원통형 물체 쥐기 시 건강한 성인과 척수마비 환자의 최대 손가락 끝 힘 분포 비교

황지선¹, 이재선¹, 황선홍^{2,3}¹호서대학교 일반대학원 물리치료학과, ²호서대학교 생명보건대학 물리치료학과, ³호서대학교 스마트 헬스케어 융복합 연구센터

Comparison of Maximum Fingertip Force Distribution in Cylindrical Grasping Between Healthy Adults and Patients With Spinal Cord Injury

Jisun Hwang¹, PT, MSc, Jae Sun Ree¹, PT, MSc, Seonhong Hwang^{2,3}, PT, PhD¹Department of Physical Therapy, The Graduate School, Hoseo University, ²Department of Physical Therapy, College of Life and Health Science, Hoseo University, ³Smart Healthcare Convergence Research Center, Hoseo University, Asan, Korea

Article Info

Received December 30, 2021

Revised January 17, 2022

Accepted January 18, 2022

Corresponding Author

Seonhong Hwang

E-mail: shwang@hoseo.edu

<https://orcid.org/0000-0001-9217-8970>

Key Words

Fingertip force

Force-sensitive resistor

Grasp

Grip

Background: It is known that hand strength and fingertip force are used as an indicator of muscle strength and are also highly related to the various chronic symptoms and even lifespan. To use the individual fingertip force (IFF) as a quantitative index for clinical evaluation, the IFF should be measured and analyzed with various variables from various subjects, such as the normal range of fingertip force and the difference in its distribution by disease.

Objects: We tried to measure and analyze the mean maximum IFF distribution during grasping a cylindrical object in healthy adults and patients with spinal cord injury (SCI).

Methods: Five Force-sensitive resistor (FSR) sensors were attached to the fingertips of 24 healthy people and 13 patients with SCI. They were asked to grip the object three times for five seconds with their maximum effort.

Results: The mean maximum IFF of the healthy adult group's thumb, index, and middle finger was similar statistically and showed relatively larger than IFF of the ring and small finger. It is a 3-point pinch grip pattern. All fingertip forces of patients with SCI decreased by more than 50% to the healthy group, and their IFF of the middle finger was relatively the largest among the five fingertip forces. The cervical level injured SCI patients showed significantly decreased IFFs compared to thoracic level injured SCI patients.

Conclusion: We expect that this study results would be helpful for rehabilitation diagnosis and therapy goal decision with robust further study.

INTRODUCTION

손은 물체를 잡고 다루는 섬세한 동작을 수행할 뿐만 아니라, 의사소통 수단이 되는 등 일상생활에서 매우 중요한 기능을 담당하는 중요한 신체 기관이다[1]. 이러한 손의 기능 중 쥐기(grasp)에 대한 유형과 용어들의 정의는 매우 다양한데, Feix 등이 33가지의 서로 다른 쥐기 유형을 정리하여 맞섬 유형(opposition type), 가상 손가락 배치(virtual finger assignments), 손바닥 전체, 정밀, 중간단계 잡기(power, precision, or intermediate grasp), 엄지의 위치에 따른 집기와 같이 4가

지 영역으로 분류하였다[2]. 이러한 잡기와 쥐기(grasp and grip)와 관련된 용어들은 손으로 조작하는 물체의 모양에 따라 손가락과 손이 적절하게 위치하여 최적의 기능을 구현하기 위한 적응이다. 손가락의 위치뿐만 아니라 적절한 악력(hand strength) 조절은 정교한 손의 움직임, 반복적 수작업, 일상생활, 직업적 활동에 필수적이다[3,4].

쥐기 시 손 전체 악력은 인체의 전반적인 근력 예측자로 건강상태를 유추할 수 있는 생체지표로써 임상에서도 널리 이용되고 있다[5,6]. 최근에는 악력이 근육계뿐만 아니라 다양한 만성질환[7,8] 및 심혈관계 질환과 수명에도 연관이 있음을 보여주는 연구결과가 보고되고 있다.

Rijk 등[9]은 상대적으로 악력이 낮은 사람들의 79% 이상이 높은 사망률을 보였으며, 악력이 1 kg 증가할 경우 사망률이 4%까지 낮아진다고 보고하였다. Lee [10]는 최대 악력이 높은 집단(26.97 kg 이상)이 낮은 집단(20.53 kg 미만)보다 고혈압 유병률이 85% 낮다고 발표하였으며, Picon 등[11]은 악력 운동으로 고혈압을 호전 시키는데 도움이 된다고 보고하였다.

