

평발교정용 형상기억합금 초탄성 인솔 설계 연구

양미경, 이상욱*
순천향대학교 기계공학과

A Study on Design Factor of Insole using Shape Memory Alloy for Pes Planus Correction

Mi Kyung Yang, Sang-Wook Lee*

Department of Mechanical Engineering, Soonchunhyang University

요약 발 질환으로 어려움을 겪는 환자들이 증가하면서 이에 대응할 수 있는 교정용 인솔에 대한 연구가 점점 요구되고 있다. 이에 따라 본 논문에서는 형상기억합금의 특성 중 하나인 초탄성 효과를 이용하여 평발교정용 인솔 설계에 관한 연구를 진행하였다. 신발에 인솔을 부착하는 방식을 도입하여 설치된 인솔이 발 구조 중 가장 중요한 근육인 족저근막을 자극할 수 있도록 유도하였다. 족저근막에서 인솔에 의해 유발되는 접촉압을 유한요소법으로 예측하는 방법을 통해 교정 효과를 기대할 수 있는 평발교정용 인솔을 설계하고자 하였다. 이를 위해 인솔의 형상을 결정하는 설계 인자로 세 가지 즉, 인솔의 두께, 최고높이, 앞뒤의 비대칭률을 채택하였다. 세 가지 설계 인자의 영향도를 평가하기 위해 다구찌 최적화 기법을 도입하여 각 인자 간 조합에 따른 족저근막에서의 최대 접촉압을 계산하고 이를 분석하였다. 분석 결과 접촉압을 결정하는데 영향을 많이 주는 설계인자를 순서대로 나열하면 최고높이, 두께, 비대칭률의 순으로 나타났다. 또한, 접촉압을 실제 사람이 느낄 수 있는 인지압으로 변환한 후 교정 효과를 기대할 수 있으면서도 족저근막에 무리를 주지 않는 안전 교정 범위를 설정하였다. 이를 통해 안전 교정 범위에 드는 가장 좋은 설계안을 제안하였다. 본 연구를 통해 확립한 중요인자를 고려한 설계방법은 향후 개인별 맞춤형 교정 인솔을 설계하는 기반이 될 수 있다.

Abstract As the number of patients suffering from Pes Planus increases, research on a correctional insole that can cope with them is increasingly required. Therefore, the design of an insole for Pes Planus Correction was studied using the superelastic effect, which is one of the characteristics of the shape memory alloy in this paper. To design an effective insole, the effect of the contact pressure induced by the insole on the plantar fascia, which is the most important muscle in the foot structure, was evaluated. Three parameters (thickness, max. height and asymmetric ratio) were set as the main design factors of the insole, and the maximum contact pressure appearing on the plantar fascia was calculated by finite element analysis and analyzed using the Taguchi method. As a result of the analysis, it was confirmed that the contact pressure was influenced in the order of max. height, thickness, and asymmetric ratio. In addition, the contact pressure was converted to a feeling pressure that could be felt by a person, and then a safety correction range was established that would not cause any irritation to the plantar fascias, even though the correction effect could be expected. This indicates the best design for the safety correction range. The design method considering the important factors established through this study can form the basis for designing a personalized correctional insole in the future.

Keywords : Shape Memory Alloy, Superelasticity, Pes Planus, Insole, Finite Element Analysis

본 연구는 순천향대학교 학술연구비 지원으로 수행하였음.

*Corresponding Author : Sang-Wook Lee (Soonchunhyang Univ.)

Tel: +82-41-530-1356 email: swlee@sch.ac.kr

Received February 8, 2017

Revised (1st March 10, 2017, 2nd March 24, 2017)

Accepted May 12, 2017

Published May 31, 2017

1. 서론

최근 웰빙, 헬스케어에 대한 관심이 증가하면서 의료 산업 및 건강에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다. 그로 인해 현재 의료산업에서 의료기기에 대한 연구가 활발히 진행되면서 사람 인체에 관한 연구 또한 증가하고 있다 [1-3].

최근 평발(Pes Planus)로 병원을 찾는 환자가 증가하면서 평발 질환에 대한 관심도가 높아지고 있다[4]. 평발은 정상 발보다 발바닥 안쪽 아치가 비정상적으로 낮거나 소실되는 변형 질환을 말한다. 평발이 발생하는 원인은 불분명하지만, 대표적으로 유전 혹은 뇌성마비 등 다양한 원인을 가지고 발생하고 있다[5].

