그라마이저 운동이 뇌졸중 환자의 팔 뻗기에 미치는 즉각적인 효과

박일우¹, 김수진², 이충휘³, 문일영¹

¹연세대학교 대학원 물리치료학과, ²전주대학교 의과대학 물리치료학과, ³연세대학교 보건과학대학 물리치료학과

The Immediate Effect of a Grahamizer Exercise on Arm Reaching in Individuals With Stroke

Il-woo Park¹, MSc, PT, Su-jin Kim², PhD, PT, Chung-hwi Yi³, PhD, PT, Il-young Moon¹, MSc, PT

¹Department of Physical Therapy, The Graduate School, Yonsei University, Wonju, ²Department of Physical Therapy, College of Medical Science, Jeonju University, Jeonju, ³Department of Physical Therapy, College of Health Science, Yonsei University, Wonju, Korea

Article Info

Received September 4, 2019

Revised November 15, 2019

Accepted November 26, 2019

Corresponding Author

Chung-hwi Yi

E-mail: pteagle@yonsei.ac.kr

<https://orcid.org/0000-0003-2554-8083>

Key Words

Arm

Grahamizer

Reaching

Stroke

Background: As technology has progressed, various robot-assisted devices have been developed to reduce therapists' labor and assist in therapy. However, due to their many limitations, it is more practical to use traditional mechanical devices. The grahamizer is one such traditional mechanical device used clinically to rehabilitate the upper extremities. No study has yet established the efficacy of the grahamizer in individuals with stroke.

Objects: This study investigated the immediate change in arm reaching after the use of a grahamizer.

Methods: Twenty-two stroke survivors participated in this study (11 males and 11 females). The reaching of the more-affected arm was measured three times using the three-dimensional electromagnetic motion tracking system "trakSTAR". After the first measurement, the subjects performed 500 rotatory arm exercises using the grahamizer. To assess the grahamizer's effect, the subjects were remeasured in the same way.

Results: There were significant increases in the reaching distance ($p < 0.05$) and movement smoothness ($p < 0.05$) of the more-affected arm after using the grahamizer.

Conclusion: Our study confirms that using the grahamizer is beneficial in the rehabilitation for improving movement of the more-affected arm in stroke survivors.

INTRODUCTION

뇌졸중은 혈관이 막히거나 터지는 등의 원인으로 뇌 기능이 소실되고 그로 인한 징후와 증상이 급속도로 진행되는 질환이다[1]. 뇌졸중 환자의 60% 이상은 일상생활을 저해하는 지속적인 신경학적 손상들을 가진 채 살아간다[2]. 팔다리 마비는 뇌졸중 생존자의 일반적인 후유증의 하나로[3] 기능적 운동 수행 능력과 일상생활 동작들을 제한한다[4]. 이러한 환자들의 장애율을 감소시키고 삶의 질을 향상시키기 위한 주된 방법은 재활이다[5].

뇌졸중 재활의 목적은 마비된 팔다리의 근력과 기능 향상, 인지 손상의 최소화, 몸의 기능 증진, 합병증 예방 그리고 일상생활의 질 향상이다[5]. 뇌졸중 재활에서 주된 난제는 팔의 마비로 인한 관절 가동범위

감소[6], 비정상적 움직임 자세[7], 움직임 속도 감소[8] 등이 발생하여 기능적 수행 능력이 제한되는 것이다[9]. 특히 팔의 기능 제한을 가진 뇌졸중 환자들은 먹기, 옷 입기, 자신을 돌보는 등의 독립적인 일상생활 활동을 수행하는 데 있어 어려움을 겪기 쉽다[10]. 따라서 기능적 회복을 통하여 가능한 한 독립적으로 살아갈 수 있게 뇌졸중 환자의 능력을 최대화하는 것이 재활의 주된 목표이다[11].

뇌졸중 환자의 팔 기능 회복을 위하여 기능적 전기자극(functional electrical stimulation, FES), 양측 상지 훈련(bilateral arm training), 강제유도 운동치료(constraint-induced movement therapy, CIMT), 로봇보조 재활(robotic-assisted rehabilitation), 가상현실 기술(virtual reality technology) 등의 다양한 치료법들이 소개되었다[12-16]. 그러나 CIMT를 받을 수 있는 뇌졸중 환자의 기능적 자격 요

건이 까다롭고 가상현실 기술이나 로봇보조 재활은 비용이 비싼 편이며[5], FES와 양측 상지 훈련은 치료사가 몇 주에 걸쳐 일대일 접근이 필요한 노동 집약적 방법이라는 제한점들이 있다[17]. 다른 방법으로 기존의 재활 장비들을 고려할 수 있는데, 치료사의 작업량을 줄여주고 환자의 치료 효과 및 동기 부여를 향상시킬 수 있는 장점이 있어 임상에서 여전히 중요하게 사용된다[18]. 수동적 지속 운동장치(continuous passive motion), 상하지자전거(upper & lower body ergometer), 그라마이저(grammizer) 등의 기존 재활 장비들을 이용하여 기능 회복을 위한 운동을 할 수 있는데[19], 특히 그라마이저는 팔 재활을 위한 대표적인 장비이다[20].

