

편마비 환자용 플라스틱 단하지보조기의 설계기술개발 (I) - 응력 해석을 통한 접근 -

이영신[†] · 최경주^{*} · 조강희^{**} · 임현균^{***}
(2000년 4월 28일 접수, 2001년 11월 9일 심사완료)

Development of Design Techniques of Plastic Ankle Foot Orthosis for the Hemiplegics (I) - An Approach Through FE Analysis -

Young-Shin Lee, Kyung-Joo Choi, Kang-Hee Cho and Hyun-Kyoon Lim

Key Words: Plastic Ankle Foot Orthosis(AFO;플라스틱 단하지 보조기), FE Analysis(유한 요소 해석), Gait Analysis(보행 분석), Material Nonlinearity(재료 비선형성)

Abstract

In this study, a stress analysis is made for an ankle foot orthosis (AFO) in the view point of structural stability. The investigated AFO is a solid and standard type. To analyze the stress distribution on the neck of AFO, the maximum AFO angular translation data is obtained by gait analysis. The material test of polypropylene is made to obtain the mechanical properties of AFO. The maximum dorsiflexion appears at the midstance in the gait analysis. The experimental angular translation at the top of AFO is about 10.3° at mid stance. Three models of AFO with different width of neck are made and analyzed with ABAQUS 6.1. The stress levels and distributions of 3 different width(W_1 , $W_2=0.85W_1$, $W_3=0.60W_1$) AFO are investigated. As a result, the standard type(W_1) appears to the maximum stresses at the medial edge of cutout area surrounding ankle joint. The maximum stresses of the narrower type(W_2) are occurred on medial edge and center of ankle. The narrowest type(W_3) appears to the maximum stresses at center of ankle. The maximum stresses become smaller as ankle width of AFO is narrower.

1. 서론

통계청 자료에 의하면 뇌졸중 환자는 매년 약 6만명 이상의 환자가 발생하며 현재 약 20만명 이상의 환자가 존재하고 있는 것으로 추정된다.⁽¹⁾ 이런 뇌졸중, 뇌손상 척수손상 등으로 인한 신경 손상 환자의 대표적인 증상으로 비정상 보행을 들 수 있다. 정상 보행이 불가능한 환자의 경우

본인뿐만 아니라 가족들에게 큰 육체적, 정신적인 부담을 초래하게 된다. 이때 환자의 비정상 보행을 보조하기 위해 플라스틱 단하지 보조기(Ankle Foot Orthosis : AFO)가 처방되는데 이는 환자보행을 호전시키기 위한 물리적 보조수단으로서 가장 보편적이고 적합한 기구로 알려져 있다.⁽²⁾

AFO의 기능은 크게 3가지를 들 수 있다. 첫째는 환측 하지의 입각기(stance phase, Fig. 1) 말기

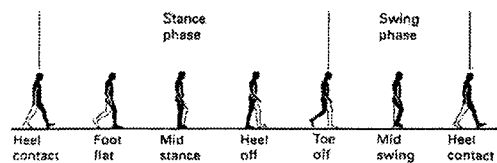


Fig. 1 Stance and swing phase

[†] 책임저자, 회원, 충남대학교 기계설계공학과

E-mail : yslee@shell.cnu.ac.kr

TEL : (042)821-6644 FAX : (042)822-7366

^{*} 회원, 충남대학교 기계설계공학과

^{**} 충남대학병원 재활의학과

^{***} 회원, Veterans Affairs Medical Center, Texas, U.S.A

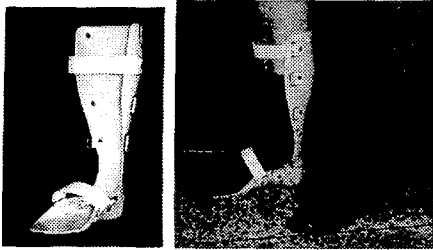


Fig. 2 Photograph of ankle-foot orthosis (AFO)

(toe off)에 발끝이 진출을 돕고 들쭉는 환측 하지의 입각기에서 안정성(stability)을 유지시켜주며 셋째로 유각기(swing phase, Fig. 1)에 발끝이 지면에 끌리는 현상인 족하수(foot drop)를 방지해 주는 역할을 한다. Fig. 2에 일반적으로 이용되는 플라스틱 AFO의 사진을 제시하였다. AFO의 재질로는 주로 폴리프로필렌(polypropylene)이 사용되는데 비중이 작고 성형성이 좋으며 탄력성과 기계적 성질이 우수한 장점이 있다.

