

신체 힘에 의해 동작되는 부분 의수를 위한 부족구동 손가락 메커니즘

Underactuated Finger Mechanism for Body-Powered Partial Prosthesis

윤 덕 찬¹, 이 건¹, 최 영 진[†]

Dukchan Yoon¹, Geon Lee¹, Youngjin Choi[†]

Abstract This paper presents an anthropomorphic finger prosthesis for amputees whose proximal phalanx is mutilated. The finger prosthesis to be proposed is able to make the amputees to perform the natural motion such as flexion/extension as well as self-adaptive grasping motion as if normal human finger does. The mechanism of finger prosthesis with three degrees-of-freedom (DOFs) consists of two five-bar and one four-bar linkages. Two passive components composed of torsional spring and mechanical stopper and only one active joint are employed in order to realize an underactuation. Each passive component is installed into the five-bar linkage. In order to activate the finger prosthesis, it is required for the user to flex and extend the remaining proximal phalanx on the metacarpophalangeal (MCP) joint, not an electric motor. Thus the finger prosthesis conducts not only the natural motion according to his/her intention but also the grasping motion through the deformation of springs by the object for human finger-like behavior. In order to reveal the operation principle of the proposed mechanism, kinematic analysis is performed for the linkage design. Finally both simulations and experiments are conducted in order to reveal the design feasibility of the proposed finger mechanism.

Keywords Underactuated Mechanism, Prosthetic Finger, Robotic Finger, and Self-adaptive Grasping

1. 서 론

인간의 삶에 있어서, 손은 매우 중요한 역할을 수행하고 있다. 입 대신 손짓으로 의사를 전달하고, 다양한 물체를 능숙하게 조작하는 등, 주위의 환경과 물리적 상호작용이 가장 많이 이루어진다는 점에서 인간의 신체 중 손은 명백

하게 중요한 부위에 속한다.

산업 재해 및 각종 사고가 빈번해지고, 질병에 의한 합병증으로 신체 일부를 절단해야 하는 장애인이 증가하고 있다. 특히 접촉 혹은 비 접촉 상호작용에 대한 심각한 제한을 받고 있는 손목 이하의 절단장애인이 크게 증가하고 있다. 2014년 보건복지부 장애인 실태조사 정책보고서에 따르면 절단장애인의 비율이 손목 미만 9.4%, 팔꿈치 미만-손목 1.0%, 팔꿈치 이상 0.5%로 보고된 바와 같이 손목 이하의 절단장애인이 가장 많은 비율을 차지하고 있다^[1]. 더욱이 2011년과 2014년의 보고서를 참고로 손목 이하의 절단장애인 수를 비교해 보면 2011년 115,299명에서 2014년 129,131명으로 그 수가 지속적으로 증가하고 있음을 나타내고 있다^[1,2]. 위에서 언급된 보고서를 토대로 절단

Received : Apr. 06. 2016; Revised : Jun. 14. 2016; Accepted : Jul. 14. 2016

※This work was supported in part by the Convergence Technology Development Program for Bionic Arm through the National Research Foundation of Korea funded by the Ministry of Science, ICT & Future Planning (NRF2015M3C1B2052811) and (NRF-2013R1A1A2010192) funded by National Research Foundation of Korea.

[†]Corresponding author: Department of Electronic Systems Engineering, Hanyang University, Republic of Korea (cyj@hanyang.ac.kr)

¹Department of Electronic Systems Engineering, Hanyang University, Republic of Korea (dcyoon@hanyang.ac.kr, emerald1207@nate.com)

부위가 팔 아래로 갈 수록 장애인 수의 비율이 높아진다는 것을 알 수 있다. 이에 따라 손목 아래의 절단장애인 중에서도 손가락의 일부가 절단 장애인의 비율이 가장 많을 것임을 가늠해 볼 수 있다. 따라서 본 논문에서는 절단 장애인의 가장 기본이 되는 손가락을 대상으로 연구되었다.

손가락 절단의 경우, 많은 장애인들이 미용 의수(cosmetic prosthesis)를 선호한다. 이는 절단 부위에 직접 착용하는 방식으로, 실리콘 재질로 제작되어 인간의 손가락과 유사한 외형을 가지고 있다^[3]. 의학 기술의 발달로, 절단 부위의 골격에 보철 혹은 고정자를 임플란트(implant) 하여 미용 의수를 탈 부착하는 방법이 보고된 바 있다^[4]. 그러나 손가락 동작과 같은 기능적 측면이 아닌, 미용에 중점을 두고 제작된 의수이므로 굳어진 형상에 의해 정상 손가락과 같이 굴절(flexion)이나 신전(extension)될 수 없으며, 이에 따라 물체를 파지하는 것이 쉽지가 않다.

최근, 손가락 의수의 기능적 측면을 보완하기 위해 많은 연구자들은 로봇 기술을 접목하여 절단된 손가락을 대체 가능한 수동 및 전동 기능 의수를 개발하기 시작하였다. 한양대학교 연구팀은 적층형 4절 링크 메커니즘을 이용하여 세 개의 마디를 갖는 검지 손가락 의수를 제안 하였으며, 이에 근전도 신호(electromyography)를 취득하여 새로운 제어 방법을 적용함으로써 단순 굴절 및 신전 동작이 아닌, 손가락의 정밀 위치 제어가 가능하도록 개발하였다^[5]. 그러나 이를 사용하기 위해서 장애인의 절단 부위에 로봇 손가락을 삽입하는 임플란트 수술을 필요로 하므로, 쉽게 접근하기 어렵다. Touch Bionics, Inc.의 i-digits quantum과 Vincensnt systems, Inc.의 VINCENTPartial은 유사한 방법으로 근전도 신호를 이용하여 손가락 내부 구조에 통합된 구동기에 의해 손가락의 굴절 및 신전 동작이 가능하도록 개발되었다^[6,7]. 그러나, 두 제품 모두 손가락의 구조가 두 개의 마디로 구성되어 있어 세 개의 마디를 갖는 인간의 손가락과는 다른 모습을 갖는다. 또한 각각의 손가락에 통합된 구동기와 다양한 센서에 의해 그 크기와 부피가 커지게 되며, 장애인의 숙련도 향상을 위해서 일정한 학습기간을 필요로 한다. Liberating Technologies, Inc.에서는 구동기와 다양한 센서 장치 없이 오로지 장애인의 손목에 의해 직관적으로 동작되는 의수 m-finger를 개발하였다^[8]. 이는 전완(forearm)에 고정된 와이어를 손가락 말

단까지 연결함으로써 손목의 굴절 동작에 의해 와이어가 손목의 표면을 감싸면서 당겨짐에 따라 손가락의 굴절과 신전 동작을 구현하였다. 그러나 손가락을 동작시키기 위하여 손가락 동작과는 관련이 없는 손목의 동작을 이용하므로 물체를 파지하는 동안 부자연스러운 모습을 갖게 될 우려가 있다.

