

관절계 역학적 특성의 정량적 평가방법

엄광문#, 김석주*, 한태륜**

A New Method for the Identification of Joint Mechanical Properties

Gwang-Moon EOM#, Seok-Joo KIM*, Tai-Ryoon HAN**

ABSTRACT

The purpose of this paper is to suggest a practical and simple method for the identification of the joint mechanical properties and to apply it to human knee joints. The passive moment at a joint was modeled by three mechanical parts, that is, a gravity term, a linear damper term and a nonlinear spring term. Passive pendulum tests were performed in 5 fat and 5 thin men. The data of pendulum test were used to identify the mechanical properties of joints through sequential quadratic programming (SQP) with random initial values. The identification was successful where the normalized root-mean-squared (RMS) errors between the simulated and experimental joint angle trajectories were less than 10%. The parameter values of mechanical properties obtained in this study agreed with literature. The inertia, gravity and the damping constant were greater at fat men, which indicates more resistance to body movement and more energy consumption for fat men. The suggested method is noninvasive and requires simple setup and short measurement time. It is expected to be useful in the evaluation of joint pathologies.

Key Words : joint mechanical properties(관절계 역학적 특성), identification(동정), passive pendulum(수동진자), noninvasive(비침습적), joint pathologies(관절 질환)

1. 서론

인체운동의 모델링 및 해석에 있어서 근육이 발생하는 힘과 상호작용하는 중력, 관성, 탄성, 점성요소의 모델은 매우 중요한 요소이다. 기존의 연구에서는 종종 중력과 관성만을 모델에 포함시키고 탄성 및 점성요소는 무시하는 경향이 있었다^{19,22}. 이렇게 탄성 및 점성요소를 무시하는 근사적 모델링은, 운동속도가 매우 느리고, 운동중의 관절 각도가 관절가동역의 경계부분까지 도달하지 않는 경우에는 적용될 수 있다. 그러나, 운동속도가 빠

르거나, 운동중의 관절각도가 관절가동역의 경계 부분까지 도달하는 운동에 대하여는 근력이나 능동적 모멘트 계산에 오차를 발생하게 된다²⁴. 이러한 오차는 운동 중 일이나 일률의 계산에도 오류를 낳게 된다. 따라서, 일반적인 운동의 해석에는 위에서 열거한 생체역학적 특성치 즉, 중력, 관성, 탄성, 점성요소의 모델이 모두 필요하다.

척수손상 마비환자에게 인위적인 전기자극을 가하여 운동기능을 재건하는 기능적 전기자극(FES: functional electrical stimulation)과 같은 경우, 마비환자의 인체모델을 통해 전기자극에 의한

☞ 접수일: 2003년 12월 18일; 게재승인일: 2004년 8월 13일

교신저자: 건국대학교 의과대학 의학공학부

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

* 건국대학교 의과대학 재활의학과

** 서울대학교 의과대학 재활의학과

운동패턴을 예측할 수 있으며, 이것은 보다 효과적인 FES 시스템의 설계에 효과적으로 사용될 수 있다.² 환자의 경우 개인별 특성치가 매우 상이하므로, 각각의 환자별로 특성치를 추정하는 작업이 필요하며, 이러한 작업은 환자의 부담을 줄이기 위하여 매우 간단하고 짧은 시간 내에 이루어 질 수 있어야 한다.

이와 같은 생체역학적 특성치의 추정에 관한 연구는 골관절계 질환의 기능적, 정량적 평가라는 또 다른 관점에서도 진행되었다. 골관절계 질환에 대한 기존의 평가는 주로 X 선이나 CT 와 같은 영상데이터나, modified Ashworth scale⁵ 과 같은 정성적인 것이 대부분이어서, 정량적 평가는 부족하였다. 그러나, 특정질환 및 질환의 정도와 생체역학적 특성치 (탄성, 점성계수, 밀도 등) 간의 관계를 정량화 하여, 이러한 데이터를 질환의 평가에 사용할 수 있다면 임상적인 가치가 클 것으로 기대된다. 이러한 맥락에서, 1960 년대부터 류머티스 관절염, 경직성(spastic) 척수손상 등의 환자에 있어서 관절의 강직(stiffness)과 수동적 모멘트(moment)의 정량화에 관한 연구가 시작되었다.^{13,18,23} 한편, 경직(spasticity)의 정량적인 평가에도 생체역학적 방법이 사용되고 있으며, 주로 수동적 등속운동 중에 발생하는 모멘트의 특성치와 경직과의 상관관계에 대한 해석^{1,3,4} 이 주를 이루고 있다.

생체역학적 특성치의 추정에 관한 연구는 탄성, 점성, 관성모멘트의 정량적인 추정작업으로 크게 분류된다. 관절의 수동적 탄성모멘트(elastic moment)에 관한 많은 연구^{9,13,14,16,18,20,23} 에서 일반적으로 사용된 방법은, 관절가동역 내의 여러 각도에서 수동적인 모멘트를 계측하고 이를 각도의 함수로 수식화하는 것이었다.

한편, 관절의 수동적 점성모멘트(viscous moment)에 관한 연구는 근육의 점성요소와 관절의 점성요소로 나눌 수 있다. 전자의 경우, Riener²¹ 은 점성요소를 근육의 일부로 모델화하고, 근육의 점성에 의한 힘을 수축속도의 0.5 승에 비례하는 것으로 생각하여 그 비례상수를 댐핑상수(damping

constant)로 정의하였고, 실험을 통해 그 값을 추정하였다. 후자의 경우, Esteki and Mansour⁹, Mcfaull and Lamontagne¹⁶, Lebidowska and Fisk¹⁴ 는 수동적 점성모멘트를 관절자체의 속성으로 모델화하여 그 특성치를 추정하는 실험을 했다.

