Journal of the Ergonomics Society of Korea
Vol. 28, No. 3 pp.1-6, August 2009

근력과 관절력 예측을 위한 손의 생체역학 모델

김 경 수[1] · 김 윤 혁[2]

[1]경기대학교 수학과 / [2]경희대학교 기계공학과

Biomechanical Model of Hand to Predict Muscle Force and Joint Force

Kyungsoo Kim[1], Yoon Hyuk Kim[2]

[1]Department of Mathematics, Kyonggi University, Suwon, 443-760
[2]Department of Mechanical Engineering, Kyung Hee University, Yongin, 446-701

ABSTRACT

Recently, importance of the rehabilitation of hand pathologies as well as the development of high-technology hand robot has been increased. The biomechanical model of hand is indispensable due to the difficulty of direct measurement of muscle forces and joint forces in hands. In this study, a three-dimensional biomechanical model of four fingers including three joints and ten muscles in each finger was developed and a mathematical relationship between neural commands and finger forces which represents the enslaving effect and the force deficit effect was proposed. When pressing a plate under the flexed posture, the muscle forces and the joint forces were predicted by the optimization technique. The results showed that the major activated muscles were flexion muscles (flexor digitorum profundus, radial interosseous, and ulnar interosseous). In addition, it was found that the antagonistic muscles were also activated rather than the previous models, which is more realistic phenomenon. The present model has considered the interaction among fingers, thus can be more powerful while developing a robot hand that can totally control the multiple fingers like human.

Keyword: Hand, Biomechanics, Muscle force, Interaction among fingers, Optimization

1. 서 론

인간의 손은 다른 동물이나 인체 다른 부위에 비해 높은 정밀도와 조작 능력을 가지고 있기 때문에 산업 현장과 일상 생활에서의 일차적인 생산 수단 및 도구로서 중요한 위치를 차지한다. 하지만 현대 과학 기술의 눈부신 발전으로 사회 여러 분야에서 자동화가 빠른 속도로 전개되어 인간의 손을 대신할 수 있는 장치를 필요로 하게 되었다. 인간의 손을 대신할 장치들은 다양하고 복잡한 동작이 요구되므로 대체로 손의 기능을 모방한다. 손의 기능을 모방하기 위해서는 손의 구조와 신경의 명령체계 등에 대한 연구가 선행되어야 하며 이러한 연구 결과를 바탕으로 손의 생체역학적 모델을 개발하여 동작해석, 하중해석 등과 같은 다양한 공학적 해석을 수행할 필요가 있다.

손의 생체역학 모델에 관한 연구는 1970년대부터 시작되었다. Chao 등(1976)은 한 손가락의 뼈와 근육들을 단순화하여 모델링하였다. 각 손가락 관절에서 힘과 모멘트 평형이 이루어진다고 가정하고, 손가락 끝에 하중이 가해질 때 작용하는 근력과 관절력을 계산하였다. 이 때 구해야 할 미지수인 근력과 관절력의 개수가 평형 방정식 개수보다 많기 때문에 최적화 기법을 도입하는 것이 필요했다. 일반적으로

교신저자: 김윤혁
주 소: 446-701 경기도 용인시 기흥구 서천동 1, 전화: 011-483-5453, E-mail: yoonhkim@khu.ac.kr

근육의 에너지 소비와 관련된 것으로 알려진 근육의 응력을 최소화하는 근육 작용을 찾기 위한 최적화 기법 등이 사용되어 왔다(Chao 등, 1989; Dennerlein 등, 1998). 또한 손가락 끝에 하중이 가해질 때, 각 관절의 굽힘 각도에 따른 관절력과 근력을 계산하고, 피아노를 칠 때 등 특정 작업에 적합한 자세를 찾는 연구가 수행되었다(Harding 등, 1993; Li 등, 2000). 하지만 손가락의 신전과 굽힘에 관련된 근육들 중에서 주로 굽힘근만이 고려되었다. 또한 한 개의 손가락을 2차원에서 모델링하고 있어, 여러 개의 손가락이 동작할 때 손가락 사이의 상호 작용을 고려하는 연구는 아직까지 미미하다.

