

◆ 특집 ◆ 고령자 / 장애인의 활동 보조 기계 기술

고분자 구동체를 이용한 손가락 외골격기구의 설계 및 동력학적 모델 개발

Dynamic Modeling and Design of Finger Exoskeleton Using Polymer Actuator

정광훈¹, 김윤정¹, 윤벼리², 왕혁식², 송대석², 김슬기², 이계한¹, 조재영², 김동민³, 이수진^{1,✉}
Gwang Hun Jeong¹, Yoon Jeong Kim¹, Byeri Yoon², Hyuck Sik Wang², Dae Seok Song², Sulki Kim²,
Kyeihan Rhee¹, Jae Young Jho², Dong Min Kim³, and Soo-Jin Lee^{1,✉}

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

² 서울대학교 화학생물공학부 (Department of Chemical and Biological Engineering, Seoul National Univ.)

³ 홍익대학교 전기공학과 (Department of Electrical Engineering, Hongik University)

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

Manuscript received: 2012.4.27 / Accepted: 2012.5.23

This paper presents the design and dynamic model of the finger exoskeleton actuated by Ionic Polymer Metal Composites (IPMC) to assist a tip pinch task. Although this exoskeleton will be developed to assist 3 degree-of-freedom motion of each finger, it has been currently made to perform the tip pinch task using 1 degree-of-freedom mechanism as the first step. The six layers of IPMC were stacked in parallel to increase the low actuation force of IPMC. In addition, the finger dummy was manufactured to evaluate the performance of the finger exoskeleton. The pinch task experiments, which were performed on the finger dummy with the developed exoskeleton, showed that the pinch force close to the desired level was obtained. Moreover, the dynamic model of the exoskeleton and finger dummy was developed in order to perform the various analyses for the improvement of the exoskeleton.

Key Words: Finger Exoskeleton (손가락 외골격 기구), Dynamic Finger Model (손가락 동적모델), Ionic Polymer Metal Composites (이온성 고분자-금속 복합체)

1. 서론

의학의 발달과 저 출산 문제로 인해 우리 사회는 고령화가 빠르게 진행되고 있다. 이에 사회에 참여하려는 노년층 또한 증가하고 있다. 하지만 노화로 인한 근력 부족, 체력부족 등의 문제에 직면하게 되고 고령자의 사회 진출은 좌절을 맞게 된다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 고령자들의 근력을 보조해주기 위한 손가락 외골격 기구에 대한 많은 연구들이 수행되고 있다. Wang¹ 과 Wege²

는 모터와 와이어를 이용하여 구동력을 발생 시키는 외골격 기구를 개발하였다. 또한 Lucas³ 는 두 개의 공압 실린더를 이용하여 손가락 마비 환자의 일상생활 보조용 외골격 기구를 개발하였다. 하지만 기존의 연구는 구동체로 유압이나 모터를 이용함으로써 그 크기가 크고 무거운 단점이 있었다. 본 연구에서는 고분자 구동체인 Ionic polymer metal composites (IPMC)^{4,7} 를 손가락 외골격 기구의 구동기로 사용하고자 한다. 상대적으로 적은 전력을 사용하는 IPMC 는 전압을 가하면 변형을 일으키는

복합체로 힘과 변위를 발생시킨다. 이러한 특성을 가진 IPMC 를 손가락 외골격 기구의 구동기로 사용함으로써 기존 연구에서 사용된 구동기보다 더 적은 전력을 소모하고 보다 작고 가벼운 손가락 외골격 기구를 개발하고자 한다. 또한 외골격 기구의 성능 향상을 위한 다양한 해석을 수행하기 위하여 외골격 기구에 대한 동적 모델을 개발하고자 한다.

2. IPMC 의 성능측정

본 연구에서 IPMC 는 손가락 외골격 기구의 구동기로 사용되므로 외골격 기구의 구동을 위해 요구되는 힘과 변위를 IPMC 가 출력할 수 있는지 검토하기 위하여 성능측정 실험을 수행하였다.

