

관절계 역학적 특성의 정량화를 위한 비선형 댐퍼모델

엄광문#, 이창한*, 김철승*, 허지운*

Nonlinear Damper Model for the Quantification of Joint Mechanical Properties

Gwang-Moon EOM#, Chang-Han LEE*, Chul-Seung KIM*, Ji-Un Heo*

ABSTRACT

The purpose of this paper is to develop a more precise damper model of the joint for the quantification of the joint mechanical properties. We modified the linear damper model of a knee joint model to nonlinear one. The normalized RMS errors between the simulated and measured joint angle trajectories during passive pendulum test became smaller with the nonlinear damper model than those of the linear one which indicates the nonlinear damper model is better in precision and accuracy. The error between the experimental and simulated knee joint moment also reduced with the nonlinear damper model. The reduction in both the trajectory error and the moment error was significant at the latter part of the pendulum test where the joint angular velocity was small. The nonlinearity of the damper was significantly greater at thin subject group and this indicates the nonlinearity is a useful index of joint mechanical properties.

Key Words : nonlinear damper (비선형 댐퍼), quantification (정량화), joint (관절), mechanical properties (역학적 특성)

1. 서론

관절계의 생체역학적 특성치의 정량화는 다음과 같은 두가지 관점에서 매우 중요하다. 첫째로 임상적인 관점을 들 수 있다. 관절염이나 경직성 척수손상 (spastic spinal cord injury) 환자에 있어서 질환의 정도를 파악하기 위해서는, X 선 및 CT 와 같은 간접적인 방법이나 Modified Ashworth Scale¹ 과 같은 정성적인 방법이 사용되어 왔다. 그러나, 관절계의 특성치의 정량화가 가능하다면 기존의 방법을 대신하여 직접적이고 객관적인

평가가 가능하게 된다.^{8,14}

두번째로, 생체역학적 연구의 관점을 들 수 있다. 인체운동의 모델링 및 해석^{2,9} 혹은 인체모델을 사용하여 신경보철(neural prosthesis) 및 의지/보조기의 설계 및 평가^{3,10,14} 를 수행하고자 할 경우, 관절계의 생체역학적 특성치를 정량적으로 추정할 수 있다면, 연구의 결과에 신뢰성을 더하고 이러한 연구의 가속을 꾀할 수 있을 것이 기대된다.

관절계 생체역학적 특성치의 정량화에 관한 기존의 연구는 단성, 점성, 관성모멘트의 관점에서 이루어졌으나^{4-7,11}, 대부분이 복잡한 장비와 측정

☞ 접수일: 2004년 8월 4일; 게재승인일: 2005년 1월 21일

교신저자: 건국대학교 의과대학 의학공학부

Email: gmeom@kku.ac.kr Tel. 043-852-9890

* 건국대학교 의과대학 의학공학부

방법 및 긴 측정시간을 소요하는 것이었다. 본 연구에서는 간편한 장비와 짧은 측정시간을 특징으로 하며 임상적, 연구적 효용성이 높은 관절계 역학적 특성치의 정량화방법을 개발하고자 하며, 선행연구⁸에서는 수동진자실험 (passive pendulum test)을 통하여 이러한 정량화가 가능함을 보였다. 그러나, 선형댐퍼모델은 정확성에 한계가 있었으며, 비선형댐퍼모델로의 개선이 바람직함이 시사되었다.

본 연구에서는 기존의 선형댐퍼모델을 비선형댐퍼모델로 개선하여 관절계특성치의 보다 정확한 정량화를 시도하고자 한다. 즉, 비선형댐퍼모델을 포함하는 슬관절모델을 설계하고, 수동진자실험을 통하여 모델의 특성치를 탐색하였다. 또한, 비선형댐퍼모델에 있어서 모델성능의 개선정도를 관절각도와 모멘트의 관점에서 평가하였다.

2. 방법

2.1 슬관절 모델의 개선

본 논문에서는 수동진자실험을 바탕으로 하여 슬관절특성치를 정량화하고자 하므로, Fig. 1 과 같이 무릎이상의 세그먼트(대퇴 및 상체)가 고정되고 하퇴만이 움직일 수 있는 골격모델을 설계하였다.

