

## 유한요소법을 이용한 코트 스포츠화의 착지 충격력 평가

김성호\* · 류성헌\* · 최주형\* · 조진래†

(2004년 6월 29일 접수, 2004년 10월 6일 심사완료)

### Evaluation of Landing Impact Force of Court Sport Shoes by Finite Element Method

Seong-Ho Kim, Sung-Heon Ryu, Joo-Hyung Choi and Jin-Rae Cho

**Key Words:** Court Sport Shoes(코트 스포츠화), Bio-Mechanics(생체역학), Finite Element Method (유한요소법), Dynamic Analysis(동해석), Landing Impact Force(착지 충격력)

#### Abstract

A fundamental function of court sport shoes was considered as the protection of human feet from unexpected injuries. But, recently its role for improving the playing competency has been regarded as of more importance. In connection of this situation, intensive efforts are world-widely forced on the development of court sport shoes proving the excellent playing competency by taking kinesiology and biomechanics into consideration. However, the success of this goal depends definitely on the shoes design based upon the reliable evaluation of shoes functional parts. This paper addresses the application of finite element method to the evaluation of landing impact force of court sport shoes. In order to reflect the coupling effect between leg and shoes accurately and effectively, we construct a fully coupled shoes-leg FEM model which does not rely on the independent experimental data any more. Through the numerical experiments, we assess the reliability of the coupled FEM model by comparing with the experimental results and investigate the landing impact characteristics of court sport shoes.

#### 1. 서론

코트 스포츠화(court sport shoes)는 농구, 배구, 테니스, 배드민턴, 마라톤 등의 각종 코트 경기들에서 중요한 역할을 차지하고 있다. 이러한 코트 스포츠화는 일반적으로 아웃솔(outsole), 미드솔(midsole), 인솔(insole), 갑피(upper), 중족보강재(mifoot reinforcement) 등의 부품들로 구성되며, 각 부품들에는 안락성, 내구성, 안정성, 경량성, 충격 흡수성, 반발탄성(viscoelasticity) 등의 다양한 기능성들이 부여되고 있다. 현재 코트 스포츠 슈즈시장

은 이러한 복합적인 기능들을 갖춘 전문스포츠화를 요구하고 있으며, 소비자도 단순한 신발의 디자인보다는 그 성능을 지향하고 있는 추세이다.<sup>(1)</sup>

외국의 주요 브랜드에서는 이미 오래 전부터 스포츠역학(kinesiology)과 생체역학(bio-mechanics) 및 전산설계에 기반을 둔 제품을 생산하고 있는 반면, 현재 국내 스포츠슈즈 브랜드들은 외국의 OEM으로 시작하여 생산기술과 기초적인 연구에 한정되어 있으며, 제품의 설계 및 개발에 핵심이 되는 원형모형과 같은 기술의 원천을 확보하지 못한 실정이다.<sup>(1)</sup> 따라서, 이러한 문제점을 극복하기 위해서는 보다 과학적이고 진보된 개념의 설계원천 및 설계기준을 통한 자체 브랜드를 확립하고 품질 경쟁력을 높여야만 할 것이다.

신발개발에 대한 연구는 1930년대부터 시작되었으나 이때는 단지 피험자의 주관적인 감각이나 시행착오에 의한 비과학적인 방법으로 연구가 이

\* 부산대학교 대학원 기계설계공학과

† 책임저자, 회원, 부산대학교 기계공학부

E-mail : jrcho@pusan.ac.kr

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

루어졌다. 1950년대에 들어서야 유럽의 신발회사들이 선수용 신발을 제작하면서 신발연구의 관심이 대두되었고, 1970년대 초에 비로소 Hennig 등에 의해서 아날로그 출력을 가시적인 압력분포로 측정하는 축전기법(capacitive method) 등이 소개되었다. 이후 Caltin과 Dressendorfer의 마라톤화를 이용한 무게 및 경도에 대한 연구 등으로 확장되면서 활발히 연구되고 있다. 현재는 컴퓨터와 고속영상분석기 등의 등장과 기술의 발전으로 운동역학적인 검사가 주로 행해지고 있다.<sup>(2,3)</sup>

최근의 생체역학 연구자들이나 임상 의학자들은 런닝시 인간의 몸에 가해지는 수직 지면반력 등의 크기나, 부상과 관계된 충격이나 쇼크와의 관계를 정량화 하려는 연구를 계속하고 있다. 이러한 연구는 런닝 착화테스트로 주로 이루어지는데, 그 목적은 발의 해부학적 기능이나 운동시의 생체역학적인 특성 및 플레이어 개인간의 차이 등과 같은 인간의 특성연구와 스포츠화 설계시의 주요인자들과의 적합성을 과학적으로 입증하는데 있다. 인간특성연구는 인체에 미치는 부하의 크기에 주로 관심을 두며, 플레이어의 운동 형태, 속도, 자세, 근 활동, 반복수, 지면상태, 스포츠화종류, 개인적 성향 등이 변수로 작용한다. 이러한 특성을 분석하기 위한 기존의 연구방법으로는 영상분석법(image analysis), 지면반력 측정법(ground reaction force analysis), 압력분포 측정법(pressure distribution analysis) 등이 있지만 연구 및 개발, 평가와 피드백 등의 상황에서 시간과 비용이 많이 소요되고 정확성과 신뢰성에서 그 한계를 드러내고 있는 실정이다.

