뇌졸중 환자를 위한 착용형 손 재활훈련기기, DULEX

DULEX, A Wearable Hand Rehabilitation Device for Stroke Survivals

김 영 민, 문 인 혁*
(Young-Min Kim¹ and Inhyuk Moon¹)

¹Dong-eui University, Department of Intelligent System Engineering Graduate School

Abstract: This paper proposes a wearable hand rehabilitation device, DULEX, for persons with functional paralysis of upper-limbs after stroke. DULEX has three degrees of freedom for rehabilitation exercises for wrist and fingers except the thumb. The main function of DULEX is to extend the range of motions of finger and wrist being contracture. DULEX is designed by using a parallel mechanism, and its parameters such as length and location of links are determined by kinematic analysis. The motion trajectory of the designed DULEX is aligned to human hand to prevent a slip. To reduce total weight of DULEX, artificial air muscles are used for actuating each joint motion. In feedback control, each joint angle is indirectly estimated from the relations of the input air pressure and the output muscle length. Experimental results show that DULEX is feasible in hand rehabilitation for stroke survivals.

Keywords: upper-limb, functional paralysis, rehabilitation, stroke, artificial air muscle

1. 서론

뇌졸중(stroke)은 뇌혈관계의 이상에 따른 질환의 하나로, 그 후유증으로서 근육의 수축활동이 어려운 기능적 마비장애(functional paralysis)를 동반하게 된다. 이러한 뇌졸중 환자는 지속적인면서도 반복적인 재활훈련을 수행함으로써 손상된 기능을 향상시킬 수 있다[1,2].

이러한 뇌졸중 환자뿐만 아니라 정형외과적 수술후의 환자의 재활에 관한 연구가 있었다. 대표적으로는 근육의 스트레칭과 근력강화[3], 굽힘 동작을 위한 파워 보조[4], 그리고 수술 후 환부를 교정해주기 위한 자세 교정[5] 등에 관련된 것이다. 최근 건측(normal part)의 동작에 따라 환측(abnormal part)이 모방하여 훈련하는 거울치료(mirror therapy)는 재활치료에 효과적인 것으로 나타났다[6].

일반적으로 재활훈련의 효과를 높이기 위해서는 집중적 훈련과 반복적 훈련뿐만 아니라, 특수한 작업동작 및 훈련도 필요하다. 이러한 기능적 재활훈련은 작업치료사와 함께 수행되는 것이 일반적이다. 재활훈련시스템 분야에서는 최근 작업치료사를 대신하는 로봇공학 기술을 접목한 연구가 시도되고 있다. 특히 상지(upper-limb) 재활훈련용으로 다양한 재활로봇이 개발되었다[7-11]. 그러나 대부분의 재활훈련기기는 고정되어 있기 때문에 재활훈련 시 환자는 반드시 훈련기기가 설치된 곳으로 이동해야만 한다.

최근에는 손목을 포함한 손의 재활을 위한 착용형 상지 재활훈련기기가 제안되었다. 근육의 스트레칭과 근력강화를 위한 Mentor [3]는 손가락과 손목이 동시에 신전(flexion)되도록 설계되었다. 그러나 손가락과 손목의 독립적인 재활훈련이 불가능하다. RUPERT [12] 또한 팔의 다양한 재활훈련이 가능

한 상지 재활훈련용 로봇이다. 하지만 손가락 재활훈련에는 적당하지 않고 착용하기에도 기기가 크다는 단점이 있었다.

본 논문에서는 환측 손의 펌 근의 운동범위를 점차적으로 증가시키는 착용형 손 재활훈련기기인 DULEX (Dong-eui Upper Limb EXercise device)를 제안한다. DULEX는 손목과 검지, 그리고 엄지를 제외한 나머지 세 손가락의 3자유도 동작이 가능하며 독립적으로 재활훈련이 가능하다.

한편, 재활훈련 시 기기와 인체가 서로 협응하는 것은 매우 중요하다[13,14]. 만약 인체의 손의 각 관절의 회전 중심과 기구부의 회전중심이 일치하지 않으면, 재활기기의 펌(extension) 동작 시 손은 기구와 어긋나게 되는 문제가 발생할 수 있다. 기존의 재활기기 설계 방식에 의하면 기기의 운동 궤적과 사용자 손의 운동궤적을 일치시키게 되면 기구부의 부피가 커질 수 있으나[15], 최근 연구에서는 사용자 손의 크기에 맞추어진 착용형 기기들이 제안되었다[16,17]. [16]에서는 손가락 기구의 양 옆에 폴리를 설치하고, 와이어를 이용하여 당기는 구조로 설계하였다. 그러나 손가락 사이에 폴리를 두고 있기 때문에 손가락 기구의 사이가 벌어지는 단점이 있었다. 이러한 단점을 보완하기 위해 [16]에서는 손가락 기구부의 위쪽에 와이어를 연결하였다. 그러나 각 관절을 구동하기 위한 와이어의 구성이 복잡하고, 제시한 구조도 하나의 손가락에만 적용하였다.

