유한요소 해석을 통한 스포츠화의 런닝 시 착지충격 특성평가

Evaluation of Landing Impact Characteristics of Sport Shoes in Running by Finite Element Analysis

김성호 · 조진래* · 이시복(부산대학교) · 박승범(부산경제진흥원 신발산업진흥센터)

Kim, Sung-Ho · Cho, Jin-Rae* · Lee, Shi-Bok(Pusan National University) ·

Park, Seung-Bum(Busan Economy Promotion Agency, Footwear Industrial Promotion Center)

국문요약

최근 들어 부상을 방지하고 경기력을 향상시킬 수 있는 스포츠화를 개발하기 위해 신체운동학과 생체역학을 반영한 연구가 전세계적으로 활발히 수행되고 있다. 하지만 이러한 연구의 성공 여부는 스포츠화와 발의 동적 가동, 특히 착지 충격 특성 평가의 신뢰성에 절대적으로 좌우된다. 그 이유로는 코트 스포츠 운동에 있어서 착지충격력이 예상치 못한 부상과 경기력의 주요한 요인이기 때문이다. 이 연구는 맨발과 대표적인 코트 스포츠화의 착지충격 특성을 평가하기 위해 유한요소 해석을 적용하였다. 사람의 발과 신발사이의 연계효과를 정확히 반영하기 위해 별도의 실험 데이터에 의존하지 않는 완전한 3차원 발-신발 FEM 모델을 생성하였다. 수치 시뮬레이션을 통해 FEM 모델의 신뢰성을 평가함과 동시에 여러 가지 스포츠화의 GRF, MIF 및 주파수 응답과 같은 착지충격 특성들을 분석하였다.

ABSTRACT

S. H. KIM, J. R. CHO, S. B. LEE, and S. B. PARK, Evaluation of Landing Impact Characteristics of Sport Shoes in Running by Finite Element Analysis. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 19, No. 2, pp. 217-225, 2009. Recently, intensive research efforts are world-widely forced on the development of sport shoes improving both the injury protection and the playing performance by taking kinesiology and biomechanics into consideration. However, the success of this goal depends definitely on the reliable evaluation of the dynamic responses of sport shoes and human foot, particularly the landing impact characteristics. It is because the landing impact force is a main source of unexpected injuries and influences the playing performance in court sport activities. This paper addresses the application of finite element method to the evaluation of landing impact characteristics of barefoot and several representative court sport shoes in running. In order to accurately reflect the coupling effect between human foot and shoes accurately, we construct a fully coupled three-dimensional foot-shoe FEM model which does not rely on the independent experimental data any more. Through the numerical simulation, we assessed the reliability of the numerical FEM model by comparing with the experimental results and investigated the landing impact characteristics, such as GRF, MIF, acceleration and frequency responses, of representative court sport shoes.

KEYWORDS : SPORTS SHOES, BIOMECHANICS, FINITE ELEMENT ANALYSIS, LANDING IMPACT

이 연구의 일부는 부산대학교 자유과제 학술연구비(2년)에 의하여 연구되었음.

*Corresponding Author : 조진래

부산시 금정구 장전동 산30번지 부산대학교 공과대학 기계공학부

Tel : 019-510-1719 / Fax : 051-514-7640

E-mail : jrcho@pusan.ac.kr

I. 서론

코트 스포츠화(court sport shoes)는 농구, 배구, 테니스, 배드민턴, 마라톤 등의 각종 코트 경기들에서 사용되어지는 경기화로 정의된다. 이러한 코트 스포츠화는 경기능력을 향상하고 부상을 방지하기 위하여 안정성, 경량성, 충격흡수성, 내구성, 안락성, 반발탄성 등의 다양한 기능성들이 부여되고 있다. 현재의 코트 스포츠 슈즈시장도 선수나 소비자의 트렌드에 부합하여 이러한 복합적인 기능들을 갖춘 고기능성 전문스포츠화 개발을 요구하고 있다.

