

DISEÑO DE SENSOR ÓPTICO DE FUERZA PARA EXOESQUELETO DE MANO

Díez J.A., Blanco A., Catalán J.M., Badesa F.J., Sabater J.M., García-Aracil N.
Universidad Miguel Hernández. jdíez@umh.es

Resumen

En este trabajo se presenta el diseño preliminar de un sensor de fuerza integrable en un dispositivo de rehabilitación y asistencia de la mano de tipo exoesqueleto. Como alternativa a las tradicionales células de carga, cuya miniaturización es económicamente costosa, se plantea el uso de un sistema óptico similar a los utilizados en micrometría. Para ello se diseña un tren de elementos ópticos que es sensible a pequeñas deformaciones del elemento estructural que los soporta, traduciendo desviaciones del orden de décimas de milímetro en variaciones milimétricas de la proyección de un haz de luz. En este artículo se plantea la integración del sensor en un exoesqueleto de mano, se detalla el modelado del sistema óptico utilizado para el dimensionamiento de los elementos y finalmente se exponen los resultados de las pruebas de concepto realizadas con un primer prototipo.

Palabras clave: Sensor de fuerza, Exoesqueleto, Robótica de Rehabilitación

1 INTRODUCCIÓN

1.1 ESTADO DEL ARTE

En la literatura actual es posible encontrar una gran variedad de dispositivos robóticos de tipo exoesqueleto que pueden actuar sobre los movimientos de la mano humana [1]. Parte de estos dispositivos, tales como [2, 3, 4], están diseñados para realizar terapias de rehabilitación; mientras que muchos otros están orientados a asistir los movimientos de la mano durante las actividades de la vida diaria [5, 6, 7].

Según la aplicación, un exoesqueleto de mano puede requerir características muy dispares. Por un lado, exoesqueleto destinado a rehabilitación necesita cierta reversibilidad de movimiento, con el fin de poder evaluar la evolución del paciente. Por otro, los robots de asistencia requieren rigidez y control sobre la interacción con los objetos, para garantizar un agarre firme y seguro.

Esta diversidad de requisitos da lugar a diversas arquitecturas de exoesqueleto:

- Algunos dispositivos usan mecanismos de barras para transmitir la fuerza desde el actuador a las articulaciones humanas. Esta es una arquitectura rígida que requiere de una correcta alineación entre los centros de giro del mecanismo y las articulaciones, pero a cambio permite un buen control de la postura de la mano. Debido a la flexibilidad de diseño, con el dimensionamiento correcto, este tipo de exoesqueletos puede conseguir patrones de movimiento complejos con actuadores simples.
- Otra arquitectura extendida es el guante actuado con cables. Esta es una alternativa más simple y flexible, que aprovecha las propias articulaciones de la mano para dirigir el movimiento, por lo que produce agarres más naturales. Por contra, se necesita un sistema de poleas para conseguir las fuerzas adecuadas, y se complica el control en posiciones intermedias. Además, este tipo de exoesqueletos necesita de un par de cables en configuración antagonista para asistir tanto la extensión como la flexión de la mano.
- Finalmente, ciertos dispositivos utilizan actuadores deformables, tales como músculos neumáticos o aleaciones con efecto memoria, fijados directamente a la mano mediante un guante. Como resultado se obtienen sistemas muy ligeros y sencillos, pero los actuadores no se encuentran en la posición más favorable para conseguir grandes fuerzas.

En los exoesqueletos basados en mecanismos de barras, especialmente aquellos que utilizan actuadores eléctricos, resulta interesante tener una medida de la fuerza de interacción entre dispositivo de usuario para facilitar el control y mejorar la seguridad. En ciertos dispositivos se han implementado diferentes tecnologías de sensor, tales como sensores de par [8], galgas extensiométricas [9], sensores de flexión [10] o células de carga miniaturizadas [11], entre otros. Estos sensores, aunque

efectivos, presentan ciertas deficiencias para su utilización en exoesqueletos, ya que los sensores miniaturizados tales como células de carga o FSR sólo miden fuerza en sentido, y aquellos que pueden medir fuerza en ambos sentidos resultan demasiado grandes a escala de la mano humana.

