

## 팔 근육운동의 파라미터 분석 Parameter Analysis of Muscle Models for Arm Movement

김 래 겹\*    탁 태 오\*\*  
Kim, Lae-Kyeom    Tak, Tae-Oh

---

### Abstract

Muscle force prediction in forward dynamic analysis of human motion depends many muscle parameters associated with muscle actuation. This research studies the effects of various parameters of Hill type muscle model using the simple hand raising motion. Motion analysis is carried out using motion capture system, and each muscle force is recorded for comparison with muscle model generated muscle force. Using Hill type muscle model, muscle force for generating the same hand raising motion was setup adjusting 5 activation parameters. The test showed the importance of activation parameters on the accurate generation of muscle force.

키워드 : 순동역학, 운동분석시스템, 근육모델

Keywords : *forward dynamic, movement analysis system, muscle model*

---

### 1. 서론

최근 운동분석장비[1],[2]와 이와 연계된 운동해석 소프트웨어[3]가 개발됨에 따라서, 다양한 분야에서 인체 운동에 대한 해석이 가능하게 되었다. 이러한 운동분석은 보행분석[4][5], 스포츠역학, 재활용품 개발 등에 널리 사용되고 있다. 운동분석의 주 목적은 측정된 근-골격계의 운동에 대한 역기구학 및 역동역학 해석을 통하여 각 관절사이의 상대운동과 근육에 작용하는 힘을 구하는 데 있다. 한편 각 관절의 근육에 힘이 작용할 때 인체의 운동이 어떻게 전개될 것 인가를 예측하는 순동역학

해석은 근육운동의 생리적 특성을 알아야 하고 근육운동을 제어하는 인자가 인간의 인지작용에 의해서 결정되므로 지금까지 매우 제한적인 연구가 진행되고 있다. 그러나 순동역학 해석은 역동역학 해석에서 제공되지 않은 것들을 알 수 있다는 장점이 있는데, 예를 들면, 근육 자극패턴 또는 여러 근육 모델의 변수들이 인체운동에 어떤 영향을 주는지 연구할 수 있다.

근 골격계가 움직임을 생성해 내는 근육 자극들의 집합을 결정하는 것은 순동역학 해석을 수행하는데 가장 중요한 목적이다. 순동역학 방법 중의 하나는 역동역학 해석을 통하여 구해진 운동분석 데이터를 재현하고 동적 최적화를 사용한 시뮬레이션을 이동하여 그 결과의 정밀도를 높이는 것이다. 이 방법을 사용하여 측정되거나 시뮬레이션된 생체역학적 양(근육 모델에 사용된 변수들)들 사이의 오차를 최소화할 수 있다. 동적 최적화 문제를 풀기 위해서는 생체모델이 많은 근육과 복잡한 자극

---

\* 강원대학교 대학원 기계공학과 석사과정  
\*\* 강원대학교 기계공학과 교수, 공학박사

패턴을 포함하여 매우 많은 계산량이 요구되므로, 대부분의 경우 근육의 수를 줄이거나[6] 근육 제어 신호를 단순화[7]하여 최적화 문제에 포함된 변수들을 최소화시키는 방법을 사용한다. Yamaguchi 등은[8] pseudo-inverse 방법을 사용하여 효과적으로 근육 힘을 계산하였다. 그러나, 이 방법은 근육의 동적 성질을 통합하지 않고 특정한 목적함수의 사용이 근육의 중복이 일어나도록 요구된다.

본 연구에서는 팔을 들어올리는 단순한 동작에 대한 운동분석과 역동역학 해석을 수행한 후 각 근육의 활성도에 따른 순동역학 해석을 수행하고, 각각의 결과를 종합하여 역동역학 해석과 순동역학 해석의 오차를 확인하고 활성도가 해석 결과에 미치는 영향을 관찰하고자 한다.

