

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**PROPUESTA CONCEPTUAL DEL SEGMENTO ANTEBRAZO
PARA UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA USANDO
MECANISMOS PARALELOS DE 3 GRADOS DE LIBERTAD**

**Trabajo de investigación para obtener el grado académico de BACHILLER EN
CIENCIAS CON MENCIÓN EN INGENIERÍA MECATRÓNICA**

AUTOR:

CÉSAR ANDRÉS HINOSTROZA NOREÑA

ASESOR:

DANTE ÁNGEL ELÍAS GIORDANO

Lima, diciembre 2020

RESUMEN

En este trabajo se muestra una propuesta de diseño conceptual de un dispositivo antebrazo (cubito-radial) para una prótesis mioeléctrica transradial proximal usando mecanismos paralelos, teniendo en cuenta los tres grados de libertad existentes en la muñeca (abducción–aducción, flexión–extensión y pronación–supinación).

El documento aborda la problemática y necesidad evidente de desarrollar dispositivos de este tipo en el entorno peruano. Para ello se tuvieron en cuenta datos estadísticos sobre la condición de los amputados en el Perú. Asimismo, se investigó sobre tecnologías similares disponibles para tener una base sobre la cual abordar la resolución de esta problemática.

Una vez realizado un estudio exhaustivo se recopiló la información más relevante con la cual se desarrollaron los requerimientos que el diseño debe satisfacer, tales como los rangos de los grados de libertad, dimensiones geométricas, seguridad, entre otros. Posteriormente, se procedió a generar tres posibles soluciones teóricas (soluciones conceptuales) que fueron evaluadas, técnica y económicamente, para determinar lo que sería la base de este diseño conceptual. Luego, se analizaron los posibles proyectos preliminares basados en el concepto de solución óptimo. De estos solo uno fue escogido debido a que tuvo los mejores resultados en una segunda evaluación técnica y económica.

Finalmente, se pudo obtener satisfactoriamente un concepto de solución y un proyecto preliminar óptimo, o diseño conceptual, utilizando como base la norma VDI 2221 como metodología de diseño.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
AMPUTACIÓN Y ANATOMÍA FUNCIONAL DEL MIEMBRO SUPERIOR	3
1.1. Datos estadísticos	3
1.2. Anatomía del cuerpo humano	6
1.3. Amputaciones.....	10
ESTADO DE LA TECNOLOGÍA EN PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR	13
2.1 Dispositivos prostéticos transradiales	13
2.1.1 Productos comerciales	14
2.1.2 Proyectos en desarrollo.....	16
2.1.3 Patentes.....	18
2.2 Modelo de mecanismos.....	20
2.2.1 Mecanismos seriales	20
2.2.2 Mecanismos paralelos	22
2.3 Materiales, actuadores y sensores	23
2.3.1 Actuadores.....	23
2.3.2 Sensores.....	25
2.3.3 Controladores	26
2.3.4 Fuentes de alimentación	28
2.3.5 Materiales estructurales	29
SOLUCIÓN CONCEPTUAL	32
3.1 Requerimientos del dispositivo	32
3.2 Estructura de Funciones Global - Caja Negra	35
3.3 Estructura de funciones	36
3.3.1 Primera estructura de funciones	37
3.3.2 Segunda estructura de funciones	40
3.3.3 Tercera estructura de funciones.....	42
3.4 Evaluación de las tres estructuras de funciones.....	44
3.5 Matriz morfológica	44
3.6 Conceptos de solución.....	48
3.6.1 Primer concepto de solución.....	48
3.6.2 Segundo concepto de solución	50
3.6.3 Tercer concepto de solución	51
3.7 Evaluación técnica y económica	53
PROYECTO PRELIMINAR	57
4.1 Alternativas de proyecto preliminar.....	57
4.1.1 Primer proyecto preliminar.....	57
4.1.2 Segundo proyecto preliminar.....	60
4.1.3 Tercer proyecto preliminar	63
4.2 Evaluación de los proyectos preliminares.....	65
4.2.1 Evaluación técnica.....	65
4.2.2 Evaluación económica.....	66
4.2.3 Resultados de la evaluación técnica económica	67
4.3 Propuesta de Proyecto Preliminar	67
4.3.1 Diagrama de flujo	67
4.3.2 Arquitectura de hardware	70
4.3.3 Diagrama de operaciones.....	71
CONCLUSIONES	73
BIBLIOGRAFÍA	74
Anexo A.....	76



INTRODUCCIÓN

La amputación es una condición motora permanente que se presentan como consecuencia de lesiones traumáticas y enfermedades. Estas limitan significativamente la vida de las personas amputadas, y es aún más severo si es que estas son realizadas en los miembros superiores ya que pueden tener un mayor impacto [Farro, 2012]. Esto se debe principalmente a que son miembros extremadamente complejos con la capacidad de realizar actividades motoras finas.

En la actualidad, en el Perú, las áreas de rehabilitación y tratamientos posteriores para pacientes con amputaciones están limitadas por factores geográficos y socioeconómicos. Estas son las principales razones por las que este sector de la población es gravemente afectado [Farro, 2012]. Las prótesis importadas tienen precios elevados, por lo que son una alternativa a la que solo los sectores socioeconómicos de mejores ingresos tienen acceso. Esto es preocupante debido a que el 82.5% de las personas que presentan esta condición se encuentran en pobreza o pobreza extrema [Farro, 2012].

Las amputaciones más frecuentes en las extremidades superiores son las que se dan en la sección transradial proximal [Domínguez, 2016]. Estas amputaciones generan muchas limitaciones con respecto a la capacidad total del miembro superior, ya que se pierde el movimiento total de la mano y muñeca, los cuales representan del 50% del total de la capacidad motora del miembro superior [Domínguez, 2016].

Es por ello que existe un creciente interés por innovar en tecnologías de rehabilitación motora y prótesis para ayudar a las personas que han sufrido de amputaciones, y así disminuir las limitaciones ocasionadas por esta condición. No obstante, a pesar del aumento de la demanda de prótesis transradiales proximales, son pocos los proyectos a nivel nacional orientados en la elaboración de este tipo de tecnología. Además, la mayoría de estos proyectos desarrollan principalmente unidades mecánicas. Son pocas las empresas y proyectos peruanos que desarrollan unidades protésicas mioeléctricas, las cuales permiten un movimiento más fluido.

Asimismo, entre los distintos mecanismos para el desarrollo de prótesis robóticas se encuentran los mecanismos seriales, que son los más comunes en su implementación en sistemas robóticos. Sin embargo, tienen limitaciones en la falta de exactitud y baja relación de carga respecto a su peso. Por el contrario, los mecanismos paralelos poseen un menor rango de movimientos posibles, no obstante, permiten una mayor precisión en el efector final y poseen una mayor relación de carga respecto a su peso.

Por lo tanto, en el presente trabajo se propone, basado en un mecanismo en paralelo, el diseño conceptual del segmento del antebrazo de una prótesis mioeléctrica transradial proximal que permita 3 grados de libertad en la muñeca. Esta propuesta complementa el desarrollo de la prótesis mioeléctrica transradial desarrollada en la PUCP por el Grupo de investigación en Robótica y Biomecánica Aplicada (GIRAB), la que se desarrolló para el caso de amputaciones transradiales distales (cercana a la articulación de la muñeca). Para ello, se realiza un estado del arte que constará de un estudio de la problemática en el entorno nacional, de técnicas y tecnologías para prótesis mioeléctricas, con énfasis en el movimiento de la muñeca en prótesis transradiales, y de mecanismos paralelos para el diseño de sistemas robóticos de 3 grados de libertad. Luego, a partir de esta información se elaboran los requerimientos, con lo que se propondrán tres conceptos de solución y, posteriormente, a través de una evaluación técnica y económica, se propondrá el diseño conceptual. La metodología utilizada en este documento se basa en la norma VDI 2221 “Enfoque sistemático al diseño de sistemas técnicos y productos”.

CAPÍTULO 1

AMPUTACIÓN Y ANATOMÍA FUNCIONAL DEL MIEMBRO SUPERIOR

En este primer capítulo se realizará una descripción de la investigación estadística realizada alrededor las amputaciones transradiales. También se presentará la anatomía del brazo para comprender de mejor manera su funcionamiento e importancia.

1.1. Datos estadísticos

En el Perú cerca de 930,000 personas padecen de limitaciones en las extremidades superior y/o inferior. Así mismo, el 40.6% de estos pacientes consideran que para realizar las diferentes tareas cotidianas necesitan la asistencia de un tercero [INEI, 2014]. Esto evidencia una necesidad de recuperar cierta independencia.

Además, es especialmente preocupante esta situación en el Perú debido a la poca ayuda que se les provee a las personas con discapacidades de locomoción y/o destreza. Como se puede observar en la Figura 1.1., el 43.7% de estos pacientes no hace uso de ningún tipo de apoyo ortopédico, pero si existe la necesidad del uso de estos.

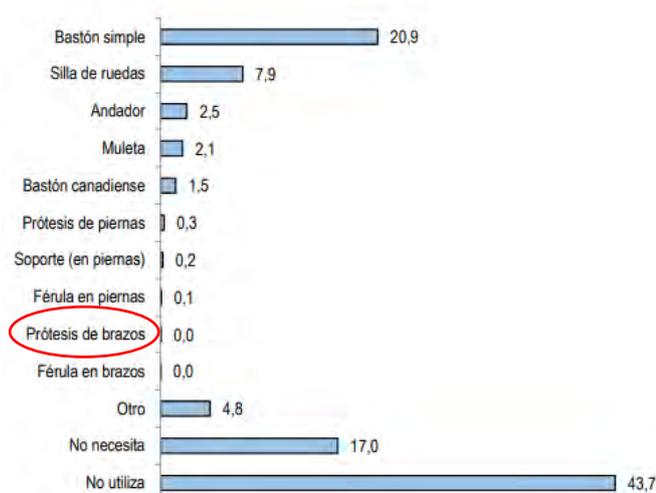


Fig. 1.1. Perú: porcentaje de personas con discapacidad de locomoción y/o destreza, según apoyo ortopédico que utilizan para desplazarse [INEI, 2014]

Anualmente, se presentan distintos tipos de accidentes en la realización de las labores del trabajo. En el anuario estadístico de 2018 del Ministerio de Trabajo y Promoción de Empleo, se indicó que alrededor de 6500 personas al año sufrieron accidentes en sus extremidades superiores, incluyendo manos, brazos, dedos y hombros. Estos representan el 31.3% de los accidentes laborales. Además, se realizaron 72 amputaciones debido a accidentes incapacitantes permanentes [MTPE, 2019].

La población de entre 30 a 64 años es el sector con mayor porcentaje de personas que padecen de una discapacidad de movimiento, como se ve en la Figura 1.2. Estos representan el 31.5% según datos recopilados por el INEI en el 2012. El segundo y tercer grupo que le siguen en cantidad son las pacientes que tienen entre 65 a 74 y 75 a 84 años, ambos con el 24.1% [INEI, 2012]. Por lo tanto, los adultos y adultos mayores son las personas que más sufren de esta condición.

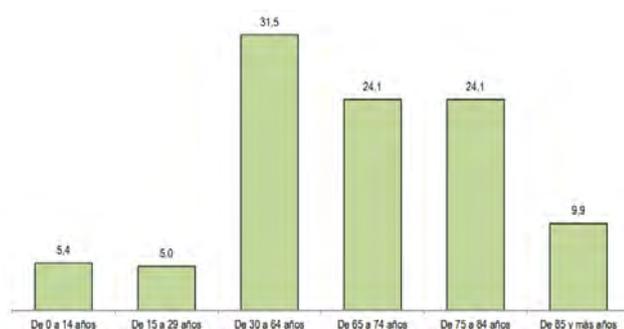


Fig. 1.2. Perú: Personas con discapacidad de locomoción y/o destreza según grupos de edad [INEI, 2014]

Las limitaciones físicas no solo afectan a las capacidades de las personas, sino que también la economía de sus hogares. En su gran mayoría las personas de entre 26 y 64 años son personas económicamente activas. Así mismo, gran parte del sector económico se concentra en la población adulta y adulta mayor [MTPE, 2019].

Cabe destacar que las personas con algún tipo de discapacidad ya no pueden desarrollar sus labores con normalidad. Como se ve en la Tabla 1.1, según datos del INEI, más del 50% de personas no pudieron seguir con sus labores regulares. En algunos casos fueron reubicados, trabajaron en un ambiente hostil, renunció, o incluso se tomó la decisión de prescindir de ellos por la condición que padecían [INEI, 2014].

Tabla 1.1. Perú: Porcentaje de personas con discapacidad ocupadas de 14 años y más de edad por área de residencia, según situación en el trabajo cuando adquirieron la limitación, 2012 [INEI, 2014]

Situación en el trabajo cuando adquirió la limitación	Total	Urbana	Rural
Total	100,0	100,0	100,0
Fue despedido	11,5	12,1	9,1
Recibió trato hostil	1,0	1,1	0,9
Fue reubicado en un área inadecuada	0,1	0,2	0,1
Fue reubicado en un área adecuada	2,1	2,4	0,9
Renunció	19,9	20,0	19,8
No cambio, continuó trabajando de forma normal	46,4	46,8	44,8
Otro 1/	12,3	10,0	21,0
No especificado	6,6	7,5	3,4

Solo el 21% de las personas que sufrieron algún tipo de limitación afirman que sus labores se adecuaron a sus nuevas capacidades, mientras que el 73.2% afirma que este no fue el caso. Esto se debe a que la gran mayoría no ha recibido ningún tipo de capacitación con relación a sus nuevas limitaciones laborales. Solo un 2.8% de estas personas recibieron algún tipo de capacitación que les ayude con la realización de sus actividades laborales.

Este problema se asevera aún más en los pacientes peruanos afectados por la pérdida de un miembro, debido a que no reciben ningún tipo de rehabilitación o tratamiento posterior a la amputación. Se puede clasificar la accesibilidad a los centros de rehabilitación y salud en cuatro tipos: la geográfica, relacionada a la distancia y tiempo de viaje; la financiera, con referencia a la capacidad de poder realizar los pagos de los servicios; la accesibilidad

cultural, relacionada a la adecuación a los patrones culturales de la población; y la funcional, que hace referencia a la forma de atención conforme a las necesidades de salud [Arroyo, 2015]. La inexistente disponibilidad de centros especializados en el Perú, mayor cantidad de opciones de apoyos ortopédicos y el elevado precio de algunas prótesis, son las principales causas que no se pueda tener acceso a estas posibilidades.

1.2. Anatomía del cuerpo humano

Las amputaciones generan una discapacidad motora permanente que se presentan en un grupo de personas debido a lesiones traumáticas y/o enfermedades. La pérdida de una extremidad es un evento que altera la vida de toda persona que haya pasado por esta situación, provocando repercusiones en los diferentes aspectos de la vida, generando nuevos grados de dependencia en la ejecución de diversas actividades diarias.

Las amputaciones de miembros superiores son menos frecuentes que las de miembros inferiores, sin embargo, puede tener un mayor efecto en las personas indistintamente de la edad en la que se realice la amputación [Domínguez, 2016]. Esto se debe principalmente a que las extremidades superiores son miembros extremadamente complejos con grupos, músculos neurovasculares, linfáticos y huesos que se unen, los cuales forman un apéndice funcional para realizar diferentes acciones como agarrar, golpear o realizar actividades motoras finas.

Existe una interacción sincronizada entre las articulaciones del miembro superior para coordinar los segmentos que intervienen, y así realizar un movimiento suave y eficiente a la distancia o posición de trabajo requerida. La eficiencia de la función del brazo es consecuencia de la habilidad para posicionar adecuadamente la mano mediante las articulaciones escapulotorácica, glenohumeral, del codo, radio-cubital y de la muñeca [Moore, 2008]. Como se puede observar en la Figura 1.3, el miembro superior está constituido por cuatro segmentos: el hombro, el brazo, el antebrazo y la mano. Para mayor información sobre estos segmentos, ver Anexo A.



Fig. 1.3. Regiones y huesos del miembro superior [Moore, 2008]

El antebrazo es el segmento del miembro superior más relevante en este proyecto, debido a que es el segmento al cual se realizará un diseño que lo reemplace con una unidad protética. Es el segundo segmento de mayor longitud en los miembros superiores, y conecta el codo con la muñeca. Además, este segmento contiene el cubito y el radio [Moore, 2008]. Así mismo, el antebrazo está conectado a dos de los conjuntos de articulaciones más importantes del miembro superior. Estos conjuntos están ubicados en el codo y en la muñeca, permitiendo una gran cantidad de movimientos en las extremidades superiores.

a) Movimientos del codo

El codo está compuesto por tres articulaciones que proporcionan los grados de libertad en esta parte de las extremidades superiores. Estas son: La articulación humero-cubital, humero-radial y la radio-cubital. Los nombres se derivan de los huesos que conectan cada una de ellas. Además, permite la aplicación de fuerza y control del movimiento de la

mano en el espacio. Por un lado, la articulación húmero-radial permite realizar los movimientos de flexión, extensión, pronación y supinación. Por otro lado, la húmero-cubital también apoya en los movimientos de flexión y extensión. Finalmente la articulación radio-cubital permite los movimientos de pronación y supinación¹.

Flexión-Extensión: La flexión posibilita aproximar la cara anterior del antebrazo al brazo. Para realizar este movimiento participan los bíceps braquiales, el braquial superior y el supinador largo o braquiorradial. Así mismo, la extensión permite el retorno a la posición original del brazo y antebrazo formando un ángulo de entre 5 y 10 grados. El tríceps braquial y el ancóneo son los músculos que hacen posible esta acción. En la Figura 1.4 se observan estas acciones.

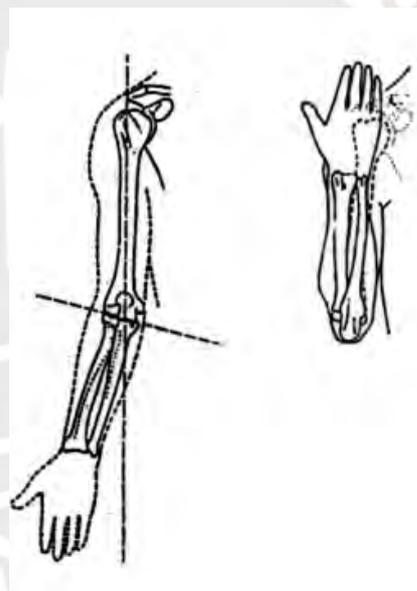


Fig. 1 4. Movimientos de extensión y flexión del codo [Bienfait, 2001]

Pronación–Supinación: Son los movimientos de rotación del segmento del antebrazo que permiten un giro de las palmas en sentido horario y anti horario [LEVAY, 2013]. La pronación se da cuando el pulgar apunta hacia el interior del cuerpo mientras que durante la supinación el pulgar apunta al exterior, estos movimientos se ven con mayor detalle en la Figura 1.5. Para considerar el rango de grado efectivo del codo, este debe realizar un ángulo de 90° entre el brazo y el antebrazo. Durante este proceso el cubito se mantiene quieto en su posición mientras que el que permite la rotación es el radio.

¹ Articulación del codo. Mejor con salud. <https://mejorconsalud.com/articulacion-del-codo/> 28/04/2020

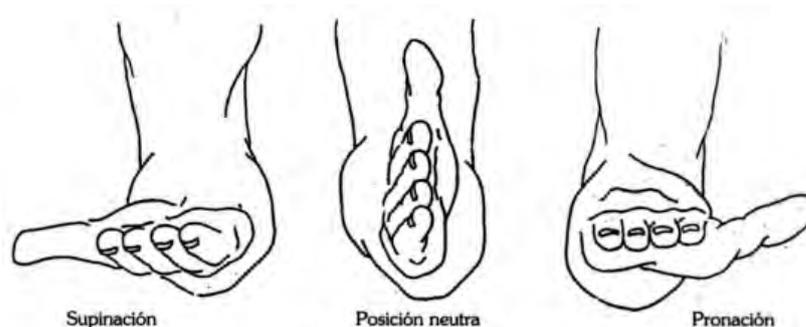


Fig. 1.5. Movimientos de pronación y supinación del codo [Bienfait, 2001]

b) Movimientos de la muñeca

La muñeca está formada por dos articulaciones distintas. La radio-carpiana y la medio-carpiana, que se observan en la Figura 1.6. La primera está formada por una glena anti-braquial y por un codillo carpiano. La segunda reúne las dos hileras del carpo con excepción del pisiforme [Bienfait, 2001].

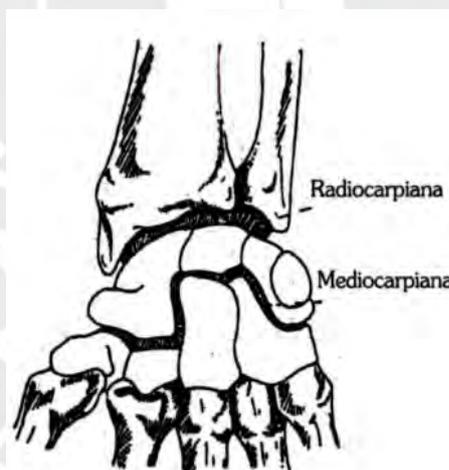


Fig. 1.6. Articulaciones de la muñeca [Bienfait, 2001]

La flexión, extensión, abducción y aducción son los movimientos que realiza la muñeca mientras que la pronación y supinación son movimientos con origen en el codo que en conjunto con la muñeca permiten la rotación de la mano a su posicionamiento exacto en el espacio, estas se ven con mayor detalle en la Figura 1.7. A continuación se detallan los rangos de movimiento que tiene la muñeca y cuanto es que cada articulación permite para la realización de este.

Flexión: Posee un rango de 85 grados de libertad, de los cuales 50 se dan en la articulación radio-carpiana, mientras que los otros 35 en la medio-carpiana.

Extensión: Al igual que en la flexión son 85 grados, pero con la diferencia que es la medio-carpiana en la que se realiza 50 grados y en la radio-carpiana, 35°.

Abducción: Este movimiento es de 15 grados que se distribuyen en partes equivalentes en ambas articulaciones.

Aducción: Es de 45 grados. 30 de los cuales se dan en la radio-carpiana y 15 para la medio-carpiana [Bienfait, 2001].



