

# 뇌졸중 환자의 햅틱 로봇 기반 상지 재활 시 근육 동시활성도 분석

오건영\*

경북대학교 기계공학부

## Muscle Coactivation Analysis during Upper-Limb Rehabilitation using Haptic Robotics in Stroke Survivors

Keonyoung Oh\*

School of Mechanical Engineering, Kyungpook National University  
(Manuscript received 18 March 2024 ; revised 29 March 2024 ; accepted 2 April 2024)

**Abstract:** This study analyzed the occurrence of abnormal muscle coactivations based on the assistance of upper limb weight during reaching task in stroke patients. Nine chronic stroke survivors with hemiplegia performed reaching tasks using a programmable haptic robot. Electromyography (EMG) coactivation levels in the upper limb muscles were analyzed using a linear model describing the activation levels of two muscles when the patient's upper limb weight was assisted at 0%, 25%, and 50%. As the upper limb weight assistance of the haptic robot decreased, the magnitude of the EMG signal in both the deltoid and biceps muscles increased simultaneously on both the paretic and non-paretic sides. However, no difference was found between the paretic and non-paretic sides when comparing the slope of the linear model describing the activation relationship between the deltoid and biceps. The aforementioned results suggest that in some stroke survivors, the deltoids, triceps, and biceps on the paretic side may not be abnormally coupled when supporting the upper limbs against gravity. Furthermore, these results suggest that the combination of haptic robots and EMG analysis might be utilized for evaluating abnormal coactivations in stroke patients.

**Key words:** Stroke, Haptic robot, Rehabilitation, Reaching movement, Muscle coactivation

### 1. 서론

뇌졸중 및 파킨슨병 환자 재활에 있어 햅틱 로봇을 활용한 상지 재활 사례 및 그 효과가 학계에 다수 보고되었다[1,2]. 햅틱 로봇은 상지 재활 운동 중 환자의 자발적인 운동을 보조해 주거나 반대로 움직임에 저항하는 힘을 발생시킬 수 있으며[3,4], 해당 저항 여부 및 크기에 따라 환자의 관절 움직임이 변화할 뿐 아니라[4], 재활에 필요한 근육의 활성화도 및 재활 난이도를 조절할 수 있다는 장점이 있다. 또한 햅틱 재활 로

봇은 가상현실 등 게임과 연동시켜 환자의 흥미를 유발함으로써 재활효과를 개선할 수 있다는 장점이 있다[5]. 재활 중 환자의 부상 방지 및 안정성 향상을 위하여, 재활 로봇은 중력보상 체중보조시스템(body weight supporting system for gravity compensation)과 함께 사용되는 경우가 빈번하다.

체중 보조 재활은 병원에서 뇌졸중 환자 등 뇌병변 환자 재활에 널리 사용되는 방법으로, 환자의 보행 능력 또는 상하지를 자발적으로 제어하는 능력을 회복하는 데 도움이 될 수 있다고 알려져 있다. 해당 재활 방법은 환자가 균형, 근육의 힘 및 제어 능력을 훈련하기 위해 재활운동을 수행하는 동안, 환자의 체중 또는 상하지의 무게를 보조해주는 방법을 의미한다. 해당 재활 방법은 재활 중 낙상 및 부상의 위험을 줄일 수 있으며, 뇌졸중 환자의 보행 능력과 상하지의 운동능력을 향상시키는 데 효과적일 수 있다고 알려져 있다.

최근 뇌졸중 환자의 상지 재활에 있어 햅틱 로봇과 체중

\*Corresponding Author : Keonyoung Oh  
Biorobotics Lab (Unit E3-305), School of Mechanical Engineering,  
Kyungpook National University, Oksan-ro 103, Buk-gu, Daegu,  
Republic of Korea 41566  
Tel : +82-53-950-5576  
E-mail : kyoh@knu.ac.kr  
이 논문은 2024년도 한국연구재단 기초연구사업의 지원을 받아 수행된 연구임  
(RS-2023-00252471).

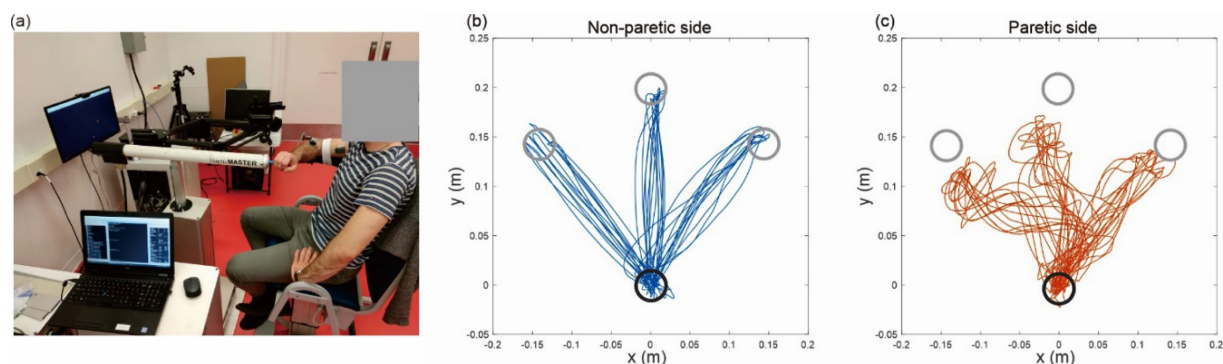


그림 1. (a) 도달 실험 셋업, (b) 대표 뇌졸중 환자(피험자)의 건측 및 (c) 환측 도달 경로. 출발지와 목적지는 각각 검정색 원과 회색 원으로 표시되었음

Fig. 1. (a) Experimental setup. Reaching movement trajectories for (b) the non-paretic and (c) the paretic sides from a representative subject. The starting (home) and goal positions are represented as solid black and gray circles, respectively

보조 시스템을 동시에 활용할 경우, 환자의 관절 가동 범위(range of motion)가 유의미하게 변화할 수 있다는 결과가 보고되었으나[6], 해당 원인에 대한 명확한 원인이 밝혀지지 않았다[7,8]. 특정 위치까지 팔을 움직이도록 유도하는 도달 운동을 수행하는 경우, 팔 무게를 많이 보조할수록 환자의 팔이 도달할 수 있는 거리가 증가하는 것이 보고되었다[8]. 가장 대표적인 가설은, 팔의 무게를 지탱할수록 활성화되는 측면삼각근(medial deltoids, 이하 삼각근)과 이두박근(biceps brachii)이 비정상적으로 결합되어 있어, 도달 운동 수행 시 팔꿈치를 펼 경우 이두박근이 불필요하게 과활성되어 팔꿈치의 운동을 방해한다는 것이다[9,10]. 그러나 이에 대한 검증이 부족할 뿐 아니라, 해당 증상의 발현 여부를 검정하기 위한 시스템 개발 및 분석 방법이 필요한 상황이다.

