동력보행보조기의 보행시뮬레이션

류제청† · 조현석 · 강성재 · 문무성

Gait Simulation of Powered Gait Orthosis

Je-Cheung Ryu, Hyeon-Seok Cho, Sung-Jae Kang, Mu-Seong Mun

Key Words : air muscle, dynamics, gait, orthosis, PGO, RGO.

Abstract

PGO(Powered Gait Orthosis) mounted with pneumatic muscle as an actuator is upgraded model from RGO(Replicate Gait Orthosis) for paraplegia patients to walk easy and safe. Pneumatic muscles supply powers to both hip joint during PGO gait. The objective of this research is to develop the PGO gait simulation model. Dynamic model of PGO linkage system is processed. Mathematical model of pneumatic muscle was developed and combined it with PGO linkage system. Developed simulation model will be used as a tool for evaluation of the efficiency of pneumatic muscle and for analysis the PGO system.

1. 서 론

RGO(Replicate Gait Orthosis: 왕복보행 보조기)는 하반신 마비환자가 몸통의 굽힘, 신전, 회전 등의 거동을 이용하여 보행을 가능하도록 해주는 보조기구장치이다. 1968 년 캐나다 OCCC 에서 세계 최초로 RGO 가 개발된 이래로 1983 년에는 Hugh Steeper 사에서 ARGO(Advanced RGO), 1993 년에는 Winchester 등에 의하여 Isocentric RGO 가 고안되는 등 하반신 마비환자를 위한 보행 보조기구에 대한 연구는 최근까지 지속적으로 이루어져왔다. 그러나, RGO 는 무동력식의 기구구조로 보행을 위한 상체의 운동 에너지 소모가 심하며, 환자의 상태에 따라서 보행이 불가능한 경우도 있다. 또한 RGO 보행은 슬관절과 족관절은 고정된 채 고관절의 구동만을 가지고 이루어지므로 보행 모습이 매우 부자연스러우며 안정성이 떨어지게 된다. 이러한 이유로 마비환자를 위한 보행 보조기들의 실질적인 활용성은 많이 떨어졌다.

† 재활공학연구소
E-mail : jcryu@iris.korec.re.kr
TEL : (032)500-0585 FAX : (032)512-9794

재활공학연구소에서는 RGO 에 비하여 좀 더 활용성과 안정성을 갖추기 위하여 동력과 제어 기능을 추가한 PGO(Powered Gait Orthosis)를 개발하게 되었다. RGO 의 단점을 극복하기 위하여 필요한 기능 중 가장 중요한 역할을 담당하는 부분은 고관절에 구동력을 발생시키는 장치로써 본 연구에서는 공압식 인공근육을 사용하고 있다. 공압식 인공근육은 크기에 비하여 큰 구동력을 내며, 실제 근육과 유사한 작동원리를 가지므로 시스템에 적용이 쉽다는 장점이 있다.

본 연구는 개발중인 PGO 시스템의 성능 평가 및 각종 설계변수의 최적화를 위한 보행 시뮬레이션 모델을 개발하는 것이다. PGO 보행 역시 인간을 대상으로 한 운동이므로 시뮬레이션 수행에 필요한 입력 데이터 및 경계조건의 설정이 매우 까다로우며 결과의 정량적인 검증이 매우 어렵다. 따라서 시뮬레이션을 위한 몇가지 가정이 전제되어야 하며 개발된 모델의 용도 역시 PGO 시스템의 특성을 유추하는 정도로 사용되어야 할 것이다.

2. PGO 의 모델링

2.1 PGO 의 구조 및 기구 모델링

PGO 는 족부, 하퇴부, 대퇴부 및 골반-체간을 지지하는 프레임과 각 프레임들을 연결하는 회전관절, 그리고 체간의 운동에 따른 대퇴부의 거동을 일으키게하는 링크장치, 고관절 구동장치인 공압근육장치 등으로 구성된다. PGO 의 정면도와 측면도를 그림 1 에 나타내었다.

