

# 보행주기에 따른 맞춤형 단하지보조기의 응력분포 특성

최영철#, 이근민\*, 최화순\*\*

## The Stress Distribution Property on the Customized Ankle Foot Orthoses During the Gait Period

Young Chul Choi<sup>#</sup>, Kun Min Rhee<sup>\*</sup> and Hwa Soon Choi<sup>\*\*</sup>

### ABSTRACT

An ankle-foot orthosis(AFO) is a brace for persons with gait disabilities to support or replace the function of ankle joint. Ankle-foot orthoses(AFO's) are usually prescribed to alleviate the drop-foot by constraining the excessive plantar flexion. The shape and the strength of the AFO are often based on 'trial and error' due to a lack of knowledge of the stress distribution in the AFO. In this study, an improved stress-freezing method was proposed to measure the stress distribution characteristics in the AFO. As a result, a photoelastic material with low freezing temperature was developed to measure the stresses under a person's direct contact loading condition. The three-dimensional stress-frozen photoelastic models of AFO's for five stages of stance phase such as heel contact, foot flat, mid stance, heel off, and toe off were produced. The results of photoelastic analysis revealed that the stresses developed in the AFO were varied considerably from tensile to compressive or vice versa, during walking. At the posterior part of ankle joint in the AFO, the maximum compressive stress of 1.81MPa was observed in the mid stance, and the maximum tensile stress of 0.74MPa was observed during heel contact. The overall stress levels in the AFO's were low in the toe off phase. The results suggested that the posterior part of ankle joint might be the most fragile part in the AFO.

**Key Words** : Ankle foot Orthosis (단하지보조기), Photo-elasticity (광탄성실험법), Stress freezing method (응력 동결법)

### 1. 서론

인간의 보행 형태는 이동시스템의 수많은 신경근(nerve muscle)적 요소와 구조적 요소 사이의 복잡한 상호작용의 결과이다. 비정상적인 보행은 이들 체계 즉 뇌척수 신경, 근육, 관절 그리고 골격 등의 어느 부분의 이상과 통증에 의해서 생긴다.<sup>1</sup>

단하지 보조기(ankle foot orthosis: AFO, bellow knee orthosis: BKO)는 이러한 이상 보행 환자들의 보행 보조기구로써 가장보편적으로 사용되고 있다. 하지보조기는 족관절(ankle joint)의 형태에 따라 고정형, 관절형으로 크게 나뉘어 지고, 재료는 일반적으로 플라스틱이 많이 사용되며 특별한 용도에 따라 금속이 사용되기도 한다. 플라스틱은 기능적인

접수일: 2007년 5월 11일; 게재승인일: 2008년 1월 9일

# 교신저자: 대구대학교 재활과학대학 2 단계 BK Post Doc.

E-mail: heebangcyc@daum.net Tel. 016-513-0780

\* 대구대학교 재활공학과

\*\* 포항공과대학교 산학협력연구소

측면에서 여타 재료에 비하여 필요 충분한 강성과 유연성, 특히 보행 시 유각기(swing phase)로의 진출을 돕는 되튀김 탄성(에너지저장 능력)을 동시에 갖고 있다는 이점과, 가볍고 피부색에 맞게 다양한 색상을 연출할 수 있어, 금속재료에 비해 경제성이 떨어지는 단점에도 불구하고 점차 사용범위와 처방빈도가 증가하고 있다. 특히 폴리프로필렌 재료는 환부의 모양을 본뜬 석고 형상 위에 자신의 성형온도로 가열한 후 밀착시켜 제작함으로써 몸에 꼭 맞고 잘 받쳐주며 미관상 보기도 좋다.<sup>2</sup> 보조기 사용으로 인한 보행 호전은 이미 많은 임상연구에서 밝혀졌으며 플라스틱 재료가 사용된 이후 가장 효과적이며 경제적인 보조수단으로 이용되고 있다.<sup>3</sup> Fig. 1 은 일반적으로 사용되는 플라스틱 단하지 보조기 종류들과 본 연구에서 시편(specimen)으로 사용된 보조기의 사진이다. 이들 보조기의 기능은 크게 3 가지로 분류되는데 첫째로, 환측 하지의 입각기(stance phase) 말기에 발끝이 진출(push off)하는 것을 도와주고, 둘째로는 마비로 인해 약해진 환측 하지의 입각기에서 안정성(stability)을 유지시켜 주며, 셋째로 유각기에 발끝이 지면에 끌리는 현상인 족하수(foot drop)를 방지하는 기능이 있다. Fig. 1 에서 (A)는 탄력후엽보조기(PLS)로서 족관절 부위를 유연하게 만든 것이다. 따라서 족관절 배굴이 허용됨으로 측방 안정성은 없으며 족하수 환자의 유각기 조절에 사용된다. (B)의 족관절 고정형(일반형)의 경우는 입각기 안전성을 유지하고, 측방안전성 유지에 초점이 맞추어져 제작되고, Fig. 1 의 (C)와 같은 구두(shoe)형은 발목관절 기능은 양호하면서 발바닥의 변형이 있는 경우에 사용된다. (D)와 같은 관절형은 발목관절의 운동기능을 시상면(sagittal plane)에서만 허용하여 원활한 보행이 가능하도록 해주기 위해 처방되고 있으며, 기능성을 첨가한 안창(insole)형 보조기(E)는 보행정상인의 척추 만곡, 측곡(lateral flexion)등의 치료에 간단하게 처방할 수 있어 효과적이며, 특히 이 보조기는 좌우 불균형 환자의 치료에 도움을 주고 있다. 이외 플라스틱 탄성의 지면반발력을 극대화하여 환(患)측 하지의 유각기 진출을 효과적으로 보조하는 에너지 저장형 단하지보조기도 처방되고 있다. 마지막으로 (F)는 본 연구에서 광탄성(photoelasticity) 모델개발을 위해 제작한 환부 맞춤형 폴리프로필렌 시험편 보조기 사진이다. 이처럼 플라스틱 AFO 가 많은 환자들을 대상으로 가장 보편적으로 처방되