신발개발에 대한 연구는 1930년대에 단지 피험자의 주관적인 감각이나 시행착오에 의한 비과학적인 방법으로 시작되어, 1970년대 초에 Hennig 등에 의해서 아날로그 출력을 가시적인 압력분포로 측정하는 축전기법(capacitive method) 등이 소개되면서 과학적인 접근이 이루어졌다(Nigg, 1986). 이후 Caltin과 Dressendorfer의 마라톤화를 이용한 무게 및 경도에 대한 연구 등이거나 Nigg와 Cavanaugh의 운동역학적 연구와 Hennig과 Lafortune 및 Valinant, Guenther 그리고 Light 등의 신발 착용시 가속도 충격에 관한 연구 등으로 확장되면서 활발히 연구되고 있다(Nigg, 1986; Cavanagh, 1990; Craik, 1995). 현재는 컴퓨터와 고속영상분석기 등의 첨단 장비의 등장과 기술의 발전으로 운동역학적인 검사 및 컴퓨터 응용역학까지 그 분야가 광범위해져 많은 연구가 시행되고 있다(Craik, 1995; Winter, 1990; Kim, 2005).

신발개발에서 런닝 착화테스트는 필수 연구로서 주로 행해진다. 이는 런닝시 인간의 몸에 가해지는 각종 반력 등의 크기나, 부상과 관계된 충격이나 쇼크와의 관계등을 정량화하는 것인데(Henning & Lafortune, 1991), 이러한 특성을 분석하기 위한 기존의 생체역학 및 스포츠역학적인 연구방법으로는 영상분석법, 지면반력(GRF: Ground Reaction Force) 측정법, 압력분포 측정법 등이 있지만, 연구와 개발 및 평가와 피드백 등을 통한 반영의 과정에서 시간과 비용이 많이 소요되고 그 정확성과 신뢰성에서 한계를 드러내고 있는 실정이다.

본 연구에서는 이러한 관점에서 모델생성과 해석의

난해함으로 기존의 스포츠역학 및 생체역학에만 의존해 오던 스포츠화의 개발기술에 유한요소 해석기법과의 접목을 시도하였다.

달리기용으로 경량성을 주요 특성으로하는 마라톤화, 많은 횡적운동에 대한 안정성을 우선시하는 테니스화, 잦은 점핑동작에 대한 충격흡수성을 관심으로하는 농구화 등의 다양한 코트 스포츠화들을 착용시의 인체의 착지충격시 특성 및 스포츠화의 충격흡수성능을 과학적으로 정량화하기 위한 연구를 수행하였다. 이러한 과정으로 실제 실험지에 기인한 신뢰성의 확보와 함께 이를 바탕으로 고기능성 스포츠화 개발을 위하여 실제 신발 완제품의 개발 및 평가에 적용할 수 있는 진보된 스포츠화 설계방안을 마련하고자 한다.

따라서 본 연구에서는 인간의 하지와 신발을 연계한 3차원 모델을 각종 자료를 토대로 신뢰성 있게 생성하였다. 그리고 유한요소 해석기법 중에서 충격해석, 3차원 형상, 접촉문제 등에 유리한 외연적방법(explicit method)으로 3차원 런닝 동작시의 거동인 발목배저굴운동(dorsi-plantar flexion)을 수치적으로 분석하였다.

II. 연구방법

1. 운동방정식 및 유한요소 근사화

맨발과 코트 스포츠화는 대부분 탄성재료와 고무로 구성되어 있다. 인간의 기본적인 런닝 동작 시 발이나 아랫술은 외부로는 지면과 내부로는 미드솔, 인솔, 갑피와 항상 접촉하고 있다. 그림 1은 동적인 접촉상에 있는 두 물체를 나타내고 있다. 여기서 상점자 0과 t는 각각 초기 및 현재 시점을 나타낸다. 반면에 하점자 D, F 및 C는 각각 변위경계, 하중경계 및 접촉경계 영역을 의미한다. 접촉이외에 맨발과 스포츠화는 런닝 시 대변형을 일으킬뿐더러 비선형적인 물성치 거동을 나타낸다. 따라서 스포츠화를 착용한 발의 동적 응답을 해석하기 위해서는 마찰접촉을 고려한 3차원 비선형 동응답 유한요소 해석이 요구된다.

