

웨어러블 소프트 센서 장갑의 손가락 관절 관절가동범위 측정에 대한 신뢰도 분석

김은경[†] · 김진홍¹ · 김유리¹ · 홍예지¹ · 이강표¹ · 전은혜² · 배준범^{3,4} · 김수인⁴ · 이상이⁵
¹근로복지공단 인천병원 재활의학연구센터, ²근로복지공단 인천병원 재활치료전문센터,
³울산과학기술원, ⁴(주)필터세임, ⁵가톨릭대학교 일반대학원 행정학과

Reliability Analysis of Finger Joint Range of Motion Measurements in Wearable Soft Sensor Gloves

Eun-Kyung Kim, P.T., Ph.D.[†] · Jin-Hong Kim, P.T., Ph.D.¹ · Yu-Ri Kim, R.N., M.S.¹ ·
Ye-Ji Hong, B.S., M.S.¹ · Gang-Pyo Lee, R.M., M.S.¹ · Eun-Hye Jeon, O.T.² ·
Joon-bum Bae, Ph.D.^{3,4} · Su-in Kim, Ph.D.⁴ · Sang-Yi Lee, Ph.D.⁵

¹Rehabilitation Medical Research Center, Incheon Hospital, Korea Worker's Compensation & Welfare Service

²Rehabilitation Medicine, Incheon Hospital, Korea Worker's Compensation & Welfare Service

³Department of Mechanical Engineering, Ulsan National Institute of Science and Technology (UNIST)

⁴Feel the Same, Inc.

⁵Department of Philosophy in Public Administration, Catholic University

Received: April 19, 2023 / Revised: June 8, 2023 / Accepted: June 13, 2023

© 2023 Journal of Korea Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Association

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

| Abstract |

Purpose: The purpose of this study was to compare universal goniometry (UG), which is commonly used in clinical practice to measure the range of motion (ROM) of finger joints with a wearable soft sensor glove, and to analyze the reliability to determine its usefulness.

Methods: Ten healthy adults (6 males, 4 females) participated in this study. The metacarpophalangeal joint (MCP), interphalangeal joint (IP), and proximal interphalangeal joint (PIP) of both hands were measured using UG and Mollisen HAND soft sensor gloves during active flexion, according to the American Society for Hand Therapists' measurement criteria. Measurements were taken in triplicate and averaged. The mean and standard deviation of the two methods were calculated, and the 95% limits of agreement (LOA) of the measurements were calculated using the intraclass correlation coefficient (ICC) and Bland-Altman plot to examine the reliability and discrepancies between the measurements.

Results: The results of the mean values of the flexion angles for the active range of motion (AROM) of the finger joints showed large angular differences in the finger joints, except for the MCP of the thumb. In the inter-rater reliability analysis according to

[†]Corresponding Author : Eun-Kyung Kim (kek74ing@naver.com)

the measurement method, the ICC (2, 1) value showed a low level close to 0, and the mean difference by the Bland-Altman plot showed a value greater than 0, showing a pattern of discrepancy. The 95% LOA had a wide range of differences.

Conclusion: This study is a preliminary study investigating the usefulness of the soft sensor glove, and the reliability analysis showed a low level of reliability and inconsistency. However, if future studies can overcome the limitations of this study and the technical problems of the soft sensor glove in the development stage, it is suggested that the measurement instrument can show more accurate measurement and higher reliability when measuring ROM with UG.

Key Words: Finger joints, Range of motion, Wearable soft sensor

I. 서론

손의 기능을 평가하는 지표로서 관절가동범위(range of motion, ROM) 검사는 임상에서 필수적으로 사용되며(Tran et al., 2016), 손과 손가락 관절의 기능과 ROM 및 움직임 평가, 관절의 제한을 결정하는 데 오랜 기간 동안 일반 고니오미터(universal goniometry, UG)가 사용되어왔다(Ellis & Bruton, 2002). UG는 비 침습적이고 휴대성이 용이하며 저렴하다는 장점이 있다(Ellis & Bruton, 2002; Norkin & White, 2016). 그러나 36개로 구성된 손가락 관절의 ROM을 UG로 측정하기 위해서는 측정자는 두 손을 모두 사용해서 UG를 조정해야 하므로 측정하고자 하는 관절의 안정성을 감소시켜 측정에 어려움을 초래하고(Lea & Gerhardt, 1995; Akizuki et al., 2016)(Fig. 1), 측정하는 데 많은 시간이 소요되며, 이에 따라 환자는 정신적 부담을 느낄 수 있다(Tran et al., 2016). 그리고 UG를 손가락 관절 중심축에 배치한 뒤 작은 손가락 뼈의 해부학적 기준선과도 정확하게 일치시켜야 하지만(Milanese et al., 2014; Tran et al., 2016), 반복되는 측정에서 불일치로 인한 오차는 측정값의 오류를 초래할 수 있다(Ellis & Bruton, 2002; Milanese et al., 2014)(Fig. 1). UG로 ROM을 측정할 이전 연구 등에서 ROM에 따른 UG의 측정 신뢰도는 측정자 내 신뢰도에는 높은 입증은 보였으나(Boone et al., 1978; Kim & Kim, 2016), 측정자 간 신뢰도는 낮은 결과를 보였다(Muir et al., 2010).

최근 인체의 움직임을 보다 더 정확하게 추적하기

위해 웨어러블 기술이 활용되고 있으며 관련 연구가 활발히 진행되어 오고 있다. 웨어러블 기술 방식은 비 접촉 기반(Kuo et al., 2002; Cook et al., 2007; Liu, 2011; Metcalf et al., 2013)과 접촉 기반(Park et al., 2014; Kortier et al., 2014; Carbonaro et al., 2014; Moreira et al., 2014; Fang et al., 2017; Park et al., 2017) 방식으로 인체의 움직임을 포착한다. 카메라를 활용한 비 접촉 기반 손 모양 추정(estimate) 시스템은 비 침습적이기는 하나 고정되고 제한된 카메라의 위치로 인하여 운동성이 다양하고 빠른 손의 움직임을 명확하게 추적하지 못하거나 측정하고자 하는 손가락이 다른 손가락에 가려져 포착되지 못하는 경우가 있다(Sharp et al., 2015).

접촉 기반 방식의 마커 기반 광학 측정 시스템은 측정하고자 하는 해부학적 지점을 미리 결정하고 측정할 손가락 관절에 접착제를 이용하여 데이터 마커를 부착하여야 하는 번거로움과 오랜 준비시간 때문에 능동적 관절가동범위(active range of motion, AROM) 검사라 할지라도 치료사와 환자의 부담이 크다(Kuo et al., 2002; Cook et al., 2007; Liu, 2011; Metcalf et al., 2013; Tran et al., 2016). 이와 같이 기존 웨어러블 센서는 인체의 다양하고 기능적인 움직임을 실시간으로 구현하는데 기능적인 면에서 부족한 부분이 많고 체계적으로 설계되지 못하거나 구현하지 못한 점들을 보여왔다(Tran et al., 2016).

