

관절각도를 이용한 근력 추정 알고리즘

손종상¹, 김영호^{1,2}

¹연세대학교 의공학과, ²연세의료공학연구원

An Algorithm for Estimating Muscle Forces using Joint Angle

J. S. Son¹, Y. H. Kim^{1,2}

¹Department of Biomedical Engineering, Yonsei University

²Institute of Medical Engineering, Yonsei University

(Received February 11, 2009. Accepted April 20, 2009)

Abstract

Since inappropriate muscle forces mean that people cannot perform some activities related to roles of the muscle, muscle forces have been considered as an important parameter in clinic. Therefore, many methods have been introduced to estimate muscle forces indirectly. One of the methods is muscle tissue dynamics and it is widely used in commercial softwares including musculoskeletal model, such as SIMM. They, however, need motion data captured from 3-dimensional motion analysis system. In this study, we introduced an algorithm to estimate muscle forces in real-time by using joint angles. The heel-rise movements were performed for a normal with 3-dimensional motion analysis system, EMG measurement system, and electrogoniometers. Joint angles obtained from electrogoniometers and EMG signals were used to estimate muscle forces. Simulation was performed to find muscle forces using motion data which was imported into musculoskeletal software. As the results, muscle lengths and forces from the developed algorithm were similar to those from commercial software in pattern. Results of this study would be helpful to implement a tool to calculate reasonable muscle forces in real-time.

Key words : muscle force, muscle length, joint angle, EMG, real-time

1. 서론

임상의들이 환자의 기능 능력을 평가하기 위해서는 각 근육의 역할이 무엇인지에 대한 정확한 이해가 필요하고, 이에 근육은 개별 근육의 역할을 이해하는 데 도움을 줄 수 있다. 더욱이 비정상적으로 발생된 근육은 그 근육의 역할과 관련된 활동을 제대로 수행할 수 없음을 의미하기 때문에 근육은 임상적으로 중요한 의미를 가진다. 그러나 근육은 인체 내에 있기 때문에 직접 근육을 측정하는 것이 쉽지 않을 뿐 아니라, 외부에서 근육을 측정하는 것은 불가능하다. 이러한 이유로 많은 연구자들에 의해 인체를 해부학적으로 표현한 근골격 모델이 개발되었고[1-3], 이로 인해 움직임의 정량화가 가능하게 되었다. 더 나아가 근육을 수학적으로 표현한 근육 모델이 개발되어 근육을 추정할 수 있게 되었다[4,5].

일반적으로 널리 쓰이는 변형된 Hill 형 근육 모델에서는 스프링(spring)과 댐퍼(damper)를 포함하기 때문에 근육길이나 관련된 근육이 발생된다[4-7]. 근육은 능동근력과 수동근력으로 나눌 수 있고, 특히 능동근력은 신경의 흥분으로 발생된 근육의 활성을 고려하여 얻어진다. 스프링과 댐퍼에 대한 계수들은 선행 연구자들에 의해 발표된 값을 이용하고[7-11], 근육길이나 관련된 정보는 근골격 모델로부터 얻으며, 근육의 활성 정보는 근전도 신호를 측정함으로써 획득한다. 근골격 모델과 근육 모델을 이용한 근력 추정은 다음과 같은 과정을 거친다.

1. 피검자의 몸에 반사마커를 붙이고, 삼차원 동작분석 시스템을 이용하여 움직임을 획득한다.
2. 근전도 측정 시스템을 이용하여 근력 추정을 원하는 근육의 근전도 신호를 삼차원 동작분석 시스템과 연동하여 측정한다.
3. 실험을 통해 얻은 데이터를 근골격 모델이 포함된 상용 소프트웨어로 해석한다.

위와 같이 실험을 통해 얻은 데이터로 해석을 하는 과정은 길고 시간을 많이 필요로 하며, 기존 방법의 한계점은 근육을 얻기 위해

Corresponding Author : 김영호
(220-710) 강원도 원주시 평림면 매지리 234
연세대학교 첨단 의료기기 테크노타워 204호
Tel : +82-33-760-2859 / Fax : +82-33-760-2859
E-mail : younghokim@yonsei.ac.kr

위 논문은 문화체육관광부의 스포츠산업기술개발사업에 의해 국민체육진흥공단
의 국민체육진흥기금을 지원받아 연구되었습니다.