그라마이저는 회전 운동이 일어나는 원형 보드와 환자의 팔을 올려놓는 팔 받침대 부분으로 구성되며, 원형 보드의 회전 중심축은 조절이 가능하여 개개인에게 최적화된 팔의 회전 궤적을 제공할 수 있다[21]. 운동이 시작되면 팔 받침대는 팔을 지지하면서 회전 운동으로 생기는 힘을 원형 보드로 전달하게 된다[22]. Dewald 등[23]과 Reinkensmeyer 등[24]의 연구를 통해 팔 재활 장비를 이용하면 어깨와 팔꿈치의 관절 가동범위가 증진되고, 지구력과 근력이 향상되는 것이 입증되었다. 그러나 임상에서 많이 사용되고 있음에도 불구하고 그라마이저 운동과 관련된 연구는 많지 않다. 현재까지의 선행연구들은 그라마이저의 팔 받침대와 손잡이에 관한 디자인 연구이거나 팔 받침대 길이와 중심축 위치에 따른 궤적변화 혹은 운동학적 관계에 관한 연구일 뿐 [21,22] 그라마이저 운동이 실제 팔의 기능적 움직임에 미치는 영향을 알아본 연구는 없다. 또한 선행연구들은 소수의 건강한 남성들을 대상으로 하였을 뿐 주 사용층인 뇌졸중 환자를 대상으로 그라마이저 운동 효과를 입증한 연구는 아직 없다. 따라서 본 연구는 뇌졸중 환자를 대상으로 그라마이저 운동 전과 후의 팔 뻗기(reaching) 동작을 비교하여 그라마이저 운동이 팔 운동성에 미치는 즉각적인 효과를 알아보았다.

MATERIALS AND METHODS

1. 연구대상자

서울시 송파구 드림요양병원에서 재활치료를 받는 뇌졸중 환자들 중 연구대상자 모집공고에 자발적으로 지원한 환자들을 대상으로 하였다. 참여의사를 밝힌 환자들 중 다음의 연구대상자 선정 기준에 해당

되는 환자들만 연구대상자로 선정되었다. 본 연구의 대상자 선정 기준은 (1) 뇌졸중이 발병한 지 3개월 이상 지난 환자, (2) 최근 1개월 이내 한국어판 간이정신상태검사(Korean version of mini-mental status examination) 결과 24점 이상으로 연구자의 구두 지시를 정확히 이해하고 반응할 수 있는 자[25], (3) 마비 측 팔의 어깨와 팔꿈치, 손목 등 팔 관절에 골절 경력이 없고 정형외과적 수술이 없는 자, (4) 마비 측 팔을 움직일 때 팔 관절에 통증이 없는 자이다. 선정 기준을 모두 충족하였어도 30분 이상 앉아 있기 어려운 자는 제외되었다. 최종적으로 연구에 참여한 환자는 22명(남자 11명, 여자 11명)으로 뇌졸중 환자가 10명, 뇌경색 환자는 12명이었고, 연구대상자들의 일반적 특성은 Table 1과 같다.

연구 시작 전 연구자는 모든 대상자에게 연구 목적과 방법, 유의사항 등을 자세하게 설명하였고, 대상자는 추후 출판에 대하여 동의한 뒤 연구 동의서에 스스로 서명하였다. 본 연구는 연세대학교 원주캠퍼스 생명윤리심의위원회의 심의를 통과하였다(승인번호: 1041849-201902-BM-021-02).

2. 실험절차

본 연구는 대조군 없이 하나의 집단에 대하여 중재 전과 후의 결과를 비교하였다. 그라마이저 운동 전 3차원 전자기장 움직임 추적 체제를 이용하여 마비 측 팔의 뻗는 동작을 3회 측정하였다. 측정이 끝나면 곧바로 마비 측 팔의 그라마이저 운동을 실시하였고, 운동이 끝난 후 재 측정을 처음과 동일하게 진행하였다.

3. 측정도구 및 방법

1) 3차원 전자기장 움직임 추적 체제(three-dimensional electromagnetic motion tracking system)

운동 전후 뻗기 거리의 변화와 뻗는 움직임의 매끄러움을 비교하기 위하여 3차원 전자기장 움직임 추적 체제인 trakSTAR™ (Ascension Technology Corporation, Burlington, VT, USA)를 사용하였다(Figure 1). 가상의 3차원 전자기장 공간을 만드는 송신기(transmit-

Figure 1. The trakSTAR™ consists of a transmitter, receiver and sensors.

