

슬관절 등속 운동시 하지근육구동모델:모의실험과 임상실험

배태수[†]·조현석·강성재·최경주·김신기·문무성

Musculoskeletal model during isokinetic knee motion : Simulation and Experiment

Bae Tae Soo[†], Cho Hyeon Seok, Kang Sung Jae, Choi Kyong joo
Kim Shin Ki, Mun Mu Seong

Key Words: Musculoskeletal model(근골격모델), Isokinetic(등속), Hill-type model(힐형모델)

Abstract

This study validated the musculoskeletal model of the human lower extremity by comparative study between calculated muscle parameters through simulation using modified hill-type model and measured them through isokinetic exercise. And the relationship between muscle forces and moments participated in motion was quantified from the results of simulation. For simulation of isokinetic motion, a three-dimensional anatomical knee model was constructed using trials of gait analysis and the EMG-force model was used to determine muscle activation level exciting muscles. The modified Hill-type model was used to calculate individual muscle forces and moments in dynamic analysis and the results were validated by comparing them of experiments on BIODEX. The results showed that there was a high correlation between calculated torques from simulation and measured them from experiments for isokinetic motion($R=0.97$). Therefore we concluded that the simulation by using musculoskeletal model was so useful means to predict and convalesce musculoskeletal-related diseases, and analyze unrealizable experiment such as clash condition.

1. 서 론

산업화와 고령화가 진행됨에 따라 근골격계 질환에 대한 관심이 높아지면서 근골격계에 대한 생체역학적 연구가 활발히 이루어지고 있다. 그러나 인체를 대상으로한 실험이기에 많은 경우 인체모델(human model 혹은 dummy model)을 사용하거나 사체를 이용하여 실험함으로써 인체의 생리학적 요구를 고려할 수 없는 어려움이 있었고, 또한 인체의 움직임에 대한 각 근육의 근력과 모멘트와 같은 물성들을 구하기는 쉽지 않았다.

이전 연구자들은 수학적인 모델을 이용하여 근육들의 근력과 모멘트를 구하고자 하였으며, 그 가운데 Hill은 각 근육을 수축성 요소와 탄성 요소, 그리고 감쇄요소로 구성된 근골격 모델을 제시하게 되었다. 이후 Zajac에 의해 근육과 골격 사이의 건(tendon)을 고려한 Modified Hill-type 근골격모델이 개발되어, 특정 움직임에 관여하는 근육들의 물성 연구는 물론이고, 더 나아가 마비 환자의 손상된 근육에 대한 재활치료 운동방법을 제시하는 연구에도 많이 사용하게 되었다.

Hill 근골격 모델이 소개된 이후 수십 년 동안 실제 인체 혹은 동물들의 운동에 관련된 연구가 활발히 진행되었으며, 그 기간동안 특정 운동을 유발시키는 요인들을 분석하기 위해 근전도가 다양하게 적용되게 되었다. 그 결과 근전도와 근력, 근전도와 토크를 관계 지은 모델들이 소개

[†] 재활공학연구소

E-mail : bmebae@iris.korec.re.kr

TEL : (032)500-0583 FAX : (032)512-9794

* 재활공학연구소

되었고, 최근에 들어서는 특정 운동이 아닌 광범위한 운동에 따른 여러 근전도 모델들이 소개되고 있다. 더욱이 복잡한 신체내부의 뼈와 근육 그 밖의 여러 복잡한 구조를 3차원으로 시각화하여 분석할 수 있는 관련 기술의 발달은 임상의를 포함시킨 보다 실제적인 연구를 하는데 크게 이바지하게 되었다.

따라서 본 연구에서는 하지 근골격계의 3차원 기구학적 모델을 시각적으로 구현하고, Modified Hill-type 근골격모델을 사용한 동력학적 분석을 통해 운동에 관여하는 근육들의 근력과 모멘트를 계산하고자 하였다. 또한 계산되어진 물성에 대해 실제 등속성 운동을 재현함으로써 이를 검증하고자 하였다. 마지막으로 검증된 결과를 통하여 운동에 따른 각 근육 물성들간의 관계를 정량화하고자 하였다.