표 1. 피검자의 근육 정보

Table 1. Information of subject's muscles

Muscle	Tendon slack length (m)	Optimal fiber length (m)	Pennation angle (°)	Isometric maximal force (N)
GCM	0.447232	0.049327	17	1113
TA	0.24329	0.106917	5	603

서는 반드시 실험이 선행되어야 한다는 것이다. 만약 운동 분석을 위한 연구라면 삼차원 동작분석 시스템을 이용하는 것이 유용하나, 근력 해석을 위해 삼차원 동작분석 시스템을 이용하는 것이라면 비효율적인 일이 될 수 있다. 따라서 실시간으로 근력을 계산할 수 있다면 연구 시간 단축 및 임상적으로도 유용하게 활용될 수 있다. 선행 연구에 의하면 관절각도와 근육길이는 선형적인 관계식으로 나타낼 수 있으므로[12-16], 이를 이용하면 실시간으로 근력을 추정할 수 있다.

본 연구에서는 실시간으로 근력을 추정하기 위한 기초 연구로 발뒤꿈치 들기 운동 시 주요 하지 근육에 대해 관절각도로부터 근력을 추정하는 알고리즘을 개발하였고, 이를 상용 소프트웨어와 비교하였다.

II. 연구방법

A. 피검자와 실험

본 연구를 위해 근골격계 질환이 없는 건강한 남성 한 명(키 : 169cm, 몸무게 : 74.2kg, 나이 : 27세)이 참여하였다. 피검자는 Plug-in gait marker set에 따라 16개의 반사마커들을 붙이고, 발뒤꿈치를 들었다 놓았다 5번 반복하였다. 실험을 하는 동안 삼차원 동작분석 시스템(VICON612, Motion Systems Ltd., 영국)과 6대의 적외선 카메라를 이용하여 피검자의 몸에 부착된 반사마커들의 궤적을 120Hz로 저장하였다. 이와 연동하여 근전도 측정 시스템(MA300, Motion Lab Systems Inc., 미국)을 이용하여 발목

관절을 제어하는 근육들 중 안쪽장딴지근(gastrocnemius medialis, GCM)과 앞장딴지근(tibialis anterior, TA)으로부터 1080Hz의 샘플링률로 근전도 신호를 획득하였다. 동시에 2개의 전자각도기(Biometrics Ltd., 영국)를 이용하여 시상면에서의 무릎관절과 발목관절의 각도를 측정하였다. 발뒤꿈치 들기 운동은 시상면에서 가장 크게 일어나고 좌우대칭이라고 가정할 수 있으므로, 오른쪽 하지의 시상면에 해당하는 값만을 활용하였다.

획득한 근전도 신호는 MATLAB(The Mathworks Inc., 미국)을 이용하여 신호처리 하였다. 근전도 신호의 오프셋(offset)을 없애고 대역통과필터(50-500Hz)를 취한 후 전파정류(full wave rectification)를 한 후, 이를 다시 저역통과필터(3Hz)를 취하여 선형포락선(linear envelope) 처리하였다. 모든 필터 처리는 데이터 지연을 막기 위해 영상필터(zero-phase filter)를 이용하였다. 근전도 신호의 정규화(normalization)을 위해 최대수의적수축(maximal voluntary contraction, MVC) 검사를 수행하였다.

B. 관절각도와 근육길이

본 연구에서는 Zajac이 제안한 근육 모델을 사용하였다. Zajac이 제안한 근육 모델은 힘줄이 무한히 강하다는 가정을 포함하고 있기 때문에 힘줄길이는 항상 일정하고 따라서, 다른 근육 모델보다 근력 계산 속도가 현저히 빠르다는 장점이 있다. 근육 모델에 필요한 계수 값과 매개변수 값들은 선행 연구에서 발표된 값을 이용하였고[7-11], 이를 바탕으로 피검자에 맞게 변형하였다(표 1).