지금까지 언급된 손가락 수동 및 전동 의수들은 손의 일부 또는 손가락 전체가 절단되어 기절골(proximal phalanx)이 너무 짧거나, 소실되어 더 이상 움직일 수 없는 장애인을 대상으로 개발되었다. 손가락 전체가 아닌, 그의 일부가 소실된 경우 남아있는 손가락 마디에 의해 구동기를 구비 할만한 공간이 없을 뿐만 아니라 이를 동작시키기 위한 외부 장치들을 설치하는데 무리가 따른다. 이러한 경우, 손가락 관절을 이용하여 남아있는 기절골 마디의 동작이 가능한 장애인을 대상으로 이를 동력으로 사용하여 손가락의 굴절과 신전을 구현하는 의수가 개발되었다. 대표적으로 Didrick에 의해 개발된 X-finger는 견고한 4절 링크 메커니즘을 기반으로 인간과 동일한 세 개의 마디를 지니고 있다. 기저 링크를 적절하게 설계하여 손에 의수를 고정시키고 기절골에 해당하는 링크를 소켓(socket)으로 설계함으로써 이에 절단된 손가락을 삽입하여 손가락 의수를 동작시키는 방법을 고안하였다^[9]. Macduff에 의해 개발된 손가락 의수 또한 이와 유사한 방법으로 개발되었으며 장애인의 절단 부위에 따른 적절한 해결책을 제시하였다^[10,11].

다시 말해서, 장애인이 남아있는 기절골을 움직일 때, 손가락 의수는 메커니즘의 동작 특성에 의해 중절골과 말절골(distal phalanx)이 동시에 회전한다. 따라서 실제로 손가락이 동작하기 위해 필요한 관절을 동력으로 이용함으로써 인간의 손가락과 유사하고 자연스러운 동작을 구현하였다. 이러한 손가락 메커니즘은 로봇 분야에서 널리 사용되는 방법으로, 자유도(degrees of freedom)의 개수와 구동기의 개수를 동시에 줄이는 방법이며, 주로 하나의 구동기에 의해 모든 관절이 동작하는 로봇의 말단장치(end-effector)로 사용되었다^[12-13]. 그러나 이러한 방법은 제한된 자유도에 의해 다양한 외형상을 가진 물체를 감싸 쥐는 동작이 거의 불가능하다. 이를 극복하기 위해 로봇 손을 개발하는 연구자들은 부족구동(underactuation) 메커니즘 방식을 도

입하였다. 부족구동 메커니즘은 자유도의 개수를 줄이지 않고 적은 수의 구동기와 스프링과 같은 수동 소자를 이용하여 동작을 구현하는 방식이다. 이는 다양한 크기와 모양의 물체를 파지하고자 할 때 선호되는 접근 방법이다. 많은 연구자들이 링크 기반의 부족구동 방식을 사용한 로봇 손가락 메커니즘을 제안하였다. 대표적으로 Yao, Laliberté, Birglen, Khakpour에 의해 개발된 손가락 메커니즘은 하나의 구동기와 스프링을 이용하여 물체의 외형상에 유연하게 적응함으로써 강력 파지가 가능하도록 개발되었다. 그러나 이러한 방식은 외력이 가해지지 않으면 굴절 및 신전되지 않으므로 인간의 손가락 동작과는 다른 모습을 가지게 된다^{[14][16]}. 이와 유사한 메커니즘을 기반으로, Hirano는 굴절과 동일한 동작을 의미하는 케이징 동작(caging motion)과 강력 파지가 가능한 손가락 메커니즘을 제안하였다^[17]. 회전 관절에 여 스프링을 설치하고 이들의 상대적인 탄성 계수를 적절히 조절하여 케이징 동작을 구현하였으며, 물체를 파지하는 동안 이와 같은 동작이 갖는 중요성을 비교 실험을 통하여 밝혔다. 그러나, 이 논문에서 제안된 손가락 메커니즘은 굴절이 발생할 때마다 스프링의 변형을 야기시킨다. 이는 손가락의 굴절 각도에 적합한 탄성 한계를 주의 깊게 고려해야 할 뿐만 아니라, 스프링의 내부 토크를 견디기 위한 더 큰 입력 토크를 필요로 한다.

본 연구는 Didrick에 의해 개발된 X-finger와 유사한 방

법을 채택하여, 오로지 남아있는 손가락 마디에 의해 손가락 의수를 동작시킨다. 그러나 굴절 및 신전 동작뿐만 아니라 다양한 물체의 외형상에 적응 동작이 가능한 손가락 의수 개발을 목적으로 하며, 이를 위한 손가락 메커니즘을 제안한다. 제안된 메커니즘은 5절 링크를 기반으로 비틀림 스프링(torsional spring)과 스톱퍼(mechanical stopper)와 같은 수동 소자가 구비된 3자유도 부족구동 시스템으로서 스프링의 변형 없이 굴절 동작이 가능하다.

본 논문의 2장에서는 본 연구에서 개발된 손가락 메커니즘의 동작 원리를 설명한다. 3장에서는 기구학 및 링크 길이의 선정 방법에 대해 기술한다. 4장에서는 선정된 링크를 이용하여 시뮬레이션을 통해 손가락 메커니즘의 동작을 구현한다. 5장에서는 제안된 손가락 메커니즘을 기반으로 설계된 손가락 의수의 동작 상태를 실험한다. 마지막으로 6장에서는 본 연구에 대한 결론을 기술한다.

2. 손가락 메커니즘

제안된 손가락 메커니즘은 인간과 동일하게 세 개의 마디로 구성된다. 따라서 손가락 메커니즘에 대한 이해를 돕기 위해 인간의 손가락과 관련된 해부학적 명칭을 이용하여 설명한다. 제안된 손가락 메커니즘의 전체적인 도식, 주요 명칭, 동작 원리를 Fig. 1에서 나타낸다.

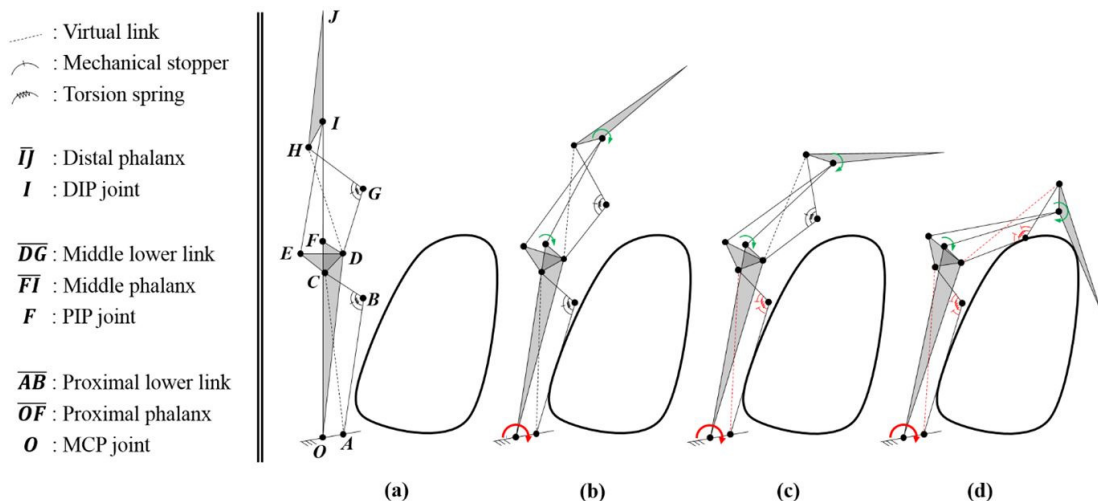


Fig. 1. Schematic structure of the proposed finger and its motions; (a) initial configuration, (b) contact configuration between the proximal lower link and the object, (c) deformation of torsional spring and opening of mechanical stopper in joint B, (d) final configuration according to the contact with distal phalanx by deformation of torsional spring and opening of mechanical stopper in joint G