1.2 SOLUCIÓN PROPUESTA

En este artículo se propone la utilización de sensores ópticos utilizados en micrometría [12, 13]. Estos sensores se basan en la medición de la desviación de un haz de luz que incide en un fotodetector. La incorporación de elementos ópticos en el sensor permite amplificar la desviación del haz de luz, por lo que es posible hacer detectables deformaciones del orden de micrómetros. En concreto, se propone utilizar un sensor formado por una fuente de luz no direccional, un pinhole que estrecha el haz de luz, una lente cilíndrica y un sensor optoelectrónico.

Con este tipo de sensor se pretende obtener una medida consistente con la fuerza de interacción entre un exoesqueleto de mano [14] y los puntos de anclaje con el usuario. Esta medida puede resultar interesante en desde diversos puntos de vista:

- Realimentación en un sistema de control de impedancia.
- Comparación con un valor umbral que limite la fuerza de interacción entre usuario y dispositivo.
- Detección de intención de movimiento.
- Medida para el desarrollo de sistemas objetivos de valoración clínica.

2 ASPECTOS DE DISEÑO

Durante el diseño de este dispositivo se ha estudiado en primer lugar el sistema óptico, con el fin de determinar las distancias entre elementos ópticos así como sus dimensiones y parámetros fotométricos. Con esta información, se procede a continuación a dimensionar los elementos estructurales que posicionarán los componentes ópticos además de diseñar las partes elásticas que regularán el comportamiento elástico del sistema.

2.1 SISTEMA ÓPTICO

Para amplificar las pequeñas deformaciones generadas en el bastidor del sensor, y así hacerlas medibles, se utiliza un haz de luz que es refractado por una lente de sección circular y focal comparable al tamaño del sensor (Fig.1). Debido al orden

de magnitud de la curvatura de la lente, el haz de luz refractado es muy sensible a desviaciones en el eje óptico del sistema, permitiendo obtener respuestas un orden de magnitud superiores a las perturbaciones. Finalmente la luz desviada es focalizada en un sensor optoelectrónico que permite detectar tanto la posición como la intensidad de la imagen. Para reducir el ángulo con el que la luz puede incidir en la lente, se interpone un *pinhole* entre ésta y el foco de luz, así se reduce el número de reflexiones parásitas que puedan interferir en el sistema.

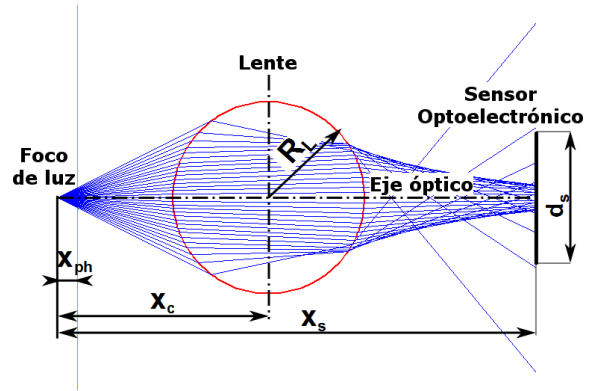


Figura 1: Arquitectura de sistema óptico.

En la arquitectura planteada, hay 5 parámetros geométricos libres, que corresponden a las separaciones entre elementos ópticos, al radio de curvatura de la lente y al tamaño del sensor optoelectrónico. Como primera aproximación al dimensionamiento del sensor, se ha utilizado un modelo de trazado de rayos, programado en Matlab, que calcula la intersección de cada rayo con la superficie de la lente y resuelve la ley de Snell en forma vectorial (1,2). Donde \vec{n}_i corresponde al vector director del rayo con módulo igual al índice de refracción del medio en que se propaga; \vec{u} a la normal a la superficie de refracción en el punto de incidencia; y θ al ángulo de refracción.

$$(\vec{n}_1 \times \vec{u}) \cdot (\vec{n}_2 \times \vec{u}) = n_1 n_2 \cos(\theta) \quad (1)$$

$$|\vec{n}_1 \times \vec{u}| = |\vec{n}_2 \times \vec{u}| \quad (2)$$

Con este modelo es posible calcular la distribución de rayos que inciden en el elemento fotosensible según la desviación de la lente respecto del eje óptico, permitiendo obtener una primera idea de cómo se va a comportar la luz y pudiendo comparar la sensibilidad de distintas configuraciones geométricas.

