

< 논문 >

착지모드에 따른 신발-족 연계모델의 충격특성 유한요소 해석

류성헌* · 김성호* · 조진래†
(2005년 1월 22일 접수, 2005년 7월 15일 심사완료)

Finite Element Analysis of Impact Characteristics of Shoes-Leg Coupled Model to Landing Mode

Sung-Heon Ryu, Sung-Ho Kim and Jin-Rae Cho

Key Words: Sport Shoes(스포츠화), Landing Impact Force(착지 충격력), Landing Mode(착지 모드), Forefoot Landing(전족부 착지), Rearfoot Landing(후족부 착지), Shock Absorption(충격 흡수), Nonlinear Finite Element Analysis(비선형 유한요소 해석)

Abstract

This paper is concerned with the numerical investigation of the landing impact characteristics of sport shoes to the landing mode. In most court sport activities, jumping and landing are fundamental motions, and the landing motion is largely composed of forefoot and rearfoot landing modes. Since the landing impact may, but frequently, lead to unexpected injuries of players, the investigation of its characteristics and the sport shoes design for reducing it are of a great importance. To investigate the landing impact characteristics to the landing mode, we construct a shoes-leg coupled model and carry out the numerical simulation by an explicit finite element method.

1. 서론

스포츠 경기 중 착지 동작은 빈번히 발생하며, 경기력에 큰 비중을 차지하는 움직임이다. 이와 같은 동작 과정에서 인체의 불균형 및 움직임 제어(motion control)의 미숙은 부상발생의 원인이 될 수 있을 뿐만 아니라, 경기력의 저하를 가져온다.

착지는 점프 동작을 수반하며, 이와 같은 일련의 동작은 스포츠 경기의 기초적인 주안점으로, 이 분야에 대하여 많은 연구가 진행 중에 있다. 특히 착지 동작에서 발생하는 충격력과 다양한 착지 상황에서의 부상 가능성(injury potential) 등

이 연구의 대상이 되고 있다. 예컨대, Kovacs는 착지 기술이 인체의 충격 전달특성 및 충격 흡수와의 관련성을 보고한 바 있으며, Ferretti는 착지 과정에서의 균형 상실이 부상발생의 주요 원인이라 보고한 바 있다.⁽¹⁾

일반적인 수직점프, 착지 동작은 무릎 굽힘(knee flexion)의 하향동작으로부터 시작하여, 무릎의 신장과 동시 에 지면 으로부터 점프 후 무릎과 힙의 굽힘과 함께 착지 동작이 이루어지며, 인체의 기본동작 중 신장-압축 단계의 한 예를 일컫는다. 운동 역학적 측정요소를 기반으로 수직 점프와 관련된 동작분석이 수행되고 있으며, 이와 같은 연구는 이론적이며 체계적인 역학적 접근방식으로 이루어진다. 여기서, 운동 역학적 측정요소로서 충격력, 부하율, 가속도, 그리고 주파수 분석 등이 있다.^(2,3)

앞서 언급한 바와 같이 착지 동작에서의 오류로 인하여 부상 빈도가 높게 나타나며, 이를 해결하기 위해서는 착지 기술의 습득으로 인한

† 책임저자, 회원, 부산대학교 기계공학부

E-mail : jrcho@pusan.ac.kr

TEL : (051)510-2467 FAX : (051)514-7640

* 부산대학교 대학원 기계설계공학과

올바른 착지 동작이 이루어져야 한다. 본 연구에서는 일반적인 착지 동작으로, 전족부 착지(forefoot landing)와 후족부 착지(rearfoot landing)에 대한 운동역학적 분석을 수행하였다. 여기서, 전족부 착지는 안정된 착지 방법으로, 발목 굽힘(ankle flexion)과 무릎 굽힘(knee flexion)의 인체의 자체적인 충격흡수 동작을 포함한다.⁽⁴⁾ 이에 반하여 후족부 착지는 동작 중 불균형에 의하여 부상발생의 원인이 될 수 있다.

