

The Comparison of Muscle Contraction Time and Modulation Ratio during Reaching Tasks in Hemiparalysis, Elderly and Young Adults

Jeon Sun^a , Dae-Sung Park^{a*} 

^aDepartment of Physical Therapy, Konyang University, Daejeon, Republic of Korea

Objective: The purpose of this study was to evaluate the Electromyography (EMG) of the upper limb during reaching tasks according to two heights in the sitting position.

Design: Cross sectional design

Methods: Fifteen hemiplegia, fifteen elderly, and fifteen healthy subjects have participated in this study. The targets (90% length of the subject's arm) were located at the two heights (the eye and xiphoid process). We have recorded EMG signals of seven upper limb muscles (anterior deltoid (AD), posterior deltoid (PD), pectoralis major (Pec), infraspinatus (Inf), supraspinatus (Sup), biceps brachii (Bi), triceps brachii (Tri)). The dependent variables were movement time(s), modulation ratio, working ratio, and the co-contraction ratio of the hemiplegia, elderly, and healthy at the reaching task. Two-way repeated-measures ANOVA (2-heights) was analyzed with the LSD post hoc test.

Results: The study results were as follows: (1) The movement time to the target during reaching movement was significantly longer for the hemiplegia and elderly groups compared to the healthy group. (2) The modulation rate was significantly higher at eye height than the xiphoid height in AD, PD, Pec, Inf, Bi muscles, and the hemiplegia group and elderly group were significantly lower than the healthy group. Additionally, the modulation ratio showed a significant interaction between heights and groups.

Conclusions: It is expected that the variables using the muscle contraction characteristics, the evaluation method of this study, can be used as an electromyography-based feedback method that can be objectively evaluated and quantified in clinical practice.

Key Words: Activities of daily living, Hemiplegia, Aged, Electromyography, Electrodiagnosis

서론

상지의 움직임은 소근육의 섬세한 동작과 대근육의 큰 동작들이 복합적인 협응에 의해 이루어지며 관절가동범위, 유연성, 근력, 생체역학 등과 같은 근골격 요인들과 감각 신경과 움직임의 적응과 예측 등의 신경학적 요인들에 의해 일어난다[1]. 뇌졸중으로 인한 편마비 장애인에게서 상지 기능의 손상은 일상생활 동작과 작업능력에 큰 영향을 미치며 사회적 활동 참여에도 제한을 받게 된다[2]. 나이가 들어감에 따라 노화로 인한 느린 움직임은 정보처리능력의 저하와 관련된 중추신경계의 둔화로 운동 협응에 대한 능력 결손이 나타난

다[3]. 특히, 상지의 움직임 중 손 뻗기 동작의 운동 측면은 적절한 근육의 긴장도, 근력, 협응이 포함되어 운동 조절 장애를 가진 환자의 훈련이나 재훈련에 있어서 중요한 측면으로 재활에 필수적이다[4, 5].

편마비 장애인과 노인 모두 영역별 기능과 일상생활 동작 수행능력을 평가하고 증진시키는 것은 기능회복과 재활치료의 과정에서 매우 중요하며[6], 재활 계획 및 실행에 앞서 정확한 평가가 선행되어야 한다. 현재 임상에서 상지 기능을 평가하는 평가도구들은 관찰적인 정보에 따른 수행 결과를 점수화한 방식이거나 양적인 정보만을 제공할 뿐 각 근육 패턴이나 활성 상태는 파악하기 어렵다[7-10]. 또한, 평가 지표 대부분이 주관적인

Received: May 6, 2022 Revised: Jun 19, 2022 Accepted: Jun 22, 2022

Corresponding author: Dae-Sung Park (ORCID <https://orcid.org/0000-0003-4258-0878>)

Department of Physical Therapy, College of Medical Science, Konyang University

158, Gwanjeodong-ro, Seo-gu, 35365, Daejeon, Republic of Korea

Tel: +82-42-600-8456 Fax: +82-42-600-8408 E-mail: daeric@konyang.ac.kr

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Copyright © 2022 Korean Academy of Physical Therapy Rehabilitation Science

개입이 들어가 있다는 한계점이 있다.

근전도 센서는 근육섬유의 활동양과 패턴을 분석하여 운동기능 측정을 보다 정확하고, 객관적으로 비교할 수 있기 때문에 임상에서 운동평가 방법으로 응용할 수 있다. 근전도는 근육과 운동신경의 생체 역학적인 특성을 나타내며, 근육이 어떤 작용을 하는지에 관한 연구를 위해 사용된다. 근전도 연구는 근육의 패턴을 분석하고, 대상자의 근육을 훈련하는데 도움을 준다[11]. 기존의 손 뺏기 동작에 관한 근전도 연구들은 대부분 최대 등척성 수축을 측정하여 표준화한 상지의 근 활성화도 분석에 초점을 두었지만[12], 측정 방식에서 대상자의 신체적 및 심리적인 상황에 따른 제한점이 발생하기 때문에 근전도 데이터를 비교할 수 있는 또 다른 기준이 필요하다. 기능장애를 가지는 대상자의 근전도 연구에서는 움직임 분석을 위해 근 활성화 비율뿐만 아니라, 움직임의 초기에 근육의 활성화를 적절하게 조절하는지 알아보기 위한 지수인 변조비율[13], 작용근과 대항근의 근육 활성화 타이밍 손상 및 협응의 붕괴로 비정상적인 공동작용이나 비정형의 운동패턴이 나타나는지를 보기 위한 공동수축비를 분석하는 방법이 있다[14, 15].