본 연구에서는 이러한 관점에서 기존의 스포츠역학 및 생체역학에만 의존해오던 코트 스포츠화의 개발기술에 유한요소 해석기법을 도입하였다. 고기능성 코트 스포츠화 개발을 위한 목적으로 신발과 사람의 하지를 연계한 모델로서 런닝동작 착지시의 거동을 수치적인 동적시뮬레이션으로 구현하였다. 이로서 과학적인 수치데이터에 의한 제품의 평가 및 설계, 개발에 반영하고자 한다.

## 2. 문제 정식화

### 2.1 지배방정식 및 정식화

Fig. 1에서 보여지는 바와 같이 코트 스포츠화의 대부분은 가죽과 고무재료로서 구성된다. 이는

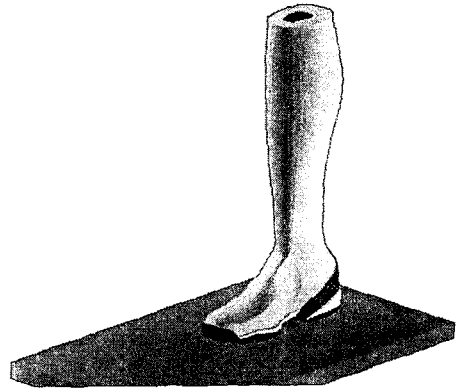


Fig. 1 Court sports shoes and human leg

외부적으로는 지면과 내부적으로는 인체의 발과 항상 상호접촉을 이루고 있다. 이러한 복잡하고 다양한 특성들을 유한요소 해석에 반영하기 위해서는 기하학적, 물성적, 경계적 비선형성(nonlinearity) 등을 고려하여야만 한다. 또한 각종 코트 운동경기에서 코트 스포츠화의 영향을 실제와 같이 평가하기 위해서는 시간응답을 고려한 3차원적인 동적 과도해석의 접촉문제로 확장되어야 한다. 3차원적인 동적 접촉문제의 지배방정식은 다음의 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\sigma_{ij,j} + b_i = \rho \ddot{u}_i \quad \text{in } \Omega \quad (1)$$

여기서,  $\sigma_{ij}$ 는 응력텐서,  $b_i$ 는 물체력,  $\rho$ 는 밀도,  $\ddot{u}_i$ 는 가속도,  $\Omega$ 는 해석영역을 나타낸다. 동적 지배방정식인 식 (1)에 가상일의 원리를 적용하고, 대변형을 해석을 위한 Total Lagrangian 정식화를 취하면 내부응력, 관성력 및 외부하중과 경계조건, 접촉력을 모두 포함하는 동적 접촉문제의 비선형 운동방정식이 식 (2)와 같이 유도된다.

$$\begin{aligned} & \int_{\Omega} {}^{t+\Delta t} S \delta ({}^{t+\Delta t} \epsilon) \delta \Omega - \int_{\Omega} {}^{t+\Delta t} b \delta (u) \delta \Omega \\ & - \int_{\Gamma_f} {}^t q_s \delta (u) dS + \int_{\Omega} {}^0 \rho {}^{t+\Delta t} \ddot{u} \delta (u) \delta \Omega \\ & - \int_{\Gamma^c} {}^{t+\Delta t} q_c [\delta (u)^{(2)} - \delta (u)^{(1)}] {}^{t+\Delta t} N_i^{(2)} dS = 0 \end{aligned} \quad (2)$$

여기서,  $S$ 는 2차 Piola-Kirchhoff 응력텐서,  $q_s$ 는 표면에 작용하는 하중,  $q_c$ 는 접촉시 하중,  $N_i$ 는

의향 법선벡터를 나타낸다. 상첨자 0와  $t$ 는 각각 초기시간과 현재의 시간을 나타내며,  $t + \Delta t$ 는 동적해석에서 다음 해석 단계이다. 식 (2)를 수치적 계산을 위한 유한요소 정식화를 취하면 행렬 형태의 운동방정식인 식 (3)과 같이 표현된다.