웨어러블 데이터 센서 장갑은 접촉 기반 웨어러블 기기로 다양한 센서들을 장갑에 내장하여 손 운동을

을 포착하기 위해 개발되어 오고 있으며(Kortier et al., 2014; Carbonaro et al., 2014; Fang et al., 2017), 기존에 비용이 많이 드는 마커 기반 광학 측정 시스템과 UG의 임상적 실용성 격차를 보완할 수 있는 기술 방식이라고 할 수 있다(Beshara et al., 2020) 웨어러블 데이터 센서 장갑은 간편하게 손에 착용하여 지속적으로 손의 움직임을 추적(hand tracking)하고 포착하므로 측정하는 소요 시간이 단축되어야 하고 정확한 각도로 측정되어 의사나 치료사에게 피드백을 제공할 수 있어야 한다(Tran et al., 2016). Kortier 등(2014)과 Moreira 등(2014)은 웨어러블 데이터 센서 장갑을 적용하여 손가락의 움직임을 측정하였으나 데이터 신호를 유선으로 전송하기 때문에 피험자의 손과 손가락의 움직임과 각도를 기능적으로 측정하는데 제한적이었다(Lin et al., 2016). 또한 일부 웨어러블 데이터 센서 장갑 시스템에서 측정된 ROM 각도의 의미(definition)가 실제 ROM 관절 각도로 표현되지 못하거나 의미가 다르게 표현되어 자동 ROM 측정 알고리즘이 개발되기 전까지 의사나 치료사는 UG를 사용하여 다시 ROM 각도를 분석해야 한다(Tran et al., 2016).

웨어러블 소프트 센서 장갑(Muth et al., 2014; Chossat et al., 2015; Park et al., 2010; Chossat et al., 2010; Park et al., 2017)은 실리콘과 같은 부드럽고 탄성이 있는 소재로 제작되어 장갑의 내부에 센서를 내장할 수 있어서 손가락의 자연스러운 움직임을 방해하지 않고 ROM을 측정하는데 센서에 의한 측정값의 오류를 최소화할 수 있다(Park et al., 2017).

Mollisen HAND(Feel the Same, korea)는 웨어러블 소프트 센서 장갑으로서 소프트 센서 내부에는 전도성 액체와 마이크로 채널이 내장되어 있어 손가락 관절의 움직임이 외력으로 작용하여 마이크로 채널들이 변형되고 전도성 액체의 전기 저항에 변화를 일으켜 소프트 센서에 가해진 힘 또는 변형율을 측정한다(Park et al., 2017)(Fig. 2). Mollisen HAND의 소프트 센서 장갑은 손가락 관절이 움직일 때 측정값이 선형 변위로 측정되도록 설계되어 있으므로 ROM 측정 시 손가락 관절의 해부학적 위치와 소프트 센서의 위치

가 일치한다면 정확한 ROM을 측정할 수 있을 것이며 측정하고자 하는 관절뿐만 아니라 동시에 여러 관절의 ROM를 측정할 수 있을 것이다.

손가락의 움직임을 정확히 추적하고 표현하기 위해 다양한 측정 시스템과 센서들이 이용되어 왔으나 손과 손가락의 생체 역학적 관절 각도를 측정하는데 제한적이었다(Kuo et al., 2002; Rash et al., 1999; Zecevic et al., 2000). 또한 임상에서 표준적으로 사용되어온 UG의 ROM 측정값과 소프트 센서 장갑 시스템과 비교한 연구는 아직까지 없으며, 이러한 비교 연구는 웨어러블 소프트 센서 장비에 의해 측정된 ROM이 임상에서 활용될 수 있도록 하기 위해 필요하다.

따라서 본 연구는 UG와 웨어러블 소프트 센서 장갑으로 손가락 관절의 ROM을 측정하였을 때 차이가 없을 것으로 가정하였고 두 측정 방법을 비교하여 웨어러블 소프트 센서 장갑의 유용성을 알아보기 위한 신뢰도를 분석하는 것이다

II. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구의 참여 대상자는 건강상태가 양호한 20세 이상 45세 미만의 성인 남, 여를 대상으로 총 10명을 무작위로 선정하여 2022년 1월부터 2월 말까지 실험을 진행하였다. 실험 참여 전에 모든 대상자들에게 실험의 목적과 절차에 대해 모든 대상자들에게 상세히 설명하였으며, 대상자들 모두는 연구에 자발적으로 참여하는데 서면동의서를 제출하였다. 본 연구에서 제외 대상자 기준은 손가락과 손 부위의 신경계, 근골격계 계통의 기능장애가 있는 자, 수술 병력이 있는 자로 하였다. 본 연구는 연구윤리규정에 관한 헬싱키 선언의 원칙을 준수하였으며, 근로복지공단 재활의학연구센터 기관생명윤리위원회의 심의(KCIRB-2021-0011)하에 진행되었다.

2. 측정방법 및 도구

1) UG의 ROM 측정

본 연구에 사용된 손가락 전용 UG는 반원형 UG로 한 눈금 당 2°간격으로 표시되어 있고 120°의 ROM까지 측정할 수 있다(Fig. 1). 손가락 관절의 UG 측정 기준은 미국 수부 치료사 협회(American Society for Hand Therapists, ASHT)가 제시한 ROM 기준을 적용하여 진행을 하였다(Norkin & White, 2016)(Table 1). UG로 손가락 관절의 ROM을 측정하기 위한 측정 자세는 의자에 앉은 자세로서 대상자들의 신체조건에 따라 책상에 팔꿈관절을 올려놓았을 때 편안한 자세를 취

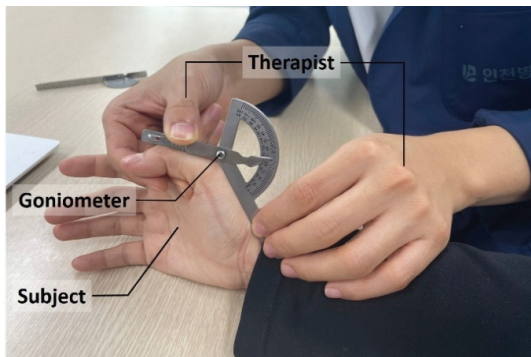


Fig. 1. ROM test with goniometer.