고 있음에도 불구하고 이에 대한 공학적 연구는 사용되는 빈도에 비하여 매우 빈곤하게 수행되어 있다. 즉, 보조기 사용으로 임상적 호전이 있다는 실험<sup>4,5</sup>은 많이 이루어 졌으나, 실제로 어떻게 보조기를 설계하고 제작해야 사용수명이 증가하여 경제적이며 보다 효율적인 보행 수단이 될 수 있는지에 대한 연구는 이루어지지 않았다. 특히 AFO 중 처방빈도가 가장 높은 맞춤형 폴리프로필렌 보조기의 역학적 성능분석 및 제작 방법 등에 대하여 구체적으로 연구된 논문은 국내외적으로도 거의 전무하며, 가장 유사한 논문으로는 Chu 등의 2 종류 연구와 이영신, 최경주 등의 편마비 환자용 플라스틱 단하지보조기의 설계기술 개발(I) 연구<sup>6</sup>가 있는 실정이다. Chu 의 첫 번째 연구<sup>7</sup>는 유한요소해석 방법을 이용한 것으로서 3 차원 비대칭 모델을 개발하여 입각기(stance phase)의 발바닥 접지기(foot flat), 발뒤축 유각기(heel off)에 발생하는 AFO 의 응력 상태를 해석하였고, 두 번째 연구<sup>8</sup>는 5 가지 형태의 AFO 에 스트레인 게이지를 부착하여 다양한 보행 방법에 따른 응력 상태를 측정하여 발표하였다. 그리고 이영신 등의 연구는 보조기를 착용한 정상인의 보행상태로부터 측정된 보조기의 변위각을 유한요소해석의 변위조건으로 활용하여 보조기의 응력해석을 수행하였다. 그러나 이들 연구는 AFO 의 종류, 보행 형태에 따른 최대 응력과 입각기 구간에서 최대 변형이 발생하는 운동시점에서의 응력 분포와 그때 AFO 에서 발생하는 변형(deformation)에 대해서만 고려하였다. 전술된 Chu 의 2 종류의 연구 중 유한요소 응력해석법은 해석하고자 하는 보조기에 간접적인 방법으로 측정된 자료를 근거로 설계된 하중장치를 이용하여 해석 모델에 부하한 하중으로 발생된 응력을 산출하였고, 동적 스트레인 게이지실험에 관한 연구는 게이지 접착부분의 응력상태만 측정되었음으로, 보조기 전 부분에 걸쳐 매우 불연속적으로 표현되는 응력상태를 파악하는 것은 곤란하였다. 또한 보조기 재료의 고분자 구조특성상 크리프(creep) 현상 등으로 변형을 응답이 겹쳐지는 현상에 대한 적절한 보정이 간과되어 있다.

그리고 이영신, 최경주 등의 연구는 보행동작 분석 장치로서 측정된 보조기의 변형률을 유한요소 모델의 변형 조건으로 사용하였는데 이 경우 변형률 측정 결과와 실제 보행 시 발생하는 변형의 차이 즉, 피부와 착용보조기 사이의 슬립(slip)

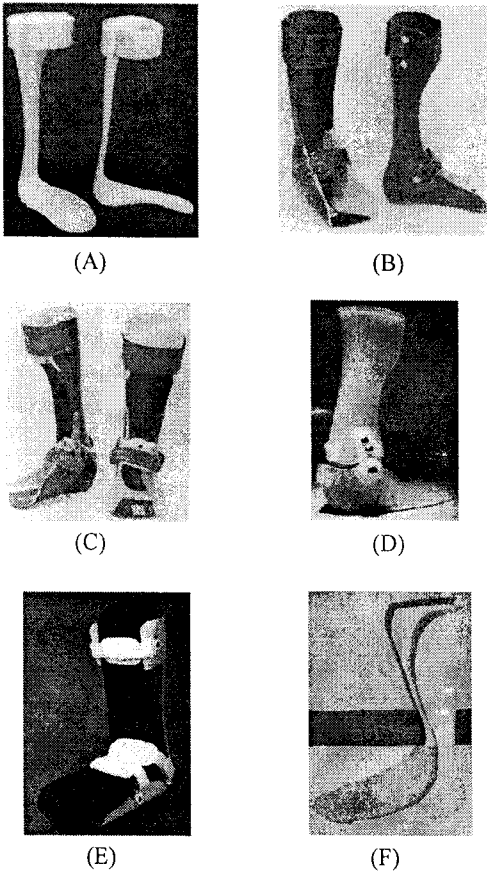


Fig. 1 Plastic AFOs : (A) Posterior Leaf Spring: PL S  
 (B) General Type AFO (C) Shoe Type AFO  
 (D) Allowed Knee Joint AFO (E) Insole AFO  
 (F) Specimen AFO for This Study

효과를 해결하지 않았다. 또한 해석모델의 외적인 형상만 보조기와 일치시켰을 뿐, 응력의 크기에 가장 큰 영향을 미치는 보조기의 두께가 전 구간에 걸쳐 균일하지 않은 점이 무시되어 이러한 문제점을 좀 더 보완한 연구가 수행되어야 할 것으로 생각된다. 지금까지 선행된 이들 보조기 응력해석에 관한 연구방법은 인체로부터 발생하는 외력을 해석모델에 직접 가할 수 없어 외력발생 근사모델을 개발하여 외력을 부하하는 방법을 이용하거나, 피검자가 보조기를 착용하고 보행동작을 취하면 이때 보조기 표면에 발생하는 변형량을 보행분석장치로서 측정하고 이 값을 해석모델의 변위조건으로 사용하는 간접적인 방법을 사용하였다. 그러나 이런 방식의 연구와 그 결과물은 기반 연구로

서 소기의 목적인바 성과를 이루었다고 할 수 있으나 보조기를 필요로 하는 의뢰인들의 다양한 보행양상(gait pattern)에 따라 보정하고자 하는 량의 개인차를 정량적으로 파악하여 이를 개인의 보조기 성능향상에 바로 적용해야 하는 제작자(보장구 기사)의 현실적 문제를 고려할 때, 실용연구로서는 부적절한 면이 있다. 따라서 본 연구에서는 이러한 선행 연구의 단점을 보완하여 사용자가 직접보조기를 착용하였을 때 발생하는 응력을 재현할 수 있는 응력해석용 재료와 보조기 모델을 개발하고, 실험 방법을 확립하여 보조기 응력특성의 개인차에 대한 연구가 가능한, 보조기 설계제작에 보다 실질적이고 유용한 자료와 방법을 제시하고자 한다.

## 2. 연구 방법

폴리프로필렌의 성형 우수성을 이용하여 제작되는 맞춤형 보조기는 제작자의 작업방식과 일습씨 등의 차이에 의해 품질의 불균일성이 발생하고, 제품수명의 예측범위에 대한 신뢰성이 매우 낮다. 이러한 문제점의 발생원인과 개선방법을 규명하기 위해 본 연구에서는 기존의 광탄성 실험법(photoelastic experimental method)상의 응력동결법(stress freezing method)을 개량하여 인체가 직접 접촉하여 하중을 부하할 수 있는 “인체 접촉식 하중부하 응력해석” 실험방법을 개발하였다. 그리고 개발된 실험방식을 일차적으로 정상인의 보행상태에 적용하여 응력의 분포 및 크기를 측정한 후 이를 선행연구 결과와 비교하여 실험방법 및 그 결과의 유효성을 입증 하였다. 이를 위한 실험절차는 1)인체접촉이 가능한 저온(50℃이내)에서 순간적으로 동결이 가능한 광탄성재료개발, 2)개발된 재료를 사용하여 의뢰인 맞춤형 보조기와 치수오차가 없는 동일한 모델 제작 방법 개발, 마지막으로 3)제작된 모델을 활용한 응력동결방법의 확립 및 실험수행의 순으로 진행하였다.

