

PRÓTESIS ROBÓTICA DE MIEMBRO SUPERIOR CONTROLADA POR MEDIO DE
INTERFACES NEURONALES: EL ESTADO DEL ARTE Y UN DISEÑO
CONCEPTUAL

SAMUEL BUSTAMANTE GÓMEZ

UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA

ESCUELA DE INGENIERÍAS

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

MEDELLÍN

2015

PRÓTESIS ROBÓTICA DE MIEMBRO SUPERIOR CONTROLADA POR MEDIO DE
INTERFACES NEURONALES: EL ESTADO DEL ARTE Y UN DISEÑO
CONCEPTUAL

SAMUEL BUSTAMANTE GÓMEZ

Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero Mecánico

Director

Julio César Correa Rodríguez

Doctor of Philosophy in Mechanical Engineering

UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA

ESCUELA DE INGENIERÍAS

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

MEDELLÍN

2015

Nota de aceptación

Firma

Nombre:

Presidente del jurado

Firma

Nombre:

Jurado

Firma

Nombre:

Jurado

Medellín, 13 de noviembre de 2015

Dedicatoria:

Para papá. *Pace tua.*

AGRADECIMIENTOS

El autor desea agradecer en primer lugar al doctor Julio César Correa, director del trabajo de grado, por sus continuos aportes y dedicación al proyecto. Su conocimiento en la gestión de proyectos de ingeniería ha hecho que esto pase de ser una simple idea a ser un trabajo estructurado. Sus contribuciones semana tras semana fueron definitivamente muy valiosos.

En segundo lugar, el autor desea agradecer el conocimiento compartido en materia de prótesis por parte de los profesionales de la ortopedia Cenop, en particular de Lina Tangarife, fisioterapeuta, y de Carlos Peláez, técnico ortoprotesista. El autor reconoce su entera disposición para compartir ideas y resolver preguntas. También le parece importante señalar la atenta asesoría y sugerencias de mejora que Lina Tangarife ofreció en la etapa de Diseño Conceptual en cuanto a la recopilación de los ‘requerimientos de los clientes’ y su jerarquización.

En tercer lugar, el autor quisiera agradecer la atenta asesoría del Ingeniero Mecánico y M.Sc. Elkin Taborda, quien compartió con el proyecto su vasto conocimiento sobre diseño conceptual. El autor espera que en futuras etapas del proyecto siga contando con tan valiosa contribución.

En cuarto lugar, el autor desea agradecer a su hermana y mejor amiga, la médica psiquiatra Paula Andrea Bustamante, quien siempre estuvo atenta a resolver dudas cuando los términos de ingeniería se mezclaban con los de medicina.

En quinto lugar, el autor desea agradecer a su madre Gloria Stella y su padre Luis Javier por el apoyo constante, no solo durante la elaboración del presente trabajo sino también durante los cinco años de pregrado que mediante el presente culminan.

Y, por último, al legado de Héctor Lavoe, por la inspiración en las largas jornadas de escritura.

PREFACIO

El presente trabajo nace del interés del autor de sentar una base para futuros desarrollos locales en el área de las prótesis del miembro superior, siempre con el fin último de brindar apoyo a las personas que sufrieron amputaciones de estas extremidades. Además, con la ayuda de nuevos desarrollos en ingeniería neuronal, es posible implementar soluciones para personas parapléjicas y cuadripléjicas.

Todo esto está enmarcado dentro del concepto de responsabilidad social de la ingeniería, consecuente con la formación humana e integral que la Universidad Pontificia Bolivariana se esfuerza por llevar a sus estudiantes. El autor espera que el presente proyecto constituya los cimientos de proyectos beneficiosos para la comunidad.

CONTENIDO

Glosario.....	11
Resumen.....	12
Abstract.....	13
Introducción.....	14
CAPÍTULO 1. CONCEPTOS PREVIOS AL DISEÑO DE PRÓTESIS ROBÓTICAS DE MIEMBRO SUPERIOR.....	17
1.1 EL MIEMBRO SUPERIOR HUMANO	17
1.1.1 Generalidades	17
1.1.2 Rangos de movimiento	19
1.1.3 Amputaciones.....	21
1.2 PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR	22
1.2.1 Definición de prótesis	22
1.2.2 Tipos de prótesis de miembro superior.....	23
1.2.3 Partes de las prótesis de miembro superior.....	24
1.3 RESTRICCIONES DE DISEÑO DE UNA PRÓTESIS ROBÓTICA	26
CAPÍTULO 2. EL ESTADO DEL ARTE DE LAS PRÓTESIS ROBÓTICAS DE MIEMBRO SUPERIOR	28
2.1 ESTADO DEL ARTE DE LAS PRÓTESIS NO ROBÓTICAS	28
2.1.1 Prótesis cosméticas	28

2.1.2	Prótesis mecánicas.....	29
2.1.3	Prótesis específicas para una actividad particular	31
2.2	PRÓTESIS ROBÓTICAS COMERCIALES	32
2.2.1	Prótesis antropomórficas de mano.....	32
2.2.2	Otros efectores finales: <i>grippers</i> y manos sencillas	37
2.2.3	Codos, sistemas de antebrazo y hombros	38
2.2.4	Manos parciales.....	40
2.3	PRÓTESIS EN EL CAMPO INVESTIGACIÓN	41
2.3.1	Modelos avanzados, parte 1: el DEKA ARM, el brazo de Luke Skywalker .	42
2.3.2	Modelos avanzados, parte 2: el Modular Prosthetic Limb de la universidad Johns Hopkins.	43
2.3.3	Otros trabajos en Universidades y centros de investigación.....	45
2.4	NUEVAS TECNOLOGÍAS: IMPRESIÓN Y ESCANEEO 3D.....	47
2.4.1	Prótesis mecánicas.....	47
2.4.2	Prótesis robóticas.....	48
2.4.3	Otras aplicaciones y más información.....	49
2.5	COLOMBIA: SITUACIÓN Y DESARROLLOS.....	49
2.5.1	Contexto y costos	49
2.5.2	Desarrollos de prótesis.....	51

CAPÍTULO 3. EL ESTADO DEL ARTE, PARTE II: INTERFACES NEURONALES	53
3.1 BASES BIOLÓGICAS DE LAS INTERFACES NEURONALES.....	54
3.1.1 Introducción a la fisiología neuronal y a los potenciales de acción	54
3.1.2 El sistema nervioso periférico	56
3.2 ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE	57
3.3 NUEVOS DESARROLLOS	61
3.3.1 Reinervación muscular selectiva (TMR)	61
3.3.2 Electrodo implantable y electrodo intraneural	63
3.4 TRASCENDIENDO FRONTERAS: INTERFACES CEREBRO-MÁQUINA... ..	64
3.4.1 Electroencefalografía: procedimiento no invasivo.....	65
3.4.2 BrainGate y procedimientos invasivos	66
CAPÍTULO 4. DISEÑO CONCEPTUAL DE UNA PRÓTESIS ROBÓTICA TRANSRADIAL	69
4.1 EL DISEÑO CONCEPTUAL Y EL DESPLIEGUE DE LA FUNCIÓN CALIDAD.	70
4.2 INFORMACIÓN DE VALOR.....	71
4.2.1 Sobre el beneficio económico de las prótesis de miembro superior	71
4.2.2 Sobre la aparente ruptura academia/industria en el campo de las prótesis	72
4.3 DISEÑO CONCEPTUAL.....	73

4.3.1	Requerimientos de los clientes.....	73
4.3.2	Jerarquización – Matriz de Moody.....	75
4.3.3	Comparación.....	77
4.3.4	Hacia el futuro del proyecto: recomendaciones y sugerencias.....	78
	Conclusiones.....	79
	Referencias.....	81
	Anexo A – Tablas con información recopilada sobre manos antropomórficas.	94
	Anexo B – Requerimientos del cliente en el diseño conceptual.....	97
	Anexo C – Objetivos y alcance del Trabajo de Grado.....	100

GLOSARIO

Antropometría: “*Estudio de las proporciones y medidas del cuerpo humano*” [1].

Antropomorfo: “*Que tiene forma o apariencia humana*” [1].

Codificación (contexto interfaces neuronales): Obtener la respuesta del sistema nervioso ante un estímulo (*cfr.* [2]).

Decodificación (contexto interfaces neuronales): Proceso inverso a la codificación, reconstruyendo el estímulo que causó una respuesta medida (*cfr.* [2]).

Destreza (habilidad motriz fina): “*la capacidad de cambiar la posición y la orientación de un objeto manipulado desde una configuración de referencia dada a otra diferente, escogida arbitrariamente dentro del espacio de trabajo de la mano*” [3].

Muñón: “*Parte de un miembro cortado que permanece adherida al cuerpo*” [1].

Neural: “*Perteneciente o relativo al sistema nervioso y a las neuronas*” [1].

Neuronal: “*Perteneciente o relativo a la neurona*” [1].

RESUMEN

En el presente trabajo, se realiza la recopilación del estado del arte de las prótesis robóticas de miembro superior, que son dispositivos diseñados para ayudar a las personas amputadas en diferentes puntos de su extremidad.

Además, la ciencia ha explorado formas de comunicar estas prótesis con el sistema nervioso, creando interfaces neuronales que permiten un mejor control y una mejor experiencia de los pacientes con estos dispositivos. El estado del arte contenido en el presente trabajo revisa los nuevos desarrollos de estas interfaces, incluyendo conexiones con el cerebro humano denominadas interfaces cerebro-máquina.

Por último, se realiza una propuesta de diseño conceptual de una prótesis robótica transradial de miembro superior, teniendo en cuenta que es apenas un primer paso que apunta a futuros desarrollos en materia de prótesis.

PALABRAS CLAVE:

Prótesis de miembro superior, Prótesis robótica, Interfaces neuronales, Interfaz cerebro-máquina, Diseño Conceptual

ABSTRACT

In the present work, the state of the art of upper-limb robotic prostheses, which are devices designed to aid people with different levels of amputation, is reviewed.

Science has explored ways to communicate these prostheses with patient's nervous system, creating pathways called neural interfaces. They allow a better control of the prostheses, which is important for amputees. The state of the art reviewed in the present work includes new developments in the field of neural interfaces, as well as connections with the human brain called brain-computer interfaces (BCIs).

By last, this document includes the proposal of a conceptual design of a robotic prosthesis for transradial amputees, taking into account that this is only the first step looking forward to future developments related to prostheses.

KEYWORDS:

Upper Limb Prostheses, Robotic Prostheses, Neural Interfaces, Brain-Machine Interfaces, Conceptual Design.

INTRODUCCIÓN

Desde el surgimiento mismo del pensamiento médico humano, nuestra especie ha buscado reemplazar sus extremidades perdidas con el fin de recuperar parte de su funcionalidad y su aspecto [4]. Los desarrollos de prótesis del miembro superior son de gran importancia, pues se estima que el número de pacientes que presentan esta clase de amputación asciende a 3 millones de personas alrededor del mundo, según cifras de septiembre de 2008. El problema cobra un matiz especial si se tiene en cuenta que el 80% de esta población (2.4 millones de personas) corresponde a pacientes de países en vía de desarrollo [5].

La apuesta por la funcionalidad en las prótesis de miembro superior vino como resultado del gran número de amputados en la Guerra de Secesión de EEUU, donde surgió la prótesis mecánica moderna [6]. Este dispositivo permite a los usuarios controlar la función de cierre o apertura a voluntad gracias a un mecanismo accionado por un arnés localizado alrededor del pecho, los hombros y el brazo [7]. No fue hasta la primera guerra mundial, en la Alemania de 1915, que la primera prótesis actuada fue patentada, tratándose de un dispositivo neumático.

En las décadas de los cuarenta y los cincuenta comenzaron a surgir desarrollos alrededor de las prótesis mioeléctricas, tanto en Alemania como en el Reino Unido y la Unión Soviética, entre otros países [8]. Estas prótesis surgieron en respuesta a la denominada ‘tragedia de la Talidomida’, que causó defectos de nacimiento en más de 10.000 niños alrededor del mundo. No solo son actuadas, sino que pueden ser controladas por el paciente por medio de señales del electromiograma (abreviado EMG) superficial, que capta las señales eléctricas que producen los músculos no amputados al contraerse. [6], [7]. Se ampliará la información sobre estas tecnologías en la presente monografía.

Desde entonces, con el fin de mejorar las condiciones de vida de los pacientes amputados, se ha producido una gran cantidad de desarrollos en el campo de las prótesis de miembro superior, en diversos ámbitos y campos del conocimiento. Sin embargo, esto crea un

problema en la generación de nuevos desarrollos, dado que es difícil recopilar y analizar la información existente en el estado del arte. La naturaleza multidisciplinaria de estos dispositivos hace que existan muchos estudios en un amplio espectro de revistas especializadas y, más aún, muchos aspectos de este tipo de trabajos nunca han sido publicados [8]. La importancia del estado del arte radica en que es el punto de partida antes de proponer un nuevo diseño detallado de prótesis o sugerir nuevas tecnologías.

Por lo anterior, y con el fin de generar desarrollos y propuestas en el campo de las prótesis robóticas a nivel local, se hace necesario recopilar la información existente, realizando además un análisis que sirva como base para futuros procesos de síntesis y que permita encontrar elementos diferenciadores. Este análisis del estado del arte es un paso importante para poder responder las preguntas “¿qué debe tener una prótesis novedosa?” y “¿qué funciones debe cumplir?”. Abordar estas cuestiones incluye, además, conocer los requerimientos y prioridades de las personas amputadas, en cuanto a que muchas de las prótesis actuales no tienen éxito a la hora de satisfacer las necesidades diarias de los pacientes, y frecuentemente son abandonadas [6]. Esto con la limitación adicional de que no todas las personas fueron amputadas en el mismo nivel (i.e., no fue removida la misma porción del brazo), y tampoco tienen las mismas capacidades económicas y preferencias de prótesis. Por lo tanto, el presente trabajo se centra en la elaboración de un estado del arte completo y útil para tomar decisiones sobre el proceso de diseño, y de un consecuente diseño conceptual de una prótesis robótica del miembro superior, específicamente una prótesis transradial.

Además, en los últimos años han existido numerosos avances en interfaces neuronales; éstas buscan trascender las prótesis convencionales permitiendo al usuario un control más natural e intuitivo del dispositivo al poder acceder a la información del sistema nervioso, tanto en los músculos como en los nervios e incluso en el cerebro mismo [6].

En el marco de lo anterior, se estructuró el presente trabajo de la siguiente forma: El Capítulo 1 comienza con una introducción al tema de las prótesis de miembro superior, conteniendo información que le será de utilidad al lector para comprender el problema de

diseño de prótesis robóticas, así como ciertos requerimientos de diseño obtenidos de la literatura. El Capítulo 2 contiene la primera parte del estado del arte de prótesis primordialmente robóticas, conteniendo además información sobre la coyuntura de este tipo de dispositivos en Colombia al ser el entorno en el que se realizarán los proyectos futuros. El Capítulo 3 se centra en las interfaces neuronales, y en cómo pueden aportar al desarrollo de prótesis de miembro superior. Por último el Capítulo 4 realiza un primer acercamiento al problema del diseño conceptual de una prótesis robótica transradial de miembro superior.

CAPÍTULO 1. CONCEPTOS PREVIOS AL DISEÑO DE PRÓTESIS ROBÓTICAS DE MIEMBRO SUPERIOR

Este capítulo tiene la intención de introducir al lector en los conceptos a tener en cuenta en el estudio del miembro superior humano, y las prótesis destinadas a satisfacer sus funciones.

Para esto, se comienza con una descripción del miembro superior humano y el concepto de amputación. Posteriormente, se presenta la definición de prótesis, y se listan los tipos de prótesis de miembro superior existentes y sus partes. Por último, se repasan las restricciones de diseño que se deben tener en cuenta durante un proceso de diseño riguroso de una prótesis robótica de miembro superior.

1.1 EL MIEMBRO SUPERIOR HUMANO

1.1.1 Generalidades

Cada miembro superior comprende, en orden, el hombro, la axila, el brazo, el codo, el antebrazo, la muñeca y la mano. Se puede entender que la principal función de la mano es permitir a la persona interactuar con su entorno, al tiempo que la del resto del miembro superior es posicionar a la mano en el espacio [9]. Para esta interacción, la mano realiza dos funciones: el tacto y la prensión (agarre). El dedo pulgar es un elemento clave en la prensión; se estima que sin él la capacidad funcional de la mano se reduce aproximadamente un 40% [7].

Las prensiones de la mano pueden ser tanto de fuerza como de precisión. En los agarres de precisión, los dedos adaptan la forma del objeto, interviniendo los músculos pequeños de la mano. Entre tanto, en las prensiones de fuerza se requiere bastante potencia; intervienen los largos músculos flexores y extensores tanto para fijar la muñeca como para asir el objeto [10]. Esta referencia también menciona un ejemplo: al martillar un clavo, se hace un agarre preciso sobre el pequeño objeto de metal entre el pulgar y el índice, mientras que el martillo es sostenido con prensión fuerte.

La mano en sí misma es un complejo aparato mecánico: 18 articulaciones permiten 27 grados de libertad; puede desarrollar velocidades de incluso 2290 °/s y fuerzas de presión de hasta 400 N (casi 41 kg). En condiciones normales estas velocidades oscilan entre los 172 y los 200 °/s, mientras que las actividades cotidianas requieren fuerzas de presión en un rango entre 0 y 67 N (0-7 kg).

El resto del miembro superior aporta otros 7 grados de libertad; las velocidades rotacionales del antebrazo pueden llegar hasta los 800 °/s para rotaciones hacia el interior, y 1150 °/s para rotaciones hacia el exterior. Para el codo, las máximas velocidades llegan hasta los 260°/s; el varón promedio puede generar torques de codo de 138 N-m en flexión, con la articulación a 90°. Cuando se extiende, estos torques se reducen al 75% [9].

Para el diseño de prótesis, es útil contar con las dimensiones de la extremidad de la persona amputada. Aunque la medida del brazo difiere en todas las personas y es irrelevante extraer un promedio, a manera de ilustración se anexan en la Tabla 1 datos antropométricos obtenidos de [11] para diferentes percentiles de mujeres y varones.

Tabla 1. Datos antropométricos de las dimensiones del miembro superior para diferentes percentiles de mujeres y varones. Todas las dimensiones están en metros. Información tomada de [11].

	<i>Varón – Percentil 5%</i>	<i>Varón – Percentil 50%</i>	<i>Varón – Percentil 95%</i>	<i>Mujer – Percentil 5%</i>	<i>Mujer – Percentil 50%</i>	<i>Mujer – Percentil 95%</i>
<i>Altura de la persona</i>	1.649	1.759	1.869	1.518	1.618	1.724
<i>Longitud del brazo</i>	0.333	0.361	0.389	0.306	0.332	0.358
<i>Longitud del antebrazo y la mano</i>	0.451	0.483	0.517	0.396	0.428	0.458
<i>Longitud del miembro superior</i>	0.784	0.844	0.906	0.702	0.760	0.816

1.1.2 Rangos de movimiento

Los movimientos de la extremidad se dan gracias a la contracción y relajación de todos los músculos que hay en ella. Tan solo sobre el antebrazo y la mano actúan más de 30 músculos [9]. Si hay un momento flector, estos movimientos pueden denominarse flexión y extensión cuando las articulaciones se doblan y estiran respectivamente. Otra clase de movimientos flectores son la abducción y la aducción. En la abducción la extremidad se separa del cuerpo, mientras que en la aducción se acerca. En la muñeca, la abducción y la aducción reciben el nombre de desviación radial y desviación ulnar respectivamente.

Si hay un momento torsor, como el que se produce al rotar el codo sobre el eje del antebrazo, estos movimientos se denominan supinación y pronación. La supinación ocurre cuando la palma se orienta hacia abajo, mientras que en la pronación sucede el caso contrario [11]. En la Figura 1 se ilustran los rangos de movimiento de las articulaciones del miembro superior, datos de mucha relevancia en el diseño de una prótesis robótica.

La muñeca y el antebrazo poseen entre 85 y 90° de pronación y supinación, 15° de abducción (desviación radial), entre 30 y 45° de aducción (desviación ulnar), entre 80 y 90° de flexión de la muñeca y entre 70 y 90° de extensión de la misma. Para las actividades de la vida cotidiana bastan 100° de rotación del antebrazo, 80° de flexo-extensión de la muñeca y 60° de desviación radial-ulnar.

El rango de movimiento del codo es de entre 140 y 150° de flexión y entre 10 y 5° de hiperextensión. El brazo tiene 90° de rotación humeral media (hacia adentro) y 40° de rotación humeral lateral (hacia afuera); 180° de flexión (rotación hacia adelante y arriba sobre el hombro) y 45° de extensión (hacia atrás sobre el hombro); también puede moverse 180° de abducción (hacia afuera rotando sobre el hombro) y 20° de aducción (hacia adentro sobre el hombro). Por último, el hombro posee 40° de elevación y 10° de depresión; 15 grados de extensión (denominada aducción escapular) y 20° de flexión (denominada abducción escapular). Es importante recalcar que el movimiento del hombro no se debe a una única articulación, sino a la combinación de movimientos originados en la cintura escapular [9].