Fig. 1.7. Movimientos de la muñeca [Vergara, 2017]

1.3.Amputaciones

Sin duda alguna, las extremidades superiores son los miembros más complejos del cuerpo humano. Esto se debe a la gran cantidad de movimientos que cada uno de los grupos de articulaciones realiza. Sin embargo, estas funciones se ven limitadas si se realiza algún tipo de amputación.

Existen una gran variedad de amputaciones según el nivel en el cual fue realizada la amputación. Estas se pueden observar en la Figura 1.8. Sin embargo, se procederá a explicar solo las de carácter transradial. Para mayor información sobre los niveles de amputación se puede ir al Anexo B.

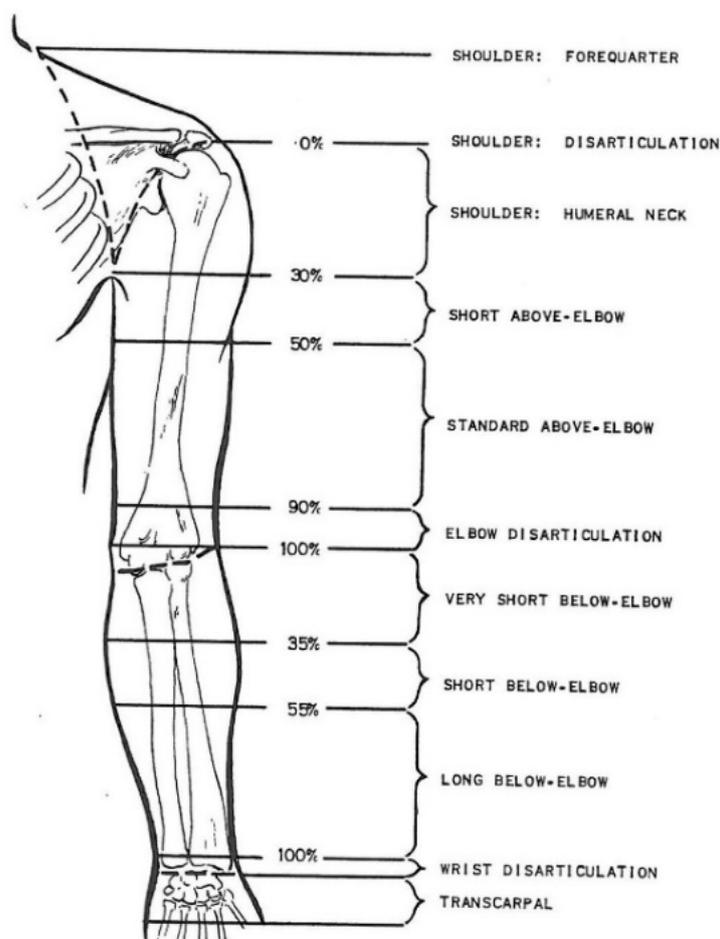


Fig. 1.8. Tipo de amputado basado en el nivel de la amputación²

Las amputaciones transradiales representan el 8% de las amputaciones totales, se puede observar un ejemplo en la Figura 1.9. Estas son realizadas a través del antebrazo, que puede dividirse en tres niveles según el segmento en el que se haya realizado la amputación. Estas son las transradiales distales, medias y proximales. Las primeras se encuentran dentro del tercio más bajo o cercano a la mano. Así mismo, las transradiales medias son aquellas que se encuentran dentro del tercio a la mitad del radio y cubito. Finalmente, el transradial proximal son aquellas amputaciones que son realizadas dentro del tercio más cercano al codo [Macknet, 2020].

² Amputee nomenclature by level of upper extremity amputation. Vintage Orthotics and Prosthetics, <https://br.pinterest.com/pin/161566705353971578/>, 03/05/2020

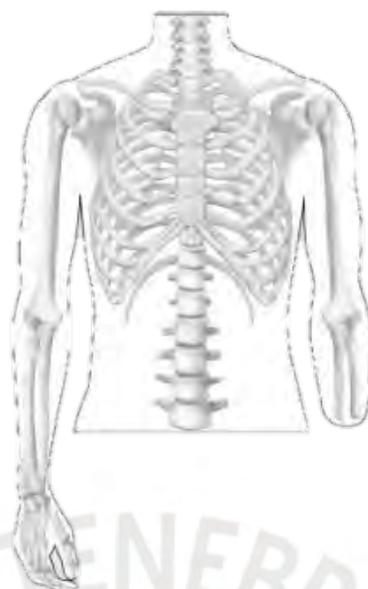


Fig.1.9. Amputación de nivel transradial³



³Information for upper limb amputees and their families, Ottobock, <https://www.ottobockus.com/prosthetics/info-for-new-amputees/information-for-upper-limb-amputees-and-their-families/> 18/05/2020

CAPÍTULO 2

ESTADO DE LA TECNOLOGÍA EN PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR

En el presente capítulo se presenta el estado de la tecnología sobre dispositivos protésicos (comerciales, en desarrollo o en patentes). Además, se presentan las características de los mecanismos seriales y paralelos, así como también una breve mención de los principales componentes que constituyen las prótesis.

2.1 Dispositivos protésicos transradiales

Durante el desarrollo del diseño de una nueva propuesta de solución para una problemática se debe tener en consideración los dispositivos diseñados, desarrollados, y/o implementados ya con anterioridad. Esta información recopilada será utilizada como fundamentos para la realización la prótesis propuesta. Por consiguiente, se investigarán los diversos proyectos en desarrollo e implementados, patentes, artículos y tesis pasadas.

A continuación, se presentarán productos comerciales, proyectos en desarrollo, patentes y tesis que tengan como finalidad la solución de problemáticas similares a la que se presenta durante el desarrollo de este proyecto. De estos se buscarán las diferentes técnicas que apoyen en el desarrollo del diseño de la prótesis.

2.1.1 Productos comerciales

Hoy en día, diversas empresas se especializan en el diseño y comercialización de dispositivos protésicos funcionales, o estéticos, que ayuden a las personas a sobrellevar de una mejor manera la discapacidad que padecen.

Una de las empresas más reconocidas a nivel mundial es la empresa alemana Ottobock⁴, la cual desarrolla todo tipo de prótesis dependiendo de la discapacidad que se padezca. Entre estas están las prótesis de miembro superiores, las cuales no reemplazan las funciones básicas perdidas, sino que poseen un aspecto exterior estético. Uno de sus productos más conocidos es la “Mano Bebionic”, la cual se puede observar en la Figura 2.1. Esta es una prótesis transradial mioeléctrica que permite los movimientos básicos de la muñeca, además de permitir hasta 12 posiciones en las que puede estar.



Fig. 2.1. Prótesis de mano Bebionic de la empresa Ottobock⁵

Así mismo, Ottobock también posee modelos de menor complejidad pero que de la misma manera reemplaza ciertas funciones biológicas. Un ejemplo de estas es el AxonHook, si bien no posee todas las funciones que la Bebionic, su gancho tiene mayor fuerza de aprensión, además de una construcción más robusta, lo que es indicado para las tareas manuales. Como se puede apreciar, en ambos casos, el movimiento de la mano y las funciones que esta cumple son la prioridad. Sin embargo, el movimiento y funciones de la muñeca son campos que no han sido desarrollados a profundidad en esta organización. En el dispositivo Bebionic se permiten solo los movimientos de pronación

⁴ Prótesis de extremidad superior. Ottobock. <https://www.ottobock.es/protesica/miembro-superior/>. 04/05/2020

⁵ Axonhook. Ottobock, <https://www.ottobock.es/protesica/miembro-superior/sistemas-de-brazo-y-mano/axon-hook-con-mano-michelangelo/>. 04/05/2020

y supinación realizados de forma asistida. Por otro lado, en el AxonHook y la mano Michelangelo se utiliza el AxonWrist, el cual es una articulación para la muñeca que permite la flexión - extensión y la pronación-supinación. Las señales que recibe para realizar la rotación en la muñeca son mioeléctricas. Este sistema se puede ver mejor en la Figura 2.2.



Fig. 2.2. Prótesis de muñeca AxonWrist de la empresa Ottobock⁶

Así mismo, otra alternativa es la empresa Fillauer, las cuales poseen una gran variedad de prótesis. Una de estas es la NEXO transradial, que se visualiza en la Figura 2.3. Es una prótesis totalmente mecánica que se caracteriza por su bajo peso, diseño flexible y la posibilidad de ajustar la fuerza del gancho que esta posee. Como se puede apreciar, el modelo descrito tiene como fin el de realizar tareas pesadas y no de precisión. Por esta razón, al igual que en OttoBock, los movimientos de la muñeca se tornan a un segundo plano.



Fig 2.3. Prótesis NEXO transradial de la empresa Fillauer⁷

⁶ Living. With Michelangelo. https://media.ottobock.com/_web-site/prosthetics/upper-limb/michelangelo-axon-bus/files/michelangelo_hand_information_for_users.pdf .1

⁷ NEXO transradial. Fillauer. <https://fillauer.com/products/nexo-transradial/>. 04/05/2020

Si bien los productos mencionados con anterioridad son de muy buena calidad, tienen una característica en común. Los productos en ambos casos son de precios elevados en el mercado peruano debido a la alta tecnología utilizada en su elaboración y desarrollo además de ser productos exportados lo que también influye en el aumento de su costo. [Bustamante, 2018] Es bajo esta condición que en el Perú surge una empresa que ofrece una alternativa más económica. La asociación “Dando una mano” hace uso de tecnologías 3D para desarrollar unas prótesis que, si bien, son más sencillas y no reemplazan las funciones principales de una mano, permite realizar diferentes actividades básicas. En la Figura 2.4 se puede observar un modelo elaborado por este proyecto, en donde el movimiento en la muñeca se da en un solo grado de libertad permitiendo la flexión y extensión. Estas prótesis son completamente mecánicas, por lo tanto, es imposible realizar los movimientos básicos de la muñeca con una alta precisión y fluidez, ya que las prótesis desarrolladas por esta compañía son principalmente mecánicas.



Fig. 2.4. Modelo mecánico de una prótesis transradial⁸

2.1.2 Proyectos en desarrollo

A continuación, se presentarán proyectos en desarrollo que tengan como finalidad la solución de problemáticas similares a la que se presenta durante la elaboración de este proyecto.

⁸ Entrevista: Proyecto interdisciplinario PUCP "Dando una Mano", <https://facultad.pucp.edu.pe/ingenieria/comunicados/entrevista-proyecto-interdisciplinario-pucp-dando-una-mano.24/12/2020>

Una prótesis en desarrollo para pacientes con amputaciones transradiales es la Wilmer Passive Hand Prosthesis for Toddlers [Plettenburg, 2009], fue diseñado con la intención de mantener el mecanismo de funcionamiento lo más ligero posible. Además, cabe destacar que para acoplar la mano al antebrazo se diseñó una muñeca simple de fricción. Esta muñeca permite recuperar un poco del movimiento de pronación y supinación con el apoyo de un motor ubicado cerca de la unión de los dos segmentos. En la Figura 2.5 se puede observar cómo es que está acoplada la muñeca.

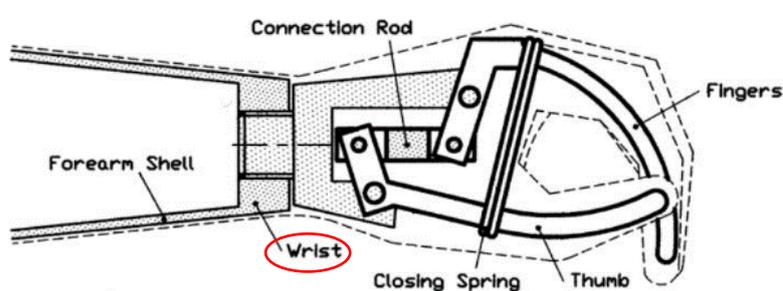


Fig. 2.5. Mecanismo pasivo de la prótesis Wilmer [Plettenburg, 2009]

Asimismo, Razak et al. han propuesto un sistema prostético que utiliza sensores de ultrasonido como reemplazo de los cables de tensión Bowden [Razak, 2014]. Este dispositivo está compuesto por dos sensores de ultrasonido, dos servomotores y un micro controlador posicionado dentro de la mano prostética.

Los sensores de ultrasonido transfieren cualquier detección de movimiento hacia el micro controlador. En la Figura 2.6 se puede observar estas conexiones. Estas pueden detectar movimientos que estén entre los 0 a 15 cm. Cada uno de estos sensores se ubica en la parte superior de los hombros del paciente para reemplazar los cables de tensión que se utilizan en las prótesis movidas por el cuerpo. Luego que la señal es detectada por el micro controlador, esta información se analiza para enviar instrucciones a los dos servomotores que cumplen la función de reemplazar los movimientos de extensión - flexión y pronación - supinación en la muñeca. La ventaja de hacer uso de servomotores es que pueden llegar a generar hasta 30 Nm de torque, lo cual es más de lo que utiliza una muñeca regular en la realización de actividades cotidianas (10-30 Nm) [Razak, 2014].

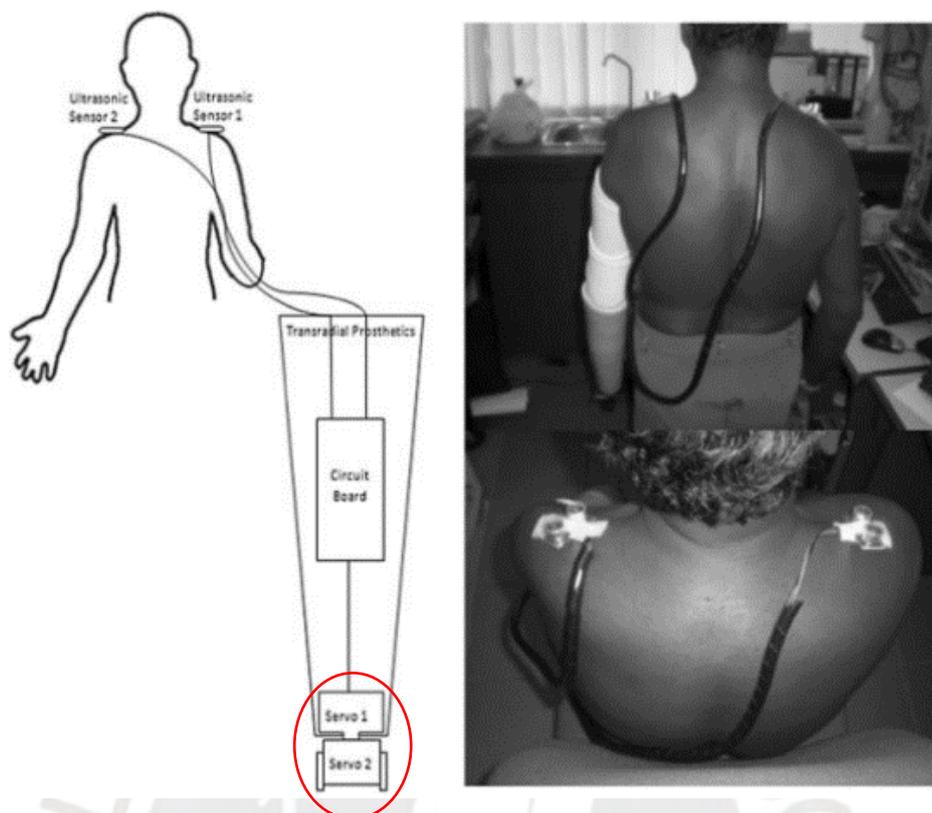


Fig. 2.6. Estructura de la nueva prótesis de muñeca biomecatrónica [Razak, 2014]

2.1.3 Patentes

Otros documentos de suma importancia para tener en consideración durante el desarrollo de este proyecto son las distintas patentes elaboradas, en las que se identifican los mecanismos que permiten el movimiento de la muñeca.

En la patente WO 2010/018358 A2 titulada “A device resembling a part of the human body which is able to be actuated” se identifica una unidad mecánica que replica la función y/o estética de la mano humana [Hunter,2010]. Las Figuras 2.7 y 2.8 muestran algunos detalles de esta prótesis.

Realizando un paralelo con respecto al presente proyecto, se destacan la capacidad de este dispositivo de poder reemplazar los movimientos de flexión y extensión de la muñeca mediante el uso de los actuadores lineales 276 y 277 de la Figura 2.8. Por otro lado, los movimientos de pronación y supinación se realizan con el actuador 274 que se observa en la misma Figura [Hunter, 2010].

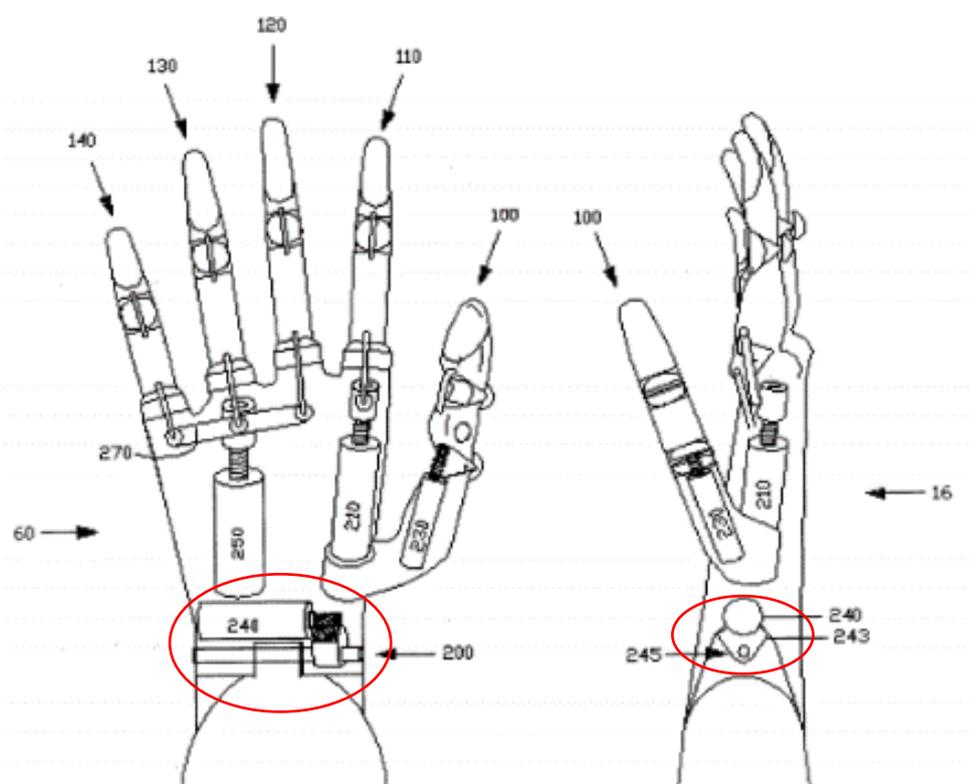


Fig. 2.7. Estructura de la mano de la prótesis [Hunter, 2010]

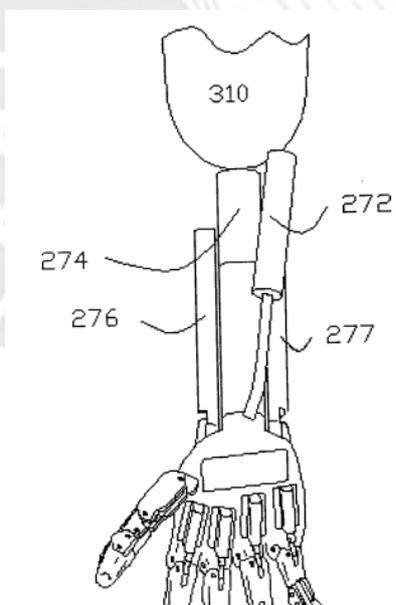


Fig. 2.8. Estructura de la muñeca de la prótesis [Hunter, 2010]

La patente US 6,361,570 B1, de título “Upper Limb Prosthesis”, explica las desventajas de las prótesis que se diseñaban hasta el año 2002 debido a su falta de estética y

funcionalidad debido a la rigidez de estos dispositivos [James, 2002]. Esta patente realiza una propuesta de solución cuyo punto más resaltante es la inclusión de una muñeca que posee dos grados de libertad. La muñeca tiene la posibilidad de imitar los movimientos de rotación (pronación y supinación) además de pivote (flexión y extensión) [James, 2002]. Estos movimientos se ocasionan debido a la inclusión de sistemas de engranajes. Los cuales permiten un mecanismo más simple que los convencionales y que cumplen las mismas funciones. El actuador 46 y los engranajes 45 y 36 de la Figura 2.9 son los engranajes que permiten la rotación de la muñeca mientras que la flexión y extensión son realizadas por las componentes 32 y 30 de la misma figura.

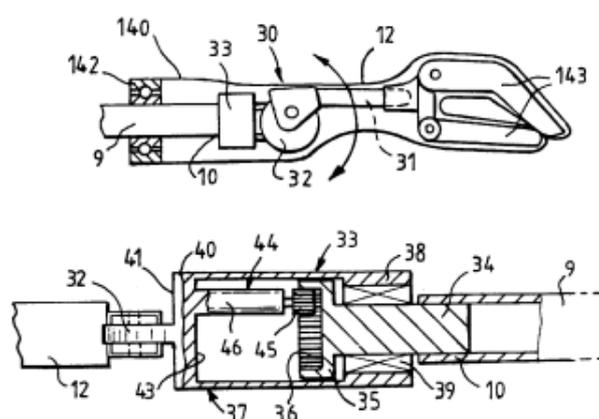


Fig. 2.9. Mecanismo de funcionamiento de la prótesis [James, 2002]

2.2 Modelo de mecanismos

Los cuerpos rígidos no pueden realizar movimientos por sí mismos. Por ellos es que se implementan mecanismos, los cuales permiten el movimiento de estos cuerpos hasta un máximo de 6 grados de libertad (3 de rotación y 3 de traslación). Con estos mecanismos, al controlar tanto la posición y rotación según la configuración que se tenga, se puede desarrollar un robot. En la actualidad, son dos los mecanismos más utilizados, los de configuración serial y los de configuración paralela.