관성 모멘트 (moment of inertia)에 관해서는 실험을 통해 추정하는 방법과 기존의 연구자들이 데이터 분석을 통해 만든 회귀방정식(regression equation)을 사용하는 방법이 사용되었다. 전자의 경우, 비침습적인 미소 진동법(small oscillation technique)이라는 방법이 주류를 이루고 있어, Lebidowska and Fisk¹⁴, Esteki and Mansour⁹, Lebidowska and Polisiakiewicz¹⁵, Hill¹², Engin⁷, Hatze¹¹, McFaull¹⁷ 등에서 보고되었다. 후자의 경우, Riener²¹ 과 Mcfaull and Lamontagne¹⁶ 는 대부분의 관절각도구간에서는 미소진동법을 사용하고, 기존의 연구결과와 매우 상이한 일부각도구간에 대해서만 회귀방정식을 채택하고 있다.

이상 소개한 연구에서는 관절계 특성치의 추정을 위해 특수 제작한 장비가 사용되고 있고, 그 측정시간이 긴 것이 대부분이어서, 임상에서 사용하기에는 어려움이 많다. 따라서 본 연구에서는 관절계 특성치를 정량적으로 추정할 수 있으며, 사용장비가 간편하고 측정시간이 짧은 새로운 방법을 제시하고, 이를 피험자에 적용하여 제시된 방법의 유용성을 보이고자 한다.

2. 연구대상 및 방법

2.1 연구대상

본 연구에서는 임상적 요구도가 크고 다른 관절에 비해 실험이 간편한 슬관절을 대상으로 하여, 특성치를 추정하는 프로토콜을 마련하였다. 본 연구에서 제안하는 특성치 추정법의 유효성을 확인하기 위하여, 신체조건이 명백히 다른 마른체형과 비만체형의 두 가지 그룹을 설정하여 각 그룹에 대한 특성치를 추정하였다. 두가지 그룹의 분류에는 비만도 결정에 일반적으로 사용되는 다음 식의 카우프지수(Kaup index)를 사용하였다.

Table 1 Anthropometric data of the subjects

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

Kaup index: see equation (1), **: p<0.01

$$\text{Kaup index} = (W - W_{\text{std}}) / W_{\text{std}} * 100 [\%] \quad (1)$$

$$W_{\text{std}} = (H - 100) * 0.9 [\text{kg}]$$

W: 피험자의 체중

W_{std}: 피험자신장에 따른 표준체중

H: 피험자의 신장[cm]

마른체형은 카우프지수가 -10%이하인 자를, 비만체형은 +20%이상인 자를 각각 5 인씩 선정하였다. 각 그룹의 신체조건을 Table 1 에 나타낸다. 양 그룹의 카우프지수는 통계적인 유의차(p=0.00011)를 나타내어, 두 그룹이 명백히 다른 신체조건을 가지고 있음을 알 수 있다.

2.2 슬관절 모델

착석상태에서의 무릎관절의 운동을 대상으로 하였고, 이에 해당하는 골격모델은 Fig. 1 과 같이 무릎이상이 고정되고 하퇴만이 움직일 수 있는 모양이 된다. 여기서, τ_g 는 하퇴의 중력에 의한 회전력을 나타내는 것으로 하퇴의 각도에 따라서 변화하는 값이다. τ_d 는 선형 댐퍼가 발생하는 회전력, τ_{ROM} 은 근골격계의 성질에 의해 관절가동역(ROM: range of motion)의 양측 끝부분 각도에서 발생하는 회전력을 나타낸다. 또한, I_o 는 질량중심주변의 관성모멘트, r_{cp} 는 슬관절로부터 질량중심까지의 거리, θ 는 연직선에 대한 하퇴의 반시계방향의 세그먼트 각도, θ^E 는 대퇴와 하퇴가 직각일때를 0 으로 하여 슬관절이 반시계방향으로 신전한 각도, θ^{UL} 은 수평선에 대한 대퇴의 시계방향의 각도를 나타낸다. 여기서 θ^E 는 θ 와 θ^{UL} 의 합으로 표현된다.

본 연구에서는 수동진자실험을 통하여 관절의 역학적 파라미터를 추정하고자 하므로, 근육수축에 의한 능동적인 회전력은 없다. 따라서, 위의 3 가지 회전력만의 합이 하퇴의 회전운동을 유발하게 되고, 결과적으로 슬관절의 운동방정식은 다음과 같은 진자운동방정식으로 귀결된다.

$$I\ddot{\theta} = \tau_g + \tau_d + \tau_{ROM}, \tag{2}$$

$$I = I_o + mr_{cp}^2,$$

r_{cp} : 질량중심의 근위관절로부터의 거리

$$\tau_g = -G \sin \theta, \quad G = mgr_{cp}$$

$$\tau_d = -D\dot{\theta}$$

$$\tau_{ROM} = k_1 \left(e^{-k_2\theta^E} - 1 \right), \quad \theta^E = \theta + \theta^{UL}$$