편마비 장애인의 회복단계에서 상지 근활성도 변화가 상지 움직임과의 관계를 알아보는 연구에서는 편마비 그룹의 변조비율이 낮았으며, 작용근과 대항근의 공동수축 비율이 높아 건강한 사람들과 비교하여 유의한 차이가 관찰되었다[16]. 근전도를 사용해 상지 기능을 치료 전, 후로 비교한 연구인 Paoloni 등[17]은 한달 동안의 분절 진동치료를 통해 편마비 대상자의 상지 근육에 대한 근 개시시간(onset time), 변조비율(moduration ratio), 공동수축비(co-contraction ratio)에서 유의한 차이를 입증하였다.

이러한 분석 방법들은 표준화 작업을 위한 대상자의 근력 측정 과정 없이 가능하여, 기능약화와 장애가 있는 대상자들에게도 적용할 수 있어 객관적인 근전도 분석 연구가 가능하다. 본 연구에서는 두 가지 높이의 목표지점으로서의 손 뺏기 동작을 통해 뇌졸중 편마비 그룹, 노인 그룹, 건강한 성인 그룹 간 근전도를 측정하여 이동시간(movement time)과 변조비율, 수행비율(working ratio), 공동수축비를 분석하고 각 변수를 활용하여 근전도 측정값을 표준화하여 비교하는 것이 적합한지 확인해보고자 한다.

연구방법

대상자

본 연구는 대전에 거주 중인 편마비 장애인 15명, 65세 이상 노인 15명, 건강한 성인 15명으로, 총 45명을 대상으로 진행하였다. 연구 목적과 절차를 충분히 설명한 후, 자발적으로 참여에 동의한 대상자들을 모집하여 선정기준과 제외기준을 적용하였다. 이 실험의 모든 절차는 건양대학교 생명윤리위원회의 승인을 받았다(KYU-2020-143-01).

편마비 장애인의 경우 허혈성 또는 출혈성 뇌졸중으로 진단받은 자, 한국형 간이정신상태 판별검사에서 24점 이상으로 인지기능에 장애가 없고 간단한 명령을 이해하고 수행할 수 있는 자, 독립적으로 앉은 자세가 가능한 자, 뇌졸중 기능회복 평가도구인 푸글마이어 평가에서 상지 기능이 45점 이상으로 중력에 대항하여 마비 측 상지의 자발적 움직임이 가능한 자로 선정하였으며 뇌졸중 이외 다른 신경학적 손상이 있거나 상지에 수술 또는 부상과 같은 정형외과적인 문제로 움직임에 제한이 있는 자, 편측 무시가 있거나 강직이 심한 자는 제외하였다.

노인의 경우 65세 이상의 연령대로 시각 및 청각에 장애가 없는 자, 상지의 모든 관절가동범위에 제한이 없는 자, 한국형 간이정신상태 판별검사서 24점 이상으로 인지기능에 장애가 없고 간단한 명령을 이해하고 수행할 수 있는 자로 선정하였으며 정형외과적인 문제가 있거나 연구 수행 전 6개월 이내에 신경학적 손상, 수술, 심각한 부상이 있는 자는 제외하였다.

건강한 성인의 경우 연령은 20-30대로 시각 및 청각에 장애가 없는 자, 상지의 모든 관절가동범위에 제한이 없는 자로 선정하였으며 정형외과적인 문제가 있거나 연구 수행 전 6개월 이내에 신경학적 손상, 수술, 심각한 부상이 있는 자는 제외하였다.

측정 도구

측정은 8채널 무선 표면 근전도 장비(Myosystem 1400A; Noraxon Inc, USA)를 사용하였으며, 해당 장비로 손 뺏기 동작을 수행하는 동안 움직임의 시작과 끝을 동시에 기록하기 위해 풋스위치(Noraxon. Inc., USA)에 스위치를 연결하여 사용하였다. 움직임 동안 편마비 장애인의 경우 마비 측, 노인과 건강한 성인의 경우 우세 측 상지 의앞어깨세모근, 뒤어깨세모근, 위팔두갈래근, 위팔세갈래근의 근전도 활동을 측정하였다. 근전도 측정 동안 발생할 수 있는 피부 저항을 최소화하기 위하여 전극 부착 부위를 제모한 후 알콜스왑으로 소독하였으며, 완전히 마른 후에 전극을 배치하였다. 전극은 Ag/AgCl(Noraxon USA Inc) 재질의 일회용 접착식 전극을 사용하였다. 전

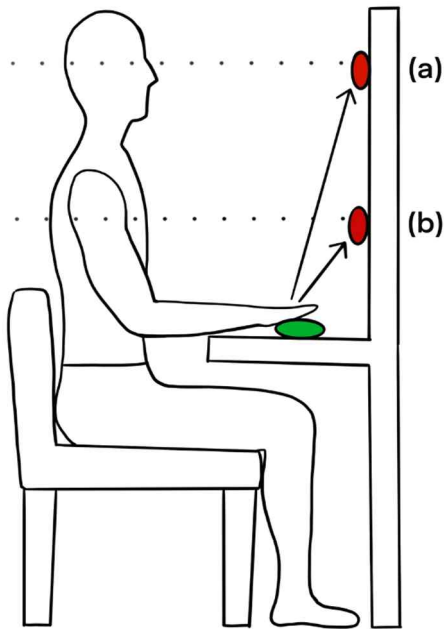


Figure 1. Reaching task in two heights
(a): Eye height, (b): Xyphoid process height

극 면적 3 cm × 2.2 cm, 전도면 직경 1 cm, 전극 간 거리는 2 cm로 근섬유에 평행하게 표면에 부착하였다. 근전도의 전극 부착 위치는 Cram 등[12]에 의해 제시된 표준지침에 따라 결정되었다.

