

◆특집◆ 인체 운동 분석

인체 근육모델 파라미터에 대한 생체역학적 연구

조현석*, 배태수*, 강성재*, 이재연*, 문무성*

Bio-mechanical Study on Human Muscle Parameters

Hyeon Seok Cho*, Tae Soo Bac*, Sung Jae Kang*, Jae Yeon Lee* and Mu Sung Mun*

Key Words : muscle parameter(근육 파라미터), optimization (최적화), standard human model (표준인체모델), musculoskeletal (근골격), optimal length (근육 최적길이)

1. 서론

인체의 관절 운동을 일으키는 근육에 대한 수학적 모델링과 근력의 예측을 위한 노력은 1930년대 Hill이 근육모델을 제시한 이후로 꾸준히 진행, 발전되어 왔다.¹ Hill의 근육모델을 기초로 하여, Otten은 근력-근육길이 관계를 모델링하였으며,² Kaufman은 근섬유의 우모각의 효과를 적용시켜 근력-근육길이 관계식을 좀 더 발전시켰다. 그 후, Zajac은 최초로 근력-근육속도 효과를 고려한 동적 근육모델을 완성하였다.³

근력은 연령, 근육 발달 정도, 즐겨하는 운동의 종류, 타고난 운동반사신경 등 개인의 상태에 따라 다르기 때문에 근육의 거동 및 역학적 특성은 이러한 조건에 따라서 달라진다. 이러한 근육의 특성은 물리적으로 측정 가능한 신체, 즉 골격의 크기, 근육의 길이, 부피 등에 의해 결정되는 특성과 순발력, 집중력과 같이 직접적인 방법으로 측정이 불가능한 요소에 의한 특성의 두 가지 종류로 나눌 수 있다. 이러한 특성들은 근육의 수학적 모델에서

파라미터로 정의됨으로써 모델에서 가장 중요한 요소는 이 파라미터들이다.

근육의 수학적 모델링이 발전하여 완성되어감에 따라 이러한 모델을 이용한 모의실험이 활발히 진행되었고, 결과의 신뢰성을 높이기 위하여 좀 더 정확한 근육 파라미터 값들을 찾고자 하는 노력이 꾸준히 진행되어 왔다.^{4,5,6,7,8} 이러한 기존 연구에서는 사체 조직을 대상으로 각종 인장실험, FES자극에 의한 근육의 강제수축을 통한 근수축력 측정, 3차원 스캐닝을 통한 근육의 기하학적 구조측정 등의 물리적 성질을 측정하였으며, 살아있는 사람을 대상으로 한 근력 측정 실험을 통하여 간접적인 방법에 의한 근육 파라미터를 제시하고 있다. 그러나 대부분의 연구에서의 실험 대상은 그 수에 있어서 극소수이고 연령대 및 신체 사이즈에 있어서 큰 차이를 나타내고 있기 때문에 제시된 파라미터의 통계적인 의미를 찾기 힘들다.

일반적으로 우리가 어떠한 제품을 평가할 때에 평가기준을 세우고 그것에 맞춰서 성능을 평가하게 된다. 이러한 기준을 표준이라고 칭하며, 대부분의 시험 영역에 있어서는 그 표준이 존재하며, 없는 분야에서는 새로운 표준들이 수립되고 있다. 인체와 관련된 제품에 대한 시뮬레이션 또는 실험을 할 경우, 일반적인 경우와 마찬가지로 표준 체형의 인체에 대하여 제품을 적용하고 그 성능을 평가한다. 키, 몸무게, 뼈와 연부조직의 물성 등에 대한 표준

* 재활공학연구소

Tel. 032-500-0382, Fax. 032-512-9794

Email hscho@iris.korec.re.kr

재활공학, 생체역학, 의지/보조기학, 의공학 분야에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

데이터는 그동안 많은 연구를 통하여 이루어져 왔으나, 인체의 거동과 관련된 근육의 역학적 특성의 표준화는 거의 진행되지 못하였다. 뛰어난 근육 모델과 예측이론이 등장하면서, 이러한 근육모델을 이용한 관절운동 시뮬레이션이 가능하게 되었으며, 표준체형에 대한 근육 파라미터가 구축된다면 다양한 시뮬레이션에서 활용이 가능하다.

본 연구는 표준체형을 대상으로 한 근골격 구동 모델을 완성하기 위한 근육 파라미터를 획득하는 것을 목적으로 한다. 대한민국 20대 정상인 남성 평균체형을 표준체형으로 정의하였으며, 이에 해당되는 사람들을 대상으로 주요 인체 관절의 관절력 측정하고, 기존 연구에서 제시된 파라미터를 기초로 최적화 기법을 통하여 측정된 관절력을 이용한 근육 모델의 표준 파라미터를 제시하고자 한다.

