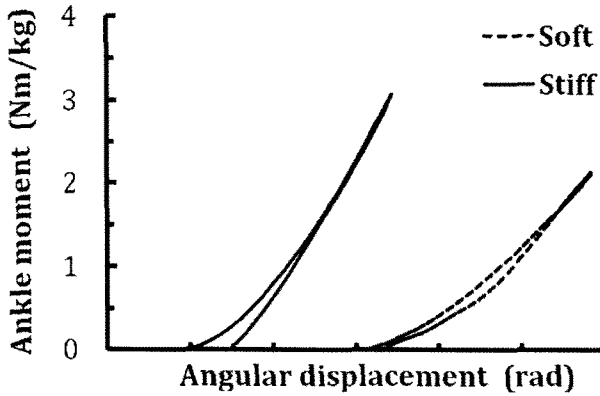


그림 1. 발목관절 강성도
Fig. 1. Ankle joint stiffness

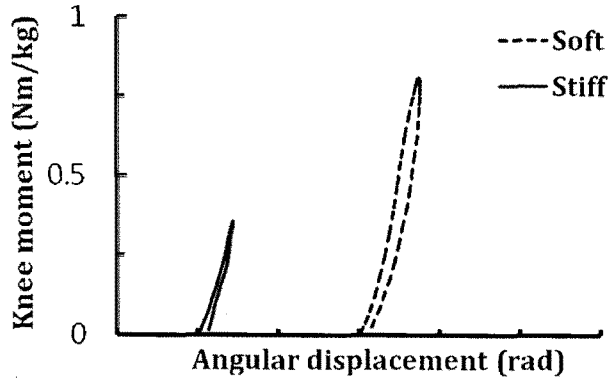


그림 2. 무릎관절 강성도
Fig. 2. Knee joint stiffness

최대 수직 지면 반발력은 경성 착지 시 더 크게 나타났다. 발목 관절 강성도는 경성 착지 시 연성 착지 시보다 약 1.34배 높았다. 발목 관절에서는 경성 착지 시 더 큰 발목 관절 모멘트가 발생하였으나, 발목 관절 각도의 변화는 연성 착지 시에 비해 적었다. 무릎 관절에서는 경성 착지 시보다 연성 착지 시 더 큰 모멘트와 각도 변화가 있었으나 관절 강성도는 유의한 차이가 없었다.

IV. 토 의

본 연구는 호핑 시 착지 방법에 따라 달라지는 하지 관절의 강성도를 분석하여 하지 관절의 역할을 이해하는 것이었다. 호핑 주파수는 전자식 메트로놈을 사용해 2.5Hz로 고정하여 실험하였다. Granata 등[11]이 발표한 연구에서는 $2.34 \pm 0.22\text{Hz}$ 였는데, 본 연구에서 고정한 주파수와 비슷하였다. Devita 등[12]이 발표했던 연구에 의하면, 착지 동작 시에는 충격력을 최소화 할 수 있는 보상행동이 하지 관절에서 수행되어야 부드러운 착지를 할 수 있고, 그렇다면 착지 동작 시 발생하는 지면과의 충격력을 감소시키는 연성 착지와 충격력

을 감소시키지 못하는 경성 착지로 분류 할 수 있는 기준이 있어야 할 것이라고 하였다. 이에 대해서 착지 동작 수행 시 무릎 관절이 90° 이상 굴곡이 되면 부드러운 착지로, 90° 이하로 굴곡이 되면 경직된 착지로 그 기준을 설정하였다. 그러나 이는 한번 낙하 착지하는 실험에 대한 연구였으므로, 연속적인 호핑 시에는 적합하지 않아, 본 연구에서는 연성 착지는 37° , 경성착지는 22° 로 설정하여 실험을 진행하였다. 경성 착지 시에 연성 착지 시 보다 발목 관절 강성도가 더 큰 이유는 무릎 관절이 충격 완화 작용을 덜 일으켜, 발목에 가해지는 증가된 충격을 견디기 위한 작용으로 이해할 수 있다. 또한, 무릎 관절의 각도 변화와 발생된 모멘트의 최대값 모두 연성 착지 시 더 컸음에도 불구하고, 강성도의 차이는 확인할 수 없었다. 이는 무릎 관절의 강성도 변화를 통해 무릎 관절에서의 흡수 역할을 증가시키는 것이 아니라 발목 관절의 강성도 변화를 유도하여 발목에 가해지는 충격을 완화해주는 것으로 해석할 수 있다. 무릎 관절에서의 에너지 흡수가 연성 착지와 경성 착지 시 모두에서 중요했으나, 발목 관절에서의 에너지 흡수 역할이 경성 착지 시 보다 연성 착지 시 더 적었다는 결과도 본 연구와 일치한다. 결과적으로 연성 착지를 이용한 호핑 동작은 무릎 관절의 더 큰 각도 변화를 통해 하지 강성도를 낮춤으로써 발목 관절의 충격을 완하시켜주는 기전으로 보인다. Hobara 등[13-14]이 발표했던 무릎 관절 강성도와 다리 강성도와의 관련성을 분석한 연구에서는, 실험 시 호핑의 높이를 최대로 하였다. 본 연구는 10 cm 이하의 낮은 호핑을 하였지만, 최대 호핑을 하게 되면 연성 착지 시도약을 위해 무릎 관절을 더 많이 사용하게 되므로 발목 관절보다는 무릎 관절에서 충격흡수가 더 크게 일어날 것으로 사료된다. 최대 호핑으로 본 연구를 진행한다면, 착지 방법에 따른 하지 관절 강성도 차이가 발목과 무릎 관절 모두 클 것이라고 사료된다. 호핑 주파수에 따라 하지 강성도를 분류한 연구를 보면, 2.5Hz로 호핑 주파수를 설정했을 때 무릎 관절 강성도가 발목 관절 강성도보다 높은 결과가 나왔는데, 이것 역시 호핑 방법이 낮은 호핑이 아닌 최대 호핑이기 때문이라고 사료된다. 또한 Kellis 등[15]은 근육들의 동시 수축을 통해 관절의 강성도가 증가함을 보인 바 있다. 따라서, 연성 착지 시 보다 경성 착지 시 발목 관절의 주요 근육인 전경골근(tibialis anterior)과 비복근(gastrocnemius) 등의 활성화도가 더 높을 것으로 예상되고, 이를 지속적으로 반복할 경우 근피로는 더욱 빨리 유발될 것으로 사료된다. 본 연구에서 진행되지 않았던 근전도 실험과 엉덩 관절 강성도 분석은 추후 연구에서 해결되어야 할 것이다. Uden[16] 등의 연구를 보면, 호핑 시 발목과 무릎 관절에서의 평균 상대 위상(Mean Relative Phase, MRP)이 정상인보다 ACL 재건환자가 더 낮았으며, 이는 ACL 재건환자가 불안정한 하지 관절의 움직임 나타내는 결과이다. 그러므로 정상인과 ACL 재건환