측정 방법

측정 시 사용할 의자는 양쪽 발을 바닥에 붙일 수 있는 적절한 높이의 등받이가 낮은 의자를 사용하였으며 책상 높이는 대상자가 가장 편안한 자세를 취할 수 있도록 높이를 조절하였다. 앉은 자세는 무릎과 발목이 90°가 되어 있도록 유지하였으며 테이블에 손을 편안하게 올려둔 상태로 어깨관절각도 0°, 팔꿈치관절 굽힘각도 75-90°를 유지하도록 하였다. 각 실험 동작에서 시작 지점과 끝 지점을 알기 위하여 손 아래와 팔 길이의 90% 지점에 눈높이와 명치높이에 스위치를 위치하였다.

편안하게 앉은 상태를 약 5초간 유지한 다음, 시작 신호가 주어지면 대상자들은 편안한 속도로 눈높이(a)와 명치높이(b)에 위치한 스위치를 향하여 손을 뻗는 동작을 수행하였다. 이때 초기자세의 스위치에서 손이 떨어지는 지점을 동작의 시작 지점으로 하였고, 앞에 위치한 스위치가 눌리는 지점을 종료 지점으로 하여 이동시간을 측정하였다(Figure 1). 본 실험전 대상자들은 동작을 2-3회 연습할 수 있도록 하였으며 충분히 숙지한 후에 눈높이와 명치높이에 3회씩 실시하도록 요청하여 데이

터를 측정하였다.

데이터 처리

본 연구에서는 근전도 신호 추출 시 근전도 전용 소프트웨어(MyoResearch XP Master 1.06 software, Noraxon, Scottsdale, USA)를 사용하여 처리되었다. 추출된 데이터의 신호 획득률(sampling rate)은 1500 Hz로 수집하였다. 수집된 데이터는 300 ms 제곱근 평균 제곱(root mean square)을 이용하여 평활화(smoothing) 한 후, 전파정류(full wave rectification)를 실시하고, 10-450 Hz의 대역통과 필터(band-pass filter)와 20 Hz의 저역통과 필터(low pass filtering) 처리하였다.

데이터 분석

수집된 근전도 데이터로부터 다음과 같은 측정변수들을 취하여 분석하였다. 이동시간은 초기자세에서 주어진 동작을 수행하기 위해 스위치에서 손이 떨어진 지점을 동작의 시작 지점으로 하였고, 각 높이의 목표지점에 위치한 스위치가 눌리는 지점을 종료 지점으로 나타냈다. 변조비율은 안정기 구간의 1초에서 4초까지의 데이터 평균 근전도값 × 100 ms에 대한 근수축 개시시간 이후 첫 번째 100 ms 동안의 통합 근전도 활성 비율로 계산하였다[13]. 변조 비율이 1을 초과하면 초기 100 ms의 구간동안 근수축 양이 안정기 구간보다 큰 것으로, 근수축 발생 후 첫 100 ms 동안 근육 활성화의 변조가 있었음을 의미한다. 수행비율은 안정기 구간의 1초에서 4초까지의 데이터 평균 근전도값에 대한 전체 움직임 동안 근육이 수축한 양의 비율로 계산되었다. 공동수축비는 근활동의 총체적인 양을 보기 위해 적분화된 근전도값을 3초간의 안정기 구간의 평균값을 이용하여 표준화한 후 동작 수행 중 움직임 동안 작용근과 대항근의 근수축 양의 비율로 계산한다[18, 19]. 본 연구에서 분석한 공동수축비를 분석한 작용근과 대항근은 앞어깨세모근/뒤어깨세모근, 위팔두갈래근/위팔세갈래근의 공동수축비를 확인하였으며, 대항근의 적분 근전도 값에 대한 작용근의 적분 근전도 값으로 공동수축비를 구하였다. 다음 (1)-(3)의 식을 사용하여 본 실험에서 수집된 데이터로 변조비율, 수행비율, 공동수축비를 구할 수 있다.

$$(1) \text{EMG}_N = \frac{\text{EMG}_m}{\text{EMG}_{m - rest}}$$

먼저 표준화 근전도(EMG_N)는 해당 근육의 근 활동량(EMG_m)과 안정기 중 3초 동안의 평균 근 활동량(EMG_{m - rest})을 이용하여 구할 수 있다.

$$(2) IEMG = \sum_{n=0}^K (EMG_{N_0}) \Delta t$$

또한, 구하고자 하는 시간의 횟수 K 와 각 해당 근육의 근수축 시간 Δt 를 이용해 적분화 근전도($IEMG$) 값을 구할 수 있다.

$$(3) Co-contraction\ ratio = \frac{\sum_{n=0}^K IEMG_n^{agonist}}{\sum_{n=0}^K IEMG_n^{antagonist}}$$

구해진 대항근의 적분 근전도($IEMG^{antagonist}$) 값에 대한 작용근의 적분 근전도($IEMG^{agonist}$) 값으로 움직임 시 발생하는 공동수축비를 구할 수 있다.

