

전기활성 고분자 구동체에 의한 손가락 모형의 집기 운동 분석

Analysis of Pinching Motion of a Finger Dummy Actuated by Electro-active Polymer Actuators

이두원¹, 민민식¹, 이수진¹, 조재영², 김동민³, 이계한^{1,✉}
Doo Won Lee¹, Min Sik Min¹, Soo Jin Lee¹, Jae Young Jho², Dong Min Kim³, and Kyehan Rhee^{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 Univ.)

✉ Corresponding author: khanrhee@mju.ac.kr, Tel: +82-31-330-6426

Manuscript received: 2014.5.10 / Revised: 2014.5.30 / Accepted: 2014.5.31

In order to demonstrate the possibility of applying an ionic polymer metal composite (IPMC) to a finger exoskeleton, pinching motion analysis was performed for a thumb-index finger dummy actuated by IPMC actuators. The IPMC actuators of 5mm in width and 40mm in length with 2.4mm thickness generated 1.52N of blocking force for the applying voltage of 4.0V. Three actuators were installed on the three rotary joint of an index finger, and one actuator was installed on one proximal joint. Positions of each joint and finger tip were recorded on the video camera, and motion was analyzed. Power supply to the index finger actuators preceded power supply to the thumb actuator, and key pinching motion was accomplished in 180s. Tip pinching was accomplished in 135s as power supply to the thumb preceded power supply to the index finger.

Key Words: Ionic Polymer Metal Composite (이온성 고분자 금속 복합체), Exoskeleton (외골격), Pinching (집기), Motion Analysis (동작 분석)

1. 서론

고령 사회로의 진입과 고령 인구의 경제력 상승으로 인해 고령 인구의 일상 생활 및 여가 생활에 대한 관심이 지속적으로 높아지고 있으며, 2010년 이후 년 평균 10% 이상 성장하고 있는 고령 친화 산업은 새로운 시장으로 떠오르고 있다. 노인뿐만 아니라 우리나라의 장애인은 2,500,000명 이상으로 매년 증가하고 있으며, 이 중 뇌 병변 장애는 10% 정도이며, 그 중에서 상지 운동 기능 손상이 50%를 차지하고 있다. 치매, 뇌혈관 질환, 파킨슨병 등 같은 노인성 질환의 후유증으로 전체 환자의 50% 정도가 상지의 편마비 등의 운동 기

능 저하를 나타낸다. 또한 사고로 인한 경추 손상 환자의 대부분이 마비 후유 장애를 가지고 있으며 이 중 반 이상이 손 운동의 기능 손상을 입는다. 현재 고령자 및 장애인의 삶의 질 향상을 위해 기본적인 일상 생활에서의 근 골격 운동 기능의 회복 및 보조의 필요성이 크게 강조되고 있으며, 손가락의 운동 기능이 부족하여 간단한 일상 활동인 펜 집기, 물건 잡기, 컴퓨터 키보드의 타이핑 등이 어려운 환자를 대상으로 손가락의 운동 능력을 보조하기 위한 손가락 외골격의 필요성이 증가하고 있다.

현재 외골격 연구는 인체의 하지에 착용하여 체중을 지탱해주고, 걷기, 뛰기 등과 같은 운동을

뚝거나 재활에 사용되는 외골격과,^{1,3} 인체의 상지에 착용하여 손과 팔을 이용한 움직임에 도움을 주고 마비환자, 손에 힘이 부족한 환자, 노인 등을 대상으로 재활 및 근력 운동에 이용되는 외골격이 연구되고 있다.⁴ 상지 외골격에는 팔을 지탱해 주며 움직임을 돕는 외골격⁵과 손가락에 착용하여 집기 동작과 같은 일상 생활의 기초 운동을 돕는 외골격이 있다. 또한, 외골격은 환자나 노약자를 대상으로 상하지의 재활 훈련을 목적으로 하는 외골격과 상하지로 행하는 일상 작업을 보조하기 위해 착용하는 외골격으로 구분 할 수 있다. 재활에 사용 되는 외골격은 그 목적이 재활에 있으므로 대부분이 큰 힘을 만들어 낼 수 있는 전기 모터를 이용하거나,⁶⁻¹⁰ 공압 구동체^{11,12}를 이용하여 비교적 큰 힘을 발생하는 외골격을 개발하여 재활 훈련 목적으로 사용되고 있다. 위와 같은 구동체들은 큰 힘을 만들어 낼 수 있다는 장점을 가지고 있지만 크고 무거우므로 사용자의 착용에 불편하다는 단점을 가지고 있다. 최근에는 이러한 단점을 해결하기 위해 가볍고 유연하며 적은 전력으로도 구동이 가능한 전기 활성 고분자 구동체¹³⁻¹⁶를 손가락 운동을 보조하는 외골격의 구동체로 활용하는 연구가 진행되고 있다. 이온성 고분자는 큰 힘을 발생하기 어려우나, 소형 경량화가 가능하며 사용 전력 및 전압이 낮아 손가락 운동의 보조하는 손가락 외골격에 활용 가능성이 높다.