2.2.1 Mecanismos seriales

Los mecanismos seriales son aquellos que están constituidos por una sucesión de cuerpos rígidos, los cuales están unidos entre segmentos mediante una unión articulada. Estos mecanismos tienen una gran capacidad de movimiento, ya que tienen un rango más

amplio. Esto se debe a que cada cuerpo rígido que es parte del mecanismo se mueve con el fin de ubicar el efector final en una posición deseado, lo que ofrece la posibilidad de moverse en un espacio de trabajo más amplio. [Merlet, 2006]

Sin embargo, son diseños muy pesados en relación con la carga final con la que pueden interactuar. Esto se debe a que cada cuerpo rígido debe tener una mayor masa que el siguiente cuerpo que será unido a este, pues no solo debe cargar con el peso de este segmento nuevo, sino también con los que se unirán después. Además, debe también soportar la carga final para la que se diseña el dispositivo, lo que somete a cada segmento a considerables torques [Merlet, 2006].

Estos mecanismos seriales también tienen problemas de precisión de la posición final en la que el segmento más lejano se ubica. Este error, entre la posición en la que se desea ubicar y la posición real en la que se encuentra este segmento, se debe a que los sensores, que analizan la posición, miden el ángulo de rotación en la unión, por lo que un pequeño error en el ángulo puede ser de mayor valor si el segmento movable en esa articulación tiene una longitud considerable. Ahora, si a esto se considera que son aún más segmentos, el error se incrementa cada vez más. Un ejemplo de estos mecanismos se puede ver en la Figura 2.10.



Fig. 2.10. Modelo 3D de un brazo robótico⁹

⁹Foto de archivo - 3d brazo robótico. 123RF. https://es.123rf.com/photo_12864736_3d-brazo-rob%C3%B3tico-de-la.html. 14/05/20

2.2.2 Mecanismos paralelos

Estos mecanismos resuelven las limitaciones de carga y precisión en los mecanismos seriales. Esto se logra conectando el segmento final no solo a una cadena de cuerpos rígidos sino a más de una, de esta forma cada cadena carga una menor magnitud que cargando todo de forma individual. A este tipo de cadenas se les denominó “cadenas cinemáticas de lazo cerrado”. [Merlet, 2006]

Los mecanismos paralelos, debido a que la carga que recibe cada cadena es menor, pueden mejorar la relación de carga/peso del mecanismo en comparación a los mecanismos seriales. Además, al ser mecanismos en paralelo, donde generalmente se usan actuadores lineales, la carga aplicada solo genera deformación de compresión y tracción, lo que también disminuye considerablemente las fuentes de error en la posición final que se desea obtener. Así mismo, cabe mencionar que al utilizar actuadores lineales se pueden encontrar modelos con una excelente masa, velocidad, aceleración y movimiento [Merlet, 2006].

En estos sistemas son más importantes factores como peso y precisión, que factores como la amplitud de los movimientos que se pueden realizar. Así mismo, son sistemas que pueden trabajar en condiciones de altas velocidades de respuesta.

Generalmente se le denominan mecanismos paralelos a aquellos que tienen como mínimo 2 cadenas que soporten el efector final, en donde cada una tenga al menos un actuador. Además, el número de actuadores es el mismo que el número de grados de libertad que tiene el segmento o plataforma final [Merlet, 2006]. Un ejemplo de este tipo de sistemas se presenta en la Figura 2.11.



Fig. 2.11. Prototipo de mecanismo paralelo para aplicación de prótesis [Mendoza, 2014]

Asimismo, un mecanismo paralelo permite “n” grados de libertad sobre un cuerpo rígido y una base fija, cuyo movimiento se da a través de “n” actuadores simples. Para hallar el número de grados de libertad de un robot paralelo se utiliza la “Fórmula de Grübler”, que viene definida de la siguiente manera $m = \lambda(l - n - 1) + \sum_{i=1}^n d_i - I$ [Ulucay, 2006]. Donde:

m = número de grados de libertad

l = el total de cuerpos rígidos del mecanismo, incluyendo la base

n = número total de uniones

d_i = número de grados libertad de las uniones

I = número de grados de libertad pasivos del mecanismo

λ = número de grados de libertad del espacio en el cual actúa el mecanismo

2.3 Materiales, actuadores y sensores

La elaboración de esta unidad prostética requiere del conocimiento previo de los distintos componentes electrónicos y materiales con los que se han elaborado algunas unidades prostéticas. Es por eso que a continuación se explicarán algunas de estas.

2.3.1 Actuadores

Los mecanismos necesitan de actuadores que proporcionen la fuerza y torque necesarios para que realicen los distintos movimientos que se debe cumplir. Estos forman parte del

mecanismo para conseguir los movimientos que se necesiten. Además, deben de tener un bajo peso para evitar aumentar el peso del dispositivo.

a) Actuador lineal/ eléctrico/ compacto/ de precisión: Estos actuadores son diseñados para otorgar una precisión de calidad, además de tener velocidades de respuesta muy altas. El modelo VMD3, un ejemplo de actuador lineal, puede aplicar un esfuerzo de 1000 N. Son muy utilizados en la industria de las comidas y bebidas, pero también puede ser aplicado en mecanismos paralelos en prótesis como es el caso mostrado en la Figura 2.12.



Fig. 2.12. Mecanismo en paralelo con actuadores lineales [Mendoza, 2014]

b) Micro servomotores: Son actuadores que poseen dimensiones muy reducidas, lo que facilita su implementación en la industria de las prótesis. Además, generalmente no requieren de mucha potencia para su accionamiento. Son utilizados generalmente en la implementación de articulaciones de dedos y muñecas protésicas [Tapia, 2017]. En la Figura 2.13 se puede ver la disposición de estos en una prótesis.



Fig. 2.13 Prótesis con micro servos que permiten el movimiento de sus dedos [Tapia, 2017]

2.3.2 Sensores

El diseño del segmento necesita de sensores que permitan la lectura correcta de señales que indiquen la posición de la plataforma de la muñeca. Es por eso que se consideran los siguientes sensores.

a) Potenciómetro: En los servomotores simples, y en algunos actuadores lineales electrónicos. El potenciómetro es un sensor de posición integrado al actuador. Es por ello que los actuadores no solo reciben señales que los accionan, sino que son capaces de generar una señal que permita saber en qué posición angular se encuentra el motor que mueve estos a estos actuadores. En el caso de los servomotores, estos sensores corrigen la posición en el eje de giro. Un ejemplo de estos se puede ver en la Figura 2.14.



Fig. 2.14 Potenciómetro de 20Kohms de la marca Geekbot Electronics

b) Sensores de posición LVDT: Los Linear Variable Differential Transformers o LVDT son sensores que permiten medir el desplazamiento en los actuadores lineales. Están conformados por dos partes fundamentales: el embobinado primario y un núcleo magnético el cual se desplazará junto al objeto cuya posición quiere ser medida. Al energizarlo y mover el objeto a medir se generan cambios en el campo electromagnético generado por la bobina primaria. Son estos cambios los que generan las señales del sensor. Al igual que los potenciómetros en los servomotores, los LVDT generalmente ya vienen integrados a los actuadores lineales. En la Figura 2.15. Se puede apreciar el diagrama de la constitución de este tipo de sensores.

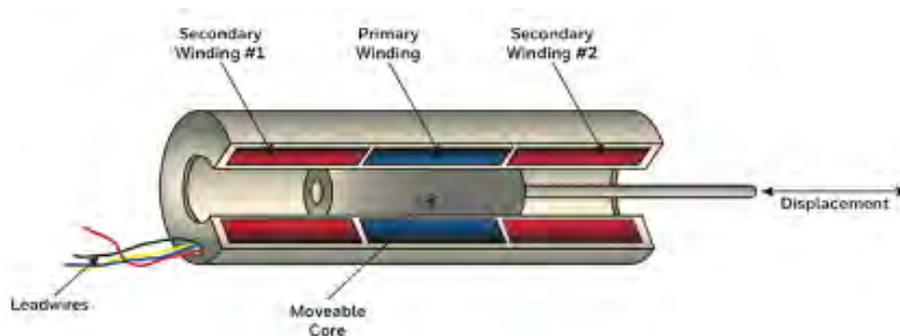


Fig. 2.15. Diagrama de componentes del sensor LVDT

c). Sensores inerciales: Los sensores inerciales miden la aceleración lineal y la velocidad angular. Por lo tanto, si se utiliza también las operaciones trigonométricas, el sensor también puede estimar el ángulo de inclinación. Generalmente, estos sensores están comprendidos por acelerómetros, giroscopios y magnetómetros. En componentes como el presentado en la Figura 2.16 también es posible medir fuerzas ejercidas por los dispositivos.



Fig. 2.16. Sensor inercial MPU 6050

2.3.3 Controladores

El proceso de funcionamiento de la prótesis necesita ser lo más óptimo y preciso posible, por lo tanto, es necesario de un dispositivo que procese las señales de los sensores que se implementaran, se realice un control interno y genere nuevas señales encargadas de accionar los actuadores. Es por esta razón que se debe escoger el correcto controlador para tal función, por esto se realizan las siguientes propuestas

a) Sistemas de computación embebida: Son componentes diseñados que realizan funciones básicas y limitadas que se pueden programar usando lenguaje ensamblador del

micro controlador, o también se pueden utilizar lenguajes de programación como C o C++ entre otros si se utilizan los compiladores correctos. Son eficientes en energía, tamaño de código, peso y costo¹⁰. Uno de los más representativos es el Arduino Uno, el cual se puede visualizar en la Figura 2.17



Fig 2.17 Micro controlador Arduino Uno R3

b) Computadoras: Son alternativas más potentes en cantidad de señales y datos con las que pueden llegar a trabajar. Además, cuentan con una alta capacidad de procesamiento en comparación con otros sistemas más simples. Por esta razón, pueden desarrollar actividades de mayor dificultad; una de sus características más resaltantes es la de realizar tareas en paralelo. Un diagrama de operación se puede ver en la Figura 2.18.

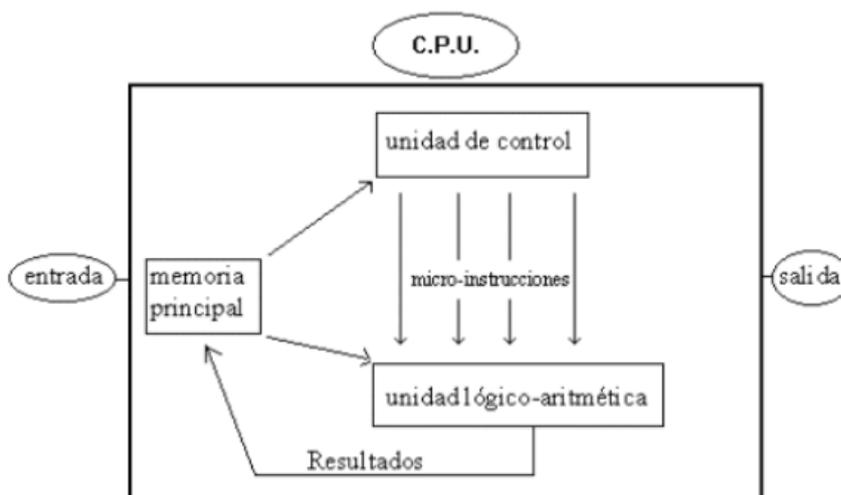


Fig. 2.18 Diagrama de operación de una computadora¹¹

¹⁰ Controladores industriales de diseño de alto nivel. UNED.

http://www.ieec.uned.es/investigacion/Dipseil/PAC/archivos/Informacion_de_referencia_ISE5_3_1.pdf 12/05/05

¹¹ Qué es y cómo funciona una CPU. Computerhoy. <https://computerhoy.com/noticias/hardware/que-es-como-funciona-cpu-64368>. 12/05/2020

2.3.4 Fuentes de alimentación

La portabilidad de la prótesis demanda el uso de una fuente de energía que permita esta característica. Por esta razón, se presentan algunas baterías que se encuentran en el mercado que se utilizan en dispositivos portables.

a) Baterías de litio: Existen tres tipos diferentes de baterías que usan el litio como componente principal: i) batería de cobalto/litio, posee una alta densidad energética, sin embargo son poco estables por lo que presentan muchos riesgos en su uso, ii) batería litio/óxido de manganeso, es la más usada por tener mejores características y seguridad, pero un mal rendimiento a altas temperaturas, iii) batería litio/fosfato de hierro, es el de mejores características y una mejor seguridad, además de contar con un ciclo de vida más largo. Estas baterías hacen uso de reacciones químicas convirtiendo la energía química contenida en energía eléctrica. En la Figura 2.19 se tiene ejemplo de estos.



Fig. 2.19 Batería de iones litio para celulares

b) Pilas recargables níquel-hidruro metálico (NiMh): Estos dispositivos transforman la energía química producida por la interacción entre el níquel, presente en el ánodo, y el hidruro metálico en el cátodo. Estas pilas son distintas de las convencionales de níquel-cadmio, pues poseen mayor capacidad de almacenaje de energía y tienen un mayor tiempo de vida. Además, las pilas NiMh tienen una tensión de 1.25 V por celda. Es debido a esto que generalmente la mayoría de electrodomésticos que utilizan este tipo de pilas necesitan de una mayor cantidad de estas para que funcionen en conjunto. En la Figura 2.20 se puede ver un ejemplo de este tipo de pilas recargables-



Fig. 2.20. Batería recargables NiMh¹²

2.3.5 Materiales estructurales

Los materiales utilizados para el desarrollo de una prótesis deben de ser ligeros, además de resistentes. De esta forma se evita aumentar la carga que el usuario recibe al usar la prótesis, y realizar las funciones de forma segura. Además, estos pueden tener geometrías complejas debido a la naturaleza de las amputaciones. Es debido a esto que los materiales a utilizar deben de ser de fácil manufactura, es decir de fácil mecanizado o materiales realizados mediante impresiones 3D.

a) Aluminio: Es el material metálico más utilizado en la elaboración de prótesis debido a que es liviano en comparación de los demás metales. Son usualmente utilizadas en prótesis que no realizaran actividades muy pesadas¹³. En la Figura 2.21 se puede apreciar como utilizan el aluminio para la elaboración de un gancho prostético.



Fig. 2.21 Modelo 5Xa de la empresa EMO fabricada de aluminio

¹² Batería de níquel e hidruro metálico. Academic. <https://esacademic.com/dic.nsf/eswiki/158165> 14/05/20

¹³ Materiales usados en la protésica – Segunda parte. Amputee coalition. <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-materials-prosthetics-part-2/> 12/05/05

b) Materiales termoplásticos: Son usados principalmente para la elaboración de componentes estructurales en las unidades protésicas. Entre los más utilizados se encuentran el polipropileno, visible en la Figura 2.22, y el polietileno. Por un lado, el polipropileno posee una alta rigidez, por lo que son los más utilizados en los soportes de las conexiones protésicas. Por el otro, el polietileno es muy liviano, blando y flexible que se usa en las conexiones de la prótesis. Tienen la ventaja que se pueden volver a moldear mediante la exposición a aire caliente.



Fig. 2.22. Láminas de polipropileno

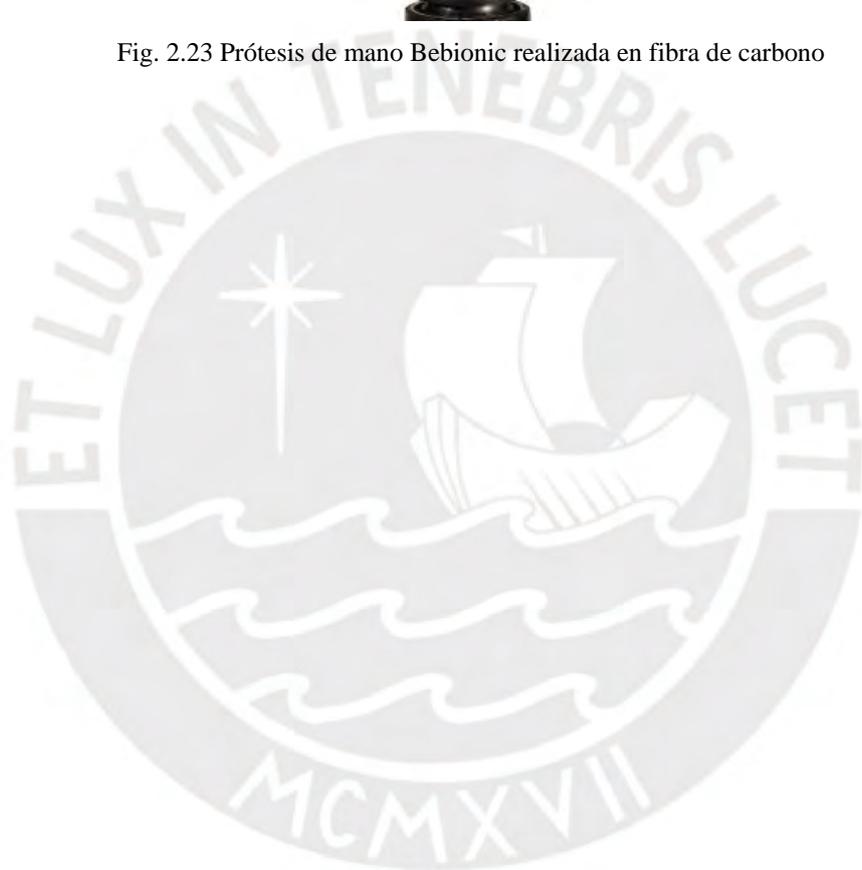
c) Textiles de refuerzo: Los textiles de refuerzo son materiales muy resistentes y muy livianos, pero con un precio mayor a las opciones alternas. La fibra de carbón es uno de estos textiles, si bien poseen una resistencia alta, también es muy quebradiza, además que después de moldearse, ya no se puede cambiar la forma. Por otro lado, el kevlar, otro ejemplo de textiles de refuerzo, si se puede doblar ligeramente sin llegar a romperse¹⁴.

Por lo anteriormente mencionado, generalmente se incluyen distintos tipos de materiales durante el diseño y fabricación de estos dispositivos protésicos, ya que cada material tiene sus ventajas y se pueden aplicar en distintas áreas. Un ejemplo del uso de este material se puede ver en la Figura 2.23, con la mano protésica Bebionic.

¹⁴ Manual protésico: Materiales usados en la protésica. Primera parte. Amputee coalition. <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-materials-prosthetics-part-1/> 12/05/05



Fig. 2.23 Prótesis de mano Bebionic realizada en fibra de carbono



CAPÍTULO 3

SOLUCIÓN CONCEPTUAL

A lo largo del presente Capítulo se desarrollará el concepto de la propuesta de solución. La información se extenderá desde los requerimientos hasta la propuesta del diseño conceptual.

3.1 Requerimientos del dispositivo

Durante el desarrollo de la propuesta de solución se deben de tener en consideración ciertas especificaciones que deberá cumplir en orden de realizar sus funciones de la manera más óptima. La prótesis que se está diseñando será exclusivamente para pacientes que tengan amputaciones transradiales proximales. Además, esta permitirá realizar movimientos de la muñeca hasta en tres grados de libertad. Es decir, los movimientos de abducción, aducción, pronación, supinación, flexión y extensión. Así mismo, el tipo de prótesis a desarrollar será mioeléctrica basada en mecanismos en paralelo.

Geometría: El dispositivo debe tener en consideración las medidas antropométricas promedio de un adulto de entre 25 a 60 años. La medida más importante a tener en consideración es la distancia del largo total del antebrazo después de la amputación, esta distancia debe de estar entre los 3.5 a 5 cm de distancia entre la amputación y el codo [Domínguez, 2016]. Además, esta debe de poseer un diseño ergonómico y estético para la comodidad del usuario.

Cinemática: Es de vital importancia tener en consideración las especificaciones cinemáticas que tiene cada movimiento de la muñeca, estas especificaciones se pueden

apreciar en la Tabla 3.1. Todos los movimientos mencionados serán accionados por un mecanismo paralelo

Tabla 3.1 Especificaciones cinemáticas de movimientos de la muñeca [Tapia, 2017].

Movimiento	Rango	Velocidad
pronación	90	100°/s
supinación	90°	100°/s
flexión	85	100°/s
extensión	85°	100°/s
abducción	15°	30°/s
aducción	30°	30°/s

Fuerza: El dispositivo, teniendo en consideración lo señalado por Tapia, debería tener un torque máximo que permita los movimientos de pronación y supinación, cuya magnitud es de 1.7 N/m [Tapia, 2017]. Así mismo, este dispositivo debe ser capaz de soportar una carga aplicada de 1 kg en la plataforma de la muñeca. Esta característica está definida por dos cargas presentes: Una carga estática de 0.5 kg, que es el peso de la mano humana¹⁵. Los otros 0.5 kg son una carga variable que se aplicará para realizar tareas ligeras y de precisión, como sostener llaves o utilizar el celular. Adicionalmente, el peso máximo del segmento del antebrazo de la prótesis no debe ser mayor a 1.6 kg, que es el peso promedio de un antebrazo humano¹⁶.

Energía-Material: El segmento, al ser parte de una prótesis transportable, deberá ser energizado por una batería que proporcione una tensión DC. Esto se debe a que todos los componentes a utilizar trabajan con voltajes constantes que utilizan desde 5VDC a 12VDC. Adicionalmente, esta batería debe tener la suficiente potencia para accionar los actuadores a utilizar. Así mismo, el material a utilizar para realizar la estructura del dispositivo debe ser ligero y a su vez resistente, de esta forma el usuario no recibirá una carga adicional innecesaria. El diseño debe ser lo suficientemente resistente como para soportar el peso de las componentes y las cargas a las que estará sometida.

Señales: La unidad prostética debe recibir las señales mioeléctricas de los sensores para poder realizar los movimientos que se desean de acuerdo a estas. Además, esta prótesis

¹⁵ Body segment data. ExRx. <https://exrx.net/Kinesiology/Segments>. 23/05/2020

¹⁶ ¿Cuánto pesa cada parte de tu cuerpo?, IDEAL, <https://www.ideal.es/sociedad/201604/08/cuanto-pesa-cada-parte-20160408101423.html?ref=https:%2F%2Fwww.google.com%2F>, 12/05/2020

tendrá señales de inicio y de parada de emergencia. Así mismo, se debe de integrar una señal de nivel de carga, lo que permitirá saber si se necesita cargar la unidad prostética antes de su uso.