## 2. 근육모델

힐(Hill)의 근육모델[9]을 사용하여 각 근육의 근-건 길이(muscle-tendon length)와 활성화도(activation) 데이터를 사용하여 수정된 힐 모델에 입력하면 각 근육의 힘을 계산할 수 있다. LifeMOD에 쓰이는 근육 모델은 Winters[10]와 Zajac[11]에 의해 더욱 발전된 모델이다. 그림 1에 나타난 힐 근육 모델은 수축요소(Contractile Element, CE)와 일련의 탄성 요소(Series Elastic Element, SEE)가 비활성 요소(Passive Element, PE)와 양쪽이 평행하게 이루어져 있다. 그림 1에 점선으로 나타나는 SEE는 일련의 건들이 포함될 때 종종 무시된다. 힐 모델의 중요한 가정은 수축 요소는 이완 상태에서 응력에 전혀 영향을 받지 않고 자유로이 늘어났다고 힐의 방정식에 의해 설명된다. 근육이 활동할 때, 시리즈(series)와 평행 안에서 동일한 근절(sarcomere)들의 단순한 조합으로 이루어져 있다.

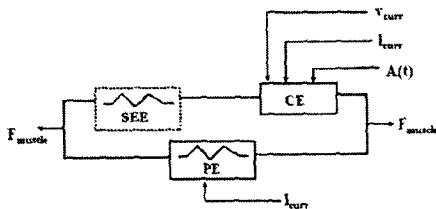


그림 1 힐 타입 모델

SEE를 무시할 때, 근육 힘( $F_{MUSCLE}$ )은 식 (1)과 같이 양쪽 힘들의 합이다.

$$F_{MUSCLE} = F_{CE} + F_{PE} \quad (1)$$

비활성 요소를 위한 근육 입력 변수들은 표 1에 나타나 있다.

표 1 Passive Element Properties  $F_{PE}$

Parameter	Symbol
$S_{free}$	average sarcomere length of "free" muscle
$S_{rest}$	length of sarcomere at rest
$S_{ref}$	length of sarcomere at muscle optimal length
asym	strain asymptote
k	passive muscle stiffness
pCSA	physiological cross sectional area

비활성 요소 힘( $F_{PE}$ )은 식 (2)와 같이 특별한 근육의 생리학적 단면적(pCSA)에 비활성 근육 응력( $\sigma$ )이 곱해진 값을 가지고 모델링된다.

$$F_{PE} = \sigma \cdot pCSA \quad (2)$$

비활성 근육 응력( $\sigma$ )은 식 (3)과 같은 비선형 응력-변형률 관계에서 모델링된다.

$$\sigma = (k \cdot \epsilon) / (1 - \epsilon / asym) \quad (3)$$

여기서 식(3)에 사용된 인자들은 다음과 같다.

$\epsilon$  = 근육의 이완 길이에 관계한 신장도에 따라 정의된 변형률

k = 비활성 근육 강성

asym = 변형률 점근선

변형률은 다음 식 (4)와 같이 정의된다.

$$\epsilon = (l_{curr} - l_{free}) / l_{free} \quad (4)$$

$l_{curr}$  = 근육의 현재(순간적인) 길이

$l_{free}$  = 이완 상태에서의 근육의 자유길이

$l_{free}$ 는 모델에서 그것의 초기 위치에서 근육 길이보다 더 작은 자유 길이를 초래한다. 신체에 초기 위치는  $l_{rest}$ 에 의해 정의된다. 근절 길이(s), 그리고 근육 길이 사이에 선형 관계를 가정하여 근육의 자유 길이는 다음 식 (5)와 같이 계산된다.

$$l_{free} = l_{rest} (S_{free}) / (S_{rest}) \quad (5)$$

여기서 근육 참조 길이( $l_{ref}$ )는 식 (6)과 같다

$$l_{ref} = l_{rest} (S_{ref}) / (S_{rest}) \quad (6)$$

$S_{free}$  = "자유" 근육의 평균 근절 길이

$S_{rest}$  = 이완 상태에서 근절의 길이

$S_{ref}$  = 근육 최적 길이에서 근절의 길이

수축 요소를 위한 근육 입력 변수들은 표 2에 나타나 있다.

