

척수마비환자 재활훈련용 왕복보행보조기에 관한 연구

대불대학교 물리치료학과

김명회

Study of a New Reciprocating Gait Orthosis for a Spinal Cord Injury Patient

Kim, Myung-Hoe

Dept. of Physical Therapy, Daebul University

- ABSTRACT -

This paper presents a design and a control of a New Reciprocating Gait Orthosis and dynamic walking simulation for this system.

The New Reciprocating Gait Orthosis is distinguished from other one by which has a very light-weight and a new RGO type with servo motors. The gait of a New Reciprocating Gait Orthosis depends on the constrains of mechanical kinematics and initial posture.

The stability of dynamic walking is investigated by ZMP(Zero Moment Point) of the New Reciprocating Gait Orthosis. It is designed according to a human wear type and is able to accomodate itself to human environments.

The joints of each leg are adopted with a good kinematic characteristics. To test of the analysis of joint kinematic properties, we did the strain stress analysis of dynamic PLS and the study of FEM with a dynamic PLS.

It will be expect that the spinal cord injury patients are able to train effectively with a Reciprocating Gait Orthosis.

The New Reciprocating Gait Orthosis was able to keep smooth walking by the orthotic servo motors and hybrid system, make a sequence of flexion and extesion of the joint during the walking.

Also, the New Reciprocating Gait Orthosis turned out to be a satisfactory orthosis for walking training, for the spinal cord injury patient.

Key Words : 왕복보행보조기, 지면반력 균형점, 스트레인 응력해석, 유한 요소 해석

I. 서론

통계청 자료에 의하면 우리나라는 OECD 선진국 대열에 합류한 이후 국민의 의료 수준의 향상으로 평균수명이 1985년 69.0세에서 1990년 71.6세로 2000년 74.9세로 증가하였고 더불어 장애인과 노인인구도 점차 증가하여 65세 이상의 노인인구가 1997년 6.3%에서 2000년 7.1% 그리고 2010년에는 10.0%로 증가될 전망이다(통계연보,2001). 미국 국립보건원 산하 장애인 관련연구단체인 NICHD에서는 1999년에 752,178,000달러 2000년에 859,258,000달러 2001년에 904,705,000달러를 재활관련 첨단 연구에 투자하였다(Woolam,2002).

최근 교통사고나 질병으로 중추신경장애 중 척수장애로 인하여 하반신마비가 되어 고통받는 환자들을 위한 여러 가지 방안이 연구되고 있다. 하반신마비와 하지마비 환자에게 있어서 보행훈련은 중요한 재활훈련 중의 하나이다(Hussey,1993).

왕복 보행보조기는 착용 후 보행속도가 너무 느려서 현실적으로 실용적이지 못하여 보조기 착용을 포기하게 되는 경우가 많았다(Whittle,1989). 기능적 전기자극기(FES: Functional Electrical Stimulation)를 이용한 하지마비 환자의 보행시스템은 몇가지 문제점 때문에 보편적으로 활용되지 못하고 있다(Popovic,1989). 능동형 왕복 보행보조기(Active RGO, Active Reciprocating Gait Orthosis)는 일반적인 교차보행보조기의 관절부위에 다관절 로봇의 원리를 응용하여 소형의 서보모터를 부착하여 자동제어 하는 연구가 진행되어 왔다(Guiraud,1994).

지면반력 균형점(Zero Moment Point)과 중력중심(Center of Gravity)이 발바닥내부와 신체 중심부위에 존재하고 이점을 중심으로 발과 지면에 상호 작용하는 외력들의 모멘트가 평형을 이루지 못하고 넘어질때 이를 보상하기 위한 제어기를 설계하고 동적 보행을 실험하였다(Fujimoto,1998).

척수마비로 인하여 하반신이 마비된 장애인을 정상인처럼 보행시키기 위한 목적으로 하이브리드 왕복 보행보조기(H-RGO: Hybrid Reciprocating Gait Orthosis)를 개발하여 신체의 잔존근력과 자연스러운 보행 구현을 위하여 고관절, 슬관절, 족관절에 소형서보모터를 부착하고 유체형 자이로스코프 센서로 몸의 균형을 제어하고 EMG센서나 가속도 센서로 생체신호를 측정, 감지하고 인공근육

(Artificial Muscle)을 사용하여 왕복보행보조기가 자연스럽게 보행동작을 할수 있게 하였다. 보행과정중 동적안정을 유지하고 지면반력 균형점(Zero Moment Point)와 중력중심(Center of Gravity) 조건을 만족하는 운동방정식을 수행할 때 특히 중요한 것은 발바닥의 지면 접촉이다. 이때 지면접촉은 세 개의 점에서 이루어지는 것으로 모델링 한 후 각점의 반력을 측정하여 지면과의 접촉 및 마찰정보를 얻는다. 또한 보행을 세 가지 운동모드로 구분하여 운동방정식을 구현하였다.