각 손가락 움직임 간의 상호 작용은 손의 기능과 안정성을 향상시키는데 중요한 역할을 하는 것으로 알려져 있다. 약지를 움직일 때 소지도 같이 움직이는 것처럼, 한 손가락이 움직일 때 다른 손가락이 함께 움직이는 것을 신경명령의 누출효과라 하고, 여러 손가락으로 힘을 가할 때 각 손가락이 내는 힘이 그 손가락에만 힘을 가하였을 때의 힘보다 감소하는 것을 하중의 감소효과라 하는데, 이는 적은 힘으로 보다 정밀하고 안정적으로 손을 제어할 수 있게 한다(Danion 등, 2003; 김윤혁 등, 2006). 이전 연구에서는 정적 평형 상태에서 다중 손가락 하중 발생시 신경명령의 누출효과와 하중의 감소효과를 실제로 측정하여 정량적으로 표현하고, 두 효과의 실험 결과를 분석하여 다중 손가락 하중 발생시 인간 손의 제어를 위한 신경명령과 손가락 하중 사이의 다중 관계 모델을 제시하였다(Danion 등, 2003; 김윤혁 등, 2006).

본 연구에서는 손가락 사이의 상호 작용을 고려할 수 있는 4개 손가락의 3차원 생체역학 모델을 개발하였다. 개발한 모델에 신경명령과 손가락 하중 사이의 다중 관계 모델과 최적화 기법을 적용하여, 정적 평형 상태에서 다중 손가락 하중 발생시 손가락 각각의 근력과 관절력을 예측하였다.

2. 연구 방법

2.1 손가락의 해부학

사람의 엄지에는 2개, 나머지 네 손가락에는 각각 3개의 지골이 있다. 엄지의 지골을 원위지골(distal phalanx)과 근위지골(proximal phalanx)이라 부르며, 다른 손가락에서는 원위지골(distal phalanx), 중위지골(middle phalanx), 근위지골(proximal phalanx)이라 부른다. 각 지골은 관절로 연결되어 있으며, 이를 원위지 관절(distal interphalangeal joint, DIP), 근위지 관절(proximal interphalangeal joint, PIP), 중수수지 관절(meta−carpophalangeal joint, MCP)이라 부른다(그림 1). 손가락의 운동에는 측굴 운동과 굽힘, 신전 운동이 있는데, 엄지를 제외한 나머지 네 손가락의 측굴 운동은 중수수지 관절에서만 이루어지며, 굽힘, 신전 운동은 세 관절에서 모두 이루어진다(Chao 등, 1989).

손가락을 움직이는 근육은 손가락 위쪽에서 신전을 주관하는 근육(신전근)과 손가락 아래쪽에서 굽힘을 주관하는 근육(굽힘근)으로 분류된다(표 1, 그림 1). 원위지 관절의 신전근은 종말신건(terminal extensor, TE)이며, 굽힘근은 심지굴근(flexor digitorum profundus, FDP)이다. 근위지 관절의 신전근은 요측밴드(radial band, RB), 척측밴드(ulnar band, UB), 중앙신건(extesor slip, ES)이며, 굽힘근은 심지굴근과 천지굴근(flexor digitorum superficialis, FDS)이다. 또한 중수수지 관절의 신전근은 장신전근(long extesor, LE)이며, 굽힘근은 심지굴근, 천지굴근, 내재근(intrinsic muscles of hand, INT)이다. 내재근은 요측내재근(radial interosseous, RI), 척측내재근(ulnar interosseous, UI), 충양근(lumbrical, LU)으로 나뉜다. 또한 요측내재근과 척측내재근은 손가락의 측면에 위치하는 근육으로 중수수지 관절의 척골 운동도 주관한다(Brook 등, 1995; Leijnse 등, 1995).

