

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**ESTUDIO PARA EL DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS DE LA
ARTICULACIÓN DEL CODO CON ACTIVACIÓN HÍBRIDA**

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

AUTOR

Joel Pérez Oscátegui

ASESOR

Renato Alonso Mio Zaldívar

Lima, Diciembre, 2020

RESUMEN

El presente trabajo de investigación tiene como objetivo diseñar conceptualmente una prótesis de codo con activación híbrida para personas con un nivel de amputación del brazo por encima del codo, lo cual consiste en integrar los métodos de actuación eléctrica y accionamiento por los movimientos del cuerpo. Ello se realiza con el fin de aprovechar y fusionar sus ventajas para lograr un precedente en el campo de investigación de las prótesis transhumerales híbridas, el cual no ha sido investigado debidamente en comparación con el aumento de casos de amputaciones transhumerales. Este trabajo realizará un estudio al estado del arte de distintas prótesis transhumerales, las cuales se usarán de referencia al momento de generar conceptos de solución. Estas soluciones cumplirán con los requerimientos y estructura de funciones planteados previamente. Además, las soluciones serán evaluadas de manera económica y técnica a fin de llegar a una solución óptima. Para terminar, se llega a un diseño conceptual óptimo que logra la sinergia de ambos modos de actuación y permite un control moderado de los movimientos de flexoextensión del codo protésico. En conclusión, se realiza un diseño conceptual de la prótesis de la articulación del codo que realiza los movimientos de flexoextensión fusionando los métodos de actuación descritos y que funciona como apoyo de los miembros remanentes. Asimismo, se logra integrar el control mioeléctrico que permite corregir los movimientos accionados por el cuerpo, con la ventaja de no usar constantemente los actuadores y con ello se reduce el peso de los actuadores y la batería respecto a una prótesis puramente mioeléctrica.

INDICE DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN	i
INDICE DE CONTENIDO	ii
INDICE DE TABLAS	iv
INDICE DE FIGURAS.....	v
INTRODUCCIÓN	1
1. ANTECEDENTES	3
Problemática	3
Propuesta de solución	7
Objetivos del trabajo de investigación.....	7
Objetivo general.....	7
Objetivos específicos.....	7
Metodología	8
2. FUNDAMENTO TEÓRICO.....	11
Conceptos básicos.....	11
Estado del arte.....	18
Modelos comerciales.....	19
Patentes.....	23
Trabajos académicos.....	25
Componentes de una prótesis transhumeral.....	29
3. DISEÑO CONCEPTUAL.....	33
Requerimientos del sistema	33
Secuencia de operaciones	39

	Pág.
Determinación de la estructura de funciones	40
Caja negra	40
Estructura de funciones	41
Matriz morfológica	45
Conceptos de solución	53
Evaluación de conceptos de solución	72
Evaluación técnica.	73
Evaluación económica.	74
Interpretación de resultados.	75
Solución óptima	76
4. CONCLUSIONES	83
5. RECOMENDACIONES	85
BIBLIOGRAFÍA	86

INDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1 Comparación entre las prótesis "body-powered" y mioeléctricas	6
Tabla 2.1 Peso de segmentos superiores del cuerpo	13
Tabla 2.2 Comparación entre prótesis transhumerales comerciales	22
Tabla 2.3 Comparación entre patentes de prótesis transhumerales	25
Tabla 2.4 Comparación entre prótesis transhumerales de artículos de publicación	29
Tabla 3.1 Matriz morfológica del dominio de la interfaz	45
Tabla 3.2 Matriz morfológica del dominio de la energía	46
Tabla 3.3 Matriz morfológica del dominio de los sensores	48
Tabla 3.4 Matriz morfológica del dominio de los actuadores	49
Tabla 3.5 Matriz morfológica del dominio del controlador	50
Tabla 3.6 Matriz morfológica del dominio de la materia	51
Tabla 3.7 Resumen de los conceptos de solución	53
Tabla 3.8 Evaluación técnica de los conceptos de solución	73
Tabla 3.9 Evaluación económica de los conceptos de solución	75
Tabla 3.10 Resumen del concepto de solución final	77

INDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1 Niveles de amputación en el miembro superior	4
Figura 1.2 Tipos de prótesis imprimibles de acuerdo a la severidad de la amputación (mano, antebrazo y brazos)	5
Figura 1.3 Proceso completo para el diseño de sistemas mecatrónicos VDI 2221	10
Figura 2.1 Medidas del cuerpo en base a la altura de una persona	12
Figura 2.2 Superficies articulares y huesos que conforman el codo	14
Figura 2.3 Extensión y flexión total del codo	14
Figura 2.4 Supinación, posición anatómica y pronación del codo	15
Figura 2.5 Prótesis transhumeral pasiva o cosmética	16
Figura 2.6 Funcionamiento de una prótesis transradial accionada por el cuerpo	17
Figura 2.7 Funcionamiento de una prótesis mioeléctrica transradial	18
Figura 2.8 Prótesis “body-powered” ErgoArm 12K41	19
Figura 2.9 Prótesis mioeléctrica DynamicArm 12K100N	20
Figura 2.10 Configuraciones de la prótesis The LUKE Arm (Hombro, humeral y radial)	21
Figura 2.11 Prótesis mioeléctrica Utah Arm U3+	22
Figura 2.12 Prótesis de codo con 2 GDL	23
Figura 2.13 Prótesis de 6 GDL para amputaciones a nivel del hombro controlado por múltiples sensores y actuadores	24
Figura 2.14 Prótesis de codo con actuación neumática	26
Figura 2.15 Prótesis de codo mioeléctrica con el método TKEO	27
Figura 2.16 Prótesis transhumeral mioeléctrica desarrollada por Bennett et al	27
Figura 2.17 Prótesis transhumeral con soporte supernumerario	28
Figura 2.18 Encaje protésico para una amputación transhumeral	30

	Pág.
Figura 2.19 Arnés de triple control colocado y visto por la espalda	30
Figura 2.20 Sensor EMG húmedo y su disposición en el cuerpo	31
Figura 3.1 Secuencia de operaciones del sistema	39
Figura 3.2 Black Box del sistema	41
Figura 3.3 Estructura de funciones	44
Figura 3.4 Diagrama de bloques de conexiones del concepto de solución 1	55
Figura 3.5 Dibujo general del concepto de solución 1 (vista frontal y posterior)	56
Figura 3.6 Dibujo del codo del concepto de solución 1 (vista posterior y frontal)	56
Figura 3.7 Dibujo del mecanismo en el codo del concepto de solución 1	57
Figura 3.8 (flexión y extensión)	58
Figura 3.9 Diagrama de bloques de conexiones del concepto de solución 2	59
Figura 3.10 Dibujo general del concepto de solución 2 (vista frontal y posterior)	60
Figura 3.11 Dibujo del codo del concepto de solución 2 (vista posterior y frontal)	60
Figura 3.12 Dibujo del mecanismo en el codo del concepto de solución 2	61
Figura 3.13 Dibujo del cambio de actuación del concepto de solución 2 (mecánica y eléctrica)	62
Figura 3.14 Diagrama de bloques de conexiones del concepto de solución 3	63
Figura 3.15 Dibujo general del concepto de solución 3 (vista frontal y posterior)	64
Figura 3.16 Dibujo del codo del concepto de solución 3 (vista posterior y frontal)	64
Figura 3.17 Dibujo del mecanismo en el codo del concepto de solución 3	65
Figura 3.18 Dibujo de los pasos mecanismo de bloqueo retráctil del concepto de solución 3	66
Figura 3.19 Dibujo del movimiento del concepto de solución 3 (flexión y extensión)	67
Figura 3.20 Diagrama de bloques de conexiones del concepto de solución 4	68

	Pág.
Figura 3.21 Dibujo general del concepto de solución 4 (vista frontal y posterior)	69
Figura 3.22 Dibujo del codo del concepto de solución 4 (vista posterior y frontal)	69
Figura 3.23 Dibujo del mecanismo en el codo del concepto de solución 4	70
Figura 3.24 Dibujo del mecanismo en el antebrazo del concepto de solución 3	71
Figura 3.25 Dibujo del movimiento del concepto de solución 4 (flexión y extensión)	72
Figura 3.26 Evaluación técnica vs económica	76
Figura 3.27 Secuencia de operaciones del concepto de solución óptimo	78
Figura 3.28 Diagrama de bloques de conexiones del concepto de solución óptimo	79
Figura 3.29 Dibujo general del concepto de solución óptimo (vista frontal y posterior)	80
Figura 3.30 Dibujo del codo del concepto de solución óptimo (vista posterior y frontal)	80
Figura 3.31 Dibujo del mecanismo en el codo del concepto de solución óptimo	81
Figura 3.32 Dibujo del movimiento del concepto de solución óptimo (flexión y extensión)	82

INTRODUCCIÓN

Uno de los principales problemas del Perú es la pérdida de extremidades y entre aquellas personas afectadas casi el 20 % son de miembro superior. Sin embargo, las personas con una amputación transhumeral se encuentran con el problema que esta rama del diseño de prótesis no se encuentra tan desarrollada en comparación a las prótesis para amputaciones de niveles inferiores y que las opciones con las que cuenta no son de su satisfacción o alcance, ya sea por su nivel de destreza, peso o costos de estas. Existen las prótesis mecánicas con un nivel de destreza bajo, pero relativamente cómodas o las prótesis mioeléctricas con un grado de destreza alto, pero muy costosas. Si bien estas dos dominan el mercado actual, debido a la falta de investigación, no se ha propuesto un modelo híbrido con un nivel de destreza mayor a las mecánicas y costos menores a las mioeléctricas.

Este trabajo de investigación tiene como objetivo el desarrollo conceptual de un codo protésico de actuación híbrida a fin de lograr un concepto de solución óptimo. Esta prótesis contará con un grado de libertad y será controlada por las señales mioeléctricas. Sin embargo, la actuación será decidida entre una mecánica o una eléctrica según se requiera.

En el primer capítulo se desarrolla la problemática de este trabajo y se planteará la solución, lo que conlleva el definir los objetivos y metodología de investigación a usar. En el segundo capítulo se presentan los conceptos o definiciones importantes al momento de diseñar

un codo protésico; asimismo, se presentará el estado actual de la tecnología que se usará como referencia. En el tercer capítulo se plantean los requerimientos, la caja negra y la estructura de funciones del sistema. Luego se definirá una matriz morfológica de donde se extraerán cuatro conceptos de solución, los que serán evaluados técnica y económicamente, a fin de llegar a un concepto de solución óptimo. Finalmente, se concluirá con lo más importante respecto al trabajo realizado y se darán algunas recomendaciones para referencia en futuros trabajos.



CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES

En el presente capítulo se analizan los antecedentes al diseño del proyecto. Para empezar, se describe la problemática planteada. Luego, se expone brevemente la propuesta de solución y se definen los objetivos que se propone alcanzar con ella. Para terminar, se expone la metodología aplicada a lo largo del trabajo de investigación.

Problemática

La pérdida de miembros del cuerpo debido a lesiones o enfermedades es cada vez más frecuentes y se prevé que en un lapso de 40 años el número de casos, en países como Estados Unidos, se duplique (Ziegler-Graham et al., 2008). En el Perú, la pérdida de extremidades es el segundo motivo de limitación permanente, solo siendo superado por la ceguera. Además, para el año 2017, ya habían cerca de 800 000 personas con una discapacidad motriz (Instituto Nacional de Estadística e Informática del Perú, 2018). Asimismo, más del 20 % de los pacientes del Instituto Nacional de Rehabilitación han perdido parcial o totalmente el miembro superior (Farro et al., 2012). De manera análoga, el número de peruanos con limitaciones músculo

esqueléticas en el Registro Nacional de la Persona con Discapacidad ha ido creciendo con el paso de los años, el año 2014 habían 66 842 personas registradas; el 2017, 91 227 y el 2018, 95 523 (Consejo Nacional para la Integración de la Persona con Discapacidad, 2016, 2018, 2019). En otras palabras, hay un crecimiento de 6000 personas por año; no obstante, cabe resaltar que los números representan a las personas registradas por lo que es probable que las cifras reales sean mayores. Es importante destacar que el número de casos no tiende a disminuir debido a que los afectados no pueden recuperarse. Además, que el total de casos solo decrece por el fallecimiento de los afectados; número que es ampliamente superado por el de casos nuevos.

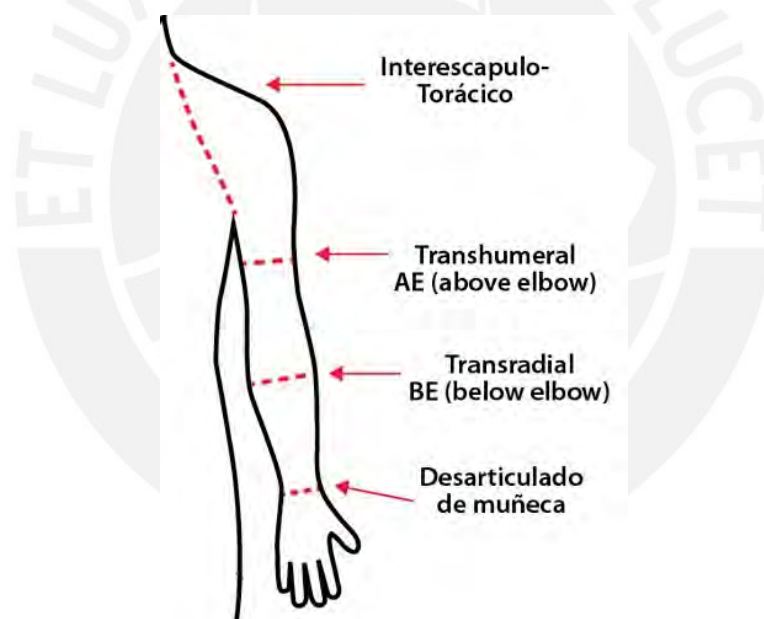


Figura 1.1 Niveles de amputación en el miembro superior ¹

Respecto a las amputaciones de miembro superior, hay 3 niveles principales que no implican la pérdida total del brazo, como se muestra en la Figura 1.1. Si se consulta la cantidad de tópicos frecuentes en el campo de las manos biónicas, se puede apreciar que los artículos

¹ Adaptado de “Niveles de amputación”, 2016, Amputaciones (www.fisioticsamputaciones.blogspot.com/2016/).

sobre prótesis y manos representan un 5.69 y 5.38 % mientras que los de prótesis transradiales y transhumerales representan un 0.23 y 0.13 % respectivamente (Basumatary & Hazarika, 2020). Ello da un indicio respecto a la desproporcionalidad en cuanto al desarrollo de prótesis para amputaciones de miembros superiores. De manera análoga, si revisamos una comparación entre las prótesis de miembro superior fabricables por impresión 3D, en base a 58 dispositivos, solo 3 (5 %) son transhumerales (ten Kate et al., 2017). En la Figura 1.2 se puede apreciar que estas 3 prótesis transhumerales son externamente actuadas; esto se debe a que el control mioeléctrico es más preciso y se necesitan actuadores eléctricos por el peso total de la prótesis. En el Perú, de las 233 prótesis producidas en el año 2018 por el INR, solo una estuvo destinada a una amputación por encima del codo (Instituto Nacional de Rehabilitación, 2018).

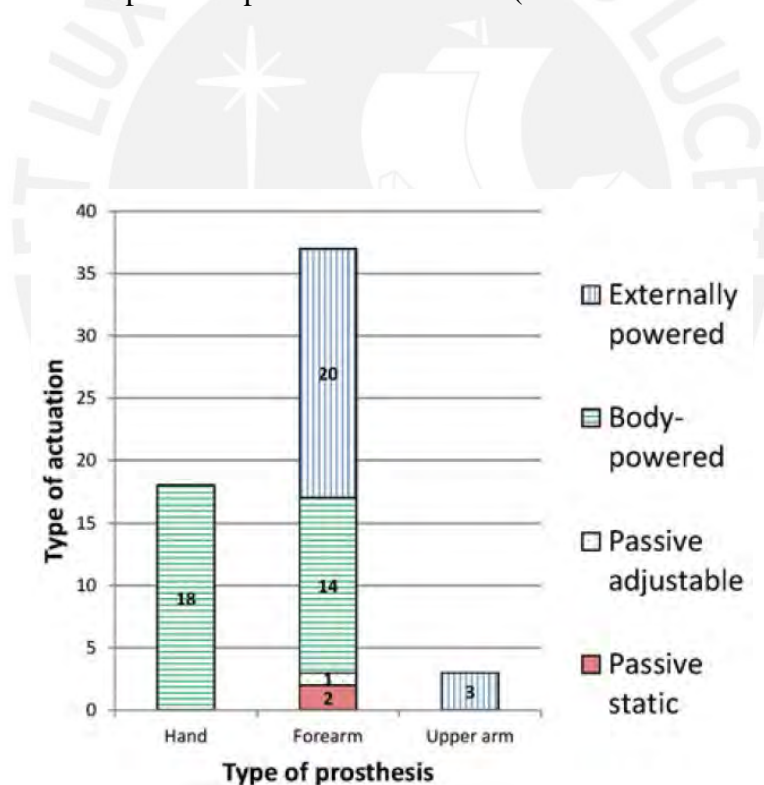


Figura 1.2 Tipos de prótesis imprimibles de acuerdo a la severidad de la amputación (mano, antebrazo y brazos) ²

² Recuperado de “3D-printed upper limb prostheses: a review” (ten Kate et al., 2017).

Por último, si analizamos las prótesis transhumerales funcionales en conjunto, podemos distinguir dos grupos: las accionadas por el cuerpo (body-powered) y las accionadas externamente por una batería (externally-powered). Las del primer grupo son actuadas por los movimientos de la articulación remanente transmitidos mediante cables y arneses sujetos al tórax de la persona, el codo de la prótesis es accionado mediante transmisiones mecánicas. En cuanto a las del segundo grupo, nos enfocaremos en las más comerciales: las prótesis mioeléctricas, las cuales son accionadas por actuadores embebidos en la prótesis y controlados por señales mioeléctricas (actividad eléctrica de los músculos) medidas por electrodos colocados sobre la piel del músculo remanente. Es importante resaltar que ambos tipos de prótesis tienen ventajas y desventajas (Carey et al., 2015) explicadas en la Tabla 1.1.

Tabla 1.1 Comparación entre las prótesis "body-powered" y mioeléctricas ³

Aspecto	Body-powered	Mioeléctricas
Peso	Bajo (transmisiones mecánicas)	Alto (Actuadores y batería)
Aceptación visual	Moderada, preferencia de lo útil a lo cosmético	Muy alta, debido a su parecido a la contraparte biológica
Durabilidad	Alta, resistencia moderada	Moderada
Mantenimiento	Infrecuente y barato	Frecuente por los actuadores
Control	Moderado	Muy alto
Precio	Moderado \$ 4-10 mil	Muy alto \$ 20-100 mil

Para finalizar, se plantea la problemática: la discapacidad motriz por pérdidas de extremidades es un problema creciente en nuestro país; además, el desarrollo de prótesis transhumerales no se encuentra atendida como el de otras prótesis para miembros superiores y las existentes mejorarían al no ser enfocadas en solo un tipo de actuación.

³ Elaboración propia. Basado en "Differences in Myoelectric and Body-Powered Upper-Limb Prostheses: Systematic Literature Review" (Carey et al., 2015).

Propuesta de Solución

Este trabajo de investigación plantea diseñar conceptualmente una prótesis de la articulación de codo con activación híbrida para aquellas personas con niveles de amputación por encima del codo (transhumeral). Con el objeto de aprovechar las ventajas de las prótesis body-powered y las mioeléctricas se debe lograr una sinergia entre sus actuaciones.

Objetivos del Trabajo de Investigación

Objetivo general.

Determinar el diseño conceptual óptimo de una prótesis de la articulación de codo con activación híbrida que permita el control del movimiento de flexoextensión del codo artificial con el fin de lograr un apoyo que sustituya parcialmente el miembro perdido.

Objetivos específicos.

- Realizar la revisión del estado del arte sobre prótesis transhumerales comerciales, patentes, trabajos académicos y componentes de las prótesis transhumerales.
- Determinar los requerimientos del sistema y establecer una estructura de funciones del sistema acorde a ellos.
- Proponer cuatro conceptos de solución que cumplan la estructura de funciones en base a la combinación de alternativas de solución de cada función.
- Evaluar técnica y económicamente los conceptos de solución, a fin de lograr un concepto de solución óptima.

Metodología

Las metodologías usadas en este trabajo de investigación son la VDI 2221 y la VDI 2225. La primera será implementada parcialmente, ya que como se observa en la Figura 1.3 esta metodología consta de siete pasos principales que nos permiten abordar el problema y solucionarlo desde un punto de vista mecatrónico (Verein Deutscher Ingenieure - VDI, 2019b, 2019a). Al culminar el tercer paso se tendrán distintas opciones de solución, las cuales serán evaluadas técnica y económicamente a fin de escoger la mejor opción en base a la norma VDI 2225 (Verein Deutscher Ingenieure - VDI, 1997b, 1997a, 1998b, 1998a).

Antes de describir los pasos que se llevarán a cabo es importante destacar que se desarrollará una prótesis transhumeral, pero el trabajo de investigación se centrará en el diseño conceptual de la articulación del codo. Por lo tanto, es crucial destacar los tipos de prótesis transradiales y de mano que podrán acoplarse al diseño presentado. Por un lado, las prótesis invasivas de cualquier tipo no podrán ser integradas, debido a que la simulación de la integración sería muy dificultosa. Por otro lado, entre las prótesis no invasivas, específicamente la mioeléctricas, podrán ser implementadas debido a su capacidad de control de forma remota y no se necesitaría de un mecanismo integrador como en las prótesis body-powered, ya que serían fácilmente acopladas mediante un encaje estándar. Una vez aclarado este punto se puede detallar el procedimiento a seguir para la realización del trabajo.

El primer paso, aclarar y definir el problema, ya ha sido abordado a lo largo de este capítulo y se ha añadido el planteamiento de objetivos, esto permite una mejor definición de lo que se busca solucionar con el diseño y lo que se realizará en este trabajo. Según la norma, el resultado de este paso debe ser una lista de exigencias, que será planteada y explicada en el capítulo de diseño conceptual; sin embargo, se considera que es importante realizar una investigación previa sobre los conocimientos y tecnologías ya existentes para tener una mejor

visión de las soluciones futuras a fin de dar solución a la problemática anteriormente mencionada. Para ello, se le dedica todo un capítulo al desarrollo del fundamento teórico, donde se revisa el estado del arte de las distintas prótesis ya existentes y en desarrollo, que permitirán una mejor perspectiva para el planteamiento de soluciones que cumplan a su vez con los objetivos.

El segundo paso es la determinación de la estructura de funciones en base a la lista de requerimientos, que será desarrollada en el tercer capítulo y permitirá dividir el funcionamiento general de la articulación en distintos subsistemas, y da como resultado la organización sistemática de las funciones relacionadas a los distintos subsistemas que se integrarán a fin de lograr una solución.

El tercer paso es lo último que se realizará en este trabajo y consta de realizar distintas propuestas de solución para cada subsistema planeado. Estas soluciones serán determinadas mediante el uso de la matriz morfológica, donde se permite escoger entre distintas opciones de tecnologías siguiendo una ruta de funcionamiento ya planteada por la estructura de funciones.

Finalmente, se evaluarán las soluciones obtenidas a fin de dar con la más acertada en aspectos técnicos y económicos. Esta solución será optimizada en cuanto a falencias halladas y se obtendrá la solución óptima.

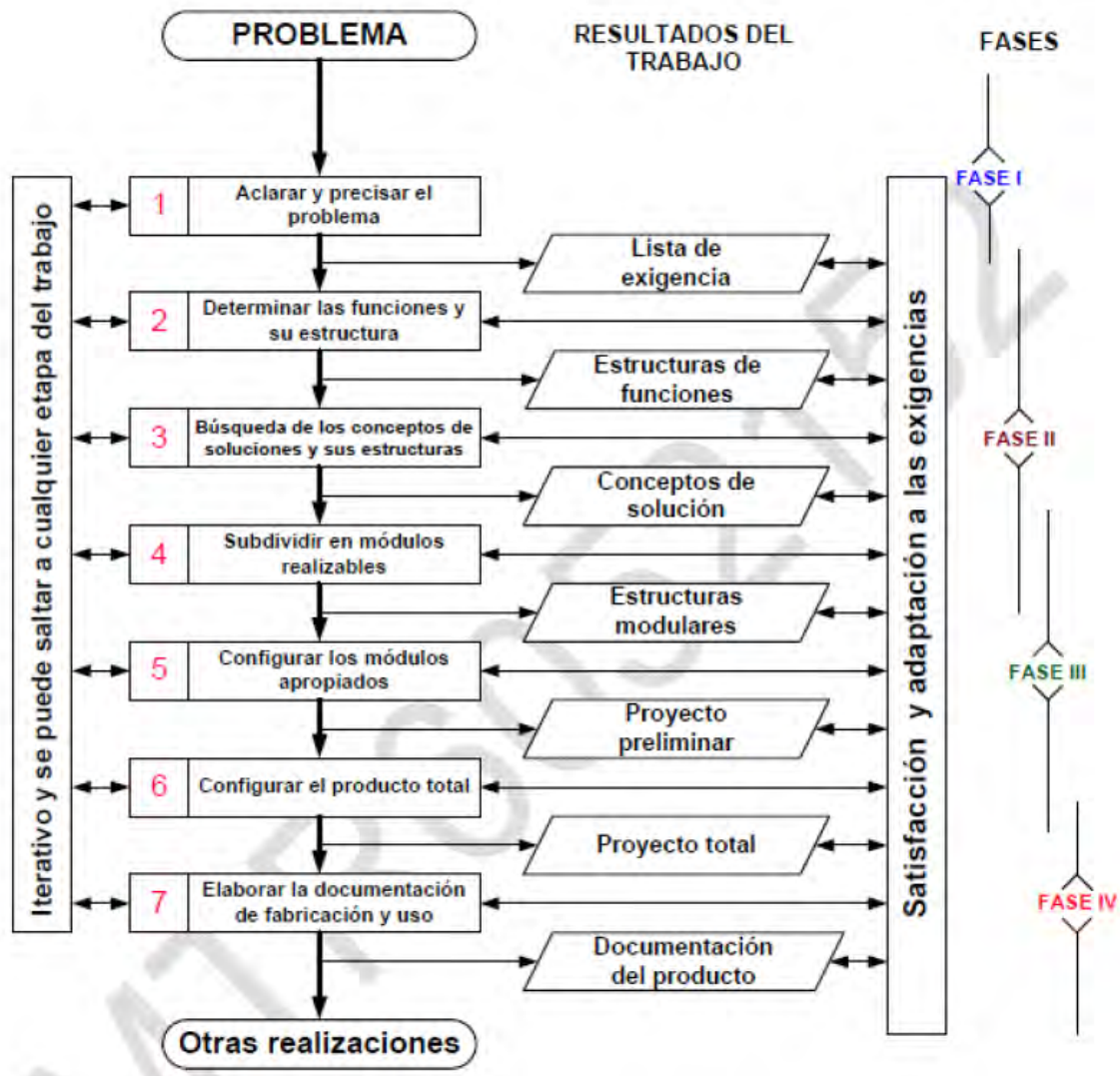


Figura 1.3 Proceso completo para el diseño de sistemas mecatrónicos VDI 2221 ⁴

⁴ Recuperado de "Introducción" (Presentación), de Arce, D., 2019.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTO TEÓRICO

En el presente capítulo se analiza el fundamento teórico del proyecto propuesto. En primer lugar, se estudian los conceptos básicos como la antropometría y biomecánica del codo, para luego hablar sobre las prótesis transhumerales, de modo que se comprenda mejor el desarrollo de soluciones. En segundo lugar, se describe de manera breve algunas de las variantes de prótesis que existen actualmente para reemplazar el codo y los componentes de ellas con el fin de tener un mejor trasfondo y conocimiento al momento de abordar el diseño conceptual en el siguiente capítulo.