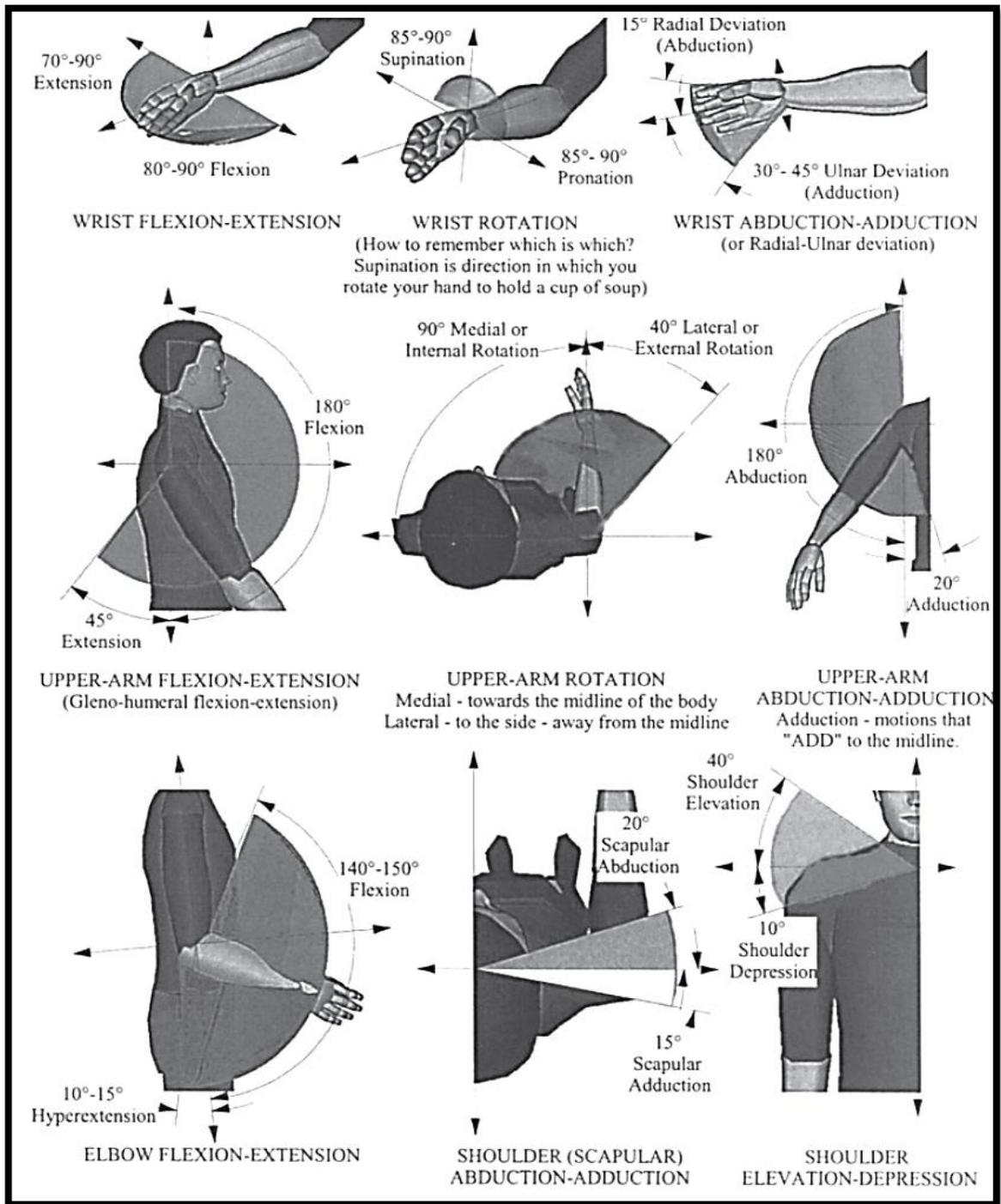


Figura 1. Rangos de movimiento de las principales articulaciones del miembro superior. Comprende la muñeca (arriba), el brazo (medio), el codo (abajo a la izquierda) y el hombro (abajo a la derecha). Tomada de [9].

1.1.3 Amputaciones

El término amputación hace referencia a la remoción quirúrgica de una parte o el total de alguna de las extremidades del cuerpo. Este procedimiento puede ser realizado tanto por accidente como por enfermedad.

En los países desarrollados, las complicaciones vasculares de la diabetes son las principales causas de amputaciones. Esta y otros tipos de enfermedades causan aproximadamente el 68% de las amputaciones cada año en estos países. En los países en vía de desarrollo, como Colombia, las amputaciones se deben principalmente a traumas causados por accidentes. En los países expuestos a guerras se estima que el 80% de las amputaciones se deben a traumas [12]. En la Figura 2 se ilustran los niveles de amputación en el miembro superior, es decir, los lugares del cuerpo donde puede ser realizada la remoción de la extremidad, y el nombre que consecuentemente recibe el procedimiento.

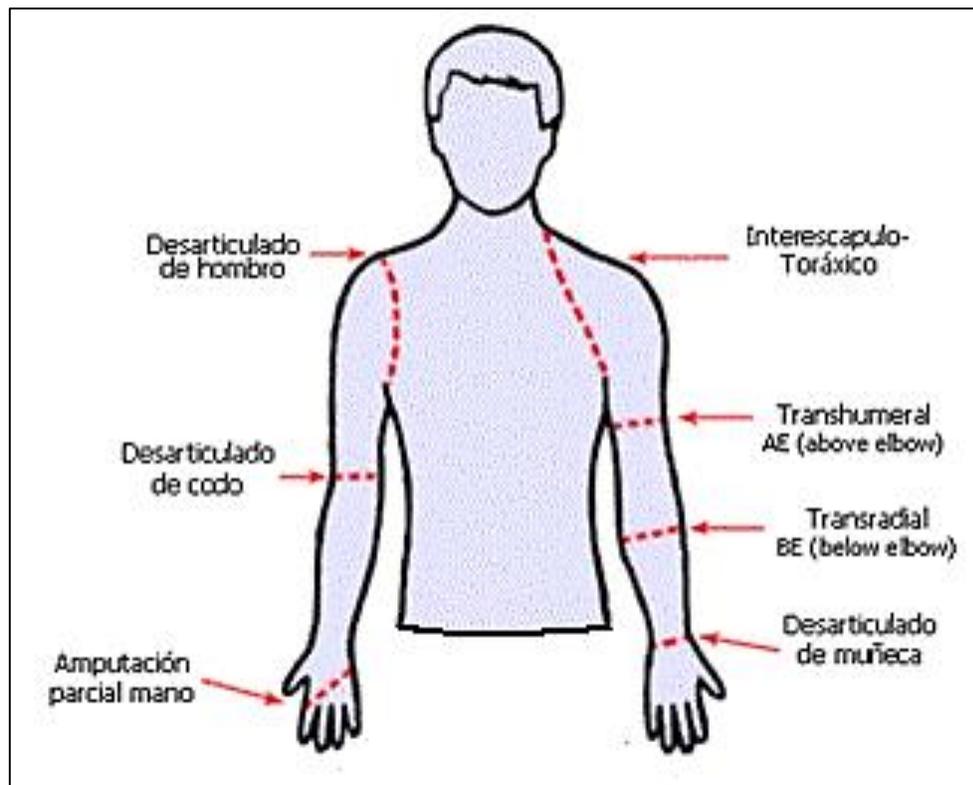


Figura 2. Niveles de amputación. Tomado y modificado de [13]

Se estima que aproximadamente el 30% de las amputaciones en el mundo se realizan en el miembro superior, lo que equivale a 3 millones de personas según estadísticas de 2008 [5]. De este porcentaje, la mayor cantidad de amputaciones son las transradiales (BE o *below elbow*, debajo del codo), con un 59%. Le siguen las transhumerales (AE o *above elbow*, arriba del codo) con un 28%, las amputaciones de hombro con un 8% y las amputaciones de mano o muñeca con un 5% [5], [12].

La parte de la extremidad que queda luego de una amputación se denomina muñón. El cuidado del muñón es importante, pues la piel es muy sensible y se pueden producir llagas y abrasiones debido a las prótesis. El sudor acumulado al interior del *socket* (ver sección 1.2.3) de la prótesis puede agravar este problema [14]. La adaptación de la prótesis a la forma del muñón es, por lo tanto, uno de los aspectos importantes a tener en cuenta durante la instalación de una prótesis. Más aún, durante los procesos de diseño de nuevas prótesis debe ser prioridad hacer el menor daño posible al muñón.

Existen también amputaciones congénitas, aquellas en las que el paciente nace sin parte de la extremidad. Aunque cada paciente tiene diferentes características, los muñones de los pacientes con amputaciones congénitas pueden responder mejor a ciertos tipos de prótesis. Sobre este tema se profundizará en el Capítulo 2.

1.2 PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR

1.2.1 Definición de prótesis

De acuerdo con [15], una prótesis es un “*dispositivo artificial que reemplaza una parte faltante del cuerpo*”. Un concepto muy similar es el de órtesis, que a diferencia de una prótesis no sustituye un elemento faltante del organismo sino que cumple la función de dispositivo de apoyo.

Existen muchos tipos de prótesis, desde implantes cocleares hasta prótesis de cadera. Cada tipo de prótesis constituye un campo de estudio en el que intervienen diferentes tipos de

especialistas y profesionales. En la presente sección (y en toda la monografía) solo se describirán las prótesis de miembro superior.

1.2.2 Tipos de prótesis de miembro superior

Existen diferentes niveles de clasificación de los tipos de prótesis de miembro superior. Un primer nivel distingue las prótesis cosméticas de las prótesis funcionales. La diferencia radica en que las prótesis cosméticas no realizan ninguna función mecánica, y su utilidad se limita a disminuir el impacto de la amputación a la autoestima del paciente, mientras que las funcionales les permiten realizar movimientos, como abrir y cerrar cuando lo requieran.

Las prótesis funcionales se pueden dividir en:

- **Prótesis mecánicas** (en inglés *body-powered prostheses*): estas prótesis ayudan a recuperar movimientos de los hombros, parte del pecho y segmentos no amputados del brazo para accionar, mediante un mecanismo, una articulación y/o un efector final. Aunque son relativamente ligeras y con un relativo bajo precio, sus desventajas radican en que tienen arneses complejos, mala precisión y son poco intuitivas en su manejo [6], [7], [16].
- **Prótesis actuadas**: estas prótesis usan actuadores en las articulaciones y los efectores finales. Estos actuadores son generalmente eléctricos, aunque existen prótesis con actuadores neumáticos a base de ácido carbónico comprimido. Existen múltiples formas de control, desde interfaces neuronales hasta botones pulsadores. La interfaz neuronal más ampliamente utilizada es el electromiograma superficial (abreviado sEMG), que recupera las señales eléctricas que producen los músculos no amputados al contraerse. Estas prótesis son más intuitivas, permiten movimientos más complejos, permiten mejores rangos de movimiento y mayores fuerzas de prensión, pero son relativamente más costosas, tienen un mantenimiento complejo, son poco resistentes a medios húmedos y más pesadas que los dispositivos mecánicos [6], [7].

- **Prótesis híbridas:** es la combinación de las anteriores. Generalmente son usadas en amputaciones transhumerales. La articulación del codo es usualmente accionada por el cuerpo, al tiempo que el efector final se acciona por un actuador controlado por sEMG. También existen prótesis con el mecanismo contrario: el efector final es accionado mecánicamente y la articulación por control mioeléctrico [7], [16]. La razón por la que su uso se extiende en amputaciones transhumerales radica en que las prótesis de amputaciones de nivel alto deben reemplazar muchas funciones del miembro superior, al tiempo que tienen menos músculos para efectuar control mioeléctrico [6].

En la presente monografía se profundiza principalmente en las prótesis robóticas. Para realizar la distinción entre una prótesis robótica y una que no lo es, se cita la definición de robot propuesta por Peter Corke: “[Un robot es] una máquina orientada a un objetivo que puede recibir información, planear y actuar” [17]. De acuerdo con este criterio, las prótesis robóticas son aquellas que pueden obtener información del usuario (por ejemplo, por medio de interfaces neuronales como el sEMG), procesarla y ejecutar por medio de actuadores un movimiento. Por tal motivo, las prótesis mecánicas no entran dentro de la definición de prótesis robóticas, pero las actuadas y las híbridas sí. En términos generales, además, las prótesis robóticas son manipuladores seriales, pues todas las articulaciones del miembro superior humano están en serie.

1.2.3 Partes de las prótesis de miembro superior

Dependiendo del nivel de amputación, de las características de esta y del tipo de prótesis (robótica, mecánica o cosmética), el ensamble de uno de estos dispositivos puede tener diferentes partes:

- *Socket* (o encaje), también llamado interfaz: Es la parte de la prótesis que se adhiere al muñón o al cuerpo del paciente y se encarga de soportar la carga del dispositivo completo [18]. El *socket* no solo debe dar estabilidad, sino también permitir un amplio grado de movimiento y una distribución cómoda de las fuerzas en el muñón [19]. Sockets para diferentes niveles de amputación se ilustran en la Figura 3.

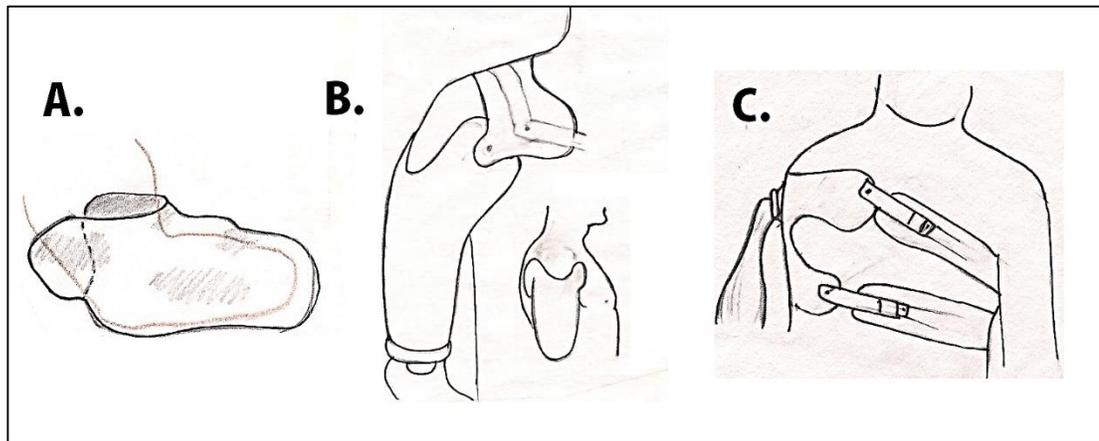


Figura 3. Tipos de socket para diferentes niveles de amputación: A. Transradial. B. Transhumeral. C. Desarticulado de hombro. Tomado y modificado de [18].

- *Liner*: Es una cubierta protectora suave que se pone entre el muñón y el *socket*, con el fin de proteger la piel y fijar la prótesis. Algunos *liners* tienen pines que se conectan al *socket* para asegurarlo. Los *liners* usados en prótesis de miembro superior generalmente son de silicona y proporcionan una buena adhesión, además de estar diseñados para optimizar el posicionamiento de electrodos para sEMG [20], [21]. Una alternativa a la fijación por pines está en la fijación por presión negativa por medio de sistemas neumáticos. Para más información, remitirse a [18].
- Arnés: no solo sirve para la sujeción del dispositivo, sino también para recibir y transmitir el movimiento de las prótesis mecánicas. Algunas configuraciones de arneses se ilustran en la Figura 4.
- Miembros superiores artificiales (*e.g.*, conjuntos de antebrazo, brazo y codo): son de diferentes formas, como se ilustrará en el Capítulo 2 de la presente monografía.
- Efectores finales: pueden ser garfios, en el caso de las prótesis mecánicas, y también *grippers* o manos antropomórficas, en el caso de las prótesis robóticas. Existen

también efectores finales orientados a tareas específicas. En el Capítulo 2 se profundizará en el estado del arte de los diferentes tipos de efectores finales.

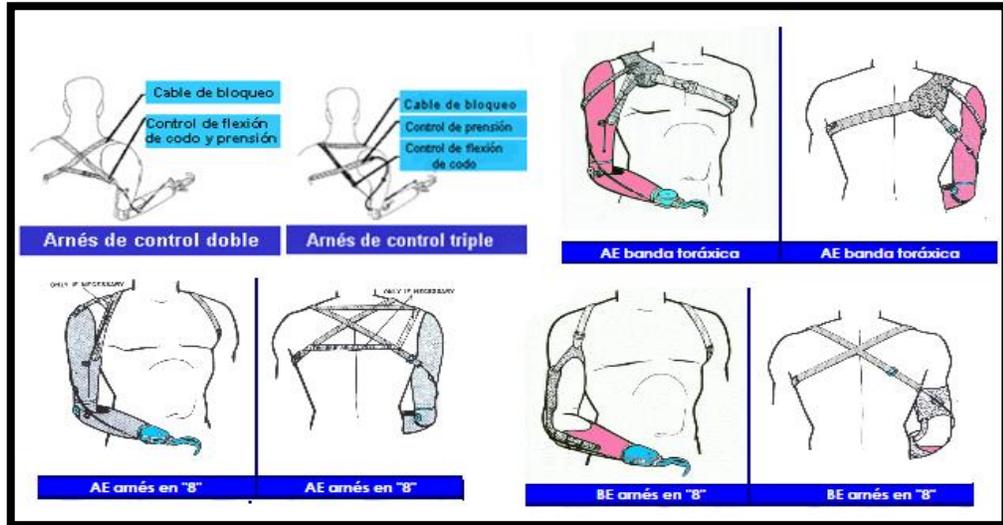


Figura 4. Elementos de suspensión comunes para prótesis de amputaciones por encima del codo (AE – above elbow) y por debajo del codo (BE – below elbow). Tomado y modificado de Quittar [16]

1.3 RESTRICCIONES DE DISEÑO DE UNA PRÓTESIS ROBÓTICA

Son muchos los aspectos a tener en cuenta en un diseño de esta clase. Previamente se habló del muñón del paciente, y cómo el diseño debe ser responsable con este para evitar abrasiones y heridas, y así brindar al usuario un producto cómodo.

Richard F. Weir [9] propone unas *Consideraciones Generales de Diseño* para acotar el proyecto de una prótesis de miembro superior. Una síntesis de esas consideraciones se cita a continuación.

- El peso de una prótesis completa es quizá una de las variables más críticas en el proceso. Las personas amputadas listan esta característica como una de las más prioritarias; la razón es que una prótesis pesada resulta difícil de llevar durante todo el día, y corre el riesgo de ser abandonada. De acuerdo con Weir, el peso de un brazo robótico no debe exceder los 3.5 kg, en comparación con los 10 kg que pesa aproximadamente el brazo completo de un varón adulto.

- Debe ser dimensionada una batería para alimentar los motores y los equipos electrónicos (*e.g.*, tarjetas y microcontroladores), en caso de tenerlos. Los motores de las prótesis se comportan de forma intermitente, por lo que la velocidad de descarga es tan importante como la capacidad nominal de la batería. Weir sugiere que el banco de baterías tenga una autonomía de un día completo y una vida útil de aproximadamente 3 años como mínimo. Sugiere además que no más del 5% de la batería sea usada para alimentar los circuitos de control.
- Es una tarea muy difícil replicar por medio de actuadores la fuerza y la velocidad de los músculos. Los actuadores deben proveer la potencia necesaria para realizar diferentes movimientos y levantar objetos. Los codos, además, necesitan una potencia superior a la mano con el fin de levantar cargas de manera efectiva. Las manos de las prótesis operan en rangos de alta velocidad y bajo torque cuando se abren y se cierran, y de alto torque y baja velocidad cuando se agarra un objeto. Por esta razón, los actuadores dimensionados deben cumplir con características tanto de alta velocidad como de alto torque. Weir sugiere además el uso de motores DC de imán permanente, citando particularmente los *MicroMo-Faulhaber*. La prensión sinérgica (*i.e.*, el uso de múltiples motores en sinergia de forma que puedan desarrollar una alta velocidad y alto torque en una potencia baja, pero no al mismo tiempo) también es propuesta como una alternativa.
- Por último, las prótesis deben mantener la prensión en caso de que la señal de control se remueva. Para este fin, deben usar mecanismos de bloqueo.

CAPÍTULO 2. EL ESTADO DEL ARTE DE LAS PRÓTESIS ROBÓTICAS DE MIEMBRO SUPERIOR

En el primer capítulo fue presentada una introducción al concepto de prótesis de miembro superior, especialmente al de prótesis robótica. En el presente capítulo se ahonda en el estado del arte de este tipo de dispositivos. Se comienza con una breve reseña del estado del arte de prótesis no robóticas. Dado que este tipo de prótesis no son el objeto de la presente monografía, la revisión solo incluirá algunas tecnologías usadas, pero no se mencionarán fabricantes ni desarrollos específicos.

Posteriormente, se ahondará en el estado del arte de las prótesis robóticas, de acuerdo con el criterio presentado en el capítulo anterior. Los desarrollos de este tipo de prótesis han sido tanto comerciales como de investigación, existiendo una línea divisoria muy clara. Luego de revisar ambos ítems en detalle, se prosigue con un repaso de las nuevas tecnologías que pueden apoyar el diseño de prótesis, siendo la impresión y el escaneo 3D las más destacadas. Por último, se realiza una revisión del estado del arte de este tipo de dispositivos en Colombia.

2.1 ESTADO DEL ARTE DE LAS PRÓTESIS NO ROBÓTICAS

2.1.1 Prótesis cosméticas

Aunque las prótesis cosméticas cumplen una función muy importante en la autoestima de los pacientes, es importante considerar que pueden cumplir ciertas funciones que no involucran la prensión, tales como sostener, presionar, halar o balancear. Por ese motivo han llegado a ser denominadas prótesis funcionales estéticas [22]. Más aún, es muy importante señalar que las prótesis mecánicas o robóticas son usualmente recubiertas con un guante cosmético, con el fin de tener una apariencia similar a la del miembro superior humano.

Las prótesis cosméticas son fabricadas principalmente en silicona y PVC (policloruro de vinilo), aunque existen desarrollos en otros materiales como uretano y neopreno. La

principal ventaja de la silicona radica en que el producto final tiene un acabado bastante realista, debido a los detalles que se pueden obtener (ver Figura 5).



Figura 5. Prótesis cosmética de silicona de Westcoast Brace & Limb. Tomado de [23].

Otras características de la silicona que la hacen ideal para las prótesis cosméticas es que tiene una muy buena resistencia a desteñirse, a las manchas y a la alta temperatura, además de una alta flexibilidad. Su vida útil es del orden de varios años, respecto a los menos de seis meses de una prótesis de PVC. Por otra parte, la ventaja del PCV es que posee una alta resistencia mecánica (las prótesis no se rasgan tan fácilmente como las de silicona), y un precio relativamente bajo [24]. La textura de las prótesis de silicona, además, puede ayudar a un mejor agarre [23].

2.1.2 Prótesis mecánicas

Las prótesis mecánicas implementadas en el presente son realmente similares al diseño original patentado en octubre de 1912 por David W. Dorrance, descrito a continuación [6], [25].

El mecanismo es sencillo: por medio de un arnés, emplea un cable fácilmente accionable por el hombro para controlar el movimiento de una articulación, sea un codo prostético

(para prótesis AE) o un dispositivo de cierre. Sin embargo, no pueden controlar ambas al mismo tiempo [26]. Para cambiar de efector el usuario debe bloquear la articulación no usada mediante un *switch* especial [6].

Varias prótesis mecánicas se ilustran en la Figura 6.



Figura 6. Prótesis mecánicas. Tomado y modificado de [27].

