

<응용논문>

DOI <https://doi.org/10.3795/KSME-B.2017.41.2.125>

ISSN 1226-4881(Print)  
2288-5324(Online)

## 손가락 경직을 모사하는 로봇 시뮬레이터를 이용한 경직도 검진의 신뢰도 평가

하도경\* · 박형순\*†

\* 한국과학기술원 기계항공시스템학부

### Reliability of Modified Ashworth Scale Using a Haptic Robot Finger Simulating Finger Spasticity

Dokyeong Ha\* and Hyung-Soon Park\*†

\* Dept. of Aerospace and Mechanical Engineering, Korea Advanced Institute of Technology

(Received July 18, 2016 ; Revised October 24, 2016 ; Accepted November 11, 2016)

**Key Words:** Spasticity(경직), Modified Ashworth Scale(수정 애쉬워스 척도), Finger(손가락), Inter-rater Reliability(검진자간 신뢰도), Intra-rater Reliability(검진자내 신뢰도)

**초록:** 본 연구에서는 환자의 손가락 경직을 모사하는 손가락 시뮬레이터를 통해 손가락 경직도 검진에서의 검진자간 신뢰도에 대해 연구하였다. 시뮬레이터를 제어하기 위해 경직에서 나타나는 토크를 간단하게 모델링 하고 손가락 경직 환자로부터 간단한 측정 모듈을 이용해 각각의 Modified Ashworth Scale(MAS) 등급에 맞는 파라미터를 얻어냈다. 또한 중수지 관절에 모터가 위치한 손가락 형태의 로봇을 설계하여 경직 토크 모델을 따르는 시뮬레이터를 개발하였다. 이 시뮬레이터를 통해 일곱 명의 재활 의학과 전문의들의 검진 결과를 평가해본 결과 중수지 관절에서 0.619, 근위지간 관절에서 0.514의 Cohen's Kappa 값을 보였다. 검진자간의 Fleiss' Kappa 값은 중수지 관절에서 0.513, 근위지간 관절에서 0.486으로 나타났다. 또한 검진자들은 각각의 주관적인 MAS 검진 기준을 가진다는 것을 확인하였다. 결과적으로 같은 환자에 대한 MAS 검진 신뢰도가 높지 않기 때문에 개발된 로봇 시뮬레이터는 검진자의 신뢰도를 높일 수 있는 교육용 도구로서 활용 가능성을 확인하였다.

**Abstract:** This paper presents the inter-rater reliability of finger spasticity assessment tested realized by using finger simulator that mimics finger spasticity of patients after a stroke. For controlling the simulator torque, finger spasticity was modeled, and the model parameters were obtained by measuring quantitative data while grading based on Modified Ashworth Scale (MAS). A robotic finger simulator was designed for mimicking finger spasticity. Evaluation of this simulator with the help of seven rehabilitation doctors showed that the simulator had a Cohen's kappa value of 0.619 for Metacarpophalangeal Joint and 0.514 for Proximal Interphalangeal Joint. Fleiss' kappa between raters is 0.513 for Metacarpophalangeal Joint and 0.486 for Proximal Interphalangeal Joint. Therefore, the spasticity assessment made by MAS grade system is not reliable owing to the subjectivity of the assessment. The proposed robotic simulator can be used as a training tool for improving the reliability of the spasticity assessment.

- 기호설명 -

$\tau_{pre}$  : 신전 반사 이전 토크  
m : 질량  
k : 스프링 상수

b : 댐퍼 상수  
 $\theta$  : 관절각도  
 $\theta_{catch}$  : 신전 반사 각도  
L : 신전 반사 각도 상수  
a : 신전 반사 각도 속도 계수  
H : 신전 반사 토크 계수  
Q : 신전 반사 감소 비

† Corresponding Author, [hyungspark@kaist.ac.kr](mailto:hyungspark@kaist.ac.kr)

© 2017 The Korean Society of Mechanical Engineers

$\tau_{catch}$	: 신전 반사 토크
$\tau_{pre\_end}$	: 신전 반사 직전 토크
$k_{post}$	: 신전 반사 이후 스프링 상수

## 1. 서론

전세계적으로 뇌졸중, 파킨슨씨병, 척추손상 등의 중추신경질환 환자가 증가하고 있다.<sup>(1,2)</sup> 이러한 중추신경질환은 운동을 주관하는 신경계에 문제를 일으켜 많은 장애를 유발한다. 중추신경질환으로 인한 장애는 근본적인 치료가 어려운 대신 꾸준한 재활을 통해 증상이 개선될 수 있다. 특히, 작업의 수행에 직접적인 영향을 미치는 상지의 재활은 장애를 가진 환자들의 삶의 질을 향상시키기 위해 중요한 요소이다.

상지 중에서도 손은 일상 생활의 작업에 있어 큰 부분을 차지한다. 원활한 손 작업을 위하여 손 재활은 필수적이지만 손은 팔꿈치나 어깨에 비해 상대적으로 자유도가 높고 복잡한 구조로 이루어져 있어 재활이 쉽지 않다. 또한 상지의 말단에 위치하고 있는 손가락의 신전 운동이 운동 기능 중에서 가장 많이 손상되는 기능으로 알려져 있다.<sup>(3)</sup>

경직은 상위 운동 신경원 중후군의 일종으로, 속도에 의존적인 순간적인 근긴장의 증가로 특징지어진다.<sup>(4)</sup> 경직이 나타나는 원인은 정확히 밝혀지지 않았지만, 경직은 신경 손상과 밀접한 연관이 있다. 따라서 경직의 정도를 나타내는 경직도는 신경 손상의 정도를 간접적으로 나타내는 지표가 되어 임상 검진에 있어서 중요한 척도이다.

