

<응용논문>

DOI <https://doi.org/10.3795/KSME-A.2017.41.5.415>

ISSN 1226-4873(Print)
2288-5226(Online)

과소 구동 전동의수의 파지력 제어를 위한 햅틱 시스템 개발

임현상* · 권효찬* · 김권희*†

* 고려대학교 기계공학부

Development of a Haptic System for Grasp Force Control of Underactuated Prosthetics Hands

Hyun Sang Lim*, Hyo Chan Kwon* and Kwon Hee Kim*†

* School of Mechanical Engineering, Korea Univ.

(Received June 7, 2016 ; Revised February 1, 2017 ; Accepted February 3, 2017)

Key Words: Prosthetic Hand(의수), Underactuated Mechanism(과소 구동기구), Grasp Force(파지력), Feedback Control(피드백 컨트롤)

초록: 과소 구동 전동의수는 가벼우며 비교적 경제적이란 장점이 있다. 본 연구에서는 적응과지가 가능한 과소 구동 전동의수를 대상으로 경제적인 파지력 제어 시스템을 제안하였다. 근전도 신호로 구동되는 메인 케이블의 장력으로 파지력이 결정되므로 장력에 따라 사용자의 피부에 부착된 진동모터를 구동하는 촉감기반 피드백 시스템을 구성하였다. 진동 신호에 대한 사용자의 감각적 판단을 기반으로 파지력을 추정하고 제어하기 위하여 파지력과 진동 신호 간의 적절한 변환 관계를 수립하고 시제품 성능 시험을 하였다. 최소한의 훈련으로 사용자들은 비교적 정확하게 파지력을 제어할 수 있었다.

Abstract: Underactuated prosthetic hands are relatively light and economical. In this work, an economical grasping force control system is proposed for underactuated prosthetic hands with adaptive grasp capability. The prosthetic hand is driven by a main cable based on a set of electromyography sensors on the forearm of a user. Part of the main cable tension related to grasping force is fed back to the user by a skin-mounted vibrator. The proper relationship between the grasping force and the vibrator drive voltage was established and prototype tests were performed on a group of users. Relatively accurate grasping force control was achieved with minimal training of users.

- 기호설명 -

- K_1 : 더블 스프링 구조 약한 스프링 상수
- K_2 : 더블 스프링 구조 강한 스프링 상수
- L_1 : 파지 전 자석과 홀센서 사이 거리
- L_2 : 파지 후 자석과 홀센서 사이 거리
- F_{max} : 메인 케이블 최대 장력
- V_{max} : 진동 모터 최대 전압
- a : 케이블 장력과 진동모터 전압 변환계수

1. 서론

상지 절단자를 위해 여러 종류의 전동의수가

개발되어왔다. 대표적인 제품은 Touch Bionics 사의 I-Limb,⁽¹⁾ RSL Steeper 사의 Bebionic Hand⁽²⁾와 Otto Bock 사의 Michelangelo Hand⁽³⁾ 등이다. 각 손가락의 개별구동이 가능한 제품은 고가의 소형모터가 다수 필요하며, 동력전달 장치가 복잡하여 제작단가가 매우 높다.⁽⁴⁾ 또한 핸드부가 무거워 사용자가 불편함을 느낄 수 있다.⁽⁵⁾ 이러한 문제점들을 해결하기 위해서 과소 구동(Under-actuated) 전동의수가 개발되었다.⁽⁶⁻⁸⁾ 과소 구동 기구란 기구학적 운동 자유도보다 적은 수의 구동기를 사용하는 기구를 지칭한다. Fig. 1의 KU Prosthetic Hand⁽⁹⁾는 전완부에 하나의 모터를 배치하고 케이블로 적응적 파지를 구현한다.