Table 1. General characteristics of the subjects

Variable	Value (N = 22)
Age (y)	68.7 ± 12.0
Sex (male/female)	11/11
Stroke type (infarction/hemorrhage)	12/10
Hemiplegic side (right/left)	8/14
Modified Ashworth scale (G0/G1/G1+/G2/G3)	10/5/4/3/0
Time since stroke (mo)	42.0 ± 46.8

Values are presented as mean ± standard deviation or number only.

ter)는 직경 3 m, 구 형태의 전자기장을 형성한다. 이 공간 안에서 감지기(sensor)가 움직이면 감지기의 공간좌표(x, y, z 좌표체계)를 추적할 수 있다. 감지기의 실시간 공간좌표는 케이블을 통해 컴퓨터와 연결된 수신기(receiver)로 전송되어 감지기의 원자료가 컴퓨터에 저장된다. 본 연구에서는 두 개의 감지기를 사용하였고, 각 감지기에서 60 Hz의 속도로 자료를 수집하였다[26]. 팔 움직임을 측정할 때 전자기장 움직임 추적 체제의 타당도는 급간 내 상관 계수가 0.96 이상으로 높은 타당도를 보인다[27].

뇌졸중 환자 치료 경력 10년 이상인 물리치료사가 실험을 총괄하였다. 먼저 대상자가 실험실에 도착하면 마비 측 팔의 능동적 관절 가동 범위와 수동적 관절 가동 범위를 확인하여 움직임이 발생하는 동안 혹은 대상자의 관절 가동 범위 끝 범위에서 통증이 있는지 확인하였다. 통증이 없는 것이 확인되면 대상자의 앉는 자세를 조정하는 것으로부터 실험을 시작하였다. 의자 등받이에 엉덩이를 끝까지 밀착시킨 뒤 등받이와 대상자의 등 사이에 베개를 세워 놓고 대상자는 허리를 편 채로 앉도록 하였다. 엉덩관절(hip joint) 90° 굽힘(flexion), 무릎관절(knee joint) 90° 굽힘 상태로 대상자가 앉으면 대상자의 칼돌기(xiphoid process) 높이로 전동 식탁의 높이를 조절하였다. 대상자가 앉는 정확한 위치는 앞쪽의 전동 식탁 위에 위치한 송신기의 가운데 부분에서 선을 그어 전동 식탁 모서리와 만나는 지점에 대상자의 복장뼈(sternum)를 위치시켰다. 선과 전동 식탁이 만나는 지점에서 전방 10 cm, 좌/우로 10 cm 지점에 반경 3.5 cm 크기의 원을 만들어 손목을 올려놓는 시작점으로 설정하였다(Figure 2). 시작 자세는 마비 측 손만 테이블 위의 같은 쪽 시작점에 손목을 위치시키고, 비 마비 측 손은 무릎 위에 위치하도록 하였다. 시작 자세가 완비되면 마비 측 손목 손등 부위의 노뼈뿔돌기(radial styloid process)와 자뼈뿔돌기(ulnar styloid process) 사이 중간 지점에 감지기를 부착하였고, 표적(target) 감지기는 대상자의 마비 측 방향으로 송신기에서 50 cm 떨어진 지점에 고정시킨 뒤 대상자에게 위치를 확인시켰다. 연구자의 “시작”이란 구령과 함께 대상자는 본인의 최대 속도로 마비 측 손을 표적 감지기가 있는 곳으로 최대한 뻗어 3초간 유지 후 다시 시작 위치로 돌아오도록

하였다. 측정 전 팔을 최대한 뻗을 때 몸통이 구부러지는 보상 작용을 막기 위해 대상자 몸통을 의자 등받이 부분에 넓은 띠(strap)로 미리 고정하였다(Figure 3). 한 번의 연습 과정을 거친 뒤 3회에 걸쳐 뻗기 동작을 측정하였다. 측정 후 15분여간 중재를 실시한 후 동일한 방법으로 재측정을 하였다.

3차원 전자기장 움직임 추적 체제로부터 수집된 자료를 처리하고 분석하기 위해 MATLAB (The Mathworks, Natick, MA, USA)을 이용하였다. 본 연구에서 측정한 식탁 위에서의 팔을 뻗는 움직임은 2차원적 움직임에 가깝기 때문에 상하 움직임을 나타내는 z 축의 자료는 제외하고 좌우와 앞뒤 움직임을 나타내는 x 축과 y 축의 자료만을 사용하였다. 각 감지기에서 수집된 원 자료를 5 Hz로 버터워스 필터링(Butterworth filter) 후 손목 감지기와 표적 감지기 사이의 최소 거리 및 손목 감지기의 총 이동거리, 움직임의 매끄러움(movement smoothness) 정도를 산출하였다. 손목 감지기와 표적 감지기 사이의 최소 거리는 대상자가 표적 감지기를 향하여 최대한 뻗었을 때 손목 감지기와 표적 감지기 사이의 최소 거리를 유클리드 거리(Euclidean distance)로 측정한다(식 1). tx 와 ty 는 표적 감지기의 x, y 좌표를 나타내며, x_i 와 y_i 는 손목 감지기의 i 번 시점(i 는 0부터 움직임의 끝까지)에서의 좌표를 나타낸다. 유클리드 거리 계산식으로 손목 및 표적 감지기 사이의 거리를 계산하였고, 그중 최소 거리를 찾아 사용하였다. 손목 감지기의 총 이동거리는 표적 감지기를 향하여 움직이기 시작한 시작점부터 표적 감지기에 최대한 가깝게 팔을 뻗은 시점까지의 편도 이동 거리(one-way reach out movement distance)로 설정하였다. 팔을 뻗는 것은 팔꿈치가 펴지는 동작이기 때문에 팔꿈치가 구부러지며 다시 시작점으로 돌아오는 거리는 제외시켰다. 산출 방법은 손목 감지기의 i 번과 i 번 하나 앞의 시점 사이의 차이를 제곱한 후 근호(root)를 시킨 값들을 모두 더하여 값을 얻었다(식 2). 움직임의 매끄러움 정도는 뇌졸중 환자의 운동회복 정도를 나타내는 지표로서 가속과 감속의 변화 시 발생하는 정점(peak)의 개수로 표현했다[28]. 매끄러운 움직임의 속도 그래프는 단일 정점을 보이지만 매끄럽지 않고 분절된 움직임은 속도 정점의 수가 더 많았다[29].

