

뇌졸중환자의 상지마비 재활훈련용 로봇설계

Design of a Rehabilitation Exercise Robot for Upper-extremity Paralysis in Stroke Patients

김영민, 박찬영, 정성윤, *#문인혁

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

동의대학교 메카트로닉스공학과

Key words : Rehabilitation exercise robot, Upper-extremity paralysis, Artificial muscle

1. 서론

뇌졸중(stroke)은 혈액 순환기계 질환의 하나로써 우리나라 사망원인 1위이며, 그 후유증으로 생존자의 약 85%에게서는 수의적 및 선택적 근육의 수축활동이 어려운 기능적 마비장애를 동반하게 된다[1]. 이러한 기능적 장애(functional disability)를 겪는 사람들의 장애를 최소화 하고, 일상으로의 빠른 복귀를 위해서는 재활 훈련(rehabilitation exercise)이 필요하다.

상지마비 환자들은 작업치료사나 물리치료사에 의한 재활훈련이 대부분이었으나, 최근에는 치료사에 의한 재활보다는 기구를 이용한 재활훈련방법이 도입되고 있다. 대표적인 상지재활훈련에 사용되는 기기로는 대칭형 상지운동기구가 있다[2]. 이것은 반복적인 훈련으로 손상된 뇌 신경계를 회복시킴으로써 기능적 마비장애의 재활을 하는데 적용되고 있다. 그러나 고정된 재활훈련기로 인해 사용자는 기구에 구속되며, 일상생활과는 다른 재활 동작을 수행할 수밖에 없었다.

최근에는 무게가 가벼운 착용형 재활훈련 로봇에 대한 연구가 제안되었다. Kinetic Muscles사에서 개발된 Mentor[3]는 이중 링크 메커니즘을 사용하여 손가락의 펴는 운동에 따라 손목이 동시에 펴지도록 설계되었다. 그러나 이것은 손목과 손가락이 일체된 구조로, 손가락의 독립적인 훈련은 불가능하였다. Arizona 대학에서 개발한 RUPERT[4]는 상지마비 환자의 재활훈련 시, 다양한 팔의 움직임을 반복적으로 가능하도록 설계되었다. 그러나 기기 전체의 무게가 착용하기에는 무겁고, 자유도 역시 낮아 손가락과 손목을 각각 독립적으로 재활훈련을 수행하기에는 불가능하였다.

본 연구에서는 무게가 가벼우며, 동시에 높은 자유도를 가진 상지마비 재활로봇, DULEX((Dongueui Upper Limb EXercise robot)을 제안한다. DULEX는 손가락과 손목의 독립적인 재활훈련이 가능하도록 링크 메커니즘 기구로 설계한다. 또한 경량화를 실현하기 위하여 펌 동작(extension motion)에 사용되는 구동기로서 인공근육(artificial muscle)을 적용한다. 실험의 결과로부터 우리는 DULEX가 상지재활훈련로봇으로써 적용가능함을 보인다.

2. 상지재활로봇의 구조

2.1 인공근육

상지재활훈련로봇의 펌 동작을 위한 구동기로서 Shadow Hand사의 인공근육을 사용하였다. 인공근육은 손목 링크의 펌 동작을 위해 팔에 장착되고, 손목의 회전축과 연결된다. 그리고 손가락에는 기절골(proximal phalange)에 연결함으로써 손목의 회전 동작에 따른 수축률에 미치는 영향을 최소화 하도록 설계하였다(Fig. 1(a) 참조). 그러나 인공근육의 압력에 따른 수축 길이 등은 비선형 관계에 있다. 따라서 본 연구에서는 구동기의 팽창력, 압력에 따른 길이변화를 정적모델링 방법을 이용하여 해석하였다[5].

