

Diseño y validación de un dispositivo de tensionado impreso en 3D para un sensor resistivo de hilo

Manchado, A. ^a, Ballester, C. ¹, Muñoz, V. ¹, Blanco, M. ¹

^aDepartamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad Carlos III de Madrid, Av. Universidad, Leganés, España.

Resumen

Este trabajo presenta el diseño y validación experimental de un dispositivo modular de tensionado impreso en 3D destinado a mejorar el rendimiento de sensores textiles resistivos basados en hilo de poliamida recubierto de plata Shieldex®. El sistema proporciona una pre-tensión controlada mediante un mecanismo compuesto por un anillo distal, una bobina proximal y un elemento auxiliar elástico, permitiendo mantener la estabilidad mecánica del hilo conductor durante el movimiento del dedo. El dispositivo fue evaluado en tareas repetidas de flexión del dedo índice durante nueve ciclos experimentales. Se analizaron la sensibilidad, la histéresis y la deriva utilizando el cambio relativo de resistencia como parámetro principal. Los resultados muestran una sensibilidad media estable ($0,105 \pm 0,0072$), una histéresis media de ($-12,74 \pm 19,23 \%$) y ausencia de deriva acumulativa significativa entre ciclos, evidenciando una mejora en la repetibilidad de la señal. La fabricación mediante impresión 3D permite además su adaptación ergonómica a diferentes usuarios. La solución propuesta aborda eficazmente el problema del tensionado en sensores textiles, contribuyendo al desarrollo de interfaces vestibles para aplicaciones de rehabilitación y monitorización biomecánica.

Palabras clave: Sensores textiles, Sensores resistivos, Sistemas vestibles, Seguimiento del movimiento del dedo, Sensado blando

Design and validation of a 3D-printed tensioning device for resistive threads sensors

Abstract

This work presents the design and experimental validation of a modular 3D-printed tensioning device aimed at improving the performance of textile-based resistive sensors using silver-coated polyamide Shieldex® threads. The system provides controlled pre-tension through a mechanical configuration composed of a distal ring, a proximal spool, and an auxiliary elastic element, ensuring mechanical stability of the conductive thread during finger motion. The device was evaluated during repeated index finger flexion tasks over nine experimental cycles. Sensitivity, hysteresis, and drift were quantified using relative resistance variation as the main performance parameter. Results show stable sensitivity ($0,105 \pm 0,0072$), a mean hysteresis of ($-12,74 \pm 19,23 \%$), and no significant cumulative drift between cycles, demonstrating improved signal repeatability. The use of additive manufacturing further enables ergonomic customization for different users. The proposed solution effectively addresses the tensioning challenge in textile resistive sensors, contributing to the advancement of wearable interfaces for rehabilitation and biomechanical monitoring applications.

Keywords: Textile sensors, Resistive strain sensors, Wearable systems, Finger motion tracking, Soft sensing

1. Introducción

La mano humana es un sistema complejo en el que músculos, tendones, nervios y huesos se entrelazan para producir los movimientos que nos permiten manipular el mundo que nos rodea, aprender y comunicarnos (Netter, 2022). Su importancia en la evolución humana ha sido demostrada numerosas veces (Gonzalez and Green, 2023) y sus complejidades funcionales y

biomecánicas han sido ampliamente estudiadas (Madani et al., 2022).

Una mano humana sana está compuesta por 25 huesos y 27 articulaciones (Maw et al., 2016), conformando más de 21 Grados de Libertad (DoF), número que puede verse fácilmente alterado por patologías como la artrosis (Gracia-Ibáñez et al., 2023).

*Autor para correspondencia: admancha@ing.uc3m.es
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

El análisis de estos DoF, es decir, el seguimiento del movimiento de la mano y los dedos, no solo es importante desde el punto de vista biomecánico, sino que también es relevante en campos como la rehabilitación (medición del progreso del paciente)(Ham et al., 2024), la traducción de lengua de signos (Kanwal et al., 2025) o la interacción humano-robot (Xie et al., 2025).