AFO를 사용하여 보행상태의 호전을 보고한 예로서 Miyazaki 등⁽³⁾은 편마비 환자의 족관절 모델트에 의해 생성되는 AFO의 초기 배굴 또는 저굴 강성의 효과에 대해 연구하였는데 AFO의 사용은 입각기 초기에서 환자의 미약한 배굴에 중요한 역할을 하고 있으나 중간 입각기에서 저굴 근육을 돕는 역할은 매우 한정적임을 기술하고 있다. 또한 Balmaseda 등⁽⁴⁾은 AFO 착용시와 미착용시의 지면 반력, 압력중심(center of pressure) 궤적, 입각기 유지기 등을 조사한 결과 AFO를 착용했을 때 발뒤축 접지가 보다 더 후방에서 충돌(impact)이 발생하고 있고 입각기에서 압력 중심 궤적은 보다 외측(lateral position)으로 전이되고 있음을 발견하였다.

AFO에 대한 역학적인 해석을 보고한 연구로는 Leone⁽⁵⁾이 PLS(posterior leaf spring) AFO의 구조적 거동에 대한 실험과 간단한 이론적 모델을 연구하였다. 이론적 모델은 해석해와 실험자료로 비교되었고 단위 하중에 따른 AFO의 굽힘과 비틀림을 예측하였다. 또한 최근의 연구에서 McHuge⁽⁶⁾는 AFO 착용시 신체와 AFO간의 상호반력을 측정하였는데 AFO와 신체간의 상호작용 하중개략도(schematic)를 이용하여 유각기에서 배굴이 충분하지 않으므로 반력은 상대적으로 작아지고 입각기 후반에서는 부족한 저굴에 대한 보상으로 보조기의 도움이 필요하게 되는데 이때가 반력이 가장 크다는 것을 발표하였다. 그러나

McHuge⁽⁶⁾의 연구는 초기 입각기(early stance phase)와 후기 입각기(late stance phase)에 대해서만 언급을 하고 있을 뿐 AFO의 배굴이 가장 많이 발생하고 있는 중간 입각기의 존재를 간과하고 있다.

본 연구와 가장 유사한 분석을 실시한 연구로는 Chu 등^(7,8)의 연구결과가 있다. 유한요소해석 방법을 이용한 연구로서 3차원 비대칭 모델을 개발하여 입각기에 발생하는 AFO의 응력 상태를 보고하였고⁽⁷⁾ 실험으로서는 5가지 형태의 AFO에 스트레인 게이지를 부착하여 다양한 보행 방법에 따른 응력 상태를 측정하여 발표하였다.⁽⁸⁾ 그러나 두 연구 모두 AFO의 종류, 보행 형태에 따른 최대 응력양만을 언급하고 있을 뿐 입각기 구간에서 최대 변형이 발생하는 운동시점에서의 응력 분포와 그 때 AFO에서 발생하는 변형에 대해서 고려하지는 않았다. 그리고 국내에서의 의족과 의지에 대한 연구로는 이 등⁽⁹⁾의 유한요소해석과 다구찌 방법을 이용한 에너지 저장형 의족에 대한 연구가 있었고 임 등⁽¹⁰⁾의 3차원 보행 분석을 통한 플라스틱 단하지 보조기의 응력 해석을 수행한 연구 이외에 유사한 연구는 거의 없는 실정이었다.

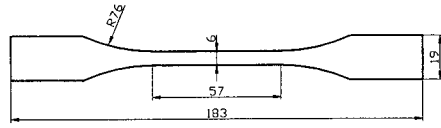
따라서 본 연구에서는 AFO 기능 향상을 위한 설계가이드를 만들기 위한 첫번째 접근으로 AFO의 구조 특성 규명에 초점을 맞추어 연구를 진행하였다. AFO의 기능에 따른 성능을 고려하기 위해서 족관절이 고정되는 표준형(standard type) AFO의 발목 너비를 감소시킴에 따라 변화하는 변형률의 분포를 살펴보았다. 이러한 기본적인 구조해석은 추후 실제 보조기의 동적 거동에서 측정할 변형률과 비교할 예정이고 이 비교는 컴퓨터 모델링을 이용한 다양한 형상의 AFO 설계를 위한 참고 자료로 사용될 것이다.