전동의수의 파지력 제어는 실생활에서 매우 중요하다.⁽¹⁰⁾ 안정적인 파지력 제어를 위해 파지력을

† Corresponding Author, kwonhkim@korea.ac.kr
© 2017 The Korean Society of Mechanical Engineers



Fig. 1 KU Prosthetic Hand⁽⁹⁾

사용자에게 피드백하는 다양한 방법들이 연구되었다.^(11~14) 손가락마다 힘 센서를 부착하고, 진동, 전기 자극, 압력 변화 등을 이용하여 사용자에게 피드백한다. 손가락에 부착된 센서는 부착된 위치의 정확한 파지력 정보를 받을 수 있지만, 물체를 잡을 때 센서가 부착된 위치로 잡지 못하거나 최대하중이 센서 위치에 가해지지 않는다면 잘못된 피드백 정보를 받을 수 있다. 물론 손바닥과 손가락 전부에 센서를 부착하여 해결할 수도 있지만 한정된 공간에 다수의 센서와 전선을 배치해야 하고, 실시간으로 복잡한 정보처리를 해야 하므로 전동 의수에 적용하기가 쉽지 않다.

본 연구에서는 KU Prosthetic Hand와 같이 케이블 방식으로 구동되는 과소 구동 전동 의수를 위한 파지력 제어 시스템을 개발하였다. 우선 KU Prosthetic Hand의 구조와 작동원리를 소개하고, 촉각 기반 파지력 피드백 시스템을 설명한다. 촉각을 햅틱 신호로 변환하기 위한 실험을 고안하고 최종적으로 파지력 제어 시스템의 유용성을 검증한다.

2. KU Prosthetic Hand

KU Prosthetic Hand의 구동기는 전완부에 있으며, Fig. 2의 메인 케이블(main cable)을 윈치에 감는 기능을 수행한다. Fig. 2는 핸드 유닛 내의 케이블 배치를 나타낸다. 메인 케이블이 윈치에 감기면 전체 모빌 구조가 이동하며, 각 손가락 끝에 연결된 케이블이 당겨져 손가락들이 구부러진다. 한 손가락이 쥐고자 하는 물체에 먼저 닿으면 이후에는 다른 손가락들이 추가로 구부러지게 된다. 이러한 작동 원리를 통해 임의의 형상을 쥐는 적응형 파지가 구현된다. 메인 케이블을 풀어주면 리턴 스프링에 의해 손가락들은 다시 펼쳐진다.

KU Prosthetic Hand에는 파지력 제어를 위한 스프링이 메인 케이블과 윈치 케이블 사이에 삽입된다. 이 스프링으로 인해 의수가 물체를 잡은 후 모터를 계속 동작시키면 스프링이 압축되면서 파지력을 점차 증가시켜 파지력을 쉽게 조절할 수 있다는 장점이 생긴다. 또한 이 스프링은 Fig. 3과