Comunicación: Los sensores, los actuadores y el controlador se comunicarán de manera alámbrica. Es decir, que estarán interconectados por medio de cables, que permitan envío de información y señales de los sensores al controlador y a los actuadores. De esta forma se realizará un control más estable de los movimientos, ya que el envío de información resulta más rápido.

Seguridad: Al tener componentes electrónicos, que en teoría estarán todo el tiempo funcionando cuando el usuario este haciendo uso de este, es importante que los circuitos eléctricos estén completamente aislados con un grado de protección IP64. Esto asegura una protección contra el polvo y las gotas superficiales, además de que son de carácter completamente hermético.

Ergonomía-Montaje: El diseño del segmento a realizar debe mantener una geometría antropomórfica del antebrazo, de modo que permita un diseño final visualmente mejor. Así mismo, su diseño debe ser realizado de tal forma que se acople a los demás segmentos de la prótesis de forma segura y sencilla. El segmento debe ser montado con facilidad por el técnico de prótesis, por lo que debe tener un buen encaje al socket de la prótesis y al segmento de la mano protésica. El usuario no tendrá acceso a la mecánica ni a la electrónica desarrollada, debido a que estas se encontrarán dentro de una estructura.

Fabricación: Todos los componentes y materiales a utilizar durante el desarrollo de este proyecto deben de encontrarse de preferencia en el mercado nacional. Además, de ser necesario, se deberá manufacturar las diversas estructuras en talleres a nivel nacional. De no encontrar algunas componentes, estas pueden ser importadas con la condición que seas de un bajo costo.

Uso: Al ser una prótesis desarrollada en la coyuntura peruana. Esta debe de funcionar de forma óptima a temperaturas de entre 25° a 33° grados centígrados y bajo una humedad de 90% debido a que su objetivo inicial es la población limeña.

Mantenimiento: El mantenimiento debe ser preventivo para que permita una mayor duración. Asimismo, se debe realizar cuando se presente cualquier tipo de falla correspondiente al dispositivo desarrollado.

Costo: Se está considerando solo el diseño del segmento del antebrazo. Por lo tanto, con componentes que se puedan encontrar en el Perú, se espera alcanzar un costo menor a los 5 mil soles. Todas las consideraciones antes mencionadas se resumen en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2 Requerimientos para el dispositivo

Tipo	Descripción
Geométrico	Medidas promedio de usuarios de entre 25 a 60 años. Para amputaciones transradiales proximales
Cinemático	Mecanismos paralelos y especificaciones presente en la Tabla 3.1.
Fuerza	Peso máximo de 1.6 kg y un torque en pronación y supinación de 1.7 Nm. Se aplicará una carga estática de 0.5 kg perteneciente al peso de la mano y una carga variable de 0.5 kg que es la carga propia de la mano.
Energía	Tensión DC que posea la potencia necesaria para energizar todos los componentes electrónicos del diseño.
Material	Material ligero para que el diseño sea liviano y resistente para que la estructura no se vea afectada por las vibraciones
Señales	Se incluirá un puerto de entrada para señales mioeléctricas, además se incluirán señales de inicio, parada de emergencia y nivel de carga.
Comunicación	Todas las componentes del dispositivo se comunicarán de forma alámbrica
Seguridad	Sistemas eléctricos aislados con grado de protección IP64.
Ergonomía	Se tendrá una estructura antropomórfica, además permitirá un acople más sencillo.
Fabricación	Se puede realizar en talleres peruanos con componentes y materiales accesibles en el país.
Montaje	La unidad es parte de un sistema global compuesto de 3 segmentos. El montaje se realizará por un técnico especializado.
Uso	Funcionará de forma correcta en el contexto peruano, principalmente en Lima.
Mantenimiento	Se realizarán revisión en caso de fallas y una preventiva.
Costo	Presupuesto máximo de 5 mil soles

3.2 Estructura de Funciones Global - Caja Negra

Considerando lo establecido en los requerimientos para la elaboración del diseño del dispositivo, la función principal es realizar un segmento del antebrazo para una prótesis mioeléctrica con mecanismos paralelos para amputaciones transradiales proximales. Sin embargo, este segmento es parte de un proyecto de mayor tamaño complejidad, cuyo Black Box (Caja Negra) se puede observar en la Figura 3.1.

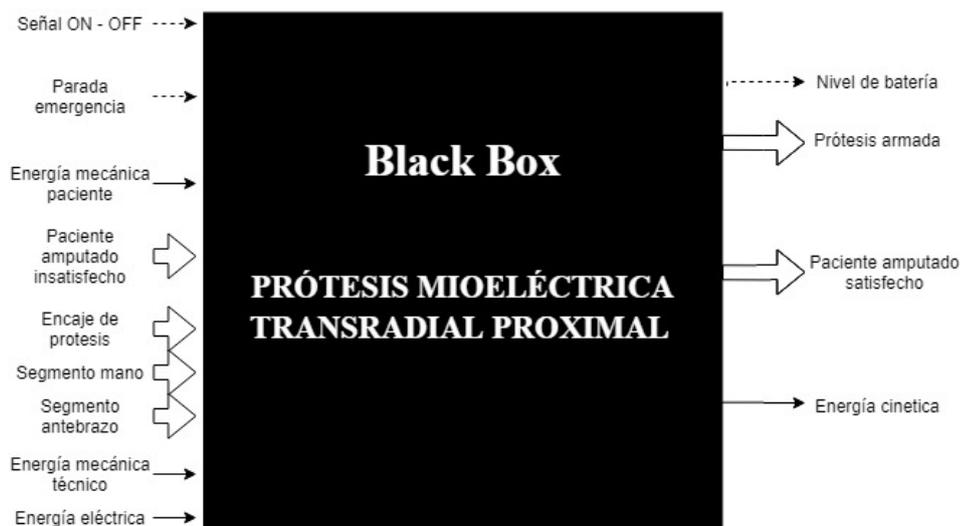


Fig. 3.1 Black box del dispositivo propuesto

Las entradas del sistema serán los segmentos individuales de la prótesis como lo que son el encaje, el segmento mano y el segmento antebrazo. Así mismo se consideran entradas los tipos de energías que se aplicarán al sistema como son la energía eléctrica, la energía mecánica del técnico de prótesis y la energía mecánica del paciente. Además, las únicas señales electrónicas de entrada en este sistema serán la señal On-Off. Finalmente, el paciente insatisfecho es también una entrada en este sistema. Finalmente, las salidas del sistema serán la señal de nivel de carga de la batería, la prótesis armada, energía cinética y un paciente amputado satisfecho por el uso de este dispositivo. Estas señales de entrada y salida son fundamentales para elaborar una correcta estructura de funciones. Sin embargo, puede estar sujeta a ligeras modificaciones siempre que el funcionamiento principal se mantenga inalterado.

3.3 Estructura de funciones

La estructura de funciones en el dispositivo explicará el comportamiento de un proyecto de mayor complejidad, por lo que para entender el funcionamiento específico del segmento antebrazo, es de vital importancia conocer cómo es que este dispositivo interactúa con los demás segmentos de la prótesis. La función principal de este dispositivo protésico está comprendida por distintas funciones específicas, las cuales se dividen en subsistemas. Estos subsistemas son el de materia, verificación de carga, uso, actuación, sensado, control, energía., movimiento.

A continuación, se explica brevemente la función de cada subsistema:

- El subsistema de materia explicará cómo es que el proyecto consta con de tres segmentos.
- El subsistema de verificación de carga se encarga de ver el estado de la batería en el dispositivo y permitirá cargarla de ser necesario.
- El subsistema de uso indica cómo es que el estado de la persona variaría antes y después de utilizar el dispositivo protético.
- El subsistema de actuación englobará las componentes y funciones que activarán los mecanismos del dispositivo.
- El subsistema de sensado medirá las distintas señales necesarias para que se pueda realizar un control óptimo de los actuadores.
- El subsistema de control analizará y las señales externas e internas de los sensores y determinara la posición a la que se desplazaran los distintos actuadores.
- El subsistema de energía alimentará a todas las componentes electrónicas que se implementen en el dispositivo.
- El subsistema de movimiento se encargará de representar la respuesta del movimiento conjunto de los actuadores en la realidad.

Definidos los subsistemas que definen la funcionalidad, se realizaran tres propuestas de estructuras de funciones en las que se puedan ver el flujo de señales electrónicas, materia, energía eléctrica y mecánica.

3.3.1 Primera estructura de funciones

La primera estructura de funciones se basa en la lectura de señales mioeléctricas, las cuales determinaran el movimiento a realizar en los distintos actuadores. Estos serán controlados teniendo en cuenta las señales generadas por el cambio en la posición de la muñeca. Así mismo, se especificará que el uso de la prótesis se efectuará exclusivamente solo cuando la batería haya sido cargada con anterioridad. Por ello, los subsistemas tienen las consideraciones siguientes:

- El subsistema de actuación, es aquel que permite el accionamiento de los actuadores y mecanismos del sistema. Este se encarga en específico de realizar los movimientos de la

prótesis. Sin embargo, en el segmento realizado en este proyecto solo se contemplarán los movimientos en la muñeca.

- El subsistema de sensado está conformado por las señales eléctricas del músculo, lo que permitirá el control del movimiento de la prótesis. Además, debido a la naturaleza de los mecanismos paralelos, se podrá medir con precisión la posición de la plataforma
- Así mismo, se tiene un subsistema de control, el cual se encargará de procesar las señales del subsistema de sensado y las señales externas, después analizará la información y, basado en esto, se generan las señales a los actuadores que se accionaran para realizar los movimientos específicos.
- Armar la prótesis también necesita un subsistema pequeño que explique cómo se acoplan los tres segmentos que conforman el sistema global de la prótesis transradial completa.
- Asimismo, se incluyó el subsistema de cargado de batería el cual verificará que la prótesis sea usada solo cuando la energía en la batería este con la suficiente carga para accionar la prótesis. Adicionalmente, el subsistema de energía distribuirá la energía hacia todos los componentes electrónicos del sistema cuando reciba la señal de encendido.
- Finalmente, el subsistema de uso se encarga de explicar y relacionar los subsistemas básicos con los subsistemas de uso de la prótesis. De esta forma se puede ver la distribución e interacción de los distintos subsistemas de este dispositivo. En la Figura 3.2 se muestra la estructura de funciones del sistema global de la prótesis. Las funciones contempladas por el proyecto están resaltadas en color azul.

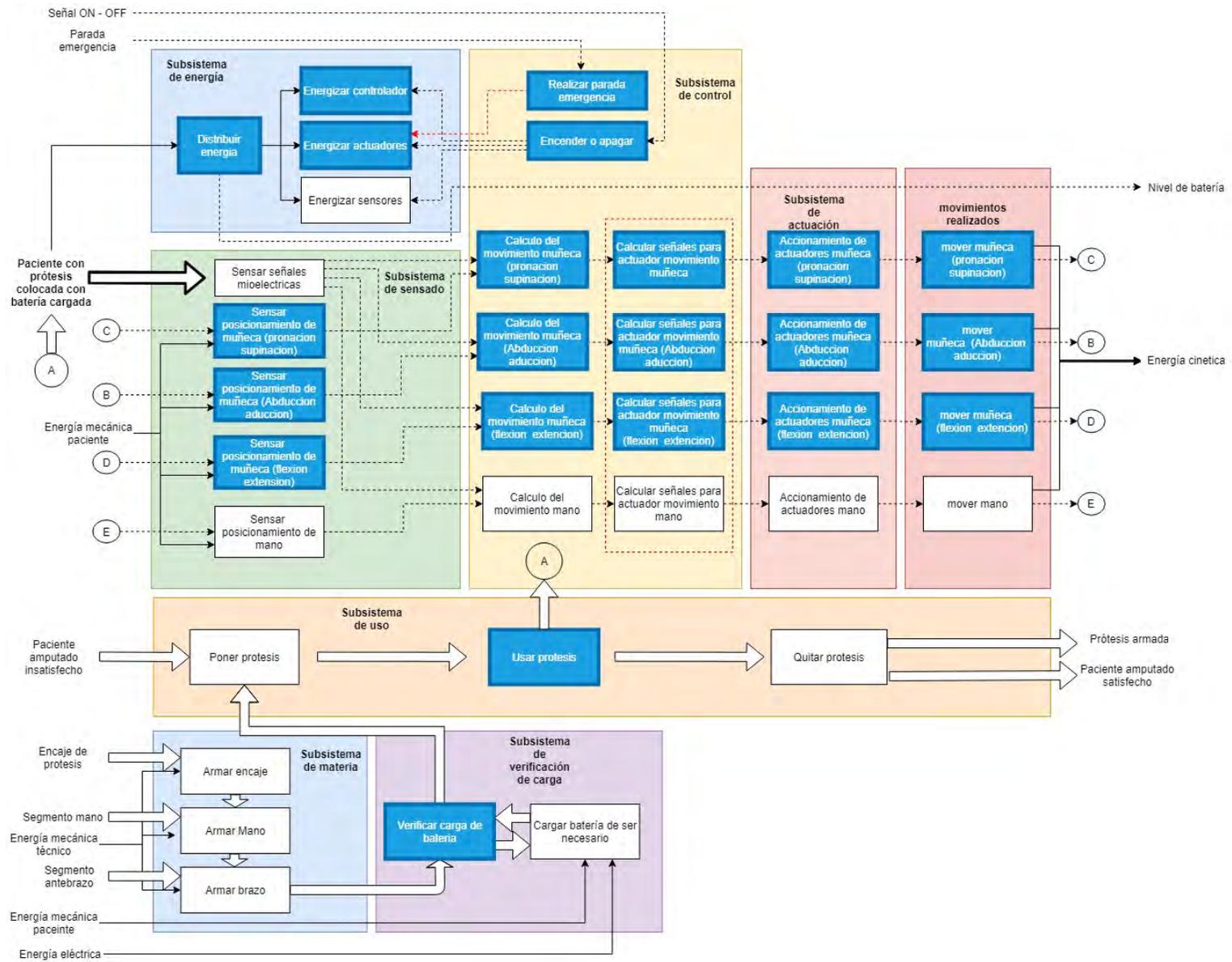


Fig. 3.2 Primera estructura de funciones del dispositivo propuesto

3.3.2 Segunda estructura de funciones

La segunda estructura de funciones explicará el funcionamiento del dispositivo por medio de las señales mioeléctricas, las que determinarán el movimiento en la muñeca. Esta será controlada por medio del accionamiento de actuadores lo que ocasionan el cambio en la posición de la muñeca. Así mismo, se especificará que el energizado de la prótesis se efectuará cuando se introduzca una batería cargada. Esto implica que el dispositivo permanecerá en un estado neutro hasta que la batería sea colocada. Por lo tanto, los subsistemas tienen las siguientes especificaciones:

- El subsistema de actuación permitirá el accionamiento de los actuadores del sistema. Este se encarga en específico de realizar los movimientos de la prótesis. Sin embargo, en el diseño conceptual elaborado en este proyecto, solo se contemplarán los tres conjuntos de movimientos básicos de la muñeca.
- El subsistema de sensado recibirá las señales obtenidas de los sensores mioeléctricos. Asimismo, se analizan las señales obtenidas al medir la posición relativa de la plataforma de la muñeca.
- Así mismo, el subsistema de control, recibirá las señales del subsistema de sensado. A continuación, se analiza la información recibida y, basado en esto, se generan las distintas instrucciones que accionaran los mecanismos por medio de los actuadores.
- Al igual que en nuestra primera estructura de funciones, se incluirá un subsistema de materia y armado de prótesis que exprese cuales son los distintos segmentos de la prótesis y como es que interactúan uno con el otro.
- Asimismo, en paralelo con este subsistema se incluyó el subsistema de cargado de batería el cual será una estación externa a la prótesis, en donde se cargará la fuente principal de energía del dispositivo. Además, una vez que se coloca una batería dentro del dispositivo, se inicializa inmediatamente. Por lo que existirá un subsistema de energía el cual se encargará de la distribución de corriente a todos los componentes en la prótesis.
- Finalmente, el subsistema de uso se encargará de explicar y relacionar los subsistemas básicos con los subsistemas de uso de la prótesis. De esta forma se puede ver la distribución e interacción de los distintos subsistemas de este dispositivo. En la Figura 3.3 se muestra la estructura de funciones del sistema general de la prótesis transradial.

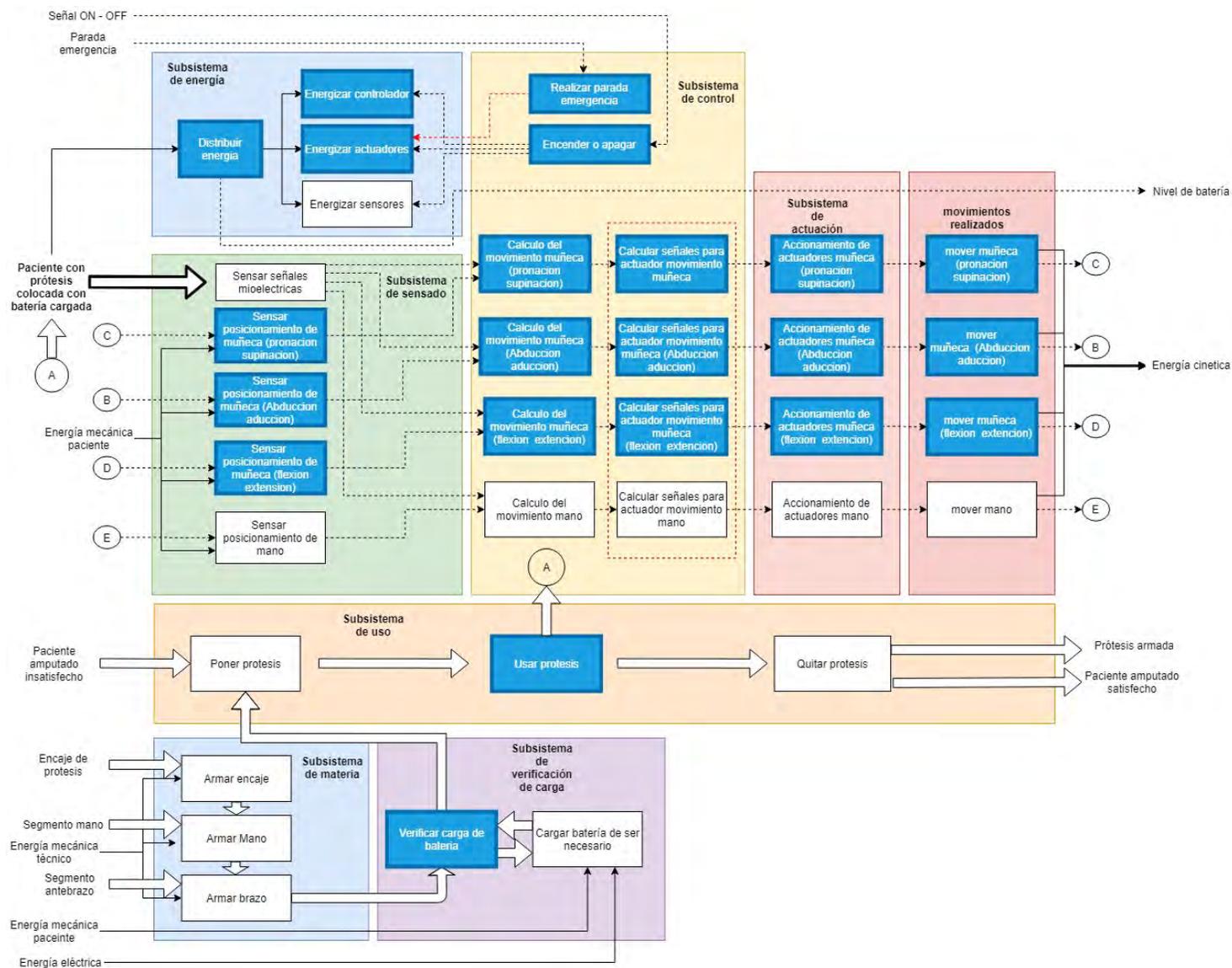


Fig. 3.3 Segunda estructura de funciones del dispositivo propuesto

3.3.3 Tercera estructura de funciones

La tercera estructura de funciones (Figura 3.4) compartirá información de las funciones particulares de cada subsistema para que la prótesis transradial funcione por medio de las señales mioeléctricas. Mediante un control se accionan los actuadores que ocasionan el cambio en la posición de la muñeca. De las tres estructuras de funciones, este es el que tiene un mayor desarrollo técnico en el sistema de control, ya que este considera más señales recibidas de los sensores. Así mismo, el sistema de cargado de batería y energizado están integrados en el dispositivo. Sin embargo solo se procederá a usar la prótesis una vez se haya cargado lo suficiente la batería para que energice todo el dispositivo por un periodo de tiempo.

- El subsistema de actuación se encargará de accionar los distintos actuadores utilizados en la prótesis. Particularmente, debido a la naturaleza de lo contemplado en el diseño conceptual del segmento cubito radial, se analiza principalmente solo los movimientos en la muñeca de la prótesis. Además, esta estructura también contemplará el movimiento que determine el largo del segmento antebrazo.
- El subsistema de sensado permitirá la recepción de señales mioeléctricas para mandar las instrucciones a los actuadores. Asimismo, para las señales que controlaran los actuadores se utilizarán dos tipos. El primer tipo de señal es la que proporcione la posición relativa de la plataforma de la muñeca del dispositivo. El segundo nos indicará cual es la ubicación actual de cada uno de los actuadores.
- El subsistema de control tendrá dos lazos de control. El primero se encarga de controlar la posición de los actuadores para que la precisión sea mayor. El segundo lazo de control se dará con respecto a la posición real de la muñeca de la prótesis.
- El subsistema de materia indicará la relación entre segmentos de la prótesis y como es que estos se deben acoplar para generar el sistema global del sistema del diseño conceptual.
- El subsistema de cargado permitirá el uso de la prótesis solo cuando exista energía suficiente para que los componentes funcionen de manera óptima por un periodo de tiempo. Además, se incluirá un sistema de energía el cual distribuirá la carga almacenada en la batería solo cuando reciba una señal de encendido.
- Finalmente, el subsistema de uso explicará el procedimiento de uso de la prótesis y cómo es que varía el estado del usuario antes y después de utilizar la prótesis transradial. Además, explica que existen subsistemas que solo operarán cuando se haga uso de la prótesis.