손 전체 악력 하나의 변인과 다양한 질환과의 연관성 조사 외에도, 쥐기 작업 동안 개별 손가락 힘 크기에 대한 다양한 연구도 수행되고 있다. 인간 대부분의 쥐기 작업은 쥐기 안정성을 위한 손가락 끝 힘의 정밀한 조절을 필요로 한다. 이것은 미끄러짐을 방지하기에 충분한 크기의 쥐는 힘을 물체 표면의 접선 하중에 대하여 직교하게 적용하는 것을 말한다[12]. 성공적이고 효율적인 물체 조작을 위해서는 이러한 손가락 끝 힘의 정밀한 조절과 제어가 중요하다고 알려져 있으며, 그 신경학적 기전에 대해서는 단순쥐기(simple grip) 또는 들어 올리는(lift) 동작을 대상으로 연구가 진행되고 있다[13]. 손가락 끝 힘은 손 기능의 나이에 따른 변화를 관찰하기 위한 가장 중요한 변인으로 연구되고 있으며, 노인군이 성인군에 비하여 평균 두 배 정도 큰 손가락 끝 힘을 발휘해야 하는 반면, 시간적 지연은 더 많이 나타난다고 알려져 있다[14-16]. 그 외 몇몇 신경학적 연구 결과에서 쥐기 작업 시 손가락 끝 힘과 대뇌 피질의 운동영역 활성화에 관한 보고가 있는데, 자발적으로 힘을 가하여 다양한 정밀 쥐기 작업을 수행할 때 손가락 끝 힘 제어와 관련된 활성 대뇌피질 네트워크에 대해서는 MRI 등을 이용한 많은 인간 대상 실험을 통하여 설명되었으며[17-22], 최근에 외부 섭동(external perturbation)에 대한 하중 및 하역(load and unloading) 반응은

중추신경계가 쥐기 안정성을 유지하기 위하여 사용하는 중요한 자동 힘 제어 메커니즘으로 그 신경 상관관계(neural correlates)를 밝히기도 하였다[23].

최근에는 척수손상 환자의 상지 재활에 있어 외골격 로봇을 이용한 치료 및 연구 사례가 증가하고 있다[24-29]. 그러나 그 효과에 대한 평가는 아직 상지의 대동작에 대한 임상적 정성 평가방법이 대부분이며 악력 또는 파지력 분석을 통한 손과 손기능에 대한 정량적 평가의 예는 거의 없는 실정이다. 척수마비 환자는 손상 수준에 따라 잔존 기능이 다르기 때문에 악력 또는 개별 파지력에 대한 신경학적 분석의 좋은 대상이 될 수 있다. 척수 마비환자의 악력 또는 개별 파지력에 대한 생체 역학적 연구는 많지 않으나 근전도를 이용한 몇몇 선행연구에서 척수 마비 환자라도 오랜 기간 운동을 해 온 대상자들의 경우, 쥐는 힘의 안정성(force steadiness)가 다른 환자 또는 건강한 성인에 비해 더 좋았다는 보고가 있었고[30], 여러 쥐기 동작에 대한 근육의 연합(muscle synergy)에 대한 연구에서는 건강한 성인과는 다른 양상이 발견되었다는 보고도 있었다[31]. 이처럼 손 기능 연구에 있어서 상대적으로 중요하게 여겨지는 척수 마비환자를 대상으로 다양한 쥐기 동작에 대해 손가락 끝 힘을 측정하여 건강한 성인의 결과와 비교하거나 질환별, 손상 수준별 차이 등을 분석한다면 쥐기 작업 시 개별 손가락 끝 힘 정보가 임상평가에 중요한 정량적 지표로써 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

따라서, 본 연구는 쥐기 작업 시 정량적 손가락 끝 힘 분포의 특징을 분석하기 위한 예비 연구로써, 건강한 성인들과 척수마비 환자들을 대상으로 단순한 쥐기 작업 시 최대 손가락 끝 힘 분포를 측정 및 분석하고자 하였다.

Figure 1. Fingertip force measurement system. (A) FlexiForce A201 pressure sensor, (B) location positioning sensors on fingertips and connected environment with the force-sensing, (C) dividing circuit with the pressure sensor and a fixed resistor in series using the V_{cc} side with an input voltage of 5V, the V_{out} can be measured by the pressure sensor. FSR, force-sensitive resistor.

MATERIALS AND METHODS

1. 연구대상

본 연구에 자원한 대상자들 중에 건강한 20대 성인 24명(남자 12명, 여자 12명)과 척수손상환자 13명(경수 손상 7명, 흉수 손상 6명)을 선정하여 실험을 진행하였다. 건강한 성인 집단의 대상자 선정 조건으로는 손과 상지에 통증이 없고 쥐기 및 손의 기능이 정상인 대상으로 설정하였다. 제외 조건으로는 1년 이내 손 또는 상지에 신경근골격계 질환이 있었던 자, 상지 혹은 수부에 통증 또는 기타 이유로 쥐기 기능에 장애가 있는 자로 설정하였다. 척수마비 환자 집단의 대상자 선정 조건은 손상 수준에 무관하게 혼자서 앉은 자세를 1시간 이상 유지할 수 있고, 손가락을 쥐었다 펼 수 있는 수준의 손의 기능이 가능한 자로 설정하였다. 환자 집단의 제외 조건으로는 1시간 이상 혼자 앉은 자세를 취하기 어려운 자, 쥐기 기능을 전혀 수행할 수 없는 자, 구두 지시를 이해하기 어려울 정도로 인지와 감정에 문제가 있는 자로 설정하였다. 본 연구는 호서대학교 기관연구윤리위원회의 사전 심의를 거쳐 승인을 획득하였으며(IRB no. 1041231-190219-HR-090-02), 대상자들은 연구 내용과 위험성에 대한 상세한 설명을 듣고 실험 참여 동의서에 서명을 한 후 실험에 참여하였다.