Los métodos clínicos tradicionales emplean goniómetros (transportadores) en cada articulación, pero estos resultan laboriosos y pueden ser imprecisos en movimientos dinámicos (Nakai et al., 2024). Los sistemas modernos de captura de movimiento 3D (sistemas ópticos basados en marcadores) pueden registrar con precisión las trayectorias de los dedos, aunque requieren cámaras y entornos controlados (Ahmad et al., 2019).

Paralelamente, existen diversas soluciones vestibles que permiten realizar el seguimiento del movimiento directamente sobre la mano. Los guantes con sensores inerciales incorporan pequeñas IMUs (acelerómetros y giróscopos) en cada segmento del dedo (Harrison et al., 2024); los *data gloves* con sensores flexivos resistivos (sensores plásticos de flexión) integran tiras sensibles a la curvatura a lo largo de cada dedo (Alina and Briko, 2025); y también se han propuesto sistemas basados en sensores ultrasónicos MEMS integrados en los dedos, capaces de estimar la matriz de distancias relativas entre ellos para reconstruir la configuración de la mano (Zhang et al., 2023).

Existen numerosas alternativas adicionales, y cada una de estas modalidades de seguimiento presenta compromisos en términos de precisión, coste y usabilidad (Chen et al., 2020). En particular, los **sensores textiles flexibles** han emergido como una categoría prometedora para capturar el movimiento de los dedos manteniendo un alto nivel de comodidad para el usuario (Liza et al., 2023).

Un mecanismo típico es el sensor resistivo de deformación: un hilo o filamento conductor cuya resistencia eléctrica cambia cuando se estira. En la práctica, estos hilos conductores se cosen o tejen en una prenda elástica de modo que la flexión del dedo deforma el textil y altera su resistencia (Muñoz et al., 2025). Los sensores resistivos blandos ofrecen varias ventajas: comodidad (sin componentes rígidos sobre la mano), conformabilidad (se mueven naturalmente con el tejido) y simplicidad.

Sin embargo, los hilos resistivos presentan desafíos. Los sensores textiles suelen mostrar histéresis (la salida depende del historial de carga) y deriva (cambios lentos con el tiempo) (Souri et al., 2020). Uno de los problemas prácticos que presentan estos sensores, observado experimentalmente, es el de mantener el hilo conductor correctamente tensionado. Si el hilo queda holgado en el tejido, la caída de línea base o la holgura pueden provocar lecturas poco fiables. Sin tensión, movimientos suaves pueden no producir cambios inmediatos en la resistencia hasta que el hilo se tensa completamente.

La literatura existente muestra una limitada atención hacia el desarrollo de sistemas de tensionado específicamente diseñados para optimizar el rendimiento de hilos resistivos textiles. Algunos investigadores incorporan respaldo de silicona o adhesivo (Ballester et al., 2024) mientras que otros optan por emplear puntadas elásticas especiales (Mattmann et al., 2008).

En consecuencia, sigue existiendo la necesidad de una solución de tensado compacta, mecánicamente robusta y reproducible que pueda integrarse fácilmente en sistemas vestibles. Por

ello, el objetivo del presente trabajo es el diseño, fabricación y validación experimental de un dispositivo impreso en 3D capaz de mantener una tensión constante en un hilo resistivo. La validación se llevará a cabo en el contexto del seguimiento del movimiento de flexión del dedo índice utilizando un hilo de nylon recubierto de plata Shieldex®. El sistema propuesto busca proporcionar una pre-tensión controlada, mejorar la repetibilidad y aumentar la estabilidad de la señal, manteniendo al mismo tiempo las ventajas inherentes de las tecnologías de sensado blando: flexibilidad, comodidad y portabilidad.

2. Integración del Sensor

Para el desarrollo de este trabajo, se empleará el hilo de nylon recubierto de plata Shieldex® 235/36 x2 HCB (Shieldex, 2025), específicamente fabricado para aplicaciones de sensado en textiles inteligentes. El hilo Shieldex está compuesto por dos fibras de poliamida (Nylon 6.6) trenzadas, que posteriormente se recubren con plata de pureza 99,9%, lo que le confiere su comportamiento conductor (Figura 1).

