

# Parallel 메커니즘을 이용한 착용형 상지 재활로봇의 설계 Design of a Wearable Upper-Limb Rehabilitation Robot using Parallel Mechanism

김영민, 박찬영, 정성윤, \*# 문인혁

Y.M. Kim, C.Y. Park, S.Y. Jung, \*# I. Moon(ihmoon@deu.ac.kr)  
동의대학교 메카트로닉스공학과

Key words : Upper-limb rehabilitation exercise robot, Parallel mechanism, Artificial muscle

## 1. 서론

뇌졸중(stroke)은 우리나라 사망원인 1위의 혈액 순환계 질환의 하나로써, 그 후유증으로 생존자의 약 85%에게는 수의적 및 선택적 근육의 수축활동이 어려운 기능적 마비장애를 동반하게 된다. 대표적인 증상의 하나가 상지 편마비이다. 이러한 환자의 경우 물리치료사의 도움이나 반복적 재활훈련을 통해 기능적 장애(functional disability)를 최소화할 수 있다.

최근에는 무게가 가벼운 착용형 상지재활훈련로봇에 대한 연구가 제안되었다. Mentor[1]는 이중 링크 메커니즘을 사용하여 손가락과 손목이 동시에 신전, 굴곡되도록 설계되었다. 그러나 손가락의 독립적인 재활훈련은 불가능한 구조이기 때문에 다양한 재활이 불가능하였다. RUPERT[2]는 상지마비 환자의 재활훈련 시, 다양한 팔의 움직임이 반복적으로 가능하도록 설계되었다. 손가락과 손목은 독립적인 동작이 가능하였으나 손가락은 분리 가 되지 않았고, 착용하기에도 기기의 부피가 큰 단점이 있었다.

본 논문에서는 손가락과 손목의 독립적인 재활훈련이 가능한 착용형 상지재활훈련로봇 DULEX(Dongueui Upper Limb EXercise robot)를 제안한다. 로봇의 경량화를 실현하기 위하여 펌 동작(extension motion)에 사용되는 구동기는 인공근육(artificial muscle)을 적용하였다. 이전 연구인 [3]에서는 기초적인 기구 메커니즘을 제시하였다. 그러나 손의 펌과 굽힘 동작 구조가 고려되지 않아 펌 동작 시 사용자의 손이 로봇 기구부에서 벗어나게 되는 문제점이 있었다. 본 논문에서는 parallel 메커니즘을 이용하여 로봇의 손가락과 손목의 회전 중심을 관절과 일치시킨 메커니즘을 제안한다. 그리고 각 링크의 길이와 위치는 기구학 해석으로부터 결정한다. 제작된 프로토타입의 DULEX를 이용한 실험의 결과로부터 본 논문에서 제안한 구조가 상지재활훈련로봇에 적용 가능함을 보인다.

## 2. 상지재활로봇의 구조

### 2.1 손가락의 기구학 해석

기구의 회전 중심이 사람 손의 각 관절의 회전중심과 일치하지 않으면 신전과 굴곡 시 손은 기구에서 벗어나게 된다. [3]에서는 검지와 나머지 세 손가락이 독립적으로 신전되도록 설계하였다. 그러나 이중 링크 메커니즘을 이용한 기구의 구동 메커니즘의 설계 시 사람 손의 관절 위치를 고려하지 않음으로 인해 재활훈련 중 로봇과 손의 동작이 어긋나는 현상이 발생하였다. 본 논문에서는 parallel 메커니즘 구조를 응용하여 DULEX의 손가락 지지대의 회전 중심이 사람 손가락의 관절과 일치되도록 설계하였다. 이를 위해 검지는 총 7개의 링크로 구성하였고, 기절골에 인공근육을 연결하여 말절골(distal phalange)과 중절골(middle phalange)을 일체된 구조로 설계하였다. 이 구조는 나머지 세 손가락의 구동을 위한 설계에도 적용되었다. Fig. 1은 설계된 기구의 메커니즘을 나타낸 것으로 기절골에 연결된 인공근육이 수축됨에 따라 기절골 링크  $r_2$ 가 위로 올라가면 parallel 메커니즘의 아래 링크가 올라감으로써 중절골-말절골 벡터  $r_{fd}$ 가 펌 동작을 하게 된다. 특히, 인공근육에 의해 당겨지는 와이어는 손목의 회전 중심을 지나도록 하여 손목의 펌 동작에 따른 손가락 와이어의 수축길이 오차를 최소화하였다. 그리고 인공근육의 수축에 의해 기구의 링크가 펌 동작을 하는 동안, 기절골과 말절골의 위치 벡터  $r_{fp}$ ,  $r_{fd}$ 는 손의 관절중심인 MCP 관절과 PIP 관절에 일치하도록 설계하였다. 기절골의 위치 벡터  $r_{fp}$ 는 기구학 모델로부터 다음과 같이