이에 본 연구에서는, 햅틱 로봇을 활용한 상지 재활 목적의 도달 운동 수행 시 상지 무게 보조력 변화에 따른 상지 근육 활성화도 및 상지 근육 간 동시 활성화도를 분석하고자 한다. 이를 통해 최종적으로는 뇌병변 환자군에서 비정상적 근육 결합성을 검정하는 시스템 및 방법을 제안, 검증하고자 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 실험 방법

본 연구에는 9명( $61.22 \pm 6.25$ 세, 평균 뇌졸중 발병 후  $12.22 \pm 8.59$ 년, Table 1)의 만성 뇌졸중 환자가 참여하였으며, 모두 실험에 참여하기 전 Northwestern University Institutional Review Board에서 승인한 연구참여동의서(IRB# STU00208823)에 동의 및 서명하였다.

본 실험에 앞서, Saebomas(Saebos, Charlotte-NC, USA)를 활용하여 중력 방향으로 피험자의 상지 무게 보조력의 0%, 25%, 50%를 측정하였다(Fig. 1). 또한, 피험자는 햅틱 로봇(HapticMASTER [11])의 손잡이를 쥐고, 팔꿈치를 펼 때의 최대 힘을 HapticMASTER 내 로드셀을 통해 측정하였다(Table 1) [12]. 이후, 피험자는 도달 운동(reaching movement)을 수행하였다. 피험자는 가슴 중앙 10 cm 앞에서 출발하여, 평면 상에서 출발지점으로부터 0.2 m 떨어진 좌, 중앙, 우 방향의 목표지점 중 한 곳까지 햅틱 로봇의 손잡이를 이동시키는 과제를 수행하였다(Fig. 1). 전체 도달거리

67

표 1. 연구 참여자 정보 (R: 오른쪽, L: 왼쪽)

Table 1. The participants' information (R: right, L: left)

Subject No.	Age (years)	Gender	Onset of stroke (years)	Dominant/paretic side	Isometric max. pushing force (N)	
					Non-paretic	Paretic
1	61	Male	13	R/R	85.26	9.8
2	64	Male	6	R/L	99.96	40.18
3	71	Female	16	R/R	49.98	14.7
4	61	Female	11	R/R	59.78	35.28
5	60	Male	4	L/R	80.36	59.78
6	67	Female	33	R/R	59.78	4.9
7	47	Female	4	R/L	78.4	40.18
8	62	Female	16	R/R	114.66	61.74
9	58	Female	7	R/R	59.78	14.7

의 20%인 0.4 m 지름의 가상의 원 안에 도달하여 1초간 머물 때 해당 차수의 도달 과제를 완료한 것으로 판정하였다. 피험자의 손의 위치는 피험자 앞의 모니터를 통하여 확인 가능하며, 상지 무게 보조력의 총 3가지 경우 중 각 조건 당 15회, 총 45회의 도달 운동을 수행하였다.

피로의 영향을 최소화하기 위하여, 피험자의 상지 무게 보조력 변화 시 마다 5분의 휴식시간이 주어졌다. 데이터 측정 전 10회의 도달 과제 연습 기회가 주어졌으며, 해당 연습 기간 동안 참가자들에게 도달 시간을 일정하게 유지하도록, 또한 본 실험에서도 같은 도달 시간을 유지하도록 안내하였다.

피험자가 도달 운동을 수행하는 도중, 피험자의 손의 위치 및 상지 근육의 활성도를 측정하였다. 피험자의 손의 위치는, 실험에 활용된 햅틱 로봇(HapticMASTER)의 손잡이 위치를 통해 측정되었으며, 이후 Matlab (Mathworks, Natick, MA, USA)을 통해 그 속도 및 가속도를 계산하였다. 피험자의 상지 근육의 활성도를 측정하기 위하여, 손목 굽힘근(wrist flexors), 상완이두근(biceps brachii), 상완삼두근(triceps brachii), 삼각근(medial deltoids)에 EMG 측정기(Delsys Trigno, Delsys Inc., Boston, MA, USA)를 부착하여, 실험 중 근 활성도를 측정하였다. 데이터 분석을 위해 Matlab을 활용하여 측정된 신호를 분석하였다. 피험자의 손 위치 데이터는 Butterworth 5차 저역 통과 필터 및 차단주파수 15 Hz로 필터링 되어 분석하였으며, 근 활성도(electromyography, EMG)는 Butterworth 5차 밴드 패스

필터를 활용하여 10 Hz부터 500 Hz 내의 신호에 대하여 분석을 수행하였다. EMG의 파형 분석을 위하여 이동평균필터를 사용하였으며, 이 때 시간간격은 0.25초로 설정하였다.

2. 데이터 분석

도달 움직임 시작 직전 및 직후 0.5초에 대하여 삼각근, 이두박근, 삼두근, 손목굽힘근의 최대 활성도(maximum voluntary contraction) 대비 활성도를 계산하였다. 계산된 상지 근육간 활성 비율은 건측과 환측 간 통계 검정을 통해 비교하였으며, 일원분산분석을 수행하였다. 상지 무게 보조력 조건의 수(3)와 관련된 다중 비교로 인한 통계적 오류를 피하기 위하여 본페로니 검정(Bonferroni correction)을 활용하였다.

또한 뇌졸중 환자군에서의 비정상적인 근육 간 결합성을 분석하기 위하여, 삼각근과 이두박근, 삼각근과 삼두근, 삼두근과 이두박근과의 근 동시활성도를 분석하였다[10,13]. 이를 위해, 계산된 삼각근 - 이두박근, 삼각근 - 삼두근, 삼두근 - 이두박근 간의 활성도 관계를 선형회귀모델로 모사, 모델의 기울기와 y절편을 추정하였다. 이후, 건측과 환측 각각에서 추정된 두 선형회귀모델의 기울기가 유의미하게 다르게 관찰되는지를 공분산분석(analysis of covariance)를 통해 분석하였다.