Fig. 1에서 τ_g 는 하퇴의 중력에 의한 회전력을 나타내는 것으로 하퇴의 각도에 따라서 변화하는 값이다. τ_d 는 비선형 댐퍼가 발생하는 모멘트를, τ_{ROM} 은 골격계의 제한과 근근계로부터 발생하는 탄성모멘트를 나타낸다. 탄성모멘트는 관절가동역 (range of motion: ROM)의 대부분의 영역에서는 미소하고 최대신전과 최대굴곡각도 근방에서만 큰 값을 발생하므로, 본 연구에서 대상으로 하는 수동진자실험에서는 탄성모멘트는 거의 작용하지 않는 것이 실험을 통해 증명되었다.⁸ 따라서, 본 연구에서는 탄성모멘트를 포함하지 않는 운동방정식을 식(1)과 같이 도출하였다. 본 연구에서는 특히 댐퍼의 식에서 각속도 $\dot{\theta}$ 에 지수 n 을 추가하여 비선형 댐퍼를 설계하였다.

$$I\ddot{\theta} = -G\sin\theta - D\dot{\theta}^n, \quad (1)$$

$$I = I_0 + mr_{cp}^2 \quad (1.1)$$

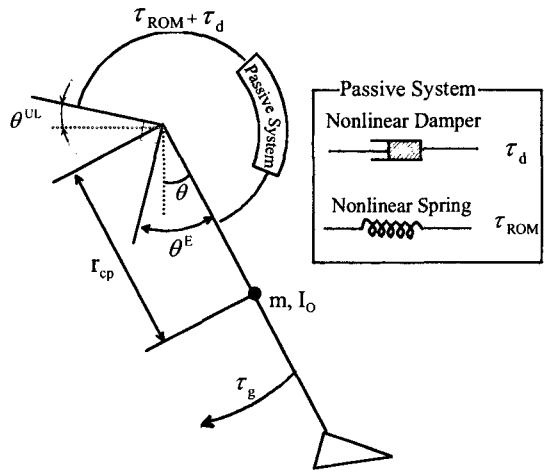


Fig. 1 Knee joint model

$$G = mg r_{cp} \quad (1.2)$$

$$\dot{\theta}^n = \text{sign}(\dot{\theta}) \cdot |\dot{\theta}|^n \quad (1.3)$$

$$\text{sign}(\dot{\theta}) = \dot{\theta} / |\dot{\theta}| \quad (1.4)$$

여기서 중력항계수 G 와 댐핑항계수 D 및 댐퍼의 선형성 n 이 슬관절의 특성치이나, 식(1)의 좌변에 있는 관성모멘트 I 항에 의한 redundancy 때문에 탐색이 난이하다. 따라서, 위의 식(1)의 양변을 I 로 나누어 각각속도에 대해서 정리하면 식(2)와 같이 된다. 여기서 정규화 중력항계수 \tilde{G} 와 정규화 댐핑계수 \tilde{D} 및 댐퍼의 선형성 n 이 슬관절의 특성치가 되고, 이 파라미터들은 실험적인 하퇴각도의 거동 ($\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}$)을 바탕으로 탐색이 가능하다.

$$\ddot{\theta} = -\tilde{G}\sin\theta - \tilde{D}\dot{\theta}^n \quad (2)$$

$$\tilde{G} = G/I, \quad \tilde{D} = D/I \quad (2.1)$$

2.2 실험 및 특성치 추정

Fig. 2와 같은 실험장치를 구성하여 하퇴를 초기각도에서 순간적으로 놓아 수동진자실험을 시행하였다. 초기각도는 연직선을 기준으로 하여 40, 50, 60도의 3가지를 사용하였다. 진자운동 도중의 관절각도는 Biometrics사의 고니오미터(goniometer)를 사용하여 200Hz의 샘플링 주파수로 측정하였

다.