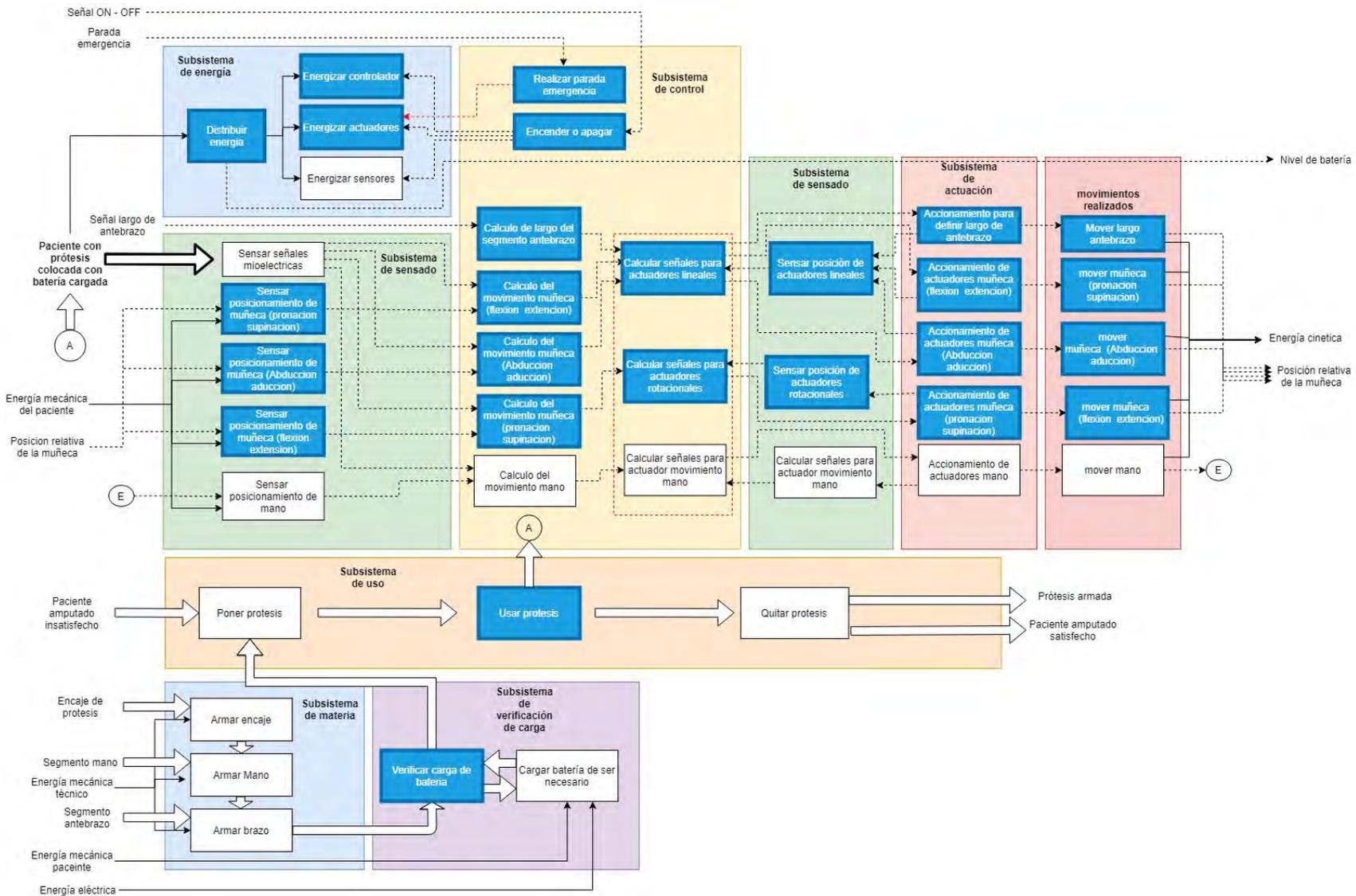


Fig. 3.4 Tercera estructura de funciones del dispositivo propuesto

3.4 Evaluación de las tres estructuras de funciones

Definidas las tres propuestas de estructuras de funciones, se debe de realizar un análisis y evaluar las tres con la finalidad de encontrar la óptima. Una vez se seleccione la óptima, se podrá desarrollar una matriz morfológica con la que se podrán proponer distintas propuestas de solución.

Los criterios utilizados para comparar las estructuras de funciones serán estrictamente técnicos, a los cuales se les podrá dar puntuaciones de entre 1 a 4. Estas consideraciones son las siguientes:

- Complejidad: Si es que se tiene una mayor cantidad de funciones y señales se determinará un menor puntaje.
- Implementación: Si se requiere una mayor complejidad al momento de generar la programación de los sistemas de control de las componentes tendrán un menor puntaje.
- Factibilidad: Si es más fácil el integrar todos los subsistemas tendrá una mayor puntuación.

La estructura con una mejor puntuación será la óptima. Las puntuaciones otorgadas en cada uno de los criterios de las distintas estructuras de funciones están en la Tabla 3.3. Por lo tanto, con los resultados de la evaluación técnica de las estructuras de funciones, se concluye que la primera estructura de funciones es la óptima. Entonces se procederá a desarrollar el diseño conceptual de la prótesis basándonos en esta estructura

Tabla 3.3. Evaluación técnica de las Estructuras de funciones

	1era Estructura	2da Estructura	3era Estructura
Complejidad	3	4	2
Implementación	3	3	2
Factibilidad	4	2	3
Total	10	9	7

3.5 Matriz morfológica

Se realizará la matriz morfológica considerando las funciones individuales de los subsistemas según la estructura de funciones que se centra en el segmento del antebrazo. Se realizarán diversas alternativas de solución que permitan realizar estas funciones. Esta matriz se despliega a través de la Tabla 3.4 a la Tabla 3.7.

Tabla 3.4. Subsistema de armado y actuadores

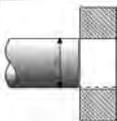
Función	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Acoplar a encaje	Rosca externa 	Presión 	
Mecanismo utilizado	Mecanismo paralelo con un actuador rotacional 	Mecanismos paralelos 	Mecanismos paralelos esféricos 
Actuadores Pronación supinación	Actuador rotacional 	Actuadores lineales 	Actuador rotacional con engranajes 
Actuadores Flexión Extensión	Actuador rotacional 	Actuadores lineales 	Actuador rotacional con engranajes 
Actuadores Abducción Aducción	Actuador rotacional 	Actuadores lineales 	Actuador rotacional con engranajes 
Acoplar a segmento mano	Rosca interna 	Presión 	

Tabla 3.5. Subsistema de sensores

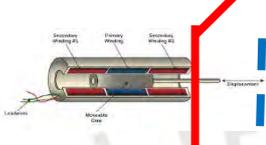
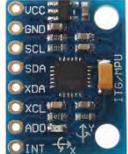
Función	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
sensor señales mioeléctricas	Entrada señal electrodos con un ACD 	Entrada señal de sensor mioeléctrico 	
Sensor posición plataforma	LVDT 	Potenciómetro 	Inclinómetros 
Calcular nivel de batería	Sensor de voltaje 	Entrada analógica a controlador con ADC 	

Tabla 3.6. Subsistema de control

Función	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Controlar	Microcontrolador 	Microprocesador 	
Señal on off	Interruptor 	Botón 	Entrada señal ON/OFF 
Parada de emergencia	Botón 	Sensor magnético 	

Tabla 3.7. Subsistema de energía

Función	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Cargar baterías	Modulo cargar baterías 	Cargador de pilas 	
Alimentar al sistema	Baterías de litio 	Baterías Ni-Cd 	Pilas recargables 
Energizar al controlador	Regulador de voltaje 	Regulador voltaje lineal 	
Energizar sensores	Regulador de voltaje 	Regulador voltaje lineal 	
Energizar actuadores	Regulador de voltaje 	Regulador voltaje lineal 	Salida analógica Controlador 

Según el tipo de línea utilizado en las tablas, se han desarrollado 3 conceptos de solución. Cada uno de estos se explicarán en el índice siguiente. En la Tabla 3.8 se observa una leyenda que explica cómo se identifica cada concepto.

Tabla 3.8. Leyenda conceptos de solución

	Tipo de línea
Concepto de solución 1	
Concepto de solución 2	
Concepto de solución 3	

3.6 Conceptos de solución

Cada uno de los conceptos de solución desarrollados, estará acompañado de imágenes que explicarán con mayor detalle el funcionamiento de las componentes. El primer concepto esta detallado por la línea continua de color rojo, el segundo por la línea entrecortada de color azul y finalmente el tercero por la línea punteada de color morado.

3.6.1 Primer concepto de solución

Este concepto se puede visualizar en la Figura 3.5, en la cual se muestra el segmento del antebrazo que se desarrollará. Este tendrá como base un diseño de tres grados de libertad basado en el mecanismo paralelo de Stewart, el cual será acoplado a un encaje especial con el que se podrán unir por medio de una unión roscada. Esto permitirá un acople sencillo y resistente, lo que se muestra en la Figura 3.6.

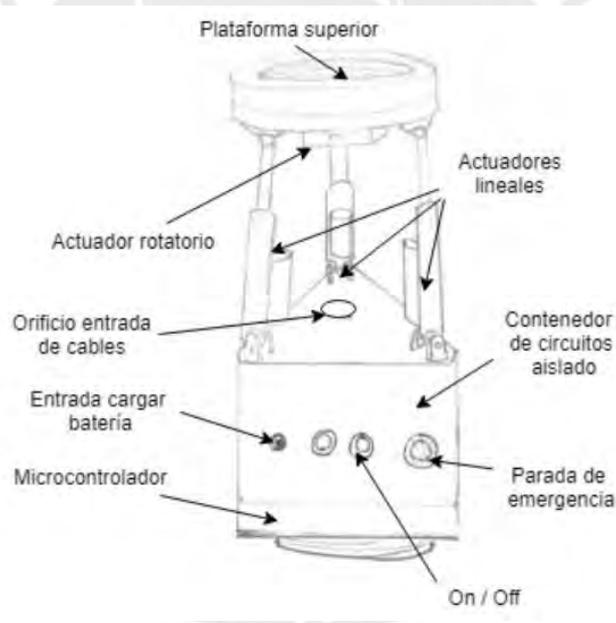


Fig. 3.5. Boceto del concepto de solución 1

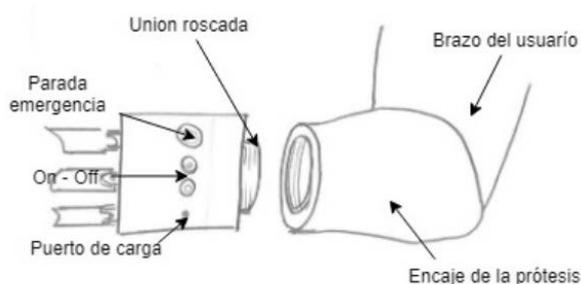


Fig. 3.6. Detalle unión encaje con segmento antebrazo del concepto de solución 1

Los movimientos de aducción, abducción, flexión y extensión, que son los movimientos producidos únicamente por la muñeca, serán realizados mediante la activación de actuadores lineales que se distribuirán de forma equidistante uno de otra en forma de circunferencia. Adicionalmente, estos tres actuadores permiten movimientos de desplazamiento de la plataforma, mas no de rotación. Por lo tanto, se integró un actuador rotacional que realizara los movimientos de pronación y supinación.

En la plataforma cercana al codo se dispone de un contenedor aislado que tenga en su interior al microcontrolador y demás componentes electrónicos. De esta forma se evita que el usuario interactúe con estos, y solo se le permita el uso de la prótesis. La disposición de estos componentes se muestra en la Figura 3.7. Así mismo, en la propuesta se incluye un orificio en el cual se permitirá la entra y salida de cables locales para el intercambio de señales con los actuadores. Además, se incluirá otro puerto de conexión en las paredes de la plataforma cercana al codo en la que ingresarán las señales mioeléctricas.

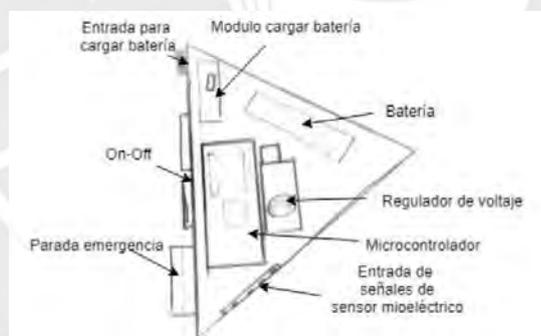


Fig. 3.7. Interior de la plataforma del codo del concepto de solución 1

Finalmente, en el extremo más cercano a la muñeca se implementaría una unión roscada para acoplar el segmento cubito-radial de la prótesis a la mano protésica. En la Figura 3.8 se puede ver con mayor detalle lo anterior mencionando. Así mismo, se tiene en consideración que los actuadores utilizados en este diseño tienen sus propios sensores de posición implementados, como es el caso de potenciómetros tanto en el actuador lineal como en el servomotor.

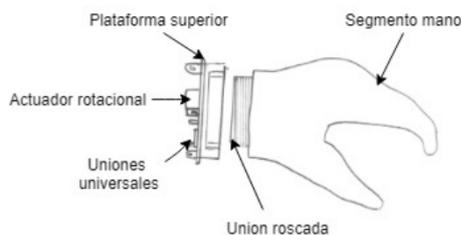


Fig. 3.8. Plataforma distal o de la muñeca y segmento mano del concepto de solución 1

3.6.2 Segundo concepto de solución

En este concepto se utilizará el mecanismo de Stewart de 6 grados de libertad, a la que se le establecerán ciertas limitaciones dependiendo de la distancia del antebrazo que se desea. Este mecanismo se acoplará al socket mediante una unión a presión, la cual será ejecutada solo por el técnico de prótesis. El diseño del concepto general se muestra en la Figura 3.9.

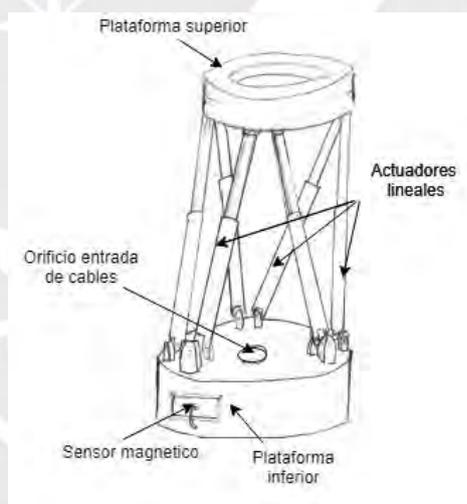


Fig. 3.9. Boceto del concepto de solución 2

En esta solución se usan solo actuadores lineales para lograr los movimientos de la muñeca. A diferencia del concepto número 1, este diseño tiene la capacidad de realizar el movimiento de rotación utilizando solamente mecanismos paralelos sin necesidad de un actuador adicional. Estos pistones serán ubicados en tres puntos en la plataforma cercana al codo del dispositivo mediante uniones de dos grados de libertad. Así mismo, el otro extremo de cada actuador será ubicado en la plataforma de menor tamaño mediante una unión universal.

El sistema de medición en este concepto de solución es idéntico al del primer concepto de solución. Es decir que se habilitarán entradas para las señales del sensor mioeléctrico, y que la posición será determinada por los sensores incluidos en los actuadores, sin embargo, en este caso, estos son los LVDT, los que miden el cambio en la posición lineal. Así mismo, el microprocesador será ubicado en el interior de la plataforma proximal, aislado con un grado de protección IP64. Este se ubicará centrado en la plataforma, como se muestra en la Figura 3.10.

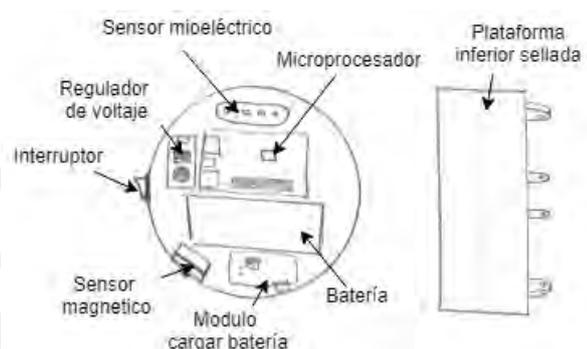


Fig. 3.10. Posición de sensores y controlador en el concepto de solución 2

Finalmente, se incluirá en la plataforma distal un agujero, en el cual se podrá juntar al eje del segmento mano. Esto permitirá una unión eje cubo a presión que evitará que el segmento mano se desprenda, en la Figura 3.11 se muestra con mayor detalle esta unión.

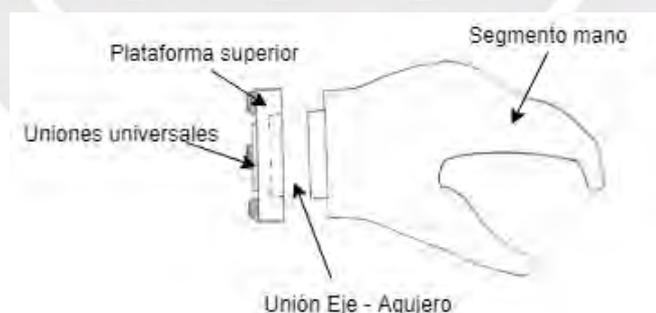


Fig. 3.11. Plataforma distal o de la muñeca concepto de solución 2

3.6.3 Tercer concepto de solución

En este concepto se propone un mecanismo paralelo esférico, el cual utiliza actuadores giratorios acoplados a una cadena de eslabones, los que serán ubicados uno sobre el otro en un eje principal accionado por una cadena de engranajes, El extremo final de la cadena

de eslabones se unirá a la plataforma más cercana a la muñeca mediante uniones simples. Este mecanismo utilizado permite realizar los tres conjuntos de movimientos que se buscan generar en la muñeca. Por lo que no necesita de otro actuador para completar las funciones principales del sistema.

En este concepto, el segmento protésico del antebrazo se acoplará al socket mediante una unión a presión, que permita el ensamble con el encaje de la prótesis. Una vez acoplados, el segmento antebrazo aguarda por la señal de encendido para activar la distribución de energía en el sistema. Asimismo, el segmento del antebrazo se acoplará a la mano mediante una unión a presión. Este concepto de solución se muestra en la Figura 3.12.

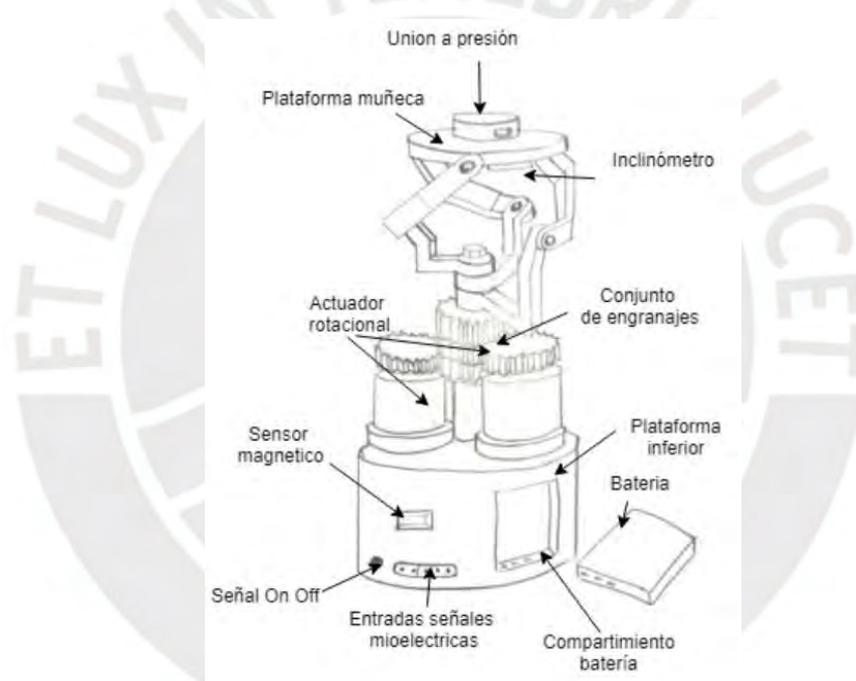


Fig. 3.12. Boceto del concepto de solución 3

La ubicación del controlador y su sistema de energía estarán ubicados de forma aislada en el interior de la plataforma proximal. Sin embargo, a diferencia de las otras dos opciones, este sistema utiliza una pila recargable. Por lo tanto, se necesitará habilitar un compartimiento que permita acceder a las pilas para cambiarlas o recargarlas. Finalmente, se proponen entradas para las señales provenientes de los electrodos que perciban las señales mioeléctricas, las que llegarán de forma analógica al microcontrolador, de forma que este se encargará del procesamiento de las señales. Así mismo, para ver el posicionamiento, se analizará el potenciómetro ubicado dentro de los servomotores, y

además para un mejor control se consideran dos inclinómetros, uno ubicado en la plataforma distal y la otra en la plataforma proximal. Estos detalles se pueden observar con mayor detalle en la Figura 3.13.

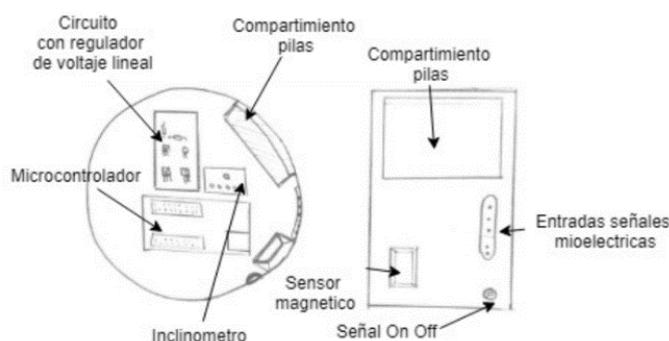


Fig. 3.13. Ubicación de las componentes electrónicas del concepto de solución 3

3.7 Evaluación técnica y económica

Definidos los tres conceptos de solución, se procede a la evaluación de estos. Como resultado de esta evaluación se podrá obtener una solución que pueda realizar la función principal del segmento del antebrazo diseñado. Para encontrar esta solución óptima, se necesita tanto de una evaluación técnica como de una evaluación económica.

a) Evaluación técnica: En el contenido de esta evaluación se analizan los aspectos referentes a la fabricación, mantenimiento y uso de cada uno de los conceptos de solución. Por esta razón es que se consideraran los siguientes criterios:

Fabricación: Este punto agrupa aspectos de la manufactura de las estructuras que se necesiten para el diseño, así como la facilidad de ensamble de estos componentes estructurales a las componentes.

