

플라스틱 발목보조기의 응력해석 연구 Stress Analysis of Plastic Plastic Sprint

김 명 회* · 이 창 로** · 장 대 진*** · 고 흥****

Myung-Hoe Kim, Chang-no Lee, Dae-Jin Jang, Heung Kou

Key Words : ankle foot orthoses(AFOs); ankle joint; Strain gage sensor; F E M ; Accelerometer.

ABSTRACT

This study was tested for the bending stress analysis of Experimental stress analysis on various ankle foot orthoses(AFOs) was fulfilled. Stress was measured by Strain gages which were attached on 8 region in AFOs. Results revealed that the peak compressive/tensile stress in the orthoses occurred in the lateral region of neck. The Stress Analysis system was made by the electronic oscilloscope, strain gage sensors, amplifier, A/D converter, PC with C program. It will be able to using the important data in splint design. Selected AFOs were some different materials but all have same shape except one type(orthosis with joint). C program is used for managing data. Thus lateral side of the neck region is failed easily.

1. 서 론

단하지보조기(AFO; Ankle-Foot Orthosis)는 하지에 장애가 있을 경우 사용하는 보행보조기구로서 발목 지지, 및 정렬의 기능을 향상시키는 보조기이다.

대부분의 병적보행의 특징은 여러 가지가 있는데 입각시 초기시 발 뒤축이 땅에서 떨어져 있으며 발끝이나 발바닥으로 딛고, 입각기가 짧다. 그리고 발가락을 지면에서 뗄 때 유각기의 진출을 돕기 위해서 유각기의 진출시 골반을 돌린다. 또, 대퇴사두근의 허약으로 슬관절의 수동적 굴곡을 감소시키려 할 때 외회전이 나타나며, 대부분 비정상적 보폭을 갖는데, 고관절 내전근의 지나친 수축과 내반슬이 있을 때 발생한다. 그리고 배굴근이 허약하거나 경직으로 인해 발뒤꿈치 닿기 초기에 발바닥과 바닥이 25도 이하의 각도로 발뒤꿈치가 닿는 특징을 보인다

* 대불대학교 보건학부(연세대학교 대학원)

E-mail : mhkim420@hanmail.net

Tel : (017)504-0420, Fax : (02) 364-6769

** 우석대학교 자동차공학과

*** 연세대학교 대학원 기계공학과

**** 대불대학교 자동차기계공학과

AFO의 기능은 유각기로의 진출을 도와주고 입각기에 안정성을 주며, 유각시에 족하수를 방지해 준다.

보조기 산업에서 폴리에틸렌은 피로에 잘 견디고, 가볍고, 주형하기 쉽기 때문에 주로 보조기용 플라스틱으로 사용된다.

본 연구에서는 네 종류의 AFO를 실험하였다. 네 종류는 각각 다른 종류의 재료이다. 네 종류는 모두 발목 부위가 표준형이고 굽힘정도는 재료가 다르기 똑같지 않다. 네 종류는 stiff 재료를 사용한 보조기, flex 보조기, solid 재료를 사용한 보조기, joint 달린 보조기이다. stiff 보조기는환자가 착용했을 때 Dorsiflexion과 Plantarflexion이 약간 제한되지만 유연한 보조기보다 입각기에의 안정성은 보장된다. 그리고 flex 보조기는 Dorsiflexion과 Plantarflexion을 상당히 허용하고 있지만 입각기에의 안정성은 떨어진다. 플라스틱 하지 보조기는 장애가 심하지 않은 환자에게 주로 사용된다. solid AFO는 증세가 심한 환자에게 사용되기 때문에 Dorsiflexion과 Plantarflexion을 거의 허용하지 않는다. 이 재료는 뒤축 딛기(heel strike)시에 환자의 발목에 큰 충격이 가해지게 되고 결국 목 바깥부위에 힘이 가고 결국은 파단된다. 마지막으로 joint 달린 보조기의 재료는 solid한 재료이지만 발목 관절축을 중심으로 앞뒤로 회전이 가능하기 때문에 Dorsiflexion과 Plantarflexion을 허용한다. 이 보조기는 목 부위에서 자주 발생하는 파괴

현상을 방지하기 위해서 개발된 것이다. 하지만 Plantarflexion 기능이 상대적으로 약한 것이 흠이다.