2. 실험방법

2.1 3차원 해부학적 모델 형성

본 연구에서는 정형외과적으로 이상소견이 없는 한국 정상인 20대 남자 10명을 대상으로 근골격 모델 작업을 수행하였다. 평균연령은 22.48세 (SD 1.64)이며, 몸무게와 키는 각각 63.72kg (SD 5.54), 173.04cm (SD 2.93)이었다. 피검자의 몸에 15개의 markers를 부착한 후 보행훈련을 시켰으며, 보행 분석 장비인 VICON으로 보행시의 기구학적 자료들을 획득하였다. 모의실험 프로그램의 전처리 모듈 (MotionModule, Motionanalysis Inc.)을 이용하여 해부학적 골격-몸통(trunk), 대퇴부위(thigh), 하퇴부위(shank), 족부위(foot)-을 형성하였으며, 근골격의 기하학적 모양을 모델링하기 위해서 먼저 각 관절부위의 좌표계(coordinate system)을 설정 하였다. 먼저 골반 부위의 위치를 원점으로 한 후 부착된

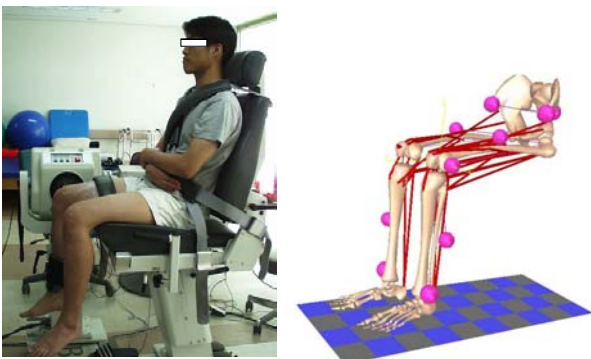


Fig. 1 Formation of sitting musculoskeletal model

각 markers의 3차원 데이터를 이용하여 상대적인 거리를 계산함으로써 미리 형성되어있는 각 부위 뼈들의 크기와 좌표를 정하였다. 그런 다음 대상이 되는 하지근육들을 하나의 선(string)으로 가정 한 후 실제 원점(actual origin)과 실제 삽입점(actual insertion)을 이어주었다. 그러나 무릎관절에 관여되고 있는 근육들-대퇴사두근(Quadriceps femoris)과 슬근(Hamstrings)-에 대해서는 추가적인 삽입점을 부가하여 실제와 가깝게 묘사하였다. 물론 근육-건의 길이변화는 실제 원점과 실제 삽입점 사이의 거리를 측정하였다. 본 연구에서는 Brand et al (1982)의 자료를 바탕으로 근육의 원점(origin)과 경유점(via) 그리고 삽입점(insertion)을 정의함으로써 하지근육들을 구현하였다. (Fig. 1)

2.2 등속운동관련 모델 형성

본 연구에서는 간단한 동작에서의 근골격 운동 모델을 구현하고자, 근력 재활훈련기기 BIODEX를 이용하여 슬관절 등속하지운동을 구현하였다. 이때 상지를 고정하고, 피검자는 하지근육의 최대힘을 발휘하며, 하지를 고정하고 있는 장비는 60deg/sec의 등속도로 움직이면서 피검자의 운동을 저지하여 관절에 걸리는 토크를 시간과 굴절각도에 따라 측정하는 실험을 모의실험 프로그램으로 구현하였다. 골격계 형성 후 근육들에 대한 기구학적운동궤적과 근육이 모의운동시 뼈를 통과하는 현상을 막아주기 위해서 구속(wrap)조건을 첨가해 줘야 하며, 본 연구에서는 원통형을 이용하여 원위대퇴골(distal femur)을 중심축으로 하는 근육 구속조건을 구현하였다. 구속된 근육들은 관련 관절의 움직임에 적절히 적응하면서 길이변화를 나타내는 반면에(Fig. 2, A)구속되지 않은 근육의 경우 뼈를 투과해서 나오는 오류가 나타낸다(Fig. 2, B).