2. 측정방법 및 도구

1) 개별 손가락 끝 힘 측정 센서 시스템

개별 손가락 끝 힘(individual fingertip force, IFF)을 측정하기 위한 힘 센서로 얇고 작은 필름형 압력센서인 Force-sensitive resistor (FSR, FlexiForce A201, TekScan Ltd., Boston, MA, USA) 센서 5개를 사용하였다(Figure 1A). FSR 센서는 가성비가 좋고 센서 출력을 얻기 위한 회로구성이 쉬운 장점이 있으며, 특히 본 연구에서 사용한 FlexiForce는 다른 종류의 FSR 센서들에 비하여 상대적으로 안정적이며 높은 정확도의 출력 값을 가지기 때문에 생체역학 연구에 많이 사용되고 있다. Flexiforce는 3개의 입출력 핀을 가지고 있으며 A201-1 부터 A201-3까지 3개의 모델이 있는데, 각각 최대 측정범위가 4.4 N (1 lb), 111 N (25 lb), 445 N (100 lb)이다[32]. 본 연구에서는 Flexiforce를 사용한 선행 연구들을 참조하여 4.4 N 측정 범위를 갖는 A201-1 모델(두께 0.127 mm, 직경 14 mm)을 사용하였다. FSR 센서 출력전압 측정을 위하여 전원 입출력, 풀다운 저항 등으로 회로를 구성하였다(Figure 1C). 센서의 아날로그 출력은 아두이노 나노(Arduino Nano, Arduino, Somerville, MA, USA)를 사용하여 PC에 저장하였다.

FSR 센서 출력을 힘 값으로 보정하기 위하여 푸시풀 게이지(FGP-5, SHIMPO Ltd., Kyoto, Japan)를 이용하여 각 센서에 가해지는 부하와 센서 출력을 동시에 저장하는 별도의 보정 실험을 실시하였다. 보정에 사용된 푸시풀 게이지 모델은 $\pm 0.2\%$ 의 비교적 높은 정확도를 가진 상용 힘 측정 센서로 ± 50 N (5,000 kgf)의 측정 범위를 0.01 N (0.001 kgf) 분해능으로 측정 가능하다. 보정 실험의 편의를 위하여 푸시풀 게이지는 스탠드에 고정된 후 핸들을 조작하여 센서에 부하를 서

서히 가했으며 이때 시간에 따른 푸시풀 게이지의 출력은 전용 아날로그 케이블을 이용하여 FSR 센서 신호와 함께 아두이노를 통해 PC에 저장하였다.

FSR 센서는 일반적으로 가해지는 부하에 따라 센서의 내부 저항이 가변 되는데 부하가 0인 경우 무한대의 저항을 갖고 부하가 증가함에 따라 저항이 지수 감소하는 특성을 지닌다(Figure 2).

각 FSR 센서 출력을 힘 단위(kgf)로 적절하게 보정(calibrate)하기 위하여, 측정된 출력전압(V_{out})과 입력전압(V_{cc}), 풀다운 저항(R_f), 그리고 센서 내부저항(R_{FSR})과의 관계식(식 1)으로부터 센서의 내부저항을 계산한 후 내부저항의 역수를 취하여 센서의 전도도(Conductance, C)를 구하였다(식 2). FSR 센서의 전도도와 부하사이에는 선형관계를 보이므로 전도도-힘 사이의 선형회귀식을 도출하여 센서 출력을 힘 값으로 변환하였다[33]. 5개의 각 센서별 전도도(mS) - 힘(kgf) 변환 행렬식은 식 3과 같다.

$$V_{out} = V_{CC} \cdot \frac{R_f}{R_f + R_{FSR}} \quad (\text{식 1})$$

$$C = \frac{1}{R_{FSR}} \quad (\text{식 2})$$

$$\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ y_4 \\ y_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.0521 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0.005 \\ 0 & 0.0707 & 0 & 0 & 0 & 0.005 \\ 0 & 0 & 0.097 & 0 & 0 & -0.0008 \\ 0 & 0 & 0 & 0.1105 & 0 & -0.0065 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0.0966 & 0.0008 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \\ x_5 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{식 3})$$

Figure 2. Example of pressure sensor calibration plot (Sensor #1). FSR, force-sensitive resistor.

3. 실험 절차

대상자들은 미국 수부치료사 협회에서 제안한 악력 측정 표준화 자세로 앉아서[34,35] 5개의 FSR 센서를 우세손의 손가락 끝에 부착한 후 직경 7 cm의 원통형 물체를 각각 최대 힘으로 5초간 3회씩 쥐도록 하였다(Figure 1B). 손가락 끝에 부착한 센서의 위치는 물체를 쥐어 보면서 미세 조정하였다.

