

척수마비환자 재활훈련용 보행보조기의 인체진동을 고려한 무릎관절 시스템 진동제어(II)

김명희[†] (대불대학교 보건학부) ·
장대진^{*} (연세대학교 대학원) · 백윤수^{**} (연세대학교 기계공학과)
박영필^{**} (연세대학교 기계공학과) · 박창일^{***} (연세대학교 의과대학)

Vibration Control of a Knee Joint System considering Human Vibration of the New R.G.O. for a Rehabilitation Training of Paraplegia (II)

Myung-Hoe Kim[†], Dae-Jin Jang^{*}, Yun-Soo Baek^{**}, Young-Pil Park^{**}, Chang-Il Park^{***}.

Key Words : Vibration Control(진동제어), R.G.O. (Robotic Gait Orthosis:왕복보행보조기), Paraplegia
(하반신마비환자), FFT signal Analyzer (주파수분석기), 3-Axis Accelerometer (3축가속도계)

ABSTRACT

This paper presents a 3-D design and a Vibration control of a new walking R.G.O.(Robotic Gait Orthosis) and would like to develop a simulation by this walking system. The vibration control and evaluation of the new knee joint mechanism on the biped walking R.G.O.(Robotic Gait Orthosis) was a very unique system and was to obtain by the 3-axis accelerometer with a low frequency vibration for the paraplegia .

It will be expect that the spinal cord injury patients are able to recover effectively by a biped walking R.G.O.. The new knee joint system of both legs were adopted with a good kinematic characteristics. It was designed attached a DC-servo motor and controller, with a human wear type. It was able to accomodate itself to a environments of S.C.I. Patients. It will be expect that the spinal cord injury patients are able to recover effectively by a new walking R.G.O. system.

1. 서론

최근 교통사고나 질병 등으로 중추신경장애중 척수장애 (Spinal Cord Injury)로 인하여 하반신마비(paraplegia)가 되어 고통받는 환자의 재활을 위한 여러 가지 방안이 연구 되고 있으며 척수손상마비 중에서도 하지마비 환자에게 있어서 보행훈련은 중요한 재활훈련 중의 하나이다.

미국의 통계에 따르면 사고이후 입원시까지 외상성 척수 손상 환자의 발병율은 1백명당 30~35명이며, 연간 약 만명

정도의 척수손상이 발생한다고 한다. 우리나라에서의 척수손상 환자 발생율은 추락사고의 40~45%, 교통사고가 35~40%가 척수손상이 발생한다고 한다.

연령층은 활동적인 20~30대 남자의 사고가 많이 발생하며 그리고 손상부위를 보면 경수부 척수손상마비가 30~50%로 흉수부 척수손상마비나 요수부 척수손상마비보다 많이 발생하며, 완전 척수손상마비가 60~65%를 차지한다.⁽¹⁾

독립적인 보행이 불가능한 양하지 마비환자가 양측 하지에 보조기를 착용하고 보행이나 양측 목발의 도움으로 보행 훈련을 하는 것은 하지 관절의 구축(contracture) 방지, 골다공증의 최소화, 혈액 순환의 촉진, 강직의 감소, 신장기능의 향상, 피부 욱창의 방지 등 재활 훈련의 기본적 장점이 있으며 이동수단인 의자차 사용을 보조하고, 독립적인 거동을 가능하게 하고 특히 골반 조정 능력과 엉덩관절을 굽힐 수 있는 환자에서 양측에 장하지보조기를 사용하면 실내보행이 가능하다.⁽²⁾

[†] 정희원, 대불대학교 보건학부(연세대학교 대학원)
E-mail : mhkim420@yahoo.co.kr
Tel : (061) 460-1308, Fax : (02) 364-6769