따라서 본 연구에서는 DULEX의 설계 시 병렬기구(parallel mechanism)를 사용하여 기기의 운동 궤적을 사용자 손과 일치시키고, 미끄러짐을 방지한 설계를 제안한다. 이때, 각 링크들의 길이, 위치와 같은 설계 변수들은 기구학 해석과 최적 설계에 의해 결정한다. 설계된 DULEX의 운동 궤적은 일치시키고 사용자 손과의 미끄러짐을 방지하기 위해 사람 손에 일치시켰다. 그리고 기기의 전체 무게를 줄여 착용성을 높이기 위해서 공압식 인공근육(artificial air muscle)을 사용한다. 인공근육의 공기압력 제어뿐만 아니라 DULEX의 각 관절의 각도도 제어하기 위해 피드백제어를 설계한다.

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2010. 6. 10., 수정: 2010. 7. 12., 채택확정: 2010. 7. 20.

김영민, 문인혁: 동의대학교 대학원 지능시스템공학전공

(ymkim@ams.deu.ac.kr/ihmoon@deu.ac.kr)

※ 본 연구는 2007학년도 동의대학교 교내연구비에 의해 연구되었음
(과제번호: 2007AA179).

본 논문의 구성은 다음과 같다. II 장에서는 사람 손의 재활 메커니즘에 대하여 제시하고, III 장에서는 DULEX의 손가락과 손목 메커니즘에 대한 기구학 해석 및 기구설계에 대하여 기술한다. IV 장에서는 DULEX를 제어하기 위한 시스템 구성 및 실험결과를 보인다. 실험의 결과로부터 우리는 DULEX가 뇌졸중 후유 장애를 가진 환자의 손 재활훈련에 적용 가능함을 보인다.

II. 기구학 해석 및 최적설계

상지 재활훈련 시 손가락이 기구에서 미끄러지거나 운동 궤적이 기구와 어긋나지 않도록 기구의 궤적을 손가락의 운동 궤적에 일치시키는 것이 중요하다. 본 논문에서는 손가락의 운동 궤적과 기구의 운동 궤적이 서로 어긋나지 않고 재활 훈련이 가능하도록 그림 1과 같은 병렬기구를 DULEX의 손가락에 적용하였다. 그림 1에서 점선은 사람의 손가락을 의미하고, 실선은 DULEX의 손가락 기구부를 나타낸다. 운동 궤적을 일치시키면서 기구와 사용자 손가락의 간격을 결정하기 위해 손가락의 중수지간(MCP: Meta-Carpo Phalange) 관절과 근위지간(PIP: Proximal Inter-Phalange) 관절 각각을 바로 위에 위치한 병렬기구로부터 동일한 간격을 유지하도록 하였다. 이렇게 설계함으로써 기구가 사용자 손가락의 관절(joint)에 일치될 수 있다. 기구는 기절골(PP: Proximal Phalange)과 중-말절골(distal-middle phalange)의 두 부분으로 설계하였다. 그림 1에서는 parallel 메커니즘을 이용하여 기구의 PP의 회전 궤적이 기구부 아래에 위치한 손가락의 중수지간 관절을 중심으로 회전하고, 중-말절골은 근위지간 관절을 중심으로 회전함을 보인다.

검지와 나머지 세 손가락을 감싸는 기구는 동일한 구조를 가진다. 그리고 개발된 DULEX는 사람 손의 건-근육(tendon-

그림 1. 손가락용 병렬 기구.

Fig. 1. Parallel mechanism for finger motion.

표 1. 설계된 메커니즘의 운동범위[deg].