2. 연구방법

2.1 폴리프로필렌의 물성 시험

2.1.1 물성 시험 방법

본 연구에서는 인장시험을 통하여 폴리프로필렌의 기본 물성인 탄성계수(elastic modulus)와 포아송비(Poisson's ratio)를 측정하였다. 인장시험은 AFO의 재료인 두께가 3mm인 판형의 폴리프로필렌을 대상으로 실시하였고 시편은 ASTM D638에



(a) dimensions of specimen



(b) shape of specimen

Fig. 3 Dimensions and shape of tensile specimen

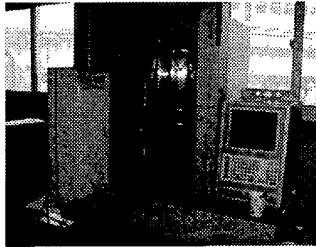


Fig. 4 Experimental system of tensile test

정의된 Type 2 (Fig. 3)를 이용하였으며 시험 속도는 50mm/min의 조건으로 인장시험을 실시하였다. 본 시험에서 이용된 시험장치는 Fig. 4와 같은 인장시험기(M350, Testometric사)이며 레이저 신장강도계(laser extensometer)를 이용하여 변위를 측정하였고 500Kgf 로드셀을 이용하여 하중을 측정하였다. 포아송비는 스트레인 게이지를 이용하여 구하였다. 본 연구에서 채택한 값은 총 5번의 시험에서 얻은 결과의 평균값을 이용하였다.

2.1.2 물성 시험 결과와 유한요소해석에의 적용

폴리프로필렌의 인장 시험을 통해 구한 탄성계수와 포아송비를 Table 1에 제시하였다. 이 물성 값은 참고문헌⁽¹¹⁾에서 제시하고 있는 값과 매우 유사한 결과를 보이고 있다. 그런데 유한요소해석을 통해 AFO와 같은 플라스틱 재질 구조물의 응력 해석을 할 경우 탄성계수와 포아송비 뿐만 아니라 응력-변형률 선도(Stress - strain Curve)의 특징이 중요한 변수로 작용하므로 Fig. 5에 제시한 폴리프로필렌의 응력-변형률 선도 또한 이후 유한요소해석에 적용된다. Fig. 5의 굵은 실선은 5회 시험 결과의 평균값인데 최대응력(28.1MPa)

Table 1 Mechanical properties of polypropylene by present test and references

	Present test	References ⁽¹¹⁾
Tensile modulus (GPa)	1.07	1.032 ~ 1.720
Poisson's ratio	0.30	-

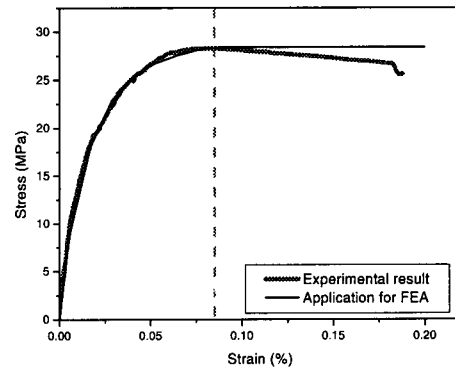


Fig. 5 Stress-strain curve of polypropylene by tensile test

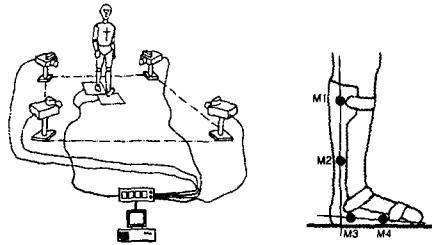
까지의 데이터를 유한요소해석에 적용하고 그 이후는 완전 소성으로 가정한다. 여기서 가는 실선은 평균값을 7차 다항식으로 근사화한 값이며 실제로 유한요소해석에서는 이 값을 사용하였다.

2.2 보행 분석 실험

2.2.1 보행 분석 실험 방법

표준형(standard type) AFO를 착용하고 보행했을 때의 AFO 거동을 알아보기 위해 신장 153cm, 체중 46kg의 20대 여성이며 편마비 증상이 없는 정상인을 대상으로 일반 보행에 의한 AFO의 변형을 측정하였다.

AFO의 변형은 Fig. 6(a)와 같은 3차원 동작 분석 시스템(Vicon140, Oxpor사)을 이용하여 측정하였다. 이 장치는 적외선을 감지할 수 있는 4대의 카메라를 이용하여 공간상에서의 임의의 위치(마커의 위치)를 측정할 수 있는 시스템이며 정밀도(accuracy)는 0.001이다. 보행 분석은 Fig. 6(b)와 같이 적외선을 반사하는 4개의 마커(M1~M4)가 부착된 AFO를 피실험자가 착용한 상태에서 보행하면 시스템 안에서의 마커의 위치가 적외선 카메라를 통해 측정된다.



