

# 인체진동을 고려한 재활훈련용 이족보행 RGO 보조기 PLS의 생체역학적 설계와 해석( I )

— 인체진동 응력해석과 FEM을 중심으로 —

Design and Analysis of a PLS of the Biped Walking RGO for a Training  
of Rehabilitation Considering Human Vibration( I )

김명회<sup>†</sup> · 장대진\* · 양현석\*\* · 백윤수\*\*\* · 박영필\*\*\* · 박창일\*\*\*\*

Myung-Hoe Kim, Dae-Jin Jang, Hyun-Seok Yang, Yun-Soo Baek,

Young-Pil Park and Chang-Il Park

(2002년 5월 2일 접수 ; 2002년 12월 13일 심사완료)

**Key Words** : Human Vibration(인체진동), RGO(Robotic Gait Orthosis : 왕복보행보조기), Strain Analysis(스트레인 응력해석), FEM(유한 요소 해석), FFT Analyzer (주파수분석기), 3-Axis Accelerometer(3축가속도계)

## ABSTRACT

This paper presented a design and control of a biped walking RGO(robotic gait orthosis) and its simulation. The biped walking RGO was distinguished from the other one by which had a very light-weight and a new RGO system will be made of 12-servo motors and 12-controllers. The vibration evaluation of the dynamic PLS(posterior leaf splint) on the biped walking RGO was used to access by the 3-axis accelerometer with a low frequency vibration of less than 30 Hz. The gait of the biped walking RGO depends on the constrains of mechanical kinematics and the initial posture. The stability of dynamic walking was investigated by analyzing the ZMP(zero moment point) of the biped walking RGO. It was designed according to the human wear type and was able to accomodate itself to the environments of S.C.I. Patients. The joints of each leg were adopted with a good kinematic characteristics. To analyse joint kinematic properties, we made the strain stress analysis of the dynamic PLS and the analysis study of FEM with a dynamic PLS.

## 1. 서 론

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 2000년 한국 인구 센서스 조사에 의하면 장애인수는 135만명 이상으로 추정되었으며 65세 이상의 노인인구가 1997년 6.3%에서 2000년 7.1% 그리고 2010년에는 10.0%로 증가될 전망이다.<sup>(1)</sup> 미국 국립보건원산하 장애인관련 연구단체인 NICHD에서는 1999년에 752,178,000달러, 2000년에 859,258,000달러, 2001년에 904,705,000달러를 재활관련 첨단연구에 투자하였다.<sup>(2)</sup>

<sup>†</sup> 책임저자, 정회원, 대불대학교 보건학부(연세대학교 대학원)

E-mail : mhkimm420@yahoo.co.kr

Tel : (061) 469-1308, Fax : (02) 364-6769

\* 정회원, 연세대학교 대학원 기계공학과

\*\* 연세대학교 공과대학 기계공학과

\*\*\* 정회원, 연세대학교 공과대학 기계공학과

\*\*\*\* 연세대학교 의과대학 재활병원

최근 교통사고나 질병으로 중추신경장애 중 척수장애(spinal cord injury)로 인하여 하반신마비가 되어 고통받는 환자들을 위한 여러 가지 방안이 연구되고 있다. 하반신마비와 하지마비 환자에게 있어서 보행훈련은 중요한 재활훈련 중의 하나이다.<sup>(3)</sup> 보행훈련용 재활치료장비로는 crutch, walker, LLB, RGO, FES 시스템 등이 있다.

왕복보행보조기(RGO : reciprocating gait orthosis) 착용 후 보행속도가 너무 느려서 현실적으로 실용적이지 못하여 보조기 착용을 포기하게 되는 경우가 많았다.<sup>(4)</sup>

기능적전기자극기(FES : functional electrical stimulation)를 이용한 하지마비 환자의 보행시스템도 여러 가지 문제점 때문에 보편적으로 활용되지 못하고 있다.<sup>(5)</sup>

Fig. 1은 능동형 왕복보행보조기(active RGO, active reciprocating gait orthosis)이며 일반적인 왕복보행보조기의 관절부위에 다관절 로봇의 원리를 응용하여 소형의 서보모터를 부착하여 자동제어 타입으로 소수의 연구가 진행되어 왔다.<sup>(6)</sup>

