

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
**UNIVERSIDAD
CATÓLICA**
DEL PERÚ

Diseño de una Prótesis Mioeléctrica para desarticulación de muñeca

Tesis para optar el Título de Ingeniero Mecatrónico, que presenta el bachiller:

Carlos Alberto Salas Casapino

ASESOR: Roberto Sumiyoshi Furukawa Fukuda

Lima, Agosto de 2014

Resumen

Según estadísticas dadas por el Instituto Nacional de Rehabilitación “Adriana Rebaza Flores” (INR) [1] existen una gran cantidad de pacientes amputados de miembro superior en el país producto de accidentes o enfermedades, ante tal situación y dado lo costoso que es adquirir una prótesis comercial nace la idea de diseñar una prótesis de mano que ayude a realizar quehaceres cotidianos en dónde se necesiten emplear ambas manos.

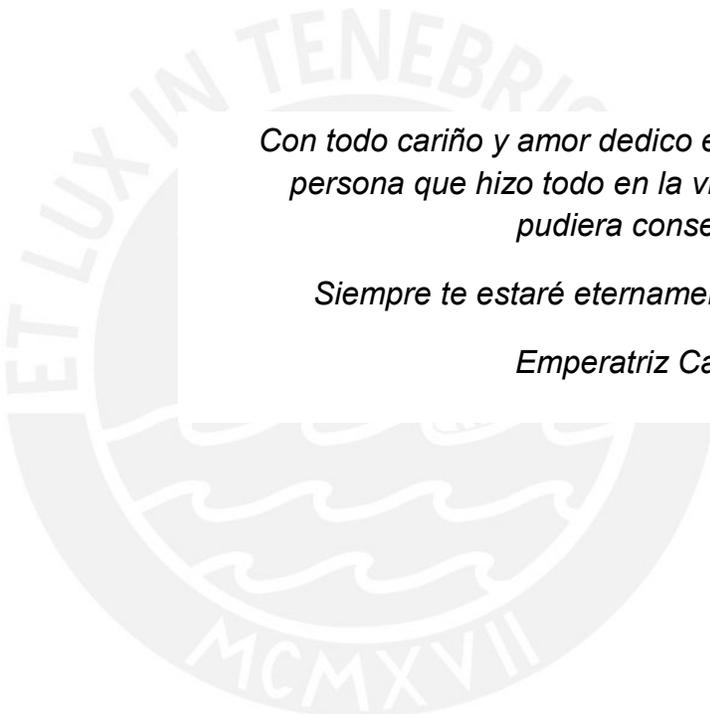
Este trabajo tiene por objeto presentar el diseño de una prótesis de mano mioeléctrica para desarticulación de muñeca que permita sujetar objetos mayores a 3 cm^3 y a su vez regular la fuerza con que se agarran dichos objetos.

Para lograr lo propuesto, se planteó un sistema de adquisición de datos en base a sensores que captura, amplifica y suaviza las señales mioeléctricas provenientes de los músculos del brazo y antebrazo.

Las señales adquiridas del antebrazo pasan a un sistema de procesamiento de datos que mediante algoritmos matemáticos y de optimización permite estimar la fuerza de agarre de la mano debido a la relación lineal que existe entre esta función prensil con la contracción del músculo Extensor Carpi Radialis Longus ubicado en esta zona del cuerpo.

La señal adquirida del brazo, la estimación de la fuerza de agarre y la señal de unos sensores de fuerza ubicados en los dedos del prototipo entran como datos de referencia al sistema de control que dependiendo de los valores que estos tengan y de la lógica de control propiamente dicha accionará 3 servomotores que abrirán o cerrarán la prótesis de mano y regulará la fuerza de agarre de los objetos sujetados en caso de que la prótesis este cerrada.

El diseño mecánico presenta un modelo portátil que está conformado por un acople de muñeca, dos bases en forma de palma en donde se ubican los componentes electrónicos y 3 dedos capaces de adaptarse a las diferentes superficies que poseen los objetos sujetados gracias a mecanismos ubicados en la zona superior de las falanges de los dedos de la prótesis. Para la realización de los elementos mecánicos se tomó en cuenta la norma DIN 33 402 parte 2 que especifica medidas estándar del tamaño de la mano utilizadas en el diseño de herramientas, utilajes y mandos con el fin de lograr un prototipo visiblemente estético en términos de tamaño con relación a una mano real.