위의 분석은 도달 운동 수행 직전 및 직후로 나뉘어 동일하게 수행되었으며, 모든 데이터 분석 및 통계처리는 Matlab 소프트웨어를 통해 수행하였다(Table 2, 3).

68

표 2. 도달운동 시작 직전 및 직후 시점에서 상지의 마비(환)측과 비마비(건)측 간 상지 근육 활성화 수준을 비교하는 통계분석 결과(p값)  
Table 2. Results (p values) of the statistical analysis comparing muscle activation levels between the paretic and non-paretic sides of the upper limbs (\*p < 0.05)

	Supporting force (%)	Wrist flexor	Biceps	Triceps	Deltoids
Before starting reaching	0	1.0000	0.2879	<b>0.0443*</b>	0.7314
	25	1.0000	0.5182	0.0607	0.3293
	50	1.0000	1.0000	<b>0.0315*</b>	1.0000
After starting reaching	0	1.0000	0.1319	<b>0.0105*</b>	0.4457
	25	1.0000	0.2505	<b>0.0115*</b>	0.2199
	50	0.8946	0.6602	<b>0.0229*</b>	0.9837

표 3. 건측과 환측 각각에서 상지의 두 근육 활성도 간 관계를 나타내는 선형회귀모델(Fig. 6)의 결과(기울기와 y절편) 및 건측과 환측 간 기울기 비교 결과(p값) (\*p < 0.05, \*\*p < 0.01, \*\*\*p < 0.001)  
Table 3. Results of the statistical analysis comparing the slope of the linear regression model (Fig. 6) for muscle activation levels between the paretic and non-paretic sides of the upper limbs (\*p < 0.05, \*\*p < 0.01, \*\*\*p < 0.001)

	Muscle	Slope (non-paretic)	Slope (paretic)	Intercept (non-paretic)	Intercept (paretic)	P value
Before starting reaching	Del - Bic	0.7633	0.3281	0.0234	0.1124	0.1023
	Del - Tri	0.4615	0.7088	0.0319	0.1220	0.4784
	Tri - Bic	1.4782	-0.0275	-0.0151	0.1697	<b>0.0001***</b>
After starting reaching	Del - Bic	0.9466	0.5633	-0.0095	0.1015	0.1448
	Del - Tri	0.4753	1.2957	0.0504	0.1230	<b>0.0410*</b>
	Tri - Bic	1.4261	0.0946	-0.0483	0.1739	<b>0.0001***</b>

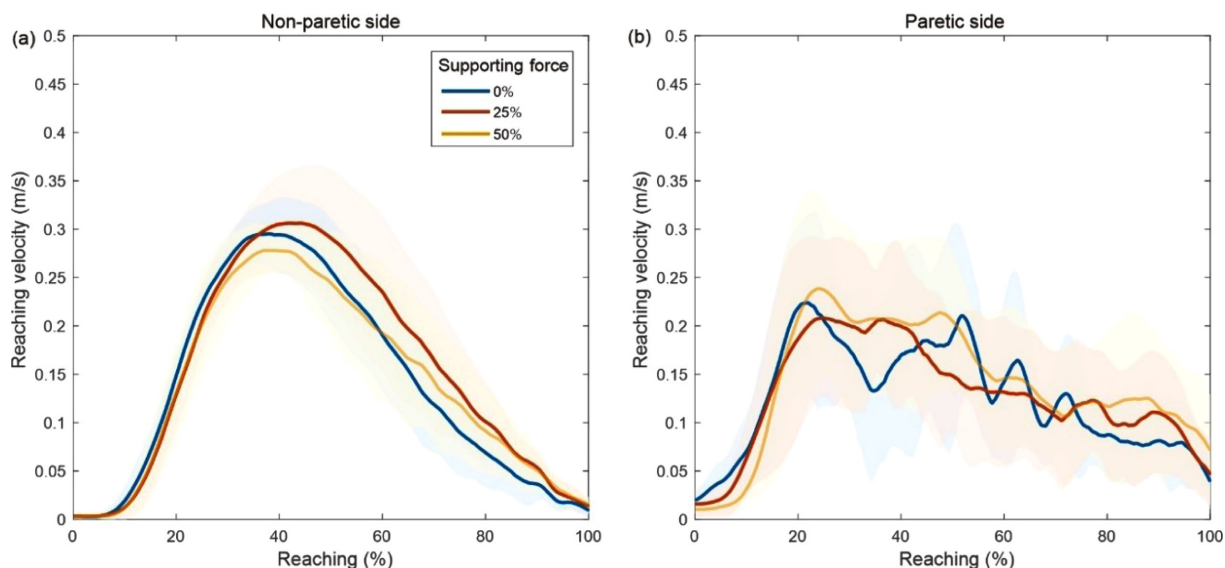


그림 2. 대표 피험자의 (a)건측과 (b)환측에서의 도달 속도 궤적. 파란색, 빨간색, 노란색 선은 각각 0%, 25%, 50%의 상지 무게 보조력 조건을 나타냄. 각 색상의 음영 영역은  $\pm 1$  표준편차를 나타냄

Fig. 2. Reaching velocity profiles from (a) the non-paretic and (b) the paretic sides of a representative subject. The blue, red, and yellow lines represent the supporting forces of 0%, 25%, and 50%, respectively. Shaded areas for each color (each level of the supporting force) indicate  $\pm 1$  SD

### III. 연구 결과

#### 1. 도달 운동 수행 결과

실험에 참여한 피험자 9명 모두 주어진 상지 도달 운동을 성공적으로 수행하였다. 모든 상지 무게 보조력 조건에서, 건측과 환측의 도달거리는 통계적으로 유의미하게 다르지 않았다(상지 무게 보조력 0%, 25%, 50%일 때, 일원분산분석 결과는 각각  $p=1$ ,  $p=1$ ,  $p=0.7971$ ). 건측 대비, 환측의 도달 운동 경로는 보다 불규칙적인 형태를 보였다(Fig. 2). 또한, 건측 손의 움직임은 단일의 좌우 대칭 형태의 종 모양(bell-shaped)의 속력을 보이는 반면, 환측은 다수의 좌우 비대칭 속력 최대값을 보였다(Fig. 2).

