**DISEÑO DE SISTEMA HÁPTICO PARA REALIMENTACIÓN TÁCTIL NO INVASIVA EN PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR**

**por**

**Jeremías Adrián García Cabrera**

Tesis para obtener el grado académico de

Magíster en Ingeniería Biomédica

de la

Facultad de Ingeniería

de la

Universidad Nacional de Entre Ríos

****

Director de la Tesis: Eduardo FILOMENA

Co-director de la Tesis: Jorge Emilio MONZON

**Junio de 2024**

**Universidad Nacional de Entre Ríos**

**Facultad de Ingeniería**

Como miembros del Jurado de Tesis certificamos que hemos leído el documento de la Tesis preparada por el Ing. Jeremías Adrián GARCIA CABRERA, titulada *“Diseño de Sistema Háptico para Realimentación Táctil No Invasiva en Prótesis de Miembro Superior”*y recomendamos sea aceptada como parte de los requisitos para obtener el grado académico de Magíster en Ingeniería Biomédica.

La aprobación final y aceptación de este documento de Tesis estará condicionada a la presentación de la copia final ante el Comité de Maestrías.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| [Firma Jurado 1] |  | [Firma Jurado 2] |
| [Título Nombre y APELLIDO Jurado 1]  [Firma Jurado 3] |  | [Título Nombre y APELLIDO Jurado 2]  [Firma Jurado 4] |
| [Título Nombre y APELLIDO Jurado 3] |  | [Título Nombre y APELLIDO Jurado 4] |

Oro Verde, [día] de [mes] de [año]

Certificamos haber leído el documento de la Tesis preparada bajo nuestra dirección y recomendamos sea aceptada como parte de los requisitos para obtener el grado académico de Magíster en Ingeniería Biomédica.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| [Firma Director de Tesis] |  | [Firma Co-Director de Tesis] |
| Director de Tesis: Mgter. Biong. Eduardo FILOMENA |  | Co-Director de Tesis: Dr. Ing. Jorge Emilio MONZON |

Oro Verde, [día] de [mes] de 2024

**Declaración del Autor**

Este documento de Tesis ha sido presentado y aprobado como parte de los requisitos para obtener el grado académico de Magíster ante la Universidad Nacional de Entre Ríos. Un ejemplar del mismo ha sido remitido e indexado en la Biblioteca de la Facultad de Ingeniería para que esté disponible a sus lectores bajo las condiciones estipuladas por el Reglamento de la mencionada Biblioteca.

Citas breves de este documento son permitidas sin necesidad de un permiso especial, siempre y cuando la fuente sea correctamente referida. Citas extendidas o la reproducción total o parcial de este manuscrito sólo podrán realizarse previa autorización del portador legal del derecho de propiedad intelectual del mismo.

**[Dedicatoria (opcional)]**

**Agradecimientos (opcional)**

[Escribir aquí los agradecimientos. En caso de haber recibido apoyo material, ya sea económico, de infraestructura o de otro tipo, el maestrando deberá mencionar las instituciones otorgantes.]

# Tabla de contenidos

* Inicio del contenido en la página 19 del documento.
* **CAPITULO 1 - Introducción al Problema y su contexto (15 pag.):**
* Las prótesis, sus fundamentos, tipos y soluciones actuales para miembro superior (8 pag.).
* Discapacidad.
* Tipos de amputaciones.
* Historia de las prótesis y tipos.
* Prótesis mecánicas y eléctricas/electrónicas.
* Problemática del abandono y sus principales razones (beneficios y necesidad de la realimentación sensorial).
* Desarrollos actuales de realimentación sensorial (3 pag.).
* El Sistema Somatosensorial.
* Características anatómicas y funcionales del sentido del tacto.
* Los Sistemas Hápticos.
  + - * Aplicaciones actuales en prótesis de miembro superior.
* Planteamiento del problema y propuesta de solución.
* **CAPITULO 2 - Desarrollo del prototipo (20 pag.):**
* Diagrama y descripción general
* Bloque de control
* Sensor FSR.
* Fuente de alimentación
* Presentación y detalles del circuito completo
* **CAPITULO 3 - Pruebas y resultados (12 pag.):**
* Regulación de la fuente de alimentación
* En lazo abierto.
* En lazo cerrado.
* Relevamiento del electroestimulador con cargas de prueba para las distintas variables del menú
* Prueba piloto a nivel de antebrazo medio en sujeto no amputado
* **CAPITULO 4 - Discusión, conclusiones y trabajo a futuro (3 pag.):**
* Discusión (1 pag.).
* Conclusiones (1 pag.).
* Trabajo a futuro (1 pag.).

# Índice de tablas

[Inserte aquí el índice de tablas]

# Índice de figuras

[Inserte aquí el índice de figuras]

# 

# Resumen

La Organización Mundial de la Salud (OMS) y la Sociedad Internacional de Prótesis y Ortesis (ISPO por sus siglas en inglés) coinciden en definir una prótesis como un dispositivo de aplicación externa que se usa para reemplazar total o parcialmente una parte de un miembro ausente o deficiente. Centrándonos en las prótesis de miembro superior, se han avanzado muchos desarrollos basados en principios mecánicos y electrónicos, muchos disponibles comercialmente, con una gran variedad de opciones para adaptarse a las necesidades específicas de cada usuario. Si bien las soluciones para este tipo de prótesis tienen un amplio desarrollo, la falta de un segmento del miembro superior no solo implica la obvia pérdida de un actuador para la manipulación de objetos, sino que, además, significa la pérdida del sentido del tacto y la totalidad de la realimentación sensorial asociada al segmento perdido. A la fecha y desde hace ya varios años, el desarrollo de prótesis que incorporen capacidades de realimentación sensorial al usuario se encuentra en una etapa de investigación y desarrollo que no ha logrado dar el salto al usuario, generando una oferta llamativamente escasa en lo referente a la disponibilidad comercial de prótesis con este tipo de características.

Los desarrollos actuales que buscan incorporar realimentación sensorial a una prótesis de miembro superior avanzan en diversas aristas; desde la electroestimulación con electrodos implantados, como la más invasiva, hasta actuadores mecánicos que generan vibración sobre la piel del usuario para alertar de un contacto en el extremo distal de la prótesis, donde opera un actuador con un sensor de presión o fuerza asociado.

En este contexto y con el objetivo de desarrollar un sistema cuya incorporación a una prótesis comercial suponga una dificultad técnica mínima y que, a su vez, cumpla su función mediante un principio no invasivo, a fin de evitar someter al potencial usuario a una intervención quirúrgica, proporcionando al mismo tiempo, más facilidad en su mantenimiento. En este sentido se avanzó sobre el diseño de un sistema háptico que permita generar una realimentación táctil en el usuario de manera no invasiva, basado en técnicas de electroestimulación transcutánea de los mecanorreceptores de la piel, tomando como área de estimulación el extremo distal del miembro amputado, a fin de mejorar la percepción de la sensación de tacto generada.

El trabajo desarrollado en la presente Tesis expone un prototipo de electroestimulador por corriente, configurable, diseñado para la generación no invasiva de realimentación táctil. Sobre el dispositivo desarrollado se realizó un relevamiento de respuesta ante distintas cargas de prueba, calibración de la interfaz gráfica y prueba piloto con usuarios sanos, a fin de establecer las bases para su aplicación con grupos de estudio y de control para la determinación de umbrales de sensibilidad táctil en personas amputadas. Los resultados de un estudio de estas características, permitirá realizar los ajustes y calibración necesarios para su incorporación como sistema complementario a una prótesis convencional que le permita, adicionar la funcionalidad de realimentación táctil a una prótesis de miembro superior sin mayor complejidad técnica, costos excesivos, ni intervenciones quirúrgicas.

# Abstract

The World Health Organization (WHO) and the International Society for Prosthetics and Orthotics (ISPO) agree in defining a prosthesis as an externally applied device used to replace, fully or partially, a missing or deficient part of a limb. Focusing on upper limb prosthetics, many developments based on mechanical and electronic principles have been made, with many commercially available, offering a wide variety of options to meet the specific needs of each user. While solutions for this type of prosthesis are well-developed, the absence of a segment of the upper limb not only implies the obvious loss of an actuator for manipulating objects but also signifies the loss of the sense of touch and all the sensory feedback associated with the missing segment. To date, and for several years now, the development of prostheses that incorporate sensory feedback capabilities for the user remains in the research and development stage and has not transitioned to the user market, resulting in a notably limited availability of commercially available prostheses with such features.