할 수 있도록 책상의 높이를 조정하였다. 실험을 위해 책상 위에 놓인 대상자의 팔은 중립자세에서 팔꿈관절은 굽힘, 아래팔과 손목관절은 thumb-up 자세로 한 상태에서 엄지손가락을 포함한 모든 손가락이 펴힌 상태로 측정의 시작 자세를 설정하였다. 먼저 엄지손가락의 손허리손가락관절(metacarpophalangeal joint, MCP)의 ROM 굽힘 각도를 측정하기 위해 손목손허리관절(carpometacarpal joint, CMC)의 굽힘이 일어나지 않도록 하게 하고 손가락뼈사이관절(interphalangeal joint, IP)은 펴진 상태로 AROM을 취하도록 대상자들에게 지시를 하여 순수한 MCP 관절의 굽힘 각도 측정하고자 하였다(Fig. 1). 집게손가락(2nd) 부터 새끼손가락(5th)까지 측정하고자 하는 관절은 손허리손가락관절과 몸쪽 손가락뼈사이관절(proximal interphalangeal joint, PIP)로 ROM 측정 방법은 엄지손가락의 MCP 관절을 측정할 때와 동일하게 측정하고자 하는 손가락 관절에서만 굽힘이 일어나게 한 후 굽힘 각도를 측정하였다. UG의 고정자(stationary arm)와 측정자(moving arm)는 각 관절의 정상 측정 기준에 따라 배치하였다(Fig. 1)(Table 1).

2) 소프트 센서 장갑의 ROM 측정

Mollisen HAND 시스템은 양손에 착용할 수 있는 장갑으로 대상자가 장갑을 착용하였을 때 장갑 내부

Table 1. Measurement method using normal ROM and UG of finger joint

Measure joints & direction of motion	Normal ROM & placement of UG			
	Normal ROM	Center fulcrum	stationary arm	moving arm
MCP flexion of Thumb	0~55°	Dorsal aspect of the MCP joint	Above the dorsal midline of the metacarpal	Dorsal midline of the proximal phalanx.
IP flexion of Thumb	0~80°	Above the dorsal surface of the IP joint	dorsal midline of the proximal phalanx.	dorsal midline of the distal phalanx.
MCP flexion of 2nd~5th	0~90°	Dorsal aspect of the MCP joint	Above the dorsal midline of the metacarpal.	Above the dorsal midline of the proximal phalanx.
PIP flexion of 2nd~5th	0~100°	dorsal aspect of the PIP joint	over the dorsal midline of the proximal phalanx.	over the dorsal midline of the middle phalanx.

ROM; range of motion, UG; universal goniometry, MCP; metacarpophalangeal joint, IP; interphalangeal joint, PIP; proximal interphalangeal joint

의 손 등쪽면에 HiFLEX Sensor라는 실리콘 재질의 소프트 센서가 한쪽 장갑에 손가락마다 5개의 센서가 내장되어 있어 인터페이스로 작용한다(Park et al., 2017)(Fig. 2). Mollisen HAND 소프트 센서 장갑의 규격은 S, M, L, 3가지 사이즈로 구성되어 있으며 본 연구에서는 L사이즈 장갑으로 모든 실험 대상자에게 착용하게 하여 AROM의 굽힘 각도를 측정하였다. L사이즈 장갑 규격의 길이는 손목 첫 번째 주름에서 중지 끝 길이로서 189mm에서 195mm이고, 폭은 집게손가락에서 새끼손가락까지 양 끝의 길이로 83mm에서 93mm이다. Mollisen HAND 소프트 센서 장갑을 착용하고 손가락을 자연스럽게 펴한 상태에서 AROM로 손가락 관절을 굽힘 하였을 때 장갑에 내장되어 있는 소프트 센서가 늘어나거나 줄어들면서 인장과 압력 센서가 각각 적으로 이를 감지하고 변화하는 저항값의 세기를 측정하여 컴퓨터 본체에 무선으로 신호를 전달한다. 컴퓨터 모니터를 통해 실제 손의 모양과 움직임이 실시간으로 구현됨을 확인하고 손가락의 굽힘 각도를 측정하였다(Fig. 2).

3. 실험 절차

UG와 Mollisen HAND 소프트 센서 장갑으로 손가락 관절의 ROM을 측정하고 비교하기 위해 선정한 손가락 관절은 엄지손가락의 MCP, IP 관절, 집게손가락부터 새끼손가락까지의 MCP, PIP 관절로 양손 20개

의 손가락 관절을 측정하였다. 두 측정 방법의 검사재 검사 신뢰도 평가를 하기 위해서 대상자들은 서로 다른 날 측정을 수행하였고, 동일한 치료사에 의해서 두 측정 방법이 모두 측정되었다. 두 측정 방법 중 UG로 먼저 측정하고 난 뒤 Mollisen HAND 소프트 센서 장갑으로 ROM을 측정하였다.

대상자의 측정순서와 양손의 측정순서는 무작위로 진행하였으며, 손가락 관절 측정 순서는 엄지손가락의 MCP 관절부터 시작하여 같은 쪽 새끼손가락 PIP 관절까지, 몸쪽 관절부터 시작하여 먼쪽 관절 순으로 측정이 이루어졌으며 반대쪽 손가락 관절의 굽힘 각도 측정도 동일한 순서로 측정을 진행하였다.

UG 측정은 UG의 축을 관절의 등쪽면에 배치하여 AROM의 굽힘 각도 측정하였다(Clarkson, 2000). 측정은 ROM 측정 지침에 따라 10년 이상의 임상 경력을 가진 숙련된 물리치료사에 의해 ROM 측정 지침에 따라 수행하였다(Norkin & White, 2016). 각 관절을 측정할 때 마다 1분씩 휴식 시간을 주었고 총 3회 측정하여 평균값으로 활용하였다(Lv et al., 2023).

Mollisen HAND 소프트 센서 장갑을 이용해 손가락 관절의 ROM을 측정하기 위한 대상자의 측정순서, 측정을 위한 시작자세와 손가락 관절 측정 순서는 UG의 측정순서와 동일하게 진행하였다. 측정을 위해 대상자의 양손에 Mollisen HAND 소프트 센서 장갑을 착용하게 한 뒤 장갑의 전원을 켜고, 컴퓨터 본체에 연결된 수신용 USB의 페어링(pairing) 버튼의 전원을



Fig. 2. ROM test with Mollisen HAND and soft sensors embedded in gloves.