마찰과 감쇠를 고려한 3차원 동응답 문제의 지배방

그림 1. 두 물체의 동적 마찰접촉

정식은 다음의 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다 (Zienkiewicz and Taylor, 1991).

$$\sigma_{ij,j} + f_i = \rho \ddot{u}_i + c \dot{u}_i \quad \in \quad \Omega(x;t) \quad (1)$$

여기서, Ω 는 물체의 영역, σ_{ij} 는 응력텐서, f_i 는 물체의 자중, ρ 는 밀도, c 는 감쇠계수를 나타낸다. 운동방정식 (1)의 변분정식화(variational formulation)은 다음과 같다 (Bathe, 1996).

$$\begin{aligned} & \int_{\Omega} [\sigma_{ij,j}(\bar{\mathbf{u}}) \epsilon_{ij}(\bar{\mathbf{v}}) + \rho \ddot{u}_i v_i + c \dot{u}_i v_i] dV \\ & = \int_{\Omega} f_i v_i dV + \int_{\partial\Omega} t_i v_i dV \end{aligned} \quad (2)$$

식 (2)에 유한요소 근사화를 적용하면 다음과 같은 시점 n 에서의 행렬형태의 운동방정식을 구할 수 있다 (Belytschko et al., 1996).

$$\mathbf{M} \ddot{\mathbf{u}}^n + \mathbf{C} \dot{\mathbf{u}}^n = \mathbf{F}_{\text{ext}}^n - \mathbf{F}_{\text{int}}^n \quad (3)$$

여기서, $\mathbf{F}_{\text{ext}}$ 와 $\mathbf{F}_{\text{int}}$ 는 각각 외력에 의한 가상일 및 그에 따른 물체 내부의 가상 변형에너지를 나타낸다.

임의 시점 n 에서 식 (3)의 동적 행렬방정식에 중앙차분법(central difference method)을 적용하면, 그 시점 $n+1$ 에서의 속도와 가속도는 다음과 같이 계산된다.

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{u}}^n &= \frac{1}{2\Delta t} (\mathbf{u}^{n+1} - \mathbf{u}^{n-1}) \\ \ddot{\mathbf{u}}^n &= \frac{1}{\Delta t^2} (\mathbf{u}^{n+1} - 2\mathbf{u}^n + \mathbf{u}^{n-1}) \end{aligned} \quad (4)$$

여기서 계산한 속도와 가속도 항을 식 (3)에 대입하면 다음과 같게 되고,

$$\begin{aligned} & \left(\frac{1}{\Delta t^2} \mathbf{M} + \frac{1}{2\Delta t} \mathbf{C} \right) \mathbf{u}^{n+1} = \mathbf{F}_{\text{ext}}^n - \mathbf{F}_{\text{int}}^n \\ & + \left(\frac{2}{\Delta t^2} \mathbf{M} \right) \mathbf{u}^n - \left(\frac{1}{\Delta t^2} \mathbf{M} - \frac{1}{2\Delta t} \mathbf{C} \right) \mathbf{u}^{n-1} \end{aligned} \quad (5)$$

이 식으로 부터 $n+1$ 시점에서의 변위를 계산할 수 있다.

2. 동적 마찰접촉

<그림 1>에서와 같이 두 물체의 3차원 동적 접촉은 난해한 비선형 거동을 보인다. 임의 시점에서, 물체 A의 한 지점 $\mathbf{x}$ 에 물체 B의 한 지점 $\mathbf{y}$ 가 접촉하는 경우를 고려한다. 먼저 $\partial\Omega_c$ 를 물체 B에 접촉할 물체 A의 표면이라고 하고, $\mathbf{f}^{12}$ 를 $\partial\Omega_c$ 상에 작용할 접촉력이라 둔다. 그리고, $\mathbf{f}^{12}$ 를 법선성분과 접선성분으로 분해하면 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\mathbf{f}^{12} = \lambda \mathbf{n} + t \mathbf{s} \quad (6)$$

여기서 $\mathbf{n}$ 과 $\mathbf{s}$ 는 각각 $\mathbf{y}$ 지점에서의 단위 수직 및 접선 벡터를 나타낸다. 그리고, 수직접촉 조건은 다음과 같이 정의할 수 있다.

$$h \geq 0, \quad \lambda \geq 0, \quad h \lambda = 0 \quad (7)$$

$$\tau = t / \mu \lambda \quad (8)$$

식 (7)은 접촉하고 있는 상대방 물체로의 비침투(non-penetration)에 대한 기하학적 조건으로 h 는 $(\mathbf{x} - \mathbf{y}) \cdot \mathbf{n}$ 으로 정의되며, 식 (8)에서 τ ($|\tau| \leq 1$)는 무차원 변수이다.