Los efectores finales pueden ser ganchos o manos mecánicas. Estas, a su vez pueden ser de cerrado voluntario o de apertura voluntaria, dependiendo de si están abiertos o cerrados hasta que el mecanismo los activa. Los ganchos pueden ser de aluminio, acero, o titanio, y pueden tener un recubrimiento de caucho para brindar a la persona un mejor agarre. La capacidad de presión de un gancho de apertura voluntaria se puede graduar mediante bandas de caucho dispuestas para aumentar la firmeza del cerrado. Por otra parte, las manos mecánicas son modelos simplificados de las manos antropomórficas (ver sección 2.2.1), y tienen fines cosméticos, por lo que pueden aplicar menos fuerza y tienen mayor tamaño [28].

Las unidades de muñeca conectan el efector final a la prótesis, y pueden tener diferentes funciones como permitir la rotación pasiva de la prótesis (*e.g.*, con la otra mano) o prevenirla, y permitir su desconexión para cambiar de efector final. Existen incluso muñecas mecánicas que permiten realizar movimientos de flexo-extensión [28]. Los arneses con los que se sujeta el mecanismo son de Dacron, y el cable es una guaya de acero [29].

2.1.3 Prótesis específicas para una actividad particular

Un tipo de prótesis que no había sido mencionado hasta el momento es la prótesis específica para una actividad particular; en estos casos, el efector final está diseñado de forma que se pueda cumplir con cierta función específica que puede ser tanto laboral como recreativa, como jugar *basketball* o montar en bicicleta (ver Figura 7). Devolver a los pacientes a sus actividades cotidianas es una parte importante para el proceso de recuperación y su bienestar. Generalmente estos dispositivos no tienen elementos electrónicos. [26].



Figura 7. Terminal específica fabricada por TRS para adaptarse al manubrio de una bicicleta. Imágenes tomadas y modificadas de [30]

2.2 PRÓTESIS ROBÓTICAS COMERCIALES

Los principales desarrollos comerciales robóticos de prótesis de miembro superior se centran en los efectores finales, que deben sustituir el complejo aparato mecánico que es la mano humana.

Los desarrollos más avanzados son las manos antropomórficas, que son dispositivos robóticos bastante complejos que buscan imitar la mano humana. Otros actuadores disponibles en el mercado son prótesis parciales de mano, *grippers* y garfios mecatrónicos.

Dado que la mayor cantidad de amputados presentan una amputación transradial (ver Capítulo 1), la mayoría de los desarrollos disponibles en el mercado son BE (*Below Elbow*). No obstante, para los niveles de amputación más altos también se encuentran codos eléctricos, aunque como se mencionó en el Capítulo 1 es muy común ver prótesis híbridas donde la articulación del codo es mecánica y la mano es robótica (o viceversa). Existen además prótesis robóticas parciales de mano, para las personas que han sufrido amputaciones debajo de la muñeca.

2.2.1 Prótesis antropomórficas de mano

Las manos antropomórficas son los dispositivos protésicos más avanzados disponibles comercialmente; son robots de control mioeléctrico (generalmente con dos señales), y la mayoría de ellas tiene 11 articulaciones sin contar la muñeca: tres en el pulgar y dos en cada dedo restante, que por su mecanismo hacen que la mano tenga en total 6 grados de libertad [31]. En el pulgar, uno de estos movimientos independientes es pasivo (no es actuado), por lo que las prótesis suelen contar con cinco motores.

En la Tabla A1 del Anexo A, se presentan los desarrollos más recientes y las principales marcas que ofrecen prótesis antropomórficas de mano en el mercado, resaltando las principales características que pueden ser relevantes en el proceso de diseño de un dispositivo de este tipo. El criterio para distinguir estas manos es su alto número de grados de libertad, frente a los pocos grados de libertad de otros dispositivos que buscan imitar la

mano humana pero que en un sentido práctico son *grippers* (ver numeral 2.2.2). Para una información mucho más profunda sobre el diseño mecánico y el funcionamiento de este tipo de robots, se sugiere al lector referirse a [31]. Es importante señalar que algunos de los prototipos presentados en ese trabajo eran los más avanzados hasta ese año (2013) y han evolucionado en los modelos más nuevos de la misma gama, presentados aquí.

En la Figura 8 se muestran los productos más recientes de las cuatro principales marcas de prótesis de mano antropométricas: Vincent Systems, RSL Steeper, Touch Bionics y Otto Bock. Aunque la mano Michelangelo pertenece a Otto Bock, una de las empresas líderes a nivel mundial en prótesis de miembro superior y miembro inferior, la prótesis más avanzada es la *i-limb quantum*, de Touch Bionics. Un dato no menor es que los fabricantes de todos estos dispositivos son europeos, y se ubican en Reino Unido, Alemania e Italia.

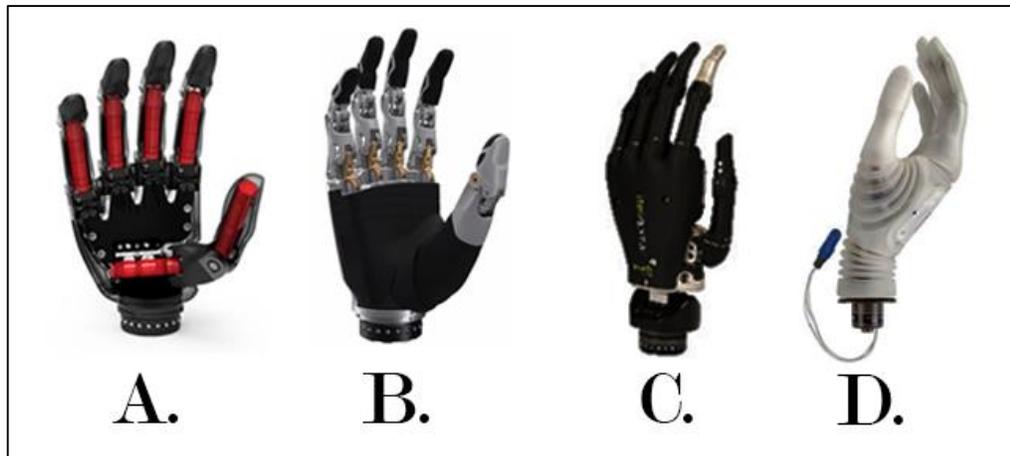


Figura 8. Últimos productos puestos a la venta por los principales fabricantes de manos antropométricas. A. VINCENTevolution 2, de Vincent Systems [32]. B. Bebionic Small, de RSL Steeper [33]. C. i-limb quantum, de Touch Bionics[34]. D. Michelangelo, de Otto Bock [35].

Como se puede ver en la Tabla A1, no toda la información sobre estos dispositivos está disponible; la que está consignada en la Tabla ha sido extraída de: páginas web de los fabricantes, catálogos técnicos, recortes de prensa, artículos científicos e incluso comunicación directa vía correo electrónico con los fabricantes. Con el fin de brindar al

lector de una referencia de la información no disponible, especialmente en precios, se citan algunos datos conocidos de modelos anteriores de la misma gama y fabricante del robot.

A continuación se realizará una discusión sobre los elementos de la Tabla A1. En primer lugar se reporta el peso de estos dispositivos. Este oscila entre los 390 y los 640 g (sin incluir la VINCENTyoung, pues es un modelo más pequeño), lo cual está muy por debajo de la propuesta de máximo 3.5 kg de [9]. No obstante, hay que tener en cuenta que a la mano deben adicionársele otros elementos dependiendo del nivel de amputación, como el socket y los adaptadores correspondientes, y estos elementos aportan peso.

Las dimensiones no son una característica demasiado importante; basta mencionar que existen prótesis para niños y adolescentes, como la VINCENTyoung; otras para mujeres y hombres pequeños, como la BeBionic Small; y otras más grandes, para hombres y mujeres de mayor tamaño corporal. Se invita al lector a comparar los datos de esa columna de la Tabla A1 con las medidas antropométricas del miembro superior humano citadas en la Tabla 1.

Para analizar el precio de estas prótesis, es importante aclarar dos cosas: en primer lugar, los valores citados son meras aproximaciones, obtenidas a partir de comunicación directa con los fabricantes o del precio de modelos anteriores de la misma gama de prótesis, dato obtenido a su vez de recortes de prensa. En segundo lugar, el costo final de una prótesis depende de muchos factores, y en ella está incluida la mano de obra del prosteticista, el proceso de toma de muestras del muñón, el dispositivo con todos sus accesorios, etc. Por tal motivo, los precios citados solo tienen el fin de orientar al usuario. De ellos se puede entender que los modelos i-limb, Michelangelo y VINCENTevolution2 son considerablemente más costosos que las prótesis BeBionic, aunque el robot BeBionic Small es bastante avanzado. Los precios de las prótesis, que oscilan entre \$11.000 USD y \$123.400 USD, dejan entrever que son robots muy desarrollados, y no cualquier paciente puede permitírselos.

En la Tabla A1 se reporta también la existencia de patrones de prensión. Como se mencionó en el Capítulo 1, la prensión de la mano humana puede ser de diferentes formas y

puede ser accionada por diversos músculos. Por lo tanto, las prótesis presentan diferentes formas de asir objetos o cumplir tareas. Algunos patrones de presión de la mano BeBionic 3 se ilustran en la Figura 9. Esto es un elemento muy importante en el diseño de prótesis: entender qué función va a cumplir X o Y prótesis está ligado de forma directa con las características de los patrones de presión que puede realizar. Más aún, su forma de cambiar entre patrones activos es un factor determinante para la comodidad del usuario. La mano que más patrones de presión trae configurados por defecto es la i-limb quantum, y su tecnología para cambiar entre patrones desde una aplicación en el teléfono celular del paciente es una solución muy ingeniosa. Algunas manos como la IH2 Azzurra permiten guardar patrones de presión específicos que el usuario desee. Una mayor información sobre los diferentes tipos de presión de la mano humana, está disponible en [36].

Se destacan también, dentro de las características de una mano protésica, las características de la muñeca. Este es un aspecto muy importante en la destreza del robot (ver glosario), y por ende tiene un impacto importante en la calidad de vida del paciente. Como puede verse en la Tabla A1, a pesar de que existen diversas opciones la mayoría de muñecas cumplen una función pasiva, y las muñecas son similares a las de las prótesis mecánicas citadas en las secciones previas. Los modelos presentan diferentes alternativas de acuerdo con las preferencias y los casos específicos de los pacientes (Ver Figura 10).

Entre las alternativas están dispositivos de desconexión rápida (para instalar otro efector final con diferentes características), dispositivos con flexo-extensión pasiva (y con capacidad de bloquear la mano en ciertas posiciones) y dispositivos con bloqueo. Un modelo especial es el adaptador transcarpal, que está diseñado para amputaciones de muy bajo nivel, como las desarticulaciones de muñeca.

Por último, es importante resaltar que los desarrollos de manos antropométricas no se limitan al campo de las prótesis, pues ha sido un tema importante en la historia de la robótica. Un ejemplo de aplicación diferente a las prótesis es en los robots humanoides, como el *Robonaut* desarrollado por la NASA. El diseño de sus manos data de 1999, contando con 5 dedos, 19 articulaciones y 14 grados de libertad [37].

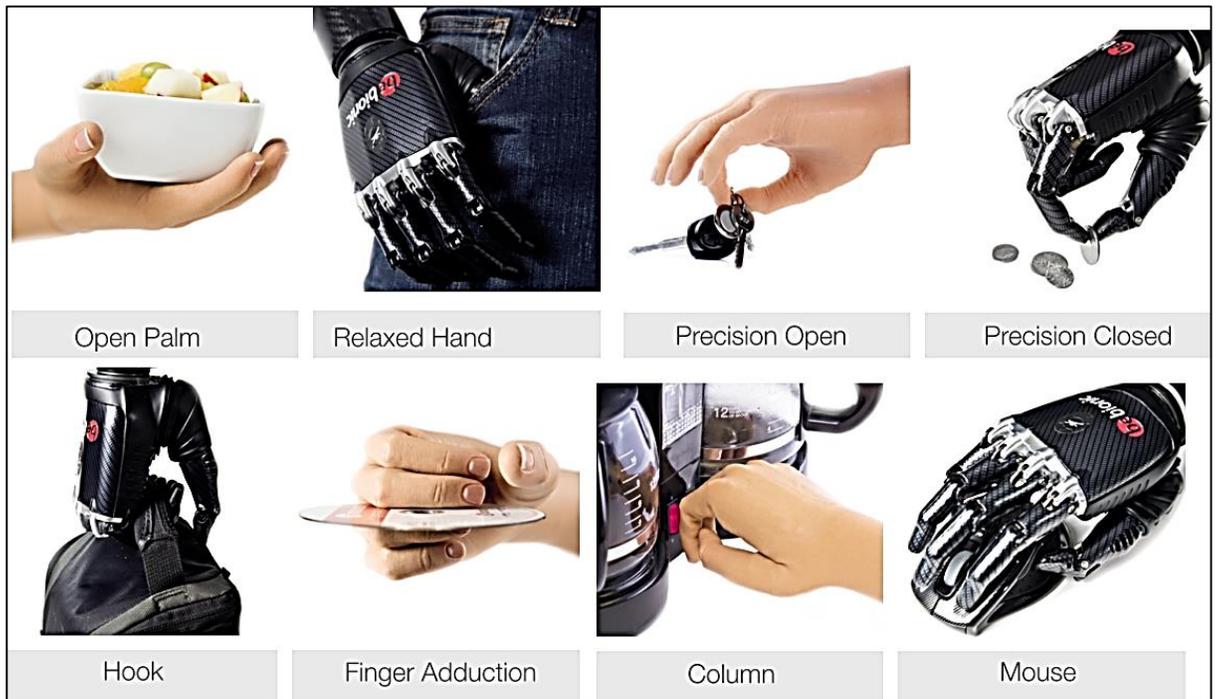


Figura 9. Diferentes patrones de prensión de la mano BeBionic 3. En algunas imágenes se puede apreciar el guante cosmético que le brinda a la mano una apariencia natural. Tomado y modificado de [38]



Figura 10. Adaptadores de la prótesis VINCENTyoung: A. Adaptador con bloqueo. B. Adaptador transcarpal. C. Adaptador flexible (función pasiva). Imágenes tomadas y modificadas de [39]

2.2.2 Otros efectores finales: *grippers* y manos sencillas

Los dispositivos robóticos que cumplen la función de efectores finales como *grippers* y manos sencillas, son bastante abundantes en el mercado, y existen muchos tipos diferentes de sistemas. Por tal motivo, en la presente sección solo se hará un breve repaso de algunos de estos dispositivos y sus características.

Otto Bock (Alemania) es el líder mundial de este tipo de dispositivos. En la Figura 11 se ilustran dos efectores finales de esta marca, específicamente una mano sencilla y un *gripper*. Como puede verse, no existen demasiadas diferencias entre ambos dispositivos desde el punto de vista del mecanismo del robot y sus grados de libertad.

El *gripper* DMC VariPlus es un sistema diseñado para tener un control muy preciso, una presión muy potente y un diseño robusto. Las siglas DMC son del inglés *Dynamic Mode Control* [40].

Por otra parte, la mano MyoHand VariPlus Speed es uno de los últimos desarrollos de Otto Bock. En ella se combina la tecnología del *gripper* DMC VariPlus, y de la mano SensorHand Speed, que es otro dispositivo de Otto Bock con una muy alta velocidad de cierre y apertura (del orden de los 300 mm/s) [41]. La MyoHand VariPlus Speed, por lo tanto, está diseñada para altas fuerzas de presión (de hasta 100 N), y altas velocidades de apertura y cierre (también hasta 300mm/s) [42]. También tienen disponibles dispositivos para niños como el modelo 2000 Electric Hand.

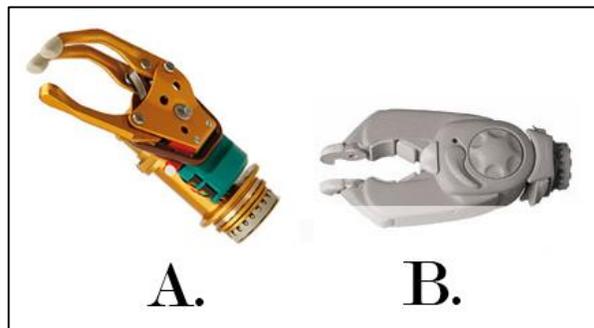


Figura 11. Dos efectores finales de Otto Bock: A. MyoHand VariPlus Speed [42]. B. System Electric Greifer DMC VariPlus[40].

Otros fabricantes de estos tipos de prótesis son: RSL Steeper (Reino Unido), con el dispositivo Steeper Select [43], y Centri AB (Ahora Fillauer Europe AB, Suecia), con diferentes dispositivos para mujeres, varones y niños, que cuentan con control proporcional y apertura rápida (del orden de medio segundo para varones y mujeres, y 0.35 s para niños) [44].

Existen incluso desarrollos de este tipo en Latinoamérica. El dispositivo myo-ARm fue diseñado por la empresa argentina Bioparx, y en ese país se vende por un precio inferior a los \$11.000 USD, casi un cuarto de lo que costaría una prótesis importada en el mismo país [45].

2.2.3 Codos, sistemas de antebrazo y hombros

Como se mencionó previamente, es muy común encontrar prótesis híbridas para las personas con amputaciones transhumerales: son sistemas con manos robóticas que usan codos mecánicos accionados por el hombro. No obstante, es común también encontrar codos eléctricos, accionables mediante señales EMG. Comercialmente, se pueden comprar solo los codos, lo que es poco práctico, o sistemas de antebrazo completo, que consisten en la barra del antebrazo y la articulación del codo, que a su vez tiene conexión con el muñón en la zona del húmero.

Aunque esta zona del miembro superior tiene varios grados de libertad y unos rangos de movimiento muy amplios, como se puede ver en la Figura 1, los codos eléctricos disponibles solo tienen un grado de libertad, permitiendo solamente la flexo-extensión de codo, y suprimiendo por tanto varias de las características cinemáticas más importantes del miembro superior humano. Algunos fabricantes ofrecen rotadores de muñeca, con el ánimo de recuperar estos movimientos perdidos.

En la Figura 12 se ilustran los principales sistemas de antebrazo/codo disponibles en el mercado. Una característica importante de estos codos es que en general pertenecen a los mismos fabricantes de los efectores finales, o por lo menos existen ciertos convenios de

distribución entre los distintos fabricantes. Esto hace que se le ofrezcan al paciente sistemas completos de miembro superior.

Además de los sistemas mecánicos convencionales, Otto Bock ofrece para acompañar a sus efectores finales los antebrazos robóticos. El principal antebrazo/codo es el robot Dynamic Arm, destinado principalmente al efector SensorHand Speed. Se trata de un codo muy rápido y potente, que puede sostener hasta 5 kg. Entre sus características más interesantes se encuentra un sistema de balanceo automático, que hace ver el brazo más natural. Flexionarse completamente le tarda solo 0.5 s [46]. Otro dispositivo de OttoBock es la ErgoArm, que es un dispositivo mecatrónico. Tiene un sistema de bloqueo eléctrico, controlable por el paciente mediante sus señales mioeléctricas [47].

RSL Steeper, fabricante de las manos BeBionic, recomienda en su sitio el Boston Digital Arm System, del fabricante americano LTI. Este codo eléctrico no es tan rápido como la DynamicArm (realiza un ciclo completo en 1.2 s), pero permite realizar control simultáneo de distintos dispositivos, como manos, rotadores de muñeca eléctricos e incluso sistemas de hombros eléctricos como el TMR Shoulder, del mismo fabricante. En general, el Boston Digital Arm System se presenta como un sistema completo para uso con la tecnología de reinervación muscular selectiva (TMR por sus siglas en inglés, más información en el Capítulo 3 sobre interfaces neuronales). Se le pueden conectar en total 5 dispositivos de control mioeléctrico, y es compatible con casi todos los fabricantes de componentes de prótesis. El sistema TMR Shoulder es una gran alternativa para pacientes que han sufrido desarticulación de hombro, que es el segundo nivel de amputación más alto [48], [49].

Motion Control promociona su sistema de antebrazo, el UTAH Arm 3, como un potencial acompañante para la i-limb. Permite un control simultáneo del codo y de la mano, lo cual permite al usuario alcanzar y agarrar objetos al mismo tiempo, aunque si lo desea puede realizar estas acciones de forma secuencial. Este sistema, además, se puede ensamblar con otros sistemas de rotación de muñeca [50]. Por último, la empresa estadounidense Hosmer, otro de los líderes mundiales en materia de prótesis, ofrece el codo eléctrico E-TWO, un sistema puede levantar aproximadamente 1.5 kg [51].

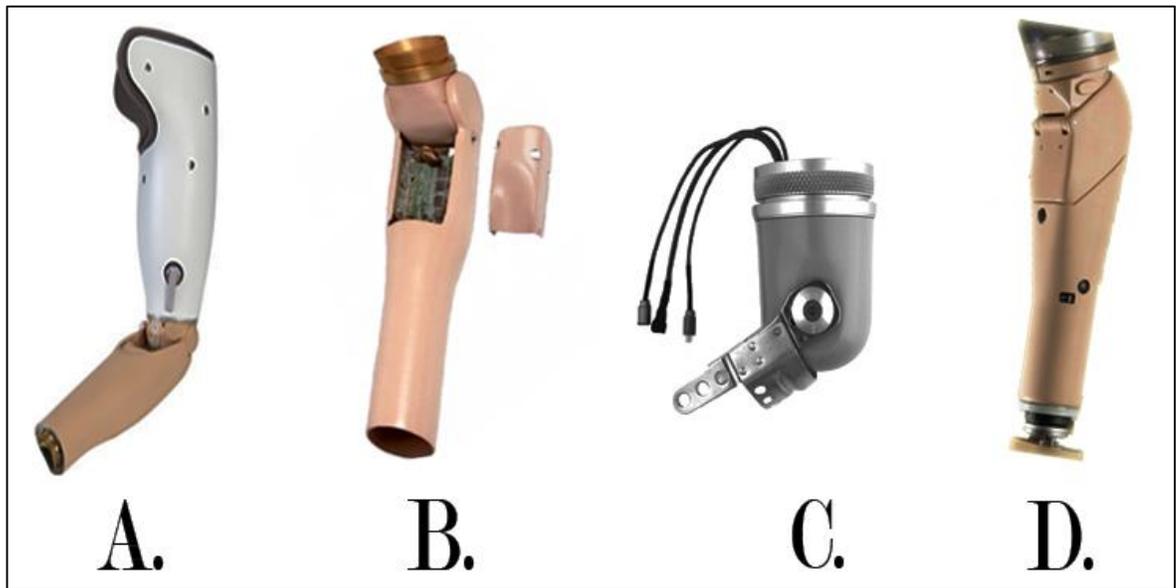


Figura 12. Algunos de los codos y sistemas de antebrazo más avanzados disponibles en el mercado: **A.** Dynamic Arm, de Ottobock [46]. **B.** Boston Digital Arm System, de LTI [49]. **C.** E-TWO Electric Elbow (Versión exoesqueleto), de Hosmer [51]. **D.** UTAH Arm 3, de Motion Control [50].