분석 방법

모든 자료는 윈도우용 SPSS Statistics ver. 22.0 software (IBM, New York, USA)를 사용하여 처리하였다. 편마비 장애인, 노인, 건강한 성인의 일반적 특성의 차이를 검정하기 위해 일원배치 분산분석(One-way ANOVA)을 실시하였다. 세 그룹의 목표지점의 높낮이에 따른 손 뻗기 움직임 시 7개 근육의 근전도 변화를 확인하기 위

해 높낮이, 명치높이로 나누어 총 2회 반복 측정하였고 결과에 대한 평균과 표준편차를 산출하고 각 회씩 반복 측정한 값으로 이원배치 반복측정 분산분석(Two-way repeated measure ANOVA)을 실시하였다. 높이와 그룹 검정의 유의확률 값이 0.05 미만으로 나오면 요인에 영향이 있다고 해석하였으며, 높이*그룹 검정의 유의확률 값이 0.05 미만으로 나오면 교호작용이 있다고 해석하였다. 그룹 간 변화 차이를 확인하기 위해 사후분석(Post-Hoc)으로 LSD를 사용하여 검정하였다.

결과

연구 대상자의 일반적 특성

본 연구에 참여한 대상자들의 특성은 다음과 같다 (Table 1).

세 그룹의 손 뻗기 동작 시 높낮이에 따른 이동시간 비교

높낮이와 그룹 사이의 교호작용 및 높낮이에 따른 변화는 통계적으로 차이가 없는 것으로 나타났으며, 그룹 간 비교에서만 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$)(Table 2). 사후검정에 의한 그룹 간 차이를 알아본 결과 편마비 장애인과 노인 그룹, 편마비 장애인과 건강한 성인 그룹, 노인과 건강한 성인 그룹과의 비교에서 모두 유의

Table 1. General characteristics of subjects in three groups (N=45)

Characteristics	Hemiparalysis (n=15)	Elderly (n=15)	Healthy (n=15)	F	p
Sex (male/female)	11/4	3/12	9/6	5.433	<0.01
Age (years)	59.13 ± 9.79a	78.20 ± 7.17	29.93 ± 3.88	163.794	<0.01
Height (cm)	166.20 ± 6.03	159.67 ± 5.94	165.27 ± 7.83	9.027	<0.01
Weight (kg)	65.07 ± 5.54	61.67 ± 10.22	64.87 ± 12.98	0.540	0.587
Affected or Dominant side (L/R)	7/8	0/15	0/15	12.250	<0.01
MMES-K (score)	27.87 ± 1.96	27.80 ± 1.47	30.00 ± 0.000	11.726	<0.01
Duration (years)	8.47 ± 7.34	—	—	—	—

MMES-K: Mini mental state examination-korean

Table 2. Difference of movement time(s) at reaching among three groups using two-way ANOVA

Variable	Movement time (s)			ANOVA
	Hemiparalysis (n=15)	Elderly (n=15)	Healthy (n=15)	
High	1.37 ± 0.70	0.96 ± 0.25	0.66 ± 0.17	Group*†‡
Low	1.23 ± 0.46	0.98 ± 0.25	0.57 ± 0.12	

*($p < 0.05$)Significant difference in Hemiparalysis vs Elderly
 †($p < 0.05$)Significant difference in Hemiparalysis vs Healthy
 ‡($p < 0.05$)Significant difference in Elderly vs Healthy

한 차이를 보였다($p < 0.05$).

세 그룹의 손 뻗기 동작 시 높낮이에 따른 변조비율 비교

세 그룹은 앞어깨세모근, 뒤어깨세모근의 변조비율에서 목표지점의 높낮이와 그룹 간 교호작용을 보였다($p < 0.05$). 앞어깨세모근, 뒤어깨세모근, 위팔두갈래근은 목표지점의 높낮이에 따른 변화에 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$), 앞어깨세모근, 뒤어깨세모근, 위팔두갈래근, 위팔세갈래근은 그룹 간에도 유의한 차이를 보였다

($p < 0.05$). 사후검정 결과 앞어깨세모근, 뒤어깨세모근, 위팔두갈래근은 편마비 장애인과 건강한 성인 그룹 또는 노인과 건강한 성인 그룹 간 통계적으로 유의한 차이를 보였지만($p < 0.05$) 편마비 장애인과 노인 그룹 간 비교에서는 유의한 차이를 보이지 않았고, 위팔세갈래근은 편마비 장애인과 노인 그룹 간 비교에서만 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$)(Table 3).

세 그룹의 손 뻗기 동작 시 높낮이에 따른 수행비율 비교

Table 3. Difference of modulation ratio, working ratio, co-contraction ratio at reaching among three groups using two-way ANOVA