본 연구에서는 척수마비로 인하여 하반신이 마비된 사람을 위하여 새로운 타입의 왕복보행보조기를 그림 1과같이 설계 제작하여 보행훈련과 재활훈련을 실시하여 재활운동과 하지의 관절 구축을 예방할 수 있는 시스템을 설계 제어하고자 하였다.

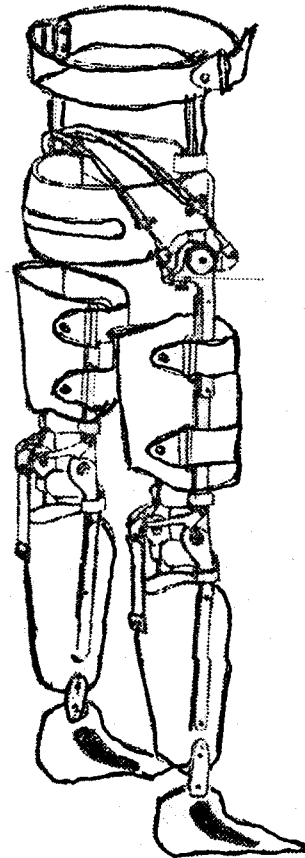


그림. 1 Dynamic PLS 타입의 RGO 보조기

II. 연구방법

1. 연구대상의 생체역학적 모델링

본 연구는 2001년6월6일부터 2001년12월 12일 까지 6개월간 서울소재 대학병원과 연구소에서 척수마비 장애로 보행이 불편하고 휠체어 생활을 하는 환자 10명을 대상으로 하였으며 선발 기준은 심폐질환이 없고 상지기능이 이상이 없는 환자의 동의를 구하여 실험 하였다.

인간 하지의 생체역학적 모델링은 고관절(HJ : Hip Joint), 슬관절(KJ: Knee Joint), 족관절(AJ : Ankle Joint) 등 3가지 관절들을 마찰이 없는 힌지 시스템으로 그림. 2와 같이 설계하였다.

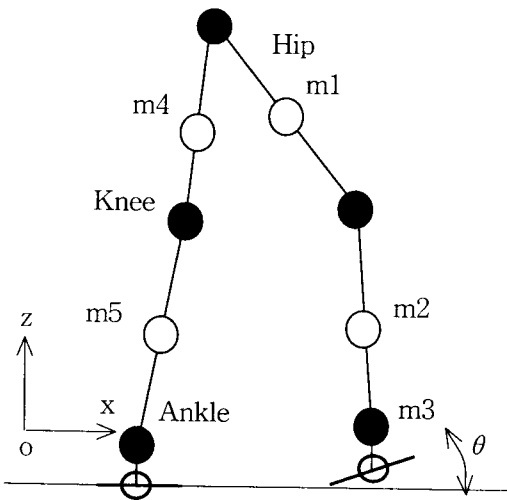


그림. 2 RGO 보조기의 기구학적 운동시스템

1) 하지의 동역학 모델링

그림. 3 은 본 실험에 사용된 왕복보행보조기의 동역학 모델링이다. 인체와 유사한 하지 구조와 보행을 위하여 다리는 6자유도로 하였고 골반 부분은 2자유도로 구성하였다. 본 시스템은 개방형 시스템이며 분지구조(tree structure)로 구성하였다. 또한 지면이 고정되어 있지 않기 때문에 주 물체를 분지 구조들의 분기점에 위치한 물체 1로 선정하였다.

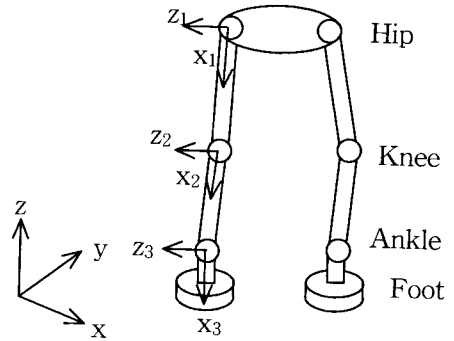


그림. 3 RGO 보조기의 운동-관절 시스템

2) 하지의 운동방정식.