^{*} 정희원, 연세대학교 대학원 기계공학과

^{**} 정희원, 연세대학교 공과대학 기계공학과

최근 4족-6족 보행기구 시스템에 대한 연구보다 2족 보행 시스템에 대한 연구가 더욱 흥미를 배가시키고 있으며 수학적 모델의 규명은 상당히 어려우나 원심력과 가속도등을 고려한 비선형 슬라이딩 모드 제어기법을 적용하여 외란에 대한 강인성과 지면에 대한 동적 안정성등이 확보된다면 정확하고 빠른 보행에서 얻어지는 많은 장점으로 인하여 산업적인 효율성이 매우 높다고 판단된다.^{(3),(4)} 현대 제어이론, 최적제어이론을 적용하여 2차원 모델에 대하여 2족보행로봇의 동적운동을 구현하였고 2족보행시스템의 안정성 해석과 외란을 제거하기 위하여 되먹임 제어기를 사용한 연구가 있었다.⁽⁵⁾

본 연구에서는 Fig. 1 의 New R.G.O. with a ratchet and DC-servo motor system을 사용하여 척수마비로 인하여 하반신이 마비된 환자를 위하여 척수마비장애인이 보행 훈련시 하지의 굴곡과 신전에 도움을 주고 자연스러운 보행을 위하여 일반적인 왕복보행보조기의 관절부위에 소형의 서보모터를 부착한 새로운 타입의 6자유도를 가진 2족 보행 시스템의 비선형운동방정식을 유도하고 모델링 오차와 외란에 대한 안정성과 강인성을 갖추기 위하여 슬라이딩모드 제어에 의한 비선형 제어를 수행하여 진동제어 실험과 시뮬레이션한 후 New R.G.O. 보행보조기를 개발하고자 한다.

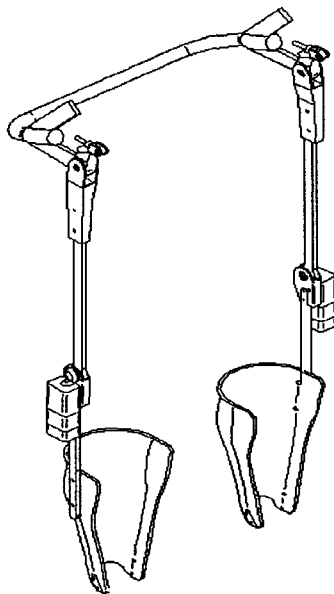


Fig. 1 New R.G.O. with DC-servo motor system

2. New R.G.O. 보행보조기 관절시스템의 이론

2.1 척수마비환자의 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 모델링하였다.

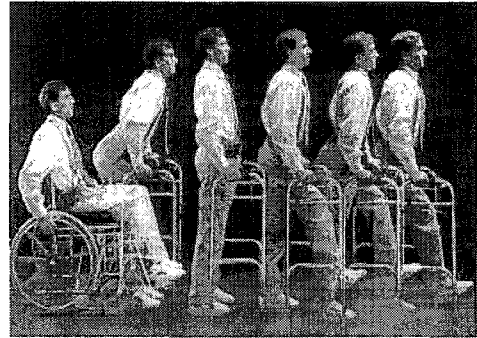


Fig. 2 Standing posture of paraplegia

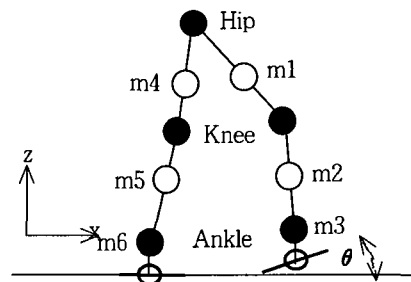


Fig. 3 Model of the New R.G.O.

유각기에 발끝 들기 동작을 원활히 구현하기 위해서는 무릎관절의 잠금이 풀릴 수 있는 것만으로는 부족하다. 특히 엉덩이관절을 능동적으로 굽혀서 발을 지면 위로 들어올리는 능력이 충분하지 못하다.