$$M^{t+\Delta t}(\ddot{U}) + ([K_L] + [K_{NL}])(U) = {}^{t+\Delta t}(R) + {}^{t+\Delta t}(R_c) - {}^t(F) \quad (3)$$

여기서,  $R$ 은 물체력 및 응력벡터에 의한 외력이고,  $R_c$ 는 접촉하중,  $F$ 는 내력이다. 식 (3)을 시간에 대해서 연속적으로 적분하여 속도와 변위를 계산하게 되는데, 이를 위한 방법으로 직접 적분법 중에서 뉴마크법(Newmark method)으로서 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} {}^{t+\Delta t}\dot{U} &= {}^t\dot{U} + [(1-\delta){}^t\ddot{U} + \delta{}^{t+\Delta t}\ddot{U}]\Delta t \\ {}^{t+\Delta t}U &= {}^tU + {}^t\dot{U}\Delta t + [(\frac{1}{2} - \alpha){}^t\ddot{U} + \alpha{}^{t+\Delta t}\ddot{U}]\Delta t^2 \end{aligned} \quad (4)$$

여기서,  $\delta$ 은 수치적인 감쇄효과를 표현하는 매개변수이며,  $\alpha$ 는 가속도의 변화를 나타내는 매개변수이다. 이 두 매개변수는 적분의 정확도와 안정성을 얻기 위해 결정되는 상수로서 본 연구에서는 일반적인 일점평균가속도법을 적용하기 위해  $\delta=0.5$ ,  $\alpha=0.25$ 를 사용한다.<sup>(4,5)</sup>

### 2.2 접촉 조건

Fig. 2에서와 같이 3차원 동적 접촉문제에서 두 개 이상의 물체가 접촉하고 있는 접촉해석은 특히 어려운 비선형 거동을 보인다. 일반적으로 접촉 문제는 미소 변위의 마찰이 없는 접촉과, 마찰이 있는 대변형 및 비탄성 접촉으로 구분되지만 모든 정식화는 동일하게 취급할 수 있다. 따라서 외력을 받고 있는 두 물체가 경계표면에서 접촉하는 경우인 마찰력이 작용하는 경계조건은

$$\begin{aligned} f_i - \mu f_n &\leq 0 \\ u_A - u_B &= 0 \quad \text{at } f_i < \mu f_n ; \text{ sliding} \\ u_A - u_B &> 0 \quad \text{at } f_i = \mu f_n ; \text{ non-sliding} \end{aligned} \quad (5)$$

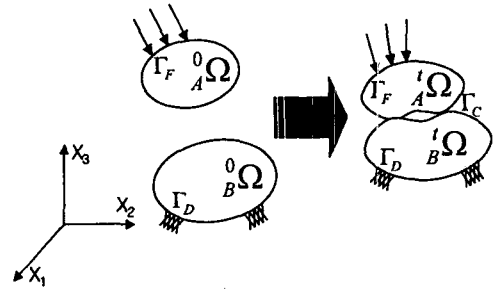
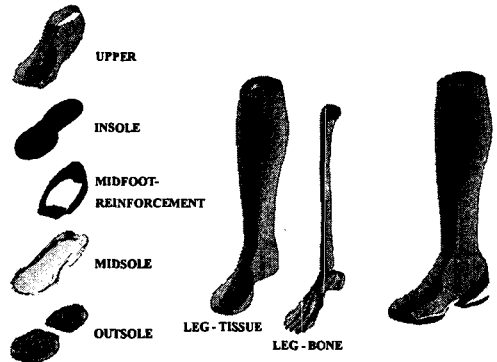


Fig. 2 Two bodies in contact



(a)Parts

(b) Assembly

Fig. 3 Solid model generated by Pro/E

식 (5)와 같은 쿨롱마찰법칙(Coulomb's law)을 적용하여 나타낼 수 있다. 식 (5)에서  $u_A$ ,  $u_B$ 는 A 물체와 B물체의 법선방향의 변위를 나타내며,  $f_i$ 는 접선방향응력,  $f_n$ 은 법선방향응력,  $\mu$ 는 마찰계수를 나타낸다. 그리고, 접촉력을 계산하기 위한 접촉알고리즘은 개선된 라그랑지 승수법(Augmented Lagrange Method)을 사용한다.<sup>(5,7)</sup>

## 3. 유한요소 해석

### 3.1 코트 스포츠화 모델의 정의

본 연구에서는 일반적으로 코트 스포츠화를 구성하는 아웃솔, 미드솔, 인솔, 중족보강재, 갑피 등에 대한 형상 및 유한요소 모델링을 실시하였다. 그리고, 추가적으로 이 코트 스포츠화를 신고 실제와 같은 런닝시 착지동작을 구현하기 위한 인체의 하지도 모델화하였다. Fig. 3에는 각 부품 및 조립시의 형상을 나타내었는데, 형상모델링은 3차원 전용 CAD모델러인 프로엔지니어(Pro/E)를 사용하였다. Fig. 4에는 유한요소로 구성되는 수치