2.2 손가락 지지대 구조

상지재활로봇의 손가락 지지대 구조(finger orthotic mechanism)는 사람 손가락의 구조를 모방하여 설계하였다. 기존의 연구에서는 엄지를 제외한 네 개의 손가락을 동시에 펴 수 있도록 설계되었다[4]. 그러나 검지는 손가락 중에서도 기능적으로도 중요하기 때문에, 본 연구에서는 검지가 독립적으로 재활훈련이 가능하도록, 나머지 세 손가락 지지대와 분리된 구조로 설계하였다. 손가락 지지대의 펌 동작은 인공근육의 수축에 의해 구동되도록 이중 링크 구조로 설계하였다. Fig. 1은 상지재활로봇 DULEX

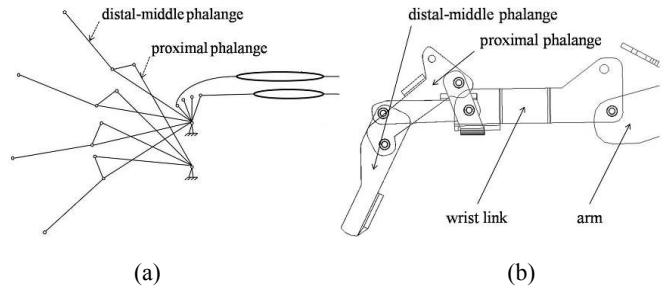


Fig. 1 DULEX design using double linkage mechanism

를 나타낸다. Fig. 1(a)는 설계된 손가락 구동 지지대의 이중 링크 구조와 인공근육을 나타내고 있으며, Fig. 1(b)는 DULEX의 설계도이다. 검지는 총 3개의 링크로 구성되었고, 기절골에 인공근육이 연결되고, 말절골(distal phalange)과 중절골(middle phalange)은 일체된 구조로 설계되었다. 그리고 나머지 세 손가락을 위한 지지대는 검지와 같은 구조를 가지고 있다. 검지와 나머지 손가락의 지지대 회전축은 기절골 링크에 위치하여 2개의 인공근육을 이용하여 구동함으로써, 손목의 재활훈련과 관계없이 독립적으로 손가락의 재활훈련이 가능하도록 설계하였다. 기절골은 손목에 고정되어 있는 회전축과 연결되어 있으며, 기절골에 연결된 인공근육이 수축됨에 따라 기절골이 위로 올라가면 회전축 아래에 연결된 링크가 올라감으로서 중절골-말절골이 위로 펌 동작을 하게 된다.

손가락의 펌 각도는 인공근육의 길이 변화에 의존하고, 이 관계는 기구학적 모델(kinematics model)로부터 구할 수 있다(Fig. 2 참조). 손가락의 펌 각도를 β 라 하면, 정해진 링크의 길이로부터 구할 수 있다. 먼저, Fig. 2의 d_1, d_2 를 정해진 링크의 길이로, l_2 를 인공근육을 포함한 링크의 길이라고 하면,

$$\theta_3 = \cos^{-1}\{(d_1^2 + d_2^2 - l_2^2) / (2 \cdot d_1 \cdot d_2)\} \quad (1)$$

이고, $\theta_5 = \pi/6$ 로부터 $\theta_4 = \theta_3 - \pi/3$ 가 구해진다. 여기서 기절골 링크의 사잇각을 이용하여 γ_1 을 구하고, 기절골 링크의 길이 d_3 와 회전축 중심간 거리 d_4 를 이용하면 l_3 를 구할 수 있다.

$$l_3 = \sqrt{d_3^2 + d_4^2 - 2 \cdot d_3 \cdot d_4 \cdot \cos \gamma_1} \quad (2)$$

이것은 γ_2 로 표현할 수 있다.

$$\gamma_2 = \cos^{-1}\{(d_5^2 + l_3^2 - d_6^2) / (2 \cdot d_5 \cdot l_3)\} \quad (3)$$

