

◆ 특집 ◆ 고령자 및 장애인을 위한 보조 기술

## 전기활성 고분자 구동 손가락 외골격 장치의 잡기 성능에 관한 연구

### Study on Grasping Performance of Finger Exoskeleton Actuated by Electroactive Polymers

김민혁<sup>1</sup>, 이수진<sup>1</sup>, 조재영<sup>2</sup>, 김동민<sup>3</sup>, 이계한<sup>1,✉</sup>  
Min Hyeok Kim<sup>1</sup>, Soo Jin Lee<sup>1</sup>, Jae Young Jho<sup>2</sup>, Dong Min Kim<sup>3</sup>, and Kyehan Rhee<sup>1,✉</sup>

<sup>1</sup> 명지대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Myongji University)

<sup>2</sup> 서울대학교 화학생명공학부 (Department of Chemical and Biological Engineering, Seoul National University)

<sup>3</sup> 홍익대학교 전기공학과 (Department of Electrical Engineering, Hongik University)

✉ Corresponding author: [khanrheej@mju.ac.kr](mailto:khanrheej@mju.ac.kr), Tel: +82-31-330-6426

Manuscript received: 2015.7.29. / Accepted: 2015.8.20.

*A finger exoskeleton actuated by ionic polymer metal composite (IPMC) actuators has been developed. In order to evaluate performance of cylindrical grasping of finger exoskeletons, they were equipped with a hand dummy, which is composed of four fingers. The finger dummy has three joints that can be actuated by bending the IPMC actuators. A four finger grasping motion was analyzed using cameras, and cylindrical grasping motion was accomplished within two minutes after applying a 4 volt direct voltage to the IPMC actuators. A pull out test was also performed to evaluate the cylindrical grasping force of the finger exoskeletons actuated by the IPMC actuators. Each finger generated about 2 N of holding force when grasping the cylinder which had a diameter of 50 mm.*

KEYWORDS: Ionic polymer metal composite (이온성 고분자 금속 복합체), Exoskeleton (외골격), Grasping (잡기), Motion analysis (동작 분석)

#### 1. 서론

현재 우리나라는 고령화, 질병, 사고로 인한 운동 장애 인구가 점점 증가하는 추세이다. 이에 따른 운동 기능 보조기기의 수요는 증가되고 있으며 운동 보조기 시장도 커지고 있다. 그러나 대부분 외골격 형태의 기계적 운동 보조기는 구동 장치와

동력 전달 장치로 구성되어 있으므로, 기계적 운동 보조기는 무겁고 유연하지 못하여 착용이 불편한 단점이 있다. 기존의 운동 보조용이나 재활용 외골격 장치의 구동은 모터 또는 공기압을 이용한 방식이다.<sup>1-4</sup> 이러한 방식은 부피가 크고 무거운 단점이 있으므로, 신체 부위 중 크기가 작은 손가락의 운동 기능을 하는 외골격의 구동 장치로 사용

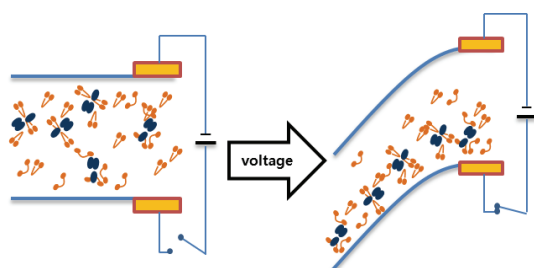


Fig. 1 Operation principle of an IPMC actuator

하기 어렵다. 따라서 기계적 구동 장치를 대체할 수 있는 가볍고 유연한 새로운 구동방법의 개발의 필요성이 증가하고 있다. 이온성 고분자 금속 복합체(IPMC)는 낮은 전압의 전기적 신호에 의해 구동력을 발생하는 구동체이므로, 가볍고 저 전압 구동이 가능하며 별도의 동력 전달 장치가 필요하지 않아 소형화가 용이하다. 또한, 두께가 얇을수록 구동 응답 속도가 빨라지는 특성을 가지고 있으므로, 최근에는 이온성 고분자가 인공 근육이나 초소형 로봇의 구동체로 활용되고 있으며, 변형에 의한 전압 발생의 특성을 이용하여 움직임을 감지하는 센서로도 활용이 가능하다.<sup>5-7</sup>