무릎관절이 약간 굽혀진 상태로 입각기가 시작되어도 제동기를 사용하면 완전히 넘어지는 것을 방지하고 입각기가 시작되기 전에 반드시 무릎관절을 완전히 펴놓는 것이 보행을 지속시키기 위해 필수적인 요건이 된다. 그동안 여러 연구들에서는 이를 위하여 "기능적 전기 자극기"를 무릎 펴짐근에 사용하여 입각기 직전에 무릎을 완전히 펴지게 하였다.⁽⁶⁾

Frankel의 척수손상 분류법이 널리 사용되고 있는데, 그 분류는 다음과 같다.

- A: 감각과 운동의 완전 손상
- B: 일부 감각이 보존된 불완전 손상
- C: 일부 운동은 보존되나 실용적이지 못한 불완전 손상
- D: 일부 운동은 보존되나 실용적인 사용이 가능한 불완전 손상
- E: 감각 및 운동이 모두 보존되었으나 비정상적 반사가 남아 있는 손상

흉요추 고정을 위한 보조기는 molded body jacket 과 Jewett type back brace가 가장 효과적이다. 상부흉추(T5 이상) 손상시는 Minerva type 이나 Cuirass type back brace를 착용하며, 고정기간은 수술 후 안정정도에 따라 다르고 의사에 따라 다르다. 일반적으로 2개월 내지 3개월간

착용하고 보조기를 벗기 전에 반드시 골절부위를 굴곡과 신전 상태에서 방사선촬영 하여 안전성을 확인한 후, 보조기를 벗도록 한다.

2.2 F.E.S. 시스템의 특성과 보행훈련

기능적 전기 자극기(Functional electrical stimulation, FES)은 1983년 Kralj 등이 처음으로 본격적인 연구를 시작한 것으로, 이는 마이크로 프로세서가 내장된 전자회로에서 발생시킨 일련의 정형화 된 전기 자극을 근육이나 신경에 가하여 인위적인 근육의 수축과 이에 수반하는 관절운동을 유발하는 것이 기본 원리이며 이를 양하지 마비 환자의 보행훈련을 위한 시스템에 이용할 때는 주로 표면 전극이나 경피 삽입 전극을 통해 하지의 엉덩피집근, 무릎피집근, 혹은 다리 움츠림 반사(withdrawal reflex)를 유발하는 시스템이다.⁽⁷⁾



Fig. 4 Gait training of F.E.S. system

첫째는, 양하지 마비환자중에 상위 운동신경 손상형(upper motor neuron injury type) 이면서 적당한 정도의 다리근육 강직이 있어야 실제적 사용이 가능한 조건들 때문에 양하지 마비환자에서 보편적으로 사용하기에는 어려움이 있다.⁽⁸⁾

둘째는, 유각기에 엉덩관절과 무릎관절의 굽혀지는 동작을 만들기 위해 전기자극으로 다리 움츠림 반사를 유발시키는 방법이 쓰였는데, 이를 위해 다리오금(popliteal Fossa)에서 온종아리신경(common peroneal nerve)을 전기로 자극할 때 과도한 통증이 수반되거나 자극으로 인한 발등굽힘(dorsiflexion), 발가쪽돌림(external rotation) 및 가쪽번짐(eversion), 그리고 무릎이 굽혀지는 정도를 임의로 조절할 수 없는 문제가 있다.⁽⁹⁾

셋째는, 전기 자극을 받는 근육에서 전기 생리적 피로가 조기에 과도하게 발생하여 보행이 가능한 시간이 짧게 제한되는 문제가 있었는데, 이를 보완하기 위하여 각종 전자 센

서와 마이크로 컴퓨터를 이용한 “폐쇄형 되먹임 제어장치”(closed feedback control system)를 적용해 보거나 전기 자극 패턴을 다양하게 바꾸어 보기도 하였으나, 이러한 문제가 있다.⁽¹⁰⁾

