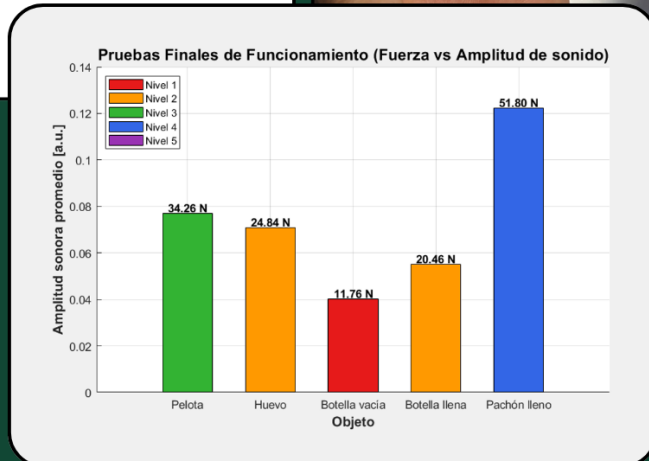
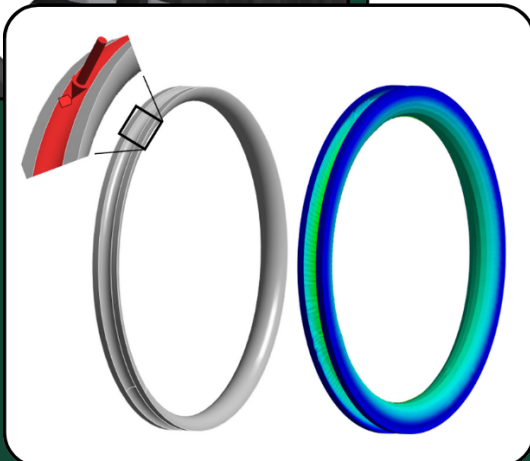
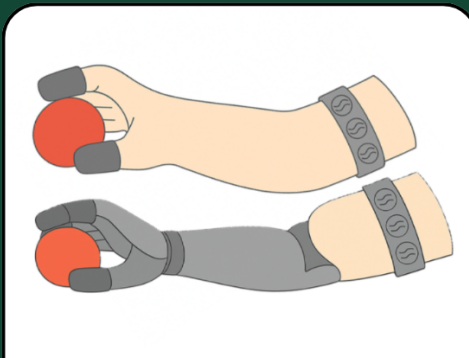


# Sistema de retroalimentación sensorial vibrotáctil y neumática no invasiva y accesible para prótesis transradial

Santiago Andrés Remis Duarte





UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ingeniería



**Sistema de retroalimentación sensorial vibrotáctil y neumática  
no invasiva y accesible para prótesis transradial**

Trabajo de graduación presentado por Santiago Andrés Remis Duarte  
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Biomédica

Guatemala,

2025

Vo.Bo.:



(f)

Dr. Ing. José Leal



(f)

M.Sc. Carlos Esquit

Mi motivación por estudiar Ingeniería Biomédica emergió debido a un interés y pasión por el cuerpo humano y su complejo funcionamiento, y a un talento nato y afición por los números y la ingeniería. A partir de esto, esta carrera fue el puente ideal para conectar estos dos intereses de una forma que me permita dedicarme a algo que me gusta y para lo que soy bueno en el futuro. Mis intereses en la ingeniería y la fisiología culminaron en una fascinación por el diseño y fabricación de prótesis y todo lo que tenga que ver con ellas, lo que me motivó a hacer este proyecto esperando contribuir a la mejora constante de esta tecnología para seguir haciendo mejor la vida de las personas que la necesitan.

Quiero agradecer principalmente a Dios, por haberme dado el privilegio de estar en la posición que estoy y haberme dado todo lo necesario para seguir adelante y perseguir mis sueños. Le agradezco a mis padres la oportunidad que me dieron de haber estudiado una carrera profesional para prepararme para la vida laboral, al igual que todos los valores que me inculcaron y el amor incondicional que me dieron, sin ustedes nada de esto hubiera sido posible. Especialmente le agradezco a mi madre, M.A. María Duarte, catedrática de Física en la UVG, por haber despertado en mí la pasión que tengo por la ingeniería y siempre tener expectativas altas de mí: Este trabajo es para ti. Quiero agradecer a mis hermanos y a mis familiares por siempre haber estado ahí para mí a lo largo de todo este trayecto de estudios, dándome su apoyo para mantenerme enfocado todo el camino. También quiero agradecerles a todos mis amigos y compañeros de carrera por haber hecho esta experiencia aún mejor y por haberla compartido conmigo en estos cinco años.

Le doy un agradecimiento importante a mi asesor para este trabajo, Dr.-Ing. José Leal, quien me brindó todo el conocimiento y apoyo necesarios para realizar este trabajo, permitiéndome haberlo hecho sobre un tema que me apasiona. Quiero agradecer también al director del Departamento de Ingeniería Electrónica, Mecatrónica y Biomédica, MSc. Carlos Esquit, junto con todo el personal del departamento por brindarme todos los recursos y materiales necesarios para mi formación profesional y la realización de este proyecto. Por último, le agradezco a la Universidad del Valle de Guatemala en conjunto con todos los catedráticos de quienes recibí clases y de quienes fui auxiliar, por haberme enseñado todo lo que necesité para graduarme como ingeniero y haberme dado la oportunidad de trabajar a su lado y ganarme una experiencia laboral adicional.

<b>Prefacio</b>	<b>I</b>
<b>Índice de figuras</b>	<b>VI</b>
<b>Resumen</b>	<b>VII</b>
<b>Abstract</b>	<b>VIII</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2. Antecedentes</b>	<b>3</b>
<b>3. Justificación</b>	<b>5</b>
<b>4. Objetivos</b>	<b>7</b>
4.1. Objetivo general . . . . .	7
4.2. Objetivos específicos . . . . .	7
<b>5. Alcance</b>	<b>8</b>
<b>6. Marco teórico</b>	<b>9</b>
6.1. Resistores sensibles a fuerza . . . . .	9
6.2. Prótesis . . . . .	11
6.3. Retroalimentación sensorial . . . . .	14
<b>7. Metodología</b>	<b>18</b>
7.1. Resistencias sensibles a fuerza (FSR) . . . . .	18
7.2. Encajes para los dedos . . . . .	22
7.3. Retroalimentación vibrotáctil . . . . .	26
7.4. Retroalimentación neumática . . . . .	31
<b>8. Resultados</b>	<b>34</b>
8.1. Calibración de sensores de fuerza . . . . .	34
8.2. Diseño e impresión de encajes para los dedos . . . . .	37

8.3. Sistema de retroalimentación vibrotáctil . . . . .	39
8.4. Sistema de retroalimentación neumática . . . . .	42
<b>9. Discusión</b>	<b>43</b>
<b>10. Conclusiones</b>	<b>47</b>
<b>11. Recomendaciones</b>	<b>49</b>
<b>12. Referencias</b>	<b>52</b>

---

## Índice de figuras

---

1.	Tipos de resistencias sensibles a la fuerza [12] . . . . .	10
2.	Relación entre fuerza y resistencia de FSR [12] . . . . .	10
3.	A) Prótesis mecánica; B) prótesis eléctrica [16] . . . . .	12
4.	Dispositivo e-OPRA con osteointegración y electrodos implantados [18] . . . .	14
5.	A) Sistema de retroalimentación mecanotáctil por medio de servos; B) sistema de retroalimentación vibrotáctil. Adaptado de [7] . . . . .	15
6.	A) Electrodo de manguito; B) electrodo de interfaz plana; C) electrodo longitudinal intrafascicular; D) electrodo transverso intrafascicular múltiple; E) colección de electrodos inclinados Utah. Adaptado de [1] . . . . .	17
7.	A) Sensor de fuerza SEN0295; B) circuito de medición para aplicación de fuerza en el eje Z a resistencias sensibles a fuerza con Arduino Uno . . . . .	19
8.	Sistema de obtención de datos con FSR y dinamómetro en el que se presionó el sensor con el dedo índice en dirección hacia el dinamómetro . . . . .	19
9.	Comportamiento esperado de señales de fuerza y voltaje después de ajustar escala temporal y valor máximo de fuerza con valor mínimo de voltaje . . . .	20
10.	Diagrama de flujo de funcionamiento de sistema de retroalimentación visual .	21
11.	A) Sistema de retroalimentación visual sin fuerza aplicada al sensor; B) sistema de retroalimentación visual con fuerza aplicada al sensor . . . . .	21
12.	Diseño de encaje de dedo medio en mm . . . . .	23
13.	A) Variación 1 de diseño de encaje de dedo medio; B) variación 2 de diseño de encaje de dedo medio . . . . .	24
14.	A) FSR sobre encaje colocados en el dedo medio; B) obtención de datos con FSR en socket y agarrando dinamómetro . . . . .	24
15.	Diseño de encaje de dedos índice y pulgar en mm . . . . .	25
16.	A) Motor de vibración HD-EMC1103-LW27; B) circuito de alimentación y control de motor de vibración por medio de batería externa y MOSFET tipo N	26
17.	A) Grabación de respuesta sonora de motor con control por medio de ciclo de trabajo ascendente; B) fijación de motor en la mesa con cinta adhesiva . .	27
18.	A) Diagrama de flujo de funcionamiento de sistema de retroalimentación vibrotáctil de un FSR y un motor de vibración; B) grabación de respuesta sonora de motor controlado por fuerza aplicada al sensor con el dedo . . . . .	28
19.	Diseño de base para motores de vibración en mm . . . . .	29

20.	Diagrama de flujo de funcionamiento de sistema de retroalimentación vibrotáctil completo . . . . .	30
21.	A) Pelota, pachón, huevo y botella (llena y vacía) utilizados para pruebas finales; B) grabación de respuesta sonora de motores en respuesta a agarre de distintos objetos de prueba [19] . . . . .	30
22.	Vista superior e inferior de modelo de prótesis mioeléctrica obtenido de GrabCad [20] . . . . .	31
23.	Diseño de actuador neumático para simulación en mm . . . . .	32
24.	A) Mallado de 2 mm con método “patch conforming” utilizando tetraedros; B) soporte fijo colocado en sección del actuador que lo divide en dos; C) presión de 58 kPa aplicada al interior del modelo 3D de actuador neumático para simulación . . . . .	33
25.	A) Datos de 10 pruebas de fuerza y voltaje con respecto al tiempo; B) gráfica de correlación entre datos de fuerza (N) obtenidos con dinamómetro y de voltaje (V) obtenidos con Arduino en 10 pruebas . . . . .	35
26.	Ajuste de tendencia exponencial de dos términos con la ecuación $y = 10.07e^{-1.21x} + 141.87e^{-6.39x}$ a datos de fuerza y voltaje obtenidos en 10 pruebas . . . . .	36
27.	Funcionamiento de sistema de retroalimentación visual en respuesta a A) sin fuerza aplicada; B) nivel intermedio de fuerza aplicada; C) nivel máximo de fuerza aplicada . . . . .	36
28.	A) Impresión 3D con TPU de encajes para dedo medio con variaciones 1 y 2 de plataforma para sensor de fuerza; B) encaje de variación 2 colocado en el dedo . . . . .	37
29.	A) Prueba de funcionamiento de variación 2 antes de recalibración; B) prueba de funcionamiento de variación 2 después de recalibración . . . . .	38
30.	A) Impresión 3D con TPU de encajes de dedo índice y pulgar; B) conjunto completo de encajes colocados en sus respectivos dedos . . . . .	38
31.	A) Amplitud y RMS de respuesta sonora de motor de vibración generada por dos periodos de ciclo de trabajo ascendente de 0 % a 100 %; B) comparación de fuerza medida y amplitud de respuesta sonora generada por variación de ciclo de trabajo en respuesta a la fuerza medida . . . . .	39
32.	A) Base para motores de vibración impresa en 3D con material TPU; B) motor puesto en el compartimento diseñado y con los cables saliendo por el agujero designado; C) base puesta en el área proximal del brazo, encajando de manera correcta . . . . .	40
33.	Gráfica de pruebas finales de funcionamiento de sistema de retroalimentación vibrotáctil indicando correlación entre amplitud de respuesta sonora, fuerza medida al agarrar el objeto y nivel de vibración sentido por el sujeto . . . . .	41
34.	A) Actuador neumático no deformado; B) actuador neumático deformado por presión interna de 58 kPa . . . . .	42
35.	Encajes adaptados a diseño de prótesis transradial mioeléctrica obtenido de GrabCad [20] . . . . .	49
36.	A) Diagrama de funcionamiento interno de prótesis con sistema de retroalimentación vibrotáctil implementado; B) esquemático de PCB de control de sistema de retroalimentación vibrotáctil . . . . .	50

37.	Diagrama de flujo de funcionamiento de sistema de retroalimentación sensorial mecanotáctil neumática [19] . . . . .	51
-----	--	----

La falta de retroalimentación sensorial en prótesis de miembro superior es una de las principales causas de abandono, con el 85% de estos usuarios tomándola en cuenta como un factor importante. Esta limitación hace que los usuarios sean incapaces de tener algún tipo de información sensorial cuando se agarran y manipulan objetos, lo que puede llevar a ineficiencia y errores en el uso de la prótesis. Actualmente la retroalimentación sensorial no se encuentra disponible en dispositivos comerciales y los sistemas subdérmicos implantables en desarrollo requieren una cirugía compleja, por lo que son altamente costosos e invasivos. Un dispositivo capaz de proveer información sobre la dureza de un objeto de forma epidérmica y de bajo costo puede cambiar la vida de los usuarios y facilitar el manejo de una prótesis.

En este proyecto se desarrolló un sistema de retroalimentación sensorial no invasiva y accesible para prótesis transradiales, combinando sensores de fuerza con tecnologías vibrotáctiles y neumática. Se utilizaron sensores de fuerza sobre encajes para dedos impresos en 3D, controlando la intensidad de la retroalimentación sensorial. La retroalimentación vibrotáctil se hizo por medio de motores de vibración y una base impresa en 3D, mientras que para la neumática se simuló el funcionamiento del actuador. La funcionalidad del sistema vibrotáctil se evaluó por medio de pruebas donde un sujeto de prueba sujetó diversos objetos y se midió la respuesta sonora y el nivel de vibración descrito por el sujeto. Se observó una correlación entre la fuerza, la respuesta sonora y nivel de vibración.

**Palabras clave:** Prótesis, Retroalimentación, Sensorial, Vibrotáctil, Neumática.

The lack of sensory feedback in upper-limb prostheses is one of the main causes of device abandonment, with 85 % of users considering it an important factor. This limitation prevents users from receiving any kind of sensory information when grasping and manipulating objects, which can lead to inefficiencies and errors in prosthesis use. Currently, sensory feedback is not available in commercial devices, and the implantable subdermal systems under development require complex surgical procedures, making them highly costly and invasive. A device capable of providing information about the hardness of an object in an epidermal and low-cost manner could significantly improve users' quality of life and facilitate the control of a prosthesis.

In this project, a non-invasive and accessible sensory feedback system was developed for transradial prostheses, combining force sensors with vibrotactile and pneumatic technologies. Force sensors were placed on 3D-printed finger sockets, allowing control over the intensity of the sensory feedback. The vibrotactile feedback was implemented using vibration motors and a 3D-printed base, while for the pneumatic feedback, the actuator's performance was simulated. The functionality of the vibrotactile system was evaluated through tests in which a participant grasped various objects, measuring both the sound response and the vibration intensity reported by the subject. A strong correlation was found between force measured and sound response and vibration intensity described by the participant.

**Keywords:** Prosthesis, Feedback, Sensory, Vibrotactile, Pneumatic.

Una de las mayores limitantes para las prótesis es la falta de retroalimentación sensorial, la cual es un factor importante en la mayoría de los casos de abandono de estos dispositivos. La retroalimentación sensorial le puede dar a los usuarios de prótesis una mejor percepción sobre su entorno, dándoles información sobre cuánta fuerza están haciendo sobre distintos objetos al sujetarlos. Este proyecto propone el desarrollo de un sistema de retroalimentación vibrotáctil y neumática no invasivo y accesible utilizando encajes impresos en 3D y sensores de fuerza.

El primer paso para llevar a cabo este proyecto es la calibración de los sensores de fuerza SEN0295 y para ello se utiliza el dinamómetro de un BIOPAC para medir la fuerza aplicada al sensor y compararla con el voltaje del sensor que se mediría en un Arduino Uno. Posteriormente se utiliza MATLAB para encontrar la ecuación de mejor ajuste para calcular la fuerza aplicada al sensor con base en el voltaje medido en el sensor. Para colocar los sensores en los dedos de la prótesis, se diseñan los encajes en 3D en Autodesk Inventor. Se hacen dos variaciones de encajes y se hacen pruebas de funcionamiento con el dinamómetro, utilizando la que entrega valores más consistentes y cercanos al valor real de fuerza. Luego para la retroalimentación vibrotáctil se utiliza un transistor MOSFET IRF3205ZPBF en conjunto de una batería de ion-litio de 3.7 V y un Arduino Uno para controlar los motores de vibración HD-EMC1103-LW27 a partir de la fuerza medida en los sensores. Para poder colocar los motores en el brazo se diseña e imprime con TPU una base circular para los motores. Por último, se mide la respuesta sonora de los motores al sujetar objetos de distintos pesos y se compara con la discriminación de distintos niveles de intensidad de vibración definidos por el sujeto. Para el sistema de retroalimentación neumática, se diseña el actuador neumático en 3D y se hace una simulación de elementos finitos obteniendo como resultados la deformación al aplicarle la presión máxima entregada por el minicompresor de aire 370, observando si hay un cambio significativo en su geometría.

Los capítulos 2 y 3 presentan los antecedentes y la justificación, los cuales consisten en la información de las investigaciones y estudios previos sobre métodos de retroalimentación sensorial, y el motivo de hacer la alternativa que propone este proyecto. En el capítulo 4

se plantean el objetivo general en conjunto con los objetivos específicos y luego su alcance en el capítulo 5. El marco teórico presenta toda la información teórica relevante al proyecto en el capítulo 6. En el capítulo 7, la metodología, se explican a detalle todos los pasos que se hicieron para la realización del proyecto, mientras que en el capítulo 8 se explican todos los resultados obtenidos. El capítulo 9 contiene la discusión de los resultados y el capítulo 10 las conclusiones relacionadas a cada objetivo. Finalmente se hacen las recomendaciones para continuar el trabajo a futuro en el capítulo 11.

Una de las mayores limitantes de los dispositivos prostéticos es la falta de “sensory feedback”, o retroalimentación sensorial. El “sensory feedback” es la transmisión de información sensorial al usuario dependiendo de cómo este interactúe con el entorno. En prótesis de extremidades superiores este se da en forma de respuesta al tacto entre la prótesis y objetos que el usuario quiera agarrar o manipular [1]. Actualmente no existen prótesis disponibles en el mercado que den algún tipo de retroalimentación sensorial [2]. La retroalimentación sensorial tiene dos tipos de métodos principales, los métodos subdérmicos y los métodos epidérmicos. Los métodos subdérmicos son los que se consideran invasivos, ya que involucran la estimulación directa de los nervios del paciente para darle la sensación del tacto directamente al sistema nervioso y al cerebro. Los métodos subdérmicos se dividen en dos tipos: Extraneuronales e intrafasciculares. El tipo extraneuronal consiste en que el electrodo se envuelva superficialmente alrededor del nervio para estimularlo, mientras que el intrafascicular perfora y se inserta en el nervio, paralelo a sus fibras [1]. Este tipo de retroalimentación sensorial es la que más se asemeja a la sensación real que se da al tocar objetos, pero tiene limitaciones. Aparte de ser altamente invasivos, con riesgos de hacerle daño a los nervios, todavía no es posible imitar completamente el tacto, sólo dando sensación en algunas partes pequeñas importantes [2].

El otro tipo de retroalimentación sensorial son los métodos epidérmicos, los cuales son no invasivos. Estos consisten en la estimulación de la piel con un dispositivo externo que actúa con base en los sensores de la prótesis que obtienen datos cuando entran en contacto con objetos externos [1]. Esta tecnología no invasiva no es capaz de darle al paciente una retroalimentación similar al sistema del tacto, como es el caso con los métodos subdérmicos, pero presenta resultados de eficacia y mejora similares a ellos. Aparte de esto, la retroalimentación epidérmica presenta una alternativa más accesible, más barata y con menos compromiso por parte de los usuarios [3]. Estos métodos también tienen distintos tipos, uno siendo la estimulación mecanotáctil, la cual se basa en que un actuador haga presión directamente sobre la piel. Se desarrolló una tecnología en la cual se usó una manga puesta sobre el antebrazo que se comprimía dependiendo de la presión detectada en los dedos de una mano prostética. Esto se hizo utilizando un motor con un sistema de poleas a lo largo de toda la manga, la

cual se apretaba o aflojaba para realizar la retroalimentación. Los resultados demostraron una mejora en la efectividad para agarrar objetos con el sistema de retroalimentación en comparación con su uso sin el sistema, llegando hasta un 20 % de mejora [4].

Otra forma de retroalimentación mecanotáctil es con tecnología neumática, la cual funciona de modo que la presión se hace con un actuador que se infla o desinfla. Una forma de hacer este tipo de mecanismos es por medio de la robótica blanda, o “soft robotics”. Esta tecnología funciona con materiales blandos y deformables que pueden interactuar bien con la piel para evitar incomodidad, siendo la silicona uno de los materiales más comunes. Este material tiene la ventaja de que se le puede dar cualquier forma deseada, utilizando moldes para darle la forma a la silicona líquida y que se pueda curar. Un proyecto utilizó este tipo de tecnología para fabricar un anillo actuador hecho de silicona para dar retroalimentación sensorial mecanotáctil en el dedo de un usuario. En cuanto a los resultados de este estudio, se obtuvo que el actuador era capaz de generar una fuerza de hasta 6.3 N en menos de 150 ms, indicando su posible utilidad para sistemas de “sensory feedback” en prótesis de miembro superior [5].