Movimiento: Este criterio abarca la fluidez con la que el mecanismo de cada propuesta de solución realiza los movimientos esperados de la muñeca. Se considerarán los movimientos de rotación, así como los de desplazamiento.

Montaje: Este criterio se considera debido a que se debe ver la facilidad con la que se montan según el tipo de unión que existirá entre los segmentos independientes de la prótesis mioeléctrica, además también se analizará la fiabilidad de estos.

Peso del dispositivo: Este es un criterio de suma importancia, ya que el segmento debe tener un peso ligero y cercano al peso real que posee un antebrazo real. Esto se realiza para promover la comodidad final del usuario.

Carga máxima: Este criterio permitirá ver cuál de los tres diseños será capaz de soportar una mayor carga aplicada al diseño, según el mecanismo y actuadores utilizados.

Seguridad: Este es un criterio que permitirá el análisis de que tan seguro es para el usuario utilizar la prótesis con regularidad. Esto incluye también los componentes electrónicos que el diseño incluye.

Complejidad: Esta considera la complejidad del diseño y de su implementación para el funcionamiento correcto del dispositivo.

b) Evaluación económica: Los criterios económicos que se verán en esta evaluación, abarcarán los aspectos ligados con los costos de los componentes utilizados, la facilidad de adquisición de estos, los costos de mantenimientos y la cantidad de piezas. Las consideraciones para el análisis son las siguientes:

Número de piezas: Este criterio permite establecer una relación entre la cantidad de componentes que cada uno de los conceptos posee. A mayor cantidad de componentes hay varios gastos adicionales que realizar.

Obtención de componentes: Este punto nos permite analizar qué tan fácil es la adquisición de los componentes. Se analiza si es que se pueden conseguir en el mercado peruano, o si se necesita de importación de estos.

Costo de componentes: Este criterio permite evaluar el costo de los componentes. Según su menor costo, se le puntuará una evaluación más alta. Se considerarán los componentes electrónicos, sensores y actuadores.

Costo de estructuras: En este criterio se analizará el costo de los diferentes tipos de acoplamientos entre los segmentos, además del costo de manufactura de las estructuras en las que se colocarán los actuadores y los sensores.

Costo de mantenimiento: Este criterio es principalmente para evaluar en cuál de las alternativas se tendrá un menor precio de mantenimiento según la complejidad de sus respectivos diseños.

En la Tabla 3.9 se observa la evaluación técnica y cómo es que se calificó cada propuesta de solución en los criterios anteriormente establecidos. La seguridad y movimientos tienen un mayor peso en comparación de los demás. Por un lado, el segmento a diseñar es un dispositivo que estará en constante contacto con el usuario, por lo tanto, la seguridad es un aspecto primordial en el diseño. Asimismo, al ser un mecanismo cuya finalidad es simular las funciones de las articulaciones de la muñeca, la precisión y fluidez en el dispositivo son muy importantes.

Tabla 3.9. Evaluación técnica

Evaluación Técnica (Xi)												
Variables de los conceptos de solución		Solución 1			Solución 2			Solución 3			Solución Ideal	
Índice	Criterios	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp		
1	Fabricación	2	3	6	1	2	2	4	4	8		
2	Movimiento	4	3	12	4	16	4	16	4	16		
3	Montaje	1	4	4	3	3	2	2	4	4		
4	Peso del dispositivo	3	4	12	2	6	3	9	4	12		
5	Carga máxima	2	3	6	4	8	3	6	4	8		
6	Seguridad	4	3	12	4	16	3	12	4	16		
7	Complejidad	2	4	8	3	6	3	6	4	8		
Total		18	24	60	21	57	20	55	28	72		
Valor Técnico Xi			0,86	0,83	0,75	0,79	0,71	0,76	1	1		

La evaluación económica se realizó teniendo una mayor consideración en los criterios de costo de los componentes electrónicos y la facilidad de obtención de los mismos. Estos dos criterios poseen un mayor impacto en la evaluación debido a que son factores que influyen significativamente en el costo final de la fabricación del segmento antebrazo de la prótesis. Por lo tanto, propuestas que utilicen componentes que se adquieran en el mercado peruano tendrán una mejor calificación a comparación de las otras. En la Tabla 3.10 se observan los resultados obtenidos de la evaluación económica.

Tabla 3.10. Evaluación económica

Evaluación Económica (Yi)												
Variables de los conceptos de solución		Solución 1			Solución 2			Solución 3			Solución Ideal	
Índice	Criterios	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp		
1	Número de piezas	2	4	8	2	4	2	4	4	8		
2	Obtención de componentes	3	3	9	2	6	3	9	4	12		
3	Costo de componentes	4	3	12	2	8	4	16	4	16		
4	Costo de estructuras	2	4	8	3	6	2	4	4	8		
5	Costo de mantenimiento	1	3	3	2	2	2	2	4	4		
Total		12	17	40	11	26	13	35	20	48		
Valor Económico Yi			0,85	0,83	0,55	0,54	0,65	0,73	1	1		

Según los resultados obtenidos en las evaluaciones técnica y económica de la Figura 3.14, se puede observar que el primer concepto de solución posee la relación óptima con

respecto a las evaluaciones realizadas. Esto se debe a que utiliza un mecanismo paralelo al igual que un actuador de rotación. Estos en conjunto cumplen con las funciones que la prótesis debe realizar según los requerimientos. Asimismo, el concepto de solución 3 es la segunda propuesta de mejor evaluación económica, como resultado de utilizar componentes de bajo costo y fácil adquisición. Finalmente, la evaluación dada a la segunda alternativa fue la que obtuvo los resultados más bajos con respecto a la relación técnico-económica. La cantidad de actuadores y el alto costo de fabricación fueron los causales de tal evaluación.

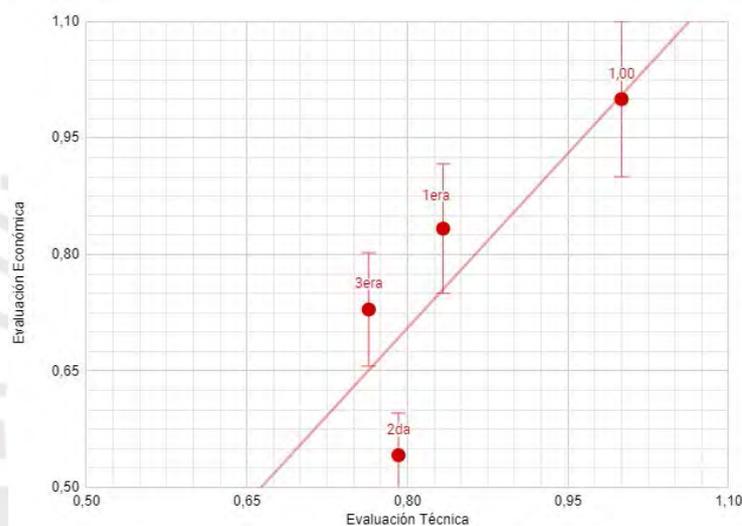


Fig. 3.14. Evaluación técnica – económica

Por esta razón, el primer concepto de solución se utilizará como base para el desarrollo de los distintos proyectos preliminares que se desarrollaran en el próximo capítulo.

CAPÍTULO 4

PROYECTO PRELIMINAR

Los proyectos preliminares desarrollados en este capítulo se basarán principalmente en el primer concepto de solución, debido a que fue el que obtuvo un mejor rendimiento en la evaluación técnica-económica realizada. Por consiguiente, se procederá a elaborar tres propuestas de proyectos preliminares que contarán con una descripción más detallada sobre estos. Asimismo, se realizarán los diagramas de flujo, arquitectura de hardware y el diagrama de operaciones para explicar las conexiones y funcionamiento del proyecto preliminar óptimo con mejores resultados, que constituye el diseño conceptual.

4.1 Alternativas de proyecto preliminar

En esta ocasión se presentarán tres alternativas de solución como proyecto preliminar, las que luego de una evaluación técnica y económica permitirá seleccionar la propuesta de proyecto preliminar o propuesta de diseño conceptual.

4.1.1 Primer proyecto preliminar

El primer diseño conceptual preliminar constará de dos estructuras principales: la plataforma distal (o plataforma de muñeca) y la plataforma proximal (o plataforma de codo). Las cuales estarán unidas por 3 actuadores lineales electrónicos. El diseño preliminar se puede observar a mayor detalle en la Figura 4.1. Por un lado, uno de los extremos de los actuadores estará unido a la plataforma distal por medio de uniones esféricas. En el extremo opuesto se utilizarán uniones universales para acoplarse a la plataforma más cercana al codo. Adicionalmente, la plataforma de la muñeca está

compuesta por dos elementos, uno estará fijo mientras que el segundo contará con un servomotor ubicado entre los actuadores lineales que le permitirá rotar en su propio eje. Estas especificaciones se pueden ver con mayor claridad en la Figura 4.2.

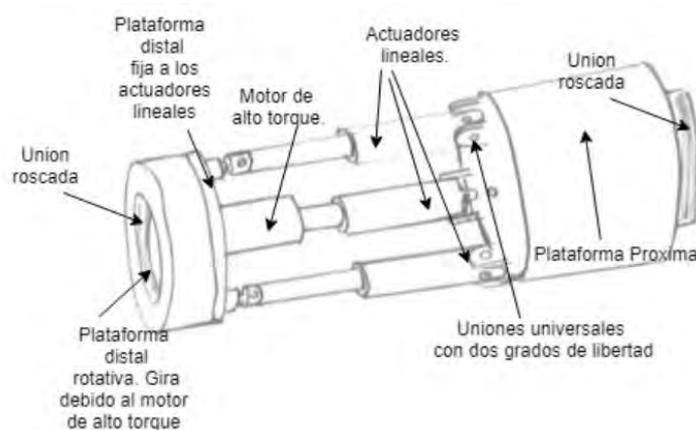


Fig. 4.1. Primer proyecto preliminar

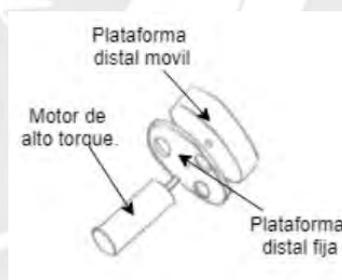


Fig. 4.2. Segmentos de la plataforma distal

Los elementos presentes en la Figura 4.3 se elaborarán de ABS, el cual es un termoplástico utilizado en impresiones 3D¹⁷. Este material tiene una baja densidad, por lo tanto, permitirá que el diseño tenga un peso similar a un antebrazo real. Asimismo, el material tiene también una alta resistencia con respecto a otros polímeros utilizados en impresiones 3D. Elaborar las estructuras mediante impresiones 3D permitirá una manufactura más sencilla, además que es un método más económico en comparación de otros procesos de manufactura. Las estructuras incluyen en su diseño un eje y agujero roscados los cuales se utilizarán para integrarse al diseño global de la prótesis mioeléctrica. Por un lado, la plataforma distal se acoplará al segmento mano de la prótesis.

¹⁷ Materiales que se pueden utilizar para imprimir en 3D. Anonymous projects. <http://anonymous-projects.com/materiales-que-se-pueden-utilizar-para-imprimir-en-3d/>. 30/06/2020

Por el otro, la base del dispositivo, se acoplará al encaje de la unidad protésica. La forma en que el segmento antebrazo se acopla a la prótesis global se puede ver en la Figura 4.4.

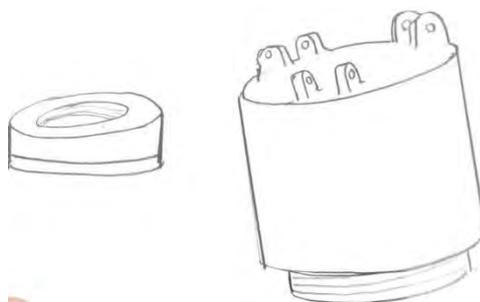


Fig. 4.3. Izquierda, la plataforma distal. Derecha: la plataforma proximal del dispositivo

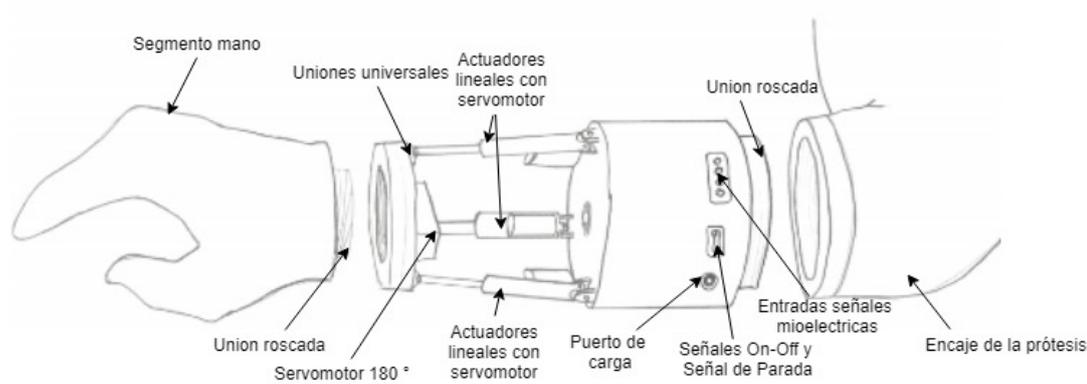


Fig. 4.4. Boceto de la prótesis global del primer diseño preliminar

En el interior de la plataforma proximal estarán ubicados el controlador, la batería, un regulador de voltaje y un módulo de carga. Estos componentes serán aislados con un grado de protección IP64. Asimismo, esta estructura contará con puertos de entrada para las señales mioeléctricas del sistema global, las señales de encendido y apagado, y finalmente la señal de parada de emergencia. Adicionalmente, se dispondrá de un puerto de entrada adicional que estará conectado al módulo de carga, el cual se encargará de energizar a la batería y de indicar el nivel de carga al controlador. Estas características facilitarán la integración de la carcasa del sistema global de la prótesis. En la Figura 4.5 se puede apreciar cómo es que serán ubicados las componentes electrónicas y los puertos de entrada anteriormente mencionados.

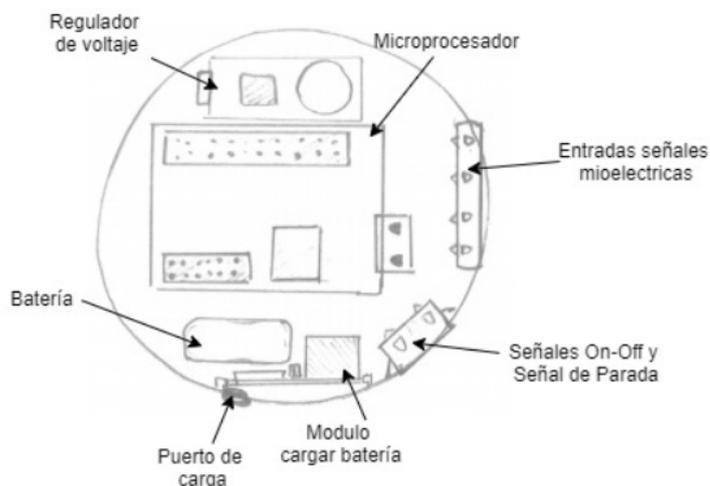


Fig. 4.5. Interior de la plataforma proximal o del codo

4.1.2 Segundo proyecto preliminar

Al igual que en el primer proyecto preliminar, este sistema se basa en el uso de un mecanismo paralelo para los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción. Sin embargo, en el diseño conceptual de este proyecto solo se consideraron dos actuadores lineales eléctricos. Reemplazando el tercero por una columna rígida que mantenga constante la distancia entre las plataforma distal y proximal. En la Figura 4.6 se puede observar las características anteriormente mencionadas.

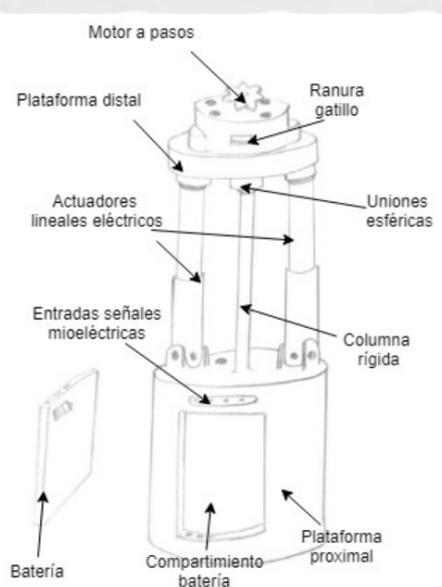


Fig. 4.6. Segundo proyecto preliminar

En la Figura 4.7 se muestra cómo es que se conectan los distintos componentes de este proyecto. En primer lugar, nótese que el tipo de unión ubicado entre los actuadores lineales y la plataforma de la muñeca son esféricas. Esto permitirá que puedan realizarse los movimientos que se esperan de un mecanismo paralelo. Asimismo, el extremo libre de la columna está unida por una unión esférica. La función de este segmento es la de limitar la distancia del antebrazo, mas no los movimientos de rotación en la muñeca. Además, se incorporó el uso de un motor a pasos en la parte superior de la plataforma distal, el cual se conecta directamente con el segmento mano para acoplarse y generar los movimientos de pronación–supinación en la muñeca.

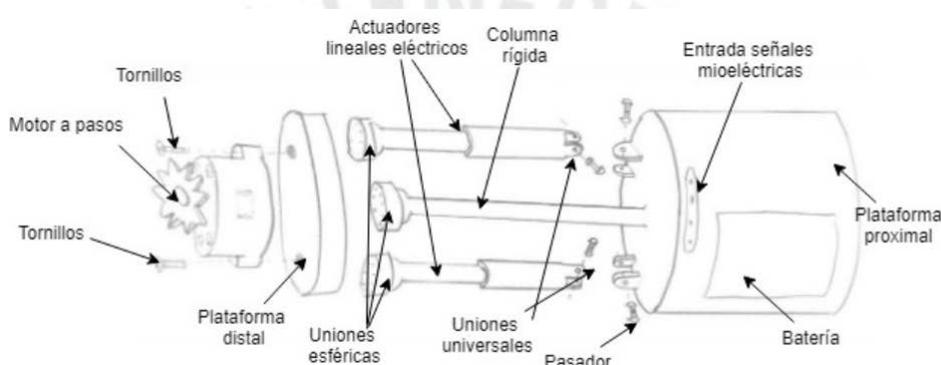


Fig. 4.7. Componentes del segundo proyecto preliminar

Debido a la forma particular de la plataforma proximal, y como es que la columna es parte de esta, la manufactura utilizada para generar las piezas en este diseño conceptual será realizada por medio de impresión 3D. Una vez ensamblado el antebrazo, se procederá a conectarlos con los otros dos segmentos de la prótesis transradial proximal. La Figura 4.8 ilustra la interacción entre estos segmentos y como es que se acoplan entre ellos. Por un lado, el segmento mano se acopla por un sistema de gatillos que se enganchan en los orificios laterales del motor a pasos. Esto permite un cambio sencillo y rápido del segmento mano. Por otro lado, el acople entre el antebrazo y el segmento encaje es posible debido al uso de una unión a presión.

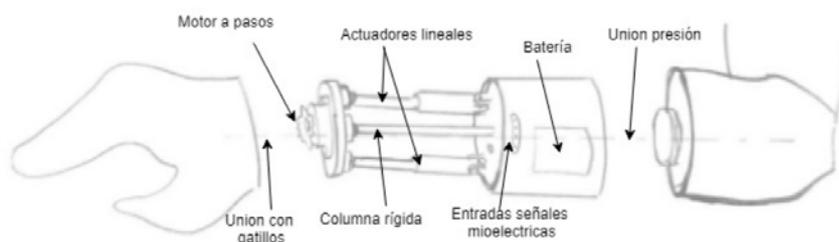


Fig. 4.8. Boceto de la prótesis global del segundo diseño preliminar

Los componentes electrónicos dentro del segmento antebrazo se puede ver en la Figura 4.9, los que se ubican en la plataforma proximal. Estos componentes son el microcontrolador, el regulador de voltaje y los puertos de entrada para las señales mioeléctricas. En este diseño, la batería es un componente que no está fijo al dispositivo, sino que se carga por separado, de forma que se pueda utilizar una batería más mientras la otra carga. Esto se puede ver en la Figura 4.10.