본 연구에서는 IPMC구동체를 이용한 손가락 외골격 장치를 제작하여 손가락 모형에 장착하고, 외골격이 장착된 네 손가락 구성된 손 모형 (dummy)을 제작하여 손가락의 원통형 잡기 운동 특성을 분석하고자 한다. 또한, 원통형 잡기 운동에서 발생하는 힘 특성을 파악하기 위해 원통을 이용한 당김 시험 (pull out test)을 수행하여 외골격 장치에 의한 잡기 운동 능력 향상을 평가 하고자 한다.

2. 방법

2.1 IPMC 구동체

IPMC구동체는 양이온을 갖는 전도성 고분자 필름을 적층하여 판형의 고분자 구동체를 제작하고, 전기 신호를 주기 위해서 양 표면에 전도성 전극을 도포하여 제작한다. 이 구동체의 두 표면 전극에 전압을 인가하면, 전위차에 따라 양이온이 물 분자와 함께 이동하면서 구동체가 굽어지는 변형에 의해 구동력을 발생한다. 구동 전압이 높아 질수록 반응 속도도 빨라지고 구동력도 증가하나, 일정 전압 이상의 전압이 가해지면 구동체 내부의 물 분자의 전기 분해가 발생하여 구동체의 반응속도와 구동력이 저하된다. 본 연구에서 사용된 구

Table 1 Average size of fingers for a dummy (mm, see Fig. 3 for L1, L2, L3)

	L1	L2	L3
Index	26	22	23
Middle	26.5	25.5	26
Ring	27	23	23
Little	18.5	17.5	16.5

동체는 이온성 고분자인 Nafion(N117, Dupont Inc.,U.S.A, 두께 0.18 mm) 필름을 열적층 방식을 이용해서 제작을 하고 그 표면에 전극은 백금을 무 전해 도금 방법을 이용하여 제작하였다.<sup>8,9</sup> 또한 리튬 이온을 이용하여 백금을 치환하므로, 전극의 성능을 향상 할 수 있었다. 각 손가락에 관절을 구동하는 IPMC는 폭 20mm 두께 2.4mm로 제작하였으며, 각 손가락의 마디 길이가 다르므로 손가락 마디 길이에 맞게 30mm에서 50 mm길이의 구동체를 사용하였다.

2.2 손가락 모형 및 구동체 연결

IPMC 구동체를 이용한 외골격의 잡기 성능을 평가하기 위해 외골격을 직접 손에 장착해서 실험을 수행할 수 있으나, 실제 손가락에 장착해서 실험할 경우 피험자의 운동 기능 및 관절 강성 특성이 다를 수 있으므로 객관적 실험이 어렵다. 객관적이고 일괄적인 실험 환경을 위하여, 손가락 모형 (dummy)를 이용하여 외골격 장치의 성능을 평가하였다.

손가락 모형을 크기는 사이즈 코리아 (sizekorea.kats.go.kr)에서 제공하는 20대 남성의 평균 치수를 기준으로 하였고, 평균 길이보다 모든 값을 올림하여 소수점을 제거한 값을 사용하였다. 사용된 손가락 길이는 Table 1에 나타나 있으며, 표에서 L1, L2, L3는 Fig. 3에서 표시한대로 손가락의 첫 번째, 두 번째, 세 번째 마디의 길이이다. 각 길이의 기준점은 손가락의 관절 중심을 기준으로 사용하였다. L1은 손가락의 metacarpophalangeal(MCP) 관절부터 proximal interphalangeal (PIP) 관절까지, L2는 PIP 관절부터 distal interphalangeal (DIP) 관절까지, L3는 DIP 관절부터 손가락 끝 단까지의 길이이다. 손가락의 크기를 기준으로 손가락 모형은 3 CAD 프로그램 (Creo 2.0, Parametric Technology Cor., U.S.A.)을 이용하여 설계하였다. 4개의 손가락으로 구성된 손 모형은 실제 손바닥과 다르나, 원통 잡기 (cylindrical grasping) 기능의 수행을 위해 손바닥