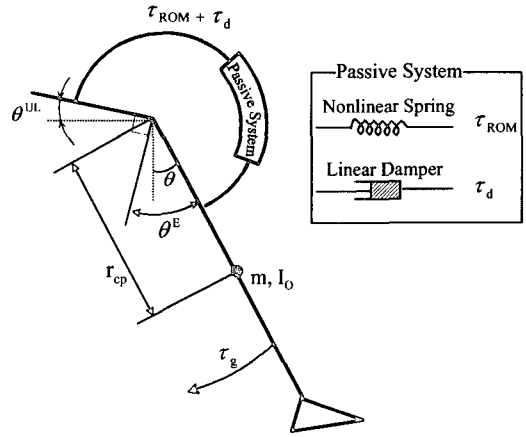


Fig. 1 Knee joint model

수동진자 실험에서는 관절이 신전방향으로 ROM의 경계부근에 도달하기는 어려우므로, 비선형 탄성체의 회전력은 굴곡방향의 ROM의 경계부근에서만 발생한다. 따라서, τ_{ROM} 은 식(2)와 같이 한쪽에서만 발생하도록 구성하였다. 식(2)를 정리하면 다음 식을 얻을 수 있다.

$$\ddot{\theta} = \tilde{G} \sin \theta - \tilde{D}\dot{\theta} + \tilde{k}_1 \left(e^{-k_2\theta^E} - 1 \right) \tag{3}$$

$$\tilde{G} = G/I, \quad \tilde{D} = D/I, \quad \tilde{k}_1 = k/I$$

여기서 추정해야 할 특성치는 관성계수 I, 중력토크 계수 \tilde{G} , 점성토크 계수 \tilde{D} 및 탄성토크 계수 \tilde{k}_1, k_2 의 5 개이며, 실험에서 얻은 관절각도의 궤적으로부터 추정 가능한 것은 $\tilde{G}, \tilde{D}, \tilde{k}_1, k_2$ 의 4 개이다.

2.3 실험

실험대상자는 실험용 의자에 체간을 고정하여 앉도록 한 후, 근육을 이완하고 안정하도록 지시한 후 수동진자실험을 실시하였다 (Fig. 2). 수동진자실험은 하퇴를 초기각도에서 순간적으로 놓아 하퇴가 전후로 진자운동을 하도록 하는 방식으로 시행하였다. 진자운동시의 관절각도는 Biometrics사의 고니오미터(goniometer)를 사용하여 200Hz의 샘플링 주파수로 측정하여 PC로 입력하였다.

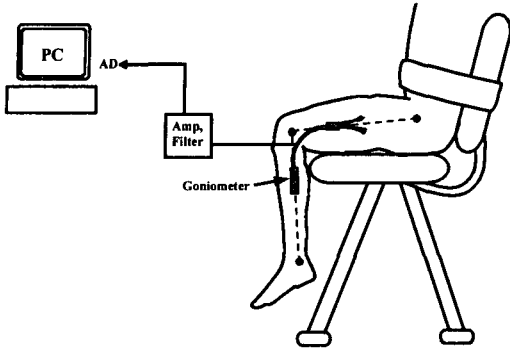


Fig. 2 Experimental setup

초기각도로는 연직선을 기준으로 한 θ 가 40° 신전, 50° 신전, 60° 신전의 3 가지 각도를 사용하였고, 각각에 대해 진자실험을 실시하였다. 개개인에 따라 Fig. 1 에서의 대퇴의 각도 θ^{UL} 이 상이하므로, 각 실험에서 이 각도를 측정하여 특성치 추정시의 모델 시뮬레이션에서 사용하였다.

2.4 모델 시뮬레이션과 최적화기법을 이용한 특성치 추정

슬관절 모델의 특성치 \tilde{G} , \tilde{D} , \tilde{k}_1 , k_2 의 추정에는, 2.2 절에서 제시한 모델을 이용하여, 수동진자실험을 시뮬레이션한 결과와 2.3 절의 실제 실험결과가 일치하도록 하는 모델특성치를 탐색하는 방법을 사용하였다. 양자의 일치의 정도를 정량화하기 위한 평가지표(performance index)로서 다음과 같은 정규화 표준오차 (NRMSE: normalized root mean squared error)를 사용하였다.

$$NRMSE = \sqrt{\frac{\sum_1^N (\theta_i^{exp} - \theta_i^{sim})^2}{\sum_1^N (\theta_i^{exp})^2}} \quad (4)$$

식(4)는 수동진자 실험을 통해 측정된 관절신전각도 θ_i^{exp} 와 모델 시뮬레이션의 결과 도출된 관절신전각도 θ_i^{sim} 를 비교하여, 그 오차의 제곱을 정규화(normalize)한 후 제곱근을 구한 것으로서, 한 개의 데이터당 평균적인 오차비율을 나타낸다.

