

# 유한요소 해석을 통한 코트 스포츠화의 런닝시 충격력 평가

김성호<sup>†</sup> · 조진래\* · 류성현\*\* · 최주형\*\*

## Evaluation of Landing Impact Force of Court Sport Shoes at Running by Finite Element Analysis

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

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

### Abstract

A fundamental function of court sport shoes has been considered as the protection of human feet from unexpected injuries. But, recently its role for improving the playing competency is being regarded as a more important function. In connection with this situation, intensive efforts are being 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. 서 론

테니스, 농구, 배구, 배드민턴, 마라톤 등의 각종 코트 경기들에서 사용되어지는 코트 스포츠화(court sport shoes)는 경기능력향상과 부상방지에 중요한 역할을 차지한다. 이러한 코트스포츠화에는 안락성, 내구성, 안정성, 경량성, 충격흡수성, 반발탄성 등의 여러 기능성들이 부여되고 있으며, 현재의 코트 스포츠 슈즈시장도 선수나 소비

자의 트렌드에 부합하여 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. 이후 Caltin과 Dressendorfer의 마라톤화를 이용한 무게 및 경도에 대한 연구 등이나 Nigg과 Gavana의 운동역학적 연구와 Hennig과 Lafortun 및 Valinant, Guenther 그리고, Light 등의 신발 착용시 가속도 충격에 관한 연구 등으로 확장되면서 활발히 연구되고 있다. 현재는 컴퓨터와 고속영상분석기 등의 첨단 장비의 등장과 기술의 발전으로 운동역학적인 검사 및 컴퓨터 응용역학까지 그 분야

† 부산대학교 대학원 기계설계공학과  
E-mail : superalloy@empal.com

TEL : (051)510-3206 FAX : (051)514-7640

\* 책임저자, 정회원, 부산대학교 기계공학부

\*\* 부산대학교 대학원 기계설계공학과

가 광범위해져 많은 연구가 시행되고 있다.<sup>1,2)</sup>

신발개발에서 런닝 착화테스트는 필수 연구로서 주로 행해진다. 이는 런닝시 인간의 몸에 가해지는 수직 지면반력 등의 크기나, 부상과 관계된 충격이나 쇼크와의 관계등을 정량화하는 것인데 이러한 특성을 분석하기 위한 기존의 생체역학 및 스포츠역학적인 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 그 정확성과 신뢰성에서 한계를 드러내고 있는 실정이다.<sup>2,6)</sup>

본 연구에서는 이러한 관점에서 기존의 스포츠역학 및 생체역학에만 의존해오던 스포츠화의 개발기술에 유한요소 해석기법과의 접목을 시도하였다. 고기능성 코트 스포츠화 개발을 위한 목적으로 신발과 사람의 하지를 연계한 3차원 모델을 Pro/E로서 생성하고, 외연적 유한요소 해석 솔루션인 ANSYS/LS-DYNA를 사용하여 런닝동작시의 거동인 발목배저굴 운동(dorsi-plantar flexion)을 수치적인 시뮬레이션으로 구현하였다. 이로서 런닝 착지충격 해석시의 다양한 평가방안 마련과 문제점 보안을 통하여 런닝속도나 신발형태, 운동형태 등의 각종 변인에 따른 파라메트릭 평가를 위한 최적의 경계조건을 연구하고, 실제 실험치에 기인한 신뢰성의 확보와 함께 이를 바탕으로 실제 신발완제품에서 충격전달특성, 충격흡수성, 부상방지성 등의 각종 특성들을 정량적으로 평가하는 진보된 스포츠화 설계방안을 마련하고자 한다.