따라서 마찰접촉에 관한 쿨롱법칙(Coulomb's law)을 만족하는 조건은 다음과 같이 정리할 수 있다.

$$|\tau| < 1 \rightarrow \dot{\mathbf{u}} = 0 \quad (9)$$

$$|\tau| = 1 \rightarrow \text{sign}(\dot{\mathbf{u}}) = \text{sign}(\tau) \quad (10)$$

식 (9)와 (10)은 접선방향으로의 동마찰 조건을 나타

내며, $\dot{u}$ 은 두 물체의 상대 접선속도를 나타낸다. 본 연구에서는 수직방향으로의 비침투 접촉조건과 접선방향으로의 동마찰 조건을 만족시키기 위하여 벌칙기법 (penalty method)을 적용한다 (Bathe, 1996).

3. 유한요소 해석

1) 맨발 및 코트 스포츠화의 형상 모델링

본 연구에서는 인체의 하지인 맨발과 코트별로 특색을 갖는 마라톤화, 테니스화 그리고 농구화에 대한 형상 및 유한요소 모델을 각각 생성하였다. 맨발은 해부학을 참조하여 모델링하였으며, 각각의 코트 스포츠화는 신발 도면을 참조하였다. 코트 스포츠화는 일반적으로 아웃솔(outsole), 미드솔(midsole), 인솔(insole), 중족보강재(midfoot reinforcement), 갑피(upper) 등으로 구성된다. 그림 2~5는 각각 맨발, 마라톤화, 테니스화 및 농구화의 부품과 조립시의 형상 및 유한요소 모델을 도시하고 있다. 형상모델링은 3차원 전용 CAD 모델러인 프로엔지니어(Pro/E)를 사용하였으며, 수치적 모델링 및 해석은 전용 유한요소해석 솔루션인 ANSYS와 LS/DYNA를 사용하였다.

각 모델에서의 총 유한요소 수는 맨발의 피부에 40,850개 그리고 뼈에 15,548개를 합하여 56,398개이고, 발을 포함한 테니스화는 152,488개, 마라톤화는 151,233개, 그리고 농구화는 145,321개 이다.

그림 2. 뼈를 반영한 하지의 FEM모델

그림 3. 테니스화의 신발-족 연계 FEM모델

그림 4. 마라톤화의 신발-족 연계 FEM모델

그림 5. 농구화의 신발-족 연계 FEM모델

코트 스포츠화의 아웃솔은 비압축성, 비선형성, 등방성을 갖는 초탄성(hyperelasticity)의 고무재료로서 구성된다. 본 연구에서는 식 (12)와 같이 재료의 인장실험 데이터로부터 결정되는 상수가 5개인 James-Green-

Simpson 모형의 함수를 채택하였다 (Belytschko, Liu & Moran, 2000).

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 \quad (12)$$

한편, 미드솔과 인솔은 폴리우레탄 재료의 압축성 폼(foam) 재료로서 구성되는데, 이를 반영하기 위해 식 (13)과 같은 Blatz-Ko 폼 모델을 사용하였다(Belytschko, Liu & Moran, 2000).

$$W = \frac{\gamma}{2} \left(\frac{I_2}{I_3} + z2\sqrt{I_3} - 5 \right) \quad (13)$$

식 (11)~(13)에서 C_{ij} 는 재료의 인장실험으로 부터 결정되는 물질의 고유의 상수이고, I_1 과 I_2 는 변형률의 1차 및 2차 불변량(invariant)이다. 식 (13)에서 γ 는 폼 재료의 변형률에너지 함수를 결정하기 위한 초기 전단 계수이다.

갑피는 가죽재질로서 두께가 일정하고 굽힘과 인장력만을 받는 쉘요소로 모델링하였다. 또한, 모든 코트스

포츠화 부품들은 실제와 같이 완전히 접촉되었다고 가정하였다. 그리고, 인체의 하지는 무릎까지로 제한하여 모델링한 후 코트 스포츠화와 연계시켰다. 실제 발의 하지구조는 뼈, 인대, 피부, 근육 등의 매우 복잡한 구조이지만 해석을 위해 피부(tissue)와 뼈(bone)로 비교적 단순화 시켰다. <표 1>에 본 연구에 사용된 하지와 스포츠화의 각 구성요소들의 물성치를 나타내었다.