Figure 2. The experimental setting position to measure arm reaching.

Figure 3. Strap to prevent compensation of trunk flexion.

$$\text{Minimum distance} = \text{minimum}(\sqrt{(tx - x_i)^2 + (ty - y_i)^2}) \quad (\text{식 } 1)$$

$$\text{Movement distance} = \sum_{i=1}^n \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2} \quad (\text{식 } 2)$$

4. 중재방법

1) 그라마이저(grahamizer)

팔 운동기구 그라마이저(grahamizer II upper extremity exerciser; Sammons Preston, Bolingbrook, IL, USA)를 이용하여 대상자 스스로 마비 측 팔 운동을 시행하였다(Figure 4). 그라마이저는 주로 뇌졸중 환자의 마비 측 팔 관절 가동 범위를 증진시키거나 지구력 및 근력 강화 목적으로 사용된다[23,24]. 회전이 발생하는 원형 나무판과 그 위로 환자가 팔을 올려놓는 팔 받침대(arm skate)로 구성되는데 원형 나무판과 팔 받침대 사이에 조절이 가능한 회전축이 있어 운동 범위를 다양하게 설정 할 수 있다. 또한 원형 나무판과 팔 받침대 둘 다 움직일 수 있는 이중 회전 구조를 갖추고 있어 넓은 호(arc)를 그리며 회전 운동을 할 수 있다. 본 연구에서는 그라마이저 운동 시 대상자의 몸통이 움직이지 않는 범위에서 가장 넓은 호를 그리는 지점에 회전축을 고정하여 능동운동을 실시하였다.

중재 전 측정이 끝나면 손목에 부착했던 감지기를 떼어낸 뒤, 대상자는 그라마이저를 이용하여 능동 팔 회전 운동을 15분 이내에 500회 실시하였다. 임상에서 환자와 치료사간 이루어지는 일대일 치료 시간인 30분의 반 정도를 치료사의 직접적인 치료를 받고, 나머지 15분 정도를 보조도구인 그라마이저를 이용한다는 가정하에 시간을 설정하였다. 또한 대상자간 회전 운동 속도가 다르기 때문에 총 회전수를 500회로 똑같이 설정하였다. 좌측 마비 환자는 먼저 시계 방향으로 50회 회전

Figure 4. Grahamizer II upper extremity exerciser.

후 반시계 방향으로 50회 회전을 하였고, 이후 교대로 50회씩 총 500회의 회전 운동을 하였다. 우측 마비 환자는 반시계 방향으로 먼저 50회 회전 후 위와 같이 교대하는 방법으로 총 500회의 회전 운동을 하였다.

5. 분석방법

본 연구 자료의 통계처리는 통계 프로그램 R 소프트웨어(R statistical software; R Core Team, Vienna, Austria)를 사용하였으며, 통계학적 유의수준은 $\alpha = 0.05$ 로 하였다. 그라마이저 운동 전과 후의 감지기 사이 거리, 손목 감지기가 움직인 거리, 팔 뻗는 속도의 정점 수를 비교하기 위해 혼합-효과 선형 회귀 모형(mixed-effect linear regression)을 사용하였다. 혼합-효과 선형 회귀 모형은 고정 요인(fixed factor)과 무작위 요인(random factor)을 모두 포함하는 최신 통계 모형으로써 동일 대상자를 반복 측정 시 생길 수 있는 결측값을 처리할 수 있는 이점이 있다. 본 연구에서는 그라마이저 운동 전과 후의 시간적 요인을 고정 요인으로 대상자 개개인을 무작위 요인으로 지정하여 뇌졸중 환자마다 다를 수 있는 변화의 차이를 교정하였다. 특히 고정 요인이 범주형 변수(categorical variable)인 그라마이저 운동 전과 후의 시간적 요인 하나만으로 상호작용 효과가 없기 때문에 선형 회귀의 절편이 무작위 요인으로 지정되었다.