본 연구에서는 전술한 바와 같이 두 가지의 착지동작에 대하여 유한요소법을 이용하여 충격 특성을 비교, 분석하였다. 수치해석을 위하여 코트 스포츠화와 인체의 하지(lower extremity)를 결합한 스포츠화-족 연계 모델을 생성하였고, 상용 해석 프로그램인 LS-DYNA를 사용하여 연계모델의 모드별 충격 해석을 수행하였다.

2. 문제 정식화

코트 스포츠화는 내부적으로 접촉 경계를 이루고 있으며 아웃솔 등 고무재질의 거동을 구현하기 위해서는 다양한 특성을 고려하여야 한다. 이를 위해서 본 연구에서는 기하학, 물성, 경계 비선형성을 반영하여 동적 해석을 수행하였다. 변형체 내부의 한 질점에서 동적 평형방정식은 다음과 같다.

$$\sigma_{ij,j} + f_i = \rho \ddot{u}_i \quad (1)$$

이 때 하중 경계조건 및 변위 경계조건은 다음과 같다.

$$\sigma_{ij} n_j = t_i(t) \quad \text{on } \partial D_f \quad (2)$$

$$u_i = g_i(t) \quad \text{on } \partial D_d \quad (3)$$

여기서, σ_{ij} 는 Cauchy 응력 텐서, f_i 는 체적력, ρ 는 밀도를 나타낸다.

지배방정식 식 (1)의 양변에 가상변위를 곱하여 적분한 후 발산정리를 이용하면 다음과 같은 가상일에 의한 약형(weak formulation)을 구할 수 있다.

$$\int_D \rho \ddot{u}_i \bar{u}_i dD = \int_D \rho b_i \bar{u}_i dD + \int_{\partial D_f} t_i \bar{u}_i dD - \int_D \sigma_{ij} \bar{u}_{i,j} dD \quad (4)$$

여기서 \bar{u}_i 는 임의의 가상변위 벡터이다. 식 (4)는 변형이 적은 선형문제에 국한되므로 대변형 문제에 적용하기 위해서 라그랑지안(Lagrangian) 수식화 과정이 필요하게 된다. 라그랑지안 수식화를 거친 후 유한요소 근사화를 시키면 다음과 같은 행렬 형태의 운동방정식을 얻을 수 있다.^(5,6)

$$M \ddot{u} + F_{int} + F_c = F_{ext} \quad (5)$$

여기서, M 은 질량행렬을, F_{int} 와 F_{ext} 는 각각 내력벡터(internal force vector)와 외력벡터(external force vector)를 나타내며, F_c 는 접촉력을 의미한다.

위 운동방정식의 동적평형상태를 찾기 위하여 외연적 시간적분법인 중앙 차분법(central difference method)을 도입하면 가속도를 다음 식과 같이 적용할 수 있다.

$$\ddot{U}^n = \frac{1}{\Delta t^2} (U^{n-1} - 2U^n + U^{n+1}) \quad (6)$$

식 (6)을 식 (5)에 대입하면 미지수 U^{n+1} 를 계산할 수 있다.

안정적으로 중앙 차분법을 사용하기 위해서는 다음과 같은 CFL 조건(Courant-Friedrichs-Levy criterion)을 만족해야 한다.

$$\Delta t \leq \min(h/s), \quad s = \sqrt{E/\rho} \quad (7)$$

여기서, h 는 인접 노드간의 최소 거리이며, s 는 파동 전파 속도를 나타낸다.

3. 유한 요소 해석

3.1 해석 모델링 및 물성치

본 연구에서는 인체와 스포츠 슈즈의 거동을 평가하기 위하여 스포츠화-족 연계모델을 개발하였다. 착지 모션이 빈번히 발생하는 농구경기를 참조하여 농구화를 코트 스포츠화로 선정하였고,