## 3. 실험 절차 및 방법

### 3.1 인체 접촉식 저온 동결용 광탄성 실험재료 개발

광탄성 실험은 시험편 재료의 개발, 즉 재료의 성형성과 가공 용이성 및 잔류응력의 제거방법 개

발에 주력하여 발전해 왔다. 수많은 개량을 거쳐 현재 많이 사용되는 균질재료용 광탄성 실험재료인 에폭시 수지(Araldite; CT-200, Cyba Ceigy Ltd.)는 이러한 요구를 잘 충족하고 있으며, 3차원 응력동결실험에서도 잔류응력 문제는 거의 발생되지 않고 있다. 우선 에폭시 수지의 열 경화 사이클에서 급속한 냉각을 주지 않으면 (1°C / 5min 이하), 열 수축 불균형에 따른 내부 잔류응력은 0.1 무늬차수 (fringe order) 이하로 억제할 수 있다는 사실은 현재까지의 실험에서 입증되고 있으며, 특히 동결온도가 상온에 가까운 경우(상온+30°C ~ 35°C 범위에서 0.5°C/sec.이내)는 급속한 온도변화에 따른 응력의 잔류 현상이 거의 발생하지 않는다는 사실도 여러 실험 경험을 통해 입증되고 있다.<sup>9</sup> 다만 상온에 근접한 온도에서 안정된 동결이 가능한 에폭시 (epoxy) 재료의 합성법 개발이 미결과제가 되어왔다. 일반적으로 열경화성 수지는 외부로부터 열을 받아서 안정된 분자구조를 형성하는 경우와 내부적 화학 반응에 의해 스스로 발열반응을 일으켜 고체화되는 두 가지 경우가 있다. 재료의 글라스 전이역(glass transition scope)은 실제 이들 재료가 안정화되는 온도와 비슷한 영역을 기억한 것으로 해석됨으로 이러한 현상은 열경화성 플라스틱의 결합반응에 소용되는 온도를 낮추는 것으로 동결온도를 조절할 수 있다는 것을 의미한다. 액체상태의 주재(main material)에 경화제(harder)를 혼합함으로써 상온(15°C)에서 결합하는 에폭시를 통칭 상온 에폭시라 한다. 이 재료의 경화제로 아민류, 폴리 아민류(poly-amin), 폴리아미드(poly-amid), 산무수물(散無水物), 폴리설파이드(poly-sulfate)등이 사용되는데 이중 폴리 설파이드 경화제에 첨가물을 더하면 극히 낮은 온도에서 반응하여 고체화되고, 따라서 동결온도가 상온 부근(48~50°C)까지 내려가는 광탄성 에폭시 재료를 합성할 수 있다. 본 연구에서는 플라스틱 단하지 보조기의 응력해석을 위해 인체 접촉이 가능한 온도에서 동결이 가능한 광탄성 실험용 에폭시 재료를 주재와 폴리설파이드경화제 고무첨가제등을 적절히 배합하여 본 연구수행에 가장 적합한 성질의 재료를 개발하여 사용하였다. Table 1에는 개발된 재료와 보조기 제작 재료로 사용되는 폴리프로필렌 재료의 물성을 비교하여 나타내었다. 이 Table 1에서 보는 바와 같이 광탄성 실험용으로 개발된 에폭시 T-01재료의 탄성계수는 상온에서 2.1GPa이고, AFO제작에 사용되는 폴리프

로필렌의 탄성계수는 1.91GPa이다. 또한, 에폭시 T-01과 폴리프로필렌의 상온에서 항복강도, 허용응력, 파단까지의 연신율 등은 35.6MPa과 34.5MPa, 7.1MPa과 6.9MPa 및 400%와 300~700%로서 서로 비슷한 물성치(physical property)를 갖고 있음을 알 수 있다. 이런 경우, 상사법칙을 이용하여 응력을 해석하는 광탄성 실험법칙의 원리를 굳이 적용하지 않아도 실험 결과로 나타난 응력 분포는 실제 보조기의 응력분포와 잘 일치하게 된다. 그리고 개발된 재료의 광탄성감도는 기존재료의 상온과 고온(동결온도)상태의 값과 비교하여 Fig. 2에 도시하였다. 그림에서와 같이 개발된 재료의 광탄성감도는 1.02mm/N으로서 광탄성실험 재료로 많이 사용되고 있는 아랄다이트(Araldite; CT-200, Cyba Ceigy Ltd.)재료의 고온(130°C)에서 광탄성 감도인 4.1mm/N에 비하여 25%수준이고, 상온에서 감도는 개발된 재료의 광탄성 감도가 아랄다이트 재료에 비해 4배정도 크다.

### 3.2 시험용 모델의 제작방법

실제 보조기와 기하학적 형상 및 크기가 완전히 일치하는 시험용 모델의 제작과정은 다음과 같다. ①시험편 모델 제작을 위해 폴리프로필렌으로 제작된 AFO 2개를 서로 겹치고 틈새를 밀봉한 후 그 사이로 실리콘(silicone : KE 1300)을 주재와 경화제 비를 10 : 1로 개량하여 균일하게 혼합한 후 채워 넣는다. ②헤어드라이어(hair dryer)를 사용하여 실리콘을 굳혀가면서 처음에 채워지지 않은 부분을 순차적으로 완전히 채워 넣는다. ③실리콘이 굳고 난 후 뒤쪽에 겹쳐있던 AFO를 앞으로 옮겨 놓은 후 다시 실리콘을 채워 처음에 뒤쪽에 있던 AFO의 전후로 실리콘 몰드(mold)가 굳어 성형되게 한다. ④이후 양 측면에 실리콘을 부어 적당한 두께로 실리콘 막이 형성되게 하여 몰드를 완성한다. ⑤실리콘 몰드 속에 있는 AFO를 제거 후, 이 몰드를 실리콘을 사용하여 다시 밀봉 결합한다. ⑥몰드가 완전히 굳은 후 이 몰드에 물을 채워 넣어 완전히 밀폐된 것을 확인한다. ⑦몰드에 물기를 완전히 건조시킨 후, 개발된 저온 동결용 에폭시재료를 부어넣고 상온에서 20시간정도 경과하도록 유지하여 완전히 굳힌다. ⑧마지막으로 몰드로부터 완성된 에폭시모델을 분리하여 마무리 가공을 실시하여 모델 제작을 완성한다. 이렇게 완성된 모델을 Fig. 3에 나타내었다.