2.1 메커니즘 디자인

제안된 손가락 메커니즘의 끝은 모습을 Fig. 1(a)에서 나타내고 있다. 정확한 설명을 위하여 모든 관절에 알파벳 대문자 표식을 하였다. 손가락 메커니즘의 관절 O , F , I 는 각각 중수 수지 관절(Metacarpophalangeal joint, MCP), 근위 지간 관절(Proximal interphalangeal joint, PIP), 원위 지간 관절(Distal interphalangeal joint, DIP)을 나타내며, 링크 OF , FI , IJ 는 기절골, 중절골, 말절골을 나타낸다. 기절골과 중절골이 포함된 $OABCD$ 와 $FDGHI$ 는 5절 링크를, $EIFD$ 는 4절 링크를 나타내며 링크 OA 는 평면에 고정되어 기저역할을 한다. 기절골과 중절골의 5절 링크에 포함된 링크 AB 와 BC 그리고 DG 와 GH 사이에 수동 소자가 설치되어 있다. 이는 스프링의 장력과 스톱퍼의 접촉에 의해 5절 링크가 지닌 두 개의 자유도 중 하나를 구속함으로써 마치 가상의 링크를 포함하는 교차된 4절 링크 $OACD$ 와 $FDHI$ 의 동작을 구현하도록 한다. 이를 이용하여 손가락 메커니즘은 하나의 자유도를 가지고 관절 O 를 기준으로 굴절 및 신전 동작을 가지게 된다. 또한, 링크 AB 와 DG 는 물체가 직접적으로 접촉하게 되는 부위이며, 본 논문에서는 각각 기절골 하단 링크, 중절골 하단 링크로 명명된다. 이 링크에 외부의 힘이 작용함에 따라 비틀림 스프링의 변형을 가져오게 되며, 다음 손가락 마디가 굴절되도록 고안되었다. 이를 위해, 중절골의 5절 링크 $FDGHI$ 와 4절 링크 $EIFD$ 는 링크 FI 와 FD 를 사이로 중첩된다. 이는 링크 AB 와 BC 가 외력에 의해 벌어짐에 따라 링크 CED 가 관절 D 를 중심으로 회전하게 된다. 이에 중첩된 4절 링크 $EIFD$ 를 경유하여 최종적으로 중절골을 회전시키도록 하기 위함이다. 이러한 방법을 통해 기절골 하단 링크의 동작으로부터 중절골 및 기절골의 구동 범위를 극대화 하는 것이 가능하다.

2.2 손가락 메커니즘의 동작 원리

인간의 손가락은 특별한 의도 없이는 일제히 굴절되고 신전된다. 그러나 물체와의 접촉에 의해 하나의 마디가 구속될지라도, 나머지 관절과 마디를 이용함으로써 물체의 외형상을 감싸 쥐는 것이 가능하다. 제안된 손가락 메커니즘은 이러한 인간의 손가락이 가진 두 가지의 동

작을 모사하는 것에 초점을 두고 있다.

Fig. 1(a)-(d)는 제안된 손가락 메커니즘의 일련의 동작 과정을 나타낸다. 물체는 평면상에 고정되어 있으며, 기절골의 회전은 수지 관절을 중심으로 말절골이 물체에 접촉할 때까지 지속된다. Fig. 1(a)의 손가락 자세로부터 중수 수지 관절에 동력이 전달됨에 따라 기절골이 이를 중심으로 회전하게 되며, 채결된 메커니즘에 의해 중절골은 근위 지간 관절을 중심으로, 말절골은 원위 지간 관절을 중심으로 각각 동시에 회전한다. 따라서 Fig. 1(a)로부터 물체가 접촉하기 이전의 (b)까지 손가락 메커니즘은 자연스러운 굴절 동작을 수행한다. 한편, 기절골과 중절골의 5절 링크에 설치된 비틀림 스프링은 스톱퍼가 지닌 일정한 각도로 유지됨에 따라, 가상의 링크도 일정한 길이로 유지하게 된다. Fig. 1(b)에서 기절골 하단 링크가 물체와 접촉하게 되고, 수지 관절의 지속적인 동력 전달에 의해 Fig. 1(c)에서와 같이 비틀림 스프링의 변형을 일으키며 이와 동시에 스톱퍼가 개방된다. 이로 인하여 중절골과 말절골은 지속적으로 회전이 가능하게 된다. 이와 동일한 방법으로 중절골 하단 링크 또한 물체와 접촉하게 되며, 말절골이 물체와 접촉될 때까지 두 개의 비틀림 스프링이 계속해서 변형된다. Fig. 1(d)는 제안된 손가락 메커니즘이 세 개의 접촉점을 가지고 물체를 움켜쥐는 모습을 나타낸다.

3. 손가락 메커니즘의 기구학

링키지 메커니즘이 지닌 링크의 위치 정보와 동작 특성을 나타내기 위해서 기구학적 해석은 반드시 수행되어야 한다. 뿐만 아니라, 링키지 메커니즘은 링크의 길이에 따라 다양한 동작으로 표현된다. 따라서 인간의 손가락이 가진 동작을 의도적으로 구현하기 위해 링크의 길이를 정의하는 것은 대단히 중요하다.

3.1 기구학 해석

제안된 손가락 메커니즘의 기구학적 특성을 쉽게 나타내기 위해 Fig. 2와 같이 두 개의 5절 링크와 하나의 4절 링크로 나누어 표현하였으며, 이에 대한 기구학 정보를 표시하였다. δ 로 표기된 각도는 세 변을 가진 링크의 내

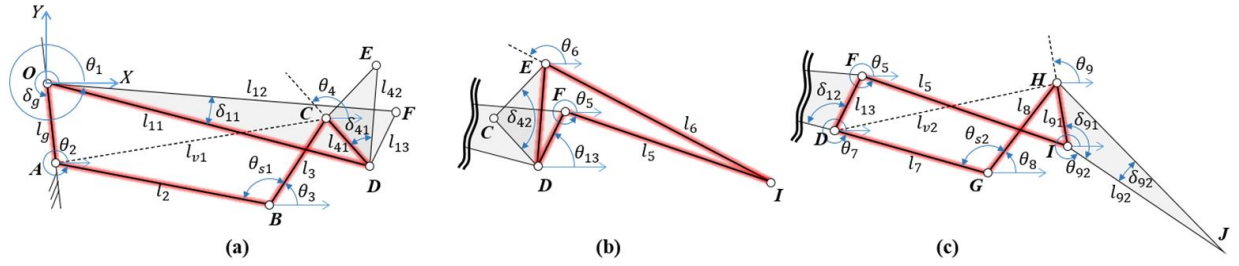


Fig. 2. The proposed finger mechanism divided into three parts with kinematic parameters

각을 나타내며, θ 는 메커니즘의 동작에 따른 링크의 각도를 나타낸다. 모든 링크의 길이는 l 로 나타낸다. 원점인 관절 O 에 기준 좌표계가 나타나있으며, 모든 관절은 절대 좌표계 방식을 따른다. 링크 l_g 는 평면상에 항상 고정되는 기저 링크를 나타낸다. 또한 관절 B 와 G 에 표시된 θ_{s1} 과 θ_{s2} 는 비틀림 스프링이 가지고 있는 각도를 의미한다.