선행연구에서의 피부조직과 뼈로 구성된 인체의 하지를 모델에 포함하였다.⁽⁷⁾

스포츠화는 아웃솔, 미드솔, 그리고 인솔이 결합된 솔(sole)부, 그리고 갑피(upper)로 구성된다. 아웃솔은 비압축성, 비선형성, 초탄성을 갖는 고무 재질로 가정하였으며, 식 (8)과 같은 변형률 에너지 함수(strain energy function)로 구성되는 Mooney-Livlin 모델을 적용하였다. 본 연구에서는 결정상수 5항인 Mooney-Livlin 모델을 채택하였으며, 이들은 재료의 1축 인장실험을 통하여 결정된다.⁽⁶⁾

$$W = \sum_{i+j=1}^N C_{ij}(I_1-3)^i(I_2-3)^j \quad (8)$$

$$W = C_{10}(I_1-3) + C_{01}(I_2-3) + C_{20}(I_1-3)^2 + C_{11}(I_1-3)(I_2-3) + C_{02}(I_1-3)^2 + \frac{1}{d}(J-1)^2 \quad (9)$$

여기서, C_{ij} 와 d 는 물질의 특성상수이고, I_1, I_2, J 는 불변계수로서 다음 식과 같이 주 신장률(principal stretch ratio), λ 의 함수로 정의된다.

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (10)$$

$$I_2 = \lambda_1^2\lambda_2^2 + \lambda_2^2\lambda_3^2 + \lambda_3^2\lambda_1^2 \quad (11)$$

$$J = \lambda_1\lambda_2\lambda_3 = \sqrt{I_3} \quad (12)$$

미드솔(midsole)과 인솔(insole)은 폴리우레탄 고무로서 폼(foam) 형태의 압축성 거동을 보인다. 이에 대한 에너지 변형률 함수는 초기 전단계수의 함수로서 표현되며, 다음과 같은 변형률 에너지 밀도 함수를 가진다.⁽⁶⁾

$$W = \frac{G}{2} \left(\frac{I_2}{I_3} + 2\sqrt{I_3} - 5 \right) \quad (13)$$

여기서, G 는 전단계수를 나타낸다.

인체 모델링은 무릎까지로 제한하였으며, 하지의 뼈와 피부를 해부학과 생체역학을 참조하여 모델링하였다. 본 연구에서 생성된 족의 뼈는 크게 경골(tibia), 비골(fibula), 거골(talus), 종골(calcaneus), 주상골(nabicular), 그리고 지골(phalange) 등으로 크게 구

성되어진다. 신발에 해당하는 솔부와 갑피는 현재 판매되고 있는 국내 신발의 도면을 바탕으로 모델링되었으며, 3차원 전용 캐드 프로그램인 Pro/E를 사용하였다. 솔리드 모델링 데이터를 바탕으로 유한요소 모델을 구성하기 위하여 범용 유한요소프로그램인 ANSYS를 사용하였다. 사용된 유한요소 중 갑피는 가죽 재질로서 그 거동을 반영하기 위하여 일정한 두께의 쉘 요소를 사용하였고, 솔부, 중족 보강재, 피부조직, 그리고 뼈는 4-노드 사면체(4-node tetrahedron) 요소를 사용하였다. 총 요소 수는 81084개이며, 피부조직과 뼈로 구성되는 하지를 제외한 솔부 및 갑피는 완전히 결합되었다고 가정하였다. Fig. 1와 Fig. 2는 해석 모델을 도시하였고, Table 1은 관련 물성치를 나타내었다. 코트 스포츠화의 물성은 인장시험기를 이용하여 단축인장 실험한 결과를 사용하였고, 착지 충격해석에는 충격해석 전용프로그램인 LS-DYNA를 사용하였다.

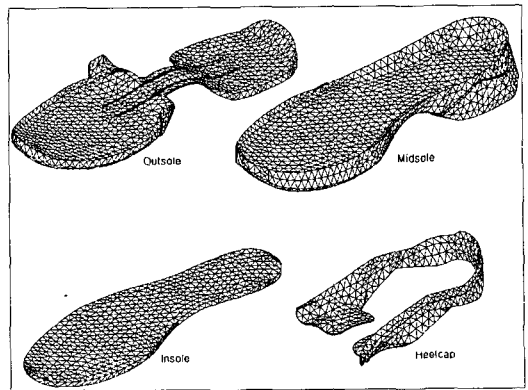
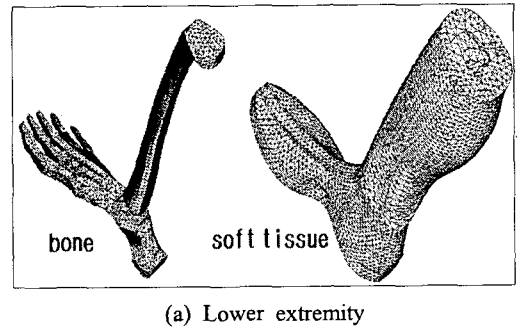