#### 2. 도달 운동 수행 시 근활성도

건측과 환측 모두, Saebomas를 통한 상지 무게 보조력이 증가할 경우, 상지 무게를 스스로 지지하기 위한 삼각근의 활성도는 감소하였다(Fig. 3, 4). 상지 무게 보조력을 0%에서 50%로 증가시킬 때, 도달 운동 시작 전 건측 삼각근의 활성도는 14.01%에서 7.49%( $p=0.0265$ ), 환측 삼각근의 활성도는 19.29%에서 10.29%로 유의미하게 감소( $p=0.0043$ )하였다(Fig. 4d). 보조력이 동일하게 증가할 때, 도달 운동 시작 직후, 건측 삼각근의 활성도는 15.76%에서 9.00%( $p=0.0297$ ), 환측 삼각근의 활성도는 23.00%에서 12.80%로 유의미하게 감소( $p=0.0016$ )하였다(Fig. 5d).

도달 운동 시작 전, 이두박근 활성도는 건측과 환측 간 유

의미한 차이를 보이지 않았다( $p > 0.05$ , Fig. 4, Table 2). 같은 시기 환측에서의 삼두근은 보조력 0% 및 50%에서 건측 대비 높은 활성도( $p < 0.05$ , Fig. 4, Table 2)를 보였다. 도달 운동을 시작한 뒤, 주동근인 삼두근에서는 모든 보조력 조건 하에서 건측 대비 환측에서 큰 활성도를 보였으며( $p < 0.05$ , Fig. 5, Table 2), 길항근인 이두박근의 활성도는 건측과 환측 비교 시 통계적으로 유의미한 차이를 보이지 않았다( $p > 0.05$ , Fig. 5, Table 2). 도달 운동 시작 여부 및 상지 무게 보조력 크기와 무관하게, 건측과 환측 비교 시 손목굽힘근의 활성도에서는 유의미한 차이가 발견되지 않았다(Table 2).

삼각근 - 이두박근, 삼각근 - 삼두근, 삼두근 - 이두박근 간 근 활성도를 선형 모델로 모사한 회귀분석 결과로, 선형 모델의 y절편 및 기울기는 Table 3에 나타내었다. 건측과 환측 비교 시, 도달 동작 시작 여부와 무관하게, 삼각근 - 이두박근의 활성도 간 선형 모델의 기울기는 유의미한 차이를 보이지 않았다(Fig. 6a-b, Table 3). 삼두근 - 삼각근 활성도 간 선형 모델은 도달 운동 시작 이후에만 유의미한 기울기 차이를 보였다(Fig. 6d,  $p=0.0410$ , Table 3). 삼두근 - 이두박근 활성도 간 선형 모델의 기울기는 도달 운동 시작 전후 모두 통계적으로 유의미한 차이를 보였다(Fig. 6e-f,  $p < 0.0001$ , Table 3).

### IV. 고찰 및 결론

본 연구는 햅틱 로봇 및 상지 무게 보조시스템을 활용하여

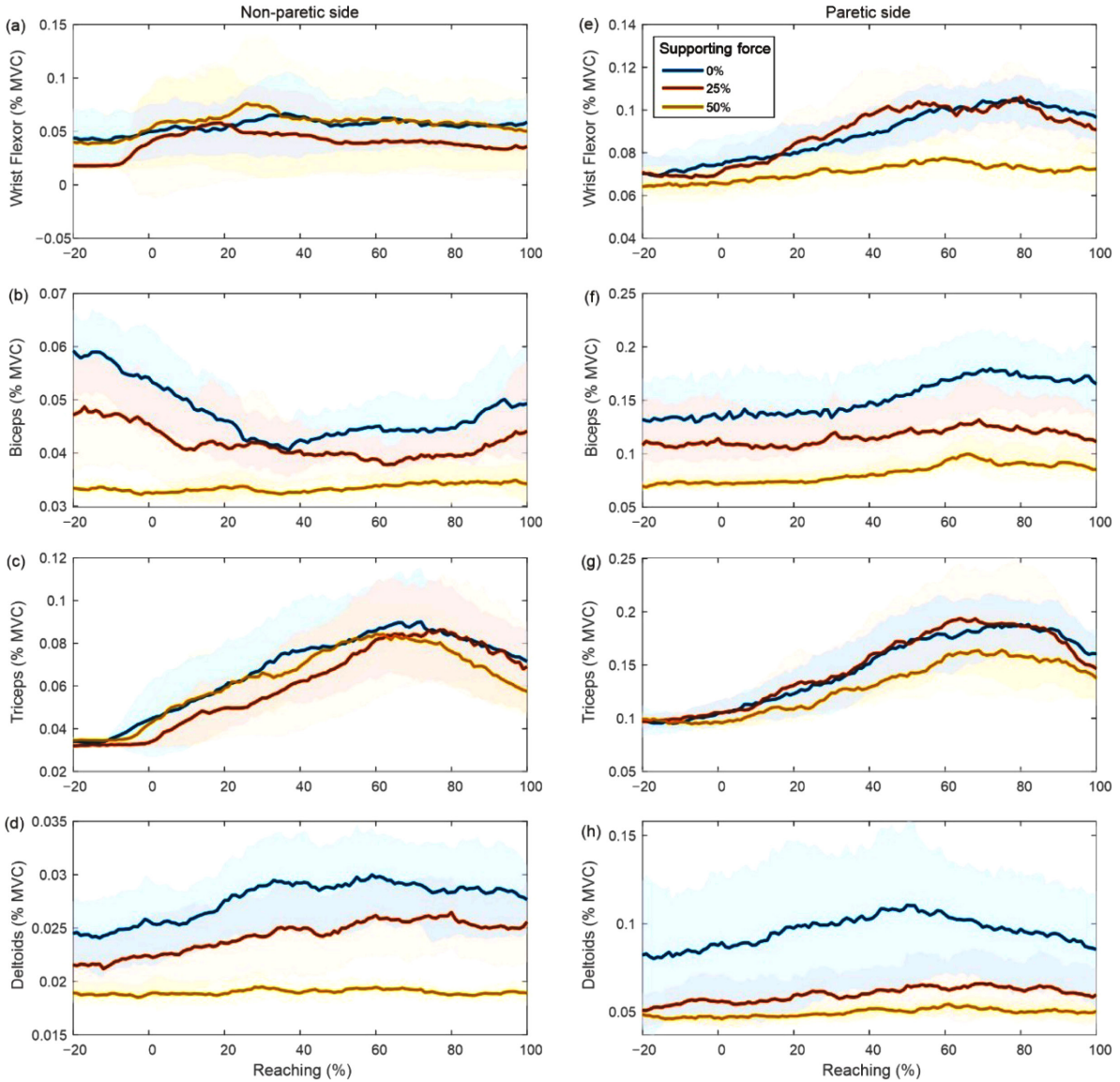


그림 3. 대표 피험자의 (a)건측과 (b)환측에서의 도달 운동 시 상지 근육에서의 활성화(EMG) 궤적. 파란색, 빨간색, 노란색 선은 각각 0%, 25%, 50%의 상지 무게 보조력 조건을 나타냄. 각 색상의 음영 영역은  $\pm 1$  표준편차를 나타냄