Current developments aimed at incorporating sensory feedback into upper limb prostheses advance in various directions; from electrostimulation with implanted electrodes, as the most invasive method, to mechanical actuators that generate vibration on the user's skin to alert of contact at the distal end of the prosthesis, where an actuator operates with an associated pressure or force sensor.

In this context, and with the objective of developing a system that can be incorporated into a commercial prosthesis with minimal technical difficulty and that, at the same time, fulfills its function through a non-invasive principle to avoid subjecting the potential user to surgical intervention, while also providing easier maintenance, progress has been made in the design of a haptic system that allows for non-invasive tactile feedback for the user. This system is based on transcutaneous electrostimulation techniques of the skin's mechanoreceptors, using the distal end of the amputated limb as the stimulation area, to improve the perception of the generated tactile sensation.

The work developed in this thesis presents a configurable current electrostimulator prototype, designed for the non-invasive generation of tactile feedback. A survey of responses to different test loads, calibration of the graphical interface, and a pilot test with healthy users were conducted on the developed device to establish the basis for its application with study and control groups to determine tactile sensitivity thresholds in amputees. The results of a study of this nature will allow for the necessary adjustments and calibration for its incorporation as a complementary system to a conventional prosthesis, enabling the addition of tactile feedback functionality to an upper limb prosthesis without significant technical complexity, excessive costs, or surgical interventions.

# Introducción al problema y su contexto

## Necesidad, problemática y limitaciones de las prótesis de miembro superior

Desde el inicio, la tecnología desempeña un papel clave en la solución de las dificultades enfrentadas por personas con discapacidad, avocándose al diseño de dispositivos compensatorios que le permitan, a un individuo con discapacidad, realizar las actividades de la vida cotidiana de la mejor manera posible mediante la reactivación, reemplazo o mejoramiento de su capacidad perdida. Dependiendo de la naturaleza de la discapacidad, la solución tecnológica deberá ser diseñada para atender acciones que podrán ser tan complejas como las percepciones sensoriales de la vista o el oído, o capacidades motoras que pueden considerarse menos complejas pero que resultan de gran impacto en la vida cotidiana de un individuo, tales como la manipulación de objetos con la mano, caminar, correr o simplemente recuperar la independencia de movimiento mediante una silla de ruedas.

### Aspectos cuantitativos de la Discapacidad.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) ha señalado que el 15% de la población mundial está afectada por alguna discapacidad física, psíquica o sensorial que dificulta el desarrollo normal de las actividades personales, sociales, educativas y/o laborales de un individuo. Tal porcentaje equivale a 900 millones de personas, casi el doble de la población de Latinoamérica, en Argentina, la última Encuesta Nacional de Personas con Discapacidad (ENDI) [1], realizada por el INDEC en el año 2018, reveló que el 10,2 % de la población con 6 años o más tiene por lo menos una discapacidad. Dentro de este grupo, se destacan las discapacidades motoras como la principal afección con un 59 %, por sobre las visuales, auditivas, mental-cognitiva y del habla y comunicación.

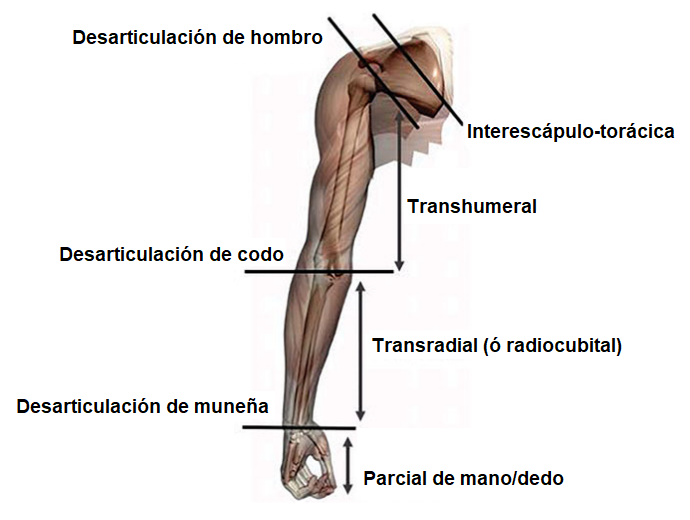
Si bien los datos proporcionados por la ENDI 2018 resultan útiles para el análisis general de la discapacidad y su impacto social, resulta necesario complementarla con encuestas y/o estudios desarrollados a nivel internacional, a la hora de obtener información un tanto más pormenorizada sobre características como: cuantas de las discapacidades motoras son productos de amputaciones o malformaciones congénitas que supongan la falta de un miembro y cuantas de éstas situaciones han requerido o requieren el uso de una prótesis. En este sentido, según la Asociación Americana de Ortesis y Prótesis (AOPA por sus siglas en ingles), las amputaciones parciales, es decir, las amputaciones de dedos, representan la mayoría de las pérdidas de extremidades superiores (75.6%), mientras que las amputaciones transradiales y transhumerales constituyen un porcentaje que oscila entre el 5% y el 6%. A pesar de esto, el nivel de discapacidad y, por consiguiente el impacto en la calidad de vida, causado por las amputaciones transradiales y transhumerales es considerablemente mayor que el de las amputaciones parciales [2].

### Las amputaciones como discapacidad motora.

La causa principal de las amputaciones de extremidades inferiores está relacionada con la desvascularidad, que afecta principalmente a las personas mayores. Los problemas vasculares que requieren amputación son mucho menos comunes en las extremidades superiores. La pérdida de una extremidad superior se debe más comúnmente a una amputación traumática, y los amputados tienden a ser más jóvenes y, por lo demás, están en buen estado de salud. Las razones específicas de las amputaciones relacionadas con traumatismos son diversas pero las causas principales, en los países industrializados, incluyen lesiones que involucran maquinaria, herramientas eléctricas, electrodomésticos y accidentes con vehículos motorizados; los conflictos militares son otra fuente de amputaciones traumáticas, pero son un indicador ponderable en países muy puntuales. Los pacientes que sufren de dismelia, que es un trastorno congénito que puede resultar en la falta de extremidades o malformaciones de las extremidades, también son potenciales usuarios de prótesis.

Centrándonos puntualmente en las amputaciones de miembro superior, como ya se ha mencionado, no suponen el porcentaje mayoritario de las discapacidades por la falta de un miembro, sin embargo, su imparto y las limitaciones que genera en el desempeño de la vida cotidiana resulta crítico para la persona afectada, tanto más en función de las actividades a las que el sujeto estaba habituado cotidianamente. Ésta realidad está fuertemente asociada a que en el extremo distal de toda extremidad superior, funciona el actuador por excelencia “la mano humana”, siendo una de las herramientas más complejas del cuerpo humano, cuyo uso protagoniza un sinfín de tareas de la vida cotidiana y laboral [3].

Dependiendo de la situación que haya llevado a la amputación (pudiendo ser una discapacidad congénita que tenga como consecuencia la falta total o parcial de un miembro superior), se establecen una serie de niveles de amputación en función a la altura, desde el inicio proximal de la extremidad superior en la escapula, al extremo distal donde se encuentra el miembro residual. Estos niveles permiten clasificar las amputaciones, y si bien existen algunos niveles intermedios establecidos en diversas bibliografías, los generalmente aceptados en artículos científicos y literatura médica [4][5] pueden observarse en la Fig. (1-1) a continuación:



*Figura 1-1:* Clasificación de amputaciones de miembro superior (Fuente: referencia [5]).

No resulta sencillo realizar un análisis global sobre uso de prótesis dado que las estadísticas de amputaciones varían dependiendo del país y que no todos los países poseen estudios detallados en este aspecto, por ejemplo, Francia cuenta con varios trabajos de relevamiento en este aspecto, que resulta valioso analizar. En términos generales, se realizan unas 17.500 amputaciones al año y entre un 2 % a 3 % corresponden a miembro superior, haciendo referencia a lo que se denomina como *amputación mayor*, que implica amputaciones comprendidas entre la desarticulación de muñeca y a interescápulo-torácica.