평발을 가지고 있는 사람의 경우, 발바닥 아래쪽 근육인 족저근막(Plantar Fascia)이 정상 발에 비해 낮게 위치되어 있어 장시간 보행 및 운동 시 정상 발보다 피로감과 통증을 쉽게 느끼게 된다. 일반적으로 평발은 보조기기 사용 및 수술방법 외에도 맞춤 교정 인솔(inoles), 시중 판매되고 있는 기성품 인솔을 구입해 교정하는 방법 등 다양한 치료법이 사용되고 있다. 일반적으로 평발 교정은 성장이 끝난 시기 이후부터 교정을 권하고 있으며, 성인 이후 평발을 내버려 둘 시에는 족저근막염(Plantar Fasciitis)을 비롯한 각종 발바닥 관련 질환에 걸릴 확률이 높다. 일반적으로 평발 보조기기 치료의 경우에는 엄지발가락 가쪽힘줄을 동반하는 경우가 있는 경우에 보조기기 착용과 동시에 발 근육 강화운동을 시행하면서 치료가 시행되고 있다[6]. 일반적으로 맞춤 교정 인솔은 신발 전체에 삽입되어 착용하는 구조이며, 아치 쿠션 부분은 실리콘 또는 메모리폼으로 제작되고 있으며, 아치 쿠션 효율성에 대한 실험 증명도 많이 보고되고 있다[7-8]. 하지만 기존 평발교정용 인솔의 경우에는 신발 형태(등산화, 하이힐, 운동화 등)에 따라 인솔을 공용화할 수 없으며 메모리폼의 경우에도 장기간작 사용 및 하중에 크게 영향을 받는다. 평발 인솔은 발의 통증과 충격을 흡수하고 신체 및 관절을 보호하는 역할을 하지만, 인솔 기능이 미비할 경우 불편함을 초래하고 보행 동작에 대해 비정상적인 형태를 발생시키게 된다[9-10].

이에 본 연구에서는 형상기억합금의 초탄성 효과를 이용하여 탄성 회복성이 높은 평발교정용 인솔을 설계하기 위한 주요 인자에 대해 연구하였다. 선정된 설계 인자를 바탕으로 다구췌 최적화법을 적용하여 유한요소해석

을 통해 족저근막에서 발생하는 접촉압을 계산한 후 실제 족저근막의 과열 응력 값과의 비교 및 분석을 통해 인솔 제작 시 고려해야 할 설계 변수의 영향도를 보이고 이를 실제에 적용할 수 있는 설계 case를 제안하고자 한다.

2. 본론

2.1 인솔 설계 및 모델링

2.1.1 인솔 설계

본 연구에서는 평발교정용 인솔 제작 시, 고려해야 할 설계 인자를 선정하는 데 있어서 실제 평발교정인솔업체에서 제작 시 사용하는 자료를 참고하여 t (두께), h (최고 높이), $Q:X$ (비대칭률) (Fig. 1 참고) 등 세 가지 설계 인자를 선정하였다[11]. 또한, 세 가지 설계 인자 각각에 대해 인자별 3-수준의 설계값들을 Table 1과 같이 정리하였다.

또한, $Q+X$ 의 길이는 발 치수 260 mm를 가진 사람을 기준으로 평균 아치 치수를 측정하여 50 mm로 설정하였다.

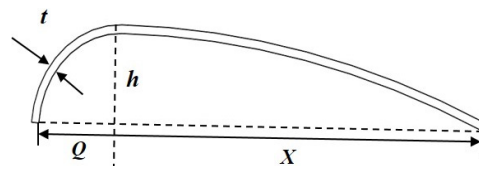


Fig. 1. Design Factors(t , h , $Q:X$) defined for Insole

Table 1. Levels for Each Design Factor

Design Factor	3-Level	unit
t (Thickness)	0.5 / 0.6 / 0.7	mm
h (Max. Height)	3 / 4 / 5	mm
$Q:X$ (Asymmetric Ratio)	1:1.5 / 1:1.75 / 1:2	

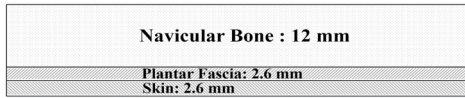
세 가지 설계 인자의 중요도를 파악하기 위해 최적화 기법 중 하나인 다구췌법을 적용하였다. 사용한 다구췌 테이블은 L_{18} 이며 Table 2에 나타난 것과 같이 18가지의 실험 case에 세 가지 인자와 각각의 3-수준을 배치하였다.