경직의 정의에 따라 경직도를 검진하는 방법으로는 Ashworth Scale(AS),<sup>(5)</sup> Modified Ashworth Scale(MAS),<sup>(6)</sup> Modified Tardieu Scale(MTS)<sup>(7)</sup> 등이 있고 이 중 가장 널리 쓰이는 것은 MAS이다. 하지만 이 검진 방법들은 모두 정성적으로 표현되어 있어 검진자의 주관적인 기준에 따라 검진된다는 문제점이 있다. 또한 경직은 날씨, 스트레스 등과 같이 외부 환경 요소에 의해서도 큰 영향을 받게 되기 때문에 같은 환자를 검진하더라도 검진하는 상황에 따라 검진 결과의 차이를 유발할 수 있다. 따라서, 검진자간의 서로 다른 주관적 기준에 의한 것인지 피검진자의 변화에 의한 것인지 확인하기 어렵다.

실제로 재활의학에서는 경직도 검진의 신뢰도에 대한 연구가 많이 이루어져 왔다. 검진 부위와 환자군 등에 따라 신뢰도가 다양하게 나타나고, Cohen's Kappa 등<sup>(8)</sup>을 통해 신뢰도를 표현한다. Table 1<sup>(9)</sup>은 기존 연구에서 6명의 검진자에 대해 검진자간 신뢰도를 계산한 표이다. 720회의 테스트를 통해 얻

**Table 1** Reliability of MAS for previous researches<sup>(9)</sup>

Joint / stretching direction	Mean $\kappa$
Shoulder flexion	0.29
Shoulder external rotation	0.16
Elbow flexion	0.33
Elbow extension	0.42
Wrist flexion	0.34
Wrist extension	0.3
Hip flexion	0.31
Hip extension	0.24
Knee flexion	0.28
Knee extension	0.35
Ankle extension (knee joint flexed)	0.20
Ankle extension (knee joint fully extended)	0.14

어낸 평균 kappa가 0.14에서 0.42 사이로 나타났다. 이것은 신뢰도 개선의 필요함을 의미한다.

한편, 검진 신뢰도의 개선을 위해서 몇 가지 연구가 진행된 바 있다. Haptic Elbow Spasticity Simulator (HESS)<sup>(10)</sup>는 팔꿈치에서의 경직도 검진 신뢰도에 대한 연구를 위해 개발된 햅틱 로봇 장치이다. 이 연구에서는 환자의 팔꿈치에서 나타나는 경직의 토크를 측정하고 모델링을 하여 경직 현상을 모사했다.

이 연구에서는 환자의 팔꿈치에서 나타나는 경직 현상을 측정하기 위해 환자의 팔꿈치 각도와 경직 측정 시 검진자가 느끼는 토크를 측정하였다. 이를 통해 얻은 물리적 특성 값들을 통해 각 MAS 등급에서의 경직 토크 모델을 도출하고, 이를 햅틱 시뮬레이터에 구현하였다. 이 시뮬레이터는 높은 일치도의 경직도 검진 결과를 보였고 이 시뮬레이터를 통한 학습을 통해 실제 검진 결과의 신뢰도 증진 가능성을 보였다.

한편, 무릎이나 팔꿈치와 같이 비교적 측정이 쉬운 관절의 경직도에 비해 손의 경직도는 측정이 어렵고 검진방식도 다르지만 관련된 연구는 미흡한 실정이다. 따라서, 본 연구에서는 MAS 등급별 손가락 경직 환자 데이터를 통해 독립적인 움직임이 가능한 중수지 관절과 근위지간 관절, 두 관절에 대한 손가락 경직 토크 모델을 수립하고자 한다. 또한 이 경직 토크 모델을 구현 할 수 있는 손가락 시뮬레이터를 제작하여 실제 검진을 통해 이 시뮬레이터의 신뢰도를 평가하고자 한다.

## 2. 제어 전략 및 시스템 설계

### 2.1 MAS 등급 별 토크 모델

경직은 매우 복잡한 현상으로, 경직이 나타나는

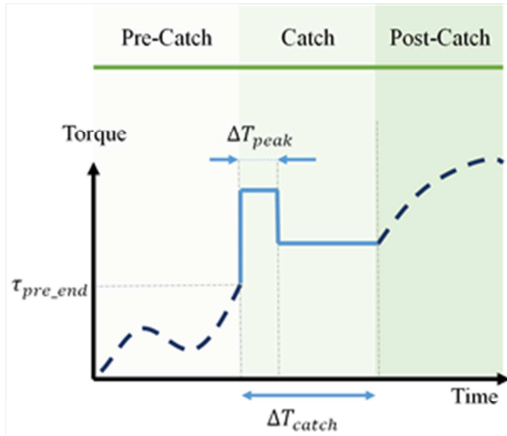


Fig. 1 Torque model of finger spasticity

원인과 메커니즘에 대해서는 생리학적, 생체역학적인 규명이 필요하다. 이에 기존 연구에서는 복잡한 형태로 모델링을 하거나 토크 형태만을 모사하는 접근 방식을 보여주었다. 이때, 경직에서 나타나는 신전 반사에 의한 순간적인 근긴장의 증가를 Catch 라고 부른다.<sup>(11)</sup>

본 연구에서는 경직을 시뮬레이터에 모사하여 나타내고, 그것을 통한 교육이 주 목적이기 때문에 완벽한 경직 토크 모델을 수립하여 제어하기 보다 순간적인 catch를 단순하게 모델링 한 후 손가락 경직의 모델을 구축하기 위한 정량적인 매개 변수와 그 값들을 찾아보고자 하였다.

우선, 손가락에서 나타나는 경직을 기존 연구와 마찬가지로 Catch 현상을 기준으로 Fig. 1과 같이 3가지 구간, 즉 Pre-Catch, Catch, Post-Catch로 나누어 분석하였다.<sup>(10)</sup>

Pre-Catch 구간은 Catch 현상이 일어나기 전으로, 경직에 의한 영향이 나타나기 이전 구간을 의미한다. 이 구간은 경직이 없는 정상적인 손가락과 유사한 형태로 토크 반응을 보이는 것으로 가정하여 기존 연구에서 사용되는 모델을 활용하였다.