Table 1. Range of motion of the designed mechanism [deg].

	distal-middle phalange	proximal phalange	wrist
initial angle	90	60	48
end position angle	0	-30	-42

$$\vec{r}_0 = \sqrt{|\vec{r}_0|^2 - \left(\frac{|\vec{r}_{d1}|^2 + |\vec{r}_0|^2 - |\vec{r}_1|^2}{2|\vec{r}_{d1}|^2} \right)^2} \left(\vec{r}_{d1}^u \times k \right) - \left(\frac{|\vec{r}_{d1}|^2 + |\vec{r}_0|^2 - |\vec{r}_1|^2}{2|\vec{r}_{d1}|^2} \right) \vec{r}_{d1}^u \quad (4)$$

$$\vec{r}_1 = \sqrt{|\vec{r}_0|^2 - \left(\frac{|\vec{r}_{d1}|^2 + |\vec{r}_0|^2 - |\vec{r}_1|^2}{2|\vec{r}_{d1}|^2} \right)^2} \left(\vec{r}_{d1}^u \times k \right) - \left(\frac{|\vec{r}_{d1}|^2 + |\vec{r}_0|^2 - |\vec{r}_1|^2}{2|\vec{r}_{d1}|^2} - |\vec{r}_{d1}|^2 \right) \vec{r}_{d1}^u \quad (5)$$

3. 최적해 결정

$\vec{r}_{fd}$ 벡터는 손가락의 중-말절골에 해당한다. 인공근육의 수축에 의해 parallel 메커니즘으로 구성된 기절골이 펌 동작을 수행하면, $\vec{r}_{fd}$ 벡터의 궤적은 링크 r_4 , r_5 의 길이와 링크 r_3 와 r_{fd} 사이의 각도 α 에 의해 결정된다 (그림 2참조). 따라서 링크 r_4 , r_5 의 길이와 사잇각 α 를 설계변수로써 그 값을 구해야 한다. 이를 위해 우리는 최적설계 기법을 적용 하였다. 먼저, 사람 손가락의 운동범위를 고려하여 DULEX의 기절골과 중-말절골의 ROM을 90° 로 정하였다. 그리고 DULEX의 기절골이 완전히 펴진 상태일 때, 중-말절골은 기절골로부터 0° 의 각도를 이루도록 하였다. 또한, r_4 링크의 길이와 사잇각 α 의 범위는 각각 $30mm \leq |\vec{r}_4|^2 \leq 60mm$, $30^\circ \leq \alpha \leq 90^\circ$ 로 제한하였다. 그리고 DULEX의 최대 펌 각도 $\theta = -30^\circ$ 에서 두 벡터 $\vec{r}_{fp}$ 와 $\vec{r}_{fd}$ 가 일치되었을 때 링크의 단위벡터 $\vec{r}_5^u$ 를 결정하였다. 다음으로 기절골 벡터 $\vec{r}_{fp}$ 가 90° 굽혀졌을 때 중-말절골 벡터 $\vec{r}_{fd}$ 는 $90^\circ \leq \vec{r}_{fd} \leq 90.1^\circ$, 그리고 두 링크 r_4 , r_5 가 이루는 전달각은 마찰토크의 최소 허용범위인 40° 이상을[19], 만족하도록 두 조건을 설정하였다. 따라서 링크 r_5 의 벡터는 벡터 $\vec{r}_{d2}$ 와 단위벡터 $\vec{r}_5^u$, 그리고 r_4 링크의 길이로부터 다음 식과 같이 구할 수 있다.

$$\vec{r}_5 = \left[-\vec{r}_{d2} \vec{r}_5^u \mp \sqrt{|\vec{r}_4|^2 - \left(r_{d2} (\vec{r}_5^u \times k) \right)^2} \right] \vec{r}_5^u \quad (6)$$

그림 3. 구해진 설계변수 $|\vec{r}_4|^2$, $|\vec{r}_5|^2$, α .

Fig. 3. Obtained design parameters, $|\vec{r}_4|^2$, $|\vec{r}_5|^2$, α .

그림 4. 손가락 기구의 시뮬레이션 결과.

Fig. 4. Simulation result for finger motion.

그림 5. 손목 기구 모델.

Fig. 5. Kinematic model of wrist.

여기서 우리는 기절골의 굽힘각 $\theta = 60^\circ$ 을 입력하여 중-말절골의 운동범위를 만족하는 두 개의 해를 구하였다. 이렇게 구해진 그림 3의 두 해 중에서 우리는 링크의 길이가 작은 실선의 원으로 표시된 다음의 값을 DULEX의 설계에 적용하였다.

