

◆특집◆ 생체역학 시스템 모델링

# 견 경골근-과관절 근골격의 동적해석 및 실험적 검증

민성기\*, 최 환\*\*, 이순혁\*\*\*, 이성호\*\*\*\*, 홍정화\*\*\*\*\*

## Dynamic Analysis of Canine Tibialis Cranialis-Ankle Joint Musculoskeletal Structure and Experimental Validation

Sungki Min\*, Hwan Choi\*\*, Soon Hyuck Lee\*\*\*, Sung Ho Lee\*\*\*\* and Junghwa Hong\*\*\*\*\*

**Key Words** : Modified Hill Type Muscle Model (modified Hill type 근육모델), Tibialis Cranialis (경골근), Tendon Slack Length (건이완 길이), Peak Isometric Muscle Force (최대 등척성 근력), Optimal Muscle-Fiber Length (최적 근섬유 길이), Contractile Element (동적수축요소)

### 1. 서론

전 세계적으로 인구의 고령화로 인한 근골격계의 이상 및 급속한 산업화에 따른 일반인들의 예기치 못한 장애율의 증가는 일상생활을 영위하는데 필수적인 기초운동기능의 퇴화를 야기하는 주요 원인이 되고 있으며 사회·경제적 문제가 되고 있다.

통계적 추정 결과 2019년에는 65세 이상 고령자가 전체 인구의 14%에 달하는 고령사회로 진입할 것으로 예상된다. 이러한 현실 속에서 지체 부자유 장애인·노인들의 기본권인 일상생활(ADL)을 영위할 수 있도록 보행 및 작업 능력을 일반인들의 능력에 근접하도록 복원하는 것은 사회·경제적으로 매우 중요한 일이다.

노인·장애인 관련 지체 부자유 문제는 그 원인을 여러 곳에서 발견할 수 있으나 최근 가장 큰 문제가 되고 있는 것은 근육퇴화로 인한 보행 및 일상생활의 어려움이다. 근육퇴화로 인한 야기될 수 있는 문제점의 일례로 절단 장애인의 의족 착용을 들 수 있다. 퇴화된 근육은 의족을 자유로이 사용하는데 제한점을 만들뿐 아니라, 의족을 처음 사용하기까지 퇴화된 근육을 어느 정도 다시 훈련시켜야 한다는 조건이 필요하므로 이용에 있어 많은 시간과 비용을 요구한다. 따라서 퇴화된 근육을 복원시키는 재활훈련은 노인·장애인의 일상생활 영위를 위한 운동 보조기/의수족 사용에 필수적인 필요조건이다. 그러나 현재 재활훈련을 하기에 필요한 근육에 대한 정확한 정보 획득에 대한 연구는 전 세계적으로 미비하다.

1931년 A. V. Hill<sup>1</sup>이 근육을 간략화 한 spring-damper 시스템으로 나타낸 이래 많은 연구자들에 의해 보완적인 요소가 추가되어 modified Hill type 근육 이론들이 제안되었다.<sup>2</sup> Modified Hill type 근육 이론은 근육의 동적 특성을 추정할 수 있는 핵심적인 이론으로 근육관련 연구와 그 응용분야에 광범위하게 이용되고 있다. 하지만 modified Hill type 근육모델을 실제 근골격계(musculoskeletal system)에

\* 고려대학교 제어계측학과 대학원  
\*\* 르노 삼성자동차 기술 연구소  
\*\*\* 고려대학교 휴부외과  
\*\*\*\* 고려대학교 정형외과  
\*\*\*\*\* 고려대학교 제어계측공학과  
Tel. 02-3290-3988, Fax. 02-922-8154  
Email hongjh32@korea.ac.kr  
바이오메카트로닉스, 생체역학 및 재활공학 분야에 대한 연구활동을 하고 있다.

적용하기 위해서는 근육모델에서 필요한 특성 파라미터를 생체 내에서 얻어내야 하는 어려움이 있다. 또한 이러한 특성 파라미터를 구하는 방법과 정의가 연구자들마다 차이가 있는 것 또한 문제시 된다. 그러나 무엇보다도 가장 큰 어려움은 다수의 근육이 복합적으로 작용하는 근골격계에서 각 근육의 독립적인 영향과 그 근육의 특성 파라미터를 얻어내야 한다는 점이다. 이러한 이유로 최적화 기법을 통해 근육의 특성파라미터를 추정하는 방법이 고려된 바 있으나 이 역시도 관절의 전체 근육 토크(torque)로부터 각 근육에 발생하는 근육 토크를 추정하는 작업이 선행되어야 하므로 정확한 특성 파라미터라고 보기는 어렵다.<sup>3</sup>

따라서 본 연구에서는 개별적인 근육의 특성 파라미터 획득을 위하여 중형견의 뒷다리(hind limb) 관절(ankle joint)을 대상으로 특정 근육(경골근 : m. tibialis cranialis)과 연결되어 있는 건을 제외한 나머지 건을 모두 제거하는 외과적 수술을 시행하였다. 이렇게 얻은 살아있는 실험견에 대하여 등속 배측굴곡 운동(isokinetic dorsiflexion exercise)시 발생하는 실험 데이터와 동적 해석 시스템을 이용한 통계적인 방법을 통해 in vivo 상태에서의 생체역학적·동적근력 특성 파라미터를 획득하고 검증하였다.