Basándose en resultados experimentales preliminares obtenidos por Carriazo, Irene (under review) dentro de nuestro grupo de investigación, se seleccionó el patrón de costura *Grandma stitch* integrado en cinta kinesiológica debido a su accesibilidad, facilidad de replicación y rendimiento demostrado en pruebas preliminares realizadas por la investigadora principal. La cinta kinesiológica constituye un sustrato adecuado gracias a su composición de 28% caucho y 72% poliéster, lo que permite que la tensión mecánica se distribuya de manera más uniforme (Muñoz et al., 2025). El hilo conductor Shieldex se integra en el tejido mediante una máquina de coser Singer SM024 e hilo estándar de algodón, que fija el hilo conductor al tiempo que permite su desplazamiento longitudinal (Figura 2).

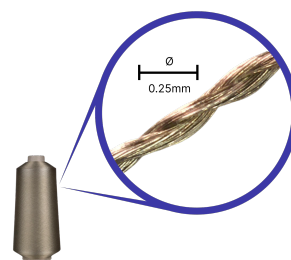


Figura 1: Estructura microscópica del hilo Shieldex® 235/36 x2 HCB (Ballester et al., 2024).

El método de anclaje consiste en un conjunto seleccionado de pequeños conectores comúnmente utilizados en joyería, hilo de pesca de polietileno estándar y terminales de anillo aislados. Estos componentes fueron elegidos por su bajo coste, facilidad de acceso y compatibilidad tanto con técnicas de anudado como de soldadura. Se retira el aislamiento de cables *jumper* estándar para exponer los filamentos conductores internos, los cuales se introducen y trenzan a través de los terminales de anillo aislados y posteriormente se sellan mediante soldadura con estaño y pasta de soldar. Los conectores de joyería se fijan a los terminales de anillo aislados mediante hilo de pesca, ya que este material no presenta comportamiento elástico que pueda comprometer

el tensado del sensor. El hilo Shieldex, previamente integrado en la cinta kinesiológica, se anuda entonces alrededor del cable soldado lo más cerca posible de la cinta. Finalmente, se aplica adhesivo industrial sobre el nudo del Shieldex para garantizar una conexión segura y duradera.

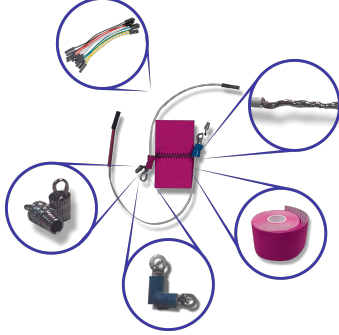


Figura 2: Sensor completo junto a los elementos que lo componen.

3. Diseño del Dispositivo

El dispositivo de tensionado (DdT) (Figuras 3, 4) desarrollado se compone de tres elementos principales: un anillo que proporciona tensión en la región distal del dedo, una bobina ubicada sobre la muñeca que genera tensión en la zona proximal, y una pieza auxiliar que permite accionar el mecanismo de tensionado.

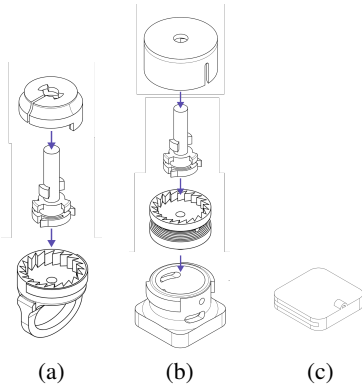


Figura 3: Dibujos CAD de los componentes del dispositivo de tensionado (DdT). Anillo (a), bobina (b) y auxiliar (c).

El anillo se coloca en la región distal del dedo, abrazando la uña del usuario. Un segmento de hilo de pescar conecta este elemento con el sensor, permitiendo el tensionado al enrollarse sobre el mecanismo; las muescas incorporadas permiten el movimiento en un único sentido, facilitando así el ajuste progresivo de la tensión. La bobina ubicada sobre la muñeca incorpora igualmente un segmento de hilo de pescar conectado directamente al sensor, de modo que el enrollamiento del elemento genera el tensionado proximal. Asimismo, se integra una goma elástica que proporciona el movimiento de retracción cuando el dedo se flexiona. La pieza auxiliar se sitúa en la región proximal del antebrazo y permite el anclaje de la goma elástica, completando el sistema de tensionado.

