

신발 중창의 아치 위치에 따른 족부 관절의 유한요소 분석 Finite Element Analysis of Foot-Ankle Joint Complex in Relation to the Location of Mid-Sole Arch

*문종필¹, 전성철¹, 하기호², 서연호³, 정덕영³, #이성재¹

*J. P. Moon¹, S. C. Jun¹, K. H. Ha², Y. H. Seo³, D. Y. Jung³, #S. J. Lee (sjl@bse.inje.ac.kr)¹

¹인제대학교 의생명공학대학 의용공학과, ²(주) 신경, ³(재) 부산테크노파크 고령친화산업지원센터

Key words : FEM, Biomechanics, Foot-Ankle Joint, Mid-sole, Arch

1. 서론

신발은 외부 하중에 따른 충격을 흡수하고 인체 관절을 보호하는 역할을 한다[1,5]. 특히 Mid-sole 는 충격 흡수율과 족부 관절의 안정성에 직접적으로 관여하는 중요한 요소로서, 대표적으로 족궁(arch) 지지물은 족부의 족궁을 받침으로서 기존 신발(flat sole type)의 전/후족부로 집중되는 압력을 분산시키는 역할을 한다. 또한, 지지물은 중족부 족궁이 내려앉음에 따른 평발화를 방지하고 발바닥의 피로도를 감소시켜 편안함을 제공한다[6].

많은 선행연구에서는 족궁의 높이 및 재질에 focus 를 맞춰 족저압 측정, 충격량 분석 등의 생체역학적 실험이 진행되어 왔다[1,3,5,6]. 하지만, 족궁 굴곡에 따른 적합한 위치에 대한 연구는 미흡한 실정이고, 실제 족궁의 위치별 디자인에 따라 족저압 및 충격량 분석의 생체역학적 실험을 하기에는 시간과 비용, 피험자 선정 등의 문제점이 따른다.

이에 본 연구에서는 족부 유한요소 모델을 이용하여 족궁 지지물의 위치에 따른 족저면, 연부 조직 내부에서 압력 분산 효과를 생체역학적으로 분석하였다. 족궁 지지물은 족궁 굴곡에 따라 전방, 중앙, 후방에 삽입한 모델을 설계하였으며, 이를 flat-sole 의 결과와 비교하여 해석을 진행하였다.

2. 연구 재료 및 방법

2.1 족부 모델 구축 및 검증

족부 관절의 3 차원 유한요소모델을 구축하기 위해 병변이 없는 정상 성인 남성(27years, 65kg)의 오른발을 1mm 간격으로 컴퓨터 단층 촬영(Computerized Tomography) 하였다. 획득된 CT data 로부터 골조직과 연부 조직에 해당하는 부분의 외곽선을 추출하였으며, Patran 2006(MSC Software Corp., USA)을 이용하여 족부 Geometry 로부터 유한요소 모델을 구축하였다(Fig. 1). 3 차원 족부 유한요소 모델은 선형 특징의 30 개의 골조직, 5 개의 족저근막, 134 개의 인대로 구성되어 있으며, 연부 조직은 비선형 특징[3]을 가지도록 가정하였다(Fig. 3). 족부 모델의 검증은 ABAQUS v6.7 (Simulia Corp., Providence, USA)를 통해 직립 자세에서 족저면의 최대접촉압력과 CCP(Center of Contact Pressure)의 위치를 동일인의 F-scan(Tekscan Inc., South Boston, USA)을 활용한 족저압 실험 결과와 비교하였다[4].

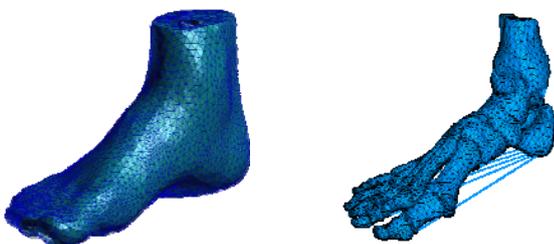


Fig. 1 Finite element model of Foot & ankle joint complex, soft tissue(left) and bone(right)

2.2 신발 밑창(sole) 모델

신발 밑창은 mid-sole(height : 6mm)과 out-sole(height : 12mm)을 구분하여 설계하였다. 특히 mid-sole 은 족저면의 압력을 낮추기 위해 족궁(Arch) 지지물을 삽입하였으며, 그 위치에 따라 족궁의 중심 모델(Type 2)과 족궁 전방/후방 굴곡에 맞춰진 모델(Type 1, 3)로 구성하였다.