본 연구의 일차적인 목적은 비선형댐퍼모델로 인한 슬관절모델의 성능개선에 있다. 따라서, 동일 피험자에 있어 비선형 댐퍼모델로 인한 모델출력의 정확도 개선을 평가하고자 한다. 또한, 이러한 목적에 부가적으로 비선형댐퍼모델을 이용한 슬관절 특성치 추출을 시도하고자 한다. 따라서, 비만도의 차이로 인한 골관절계 변화¹²⁻¹³ 등 슬관절의 역학적 특성에 명백한 차이가 있을 것으로 예상되는 피험자군을 선별하여, 이러한 차이가 모델특성치로 파악될 수 있는지를 평가하고자 하였다.

따라서, 피험자는 Table 1 과 같이 비만도가 명백히 다른 ($p < 0.01$) 두가지 체형 그룹의 정상인(10명)을 채택하였다. 비만체형은 Table 1 의 비만도가 +20%이상인 자로 하였고, 마른체형의 피험자는 비만체형에 비해 모집하기가 어려워 비만도 (obesity)가 -10%이하인 자로 하였으나, 두 그룹의 비만도에 통계적인 유의차가 있으므로 실험결과의 해석이 가능하다고 판단하였다.

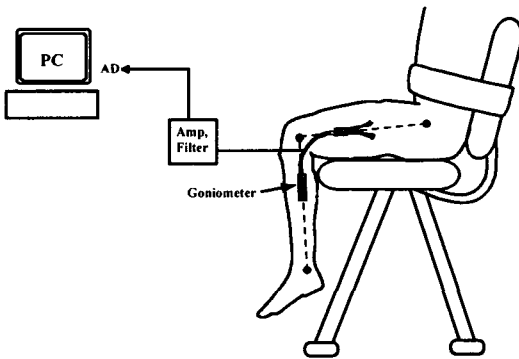


Fig. 2 Experimental setup

관절계 특성치의 결정에는 최적화 탐색방법의 일종인 SQP (sequential quadratic programming)을 사용하였다. 우선, 실험에서 측정된 관절각도의 시간 궤적과 모델에서 계산된 관절각도의 시간 궤적이 일치하는 것을 목적으로 하여 (3)식과 같은 정규화표준오차 (normalized RMS error: NRMSE)를 평가 함수(cost function)로 정의하였다.

Table 1 Anthropometric data of the subjects

Group	Age	Height(cm)	Weight(kg)	Obesity[%]
Thin	24± 2.3	172± 6	55± 5	-15± 2**
Fat	23± 1.8	170± 8	83± 13	+31± 14**

Obesity=(weight-standard weight)/standard weight [%],

** significantly different: $p < 0.01$

$$NRMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (\theta_i^{exp} - \theta_i^{sim})^2}{\sum_{i=1}^N (\theta_i^{exp})^2}} \quad (3)$$

θ_i^{exp} : ith experimental joint angle

θ_i^{sim} : ith simulated joint angle

N: number of data

이 평가함수를 최소화하는 식(2)에서의 정규화 관절계 특성치, 즉 정규화 중력항계수 \tilde{G} 와 정규화 댐핑계수 \tilde{D} 및 댐퍼의 선형성 n 을 SQP 를 이용하여 탐색하였다.

식(2)에서의 관성모멘트 I 는 회귀식² 을 이용하여 계산하였고, 이를 이용하여 식(1)에서의 슬관절 특성치 G, D 및 n 을 도출하였다.

3. 결과 및 고찰

비선형댐퍼모델을 사용하여 추정된 슬관절의 모델 파라미터를 선형댐퍼모델의 경우와 비교하여 Table 2 에 나타낸다. 비선형 댐퍼모델로의 개선 후에 NRMSE 가 현저하게 줄어든 것($p < 0.05$)을 비만체형과 마른체형의 두 그룹 모두에서 확인할 수 있었다. 비선형 댐핑모멘트의 크기와 선형성을 나타내는 D 와 n 모두 선형모델과 달랐다 ($p < 0.05$). 구체적으로는, 비선형모델에서 D 는 증가하였고 n 은 감소하였다. 특히, n 은 마른체형에서 특히 작아서 ($p < 0.01$), 마른체형의 피험자가 비만체형에 비해 댐퍼의 비선형성이 유의하게 큰 것을 알 수 있다. 따라서, 비선형댐퍼모델은 선형댐퍼모델에 비해 관절계를 보다 자세하고 정확하게 정량화할 수 있는 능력을 가지는 것으로 판단된다.