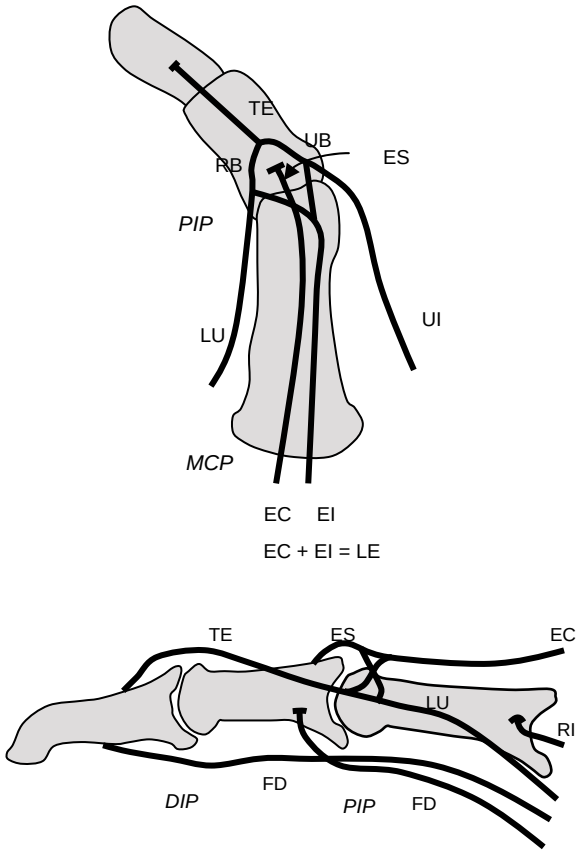

그림 1. 손가락 관절 및 근육

표 1. 손가락 각 관절의 신전근과 굽힘근

원위지 관절(DIP)	신전	종말신건(TE)
	굽힘	심지굴근(FDP)
근위지 관절(PIP)	신전	요측밴드(RB)
		척측밴드(UB)
		중앙신건(ES)
	굽힘	심지굴근(FDP)
		천지굴근(FDS)
중수수지 관절(MCP)	신전	장신전근(LE)
	굽힘	심지굴근(FDP)
		천지굴근(FDS)
		요측내재근(RI)
		척측내재근(UI)
		충양근(LU)

본 연구에서 사용한 각 지골의 길이 및 근육들의 이는 위치, 닿는 위치, 근육단면적(physiologic cross-sectional area, PCSA) 등의 해부학 정보는 Chao 등(1976, 1989)의 자료를 참고하였다.

2.2 손의 생체역학 모델

손의 3차원 생체역학 모델을 만들기 위하여 각 관절의 기구학적 특성을 고려하여 원위지 관절, 근위지 관절은 힌지 조인트로, 중수수지 관절은 유니버셜 조인트로 가정하였다. 또한 손가락의 근육은 마찰이 없는 케이블로 가정하였고, 손의 연 조직과 뼈의 질량, 뼈의 변형은 외력에 비해 해석에 대한 영향이 매우 적으므로 무시하였다(Chao 등, 1989). 이 때, 엄지손가락은 다른 손가락과 달리 2개의 지골과 2개의 관절로만 이루어진 구조이므로 제외하였다.

2.2.1 각 관절에서의 근력과 관절력 예측

각 손가락 관절에서 근력과 관절력을 예측할 때, 근육 모멘트 암의 길이가 필요하지만 손가락 근육의 모멘트 암을 직접 구하는 것이 어렵다. 그런데 손가락을 굽힐 때, 근육의 길이 변화는 근육 모멘트 암의 길이 및 관절의 회전 각도와 관련이 있다. 따라서 이러한 근육 길이의 변화와 모멘트 암의 길이 및 관절의 회전 각도와의 관계를 이용하여 근육의 모멘트 암을 구한다. 본 연구에서는 Landsmeer 등(1963)이 개발한 관절 회전 각도에 따른 근육의 길이 변화 모델을 이용하여 모멘트 암의 길이를 구하였다.