혼합형 기능적 전기 자극기(hybrid FES system)은 기능적 전기자극기의 단점을 보완하고자 Patrick 및 McClelland 가 1985년 처음 개발한 것으로, 기존의 교차보행 보조기와 기능적 전기자극기를 결합하여서 근육에 전기자극을 가해야 하는 시간을 현저히 감소시킬 수 있었다. 따라서 교차보행 보조기나 기능적 전기자극기만을 사용하여 걷는 경우보다 에너지 효율성이 많이 증대되는 것으로 입증되었으며 Stallard등은 1989년 현재 가장 효율적인 양 하지마비환자용 보행시스템이라고까지 평가하였다.^{(11),(12)}

2.3 3차원 보행분석 시스템

보행분석 시스템은 삼차원 동작 분석 시스템을 이용하여 보행의 시간 및 거리에 관한 자료(temporal data)와 운동형상학적 자료(kinematic data)를 구하였다.

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

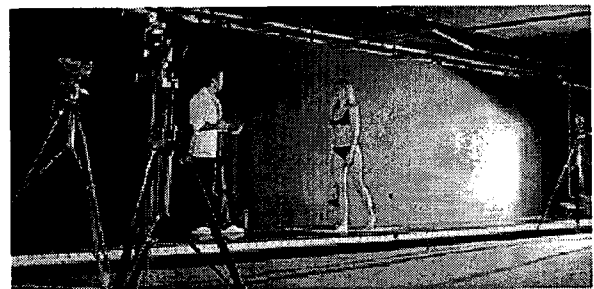


Fig. 5 Gait analysis of 3 dimension

보행속도(미터/분) 는 20미터의 타원형 평면 구간을 대상자가 편한 횡수와 속도로 보행한 후 소요된 시간과 거리를 측정하여 계산하며, 이때 마지막 30초간의 평균 분당 맥박수로부터 보행시 분당 맥박수를 구한다. 그리고 안정시 분당 맥박수는 5분 이상 휴식 후에 맥박수를 1분간 측정하여 실험할 예정이다.

2.4 New R.G.O. 보행보조기의 3D 설계

R.G.O. 보행보조기(reciprocal gait orthosis, RGO)는 1983년 Douglas 등이 처음 발표한 것으로, pelvic band의 양쪽에 장하지 보조기의 일종인 HKAFO (hip-knee-ankle-foot orthosis)가 달려있는 기본 구조와, 어느 한쪽 엉덩관절이 수동적으로 펴지면 이를 반대측 엉덩관절이 굽혀지도록 연결해주는 “중간 연결 케이블”이 결합된 형태이다.

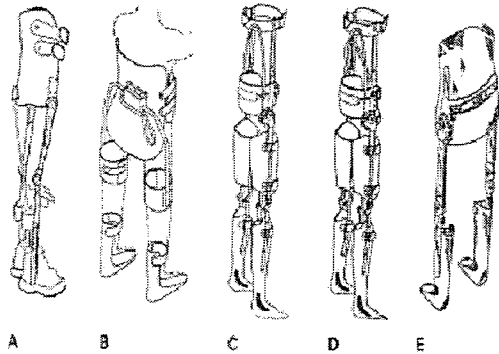


Fig. 6 Various of R.G.O.

이러한 RGO 보조기는 유각기에도 무릎이 잠겨진 상태이면서 엉덩관절 운동이 시상면(Sagittal plane)으로만 제한되어 있기 때문에, 걸을 때 이에 대한 보상작용으로 관상면(coronal plane)에서의 신체 무게중심이 과다하게 움직이는 문제가 있으며, 환자가 혼자 힘으로 입고 벗기가 곤란한 문제가 있다.

새로운 능동 운동형 보조기(Active orthosis)는 보조기의 관절을 전동 서보모터의 힘으로 움직여서 보조기 속의 환자 다리를 움직이도록 하려는 시도로서, 두 가지의 모델이 발표되었다.