4. 분석

각 대상자들의 최대 IFF는 5초간 측정된 센서 데이터 중에서 측정 시작 직후 및 종료 직전 1초씩을 제외한 3초간 데이터 3회 평균 값으로 계산하였다. 이렇게 수집한 건강한 성인의 최대 IFF 데이터에 대하여 Shapiro-Wilk test와 Levene's test를 각각 실시하여 정규성과 등분산성을 확인하였고, 평균의 성별 차이 확인은 표본수를 고려하여 Mann-Whitney U 검정을 실시하였다. 척수손상 환자 집단은 다시 경수 및 흉수 손상 집단으로 구분하여 건강한 성인 집단을 포함한 3개의 집단으로 구분하였다. 다섯 IFF 평균에 대한 집단 내 비교와 집단 간 비교는 일원배치 분산분석(One-way ANOVA)의 비모수검정법인 Kruskal-Wallis 검정을 사용하였고, 사후검정($p < 0.001$)으로 각 평균 값들 차이에 대한 다중비교는 Bonferroni correction 방법을 사용하였다. IFF의 분포비는 2가지로 계산하였는데, 첫째는 각각의 손가락에 대해 건강한 성인 평균 IFF에 대한 경수와 흉수 손상환자의 평균 IFF를 계산

하였고, 둘째는 각 집단 내에서 다섯 손가락 전체 합력에 대해 각 개별 손가락 끝 힘의 비율을 계산하였다. 센서신호 획득과 처리는 상용 소프트웨어 매트랩(Matlab 2019b, MathWorks Ltd., Natick, MA, USA)을 이용하였고, 통계분석은 IBM SPSS Statistics 20.0 (IBM Co., Armonk, NY, USA)을 이용하였다.

RESULTS

1. 대상자 인체계측 및 임상평가 정보

건강한 성인군과 척수마비 환자군 대상자들의 연령, 신장, 체중의 집단별 평균은 Table 1에 나타나며, 환자군의 개별 계측정보 및 임상평가 정보는 Table 2에 나타난다. 건강한 성인군의 우세손은 모두 오른 손으로 조사 되었으며, 척수마비 환자군의 우세손 정보는 Table 2에 나타난다.

Table 1. Subject characteristics

	Healthy	T-level	C-level
Age (y)	22.0 ± 2.27	52.29 ± 20.66	66.0 ± 11.12
Height (cm)	167.74 ± 8.98	162.61 ± 7.23	162.63 ± 8.09
Weight (kg)	65.18 ± 11.53	65.23 ± 15.58	63.92 ± 15.16

Values are presented as mean ± standard deviation. T-level, thoracic level; C-level, cervical level.

Table 2. Clinical information

Number	Sex	Age (y)	Height (cm)	Weight (kg)	Dominant hand	Injury level	ASIA scale
Patient 1	Male	13	166	66	Rt.	T9	C
Patient 2	Female	39	166	95	Rt.	T10	C
Patient 3	Male	58	170	75	Rt.	T10	C
Patient 4	Female	65	158	56	Rt.	T11	D
Patient 5	Female	67	150	58	Rt.	T12	D
Patient 6	Female	51	159	48	Lt.	T12	D
Patient 7	Male	60	177	79	Rt.	C3	C
Patient 8	Male	73	169	58	Rt.	C4	D
Patient 9	Female	79	154	46	Lt.	C4	D
Patient 10	Female	57	156	83	Lt.	C4	D
Patient 11	Female	76	161	69	Lt.	C5	D
Patient 12	Female	52	162	52	Rt.	C5	D
Patient 13	Male	72	165	54	Rt.	C5	D

Rt., right; Lt., left; T, thoracic; C, cervical.

Table 3. Normality test, homogeneity test, and mean comparison test results

Finger	Shapiro-Wilk test						Levene's test		Mann-Whitney U test
	Male			Female					
	Mean ± SD	W	p-value	Mean ± SD	W	p-value	F-value	p-value	p-value
Thumb	1.339 ± 0.354	0.930	0.389	1.212 ± 0.260	0.942	0.617	0.636	0.434	0.180
Index	1.367 ± 0.363	0.952	0.669	1.234 ± 0.248	0.956	0.805	0.416	0.525	0.496
Middle	1.346 ± 0.314	0.948	0.611	1.248 ± 0.247	0.943	0.634	1.490	0.236	0.538
Ring	0.991 ± 0.227	0.987	0.998	0.950 ± 0.198	0.976	0.977	0.039	0.845	0.674
Little	0.793 ± 0.189	0.921	0.297	0.831 ± 0.176	0.916	0.336	0.006	0.938	0.974

SD, standard deviation.