*Con todo cariño y amor dedico este trabajo a la
persona que hizo todo en la vida para que yo
pudiera conseguir este logro.*

Siempre te estaré eternamente agradecido.

Emperatriz Casapino, mamá.

Índice

Capítulo 1. Presentación de la Problemática	11
Capítulo 2. Estado del Arte	13
2.1. La mano i-Limb	13
2.2. Prótesis Michelangelo	13
2.3. Prótesis BeBionic 3	14
2.4. Diseño de dedos adaptativos	15
Capítulo 3. Requerimientos del sistema y presentación del concepto	17
3.1. Requerimientos del sistema mecatrónico	17
3.1.1. Objetivos	17
3.1.2. Requerimientos mecánicos	17
3.1.3. Requerimientos eléctricos y electrónicos	17
3.1.4. Sistema de control	18
3.2. Concepto de la solución	18
Capítulo 4. Sistema mecatrónico	21
4.1. Diagrama de funcionamiento del sistema mecatrónico	21
4.1.1. Sistema de adquisición de datos	22
4.1.2. Sistema de procesamiento de datos	23
4.1.3. Sistema electrónico	27
4.1.4. Sistema mecánico	30
4.2. Sensores y Actuadores	31
4.2.1. Sensor de músculo	31
4.2.2. Sensor de fuerza	34
4.2.3. Servomotor	37
4.3. Diseño mecánico	38
4.3.1. Planos generales del sistema	44
4.3.2. Mecanismo y análisis	49
4.3.3. Material y análisis	52
4.4. Diseño eléctrico y electrónico	58
4.4.1. Diagrama de consumo eléctrico	63
4.4.2. Diagrama esquemático	64
4.4.3. Tarjetas físicas	64
4.5. Diagrama de flujo del sistema de control	65

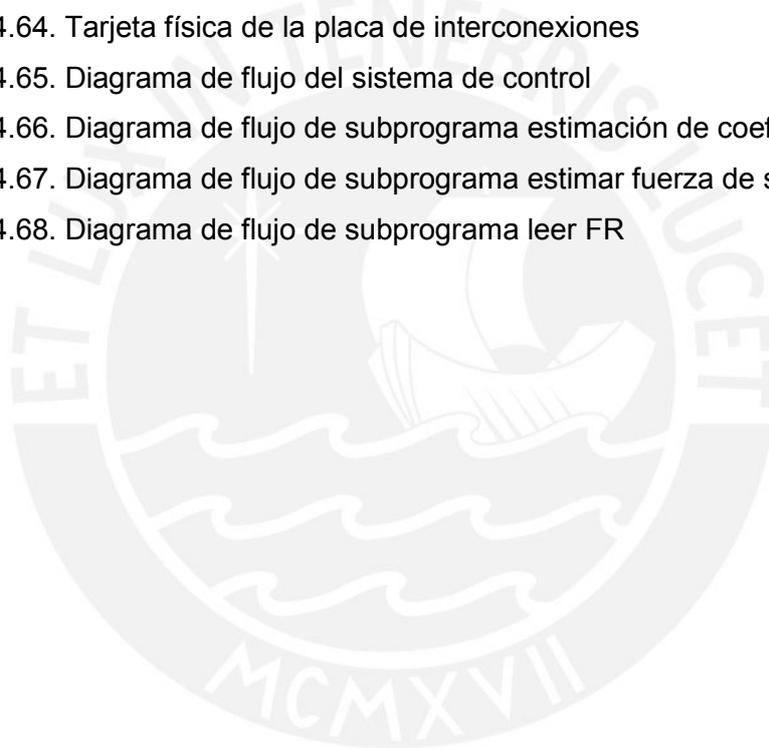
Capítulo 5. Presupuesto	70
Capítulo 6. Conclusiones	71
Bibliografía	72
Anexos	
Anexo A – Norma DIN 33 402	
Anexo B – Paper de estimación de fuerza	
Anexo C – Hoja de datos: Arduino Nano 3.0	
Anexo D – Hoja de datos: Sensor de músculo	
Anexo E – Hoja de datos: Sensor de fuerza	
Anexo F – Hoja de datos: Amplificador MCP 6004	
Anexo G – Hoja de datos: ABSplus	
Anexo H – Hoja de datos: Engranajes	
Anexo I – Cotizaciones	
Anexo J – Planos de ensamble	
Anexo K – Planos de despiece	
Anexo L – Videos de simulaciones realizadas en Solid Works	