첫째는 혼합형 기능적 전기 자극기를 이용한 보행 시스템에서 엉덩관절이 굽혀지는 동작을 돕기 위해 전동 모터를 보조기의 엉덩관절에 부착한 Popovic의 모델이 있었고,⁽⁸⁾ 둘째로는 다관절 로봇의 원리를 응용하여 전동 모터를 엉덩관절, 무릎관절 및 발목관절에 설치한 Guiraud의 모델이 있었다.^{(13),(14)}

본연구에서는 New R.G.O. with a ratchet and DC-servo motor system을 3D 설계하여 척수마비로 인하여 하반신이 마비된 환자를 위하여 보행훈련시 하지의 굴곡과 신전에 도움을 주고 자연스러운 보행을 위하여 일반적인 왕복보행보조기의 관절부위에 소형의 서보모터를 부착한 새로운 타입의 6자유도 2족 보행시스템을 설계하였다.

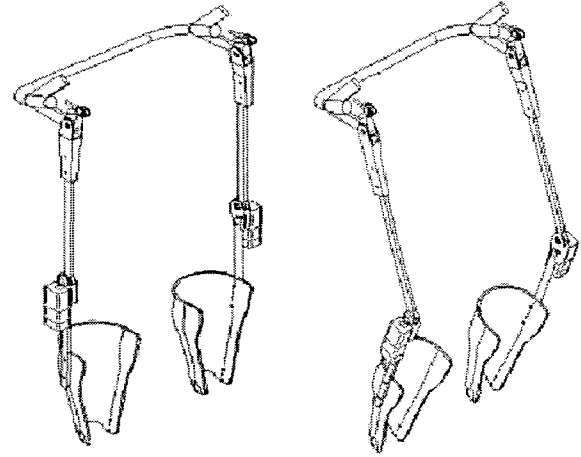


Fig. 7 3D design of New R.G.O.

2.5 New R.G.O. 관절시스템의 운동방정식

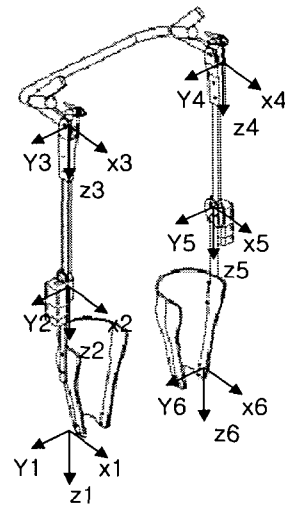


Fig. 8 kinematics of New R.G.O.

New R.G.O. 보행보조기의 운동방정식은 Lagrange 방정식과 대수방정식인 미분·대수방정식으로 구성하였다.

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

$$\Phi(u, t) = 0 \tag{1}$$

$$\Phi_u \dot{U} = -\Phi_t \equiv \nu \tag{2}$$

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

(m'_c : x_c, y_c 에 작용하는 모멘트)

3. New R.G.O. 관절시스템 슬라이딩모드제어

3.1 New R.G.O. 슬라이딩모드제어기 설계

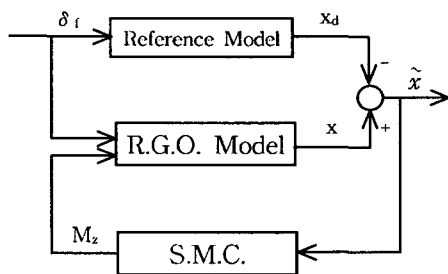


Fig. 9 Model of Sliding Mode Controller

슬라이딩 모드 제어기법은 Lyapunov 안정이론과 feedback 개념을 바탕으로 하는 비선형제어기법이며 시스템의 궤적들을 미리설정된 평면상에 계속 머물게하여 이 기간 동안 시스템의 불확실성이나 외란등에 대해 안정성과 강인성을 유지시키는 제어방법이다.