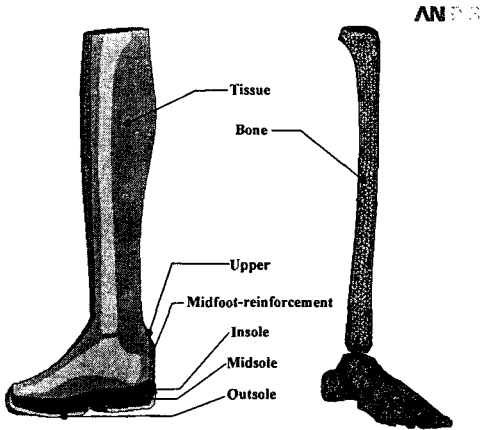


Fig. 4 Finite element generated by ANSYS

해석 모델을 나타내었으며, 수치적 모델링 및 해석은 전용 유한요소해석 솔루션인 ANSYS를 사용하였다. 수치모델의 전체적자는 152488개 생성되었고, 절점은 1000244개로 구성된다.

코트 스포츠화의 아웃솔은 일반적으로 비압축성, 비선형성, 등방성 및 초탄성을 갖는 고무재질로서 구성되는데 이를 수치적으로 표현하기위해서 식 (6)과 같은 변형을 에너지함수로서 표현되는 Mooney-Rivlin 모델을 사용한다.<sup>(6)</sup> 본 연구에서는 변형을 에너지함수의 모형을 결정하기 위해서 재료시험의 1축 인장실험 데이터를 통한 결정상수가 5항인 Mooney-Rivlin 함수를 채택하였다.

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

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

(6)

여기서,  $C_{ij}$ 는 재료의 실험결과로부터 결정되는 물질의 특성상수이고,  $I_1, I_2, J$ 는 불변계수로서 다음의 식 (7)과 같이 표현한다.

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$$

$$I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2$$

$$J = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3$$

(7)

미드솔과 인솔은 폴리우레탄 재질의 압축성 폼(foam) 재질로서 식 (8)과 같은 Blatz-Ko 폼 모델을 사용하였다. 식 (8)에서  $\gamma$ 는 변형률에너지 함수

Table 1 Material properties of shoes and leg

Parts	Properties	Value
Outsole	C10	-0.00149
	C01	0.11732
	C11	-0.00182
	C20	0.01720
	C30	-0.02000
Midsole	E (kgf/mm <sup>2</sup> )	9.4×10 <sup>-2</sup>
	$\nu$	0.35
Insole	E (kgf/mm <sup>2</sup> )	7.5×10 <sup>-2</sup>
	$\nu$	0.35
Midfoot-reinforcement	E (kgf/mm <sup>2</sup> )	4.9
	$\nu$	0.35
Upper	E (kgf/mm <sup>2</sup> )	1.2
	$\nu$	0.35
Bone	E (kgf/mm <sup>2</sup> )	10
	$\nu$	0.34
Tissue	E (kgf/mm <sup>2</sup> )	1.15×10 <sup>-3</sup>
	$\nu$	0.49

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

(8)

를 결정하기 위한 초기 전단계수이다.<sup>(6,7)</sup> 갑피는 가죽재질로서 두께가 일정하고 굽힘과 인장력만을 받는 셸(shell) 요소로 구성하였고, 각각의 코트스포츠화 부품들은 실제와 같이 완전히 결합되었다고 가정하였다. 인체의 하지는 무릎까지로 제한하여 모델링한 후 코트 스포츠화와 연계시켰다. 실제 발의 하지구조는 뼈, 인대, 피부, 근육 등의 매우 복잡한 구조이지만 본 해석모델에서는 하지의 피부(tissue)와 뼈(bone)로서 비교적 단순화하였다. 그리고, Fig. 5에 도시한 것처럼 하지뼈의 경골(tibia)과 종골(calcaneus)사이 에 발목관절(ankle joint)과 거골하관절(subtalar joint)을 반영하기 위한 JOINT 요소를 고려하였다. 이러한 모델은 차후 후속제어평가에 적용될 수 있다. Table 1에는 본 수치해석 모델에 사용된 각 부분별 물성치(material properties)를 나타내었다.