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

$$\vec{r}_{fd} = r_8 \begin{bmatrix} \cos(\pi - \alpha) & -\sin(\pi - \alpha) \\ \sin(\pi - \alpha) & \cos(\pi - \alpha) \end{bmatrix} \vec{r}_5^u \quad (7)$$

구해진 설계변수를 이용하여 동작범위를 시뮬레이션 하였다. 그림 4는 시뮬레이션의 결과이다. 기절골은 60° 인 초기 굽힘 각도에서 시작하여 90° 의 굽힘을, 중-말절골 역시 90° 의 굽힘 각도를 보였다.

4. 손목 기구학

손목 기구는 손목의 회전 동작만 가능하도록 설계되었으며, 손목 지지대의 회전각 γ 은 다음과 같다(그림 5참조).

$$\gamma = \beta + \theta_1 + \theta_2 - 180^\circ \quad (8)$$

식 (8)에서 β 와 θ_2 는 설계변수이며, 기구의 고정된 길이 d_1, d_2 에 의해 결정된다. 그러나 θ_1 은 다음 식을 이용하여 인공근육의 길이변화 l_1 과 d_1, d_2 에 대해 구할 수 있다.

그림 6. 공압식 인공근육.

Fig. 6. Artificial air muscle.

그림 7. 공압식 인공근육의 외형구조.

Fig. 7. Geometry of the artificial air muscle.

$$\theta_1 = \cos^{-1} \left\{ \frac{d_1^2 + d_2^2 - L_1^2}{2d_1 d_2} \right\} \quad (9)$$

본 논문에서는 d_1, d_2 를 각각 $38.42mm$, $150.59mm$ 로 정하였고, 그 결과 설계변수는 각각 $\beta = 59.46^\circ$, $\theta_2 = 13.44^\circ$ 가 얻어진다.

III. 공압식 인공근육

본 연구에서는 DULEX의 손가락과 손목의 펌 동작을 위한 구동기로서, 공압식 인공근육을 적용하였다. 공압식 인공근육은 내부의 고무 튜브, 나일론 섬유의 표면, 봉인마개 그리고 금속 링과 같이 4가지로 구성되어 있다(그림 6참조). 인공근육은 내부의 압력이 높아짐에 따라 수축되며, 인간의 근육 운동 형태와 유사하게 동작한다. Chou와 Hannaford는 공압식 인공근육의 팽창력, 길이 그리고 압력을 이용하여 수학적 모델 식을 세웠다[20]. 본 논문에서는 인공근육의 기초 실험을 위해 [20]을 참조하였다. 단, 모델에서 인공근육의 가운데 부분은 완벽한 실린더로써 가정하고, 다양한 직경은 무시하였다. 그림 7은 우리가 사용한 인공근육의 기하학적 형상을 나타낸다. 인공근육의 직경은 D , 길이는 L 로써 정의하고, θ 는 실린더의 수직 축과 감긴 실 사이의 표면 각도라 하면 D , L 는 다음과 같이 계산된다.

$$D = \frac{b \sin \theta}{n\pi} \quad (10)$$

$$L = b \cos \theta \quad (11)$$

그림 8. 공압식 인공근육의 정적 길이와 압력 관계.

Fig. 8. Static length-pressure relations of artificial air muscle.

여기서 b 는 표면 한 가닥의 실, n 은 한 회전에 대해 감긴 수를 나타낸다. 에너지 변환의 관점에서 봤을 때, 실린더 모양의 인공근육이 에너지의 손실이 없고 저장을 하지 않는다면, 인공근육의 들어가는 일과 나오는 일은 같다고 볼 수 있으며 다음의 식과 같이 나타낼 수 있다.

$$dW_{in} = P_g dV, \quad dW_{out} = -FdL, \quad (12)$$

$$dW_{in} = dW_{out} \quad (13)$$

식 (13)에서 힘을 제외한 나머지를 우변으로 넘겨 정리하면 아래의 식과 같다.

$$F = \frac{P_g b^2 (3 \cos^2 \theta - 1)}{4\pi n^2} \quad (14)$$

이제 식 (11)과 (14)으로부터 압력과 길이에 대한 힘의 관계를 다음의 식과 같이 나타낼 수 있다.

$$F = \frac{P_g b^2}{4\pi n^2} \left(\frac{3L^2}{b^2} - 1 \right) \quad (15)$$

상수 b , n 은 앞에서 제시된 완벽한 인공근육의 압력과 길이 그리고 힘 관계를 정의하는데 필요한 요소이다. 식 (15)의 상수 값들은 인공근육 표면의 여러 가닥의 실이 이루는 격자형 모양으로부터 그 값이 결정되며[21], 각각 $b = 17.368mm$, $n = 3.0588$ 이다.