2) 런닝동작의 경계조건

런닝동작은 인간의 기본운동 중 하나로 발의 후족이 지면에 닿는 충격단계(passive phase)와 중족과 전족이 차례로 닿은 추진단계(active phase)로 구분된다 (Nigg, 1986; Cavanagh, 1990). 본 연구에서도 이러한 발목 배저굴 운동을 유한요소 해석을 통하여 구현하고 또한 착지 시 충격 특성을 수치해석적으로 분석한다.

실제 코트 스포츠 운동을 참조한 런닝 동작시의 경계조건을 <그림 6>에 도시하였다. 중력 하에서 100mm 높이로 부터 지면에 착지하는 초기속도를 1,400mm/sec로 부여하였고, 인간의 일반적인 런닝 속도인 4,500mm/s를 적용시켰다. 또한, 추진단계를 구현하기 위해 발의 전족부에 약 1BW(body weight)의 전진력을 부여시간을 세분화하여 적용하였다. 그리고, 인체의 체중 60kg을 부과하기 위해서 하지의 무게중심에 60kg의 질량요소를 추가하였다. 변위경계조건으로는 지면의 모든 절점의 자유도를 구속하였고, 접촉경계조건으로는 지면과 아웃솔에 0.2의 마찰계수를, 인솔과 발의 바닥면 피부 및 갑피와 하지의 족에 대해서는 접촉 조건을 적용하였다.

그림 6. 런닝운동에 대한 FEM해석 모델

표 1. 맨발과 신발 구성품의 물성계수

구성요소	물성계수	값
아웃솔	C10	-0.00149
	C01	0.11732
	C11	-0.00182
	C20	0.01720
	C30	-0.02000
미드솔	영률, E (kgf/mm ²)	9.4×10 ⁻²
	프와송비, ν	0.35
인솔	영률, E (kgf/mm ²)	7.5×10 ⁻²
	프와송비, ν	0.35
중족보강재	영률, E (kgf/mm ²)	4.9
	프와송비, ν	0.35
갑피	영률, E (kgf/mm ²)	1.2
	프와송비, ν	0.35
뼈	영률, E (kgf/mm ²)	10
	프와송비, ν	0.34
피부	영률, E (kgf/mm ²)	1.15×10 ⁻³
	프와송비, ν	0.49

III. 결과 및 논의

1. 변형형상 및 지면반력

런닝 시의 착지동작 시뮬레이션 결과를 그림 7에 맨발의 실험 결과와 함께 나타내었다. 그림에서 알 수 있듯이 런닝 시 하지의 동작을 수치적으로 잘 시뮬레이션하고 있음을 확인할 수 있다. 그리고 그림 8에 맨발 그리고 3개의 스포츠화 아웃솔에 미치는 접지압 분포를 시간대 별로 나타내었다.

그림 7. 런닝 운동시 발의 착지 동작

<그림 8>은 착지 후 각기 다른 세 시점에서의 맨발 그리고 각 스포츠화의 아웃솔에 작용하는 접지압 분포를 나타내고 있다. 맨발과 비교하여 스포츠화의 아웃솔은 각기 다른 접지압 분포를 나타냄을 확인할 수 있다. 테니스화의 경우가 접지압 분포나 시간에 따른 접지압 이동 패턴이 맨발의 경우에 가까운 반면, 농구화는 맨발과 매우 상이한 결과를 보여주고 있다. 이것은 각 스포츠화가 경기 특성에 적합하도록 제작되었음을 암시적으로 나타낸다.

<그림 9>는 각 경우에 있어 지면반력(GRF)의 시간이력을 비교하고 있다. 최대 지면반력의 크기는 맨발, 테니스화, 마라톤화 그리고 농구화 순으로 크게 나타났다. 최대 지면반력은 체중의 2~3배가 된다는 Nigg와 Mann 등의 보고와 잘 일치한다 (Nigg, 1986; Cavanagh, 1990; Craik, 1995).

그림 8. 맨발 및 아웃솔에서의 접지압 분포

지면반력의 최대충격치(MIF: Max Impact Force)를 약 60kg의 체중을 가진 사람의 실제 런닝 시 실험 데이터와 비교하여 그림 10에 나타내었다. FEM으로 예측한

그림 9. 지면반력(GRF)의 시간이력 비교

최대충격치는 맨발에서는 8.16% 만큼 높게, 반면에 테니스화에서는 21.43%, 마라톤화에서는 22.29% 그리고 농구화에서는 27.93% 만큼 각각 작게 예측되었다. 신발을 착용한 경우 다소 큰 차이를 보이는 것은 표 1에 나타난 스포츠화 각 구성요소들의 물성치와 스포츠화의 형상 모델링 상의 오차에 기인한다고 판단된다.