Fig. 2(a)는 기절골의 5절 링크를 나타낸다. 기준 좌표계의 X 축으로부터 링크 l_3 까지의 각도 θ_3 는 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$\theta_3 = \theta_2 - \theta_{s1} - \pi \quad (1)$$

또한 기절골의 5절 링크 $OABCD$ 는 페루프 결합에 의해 아래와 같은 방정식으로 표현될 수 있다.

$$l_g e^{j\delta_g} + l_2 e^{j\theta_2} + l_3 e^{j\theta_3} = l_{11} e^{j(\theta_1 - \delta_{11})} + l_{41} e^{j\theta_4} \quad (2)$$

식 (1)를 참고하면서 입력 각도 θ_1 과 비틀림 스프링의 각도 θ_{s1} 가 주어질 때, 식 (2)에 의해 출력 각도 θ_2 와 θ_4 를 얻을 수 있다.

전장에서 설명한 중절골의 4절 링크 $EIFD$ 는 기절골의 5절 링크의 입력 구동기와 비틀림 스프링에 의해 발생하는 출력을 중절골의 5절 링크에 전달하기 위함이다. Fig. 2(b)에서와 같이, 링크 l_{42} 는 이전의 θ_1 과 θ_{s1} 의 입력에 관절 D 를 중심으로 각도 θ_4 로 회전하게 되며, 링크 l_{13} 을 기저로 하여 중절골의 4절 링크가 동작하게 된다. 중절골의 기저 링크 l_{13} 은 세 변을 가진 기절골 링크의 한 변으로써 θ_1 의 출력에 의해 O 를 중심으로 회전한다.

이를 고려함으로써 기준 좌표계의 축으로부터 링크 l_{13} 까지의 각도 θ_{13} 가 아래와 같이 표현된다.

$$L_{13} e^{j\theta_{13}} = l_{12} e^{j(\theta_1 + \delta_{11})} - l_{11} e^{j\theta_1} \quad (3)$$

식 (3)을 이용함으로써 중절골의 4절 링크에 대한 방정식을 얻을 수 있다.

$$l_{13} e^{j\theta_{13}} + l_5 e^{j\theta_5} = l_{42} e^{j(\theta_4 - \delta_{41})} + l_6 e^{j\theta_6} \quad (4)$$

식 (2)로부터 θ_4 가 결정되므로, 입력 각도 θ_1 이 주어질 때, 두 개의 미지수 θ_5 와 θ_6 을 식 (4)로부터 얻을 수 있다. Fig. 2(c)의 5절 링크 $FDGHI$ 는 기절골의 5절 링크 $OABCD$ 와 유사하게 구성되어 있으므로, 식 (1), (2)와 동일한 방법으로 방정식을 얻을 수 있다.

$$\theta_8 = \theta_7 - \theta_{s2} - \pi \quad (5)$$

$$l_{13} e^{j\theta_{13}} + l_5 e^{j\theta_5} + l_{91} e^{j\theta_9} = l_7 e^{j\theta_7} + l_8 e^{j\theta_8} \quad (6)$$

식 (6)으로부터 θ_2 , θ_5 , θ_{s2} 가 주어질 때, 두 개의 미지수 θ_7 과 θ_9 를 얻을 수 있다.

식 (1)-(6)으로부터 입력 각도 θ_1 , θ_{s1} , θ_{s2} 에 대한 출력 각도 θ_2 , θ_3 , θ_4 , θ_5 , θ_6 , θ_7 , θ_8 , θ_9 가 결정됨에 따라 모든 링크와 세 변을 가진 링크의 내각이 주어질 때, 손가락 메커니즘의 동작 상태를 시뮬레이션 할 수 있다. 비틀림 스프링의 각도 θ_{s1} 과 θ_{s2} 는 물체의 접촉 여부에 따라 입력 변수로 작용한다. 이는 물체의 위치와 크기 정보가

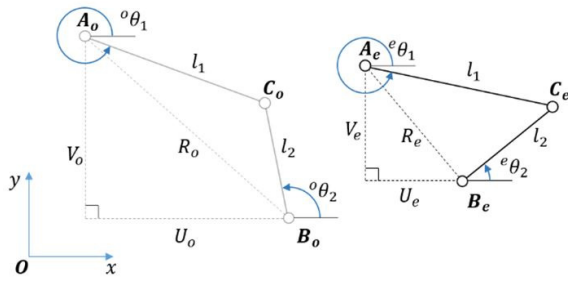


Fig. 3. Example for link design

Table 1. Kinematic parameters of finger mechanism

i	l_{1i}	l_{4i}	l_{9i}	δ_{1i}	δ_{4i}	δ_{9i}	
1	40.370	5.937	5.953	6.400	47.000	165.000	
2	43.000	10.045	26.500	116.234	97.088	2.735	
3	5.344	7.403	32.287	57.366	35.912	12.266	
l_g	l_2	l_3	l_5	l_6	l_7	l_8	δ_g
4.517	30.332	9.992	26.500	29.900	14.845	14.028	275.000

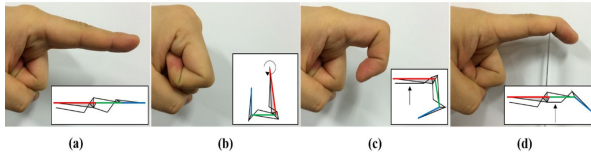


Fig. 4. Configurations of index finger and finger mechanism mimicking its postures; (a) extension, (b) full-fist, (c) hook-fist, (d) DIP-blocking postures

주어질 때, 손가락 메커니즘의 동작 상태에 따라 얻어지는 기구학적 정보를 통해 결정될 수 있다.

3.2 링크 디자인

Fig 3은 임의의 링크가 갖는 초기 위치와 최종 위치를 나타낸다. 입력의 초기 각도 θ_1 과 최종 각도 θ_1 에 대하여 출력 각도 θ_2 와 θ_2 를 정의함으로써 이에 적합한 초기 위치의 관절 A_o, B_o, C_o 와 최종 위치의 관절 A_e, B_e, C_e 를 갖도록 하는 링크의 길이를 선정할 수 있다. 입력 θ_1, θ_1 와 출력 θ_2, θ_2 가 주어질 때, C_o, C_e 의 위치를 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$l_1 e^{jm\theta_1} = \vec{w} + l_2 e^{jn\theta_2} \text{ for } m = o, e \quad (8)$$

여기서 \vec{w} 는 A_m 과 B_m 사이의 변위벡터를 나타내며, 이는 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$\vec{w} = {}^m\vec{P}_B - {}^m\vec{P}_A = \begin{bmatrix} {}^m x_B - {}^m x_A \\ {}^m y_B - {}^m y_A \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} U_m \\ V_m \end{bmatrix} \quad (9)$$

식 (9)를 참고하면서 식 (8)의 벡터를 구성하는 x 성분과 y 성분을 각각 제곱하여 더하면 l_1 에 대한 방정식을 얻을 수 있다.

$$l_1^2 = R_m^2 + 2l_2(U_m \cos^m\theta_2 + V_m \sin^m\theta_2) + l_2^2 \quad (10)$$

식 (10)으로부터 초기 위치와 최종 위치에 대한 두 개의 방정식을 얻을 수 있으며, 이를 통해 초기 위치와 최종 위치를 갖는 l_2 의 길이를 얻을 수 있다.