Variable	Mean ± standard deviation			ANOVA	
	Hemiparalysis (n=15)	Elderly (n=15)	Healthy (n=15)		
Modulation ratio					
AD	High	68.15 ± 40.72	90.94 ± 68.08	252.08 ± 160.94	H, H*G, G ^{†‡}
	Low	52.95 ± 21.56	84.91 ± 99.32	161.19 ± 125.41	
PD	High	14.88 ± 6.11	29.46 ± 10.90	49.01 ± 34.07	H, H*G, G ^{†‡}
	Low	15.99 ± 4.55	23.82 ± 8.77	34.61 ± 20.63	
Bi	High	35.98 ± 18.44	72.73 ± 40.47	111.74 ± 66.53	H, G ^{†‡}
	Low	34.28 ± 15.79	50.85 ± 29.40	99.21 ± 70.27	
Tri	High	11.66 ± 4.16	27.22 ± 19.70	18.39 ± 8.55	G*
	Low	12.21 ± 4.50	21.04 ± 14.91	19.00 ± 9.12	
Working ratio					
AD	High	1257.24 ± 623.07	1207.68 ± 806.93	2684.95 ± 2464.86	H, H*G
	Low	1010.59 ± 462.17	1054.17 ± 1164.06	1488.29 ± 1828.16	
PD	High	245.85 ± 164.18	554.01 ± 195.28	1050.63 ± 1581.26	H, H*G
	Low	320.84 ± 207.63	369.27 ± 138.08	301.51 ± 280.46	
Bi	High	482.01 ± 272.61	568.04 ± 279.52	635.88 ± 353.72	
	Low	457.48 ± 301.05	518.39 ± 394.72	560.80 ± 531.90	
Tri	High	201.98 ± 202.94	382.24 ± 182.66	180.77 ± 123.78	H, G ^{*‡}
	Low	199.71 ± 132.37	267.48 ± 167.36	139.46 ± 116.36	
Co-contraction ratio					
AD/PD	High	5.91 ± 2.83	2.59 ± 2.37	5.39 ± 4.41	
	Low	3.97 ± 2.03	3.12 ± 3.86	4.95 ± 3.51	
Bi/Tri	High	3.31 ± 2.46	2.22 ± 1.72	4.55 ± 1.96	G ^{†‡}
	Low	2.79 ± 1.63	2.74 ± 2.10	4.43 ± 2.44	

AD: Anterior Deltoid, PD: Posterior Deltoid, Bi: Biceps brachii, Tri: Triceps brachii, H: Height. H*G: Height*Group, G: Group

*($p < 0.05$) Significant difference in Hemiparalysis vs Elderly

†($p < 0.05$) Significant difference in Hemiparalysis vs Healthy

‡($p < 0.05$) Significant difference in Elderly vs Healthy

세 그룹은 앞어깨세모근, 뒤어깨세모근의 수행비율을 비교한 결과 목표지점의 높낮이와 그룹 간 교호작용을 보였다($p < 0.05$). 앞어깨세모근, 뒤어깨세모근은 목표지점의 높낮이에 따른 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$), 위팔세갈래근은 높낮이 및 그룹 간 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 위팔세갈래근의 사후검정에 의한 그룹 간 차이를 알아본 결과 편마비 장애인과 노인 그룹, 노인과 건강한 성인 그룹에서 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$), 편마비 장애인과 건강한 성인 그룹 간 비교에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다(Table 3).

세 그룹의 손 뺏기 동작 시 높낮이에 따른 공동수축비 비교

세 그룹은 앞어깨세모근과 뒤어깨세모근의 공동수축비, 위팔두갈래근과 위팔세갈래근의 공동수축비에서 목표지점의 높낮이와 그룹 간 교호작용 및 높낮이에 따른 유의한 차이를 보이지 않았다. 두 쌍의 근육 중 위팔두갈래근과 위팔세갈래근의 공동수축비 만 그룹 간 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$), 사후분석 결과 편마비 장애인과 건강한 성인 그룹 그리고 노인과 건강한 성인 그룹에서 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$)(Table 3).

논의

본 연구의 목적은 편마비 장애인과 노인의 손 뺏기 동작에 대한 근전도 분석을 통해 상지의 움직임 조절을 객관적으로 평가하고 이를 재활 효과의 정량적 분석 지표로 활용하는 것에 도움을 주기 위함이다. 이러한 목적을 위해서 편측 마비가 있는 뇌졸중 편마비 장애인 15명과 65세 이상의 노인 15명, 그리고 20-30대 건강한 성인 15명을 선별하고 표면 근전도를 측정하여 5가지 변수인 이동시간, 변조비율, 수행비율, 공동수축비를 분석하였다. 근육은 어깨 주변 근육들로 4가지 근육인 앞어깨세모근, 뒤어깨세모근, 위팔두갈래근, 위팔세갈래근으로 선정하여 높낮이에 따른 차이와 그룹에 따른 변화를 확인하였다. 그 결과 손 뺏기 동작을 하는 동안 목표지점까지의 이동시간은 편마비 그룹과 노인 그룹이 건강한 성인 그룹과 비교하여 유의하게 길었고, 변조비율은 대부분 근육에서 명치높이보다 눈높이에서 유의하게 높은 결과를 보였으며 편마비 그룹과 노인 그룹이 건강한 성인 그룹에 비해 유의하게 낮았다. 수행비율은 부분적으로 눈높이에서 명치높이보다 유의하게 높았으며, 공동수축비는 편마비 그룹과 노인 그룹의 위팔두갈래근과 위팔세갈래근 한 쌍이 건강한 성인 그룹보다 유의하게 낮았다.