IPMC 의 힘과 변위 측정실험은 Fig. 1 과 같이 수행되었다. IPMC 에 전원 공급장치(60V, 5A, 100W)로 3V 의 전압(소모전류 0.2~0.34 A)을 가하고 IPMC 끝 단에 힘센서(CBCL-600G / (주)큐리오텍, 측정범위 0~600gf, 측정단위 0.02gf)를 설치하여 IPMC 끝 단에서 발생하는 구동력을 측정하였다. 또한 IPMC 끝 단에 힘센서를 제거하고 카메라(Dino-Lite Plus AM313/AnMo Electronics Corporation, 초당 15 장 촬영)로 IPMC 의 변형과정을 촬영하여 IPMC 끝 단의 변위를 측정하였다.

IPMC 구동체의 효율적인 크기를 결정하기 위해 IPMC 를 세 종류의 크기(50x1x20mm, 40x1x20mm, 30x1x20mm)로 나누어 3V 의 전압을 주어 실험을 수행 하였다. Fig. 2 의 결과를 보면 IPMC 의 길이가 감소할수록 구동력이 증가하는 것을 볼 수 있다. 또한 가장 큰 구동력은 25gf (표준편차: 3.50) 정도 발생했다. 하지만 이 정도의 구동력으로는 외골격이 두 점 집기 작업을 수행하기 어렵다.

부족한 IPMC 의 구동력을 보완하기 위해 Fig. 3 과 같이 여러 겹의 IPMC 를 중첩시키는 방법을 사용하였다. 각각의 IPMC 에는 독립적인 전원을 공급해야 하므로 각 IPMC 사이의 합선을 방지하기 위해 절연 부를 삽입했다. 그리고 실험을 통해서 힘의 효율이 가장 좋은 IPMC 의 개수를 6 개로 선정하였고 6 겹의 IPMC 끝 부분을 실로 약하게 묶어서 각 IPMC 사이에 미끄러짐이 가능하도록 하였다. 6 겹 중첩시킨 IPMC 에 3V 의 전압을 가한 후 구동력을 측정한 결과 Fig. 4 에서 보여지듯 이 한 겹의 IPMC 에 비해서 상당히 큰 구동력

(91.31gf)이 발생되었고 어느 정도의 두 점 집기 작업을 수행할 수 있는 구동력이 출력되었다.