2.2.4 Manos parciales

Existen dispositivos parciales de manos y dedos, destinados a satisfacer las funciones de la mano cuando las amputaciones ocurren en los niveles más bajos. Algunas de estas son la VINCENTpartial, de Vincent Systems (de Alemania, ver Figura 13) y la i-limb Digits, de Touch Bionics (Reino Unido). El precio de la VINCENTpartial es aproximadamente el mismo que la VINCENTevolution2. Más información sobre ambas manos se puede encontrar respectivamente en [52] y [53].



Figura 13. La mano VINCENT parcial en un paciente con una amputación presumiblemente congénita. Tomado de [52].

2.3 PRÓTESIS EN EL CAMPO INVESTIGACIÓN

Alrededor del mundo, muchos prototipos y diseños de prótesis robóticas de miembro superior son presentados como proyectos de investigación o tesis de grado. Muchos de estos proyectos se quedan en la academia, y nunca llegan al comercio o a realmente ser implementadas en pacientes. Otras, como la DEKA Arm, están en proceso para convertirse en prototipos comerciales próximamente.

Existen dos modelos de investigación financiados por la agencia estadounidense DARPA que sobresalen el resto, y que se presentarán de forma detallada: La DEKA Arm (también conocida como la Luke Arm, en referencia a la mano robótica de Luke Skywalker en Star Wars), y la MPL (*Modular Prosthetic Limb*, de la Universidad Johns Hopkins). Posteriormente se presentan otros modelos de prótesis desarrollados alrededor del mundo, todos consistentes en manos antropomórficas.

2.3.1 Modelos avanzados, parte 1: el DEKA ARM, el brazo de Luke Skywalker

El brazo robótico de DEKA (USA) ha tenido una inversión de la agencia de defensa estadounidense DARPA del orden de \$25,1 millones de dólares. Se trata de un brazo completo (ver Figura 14) que puede darle a los pacientes con niveles altos de amputación (amputaciones transhumerales o desarticulación de hombro) un dispositivo robótico que les permita realizar sus actividades diarias. Al ser el sistema modular, el paciente configurará su brazo de acuerdo con las partes del miembro superior que le falten entre la mano y el hombro. Además, la mano antropométrica del sistema tiene pre-programados seis patrones de prensión, que el usuario puede escoger en la situación que los necesite [54].

Entre las principales características del dispositivo, está que cuenta con retroalimentación para el usuario en forma de estímulos vibratorios y almohadillas de presión. Tiene 16 grados de libertad y pesa menos que 4 kg, menor que el percentil 50 de un miembro superior femenino [55].

Existen diferentes formas de controlar este dispositivo. Además de los controles mioeléctricos clásicos, los pacientes con niveles de amputación más altos podrían controlar la prótesis mediante técnicas de TMR (reinervación muscular selectiva, que se verá con más detalle en el Capítulo 3) [6], [56]. Sin embargo, y aunque no existe aún información oficial al respecto, una de las innovaciones más importantes del brazo está en el modo de control mediante *switches* operados por los dedos de los pies, por medio de los cuales se logra mover el brazo de forma remota [57].



Figura 14. El brazo robótico DEKA Arm. Tomado de [54]

El gran problema de este brazo es en su precio, que estaría cercano a los \$100.000 USD, por lo que apenas una pequeña fracción de los amputados lo podrían adquirir [54]. El brazo fue aprobado por la FDA (la agencia de alimentos y medicamentos de los Estados Unidos) en el 2014[56].

2.3.2 Modelos avanzados, parte 2: el Modular Prosthetic Limb de la universidad Johns Hopkins.

El Modular Prosthetic Limb (MPL), desarrollado por el Applied Physics Laboratory (APL) de la universidad Johns Hopkins (USA), es un sistema modular completo de miembro superior, que cuenta con sistemas robóticos desde la mano hasta el hombro. Es completamente antropomórfico, tanto en apariencia como en factor de forma, y tiene 26 grados de libertad. El mecanismo es actuado por 17 motores, y tiene más de 100 sensores que miden ángulos, velocidad y torque en el sistema completo, y torque, vibración, temperatura y flujo de calor en la punta de los dedos [58]. Un paciente con dos prótesis de este tipo en ambos brazos se ilustra en la Figura 15.



Figura 15. Paciente con doble amputación de nivel alto controlando simultáneamente dos prótesis MPL mediante TMR. Imagen tomada de [59]

Una de las características más interesantes del MPL es que se ha utilizado en proyectos avanzados de interfaces neuronales, no solo en TMR sino también en interfaces conectadas directamente al cerebro, haciéndolo útil en el futuro no solo para personas amputadas sino también para personas con lesiones medulares [55]. De estos proyectos, en especial uno realizado en conjunto con la Universidad de Pittsburgh [60] se hablará en el Capítulo 3.

El MPL fue desarrollado con un presupuesto de \$100 millones de dólares, proporcionados por DARPA [57], y en el proceso de diseño participó MathWorks en el área de simulación [61].

2.3.3 Otros trabajos en Universidades y centros de investigación

Muchas prótesis robóticas de miembro superior, principalmente mioeléctricas, han sido creadas como trabajos académicos y trabajos/tesis de grado en instituciones de educación superior alrededor del mundo. En la presente sección se discutirán algunos de estos trabajos, con las siguientes salvedades: en primer lugar, los desarrollos relacionados con interfaces neuronales no serán mencionados aquí, sino en el Capítulo 3. En segundo lugar, los desarrollos académicos en Colombia serán mencionados en el apartado 2.5.

A continuación se presentarán algunos de estos desarrollos:

- La mano de Canterbury, una mano antropomórfica de 11 grados de libertad realizada en la Universidad de Canterbury (Nueva Zelanda) [7], [62]
- Una mano antropomórfica con cinco dedos actuados y un actuador adicional en el pulgar (lo cual es novedad respecto a lo presentado en la sección 2.2.1), realizada en el Worcester Polytechnic Institute, en Estados Unidos. Esta mano cuenta con más de 10 patrones de prensión útiles [57]. Esta mano se puede ver en la Figura 16a.
- The IOWA hand, una mano antropomórfica producida en la Universidad de Iowa (Estados Unidos). Esta mano presenta un mecanismo flexible bastante interesante basado en la carga de resortes de compresión, donde el movimiento rotacional de los motores es transformado en un movimiento similar al de los tendones. Este dispositivo es además de bajo costo, y cuenta con la estructura tradicional de tres articulaciones en el pulgar y dos articulaciones en los dedos restantes [63]. Esta mano se puede ver en la Figura 16b.

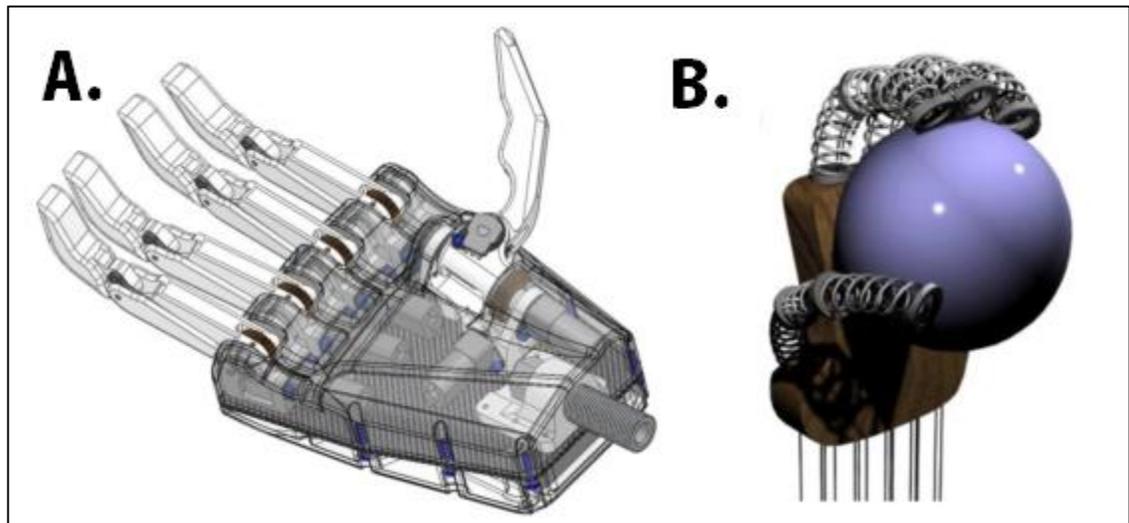


Figura 16. Algunos de los desarrollos académicos de prótesis robóticas de miembro superior. A. Mano del Worcester Polytechnic Institute, tomado de [57]. B. The Iowa Hand, tomado de [63].

- Una mano antropomórfica diseñada en la Shanghai Jiao Tong University en China. Esta mano presenta una nueva tecnología interesante, basada en la sinergia postural del organismo. Sinergia postural hace referencia a la forma coordinada con la cual el sistema nervioso central del organismo controla los músculos de la mano. Mientras que cada sinergia postural corresponde a la flexo-extensión de varios músculos, distintas sinergias realizan trabajo conjunto para los diferentes movimientos de la mano y los patrones de presión [64].
- The MANUS-HAND, es una mano antropomórfica desarrollada por un consorcio de investigadores de diferentes universidades alrededor del mundo. Establecen que su prototipo tiene un mejor desempeño que las manos protésicas comerciales. La mano tiene en total cuatro patrones de presión y dos actuadores. Su proyecto de investigación es interesante, pues adicional al diseño mecánico realizaron previamente un proceso de diseño conceptual, y posteriormente ensayos clínicos para validar el prototipo [65].

Los siguientes son desarrollos creados en territorio latinoamericano:

- Prótesis de mano sub-actuada construida en México, en el Instituto Politécnico Nacional. Se trata de una prótesis funcional de 15 grados de libertad diseñada con base en el análisis de imágenes Tomográficas Computarizadas (TC). A partir de estas imágenes, el trabajo de investigación consistió en la síntesis de un mecanismo de cuatro barras que permitiera al paciente amputado generar trayectorias óptimas de sujeción de objetos. Estiman que la mano construida tiene una capacidad de operación del 70% en comparación con la mano humana [66].
- En la Universidad Politécnica Salesiana (Ecuador), fue diseñado y construido un prototipo de mano robot sencilla, de un grado de libertad [67].
- La empresa venezolana Bio Ingeniería & Robótica C.A. presentó en 2009 una mano robótica de control mioeléctrico de 20 grados de libertad, con resultados satisfactorios en pruebas clínicas [67], [68].

2.4 NUEVAS TECNOLOGÍAS: IMPRESIÓN Y ESCANEADO 3D

2.4.1 Prótesis mecánicas

Una de las nuevas tecnologías en el mundo de las prótesis de miembro superior es el de las prótesis realizadas mediante impresión 3D en filamento de plástico, y cada vez va ganando más fuerza dentro de las comunidades de amputados. Muchas iniciativas *open source* han surgido en torno al tema, y existen muchos modelos de prótesis mecánicas que pueden ser fácilmente instalables en pacientes a muy bajos costos.

Estas prótesis mecánicas no funcionan con el sistema de arnés explicado en la sección 2.1.2, sino que usan el movimiento residual de las articulaciones no amputadas para generar el movimiento deseado. El procedimiento de instalación es sencillo: los pacientes deben descargar los planos de internet (de la página de cada fabricante) de forma completamente gratuita, obtener la forma de su muñón (mediante herramientas de escaneo 3D o moldes sencillos), imprimir la prótesis adaptada, comprar ciertos elementos de ensamble y armarla. No obstante, uno de los grandes problemas radica en el hecho de que los nuevos diseños de

este tipo están orientados a amputaciones congénitas, pues en las amputaciones por trauma o enfermedad es difícil instalarlas por la sensibilidad de la piel, y por el hecho de que no se trabaja con *socket* convencionales. Es un tema en el que las comunidades de desarrollo de prótesis impresas en 3D están trabajando y en el que aún no existe una solución clara.

2.4.2 Prótesis robóticas

Con las prótesis robóticas impresas en 3D la situación es diferente, pues pueden adaptarse a *sockets* convencionales, y controlarse con electrodos por EMG. Dentro de estas prótesis se destaca la Dextrus Hand (Figura 17), desarrollada por el ingeniero británico Joel Gibbard en The Open Hand Project (Reino Unido). La principal característica de esta prótesis es que es una mano antropométrica funcional que puede ser construida por menos de \$1.000 USD [69], en comparación con los \$100.000 USD que puede llegar a costar, por ejemplo, una prótesis i-limb (ver Tabla A1).

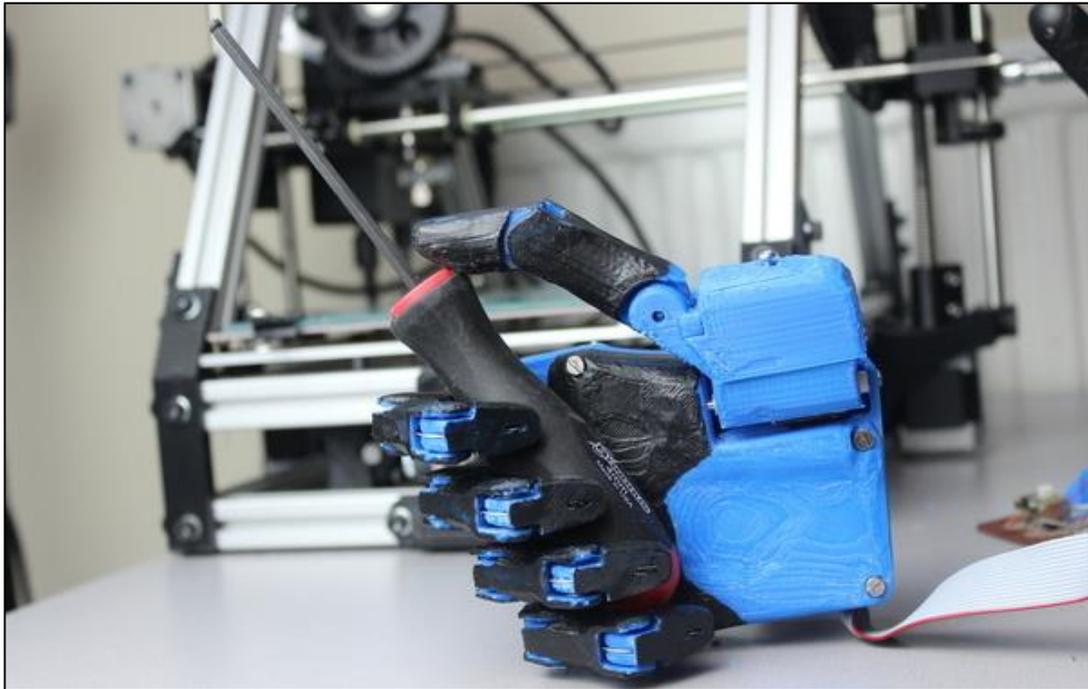


Figura 17. Dextrus hand. Tomado de [69]

2.4.3 Otras aplicaciones y más información

Otras de las aplicaciones de esta tecnología está en la réplica de miembros para la generación de prótesis cosméticas idénticas al miembro no amputado [24], y en el escaneo y la impresión 3D de moldes de muñón para la realización de *sockets*.

Más información sobre la impresión 3D puede encontrarse en [70], y sobre el escaneo 3D en [71].

2.5 COLOMBIA: SITUACIÓN Y DESARROLLOS

2.5.1 Contexto y costos

Se le hace saber al lector que parte de la información contenida en la presente sección fue obtenida en la visita a la ortopedia Cenop (ubicada en Medellín, Colombia), y que por lo tanto está respaldada en la experiencia de los profesionales de esta empresa.

En Colombia, la mayor cantidad de amputaciones de miembro superior se dan por accidentes de trabajo, y la frecuencia con la que consultan este tipo de pacientes es bastante reducida con respecto a la frecuencia con la que consultan pacientes con amputación del miembro inferior.

El precio de una prótesis mioeléctrica importada en Colombia es del orden de los \$80'000.000 COP. Las EPS (Entidades promotoras de Salud) de los pacientes no suelen cubrir este tipo de gastos, por lo que el uso de prótesis mioeléctricas en el país es muy reducido. No obstante, las EPS sí cubren el costo de las prótesis mecánicas (ver Figura 18), cuyo valor comercial puede estar entre los 3 y los 5 millones de pesos colombianos dependiendo de los accesorios comprados y del nivel de amputación. En estos costos, además, está ya incluido el tiempo de trabajo del prosteticista y el costo de los materiales de trabajo para la elaboración del *socket*.



Figura 18. Prótesis mecánica y su respectivo guante cosmético. Acceso a los dispositivos cortesía de la ortopedia Cenop.

Al país llegan dispositivos de diversos fabricantes, principalmente Hanger (Estados Unidos), Hosmer (Estados Unidos) y Otto Bock (Alemania). Un arnés puede durar entre 2 o 3 años. El primer *socket* puede durar poco, generalmente no más de unos 8 meses. Los *sockets*, especialmente los de miembro inferior, suelen realizarse en fibra de carbono con fibras cruzadas. Se suelen recubrir por un plástico flexible denominado Surlyn, que está por dentro del *socket* y ayuda a disminuir la fricción de los bordes del dispositivo con la piel del paciente, situación que puede causar laceraciones en el muñón.

Por último, es importante mencionar que lo que suelen reportar los pacientes colombianos es que buscan independencia. Con su prótesis, ellos esperan realizar actividades básicas de mantenimiento personal, *e.g.* lavarse los dientes. Más sobre este tema se tratará en el Capítulo 4.

2.5.2 Desarrollos de prótesis

En Colombia, se han llevado a cabo varios desarrollos de prótesis robóticas de miembro superior, tanto en la Universidad Nacional como en la Universidad del Cauca. A continuación se describen brevemente, referenciando al lector en caso de que requiera más información:

- En la Universidad Nacional se realizó el proceso de diseño y modelamiento de detalle de una prótesis antropomórfica de 5 grados de libertad. Entre los aspectos interesantes de este proyecto está el uso de la metodología QFD (despliegue de la función de calidad por sus siglas en inglés) para la elaboración del diseño conceptual de la prótesis [72]
- En la Universidad del Cauca se realizó el diseño y construcción de una mano sencilla de 3 dedos, con 6 grados de libertad y 6 actuadores; el prototipo se diseñó con base en los movimientos funcionales de la mano más comunes realizados por varias personas en diversas tareas de la vida cotidiana [73].
- Otros proyectos realizados en la Universidad Nacional en el grupo de investigación en Biomecánica incluyen una pinza bidigital conocida como la mano PROTUN, y un prototipo de pinza y rotador para prótesis robótica de mano sencilla ilustrada en la Figura 19 [7], [72].

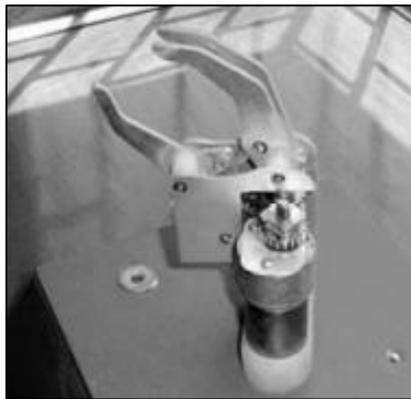


Figura 19. Prototipo de pinza y rotador para prótesis robótica de mano sencilla. Tomado de [72]

Por último, en relación a las prótesis impresas en 3D también se están realizando desarrollos. Se resalta la labor de la fundación Give me Five [74], ubicada en Bogotá, que se dedica a imprimir prótesis mecánicas para niños sin cobrarles, y aportado todas sus herramientas tecnológicas como impresoras 3D. La fundación, además, ha incursionado recientemente en la impresión de prótesis mioeléctricas para niños.

CAPÍTULO 3. EL ESTADO DEL ARTE, PARTE II: INTERFACES NEURONALES

Las interfaces neuronales se pueden entender como “*sistemas de transducción bidireccionales que permiten establecer contacto directo entre el dispositivo técnico y la estructura neurológica*”[75]. Pueden ser de dos tipos: de estimulación o de registro de señales bioeléctricas. Un ejemplo de las primeras son los implantes cocleares, que han tenido un uso clínico exitoso [76].

En el presente capítulo solo se discutirán las interfaces del segundo tipo. Estas se basan en el registro y procesamiento de potenciales eléctricos obtenidos de los nervios, los músculos y el cerebro [6], y sus aplicaciones van desde sillas de ruedas controlables por pacientes minusválidos [77] hasta diademas que permiten nuevas experiencias en juegos de video [78].

Estas tecnologías presentan prometedores avances que pueden ser aplicados al control de prótesis de miembro superior, aumentando su funcionalidad y evitando que los pacientes abandonen los dispositivos [6]. En el presente capítulo se presenta al lector una síntesis del estado del arte de este tipo de tecnologías. Se comienza con una breve introducción a la fisiología neuronal y a la anatomía del sistema nervioso, explicando los principios biológicos con los que funcionan las interfaces neuronales. Posteriormente, se listan los principales desarrollos de interfaces neuronales relacionados con los músculos y los nervios, *i.e.*, la reinervación muscular selectiva (TMR por sus siglas en inglés, *targeted muscle reinnervation*), los electrodos implantables y los electrodos intraneurales. Por último, se exponen las nuevas tecnologías que buscan trascender fronteras al buscar conectar dispositivos mecánicos, como prótesis, directamente al cerebro humano.

Antes de proceder con el contenido del capítulo, es importante hacer dos aclaraciones sobre la terminología usada. En primer lugar, el término interfaz neuronal viene del inglés *neural interface*, y es un término bastante amplio para nombrar las conexiones entre el sistema nervioso y un dispositivo exterior. Algunos autores como [76] limitan el término a las

interfaces que se conectan con el cerebro directamente. Otros, como [6], las entienden como un término más amplio, que incluye dispositivos controlables por medio de señales nerviosas y musculares como las prótesis robóticas de miembro superior. En el presente trabajo se usará esta última acepción del término. En segundo lugar, la traducción al español de *neural interface* como interfaz neuronal (y no como interfaz neural) se debe a que en la literatura en español suele usarse de esta forma [75], [79], y la similitud de los términos neural y neuronal hace que no cambie la definición presentada al inicio del capítulo (ver glosario).