El otro tipo de método epidérmico importante es la retroalimentación sensorial vibrotáctil, la cual consiste en usar motores de vibración que puedan vibrar a distintas intensidades o frecuencias. Este tipo de retroalimentación tiene la ventaja de que requiere menos espacio y materiales para poderse implementar, lo que lo hace uno de los métodos más comunes [1]. Otro proyecto utilizando “C2 tactors”, los cuales son considerados el máximo estándar para estimulación por vibración, se evaluó nuevamente la efectividad para agarrar distintos objetos con y sin el “sensory feedback”. En los resultados se obtuvo una mejora de más del 15 % en todas las pruebas, indicando el potencial que se tiene para este tipo de aplicaciones [6]. En otro estudio se comparó el porcentaje de discriminación entre la retroalimentación vibrotáctil y la mecanotáctil, el cual representa la capacidad de los usuarios para poder determinar la ubicación del estímulo. En todos los casos, incluyendo sujetos de prueba con amputación y sin amputación, se obtuvo un mejor porcentaje de discriminación para la retroalimentación mecanotáctil [7]. Esto indica que este tipo de “sensory feedback” podría tener aplicaciones en sistemas de retroalimentación sensorial más compleja, donde se requiere que el usuario pueda distinguir con qué dedo está tocando el entorno.

La tecnología de prótesis ha avanzado drásticamente en los últimos años con el fin de restaurar la funcionalidad a pacientes a quienes les falta una extremidad. Cada día nos encontramos más cerca de imitar completamente a sus contrapartes biológicas. A pesar de todos los avances en esta tecnología, muchos usuarios dejan de usar sus dispositivos prostéticos por distintos factores, el porcentaje de abandono para prótesis transradiales siendo de 29.6% [8]. Aparte de mejorar la calidad de vida de los pacientes, reducir este porcentaje podría dar lugar a más usuarios de prótesis, lo que causaría una disminución en los costos de estos dispositivos. La clave para poder llevar a cabo esta disminución es entender qué factores son los que influyen más en el abandono de prótesis, de los cuales la falta de retroalimentación sensorial es uno de los más importantes. De los usuarios que abandonan sus dispositivos, el 85% tomó en cuenta la falta de retroalimentación sensorial como factor importante en su decisión [2]. Esto significa que el desarrollo de sistemas de retroalimentación podría ayudar a cambiar la decisión de la gran mayoría de usuarios que abandonan su prótesis. Existe tecnología subdérmica en desarrollo, pero esta es altamente invasiva, ya que requiere cirugía, y su implementación podría llegar a representar un costo muy elevado [1]. Las prótesis mioeléctricas son la última tecnología para estos dispositivos, las cuales funcionan por medio de señales electromiográficas medidas en los músculos del paciente para controlar la prótesis. Las versiones más recientes de este tipo de prótesis pueden llegar a costar hasta USD100,000, lo cual, si se suma con el costo de un sistema de retroalimentación subdérmica, podría llegar a representar un costo excesivamente alto para los usuarios de prótesis [9].

En Guatemala, el Instituto Guatemalteco de Seguridad Social (IGSS) fabricó un total de 480 prótesis y órtesis para ciudadanos guatemaltecos en 2021, gastando más de Q2.5 millones [10]. Por otro lado, ese mismo año la asociación Range of Motion Project (ROMP) entregó 163 dispositivos prostéticos en Guatemala, teniendo 713 visitas de pacientes [11]. Esto significa que solamente de parte de estas dos compañías existen más de 500 pacientes cada año utilizando dispositivos prostéticos, quienes se verían beneficiados por el desarrollo de un sistema de retroalimentación sensorial. ROMP es una asociación cuya misión es proveer esta tecnología a personas que no tienen acceso a ella y IGSS es una institución gu-

bernamental, por lo que es probable que la mayoría de los pacientes a quienes se les proveyó una prótesis no tendrían accesibilidad a ella por otros medios. Es por esto que el sistema de retroalimentación sensorial propuesto debería ser procurando que sea lo más accesible y de bajo costo posible para los pacientes que lo necesitan.

Existen distintos métodos de “sensory feedback” y en cada uno hay evidencia de mejora en la efectividad de la prótesis [2]. La implementación de un sistema de retroalimentación sensorial podría tener un impacto directo sobre la calidad de vida de los usuarios de prótesis, mejorando su experiencia con los dispositivos y su voluntad para usarlos. Teniendo en cuenta este posible impacto y la necesidad que el dispositivo sea accesible para la población de Guatemala y a quienes lo necesiten, este proyecto busca encontrar una solución al rechazo de prótesis por la falta de retroalimentación sensorial con una alternativa no invasiva y de bajo costo para que sea un producto más accesible para los usuarios de estos dispositivos. Ya que este tipo de productos aún no se encuentra en el mercado y sigue en etapa de desarrollo, los resultados podrían aportar información valiosa a futuros estudios sobre la efectividad del método utilizado.

El enfoque que se eligió para este proyecto es el de los métodos epidérmicos, ya que este tipo de retroalimentación sensorial no es invasiva, es de menor costo y es más accesible, lo cual cumple con la necesidad de los pacientes que se verían beneficiados por él [1]. Aparte de esto, este tipo de métodos es más sencillo de implementar, ya que no requiere intervención quirúrgica, por lo cual hacer las pruebas y evaluar los resultados sería un proceso significativamente más sencillo. A pesar de no imitar la sensación del tacto natural como los métodos subdérmicos, la tecnología epidérmica presenta resultados con una diferencia menor del 5 % a los subdérmicos [3]. En este proyecto se busca evaluar la efectividad de dos tipos de retroalimentación sensorial, vibrotáctil y neumática, para prótesis transradiales, comparando la capacidad de diferenciación de objetos entre ambos métodos. Se utilizan estos dos enfoques de retroalimentación táctil para analizar su impacto en el control motor. El estudio busca generar evidencia cuantitativa sobre la utilidad de estos métodos en aplicaciones protésicas. Su objetivo final es facilitar el desarrollo de tecnologías más accesibles y adaptables a las prótesis actuales.

### 4.1. Objetivo general

Desarrollar un prototipo de retroalimentación sensorial no invasiva y accesible para usuarios de prótesis transradiales utilizando sensores de fuerza combinados con tecnología vibrotáctil y neumática.

### 4.2. Objetivos específicos

- Desarrollar, calibrar y programar una plataforma colocable de evaluación para el sistema de retroalimentación sensorial con los sensores de fuerza resistivos.
- Diseñar e implementar un sistema de retroalimentación vibrotáctil utilizando motores de vibración que actúen en respuesta a la fuerza aplicada.
- Diseñar e implementar un sistema de retroalimentación mecanotáctil neumática utilizando micro-compresores de aire y robótica blanda para fabricar un actuador neumático que funcione a base de la fuerza medida.
- Evaluar el funcionamiento de los sistemas de retroalimentación con diversos sujetos de prueba agarrando y manipulando distintos objetos.

El trabajo de graduación presentado consiste en el diseño e implementación de un sistema de retroalimentación sensorial no invasiva y accesible para prótesis transradial por medio de un sistema vibrotáctil y un sistema mecanotáctil neumático. La medición de fuerza se hará por medio de resistencias sensibles a la fuerza SEN0295 colocados sobre encajes para los dedos diseñados e impresos en 3D para un sujeto de prueba. El sistema vibrotáctil se implementará físicamente utilizando motores de vibración HD-EMC1103-LW27 y una base para ellos impresa en 3D que se colocará en el brazo del paciente para luego hacer pruebas de funcionamiento. Para el sistema neumático se diseñará el actuador en 3D y se simulará su funcionamiento utilizando las propiedades mecánicas del Ecoflex 00-30 y los parámetros de presión del minicompresor de aire 370 por medio de un análisis de elementos finitos.

No se contempla el uso de un sujeto de prueba con amputación y prótesis transradial dados los recursos disponibles. Las pruebas de funcionamiento del sistema de retroalimentación vibrotáctil se delimitan a un solo sujeto debido al diseño personalizado de todos los componentes del sistema. El sistema de retroalimentación neumático no incluye la implementación y pruebas de funcionamiento físicas en consecuencia al tiempo establecido.

El desarrollo de estos sistemas propone brindar avances y una base para la elaboración y producción de una solución a la falta de información sensorial en las prótesis transradiales actuales, reduciendo la tasa de abandono, de modo no invasivo para minimizar el riesgo al usuario, y con un costo accesible para una mayor parte de la población.

## 6.1. Resistores sensibles a fuerza

### 6.1.1. Composición

Las resistencias sensibles a fuerza (FSR) son componentes electrónicos con los que se puede medir una fuerza aplicada en su superficie por medio del cambio de voltaje en la resistencia. Existen dos tipos de FSR, los de tipo “shunt” y tipo “thru”, los cuales funcionan de forma similar. Los FSR de tipo “shunt” tienen dos capas separadas por aire, una teniendo una serie de franjas conductivas y la otra estando recubierta completamente por una capa de tinta resistiva, las cuales se unen cuando se le aplica presión a la FSR (Figura 1). El otro tipo, “thru”, utiliza dos electrodos separados por una capa conductiva que se unen también cuando se le aplica presión a la resistencia (Figura 3). Aunque ambos tipos estén hechos de forma diferente, estos funcionan fundamentalmente igual, de modo que al hacerle fuerza o presión a la FSR se unen las capas, dándole más caminos a la corriente para poder circular. Al poder pasar más corriente, la resistencia disminuye, por lo que estos componentes tienen una relación inversa entre fuerza y voltaje [12].

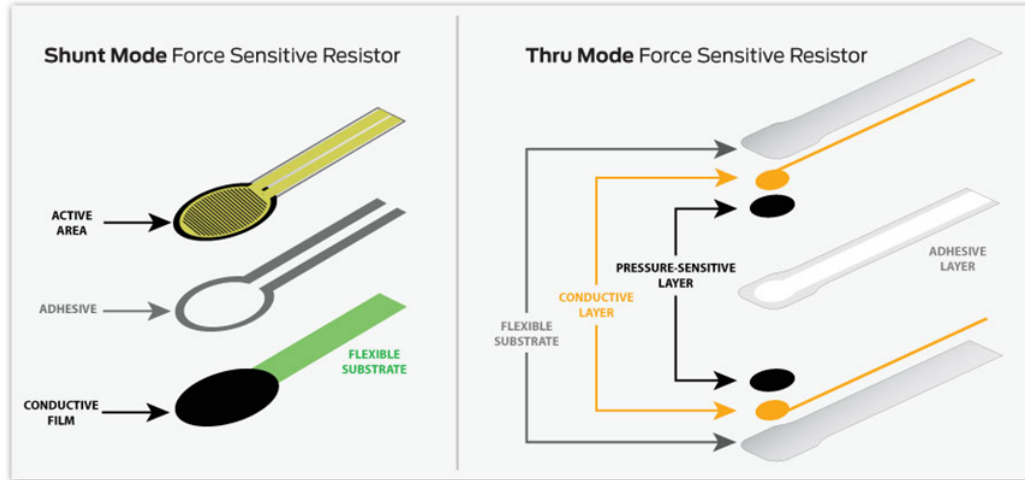


Figura 1. Tipos de resistencias sensibles a la fuerza [12]

### 6.1.2. Medición de voltaje

La relación entre resistencia y fuerza no es lineal, ya que esta tiene un comportamiento exponencial (Figura 2). Aunque lo que cambia dependiendo de la fuerza aplicada es la resistencia, con esta resistencia es necesario obtener un voltaje variable que se pueda medir por un microcontrolador y a partir de esto saber la fuerza que se aplicó. La forma más simple y efectiva de hacer esta medición es con un divisor de voltaje simple, con lo que se obtiene una relación exponencial entre el voltaje y la fuerza [13]. La fórmula que se ajusta a esta relación puede tener un exponente positivo o negativo, lo que depende si la FSR es la primera resistencia en serie (positivo) o la segunda (negativo). Dada la no linealidad de la relación, para hacer la calibración de estos sensores es necesario hacer una cantidad elevada de mediciones de voltaje con junto a cargas conocidas. Mientras más datos se usen el ajuste será más preciso y se acercará más a la relación real entre fuerza y voltaje ya que pocos datos podrían ajustarse a una relación lineal que sería incorrecta [14].

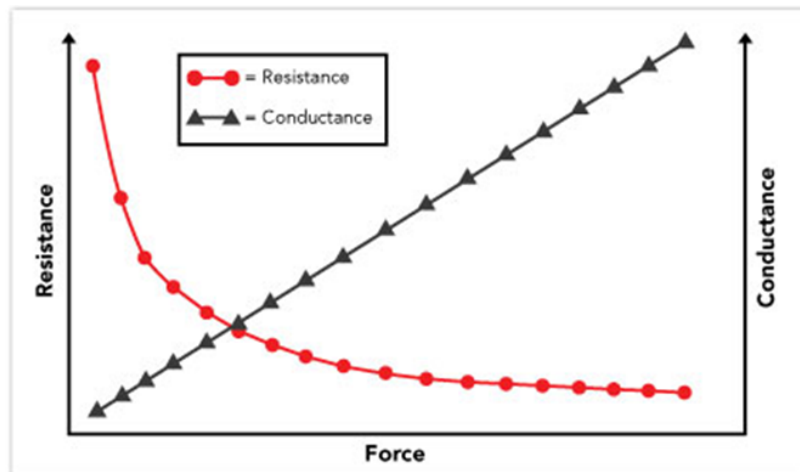


Figura 2. Relación entre fuerza y resistencia de FSR [12]

### 6.1.3. Aplicaciones

Estos componentes tienen diversas aplicaciones médicas, como lo son el control de dispositivos prostéticos y la tele-cirugía, pero tienen algunas limitaciones importantes. Principalmente son que estos sensores tienden a tener cierto grado de inconsistencia entre mediciones si no se hacen de manera controlada. Esto significa que distintos parámetros físicos como la temperatura y forma del objeto afectan los resultados de voltaje con una misma carga aplicada. Aparte de esto, FSR del mismo modelo presentan diferencias entre las curvas de calibración obtenidas para ellos, indicando que existe un grado de variabilidad e incertidumbre entre cada FSR individual. Para mitigar estas limitaciones y aumentar la precisión de la calibración es recomendable calibrar cada FSR individualmente, es decir no por modelo, y calibrarlas en el entorno de trabajo en el que se van a usar. Esto evitaría que los parámetros físicos mencionados tengan un efecto significativo sobre las mediciones y que estas sean lo más precisas posibles para cada FSR individual [13].

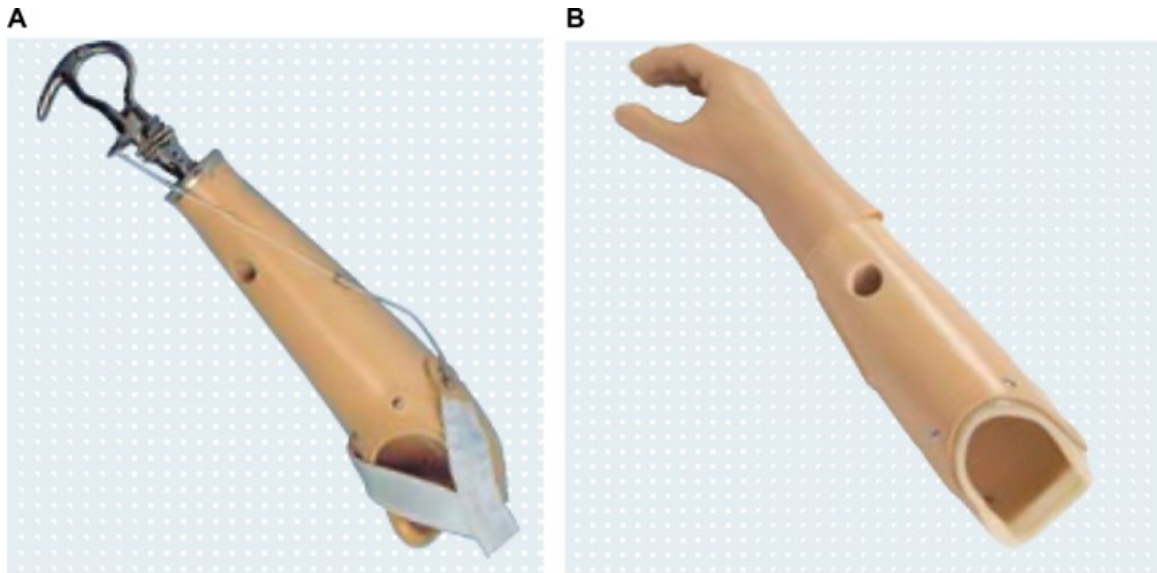
## 6.2. Prótesis

### 6.2.1. Conceptos generales

Las prótesis son dispositivos médicos con el propósito de reemplazar estructuras del cuerpo y restaurar funcionalidades anatómicas que dicha estructura era capaz de hacer. Específicamente, las prótesis de miembros pueden reemplazar cualquier estructura de las extremidades o reemplazar estas por completo cuando un paciente no cuenta con ellas por razones como amputación. Los objetivos específicos de cada prótesis dependen del paciente a quien se le hace y que actividades necesita realizar con la prótesis. En la mayoría de los casos se busca devolverle al paciente la capacidad de realizar tareas ordinarias para que este pueda tener un estilo de vida más cómodo, sin embargo, hay excepciones como en los deportistas, donde las prótesis deben ser capaces de hacer tareas más demandantes, como podría ser correr para una prótesis de miembro inferior. Las prótesis de miembro tienen 4 componentes principales más importantes: La interfaz, el sistema de suspensión, los componentes estructurales y la cubierta. La interfaz es por medio de lo que se conecta el miembro prostético a la extremidad restante y está generalmente de materiales suaves y viscoelásticos para adaptarse de la mejor manera a la forma de la extremidad. El sistema de suspensión es lo que mantiene a la prótesis en su posición después de encajarse en la extremidad. Este puede estar hecho con sistemas de succión, con tirantes, con pines para fijar la posición y de muchas más maneras. Luego se tienen los componentes estructurales de la prótesis, los cuales son dos importantes: El encaje y el segmento terminal. El encaje es el espacio específicamente diseñado para que encaje la extremidad, en este espacio iría cualquier sensor EMG que se usaría para una prótesis mioeléctrica. El segmento terminal es la parte de la prótesis que reemplaza y hace las tareas del miembro perdido, como por ejemplo sería una mano o un pie. Por último, la cubierta es una parte principalmente estética, la cual se coloca en el exterior de la prótesis para darle un aspecto más natural y que sea lo más similar posible a una extremidad biológica [15].

### 6.2.2. Tipos de prótesis

Las prótesis generalmente pueden funcionar de dos formas, mecánica o eléctricamente (Figura 3). Las prótesis mecánicas generalmente se operan con movimientos del cuerpo y tienen la ventaja de ser más baratas y accesibles que otros tipos de prótesis. Sin embargo, este tipo de prótesis puede tener una funcionalidad limitada y difícil de usar, lo que la hace menos atractiva para los usuarios. El otro tipo, las eléctricas, pueden tener funcionalidad y libertad de movimientos más avanzada, con la desventaja de ser más caras y menos accesibles. De este tipo es que son las prótesis más avanzadas conocidas como la mejor opción disponible al mercado, las prótesis controladas por EMG. A partir de estas señales el sistema de control interno puede interpretar que movimiento busca hacer el usuario con la prótesis y hacer que los motores la posicionen acorde a esto. La extracción de señales EMG de este tipo de prótesis puede ser con electrodos superficiales o de aguja, los de aguja obteniendo datos más precisos y consecuentemente haciendo que lo que hace la prótesis sea lo más similar posible a la intención del paciente. A pesar de esto, se utilizan más prótesis con electrodos superficiales gracias a que para usar los de aguja es necesaria intervención quirúrgica para implantarlos. Esto aumenta el precio de la prótesis y el riesgo de usarla, a diferencia de una con electrodos superficiales la cual se puede usar sin ningún tipo de implante. Existen distintos métodos de control para las prótesis eléctricas, algunos más simples como el control proporcional. Este generalmente sólo hace un movimiento como sujetar con la mano y la posición o fuerza de la mano protésica al hacer el movimiento es proporcional a la intensidad de las señales EMG medidas. Por otro lado, la forma más avanzada de hacer el control es por medio de reconocimiento de patrones, para el cual se le entrena el algoritmo con una gran cantidad de datos de señales EMG y sus respectivos movimientos para poder predecir con mucha mayor precisión estos movimientos cuando el paciente usa la prótesis [16].