Fig. 1 FEM modeling of shoes parts

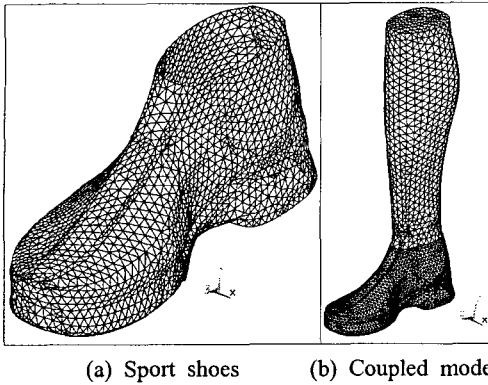
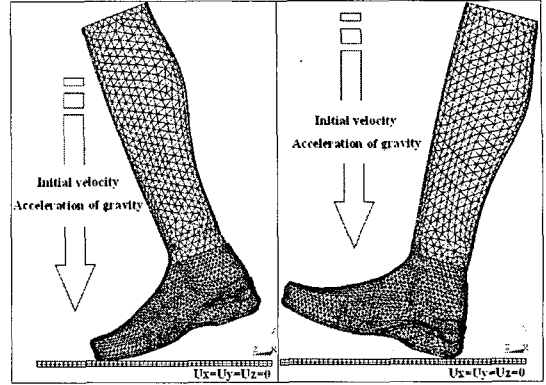


Fig. 2 3-D Coupled shoes-legt finite element model



(a) Forefoot impact (b) Rearfoot impact

Fig. 3 Initial and boundary conditions

Table 1 Material properties of shoes-leg model

Parts	Properties	Value
Outsole	C10	-0.00149
	C01	0.11732
	C20	-0.00182
	C11	0.01720
	C02	-0.02000
Midsole	G(MPa)	0.921
	ν	0.35
Insole	G(MPa)	0.735
	ν	0.35
Heelcap	E(MPa)	48.39
	ν	0.35
Upper	E(MPa)	11.76
	ν	0.35
Bone	E(MPa)	10,000
	ν	0.34
Soft tissue	E(MPa)	1.15
	ν	0.49

3.2 경계 조건

본 연구에서는 착지동작에서 발생하는 스포츠화-족 연계모델의 모드별 충격특성을 비교, 분석하였다.

전족부 착지모드는 실제 동작에서 인체의 충격흡수인자, 즉 전족부 및 발목의 굴곡과 무릎의 굽힘 현상을 포함한다. 반면에 후족부 착지모드는 불균형 상태에서 빈번히 발생하며, 언급된 충격흡수 인자를 포함하지 않기 때문에 큰 충격력이 예상된다.

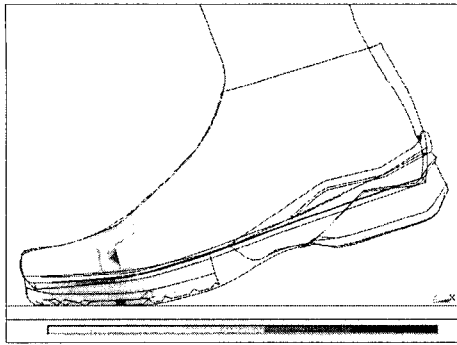
Fig. 3에 도시한 바와 같이 각 모드별 충격해석을 위한 경계조건을 적용하였다. 그림에서 알 수 있듯이 인체의 체중을 고려하여 무게중심에 질량 요소를 생성하였고, 무게 중심에 초기 속도 및 중력을 부여하였다. 그리고, 지면의 바닥면은 변위경계조건으로 완전히 고정하였다. 접촉경계조건으로는 지면과 아웃솔에 실제 실험데이터를 참조한 마찰계수($\mu=0.2$)를 적용하였으며, 인솔, 갑피와 피부 조직의 경계는 고착(bonding)조건을 적용하였다.