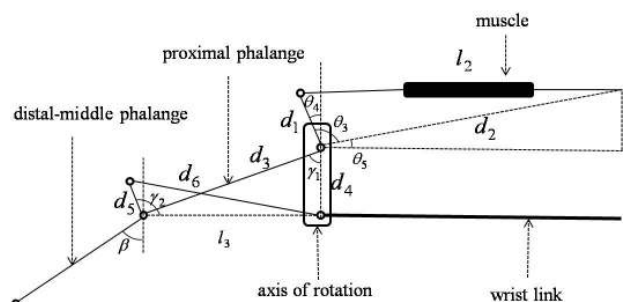


Fig. 2 Kinematics model of finger orthotic mechanism 181

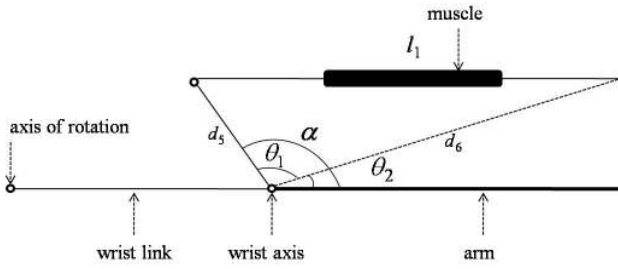


Fig. 3 Kinematics model of wrist orthotic mechanism

따라서 말절골 링크와 d_5 가 이루는 상수각과 γ_2 로부터 손가락 기구 말단의 회전각 β 는 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\beta = 2\pi - \rho - \gamma_2 \quad (4)$$

여기서 ρ 는 회전중심 주위의 고정된 각도이고, 본 연구에서는 $\rho = 245$ 이다.

2.3 손목 지지대 기구

손목 지지대 기구(wrist orthotic mechanism)는 손목의 회전 동작만 일어나도록 하기 위해 이중 링크 구조가 아닌 검지와 세 손가락의 회전축을 고정시켜 주도록 구조를 설계하였다. Fig. 3은 손목 지지대 기구의 기구학 해석 모델을 나타낸다. 먼저, d_5 와 d_6 는 링크의 정해진 길이이고, l_1 은 인공근육을 포함한 링크의 길이라고 하면, l_1 링크의 길이에 따른 θ_1 은 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$\theta_1 = \cos^{-1}\left\{\frac{d_5^2 + d_6^2 - l_1^2}{2 \cdot d_5 \cdot d_6}\right\} \quad (5)$$

여기서 θ_2 는 설계변수이므로 인공근육의 수축에 따른 l_1 의 길이 변화로부터 손목 지지대의 회전각 α 는 구할 수 있다.

$$\alpha = \theta_1 + \theta_2 \quad (6)$$

2.4 프로토타입 상지재활훈련로봇

손목 링크의 끝에 위치한 회전축은 손목 기구의 동작과는 독립적으로 손가락이 동작할 수 있도록 손가락의 기절골을 손목에서 완벽하게 분리하기 위해 설계하였다. 손목에 고정되는 검지와 세 손가락의 회전축은 인체 공학적으로 실제 사람의 손에 맞도록 C자형으로 제작하여 폭을 각각 22mm, 60mm로 넓이를 정하였으며, 두께를 줄이기 위해 손목 받침 아래에 바로 삽입하였다. 또한 손목의 좌우 링크는 회전축으로부터 동일한 각도 회전을 하도록 설계하였다. 따라서 인공근육의 수축을 이용하여 환측의 손목은 초기 0°의 굽힘 상태에서 최대 110°까지 동작범위(ROM)의 재활훈련이 가능하다. 인체의 손은 손목에서 손가락으로 이어지는 부분의 폭이 점점 넓게 구성되어 있다는 점에 착안하여 기구의 동작에 제한을 주지 않는 범위 내에서 손목 기구의 양쪽 지지대를 25°의 각도 굽힘으로 구성하였다. 그리고 손목의 폼 운동은 손가락의 폼 운동과 구분되어 동작하도록 손목 아래 받침에 밴드형으로 손목을 고정시켜준다. 또한 모든 상지 마비 환자들을 고려하여 팔목 역시 밴드형으로 제작하여 사이즈를 조절할 수 있도록 하였다. Fig. 4는 본 연구에서 개발한 프로토타입 상지재활로봇 DULEX를 보인다.