기존 연구에서 사람의 근육은 점성 및 탄성을 가지는 모델로 해석하려는 시도<sup>(12)</sup>가 있었다. 또한, 경직이 있는 팔꿈치에서의 토크를 선형 스프링-댐퍼 시스템으로 가정한 연구<sup>(13)</sup>와 손가락을 선형 스프링-댐퍼 시스템으로 fitting 한 연구<sup>(14)</sup>가 있었다. 따라서 다음과 같이 손가락 관절에서의 토크를 간단한 선형 스프링-댐퍼 시스템으로 모델링 하였다.

$$\tau_{pre} = b\dot{\theta} + k\theta \quad (1)$$

Pre-Catch 구간이 끝난 후 해당 관절의 각도와

관절의 회전 속도가 역치를 넘어서는 순간 Catch 현상이 나타나게 된다. 이 때, Catch가 시작되는 각도를 Catch 각도라고 부르고 Catch는 순간적인 임펄스 형태의 신전 반사로 나타낼 수 있다. Catch 구간 및 Catch 토크를 구분 짓는 기준은 Catch 각도와 Catch의 형태 및 크기가 될 수 있다. 이 때, Catch 각도는 관절의 각도와 관절 회전 속도에 대한 함수로 표현될 수 있다. 문헌에 따르면 Catch 각도는 시작 자세가 운동 범위의 끝에 가까울수록 작은 것으로 나타나고, 관절의 회전 속도가 빠를수록 작은 각도에서 Catch가 나타난다.<sup>(15)</sup> 이것을 토대로 Catch 각도를 다음과 같이 정해주었다.

$$\theta_{catch} = L - a\dot{\theta}_{pre}$$

여기서  $L$ 은 Catch 각도 상수로, 각 MAS 등급에서 다르게 나타나는 Catch 각도를 나타낸다.  $\dot{\theta}_{pre}$ 는 pre-catch가 끝나는 지점에서의 관절 회전 속도를 지칭하는 변수 값이고,  $a$ 는 관절 회전 속도에 대한 Catch 각도 그래프에서의 기울기 값이다.

해당 각도에서 스트레칭에 의한 관절의 회전 속도가 역치를 넘어서게 되면, 임펄스 형태의 catch 토크가 순간적으로 나타나게 된다. 이 Catch 단계에서의 토크를 다음 식으로 나타내었다.

$$\tau_{catch} = \begin{cases} H\dot{\theta}_{catch} + \tau_{pre\_end} & \text{if } t < \Delta T_{peak} \\ QH\dot{\theta}_{catch} + \tau_{pre\_end} & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2)$$

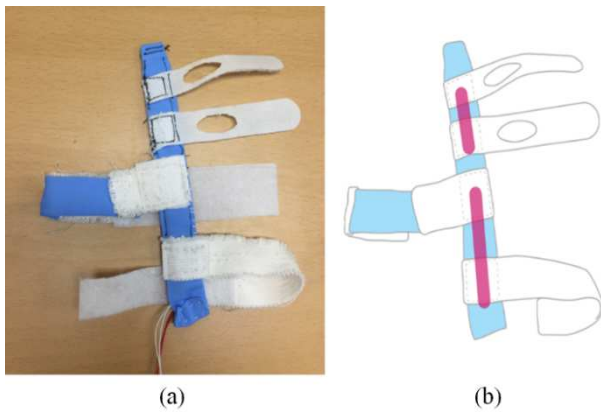
Catch 구간에서의 토크는 Pre-Catch 구간에서 나타났던 토크에 추가로 순간적인 신장 반사에 의한 토크를 더해 주는 것으로 구현하였다. Catch의 크기가 속도에 의해 결정된다는 Lance의 정의에<sup>(16)</sup> 따라  $H$ 라는 계수를 두어 Catch에서의 토크가 속도에 비례하도록 하였고, 일정 시간 최대 토크가 유지된 이후 일정 비율로 감소된 토크를 내어주어 기존에 연구된 신전반사의 형태<sup>(11)</sup>를 모사해주고자 하였다.

여기서 각 MAS 등급의 Catch를 특징지을 수 있는 파라미터는 4가지이다. 계수  $H$ 와  $Q$ , 피크가 지속되는 시간  $\Delta T_{peak}$  과 전체 Catch가 유지되는 시간인  $\Delta T_{catch}$ 가 있다.

마지막으로 Post-Catch 구간에서는 Catch에서 나타난 신전 반사가 끝난 후, 관절은 다시 기존의 선형 스프링-댐퍼 시스템으로 가정을 할 수 있다. 이 때, 경직에 의해 stiffness가 변화할 수 있으므로 Pre-Catch 구간과 다른 Stiffness를 이용하여 토크를 얻었다.

**Table 2** Characteristics of Patients participated in spasticity measurement experiment

환자	성별	나이	질환명	발병일자
Patient 1	M	48	뇌졸중	15.02.25
Patient 2	M	73	뇌졸중	15.09.16
Patient 3	M	50	뇌졸중	15.10.08
Patient 4	M	44	뇌졸중	15.01.19
Patient 5	M	39	척수손상	15.08.07

**Fig. 2** Finger joint angle sensing module (a) Feature of sensing module (b) concept of sensing module and bending sensor location

$$\tau_{pre} = b\dot{\theta} + k_{post}(\theta - \theta_{catch\_end}) \quad (3)$$

## 2.2 환자 실험

가정된 토크 모델을 통해 환자들의 손가락 경직을 모사하기 위해서 실제 경직 환자들의 손가락 관절에서 나타나는 토크를 확인해 보아야 했다. 하지만, 측정을 위해 토크 센서와 엔코더를 사용하여 관절에서 직접 측정하는 경우 착용이 불편하고 손가락의 운동범위에 제약을 줄 수 있다는 문제가 발생한다.