Fig. 3 에서는 모델개선 전후의 댐핑모멘트-각속도관계를 비만체형과 마른체형의 피험자에 대해 나타낸다. 여기서, 댐퍼모델 파라미터는 Table 2 의 평균값을 사용하였다. 댐핑모멘트는 $\tau_d = D\dot{\theta}^n$ 으로 표현되므로, 비선형댐퍼로의 개선에 따른 D 와 n

Table 2 Comparison of the quantified model parameters

Damper model		I	G	D	n	NRMSE [%]
Fat group	Linear	0.52± .11*	19.6± 3.6	0.38± .16	1	6.1± 1.8
	Nonlinear		19.6± 3.6	0.43± .18 [‡]	0.80± .10 [‡]	5.6± 1.5 [‡]
Thin group	Linear	0.37± .06*	13.1± 1.3**	0.25± .04	1	8.1± 1.0
	Nonlinear		12.9± 1.7**	0.33± .06 [‡]	0.51± .10 [‡] **	5.0± 0.3 [‡]

[‡] values significantly different from those of linear damper model [‡] p<0.05, ^{‡‡} p<0.01

* values significantly different from those of fat group *p<0.05, **p<0.01

의 변화의 효과를 종합적으로 고찰할 수 있다. 두 체형의 피험자 모두 비선형댐퍼의 모멘트의 크기는 1.7rad/s 부근에서 선형댐퍼와 일치하며 곡선의 개형만이 비선형적으로 변화하는 경향을 보였다. 댐핑모멘트의 비선형성은 전술한 바와 같이 마른 체형의 피험자에서 두드러졌다.

Fig. 4 는 모델개선 전후의 시뮬레이션된 슬관절각도와 계측된 슬관절각도의 관계의 전형적인 예를 나타낸다. 이 예에서, 선형댐퍼모델의 경우

NRMSE 는 9.0%였고, 비선형댐퍼모델의 경우 NRMSE 는 5.1%였다. 이러한 NRMSE 의 감소는 주로 진자운동의 후반기의 오차가 감소한 것에 기인하는 것을 알 수 있다. 즉, 댐퍼의 비선형성의 증가로 인해, 각속도가 작은 진자운동 후반기에 댐핑제동력이 증가한 것이 진동을 억제하는 방향으로 작용하였고, 이것이 실제의 운동궤적과 시뮬레이션된 운동궤적을 일치시키는데 크게 기여한 것으로 보여진다.

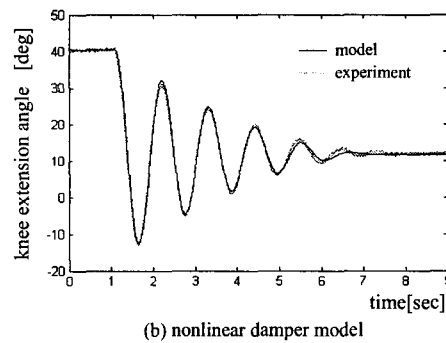
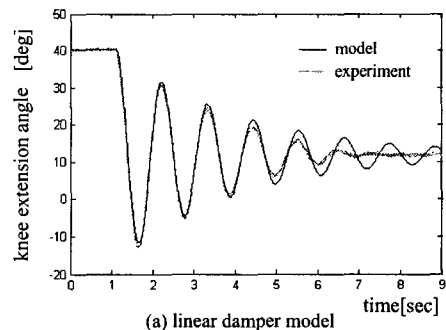
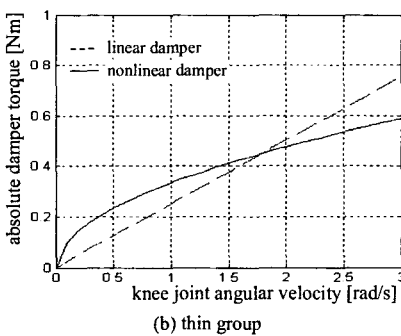
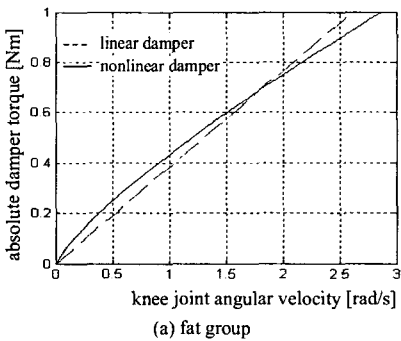