관절각도와 근육길이의 관계를 알아보기 위해서 실험에 참여한

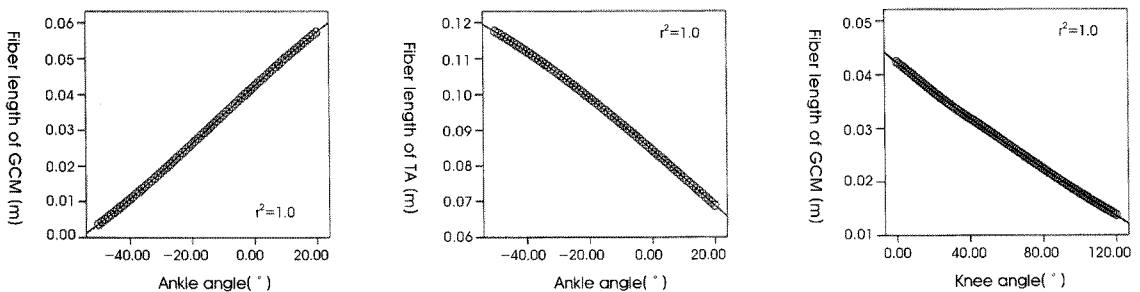


그림 1. 관절각도와 근섬유길이의 관계 (r = 상관계수)
Fig. 1. Relationship between joint angles and muscle fiber length (r = correlation coefficient)

표 2. 3차모형 회귀방정식 계수

Table 2. Coefficients of cubic regression equation

Joint	Muscle	Coefficients			
		b3	b2	b1	c
Ankle	GCM	-41.1*10 ⁻⁹	-1.60*10 ⁻⁶	0.7962*10 ⁻³	0.0424
	TA	19.2*10 ⁻⁹	-1.11*10 ⁻⁶	-0.7663*10 ⁻³	0.0844
Knee	GCM	-0.707*10 ⁻⁹	0.378*10 ⁻⁶	-0.2743*10 ⁻³	0.0423

피검자로부터 얻은 데이터를 근골격계 모델링 소프트웨어 SIMM (MusculoGraphics, 미국)으로 불러들인 후, 무릎관절은 0~120°의 운동범위로 발목관절은 -50~20°의 운동범위로 굽힘과 폼을 해석하였다. 해석 결과로부터 얻은 근육길이는 힘줄길이와 근섬유길이의 합으로 나타낼 수 있으나, 힘줄길이는 항상 일정하므로 관절 각도와 근섬유길이에 대해 SPSS 12.0(SPSS Inc., 미국)를 이용하여 회귀분석을 수행하였다(그림 1). 관절각도를 독립변수로, 근섬유길이를 종속변수로 하여 3차모형 회귀분석을 통해 회귀방정식을 얻었다(표 2). 안쪽장딴지근은 무릎관절과 발목관절에 관여된 이관절근육이므로 무릎관절 각도와 발목관절 각도에 대해 각각 회귀분석을 수행하였고, 근육길이 변화는 서로 독립적이라는 가정 하에 무릎관절 각도에 대한 길이변화와 발목관절 각도에 대한 길이변화를 더하여 근섬유길이라고 정의하였다. 그러나 위의 두 값을 더하면 무릎관절 각도와 발목관절 각도가 각각 0°일 때의 길이(c)가 중복이 되므로 발목관절 회귀분석 시 얻은 값 하나만 이용하여 계산하였다. 회귀방정식 수식으로 계산된 근섬유길이와 상수인 힘줄길이를 더하여 근육길이를 얻었다(식 1).

$$L_{m_{GCM}} = L_{t_{GCM}} + b_{k3}q_k^3 + b_{k2}q_k^2 + b_{k1}q_k + b_{a3}q_a^3 + b_{a2}q_a^2 + b_{a1}q_a + c \tag{1}$$

$$L_{m_{TA}} = L_{t_{TA}} + b_{a3}q_a^3 + b_{a2}q_a^2 + b_{a1}q_a + c$$

C. 근력 계산

근조직동역학은 활성동역학과 근수축동역학으로 나눌 수 있다(그림 2). 활성동역학은 근전도 신호로부터 전과정류, 선형포락선 처리를 통해 근활성도를 계산하는 것이고, 근수축동역학은 근활성

도와 근육 수축 기전을 고려하여 근력을 계산하는 것이다.