표 2 Contractile Element Properties  $F_{CE}$

Parameter	Symbol
$\sigma_{max}$	maximum isometric muscle stress
$V_{max}$	maximum shortening velocity of the muscle
$CE_{sh}$	shape force-velocity curve (shortening)
$CE_{shl}$	shape force-velocity curve (lengthening)
$CE_{ml}$	maximum relative force (lengthening)
$S_k$	determines the shape of the curve

수축 요소는 식 (7)과 같이 활성화에서 표준적 활성화 상태와 최대 근육 힘을 가지고 모델링된다.

$$F_{CE} = A(t) \cdot F_{max} \cdot f_H(V_r) \cdot f_L(l_r) \quad (7)$$

$A(t)$  = 활성화도(0:이완 - 1:최대 활성화)

$F_{max}$  = 최대 활성화 고립 조건에서 근육 힘

$f_H$  = 표준적 활성화 힘-속도 관계 (힐 선도)

$f_L$  = 표준적 활성화 힘-길이 관계

$V_r$  = 미소한 신장 속도

$l_r$  = 미소한 근육 길이

최대 활성화도에서 근육 힘은 식 (8)과 같이 계산된다.

$$F_{max} = \sigma_{max} \cdot pCSA \quad (8)$$

$\sigma_{max}$  = 최대 고립 근육 응력

$pCSA$  = 생리학적 단면적

함수  $f_H$ 는 표준적 활성화 힘-속도 관계(힐 선도)이다. 함수를 분리하면 수축 요소의 신장과 단축에 의해 식 (9)와 같이 정의된다.<그림 2>

$$f_H(V_r) = \begin{cases} 0 & V_r \leq -1 \\ (1 + V_r)/(1 - V_r/CE_{sh}) & -1 < V_r \leq 0 \\ ((1 + V_r CE_{ml}/CE_{shl})/(1 + V_r CE_{ml})) & V_r > 0 \end{cases}$$

$$V_r = V_{curr}/V_{max} \quad (9)$$

$V_{curr}$  = 순간적인 신장 속도

$V_{max}$  = 근육의 최대 단축 속도

$CE_{sh}$  = 힘-속도 선도 형상(단축)

$CE_{shl}$  = 힘-속도 선도 형상(신장)

$CE_{ml}$  = 최대 상대적인 힘(신장)

형상은 변수  $CE_{sh}$  그리고  $CE_{shl}$ 에 의해 정의되고, 여기서  $CE_{ml}$ 은 근육이 최대 고립 힘( $F_{max}$ )에 의하여 신장되는 동안 생성하는 최대 힘으로 정의된다.

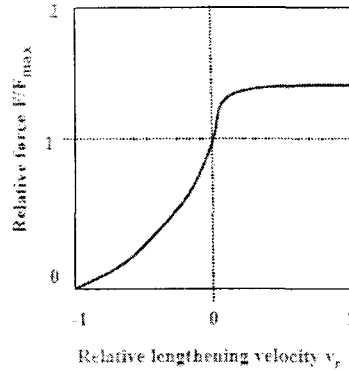


그림 2 표준 힘-속도 선도

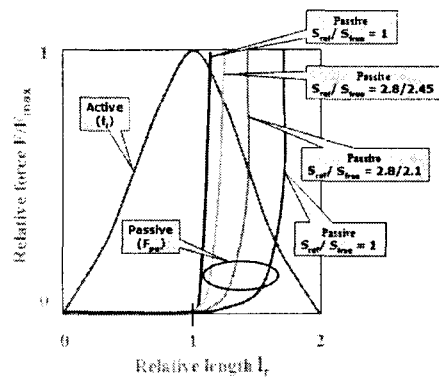


그림 3 표준 힘-길이 선도

함수  $f_L$ 는 표준적 활성화 힘-길이 관계로써 식 (10)과 같이 계산된다.<그림 3>

$$f_L(l_r) = e^{-((l_r - 1)/S_k)} \quad (10)$$

$$l_r = l_{curr}/l_{ref}$$

$l_{curr}$  = 순간적인 근육 길이

$l_{ref}$  = 가장 효과적으로 생성된 활성화 힘에서 최적 참조 길이

$S_k$  = 선도의 형상 계수

근육 활성화도( $A(t)$ )는 데이터 스플라인으로 설명된다. 데이터 스플라인은 독립변수로 시간을 그리고 종속변수로 표준적 활성화도( $A$ )를 사용한다.

### 3. 연구방법

운동 분석 시스템을 사용하여 사람이 팔을 굴곡시키는 간단한 운동을 측정 한 후 그 결과에 대하여 역동역학 해석을 수행한 후 순동역학 해석을 하여 그 결과를 비교한다.