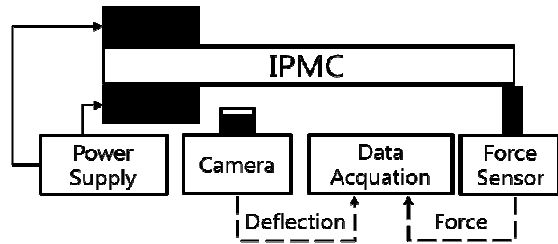


Fig. 1 Experimental setup for measuring IPMC blocking force and deflection

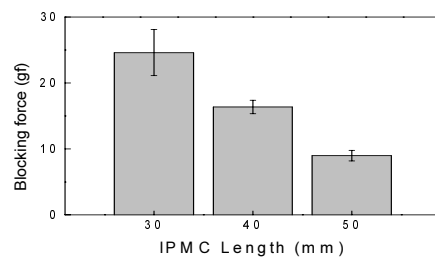


Fig. 2 Experimental data of IPMC blocking force

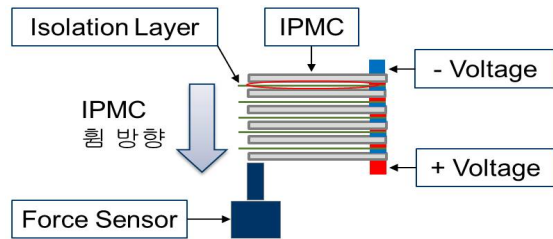


Fig. 3 Experimental setup for measuring the overlapped IPMC blocking force

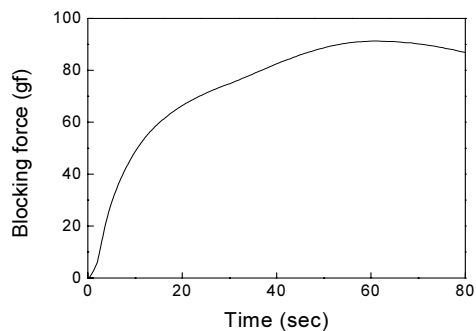


Fig. 4 Experimental data of overlapped IPMC blocking force

3. 외골격 기구 및 손가락 모형 제작

손에 착용하는 외골격 기구의 길이는 Table 1 과 같이 측정된 여러 명의 손가락 길이의 평균을 사용하였다. IPMC 구동체의 길이는 Table 1 에 나타난 각 지골 길이의 평균인 30mm 로 결정하였다.

Fig. 5 는 외골격 기구의 각 구성품들을 보여준다. 1 번은 반지 형태로 손가락에 IPMC 구동체를 고정하는 고정부, 2 번은 손가락의 초기 위치에 IPMC 구동체의 각도를 맞추기 위한 축, 3 번은 IPMC 중첩시 IPMC 길 부분의 백금 전원부의 합선을 막기 위한 절연부, 4 번은 IPMC 구동체, 그리고 5 번은 IPMC 에 전원을 전달 하고 IPMC 를 지지해주는 전원 공급부를 나타낸다.

외골격 기구의 성능 평가를 위해서 Table 1 의 길이를 사용하여 Fig. 6 과 같은 손가락 모형을 제작하였다. 그림의 좌측은 베어링 등 손가락 모형의 구성품을 나타내고 우측은 조립된 3 자유도의 검지 손가락 모형을 나타낸다.

Fig. 5 의 외골격 기구를 이용하여 손가락 모형의 두번째 관절을 구동할 경우 다음과 같이 외골격 기구를 손가락 모형에 장착한다. 검지 손가락 모형의 첫 번째 지골에 Fig. 5 의 1 번 반지모양의 고정부를 착용하여 고정한 후 4 번 IPMC 끝 단 부분과 손가락 모형 끝 부분을 테이프로 연결한다.

Table 1 Average length of Index finger for 32 people

Phalanx	1st	2nd	3rd
length(mm)	42.6	24.0	20.8

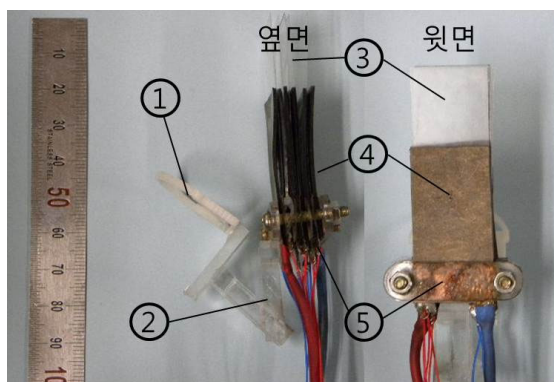


Fig. 5 Finger exoskeleton using polymer actuator

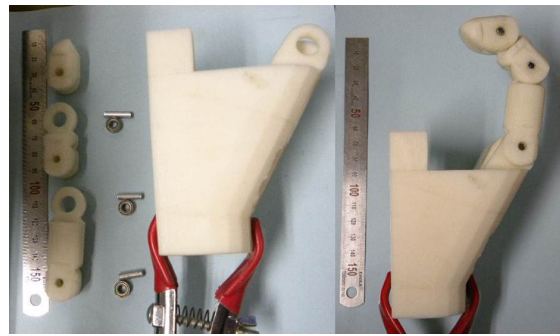


Fig. 6 Index finger dummy

4. 손가락 외골격 기구의 성능 평가

본 연구에서는 3 자유도 외골격 기구의 성능 평가에 앞서 1 자유도 외골격 기구의 성능평가를 수행하였다. 1 자유도 외골격 기구의 성능 평가를 위해서 손가락 모형의 첫 번째 관절(Metacarpophalangeal joint : MCP)과 세 번째 관절(Distal interphalangeal joint : DIP)을 고정시킨 후 두 번째 관절(Proximal interphalangeal joint : PIP)만 움직이도록 검지 손가락 모형을 구성하였다.