Table 1 The Physical Property of Photo-elastic Material (epoxy T-01) & Polypropylene

Material	Epoxy T-01 (room temperature)	Epoxy T-01 (48°C over)	Polypropylene (room temperature)
Physical Property		About	
Modulus of Elasticity	2.1 GPa (this study)	175 MPa (this study)	1.91 GPa (이경신, 최경주 등, 2002)
Tensile yield Stress	35.6 MPa (this study)	-	34.5MPa (Borg-Warner Chemical Co.)
Allowable Tensile Stress	7.1 MPa (this study)	-	6.9 MPa(this study)
Elongation at break	About 400% (this study)	-	300-700%(Borg-Warner Chemical Co.)

3.3 응력동결방법 및 실험 절차

완성된 실리콘 몰드(mold)로부터 7개의 모델을 제작하여 이들 중 2개는 예비시험에 사용하였다.

예비시험을 통하여 동결방식과 사진촬영방법에 대하여 수회 시행착오를 거쳐 실험방법을 완성하였다. 먼저 동결하고자 하는 모델을 60°C의 온도로 맞추어진 노(oven)에서 7~8분 정도 유지하여 모델의 온도가 정한 온도가 되게 충분히 가열 한 후

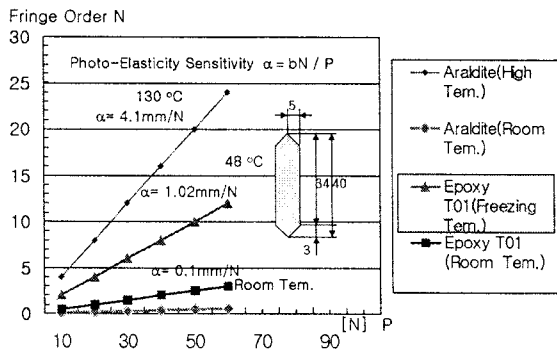


Fig. 2 Sensitivity of Photo-elasticity Material Development of This Study [N]: Load (Newton), N: Fringe Order Number

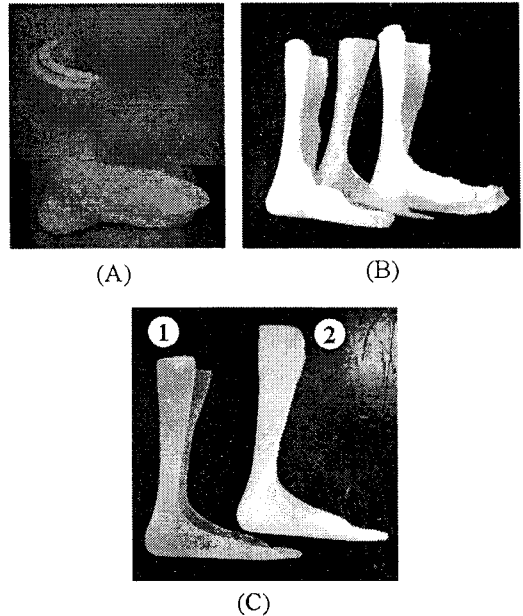


Fig. 3 Developmental Process of Experimental Model (A) Silicon Mould for Molding (B) The Division of Mould (C) The Completion of Models ① T-01 Epoxy Model ② Polypropylene Specimen AFO

양말을 신은 발(왼쪽)에 착용하고 각각의 입각기(stance phase)자세를 취하여 상온에서 1~1.5분 정도 유지하여 동적인 상태를 정적인 상태로 가상, 변환하여 응력을 동결하였다. 일반적으로 인간이 편안한 보행을 유지할 때 보행주기는 무게중심이 최고인 지점에서 최저의 속도를 나타내고, 다시 무게중심이 최저인 곳에서는 최고속도를 보이는 단순한 주기(period)를 갖는 역진자 운동(inverse pendulum movement)과 매우 유사하여 속도가 0인 순간은 정적인 경우로 대체되어 해석될 수 있다. 또한 보행 주기변화에 따른 응력분포의 단순한 비교만을 목적으로 하는 경우에는 실험자가 보행반력에 대한 선행연구 결과인 추진기와 억제기에 해당되는 값을 참조하여 체중의 일정비율(10~30%)을 임의로 부하하여 실험을 실시할 수 있을 것으로 생각된다. 그러나 Chu 등의 선행 연구결과와 본 연구의 실험결과를 서로 비교하기 위하여 이러한 방법을 실험에 적용하지는 않았다. Fig. 4는 시행착오를 겪어 완성된 동결 사이클(cycle)을 정량화하여 나타내었다.

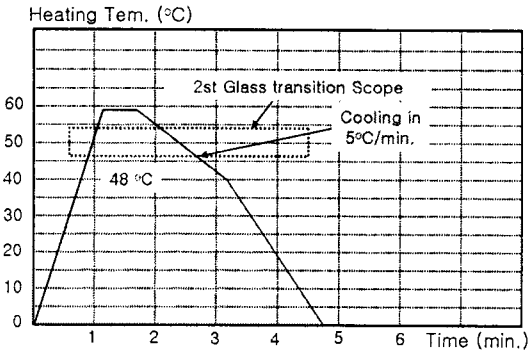


Fig. 4 Heating Temperature & Cooling Cycle for Freezing

마지막으로 동결이 완료된 보조기 시험편을 Fig. 6의(B; 사진촬영을 위한 분할한 투영도)에 도시한 그림에서처럼 외측(lateral), 후방(posterior), 내측(medial)의 3부분으로 분할하여 알파-로모나프탈렌( $\alpha$ -bromonaphtalene)과 유동파라핀 용적비(약 1 : 0.6)로 섞은 혼합액을 발라 시험편을 더욱 더 투명하게 한 후 광탄성 시험 장치에서 관찰하고 사진을 촬영하였다. 이러한 재료개발과 모델 제작 및 실험 과정을 도시하여 Fig. 5에 나타내었다.