Dentro de las amputaciones mayores, la localización más frecuente con el 45% de los casos es a nivel transhumeral, mientras que la amputación transradial y la desarticulación de muñeca se realizan en alrededor del 35% de las intervenciones. Las desarticulaciones interescápulo-torácica y de hombro (también llamada interescápulo-humeral) suponen alrededor del 12% de las amputaciones. El 80% de las amputaciones adquiridas son de origen traumático, presente mayormente en varones jóvenes menores de 40 años, activos, con un 33% de los casos asociados a accidentes laborales, con afectación del miembro dominante en dos tercios de los casos. Ya en menor medida, las amputaciones pueden tener su origen en patologías tumorales, vasculares, diabéticas, congénitas e infecciosas [6].

### Las prótesis de miembro superior.

Las prótesis son sustitutos artificiales que reemplazan partes del cuerpo faltantes o perdidas. Por ejemplo, las válvulas cardíacas, los dientes, las arterias y las articulaciones pueden ser reemplazados por partes artificiales, a las que se las denomina prótesis. Sin embargo, los componentes artificiales que se consideran más comúnmente referenciados con este término son aquellos que reemplazan extremidades. Para diferenciar mejor las diversas formas de prótesis, se utilizan los términos *endoprótesis* para aquellas que reemplazan partes internas del cuerpo y *exoprótesis* para aquellas que aplican fuera del mismo. Dentro de las exoprótesis típicas se encuentran los reemplazos artificiales para miembro superior a las se las denomina como *prótesis de miembro superior* y que dentro de sus opciones, se diseñan y fabrican sustitutos artificiales para dedos, manos, muñecas, antebrazos, codos, brazos y hombros. Actualmente, hay muchos reemplazos artificiales destinados a atender diferentes partes del cuerpo, y que se encuentran disponibles comercialmente [7].

Las graves consecuencias de la pérdida de extremidades superiores se ha reconocido desde hace siglos, y desde entonces, el desarrollo de dispositivos para la sustitución artificial ha sido una realidad. Con un inicio en las prótesis cosméticas simples para miembro superior y soluciones más funcionales para miembros inferiores, la demanda de funcionalidades más elaboradas, sobre todo a nivel de miembro superior, resultó en el desarrollo de los primeros sistemas accionados por el cuerpo y por cables tensores. Estos dispositivos simples demostraron ser muy útiles, como el caso de la prótesis de Götz von Berlichingen (1480-1562) quien es considerado el primer usuario de una prótesis mecánica de la historia [8], la cual puede observarse en la Fig. (1-2).

*Figura 1-2:* Prótesis mecánicas de Götz von Berlichingen (Fuente: referencia [8]).

Hoy en día las prótesis pueden catalogarse en dos grande grupos, por un lado las *Activas* y por otro las *Pasivas*, las prótesis pasivas tienen un uso cosmético y su avance tecnológico esta puramente centrado en el realismo de su forma y textura, así como en la capacidad de adaptarse de manera exclusiva al usuario. Por su parte, las prótesis activas se subdividen en dos grupos bien definidos, basándose en la fuente de energía de sus movimientos. Por un lado se encuentran las prótesis *Activas Mecánicas* (conocidas en inglés como *body-powered*) que mediante el uso de cables tensores y arneses controlan el actuador utilizando la energía del mismo movimiento del usuario. Por otro lado están las prótesis Activas Alimentadas Externamente (conocidas en inglés como *Externally-Powered*), dentro de este grupo se encuentran las que requieren de una fuente de energía externa, eléctrica o neumática, para su funcionamiento. Finalmente se puede definir un tercer grupo de prótesis *Activas Hibridas* referida a los dispositivos protéticos que combinan distintas tecnologías para su funcionamiento.

Actualmente cerca de la mitad del mercado actual de prótesis de extremidades superiores se basa en sistemas del tipo *Activo Mecánico*, en la en la Fig. (1-3) se presentan ejemplos de prótesis disponibles comercialmente hoy en día.

**

* 1. *(b)*

*Figura 1-3:* Prótesis pasiva cosmética (a) y activa mecánicas (b) (Fuente: referencia [7]).

Las prótesis de la Fig. (1-3)a corresponden al tipo *Pasivas* y su uso es exclusivamente cosmético, por otro lado la prótesis de la Fig. (1-3)b corresponde al tipo *Activa Mecánica*, cuyo movimiento tiene, como fuente de energía, los movimientos del mismo usuario, accionados fundamentalmente mediante cables tensores. Por otra parte, los avances tecnológicos generaron desarrollos tendientes a automatizar el funcionamiento, tal es así que la primera mano basada en tecnología neumática se desarrolló a principios del siglo XX, seguida pronto por la primera mano eléctrica, que si bien tenía motores eléctricos como actuadores principales, su accionamiento se realizaba a partir de interruptores o sensores de presión.

A finales de la década de 1960, las prótesis neumáticas eran capaces de accionar y controlar varias articulaciones y tipos de agarre, sin embargo, el control era ineficiente y no lo suficientemente robusto, requiriendo características anatómicas específicas, destreza y un gran esfuerzo cognitivo (y entrenamiento) por parte del usuario. Estos puntos débiles, llevaron a profundizar en otras tecnología y formas de generar prótesis más sencillas de utilizar, más adaptables a la diversidad anatómica de los usuarios y más intuitiva en su uso, es decir que el control del actuador este lo más estrechamente ligado a una “decisión” del usuario vinculada al miembro ausente.

Al final de la Segunda Guerra Mundial, se introdujeron los primeros conceptos de prótesis mioeléctricas, estos dispositivos traducen linealmente la actividad eléctrica de los músculos residuales del muñón para controlar la activación del actuador, pudiendo dicho control ser un simple ON-OFF o bien incorporar control lineal de velocidad y fuerza, posibilitando la realización de un control más intuitivo del movimiento. Tuvieron un inicio similar a las prótesis neumáticas y eléctricas en la década de 1940 y comenzaron a utilizarse en laboratorios de investigación, dando inicio su comercialización a finales de la década de 1950. El concepto de control proporcional directo sigue presente en los sistemas comerciales actuales, debido a su simplicidad y robustez y junto con las prótesis Activas mecánicas son las que lideran la oferta en el mercado.

En la Fig. (1-4) se presentan ejemplos de prótesis mioeléctricas actualmente disponibles comercialmente.

*Figura 1-4:* Prótesis COVVI Nexus (izquierda) y Digital Twin (derecha) (Fuente: referencia [7] y catálogo Ottobock [9]).

Otro desarrollo que ha permitido optimizar aún más el funcionamiento de las prótesis mioeléctricas es el *Reconocimiento de Patrones,*el cual se basa en entrenar un sistema reconociendo los patrones de EMG de un usuario, analizando múltiples canales y definir movimientos específicos para cada patrón, esto le permite responder de manera más óptima a las necesidades del usuario, el Sistema COAPT Gen2 de la firma COVVI [7] es una de las opciones comerciales de este desarrollo, y está diseñado para ser aplicable a otras prótesis mioeléctricas de diversos fabricantes.

Actualmente los avances tecnológicos continúan ampliando las fronteras de aplicación de las prótesis de miembro superior [10]–[12], en este sentido varias terapias y procedimientos se han desarrollado e implementado con éxito, aunque con ventajas y desventajas respecto a su invasividad.

El TMR (Targeted Muscle Reinnervation) consiste en una intervención quirúrgica que recupera los nervios residuales responsables de enviar las señales de control al miembro perdido y se los asocia a un musculo en particular. Esta técnica requiere que el músculo al que se “conectan” los nervios residuales sea lo menos requerido para otras funciones, es por esto que el TMR se utiliza principalmente en amputaciones de desarticulación de hombro o interescápulo-torácica dado que, en ambos casos el músculo pectoral del lado amputado, si bien está intacto, pierde gran parte de su funcionalidad. Como parte de la cirugía se subdivide el músculo pectoral en varios segmentos a los que se conectan distintos nervios, y eso posibilita que el usuario pueda controlar más grados de libertad de una prótesis y de manera totalmente intuitiva, dado que los nervios que están siendo excitados corresponden directamente al miembros faltante [13], [14].

Los electrodos de EMG implantables, también son una técnica disponible que brinda una opción para el control de las prótesis mioeléctricas, distinta a las señales de EMG transcutaneo (superficial) aunque más invasiva, de igual manera que el TMR permite operar con más grados de libertad y asociar de manera más intuitiva los movimientos de las prótesis.