Conceptos Básicos

En esta sección se definen los conceptos más importantes que se toman en cuenta para la realización de este trabajo de investigación. Asimismo, son consideraciones que referencian el diseño y construcción de una prótesis transhumeral a fin de obtener un modelo semejante al modelo biológico estudiado.

Antropometría.

Es la rama de la antropología que estudia las medidas del cuerpo humano con el fin de encontrar diferencias entre individuos o grupos. Para el desarrollo de una prótesis transhumeral, se estiman sus medidas y peso en base a los datos proporcionados por la misma antropometría (Damon et al., 2011). Para que las medidas sean acordes a las del paciente, se considera la estatura de un peruano varón promedio es de 1.65 m y el peso de 62 kg, para un índice de masa corporal saludable de 23 (Agencia EFE, 2020; Redacción Gestión, 2016). Con estos datos según la Figura 2.1, las medidas del brazo superior y del antebrazo serían de 30.7 y 24.1 cm respectivamente. Para el cálculo de los pesos aproximados se usa la Tabla 2.1, donde el peso del brazo superior y del antebrazo serían de 1736 y 992 g respectivamente.

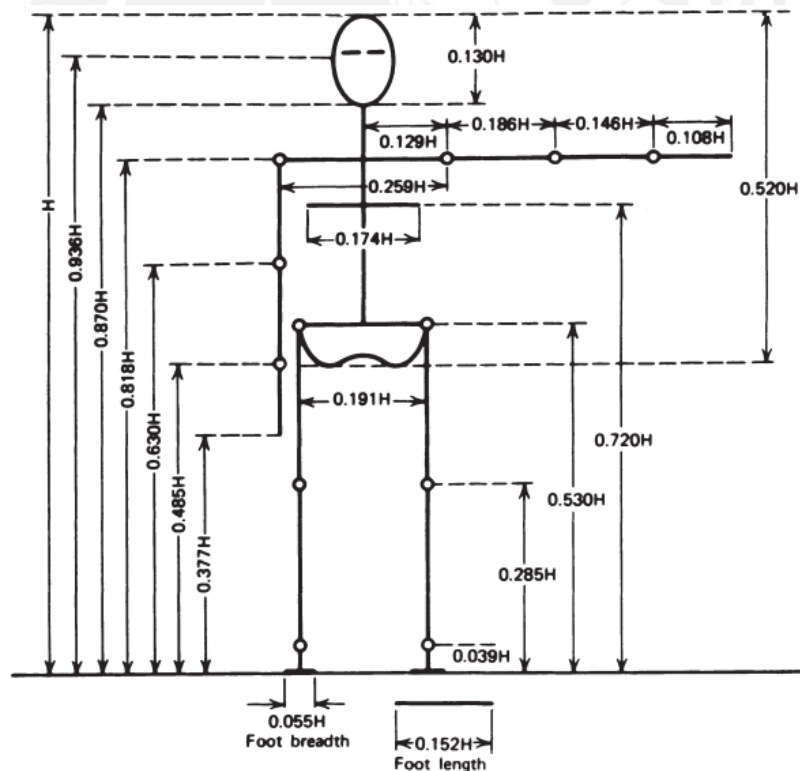


Figura 2.1 Medidas del cuerpo en base a la altura de una persona ⁵

⁵ H = altura de la persona. Adaptado de "ANTHROPOMETRY" (Damon et al., 2011).

Tabla 2.1 Peso de segmentos superiores del cuerpo ⁶

Segmentos	Peso del segmento
Mano	0.006 M
Antebrazo	0.016 M
Brazo superior	0.028 M
Antebrazo y mano	0.022 M
Brazo total	0.050 M

Biomecánica del codo.

El codo es una articulación que une el brazo superior y el antebrazo. Como se ve en la Figura 2.2, está formado por la unión de los huesos del humero (tróclea y cóndilo humeral) con el cubito (gran cavidad sigmoidea del cubito) y el radio (cúpula radial). Las superficies articulares mencionadas se mantienen unidas gracias a los ligamentos que los recubren, por el lado del cubito se encuentra el ligamento colateral cubital y por el lado del radio, el ligamento colateral radial. Asimismo, el codo permite dos tipos de funciones: la flexoextensión y la pronosupinación (Kapandji, 2007).

La flexoextensión se compone de los movimientos de flexión y extensión (Figura 2.3). Para realizar la flexión se usa el músculo braquial, el braquiorradial y el bíceps braquial; y para la extensión, el tríceps braquial (Kapandji, 2007). El rango de movimiento es de 0° en una extensión total a 140-145° con un rango de 30° a 130° necesarios para las actividades diarias (Karbach & Elfar, 2017).

⁶ M = peso de la persona. Adaptado de “ANTHROPOMETRY” (Damon et al., 2011).

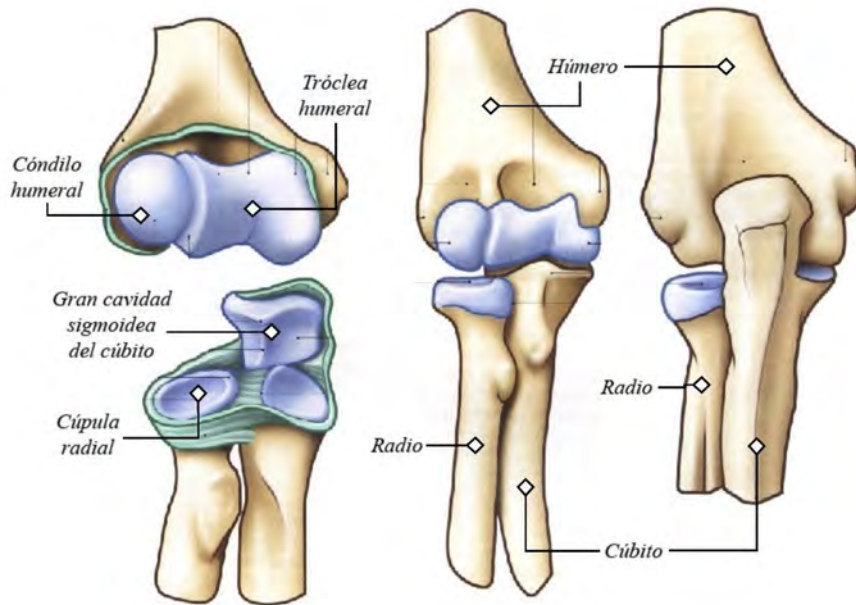


Figura 2.2 Superficies articulares y huesos que conforman el codo ⁷

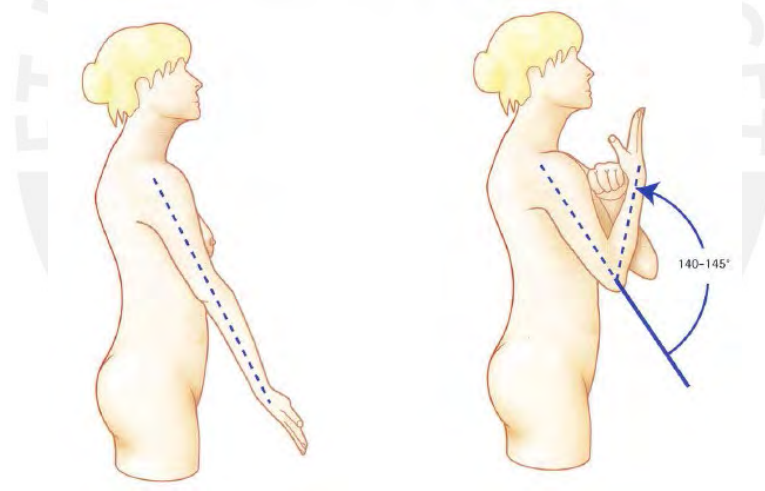


Figura 2.3 Extensión y flexión total del codo ⁸

La pronosupinación se compone de los movimientos de pronación y supinación y solo se puede lograr al flexionar el codo a 90° y pegarlo al cuerpo (Figura 2.4). Para realizar la supinación se usa el músculo supinador y el bíceps braquial; y para la pronación, el pronador

⁷ Adaptado de "The Physiology of the Joints" (Kapandji, 2007)

⁸ Adaptado de "The Physiology of the Joints" (Kapandji, 2007)

cuadrado y el pronador redondo (Kapandji, 2007). El rango de movimiento es de 90° y 85° de amplitud para la supinación y pronación respectivamente, donde son necesarios 50° de ambos para el día a día (Karbach & Elfar, 2017).

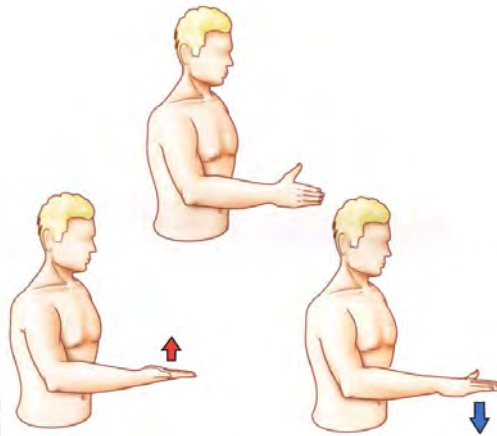


Figura 2.4 Supinación, posición anatómica y pronación del codo ⁹

Amputaciones transhumerales.

Una amputación es la operación de extirpar uno o más miembros del cuerpo mediante una operación quirúrgica. En caso de afectar a alguna articulación, se puede designar a la amputación como desarticulación (López & Pancorbo, n.d.). Como ya fue mencionado anteriormente existen niveles de amputación dependiendo del miembro que se pierde y el grado de desarticulación. Para este trabajo de investigación, la amputación considerada es una transhumeral (por encima del codo). Sin embargo, en la realidad la misma amputación transhumeral también tiene niveles, los cuales son hallados al dividir el humero en tres, donde el más cercano al hombro es el superior, le sigue el medio y el más cercano al codo, inferior.

⁹ Adaptado de “The Physiology of the Joints” (Kapandji, 2007)

Prótesis transhumerales.

Una prótesis es un dispositivo artificial, cuyo objetivo es sustituir un parte del cuerpo o imitar una funcionalidad del mismo. En el campo de la rehabilitación, son muy utilizadas para el tratamiento de pacientes afectados por accidentes o enfermedades que ocasionaron una amputación. Cabe resaltar que una prótesis ayuda a recuperar algunas funciones del miembro faltante y mejora la calidad de vida de la persona afectada, pero no logra reemplazarlo a la perfección. Existen tres tipos de prótesis comerciales de miembro superior: las pasivas o estéticas, las accionadas por el cuerpo y las externamente actuadas con control mioeléctrico o mioeléctricas (Carey et al., 2015; Engels & Cipriani, 2019; Eshraghi et al., 2013).

Las prótesis pasivas son aquellas cuyo objetivo es reemplazar le miembro perdido de manera estética, de manera que no se perciba la falta de una parte el cuerpo. Como se ve en la Figura 2.5, estas prótesis no tienen movimiento alguno y son fabricadas de polímeros; por ello, tienen un peso menor y su mantenimiento no es exigente ni constante (Brito et al., 2013; Engels & Cipriani, 2019).



Figura 2.5 Prótesis transhumeral pasiva o cosmética ¹⁰

¹⁰ Recuperado de “Mano estética Silicon House”, de Ortopedia técnica López, 2020 (www.ortopedialopez.com/tienda/estetico/mano-estetica-silicon-house/)

Las prótesis accionadas por el cuerpo son prótesis cuyo accionamiento se realiza por los movimientos del cuerpo transmitidos por un arnés y un cable, como se ve en la Figura 2.6. Si uno mueve el brazo de forma que el cable se estire, se abrirá la mano con forma de gancho, y en caso contrario, se cerrará. Estas prótesis tienen una mayor resistencia a los trabajos pesados por lo que en condiciones normales tienen un mayor tiempo de vida. Asimismo, la rehabilitación requerida para manejar una es mínima y su precio es menor en comparación a las mioeléctricas. Sin embargo, el nivel de destreza es mínimo y se necesitan de movimientos exagerados para moverla. Están hechas de plástico y metal, por lo que su peso es mayor a las estéticas. (Carey et al., 2015; Engels & Cipriani, 2019).

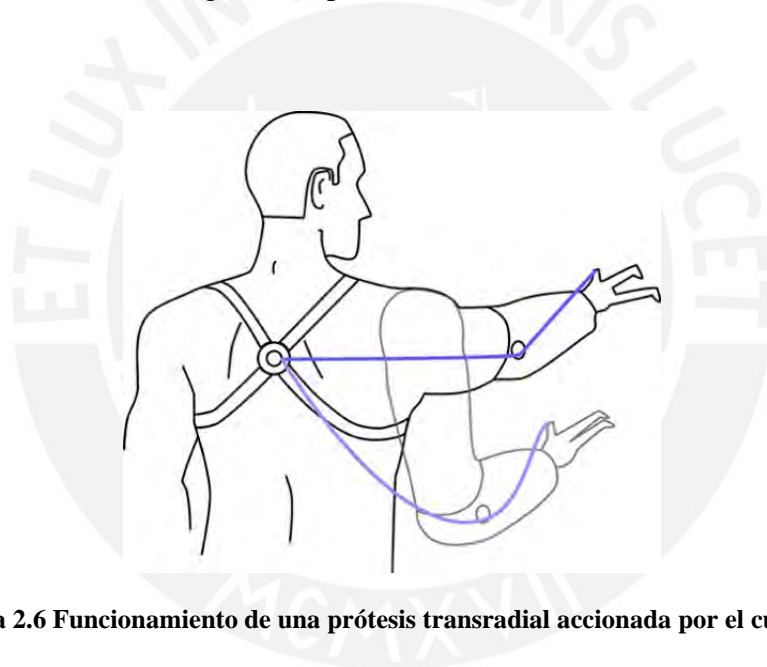


Figura 2.6 Funcionamiento de una prótesis transradial accionada por el cuerpo ¹¹

Las prótesis mioeléctricas son accionadas por señales neuromotoras, señales eléctricas que transmiten la información del movimiento del cerebro a los músculos, registradas por sensores mioeléctricos como se muestra en la Figura 2.7. De la misma manera, son accionadas por actuadores eléctricos energizados mediante una batería externa. Estas prótesis tienen un

¹¹ Recuperado de “Nature’s Masterpiece: How Scientists Struggle to Replace the Human Hand” (Engels & Cipriani, 2019)

mayor nivel de control de los movimientos, pero el tiempo de aprendizaje y rehabilitación es significativo. Si bien tienen actuadores, no están diseñados para realizar grandes esfuerzos como las prótesis accionadas por el cuerpo, ya que actuadores más robustos significan un mayor peso en ellos y en la batería. Están hechas de plástico y metal, pero similar a las estéticas pueden ser estéticamente aceptables ya que los movimientos tienen una actuación más compleja y modular (Carey et al., 2015; Engels & Cipriani, 2019).

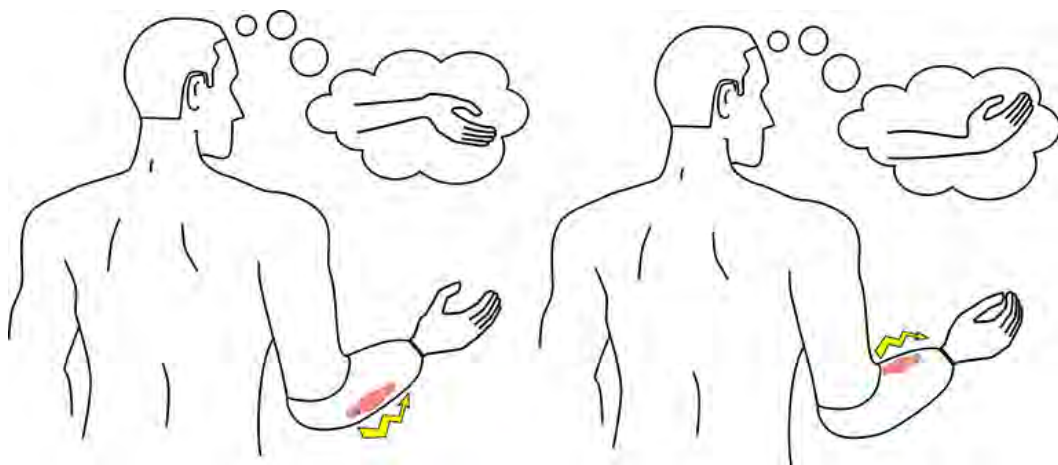


Figura 2.7 Funcionamiento de una prótesis mioeléctrica transradial ¹²

Estado del Arte

En esta sección se realiza una investigación previa de las prótesis transmerales ya existentes y la tecnología relacionada a estas, que servirán como referencia para la determinación de distintos modelos de solución. Asimismo, se analizarán los componentes que conforman una prótesis transmeral y las diferentes opciones que permitan su funcionamiento.

¹² Recuperado de “Nature’s Masterpiece: How Scientists Struggle to Replace the Human Hand” (Engels & Cipriani, 2019).

Modelos comerciales.

ErgoArm.

Prótesis de codo “body-powered” desarrollada por la empresa Ottobock. Los movimientos del hombro, transmitidos por un arnés de triple control, son los que controlan los movimientos de flexoextensión y el bloqueo de la prótesis. A su vez, usa un mecanismo que compensa el momento generado por el peso de la prótesis al flexionarla. En la Figura 2.8 se puede observar la prótesis, donde el extremo inferior derecho será acoplado mediante un encaje a la extremidad restante de la amputación transhumeral y sobre el extremo superior izquierdo se ensamblará una muñeca junto a un dispositivo terminal (Ottobock, 2019).

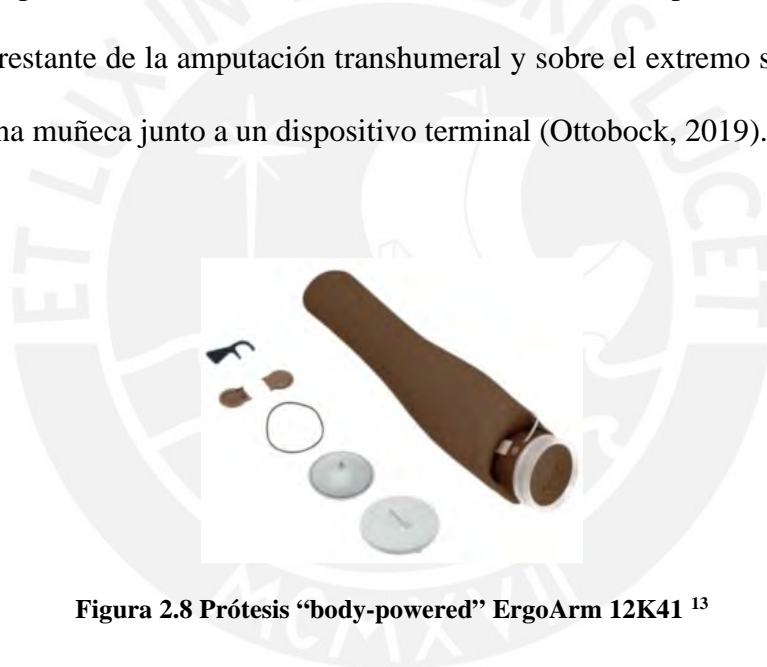


Figura 2.8 Prótesis “body-powered” ErgoArm 12K41 ¹³

DynamicArm.

Prótesis transhumeral de codo desarrollada por la empresa Ottobock cuyo movimiento es mioeléctricamente controlado, por lo que cuenta con una batería recargable de un día de duración; asimismo, cuenta con un bloqueo manual. Es posible configurar sus parámetros al

¹³ Recuperado de “ErgoArm”, Ottobock, 2019 (www.shop.ottobock.us/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Body-Powered-Systems/Movo-Elbow-Joints/ErgoArm/p/12K41).

conectarla mediante bluetooth a una computadora con el software especializado. En la Figura 2.9 se aprecia que la prótesis es muy parecida a la de la Figura 2.8 en cuanto a diseño y ensamble, pero contiene una batería y motores eléctricos que efectúan el movimiento, por lo que es más grande y pesada (Ottobock, 2015).



Figura 2.9 Prótesis mioeléctrica DynamicArm 12K100N ¹⁴

The LUKE arm.

Prótesis de brazo modular desarrollada por Mobius Bionics con 10 grados de libertad, dos en el hombro, una en el humeral, una en el codo, dos en la muñeca y cuatro en la mano. Puede ser adaptado para diferentes niveles de amputación (desarticulación del hombro, transhumeral y transradial) como se muestra en la Figura 2.10. Si bien es mioeléctricamente controlado, también se puede añadir sensores de control como IMUs, transductores de presión o lineales a fin de controlar todos los grados de libertad de la prótesis (Mobius Bionics, 2020).

¹⁴ Adaptado de “DynamicArm”, Ottobock, 2019 (www.shop.ottobock.us/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Myoelectric-Elbows/DynamicArm-Elbow/DynamicArm/p/12K100N~550).

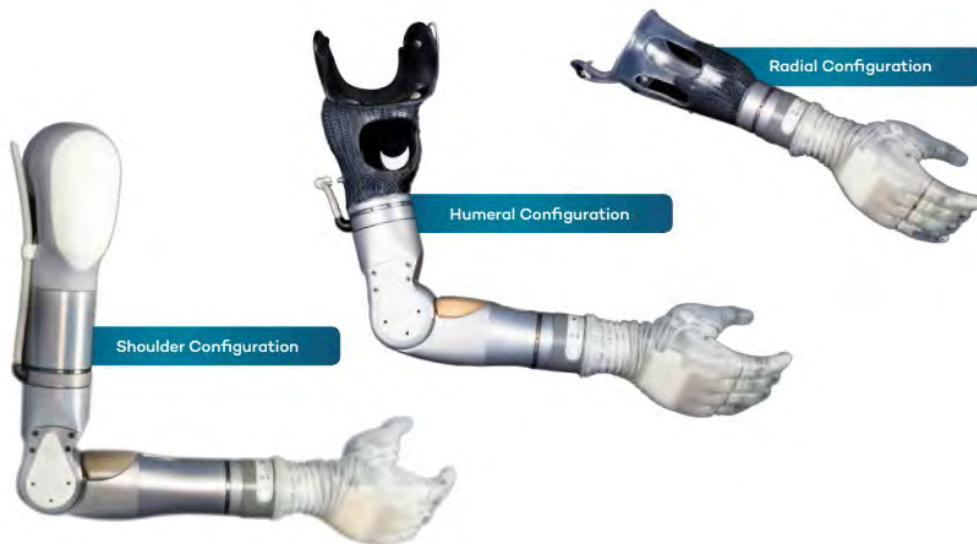


Figura 2.10 Configuraciones de la prótesis The LUKE Arm (Hombro, humeral y radial) ¹⁵

Utah arm.

Es una prótesis transhumeral que reemplaza el codo y fue desarrollada por Motion Control. Es controlada mioeléctricamente y cuenta con baterías intercambiables para lo largo del día, Respecto a la compatibilidad con prótesis de mano, este dispositivo se caracteriza por su gran versatilidad al poder acoplarse a modelos de distribuidores distintos. En la Figura 2.11 se puede observar la prótesis ensamblada con una prótesis de mano pasiva, cabe resaltar que debido a sus dos microprocesadores embebidos puede controlar eléctricamente una movimiento más aparte de la flexoextensión del codo (Fillauer, 2016).

¹⁵ Recuperado de “The LUKE Arm System” (Mobius Bionics, 2020).



Figura 2.11 Prótesis mioeléctrica Utah Arm U3+ ¹⁶

Conclusiones de los modelos comerciales.

De los modelos presentados se concluye que la prótesis que soporta mayor carga es la “body-powered” debido a su diseño mecánico y mecanismo de bloqueo. Asimismo, su peso es bajo respecto a las otras porque no tiene actuadores y solamente cuenta con transmisiones mecánicas. En cuanto a las baterías para prótesis mioeléctricas preferidas en el mercado, existe una clara preferencia por las baterías de Li-ion. Un resumen de las características más destacables se aprecia en la Tabla 2.2.

Tabla 2.2 Comparación entre prótesis transmurales comerciales ¹⁷

Aspecto	ErgoArm	DynamicArm	The LUKE Arm	Utah arm
Control	Body-powered	Mioeléctrico	Mioeléctrico	Mioeléctrico
Material	Plástico	Plástico	---	---
Temperaturas de operación	5 – 40 °C	5 – 40 °C	-10 – 50 °C	0 – 44 °C
Masa	580 g	1000 g	3400 g	913 g
Carga soportada	230 N	50 N	---	22 kgf
Angulo de flexión	15 – 145 °	15 - 145 °	---	20 – 155 °
Batería	---	Li-ion	Li-ion	Ni-MH o Li-ion
Actuador	---	Motor eléctrico	Motor eléctrico	Motor eléctrico

¹⁶ Adaptado de “Utah Arm 3+” (Fillauer, 2016).

¹⁷ Elaboración propia. Basado en Fillauer, 2016; Mobius Bionics, 2020; Ottobock, 2015, 2019.

Patentes.

Prótesis de codo (WO 2011/028088).

Es una prótesis de codo que cuenta con dos grados de libertad: flexoextensión y rotación. Se controla mediante sensores mioeléctricos, los cuales activan el motor encargado de la flexoextensión, mientras que la rotación es controlada manualmente. En la Figura 2.12 se evidencia la articulación de flexión-extensión (55) y la de rotación (80); asimismo, el orificio superior va ensamblado al encaje protésico y el inferior a una prótesis transradial (Bravo, 2011).