3.3 수치해석 결과

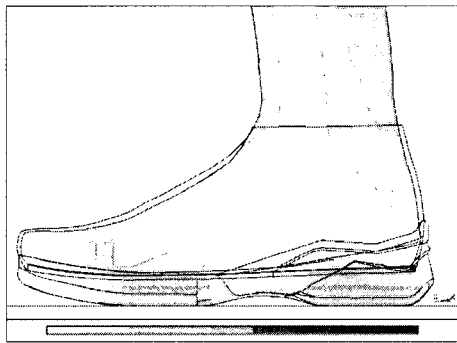
3.3.1 등가 응력 및 변형을 분포

Fig. 4는 전족부 착지 모드의 단면형상의 등가 변형률 분포를 도시하였다. 1차 충격 후 10 ms 시점에서 전족부 굴곡이 발생하고, 점진적으로 후족부로 무게중심의 이동을 보이고 있으며, 40 ms에서 2차 후족부 충격이 발생하고 있다. Fig. 5는 아웃솔의 각 시점별 등가응력 분포를 도시하였으며, 그림에서 알 수 있듯이 전족부에서 후족부로 무게중심이 이동하는 것을 확인할 수 있다.

Fig. 6과 Fig. 7은 후족부 충격 모드의 각 시점

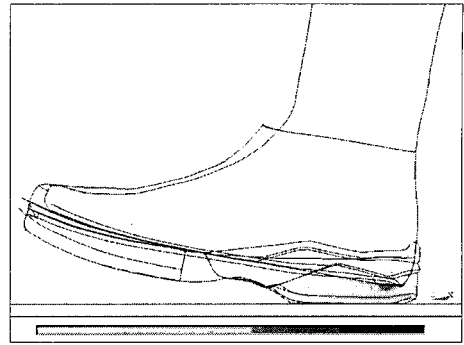


(a) Forefoot contact phase(10 ms)

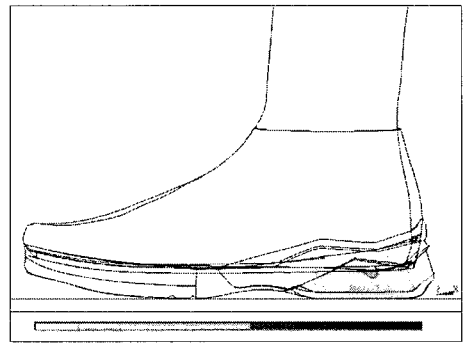


(b) Full contact phase(40 ms)

Fig. 4 Effective strain distributions at the forefoot landing

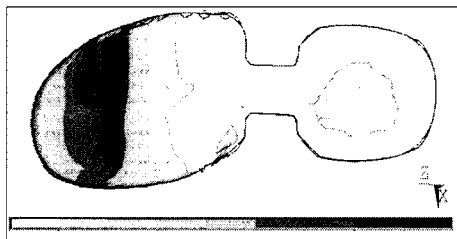


(a) Rearfoot contact phase(25 ms)

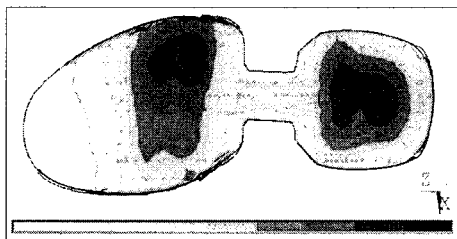


(b) Full contact phase(35 ms)

Fig. 6 Effective strain distributions at the rearfoot landing

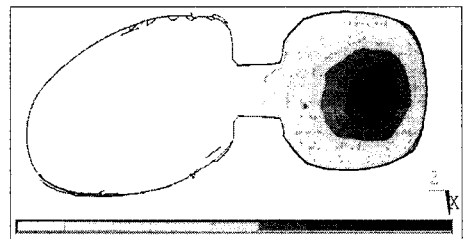


(a) Forefoot contact phase(10 ms)