El desarrollo de las denominadas *Neuroprótesis* busca tomar señales de forma “más directa” desde el Sistema Nervioso para el control de la prótesis. Esta tecnología si bien es más compleja, tiene un gran impacto en aquellos usuarios que se ven afectados por discapacidades motoras amplias y que, en consecuencia carecen de un dominio muscular adecuado como para valerse de las señalas de EMG para controlar la prótesis, de igual manera son utilizadas en usuarios normales como complemento a las señales de EMG para, mediante un pos-procesamiento lograr controles más complejos [15], [16].

### La problemática del abandono y el desafío de la realimentación

El importante resaltar en este punto que el uso de una prótesis no se reduce simplemente a la adquisición comercial de la misma y su posterior aplicación bajo la lógica “plug-and-play”, sino que conlleva un proceso de rehabilitación, readaptación y entrenamiento que puede extenderse durante meses hasta que el usuario logre un correcto dominio de la prótesis y que debe ser llevado adelante por un equipo profesional multidisciplinario para su correcta ejecución [6].

Ahora bien, considerando un proceso de rehabilitación exitoso e incluso con el acompañamiento de los avances tecnológicos en el área de las prótesis de miembro superior, que se profundizan cada vez más, existen varios estudios que abordan la cuestión del *abandono de la prótesis* y sus razones como variables claves para encausar los desarrollos. Si bien los estudios usualmente son de naturaleza regional, las causas del abandono, con distintos porcentajes y en diversos grupos etarios suelen coincidir; peso excesivo, apariencia no atractiva, comodidad (por ej. transpiración del muñón), durabilidad, falta de funcionalidad (o excesivo entrenamiento para lograr un buen manejo), falla del dispositivo, falta de necesidad (se sienten más funcionales si la prótesis), son algunas de las más frecuentemente mencionadas [10][12][17].

No obstante, como se ha detallado precedentemente, desde los orígenes de las primeras prótesis hasta la actualidad, los grandes avances han estado fundamentalmente centrados en la optimización del dispositivo como un manipulador de objetos, quedando relegadas todas las funciones relacionadas a la realimentación sensorial asociada. Es claro como este campo no ha tenido el mismo nivel de desarrollo, ni mucho menos resulta ser una característica común en los dispositivos disponibles comercialmente. El avance en tecnología que permita la incorporación de funcionalidades relacionadas a la realimentación sensorial, en particular la sensación de tacto en sí, aportará fuertemente en la satisfacción del usuario, funcionalidades de la prótesis y, por lo tanto, una reducción en las tasas de abandono [18].

## Tecnologías para la realimentación sensorial

Los denominado *Sistemas Hápticos* engloban la tecnología que aborda la generación, por diversas técnicas, de sensación táctil en un usuario, sin embargo su desarrollo no se relaciona fuertemente a las prótesis, sino que ha encontrado su campo más fértil en, por ejemplo, los sistemas de realidad virtual, comandos remotos, aplicaciones lúdicas e incluso en terapias afectivas. El desarrollo de aplicaciones hápticas en el campo de las prótesis de miembros superior es una realidad que, a pesar de llevar ya varias décadas, su disponibilidad en prótesis comerciales es llamativamente escasa.

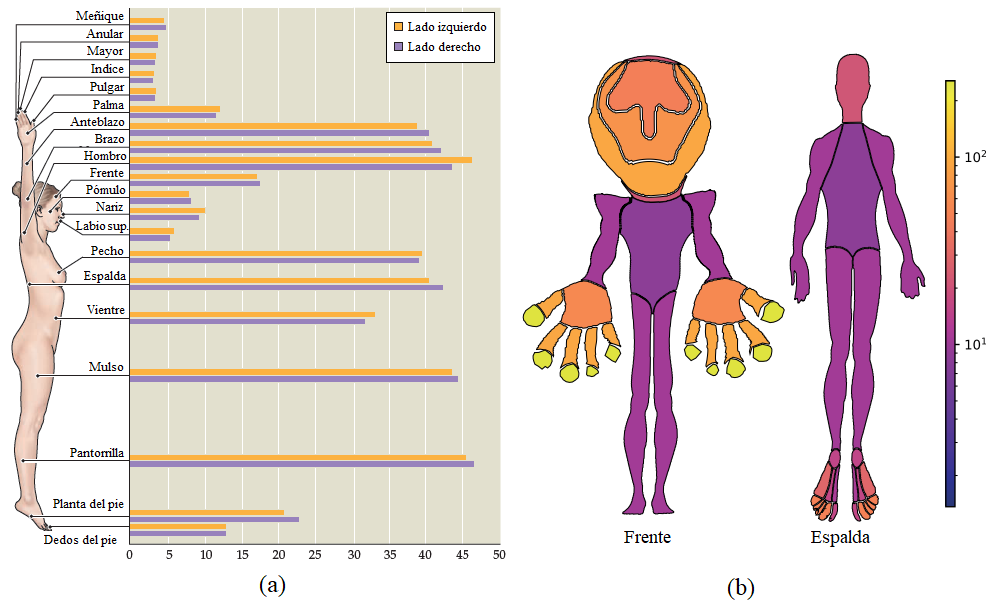
### El Sistema Somatosensorial

El Sistema Somatosensitivo o Somatosensorial puede dividirse en distintos subsistemas y dicha división puede variar dependiendo si se abordan sus componentes desde la función que cumplen o desde sus características anatómicas. Lo cierto es que recaen sobre él las funciones de; detectar estímulos mecánicos como el tacto leve, la vibración y la presión; brindar información sobre la posición, el movimiento del cuerpo y sus partes, crucial para el control del equilibrio, la coordinación y la postura; y detectar los estímulos dolorosos y variaciones de temperatura. En conjunto, brindan a los seres vivos la capacidad de identificar las formas y las texturas de los objetos, controlar las fuerzas internas y externas que actúan sobre el cuerpo en cualquier momento y detectar situaciones potencialmente peligrosas.

El procesamiento *mecanosensitivo*, *termosensitivo* y *nociceptivo* de los estímulos externos es responsabilidad de una población diversa de receptores cutáneos y subcutáneos desplegados (en distintas densidades) en toda la superficie de la piel, este denominado *Sistema Cutáneo*, tiene la función de transmitir información hasta el sistema nervioso central para su interpretación y eventual acción. Dependiendo de la naturaleza del receptor se los denomina *mecanorreceptores (deformación mecánica)*, *termorreceptores (cambios de temperatura)* o *nociceptores (dolor)*, receptores adicionales localizados en los músculos, articulaciones y tendones, denominados *propioceptores*, controlan las fuerzas mecánicas que se generan internamente y conforman lo que se denomina como *Sistema Cinestésico o Propioceptivo* [19].

#### Características anatómicas y funcionales del sentido del tacto

Los mecanorreceptores con las unidades anatómicas que le dan a una persona la capacidad de percibir el tacto, se encuentran distribuidos a lo largo de toda la piel, en distintas proporciones, en función del nivel de precisión necesario en cada región. Por ejemplo, el grado de detalle necesario en la yema de los dedos es muy superior al que se necesita en el antebrazo o la espalda, en las zonas de la piel donde es requerido mayor nivel de precisión la densidad de mecanorreceptores por cm2 será mayor que en las que no [20]. Sobre esta lógica, es posible obtener un mapeo de la densidad de los mecanorreceptores a lo largo del cuerpo y de cómo dicha distribución repercute en la capacidad de la persona en discernir deformaciones puntuales en la piel [19]. En la Fig. (1-5) puede observarse un mapeo de la variación de la sensibilidad táctil a los largo del cuerpo, tomando como parámetro la distancia mínima entre dos estímulos puntuales aplicados simultáneamente, para los cuales es posible percibirlos como estímulos distintos.