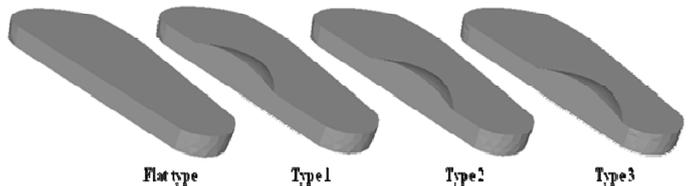


Fig. 2 Test arch sole (Type 1: frontal, Type 2: middle, Type 3: back)

밑창은 shore 경도계 기준으로 경도 53 의 mid-sole 과 경도 68 의 out-sole 을 압축 실험을 통한 stress-strain 결과를 바탕으로 고탄성(hyperelastic) 성질이 나타나도록 구현하였다(Fig. 3). 압축 실험 data 는 만능재료시험기(MTS 858 Bionix system, MTS Inc., USA)를 이용하여 10mm X 10mm X 10mm 의 sole 시편을 1mm/s 의 displacement control 을 통해 획득하였다[2].

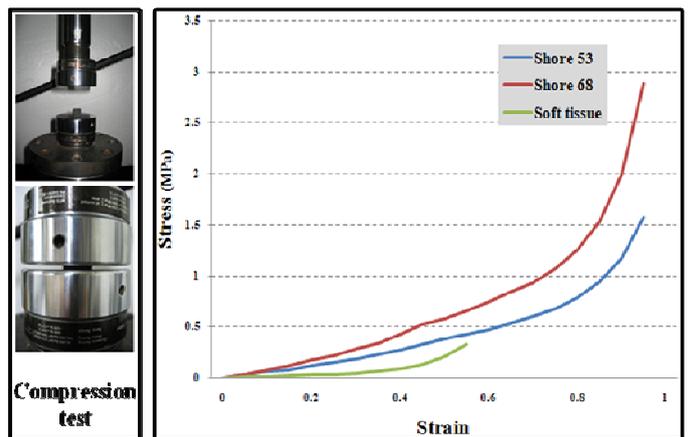


Fig. 3 Compression test and material properties of soft tissue and soles (stress-strain curve)

2.3 하중 및 경계 조건>Loading & Boundary Condition

1/2 체중 크기의 분포 하중을 지면과 접촉하는 out-sole 하부면에 수직 방향으로 인가하였으며, 직립 자세 동안 작용하는 extrinsic muscle force 를 추가적으로 부여하였다[2,3]. 그리고 경골(tibia), 비골(fibula), 연부 조직의 최상위면을 완전 고정하였으며 신발 sole 은 수직방향으로만 움직임이 가능하도록 구속하였다. 족저면과 신발 밑창 사이의 마찰 계

수는 문헌을 참고하여 0.5로 가정하였다[2].

2.4 결과 분석 방법

Mid-sole 의 강도 및 족궁 지지물의 위치에 따른 생체역학적 분석을 위해 전족부, 후족부로 나누어서 측정하였으며, 연부 조직의 내/외부 및 골조직에서의 응력 분포를 분석하였다. 연부 조직은 족저면(외부) 부위별 최대 압력 지점과 그 내부 골조직에 접하는 지점을 선정하여 Peak Von Mises Stress (PVMS)를 확인하였다.

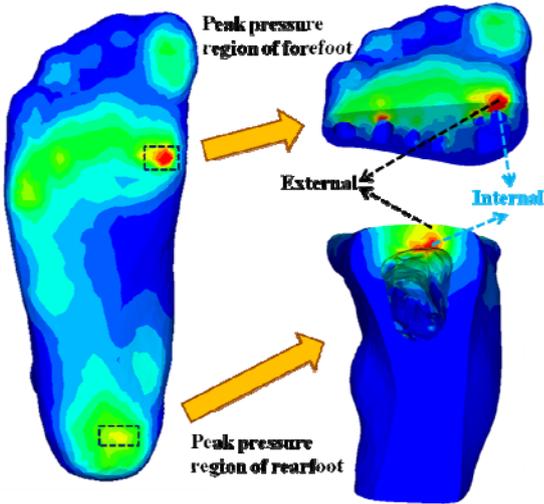


Fig. 4 Location of measurement points at soft tissue

3. 연구 결과

연부 조직 외부(족저면)의 최대 압력은, mid-sole 족궁 지지물 위치에 상관없이, 전족부의 1st metatarsal sesamoids, 후족부의 medial heel 에서 나타났다(Fig 4). 그리고 골조직과 접하는 연부 조직은 외부에서 보다 높은 VMS 를 보였다 (전족부/후족부 각각 약 10 배, 1.2 배).