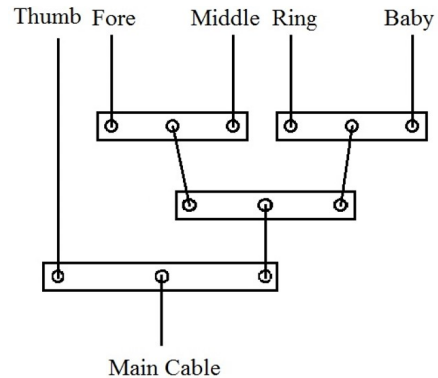


Fig. 2 Cable arrangement for KU Prosthetic Hand

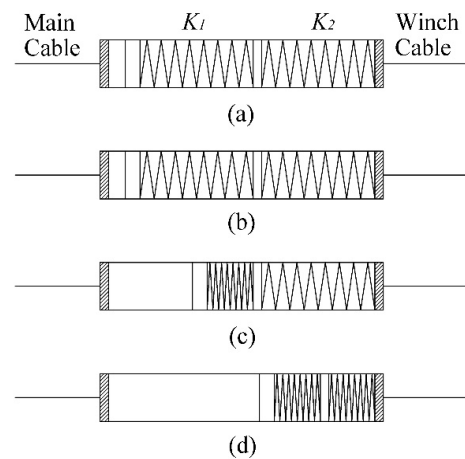


Fig. 3 Double spring mechanism of KU Prosthetic Hand

같은 이중 스프링 구조를 갖고 있다. (a)에서 (b)의 과정은 핸드에 아직 물체를 완전히 잡지 않고 동작되는 상태이다. 때문에 케이블의 장력 변화가 적으므로 스프링의 압축량은 크지 않다. (b)에서 (c)의 과정은 핸드에 물체를 완전히 잡은 후의 상태이다. 물체가 완전히 파지되었으므로 모빌 구조에 연결된 메인 케이블은 더 이상 움직일 수 없다. 이 상태에서 윈치 케이블이 당겨지면 스프링이 압축되기 시작하고 이에 따라 메인 케이블의 장력이 증가한다. 케이블의 장력이 증가하면서 핸드의 파지력도 증가한다. 이 과정에선 스프링 상수가 비교적 작은 K_1 스프링의 변형량이 커서 비교적 작은 수준의 메인 케이블 장력이 형성된다. (c)에서 (d)의 과정은 K_1 스프링이 모두 압축된 후 K_2 스프링이 압축되는 과정이다. 스프링 상수가 비교적 크므로 작은 변형량에도 인장력의 증가율이 커서 메인 케이블에 비교적 높은 수준의 장력이 형성된다. 스프링 상수의 변화는 낮은 파지력 구간에서 미세한 제어가 필요한 사용자와 높은 파지력을 원하는 사용자, 모두를 만족시킬 수 있는

장점이 있다. 이러한 메커니즘은 핸드 가 물체를 쥐고 난 후 구동기를 추가로 동작시킨 시간에 따라 물체를 쥐는 파지력이 조절된다. 사용자는 시각적으로 물체의 파지 여부를 판별하여야 하며 이후 추가적인 구동 시간에 대한 주관적 판단으로 파지력을 제어하게 된다. 따라서 신뢰도 높은 파지력 제어는 어렵다고 볼 수 있으며, 기존 피드백 시스템의 문제점을 극복한 새로운 피드백 시스템이 필요하다.

3. 촉각에 의한 파지력 피드백

모빌 구조를 활용한 적응형 파지는 메인 케이블의 장력을 측정하면 각 손가락의 파지력을 계산할 수 있다. 이를 활용하여 메인 케이블 장력을 측정하고 사용자 피부에 부착된 진동모터를 구동하여 파지력 정보를 사용자에게 전달한다. Fig. 4는 이러한 피드백 시스템의 개념도이다. 사용자가 물체를 쥐겠다고 생각하면, 뇌에서 운동 뉴런을 통해 사용자의 환부의 근육에 신호를 보내주게 된다.⁽¹⁾ 이로 인해 사용자의 선별된 신체 일부에서 근전도 신호가 발생하여 제어장치에 전달된다.⁽²⁾ 제어장치는 사용자의 의도를 파악하고 전동의수의

구동기를 작동시킨다.⁽³⁾ 구동기가 작동하여 윈치가 가동되면 메인 케이블에 장력이 발생하고 장력 센서에 의하여 장력 정보가 제어장치에 전달된다.⁽⁴⁾ 제어장치는 장력 정보에 따라 구동 신호의 수준(주파수)을 결정하고 사용자 피부에 부착된 진동모터(vibrator)를 구동한다.⁽⁵⁾ 사용자는 촉감으로 진동을 감지하고 파지력의 수준을 판단한다.^(6,7)

Fig. 5는 메인 케이블의 장력 측정 기구이다. 이 기구는 메인 케이블과 윈치 케이블 사이에 연결된다. 홀센서(Hall effect sensor)와 영구자석을 이용하여 스프링의 압축 변위를 측정하는 방식이다. 메인 케이블의 장력이 없는 상태에서는 홀센서와 영구자석 간의 거리가 L_1 으로 유지된다. 손가락들이 물체와 접촉하여 완전한 파지가 이루어지면 영구자석과 홀센서의 간격이 증가하기 시작한다. 이때 윈치 케이블이 계속 감기면 스프링이 압축되기 시작하고 홀센서의 신호가 변화한다. 홀센서 신호를 통해 스프링의 압축량을 계산하고 메인 케이블의 장력을 감지할 수 있다. Fig. 6은 홀센서 신호와 메인 케이블 장력 사이의 실험적 관계를 나타내고 있다. 메인 케이블 장력은 각 손가락의 리턴 스프링을 극복하는 성분과 물체의 파지력에 기여하는

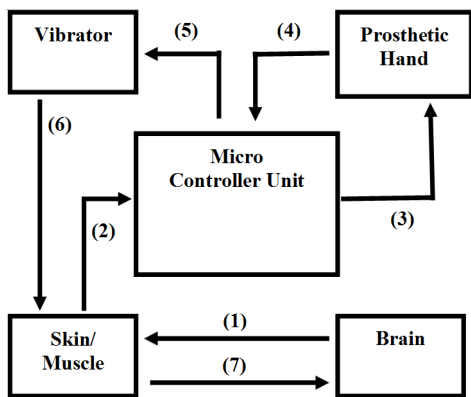


Fig. 4 Grasping force feedback to prosthetic hand user with skin mounted vibrator

