

재활훈련이 가능한 상지동력보조기의 설계 Design of a powered upper-limb orthosis with exercise function

*배주환¹, #문인혁¹, 김영민¹

*J. H. Bae¹, #I. Moon(ihmoon@deu.ac.kr)¹, Y. M. Kim¹

¹동의대학교 메카트로닉스공학과

Key words : powered upper-limb orthosis, rehabilitation exercise

1. 서론

뇌졸중(stroke)은 우리나라 사망원인 1 위의 혈액 순환계 질환의 하나로써, 그 후유증으로 생존자의 약 85%에게서는 수의적 및 선택적 근육의 수축활동이 어려운 기능적 마비장애를 동반하게 된다. 대표적인 증상의 하나가 상지 편마비이다. 이러한 상지편마비에 의해 소실된 상지기능은 보조기(orthosis)를 착용함으로써 어느 정도 회복할 수 있다[1]. 그리고 편마비에 의한 상지의 기능적 장애(functional disability)는 스트레칭[2]과 같은 재활 훈련(exercise)에 의해 회복될 수 있다. 그러나 이러한 기기는 보조기 또는 재활훈련용 기기로서 한가지 기능의 수행만 가능하였다.

본 논문에서는 상지(upper-limb)중 손의 파지 기능을 보조하면서, 손의 동작범위(ROM)의 향상을 위한 재활 훈련이 가능한 새로운 개념의 상지동력보조기를 제안한다. 먼저, 상지동력보조기(powerd upper-limb orthosis)의 설계 개념을 제시하고, 손 부분(hand part)의 파지에 관한 기구학 및 정역학 해석을 수행한다. 이를 바탕으로 재활훈련 겸용 상지동력보조기를 위한 제어기 설계방향을 제시한다. 그리고 시뮬레이션과 프로토타입 상지동력보조기를 이용한 간단한 실험을 수행하여 그 결과를 비교한다.

2. 상지동력보조기의 설계

우리는 이전의 연구[3]에서 뇌졸중에 의한 상지 편마비 장애인의 ROM 향상 훈련을 위한 착용형 상지재활훈련기인 DULEX 를 제안하였다. 그러나 DULEX 는 단방향 수축만 가능한 공압식 근육을 사용하였기 때문에, 파지 기능의 보조는 불가능하였다. 본 논문에서는 공압

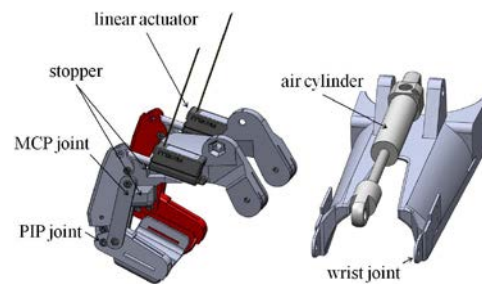


Fig. 1 Structure of powered upper-limb orthosis

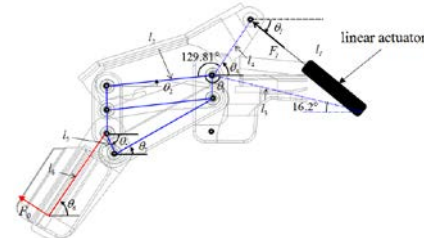


Fig. 2 Kinematic model of hand part

실린더와 선형 구동기(linear actuator)를 적용하여 손목, 검지 손가락, 그리고 나머지 세 손가락의 굽힘(잡)과 펴 동작이 가능하도록 설계하였다(그림 1 참조). 손목에는 50mm의 직선 가동범위를 가지는 복동식 공압 실린더 CDM2E2 0-50A (SMC Co.)를 적용하였으며, 기절골과 중-말절골에는 20mm 가동범위의 소형 선형 구동기 PQ-12f (Firegelli Co.)를 사용하였다.

3. 손 기구의 해석

그림 2 는 상지동력보조기에서의 손 기구부에 대한 기구학 및 정역학 해석을 위한 모델이다. 실선은 선형 구동기로서, 이것의 길이 l_1 의 변화에 따른 기절골 각도 θ_2 는 기구학적 구조에 의해 다음의 식과 같이 구할 수 있다.