본 연구에서는 이온성 고분자 금속 복합체를 이용한 손가락 검지, 엄지 외골격의 집기 작업 활용 가능성을 확인하기 위하여, 엄지 및 검지 손가락 모형 (dummy)을 제작하고 이에 외골격을 장착하여 손가락 모형의 끝 단 및 열쇠 집기 운동을 분석하였다.

2. 방법

2.1 전기활성 고분자 구동체

본 연구에서는 비교적 낮은 구동 전압 (1V ~ 4V)에서도 큰 변위를 발생하는 유연성을 가진 전기활성 고분자의 일종인 이온성 고분자 금속 복합체 (Ionic Polymer Metal Composites: IPMC)를 사용하였다. IPMC는 전도성 고분자의 표면에 금속 전극을 형성시켜 고분자 금속 복합체를 제조한 후, 양면의 금속 전극에 전압을 인가하면 고분자 내부에 존재하는 양이온은 음으로 하전된 IPMC의 전극 방향으로 이동하게 되고, 이때 물 분자는 양이온

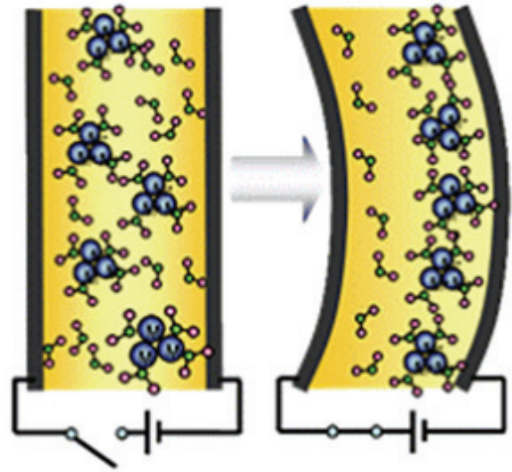


Fig. 1 Schematic diagram of bending and deformation of an IPMC actuator. Positive ions carry the water molecules towards the cathode

과 함께 음으로 하전된 전극 방향으로 이동하여 물 분자의 양을 증가시킨다(Fig. 1). 따라서 음으로 하전된 전극 주변의 고분자는 부피 팽창을 하고, 양으로 하전된 전극 주변의 고분자는 수축하여 굽힘 변형이 일어난다. 본 연구에서는 고분자 구동체의 굽힘 변형으로 발생하는 힘을 구동력으로 활용하여, 손가락 모형의 관절에 회전 운동을 발생 시켰다.

고분자 구동체는 200마이크론 두께의 이온성 고분자 필름을 가열 및 가압하는 열적층법을 사용하여 원하는 두께의 구동체를 제조하고, 제조된 구동체의 표면에 백금을 증착하여 고분자 금속 복합체를 제작하였다.^{17,18} 고분자 필름은 이온교환막으로 주로 사용되는 Nafion 필름 (Dupont®, Wilmington, U.S.A)을 사용하였다. 전극의 증착은 고분자의 표면에 잘 집착되어 높은 전기 전도도를 가지며, 고분자와 금속 간 견고한 경계면이 형성되도록 화학적 환원법을 이용하여 백금 전극을 형성하였고, 2회 이상의 증착을 통하여 견고하며 전기 전도도가 우수한 전극을 형성하였다. 제조된 IPMC를 절제하여 너비 20 mm, 두께 2.4 mm, 길이 40 mm의 IPMC 구동체를 제조하였다. 제조된 복합체의 구동 성능 향상을 위하여, 고분자 막을 리튬 양이온(Li⁺)을 사용하여 치환하여 사용하였다.