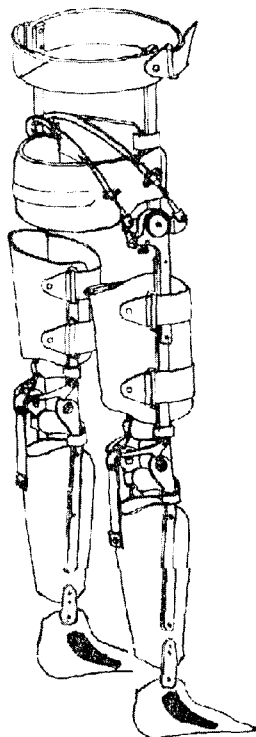


Fig. 1 Assembly RGO with dynamic PLS

Fujimoto<sup>(7)</sup>는 ZMP(zero moment point)와 COG(center of gravity)가 발바닥내부와 신체 중심부위에 존재하고 이점을 중심으로 발과 지면에 상호 작용하는 외력들의 모멘트가 평형을 이루도록 제어기를 설계하고 동적 보행을 실험하였다.

인체진동은 ISO 9996(1996년)와 ISO 13090(1995년)에서 규정하고 있는 지침을 근거로 저주파진동이 인체에 미치는 영향에 대해서 연구가 많이 수행되어 왔다.<sup>(8,9)</sup>

본 연구에서는 척수마비로 인하여 하반신이 마비된 장애인을 위하여 인체에 영향을 주는 저주파진동이 보행훈련시 안락함(comfort), 활동성(activity), 건강(health)등에 영향을 주는 주파수 가중치를 고려하고 인체가 느끼는 저주파진동을 정량화하여 3축 가속도계로 동특성을 해석하고 분석하였다. 그리고 척수마비 장애인의 재활훈련에 효과적인 새로운 타입의 왕복보행보조기인 이족보행 RGO 보조기를 설계 제작하고자 1차 생체역학적 해석을 하였다.

## 2. 연구방법

### 2.1 하지의 생체역학적 모델링

인간 하지의 생체역학적 모델링을 고관절(HJ : hip joint), 슬관절(KJ : knee joint), 족관절(AJ : ankle joint) 등 3가지 관절들을 마찰이 없는 힌지 시스템으로 Fig. 2와 같이 모델링 하였다.

#### (1) 하지의 동역학 모델링

Fig. 3은 본 실험에 사용된 이족보행 RGO 로봇의 동역학 모델링이다. 인체와 유사한 하지 구조와 보행을 위하여 다리는 6자유도로 하였고 골반 부분은 2자유도로 구성하였다.

본 시스템은 개방형 시스템이며 분지구조(tree

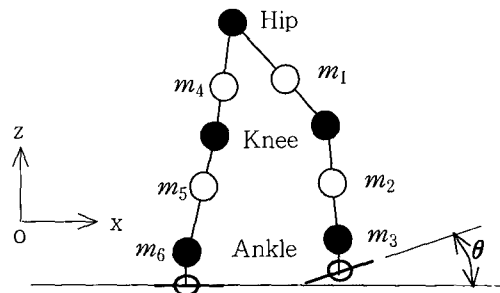


Fig. 2 Model of the biped walking RGO

structure)로 구성하였다. 또한 지면이 고정되어 있지 않기 때문에 주 물체를 분지 구조들의 분기점에 위치한 물체 하나로 설정하였다.

(2) 하지의 운동방정식

이족보행 RGO 보조기의 운동방정식은 Lagrange 방정식과 대수방정식인 미분·대수방정식으로 구성하였다.

절대좌표계를 이용한 하지의 운동방정식은 시스템 내의 기구학적 조인트와 시간에 종속된 변수로 보고 다음과 같이 나타내었다.

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

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

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

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.

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

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

$$-\Phi^K(u) = 0 \quad (5)$$

$$-\Phi^M(u) = 0 \quad (6)$$

$$-\Phi_u^K \dot{U} = 0 = \nu^k \quad (7)$$

$$-\Phi_u^M \dot{U} = 0 = \nu^M \quad (8)$$

$$-\Phi_u^K \ddot{U} = -(\Phi_u^K \dot{U})_u \dot{U} \equiv \gamma^K \quad (9)$$

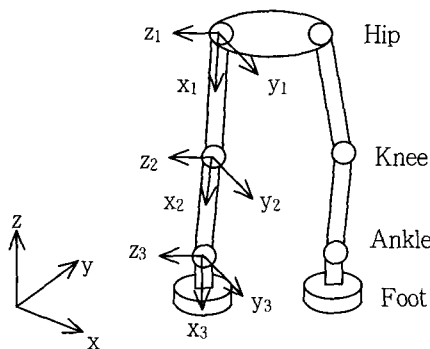


Fig. 3 Frames of the biped walking RGO

$$-\Phi_u^M \ddot{U} = -(\Phi_u^M \dot{U})_u \dot{U} \equiv \gamma^M \quad (10)$$