왕복보행보조기의 운동방정식은 라그랑지 방정식과 대수 방정식인 미분·대수방정식으로 구성하였다.절대좌표계를 이용한 하지의 운동방정식은 시스템 내의 기구학적 조인트와 시간에 종속된 변수로 보고 다음과 같이 나타내었다.

$$\Phi(u, t) = 0 \quad (1)$$

$$\Phi_u \dot{U} = -\Phi_t \equiv \nu \quad (2)$$

$$\Phi_u \ddot{U} = -(\Phi_{uu} \dot{U})_u \dot{U} - 2\Phi_{ut} \dot{U} - \Phi_{tt} \equiv \gamma \quad (3)$$

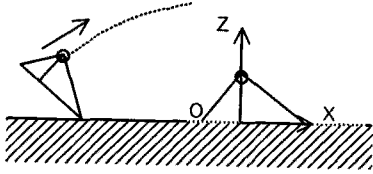
여기서 $U = [x, y, z, e_0, e_1, e_2, e_3]$ 는 기구정보를 탄성좌표계에 관하여 절대좌표계로 나타낸 것으로 $[x, y, z]$ 는 물체의 절대좌표 위치 벡터이며 $[e_0, e_1, e_2, e_3]$ 는 물체의 오일러 파라미터이다.

$$M\ddot{u} + \Phi_u^T \lambda = g \quad (4)$$

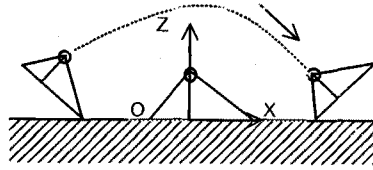
$\Phi_u^T \lambda$ 항은 조인트 반력과 모멘트를 나타내며 식 (3)과 (4)는 구축된 시스템의 미분-대수 방정식이다.

그림. 4은 가동형 PLS의 두발과 지면과의 관계에 따라서 세 가지의 모드로 세분화된 운동 형태이다.

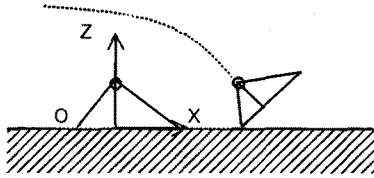
모드 1은 보행의 시작이나 스윙운동을 하기 위하여 다리를 들어올리는 운동이다. 모드2는 일반적인 전진운동인 스윙운동으로 한발은 지면에 접하고 나머지 한발은 공간운동을 한다. 모드3은 스윙운동을 마친 발이 지면에 착지하는 운동을 나타내었다.



(a) Ascending motion (mode 1)



(b) Swing motion (mode 2)



(c) Descending motion (mode 3)

그림. 4 Dynamic PLS foot 의 보행시스템

$$\begin{aligned}
 -\phi^K(u) &= 0 & (5) \\
 -\phi^M(u) &= 0 & (6) \\
 -\phi_u^K \dot{U} &= 0 = \nu^k & (7) \\
 -\phi_u^M \dot{U} &= 0 = \nu^M & (8) \\
 -\phi_u^K \ddot{U} &= -(\phi_u^K \dot{U})_u \dot{U} \equiv \gamma^K & (9) \\
 -\phi_u^M \ddot{U} &= -(\phi_u^M \dot{U})_u \dot{U} \equiv \gamma^M & (10)
 \end{aligned}$$

조인트 좌표 벡터 q 와 절대좌표벡터 u 사이의 선형변환식은 다음과 같이 나타내었다.

$$\begin{aligned}
 \dot{U} &= B\dot{q} & (11) \\
 -\phi_u^K \dot{U} &= -\phi_u^K \dot{q} = 0 & (12) \\
 \phi_u^K B &= 0 & (13) \\
 \ddot{U} &= B\ddot{q} = \dot{B}\dot{q} & (14)
 \end{aligned}$$

$$M\ddot{U} + \phi_u^{KT} \lambda^k + \phi_u^{MT} \lambda^M = g \quad (15)$$

$$\overline{M}\ddot{q} + \phi_q^{MT} \lambda^M = \overline{g} \quad (16)$$

$$\phi_q^M \ddot{q} = \gamma^M - \phi_u^M \dot{B}\dot{q} = \gamma^{-M} \quad (17)$$

$$\begin{bmatrix} \overline{M} & \phi_q^{MT} \\ \phi_q^M & 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \ddot{q} \\ \lambda^M \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \overline{g} \\ \gamma^M \end{bmatrix} \quad (18)$$

$$f = -\frac{3}{2} \alpha k \dot{p} \dot{p} - k p \quad (17)$$

$$f_h = -b_h \dot{x}_{ue} - K_h (X_{ue} - X_{org}) \quad (18)$$

그림. 5는 가동형 PLS의 지면접촉과 마찰을 나타내며 시뮬레이션을 위해 충격흡수를 위한 패드들은 선형 스프링과 선형 및 비선형 댐퍼를 사용한 순응 접촉 모델로 모델링하였고 비선형 댐퍼 모델은 수직 방향에 대해 사용하였고 선형 댐퍼 모델은 수평 방향 모델링에 사용하였다.