켰다. Mollisen HAND 소프트 센서 장갑과 컴퓨터 본체의 시스템과 블루투스 무선 통신이 정확히 이루어지고 있는지 확인하기 위해 대상자에게 손가락을 2~3회 정도 굽힘과 펴는 동작을 반복하도록 지시한 뒤 실제 손가락 관절의 움직임 각도와 컴퓨터 모니터의 화면상에서 보여지는 손 동작과 일치하는지 확인하였다. 대상자 마다 자연스럽게 펴진 상태의 손가락 관절이 0°가 되게 하고, 손가락 관절 굽힘 각도가 증가할수록 측정 각도가 동일하게 증가하도록 장비를 조정(Calibration)을 하였다. 이때 손가락 관절이 과다 펴이 되지 않도록 대상자들에게 주의를 주었다. 측정하고자 하는 관절의 굽힘 동작을 지시하였을 때 대상자는 최대한 굽힘 하였으며 이때 Mollisen HAND 소프트 센서에서 7~10Hz 수준의 주기로 움직임을 감지하여 신호값을 증폭시킨 뒤 블루투스 무선 통신으로 컴퓨터 본체에 전송되었다. Mollisen HAND 소프트웨어에 의하여 측정 자료 처리하였고, 선형모델을 이용한 데이터로부터 관절 각도는 측정되었다. 각 관절마다 3회씩 측정하여 평균값을 구하여 자료 분석에 활용하였다.

4. 자료 분석

본 연구의 실험결과는 SPSS statistics (ver. 26.0, IBM Corporation, USA)를 사용하여 통계처리를 하였다. 대상자들의 동질성 검정으로 정규분포를 확인하였고 평균과 표준편차로 기술하였다. 웨어러블 소프트 센서 장갑과 UG로 측정한 ROM의 측정값 사이의 일치도에 대한 신뢰도를 알아보고자 급내상관계수(intraclass correlation coefficient, ICC)를 산출하였다. ICC (2, 1)의 결과값은 0에서 1 사이의 값을 의미하며 0.40 미만은 “Poor”, 0.40에서 0.6 사이는 “fair”, 0.6에서 0.75 사이는 “good”, 0.75에서 1.00은 “excellent”로 분류하여 신뢰도를 구분한다(Cicchetti & Sparrow, 1981). 소프트 센서 장갑과 UG의 측정값에 대한 불일치 양상을 살펴보기 위해 bland-altman plot을 사용하였다. 95% 신뢰구간은 상한값과 하한값 사이의 구간을 의미하며 평균값이

0에 가까운지, 하한값에서 상한값 사이에 측정값이 포함되는지, 평균에 상관없이 차이값이 무작위로 분포하는지 검토하였다.

III. 연구 결과

1. 연구 대상자의 일반적인 특성

본 연구에 참여한 대상자는 남자 6명과 여자 4명으로 평균 연령은 31.50±5.90세, 평균 신장은 169.95±10.36kg, 평균 체중은 65.30±15.55cm이었다. 우세한 팔은 대상자 모두 오른쪽 팔이었다(Table 2).

Table 2. General characteristics of subjects (n=10)

Characteristics	
Gender (male/female)	6/4
Age (years)	31.50±5.90
Height (cm)	169.95±10.36
Weight (kg)	65.30±15.55
Dominance hand(Lt. / Rt.)	0/10

Values represent mean ± standard deviation.

2. 측정 방법에 따른 손가락 관절 굽힘 각도의 평균과 표준편차

Mollisen HAND 소프트 센서 장갑과 UG를 이용하여 양손의 엄지손가락의 MCP, IP 관절, 두 번째 손가락부터 다섯 번째 손가락까지의 MCP, PIP 관절의 굽힘 각도를 측정한 평균과 표준편차는 Table 2에 제시된 바와 같다. 소프트 센서 장갑으로 측정된 엄지손가락의 MCP 관절 굽힘 각도에 평균값은 왼쪽 58.95±11.25, 오른쪽 60.10±9.660이었고, UG로 측정한 평균값은 왼쪽 56.20±6.42, 오른쪽 58.80±8.80로 두 측정방법에 의한 ROM 각도는 비슷한 각도로 측정되었으나 그 외 손가락 관절에서는 두 측정방법의 ROM 각도는 큰 각도 차이를 보였다(Table 3).

3. 측정 방법에 따른 손가락 관절 굽힘 각도의 측정자 간 신뢰도 결과

소프트 센서 장갑과 UG의 두 측정 방법 간 신뢰도는 왼쪽 엄지손가락의 MCP 관절에서 ICC (2, 1)=0.61, 오른쪽 엄지손가락의 MCP 관절에서 ICC (2, 1)=0.69로 보통 수준을 보였으나 신뢰구간(CI)은 왼쪽 엄지손가락의 MCP 관절은 -0.23~0.63, 오른쪽 엄지손가락의 MCP 관절은 -0.29~0.92로 신뢰구간이 넓다(Table

4). 그 외 관절의 ICC (2, 1)는 0에 가까운 매우 낮은 수준을 보였다(Table 4)(ICC<0.4).

4. 측정 방법에 따른 손가락 관절 굽힘 각도의 측정값 사이의 불일치 양상 분석 결과

소프트 센서 장갑과 UG의 두 측정 장비를 이용한 굽힘 각도에 대한 측정값 사이의 불일치 양상 살펴보기 위해 bland-altman plot에서 측정값 평균 차이(mean

Table 3. The mean and standard deviation of the PROM of the finger joint flexion according to the two measurement (n=10)

Finger	Joint	Hand	ROM Measurement (°)	
			Goniometer	Mollisen HAND System
Thumb (1st)	MCP	Lt.	56.20±6.42	58.95±11.25
		Rt.	58.80±8.80	60.10±9.66
	IP	Lt.	70.70±10.68	69.45±9.10
		Rt.	57.95±11.71	74.20±9.61
Index (2nd)	MCP	Lt.	84.00±9.52	70.20±9.06
		Rt.	82.20±6.21	67.30±7.44
	PIP	Lt.	101.80±10.72	75.65±9.09
		Rt.	100.40±7.93	65.45±4.69
Middle (3rd)	MCP	Lt.	86.60±8.22	72.50±9.03
		Rt.	88.20±5.99	69.75±10.66
	PIP	Lt.	102.60±10.24	74.10±9.19
		Rt.	102.60±9.61	57.05±7.33
Ring (4th)	MCP	Lt.	75.05±8.04	89.60±8.79
		Rt.	85.80±7.56	66.80±9.71
	PIP	Lt.	105.40±8.48	65.30±3.49
		Rt.	106.00±8.74	60.55±8.34
Little (5th)	MCP	Lt.	91.80±5.84	70.05±8.26
		Rt.	90.20±9.01	76.55±11.10
	PIP	Lt.	97.20±9.89	49.55±7.98
		Rt.	99.40±5.81	48.95±6.36

Values represent mean ± standard deviation. ROM; range of motion, UG; universal goniometry, MCP; metacarpophalangeal joint, IP; interphalangeal joint, PIP; proximal interphalangeal joint.