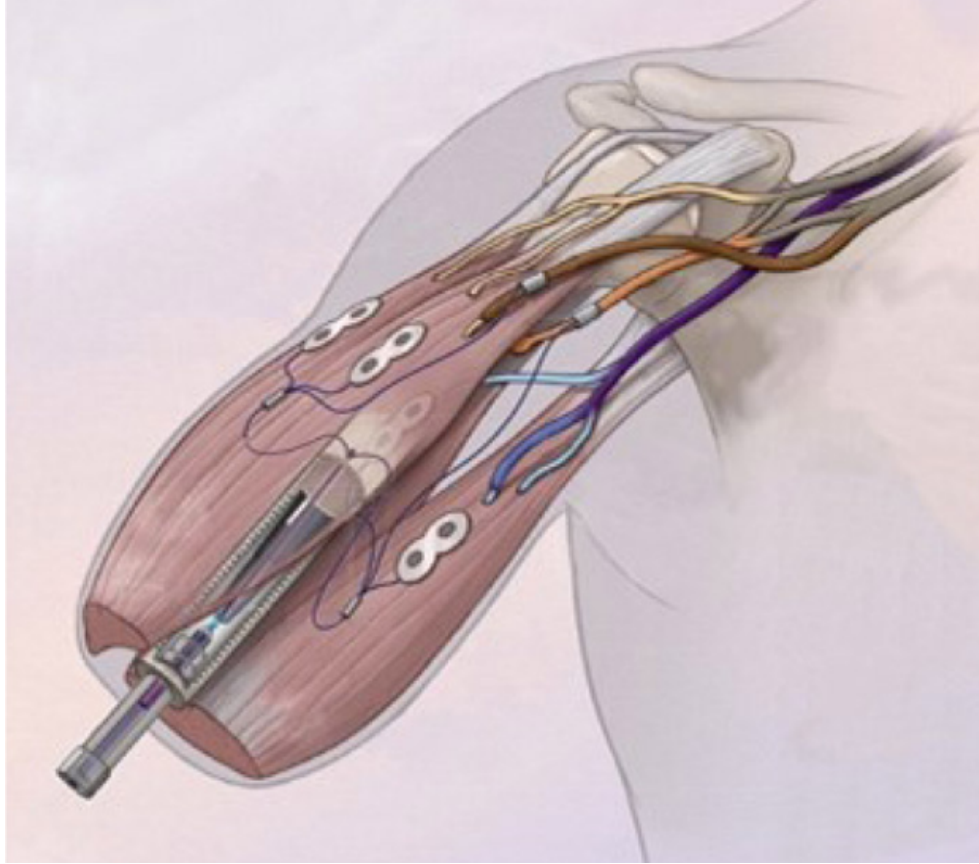
**Figura 3.** A) Prótesis mecánica; B) prótesis eléctrica [16]

### 6.2.3. Osteointegración

La mayoría de las prótesis son dispositivos no invasivos que se colocan en la extremidad restante en el encaje, pero existe una forma de conectarla directamente a los huesos por medio de la osteointegración. La osteointegración consiste en conectar directamente la prótesis al esqueleto del paciente para asegurarse de que esta se adapte mejor al estilo de vida del paciente y tenga una mejor funcionalidad asistiéndolo en las tareas diarias que tenga que realizar. Para que la osteointegración sea exitosa es importante que se tomen en cuenta diversos factores, empezando por el hueso donde se hace el implante. Este tiene que ser un hueso sano y con vascularización saludable, ya que después de la implantación el hueso se adapta a la estructura con crecimiento óseo, para lo que se necesita que el hueso tenga suficientes macrófagos, células madre y osteoblastos. Por otro lado, el implante también es de gran importancia ya que sus propiedades físicas pueden afectar de gran forma el resultado, empezando por el material. Este material debe ser biocompatible, para lo que se usa titanio como la mejor opción. Aparte de esto, la geometría del diseño es importante porque su estabilidad y robustez directamente dependen de ella. Por ejemplo, es importante que el diámetro del implante sea lo suficientemente grande, ya que un diámetro muy pequeño podría llegar a causar esfuerzos muy grandes y hacer fallar la pieza. Otra característica importante es la porosidad, la cual fomenta la integración ósea del hueso al implante, permitiendo que crezca tejido óseo adentro de él. Para maximizar la osteointegración se ha demostrado que se requiere de un porcentaje de porosidad del 20 al 50 % y que estos poros sean de  $600 \mu\text{m}$ . La última parte de este tipo de prótesis es la interfaz transdérmica, la cual es el punto dónde el implante sale de la piel para conectarse con la prótesis. Este punto es de alto riesgo porque es vulnerable a infecciones e inflamación ya que directamente atraviesa la piel [17].

### 6.2.4. Últimos avances tecnológicos

Los dispositivos e-OPRA de Integrum son osteointegrados y funcionan con electrodos EMG implantados directo al músculo (Figura 4). Esta es la última tecnología en prótesis disponible al mercado, con resultados confiables y reproducibles, y mejoras significativas a la calidad de vida de los pacientes. Sin embargo, esta tecnología es extremadamente cara, costando más de €300,000 sin tomar en cuenta el mantenimiento que se le debe dar a la prótesis post-implantación. Este costo elevado da lugar al debate sobre si vale la pena desarrollar esta tecnología si sólo un pequeño porcentaje de la población de personas con amputaciones podría utilizarla [18].



**Figura 4.** Dispositivo e-OPRA con osteointegración y electrodos implantados [18]

## 6.3. Retroalimentación sensorial

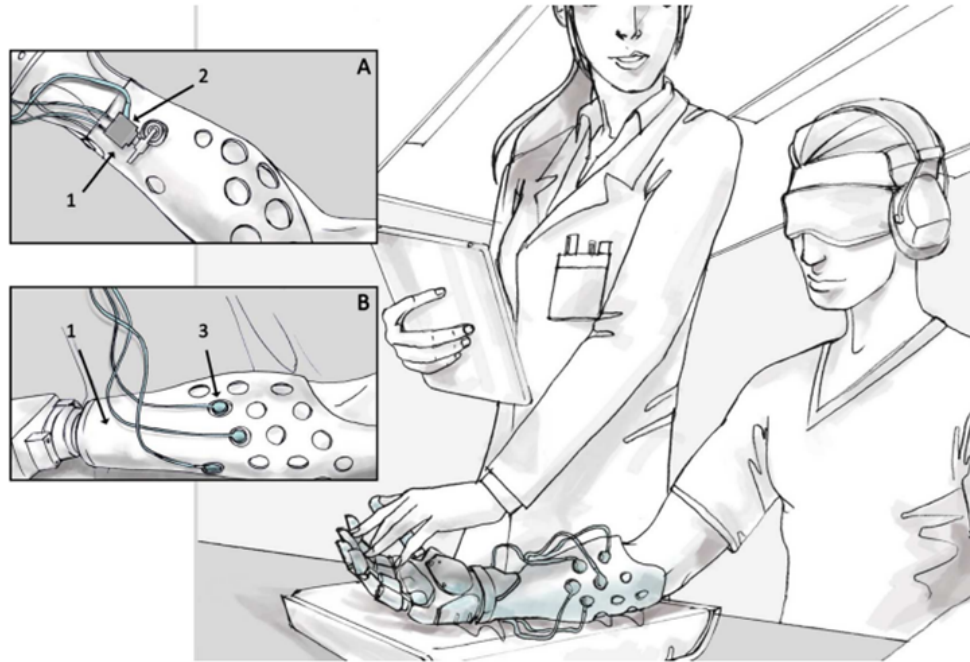
### 6.3.1. Conceptos generales

El siguiente paso en el avance tecnológico de los miembros prostéticos es la implementación de la retroalimentación sensorial, la cual está todavía en etapa de investigación y desarrollo. Esta tecnología consiste en la transmisión de información sensorial al usuario dependiendo completamente de cómo este interactúe con su entorno [1]. La razón por la cual se quiere implementar esta nueva tecnología a las prótesis es porque la falta de retroalimentación sensorial es un factor importante en el 85% de los casos de abandonos de prótesis [2]. Este problema se da principalmente con prótesis de miembros superiores, ya que, aunque se pueda controlar la prótesis por medio de EMG, agarrar y manipular objetos sin ninguna retroalimentación para saber si se está haciendo contacto con el objeto ni cuánta fuerza se está haciendo puede llegar a presentar dificultades para el usuario. Existen dos clases importantes de retroalimentación sensorial: Los métodos subdérmicos y extradérmicos. La retroalimentación subdérmica es invasiva y consiste en la estimulación directa de los nervios, dándole al paciente una sensación parcial del tacto al cerebro, asemejándose más a la sensación del tacto normal. Por otro lado, la retroalimentación extradérmica es no invasiva y estimulan la piel por medio de distintos actuadores que le dan al paciente una

retroalimentación proporcional a lo que se mide en los sensores en la prótesis [1].

### 6.3.2. Métodos extradérmicos

Los métodos extradérmicos de retroalimentación no pueden darle al usuario una percepción del tacto como los subdérmicos, pero sin embargo presentan resultados de mejora similares a ellos. Aparte de esto, esta alternativa es significativamente más barata, ya que no se requiere intervención quirúrgica, al igual que menos compromiso de los usuarios [3]. Los dos principales tipos de métodos extradérmicos son la retroalimentación mecanotáctil y la vibrotáctil. La mecanotáctil estimula la piel directamente con presión por un actuador externo, mientras que la vibrotáctil utiliza motores de vibración en contacto con la piel que actúan con frecuencias variables (Figura 5) [1]. Aparte de poder saber con que intensidad se están manipulando los objetos, el uso de múltiples actuadores (retroalimentación multi-zona) puede darle al usuario una percepción de la ubicación del estímulo en el miembro prostético. Haciendo la comparación entre la retroalimentación vibrotáctil y mecanotáctil multi-zona se demostró que los usuarios tienen una mejor capacidad para reconocer ubicaciones del estímulo con la retroalimentación mecanotáctil [7]. Se ha demostrado que la combinación de ambos métodos, la retroalimentación mecanotáctil como indicador espacial del estímulo y la vibrotáctil como indicador de la intensidad del estímulo, da mejores resultados que cualquiera de los dos individualmente [1].



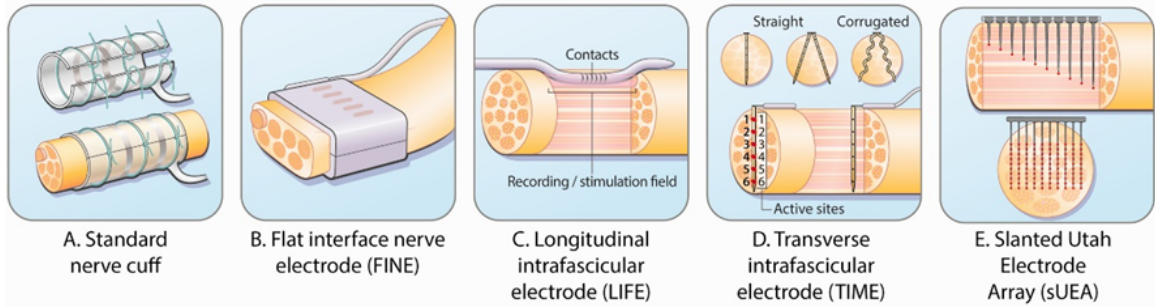
**Figura 5.** A) Sistema de retroalimentación mecanotáctil por medio de servos; B) sistema de retroalimentación vibrotáctil. Adaptado de [7]

Otra forma de retroalimentación mecanotáctil es con tecnología neumática, la cual funciona de modo que la presión sobre la piel se hace con un actuador que se infla o desinfla. Una forma de hacer este tipo de mecanismos es por medio de la robótica blanda, o “soft

robotics”. La cual funciona con materiales blandos y deformables que pueden interactuar bien con la piel para evitar incomodidad. Este material tiene la ventaja de que se le puede dar cualquier forma deseada, utilizando moldes para darle la forma al silicón líquido y que se pueda curar para luego armar el actuador. Actualmente no se han hecho estudios de este tipo de retroalimentación específicamente para prótesis de miembros, sin embargo, estudios de retroalimentación háptica neumática indican satisfacción de los sujetos de prueba, indicando alta comodidad y efectividad [5].

### 6.3.3. Métodos subdérmicos

Los métodos subdérmicos se dividen en dos tipos principales también, los extraneuronales e intrafasciculares. El tipo extraneuronal consiste en envolver el electrodo alrededor de los nervios que se busca estimular, mientras que el intrafascicular perfora y se inserta adentro de los nervios. La forma más común de interfaces extraneuronales es con el electrodo de manguito, los cuales se envuelven alrededor del nervio (Figura 8). Estos electrodos son los menos invasivos y dañinos para el nervio, pero sin embargo tienen la desventaja de ser los menos efectivos para estimular los axones más profundos en el haz de nervios. Para aumentar la cantidad de axones estimulados se desarrolló el método de electrodo de interfaz plana (FINE), el cual compresiona el haz de nervios para acercar todos los axones al electrodo y tener más área superficial para estimularlos (Figura 8). Ambos tipos de electrodos extraneuronales son implantables a largo plazo, lo que permite estimulación neuronal hasta 5 años después de la implantación. El primer tipo de método intrafascicular es el electrodo longitudinal intrafascicular (LIFE), el cual es un filamento Kevlar con un electrodo de oro insertado en el fascículo (Figura 8). Al utilizar sólo uno de estos, los nervios directamente en contacto con el electrodo se ven más estimulados que el resto, por lo que se requiere de múltiples electrodos para hacer una estimulación completa. Otro método intrafascicular que se ha utilizado en más estudios es el electrodo transversal intrafascicular múltiple (TIME), el cual consiste en varios electrodos que se insertan transversalmente al haz de nervios (Figura 8). Al estar insertado de forma transversal, este entra en contacto con más axones individuales, lo que le da mejor selectividad que los métodos anteriores, especialmente cuando se usan múltiples TIME. Por último, se tiene la colección de electrodos inclinados Utah (USEA), la cual consiste en varios electrodos de platino insertados a distintas profundidades de los nervios (Figura 8). Gracias a la alta concentración de electrodos insertados en los nervios, este tipo de electrodos tiene la mejor selectividad entre distintos axones individuales, pero es el más invasivo y con mayor probabilidad de dañar los nervios. Aunque los métodos intrafasciculares les dan a los nervios un mejor estímulo, mejorando la sensación de tacto que tendría el paciente, su invasividad podría generar una reacción no-favorable del cuerpo, envolviendo las fibras nerviosas en macrófagos, fibroblastos y matriz extracelular. Por otro lado, estos métodos tampoco funcionan a largo plazo, ya que el tiempo más largo que ha estado implantado y funcional uno de estos es el USEA por 14 meses, seguido por el TIME por 6 meses. A pesar de darle a los pacientes la sensación más cercana al sentido del tacto real, gracias a su alta invasividad, estos corren el riesgo de dañar los nervios [1].



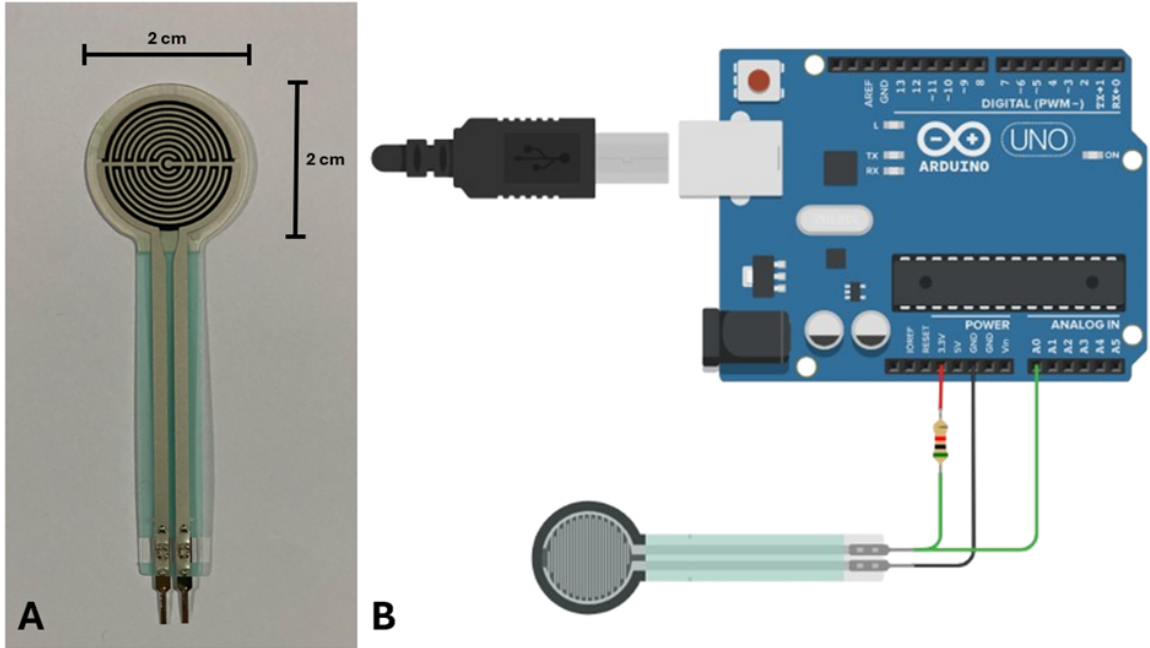
**Figura 6.** A) Electrodo de manguito; B) electrodo de interfaz plana; C) electrodo longitudinal intrafascicular; D) electrodo transverso intrafascicular múltiple; E) colección de electrodos inclinados Utah. Adaptado de [1]

## 7.1. Resistencias sensibles a fuerza (FSR)

Para poder utilizar los sensores de fuerza (FSR) fue necesario primero hacerles una calibración con el objetivo de calcular la fuerza aplicada al sensor con base en el voltaje medido en el circuito de medición utilizado. Para hacer esta calibración se compararon los valores reales de fuerza aplicadas al sensor medidas con un dinamómetro, con los valores de voltaje medidos en el sensor. Al obtener la ecuación de fuerza con respecto al voltaje medido, se diseñó un sistema de retroalimentación visual utilizando luces LED para poder observar el cambio de fuerza aplicada al sensor por medio de la cantidad de luces encendidas.

### 7.1.1. Calibración del sensor

Se seleccionaron los sensores de fuerza SEN0295 (DFRobot, Shanghái, China) principalmente por sus dimensiones. Estos sensores tienen un área de medición circular con un radio de 2 cm, ideal para colocarse en la punta de los dedos (Figura 7A). Aparte de esto, los sensores tienen un rango de medición de 20 g hasta 6 kg, el cual abarca cualquier fuerza normal hecha sobre los dedos al agarrar objetos con la mano. Para poder hacer mediciones en estos sensores, se conectó el sensor en serie con una resistencia de 5 k $\Omega$  y se alimentó este circuito con 3.3 V (Figura 7B). El voltaje en el sensor de fuerza (FSR) varía a medida que su resistencia disminuye al aplicarle fuerza, siendo un indicador de cuanta fuerza se aplica en el sensor. La medición de este voltaje se hizo por medio de un pin ADC de un microcontrolador Arduino Uno (Arduino, Turín, Italia).



**Figura 7.** A) Sensor de fuerza SEN0295; B) circuito de medición para aplicación de fuerza en el eje Z a resistencias sensibles a fuerza con Arduino Uno

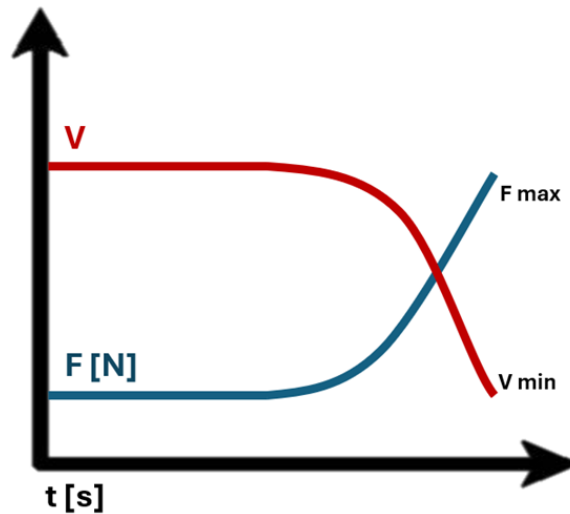
Para la calibración del sensor, se pegó este por medio de cinta adhesiva de enmascarar para pintura, gracias a su facilidad de pegado y despegado, a un dinamómetro conectado a un sistema BIOPAC MP36 (BIOPAC Systems Inc., California, Estados Unidos) (Figura 8). Posteriormente se presionó el sensor sobre el dinamómetro con el dedo índice de la mano derecha aplicando fuerza de forma ascendente hasta llegar a la máxima capacidad por 30 segundos. Esto se hizo un total de 10 veces y los datos del dinamómetro se midieron en N mientras que los del sensor se obtuvieron en V. Posteriormente se analizó la relación entre fuerza aplicada y cambio de voltaje en el sensor para obtener una curva de calibración, lo cual consistió en hacer una gráfica de dispersión con la fuerza como variable dependiente y el voltaje como independiente. A partir de esta relación entre variables se obtuvo la ecuación que mejor se ajusta a su comportamiento para calcular el valor de fuerza aplicado con base en el voltaje medido.



**Figura 8.** Sistema de obtención de datos con FSR y dinamómetro en el que se presionó el sensor con el dedo índice en dirección hacia el dinamómetro

### 7.1.2. Curva de calibración

Los datos obtenidos de fuerza y voltaje se procesaron utilizando el software MATLAB R2023b (MathWorks, Massachusetts, Estados Unidos). Para esto primero se ajustó la escala temporal para que ambas señales fueran de la misma duración y resolución, recortando la señal de fuerza a 30 s, e igualando el periodo de muestreo de ambas señales a 0.5 s submuestreando la de fuerza. Luego se posicionaron en el mismo punto el valor máximo de fuerza y el mínimo de voltaje, asegurándose que el voltaje en cada punto fuera correspondiente a la fuerza medida correcta (Figura 9). También se hizo un ajuste para normalizar la señal, tomando en cuenta solo la fuerza aplicada al dinamómetro y no el peso de este, así como fuerzas externas que lo pudieron haber afectado. Para ello, se identificó el valor mínimo de la señal y se restó a todos los datos, de modo que el punto mínimo partiera desde 0 N.