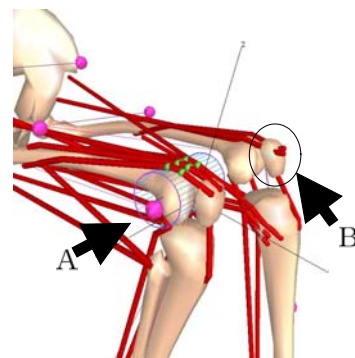


Fig 2. Constraint condition

따라서 실제성을 높이기 위해서 임상의의 자문을 받아 대퇴-슬관절 부위의 구속조건을 인가하였다.

2.3 동역학 분석을 위한 근건모델 설정

2.3.1. 관절 모델 설정

각 뼈에 대한 관성변수-무게, 무게중심, 관성모멘트-를 원점 골격인 골반에 대해 정하였으며, 이는 인체측정학 관련 문헌을 참고하여, 대상자의 키와 몸무게에 따른 값들을 사용하였다. 또한 각 관절에 대한 기구학적인 설정시 6자유도를 각각 설정하였으며, 각 관절의 기구학적 운동계적을 정의함으로 과도한 운동의 경우를 배제하였다.

2.3.2. 근육 모델 설정

각 근육과 건 단위를 상호 직렬로 연결된 수축성 요소로 보는 Modified Hill-type model를 이용하여 근육 모델을 설정하였다. 각 근육에 걸리는 힘을 측정하기 위해서는 먼저 다음의 5개의 변수들과 3개의 관계그래프가 요구되어진다. 사용되어진 변수들은 근육의 단면(PCSA)으로부터 유도되어진 최대 근력 (peak isometric muscle force, F_o^m), 근육이 최대의 힘을 나타낼 때의 근육섬유의 길이 (optimal muscle fiber length, l_o^m), 근육과 건사이의 각도인 우모각 (pennation angle, α), 건의 길이가 늘어나면서 힘이 전달하는 시점의 건의 길이 (tendon slack length, l_s^T), 그리고 마지막으로 근육의 최대 수축시 속도 (maximum contraction velocity, V_{max}^m)이며, 각 근육에 대한 변수값들은 Wickiewicz et al 과 Delp et al의 자료를 사용하였다. (Table 1)

Table 1 Parameters using for modeling of muscles

	muscle	F_o^m [N]	l_o^m [m]	l_s^T [m]	α [°]
flexor	BFL	736.120	0.11191	0.35009	0
	ST	336.906	0.20646	0.26911	5
extensor	RF	824.746	0.08893	0.36632	5
	VM	1346.480	0.09261	0.13111	5
	VL	1947.305	0.08743	0.16340	5

BFL : biceps femoris long head, ST: Semitendinosus
RF : rectus femoris, VM/VL : vastus medialis/lateralis

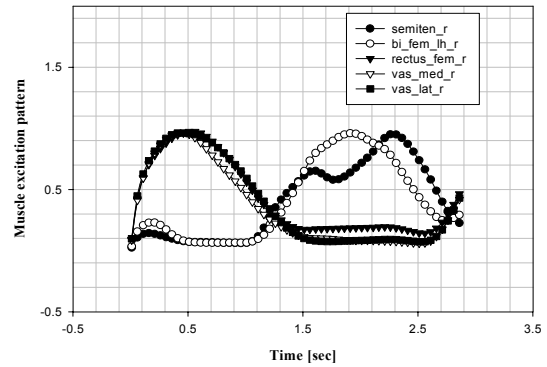


Fig 3. Muscle activation through EMG signal

또한 수축성 요소에 의해 나타나는 각각의 근력을 평가하기 위하여 근력-근육길이, 근력-속도, 그리고 병렬수동요소의 근력-근육길이 관계곡선을 사용하였다. 이 때 사용하기 전 관계곡선들은 최대근력과 그 때의 근육 섬유 길이로 정규화(normalization)한 후 참조하게 된다.