관절각도로부터 얻은 근육길이를 이용하여 근력을 계산하기 위해 MATLAB과 Simulink(The Mathworks Inc., 미국)를 이용하여 Zajac이 제안한 근육 모델을 구현하였다(그림 3). 근육 모델에 필요한 계수 값과 매개변수 값들은 SIMM에서 사용한 값과 동일하게 적용하였다.

D. 두 방법의 비교

발뒤꿈치 들기 동작을 할 때 SIMM에서 얻은 근육길이와 근력, 관절각도로부터 계산한 근육길이와 구현된 근육 모델로부터 추정된 근력을 비교하기 위해서 SPSS 12.0을 이용하여 상관계수(correlation coefficient, r) 분석과 유의확률(significance of the correlation, p) 분석을 하였다.

III. 결과 및 고찰

마커 데이터로부터 얻은 관절각도와 전자각도기로 측정된 관절 각도는 유사하였다(그림 4). 무릎관절에서는 상관계수가 0.879로 0.01 수준 이하에서 유의하였고, 발목관절에서는 상관계수가 0.922로 0.01 이하 수준에서 유의하였다.

전자각도기로 측정된 관절각도로부터 계산한 근육길이는 SIMM을 통해 해석한 근육길이와 유사하였다(그림 5) 안쪽장딴지근에서는 상관계수가 0.874, 앞정강근에서는 상관계수가 0.907로 두 근육 모두 0.01 수준 이하에서 유의하였다. 그러나 전자각도기의 낮은 해상도와 노이즈의 영향으로 인하여 관절각도 및 근육길이에 오차가 생김을 확인하였다.

SIMM을 통해 해석한 근력과 구현된 근육 모델로부터 추정된 근력은 좋은 선형적인 관계를 보여주었다(그림 6) 안쪽장딴지근

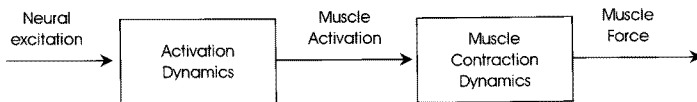


그림 2. 근조직동역학
Fig. 2. Muscle tissue dynamics

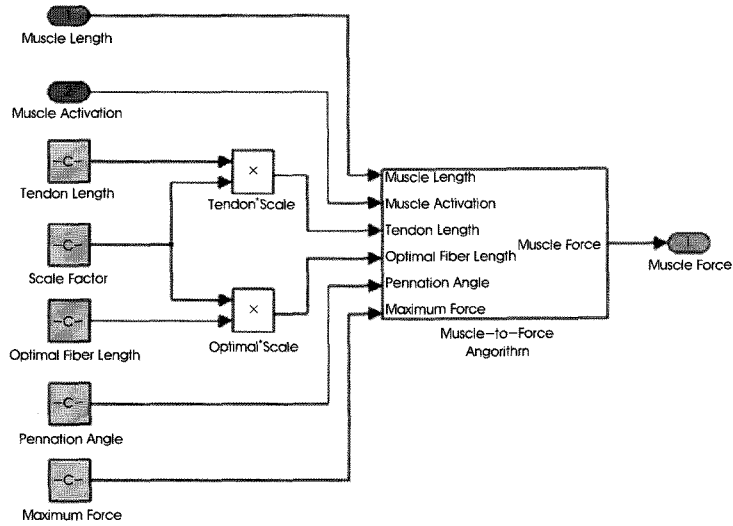


그림 3. MATLAB/Simulink 근육 모델
Fig. 3. MATLAB/Simulink muscle model

에서는 상관계수가 0.913, 앞정강근에서는 상관계수가 0.733으로 두 근육 모두에서 0.01 수준 이하의 유의성을 확인하였다. 그러나 관절각도로 계산한 근육길이를 이용하여 근력을 계산하는 과정 중에 생기는 수학적 미분에 의해 노이즈가 많이 발생한 것으로 보인다. 위 결과 모두에서 전자각도기의 낮은 해상도로 인하여 관절각도에 영향을 끼치고, 관절각도로부터 계산한 근육길이, 근육길이로부터 추정된 근력에도 오차가 생기는 것을 확인할 수 있었다. 이는 좀 더 높은 해상도를 갖는 전자각도기를 사용함으로써 해결할 수 있을 것으로 사료된다.