Flat-sole 과 비교하여 족궁 지지물 사용에 따른 족부 내/외부의 응력 감소를 확인하기 위해 Type 1, 2, 3 의 결과를 Flat type 에 정규화하였다(Fig. 5). 전체적으로 족궁의 지지물 사용은 Flat type 과 비교하여 낮은 VMS 를 보인다. 족궁 전방 굴곡에 맞춘 Type 1 은 전족부에서(내/외부 각각 32.9%, 52.4%) 후방 굴곡에 맞춘 Type 3 은 후족부에서(9.3%, 15.5%) VMS 의 감소를 보였다.

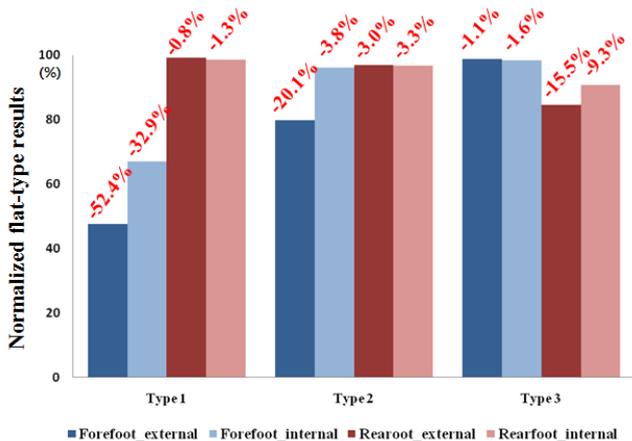


Fig. 5 Normalized flat-sole results at soft tissue (external/internal)

4. 고찰 및 결론

Flat type 의 결과와 비교하여 족궁의 지지물은 족저면과의 접촉면적을 넓히고 족저면에서 받는 하중을 분담하여 족저압을 낮추는 역할을 한다. Type 3 의 경우, 전족부에는 Flat type 과 비교하여 큰 변화가 나타나지 않지만 후족부의 응력을 중점적으로 낮춘다.

반면, 족궁의 전방 굴곡에 맞춰진 Type 1 은 전족부의 연부조직 내/외부로 집중되는 응력 분포를 낮추고 있다. 이는 전족부의 집중된 압력이 족궁 지지물을 통해 중족부로 분담된 것으로 생각되며 그에 따라, Center of Pressure(COP)가 후방으로 이동될 것으로 예측된다. COP는 전 신체에 대한 무게 중심(Center of Gravity)에서 수직 이동을 무시한 수평적 이동을 설명하며 COP가 전족부에 있을 경우, 상체는 전방으로 기울어지는 것을 의미한다[7]. 따라서 Type 1 은 전방으로 기울어진 상체를 세울 수 있을 것으로 생각되며, 기립자세의 안정성을 높일 것으로 사료된다. 또한, 연부 조직 내부에서 응력 감소는 다른 Types 에 비해 안락함을 증가시킬 것이다.

그리고 Type 2 는 족저면에서 압력을 낮추어 Type 1 과 비슷한 결과를 가질 것으로 예측되나 연부 조직 내부에서 높은 응력은 장기간 착용 시 피로감을 증가시켜 쉽게 불편함을 호소할 것으로 생각된다.

결론적으로 족궁의 지지물은 족저면의 압력을 분산시키는 역할을 하며 그 위치에 따라 자세의 안정성을 높일 수 있을 것이라 판단된다.

후기

본 연구는 정부의 지원(지식경제부)으로 웰빙친화적기술개발사업(G200801051)의 지원을 받아 수행되었음.

참고문헌

1. M.Bisiaux et al., "The effect of fatigue on plantar pressure distribution in walking", Gait & Posture, 2008
2. TM Jason et al., "Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method", Medical Engineering & Physics, 30, 269-277, 2008
3. TM Jason et al., "Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing-a material sensitivity study", Journal of Biomechanics, 38, 1045-1054, 2005
4. WM Chen et al., "Finite element model of the human foot-ankle complex validated with patient-specific data", 54th Orthopedic Research Society, Paper No. 103, 2008
5. 최규정, "일반 운동화와 MBT 보행 신발 착용에 따른 보행 동작의 운동역학적 비교 분석", 성균관대학교 박사학위 논문, 2004
6. 김승재 et al., "발 아치의 기능적, 임상적, 실용적 연구 관점", 한국운동역학회지, 9, 1-16, 1999
7. 송춘희 et al., "신체 자세의 안정도 평가를 위한 압력중심측정판(COP plate)의 개발", 충북의대 학술지, 5, 61-69, 1995
8. 하기호, "신발 밀창", 대한민국 특허청, 10-0798727, 2008