그림 2는 근력, 관절력, 외력이 작용하는 손가락 모델의 자유 물체도이다. 점선은 근력을, 실선은 관절력을, 굵은 화살표는 손가락 끝에 작용하는 외력을 나타낸다. 그림 2를 기초로 각 관절에서 힘 평형 방정식과 모멘트 평형 방정식을 수립하였다. 각 관절에서 근력, 관절력, 외력에 의한 힘과 모멘트가 평형을 이루므로, 식 1, 2가 성립한다.

$$\sum_i \overline{F}_i + \overline{F}_{ext} + \overline{F}_{joint} = 0 \quad (1)$$

$$\sum_i (\overline{r}_i \times \overline{F}_i) + (\overline{r}_{ext} \times \overline{F}_{ext}) + \overline{M}_{joint} = 0 \quad (2)$$

(i = TE, RB, UB, ES, LE, FDP, FDS, RI, LU, UI)

여기서, $\overline{F}_i$는 각 근육의 근력, $\overline{F}_{ext}$는 외력, $\overline{F}_{joint}$는 각 관절에서의 관절력을 나타낸다. 또한 $\overline{r}_i$는 각 근육의 모멘트 암 길이, $\overline{r}_{ext}$는 외력의 모멘트 암 길이, $\overline{M}_{joint}$는 관절력에 의한 모멘트를 의미한다. 또한 본 연구에서는 각 손가락의 측굴 운동은 고려하지 않고, 원위지 관절을 30°, 근위지 관절을 40°, 중수수지 관절을 10° 굽힌 자세를 기준 자세로 가정하였다(Chao 등, 1989).

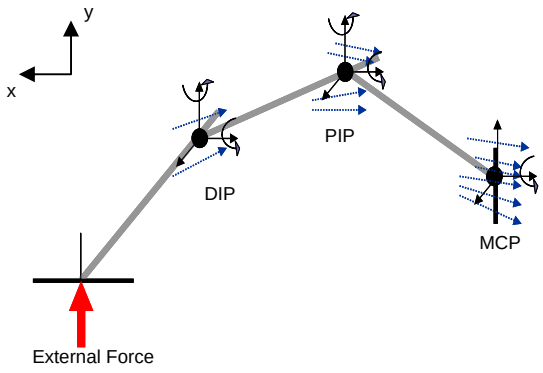

그림 2. 외력이 작용할 때 손가락 모델의 자유 물체도

손의 근육은 하나의 근육에서 여러 개의 근육과 인대로 갈라지기도 하고 다시 합쳐지기도 한다(그림 1). 따라서 이전 연구 결과(Chao 등, 1989, Harding 등, 1993)를 바탕으로 연결된 각 근육의 근력 사이에 정량적인 관계를 가정할 수 있다. 근력은 PCSA에 비례한다고 할 수 있으므로, 각 근육의 연결 관계와 PCSA를 고려하여 다음과 같은 관계식을 가정하였다.

$$\overline{F}_{TE} = \overline{F}_{RB} + \overline{F}_{UB} \quad (3)$$

$$\overline{F}_{RB} = \alpha_{LU}\overline{F}_{LU} + \alpha_{LE}\overline{F}_{LE} \quad (4)$$

$$\overline{F}_{ES} = \alpha_{LU}\overline{F}_{LU} + \alpha_{LE}\overline{F}_{LE} + \alpha_{UI}\overline{F}_{UI} + \alpha_{RI}\overline{F}_{RI} \quad (5)$$

여기서 $\overline{F}_i$는 i 근육의 근력이고 α_i는 각 근육의 PCSA 비이다.