손가락 경직 환자들의 움직임에 영향을 받지 않고 각도 정보를 측정하기 위해 Data Glove 14 Ultra (5<sup>th</sup> Dimension Technology)를 사용하였고, 경직이 심하여 Data Glove 14 Ultra의 착용이 어려운 경우 Bend Sensor<sup>®</sup>를 이용하여 손가락 하나에 대한 중수지 관절과 근위지간 관절의 각도를 착용할 수 있도록 제작된 손가락 각도 측정 모듈을 이용하였다. 또한, 환자의 관절에서 나타나는 토크를 측정하는 대신 검진자가 가해주는 힘을 측정하기 위해 Model 13 - 10lb (Honeywell)을 이용하여 착용 가능한 힘 측정 모듈을 제작하였다.

실험은 Table 2와 같이 손 경직 증상을 보이는 뇌졸중과 척수손상 환자 다섯 명에 대해서 진행되

**Table 3** Parameters for catch torque gathered from finger spasticity patients

Parameter	MAS 1	MAS 1+	MAS 2	MAS 3
H	0.005	0.012	0.02	0.025
Q	0.2	0.5	0.7	0.8
$\Delta T_{peak}$	0.1	0.25	0.35	0.6
$\Delta T_{catch}$	0.4	0.6	0.8	0.8

**Fig. 3** Force sensing module (a) feature of force sensing module (b) wearing force sensing module

었고, 양 손의 엄지 손가락을 제외한 나머지 4개의 손가락에 대해서 각각 MAS 검진을 반복하며 데이터를 수집했다. Data glove의 경우 독자적인 프로그램을 통해 데이터를 수집하였고, 각도 측정 모듈과 힘 측정 모듈은 USB-6002(National Instrument)를 통해 LabVIEW로 데이터를 수집하였다.

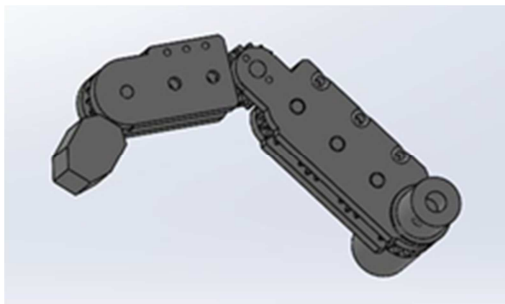
측정된 데이터는 시간에 따른 각 관절의 각도 정보 및 시간에 따라 검진자가 가해준 힘의 정보로, 손가락의 역동역학 모델을 통해 각 관절에서 나타난 토크를 계산하였다. 계산된 토크에서 Pre-Catch, Catch, Post-Catch 구간을 나누어 각각의 파라미터를 받아 보았다.

우선, Pre-Catch의 경우 MAS 등급과 무관하게 정상인과 유사한 특성을 지니는 것으로 가정하였기 때문에 모든 실험 결과에 대해 least square method를 사용하였다. 이때, 중수지 관절의 경우  $k = 0.0011 \text{ Nm/deg}$ ,  $b = 1.95 \times 10^{-5} \text{ Nms/deg}$ 에서 0.0146Nm의 최대 오차가 발생되었고 근위지간 관절의 경우  $k = 0.0023 \text{ Nm/deg}$ ,  $b = 0.0037 \text{ Nms/deg}$ 에서 최대 0.0067Nm의 최대오차를 보였다. 이는 실제 문헌에 나타난 손가락 관절의 stiffness와 어느 정도 유사한 면을 보인다. Post-Catch 구간 또한 이와 같은 방법으로 계산하였다. 그 결과, 손가락의 두 관절에서 유사하게 나타나  $k = 0.122 \text{ Nm/deg}$ 로 얻어졌다.

Catch 구간의 경우, Catch 토크 모델을 특징짓는 4가지 파라미터를 Table 2와 같이 MAS 등급 별로

**Table 4** Statistics of Finger of 20s and 30s men

	20 대		30 대	
	평균 (mm)	표준 편차 (mm)	평균 (mm)	표준 편차 (mm)
검지	71.33	3.56	71.72	4.84
중지	80.73	3.15	81.58	4.46
약지	71.78	3.30	72.71	4.09
너비	18.41	1.52	20.34	1.85
높이	20.34	0.89	20.21	0.92



**Fig 4** Finger simulator frame

얻었다. 실제 값은 환자에 따라, 손가락에 따라 다르게 나타났기 때문에 범위 내에 속하며 이를 대표하는 값으로 표현하였다.

2.3 손가락 시뮬레이터 설계

손가락 시뮬레이터는 손가락 경직 환자의 검진을 학습하여 경직도 검진의 신뢰도를 높이는데 목적이 있다. 따라서 실제 사람의 손가락과 유사한 형태로 시뮬레이터를 제작하고자 하였다.

우선 보고되어 있는 우리나라 30대 성인 남성의 평균 손가락 길이<sup>(17)</sup>를 살펴보면, 가장 긴 중지에 대해 평균 길이, 너비, 높이가 각각 81.58mm, 20.34mm, 20.21mm로 나타난다.

손가락 시뮬레이터는 의사들이 학습을 하는 과정에서 편리하도록 실제 사람의 손가락보다 약간 크게 설계되었다. 따라서 Fig. 4와 같이 실제 손가락의 비율을 생각하여 손가락 끝 마디부터 첫마디까지 각각 16mm, 30mm, 44mm로, 총 길이가 90mm가 되며 너비와 높이가 각각 18.8mm, 14mm인 손가락 형태의 프레임을 설계하였다.