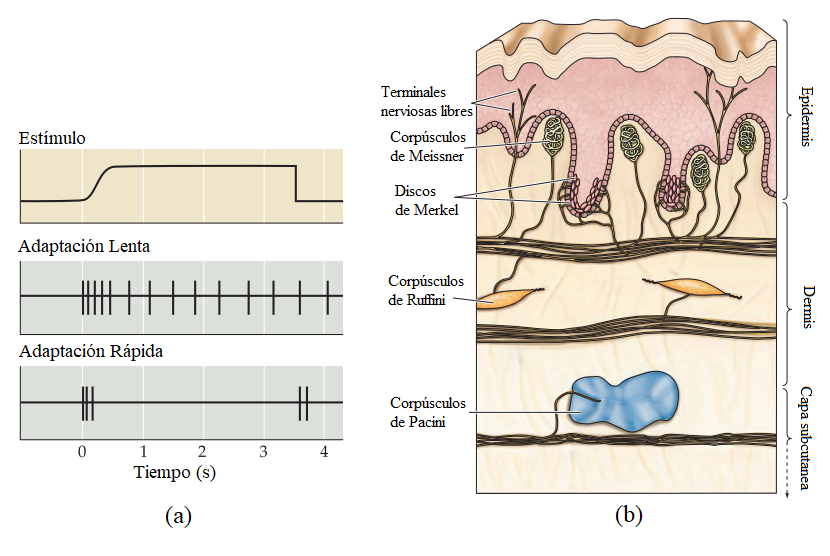


*Figura 1-5:* (a) Relevamiento de la capacidad de discriminación entre dos puntos, expresado en “mm” (Fuente: referencia [19]); (b) Representación de la densidad de mecanorreceptores en todo el cuerpo, la escapa de colores esta expresada en “unidades/cm2” (Fuente: referencia [20]).

Con un panorama más claro de cómo se distribuyen los mecanorreceptores, es importante saber ahora cuales son y qué características funcionales poseen. En la piel se encuentran cuatro tipos de mecanorreceptores: los *corpúsculos de Meissner*, los *discos de Merkel*, los *corpúsculos de Pacini* y los *corpúsculos de Ruffini*, encargados de detectar diversas cambios internos y externos en la piel, respondiendo ante ellas por medio de un impulso nervioso, lo cual realimenta al usuario de información distinta dependiendo del mecanorreceptor en juego.

Actualmente, la mayoría de los estudios humanos se han centrado en los mecanorreceptores distribuidos dentro de la piel sin pelo denominada "glabra", que se ubica en la mano humana y las plantas de los pies. En la Fig. (1-6b) se presenta una sección de piel palmar, en la que se grafican la forma, tamaño y ubicación de cada uno de los mecanorreceptores.

Las características de respuesta de cada tipo de mecanorreceptor están diferenciadas tanto por el tamaño relativo de su campo receptivo (área de la piel “atendida” por mecanorreceptor) como por su tasa de adaptación relativa, que los divide en mecanorreceptores de Adaptación Rápida (AR o RA por sus siglas en ingles) y de Adaptación Lenta (AL o SA por sus siglas en inglés).

La capacidad de algunos mecanorreceptores de responder a estímulos de manera diferente posibilita que en su conjunto logren percepciones más complejas. En la Fig. (1-6a) se presenta, en el grafico superior, la forma de un estímulo táctil externo sobre una porción de piel, puede apreciarse como inicia con un cambio de estado, permanece presente (presión sostenida) y luego finaliza repentinamente, volviendo al estado original. En las dos gráficas debajo se esquematizan los potenciales de acción generados por un mecanorreceptor del tipo AL ante el mencionado estímulo, que genera un tren de alta frecuencia en el flanco ascendente y luego, mientras permanece estable el estímulo, también lo hacen los potenciales de acción y su frecuencia. Por su parte, los mecanorreceptores de Adaptación Rápida sólo responden a los cambios abruptos y cuando el estado del estímulo es estable, no se generan biopotenciales, en un claro comportamiento de filtro Pasa Alto.

*Figura 1-6:* (a) Características de la respuesta ante un estímulo externo sostenido por parte de los mecanorreceptores de adaptación lenta y rápida; (b) Distribución de mecanorreceptores en la piel glabra, por su ubicación los Corpúsculos de Meissner y Ruffini y los Discos de Merkel son mecanorreceptores cutáneo, mientras que los Corpúsculos de Pacini son subcutáneos. Las terminales nerviosas libres son las responsables de responder ante estímulos de dolor y cambios de temperatura (Fuente: referencia [19]).

Hay dos principales diferencias (en términos de los mecanorreceptores) que existe entre la piel glabra y la piel con vello, aparte de la densidad y su relación con la resolución de la sensación ya mencionada, una es la existencia de los llamados Folículos Pilosos, que inervan cada vello y responden al contacto ligero y vibraciones transmitidas desde el exterior; la otra es la ausencia de Corpúsculos de Meissner, dado que son un mecanorreceptor exclusivo de la piel glabra.

Finalmente resta centrarnos en los aspectos funcionales de cada uno de los mecanorreceptores mencionados, principalmente en lo referente al tipo de estímulos para el que se especializa cada uno.

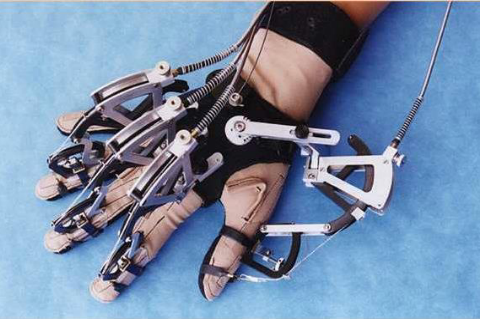
* **Corpúsculos de Meissner:** generan potenciales de acción de ***adaptación rápida*** luego de una depresión cutánea mínima, se ubican entre las papilas dérmicas inmediatamente por debajo de la epidermis de los dedos, las palmas y las plantas. Son los mecanorreceptores más frecuentes de la piel glabra y las fibras aferentes de adaptación rápida que los inervan representan alrededor del 40% de la inervación sensitiva de la mano humana. Los corpúsculos de Meissner son muy eficientes para traducir respuestas a partir de vibraciones de frecuencias relativamente bajas (3 Hz a 40 Hz), que se desarrollan cuando se mueven a través de la piel objetos texturados.
* **Discos de Merkel:** se localizan en la epidermis, representan alrededor del 25% de los mecanorreceptores de la mano y son particularmente densos en las yemas de los dedos, los labios y los genitales externos. Es un mecanorreceptor de ***adaptación lenta*** y la estimulación selectiva produce una sensación de presión leve. Estas propiedades relacionan a los Discos de Merkel con la discriminación estática de formas, bordes y texturas ásperas.
* **Corpúsculos de Ruffini:** Es también un mecanorreceptor de ***adaptación lenta***, de estructura fusiforme y alargada, se localizan al nivel de dermis de la piel, los ligamentos y los tendones. Suele tener una orientación paralela a las líneas de tensión de la piel, por lo tanto, son particularmente sensibles al estiramiento producido por los movimientos de los dedos o de las extremidades. Constituyen alrededor del 20% de los receptores en la mano humana y no produce ninguna sensación táctil particular cuando se los estimula con electricidad. La funcionalidad de estos mecanorreceptores encuentra su protagonismo en el sistema propioceptivo, dado que la información suministrada por ellos contribuye, junto con los receptores musculares, a proporcionar una representación precisa de la posición de los músculos y articulaciones, aportando fuertemente al control de posición.
* **Corpúsculos de Pacini:** son terminaciones encapsuladas grandes localizadas en el tejido subcutáneo. Funcionalmente actúa como filtro que permite sólo que alteraciones transitorias de alta frecuencia entre 250 y 350 Hz activen las terminaciones nerviosas. También son de ***adaptación rápida***, incluso más que los corpúsculos de Meissner y tienen un umbral de respuesta más bajo. Estos atributos sugieren que los corpúsculos de Pacini participan en la discriminación de las texturas de superficie fina y estímulos en movimiento que producen una vibración de alta frecuencia de la piel. La estimulación de las fibras aferentes de los corpúsculos de Pacini en los seres humanos induce una sensación de vibración o cosquilleo. Constituyen entre el 10 o 15% de los receptores de la mano y brindan información sobre todo de las características dinámicas de los estímulos mecánicos.

Con una visión más detallada de las características del sistema con el que se debe interactuar para lograr una realimentación sensorial exitosa, están dadas las condiciones para comprender el principio de funcionamiento de los Sistemas Hápticos actuales, así como sus ventajas y desventajas.

### Los Sistemas Hápticos

El termino háptico fue mencionado en la literatura por primera vez en el año de 1931 en el campo de la psicología experimental. Este concepto proviene del griego *hapto / hapthesthai*, interpretado como “tocar”, por ende, es aplicado para describir y comprender todo aquello basado en el sentido del tacto. Se puede definir de manera formal a un sistema háptico como: ***un dispositivo que permite interactuar, tocar y/o sentir un objeto físico que se encuentra en un medio virtual o en un entorno del tipo remoto***.