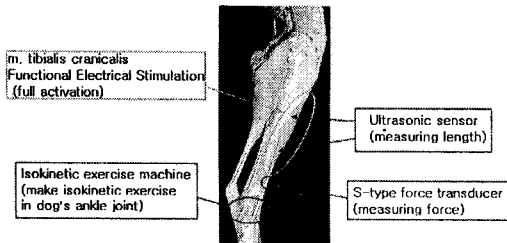


Fig. 1 Scheme of experiment using dog's leg

## 2. 근육 모델

### 2.1 근육의 구조

근육의 형태학은 전체 근육의 기본적인 형태를 설명한다. 근육은 다양한 형태를 가지고 있는데 그 중 가장 대표적인 것이 익상근(pennate)과 방추상근(fusiform)이다. 익상근은 건에 대해 사선으로 붙는 섬유를 가지고 있고 섬유 집합 수에 따라 반 익상근, 쌍익상근, 다익상근으로 세부 분류된다. 방추상

근은 건과 근육이 직렬로 붙어 있는 근육을 지칭한다.

근섬유(muscle fiber)는 근육의 구조적 단위로서 직경은  $10 \sim 100 \mu\text{m}$  이고 길이는 약  $1 \sim 50 \text{cm}$  이다. 근섬유는 이보다 작은 근원섬유(myofibril)로 구성되어 있으며 직경은  $1 \sim 2 \mu\text{m}$  정도로 많은 근세사(myofilament)로 구성되어 있다. 근세사의 단일근절(sarcomere)은 2가지 유형의 단백질인 액틴(actin)과 마이오신(myosin)으로 구성되어 있다. 근육의 수축은 미끄러짐 필라멘트 가설(sliding filament hypothesis)에 의해 액틴 필라멘트가 마이오신 필라멘트를 지나 미끄러지는 현상으로 설명할 수 있다.

위 미끄러짐 필라멘트 가설로부터 근육의 이완과 수축에 따른 힘 변화를 설명할 수 있다. 마이오신의 교차연결(cross bridge)과 액틴의 부착수에 따라 근력이 변화하게 된다. 근육이 과도하게 이완 및 수축 하게 되면 단일근절에서 상대적으로 교차연결과 액틴의 부착수가 작아지게 되어 많은 힘을 발휘 하지 못하게 되는 반면 근육에서 교차연결과 액틴의 부착수가 최적상태에 이르면 근육의 최대 힘을 발휘 할 수 있게 된다. 이때 근육의 길이를 최적 근섬유 길이(optimal muscle fiber length)라 한다.

이러한 미끄러짐 필라멘트 가설을 근거로 하여 근육의 생리학적 횡단면적(physiologic cross-sectional area : PCSA)으로 각 근육이 발휘할 수 있는 최대 힘을 추정 할 수 있다.

$$F_o^M = (\sigma_{\max})(PCSA) = (\sigma_{\max}) \left( \frac{Volume}{L_o^M} \right) \quad (1)$$

$$= (\sigma_{\max}) \left( \frac{mass}{\rho L_o^M} \right)$$

포유 동물의 경우  $1.059 \text{g/cm}^3$  의 근육조직 밀도  $\rho$ 를 가지고 있으며 근육이 생성할 수 있는 최대 근육응력(maximum muscle stress :  $\sigma_{\max}$ )은  $220 \text{kPa}$  정도이다. 이러한 사실을 고려하면 근육의 질량(muscle mass)과 최적 근섬유길이  $L_o^M$ 를 바탕으로 개략적인 최대 등척성 근력(peak isometric muscle force)을 얻을 수 있다.<sup>4,5</sup>

### 2.2 Modified Hill type muscle model

1931년 A. V. Hill이 근육을 스프링 댐퍼 구조로 나타낸 이래 많은 보완을 거쳐 왔다. 현재 인체 근골격 동역학 해석에 널리 쓰이는 modified Hill type

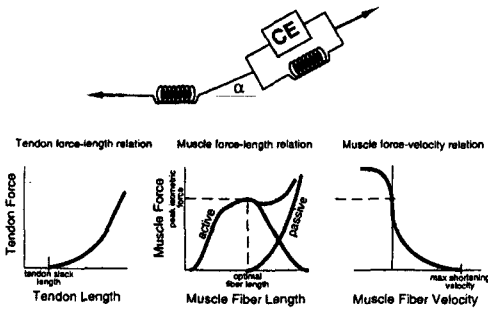


Fig. 2 Muscle-tendon actuator model <sup>6</sup>

근육 모델은 Maxwell 근육 모델과 Voight 근육 모델을 결합한 Kelvin의 근육모델을 바탕으로 수축요소(contractile element)와 건(tendon)의 물리적 특성을 포함하는 탄성요소(spring element)와 더불어 익상각(pennation angle :근 섬유와 건 사이의 각도)을 추가 한 모델로써 Zajac에 의해 완성된 가장 진보한 근육모델이다.<sup>2</sup>

Modified Hill type 근육모델을 설명하기 위해서는 근육과 건의 길이 및 수축 속도에 따라 근력을 특성 짓는 네 가지의 근육 특성선도가 필요하다. 이 네 가지 특성 선도는 근육특성에 해당하는 ‘근의 길이-능동장력 관계선도(active force-length curve of muscle)’, ‘근의 수축속도-장력 관계선도(force-velocity curve of muscle)’, ‘근의 수동장력 선도(passive force-length curve of muscle)’와 ‘건의 길이-장력 선도(force-length curve of tendon)’이다. 각각의 특성선도는 근육모델이 발휘할 수 있는 최대 등척성 근력에 의하여 정규화(normalizing)된다.