(a) 3-dimensional motion analysis system (b) positions of markers on AFO

Fig. 6 Equipment of motion analysis

AFO의 변형은 시상면(sagittal plane)에서 측정하였으며 변형된 각도는 M2-M1이 이루는 벡터와 M3-M4가 이루는 벡터 사이의 내각으로 정의하였다.

보행 분석 실험에서는 먼저 4인의 정상인을 대상으로 예비 실험을 실시하여 보행 형태와 지면 반력이 비교적 교과서적으로⁽¹²⁾ 나타난 한 명의 피실험자를 선정하였다. 선정된 피실험자는 본 실험에서 AFO를 착용한 상태로 12회의 보행을 실시하였고 이를 통하여 실험의 재현성을 검증하였다. 이때 얻어진 AFO의 변형각이 유한요소해석에 변위 조건으로 이용된다.

2.2.2 보행 분석과 AFO의 변형각 측정 결과와 유한요소해석에의 적용

Table 2에서 제시된 값들은 보행 분석을 통해 얻은 결과 중 최대값과 최소값을 제외한 10회의 결과를 평균 낸 값이다. Table 2에 제시된 결과는 초기 이동시 굴곡값과 첫 번째 입각기에서 발생하는 배굴(dorsiflexion)과 저굴(plantarflexion) (Fig. 7)값인데 이는 변동량(coefficient of variation, C.V.)을 주목해 보면 매우 재현성이 높다는 것을 (C.V.<0.05) 알 수 있다.

분석결과 Table 2의 [F](중간입각기 상태)에서 AFO가 변형하지 않은 초기 상태 [A]에 대해 10.3°의 배굴각이 발생하여 AFO에 가장 큰 변형이 발생하는 것으로 판정되었다. 본 연구에서 이 중간 입각기를 고려한 구조해석은 이전의 중간 입각기를 간과한 연구들⁽⁶⁻⁸⁾과 비교했을 때 좀 더 현실적이고 유용한 결과를 제시할 것으로 생각된다.

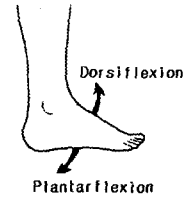


Fig. 7 Definition of dorsiflexion and plantarflexion

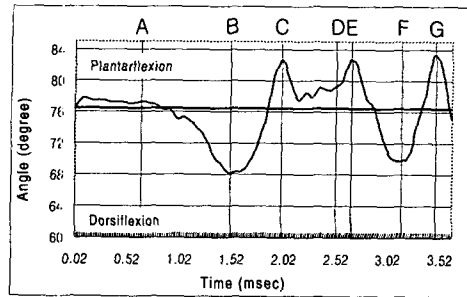


Fig. 8 Dorsiflexion and plantarflexion of ankle during gait

Table 2 Ankle flexion, extension angle(°) with AFO

Angle	Value	MEAN	SD	C.V.
Initial Angle [A]		78.4	2.07	0.03
Initial Dorsiflexion Angle [B]		68.7	1.98	0.03
Initial Plantarflexion Angle [C]		83.8	2.03	0.02
Heel strike Angle [D]		77.3	3.35	0.04
Maximum Plantarflexion Angle [E]		81.9	1.65	0.02
Maximum Dorsiflexion Angle [F]		68.1	2.53	0.04
Plantarflexion Angle [G]		83.1	1.53	0.01

3. 유한요소해석 및 결과

3.1 유한요소 모델링

Fig. 9에 발목 부위의 너비에 따른 세 가지 종류 AFO 유한 요소 모델링의 개략도가 제시되어 있다. Fig. 9(a)는 표준형(standard type, case 1) AFO로서 후면지주(up-light)는 종아리 후방을 감싸면서 발목 부분은 복사뼈의 뒤쪽을 따라 절곡하여 아킬레스건 뒤쪽에서 족관절을 지지하는 형태이다. 임상에서 사용하는 AFO 제작 과정에서

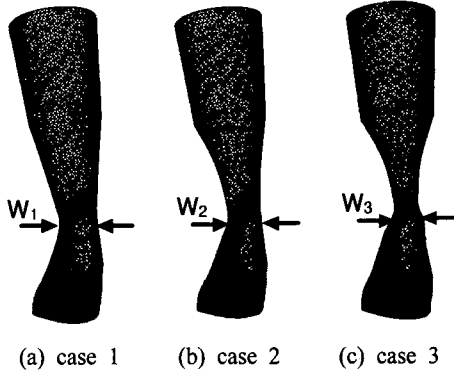


Fig. 9 Finite element model of AFO with three widths (W_1 , $W_2=0.85W_1$, $W_3=0.60W_1$)