근육 및 건 이외의 인대에 대해서는 수동소자로만 작용하고 거시적 운동에 대한 영향을 고려하여서 본 연구에선 제외하였다. 또한 근육의 점탄성을 고려하여 damping을 0.15로 정하였으며, 상태변수로는 우모각을 포함하여 근육활성화도, 근육섬유 길이, 그리고 근육섬유의 속도를 이용하였다.

2.3.3 활성화도를 위한 근전도 측정

근육을 활성화시키는 요소로서 EMG 신호를 사용하려는 많은 시도가 있었다.[4] 그러나 본 연구에서는 일차적으로 접근이 용이한 EMG-force model를 이용하였다. EMG측정은 무릎굴곡 및 신전에 관여하는 근육 중 표면전극이 부착가능한 근육만 선택하여서 측정하였다. 각 측정 대상은 굴곡(flexion)에 관여하는 것으로 슬건(Hamstraining Group) 중 반건양근(Semitendinosus)과 대퇴이두근(Biceps femoris long head)을 선택하였고, 신전(extension)에 대해서는 대퇴사두근(Quadriceps femoris)의 대퇴직근(rectus femoris)과 외측광근(vastus medialis)/내측광근(lateralis)을 선택하여서 표면전극을 부착한 후 근전도측정장비(Noraxon)를 이용하여 측정하였다. 피부저항을 감소시키기 위해 사포로 각질을 제거하고 알코올로 닦은 다음 전극을 부착하였고, 탄력붕대로 전극을 고정하였다.

피검자를 BIODEX 의자에 앉게 한 다음, 고정틀을 이용하여 상지를 좌우측으로 고정하였다. 피검자

는 BIODEX에서 설정된 $0^{\circ} \sim 110^{\circ}$ 사이를 $60^{\circ}/\text{sec}$ 속도로 최대 근력으로 등속성 운동을 시행하였다. Sampling rate는 1024Hz이었으며, 잡음을 제거하기 위해 30~400Hz의 band pass filter와 60Hz의 band stop filter를 사용하였다. (Fig 3)

2.4 근건모델을 통한 등속 운동 해석

본 실험에서는 Motionanalysis Inc에서 개발한 SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling)을 모델 전/후처리 프로그램으로 사용하였다. 또한 Symbolic Dynamics Inc의 SD/Fast solver를 사용하여, SIMM을 통하여 만들어진 근골격 모델에 대한 운동방정식을 구현하였다. 이때 무릎관절의 움직임에 제한하기 위해서 BIODEX상에서 측정된 시간-무릎각도 관계 그래프를 사용하였다.

2.5 실제 운동을 통한 모델 검증과 정량화

근골격 모델을 이용하여 실제 등속성 운동을 모사하였으며, 이를 근력재활훈련기기상의 운동 결과와 비교해 보았다. 근력재활훈련기기에 피검자의 상지를 고정시킨 후 근육 피로도를 감안하여 5회 운동을 3회씩 실시하였으며, 각 실험 간에는 충분한 휴식을 취해 줌으로 피로로 인한 영향을 최소화 하고자 하였다. 또한 그 결과를 바탕으로 관절 움직임에 따른 각 근육의 근력, 모멘트, 그리고 외팔보 길이의 관계를 정량화하였다.

3. 결 과

3.1 근전도를 통한 활성화도

BIODEX상 하지의 신전 / 굴곡운동시 작용하는 근력을 실시간으로 측정하였으며, 그 결과를 smoothing과 정규화를 한 뒤 해당 근육의 시간에 따른 활성화도로 입력하여 주었다.