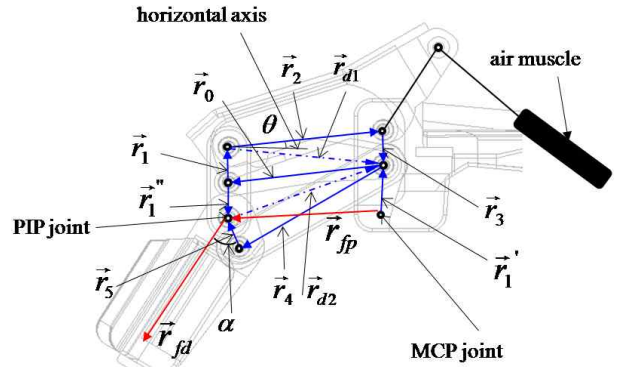


Fig. 1 Kinematics model of finger orthotic mechanism

구할 수 있다.

$$\vec{r}_{fp} = \vec{r}_1 + \vec{r}_0 + \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \vec{r}_1, \text{ 단 } r_1 = r_1' \quad (1)$$

여기서 각 링크의 길이  $r_0, r_2, r_{fd}$ 는 한국인의 인체치수[4]를 고려하여 설정하였다.  $r_1, r_3$  링크는 DULEX의 손등 면으로부터 사용자 손의 MCP joint까지의 거리로 15mm로 정하였다. DULEX의 손가락의 초기각을  $\theta_0$ 라 하면, 링크의 길이에 대한  $r_2$  벡터를 구할 수 있다. 이로부터  $r_{d1}$  벡터는  $r_2, r_3$ 의 합과 같다.  $r_{d1}$  벡터를 알면 다음과 같이  $r_0, r_1$  벡터를 구할 수 있다.

$$\vec{r}_0 = \sqrt{r_0^2 - \left( \frac{r_{d1}^2 + r_0^2 - r_1^2}{2r_{d1}} \right)^2} \vec{(r_{d1}^u \times k)} - \left( \frac{r_{d1}^2 + r_0^2 - r_1^2}{2r_{d1}} \right) \vec{r}_{d1} \quad (2)$$

$$\vec{r}_1 = -\sqrt{r_0^2 - \left( \frac{r_{d1}^2 + r_0^2 - r_1^2}{2r_{d1}} \right)^2} \vec{(r_{d1}^u \times k)} + \left( \frac{r_{d1}^2 + r_0^2 - r_1^2}{2r_{d1}} - r_{d1} \right) \vec{r}_{d1} \quad (3)$$

### 2.2 설계변수 결정

$r_{fd}$  벡터는 손가락의 중절골-말절골에 해당한다. 인공근육의 수축에 의해 기구의 parallel 메커니즘에 의해 펌 동작이 수행되면  $r_{fd}$ 의 궤적은 링크  $r_4, r_5$ 의 길이와 링크  $r_5$ 와  $r_{fd}$  사이의 각도  $\alpha$ 에 의해 결정된다. 한편, 손가락의 말절골은 완전히 퍼진 상태의 각도를  $0^\circ$ 라고 할 때, 최대  $90^\circ$ 의 동작범위를 가져야 한다. 따라서 우리는 링크  $r_4, r_5$ 의 길이와 사이각  $\alpha$ 를 설계변수로 하고 그 값을 결정해야 한다. 이를 위해 최적설계 기법을 적용하였다. 먼저, 기절골 벡터  $r_{fp}$ 가  $90^\circ$  굽혀졌을 때 말절골 벡터  $r_{fd}$ 는  $90^\circ \leq r_{fd} \leq 90.1^\circ$ ,  $r_4, r_5$ 가 이루는 전달각은  $40^\circ$  이상을 만족하는 두 조건을 설정하였다. 그리고  $r_4$  링크의 길이와 사이각  $\alpha$ 의 결정 범위는 각각  $30^\circ \leq r_4 \leq 60^\circ$ ,  $30^\circ \leq \alpha \leq 90^\circ$ 로 제한하였다. 따라서 손의 최대 펌 각도( $\theta = -30^\circ$ )에서, 두 벡터  $r_{fp}$ 와  $r_{fd}$ 가 일치되었을 때의 링크의 방향벡터  $r_5^u$ 를 결정하였다. 링크  $r_5$ 는 벡터  $r_{fp}$ 와 방향벡터  $r_5^u$ , 그리고  $r_4$ 로부터 다음 식과 같이 구할 수 있다.