의 발목 부분 절곡 기준은 표준형의 경우 복사뼈의 뒤쪽을 AFO의 끝단이 압박하지 않는 한도 내에서 발목 뒤쪽을 최대한 감싸는 너비로 정하고 있으므로 본 연구에서도 이러한 기준을 채택하였다. 이 발목 너비(W) 치수는 개인별로 차이가 있으나 본 연구에서는 보행분석에 참가한 피실험자의 신체조건 따라 모델링을 하였다. 그런데 실제로 임상에서 처방되고 있는 AFO는 편마비 환자의 증상에 따라 발목 너비를 제작자와 의사의 경험에 의해 적당히 가감하여 제작되고 있다. 따라서 본 연구에서는 표준형(case 1) 이외에 발목 너비를 85%, 60%로 각각 감소시킨 두 가지 모델(case 2, case 3)을 만들어 발목 너비에 따른 구조적 특성을 정량적으로 고찰해보도록 하겠다. 여기서 발목 너비란 양 복사뼈를 수평으로 통하는 단면에서의 AFO 발목부분의 너비를 보조기의 뒤에서 수평으로 측정한 양이다.

AFO의 유한요소해석에 적용된 변위 조건은 AFO의 초기 각도와 최대 배굴각의 차(10.3°)를 시상면에서의 변위로 환산하여 후면지주의 최상단에 보행의 전진방향으로 57mm의 변위를 적용하였다. 여기서 중간 입각기는 한쪽 하지로 체중을 지지하여 족저면이 지면에 밀착하고 족관절을 중심으로 하퇴부가 보행의 전진 방향으로 회전하는 상태이므로 경계 조건으로는 최대 배굴이 일어나는 중간 입각기를 구현하기 위해 Fig. 10과 같이 AFO의 바닥면을 완전 고정하였다. 그리고 유한요소해석에 폴리프로필렌의 비선형적인 재료 특성을 고려하기 위해 앞의 인장시험에서 얻은 응력-변형률 관계를 Table 3과 같이 정의하고 이에 따라 재료비선형성을 적용하였다. AFO의 응

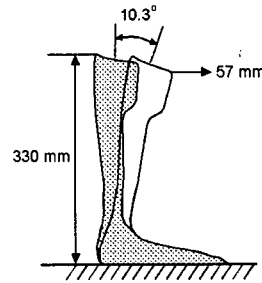


Fig. 10 Maximum dorsiflexion distance($d=57\text{mm}$) with reference position of AFO in sagittal plane

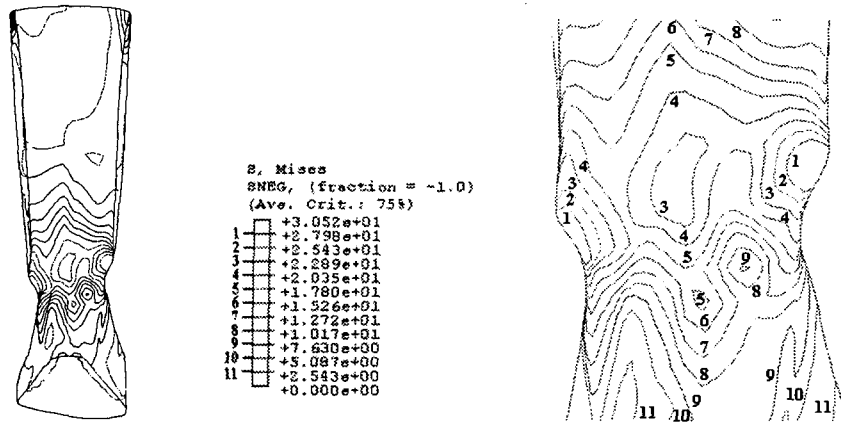
Table 3 Stress-Strain relation for FE analysis

Classification	Strain	Stress (MPa)
1	0.01682	18.00
2	0.02869	22.89
3	0.04056	25.35
4	0.05243	26.70
5	0.06430	27.54
6	0.07617	28.09
7	0.08804	28.37