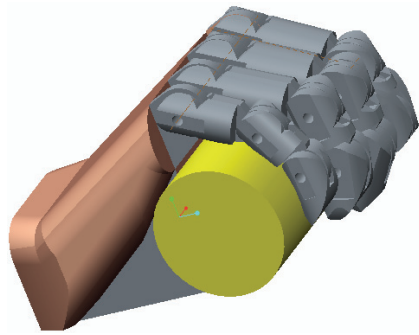


Fig. 2 Three dimensional modelling of the finger dummy

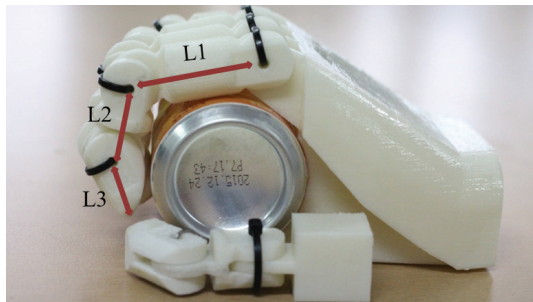


Fig. 3 The finger dummy made by 3D printer

이 원통을 감싸 쥘 수 있도록 곡면을 갖게 설계하였다. 이 손 모형은 손바닥이 원통 표면과의 접촉면을 최대한 넓혀서 안정적인 잡기 동작 구현하도록 설계하였다(Fig. 2). 잡기 운동에 사용되는 원통은 길이 13cm, 직경 5cm, 무게 15.5g의 음료수 캔을 사용하였으며, 이 원통의 크기와 같은 직경 5cm 반원 곡면 블록을 손가락 모형 아래쪽에 부착하여, 손바닥 블록이 원통과 접촉하여 안정적인 잡기 동작을 수행 할 수 있다.

손가락 마디와 마디를 연결하기 위해서 연결 구멍이 제작되었고, 이 구멍에는 베어링을 삽입하여 회전 조인트를 구성을 하였다. 설계된 손가락은 3차원 프린터(3DROV4.0, 3DRO, Korea)를 사용하여 제작하였으며, 이는 손바닥 모형에 부착되어 네 손가락을 갖는 손 모형을 완성하였다(Fig. 3).

IPMC 구동체에 전원을 공급하는 전극 고정부는 구동체의 상부와 하부에 샌드위치 형태로 맞물려 있는 판 형태로 제작 되었다. MCP 구동체의 전극 고정부는 크기가 20×20×0.1 mm 구리판을 사용하였으며, PIP 및 DIP 구동체 전극 고정부는 20×20×0.1 mm 크기의 구리판을 사용하였다. 이 전극 고정부 구리판에 전선을 납땀하여 전원 장치에 연결

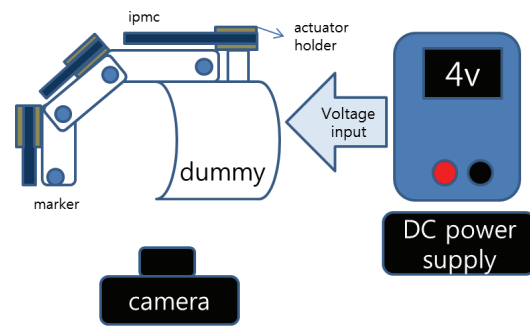


Fig. 4 Experimental setup of finger motion analysis

하였다. 구동체와 전극 고정부를 결합하기 위해서 구동체의 양 면에 전선이 연결된 구리판을 위치시킨 후 집게 클립을 덮어 씌움으로 전극 고정부를 완성하였고, 전압 인가 시 전극을 고정시키는 집게 클립에 전류가 흐르는 것을 방지하기 위해 각 전극 고정부 구리판과 고정 클립이 접하는 표면에는 절연 테이프를 부착하였다.