2.2 이온성 고분자 금속 복합체의 구동력 측정

IPMC 구동체의 구동력은 끝 단 힘 변위에 따

Table 1 Average size of thumb and index finger (N= 32)
See Fig. 3 for the H, L1, L2, L3, L4, L5

N=32		Average (mm)					
		H	L1	L2	L3	L4	L5
Age	20~28	49.6	42.6	24	20.8	27.8	31.6

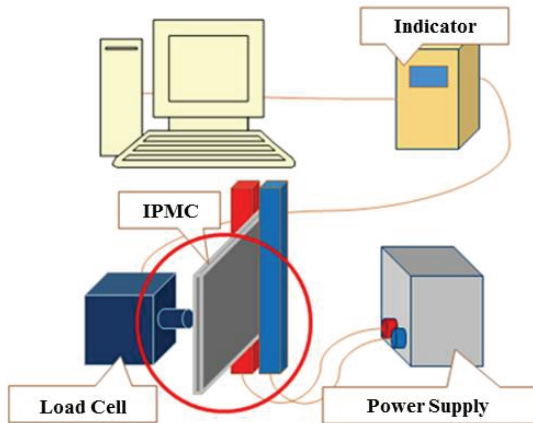


Fig. 2 Blocking force measurement system

라 감소하며, 최대 구동력은 끝 단 부분의 변위를 구속할 때 발생하며, 이때 측정된 힘이 blocking force이다. Blocking force를 측정하기 위해서, 20 × 2.4 × 40mm의 크기를 가진 IPMC 구동체의 끝 단에 하중 센서 (NICOM Ltd 2002, Korea)를 위치 시키고 구동체에 4볼트의 전압을 직류 전압 장치 (Intech, IT6720, Korea)를 사용하여 인가하였다. IPMC 구동체의 한 끝 단을 전원 공급부에 고정 한 후, 구동체의 다른 끝 단의 굽힘 방향에 하중 센서를 위치 시켜 구동체가 발생하는 blocking force를 측정 하였다. Blocking force를 측정하기 위한 전원 공급부와 측정 장치는 Fig. 2에 나타나있다.

2.3 손가락 모형

손가락 모형의 제작을 위해 총 32명의 성인 남성 (평균 연령 27 세)의 엄지와 검지의 길이를 측정 하였다(Table 1). 여기서 L1, L2, L3는 검지의 첫 번째, 두 번째, 세 번째 마디의 길이이며, L4, L5는 검지의 첫 번째, 두 번째 마디 길이이다. H는 엄지의 첫 번째 관절 (metacarpal-proximal phalangeal (MPP) joint)과 검지의 첫 번째 관절 (metacarpophalangeal (MCP) joint)과의 거리이다(Fig. 3). 측정된 길이를 근거로 손가락 모형을 3D 프린터(Project 1500, 3D Systems, U.S.A.)를 이용하여 제작하였다. 각 관절은

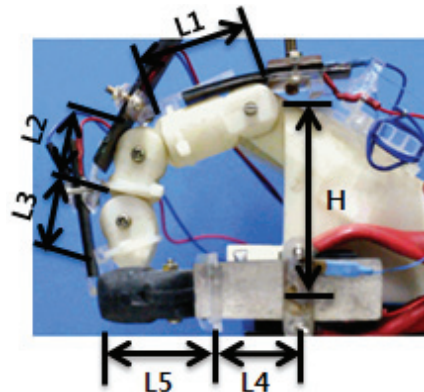


Fig. 3 The thumb and index finger dummy equipped with IPMC actuators. The index finger has three actuators and the thumb has one actuator