각 관절은 잠금장치가 부착되어 있으며 족관절의 경우 기본적으로 잠김 상태이며, 슬관절의 경우 슬관절 구동 클러치가 장착되지 않은 경우에는 잠김 상태이다. RGO 의 경우에는 슬관절을 잠그고 고관절의 회전만을 이용한 보행을 하게된다. 고관절에 부착된 링크장치는 상체의 거동에 의해 고관절이 움직이도록 고안된 장치로, 등부위 중심을 축으로 회전되는 링크가 좌우고관절로 연결되어 상체의 굴곡-신전과 다리의 지지여부에 따라 고관절이 굴절된다. 즉, 상체를 뒤쪽으로 뉘우려는 힘을 가하게 되면, 뒤쪽 링크가 구속하므로 고관절이 굴절되지 않는다. 이때 체중을 왼쪽으로 실어주면 오른쪽 고관절 링크에 구속이 풀리므로 앞으로 굴절된다. 동시에 연결된 왼쪽 고관절은 뒤로 굴절된다. 이러한 원리로 상체를 이용한 보행을 하는 것이 RGO 이다. PGO 에는 고관절의 구동력 강화 및 보행 제어를 목적으로 고관절 부위에 공압근육을 부착하였다.

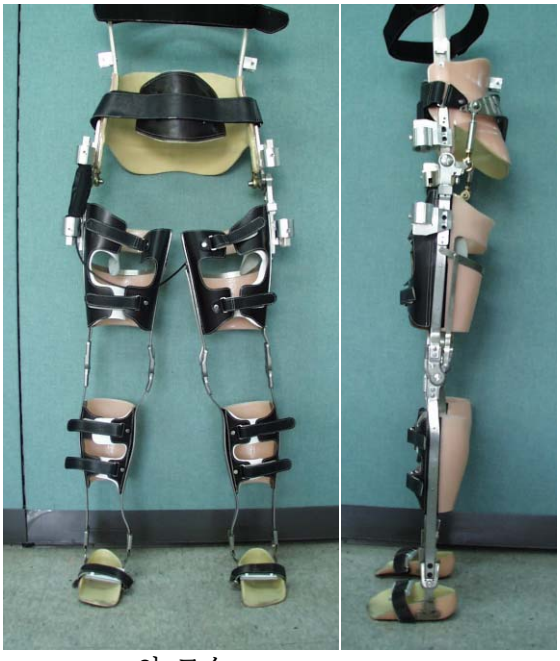

Fig. 1 PGO 의 모습

PGO 보행 시뮬레이션은 동역학 해석 S/W 인 ADAMS 에서 수행되었다. 공압근육의 동역학 모델은 MATLAB 으로 코딩되었으며, ADAMS CONTROL 을 이용하여 PGO 모델과 연계되어 해석이 수행된다.

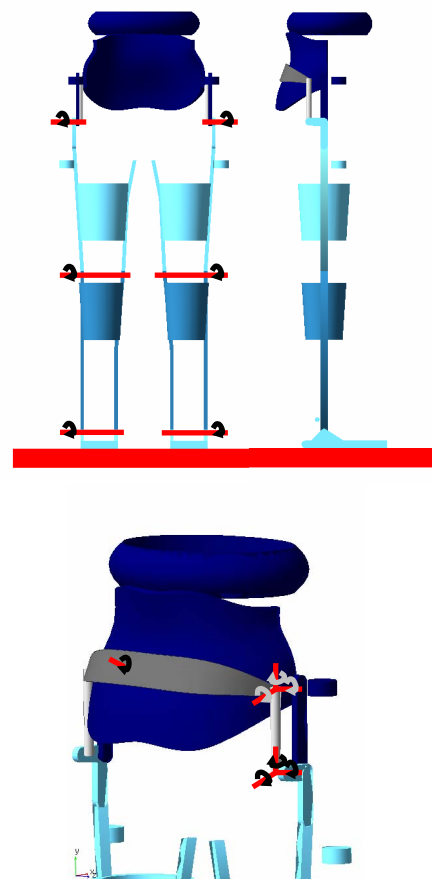

Fig. 2 모델링된 PGO (ADAMS)

그림 2 에는 모델링된 PGO 의 모습을 보여주고 있다. 각 프레임은 모두 강체로 모델링 되어 있으며, 조인트의 유격은 무시하였다.