운동 분석 시스템이란 생체역학 모델에 적용하고자 실제 인체의 동작을 실시간으로 모션 카메라를 사용하여 촬영한 후 그 데이터를 분석하는 장비 및 소프트웨어 일체를 뜻한다.

운동 분석 시스템의 원리는 모션 카메라 렌즈 주위에 설치된 링라이트에서 빛을 조사하여 마커에서 반사되는 빛을 카메라에서 받아들여 그 상태의 데이터를 마이너스 컴퓨터에 있는 캡처 보드를 통해 아날로그 데이터를 디지털 데이터로 변환한 후 tracking 컴퓨터로 전송하여 디지털 데이터를 분석하고 수치화하여 소프트웨어를 통해 그래픽으로 나타낸다. <그림 4>

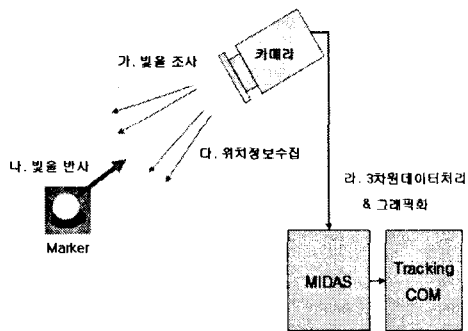


그림 4 모션 캡처 시스템의 원리

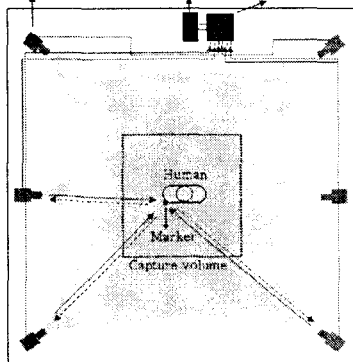
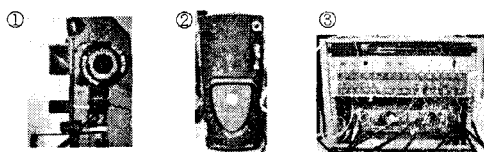


그림 5 모션 캡처 시스템의 레이아웃

그림 5와 같이 중앙의 capture volume을 중심으로 모든 동작을 커버할 수 있도록 여섯 대의 카메라를 배치한다.

그림 5.①의 모션 카메라는 렌즈주위에 위치한 led에서 빛을 쏘아 피실험자에 부착된 마커로부터 반사되는 빛을 감지하여 마커의 3차원좌표 데이터를 주 컴퓨터로 전송한다.

그림 5.②의 tracking computer는 주 컴퓨터로부터 받은 비디오 이미지 데이터 및 3차원좌표 데이터를 SIMM등의 프로그램을 사용하여 처리한다.

그림 5.③의 주 컴퓨터는 모션카메라로부터 비디오 입력을 받아들여서 reflective 마커의 좌표에 대한 데이터를 생성한다. 여기서 capture volume이란 실제적으로 카메라들이 마커들을 인지하고 측정되는 공간으로서 seed와 wand를 사용하여 기준 좌표계를 설정하는 seed calibration 및 공간을 설정을 위한 wand calibration을 통하여 사용자가 원하는 만큼 설정할 수 있다.

EvaRT 프로그램은 모션 캡처 전용 프로그램으로 모션 데이터를 직접 캡처할 수 있을 뿐만 아니라 post processing 및 다양한 마커 편집기능을 가지고 있다. <그림 6>

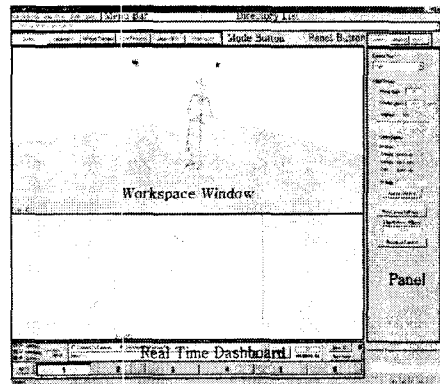


그림 6 EVaRT 프로그램

LifeMOD는 실제 생체역학 모델을 기초로 하여 만들어진 인체 모델링 프로그램이다. 또한 이러한 모델 해석을 위해 동역학 해석 프로그램인 MSC.ADAMS 에 플러그-인 되어 다양한 모델링 및 해석이 가능하며 오랜 연구와 실제 프로젝트를 통해 개발된 해석 알고리즘과 인체 모델에 대한 각종 데이터를 이용하여 보다 쉽고 정확하게 인체 모델을 구성, 해석을 수행 할 수 있도록 되어 있다. <그림 7>