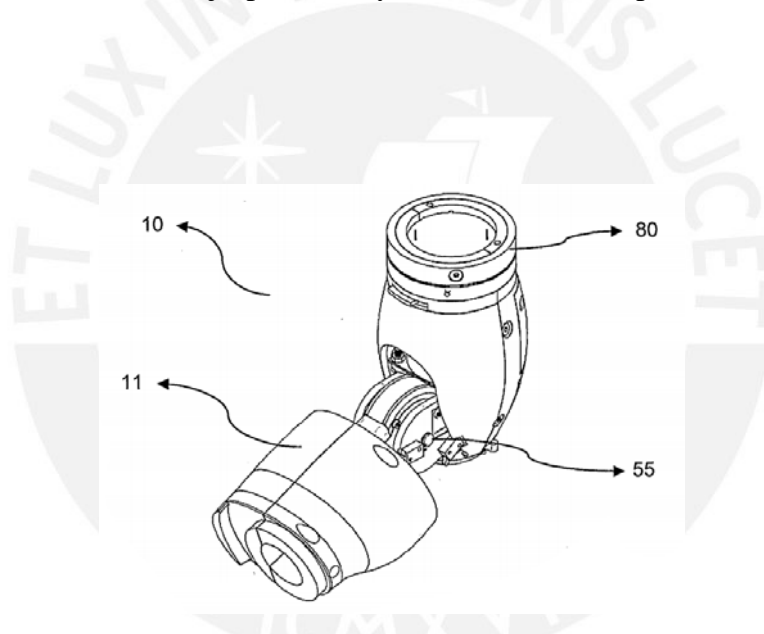


Figura 2.12 Prótesis de codo con 2 GDL ¹⁸

Arm prosthetic device system (WO 2010/120404).

Es una prótesis de toda la extremidad superior completa, donde su accionamiento principal es por motores eléctricos y apoyado por actuadores neumáticos. Las transmisiones

¹⁸ Recuperado de “WO 2011/028088” (Bravo, 2011).

mecánicas para lograr movimientos son en su mayoría cadenas de engranajes y los movimientos en las articulaciones son sensadas para obtener una retroalimentación. En la Figura 2.13 se observa que 12 y 14 son los grados de libertad del hombro; 16, del humeral; 18, del codo; 20 y 22, de la muñeca (DEKA Products Limited Partnership, 2010). Por último, el control de esta prótesis se detalla en otra patente del mismo autor, y consta del uso de sensores EMG, IMU y presión en las extremidades sobrantes de todo el cuerpo a fin de entrenar un sistema que las tome como variables de entrada y como salida de la activación de los actuadores (DEKA Products Limited Partnership, 2008).

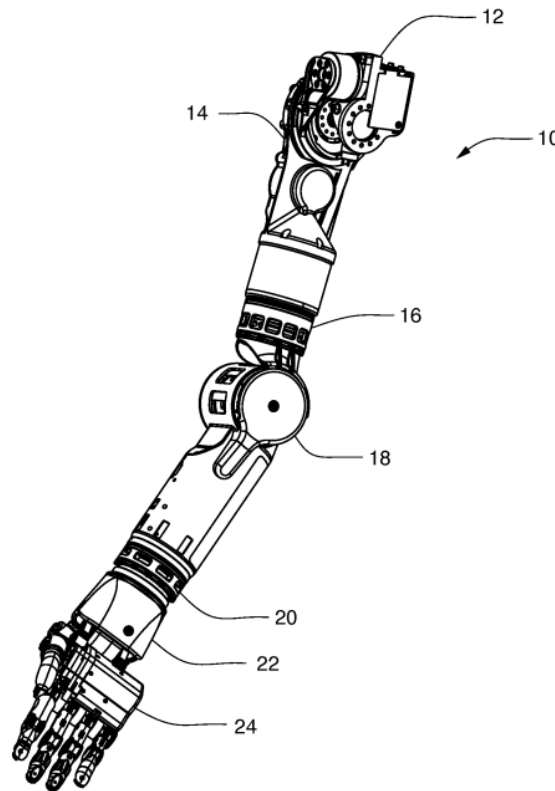


Figura 2.13 Prótesis de 6 GDL para amputaciones a nivel del hombro controlado por múltiples sensores y actuadores ¹⁹

¹⁹ Recuperado de “WO 2010/120404” (DEKA Products Limited Partnership, 2010).

Conclusiones de las patentes.

De las patentes que se encontraron, se puede concluir que ambas consideran el agregarle la rotación humeral al movimiento de flexoextensión del codo. De la misma manera, se puede ver que existen variantes en el control, ya que en la segunda opción se utilizan otros sensores conjuntamente a los mioeléctricos. En cuanto a las especificaciones técnicas observadas en la Tabla 2.3 se puede ver que existe menos información que las obtenidas en los modelos comerciales y se puede intuir que es por el nivel de confidencialidad que presenta una patente. En el caso de la primera patente se puede destacar el uso de una batería de bajo voltaje fabricada por ellos mismos.

Tabla 2.3 Comparación entre patentes de prótesis transhumerales ²⁰

Aspecto	WO 2011/028088	WO 2010/120404
Control	Mioeléctrico	Múltiple
Material	---	Elastómero, fibra de carbono
Masa	---	5000 g
Batería	Bajo voltaje	Varias
Actuador	Motor DC	Motores eléctricos y actuadores neumáticos

Trabajos académicos.

Design of pneumatic prosthesis for patients with elbow disarticulation amputation.

Es una prótesis diseñada con actuadores neumáticos en base a los músculos de McGibben. Cuenta con la función de bloqueo para el movimiento como en una prótesis

²⁰ Elaboración propia. Basado en Bravo, 2011; DEKA Products Limited Partnership, 2010.

accionada por el cuerpo. Si bien no se implementó, se indica que la prótesis debería ser controlada mioeléctricamente en un futuro. En la Figura 2.14 se observa el resorte que se encarga del balance estático (F), así como el cilindro neumático (A, B, G) que permite la actuación en los movimientos de la prótesis (Garcia, 2016).

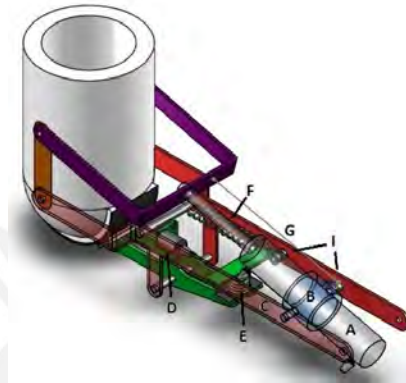


Figura 2.14 Prótesis de codo con actuación neumática ²¹

Prototipo de una prótesis mioeléctrica para la emulación de una articulación de codo.

Es una prótesis mioeléctrica desarrollada bajo el método de entrenamiento TKEO, el cual permite el entrenamiento de un modelo sensible a los cambios de actividad de las señales sensadas. El desarrollo de ella se dividió en tres módulos: el acondicionamiento de la señal mioeléctrica, el procesamiento de la señal y el diseño de las transmisiones mecánicas. En la Figura 2.15 se la observa desde distintos puntos de vista; asimismo, se puede diferenciar el cable rojo para el control del servomotor que acciona la cadena de engranes (Contreras et al., 2015).

²¹ Recuperado de “Design of Pneumatic Prosthesis for Patients With Elbow Disarticulation Amputation” (Garcia, 2016).



Figura 2.15 Prótesis de codo mioeléctrica con el método TKEO ²²

Design of a myoelectric transhumeral prosthesis.

Es una prótesis transhumeral centrada en el aspecto mecánico y controlado de forma mioeléctrica. La muñeca posee dos grados de libertad y una terminación adaptable a los distintos dispositivos terminales. El codo se debe de ensamblar a nivel transhumeral mediante un encaje al cuerpo del afectado. El sistema es actuado por motores sin escobillas que accionan cadenas y engranajes. En la Figura 2.16 se puede ver los grados de libertad y los encajes respectivos de la prótesis completa (Bennett et al., 2016).



Figura 2.16 Prótesis transhumeral mioeléctrica desarrollada por Bennett et al ²³

²² Adaptado de “Prototipo de una Prótesis Mioeléctrica para la Emulación de una Articulación de Codo” (Contreras et al., 2015).

²³ Recuperado de “Design of a myoelectric transhumeral prosthesis” (Bennett et al., 2016).

Mechatronic design and control of a 3D printed low cost robotic upper limb.

Es un miembro robótico supernumerario de 4 grados de libertad que también puede ser usado como prótesis transhumeral. Es posible controlar el movimiento con señales mioeléctricas y a su vez está totalmente fabricado por impresión 3D a excepción de los motores DC del codo y los servomotores de la mano biónica. Además, es importante resaltar que el precio total, sin tomar en cuenta los sensores, de fabricación y adquisición de actuadores es de 160 dólares. En la Figura 2.17 se puede visualizar el soporte supernumerario, donde se coloca el brazo (Carter-Davies et al., 2018).



Figura 2.17 Prótesis transhumeral con soporte supernumerario ²⁴

Conclusiones de los artículos académicos.

Según la Tabla 2.4, se puede ver que se tiende a investigar las prótesis mioeléctricas por sobre otros métodos de control. Las prótesis desarrolladas como parte de una investigación tienden a soportar un menor peso, debido a sus actuadores relativamente cómodos. Es

²⁴ Recuperado de “Mechatronic Design and Control of a 3D Printed Low Cost Robotic Upper Limb” (Carter-Davies et al., 2018).

importante destacar el uso recurrente de la impresión 3D al momento de implementar una prótesis experimental.

Tabla 2.4 Comparación entre prótesis transmurales de artículos de publicación ²⁵

Aspecto	García	Contreras et al.	Bennett et al.	Carter-Davies et al.
Control	Mioeléctrico	Mioeléctrico	Mioeléctrico	Mioeléctrico
Material	Impresión 3D	Nylamid y aluminio	Plástico	Impresión 3D
Masa	722 g	350 g	1050 g	1305 g
Carga soportada	5.5 kgf	1 kgf	7 kgf	0.5 kgf
Angulo de flexión	32 – 132.5 °	0 – 180 °	15 - 145 °	0 - 90 °
Batería	Ni-MH o Li-ion	--	Li-ion	Li-ion
Actuador	Cilindro neumático	Servomotor	Brushless Motor	Motor DC

Componentes de una prótesis transhumeral.

Socket (encaje protésico).

Es donde irá ensamblada la prótesis de codo del paciente a fin de tener la máxima sujeción posible con el miembro remanente. El socket o encaje protésico se diseña para cada persona; por ello, se realizan diferentes moldes antes de fabricar un modelo final. También, se debe considerar el tamaño de la extremidad restante a fin de diseñar un encaje completo y que pueda soportar el peso de la prótesis.

²⁵ Elaboración propia. Basado en Bennett et al., 2016; Carter-Davies et al., 2018; Contreras et al., 2015; García, 2016.



Figura 2.18 Encaje protésico para una amputación transhumeral ²⁶

Arnés.

Sujeta la prótesis al cuerpo del paciente de forma que se logra distribuir el peso sobre los hombros. Además, los modelos orientados a prótesis actuadas por el cuerpo presentan cables que transmiten los movimientos de hombros a fin de controlar los movimientos de la prótesis. En la Figura 2.19 se aprecia las tiras salientes conectadas a la prótesis transhumeral izquierda, donde las de la derecha y primera de la izquierda se usan para el soporte; la segunda de la izquierda, para el control de la flexoextensión del codo; y la última de la izquierda, para el bloqueo del movimiento (Ottobock, 2017).

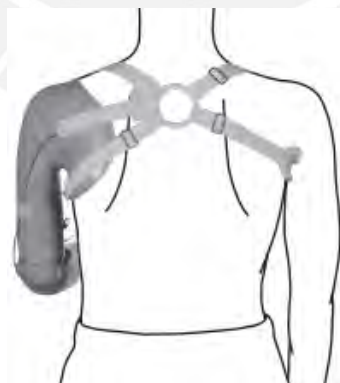


Figura 2.19 Arnés de triple control colocado y visto por la espalda ²⁷

²⁶ Adaptado de “DynamicArm” (Ottobock, 2015).

²⁷ Adaptado de “21A35=1, 21A35=2, 21A36=1, 21A36=2” (Ottobock, 2017)

Sensores EMG.

Son los encargados de interpretar lo que el paciente intenta hacer y registran mediante electrodos las señales nerviosas motoras de los músculos y en base a las gráficas que muestre se puede predecir el movimiento que se desea realizar. En el caso de una prótesis de codo se necesitan de 2 sensores como mínimo más un electrodo de referencia y deben ser colocados en el muñón o en el pecho (Technologies, 2015). En la Figura 2.20 se observa el sensor electromiográfico y como sería si se colocara sobre el músculo del antebrazo. Cabe precisar que existen dos tipos, los húmedos y los secos, los cuales se diferencian en que la necesidad de la aplicación de gel sobre la piel para lograr un desempeño correcto.

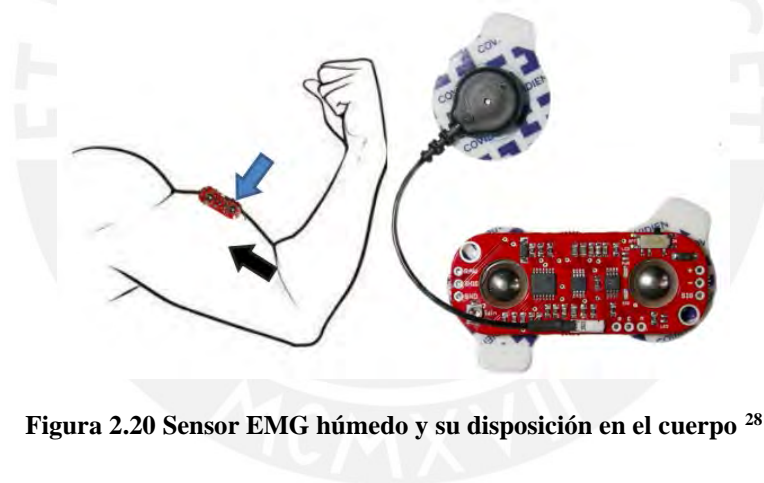


Figura 2.20 Sensor EMG húmedo y su disposición en el cuerpo ²⁸

Actuadores.

Son los que permiten realizar los movimientos de la prótesis y son alimentados por baterías. Principalmente, se utiliza un actuador por grado de libertad y en este caso se hace énfasis en los usados para la flexoextensión del codo.

²⁸ Adaptado de “Myoware datasheet” (Technologies, 2015).

Motor DC. Es el actuador más común de utilizar; además, existen dos modelos de motor DC. Por un lado, el modelo con escobillas es de bajo costo y robusto; sin embargo, no ofrece una buena relación entre su potencia y su tamaño por la fricción de sus escobillas. Por otro lado, el modelo sin escobillas presenta mayor velocidad de rotación y mejor torque proporcionado; sin embargo el costo es mayor (Compañía Levantina de Reductores, 2017).

Servomotores. Son motores paso a paso, cuya característica principal es su control de rotación. Es de tamaño compacto, bajo peso y ofrece un torque considerable, pero sus velocidades son menores a otros motores (Compañía Levantina de Reductores, 2017).

Actuadores lineales. Permiten, a diferencia de los anteriores, el control del movimiento lineal y no rotacional. Pueden ser hidráulicos, neumáticos o eléctricos, donde los dos primeros necesitan de mangueras y bombas para funcionar. El actuador lineal eléctrico funciona transformando el movimiento rotacional de un motor a uno lineal y debido a la presencia de este mecanismo tiende a tener un tamaño considerable (LINAK, 2020). En la prótesis se usan estos actuadores como tendones o músculos artificiales.

CAPÍTULO 3

DISEÑO CONCEPTUAL

En el presente capítulo se realizará el diseño conceptual de la prótesis transhumeral que cumpla con los objetivos propuestos anteriormente. En primer lugar, se define los requerimientos de la prótesis, para después realizar la estructura de funciones que tendrá la solución óptima. Luego, se propondrán cuatro propuestas de solución que serán obtenidas en base a las matrices morfológicas de los diferentes dominios. Finalmente, se evaluarán las soluciones a fin de escoger la óptima y terminar mejorándola en los aspectos necesarios.

Requerimientos del Sistema

En esta sección se detallan las exigencias y deseos de la prótesis a desarrollar y, con el fin de tener una mejor distribución, se separan por aspectos. Las exigencias son requisitos que la prótesis debe cumplir de manera obligatoria y los deseos son características que de ser posibles se cumplirán y en caso de no cumplirse no afectarían al objetivo del proyecto. Es importante mencionar que las exigencias son presentadas en tiempo presente y los deseos, en futuro.

Función principal.

La prótesis de codo desarrollada debe lograr replicar los movimientos flexoextensión de su contraparte biológica en personas con amputaciones transhumerales en tercio inferior.

Geometría.

La prótesis, debido a su enfoque en una amputación transhumeral de nivel inferior, está diseñada a partir del codo y cuenta con un antebrazo de 20 cm. También, será ensamblada a un encaje protésico que sustituye un máximo de 10 cm de brazo medido desde la articulación humero-radial. Asimismo, el codo protésico extendido equivale en volumen a un cilindro de 10 cm de diámetro y 10 cm de alto. Por último, la prótesis es compatible con la mayoría de las prótesis de mano comerciales mediante placas de conexión a muñecas que son ensambladas al agujero en la terminación del antebrazo.

Cinemática.

El sistema tiene un grado de libertad y es el movimiento de flexión y extensión del codo. Los límites de este movimiento son de 15° para una flexión total y 145° para una extensión total, debido a que lo necesario para realizar las actividades diarias es un rango de 30° a 130° (Kapandji, 2007), por lo que el diseño cuenta con un margen de 15° .

Fuerzas.

El sistema de prótesis (mecanismo de codo y antebrazo) no supera los 10 N de peso, pues las prótesis mioeléctricas superan este valor y se busca llegar a un modelo más ligero. Además, el sistema puede soportar hasta 5 N al final del antebrazo sin considerar la mano protésica ensamblable, lo cual es suficiente para lograr levantar objetos con masa no mayor a 500 g en el uso cotidiano.

Energía.

El sistema es energizado por una batería que le da una autonomía de 6 horas, en uso continuo, al actuador del codo, a los sensores mioeléctricos y a los sensores de monitoreo. Es necesario especificar que con uso continuo se refiere a la energización constante de todos los sensores y actuadores, por lo que si se usa de forma usual como apoyo puede llegar a más horas de funcionamiento.

Material.

Si bien se plantea diseñar un modelo comercial, el material que se usa para la carcasa de la prótesis es PLA natural recubierto de resina epoxi, debido a su fácil obtención y porque se puede lograr manufacturar mediante impresión 3D de alta duración y se puede escoger una resina epoxi no tóxica. Para el diseño de mecanismos y transmisiones se usa el material que cumpla con los esfuerzos máximos en estos y considerando un factor de seguridad de 1.5.

Señales.

El sistema recibe una señal de encendido y apagado que controla la alimentación del sistema. Asimismo, se cuenta con un accionador mecánico que permitirá el bloqueo de la prótesis. Respecto a los estados de la prótesis, se muestra una señal LED verde al encenderse, si la batería está baja se muestra constantemente el color naranja y rojo si hubiera un error. Aparte de lo mencionado, se desea tener una señal que permita alternar entre modos de funcionamiento: mecánico, eléctrico e híbrido.

Control.

El sistema es controlado por las señales eléctricas de los músculos registradas por los sensores EMG y por los movimientos del cuerpo que el usuario haga, donde la prioridad en caso de discrepancias la tienen las señales electromiográficas. Además, se desea poder tener los modos de funcionamiento: completamente mecánico y completamente eléctrico; aparte del ya explicado modo híbrido.

Electrónica.

El sistema cuenta con un actuador que permite levantar conjuntamente los 5 N al final del antebrazo, el antebrazo mismo y la prótesis de mano. El sistema de actuadores compensa los esfuerzos del cuerpo para mover la prótesis y el sistema de sensores monitorea constantemente la intención del usuario y la respuesta del sistema en general.

Software.

Se usa el lenguaje de programación de Python y C++ para implementar la solución, debido a su número de librerías útiles disponibles.

Comunicaciones.

Los componentes del sistema se comunican siempre de forma física mediante cables, y si se desea cambiar la configuración del sistema, se debe realizar conectándolo a un ordenador con el fin de evitar problemas de conectividad inalámbrica.

Seguridad.

El sistema monitorea constantemente el estado de la prótesis y el de sus subsistemas mediante un sistema de redundancia a fin de contrarrestar fallas, en caso haya alguna. Si ocurriera una falla eléctrica, se bloquea el movimiento de la prótesis y luego se apaga. Asimismo, los circuitos están protegidos ante cualquier corto circuito que pueda producirse por una mala manipulación. También, el sistema cuenta con una resistencia mecánica aceptable para resistir impactos leves y mantener todos sus componentes fijos. La prótesis se sujeta mediante un arnés a los hombros, de modo que, si el usuario no la retirara de manera adecuada, esta quedaría colgando de sus hombros sin caerse. Además, la prótesis no es impermeable, por lo que no se debe exponer al agua bajo ninguna circunstancia. El sistema mecánico y eléctrico se encuentran recubiertos de una carcasa que está libre de filos que puedan dañar al usuario.

Mantenimiento.

El sistema debe ser revisado anualmente por un especialista en prótesis para determinar si se encuentra en buen estado o se necesita algún ajuste. En cuanto a su limpieza, se debe usar alcohol en un paño húmedo para no dejar líquidos que puedan dañar la prótesis.

Ergonomía.

El sistema está ensamblado mediante una junta protésica al muñón del paciente afectado, por lo que está en contacto solo con la parte exterior de la junta y no con la piel. En cuanto al peso de la prótesis, este es soportado mediante un arnés alrededor de los hombros del paciente, es cómodo y no interfiere con los movimientos del cuerpo. El sistema acepta el ensamble, a la terminación de antebrazo, de una prótesis de mano mioeléctrica mediante placas de ensamble de muñeca.

Uso.

La prótesis está diseñada para el uso como apoyo en los quehaceres diarios que no demanden mucho esfuerzo, como el levantar objetos ligeros. Asimismo, la prótesis no está hecha para actividades que involucren el contacto con líquidos.

Costos.

El desarrollo de este sistema tiene un costo máximo de 30 000 soles u 8 500 dólares, que es el precio de una prótesis mioeléctrica en el INR.

Secuencia de Operaciones

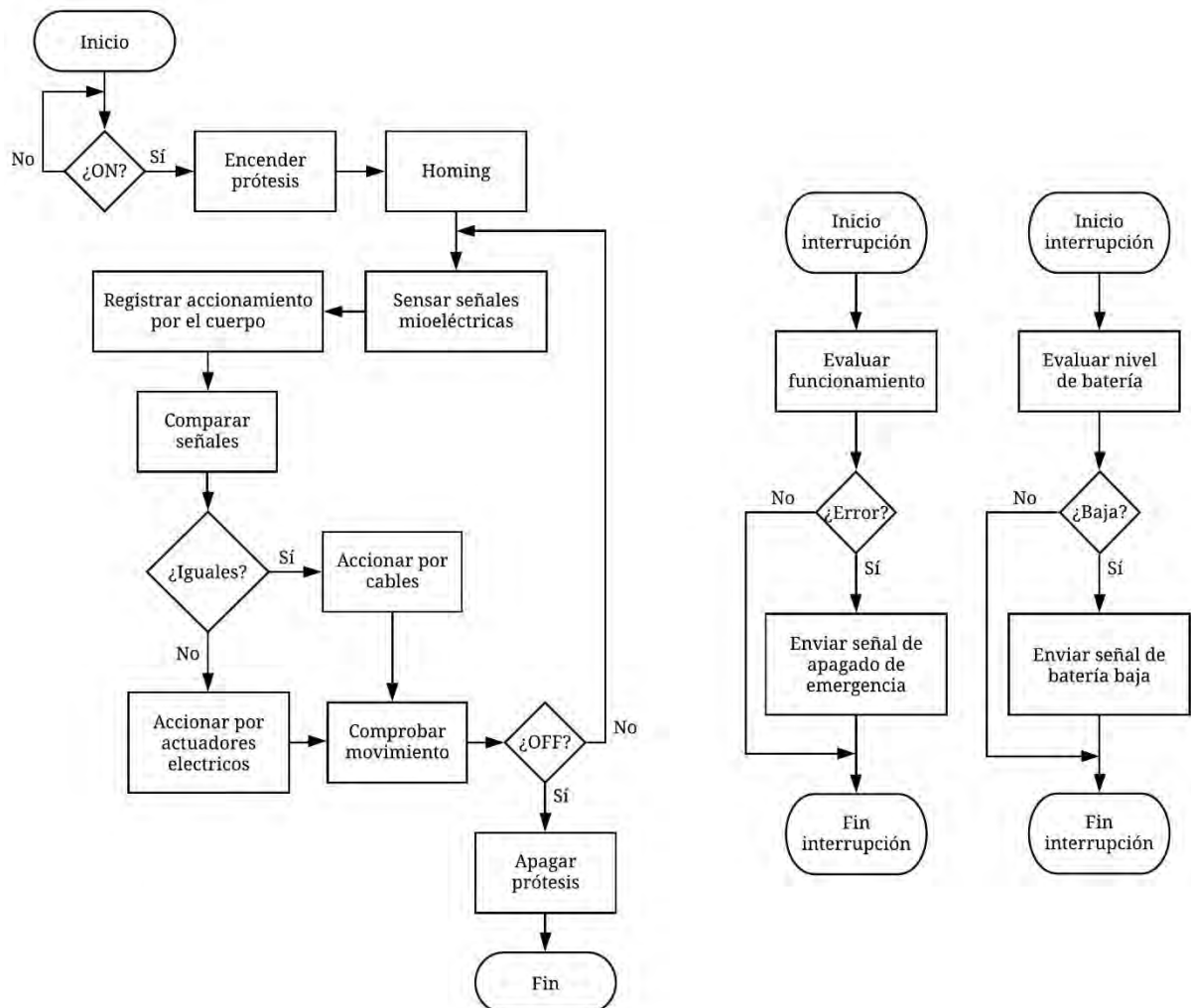


Figura 3.1 Secuencia de operaciones del sistema ²⁹

En primer lugar, como se ve en la Figura 3.1, el sistema inicia al encenderse, luego realiza un homing que es la inicialización de todos sus sensores, actuadores y parámetros. En segundo lugar, se sensan las señales mioeléctricas del usuario; asimismo, se registra el accionamiento por el cuerpo. Estas dos señales se comparan y se generan las instrucciones. En tercer lugar, se acciona el movimiento por cables si los movimientos del accionamiento por el cuerpo son

²⁹ Elaboración propia.

acordes a las señales mioeléctricas; en caso contrario se realiza el movimiento eléctricamente actuado. Finalmente, se comprueba el movimiento de la prótesis y se repite el proceso si no se ha apagado la prótesis. Es importante resaltar que existe una interrupción que evalúa el funcionamiento del sistema y en caso de error realiza un apagado de emergencia, y otra interrupción que monitorea constantemente el nivel de batería. Por último, mientras se desarrolla el presente trabajo de investigación la secuencia de operaciones puede variar ligeramente.