손의 생체역학 모델에서 구해야 할 근력과 관절력의 개수가 평형 방정식보다 많기 때문에 최적화 기법을 적용해야 한다. 본 연구에서는 보편적으로 사용되고 있는 근육 응력의 제곱을 최소로 하는 목적함수를 이용하였다. 해석은 Sequential quadratic method 사용하였으며, Matlab(The MathWorks Inc., USA)의 optimization toolbox를 이용하였다.

$$f = \sum_i \left(\frac{\overline{F}_i}{PCSA_i} \right)^2 \tag{6}$$

(i = TE, RB, UB, ES, LE, FDP, FDS, RI, LU, UI)

2.2.2 외력 계산

본 연구에서는 주어진 자세에서 네 손가락을 동시에 누르는 경우의 근력과 관절력을 구하기 위해 정적 평형 상태에서 다중 손가락 하중 발생시 신경명령과 손가락 하중 사이의 다중 관계 모델을 이용하여 각 손가락 끝에 작용하는 외력을 예측하였다(Danion 등, 2003; 김윤혁 등, 2006).

식 7은 손가락에 내려지는 신경명령과 각 손가락 끝에서 발생하는 하중 사이의 관계식이다. 식 7의 좌변 F_{Mode}은 손가락의 조합(I, M, R, L, IM, IR, IL, MR, ML, RL, IMR, IML, IRL, MRL, IMRL; 검지 I, 중지 M, 약지 R, 소지 L)에 따라 발생하는 각 손가락의 하중을 표현한다. 이 행렬의 원소에서 위 첨자는 신경명령, 아래 첨자는 각 손가락을 뜻한다. 예를 들어 F_I^{RL}은 신경명령이 RL일 때, 즉 약지와 소지를 누르라는 신경명령일 때, 검지(I)에 발생하는 하중이다. 우변의 첫 번째 항 G는 가정에 의하여 명령의 개수 N에 의존하는 함수로 하중의 감소효과를 표현한다. 우변의 두 번째 항 F는 명령이 하나일 때 각 손가락에 발생하는 하중을 나타낸 것으로 신경명령 누출효과를 나타낸다. G에서 각 항의 지수와 F에서 각 원소의 값들은 이전 연구 결과(Danion 등, 2003; 김윤혁 등, 2006)를 이용하였다. 우변의 마지막 항 M의 각 원소는 신경명령을 숫자로 표시한 것으로, 각 손가락을 누르라는 명령인 경우에는 1, 아닌 경우에는 0을 나타낸다. 신경명령이 IR인 경우, 즉 검지와 약지를 누르라는 명령일 때, M은 M은 $M_I=1$, $M_M=0$, $M_R=1$, $M_L=0$이 된다.

본 연구에서는 네 손가락을 모두 누르라는 신경명령에 대하여, 즉 명령이 IMRL인 경우, 각 손가락 끝에 가해지는 하중을 계산하고, 이에 대한 손가락 근육의 근력과 각 관절의 관절력을 예측하였다.

$$F_{Mode} = G \cdot F \cdot M \tag{7}$$

$$F_{Mode} = \begin{pmatrix} F_I^{Mode} \\ F_M^{Mode} \\ F_R^{Mode} \\ F_L^{Mode} \end{pmatrix}$$

$$G = \begin{bmatrix} \frac{1}{N^{0.70}} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{N^{0.70}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{N^{0.60}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{N^{0.62}} \end{bmatrix}$$

$$F = \begin{bmatrix} 100 & 23 & 13 & 11 \\ 22 & 100 & 24 & 17 \\ 19 & 24 & 100 & 30 \\ 8 & 9 & 31 & 100 \end{bmatrix}$$

$$M = \begin{pmatrix} M_I \\ M_M \\ M_R \\ M_L \end{pmatrix}$$

3. 결 과

다중 손가락 하중 발생시 신경명령과 손가락 하중 사이의 다중 관계 모델(식 7)을 이용하여 네 손가락을 동시에 누를 때 각 손가락 끝에 작용하는 하중을 검지 5.2N, 중지 6.4N, 약지 4.9N, 소지 4.7N로 가정하였다.