En la actualidad existen diferentes sistemas hápticos que se encuentran ramificados o clasificados desde hace un tiempo en dos líneas. La primera de ellas se enfoca en los estímulos producidos por la retroalimentación de fuerza obtenida gracias al sistema cinestésico, en donde el usuario interpreta el estado del cuerpo reflejado en la ubicación espacial, en las posiciones y los movimientos ejecutados, percibiendo entonces características de dureza, peso e inercia [21]. Usualmente este tipo de sistemas están compuestos por exoesqueletos que interactúan con el usuario por medio del intercambio de energía, estos sistemas tienden a limitar en un cierto grado los movimientos del usuario y producen trasferencia de fuerza por medio de un sistema de cables de tensión accionados por motores y posicionadores, en la Fig. (1-7) puede observarse un sistema háptico cinestésico aplicado a una mano.



*Figura 1-7:* Sistema háptico “Cybergrasp” aplicado a una mano derecha (Fuente: referencia [21])

La segunda línea de clasificación involucra a los mecanorreceptores táctiles, que pueden ser excitados por distintos métodos, siendo la transmisión de vibraciones, presión y la electroestimulación los más utilizados, el propósito de estas técnicas es generar una señal de forma controlada para producir una sensación táctil realista o en su defecto, lo más lineal al fenómeno que pretende reproducir e interpretable por el usuario.

Los sistemas que trabajan sobre los mecanorreceptores, están usualmente aplicados sobre la mano, valiéndose de gran presencia de los mismos en esta región y permite brindarle al usuario información sobre texturas, rugosidad y forma. Este tipo de tecnología tiene un gran campo de aplicación en la realidad virtual, en la que combinada con estímulos de visión y audición, puede embeber al usuario en situaciones controladas para distintas aplicaciones (entrenamiento, rehabilitación, entretenimiento, etc).

Es posible trabajar sobre electroestimulación de mecanorreceptores con diversas estrategias, ya sea desde la forma de onda de electroestimulación, si se realiza por tensión o por corriente, o mediante el arreglo de electrodos a utilizar, explorando estas variables pueden generarse distintos resultados.

Por ejemplo, en [22] se electroestimula con un par de electrodos sobre el dorso de la mano, que corresponde a piel con vello, para la generación de sensaciones de rugosidad sobre distintos materiales. En el caso de [23] se hace uso de un arreglo de electrodos pequeños y unas formas de onda específicas para la representación de vectores de fuerzas en la yema de los dedos, a fin de poder transmitir tacto activo de gran resolución. En el desarrollo detallado en [24] se utiliza electroestimulación para lograr producir texto digital en Braille, el sistema está nuevamente aplicado a la yema de los dedos y sus implicancias desde el punto de la tecnología inclusiva es notable.

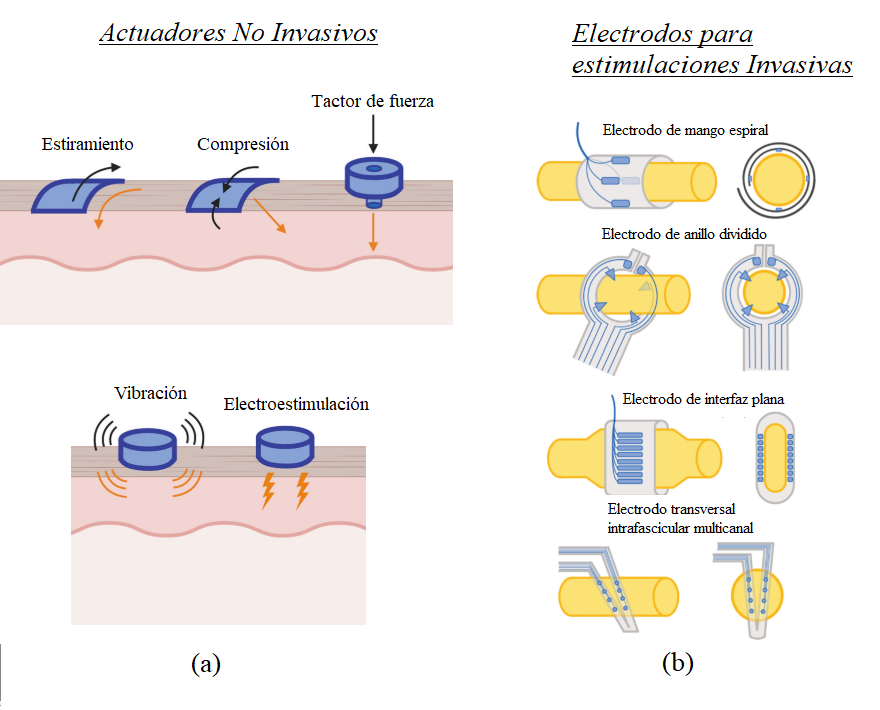
#### Sistemas hápticos aplicados a prótesis de miembro superior

El desarrollo de tecnología que permitan realizar una realimentación táctil aplicado a prótesis, tanto de miembro superior como inferior, se remonta a los orígenes de las prótesis en sí, incluso existen varias patentes aprobadas sobre diversas implementaciones en este sentido [25]. Sin embargo, es una realidad que muy pocas de estas aplicaciones han llegado a dispositivos disponibles comercialmente.

Como ya se ha mencionado precedentemente, la vinculación a un dispositivo prostético puede darse por técnicas invasivas o no invasivas, usualmente las primeras conllevan ciertos riesgos y someten al usuario necesariamente a algún tipo de intervención quirúrgica que reduce la practicidad de la aplicación de cierta tecnología, por lo menos en un dispositivo disponible comercialmente.

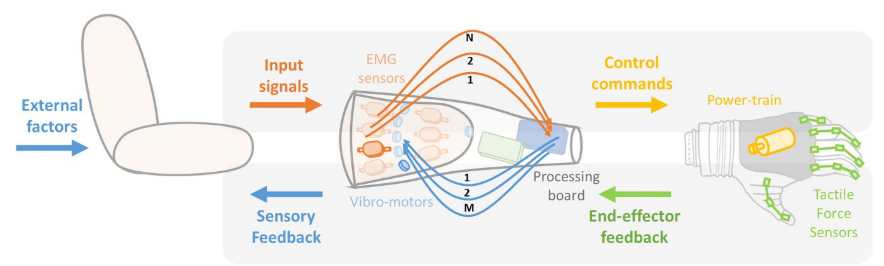
Por su parte la generación de una realimentación sensorial, asociada o no a una prótesis, no será otra cosa que un sensor de alguna magnitud dimensional del campo háptico (presión, fuerza, textura, etc.), conectado a un sistema que se encuentra adquiriendo datos de dicho sensor y que controla un actuador que, por diversos principios dependiendo de su naturaleza (vibración, sonido, presión, electroestimulación, etc.) estimulará al usuario con una perturbación proporcional a la magnitud sensada. Un sistema genérico de estimulación de estas características, podrá ser invasivo o no invasivo, en función de bajo qué principio y con qué tipos de actuador generé el estímulo háptico. En la Fig. (1-8) se exponen distintos tipos de actuadores que se utilizan para realimentación tanto invasiva como no invasiva [26].

Hoy en día, la técnica de realimentación mediante actuadores de vibración es de las pocas que integra prótesis disponibles comercialmente, con un esquema como el de la Fig. (1-9) permite obtener información táctil mediante su traducción en la intensidad de una vibración, aplicada mediante una almohadilla interna en el soporte de la prótesis, esta estimulación logra brindar al usuario información sobre el contacto con un objeto y la intensidad de la fuerza ejercida [10].