### 3.2 경계조건

런닝동작은 인간의 기본운동 중 하나로서 일반적으로 발의 후족(rearfoot)이 지면에 닿는 충격단계(passive phase)와 중족(midfoot)과 전족(forefoot)이 차례로 닿은 추진단계(active phase)로 구분된다. 본

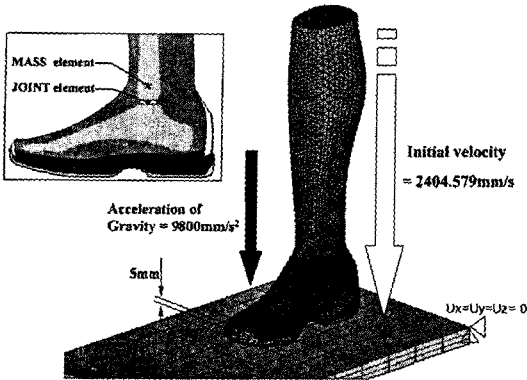


Fig. 5 Loading and boundary conditions

연구에서 적용한 경계조건은 전자의 후족이 충격하는 단계로 단순착지에 의한 동작이다. 실제 코트 스포츠운동을 참조한 런닝동작시 착지동작의 경계조건을 Fig. 5에 도시하였다. 공중기의 정점을 300mm로 설정하고 정점에서 자유낙하에 의한 착지동작으로 구성하였다. 파해석시간을 고려하여 신발을 지면과 5mm 이격시켜 식 (9)와 같이 295mm에 해당하는 초기속도와 중력(g)을 하중경계조건으로 부여하였다. 인체의 체중(60kg)을 적용하기 위해서 하지의 무게중심에 MASS 요소를 생성하였다.

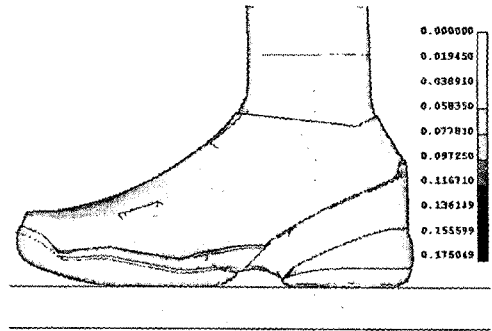
$$\begin{aligned}
 v_i = 295m &= \sqrt{2gh} = 2404.579 \text{ (mm/sec)} \\
 t_{300mm} &= \sqrt{\frac{2h}{g}} = 0.2574 \text{ (sec)} \\
 t_{295mm} &= 0.2453 \text{ (sec)} \\
 t_{heelstrike} &= t_{300mm} - t_{295mm} = 0.0021 \text{ (sec)}
 \end{aligned}
 \tag{9}$$

변위경계조건은 지면의 모든 절점의 자유도를 구속하였다. 그리고, 접촉경계조건으로는 지면과 아웃솔, 그리고 인솔과 발의 바닥면 피부, 갑피와 하지의 족(foot)에 대하여 실제실험데이터를 참조한  $\mu=0.2$ 의 마찰계수를 적용하였다.<sup>(1)</sup> 해석 조건으로는 시간응답을 고려하여 동적 파도해석을 수행하였으며, 비선형 조건을 해석하기 위해서 Newton-Rapson법, 시간적분을 위한 Newmark법, 접촉알고리즘은 개선된 라그랑지 승수법 등을 사용하였다.

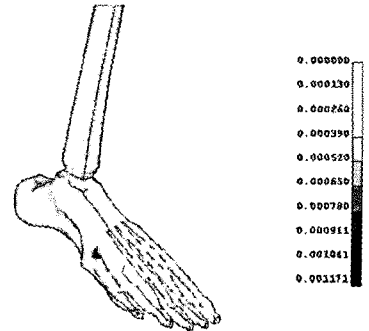
3.3 수채해석 결과

3.3.1 변형형상 및 지면반력 측정

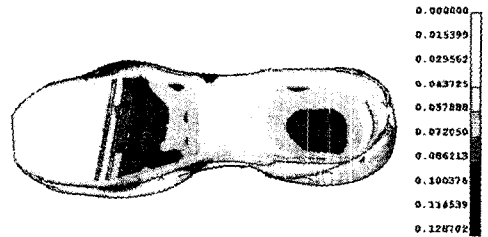
본 해석의 런닝시 동적 착지충격 시뮬레이션



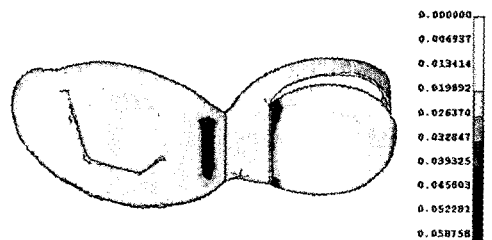
(a) Shoes and leg



(b) Leg bone



(c) Midsole



(d) Outsole

Fig. 6 Equivalent strain distributions of shoes parts and leg bone

결과를 Fig. 6에 나타내었다. 그림에서 보여지듯이 수치해석후의 변형된 모습 및 등가변형을 분포를 입체적으로 잘 나타내고 있다. 특히, 체중의 전달 경로인 경골과 후족부위 사이인 아치(arch)에서