2. 해석모델

2.1 근골격 모델

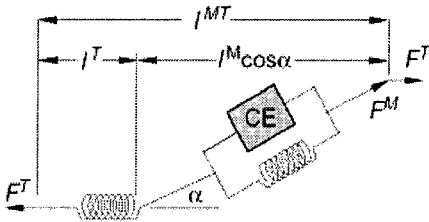


Fig. 1 Muscle activation model

근육 구동모델은 Fig. 1에 나타난 바와 같이 근섬유 수축요소(F_{CE})와 건(F_T)이 직렬로 연결된 구조이다. 수축요소는 우모각(α)만큼 기울어진 상태로 건과 연결되어 있으며, 작용 근력의 방향은 건의 방향과 같다. 이러한 근육 모델의 수학적 구성은 기존 연구에서 제시된 몇 가지가 있으며, 본 연구에서는 근육의 수학적 모델로 충돌해석 프로그램인 PAM/CRASH의 근육 모델을 사용하였다.

PAM/CRASH는 자동차 충돌해석을 위하여 개발된 유한요소해석 프로그램으로써 충돌시 탑승자의 상해 정도를 평가하기 위한 인체 모델요소를 지원하며 그 중 근육모델이 정의되어 있다. 이 근육 모델은 식(2)와 식(3)에서 보는 바와 같이, 지수함수의 형태로 정의되어 있으며 기본적으로 Hill의 근육 모델 이론을 따른다. 따라서, 최대근력(F_{max}), 근육의

최적길이(L_{opt}), 인대의 슬랙길이(L_{ST}) 등 Hill 모델을 기초로 하는 모든 근육모델에서 공통적으로 사용되는 파라미터가 있으며, 이는 근육의 특성을 결정짓는 가장 중요한 파라미터이기도 하다. 식(1)은 전체 근육모델식이다. 근육의 구동은 자발적인 수축에 의하여 이루어지는데, 이 수축을 조종하는 근자극량($N_a(t)$)은 측정이 불가능하므로 이 값이 고려되지 않는 경우는 자발적 최대근력 구동조건 뿐이다. 관절각도가 변화하는 동적인 운동 조건에서는 자발적 최대 근력을 평가하기가 모호하므로 본 연구에서는 등척성 최대근력운동을 대상으로 해석을 수행하였다. 이 조건에서 근자극량인 $N_a(t)=1$ 이 되며, 동시에 등척성 운동조건에서는 속도에 따른 근력특성인 $F_v(V/V_{max})=1$ 이 되므로써, 근육 구동 모델은 최대 근력, 길이에 따른 근력특성(F_l), 수동 근력특성(F_{pe}) 값만 고려된다. 근육길이-근력 특성은 식(2)에 나타내었으며, 최대근력 파라미터(F_{max})과 근육의 최적 길이(L_{opt}), 길이-근력관계 형상파라미터(C_{sh})에 의하여 근육의 특성이 결정된다. 수동 근력특성은 식(3)에 보는 바와 같이 무부하 근육길이(L_{ofib}), 길이-근력관계 형상파라미터(C_{pe}), 수동근력이 최대근력과 같을 때의 근육의 늘어난 비율 파라미터(PE_{max})에 의하여 결정된다. Fig. 2에는 근육길이-근력 특성을 그래프로 나타내었으며 Fig 3에는 수동 근력특성을 나타내었다. 건에 걸리는 힘은 인장시 물성으로 인하여 수축하려는 힘으로써 사체 실험에 의하여 측정되었으며, 일반적으로 식(4)와 같이 정의된다.(Hoy et al., 1990. 이 식은 형상적인 요소인 건의 슬랙길이(L_{ST})에 의해서 달라지게 되며, 근육의 수축력과 건에 걸리는 힘이 같아지는 지점에서 근육의 길이와 인대의 길이가 결정된다.

$$F_{muscle} = F_{max} N_a(t) F_v(V/V_{max}) F_l(L/L_{opt}) + F_{pe} \quad (1)$$

$$F_l(x) = F_{max} \exp \left(- \left(\frac{\frac{L}{L_{opt}} - 1}{C_{sh}} \right)^2 \right) \quad (2)$$

$$F_{pe} = \frac{F_{max}}{\exp(C_{pe}) - 1} \left\{ \exp \left(C_{pe} \frac{x}{L_{ofib} PE_{max}} \right) - 1 \right\} \quad (3)$$

$$F_t = F_{max} \frac{37.5}{l_{ST}} (l_{MT} - l_t \cos \alpha - l_{ST}) \quad (4)$$

