

가속도계를 이용한 왕복보행보조기의 고관절 시스템 해석

-인체 진동해석과 FEM 해석을 중심으로-

Analysis on a Hip Joint System of New RGO Using Accelerometers

김명희* · 장대진** · 장영재*** · 박영필****

Myung-Hoe Kim, Dae-Jin Jang, Yung-Jae Jang and Young-Pil Park

Key Words : Human Vibration (인체진동), RGO (reciprocating gait orthosis:왕복보행보조기), FEM (유한 요소 해석), FFT Analyzer (주파수분석기), 1-Axis and 3-Axis Accelerometer (가속도계)

ABSTRACT

This paper presented a design and control of a new RGO(reciprocating gait orthosis)and its simulation. The new RGO was distinguished from the other one by which had a very light-weight and a new RGO(reciprocating gait orthosis) system. The vibration evaluation of the hip joint system on the new RGO(reciprocating gait orthosis)was used to access by the 3-axis accelerometer with a low frequency vibration of less than 30 Hz. The gait of the new RGO depended 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 new 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 hip joint system of FEM and the hip joint system by 1-axis and 3-axis Accelerometers.

1. 서론

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. 보행훈련용 재활치료장비로는 crutch, walker, LLB, RGO, FES 시스템 등이 있다.

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 척수마비로 인한 하반신마비환자는 10만명 정도가

되었다.

기능적전기자극기(FES : Functionl Electrical Stimulation)를 이용한 하지마비 환자의 보행시스템도 여러 가지 문제점 때문에 보편적으로 활용되지 못하고 있다.

능동형 왕복보행보조기 (ARGO, Active Reciprocating Gait Orthosis)는 일반적인 왕복보행보조기의 관절부위에 다관절 로봇의 원리를 응용하여 소형의 서보모터를 부착하여 자동제어 타입으로 꾸준히 연구가 진행되어 왔다.

왕복보행보조기(RGO : Reciprocating Gait Orthosis)는 착용 전후의 보행속도가 너무 느려서 현실적으로 실용적이지 못하여 환자들이 보조기 착용을 포기하는 경우가 많았다.

본 연구의 목표는 Fig.1의 신형 왕복보행보조기(New RGO)와 같이 보행훈련시 무릎관절을 10~20도 정도 flexion gait 하게 되므로써 자연스러운 보행상태를 유지하고 보행시 하지근력의 근육피로를 감소시키는 효과를 목표로 설계, 제작, 실험을 하였다.

척수마비로 인하여 하반신이 마비된 장애인의 재활을 위하여 인체가 느끼는 저주파진동을 정량화하여 3축 가속도계로 동특성을 해석하고 분석하였으며 인체에 영향을 주는 다양한 저주파진동을 측정하고 분석하여 보행훈련시 안락함 (comfort), 활동성(activity)등 영향을 주는 주파수 가중치를 파악하고 FEM(유한요소해석)을 통하여 소재의 응력해석을

* 정희원, 대불대학교 보건학부(연세대학교 대학원)
E-mail : mhkimm420@hanmail.net
Tel : (051) 400-1300, Fax : (02) 364-6769
** 정희원, 연세대학교 대학원 기계공학과
*** 나사렛대학교 재활공학과 겸임교수
**** 정희원, 연세대학교 공과대학 기계공학과

수행 하였다.

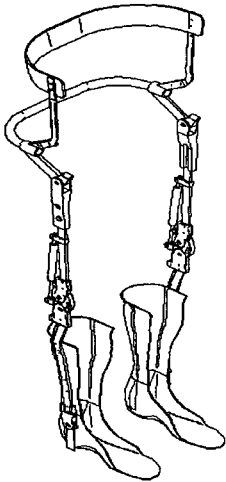


Fig. 1 New RGO with reciprocating pelvic system

2. 연구방법

2.1 New RGO 생체역학적 모델링

하지의 생체역학적 기능을 고려한 시스템으로 고관절(HJ: Hip Joint), 슬관절(KJ: Knee Joint), 족관절(AJ: Ankle Joint) 등 3가지 관절들을 마찰이 없는 힌지 시스템으로 Fig. 2와 3은 와 같이 모델링 하였다.