Determinación de la Estructura de Funciones

En esta parte se planteará el funcionamiento del sistema. Primero, se evaluará que se recibe de entradas y salidas en el sistema mediante una black box. Luego, se detallarán las funciones a realizar para lograr el objetivo del sistema.

Caja negra.

Como se muestra en la Figura 3.2 y como ya se mencionó en los requerimientos, el sistema cuenta con siete entradas y seis salidas. La primera y la segunda entrada son las señales de encendido y apagado del sistema, respectivamente. La tercera entrada es la energía eléctrica que se usará para cargar la batería del sistema. La cuarta y quinta entrada son la energía de propulsión muscular para activar la prótesis mecánicamente y la energía potencial de motoneuronas que permite identificar la intención del usuario y accionar los actuadores eléctricos. La última entrada de energía es la mecánica que permite un bloqueo manual del movimiento de la prótesis. La única entrada de materia es el cuerpo humano que es donde la prótesis será colocada. Como única señal de salida es el LED de estado de la prótesis, la cual

permite identificar cuando la prótesis está encendida, apagada, con batería baja o si ha sucedido algún error. La energía de salida es el ruido, el calor y las vibraciones de la prótesis. El movimiento de la prótesis es una salida de energía en forma cinética. Por último, la salida de materia será el mismo cuerpo humano al retirarse la prótesis.

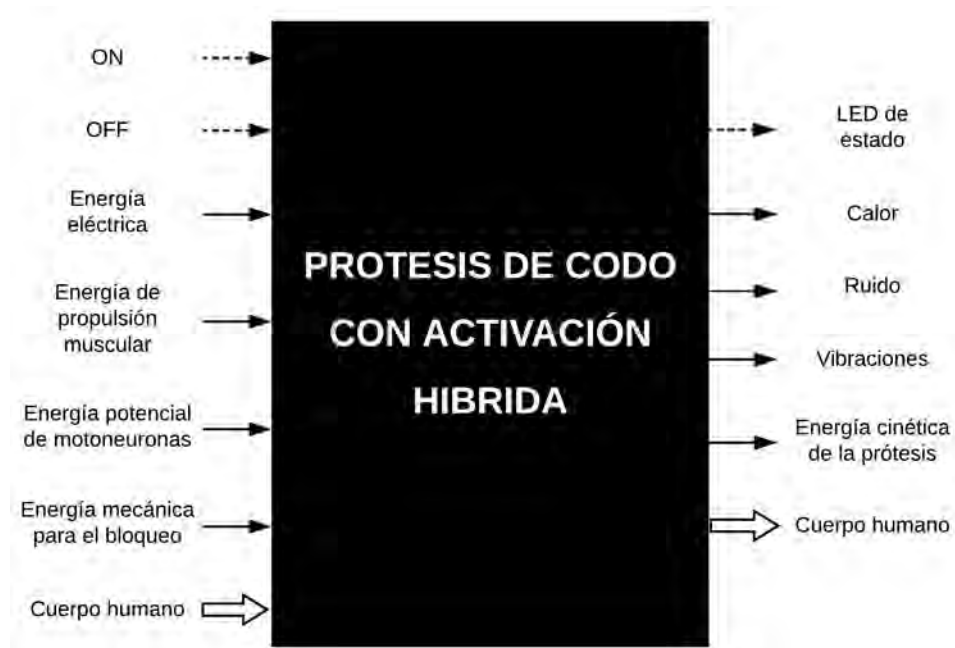


Figura 3.2 Black Box del sistema ³⁰

Estructura de funciones.

En la Figura 3.3 se puede ver la estructura de funciones completa en las que existen los dominios de interfaz, energía, control, sensores, actuadores y materia. Estos dominios están todos relacionados mediante la transmisión de señales, energía y materia.

El dominio de la materia, primeramente, recibe como entrada la energía potencial de motoneuronas mediante la función “configuración de sensores mioeléctricos” que es el lugar

³⁰ Elaboración propia.

donde se colocarán los sensores en el cuerpo. También, ingresa como materia el cuerpo humano que entra a la función “ajustar prótesis”, luego realiza el movimiento de flexoextensión mediante la sinergia de mecanismos y, por último, se desajusta la misma para dar como salida el mismo cuerpo humano. Para realizar el movimiento de la prótesis se puede accionar un mecanismo mecánicamente por la entrada de energía de propulsión muscular u otro mecanismo eléctricamente por los actuadores eléctricos. Asimismo, se puede bloquear el movimiento mediante un mecanismo por la entrada de energía mecánica o por una señal de bloqueo. Cabe resaltar que existe una función que soporta y protege los componentes de la prótesis que, en otras palabras, sería la carcasa.

El dominio de la interfaz permite encender y apagar la prótesis. También, se encarga de mostrar los estados del sistema, los cuales son: encendido, apagado, batería baja y error.

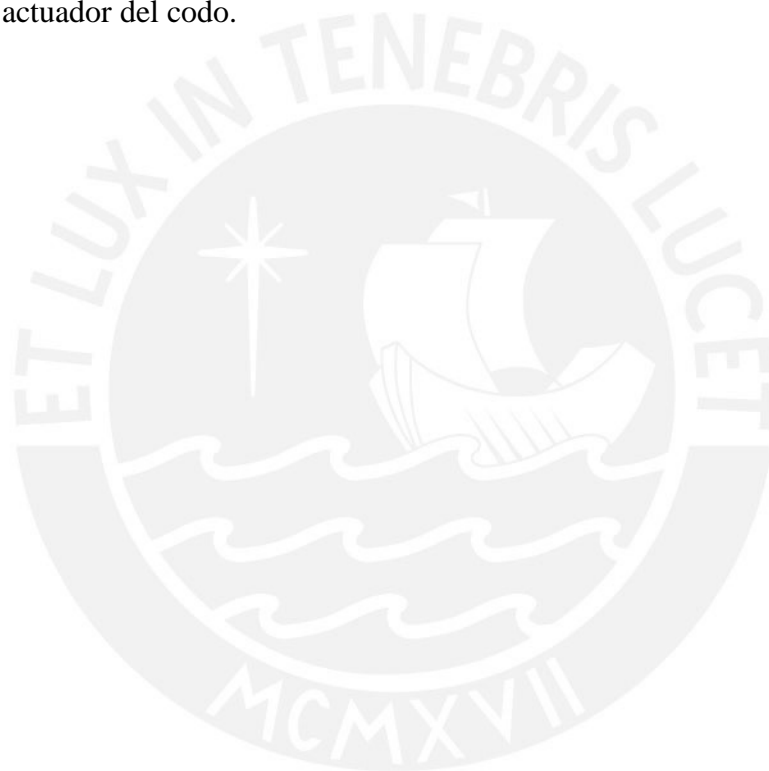
El dominio de la energía se encarga de convertir la energía eléctrica de corriente alterna, que recibe de entrada, en corriente continua para luego almacenar la energía. Asimismo, acondiciona la energía almacenada para alimentar al controlador en todo momento, a los actuadores y sensores según las señales de energización.

El dominio de los sensores se encarga de sensar el nivel voltaje de la batería del sistema, así como las señales mioeléctricas del cuerpo al realizar movimientos. A modo de confirmar el movimiento deseado, sensa la rotación del codo protésico. Para verificar el correcto funcionamiento y estado del sistema, sensa los límites de rotación y la corriente en el actuador.

El dominio de los actuadores existe la función que acciona el mecanismo de codo eléctricamente según lo designado por su controlador. También, existe una función que actúa el bloqueo del mecanismo total de la prótesis.

El dominio de control permite energizar los sensores y actuadores al encender la prótesis y luego realiza la inicialización de todos los parámetros del sistema (“homing”). Además, en caso de apagarse la prótesis o encontrarse un error, luego de una verificación del

funcionamiento, se posiciona en extensión, se bloquea el dispositivo y se desenergizan los sensores y actuadores. Existe también la función “definir estado” que se encarga de reconocer el estado del dispositivo en base al nivel de batería y funcionamiento de este. Las señales mioeléctricas sensadas entran al controlador y este las procesa para lograr predecir el movimiento deseado, lo compara con la rotación actual del codo. Cabe resaltar que, al comparar señales, en caso de ser iguales, el sistema permite que la actuación siga siendo mecánica y caso contrario se da preferencia a lo registrado mioeléctricamente, lo que da lugar a un control de movimiento del actuador del codo.



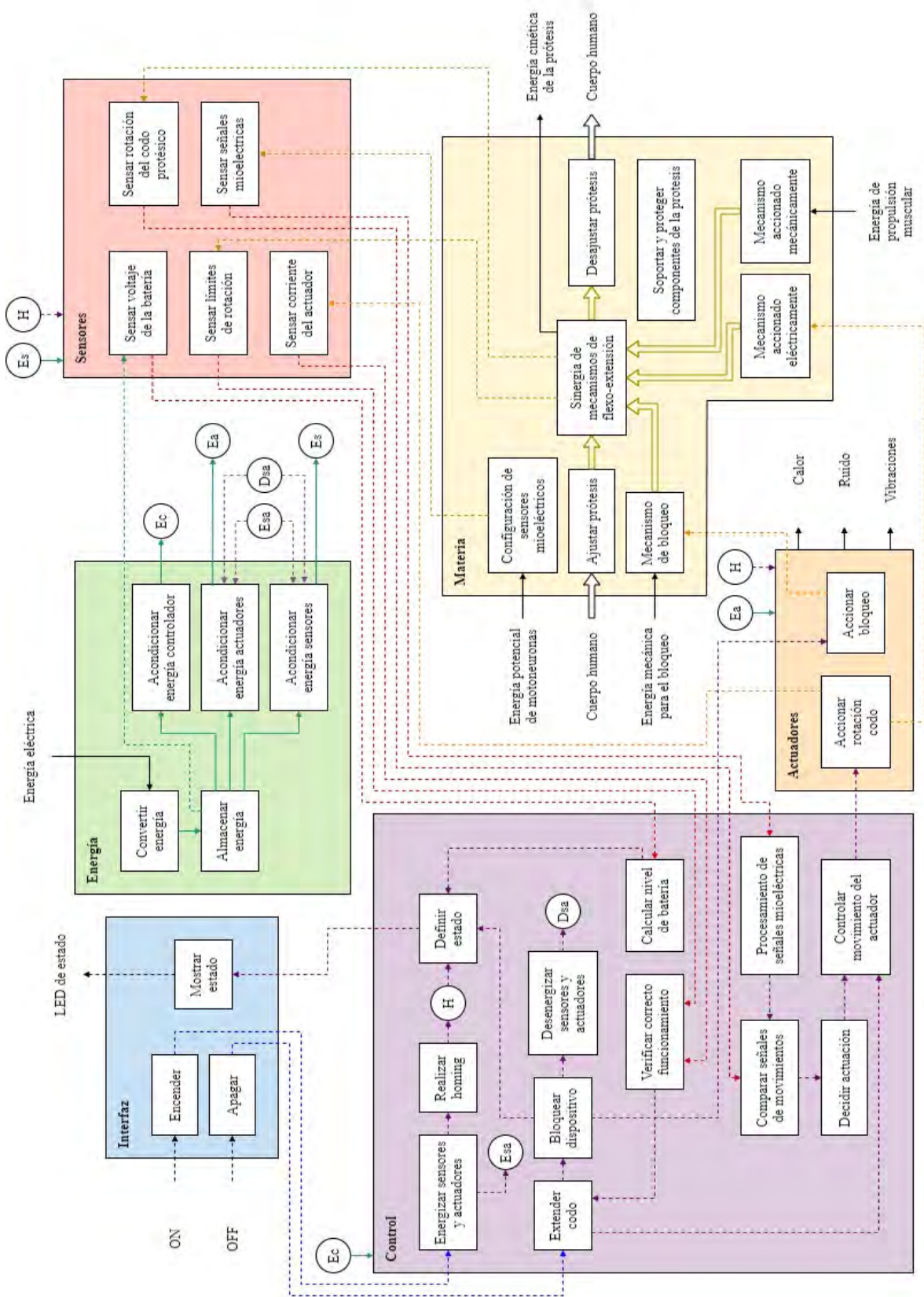


Figura 3.3 Estructura de funciones ³¹

³¹ Elaboración propia.




Matriz Morfológica

En esta sección se presentan las diferentes alternativas que cumplirán una determinada función, ya especificada en la estructura de funciones. Para una mejor comprensión, se separarán la matriz morfológica en sus dominios y la combinación de alternativas darán origen a una propuesta de solución.


Dominio de la interfaz.

El encender y apagar la prótesis contarán con las mismas opciones por lo que se consideran como una función y se proponen diferentes alternativas de accionamiento de switches de estado (ON / OFF). Para lograr mostrar un estado se ha propuesto el uso de LEDs en diferentes presentaciones que difieren en consumo energético y durabilidad.

Tabla 3.1 Matriz morfológica del dominio de la interfaz ³²

	Palanca Switch	Botón Switch	Switch Giratorio	Switch Capacitivo
Encender y apagar				

³² Elaboración propia.

	LED piraña	LED SMD	LED multiCOB	Tira de LEDs
Mostrar estado de funcionamiento				






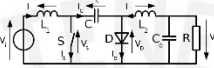

Dominio de la energía.

Para poder convertir la energía se consideran dos tipos de transformadores que cargarán la batería del sistema. En el caso de almacenar energía se propone el uso de baterías recargables de distintos modelos y composición. Finalmente, acondicionar la energía para los sensores, los actuadores o el controlador se considera como una sola función y cuyas alternativas son conversores conmutados, como los dos primeros, y lineales como el último presentado.

Tabla 3.2 Matriz morfológica del dominio de la energía ³³

	Transformador	Cargador de pilas		
Convertir energía				




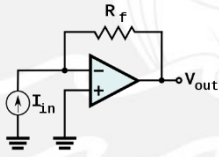


³³ Elaboración propia.

Almacenar energía	<p>Batería Li-ion</p> 	<p>Batería LiFePO4</p> 	<p>Batería Ni-Cd</p> 	<p>Batería Ni-MH</p> 
Acondicionar energía	<p>Convertor Buck-Boost</p> 	<p>Convertor Cuk</p> 	<p>Convertor lineal</p> 	




Dominio de los sensores.

Para sensar el voltaje de la batería se considera un sensor de voltaje, que permite escalar el voltaje medido a uno aceptado por el controlador, y un circuito divisor de voltaje que será desarrollado por uno mismo. Para lograr sensar la rotación del codo se planea colocar en el pivote del grado de libertad un potenciómetro o un encoder incremental o absoluto de diferentes principios de funcionamiento. En el caso de sensar la corriente se consideran un sensor de corriente con un principio de efecto Hall y un circuito que debe ser desarrollado por uno mismo, ambos convierten corriente en voltaje para poder ser leído por el controlador. Para sensar si se ha llegado a los límites de flexión o extensión, se usarán sensores de fin de carrera, de distancia o de contacto. Por último, para registrar las señales mioeléctricas se escogerá entre distintos tipos de sensores mioeléctricos.

Tabla 3.3 Matriz morfológica del dominio de los sensores ³⁴

Sensar voltaje de la batería	Sensor de voltaje 	Divisor de voltaje 		
Sensar rotación del codo protésico	Potenciómetro 	Encoder Efecto Hall 	Encoder óptico 	Encoder capacitivo 
Sensar corriente del actuador	Sensor de corriente 	Amplificador de transimpedancia 		
Sensar límites de rotación	Limit Switch 	Sensor infrarrojo 	Sensor ultrasonido 	Sensor capacitivo 

³⁴ Elaboración propia.

	Electrodos pasivos secos	Electrodos pasivos húmedos	Electrodos activos	
Sensar señales mioeléctricas				

Dominio de los actuadores.

En el caso de actuadores en el mecanismo del codo, se ha considerado el uso de motores o de un actuador lineal. Para el accionamiento del mecanismo de bloqueo se propone el uso de un servomotor, un embrague o un actuador lineal.

Tabla 3.4 Matriz morfológica del dominio de los actuadores ³⁵



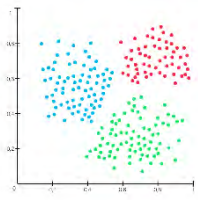
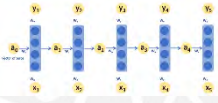
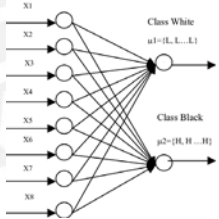
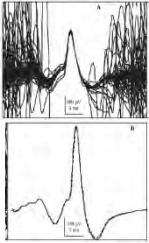
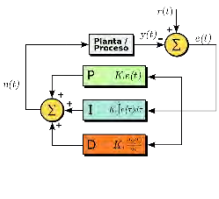
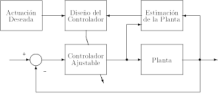
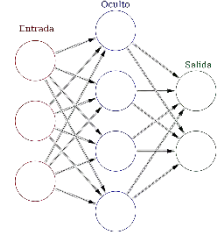
	Motor a paso	Motor DC sin escobillas	Servomotor	Actuador lineal
Accionar rotación codo				
Accionar bloqueo		Embrague electromecánico	Motor DC	
				

³⁵ Elaboración propia.

Dominio del controlador.

Debido a que las funciones englobadas en el dominio de controlador son más específicas y se relacionan con la integración de los sistemas mediante software, se ha resumido el dominio en tres funciones. Primeramente, se escogerá si se desea trabajar con un microcontrolador o con un microprocesador. Luego, se verán posibles algoritmos de procesamiento de señales mioeléctricas y, por último, algoritmos de control del actuador.

Tabla 3.5 Matriz morfológica del dominio del controlador ³⁶

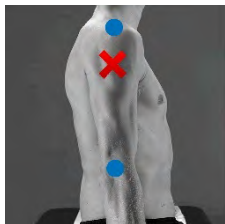
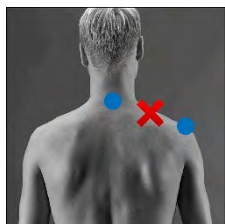
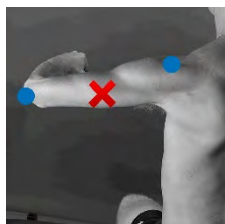
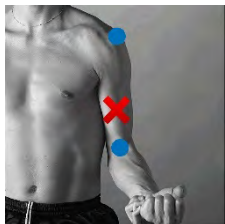
Dispositivo electrónico	Microcontrolador 	Microprocesador 		
Procesamiento de señales mioeléctricas	Clustering por redes neuronales 	Redes neuronales recurrentes 	Clasificador difuso 	Filtrado y correlación 
Controlar movimiento del actuador	Control PID 	Control adaptativo 	Control neuronal 	

³⁶ Elaboración propia.

Dominio de la materia.

Para la configuración de los sensores mioeléctricos, existen recomendaciones europeas basadas en estudios experimentales que fueron evaluados de forma técnica y clínica. Ello permite medir la efectividad de distintos tipos y arreglos de estos (BIOMED II, 2020). En las imágenes de la matriz, se puede ver que la extensión del músculo está definida por los puntos azules y el lugar donde irían los electrodos estaría marcado por una equis roja. Con el fin de ajustar la prótesis, se consideran diferentes modelos de sockets que permitan sujetarla al miembro amputado; los dos primeros necesitan de un arnés mientras que el tercero se ajusta al tornillo de un inserto con gel de bloqueo. Como opción para mecanismo accionado mecánicamente solo existe el arnés y cables, por lo que este será adaptado del original al cambiar su modo de actuación por un hombro o dos. Para lograr el accionamiento eléctrico, se proponen mecanismos de transmisión por engranajes, cables torsionados y transformación de movimiento lineal a rotatorio. Para la sinergia de mecanismos, se propone un sincronizador de dientes de cono, así como dos configuraciones de un arnés de tensión regulable. Por último, se propone una transmisión irreversible por tornillo sinfín, un engranaje de bloqueo o un disco de fricción a fin de bloquear los mecanismos.

Tabla 3.6 Matriz morfológica del dominio de la materia ³⁷

	Bíceps braquial	Tríceps braquial	Trapecio	Deltoides
Configuración de sensores mioeléctricos				

³⁷ Elaboración propia.

Ajustar y desajustar prótesis	<p>Socket convencional</p> 	<p>Socket-less</p> 	<p>CJ Socket</p> 	
Mecanismo accionado mecánicamente	<p>Arnés y cables (ambos hombros)</p> 	<p>Arnés y cables (solo un hombro)</p> 		
Mecanismo accionado eléctricamente	<p>Tren de engranajes</p> 	<p>Cables enrollables</p> 	<p>Cables torsionados</p> 	<p>Movimiento lineal a rotatorio</p> 
Sinergia de mecanismos de flexo-extensión	<p>Sincronizador de dientes de cono</p> 	<p>Arnés de tensión regulable (codo)</p> 	<p>Tensión regulable (antebrazo)</p> 	
Mecanismo de bloqueo	<p>Transmisión por tornillo sinfín</p> 	<p>Mecanismo retráctil de bloqueo</p> 	<p>Disco de fricción</p> 	

Conceptos de Solución

Con el objetivo de desarrollar un concepto de solución óptimo se crean varios conceptos de solución en base a la matriz morfológica. Los cuatro conceptos de solución obtenidos son descritos y conceptualizados mediante dibujos más adelante. Adicionalmente, a modo de resumen se describen de acuerdo a sus dominios y funciones por la Tabla 3.7.

Tabla 3.7 Resumen de los conceptos de solución ³⁸

Función	Opción 1	Opción 2	Opción 3	Opción 4
Dominio de la interfaz				
Encender y apagar	Palanca Switch	Botón Switch	Switch Giratorio	Switch Capacitivo
Mostrar estado de funcionamiento	LED multiCOB	LED piraña	LED smd	Tira de LEDs
Dominio de la energía				
Convertir energía	Transformador	Cargador de pilas	Transformador	Cargador de pilas
Almacenar energía	Batería Li-ion	Batería Ni-Cd	Batería LiFePO4	Batería Ni-MH
Acondicionar energía	Convertor Buck-Boost	Convertor lineal	Convertor Cuk	Convertor Buck-Boost
Dominio de los sensores				
Sensar voltaje de la batería	Sensor de voltaje	Divisor de voltaje	Sensor de voltaje	Divisor de voltaje
Sensar rotación del codo protésico	Encoder capacitivo	Encoder efecto Hall	Potenciómetro	Encoder óptico
Sensar corriente del actuador	Sensor de corriente	Amplificador de transimpedancia	Sensor de corriente	Amplificador de transimpedancia
Sensar límites de rotación	Sensor ultrasonido	Sensor infrarrojo	Limit Switch	Sensor capacitivo
Sensar señales mioeléctricas	Electrodos activos	Electrodos pasivos secos	Electrodos pasivos húmedos	Electrodos pasivos secos

³⁸ Elaboración propia.

Función	Opción 1	Opción 2	Opción 3	Opción 4
Dominio de los actuadores				
Accionar rotación codo	Actuador lineal	Servomotor	Motor a paso	Motor DC sin escobillas
Accionar bloqueo	Embrague electromecánico	Motor DC	Servomotor	Servomotor
Dominio del controlador				
Dispositivo electrónico	Microprocesador	Microcontrolador	Microprocesador	Microcontrolador
Procesamiento de señales mioeléctricas	Clustering por redes neuronales	Redes neuronales recurrentes	Clasificador difuso	Filtrado y correlación
Controlar movimiento del actuador	Control PID	Control adaptativo	Control neuronal	Control PID
Dominio de la materia				
Configuración de sensores mioeléctricos	Bíceps braquial	Tríceps braquial	Trapezio	Deltoides
Ajustar y desajustar prótesis	CJ Socket	Socket convencional	Socket-less	Socket-less
Mecanismo accionado mecánicamente	Arnés y cables (solo un hombro)	Arnés y cables (ambos hombros)	Arnés y cables (ambos hombros)	Arnés y cables (ambos hombros)
Mecanismo accionado eléctricamente	Movimiento lineal a rotatorio	Tren de engranajes	Cables enrollables	Cables torsionados
Sinergia de mecanismos de flexo-extensión	Tensión regulable (antebrazo)	Sincronizador de dientes de cono	Tensión regulable (codo)	Tensión regulable (antebrazo)
Mecanismo de bloqueo	Disco de fricción	Transmisión por tornillo sin fin	Mecanismo retráctil de bloqueo	Mecanismo retráctil de bloqueo

Concepto de solución 1.

El sistema es alimentado por una batería de Li-ion recargable y la electrónica de este concepto viene presentada por la Figura 3.4, en la cual se aprecia la configuración de sensores y actuadores. Los primeros envían la información al microcontrolador y luego este se encarga

de enviar las señales de control a los segundos. Cabe resaltar que se han omitido los convertidores Buck-Boost para acondicionar la energía de la batería.

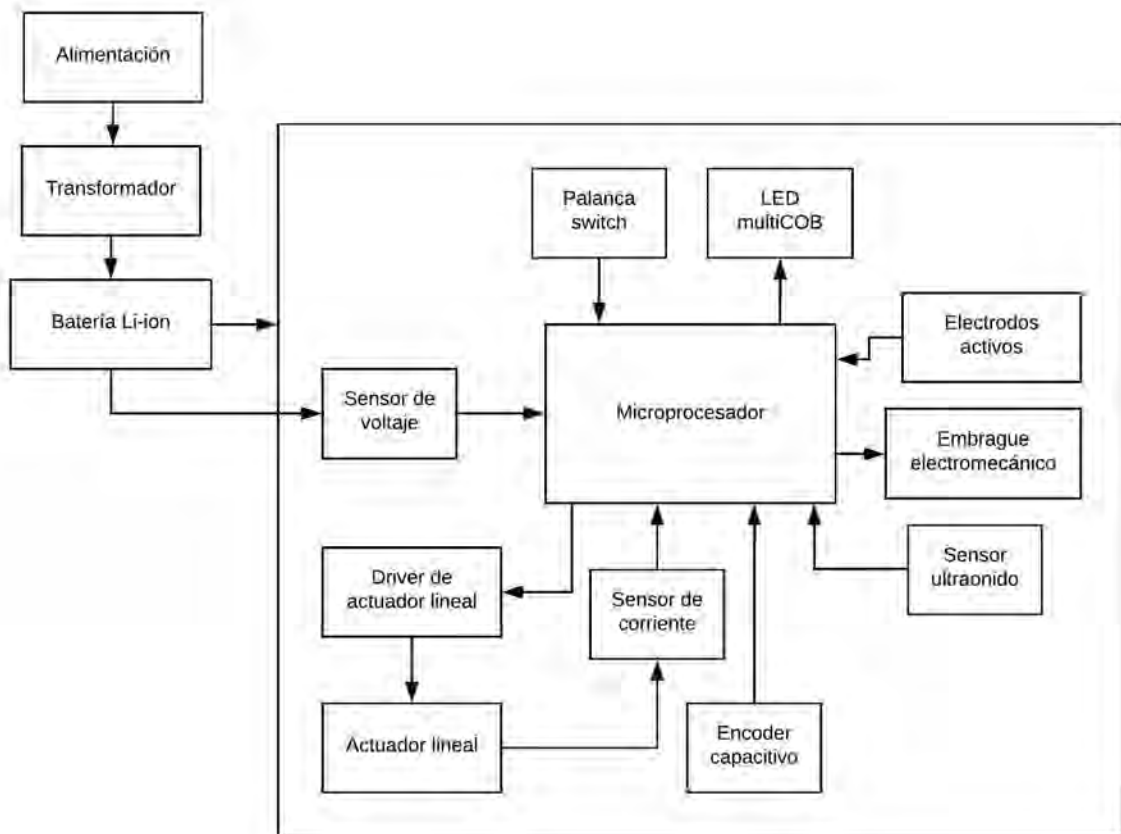


Figura 3.4 Diagrama de bloques de conexiones del concepto de solución 1 ³⁹

En la Figura 3.5 se representa como se vería el sistema en funcionamiento una vez colocado la prótesis mediante el CJ socket. Es importante resaltar que el electrodo activo se encuentra ubicado en el bíceps braquial para controlar la actuación eléctrica. Los cables se encuentran ajustados mediante un arnés de un solo hombro y el actuador lineal. En la Figura 3.6 se ve el codo, donde se encendería o apagaría la prótesis mediante la palanca switch y visualizará el estado del dispositivo mediante el LED multiCOB.