## 2. 문제 정식화

### 2.1 지배방정식 및 정식화

코트스포츠화는 일반적으로 아웃솔(outsole), 미드솔(midsole), 인솔(insole), 갑피(upper), 중족보강재(mifoot reinforcement) 등의 부품들로 구성되며 이들 대부분은 가죽과 고무재료이다. 또한 외부적으로는 지면과 내부적으로는 인체의 발과 상호접촉을 이루고 있다. 이러한 복잡하고 다양한 기하학적, 물성적, 경계적 비선형성(nonlinearity)들을 유한요소 해석에 반영하고, 실제 운동과 같은 조건을 부여하기 위해서는 Fig. 1과 같이 시간응답을 고려한 3차원적인 동적 접촉문제 해석으로 확장

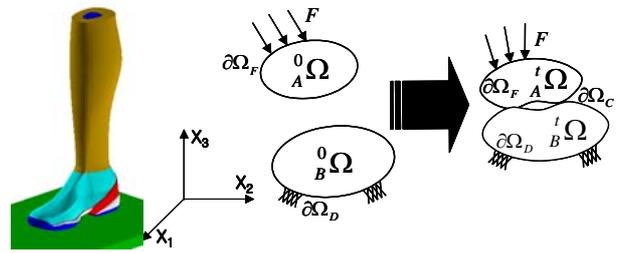


Fig. 1 Two bodies in contact

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

하여야 한다. 비선형 동적문제의 지배방정식은 다음의 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다. 여기서,  $\sigma_{ij}$ 는 응력 텐서,  $f_i$ 는 물체력,  $\rho$ 는 밀도,  $c$ 는 감쇠력,  $\ddot{u}$ 는 가속도,  $\dot{u}$ 는 속도,  $\Omega$ 는 해석영역을 나타낸다. 동적 지배방정식인 식 (1)에 Galerkin semi-discretization으로 공간 근사화하여 변분정식화하고 가상일의 원리를 적용하면, 다음과 같이 나타낼 수 있다.

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

여기서, 식 (2)를 유한요소 근사화하여 다음과 같이 유한요소식으로 나타낸다.

$$\mathbf{u} = \Phi \bar{\mathbf{u}}, \quad \mathbf{v} = \Phi \bar{\mathbf{v}} \\ M \ddot{\mathbf{u}}^n + C \dot{\mathbf{u}}^n + K \mathbf{u}^n = \mathbf{F}^n \quad (3)$$

식 (3)의 동적 방정식의 평형해를 구하기 위하여 직접적분법 중에서 현재시간 n에서 해를 구하는 외연적방법(explicit scheme)인 중앙차분법(Centered Difference Method)을 적용하여 구한다.

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

위의 식 (4)에서 구한 속도와 가속도 항을 동적 평형방정식인 식 (3)에 대입하면 다음과 같다.

$$\left(\frac{1}{\Delta t^2} M + \frac{1}{2\Delta t} C\right) u^{n+1} = F^n - \left(K - \frac{2}{\Delta t^2} M\right) u^n - \left(\frac{1}{\Delta t^2} M - \frac{1}{2\Delta t} C\right) u^{n-1} \quad (5)$$

식 (5)에서 다음해석 단계인 n+1에서 평형상태의 변위에 대한 해를 구하면, n상태의 해도 구할 수 있게 된다. 그리고, 수치적인 안정성을 위한 기준으로 식 (6)의 Courant criterion으로부터 외연적 방법의 조건부 안정성을 확보할 수 있다. 이는 해  $u(x;t)$ 가 해석의 임계시간  $\Delta t$ 와 요소의 크기인 H, 대상의 속도 C에 대해 확실히 만족한 상태이다. 그리고, 대상의 속도 C는 재료의 탄성계수 E와 밀도  $\rho$ 로서 다음과 같이 결정할 수 있다.<sup>3,4)</sup>

$$\Delta t < \frac{H}{C}, \quad C = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (6)$$