가장 높은 응력이 발생하였다. 이는 생체역학과 일치하는 결과로서 체중이 집중되고 분산되는 거동을 나타내는 것이다.<sup>(2)</sup>

지면반력은 생체역학에서 런닝시 지면에서 측정되는 수직방향의 힘으로, Mann 등은 일반적으로 체중의 2~3배가 된다고 보고하였고, Cavanagh와 Guenther 등은 후족부위에 충격가속도의 20~50배의 가속도가 발생한다고 보고하였다.<sup>(2,3)</sup> 최대 수직 지면반력은 생체역학에서는 AMTI 시스템 등의 지면반력 측정기(force platform)의 Fz(기계공학에서는 Fy성분으로 표시) 방향의 힘으로 판단한다. 본 연구에서도 지면반력을 측정하여 그 특성을 파악하였다. Fig. 7의 시간에 따른 지면반력 그래프에서 보여 지듯이 최대 지면반력이

145.730kgf로 체중의 약 2 배가 넘게 나오는데 이는 생체역학의 체중의 2~3 배의 범위인 122.448~204.081kgf(1200~2000N)에 해당된다. 그리고, Fig. 8에서는 착지시 아웃솔에서 인솔로 충격이 전이되어 흡수되는 거동을 파악할 수 있다. 아웃솔의 최대압력이 5.638kgf/mm<sup>2</sup>일 때 인솔에는 1.865kgf/mm<sup>2</sup>의 압력이 발생한다. 그 차이는 3.773kgf/mm<sup>2</sup>으로 나타난다. 따라서 착지충격 시 아웃솔의 충격력이 미드솔과 인솔에 의해서 약 67% 정도가 흡수됨을 정량적으로 분석할 수 있다.

3.3.2 부위별 압력분포 측정

부위별 최대압력(regional peak pressure)은 신발이 지면과 접촉하였을 때 전구간을 통하여 나타나는 7개 부위별 최대압력을 말한다. 이는 운동시 인체 족의 복잡한 특성을 고려하여 세분화하여 평가할 수 있는 방법이다. 본 해석에서도 생체역학의 EMED 시스템 방법 등을 참조하여 인솔의

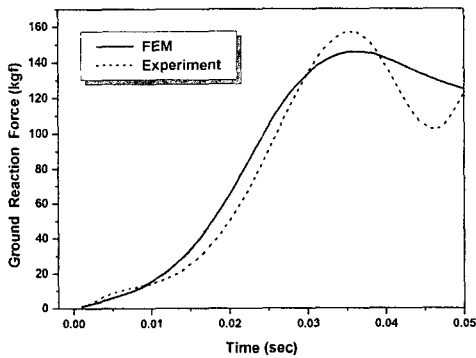


Fig. 7 Time history of the ground reaction force during landing impact

- (1) 후족의 내측부위(M1)
- (2) 후족의 외측부위(M2)
- (3) 중족의 내측부위(M3)
- (4) 중족의 외측부위(M4)
- (5) 전족의 내측부위(M5)
- (6) 전족의 중간부위(M6)
- (7) 전족의 외측부위(M7)