Lista de figuras

Figura 2.1.	Prótesis comercial i-Limb	13
Figura 2.2.	Prótesis comercial Michelangelo	14
Figura 2.3.	Prótesis comercial BeBionic	14
Figura 2.4.	Trayectoria del mecanismo de la Universidad de Toronto	15
Figura 2.5.	Elementos del mecanismo de la Universidad de Toronto	15
Figura 2.6.	Restricción del diseño del mecanismo de la Universidad de Toronto	15
Figura 2.7.	Mecanismo de un dedo adaptativo empleando engranajes	16
Figura 2.8.	Mecanismo de un dedo adaptativo empleando cuerdas y poleas	16
Figura 3.1.	Vista isométrica de la prótesis de mano	18
Figura 3.2.	Vista derecha de la prótesis de mano	19
Figura 3.3.	Vistas inferior y posterior de la prótesis de mano	20
Figura 4.1.	Diagrama de funcionamiento del sistema mecatrónico	21
Figura 4.2.	Sensores de músculo que reciben y procesan las señales mioeléctricas	22
Figura 4.3.	Señales de entrada y salida del sensor de músculo	23
Figura 4.4.	Procesamiento de la señal en el sensor de músculo	23
Figura 4.5.	Señales de sensor de músculo grabadas en señales de 1s	24
Figura 4.6.	Datos de una ventana de 1s dividida en ventanas de 5ms	24
Figura 4.7.	Señales extraídas de la operación matemática	25
Figura 4.8.	Señal minimizada en azul	25
Figura 4.9.	Señal escalada en azul	26
Figura 4.10.	Esquema del sistema electrónico de la prótesis de mano	27
Figura 4.11.	Estado de abierto y cerrado de la prótesis de mano	28
Figura 4.12.	Regulación de fuerza de la prótesis de mano	29
Figura 4.13.	Prótesis de mano sujetando diferentes objetos	30
Figura 4.14.	Resortes que transmiten la fuerza en los dedos de la prótesis	30
Figura 4.15.	Entradas y salidas del sensor de músculo	31
Figura 4.16.	Diagrama esquemático del sensor de músculo	32
Figura 4.17.	Dimensiones del sensor de músculo	32
Figura 4.18.	Ubicación de los sensores de músculo en la prótesis de mano	33
Figura 4.19.	Electrodo mioeléctrico	33
Figura 4.20.	Cable sensor de músculo / electrodo	34

Figura 4.21. Dimensiones del cable sensor de músculo / electrodo	34
Figura 4.22. Sensor de fuerza Tekscan Flexi Force A201	35
Figura 4.23. Resistencia (R_s) / Conductancia ($1/R_s$) vs. Fuerza	36
Figura 4.24. Ubicación de los sensores de fuerza en la prótesis de mano	36
Figura 4.25. Servomotor con engranajes de metal de la marca Hitec	37
Figura 4.26. Ubicación de los servomotores en la prótesis de mano	38
Figura 4.27. Vista global del diseño mecánico	39
Figura 4.28. Vista isométrica de un dedo de la prótesis de mano	40
Figura 4.29. Vista explosionada de un dedo de la prótesis de mano	40
Figura 4.30. Engranajes cónicos de los dedos adaptativos	41
Figura 4.31. Engranajes rectos de dedo adaptativo	41
Figura 4.32. Vista global de las palmas y tapa que contienen la electrónica	42
Figura 4.33. Vista explosionada de las palmas y tapa	42
Figura 4.34. Vista global del acople de la prótesis	43
Figura 4.35. Vista explosionada del acople de la prótesis	43
Figura 4.36. Plano general de la prótesis de mano	44
Figura 4.37. Plano explosionado de un dedo de la prótesis de mano	45
Figura 4.38. Plano de despiece de la pieza proximal	46
Figura 4.39. Plano de despiece de la pieza medial	46
Figura 4.40. Plano de despiece de la pieza distal	47
Figura 4.41. Plano explosionado de las palmas que contienen la electrónica	47
Figura 4.42. Plano explosionado del acople de la prótesis de mano	48
Figura 4.43. Mecanismo de 4 barras en el dedo adaptativo	49
Figura 4.44. Eslabón del mecanismo de 4 barras cerca de interferencia	49
Figura 4.45. Diagramas vectoriales de los mecanismos de 4 barras	50
Figura 4.46. Diagrama vectorial de mecanismos que contienen el eslabón conductor	50
Figura 4.47. Dimensiones del mecanismo analizado. Medidas en mm.	51
Figura 4.48. Fuerzas de corte que actúan en los dedos de la prótesis	54
Figura 4.49. Fuerzas de corte en la falange proximal	55
Figura 4.50. Dimensiones de la falange proximal en mm.	55
Figura 4.51. Fuerzas de corte en la falange medial	56
Figura 4.52. Dimensiones de la falange medial en mm.	56
Figura 4.53. Fuerzas de corte en la falange distal	57
Figura 4.54. Dimensiones de la falange distal en mm.	57
Figura 4.55. Arduino Nano 3.0	59