Table 4. Intraclass correlation coefficients and 95% confidence intervals of the PROM of the finger joint flexion according to the two measurement (n=10)

Finger	Joint	Hand	Intraclass correlation coefficients and 95% confidence intervals	
			ICC (2,1)	95% CI
Thumb (1st)	MCP	Lt.	-0.61*	-9.23-0.63
		Rt.	0.69*	-0.29-0.92
	IP	Lt.	-0.03	-5.12-0.76
		Rt.	0.25	1.04-0.52
Index (2nd)	MC	Lt.	-0.27	-1.11-0.52
		Rt.	0.03	0.26-0.50
	PIP	Lt.	0.14	-0.13-0.57
		Rt.	-0.00	-0.05-0.16
Middle (3rd)	MC	Lt.	-0.03	-0.56-0.56
		Rt.	0.01	-0.29-0.49
	PIP	Lt.	0.05	-0.12-0.42
		Rt.	0.03	-0.03-0.26
Ring (4th)	MC	Lt.	0.09	-0.34-0.61
		Rt.	-0.08	-0.42-0.45
	PIP	Lt.	-0.03	-0.07-0.16
		Rt.	0.05	-0.03-0.31
Little (5th)	MC	Lt.	-0.30	-0.38-0.25
		Rt.	-0.49	-1.66-0.51
	PIP	Lt.	0.02	-0.04-0.21
		Rt.	0.00	-0.02-0.08

ROM; range of motion, UG; universal goniometry, MCP; metacarpophalangeal joint, IP; interphalangeal joint, PIP; proximal interphalangeal joint. *ICC > 0.6

difference, \bar{d})와 95% 일치한계값(limits of agreement, LOA)을 이용하였다(Table 5)(Fig. 3).

bland-altman plot에서 평균 차이가 0에 가장 가까운 결과를 보인 관절은 오른쪽 엄지손가락 MCP 관절로 1.25의 평균 차이를 보였다. 95% LOA의 차이가 가장 큰 관절은 오른쪽 엄지손가락의 IP 관절로 상한값은 47.45, 하한값은 -14.95로 62.40의 큰 차이를 보였고 평균 차이는 26.15를 나타냈다. 가장 작은 95% LOA의 차이를 보인 관절은 오른쪽 새끼손가락의 PIP 관절로 상한값은 66.12, 하한값은 34.77로 31.35의 차이를 보였으며, 평균 차이는 50.45를 나타냈다. 95% LOA의 범위를 벗어난 측정값을 나타낸 손가락 관절은 왼쪽 집게손가락(2nd)의 MCP 관절, 왼쪽 약지손가락(4th)의 MCP, PIP 관절이었다.

IV. 고찰

UG는 비용적으로 저렴하여 오랜 기간 동안 인체의 대부분의 관절의 ROM 측정할 수 있는 임상 평가의 황금기준(gold standard) 검사법으로 널리 사용되어왔다(Wilk et al., 2009). 그러나 웨어러블 기술의 발달에 따라 소프트 센서는 손가락 움직임을 측정하는 대체 방법으로 제시되고 있다(Park et al., 2017).

본 연구는 작고, 많은 관절들로 이루어진 손과 손가락 관절의 ROM을 측정하는 데 있어서 측정 소요 시간을 단축하고 누구나 쉽고 편리하게 측정할 수 있는 측정 방법을 제시하고자 실험을 실시하였다. 이를 위해 손가락 관절을 굽힘 하였을 때 AROM을 UG와 Mollisen HAND 소프트 센서 장갑으로 측정하여 두

Table 5. Finger joint flexion according to the two measurements mean difference and 95% limits of agreement (n=10)

Finger	Joint	Hand	mean difference	95% limits of agreement		difference
				lower limit	upper limit	
Thumb (1st)	MCP	Lt.	-2.75	-29.34	23.84	53.18
		Rt.	1.25	-18.22	15.62	33.84
	IP	Lt.	13.80	-25.06	27.56	52.62
		Rt.	26.15	-14.95	47.45	62.40
Index (2nd)	MC	Lt.	14.10	-13.35	40.99	54.34
		Rt.	28.50	-2.62	32.42	35.04
	PIP	Lt.	14.55	4.99	47.31	42.32
		Rt.	40.10	17.63	52.26	34.63
Middle (3rd)	MC	Lt.	21.75	-9.06	37.26	46.32
		Rt.	47.65	-4.10	41.00	45.10
	PIP	Lt.	-1.30	4.86	52.13	47.27
		Rt.	16.25	26.61	64.48	37.87
Ring (4th)	MC	Lt.	14.90	-6.20	35.30	41.50
		Rt.	34.95	-5.43	43.43	48.86
	PIP	Lt.	18.45	20.45	59.74	39.29
		Rt.	45.55	28.51	62.38	33.87
Little (5th)	MC	Lt.	19.00	-2.87	46.37	49.24
		Rt.	45.45	-7.25	44.55	51.8
	PIP	Lt.	13.65	26.22	69.07	42.85
		Rt.	50.45	34.77	66.12	31.35

ROM; range of motion, UG; universal goniometry, MCP; metacarpophalangeal joint, IP; interphalangeal joint, PIP; proximal interphalangeal joint.