슬라이딩 모드 제어설계과정은 등가제어법칙과 전환제어법칙순으로 설계한다.

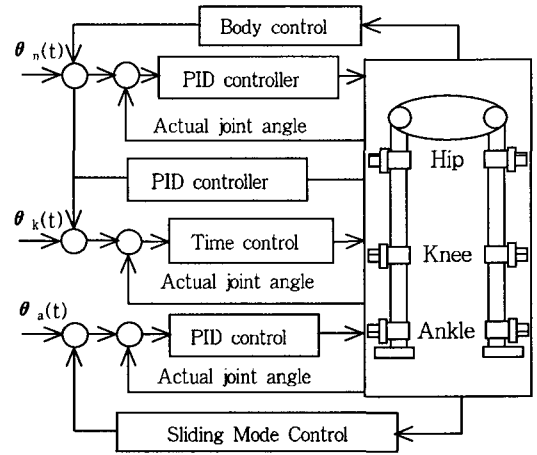


Fig 10. A block diagram of New R.G.O. control algorithm

$$A(\theta)\ddot{\theta} + B(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + C(\theta) = \tau \quad (20)$$

$A(\theta)$ 는 한정행렬이고, $B(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta}$ 는 원심력과 Coriolis 토크에 관한 벡터이며 $C(\theta)$ 는 중력토크에 관한 토크이다. τ 는 각 조인트의 제어입력이다.

$$S(t) = S(\theta; t) = 0 \quad (21)$$

$$S(\theta; t) = \left(\frac{d}{dt} + \lambda\right)^{n-1} \theta = 0 \quad (22)$$

$S(t)$ 는 슬라이딩 평면이며 θ 는 추적 오차벡터이며 λ 는 제어기 파라미터이다.

$$S = \dot{\theta} + A\theta = \dot{\theta} - \dot{\theta}_{ref} \quad (23)$$

$$\dot{\theta}_{ref} = \dot{\theta}_d - \Lambda\dot{\theta} \quad (24)$$

$$V(t) = \frac{1}{2}(S^T A_s) \quad (25)$$

$$\dot{V}(t) = S^T(\tau - A\ddot{\theta}_{ref} - B\dot{\theta}_{ref} - C) \quad (26)$$

$$\dot{V} \leq -\sum_{i=1}^n \eta_i |s_i| \quad (27)$$

4. New R.G.O. 관절시스템의 실험

4.1 New R.G.O. 관절시스템의 실험장치

본 연구에서는 New R.G.O. 보행보조기의 무릎관절에 지주파 진동측정용 가속도계(accelerometer)를 부착하여 y축은 가속도[m/s²], x축은 주파수[Hz]를 측정 분석하였다.

인체가 감지하는 진동특성을 측정분석하기 위하여 지주파 진동 측정용 3축 가속도계(Accelerometer: Type-8694M1, SN-C45186, Range-±500g, piezoelectric accelerometer, KISTLER), 4채널 Amp. (Amplifier: type-5134, SN-C71269), Digital FFT Signal Analyzer (Hp 35670A, USA), Digital Oscilloscope (LeCroy: 334 AL, USA)를 사용하였다.

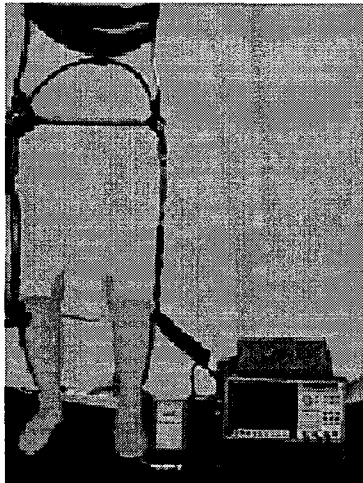
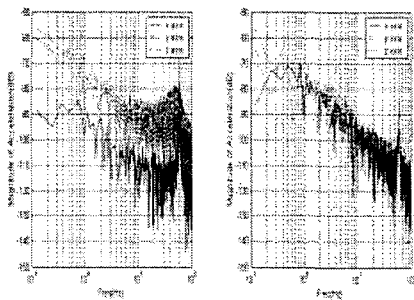