### 2.3 잡기 운동 분석

IPMC 구동체를 장착한 손 모형을 이용하여 원통 잡기 운동 특성을 평가하기 위해 잡기 운동 분석과 원통을 이용한 당김 시험 (pull out test)을 수행하였다. 원통 잡기 운동은 각 손가락에 장착된 IPMC 구동체에 전압이 가해져 구동체의 굽힘 변형에 의해 각 손가락의 관절이 회전하며 손가락이 굽혀지며 잡기 운동을 수행하게 된다. 이때 각 손가락의 관절 및 끝단부에 마커를 부착하고, 각 마커의 위치를 시간에 따라 기록하여, 각 관절의 움직임을 분석하였다. 각 손가락에 4개의 마커가 부착되었으며, 중첩된 손가락 위치로 3차원적 마커의 위치의 동시 측정이 어려우므로, 각 손가락의 시간에 따른 굽힘 운동을 2차원 평면에서 카메라를 이용하여 시간에 따라 기록하였다. 각 손가락의 외골격에 의한 운동은 독립적으로 발생하여 간섭이 없으므로, 각 손가락의 2차원 평면에서의 마커의 움직임을 조합하여 네 손가락의 동시 움직이는 운동을 구성하여 잡기 운동을 분석하였다.

Fig. 4는 정면에서 본 손가락 모형의 운동 분석 장치 개략도이며, 손가락에 부착된 원형 마커는 각 관절 및 손가락 끝단의 위치를 나타낸다. 각 손가락 위에 위치한 3개의 IPMC 구동체가 굽힘 변형을 발생하여 각 관절의 회전 운동을 시작하면 2분 이상 동영상 촬영하여 저장하였다. 각 전극

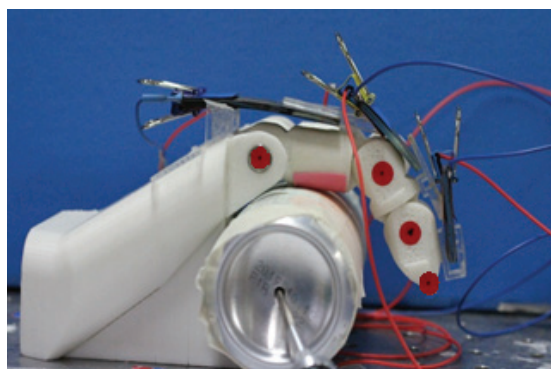


Fig. 5 Experimental setup of pull out test

에는 4V DC 전압을 인가하였고, 기록된 동영상에서 잡기 운동 구간을 30초 간격으로 발체하여 각 시간에서 손가락 관절 및 끝단 마커 중심의 상대 좌표를 기록 하였다.

#### 2.4 당김 시험 (Pull Out Test)

원통 잡기 운동시 잡기 운동 능력을 정량화하기 위해 원통을 이용한 당김 시험 (pull out test)를 수행하였다. 원통 잡기 (cylindrical grasping) 운동을 구현하기 위해서 직경 5cm인 음료수 캔의 바닥에 스프링을 이용한 장력 측정 장치 (No.1kg, OBA, Japan)를 연결하였다(Fig. 5). 손 모형의 각 손가락 마디가 원통에 접촉하여 잡기 운동이 완성된 손가락 위치에서 장력 측정 장치가 연결된 캔을 장착하였다. 이 캔의 장력 측정 장치를 수평으로 당길 때 손가락 모형과 캔의 미끄럼 운동이 발생하는 순간에 장력 측정 장치의 눈금을 읽어 손가락 모형이 원통을 지지할 수 있는 힘을 측정하였다. 외골격 보조기에 의한 손가락 모형의 잡기 능력 증가를 나타내기 위하여, 손가락 모형에 장착된 IPMC 구동체에 4V의 전압을 2분 이상 인가하여 외골격이 원통에 지지력을 최대로 인가함을 확인한 후, 당김 시험을 하여 장력을 기록하였다. 장력은 캔이 미끌어져서 당겨지는 순간에 측정 되었으며, 캔이 움직이기 시작하는 정확한 측정 시간을 알기 위해서 카메라를 이용하여 원통 위치와 장력 측정 장치의 눈금을 동시에 기록하였다. 장력의 측정은 동일한 조건에서 5회 반복하여 실험하였다. 각 손가락과 캔이 접촉하는 면에는 원통형 잡기 위치에서 적절한 접지력을 갖게 하기 위해 캔에는 라텍스 재질의 얇은 막을 부착하였고, 손가락 마디에 실리콘 밴드를 부착하였다.