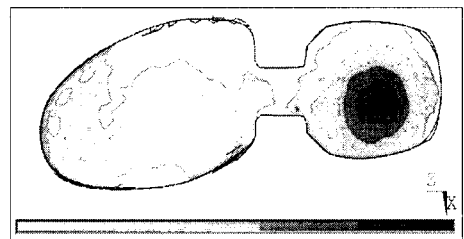


(b) Full contact phase(40 ms)

Fig. 5 Effective stress contours of outsole at the forefoot landing



(a) Rearfoot contact phase(25 ms)



(b) Full contact phase(35 ms)

Fig. 7 Effective stress contours of outsole at the rearfoot landing

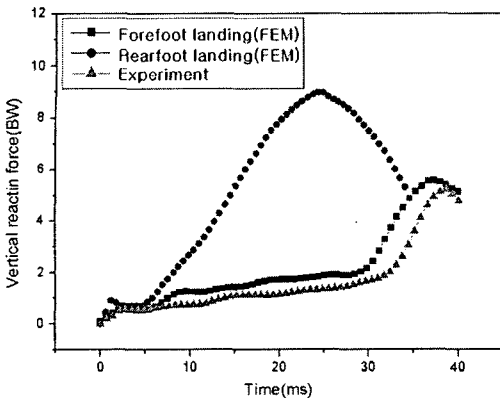


Fig. 8 Impact force-time history to the landing mode

Table 2 Numerical results to the landing mode

	Rearfoot (FEM)	Forefoot (FEM)	Experiment
Peak impact force (BW)	9.5	5.6	5.1
Contact time (ms)	25	36	38
Loading rate (BW/ms)	0.380	0.155	0.134

에서의 단면모델 및 아웃솔의 등가변형률 및 응력 분포를 나타내었다. 무게 중심이 후족부에서 전족부로 이동하고 있지만, 전족부 방향으로 무게중심 이동시간이 느리며 전반적으로 후족부에서 충격이 이루어지고 있다. 실제 후족부 충격 동작에서도 해석결과와 마찬가지로 후족부에서 인체에 큰 부하를 유발하며, 전족면의 2차 충격력은 상대적으로 미소하게 작용한다.

3.3.2 수직 지면반력 평가

수직 지면반력은 착지 충격시 발생하는 아웃솔과 지면간의 충격력을 의미한다. 수직 지면반력은 충격원에 대한 인체의 부하 정도의 평가기준이 되며, 수직 접촉력에 의하여 분석이 가능하다. 충격량-운동량 이론(impulse-momentum theory)에서 낙하 충격시 운동량의 변화는 충격량과 같으며, 운동량 보존의 법칙에 따라서 각 모드별 충격력을 판단할 수 있다.

Fig. 8은 모드별 수직 지면반력의 시간이력 및 실험치의 비교를 통하여 수치해석 결과의 신뢰성을 분석하였다. 그림에서 알 수 있듯이 전족부 착지 모드에서 실험 데이터와 유사한 결과가 보임을 알 수 있다. 이와 같은 이유는 전족부 착지 모드의 수치해석의 거동은 전족부 및 발목의 굽힘 현상을 반영하였으며, 이로 인하여 인체의 자체적인 충격흡수력을 포함하기 때문이라 판단된다. 반면에 후족부 착지 모드는 상대적으로 높은 충격력을 나타내며, 이와 같은 현상은 부상발생과 밀접한 관련이 된다고 판단된다.

Table 2는 수직 지면반력의 기하학적 분석을 통한 수치해석 결과로서 최대 충격력, 충격 시간 그리고 부하율을 나타내고 있다. 여기서, 충격력 단위는 $BW = \text{impact force} / \text{body weight}$ 로 정의된다. 인체 부하률(loading rate)은 지면 반력의 시간에 대한 미분값으로 표시되며, 최대 충격력 시점까지 선형적으로 가정하여 직선의 기울기로서 부하률을 결정하였다. 표에서 알 수 있듯이 전족부 충격에 비하여 후족부 착지 모드에서 약 70 %의 높은 충격력이 발생한다. 그리고 전족부 충격 모드와 실험 데이터와의 비교에서 약 9.8 %의 오차를 보이고 있다. 실제 동작에서는 초기 충격 단계의 전족면 충격에서 1차 충격흡수가 발생하고, 다음 충격 단계의 후족면 충격에서 무릎굽힘으로 인한 2차 충격흡수가 발생한다. 본 전족부 충격모드의 수치해석에서는 1차 충격흡수의 거동을 고려하지 않았기 때문에 9.8 %의 오차가 발생한다고 판단된다.