이러한 외력에 대하여 검지에서는 종말신건(TE) 2.0N, 심지굴근(FDP) 6.3N, 척측밴드(UB) 2.0N, 중앙신건(ES) 3.3N, 천지굴근(FDS) 2.0N, 요측내재근(RI) 4.0N, 척측내재근(UI) 6.0N으로 심지굴근(FDP), 요측내재근(RI), 척측내재근(UI) 등 굽힘에 관련된 근육이 주로 작용하였다. 그러나 종말신건(TE), 척측밴드(UB), 중앙신건(ES) 등 신전에 관련된 근력도 발생하였다(표 2).

다른 중지, 약지, 소지에서도 마찬가지로 경향을 나타내었다. 중지에서는 종말신건(TE) 2.3N, 심지굴근(FDP) 8.2N,

척측밴드(UB) 2,3N, 중앙신건(ES) 2.5N, 천지굴근(FDS) 2.2N, 척측내재근(UI) 7.5N의 근력이 발생하였고, 약지에서는 종말신건(TE) 2.5N, 심지굴근(FDP) 6.3N, 요측밴드(RB) 1.4N, 척측밴드(UB) 1.0N, 중앙신건(ES) 2.5N, 천지굴근(FDS) 0.7N, 요측내재근(RI) 4.3N, 척측내재근(UI) 5.2N이 작용하였고, 소지는 종말신건(TE) 2.6N, 심지굴근(FDP) 6.3N, 요측밴드(RB) 2.0N, 척측밴드(UB) 0.7N, 중앙신건(ES) 2.6N, 천지굴근(FDS) 0.8N, 요측내재근(RI) 5.2N, 척측내재근(UI) 6.5N이 작용하였다(표 2).

각 관절에서의 관절력은 원위지 관절(DIP)에서 전방(x 방향) 아래(−y 방향) 대각선 방향으로, 나머지 두 관절에서는 거의 전방(x 방향)으로 발생하였으며, 그 크기는 원위지 관절에서 중수수지 관절로 갈수록 증가하였다.

4. 고찰 및 결론

손의 생체역학 모델은 활용 가능성이 매우 높지만 기능과 구조가 복잡하여 지금까지는 주로 몇몇 근육만을 2차원에서 단순화하여 모델링하였고, 손가락 사이의 상호 작용을 고려하지 않았다. 본 연구에서는 손가락마다 대표적인 근육 10개를 모두 포함한 손의 3차원 생체역학 모델을 개발하고 최적화 기법을 이용하여 네 손가락을 동시에 누를 때 각 손가락에 작용하는 근력과 관절력을 예측하였다. 이전 연구에서는 하나의 손가락의 근력을 예측하였으나, 본 연구에서는 신경명령과 손가락 하중 사이의 다중 관계 모델을 이용하여 손가락 사이 상호 작용을 고려하여 근력을 예측하였다.

본 연구에서 예측한 근력의 결과로부터, 굽힘 자세에서 손가락에 하중이 가해질 때 주동근과 길항근이 모두 작용하였음을 알 수 있다. 심지굴근(FDP), 요측내재근(RI), 척측내재근(UI) 등 지골 아래에 붙은 굽힘근들이 주동근으로 작용하였고 지골 위에 붙은 종말신건(TE), 척측밴드(UB), 중앙신건(ES) 등의 신전근이 길항근으로 작용하였다. 이것은 굽힘근과 신전근을 모두 모델링하였기 때문에 가능한 것으로 이전 모델들과의 차이라고 할 수 있다.