2.2 공압근육의 구조 및 모델링

공압근육은 공기의 압력을 이용하여 인간의 근육과 유사한 기능을 하도록 고안한 구동장치로써 크기에 비하여 큰 힘을 발휘하는 장점을 가진다. 공압근육은 그림 3 에서 보는 바와 같이 고무튜브와 나일론 직조물로 이루어진 막대형태의 기구로, 고무튜브에 공기를 주입하면 튜브가 팽창하여 튜브를 둘러싼 직조물과 접촉하게 된다. 직조물의 형태에 구속된 튜브는 길이방향으로 수축하게 되며, 이때 양 끝단을 끌어당기는 힘이 발생하게 된다. 인체의 근육도

근섬유의 수축으로 힘을 발휘하므로 공압근육이 이와 유사한 작동을 보여준다. 공압근육은 최대 6bar 까지 압력을 허용하도록 설계되어 있으며, 크기에 따라 구동 길이와 구동력이 결정된다. 본 연구에서 사용되는 공압근육은 최대수축력 25kgf 의 제품으로 양쪽 고관절에 각각 1 개씩 장착된다.

Fig. 3 공압근육의 모습

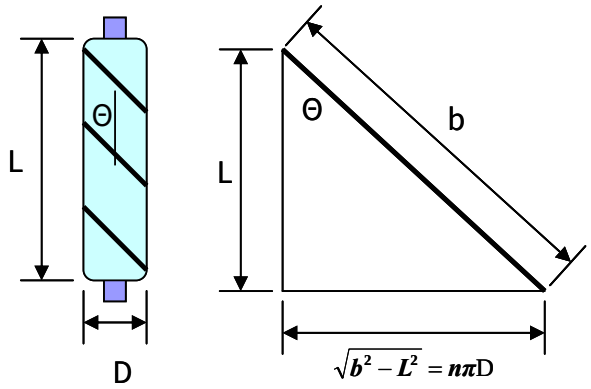

Fig. 4 공압근육의 형상적 분석

공압근육의 수학모델링은 R.W. Colbrunn 이 소개한 방법을 사용하였다. 본 모델에서는 공압근육을 실린더로 가정하고, 직경이 변하는 끝단부분은 무시한다. 그림 4 에서 보는 바와 같이, 공압근육의 수학적 모델링를 위하여 길이 L, 직경 D, 직조물의 각도 θ, 직조물 한 가닥이 감긴 횟수 n, 직조물 한가닥의 길이 b 등을 설정하였으며, 형상적 분석과정을 거쳐 이들 변수간의 관계를 정의하였으며, 결과적으로 다음과 같은 내부 부피의 관계식을 정의할 수 있다.

$$V = \frac{\pi D^2}{4} L = \frac{b^3}{4\pi n^2} \sin^2\theta \cos\theta$$

먼저 정적 상태에서의 공압근육이 발생시키는 힘과 압력과 길이와의 관계는 에너지 보존의 법칙으로부터 유도할 수 있으며, 이때 공기의 누수, 마찰열 등에 의한 에너지 손실은 무시한다. 들어온 일량은 실린더내로 유입된 공기에 의하여 증가된 압력에의한 일량이며, 나간 일량은 부피변화에 의해 길이변화가 발생한 일량이다. 에너지 보존의 법칙에 따라 두 일량이 같게되며 결과적으로 다음과 같은 식을 유도해 낼 수 있다.

$$F = \frac{P_g b^2}{4\pi n^2}\left(\frac{3L^2}{b^2} - 1\right) \cdot Eff(P_g)$$

여기서, Eff(Pg)는 압력에 따라 발생하는 정적 힘관계식의 오차를 보정해주기위한 계수이다.