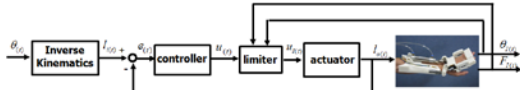


Fig. 3 Control system for finger part

$$\theta_2 = 180 - \left(129.81 + \cos^{-1} \left(\frac{l_3^2 + l_4^2 - l_1^2}{2l_3l_4} \right) \right) + 10.67 \quad (1)$$

또한 구동기의 입력 힘 F_I 에 따른 손끝의 파지력 F_o 는 다음의 식으로 정의할 수 있다.

$$F_o = \frac{2l_2(l_6A - l_5B - l_3C)}{l_4l_5(D + E)} F_I \quad (2)$$

여기서 A, B, C, D, E 는 다음과 같다.

$$A = \sin(-\theta_2 + \theta_7) \quad (3)$$

$$B = \sin(-\theta_2 - \theta_5 + \theta_6 + \theta_7) \quad (4)$$

$$C = \sin(\theta_2 - \theta_5 - \theta_6 + \theta_7) \quad (5)$$

$$D = \cos(\theta_1 - \theta_4 - \theta_5 + \theta_7) \quad (6)$$

$$E = \cos(\theta_1 + \theta_4 - \theta_5 + \theta_7) \quad (7)$$

4. 제어시스템 설계

3 장의 손 기구부의 해석을 바탕으로 제어 시스템을 구성하였다(그림 3 참조). 기구부의 목표 각도 $\theta_{(t)}$ 가 주어지면, 역기구학에 의해 구동기의 변위 $l_{(t)}$ 으로 변환된다. 제어기는 구동기의 변위를 위해 제어입력 $u_{(t)}$ 을 발생시킨다. $u_{(t)}$ 는 선형 구동기의 힘 제어 입력이다. 이때 최대 파지력을 10N 으로 두고, 이를 유지하기 위해 $u_{(t)}$ 입력에 대한 리미터(limiter)를 두었다. 리미터는 목표 각도 $\theta_{(t)}$ 와 현재 구동기의 힘 $F_{(t)}$ 를 식(2)에 대입하여 $F_{o(t)}$ 를 계산하고, 만약 $F_{o(t)} < 10N$ 이면 $u_{(t)} = u_{(t)}$ 로, 그렇지 않으면 $u_{(t)} = 0$ 로 하여 제어한다. 즉, 리미터는 $F_{o(t)}$ 가 10N 을 유지할 수 있도록 제어입력 $u_{(t)}$ 을 제한하여, 항상 10N 의 쥐는 힘을 보조할 수 있도록 하였다.

5. 실험 및 결과

본 연구에서는 먼저 보조기의 손 기구의 파지력 F_o 가 10N 을 유지하기 위한, 손 기구의 각도에 대한 구동기력 F_I 을 시뮬레이션 하였다(그림 4(a) 참조). 그 결과 파지 동작이 일어나는 0 도 이후에서의 구동기의 힘은 평균 $45 \pm 3.5N$ 의 힘을 필요로 하는 것을 확인할 수 있었

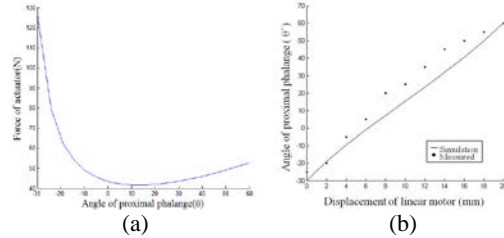


Fig. 4 Experimental results (a) force output of actuator (b) relations of displacement and angle

다. 그리고 본 연구에서는 제작한 프로토타입 기구를 이용하여 동작범위를 측정하였다. 그림 4(b)는 구동기의 직선 가동변위에 따른 기절골의 각도 변화이다. 이 결과 선형 구동기의 20mm 가동변위시 기절골은 85 도의 운동범위를 나타내었다. 이러한 결과는 본 연구에서 제안한 상지동력보조기의 손 기구부가 파지동작과 ROM 훈련에 충분하다는 것을 의미한다.

6. 결론

본 연구에서는 재활훈련이 가능한 상지동력보조기의 설계 개념을 제안하였다. 그리고 손 기구부의 기구학 및 동역학 해석을 수행하였고, 이를 이용한 손 기구부의 제어시스템을 제안하였다. 향후에는 복동식 공압 실린더를 적용한 손목 기구에 대한 해석을 수행하고, 이를 기반으로한 재활훈련이 가능한 상지동력보조기에 대한 설계와 제작 그리고 실험을 수행할 것이다.

참고문헌

1. R. Ortner, B. Z. Allison, G. Korisek, H. Gaggl, and G. Pfurtscheller, "An SSVEP BCI to Control a Hand Orthosis for Persons With Tetraplegia", IEEE Trans on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 19, No. 1, 2011.
2. E. J. Koeneman, R. S. Schultz, S. L. Wolf, D. E. Herring and J. B. Koeneman, "A Pneumatic Muscle Hand Therapy Device", Proc. IEEE Conf. on Medicine and Biology Society, pp. 2711-1713, 2004..
3. 김영민, 문인혁, "뇌졸중 환자를 위한 착용형 손 재활훈련기기, DULEX", 제어·로봇·시스템 학회논문지 Vol 16, No. 10, pp. 919-926, 2010.