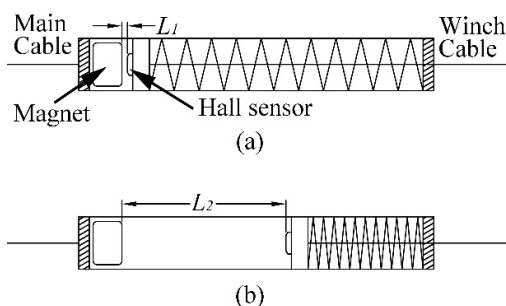


Fig. 5 Main cable tension measurement mechanism

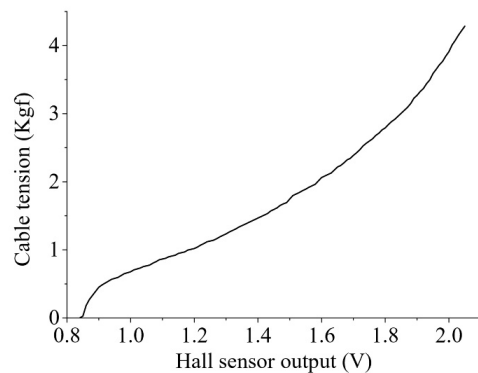


Fig. 6 Cable tension vs. Hall sensor output signal for the mechanism in Fig. 5

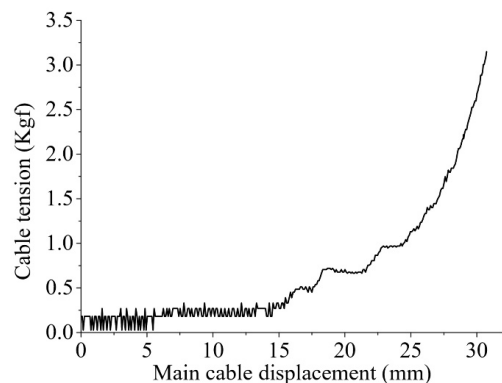


Fig. 7 Main cable tension for empty hand finger flexion

성분으로 구성된다. 사용자에게는 과지력에 기여하는 성분만을 피드백해야 한다. Fig. 7은 핸드가 아무 물체도 쥐지 않았을 때 윈치 케이블의 변위와 장력의 관계를 나타낸다. Fig. 6 및 Fig. 7로부터 윈치 케이블의 구동 변위와 홀센서 신호를 기반으로 메인 케이블 장력 중 과지력 성분을 추정할 수 있다.

과지력이 정해지면 이 정보를 사용자에게 전달하여야 한다. 구동 전압에 따라 주파수가 변동하는 진동모터를 사용하였다. 인간의 체감 수준은 자극 신호에 대하여 선형적이지 않다는 Weber의 법칙이 알려져 있다.⁽¹⁶⁾

$$\frac{\Delta Y}{Y} = C \tag{1}$$

여기서 Y 는 자극의 크기를 나타내고 C 는 상수이다. 식 (1)에 의하면 진동이 강할수록 더 큰 변화가 있어야 사용자가 같은 수준의 변화로 인식한다. 과지력에 대하여 비선형적인 구동 전압을 진동모터에 인가하면 사용자가 과지력의 변화를 선형적으로 느낄 수 있다.

$$Y = \frac{V_{max}}{F_{max} e^{aF_{max}}} X e^{aX} \tag{2}$$

X 는 과지력이며 Y 는 진동모터에 가해지는 구동 전압을 나타낸다. F_{max} 는 과지력의 최댓값을 나타내고 V_{max} 는 모터에 가해질 수 있는 최대 전압을 나타낸다. 변환계수 a 값에 따라 함수의 형태가 Fig. 8에 보인 것처럼 변화한다.