Table 2. Arrangement of Design Factors and Levels on Taguchi Table L_{18}

Case	t	h	$Q:X$
1	0.5	3	1 : 1.5
2	0.5	4	1 : 1.75
3	0.5	5	1 : 2
4	0.6	3	1 : 1.5
5	0.6	4	1 : 1.75
6	0.6	5	1 : 2
7	0.7	3	1 : 1.75
8	0.7	4	1 : 2
9	0.7	5	1 : 1.5
10	0.5	3	1 : 2
11	0.5	4	1 : 1.5
12	0.5	5	1 : 1.75
13	0.6	3	1 : 1.75
14	0.6	4	1 : 2
15	0.6	5	1 : 1.5
16	0.7	3	1 : 2
17	0.7	4	1 : 1.5
18	0.7	5	1 : 1.75

2.1.2 발바닥 모델링

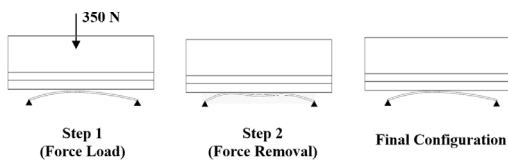
사람의 발 형태는 다양하고 실제 내부구조를 그대로 구현하기엔 형상학적으로 매우 복잡하다. 하지만, 인솔 형상에 따른 발바닥에 걸리는 접촉압을 상대적으로 용이하게 비교 평가하기 위하여 두께 정보만 고려한 사각형 모형으로 발바닥을 Fig. 2와 같이 단순 모델링 하였다 [12-15].


Fig. 2. A Simple Modeling for Pes Planus [15]

2.2 유한요소해석 절차 및 물성값

발바닥이 초탄성 인솔을 누를 때 족저근막에 걸리는 접촉압 값을 계산하기 위해 유한요소 해석을 Fig. 3과 같은 순서로 진행하였다. 구조해석에서 주요 경계조건은 변위와 힘으로 나눌 수 있으며 해석 절차는 다음과 같다.

초탄성 인솔은 사람의 체중이 가해졌어도 발을 떼면 다시 회복되어야 한다는 점을 고려하였다.


Fig. 3. Steps for Insole Deformation Analysis

Step 1에서는 발바닥에 하중 350 N을 인가하였다. 이때의 하중은 70 kgf의 몸무게를 가진 사람의 한쪽 발이 가하는 하중으로 하였다[16]. 350 N의 하중을 인가하였을 때, 피부(Skin), 족저근막(Plantar Fascia), 뼈(Navicular Bone)에 접촉압이 발생하게 되며 (Step 2), 하중을 제거하면 초탄성 인솔은 다시 원래의 형상으로 회복한다.

위와 같은 절차로 다구찌 테이블의 18가지 설계 case에 맞춰 유한요소해석을 수행하였으며 해석에는 상용 유한요소해석 프로그램인 ANSYS Workbench v.17.2를 사용하였다.

해석에 사용된 물성값은 다음과 같다.

① 초탄성 인솔 물성값

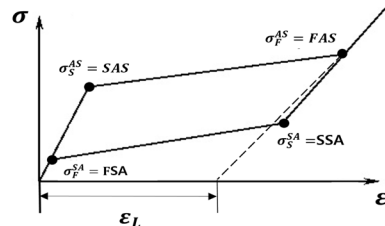
형상기억합금 초탄성 물성값은 Table 3과 같다. 각각의 변수명은 Fig. 4에서 확인할 수 있다. 재료는 σ_S^{AS} 에서 변형에 따라 조직변화가 시작되어 응력이 증가하면서 σ_F^{AS} 에 이른다. 이때, 변형을 가했던 힘을 제거하면 원래 형상으로 돌아가기 위해 스스로 모형이 회복되며(σ_S^{SA}) 최종적으로 최초 형상으로 되돌아오게 된다(σ_F^{SA}). 이때, 최대 잔류 변형률은 ϵ_L 로 표현된다.