El montaje es sencillo y modular, lo que permite sustituir o incorporar un nuevo sensor sin alterar el funcionamiento del DdT. La función conjunta de la bobina y del elemento auxiliar consiste en que, cuando el dedo se flexiona, este tracciona del hilo de pescar conectado a la bobina, estirando la goma elástica enrollada en sentido contrario. Cuando el dedo se relaja, la goma elástica devuelve el hilo de pescar a su posición y tensión iniciales.

Asimismo, la fabricación mediante tecnologías de impresión 3D facilita la personalización geométrica del dispositivo, permitiendo adaptar su diseño a diferentes morfologías de mano y requisitos ergonómicos sin modificar el principio de funcionamiento.

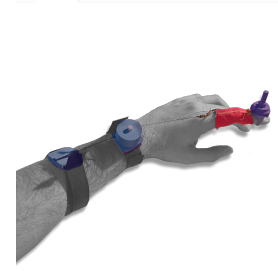


Figura 4: Montaje final del DdT sobre un usuario.

4. Experimentación

El parámetro principal seleccionado para evaluar el rendimiento técnico será el **cambio relativo de resistencia** $\Delta R/R$, mostrado en la siguiente ecuación:

$$\Delta R/R = \frac{R - R_0}{R_0} \quad (1)$$

donde R representa la resistencia medida en un instante determinado, y R_0 corresponde a la resistencia inicial cuando no se aplica deformación. Este parámetro se seleccionó debido a su interpretación directa y a su sencilla correlación con la posición angular de la articulación del dedo. Es importante señalar que, debido a la naturaleza de la aplicación —que involucra el dedo humano— y a la decisión de diseño de no incorporar sensores adicionales, no se mide directamente la deformación (ϵ). Como consecuencia, los parámetros de rendimiento basados en la deformación que se emplean habitualmente para caracterizar sensores no pueden aplicarse directamente en este contexto. En su lugar, el rendimiento se cuantificó directamente a partir de la salida eléctrica ($\Delta R/R_0$). Se medirán entonces la sensibilidad, la histéresis y la deriva en un total de 9 ciclos.

Para medir la **sensibilidad**, se emplea el *Coefficiente de Sensibilidad al Esfuerzo* (*Stress Sensitivity Coefficient*) (Njovana et al., 2024), definido en la Ecuación 2.

$$k_\sigma = \frac{\Delta R/R_0}{\sigma}, \quad \text{donde } \sigma = \frac{F}{A} \quad (2)$$

Aquí, σ representa el *esfuerzo* (*stress*), definido como la fuerza (F) aplicada al hilo dividida entre su área de sección transversal (A).

Asimismo, dado que durante los ensayos no se dispuso de mediciones directas de fuerza, se asumió una fuerza máxima del dedo de 30N para el dedo índice, basada en los resultados

de (Gómez et al., 2022), debido a su similitud con el usuario sobre el que se tomaron los datos. Considerando el área activa del sensor como una sección transversal circular con un diámetro de $0,25\text{mm}$ (Figura 1), el esfuerzo aplicado se aproximó en 610 kPa . Para cada ciclo del dispositivo, se extrajo el cambio máximo relativo de resistencia ($\Delta R/R_0$) durante la fase de estiramiento y se calculó el correspondiente k_{σ} .

Si bien este cálculo no proporciona una medida exacta de la sensibilidad, ofrece una aproximación útil que permite realizar un análisis comparativo con estudios similares basados en sensores.