Fig. 2 New RGO with knee joint system

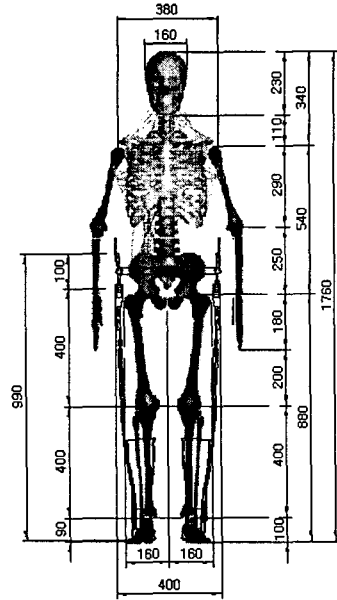


Fig. 3 Biomechanical Model of the New RGO

2.2 New RGO 동역학 모델링

Fig. 4는 본 실험에 사용된 New RGO의 동역학 모델링이다. 인체와 유사한 하지 구조로 다리는 6자유도이며 골반 부분은 2자유도로 구성하였다.

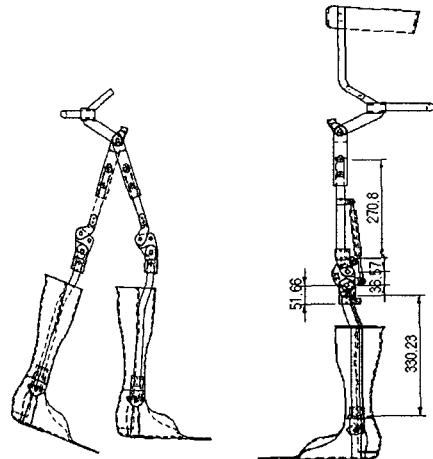


Fig. 4 Dynamic Modelling of the New RGO

2.3 New RGO 의 운동방정식

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

Fig.5와 6의 기구학적 운동방정식은 절대좌표계를 이용한 시스템 내의 기구학적 조인트와 시간에 종속된 변수로 다음과 같이 나타낼수 있다.

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

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

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

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

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

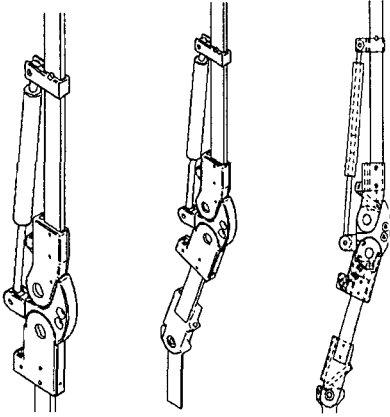


Fig. 5 Dynamics of the New RGO

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

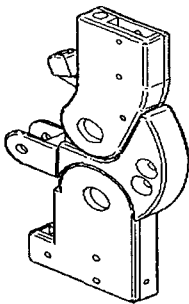


Fig. 6 4-axis knee joint system of the New RGO

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

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

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

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

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

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

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

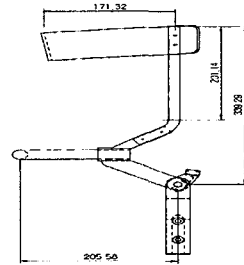


Fig. 7 Reciprocating pelvic system of the New RGO

Fig. 7는 Reciprocating pelvic system of the New RGO 동적 운동시 안정된 보행을 위하여 조인트 좌표 벡터 q 와 절대좌표벡터 u 사이의 선형변환식을 다음과 같이 나타내었다.

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

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

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

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

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

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

2.4 ISO기준의 가속계를 이용한 저주파 인체진동

ISO에서 제시하는 저주파 인체진동의 전달평균치를 기본으로 저주파 인체진동을 0[Hz]~30[Hz] 범위에서 측정하였으며 인체의 저주파 진동 특성을 대변하는 주파수 가중치를 고려하여 인체가 느끼는 진동을 정량화하여 3축 가속도계를 pelvic hip joint의 고관절축에 부착하여 동특성을 측정하고 해석하였다.