$$\dot{U} = B\dot{q} \quad (11)$$

Fig. 4는 dynamic PLS가 보행시 보여주는 3가지 모드의 운동유형을 나타내고 있으며 동적 운동시 안정된 보행을 위하여 조인트 좌표 벡터  $q$ 와 절대좌표 벡터  $u$ 사이의 선형변환식을 다음과 같이 나타내었다.

$$-\Phi_u^K \dot{U} = -\Phi_u^K \dot{q} = 0 \quad (12)$$

$$\Phi_u^K B = 0 \quad (13)$$

$$\ddot{U} = B\ddot{q} = \dot{B}\dot{q} \quad (14)$$

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

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

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

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

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

( $m'_c$  :  $x_c, y_c$ 에 작용하는 모멘트)

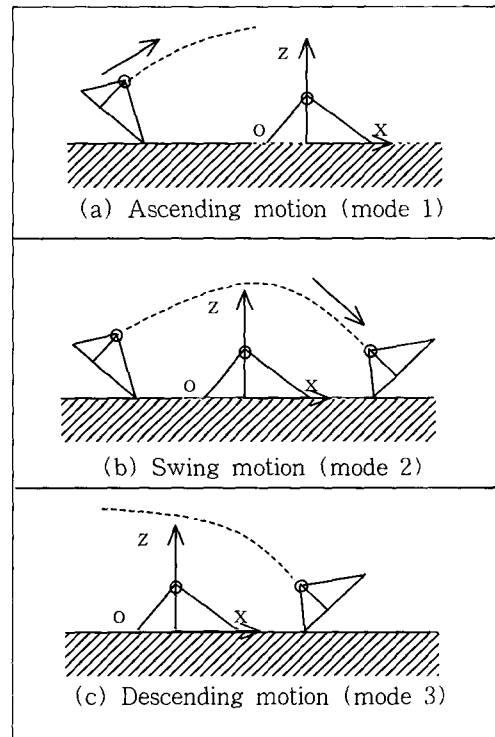


Fig. 4 Three motion modes of dynamic PLS foot

보행운동시 하지에 대한 제어입력 운동방정식을 계산-토크제어 알고리즘에 의해서 다음과 같이 나타내었다.

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

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

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

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

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

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

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

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

이족보행 RGO 보조기는 계획된 ZMP의 궤적을 따라서 만족해야 하며 모멘트 평형 방정식을 D'Alembert의 원리를 적용하여 ZMP의 X 항, Y 항으로 표현하면 다음과 같다.

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

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

Fig. 5는 이족보행 RGO 보조기의 자세균형제어, PID 제어 이론을 적용하여 발과 지면의 절대구속 상

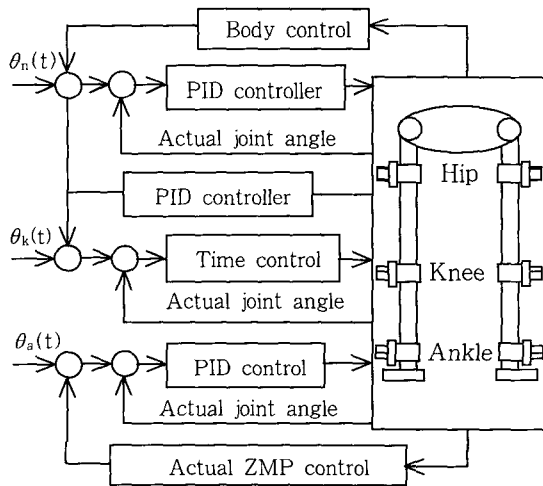


Fig. 5 Block diagram of RGO balance control

태를 표현하였다. 그러나 실제 이족보행 RGO 보조기의 보행은 단일 방향 구속의 특징을 나타내며 보행중 전복현상을 막기 위하여 지면반발력에 수직력을 보강하여 조정하였다.