Fig. 3. EMG profiles from the non-paretic (left) and the paretic (right) sides, which were normalized to their MVCs, from a representative subject. The blue, red, and yellow lines indicate the supporting forces of 0%, 25%, and 50%, respectively. Shaded areas for each color (each level of the supporting force) indicate  $\pm 1$  SD

70

뇌졸중 환자군에서의 상지 근육 간 비정상적인 결합성(동시 활성화도)을 검출할 수 있는지를 검증하였다. 본 연구에 참여한 피험자 그룹에서는 삼각근과 이두박근 간 비정상적 근육 동시 활성화도가 관찰되지 않았다.

피험자의 상지 무게를 보조해주는 힘을 감소시킬 경우, 피험자 스스로 상지를 지지하기 위하여 삼각근의 근 활성화도를 증가시켜야 한다. 만약 환측에서 삼각근과 이두박근이 불필요하게 결합되어 동시 활성화도를 보인다면, 삼각근 활성화 시 이두박근 또한 활성화될 것으로 예상된다. 즉, 도달 동작 수행 시 팔꿈치를 펼 때에도, 삼각근 - 이두박근 간 비정상적

결합도로 인하여 이두박근이 활성화되고, 이는 팔꿈치를 펴는 동작을 방해할 수 있다. 반대로, 건측(non-paretic side)의 이두박근은 활성화된 삼각근과는 무관한 활성화도를 보이거나, 또는 삼각근과 이두박근 간 동시활성도의 크기가 환측 대비 작을 것으로 예상된다. 결과적으로, 환측에서만 비정상적인 삼각근 - 이두박근 간 활성화도 관계가 나타난다면, 삼각근 - 이두박근 간 활성화도 선형 모델에서 건측과 환측은 서로 다른 기울기를 보여야 한다.

그러나, 본 연구에 참여한 피험자 그룹에서는 건측과 환측 비교 시 삼각근 - 이두박근 간 활성화도 선형 모델의 기울기가

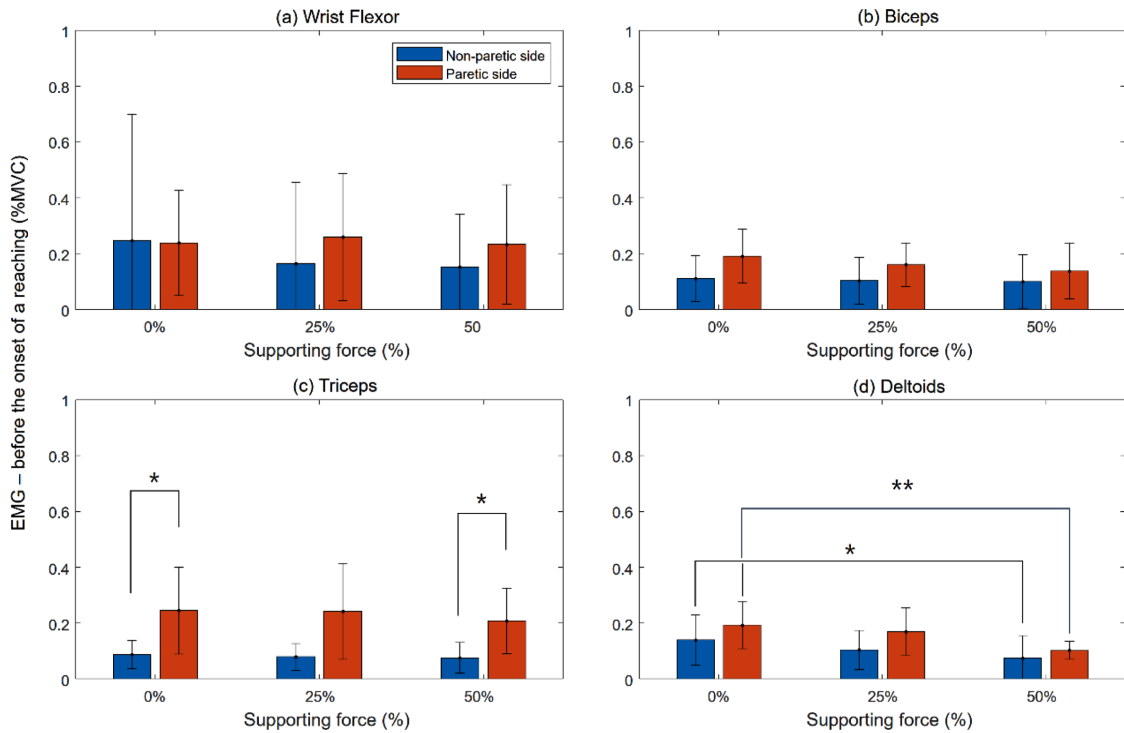


그림 4. 도달운동 시작 직전 모든 피험자의 (a)손목 굽힘근, (b)이두근, (c)삼두근, (d)삼각근에서의 최대 자발 등척성 수축(%MVC) 대비 활성화 정도 비교. 파랑색과 빨간색은 각각 건측과 환측을 나타내며, 오차막대는  $\pm 1$  표준편차를 나타냄(\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\* $p < 0.001$ )

Fig. 4. Comparisons of the level of muscular activation (%MVC) before the onset of reaching movements in (a) wrist flexors, (b) biceps, (c) triceps, and (d) deltoids between the non-paretic (blue) and paretic (red) sides across all subjects. Error bars indicate  $\pm 1$  SD. (\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\* $p < 0.001$ )