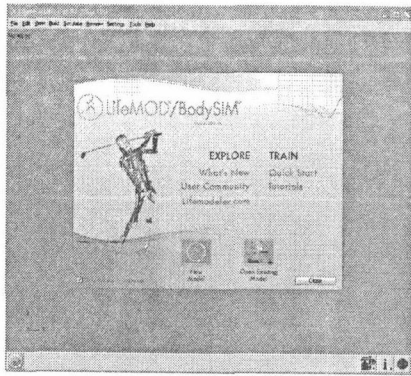


그림 7 LifeMOD 프로그램

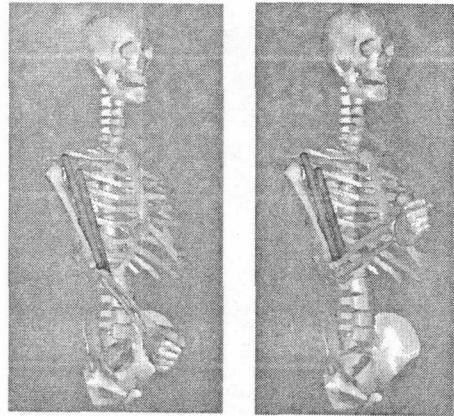


그림 8 상지 모델

이 프로그램은 기본적으로 인체를 19개의 세그먼트들과 18개의 관절 조인트들로 구성하며 필요에 따라 인대(Ligaments), 힘줄(Tendon) 등을 각각의 골격에 위치시킴으로써 복잡한 운동을 구현할 수 있고 Motion Sensor에 의한 실측 데이터(MOCAP)를 이용하여 역동역학 해석을 수행하고 이를 이용하여 각 관절 부위에 걸리는 힘을 계산, 적용하여 순동역학 해석을 수행하며 인체 더미모델인 Crash Hybrid III 모델을 이용하여 외력(external force)에 의한 인체 변형 정도나 상해(injury) 정도를 해석 할 수도 있으며 인체 모델이 아닌 다른 개체(Non-Human)에도 적용이 가능토록 되어 있다.

기본적인 모델링은 다물체 동역학 모델을 기본으로 하며, 응용해석으로 전체 시스템(인체모델 전체), 서브 시스템(관절 및 근육 등 국소부위), 최적화(근육의 위치 및 힘, 관절 및 골격의 형태)를 수행할 수 있다.

장점으로는 전체 모델에 대한 최적화를 위해 다양한 수치 모델 사용, 실제 테스트 모델에 비해 보다 적은 비용과 시간으로 결과 예측, 시험 어려움의 이유로 중요한 데이터의 손실 위험이 없는 안전한 환경에서의 작업, 개발 단계에서 보다 개선된 설계정보를 얻을 수 있다는 것이다.

오른쪽 팔의 들어올림 동작을 분석하기 위해 LifeMOD 프로그램을 사용하여 그림 8과 같이 상지만을 모델링하고 팔의 주요근육으로써 상완이두근(biceps brachii 1, 2)과 상완요골근(brachio radialis)을 선정하여 모델링하였다.

#### 4. 해석 결과

LifeMOD에서 해석을 수행할 때 각 근육에 사용한 힘 근육 요소 특성 데이터는 다음 표 3~4와 같다.