3.1 BASES BIOLÓGICAS DE LAS INTERFACES NEURONALES

3.1.1 Introducción a la fisiología neuronal y a los potenciales de acción

El principio de funcionamiento de las interfaces neuronales se basa en el registro y análisis de las señales eléctricas del sistema nervioso y los músculos. En el sistema nervioso, las señales se transmiten mediante lo que se denomina potenciales de acción, que son “*cambios rápidos en el potencial de membrana*” [80] de las células nerviosas, o neuronas, y que tienen la propiedad de propagarse tanto en el cerebro como en los nervios a través de los axones (ramas largas) de las neuronas mismas.

El potencial de membrana hace referencia al potencial eléctrico que existe a través de la membrana celular en todas las células del organismo; existe a causa de las concentraciones de diversos iones en el líquido extracelular y el líquido intracelular. La dinámica de estos iones, principalmente sodio (Na^+) y potasio (K^+), está dada por mecanismos complejos de difusión y transporte en la membrana celular. En las grandes fibras nerviosas, el potencial eléctrico en reposo es de aproximadamente -90 mV. Para ciertas neuronas del sistema nervioso central este valor oscila entre los -40 y -60 mV.

Los potenciales de acción, a menudo llamados impulsos nerviosos (o *spikes* en la literatura en inglés), consisten en una rápida despolarización luego de que la neurona fuese excitada y su potencial de membrana superara un valor umbral. La acción de los mecanismos de la membrana tiende a repolarizar la célula, en un proceso que dura unos pocos milisegundos

en total. Un potencial de acción suele tener una amplitud de aproximadamente 100 mV o más (en función del tipo de célula nerviosa) y se ilustra en la Figura 20.

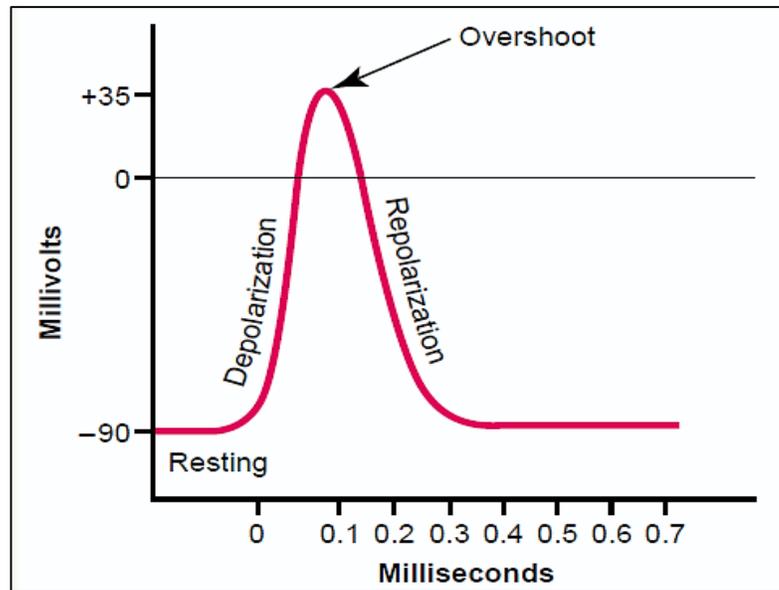


Figura 20. Potencial eléctrico de membrana de una fibra nerviosa grande en función del tiempo durante los eventos de despolarización y repolarización de un potencial de acción. Tomado de [80].

Usando procedimientos invasivos, estos impulsos nerviosos son medibles directamente usando electrodos; de la frecuencia de estos en una neurona determinada puede decodificarse información sobre lo que sucede en la célula en tiempo real (*e.g.* en una célula del córtex motor del cerebro) [80], [81]. Los procedimientos no invasivos, como el electroencefalograma (abreviado EEG) toman estas señales desde la superficie de la piel, y por ende registran la actividad eléctrica de conjuntos de neuronas más que de una sola.

El procedimiento de contracción de un músculo esquelético, como los bíceps, se da gracias a que un impulso nervioso atraviesa un nervio motor hasta su terminación. Allí produce una excitación sobre las membranas de las fibras musculares, creando un potencial de acción que luego de una reacción en cadena termina por deslizar sus filamentos y contraer el músculo [80].

3.1.2 El sistema nervioso periférico

La información que se estudiará en la presente subsección servirá para ilustrar al lector sobre los fundamentos anatómicos del procedimiento de reinervación muscular selectiva que se presentará en la subsección 3.3.1.

El sistema nervioso humano se divide en el sistema nervioso central (SNC), que incluye el cerebro y la columna vertebral, y el sistema nervioso periférico (SNP), que contiene las estructuras nerviosas con las cuales el SNC se comunica con el resto del cuerpo por medio de los impulsos nerviosos presentados en la subsección anterior.

El SNP contiene 12 pares de nervios craneales y 31 pares de nervios espinales. De estos últimos, intervienen en la cabeza, el torso y el miembro superior 8 nervios cervicales y 12 nervios torácicos. Por convención, los nervios espinales deben su nombre a la vértebra de la columna espinal sobre la que se originan; por esta razón los nervios cervicales reciben nombres entre el C1 y el C8, y los torácicos entre el T1 y el T12 [82].

Los dermatomas son las regiones de la piel relacionadas con cada uno de estos nervios y sus ramificaciones. En la Figura 21 se ilustran los dermatomas humanos de la parte superior del cuerpo, y los orígenes de los nervios en la columna vertebral. Como se puede ver, los nervios cervicales y los torácicos T1 y T2 son muy importantes en el miembro superior. Los principales nervios que alimentan la mano son C6 en la zona del pulgar, C7 en la zona del dedo medio y C8 en la zona del meñique [83].

Los nervios C5, C6, C7, C8 y T1 participan en una intrincada red nerviosa denominada plexo braquial. De esta red se desprenden varios nervios, entre los cuales están cuatro que son clave para el movimiento del miembro superior y el procedimiento de TMR: los nervios radial, ulnar, musculocutáneo y mediano. Esto se ilustra en la Figura 22.

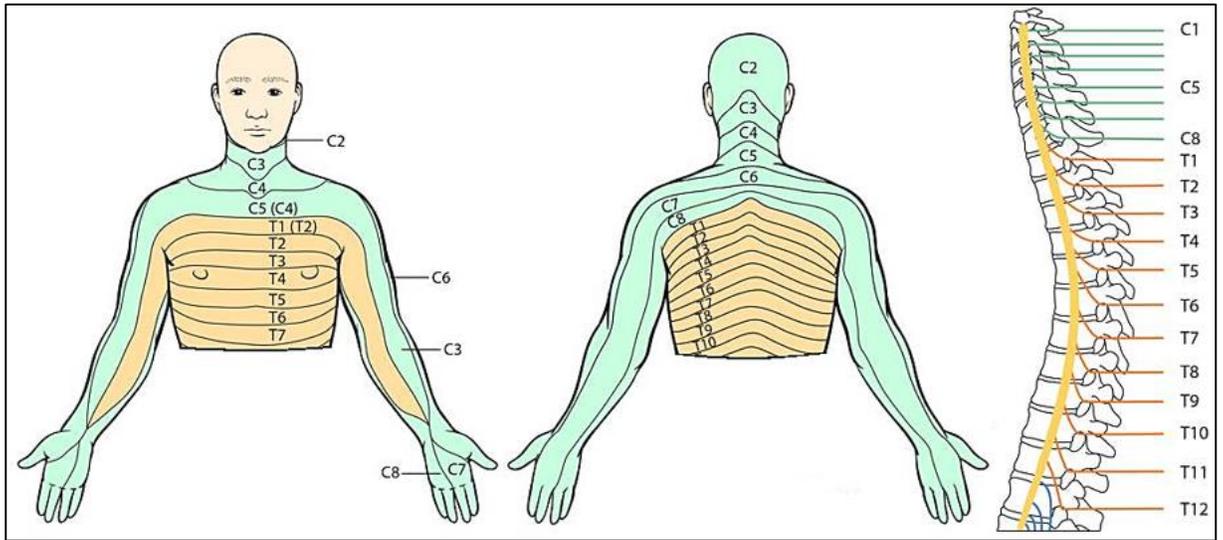


Figura 21. Dermatomas humanos relacionados con la cabeza, el torso y los miembros superiores, y su correspondiente vértebra. Tomado y modificado de [84].

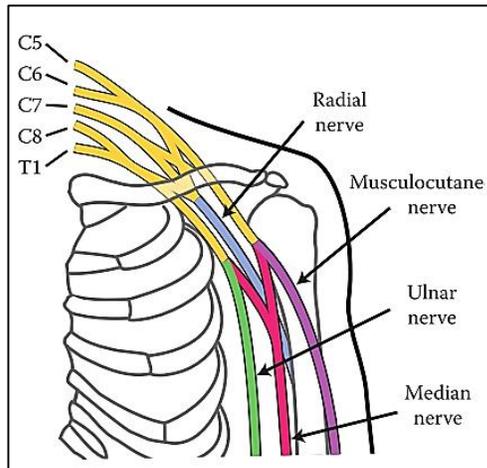


Figura 22. Ramificaciones nerviosas en el plexo braquial. Tomado de [85].

3.2 ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE

La electromiografía (EMG) se define como “*el proceso de registro e interpretación de los cambios en el potencial eléctrico producido por la contracción de músculos esqueléticos*”

[86]. El proceso de medición de estas bioseñales puede ser invasiva (EMG intramuscular) o no invasiva (EMG de superficie, o sEMG). En la sEMG, los electrodos son puestos en la superficie de la piel.

La utilidad de la sEMG radica en que los amputados tienen generalmente músculos intactos que pueden activar en cierto grado. Existe evidencia de que los amputados transradiales son capaces de generar señales en los músculos del antebrazo de la misma forma que en sujetos sanos. Por esta razón, es posible diseñar sistemas para decodificar estas señales y traducirlas en movimiento útil de prótesis robóticas [87].

Estos sistemas han sido ampliamente desarrollados desde sus inicios. La primera prótesis mioeléctrica fue desarrollada por el físico Reinhold Reiter a principios de la década de 1940, aunque la tecnología no se extendió hasta la década siguiente, con desarrollos en Inglaterra, la Unión Soviética y otros países [8]. Desde entonces su uso se ha extendido, y es una tecnología que ayuda a muchos pacientes alrededor del mundo. Parte del estado del arte de esta tecnología está en el reconocimiento de patrones en las señales mioeléctricas [6].

Los sistemas de control mioeléctricos pueden ser de uno o más canales. Los niños y los adultos con músculos pequeños suelen tener una prótesis con un solo canal, mientras que los demás adultos suelen tener dispositivos con dos (o más) canales. Cada canal recupera las señales de un grupo de músculos, debido a que es poco práctico ubicar los electrodos sobre uno solo. De las señales obtenidas se debe obtener la intención del usuario; la mayoría de los dispositivos comerciales usan la amplitud de la señal para este fin, tanto en dispositivos de un solo canal como en prótesis de múltiples canales [86]. La amplitud de la señal depende de diversos factores, pero en general refleja la intensidad de la activación del músculo. Si un músculo está activado, se reflejará en la amplitud de la señal muscular.

Para controlar un solo grado de libertad (una articulación), puede efectuarse tanto control *on/off* como control proporcional. El control *on/off* tiene una velocidad constante, y el paciente controla la apertura o el cierre de la prótesis muy al estilo de las prótesis mecánicas. El control proporcional, en cambio, permite controlar la velocidad del

movimiento, siendo esta proporcional a la amplitud de la señal mioeléctrica. La mayoría de las prótesis comerciales usan dos pares de músculos (una pareja agonista/antagonista) para controlar cada grado de libertad, para un total de cuatro electrodos [88]. En cualquier caso, debe ponerse un electrodo extra como tierra en una zona donde no existan lecturas.

Para el procesamiento de la señal, se pueden usar diferentes técnicas para amplificar, filtrar y rectificar la señal. La señal del sEMG tiene usualmente mucho ruido, atribuido a los elementos electrónicos y la estructura interna del sujeto en aspectos como la temperatura de la piel, la velocidad del flujo de sangre y la estructura de los tejidos. Para su procesamiento existen metodologías complejas como la transformada wavelet, y la distribución Wigner-Ville, entre otros [89], que ayudan a extraer características de la señal. Algunas de estas metodologías incluyen procesamiento en el dominio de la frecuencia. El lector puede encontrar más información sobre el procesamiento de señales electromiográficas en [89].

Quizá la forma de procesamiento más simple en el dominio del tiempo es obteniendo el RMS de pequeñas ventanas de señal, lo que permite obtener un valor aproximado de la amplitud. Otra forma de obtener la envoltura de la señal EMG es aplicando un filtro pasa banda, una rectificación, y luego un filtro pasa bajo [88]. En la Figura 23 se ilustra el procesamiento de señal de sEMG con esta metodología. Se ilustra también la ubicación de dos pares de electrodos de dos canales distintos en diferentes grupos de músculos en el muñón de una persona con una amputación transhumeral. Se puede apreciar también el electrodo de tierra.

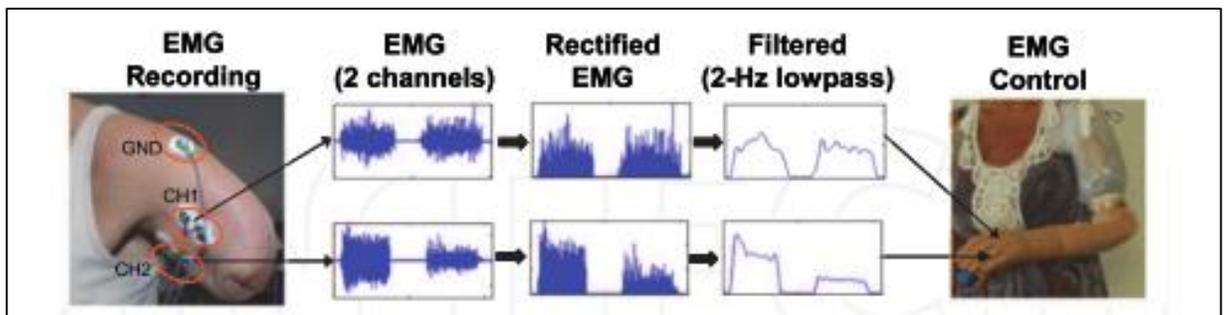


Figura 23. Esquema de sistema de control mioeléctrico de dos canales con electrodos en la superficie del muñón de un paciente. Tomado de [88]

En la Figura 24 se ilustra el proceso de umbral en el efector final (*gripper*) de una prótesis con control *on/off* cuando se tienen uno o dos canales de adquisición de señal de sEMG. En el primer caso, con un solo canal se realiza la apertura o el cierre del *gripper*. Una activación baja no realiza ninguna acción, una activación media realiza el cierre, y una activación alta realiza la apertura.

En el segundo caso, la activación de un canal se realiza con dos señales. Cuando el primer canal presenta activación muscular y el segundo no, se realiza apertura del efector. De forma similar, cuando el segundo canal presenta activación y el primero no, se realiza cierre del efector. Cuando ambos canales (o ninguno) se activan no se realiza ninguna acción [88].

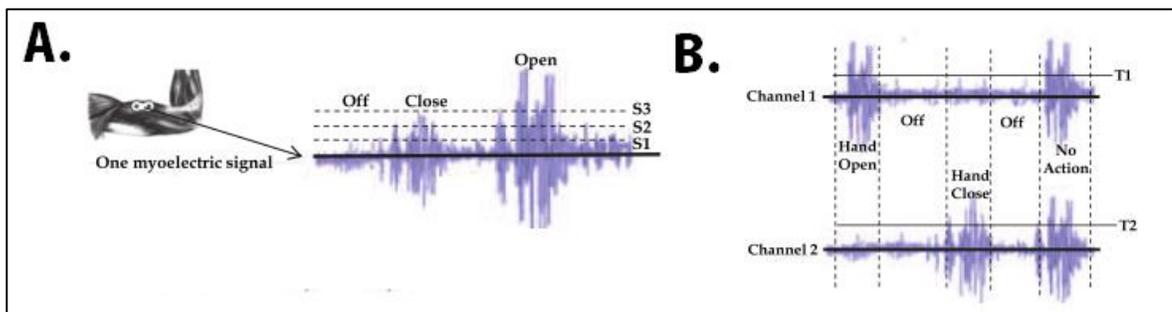


Figura 24. Sistema de umbral para sistema de control mioeléctrico con: A. Un solo canal. B. Dos canales. Tomado y modificado de [88]

El lector puede encontrar recomendaciones para los procedimientos de sEMG (locaciones de los electrodos, preparación de las pruebas, tipos de electrodos, etc.) en la página web del proyecto europeo SENIAM, cuyas siglas vienen del inglés *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* [90]. Información sobre cómo reportar resultados de pruebas de sEMG se pueden encontrar en [91].

3.3 NUEVOS DESARROLLOS

3.3.1 Reinervación muscular selectiva (TMR)

La reinervación muscular selectiva es un procedimiento quirúrgico descrito por primera vez hace casi tres décadas en un artículo por Gerry Loeb y Andy Hoffer, y desarrollado posteriormente por Todd Kuiken y Gregory Dumanian [85]. TMR son las siglas en inglés de *Targeted Muscle Reinnervation*.

Este procedimiento existe debido a que los pacientes con un nivel alto de amputación (prótesis transhumerales, e incluso desarticulación del hombro) no tienen suficientes músculos residuales para realizar un control mioeléctrico efectivo, rápido, y cómodo de una prótesis. La reinervación muscular selectiva ha sido realizada en humanos con éxito: en 2008 se publicó que un paciente con una doble amputación de desarticulación de hombro logró luego de una cirugía de TMR controlar satisfactoriamente los movimientos de una prótesis de 6 grados de libertad (flexión de hombro, rotación humeral, flexión de codo, rotación de muñeca, flexión de muñeca y control de mano) [92]. Esto se ilustra en la Figura 25.

Durante el procedimiento quirúrgico los nervios residuales del brazo, específicamente los cuatro nervios del plexo braquial (radial, ulnar, musculocutáneo y mediano, mencionados en la subsección 3.1.2. e ilustrados en la Figura 22), son transferidos a un músculo objetivo. En los pacientes con amputación transhumeral, este músculo es uno de los residuales del miembro superior. En los pacientes con desarticulación de hombro, el músculo objetivo se encuentra en el tórax. El primer paso es remover los nervios que se encuentran en estos músculos, para luego insertar los nervios residuales del brazo. De ahí el término *reinnervación*. Luego del procedimiento, los músculos objetivos se contraerán cuando se activen los nervios trasladados, produciendo bioseñales que pueden ser registradas mediante sEMG. Los músculos objetivos, por lo tanto, pueden ser considerados como amplificadores biológicos de las señales del SNP. Así, cuando un paciente amputado intente contraer una de sus articulaciones perdidas, se contraerá su musculo objetivo, que puede ser su músculo pectoral. De la misma forma, debido a los aferentes sensoriales en los

nervios transferidos, cuando al paciente lo tocan en músculo objetivo sentirá como si lo hubiesen tocado en el miembro superior [85].



Figura 25. Paciente con una doble amputación de desarticulación de hombro luego del procedimiento de TMR poniéndose una gorra de baseball por medio de una prótesis de seis grados de libertad [92].

En la Tabla 2 se presentan datos sobre los nervios del plexo braquial y su intervención en diferentes movimientos del miembro superior humano.

Tabla 2. Nervios del plexo braquial y su relación con algunos de los movimientos del miembro superior humano. Tomado de [85].

<i>Nervio</i>	<i>Flexión de hombro</i>	<i>Extensión de hombro</i>	<i>Apertura de mano</i>	<i>Cerrado de mano</i>	<i>Pronación de muñeca</i>	<i>Supinación de muñeca</i>	<i>Flexión de muñeca</i>	<i>Extensión de muñeca</i>
<i>Nervio musculocutáneo</i>	X							
<i>Nervio radial</i>		X	X			X		X
<i>Nervio mediano</i>				X	X		X	
<i>Nervio ulnar</i>			X	X			X	

3.3.2 Electrodo implantables y electrodo intraneurales

Los electrodo implantables buscan eliminar los problema ambientales que afectan el registro de dato de sEMG, al mismo tiempo que pueden capturar señales de la actividad de diverso músculo, permitiendo un mejor control de la prótesis. Los desarrollo actuales usan electrodo implantables que reciben la información mioeléctrica y la transmiten a la prótesis para ejecutar un movimiento. Estos implante son energizado mediante un campo magnético producido por una bobina externa, que además recibe los dato. El sistema se ilustra en la Figura 26 [6].

Los electrodo intraneurales penetran los nervio, permitiéndoles recibir información directamente, y estimularlos en caso de ser necesario. Los electrodo usado para estos procedimiento se denominan electrodo intrafasciculares longitudinales (*Longitudinal IntraFascicular Electrodes*, LIFEs), son biocompatibles, y su remoción no requiere cirugía. También existen electrodo extraneurales, encargado de recibir información y estimular los nervio desde su superficie.

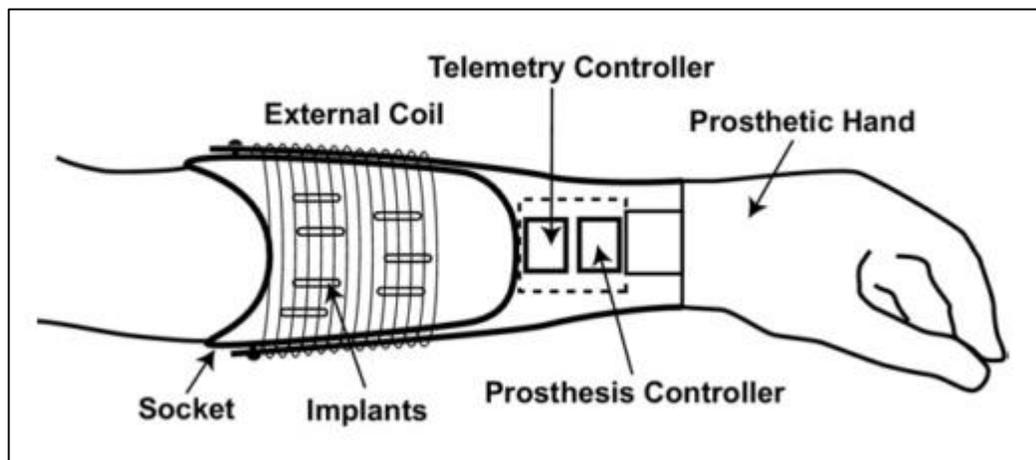


Figura 26. Ilustración del sistema de electrodo implantables. Tomado de [6]

En ensayo clínico, LIFEs fueron insertados en el nervio mediano de seis sujeto amputado. Tres de ellos lograron controlar la fuerza de presión de un efector protésico o el ángulo de una articulación protésica, que eran proporcionales a la tasa de *spikes* medida en un nervio motor. Los otros tres lograron distinguir niveles de fuerza gradual y cambio

en el ángulo de su articulación protésica, confirmando que se puede aplicar una interfaz neuronal bidireccional en las prótesis, permitiendo a los pacientes sentir además de controlar su dispositivo protésico. Un LIFE se ilustra en la Figura 27. Otras tecnologías similares incluyen los arreglos de microelectrodos insertados en los nervios y los electrodos regenerativos [6].