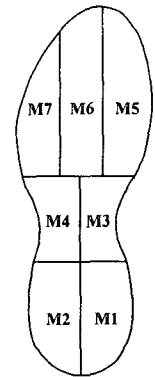


Fig. 9 Sub-regions divided for experiment

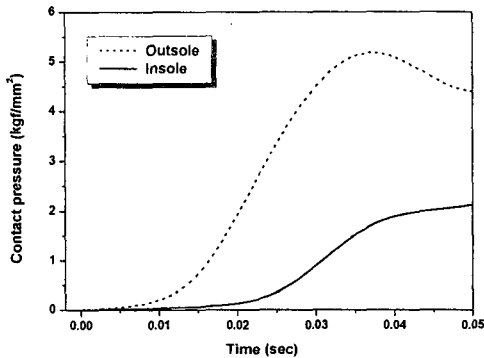


Fig. 8 Time history of the shock absorption between outsole and insole

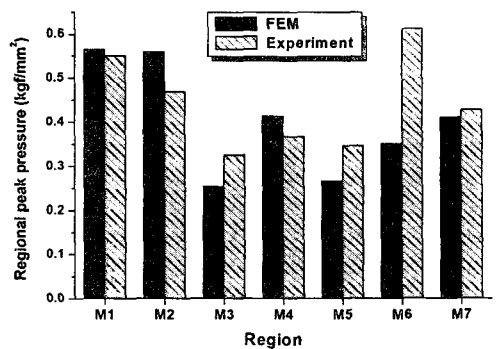


Fig. 10 Peak pressures in seven sub-regions

Table 2 Comparison of Experiment and FEM

	contact pressure(kgf/mm <sup>2</sup> )
Experiment	0.0163
FEM	0.0167

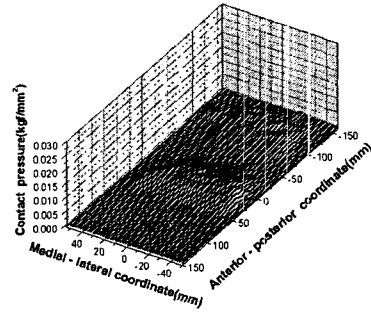
전체영역을 Fig. 9과 같이 7개 부위로 세분화 하였다. 그리고 이에 따른 부위별 최대압력을 계산하여 실제 런닝시의 데이터와 비교하여 Fig. 10에 도시하였다. 그림에서 본 해석의 부위별 압력분포는 후족, 전족, 중족부위 순으로 나타나며 실제 런닝시 데이터와 비교시 유의한 차이를 보이고 있다.

3.3.3 압력변화 측정

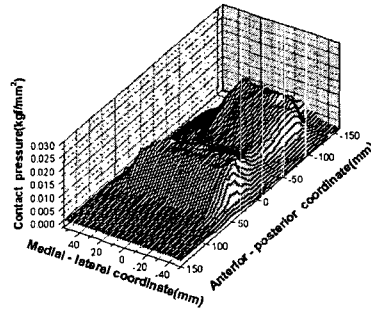
생체역학에서 압력분포측정은 일반적으로 EMED 시스템 등의 압력분포측정기를 사용한다. 약 2000여개 정도의 capacitor를 일정한 판에 부착하여 스캐닝(scanning) 하는 방식으로 스포츠화 각각의 솔부의 영향은 파악할 수 없는 한계가 있다. 그러나 본 연구와 같은 FEM에서는 Fig. 6과 Fig. 11에서 보여지는바와 같이 각 파트별 거동 및 영향의 확인이 가능하며 응력 및 변형률, 접지압 등의 특성 파악이 가능하다. Fig. 6에서는 2차원적인 코트 스포츠화 인솔의 접지압 분포를 알 수 있고, Fig. 11에서는 시간이력에 따른 3차원적인 인솔의 접지압의 분포상태를 알 수 있다. 그림에서 보여 지듯이 시간에 따른 접지압 변화와 집중되는 영역을 쉽게 파악 할 수 있다. Table 2에는 본 해석의 인솔 후족부위의 접지압 결과와 선행된 실제 수직 점핑의 동시간 때의 데이터와 비교한 것으로 근사한 수치를 나타내고 있다.<sup>(1)</sup>

3.3.4 압력중심 측정

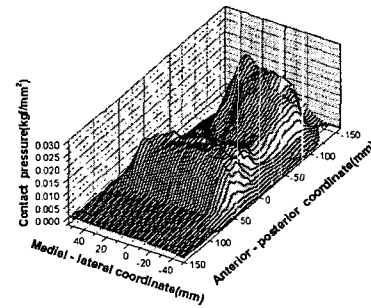
압력중심(center of pressure)은 Cavanagh와 Lafortune에 의해 제안된 것으로 압력분포와 관련된 변인이다. 즉, 수직력에 의한 모멘트의 합이 0이 되는 작용점(point of application)으로 정의되며 이는 과대회내(over pronation)의 평가나 미드솔의 정도에 대한 평가를 위하여 사용된다. 압력중심은 원점에서 전후방향(Y-direction)의 지면반력의 위치를 Ky, 좌우방향(X-direction)의 지면반력의 위치를 Kx라고 정의한다. 수직성분(Fz)은 고려되지 않으며, 각각의 좌표의 양수나 음수값도 큰 의미를 갖지는 않는다. 압력중심은 식 (10)에 의해 계산할 수 있다. Fig. 12에는 시간에 따른 압력중심의 이동을 도시