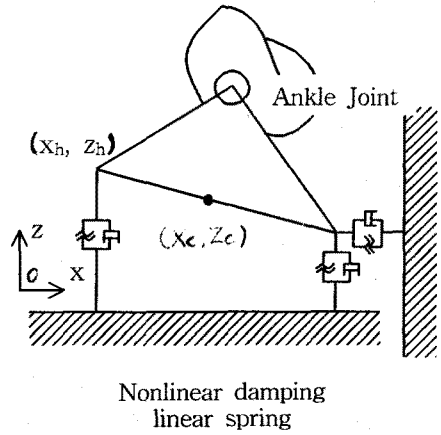


그림. 5 Dynamic PLS foot의 스프링 댐퍼 시스템

$$m'_c = r'_b \cdot f'_{nh} + r'_t \cdot f'_{nt} \quad (19)$$

(m'_c : x_c, y_c 에 작용하는 모멘트)

하지에 대한 제어입력은 계산-토크제어 알고리즘에 의해 다음과 같이 나타내었다.

$$\ddot{q}_c = H_c^{-1} (\tau_c - G_c a_0 - D_c h_c - n_c) \quad (20)$$

$$\ddot{q}_u = H_u^{-1} (\tau_u - G_u a_0 - n_u) \quad (21)$$

$$Q_c H_c^{-1} \tau_c - \tilde{R} a_0 + \tilde{P}_c h_c + \tilde{g} = 0 \quad (22)$$

$$\hat{R} = Q_c H_c^{-1} G_c + Q_u H_u^{-1} G_u - R \quad (23)$$

$$\hat{g} = g + Q_u H_u^{-1} (\tau_u - n_u) - Q_c H_c^{-1} n_c \quad (24)$$

$$\hat{P} = P_c - Q_c H_u^{-1} D_c \quad (25)$$

$$\tau_c = (Q_c H_c^{-1})^{-1} (\hat{R} a_0 - \hat{P} h_c - \hat{g}) \quad (26)$$

$$\therefore \ddot{e}_0 + k_v \dot{e}_0 + k_p e_0 = 0 \quad (27)$$

그림. 6 그림은 왕복보행보조기를 지면반력 균형점과 PID-비례 미분형 제어이론, 인체 균형 이론을 적용하여 발과 지면의 왕복보행보조기의 절대구속 상태를 표현 하였지만 실제 보행은 단일 방향 구속의 특징을 나타내며 보행중 전복현상을 막기 위하여 지면반력의 수직력을 조정 하였다.

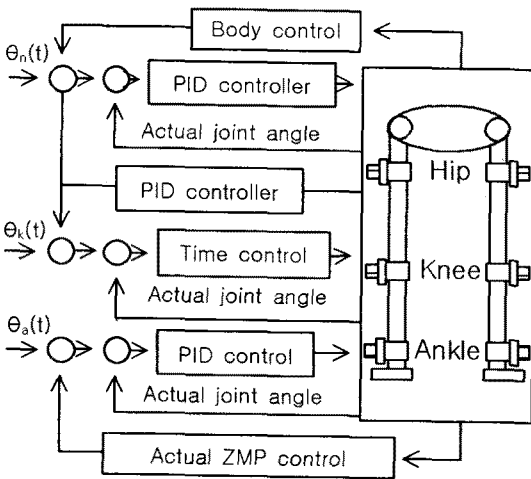


그림. 6 RGO 균형제어 시스템

동적 운동시 안정된 보행을 위하여 왕복보행보조기는 계획된 지면반력 균형점의 궤적을 만족해야 하며 모멘트 평형 방정식을 D'Alembert의 원리를 적용하여 균형점의 X, Y 방향으로 표현하면 다음과 같다.