Modified Hill type 근육모델의 최종 근육 특성을 이러한 4가지 특성선도를 조합하여 나타내게 된다.

$$F^M = F_o^M N_a(t) F_V \left( \frac{V}{V_{max}} \right) F_l \left( \frac{L^M}{L_o^M} \right) + F_{pe} \quad (2)$$

여기서  $N_a(t)$ 는 근 자극량을 나타내며 근육 자극 모델을 통하여 얻어 낼 수 있다. (Table 1 참조)

근육 자극은 뇌에서 발생한 근육 제어 신호이며 신경을 통해 각 근육에 전달되어 근육을 자극한다. 근육 제어신호는 일차 미분 방정식으로 모델링 되며 0에서 1의 값을 갖는다. 즉 1일 때는 최대 자극이 가해져 근육이 최대 힘을 발휘할 수 있고 0일 때는 아무런 자극이 가해지지 않아 근육은 이완상태

Table 1 Description of nomenclature related to muscle properties

Nomenclature	Description
$F^M$	muscle force
$F^T$	tendon force
$F_o^M$	peak isometric muscle force
$F_V$	force related to shortening velocity
$F_l$	force related to muscle length
$F_{pe}$	passive muscle force
$L^M$	instantaneous muscle length
$L_o^M$	optimum muscle length
$L_{min}^M$	minimum muscle length
$L_{max}^M$	maximum muscle length
$L_s^T$	tendon slack length
$N_a(t)$	muscle activation
$V$	instantaneous shortening velocity
$V_{max}$	maximum shortening velocity
$\alpha$	pennation angle
$\alpha_o$	pennation angle at optimal fiber length

에 머무르게 된다. 이러한 근 자극정도에 대한 이론 해는 Zajac과 Levine에 의해 제시되었다. 본 연구에서는 경골근을 제외한 나머지 모든 근을 제거 하였으므로 경골근이 주동근이 되고 과관절을 구동시키는 근 자극 정도로써 최대 자극인 1값을 사용하였다.

근에서 발생하는 장력과 건에서의 장력은 다음과 같은 관계를 갖는다. (Fig. 3 참조)

$$F^T = F^M (\cos \alpha) \quad (3)$$

앞서 언급한 바와 같이 근골격 모델의 동적 해석을 위해서는 근육의 길이 및 속도와 관계된 특성을 표현하는 정규화된 4개의 관계선도와 5개의 파라미터값들이 포함되어야 한다. 이를 Table 2에 정리하였다.

본 연구에서는 근육과 건에 관련된 4가지 선도

의 경향이 대동소이하다는 가정 하에 동적해석 프로그램에 내장되어 있는 근육 및 건의 특성선도를 사용하였다. 각 파라미터 값은 실험과 동적해석을 이용한 최적화 기법을 통하여 구하였다.

$$w = L_o^M \sin(\alpha_o) = L^M \sin(\alpha)$$

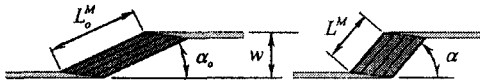


Fig. 3 Relationship between pennation angle and muscle-fiber length<sup>3</sup>

Table 2 Parameters and curves related to modified Hill muscle properties

Curves related to muscle-tendon
Force-length relation of tendon
Active force-length relation of muscle
Passive force-length relation of muscle
Force-velocity relation of muscle
Parameters related to muscle-tendon
Peak isometric muscle force ( $F_o^M$ )
Optimal muscle-fiber length ( $L_o^M$ )
Pennation angle at optimal fiber length ( $\alpha$ )
Tendon slack length ( $L_s^T$ )
Maximum shortening velocity ( $V_{max}$ )

### 2.3 근육 길이와 건의 길이에 대한 특성

근력특성을 결정짓는 5개의 파라미터 중 건이완길이(tendon slack length)와 최대 등척성 근력(peak isometric muscle force) 및 최적 근섬유 길이(optimal muscle fiber length)는 근육에 의해서 관절에 작용하는 토크의 크기를 결정짓는 가장 중요한 파라미터이다.

관절에서 작용하는 토크는 근력(muscle force)과 모멘트 암(moment arm)의 관계에 의해 얻어진다. 모멘트 암은 근육과 건이 골격 구조상에 위치한 경로(path)에 따라 달라지는 근육-건의 길이를 일반좌표(generalized coordinate)의 각 축에 대해 미분하므로 얻어진다. 모멘트 암과 근육-건의 길이는 다음

식으로 나타내 진다.

$$ma_i = (\partial L^{MT} / \partial q_i) \tag{4}$$

$$L^{MT} = \sum_{1 \leq i < n} |P_{i+1} - P_i| \tag{5}$$

여기서 근육-건의 길이  $L^{MT}$ 는 경로상의 각 지점  $P_1$ 에서  $P_n$ 사이의 거리의 합이다.