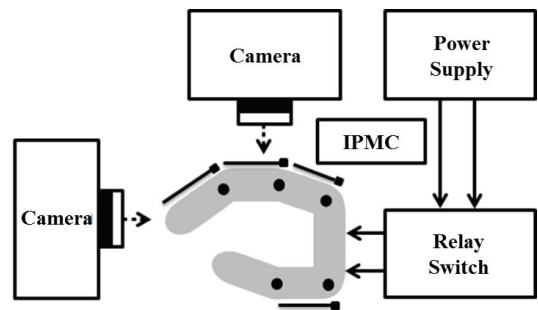


Fig. 4 Schematic diagram of motion analysis system and finger exoskeleton system

베어링으로 연결하여 회전 가능한 검지 손가락은 3 자유도를 가지며 엄지 관절은 첫 번째 MPP관절 만 1자유도를 갖도록 모델을 제작하였다. 각 관절에는 한 개의 IPMC 구동체를 장착하여 네 개의 관절이 회전 조인트로 연결된 외골격이 장착된 손가락 모형을 구성하였다.

2.4 집기 운동 분석

외골격을 착용한 손가락의 구동 특성을 측정하기 위한 실험으로 비디오 카메라 (EOS 60D, Canon, Japan) 시스템을 통해 정면과 상단에서 영상 촬영 하였다(Fig. 4). 총 네 개의 IPMC (20 × 2.4 × 40mm)를 구동체로 사용하여 검지 외골격에 세 개의 IPMC와 엄지 외골격에 한 개의 IPMC를 장착 하였다. 엄지 및 검지에 장착된 구동체는 각 각 별도의 전압 공급 장치에 연결되어 있으며, 검지의 세 구동체는 동시에 전압이 인가되거나 꺼지도록

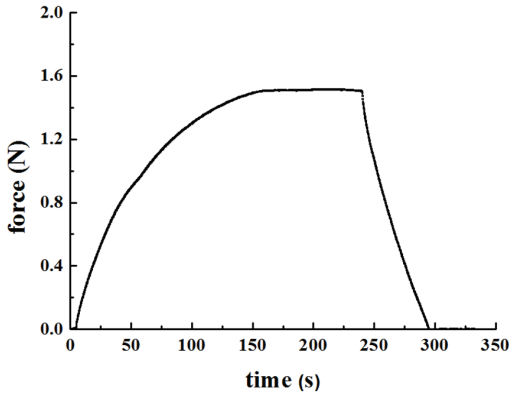
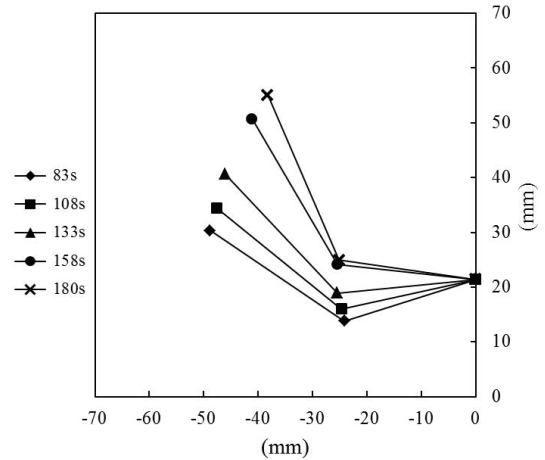


Fig. 5 Measured blocking force of an IPMC actuator (5 × 40 × 2.4 mm)

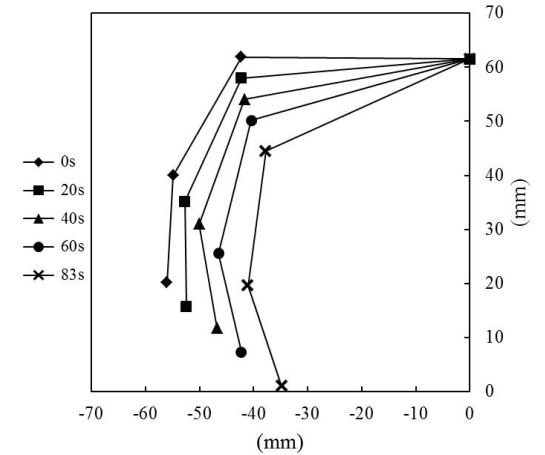
구성되어 있다. 전원을 인가하지 않은 중립 상태에서 역 전압을 인가하여 신장 (extension) 동작을 실행한 후 4볼트의 전압을 인가하여 굽힘(flexion) 동작을 실행하였다. 열쇠 집기 (key pinch)와 끝 단 집기 (tip pinch)의 두 가지 집기 운동을 수행하도록 엄지 및 검지에 인가되는 전원의 시차를 조정하였다. 열쇠 집기는 엄지의 바닥 (palmar) 면이 검지의 내측 (adductive) 면과 접촉하여 집기 작업을 수행하는 동작이며, 끝 단 집기는 검지의 바닥면이 엄지의 내측 면과 접촉하여 집기 운동을 수행하는 동작이다. 카메라의 영상에서 검지손가락의 첫번째 관절 (MCP), 두번째 관절 (proximal interphalangeal (PIP) joint), 세번째 관절 (distal interphalangeal (DIP) joint), 손가락 끝 단의 중심 위치와 검지손가락의 첫번째(MPP) 관절과 손가락 끝 단의 중심 위치에 마커를 장착하여 영상에서 각 마커의 위치를 기록하였다.