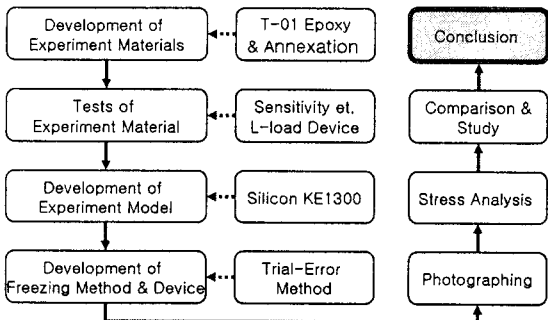


Fig. 5 The Experimental Process & Method of Photo-elasticity Stress Analysis

#### 4. 실험 결과 및 고찰

보행은 인간이 가진 가장 복잡한 습관이며 무의식적 동작으로서, 정상보행의 경우에도 직접적인 결정요소만 6가지가 참여하는 다양한 상호작용의 결과이다.<sup>10</sup> 더욱이 보조기를 사용하는 의뢰인의 병적 보행은 정상보행에 비하여 더욱 다양한 결과로 나타난다. 이것은 병적 보행이 하중조건으로 작용하여 실제보조기에 발생시키는 응력양상은 매우

복잡하며 그 결과분석이 얼마나 어려운 문제인지를 말해준다. 본 연구에서처럼 인위적으로 하중장치를 사용하지 않고 인간보행의 형태에 따라 그대로 응력이 동결되는 방식으로 선행된 연구는 전무하다.

따라서 본 연구는 임상이나 생체역학적인 보행 분석으로 이미 학문화된 이론, 혹은 선행연구의 목적과 방식이 본 연구의 그것과 가장 유사한 경우에 한하여 제한적으로 결과를 직접 비교하거나 이 연구를 인용하여 원인을 고찰하였다.

#### 4.1 실험결과

일반적인 광탄성 응력법칙에 따라 AFO 표면에 작용하는 응력( $\sigma$ )과 광탄성 무늬차수(N), 광탄성감도( $\alpha$ ) 그리고 이 지점의 보조기 두께(t)와의 사이에는  $\sigma = N/\alpha t$ 의 관계가 성립한다. 따라서 해석하고자 하는 보조기 해당지점에 대한 정밀한 두께 측정이 선행되고, 정확한 무늬차수의 판독이 이루어지면 이 지점의 응력의 크기를 바로 구할 수 있다. 또한 광탄성 무늬차수는 발생된 응력에 정비례함으로써 광탄성 무늬차수 사진만으로도 AFO 전체 응력분포에 대한 전시야(wide visual field)적인 정보를 얻을 수 있게 된다. 이러한 고전적 광탄성 해석 원리와 방법을 그대로 적용할 수 있는 인체 직접접촉 방식의 광탄성 저온순간 동결법을 HC(heel contact), FF(foot flat), MS(mid stance), HO(heel off) 그리고 TO(toe off)의 입각기 5종류 자세 각각 적용하여 응력을 동결하는 실험을 실시하였다. 보행주기 5단계 세분화 방식은 보행의 가장 근본적인 개념인 양쪽 다리의 상호작용에 대한 정보(보행 장애인은 바로 이점에 문제가 발생함)를 전혀 포함할 수 없기 때문에 보조기 제작 의뢰인을 대상으로 직접 적용하기에는 적절치 않다. 그러나 연구 결과를 상호 비교하고자 하는 선행 연구들이 양하지 운동이 완전히 대칭인 정상보행을 대상으로 수행한 연구이므로 본 연구에서도 전술한 정상인의 보행 5단계 세분화 방식을 응력 동결을 위해 우선 적용하였다. 실험이 완료되어 동결된 보조기 시험편을 내 외측과 후반부로 3등분하여 분할하고, 편광(polarizing) 장치를 사용하여 촬영한 한 결과를 Fig. 6, 7, 8, 9, 그리고 Fig. 10에 나타내었다. 이들 각각의 그림에서 (A)는 체중에 의한 무게 중심선이 표시된 보행자세의 자유인체도이며 (B)는 실제 보조기를 착용하고 동결하는 장

면의 사진이다. (C)는 치수가 표시된 시험모델의 지시된 방향에서 투영도를 나타내고 (D)는 투영도와 같은 방향에서 촬영된 시험결과의 광탄성 무늬사진을 나타내고 있다. Fig. 6의 (D)에 표시된 사진들에서 보듯이 내, 외측의 광탄성 무늬가 서로 다르고, 후면지주(posterior leaf)사진에서 세로방향 중심선의 좌우측 영상이 서로 대칭이 아닌 것은 실제 인체 발의 내, 외측 복사뼈 위치에 의한 단하지 보조기 발목 부분의 기하학적인 비대칭성의 결과이다.

**4.1.1 발뒤축 접지기(heel contact: HC)**

입각기가 시작되는 HC자세에서 체중에 의한 무게중심선은 Fig. 6(A)의 자유인체도에서 처럼 점선으로 표시된 방향을 따라 고관절(hip joint)과 슬관절(knee joint)의 전방(anterior)을 지나 족관절(ankle joint)후방을 통과하여 지면 바닥을 향한다. 이때 고관절은 30°정도 굴곡(flexion)되고 슬관절은 0~5°로 신전(extension)상태를 유지하며 족관절은 25°정도 저굴(planar flexion)된 상태에서 3가지 종류의 회전 모멘트(moment: torque)를 발생한다. 이들 회전력들은 HC 자세에서는 추진력으로서 발뒤축을 향해 바닥에 작용하여 보조기에 응력을 발생시킨다.

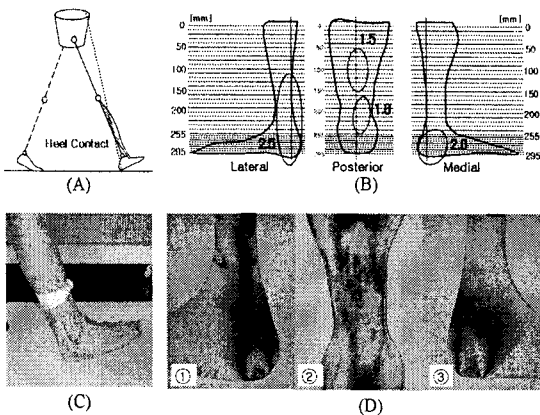


Fig. 6 Flange Patterns of Photo-elasticity at Heel Contact Position (A) Free-body Diagram (B) Dimensions & Flange Orders of Every Parts (C) Photograph of Experimental Position (D) Flange Patterns of Photo-elasticity ①Lateral ②Posterior ③ Medial View

HC자세에서 광탄성 응력동결실험 결과로서 얻어진 등색선 사진은 Fig. 6의 하단 (D)에 외측, 후반부, 내측 순으로 나타내었다. 실험결과들에서 보듯이 최고무늬차수는 2.5차로 뒤꿈치 부근에서 관찰되었다. 그리고 응력이 미소하게 분포된 최저영역은 발끝부분과 슬관절(knee joint) 하부영역에서 광범위하게 관찰되었다. 또한 Fig. 6에서 외측의 최고무늬차수가 내측에 비해 0.5차수 정도 큰 것은 발뒤축 접지기(heel contact)때, 보행진전을 위하여 슬관절을 신전하면 긴장되는 외측복사뼈의 위치가 내측에 비해 발뒤축에 가깝기 때문에 상대적으로 이 부분이 발바닥의 반력에 비교적 많은 영향을 받은 결과로 생각된다.