IPMC 기반의 외골격 기구를 착용한 검지 손가락 모형의 집기 힘을 측정하기 위하여 Fig. 7 과 같이 손가락 끝부분에 힘센서를 위치시킨다. 외골격 기구에 3V 의 전원을 가하여 검지 손가락 모형의 끝 단 힘을 측정한 결과 Fig. 8 과 같이 최대 힘 73gf 의 집기 힘이 발생하였다.

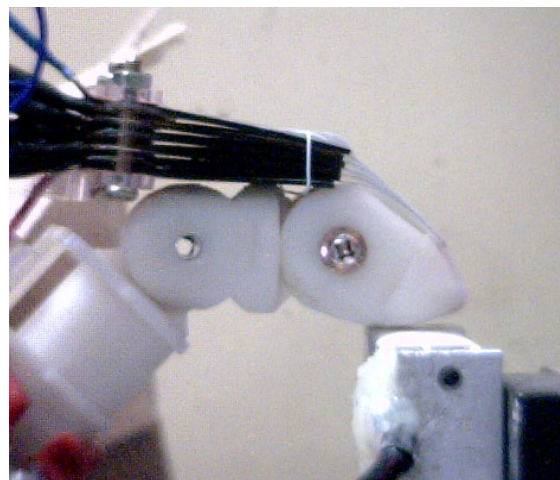


Fig. 7 Finger exoskeleton and dummy performing tip pinch task

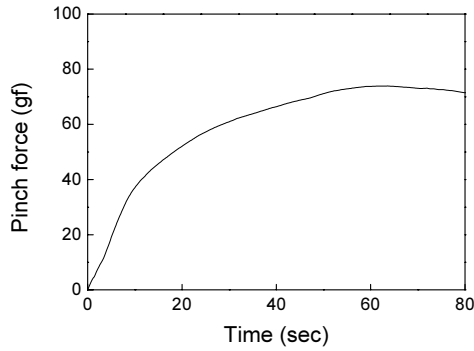


Fig. 8 Experimental data for tip pinch force of dummy with finger exoskeleton

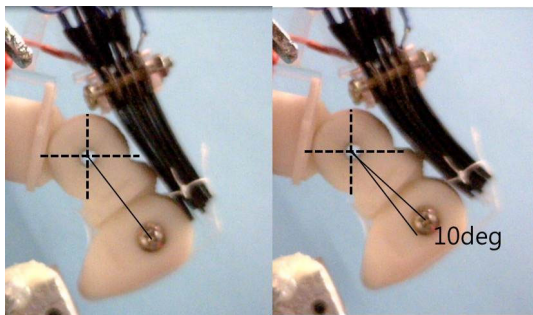


Fig. 9 Finger exoskeleton and dummy performing raising task

외골격 기구의 동특성 및 작동 범위를 알아보기 위해서 IPMC 를 반대 방향으로 움직여 손가락 모형을 들어올리는 실험을 하였다. 실험결과 Fig. 9 의 우측에서 보여지듯이 손가락 모형의 PIP 관절은 10.57deg 이동하였다.

5. 외골격 기구의 동역학적 모델

외골격 기구에 대한 다양한 해석을 수행하기 위하여 이전 연구⁸ 를 바탕으로 외골격 기구와 손가락 모형에 대한 동역학적 모델을 구성하였다. 앞의 실험에서 사용된 외골격 기구와 동일한 자유도를 구현하기 위하여 Fig. 10 과 같이 MCP 와 DIP 관절은 고정되었고 PIP 관절은 움직인다.