3. 결과 및 토론

제작된 IPMC 구동체 (20 × 2.4 × 40 mm)의 고정된 전극에서 4볼트의 직류 전원이 가해진 후 계속 일정하게 유지되었다. 구동체의 자유 끝 단에 하중 센서가 위치하여 구동체의 휨 변형을 구속하였고, 이때 측정되는 힘(blocking force)을 시간에 따라 기록하였다. 시간에 따라 힘은 점차 증가하여 100 초 이후에 1.52 N 정도의 blocking force를 발생하였고 이후 후 약 230 초까지 더 이상 증가하지 않았다. 전원을 끄면 측정된 힘은 60초 이내에 점차 감소하였다(Fig. 5). 집기 작업 전 신장을 모사하기



(a) Thumb



(b) Index finger

Fig. 6 Positions of joints and tips of the fingers at different times for key pinching

위해 굽힘 운동을 위한 전압 인가의 반대 방향으로 (역 전압) 엄지 및 검지에 장착한 구동체에 180 초 동안 전압을 인가하였다. 손가락 모형을 완전 신장 후 열쇠 집기 작업을 수행하기 위해 검지 외골격에 먼저 4볼트의 전압을 인가하여 굽힘 동작을 수행하였고, 검지의 굽힘 운동은 83 초 후에 완료되었다. 이후 엄지 외골격에 4볼트의 전압을 인가하여 97초 동안 굽힘 동작을 수행하였다. 검지 외골격에 전압을 인가하고 83초 후에 엄지에 전원을 인가했을 시 4 자유도의 손가락 모형의 열쇠 집기 동작을 구현할 수 있으며 총 180초의 시간이 소요되었다. Fig. 6은 시간에 따른 검지 손가락의 MCP 관절, PIP 관절, DIP 관절, 손가락 끝 단

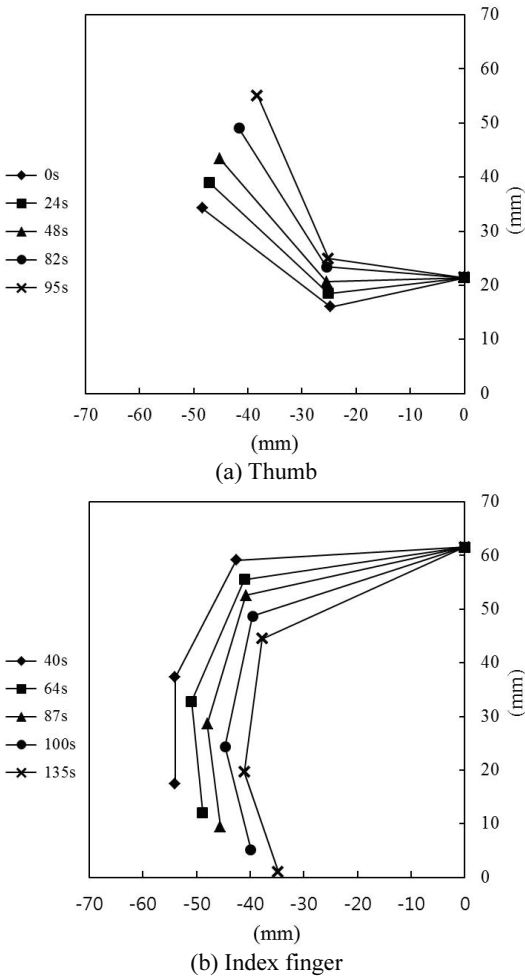


Fig. 7 Positions of joints and tips of the fingers at different times for tip pinching