이러한 NRMSE 를 최소화하기 위한 최적화탐색으로서 Matlab 의 연속적 2 차함수최소화기법

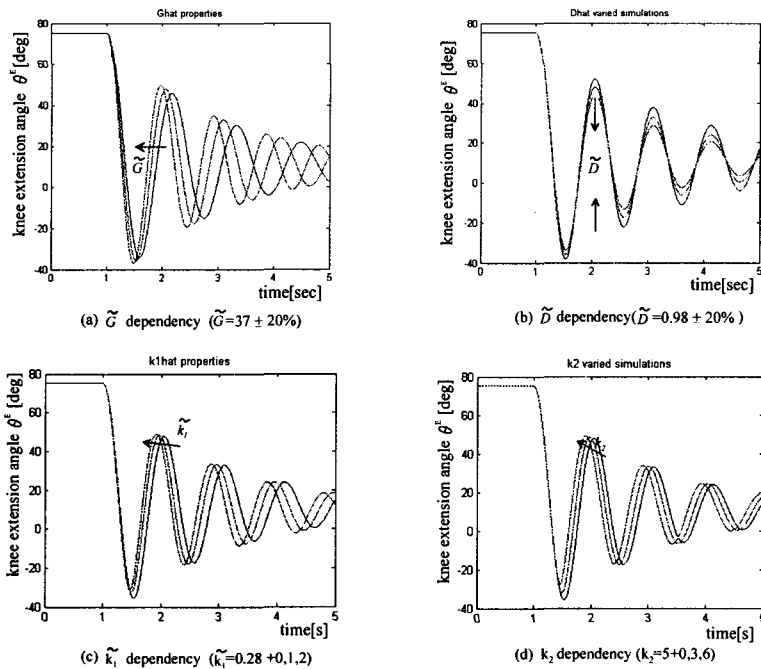


Fig. 3 Sensitivity of joint movement on \tilde{G} , \tilde{D} , \tilde{k}_1 and k_2

(SQP: sequential quadratic programming)을 사용하였다. 탐색의 결과는 초기치에 의존하므로, 여러가지 초기치로부터의 탐색을 반복적으로 시행하였다. NRMSE 가 미리 설정한 반복제한횟수 (10 회)만큼 반복되어도 개선되지 않거나, 만족할만한 값(3%)이하가 되면 충분한 탐색이 이루어진 것으로 판단하여 탐색을 종료하도록 하였다.

각 특성치의 탐색범위는 Fig. 3 과 같은 민감도 분석 (sensitivity analysis)과 선행 연구자들의 결과^{8,10,25}로부터 Table 2 와 같이 결정하였다. 또한, 실험시 측정된 대퇴각도(θ^{UL})가 측정오차를 포함하고 있으므로, 측정치로부터 $\pm 10^\circ$ 의 범위를 주고, 최적의 각도를 추정하도록 하였다.

3. 결과

Fig. 4 와 Fig. 5 에 각각 마른체형과 비만체형의 피험자에 대하여 관절계 특성치를 추정한 전형적인 결과를 나타낸다. 각 그림에서 (a)는 탐색작업 중의 평가지표인 NRMSE 의 변화를 나타낸다. 양 피험자 모두 3 회 정도의 탐색에서 NRMSE 가 수렴하는 경향을 보이며, 15 회 이하의 탐색에서 종료

Table 2 Bounds of the joint mechanical parameters to search

	\bar{G}	\bar{D}	\bar{k}_1	k_2	θ^{UL} *
Lower bound	10	0	0	0	0
Upper bound	50	2	1.5	6.0	20

* Angles are represented in degree

된 것을 알 수 있다. 각 그림의 (b), (c), (d)는 각각 3 가지 초기각도에 대하여, 최적화탐색된 관절계 특성치를 사용하여 시뮬레이션한 관절각도의 궤적과 실험결과를 비교해서 나타내고 있다. 두 피험자 모두 관절각도의 궤적에 대해서, 시뮬레이션 결과가 실험결과와 매우 일치하고 있는 것을 알 수 있다. 이로부터 관절계 특성치의 추정은 성공적으로 수행된 것으로 판단된다.

Table 3 에 본 연구에서 추정된 슬관절의 모델 파라미터를 문헌과 비교하여 나타낸다. 양 그룹 모두 표준화 오차는 평균 10%이하로서 성공적인 추정이 이루어졌다. 또한, 두 그룹간에 중력항 \bar{G} 는 강한 유의차를, 점성항 \bar{D} 는 약한 유의차를 보였다. 따라서, 이 두 가지 파라미터는 마른 체형과 비만체형을 구별할 수 있는 유의미한 파라

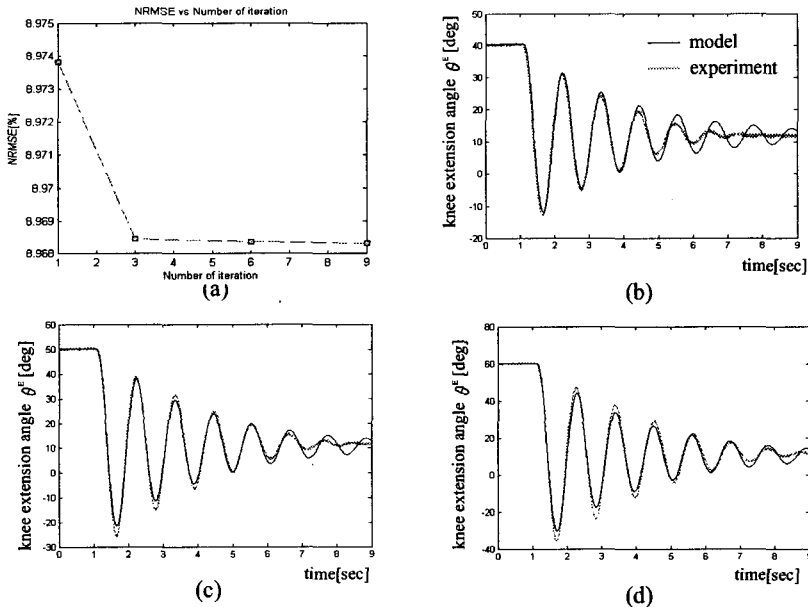


Fig. 4 Typical identification result of the thin subject
 (a) NRMSE for each iteration of search, (b)~(d) trajectories of knee extension angle with different initial value
 (black: model simulation, shaded: experiment)