2.2 접촉 조건

Fig. 1에서와 같이 3차원 동적 접촉문제에서 두 개 이상의 물체가 접촉하고 있는 접촉해석은 특히 어려운 대변형 및 비탄성을 포함하는 비선형 거동을 보인다. 이는 일반적으로 식 (7)과 같은 쿨롱마찰법칙(Coulomb's law)을 적용하여 미소변위에 의한 마찰과 대변형 마찰을 동일하게 취급하여 나타낸다. 식 (7)에서  $u_A, u_B$ 는 A물체와 B 물체의 법선방향의 변위를 나타내며,  $f_i$ 는 접선방향응력,  $f_n$ 은 법선방향응력,  $\mu$ 는 마찰계수를 나타낸다. 그리고, 접촉력을 계산하기 위한 접촉알고리즘은 벌칙법(Penalty Method)을 사용한다.<sup>3,5)</sup>

$$\begin{aligned} f_i - \mu f_n &\leq 0 \\ u_A - u_B &= 0 \quad \text{at } f_i < \mu f_n ; \text{ sliding} \\ u_A - u_B &> 0 \quad \text{at } f_i = \mu f_n ; \text{ non - sliding} \end{aligned} \quad (7)$$

3. 유한요소 해석

3.1 코트 스포츠화 모델의 정의

본 연구에서는 코트 스포츠화를 구성하는 아웃솔, 미드솔, 인솔, 중족보강재, 갑피 등에 대한 형상 및 유한요소 모델링을 실시하였으며, 추가적으로 이 코트 스포츠화를 신고 실제와 같은 런닝 착지동작을 구현하기 위한 인체의 하지도 모델화하였다. Fig. 2의 (a)에는 프로엔지니어(Pro/E)로 생성한 솔리드모델의 각 부품을 나타내었고, Fig. 2의 (b)에는 ANSYS/LS-DYNA로 해석하는 유한요소 모델을 도시하였다. 전체격자는 152488개로서 절점은 1000244개로 구성된다. 아웃솔은 일반적으로

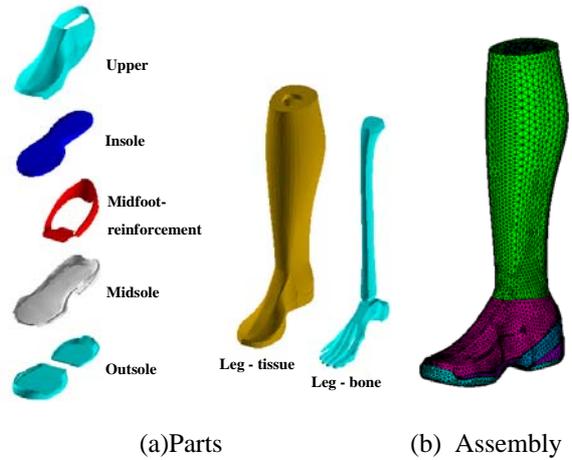


Fig. 2 Solid and Finite element model

비압축성, 비선형성, 등방성 및 초탄성을 갖는 고무재질로서 구성되는데 이를 수치적으로 표현하기 위해서 식 (8)과 같은 변형률 에너지함수로서 표현되는 Mooney-Rivlin 모델을 사용하였다.<sup>6)</sup> 본 연구에서는 변형률 에너지함수의 모형을 결정하기 위해서 재료시험의 단축 인장실험 데이터를 피팅하여 결정상수가 5항인 Mooney-Rivlin 함수로서 결정하였다.<sup>4,5)</sup>

$$\begin{aligned} W &= \sum_{i+j=1}^N C_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j \\ W &= C_{10} (I_1 - 3) + C_{01} (I_2 - 3) + C_{11} (I_1 - 3)(I_2 - 3) \\ &\quad + C_{20} (I_1 - 3)^2 + C_{30} (I_1 - 3)^3 \end{aligned} \quad (8)$$

여기서,  $C_{ij}$ 는 재료의 실험결과로부터 결정되는 물질의 특성상수이고,  $I_1, I_2, J$ 는 불변계수(invariant)로서 연신율의 함수로 표현된다. 미드솔과 인솔은 폴리우레탄 재질의 압축성 폼(foam) 재질로서 식 (9)과 같은 Blatz-Ko 폼 모델을 사용하였다. 식 (9)에서  $\gamma$ 는 변형률에너지함수를 결정하기 위한 초기 전단계수이다.<sup>5)</sup> 갑피는 가죽재질

$$W = \frac{\gamma}{2} \left( \frac{I_2}{I_3} + 2\sqrt{I_3} - 5 \right) \quad (9)$$