3.2 등속성 운동시 근골격모델의 검증

근력재활훈련기기상에서 굴곡과 신전을 5회 반복 실험한 결과 중 시작(1회)과 마지막(5회)을 제외한 2~4회의 결과와 모의실험으로 계산된 결과를 선형회귀분석을 통해 비교해 보았을 때, 근골격

모델을 이용한 계산값이 실제 실험값을 잘 추종하는 것을 알 수 있었다($R=0.97$, Fig.4,5). 따라서 실제 실험을 통해서 구할 수 없는 근육 내부의 굴곡/신전 각도에 따른 근력, 모멘트, 근육길이, 그리고 외팔보 길이 상호간의 관계를 정량화 할 수 있었다.

3.3 외팔보길이-무릎각도-근육길이-근력 관계

근육의 길이변화에 있어서는 신전되는 각도가 증가함에 따라 굴근의 길이는 짧아지고, 신근의 길이는 길어지는 예측가능한 결과를 보였다. 또한 외팔보 길이는 굴근의 경우는 각도에 비례적으로 감소하는데 비해 신근의 외팔보길이는 반비례적으로 증가함을 볼 수 있었다. 그러나 굴근의 경우는 근육의 길이가 감소함에 따라 외팔보길이가 감소하였다가 증가하는 비선형성을 보였는데, 이는 굴근에 속해 있는 반건양근과 대퇴이두근이 무릎의 굴곡운동 뿐 만 아니라 각

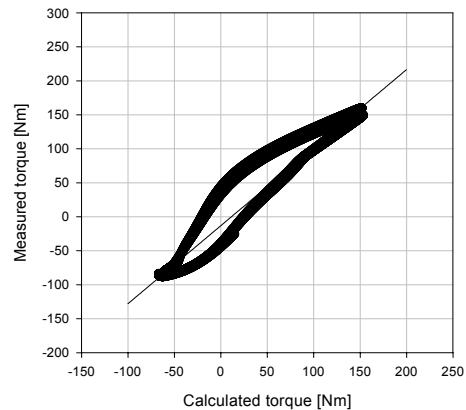


Fig 4. Comparison of knee torques

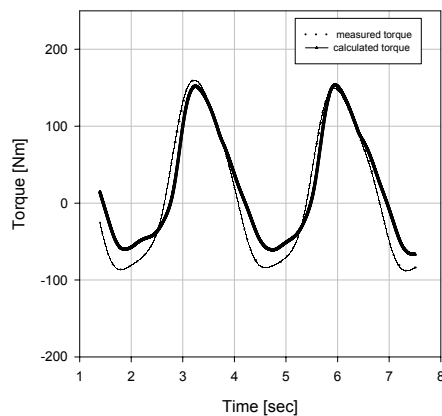


Fig 5. knee torques during cyclic test

각 내회전과 외회전에 동시에 관여되고 있음이 사료된다. 신전시에는 굴곡시와는 반대로 신근의 근육길이는 신전각도에 따라 감소하는 반면에 굴근은 증가하는 결과를 보였으며, 굴근의 외팔보 길이-무릎각도와의 비선형성은 앞서 굴곡시와 동일한 측면으로 보여진다.

외팔보 길이와 무릎 굴곡 각도와의 관계는 관절을 중심으로한 외팔보길이와 근력과의 관계에 의존적이다. 그러나 굴곡/신전시 모두 등속운동시 비선형성을 보임을 알 수 있었다.

3.4 무릎각도 변화에 따른 각 근육 토크

대퇴 사두근은 대퇴직근과 광근을 포함하고 있는 신전에 관여하는 근육군이다. 이전 연구에 의해 광근이 전체 무릎 신전시 발생하는 토크의 80%를 차지하고, 나머지 20%는 대퇴직근이 차지한다고 보고되고 있다. (Hoy & Zajac, 1990) 본 모의 실험으로 예측되어진 결과를 보면 광근이 94%, 그리고 나머지 6%만이 대퇴직근이 토크를 만들어 다소간의 차이를 내었는데, 이는 무릎관절 내부의 측정되지 못한 중간광근(vastus medialis)의 영향이 큰 것으로 사료된다. 굴곡시 사용되는 굴근으로 슬건의 경우를 계산해 보았을 때, 이전 연구자들의 결과와 유사하게 대략 광근크기의 약 40% 정도에 도달했는데, 이는 굴곡시 사용되는 근육 중 슬건을 구성하는 요소 중 반건양근과 대퇴이두근의 영향이 지배적임을 알 수 있었다. (Fig 6) 슬관절의 굴/신전시의 각 근육에서 나타나는 토크를 각각 구해 보았다. 일반적으로 편심적 혹은 등축적 근육활성시 내부 토크는 집중적 근육활성시의 내부토크보다 크게 나타난다. (Fig 7)