$$X_{zmp} = \frac{\sum_{i=0}^n m_i (\ddot{z}_i + g_z) x_i - \sum_{i=0}^n (\ddot{x}_i + g_x) z_i}{\sum_{i=0}^n m_i (\ddot{z}_i + g_z)} \quad (28)$$

$$Y_{zmp} = \frac{\sum_{i=0}^n m_i (\ddot{z}_i + g_z) y_i - \sum_{i=0}^n (\ddot{y}_i + g_y) z_i}{\sum_{i=0}^n m_i (\ddot{z}_i + g_z)} \quad (29)$$

2. Dynamic PLS의 실험방법

1) Dynamic PLS의 응력해석 실험

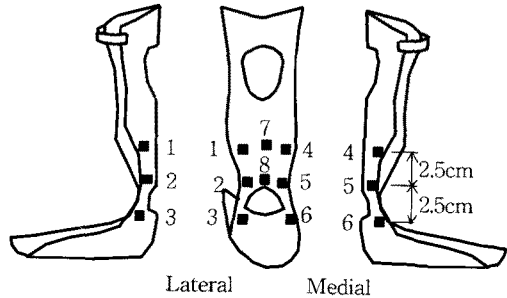


그림. 7 Dynamic PLS의 스트레인센서 8개 부착점

그림. 7와 같은 실험장치와 연구의 목적은 일정 하중 하에서 PLS의 재질과 구조에 따른 기계적 성질과 발생하는 각 부위별 응력해석을 해서 설계시 이를 반영 하고 안정성을 높이 고자 한다.

4가지 종류의 PLS에 스트레인 센서는 발목 바깥쪽(1, 2, 3번 gage)과 안쪽면(4, 5, 6번 gage) 각각 3부위는 보조기 목을 중심으로 아래위 2.5cm 떨어진 곳에 부착하였다. 8개의 스트레인 센서, 증폭앰프(amplifier), 디지털변환기(A/Dconverter), 컴퓨터(PC), 파형증폭기(oscilloscope)로 구성하였다. 스트레인 센서는 휘이스톤(Wheatstone) 브리지 회로에 의해서 기계적 피로응력의 크기를 정확히 알아 내기 위하여 사용 하였다. 사용되는 스트레인 센서는 (주) 카스 주식회사 제품인 스트레인 센서이다. 응력측정 증폭기(Strain Gage Amplifier)는 직접 제작하였으며 증폭비가 5.2배인 증폭앰프(Amplifier)는 총 8 채널(channel)을 제작하였고 각 채널(channel)에는 휘이스톤(Wheatstone) 브리지회로, 증폭회로, 저증폭정류기(Low-pass filter)등 세 부분으로 이루어져 있다. 휘이

스톤(Wheatstone) 브리지에는 온도 보상을 위해서 잠복기(Resting gage)와 작동기(Working gage)를 연결하였다. 디지털변환기(A/Dconverter)는 (주)다림에서 생산되는 16 채널 변환 가능한 것을 사용하였다(모델명: DR8330, PC 내장형). 데이터처리는 디지털변환기(A/Dconverter)를 통하여 PC로 들어온 응력신호를 C 프로그램으로 저장한 후 Matlab-매트랩 해석 프로그램을 통하여 그림 8과 같은 그래프로 표시 하였다.PLS와 같은 보조기 산업에서 폴리에틸렌은 피로에 잘 견디고, 가볍고, 주형하기 쉽기 때문에 주로 보조기용 플라스틱으로 사용 되고있다. 가동형 PLS는 발목 관절축을 중심으로 앞뒤로 10도-20도 정도 회전이 가능하기 때문에 발목운동이 허용된다. 고정형 PLS는 증세가 심한 환자에게 사용되기 때문에 발목운동을 거의 허용하지 않는다. 이 보조기는 뒤축 닿기시에 환자의 발목에 큰 충격과 진동이 가해지게 되고 결국 발목 바깥부위가 파괴가 되었다. 가동형 PLS의 발목부위에 8개의 스트레인 센서를 부착하였는데 그 위치는 가동형 PLS의 바깥쪽 3부위, 중간 2부위, 안쪽면 3부위 총 8부위이다. 각 스트레인 센서는 가동형 PLS가 움직이는 동안 동적 응력을 기록하였다.

전체적인 실험과정은 스트레인 센서를 응력을 잘 나타낼 위치에 부착하고 보조기가 움직일 때 각각의 스트레인 센서에서 나오는 신호를 측정하여 응력측정 증폭기(Strain Gage Amplifier)로 증폭하고 디지털변환기(A/D converter)를 거쳐 컴퓨터로 보내고 C 프로그램으로 데이터를 수집, 최종적으로 AFO 파괴의 예견 및 보조기의 비교 분석을 하였다.

