

## ◆ 특집 ◆ 고령자 / 장애인의 활동 보조 기계 기술

# 두 점 집기 작업 시 손가락 관절 토크의 역학적 해석

## Dynamic Analysis of Finger Joint Torque for Tip Pinch Task

김윤정<sup>1</sup>, 정광훈<sup>1</sup>, 이계한<sup>1</sup>, 이수진<sup>1,✉</sup>  
Yoon Jeong Kim<sup>1</sup>, Gwang Hun Jeong<sup>1</sup>, Kyehan Rhee<sup>1</sup> and Soo-Jin Lee<sup>1,✉</sup>

1 명지대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Myongji Univ.)

✉ Corresponding author: visionsj@mju.ac.kr, Tel: 031-330-6345

Manuscript received: 2011.3.30 / Accepted: 2011.4.28

*This paper presents the dynamic analysis on the joint torque of a finger for the tip pinch task. The dynamic model on finger movement was developed in order to predict the joint torques of an index finger, and the finger was assumed as a three-link planar manipulator. Analysis of the model revealed that the joint stiffness was one of the most important parameters affecting the joint torque. The stiffness of the finger joint was experimentally measured, and it was used in analyzing the finger joint torque required for performing the tip pinch task. The obtained joint torque for the tip pinch task will be used as the design requirements of the finger exoskeletal orthosis actuated by the polymer actuator whose allowable torque limit is relatively low compared to that of a mechanical actuator.*

Key Words: Dynamic Finger Model (동적 손가락 모델), Tip Pinch (두 점 집기), Finger Joint Stiffness (손가락 관절 강성)

### 1. 서론

고령자들의 노화가 진행됨에 따라서 근골격 기능의 약화빈도가 증가되고, 노인성 질환이나 경추 손상의 후유증으로 인하여 많은 경우 마비 장애를 갖게 된다. 근골격 기능이 약화되거나 마비장애가 발생한 경우에 많은 사람들이 손 기능의 문제로 인하여 일상생활에서 큰 불편을 겪게 된다. 그러므로 고령자 및 장애인들의 손 기능을 보조하기 위한 다양한 보조장치들이 개발되고 있다. 이러한 보조장치들은 보통 손 운동의 보조를 위하여 전기 모터나 공압실린더를 구동기로 사용하고 있어 중량이 많이 나가며 동력전달 등에 필요한 복잡한 기구적 구조를 갖게 된다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 고분자 구동체를 이용한 인공근육이 활용되고 있다. 고분자 구동체는 다른 기계적 구동

기들에 비하여 가벼우며 균육과 유사한 구동을 할 수 있어 기구적인 측면에서도 단순한 구현이 가능한 장점이 있다. 그러나 일반적으로 고분자 구동체들의 구동력은 기계적인 구동기에 비하여 상당히 작은 단점이 있다. 그러므로 고분자 구동체를 이용한 손 운동 보조장치를 개발하기 위해서는 필요한 구동력을 미리 예측하여 설계시 구동용량을 최소화하는 설계를 수행할 필요가 있다.

손가락 관절을 구동하기 위한 토크의 예측과 관련하여 다음과 같은 연구들이 있었다. Kim<sup>1</sup>은 손가락을 직렬 연결된 3 자유도 링크로 모델링 하였고 기구학적인 해석을 통해서 손가락 관절간의 연관성을 실험적으로 연구하였다. Kim<sup>2</sup>은 역시 손가락을 3 자유도로 모델링하고 정역학적 해석을 통해서 근력과 관절력을 예측하는 모델을 제시하였다. Petroff<sup>3</sup>는 집기 경로의 생성을 위하여 4 자유

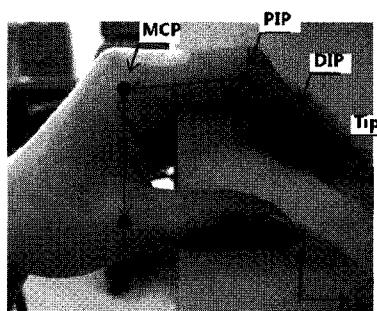
도 손가락 모델을 개발하였고 다양한 손가락 집기 동작을 가능하도록 하는 퍼지 제어 알고리즘의 성능을 시험하기 위하여 손가락 모델을 사용하였다.

본 논문에서는 기존 연구들을 기반으로 출력용량이 작은 고분자 구동체의 구동용량 설계조건을 구하고자 한다. 즉, 손가락 운동 보조장치의 설계를 위한 손가락 동역학 모델을 개발하고, 개발된 손가락 모델을 통해서 두 점 집기 작업 시 필요한 관절토크의 범위를 예측하고자 한다.