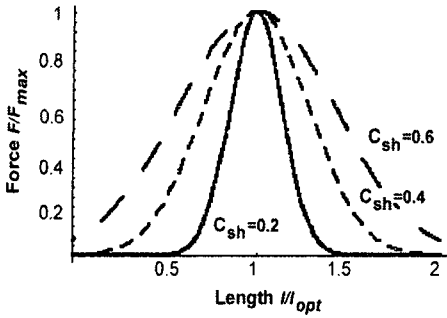


Fig. 2 Muscle fiber active force-length relationship

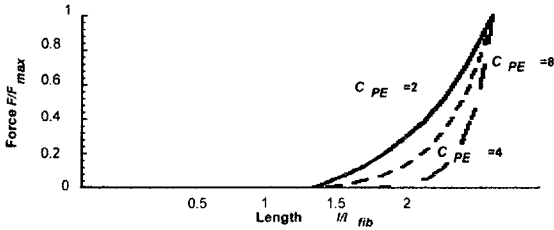


Fig. 3 Muscle fiber passive force-length relationship

한개의 관절을 거동하는 데는 다수의 근육들이 사용되므로 이 근육들에 의하여 구동되는 관절의 역학모델은 식(5)와 같이 구성된다. 본 연구는 관절 각을 고정시킨 상태에서 굴곡, 신전 양 방향으로 최대의 힘을 가하는 것이므로 정적 힘평형 관계이다. m 개의 근육에 대하여 관절회전 중심점에 대한 근력의 모멘트 합이 관절회전에 소모되는 관절력이 된다. 근육이 골격에 부착되는 지점 및 경유 지점들, 그리고 관절의 회전 중심점은 해부학적 근거를 토대로 구할 수 있다.

$$\tau = \sum_{i=1}^m (R_{MA} \times (F_{\max} F_i + F_{PE}))_i \quad (5)$$

2.2 최적화 모델

식(5)의 근골격 역학모델은 한 개의 방정식에, 구하고자 하는 파라미터의 개수에 해당 관절에 관련된 근육의 개수를 곱한 만큼의 미지수가 있다. 따라서, 이 조건에서는 정확한 파라미터 값들을 구하는 것이 불가능하다. 이 모델은 정역학 모델이므로 관절의 운동범위 내에서 각도에 따른 경우의 수만큼 방정식의 개수가 증가함에 따라 해의 범위를 좁

힐 수는 있으나, 일반적으로 근육당 가장 중요한 파라미터만을 구한다고 해도 최소 3개이며 단일 관절에 대하여 작용하는 근육의 개수는 최소한 2개 이상이므로 단일 해는 구할 수가 없다. 이러한 경우에는 인체가 특정 운동을 하는데 최소의 에너지를 소모하는 최적화된 메카니즘이라는 가정과 실험으로부터 측정된 관절력 값과 모델에서 계산된 관절력의 오차를 최소화하는 방향 및 기존 연구들에서 제시된 각 파라미터의 범위를 제한하는 방법을 토대로 최적화 기법을 통하여 파라미터를 구할 수 있다. 최적화를 위한 목적함수는 실험으로 측정된 관절력을 추종하면서 작용 관절력의 합이 최소화되는 것으로 한다.(식(6)) 여기서 n 은 근육의 개수이며 w_1 과 w_2 는 가중변수이다. 경계조건은 각 파라미터마다 상하 경계 영역을 설정하였으며,(식(7)) 최대 근력 파라미터의 경우에는 기존 문헌을 참고하여 근육간 최대근력의 상대적인 비율의 범위와 근육의 최적길기와 건의 슬랙길이 간의 상대적인 관계를 모델에 부착된 근육의 길이조건에 맞춰서 설정하였다.(식(8)) 적용한 최적화 기법은 SQP Method를 사용하였으며 MATLAB상에서 해석하였다. 근육모델의 여러 파라미터 가운데 최적화 대상 파라미터의 선정은 근육의 성능을 좌우하는 가장 중요한 요소에 의하여 결정하였다. 이는 최대근력, 근섬유 최적길이, 인대 슬랙길이라고 써 신체적 조건 또는 운동능력 등에 따라서 달라질 수 있는 파라미터들이다.

$$J = \sum_i [w_1 (\tau_{\exp} - \tau_{sim})^2 + w_2 (\sum_j f_{(muscle)_j}^2)]_i \quad (6)$$

$$x_{lb} < x < x_{ub} \quad (7)$$

$$\sum_{i=1}^n a_i x_i \leq 0 \quad (8)$$

3. 근력 측정 실험

3.1 피검자 선정 및 실험 방법

본 연구는 한국인 20대 남성의 표준 신체조건에 대한 근육 특성 값을 얻고자 하는 것이므로, 피검자 선정 목표는 가능한 표준에 가까운 실험대상을 찾는 것이다. 현재 근력과 관련된 표준 신체특성 기준이 없으므로, 몇 가지 원칙을 세우고 이에 따라 표준의 기준을 세웠다. 우선 물리적으로 측정 가능한 값인 키와 몸무게는 20대 남성의 평균치를 기준으로 한다. 키는 174 ± 1 cm이며, 몸무게는

BMI(Body Mass Index)값이 정상인 남성 표준치인 $22 \pm 1 \text{kg/cm}^2$ 에 맞는 $67 \pm 1 \text{kg}$ 이다. 여기에 체성분 분석기로부터 측정되는 근육량(Lean balance)을 고려하여 상-하체의 근육발달의 균형상태를 평가하였다. Lean balance는 체성분 분석기에서 측정되는 상지, 하지, 몸통 각각에 대한 근육량으로 통계적으로는 근력에 비례관계를 보이거나 개인차이가 꽤 있어서 이 값을 직접적으로 이용하여 평균근력 소유자를 선정하는 데에는 무리가 있었다. 따라서, 슬관절과 주관절의 각도별 최대 관절력을 직접 측정하여 그 평균치를 산출하고 평균에 가까운 피검자를 선별하였다.