다양한 종류의 보조기가 환자의 상태에 따라서 사용되고 있다. 모양도 여러 가지 이고 재료도 매우 다양하다. 이 연구의 주된 목적은 일정 체중이 가해지는 상황에서 AFO의 재질에 따른 기계적 성질과 사용 중에 발생하는 각 부위별 응력을 해석해서 설계시 이를 반영하고자 한다.

2. 연구 방법

2.1. 실험 장치

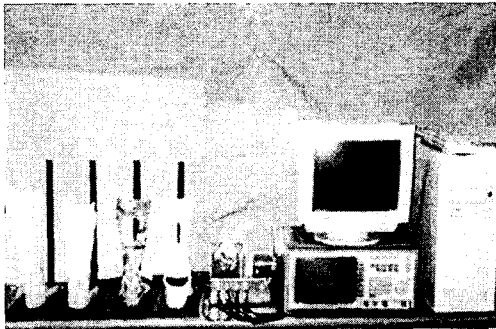


Fig. 1 Four type of AFOs with strain gage attached. They are (from left) stiff, flex, solid, jointed orthoses. 2. fatigue stress schematic of Hand Splint

Fig. 1은 4가지 타입의 플라스틱 하지 보조기의 실험을 수행한 실험장치이다. 실험장치는 Fig. 1과 같이 4개의 보조기와 Strain gage amplifier, A/D converter, PC, oscilloscope로 구성하였다.

전체적인 실험과정은 Strain gage를 응력을 잘 나타낼 위치에 부착하고 보조기가 움직일 때 각 gage에서 나오는 신호를 측정하여 Strain gage amplifier로 증폭하고 A/D converter를 거쳐 컴퓨터로 보내고 C 프로그램으로 데이터를 수집, 최종적으로 AFO 파과의 예견 및 보조기의 비교 분석을 하였다.

Strain Gage는 기계적 응력의 크기를 정확히 알아내는데 Wheatstone 브리지 회로에 의해서 정확히 측정될 수 있다.

사용되는 Strain Gage는 CAS에서 생산되는 Strain Gage이다. Strain Gage Amplifier는 직접 제작하였다. Amplifier는 총 8 channel을 제작하였으며 각 channel에는 Wheatstone 브리지회로, 증폭회로, Low-pass filter 등 세 부분으로 이루어져 있다. Wheatstone 브리지에는 온도 보상을 위해서 Resting gage와 Working gage를 연결하였다.

Amplifier의 증폭비는 5.2배이다. Amplifier의 성능 테스트는 Fig. 2와 같이 스테인레스 bar 위에 Strain gage

를 부착하고 스테인레스 bar에 vibration을 가했을 때 그 신호를 oscilloscope로 받아보았다.

본 연구에서 사용된 4 종류의 hand splint 실험 재료는 orthoplast, P.P(polypropylene), yogips, aluminium이며 직접 설계 및 제작하였다(표 1). Table 1에서는 네 종류의 AFO에 대한 부위별 로 크기를 비교하였다.

4 종류의 hand splint에 6개의 strain gage sensor

Orthosis Type	Stiff	Flex	Solid	Jointed
Width of Neck (cm)	11.8	11.8	11.8	11.8
Height (cm)	41.0	35.5	37.0	37.5
Length of Foot (cm)	17.0~17.5			
Thickness (cm)	0.39~0.41			

Table 1. The anthropometric data of the orthoses (refer to Fig. 1).

를 각각 부착하였다. 센서부착 위치는 엄지손가락쪽(1, 2, 3번 gage)과 약지쪽(4, 5, 6번 gage)이며 보조기 손목을 중심으로 아래위 2cm 떨어진 곳과 1.3cm간격으로 바깥 표면 부분에 총 6개를 부착하였다(Fig. 3).

Strain gage sensor는 손목보조기를 착용하는 동안 피로 파괴가 일어나는 동적 응력을 측정하기 위해서 부착하였다. Strain gage sensor는 손목의 wrist drop 작용 때 나타나는 재료내부의 압축응력에 의한 발생 저항을 amp. 내부에 설치된 wheatstone 브리지 회로를 통하여 전압으로 전환하여 측정한다.

A/D converter를 통하여 filtering 하고 digital한 후 PC에 내장된 C program을 통하여 oscilloscope와 monitor에 동시에 분석한다. 이때 사용한 strain gage sensor는 CAS사에서 제작된 strain gage sensor이다(Fig. 4).