2.2 BASTIDOR DEFORMABLE

Las posiciones y direcciones preferentes de desviación del sistema óptico se restringen mediante una estructura cuya deformación pueda estimarse o calibrarse. En concreto, el bastidor del sensor se divide en tres componentes diferenciados:

- Un soporte de fuente de luz y componente fotosensible, que mantendrá de forma rígida la posición relativa de ambos elementos y actuará de interfaz con uno de los dos cuerpos cuya interacción se quiere medir.
- El alojamiento del elemento óptico, que se desplazará rígidamente respecto del elemento anterior y que estará unido al cuerpo restante.
- Elementos *punte* que unen las partes anteriores de forma elástica, y restringen las direcciones de deformación del sensor.

Se propone la utilización de plásticos técnicos tales como POM o ABS como material estructural, puesto que a la escala de fuerzas y pares desarrollados por la mano humana, los metales como el aluminio pueden resultar excesivamente rígidos y requerir partes demasiado delgadas, complicando la fabricación del dispositivo. A modo de ejemplo, en la figura 2 se muestra la deformación experimentada por el bastidor de un sensor de medidas equiparables a las falanges de los dedos. En este caso se obtiene una desviación de la lente de aproximadamente 0.05 mm y la tensión máxima registrada es tres veces inferior al límite elástico del material.

2.3 INTEGRACIÓN CON EXOESQUELETO

Como primera aproximación, se va a medir una fuerza de interacción unidireccional entre el usuario y el exoesqueleto, en dirección perpendicular al plano formado por el eje longitudinal de la falange del dedo y el eje de rotación de las articulaciones asociadas (Figura 3). De esta forma, al interactuar el dedo con el robot, se produce una deformación en la estructura del sensor que provoca un desplazamiento relativo entre la lente y el conjunto sensor optoelectrónico y fuente de luz (LED).

A diferencia de las tecnologías mencionadas anteriormente, con esta arquitectura se consigue medir únicamente la interacción entre usuario y dispositivo y no otros efectos, como las reacciones y fricciones internas del mecanismo que se añaden cuando se registra la fuerza desde el actuador; o las precargas e incertidumbres que aparecen cuando

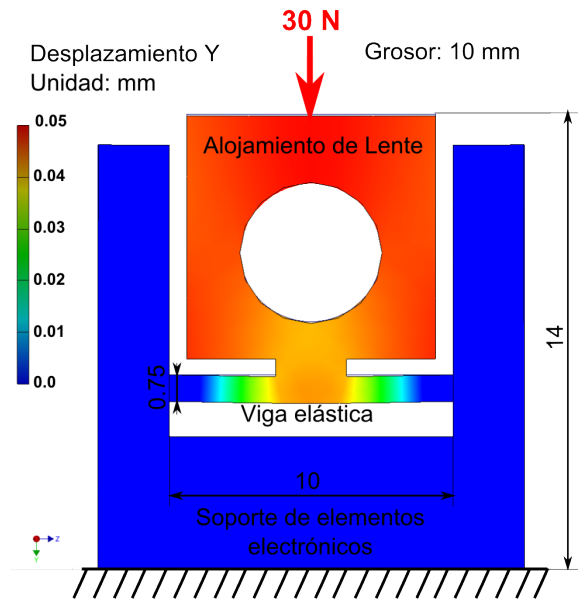


Figura 2: Análisis de tensión de bastidor fabricado en resina acetálica, sometido a una fuerza de compresión de 30 N.

se utiliza un sensor que debe estar en contacto con la piel, como es el caso de las células de carga de tipo botón.

3 PROTOTIPO Y PRUEBAS PRELIMINARES

3.1 ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

Se ha procedido a la fabricación de un prototipo inicial (Fig.4), con el fin de corroborar los cálculos teóricos y comprobar el efecto sobre el sistema de otros fenómenos no considerados; tales como la histéresis del material, los defectos en la lente o los errores en la alineación de los componentes ópticos.