RESULTS

1. 감지기 사이 최소 거리와 손목 감지기가 움직인 편도 이동 거리

표적 감지기와 대상자 손목에 부착한 감지기 사이의 거리는 그라마이저 운동 후 평균 26.25 mm 가까워졌고, 통계적으로 유의한 감소를 하였다($p < 0.05$). 대상자 손목에 부착한 감지기가 움직인 편도 이동 거리는 그라마이저 운동 후 평균 20.25 mm 더 움직였고, 통계적으로 유의한 증가를 하였다($p < 0.05$). 즉, 그라마이저 운동 후 대상자의 마비 측 팔의 뻗기 정도가 증가한 것으로 나타났다(Table 2).

2. 팔 뻗는 속도의 정점 수

팔을 뻗을 때 속도의 정점에 이르는 수가 그라마이저 운동 후, 운동 전보다 평균 2.25회 감소하였다. 통계적으로 유의한 감소를 하였고($p < 0.05$), 그라마이저 운동 후 팔을 뻗는 움직임이 더 매끄러워졌다(Table 3).

Table 2. Comparison of mean distance before and after intervention (N = 22)

Outcome measure	Before intervention	After intervention	t	p-value
Minimum distance between targets (mm)	414.16 ± 138.95	387.91 ± 131.92	-3.781	0.000*
Movement distance (mm)	420.69 ± 112.57	440.93 ± 118.38	1.999	0.046*

Values are presented as mean ± standard deviation. *Significant at $p < 0.05$.

Table 3. Comparison of number of peaks before and after intervention (N = 22)

Outcome measure	Before intervention	After intervention	t	p-value
Number of peaks	22.52 ± 6.41	20.27 ± 6.49	-2.831	0.005*

Values are presented as mean ± standard deviation. *Significant at $p < 0.05$.

DISCUSSION

본 연구는 뇌졸중 환자가 그라마이저 운동을 하였을 때 팔 뻗기에 미치는 즉각적인 효과에 대하여 알아보았다. 연구 결과 한 번의 치료 시간인 30분의 절반에 해당하는 15분간 그라마이저 운동을 한 후 뻗기 거리가 증가하고 움직임의 매끄러움 정도가 향상되었다.

뇌졸중 환자의 65%는 장기적으로 팔 기능의 제한을 겪게 된다[30]. 일상생활의 상당 부분에서 팔을 사용하기 때문에 뇌졸중 후 팔 기능 재활은 임상적으로 중요하다[31]. 재활 과정에서 연습량은 운동 학습(motor learning)의 가장 중요한 변수가 되는데 성공적인 재활을 위하여 환자가 수행할 수 있는 한계 내에서 최대의 반복 훈련을 하는 것이 권장된다[32]. 그러나 임상에서의 실제 치료 시간은 연구적 환경에서 행해지는 훈련 시간보다 적고[33], 환경 또한 이상적인 연구 결과를 위하여 훈련에 최적화 되어 있는 연구적 환경보다 상대적으로 열악하다. 따라서 주어진 시간 내에 정확하면서도 효율적으로 많은 운동량을 가지는 것이 중요하다.

최근 치료 효과와 효율성을 극대화시키기 위한 시도로 자동화된 장치를 이용함으로써, 치료사의 노동 부담을 덜어주고 환자 치료를 용이하게 하고자 하는 경향이 증가하고 있다[34]. 그중 대표적인 예가 로봇 치료로써 과학기술의 획기적인 발전은 이를 가능하게 해주었다. 로봇 치료를 이용하면 사람이 제공하는 치료적 중재의 강도를 정확하게 정량화하여 일정하게 제공할 수 있는 장점이 있다. 또한 치료 결과에도 효과가 있는데 Masiero 등[35]은 급성기 뇌졸중 환자에게 NeReBot이라는 로봇 치료를 시행한 결과 기존의 전통적인 치료를 대체할 수 있다고 하였고, Sale 등[36]은 아급성기 뇌졸중 환자에게 로봇 보조 팔 재활 치료를 시행한 결과 운동성 회복에 기여한다고 보고하였다. 현재도 발전 중인 과학기술 덕분에 치료사가 좀 더 효과적인 치료를 할 수 있는 새로운 로봇 치료법들이 계속 개발되고 있다[37]. 그러나 이러한 로봇 치료법들을 연구 환경이 아닌 실제 임상에서 접하기는 쉽지 않고, 치료를 받더라도 비싼 장비의 특성상 경제적으로 부담이 되는 것이 사실이다[38]. 이에 대한 대안으로 기존의 기계적 보조 장비들을 고려할 수 있다. 로봇 치료 수준의 높은 자유도를 보여줄 수는 없지만 접근성과 가용성이 좋고, 치료 효과도 로봇 치료와 비슷하다. Lo 등[39]은 로봇 치료와 기본적인 기계적 장비의 효과를 비교하였는데 로봇 치료가 더 효과적인 결과를 보이지는 않았다고 제시하였다.