로서 두께가 일정하고 굽힘과 인장력만을 받는 쉘(shell) 요소로 적용하였으며, 각각의 코트스포츠화 부품들은 실제와 같이 완전히 결합시켰다. 그리고, 인체의 하지는 무릎까지로 제한하고 비골(fibula)과 경골(tibia)을 일치시켜 모델화하였다. 실제의 매우 복잡한 하지의 구조인 뼈, 인대, 피부,

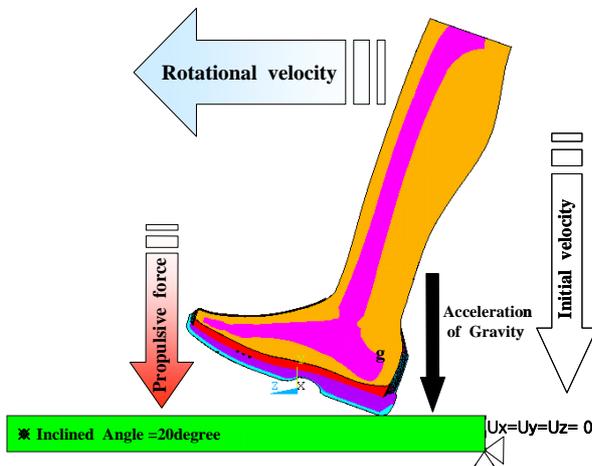
**Table 1** Material properties of shoes and leg

| 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> ) | $9.4 \times 10^{-2}$  |
|                       | $\nu$                    | 0.35                  |
| Insole                | E (kgf/mm <sup>2</sup> ) | $7.5 \times 10^{-2}$  |
|                       | $\nu$                    | 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> ) | $1.15 \times 10^{-3}$ |
|                       | $\nu$                    | 0.49                  |

근육 등을 비교적 피부(tissue)와 뼈(bone)로서 단순화 하였다. Table 1에는 본 수치해석 모델의 각 부분별 물성치(material properties)를 나타내었다.

3.2 경계조건 적용

런닝동작은 인간의 기본운동 중 하나로 발의 후족(rearfoot)이 지면에 닿는 충격단계(passive phase)와 중족(midfoot)과 전족(foot)이 차례로 닿은 추진단계(active phase)로 구분된다. 본 연구에서도 이러한 발목배저굴 운동(dorsi-plantar flexion)을 최대한 구현하기 위한 경계조건을 적용하였다. 실제 코트 스포츠운동을 참조한 런닝동작시의 경계조건을



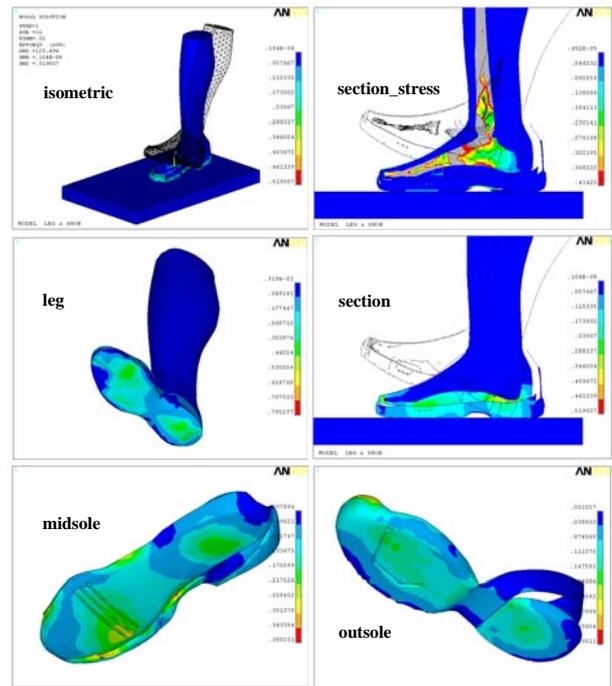
**Fig. 3** Loading and boundary conditions

Fig. 3에 도시하였다. 중력(g)하에서 지면으로 떨어지는 초기속도를 1400mm/sec로 부여하고 7000mm/s의 속도를 런닝속도로서 적용시켰다. 또한 active phase를 구현하기 위해 발의 전족부에 약 1bw(body weight)의 전진력을 하중경계조건으로 적용하였다. 그리고, 인체의 체중(60kg)을 부과하기 위해서 하지의 무게중심에 MASS 요소를 생성하였다. 변위경계조건으로 지면의 모든 절점의 자유도를 구속하였고, 접촉경계조건으로는 지면과 아웃솔, 그리고 인솔과 발의 바닥면 피부, 갑피와 하지의 족(foot)에 대하여 접촉조건을 적용하였다.