La **histéresis** (Υ_H) se cuantificará utilizando la fórmula propuesta:

$$\Upsilon_H = \frac{A_L - A_U}{A_L} \times 100 \quad (3)$$

donde A_L y A_U representan las áreas bajo los segmentos de carga (Loading) y descarga (Unloading) del ciclo, respectivamente. Estas áreas, calculadas en tiempo discreto mediante la regla del trapecio, se definen como:

$$A(a, b) = \sum_{n=a}^b \frac{\theta_i[n] + \theta_i[n+1]}{2} \quad (4)$$

$$A_L = A\left(0, \frac{N}{2}\right) \quad (5)$$

$$A_U = A\left(\frac{N}{2}, N\right) \quad (6)$$

donde θ_i corresponde al ciclo i de la señal de entrada θ , y N es el número total de muestras que componen el ciclo.

Y finalmente, la **deriva** entre ciclos se calcula, bajo la hipótesis de ausencia de deriva dentro de un ciclo individual, como la diferencia entre los valores mínimos de resistencia relativa medidos en cada ciclo.

$$\text{deriva} = \min(\theta_i) - \min(\theta_{i-1})$$

La señal se adquiere a partir del movimiento del dedo índice una vez que el sensor ha sido fijado, alineando su parte central con la articulación interfalángica proximal (PIP). Se realizan ciclos repetidos de relajación–flexión del dedo durante un periodo de 60 segundos. Cada fase del ciclo requiere dos pulsos para completarse: uno para realizar el movimiento del dedo y otro para mantener la posición. La longitud del sensor y la frecuencia de oscilación del dedo son de 3 cm y 0.5 Hz , respectivamente.

5. Resultados

La Figura 5 muestra la evolución de $\Delta R/R_0$ a lo largo del tiempo para los ciclos evaluados. Se observa un comportamiento repetitivo y consistente, con una clara diferenciación entre las fases de flexión y relajación del dedo. La señal presenta estabilidad en los valores mínimos y máximos, indicando una adecuada pre-tensión mantenida por el dispositivo de tensionado (DdT).

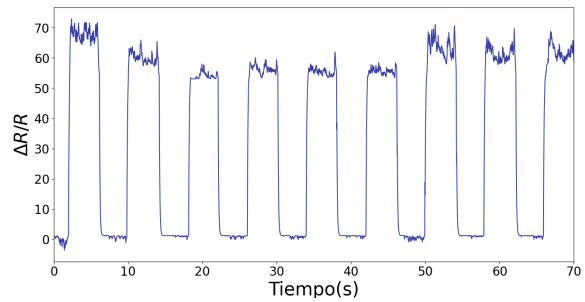


Figura 5: Cambio relativo de resistencia en función del tiempo (s) para todos los ciclos.

Para el cálculo de las figuras de mérito, se aislaron los nueve ciclos individuales mostrados en la Figura 6. El punto rojo indica el inicio del movimiento de flexión, mientras que las zonas sombreadas indican las zonas de carga y descarga. Estos ciclos se emplearon para calcular la sensibilidad, la histéresis y la deriva.

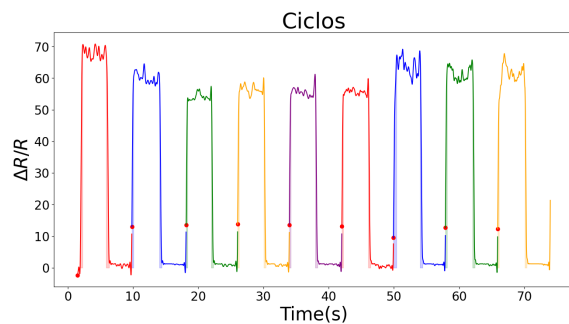


Figura 6: Los nueve ciclos aislados a partir de los cuales se extraen las figuras de mérito. El punto rojo indica el inicio de la flexión y el cambio de sombreado indica las zonas de carga y descarga.

Las Tablas 1 y 2 recogen los valores obtenidos para la histéresis y la sensibilidad en cada ciclo, así como su valor medio y desviación típica muestral. La histéresis media obtenida fue de $-12,74 \pm 19,233\%$, observándose un incremento notable en el Ciclo 7, posiblemente asociado a efectos de relajación mecánica del material textil o redistribución interna de tensiones.

La sensibilidad media fue de $0,105 \pm 0,0072$, mostrando baja variabilidad entre ciclos y evidenciando estabilidad en la respuesta eléctrica bajo las condiciones evaluadas.