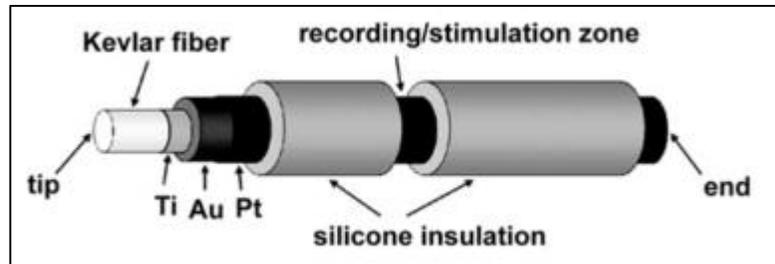


Figura 27. Ilustración de un LIFE. Tomado de [6]

3.4 TRASCENDIENDO FRONTERAS: INTERFACES CEREBRO-MÁQUINA

Aunque en la literatura la interpretación de la terminología suele variar dependiendo del autor, cuando una interfaz neuronal se conecta directamente al cerebro suele tomar el nombre de interfaz cerebro-máquina (BMI por sus siglas en inglés, de *brain-machine interface*) o interfaz cerebro-computadora (BCI por sus siglas en inglés, de *brain-computer interface*), y su mayor potencial está en la investigación que busca ayudar a pacientes con cuadriplejía y paraplejía. Quizá el ejemplo más ampliamente conocido del uso de este tipo de interfaces es el exoesqueleto de cuerpo entero diseñado por el consorcio internacional *Walk Again Project* liderado por el científico brasileño Miguel Nicolelis. Este exoesqueleto consiguió permitir a un joven parapléjico patear un balón en la inauguración del mundial de fútbol Brasil 2014 usando un dispositivo de control con tecnología no invasiva [93], [94].

La relación de la investigación de BMI con prótesis de miembro superior tiene que ver con que ofrece una alternativa para pacientes con amputaciones altas, en las cuales el control mioeléctrico convencional de los dispositivos resulta muy difícil [95]. Más aún, la

investigación de BMI puede servir para permitir el movimiento de una prótesis a un paciente con parálisis que no puede mover sus brazos.

A continuación se mencionarán algunos desarrollos de interfaces cerebro-máquina y su relación con prótesis de miembro superior. El lector entenderá que se trata de un tema demasiado extenso, y lo que lo mencionado aquí refleja solo una breve revisión de la literatura.

3.4.1 Electroencefalografía: procedimiento no invasivo

La electroencefalografía (EEG) es un procedimiento no invasivo que permite registrar bioseñales cerebrales desde el cuero cabelludo. Específicamente buscan obtener señales de grupos de neuronas, por lo que los cambios en el voltaje medido obedecen a muchos potenciales de acción combinados. Las interfaces cerebro-máquina basadas en EEG usualmente incluyen electrodos, amplificadores y sistemas de adquisición de datos. Los equipos usados para esto generalmente son baratos, livianos y fáciles de usar. Más aún, su resolución temporal es bastante buena. Sin embargo, entre las desventajas de la electroencefalografía se encuentra su limitado rango de frecuencia, su baja resolución espacial, y la presencia de ruidos en la señal por diversos factores externos, entre los que se encuentra la actividad de los ojos y de los músculos [95].

Mediante procedimientos de EEG, es posible detectar la intención de movimiento de los pacientes. Esto se puede hacer de diferentes formas, como por ejemplo la extracción de intención desde los ritmos cerebrales. Extrayendo la señal en el dominio de la frecuencia, es posible dividir las señales de EEG en diferentes bandas, también denominadas ritmos u ondas cerebrales: el ritmo delta (0.1-3.5 Hz), el ritmo theta (4-7.5 Hz), el ritmo alfa (8-13 Hz), el ritmo beta (14-30 Hz) y el ritmo gamma (>30 Hz). Estas señales reflejan cambios en los estados cerebrales causados por estímulos del ambiente o actividades cognitivas [96]. Los ritmos alfa y beta han sido usados para manejar un cursor en una y dos dimensiones, y de forma más avanzada, para controlar una órtesis (ver Figura 28 A). Este tipo de señales requieren meses de entrenamiento, y no son demasiado precisos. Otras señales que se pueden obtener mediante EEG son denominados *readiness potentials*, y se refieren a

cambios detectables en frecuencias bajas que ocurren antes del inicio de los movimientos. Otro ejemplo son los potenciales P300, que se refieren a picos en la señal obtenidos en respuesta a eventos neurales, y que pueden ser desencadenados por estímulos externos. Por medio de estos potenciales, un paciente con discapacidad puede realizar comandos a un brazo robótico montado sobre su silla de ruedas [6].

Los procedimientos de EEG se basan en un sistema estándar denominado el sistema internacional 10-20. Este sistema indica las posiciones de los electrodos en la superficie de la cabeza, además de la nomenclatura. La letra inicial denota el lugar del cerebro en el que se encuentra el electrodo, y está estrechamente relacionada con el lóbulo del cerebro (Fp: pre-frontal, F: frontal, C: central, P: parietal, O: occipital, T: temporal) [95]. Esto se ilustra en la Figura 28 B.

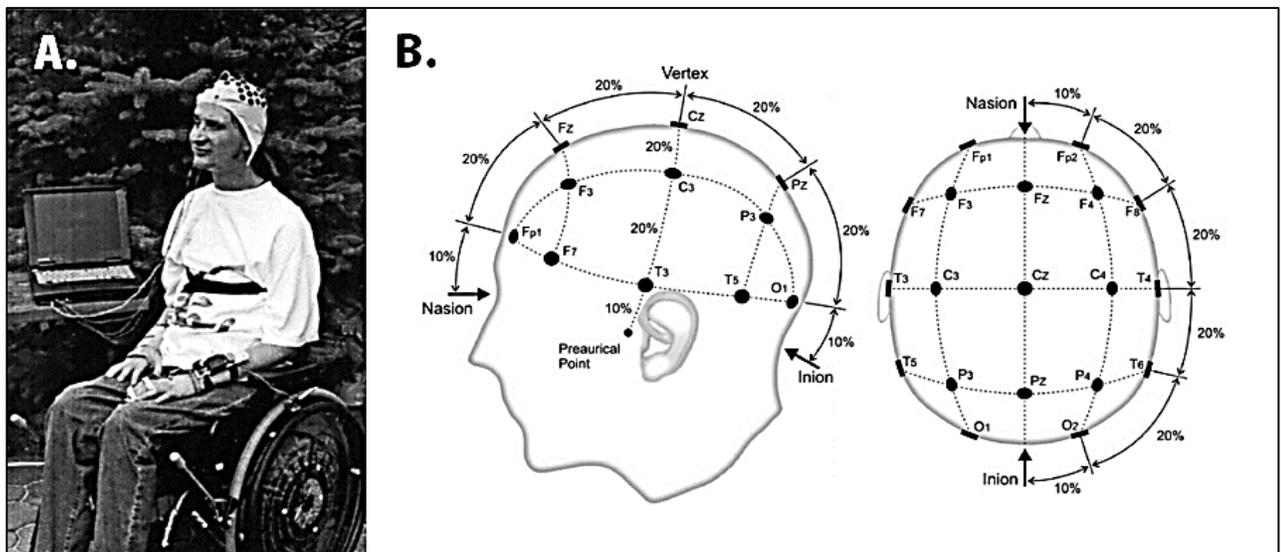


Figura 28. A. Una BMI controlando una órtesis de miembro superior mediante electroencefalografía [6]. B. Sistema internacional 10-20 [95].

3.4.2 BrainGate y procedimientos invasivos

Existen diversos procedimientos invasivos que sirven para adquirir una mejor lectura de las señales cerebrales, con el inconveniente de que requieren cirugía cerebral en las que usualmente se atraviesa el cráneo a través de un procedimiento denominado craneotomía.

Estos procedimientos invasivos permiten una excelente calidad de la señal, una buena resolución espacial y un mejor rango de frecuencia respecto al EEG; además, se tiene un menor ruido [95]. De las BMI invasivas se destacan dos: el electrocorticograma (ECoG) y los arreglos de microelectrodos.

El ECoG no requiere la penetración de tejido cerebral, pues los electrodos son puestos en la superficie de la corteza cerebral. Por tal motivo, no se realizan daños en las neuronas. Esta BMI recibe información de varias neuronas que están en la proximidad de los electrodos, pero al igual que el EEG no puede recopilar información de una sola célula neuronal. Generalmente, los electrodos de ECoG se ponen sobre la corteza motora del cerebro. De forma análoga a los procedimientos no invasivos, obtienen ondas (o ritmos) analizando la señal en el dominio de la frecuencia, principalmente ritmos alfa, beta, y gamma. La amplitud de estas señales disminuye de forma medible durante movimientos o simulaciones de movimientos. Por tal motivo, las señales de ECoG han sido usadas para predecir movimientos bidireccionales de la mano en sujetos humanos. No obstante, aún no es muy claro si esta tecnología puede suministrar datos seguros y estables a través de los años [6], [95].

Los arreglos de microelectrodos buscan medir la actividad de neuronas individuales (específicamente los potenciales de acción) en la corteza motora primaria del cerebro. La actividad neuronal en esta zona está relacionada con la dirección de movimiento, la velocidad de movimiento y la fuerza de prensión en el brazo y la mano [6]. Quizá la desventaja de estos dispositivos radica en que atraviesan el tejido cerebral, y su estabilidad a largo plazo puede ser un problema [95].

Es con esta tecnología de arreglos de microelectrodos que la paciente cuadripléjica Jan Scheuermann logró controlar la prótesis robótica MPL de la universidad Johns Hopkins, descrita en el capítulo anterior. Implantando dos arreglos de 96 microelectrodos (ambos de 4mm x 4mm) en la corteza cerebral de Scheuermann, los investigadores lograron establecer una interfaz cerebro-máquina: la paciente pudo mover en el espacio tridimensional el brazo protésico, usando 7 de los 26 grados de libertad de la MPL [60].

En la Figura 29 A. se ilustra a Scheuermann comiendo de un chocolate mediante la prótesis. Son perfectamente visibles los dos enormes dispositivos fijados a su cabeza, y de los que salen dos cables. Avances en estas tecnologías deben pensar en diseños sin cables. En la Figura 29 B. se ilustra un arreglo de microelectrodos denominado BrainGate, similar al usado en las pruebas con Scheuermann. BrainGate mide 4mm x 4mm, contiene 100 electrodos, y ha sido usado para controlar sistemas de prótesis robóticas [6].

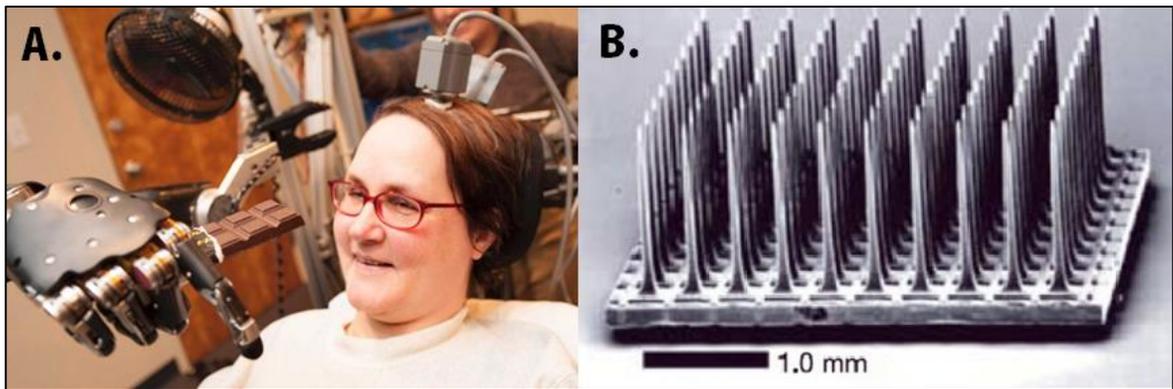


Figura 29. A. La paciente cuadripléjica Jan Scheuermann come una barra de chocolate mediante la prótesis MPL de Johns Hopkins APL. Tomado de [97] .B. Arreglo de microelectrodos BrainGate. Tomado de [6].

Estas nuevas tecnologías, como evidencia el caso de Scheuermann, presentan alternativas que trascienden fronteras en la interacción entre humano y máquina, y pueden llegar a ayudar a personas en situación de discapacidad a valerse por sí mismas. Por tal motivo, tienen el potencial de asistir a muchas más personas que una prótesis convencional, dirigida a personas amputadas. Es por esto que se les debe prestar mucha atención en los próximos años.

CAPÍTULO 4. DISEÑO CONCEPTUAL DE UNA PRÓTESIS ROBÓTICA TRANSRADIAL

El presente capítulo realiza una primera iteración del proceso de diseño conceptual de una prótesis robótica transradial, con la idea de que pueda servir como base y apoyo para futuros desarrollos y trabajos de investigación.

Es importante aclarar que no se tiene la pretensión de realizar un proceso completo de diseño conceptual, pues se trata de un procedimiento complejo y extenso que requiere bastantes recursos. Diversas fuentes, incluyendo tesis de maestría [98] y otros trabajos de investigación se han dedicado exclusivamente a abordar este problema, proponiendo diseños conceptuales de manos mioeléctricas [99] o de subsistemas de ellas [100].

El diseño conceptual, además, es un proceso no repetible y subjetivo, que depende de ciertas decisiones tomadas por el diseñador. El presente capítulo busca recopilar los resultados de publicaciones de diseños conceptuales de prótesis robóticas transradiales, y con base a ellas realizar una propuesta sustentada en lo aprendido en los tres capítulos anteriores.

Es además importante señalar que diversos tipos de prótesis requieren procesos de diseño conceptual esencialmente diferentes. Una prótesis transhumeral, por ejemplo, debe tener en cuenta cierto número de elementos que una prótesis transradial no requiere, como los codos eléctricos o la reinervación muscular selectiva. Por esta razón, se hace necesario enfocar el diseño conceptual a la resolución de las necesidades específicas de personas amputadas del mismo nivel. El nivel escogido de amputación es el transradial, debido al alto porcentaje de pacientes que han sufrido amputaciones de esta clase (casi el 60% de los amputados de miembro superior; ver Capítulo 1).

El capítulo está distribuido de la siguiente manera. En la sección 4.1 se le hace una breve introducción al lector al concepto de diseño conceptual aplicado en el trabajo. En la sección 4.2 se presentan de forma breve informaciones de valor que han sido evidenciadas durante la elaboración de la presente monografía, y que se deben tener en cuenta por quienes estén

interesados en procesos de diseño de prótesis de miembro superior. Por último, en la sección 4.3 se presenta el proceso de diseño conceptual realizado para una prótesis robótica transradial, mostrando de forma explícita a dónde se quiere llevar el producto final, y presentando oportunidades de mejora al final del documento.

4.1 EL DISEÑO CONCEPTUAL Y EL DESPLIEGUE DE LA FUNCIÓN CALIDAD.

Robert L. Norton [101] propone diez etapas del proceso de diseño, citadas en la Tabla 3. Se entenderán por diseño conceptual las etapas número 3 y 4, es decir, el planteamiento de una meta “*de un modo más realista y razonable que en el planteamiento original del problema*” y “*la creación de un conjunto detallado de especificaciones de funcionamiento, las cuales delimitan el problema y determinan su alcance*” [101]. Esto quiere decir que un diseño conceptual no abarca procedimientos de síntesis y análisis de soluciones específicas.

Tabla 3. Etapas del proceso de diseño. Tomado de [101].

<i>Etapas del proceso de diseño</i>	
<i>1</i>	Identificación de la necesidad
<i>2</i>	Investigación preliminar
<i>3</i>	Planteamiento de la meta
<i>4</i>	Especificaciones de funcionamiento
<i>5</i>	Síntesis
<i>6</i>	Análisis
<i>7</i>	Selección de una solución
<i>8</i>	Diseño detallado
<i>9</i>	Prototipos y pruebas
<i>10</i>	Producción

Las especificaciones de funcionamiento se pueden referir tanto a requerimientos de los clientes como a características de ingeniería. Los requerimientos de los clientes no se deben subestimar, pues intervienen los deseos de los pacientes, de sus familiares, de sus médicos y terapeutas, de los técnicos protesistas, de los ingenieros de diseño y de las EPS mismas,

que son quienes al fin y al cabo cubren el precio de las prótesis. Si se diseña un producto que no cumpla con estos requerimientos, puede ser abandonado con facilidad por los pacientes, o tener poco éxito comercial. Estos requerimientos son, por ende, las funciones que deben cumplir las prótesis de miembro superior.

Las características de ingeniería son especificaciones técnicas basadas en los requerimientos del cliente. Dado que su síntesis es muy extensa y requiere de diversas metodologías, no fueron incluidas en el presente trabajo. No obstante, sí se incluyó una revisión de requerimientos de los clientes, presentando una jerarquización que determina cuáles son las más importantes a tener en cuenta durante iteraciones posteriores del proceso de diseño conceptual, y las subsecuentes etapas de diseño.

Por último, algunas de las referencias citadas utilizan una metodología denominada ‘despliegue de la función calidad’ (QFD). El QFD es una metodología de diseño conceptual desarrollada a mediados de la década del 70 en Japón, y pretende generar especificaciones de ingeniería basadas en los requerimientos de clientes. Su funcionamiento se basa en la ‘casa de la calidad’, un diagrama con forma de casa utilizado para procesar información y generar definiciones de producto de ingeniería. Una de las ‘habitaciones’ de la casa se basa en comparar los requerimientos de los clientes con los productos disponibles en el mercado (la competencia), es decir, un proceso de *benchmarking* [102]. En el presente trabajo no se realiza exactamente un proceso de QFD, pero se sigue un proceso que en algunos aspectos es similar.

4.2 INFORMACIÓN DE VALOR

4.2.1 Sobre el beneficio económico de las prótesis de miembro superior

Las amputaciones de miembro superior presentan a los pacientes, médicos y técnicos protesistas un reto mayor que las de miembro inferior, pues la gran mayoría de las características funcionales de las manos y los brazos son más difíciles de reemplazar que

las de las piernas. No obstante, estadísticamente las amputaciones de miembro inferior son mucho más frecuentes que las de miembro superior. De acuerdo con Leblanc [5], esta relación es de 3 a 10. El mismo autor sugiere que, a 2008, la cantidad de personas amputadas de miembro superior a nivel mundial era 9 por cada 20000 personas. Leblanc también sugiere que el 80% de las personas amputadas de miembro superior están en países en vía de desarrollo. En Colombia, a falta de estadísticas oficiales, profesionales de la salud sugieren que la relación entre amputaciones de miembro superior e inferior es de 1 a 6.

Todo esto quiere decir que las amputaciones de miembro superior, si bien devastadoras, no son demasiado frecuentes. Por tal motivo, una empresa destinada exclusivamente a la venta e implementación de prótesis de miembro superior no podría esperar una ganancia muy alta. Para mantenerse en el mercado, tendría que subir mucho los precios, o depender de la venta e implementación de otros productos, como órtesis u otros tipos de prótesis. La alternativa es que las prótesis de miembro superior sean financiadas por fundaciones o proyectos de beneficio social.

4.2.2 Sobre la aparente ruptura academia/industria en el campo de las prótesis

Como se vio en el capítulo 2, y de forma menos explícita en el capítulo 3, parte de los desarrollos en el campo de las prótesis de miembro superior y de las interfaces neuronales diferentes al sEMG permanecen en campos de la investigación, y no salen al mercado. Loaiza [72] sugiere que posibles causas de esta situación son que los ejercicios académicos no se enfocan en hacer estudios de factibilidad de manufactura, y que las investigaciones se hacen aisladas en grupos de investigación monodisciplinarios con objetivos específicos de carácter mecánico o electrónico.

Es por esto que un proceso de diseño de una prótesis debe tener en cuenta una concepción global del problema, y estar orientado desde el principio a salir al mercado para resolver efectivamente los problemas de las personas amputadas.

4.3 DISEÑO CONCEPTUAL

Como se mencionó de forma previa, se presenta una primera iteración del proceso de diseño conceptual de una prótesis robótica de miembro superior. El trabajo se enfoca en obtener las funciones que deben cumplir las prótesis transradiales de miembro superior entendidos como los requerimientos de los clientes, en la jerarquización de estos mediante matrices de Moody, y su comparación con las prótesis disponibles actualmente en el mercado.

4.3.1 Requerimientos de los clientes.

Los requerimientos de los clientes, también entendidos como las funciones que debe cumplir una prótesis transradial de miembro superior, fueron divididos en 4 categorías:

- **Requerimientos funcionales:** aquellos que hacen referencia a las características funcionales de la prótesis, y que están orientados a mejorar la calidad de vida del paciente permitiéndole interactuar con su entorno de forma efectiva.
- **Requerimientos de apariencia y comodidad:** aquellos orientados a hacer que la prótesis tenga una buena apariencia, de forma que la autoestima del paciente aumente, y que sea cómoda para el cliente.
- **Requerimientos económicos y logísticos:** estos requerimientos se refieren a la viabilidad de las prótesis, de forma que el producto final sí pueda ser adquirido por quienes lo necesitan (por medio de las EPS), y que puedan tenerlo a largo plazo, validando la inversión inicial.
- **Requerimientos de seguridad:** estos son los requerimientos orientados a hacer que la prótesis le permita a la persona amputada interactuar con su entorno de forma segura, sin riesgo para él ni para su alrededor.

Es importante señalar que es perfectamente posible que varias de las funciones cumplan con las definiciones de dos o más categorías. Con la intención de simplificar los procesos,

los requerimientos ambiguos fueron clasificados en las categorías a las que mejor correspondieran, según el criterio del autor.

Parte de estos requerimientos fueron extraídos de diversas fuentes en la literatura que ya habían abordado un proceso de diseño conceptual, y otros fueron formulados por el autor a partir de lo aprendido durante el proyecto, asesorado por profesionales de la ortopedia Cenop.