총 128명의 평균 신체 체형자를 선발하여 여기에서 체성분분석기로부터 평가된 근육발달상태가 표준치에서 매우 벗어난 대상자를 제외한 30명의 피검자를 상대로하여 주관절과 슬관절의 등척성 최대 관절력을 측정하였으며 이 결과를 토대로 최종 8명의 표준 체형 및 근력 소유자를 선발하였다.

선정된 피검자들을 대상으로 주요 관절 구동 근육에 대한 파라미터를 찾기 위하여 실험을 수행하였다. 실험 방법은 다음과 같다. 슬관절, 족관절, 주관절 등 3개의 관절을 대상으로 각 관절별로 관절 변위 영역 내에서 6개의 관절각도에 대하여 등척성 굴곡, 신전 최대 근력을 측정 한다. 관절력의 측정은 근력강화훈련기(BiodexTM System 3 Pro)를 이용하여 측정하였다. 실험 모습을 Fig 4에 나타내었다.

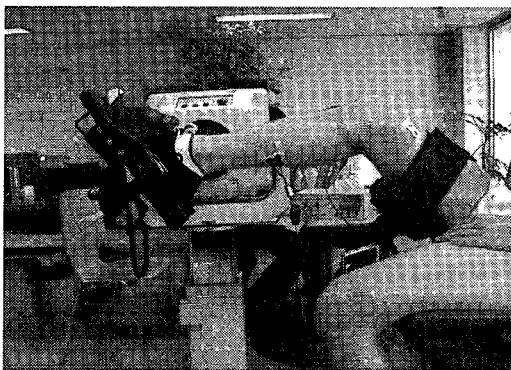


Fig 4. Maximum voluntary contraction joint torque test (Ankle Joint : Isometric condition)

3.2 실험 결과

8명의 피검자들의 관절별 관절력을 측정된 결과를 Fig. 5에 나타내었다. 족관절력은 신전시에 편

차가 크게 나타나고 있으며, 나머지 다른 실험들은 비교적 적은 편차를 보여주고 있다. 주관절 굴곡/신전의 경우는 각도에 따른 관절력 크기가 비슷하게 나타나고 있다.

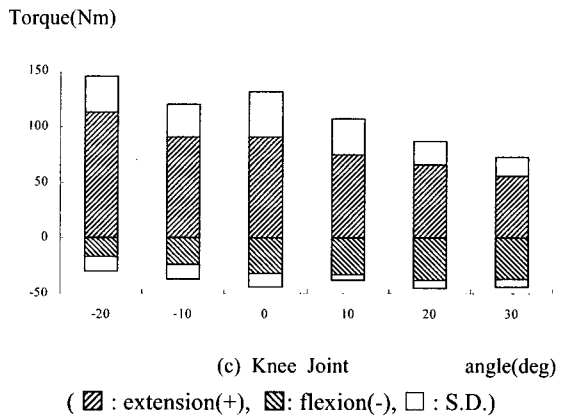
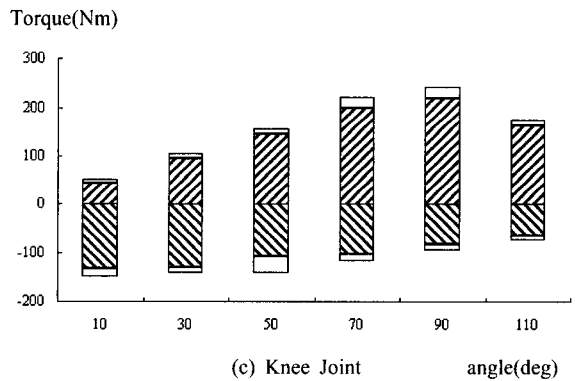
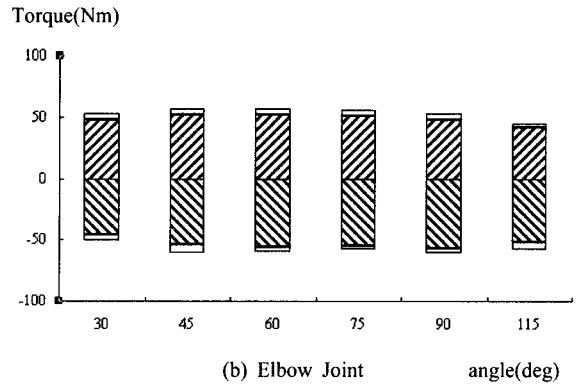