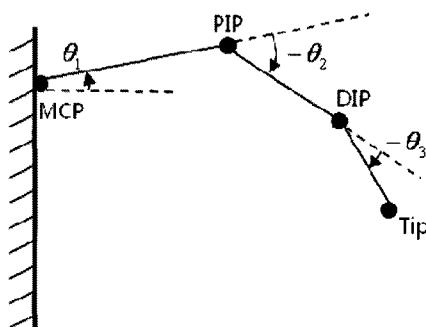
## 2. 두 점 집기 작업을 위한 손가락 동적 모델링

### 2.1 손가락 관절 좌표계 정의

본 논문에서 두 점 집기 작업은 Fig. 1(a)와 같이 엄지손가락이 고정된 상태에서 검지손가락이 움직여 물건을 집는 것으로 가정한다. 집기 작업 시 동적 거동이 발생하는 검지손가락은 Fig. 1(a)에서와 같이 평면 3 자유도 매니퓰레이터 (manipulator)로 가정한다. 즉, 검지손가락의 MCP (metacarpophalangeal), PIP(proximal interphalangeal), DIP(distal interphalangeal) 관절이 Fig. 1(b)에서와 같이 한 평면에서 움직이는 거동에 대해서만 고려한



(a) Parameters of index finger



(b) Joint angles of index finger

Fig. 1 Definition of finger coordinate frame

다. 손가락 끝단(Tip)은 두 점 집기 작업 시 집기 힘이 가해질 수 있는 가장 끝 지점으로서 집기 힘은 힘이 가해지는 면에 수직방향으로 가해진다고 가정한다. Fig. 1(a)에서  $L_1$ ,  $L_2$ ,  $L_3$ 은 MCP에서 Tip 까지 손가락 각 링크의 길이를 나타낸다. 또한 H는 엄지손가락에서 MCP 관절 중심까지의 거리를 나타낸다. 각 관절 좌표계는 Fig. 1(b)와 같이 정의하였으며 각 관절의 각도인  $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ,  $\theta_3$ 는 반 시계 방향의 각도를 양의 방향으로 정의한다.

### 2.2 동적 모델

하나의 손가락을 움직이는데 필요한 동역학 식은 다음과 같이 나타낼 수 있다.<sup>4,5</sup>

$$\begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \end{bmatrix} = M(\Theta) \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} + B \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} + K(\Theta) + J^T \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$+ N(\Theta, \dot{\Theta}) + G(\Theta)$$

여기서  $F_x$ ,  $F_y$ 는 손가락 끝단에 가해지는 X, Y 방향의 외력을 나타내고,  $T_1$ ,  $T_2$ ,  $T_3$ 은 손가락을 움직이거나 손가락 끝단에 힘을 가하기 위하여 요구되는 각 관절(MCP, PIP, DIP)의 토크를 나타낸다.  $K(\Theta)$ 와  $B$ 는 각각 관절의 강성토크와 감쇠계수를 나타낸다.  $M(\Theta)$ 은 손가락 각 링크의 질량과 길이로 구성된 관성행렬로서 다음 수식과 같이 표현된다.

$$M(\Theta) = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$M_{11} = m_1 R_1^2 + m_2 (L_1^2 + L_2^2 + 2L_1 R_2 \cos \theta_2) + \\ m_3 (L_1^2 + L_2^2 + R_3^2 + 2L_1 L_2 \cos \theta_2 + 2L_2 R_3 \cos \theta_3) + I_1 + I_2 + I_3$$

$$M_{12} = m_2 (R_2^2 + L_1 R_2 \cos \theta_2) + \\ m_3 (L_2^2 + R_3^2 + L_1 L_2 \cos \theta_2 + 2L_2 R_3 \cos \theta_3) + I_2 + I_3$$

$$M_{13} = m_3 (R_3^2 + L_2 R_3 \cos \theta_3 + R_3 L_1 \cos(\theta_2 + \theta_3)) + I_3$$

$$M_{21} = M_{12}$$

$$M_{22} = m_2 R_2^2 + m_3 (L_2^2 + R_3^2 + 2L_2 R_3 \cos \theta_3) + I_2 + I_3$$

$$M_{23} = m_3 (R_3^2 + L_2 R_3 \cos \theta_3)$$

$$M_{31} = M_{13}, M_{32} = M_{23}, M_{33} = m_3 R_3^2 + I_3$$

여기서  $m_1, m_2, m_3$ 은 손가락 각 링크의 질량이고,  $I_1, I_2, I_3$ 은 질량 중심에서 각 링크의 회전축 관성 모멘트를 나타낸다. 또한  $R_1, R_2, R_3$ 은 손가락 각 관절에서 각 링크 질량중심까지의 거리를 의미한다.  $N(\Theta, \dot{\Theta})$ 은 코리올리 힘과 원심력에 의한 토크(coriolis and centrifugal torque)로서 다음과 같이 표현된다.