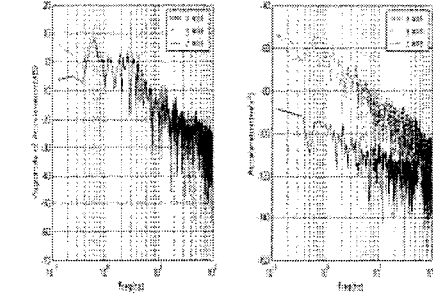
Fig. 11 Exerimental setup of New R.G.O.

4.2 New R.G.O. 관절시스템의 실험결과

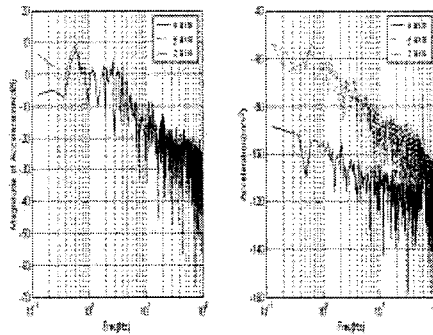
New R.G.G 관절시스템의 진동제어를 위한 기본실험으로서 3축가속도계를 사용하여 진동특성을 분석하였다.



(a) Lt. R.G.O. on Foot (b) Lt. R.G.O. on Shoe



(c) Rt. R.G.O. on Foot (d) Rt. R.G.O. on Shoe



(e) Rt. R.G.O swing fixed Lt. (f) Lt. R.G.O. swing fixed Rt.

Fig 12. F.F.T. Graphs of 3 axis acceleration

Fig. 12 (a) Lt. R.G.O. on Foot 보행보조기의 무릎관절 전방에 지주파 3축 가속도계를 부착하여 진동(전후, 좌후, 상하)을 측정하였다. 세로축은 가속도[m/s²]대역이며 -50[m/s²]~140[m/s²]에서 변화하였고 가로축은 주파수[Hz]대역이며 0.1[Hz]~100[Hz]을 완만하게 변화하였다.

(b) Lt. R.G.O. on Shoe에서 측정된 그래프의 세로축은 가속도[m/s²]대역이며 -70[m/s²]~-130[m/s²]에서 변화하였고 가로축은 주파수[Hz]대역이며 0.1[Hz]~100[Hz]을 완만하게 변화하였다.

(c) Rt. R.G.O. on Foot에서 측정된 그래프의 세로축은 가속도[m/s²]대역이며 -50[m/s²]~10[m/s²]에서 변화하였고 가로축은 주파수[Hz]대역이며 0.1[Hz]~100[Hz]을 완만하게 변화하였다.

(d) Rt. R.G.O. on Shot에서 측정된 그래프의 세로축은 가속도[m/s²]대역이며 -60[m/s²]~10[m/s²]에서 변화하였고 가로축은 주파수[Hz]대역이며 0.1[Hz]~100[Hz]을 완만하게 변화하였다.

(e) Rt. R.G.O swing fixed Lt.에서 측정된 그래프의 세로축은 가속도[m/s²]대역이며 -50[m/s²]~10[m/s²]에서 변화하였고 가로축은 주파수[Hz]대역이며 0.1[Hz]~100[Hz]을 완만하게 변화하였다.

(f) Lt. R.G.O swing fixed Rt.에서 측정된 그래프의 세로 축은 가속도[m/s²]대역이며 -140[m/s²]~-60[m/s²]에서 변화하였고 가로축은 주파수[Hz]대역이며 0.1[Hz]~100[Hz]을 완만하게 변화하였다.