본 논문에서는 수학적 모델 식을 이용하여 인공근육의 시뮬레이션을 수행하고, 기초실험 결과와 비교하였다. 시뮬레이션을 한 도구는 MATLAB을 사용하였다. 실험에서는 인공근육에 정해진 부하를 가한 상태에서 $100kPa \sim 600kPa$ 의 압력을 주입하여 부하가 가해진 인공근육의 길이의 변화를 측정하였다. 그림 8은 시뮬레이션의 결과와 기초실험의 결과를 비교한 그래프이다. 기초실험 결과 시뮬레이션 결과에 대한 측정된 전체 인공근육 길이의 최대 오차는 $4mm$ 였으며, 최대 표준편차는 $2.41mm$ 였다. 기초실험 결과로부터 측정된 인공근육의 길이가 시뮬레이션 결과와 유사하다는 것을 알 수 있었다.

그림 9. 설계된 손가락 기구부.

Fig. 9. Designed finger mechanism.

그림 10. 설계된 DULEX

Fig. 10. Designed DULEX.

그림 11. 알루미늄과 ABS로 조립된 링크부.

Fig. 11. Fabricated link parts composed of aluminum and ABS.

IV. 실험

1. DULEX 설계 및 제작

1.1 손가락 설계

기구학적 해석과 인체 치수 데이터를 바탕으로 프로토타입 DULEX를 설계하였다. DULEX의 설계에 있어서는 기구의 회전 중심이 사용자 손가락 관절의 중심에 일치되는 것에 중점을 두었다. 중·말절골 손가락 기구는 손가락 고정을 위한 밴드가 통과하여 감싸지도록 제작하였다[22]. 그리고 굽힘 또는 펴는 동작 시 동작의 한계를 설정하기 위한 stopper를 설계

그림 12. 공압식 인공근육 제어시스템.

Fig. 12. Control system configuration of artificial air muscle.

하여 동작의 안정성을 높임과 동시에 사용자의 근육에 무리가 가지 않도록 하였다. 그림 9는 설계된 DULEX의 손가락 기구부를 나타낸다. 굵은 화살표는 기절골 링크를 당기는 와이어를 나타낸 것이다. 인공근육의 수축된 길이가 손목의 각도로부터 영향을 받지 않도록, 손목 관절의 중심에 회전 폴리(pulley)를 삽입하였다. 그리고 손가락 사이 간격을 줄이기 위하여 손의 좌우 측면에만 고정하도록 설계하고 가운데 부분은 별도의 기구 연결이 필요하지 않도록 설계하였다(그림 9, 10 참조). 프로토타입의 제작에 있어서, 손가락 기구의 모든 링크는 강도를 높이기 위해 그림 11과 같이 두께 1mm 알루미늄 재질과 합성수지 ABS와의 일체형으로 제작하였다.

1.2 손목 설계

손목은 양 옆에 회전 중심의 역할을 하는 손목관절이 있으며, 동일한 축에 폴리가 삽입되어 있다(그림 10참조). 폴리는 인공근육과 기절골에 연결되어 있는 와이어가 기구와의 마찰 없이 지나도록 배치되어 있다. 팔 등에는 구동기 역할을 하는 3개의 인공근육이 장착되어 있으며, 팔꿈치 지점에 위치한 인공근육의 고정 위치는 최대 수축 및 이완된 길이를 고려하여 각각의 거리가 정해졌다. 그리고 손목이 과도하게 펴는 것을 방지하기 위해 손 등에 stopper를 설치하여 동작 각도를 제한하도록 하였다. 또한 기구의 팔에는 2개의 밴드를 이용하여 사용자의 팔을 감싸서 고정할 수 있도록 설계하였다.

2. 인공근육의 제어 시스템

본 연구에서 제안한 DULEX는 인공근육의 수축에 따라 기구가 펴는 동작을 수행한다. 따라서 목표 펴는 각도가 입력되면 해당하는 인공근육의 압력이 선정되고 압력을 피드백 제어함으로써 펴는 각도를 제어하도록 하였다. 컴프레서에서 생성된 공압은 밸브를 통해 인공근육에 입력되고, 이 압력은 0kPa~650kPa의 압력을 감지할 수 있는 압력센서 (SPD100 GA, Smartec Co.)에 의해 측정된다. 압력센서에 의해 측정된 압력은 MCU에 전송되고, PD 제어 ($K_p = 5$, $K_i = 1$)를 통해 목표 압력을 추종하게 된다. 다양한 부하에 따른 손가락의 펴는 동작을 제어하기 위해서는 궁극적으로는 인공근육의 길이를 감지하여 피드백제어를 하여야 한다. 그러나 본 연구에서는 인공근육의 특성 실험으로부터 인공근육의 압력과 길이의

그림 13. 실험환경.