**Figura 9.** Comportamiento esperado de señales de fuerza y voltaje después de ajustar escala temporal y valor máximo de fuerza con valor mínimo de voltaje

Luego se integraron los datos de las 10 pruebas realizadas de voltaje y todos los de fuerza a un solo conjunto de datos de voltaje y uno de datos de fuerza para hacer el ajuste de curva con base en la correlación general entre ambas variables. Estas dos señales se introdujeron a la herramienta “curve fitter” de MATLAB para obtener una ecuación capaz de calcular la fuerza aplicada al FSR con base en el voltaje medido por el Arduino Uno. Se eligió hacer un ajuste a una ecuación exponencial de dos términos:

$$f(x) = ae^{bx} + ce^{dx} \quad (1)$$

x siendo el voltaje (V) y f(x) siendo fuerza (N). Las variables que el sistema ajusta para son a, b, c y d para ajustar la curva de la mejor manera posible a la correlación entre los datos. Se escogió utilizar un ajuste exponencial dado que este es el comportamiento estándar en FSR y a la que más se asemejaba la relación entre las señales utilizadas. Esta ecuación se implementó al código de Arduino para poder obtener valores de fuerza en tiempo real dependiendo del voltaje que se mida en el sensor por medio del ADC.

### 7.1.3. Sistema de retroalimentación visual

Utilizando los valores de fuerza calculados por el Arduino Uno como referencia, se utilizó la función de mapeo para variar el ciclo de trabajo de 5 señales PWM producidas por el Arduino Uno entre 0 y 100% proporcionalmente al cambio de fuerza en valores de 0 a 50 N. Cada una de estas señales se conectó a un LED para que se aumentara el brillo y cantidad de LEDs encendidos conforme mayor fuera la fuerza calculada, de modo que el primer LED aumentaría su brillo conforme a valores de 0 a 10 N, el segundo de 10 a 20 N, y así sucesivamente hasta el quinto LED (Figura 10).

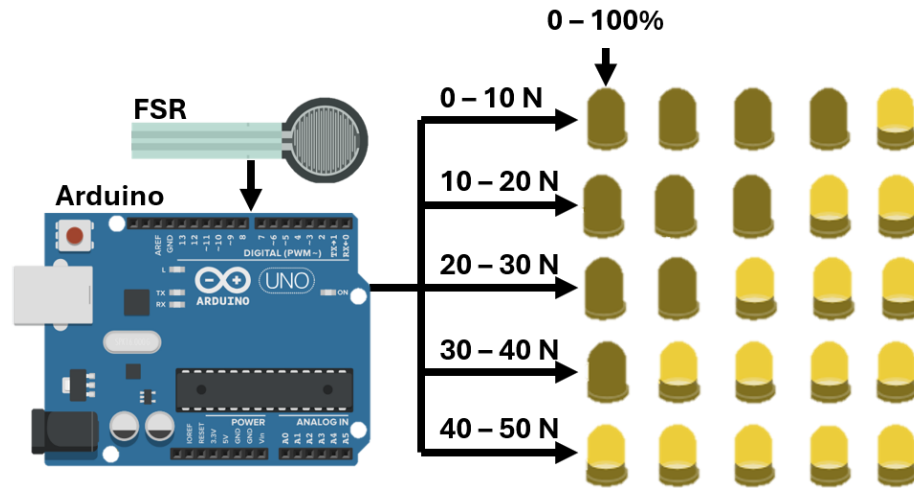


Figura 10. Diagrama de flujo de funcionamiento de sistema de retroalimentación visual

Se ajustó el mapeo manualmente variando el valor máximo de fuerza hasta lograr que se pudiera visualizar claramente la diferencia entre ninguna carga aplicada con ningún LED encendida (Figura 11A), y el aumento de fuerza hasta alcanzar la presión máxima posible generada por un solo dedo, con todos los LED encendidos con brillo máximo (Figura 11B).

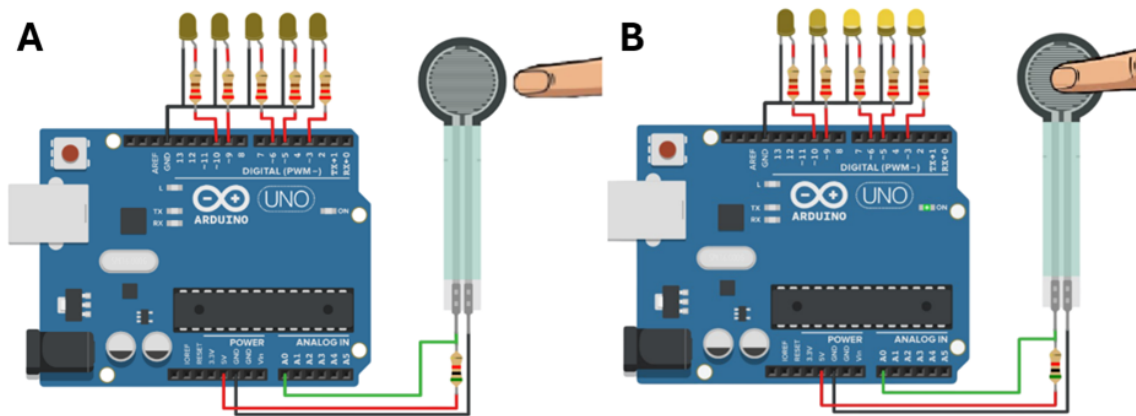


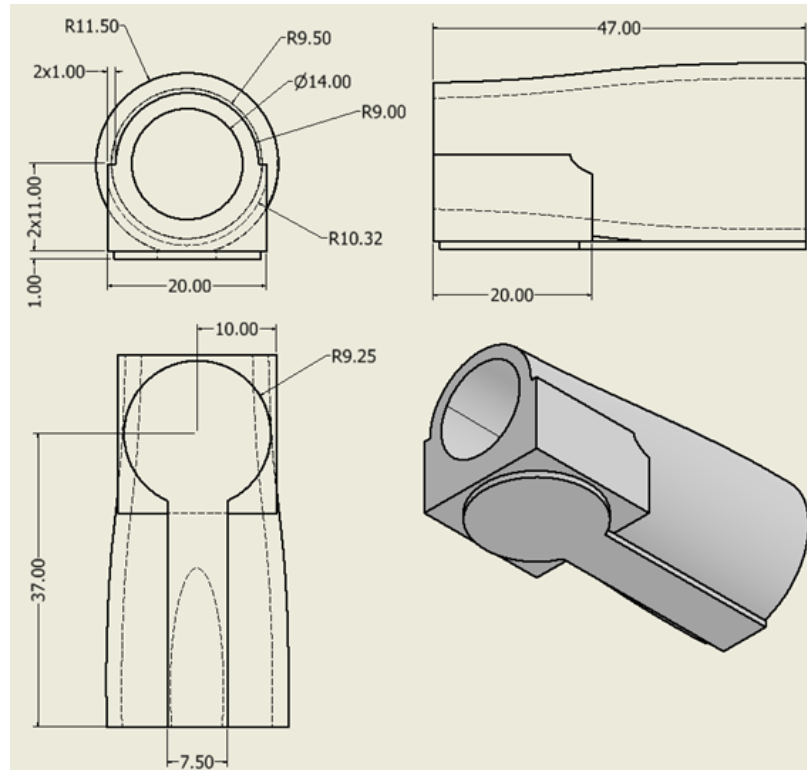
Figura 11. A) Sistema de retroalimentación visual sin fuerza aplicada al sensor; B) sistema de retroalimentación visual con fuerza aplicada al sensor

## 7.2. Encajes para los dedos

Para poder colocar los FSR de forma estable sobre los dedos, fue necesario diseñar encajes personalizados para cada dedo que tuvieran una superficie plana y uniforme para que la fuerza aplicada sobre los sensores al agarrar objetos fuera uniformemente distribuida en toda su superficie. Estos se diseñaron en 3D para poder imprimirlos con un material lo suficientemente flexible para ajustarse bien sus respectivos dedos. Los encajes se diseñaron para los dedos de un sujeto de prueba con el motivo de poder hacer pruebas de funcionamiento simulando que estos estarían sobre los dedos de una prótesis transradial. Además, se hicieron 2 distintas variaciones en la plataforma para el sensor en el diseño con el fin de determinar la configuración que ofreciera una medición más precisa y consistente. Posteriormente se hicieron pruebas de funcionamiento haciendo fuerza sobre un dinamómetro, y se compararon los valores de fuerza medidos por el dinamómetro y los calculados por el Arduino para hacerle los reajustes necesarios a la ecuación obtenida por la curva de calibración de los sensores. Por último, se diseñaron los encajes de los dedos índice y pulgar utilizando la variación seleccionada después de hacer las pruebas de funcionamiento y el reajuste a la curva de calibración.

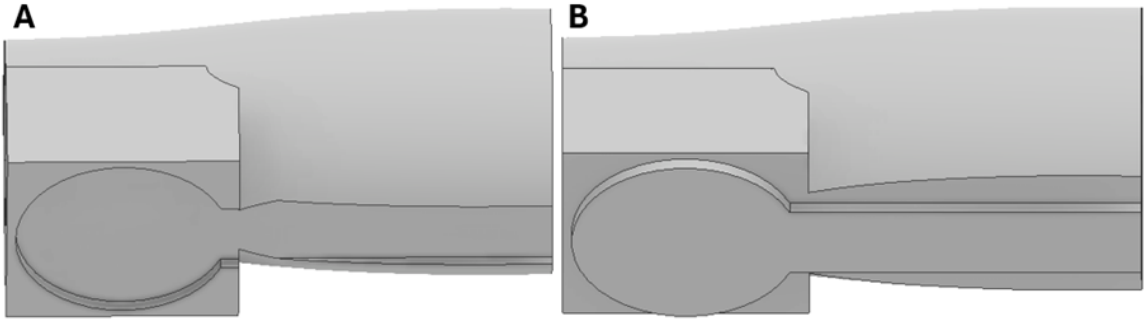
### 7.2.1. Diseño en 3D

La plataforma colocable para los sensores para los FSR se diseñó como encajes para los dedos, simulando que estos estarían colocados en los dedos de una prótesis. Se diseñaron tres encajes distintos para el dedo índice, medio y pulgar en el software Autodesk Inventor (Autodesk Inc., SF, USA) y se definieron sus dimensiones midiendo manualmente la circunferencia de distintos puntos en cada dedo y las distancias entre ellos. Esta medición se hizo con una cinta métrica que se colocó alrededor de la punta del dedo, de la base de la uña y en ambas articulaciones interfalángicas del dedo, con lo que se calculó el diámetro del dedo en todos estos puntos. Los encajes se diseñaron con un diámetro 2 mm mayor al del dedo en todos estos puntos para que el dedo pudiera entrar sin problemas pero que quedara firmemente puesto. En cada encaje también se incluyó una plataforma de superficie plana para colocar el FSR y que la fuerza se le aplicara lo más uniformemente posible en toda su área (Figura 12).



**Figura 12.** Diseño de encaje de dedo medio en mm

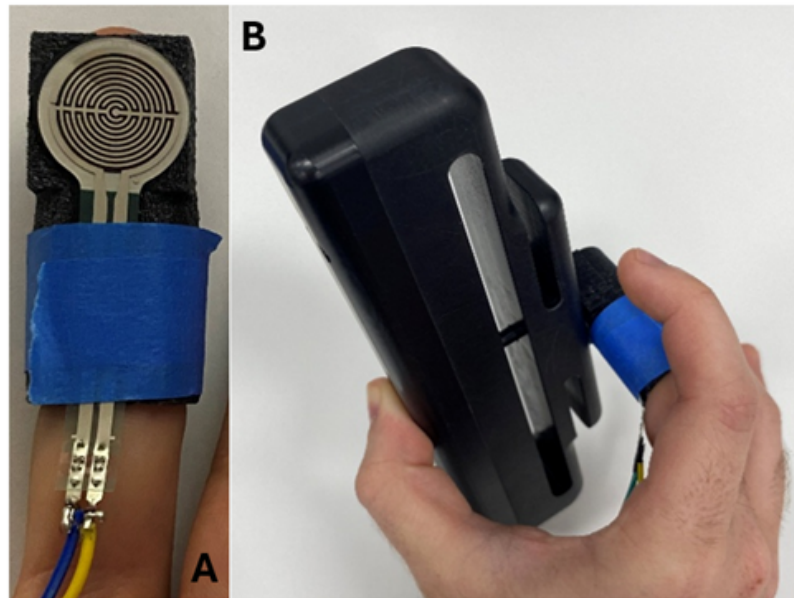
En el encaje del dedo medio fue el primero en diseñarse y se hicieron dos variaciones en donde se cambió la plataforma donde iría posicionado el FSR con el objetivo de determinar la mejor entre ellas en las pruebas de funcionamiento e imprimir los demás encajes con la variación elegida. En la primera variación se hizo una extrusión de corte con la forma del FSR en la plataforma plana con 1 mm de profundidad, con el objetivo de poder encajar el FSR de mejor manera en el encaje (Figura 13A). En la segunda se hizo una extrusión con las mismas dimensiones en el mismo lugar, pero hacia afuera, creando otra pequeña plataforma para colocar el FSR asegurándose que toda la fuerza fuera aplicada sobre este (Figura 13B). Todos los encajes se imprimieron con material TPU para maximizar su compatibilidad con los dedos dado que es un material más flexible que otros materiales de impresión 3D como el PLA. Estas impresiones se hicieron con la impresora 3D Bambu Lab X1 Carbon (Bambu Lab, Shenzhen, China).



**Figura 13.** A) Variación 1 de diseño de encaje de dedo medio; B) variación 2 de diseño de encaje de dedo medio

### 7.2.2. Pruebas de funcionamiento

Las pruebas de funcionamiento de los encajes se hicieron nuevamente con el dinamómetro del Biopac, colocando el encaje con el FSR en el dedo (Figura 14A), y haciendo presión sobre el dinamómetro agarrándolo con el dedo medio y pulgar, haciendo un movimiento de pinza (Figura 14B). Se aplicó la fuerza de esta forma para simular cómo se aplicaría la fuerza al sensor al agarrar un objeto de manera normal pero solo aplicada al dedo medio. Se hicieron 10 pruebas para ambas variaciones, en las que se hizo una fuerza ascendente desde no hacer contacto hasta llegar a la máxima capacidad del sujeto. Finalmente se extrajo el valor de fuerza medido por el dinamómetro y el calculado por el Arduino Uno con el FSR.



**Figura 14.** A) FSR sobre encaje colocados en el dedo medio; B) obtención de datos con FSR en socket y agarrando dinamómetro

Luego se utilizó MATLAB otra vez para procesar ambas señales, nuevamente ajustando la escala temporal y los valores máximos de ambas señales para poder observarlas juntas en

una misma gráfica. Para comparar ambas variaciones del diseño se calculó la razón entre el valor máximo del dinamómetro y del FSR para las 10 pruebas de cada variación y se calculó el promedio y desviación estándar de estos valores para evaluar la exactitud y precisión de cada variación.

### 7.2.3. Recalibración de sensores

Para recalibrar los FSR se multiplicó la ecuación obtenida en cuando se hizo el ajuste de curva en MATLAB por el promedio de las razones (P) entre las dos fuerzas medidas de las pruebas con el diseño con variación 2 de la siguiente forma:

$$f_2(x) = P * [ae^{bx} + ce^{dx}] \quad (2)$$

Una vez modificada la ecuación en el código de Arduino, se repitió el proceso de obtención de datos utilizado anteriormente (Figura 6) y el procesamiento de las señales en MATLAB. Se buscó obtener un promedio de razones menor a 2 manteniendo un valor de desviación estándar similar al anterior para aceptar el rendimiento del diseño de encaje como adecuado.

### 7.2.4. Diseño 3D para encajes de dedo medio e índice

Tras decidir que variación de encaje utilizar se diseñaron en 3D los encajes para los dedos restantes, el índice y el pulgar. Esto igual que para el encaje del dedo medio, midiendo la circunferencia en la punta del dedo, de la base de la uña y en ambas articulaciones interfalángicas del dedo y en la única que tiene el pulgar. Los encajes se diseñaron con diámetros 2 mm mayores a los de los dedos para que estos pudieran entrar cómodamente, aparte se volvió a colocar una plataforma para colocar el sensor, utilizando la variación 2 (Figura 15).

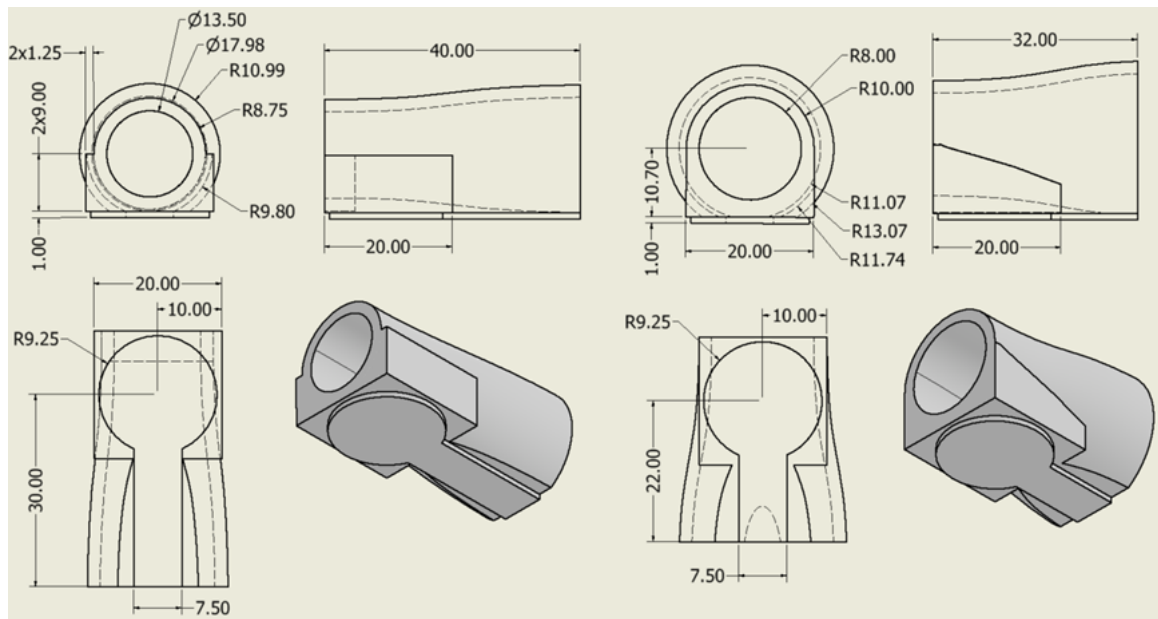


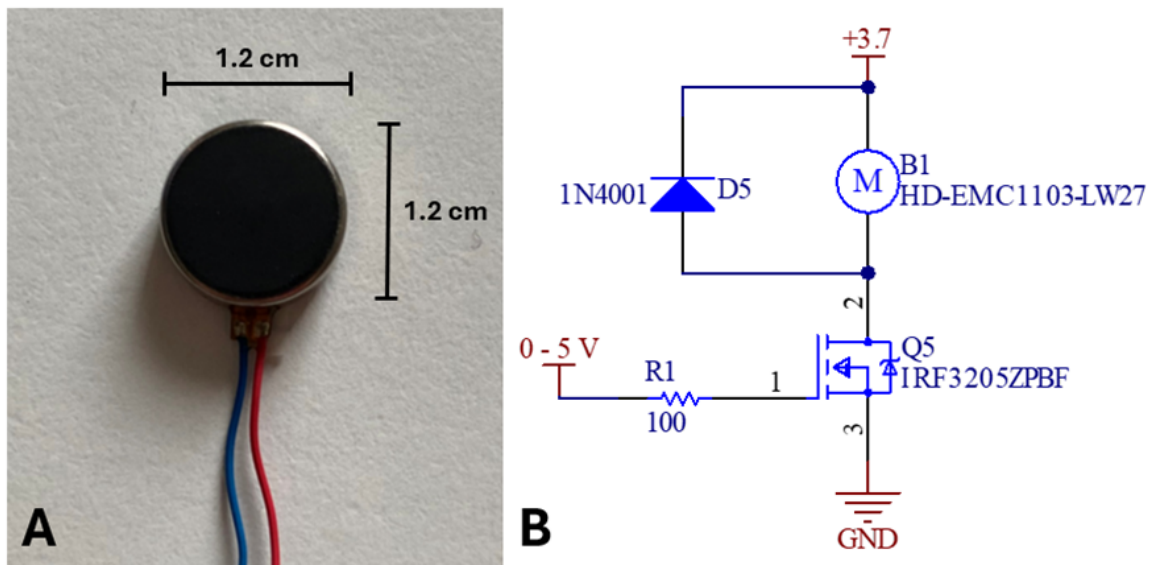
Figura 15. Diseño de encaje de dedos índice y pulgar en mm

### 7.3. Retroalimentación vibrotáctil

Se implementó un sistema de retroalimentación vibrotáctil basado en motores de vibración controlados por señales PWM, en respuesta a la fuerza medida en los sensores de fuerza. Para ello, se diseñó y probó un circuito de control alimentado externamente con una batería de ion-litio. Alimentándole a este circuito una señal PWM de distintos ciclos de trabajo proveniente de un generador de funciones y después un Arduino Uno, se pudo variar la intensidad de vibración de los motores. Después de esto se conectó el sistema de medición de FSR al circuito de control de los motores de vibración. Posteriormente, se realizaron pruebas experimentales para evaluar el comportamiento del sistema mediante grabaciones sonoras y mediciones de fuerza, y se analizaron los resultados en MATLAB para validar su funcionamiento y consistencia.

#### 7.3.1. Pruebas iniciales

Los motores de vibración HD-EMC1103-LW27 (PUI Audio, Inc., Ohio, Estados Unidos) se alimentan con 3.7 V y 85 mA, la cual es una corriente muy grande para que se pueda usar el Arduino Uno para alimentarlo directamente (Figura 16A). Por esto se diseñó un circuito de controlador de motor alimentado por una batería recargable de ion-litio modelo 18650 (Stereon, Ciudad de México, México) de 2200 mAh para poder dar suficiente energía para alimentar 4 motores de vibración. El control del motor se hizo por medio de transistores tipo MOSFET IRF3205ZPBF (Infineon Technologies, Neubiberg, Alemania), variando el voltaje en el gate entre 0 y 5 V para permitir o cortar la alimentación del motor. Se agregó una resistencia de  $100\ \Omega$  entre el voltaje de control y el gate para limitar la corriente de entrada al gate. De igual manera se colocó un diodo en sentido opuesto al motor para protegerlo en caso de que la corriente estuviera moviéndose en el sentido opuesto al funcionamiento del motor (Figura 16B).