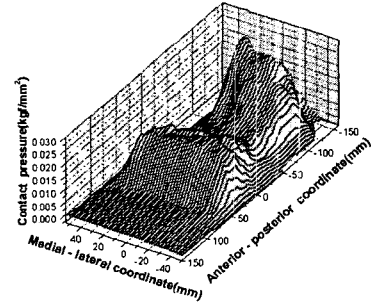
(a) At 0.005sec



(b) At 0.015sec



(c) At 0.025sec



(d) At 0.035sec

Fig. 11 Contact pressure distribution of insole during landing impact

하였다. 여기서, 점선 AB는 압력중심 이동의 기준선이라고 할 수 있다. 기준선 내외측으로 변화폭이 크다면

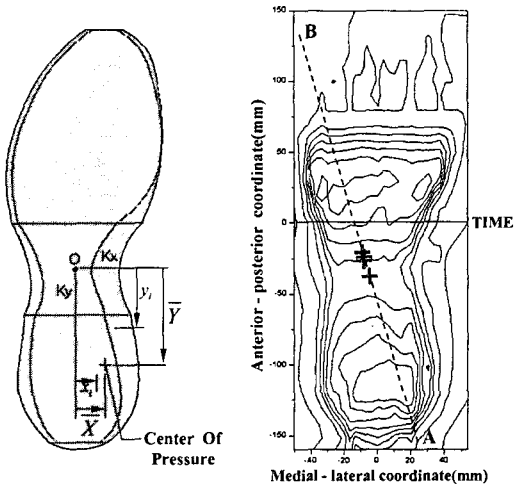


Fig. 12 Movement of the center of pressure

$$\bar{X} = \frac{\sum P_i x_i}{P_T}, \quad \bar{Y} = \frac{\sum P_i y_i}{P_T} \quad (10)$$

안정성이 떨어지게 되므로 부상방지측면에서는 바람직하지 못하다. 본 해석에서 압력중심의 이동은 약 25mm 정도로 관찰되었으며 Fig. 12에 나타낸바와 같이 압력중심 기준선에 대한 내외측으로의 변동이 크게 발생하지 않고 있다.

#### 4. 결론

본 연구의 동적 시뮬레이션의 구현으로 얻어진 결과를 요약하면 아래와 같다.

(1) 코트 스포츠화와 사람의 하지를 연계하여 런닝시 착지동작을 수치적인 시뮬레이션으로 구현하였다. 모델의 검증을 위하여 선행된 연구의 실험데이터와 비교 및 분석하여 신뢰성을 확보하였다.

(2) 동시간 때에 따른 지면반력은 실제 실험치와 유사한 거동을 보였으며, 아웃솔과 인솔의 접지압을 비교하여 신발 솔(sole) 부의 충격흡수력 및 그 효과를 파악하고 정량화하였다.

(3) 부위별 압력분포의 영향은 후족, 전족, 중족순으로 평가되었다. 실험치와는 유의한 차이를 나타내며 추가적 동작이 필요한 것으로 사료된다.

(4) 시간에 따른 압력중심변화를 구한 결과, 착지충격시 비교적 안정된 상태로 평가되었다.

그 동안 코트 스포츠화를 비롯한 각종 스포츠화의 성능을 평가한 많은 연구가 선행되었으나,

필드실험에만 의존하거나 전산해석시에는 단순 모델로 가정하는 경우가 대부분이었다. 본 연구와 같이 스포츠역학 및 생체역학적 측면에 기반을 두고 유한요소법을 적용한다면 실제 실험의 한계와 난제 등을 극복할 수 있는 많은 가능성을 가질 수 있다. 또한 과학적인 수치데이터의 제공으로 산업현장에서 신발제품의 설계 및 생산에서 많은 비용과 시간을 절감할 수 있을 것이다.

향후에는 실제 달리기와 같은 발목 배저굴운동(dorsi-plantar flexion motion)에 의한 동적시뮬레이션 구현 및 해석과, 아웃솔의 패턴이 모델에 고려될 수 있을 것이다. 또한 후족제어 영향평가 및 각종 신발 인자별 특성평가 등의 여러가지 연구가 병행되리라 본다. 끝으로 이러한 연구를 계기로 국내브랜드가 독창적인 기술로 외국브랜드와의 경쟁에서 우위에 서기를 기대해 본다.

#### 후 기

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

#### 참고문헌

- (1) Hallym University, 2002, "Development of Tennis shoes Design and Production," Technical Report.
- (2) Nigg, B. M., 1986, Biomechanics of Running Shoes, Human Kinetics.
- (3) Cavanagh, P. R., 1990, Biomechanics of Distance Running, Human Kinetics.
- (4) Zienkiewicz, O. C. and Taylor, R. L., 1991, The Finite Element Method, Vol. 2, McGraw Hill.
- (5) Bathe, K. J., 1996, Finite Element Procedures, Prentice Hall.
- (6) Crisfield, M. A., 1991, Non-Linear Finite Element Analysis of Solids and Structures, John Wiley & Sons.
- (7) ANSYS User's Manual, Ver. 5.3, Ansys Inc.
- (8) Kim, S. H., Choi, J. H., Ryu, S. H., Cho, J. R. and Bu, J. H., 2003, "Finite Element Analysis for Evaluating Torsion and Bending Strengths of Tennis Shoes," *KSME spring pusan*, Vol. 1, pp. 10-15.