³⁹ Elaboración propia.

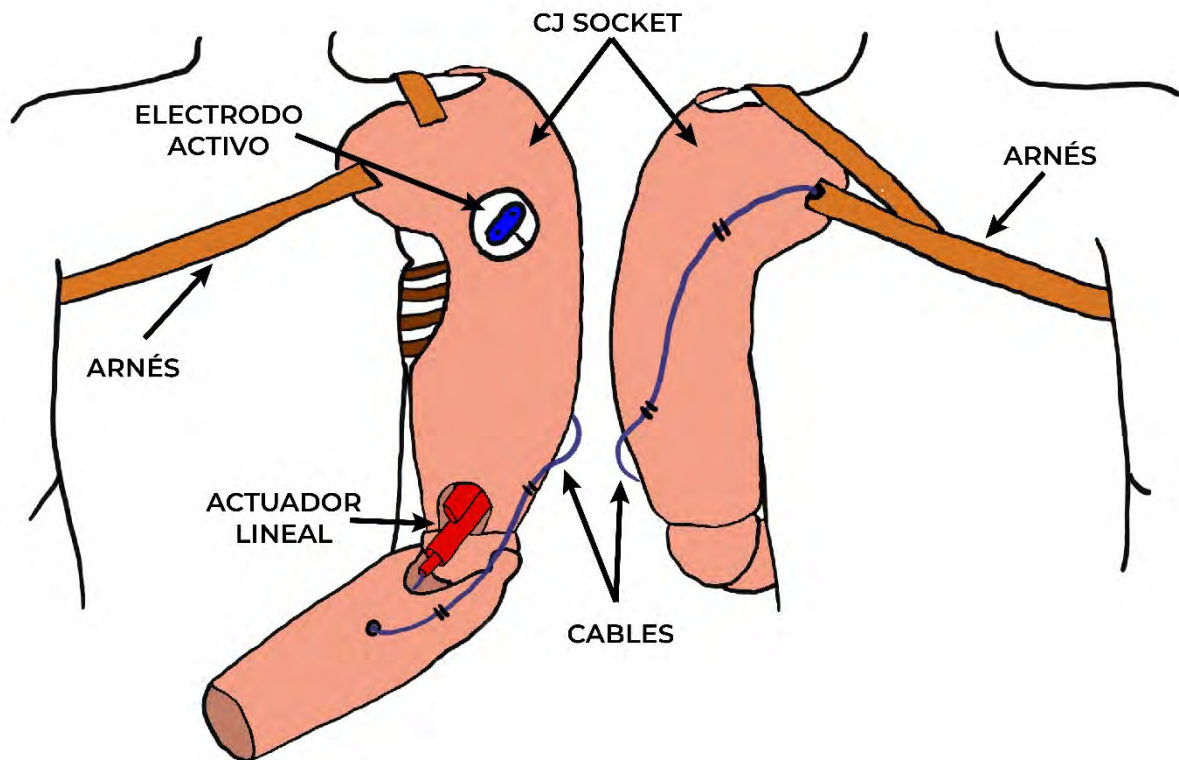


Figura 3.5 Dibujo general del concepto de solución 1 (vista frontal y posterior) ⁴⁰

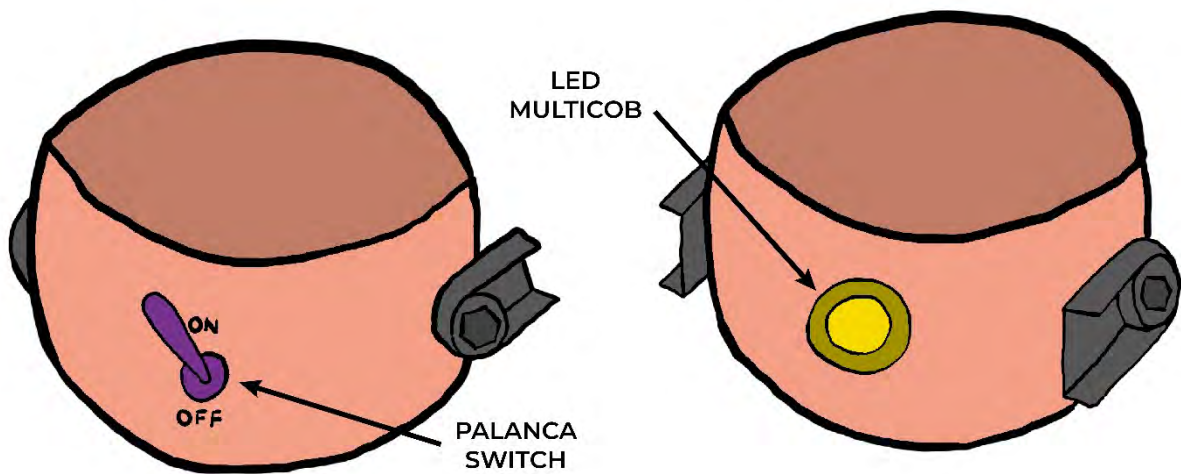


Figura 3.6 Dibujo del codo del concepto de solución 1 (vista posterior y frontal) ⁴¹

⁴⁰ Elaboración propia.

⁴¹ Elaboración propia.

En la Figura 3.7 se observa el mecanismo del codo, donde tendrá lugar el bloqueo del codo mediante el embrague electromecánico que actúa el disco de fricción sobre un disco fijo al árbol que transmite la potencia y movimiento al antebrazo. En caso de una actuación por cables, el movimiento de extensión es apoyado por el resorte de torsión pasivo. La rotación del codo es sensada mediante un encoder capacitivo que sensa la rotación del eje y una vez se alcanzan los límites de rotación el sensor de ultrasonido registrará las lengüetas y se mandará una señal de fin de rotación.

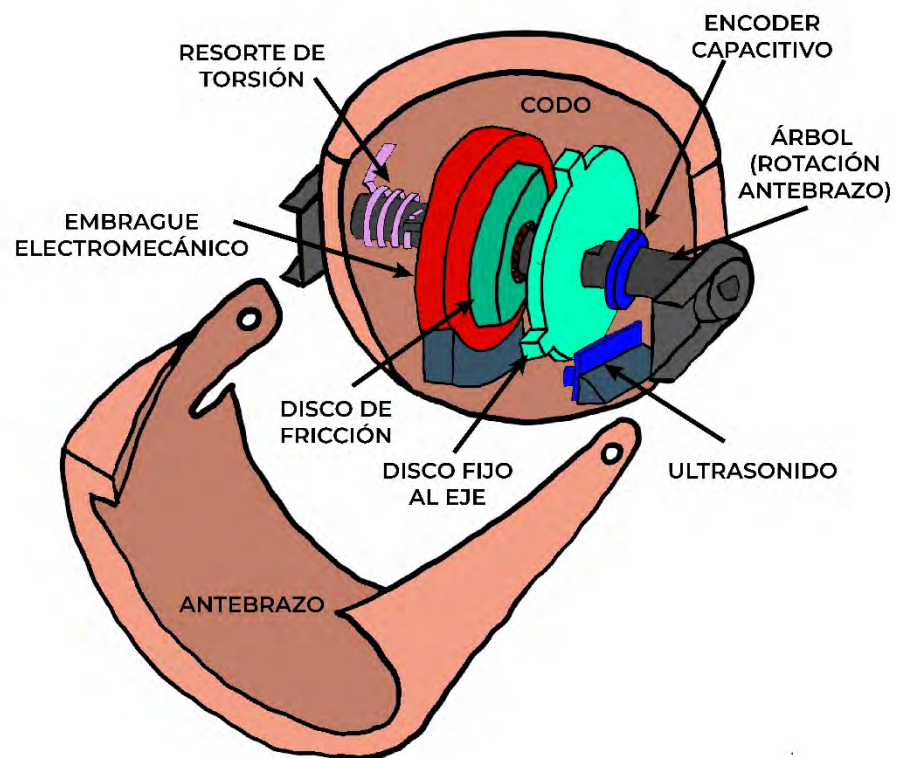


Figura 3.7 Dibujo del mecanismo en el codo del concepto de solución 1 ⁴²

En la Figura 3.8 se puede ver como los movimientos de flexión y extensión son controlados por los movimientos lineales del actuador lineal, que se encuentra pivoteado en su

⁴² Elaboración propia.

extremo derecho, al controlar la tensión de la cuerda. Al ser controlados de manera eléctrica, el control mecánico ya no tendrá efecto, pues la tensión de los cables varía.

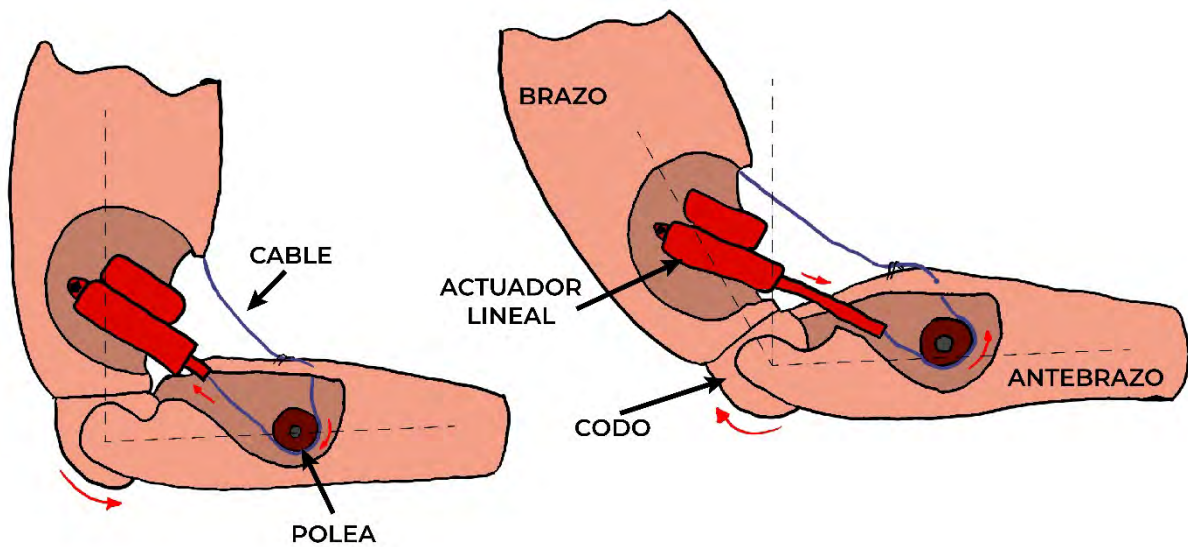


Figura 3.8 (flexión y extensión) ⁴³

Concepto de solución 2.

El sistema es alimentado por una batería de Ni-Cd recargable y la electrónica de este concepto viene presentada por la Figura 3.9, en la cual se aprecia la configuración de sensores y actuadores. Cabe resaltar que se han omitido los convertidores lineales para acondicionar la energía de la batería.

⁴³ Elaboración propia.

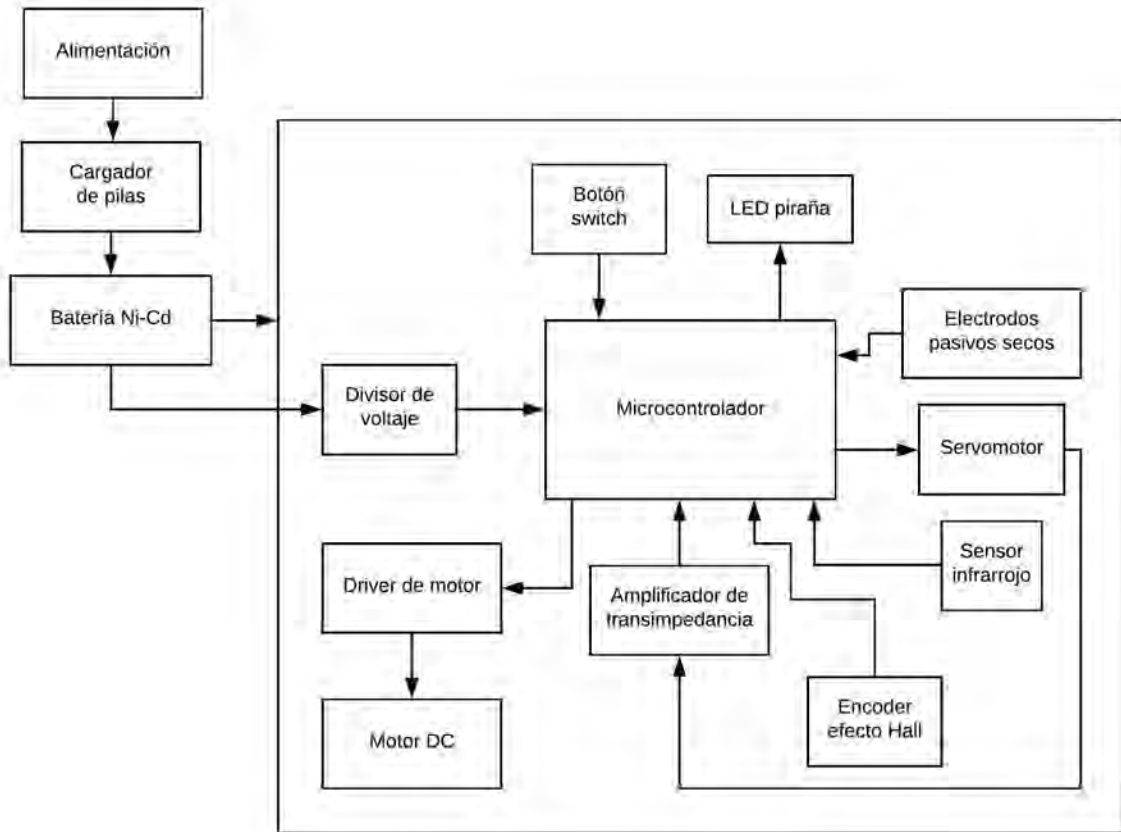


Figura 3.9 Diagrama de bloques de conexiones del concepto de solución 2 ⁴⁴

En la Figura 3.10 se representa como se vería el sistema en funcionamiento una vez colocado la prótesis mediante el socket convencional. Es importante resaltar que el electrodo pasivo seco se encuentra ubicado en el tríceps braquial para controlar la actuación eléctrica. Los cables se encuentran ajustados mediante un arnés de ambos hombros y el sincronizador de diente de cono. En la Figura 3.11 se ve el codo, donde se encendería o apagaría la prótesis mediante el botón switch y visualizaría el estado del dispositivo mediante el LED piraña.

⁴⁴ Elaboración propia.

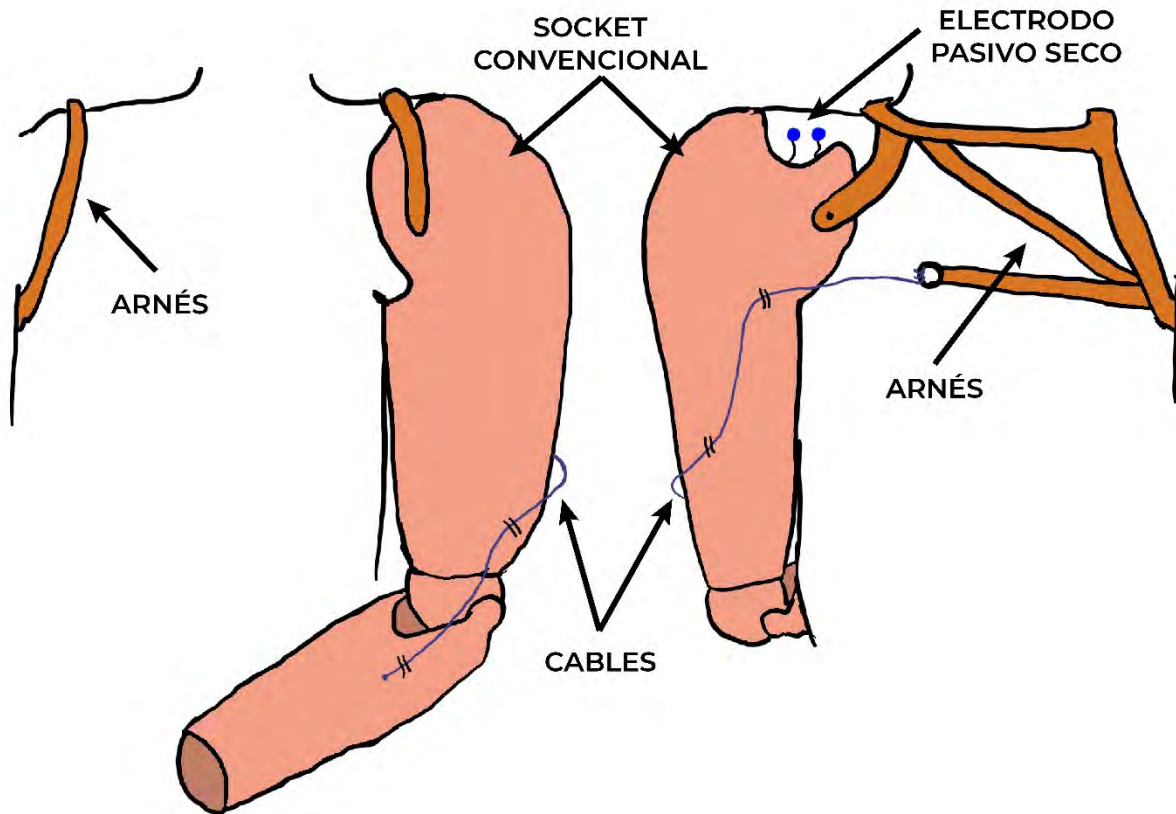


Figura 3.10 Dibujo general del concepto de solución 2 (vista frontal y posterior) ⁴⁵

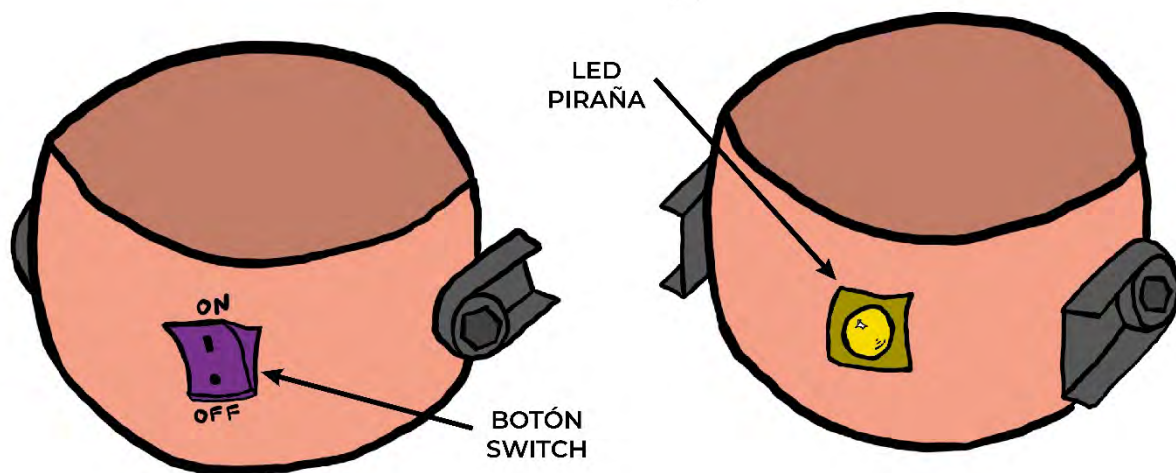


Figura 3.11 Dibujo del codo del concepto de solución 2 (vista posterior y frontal) ⁴⁶

⁴⁵ Elaboración propia.

⁴⁶ Elaboración propia.

En la Figura 3.12 se observa el mecanismo del codo, donde tendrá lugar la actuación eléctrica y el bloqueo. En caso de una actuación por cables, el movimiento de extensión es apoyado por el resorte de torsión pasivo. La rotación del codo es sensada mediante un encoder de efecto Hall que sensa la rotación del eje mediante una transmisión de engranajes y una vez se alcanzan los límites de rotación el sensor infrarrojo registrará las lengüetas y se mandará una señal de fin de rotación.

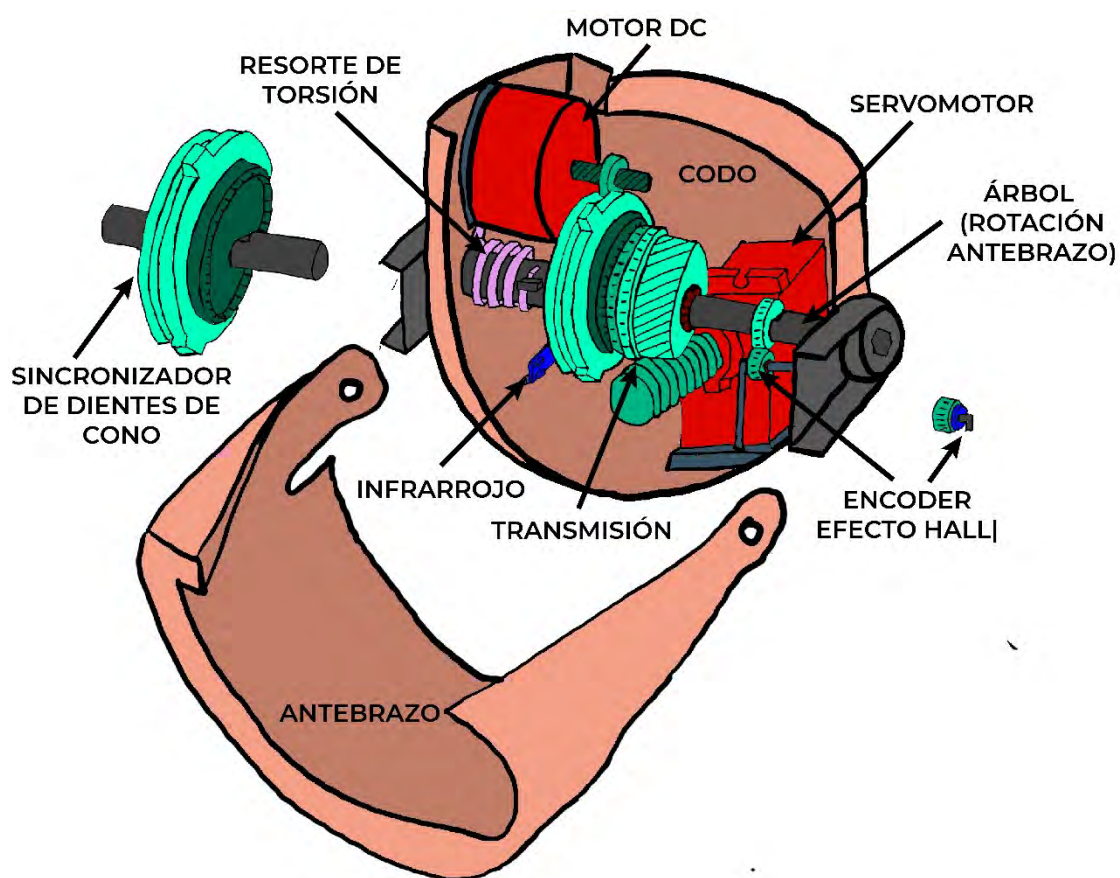


Figura 3.12 Dibujo del mecanismo en el codo del concepto de solución 2 ⁴⁷

En la Figura 3.13 se puede ver como se varían los modos de actuación. Cuando está siendo actuado mecánicamente, el sincronizador no está en contacto con el engranaje actuado

⁴⁷ Elaboración propia.

por el servomotor. En caso se desee actuar eléctricamente, el motor DC se encarga de empujar el sincronizador y alinearlo al engranaje del servomotor. Para el bloqueo, debido a que la transmisión del servomotor al engranaje se da por un tornillo sin fin, es posible solo parar el movimiento y por la propiedad del tornillo de no permitir el movimiento reversible, se bloquea el codo.

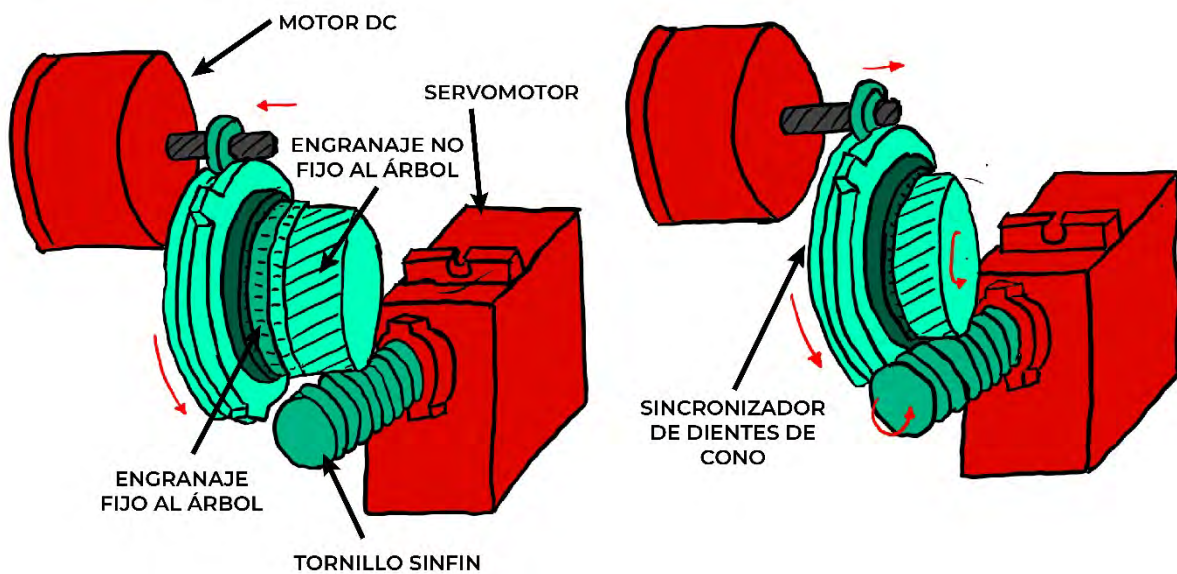


Figura 3.13 Dibujo del cambio de actuación del concepto de solución 2 (mecánica y eléctrica) ⁴⁸

Concepto de solución 3.