② 발바닥 물성값

해석에 사용된 발바닥의 피부, 족저근막, 뼈의 물성값은 각종 발바닥 관련 해부학적 실험 및 해석 관련 선행 논문을 참고하여 정하였다.

Table 3. Properties of Superelastic Insole [17]

Young's Modulus (MPa)	60,000
Poisson's Ratio	0.36
SAS (MPa)	520
FAS (MPa)	600
SSA (MPa)	300
FSA (MPa)	200
Epsilon	0.07


Fig. 4. Stress-Strain Curve for Superelasticity

발바닥 피부는 hyperelastic 재료로 간주하고 Ogden 1st order 모델을 사용하였으며 물성값인 MU1, A1은 매개변수들로서 Sherglod et al.[18]의 피부 관련 실험을 참고하였다.

족저근막과 뼈는 탄성체로 가정하였다.

Table 4. Properties of Human Foot Skin [14,18]

MU1 (MPa)	0.11
A1	9
Incompressibility Parameter D1	0

Table 5. Properties of Plantar Fascia [15,19,20]

Young's Modulus (MPa)	350
Poisson's Ratio	0.4

Table 6. Properties of Navicular Bone [15,19,20]

Young's Modulus (MPa)	7,300
Poisson's Ratio	0.3

3. 결과 및 분석

다구저 테이블에 따른 18가지 case에 대해 족저근막에 걸리는 최대 접촉압을 계산한 결과를 Table 7에 나타내었다.

Table 7. Max. Contact Pressure on Plantar Fascia

Case	t	h	Q:X	Max.Contact Pressure (MPa)	Feeling Pressure (MPa)
1	0.5	3	1 : 1.5	1.0915	3.17
2	0.5	4	1 : 1.75	2.7518	7.98022
3	0.5	5	1 : 2	1.5079	4.37291
4	0.6	3	1 : 1.5	1.2277	3.56033
5	0.6	4	1 : 1.75	1.5168	4.39872
6	0.6	5	1 : 2	2.2379	6.48991
7	0.7	3	1 : 1.75	1.845	5.3505
8	0.7	4	1 : 2	2.5747	7.46663
9	0.7	5	1 : 1.5	2.6317	7.63193
10	0.5	3	1 : 2	0.82752	2.399808
11	0.5	4	1 : 1.5	1.0779	3.12591
12	0.5	5	1 : 1.75	1.4077	4.08233
13	0.6	3	1 : 1.75	1.0576	3.06704
14	0.6	4	1 : 2	1.6494	4.8
15	0.6	5	1 : 1.5	1.7654	5.11966
16	0.7	3	1 : 2	1.62	4.698
17	0.7	4	1 : 1.5	1.9435	5.63615
18	0.7	5	1 : 1.75	2.7428	7.95412

해석 결과 중 하나로서 case 17에 해당하는 설계에 대한 접촉압 해석 결과를 Fig. 5에 나타내었다. 그림에서 족저근막에서의 접촉압 분포를 잘 나타내기 위해 피부 부분은 숨김 처리하였다.

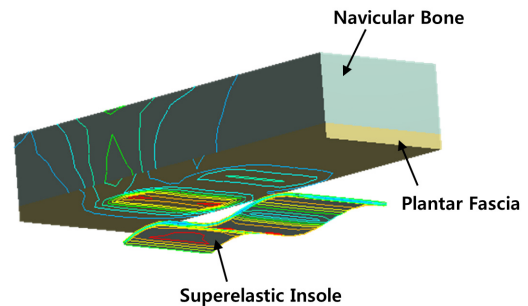


Fig. 5. Distribution of Contact Pressure on Plantar Fascia in Case 17 (Skin part hidden)

인솔은 눌리면서 2개의 봉우리 형태로 변형되고 있음을 알 수 있다. 또한, 앞쪽의 봉우리에 더 큰 접촉압이 걸리고 있음을 볼 수 있다.

족저근막에 걸리는 접촉압 분포를 좀 더 자세히 Fig. 6에 나타내었다. 접촉압의 분포가 두 개의 봉우리 형태로 나타나지만, 발 앞쪽의 것이 뒤쪽의 것보다 훨씬 큰 것을 알 수 있다.