본 연구에서 선정한 발뒤꿈치 들기는 체중을 저항하는 운동으로 임상적으로 발목관절 굴곡근의 도수근력검사 및 기능 능력 평가 시 근전도 측정과 함께 사용되고 있다. 일반적으로 근전도 신호를 능동근력으로 이해할 수 있으나 근육길이가 힘을 발생시키기에 너무 수축되어 있거나 이완되어 있을 경우에는 안쪽장딴지근에서의 결과와 같이 고려할 수 없다(그림 7). 또한 근전도 신호로부터는 수동근력을 얻을 수 없기 때문에 근육길이가 수동근력을 발생시킬 정도로 이완되어 있는 경우에는 앞정강근의 결과와 같이 고려할 수 없다(그림 7). 따라서 실시간으로 근전도 신호만을 가지고 근력

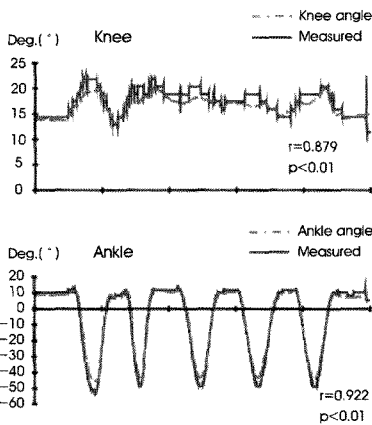


그림 4. 관절각도의 비교
Fig. 4. Comparison of joint angles

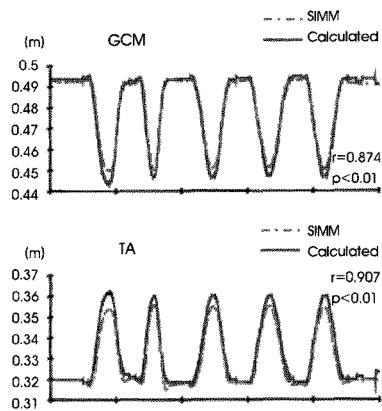


그림 5. 근육길이의 비교
Fig. 5. Comparison of muscle lengths

참고문헌

- [1] A. Seireg, R.J. Arvikar, "A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system," *Journal of Biomechanics*, 6, 313-326, 1973.
- [2] R.D. Crowninshield, R.C., Johnston, J.G. Andrews, and R.A. Brand, "A biomechanical investigation of the human hip," *Journal of Biomechanics*, 11, 75-85, 1978.
- [3] M.G. Hoy, F.E. Zajac, and M.E. Gordon, "A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship," *Journal of Biomechanics*, 23, 157-169, 1990.
- [4] F.E. Zajac, "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control," *In: Broune, J.R. (Ed.), CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17, 359-411, 1989.
- [5] M.S. Lisa, "Using musculoskeletal models to explore strategies for improving performance in electrical stimulation-induced leg cycle ergometry," *Ph.D. Dissertation, Stanford University*, 1992.
- [6] S.L. Delp, J.P. Loan, M.G. Hoy, F.E. Zajac, E.L. Topp, and J.M. Rosen, "An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37, 757-767, 1990.
- [7] S.L. Delp, "Surgery simulation: A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb," *Ph.D. Dissertation, Stanford University*, 1990.
- [8] R.A. Brand, R.D. Crowninshield, C.E. Wittstock, D.R. Pederson, C.R. Clark, and F.M. van Krieken, "A model of lower extremity muscular anatomy," *Journal of Biomechanical Engineering*, 104, 304-310, 1982.
- [9] R.A. Brand, D.R. Pederson, and J.A. Friederich, "The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic Cross-Sectional Area," *Journal of Biomechanics*, 19, 589-596, 1986.
- [10] J.A. Friederich, and R.A. Brand, "Muscle fiber architecture in human lower limb," *Journal of biomechanics*, 23, 91-95, 1990.