Strain gage amplifier는 전자부품 60여종을 구입하여 직접 설계 제작하였다. amplifier는 총 6 channel을 측정할 수 있으며 각 channel에는 Wheatstone 브리지회로, 증폭회로, Low-pass filter 등 세 부분이 내장되어 있다. Wheatstone 브리지에는 측정시 온도 보상을 자동으로 조정하기 위해서 resting gage sensor와 working gage sensor를 연결하였다. amplifier의 증폭비는 5.2배이며 amplifier의 성능 테스트는 기본 스테인레스 bar 위에 strain gage sensor를 부착하고 bar에 vibration을 가했을 때 나타나는 신호를 oscilloscope로 받아보았다.

A/D converter는 Darim사 제품인 16 channel용을 사용하였다(모델명: DR8330, PC 내장형).

Data처리는 A/D converter에서 PC로 들어온 digital 전압 신호를 직접 제작한 C 프로그램을 거쳐서 monitoring하고 기록하였다.

2.2. PLS 실험방법

본 연구를 위하여 Strain Gage 피로응력 실험과 FEM 유한 요소 해석 실험을 수행 하였다.

천천히 걸을 때를 가정으로 한 동작실험이다. 실험은 이러한 방법으로 수 차례 이루어졌으며 이들을 평균값을 구하였다.

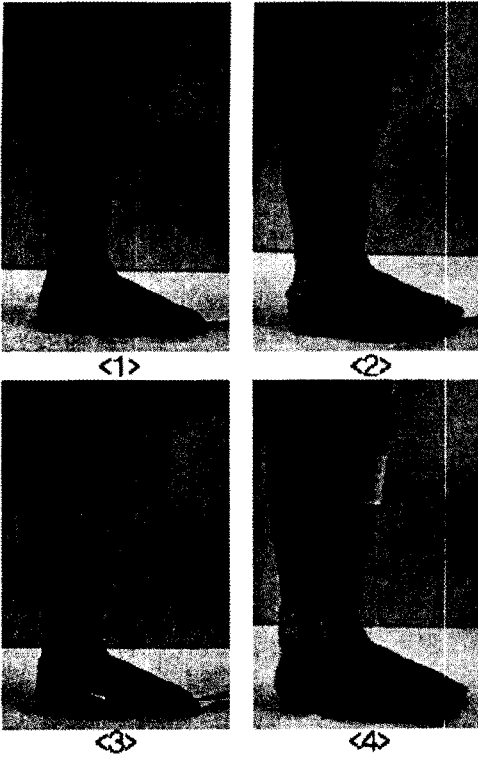


Fig. 2 Photo representation of a stiff and flex AFO with eight strain gages attached: (from left)

Strain Gage 피로응력 실험에서는 4가지 종류의 AFO에 대해서 8개의 Strain Gage을 부착하였는데 그 위치는 보조기의 바깥쪽 3부위, 중간 2부위, 안쪽면 3부위 총 8부위이다.(Fig. 2). 각 Strain gage는 보조기가 움직이는 동안 동적 응력을 기록 하였다.

바깥쪽(1, 2, 3번 gage)과 안쪽면(4, 5, 6번 gage) 각각 3부위는 보조기 목을 중심으로 아래위 2.5cm. 떨어진 곳에 부착하였다. (Fig. 3)보조기에서 목은 보조기에서 가장 좁은 곳을 의미한다. 목을 중심으로 한 이유는 보조기를 오랫동안 착용하면 실제적으로 이곳이 가장 잘 파손되기 때문이다. 중심부위(7, 8번 gage)는 보조기마다 약간 달리 부착하였다. stiff 보조기와 flex 보조기는 2, 4번 gage 중심과 5, 6번 gage 중심에 각각 한 개씩의 gage을 부착하였다. 그리고 solid 보조기와 joint 달린 보조기는 구조상 앞의 보조기와 같게 부착할 수 없었기 때문에 앞에서 부착한 위치보다 약간 높게 부착하였다 (Fig. 4, 5)

응력 측정 방향은 8개 gage 모두 수직방향으로 하였다. 실험은 보조기를 앞으로 약 15cm 당겼다가 약 3초 후 다시 뒤로 10cm 당겼다. 이 동작은 환자가 Dorsiflexion과 Plantarflexion을 하는 동작으로 환자가