5. 결론

본 논문은 척수마비환자의 재활훈련용 보행훈련기구인 6 자유도를 가진 New R.G.O.를 3D 설계하고 DC-서보모터와 가속도계를 이용하여 위치 및 진동제어를 수행하였다.

1. 구속조건을 갖는 비선형 운동방정식을 Lagrange 방법을 이용하여 유도하였으며 시스템 파라미터를 구하였다. 각운동을 측정하기 위하여 DC-서보모터에 대한 슬라이딩 모드제어기를 설계하였다.
2. New R.G.O.의 관절시스템의 안정성과 강인성을 유지하기 위하여 라켓시스템과 서보모터 제어 시스템을 병합 설계하였다.
3. 제안된 New R.G.O. 관절시스템의 제어 알고리즘을 구현하기 위하여 시뮬레이션을 수행하였다.
4. 실험 결과로부터 측정된 무릎관절의 다양한 가속도 데이터로부터 여러 가지 진동제어에 필요한 파라미터를 확인할 수 있었다.

추후 라켓 시스템과 서보모터 제어기의 상호마찰력과 최대토크에 대해 보상 연구가 수행되어야 할 것이다.

참고문헌

- (1) American spinal injury association, International medical society of paraplegia: International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury. Chicago American Spinal Injury Association, 2001.
- (2) Jaeger RJ, Yarkony GM, Roth EJ: "Rehabilitation technology for standing and walking after spinal cord injury." Am J phys Med Rehabil 68: 128-133, 1989
- (3) Mita, T. et al, 1984, "Realization of a High Speed Biped Using Modern Control Theory". Int J. Con., Vol 40, No 1, pp 107-119.
- (4) Miura, H. and Shimoyama, I., 1984, "Dynamic Walk of a Biped". Int J. Rob Res., Vol 3 No 2, pp 60-74.
- (5) Stallard J: "Hip-knee-ankle-foot orthoses." In Bowker P, Condie DN, Bader DL, Wallace Wa, eds. Biomechanical basis of orthotic management. London, Butterworth-Heinemann, 1993, pp 168-190
- (6) Durfee WK, Goldfarb M: "Design of a controlled brake orthosis for regulating FES-aided gait." Proc Ann Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc 14: 1337-1338, 1992

(7) Kralj A, Bajd T, Turk R: "Gait resotation in paraplegic patients: a feasibility demonstration using Multichannel surface electrode FES." J Rehabil Res Dev 20: 3-20, 1983

(8) Popovic DB: "Fucctional electrical stimulation for lower extremities." In Stein RB, Peckham PH, Popovic DP, eds. Neural prostheses: replacing motor function after disease or disability. Oxford, Oxford University Press, 1992, pp 233-251

(9) Hambrecht TF: "A brief history of neural prostheses for motor control of paralyzed extremities." In Stein RB, Peckham PH, Popovic DP, eds. Neural prostheses: replacing motor function after disease or disability. Oxford, Oxford University Press 1992, pp 3-14

(10) Petrofsky JS, Phillips CA, Douglas R, Larson P: "A computer-controlled walking system; the combination of an orthosis with functional electrical stimulation." J Clin Eng 11: 121-133, 1986

(11) Jefferson RJ, Whittle MW: "Performance of the walking orthoses for the paralysed; a case study using gait analysis", Prosthet Orthot Int 14: 103-110, 1990

(12) Douglas R, Larson PF, D'Ambrosia R, McCall RE: "The LSU reciprocation-gait orthosis." Orthopedics 6: 834-839, 1983

(13) Durfee WK, Hausdorf JM: "Regulating knee joint position by combining electrical stimulation with a controllable friction brake." Ann Biomed Eng 18: 575-596, 1990

(14) Guiraud D: "application of am artificial neural network to the control of an active external orthosis of the lower limb." Med Biol Eng Comput 32: 610-614, 1994