2. 건강한 20대 성인의 원통 쥐기 시 최대 개별 손가락 끝 힘 분포

IFF의 평균 데이터에 대한 정규성, 등분산성 검정결과 표본의 수가 남, 여 각 12개에 불과하였지만 모두 정규성과 등분산성을 만족하였다. 다섯 IFF는 엄지, 검지, 중지, 약지(1.212–1.367 kgf)이 약지(0.991, 0.950 kgf)와 소지(0.793, 0.297 kgf)에 비하여 유의하게 큰 값을 보였고, 약지의 평균 손가락 끝 힘은 소지보다 유의하게 컸다. 또한 성별 차이에 있어서는 새끼손가락을 제외하고 남성의 IFF가 여성보다 다소 높은 값을 보였지만 다섯 손가락 모두 남, 여 성별 차이는 유의하지 않았다(Table 3, Figure 3).

건강한 성인의 IFF은 엄지손가락부터 순서대로 1.31 ± 0.26 kgf, 1.32 ± 0.23 kgf, 1.31 ± 0.23 kgf, 0.94 ± 0.18 kgf, 0.74 ± 0.14 kgf로 측정되었다(Figure 4A). 힘의 크기는 검지가 가장 크게 측정되

Figure 3. Comparison between male and female for mean maximum individual fingertip forces in healthy subjects.

Figure 4. (A) Mean maximum individual fingertip forces (IFFs) in the healthy group, (B) mean maximum IFFs in the T-level SCI group, (C) mean maximum IFFs in the C-level SCI group, (D) comparisons of the mean maximum IFFs between groups, (E) the ratio of IFF of T- and C-level SCI group to those of healthy group, (F) the ratio of IFFs to the total five-fingertip force. T-level, thoracic level; C-level, cervical level; SCI, spinal cord injury. * $p < 0.001$.

었고, 엄지와 중지가 유사한 값을 보이며 두번째로 크게 나타났다. 소지는 힘이 가장 작았다. 평균비교를 위한 통계분석 결과, 엄지, 검지, 중지는 거의 유사한 값을 보였고, 약지, 소지와 유의한 차이가 있었다. 약지와 소지를 평균 비교했을 때 통계학적으로 유의한 차이는 없었다.

3. 흉수 손상 환자군의 원통 쥐기 시 최대 개별 손가락 끝 힘 분포

흉수손상 환자군 최대 평균 IFF는 엄지, 검지, 중지, 약지, 소지가 각각 0.27 ± 0.10 kgf, 0.31 ± 0.11 kgf, 0.55 ± 0.36 kgf, 0.38 ± 0.16 kgf, 0.31 ± 0.11 kgf로 측정되었으나 통계학적으로 유의한 차이는 없었다(Figure 4B).

4. 경수 손상 환자군의 원통 쥐기 시 최대 개별 손가락 끝 힘 분포

경수손상 환자군 최대 평균 IFF는 엄지, 검지, 중지, 약지, 소지가 각각 0.24 ± 0.18 kgf, 0.20 ± 0.16 kgf, 0.29 ± 0.19 kgf, 0.22 ± 0.14 kgf, 0.25 ± 0.09 kgf로 측정되었고 통계학적으로 유의한 차이는 없었다(Figure 4C). 모든 손가락 힘의 평균이 흉수 손상 환자군보다 작은 0.30 kgf 미만 값을 보였다.

5. 건강한 성인군과 척수마비 환자군 개별 손가락 끝 힘 분포 비교

건강한 성인과 경수 및 흉수 손상환자의 IFF 평균비교를 했을 때 건강한 성인의 최대 평균 IFF가 모두 통계학적으로 유의하게 컸다. 그러나 척수 손상 수준에 따른 IFF에는 유의한 차이가 없었다(Figure 4D).

6. 집단별 다섯 손가락 끝 힘 합력에 대한 개별 손가락 끝 힘 분포비

건강한 성인의 IFF에 대한 경수 및 흉수 손상환자군의 IFF 비율을 계산하였는데, 경수 손상 환자군의 경우 엄지 18.2%, 검지 15.4%, 중지 22.3%, 약지 23.4%, 소지 33.8%, 흉수 손상 환자군의 경우 엄지 20.6%, 검지 23.7%, 중지 41.6%, 약지 40.2%, 소지 42.4%의 비율을 보였다(Figure 4E).

다섯 손가락 끝 힘의 합력에 대한 각 손가락 끝 힘의 비율을 계산한 결과, 건강한 성인군은 엄지, 검지, 중지 3개의 손가락 끝 힘은 유사하게 약 23% 정도를 차지 하였고, 약지가 16%, 소지는 13%의 비율을 차지하였다. 흉수 손상 환자군은 엄지가 약 14%, 검지 17%, 중지 30%, 약지 20%, 소지 17%의 비율을 보여 중지가 가장 큰 비율을 보였다. 경수 손상 환자군은 엄지 19%, 검지 16%, 중지 24%, 약지 18%, 소지 20%의 비율을 보였다(Figure 4F).