(3) ISO 9996(1996년)와 ISO 13090(1995년)의 저주파 인체진동

ISO에서 제시하는 저주파 인체진동의 전달평균치를 기본으로 저주파 인체진동을 0 Hz~30 Hz 범위에서 측정하였으며<sup>(10)</sup> 인체의 저주파 진동 특성을 대변하는 주파수 가중치를 고려하여 인체가 느끼는 진동을 정량화하여 3축 가속도계를 dynamic PLS 발뒤꿈치에 부착하여 동특성을 해석하였다.<sup>(11, 12)</sup>

저주파 인체진동을 측정하는 목적은 인체의 보행시 하지활동성, 보건과 안전성 향상에 도움을 주고자 실험하였고 저주파 진동노출에 관한 방정식은 ISO 9996(1996년)에 근거하여 다음 식으로 표현하였다.<sup>(13, 14)</sup>

$$(a_{h,w})_{eq(T)} = \left\{ \frac{1}{T} \sum_{i=1}^n [(a_{h,w})_{eq(t_i)}]^2 t_i \right\}^{1/2} \quad (30)$$

$$a_{h,w} = \left\{ \sum_{j=1}^n [(k_j a_{h,j})]^2 \right\}^{1/2} \quad (31)$$

$$a_{hus} = (a_{husx}^2 + a_{husy}^2 + a_{husz}^2)^{1/2} \quad (32)$$

## 2.2 Dynamic PLS의 실험방법

(1) Dynamic PLS의 응력해석 실험장치

Fig. 6과 같은 실험장치와 연구의 목적은 인체 보행시 체중에 의한 좌굴하중과 수직하중을 받는 PLS의 재질과 구조에 따른 기계적 성질 피로파괴 발생이 예측되는 PLS의 각 부위별 응력해석을 시행해서 표준설계시 이를 반영하고 안정성을 높이고자 한다.

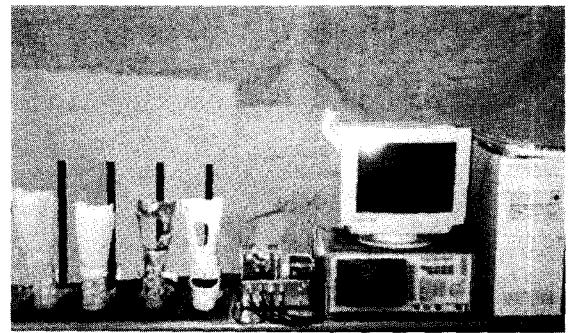


Fig. 6 Four types of PLS with strain gage sensors

Fig. 7은 PLS에 strain gage sensor를 발목 바깥쪽(1, 2, 3번 gage)과 안쪽면(4, 5, 6번 gage) 각각 3 부위에 보조기 발목을 중심으로 각각 2.5 cm 간격으로 부착하였다.

피로파괴 실험장치는 8개의 strain gage sensor, amplifier, A/D converter, pentium-III PC, oscilloscope로 구성하였다. strain gage sensor는 wheatstone 브리지 회로에 의해서 기계적 피로응력의 크기를 정확히 알아내기 위하여 사용하였으며 amplifier는 8채널 측정용으로 제작하였다.

A/D converter는 Darim에서 생산되는 16 channel 변환 가능한 것을 사용하였다(모델명: DR8330, PC 내장형). Data처리는 A/D converter를 통하여 PC로 들어온 응력신호를 C 프로그램으로 저장한 후 Matlab 그래프로 표현하였다.

(2) Dynamic PLS의 FEM 실험

본 논문에서 사용된 dynamic PLS의 유한요소해석 실험은 ANSYS사의 FEM 유한요소 프로그램을 사용하였다.

이족보행 RGO 보조기의 dynamic PLS 유한요소 해석 실험은 셀의 구조해석과 고유진동해석을 구분하여 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 시행하였다.

구조해석방법으로 수직하중이나 좌굴하중 또는 압력을 가했을 때의 재료내부의 응력과 변형률, 변형량을 볼 수 있다.

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

(3) Dynamic PLS의 저주파 인체진동실험

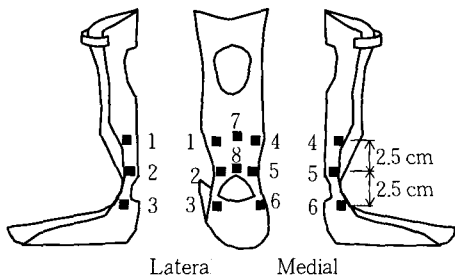


Fig. 7 Eight strain gage sensors of dynamic PLS

본 연구에서는 이족보행 RGO 보조기의 dynamic PLS에 저주파 진동측정용 가속도계(accelerometer)를 부착하여 주파수[Hz] 대역별 가속도( $m/s^2$ )를 분석하였다.