2) Dynamic PLS의 FEM-유한요소해석 실험

본 논문에서 사용된 가동형 PLS의 유한요소해석 실험은 ANSYS사의 프로그램을 사용하였다. 이족보행 RGO 보조기의 가동형 PLS 유한요소해석 실험은 Shell의 구조해석과 고유진동수 해석을 주로 하였다.

구조적 해석방법을 사용하여 재료의 소성 및 파괴 여부를 해석하였고 수직하중, 10도 경사하중, 20도 경사하중과 같은 세 종류의 충격하중과 진동으로 인한 피로파괴 현상의 응력해석과 모드해석을 하였다.

구조해석방법으로 힘이나 압력을 가했을 때의 응력과 변형율, 변형량을 볼 수 있고 안전계수를 이용하여 소성 및 파괴 여부를 해석하였고 그림9와 같이 분석 하였다.

고유진동수 해석방법으로 구속상태에서 파손의 원인인 공진을 유발하는 고유진동수를 찾아내고 모드 형상도 애니메이션으로 확인하였다.

형성최적화방법으로 강성을 유지하면서 응력이 적게 생긴 곳의 재료를 제거하였다.

피로해석방법으로 가동형 PLS의 사용수명을 예측하고 파손을 방지하기 위해 수명, 안전율, 피로강도 등의 피로 해석을 수행하였다.

III. 연구결과

1. Dynamic PLS의 응력해석 결과

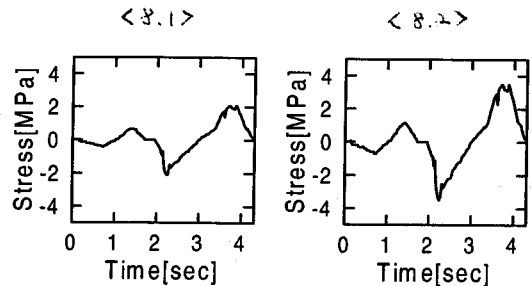


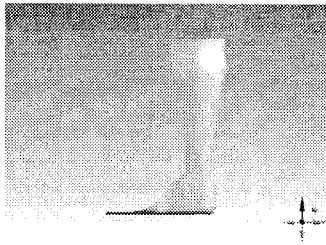
그림. 8 스트레인센서의 시간-응력 결과표

2. Dynamic PLS의 유한요소해석 결과

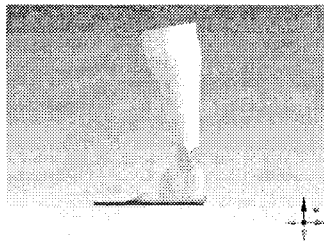
그림9는 가동형 PLS의 응력해석 (strain stress) 결과이며 1번 센서의 응력값은 ±2MPa이며, 2번 센서의 응력값은 ±4.1MPa이며, 3번 센서의 응력값은 ±3.6MPa이며, 4번 센서의 응력값은 ±2.1MPa이며, 5번 센서의 응력값은 ±3.5MPa이며, 6번 센서의 응력값은 ±3.5MPa이며, 7번 센서의 응력값은 ±1.5MPa이며, 8번 센서의 응력값은 ±2.2MPa이었다. 가동형 PLS의 외측 중간부분인 2번 센서의 응력값이 8개의 센서값 중 ±4.1MPa로 최대응력을 나타내었다.

네 종류의 PLS중 가동형 PLS를 제외한 나머지 세 종류에서 주로 관찰되는 응력현상은 PLS의 발목 외측부위에서 최대 인장응력이 나타났다.

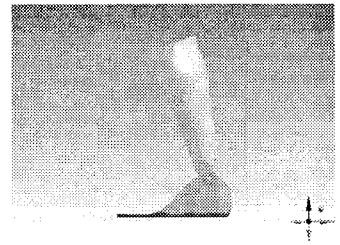
왕복보행보조기의 90도 수직하중시 가동형 PLS의 1차 모드해석(그림. 9.1.2 : 120.19Hz), 2차 모드해석(그림. 9.1.3