Table 3 Comparison of the identified parameter values with literature

	\bar{G}	\bar{D}	\bar{k}_1	k_2	NRMSE
Thin group	34.7± 3.9**	0.76± 0.13 [†]	0.61± 0.80	4.04± 2.46	9.3± 1.8%
Fat group	37.9± 2.3**	0.71± 0.17 [†]	0.22± 0.25	5.44± 0.87	6.1± 1.8%
Eom 1999 ⁸⁾	36.7	0.58	0.27	4.62	
Winters and Stark 1985 ²⁵⁾	37.5	0.5	0.21	5.09	
Franken et al. 1993 ¹⁰⁾	33.7	0.44	0.45	5.66	

[†]: p<0.20, *:p<0.05, **:p<0.01

메터로 판단된다. 반면, 탄성항 \bar{k}_1, k_2 는 유의차를 보이지 않았고, 각 그룹내의 피험자에 대한 표준편차가 크고 개인별 탐색횟수에 따른 파라미터의 변동폭도 매우 컸다. 이 결과로부터 본 연구의 방법은 중력항과 점성항의 추정에 적합한 것을 알 수 있다. 성공적인 추정이 이루어진 중력항 \bar{G} 와 점성항 \bar{D} 는 선행연구자의 연구결과와 정성적인 일치율을 보이며, 본 연구에서는 다수의 피험자를 대상으로 실험을 하였으므로 본 연구의 결과가 보다 포괄적이며 일반적인 결과를 나타낸 것으로 볼 수 있다.

4. 고찰

본 연구에서 사용한 관절계 모델은 근수축에

의한 능동적인 회전력이 없는 것을 전제로 하고 있다. 따라서, 실험시 이를 보장하기 위하여 피험자를 안정상태로 유도하는 작업이 필요하며, 또한 실제로 능동적인 근수축이 없는 것을 객관적으로 확인하는 작업이 필요하다. 본 연구에서는 슬관절의 신전에 관여하는 대퇴사두근의 근전도를 측정하여, 진자운동시의 근전도가 측정오차(정지시의 잡음)범위내에 있다면 능동적인 근수축이 없는 것으로 간주하였다. 실제 실험결과를 Fig.6 에 보인다. 진자운동시의 근전도의 진폭은 능동적인 수축시의 근전도와는 구별되며, 수동적으로 움직이고 있을 때 나타나는 잡음보다도 작았고, 정지시의 잡음과 유의차가 없었다. 따라서, 본 수동진자 실험의 결과를 바탕으로 모델의 특성치를 추정하는 방법은 타당한 것으로 사료된다.

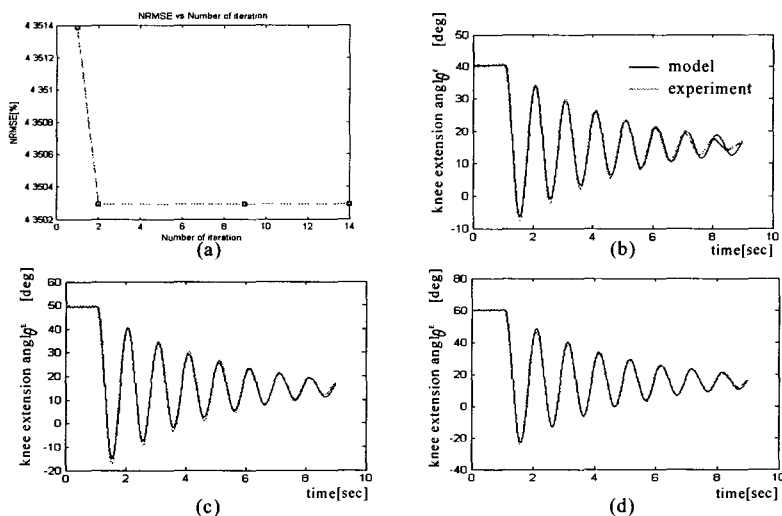


Fig. 5 Typical identification result of the knee joint of the fat subject
 (a) NRMSE for each iteration of search, (b)~(d) trajectories of knee extension angle with different initial value
 (black: model simulation, shaded: experiment)

Table 4 Average parameter values resulted from the substitution of moment of inertia

	I	G	D	k_1	k_2
Thin group	0.35± 0.06*	12.2± 1.4**	0.27± 0.05 [‡]	0.21± 0.26	3.82± 2.68
Fat group	0.52± 0.11*	19.6± 3.6**	0.38± 0.16 [‡]	0.12± 0.14	5.44± 0.87

본 연구에서 추정된 관절계 특성치로부터 물리적인 의미를 가지는 중력 모멘트의 크기 G, 점성계수 D, 탄성계수 k_1 의 값을 얻기 위해서는, 추정결과에서 얻은 \bar{G} , \bar{D} , \bar{k}_1 을 관성모멘트 I로 나누어야 하는데, 관성모멘트 I는 서론에서 소개한 미소 진동법과 같이 실험장치가 복잡하고 시간이 많이 소요되는 별도의 실험을 통하여 얻어내야 한다. 본 연구에서는 간편하고 임상적용이 가능한 추정방법을 개발하는 것을 목적으로 하였으므로 미소진동법은 적합하지 않다. 그러나, 관성모멘트 I에 관해서는, 기존의 연구자들의 실험결과를 바탕으로 하여 피험자의 체중과 신장으로부터 관성모멘트 I를 추정하는 회귀식이 Winter²⁴, Dempster⁶, Zatsiorsky and Seluyanov²⁶에 의해 보고되어 있으며 상호간에 매우 일치하는 경향을 보이고 있다. 또한, 관성모멘트 I는 근본적으로 하퇴의 질량분포와 길이에 의해 결정되므로, 체중과 신장으로부터 관성모멘트 I를 추정하는 것은 타당한 것으로 사료된다.