표 3 Passive Element Properties  $F_{PE}$

$S_{free}$	$S_{rest}$	$S_{ref}$	asym	k	pCSA
8.3E-005	1.14E-004	1.1E-004	0.7	0.21	0.25

표 4 Contractile Element Properties  $F_{CE}$

$\sigma_{max}$	$V_{max}$	$CE_{sh}$	$CE_{ah}$	$CE_{ml}$	$S_k$
101.46	6	0.25	0.075	1.5	0.54

##### 4.1 역동역학 해석 결과

동작은 시상면(sagittal plane)을 기준으로 어깨는  $-40^\circ$ , 팔꿈치는  $-10^\circ$ 를 기점으로 팔꿈치를  $60^\circ$  들어 올리도록 하였다. 들어올림 동작에 대하여 운동 분석을 하여 얻은 데이터에 기초하여 LifeMOD 프로그램에서 역동역학 해석을 수행하였다. 그 결과로 팔의 굽힘 운동을 대변하는 오른쪽 팔꿈치 힘과 상완이두근의 근육 힘은 그림 9~10에 나타난다.

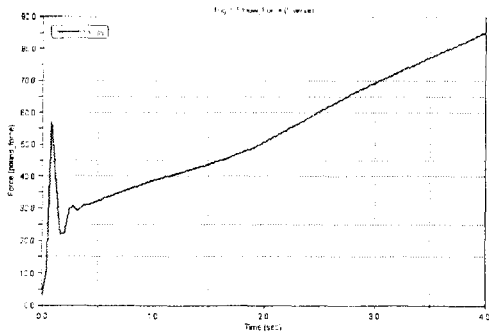


그림 9 오른쪽 팔꿈치 힘(right elbow force)

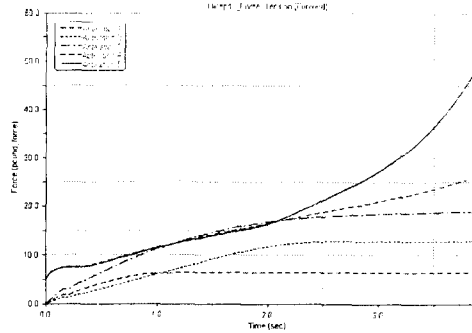


그림 12 오른쪽 팔꿈치 힘(right elbow force)

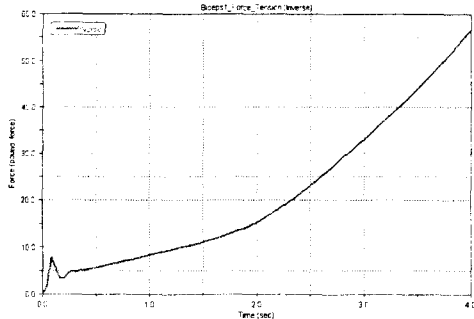


그림 10 상완이두근 장력(biceps brachii 1)

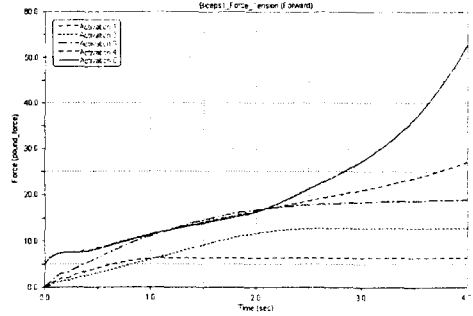


그림 13 상완이두근 장력(biceps brachii 1)

#### 4.2 순동역학 해석 결과

순동역학 해석에서 팔의 모든 근육을 모델링된 상태로 해석을 수행하게 되면 지나친 시뮬레이션 시간과 연구에서 보고자하는 근육과 인수의 관계가 정확히 분리되지 않기 때문에 그 오차를 줄이기 위해 팔의 굽힘 운동을 대변하는 상완이두근과 상완요골근만을 선택하여 각기 다른 유형의 활성화도를 적용시켜 그 경향을 살펴보았다. 활성화도는 그림 11에 나타난 것과 같이 5가지 유형을 사용하였으며 각 유형에 따른 결과는 그림 12~13에 나타난다.

#### 4.3 해석 결과 비교

순동역학의 목적은 근육 변수들을 조절하여 우리가 원하는 동작을 만들어 내는 것에 있기 때문에 우선 동작에 기초한 역동역학 해석결과와 순동역학 해석 결과의 팔꿈치 힘과 상완이두근의 근육 힘의 비교를 하였다. 활성화도의 5번째 유형에서 근육 힘이 상당히 유사한 경향으로 나타내었으며 동작 또한 일치하였다. 그 결과는 다음 그림 14~15와 같이 나타난다.