$$l_2 = \frac{R_o^2 - R_e^2}{2(U_e \cos^e\theta_2 + V_e \sin^e\theta_2 - U_o \cos^o\theta_2 + V_o \sin^o\theta_2)} \quad (11)$$

이러한 방법을 이용하여, Table 1과 같이 제안된 손가락 메커니즘의 링크의 길이를 선정하였으며, 인간의 손가락과 유사한 동작이 가능하도록 구현하였다. Fig. 4는 다양한 손가락의 동작과 이를 모방하는 손가락 메커니즘의 모습을 그림의 우측 하단에 나타내었다. Fig. 4(a)는 손가락을 곧게 뻗은 모습을 나타내며, 모든 손가락 동작의 기준이 된다. 각각의 기절골, 중절골, 말절골을 의미하는 l_{12}, l_5, l_{92} 의 길이는 임의의 성인 남자의 검지 손가락 길이를 측정하여 정의하였다. 또한 손가락의 높이와 설계상의 링크 간섭 및 각 관절 사이의 거리를 고려함으로써 $l_g, \delta_g, \delta_{11}, \delta_{41}, \delta_{91}$ 를 선정하였으며 초기 자세로부터 관절 **A**와 **D**가 X축과 동일 선상에 위치하도록 설계함으로써 l_{11}, l_{13} 이 정의되어 진다. 미리 선정된 링크 및 삼각변의 내각과 이들의 동작 범위에 따라, 식 (10), (11)의 U_m, V_m, R_m, θ_2 가 정의될 수 있다. Fig. 4(b)는 모든 손가락 마디가 굴절되어 주먹을 움켜 쥔 Full-fist 자세를 나타낸다. 손가락 메커니즘은 비틀림 스프링의 장력에 의해 두 개의 자유도가 구속됨에 따라 오직 중수 수지 관절

에 의해 하나의 자유도를 가지고 굴절 동작을 모방하므로, 가상의 링크 l_{v1} 과 l_{v2} 의 길이가 설계 변수로 작용한다. 손가락 메커니즘의 기절골 l_{12} 가 X 축으로부터 -80 [deg] 까지 회전될 때, 중절골 l_5 , 말절골 l_{92} 가 각각, -180 [deg], -270 [deg]의 최종 각도를 갖도록 l_{v1} , l_{41} , l_{42} , l_{42} , l_6 , l_{v2} , l_{91} 가 정의된다. Fig. 4(c)에서는 기절골의 동작 없이, 오로지 중절골과 말절골이 굽어지는 Hook-fist 자세를 나타낸다. 이를 위해, 중수 수지 관절의 자유도가 초기 자세로 구속된 상태에서 기절골 하단 링크 l_2 가 X 축 방향과 평행이 되었을 때, 비틀림 스프링이 변형됨으로써 중절골이 -80 [deg]를 갖도록 l_2 과 l_3 가 설계되었으며, 이전에 설계된 링크의 체결에 의해 말절골은 X 축으로부터 -153.72 [deg]를 회전한다. 이때, 그들 사이의 각도 θ_{s1} 또한 114.20 [deg]로 정의된다. 이는 손가락 메커니즘이 Fig. 3(b)와 같이 동작 할 때, 비틀림 스프링이 유지해야 할 초기 각도를 나타내며, 스톱퍼가 설치될 각도를 의미한다. Fig. 4(d)에서와 같이 인간의 손가락이 지닌 말절골의 해부학적 특성에 의해 독립적인 동작이 어려울지라도, 중절골이 외부의 접촉 혹은 힘으로부터 구속됨에 따라 굴절이 이루어질 수 있으며, 이를 DIP-blocking 자세라 한다. 그러므로 Fig. 4(c)의 동작 방법과 유사하게, 링크 l_7 이 X 축과 평행이 되었을 때, 말절골이 -35 [deg]를 갖도록 l_7 과 l_8 이 설계되었으며, 비틀림 스프링 또는 스톱퍼의 초기 각도 θ_{s2} 는 115.27 [deg]를 갖는다.

지금까지 언급된 스톱퍼의 역할은 기절골에 전달되는 외력에 의해 손가락의 형태가 무너지는 것을 방지한다. 다시 말해서, 제안된 손가락 메커니즘을 구성하는 5절 링크는 기본적으로 2 자유도를 가지므로 Fig. 5와 같이

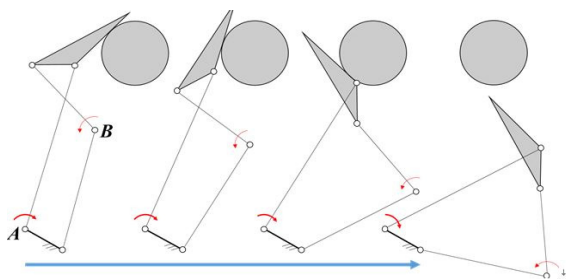


Fig. 5. Role of the mechanical stopper; preventing from bending the fingertip back

A 관절로부터 손가락이 굴절하면서 기절골에 물체가 접촉되고 외력이 작용함에 따라, 이를 보상하기 위해 B 관절을 포함하는 링크가 내부로 굽어지는 양상을 나타낸다. 이로 인하여 A 관절에서 기절골로 전달 되는 토크를 물체에 오롯이 전달할 수 없으며, 결국 물체로부터 말절골이 벗어나게 된다. 이를 지탱하기 위해 스톱퍼가 비틀림 스프링과 함께 설치되며, 위에서 정의된 초기 각도를 유지함에 따라 물체에 의한 외력이 말절골에 작용할 지라도 기절골의 동작이 유지되는 한, 손가락 메커니즘은 물체와 접촉 직전의 모습을 그대로 유지하게 된다.

4. 시뮬레이션

본 장에서는 Table 1에 정의된 링크 길이를 토대로 기구학적 해석을 통해 앞서 언급된 손가락 메커니즘의 다양한 동작을 구현하고 시뮬레이션을 통하여 동작 특성을 파악한다.

4.1 자유동작(natural motion)

손가락이 주먹을 쥐고 퍼듯이 자연스럽게 굴절되고 신전되는 동작은 손가락 의수 개발에 있어서 가장 중요한 동작 중 하나이다. Fig. 6은 제안된 손가락 메커니즘의 굴절 동작을 나타낸다. 기절골 링크가 중수 수지 관절을 중심으로 회전함에 따라 중절골과 기절골이 구속된 링크들에 의해 동시에 회전함으로써 굴절 및 신전 동작을 수행한다. 이때, 비틀림 스프링이 연결된 두 개의 링크 관절은 장력에 의해 스톱퍼가 지닌 초기 각도를 유지한다고 가정하였다.

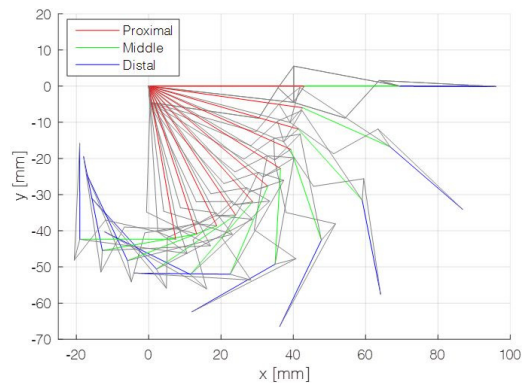


Fig. 6. Natural motion

이를 수행하는 동안 손가락 마디의 회전 각도를 Fig. 7에 나타내었다. 기절골이 -80 [deg]를 회전함에 따라, 중절골과 말절골은 각각 -180 [deg], -270 [deg]에 도달한다. 따라서 손가락 메커니즘은 세 개의 자유도 중, 능동 관절에 의한 하나의 자유도를 사용함으로써 Fig. 4(b)의 인간의 손가락과 유사한 동작을 수행함을 알 수 있다.