사람의 손가락에는 근육이 존재하지 않는다. 손가락의 각 마디와 근육에는 인대가 연결되어 있다. 이 인대를 통해 근육의 수축과 이완에서 나타나는 힘이 손가락 관절로 전달된다. 따라서 한 인대로 같이 연결되어 있는 원위지 골간관절 및 근위지간

**Table 5** Result of MAS assessment of MCP Joint with simulator

MCP Joint		Target MAS grade of Simulator			
		1	1+	2	3
Rated MAS grade	1	30	8	1	
	1+	5	26	10	
	2		1	23	14
	3			1	21

관절은 인대와 근육의 이상이 생기지 않은 경우 일정한 비율로 함께 움직이게 된다.<sup>(18)</sup>

이를 토대로 손가락 시뮬레이터는 원위지 골간관절은 제어하지 않고 실제 MAS 검진이 주로 이루어지는 근위지간 관절과 중수지 관절에 대해 독립적인 구동이 가능하도록 설계하였다.

모터는 중수지 관절의 위아래에 위치하며 토크를 만들어낸다. 이때, 한 모터는 프레임에 토크를 전달하여 주고 다른 모터는 내부의 기어와 연결되어 있다. 프레임 내부의 기어는 근위지간 관절까지 이어져 동력을 전달해줄 수 있도록 설계하였다. 원위지 골간관절은 독립적인 검진이 일어나지 않기 때문에 고무줄을 통해 일정한 강성을 가지도록 구현해주었다.

환자의 손가락에서 나타나는 토크를 측정할 결과를 종합해보면 최대 토크 값이 0.6Nm에 미치지 못한다. 따라서 0.8Nm 정도의 최대 토크를 가지는 모터(RE30, Maxon Motor Inc.) 선정하였다. 각각의 모터는 모터 드라이버(ADS 50/5, Maxon Motor Inc.)의 전류제어모드에서 구동되도록 하였다. 전력공급을 위한 파워 서플라이(NES-350-36, Meanwell)와 제어를 위한 DAQ 보드(PCI-6225, National Instruments)를 추가하여 최종 시스템을 구성하였다. 시스템은 LabVIEW를 통해 제어되었다.

3. 시뮬레이터 검진 실험

3.1 검진 실험 목적

손가락 경직에 대한 MAS검진 학습을 위해 제작된 시뮬레이터는 실제 환자의 손가락을 모사하고자 하였지만 구동 원리부터 실제 크기까지 차이점이 존재한다. 또한, 제어하고자 하는 토크 모델은 실제 환자의 데이터를 이용하였으나 실제 경직에서 나타나는 Catch 현상을 간단하게 모델로 나타낸 것으로 실제 환자와의 차이점이 나타날 수 있다.

시뮬레이터에 구현된 각 MAS 등급은 MAS 검

진 학습을 위해 실제 환자에서 나타나는 MAS 등급과 유사하게 나타나야 한다. 이를 확인하기 위해 실제 환자들의 MAS 검진 경험이 많은 재활의학과 의사들에게 손가락 시뮬레이터의 MAS 검진과 실제 환자의 MAS 검진 사이의 유사성을 확인해야 한다. 또한, 실제 환자와 어느 정도 유사하며 어떤 점에서 차이를 보이는지 확인해보아야 할 필요가 있다.

### 3.2 실험 설계

손가락 시뮬레이터 검진 실험은 일곱 명의 재활의학과 전문의를 대상으로 진행되었다.

우선 의사들은 MAS 검진 시 손가락 시뮬레이터에서 나타난 토크를 확인해보기 위해 힘 측정 모듈을 착용하고 검진을 진행한다. 이후 약 5분간 임의의 MAS 등급을 모사하는 손가락 시뮬레이터를 움직여 보며 시뮬레이터의 느낌에 익숙해지도록 하였다. 이때, MAS 등급에 대한 학습 효과를 배제하기 위해 손가락 시뮬레이터가 구현하고 있는 MAS 등급에 대해서는 언급하지 않았다. 이후 근위지간 관절과 중수지 관절에 대해 각각 20회의 검진을 진행하였다. 각 관절은 MAS 1부터 MAS 3까지 4가지 등급으로 각각 5회씩 임의의 순서로 진행하였다. 검진이 끝난 후, 각 검진자들에게 실제 손가락에서 경직이 나타나는 환자와 얼마나 유사한지를 10점 만점으로 답변해줄길 요청하였다.

### 3.3 실험 결과

손가락 시뮬레이터에서 나타난 토크 그래프를 살펴보면, 손가락 시뮬레이터에서 나온 토크의 형태가 동일한 MAS 등급 내에서 유사하게 나타나는 것을 확인하여 볼 수 있었다.

MAS 검진 결과를 살펴보면 손가락 시뮬레이터로 구현하고자 했던 MAS 등급을 따라가는 경향을 보인다. 검진자들이 평가한 환자와의 유사도는 MAS 등급에 따라 다르게 나타났는데, 10점 만점의 평가에 대해서 MAS 1과 MAS 3의 경우 7.571(±0.942), MAS 1+의 경우 7.071(±1.208), MAS 2의 경우 6.643(±0.953)로 나타났다.

## 4. 토 의

전체적인 손가락 검진 결과를 살펴보면 손가락 시뮬레이터를 통해 구현하고자 하였던 손가락 MAS 등급과 유사한 검진 결과를 보이는 것을 알 수 있다. 손가락 시뮬레이터가 모사하고자 한

**Table 6** Result of MAS assessment of PIP Joint with simulator

PIP Joint		Target MAS grade of Simulator			
		1	1+	2	3
Rated MAS grade	1	27	2		
	1+	8	27	16	3
	2		6	17	14
	3			2	18

MAS 등급과 실제 검진 결과 간의 신뢰도를 확인해보기 위해 Cohen's Kappa<sup>(8)</sup>로 계산하였다. 중수지 관절에서는 일곱 명의 검진자에 대해 평균적으로 0.619(±0.216)의 일치도를 보였고 근위지간 관절에서 0.514(±0.181)의 일치도를 보인다. 이는 각각 상당한 일치도와 보통 일치도를 보이는 것으로 해석할 수 있다.<sup>(19)</sup> 또한, Fleiss' Kappa<sup>(20)</sup>의 경우 중수지 관절에 대해 0.513, 근위지간 관절에 대해 0.486으로 나타난다.