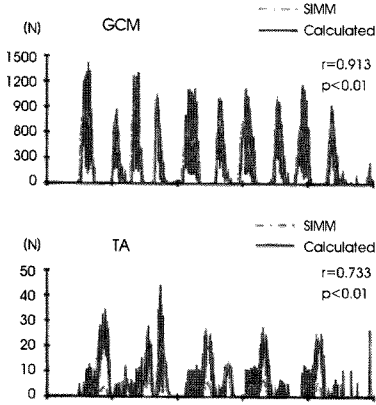


그림 6. 근력의 비교
Fig. 6. Comparison of muscle forces

을 이해하기에는 무리가 있고, 이는 본 연구에서 개발한 알고리즘을 통해 근조직동역학을 해석함으로써 보완될 수 있을 것으로 기대한다.

IV. 결론

본 연구에서는 발뒤꿈치 들기 운동 시 시상면에서의 하지 관절 각도로부터 근육길이를 계산하고, 계산된 근육길이를 통해 근력을 추정하였다. 개발한 알고리즘을 통해 얻은 근력과 상용 소프트웨어로 해석한 근력은 본 연구에서 선정한 근육들에서 좋은 결과를 보여주었다. 본 연구 결과를 이용하면 관절각도로부터 근력을 계산할 수 있으므로 실시간으로 근력을 추정하는 시스템 개발에 적용 가능할 것으로 보인다.

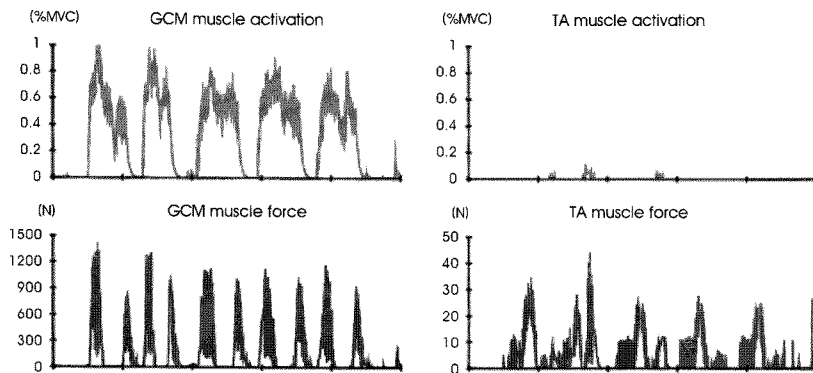


그림 7. 근활성도와 근력의 비교
Fig. 7. Comparison between muscle activations and muscle forces

- [11] T.L. Wickiewicz, R.R. Roy, P.L. Powell, and V.R. Edgerton, "Muscle architecture of the human lower limb", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 179, 275-283, 1983.
- [12] W. Herzog, and S.K. Abrahamse, "Changes in length of human rectus femoris muscle fibers as a function of changes in knee joint angle," *International Society of biomechanics XII Congress*, 1022, 1989.
- [13] D. Hawkins, and M.L. Hull, "Regression equations for estimating the length of six biarticular muscle-tendon complexes of the lower extremity as a function of hip & knee flexion angles," *International Society of biomechanics XII Congress*, 1022, 1989.
- [14] D. Hawkins, and M.L. Hull, "A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements," *Journal of Biomechanics*, 23, 487-494, 1990.
- [15] P. Pigeon, L'H. Yahia, and A.G. Feldman, "Moment arms and lengths of human upper limb muscles as functions of joint angles," *Journal of Biomechanics*, 29, 1365-1370, 1996.
- [16] C.M. Norris, and M. Matthews, "Correlation between hamstring muscle length and pelvic tilt range during forward bending in healthy individuals: An initial evaluation," *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 10, 122-126, 2006.