*Figura 1-8:* (a) Actuadores utilizador en estimulaciones no invasivas (transcutaneas), proponiendo distintas técnicas para generar respuesta en los mecanorreceptores de la piel del muñón u otras zonas seleccionadas; (b) Electrodos utilizados en técnicas invasivas, de esta manera se logra estimular de manera individual un nervio en particular, logrando sensaciones más univocas y mejor definidas. (Fuente: referencia [26])

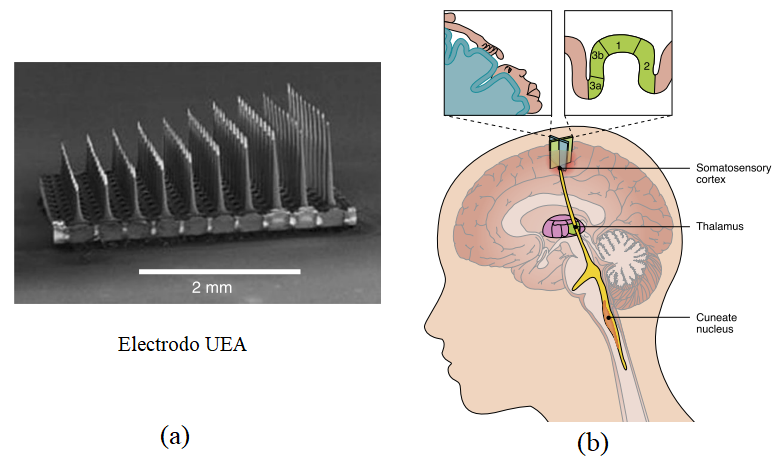
En la Fig. (1-8) no se presenta el actuador sonoro, que también es una opción que se ha aplicado en algunos trabajos de investigación, a fin de proporcionar una realimentación suplementaria a la visual, y que mediante la emisión de un sonido proporcional, enviar al usuario información sobre el contacto con un objeto y la intensidad de la fuerza de contacto con el mismo [25].



*Figura 1-9:* Esquema gráfico de la estructura funcional de una prótesis mioelectrónica con realimentación táctil mediante actuadores vibratorios. (Fuente: referencia [10])

Cabe destacar que todas las técnicas usan principios que, desde la percepción directa por parte del usuario, son de naturaleza totalmente distintas pero transmiten exactamente la misma información, cuestión que basa su éxito en la plasticidad del sistema nervioso y la capacidad de aprendizaje en la asociación de la *variable percibida* vs *variable sensada (real)* que pueda realizar el cerebro.

Una ventaja importante que aporta la realimentación sensorial, sobre todo cuando se realiza mediante electroestimulación, es la mejora en relación a los *dolores del miembro fantasma*. La amputación a menudo da lugar al *dolor fantasma*, es decir, dolor crónico experimentado como si se originara en el miembro ausente. En algunos casos, el dolor fantasma es tan severo que resulta incapacitante. Proporcionar retroalimentación sensorial, a través de una interfaz con el sistema nervioso periférico, parece aliviar este síntoma. El uso prolongado de una prótesis con realimentación táctil puede reducir aún más los síntomas del dolor fantasma, ya que la restauración de señales táctiles puede revertir los cambios en el sistema nervioso central provocados por la amputación [27].

Otra técnica, contenida dentro de las invasivas, está asociada a aquella en la que el sistema estimulador interactúa directamente con el Sistema Nervioso Central (SNC), lo que resulta necesario cuando, por patologías específicas (lesión espinal) que afectan al sistema nervioso periférico, el vínculo con los mecanorreceptores de la piel se encuentra dañado o bien “desconectado” con el SNC. En estas aplicaciones se trabaja principalmente en la corteza Somatosensorial, que se encuentra prácticamente en la superficie del cerebro, lo que facilita su acceso. En la Fig. (1-10) se presenta un esquema de este tipo de técnica y una foto del electrodo UEA (Utah Electrode Array), comúnmente utilizado en estas prácticas [27], [28].

*Figura 1-10:* (a) Electrodo UEA, utilizado comúnmente para estimular la corteza cerebral; (b) Esquema gráfico de la estructura funcional de un sistema de electroestimulación del SNC. (Fuente: referencias [27] y [28])

## Planteamiento del problema y propuesta para su abordaje

Con base a los desarrollos descriptos y múltiples estudios y experiencias vertidas en los artículos de referencia, se confirma que la avanzada tecnología de prótesis de miembro superior, si bien ha dado grandes pasos desde sus inicios, la capacidad de brindar realimentación táctil y que la misma sea una capacidad habitual en las prótesis comerciales aún está lejos de ser una realidad común.

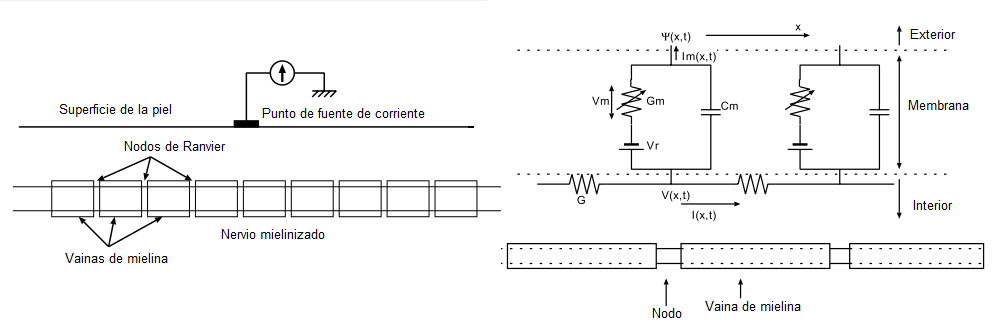
Con el objetivo de brindar un aporte en este campo, se han estudiado y analizado los diversos desarrollos a fin de proponer una opción que tenga las siguientes características de base:

* Uso de técnicas de ***realimentación no invasiva*** a fin de garantizar el menor sometimiento a intervenciones por parte del usuario, en la búsqueda de disminuir las posibilidades de rechazo.
* Uso de ***electroestimulación transcutanea,*** dado que de las opciones estudiadas se considera que es la que mayor naturalidad puede otorgarle las sensaciones generadas, sumado a que mediante arreglos de electrodos y modificando los parámetros de las señales de electroestimulación, posee una gran potencialidad para el mateo de distintas sensaciones.
* Generación de ***percepciones táctiles simples*** como contacto (único o sostenido) y presión, a nivel de brazo y antebrazo. Resulta necesario extrapolar el uso a zonas de la piel de brazo y antebrazo para determinar los umbrales de sensibilidad y cuantificar los parámetros adecuados.
* Diseño de un ***hardware*** con condiciones para ser ***embebibo*** y con componentes de acceso localmente, que permita su potencial incorporación a una prótesis comercial, ya sea Activa Mecánica o Activa mioeléctrica.

Considerando estos puntos de partida, en primera medida se profundizó en los tipos de formas de onda, para determinar la más adecuada para la generación de una estimulación funcional sobre los mecanorreceptores, con resultados probados y sensaciones documentadas, que permitan evaluar la factibilidad de su uso.

### Aspectos técnicos de la propuesta

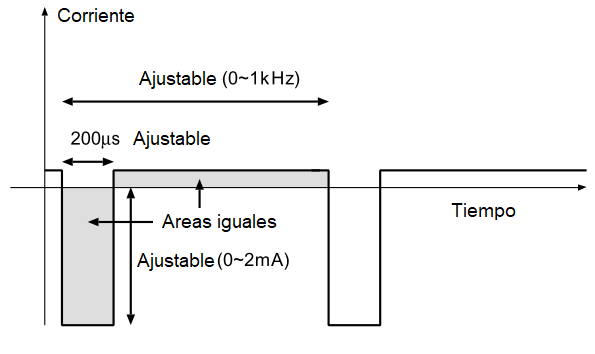
#### La señal para electroestimulación

Trabajos de investigación como los de [29], [30] basados en modelos eléctricos de los axones que inervan los mecanorreceptores, como el de la Fig. (1-11), y considerando valores de profundidad, orientación y diámetro de los axones involucrados, proponen una “Función de Activación” (FA) o “Función de Estimulación” (ver Ec. 1-1) y trabajando sobre ella para distintos casos, se determinaron parámetros para diversas formas de onda útiles en la obtención de sensaciones táctiles.

*Figura 1-11:* Modelo eléctrico de nervio aferente de un mecanorreceptor. (Fuente: referencia [29])

La FA presenta como parámetros a la función uxx(x) que representa la segunda derivada espacial del potencial eléctrico a lo largo del axón, mientras que los parámetros constantes que lo acompañan a la derecha de la Ec. (1-1) son únicos para cada axón y relacionan la conductancia y la capacitancia de la membrana y la conductancia interna.