따라서, 본 연구에서는 다음과 같은 Winter의 회귀식²⁴을 사용하여 관성모멘트 I를 계산하였다.

$$I = m\rho_p^2 \tag{5}$$

$$\rho_p = 0.735L$$

L: 족부를 포함한 하퇴의 길이 [m]

$$m = 0.061M$$

M: 체중 [kg]

식(5)에서 구한 관성모멘트 I를 이용하여 G, D, k_1 을 산정하였다 (Table 4). 서로 다른 체형간의 관성모멘트 I와 중력모멘트 G는 명백한 유의차 ($p=0.019$, $p=0.003$)를 보였으며, 점성계수 D는 유의차가 없는 것을 보였다. 반면, 탄성항의 계수 k_1 , k_2 은 유의차를 보이지 않았다.

식(2), (5)에서 보여지는 바와 같이, 각 피험자의 하퇴 및 족부의 길이가 비슷하다고 할 때, 관성모멘트 I는 주로 하퇴의 질량 및 그 분포에 의해 좌우되므로 비만 체형의 경우 관성모멘트 I가 클 것이 예상되며 실제 결과도 이러한 예측과 일치했다. 또한, 식(2)와 같이 중력에 의한 회전력 G는 직접적으로 하퇴 및 족부의 질량에 의존하므로 비만 체형의 경우 클 것이 예상되며 실제 결과도 이러한 예측과 일치했다.

점성계수 D의 경우, 식(2)와 같이 단위 각속도에 비례하는 저항성 모멘트의 크기를 나타내고 있다. 비만체형의 피험자에서 마른 체형의 피험자보다 D가 높은 것은, 비만체형의 피험자는 마른 체형의 피험자에 비해 관절주변의 부피가 커서 저항성 모멘트를 발휘하는 조직들이 상대적으로 많기 때문인 것으로 판단된다.

질량과 그 분포에 의존하는 관성모멘트 I, 중력 모멘트 G와 더불어서 점성계수 D가 비만체형에서 크다는 것은, 비만체형의 피험자가 운동을 하기에 필요한 에너지의 양이 많고 운동시의 저항모멘트가 커서 운동의 용이성도 낮다는 것을 시사한다.

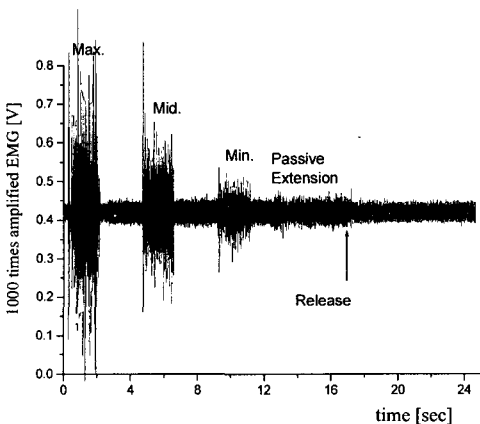


Fig. 6 EMG during pendulum test compared with those of voluntary contraction (2kHz sampled)

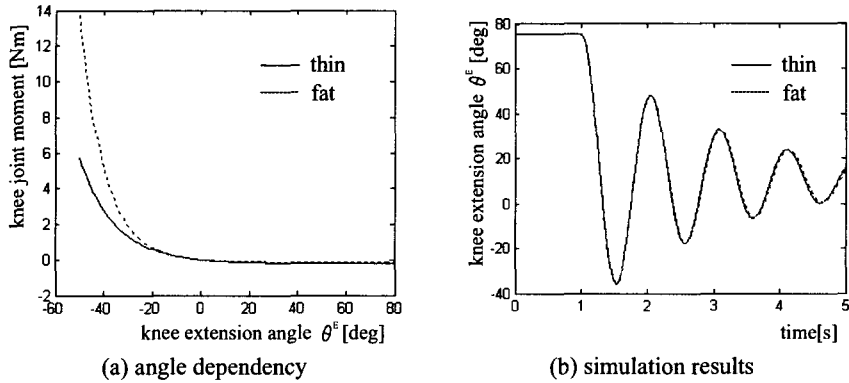


Fig. 7 Properties of nonlinear elastic element in each subject group

비선형 탄성모멘트에 관계하는 \bar{k}_1, k_2 에 대한 고찰을 위해, 각 피험자 그룹의 평균값으로 탄성모멘트-신전각도의 관계를 계산한 결과를 Fig. 7 (a)에 나타낸다. 또한 파라미터 \bar{k}_1, k_2 의 각 그룹의 평균값을 사용하여 동일한 초기각도에 대한 관절각도의 시간추이를 시뮬레이션한 결과를 Fig. 7(b)에 나타낸다. Fig. 7 (a)에서 비만 체형과 마른 체형간에 발생하는 탄성모멘트에는 큰 차이가 있는 것처럼 보이지만, Fig. 7(b)에서는 이러한 차이가 실제 진자운동에 미치는 영향은 극히 적어서 두가지 궤적이 거의 중첩되는 것을 알 수 있다. 이것은 진자운동중의 신전각도의 최소치인 -40° 부근에서의 탄성모멘트가 2~6Nm 으로서 매우 미소한 양이어서 실제 진자운동의 궤적에 미치는 영향이 매우 작기 때문에 판단된다.