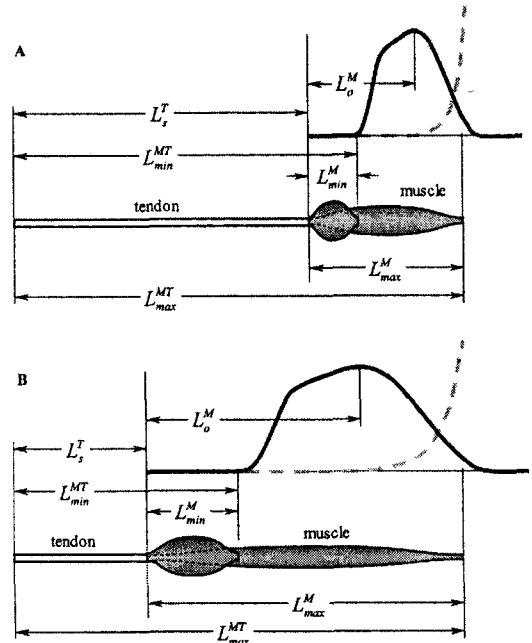


Fig. 4 Diagram illustrating the relationships between optimal muscle-fiber length<sup>3</sup>

경로는 전체적인 근육-건이 다수 혹은 하나의 골격(skeletal structure)과의 접촉을 통해 얻어지며 매순간마다 변화하는 경로를 알기는 어렵다. 특히 생체의 경우는 그러한 측정이 더욱 힘들다. 따라서 근골격 동적해석 프로그램을 통해 얻어내는 방법이 고려 될 수 있다. 각 근육-건의 길이의 변화는 근력의 변화를 야기하는 중요한 특성이므로 실험과 동적해석 프로그램을 통해 정확한 경로를 얻어내야 한다. 따라서 골격의 정확한 형태와 근육-건의 시작점(origin)과 끝점(insertion)의 위치를 최대한 정확히 입력해야 한다.

근육-건의 최대 및 최소길이와 건이완길이의 관계는 다음과 같다. (Fig. 3-4참조)

$$L_{\min}^{MT} = L_s^T + \cos(\alpha)L_{\min}^M \quad (6)$$

$$L_{\max}^{MT} = L_s^T + \cos(\alpha)L_{\max}^M$$

본 연구에서는 최적화를 통해 위의 3가지 파라미터에 대한 최적해를 정량화 하였다. 특히 건의 이완 길이는 근력 계산 시 compliance에 해당하는 개념으로써 가장 결정하기 어려운 파라미터이다.

### 3. 건 경골근의 특성실험

#### 3.1 실험건의 과관절 운동 실험장비 및 수술

실험건의 과관절을 등속성 운동시키기 위해 실험건의 정강이 길이를 고려한 지그와 실험대 및 센서를 설계하여 제작하였다.

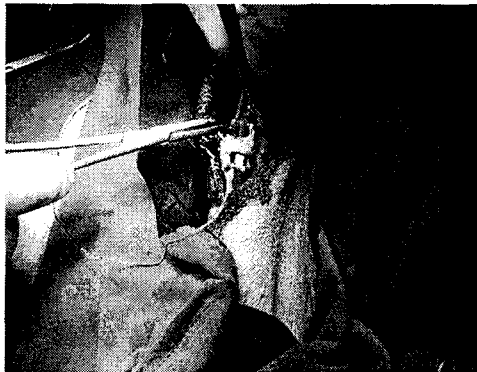


Fig. 5 Surgical operation for inserting sensors

최적화 단계의 초기 특성값을 추정하기 위하여 실험건을 대상으로 외과적인 센서(sensor)삽입 수술을 시행하였다. 본 연구에 사용된 센서는 S-type buckle transducer와 sonomicrometer (Sonometrics Co., Canada)이다. S-shaped buckle transducer는 순수 stainless steel 재료를 S자 형태로 가공한 후 스트레인 게이지(strain gage)를 부착하여 완성한 근력 측정용 센서이다. 이 센서는 건(tendon)에 부착되어 건의 인장으로 인한 변형률을 측정하는 기능을 가진다. 측정된 변형률을 힘으로 환산함으로써 근력을 추정하였다.

시술된 다른 종류의 센서는 2mm 크기의 sonomicrometer이다. 두 개의 sonomicrometer간의 상대적인 거리를 통해 근육 2지점간의 거리를 측정하였다.

#### 3.2 실험 절차 (in vivo, in situ)

1. 센서를 삽입한 실험건의 근육에 기능적 전기 자극(FES) 패드를 붙인 후 과관절의 중간 위치에서 자극을 올려가며 경골근(m. tibialis cranialis)이 발휘할 수 있는 최대 근력을 낼 때의 전류값을 얻는다. 이 과정에서 실험건은 전신마취상태에 있으며 전류 파형은 작은 근육에 적합한 단상의 직교 펄스(monophasic rectangular pulse)를 인가한다.