자의 하지 각 관절에서의 기여도는 차이가 날 것으로 사료된다. 착지 방법에 따라 연구를 진행한다면, 정상인과 비교하여 하지 각 관절에서의 역할을 이해하는데 도움이 될 것이다.

참고문헌

- [1] S.K. Kim, S.H. Shin, and N.S. Shin, and M.S. Kwon, "Vertical Reaction Force and Kinematical Compensation Movements Analysis of Drop Landing Movement in Obese and Normal Subjects," *KISS.*, vol. 19, no. 3, pp. 1-10, 2008.
- [2] J.Y. Kim, Y.H. Kim, "Shock absorbtion in hopping with various landing methods," in *proc. KSPE, daejeon*, Korea, Nov. 2008, pp. 883-884.
- [3] J.Y. Kim, Y.H. Kim, "Lower Extremity EMG Analysis on Various Landing Methods During Hopping," in *proc. KSPE, daejeon*, Korea, Nov. 2008, pp. 643-644.
- [4] M.R. Johnson, P.D. Stoneman, "Comparison of a lateral hop test versus a forward hop test for functional evaluation of lateral ankle sprains," *The Journal of foot and ankle surgery*, USA: US Military-Baylor Univ. press, 2007, pp. 162-174
- [5] A.Z. ben Moussa, S. Zouita, and C.Dziri, and F.Z. ben Salah, "Single-leg assessment of postural stability and knee functional outcome two years after anterior cruciate ligament reconstruction," *Ann Phys Rehabil Med.*, vol. 52, no. 6, pp. 475-484, 2009.
- [6] C.T. Farley, D.C. Morgenroth, "Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping," *J. Biomech.*, vol. 32, no. 3, pp. 267-273, 1999.
- [7] R.J. Butler, H.P. Crowell III, and I.M. Davis, "Lower extremity stiffness: implications for performance and injury," *Clin Biomech.*, vol. 18, no. 3, pp. 511-517, 2003.
- [8] C.T. Farley, H.H. Houdijk, and C. van strien, and M. Louie, "Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffness," *J Appl Physiol.*, vol. 85, no. 3, pp. 1044-1055, 1998.
- [9] D.P. Ferris, C.T. Farley, "Interaction of leg stiffness and surfaces stiffness during human hopping," *J Appl physiol.*, vol. 82, no. 1, pp. 15-22, 1997.
- [10] R. K. Fukuchi, C. Arakaki, and M.I.V. Orselli, and M. Duarte, "Evaluation of alternative technical markers for the pelvic coordinate system," *J.Biomech.*, vol. 43, no. 3, pp. 592-594, 2009.
- [11] K.P. Granata, D.A. Pauda and S.E. Wilson, "Gender differences in active musculoskeletal stiffness.PartII.Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks," *J Electromyogr kinesiol.*, vol. 12, no. 2, pp. 127-135, 2002.
- [12] P. Devita, W. Skelly, "Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetic in the lower extremity," *Medicine and Science in Sports and Exercise*, USA: American Univ. Press, 1992, pp. 108-115.
- [13] H. Hobara, T. Muraoka, and K. Omuro, and K. Gomi, and M. Sakamoto, "Knee stiffness is a major determinant of leg stiffness during maximal hopping," *J.Biomech.*, vol. 42, no. 11, pp. 1768-1771, 2009.
- [14] H. Hobara, K. Inoue, and T. Muraoka, and K. Omuro, "Leg stiffness adjustment for a range of hopping frequencies in humans," *J.Biomech.*, vol. 43, no. 3, pp. 506-511, 2009.
- [15] E. Kellis, F. Arabatzi, and C. Papadopoulos, "Muscle Co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index," *J Electromyogr Kinesiol.*, vol. 13, no. 3, pp. 229-238, 2003.
- [16] C.J.T. van Uden, J.K.C. Bloo, and J.G.M. Kooloos, and A. van Kampen, and J. De witte, and R.C. Wagenaar, "Coordination and stability of one legged hopping patterns in patients with anterior cruciate ligament reconstruction: preliminary.results," *Clin.biomech.*, vol. 18, no. 1, pp. 127-135, 2003.