메인 케이블 장력 중 과지력 성분이 정해지면 식 (2)에 의하여 진동모터에 가해질 전압이 결정되고, 사용자에게 과지력 정보가 전달된다. 여기

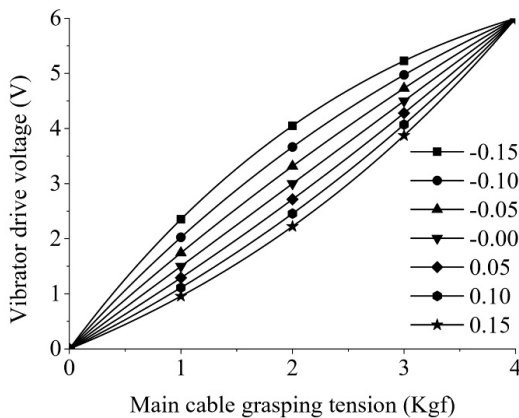


Fig. 8 Vibrator drive voltage vs. grasping tension of main cable (Y vs. X in equation (2))

서, 식 (2)의 a 값에 따라 같은 과지력에서도 사용자에게 전달되는 진동의 세기가 달라진다. 개인의 감각적 차이에 따라 적절한 a 값이 다를 수 있다고 생각된다. 어떤 a 값에서 과지력이 적절하게 전달되는지 실험을 통하여 결정된다.

4. 실험

실험의 목적은 촉감 기반의 과지력 제어 방식의 타당성을 알아보고 식 (2)의 변환계수 a 의 적절한 값을 찾는 데 있다. 실제의 과지력과 사용자의 추정치가 가장 근접하는 a 의 값을 찾는다.

4.1 실험 방법

Fig. 9는 진동의수가 약력 계측기를 과지하고 있는 모습이다. Fig. 10은 Fig. 4의 개념을 구현한 실험 세트이다. 소개한 KU Prosthetic Hand의 이중 스프링 기구(Fig. 3)를 Fig. 5에 보인 장력 감지기구로 교체하여 사용하였다. 약력계는 0에서 10N까지 0.01N의 분해능을 가지고 있다. 제어기는 Atmel사의 ATmega328이며, HAYNYOUNG NUX사의 광

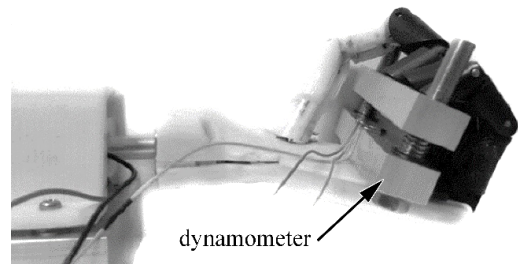


Fig. 9 Prosthetic hand with grasping force dynamometer

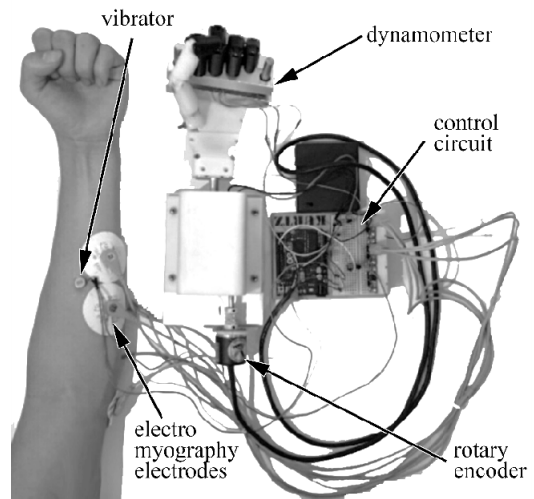


Fig. 10 Test setup for grasp force control with modified KU Prosthetic hand

Table 1 Measured grasping force vs. target force for one of the five participants

<i>a</i> Eq.(2)	2N	4N	6N	8N	10N
-0.15	0.83	1.78	3.39	5.20	10
-0.10	1.01	2.14	3.97	5.88	10
-0.05	1.21	2.51	4.52	6.46	10
0	1.43	2.91	5.05	6.91	10
0.05	1.71	3.34	5.50	7.31	10
0.10	1.98	3.74	5.93	7.61	10
0.15	2.29	4.15	6.28	7.56	10

학식 엔코더(분해능 1도)를 사용하였다. EMG 센서와 신호 증폭기는 Advanced Technologies 사의 제품을 사용하였다. 진동모터는 Precision microdrives 사의 10mm 직경 디스크형으로 구동 전압의 범위는 0V에서 6V 사이이며 구동 전압에 비례하여 주파수가 250Hz까지 변화한다. 진동 모터는 쥘 때 사용하는 표면 주동근인 flexor digitorum superficialis에 부착한다. 실험은 24세에서 28세 사이의 성인 5명을 대상으로 수행되었다.