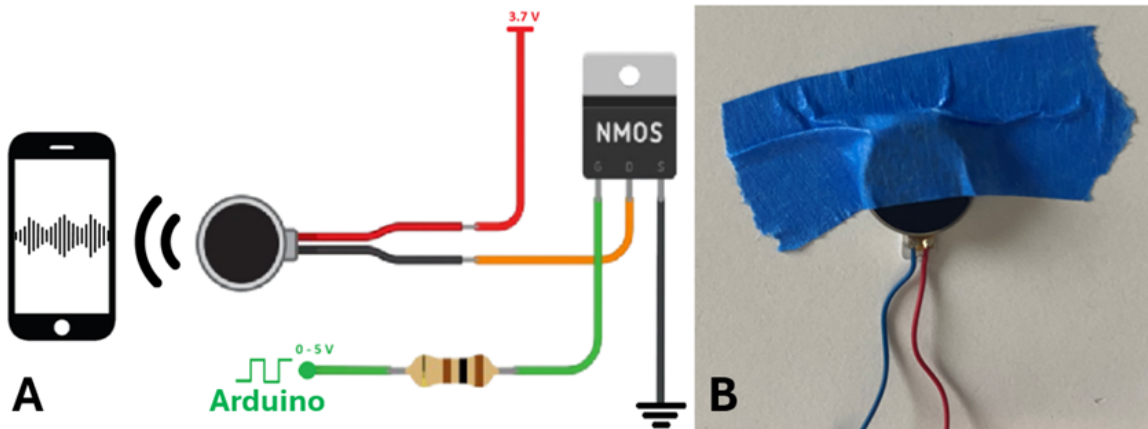


**Figura 16.** A) Motor de vibración HD-EMC1103-LW27; B) circuito de alimentación y control de motor de vibración por medio de batería externa y MOSFET tipo N

Se hicieron pruebas iniciales con una fuente de voltaje alimentando el motor con 3.7 V y el gate del MOSFET con 5V o 0V. Para evaluar el funcionamiento del circuito sin poner en riesgo los motores se utilizó un potenciómetro configurado aproximadamente a la resistencia equivalente del motor, 43  $\Omega$ , la cual se calculó con ley de ohm con base en su voltaje y corriente de operación, 3.7 V y 85 mA. Una vez se midió con un multímetro que la corriente y voltaje fueran los adecuados para que funcione el motor, se reemplazó el potenciómetro por el motor y se evaluó su funcionabilidad de forma visual. Después de esto se reemplazó la fuente para alimentar el motor por la batería de ion-litio y se evaluó el funcionamiento del circuito de la misma forma que se hizo antes. Como siguiente paso se reemplazó el generador de voltaje en el gate por un generador de funciones produciendo una señal PWM de 100 Hz con un valor bajo de 0 V y alto de 5 V. Con el motor conectado al circuito, se varió el ciclo de trabajo de la señal PWM manualmente, esperando variar la intensidad de la vibración del motor dependiendo del ciclo de trabajo. Por último, se reemplazó el generador de funciones con el Arduino, conectando el gate a un pin de señal PWM, variando de la misma forma el ciclo de trabajo para controlar la intensidad de vibración del motor.

### 7.3.2. Comprobación de funcionamiento con respuesta sonora

Para poder evaluar el funcionamiento del circuito de control del motor de forma cuantitativa, se le alimentó al motor una señal PWM con ciclo de trabajo ascendente de 0 % a 100 % con el Arduino Uno. El Arduino Uno funciona con un temporizador de 8 bits, lo que significa que el ciclo de trabajo se divide en 256 niveles, y se programó de modo que subiera un nivel cada 50 ms y al llegar al máximo se reiniciara. Luego se grabó la respuesta sonora del Arduino con un teléfono móvil iPhone 11 (Apple Inc., California, EE. UU.) de dos periodos de 0 % a 100 %, empezando desde 0 % otra vez en el inicio del segundo, para poder observar su comportamiento con respecto al tiempo. (Figura 17A). El motor se fijó en una mesa utilizando cinta adhesiva de enmascarar para pintura para amplificar la respuesta sonora mediante la resonancia entre ambos (Figura 17B).



**Figura 17.** A) Grabación de respuesta sonora de motor con control por medio de ciclo de trabajo ascendente; B) fijación de motor en la mesa con cinta adhesiva

Posteriormente la grabación obtenida se procesó en MATLAB para poder analizar visualmente si la amplitud de sonido producida por el motor aumentaba conforme aumentaba

el ciclo de trabajo de la señal PWM con la que se alimentó el circuito de control. Para esto se graficó la amplitud original del audio y el valor cuadrático medio (RMS) en ventanas de 1 segundo, con respecto al tiempo. Tanto en la amplitud como en la línea de RMS se esperaba ver una tendencia ascendente dividida en los dos periodos de tiempo del ciclo de trabajo ascendente con el que se alimentó el circuito.

### 7.3.3. Control de vibración con fuerza aplicada a FSR y evaluación de respuesta sonora

Después de evaluar el funcionamiento del circuito de control de motor alimentado con una señal PWM predefinida, se procedió a conectar el sistema de medición de fuerza con FSR al sistema de control del motor. Para esto se utilizó como referencia el sistema de retroalimentación visual diseñado anteriormente, haciendo un mapeo del ciclo de trabajo de 0% a 100% proporcional a una fuerza de 0 N a 50 N (Figura 18A). Posteriormente se grabó la respuesta sonora del motor al aplicarle distintas fuerzas al sensor para evaluar nuevamente el funcionamiento de forma cuantitativa. La fuerza que se aplicó al sensor se hizo con el dedo índice y se efectuó de forma aleatoria y sin ningún patrón definido, con el objetivo de evaluar la capacidad del sistema de reaccionar consistentemente a cualquier nivel y frecuencia aplicada. Se tomaron estos datos en un intervalo de 30 s y se grabó con el teléfono iPhone 11 su respuesta sonora en este periodo de tiempo (Figura 18B).



**Figura 18.** A) Diagrama de flujo de funcionamiento de sistema de retroalimentación vibrotáctil de un FSR y un motor de vibración; B) grabación de respuesta sonora de motor controlado por fuerza aplicada al sensor con el dedo

Después de hacer estas pruebas se procesaron los datos de fuerza y sonido en MATLAB para evaluar su comportamiento con respecto al tiempo en una misma figura. Para esto se graficó la amplitud original de audio vs el tiempo en una gráfica, y la fuerza medida en el sensor en otra, ambas en intervalos de 10 s. Luego se colocaron ambas en la misma figura para evaluar si tenían una tendencia similar a pesar de la forma irregular de aplicación de la fuerza.

### 7.3.4. Base para motores de vibración

Después de evaluar el funcionamiento de los motores de vibración se procedió a diseñar la base que iría en el brazo del usuario del sistema de retroalimentación, donde se insertarían 4 motores de vibración. Esta se diseñó en Autodesk Inventor tomando las medidas de la circunferencia de la parte media del brazo del sujeto, lo cual se hizo con una cinta métrica. A partir de esto se diseñó esta base para tener un radio 2 mm mayor al del brazo, con el objetivo de que este encajara cómodamente en el brazo y los motores estuvieran en contacto directo con la piel. En esta base se diseñaron 4 compartimientos para los motores, a los cuales se le hizo un agujero a cada uno para sacar los cables del motor. Estos compartimientos se diseñaron con base en mediciones hechas al motor con una cinta métrica, usando las mismas dimensiones para asegurarse de que el motor quedara ajustado firmemente en la base (Figura 19).

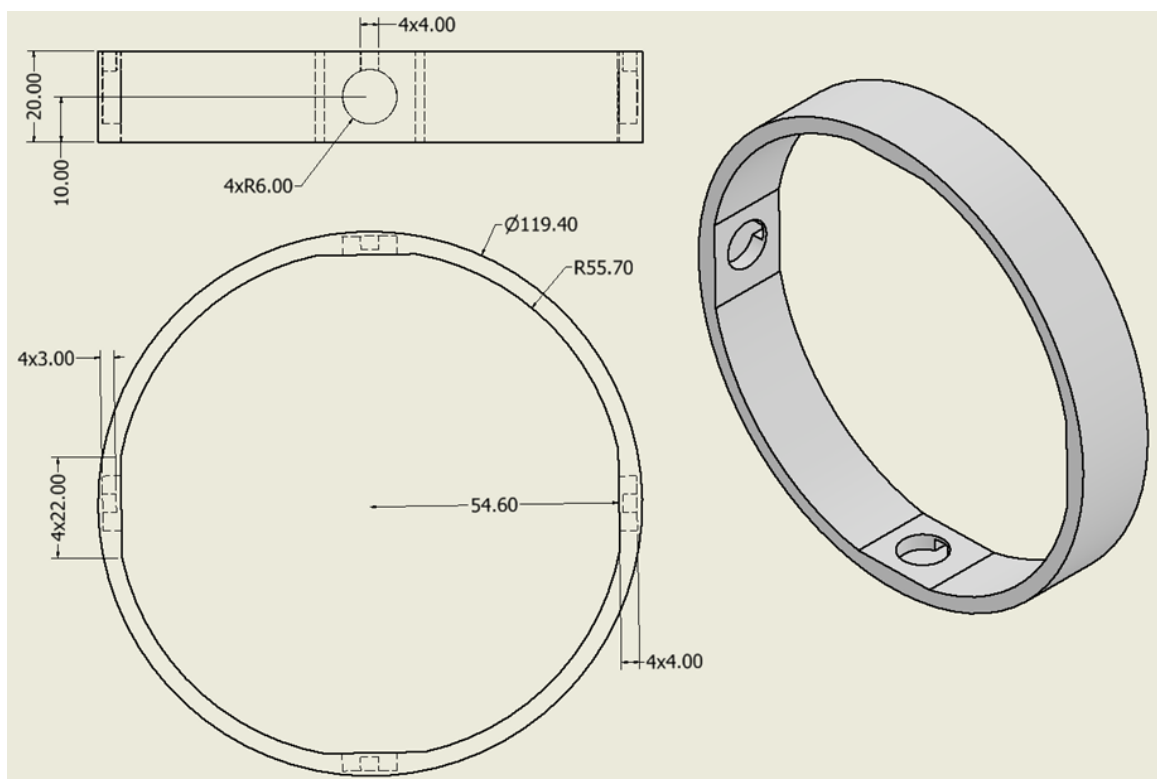
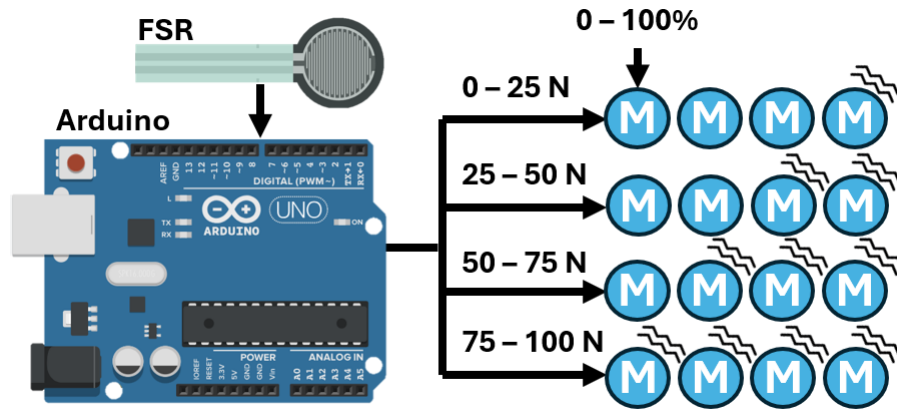


Figura 19. Diseño de base para motores de vibración en mm

### 7.3.5. Pruebas finales de funcionamiento

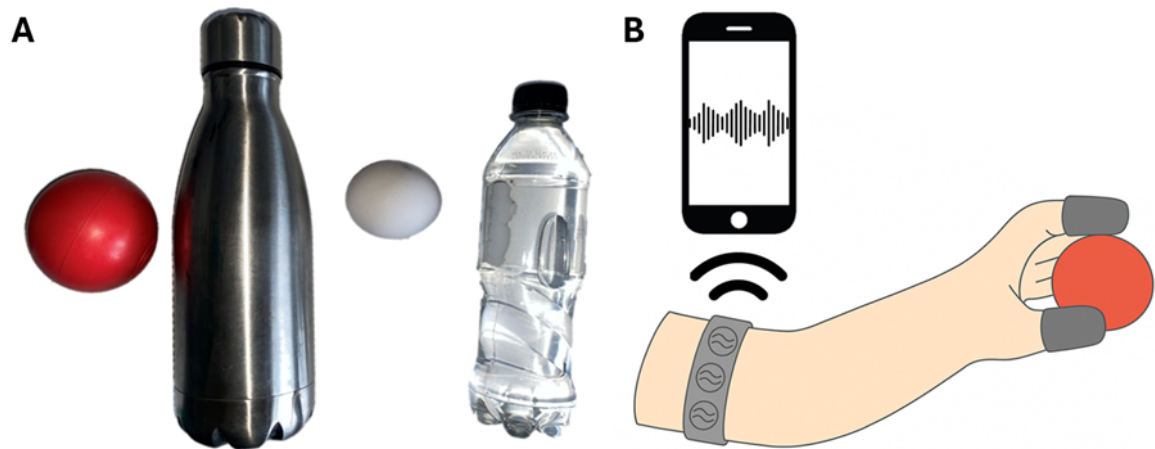
Para empezar a hacer las pruebas de funcionamiento, primero se combinaron los 3 FSR y los 4 motores de vibración para tener el sistema de retroalimentación completo. Para este se usó el mismo funcionamiento que se había utilizado en sistema de retroalimentación visual, pero sumando la fuerza medida en los 3 FSR y mapeándola en valores de 0 a 100 N para ir aumentando la intensidad de vibración y la cantidad de motores encendidos. En este caso al ser 4 motores, el motor 1 se encendió y aumentó su intensidad desde 0 a 25 N, el segundo

desde 25 a 50 N y así sucesivamente (Figura 20).



**Figura 20.** Diagrama de flujo de funcionamiento de sistema de retroalimentación vibrotáctil completo

Para hacer las pruebas finales de funcionamiento del sistema de retroalimentación vibrotáctil se evaluó la respuesta de vibración para agarrar 5 distintos objetos de distintos pesos y tamaños. Los objetos que se eligieron fueron una pelota roja de lacrosse, un pachón metálico lleno de agua, un huevo y una botella de plástico que se usó tanto vacía como llena de agua (Figura 21A). La respuesta sonora se evaluó de dos formas, nuevamente grabando el sonido provocado por los motores vibrando en respuesta a la fuerza medida al agarrar los objetos, y de manera cualitativa por medio de niveles de vibración. Para esto se le pidió al usuario que definiera la intensidad de vibración experimentada en niveles del 1 al 5, 1 siendo sólo un motor encendido con baja intensidad y 5 siendo los 4 motores vibrando a intensidad máxima al mismo tiempo. Para estas pruebas se tomaron muestras de 10 segundos en los que el usuario estuvo agarrando el objeto en una posición estática por el intervalo completo de tiempo, midiendo la fuerza en los FSR y la respuesta sonora con el teléfono móvil (Figura 21B).



**Figura 21.** A) Pelota, pachón, huevo y botella (llena y vacía) utilizados para pruebas finales; B) grabación de respuesta sonora de motores en respuesta a agarre de distintos objetos de prueba [19]

Los datos obtenidos nuevamente fueron procesados en MATLAB, en donde se obtuvo un promedio de fuerza y un promedio de amplitud de sonido para la muestra tomada para cada objeto. Para calcular el promedio de amplitud se tomaron solamente los picos positivos de la señal para sólo tomar en cuenta los valores máximos de amplitud para este promedio. Al tener ambos datos para cada objeto, al igual que el valor de nivel sentido por el sujeto de prueba, se graficaron en una gráfica de barras indicando la amplitud en el eje y, el objeto agarrado en el eje x, la fuerza medida sobre cada barra y el nivel sentido por el sujeto en diferencia de colores en las barras.

### 7.3.6. Simulación de sistema implementado a prótesis en modelo 3D

Tras hacer las pruebas de funcionamiento del sistema, se procedió a buscar un modelo 3D de prótesis para demostrar cómo funcionaría teóricamente el sistema de retroalimentación sensorial vibrotáctil adaptado a una prótesis real, la cual sería su finalidad de uso. Para esto se encontró un modelo de prótesis transradial mioeléctrica en la página web GrabCad, diseñado y publicado por el usuario Kharshel Dmytro (Figura 22). Este modelo se adaptó a la escala de los encajes para poder insertar los encajes en sus respectivos dedos en el modelo de prótesis.



**Figura 22.** Vista superior e inferior de modelo de prótesis mioeléctrica obtenido de GrabCad [20]

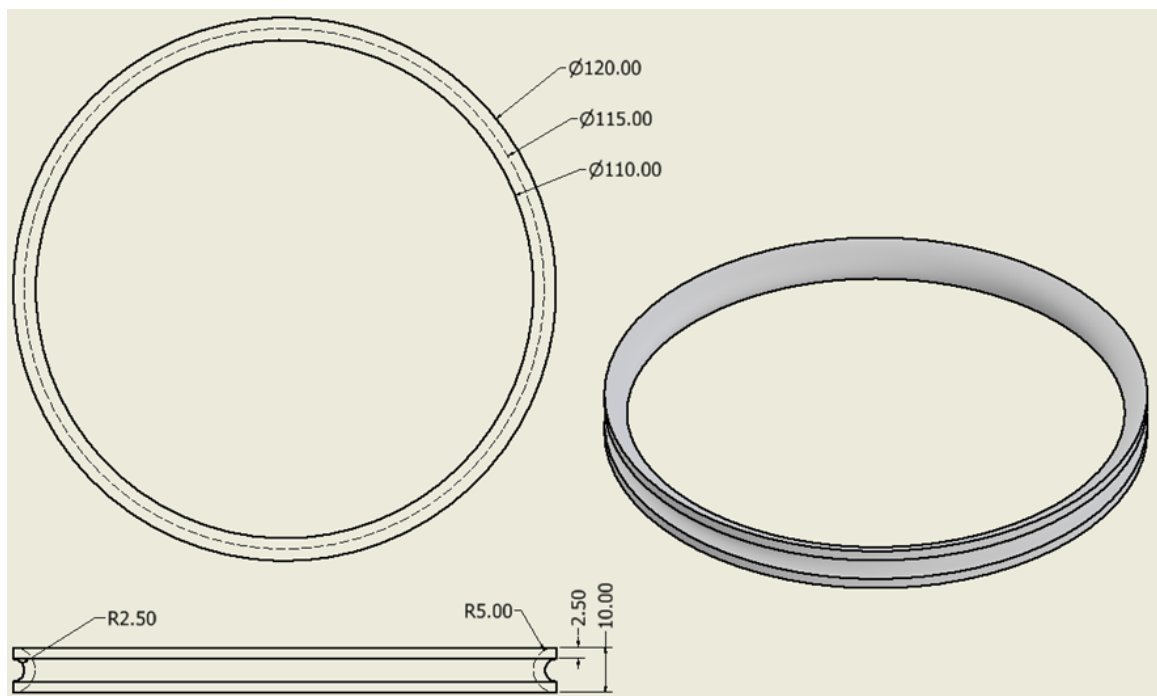
## 7.4. Retroalimentación neumática

Dadas algunas limitaciones de tiempo para la compleción de este proyecto, se decidió hacer solamente la simulación del funcionamiento del actuador neumático del sistema de retroalimentación neumática. Este diseño se hizo utilizando las mismas dimensiones de la base para motores de vibración del sistema de retroalimentación vibrotáctil y se le hizo una simulación de elementos finitos para evaluar cómo sería su funcionamiento. Para hacer esta

simulación se utilizó la presión máxima a la que puede llegar el microcompresor de aire que lo estaría inflando una vez fabricado, y se evaluó la deformación del actuador para visualizar su funcionamiento.

#### 7.4.1. Simulación de actuador

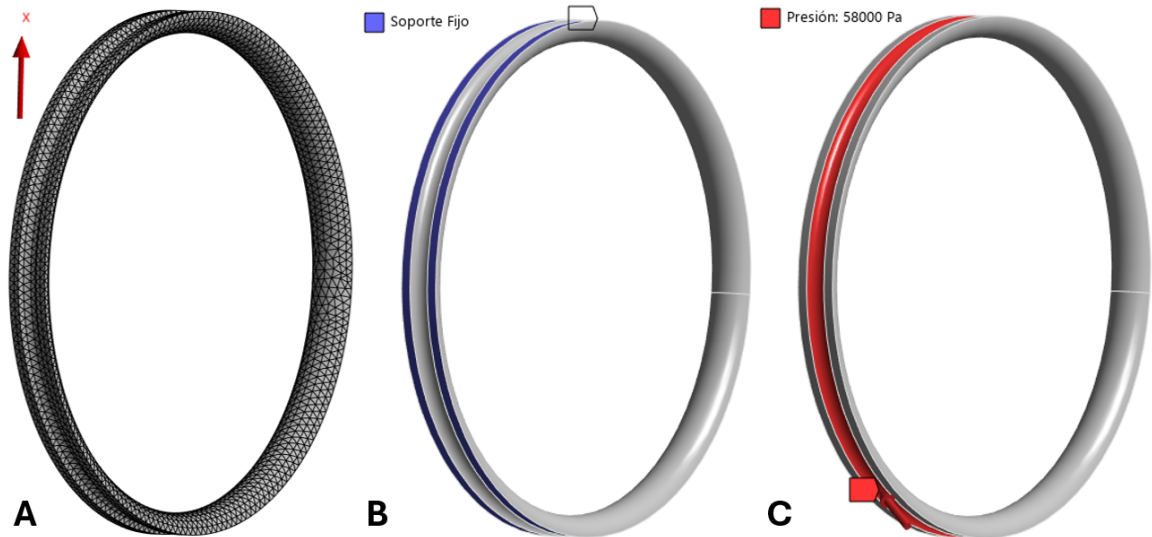
A pesar de que el actuador neumático teóricamente no se imprimiría en 3D, ya que sería necesario imprimir un molde en 3D para verter el silicón líquido Ecoflex™ 00-30 (Smooth-On Inc., Pennsylvania, EE. UU.), se diseñó este actuador en 3D para simular su funcionamiento. Para este se utilizaron las mismas dimensiones de la base para los motores de vibración, haciendo solo la mitad inferior que iría en contacto con la piel para poder aplicar una presión en la parte interior del actuador en la simulación (Figura 23).