**4.1.2 발바닥 접지기(foot flat: FF)**

입각기 두 번째 자세인 FF자세는 반대 측 하지의 들림(toe off)이 일어남과 동시에 바닥에 닿은 뒤꿈치가 전방으로 10°정도 빠르게 저굴(planar flexion)됨으로써 발생한다. 이때 체중에 의한 무게중심선은 Fig. 7(A)의 인체자유도에서 처럼 점선으로 표시된 방향을 따라 고관절(hip joint)의 중심부근을 지나고 슬관절(knee joint)과 족관절(ankle joint)의 후방을 통과하여 지면 바닥을 향한다. 이때 체중에 의한 무게중심은 최저점을 통과하여 상승곡면으로 접어들고, 보행속도는 최대점을 막 통과하여 줄어든다. 발바닥이 접지하는 순간 슬관절은 15° 정도 굴곡되어 추진력을 발휘시켜 보조기에 응력을 발생시킨다.

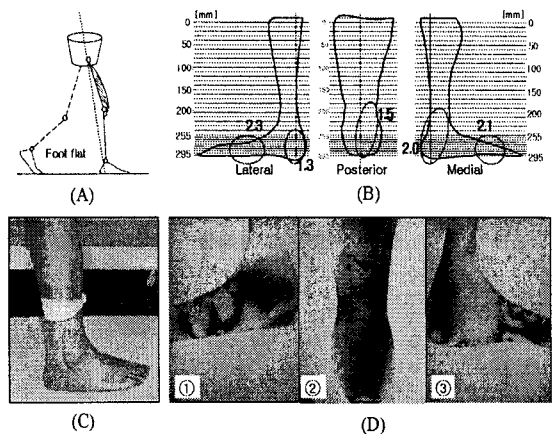


Fig. 7 Flange Patterns of Photo-elasticity at Foot Flat Position

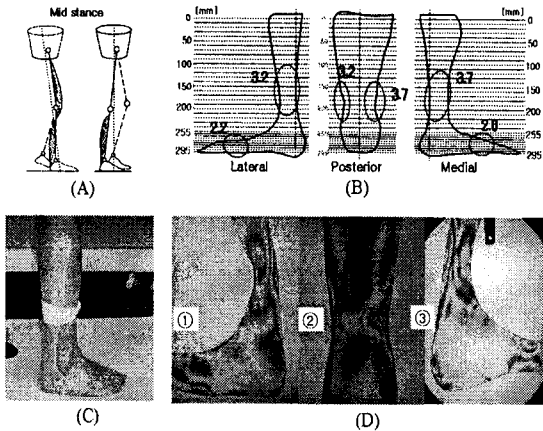


Fig. 8 Flange Patterns of Photo-elasticity at Mid Stance Position

이들 실험결과는 Fig. 7의(D)에서 보듯이 최고무늬차수는 2.3차로 외측 발등 중앙부근에서 관찰되었다. 최저영역은 발목상부에서 주로 관찰되었다. 특히 이 자세에서는 내, 외측의 응력이 발뒤축에서 발바닥전체로 이동하나, 후면지주에서 광탄성 무늬차수는 오히려 이전(발뒤축 접지기)에서 보다 증가함을 보였다. 이는 이 자세에서 점차 증가되는 체중에 의한 부하가 보조기에 배굴 굽힘 모멘트를 증가시켜 나타나는 결과로 해석된다.

#### 4.1.3 중간 입각기(mid stance : MS)

반대 측 하지가 유각기로 진입되는 시점부터 지지 측 다리에 체중 전부가 부하되고 시상면(sagittal plane)에서 관찰할 때 지면 반력이 전방에서 후방으로 이동하는 입각기 중기는 무게 중심점이 최고가 되어 위치에너지를 완전히 회복 쪽 하지 지지기에 따른 최고로 증가된 하중과 추진기에서 억제기로 전환되는 보행특성의 변화에 기인하여 관상면상(coronal plane)에서 골반의 안전성을 유지하기 위해 고관절 외전근(abductors)의 활동이 증가하여 발생된 것으로 해석된다. 또한 이 자세에서는 외측, 내측 그리고 후방지주 모두에서 최고무늬차수가 여타 다른 자세에 비해 1~1.5차정도 증가하고 보조기 전체응력의 크기를 나타내는 응력의 분포밀도가 보조기전영역에 걸쳐 크게 나타났다. 이는 국소적인 부분에 높은 무늬차수를 보인 여타 다른 자세와 두드러진 차이점이다.