본 연구에서 편마비 장애인과 노인의 이동시간을 건

강한 성인과 비교한 결과는 선행연구들과 유사하게 나타났다. 김경 등[20]의 연구에서 편마비 그룹의 손 뺏기 이동시간은 대조군과 비교하여 유의한 지연을 보였고, 김기송 등[21]의 목표 거리에 따른 편마비 대상자의 상지 움직임에 관한 연구에서는 본 연구와 같은 90%의 목표물의 거리에서 마비 측의 이동시간이 비마비 측보다 상대적으로 증가함을 보였다. 노화에 따른 상지 움직임을 본 Seidler 등[22], Runnarong 등[23]의 연구 결과에서는 본 연구의 결과와 유사하게 손 뺏기 움직임을 한 젊은 성인과 비교하여 노인은 이동속도가 유의하게 느린 결과를 나타냈다. 본 연구의 결과, 높낮이에 따른 유의한 차이는 관찰되지 않았으나 그룹 간 차이는 통계적으로 유의하였다. 명치높이에서 편마비 그룹의 손 뺏기 수행 시 이동시간은 노인 그룹, 건강한 성인 그룹과 비교하여 유의하게 길었고, 노인 그룹은 건강한 성인 그룹보다 유의하게 길었다($p < 0.05$)(Table 2).

변조비율은 손을 뺏는 동작 시 사용되는 근육을 빠르게 활성화하는 초기 조절능력을 정량화하기 위해 사용되었다. 손 뺏기 동작을 통해 29명의 급성기 뇌졸중 편마비 대상자의 상지 근전도를 아급성기 시점과 비교한 Wagner 등[16]의 결과에서 대조군인 건강한 성인에서는 작용근인 앞어깨세모근, 위팔두갈래근, 손목편근의 변조비율과 대항근인 뒤어깨세모근, 위팔세갈래근, 손목굽힘근의 변조비율은 움직임 초기에 근 활동을 명확하게 조절하는 것으로 해석되었지만, 편마비 그룹의 변조비율은 작용근과 대항근에서 현저히 낮은 결과가 관찰되었다. 진동치료 효과를 손 뺏기 동작을 통해 비교한 Paloni 등[17]의 연구에서도 22명의 뇌졸중 편마비 대상자들의 앞어깨세모근, 뒤어깨세모근, 위팔두갈래근, 위팔세갈래근의 변조비율은 건강한 대상자의 변조비율과 비교하여 유의하게 낮은 결과를 보였다. 이러한 결과는 본 연구에서도 편마비 대상자보다 건강한 성인 그룹의 작용근 변조비율이 5배 정도 높게 나온 결과와 유사하다. 앞어깨세모근, 뒤어깨세모근, 위팔두갈래근은 눈높이의 목표지점까지 손을 뺏을 때 명치높이의 목표지점보다 변조비율이 유의하게 높았으며($p < 0.05$), 목표지점의 높낮이와 세 그룹 간 차이의 교호작용이 관찰되었다. 그룹 간 차이를 비교한 결과는 앞어깨세모근, 뒤어깨세모근, 위팔두갈래근은 편마비 그룹, 노인 그룹과 비교하여 건강한 성인 그룹에서 변조비율이 더 높았고, 위팔세갈래근은 편마비 그룹보다 노인 그룹에서 더 높은 결과가 관찰되었다($p < 0.05$)(Table 3).

수행비율은 안정기 구간의 데이터 평균에 대한 전체 움직임 동안 근육이 수축한 양의 비율로, 움직임 전체의 근 활동 조절능력을 보는 지수이다. 선행연구에서는 대부분 이와 같은 변수를 보지 않았지만 변조비율을 계산

하는 방법을 응용하여 움직임 초기만이 아닌 움직임 전체의 근 활동을 조절하는 지수를 보고자 적용하였다. 본 연구에서 세 그룹 대상자들의 7개 근육 중 앞어깨세모근, 뒤어깨세모근, 큰가슴근, 가시아래근은 눈높이의 목표지점까지 손 뺏기 동작 동안 수행비율이 명치높이와 비교하여 유의하게 높은 결과를 보였다($p < 0.05$)(Table 3). 그룹 간 분석결과, 수행비율은 변조비율의 값과 유사하게 작용근에서는 건강한 성인 그룹이 편마비 그룹, 노인 그룹보다 높은 결과를 보였지만 유의하지는 않았다. 위팔세갈래근만이 편마비 그룹보다 노인 그룹에서 유의하게 높았고, 건강한 성인 그룹과의 비교에서도 노인 그룹이 유의하게 높았다($p < 0.05$). 이러한 결과는 선행연구에서 건강한 성인들이 목표지점까지 손을 뺏을 때 어깨 수평 굴곡을 증가시키기 위해 앞어깨세모근의 활성화를 증가시켰지만, 노인의 경우 다관절 움직임 시 작용근의 의미있는 활성화를 만들기 어려워 대항근의 활성화로 움직임을 가능하게 한다고 보고된 결과와 관련이 있다고 사료된다[10, 24-26].