DISCUSSION

본 연구는 쥐기 작업 시 손가락 끝 힘을 정량적 평가지표로 사용하기 위한 초기 연구로서, 건강한 성인과 척수 마비 환자들을 대상으로 원통형 물체 쥐기 시 최대 개별 손가락 끝 힘을 측정 및 분석하였다. 물

체 조작 시 손가락 끝 힘은 전자 의수 제어 시 쥐는 힘에 대한 감각 되먹임을 위해 몇몇 연구가 이루어지고 있으나, 마비 환자의 경우와 비교한 연구는 거의 없었다. 본 연구에서는 건강한 성인의 경우 엄지, 검지, 중지의 최대 파지력이 유사한 3점 쥐기(Tripod pinch grip) 패턴을 보였다. 척수 마비 환자의 경우 건강한 성인에 비하여 최대 손가락 끝 힘 감소가 엄지와 검지에서 가장 커서 다섯 손가락 중에서는 상대적으로 중지의 힘이 가장 크게 나타났다. 또한, 다섯 개별 손가락 평균 끝 힘은 손상 수준이 높은 경수 손상 환자 군에서 흉수 손상 환자군보다 더 작게 나타났다.

손과 손가락으로 물체를 조작하는 동안 물체의 모양과 크기에 따라서 그리고 조작하는 방법에 따라서 손가락과 손바닥에 작용하는 힘의 분포는 매우 다양하다. 그런데, 일상생활에서 강력한 잡기(power grip), 정밀한 잡기(precision grip) 대부분에서 손가락 끝 힘의 크기가 가장 크고 주요했다고 선행연구에서 밝히고 있다[36]. 또한 우리는 본 연구 수행 전 원통, 육면체, 구 등의 물체를 쥐는 동안 손가락 끝(terminal phalanges), 근위지(proximal phalanges), 중수지절관절(metacarpophalangeal joint), 손바닥 정 중앙 등 전체 26곳에서 힘 데이터를 측정하였는데 손가락 끝 힘이 가장 크게 나타났다. 선행연구와 우리의 초기실험 결과를 고려하여 본 연구에서는 쥐기 동작의 특성 분석을 위한 힘 변인은 손가락 끝에서만 측정하기로 결정하였다.

원통형 물체 쥐기 외에도 다양한 쥐기 과업이 있을 수 있는데, 인간의 쥐기 동작에 대해서는 Feix 등[2]의 정성적 쥐기 용어 정의(GRASP Taxonomy)와 Stival 등[37]의 정량적 쥐기 용어 등에서 참조하여 향후 본 연구의 추가 연구 대상이 되는 쥐기 과제를 결정하고자 한다. 위 선행연구에서 정의하는 33가지 또는 15가지의 쥐기 과제에 대해 힘, 생체신호, 운동형상학 등의 정량적 변인을 건강한 성인뿐만 아니라 척수마비 환자 등 다양한 질환자들을 대상으로 측정 분석한다면, 손가락 끝 힘이 전자 의수 제어뿐만 아니라 정량적 임상 평가 지표로써 중요한 정량적, 객관적 근거가 될 수 있을 것이라고 기대한다.

FSR 센서는 로봇 의수 제작에도 손가락 힘 측정을 위하여 널리 사용되는 센서로써, 본 연구에서도 대상자들이 다양한 물체를 쥐고 조작할 때 손가락 끝 힘 측정용 센서 개발을 위한 시제품 제작에 사용하였으며 각 센서들의 보정과 반복성 및 신뢰도 검증은 관련 선행연구를 참조하였다[38,39].

본 연구의 한계로는 대상자들의 개별 손가락 끝 힘 평균을 성별로 그룹화하여 비교하였는데, 남녀 차이는 유의하지 않았다. 이것은 대부분의 선행연구에서는 성별, 연령별 차이가 유의했던 것과는 다른 결과로, 본 연구에 참여한 대상자들이 남녀 각 12명으로 표본수가 작았기 때문일 것으로 사료된다.

본 연구에 참여한 척수마비 환자들의 손상 수준별 차이를 비교해 보았을 때 전체적으로 상위 손상 수준인 경수 손상 환자들의 손가락 끝 힘이 흉수 손상 환자들보다 낮게 나타나긴 했으나 통계적으로는 유의하지 않았다. 실험에 참여한 7명의 경수 손상 환자들 중에서 1명만 C 수준의 ASIA 척도를 보였고, 나머지 6명은 모두 ASIA 척도 D수준이었

다. 반면 흉수 손상 환자 6명 중에서는 3명이 ASIA C, 3명이 ASIA D 수준이었다. 실험에 참여한 경수 손상 환자들은 손상 수준은 높지만 기능 수준이 상대적으로 높은 대상자들이 많았고, 흉수 손상 환자들은 손상 수준은 낮지만 기능 수준이 상대적으로 낮은 대상자들이 많았다. 이러한 요인이 통계결과(유의성)에 영향을 미쳤을 것으로 사료된다. 그러나 ASIA 척도가 손의 기능 또는 쥐기 기능 평가에 민감한 평가도구가 아니기 때문에 추후 연구에서는 ASIA 척도 외에 세부적인 손 기능 임상 평가도 실시하여 비교할 필요가 있다.