실험 순서는 다음과 같다. 첫째로, 진동의수가 10N의 힘으로 악력계를 파지할 때 피드백 모터의 진동을 10초간 5회 10초의 간격을 두고 실험자에게 가한다. 그 다음 식 (2)의 변수 *a*를 -0.15로 설정한 후 사용자는 의수를 동작시킨다. 이때 사용자는 진동모터의 진동의 세기를 통해 의수가 계측기를 2N, 4N, 6N, 8N 10N으로 파지하고 있다고 느껴지는 시점에서 파지력을 기록한다. 이 과정을, 10회 반복한 후 계측된 파지력 값의 평균값을 계산한다. 한 과정마다 1분씩 휴식을 갖는다. 변수 *a*를 0.05씩 0.15까지 변화 시키면서 이러한 과정을 반복 수행한다.

4.2 실험 결과 및 토의

다섯 명의 실험 결과 중 하나를 Table 1에 수록하였다. 목표 파지력 2N, 4N, 6N, 8N, 10N에 대하여 실험자가 추정하여 가한 실제의 파지력을 여러 *a* 값에 대하여 정리한 것이다. 변환계수 *a*의 값에 따라 파지력의 목표치와 실제 파지력 사이의 오차가 크게 변화하고, 이 값은 사용자마다 차이를 보인다. Fig. 11은 실험자 5명의 *a*값에 따른 오차율을 그래프로 나타내었다.

Table 2는 다섯 명의 피험자에 대하여 예상되는 최적의 변환계수와 제공평균오차율을 나타낸다. 최적의 변환계수는 사람마다 차이를 보이며 제공평균오차율은 6% 이하의 값을 보인다.

Table 2 Optimal values of conversion parameter *a* for five participants

Participant	1	2	3	4	5
<i>a</i>	0.12	0.10	0.01	0.05	0.07
RMS Error (%)	3.02	4.09	5.47	2.05	3.93

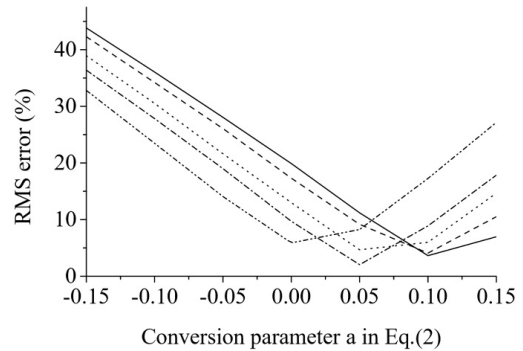


Fig. 11 Error in grasping force of 5 participants

Table 2와 Fig. 11를 보면 사람마다 *a*값에 따른 RMS오차의 성향은 유사하게 나타나지만 예상되는 최적의 *a*값은 약간의 차이를 보인다. 이러한 이유는 사람마다 근육의 양, 피부의 두께, 피부와 센서간의 전도성 등 다양한 원인에 의해 차이가 발생한다고 판단된다.

5. 결론 및 향후 연구

가볍고 경제적이며 적응형 파지 특성을 갖는 과소 구동 진동의수의 새로운 촉감 기반 파지력 제어 시스템을 개발하였다. 피드백 방식으로는 기존 대부분 시스템에서 채용하고 있는 사용자의 피부에 진동을 가하는 햅틱 제어 방식을 채택하였다. 또한 각 개인의 감각적 특성에 맞추어 피드백 신호를 설정 가능하고, 이를 통해 더욱 정확하게 파지력을 제어할 수 있음을 확인하였다.

특히 기존의 피드백 시스템은 센서가 부착된 위치의 정확한 파지력을 얻을 수 있다는 장점이 있다. 하지만 실제 제품에 적용하기 위해서는 물체가 접촉하게 될 위치마다 센서가 필요하고, 복잡한 정보처리 과정이 요구되어 실용적이지 못하다. 본 연구에서 제안한 새로운 시스템은 하나의 센서를 사용하여 메인 케이블 장력을 사용자에게 피드백 함으로써 파지력을 제어한다. 또한 기존의 센서는 손가락 및 손바닥 표면에 부착해야 하지만, 새로운 시스템에서는 센서를 손목 내부에 배치할 수 있어 민감한 센서를 보호할 수 있고 효율

적인 공간배치가 가능하다.