선행연구들에서 공동수축비를 구하는 방법은 매우 다양했다. 편마비 대상자 18명의 공동수축비를 연구한 Silva 등[27]의 연구에서는 손 뺏기 동작을 수행하는 동안 마비 측과 비마비 측을 모두 측정하여 비교하였으며 공동수축비는 작용근과 대항근의 근활성도의 합에 대한 대항근의 활성비로 계산했다. 마비 측을 건강한 성인의 비우세측과 비교한 결과, 편마비 그룹이 뒤어깨세모근을 대항근으로 한 앞어깨세모근과의 공동수축비가 건강한 성인보다 유의하게 높았다. 노인을 대상으로 타겟을 향해 가리키는 동작을 수행하는 동안 작용근과 대항근이 공동수축했을 때를 2점으로 하여 평균점수를 나타내었고, 젊은 대상자들의 팔꿈관절과 어깨관절 공동수축 점수보다 노인 대상자의 점수가 유의하게 높은 결과가 나타났다[22]. 본 연구에서의 공동수축비는 작용근의 적분 근전도값과 대항근의 적분 근전도값을 이용하여 손 뺏기 움직임 시 발생하는 비효율적인 움직임을 관찰하였다. 공동수축비를 확인한 짝 근육은 앞어깨세모근과 뒤어깨세모근, 위팔두갈래근과 위팔세갈래근으로 두 쌍을 선정하였다. 두 쌍의 근육들 모두 목표물의 높낮이에 대해서는 유의한 차이가 없었으며, 위팔두갈래근과 위팔세갈래근의 공동수축비만 편마비 그룹, 노인 그룹보다 건강한 성인 그룹에서 유의하게 높았으며($p < 0.05$), 선행연구와는 달리 앞어깨세모근과 뒤어깨세모근의 공동수축비는 유의하지 않았다(Table 3). 이러한 결과는 측정 과정에서 잡음이나 근 긴장도가 상승하여 정확한 측정이 이루어지지 않았거나 건강한 성인의 뒤어깨세모근을 측정하기에 안정기의 신호가 비교적 낮아서 대항근인 뒤어깨세모근의 활성화가 항진된 결과로 나타났을 것으

로 추측된다. 편마비 대상자의 공동수축비를 같은 방법인 대항근의 적분 근전도 값에 대한 작용근의 적분 근전도 값으로 계산하여 대칭형 상지 운동기구의 효과를 관찰한 김영호 등[18]의 결과에서는 편마비 그룹의 2주씩 4번의 평가에서 변화량은 재활치료에 따른 유의한 증가를 보였지만, 대조군인 건강한 성인의 손목굽힘근의 공동수축비는 현저히 높았으며, 손목뽐근의 경우에도 건강한 성인이 대항근에 비해 작용근의 활성화 정도가 비교적 높음을 보여주었다.

결과적으로, 상지의 기능을 분석하기 위해 계산될 수 있는 많은 근전도 변수가 있다는 것을 알게 되었다. 뇌졸중 환자와 노인의 경우 건강한 성인에 비해 본 연구에서 분석한 변수들 중 이동시간, 변조비율, 공동수축비의 유의한 차이를 보였다. 노인의 경우 건강한 성인에 비해 이동시간, 변조비율, 공동수축비의 유의한 차이를 보였다. 또한, 변조비율과 수행비율은 높이에 따른 유의한 차이가 관찰되었으므로 대부분의 선행연구에서 쓰인 근전도 변수 이외에 변조비율, 수행비율, 공동수축비는 보다 질적으로 뇌졸중 편마비 장애인의 상태와 재활 훈련 및 운동에 필요한 데이터로 제시될 수 있을 것이라 사료된다.

운동기능 장애의 양상은 근력 약화 이외에도 근수축 조절능력 저하, 작용근이 수축할 때 대항근의 동시수축이 항진된 결과가 관찰되어 이와 같은 변수들이 단면연구 및 중재연구의 근전도 평가에 사용되고 있다. 이러한 변수들은 %MVIC, %RVC와 같은 방법과 비교하여 표준화 과정이 어렵지 않아 임상에서도 병변을 가진 대상자에게 쉽게 적용할 수 있는 변수들이기 때문에 근전도 장비를 이용한 재활 평가 지표로 적합하다고 할 수 있다. 더불어 재활운동 시 근전도를 사용하면 이러한 지표들을 활용하여 실시간 근전도 기반 피드백이 가능할 것이다.

본 연구의 제한점은 첫째, 결과를 일반화하기에 연구 대상자의 수가 비교적 적고 성비를 통제하지 않아 성별에 따른 근육의 특성 차이를 고려하지 않았다는 점이다. 둘째, 뇌졸중 편마비의 시기별 양상이 다양하지만 본 연구에서 모집된 대상자들의 발병 기간을 통제하지 않아 대상자 간 편차가 크고, 일부 편마비 대상자에서는 강직이 거의 나타나지 않아서 강직과 동시수축으로 인한 근수축 지연이나 대항근이 항진되는 결과를 관찰할 수 없었다. 셋째, 연구방법으로 설정한 손 뺏기 동작은 단순하고 직선 형태의 손 뺏기로 일상생활에서 실제로 사용되는 목적 있는 손 뺏기 동작과 차이가 있어 다양한 손뺏기 형태에 따른 근육의 활성화나 패턴을 비교할 수 없었다. 이러한 점들을 고려하여 향후에는 각 그룹의 조금 더 많은 수의 대상자들과 급성기편마비 장애인을 대

상으로 한 비교연구가 필요할 것이며, 변수들을 중재연구에 따른 평가 지표로 활용하는 것을 추천한다. 또한, 목적에 맞는 다양한 각도의 기능적 손 뻗기 과제를 적용한 편마비 대상자들과 노인을 비교 분석한 연구가 필요할 것이다.

결론

본 연구를 통해 높낮이에 따른 손 뻗기 움직임 동안 뇌졸중 편마비 장애인과 노인의 상지 근전도를 측정하여 다양한 변수들로 분석하고 차이를 확인하였다. 본 연구의 결과는 향후 편마비 장애인과 노인의 상지 재활운동 및 평가를 위한 기초자료로 활용될 수 있으며, 본 연구의 평가 방법인 근수축 특성을 이용한 변수들이 임상에서 객관적으로 평가하여 정량화할 수 있는 근전도 기반 피드백 방법으로 활용될 수 있음을 기대한다.