3. 실험 및 결과

실험은 기구의 특성상 사용자가 착용하지 않은 상태의 로봇에 일정한 부하를 주기 위해 일정한 부하장력(49.5N)을 가한 상태에서 진행하였다. 공기를 인공근육에 주입하여 압력에 따라 근육의 길이를 변화시킨 뒤, 손목 링크의 회전각도를 측정하였다. 실험 결과, 기구학 해석에 의한 각도와 인공근육의 수축에 따른 기구의 동작과 비교하여 약 5°의 오차가 발생하는 것을 확인하였다(Fig. 5 참조). 이것은 링크 메커니즘에 대한 인공근육의 비선형적

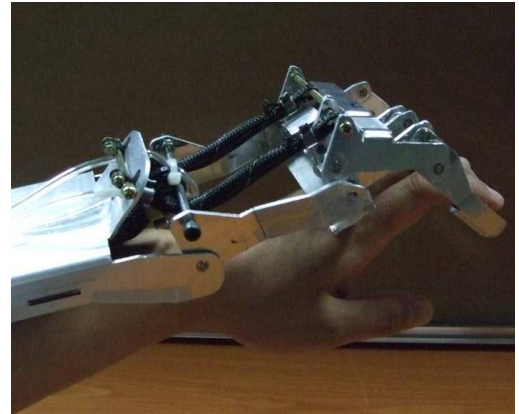


Fig. 4 DULEX

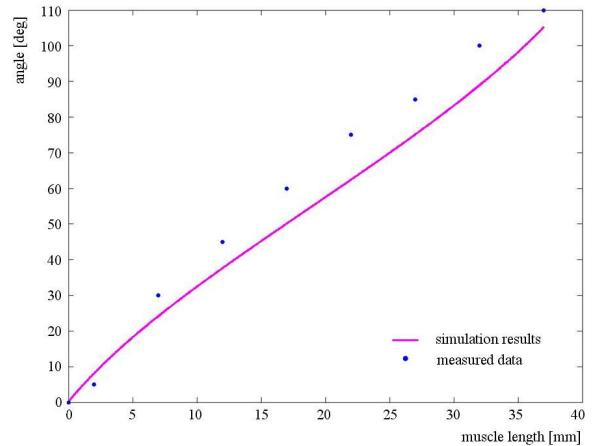


Fig. 5 Flexion angle according to the muscle length

특성에 의한 것으로, 제어 오차에 기인한 것으로 사료된다. 인공근육은 최대 37mm 길이가 변할 때, 손목은 최대 105° 회전하는 것을 알 수 있었다.

4. 결론

본 논문에서는 상지마비 뇌졸중 환자의 손목과 손가락 폼 운동이 가능한, 상지재활훈련로봇 DULEX를 제안하였다. 손가락과 손목의 독립적인 재활운동을 위해, 이중 링크 메커니즘을 채택하였다. 실험에서는 인공근육의 수축에 따른 관절의 회전각도를 측정하였다. 그 결과, 인공근육의 제어오차에 의해, 회전각도의 오차가 있었으나, 이것은 재활운동측면에서는 무시가능할 정도이다. 향후에는 임상평가를 통하여 개발된 상지재활로봇의 효용성에 대해 평가할 예정이다.

참고문헌

1. 이택영, 오재근, 김혜영, 이규성, 김문희, “뇌졸중 환자의 환측 상지 기능이 건측 손의 기민성에 미치는 영향”, JKSOT, Vol. 7, No. 1, 1999
2. 태기식, 김사엽, 송성재, 이소영, 박기영, 손철호, 김영호, “대칭형 상지 운동기구를 이용한 손목 운동시 활성도 패턴”, 한국정밀공학회, 1303-1306, 2004
3. 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
4. Koeneman, E.J., Schultz, R.S., Wolf, S.L., Herring, D.E., and Koeneman, J.B., "A Pneumatic Muscle Hand Therapy Device", Proc. of EMBC, Vol. 26, No. 1-5, 2004
5. Chou, C. and Hannaford, B., "Measurement and Modeling of McKibben Pneumatic Artificial Muscles", IEEE Transaction on Robotics and Automation, Vol. 12, No. 1, 1966