본 연구에서 예측한 근력 및 관절력을 각 손가락 끝에 작용한 하중으로 정규화하여 이전 연구 결과(Harding 등, 1993; Weightman과 Amis, 1982; Smith 등, 1964)와 비교하였다(표 3). 이전 연구에서는 요측내재근(RI), 척측내재근(UI), 충양근(LU)의 근력을 각각 구하지 않고 이들 세 근육을 하나로 가정한 내재근(INT)의 근력을 구하였으므로, 이전 연구에서의 내재근(INT)의 근력은 세 근육 근력의 합과 비교하였다. 근력은 천지굴근(FDS)을 제외하면 본 연구의 결과가 이전 연구 결과와 유사하거나 약간 작은 경향을 나타냄을 알 수 있다. 관절력도 원위지 관절(DIP)과 근위지 관절(PIP)에서는 이전 연구의 결과보다 상대적으로 낮은 수준이었고, 중수수지 관절(MCP)에서는 비슷한 수준의 값을 나타내었다. 근력과 관절력의 크기가 이전 연구들보다 전반적으로 작은 것은, 이전 연구에서는 손가락의 근육을 모두 고려하지 않고 주동근만을 고려하였으나, 본 연구에서는 손가락의 주동근과 길항근을 모두 고려하고 있으므로 상

표 2. 네 손가락을 동시에 누르는 경우에 작용하는 손가락 근력과 관절력(단위: N)

Finger			Index	Middle	Ring	Little
External force on fingertip			5.2	6.4	4.9	4.7
Muscle Force	DIP	TE	2.0	2.3	2.5	2.6
		FDP	**6.3**	**8.2**	**6.3**	**6.3**
	PIP	RB	0.0	0.0	1.4	2.0
		UB	2.0	2.3	1.0	0.7
		ES	3.3	2.5	2.5	2.6
		FDS	2.0	2.2	0.7	0.8
	MCP	LE	0.0	0.0	0.0	0.0
		RI	**4.0**	**0.0**	**4.3**	**6.2**
		UI	**6.0**	**7.5**	**5.2**	**6.5**
		LU	0.0	0.0	0.0	0.0
Joint Force	DIP	F_x	5.4	6.6	6.3	6.7
		F_y	−3.3	−7.2	−4.2	−1.8
		F_z	0.4	−0.2	0.3	0.6
	PIP	F_x	18.0	20.0	17.0	17.0
		F_y	1.5	−0.4	0.6	3.1
		F_z	0.6	−0.5	0.4	0.4
	MCP	F_x	36.0	38.0	34.0	37.0
		F_y	−1.7	−1.9	−0.6	0.8
		F_z	1.0	−0.5	0.6	0.8

표 3. 손가락의 관절력과 근력 비교(Harding 등, 1993; Weightman과 Amis, 1989; Smith 등, 1964)

		Muscle force			Joint force		
		FDP	FDS	INT	F_{DIP}	F_{PIP}	F_{MCP}
Present Model	Index	1.2	0.4	1.9	1.2	3.5	6.9
	Middle	1.3	0.3	1.2	1.5	3.1	6.0
	Ring	1.3	0.1	2.0	1.6	3.5	7.0
	Little	1.3	0.2	2.7	1.5	3.7	7.8
Paper	Harding et al.	2.6	1.8	2.7	3.2	5.6	6.3
	Weightman and Amis	2.1	2.0	2.6	2.9	5.4	6.1
	Smith et al.	3.8	2.5	2.1	−	−	7.5

대적으로 적은 근육 작용으로 힘과 모멘트 평형을 맞출 수 있었기 때문인 것으로 보인다. 또한 모멘트 암의 길이 계산 방법, 지골의 길이, 모델링에 포함된 근육의 개수, 근육의 PCSA, 근육의 이는 곳과 닿는 곳의 해부학 정보, 사용한 최적화 기법 등의 차이에 의한 영향도 있을 것이다.