El sistema es alimentado por una batería de LiFePO4 recargable y la electrónica de este concepto viene presentada por la Figura 3.14, en la cual se aprecia la configuración de sensores y actuadores. Cabe resaltar que se han omitido los convertidores Cuk para acondicionar la energía de la batería.

⁴⁸ Elaboración propia.

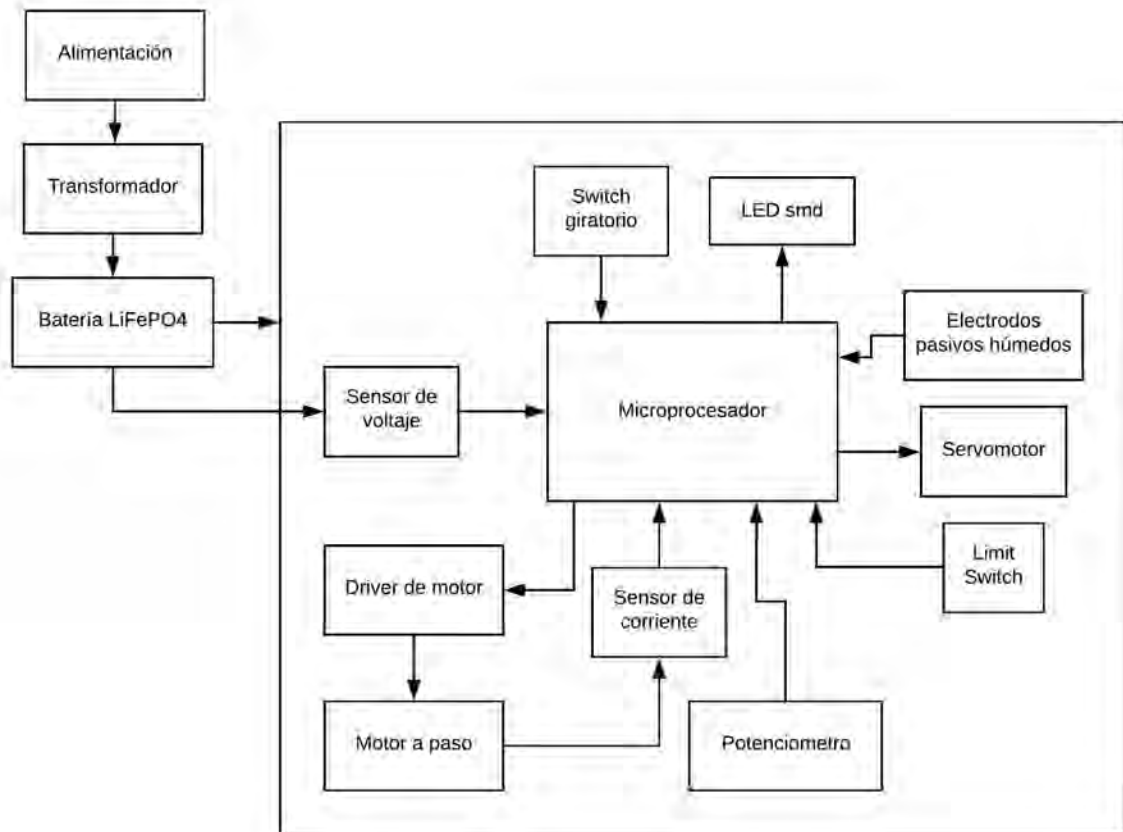


Figura 3.14 Diagrama de bloques de conexiones del concepto de solución 3 ⁴⁹

En la Figura 3.15 se representa como se vería el sistema en funcionamiento una vez colocado la prótesis mediante el encaje protésico *socket-less*. Es importante resaltar que el electrodo pasivo húmedo se encuentra ubicado en el trapecio para controlar la actuación eléctrica. Los cables se encuentran ajustados mediante un arnés de ambos hombros. En la Figura 3.16 se ve el codo, donde se encendería o apagaría la prótesis mediante un switch giratorio y visualizaría el estado del dispositivo mediante el LED SMD.

⁴⁹ Elaboración propia.

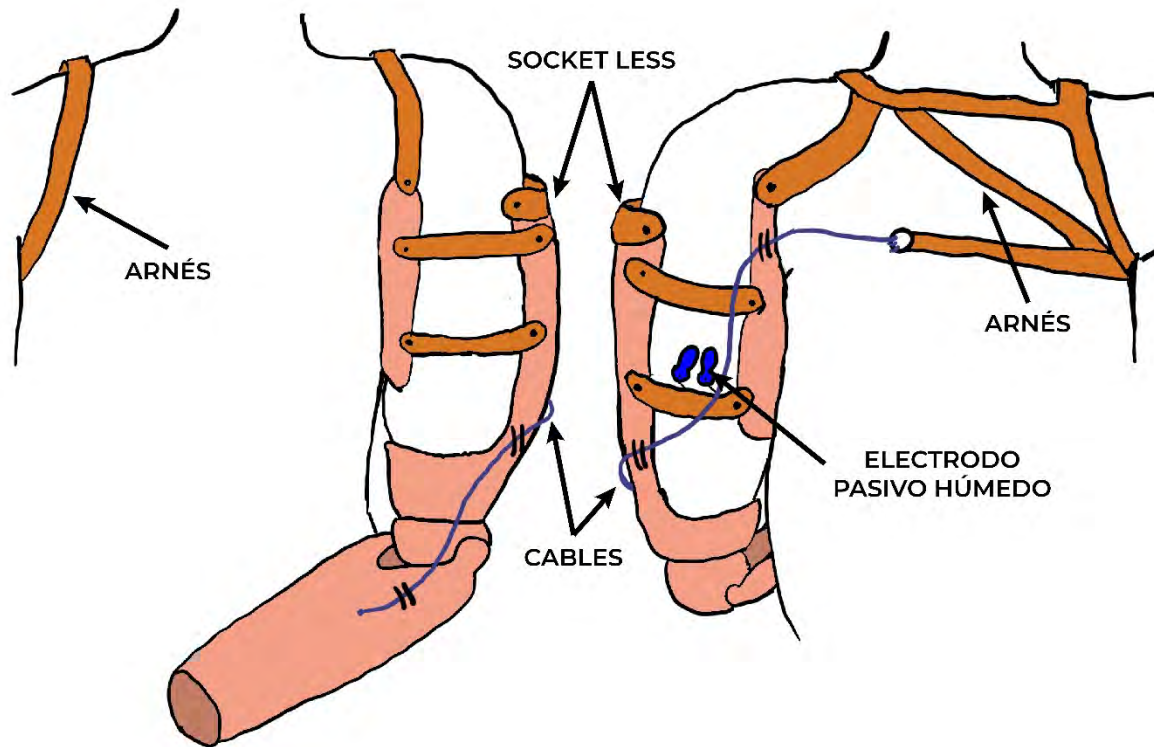


Figura 3.15 Dibujo general del concepto de solución 3 (vista frontal y posterior) ⁵⁰

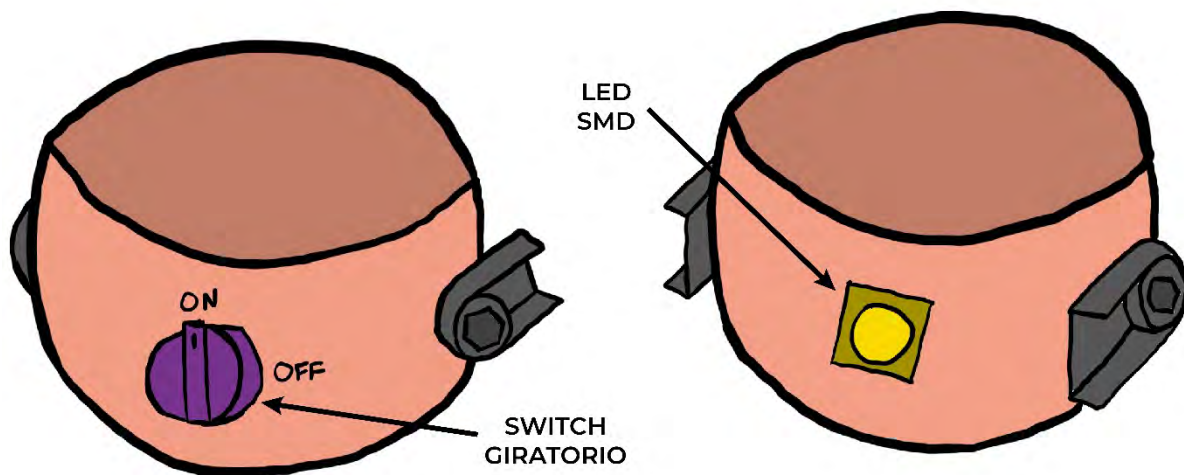


Figura 3.16 Dibujo del codo del concepto de solución 3 (vista posterior y frontal) ⁵¹

⁵⁰ Elaboración propia.

⁵¹ Elaboración propia.

En la Figura 3.17 se observa el mecanismo del codo, donde se dará lugar la actuación eléctrica y el bloqueo del codo. Los movimientos son regulados por la tensión de los cables. En caso de una actuación por cables, el movimiento de extensión es apoyado por el resorte de torsión pasivo y el motor a paso se mantiene fijo. La rotación del codo es sensada mediante un potenciómetro que sensa la rotación del eje mediante una transmisión y una vez se alcanzan los límites de rotación los sensores de fin de carrera serán presionados contra las lengüetas y se mandará una señal de fin de rotación.

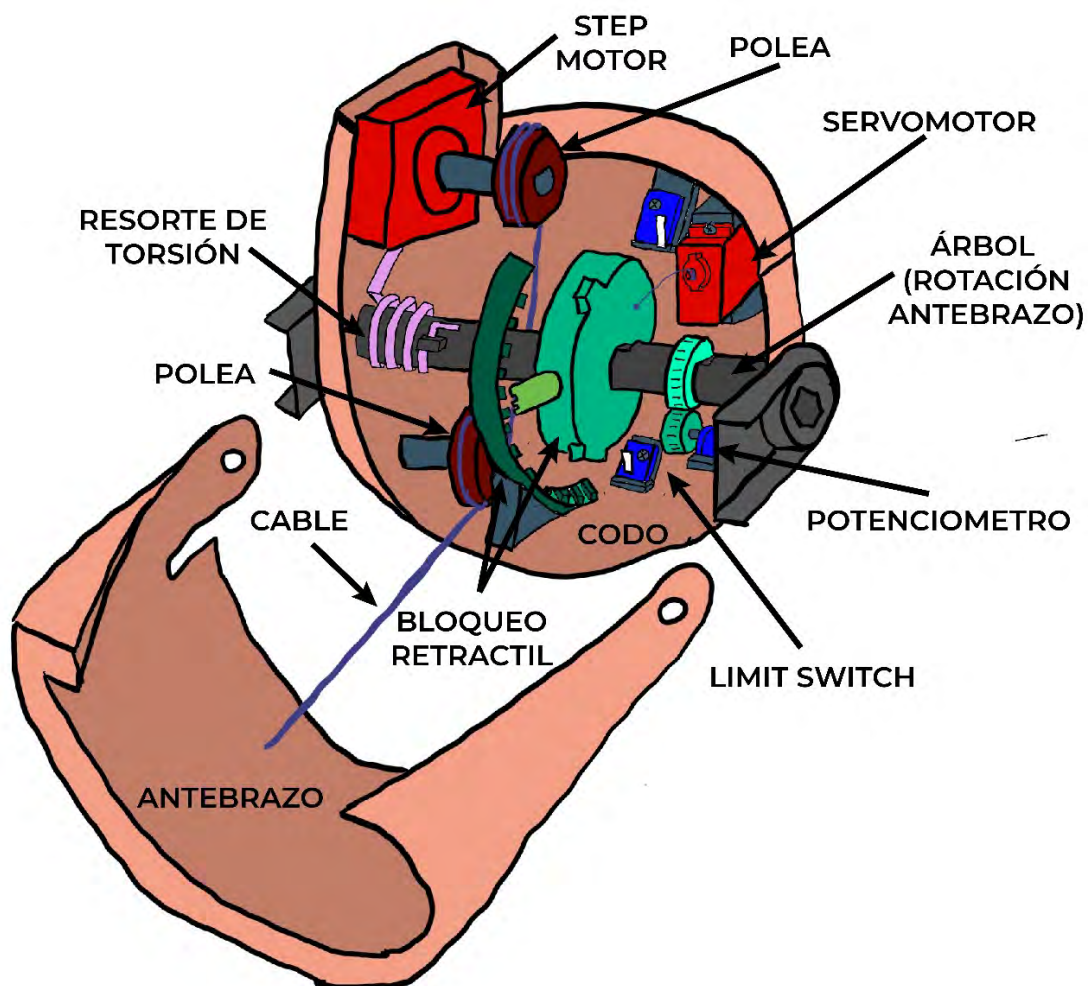


Figura 3.17 Dibujo del mecanismo en el codo del concepto de solución 3 ⁵²

⁵² Elaboración propia.

En la Figura 3.18 se observan los distintos pasos del mecanismo de bloqueo retráctil, el cual permite bloquear el mecanismo al tirar del cable por el servomotor. En la primera parte se ven los pasos de desbloqueo a bloqueo y en la segunda viceversa.

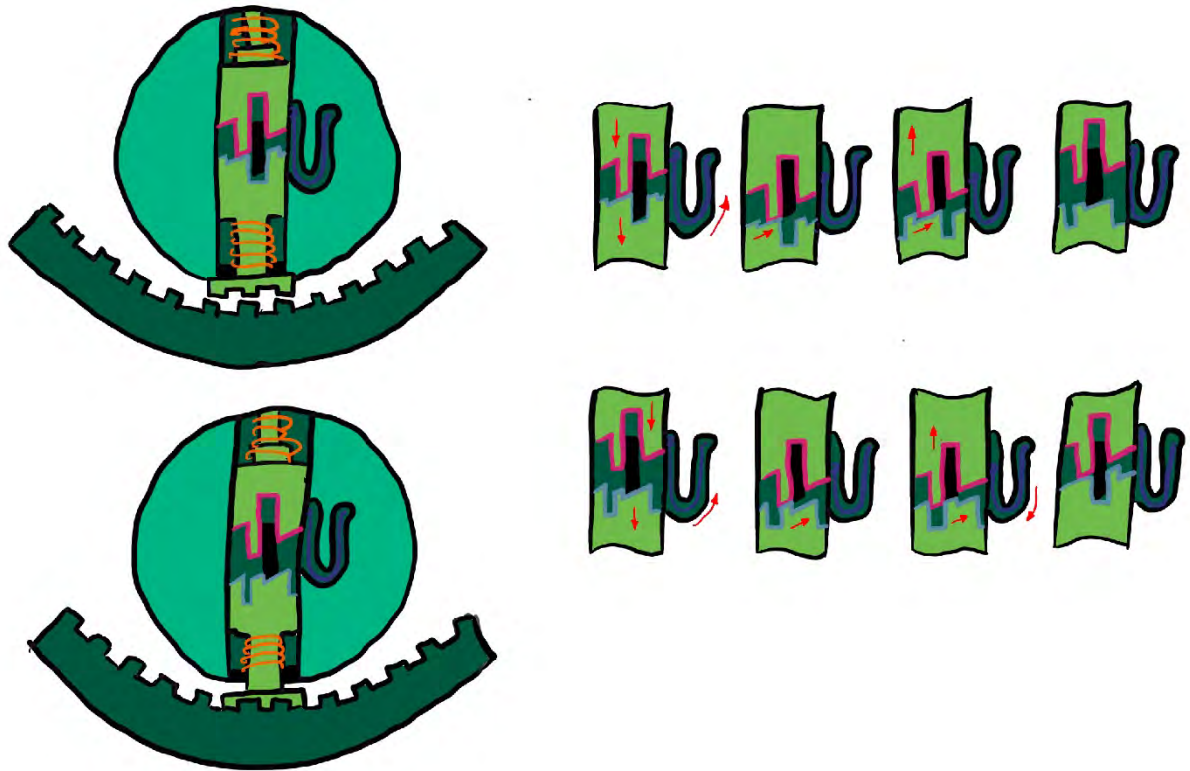


Figura 3.18 Dibujo de los pasos mecanismo de bloqueo retráctil del concepto de solución 3 ⁵³

En la Figura 3.19 se puede ver como los movimientos de flexión y extensión son controlados por los movimientos del motor a paso, que se encuentra pivoteado en su extremo derecho, al controlar la tensión de la cuerda. Al ser controlados de manera eléctrica, el control mecánico ya no tendrá efecto, pues la tensión de los cables varía.

⁵³ Elaboración propia.

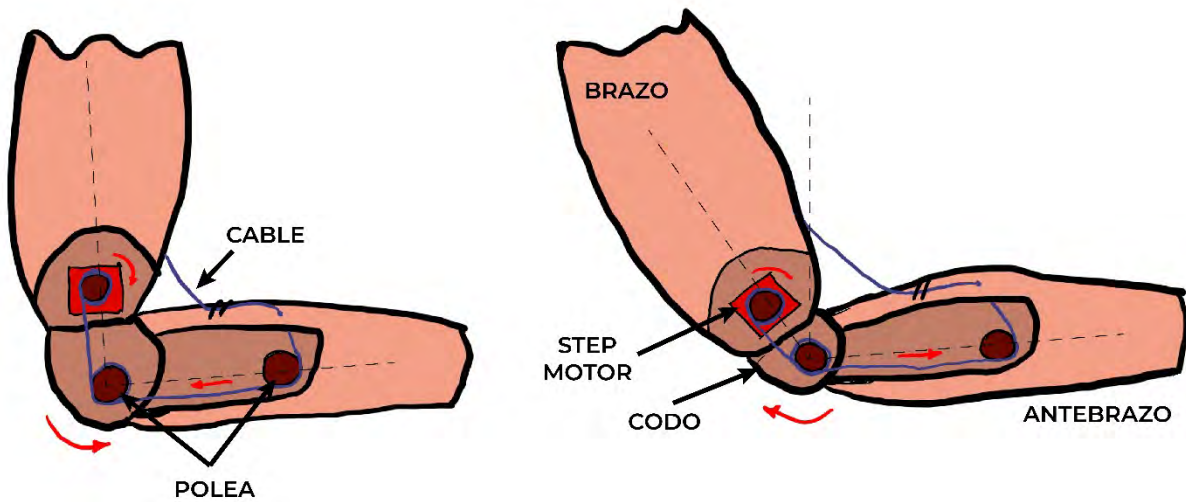


Figura 3.19 Dibujo del movimiento del concepto de solución 3 (flexión y extensión) ⁵⁴

Concepto de solución 4.

El sistema es alimentado por una batería de Ni-MH recargable y la electrónica de este concepto viene presentada por la Figura 3.20, en la cual se aprecia la configuración de sensores y actuadores. Cabe resaltar que se han omitido los convertidores Buck-Boost para acondicionar la energía de la batería.

⁵⁴ Elaboración propia.

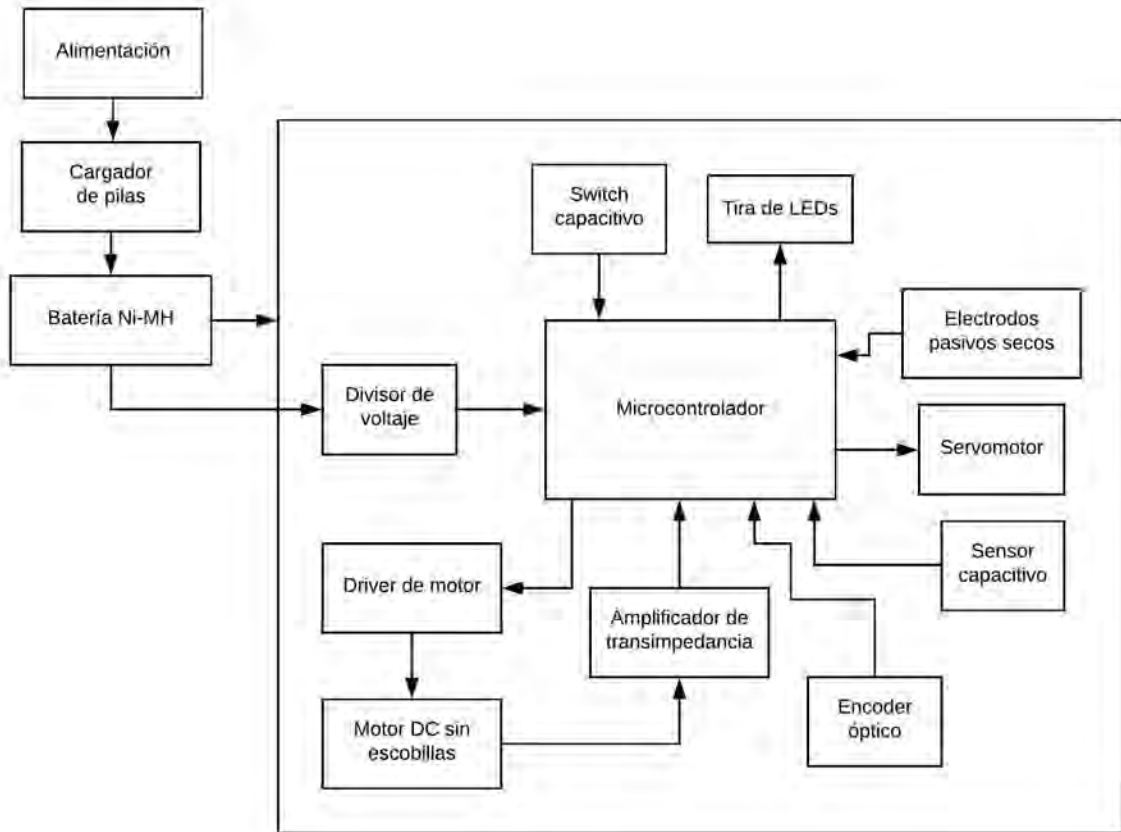


Figura 3.20 Diagrama de bloques de conexiones del concepto de solución 4 ⁵⁵

En la Figura 3.21 se representa como se vería el sistema en funcionamiento una vez colocado la prótesis mediante el encaje *socket-less*. Es importante resaltar que el electrodo pasivo seco se encuentra ubicado en el deltoides para controlar la actuación eléctrica. Los cables se encuentran ajustados mediante un arnés de ambos hombros. En la Figura 3.22 se ve el codo, donde se encendería o apagaría la prótesis mediante un switch capacitivo y visualizaría el estado del dispositivo mediante la tira de LEDs.

⁵⁵ Elaboración propia.

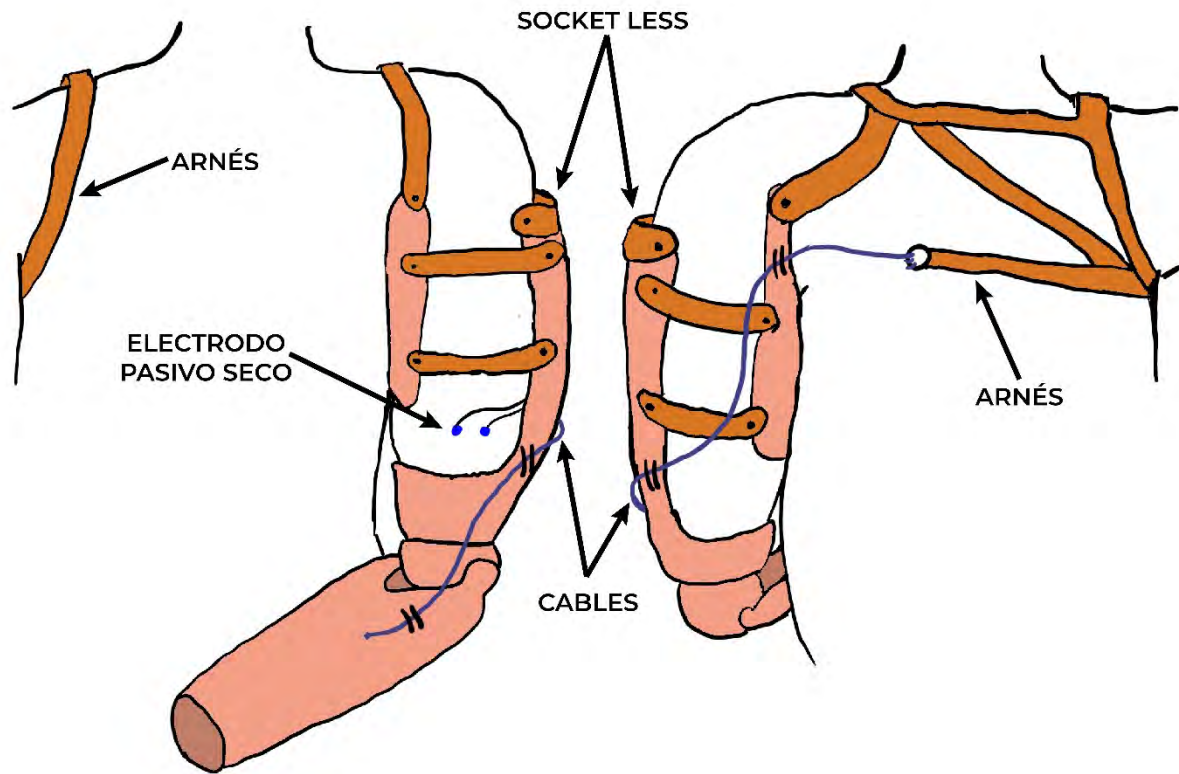


Figura 3.21 Dibujo general del concepto de solución 4 (vista frontal y posterior) ⁵⁶

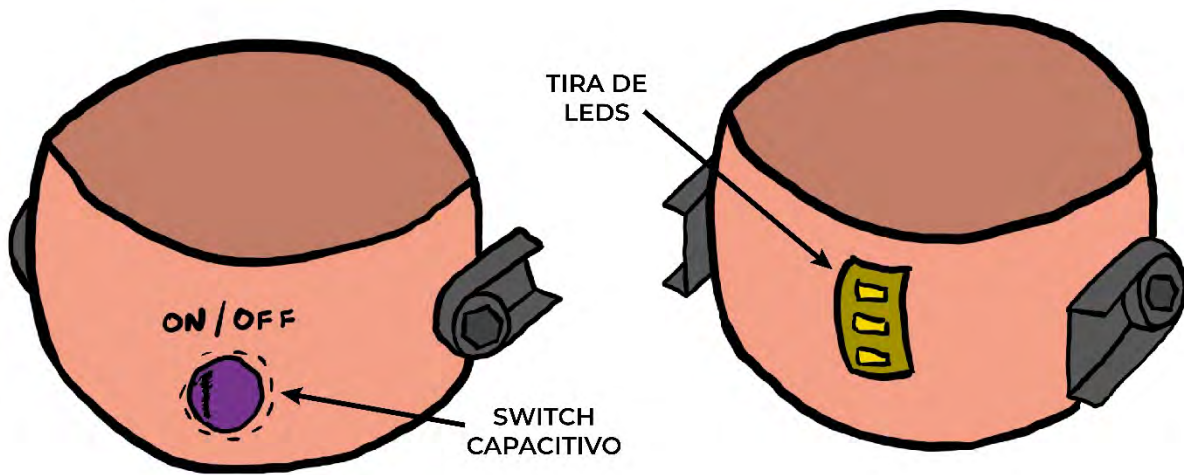


Figura 3.22 Dibujo del codo del concepto de solución 4 (vista posterior y frontal) ⁵⁷

⁵⁶ Elaboración propia.