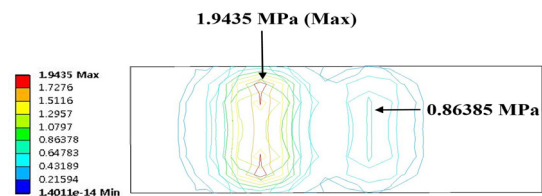


Fig. 6. Distribution of Contact Pressure on Plantar Fascia in Case 17

18가지 case에 대한 해석 결과 족저근막에 발생하는 접촉압은 0.8~2.7 MPa 범위로 나타났다. 하지만 족저근막은 실제보다 체중의 1.3~2.9배 정도 더 큰 하중을 느낀다고 연구되고 있다[21]. 평발인 환자의 경우, 정상 발의 환자와 다르게 족저근막이 아래쪽에 있기에 정상 발보다 자극에 더 크게 영향을 받는다. 그러므로 앞선 참고 문헌에서 보고된 1.3~2.9배의 무게감 중 가장 큰 2.9배를 최대 접촉압 값에 곱하여 구한 값을 족저근막을 통해 느끼는 인지압(feeling pressure)으로 정하고 Table 7의

가장 오른쪽에 나타내었다.

인지압에 대해 분산분석(ANOVA)을 시행하여 그 결과를 Table 8에 나타내었다.

Table 8. Analysis of Variance(ANOVA) of Each Design Factor

Source	DOF	Sum of Square	Mean Square	F	p*
<i>t</i>	2	24.407	12.204	6.89	0.011
<i>h</i>	2	26.932	13.466	7.61	0.008
<i>Q:X</i>	2	5.192	2.596	1.47	0.272
Error	11	19.471	1.770		
Total	17	76.002			

* $p < 0.05$

분산분석 결과 *h*(최고높이)와 *t*(두께)가 유의수준 $p=0.05$ 에서 인지압에 크게 영향을 주는 것으로 나타났다. 인지압에 영향을 크게 주는 설계 인자를 순서대로 나열하면 $h > t > Q:X$ 순이다.

세 가지 인자의 주 효과를 Fig. 7에 나타내었다. *t*(두께)는 두꺼워질수록, *h*(최고높이)도 높아질수록 인지압은 커졌다. *Q:X*(비대칭률)은 1:1.75의 비율에서 최대점이 나타났다.

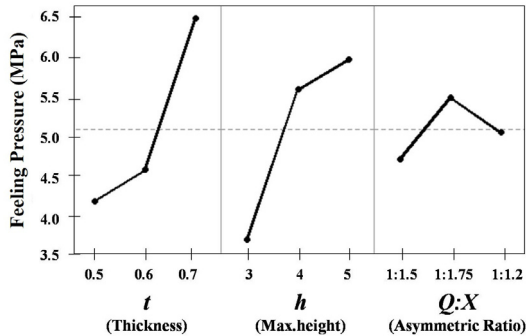


Fig. 7. Main Effect of Feeling Pressure according to the Design Factors

족저근막에 걸리는 인지압은 교정 효과가 예상되는 범위에 있어야 한다. 인지압이 크면 족저근막의 파열이 발생할 수 있고, 작으면 평발 교정 효과가 떨어진다. Kitaoka et al.[22]에 따르면 족저근막이 파열에 이르는 응력 값은 9.6~14.4 MPa 범위로 보고되고 있다. 하지만 안전을 도모하면서 교정 효과도 기대할 수 있도록 안전

계수를 2로 설정하였고 이에 따라 4.8~7.2 MPa 범위를 족저근막의 안전 교정 범위로 정하였다.

해석 결과를 나타낸 Table 7에서 인지압이 안전 교정 범위 내에 드는 설계 case를 확인할 수 있다. Case 6, 7, 14, 15, 17이 그것으로써 총 5가지 case가 이에 해당한다. 이중 case 17 ($t=0.7$ mm, $h=4$ mm, $Q:X=1:1.15$)은 안전 교정 범위의 평균값인 6 MPa에 가장 가까운 case이며 따라서 case 17의 설계 인솔을 교정용으로 제안할 수 있다. Fig. 8은 case 17의 인솔을 형상화한 것이다.