$$N(\Theta, \dot{\Theta}) = \begin{bmatrix} N_1 \\ N_2 \\ N_3 \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$\begin{aligned} N_1 &= -2\{m_2L_1R_2\sin\theta_2 + m_3(L_1L_2\sin\theta_2 + L_1R_3\sin(\theta_2 + \theta_3))\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 \\ &\quad - 2m_3(L_2R_3\sin\theta_3 + L_1R_3\sin(\theta_2 + \theta_3))(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)\dot{\theta}_3 \\ &\quad - \{m_2L_1R_2\sin\theta_2 + m_3(L_1L_2\sin\theta_2 + L_1R_3\sin(\theta_2 + \theta_3))\}\dot{\theta}_2^2 \\ &\quad - m_3(L_2R_3\sin\theta_3 + L_1R_3\sin(\theta_2 + \theta_3))\dot{\theta}_3^2\} \\ N_2 &= -2(m_3L_2R_3\sin\theta_3)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)\dot{\theta}_3 \\ &\quad + \{m_2L_1R_2\sin\theta_2 + m_3(L_1L_2\sin\theta_2 + L_1R_3\sin(\theta_2 + \theta_3))\}\dot{\theta}_1^2 \\ &\quad - (m_3L_2R_3\sin\theta_3)\dot{\theta}_3^2 \\ N_3 &= (2m_3L_2R_3\sin\theta_3)\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + m_3(L_2R_3\sin\theta_3 + L_1R_3\sin(\theta_2 + \theta_3))\dot{\theta}_1^2 \\ &\quad + (m_3L_2R_3\sin\theta_3)\dot{\theta}_2^2 \end{aligned}$$

$G(\Theta)$ 는 중력으로 인한 토크로서 다음과 같이 표현된다.

$$G(\Theta) = \begin{bmatrix} G_1 \\ G_2 \\ G_3 \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} G_1 &= m_1g \frac{L_1}{2}\cos\theta_1 + m_2g(\frac{L_1}{2}\cos\theta_1 + \frac{L_2}{2}\cos(\theta_1 + \theta_2)) \\ &\quad + m_3g(\frac{L_1}{2}\cos\theta_1 + \frac{L_2}{2}\cos(\theta_1 + \theta_2) + \frac{L_3}{2}\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)) \\ G_2 &= m_2g \frac{L_2}{2}\cos(\theta_1 + \theta_2) + m_3g(\frac{L_2}{2}\cos(\theta_1 + \theta_2) \\ &\quad + \frac{L_3}{2}\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)) \\ G_3 &= m_3g \frac{L_3}{2}\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \end{aligned}$$

여기서  $g$ 는 중력가속도를 나타낸다. 만약 중력이 작용하지 않는 방향으로 집기 작업을 수행한다면 중력 항은 모두 0이 된다.  $J^T$ 는 자코비안(Jacobian) 전치행렬로서 다음과 같이 표현된다.

$$J^T = \begin{bmatrix} J_1^T & J_2^T \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} J_1^T &= \begin{bmatrix} -L_1\sin\theta_1 - L_2\sin(\theta_1 + \theta_2) - L_3\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ -L_2\sin(\theta_1 + \theta_2) - L_3\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ -L_3\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \end{bmatrix} \\ J_2^T &= \begin{bmatrix} L_1\cos\theta_1 + L_2\cos(\theta_1 + \theta_2) + L_3\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ L_2\cos(\theta_1 + \theta_2) + L_3\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ L_3\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \end{bmatrix} \end{aligned}$$

### 3. 손가락 동적 모델 파라미터(Parameter)

식(1)의 동적 모델에서 네 종류의 파라미터(각 링크의 질량, 길이, 및 관절의 강성계수와 감쇠계수)가 사용되며 각 파라미터는 다음과 같이 구해진다.