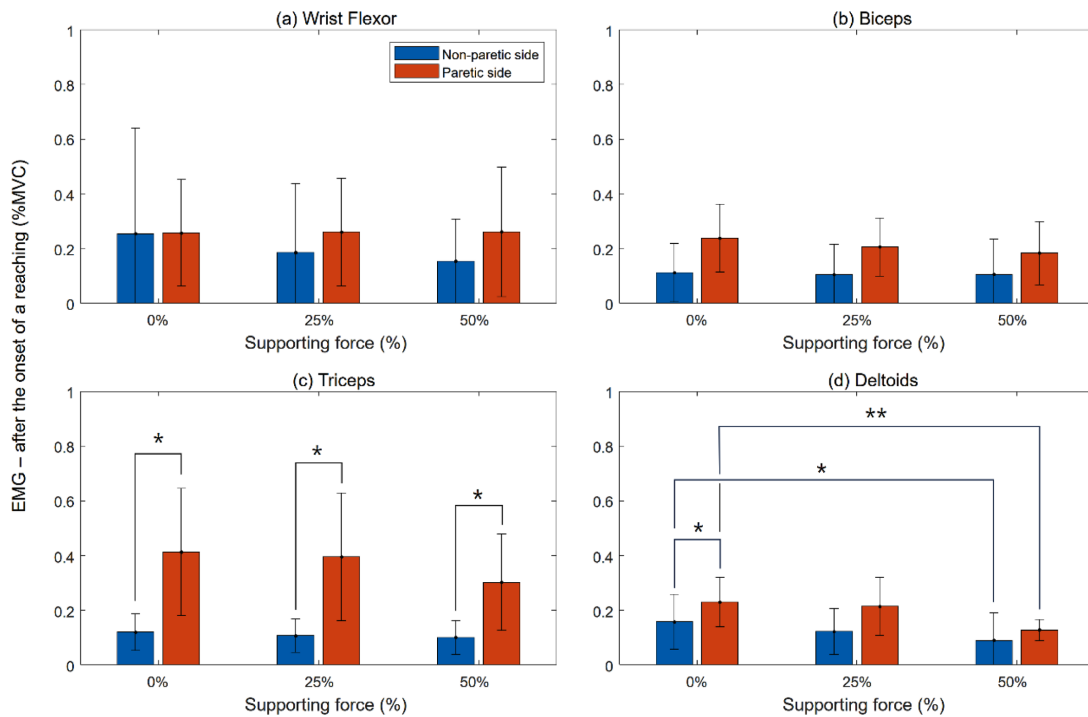


그림 5. 도달운동 시작 직후 모든 피험자의 (a)손목 굽힘근, (b)이두근, (c)삼두근, (d)삼각근에서의 최대 자발 등척성 수축(%MVC) 대비 활성화 정도 비교. 파랑색과 빨간색은 각각 건측과 환측을 나타내며, 오차막대는  $\pm 1$  표준편차를 나타냄(\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\* $p < 0.001$ )

Fig. 5. Comparisons of the level of muscular activation (%MVC) after the onset of reaching movements in (a) wrist flexors, (b) biceps, (c) triceps, and (d) deltoids between the non-paretic (blue) and the paretic (red) sides across all subjects. Error bars indicate  $\pm 1$  SD. (\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\* $p < 0.001$ )

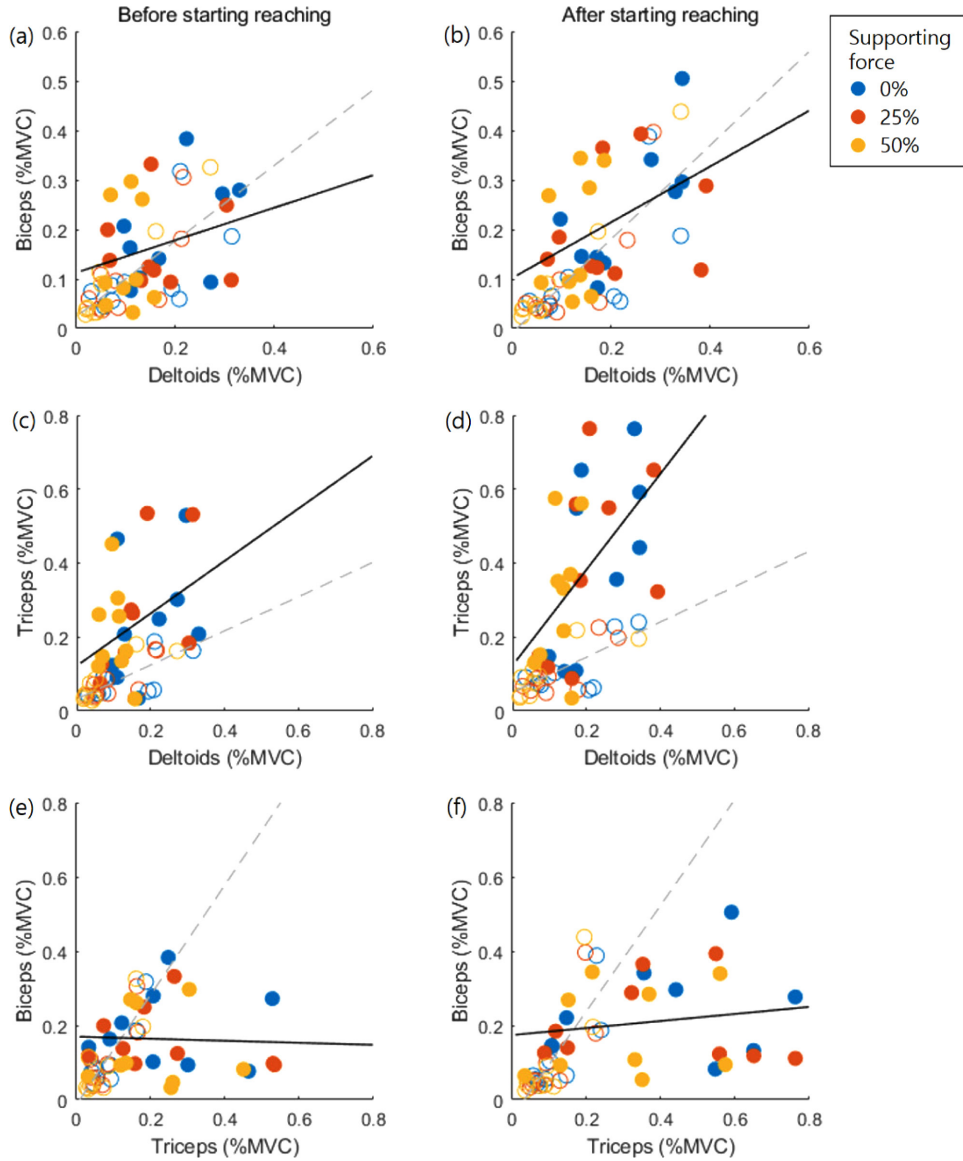


그림 6. 모든 피험자 그룹에서 도달운동 시작 전(좌측 열)과 후(우측 열) 시점에서 건측(빈 원)과 환측(채워진 원)에서의 이두근과 삼각근(a, b), 삼두근과 삼각근(c, d), 이두근과 삼두근(e, f)의 활성화 수준 간 관계. 회색 파선과 검정색 실선은 각각 건측과 환측의 선형회귀(Table 3) 모델(직선)을 나타냄