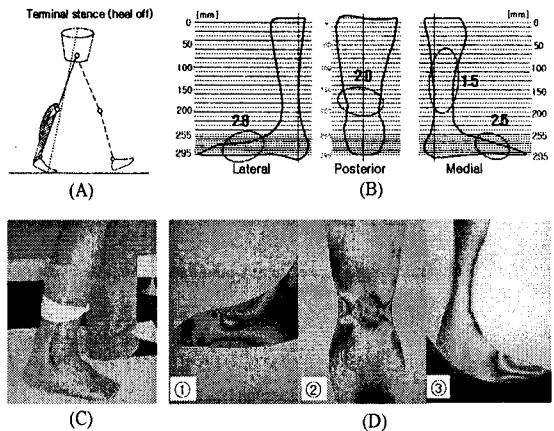


Fig. 9 Flange Patterns of Photo-elasticity at Terminal Stance Position

#### 4.1.4 말기 입각기(heel off: HO)

HO자세는 반대 측 하지가 접지를 시작하는(heel contact)자세로서 한쪽 하지 지지기의 후반 시작기이며, 최고점에 도달한 무게중심점을 전 하방으로 떨어뜨리면서 위치에너지를 전방이동 에너지로 변환시키는 시기이다. 이를 위해 하퇴 삼두근(triceps surae)이 편심성 수축으로 조절된 족관절 배굴을 10°~15°유지하다가 말기에는 무게중심점의 급격한 하강을 막기 위해 다시 동심성으로 수축하여 하지의 무게 중심선을 다시 전상(anterior-superior)방으로 진출 시키는 작용을 한다. 이때, 발생하는 반력은 Fig. 9의 (A)의 점선처럼 고관절을 후방을 지나 슬관절과 족관절의 앞을 통과한다. 고관절과 슬관절은 근육의 활동 없이 지면 반발력에 의해 수동적으로 신전된 상태를 유지하면서 착용된 보조기에 응력을 발생 시킨다. 이 자세에서 광탄성 응력동결실험 결과로 얻어진 등색선 사진을 Fig. 9의 하단 (D)에 외측, 후반부, 내측의 순으로 나타내었다. 여기에서 보듯이 최고무늬차수는 외측 발등 끝 부근과 후반부 발목에서 2.8차가 관찰되었다. 다음으로 내측 발등 끝 부근을 중심으로 2.4차의 무늬차수가 관찰되었고, 역시 내측 발목에서 1.4차가 관찰되는 순으로 응력분포가 나타났다. 특히 이 자세에서는 여타 다른 자세에 비해 보조기 내, 외측의 발끝부분과 발바닥 전면, 후방지주의 발목부분에 걸쳐 고 응력분포 영역이 관찰되었다. 이것은 증가된 배굴 굽힘 모멘트의 영향



과, 발가락부분에 집중되는 반력의 영향으로 인하여 나타난 결과로 해석된다.

**4.1.5 부하 전달기, 전유각기(toe off: TO)**

TO자세는 반대 측 하지가 발바닥 접지를 시작하고 지지 측 하지의 보행 제어가 종료되어 유각기가 막 시작되는 시점이며 따라서 반대 측 하지의 발바닥 접지기(FF)와 일치한다. 발끝림(toe clearance)배제를 슬관절 굴곡에 의존하는 이 시기에서는 최대 60°이상의 슬관절 굴곡을 기대할 수 있다. 또한 슬관절 수동 굴곡현상은 대퇴직근(rectus femoris)에 장력을 가하여 고관절 굴곡을 증가시킴으로써 유각기시작(pre-swing)을 도와 보행의 효율을 높이는 작용을 한다. 이러한 입각기 주기(period)가 끝나는 자세인 HO에서 광탄성 응력동결 실험 결과로 얻어진 등색선 사진을 Fig. 10의 하단(D)에 내측, 후반부, 내측의 순으로 나타내었다. 이 실험결과들에서 보듯이 TO자세에서는 내, 외측발끝부근을 중심으로 2.5차의 무늬차수가 좁은 영역에 걸쳐 관찰되고, 특히 이때 발끝상반부에 집중되는 무늬차수는 국소적인 응력집중을 나타내는 현상으로 해석된다. 이러한 부분을 제외하고는 여타 다른 자세에 비해 전반적으로 가장 적은 응력상태를 보였는데 이는 이 자세의 특징으로 반대 측 하지로 무게중심이 이동하여 부하되는 체중이 급격히 감소한 영향으로 판단된다.

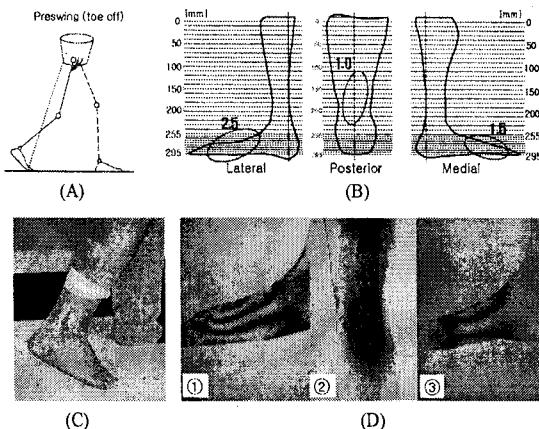


Fig. 10 Flange Patterns of Photo-elasticity at Pre-swing Position

**4.2 실험결과 비교**

광탄성실험 결과를 응력으로 환산하여 선행 연구결과와의 응력의 크기와 비교할 목적으로 등색선 무늬차수를 판독한 결과를 참조하여 응력을 해석할 6개의 중요지점을 선정하고, 이를 Fig. 11에 도시하였다. 그리고 Table 2에는 이 부분의 측정된 두께와 지점별 최고무늬차수와 환산된 응력 값을 나타내었다. 그리고 보조기 내, 외측과 후반부 각 자세에서 측정된 무늬차수를 5단계 전체 입각기(stance phase)의 보행 주기에 따라 연결한 결과를 Fig. 12에 상호 비교하여 나타내었다.

Table 2 Photo-Elasticity Flange Order & Stress Measurement in This Study

PN.	Heel Contact		Foot flat		Mid stance		Heel off		Toe off		
	Thi	N	N	N	N	N	N	N	N	N	
1	2.6	1.0	0.38	0	0	-3.2	-1.2	-1.2	-0.45	-1.0	-0.37
2	3.0	0	0	2.3	0.75	2.2	0.72	2.8	0.92	2.6	0.85
3	2.0	1.5	0.74	1.5	0.74	-3.7	-1.81	1.5	0.74	1.0	0.49
4	1.8	-2.3	-1.25	-1.5	-0.82	1.5	0.82	1.0	0.54	0.5	0.27
5	2.5	1.0	0.39	1.0	0.39	-3.7	-1.45	1.5	0.58	1.0	0.39
6	3.0	0	0	2.1	0.68	2.0	0.65	-2.5	-0.82	-1.5	0.49

PN. : Point Numbers, Thi. : Thickness [mm], N : Flange Order, . : Stress [Mpa]

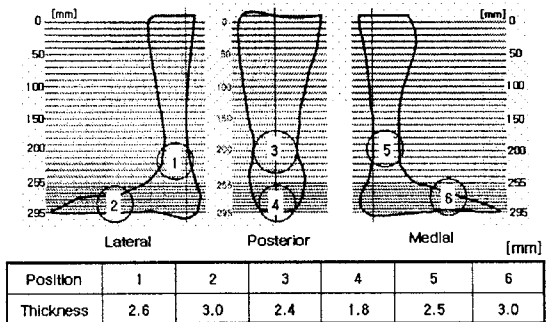


Fig. 11 Location of Measuring Point Numbers & Thickness

그림에서 보는 바와 같이 보조기의 내, 외측은 보행주기에 따라 인장응력 상태에서 압축응력 상태로 이동하는 응력 사이클을 나타냈고, 후반부는 압축에서 인장으로 응력 사이클이 이동하는 결과를 얻었다. 이러한 결과는 근사적으로 족관절(ankle joint)의 각 변위 패턴(angular displacement pattern)에 보조기 내 외 측의 응력 값이 의존하며

슬관절의 각변위 패턴에 보조기 후반부 응력양상이 역시 의존하는 것을 의미한다. 그리고 연구결과를 Chu 등의 유한요소 법으로 구한 연구결과와 비교하여 Table 3에 나타내었다. Table 3에서 보는 바와 같이 두 연구의 응력 측정지점과 보조기 해석 모델의 형상이 완전히 일치하지 않는 관계로 엄밀한 비교는 불가능하지만 유사지점의 대부분의 응력양상은 일치한다. 또한 응력의 절대 값은 Chu 등의 연구결과가 40%~50%정도 높은 것으로 나타났지만 이는 발뒤축 접지기(heel contact)와 발끝 유각기(toe off)자세에서 추진력과 억제력에 상당하는 356N의 부하를 추가한 결과 값으로서 이는 본 연구에서 체중으로서 부하된 618N의 58%의 힘에 해당됨으로 이를 감안하면 두 연구결과가 절대 값의 경우에도 잘 일치하고 있음을 보여준다.