윗 식에서 보는 바와 같이 공압근육에서 발생되는 힘은 압력에 비례하며, 그 기울기는 공압근육의 길이 및 직경의 함수로 되어있다. 이 식은 정적인 힘평형상태의 조건을 전제로 하며, 공압근육이 동적으로 거동할 경우에는 공기의 압축성에 의한 효과와 직조물과 고무튜브간의 마찰에 의한 효과 등을 고려해야 한다. 이러한 효과들을 고려한 공압근육 모델을 그림 5 에 나타내었다.

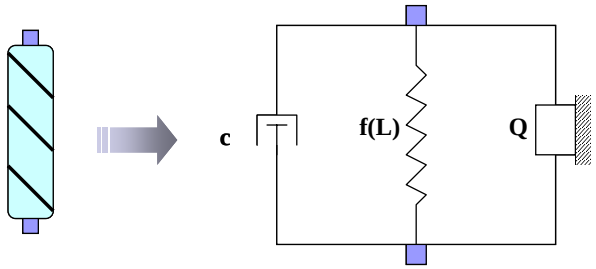

Fig. 5. 공압근육의 동적 모델링

공기의 점성에 의한 효과와 직조물의 마찰에 의한 쿠울롱 댐핑 효과가 추가된 동적 힘평형식은 다음과 같이 정리될 수 있다.

$$F = \frac{P_g b^2}{4\pi n^2}\left(\frac{3L^2}{b^2} - 1\right) \cdot Eff(P_g) + c \cdot v \pm Q \cdot k$$

여기서,

c : viscous damping constant

v : actuator tip velocity

k : actuator stiffness

Q : coulomb damping constant

이다. c 와 Q 값은 실험에 의하여 측정하게 된다.

PGO 의 보행 제어는 공압근육의 압력변화에 따라 결정되며, 정밀한 압력 제어를 위하여 솔레노이드 밸브를 통하여 공급되는 공기의 양을 조절하게 된다. 밸브의 수학적인 모델은 밸브를 통해 공급되는 질량유량으로 정의할 수 있으며 아래 식과 같다.

$$\dot{m} = \frac{A_p P_{up} C_q C_m}{\sqrt{T_{am}}}$$

여기서,
Ap : Air passage area of solenoid valve
Pup : upstream air pressure
Cq : flow rate coefficient
Cm : flow rate parameter
Tam : temperature of upstream air
이다. Ap 및 Cq 는 밸브의 사양에 의해서 결정되며, Cm 은 다음 식으로 표현된다.

$$C_m = \begin{cases} \sqrt{\dfrac{\gamma}{R}\left(\dfrac{2}{\gamma+1}\right)^{\frac{\gamma+1}{\gamma-1}}} & \dfrac{P_{down}}{P_{up}} \le 0.528(chocked) \\ \sqrt{\dfrac{2\gamma}{R(\gamma-1)}\left[\left(\dfrac{P_{down}}{P_{up}}\right)^{\frac{\gamma}{2}} - \left(\dfrac{P_{down}}{P_{up}}\right)^{\frac{\gamma+1}{\gamma}}\right]} & \dfrac{P_{down}}{P_{up}} > 0.528(chocked) \end{cases}$$

여기서,
Pdown : downstream air pressure
R : air constant
이다.

3. 공압근육의 실험

공압실린더 모델은 실험을 통한 계수 결정 및 수식 검증단계를 거쳐 완성된다. 3 장에서는 공압실린더의 정적실험을 통한 정적 모델의 검증 및 동적실험을 통한 공기 점성 계수와 쿨롱 마찰 계수를 구하고 모델 검증을 한다.

3.1 정적 실험 및 모델 검증

정적 실험 방법은 그림 6 에 보는 바와 같이 특정 압력과 정적 하중이 가해진 상태에서 길이를 측정하여, 압력과 하중에 따른 결과를 비교한다. 0.3, 0.4, 05 Mpa 3 가지의 압력 상태에서 0~12kg 까지 하중을 가하고 그에 따른 변위를 무부하방식의 LVDT 로 측정하였으며 그결과를 그림 7 에 나타내었다.