그라마이저는 임상에서 쉽게 접할 수 있는 기계적 보조 장비로써 뇌졸중 환자의 마비 측 팔에 대하여 회전 운동을 반복적으로 수행할 수 있다. 그라마이저의 중심축 위치에 따른 어깨뼈의 내밀(protraction)-뒤당김(retraction), 앞-뒤쪽 기울임(anterior-posterior tilt), 위-아

래 돌림(upward-downward rotation)의 각도 변화량과 팔 받침대 길이 변화에 따른 팔꿈치의 굽힘(flexion)-펼(extension), 옆침(pronation)-뒤침(supination)의 각도 변화량을 연구한 Kim 등[19]의 연구를 통하여 그라마이저로 회전 운동 시 어깨뼈와 팔꿈치에 영향을 주는 것을 알 수 있다. 뇌졸중 환자는 뻗기 동작 시 어깨뼈 내밀과 팔꿈치를 펴는 동작이 비장애인보다 저하되기 때문에[40] 그라마이저 운동을 통하여 어깨뼈 내밀과 팔꿈치 펴는 능력을 향상시켜 뻗기 거리의 증가를 기대할 수 있다. 실제로 본 연구에서 그라마이저 운동 후 손목에 부착한 감지기와 표적 감지기 사이의 최소 거리가 가까워지면서 뻗기 거리가 증가한 것이 입증되었다. 손목에 부착한 감지기의 편도 이동 거리도 증가한 것으로 나타났는데, 이 또한 뻗기 거리가 증가한 것을 뒷받침해 주는 결과이다. 동일한 출발점에서 시작한 움직임의 편도 이동 거리가 증가한 것은 그만큼 더 멀리 뻗었다고 판단할 수 있다. 이와 같이 팔을 뻗는 거리의 양적인 증가를 확인하였을 뿐만 아니라 움직임의 질적인 면도 좋아진 것으로 이번 연구를 통해 밝혀졌다. 움직임의 속도 변화 시, 즉 가속과 감속이 교차할 때 나타나는 정점의 개수를 비교하여 움직임의 매끄러움 정도를 확인하였다. 일반 비장애인처럼 분절된 움직임 없이 매끄럽게 움직인다면 속도 그래프는 단일 정점을 보이지만, 뇌졸중 환자처럼 매끄럽지 않고 분절된 움직임을 보이면 속도 정점의 수가 더 많아지게 된다[29]. 그라마이저 운동 후 정점에 이르는 개수가 감소한 것은 이러한 가속과 감속으로 만들어지는 정점이 줄었다는 것을 의미하며, 곧 움직임의 매끄러움 정도가 개선되었다고 볼 수 있다. 따라서 손목 감지기와 표적 감지기 사이의 거리가 감소하고 손목 감지기의 편도 이동거리가 증가한 것 그리고 속도의 정점 수가 감소한 본 연구의 결과를 토대로 그라마이저 운동 후 뇌졸중 대상자들은 팔을 더 매끄럽게 멀리 뻗을 수 있게 되었다고 말할 수 있다. 일상생활 동작의 대부분이 팔을 뻗는 동작을 포함하는 것을 고려하면[31] 뇌졸중 환자의 팔 기능 재활에서 뻗는 움직임을 정확하게 운동하는 것은 매우 중요하다. 이번 연구 결과를 통하여 그라마이저 운동이 뇌졸중 환자에게 유용한 것으로 밝혀졌다.

본 연구의 제한점은 다음과 같다. 첫째, 대상자의 수가 결과를 일반화하기에는 적었다. 연구대상자 모집 시 자발적으로 참여 의사를 밝힌 분들에 한하여 연구를 진행하였는데 그 수가 많지 않았다. 둘째, 그라마이저 운동 직후의 즉각적인 효과만 알아보았다. 운동의 효과가 얼마간 지속되는지 장기 추적 관찰을 하지 않아 그라마이저 운동의 장기적인 효과 여부를 알 수가 없다. 셋째, 측정 절차에 대한 문제이다. 팔을 뻗을 때 몸이 앞으로 구부러지는 보상작용을 막기 위하여 대상자의 몸을 넓은 띠로 고정하였지만 완벽하게 통제하였다고 볼 수는 없다. 향후 측정 절차를 완벽하게 통제하고 많은 수의 대상자를 포함하는 그라마

이저 운동의 장기적인 효과에 관한 연구가 필요하다고 생각된다.

CONCLUSIONS

본 연구는 뇌졸중 환자가 기계적 보조 장비인 그라마이저를 이용하여 15분여간 팔 운동을 하였을 때 뻗는 움직임에 즉각적인 효과가 있는지 알아보았다. 연구 결과 그라마이저 운동 후 팔을 뻗는 거리가 증가하였고, 움직임의 매끄러움도 더 좋아진 것으로 밝혀졌다. 즉각적인 효과를 바탕으로 전체 치료 계획에서 초기에 그라마이저 운동을 한다면 좀 더 빠르고 효율적인 재활이 이루어질 것으로 생각된다. 치료사의 노동 부담을 줄여주고 환자에게는 경제적인 부담이 없으며 임상에서 접하기 쉬운 점을 고려하였을 때 뇌졸중 환자의 팔 재활을 위하여 그라마이저 운동을 권장한다.