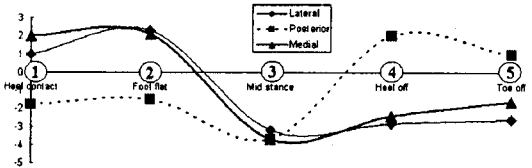
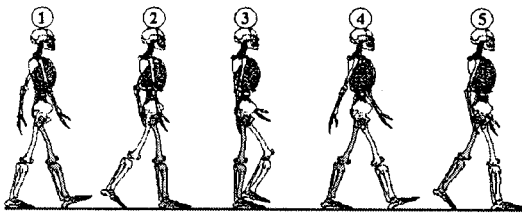


Fig. 12 Comparison of Every Stance Phase & Maximum Flange Orders of Photo-elasticity (A) Every Stance Phase ①Heel contact ②Foot flat ③Mid stance ④Heel off ⑤Toe off (B) Making a Drawing Graph Using Photo-elasticity Maximum Flange Orders

### 5. 결론

1)재료의 광탄성 감도는 1.02mm/N, 동결 온도는 48℃~50℃ 이고 최장 2분 이내에 순간동결이 가능한 광탄성 동결용 시험 재료를 개발하였다.

개발된 재료를 사용하여 실제 AFO와 기하학적 형상이 치수오차 없이 완전히 일치하는 실험모델을 개발 하였다. 이로써 별도의 하중장치를 개발하여 사용하거나, 인체에서 발생하는 힘의 조사가 선

행되지 않아도 보행 시 보조기에 발생하는 응력 해석이 가능한 실험방법을 제시하였다.

2)실험 결과, 유사선행 연구인 Chu 등의 연구결과와 근사하게 중기 입각기 관절목에서 최고 1.81MPa의 응력이 구해졌고, 전반적인 최저응력은 입각기 말기(toe off)에서 관찰되었다.

Table 3 Comparison of Maximum Stress Value (this study result & Chu etc.'s study result)

Stance Phase	Maximum Stress Point	Stress	Maximum Stress Value [MPa]
Heel Contact	④	MCS	1.25
	This study -	-	-
	①, ⑤	MTS, MCS	0.38, 0.39
	③	MTS	0.74
	Chu et.		
Foot flat	④	MCS	0.82
	This study -	-	-
	①, ⑤	MTS, MCS	0, 0.39
	③	MTS	0.74
	Chu et.		
Mid stance	④	MCS	0.82
	This study -	-	-
	①, ⑤	MCS, MTS	1.2, 1.45
	③	MCS	1.81
	Chu et.		
Heel off	④	MTS	0.54
	This study -	-	-
	①, ⑤	MCS, MTS	0.45, 0.58
	③	MTS	0.74
	Chu et.		
Toe off	④	MTS	0.27
	This study ①, ⑤	MCS, MTS	0.37, 0.39
	③	MCS	0.49
	Chu et.		
Toe off	④	MTS	0.7
	Chu et.		
	뒤꿈치중앙	MCS	0.74
	발목, 발목 뒤	MTS	0.8
	발목 주변	MCS	0.79

MTS : Maximum Tensile Stress,  
MCS : Maximum Compressive Stress

3)본 연구에서 개발된 응력동결 실험방법은 생체 역학(biomechanics)분야 연구에 유용하게 응용할 수 있다. 특히 신발, 번기, 의자의 좌판, 핸들 등, 인체접촉에 의해 힘을 가하거나 받는 도구 및 장치의 응력해석, 이들과 직접적으로 관련된 구성품의 응력해석에 보다 효과적으로 사용될 수 있을 것이다.

9. Suh, J. G., "A Study on the Developments of Stress Optic Law Considering of Residual Stress in Photoelastic Experiment," J. of the KSME, Vol. 19, No. 5, pp. 1190-1201, 1995.
10. Kim, J. H. and Han, T. R., "Rehabilitation Medicine 2nd Edition," Gunja Press Co., pp. 55-56, 2002.

## 후 기

본 연구는 대구대학교 2단계 BK21사업 "장애인고령자의 차별해소 및 Empowerment 연구" 팀의 연구비지원에 의해 수행되었음. 이에 감사 드립니다.

## 참고문헌

1. Perry, J., "Gait analysis; Normal and Pathological Function," Thorofare Slack Inc., pp. 16-17, 1992.
2. Kim, J. H., Oh, K. H. and Jung, J. U., "Orthoses & Prostheses," Daehak Suhrim Press, pp. 212-212, 1997.
3. Jiro, K. and Takahito, T., "Orthoses & Prostheses," Gomoon Press Co., pp 23-24, 1997.
4. Kang, S. J. and Kim, Y. H., "Gait Improvement of polio Patients Using an Electromechanical KAFO," J. of the KSPE, Vol. 20, No. 1, pp.36-42, 2003.
5. Chang, J. J. and Su, C. Y., "A low temperature plastic anterior encased ankle foot orthosis: construction and preliminary clinical results," Kaohsiung J. Med. Sci., Vol. 6, No. 1, pp. 47-52, 2000.
6. Lee, Y. S., Choi, K. J., Jo, K. H. and Yim, H. G., "Development of Design Techniques of Plastic Ankle Foot Orthosis for the Hemiplegics ( I ) -An Approach Through FE Analysis -," J. of the KSME, Vol. 26, No. 1, pp. 7-14, 2002.
7. Chu, T. M., Reddy, N. P. and Padovan, J., "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, 1995.
8. Chu, T. M., "Determination of Stress Distribution in Various Ankle-Foot Orthoses: Experimental Stress," Journal of Prosthetics and Orthotics, Vol. 10, No. 1, pp. 11-16, 1998.