3. 실험방법

3.1 New RGO의 실험장치



Fig. 8 Gait analysis of the New RGO

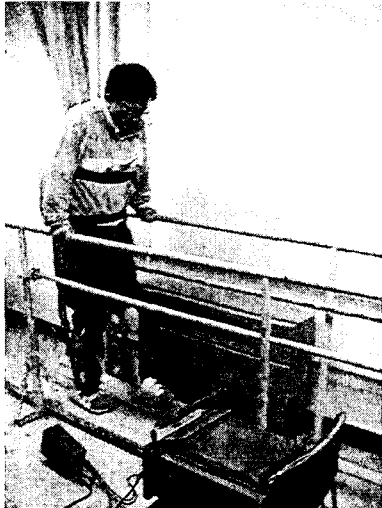


Fig. 9 Accelerometer analysis of the New RGO

Fig. 8과 9와 같은 실험장치와 연구의 목적은 T10 척수 손상 환자의 재활훈련과 보행훈련시 체중에 의한 좌골하중과 수직하중을 받는 New RGO의 재질과 구조에 따른 기계적 성질과 피로파괴 발생이 예측되는 각관절 부위와 부위별 응력해석을 시행해서 New RGO의 표준설계시 이를 참고로 하여 New RGO의 기계적 안정성을 높이고자 한다.

3.2 New RGO의 삼차원 보행분석 실험장치

삼차원 동작 분석 시스템을 이용하여 보행의 시간 및 거리에 관한 자료(temporal data)와 운동 형상학적 자료(kinematic data)를 구하였다(Fig 8.)

이를 위한 3차원 동작 분석 장치로는 연세의대 재활병원 동작 분석실에 있는 영국 Oxford Metric 회사(Oxford, England)의 Vicon 370 동작 분석 시스템을 사용하였다. 이것의 기본 작동 원리는 6대의 적외선 스트로보에서 나오는 적외선이 신체의 일정 부위에 부착된 표시 점들에서 반사되는 것을 각 스트로보에 달린 적외선 신체의 일정 부위에 부착된 표시 점들에서 반사되는 것을 각 스트로보에 달린 적외선 카메라가 포착하고, 이에 연결된 컴퓨터가 각 표시 점의 3차원 좌표를 계산하면서 추적하는 방식이다.

Amplifier, A/D converter, Pentium-III PC, Oscilloscope로 구성하였다. Amplifier는 8채널 측정용으로 제작 하였다. 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 표현 하였다.

3.3 New RGO의 저주파 인체진동 실험장치

본 연구에서는 Fig 9와 같이 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- $\pm 500g$, piezo electric accelerometer, KISTLER), 4채널 Amp. (Amplifier : type-5134, SN-C71269), FFT Analyzer (Hp35670A, USA), Digital Oscilloscope (LeCroy : 334 AL, USA)를 사용하였다.

ISO에서 제시하는 내용을 근거로 측정을 하였으며 측정 data 분석을 위하여 Digital Oscilloscope와 Digital FFT Analyzer를 사용하였다.

3.4 New RGO의 FEM 유한요소 해석실험

본 논문에서 사용된 유한요소해석 실험은 ANSYS사의 FEM 유한요소 프로그램을 사용하였다.

New RGO 보조기의 유한요소해석 실험은 구조해석과 고유진동해석을 구분하여 하였다. 구조적 해석방법을 사용하여 재료의 소성 및 파괴 여부를 해석하였고 충격하중과 진동으로 인한 피로파괴 현상의 응력해 을 시행하였다.

4. 연구결과

4.1. New RGO의 삼차원 보행분석 실험결과

조병옥(M/29-T10 척수손상)-2003.4.2.실험

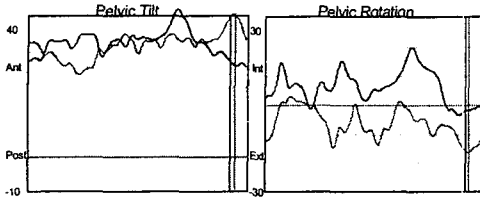


Fig. 10 Pelvic Tilt and Pelvic Rotation

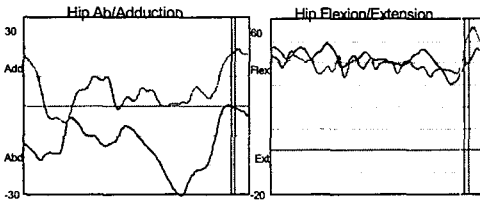


Fig. 11 Hip Ab/Adduction and Hip Flexion

Fig. 10과 11은 New RGO 보조기를 착용하고 삼차원 보행분석을 수행한 고관절과 골반의 운동형상을 분석한 그래프이다.