인간의 손가락은 Fig. 6에서 수행된 동작뿐만 아니라, 물체를 파지함에 따라 발생하는 구속이나 의도적인 행위에 의해 각기 다른 동작을 수행할 수 있다. 이러한 동작은 주로 물체를 파지할 때 무의식적으로 사용되며 본 논문에서는 Fig. 4(c)와 (d)에서 언급된 두 가지의 동작으로 나누어 구현하고자 한다. 이러한 동작을 제안된 손가락 메커니즘이 모방하기 위해서, 우리는 이미 기절골 하단 링크와 중절골 하단 링크의 설계 조건을 3.2절에서 다루었다. Fig. 8과 9는 능동 관절에 의한 자유도가 배제된 상태에서 기절골 하단 링크 혹은 중절골 하단 링크에 외력이 전달되어 수동 소자가 연결된 관절이 활성화됨으로써 각기 하나의 자유도를 가지고 이러한 두 가지의 동작을 수행하는 모습을 나타낸다. 이 동작은 자연스러운 굴절 및 신전에는 기여하지 않으며, 이후 언급될 물체 파지 동작에서 중요하게 다루어진다.

4.2 파지동작(self-adaptive grasping motion)

3 자유도 시스템에 의해 Fig. 6, 8, 9의 동작을 구성함에 따라 유연성을 얻게 된 손가락 메커니즘은 이를 적절하게 이용하여 다양한 형상을 가진 물체를 감싸 쥐는 것이 가능하게 된다. 즉, 능동 관절의 동력으로부터 비틀림 스프링의 변형을 일으키며 말절골이 물체에 접촉하기까지 물체의 외형에 손가락 메커니즘이 스스로 적응하며 접촉점을 증가시킨다. 손가락 메커니즘이 평면상의 물체를 움켜쥐는 동작을 구현하기 위해서 대표적으로 원형의 물체를 이용한다. 이는 원과 직선 사이의 접선에 대하여 기하학적 표현이 수월하기 때문이다. 시뮬레이션의 편의를 위하여 기절골 하단 링크, 중절골 하단 링크, 말절골에 각각 하나의 접촉점이 발생하게 되며 순차적으로 발생한다. 물체 파지 동작을 구현하는 동안 동력 전달에 의해 기절골은 중수 수지 관절을 중심으로 말절골과 물체와의 접촉이 완료될 때까지 지속적으로 회전한다. 시