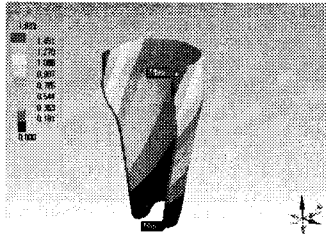
<9.1.1> 90°하중



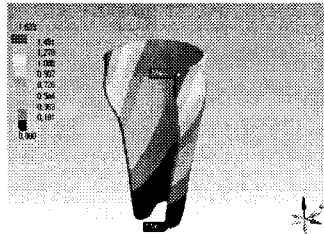
<9.2.1> 전방 10°경사



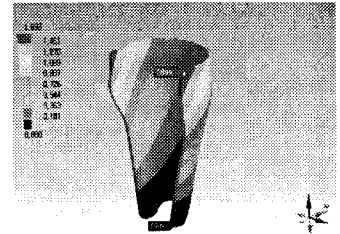
<9.3.1> 전방 20°경사



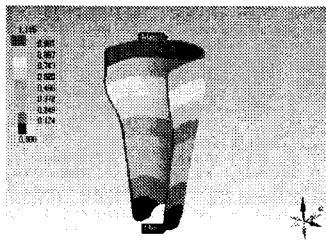
<9.1.2> 1차 모드(수직하중)



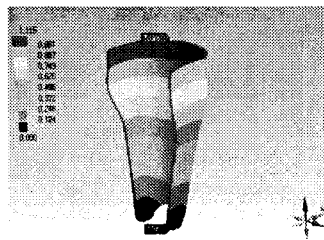
<9.2.2> 1차 모드(전방 10°하중)



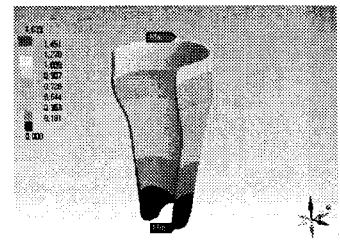
<9.3.2> 1차 모드(전방 20°하중)



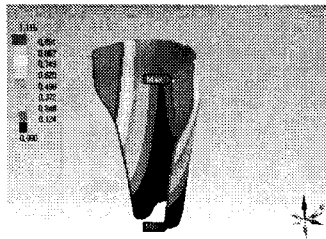
<9.1.3> 2차 모드(수직하중)



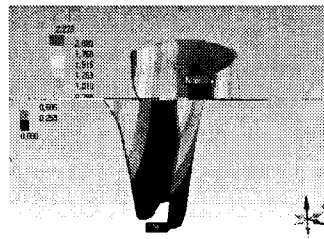
<9.2.3> 2차 모드(전방 10°하중)



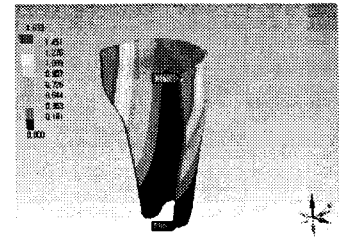
<9.3.3> 2차 모드(전방 20°하중)



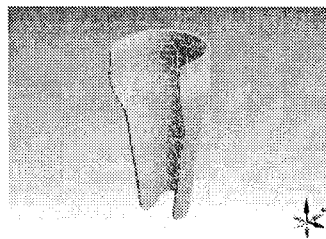
<9.1.4> 3차 모드(수직하중)



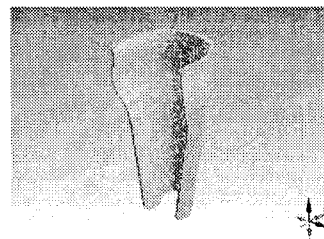
<9.2.4> 3차 모드(전방 10°하중)



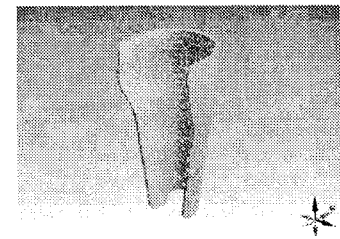
<9.3.4> 3차 모드(전방 20°하중)



<9.1.5> Mesh Geometry(수직하중)



<9.2.5> Mesh Geometry(전방 10°하중)



<9.3.5> Mesh Geometry(전방 20°하중)

그림. 9 90도-10도-20도 유한요소해석 결과표

: 147.84Hz), 3차 모드해석(그림. 9.1.4 : 347.47Hz), 응력해석(Mesh geometry)분포는 그림. 9.1.5 이었다.

10도 전방하중시 가동형 PLS의 1차 모드해석(그림. 9.2.2 : 120.19Hz), 2차 모드해석(그림. 9.2.3 : 147.84Hz), 3차 모드해석(그림. 9.2.4 : 347.47Hz), 응력해석-Mesh geometry 분포는 그림. 9.2.5 이었다. 20도 전방하중시 가동형 PLS의 1차 모드해석(그림. 9.3.2 : 120.19Hz), 2차 모드해석(그림. 9.3.3 : 147.84Hz), 3차 모드해석(그림. 9.3.4 : 347.47Hz), 응력해석-Mesh geometry 분포는 그림. 9.3.5 이었다.