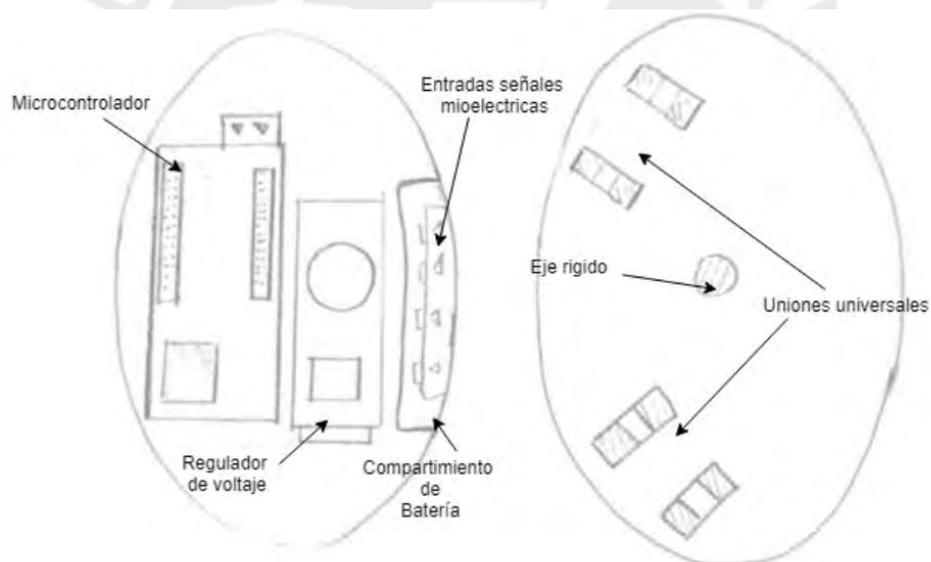


Fig. 4.9 Izquierda: Interior de la plataforma proximal, Derecha: Superficie de la plataforma proximal

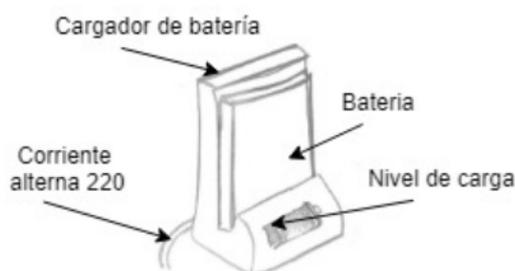


Fig. 4.10. Puerto de carga de la batería en el segundo diseño preliminar

4.1.3 Tercer proyecto preliminar

En el tercer proyecto preliminar se consideró un mecanismo paralelo y un motor de alto torque para generar los movimientos esperados en la muñeca. En primer lugar, el mecanismo paralelo utilizado es de 3 grados de libertad, sin embargo, no se considerará el movimiento longitudinal con respecto al eje axial, ya que solo se necesitan los dos movimientos rotacionales que realizan la abducción–aducción y la flexión–extensión de la muñeca. En segundo lugar, el motor utilizado tiene que ser de alto torque debido a que, en este diseño conceptual, moverá todo el mecanismo paralelo y no solo la plataforma distal. Un esquema del tercer proyecto preliminar se muestra en la Figura 4.11.

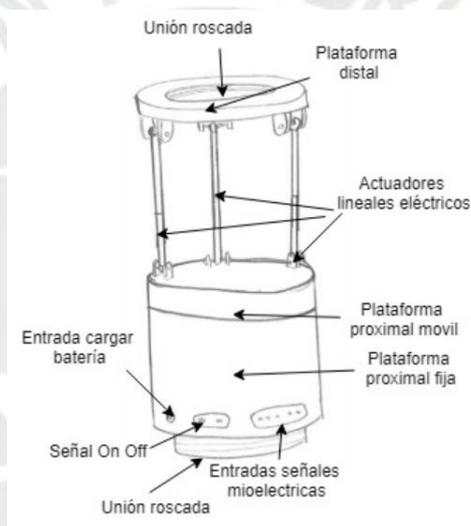


Fig. 4.11. Tercer proyecto preliminar

En la Figura 4.12 se muestra como se posiciona el motor dentro de la plataforma proximal para que se pueda realizar la rotación de pronación y supinación. Como se puede observar, la plataforma del codo cuenta con dos partes, la fija que esta acoplada al encaje de la prótesis, y la móvil, la cual es accionada debido a la rotación de este actuador. Esta consideración fue tomada debido a la mayor facilidad de implementación debido a los factores geométricos presentes en el desarrollo de la prótesis.

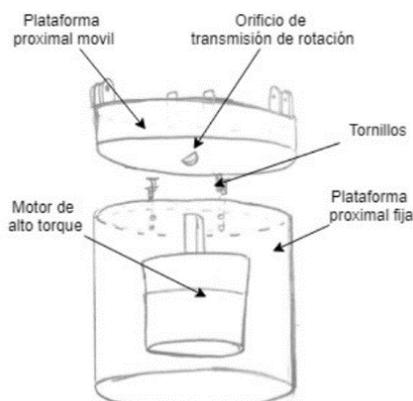


Fig. 4.12. Ubicación del motor de alto torque en el tercer diseño preliminar

Las piezas que conforman cada una de las dos plataformas serán impresas en 3D utilizando ABS o cualquier otro polímero plástico que contenga buenas especificaciones técnicas. Los elementos más complejos para realizar su manufactura son las piezas pertenecientes a la plataforma proximal. Esto se debe principalmente a que en su interior estarán los componentes electrónicos y, además, se debe encontrar una posición más para ubicar el motor de alto torque. La distribución de estos componentes se puede observar en la Figura 4.13.

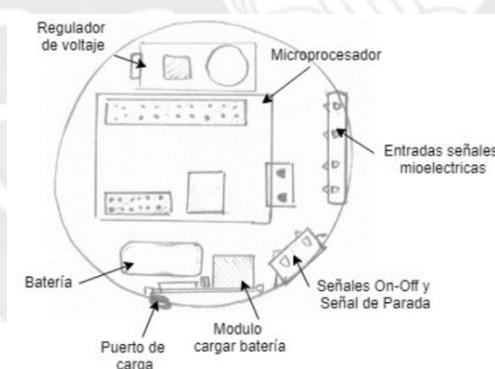


Fig. 4.13. Interior de la plataforma proximal en el tercer diseño proximal

Finalmente, este dispositivo cubito radial se acoplará a los otros dos elementos de la prótesis transradial mediante dos uniones roscadas. Es decir, la plataforma distal de la muñeca se acoplará con el segmento mano mediante una unión roscada. Asimismo, la plataforma proximal del codo se acoplará del mismo modo con el segmento del encaje de la prótesis. La interacción entre segmentos se puede apreciar en la Figura 4.14

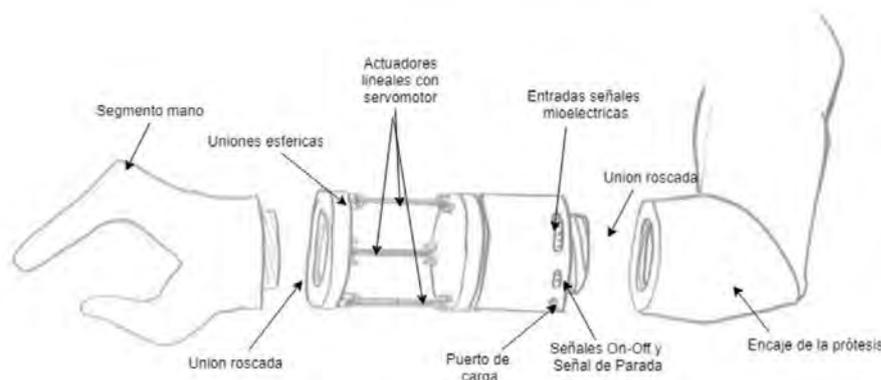


Fig. 4.14. Boceto de la prótesis global del tercer diseño preliminar

4.2 Evaluación de los proyectos preliminares

Con los tres diseños de proyectos preliminares desarrollados, con base en el concepto de solución óptimo, se realizará una evaluación a estas tres alternativas, y así obtener el proyecto preliminar más óptimo, que se denominará el diseño conceptual.

Como estas alternativas están basadas en el concepto de solución óptimo. Entonces las consideraciones técnicas y económicas evaluadas serán las mismas a las utilizadas para encontrar el mejor concepto de solución.

4.2.1 Evaluación técnica

En la evaluación técnica de los proyectos preliminares se consideraron principalmente los aspectos de fabricación, mantenimiento y uso de cada una de las propuestas. A estos requerimientos se les asignará un valor de entre 1 y 3 dependiendo de qué tan óptimo y similar este con respecto a la propuesta ideal. Así mismo, se le pueden asignar pesos a cada uno de estos criterios teniendo en cuenta el impacto e importancia que tiene cada uno de estos. Estos valores asignados pueden variar entre 1 y 4, donde 1 es el de menor importancia y 4 sumamente importante. Los aspectos a evaluar son los siguientes:

- Fabricación
- Movimiento
- Montaje
- Peso del dispositivo
- Carga máxima

- Seguridad
- Complejidad

Las consideraciones técnicas y los respectivos puntajes de cada proyecto se encuentran detallados en la Tabla 4.1.

Tabla 4.1. Evaluación técnica

Evaluación Técnica (Xi)											
Variables de los conceptos de solución		Solución 1			Solución 2			Solución 3		Solución Ideal	
Índice	Criterios	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	
1	Fabricación	2	3	6	1	2	2	4	4	8	
2	Movimiento	4	3	12	3	12	2	8	4	16	
3	Montaje	1	3	3	3	3	2	2	4	4	
4	Peso del dispositivo	3	3	9	3	9	3	9	4	12	
5	Carga máxima	2	3	6	3	6	3	6	4	8	
6	Seguridad	4	3	12	3	12	3	12	4	16	
7	Complejidad	2	3	6	3	6	3	6	4	8	
Total		18	21	54	19	50	18	47	28	72	
Valor Técnico Xi			0,75	0,75	0,68	0,69	0,64	0,65	1	1	

4.2.2 Evaluación económica

La evaluación económica se realizó considerando los aspectos de costo de los componentes electrónicos y la facilidad de obtención de estos. Estos dos criterios son los que mayor impacto tienen con el precio final que tendría el proyecto preliminar. Al igual que en la evaluación técnica, se definirán valores de entre 1 y 3 a cada uno de los proyectos en las distintas áreas evaluadas. Asimismo, cada una de estas áreas tendrán un peso que este entre 4 y 1 en donde un mayor número implica un mejor impacto en el costo final.

- Número de piezas
- Obtención de componentes
- Costo de componentes
- Costo de estructuras
- Coste de mantenimiento

En la Tabla 4.2 se observan los resultados obtenidos de la evaluación económica realizada a los tres proyectos preliminares.

Tabla 4.2. Evaluación económica

Evaluación Económica (Yi)										
Variables de los conceptos de solución		Solución 1			Solución 2		Solución 3		Solución Ideal	
Índice	Criterios	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Número de piezas	2	3	6	2	4	2	4	4	8
2	Obtención de componentes	3	3	9	2	6	3	9	4	12
3	Costo de componentes	4	3	12	2	8	3	12	4	16
4	Costo de estructuras	2	3	6	3	6	2	4	4	8
5	Costo de mantenimiento	1	3	3	2	2	2	2	4	4
Total		12	15	36	11	26	12	31	20	48
Valor Económico Yi			0,75	0,75	0,55	0,54	0,6	0,65	1	1

4.2.3 Resultados de la evaluación técnica económica

Una vez realizado las evaluaciones se procede generar una gráfica en donde se puede ver la relación que hay entre las evaluaciones técnicas y económicas de cada proyecto preliminar. Este grafico se puede observar en la Figura 4.15

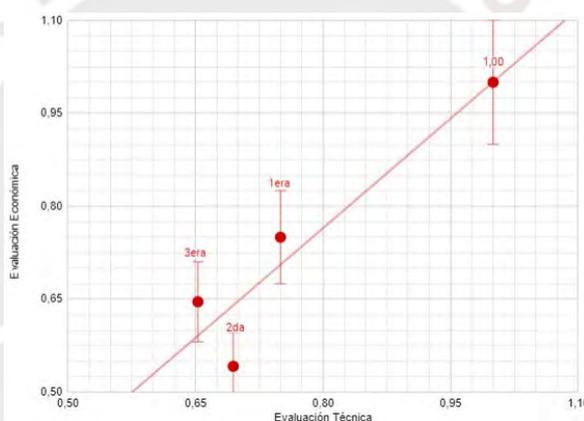


Fig. 4.15. Evaluación técnica – económica

4.3 Propuesta de Proyecto Preliminar

El proyecto preliminar con los mejores resultados de la evaluación es el primer proyecto propuesto con una puntuación de 0.75 de la evaluación técnica e igualmente en la económica. Por lo tanto, es este el proyecto seleccionado como el proyecto preliminar óptimo (diseño conceptual) y, por lo tanto, se procede a realizar el diagrama de flujo, la arquitectura de hardware y, finalmente, el diagrama de operación de esta solución.

4.3.1 Diagrama de flujo

La función principal en el diseño del segmento antebrazo protésico es realizar las funciones de movilidad presentes en la muñeca. Sin embargo, realizar esta acción requiere de algunas consideraciones y funciones secundarias. A continuación, en la Figura 4.16 se

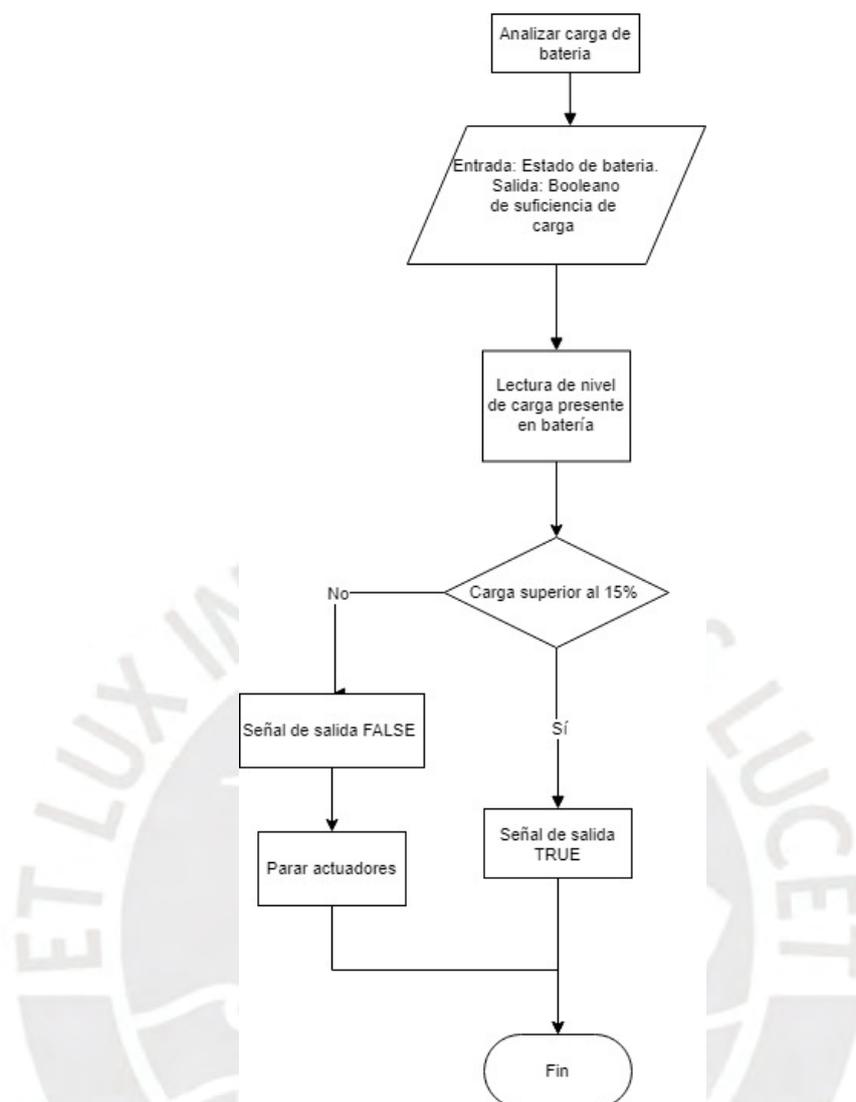


Fig. 4.17. Diagrama de flujo del análisis de carga del dispositivo diseñado.

Finalmente, el diagrama de flujo que explica el movimiento de la muñeca se presenta en la Figura 4.18. En este diagrama se tiene como señales de entrada a las señales mioeléctricas, las señales de posicionamiento los actuadores lineales y la señal de parada de emergencia. Los actuadores se accionarán hasta llegar a su posición indicada. Sin embargo, si durante el proceso se activa la señal de parada de emergencia, todos los actuadores se detienen hasta que el dispositivo sea apagado.

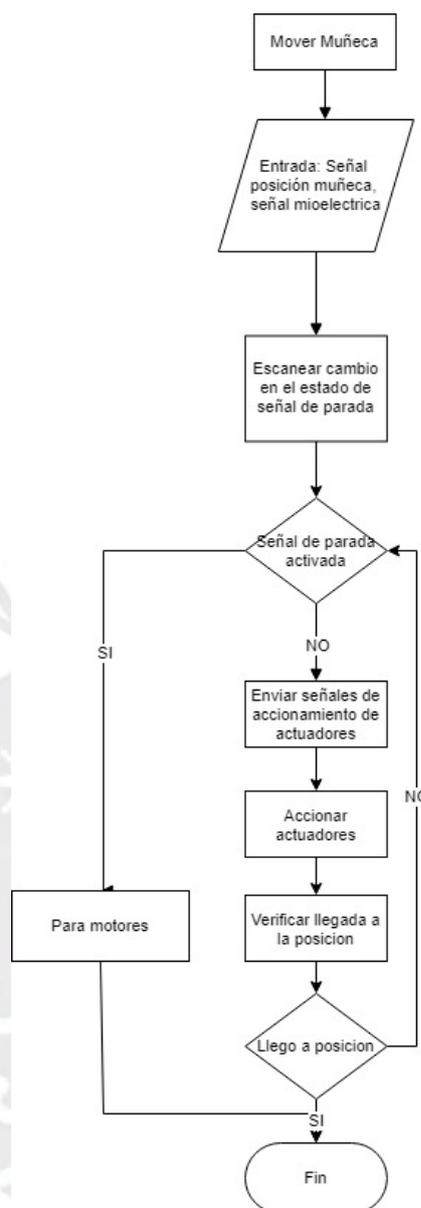


Fig. 4.18. Diagrama de flujo mover muñeca del dispositivo diseñado.

4.3.2 Arquitectura de hardware

Los componentes electrónicos, así como la batería y el microcontrolador se muestran en la Figura 4.19. Se utilizarán 3 actuadores lineales, los cuales proporcionarán el movimiento al mecanismo paralelo. Estos actuadores serán energizados por una tensión de 12 V. Asimismo, se utilizará un motor de alto torque que realizará los movimientos de pronación y supinación en la muñeca. Al igual que los actuadores lineales, este motor necesitará de 12 V. Finalmente, se necesitará de un módulo de carga para energizar la batería y un regulador de voltaje que distribuirá la energía a todos los componentes.

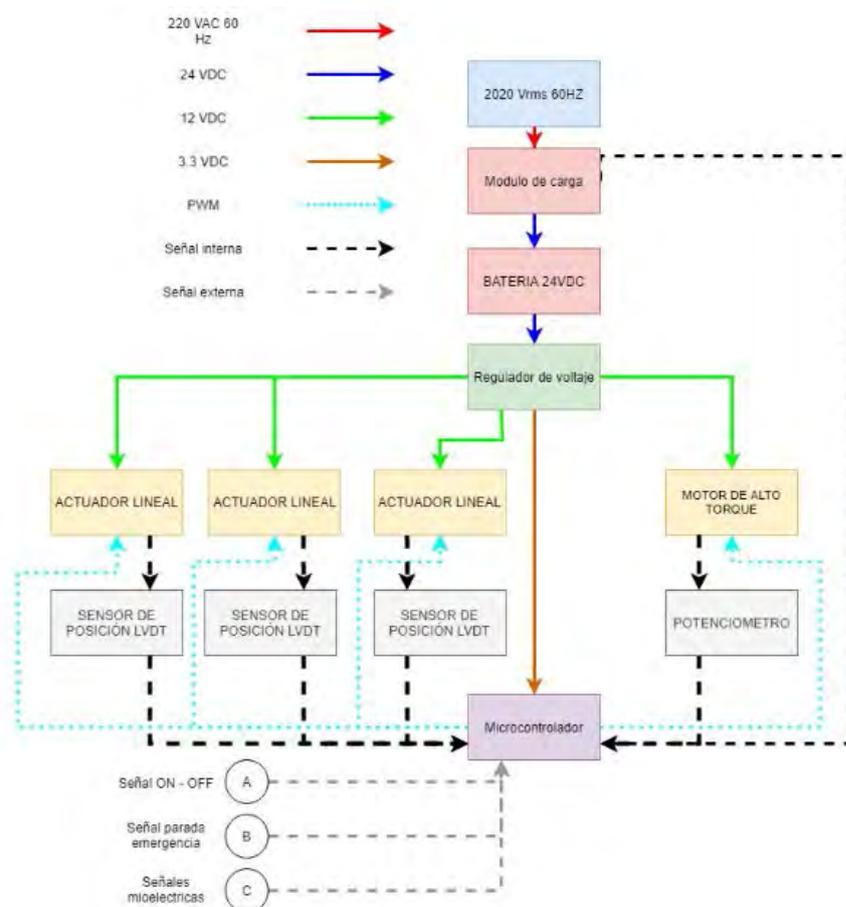


Fig. 4.19. Arquitectura de hardware del dispositivo diseñado.

4.3.3 Diagrama de operaciones

El dispositivo diseñado interactúa con dos usuarios desde el momento de su manufactura. Estos son el técnico que ensambla la prótesis y el paciente amputado. Por esta razón, se han considerado dos diagramas de operaciones que se explicarán a continuación,

El primer diagrama de operaciones pertenece al técnico, por lo que se explicarán las acciones que debe realizar antes de hacer entrega de la prótesis a su destinatario. Primero se deben de conectar todas las señales externas provenientes de los demás componentes del diseño global (toda la prótesis). Posterior a esto, se procederá a acoplar el segmento antebrazo a los otros dos segmentos del sistema (mano y encaje protésico). Finalmente, se realizará una carga de batería para poder realizar una revisión preventiva. Después de realizar todas estas acciones, se realiza la entrega de la prótesis completa al paciente amputado. Esta secuencia de actividades se puede observar en la Figura 4.20.

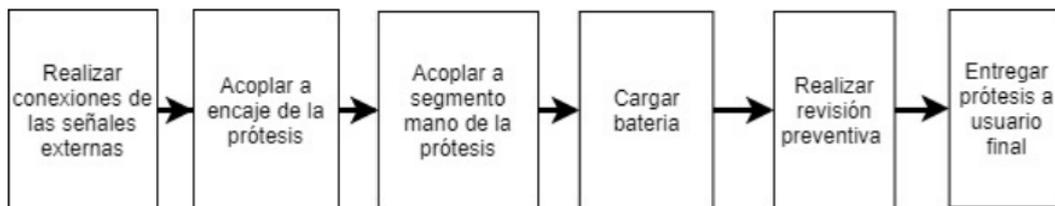


Fig. 4.20. Diagrama de operaciones del Técnico de prótesis

El segundo diagrama mostrado en la Figura 4.21, muestra las acciones a realizar por parte del paciente amputado. El primer paso es el de energizar la batería de la prótesis. De esta forma el dispositivo protésico dispondrá de carga suficiente para accionar y alimentar de energía todos los componentes electrónicos. Posteriormente, el usuario se acomodará la prótesis utilizando el segmento de encaje. Esta se posicionará en su muñón remanente. Posteriormente, se encenderá la unidad protésica y se verificarán las señales mioeléctricas para un óptimo uso de la prótesis. Acto seguido, se podrá utilizar la prótesis (mover la muñeca). Durante la duración de esta actividad, se podrá generar la señal de parada de emergencia que des-energizará los actuadores y apagará la prótesis. Finalmente, el usuario procederá a retirarse la prótesis y guardarla.