⁵⁷ Elaboración propia.

En la Figura 3.23 se observa el mecanismo del codo, donde se encuentra el mecanismo de bloqueo retráctil, que bloquea el movimiento del disco que está fijo al eje. En caso de una actuación por cables, el movimiento de extensión es apoyado por el resorte de torsión pasivo. La rotación del codo es sensada mediante un encoder óptico que sensa la rotación del eje y una vez se alcanzan los límites de rotación el sensor capacitivo detectará las lengüetas y se mandará una señal de fin de rotación.

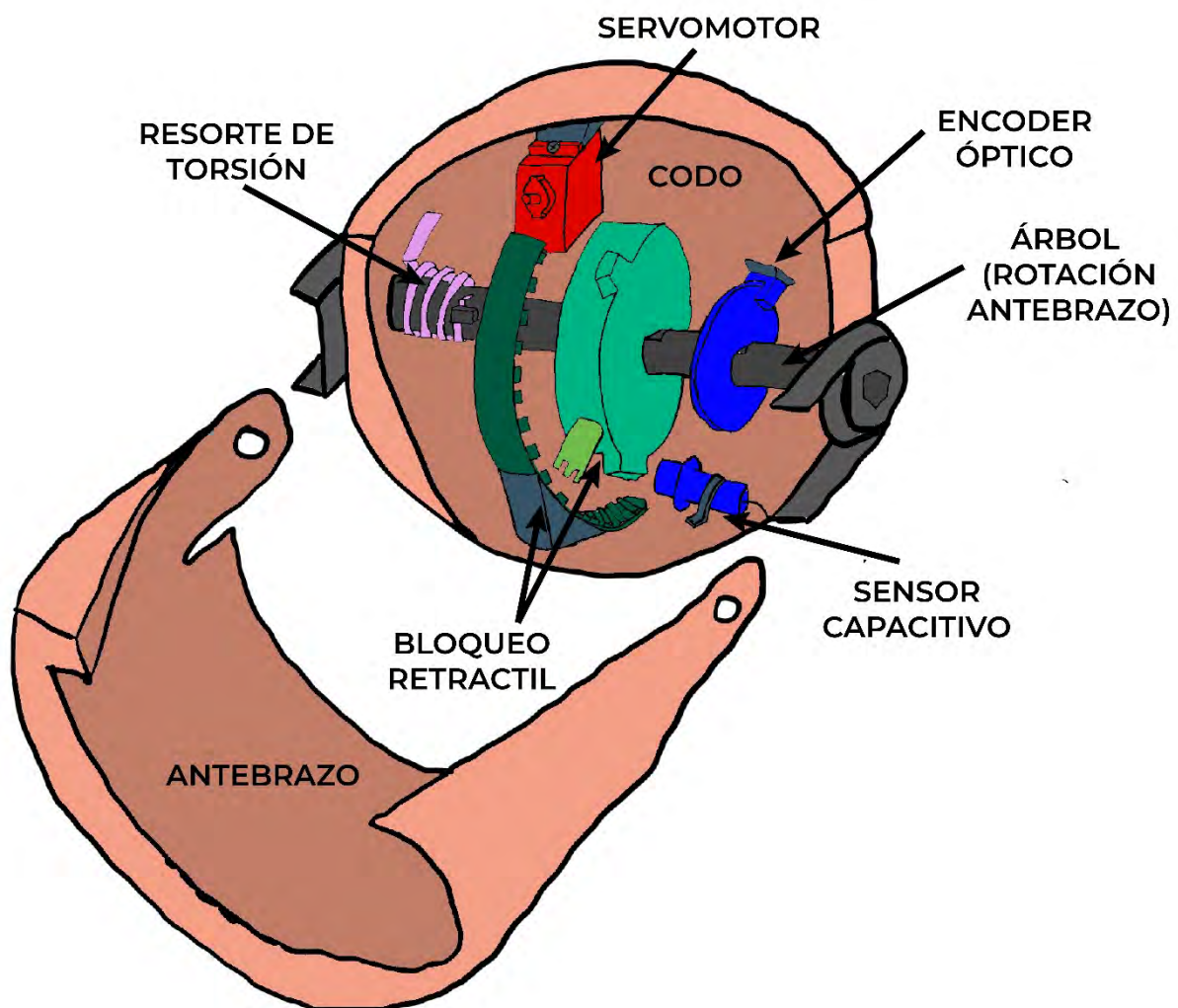


Figura 3.23 Dibujo del mecanismo en el codo del concepto de solución 4 ⁵⁸

⁵⁸ Elaboración propia.

En la Figura 3.24 se observa el antebrazo de la prótesis, donde estará el motor junto a los pasacables que permiten que el giro del motor controle la tensión de los cables.

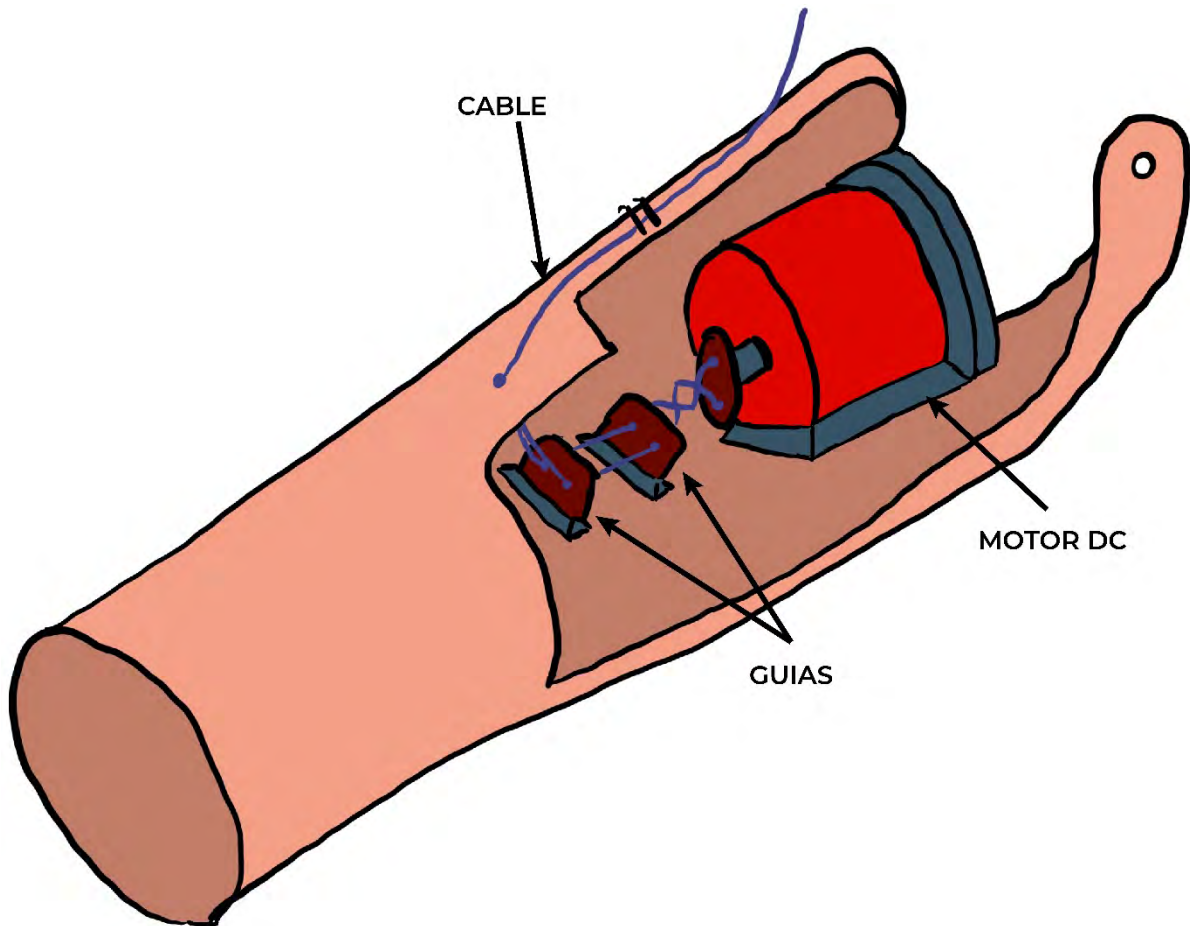


Figura 3.24 Dibujo del mecanismo en el antebrazo del concepto de solución 3 ⁵⁹

En la Figura 3.25 se puede ver como los movimientos de flexión y extensión son controlados por la torsión de los cables, donde se flexionará al tensar el cable mediante la torsión los cables conectados al motor. La extensión se dará al no tensar los cables, por lo que el elemento pasivo extiende el codo. Al ser controlados de manera eléctrica, el control mecánico ya no tendrá efecto, pues la tensión de los cables varía.

⁵⁹ Elaboración propia.

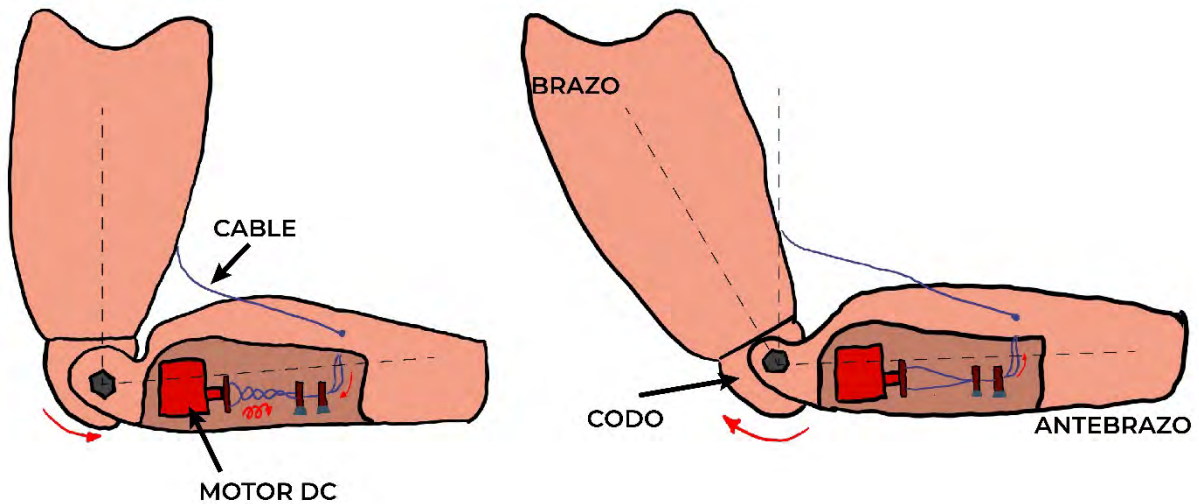


Figura 3.25 Dibujo del movimiento del concepto de solución 4 (flexión y extensión) ⁶⁰

Evaluación de Conceptos de Solución

Una vez definidos los conceptos de solución, estos serán evaluados de manera técnica y económica según la norma VDI 2225 a fin de comprender las ventajas y desventajas de cada sistema. Esta evaluación servirá como guía para poder definir un concepto de solución óptimo tomando como base al concepto de solución ganador o sobresaliente en la evaluación. Es importante resaltar que la evaluación es por criterios y que cada uno de estos tiene un peso (g) del 1 al 4 en función a su importancia. Para el caso de la puntuación (p) de los conceptos de solución respecto a cada criterio se evaluará del 0 al 4, donde de manera general 0 significaría que no se satisface el criterio y 4 que es lo ideal para el criterio.

⁶⁰ Elaboración propia.

Evaluación técnica.

Para esta parte se ha considerado nueve criterios de evaluación para identificar a los conceptos de evaluación con mayor valor técnico. El primero es que cumpla con la lista de exigencias ya planteada. El segundo es la seguridad del dispositivo, donde se evalúa si el sistema tiende a presentar fallos o si su manipulación conlleva algún riesgo. El tercero es la estética, donde se evalúa que tan aceptable es visualmente. El cuarto criterio es el montaje de la prótesis al momento de fabricarla y se prioriza un modelo de simple producción. El quinto es la facilidad con la que el usuario puede manipular la prótesis y realizar sus actividades. El sexto es la fuerza o carga que la prótesis puede soportar a pleno funcionamiento. El séptimo es la velocidad con la que se efectúan los movimientos de la propuesta de solución, lo que se complementa con la rapidez de respuesta a las señales mioeléctricas. El octavo evalúa la frecuencia con la que se debe de realizar un mantenimiento de la prótesis debido a sus componentes. Finalmente, el último criterio es la complejidad de la solución y se evalúa que tan difícil es desarrollar la solución planteada.

Tabla 3.8 Evaluación técnica de los conceptos de solución ⁶¹

Conceptos		Solución 1		Solución 2		Solución 3		Solución 4		Solución ideal	
		g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	p
Lista de exigencias	4	3	12	3	12	3	12	3	12	4	16
Seguridad	4	2	8	3	12	3	12	3	12	4	16
Estética	1	1	1	3	3	3	3	2	2	4	4
Montaje	2	2	4	3	6	2	4	2	4	4	8
Facilidad de manejo	3	3	9	2	6	3	9	3	9	4	12

⁶¹ Elaboración propia.

Conceptos		Solución 1		Solución 2		Solución 3		Solución 4		Solución ideal	
Criterio	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
Fuerza	3	3	9	3	9	3	9	2	6	4	12
Velocidad	3	3	9	2	6	3	9	2	6	4	12
Mantenimiento	2	2	4	3	6	3	6	3	6	4	8
Complejidad	2	3	6	2	4	2	4	3	6	4	8
Puntaje total	-	22	62	24	64	25	68	23	63	36	96
Valor técnico (xi)	-	0.61	0.65	0.67	0.67	0.69	0.71	0.64	0.66	1.00	1.00

Evaluación económica.

Para esta segunda parte de la evaluación se han considerado seis criterios importantes que definirán el valor económico de las propuestas. El primero es la cantidad de piezas necesarias, donde se tomará como referencia al sistema más simple como una solución casi ideal. El segundo criterio evalúa que tan sencillo es conseguir los partes necesarios en el mercado local y, en casos específicos, en el mundo. El tercero es el costo de la tecnología que se usará, lo que incluye sensores, actuadores y controlador. El cuarto es el costo de fabricación o implementación del prototipo. El quinto es el costo de hacer un mantenimiento completo del sistema. Por último, el costo energético por tiempo también se considera pues es un sistema que debe recargarse constantemente.

Tabla 3.9 Evaluación económica de los conceptos de solución ⁶²

Conceptos	Solución 1			Solución 2		Solución 3		Solución 4		Solución ideal	
	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
Número de piezas	3	3	9	3	9	3	9	3	9	4	12
Fácil adquisición	3	3	9	2	6	2	6	3	9	4	12
Costo tecnología	4	2	8	3	12	2	8	3	12	4	16
Costo fabricación	3	2	6	3	9	3	9	2	6	4	12
Costo mantenimiento	3	2	6	2	6	3	9	3	9	4	12
Costo energético	3	3	9	3	9	3	9	3	9	4	12
Puntaje total	-	15	47	16	51	16	50	17	54	24	76
Valor económico (yi)	-	0.63	0.62	0.67	0.67	0.67	0.66	0.71	0.71	1.00	1.00

Interpretación de resultados.

A fin de lograr escoger una solución ganadora se analizan sus valores técnicos y económicos. Una solución deficiente tendrá valores menores a 0.6 y una muy buena solución, valores mayores a 0.8. Según la norma VDI 2225 se debe preferir las soluciones con relación x_i e y_i más cercana a 1.

De los resultados de los valores técnicos y económicos se obtiene que el gráfico mostrado en la Figura 3.26 y de la cual se concluye que las mejores soluciones son la tercera y la cuarta, donde la primera es mejor técnicamente y la segunda es mejor económicamente. Debido a ello se planteará la solución final en base a estas dos soluciones. Es importante resaltar que se priorizará el valor técnico al económico al momento de armar el concepto de solución óptimo.

⁶² Elaboración propia.

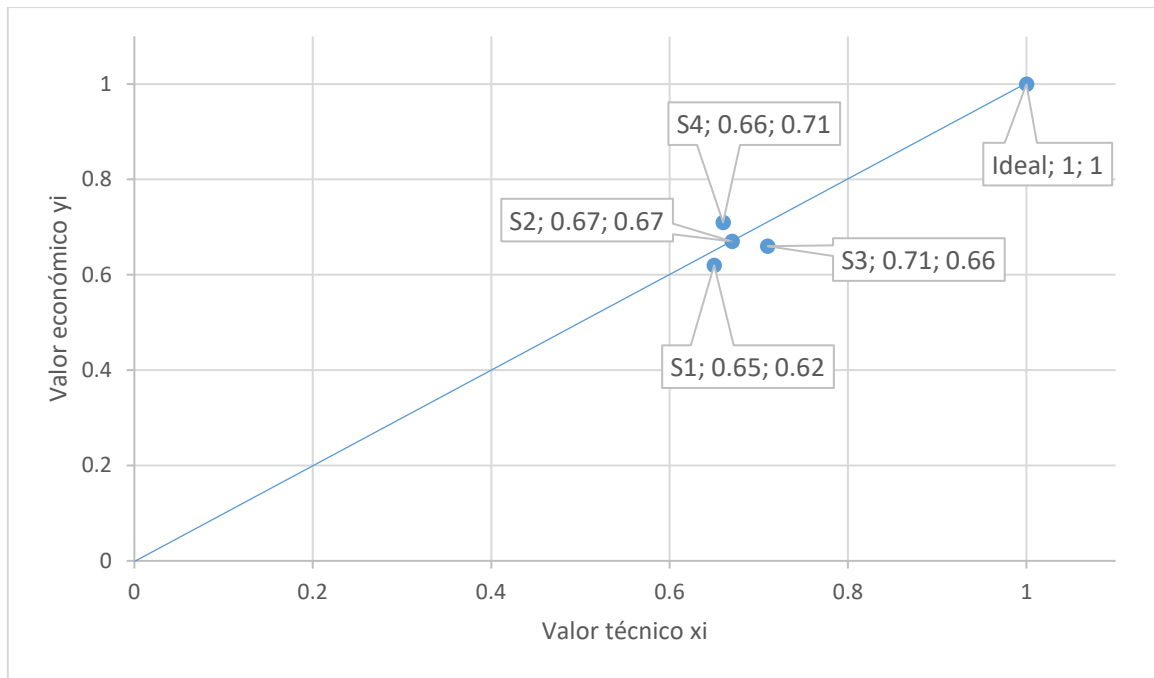


Figura 3.26 Evaluación técnica vs económica ⁶³

Solución óptima

Una vez analizadas todas las propuestas de manera técnica y económica e interpretados los resultados de dichas evaluaciones, se concluye que la solución óptima estaría descrita por la Tabla 3.10 respecto a sus dominios y funciones. Como ya se dijo, se prefiere un mejor desempeño en lo funcional, por lo que se escogerá la configuración usada en la solución 3. A fin de disminuir los costos, se escogerá como actuador de rotación del codo un motor DC. A fin de optimizar medir la rotación del codo se usa un encoder óptico y por el costo de los electrodos se ha decidió usar unos pasivos y secos.

⁶³ Elaboración propia.

Tabla 3.10 Resumen del concepto de solución final ⁶⁴

Función	Opción óptima
Dominio de la interfaz	
Encender y apagar	Switch giratorio
Mostar estado de funcionamiento	Led piraña
Dominio de la energía	
Convertir energía	Transformador
Almacenar energía	Batería LiFePO4
Acondicionar energía	Conversor Buck-Boost
Dominio de los sensores	
Sensar voltaje de la batería	Sensor de voltaje
Sensar rotación del codo protésico	Encoder óptico
Sensar corriente del actuador	Sensor de corriente
Sensar límites de rotación	Limit Switch
Sensar señales mioeléctricas	Electrodos pasivos secos
Dominio de los actuadores	
Accionar mecanismo codo	Motor DC sin escobillas
Accionar bloqueo	Servomotor
Dominio del controlador	
Dispositivo electrónico	Microcontrolador
Procesamiento de señales mioeléctricas	Clustering por redes neuronales
Controlar movimiento del actuador	Control adaptativo
Dominio de la materia	
Configuración de sensores mioeléctricos	Deltoides
Ajustar y desajustar prótesis	Socket-less
Mecanismo accionado mecánicamente	Arnés y cables (ambos hombros)
Mecanismo accionado eléctricamente	Cables enrollables
Sinergia de mecanismos de flexo-extensión	Arnés de tensión regulable (codo)
Mecanismo de bloqueo	Mecanismo retráctil de bloqueo

⁶⁴ Elaboración propia.

En la Figura 3.27 se explica la secuencia de operaciones del concepto de solución óptimo. Este se basa en la estructura de funciones planteada anteriormente a fin de seguirla y lograr con ello el cumplimiento de los requerimientos funcionales planteados. A diferencia de lo explicado en páginas anteriores, esta secuencia de operaciones no incluye interrupciones, ya que se plasma el funcionamiento principal de manera más detallada.

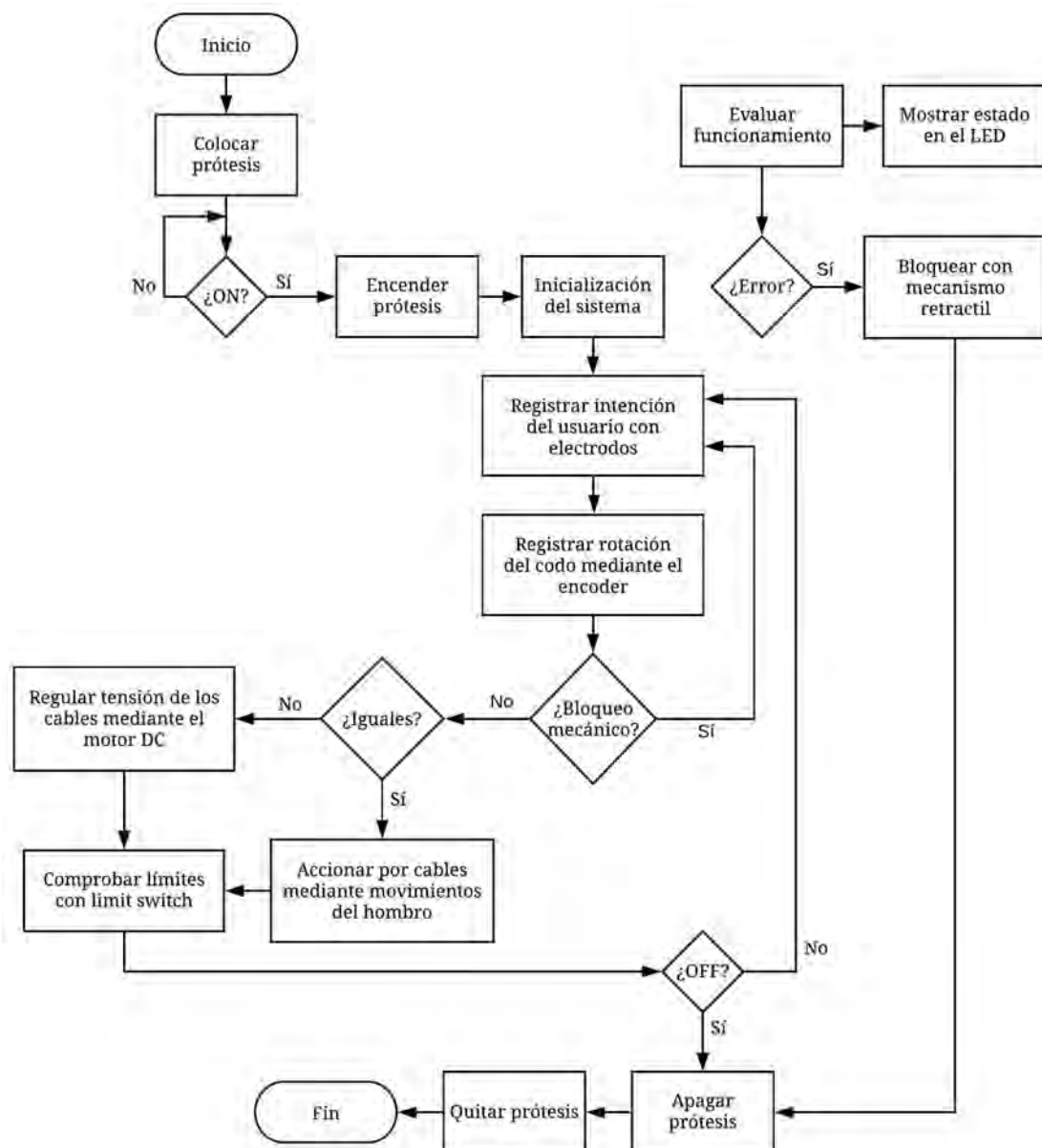


Figura 3.27 Secuencia de operaciones del concepto de solución óptimo ⁶⁵

⁶⁵ Elaboración propia.

El sistema es alimentado por una batería de LiFePO4 recargable y la electrónica de este concepto viene presentada por la Figura 3.28, en la cual se aprecia la configuración de sensores y actuadores. Cabe resaltar que se han omitido los convertidores Buck-Boost para acondicionar la energía de la batería.