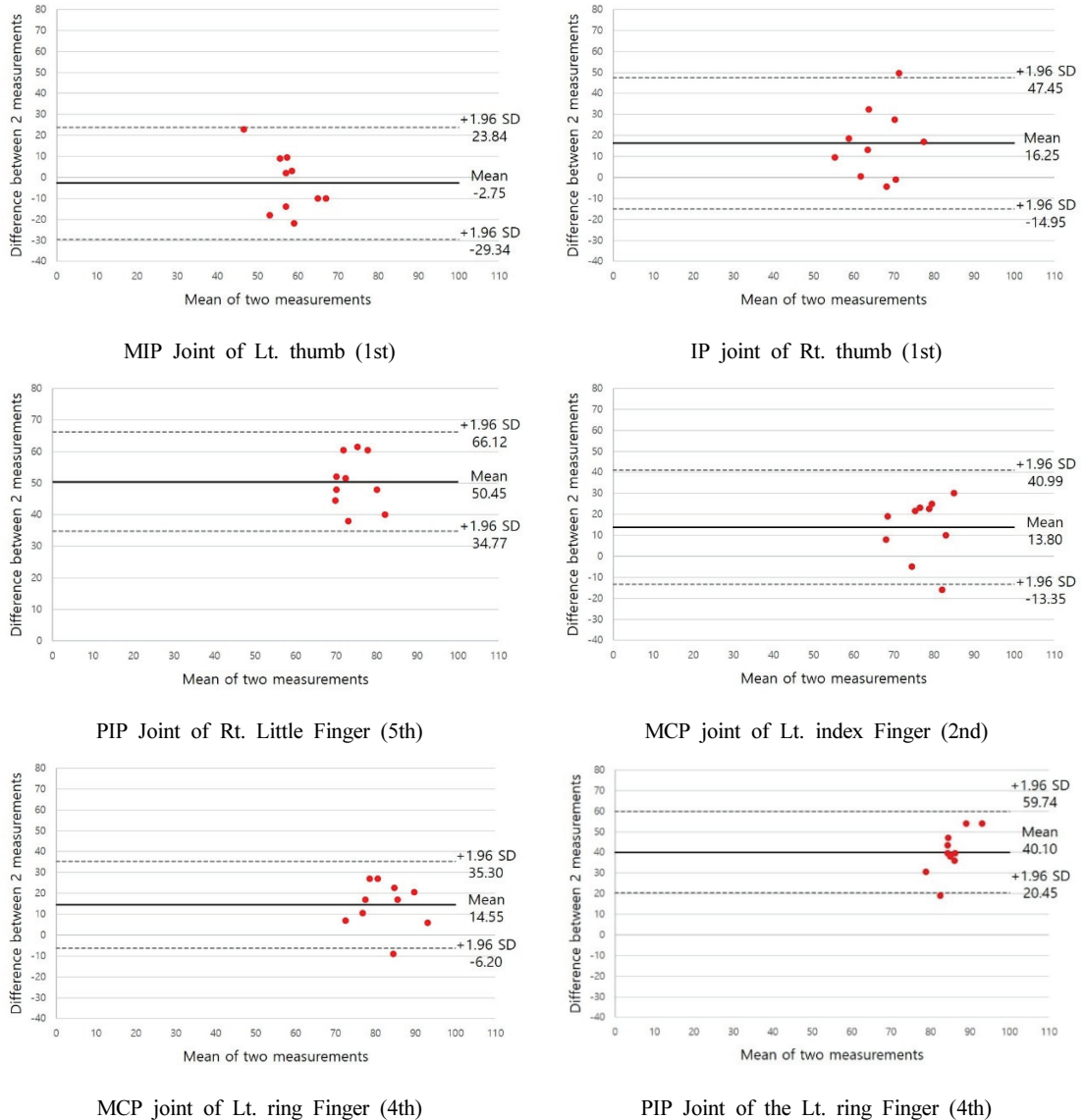


Fig. 3. A bland-altman plot showing the difference in the mean of AROM by the two measurements.

측정 방법의 평균값을 비교하고 신뢰도를 분석하였다.

그 결과 두 측정 방법 간 신뢰도는 왼손, 오른손 엄지손가락의 손허리손가락관절에서만 보통 수준을 나타냈으며 신뢰구간(CI)은 넓게 나타났다. 그 외 나머지 손가락 관절의 측정 신뢰도는 0에 가까운 매우 낮은 수준을 나타냈다(Table 5). Dipietro 등(2003) 연구에서 전통적인 UG의 대안 장비로 센서를 장착한 탄성 직물

장갑을 이용하여 손가락의 ROM을 측정하고 ICC로 신뢰도를 분석한 결과 0.70~1.0 범위의 보통 수준에서 높은 수준의 신뢰도를 보였다. 그러나 목쪽 손가락 관절을 측정할 때 보다 먼쪽 손가락뼈사이관절을 측정할 때 측정값이 불규칙하고 낮은 신뢰도를 보였으며, 낮은 신뢰도를 보인 원인으로 장갑이 손가락 끝부분에 적절하게 밀착되지 않았기 때문이라고 하였다

(Dipietro et al., 2003). Wise 등(1990)은 데이터 장갑이 손에 잘 맞을 때 더 정확한 측정이 이루어지며 장갑의 착용감에 따라 ROM 측정값이 달라질 수 있음을 강조하였다. Dipietro 등(2003) 연구에서는 남성 4명, 여성 2명을 대상으로 동일한 중간 사이즈의 장갑을 적용하였지만 남성의 손 크기에 비해 여성의 손 크기가 작아서 여성 대상자들의 손 사이즈에 맞는 데이터 장갑을 착용하게 하여 추가분석을 따로 하였다. 본 연구에서는 남성 6명, 여성 4명을 대상으로 남성에 비해 손의 크기가 작은 여성을 구분하지 않고 단일군으로 설정하였고 모든 실험 대상자들에게 동일한 L사이즈의 소프트 센서 장갑을 착용하게 하고 ROM을 측정하여 평균값을 산출하였으므로 소프트 센서 장갑으로 측정된 ROM이 낮은 수치로 측정되어 평균값과 ICC (2, 1)에 영향을 미친 것으로 사료된다(Table 2). Mollisen HAND 소프트 센서 장갑이 손가락의 움직임을 감지하는 할 수 있는 것은 장갑 등쪽면에 소프트 센서가 내장되어 있어 손가락 관절을 구부리거나 펼 때 소프트 센서가 늘어나거나 줄어들면서 외부 하중으로 작용하여 소프트 센서 안에 마이크로 채널이 변형되고 양쪽 끝 사이의 전도성 액체 금속인 EGaIn에 저항이 증가함에 따라 ROM 각도가 측정된다(Park et al., 2017). 또한 Mollisen HAND 소프트 센서 장갑은 해부학적 표기법이 아닌 피부 표기법에 의해 움직임의 회전축을 표현하였다. 그러므로 인접한 손가락 관절 사이의 거리가 사람마다 다르고, 소프트 센서 장갑보다 작은 손과 손가락 크기를 가진 사람의 경우 손가락을 굽힘 하였을 때 정확하게 소프트 센서에 외부 하중으로 작용하지 못하여 부정확한 ROM 측정값이 측정되었을 것으로 사료된다(Park et al., 2017).