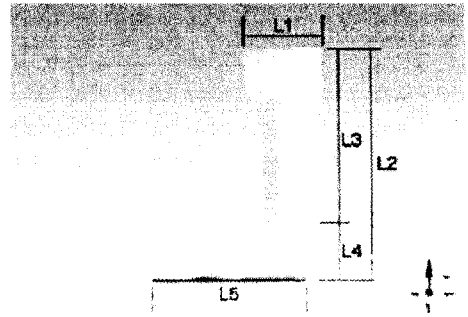


Fig. 3 Schematic representation of a stiff and flex AFO with eight strain gages attached: (from left)

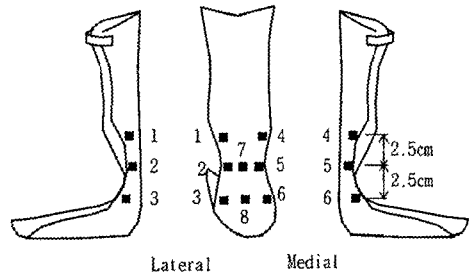


Fig. 4 Schematic representation of a stiff and flex AFO with eight strain gages attached: (from left) view from the left (medial); view from the back; view from the right (lateral) 4. Amplifier, A/D converter

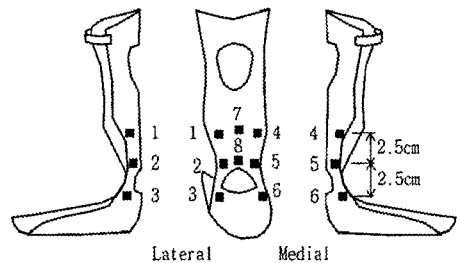


Fig. 5 Schematic representation of a solid and jointed AFO with eight strain gages attached: (from left) view from the left (medial); view from the back. (lateral).

3. 실험 결과

3.1 Strain Gage 피로응력 실험결과

본 연구에서 응력은 움직이고 있는 상태에서 굽힘으로 인한 인장이나 수축을 측정하였다. (Fig. 6) 본 실험에서 얻은 모든 데이터는 환자가 느린 속도로 보행할 때를 가정하고 얻어졌다. 환자가 느리게 보행하는 것은 가장 일반적인 활동이며 뛰거나 뒤로 걷는 일은 극히 드물다.

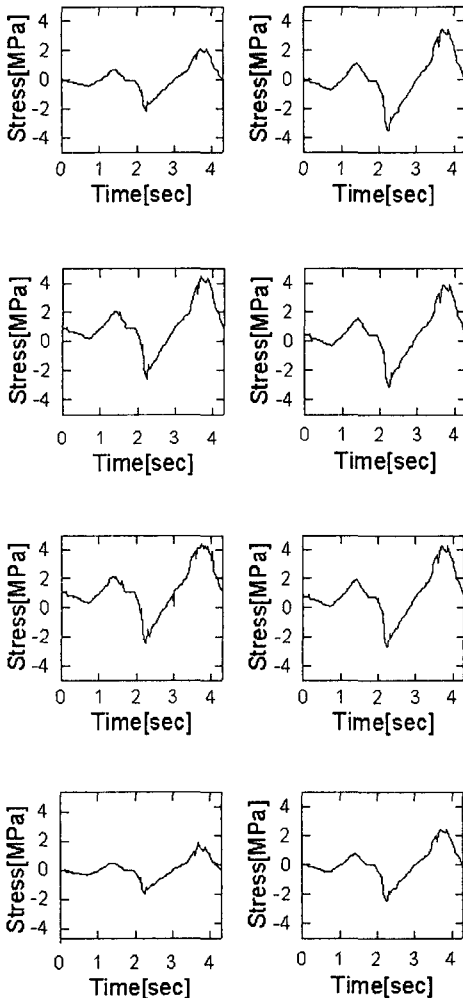


Fig. 6 Schematic representation of a solid and jointed AFO with eight strain gages attached: (from left) view from the left (medial); view from the back. (lateral).

실험에서 중점적으로 분석한 것은 최대 압축응력과 최대 인장응력이다. 이 때의 동작은 각각 뒤축 딛기와 발가락을 들 때일 것이다. 이러한 요소를 가장 중점적으

로 본 이유는 AFO가 파괴되는 이유를 높은 응력분포로 보았기 때문이다. 네 종류의 AFO에서 최대 인장응력과 압축응력 분포는 크게 3가지로 분류되었다. 그것은 Stiff, Solid이 같은 분포를 보였고 Flex, 발을 들 때 발생된 최고 응력은 인장 응력이었다. Stiff와 Solid AFO는 2번 gage에서 최고 인장응력을 나타냈고, AFO를 완전히 앞으로 젖혔을 때에는 1번에도 최대 인장응력이 발생하였다.