3.3 수치해석 결과

3.3.1 변형형상 및 지면반력 측정

본 해석의 런닝시 동적 착지충격 수치해석의 변형형상 및 등가변형률, 등가응력의 결과를 Fig. 4에 나타내었다. 특히, 후족의 종골(calcaneus)과 체중의 전달경로인 경골에 집중되는 등가응력의 분포는 본 유한요소 해석의 가능성을 잘 보여주고 있다. 또한 발의 종골과 중족부위의 중족골(matatarsal bones), 전족부위의 족지골(phalanges)을 활모양으로 이루고 있는 아치(arch)에서 족저피부로 전달되어 신발로 이르는 등가응력의 전이현상이 신발의 고무재료의 등가 변형률 분포로 잘 나타내어지고 있다. 이는 인간의 런닝시의



**Fig. 4** Deformed shape, equivalent strain and stress distributions of shoes parts and leg bone

충격 발생과 분산거동을 과학적으로 파악할 수 있음을 의미한다. 런닝시의 지면반력은 생체역학에서는 AMTI 시스템 등의 지면반력 측정기(force platform)로 판단하는데, 본 연구에서도 지면반력을 측정하여 그 특성 파악을 시도하였다. 런닝시의 지면반력은 Fig. 5에 나타내었는데, 그림 (a)는 수직 지면반력으로 최대 136kgf로서 체중의 약 2배가 넘게 나온다. 이는 생체역학에서 Mann, Nigg 등이 보고한 체중의 2~3배의 범위인 122.448~204.081kgf(1200~2000N)에 해당된다.<sup>2)</sup> 그림 (b)와 (c)는 각각 좌우 지면반력과 전후 지면반력으로 최대값은 0.0113kgf와 0.0277kgf로 측정되었는데, 이는 생체역학의 0.1~0.2bw와는 다소 차이를 보인다. 따라서 경계조건의 적용시 실제 뼈와 발의 복잡한 운동에 대한 추가적인 연구가 필요하다고 사료된다. 그리고, 그림 (d)에는 수직 지면반력과 관계된 힘 부하율/loading rate)을 나타내었다. 힘 부하율은 최대 지면반력(maximum GRF)의 시간에 대한 미분 slope로 정의하는데, 이는 충격동안 부하(load)를 설명하는 또 다른 변수로 볼 수 있다. 생체역학적으로 지면 접지시 초기 부하율은 부상과 관련 되어 중요성을 가지는데, 충격 피크값이 보이지 않을 때도 모든 force curve에 존재하므로 유용하게 사용할 수 있다. 그림에서 알 수 있듯이 힘 부하율은 점(point)으로서 나타나는데, 그 간격과 크기가 크면 급격한 운동이 발생하고 충격이 커진다는 런닝시의 특성을 설명할 수 있다.