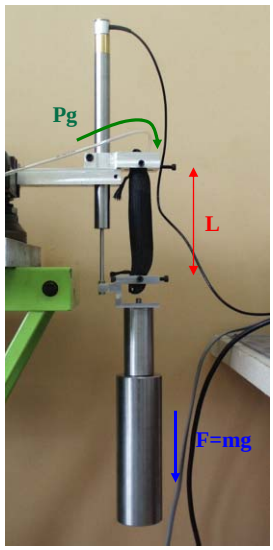

Fig. 6 정적하중 측정 실험

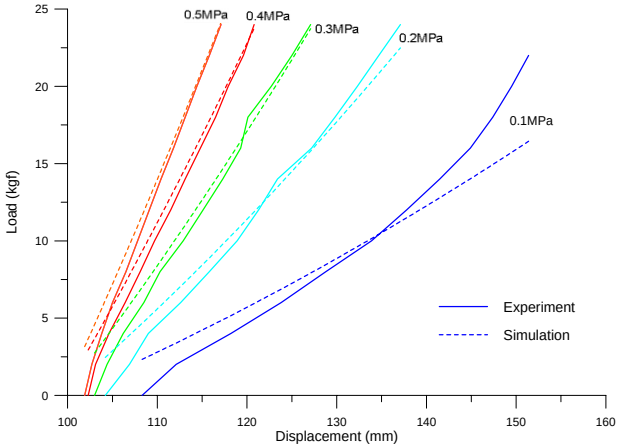

Fig. 7 정적실험결과(힘-변위)

그림 7 에서 보는 바와 같이 고압에서는 실험과 계산결과가 거의 일치하는데 비하여, 저압에서는 오차가 크다. 또한, 고하중보다 저하중에서 오차가 더 크게 나타나고 있다.

3.2 동적 실험 및 모델 검증

동적 실험 방법은 마찬가지로 그럼 6 과 같은 조건에서 수행하며, 정적 평형상태로부터 일정한 변위만큼 아래로 잡아당겨 공압근육을 늘린 후 놓으면 자유진동을 하게된다. 발생되는 변위의 궤적에서 피크치의 진폭 감소량을 측정하여 공기 점성계수 c 와 쿨롱 마찰계수 Q 를 다음과 같은 식으로

부터 구할 수 있다.

$$\Delta x = 4\frac{\mu N}{k} + X(1 - \frac{1}{e^{\zeta \omega_n T_d}})$$

여기서,

Δx : change in amplitude over one period

$\frac{\mu N}{k}$: = Q : Coulomb damping constant

X : Initial displacement

ζ : Damping ratio

ω_n : Natural frequency

T_d : Damped period

이다.

실험으로부터 구해진 Q 와 c 의 값은 다음과 같다.

Q = 0.2, c = 20

수행된 동적 실험에 대한 운동방정식을 수립하여 시뮬레이션을 수행하였으며 그 결과를 그림 8 에 나타내었다. 실험 및 시뮬레이션 조건은 5kg 의 하중, 200kPa 의 압력, 그리고 15mm 초기변위이다.

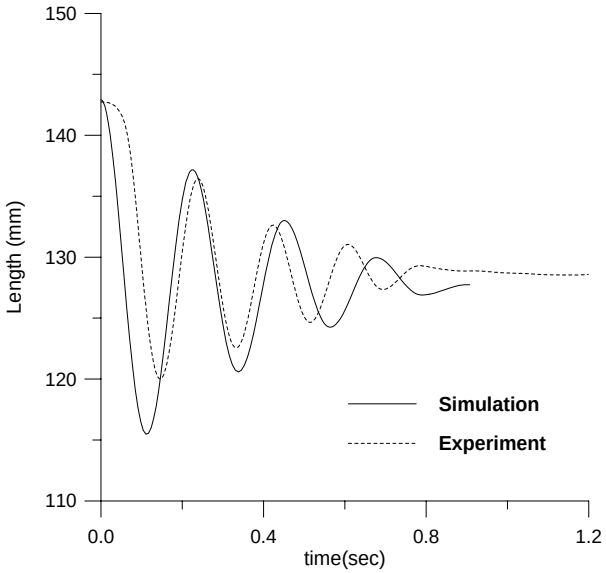

Fig. 8 공압근육의 동적 실험 결과

그림 8 에 보는 바와 같이, 실험과 시뮬레이션 간에 약간의 오차가 발생하였으며, 다른 압력과 하중조건에서 실험을 해본 결과 저압, 저하중에서 오차가 좀 더 크게 나타났다.