그럼에도 불구하고 여전히 환자군의 표본수가 작기 때문에 향후 연구에서는 건강한 성인뿐만 아니라 환자군에 대해서도 충분한 수의 표본을 확보한 실험이 필요하다. 그 외에도 대상자들의 손과 손가락의 크기에 대한 인체 계측정보도 표준화를 위하여 향후 연구에서는 함께 기록해야 할 것이다.

CONCLUSIONS

FSR 센서를 이용한 손가락 끝 힘 측정 및 분석 결과 원통형 물체를 최대 힘으로 쥐 때 건강한 성인은 3점 쥐기 유형을 보인 반면, 경수 및 흉수 마비 환자들은 중지의 끝 힘이 상대적으로 큰 힘 분포를 보였으며 힘의 크기도 건강한 성인에 비하여 50% 이상 감소된 값을 보였다. 본 연구에서 도출된 쥐기 시 손가락 끝 힘 분포는 향후 다양한 환자군에서도 측정 및 비교한다면 신경근골격계 손상에 따른 손가락 끝 힘 분포가 중요한 재활 진단평가 및 치료 계획 수립에 도움이 되는 정량지표로 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

ACKNOWLEDGEMENTS

This research was supported by the Academic Research Fund of Hoseo University in 2018 (2018-0119).

CONFLICTS OF INTEREST

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

AUTHOR CONTRIBUTIONS

Conceptualization: SH. Data curation: JH, JSR. Formal analysis: JH, JSR, SH. Funding acquisition: SH. Investigation: JH, JSR. Methodology: JH, JSR, SH. Project administration: JH. Supervision: SH. Validation: SH. Visualization: JH, SH. Writing - original draft: JH. Writing- review & editing: SH.

ORCID

Jisun Hwang, <https://orcid.org/0000-0002-5800-013X>

Jae Sun Ree, <https://orcid.org/0000-0003-4789-8666>

REFERENCES

1. Nordin M, Frankel VH. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 4th ed. Baltimore (MD): Lippincott Williams & Wilkins; 2012;691-748.
2. Feix T, Romero J, Schmiedmayer HB, Dollar AM, Kragic D. The GRASP taxonomy of human grasp types. *IEEE Trans Hum Mach Syst* 2016;46(1):66-77.
3. Ranganathan VK, Siemionow V, Sahgal V, Yue GH. Effects of aging on hand function. *J Am Geriatr Soc* 2001;49(11):1478-84.
4. Gurram R, Gouw GJ, Rakheja S. Grip pressure distribution under static and dynamic loading. *Exp Mech* 1993;33(3):169-73.
5. Musalek C, Kirchengast S. Grip strength as an indicator of health-related quality of life in old age-a pilot study. *Int J Environ Res Public Health* 2017;14(12):1447.
6. Bohannon RW. Dynamometer measurements of hand-grip strength predict multiple outcomes. *Percept Mot Skills* 2001;93(2):323-8.
7. Stenholm S, Tiainen K, Rantanen T, Sainio P, Heliövaara M, Impivaara O, et al. Long-term determinants of muscle strength decline: prospective evidence from the 22-year mini-Finland follow-up survey. *J Am Geriatr Soc* 2012;60(1):77-85.
8. Cheung CL, Nguyen US, Au E, Tan KC, Kung AW. Association of handgrip strength with chronic diseases and multimorbidity: a cross-sectional study. *Age (Dordr)* 2013;35(3):929-41.
9. Rijk JM, Roos PR, Deckx L, van den Akker M, Buntinx F. Prognostic value of handgrip strength in people aged 60 years and older: a systematic review and meta-analysis. *Geriatr Gerontol Int* 2016;16(1):5-20.
10. Lee J. Associations between handgrip strength and disease-specific mortality including cancer, cardiovascular, and respiratory diseases in older adults: a meta-analysis. *J Aging Phys Act* 2020;28(2):320-31.
11. Picon RV, Fuchs FD, Moreira LB, Riegel G, Fuchs SC. Trends in prevalence of hypertension in Brazil: a systematic review with meta-analysis. *PLoS One* 2012;7(10):e48255.
12. Jenmalm P, Dahlstedt S, Johansson RS. Visual and tactile in-