$$\vec{r}_5 = \left[ -r_{d2} \vec{r}_5^u \mp \sqrt{|r_4|^2 - (r_{d2}(\vec{r}_5^u \times k))^2} \right] \vec{r}_5^u \quad (4)$$

결정된 값으로부터 기절골의 굽힘각( $\theta = 60^\circ$ )을 입력하여 말절골의 운동범위(ROM)를 만족하는 두 개의 해를 구하였다. 우리는 두 해 중에서 실선의 원으로 표시된 값을 적용하였다(Fig. 2참조).  $r_4 = 47\text{mm}$ ,  $r_5 = 9.16\text{mm}$ ,  $\alpha = 40^\circ$  (5)

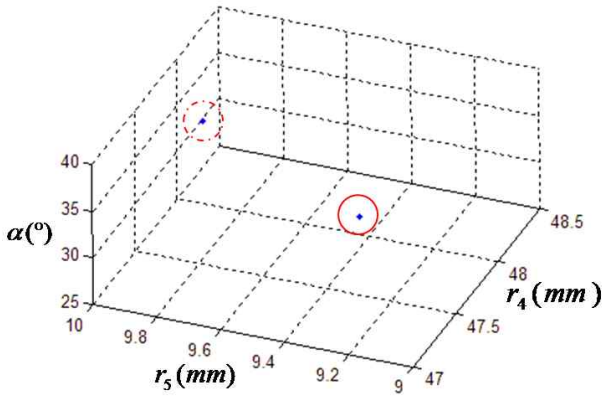


Fig. 2 Parameter value of  $r_4, r_5, \alpha$

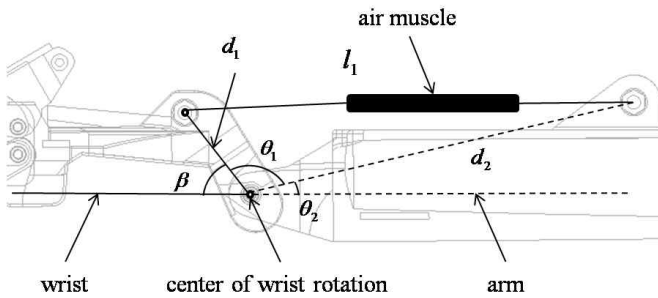


Fig. 3 Kinematics model of wrist orthotic mechanism

그리고 말절골의 위치벡터  $\vec{r}_{fd}$ 는  $\vec{r}_5$  벡터와 사이각  $\alpha$ 를 알고 있으므로 다음 식으로부터 구할 수 있다.

$$\vec{r}_{fd} = r_8 \begin{bmatrix} \cos(\pi - \alpha) & -\sin(\pi - \alpha) \\ \sin(\pi - \alpha) & \cos(\pi - \alpha) \end{bmatrix} \vec{r}_5^u \quad (6)$$

2.3 손목의 기구학 해석

손목 지지대 기구(wrist orthotic mechanism)는 손목의 회전 동작만 가능하도록 설계하고, 여기에 검지와 세 손가락의 회전축은 고정되는 구조로 설계하였다(Fig. 3참조). DULEX의 손목관절에는 손가락 구동용 와이어가 거칠 수 있는 폴리를 설치하였다. Fig. 3은 손목 지지대 기구의 기구학 해석 모델을 나타내었다. 여기에서 손목 지지대의 회전각( $\gamma$ )은 다음과 같다.

$$\gamma = \beta + \theta_1 + \theta_2 - 180^\circ \quad (7)$$

여기서  $\beta$ 와  $\theta_2$ 는 설정되어진 링크의 길이  $d_1, d_2$ 에 의해 결정되는 설계변수이다. 그리고  $\theta_1$ 은 인공근육의 길이변화  $l_1$ 과  $d_1, d_2$ 에 의해 다음 식과 같이 계산되어진다.

$$\theta_1 = \cos^{-1} \{ (d_1^2 + d_2^2 - l_1^2) / (2d_1d_2) \} \quad (8)$$

본 논문에서는  $d_1, d_2$ 를 각각 38.42mm, 143.80mm로 설계하였고, 따라서  $\beta = 59.46^\circ, \theta_2 = 13.44^\circ$  이었다.