2. 과관절에 위치한 경골근이 완전히 신장된 상태에서 최대 근력을 발휘하는 전류를 가한 후 등속성 운동기(isokinetic exercise machine)를 통하여 등속성 배측 굴곡 운동(dorsiflexion)을 수행한다. 이 과정에서 S-type force transducer의 출력 전압과 sonomicrometer로 부터 근육의 거리 data를 얻어낸다. 본 단계에서는 기능적 전기자극을 가한 상태에서 과관절에 30deg/sec, 60deg/sec, 90deg/sec의 일정한 각속도(angular velocity)를 부과하였다.

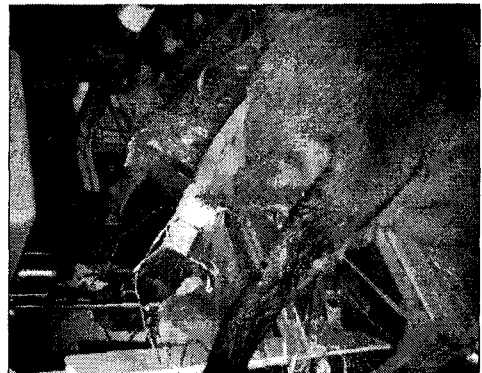


Fig. 6 Experiment of dog leg in vivo, in situ condition

3. 초음파 센서를 유지한 상태에서 tendon을 절개하여 S-type force transducer를 분리한 후 절단된 tendon부분을 다시 고정시킨다. 전류값을 인가한 상태에서 고정시킨 tendon부분을 순간적으로 release 하여 근육 길이 data를 얻는다.

### 4. 해석 및 검증

#### 4.1 건 경골근 과관절의 모델링

실험건과 동일한 형태를 갖는 해석 모델을 완성하기 위하여 골반(pelvis)과 대퇴(femur) 및 경골(tibia) 과 족부(foot)의 치수를 얻었다. 족부를 제외

한 다른 골격을 고정한 상태에서의 과관절-등속운동이므로 족부의 길이와 질량 및 질량중심에 대한 측정과 해부학적 형태를 바탕으로 한 관성모멘트 계산이 수행 되었다. 배측굴곡의 구동부에 해당하는 표피와 골격을 포함한 족부의 질량과 길이는 각각 0.2325kg, 0.152m로 측정되었으며 질량중심에서의 질량 관성모멘트(mass moment of inertia)는 0.00047 kg m<sup>2</sup>으로 계산 되었다.

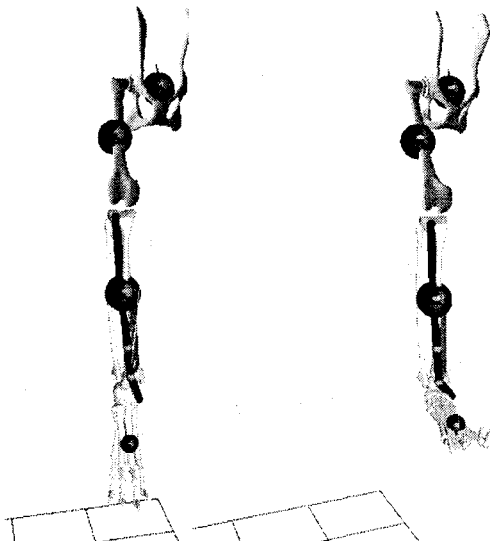


Fig. 7 Model of canine tibialis-ankle joint musculoskeletal structure

슬관절에서 시작된 경골근은 경골건에 의해 족부(foot)와 연결되며 과관절 부근의 근위 락근지지띠(proximal extensor retinaculum)에 의해 구속되어 있다. 이것은 해석 모델상에서 고리(torus)형태의 wrap으로 나타내었고 내부를 경골근이 통과하도록 하였다. 해부학적 구조를 바탕으로 과관절의 상부에 위치시켰다. 또한 경골과 경골근이 서로 접촉함에 따라 경골 주위를 원통형 wrap으로 감싸므로써 족부를 움직일 때 근육이 뼈를 관통하여 동작하는 것을 방지하였다. 이러한 wrap은 과관절의 회전 시 근육-건의 길이를 변화시키고 이에 따라 근력과 모멘트 암의 변화를 유발하게 되어 결과적으로 과관절에서 생성되는 토크를 변화시키게 된다.

근육-건으로 구성된 근육 모델은 근육-건의 정적인(static) 특성치로써 설명될 수 있다. 이러한 근

육의 특성을 나타내기 위해서는 2장에서 언급한 바와 같이 파라미터와 다수의 특성 선도가 필요하다. In vivo, in situ 상태에서 실험을 통해 얻은 데이터를 기반으로 세 가지 주요 파라미터인 건이완길이와 최대 등척성 근력 및 최적 근섬유의 길이를 입력하였다.