인체가 감지하는 진동 특성을 측정분석하기 위하여 저주파진동 측정용 3축 가속도계(accelerometer : Type-8694M1, SN-C45186, Range- $\pm 500$  g, piezo electric accelerometer, KISTLER), 4채널 Amp. (amplifier : type-5134, SN-C71269), FFT analyzer (Hp35670A, USA), digital oscilloscope(LeCroy : 334 AL, USA)를 사용하였다.

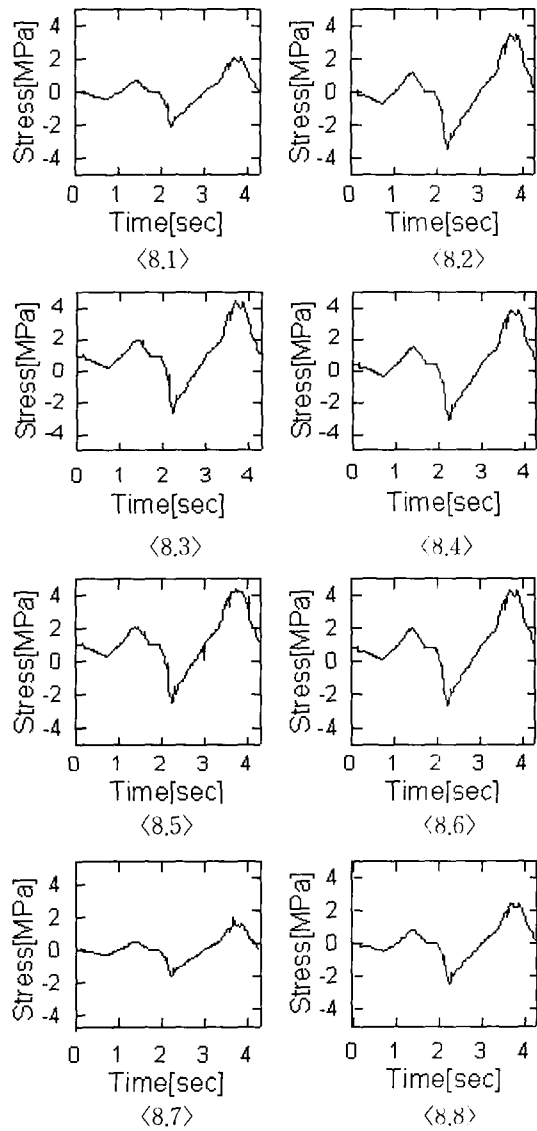


Fig. 8 Strain stress analysis of eight sensors

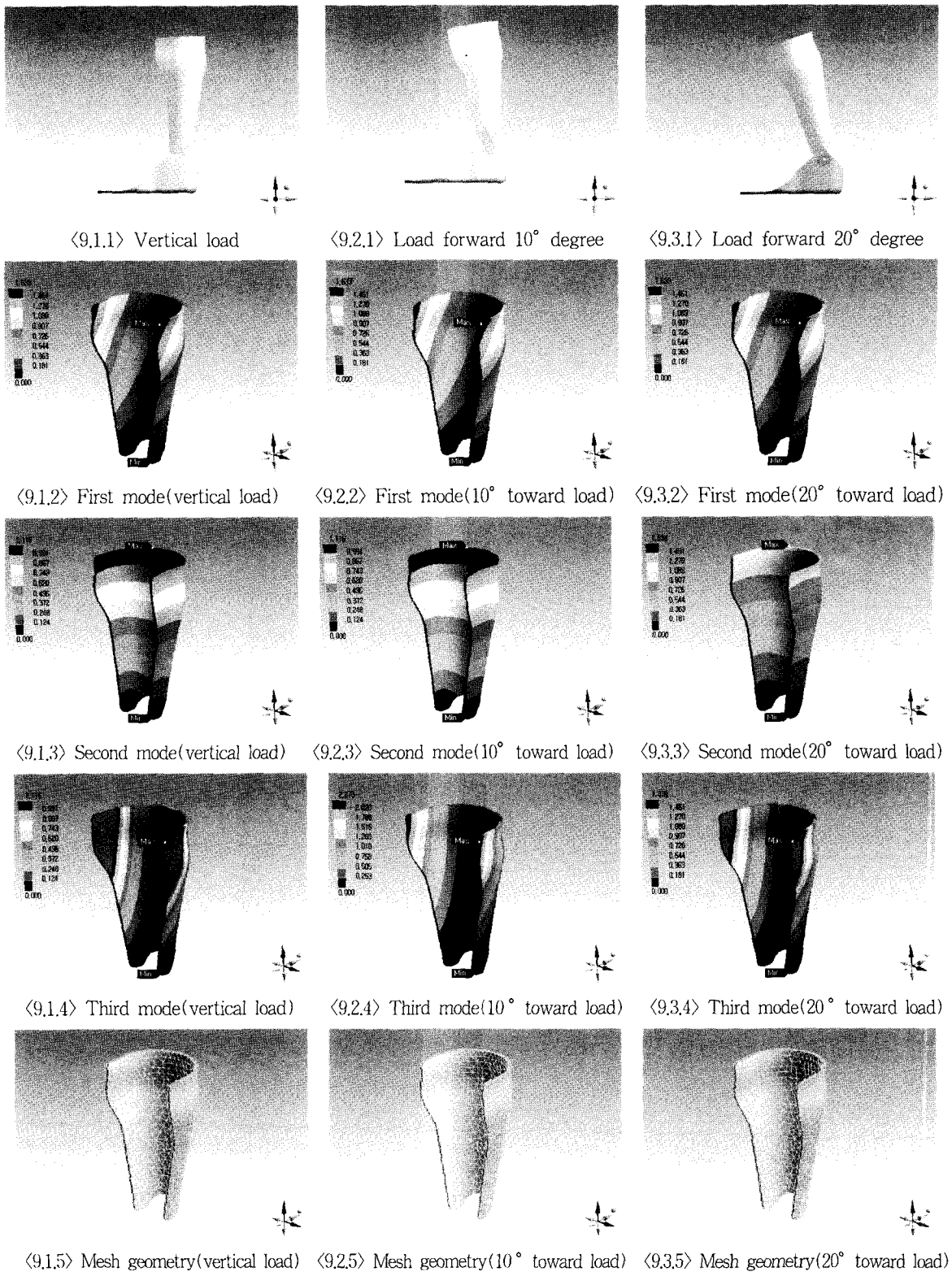


Fig. 9 FEM analysis of three type angle load conditions

ISO에서 제시하는 내용을 근거로 측정을 하였으며 측정 data 분석을 위하여 digital oscilloscope와 digital FFT analyzer를 사용하였다.

### 3. 연구결과

#### 3.1 Dynamic PLS의 응력해석 결과

Fig. 8은 dynamic PLS의 strain stress 응력해석 결과이며 1번 sensor의 응력값은  $\pm 2$  MPa이며, 2번 sensor의 응력값은  $\pm 4.1$  MPa이며, 3번 sensor의 응력값은  $\pm 3.6$  MPa이며, 4번 sensor의 응력값은  $\pm 2.1$  MPa이며, 5번 sensor의 응력값은  $\pm 3.5$  MPa이며, 6번 sensor의 응력값은  $\pm 3.5$  MPa이며, 7번 sensor의 응력값은  $\pm 1.5$  MPa이며, 8번 sensor의 응력값은  $\pm 2.2$  MPa이었다. dynamic PLS의 외측 중간부분인 2번 sensor의 응력값이 8개의 sensor 값 중  $\pm 4.1$  MPa로 최대응력을 나타내었다.