Por simplicidad en la fabricación y el uso de este primer sensor, se ha optado por diseñarlo con unas dimensiones ligeramente mayores que las que tendría la versión integrada en un exoesqueleto. A continuación se resumen las características del sensor:

- Sistema óptico:
 - Fuente de luz: LED Kingbright APTD1608LSECK/J3-PF
 - Pinhole: Orificio de 1mm de diámetro en pared de 5mm de espesor
 - Lente: Cilindro de metacrilato de 5mm de diámetro, $n=1.49$
 - Sensor optoelectrónico: OPR5911 Quad Photodiode

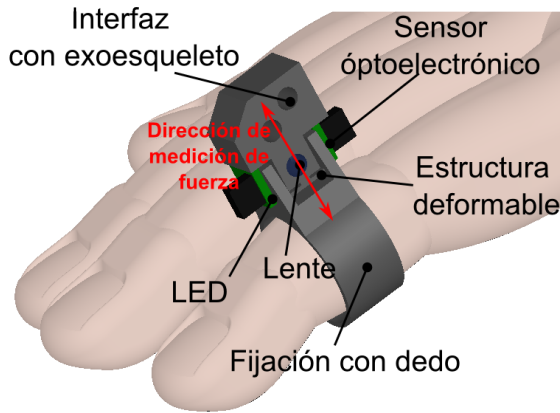


Figura 3: Detalle de sensor de fuerza sobre dedo y elementos que lo componen.

- $x_{ph} = 2 \text{ mm}$
- $x_c = 11 \text{ mm}$
- $x_s = 18 \text{ mm}$

- Bastidor:

- Método de fabricación: Impresión 3D FDM
- Material: Plástico PLA
- Grosor del sensor: 13.5 mm
- Espesor de la viga: 1 mm
- Luz de la viga: 11 mm

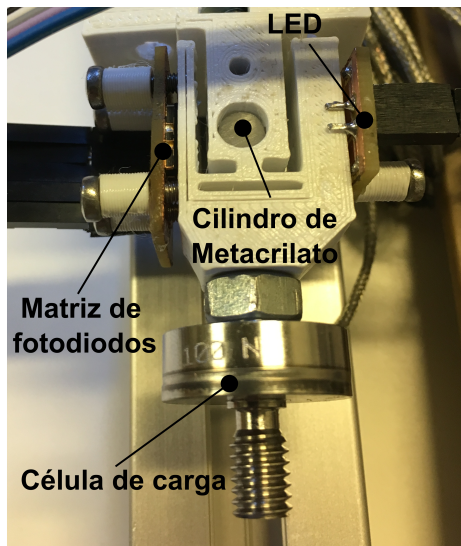


Figura 4: Montaje experimental con sensor y célula de carga en serie.

Con la potencia lumínica de trabajo, cada fotodiodo del sensor OPR5911 induce una corriente del orden de μA , por lo que es necesario un circuito de acondicionamiento de señal. De esta forma, la señal de cada fotodiodo se adapta para

la adquisición, mediante una etapa de conversión corriente-tensión seguida de una de amplificación (Figura 5). La adquisición se ha realizado mediante las entradas analógicas de una placa Genuino Uno.

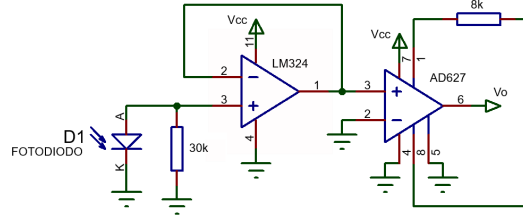


Figura 5: Circuito de acondicionamiento de señal para un fotodiodo.

3.2 PRUEBAS PRELIMINARES Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Para las pruebas de concepto se ha sometido al conjunto célula de carga y sensor óptico a cargas a tracción y compresión ejercidas por la mano de un sujeto sano. Para comparar las señales obtenidas en ambos sensores, se procede a la adquisición de una serie de muestras con ambos sensores descargados, de forma que es posible calcular el *offset* de la señal y establecerlo a cero. Adicionalmente, las señales se han normalizado a posteriori, dividiéndolas entre el valor máximo alcanzado, con el fin de que sean comparables.

En las figuras 6 y 7 se muestran los resultados de las pruebas. En ellas se puede observar un comportamiento dinámico similar, aunque el sensor óptico presenta pequeñas desviaciones frente a la célula de carga.