Table 3 Initial parameters of tibialis cranialis

$F_o^M$	$L_o^M$	$L_s^T$	$\alpha$	$N_a$
170 N	15 mm	134.78 mm	0 deg.	1

Table 3은 파라미터의 초기 추정치 이다. 과관절의 동작범위(Range of motion)에 대한 정보는 보행분석장비(motion analysis corp.)를 이용하여 얻었으며 이 data를 바탕으로 6자유도(3개의 회전, 3개의 병진)의 관계선도를 작성하여 입력하였다. 족부와 경골이 수직인 상태를 기준 0도로 지정했을 때 족부를 완전히 편 상태에서의 과관절 각도는 8.3도이고 굽힌 상태에서의 각도는 80.5도로써 대략 72도의 동작 범위(range of motion) 갖는다.

본 연구에 사용된 개의 골격모델은 Turbo Squid 사의 개 표준 모델(dog\_skeleton\_remembox\_new)을 구입하여 사용하였다. SIMM(software interactive musculoskeletal modeling ver. 4.1, Musculographics Inc., USA)를 이용하여 경골근 과관절의 모델링을 수행하였다. SD/FAST(B2.8 Symbolic Dynamics, USA)를 이용하여 동역학 해석에 필요한 운동방정식을 생성한 후 Dynamic Pipeline (Musculographics Inc., USA)를 이용하여 해석을 수행 하였다.

#### 4.2 동적 해석 및 최적화

앞서 3장에서 수행되었던 근력에 대한 실험치를 얻었다. 다수의 시행착오(trial and error)적인 방법을 통해 실험과 동일한 결과를 갖는 동적해석 모델을 얻을 수 있다. 이 경우 반복적으로 근육 파라미터를 변경하며 해석을 수행하여야 하는 어려움이 있다. 해석 수행 횟수를 줄이고 파라미터간의 교호작용(interaction)에 대한 정보와 최적 근육 파라미터 값을 구하기 위하여 최적화(optimization)가 수행되었다.

민감도분석(sensitivity analysis)을 통해 개략적인 설계변수(design variables)의 범위와 경향성을 파악

하였다. 여기서 설계변수란 근육 파라미터를 의미한다. 다수의 설계변수가 존재할 경우 고려해야할 설계변수를 축소하기 위한 목적으로 민감도 분석이 이루어지나 본 연구에서 고려해야할 설계변수는 소수인 관계로 경향성을 파악하기 위한 목적으로 민감도 분석이 이루어 졌다. 실험계획(design of experiment)을 통해 근육 모델의 동적해석을 수행하기 위한 설계변수들의 조합을 얻었다. 이러한 수행 조합(run set)의 선정에는 반응 표면 설계(response surface design)방식이 적용 되었다. 본 연구에서 고려된 두 개의 설계 변수( $x_1, x_2$ )로는 최적 근섬유 길이( $L_o^M$ )과 최대 근력( $F_o^M$ )을 선정하였으며 최적설계 문제로 정식화하면 다음과 같다.

Table 4 Regression coefficients for multi regression function

$\beta$	$F_{max}^M$	$^{\circ}(F_{min}^M)$
$\beta_0$	117.989	64.7000
$\beta_A$	35.727	22.3986
$\beta_B$	45.989	0.0000
$\beta_{AA}$	-14.902	-1.9438
$\beta_{BB}$	0.018	0.2312
$\beta_{AB}$	14.118	0.0000

Aim to

Peak muscle force  $F_{max}^M$

Joint angle of minimum muscle force  $^{\circ}(F_{min}^M)$

Subject to  $L_i \leq x \leq H_i$

where  $L_i$  : lower limit of design variable

$H_i$  : upper limit of design variable

위의  $F_{max}^M$  와  $^{\circ}(F_{min}^M)$ 는 목적함수(objective function)로써 최대 근력(peak muscle force)의 크기와 근력-과관절 각도 선도상에서 최소 근력이 나타나는 관절의 각도를 나타낸다. 이러한 목적함수는 실제 실험선도와 해석선도를 비교하기 위하여 선정되었다. 민감도분석 과정을 통해 이 두 목적함수의 선정만으로도 두 선도간의 크기와 경향성에 대한 비교가 가능함을 확인 하였다.

설계변수의 상한(upper limit)과 하한(lower limit)의 선정은 실험결과 동일한 크기의 초기 해석 모델

의 분석을 통하여 얻어졌다. 최대/ 최소 근육-건의 길이에 대한 정보(최대 신전시 0.1498m/ 최대 굴곡시 0.1384m)와 식 (6)의 근육의 길이 관계로 부터 얻었다. 길이에 해당되는 파라미터들( $L_o^M, L_s^T$ )은 서로 의존적이므로 실제로는 세 개의 파라미터를 동시에 선택하게 하게 되는 것이다.