실제 스포츠 경기에서 점프 후 착지 동작에서 균형감각을 잃어버릴 경우에 후족부 충격이 발생하며, 이 경우에는 후족면에서 전반적인 충격이 이루어지고, 높은 충격력이 발생한다. 이와 같은 이유는 후족부 충격 후 전 방향으로 무게중심의 이동이 용이하지 않기 때문이다. 안정성 확보를 위해서는 가장 이상적인 전족부 충격이 이루어 져야 하며, 전족부 충격에서는 초기 전족면의 접촉후 후방으로 무게중심의 이동이 용이하며, 이로 인한 충격흡수로 인하여 올바른 착지동작이 발휘된다.

3.3.3 충격전달 특성

전술된 수직 지면반력은 스포츠화의 아웃솔과 지면간의 충격원의 특성을 나타낸다. 본 항에서는 충격원에 의한 무릎방향으로의 충격전달 특성을 분석하였다. 이를 위하여 각 부위별 가속도

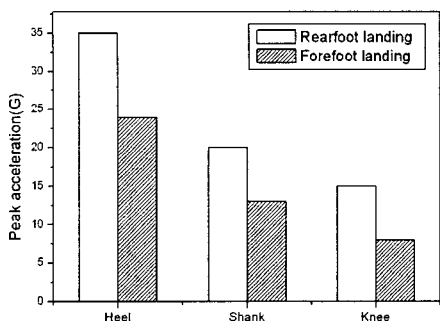
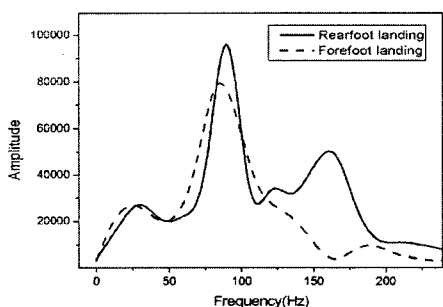
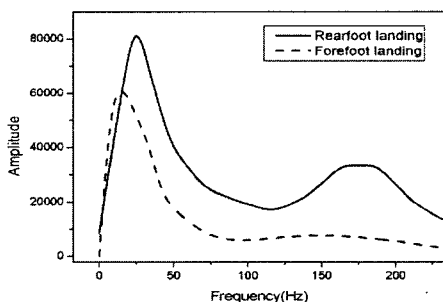


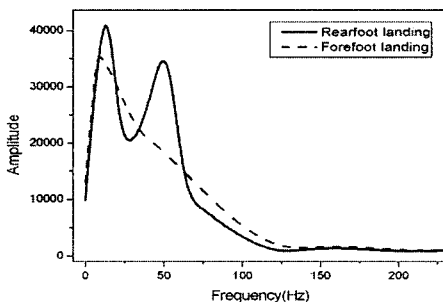
Fig. 9 Peak acceleration at different body segments to the landing mode



(a) Heel



(b) Shank



(c) Knee

Fig. 10 Frequency responses of acceleration at different body segments

및 주파수 응답 특성을 활용하여 발뒤꿈치에서 무릎방향으로 전이되는 충격치를 예측하였다.⁽⁸⁾

Fig. 9는 각 모드별 최대 가속도를 나타내었다. 그림에서 알 수 있듯이 후족부 착지모드에서 상대적으로 높은 최대 가속도를 보이고 있으며, 무릎 방향으로 약 2 배의 차이를 나타낸다. 뒤꿈치에서 무릎방향으로 최대 가속도 감쇠율을 분석한 결과, 후족부 착지모드에서 57 %, 전족부 착지모드에서 66 %의 감쇠현상을 보이고 있다. 이와 같은 결과를 바탕으로 수직 지면반력의 특성과 마찬가지로, 전족부 착지모드에서 상대적으로 높은 안정성을 확인 할 수 있다.