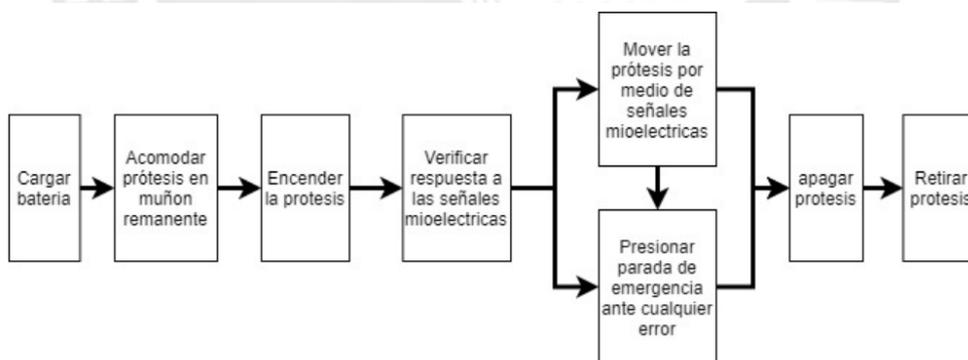


Fig. 4.21. Diagrama de operaciones del usuario final de la prótesis

CONCLUSIONES

El estudio realizado en el estado del arte permite comprender sobre la actualidad peruana en términos de desarrollo e investigación sobre mecanismos para prótesis que permitan el movimiento de grados de libertad de la muñeca. Por ello es que se realizó un estudio sobre el diseño conceptual de un dispositivo cubito radial utilizando mecanismos paralelos.

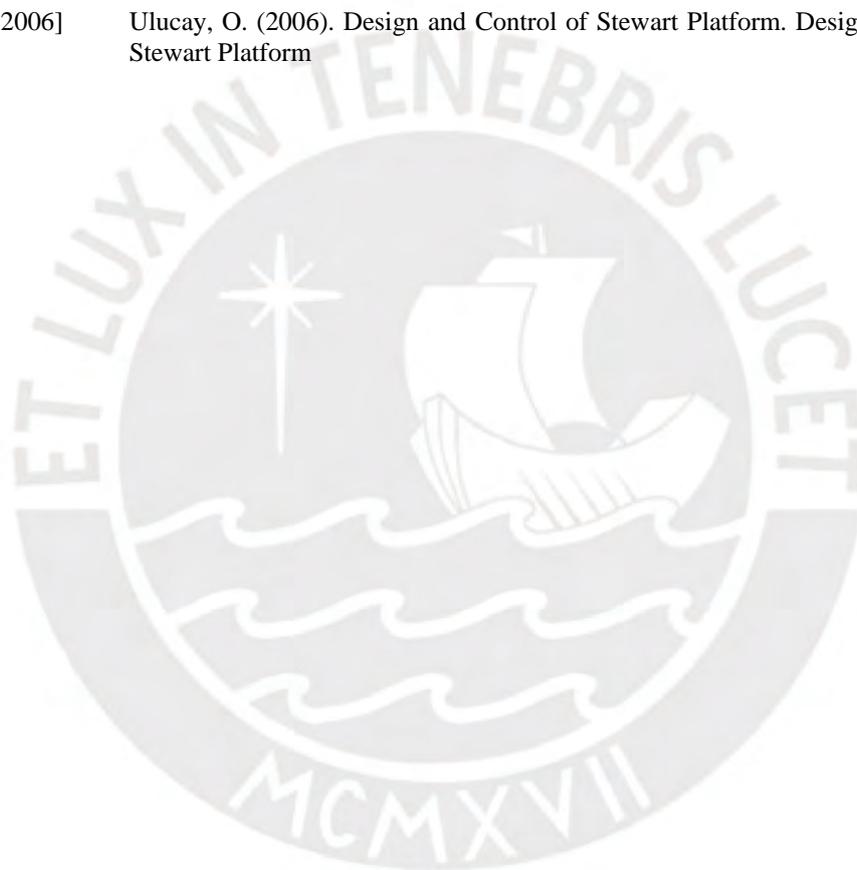
El análisis realizado, sobre el estado tecnológico actual de mecanismos similares a la propuesta de diseño conceptual de este trabajo de investigación, indica que existe un creciente interés en el campo biomédico para el desarrollo de prótesis con bajo costo. Por lo tanto, esto representa que, en el futuro, los pacientes con amputaciones tendrán unas condiciones de vida más prometedoras debido al desarrollo de distintas alternativas para los distintos sectores socioeconómicos.

Finalmente, se concluye que con el uso de una metodología basada en la norma VDI 2221, se logró alcanzar un concepto de solución óptimo, el cual se caracteriza de fácil manufactura y bajo costo, debido a que se utilizan componentes que se pueden encontrar en el mercado peruano. Asimismo, con este concepto de solución se desarrolló un proyecto preliminar que, en opinión del autor puede, luego de la ingeniería de detalles y su fabricación, ser implementado en la prótesis mioeléctrica transradial desarrollada en la PUCP por el Grupo de Investigación en Robótica y Biomecánica Aplicada (GIRAB).

BIBLIOGRAFÍA

- [Arroyo, 2015] Arroyo J., Céspedes S., Malo M., Pedroza J. Saco A. Zamora V. (2015), La salud hoy: Problemas y soluciones, Lima, Perú, CENTRUM católica-Centro de Negocios de la Pontificia Universidad Católica del Perú
- [Bienfait, 2001] Bienfait M. (2001) Bases fisiológicas de la terapia manual y de la osteopatía, Barcelona, España, Editorial Paidotribo
- [Farro, 2012] Farro, L., Tapia, R., Bautista, L., Montalvo, R., Iriarte, H. (2012). Características clínicas y demográficas del paciente amputado. Revista Médica Herediana 2012. Volumen 23, pp. 240-243.
- [Dominguez, 2016] Dominguez, L. (2016). Niveles de amputación. En E. Vázquez (Ed.), Los amputados y su rehabilitación UN RETO PARA EL ESTADO. Primera edición, (pp. 77-84). Queretaro, Mexico. Academia Nacional de Medicina.
- [INEI. 2014]. Primera Encuesta Nacional Especializada sobre DISCAPACIDAD 2012 (Primera Edición ed.). LIMA, PERÚ: Biblioteca Nacional del Perú.
- [MTPE, 2019]. Ministerio de Trabajo y Promoción de empleo, Anuario estadístico sectorial 2018 (Primera Edición ed.) LIMA, PERÚ. Biblioteca Nacional del Perú.
- [Levay, 2013] Levay D. (2013) Anatomía y Fisiología Humana, Barcelona, España, Editorial Paidotribo
- [Vergara, 2017] Vergara M., Días M., Rivas F., Restrepo M. (2017) Diseño de dispositivos de rehabilitación y órtesis. Mérida, Venezuela Graficas El portatitulo
- [Rickelt, 2009] Rickelt, J., Hoekstra , H., Van Coevorden, F., De Vreeze, R., Verhoef , C., & Van Geel, A. (2009). Forequarter amputation for malignancy. (10.1002). Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19526625>
- [Wilcher, 2011] Wilcher, Delia & Chernev, Ivan & Yan, Kun. (2011). combined mirror visual and auditory feedback therapy for upper limb phantom pain: A case report. Journal of medical case reports. 5. 41. 10.1186/1752-1947-5-41.
- [KEBS, 2017] KENYA BUREAU OF STANDARDS (KEBS). (2017). Kenya Standard: Prosthesis Specifications Part 1: Upper limb Prostheses (First Edition 2017). Recuperado de https://members.wto.org/crnattachments/2018/TBT/KEN/18_0312_00_e.pdf
- [Andrew, J. 2008] Andrew, J. (2008). Transhumeral and Elbow Disarticulation Anatomically Contoured Socket Considerations. JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics. 20. 107-117. 10.1097/JPO.0b013e31817ded98.
- [Macknet, 2020] Macknet, D., & Taylor, B. (2020, enero 25). Amputations. Recuperado 4 de mayo de 2020, de <https://www.orthobullets.com/trauma/1052/amputations>
- [Plettenburg, 2009] Plettenburg, D. (2009). The WILMER Passive Hand Prosthesis for Toddlers (Volume 21-Issue 2-p 97-99). Recuperado de https://journals.lww.com/jpojournal/fulltext/2009/04000/The_WILMER_Passive_Hand_Prosthesis_for_Toddlers.6.aspx
- [Razak, 2014] Abd Razak, N., Abu Osman, N., Gholizadeh, H., & Ali, S. (2014). Development and performance of a new prosthesis system using ultrasonic sensor for wrist movements: a preliminary study. BioMedical Engineering OnLine, 13(1), 49. <https://doi.org/10.1186/1475-925x-13-49>
- [Hunter, 2010] Hunter, M. (2010). WO 2010/018358 A2. California, US: PATENT COOPERATION TREATY
- [James, 2002] James Gow, D. (2002). US 6,361,570 B1. Edinburgh, GB: PATENT COOPERATION TREATY

- [Tapia, 2017] Tapia, P., & Ciaccia, M. (2017). Prototipo Compacto de Codo con Movimientos Integrados de Flexión-Extensión y Prono-Supinación: Diseño Mecánico. Recuperado de <http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/123456789/7296/3/ARTICULO.pdf>
- [Moore, 2008] Moore K.L., Dalley A.F., (2008), Anatomía con orientación clínica, Mexico D.F., Mexico, Editorial Medica panamericana.
- [Mendoza, 2014] Mendoza J., Escudero A., Rojas I. (2014) Diseño y construcción de un mecanismo paralelo para prototipo de prótesis transhumeral, Revista Iberoamericana de ciencias, Volumen 1 Nro 4. Pg 99 – 105
- [Merlet, 2006] Merlet J., (2006) Parallel Robots, INRIA, Sofia-Antiapolis, France. Editorial Springer (2da Edición)
- [Bustamante, 2018.] Bustamante M. (2018). Malky: diseño e implementación de una prótesis parcial de mano personalizada (Tesis de titulación), Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima.
- [Ulucay, 2006] Ulucay, O. (2006). Design and Control of Stewart Platform. Design and Control of Stewart Platform



ANEXO A

Segmentos del brazo

Hombro: Es el segmento proximal del miembro que se superpone con partes del tronco. La movilidad del hombro se da debido al movimiento coordinado complejo de cuatro articulaciones: la glenohumeral, acromioclavicular, esternoclavicular y la escapulotorácica [Moore, 2008]. El rango de movimiento del hombro es bastante amplio, el más extenso del cuerpo humano. La abducción va de 0 a 180 grados, y la aducción de 0 a 45 grados. La rotación externa e interna es de 0 o 90. Así mismo permite los movimientos de flexión y extensión. [Aliste, 2006]¹⁸. En la figura 1.4 se puede apreciar específicamente como son los movimientos realizables por el hombro.

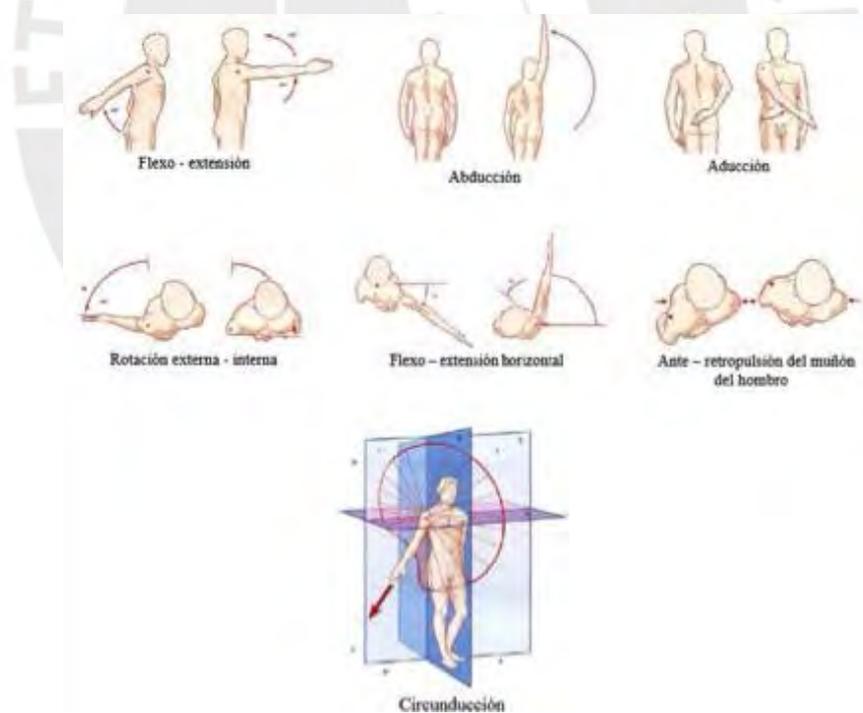


Fig. A.1. Movimientos característicos presentes en el hombro¹⁹

¹⁸ Hombro doloroso. Medwave <https://www.medwave.cl/link.cgi/Medwave/PuestaDia/APS/1881?ver=sindiseno> 28/04/2020

¹⁹ Movimiento hombro. Powerexplosive. <https://powerexplosive.com/analisis-del-movimiento-para-un-entrenamiento-eficiente/movimiento-hombro/> 28/04/2020

Brazo: Este es el primer segmento del miembro superior perteneciente a la porción libre. Esta comprende desde el hombro hasta el codo por lo que es el segmento más largo de la extremidad. El humero puede ser considerado el eje del brazo [Moore, 2008].

Antebrazo: Es el segundo segmento de mayor longitud en los miembros superiores. Este conecta el codo con la muñeca. Además, este segmento contiene el cubito y el radio [Moore, 2008].

Mano: Segmento distal del antebrazo que está formado por el carpo, metacarpo y las falanges. Está compuesto por la muñeca, palma, dorso de la mano y dedos. Por último, es completamente inervado por terminaciones nerviosas para el tacto, el dolor y la temperatura [Moore, 2008].

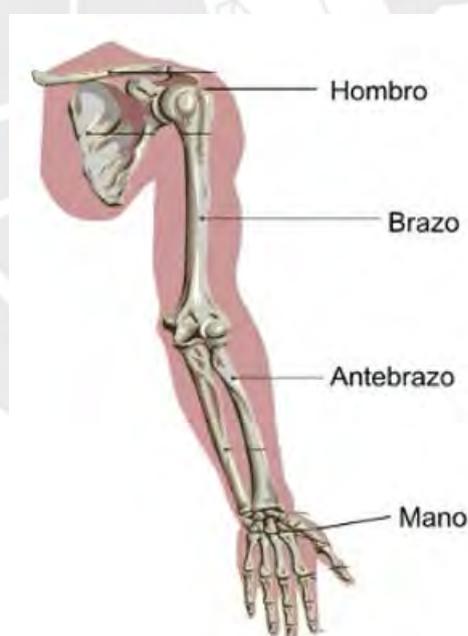


Fig. A.2. Movimientos característicos presentes en el hombro²⁰

²⁰ Miembros superiores. <https://maritzachimborazo.wordpress.com/2015/02/09/miembros-superiores//> 28/04/2020

ANEXO B

Niveles de Amputación

Las extremidades torácicas pueden tener diferentes niveles de amputaciones (sin incluir los dedos) que se clasifican dependiendo de la altura en la cual es realizada. Estas representan de entre 3 a 15% del total de amputaciones [Domínguez, 2016]. Las cuales son ocasionadas principalmente por traumatismos.

Idealmente se espera que las amputaciones sean las más cortas posibles, dejando una longitud más larga posible. Esto se debe a que la funcionalidad de las prótesis ira disminuyendo conforme el nivel de amputación sea más alto. Cabe recalcar que una prótesis no puede reemplazar a una mano, pero si otorga cierto movimiento en las extremidades que se habían perdido [Domínguez, 2016].

Desarticulado del hombro e Interescapulo–Torácico (Incluye el hombro): Estas amputaciones son las que al realizarse se extirpan todo el miembro superior desde el hombro, y en otros casos incluidos los hombros. Se realizan de manera habitual para realizar una extirpación de neoplasias. Así mismo, este tipo de amputaciones requieren de colgajos especiales para una mayor esperanza de superar esta enfermedad. Si bien, ya existen prótesis que se pueden utilizar en estas situaciones, muy pocas personas son las que hacen uso de estas [Rickelt., 2009]. Estas representan el 1.5% del total de amputaciones de extremidades superiores.



Fig. B.1. Amputación completa del miembro superior izquierdo [Wilcher . 2011]

Amputaciones transhumerales: Son aquellas amputaciones realizadas en cualquier nivel ubicado entre el codo y el pliegue axilar. Dentro de estas amputaciones se encuentran las distales y proximales. En donde las proximales están dentro del tercio superior del segmento (el más cercano al hombro y las distales, las cuales están en el tercio más cercano al codo. Para la realización de prótesis se toma en cuenta el largo del brazo después de la amputación. En relación a las más distales, se puede considerar prótesis que se implementa de forma similar a las de desarticulación del codo. Por otro lado, con las más proximales, un sistema de funcionalidad similar a las de desarticulación del hombro. Además, cabe recalcar que para realizar una amputación de este tipo debe de haber al menos 3.8 por encima de la línea articular del codo, para que la prótesis que se realice cuente con espacio suficiente [Domínguez, 2016].

Desarticulación del codo: Son el 0.5% del total de amputaciones, porcentaje que en épocas recientes ha ido creciendo. La ventaja de estas amputaciones sobre las transhumerales es que la rotación humeral puede transmitirse a la prótesis debido a que el encaje de la unidad prostética a los cóndilos humerales se conserva de manera óptima [Andrew, J. 2008].

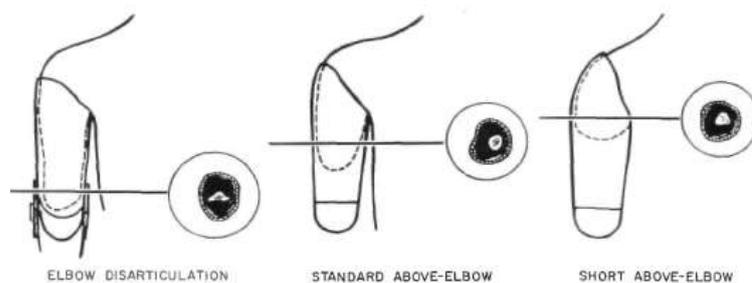


Fig. B.2. Niveles en amputaciones transradiales y desarticulación del codo [KEBS. 2017]

Amputaciones transradiales: Representando 8% de las amputaciones totales, son realizadas a través del antebrazo que puede dividirse en tres niveles según el segmento en el que se haya realizado la amputación. Estas son las transradiales proximales, medias y distales. Las primeras se encuentran dentro del tercio más bajo o cercano a la mano. Así mismo, las transradiales medias son aquellas que se encuentran dentro del tercio a la mitad del radio y cubito. Finalmente, el transradial proximal son aquellas amputaciones que son realizadas dentro del tercio más cercano al codo [Macknet & Taylor, 2020].

Por un lado, las transradiales distales son las que tienen el segmento del antebrazo más largo debido a que el corte fue realizado más cercano a la muñeca que al codo y son las que son más recomendables al tener un segmento de mayor longitud, lo que permite una mejor implementación de la prótesis. Sin embargo, si la circulación de la extremidad se ve afectada y es deficiente, entonces lo que se sugiere es preferible una amputación en la unión entre tercio medio y tercio distal [Domínguez, 2016, p. 78]. Por último, las proximales son las amputaciones transradiales son el último recurso en este tipo de amputaciones. Esto se debe a que es preferible un muñón de 3.5 a 5 cm debajo del codo que uno a través o sobre este. Este se debe a que desde un punto de vista estrictamente funcional, mantener intacto el codo del paciente es crucial [Domínguez, 2016].

Desarticulación de la muñeca: Representan 0.8% de todas las amputaciones realizadas. Estas son amputaciones al nivel de la muñeca. A comparación de las amputaciones transradiales, están mantienen intacto la articulación radio cubital distal y se conserva al menos el 50% de la pronación – supinación después de implementarse una prótesis. Sin embargo una de las mayores desventajas es la estética, ya que en la implementación de la prótesis se incrementa la longitud de la extremidad. Problema, que con el paso del tiempo, se ha ido disminuyendo con la ayuda de nuevos dispositivos creados. [Domínguez, 2016, p. 78].

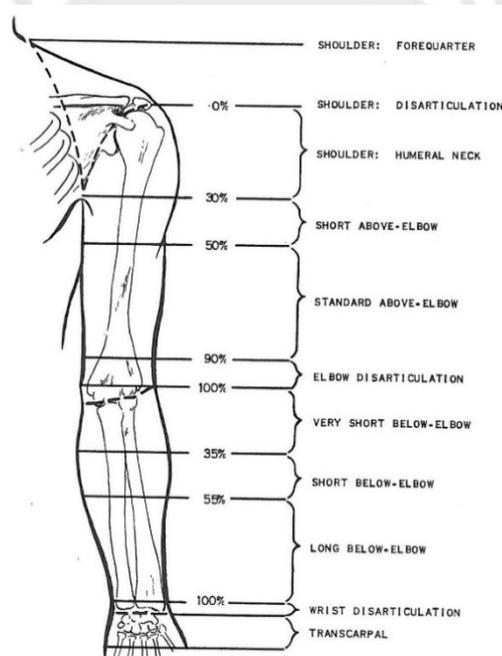


Fig. B.3. Tipo de amputado basado en el nivel de la amputación²¹

²¹ Amputee nomenclature by level of upper extremity amputation. Vintage Orthotics and Prosthetics, <https://br.pinterest.com/pin/161566705353971578/>, 03/05/2020