Table 5 Results of response surface design and dynamic analysis for each case

Run	$x_1^{normal}$	$x_2^{normal}$	$F_{max}^M$	$^{\circ}(F_{min}^M)$
1	-1	-1	40.42	40.4
2	1	-1	80.06	86.5
3	-1	1	97.98	40.4
4	1	1	194.10	86.5
5	-1.4142	0	35.10	29.6
6	1.4142	0	141.20	91.1
7	0	-1.4142	48.58	64.7
8	0	1.4142	187.39	64.7
9	0	0	117.98	64.7
Optimum Results	0.725	0.6036	170.00	80.0
			167.01	81.7

각 목적함수를 설명하는 중회귀함수(multiple regression function)식은 다음과 같다.

$$F_{max}^M(x) = \beta_0 + \sum_{i=1}^2 \beta_i x_i + \sum_{i \leq j}^2 \beta_{ij} x_i x_j$$

$$^{\circ}(F_{min}^M) = \beta_0 + \sum_{i=1}^2 \beta_i x_i + \sum_{i \leq j}^2 \beta_{ij} x_i x_j \quad (7)$$

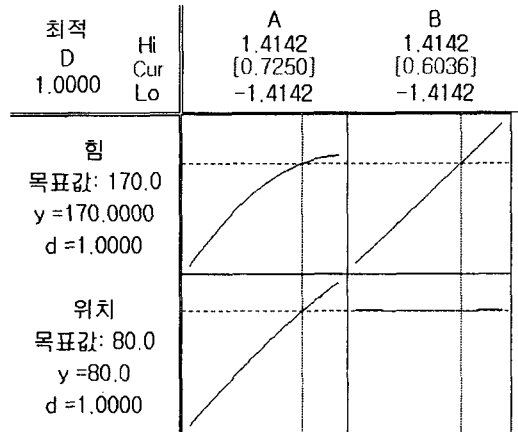


Fig. 8 Obtained optimum set and interactions of design parameter

민감도해석을 통하여 9가지 수행 조합(run set)을 구성하였다. 최적설계도구인 MINITAB Ver. 13(Minitab Inc. USA)을 이용하여 30 deg/sec의 굴곡속도에 대한 근육 파라미터의 최적값을 도출하였다. 최적설계의 회귀계수(regression function)와 목적함수의 결과값 및 최적해를 Table 4와 Table 5에 나타내었다.

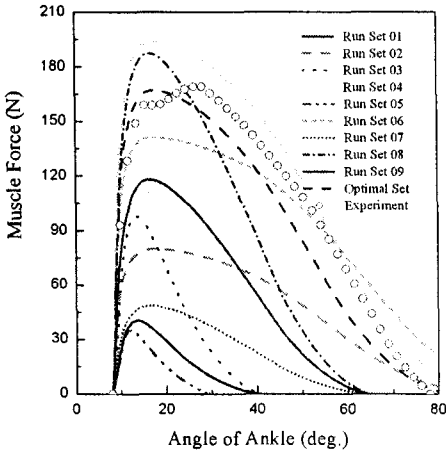


Fig. 9 Muscle force-joint ankle curves to compare the experiment with dynamic simulation sets

Fig. 9는 각 수행 세트(run set)에 대한 관절각도-근력 선도이다. 최적 근육 파라미터에 의한 해석 결과는 육안 상으로도 실험결과와 가장 잘 일치하는 것을 확인할 수 있다. 최적해에 의한 예상치에 대한 시뮬레이션 결과의 오차는 근력의 경우 1.76%, 최적 근섬유 길이에 대해서는 2.13%로 시뮬레이션에 반영된 최적 근육 파라미터의 예상치가 상당히 신뢰할 수 있는 수준에 있음을 확인할 수 있었다.

Table 5의 최적 설계변수의 정량화를 통해 실험 건 경골근의 최대 등척성 근력( $F_o^M$ )과 최적 근섬유 길이( $L_o^M$ )는 각각 212.68N, 20.13mm로 추정되었다. 또한 건이완길이( $L_o^T$ )는 근육-건의 길이관계를 통해 129.65mm로 얻었다.

### 4.3 검증 및 토의

본 연구에서는 실험을 통하여 과관절의 등속운 동시의 근력을 측정하였고, 동적해석을 이용한 최

적화 기법으로 근육-건의 거동(behavior)을 지배하는 세 가지 주요 파라미터의 정량적인 값을 얻어냈다. 이렇게 얻은 파라미터 값의 검증은 위하여 다른 속도(60 deg/sec)에서 나타나는 근력의 실험값과 동일한 파라미터를 사용한 시뮬레이션의 결과값을 비교하였다.(Fig. 10 참조)

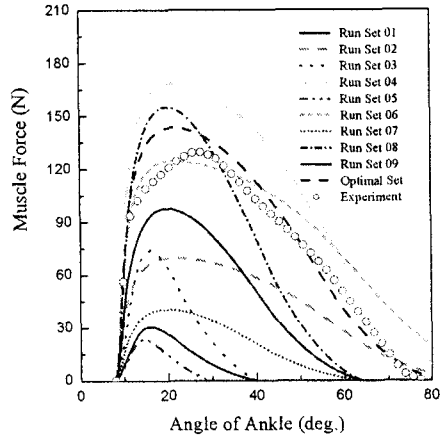


Fig. 10 Comparison between several muscle forces in case of 60deg/sec angular velocity