### 3. 결과 및 토론

Fig. 6은 검지, 장지, 약지, 소지의 각 관절 및 끝 단의 위치를 시간에 따라 보여준다. 각 위치의 좌표 값은 손가락의 길이와 초기 위치에 따라 다르다. 그림에서는 각 손가락의 30초 시간 간격에 따라 관절 위치 변화를 보여주고 있으며, 초기 (0초와 30초 사이)에 비교적 큰 관절 위치 변화를 보여준다. 이는 처음 구동 시 구동체와 손가락 모형의 연결부 사이에 존재하는 간격으로 인하여, 먼저 구동체의 변형이 발생하고, 그 이후 중력에 의하여 손가락 마디가 가속되기 때문이다. 30초 이후에는 구동체가 손가락 마디에 접촉이 유지되어 구동체의 힘으로 손가락이 움직이는 구간이며, 구동체의 굽힘 변형으로 각 조인트의 회전을 발생하여 손가락의 잡기 운동이 완성된다.

0초부터 90초까지 손가락 관절 및 끝단의 위치 변화를 보면 그림에서 우측 상단에 위치한 MCP 관절에 연결된 MCP 마디의 시간에 따른 위치 변화가 손가락의 다른 관절과 끝단부의 높이 변화에 가장 큰 영향을 미친다. 따라서 손가락 첫번째 마디는 잡기 운동에서 원통과의 접촉이 가장 먼저 발생하는 중요한 역할을 한다. PIP와 DIP 관절의 회전은 손가락을 안쪽으로 굽히게 하는 역할을 하므로, 잡기 동작에서 원통을 감싸는 미세한 운동을 발생하여 세 관절의 손가락의 원통 접촉을 완성하는 역할을 함을 알 수 있다. 따라서 PIP와 DIP 관절의 회전 운동은 작은 물건을 잡을 때 중요한 역할을 하게 된다.

전원 인가 후 120초 이후에는 모든 손가락이 원통을 집을 수 있는 위치에 도달하게 된다. Fig. 7은 네 손가락의 관절 및 끝단부의 시간에 따른 위치를 3차원 그래프로 나타내었다. 시간이 지남에 따라 모든 손가락이 2분 내에 잡기 동작을 위해 굽혀지는 과정을 보여준다. 전체적으로 모든 손가락이 원통을 잡기 위해 손바닥 쪽으로 굽혀지는 동작을 볼 수 있다.

원통잡기의 악력 특성을 측정하기 위한 pull out test의 결과는 Fig. 8에 나타나있다. 그림에서 막대 그래프는 외골격의 구동체를 구동하기 전과 후에 원통의 미끄러짐이 발생하기 전의 원통을 끄는 장력의 최대값을 나타내며, 두 값의 차이는 외골격의 구동체의 작용에 의한 원통 지지력의 향상을 나타낸다. 각 데이터는 5회 반복 실험의 평균 값을 나타내며, 수직 오차 막대는 표준 편차를 나타낸다.