IV. 고 찰

척수마비 환자들은 신경학적 마비의 수준이나 보행훈련 수행능력이 서로 상이 하므로 균일한 특성의 환자들에게 평균적으로 적용 하기에는 다소 무리가 있다. 자료에 의하면 양하지 보조기를 사용할 경우 최대 수직 부하는 체중의 79%가 일반적 이다.

수직부하율을 향상 시키기 위해서는 보행시 유각기 동안 신속하게 더 넓은 보폭을 만드는 것이 중요 하며 이러한 보행 능력을 분석 하기 위하여 1990년부터 그 효율성을 평가 하기 위하여 삼차원 보행 분석 시스템이 사용되기 시작 하였다.

보행분석기법에는 운동형상학적분석법과 운동역학적 분석 방법이 있다. 차후의 실험에서는 두가지 방법의 실험이 계속 수행 되어야 하겠다.

장기간 하지마비 상태로 생활한 경우 발바닥의 압력분포의 양상이 정상인과 상당히 다르기 때문에 실험에 참여한 대상자의 경우 대부분이 발바닥 아취의 변형과 위축 현상이 나타났다. 그리고 발가락 및 발바닥의 만성적인 강직으로 보조기 착용후 보행시 발뒤꿈치가 지면에 완전하게 닿지 않기 때문에 신체균형이 상실되어 넘어지는 경우가 자주 발생 하였다.

V. 결 론

본 연구는 왕복보행보조기의 설계와 제어에 필요한 하부 구조인 가동형 PLS에 관한 기초적인 피로 센서응력해석과 유한요소해석을 시행하였다. 재료의 종류와 응력의 종류에 따른 분포를 분석하고 이를 설계와 제어에 적용하고자 시도

하였다.

본 연구에서는 척수마비로 인하여 하반신이 마비된 사람을 위하여 새로운 타입의 왕복보행보조기인 왕복보행보조기를 제작하여 보행훈련과 재활훈련을 실시하여 재활운동과 하지의 관절 구축을 예방할 수 있는 시스템을 설계 제어하고자 하였다.

첫째, 가동형 PLS의 피로응력해석 결과 가동형 PLS의 외측 중간부분인 2번 센서의 응력값이 8개의 센서값 중 $\pm 41\text{MPa}$ 로 최대응력을 나타내었다. 네 종류의 PLS중 가동형 PLS를 제외한 나머지 세 종류에서 주로 관찰되는 응력현상은 PLS의 발목 외측부위에서 최대 인장응력이 나타났다.

둘째, 왕복보행보조기의 하부구조인 가동형 PLS FEM-유한요소해석결과 대표적으로 20도 전방하중시 dynamic PLS의 1차 모드해석(그림.9.3.2 : 120.19Hz), 2차 모드해석(그림. 9.3.3 : 147.84Hz), 3차 모드해석(그림. 9.3.4 : 347.47Hz), 응력해석- Mesh geometry 분포는 그림. 9.3.5 이었다.

참 고 문 헌

통계연보, <http://www.nso.go.kr>, 대한민국통계청, 2001.

Fujimoto Y, Obata S, Kawamura B, Robust Biped Walking with Active Interaction Control between Foot and Ground, Conf. on Robotics and Automation, 24(2):2030-2035, 1998.

Guiraud D, Application of an Artificial Neural Network Orthosis of the Lower Limb, Med. Bio. Eng. Comput., 32(1):610-614, 1994.

Hussey RW, Stauffer ES, Sinal Cord Injury Requirements for Ambulation, Arch. Phys. Med. Rehabil., 54(1):554-547, 1993.

Popovic DB, Tomovic R, Schwirtlich L, Hybrid Assistive System of the Motor Neuroprosthesis, IEEE Trans. Biomed., 36(2):729-736, 1989.

Whittle MW, Cochrane GM, A Comparative Evaluation of the Hip Guidance Orthosis (HGO) and the Reciprocating Gait Orthosis (RGO), National Health Service procurement Directorate:44-65, 1989.

Woolam PJ, Lomas B, Stallard J, A Reciprocal Walking Orthosis of Hip Joint Conditions, Prosthetics and Orthotics International, 25(1): 47-52, 2002.