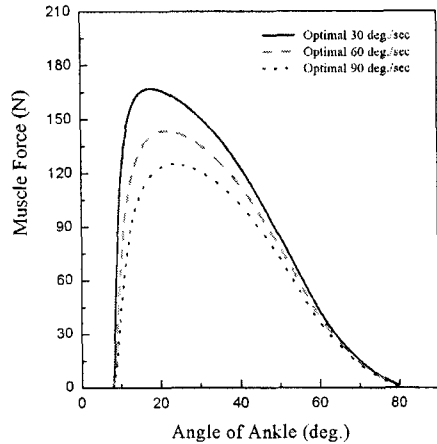


Fig. 11 Comparison between optimal muscle forces in cases of 30deg/sec, 60deg/sec and 90 deg/sec



여러 수행조합에 의한 근력선도 중 최적 파라미터를 갖는 수행조합에 의한 근력선도가 실험결과와 가장 잘 일치하는 것을 알 수 있다. 따라서 본 연구에서 적용한 최적화를 통한 파라미터 추출방법은 유용하며 이후 다른 연구에서도 적용이 가능하리라 생각된다. 특히 본 연구에서는 개별근육의 독립적인 특성파악을 위해서 과관절의 동작에 영향을 주는 다른 근육의 건을 제거하는 작업이 수행되었다. 이 작업을 통해 주동근으로써의 개별근육 특성이 더 잘 반영될 수 있었을 것이라 예상 된다. 현재 동적해석 프로그램내의 최적화 기법을 통해 각 근육들에 분담되는 근력을 얻어내는 방법이 이용되고는 있으나 이미 근력산출 단계에서 오류가 침범할 소지가 있다. 과거에도 버클(buckle) 형태의 transducer를 이용한 연구는 많이 시도되었지만 본 연구에서와 같이 다른 근육에 의한 교호성이 없도록 고립(isolation)시킨 단일 근육의 특성 파라미터를 얻기 위한 연구는 아니었다. 근육은 비슷한 특성을 지닌다는 관점에서 개가 아닌 타마왈라비(tammar wallaby)를 대상으로 E-shaped buckle transducer를 이용해서 근력을 측정할 예가 있다. Biewener와 Baudinette의 연구에서는 본 연구에서 나타난 것 보다는 조금 짧은 근섬유길이(약 16mm)를 가진 타마왈라비의 경우 비복근(gastrocnemius)에서 발생하는 근력이 200N 정도로 본 연구와 유사하게 측정된 바 있다.<sup>7</sup> 또한 식 (1)의 생리학적 단면적으로부터 계산한 최대 등척성 근력(20mm의 최적 근섬유길이와 23g의 질량을 갖는 근육)은 237N 으로 최적화를 통해 얻은 212.68N과 유사함을 확인 할 수 있다.

### 5. 결론

본 연구에서는 실제 in vivo, in situ 상태에서 실험건의 경골근-과관절을 대상으로 30, 60, 90 deg/sec의 등속도의 운동시 나타나는 근육의 길이와 근력에 대한 실험치를 얻었다. 실험치를 바탕으로 3차원 모델의 굴곡운동에 대한 동적해석 시뮬레이션을 통해 최적화를 수행하여 단일 근육(경골근)에 대한 근육의 주요 특성 파라미터로써 최대 등척성 근력과 최적 근섬유길이 및 건이완길이를 각각 212.68N, 20.13mm, 129.65mm로 추정하였다. 검증을 통해 다른 속도에서도 모델의 동적거동이 실험과 잘 일치하는 것을 확인할 수 있었으며 이를 통해 최적 근육 특성 파라미터가 적절함을 검증하

였다. 향후 과관절과 관련된 다른 근육에 대한 특성 파라미터에 대한 연구가 수행되어야 할 것이다.

### 후기

본 연구는 학술연구재단 협동지원 사업(D00396) 지원으로 수행 되었다.

### 참고문헌

1. Hill, A. V., "The Transformations of Energy and the Mechanical Work of Muscles," Proceedings of the Physical Society, Vol. 51, No. 1, pp. 1-18, 1939.
2. Zajac, F. E., "Muscle and Tendon : Properties, Models, Scaling, and Application to Biomechanics and Motor Control," CRC Critical Reviews Biomedical Engineering, Vol. 17, pp. 359-411, 1989.
3. Garner, B. A. and Pandy, M. G., "Estimation of Musculotendon Properties in the Human Upper Limb," Annals of Biomedical Engineering, Vol. 31, pp. 207-220, 2003.
4. Mendes, J. and Keys, A., "Density and Composition of Mammalian Muscle," Metabolism, Vol. 9, pp. 184-188, 1960.
5. Spector, S. A., Gardiner, P. F., Zernicke, R. F., Roy, R. and Edgerton, V. R., "Muscle Architecture and Force-Velocity Characteristics of Cat Soleus and Medial Gastrocnemius: Implications for Motor Control," Journal of Neurophysiology, Vol. 44, pp. 951-960, 1980.
6. Delp, S. L. and Loan, J. P., "A Graphics-Based Software System to Develop and Analyze Model of Musculoskeletal Structures," Computers in Biology and Medicine, Vol. 25, No. 1, pp. 21-34, 1995.
7. Biewener, A. A. and Baudinette, R. V., "In Vivo Muscle Force and Elastic Energy Storage during Steady-Speed Hopping of Tammar Wallabies," The Journal of Experimental Biology, Vol. 198, pp. 1929-1841, 1995.