Fig. 5 Results of Isometric MVC test

4. 근육 파라미터의 산출

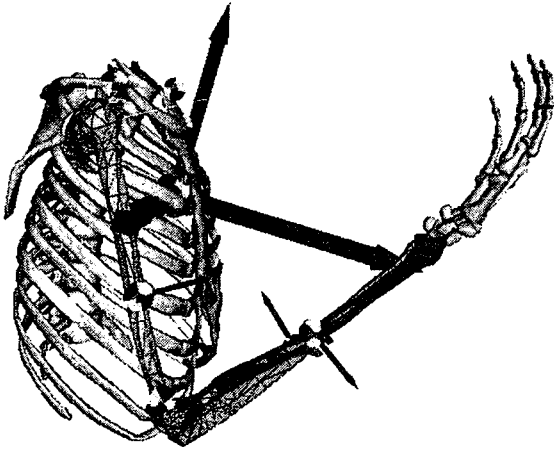


Fig. 6 Musculoskeletal model in SIMM

8명의 피검자를 대상으로 주관절, 슬관절, 족관절 굴곡 및 신전운동에 사용되는 근육 파라미터를 산출하였다. 정확한 근육파라미터 산출을 위해서는 피검자 개개인의 신체적 크기에 따른 근육의 시작, 끝, 그리고 경유점의 위치와 관절의 회전중심 위치가 필요하다. 보행 및 운동분석 시스템(VICON370)을 이용하여 피검자의 신체크기를 측정하였으며, 이 데이터를 가지고 인체 근골격 모델링 시스템(SIMM)에서 각 근육의 및 관절의 회전중심에 대한 3차원 좌표를 얻었다. Fig 6에는 SIMM상에서 구현된 인체모델을 보여주고 있다. 해당관절을 구동하는데 미치는 영향력을 평가하여 관절에 따라 2~6개의 주요근육을 선별하였다. 파라미터의 최적화를 위한 각 파라미터의 초기값은 SIMM에서 제공되는 값들을 사용하였다. 최적화 과정에서 구속 조건은 다음과 같이 설정하였다. 먼저, 건의 슬랙길

Table 1 Optimized muscle parameters (average values)

주관절	BicepL(F)	BicepS(F)	Brachi(F)	BraRad(F)	TriLng(E)	TriLat(E)	TriMed(E)	
F _{MAX} (Nm)	561±53 (552)	395±37 (388)	870±81 (866)	260±21 (255)	1168±134 (684)	894±103 (523)	891±105 (523)	
L _{opt} (cm)	11.38±0.57 (10.33)	11.76±0.55 (12.00)	7.22±0.52 (7.53)	17.73±0.64 (16.85)	15.21±0.85 (11.48)	9.14±0.76 (9.54)	8.94±0.51 (9.53)	
L _{st} (cm)	24.47±0.71 (24.31)	17.55±0.56 (17.47)	4.70±0.14 (4.69)	12.83±0.42 (12.98)	12.24±0.34 (0.12.25)	8.27±0.32 (0.08.21)	7.66±0.29 (0.07.60)	
슬관절	SemTen(F)	SemMem(F)	BicFmL(F)	BicFmS(F)	VasMed(E)	VasInt(E)	VasLat(E)	RecFem(E)
F _{MAX} (Nm)	452±39 (236)	1419±123 (1059)	976±85 (756)	547±47 (426)	1907±75 (1363)	2001±71 (1437)	2747±107 (1975)	1163±45 (824)
L _{opt} (cm)	23.83±1.07 (21.35)	50.83±1.53 (38.12)	18.58±0.65 (11.48)	16.97±1.95 (18.12)	11.67±0.61 (9.28)	11.70±0.57 (9.51)	11.34±0.43 (8.74)	6.19±0.65 (8.77)
L _{st} (cm)	27.42±0.83 (27.78)	8.37±0.26 (8.54)	35.75±1.07 (34.28)	10.43±0.32 (10.41)	13.30±0.46 (13.11)	14.35±0.51 (14.71)	16.57±0.56 (16.10)	36.07±1.23 (34.52)
족관절	TibAnt(D)	ExtDig(D)	GasMed(P)	GasLat(P)	Soleus(P)	TibPos(P)	PerBrv(P)	PerLng(P)
F _{MAX} (Nm)	717±67 (636)	388±38 (365)	891±167 (1167)	401±75 (513)	2262±424 (2983)	1024±192 (1338)	285±53 (366)	614±115 (804)
L _{opt} (cm)	9.42±0.67 (10.33)	11.09±0.74 (10.75)	3.32±1.48 (4.47)	3.26±0.13 (6.58)	3.30±0.77 (3.02)	2.60±0.06 (3.41)	5.16±0.04 (5.14)	4.60±0.03 (5.31)
L _{st} (cm)	23.39±0.18 (23.61)	36.53±0.57 (36.54)	41.70±0.68 (42.52)	39.35±0.65 (40.11)	27.46±0.42 (28.05)	31.95±0.38 (32.41)	16.70±0.15 (16.89)	36.01±0.24 (36.27)