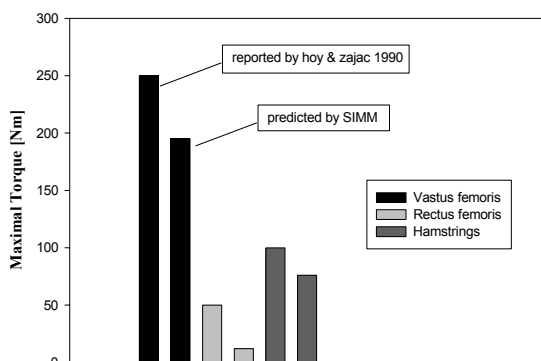


Fig 6. Maximum torques at knee joint

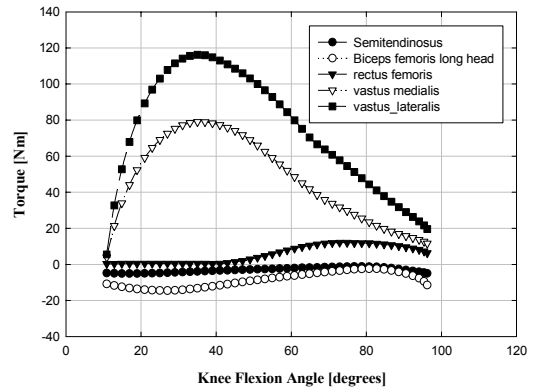


Fig 7. Inner torques of muscles

근육의 힘-속도곡선에 의하여, 집중적으로 형성된 근육토크는 수축되는 속도가 증가함에 따라 감소한다. (Bohanon et al 1998) 또한 굴근의 최대 토크는 신근 토크의 2/3 정도라고 되어있는데, 본 실험의 결과에서도 동일한 결과를 예측할 수 있었다.

4. 고 찰

근력재활훈련기기상의 실제 운동을 모의실험 프로그램 SIMM을 이용하여 구현하였으며, 등속성 운동시 무릎관절의 신근과 굴근 근육들에 대한 결과와 비교함으로써 하지근골격 모델에 대해 검증해 보았다.

표면전극을 통해 측정가능한 근전도만을 고려함으로써 모든 무릎관절 근육에 대한 활성화도를 정의할 수 없었으며, 이로 인해 어느 정도의 오차는 발생하였다. 그러나 근전도-근력 모델을 사용하여 실험한 결과가 무릎 굴곡/신전운동과 같은 특정운동에서는 실제 운동을 매우 잘 추종한다는 이전 연구자들의 결과를 고려해 볼 때, 동일한 결과를 나타냄을 알 수 있었다. 따라서 이러한 결과들을 이용함으로써 모의실험결과만으로도 운동에 관련된 근육의 여러 물성들을 정량화할 수 있음을 알 수 있었다.

모의실험에 사용되어진 근골격 형상은 보행분석에서 만들어진 결과와 임상의의 자문을 통하여 구현되고 수정됨으로 임의의 표준화된 모델이 아닌 피검자 개별의 근골격 특성을 파악할 수 있었다. 또한 구현되어진 근골격에 임의의 운동을