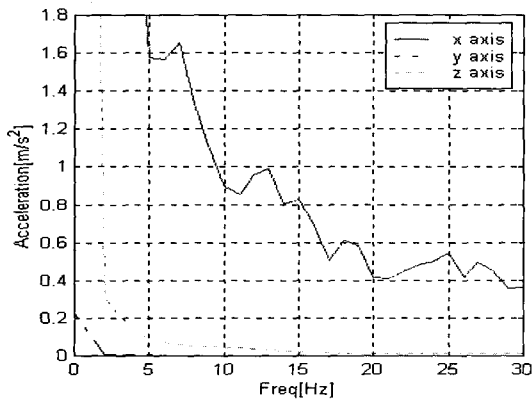


Fig. 10 Low frequency components of 3-Axis accelerometer

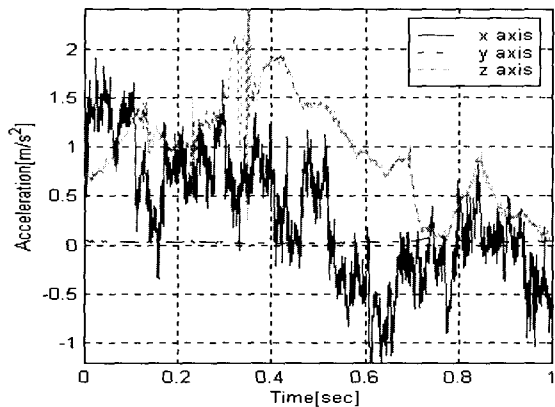


Fig. 11 Human vibration of 3-Axis accelerometer

관찰되는 응력현상 중에서 발목 외측(lateral)부위에 최대인장응력이 나타났다.

#### 3.2 Dynamic PLS의 FEM해석 결과

Fig. 9는 이족보행 RGO 로봇의 하부구조인 dynamic PLS의 FEM 해석 결과이며 다음과 같다.

(1) 90도 수직하중시 dynamic PLS의 1차 모드해석(Fig. 9.1.2 : 120.19 Hz), 2차 모드해석(Fig. 9.1.3 : 147.84 Hz), 3차 모드해석(Fig. 9.1.4 : 347.47 Hz), Mesh geometry 분포는 Fig. 9.1.5와 같다.

(2) 10도 전방하중시 dynamic PLS의 1차 모드해석(Fig. 9.2.2 : 120.19 Hz), 2차 모드해석(Fig. 9.2.3 : 147.84 Hz), 3차 모드해석(Fig. 9.2.4 : 347.47 Hz), Mesh geometry 분포는 Fig. 9.2.5와 같다.

(3) 20도 전방하중시 dynamic PLS의 1차 모드해석(Fig. 9.3.2 : 120.19 Hz), 2차 모드해석(Fig. 9.3.3 : 147.84 Hz), 3차 모드해석(Fig. 9.3.4 : 347.47 Hz), Mesh geometry 분포는 Fig. 9.3.5와 같다.

#### 3.3 3축-가속도계를 사용한 저주파 인체진동

Fig. 10은 이족보행 RGO 보조기의 dynamic PLS 발목 상단에 부착한 저주파 가속도계를 사용하여 3축 인체진동(전후, 좌후, 상하)을 측정된 그래프이다. 세로축은 가속도[ $m/s^2$ ]이며  $0.4 m/s^2 \sim 1.6 m/s^2$  대역이며 가로축은 주파수[Hz] 대역이며  $5 Hz \sim 30 Hz$ 를 완만하게 변화하였다.

Fig. 11은 이족보행 RGO 보조기의 dynamic PLS 발목 후면에 부착한 저주파 가속도계를 사용하여 3축 인체진동(전후, 좌후, 상하)을 측정된 그래프이다. 세로축은 가속도[ $m/s^2$ ]이며  $-1 m/s^2 \sim 1.5 m/s^2$  대역이며 가로축은 시간[sec] 대역이며  $0 sec \sim 1 sec$ 을 급격하게 변화하였다.

이런 특성의 차이점은 하체의 길이, 근육, 뼈구조 등의 피실험자의 신체적 특성의 차이와 측정위치에 따라서 변화될 것으로 사료된다.

### 4. 결론

본 연구는 척수마비로 인하여 하반신이 마비된 장애인을 위하여 새로운 타입의 왕복보행보조기인 이족보행 RGO 보조기를 모델링하여 재활운동과 하지의 관절 구축을 예방할 수 있는 시스템을 설계 제어하고

자 하였다.

이족보행 RGO 보조기의 시뮬레이션에 필요한 dynamic PLS에 관한 기초적인 저주파 인체진동측정, strain gage 응력해석과 FEM 유한요소해석을 각각 시행하였다.

본 실험 결과는 다음과 같다.

(1) 인간은 진동원의 주파수특성에 따라 서로 다른 정도의 진동감을 인지한다.