3.3 밸브 실험 및 모델 검증

밸브실험은 밸브의 수학적 모델 및 사용된 각종 계수들을 검증하기 위하여 수행되었으며, 공압근육은 저압인 상태이며, 공기입력소스는 고압의 상태에서 순간적으로 밸브를 열어서 공기가 유입되면서 보이는 공압근육의 변위를 측정한다.

그림 9 에서 실험과 시뮬레이션 결과를 비교하였다. 실험 조건은 5kg 의 하중, 초기공기압 100kPa, 입력공기압 300kPa 이다. 그림에서 보는 바와 같이, 시뮬레이션 모델이 실제와 약간의 차이는 있으나, 큰 오차를 보이지 않고 유사한 거동 패턴을 보인다.

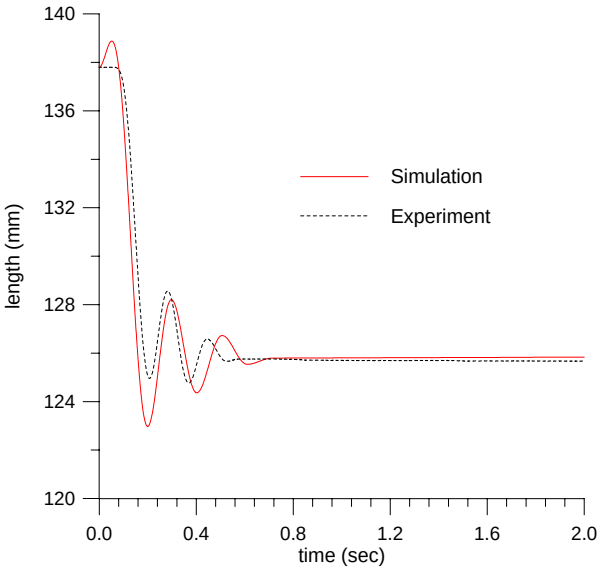

Fig. 9 공압근육 밸브 실험 결과

4. PGO 보행 시뮬레이션

4.1 시뮬레이션 방법

보행 시뮬레이션은 실제 마비환자의 보행조건을 고려하여 수행되어야 한다. 마비환자의 보행조건은 다음과 같다. 첫째, 환자는 하지에 전혀 구동력을 발휘할 수 없다. 둘째, 마비환자는 PGO 만으로는 보행이 불가능하다. 따라서, 일반적으로 워커라고 불리우는 4 발짜리 보행 보조기에 의지하여 추진력의 획득 및 안정성을 유지한다. 즉, 워커를 잡고있는 상지에 의해서 상체가 앞으로 이동하는 동력을 환자 스스로 제공한다. 이 구동력은 측정 불가능하므로, 가정에 의한 구동력의 부여를 전제로 시뮬레이션을 수행해야 한다. 셋째, PGO 도 RGO 와 마찬가지로 상체의 굴곡-신전, 회전운동에 의한 동력을 필요로 한다. 이러한 운동은 상체에 관

절 궤적을 입력하는 방법으로 주고자 한다. 그림 10 에는 인체 더미를 포함한 보행 시뮬레이션 모델을 보여주고 있다. 인체 더미는 78kg 의 총하중을 가지는 강체 모델로써, 상체관절은 모두 고정되어있으며, 고관절은 3 축 회전관절, 슬관절 및 족관절은 1 축 회전관절로 모델링 되었다. PGO 와 인체 더미는 PGO 에 허리, 대퇴, 하퇴 등 총 5 부위에 부착된 밴드에 의하여 접촉 구속조건을 가진다. PGO 보행시간은 실험자료를 근거로 보행주기를 2 초로 설정하였다.