이와 같은 이유로 본 연구에서 UG로 측정된 손가락 관절의 평균 ROM 값은 정상 표준 ROM과 비슷한 ROM 각도가 측정되었지만(Norkin & White, 2016). 소프트 센서 장갑으로 측정된 평균 ROM 값은 엄지손가락의 MCP, IP 관절을 제외하고 정상 표준 ROM 보다 낮은 각도의 평균값을 보였다(Norkin & White, 2016)(Table 2)(Table 3). Mollisen HAND 소프트 센서

장갑은 굽힘과 폼의 관절 움직임만을 측정할 수 있었던 기존의 소프트 센서 장갑(Muth et al., 2014; Chossat et al., 2015)에 비해 자유도 2 이상의 복잡한 손가락 관절을 표현할 수 있다. 그러나 Mollisen HAND 소프트 센서 장갑으로 손가락 관절의 ROM을 측정할 수 있는 범위는 $0^{\circ} \sim 90^{\circ}$ 까지로 90° 이상 ROM을 가진 관절에서는 제한적으로 ROM이 측정되어 UG로 측정된 ROM 보다 소프트 센서 장갑으로 측정된 ROM의 평균값이 엄지손가락의 MCP 관절을 제외한 나머지 손가락 관절에서 낮게 측정된 것으로 사료된다. Park 등(2017)은 장갑 기반 측정 시스템은 손가락 관절의 각도를 정확하게 측정할 수 있지만 인체의 자연스러운 손가락 움직임이 장갑에 의해 제한될 수 있으며 측정의 오류는 피부와 관절면에서 소프트 센서가 이탈하거나 소프트 센서 자체의 움직임에 의해서 발생될 수 있다고 하였다.

UG로 측정된 ROM의 평균값과 소프트 센서 장갑으로 측정된 평균 ROM 값의 차이는 왼손 엄지손가락의 MCP, IP 관절과 왼손 세 번째 손가락의 PIP관절에서만 작은 차이를 보였고 나머지 측정 관절에서는 13.65° 에서 50.45° 까지 큰 차이를 나타냈다(Table 3)(Table 5). Cook 등(2007)은 마커 기반 시스템과 수동 UG를 이용하여 손가락 관절의 각도 측정하고 차이를 비교 조사한 연구에서 손가락 관절의 각도가 증가함에 따라 측정값의 차이도 커졌으며, 개별적인 손가락 관절 각도 측정에 대해서도 두 측정 방법 간의 차이가 발생하였다. 이러한 차이의 증가는 관절이 굽힘 할 때 관절 위로 피부가 늘어나면서 동시에 마커도 이동을 하기 때문에 관절의 각도를 잘못 추정할 수 있기 때문이라고 하였다. Wise 등(1990)은 관절 위치에 따른 피부 장력과 근육 장력의 변화로 인하여 측정에 영향을 미칠 수 있다고 하였다.

소프트 센서 장갑과 UG, 두 측정 장비를 이용한 측정값 사이의 불일치 양상 살펴보기 위해 bland-altman plot를 이용하여 측정값의 평균 차이(mean difference, \bar{d})와 95% 일치한계값(LOA)을 산출하였다(Kim et al., 2012; Johnsson et al., 2012)(Table

5)(Fig. 3). bland-altman plot에서 평균차이 0에 가장 가까운 결과를 보인 관절은 오른쪽 엄지손가락 MCP 관절이었고, 95% LOA의 차이가 가장 큰 관절은 오른쪽 엄지손가락의 IP 관절로 62.40의 큰 차이를 보였고 평균 차이는 26.15이었다(Fig. 3). bland-altman plot에서 가운데 가로선은 평균 차이로 측정값의 짝 간 차이의 평균을 나타내며 0에서부터 평균 차이값까지의 거리는 두 측정법 간 바이어스의 추정치라고 할 수 있다. 평균 차이값이 0에 가깝다면 바이어스의 가능성은 적고 하나의 측정 방법이 다른 측정 방법에 비해 과다 또는 과소로 추정하는 경향이 없다고 할 수 있다 (Bartlett & Frost, 2008). 측정값 간 차이들이 정규분포하는 95% LOA와 범위는 상한값과 하한값 사이에 있는 것이며 임상적으로 받아들여질 만하다면 두 검사법은 교환 가능하다고 할 수 있다. 그러나 본 연구 결과 소프트웨어 센서 장갑과 UG로 측정한 평균 차이는 0에 가까운 결과를 보이지 못했으며 95% LOA와 범위 또한 벗어나거나 상한값과 하한값의 범위가 넓게 나타났다. 소프트웨어 센서의 변형율과 관절 각도의 변화에 따른 저항의 변화 사이의 관계가 선형적 관계로 ROM이 측정된다면 UG를 이용한 손가락 관절의 ROM 측정보다 더 정확하게 측정이 될 수 있을 것이며(Kuo et al., 2002; Rash et al., 1999), Mollisen HAND 시스템에 의한 자동 각도 측정 알고리즘으로 계산되어지는 ROM 측정으로 동시에 여러 관절을 한 번에 측정할 수 있어 UG로 측정 시 발생할 수 있는 소요 시간을 줄여서 측정자와 환자의 부담을 줄일 수 있을 것이다 (Wise et al., 1990). 측정 장비의 신뢰도 평가에서 반복성과 재현성은 일치도와 일치성을 평가하는 중요한 지표로, 새로운 측정 장비를 기존의 표준화된 장비와 비교하는 연구에 있어서 필수적인 지표이다 (McAlinden et al., 2011).

본 연구 결과 소프트웨어 센서 장갑의 장점에도 불구하고 연구 설계의 문제점과 장갑 자체의 오류로 인한 한계점을 보였다. 추후 연구에서는 본 연구에서 제기되었던 한계점과 소프트웨어 센서 장갑의 추가 개발로 기술적인 문제점을 개선하고 이를 통해 객관적이고 표

준화된 절차를 확립하여 측정 방법과 측정자 간 오류 최소화한다면 소프트웨어 센서 장갑은 UG의 수동적 측정 방법보다 더 빠르고 정확하며 효과적인 임상 측정 도구가 될 수 있을 것이다.

V. 결론

본 연구의 결과를 바탕으로 지금까지 임상에서 손가락 관절의 관절가동범위를 측정하기 위해 일반적으로 전통적인 UG가 사용되어 왔으나 손가락 관절 측정 시 측정 시간이 오래 소요되고 측정자 내, 측정자 오차가 발생하므로 임상적인 대안 측정 장비로 웨어러블 소프트웨어 센서 장갑의 유용 가능성을 알아보기 위해 신뢰도 분석을 하였으나 낮은 수준의 신뢰도와 불일치를 보였다. 그러나 본 연구가 예비연구인 점을 감안할 때 연구의 제한점과 웨어러블 소프트웨어 센서 장갑의 기술적인 부분을 보완하고 추후 연구가 진행된다면 웨어러블 소프트웨어 센서 장갑은 임상에서 손가락 관절의 관절가동범위를 측정하고 진단할 때 유용하고 신뢰도 높은 측정 장비로 활용될 가능성이 높음을 시사한다.

Acknowledgements

This research was supported by Korea Workers' Compensation & Welfare Service Research Grants in 2023.