의 마커의 위치와 검지손가락의 MPP 관절과 끝 단의 마커의 위치를 나타낸다. 검지 및 엄지에 장착된 구동체에 인가하는 전압의 시차가 80초 보다 적을 경우, 엄지 손가락 끝 단의 움직임이 빨라서 엄지손가락 바닥이 검지 손가락 내측 면과 접촉하는 열쇠 집기 동작이 이루어지지 않았다.

끝 단 집기 작업 전 신장을 모사하기 위해 굽힘 운동을 위한 전압 인가의 반대 방향으로(역 전압) 엄지 및 검지에 장착한 구동체에 전압을 인가하였다. 완전 신장 후 끝 단 집기 동작을 수행하기 위해 엄지 외골격에 95초 동안 4볼트의 전압을 인가하여 굽힘 동작을 수행하였고, 검지 외골격에는 엄지 외골격에 전원을 인가한 후 40초 이후부

터 135초까지 4 볼트의 전압을 인가하여 굽힘 동작을 수행하였다. Fig. 7은 시간에 따른 검지 손가락의 MCP 관절, PIP 관절, DIP 관절, 손가락 끝단의 마커 위치와 검지손가락의 MPP 관절과 끝 단의 마커 위치를 나타낸다. 엄지 및 검지의 굴곡 운동에는 85초에서 95초정도의 시간이 소요되었으며, 엄지 및 검지 손가락의 구동체에 전원을 인가하는 시차를 조절하여서 검지 굽힘 운동 후 엄지가 굽힘을 시작하는 열쇠 집기 운동과 엄지 손가락의 굽힘 후 검지가 굽힘을 시작하는 끝 단 집기 운동을 수행할 수 있었다.

이온성 고분자 금속 복합체는 전력 소비가 적고 경량이어서 소형 구동체로 적합하므로, 비교적 하중을 크게 요구하지 않는 손가락 운동을 보조하는 외골격의 구동체로 사용 가능성이 높다. 본 연구에서는 이온성 고분자 복합체의 굽힘 운동을 이용하여 손가락의 운동을 보조하는 외골격의 개발을 위해, IPMC 구동체를 손가락 모형에 장착하여 두 종류의 집기 작업을 구현하였고, 그 운동 특성을 2개의 카메라에 기록된 영상 자료를 이용하여 분석하였다. 본 연구에서 사용된 IPMC는 두께가 200 μ m 의 Nafion 필름을 이용하여 제작하였다. 이 필름은 전원 인가에 대한 구동의 응답 속도가 빠르고 적은 전압에서도 비교적 큰 변위를 발생할 수 있으나, 굽힘 운동의 구동력이 수십 mN 정도로 작다. 집기(pinching) 및 두드리기(tapping) 등 기본적인 손가락 작업에 필요한 수 뉴톤의 힘을 발생하기 위해, Nafion 필름 12장을 열압착하여 적층하고 백금 전극을 표면에 화학적 환원법으로 제작하였다. 두께의 증가에 따라 구동력 및 구동체의 강성이 강해지나 응답 속도는 느려진다. 본 연구 결과 기본적인 집기 작업에 100초 이상의 시간이 필요하였으므로 구동체의 응답 속도 향상을 위한 연구가 수행되어야 할 것이다. 또한 각 관절의 자유도가 있으며 구동체가 장착되어 있으므로, 각 관절의 구동체에 전원 인가 시간을 조절하여 다양한 집기 운동의 구현이 가능하리라 예상되며, 향후 관련 연구가 수행되어야 할 것이다.