실제로 탄성모멘트를 0 으로 하여 시뮬레이션한 결과와 위의 두 가지 체형의 추정결과값으로 시뮬레이션 한 결과는 차이가 거의 없었다. 따라서, 수동 진자운동을 통하여 탄성모멘트의 파라미터를 추정하는 것은 어려운 것으로 판단된다. 탄성모멘트의 측정은 서론에서 소개한 기존 연구자들의 방법에서와 같이 관절가동역 내의 여러 각도의 등척성(isometric) 조건에서 수동적인 모멘트를 실험을 통해 계측할 수 있으나, 실험시간이 길다는 문제점이 있다. 이를 개선한 방법으로서, 매우 작은 각속도의 굴곡과 신전방향 양자의 등속(isokinetic)운동 조건에서 수동모멘트를 측정하고 이에 대한 hysteresis 를 고려하여 탄성모멘트의 파라미터를 결정하는 방법을 사용하면, 비교적 짧은 시간의 실험으로 탄성을 추정할 수 있을 것으로 생각된다.

Fig. 4 와 Fig. 5 에서 시뮬레이션 결과와 실험결과의 오차는 주로 진자실험의 후반기, 즉 진동폭이 작고 각속도가 작은 영역에서 발생하였다. 이를 정량적으로 고찰하기 위해 모멘트 오차를 해석하여 보았다. 모멘트오차는 식(2)의 우변을 시뮬레이션 결과와 실험치에 대해서 비교한 것으로서 식(6)과 같이 계산하였다. 위에서 고찰한 바와 같이 탄성모멘트는 수동 진자실험에 미치는 영향이 매우 작으므로 이를 무시하였다. 중력모멘트 G 와 점성계수 D 값은 모델특성치 추정결과를 사용하였으며, $\dot{\theta}_{exp}$ 은 θ_{exp} 의 1 차 차분 (first-order difference)으로 했다.

$$\begin{aligned} \text{error}_\tau &= \tau_{sim} - \tau_{exp} \\ \tau_{sim} &= -G \sin \theta_{sim} - D \dot{\theta}_{sim} \\ \tau_{exp} &= -G \sin \theta_{exp} - D \dot{\theta}_{exp} \end{aligned} \quad (6)$$

식(6)에 의해 계산한 모멘트 오차와 관절각속도와 관계해 해석하기 위하여 모멘트오차-관절각속도를 도식해 보았다. Fig. 8 은 이러한 관계의 전형적인 예를 나타낸다. 이 그림에서 모멘트 오차는 각속도가 작을 때 그 값이 매우 커지는 것을 알 수 있다. 이는 점성모멘트가 본 연구에서 사용한 각속도의 1 차식보다는 1 보다 작은 차수의 식으로 정량화 될 수 있음을 시사하며, Riener²¹ 및 Esteki and Mansour⁹ 의 보고와도 일치한다. 따라서 본 연구에서 제시한 방법의 정확도 (accuracy)를 높이기 위해서는 점성모멘트에 대한 차후의 연구가 필요할 것으로 사료된다.

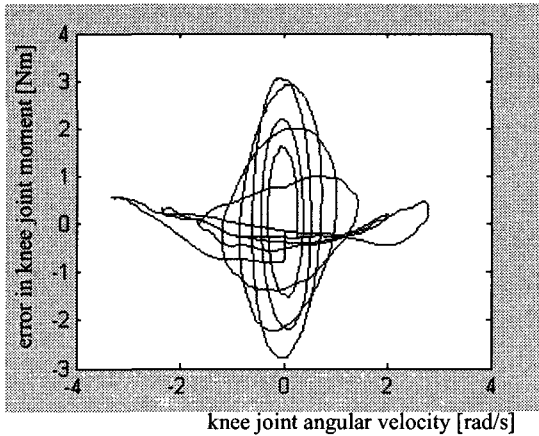


Fig. 8 Relationship between moment error and joint angular velocity

5. 결론

본 연구에서 제시된 방법은 비침습적이고 간편한 장비와 짧은 계측시간을 통해 관절계의 특성치를 파악할 수 있다. 이 방법으로 마른 피험자와 비만형 피험자의 특성치를 효과적으로 파악할 수 있었다. 임상에서 환자의 관절계 질환을 정량적으로 파악하고 평가하는데 본 연구에서 제시한 방법이 유용하게 사용될 수 있을 것이라 기대된다. 또한, 본 연구에서 제시된 방법은 실험데이터를 바탕으로 한 인체운동의 해석이나 인체모델을 이용한 시뮬레이션 등에 필요한 관절계 역학적 특성치를 파악하는데 사용될 수 있을 것으로 기대된다. 이를 위해서는 본 연구에서 제시한 동정방법을 내장한 계측시스템을 개발하는 것과, 질환의 종류 및 정도와 관절계 특성치의 상관관계에 대한 연구가 필요하다고 사료된다.