동일한 물체라도 파지 형태에 따라 파지력과 케이블 장력 사이의 관계가 달라질 수 있다. 본 연구에서는 하나의 자세에서 계측을 하였으므로 파지력 제어가 비교적 수월하였으나, 다양한 자세에 대하여는 추가적인 연구가 필요한 것으로 판단된다.

후 기

이 논문은 2014년도 정부(미래창조 과학부)의 기초연구사업(No. 2007-0056094, 한국연구재단)과 2014년도 정부(산업통상자원부)의 BI연계형 사업화 연계 기술개발사업의 지원을 받아 수행된 연구의 결과임.

참고문헌 (References)

- (1) Touch Bionics Homepage, 'http://www.touchbionics.com/'
- (2) Bebionic Homepage, 'http://bebionic.com/'
- (3) Otto Bock USA Homepage, 'http://www.ottobockus.com/'
- (4) Nasser, S., Rincon, D. and Rodriguez, M., 2006, "Design of a Low Cost, Highly Functional, Multi-fingered Hand Prosthesis," *Proceedings of the Fourth LACCEI International Latin American and Caribbean Conference for Engineering and Technology*.
- (5) Huang, H., Jiang, L., Liu, Y., Hou, L., Cai, H. and Liu, H., 2006, "The Mechanical Design and Experiments of HIT/DLR Prosthetic Hand," *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp. 896~901.
- (6) Yu, H. S., Kim, M. C. and Song, J. B., 2014, "Tendon-driven Adaptive Robot Hand," *The Journal of Korea Robotics Society*, Vol. 9, No. 4, pp. 258~263.
- (7) Kim, T. S., Kim, D. H. and Park, J. H., 2007, "Development of Dexterous H3 (Hanyang Humanoid Hand)," *Proc. Trans. Korean Soc. Mech. Eng. autumn annual meeting*, pp. 1~6.
- (8) Mitsui, K., Ozawa, R. and Kou, T., 2013, "An Underactuated Robotic Hand for Multiple Grasps," *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pp. 5475~5480.
- (9) Kim, K.H., Kwon, H. C., Lee, G. H., Lim, H. S., Lee, C. S., Lee, S. H., Lee, J. H. and Jeong, J. J., 2015, "Electric Prosthesis based on EMG(Electromyogram) Method and the Remote Control Apparatus Thereof," *Republic of Korea Patent*, 10-2015-0108137.
- (10) Castellini, C., van der Smagt, P., Sandini, G. and Hirzinger, G., 2008, "Surface EMG for Force Control of Mechanical Hands," *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 725~730.
- (11) Chatterjee, A., Chaubey, P., Martin, J. and Thakor, N., 2008, "Testing a Prosthetic Haptic Feedback Simulator With an Interactive Force Matching Task," *Journal of Prosthetic and Orthotics*, Vol. 20, No. 2, pp. 27~34.
- (12) Patterson, P. E. and Katz, J. A., 1992, "Design and Evaluation of a Sensory Feedback System that Provides Grasping Pressure in a Myoelectric Hand," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 29, No. 1, pp. 1~8.
- (13) Dhillon, G. S. and Horch, K. W., 2005, "Direct Neural Sensory Feedback and Control of a Prosthetic Arm," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 13, No. 4, pp. 468~472.
- (14) Pylatiuk, C., Kargov, A. and Schulz, S., 2006, "Design and Evaluation of a Low-Cost Force Feedback System for Myoelectric Prosthetic Hands," *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol. 18, No. 2, pp. 57~61.
- (15) Ko, H. K., Cho, C. H., Kwon, H. C. and Kim, K. H., 2012, "Design of an Underactuated Robot Hand Based on Displacement-Force Conversion Mechanism," *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, Vol. 13, No. 4, pp. 509~516.
- (16) Deco, G. and Rolls, E. T., 2006, "Decision-making and Weber's Law: a Neurophysiological Model," *The European Journal of Neuroscience*, Vol. 24, No. 3, pp. 901~916.