Por un lado, en los ensayos a tracción se pueden observar diferencias entre las medidas de ambas, siendo estas discrepancias distintas para cada valor de carga; sin embargo, este efecto apenas se aprecia cuando se trabaja a compresión. Este efecto puede deberse a una desalineación del eje óptico en reposo, que provoca que en compresión el sensor trabaje en una zona lineal de la curva de respuesta de este, mientras que a tracción está trabajando en una zona de transición no lineal (Figura 8):

Por otro lado, se puede observar que existe una apreciable histéresis en la descarga del sensor. Este fenómeno puede deberse a las propiedades de la pieza impresa en 3D, cuya estructura en láminas se acomoda de diferente forma al volver al reposo.

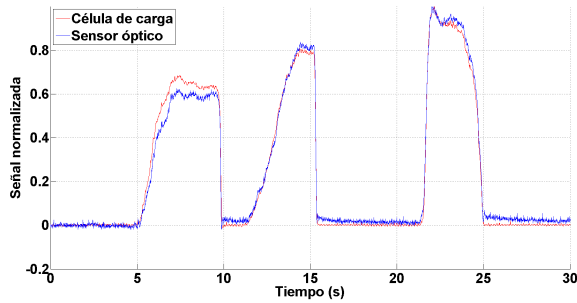


Figura 6: Resultados de los ensayos a tracción.

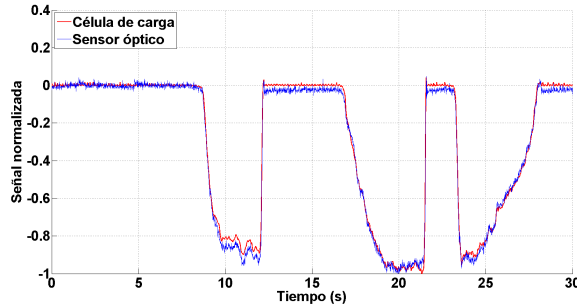


Figura 7: Resultados de los ensayos a compresión.

4 CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

De las pruebas de concepto realizadas, se concluye que esta tecnología puede resultar una buena alternativa a otras tecnologías de sensado de fuerza en exoesqueletos. Podemos citar las ventajas más destacables:

- Medición de esfuerzos a tracción y compresión, lo que supone una gran ventaja frente a sensores de tipo FSR o células de carga de botón.
- Tamaño reducido: El uso de lentes de diámetros tan reducidos como 2 mm permite construir sistemas ópticos de dimensiones menores a las células de carga minia-

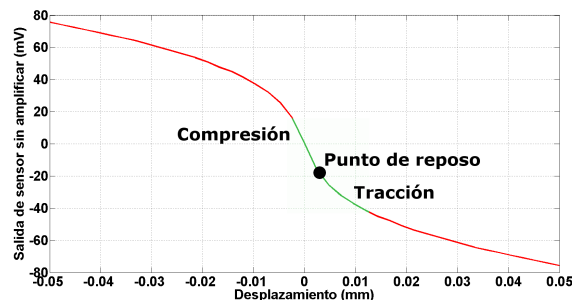


Figura 8: Simulación de respuesta de sensor óptico frente a deformación.

turizadas comerciales, como la utilizada en las pruebas de concepto.

- Alta sensibilidad: La respuesta del sensor diseñado requiere de un factor de amplificación menor que el que requieren las galgas. En la experimentación realizada, se utiliza una ganancia de alrededor de 30 para el sensor óptico, mientras que la célula de carga se amplifica por 500.
- Coste reducido: Todos los componentes utilizados se pueden encontrar de forma comercial por precios muy reducidos. Como elemento óptico se ha utilizado un cilindro de metacrilato cortado a partir de una varilla comercial. Los componentes optoelectrónicos como el LED y los fotodiodos son elementos que se producen de forma masiva a bajo coste. El bastidor de material plástico se puede fabricar de forma barata mediante tecnologías de impresión 3D para prototipos individuales, por molde de silicona y resinas para series pequeñas, o por inyección para series grandes. Cabe destacar que el coste total del sensor diseñado ronda los 10€, mientras que el precio de adquisición de la célula de carga con la que se ha comparado es 50 veces mayor.

En resumen, este tipo de sensor se plantea como una alternativa prometedora para la medición de fuerzas de interacción entre exoesqueletos y humanos. Si bien puede no ser la tecnología más interesante para la obtención de valores precisos de fuerza, sí presenta una potencial aplicación como señal de realimentación en un sistema de control, como medio de detección de intención o como interruptor de seguridad para evitar sobrecargas; donde se requiere más de un buen comportamiento dinámico que precisión de la medida.