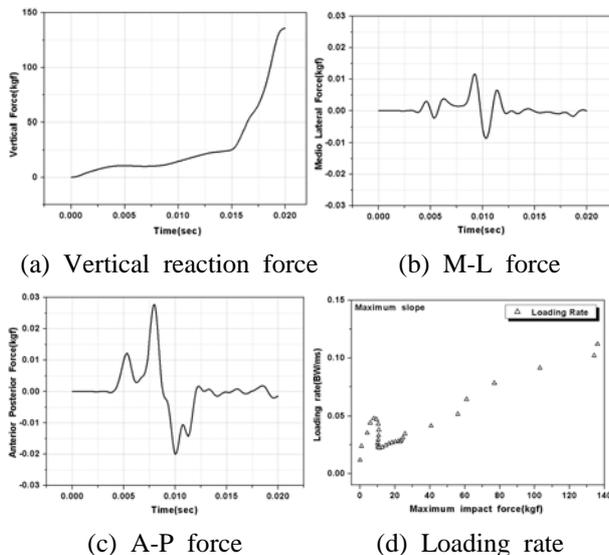


Fig. 5 Time history of the shock during landing impact

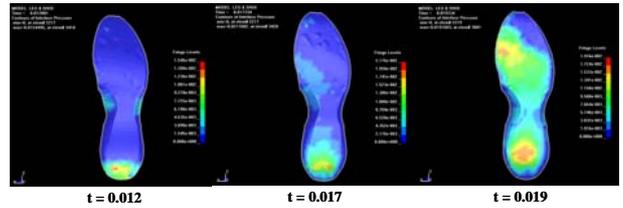


Fig. 6 Contact pressure distribution of insole during landing impact

Table 2 Comparison of Experiment and FEM

|            | contact pressure(kgf/mm <sup>2</sup> ) |
|------------|--|
| Experiment | 0.0193                                 |
| FEM        | 0.0192                                 |

3.3.2 압력변화 측정

생체역학에서 압력분포측정은 일반적으로 EMED 시스템 등의 압력분포측정기를 사용한다. 약 2000여개 정도의 capacitor를 일정한 판에 부착하여 스캐닝(scanning) 하는 방식으로서 스포츠화 각각의 솔부의 영향은 파악할 수 없는 한계가 있다. 그러나 본 연구의 Fig. 4와 Fig. 6에서 보여지듯이 각 부분에 대한 동적거동 및 충격영향의 파악이 가능하며, 접지압, 등가응력 및 변형률의 분석이 가능하다. Fig. 6에서는 시간이력에 따른 인솔의 접지압의 변화된 분포상태를 나타내었으며, Table 2에는 본 해석의 인솔 후족부위의 접지압 결과와 선행된 실제 런닝시의 동시간 때의 실험치와 비교함으로써 본 연구의 신뢰성을 확보하였다.<sup>7)</sup>

3.3.3 가속도 및 주파수 전달특성 분석

런닝시 착지할 때 발생하는 가속도와 주파수 등에 대한 연구로는 Nigg, Guenther, 그리고 Light 등이 하지에 일반적으로 충격가속도의 20~100배 정도의 가속도가 발생한다고 보고하였다. 국내에서는 부진후, 이우창 등이 가속도와 이를 이용한 주파수 연구를 수행한바 있다.<sup>6)</sup> Fig. 7의 가속도 측정법은 충격력을 측정하는데 지면반력 측정법과 더불어 최근 많이 사용하는 방법으로 런닝시 충격에 의해 신체에 전달되는 가속도의 변화를 측정하는 것이다. GRF를 이용한 방법이 충격원의 측정에 효과적이라면, 가속도 측정은 신체각 부위별 충격의 전이정도를 측정하는데 적합하다. Fig. 8의 주파수 전달특성은 가속도 측정의 한계나 오차를 줄이기 위해 사용하는데, 일반적으로 런닝시