구성된 동역학적 모델을 검증하기 위하여 실험에서 수행된 두 점 집기 작업과 손가락 들어올리기 작업에 대한 시뮬레이션을 수행하였다. 외골격 기구의 길이는 Table 1 의 값을 사용하였고 질량은 제작된 외골격 기구의 각 부품들을 전자저울 (MW120/(주)카스, 1 눈금 값 0.01g, 사용 범위

0.4g~120g)로 측정하여 사용하였다.

Fig. 11 은 구동기가 손가락 모형에 중력방향으로 힘을 가하는 경우의 시뮬레이션 결과이고, Fig. 12 는 중력의 반대방향으로 손가락 모형을 구동할 경우의 시뮬레이션 결과를 나타낸다. Fig. 11(a)는 IPMC 구동기에 의해 발생하는 구동력을 나타내고, Fig. 11(b)는 힘센서에서 측정되는 집기 힘을 나타낸다. 그림에서 볼 수 있듯이 모델에서 계산된 집기 힘은 실험결과와 어느 정도 유사한 특성을 보인다.

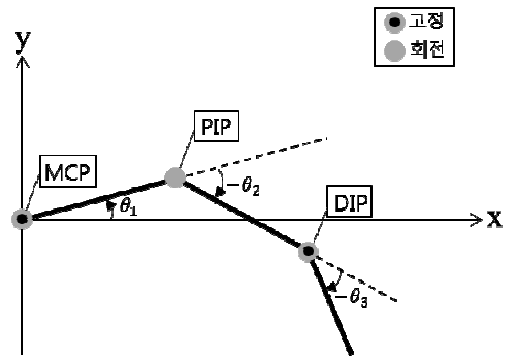
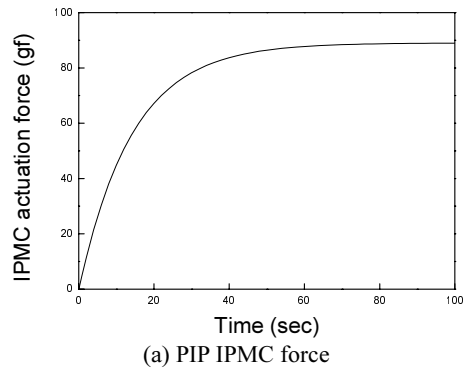
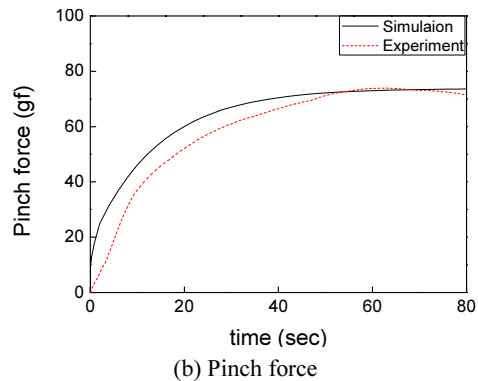