본 연구에서는 가속도의 시간함수를 푸리에 변환(fourier transform)을 사용하여 주파수 영역으로 변환하여 모드별 주파수 감쇠현상을 분석하였다.⁽⁹⁾ Fig. 10은 인체하지의 각 부위에 따라서 모드별 주파수 응답을 도시하였다. 그림을 참조하여 중심 주파수 분석 결과, 모드별 중심 주파수 영역이 약 20 % 이내의 차이를 보이며, 지면반력에 비하여 미소한 차이를 보이고 있다. 이와 같은 결과는 선행 연구된 지면조건별 주파수 응답과 유사한 특성을 나타낸다. 하지만, 모든 조건에 대하여 뒤꿈치에서 무릎방향으로 77~80 %의 감쇠 현상을 확인 할 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 전족부 및 후족부 착지 모드에 대하여 수직 점프 동작에서의 충격 시뮬레이션을 통하여 부상과 관련된 충격력 및 인체 내 충격전달 특성을 비교, 분석하였다. 이를 위하여 스포츠화-족 연계 유한요소 모델을 개발하였고 외연적 시간적분법의 LS-DYNA 충격 전용 프로그램을 사용하여 해석을 수행하였다.

충격원의 특성을 가지는 수직 지면반력의 기하학적 분석을 통하여, 최대 충격력과 충격시간, 그리고 부하율을 조사하였다. 또한 각 모드에 따라서 부위별 최대 가속도 및 주파수 응답을 통하여 인체 내 충격전이 특성을 분석하였다. 수치해석 결과, 후족부 충격 모드에서 상대적으로 높은 충격력을 보이고 있으며, 이와 같은 결과로 인하여 인체의 높은 부상발생이 예측된다. 반면에, 전족부 충격모드는 발목 관절과 지절 관절의 1차 충격흡수로 인하여, 착지동작에서 보다 높은 안정성을 확보할 수 있다. 또한 실험데이터의

수치비교에서 높은 신뢰성을 확보하였다.

본 수치해석 결과물을 바탕으로 착지동작에서 발생하는 인체의 거동 및 운동역학적 측정요소를 예측할 수 있으며, 부상방지를 위한 스포츠화 개발에 적용될 수 있다고 사료된다. 언급된 바와 같이 본 해석 모델은 무릎까지 제한되었기 때문에 착지 후 무릎의 거동은 고려되지 않았기 때문에, 향후 모델 및 경계조건의 수정, 보완을 통하여 계속적인 연구가 진행되어야 한다고 사료된다.

후 기

본 연구는 산업자원부 지역특화기술개발사업(신발기초기술분야, 과제번호:10012718) 지원으로 수행되었으며, 이에 관계자 여러분들께 감사드립니다.

참고문헌

- (1) Tillman, M. D., Hass, C. J., Brunt, D. and Bennett, G. R., 2004, "Jumping and Landing Techniques in Elite Woman's Volleyball," *Journal of Sports Science and Medicine*, Vol. 3, pp. 30~36.
- (2) Nigg, B. M., 1986, *Biomechanics of Running Shoes*, Human Kinetics.
- (3) Cavanagh, Peter R. 1990, *Biomechanics of Distance Running*, Human Kinetics.
- (4) Simpson, K. and Kanter, L., 1997, "Jump Distance of Dance Landings Influencing Internal Joint Forces," *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 29, pp. 916~927.
- (5) Bathe, K. J., 1996, *Finite Element Procedures*, Prentice Hall.
- (6) Belytschko, T., 2000, *Nonlinear Finite Elements for Continua and Structures*, Wiley.
- (7) Ryu, S. H., Choi, F. H., Kim, S. H., Cho, J. R. and Bu, J. H., 2004, "Numerical Analysis of Impact Force Transfer Characteristics of Court Sport Shoes to Surface Condition," *Trans. of the KSME A*, Vol. 28, No. 12, pp. 1974~1981.
- (8) Henning, E. M. and Lafortune, M. A., 1991, "Relationships Between Ground Reaction Force and Tibial Bone Acceleration Parameters," *J. sport Biomechanics*, Vol. 7 pp. 303~309.
- (9) ORIGIN User's Manual, Ver. 6, Microcal.