#### 3.1 강성토크

초기 연구에서 참고문헌<sup>3</sup>의 강성계수를 식(1)에 반영하여 두 점 집기 작업에 필요한 관절토크를 분석한 결과 강성에 의한 토크가 상당히 크게 발생하였다. 그러나 강성의 영향이 과도하게 발생하는 것으로 판단되어 직접 실험을 통해서 강성 힘을 측정하였다.

Fig. 2는 강성 토크를 측정하기 위한 실험장치를 보여준다. 다섯 명의 대상자에 대하여 검지의 MCP 관절링크 끝단을 로드셀(Load cell)로 밀면서 그 때의 힘과 변위를 측정하였다. 측정은 정지상태에서 이루어졌다. 힘과 변위는 각각 로드셀과 눈금자를 사용하여 측정되었다. Fig. 3은 다섯 명의 대상자에 대해서 측정된 힘과 변위의 관계를 보여준다. 식(1)의 강성토크를 계산할 때는 각 변위에 대하여 다섯 명의 힘을 평균한 후 다음과 같이 3차로 보간한 식을 사용하였다.

$$K_1 = (9.3753\theta_1^3 + 6.0631\theta_1^2 + 2.4236\theta_1)L_1 \quad (6)$$

식(6)은 MCP 관절에 대한 강성 토크를 나타낸다. 분석결과 두 점 집기 작업에서는 주로 MCP 관절토크가 PIP 와 DIP 관절토크보다 더 크게 발생하였다. 따라서 본 연구에서는 주로 최대 토크가 발생하는 MCP 관절토크의 해석을 위하여 다른 관절토크는 준 정적으로 모델링하였다. 즉 PIP 와 DIP 관절 강성을 상당히 크게 사용하여 두 관절은 거의 움직이지 않도록 하였다. 추후 연구에서는

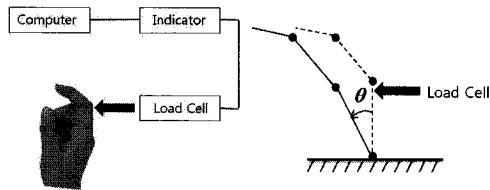


Fig. 2 Experimental setup for measuring stiffness force

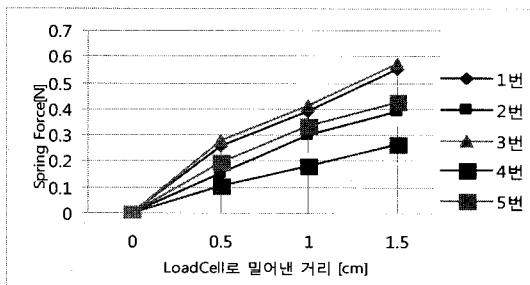


Fig. 3 Measured stiffness force for MCP joint

다른 관절에 대한 동적인 모델을 포함하여 다른 관절토크 및 동적 연성(coupling)의 효과도 검토하고자 한다.

강성 힘 측정 시 피실험자가 손가락 힘을 빼는 것이 용이하지 않아서 강성 힘에 다른 의도적인 힘이 약간 포함되었을 것으로 보인다. 이것은 MCP 관절토크 예측 값의 증가를 가져오는 요인이 된다.

### 3.2 손가락 길이

집기 작업을 수행할 때 손가락 길이는 각 관절 각도와 결합하여 각 관절토크에 영향을 미친다. 그러므로 각 관절 사이의 길이 파라미터를 적절하게 결정하기 위하여 다섯 명을 대상으로 검지손가락 각 관절 사이의 길이를 측정하였다. 측정 시 버니어 캘리퍼스(vernier caliper)를 이용하였으며 Fig. 1(a)에서 보여지듯이 손가락 각 관절의 중심에서 다음 관절 중심까지의 거리를 기준으로 측정하였다. Table 1은 5명의 대상자에 대한 측정 결과와 평균 값을 나타내며 식(1)에서는 평균값을 사용하였다. 각 관절의 위치는 손가락을 최대로 접었을 때 모서리의 위치를 기준으로 각 마디 세로 두께의 중심으로 하였다.

### 3.3 손가락 질량과 감쇠 계수

손가락 질량은 측정이 용이하지 않아서 참고문헌<sup>3</sup>의 데이터를 기반으로 추정하였다. 즉 측정

Table 1 Measured length for index finger links

Data number (gender)	L <sub>1</sub> [mm]	L <sub>2</sub> [mm]	L <sub>3</sub> [mm]
No.1(Male)	46.7	26.3	23.1
No.2(Male)	55.8	26.1	26.0
No.3(Male)	44.6	20.2	23.4
No.4(Female)	44.9	24.3	23.1
No.5(Female)	46.6	23.5	22.7
Average	47.7	24.1	23.7
Standard dev.	4.6	2.5	1.3

Table 2 Data of damping coefficient and mass

Joint	M(kg)	B(Nm/s)
MCP	0.025769	0.01
PIP	0.009901	0.01
DIP	0.007956	0.012

된 손가락 길이와 참고 문헌의 손가락 길이를 비교하여 비례식으로 추정하였다.