La deriva entre ciclos consecutivos se muestra en las Tablas 3 y 4. El valor medio obtenido fue de $0,21 \pm 0,43$, lo que indica ausencia de deriva acumulativa sistemática a lo largo del ensayo. La variabilidad observada puede atribuirse a pequeñas fluctuaciones mecánicas o eléctricas propias del sistema textil.

En conjunto, los resultados experimentales demuestran que el DdT permite mantener una pre-tensión constante del hilo resistivo, reduciendo la inestabilidad asociada a la holgura mecánica y mejorando la repetibilidad de la señal en aplicaciones de seguimiento de movimiento del dedo.

Tabla 1: Resultados ciclos 1–5

	C1	C2	C3	C4	C5
Histéresis % (Υ_H)	-31.30	-5.99	-16.61	-16.54	-24.33
Sensibilidad (k_σ)	0.1160	0.1058	0.0941	0.0985	0.1004

Tabla 2: Resultados ciclos 6–9, media y desviación típica

	C6	C7	C8	C9	Media
Histéresis % (Υ_H)	-25.88	37.31	-9.46	-21.86	-12.74 \pm 19.233
Sensibilidad (k_σ)	0.0981	0.1133	0.1078	0.1111	0.105 \pm 0.0072

Tabla 3: Deriva entre ciclos 1–5.

	C1&2	C2&3	C3&4	C4&5	C5&6
Deriva	0.760	0.352	-0.142	0.171	0.386

Tabla 4: Deriva entre ciclos 6–9, media y desviación típica.

	C6&7	C7&8	C8&9	Media
Deriva	-0.172	-0.504	0.822	0.21 \pm 0.43

6. Conclusión

En este trabajo se ha diseñado, fabricado y validado experimentalmente un dispositivo de tensionado (DdT) impreso en 3D destinado a mejorar el rendimiento de sensores textiles resistivos basados en hilo de poliamida recubierto de plata Shiel-dex®.

Los resultados experimentales muestran que el dispositivo es capaz de mantener una pre-tensión controlada durante ciclos repetidos de flexión del dedo índice, mitigando la inestabilidad asociada a la holgura del hilo conductor. Se obtuvo una sensibilidad media estable ($0,105 \pm 0,0072$) y no se observó deriva acumulativa significativa entre ciclos, lo que evidencia una mejora en la repetibilidad de la señal.

Aunque la histéresis presenta variabilidad entre ciclos, especialmente en condiciones prolongadas, el DdT proporciona una base mecánica robusta que contribuye a estabilizar el comportamiento del sensor sin necesidad de modificar su composición material. Además, la fabricación mediante impresión 3D permite la personalización geométrica del dispositivo para adaptarlo a diferentes morfologías de mano y requisitos ergonómicos, facilitando su integración en sistemas vestibles.

En conjunto, este trabajo aporta una solución compacta, reproducible y de bajo coste para abordar uno de los principales desafíos de los sensores textiles resistivos: el control del tensionado. Como trabajo futuro, se plantea evaluar el sistema en un mayor número de usuarios y condiciones de uso, así como optimizar el diseño mecánico para reducir la histéresis y mejorar la robustez del anclaje.

Agradecimientos

Gracias a Irene Carriazo por su trabajo dentro del grupo de investigación, que ha hecho posible el desarrollo de este dispositivo.