Fig. 3 Damping moment-angular velocity relationship with linear and nonlinear damper model

Fig. 4 Typical example of simulated and experimental joint angle trajectories (subject 6 in thin group)

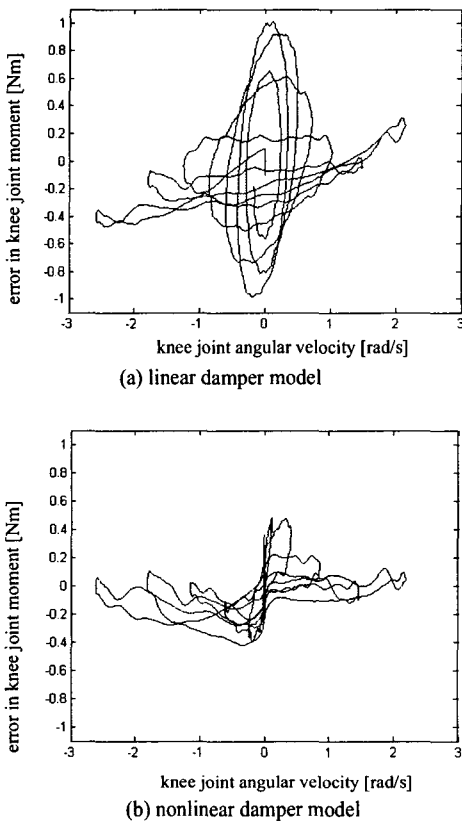


Fig. 5 Typical moment error-angular velocity relationship (subject 6 in thin group)

Fig. 5 는 모델개선 전후의 모멘트오차의 전형적인 예를 나타낸다. 선형댐퍼모델의 경우 모멘트 오차는 $-1 \sim 1$ rad/s 의 작은 각속도 영역에서 매우 큰 값을 발생한 반면, 비선형 댐퍼모델의 경우 이 영역에서의 모멘트 에러가 크게 감소한 것을 알 수 있다. 이는 앞의 Fig. 4 에서 진자운동 후반기에 관절각도의 에러가 감소한 것과도 일치한다.

Table 2 에서 댐핑의 선형성 n 은 비만체형보다 마른체형의 피험자에서 현저하게 작았으며, 이는 Fig. 3 에서도 확인할 수 있다. 즉, 비만체형에 비해 마른체형의 피험자에서 댐핑의 비선형성이 강했다. 반면, Table 2 의 선형, 비선형 모델 모두, 댐핑의 크기를 나타내는 D 에 관해서는 두 체형간의 유의차가 존재하지 않았다. 따라서, 피험자의 관절계 특성을 정밀하게 표현하기 위해서는, 선형댐퍼 모델보다는 비선형댐퍼모델이 적합하며, 구체적으

로는 댐퍼의 선형성 파라미터 n 이 매우 유력한 관절계 특성치 파라미터인 것을 시사한다.