* (BicepL = biceps longhead, BicepS = biceps shorthead, Brachi = brachialis, BraRad = brachioradialis, TriLng = triceps longhead, TriLat = triceps lateralis, TriMed = triceps medialis, SemTen = semitendinosus, SemMem = semimembranosus, BicFmL = biceps femoris longhead, BicFmS = biceps femoris shorthead, VasMed = vastus medialis, VasInt = vastus intermedius, VasLat = vastus lateralis, RecFem = rectus femoris, TibAnt = tibialis anterior, ExtDig = extensor digitorum, GasMed = gastrocnemius medial head, GasLat = gastrocnemius lateral head, TibPos = tibialis posterior, PerBrv = peroneus brevis, PerLng = peroneus longus)

* (F) = Flexor, (E) = Extensor, (D) = Dorsi-flexor, (P) = Plantar-flexor

* The number above is optimized parameter ±S.D, and the number below with bracket is initial parameter

이는 사체로부터 측정이 가능하므로 실험 대상자의 신체조건에 따라 SIMM에서 기준데이터로부터 스케일링된 초기값에서 오차범위 $\pm 3\%$ 의 영역내에서 최적값을 찾도록 하였다. 근육의 길이가 근건의 전체길이로부터 슬랙길이를 뺀 값이므로, 근육의 최적길이는 관절의 거동범위 내에서 가능한 근육의 길이 범위 내에 존재하도록 정의하였다.

최적화 기법을 통하여 산출된 근육파라미터를 Table 1에 나타내었다. 피검자 8명 각각의 경우에 대하여 산출한 결과의 평균과 편차를 보여주고 있다. 최대근력(F_{MAX}) 파라미터의 경우, 주관절 굴곡, 족관절 저굴 근육들은 최적화된 결과와 초기값이 비슷한 레벨로 나타났으며, 주관절 신전, 슬관절 굴곡 및 신전 근육들은 최적화된 결과가 초기값보다