References

- Akizuki K, Yamaguchi K, Morita Y, et al. The effect of proficiency level on measurement error of range of motion. *Journal of Physical Therapy Science*. 2016;28(9):2644-2651.
- Bartlett JW, Frost C. Reliability, repeatability and

- reproducibility: analysis of measurement errors in continuous variables. *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology: The Official Journal of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*. 2008;31(4):466-475.
- Beshara P, Chen JF, Read AC, et al. The Reliability and validity of wearable inertial sensors coupled with the microsoft kinect to measure shoulder range-of-motion. *Sensors*. 2020;20(24):7238.
- Boone DC, Azen SP, Lin CM, et al. Reliability of goniometric measurements. *Physical Therapy*. 1978;58(11):1355-1360.
- Carbonaro N, Dalle Mura G, Lorussi F, et al. Exploiting wearable goniometer technology for motion sensing gloves. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*. 2014;18(6):1788-1795.
- Chossat JB, Tao Y, Duchaine V, et al. Wearable soft artificial skin for hand motion detection with embedded microfluidic strain sensing. In 2015 IEEE international conference on robotics and automation (ICRA). IEEE access. 2015;2568-2573.
- Clarkson HM. Musculoskeletal assessment: joint range of motion and manual muscle strength. Lippincott Williams & Wilkins. 2000.
- Cook JR, Baker NA, Cham R, et al. Measurements of wrist and finger postures: a comparison of goniometric and motion capture techniques. *Journal of Applied Biomechanics*. 2007;23(1):70-78.
- Dipietro L, Sabatini AM, Dario P. Evaluation of an instrumented glove for hand-movement acquisition. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2003;40(2):179-190.
- Ellis B, Bruton A. A study to compare the reliability of composite finger flexion with goniometry for measurement of range of motion in the hand. *Clinical Rehabilitation*. 2002; 16(5):562-570.
- Fang B, Sun F, Liu H, et al. Development of a wearable device for motion capturing based on magnetic and inertial measurement units. *Scientific Programming*. 2017.
- Johnsson AA, Fagman E, Vikgren J, et al. Pulmonary nodule size evaluation with chest tomosynthesis. *Radiology*. 2012;265:273-282.
- Kim CH, Chung CK, Hong HS, et al. Validation of a simple computerized tool for measuring spinal and pelvic parameters. *Journal of Neurosurgery. Spine*. 2012;16:154-162.
- Kim SG, Kim EK. Test-retest reliability of an active range of motion test for the shoulder and hip joints by unskilled examiners using a manual goniometer. *Journal of Physical Therapy Science*. 2016;28(3): 722-724.
- Kortier HG, Sluiter VI, Roetenberg D, et al. Assessment of hand kinematics using inertial and magnetic sensors. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 2014;11(1):1-15.
- Kuo LC, Su FC, Chiu HY, et al. Feasibility of using a video-based motion analysis system for measuring thumb kinematics. *Journal of Biomechanics*. 2002;35(11): 1499-1506.
- Lea RD, Gerhardt JJ. Range-of-motion measurements. *Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*. 1995;77(5):784-798.
- Lin BS, Lee IJ, Yang SY, et al. (2018). Design of an inertial-sensor-based data glove for hand function evaluation. *Sensors*. 2018;18(5):1545.
- Liu H. Exploring human hand capabilities into embedded multifingered object manipulation. *IEEE Transactions on Industrial Informatics*. 2011;7(3):389-398.
- Lv L, Yang J, Gu F, et al. Validity and Reliability of a Depth Camera-Based Quantitative Measurement for Joint Motion of the Hand. *Journal of Hand Surgery Global Online*. 2023;5(1): 39-47.
- McAlinden C, Khadka J, Pesudovs K. Statistical methods for

- conducting agreement (comparison of clinical tests) and precision (repeatability or reproducibility) studies in optometry and ophthalmology. *Ophthalmic and Physiological Optics*. 2011;31(4):330-338.
- Metcalf CD, Robinson R, Malpass AJ, et al. Markerless motion capture and measurement of hand kinematics: validation and application to home-based upper limb rehabilitation. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*. 2013;60(8):2184-2192.
- Milanese S, Gordon S, Buettner P, et al. Reliability and concurrent validity of knee angle measurement: smart phone app versus universal goniometer used by experienced and novice clinicians. *Manual Therapy*. 2014;19(6):569-574.
- Moreira AH, Queirós S, Fonseca J, et al. Real-time hand tracking for rehabilitation and character animation. In 2014 IEEE 3rd International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH). IEEE access. 2014;1-8.
- Muir SW, Corea CL, Beaupre L. Evaluating change in clinical status: reliability and measures of agreement for the assessment of glenohumeral range of motion. *North American journal of sports physical therapy: North American Journal of Sports Physical Therapy*. 2010;5(3):98.
- Muth JT, Vogt DM, Truby RL, et al. Embedded 3D printing of strain sensors within highly stretchable elastomers. *Advanced Materials*. 2014;26(36):6307-6312.
- Norkin C, White J. Measurement of joint motion: a guide to goniometry. Fifth ed. Philadelphia, FA Davis. 2016.
- Park W, Ro K, Kim S, et al. A soft sensor-based three-dimensional (3-D) finger motion measurement system. *Sensors*. 2017;17(2):420.
- Park Y, Lee J, Bae J. Development of a wearable sensing glove for measuring the motion of fingers using linear potentiometers and flexible wires. *IEEE Transactions on Industrial Informatics*. 2014;11(1):198-206.
- Park YL, Majidi C, Kramer R, et al. Hyperelastic pressure sensing with a liquid-embedded elastomer. *Journal of Micromechanics and Microengineering*. 2010;20(12) 125029.
- Rash GS, Belliappa PP, Wachowiak MP, et al. A demonstration of the validity of a 3-D video motion analysis method for measuring finger flexion and extension. *Journal of Biomechanics*. 1999;32(12):1337-1341.
- Sharp T, Keskin C, Robertson D, et al. Accurate, robust, and flexible real-time hand tracking. In Proceedings of the 33rd annual ACM conference on human factors in computing systems. 2015;3633-3642.
- Tran DP, Morita D, Sato N, et al. Improvement of non-invasive semi-automatic test device for measurement of finger joints range of motion: Reduction in burden on therapist. In 2016 16th International Conference on Control, Automation and Systems (ICCAS). IEEE access: practical innovations, open solutions. 2016;423-427.
- Wilk KE, Reinold MM, Macrina LC, et al. Glenohumeral internal rotation measurements differ depending on stabilization techniques. *Sports Health*. 2009;1:131-136.
- Wise S, Gardner W, Sabelman E, et al. Evaluation of a fiber optic glove for semi-automated goniometric measurements. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 1990;27(4).
- Zecevic A, Miller DI, Harburn K. An evaluation of the ergonomics of three computer keyboards. *Ergonomics*. 2000;43:55-72.