구현하기 위해 실제 근력재활훈련기에서 측정된 값들을 모의실험의 외부입력으로 줌으로 운동구현에 따른 오차 역시 최소화 하고자 하였다. 반복적 운동을 할 때 근력재활훈련기상의 무릎 굴곡/신전운동 5회 3번 반복하게 하였지만, 각 5회를 하는 동안 피검자가 첫 시작 시점과 마치는 시점을 사전에 인지하고 있기 때문에 예기치 않는 오차가 발생할 가능성이 있음 역시 확인할 수 있었다. 이는 선형회귀분석을 통해 볼 수 있었는데, 무릎 굴곡/신전운동 5회 전체($R=0.94$)와 시작과 마지막을 제외한 3회의 실험치($R=0.97$)를 비교하였을 때 상관계수가 다소 차이가 남을 알 수 있었다. 상관계수 비교시 비록 수치의 차이가 적었지만, 인체를 대상으로한 실험인 만큼 오차발생요인을 최소화하면서 실험하고자 하였다.

무릎 신전/굴곡운동에 따른 근육 물성간의 정량적 관계를 보았을 때 대다수의 경우에서 비선형성을 나타냄을 알 수 있었다. 이는 생체조직인 근육이 외부 하중 혹은 길이변화에 따라 고유의 특성이 외부환경에 반응하는 이유도 있지만, 신근 혹은 굴근에 속해 있는 반건양근과 대퇴이두근을 포함한 대다수의 근육들이 무릎의 신전/굴곡운동 뿐만 아니라 각각 내회전과 외회전에 동시에 관여되고 있기 때문이라고 생각된다.

4. 결 론

슬관절 등속운동시 굴곡/신전운동에 관여하는 하지근골격계에 대한 3차원 모델을 구현하였다. 슬관절의 움직임에 따른 운동방정식과 Modified Hill-type 근골격계 모델을 통해 동역학적 해석을 수행 하였으며, 그 결과를 임상실험 결과와 비교해 보았다. 그 결과 굴근과 신근에 작용되는 전체 토크에 대해 모의실험과 임상실험의 결과가 매우 높은 선형성을 보였으며, 이를 통해 각 근육 물성간의 관계를 모의실험을 통해 정량화하였다. 각 근육의 물성간의 관계에선 대다수 비선형적 비례 혹은 반비례 관계를 보였으며, 이

는 무릎관절 운동에 관여하는 근육들이 굴곡/신전 운동 뿐만 아니라 내/외회전에도 관여하고 있기 때문이라 사료된다. 추후로 보다 다양한 연령층과 동작들에 대한 모의실험과 임상실험, 그리고 최적화를 통해 각 운동에 관여하는 근육들의 적용가능한 물성들을 찾는 연구가 필수적이라 할 수 있다. 또한 개선된 물성들을 이용함으로써 임의의 동작에 따른 개개인의 근골격 질환의 예측, 진단, 그리고 재활치료가 가능할 것이며, 이는 향후 재활기기개발 및 관련 연구에도 큰 도움이 될 것이라 사료된다

후 기

본 과제는 과학기술부 특정연구개발사업(인체근골격의 생체역학적 연구: M1-0139-08-0003)의 지원으로 수행됨.

참고문헌

- (1) Seireg, A., Arvikar, R.J., 1975. The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *Journal of Biomechanics*, Vol 8, 89~102.
- (2) S.L. Delp and J.P. Loan, 1995 "A Software System to Develop and Analyze Models of Musculoskeletal Structures," *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 25, No. 1, pp. 21~34
- (3) F.E. Zajac, 1989 "Muscle and Tendon: Properties, Models, Scaling, and Application to Biomechanics and Motor Control," *CRC Crit. Revs. Biomed. Eng.*, Vol. 17, No. 14, pp. 359~411
- (4) Yamaguchi, G.T., Sawa, A.G.U., Moran, D.W., Fessler, M.J., Winters, JM, 1990. A survey of human musculotendon actuator parameters. In: Winters, J.M., Woo, S.L-Y. (Eds.), *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization*. Springer, New York, pp. 717~773
- (5) Lloyd D.G., Besier T.F., 2003, An EMG-driven musculo-skeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo, *Journal of Biomechanics*, Vol 36, 765~776, 2003