Jacques et al. [99] abordan el proceso de diseño conceptual de una prótesis mioeléctrica para niños, con el fin de proponer el uso del QFD en aplicaciones relacionadas con rehabilitación. Los requerimientos que proponen son en su mayoría funcionales, y realizan además un proceso de jerarquización.

Olaya et al. y Loaiza [72], [98] dan cuenta de un estudio de diseño conceptual realizado en 2004 en la Universidad Nacional de Colombia, principalmente como tesis de maestría. Del proyecto en mención fueron extraídos algunos requerimientos funcionales, de apariencia y comodidad, y económicos y logísticas.

Poonekar, tal y como menciona Cummings [103], propone una lista de características que deben cumplir tanto prótesis como órtesis (en un sentido general, sin especificar que se tratan del miembro superior) en India, y que se puede extender a países subdesarrollados. Esto es importante, pues el diseño conceptual propuesto aquí no debe dejar de lado que Colombia es un país en vía de desarrollo, y que por ende el contexto no es el mismo que en otros lugares del mundo donde se han consolidado empresas de prótesis, como EEUU, Alemania, Reino Unido y, en menor medida, Italia. Aunque las propuestas de Poonekar no eran originalmente un proceso de diseño conceptual, sus ideas cumplen la misma función. Respecto al tema de las prótesis en países en vía de desarrollo, diversas soluciones se han propuesto. En el tema de los *sockets*, por ejemplo, Thomas et al. [104] realiza una propuesta de un diseño asequible, modular y transpirable para uso en comunidades subdesarrolladas con climas calientes y húmedos.

Por último, en un árbol de objetivos Pérez Romero et al. [66] proponen diversos requerimientos de seguridad que las prótesis deben cumplir para que el paciente interactúe sin riesgos con su entorno.

El conjunto de las funciones mencionadas anteriormente constituyen el punto de partida para el diseño conceptual. Otras funciones fueron generadas por el autor. Algunas de ellas están relacionadas con las interfaces neuronales (*e.g.*, algunos pacientes pueden requerir no tener cables de EEG en su cabeza de forma permanente, pues son muy incómodos).

Las funciones completas recopiladas se presentan en el Anexo B, en la Tabla B1. Se tienen un total de 19 requerimientos funcionales, 7 requerimientos de apariencia y comodidad, 6 requerimientos económicos y logísticos, y 5 requerimientos de seguridad, para un total de 37 requerimientos del cliente.

4.3.2 Jerarquización – Matriz de Moody

Los requerimientos de los clientes fueron jerarquizados mediante el método de la matriz de Moody. Este método es utilizado en procedimientos de jerarquización de variables, y consiste en la enumeración y disposición de las funciones en una matriz cuadrada, poniéndose cada función tanto en la columna principal como en la fila principal. Fila por fila, cada función se compara con las demás (en cada columna subsiguiente de la matriz), realizándose la pregunta « *¿es la función de esta fila más importante que la función de esta columna?* ». Se asigna un 1 en caso de una respuesta positiva y un 0 en caso de una respuesta negativa. La diagonal principal se omite, dado que resultaría en la comparación de una función consigo misma. El procedimiento finaliza con la suma de las calificaciones de cada función en cada fila, obteniéndose un puntaje que indica las funciones que tienen mayor peso frente a las otras [105].

La matriz de Moody empleada se presenta en la Tabla B2 del anexo B. En la Tabla 4 se presenta un resumen de lo obtenido, mostrando las 18 funciones mejor rankeadas, que son las que, según la metodología, deben ser más tenidas en cuenta en procesos subsecuentes de diseño.

El criterio usado para la jerarquización de los requerimientos es que tienen más prioridad aquellos que le aporten más al proyecto global, y no a las intenciones de un grupo específico. Por ejemplo, si se le asegura al paciente que la EPS cubrirá los gastos de su prótesis, a él no le importará que el precio final (EL1) o el costo de manufactura (EL2) sean bajos, y podría darle menos puntuación a estas funciones en comparación con requerimientos técnicos. De forma análoga, a la EPS no le importarán requerimientos técnicos, pero sí el precio final. La jerarquización buscaba, por ende, encontrar un equilibrio.

Tabla 4. Resultados de la jerarquización de los requerimientos de los clientes. Se muestran las 18 funciones mejor jerarquizadas.

REQUERIMIENTO DE LOS CLIENTES			PUNTUACIÓN (0-36)
1.	F1	Que sea funcional.	36
2.	F2	Que tenga presión segura y estable.	34
3.	S1	Que no presente riesgos de electrocución.	34
4.	AC1	Que sea liviana.	32
5.	S2	Que tenga alta seguridad mecánica.	32
6.	S5	Que la probabilidad de fallas sea mínima.	29
7.	F19	Que se pueda mojar.	28
8.	EL3	Que sea duradera.	28
9.	F3	Que permita graduar la fuerza de presión.	27
10.	F15	Que tenga una batería duradera (si es eléctrico)	27
11.	EL1	Que su precio final sea bajo, lo suficiente para que lo cubra una EPS.	27
12.	EL2	Que su costo de manufactura y distribución sea bajo.	26
13.	EL6	Que los procesos de mantenimiento y reparación sean accesibles y ágiles.	25
14.	F5	Que permita coger objetos pequeños.	22
15.	F6	Que permita coger objetos grandes.	21
16.	F7	Que permita coger objetos con formas variadas.	19
17.	F8	Que permita orientar los objetos.	19
18.	AC7	Que produzcan poco ruido.	19

4.3.3 Comparación

La idea de futuras etapas del proyecto es apuntar hacia una brecha (*gap*) que es clara para los pacientes en Colombia: debido a los costos, es difícil (prácticamente imposible) que los pacientes con amputaciones transradiales accedan a una prótesis mioeléctrica básica, y mucho menos a una mano antropométrica compleja. Más aún, existe una oportunidad de mejora interesante: ninguna de estas prótesis, ni siquiera las mecánicas, se pueden mejorar. Un dispositivo diseñado con protección para la humedad, el agua y el polvo puede mejorar la calidad de vida de los pacientes.

En la Tabla 5 se presentan diferentes tipos de prótesis desde una prótesis cosmética hasta una mano antropométrica, contrastados con los requerimientos del paciente que fueron jerarquizados en la subsección anterior.

Tabla 5. Comparación entre diferentes prótesis disponibles para personas amputadas y los requerimientos de los clientes mejor jerarquizados.

REQUERIMIENTO	CALIF.	PRÓTESIS COSMÉTICA	PRÓTESIS MECÁNICA	GRIPPER (SENSORHAND SPEED)	MANO ANTROPOMÓRFICA (I-LIMB QUANTUM)
Que sea funcional (0-5).	36	0	1	4	5
Que tenga prensión segura y estable.	34	No	Sí	Sí	Sí
Que no presente riesgos de electrocución.	34	No aplica	Sí	Relativamente bajos	Relativamente bajos
Que sea liviana.	32	Sí	Sí	Relativamente sí	Relativamente sí
Que tenga alta seguridad mecánica.	32	No aplica	No	Sí	Sí
Que la probabilidad de fallas sea mínima.	29	No aplica	S	Sí	Sí
Que se pueda mejorar.	28	No	No	No	No
Que sea duradera.	28	Sí	Sí	Sí	Sí
Que permita graduar la fuerza de prensión.	27	No aplica	No	Sí	Sí
Que tenga una batería duradera (si es eléctrico)	27	No aplica	No aplica	Info. no disponible	Info. no disponible
Que su precio final sea bajo, lo suficiente para que lo cubra una eps.	27	Sí	Sí	No	No
Que su costo de manufactura y distribución sea bajo.	26	Sí	Si	No	No
Que los procesos de mantenimiento y reparación sean accesibles y ágiles.	25	No aplica	No (exterior)	No (exterior)	No (exterior)
Que permita coger objetos pequeños.	22	No	De forma limitada	Sí	Sí
Que permita coger objetos grandes.	21	No	De forma limitada	Sí	Sí
Que permita coger objetos con formas variadas.	19	No	De forma limitada	Sí	Sí
Que permita orientar los objetos.	19	No	No	De forma limitada	Sí
Que produzcan poco ruido.	19	No aplica	Sí	Sí	Sí

El *gap* que se quiere explorar, de acuerdo a la información en la Tabla 5, es el eslabón entre la alta funcionalidad y alto precio de las prótesis mioeléctricas y la baja funcionalidad y relativo bajo precio de las prótesis mecánicas. Si bien las prótesis mecánicas se pueden mover, su manejo poco intuitivo, lo que hace que sean poco funcionales.

4.3.4 Hacia el futuro del proyecto: recomendaciones y sugerencias

El autor sugiere que la próxima etapa en el proceso global de diseño, construcción e implementación de una prótesis robótica de miembro superior esté en un refinamiento del diseño conceptual propuesto aquí. Se pueden usar metodologías más avanzadas, como QFD, para convertir los requerimientos del cliente en características de ingeniería. Para esto, pueden servir de base las restricciones de diseño propuestas por Weir y citadas en el Capítulo 1.

Los requerimientos de los clientes (Tabla B1) y su jerarquización (Tabla B2) son susceptibles a mejorar, debido a la naturaleza iterativa de los procesos de diseño. En la Tabla B1, por ejemplo, se podrían incluir nuevas funciones, como que la prótesis tenga un control intuitivo (una de las principales características de las prótesis robóticas), o que permita al usuario controlar la muñeca y la mano de forma simultánea.

La jerarquización realizada en el presente trabajo, si bien contó con asesoría de profesionales de la ortopedia Cenop, fue realizada por el autor. En la siguiente iteración del proyecto de diseño, el ranking de funciones podría beneficiarse enormemente de la información extraíble de encuestas a pacientes con amputaciones transradiales, representantes de EPS, médicos y técnicos protesistas.

CONCLUSIONES

Dependiendo de su nivel de amputación, sus capacidades económicas y sus preferencias, las personas amputadas tienen diferentes opciones para recuperar las funciones perdidas. Las opciones más avanzadas son las manos antropomórficas, que son dispositivos robóticos complejos que pueden satisfacer muchas de las funciones de la mano humana. Estos dispositivos son diseñados y construidos por empresas fundadas principalmente en Reino Unido, Alemania e Italia. Otras terminales menos avanzadas incluyen *grippers* eléctricos y prótesis mecánicas. En Colombia existen algunos desarrollos, pero casi todos se encuentran el entorno académico.

Las terminales robóticas pueden ser controladas por el paciente mediante interfaces neuronales, siendo la electromiografía de superficie (sEMG) la más usada debido a su relativa simplicidad y al hecho de que es un procedimiento no invasivo. No obstante, nuevas tecnologías, tanto invasivas como no invasivas, han surgido para ofrecer a las personas amputadas un mejor control de su prótesis. La conexión de las prótesis directamente con el cerebro humano, denominada interfaz cerebro-máquina, puede traer además soluciones para personas cuadripléjicas, al permitirles mover una prótesis con su cerebro.

Además, mayores niveles de amputación requieren de otros elementos, como muñecas, codos y hombros. Mientras mayor sea el nivel de amputación, más articulaciones debe controlar el usuario, y menos músculos disponibles tendrá para un control mioeléctrico tradicional. La reinervación muscular selectiva, uno de los procedimientos novedosos relacionados con las interfaces neuronales, apuesta a brindar soluciones a pacientes con las amputaciones del más alto nivel que estén dispuestos a recibir una cirugía.

Se realizó además una propuesta de diseño conceptual, que representa una primera iteración en el proceso de diseño de una prótesis transradial de miembro superior. Se identificaron oportunidades de mejora y con base a ellas se realizaron propuestas para futuras iteraciones

del proceso. Del primer acercamiento se obtuvo una jerarquía de las principales funciones que debe cumplir una prótesis del tipo estudiado, identificando una potencial brecha en el mercado en Colombia.

REFERENCIAS

- [1] Real Academia de la Lengua Española, «Diccionario de la lengua española | Edición del Tricentenario.» [En línea]. Disponible en: <http://dle.rae.es/>. [Accedido: 02-nov-2015].
- [2] Wikipedia, «Neural coding.» [En línea]. Disponible en: https://en.wikipedia.org/wiki/Neural_coding#Encoding_and_decoding. [Accedido: 02-nov-2015].
- [3] A. Bicchi, «Hands for Dextrous Manipulation and Powerful Grasping: a Difficult Road Towards Simplicity», *IEEE Trans. Robot. Autom.*, vol. 16, n.º 6, pp. 2-15, 2000.
- [4] E. Strait, «Prosthetics in Developing Countries», 2006.
- [5] M. Leblanc, «“Give Hope - Give a Hand” - The LN-4 Prosthetic Hand», 2008.
- [6] A. E. Schultz y T. A. Kuiken, «Neural interfaces for control of upper limb prostheses: the state of the art and future possibilities.», *PM R*, vol. 3, n.º 1, pp. 55-67, ene. 2011.
- [7] J. L. Loaiza y N. Arzola, «Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano», *Dyna*, vol. 78, n.º 169, pp. 191-200, 2011.
- [8] D. S. Childress, «Historical Aspects of Powered Limb Prostheses», *Clin. Prosthetics Orthot.*, 1985.
- [9] R. F. Weir, «Design of Artificial Arms and Hands for Prosthetic Applications», en *Standard handbook of biomedical engineering and design*, McGraw Hill, 2004, pp. 32.1-32.61.
- [10] N. Palastanga, D. Field, y R. Soames, *Anatomía y Movimiento Humano. Estructura y Funcionamiento*, 3ra. ed. Editorial Paidotribo, 2000.

- [11] R. L. Huston, *Principles of Biomechanics*. Boca Raton, Florida, US: CRC Press, 2009.
- [12] A. Esquenazi, «Amputation rehabilitation and prosthetic restoration. From surgery to community reintegration.», *Disabil. Rehabil.*, vol. 26, pp. 831-836, 2004.
- [13] Ortosur, «Prótesis - Definición», *ortosur.com*. [En línea]. Disponible en: http://www.ortosur.com/sitio2/index.php?option=com_content&view=article&id=8&Itemid=126. [Accedido: 16-nov-2014].
- [14] The War Amps, «Skin Care & Stump Hygiene.» [En línea]. Disponible en: <http://www.waramps.ca/nac/health/skin.html>. [Accedido: 08-ago-2015].
- [15] J. D. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook, Vol. III: Tissue Engineering and Artificial Organs*, 3rd. ed. Boca Raton, Florida, US: Taylor & Francis, 2006.
- [16] C. A. Arce, «Prótesis de Miembros Superiores», 2005. [En línea]. Disponible en: <http://www.arcesw.com/pms1.htm>. [Accedido: 16-nov-2014].
- [17] P. Corke, *Robotics, Vision and Control: Fundamental Algorithms in MATLAB (Springer Tracts in Advanced Robotics)*. Springer, 2011.
- [18] A. Hess, «Sockets and Interfaces», *Upper Limb Prosthetics*. .
- [19] C. Lake, «The Evolution of Upper Limb Prosthetic Socket Design», *JPO J. Prosthetics Orthot.*, vol. 20, n.º 3, pp. 85-92, 2008.
- [20] Ottobock, «Silicone ArmLiner.» [En línea]. Disponible en: http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_en/hs.xsl/6899.html. [Accedido: 09-ago-2015].
- [21] Ottobock, «How liners work.» [En línea]. Disponible en: <http://www.ottobockus.com/prosthetics/info-for-new-amputees/prosthetics-101/how-liners-work/>. [Accedido: 09-ago-2015].
- [22] T. Passero, «Devising the prosthetic prescription and typical examples», *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.*, vol. 25, n.º 1, pp. 117-132, 2014.

- [23] Westcoast Brace & Limb, «Silicone Prosthetics - Westcoast Fabricates Silicone Devices in the Tampa Bay Area.» [En línea]. Disponible en: <http://www.wcbl.com/prosthetics-2/newest-technologies/silicone-prosthetics/>. [Accedido: 23-ago-2015].
- [24] R. Bowers, «The Wonderful World of Cosmesis», *inMotion*, vol. 12, n.º 2, pp. 58-61, 2002.
- [25] D. W. Dorrance, «Artificial hand.», US1042413 A, oct-1912.
- [26] B. Lee, F. J. Attenello, C. Y. Liu, M. P. McLoughlin, y M. L. J. Apuzzo, «Recapitulating flesh with silicon and steel: advancements in upper extremity robotic prosthetics.», *World Neurosurg.*, vol. 81, n.º 5-6, pp. 730-41, 2014.
- [27] M. Chorost, «A True Bionic Limb Remains Far Out of Reach», *WIRED*, 2012. [En línea]. Disponible en: http://www.wired.com/2012/03/ff_prosthetics/. [Accedido: 24-ago-2015].
- [28] A. Hess, «Body-Powered Protheses», *Upper Limb Prosthetics*. [En línea]. Disponible en: http://www.upperlimbprosthetics.info/index.php?p=1_9_Body-Powered. [Accedido: 24-ago-2015].
- [29] C. M. Fryer, «Upper-Limb Prosthetics: Harnessing and Controls for Body-Powered Devices», en *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*, 2.^a ed., Rosemont, IL: American Academy of Orthopedic Surgeons, 1992.
- [30] TRS, «Bicycling - Criterium Bicycle Handlebar Adapters.» [En línea]. Disponible en: <http://www.trsprosthetics.com/sports-recreation/bicycling.asp>. [Accedido: 24-ago-2015].
- [31] J. T. Belter, J. L. Segil, A. M. Dollar, y R. F. Weir, «Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: a review.», *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 50, n.º 5, pp. 599-618, 2013.
- [32] Vincent Systems, «VINCENTevolution 2.» [En línea]. Disponible en:

<http://vincentsystems.de/en/prosthetics/vincent-evolution-2/>. [Accedido: 30-ago-2015].

- [33] BeBionicUK, «Introducing BeBionic Small», *Youtube*, 2015. [En línea]. Disponible en: <https://www.youtube.com/watch?v=iunag8PVu6o>. [Accedido: 30-ago-2015].
- [34] Touch Bionics, «i-limb quantum.» [En línea]. Disponible en: <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-quantum>. [Accedido: 30-ago-2015].
- [35] Ottobock, «Switching Between the Michelangelo hand and Axon Hook.» [En línea]. Disponible en: <http://www.ottobockus.com/prosthetics/success-stories/axon-michelangelo/>. [Accedido: 30-ago-2015].
- [36] M. R. Cutkosky, «On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks», *IEEE Trans. Robot. Autom.*, vol. 5, n.º 3, pp. 269-279, 1989.
- [37] H. D. Bos, «Evolution of Robotic Hands.» University of Twente.
- [38] RSL Steeper, «Technical Information.» 2013.
- [39] Vincent Systems, «VINCENTyoung.» [En línea]. Disponible en: <http://vincentsystems.de/en/prosthetics/vincent-young/>. [Accedido: 31-ago-2015].
- [40] Ottobock, «System Electric Greifer DMC VariPlus.» [En línea]. Disponible en: http://professionals.ottobockus.com/cps/rde/xchg/ob_us_en/hs.xsl/6960.html. [Accedido: 06-sep-2015].
- [41] Ottobock, «SensorHand Speed® – Grasping quickly and with precision!» [En línea]. Disponible en: http://professionals.ottobockus.com/cps/rde/xchg/ob_us_en/hs.xsl/54026.html. [Accedido: 06-sep-2015].
- [42] Ottobock, «MyoHand VariPlus Speed.» [En línea]. Disponible en: http://professionals.ottobockus.com/cps/rde/xchg/ob_us_en/hs.xsl/54660.html. [Accedido: 06-sep-2015].

- [43] RSL Steeper, «“Select” Myo Electric Hands». [En línea]. Disponible en: http://rslsteeper.com/products/prosthetics/products/upper_limb/electric/select_myo_electric_hands. [Accedido: 06-sep-2015].
- [44] Hosmer, «Products & Features - Hands.» [En línea]. Disponible en: <http://hosmer.com/products/hands/index.html>. [Accedido: 06-sep-2015].
- [45] Agencia Telam, «Científicos argentinos crearon el myo-ARm, el primer brazo biónico de América latina», *EstéticaMédica*, 10-dic-2014.
- [46] Ottobock, «Above-elbow prosthesis with DynamicArm.» [En línea]. Disponible en: <http://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/above-elbow-prosthesis-featuring-dynamicarm/>. [Accedido: 06-sep-2015].
- [47] Ottobock, «12K50 ErgoArm® Electronic plus.» [En línea]. Disponible en: http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_en/hs.xsl/7274.html. [Accedido: 06-sep-2015].
- [48] LTI, «LTI Boston Digital™ Arm Systems for Adu.» [En línea]. Disponible en: http://www.liberatingtech.com/products/elbows/LTI_Boston_Digital_Arm_Systems_for_Adults.asp. [Accedido: 06-sep-2015].
- [49] RSL Steeper, «Elbows - LTI Boston Digital Arm System.» [En línea]. Disponible en: http://rslsteeper.com/products/prosthetics/products/upper_limb/electric/elbows_lti_boston_digital_arm_system. [Accedido: 06-sep-2015].
- [50] Motion Control, «UTAH Arm 3 Sales Sheet», *Motion Control*. Salt Lake City, UT.
- [51] Hosmer, «E-TWO Electric Elbow [exoskeletal].» [En línea]. Disponible en: <http://hosmer.com/products/elbows/#e2>. [Accedido: 06-sep-2015].
- [52] Vincent Systems, «VINCENTpartial.» [En línea]. Disponible en: <http://vincentsystems.de/en/prosthetics/vincent-partial/>. [Accedido: 06-sep-2015].
- [53] Touch Bionics, «i-limb Digits.» [En línea]. Disponible en: <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-digits>. [Accedido:

06-sep-2015].