Fig. 10 PGO 보행 시뮬레이션 모델

4.2 수행 결과

상체에 300N 의 추진력과 공압근육에 최대 4bar 의 압력을 가하였을 경우, 약 60cm 의 보폭으로 보행이 가능하였으며, 전체 보행시간 2 초에 대하여 0.6 초간격의 상태를 그림 11 에 나타내었다.

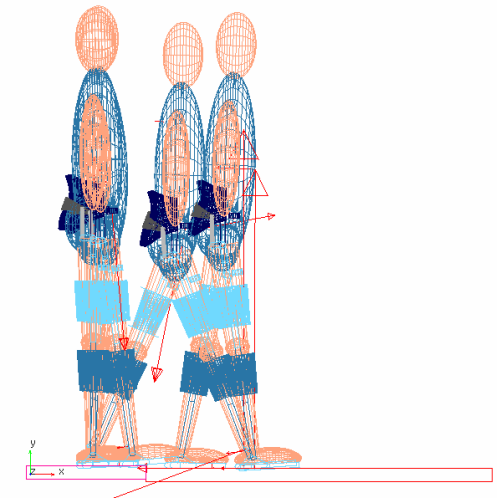

Fig. 11 시뮬레이션모델의 보행 모습

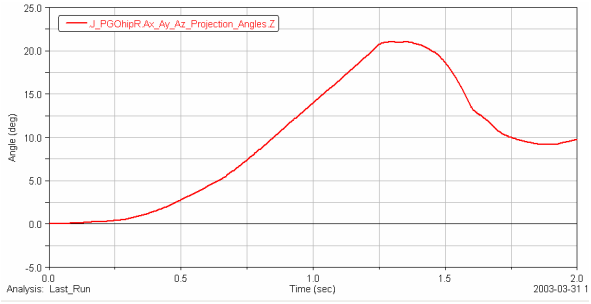

Fig. 12 오른쪽 고관절의 굴곡궤적

그림 12 에는 오른쪽 고관절의 굴곡궤적을 보여주고 있다. 정상인 보행시의 굴곡궤적과 유사한 패턴을 보여주고 있다.

5. 결론

PGO 보행 시뮬레이션을 위하여 PGO 의 기구모델, 공압근육모델, 인체더미모델 등을 모델링 하였다. 공압근육모델은 정적, 동적 실험과 밸브실험을 통하여 각종 계수를 구하였고, 실험과 시뮬레이션의 결과를 비교한 결과, 다소 오차가 발생하였으나 공압근육의 구조적 특성과 여러가지 오차 발생 요인을 감안하면 잘 모델링되었다고 볼 수 있다.

마비환자의 자발적인 거동에 의한 추진력을 예측하여 보행시뮬레이션을 수행하였으며, 보행시뮬레이션 결과 고관절의 가동범위 등 보행 패턴이 정상인의 보행패턴과 유사하게 나타나고 있다. 마비환자의 보행특성을 좀더 구체적으로 연구하여 이에 맞는 입력조건과 경계조건을 잘 설정한다면, 본 보행 시뮬레이션 모델을 통하여 PGO 의 특성과 성능을 분석, 평가할 수 있을 것이다.

참고문헌

(1) Caldwell, D.G., G.A. Medrano-Cerda, and M.J. Goodwin, Feb 1995, Control of Pneumatic Muscle Actuators, IEEE Control System Journal, Vol. 15, No. 1, pp. 40~48

(2) Rao. S.S., 1995, Mechanical Vibrations 3rd Edition, Addison-Wesley

(3) Blaine W. Andersen, 1976, The Analysis and Design of Pneumatic Systems, Robert E. Krieger Publishing Company

(4) Robb William Colbrunn, 2000, Design and Control of a Robotic Leg with Braided Pneumatic Actuators, CASE WESTERN RESERVE UNIV.

(5) Younge, D.A. Douglas, R., Roberts, J.M., 1984, The Reciprocation Gait Orthosis in Myelomeningocele, Journal of Pediatrics, pp. 304~310