Referencias

- Ahmad, A., Migniot, C., Dipanda, A., 2019. Hand pose estimation and tracking in real and virtual interaction: A review. *Image and Vision Computing* 89, 35–49.
- Alina, M., Briko, A., 2025. Investigation of the effect of the location of flex sensors in a sensor glove for accurate tracking of hand movements. In: 2025 IEEE Ural-Siberian Conference on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT). IEEE, pp. 353–356.
- Ballester, C., Muñoz, V., Copaci, D., Moreno, L., Blanco, D., 2024. Design of a soft sensor based on silver-coated polyamide threads and stress-strain modeling via gaussian processes. *Sensors and Actuators A: Physical* 367, 115058.
- Chen, W., Yu, C., Tu, C., Lyu, Z., Tang, J., Ou, S., Fu, Y., Xue, Z., 2020. A survey on hand pose estimation with wearable sensors and computer-vision-based methods. *Sensors* 20 (4), 1074.
- Gómez, J., Castilblanco, P., Avilés, Ó. F., Maudeloux, M., Klinge, J., Galán, R., 2022. Device for measuring fingers strength and its role in monitoring hand functions. *Cirugía Plástica Ibero-Latinoamericana* 48 (2), 217–226.
URL: <https://ibamplasturg.org/article/2022/48/2/Device-for-measuring-fingers-strength>
DOI: doi:10.4321/S0376-78922022000200013
- Gonzalez, M., Green, S., 2023. Evolution of the Human Hand from Early Hominid to Today 81 (1), 34–39.
- Gracia-Ibáñez, V., Agost, M.-J., Bayarri-Porcar, V., Granell, P., Vergara, M., Sancho-Bru, J. L., 2023. Hand kinematics in osteoarthritis patients while performing functional activities. *Disability and Rehabilitation* 45 (7), 1124–1130.
- Ham, Y., Yang, D.-S., Choi, Y., Shin, J.-H., 2024. Effectiveness of mixed reality-based rehabilitation on hands and fingers by individual finger-movement tracking in patients with stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 21 (1), 140.
- Harrison, A., Jester, A., Mouli, S., Fratini, A., Jabran, A., 2024. Systematic evaluation of imu sensors for application in smart glove system for remote monitoring of hand differences. *Sensors* 25 (1), 2.
- Kanwal, T., Altaf, S., Yousaf, R. M., Sattar, K., 2025. A smart glove-based system for dynamic sign language translation using lstm networks. *Engineering Proceedings* 118 (1), 45.
- Liza, L., Kabir, M. H., Jiang, L., Jerrams, S., Chen, S., 2023. The technology of wearable flexible textile-based strain sensors for monitoring multiple human motions: construction, patterning and performance. *Sensors & Diagnostics* 2 (6), 1414–1436.
- Madani, A., Créteur, V., Bianchi, S., 2022. Atlas of sonographic anatomy of the hand and wrist. *Hand clinics* 38 (1), 1–17.
- Mattmann, C., Clemens, F., Tröster, G., 2008. Sensor for measuring strain in textile. *Sensors* 8 (6), 3719–3732.

- Maw, J., Wong, K. Y., Gillespie, P., 2016. Hand anatomy. *British Journal of Hospital Medicine* 77 (3), C34–C40.
- Muñoz, V., Ballester, C., Copaci, D., Moreno, L., Blanco, D., 2025. Modeling a machine-sewable strain-stress sensor using transformers. *Sensors and Actuators A: Physical*, 117216.
- Nakai, T., Amano, S., Murao, C., Taguchi, H., Takahashi, K., 2024. Intra-and inter-rater reliability of goniometric finger range of motion using a written protocol. *Archives of Physiotherapy* 14, 83.
- Netter, F. H., 2022. *Atlas of Human Anatomy*, 8th Edition. Elsevier, paperback edition.
- Njovana, M. T., Kgwadi, M., Sheikh, S. M., 2024. Characterisation of low-cost stretchable strain sensors for wearable devices. *Modern Electronic Materials* 10 (1), 37–49.
- Shieldex, 2025. Shieldex® 235/36 x2 HCB.
- Souri, H., Banerjee, H., Jusufi, A., Radacsi, N., Stokes, A. A., Park, I., Sitti, M., Amjadi, M., 2020. Wearable and stretchable strain sensors: materials, sensing mechanisms, and applications. *Advanced Intelligent Systems* 2 (8), 2000039.
- Xie, J., Xu, Z., Zeng, J., Gao, Y., Hashimoto, K., 2025. Human–robot interaction using dynamic hand gesture for teleoperation of quadruped robots with a robotic arm. *Electronics* 14 (5), 860.
- Zhang, Q., Lin, Y., Lin, Y., Rusinkiewicz, S., 2023. Hand pose estimation with mems-ultrasonic sensors. In: *SIGGRAPH Asia 2023 Conference Papers*. pp. 1–11.