- [54] J. Stone, «DARPA's "Luke Skywalker" Prosthetic Arm Could Soon Have Sense Of Touch, But It Will Cost \$100k», *International Business Times*, 09-jul-2015.
- [55] D. A. Zlotolow y S. H. Kozin, «Advances in upper extremity prosthetics.», *Hand Clin.*, vol. 28, n.º 4, pp. 587-93, nov. 2012.
- [56] J. Hruska, «FDA approves the Deka arm, the first commercial mind-controlled prosthetic arm», *Extreme Tech*, 2014.
- [57] P. Ventimiglia, «Design of a Human Hand Prosthesis», Worcester Polytechnic Institute, 2012.
- [58] Johns Hopkins University Applied Physics Laboratory, «Modular Prosthetic Limb.» [En línea]. Disponible en: <http://www.jhuapl.edu/prosthetics/scientists/mpl.asp>. [Accedido: 07-sep-2015].
- [59] Johns Hopkins University Applied Physics Laboratory, «Press Release.» [En línea]. Disponible en: http://www.jhuapl.edu/newscenter/pressreleases/2014/141216_image3.asp. [Accedido: 07-sep-2015].
- [60] J. L. Collinger, B. Wodlinger, J. E. Downey, W. Wang, E. C. Tyler-Kabara, D. J. Weber, A. J. C. McMorland, M. Velliste, M. L. Boninger, y A. B. Schwartz, «High-performance neuroprosthetic control by an individual with tetraplegia», *Lancet*, vol. 381, n.º 9866, pp. 557-564, 2013.
- [61] J. Burck, M. J. Zeher, R. Armiger, y J. D. Beaty, «Developing the World's Most Advanced Prosthetic Arm Using Model-Based Design», *The Mathworks News&Notes*, pp. 1-4, 2009.
- [62] C. S. Green, «Parametric mechanical design and optimisation of the cant», University of Canterbury, 2002.
- [63] J. Yang, E. P. Pitarch, K. Abdel-Malek, A. Patrick, y L. Lindkvist, «A multi-fingered hand prosthesis», *Mech. Mach. Theory*, vol. 39, n.º 6, pp. 555-581, 2004.

- [64] Rii Lab - Shanghai Jiao Tong University, «An Underactuated Prosthetic Hand Based on Postural Synergies», 2011.
- [65] J. L. Pons, E. Rocon, R. Ceres, D. Reynaerts, B. Saro, S. Levin, y W. Van Moorleghem, «The MANUS-HAND Dextrous Robotics Upper Limb Prosthesis: Mechanical and Manipulation Aspects», *Auton. Robots*, vol. 16, n.º 2, pp. 143-163, 2004.
- [66] M. A. Pérez Romero, A. T. Velázquez Sánchez, C. R. Torres San Miguel, L. Martínez Sáez, P. F. Huerta González, y G. M. Urriolagoitia Calderón, «Prototipo de mano robótica antropométrica sub-actuada», *Rev. Fac. Ing. Univ. Antioquia*, n.º 65, pp. 46-59, 2012.
- [67] J. P. Collahuazo Sinchi, «Diseño y construcción de una mano robot activada por señales electromiográficas», Universidad Politécnica Salesiana, 2011.
- [68] J. O. Ramírez, «Mano Artificial Controlada Mioeléctricamente», *III Congr. Int. sobre Domótica, Robótica y Teleasistencia para Todos*, 2009.
- [69] C. Cameron, «Low-Cost 3D-Printed Dextrus Hand Could Transform Amputees' Lives», *Inhabitat - Sustainable Design Innovation, Eco Architecture, Green Building*, 2013. [En línea]. Disponible en: <http://inhabitat.com/low-cost-3d-printed-dextrus-hand-could-transform-amputees-lives/>.
- [70] 3D Printing Industry, «The Free Beginner's guide to 3D Printing.» [En línea]. Disponible en: <http://3dprintingindustry.com/3d-printing-basics-free-beginners-guide/>.
- [71] 3DSystems, «3D Scanners - A guide to 3D scanner technology.» [En línea]. Disponible en: <http://www.rapidform.com/3d-scanners/>. [Accedido: 07-sep-2015].
- [72] J. L. Loaiza, «Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad», Universidad Nacional de Colombia, 2012.
- [73] C. Quinayás, «Diseño Y Construcción De Una Prótesis Robotica De Mano Funcional Adaptada a Varios Agarres», Universidad del Cauca, 2010.

- [74] Fundación Give me Five, «Nuestra Fundación.» [En línea]. Disponible en: <http://www.givemefive.com.co/>.
- [75] F. García Quiroz, A. Villa Moreno, y P. Castaño Jaramillo, «Interfaces neuronales y sistemas máquina-cerebro: fundamentos y aplicaciones. Revisión», *Rev. Ing. Biomédica*, n.º 1, pp. 14-22, 2007.
- [76] N. Hatsopoulos y J. Donoghue, «The science of neural interface systems.», *Annu. Rev. Neurosci.*, vol. 32, pp. 249-266, 2009.
- [77] A. Bonarini, M. Matteucci, S. Ceriani, y L. T. Mainardi, «User-Tailored Shared Autonomy by a Robotic Wheelchair with Multimodal Interface», *BioMedPOLIMI Proc. - 1st Work. Life Sci. Politec. di Milano*, pp. 260-263, 2010.
- [78] N. a Badcock, P. Mousikou, Y. Mahajan, P. de Lissa, J. Thie, y G. McArthur, «Validation of the Emotiv EPOC(®) EEG gaming system for measuring research quality auditory ERPs.», *PeerJ* 1e38; DOI 10.7717/peerj.38, 2013.
- [79] B. Lucero M. y M. T. Muñoz-Quezada, «Sistemas de interfaz neuronal y su desarrollo en las neurociencias: revisión bibliográfica sistemática acerca de su aplicación en personas con parálisis», *Ciencias Psicológicas*, vol. 8, n.º 2, pp. 187-197, 2014.
- [80] A. C. Guyton y J. E. Hall, *Textbook of Medical Physiology*, 11.^a ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2006.
- [81] W. Gerstner y W. M. . Kistler, *Spiking neuron models: Single neurons, populations, plasticity*. Cambridge University Press, 2002.
- [82] Wikibooks, «Human Physiology / The Nervous System», *saylor.org*. [En línea]. Disponible en: <http://www.saylor.org/site/wp-content/uploads/2011/01/Nervous-System.pdf>. [Accedido: 20-sep-2015].
- [83] Wikipedia, «Dermatome (anatomy).» [En línea]. Disponible en: [https://en.wikipedia.org/wiki/Dermatome_\(anatomy\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Dermatome_(anatomy)). [Accedido: 21-sep-2015].

- [84] Life Total Care, «Printable Dermatome Chart.» [En línea]. Disponible en: <http://tlccrx.com/resources/printable-dermatome-chart/>. [Accedido: 20-sep-2015].
- [85] T. A. Kuiken, A. E. Schultz Feuser, y A. K. Barlow, *Targeted Muscle Reinnervation: A Neural Interface for Artificial Limbs*, vol. 20131732. CRC Press, 2014.
- [86] T. Inglis, «3D Printed Prosthetic Hand with Intelligent EMG Control.» Carleton University, 2013.
- [87] P. Shenoy, K. J. Miller, B. Crawford, y R. P. N. Rao, «Online electromyographic control of a robotic prosthesis», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, n.º 3, pp. 1128-1135, 2008.
- [88] G. Li, «Electromyography Pattern-Recognition-Based Control of Powered Multifunctional Upper-Limb Prostheses», en *Advances in Applied Electromyography*, J. Mizrahi, Ed. InTech, 2011.
- [89] R. H. Chowdhury, M. B. I. Reaz, M. A. B. M. Ali, A. a a Bakar, K. Chellappan, y T. G. Chang, «Surface electromyography signal processing and classification techniques.», *Sensors*, vol. 13, pp. 12431-12466, 2013.
- [90] The SENIAM Project, «Welcome at Seniam.org.» [En línea]. Disponible en: <http://www.seniam.org/>. [Accedido: 27-sep-2015].
- [91] R. Merletti, «Standards for Reporting EMG Data.» [En línea]. Disponible en: http://www.isek-online.org/standards_emg.html. [Accedido: 27-sep-2015].
- [92] L. A. Miller, R. D. Lipschutz, K. A. Stubblefield, B. A. Lock, H. Huang, T. W. Williams, R. F. Weir, y T. A. Kuiken, «Control of a six degree of freedom prosthetic arm after targeted muscle reinnervation surgery.», *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 89, n.º 11, pp. 2057-2065, nov. 2008.
- [93] M. A. L. Nicolelis, «Una mente extracorpórea», *Investigación y ciencia, N°415*, Barcelona, pp. 79-81, 2011.
- [94] M. A. L. Nicolelis, «Brain-to-brain communication has arrived. How we did it.»

TEDGlobal 2014, 2014.

- [95] B. Graimann, B. Allison, y G. Pfurtscheller, «Brain–Computer Interfaces: A Gentle Introduction», en *Brain-Computer Interfaces: Revolutionizing Human-Computer Interaction*, Springer, 2010, pp. 1-27.
- [96] Y. Wang, X. Gao, B. Hong, y S. Gao, «Practical Designs of Brain–Computer Interfaces Based on the Modulation of EEG Rhythms», en *Brain-Computer Interfaces: Revolutionizing Human-Computer Interaction*, Springer, 2010, pp. 137-154.
- [97] Reuters, «Paralysed woman controls robot arm with brain», *ABC*, 2012.
- [98] E. S. Olaya Escobar, C. J. Cortes Rodríguez, y Ó. G. Duarte Velasco, «Despliegue de Función Calidad (QFD) apoyado mediante técnicas difusas : Caso prótesis mioeléctrica de mano», *Rev. Ing. e Investig.*, vol. 25, n.º 2, pp. 4-14, 2005.
- [99] G. E. Jacques, S. Ryan, S. Naumann, M. Milner, y W. L. Cleghorn, «Application of Quality Function Deployment in Rehabilitation Engineering», *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 2, n.º 3, pp. 158 - 164, 1994.
- [100] A. Putranto, I. Priadythama, S. Susmartini, y P. W. Laksono, «Conceptual Design of 3 Independent Motor Actuation Transmission Systems for Low-Cost Anthropomorphic Prosthetic Hand», *Int. J. Mater. Mech. Manuf.*, vol. 2, n.º 2, pp. 121-125, 2014.
- [101] R. L. Norton, «Apéndice A: Introducción al Diseño», en *Diseño de máquinas - un enfoque integrado*, 4th. ed., Pearson, 2011, pp. 849-874.
- [102] D. G. Ullman, «Understanding the Problem and the Development of Engineering Specifications», en *The Mechanical Design Process*, 2003, pp. 143-170.
- [103] D. Cummings, «Prosthetics in the developing world: a review of the literature», *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 20, pp. 51-60, 1996.
- [104] H. D. Thomas, A. a Keith, y J. F. Prosis, «Affordable , modular , and breathable upper-limb prosthetic sockets for use in underdeveloped areas with hot , humid

climates», vol. 28, n.º 4, pp. 45-54, 2015.

- [105] J. M. Vásquez, «Prediseño mecánico de un sistema automático de inspección remota para líneas de transmisión de energía eléctrica», Universidad Pontificia Bolivariana, 2007.
- [106] GDA, «Compact, robust, light – the world’s first touch-sensing prosthetic hand», 2015. [En línea]. Disponible en: <http://www.aluinfo.de/index.php/gda-news-en/items/compact-robust-light-the-worlds-first-touch-sensing-prosthetic-hand.html>. [Accedido: 30-ago-2015].
- [107] S. Schulz, «Eine bionische Handprothese für Kinder und Jugendliche», *Orthopädie Technik*, n.º 5-2015, pp. 30-35, may-2015.
- [108] Ottobock, «Michelangelo Technician Product Brochure.» .
- [109] The Telegraph, «Transplant patient receives bionic hand with electronic fingers», *The Telegraph*, 2013.
- [110] A. Saenz, «How Much is the Newest Advanced Artificial Hand? \$11,000 USD (video)», *Singularity Hub*, 30-jun-2010.
- [111] RSL Steeper, «Information graphic - bebionic small.» [En línea]. Disponible en: http://bebionic.com/uploads/files/bebionic_small_infographic.jpg. [Accedido: 06-sep-2015].
- [112] K. McDermott, «Britain’s first bionic boy: Patrick, 16, overjoyed as he gets robotic hand so advanced it can be controlled via smartphone app», *Daily Mail*, 2013.
- [113] Touch Bionics, «i-limb quantum Clinician Manual», n.º MA 01333 Issue No 1. 2015.
- [114] Touch Bionics, «i-limb quantum Product Sheet.» 2015.
- [115] Prensilia s.r.l., «IH2 Azzurra series - Data Sheet.» 2014.

[116] Prensilia s.r.l., «Robotic Hands (Self-contained).» [En línea]. Disponible en: <http://www.prensilia.com/index.php?q=en/node/40>. [Accedido: 30-ago-2015].

ANEXOS

ANEXO A – TABLAS CON INFORMACIÓN RECOPIADA SOBRE MANOS ANTROPOMÓRFICAS.

Tabla A1. Datos técnicos de las principales prótesis antropomórficas de mano disponibles comercialmente.

<i>Mano</i>	<i>Fabricante (país)</i>	<i>Peso reportado</i>	<i>Dimensiones generales</i>	<i>Precio</i>
<i>VINCENTevolution 2</i>	Vincent Systems (Alemania)	410 g	163 mm de largo 80 mm de ancho	Aproximadamente el mismo de la iLimb y la Michelangelo.
<i>VINCENTyoung</i>	Vincent Systems (Alemania)	285 g	128 mm de largo 67 mm de ancho	Aproximadamente el mismo de la Bebionic
<i>Michelangelo</i>	Ottobock (Alemania)	420 g (aproximadamente)	—	\$72.500 USD†
<i>Bebionic Small</i>	RSL Steeper (Reino Unido)	390 – 460 g	165 mm de largo 72 mm de ancho 45 mm de espesor	\$11.000 USD*
<i>Bebionic 3</i> (Modelo tamaño medio)	RSL Steeper (Reino Unido)	550-591 g	190 mm de largo 84 mm de ancho 50 mm de espesor	\$11.000 USD*
<i>i-limb quantum</i> (Modelo tamaño medio)	Touch Bionics (Reino Unido)	Entre 479 y 623 g dependiendo de los accesorios de la muñeca	182.5 mm de largo 80.5 mm de ancho	Dependiendo del nivel de amputación, entre \$38.600 USD Y \$123.400 USD*†
<i>IH2 Azzurra</i>	Prensilia (Italia)	640 g	213 mm de largo 102 mm de ancho 45 mm de espesor	—

*Dato de un modelo anterior del mismo fabricante.

† Los precios no reportados en dólares americanos fueron convertidos usando la tasa de cambio respectiva de agosto 31 de 2015.

Tabla A1 (continuación). Datos técnicos de las principales prótesis antropomórficas de mano disponibles comercialmente.

<i>Mano</i>	<i>Articulaciones (número de motores)</i>	<i>Patrones de prensión</i>	<i>Capacidades de la articulación de la muñeca</i>
<i>VINCENTevolution 2</i>	10 (6)	12 tipos de agarre, y más de 20 posiciones de la mano	—
<i>VINCENTyoung</i>	5(4)	12 tipos de agarre a base de una o dos señales EMG	Ofrece tres opciones: flexible, con adaptador transcarpal y con bloqueo.
<i>Michelangelo</i>	6 (3)	Siete posiciones	La muñeca permite flexo-extensión y rotación
<i>Bebionic Small</i>	11 (5)*	14 patrones de prensión	—
<i>Bebionic 3</i>	11 (5)*	14 patrones de prensión	Ofrece tres opciones: muñeca de movimiento pasivo en todas las direcciones, y bloqueo en -30° y 30°, muñeca de remoción rápida y muñeca corta para bajos niveles de amputación.
<i>i-limb quantum</i>	11 (5)*	24 patrones de prensión programados previamente	Ofrece tres opciones: muñeca de desconexión rápida, muñeca con adaptador transcarpal y muñeca con estándar con opciones de movimiento pasivo y bloqueo en varios ángulos entre -40° y 40°.
<i>IH2 Azzurra</i>	11 (5)	10 tipos de agarre preestablecidos. Programable	Conexiones estándar de muñeca

*Dato de un modelo anterior del mismo fabricante.

Tabla A1 (continuación). Datos técnicos de las principales prótesis antropomórficas de mano disponibles comercialmente.

<i>Mano</i>	<i>Otras características importantes</i>	<i>Referencias y más información</i>
<i>VINCENTevolution 2</i>	Tiene retroalimentación de fuerza al usuario. Está hecha en una aleación de magnesio y aluminio. Control proporcional de fuerza y velocidad. Interfaz por Bluetooth. Requiere dos señales de EMG.	[106], [32], comunicación directa
<i>VINCENTyoung</i>	Es el modelo de Vincent Systems para adolescentes y niños.	[39], [107], comunicación directa
<i>Michelangelo</i>	Se puede adaptar con otros elementos de Otto Bock, usando un sistema de transmisión de datos denominado Axon-Bus. Es fácil de operar y ajustar. Su voltaje de operación es 11.1V. Su rango de apertura es aproximadamente 122mm. Su velocidad es de aproximadamente 325mm/s. La carga de presión varía entre 15 y 70 N dependiendo del modo de presión.	[108], [109], [31]
<i>Bebionic Small</i>	Es una versión de tamaño reducido de la Bebionic 3 (se reduce cerca del 30 %), por lo que su público objetivo son mujeres y hombres de quintiles bajos. Se vende como “la mano más realista del mercado”. Incluye tecnología inteligente en el sensado de la posición de los dedos mediante un sistema de encoders. La superficie de los dedos tiene burbujas de aire para maximizar la interacción del usuario y su entorno.	[110], [31], [33]. [111]
<i>Bebionic 3</i>	Su capacidad de carga de presión tiene un máximo de 140N. Dependiendo del patrón de presión, el máximo tiempo para abrirse y cerrarse está entre ½ y 1 segundo. Sus baterías tienen un voltaje nominal de 7.4V y capacidad de entre 1300 mAh y 2200mAh, y poner el pulgar en dos posiciones: oponible y no oponible.	[110], [38], [31], [33]
<i>i-limb quantum</i>	Se puede cambiar de patrón de presión a través de una aplicación del celular. La mano se abre y cierra en 0.8 segundos. Tiene una batería recargable de polímero de litio, de 7.4V nominales, entre 1300 y 2000mAh de capacidad y una corriente máxima de 5A. Tiene una carga máxima de 90 kg.	[112], [113], [114]
<i>IH2 Azzurra</i>	Tiene retroalimentación de fuerza y presión al usuario. La mano es autocontenida y programable. Con aplicaciones fuera del campo de las prótesis, como en neurociencia y robots humanoides	[115], [116]

*Dato de un modelo anterior del mismo fabricante.

ANEXO B – REQUERIMIENTOS DEL CLIENTE EN EL DISEÑO CONCEPTUAL

Tabla B1. Requerimientos del cliente en el diseño conceptual

Categoría	Etiqueta	Requerimiento
<i>Requerimientos funcionales</i>	F1	Que sea funcional ² .
	F2	Que tenga presión segura y estable ¹ .
	F3	Que permita graduar la fuerza de presión (e.g., presión proporcional) ¹ .
	F4	Que permita llegar hasta altas fuerzas de presión ² .
	F5	Que permita coger objetos pequeños ¹ .
	F6	Que permita coger objetos grandes ¹ .
	F7	Que permita coger objetos con formas variadas ¹ .
	F8	Que permita orientar los objetos (girarlos, etc.) ¹ .
	F9	Que resista altas horas de trabajo en el clima específico de la ciudad ³ .
	F10	Que resista ambientes industriales, en aspectos como el polvo y la humedad ⁵ .
	F11	Que sea fácil de alinear para agarrar objetos ¹ .
	F12	Que se pueda mover en diversos patrones de presión para diversos momentos de la vida cotidiana ⁵ .
	F13	Que permita movimientos independientes de cada dedo ⁵ .
	F14	Que permita cambiar el efector de la prótesis (diseño modular) ² .
	F15	Que tenga una batería duradera (si es eléctrico) ⁵ .
	F16	Que sea de respuesta rápida ¹ .
	F17	Que tenga retroalimentación sensorial de fuerza ¹ .
	F18	Que sea precisa ² .
	F19	Que se pueda mojar ⁵ .
<i>Requerimientos de apariencia y comodidad</i>	AC1	Que sea liviana ² .
	AC2	Que permita ver los objetos que están siendo manipulados ¹ .
	AC3	Que tenga pocos movimientos compensatorios (i.e. movimientos de una articulación que compensen lo de las otras) ¹ .
	AC4	Que el proceso de presión de un objeto se vea natural ¹ .
	AC5	Que no tenga dispositivos extraños ni cables conectados a la cabeza ⁵ .
	AC6	Que se vea similar a la mano humana, y a los pacientes no les pregunten por la prótesis ² .
	AC7	Que produzcan poco ruido ⁴ .
<i>Requerimientos económicos y logísticos</i>	EL1	Que su precio final sea bajo, lo suficiente para que lo cubra una EPS ³ .
	EL2	Que su costo de manufactura y distribución sea bajo ³ .
	EL3	Que sea duradera ² .
	EL4	Que sea fabricada y distribuida por personal local ³ .
	EL5	Que no requiera cirugía ⁵ .
	EL6	Que los procesos de mantenimiento y reparación sean accesibles y ágiles ² .
<i>Requerimientos de seguridad</i>	S1	Que no presente riesgos de electrocución ⁵ .
	S2	Que tenga alta seguridad mecánica ⁴ .
	S3	Que tenga bajo desgaste de partes móviles ⁴ .
	S4	Que pocos factores alteren el sistema ⁴ .
	S5	Que la probabilidad de fallas sea mínima ⁴ .

Requerimientos obtenidos o inspirados en los de:

- ¹ Jacques et al. [99].
- ² Olaya et al. [72], [98].
- ³ Poonekar et al. [103].
- ⁴ Pérez Romero et al. [66].
- ⁵ Requerimientos propuestos.

ANEXO C – OBJETIVOS Y ALCANCE DEL TRABAJO DE GRADO

Lo contenido en el presente anexo fue extraído del Anteproyecto del Trabajo de Grado.

OBJETIVO GENERAL

Recopilar el estado del arte y formular el diseño conceptual de una prótesis robótica de miembro superior con el fin de crear conocimiento alrededor del tema y fomentar desarrollos locales futuros.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Recopilar información sobre los desarrollos de prótesis de miembro superior llevados a cabo tanto en el exterior como en Colombia, analizando sus componentes, características, funciones y elementos diferenciadores.
- Recopilar información sobre los desarrollos en interfaces neuronales aplicables al diseño de una prótesis robótica de miembro superior.
- Identificar y analizar las funciones que debe cumplir una prótesis robótica de miembro superior de acuerdo a lo encontrado en el estado del arte, los intereses comunes de los pacientes, las restricciones de diseño y las limitaciones de manufactura.
- Jerarquizar las funciones y obtener las más importantes para el proceso de diseño.

ALCANCE

Con miras a sentar una base para futuros proyectos, el alcance del presente se limita a la recopilación del estado del arte y a la formulación de un diseño conceptual de los dispositivos estudiados, tal y como se enuncia en los objetivos.