이 결과는 손가락 시뮬레이터가 환자의 손가락과 비슷한 경향을 나타냈지만 일치도는 높지 않다는 것을 보여준다. 따라서 연구의 진행을 위해 손가락 시뮬레이터가 충분한 MAS 등급에 따른 모델을 구현하고 있지 못한 것인지를 확인해 보아야 할 필요가 있었다.

한편 각 관절의 각 MAS 등급마다 검진자간 관절에서 나타난 토크를 확인하여 본 결과 각 MAS 등급에서 나타나는 Catch 토크의 형태는 유사한 형태로 나타나는 경우가 많다. 따라서 손가락 시뮬레이터가 실제로 입력된 MAS 등급을 구현하여 주고 있다는 것을 확인할 수 있다.

이렇게 시뮬레이터에서는 각 MAS 등급마다 비슷한 형태의 Catch 토크를 생성하고 있지만 검진자간 MAS 검진결과와 검진자 내 MAS 검진 결과가 다르게 나타나게 된다. 이러한 현상의 원인은 기존 경직 토크 모델링에 오류 혹은 개인의 정성적이고 주관적인 검진 기준의 차이에서 나타날 수 있다.

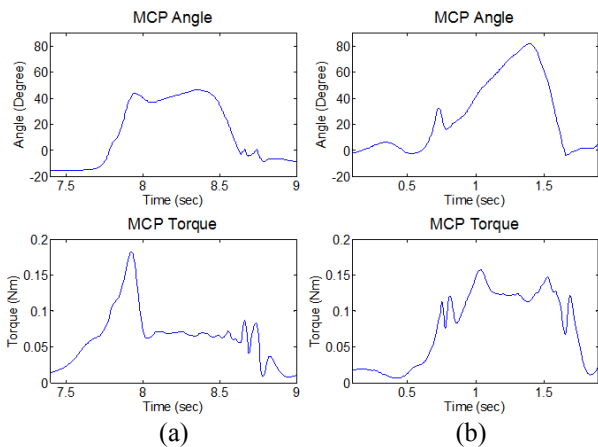
그 원인을 파악하기 위해 검진자들의 검진 결과와 계산된 토크 그래프를 확인해보았다. Table 6과 Table 7은 특징적인 두 검진자의 중수지 관절에 대한 검진 결과를 나타낸 표이다. Subject 5은 검진을 진행하면서 MAS 3를 거의 느끼지 못하였다. 또한, 손가락 시뮬레이터와 사람간의 유사성에 대한 질문에 대해 환자의 MAS 3에 해당하는 강한 토크를 시뮬레이터에서 느끼지 못했다는 반응을 보였다. 반면 Subject 7은 손가락 시뮬레이터를 검진 할 때,

**Table 7** Result of MAS assessment of MCP Joint of Subject 5

MCP Joint Subject 5		Target MAS grade of Simulator			
		1	1+	2	3
Rated MAS grade	1	4			
	1+	1	5	2	
	2			3	5
	3				

**Table 8** Result of MAS assessment of MCP Joint of Subject 7

MCP Joint Subject 7		Target MAS grade of Simulator			
		1	1+	2	3
Rated MAS	1	3			
	1+	2	5		
	2			4	
	3			1	5

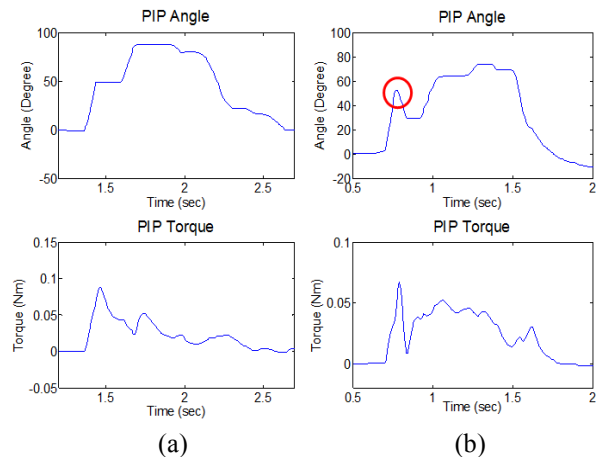


**Fig. 5** Graph of angle and torque of MAS 3 Assessment (a) result of subject 5 (b) result of subject 7

상대적으로 더 높은 등급의 MAS 등급을 느꼈다. 그 결과 Subject 5와 손가락 시뮬레이터의 MAS 2를 MAS 3로 검진하기도 하였다. 그 결과, 두 사람의 검진은 Cohen's Kappa가 0.4로 매우 낮게 나온다.

Fig. 5는 Subject 5와 Subject 7이 MAS 3 등급의 중수지 관절을 검진할 때 나타난 토크 그래프이다. 이 그림에서 두 개인간의 최대 토크를 살펴보게 되면 Subject 5의 경우 0.18Nm에 가까이 나온다. 반면 Subject 7이 느낀 최대 토크는 0.15Nm으로 손가락 시뮬레이터를 검진하면서 Subject 5가 Subject 7보다 더 큰 토크를 느꼈다는 것을 확인할 수 있다. 이를 통해 Subject 5와 Subject 7두 검진자 사이에서 주관적인 기준차이에 의해 MAS 검진 결과가 매우 다르게 나타난 것을 확인할 수 있다.