Fig. 6. Relationships between the activation levels of the biceps and deltoids (a, b), the triceps and deltoids (c, d), and the biceps and triceps (e, f) from the non-paretic (empty circles) and paretic (filled circles) sides with different supporting forces across all subjects. Each dot represents each subject. The gray dashed and black solid lines represent the linear regression from the non-paretic and paretic sides, respectively

72

도달 동작 시작 여부와 무관하게 차이를 보이지 않았다. 당초 삼각근 - 이두박근 간 비정상적인 근 결합성을 주장한 연구[10]와 마찬가지로, 본 연구에서도 상지 보조력을 감소시킬 경우 삼각근 및 이두박근에서의 근 활성화도가 모두 증가하였다(Fig. 6a-b). 최근 뇌졸중 환자군의 환측 상지의 삼각근과 이두근, 삼두근이 결합되어, 자발적 운동 능력을 저해할 가능성이 제기되었다[9,10]. 해당 현상의 원인으로는, 뇌병변 및 뇌손상으로 인해 환측 상지 근육을 제어하기 위한 들신경 경로(afferent signal path)가 그 기능을 상실하고, 이에 뇌의

건측 영역(contralateral area)에서 환측의 상지 근육까지 제어하면서 근육 간 독립적이고도 세밀한 제어가 어려워진 결과라고 주장하였다. 뇌졸중 환자의 환측만을 대상으로 한 해당 연구[10]와는 다르게, 본 연구에서는 해당 현상이 건측에서도 유사하게 나타날 수 있는 현상임을 밝혔으며, 이는 반대로 Prange의 연구 결과[13]와 유사하다고 할 수 있다. 결과적으로, 삼각근 - 이두박근 간의 동시 활성화 수준만으로는 근육 간 불필요한 결합성을 설명하기 어렵다고 할 수 있다. 해당 결과의 원인으로는, 실험에 참여한 피험자의 뇌 손상 부위

와 손상 수준과 연관이 있을 수 있으며, 피험자 그룹, 뇌 병변 부위, 또는 자율 운동 능력 수준에 따라 상이한 결과가 관찰될 수 있다는 선행연구 결과[13]와 동일하게 해석될 수 있다.

삼각근뿐 아니라 삼두근이 이두박근과 결합되어, 도달 동작 시작 시 활성화된 삼두근이 불필요하게 길항근인 이두박근을 활성화시켜 결과적으로 도달 동작 거리를 감소시켰을 가능성을 살펴보았다. 그러나, 본 연구의 피험자 그룹에서는 건측 대비 환측에서 삼두근과 이두박근 간 더 낮은 동시 활성화도(선형 모델의 기울기)와 상대적으로 높은 삼두근의 활성화도가 관측되어, 해당 가능성은 낮은 것으로 보인다. 또한, 상지 무게 보조력을 감소시킬 경우, 삼각근 활성화도가 증가한 현상을 보고한 선행연구와 마찬가지로[10] 삼각근 - 삼두근 간 유의미한 상관관계가 관찰되었으며, 도달 운동 시작 이후 환측에서 삼각근 - 삼두근 간 선형 모델의 기울기가 더 큰 것으로 관찰되었다( $p < 0.05$ , Fig. 6d, Table 3). 그러나, 본 연구에서 검증하고자 하는 도달 동작 수행을 방해하는 삼각근 - 이두박근의 동시 활성화 대비, 삼각근 - 삼두근(주동근)의 동시 활성화는 도달 동작을 방해하지 않으므로 이는 환측에서의 상대적으로 짧은 도달 거리를 설명하지 못한다. 오히려, 같은 도달 동작을 수행하기 위하여 건측 대비 환측에서 상대적으로 높은 주동근(삼두근)에서의 활성화도를 반복적으로 보였으며 (Fig. 6d-f), 이는 환측에서의 건측 대비 주동근의 작은 힘 또는 낮은 근 활성화도 대비 힘 생성을 의미한다. 또한, 건측 대비 환측의 최대 관절 토크가 낮은 것은 자명하므로, 관절 하중에 부가된 조건에서 도달 동작을 수행하기 위해서는 건측 대비 환측에서 최대 활성화도(MVC) 대비 높은 활성화도를 보였을 것으로 추정된다.

본 연구의 제한점은 다음과 같다. 환측 이두박근의 건측 대비 큰 활성화도(y절편, Fig. 6e-f)는 팔꿈치를 굽히는 방향의 관절 토크를 발생시키며, 이는 팔꿈치를 펴는 도달 동작 수행을 방해할 가능성이 존재한다. 이 결과는, 뇌졸중 환자군에서 환측 상지 무게의 보조량이 증가할 경우 상지 관절의 가동 범위가 증가하는 현상을 밝힌 기존 연구 결과의 가능성을 배제할 수 없음을 의미한다. 따라서, 삼두근 - 이두박근 간 위 의 서로 상충되는 두 인자(기울기와 y절편)가 도달 거리에 끼치는 영향을 명확히 규명하기 위해서는 추후 연구가 필요하다.

본 연구에서는 도달 운동 시작 직전 및 직후 0.5초에 대하여 근전도를 분석하였으며, 이는 운동 시작 시 상지 관절에서 발생할 수 있는 근 경직(spasticity)이 근전도에 미칠 수 있는 영향을 최소화하기 위한 방법이다. 도달 운동 시 급작스러운 팔꿈치 관절의 신전 시 경직이 발생할 수 있으며, 이를 피하기 위하여 피험자가 도달 운동 시작 신호를 인지하는 시간과 이에 반응하는 시간, 그리고 선행연구에서 사용된 근전도 신호의 평균화에 활용된 시간 간격(250 ms)[9,10]을 고려한 0.5초의 시간 간격 동안 근전도를 분석에 활용하였다. 또한 근육

간 동시활성도를 분석하기 위하여, 본 연구에서는 상지 무게 보조력 변화 시 상지 근육 간 동시 활성화도의 증감 여부를 선형 모델의 기울기 변화를 분석하였다. 그러나 이와 다른 분석 방법 또한 알려져 있으며, 근전도 신호의 공통 면적을 계산하거나, 신호의 주파수 영역에서의 상관관계를 통한 근육 간 동시활성도 계산이 가능하다. 그러나, 선행연구를 통해 상지 무게 지지를 위한 삼각근 활성화 시 이두근은 기 활성화되어 있으며, 해당 신호는 도달 운동 시작 전에도 오프셋(offset)의 형태로 존재한다[9,10]. 따라서 해당 선행 연구에서 수행된 연구와 동일하게, 특정 시간 간격에서의 상지 근육간 근전도 신호 크기의 증감 추세를 나타낼 수 있는 선형모델(Fig. 6)을 활용하였다.