앞으로는, 보다 세분화한 피험자그룹 및 체성분에 따른 모델파라미터의 추정, 비선형댐핑 특성의 원인의 규명, 댐퍼 비선형성과 관절계 장애와의 관계에 대한 추가적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

4. 결론

본 연구에서는 관절계 역학적특성치의 정량화를 위하여 기존의 선형댐퍼모델을 개선한 비선형댐퍼 모델을 제시하고 그 성능을 평가하였다. 개선된 모델은 관절각도 및 모멘트의 관점에서 기존의 모델에 비해 실험결과와의 오차가 작았다. 또한, 개선된 모델로 새롭게 정량화된 댐퍼의 비선형성은 비만체형과 마른체형 간에 매우 유의한 차이를 보였다. 따라서, 피험자의 관절계 특성을 표현하기 위해서는 선형댐퍼모델보다는 비선형댐퍼모델이 적합하며, 댐퍼의 선형성 파라미터 n 이 관절계의 특성을 나타내는 매우 유력한 파라미터인 것을 알 수 있었다.

후 기

본 연구는 보건복지부 보건의료 기술진흥사업의 지원(02-PJ3-PG6-EV03-0004)으로 수행 되었습니다.

참고문헌

1. Bohannon, R. W., Smith, M. B. and Brunet, M. E., "Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity," *Physical therapy*, Vol. 67, pp. 206-207, 1987.
2. Winter, D. A., "Anthropometry. In: Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 2nd ed.," Wiley-Interscience Publication, pp. 51-74, 1990.
3. Eom, G. M., Khang, G. and Hoshimiya, N., "Restoration of motor function using electrical stimulation: Functional Electrical Stimulation (FES)," *Journal of the Korean Society of Precision Engineering*, Vol. 20, No.1 pp.26-35, 2003.
4. Riener, R and Edrich, T., "Identification of passive

- elastic joint moments in the lower extremities," *Journal of Biomechanics*, Vol. 32, pp. 539-544, 1999.
5. Esteki, A. and Mansour, J. M., "An experimentally based nonlinear viscoelastic model of joint passive moment," *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, pp. 443-450, 1996.
 6. Lebiedowska, M. K. and Fisk, J. R., "Passive dynamics of the knee joint in healthy children and children affected by spastic paresis," *Clinical Biomechanics*, Vol. 14, pp. 653-660, 1999.
 7. Mcfaull, S. R. and Lamontagne, M., "In vivo measurement of the passive viscoelastic properties of the human knee joint," *Human Movement Science*, Vol. 17, pp. 139-165, 1998.
 8. Eom, G. M., Lee, S. J. and Han, T. R., "A new method for the identification of joint mechanical properties," *Journal of the Korean Society of Precision Engineering*, Vol.21, No.11, pp.209-218, 2004.
 9. Eom, G. M. and Hase, K., " Evolution of human locomotion: a computer simulation study," *Journal of the Korean Society of Precision Engineering*, Vol.21, No.5, pp.188-202, 2004.
 10. Eom, G. M., Kim, C. S., Hase, K. and Khang, G., "Implementation of FES cycling using only knee muscles: a computer simulation study," *Journal of the Korean Society of Precision Engineering*, Vol.21, No.8, pp.171-179, 2004.
 11. Lee, H. M., Huang, Y. Z., Chen, J. J. and Hwang, I. S., "Quantitative analysis of the velocity related pathophysiology of spasticity and rigidity in the elbow flexors," *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry.*, Vol. 72, No.5, pp. 621-629, 2002.
 12. Sturmer, T., Gunther, K. P. and Brenner, H., "Obesity, overweight and patterns of osteoarthritis: the Ulm Osteoarthritis Study," *J. Clin. Epidemiol.*, Vol. 53, No. 3, pp.307-313, 2000.
 13. Hochberg, M. C, Lethbridge, C. M., Scott, W. W. Jr., Reichle, R., Plato, C. C. and Tobin, J. D., "The association of body weight, body fatness and body fat distribution with osteoarthritis of the knee: data from the Baltimore Longitudinal Study of Aging," *J. Rheumatol.*, Vol. 22, No. 3, pp.488-493, 1995.
 14. Kearney, R. E. and Hunter, I. W., "System identification of human joint dynamics," *Crit. Reviews in Biomed. Eng.*, Vol. 18, No. 1, pp.55-87, 1990.