3. 실험 및 결과

개발된 로봇의 손가락과 기절골, 말절골의 동작범위는 Table. 1과 같이 모두  $90^\circ$ 가 되도록 설계하였다. 손가락 기절골이 초기 각도  $\theta = 60^\circ$ 에서  $-30^\circ$ 로 펴 동작 시, 말절골은  $90^\circ$ 의 동작범위를 가진다. 구해진 설계변수를 이용하여 동작범위를 시뮬레이션 하였다. 그 결과 기절골이  $60^\circ$ 인 초기 굽힘 각도에서 말절골은  $90^\circ$ 의 굽힘 각도를 보인다(Fig. 4 참조). Fig. 5는 본 연구에서 제작된 프로토타입 DULEX를 보인다. DULEX의 몸체는 ABS

Table. 1 ROM of joint

	distal-middle phalange	proximal phalange	wrist
initial position angle	$90^\circ$	$60^\circ$	$48^\circ$
extension angle	$0^\circ$	$-30^\circ$	$-42^\circ$

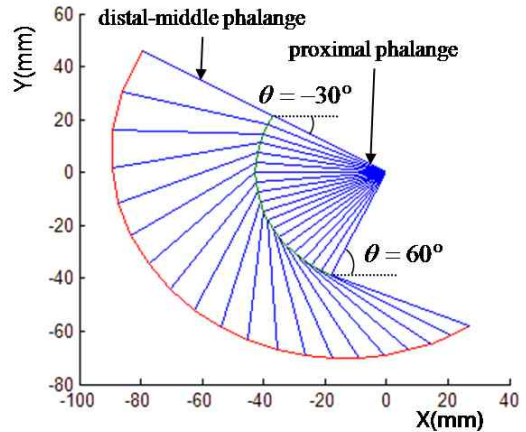


Fig. 4 Trajectory of finger

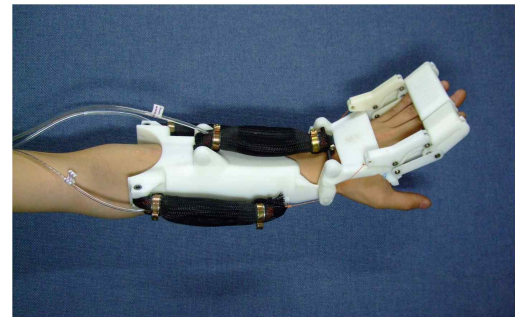


Fig. 5 DULEX

플라스틱을 이용하여 제작하였으며, 인공근육을 장착한 전체 중량은 504g이었다. 사용된 인공근육은 길이 210mm이고, 최대 수축길이가 40mm이며, DULEX에는 총 3개의 인공근육을 사용하였다.

4. 결론

본 논문에서는 상지마비 뇌졸중 환자의 손목과 손가락 펴 운동이 가능한, 상지재활훈련로봇 DULEX를 제안하였다. 손의 펴고 굽힘 동작시 사용자의 손이 로봇 기구부와 일치되도록, parallel 메커니즘을 응용한 로봇 관절 메커니즘을 제안하였다. 그리고 각 링크의 길이와 위치는 기구학 해석으로부터 결정하였다. 실험의 결과, 설계된 DULEX는  $90^\circ$ 의 ROM을 보였다. 향후에는 인공근육 제어를 DULEX에 적용하여 실제 인공근육의 수축에 따른 동작을 실험할 예정이다.

참고문헌

1. Koeman, E.J., Schultz, R.S., Wolf, S.L., Herring, D.E., and Koeman, J.B., "A Pneumatic Muscle Hand Therapy Device", Proc. of EMBC, Vol. 26, No. 1-5, 2004
2. Sugar, T.G., et al, "Design and Control of RUPERT: A Device for Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 15, No. 3, 2007
3. 김영민, 박찬영, 정성윤, 문인혁, "뇌졸중환자의 상지마비 재활 훈련용 로봇설계", 한국정밀공학회, 181-182, 2008.11
4. 제5차 한국인 인체치수조사사업 보고서 (1), (2) 대한인간공학회 2004.11