4.2 New RGO의 저주파 인체진동 실험결과

Fig. 12은 New RGO 보조기의 고관절에 부착한 저주파 가속도계를 사용하여 3축 인체진동(전후, 좌우, 상하)을 측정된 그래프이다. 세로축은 가속도[m/s²]이며 가로축은 주파수[Hz] 대역이다.

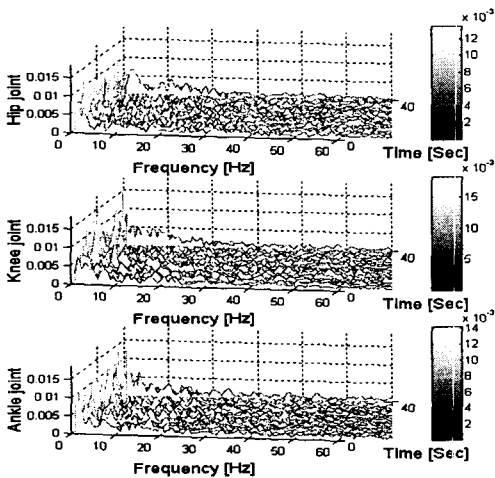


Fig.12 Low frequency Vibration of 3-Axis Accelerometer

4.3 New RGO의 FEM 유한요소 실험결과

Fig. 13부터 16은 New RGO의 단품별 FEM 유한요소 해석 결과이며 다음과 같다. 단위는 Mpa 이다.



Fig.13 FEM of Pelvic band on the New RGO

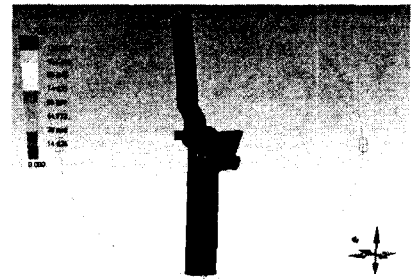


Fig. 14 FEM of Hip Joint on the New RGO

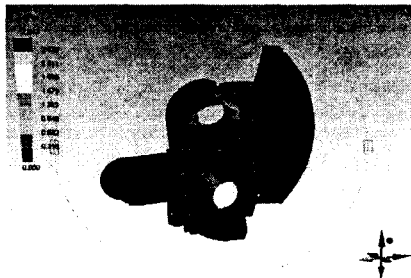


Fig. 15 FEM of Knee joint on the New RGO



Fig. 16 FEM of PLS on the New RGO

4. 결 론

본 연구는 T10 척수마비로 인하여 하반신이 마비된 장애인의 재활훈련과 보행훈련을 위한 새로운 타입의 양복보행 보조기인 New RGO 보조기를 개발하여 재활운동과 하지의 관절 구축을 예방할 수 있는 시스템을 설계 제어하고자 하였다.

New RGO 보조기의 시뮬레이션에 필요한 기초적인 저주파 인체진동측정, FEM 유한요소해석과 삼차원 보행분석을 각각 시행하였다.

본 실험 결과는 다음과 같다.

1. 삼차원 동작 분석 시스템을 이용하여 보행의 시간 및 거리에 관한 자료(temporal data)와 운동 형상학적 자료(kinematic data)를 구하였다.

3차원 동작 분석 장치로는 연세의대 재활병원 동작 분석실에 있는 영국 Oxford Metric 회사(Oxford, England)의 Vicon 370 동작 분석 시스템을 사용하였다.

2. Accelerometer를 이용한 가속도 진동특성 해석은 ISO 9996(1996년 : 인체진동특성분석)을 기본으로 New RGO 보조기의 고관절에 부착한 3축 가속도계를 사용하여 실험하였다.

3. 이족보행 RGO보조기의 FEM 응력해석 결과 단품별로 4가지의 응력집중 현상이 나타났다.

참 고 문 헌

(1) WOOLAM, P. J., LOMAS, B., 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.

(2) 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.

(3) Hussey, R. W., Stauffer, E. S., 1993, "Sinal Cord Injury Requirements for Ambulation", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 54, pp. 554-547.

(4) WHITTLE, M. W., 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., 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., 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.