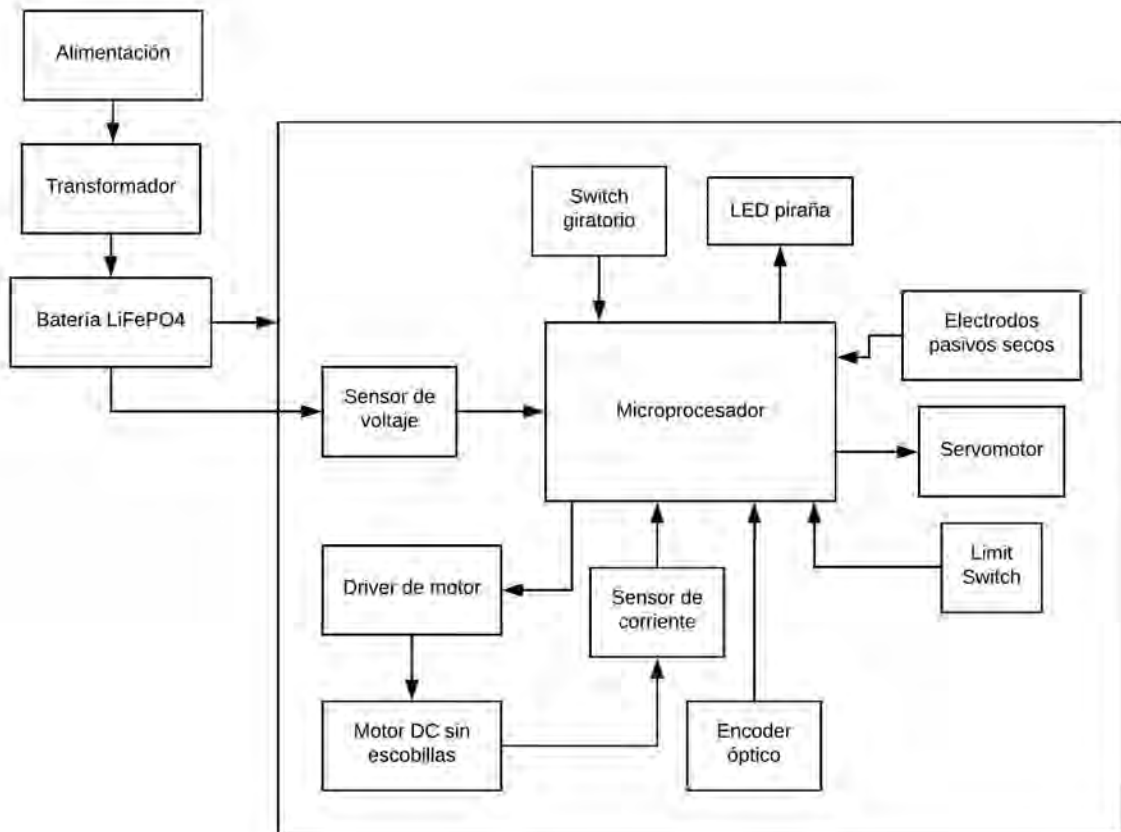


Figura 3.28 Diagrama de bloques de conexiones del concepto de solución óptimo ⁶⁶

En la Figura 3.29 se representa como se vería el sistema en funcionamiento una vez colocado la prótesis mediante el encaje *socket-less*. Es importante resaltar que el electrodo pasivo seco se encuentra ubicado en el deltoides para controlar la actuación eléctrica. Los cables se encuentran ajustados mediante un arnés de ambos hombros y el regulador de tensión.

⁶⁶ Elaboración propia.

En la Figura 3.30 se ve el codo, donde se encendería o apagaría la prótesis mediante la switch giratorio y visualizaría el estado del dispositivo mediante el LED piraña.

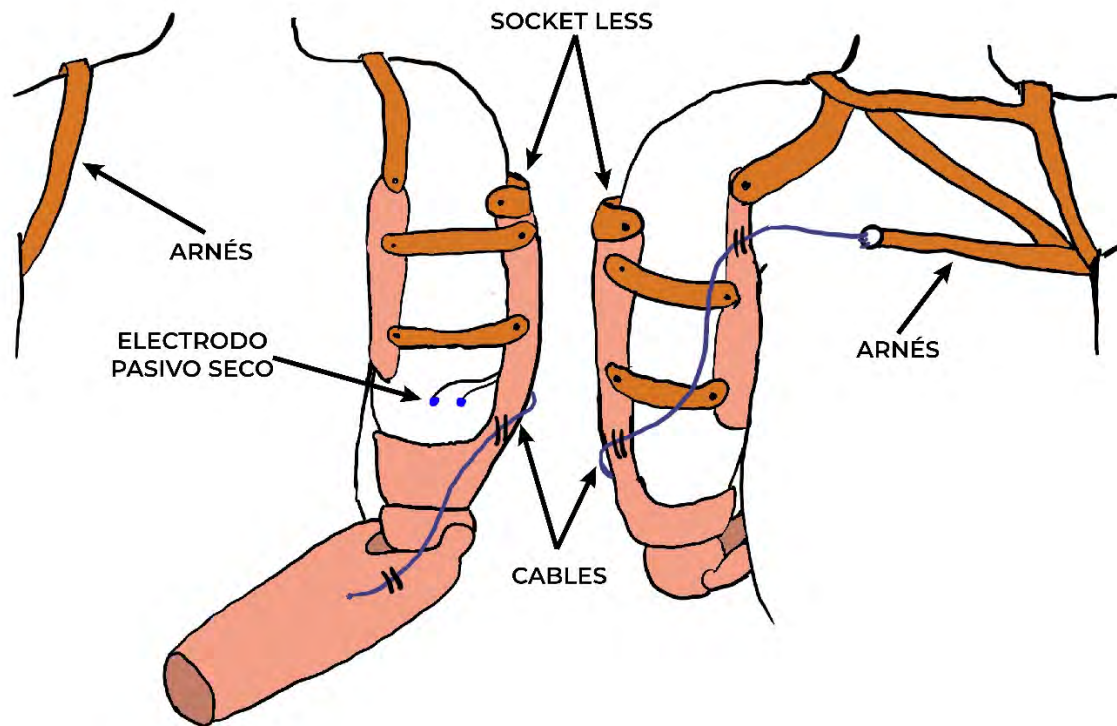


Figura 3.29 Dibujo general del concepto de solución óptimo (vista frontal y posterior) ⁶⁷

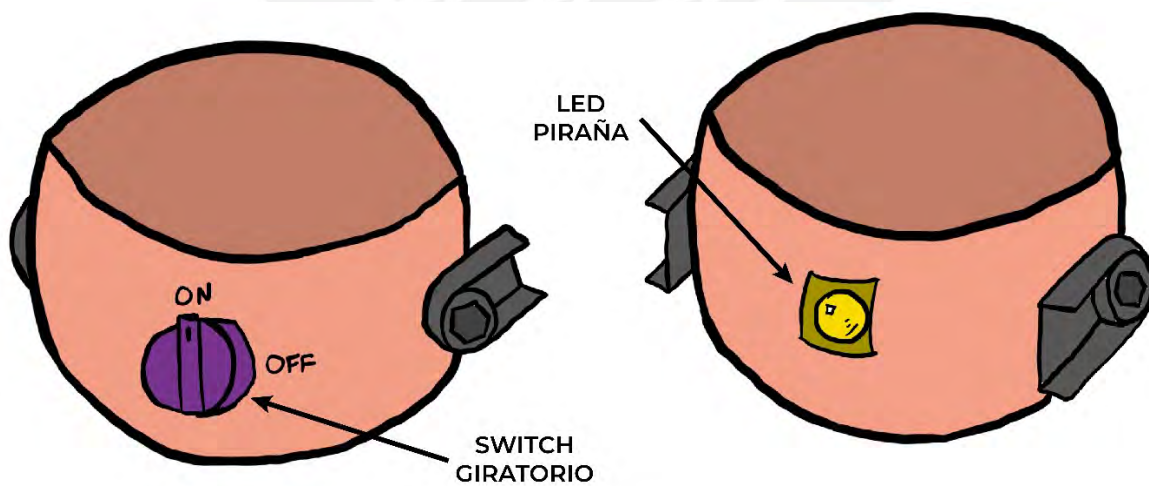


Figura 3.30 Dibujo del codo del concepto de solución óptimo (vista posterior y frontal) ⁶⁸

⁶⁷ Elaboración propia.

⁶⁸ Elaboración propia.

En la Figura 3.31 se observa el mecanismo del codo, donde se dará lugar el bloqueo del codo mediante el mecanismo de bloqueo retráctil. El motor DC permite tensar los cables mediante un sistema de poleas que va hasta el antebrazo. Para apoyar el movimiento de extensión existe un resorte de torsión pasivo. La rotación del codo es sensada mediante un encoder óptico que sensa la rotación del eje directamente y una vez se alcanzan los límites de rotación los sensores de fin de carrera registrarán las lengüetas y se mandará una señal de fin de rotación.

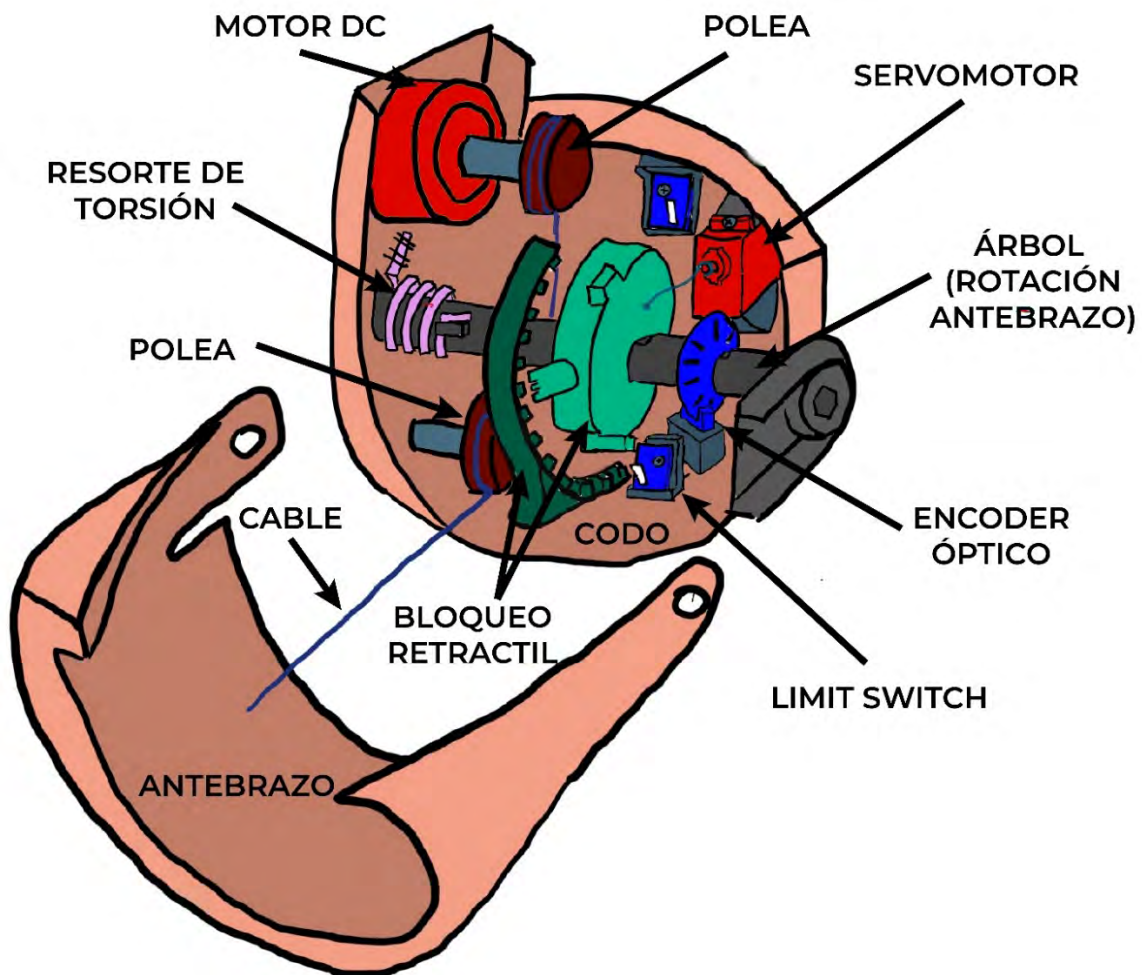


Figura 3.31 Dibujo del mecanismo en el codo del concepto de solución óptimo ⁶⁹

⁶⁹ Elaboración propia.

En la Figura 3.32 se puede ver como los movimientos de flexión y extensión son controlados por el motor regulador de tensión de cables. Al ser controlados de manera eléctrica, el control mecánico ya no tendrá efecto, pues la tensión de los cables varía según se necesite.

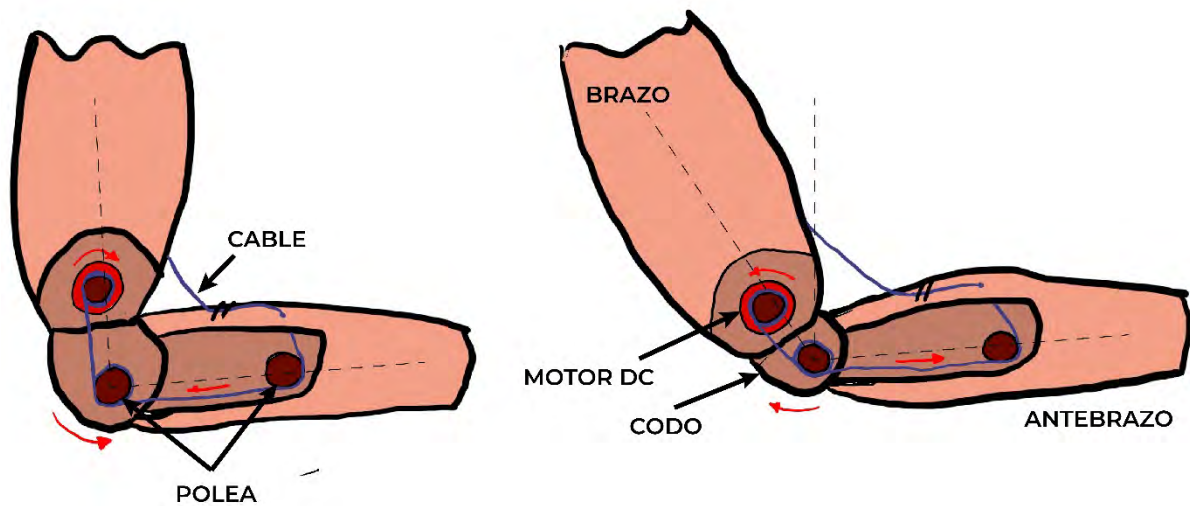


Figura 3.32 Dibujo del movimiento del concepto de solución óptimo (flexión y extensión) ⁷⁰

⁷⁰ Elaboración propia.

CONCLUSIONES

De acuerdo a lo expuesto en el presente trabajo de investigación y en relación a los objetivos planteados se concluye cuatro puntos importantes. En primer lugar, se logró diseñar conceptualmente un sistema que permite la sinergia entre la actuación eléctrica y el accionamiento por movimientos del cuerpo, donde la prótesis de codo efectúa el movimiento de flexoextensión y soporta una carga de 5 N sin considerar el peso de la prótesis del antebrazo y de la mano.

En segundo lugar, en base al estudio del estado del arte, se corroboró que los dos tipos de actuación mencionados en la problemática son muy marcadas, siendo probablemente inexistente un modelo híbrido. Además, el desarrollo de las prótesis transhumerales no es un tópico común en los trabajos académicos. Por ello, el modelo conceptual presentado estaría contribuyendo con el campo de investigación de las prótesis transhumerales y a su vez presentando un modelo híbrido.

En tercer lugar, de acuerdo a los requerimientos planteados, se cumple con la mayoría de necesidades de una prótesis transhumeral, lo que se refleja en los puntajes técnicos de las evaluaciones realizadas a los conceptos de solución. Asimismo, se obtienen buenos resultados en las evaluaciones económicas; sin embargo, se ha dado mayor importancia a lo técnico al momento de escoger un concepto de solución óptimo.

Finalmente, la ventaja de haber desarrollado el diseño conceptual de un modelo híbrido es una mejora en el peso de la prótesis transhumeral en comparación a los modelos mioeléctricos, debido a que se cuenta con baterías más pequeñas gracias a que los actuadores no estarán en constante funcionamiento. Del mismo modo, tiene la ventaja de ofrecer un mejor control del movimiento en comparación con una prótesis accionada por el cuerpo, ya que los sensores EMG permiten registrar las verdaderas intenciones del usuario y corregir el movimiento “body-powered” mediante los actuadores.



RECOMENDACIONES

Con el objetivo de dejar un precedente a futuras investigaciones se realiza una serie de observaciones que actúen de referencias y ayuden a mejorar el diseño final. Para empezar, se observa que el peso de los actuadores en el antebrazo afecta a la carga que el mecanismo del codo soporta. Por ello, el actuador tiene que soportar su propio peso y compensarlo generando un torque mayor sobre el codo. Por lo tanto, se debe procurar tener la mayor parte de componentes en el codo y brazo. Del mismo modo, el uso de cables y poleas es recomendable, ya que permite disminuir el peso del mecanismo, pero genera una dificultad al momento de sensar el estado de tensión de los cables usados.

Además, es necesario un mecanismo de bloqueo que actúe constantemente al término de un movimiento de flexoextensión, para que los actuadores no ejerzan trabajo constantemente y se pueda ahorrar energía. Si bien el movimiento de flexión actuado por cables es controlable, el de extensión necesita de un resorte de torsión que actúe pasivamente ya que no se puede confiar en que el brazo caerá por su peso. Sin embargo, esto agrega un torque a vencer por el actuador del codo. Asimismo, se propone que el mecanismo de bloqueo de manera retráctil tenga un juego al momento de realizar el movimiento, pues es necesario un pequeño avance en su eje antes de lograr el cambio de estado.

BIBLIOGRAFÍA

- Abayasiri, R. A. M., Madusanka, D. G. K., Arachchige, N. M. P., Silva, A. T. S., & Gopura, R. A. R. C. (2017). MoBio: A 5 DOF trans-humeral robotic prosthesis. *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2, 1627–1632. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009481>
- Agencia EFE. (2020, May 13). Identifican una variante genética asociada a la baja estatura de los peruanos. *Gestión*. <https://gestion.pe/peru/identifican-una-variante-genetica-asociada-a-la-baja-estatura-de-los-peruanos-noticia/>
- Basumatary, H., & Hazarika, S. M. (2020). State of the Art in Bionic Hands. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 50(2), 116–130. <https://doi.org/10.1109/THMS.2020.2970740>
- Bennett, D. A., Mitchell, J. E., Truex, D., & Goldfarb, M. (2016). Design of a Myoelectric Transhumeral Prosthesis. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 21(4), 1868–1879. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2016.2552999>
- BIOMED II. (2020). *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*. <http://www.seniam.org/>
- Bravo, L. (2011). *Prótesis de Codo* (Patent No. WO 2011/028088 A1). Organización Mundial de la Propiedad Intelectual. <https://patents.google.com/patent/WO2011028088A1/es>
- Brito, J., Quinde, M., Cusco, D., & Calle, J. (2013). Estudio del estado del arte de las prótesis de mano. *Ingenius*, 9, 57–64. <https://doi.org/10.17163/ings.n9.2013.08>

- Carey, S. L., Lura, D. J., & Highsmith, M. J. (2015). Differences in myoelectric and body-powered upper-limb prostheses: Systematic literature review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 52(3), 247–262. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2014.08.0192>
- Carter-Davies, D., Chen, J., Chen, F., Li, M., & Yang, C. (2018). Mechatronic Design and Control of a 3D Printed Low Cost Robotic Upper Limb. *2018 11th International Workshop on Human Friendly Robotics (HFR)*, 1–6. <https://doi.org/10.1109/HFR.2018.8633519>
- Compañía Levantina de Reductores. (2017). *Cómo seleccionar el mejor motor eléctrico en pequeños accionamientos*. <http://clr.es/blog/es/motor-paso-a-paso-cuando-utilizarlo/>
- Consejo Nacional para la Integración de la Persona con Discapacidad. (2016). Anuario Estadístico del Registro Nacional de la Persona con Discapacidad 2000 - 2014. In *Registro Nacional de la Persona con Discapacidad*.
- Consejo Nacional para la Integración de la Persona con Discapacidad. (2018). Compendio Estadístico del Registro Nacional de la Persona con Discapacidad 2000 – 2017. In *Registro Nacional de la Persona con Discapacidad*.
- Consejo Nacional para la Integración de la Persona con Discapacidad. (2019). Anuario Estadístico 2018 del Registro Nacional de la Persona con Discapacidad. In *Registro Nacional de la Persona con Discapacidad*.
- Contreras, D., Ramírez-García, A., Gallegos, F., & Bazán, I. (2015). Prototipo de una prótesis mioeléctrica para la emulación de una articulación de codo. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica*, 36(1), 77–92.
- Damon, A., Stoudt, H. W., & McFarland, R. A. (2011). Anthropometry. In *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (pp. 82–106). John Wiley & Sons, Inc. <https://doi.org/10.1002/9780470549148.ch4>
- DEKA Products Limited Partnership. (2008). *Method and Apparatus for Control of a Prosthetic* (Patent No. WO 2008/098059). European Patent Office. <https://patentimages.storage.googleapis.com/e1/55/88/28c744ff08f96a/EP2114316B1.pdf>

- DEKA Products Limited Partnership. (2010). *Arm Prosthetic Device System* (Patent No. WO 2010/120404). World Intellectual Property Organization. <https://worldwide.espacenet.com/patent/search/family/042309852/publication/CA2761813A1?q=pn%3DCA2761813C>
- Engels, L., & Cipriani, C. (2019). *Nature's Masterpiece: How Scientists Struggle to Replace the Human Hand*. <https://kids.frontiersin.org/article/10.3389/frym.2019.00083>
- Eshraghi, A., Osman, N. A. A., Gholizadeh, H., Ali, S., & Shadgan, B. (2013). 100 Top-Cited Scientific Papers in Limb Prosthetics. *BioMedical Engineering Online*, 12(1), 1. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-12-119>
- España, J. (2016). Diseño y construcción de un prototipo electromecánico de prótesis transhumeral comandado por movimientos del brazo funcional. *Scientia et Technica*, 21(2), 191–198. <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=84950866012>
- Farro, L., Tapia, R., Bautista, L., Montalvo, R., & Iriarte, H. (2012). Características clínicas y demográficas del paciente amputado. *Revista Medica Herediana*, 23(4), 240–243. <https://doi.org/10.20453/rmh.v23i4.845>
- Fillauer. (2016). *Utah Arm 3+*. <https://www.utaharm.com/Prosthetist-Directory/wpdm-package/utah-arm/>
- García, M. (2016). *Design of Pneumatic Prosthesis for Patients With Elbow Disarticulation Amputation* [Technische Universiteit Delft]. <https://repository.tudelft.nl/islandora/object/uuid:feab7a7b-c8dd-4c68-ac22-1c905c916e04/datastream/OBJ/download>
- Instituto Nacional de Estadística e Informática del Perú. (2018). Resultados Definitivos. Censos Nacionales 2017: XII de Población, VII de Vivienda y III de Comunidades Indígenas. In *Censos económicos*. https://www.inei.gov.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitaless/Est/Lib1544/
- Instituto Nacional de Rehabilitación. (2018). *Catálogo de Producción de Servicios*. http://www.inr.gob.pe/transparencia/Estadistica/informacionestadistica/2018/meses/CPMyAE_Dic18.pdf

- Kapandji, A. (2007). *The Physiology of the Joints* (E. Limited (ed.); 6th ed., Vol. 1).
- Karbach, L. E., & Elfar, J. (2017). Elbow Instability: Anatomy, Biomechanics, Diagnostic Maneuvers, and Testing. *The Journal of Hand Surgery*, 42(2), 118–126. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2016.11.025>
- Lenzi, T., Lipsey, J., & Sensinger, J. W. (2016). The RIC Arm - A Small Anthropomorphic Transhumeral Prosthesis. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 21(6), 2660–2671. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2016.2596104>
- LINAK. (2020). *Actuadores lineales*. <https://www.linak-latinamerica.com/products/actuadores-lineales/>
- López, B., & Pancorbo, J. (n.d.). *Amputacion* (pp. 174–195). https://www.auladae.com/pdf/cursos/capitulo/enfermeria_trauma.pdf
- Mobius Bionics. (2020). *Luke Arm System*. <https://www.mobiusbionics.com/wp-content/uploads/2017/08/Mobius-Bionics-LUKE-Product-Spec-Sheet.pdf>
- Ottobock. (2015). *DynamicArm 12K100N*. <https://shop.ottobock.us/media/pdf/646D229-INT-10-1507w.pdf>
- Ottobock. (2017). *21a35=1, 21a35=2, 21a36=1, 21a36=2*. 25–29. <https://shop.ottobock.us/media/pdf/647H455-INT-12-1703w.pdf>
- Ottobock. (2019). *ErgoArm 12K41*. <https://shop.ottobock.us/media/pdf/647G1475-INT-01-1907w.pdf>
- Redacción Gestión. (2016, April 9). Un buen peso para la altura. *Gestión*. <https://gestion.pe/tendencias/buen-peso-altura-116485-noticia/>
- Sittiwanchai, T., Nakayama, I., Inoue, S., & Kobayashi, J. (2014). Transhumeral prosthesis prototype with 3D printing and sEMG-based elbow joint control method. *Proceedings of the 2014 International Conference on Advanced Mechatronic Systems*, 227–231. <https://doi.org/10.1109/ICAMechS.2014.6911655>

- Technologies, A. (2015). *Myoware datasheet*. 1–8.
https://github.com/AdvancerTechnologies/MyoWare_MuscleSensor/raw/master/Documents/AT-04-001.pdf
- ten Kate, J., Smit, G., & Breedveld, P. (2017). 3D-printed upper limb prostheses: a review. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 12(3), 300–314.
<https://doi.org/10.1080/17483107.2016.1253117>
- Verein Deutscher Ingenieure - VDI. (1997a). *VDI 2225: Design engineering methodics - Engineering design at optimum cost - Dimensioning*. 4.
- Verein Deutscher Ingenieure - VDI. (1997b). *VDI 2225: Design engineering methodics - Engineering design at optimum cost - Simplified calculation of costs*. 1.
- Verein Deutscher Ingenieure - VDI. (1998a). *VDI 2225: Design engineering methodics - Engineering design at optimum cost - Valuation of costs*. 3.
- Verein Deutscher Ingenieure - VDI. (1998b). *VDI 2225: Design engineering methodics - Tables for engineering design at optimum cost*. 2.
- Verein Deutscher Ingenieure - VDI. (2019a). *VDI 2221: Design of technical products and systems - Configuration of individual product design processes*. 2.
- Verein Deutscher Ingenieure - VDI. (2019b). *VDI 2221: Design of technical products and systems - Model of product design*. 1.
- Ziegler-Graham, K., MacKenzie, E. J., Ephraim, P. L., Travison, T. G., & Brookmeyer, R. (2008). Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(3), 422–429.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.005>