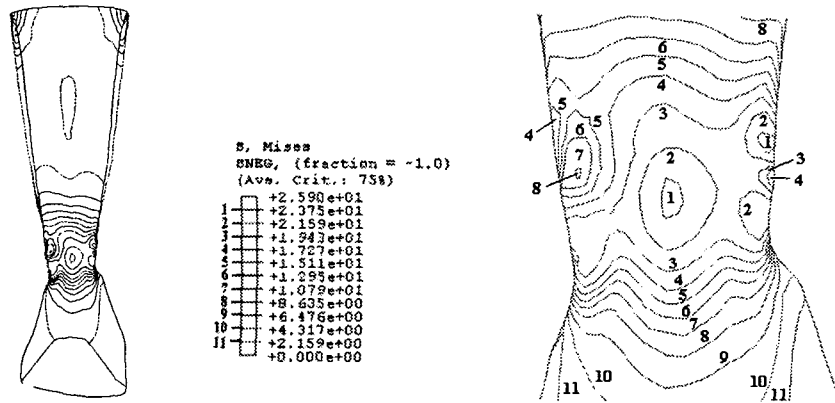
력 해석에 사용된 code는 상용 유한요소해석 프로그램인 ABAQUS 6.1 이었다. 사용된 요소는 3절점 6자유도를 가지는 Shell 요소인 선형 저차 요소 S3R을 사용하였으며 대변형 조건을 고려하였고 소성까지 고려하였다.

3.2 유한요소해석 결과

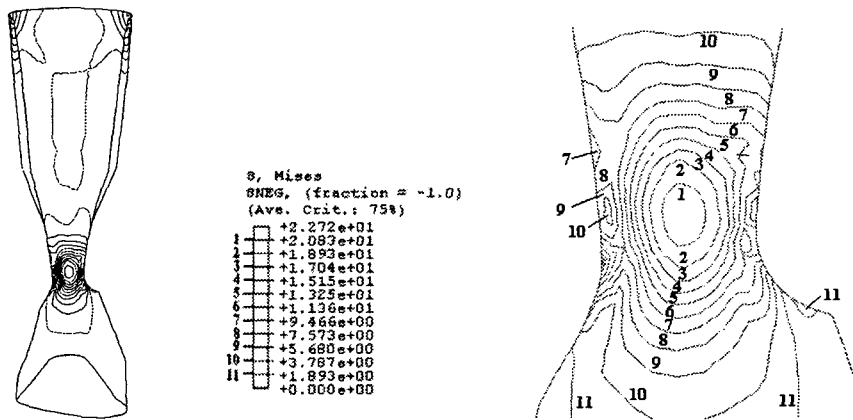
정상인이 AFO를 착용하고 보행했을 때 족관절 배굴 각도가 가장 큰 중간 입각기에서 AFO 전체에 발생하는 응력 분포 선도와 그 때의 발목부분의 확대 그림을 Fig. 11에 나타내었다. 먼저 Fig. 11(a)은 case 1 (기본형)의 응력 분포 선도이다. 여기서는 최대 응력이 30.5MPa로 발목의 내, 외측에서 발생하고 있고 후면지주와 발부분은 거의 응력이 발생하지 않았다. 또한 최대 응력이 나타나는 부분은 배굴에 의해 단하지 보조기의 발목부분이 벌크(bulk)되어 있는 것을 관찰 할 수 있었다. 이는 곡률이 있는 구조에 굽힘 하중을 주는 해석 시 대변형 조건을 고려할 때 볼 수 있는 현상이다. 단하지 보조기 발목의 내, 외측 끝단이 벌어지면서 굽힘 응력을 받고 이 굽힘 응력이 구



(a) Case 1 (W_1)



(b) Case 2 ($W_2 = 0.85W_1$)



(c) Case 3 ($W_3 = 0.60W_1$)