Acknowledgement

This work was supported by the Starting Growth Technological R&D Program (S2721135) funded by the Small and Medium Business Administration (SMBA, Korea).

참고문헌

1. Marjorie H. Woollacott, Shumway-Cook A. Motor Control: Translating Research into Clinical Practice. 5th ed: LWW; 2016.
2. Lai SM, Studenski S, Duncan PW, Perera S. Persisting consequences of stroke measured by the Stroke Impact Scale. *Stroke*. 2002;33(7):1840-4.
3. Buckles VD. Sensorimotor impairment in the elderly. 1 ed: Springer Dordrecht; 1993.
4. Cirstea MC, Ptito A, Levin MF. Arm reaching improvements with short-term practice depend on the severity of the motor deficit in stroke. *Exp Brain Res*. 2003;152(4):476-88.
5. Levin MF. Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. *Brain*. 1996;119(Pt 1):281-93.
6. M. Lynn Palmer, Toms J. Manual for Functional Training. 3rd ed: F.A. Davis Company; 1992.
7. Jebsen RH, Taylor N, Trieschmann RB, Trotter MJ, Howard LA. An objective and standardized test of hand function. *Arch Phys Med Rehabil*. 1969;50(6):311-9.
8. Carr JH, Shepherd RB, Nordholm L, Lynne D. Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients. *Phys Ther*. 1985;65(2):175-80.
9. Fugl-Meyer AR, Jaasko L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med*. 1975;7(1):13-31.
10. Kopp B, Kunkel A, Flor H, Platz T, Rose U, Mauritz KH, et al. The Arm Motor Ability Test: reliability, validity, and sensitivity to change of an instrument for assessing disabilities in activities of daily living. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997;78(6):615-20.
11. Konrad P. The ABC of EMG - A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography Noraxon U.S.A; 2006.
12. Jeffrey R. Cram, Glenn S. Kasman, Holtz J. Introduction to Surface Electromyography: Aspen Publishers; 1998.
13. Lang CE, Bastian AJ. Cerebellar subjects show impaired adaptation of anticipatory EMG during catching. *J Neurophysiol*. 1999;82(5):2108-19.
14. Fellows SJ, Kaus C, Ross HF, Thilmann AF. Agonist and antagonist EMG activation during isometric torque development at the elbow in spastic hemiparesis. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1994;93(2):106-12.
15. Stoeckmann TM, Sullivan KJ, Scheidt RA. Elastic, viscous, and mass load effects on poststroke muscle recruitment and co-contraction during reaching: a pilot study. *Phys Ther*. 2009;89(7):665-78.
16. Wagner JM, Dromerick AW, Sahrman SA, Lang CE. Upper extremity muscle activation during recovery of reaching in subjects with post-stroke hemiparesis. *Clin Neurophysiol*. 2007;118(1):164-76.
17. Paoloni M, Tavernese E, Fini M, Sale P, Franceschini M, Santilli V, et al. Segmental muscle vibration modifies muscle activation during reaching in chronic stroke: A pilot study. *Neuro Rehabilitation*. 2014;35(3):405-14.
18. Yong-ho Kim, Ki-sik Tae, Song S-j. Evaluation of Upper-Limb Motor Recovery After Brain Injury: The Clinical Assessment and Electromyographic Analysis. *Physical Therapy Korea*. 2005;12(1):91-9.
19. Choi H. Quantitative assessment of co-contraction

- in cervical musculature. *Med Eng Phys.* 2003; 25(2):133-40.
20. Kyoung Kim, Jin Seop Kim, Oh DW. Clinical Effectiveness of Lower Extremity and Upper Extremity Performances on Mental Practice for Adult with Post Stroke Hemiplegia: a systematic review. *Journal of Special Education & Rehabilitation Science.* 2010;49(4):201-20.
 21. Ki-song Kim, Hwan-suk Yoo, Doh-heon Jung, Jeon H-s. Analysis of Movement Time and Trunk Motions According to Target Distances and Use of Sound and Affected Side During Upper Limb Reaching Task in Patients With Hemiplegia. *Physical Therapy Korea.* 2010;17(1):36-42.
 22. Seidler RD, Alberts JL, Stelmach GE. Changes in multi-joint performance with age. *Motor Control.* 2002;6(1):19-31.
 23. Runnarong N, Tretriluxana J, Waiyasil W, Sittisupapong P, Tretriluxana S. Age-related changes in reach-to-grasp movements with partial visual occlusion. *PLoS One.* 2019;14(8):e0221320.
 24. Wolf SL, Catlin PA, Ellis M, Archer AL, Morgan B, Piacentino A. Assessing Wolf motor function test as outcome measure for research in patients after stroke. *Stroke.* 2001;32(7):1635-9.
 25. Hogan N. Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles. *IEEE Transactions on Automatic Control* 1984; 29(8):681-90.
 26. Milner TE, Cloutier C. Compensation for mechanically unstable loading in voluntary wrist movement. *Exp Brain Res.* 1993;94(3):522-32.
 27. Silva CC, Silva A, Sousa A, Pinheiro AR, Bourlinova C, Silva A, et al. Co-activation of upper limb muscles during reaching in post-stroke subjects: an analysis of the contralesional and ipsilesional limbs. *J Electromyogr Kinesiol.* 2014;24(5): 731-8.