Flex AFO는 2번 gage에서 4번으로 최대 인장응력이 이동하였다. 자주 발생하진 않았지만 3번으로도 최대 인장응력이 발생하였다.

3, 4번에서의 인장응력은 2번 보다는 작게 관찰되었다. 여기서 특히 Joint 달린 AFO는 인장을 주었을 때 응력이 나타나지 않았다. 그 이유는 joint를 중심으로 AFO를 앞으로 굽히면 AFO에 전달되는 힘은 joint내의 모멘트로 모두 전달되어 AFO내에 잔류하는 응력이 남지 않게 되는 것이다.

Joint 달린 AFO를 제외한 나머지 세 종류에서 모두 공통적으로 관찰되는 현상은 AFO의 목 외측(Lateral)부위에서 최대 인장 응력을 갖는다는 것이다. 재료의 특성 별로 살펴보면 재료가 Flex 할수록 응력이 크다.

같은 AFO에서 최대 압축응력은 최대 인장응력보다 크게 관찰되었다. 환자가 입각기에서 유각기로 진출할 때 최대 압축응력이 생기며 이 때 AFO에 피로응력이 쌓이게 되는 것이다.

특히 Joint 달린 AFO는 8번에서 최대 인장 응력이 관찰되었다. 그 이유는 AFO를 뒤로 젖힐 때 joint를 기준으로 맞닿는 부위는 아주 한정적이고 그 부위가 8번이기 때문에 이 부위에서 최대 압축응력이 발생한다. 그리고 이 부위는 응력이 집중되기 때문에 나머지 AFO보다 크게 관찰되었다. 이로써 Joint 달린 보조기 뒷부분 중앙에 심을 박은 이유는 바로 이러한 응력 집중으로 인해 AFO에 피로응력을 줄이고자 하는 시도인 것이다.

최대 압축 응력 형태는 최대 인장 응력과 유사한 결과를 낳았으나 응력 전이가 다소 달랐다(Fig. 6).

Stiff와 Solid AFO는 인장응력과는 전이가 반대로 일어난다. 즉, 1번에서 최대 인장응력을 발생하지만 뒤로 젖힐수록 2번으로 응력이 전이되며, 때로는 Solid AFO에서 1번에서 최대 압축응력이 발생하고 2번을 거쳐 8번으로 전이되기도 한다. 이 때는 아주 많이 뒤로 젖히거나 오랫동안 젖혀 있을 때 발생한다. Flex AFO는 2번에서 최대 압축응력이 발생했고 이는 최대 압축응력이 발생한 곳과 일치한다.

최대 인장응력과 압축응력에서의 실험결과를 분석해 보면 Flex AFO에서는 인장응력과 압축응력에 상관없이 같은 부위에서 관찰된 반면에 Stiff와 Solid AFO에서는 응력의 종류에 따라 반대방향으로 전이됨을 알 수 있었다.

이것은 AFO의 재료가 경직될수록 응력방향에 따라서 응력 전이가 방향성을 지니며 이는 최종적으로 AFO가 파괴되는 원인에 직접적인 원인이 된다. 그래서 Flex AFO보다 Stiff나 Solid AFO에서 파괴가 빈번하게 발생된다.