Fig. 11 Stress contours of AFO with 3 different neck widths

조 전체의 최대 응력이 되며 이 부분이 벌어지면 서 구조에 변위가 발생하게 된다. Fig. 11(b)는 case 2 (발목너비가 case 1에 비해 15% 감소)의 응력 분포 선도이다. 최대 응력은 25.9MPa로 발목의 중앙과 내측에서 발생하고 있고 후면지주와 발부분은 거의 응력이 발생하지 않았다. 발목의 외측 부분은 중앙부와 내측에 비해 적은 응력이 발생하는 것을 볼 수 있었다. 여기서는 단하지 보조기의 발목 부분에서 배굴에 의해 벌크(bulk) 되는 부분이 거의 없는 것을 관찰 할 수 있었다. case 2 의 경우 곡률은 일정하지만 발목 너비가 좁아짐에 따라 면적이 작아지고 따라서 곡률에 의한 영향이 상대적으로 작아져서 벌크되는 부분이 나타나지 않는 것으로 생각된다. 또한 Fig. 11(c)는 case 3 (발목너비가 case 1에 비해 40% 감소)의 응력 분포를 나타내고 있다. 최대 응력은 22.7MPa로 발목의 중앙에서 발생하고 있고 case 1, 2와 마찬가지로 후면지주와 발부분에서는 거의 응력이 발생하지 않았다. 후면 지주의 중심 선을 기준으로 좌우의 응력이 거의 대칭으로 발생하는 것을 볼 수 있었다. 여기서는 단하지 보조기의 발목 부분의 너비가 case 1에 비해 현저히 감소하였기 때문에 내, 외측 복사뼈에 의한 단하지 보조기 발목 부분의 기하학적인 비대칭성이 거의 사라진 것을 알 수 있었다. 따라서 응력도 거의 대칭적으로 발생하는 것을 볼 수 있었다. 또한 곡률에 의한 영향이 거의 없어서 case 1에서와 같이 발목 부분 끝단에 집중적으로 최대 응력이 발생하는 것에 비해 발목의 중앙부에서 최대 응력이 발생하였다.

Fig. 12는 실제로 사용하여 발목 부분의 내측에서 일부가 파단되고(위쪽 원) 소성되어(아래쪽 원) 있다. 이 AFO는 발목 너비가 case 2에 해당하는 형태인데 Fig. 11(b)의 최대 응력이 분포하는 위치와 유사함을 관찰할 수 있었다.

Fig. 11의 (a), (b), (c)를 비교해 보면 최대 응력이 발생하는 부위가 case 1에서는 발목의 내, 외측 끝단, case 2에서는 발목의 중앙과 내측 끝단, case 3에서는 발목의 중앙부분으로, 발목 너비가 좁아질수록 최대 응력이 발생하는 곳이 끝단에서 중앙부로 이동하는 것을 볼 수 있었다. 이는 발목 너비가 넓은 case 1 (기본형)의 단하지 보조기의 경우, 즉 발목 너비가 내, 외측 복사뼈에 닿지 않을 범위에서 최대한 넓은 때는 발목의 끝단이

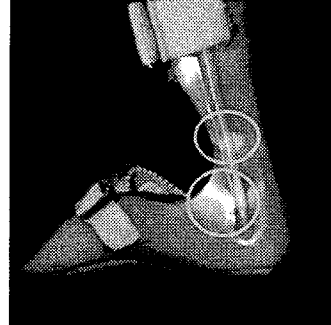


Fig. 12 Used AFO with fractured and plastic region

가장 취약하고 발목너비가 좁아질수록(case 2, case 3) 중앙부에 최대 응력이 발생하며 발목 너비가 좁아질수록 최대 응력이 작아진다.

이상의 응력해석의 관점에서 AFO의 발목 부분의 절곡량에 따른 구조적 특성은 내, 외측 복사뼈에 닿지 않는 최대 범위로 절곡했을 때(발목 너비가 가장 넓은 때) 최대 응력은 내측의 끝단에서 발생하며 절곡량을 늘림(발목 너비가 좁아짐)에 따라 발목의 중앙부에서 최대 응력이 발생하는 것을 알 수 있었고 발목 너비가 좁아짐에 따라 최대 응력값이 작아지는 것을 알 수 있었다. 최대 응력량과 발생하는 위치가 발목 너비에 따라 다르게 나타나므로 반복 응력에 의한 파단은 각 경우에 대해 다른 경향으로 발생할 것으로 예상된다. 따라서 환자의 보행기능에 따라 발목 너비를 다르게 처방했을 때 AFO의 발목 부분의 절곡량은 발목 너비가 가장 넓은 형태보다는 85 % 또는 60 % 절곡시켰을 경우가 응력 분포의 관점에서 고찰하였을 때 구조적으로 적합하다고 판단된다. 물론 환자의 보행 특성이 절곡량에 따라 어떻게 호전되는지 추가적인 실험이 요구되어지고 있고, 호전 양상에 따른 최적의 절곡량을 찾아내는 것 또한 추후 연구에서 수행하여야 할 것이다.