본 연구에서는 햅틱 로봇 및 상지 무게 보조 시스템을 통해 뇌졸중 환자군에서의 비정상적인 상지 근육 간 결합도(동시 활성화도)를 검출하는 방법 및 그 효과를 검증하였다. 본 연구에 참여한 만성 뇌졸중 환자 그룹에서는 비정상적인(또는 건측 대비 유의미하게 다른) 삼각근 - 이두박근 간 동시 활성화도가 관찰되지 않았다. 본 연구 결과는 특히 로봇 및 근전도 신호를 활용한 뇌병변 환자의 상지 재활 중, 비효율적인 관절 운동 및 감소된 관절 운동 범위의 주요 원인 중 하나인 상지 근육간 비정상적 결합도 및 그 수준을 임상적으로 검출하는데 활용될 수 있다. 이를 통해 뇌병변 환자군에서 관절의 가동 범위가 감소하거나, 또는 근육 간 동시활성도가 증가하는 원인을 밝히는데 활용될 가능성이 있으며[14], 또한 상지 관절 재활의 피드백(feedback) 등의 목적으로 로봇과 결합한 재활 훈련에 활용되는 등[15], 최종적으로 뇌병변 이후 로봇 활용 재활치료 등의 효과를 향상시키는데 활용될 것으로 기대된다. 최근까지 뇌졸중 환자 등 뇌병변 환자군에서 발견되는 비정상적인 근육 간 결합성을 해소하려는 재활 시스템 및 치료법이 다양하게 개발되고 있으나[16], 이에 대한 후속 연구가 추가적으로 필요하다.

**Competing interests:** The authors have no financial conflicts of interest related to this work.

## References

- [1] Casadio, M., Sanguineti, V., Morasso, PG., Arrichiello, V., Braccio di Ferro. A new haptic workstation for neuromotor rehabilitation. *Technology and health care*. 2006;14:123-42.
- [2] Patton, JL., Stoykov, ME., Kovic, M., Mussa-Ivaldi, FA. Evaluation of robotic training forces that either enhance or reduce error in chronic hemiparetic stroke survivors. *Experimental Brain Research*. 2006;168:368-83.
- [3] Linde, RVD., Lammertse, P., Frederiksen, E., Ruiters, B. The HapticMaster, a new high-performance haptic interface. *Proc. EuroHaptic, Edinburgh, UK*. 2002;1-5.



- [4] Oh, K., Rymer, WZ., Plenzio, I., Mussa-Ivaldi, FA., Park, S., Choi, J. Development of a planar haptic robot with minimized impedance. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2020;68(5):1441-49.
- [5] Norouzi-Gheidari, N., Archambault, PS., Monte-Silva, K., Kairy, D., Sveistrup, H., Trivino, M., Levin, MF., Milot, MH. Feasibility and preliminary efficacy of a combined virtual reality, robotics and electrical stimulation intervention in upper extremity stroke rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2021;18(1):1-10.
- [6] Beer, RF., Ellis, MD., Holubar, BG., Dewald, JPA. Impact of gravity loading on post-stroke reaching and its relationship to weakness. *Muscle & Nerve*. 2007;36:242-50.
- [7] Runnalls, KD., Anson, G., Byblow, WD. Partial weight support of the arm affects corticomotor selectivity of biceps brachii. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2015;12:1-10.
- [8] Coscia, M., Cheung, VC., Tropea, P., Koenig, A., Monaco, V., Bennis, C., Micera, S., Bonato, P. The effect of arm weight support on upper limb muscle synergies during reaching movements. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2014;11:1-15.
- [9] Ellis, MD., Carmona, C., Drogos, J., Dewald, JPA. Progressive Abduction Loading Therapy with Horizontal-Plane Viscous Resistance Targeting Weakness and Flexion Synergy to Treat Upper Limb Function in Chronic Hemiparetic Stroke: A Randomized Clinical Trial. *Frontiers in Neurology*. 2018;9:71.
- [10] Ellis, MD., Schut, I., Dewald, JPA. Flexion synergy overshadows flexor spasticity during reaching in chronic moderate to severe hemiparetic stroke. *Clinical Neurophysiology*. 2017;128:1308-14.
- [11] Van Der Linde, RQ., Lammertse, P. HapticMaster - A generic force controlled robot for human interaction. *Industrial Robot*. 2003;30:515-24.
- [12] Oh, K., Rymer, WZ., Choi, J. A pilot study: effect of somatosensory loss on motor corrections in response to unknown loads in a reaching task by chronic stroke survivors. *Biomedical Engineering Letters*. 2024:1-13.
- [13] Prange, GB., Jannink, MJA., Stienen, AHA., van der Kooij, H., IJzerman, MJ., Hermens, HJ. Influence of Gravity Compensation on Muscle Activation Patterns During Different Temporal Phases of Arm Movements of Stroke Patients. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2009;23:478-85.
- [14] Bandini, V., Carpinella, I., Marzegan, A., Jonsdottir, J., Frigo, C. A., Avanzino, L., Pelosin, E., Ferrarin, M., Lencioni, T. Surface-Electromyography-Based Co-Contraction Index for Monitoring Upper Limb Improvements in Post-Stroke Rehabilitation: A Pilot Randomized Controlled Trial Secondary Analysis. *Sensors*. 2023;23(17):7320.
- [15] Cikajlo, I., Zadavec, M., Matjacic, Z., Urh, F., Šavc, M., Kranjec, J., Divjak, M., Frančič, A., Potočnik, B., Holobar, A. High-density electromyography biofeedback during robotic wrist exercises for reducing co-activation of antagonist muscles: a case report. *International Journal of Rehabilitation Research*. 2021;44(1):92-97.
- [16] Seo, G., Kishta, A., Mugler, E., Slutzky, M. W., Roh, J. Myoelectric interface training enables targeted reduction in abnormal muscle co-activation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2022;19(1):67.