3.2. FEM 유한요소 해석결과

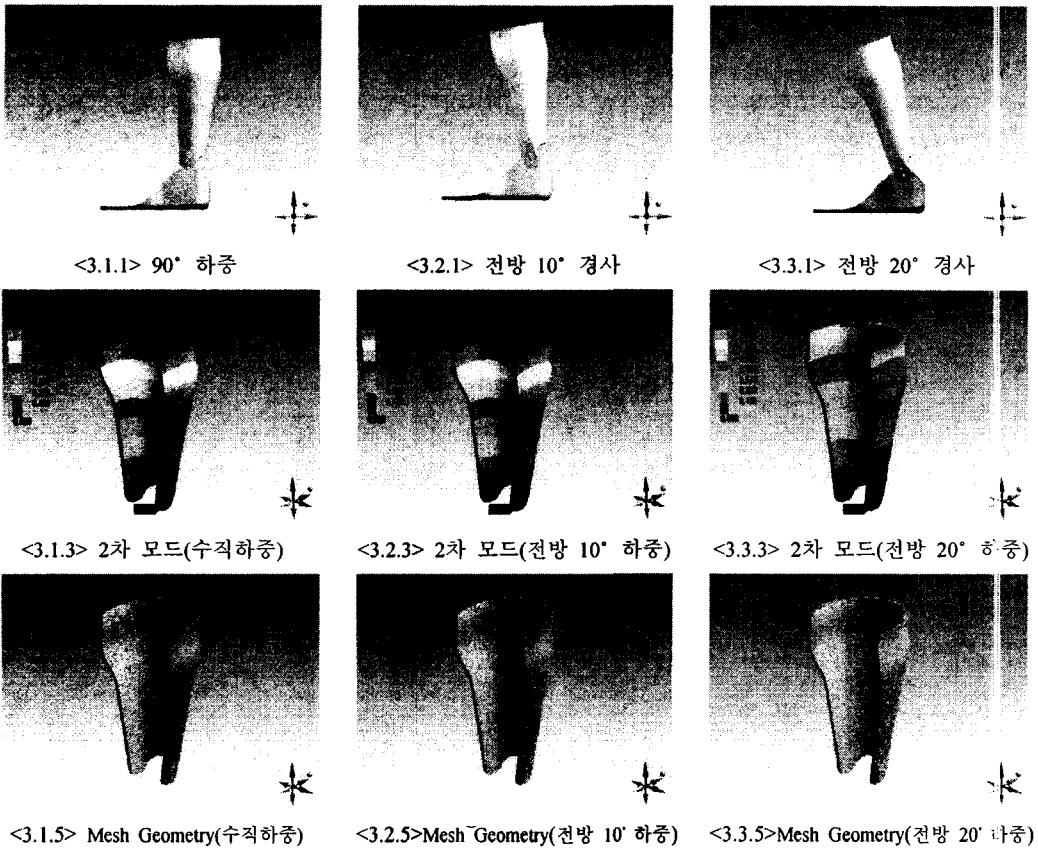


Fig. 7 FEM representation of a jointed PLS

4. 결론

본 연구는 4가지 PLS 재료에 있어서 응력 종류에 따른 Strain Gage 피로응력 실험결과와 FEM 유한요소 해석결과를 분석하고 이를 바탕으로 설계시에 적용하고자 시도하였다. 실험의 결론은 AFO의 재료에 따라서 독특한 응력 분포를 가지고 있었지만 대체적으로 목 외측에서 최대 응력분포가 발생했고 이는 실제로 보조기가 파괴되는 지점과 일치하는 것을 보였다.

이를 바탕으로 AFO의 설계시 외측부가 파괴되는 것을 방지하기 위해서 내외측의 두께를 달리할 필요성이 제시되었다. 하지만 AFO의 두께가 너무 두꺼워지면 환자의 이동성을 막고 보조기사의 경험적 기술로 제작되고 있는 현시점에 비추어 볼 때 그러한 제작이 쉽지 않다. 그러므로 앞으로 보조기의 제작시에 적절한 설계를 위한 보다 수많은 실험 데이터의 요구와 이를 바탕으로 통합적 설계 시스템의 개발이 필요하다.

참고문헌

- (1) Chu T, Reddy NP.,1995, " Stress distribution in the ankle-foot orthosis used to correct pathological gai", J. Rehab. Rsc. and Devel. Vol. 32, No.4, pp.349-360.
- (2) Wu KK.1990, " Foot orthoses principles and clinical application", Baltimore, MD: Williams & Wilkins,
- (3) Yamamoto S, Ebina M, Iwasaki M, Kubo S, Kawai H, Hayashi T.,1993, "Comparative study of mechanical characteristics of plastic AFOs", JPO Vol. 5, No. 3, pp.59-64.
- (4) Chu T, Gent A.1996, " Bonding methods of strain gages to the polypropylene AFO", Experimental Techniques, Vol. 20, No. 5., pp.48-53.
- (5) Collins JA. 1981," Failure of materials in mechanical design.", New York: John Wiley & Sons.
- (6) Bunch W, Keagy R.,1976, " Principles of orthotic treatment", St. Louis: C.V. Mosby.