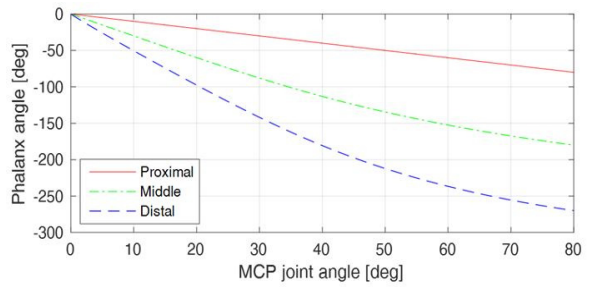


Fig. 7. Joint angles of phalanges during natural motion

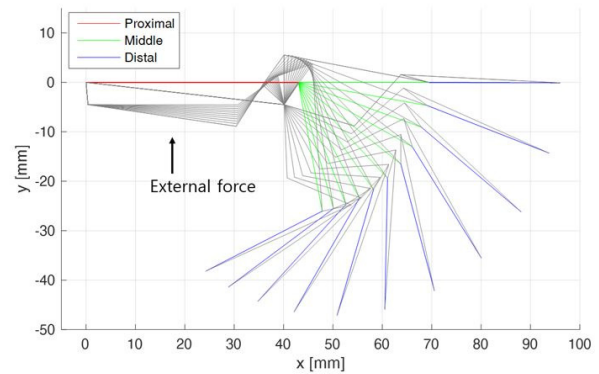


Fig. 8. Flexion motion of middle and distal phalanges by proximal lower link

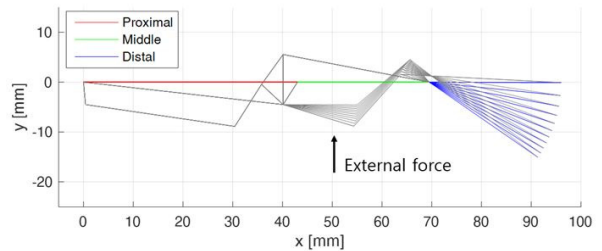


Fig. 9. Flexion motion of distal phalanx by middle lower link

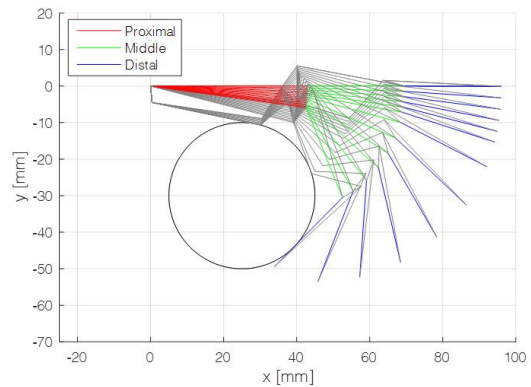


Fig. 10. Self-adaptive grasping motion

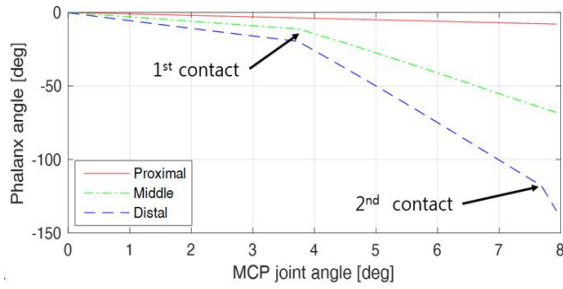


Fig. 11. Joint angles of phalanges during grasping motion

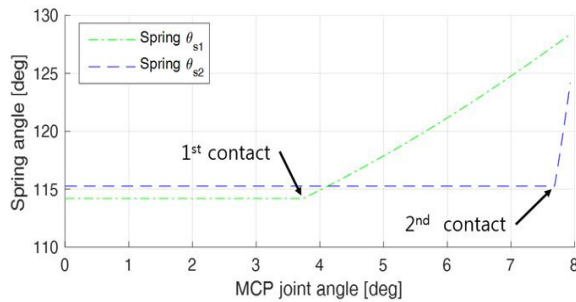


Fig. 12. Spring-loaded joint angles during grasping motion

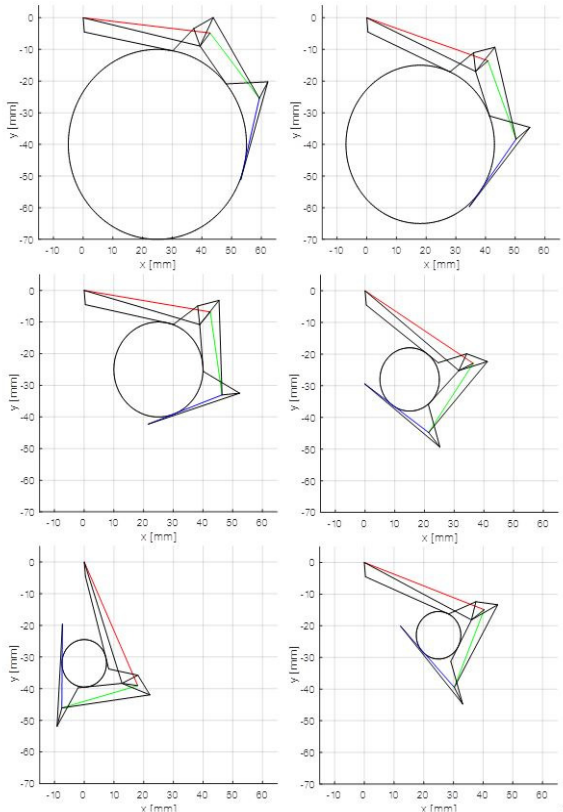


Fig. 13. Self-adaptive grasping motion with a variety of cylindrical objects

물레이션에 사용된 물체는 20 [mm]의 반지름을 가지고 있으며, 원점으로부터 x 축으로 25 [mm], y 축으로 -30 [mm]에 위치해 있다. Fig. 10은 원형 물체에 손가락이 옮겨주는 과정을 도시하고 있으며, 이 과정에서 발생하는 마디의 각도와 변형된 비틀림 스프링의 각도를 Fig. 11과 12에서 각각 나타내고 있다. 손가락 메커니즘은 초기 위치로부터 기절골이 회전함에 따라 Fig. 6과 7에서와 같이 굴절 동작과 동일한 양상을 보인다. 기절골 하단 링크와 원형의 물체가 첫 번째 접촉이 발생할 때, Fig. 12에서와 같이 기절골 하단 링크에 연결된 비틀림 스프링의 각도 θ_{s1} 이 증가하기 시작한다. 이에 따라, Fig. 11에서처럼 손가락 메커니즘은 기절골의 5절 링크에 동작 상태의 변화를 가져오게 되며 중절골과 말절골이 지속적으로 회전한다. 지속적인 기절골의 회전에 의하여 중절골 하단 링크 또한 물체에 접촉하게 되고, 이에 연결된 비틀림 스프링의 각도 θ_{s2} 가 증가하게 된다. 마지막으로 물체에 의한 두 개의 스프링의 변화와 하나의 동력 전달로부터 3 자유도를 구현함으로써 말절골이 원형 물체와 접촉할 때까지 굴절한다. 손가락의 파지 동작이 완료될 때, 기절골은 -7.92 [deg]까지 회전하게 되며, θ_{s1} 과 θ_{s2} 는 각각 128.34 [deg]와 123.94 [deg]까지 증가한다. 이 밖에도 원형 물체의 크기와 위치를 변화시켜 동일한 방법으로 Fig. 13과 같이 구현하였다. 따라서 손가락 메커니즘은 다양한 모습을 가지고 여러 환경에서 옮겨주는 동작이 가능함을 알 수 있다.

5. 적용 실험

제안된 손가락 메커니즘을 기반으로 검지 손가락이 절단되었으나 기절골이 충분히 남아있어 중수 수지관절을 이용하여 기절골의 굴절이 가능한 장애인을 대상으로 의수를 개발하였다. 그러나, 본 실험에서는 장애인의 절단된 손이 아닌, 선형 구동기가 내부에 장치되어 절단된 기절골의 굴절 및 신전 동작을 모방하는 손 인형을 Fig. 14와 같이 제작하였다. 손가락 메커니즘의 동작에 있어서 물리적 간섭과 같은 현실적인 문제점을 고려하여 Fig. 15와 같이 손가락 의수를 개발하였다. Fig. 2에서 기저역할을 하는 링크 l_g 를 연장하여 ‘anchor-base’를 설계하였다.

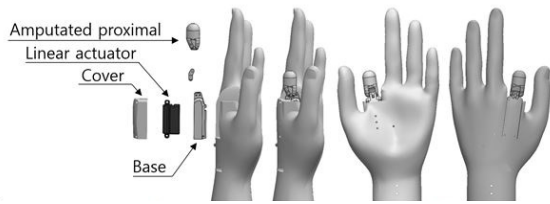


Fig. 14. Dummy hand with actuation

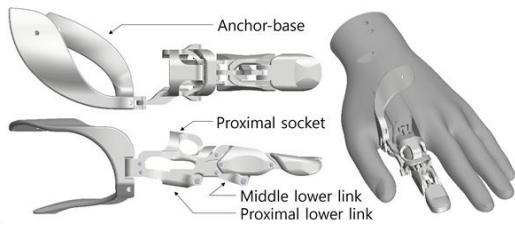


Fig. 15. Prototype of partial prosthesis for index finger

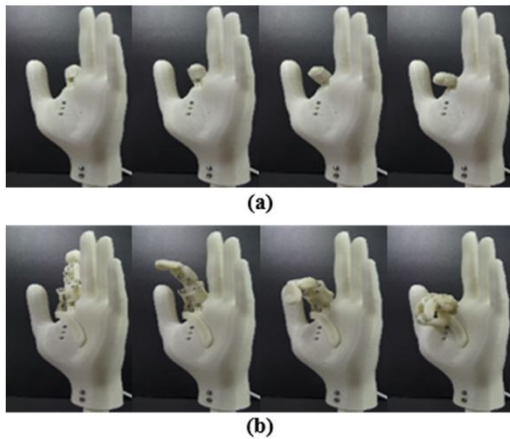


Fig. 16. (a) dummy hand to mimic the finger amputation (b) index finger prosthesis equipped in the dummy hand

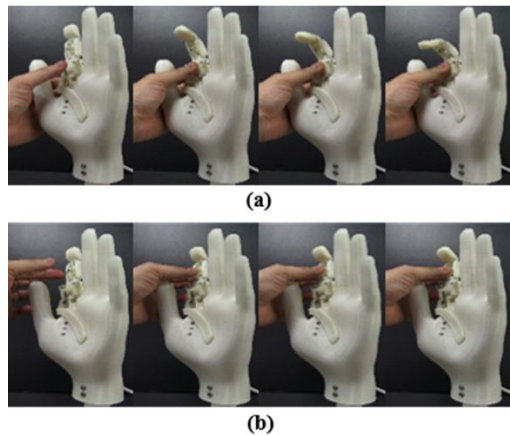


Fig. 17. Compliant motion by external forces without actuation

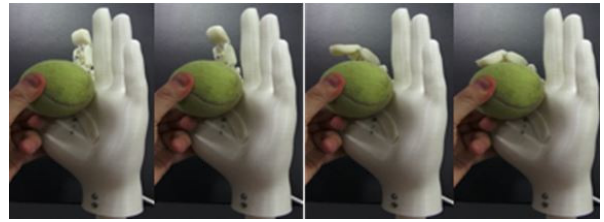


Fig. 18. Grasping motion

또한 l_{12} 를 포함하는 기절골 링크를 이용하여 ‘proximal socket’을 설계하였다. anchor-base를 손등과 손바닥에 고정시키고 proximal socket에 장애인의 남아있는 기절골을 삽입한다. Fig. 16(a)와 같이 남아있는 기절골을 굴절 또는 신전함에 따라 손가락 의수에 동력이 전달되어 Fig. 6과 동일한 동작으로 손가락 의수의 전체 마디가 자연스러운 굴절 및 신전을 구현한다. Fig. 16(b)는 개발된 의수의 굴절 및 신전 동작을 나타낸다. Fig. 17은 구동기가 아닌, 외부에서 작용하는 힘에 의해 손가락 의수의 중절골 및 기절골이 굴절하는 모습을 나타낸다. Fig. 8과 동일한 동작으로 기절골 하단 링크에 힘이 작용할 때, 중절골과 말절골이 굴절하는 모습을 Fig. 17(a)에서 볼 수 있다. 이와 유사한 방법으로 Fig. 17(b)는 Fig. 9와 동일하게 동작함을 나타낸다. 이러한 동작을 이용함으로써 Fig. 18과 같이 손가락 의수가 물체의 외형상에 적응하는 동작을 가지게 된다.