이전에 수행된 연구 중 본 연구와 가장 유사한 연구에서 Chu에 의한 유한 요소 모델의 응력 해석 결과⁽⁷⁾는 중간 입각기를 고려하지 않고 해석하였기 때문에 비교할 수는 없지만 Chu⁽⁷⁾의 연구에서 최대 압축 응력이 1.6 MPa로 발표되었는데 본 연구에서 측정한 바로는 중간 입각기에서 발생하는 굴곡양이 입각기 초기에 비해 3배 이상의

차이를 보이고 있으므로 이 굴곡양 차이만큼의 최대 응력 차가 발생된 것으로 생각된다. 그러나 본 연구에서 응력해석을 수행하는 가장 주된 목적은 AFO의 기능적인 입각기 안정성을 고려한 AFO의 형상 변경시 구조적 안전성 검토가 가장 큰 목적이었고 현재 진행되고 있는 AFO 형상 변경에 따른 응력 분포 변화의 기초 자료로 활용하기 위함이다. 이상의 AFO에 대한 응력 해석을 통하여 보행시 AFO에 발생하는 구조 특성을 파악하는데 매우 도움이 되었다.

4. 결론

AFO의 응력 해석을 위하여 AFO 재료인 폴리프로필렌 물성실험과 AFO를 착용한 정상인의 보행분석이 수행되었다. AFO의 기능을 고려한 세 가지 형태에 대한 모델링 및 유한요소해석을 통해 응력 해석을 실시한 결과는 다음과 같다.

- (1) AFO는 중간 입각기에서 최대로 굴곡되며 발목 너비가 좁아질수록 최대 응력이 작아진다.
- (2) AFO의 발목 관절의 절곡량이 작을 경우 발목의 내측 끝단에서 응력 집중이 심화되는 반면 절곡량이 많아질수록 발목의 중앙부에서 응력 집중이 심화된다.

후 기

본 연구는 한국학술진흥재단 자유공모과제(과제번호 제 KRF-1998-001-F00627)로 수행되었으며 관계자 여러분께 깊은 감사를 드립니다.

참고문헌

- (1) 통계청, [Http://www.nso.go.kr/report/data/pope95.htm](http://www.nso.go.kr/report/data/pope95.htm).
- (2) 권혜정의 역, 1997, "보장구의지학," 교문사.
- (3) Miyazaki, S., Yamamoto, S., and Kubota, T., 1997, "Effect of Ankle -Foot Orthosis on Active Ankle Moment in Patients with Hemiparesis," *Medical & Biological Engineering and Computation*, Vol. 35, No. 4, pp. 381~385.
- (4) Balnaseda, M.T. Jr., Koozekanani, S.H., Fatehi, M.T., Gordon, C., Dreyfuss, P.H., and Tanbouliong, E.C., 1988, "Ground Reaction Forces, Center of Pressure, and Duration of Stance with and without an Ankle-Foot Orthosis." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 69, No. 12, pp. 1009~1012.
- (5) Leone, D.J., 1987, "A Structure Model for Thermoplastic Ankle-Foot Orthoses," *Transactions of the ASME, Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 109, No. 4, pp. 305~310.
- (6) McHugh, B., 1999, "Analysis of Body-Device Interface Forces in the Sagittal Plane for Patients Wearing Ankle-Foot Orthoses," *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 23, No. 1, pp. 75~81.
- (7) Chu, T.M., Reddy, N.P., and Padovan, J., 1995, "Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis of the Polypropylene, Ankle-Foot Orthosis: Static Analysis," *Journal of Medical Engineering and Physics*, Vol. 17, No. 5, pp. 372~379.
- (8) Chu, T.M., 1998, "Determination of Stress Distribution in Various Ankle-Foot Orthoses: Experimental Stress," *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol. 10, No. 1, pp. 11~16.
- (9) 이동희, 장태성, 이정주, 윤용산, 2000, "유한요소해석과 다구찌방법을 이용한 에너지 저장형 의족 용골의 설계에 대한 연구," 대한기계학회 논문집 A권, 제 24권, 제3호, pp. 613~624.
- (10) 임현균, 최경주, 길기남, 조강희, 김봉욱, 이영신, 1999, "3차원 보행분석을 통한 플라스틱 단하지 보조기의 응력해석," 대한기계학회 추계 학술대회논문집 A, pp. 551~516.
- (11) Brandup, J., Immergut, E.H., Grulke, E.A., and Abe, A., 1999, "Polymer Handbook," *John Wiley & Sons*.
- (12) Kroschwitz, J. I., Ed., "Encyclopedia of Polymer Science and Engineering," 2nd ed., *John Wiley & Sons*.
- (13) 윤승호, 김봉욱 공역, 1994, "임상보행분석," 도서출판 세진기획.