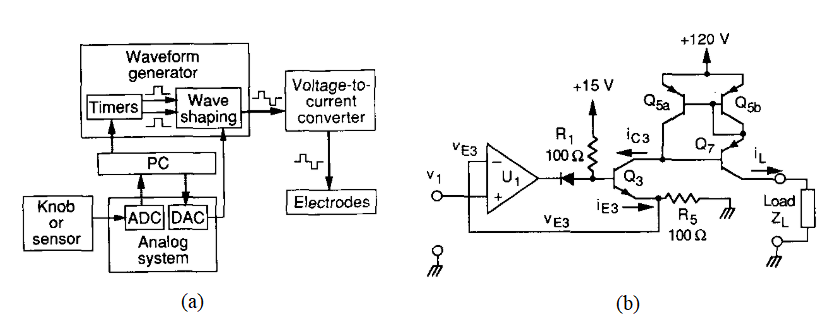
(1-1)

Tomando como base del análisis la FA, en la aplicación particular de los artículos mencionados, se utilizaron arreglos de electrodos a fin de generar perfiles de electroestimulación sobre la yema del dedo, para generar la estimulación direccionada de distintos mecanorreceptores. Es en este punto donde se propone una forma de onda, presentada en la Fig. (1-12), para cada electrodo individual, que será la base varias aplicaciones posteriores y es la señal seleccionada para la aplicación del presente desarrollo.

*Figura 1-12:* Forma de onda para electroestimulación seleccionada (Fuente: referencia [29])

#### El hardware para electroestimulación

A partir de las trabajos detallados en el apartado anterior, el paso siguiente en determinar las características técnicas del hardware electrónico necesario para garantizar una electroestimulación exitosa. Un detalle no menor es que la mayoría de los trabajos citados están centrados en la generación de sensaciones táctiles a nivel de la yema de los dedos, que como ya se ha comentado, corresponde a piel glabra, con una gran densidad de mecanorreceptores por cm2 e incluso la presencia de los corpúsculos de Meissner, de gran sensibilidad, pero ausentes en la piel con vello, que corresponde a la presente a nivel de brazo y antebrazo.

Ante esta situación, resulta necesario contar con un hardware versátil, que si bien haya sido puesto a prueba a nivel de piel glabra, posea las funcionalidades para configurar los parámetros de la señal, a fin de poder realizar los ajustes necesarios en la electroestimulación para explorar las sensaciones generadas en zonas de la piel no documentadas. Con este objetivo, se profundizó en el circuito propuesto en [31], cuyo diagrama en bloques original propuesto por el autor se presenta en la Fig. (1-13) junto con el detalle de la celda de conversión tensión-corriente, de gran importancia dado que se vincula directamente con el usuario.

*Figura 1-13:* (a) Diagrama en bloques del electroestimulador propuesto original; (b) Media celda del conversor tensión-corriente (para corriente catódica) (Fuente: referencia [31])

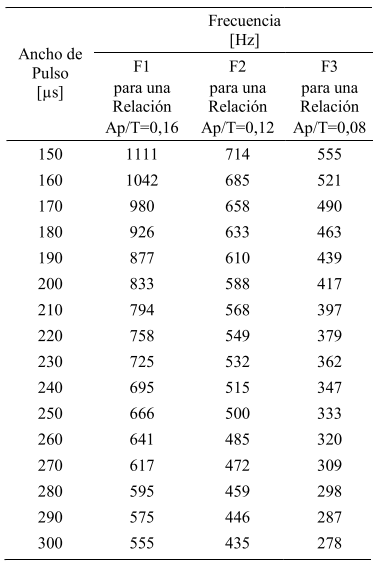
El circuito planteado posee una performance documentada, dado que ha sido aplicado para la realización de estudios de varios aspectos funcionales del fenómeno de electroestimulación, como las características V-I de la interface electrodo-piel [32] y las variaciones del umbral se sensibilidad ante la electroestimulación [33]. Trabajando sobre el sistema de control, se propone generar las configuraciones necesarias que permitan ampliar los márgenes de funcionamiento para poder realizar un estudio exploratorio para la determinación de umbrales táctiles a nivel de brazo y antebrazo.

#### La técnica para electroestimulación

Determinada la forma de onda y el hardware necesario, para la generación y aplicación a un usuario de la señal de electroestimulación táctil, resta proponer la metodología para su aplicación y cuáles serán los parámetros configurables de la señal. En este aspecto, se toma como referencia los estudios realizados en la aplicación de electroestimulación táctil no invasiva para la digitalización de texto en Braille propuesta y desarrollada en [24], [34] y [35].

En estos desarrollos, tomando como base la señal presentada en la Fig. (1-12), se establecen una serie de valores discretos temporales, planteando tres valores de ciclo de trabajo (CT), 16%, 12% y 8% (definidos a partir del período de la corriente anódica sobre el de la corriente catódica) y para cada CT, variaciones de la frecuencia de la señal entre 278 Hz y 1111 Hz. Los saltos de frecuencia son una consecuencia de tomar como variable independiente el ancho del pulso de la corriente anódica (saliente del usuario) entre los márgenes desde 150 us hasta 300 us, con pasos de a 10 us, para cada CT.

Una característica importante es que debe mantenerse a lo largo del estudio la equivalencia entre las áreas positiva y negativa, esto implica mantener el flujo de carga neto nulo a través de la interfaz electrodo-piel, para evitar lesiones en los puntos de estimulación. En la Tabla (1-1) se presentan los valores del ensayo propuesto.

*Tabla 1-1:* Valores de frecuencia y CT a configurar para el proceso de electroestimulación y determinación de umbrales táctiles (Fuente: referencia [34]).

# Diseño y desarrollo de prototipo

## Título 2

### Título 3

#### Título 4

Normal

Ecuación (2-1)



*Figura 2-1:* Epígrafe de figura.

Normal

1. Lista con letras
2. Lista con letras

Normal indentado

1. Lista con letras 2
2. Lista con letras 2
3. Lista con números

Normal indentado

1. Lista con números 2

* Lista con viñetas

Normal indentado

* Lista con viñetas 2

Normal

El contenido del documento debe contemplar mínimamente todos los apartados establecidos en el artículo 29 del reglamento de la carrera que se cita a continuación:

“ARTICULO 29. - El Documento de Tesis deberá incluir un resumen en castellano y en inglés, una presentación, descripción del estado del arte y justificación de objetivos, la metodología utilizada, los resultados obtenidos, una discusión y un planteamiento de conclusiones y una revisión bibliográfica.”

# Apéndice A Este es un apéndice

## A.1 Título 2 en un apéndice

### A.1.1 Título 3 en un apéndice

#### A.1.1.1 Título 4 en un apéndice

Todas las entidades numerables, tales como ecuaciones (ver ec. (A-1)), secciones, figuras y tablas, deben incluir el número de apéndice.

Ecuación en apéndice *A* + *B* = *C* (A-1)

Normal

Normal

Normal

Normal

Normal

Normal

Normal

Normal

Normal

Normal

Normal

Normal

Normal

Normal

Normal

Normal

Norma

# Referencias

Las citas bibliográficas deberán ser listadas al final de la tesis, en el orden en que fueron citadas. Sólo los trabajos que han sido citados en el texto de la tesis deberán aparecer en el listado. Las entradas en la lista deberán seguir el esquema que se detalla más abajo, dependiendo del tipo de cita. El trabajo de Apellido3 y col [1] se trata de un libro, mientras que Apellido6 [2] se trata de una tesis/tesina. Al citar un trabajo no es necesario mencionar el apellido del/de los autor/es, simplemente puede citarse el número entre corchetes, como en [3] (éste es un artículo en una publicación periódica), [4] (trabajo publicado en acta de congreso), [5] (capítulo de un libro de editores) o [6] (capítulo de libro).

1. Apellido3, Q., Apellido4, R. y Apellido5, S. T.: *Título del libro*. Editorial, Ciudad, 2008.
2. Apellido6, U.: *Título de tesis*. Tesis Doctoral / Tesis de Magíster / Tesina de Grado, Facultad-Universidad, Junio 2007.
3. Apellido1, N. y Apellido2, O. P.: *Título del trabajo en publicación periódica*. Nombre publicación periódica, 1:10–15, 2007.
4. Apellido3, Q., Apellido4, R. y Apellido5, S. T.: *Título del trabajo publicado en acta de congreso*. En *Título del acta del congreso*, volumen 1, páginas 10–15, 2007.
5. Apellido7, V., Apellido8, W. y Apellido9, X. Y.: *Título del capítulo de un libro de editores*. En Apellido10, Z. y Apellido11, A. (editores): *Título del libro de editores*, capítulo 1, páginas 10–15. Editorial, Ciudad, 2007.
6. Apellido6, U.: *Título del libro*, capítulo 1, páginas 10–15. Editorial, Ciudad, 2003.