Fig. 10 Reference frame for joint angle of index finger



(a) PIP IPMC force



(b) Pinch force

Fig. 11 Simulation results for pinch task

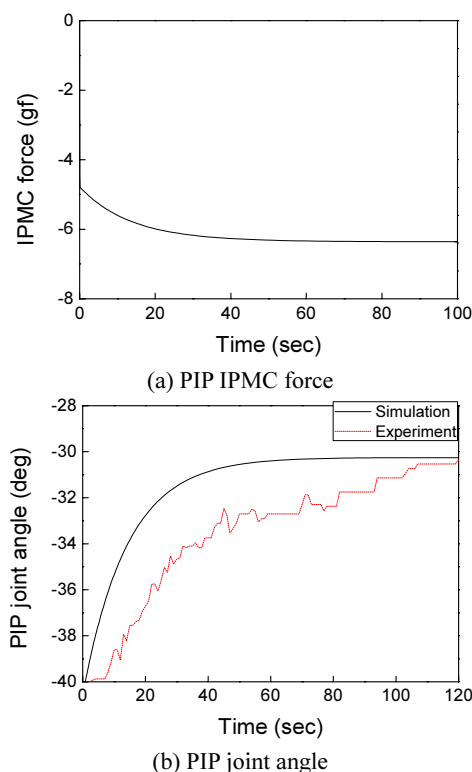


Fig. 12 Simulation results for raising task

손가락을 들어올리는 작업에 대한 시뮬레이션 결과를 나타내는 Fig. 12(a)는 IPMC 구동기에 의해 발생하는 구동력을 나타낸다. 중력의 반대방향으로 외골격 기구를 들어올리는 경우에는 Fig. 12(a)와 같이 IPMC 구동기의 힘이 약 -6gf 로 두 집 집기 작업의 경우와 달리 작은 값을 보인다. 이러한 현상은 IPMC 의 구동력이 IPMC 를 변형하는데 대부분 사용되었기 때문인 것으로 분석된다. Fig. 12(b)는 PIP 관절 각도의 변화를 나타낸다. 그림에서 실험결과와 시뮬레이션 결과를 비교해 보면 두 결과가 어느 정도 유사한 경향성을 보이는 것을 볼 수 있다.

6. 결론

본 연구에서는 73.0gf 의 집기 힘을 만들어 내고 10.57deg 만큼 움직이는 IPMC 기반의 1 자유도 외골격 기구를 개발하고 손가락 모형을 제작하여 외골격 기구의 시험을 용이하게 수행할 수 있도록 하였다.

또한 외골격기구의 설계 개선을 위한 다양한 해석을 수행하기 위하여 외골격기구와 손가락터미로 이루어진 동역학적 모델을 구성하고 실험결과를 통하여 모델을 검증하였다.

본 연구에서 수행된 1 자유도 외골격 기구에 대한 실험을 기반으로 추후에는 더 큰 구동력을 발생하는 IPMC 를 이용하여 3 자유도의 외골격 기구를 제작하고자 한다.

후 기

이 논문은 2011 년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2011-0020937).

참고문헌

1. Wang, J., Li, J., Zhang, Y., and Wang, S., "Design of an Exoskeleton for Index Finger Rehabilitation," 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS, pp. 5957-5960, 2009.
2. Wege, A. and Zimmermann, A., "Electromyography Sensor Based Control for a Hand Exoskeleton," Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, pp. 1470-1475, 2007.
3. Lucas, L., DiCicco, M., and Matsuoka, Y., "An EMG-controlled hand exoskeleton for natural pinching," Journal of Robotics and Mechatronics, Vol. 16, No. 5, pp. 482-488, 2004.
4. Lee, J. H., Oh, J. S., Jeong, G. H., Lee, J. Y., Yoon, B. R., Jho, J. Y., and Rhee, K., "New computational model for predicting the mechanical behavior of ionic polymer metal composite (IPMC) actuators," International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, Vol. 12, No. 4, pp. 737-740, 2011.
5. Kim, H. I., Kim, D. K., and Han, J. H., "A Study on Mechanical Properties of IPMC actuators," The Korean Society for Composite Materials, Vol. 20, No. 3, pp. 50-54, 2007.
6. Johnson, T. and Amirouche, F., "Multiphysics modeling of an IPMC microfluidic control device," Microsystem Technologies, Vol. 14, No. 6, pp. 871-879, 2008.
7. Park, H. S., Lee, J. Y., Jho, J. Y., and Rhee, K.,

- “Analysis of an Active Catheter Using Thermal Equivalent Modeling of IPMC,” *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 24, No. 12, pp. 36-41, 2007.
8. Kim, Y. J., Jeong, G. H., Rhee, K., and Lee, S. J., “Dynamic Analysis of Finger Joint Torque for Tip Pinch Task,” *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 28, No. 6, pp. 657-662, 2011.