6. 결론

본 논문은 하나의 능동 관절과 두 개의 수동 관절로 구성된 부족 구동 3 자유도 시스템의 손가락 메커니즘을 제안하였다. 우리의 목적은 기절골의 일부가 절단된 장애인을 대상으로 동력에 의해 굴절 및 신전뿐만 아니라 외력에 의해 인간의 손가락이 표현 가능한 동작을 구현함으로써 물체의 다양한 외형상에 적응이 가능한 손가락 의수를 개발하는 것이다. 이를 위하여 제안된 손가락 메커니즘의 전체적인 동작 원리를 설명하고, 기구학적 해석 및 링크 길이 선정 방법을 기술하였다. 또한 시뮬레이션을 통하여 제안된 손가락 메커니즘의 동작 특성을 확인하였다. 이를 기반으로 설계된 검지 손가락 의수가 3D

프린트를 이용하여 제작되었으며 실험을 통해 손가락 의수 동작의 효용성을 확인하였다.

그러나, 의수 개발에 있어서 가장 중요한 요소 중 하나는 어떻게 의수를 견고하고 안정적이며 생활의 불편함을 최소화 하면서 장애인의 환부에 장착하도록 만들 수 있는지 이다. 본 논문에서는 오로지 손가락 메커니즘의 동작에 대해서만 기술하고, Anchor-base라 하여 단순한 형태의 임시 고정 장치로 제작하였으나, 이를 의수로 탈바꿈하기 위해서 다양한 재질과 형상, 혹은 이를 위한 메커니즘, 심지어 장착 위치의 변경 등을 다양하게 고려해야 한다. 또한 제안된 손가락 의수의 실용화 가능성을 검증하기 위해서 본 논문에서 소개된 실험을 위해 제작된 손 인형이 아닌, 실제 절단 장애인에 의해 시연되어야 한다. 링크 길이 선정에서부터 의수 설계에 이르기까지 본 논문에서 기술한 내용을 토대로 절단 장애인의 환부에 적합하도록 손가락 의수가 제작되어야 한다.

References

- [1] S. Kim, Y. Lee, J. Whang, M. Oh, M. Lee, N. Lee, D. Kang, S. Kwon, O. Kyung, S. Yoon, and S. Lee, "the actual survey data on the disabled in Republic of Korea reported in 2014," Ministry of Health and Welfare, Korea Institute for Health and Social Affairs, 2014. (in Korean)
- [2] S. Kim, Y. Byeon, C. Son, Y. Lee, M. Lee, S. Lee, D. Kang, S. Gun, H. Oh, S. Yoon, and S. Lee, "The actual survey data on the disabled in Republic of Korea reported in 2014," Ministry of Health and Welfare, Korea Institute for Health and Social Affairs, 2014. (in Korean)
- [3] M.E. Leow, and R.W. Pho, "Optimal circumference reduction of finger models for good prosthetic fit of a thimble-type prosthesis for distal finger amputations," J. rehabilitation research and development, vol.38, no.2, pp.273-279, 2001.
- [4] P. Manurangsee, C. Isariyawut, V. Chatuthong, and S. Mekraksawanit, "Osseointegrated finger prosthesis: An alternative method for finger reconstruction," The Journal of hand surgery, vol.25, no.1, pp.86-92, 2001.
- [5] G. Jang, C. Lee, H. Lee, and Y. Choi, "Robotic index finger prosthesis using stackable double 4-BAR mechanisms," Mechatronics, vol.23, no.3, pp.318-325, 2013.
- [6] 2016. 7. 14. <http://touchbionics.com>
- [7] 2016. 7. 14. <http://vincentsystems.de>
- [8] 2016. 7. 14. <http://liberatingtech.com>
- [9] Didrick, Daniel Dean, "Articulated artificial finger assembly," US Patent No. 6908489, 21 June. 2005.
- [10] Macduff, Charles Colin, "Mechanical prosthetic finger device," US Patent No. 8337568, 25 December. 2012.
- [11] Macduff, Charles Colin, "Bio-mechanical prosthetic full finger," US Patent Application No. 14/230,095, 9 Oct. 2014.
- [12] N. E. N. Rodriguez, G. Carbone, and M. Ceccarelli, "Optimal design of driving mechanism in a 1-DOF anthropomorphic finger," Mechanism and Machine Theory, vol.41, no.8, pp.897-911, 2006.
- [13] S. Yao, M. Ceccarelli, G. Carbone, and Z. Lu, "An Optimal Design for a New Underactuated Finger Mechanism," IEEE/RSJ Int. Conf. Intelligent Robots and Systems, pp.2391-2396, 2009.
- [14] T. Laliberté, and C.M. Gosselin, "Simulation and design of underactuated mechanical hands," Mechanism and machine theory, vol.33, no.1, pp.39-57, 1998.
- [15] L. Birglen, and C. Gosselin "Geometric Design of Three-Phalanx Underactuated Fingers," J. Mechanical Design, vol.128, no.2, pp.356-364, 2006.
- [16] H. Khakpour and L. Birglen, "Numerical Analysis of the Grasp Configuration of a Planar 3-DOF Linkage-Driven Underactuated Finger," J. Computational and Nonlinear Dynamics, vol.8, no.2, pp.021010.1-8, 2012.
- [17] D. Hirano, K. Nagaoka, and K. Yoshida, "Design of Underactuated Hand for Caging-Based Grasping of Free-Flying Object," Int. Symp. System Integration, pp. 436-442, 2013.



윤 덕 찬

2014 한양대학교 전자시스템공학과(공학사)
2016 한양대학교 전자시스템공학과(공학석사)
현재 한양대학교 전자시스템공학과(박사과정)

관심분야: 부족구동로봇, 생체모방로봇, 로봇핸드



최 영 진

1994 한양대학교 정밀기계공학과(공학사)
1996 POSTECH 기계공학과(공학석사)
2002 POSTECH 기계공학과(공학박사)
2002~2005 KIST 지능로봇연구센터 선임연구원
2011~2012 University of Central Florida, 방문
연구원
2005~ 현재 한양대학교 ERICA 전자공학부 부
교수

관심분야: 로봇제어, 생체신호처리



이 건

2008 한양대학교 전자컴퓨터공학부(공학사)
2010 한양대학교 전자전기제어계측공학과
(공학석사)
현재 한양대학교 전자시스템공학과(박사과정)

관심분야: 궤적생성, 장애물회피, 건설제어