Fig. 13. Experimental setup.

그림 14. 손가락의 운동범위 해석용 기구학 모델.

Fig. 14. Kinematic model for analysis of finger's ROM.

변화관계를 테이블화 하여 압력으로부터 길이를 추정하는 방법을 사용하였다. 그림 12는 본 연구에서 사용한 인공근육 제어 시스템을 보인다. 검지와 나머지 세 손가락 그리고 손목을 구동하기 위해 사용된 3개의 인공근육을 각각 제어하도록 하였다.

3. DULEX의 각도측정 실험

우리는 그림 13과 같이 실험환경을 구성하고, 인공근육의 길이 변화에 따른 기절골의 각도를 측정하였다. 실험에서는 근육이 구축(contracture)된 상태에서의 스트레칭 훈련을 가정하여 DULEX의 기절골 초기각도를 최대 굽힘 각도 $\theta = 60^\circ$ 로 하였다. 따라서 DULEX의 기절골에 중력 방향으로 1.5kg의 부하를 가한 상태에서 진행하였다. III 장으로부터 인공근육의 길이에 대한 기절골의 각도 관계는 해석을 통해 이미 알고 있다. 실험 시 측정되는 인공근육의 압력은 컴퓨터 모니터상으로 확인할 수 있도록 하였다.

그림 14는 DULEX의 기절골 각도 θ 를 측정하기 위한 기구학적 해석을 나타낸다. x 는 손목의 회전 중심으로부터 기절골까지의 와이어 길이이며, 인공근육에 연결된다. a , b ($a = 28\text{mm}$, $b = 88.6\text{mm}$)는 고정된 길이이다. 와이어의 길이 x 의 변화에 따른 기절골 각도는 고정된 사잇각을 통해 다

음 식과 같이 구할 수 있다.

$$\rho = \cos^{-1} \left(\frac{a^2 + b^2 - x^2}{2ab} \right) \quad (16)$$

$$\varphi = 360^\circ - (129.52^\circ + \rho) \quad (17)$$

$$\theta = 180^\circ - (\varphi + 16.2^\circ) \quad (18)$$

실험 결과 DULEX의 기절골 각도는 그림 15와 같이 85° 의 운동범위를 보였으며, 이것은 시뮬레이션 결과와 비교해 볼 때 유의한 결과임을 알 수 있었다. 그림 16은 DULEX의 손등을 수평으로 유지하여 기절골의 펌 각도를 측정한 결과를 나타낸다. 초기 굽힘 각도 25° 에서부터 최대 펌 각도 -15° 로 기절골의 ROM이 40° 가 되는 것을 알 수 있다. 이는 DULEX에 가해지는 부하가 중력방향으로 일정하게 작용되므로 펌 동작 시 기절골의 각도 변화에 따라 ROM이 가변할 수 있다는 것을 의미한다. 우리는 기절골의 측정된 각도 40° 가 기구의 ROM 85° 내에서 변하는 것을 확인하였다.

4. 데이터 글로브를 이용한 DULEX의 제어

그림 17은 본 연구에서 제작된 프로토타입 DULEX을 보인다. DULEX의 몸체는 ABS 플라스틱을 이용하여 제작하였으며, 인공근육을 장착한 전체 중량은 504g이다. 사용된 인공근육은 길이 210mm이다. DULEX에는 총 3개의 인공근육을

그림 15. 측정된 결과와 시뮬레이션 결과의 비교.

Fig. 15. Comparison of simulation and measured results.

그림 16. 실험결과: 근육의 길이와 펌 각도.

Fig. 16. Experimental results: muscle length and extension angle.

그림 17. 프로토타입 DULEX.

Fig. 17. Prototype DULEX.

(a) Hand posture

(b) Measured pressure and the angle of the finger and wrist

그림 18. 데이터 글로브 연동 제어 실험결과.

Fig. 18. Experimental results controlled by dataglove input.

사용하였다. 우리는 이전에 우리가 개발한 데이터 글로브 (data glove) [23]를 이용하여 DULEX의 성능을 검증하였다. 사용자의 건측 손에 데이터 글로브를 착용하고, 검지와 나머지 세 손가락 그리고 손목의 굽힘 정도를 측정하고, 컴퓨터로 전송한다. 컴퓨터에서는 입력된 굽힘 각도에 대한 목표 공기압력을 설정하여, DULEX 제어기로 전송하여, 인공근육의 압력을 제어하도록 하였다.