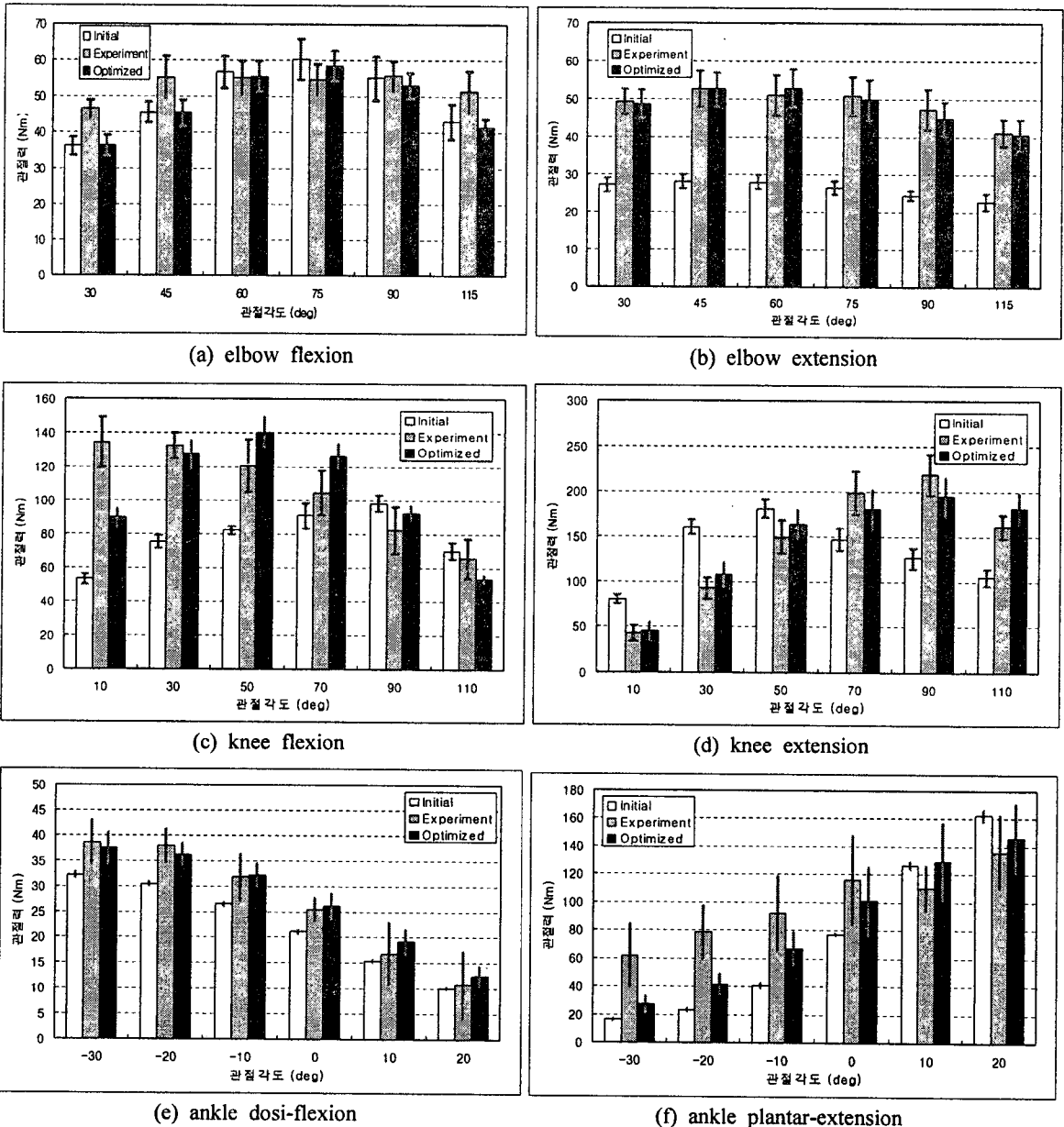


Fig. 7 Joint torques of experiments and produced by muscle model with initial and optimized parameters

크게 나타나고 있으며, 족관절 배굴의 경우에는 최적화된 결과가 더 작게 나타나고 있다. 많은 근육들에서 40%이상의 최대근력 차이를 보이고 있으며 최대 70%이상의 차이를 보이는 경우도 있다. 각 관절운동에 대하여 Fig. 5에 나타난 실험 관절력 편차와 비슷한 레벨로 편차가 발생하는 것을 확인할 수 있다. 기본적으로 근력이 가장 크게 나타나는 관절각도에서의 근육의 길이가 최적길이 값이 된다고 볼 수 있으나, 여러 근육들의 조합에 의하여 관절력이 산출되기 때문에 모든 근육의 최적길이가 최대 근력이 발생하는 관절각도에서 나타나지는 않는다. Fig. 7에는 실험으로 측정된 관절력과 초기 및 최적 파라미터에 의해 근육모델에 의해서 계산된 관절력을 각도별로 비교하여 보여주고 있다. 각도에 따른 관절력의 크기 변화양상은 족관절 굴곡/신전의 경우만이 실험과 초기 파라미터에 의한 결과가 비슷한 추이를 보이고 있으며, 주관절은 다소 상이하게 나타나고 있고 슬관절은 최대 관절력이 발생하는 관절각도가 많이 다르게 나타나고 있다. 파라미터 최적화를 통하여 근육모델이 실험결과에 가까운 결과를 산출하게 되는데, 슬관절 굴곡과 족관절 배굴의 경우에는 실험결과에 가까워지는데 한계를 보이고 있다.

주관절 굴곡운동(Fig. 7a)의 경우에는 초기파라미터에 의한 결과가 실험결과와 큰 차이가 없으며 최적화 결과도 이와 유사하게 나타나고 있다. 주관절 신전운동(Fig. 7b)의 경우에는 초기 파라미터의 결과가 관절력 크기에 있어서 절반정도를 보이고 있으며 최적화를 통해서 유사한 레벨에 도달하고 있다. 슬관절 굴곡운동(Fig. 7c)의 경우가 모델과 실험의 차이가 매우 크게 나타나고 있는데, 실험결과는 신전상태에 가까울수록 관절력이 크게 나타나고 있으나, 초기 파라미터에 의한 모델은 굴곡에 가까울수록 관절력이 크게 나타나고 있다. 최적화 결과 관절력이 최대로 나타나는 위치를 관절각도가 50도 부근까지 이동했으나, 더 이상 실험결과와 가까워지는데는 실패하였다. 이 원인을 분석해 본 결과, 각 근육이 관절의 회전중심에 관절력을 발생시키기 위한 모멘트 암이 신전상태에 가까워질수록 작아지기 때문이다. 일반적으로 대부분의 관절에 대해서 근육이 관절에 작용하는 모멘트 암은 굴곡운동의 경우에는 신전상태로 갈수록 작아지며, 신전운동의 경우 굴곡상태로 갈수록 작아진다. 반대로 관절력의 크기는 굴곡운동의 경우 신전에 가까울수록, 신