CONFLICTS OF INTEREST

No potential conflict of interest relevant to this article was reported.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

Conceptualization: Il-woo Park, Su-jin Kim, Chung-hwi Yi. Data curation: Il-woo Park, Chung-hwi Yi. Formal analysis: Su-jin Kim, Chung-hwi Yi. Investigation: Il-woo Park, Il-young Moon, Chung-hwi Yi. Methodology: Il-woo Park, Su-jin Kim, Chung-hwi Yi. Project administration: Il-woo Park. Resources: Il-young Moon. Software: Su-jin Kim. Supervision: Chung-hwi Yi. Validation: Su-jin Kim, Chung-hwi Yi. Visualization: Il-young Moon. Writing - original draft: Il-woo Park, Su-jin Kim, Chung-hwi Yi. Writing - review & editing: Su-jin Kim, Chung-hwi Yi.

ORCID

Il-woo Park, <https://orcid.org/0000-0002-3821-8916>

Su-jin Kim, <https://orcid.org/0000-0002-5222-4538>

Il-young Moon, <https://orcid.org/0000-0001-6457-8125>

REFERENCES

1. Peurala SH, Könönen P, Pitkänen K, Sivenius J, Tarkka IM. Postural instability in patients with chronic stroke. *Restor Neurol Neurosci* 2007;25(2):101-8.
2. Jongbloed L. Prediction of function after stroke: a critical review. *Stroke* 1986;17(4):765-76.
3. Gebruers N, Truijen S, Engelborghs S, De Deyn PP. Prediction of upper limb recovery, general disability, and rehabilitation status by activity measurements assessed by accelerometers or the Fugl-Meyer score in acute stroke. *Am J Phys Med Rehabil* 2014;93(3):245-52.
4. Dobkin BH. Clinical practice. Rehabilitation after stroke. *N Engl J Med* 2005;352(16):1677-84.
5. Yang Y, Zhao Q, Zhang Y, Wu Q, Jiang X, Cheng G. Effect of mirror therapy on recovery of stroke survivors: a systematic review and network meta-analysis. *Neuroscience* 2018;390:318-36.
6. Sukal TM, Ellis MD, Dewald JP. Shoulder abduction-induced reductions in reaching work area following hemiparetic stroke: neuroscientific implications. *Exp Brain Res* 2007;183(2):215-23.
7. Cirstea MC, Mitnitski AB, Feldman AG, Levin MF. Interjoint coordination dynamics during reaching in stroke. *Exp Brain Res* 2003;151(3):289-300.
8. Coderre AM, Zeid AA, Dukelow SP, Demmer MJ, Moore KD, Demers MJ, et al. Assessment of upper-limb sensorimotor function of subacute stroke patients using visually guided reaching. *Neurorehabil Neural Repair* 2010;24(6):528-41.
9. Dohle C, Püllen J, Nakaten A, Küst J, Rietz C, Karbe H. Mirror therapy promotes recovery from severe hemiparesis: a randomized controlled trial. *Neurorehabil Neural Repair* 2009;23(3):209-17.
10. Tong KY, Mak AF. Development of computer-based environment for simulating the voluntary upper-limb movements of persons with disability. *Med Biol Eng Comput* 2001;39(4):414-21.
11. Sin H, Lee G. Additional virtual reality training using Xbox Kinect in stroke survivors with hemiplegia. *Am J Phys Med Rehabil* 2013;92(10):871-80.
12. Masiero S, Celia A, Rosati G, Armani M. Robotic-assisted rehabilitation of the upper limb after acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88(2):142-9.
13. Ring H, Rosenthal N. Controlled study of neuroprosthetic functional electrical stimulation in sub-acute post-stroke rehabilitation. *J Rehabil Med* 2005;37(1):32-6.
14. Saposnik G, Levin M. Virtual reality in stroke rehabilitation: a meta-analysis and implications for clinicians. *Stroke* 2011;42(5):1380-6.
15. Sirtori V, Corbetta D, Moja L, Gatti R. Constraint-induced