본 연구에서는 각 손가락에 작용하는 관절력과 근력을 예측할 수 있는 손의 3차원 생체역학 모델을 개발하였다. 신경명령과 손가락 하중 사이의 다중 관계 모델을 적용하여 손가락 사이의 상호 작용을 고려하고 있으므로, 궁극적으로 신경명령에 따른 손의 근육 작용 예측 모델을 개발할 수 있는 기반이 될 것이다. 이는 신경 계통에 이상이 있는 환자의 재활이나, 로봇 팔이나 인공 팔 제작에 도움을 줄 수 있을 것이라 기대된다. 하지만 본 연구에서 예측한 값들은 계산에 의한 것이므로 EMG 등을 이용하여 측정한 실제 근력과의 비교를 통한 검증이 이루어진다면 예측 결과의 타당성이 향상될 것이다. 또한 본 연구에서는 정역학 해석을 수행하였지만, 앞으로 동역학 해석을 통하여 동작 중의 근력과 관절력을 예측하는 연구가 진행되어야 할 것이다.

감사의 글

이 논문은 2006년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원(KRF-2006-353-C00008)과 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원(2009-0063172)을 받아 수행된 연구임.

참고 문헌

김윤혁, 김소연, 김경수, 권영하, 손가락 하중과 신경명령 사이의 다중 관계에 관한 연구, *대한인간공학회지*, 25, 35-41, 2006.

Brook, N., Mizrahi, J., Shoham, M. and Dayan, J., A biomechanical model of index finger dynamics, *Medical Engineering and Physics*, 17, 54-63, 1995.

Chao, E. Y. S., Opgrande, J. D. and Axmear, F. E., Three-dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions, *Journal of Biomechanics*, 9, 387-396, 1976.

Chao, E. Y. S., An, K. N., Cooney, W. P. III and Linscheid, R. L., *Biomechanics of the Hand - A Basic Research Study*, World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., Singapore, 1989.

Danion, F., Schoner, G., Latash, M. L., Li, S., Scholz, J. P. and Zatsiorsky, V. M., A mode hypothesis for finger interaction during multi-finger force-production tasks, *Biological Cybernetics*, 88, 91-98. 2003.

Dennerlein, J. T., Eiao, E., Mote, C. D. and Rempel, D. M., Tensions of the flexor digitorum superficialis are higher than a current model predicts, *Journal of Biomechanics*, 31, 295-301. 1998.

Harding, D. C., Brandt, K., D. and Hillberry, B., M., Finger joint force minimization in pianists using optimization techniques, *Journal of Biomechanics*, 26, 1403-1412. 1993.

Landsmeer, J. M. F., The coordination of finger joint motion, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 45A, 1654-1662, 1963.

Leijnse, J. N. A. L. and Kalker, J. J., A two-dimensional kinematic model of the lumbrical in the human finger, *Journal of Biomechanics*, 28, 237-249, 1995.

Li, Z. M., Zatiorsky, V. M. and Latash, M. L., Contribution of the extrinsic and intrinsic hand muscles to the moments in finger joints, *Clinical Biomechanics*, 15, 203-211, 2000

Smith, E. M., Juvinall, R. C., Bender, L. F. and Pearson, J. R., Role of the finger flexors in rheumatoid deformities of the metacarpophalangeal joints, *Arthritis and Rheumatism*, 7, 467-480, 1964.

Weigthman, B. and Amis, A. A., Finger joint force prdictions related to design of joint replacements, *Journal of Biomedical Engineering*, 4, 197-205, 1982.

◐ 저자 소개 ◑

❖ 김 경 수 ❖ kyungsoo@kyonggi.ac.kr
한구과학기술원 수학과 박사
현 재: 경기대학교 수학과 전임강사
관심분야: 수치해석, 생체역학

❖ 김 윤 혁 ❖ yoonhkim@khu.ac.kr
한국과학기술원 기계공학과 박사
현 재: 경희대학교 기계공학과 부교수
관심분야: 생체역학, 의공학

논 문 접 수 일 (Date Received) : 2007년 11월 15일
논 문 수 정 일 (Date Revised) : 2009년 08월 05일
논문게재승인일 (Date Accepted) : 2009년 08월 12일