En futuras investigaciones se trabajará en la obtención de un prototipo miniaturizado, que se pueda integrar en un exoesqueleto de mano. Además se revisará el diseño del bastidor flexible para mejorar la linealidad y poder obtener una curva de fuerza-deformación que permita un mejor análisis del comportamiento del sensor.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por la Comisión Europea a través del proyecto AIDE: Adaptive Multimodal Interfaces to Assist Disabled People in Daily Activities (Grant agreementno: 645322); por el Ministerio de Economía y Competitividad a través del proyecto DPI2015-70415-C2-2-R; y por la Conselleria d'Educació, Cultura i Esport de la Generalitat Valenciana a través de las becas ACIF 2016/216 y APOTIP 2016/021.

Referencias

- [1] Heo, P., Gu, G. M., Lee, S. J., Rhee, K. and Kim, J. (2012). Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 13(5), 807-824.
- [2] Brokaw, E. B., Black, I., Holley, R. J., and Lum, P. S. (2011). Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME): a portable, passive hand exoskeleton for stroke rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 19(4), 391-399.
- [3] Mulas, M., Folgheraiter, M., and Gini, G. (2005, June). An EMG-controlled exoskeleton for hand rehabilitation. In *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on* (pp. 371-374). IEEE.
- [4] Kinetic Muscles Inc., ?Hand Physical Therapy with The Hand MentorTM,? <http://www.kineticmuscles.com/hand-physicaltherapy-hand-mentor.html>
- [5] Martinez, L. A., Olaloye, O. O., Talarico, M. V., Shah, S. M., Arends, R. J., and BuSha, B. F. (2010, March). A power-assisted exoskeleton optimized for pinching and grasping motions. In *Bioengineering Conference, Proceedings of the 2010 IEEE 36th Annual Northeast* (pp. 1-2). IEEE.
- [6] Yamada, Y., Morizono, T., Sato, S., Shimohira, T., Umetani, Y., Yoshida, T., and Aoki, S. (2001). Proposal of a SkilMate finger for EVA gloves. In *Robotics and Automation, 2001. Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on* (Vol. 2, pp. 1406-1412). IEEE.
- [7] Tadano, K., Akai, M., Kadota, K., and Kawashima, K. (2010, May). Development of grip amplified glove using bi-articular mechanism with pneumatic artificial rubber muscle. In *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on* (pp. 2363-2368). IEEE.
- [8] Schabowsky, C. N., Godfrey, S. B., Holley, R. J., and Lum, P. S. (2010). Development and pilot testing of HEXORR: hand EXOskeleton rehabilitation robot. *Journal of neuro-engineering and rehabilitation*, 7(1), 36.
- [9] Shields, B. L., Main, J. A., Peterson, S. W., and Strauss, A. M. (1997). An anthropomorphic hand exoskeleton to prevent astronaut hand fatigue during extravehicular activities. *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics-part A: systems and humans*, 27(5), 668-673.
- [10] Takagi, M., Iwata, K., Takahashi, Y., Yamamoto, S. I., Koyama, H., and Komeda, T. (2009, May). Development of a grip aid system using air cylinders. In *Robotics and Automation, 2009. ICRA'09. IEEE International Conference on* (pp. 2312-2317). IEEE.
- [11] Chiri, A., Vitiello, N., Giovacchini, F., Roccella, S., Vecchi, F., and Carrozza, M. C. (2012). Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, 17(5), 884-894.
- [12] Tada, M., and Kanade, T. (2005, August). Design of an MR-compatible three-axis force sensor. In *Intelligent Robots and Systems, 2005.(IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on* (pp. 3505-3510). IEEE.
- [13] Su, H., and Fischer, G. S. (2009, November). A 3-axis optical force/torque sensor for prostate needle placement in magnetic resonance imaging environments. In *Technologies for Practical Robot Applications, 2009. TePRA 2009. IEEE International Conference on* (pp. 5-9). IEEE.
- [14] Díez, J. A., Catalán, J. M., Lledó, L. D., Badesa, F. J., and Garcia-Aracil, N. (2016). Multimodal robotic system for upper-limb rehabilitation in physical environment. *Advances in Mechanical Engineering*, 8(9), 1687814016670282.