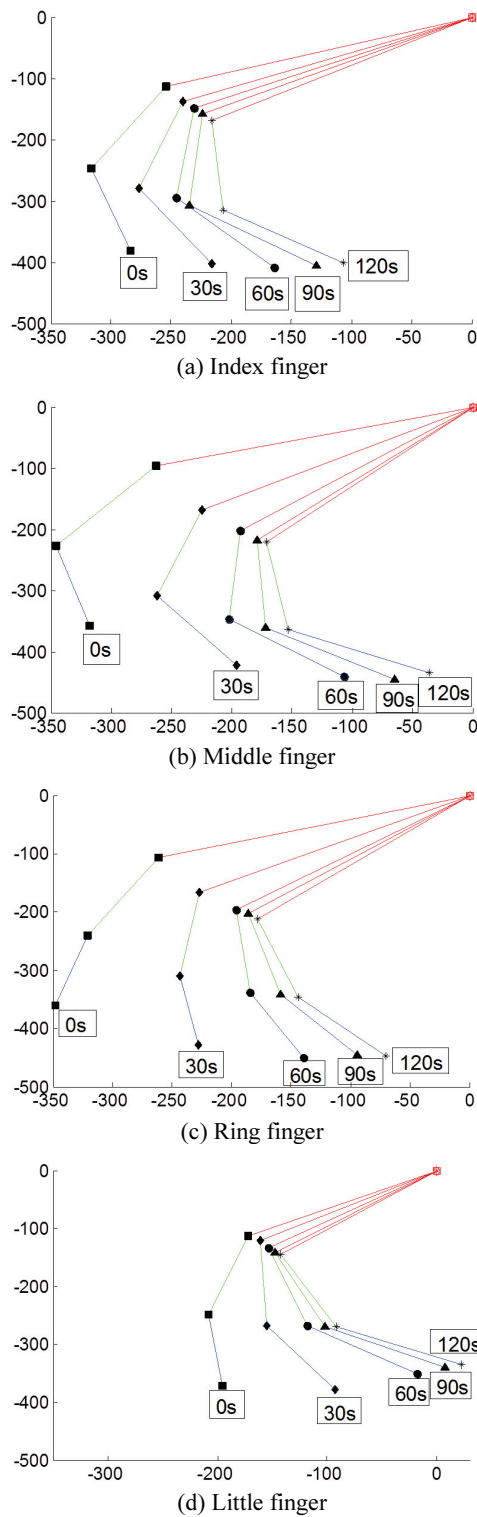


Fig. 6 Joint and tip positions for four fingers

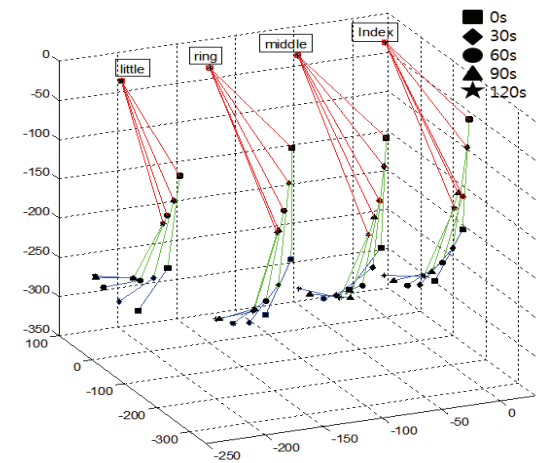


Fig. 7 3D finger joint and tip positions during cylindrical grasp

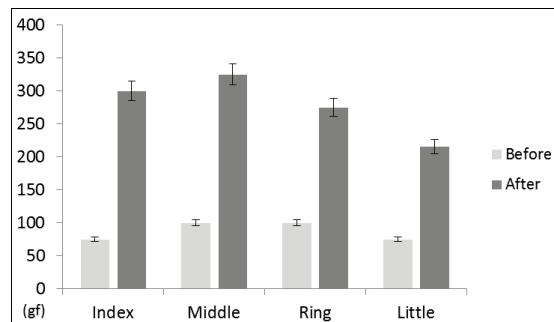


Fig. 8 Changes in grasping force in pull-out test

측정된 장력의 값은 gf단위로 나타나 있다. 외골격의 구동체를 작동하기 전 (Before) 장력은 외골격이 원통과 정지 마찰력의 최대값을 나타내며, 외골격 구동체를 작동한 후 (After) 장력은 외골격의 구동으로 손가락과 원통과의 증가된 정지 마찰력의 최대값으로, 이는 외골격의 구동에 의해 증가된 잡기 힘 (grasping force)를 나타낸다. 검지, 중지, 약지는 약 200gf (1.96N)의 힘이 증가되었고 소지는 약 125gf (1.13N)의 힘이 증가 되었다.