한편, 각각의 모델이 지면에 접지하는 시간은 맨발이 0.0130sec, 마라톤화가 0.0172sec, 테니스화가 0.173sec, 그리고 농구화가 0.0184sec의 순으로 측정되었다. 예상대로 맨발의 경우가 신발 착용 시보다 최대 착지력이 클뿐더러 최대 착지력에 도달하는 접지시간도 짧음을 확인할 수 있었다.

2. 가속도 전달특성

런닝 운동에서 착지 시 발생하는 가속도와 주파수 등에 대한 연구로는 Nigg (1986), Henning와 Lafortune (1991), Cavanagh (1990) 등이 하지에 중력의 20~100배

그림 10. 스포츠화별 최대 충격력의 비교

표 2 각 경우에 있어 최대 가속도

케이스	최대 가속도 (G)		
	Heel	Shank	Knee
맨발	63.94	45.27	23.24
마라톤화	53.45	25.44	12.54
테니스화	55.59	28.03	9.19
농구화	50.77	20.21	7.81
실험치	20 ~ 100

(a) Heel

(b) Shank

(c) Knee

그림 11. 하지 각 부위에서의 가속도 시간이력

정도의 가속도가 발생한다고 보고하였다. 그림 6을 참고하여 본 연구에서는 착지 시 가속도 측정부위로 발뒤꿈치(heel), 정강이(shank), 그리고 무릎(knee)으로 설정하였다.

<그림 11>은 유한요소 해석으로 구한 가속도의 시간 이력을 하지 세 부위에 대하여 도시하고 있다. 그리고 표 2에는 각 신발 착용상태에 있어서 하지 세 부위에서 발생하는 최대 가속도 값들을 나타내고 있다. 맨발보다는 신발을 착용한 경우가 뒤꿈치로부터 정강이로의 가속도 감소가 크게 나타났으며, 전반적으로 하지의 뒤꿈치에서 무릎으로의 가속도 감소율은 64~85%로 평가되었다. <그림 11>과 <표 2>로부터 유한요소 해석을 통해 런닝 시 하지에서의 가속도 감소 특성을 정확히 예측할 수 있음을 확인할 수 있다.

3. 주파수 전달특성

주파수 전달특성은 가속도 측정의 한계나 오차를 줄이기 위해 사용된다. 생체역학에서는 일반적으로 런닝 운동 착지 시 하지에서 발생한 고주파수가 머리 부근으로 전달되었을 때 저주파수로 감쇠되는 전달특성을 나타내는데, 주로 신체의 주요 부위에서 충격파를 측정하여 주파수 전달특성을 평가한다. 본 연구에서도 시간함수로 표현되는 수직 진동가속도를 주파수 영역으로 변환하여 신체 각 부위에서의 주파수 감쇠특성을 수치해석적으로 분석하였다.

시간 함수로 표현되는 가속도를 $B(t)$ 라고 하면, $x(t) \rightarrow B(N \cdot \Delta t)$ 로 이산화 하여 일련의 연속적인 신호로 샘플링한다. 여기서, $\Delta t \leq (1/2f)$ 는 샘플링 구간(sampling interval)을 나타낸다. 그리고, 아래 식 (14)와 같이 Fourier 변환을 적용하여 이산된 식에, 샘플링 수 N 을 $N=2M$ 으로 치환하면 식 (15)와 같이 처리신호를 최소화하는 고속 푸리에 변환(FFT: Fast Fourier Transform) (Craig, 1981)이 가능하다.

$$A_k = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} B_m W_N^{kn} ; k=0,1,...,N-1 \quad (14)$$

$$A_k = \frac{1}{2} \left[\frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} B_{2n} W_{2M}^{2nk} + \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} B_{2n+1} W_{2M}^{(2n+1)k} \right] \quad (15)$$

표 3. 각 경우에 있어 최대 주파수의 비교

케이스	Center Frequency (Hz)		PSD (G^2/Hz)	
	Shank	knee	Shank	knee
맨발	17.50	15.00	1.5693	1.3929
마라톤화	17.50	15.00	0.9636	1.0735
테니스화	17.50	15.00	1.1047	0.9787
농구화	17.50	15.00	1.4602	0.6929
실험치	18.74	14.05	1.8391	0.9793

(a) Heel

(b) Shank

(c) Knee

그림 12. 런닝 운동 착지 시 주파수 특성

여기서 $W_N = e^{-i(2\pi/N)}$ 이다.