전운동의 경우 굴곡에 가까울수록 커지는 것으로 나타나고 있다. 슬관절 굴곡 운동을 제외한 나머지의 경우에 있어서는 관절각도에 따른 모멘트 암의 변화가 슬관절 굴곡시의 메커니즘에 비하여 상대적으로 작기 때문에 실험결과에 맞는 파라미터를 찾을 수 있었다. 슬관절 신전운동의 경우(Fig. 7d)에는 초기 파라미터에 의한 결과가 실험 결과에 비하여 관절력의 크기레벨은 유사하였으나, 최대 근력이 나타나는 각도가 달랐으며 최적화를 통하여 실험결과에 추종하는 모델을 찾을 수 있었다. 족관절 저굴운동(Fig. 7e)의 경우에는 관절력 크기에 있어서 약간의 조정이 이뤄졌으며, 족관절 배굴운동(Fig. 7f)의 경우에는 각도에 따른 관절력 변화 양상을 실험과 초기 파라미터에 의한 결과가 유사하게 나타나고 있으나 각도에 따른 감소율에 있어서 차이를 보이고 있으며, 30도가량 배굴된 상태(-30도)에서는 실험결과가 3배이상 높게 나타나고 있다. 최적화 수행 후에도 이러한 차이를 극복하는데 한계를 보이고 있으며, 이는 최적화에 사용된 3가지 파라미터로는 극복할 수 없는 문제로 판단되며, 능동근육 길이-근력의 함수관계에서 길이변화에 따른 최대관절력 변화율에 관련된 형상파라미터(식(2)의 C_{sh})에 관계된 특성으로 예측된다.

5. 결론 및 고찰

본 연구는 자발적 최대근력구동 조건을 전제로 한, 등척성 최대 관절력을 측정하고 이를 이용하여, 최적화 기법을 통한 인체의 각 관절을 거동하는 근육 모델 파라미터를 예측하는 방법을 제시하였다.

표준체형에 대한 근육모델 파라미터를 산출하기 위하여, 20대 정상인 남성 평균키와 몸무게, 그리고 측정된 상하지의 근력의 평균치에 가까운 피검자를 선출하여 이들을 표준체형으로 보고, 주관절, 슬관절, 족관절의 굴곡 신전운동에 대하여 등척성 최대 관절력을 측정하였다. 관련 주요 근육에 대한 표준 근육모델 파라미터를 제시하였으며, 이 파라미터에 의한 모델로 계산된 관절력이 초기파라미터에 의한 결과와 비교하여 실험 관절력에 근사한 결과를 보여주는 것을 확인하였다.

최적화를 위한 초기 파라미터로 SIMM에서 제공되는 파라미터를 사용하였으며, 이를 이용한 관절력을 산출한 결과, 실험 관절력과 매우 큰 오차를 보이고 있다. SIMM에서는 자체적으로 내장된

데이터베이스를 기초로 파라미터를 신체특성에 맞게 조절한다. 그러나, 조절과정에서 해당 피검자의 근육량이나 비만도 등은 고려되지 못하므로 오차가 크게 나타나는 것을 알 수 있다.

본 연구에서는 유사한 신체조건을 가진 사람들에 대하여 실험 및 해석을 수행하였으며, 수행 과정에서 좀 더 많은 피검자에 대한 해석을 수행하여 통계적인 분석의 필요성과 다양한 신체조건에 대한 분석을 통한 파라미터의 특성연구의 필요성을 확인하였다.

최적화된 표준체형 파라미터는 충돌해석용 정밀인체모델에 적용되어, 저속 충돌 시 근력이 인체의 상해에 미치는 영향을 분석하는데 응용이 가능하며, SIMM 등의 근골격 모델링 S/W에서 다양한 근골격계 시뮬레이션 수행 시, 좀 더 정확한 근육 파라미터를 제공 할 수 있을 것이다.

후기

본 연구는 과학기술부에서 지원하는 엔지니어링 핵심공통기반기술개발사업 4단계 (과제 번호: M1-0139-08-0003, 과제명: 인체 근골격의 생체역학적 연구)를 통하여 수행 되었습니다.

참고문헌

- Hill, A. V., "The heat of shortening and the dynamic constants of muscle," Proc. Roy. Soc., B126, pp. 136-195, 1938.
- Otten, E., "Morphometrics and force-length relations of skeletal muscle," Biomechanics IX-AA, pp. 27-32, 1985.
- Davy, D. T. and Audu, M. L., "A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait," J. Biomechanics, Vol. 20, pp. 187-201, 1987.
- Zajac, F. E., "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control," CRC Critical Rev. in Biomed. Eng., Vol.17, pp. 359-411, 1989.
- Chang, Y. W. and Su, F.C., "Optimum length of muscle contraction," Clinical Biomechanics, Vol. 14, pp. 537-542, 1999.
- Friederich, J. A., "Muscle fiber architecture in the human lower limb," J. Biomechanics, Vol. 23, pp. 91-95, 1990.
- White, S. C., "A 3-dimensional musculoskeletal model for gait analysis. Anatomical variability estimates," J. Biomechanics, Vol. 22, pp. 885-893, 1989.
- Legreneur, P., "Simulation of IN SITU soleus isometric force output as a function of neural excitation," J. Biomechanics, Vol. 29, pp. 1455-1462, 1996.
- Piazza, S. J., "The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait," J. Biomechanics, Vol. 29, pp. 723-733, 1996.
- Delp, S. L., Peter Loan, J., "An interactive graphic-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures," IEEE Transactions on biomedical engineering, Vol. 37, pp. 757-767, 1990.