- formation about object-curvature control fingertip forces and grasp kinematics in human dexterous manipulation. *J Neurophysiol* 2000;84(6):2984-97.
13. Diermayr G, McIsaac TL, Gordon AM. Finger force coordination underlying object manipulation in the elderly - a mini-review. *Gerontology* 2011;57(3):217-27.
 14. Cole KJ. Grasp force control in older adults. *J Mot Behav* 1991;23(4):251-8.
 15. Kinoshita H, Francis PR. A comparison of prehension force control in young and elderly individuals. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1996;74(5):450-60.
 16. Cole KJ, Rotella DL, Harper JG. Mechanisms for age-related changes of fingertip forces during precision gripping and lifting in adults. *J Neurosci* 1999;19(8):3238-47.
 17. Ehrsson HH, Fagergren A, Jonsson T, Westling G, Johansson RS, Forssberg H. Cortical activity in precision- versus power-grip tasks: an fMRI study. *J Neurophysiol* 2000;83(1):528-36.
 18. Ehrsson HH, Fagergren E, Forssberg H. Differential fronto-parietal activation depending on force used in a precision grip task: an fMRI study. *J Neurophysiol* 2001;85(6):2613-23.
 19. Ehrsson HH, Fagergren A, Johansson RS, Forssberg H. Evidence for the involvement of the posterior parietal cortex in coordination of fingertip forces for grasp stability in manipulation. *J Neurophysiol* 2003;90(5):2978-86.
 20. Kinoshita H, Oku N, Hashikawa K, Nishimura T. Functional brain areas used for the lifting of objects using a precision grip: a PET study. *Brain Res* 2000;857(1-2):119-30.
 21. Kuhtz-Buschbeck JP, Ehrsson HH, Forssberg H. Human brain activity in the control of fine static precision grip forces: an fMRI study. *Eur J Neurosci* 2001;14(2):382-90.
 22. Schmitz C, Jenmalm P, Ehrsson HH, Forssberg H. Brain activity during predictable and unpredictable weight changes when lifting objects. *J Neurophysiol* 2005;93(3):1498-509.
 23. Ehrsson HH, Fagergren A, Ehrsson GO, Forssberg H. Holding an object: neural activity associated with fingertip force adjustments to external perturbations. *J Neurophysiol* 2007;97(2):1342-52.
 24. Zariffa J, Kapadia N, Kramer JL, Taylor P, Alizadeh-Meghbrazi M, Zivanovic V, et al. Feasibility and efficacy of upper limb robotic rehabilitation in a subacute cervical spinal cord injury population. *Spinal Cord* 2012;50(3):220-6.
 25. Zariffa J, Kapadia N, Kramer JL, Taylor P, Alizadeh-Meghbrazi M, Zivanovic V, et al. Relationship between clinical assessments of function and measurements from an upper-limb robotic rehabilitation device in cervical spinal cord injury. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2012;20(3):341-50.
 26. Mekki M, Delgado AD, Fry A, Putrino D, Huang V. Robotic rehabilitation and spinal cord injury: a narrative review. *Neurotherapeutics* 2018;15(3):604-17.
 27. Francisco GE, Yozbatiran N, Berliner J, O'Malley MK, Pehlivan AU, Kadivar Z, et al. Robot-assisted training of arm and hand movement shows functional improvements for incomplete cervical spinal cord injury. *Am J Phys Med Rehabil* 2017;96(10 Suppl 1):S171-7.
 28. Cappello L, Meyer JT, Galloway KC, Peisner JD, Granberry R, Wagner DA, et al. Assisting hand function after spinal cord injury with a fabric-based soft robotic glove. *J Neuroeng Rehabil* 2018;15(1):59.
 29. Schabowsky CN, Godfrey SB, Holley RJ, Lum PS. Development and pilot testing of HEXORR: hand EXOskeleton rehabilitation robot. *J Neuroeng Rehabil* 2010;7:36.
 30. Nakanishi T, Kobayashi H, Obata H, Nakagawa K, Nakazawa K. Remarkable hand grip steadiness in individuals with complete spinal cord injury. *Exp Brain Res* 2019;237(12):3175-83.
 31. Zariffa J, Steeves J, Pai DK. Changes in hand muscle synergies in subjects with spinal cord injury: characterization and functional implications. *J Spinal Cord Med* 2012;35(5):310-8.
 32. FlexiForce™ standard model A201. Tekscan [Internet]. South Boston (MA): 2021 [cited 2021 Dec 17]. Available from: <https://www.tekscan.com/sites/default/files/resources/FLX-Datasheet-A201-RevI.pdf>.
 33. Martim P, Frango VL, Postolache O, Yang Y. Smart object for physical rehabilitation assessment. Paper presented at: 2018 International Conference and Exposition on Electrical and Power Engineering (EPE); 2018 Oct 18-19; Iasi, Romania. Danvers (MA): IEEE, 2018. p. 0678-82.
 34. Fess EE, Moran CA. Clinical assessment recommendations. Mount Laurel (NJ): American Society of Hand Therapists; 1981.
 35. Mathiowetz V, Weber K, Volland G, Kashman N. Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations. *J Hand Surg Am* 1984;9(2):222-6.
 36. Pylatiuk C, Kargov A, Schulz S, Döderlein L. Distribution of grip force in three different functional prehension patterns. *J Med Eng Technol* 2006;30(3):176-82.
 37. Stival F, Michieletto S, Cognolato M, Pagello E, Müller H, Atzori M. A quantitative taxonomy of human hand grasps. *J Neuro-*

- eng Rehabil 2019;16(1):28.
38. **Hall RS, Desmoulin GT, Milner TE.** A technique for conditioning and calibrating force-sensing resistors for repeatable and reliable measurement of compressive force. *J Biomech* 2008;41(16):3492-5.
39. **Flórez JA, Velásquez A.** Calibration of force sensing resistors (fsr) for static and dynamic applications. Paper presented at: 2010 IEEE ANDESCON; 2010 Sep 14-17; Bogota, Colombia. Danvers (MA): IEEE, 2010. p. 1-6.