- movement therapy for upper extremities in stroke patients. *Cochrane Database Syst Rev* 2009;(4):CD004433.
16. Summers JJ, Kagerer FA, Garry MI, Hiraga CY, Loftus A, Cauraugh JH. Bilateral and unilateral movement training on upper limb function in chronic stroke patients: a TMS study. *J Neurol Sci* 2007;252(1):76-82.
 17. Wu CY, Huang PC, Chen YT, Lin KC, Yang HW. Effects of mirror therapy on motor and sensory recovery in chronic stroke: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* 2013;94(6):1023-30.
 18. Chen MH, Huang LL. Design suggestions of the clinical upper extremity rehabilitation equipment for stroke patients. In: Bagnara S, Tartaglia R, Albolino S, Alexander T, Fujita Y, editors. *Proceedings of the 20th congress of the International Ergonomics Association (IEA 2018)*. Cham: Springer; 2018;682-7.
 19. Kim JH, Sim JH, Hong JS, Chun KJ. An analysis of scapula and elbow motion on exercise of upper limb using Grahamizer. *Proc HCI Korea* 2012;1:439-41.
 20. Kim JH, Chun KJ, Hong JS, Kim CW, Hong JH. Analysis of knob traces based on changes in armrest's length and central axis location of Grahamizer. *Int Mech Eng Congr* 2012;2:663-8.
 21. Hong JH, Chun KJ, Sim JH, Kim JH. An analysis of the relation between scapula motion and handle trajectory by change of central axis on rehabilitation equipment on upper limb. *Korean Soc Precis Eng* 2011;10:601-2.
 22. Sim JH, Kim JH, Hong JS, Chun KG. Evaluation of armrest and handle design on upper-body rehabilitation equipment. Seoul: ESK Fall Conference and General Meeting; 2011;119-23.
 23. Dewald JP, Sheshadri V, Dawson ML, Beer RF. Upper-limb discoordination in hemiparetic stroke: implications for neurorehabilitation. *Top Stroke Rehabil* 2001;8(1):1-12.
 24. Reinkensmeyer DJ, Kahn LE, Averbuch M, McKenna-Cole A, Schmit BD, Rymer WZ. Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: progress with the ARM guide. *J Rehabil Res Dev* 2000;37(6):653-62.
 25. Park JH, Kwon YC. Standardization of Korean version of the mini-mental state examination (MMSE-K) for use in the elderly. Part II. Diagnostic validity. *J Korean Neuropsychiatr Assoc* 1989;28(3):508-13.
 26. Lu L, Tan Y, Oetomo D, Mareels I, An S. Feature learning in assistive rehabilitation robotic systems. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2018;2018:2511-4.
 27. Day JS, Murdoch DJ, Dumas GA. Calibration of position and angular data from a magnetic tracking device. *J Biomech* 2000;33(8):1039-45.
 28. Bosecker C, Dipietro L, Volpe B, Krebs HI. Kinematic robot-based evaluation scales and clinical counterparts to measure upper limb motor performance in patients with chronic stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2010;24(1):62-9.
 29. Balasubramanian S, Melendez-Calderon A, Roby-Brami A, Burdet E. On the analysis of movement smoothness. *J Neuroeng Rehabil* 2015;12:112.
 30. Lum PS, Mulroy S, Amdur RL, Requejo P, Prilutsky BI, Dromerick AW. Gains in upper extremity function after stroke via recovery or compensation: potential differential effects on amount of real-world limb use. *Top Stroke Rehabil* 2009;16(4):237-53.
 31. Coster WJ, Haley SM, Andres PL, Ludlow LH, Bond TL, Ni PS. Refining the conceptual basis for rehabilitation outcome measurement: personal care and instrumental activities domain. *Med Care* 2004;42(1 Suppl):I62-72.
 32. Lohse KR, Lang CE, Boyd LA. Is more better? Using metadata to explore dose-response relationships in stroke rehabilitation. *Stroke* 2014;45(7):2053-8.
 33. Lang CE, Macdonald JR, Reisman DS, Boyd L, Jacobson Kimberley T, Schindler-Ivens SM, et al. Observation of amounts of movement practice provided during stroke rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90(10):1692-8.
 34. Brackenridge J, Bradnam LV, Lennon S, Costi JJ, Hobbs DA. A review of rehabilitation devices to promote upper limb function following stroke. *Neurosci Biomed Eng* 2016;4(1):25-42.
 35. Masiero S, Armani M, Ferlini G, Rosati G, Rossi A. Randomized trial of a robotic assistive device for the upper extremity during early inpatient stroke rehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair* 2014;28(4):377-86.
 36. Sale P, Franceschini M, Mazzoleni S, Palma E, Agosti M, Posteraro F. Effects of upper limb robot-assisted therapy on motor recovery in subacute stroke patients. *J Neuroeng Rehabil* 2014;11:104.
 37. Loureiro RC, Harwin WS, Nagai K, Johnson M. Advances in upper limb stroke rehabilitation: a technology push. *Med Biol Eng Comput* 2011;49(10):1103-18.
 38. Wagner TH, Lo AC, Peduzzi P, Bravata DM, Huang GD, Krebs HI, et al. An economic analysis of robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke. *Stroke* 2011;42(9):2630-2.
 39. Lo AC, Guarino PD, Richards LG, Haselkorn JK, Wittenberg GF, Federman DG, et al. Robot-assisted therapy for long-

- term upper-limb impairment after stroke. *N Engl J Med* 2010;362(19):1772-83.
40. Alt Murphy M, Willén C, Sunnerhagen KS. Kinematic variables quantifying upper-extremity performance after stroke during reaching and drinking from a glass. *Neurorehabil Neural Repair* 2011;25(1):71-80.