실험에서는 그림 18(a)에서와 같이 9가지의 손의 동작에 따른 DULEX의 동작을 확인하였다. 측정은 각 동작별로 약 40초씩 총 400초 동안 수행하였다. 그림 18(b)는 데이터 글로브를 착용한 건측의 손가락과 손목의 각도 변화에 따라 제어된 DULEX의 압력을 동시에 나타내었다. 먼저 데이터 글로브를 착용한 손의 1번 자세에서는 손목을 중간 각도로 유지하며 검지와 나머지 세 손가락을 굽힘 자세로 유지한다. 이때, 인공근육 제어기에서는 손목의 중간 각도 유지를 위해 약 300kPa의 압력이 가해지는 것을 볼 수 있으며, 손가락에는 인공근육의 이완을 위해 대기압(100kPa)이 유지되는 것을 볼 수 있다. 그리고 손의 7번 자세에서는 손가락을 쥐고 손목을 펴 상태로 유지하여 검지를 편 자세이다. 검지 손가락과 손목의 펴 자세를 위한 압력이 약 500kPa로 유지되고 있으며, 세 손가락의 굽힘에 사용되는 공압근육은 대기압을 유지한다. 실험 결과로부터 쥘 동작과 펴 동작에 따라 데이터 글로브의 출력 각도가 변하며 그에 따라 인공근육을 제어하기 위한 압력이 제어되는 것을 확인할 수 있었다.

V. 결론

본 논문에서는 뇌졸중에 의한 상지 편마비 환자의 손목과 손가락 관절의 펴 운동범위를 점차적으로 증가시키는 착용형 손 재활훈련기기 DULEX를 제안하였다. 우리는 기기의 동작 궤적을 사용자 손 관절의 운동궤적에 일치시키도록 병렬기구를 이용하여 설계하였고, 각 링크의 길이와 위치는 기구학 해석의 결과로부터 결정하였다. 또한 기절골의 펴 각도를 제어하기 위하여 인공근육의 압력에 따른 수축 길이변화를 측정하고, 이로부터 각도를 추정하여 제어할 수 있는 제어기를 설계 제작하였다. 실험으로부터 우리는 기구에 가해지는 착용자 손의 부하 변화가 DULEX의 운동범위에 영향을 미치는 것을 알았다.

향후에는 부하 변화의 영향도 고려하여 펴 각도를 제어할 수 있는 방법에 관한 연구와, 제작된 DULEX를 이용한 임상 평가를 진행할 것이다.

참고문헌

- [1] R. J. Nudo, "Remodeling of cortical motor representations after stroke: implications for recovery from brain damage," *Molecular Psychiatry*, vol. 2, no. 3, pp. 188-191, May 1997.
- [2] R. J. Nudo, G. W. Milliken, W. M. Jenkins, and M. M. Merzenich, "Use-dependent alterations of movement representations in primary motor cortex of adult squirrel monkeys," *Journal of Neuroscience*, vol. 16, no. 2, pp. 785-807, 1996.
- [3] 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,