위와 같은 주관적인 기준 차이 외에도, 개인에 따라 검진 과정에서 차이가 나타남을 확인하여볼 수 있다. Fig. 5의 (a)를 살펴보면, Subject 5의 경우 Catch 현상을 느낀 직후, 손가락 시뮬레이터에서의 토크가 감소하였음에도 운동범위 끝까지 스트레칭을 진행하지 않고 검진을 마쳤다. 반면 Subject 7의 경우 운동범위의 끝까지 관절을 수동적으로 움직이며 Catch 현상 이후의 근긴장도에

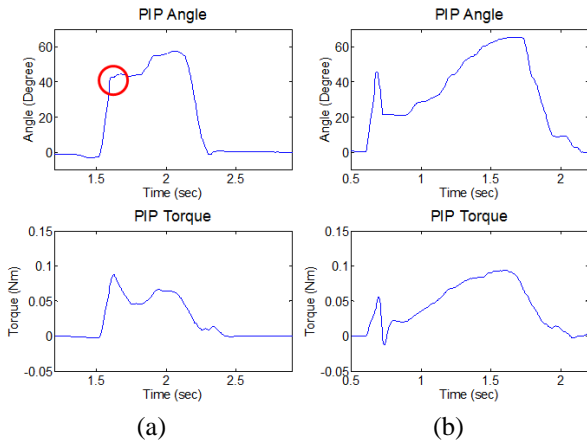


**Fig. 6** Graph of angle and torque of MAS 1+ assessment (a) result of subject 6 (b) result of subject 7

대해 검진을 확인한 것을 Fig. 5의 (b)에서 확인할 수 있다. 이는 MAS 등급에 대한 개인적인 해석 차이로, Subject 7의 경우 수동 스트레칭이 어렵다는 MAS 3의 특징을 확인해본 반면 Subject 5의 경우 근긴장도의 크기에 주안점을 두었기 때문에 나타난 결과로 보인다. 이 결과는 검진자간 근긴장도에 대한 기준이 다르다는 것과 MAS를 해석하는 방법이 다르다는 것을 뒷받침한다.

또한, Subject 6과 Subject 7에 대해서도 확연한 차이가 나타났다. 손가락 시뮬레이터 검진 과정에서, Subject 6은 손가락 시뮬레이터의 MAS 등급보다 조금 낮게, 반대로 Subject 7은 손가락 시뮬레이터보다 조금 높게 검진하는 경우가 많았다. 특히 그 경향이 뚜렷이 나타난 근위시간 관절의 검진에 대해서 두 사람의 일치도는  $\kappa = 0.236$ 로 매우 낮게 나타났다.

Fig. 6와 Fig. 7은 손가락 시뮬레이터의 근위시간 관절에서 구현한 MAS 1+와 MAS 2를 Subject 6과 Subject 7이 검진을 한 각도 및 토크 그래프이다. Fig. 6를 살펴보면 Subject 7은 Subject 6보다 낮은 크기의 토크를 느꼈고, 약 50도에서 Catch가 발생했음에도 이것이 MAS 2라고 검진하였다. 이는 토크의 크기가 개인의 주관에 따라 다르다는 것을



**Fig. 7** Graph of angle and torque of MAS 2 assessment  
(a) result of subject 6 (b) result of subject 7

뒷받침하고 또한 손가락의 각도를 느끼는 것이 정확하지 않을 수 있다는 것을 의미한다.

반대로, Fig. 7을 보면 Subject 6은 약 40도에서 Catch가 발생하였지만 이것을 MAS 1+라고 검진 내렸다. 또한, Subject 6이 검진한 MAS 1+와 MAS 2는 Catch 이후의 그래프 개형이 상반되는데, Fig. 7의 (a)에서 나타나는 시뮬레이터의 MAS 2의 경우 Catch 이후에도 관절의 각도가 증가함에 따라 토크가 증가하는 경향을 보인다. 반면 Fig. 6의 (a)를 살펴보면 MAS 1+ 등급의 토크 개형은 Catch 이후 각도가 증가함에도 꾸준히 감소하는 추세를 보인다. 이것은 MAS를 해석하는 각자의 기준이 있는 것 외에도 근긴장도의 증가 혹은 Catch가 나타난 각도를 느끼는데 있어 개인의 차이가 존재함을 시사한다.

## 5. 결론

본 연구는 환자의 손가락에서 나타나는 경직을 모델링 하여 손가락 형태의 시뮬레이터 적용하여 보는 것으로, 실제 의사들의 검진을 통해 이 시뮬레이터의 타당성과 현재 손가락 검진에서의 문제점을 파악하여 보는 실험을 수행하였다.

경직은 Catch 현상을 기준으로 Pre-Catch, Catch, Post Catch 구간으로 나누어 모델링을 진행하였고, Pre-Catch와 Post Catch 구간에서는 손가락을 스프링-댐퍼 시스템으로 가정하였다. Catch 구간에서는 순간적인 신전 반사를 간단한 모델을 통해 모사하되 각 MAS 등급 별 손가락 경직 환자의 토크를 확인하여 토크 형태를 결정하도록 하였다.

손가락 시뮬레이터의 하드웨어는 성인 남성의 손 크기를 고려하여 설계되었고 모터를 중수지 관

절부의 양쪽에 달아 기어를 통해 근위지간 관절로 동력을 전달하도록 하였다.

완성된 시스템을 이용하여 재활의학과 전문의 일곱 명에게 손가락 시뮬레이터의 검진 실험을 진행하였다. 손가락 시뮬레이터에 구현된 MAS 등급과 검진 결과를 Cohen's kappa를 통해 비교해보면, 중수지 관절에 대해 평균적으로  $\kappa = 0.619(\pm 0.216)$ , 근위지간 관절에 대해  $\kappa = 0.514(\pm 0.181)$ 를 가지는 것을 확인하였다. 또한, 검진자간의 신뢰도를 나타내는 Fleiss' kappa는 중수지 관절과 근위지간 관절에 대해 각각  $\kappa = 0.513$ 와  $\kappa = 0.486$ 로 나타났다. 그 원인으로는 전문의에게서 각자의 주관적인 검진 기준이 있고 MAS를 해석하는데 개인적인 차이가 있다는 것이 확인되었다. 그 결과 검진자간 신뢰도가 매우 낮게 ( $\kappa = 0.236$ ) 나타날 수 있다는 것을 확인하였으며, 특정 경향성을 확인할 수 있었다.