근육의 능동적인 수축이 없는 것을 확인하기 위하여 정지시의 잡음 이하의 근전도가 발생하는 것을 확인하였으나, 정지시의 잡음 이하의 근전도를 발생하는 능동적 수축은 파악할 수 없는 한계를 지니고 있으며, 차후 이 부분에 대한 추가적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

후 기

이 논문은 한국 과학재단 목적기초사업 (No. R01-2002-000-00192-0)의 지원으로 수행되었습니다.

참고문헌

1. Sung, D. H., Kim, J. M., Lee, K. W., Kim, S. Y., Ra, Y. J., Jung, J. Y., Park, H. D., Yoo, S. J., "A quantitative assessment of knee extensor spasticity using isokinetic dynamometer," *Journal of Korean Academy of Rehabilitation Medicine*, Vol. 26, pp. 321-326, 2002.
2. Eom, G. M., Khang, G., Hoshimiya, N., "Restoration of motor function using electrical stimulation: functional electrical stimulation (FES)," *Journal of the Korean Society of Precision Engineering*, Vol. 20, pp. 26-35, 2003.
3. Lee, S. J., Kwon, B. S., Park, S. T., "The assessment of spasticity using isokinetic eccentric torque measurement," *Journal of Korean Academy of Rehabilitation Medicine*, Vol. 23, pp. 828-834, 1999.
4. Lee, S. J., Han, T. R., "A quantitative assessment of spasticity in hemiplegic patients using isokinetic dynamometer," *Journal of Korean Academy of Rehabilitation Medicine*, Vol. 22, pp. 784-791, 1998.
5. Bohannon, R. W., Smith, M. B., Brunet, M. E., "Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity," *Physical therapy*, Vol. 67, pp. 206-207, 1987.
6. Dempster, W. T., Gabel, W. C., Felts, W. J. L., "The anthropometry of manual work space for the seated subjects," *American Journal of Physical Anthropology*, Vol. 17, pp. 289-317, 1959.
7. Engin, A. E., "On the damping properties of the shoulder complex," *Journal of Biomechanics*, Vol. 106, pp. 360-363, 1984.
8. Eom, G. M., "Generation of optimal stimulation for FES standing up using computer model simulation," Ph.D. Thesis, Tohoku University, Sendai, Japan, 1999.
9. Esteki, A., Mansour, J. M., "An experimentally based nonlinear viscoelastic model of joint passive

- moment," *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, pp. 443-450, 1996.
10. Franken, H. M., Veltink, P. H., Henk, R. T., "Identification of passive knee joint and shank dynamics in paraplegics using quadriceps stimulation," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 1, pp. 154-164, 1993.
 11. Hatze, H., "A new method for the simultaneous measurement of the moment of inertia, the damping coefficient, and the location of the center of mass of a body segment in situ," *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 34, pp.217-226, 1975.
 12. Hill, A.V., "The dynamic constant of human muscles," *Proc. R. Soc (B)*, Vol. 128, pp. 263-274, 1940.
 13. Johns, R. J., Wight, V., "Relative importance of various tissues in joint stiffness," *Journal of applied physiology*, Vol. 17, pp. 824-828, 1962.
 14. Lebidowska, M. K., 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.
 15. Lebidowska, M. K., Polisiakiewicz, A., "Changes in the lower leg moment of inertia due to child's growth," *Journal of Biomechanics*, Vol. 30, pp. 723-728, 1997.
 16. Mcfaull, S. R., Lamontagne, M., "In vivo measurement of the passive viscoelastic properties of the human knee joint," *Human Movement Science*, Vol. 17, pp. 139-165, 1998.
 17. McFaull, S.R., "Measurement and statistical analysis of the passive viscoelastic properties of the human knee joint during flexion and extension motion," Master Thesis, University of Ottawa, School of Human Kinetics, Ottawa, Canada, 1993.
 18. Nashhold, B. S., "An electronic method of measuring and recording resistance to passive muscle stretch," *Journal of Neurosurgery*, Vol. 24, pp. 310-314, 1966.
 19. Pierrynowski, M. R., Morrison, J. B. "A physiological model of the evaluation of muscular forces in human locomotion - theoretical aspects," *Mathematical Biosciences*, Vol. 75, pp. 69-101, 1985.
 20. Riener, R, Edrich, T., "Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities," *Journal of Biomechanics*, Vol. 32, pp. 539-544, 1999.
 21. Riener, R., Quintern, J., Schmidt, G., "Biomechanical model of the human knee evaluated by neuromuscular stimulation," *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, pp. 1157-1167, 1996.
 22. Vrahas, M. S., Brand, R. A., Brown, T. D., Andrews, J. G., "Contribution of passive tissues to the intersegmental moments at the hip," *Journal of Biomechanics*, Vol. 19, pp. 727-735, 1990.
 23. Wight, V., Johns, R. J., "Quantitative and qualitative analysis of joint stiffness in normal subjects and in patients with connective tissue diseases," *Annals of the Rheumatic Disease*, Vol. 20, pp. 36-46, 1961.
 24. Winter, D. A., "Anthropometry. In: Winter DA editor. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2nd ed", A Wiley-Interscience Publication, pp. 51-74, 1990.
 25. Winters, J. M., Stark, L., "Analysis of fundamental human movement patterns through the use of in-depth antagonistic muscle model," *IEEE Trans. BME*, Vol. 32, pp. 826-839, 1985.
 26. Zatsiorsky, V., Seluyanov, V., "The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body," *Proc. 8th Int. Cong. Biomechanics*, VIII-B, pp. 1152-1159, 1983.