본 연구에서는 FFT로 변환된 가속도를 구하기 위하여 필터링으로 노이즈를 제거하고, 3~80Hz 대역으로 주파수 영역을 설정하였다. <그림 12>에 하지 세 부위에서의 주파수 응답을 맨발과 각 스포츠화에 대하여 나타내었다. 그림에서 amplitude는 주파수 영역 내에서 신호값인 power spectrum density (PSD)를 나타낸다. 그림으로부터 PSD가 하지의 뒤꿈치에서 무릎으로 갈수록 감소되어 착지충격의 흡수를 확인할 수 있다.

<표 3>에 부상과 밀접한 관계를 가지는 중심 주파수(CF: Central Frequency)값을 실제 실험치와 비교하여 나타내었다. CF는 실험치와 어느 정도 일치하지만 PSD는 다소 차이를 보인다. 그리고, 맨발과 모든 코트 스포츠화의 CF 값은 일정하여 전반적으로 주파수 응답에 있어 스포츠화의 영향은 그다지 민감하지 않는 것으로 보인다.

IV. 결 론

지면반력의 시간이력 평가에서 맨발은 충격치가 크고 지면 접지시점이 빠르게 나타났다. 신발 착용 시는 착지 충격력을 흡수할뿐더러 최대 충격치 도달시간을 지연시킴으로서 충격흡수와 부상방지 향상을 나타내었다. 전반적인 충격흡수 능력은 농구화, 마라톤화, 테니스화, 그리고 맨발의 순으로 나타났다.

런닝 착지 시의 가속도와 주파수 전달특성은 대체적으로 실험값과 일치하며, 발의 뒤꿈치에서 무릎으로 옮겨 갈수록 상당한 감쇠를 나타내었다. 신발 착용으로 인한 충격흡수 효과도 확인하였다.

그 동안 인체에 대한 역학적인 연구나 코트 스포츠화와 같은 각종 스포츠화의 성능평가에 대해 많은 연구가 선행되었으나, 필드실험에 의존하거나 매우 단순한 해석모델을 이용한 시뮬레이션에 한정되었다. 본 연구에서 제시한 완전한 하지-신발-지면 연계모델을 이용한 유한요소 해석은 지금까지 시뮬레이션 기술의 한계를 극복할 것이다. 이로 인해 스포츠화 설계를 위한 과학적인 리소스를 제공함으로써, 신발산업에서 설계, 생산 및 평가에 소용되었던 많은 비용과 시간을 절감할 수 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

- Bathe, K. J.(1996). *Finite Element Procedures*. Prentice Hall.
- Belytschko, T., Liu, W. K., & Moran, B.(2000). *Nonlinear Finite Elements for Continua and Structures*. New York: John Wiley & Sons, Inc.
- Cavanagh, P. R.(1990). *Biomechanics of Distance Running*. Champaign, IL, Human Kinetics.
- Craig, R. R.(1981). *Structural Dynamics*. New York: John Wiley & Sons, Inc.
- Craik, R. L.(1995). *Gait Analysis*. Mosby.
- Henning, E. M., & Lafortune, M. A.(1991). Relationships between ground reaction force and tibial bone acceleration parameters. *Journal of Sports Biomechanics*, 7, 303-309.
- Kim, S. H.(2005). *Evaluation of Landing Impact Characteristics of Court Sports Shoes by Finite Element Method*. Masters Thesis. Pusan National University.
- Netter, F. H.(1999). *Atlas of Human Anatomy*. ICON.
- Nigg, B. M.(1986). *Biomechanics of Running Shoes*. Champaign, IL, Human Kinetics.
- Voloshin, A., Verbitsky, O., Mizrahi, J., Treiger, J. & Isakov, E.(1998). Shock transmission and fatigue in human running. *Journal of Applied Biomechanics*, 14, 300-311.
- Winter, D. A.(1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons.
- Zienkiewicz, O. C., & Taylor, R. L.(1991). *The Finite Element Method*, Vol. 2, McGraw Hill.

투 고 일 : 04월 30일
심 사 일 : 05월 23일
심사완료일 : 06월 22일