**Figura 23.** Diseño de actuador neumático para simulación en mm

Este modelo en 3D luego se exportó al software ANSYS (Ansys Inc., Pennsylvania, EE. UU.), en donde se hizo la simulación de funcionamiento por medio de un análisis de elementos finitos. Para esto se le agregaron las propiedades físicas del EcoFlex 00-30 al sólido del modelo 3D diseñado para el actuador, para que este se comportara en la simulación de la misma forma que lo haría físicamente. Luego se definió un tamaño de mallado de 2 mm por elemento para obtener una buena calidad sin necesidad de aumentar tanto el tiempo de cómputo de los resultados. Para mejorar aún más la calidad se utilizó el método “patch conforming” definiendo las formas de los elementos como tetraedros, los cuales son mejores para modelos con superficies curvas como es el modelo del actuador neumático (Figura 24A). Luego se definió el soporte fijo para la simulación, el cual se colocó en la superficie que iría en contacto con la otra mitad del actuador neumático una vez fabricado físicamente, para

poder solo observar movimiento hacia adentro del actuador (Figura 24B). Por último, antes de obtener los resultados, se aplicó una presión a toda la superficie interior del actuador para simular la presión máxima que podría hacer el minicompresor de aire de vacío 370 (DFRobot, Shanghai, China) al inflar el actuador. Esta presión máxima se obtuvo de la hoja de datos del compresor, la cual tiene un valor de 58 kPa (Figura 24C). Para estas pruebas se evaluó la deformación del actuador en el eje x, este siendo un indicador del comportamiento del actuador en su parte superior con dirección completamente hacia el brazo del usuario.

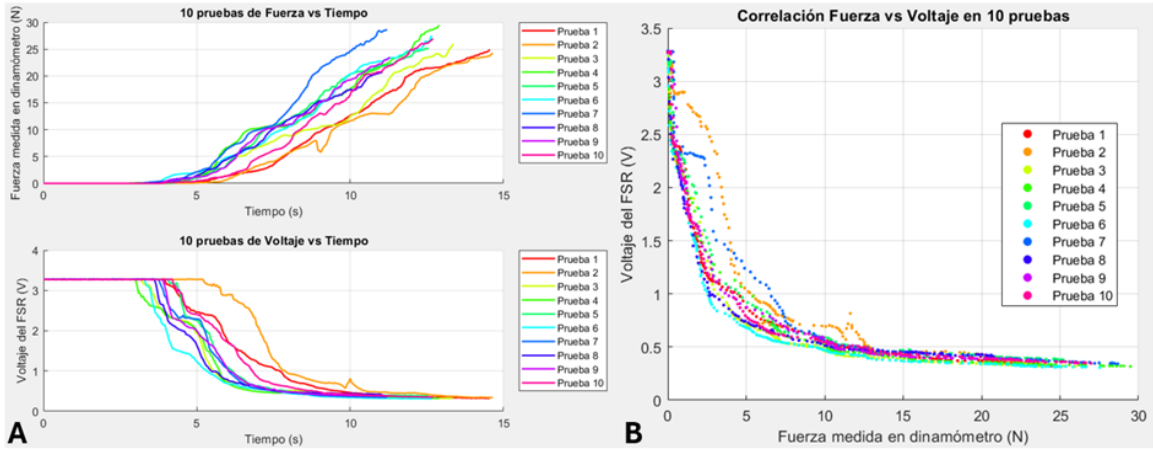


**Figura 24.** A) Mallado de 2 mm con método “patch conforming” utilizando tetraedros; B) soporte fijo colocado en sección del actuador que lo divide en dos; C) presión de 58 kPa aplicada al interior del modelo 3D de actuador neumático para simulación

## 8.1. Calibración de sensores de fuerza

### 8.1.1. Procesamiento de datos de fuerza provenientes de Biopac y datos de voltaje provenientes de Arduino

Al extraer los datos de fuerza y voltaje medidos individualmente en 10 pruebas se obtuvieron datos de cada variable con respecto al tiempo (Figura 25A). Estos datos fueron los esperados al obtener una tendencia creciente en la fuerza medida para todas las pruebas, y una decreciente en el voltaje a medida que se aplicó dicha fuerza. Al procesar los 10 conjuntos de datos de fuerza y voltaje en Matlab se obtuvieron 10 gráficos de dispersión mostrando la relación entre fuerza aplicada al sensor y voltaje medido por el Arduino en el circuito de medición. Luego se unieron todas las pruebas en una misma correlación de datos, la cual se graficó para demostrar cómo el voltaje en el sensor varía con base en la fuerza que se le aplica (Figura 25B). En esta gráfica de correlación se puede observar un comportamiento muy similar para todas las pruebas, siendo este el de una función exponencial con exponente negativo. El voltaje máximo para todas las pruebas fue de 3.29 V cuando no hay fuerza aplicada, mientras que el voltaje mínimo fue de 0.31 V, al aplicar la fuerza máxima de 29.49 N. Estos valores fueron muy similares para todas las pruebas, teniendo las variaciones principales en su rango de mayor sensibilidad, de 0 – 5 N. De igual manera, el rango de menor variación fue el rango de menor sensibilidad, de 15 – 30 N.



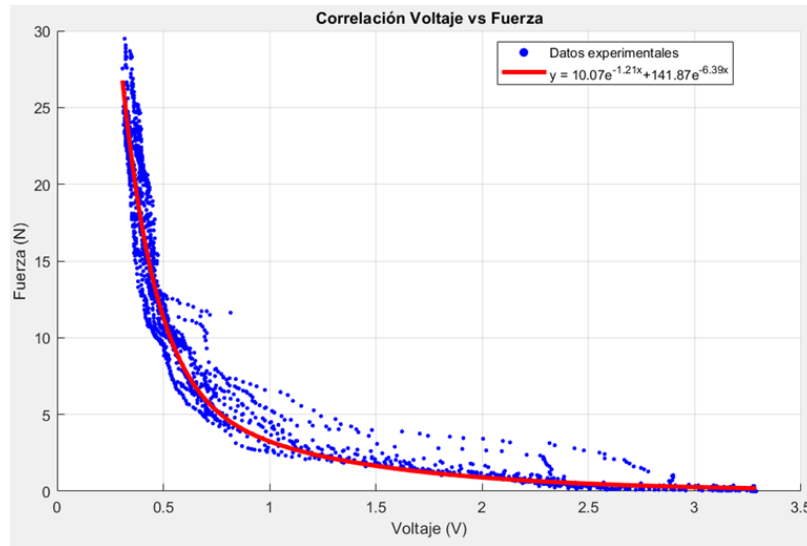
**Figura 25.** A) Datos de 10 pruebas de fuerza y voltaje con respecto al tiempo; B) gráfica de correlación entre datos de fuerza (N) obtenidos con dinamómetro y de voltaje (V) obtenidos con Arduino en 10 pruebas

### 8.1.2. Ajuste de curva de calibración para ecuación exponencial de dos términos

Para hacer este ajuste se escogió Fuerza como la variable dependiente y voltaje como la independiente para poder usar la ecuación obtenida directamente para calcular la fuerza a partir del voltaje medido. La ecuación de mejor ajuste que se encontró fue la ecuación exponencial de dos términos:

$$y = 10.07e^{-1.21x} + 141.87e^{-6.39x} \quad (3)$$

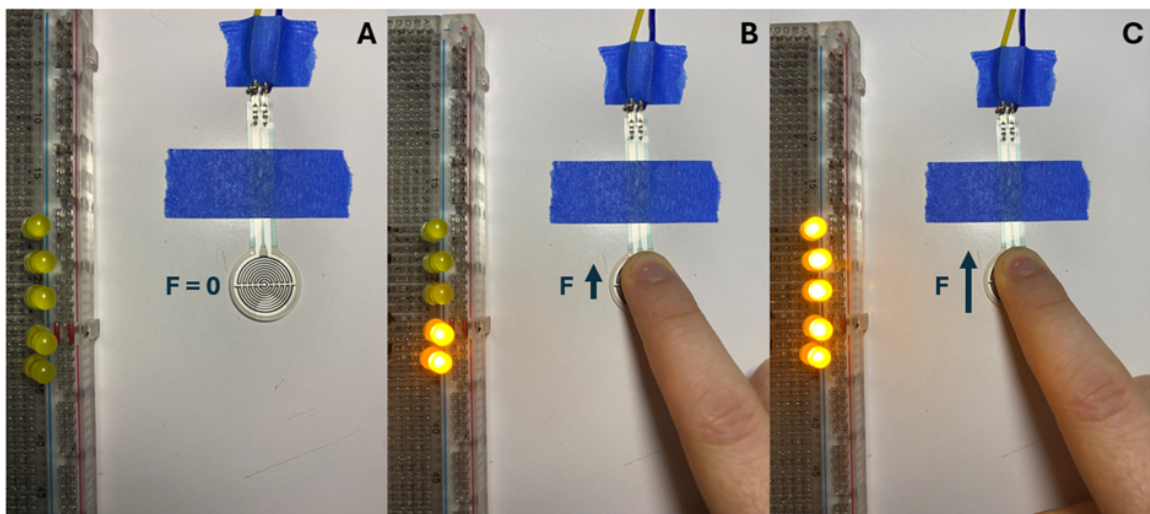
la cual se observa que tiene un comportamiento que se ajusta muy bien a la tendencia de los datos (Figura 26). El coeficiente de determinación del ajuste fue de  $R^2 = 0.95$ , indicando que el 95% de la variabilidad en los datos de fuerza se puede predecir con los datos de voltaje y la ecuación encontrada.



**Figura 26.** Ajuste de tendencia exponencial de dos términos con la ecuación  $y = 10.07e^{-1.21x} + 141.87e^{-6.39x}$  a datos de fuerza y voltaje obtenidos en 10 pruebas

### 8.1.3. Sistema de retroalimentación visual por medio de luces LED

El sistema de retroalimentación visual sirve para validar la relación entre fuerza aplicada y voltaje del sensor e informar el sistema de control de retroalimentación. El sistema funcionó de la forma esperada, aumentando el brillo y cantidad de luces LED encendidas proporcionalmente a la cantidad de fuerza aplicada al sensor (Figura 27). Se definió un rango de 0 N a 25 N para establecer la correspondencia entre las luces y el sensor, el cual se escogió observando los datos de fuerza usados para calibrar los sensores. Como se observa en la figura, a mayor fuerza aplicada, aumenta el brillo de cada LED hasta llegar a su brillo máximo y encender la siguiente, hasta llegar a todos los LEDs.

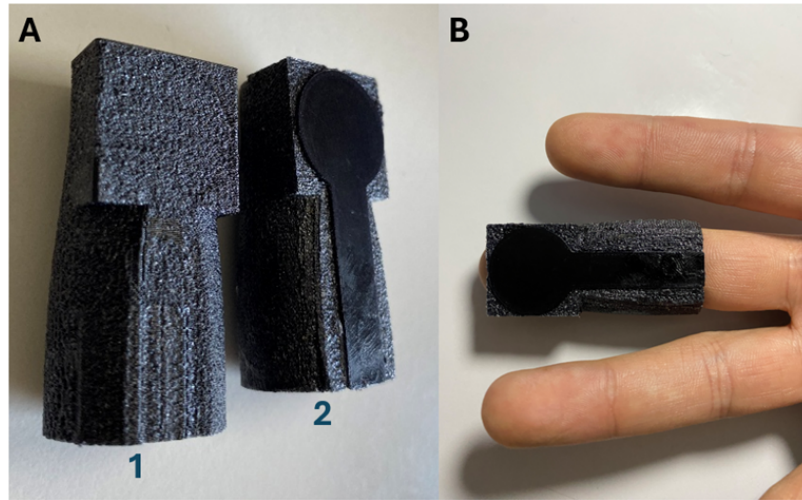


**Figura 27.** Funcionamiento de sistema de retroalimentación visual en respuesta a A) sin fuerza aplicada; B) nivel intermedio de fuerza aplicada; C) nivel máximo de fuerza aplicada

## 8.2. Diseño e impresión de encajes para los dedos

### 8.2.1. Impresión de variaciones 1 y 2 para encaje de dedo medio

Los encajes de ambas variaciones se imprimieron de forma correcta y encajaron como esperado en el dedo medio gracias al diseño personalizado con las medidas del dedo y el material flexible de impresión, TPU (Figura 28).



**Figura 28.** A) Impresión 3D con TPU de encajes para dedo medio con variaciones 1 y 2 de plataforma para sensor de fuerza; B) encaje de variación 2 colocado en el dedo

### 8.2.2. Pruebas de funcionamiento de ambas variaciones

Después de obtener las razones entre el valor máximo medido por el dinamómetro y el calculado por el Arduino para las 10 pruebas de cada variación, se calculó el promedio y desviación para cada una de ellas. Para la variación 1 se obtuvo un promedio entre razones de  $27.07 \pm 20.58$  a.u., mientras que para la variación 2 se obtuvieron valores de  $15.16 \pm 1.97$  a.u. respectivamente. Estos valores no tienen dimensional (arbitrary units), ya que son razones entre dos valores de fuerza en N, siendo una división entre una misma dimensional. Se decidió continuar trabajando con la variación 2 porque aparte de dar valores de fuerza en promedio más cercanos al valor real, su baja incertidumbre indicó una mayor consistencia en sus mediciones.

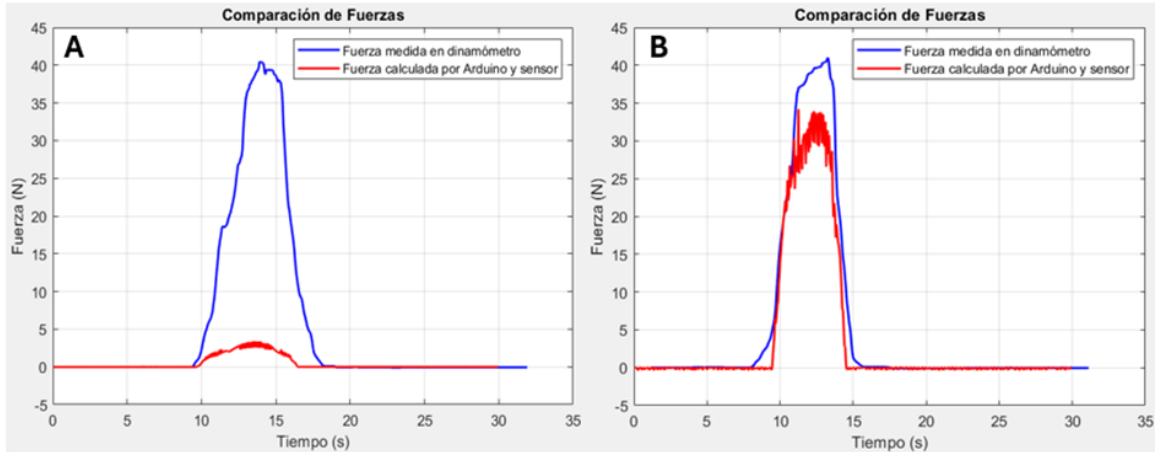
### 8.2.3. Reajuste de ecuación de curva de calibración

Después de hacer el reajuste a la ecuación, multiplicando la razón promedio de la variación 2 por toda ecuación obtenida anteriormente, esta quedó siendo:

$$y = 15.16 * [10.07e^{-1.21x} + 141.87e^{-6.39x}] \quad (4)$$

Después de repetir las pruebas de funcionamiento con la ecuación ajustada se volvió a calcular el promedio y desviación estándar de las razones calculadas para las 10 pruebas,

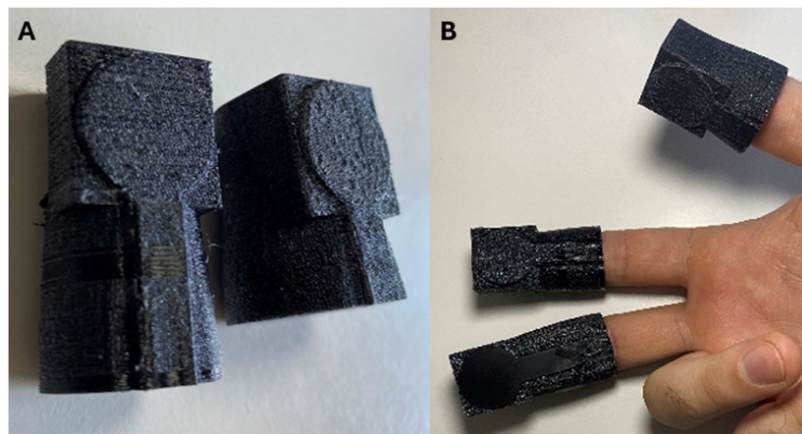
para lo que se obtuvo un valor de  $1.30 \pm 0.12$  a.u., el cual indica mayor cercanía entre los valores de fuerza al igual que una mayor consistencia en la medición. Se obtuvo el promedio de razones esperado, este siendo menor que dos, indicando que los valores de fuerza calculados por el Arduino ya no eran menos de la mitad de los que se midieron con el dinamómetro (Figura 29).



**Figura 29.** A) Prueba de funcionamiento de variación 2 antes de recalibración; B) prueba de funcionamiento de variación 2 después de recalibración

#### 8.2.4. Impresión de encajes de dedos índice y pulgar con variación 2

Se imprimieron los encajes para los dedos índice y pulgar con el tipo de variación 2, teniendo la plataforma para el sensor de fuerza extruida (Figura 6A). Estos encajaron de forma correctamente en ambos dedos, usándose en conjunto con el encaje del dedo medio para tener el conjunto completo para medir la fuerza hecha agarrando objetos (Figura 6B).



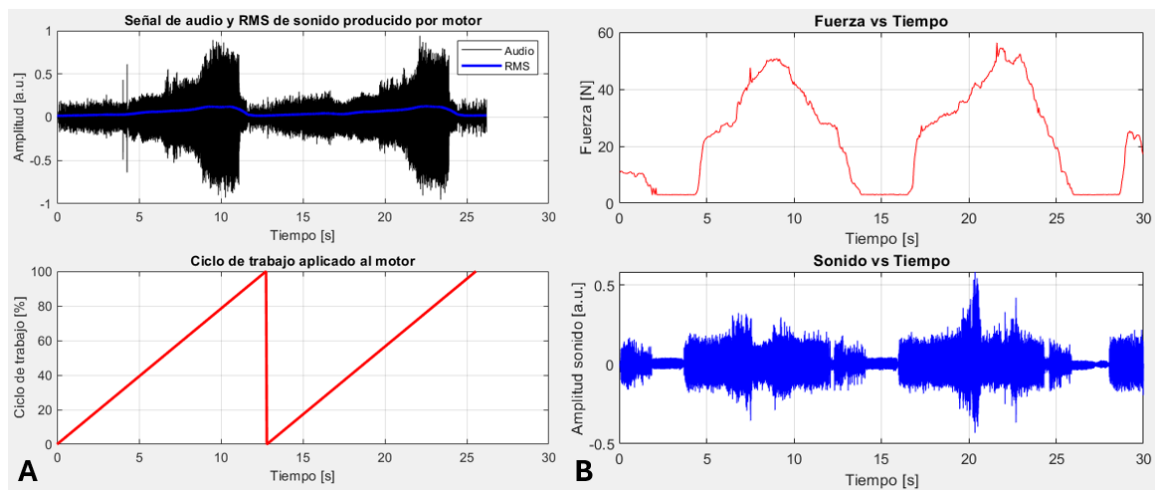
**Figura 30.** A) Impresión 3D con TPU de encajes de dedo índice y pulgar; B) conjunto completo de encajes colocados en sus respectivos dedos

## 8.3. Sistema de retroalimentación vibrotáctil

### 8.3.1. Grabación y procesamiento de respuesta sonora de motor de vibración

El circuito de alimentación del motor de vibración funcionó como se esperaba, pudiéndose este controlar por medio de la alimentación de 0 V o 5 V al gate del MOSFET para apagar y encender el motor respectivamente. Se obtuvo el comportamiento esperado al alimentar el gate con una señal cuadrada con ciclo de trabajo variable, en donde a mayor ciclo de trabajo, hasta llegar a 100 %, mayor la intensidad de la vibración producida por el motor.