초기 연구에서 참고문헌<sup>3</sup>의 감쇠계수를 사용하여 시뮬레이션해 본 결과 감쇠력은 전체 토크에 큰 영향을 미치지 않았고 측정이 어려운 측면이 있어서 참고문헌<sup>3</sup>의 값을 그대로 사용하였다. Table 2는 식(1)에서 사용된 손가락 각 링크의 질량과 각 관절의 감쇠 계수를 보여준다.

### 4 손가락 관절토크 해석

제안한 동적 모델을 사용하여 두 점 집기 작업 시 요구되는 MCP 관절의 최대 토크를 구하기 위해 두 점 집기 작업 시 손가락 끝단에 가해지는 힘은 100gf를 사용하였다. 즉, 100gf의 집기 힘이 작용할 때 MCP 관절에서 요구되는 토크를 구하였다. Fig. 4는 검지와 엄지 끝단 사이에 100gf의 집기 힘이 작용할 때 동적 모델을 시뮬레이션한 결과이다. 각 관절의 초기 자세는 100gf의 집기 힘이 발생하는 자세와 매우 근접한 각도를 사용하였다. 그림에서 MCP Force, Spring Force, Gravity Force는 MCP 관절에 작용하는 각 토크를 MCP 와 PIP 관절사이의 링크길이로 나누어서 구한 힘이다. 이와 같이 토크를 힘으로 변경하여 표현한 이유는 추후 연구에서 사용할 MCP 관절 구동기가 PIP 관절지점 근처에 힘을 가하여 MCP 관절토크를 발생시키는 구조를 가지기 때문이다. 즉 MCP Force,

Spring Force, Gravity Force는 식(1)에서 토크  $T_1, K_1, G_1$ 을 링크 길이  $L_1$ 로 나누어서 구한 힘이다.

시뮬레이션 결과에서 100gf의 집기 힘이 작용하도록 손가락 운동보조장치에서 가해주어야 하는 MCP 관절 힘(MCP Force)은 약 138 gf로 나타났다. 이 때 MCP 관절 각도는 거의 변화되지 않으므로 MCP 강성 힘(spring force)은 크게 발생되었다. 중력(Gravity Force)은 손가락 길이와 질량 그리고 각 관절 각도에 따라서 변하는 힘으로서 약 22gf의 힘이 생성되었다. 두 점 집기 작업 시 MCP, PIP, DIP 관절의 각도는 각각 -25 도, -36 도, -22 도이다. 본 시뮬레이션 결과에서는 관절 운동이 거의 없으므로 관성 토크, 감쇠 토크, 코리올리 및 원심 토크도 거의 발생하지 않는다. 즉, 구동기에서 가해 줘야 할 MCP Force는 약간의 중력과 대부분의 집기 힘에 의해서 발생한다는 것을 알 수 있다.

Fig. 4는 각 관절의 초기 자세가 집기 자세와 근접한 경우의 시뮬레이션 결과이고 Fig. 5는 초기 자세가 집기 자세로부터 멀리 떨어져 있는 경우에 대한 시뮬레이션 결과이다. 초기 자세가 집기 자세로부터 멀리 떨어져 있는 경우에는 집기 힘을 생성하기 이전에 초기 자세에서 집기 자세까지 이동하는 과정이 필요하다. 이러한 이동과정에서는 Fig. 5의 Spring Force가 상당히 증가하는 것을 볼 수 있다. 본 결과는 초기 자세에서 집기 자세까지 MCP 관절이 -31 도 이동한 경우로서 관절 각도의 큰 변화로 인해 강성 힘이 크게 발생하는 것을 볼 수 있다. 강성 힘의 증가는 MCP Force를 증가시키므로 동일한 100gf의 집기 힘을 가해주기 위하여 구동기에서 생성해야 하는 힘은 크게 증가하는 것을 볼 수 있다. 결과적으로 초기 자세가 집기 자세로부터 멀리 떨어져 있을수록 구동기에서 생성해야 하는 힘은 더욱 증가하는 것을 알 수 있다. 그러므로 구동기의 최대 힘에 대한 설계 요구조건을 더욱 정확하게 예측하기 위해서는 다양한 사람들의 손가락 초기 자세에 대하여 좀 더 심도 있는 조사가 필요할 것으로 보여진다.