4. 결론

본 연구에서는 이온성 고분자 금속 복합체를 구동체로 이용한 손가락 검지, 엄지 외골격을 제작하고 손가락 모형 (dummy)에 장착하여 집기 작업의 활용 가능성을 확인하였다. 이온성 고분자인

Nafion을 적층하여 고분자 필름을 제조한 후 화학적 환원법을 이용하여 백금전극을 고분자 필름 표면에 침착한 IPMC 구동체를 제작하였다. 두께 2.4mm, 폭 20mm, 길이 40 mm인 구동체는 1.52N의 blocking force를 발생시킬 수 있었다. 성인의 손가락 길이 측정 자료를 근거로 검지에 3 자유도 엄지에 1 자유도를 갖는 손가락 모형을 제작하고, 고분자 구동체를 손가락 모형의 각 관절에 장착하여 손가락 모형의 끝 단 및 열쇠 집기 운동을 수행하였으며, 영상 자료를 이용하여 손가락의 운동을 분석하였다. 엄지 및 검지의 구동체에 인가하는 전원의 시차를 조절하여 열쇠 및 끝 단 집기 작업을 수행할 수 있었다. 열쇠 집기 작업을 위해서는 검지에 83초 먼저 전압이 인가되었으며, 끝 단 집기 작업을 위해서는 엄지에 40초 먼저 전압이 인가되었다. 각각의 작업을 수행하는데 180초 및 135초의 시간이 필요하였다.

후 기

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

REFERENCES

- Pratt, J. E., Krupp, B. T., Morse, C. J., and Collins, S. H., "The RoboKnee: An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance during Walking," Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Vol. 3, pp. 2430-2435, 2004.
- Kazerooni, H., Racine, J.-L., Huang, L., and Steger, R., "On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)," Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 4353-4360, 2005.
- Chu, A., Kazerooni, H., and Zoss, A., "On the Biomimetic Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)," IEEE/ASME Transaction on Mechatronics, Vol. 11, No. 2, pp. 128-138, 2006.
- Gupta, A. and O'Malley, M. K., "Design of a Haptic Arm Exoskeleton for Training and Rehabilitation," IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 11, No. 3, pp. 280-289, 2006.
- Perry, J. C., Rosen, J., and Burns, S., "Upper-limb Powered Exoskeleton Design," IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 12, No. 4, pp. 408-417, 2007.
- Mulas, M., Folgheraiter, M., and Gini, G., "An EMG Controlled Exoskeleton for Hand rehabilitation," Proc. of the 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 371-374, 2005.
- 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.
- Wu, J., Huang, J., Wang, Y., and Xing, K., "A Wearable Rehabilitation Robotic Hand Driven by PM-TS Actuators," Intelligent Robotics and Applications, Vol. 6425, pp. 440-450, 2010.
- Iqbal, J., Tsagarakis, N. G., Fiorilla, A. E., and Caldwell, D. G., "A Portable Rehabilitation Device for the Hand," Proc. of the IEEE Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 3694-3697, 2010.
- 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 IEEE Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 3406-3409, 2010.
- Noritsugu, T., Takaiwa, M., and Sasaki, D., "Development of Power Assist Wear using Pneumatic Rubber Artificial Muscles," Journal of Robotics and Mechatronics, Vol. 21, No. 5, pp. 607-613, 2009.
- Takashima, K., Noritsugu, T., Rossiter, J., Guo, S., and Mukai, T., "Development of Curved Type Pneumatic Artificial Rubber Muscle using Shape memory Polymer," Proc. of the SICE Annual Conference, pp. 1691-1695, 2011.
- Bar-Cohen, Y., "Electro-active Polymers: Current Capabilities and Challenges," Proc. of the SPIE on International Society for Optical Engineering, Vol. 4695, pp. 1-7, 2002.
- Bar-Cohen, Y., "EAP as Artificial Muscles: Progress and Challenges," Proc. of the SPIE on Smart Structures and Materials: Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD), Vol. 5385, pp. 10-16, 2004.

15. Mirfakhrai, T., Madden, J. D. W., and Baughman, R. H., "Polymer Artificial Muscles," *Materials Today*, Vol. 10, No. 4, pp. 30-38, 2007.
16. Deole, U., Lumia, R., Shahinpoor, M., and Bermudez, M., "Design and Test of IPMC Artificial Muscle Microgripper," *Journal of Micro-Nano Mechatronics*, Vol. 4, No. 3, pp. 95-102, 2008.
17. 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.
18. 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. 657-662, 2011.