ISO 9996(1996년 : 인체진동특성분석)와 ISO 13090(1995년 : 인체기계적진동특성)을 기본으로 이족보행 RGO 보조기의 dynamic PLS 발목상단에 부착한 3축 가속도계를 사용하여 실험하였다. 측정된 결과 dynamic PLS에서 측정된 인체진동은 보행시 가속도 [ $m/s^2$ ]는  $0.4 m/s^2 \sim 1.6 m/s^2$  대역에서 주파수[Hz] 대역이 5 Hz~30 Hz 곡선을 나타내며 완만하게 변화하였고 가속도 [ $m/s^2$ ]는  $-1 m/s^2 \sim 1.5 m/s^2$  대역에서 시간[sec] 대역이 0 sec~1 sec 사이를 급격하게 변화하였다.

(2) 이족보행 RGO 보조기 dynamic PLS의 strain stress 응력해석 결과 dynamic PLS의 외측 중간부분인 2번 sensor의 응력값이 8개의 sensor 값 중  $\pm 4.1$  MPa로 최대응력을 나타냈으며 네 종류의 PLS 중 dynamic PLS를 제외한 나머지 세 종류에서 관찰되는 응력현상은 PLS의 발목 외측(lateral)부위에서 최대 피로파괴 응력집중이 나타났다.

(3) 이족보행 RGO 보조기의 하부구조인 dynamic PLS FEM 해석결과 대표적으로 20도 전방하중시 dynamic PLS의 1차 모드해석(Fig. 9.3.2 : 120.19 Hz), 2차 모드해석(Fig. 9.3.3 : 147.84 Hz), 3차 모드해석(Fig. 9.3.4 : 347.47 Hz)이었으며 Mesh geometry 분포는 Fig. 9.3.5와 같았다.

### 참 고 문 헌

(1) 통계연보, 2001, "http://www.ncc.go.kr", 대한민국 통계청.  
 (2) Woolam, P. J., Lomas, B. and Stallard, J., 2001, "A Reciprocal Walking Orthosis of Hip Joint Young Paediatric Patients with a Variety of Pathological Conditions", *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 25, pp. 47~52.  
 (3) Hussey, R. W. and Stauffer, E. S., 1993,

"Sinal Cord Injury Requirements for Ambulation", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 54, pp. 554~547.

(4) Whittle, M. W. and Cochrane, G. M., 1999, "A Comparative Evaluation of the Hip Guidance Orthosis (HGO) and the Reciprocating Gait Orthosis (RGO)", *National Health Service Procurement Directorate*, Vol. 16, pp. 260~280.

(5) Popovic, D. B., Tomivic, R. and Schwirtlich, L., 1999, "Hybrid Assistive System of the Motor Neuroprosthesis", *IEEE Trans., Biomed.* Vol. 36, pp. 729~736.

(6) Guiraud, D., 1994, "Application of an Artificial Neural Network to the Control of an Active External Orthosis of the Lower Limb", *Med. Bio. Eng. Comput.*, Vol. 32, pp. 610~614.

(7) Fujimoto, Y., Obata, S. and Kawamura, B., 1998, "Robust Biped Walking with Active Interaction Control between Foot and Ground", *Conf. on Robotics and Automation*, pp.2030~2035.

(8) International Organization for Standardization, 1999, "Mechanical Vibration and Shock Range of Idealized Values to Characterize Seated-body", *Biodynamic Response Under Vertical Vibration*, ISO/CD 5982.

(9) International Organization for Standardization, 1997, "Evaluation of Human Exposure to Whole-body Vibration-Part1:General Requirements", *International Standard ISO 2631/1*.

(10) British Standards Institution, 1987, "British Standard Guide to Measurement and Evaluation of Human Expose to Whole-body Mechanical Vibration and Repeated Shock(BS6841)", *British Standards Institution*.

(11) Paddan, G. S. and Griffin, M. J., 1998, "The Transmission of Translation Seat Vibration to the Head-I. Vertical Seat Vibration", *Journal of Biomechanics*, Vol. 21, pp. 191~197.

(12) Paddan, G. S. and Giffin, M. J., 1998, "A Review of the Transmission of Translation Seat Vibration to the Head", *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 215, No. 4, pp. 863~882.



(13) 박용화, 정완섭, 2000. "한국인 앉은 자세에 대한 동적 질량의 실험적 연구", 한국소음진동공학회 논문집, 제 10 권, 제 6 호, pp. 1017~1021.

진동을 고려한 국내의 대중 교통 수단의 진동 환경 평가에 관한 연구", 한국소음진동공학회논문집, 제 11 권, 제 7 호, pp. 267~274.

(14) 김진기, 홍동표, 최병재, 정완섭, 2001. "인체