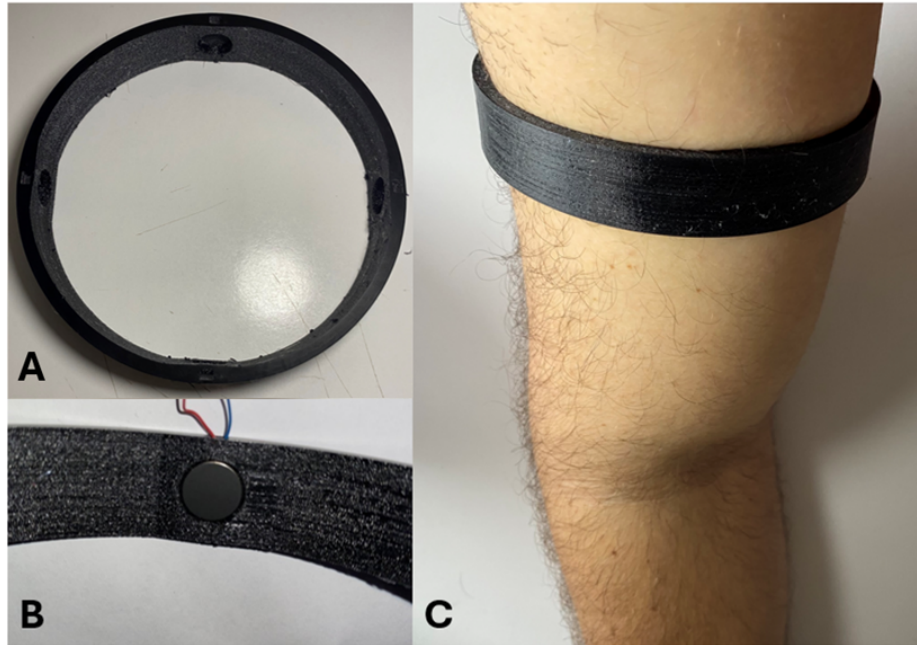
El comportamiento del sonido del motor siguió la misma tendencia que el aumento del ciclo de trabajo en dos periodos de 0 % a 100 %, pudiéndose observar el aumento gradual de la respuesta sonora tanto en la amplitud del sonido como en el RMS de la señal (Figura 31A). Después se hizo la prueba de alimentar el gate en proporción a la fuerza medida en uno de los sensores y grabar nuevamente la respuesta sonora del motor. El comportamiento de la respuesta sonora fue similar que el de la fuerza, teniendo baja amplitud de sonido en los periodos donde no se aplicó fuerza, y amplitudes más altas al momento de que se aplicara la fuerza. A pesar de esto, la correlación no es perfectamente proporcional, no estando los picos de voltaje y los picos de fuerza en el mismo punto en el tiempo. Al momento de hacer la medición sí se escuchó una diferencia clara entre el sonido del motor al momento de aplicar fuerza y de no aplicarla, respaldando cualitativamente la relación observada en la gráfica (Figura 31B). Para ambas figuras se observó una amplitud de sonido constante al momento de no aplicar fuerza o tener un ciclo de trabajo de 0 %, indicando un ruido de ambiente que también fue grabado por el teléfono móvil.



**Figura 31.** A) Amplitud y RMS de respuesta sonora de motor de vibración generada por dos periodos de ciclo de trabajo ascendente de 0 % a 100 %; B) comparación de fuerza medida y amplitud de respuesta sonora generada por variación de ciclo de trabajo en respuesta a la fuerza medida

### 8.3.2. Impresión de base para motores de vibración

La base para los motores se imprimió exitosamente con TPU, incluyendo el compartimiento para el motor que se diseñó y la flexibilidad esperada por el material de impresión (Figura 32A). Luego al insertar los motores en sus compartimientos designados, estos encajaron de manera correcta, quedando asegurados firmemente y logrando pasar los cables por el agujero diseñado para ello (Figura 32B). Finalmente, la base encajó bien en el brazo del sujeto, adaptándose bien a la forma del brazo gracias a su flexibilidad y dejando los motores en contacto con la piel (Figura 32C).

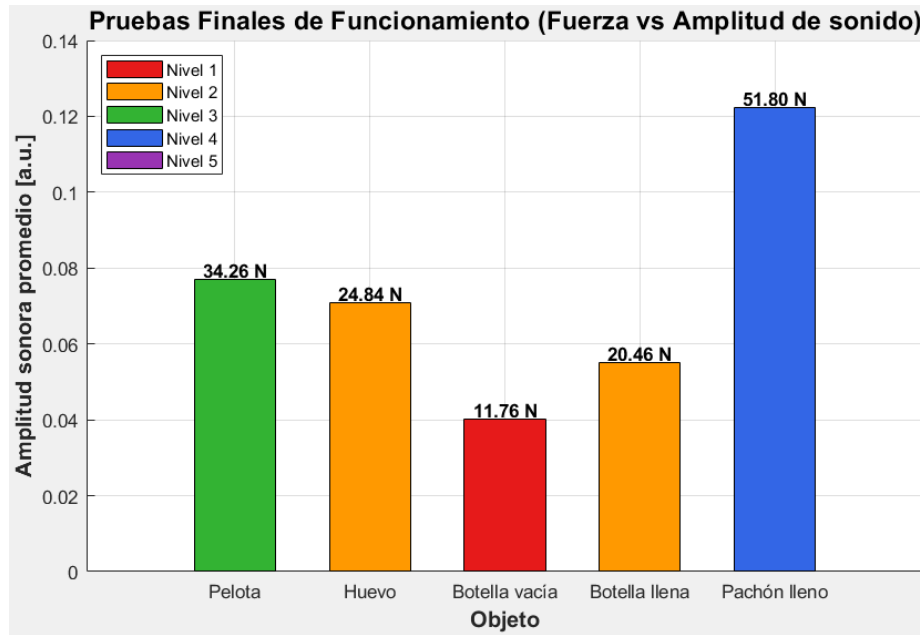


**Figura 32.** A) Base para motores de vibración impresa en 3D con material TPU; B) motor puesto en el compartimiento diseñado y con los cables saliendo por el agujero diseñado; C) base puesta en el área proximal del brazo, encajando de manera correcta

### 8.3.3. Pruebas finales de funcionamiento

Al hacerse las pruebas de funcionamiento, donde se sostuvieron objetos de distintas dimensiones y durezas, el sistema mostró la relación esperada ya que la intensidad de la vibración correspondió directamente a la fuerza aplicada sobre el sensor para agarrar un objeto, es decir se sintió una intensidad de vibración más alta al agarrar objetos más pesados. Esto se vio reflejado cuando se procesaron los datos, los cuales indicaron una correlación entre la amplitud de sonido de la respuesta sonora, la fuerza media por los FSR al agarrar el objeto, y el nivel de intensidad descrito por el sujeto de prueba. El objeto más liviano, la botella vacía, al requerir una fuerza baja de aproximadamente 12 N, conllevó a una vibración con amplitud de sonido 0.04 de 1, mientras que el objeto más pesado, un pachón de agua lleno, requirió aproximadamente 52N y alcanzó una vibración con amplitud de 0.12 de 1. En este caso una amplitud con valor de 1 corresponde al volumen máximo que podría grabar el teléfono móvil que se usó. Todos los otros objetos demostraron un comportamiento igual, el

orden de objetos de menor a mayor fuerza necesitada siendo igual al orden de objetos con menor a mayor respuesta sonora (botella vacía, botella llena, huevo, pelota y pachón lleno). El nivel más bajo de intensidad de vibración descrita por el sujeto fue el nivel 1 también siendo el objeto más liviano, mientras que el nivel más alto, 4, fue para el objeto más pesado, no llegando a sentir la respuesta de vibración más alta, el nivel 5. El nivel sentido para los demás objetos siguió la misma tendencia, aumentando a medida que aumentaron la fuerza y amplitud sonora medida (Figura 33). Una limitante que se observó al momento de hacer la medición fue que la forma del objeto pudo haber influido en su medición de fuerza, y por ende las otras dos variables, ya que objetos de forma curvada como la pelota y el huevo, podrían tener más contacto con el sensor, resultando en una mayor fuerza medida a pesar de ser más livianos.



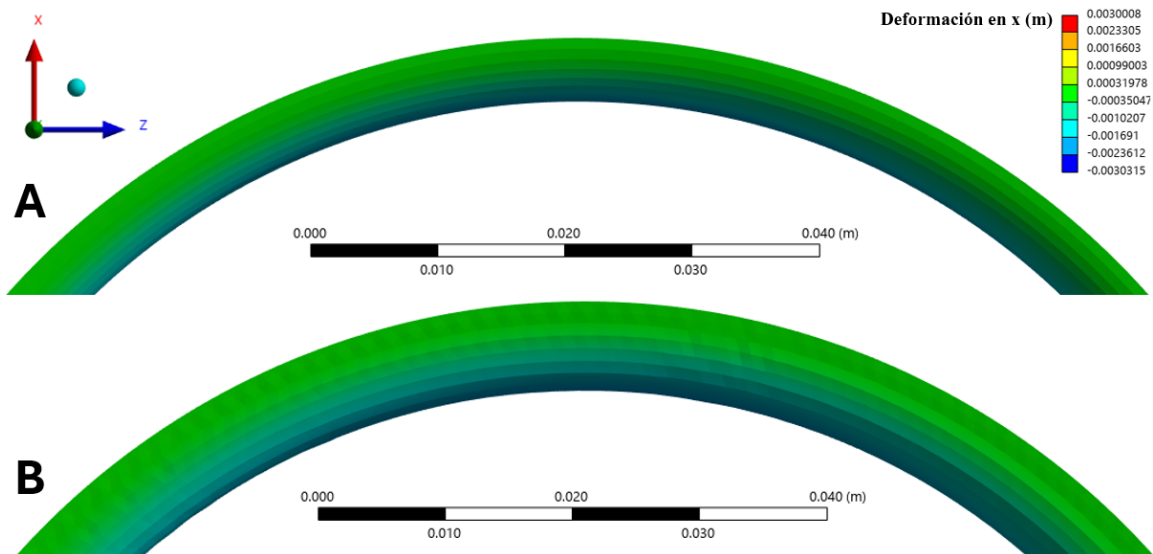
**Figura 33.** Gráfica de pruebas finales de funcionamiento de sistema de retroalimentación vibrotáctil indicando correlación entre amplitud de respuesta sonora, fuerza medida al agarrar el objeto y nivel de vibración sentido por el sujeto

El sujeto de prueba describió la percepción de vibración como diferenciable entre distintos niveles de intensidad sin causar ninguna sensación incómoda o molesta. Sin embargo, el sonido producido por los motores sí causó un grado de molestia y fastidio al sujeto al llegar a intensidades de vibración cercanas a la máxima. En condiciones en las cuales los cuatro motores estaban funcionando cerca de su capacidad completa, el sonido que produjeron fue suficiente para sobrepasar e interferir con el volumen normal del habla humana. Esto sucedió al sujetar el objeto más pesado, el pachón metálico lleno de agua. Mientras que, para el objeto más liviano, la botella plástica vacía, el sonido se describió como tolerable y no lo suficiente molesto para interferir con actividades cotidianas como el habla humana.

## 8.4. Sistema de retroalimentación neumática

### 8.4.1. Simulación de funcionamiento de actuador

Para la simulación de elementos finitos del actuador neumático con una presión interna de 58kPa se obtuvo una deformación absoluta máxima en el eje x de 3.03 mm, ubicada en área interior del actuador en su parte superior. Este valor es el valor mínimo de deformación en x en la simulación, sin embargo, es el resultado de interés ya que indica la deformación máxima en dirección del actuador hacia el brazo del usuario. Al comparar el actuador no deformado (Figura 34A), con el actuador deformado por la presión (Figura 34B), se puede visualizar un claro cambio en las dimensiones del actuador, significando que se haría una mayor presión sobre la piel al usarse el microcompresor de aire para inflar el actuador.



**Figura 34.** A) Actuador neumático no deformado; B) actuador neumático deformado por presión interna de 58 kPa

El propósito principal de este proyecto era diseñar un sistema de retroalimentación sensorial vibrotáctil y neumática por medio de mediciones de fuerza hechas en la punta de los dedos con resistencias sensibles a fuerza (FSR). Por esto el primer paso a seguir fue calibrar los FSR utilizados (SEN0295) para calcular correctamente la fuerza aplicada con base en el voltaje medido en estos sensores. Los resultados de voltaje obtenidos fueron coherentes con el comportamiento esperado de este tipo de sensores, ya que su valor de resistencia en reposo es mayor a  $10\text{ M}\Omega$ , este consumía la gran mayoría del voltaje de los  $3.3\text{ V}$  de alimentación cuando no se aplicó ninguna fuerza [21]. El rango de mayor sensibilidad encontrado funciona bien para esta aplicación ya que coincide con el rango de mayor sensibilidad de los dedos biológicos de una persona, los cuales tienen una tendencia lineal de discriminación en un rango de fuerzas de  $1$  a  $5\text{ N}$  [22]. Por otro lado, la falta de sensibilidad en valores de fuerza no presenta una limitación significativa ya que los dedos tienen un límite biomecánico de  $18\text{ N}$  hasta  $30\text{ N}$ , empezando a ser doloroso después de estos valores [23].

Tras hacer el ajuste de curva y obtener la ecuación 3, esta se ajustó correctamente a la gráfica de dispersión (Figura 26), lo cual se vio reflejado en su alto valor de  $R^2 = 0.95$ . La razón por la cual este valor no fue aún más cercano a 1 fue por el mayor grado de variabilidad observado en el rango de mayor sensibilidad de los sensores, entre  $0$  y  $5\text{ N}$ . Sin embargo, esta pequeña variación no afectó la funcionalidad de estos sensores en este proyecto, ya que, para esta aplicación, no fue necesario medir con completa exactitud la fuerza aplicada, lo que se necesitaba es que el sensor fuera sensible a cambios de fuerza en el rango de sensibilidad máxima que tendría un dedo biológico. La ecuación obtenida cumple con este criterio ya que el valor de  $R^2$  indica que  $95$  de cada  $100$  datos de fuerza serán correctamente predichos por el voltaje medido, mientras los que no, se comportan en una tendencia similar como se puede observar en la gráfica (Figura 2). La ecuación teórica de la relación entre fuerza aplicada y resistencia de estos sensores se puede obtener directamente del datasheet pero se decidió calibrar el sensor manualmente ya que este tipo de sensores puede presentar cierta

variabilidad entre unidades producidas ya que diversos factores del entorno pueden afectar su funcionamiento [21][13].

Tras calibrar los sensores se implementó el sistema de retroalimentación sensorial, controlando el brillo de varios LEDs a partir de la cantidad de fuerza aplicada. Este brindó una forma observable e intuitiva para fácilmente comprobar si la fuerza se estaba calculando correctamente con la ecuación encontrada anteriormente. Efectivamente se comprobó que la medición se estaba haciendo como esperado, al verse una relación directa entre el aumento de brillo y de LEDs encendidos al aplicar una mayor fuerza (Figura 3). El rango de fuerza escogido para hacer el mapeo de fuerza aplicada coincidió con el rango teórico de sensibilidad de los dedos antes de perder la capacidad de discriminar distintas cantidades de fuerza y empezar a experimentar dolor [23]. Aparte, la programación para controlar el brillo de los LEDs por medio de señales PWM facilitó la implementación de los motores de vibración más adelante, para los cuales se controló la intensidad de vibración de la misma forma. Este tipo de implementación también podría tener relevancia como complemento a distintos tipos de retroalimentación sensorial, dándole al usuario una señal adicional para ayudarlo a tener una mejor noción de cuanta fuerza está aplicando al objeto. Esta podría ser una aplicación externa que también se use en caso de tener un usuario con mucho dolor fantasma en su extremidad removida, lo que podría reducir la efectividad de un sistema de retroalimentación sensorial de contacto como el vibrotáctil [24].

Dada la falta de disponibilidad de una prótesis transradial para probar el funcionamiento de los encajes, estos se diseñaron con base en medidas de un sujeto de prueba. Estos se imprimieron con el material flexible de impresión, TPU, el cual se escogió por este mismo motivo, para facilitar el ajuste al dedo sin necesidad de tener dimensiones tan exactas. Sin embargo, al momento de implementar estos encajes a una prótesis real, es probable que sería necesario comparar el funcionamiento con un material de impresión rígido, como lo es el PLA. Estos encajes se podrían diseñar para ajustarse perfectamente a la prótesis utilizando un modelo 3D o un scanner 3D, y la base rígida para el sensor proporcionaría mediciones de fuerza más consistentes y precisas [25].

Luego de hacer las pruebas con ambas variaciones y comparar el promedio y desviación estándar entre fuerzas para todas las pruebas de ambas variaciones (Figura 28A), se decidió utilizar la variación 2. A pesar de que el promedio de razón de la variación 2 fue menor, el factor determinante para optar por la variación 2 fue la desviación estándar. El valor de razón obtenido para la variación 1,  $27.07 \pm 20.58$ , indicó que la medición de fuerza del sensor podría ser tan cercana al valor real como 6.49 veces más pequeña, como podría ser hasta 47.65 veces más pequeña al valor real, el cual es un grado de inconsistencia no aceptable para esta aplicación. Después de hacer el ajuste a la ecuación obtenida anteriormente con la razón promedio de la variación 2, se obtuvo el valor promedio de razón esperado, este siendo menor a 2. Aunque los valores de fuerza medidos por el FSR seguían sin ser exactamente iguales a los del dinamómetro (Figura 29B), el comportamiento de las gráficas fue el mismo, teniendo valores lo suficientemente cerca para utilizar el mismo método de mapeo con las fuerzas medidas para controlar el sistema de retroalimentación. La diferencia en la calidad de datos entre ambas variaciones se debe probablemente a que al tener la variación 2 una plataforma extruida con la forma del sensor, esto causa que toda la fuerza aplicada se distribuya solamente en el sensor. Por otro lado, en la variación 1, al tener el sensor puesto en una superficie deprimida en comparación a la otra superficie de contacto, lo que causó

que no toda la fuerza se aplicara sobre la superficie del sensor, distribuyéndose también en la del encaje [26].

Para poder llevar a cabo el sistema de retroalimentación vibrotáctil, fue necesario primero evaluar el funcionamiento los componentes principales del actuador, los motores de vibración HD-EMC1103-LW27. Después de hacer una evaluación cualitativa a base del tacto con el sensor, en la cual se sintió con el dedo el aumento de intensidad con respecto al tiempo, se procedió a hacer un análisis cuantitativo por medio de la grabación de la respuesta sonora del motor. A pesar de que no se obtuvo una relación completamente proporcional para estas pruebas (Figura 31), la relación observada entre la respuesta sonora del motor y el ciclo de trabajo enviado al circuito es suficiente para aceptar el funcionamiento del motor como válido para este proyecto. Esto es porque el volumen de la respuesta sonora producida por el motor es una indicación indirecta de la intensidad de vibración que está produciendo, que depende de otros factores como el ruido ya existente en el entorno. Consecuentemente para estas pruebas solamente se buscó que existiera una relación consistente y repetible entre la amplitud de sonido del motor y el ciclo de trabajo de la señal con el que se alimentó. Esto se comprobó de manera más definitiva al controlar el ciclo de trabajo directamente con la fuerza medida con un FSR (Figura 31B), en donde al aplicar un estímulo de fuerza aleatorio y sin ningún patrón definido se pudo observar que la respuesta sonora siguió una misma tendencia, indicando consistencia en el comportamiento del motor.

A diferencia de los encajes de los dedos, la base para los motores de vibración sí se pudo probar en su uso esperado, puesto en el brazo de un sujeto de prueba (Figura 32C). Este encajó de manera satisfactoria, manteniendo los motores siempre en contacto con la piel sin presentar ningún tipo de incomodidad para el sujeto. El material de impresión utilizado, TPU, fue clave para el ajuste cómodo pero seguro de la base en el brazo. Gracias a su naturaleza flexible, este se acomodó a la figura del brazo a pesar de haberse diseñado con forma circular regular. El TPU es un material de disponibilidad comercial, lo que lo hace ideal para aplicaciones de bajo presupuesto y aparte, sus propiedades elásticas y de transmisión de fuerzas lo hacen ideal para actuadores hápticos [27][28]. Es importante mencionar que este diseño se hizo específicamente para el uso de un individuo, utilizando las dimensiones de su brazo para fabricarlo. Esto significa que este tipo de producto sería de uso propio solamente, diseñándose para las dimensiones de cada usuario específico. Una posible alternativa sería implementar el uso de cinchos o velcros para ajustarse al brazo de cada usuario, para lo que se podrían imprimir las bases en conjuntos de tallas específicas para uso general de usuarios con dimensiones de brazo similares.

Al terminar de implementar el sistema final de retroalimentación sensorial vibrotáctil, y hacer las pruebas de funcionamiento se obtuvieron los resultados deseados de forma cualitativa. A partir de la fuerza medida al agarrar y levantar distintos objetos se proporcionó una retroalimentación vibrotáctil distinguible por el sujeto. Luego al pasar a las pruebas cuantitativas con objetos específicos y grabación de sonido (Figura 33). El sistema de retroalimentación mostró tener una correlación directa e identificable por el usuario entre la fuerza medida y el estímulo de vibración. El resultado más importante fue que la identificación de los niveles de vibración por el sujeto fue acorde a la respuesta sonora grabada, indicando que los cambios de vibración con base en distintas fuerzas medidas son perceptibles y una manera aceptable de darle información sensorial al usuario sobre cuánta fuerza está usando para sostener un objeto.