#### 4. 결론

본 연구에서는 IPMC 구동체를 이용한 손가락 외골격 장치를 제작하고, 네 손가락을 갖는 손 모형에 장착하여 손 외골격 장치를 구성하였다. 이를 이용하여 손 외골격 기구의 원통형 잡기 특성을 손가락 관절의 운동 분석을 이용하여 수행하였

고, 외골격의 구동에 의한 원통의 지지력 증가를 원통 끌기 시험을 통하여 측정하였다. IPMC 구동체의 느린 시간 응답 특성에 의해 원통 잡기 동작은 구동체 작동 후 2분 정도 후에 이루어짐을 확인 하였다. 원통 잡기 운동에서 외골격 장치의 작동에 의해 손가락이 원통을 지지하는 힘의 증가는 소지를 제외하고 평균 200gf 정도이었으며, 이는 네 손가락으로 약 800g의 원통을 중력장에서 지지할 수 있음을 의미한다. IPMC 구동체의 외골격 적용을 위하여, 고분자 구동체의 시간 응답 특성 및 구동력 향상을 위한 연구가 향후 수행되어야 할 것이다.

## 후 기

이 논문은 2013년도 정부 (미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단 - 공공복지안전사업의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. 2010-0020456).

## REFERENCES

1. Mulas, M., Folgheraiter, M., and Gini, G., "An EMG-Controlled Exoskeleton for Hand Rehabilitation," Proc. of the International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 371-374, 2005.
2. Takahashi, C. D., Der-Yeghiaian, L., Le, V., Motiwala, R. R., and Cramer, S. C., "Robot-Based Hand Motor Therapy after Stroke," Brain, Vol. 131, No. 2, pp. 425-437, 2008.
3. Tong, K. Y., Ho, S. K., Pang, P. M. K., Hu, X. L., Tam, W. K., et al., "An Intention Driven Hand Functions Task Training Robotic System," Proc. of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 3406-3409, 2010.
4. Schabowsky, C. N., Godfrey, S. B., Holley, R. J., and Lum, P. L., "Development and Pilot Testing of HEXORR: Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot," Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, Vol. 7, No. 36, pp. 1-16, 2010.
5. Kim, B., Ryu, J., Jeong, Y., Tak, Y., Kim, B., et al., "A Ciliary Based 8-Legged Walking Micro Robot Using Cast IPMC Actuators," Proc. of the International Conference on Robotics and Automation, pp. 2940-2945, 2003.
6. Shahinpoor, M., Bar-Cohen, Y., Simpson, J., and Smith, J., "Ionic Polymer-Metal Composites (IPMCs) as Biomimetic Sensors, Actuators and Artificial Muscles: A Review," Smart Materials and Structures, Vol. 7, No. 6, p. R15, 1998.
7. Lee, J. H., Oh, J. S., Jeong, G. H., Lee, J. Y., Yoon, B. R., et al., "New Computational Model for Predicting the Mechanical Behavior of Ionic Polymer Metal Composite (IPMC) Actuators," Int. J. Precis. Eng. Manuf., Vol. 12, No. 4, pp. 737-740, 2011.
8. Kim, Y.-J., Jeong, G.-H., Rhee, K.-H., and Lee, S.-J., "Dynamic Analysis of Finger Joint Torque for Tip Pinch Task," J. Korean Soc. Precis. Eng., Vol. 28, No. 6, pp. 657-682, 2011.
9. Lee, D. W., Min, M. S., Lee, S. J., Jho, J. Y., Kim, D. M., et al., "Analysis of Pinching Motion of a Finger Dummy Actuated by Electro-Active Polymer Actuators," J. Korean Soc. Precis. Eng., Vol. 37, No. 7, pp. 643-649, 2014.