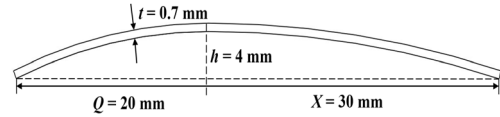


Fig. 8. Insole Design of Case 17

4. 결론

형상기억합금의 특성 중 하나인 초탄성 특성을 이용하여 평발교정용 인솔을 설계함에 있어서 그 설계 인자에 관하여 연구를 수행하였다. 최적설계법 중 하나인 다구찌법을 채택하여 18가지 인솔 설계 case에 대해 유한요소해석을 진행하여 족저근막에 걸리는 인지압을 계산하고 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

- 1) 형상기억합금 초탄성 평발교정용 인솔을 설계함에 있어서 세 가지 설계 인자인 *t*(두께), *h*(최고높이), *Q:X*(비대칭률) 중 발바닥 족저근막의 인지압의 크기에 가장 큰 영향을 주는 인자는 유의수준 $p=0.05$ 에서 *h*이며 영향력의 순서는 $h > t > Q:X$ 로 나타났다.
- 2) 평발 교정 효과를 기대할 수 있으면서도 족저근막에 무리를 주지 않는 안전 교정 범위로 응력 값 4.8~7.2 MPa 범위를 정하였으며, 인지압 결과 중에서 이 범위에 드는 5가지 설계 case 중에서 case 17 ($t=0.7$ mm, $h=4$ mm, $Q:X=1:1.5$)을 설계안으로 제안하였다.
- 3) 본 연구를 통해 확립한 중요인자를 고려한 인솔 설계법은 향후 개인별 족형에 따른 맞춤형 교정 인솔을 설계 및 제작하는데 응용될 수 있다.