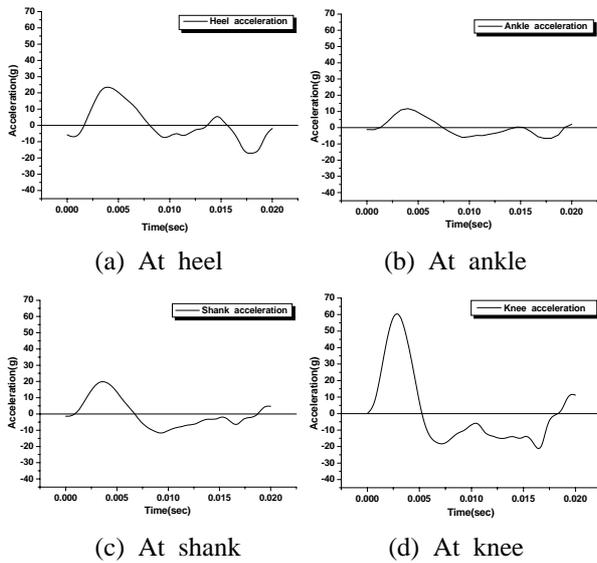


Fig. 7 Acceleration transfer characteristics

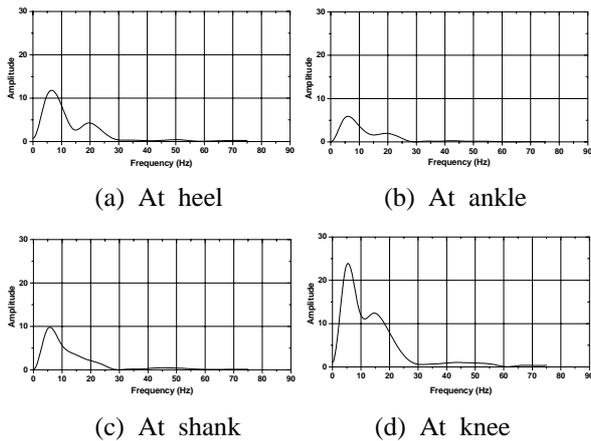


Fig. 8 Frequency transfer characteristics

발생하는 충격은 하지의 고주파수가 머리의 저주파수로 감소하는 전이특성을 나타내며, 신체의 5부분 정도의 충격파(shock wave)를 측정하여 전이 정도를 평가한다. 주파수 전달특성은 런닝시의 수직 진동가속도의 피크값에 종속변인으로 관계한다. 본 연구에서는 필터링(filtering)으로 노이즈를 제거하고, FFT(fast fourier transform)를 사용하여 3~80Hz 대역만 샘플링하여 분석하였다. Fig. 8에서 그 결과가 보여지고 있으며, Amplitude는 power

$$X(w) = FTx(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-iwt} dt : FFT \quad (10)$$

$$\Delta t \leq \frac{1}{2f} : \text{sampling interval}$$

spectrum density를 나타낸다. 그림에서 가속도 및

주파수 전달특성은 knee, heel, shank, ankle 순으로 나타났다. 이는 생체역학과는 다소 차이를 보이며, 그 원인은 동적해석시 런닝속도의 영향으로 knee가 급격히 운동하였기 때문이라 사료된다.

#### 4. 결 론

본 연구에서는 기존의 코트스포츠화의 연구방법인 생체역학 및 스포츠역학과 유한요소 해석기법의 접목을 시도하였다. 실제모델을 참조한 코트스포츠화 및 인간의 하지를 3차원 솔리드 모델과 유한요소 모델로서 생성하고 이를 이용하여 외연적 유한요소 방법을 적용하여 동적 수치 시뮬레이션을 구현하였다. 그 결과로서 런닝 착지동작시의 거동의 수치적 표현 및 지면반력, 힘 부하율, 압력변화, 가속도 그리고, 주파수 전달특성 등을 측정하고 획득한 데이터를 실제 선행된 실험데이터와 비교 및 분석하여 신뢰성을 확보하였다. 실제 실험치와 유의한 차이와 거동은 향후 추가적인 경계조건의 연구로 개선될 것으로 본다.

#### 후 기

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

#### 참고문헌

- (1) Nigg. B. M., 1986, Biomechanics of Running Shoes, Human Kinetics.
- (2) Cavanagh. Peter. R., 1990, Biomechanics of Distance Running, Human Kinetics.
- (3) Bathe. K. J., 1996, Finite Element Procedures, Prentice Hall.
- (4) Crisfield. M. A., 1991, Non-Linear Finite Element Analysis of Solids and Structures, John Wiley & Sons.
- (5) ANSYS User's Manual, Ver. 5.3, Ansys Inc.
- (6) Bu. J. H., 2001, Ph. D. Thesis, "The Characteristics of Impact Acceleration Transmission on Body Segments during Running."
- (7) 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," *KSM spring pusan*, Vol. 1, pp.10-15.