## 5. 결론

본 논문에서는 엄지손가락과 검지손가락을 이용하여 두 점 집기 작업을 수행할 때 요구되는 MCP 관절토크를 해석하였다. MCP 관절토크를 해석하기 위하여 손가락의 동적 모델을 개발하였고 실험을 통해서 모델의 중요 파라미터를 추정하였다.

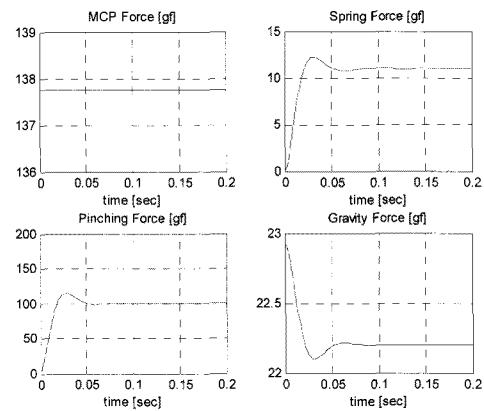


Fig. 4 Simulation results for tip pinch task: initial joint angles are close to the pinch posture

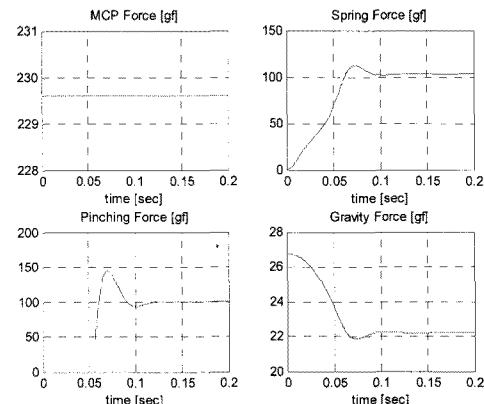


Fig. 5 Simulation results for tip pinch task: initial joint angles are far from the pinch posture

개발된 모델을 사용하여 MCP 관절토크를 해석한 결과 MCP 관절토크는 강성 토크에 의해서 큰 영향을 받는 것으로 나타났다. 강성 토크는 관절 각도의 변화에 따라서 증가하는 값으로서 초기 자세가 집기 자세로부터 멀리 떨어져 있을 경우 MCP 관절토크가 크게 증가하였다. 그러므로 손가락 운동을 보조하는 기구의 구동력을 적절하게 예측하기 위해서는 각 관절의 초기 자세를 찾기 위한 연구가 더 필요할 것으로 보인다.

또한 본 연구에서는 두 점 집기 작업 시 MCP 관절에서 발생하는 토크를 예측하는데 초점을 맞추었다. 이는 많은 경우 집기 작업 시 MCP 관절에서 최대 토크가 발생하고 최대 토크가 구해지면 손가락 운동 보조장치의 최대 구동용량을 결정할 수 있기 때문이었다. 그러나 MCP 이외의 관절에서

도 최대 토크가 발생할 수 있기 때문에 추후에 그 가능성에 대해서도 검토해 보고자 한다.

## 후기

이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2010-0020456).

## 참고문헌

1. Kim, B. H., "A Study on Characteristics of Inter-Articular Coordination of Human Fingers for Robotics Hands," Journal of the Korean Society of Precision Engineering, Vol. 23, No. 7, pp. 67-75, 2006.
2. Kim, K. and Kim Y. H., "Biomechanical Model of Hand to Predict Muscle Force and Joint Force," Journal of the Ergonomics Society of Korea, Vol. 28, No. 3, pp. 1-6, 2009.
3. Petroff, N., Reisinger, K. D. and Mason, P. A., "Fuzzy-Control of a Hand Orthosis for Restoring Tip Pinch, Lateral Pinch, and Cylindrical Prehensions to Patients with Elbow Flexion Intact," IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation, Vol. 9, No. 2, pp. 225-231, 2001.
4. Park, K.-C., "A Study on Position/Impact/Force Control of Redundant Robot Manipulators," Thesis, Degree of Master of Science, Department of Precision Engineering & Mechatronics, KAIST, 1993.
5. Craig, J. J., "Introduction to Robotics, 2<sup>nd</sup> Edition," Addison-Wesley Publishing Company, Inc., pp. 195-210, 1989.