References

- [1] Jae-Ung Cho, "Analytical Study on Durability due to the Load of Artificial Knee Joint", Journal of the Korea Convergence Society, vol. 5, no. 2, pp. 7-11, 2014.
DOI: <https://doi.org/10.15207/JKCS.2014.5.2.007>
- [2] Jaewoo Lee, "Research of Colonoscope Robot with Rotary Inertia Type Locomotion Mechanism", Journal of the Korea Academic-Industrial cooperation Society, vol. 17, no. 6, pp. 521-526, 2016.
DOI: <http://doi.org/10.5762/KAIS.2016.17.6.521>
- [3] Hyun-Chul Ko, SeungHwan Lee, JungHyun Heo, Jeong-Jick Lee, Woo-Hyuk Choi1, Sung-Hwan Choi, TaeMin Shin, Young-Ro Yoon, "The Development of 12 channel ECG Measurement and Arrhythmia Discrimination System with High Performance Medical Analog Front-End(AFE)", Journal of the Korea Academic-Industrial cooperation Society, vol. 15, no. 4, pp. 2217-2224, 2014.
DOI: <http://doi.org/10.5762/KAIS.2014.15.4.2217>
- [4] news1news[Internet], <http://news1.kr/articles/?2561026>
- [5] National Health Information Portal, Healthinfo[Internet], <http://health.mw.go.kr/HealthInfoArea/HealthInfo/View.do?idx=4360>
- [6] Jin-Hyun Park, Jin-Seop Kim, Kyoung Kim, "The Effect of Foot Strengthening Exercise to Young of Hallux Valgus with Flexible Flatfoot", Journal of the Korea Academic-Industrial cooperation Society, vol. 13, no. 11, pp. 5211-5217, 2012.
DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2012.13.11.5211>
- [7] Seung Nam Min, Jae Young Cho, Se Jin Park, Murali Subramaniyam, Sung Eun Kim, Kyung Sung Lee, "Ergonomic evaluation of functional insole with arch air cushion", Ergonomics Society of Korea, vol. 2016, no. 6, pp. 543-546, 2016.
- [8] Seon-Chil Kim, Jin-Woo Bae, Ji-Pil Jang, "Effect of Transverse and Longitudinal Arch Support of Individual Discount Rate on the Balance Ability of the Body", Korean Journal of Digital Imaging in Medicine, vol. 16 no. 1 pp. 7-11, 2014.
- [9] Chang-Min Lee, Kyun-Deuk Lee, Yeon-Ju Oh, Jin-Hoon Kim, "The Study on Workload Reducing Effects of Multi Elastic Insoles" Journal of the Ergonomics Society of Korea, vol. 26, no. 2, pp. 157-165, 2007.
DOI: <https://doi.org/10.5143/JESK.2007.26.2.157>
- [10] Seung-Bum Park, Kyung-Deuk Lee, Dae-Woong Kim, Jung-Hyeon Yoo, Kyung-Hun Kim, "Comparative Analysis of Foot Pressure Distribution by Functional Insole to be Transformed and Restored During Walking" Korean Journal of Sport Biomechanics, vol. 21, no. 2, pp. 231-241, 2011.
DOI: <https://doi.org/10.5103/KJSB.2011.21.2.231>
- [11] BAREFOOT SCIENCE[Internet], Triangular Secret, <http://www.barefootkorea.com/home/sub02.php?mid=9>
- [12] Tamer Seyhan, "Split-Thickness Skin Grafts", vol. 29, pp. 1-16, 2011.
- [13] Jerry M. Fabricant, Tae Soon Park, "PLANTAR FASCIITIS (FASCIOSIS) TREATMENT OUTCOMES STUDY: Plantar Fascia Thickness Measured by Ultrasound and Correlated with Patient Self Reported Improvement", The Foot, vol. 21, no. 2, pp. 79-83, 2011.
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.foot.2011.01.015>
- [14] John Loveluck, Tom Copeland, Jason Hill, Allan Hunt, Robin Martin, "Biomechanical Modeling of the Forces Applied to Closed Incisions During Single-Use Negative Pressure Wound Therapy", Eplasty, vol. 16, pp. 183-195, 2016.
- [15] Enrique Morales-Orcajo, Javier Bayod, Estevam Barbosa de Las Casas, "Computational Foot Modeling: Scope and Applications", Archives of Computational Methods in Engineering, vol. 23, no. 3, pp. 389-416, 2016.
DOI: <https://doi.org/10.1007/s11831-015-9146-z>
- [16] Ching-Hsuan Chen, Ching-hua Hung, Chen-Sheng Chen, Chao-Ching Chiang, "Biomechanical Evaluation of Reconstruction Plates with Locking and Nonlocking Screws Configurations in Calcaneal Fracture: A Finite Element Model Study", 40th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, pp. 1-9 2016.
- [17] ANSYS Inc, "Ansys 14.5 Mechanical APDL Material Reference", 2013.
- [18] Oliver A. Shergold, Norman A. Fleck, "Experimental investigation into the deep penetration of soft solids by sharp and blunt punches, with application to the piercing of skin", Journal of Biomechanical Engineering - Transactions of the ASME, vol. 127, no. 5, pp. 838-886, 2005.
DOI: <https://doi.org/10.1115/1.1992528>
- [19] Yan Wang, Zengyong, Duo Wai-Chi Wong, Ming Zhang, "Effects of Ankle Arthrodesis on Biomechanical Performance of the Entire Foot", PLoS One, vol. 10, no. 7, pp. 1-22 2015.
DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0134340>
- [20] Hsin-Yi Kathy Cheng, Chun-Li Lin, Shih-Wei Chou, Hsien-Wen Wang, "Nonlinear Finite Element Analysis of the Plantar Fascia due to the Windlass Mechanism", Foot and Ankle International, vol. 29, no. 8, pp. 845-896, 2008.
DOI: <https://doi.org/10.3113/FAI.2008.0845>
- [21] William C. Whiting, Ronald F. Zernicke, "Biomechanics of Musculoskeletal Injury", p.199, 2008.
- [22] B. Kitaoka, Z. P. Luo, E. S. Grownney, L. J. Berglund, K. N. An, "Material properties of the plantar aponeurosis", Foot and Ankle International, vol. 15, pp. 557-560, 1994.

양 미 경(Mi Kyung Yang)

[정회원]



- 2015년 2월 : 순천향대학교 기계공학과 (공학사)
- 2017년 2월 : 순천향대학교 일반대학원 기계공학과 (공학석사)
- 2017년 2월 ~ 현재 : ㈜ NEXT E&S 근무

<관심분야>

소성가공, 유한요소해석, 입자해석

이 상 욱(Sang-Wook Lee)

[정회원]



- 1986년 2월 : 서울대학교 기계설계학과 (공학사)
- 1988년 2월 : 한국과학기술원 생산공학과 (공학석사)
- 1998년 2월 : 한국과학기술원 기계공학과 (공학박사)
- 2000년 3월 ~ 현재 : 순천향대학교 기계공학과 교수

<관심분야>

소성가공, 비선형 유한요소해석, 인체보조기기