A pesar de obtenerse esta relación esperada entre el sistema de retroalimentación sensorial vibrotáctil y el sistema de medición de fuerza, se observó una limitante dependiendo de la forma del objeto agarrado al momento de hacer esta medición. La forma del objeto agarrado tuvo un efecto no deseado de modo que objetos con superficies más curvas como la pelota (0.16 kg) o el huevo (0.06 kg), presentaron valores de fuerza superiores a los de objetos con superficies más rectas con un peso superior, como la botella plástica llena (0.40 kg). Esto se debió a que cuando se usan objetos curvados con este tipo de superficies, el rango de medición disminuye y puede haber un desfase en la resistencia [25]. Aparte de esto, el reajuste de calibración que se le hizo a los FSR se hizo con un dinamómetro, el cual tiene una forma más similar al de la botella, solo siendo ligeramente curvada, por lo que al usar objetos más esféricos donde toda la fuerza se aplicaba directamente al sensor y no a la superficie el encaje, se midieron fuerzas mayores a las reales. Esta limitación no demostró ser un problema para objetos de diferencias más significativas de peso, ya que en este caso el objeto más pesado, el pachón metálico lleno (0.74 kg), y el objeto más liviano, la botella plástica vacía (0.02 kg), fueron los objetos con mayor y menor respuesta vibrotáctil respectivamente. Una alternativa a la medición de fuerza por medio de encajes que no sacrificaría la funcionalidad ni el costo de producir este proyecto sería por medio de señales EMG. Esto se podría complementar con el uso de una prótesis mioeléctrica, en el que las señales EMG utilizadas para controlar la mano se podrían usar como base para controlar la intensidad de vibración también [6]. Otra posible limitación es la cantidad de sonido que producen los motores elegidos, estos generan suficiente ruido para traslaparse sobre ruidos comunes como es el habla humana. Los motores de vibración estándar de oro, como lo es el “C2 tactor” producido por Engineering Acoustics Inc., ofrecen una mejora en la respuesta sonora, esta siendo de entre -1 dB y 1 dB. Sin embargo, estos pueden llegar a costar alrededor de \$200, invalidando su uso para una aplicación de bajo costo como la que busca este proyecto [29]. La alternativa plausible para este proyecto consistiría en disminuir la respuesta sonora por medio de encapsulamiento de los motores o el uso de materiales más blandos como silicona, el cual le brindaría una mayor amortiguación a la vibración del motor, asegurándose de no producir tanto ruido sin afectar su interacción con la piel del usuario.

Dadas las limitaciones de tiempo establecidas para el proyecto, se decidió hacer una simulación del funcionamiento del actuador neumático por medio de análisis de elementos finitos. Los resultados de deformación del actuador en la simulación demuestran que el minicompresor de aire de vacío 370 sería capaz de inflar y desinflar el actuador lo suficiente para presionarlo sobre la piel del brazo del usuario solamente si el actuador está firmemente ajustado sobre él. Sin embargo, existe la necesidad de hacer pruebas físicas para hacer la comprobación sobre si las diferencias en inflación del actuador hasta llegar a la presión máxima son reconocibles y diferenciables por el usuario para poderse utilizar en este tipo de aplicación. Se ha demostrado funcionalidad de un sistema de retroalimentación neumática en el dedo, con dimensiones mucho más pequeñas a las del actuador propuesto en este trabajo. Esto implica que es un método utilizable en este tipo de aplicaciones, pero sin embargo sería necesario hacer las respectivas pruebas de funcionamiento para validarlo. En caso de que el minicompresor de aire no funcionara como esperado, se pueden emplear alternativas como el uso de tanques de CO<sub>2</sub> y válvulas para inflar el actuador de forma más rápida y silenciosa. El problema con el uso de tanques es que no se podría utilizar el actuador de forma continua, sería necesario hacer un cambio de tanque cada cierto periodo de tiempo [5].

- La plataforma colocable para los sensores de fuerza resistivos se desarrolló correctamente en la forma de encajes impresos en 3D para colocar en los dedos de una prótesis transradial. Al hacer la calibración se obtuvo la ecuación 3 para calcular la fuerza aplicada al sensor y luego se ajustó para obtener la ecuación 4 tras hacer las pruebas de funcionamiento con los dedos biológicos de un sujeto de prueba. Se encontró una limitante en la precisión y consistencia de cálculo de fuerza al usarse los encajes para agarrar objetos de distintas formas, en este caso, curvos o planos.
- El sistema de retroalimentación vibrotáctil se diseñó e implementó exitosamente, obteniendo resultados favorables demostrando una correlación entre la fuerza medida y la intensidad de vibración. Esto se hizo por medio de pruebas de grabación del sonido producido por el motor al momento de aplicar distintas fuerzas, las cuales demostraron tener una relación identificable y reproducible a pesar de no ser completamente proporcional. Asimismo, los motores HD-EMC1103-LW27 tienen la limitante de ser muy ruidosos en su funcionamiento, lo que posiblemente afecta la vida cotidiana de un posible usuario.
- Se diseñó el actuador del sistema de retroalimentación mecanotáctil neumático y se hizo una simulación en la que se encontró una deformación máxima de 3.03 mm al aplicarle la presión máxima generada por el minicompresor de aire de vacío 370, el cual sería un funcionamiento aceptable para estimular al usuario con base en la fuerza medida. A pesar de esto, por limitantes del tiempo para completar el proyecto, se cumplió parcialmente el objetivo de la retroalimentación neumática, haciendo falta el diseño del circuito y programa de control para el sistema, y la implementación física al sistema de medición fabricando el actuador con silicona Ecoflex 00-30.
- Se hizo la prueba de funcionamiento para el sistema de retroalimentación vibrotáctil, demostrando su funcionamiento de manera cuantitativa y cualitativa. Mientras mayor fue la fuerza medida al agarrar y sostener un objeto, mayor fue la respuesta sonora producida por el motor de vibración y el nivel de intensidad vibrotáctil sentida por el sujeto de prueba. Dadas las limitantes de tiempo para completar el sistema de

retroalimentación neumático y el diseño personalizado para un sujeto de los encajes y base para el actuador, se cumplió parcialmente el objetivo al hacerse solo la prueba con un sujeto y uno de los sistemas de retroalimentación.

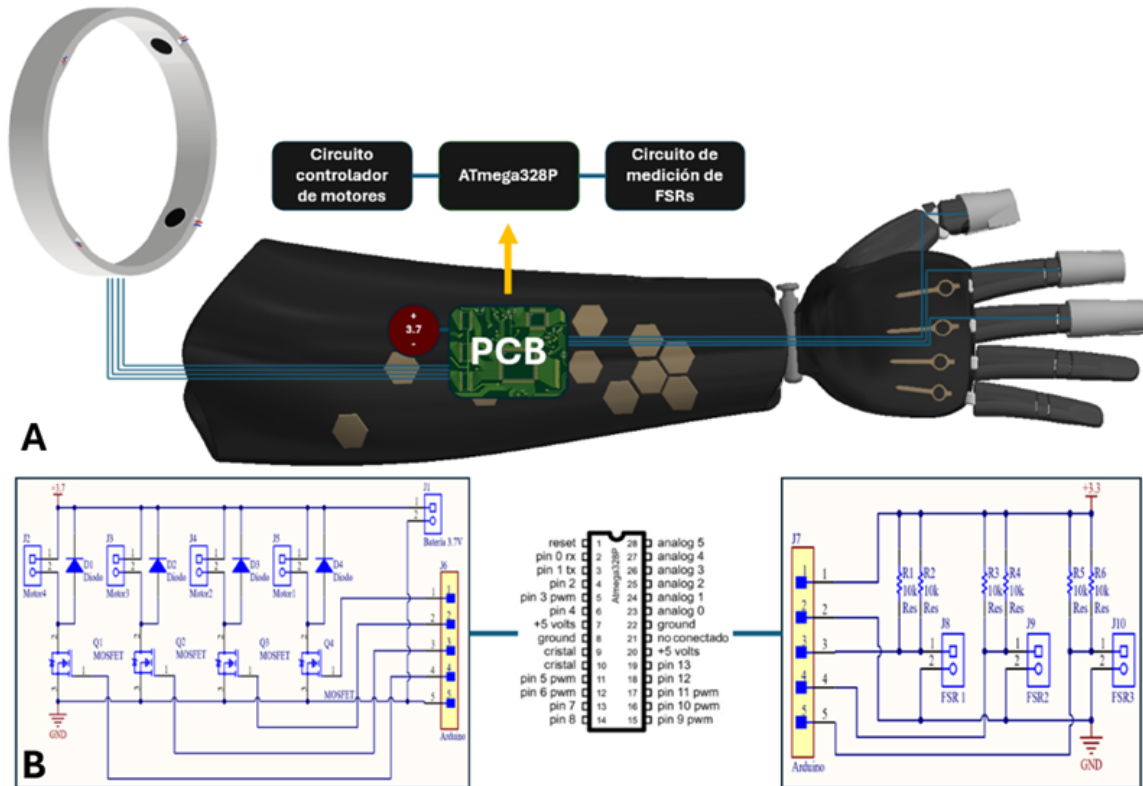
Se recomienda hacer pruebas sujetando objetos de distintas formas con los encajes diseñados, evaluando cuantitativamente el aumento de fuerza calculado al sujetar objetos más curvos. En caso de obtenerse una diferencia muy significativa en la medición de fuerza con los encajes diseñados, se propone modificar los encajes o utilizar FSR de mayor superficie para aumentar el área de medición, brindándole al sistema más consistencia en la medición de fuerza sin importar la forma del objeto.

La visión de este proyecto es la implementación simple del sistema de retroalimentación en prótesis ya existentes. Este diseño actual permite que se haga por medio de los encajes impresos en 3D sobre prótesis actuales (figura 35).



**Figura 35.** Encajes adaptados a diseño de prótesis transradial mioeléctrica obtenido de GrabCad [20]

La implementación completa del sistema de retroalimentación vibrotáctil al modelo 3D de la prótesis se haría por medio de una PCB de control del sistema, la batería externa de 3.7 V, y el cableado conectando la PCB a los FSR en los encajes puestos en los dedos y a los motores puestos en la base para motores puesta en el brazo (Figura 36A). En la PCB iría el microcontrolador del Arduino Uno (ATmega328P) junto con el circuito de medición para los FSR y el de control para los motores (Figura 36B).

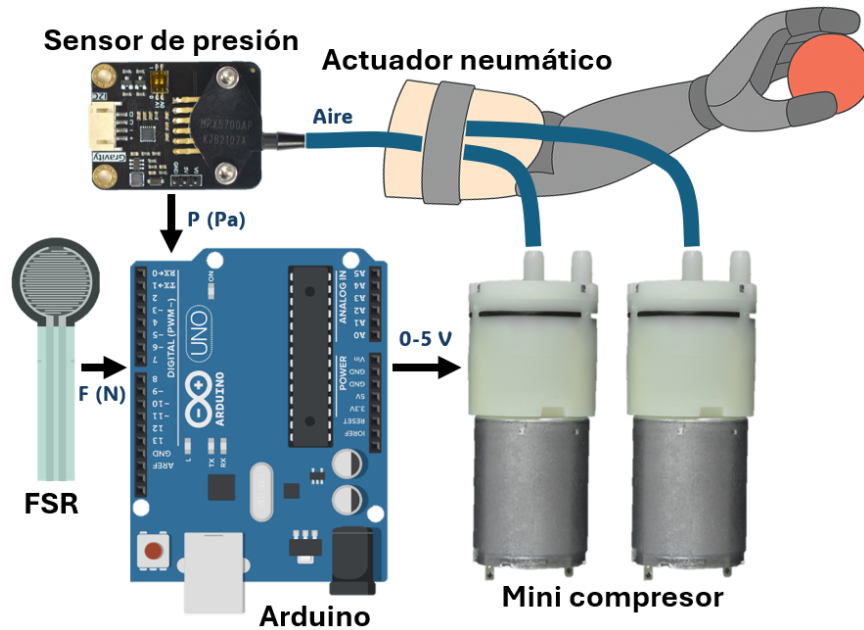


**Figura 36.** A) Diagrama de funcionamiento interno de prótesis con sistema de retroalimentación vibrotáctil implementado; B) esquema de PCB de control de sistema de retroalimentación vibrotáctil

Para poder finalizar las pruebas con múltiples sujetos se recomienda modificar la base de los motores para ser ajustable a distintos tamaños de brazo. Esto se podría hacer imprimiendo una sección de la base de la misma forma con TPU para colocar los motores, y utilizando un cincho para ajustarlo al brazo de cada paciente, permitiendo que se puedan hacer pruebas con distintos sujetos de prueba. Esto también facilitaría la producibilidad del sistema si se fuera a lanzar al mercado para usuarios de prótesis. También sería importante cubrir la base para los motores de vibración con el objetivo de aislar el sonido de los motores, para ello se debería tomar en cuenta el peso y dimensiones de este recubrimiento para no afectar la movilidad y comodidad del usuario. Se deberían hacer pruebas de funcionamiento con el aislamiento sonoro y sin él, evaluando el efecto en su eficacia y también la experiencia de distintos usuarios con ambas versiones.

Para poder completar el sistema de retroalimentación neumática, el siguiente paso sería hacer el diseño del circuito de control de los minicompresores de aire para inflar y desinflar

el actuador, ya que los minicompresores de aire 370 son unidireccionales, por lo que se necesitaría uno para inflar y otro para desinflar el actuador. El control se haría utilizando un sensor de presión MPX5700AP (DFRobot, Shanghai, China) para poder medir la presión dentro del actuador para que el Arduino uno alimente el minicompresor respectivo para inflar o desinflar el actuador en caso se requiera más o menos intensidad de retroalimentación dependiendo de la fuerza calculada con el FSR (Figura 37). Luego sería necesario imprimir en 3D el molde del actuador utilizando un material rígido como el PLA, para verter el silicón líquido Ecoflex 00-30. A partir de esto se conectaría este sistema de control al sistema de medición, para poder mapear desde la presión mínima hasta la máxima proporcionalmente al rango de fuerza utilizado para el sistema de vibración. Al finalizar la implementación del sistema sería necesario evaluar su efectividad con un instrumento de medición de fuerza como un dinamómetro y posteriormente de forma cualitativa evaluando la capacidad del usuario de distinguir entre distintas presiones hechas sobre su brazo al sostener objetos de distintos pesos.



**Figura 37.** Diagrama de flujo de funcionamiento de sistema de retroalimentación sensorial mecanotáctil neumática [19]

A continuación, sería necesario comparar el rendimiento de ambos sistemas, evaluando diversos factores como la respuesta cuantitativa de medición (respuesta sonora y de fuerza), la capacidad de discriminación de distintas fuerzas medidas, y la comodidad general reportada para cada sistema por los sujetos de prueba. Como paso final sería importante trabajar con un sujeto de prueba con amputación transradial y una prótesis de este tipo, para evaluar de manera concluyente si los sistemas funcionan. Estas pruebas se harían de la misma forma que las anteriores en conjunto a pruebas de eficiencia al sujetar objetos frágiles, validando la capacidad del sistema de simular el sentido del tacto para evitar romper estos objetos. A partir de estos resultados se plantearía la opción de hacer ajustes al sistema o si es justificable seguir con investigación futura, con el objetivo de eventualmente lanzar productos de este tipo al mercado para utilizarse en conjunto a las prótesis transradiales.

- 
- [1] A. D. Roche et al., *Upper limb prostheses: bridging the sensory gap*, mar. de 2023. DOI: 10.1177/17531934221131756.
  - [2] E. L. Graczyk, L. Resnik, M. A. Schiefer, M. S. Schmitt y D. J. Tyler, «Home use of a neural-connected sensory prosthesis provides the functional and psychosocial experience of having a hand again,» *Scientific Reports*, vol. 8, 1 dic. de 2018, ISSN: 20452322. DOI: 10.1038/s41598-018-26952-x.
  - [3] L. Chee, G. Valle, G. Preatoni, C. Basla, M. Marazzi y S. Raspopovic, «Cognitive benefits of using non-invasive compared to implantable neural feedback,» *Scientific Reports*, vol. 12, 1 dic. de 2022, ISSN: 20452322. DOI: 10.1038/s41598-022-21057-y.
  - [4] V. R. Borkowska, A. McConnell, S. Vijayakumar, A. Stokes y A. D. Roche, «A Haptic Sleeve as a Method of Mechanotactile Feedback Restoration for Myoelectric Hand Prosthesis Users,» *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, vol. 3, 2022, ISSN: 26736861. DOI: 10.3389/fresc.2022.806479.
  - [5] A. Talhan, H. Kim y S. Jeon, «Tactile Ring: Multi-Mode Finger-Worn Soft Actuator for Rich Haptic Feedback,» *IEEE Access*, vol. 8, págs. 957-966, 2020, ISSN: 21693536. DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2961430.
  - [6] J. Tchimini, J. L. Dideriksen y S. Dosen, «EMG feedback improves grasping of compliant objects using a myoelectric prosthesis,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 20, 1 dic. de 2023, ISSN: 17430003. DOI: 10.1186/s12984-023-01237-1.
  - [7] C. Antfolk et al., «Artificial redirection of sensation from prosthetic fingers to the phantom hand map on transradial amputees: Vibrotactile versus mechanotactile sensory feedback,» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 21, págs. 112-120, 1 2013, ISSN: 15344320. DOI: 10.1109/TNSRE.2012.2217989.
  - [8] S. Salminger et al., «Current rates of prosthetic usage in upper-limb amputees—have innovations had an impact on device acceptance?» *Disability and Rehabilitation*, vol. 44, págs. 3708-3713, 14 2022, ISSN: 14645165. DOI: 10.1080/09638288.2020.1866684.

- [9] E. Zepeda, *How Do Prosthetic Arms Work?* Feb. de 2024. dirección: <https://primecareprosthetics.com/blog/what-you-should-know-before-getting-a-prosthetic-arm>.
- [10] IGSS, *El IGSS fabrica prótesis y órtesis para pacientes amputados*, mar. de 2022. dirección: <https://www.igssgt.org/noticias/2022/03/01/el-igss-fabrica-protesis-y-ortesis-para-pacientes-amputados/>.
- [11] ROMP, «Range of Motion Project Mobility for All 2021 IMPACT REPORT,» inf. téc., 2021.
- [12] Tekscan, *How Does a Force Sensing Resistor (FSR) Work?* Dirección: <https://www.tekscan.com/blog/flexiforce/how-does-force-sensing-resistor-fsr-work>.
- [13] J. S. Schofield, K. R. Evans, J. S. Hebert, P. D. Marasco y J. P. Carey, «The effect of biomechanical variables on force sensitive resistor error: Implications for calibration and improved accuracy,» *Journal of Biomechanics*, vol. 49, págs. 786-792, 5 mar. de 2016, ISSN: 18732380. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.01.022.
- [14] G. S. Lakshmi y R. Hemavathi, «Calibration of Force Sensitive Resistor used in Force Controlled Grippers,» *International Journal of Engineering Research & Technology*, ago. de 2020, ISSN: 2278-0181. DOI: 10.17577/IJERTV9IS080129.
- [15] J. J. Stokosa y B. F. Mandell, *Overview of Limb Prosthetics*, abr. de 2025. dirección: <https://www.msmanuals.com/professional/special-subjects/limb-prosthetics/overview-of-limb-prosthetics>.
- [16] P. Geethanjali, *Myoelectric control of prosthetic hands: State-of-the-art review*, jul. de 2016. DOI: 10.2147/MDER.S91102.
- [17] A. L. Overmann y J. A. Forsberg, *The state of the art of osseointegration for limb prosthesis*, feb. de 2020. DOI: 10.1007/s13534-019-00133-9.
- [18] N. Kang, «State of the art for prosthetic reconstruction of the upper limb,» *The Bulletin of the Royal College of Surgeons of England*, vol. 106, págs. 462-465, 8 nov. de 2024, ISSN: 1473-6357. DOI: 10.1308/rcsbull.2024.150.
- [19] OpenAI, *Imagen generada con ChatGPT a partir de una descripción proporcionada por el autor*, <https://chat.openai.com/>, Herramienta de inteligencia artificial generativa., 2025.
- [20] K. Dmytro, *Carbon shell prosthesis*, 2025. dirección: <https://grabcad.com/library/carbon-shell-prosthesis-1>.
- [21] DFROBOT, «RP-C18.3-LT Thin Film Pressure Sensor,» inf. téc., 2025. dirección: <https://www.dfrobot.com/product-1841.html?search=SEN0295/5-9-19>.
- [22] H. E. Wheat, L. M. Salo y A. W. Goodwin, «Human Ability to Scale and Discriminate Forces Typical of Those Occurring during Grasp and Manipulation,» *Journal of Neuroscience*, vol. 24, págs. 3394-3401, 13 mar. de 2004, ISSN: 02706474. DOI: 10.1523/JNEUROSCI.4822-03.2004.
- [23] D. Zolnoun e Y. A. Gandomi, «Biomechanical Model of Human Index Finger During Examination,» *The Journal of Science and Medicine*, vol. 3, págs. 1-14, 1 feb. de 2021, ISSN: 2690-2656. DOI: 10.37714/josam.v2i4.51.
- [24] M. N. Kalff et al., «Impact of Gait-Synchronized Vibrotactile Sensory Feedback on Gait in Lower Limb Amputees,» *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 14, 23 dic. de 2024, ISSN: 20763417. DOI: 10.3390/app142311247.

- [25] I. Electronics, «Force Sensing Resistor Integration Guide and Evaluation Parts Catalog,»
- [26] Tekscan, *5 Tips for Successful Force Measurement with FlexiForce*. dirección: <https://www.tekscan.com/blog/flexiforce/5-tips-successful-force-measurement-flexiforce%E2%84%A2>.
- [27] R. Mutlu, D. Singh, C. Tawk y E. Sariyildiz, «A 3D-Printed Soft Haptic Device with Built-in Force Sensing Delivering Bio-Mimicked Feedback,» *Biomimetics*, vol. 8, 1 mar. de 2023, ISSN: 23137673. DOI: 10.3390/biomimetics8010127.
- [28] M. T. Thai et al., «Soft Wearable Haptic Display and Flexible 3D Force Sensor for Teleoperated Surgical Systems,» *Advanced Sensor Research*, vol. 3, 1 ene. de 2024, ISSN: 2751-1219. DOI: 10.1002/adsr.202300105.
- [29] I. E. Acoustics, «Specification nominal, subject to change without notice 1 C-2 Tactor †,» inf. téc. dirección: [www.eaiinfo.com](http://www.eaiinfo.com).