본 연구가 추후에 진행 됨에 따라 실제 손가락 시뮬레이터를 통한 손가락 경직도 검진 학습이 이루어질 경우의 검진 신뢰도 증가에 대한 추가 연구가 진행될 수 있을 것으로 보인다. 또한, 추후에 실제 손가락의 구동 메커니즘을 함께 모사하게 된다면 백조목 손가락 변형 증상과 같이 실제 환자처럼 특정 자세를 취하고 있거나 중수지 관절과 근위지간 관절이 함께 경직 현상을 나타내는 등의 정밀한 모사가 가능할 것으로 기대된다.

## 후기

본 연구는 충남대학교 재활의학과와 국립재활원 재활병원의 도움을 받았고 보건복지부 국립재활원의 재활연구개발용역사업의 일환으로 수행하였습니다.

## 참고문헌 (References)

- (1) Mozaffarian, D., Benjamin, E.J., Go, A.S., Amett, D.K., Blaha, M.J., Cushman, M., de Ferranti, S., Despres, J.P., Fullerton, H.J., Howard, V.J., Huffman, M.D., Judd, S.E., Kissela, B.M., Lackland, D.T., Lichtman, J.H., Lisabeth, L.D., Liu, S., Mackey, R.H., Matchar, D.B., McGuire, D.K., Mohler III, E. R., Moy, C.S., Muntner, P., Mussolino, M.E., Nasir, K., Neumar, R.W., Nichol, G., Palaniappan, L., Pandey, D.K., Reeves, M.J., Rodriguez, C.J., Sorlie, P.D., Stein, J., Towfighi, A., Turan, T.N., Virani, S.S., Willey, J.Z., Woo, D., Yeh, R.W. and Turner, M.B., 2015, "Heart



- Disease and Stroke Statistics-2015 Update: a Report from the American Heart Association,” *Circulation*, Vol. 131, No. 4, e29-322.
- (2) The National SCI Statistical Center., 1999, “Facts and Figures at a Glance,” Birmingham: University of Alabama.
- (3) Trombly, C.A., 1989, “Occupational Therapy for Physical Dysfunction,” *Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore*, pp. 454~471.
- (4) Lance, W.W., 1980, “The Control of Muscle Tone, Reflexes and Movement: Robert Wartenberg Lecture,” *Neurology*, Vol. 30, pp. 1303~1313.
- (5) Ashworth, B., 1964, “Preliminary Trial of Carisoprodol in Multiple Sclerosis,” *Practitioner*, Vol. 192, pp. 540~542.
- (6) Bohannon, R.W. and Smith, M.B., 1987, “Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity,” *Physical Therapy*, Vol. 67, No. 2, pp. 206~207.
- (7) Gracies, J.M., Marosszeky, J.E., Renton, R., Sandanam, J., Gandevia, S.C. and Burke, D., 2000, “Short-term Effects of Dynamic Lycra Splints on Upper Limb in Hemiplegic Patients” *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 81, No. 12, pp. 1547~55.
- (8) Cohen, J., 1960, “A Coefficient of Agreement for Nominal Scales,” *Educational and Psychological Measurement*, Vol. 20, No. 1, pp. 37~46.
- (9) Mehrholz, J., Wagner, K., Meissner, D., Grundmann, K., Zange, C., Koch, R. and Pohl, M., 2005, “Reliability of the Modified Tardieu Scale and the Modified Ashworth Scale in Adult Patients with Severe Brain Injury: a Comparison Study,” *Clin Rehabil*, Vol. 19, No. 7, pp. 751~759.
- (10) Park, H.S., Kim, J. and Damiao, D.L., 2012, “Development of a Haptic Elbow Spasticity Simulator (HESS) for Improving Accuracy and Reliability of Clinical Assessment of Spasticity,” *IEEE Trans. Neural Syst Rehabil Eng.*, Vol. 20, No. 3, pp. 361~370.
- (11) Zhang, L. Q., Huang, H., Sliwa, J. A. and Rymer, W. Z., 1999, “System Identification of Tendon Reflex Dynamics,” *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, Vol. 7, No. 2, pp. 193~203.
- (12) Hill, A.V., 1938, “The Heat of Shortening and Dynamics Constants of Muscles,” *Proc. R. Soc. London. B*, Vol. 126, No. 843, pp. 136~195.
- (13) Patrick, H. M., Janice, J. E. and Antony, J. H., 2003, “Linear Spring-damper Model of the Hypertonic Elbow: Reliability and Validity,” *Journal of Neuroscience Methods*, Vol. 128, No. 1-2, pp. 121~128.
- (14) Devin, L.J., Aruna, D. B. and Jack, T. D., 2004, “Finger Joint Impedance during Tapping on a Computer Keypad,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, No. 10, pp. 1589~1596.
- (15) Calota, A., Feldman, A.G. and Levin, M.F., 2008, “Spasticity Measurement Based on Tonic Stretch Reflex Threshold in Stroke Using a Portable Device,” *Clin. Neurophysiol*, Vol. 119, no. 10, pp. 2329~2337.
- (16) Lance, W.W., 1980, “The Control of Muscle Tone, Reflexes and Movement: Robert Wartenberg Lecture,” *Neurology*, Vol. 30, No. 12, pp. 1303~13.
- (17) Jeong, H.-S. and Jeong, H.-S., 2003, “Descriptive Survey on the Dimensions and the Characteristics of Korean Hands in General,” *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, Vol. 22, No. 2, pp. 29~44.
- (18) Lee, J. and Kunii, T., 1995, “Model-based Analysis of Hand Posture,” *IEEE Computer Graphics and Applications*, Vol. 15, No. 5, pp. 77~86.
- (19) McHugh, M.L., 2012, “Interrater Reliability: the Kappa Statistic,” *Biochem Med (Zagreb)*, Vol. 22, No. 3, pp. 276~282.
- (20) Fleiss, J. L., 1981, “Statistical Methods for Rates and Proportions” 2nd ed., John Wiley., New York, pp. 38~46.