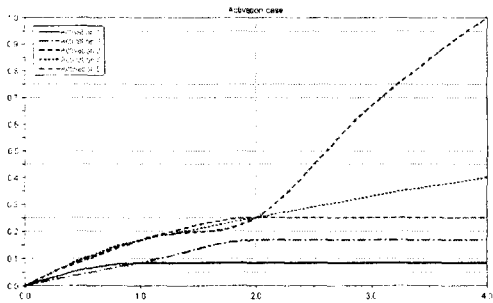


그림 11 활성화도 유형(Activation case)

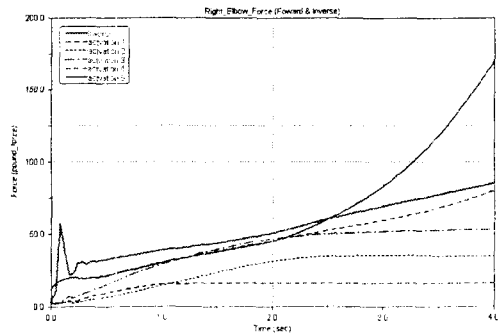


그림 14 오른쪽 팔꿈치 힘 비교

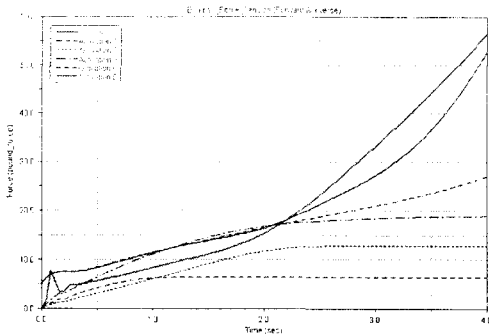


그림 15 상완이두근 장력 비교

### 5. 결론

각 활성화도 유형을 다르게 적용시켜 해석을 수행 해본 결과 근육 힘의 경향이 활성화도와 매우 유사한 패턴을 가진다는 사실을 알 수 있고, 활성화도를 잘 조절하면 역동역학 해석과 매우 일치하는 결과를 얻을 수 있다. 현재는 간단한 모델로써 시뮬레이션을 통해 활성화도와 근육 힘의 관계를 확인했지만 더 복잡하고 많은 생체역학 요소가 추가될 경우에 각각의 근육에 대한 활성화도를 다르게 한다면 우리가 움직이고자하는 동작에 더 근접한 결과가 나올 것이다.

### 참 고 문 헌

[1] Motion Analysis, "Movement Analysis system", <http://www.motionanalysis.com/applications/movement/movement.html>.

[2] Vicon, "Real-time motion capture system", <http://www.vicon.com/>.

[3] Delph, S.L., Loan, J.P., "A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures", *Computers in biology and medicine*, Vol. 25, No. 1, pp. 21-34, 1995.

[4] Perry, J., Schoneberger, B., "Gait Analysis: Normal and Pathological Function", *SLACK Incorporated*, 1992.

[5] Rennie D., Attfield S.F, Morton R., Polak F., Nicholson J., "An evaluation of lycra garments in lower limb using 3D gait analysis and functional assessment (PEDI)", *Gait & Posture*, Vol.12, pp.1-6, 2000.

[6] Davy, D.T., Audu, M.L., "A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait", *Journal of Biomechanics*, Vol.20, pp.187-201, 1987.

[7] Neptune, R.R., Hull, M.L., "Evaluation of

performance criteria for simulation of submaximal steady-state cycling using a forward dynamic model", *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.120, pp.334-341, 1998.

[8] Yamaguchi, G.T., Moran, D.W., Si, J., "A computationally efficient method for solving the redundant problem in biomechanics", *Journal of Biomechanics*, Vol.28, pp.999-1005, 1995.

[9] Hill, A.V., "The heat of shortening and the dynamic constants of muscle", *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, Vol.126, Issue 843, pp. 136-195, 1938.

[10] Winters, J.M., "Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints", *Journal of Biomechanics*, Vol.21, pp.1027 - 1041, 1988.

[11] Zajac, F.E., "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control", *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol.17, pp.359 - 411, 1989.