- Sep. 2004.
- [4] Y. Hasegawa, Y. Mikami, K. Watanabe, Z. Firouzi, and Y. Sankai, "Wearable handling support system for paralyzed patient," *Proc. IEEE Conf. on Intelligent Robots and Systems*, pp. 741-746, Sep. 2008.
 - [5] S. W. O'Driscoll and N. J. Giori, "Continuous passive motion (CPM): Theory and principles of clinical application," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 37, no. 2, pp. 179-188, Mar. 2000.
 - [6] S. Sütbeyaz, G. Yavuzer, N. Sezer, and B. F. Koseoglu, "Mirror therapy enhances lower-extremity motor recovery and motor functioning after stroke: a randomized controlled trial," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 88, no. 5, pp. 555-559, May 2007.
 - [7] J. C. Perry, J. Rosen, and S. Bums, "Upper-limb powered exoskeleton design," *IEEE Trans. on Mechatronics*, vol. 12, no. 4, pp. 408-417, Aug. 2007.
 - [8] M. Mihelj, J. Rodobnik, and M. Munih, "HENRiE-haptic environment for reaching and grasping exercise," *Proc. IEEE Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Scottsdale, USA, pp. 907-912, Oct. 2008.
 - [9] D. E. Barkana, F. Wang, J. Das, N. Sarkar, and T. E. Groomes, "A step toward increasing automation in robot-assisted rehabilitation," *Proc. IEEE Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Scottsdale, USA, pp. 930-935, Oct. 2008.
 - [10] L. Zollo, M. Passalacqua, D. Formica, and E. Guglielmelli, "Performance analysis of adaptive interaction control laws for rehabilitation robotics," *Proc. IEEE Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Scottsdale, USA, pp. 91-96, Oct. 2008.
 - [11] J. Klein, S. J. Spencer, J. Allington, K. Minakata, E. T. Wolbrecht, R. Smith, J. E. Bobrow, and D. J. Reinkensmeyer, "Biomimetic Orthosis for the Neurorehabilitation of the Elbow and Shoulder (BONES)," *Proc. IEEE Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Scottsdale, USA, pp. 535-541, Oct. 2008.
 - [12] T. G. Sugar, J. He, E. J. Koeneman, J. B. Koeneman, R. Heman, H. Huang, R. S. Schultz, D. E. Herring, J. Wanberg, S. Balasubramanian, P. Swenson, and J. A. Ward, "Design and control of RUPERT: a device for robotic upper extremity repetitive therapy," *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 15, no. 3, pp. 336-346, Sep. 2007.
 - [13] K. B. Shimoga, "A survey of perceptual feedback issues in dexterous telemanipulation: Part I. finger force feedback," *Proc. of IEEE Virtual Reality Annual International Symposium*, Seattle, USA, pp. 263-270, Sep. 1993.
 - [14] K. B. Shimoga, "A survey of perceptual feedback issues in dexterous telemanipulation: part ii. finger touch feedback," *Proc. of IEEE Virtual Reality Annual International Symposium*, Seattle, USA, pp. 271-279, Sep. 1993.
 - [15] M. Fontana, A. Dettori, F. Salsedo, and M. Bergamasco, "Mechanical design of a novel hand exoskeleton for accurate force displaying," *Proc. of IEEE Conf. on Robotics and Automation*, Kobe, Japan, pp. 1704-1709, 2009.
 - [16] A. Chiri, F. Giovacchini, N. Vitiello, E. Cattin, S. Roccella, F. Vecchi, and M. C. Carrozza, "HANDEXOS: towards an exoskeleton device for the rehabilitation of the hand," *Proc. of IEEE Conf. on Intelligent Robots and Systems*, pp. 1106-1111, 2009.
 - [17] Y. Fu, P. Wang, S. Wang, H. Liu, and F. Zhang, "Design and development of a portable exoskeleton based CPM machine for rehabilitation of hand injuries," *Proc. IEEE Conf. on Robotics and Biomimetics*, Sanya, China, pp. 1476-1481, Dec. 2007.
 - [18] <http://sizekorea.kats.go.kr/>
 - [19] C. E. Wilson and J. P. Sadler, *Kinematics and Dynamics of Machinery*, 3rd Ed., Prentice Hall, pp. 36-44, 2003.
 - [20] C. P. Chou and B. Hannaford, "Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscle," *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, vol. 12, no. 4, pp. 90-102, Feb. 1996.
 - [21] R. W. Colbrunn, "Design and control of a robotic leg with braided pneumatic actuators," M. S. Thesis, Case Western Reserve University, Cleveland OH, 2000.
 - [22] Y. Hasegawa, Y. Mikami, K. Watanabe, and Y. Sankai, "Five-fingered assistive hand with mechanical compliance of human finger," *Proc. of IEEE Conf. on Robotics and Automation*, Pasadena, USA, pp. 718-724, May 2008.
 - [23] C. Park, J. Bae, and I. Moon, "Development of wireless data glove for unrestricted upper-extremity rehabilitation system," *Proc. IEEE International Conf. on Control, Automation and Systems-Society of Instrument and Control Engineers*, Fukuoka, Japan, pp. 790-793, Aug. 2009.

김 영 민

2009년 동의대학교 메카트로닉스공학과 졸업. 2009년~현재 동의대학교 대학원 지능시스템공학과 석사과정 재학중. 관심분야는 재활로봇, 바이오메카트로닉스.

문 인 혁

1999년 2월 일본 Osaka 대학 전자제어 기계공학과 졸업(공학박사). 2002년 재활공학연구소 책임연구원. 2005년~현재 동의대학교 교수. 관심분야는 재활복지로봇, 바이오메카트로닉스, 생체 신호인터페이스.