Figura 4.56. Circuito de calibración del sensor de fuerza	59
Figura 4.57. Voltaje (Vout) vs. Fuerza	60
Figura 4.58. Placa de interconexión	60
Figura 4.59. Batería de litio polímero	61
Figura 4.60. Interconexión de los sensores y actuadores con el Arduino Nano 3.0	62
Figura 4.61. Diagrama de bloques del consumo de energía de los componentes	63
Figura 4.62. Diagrama de bloques del consumo de energía de los servomotores	63
Figura 4.63. Diagrama esquemático de la placa de interconexiones	64
Figura 4.64. Tarjeta física de la placa de interconexiones	64
Figura 4.65. Diagrama de flujo del sistema de control	65
Figura 4.66. Diagrama de flujo de subprograma estimación de coeficientes	66
Figura 4.67. Diagrama de flujo de subprograma estimar fuerza de sujeción	67
Figura 4.68. Diagrama de flujo de subprograma leer FR	68



Lista de tablas

Tabla 1.1. Prótesis de mano comerciales y sus costos aproximados	11
Tabla 1.2. Características demográficas en el paciente amputado del INR	12
Tabla 2.1. Tabla comparativa entre las prótesis de mano comerciales	14
Tabla 4.1. Especificaciones del sensor de músculo	31
Tabla 4.2. Especificaciones del sensor de fuerza	35
Tabla 4.3. Especificaciones del servomotor	37
Tabla 4.4. Especificaciones del ABSplus	53
Tabla 4.5. Especificaciones del Arduino Nano 3.0	58
Tabla 5.1. Presupuesto de elementos nacionales	70
Tabla 5.2. Presupuesto de elementos importados	70



Capítulo 1

Presentación de la problemática

La mano es una estructura muy compleja que permite realizar diversas actividades en la vida diaria del hombre. Aristóteles definía a esta parte del cuerpo como la “herramienta de las herramientas” debido a su carácter funcional en el día a día de la personas. En tal sentido, la ausencia de este órgano supone una incapacidad funcional que trae consigo repercusiones desastrosas en el quehacer diario.

Cabe mencionar que diversas actividades cotidianas se realizan empleando ambas manos, por ejemplo el abrir una botella, contar papel con una tijera o colocar un poco de pasta dental en el cepillo de dientes.

Ante tal necesidad, existen diversas compañías en el mundo que han desarrollado sistemas que imitan en forma y funcionalidad la mano, pero debido a sus altos costos de adquisición no son accesibles para la mayoría de pacientes, ver tabla 1.1.

Tabla 1.1. Prótesis de mano comerciales y sus costos aproximados. Fuente [2], [3], [4], [5].

Nombre de la prótesis	Compañía	US\$
Michelangelo	Ottobock	73800 aprox.
Mano i-LIMB	TouchBionics	70000 aprox.
Luke Arm	DEKA	100000 aprox.
BeBionic v2	Bebionic	71000 aprox.

Por otro lado, según estadísticas tomadas del Instituto Nacional de Rehabilitación “Adriana Rebaza Flores” (INR) [1], muestra que la mayoría de pacientes amputados en el Perú es de condición socioeconómica pobre no extremo y que la mayoría de ellos procede de Lima y Callao, ver tabla 1.2.

Tabla 1.2. Características demográficas en el paciente amputado del INR (2002-2007).Fuente [1].

	Número de pacientes	%
Sexo		
• Masculino	422	74
• Femenino	148	26
Condición Socioeconómica		
• No pobre	58	17.5
• Pobre no extremo	189	57.1
• Pobre extremo	84	25.4
Procedencia		
• Lima-Callao	267	46.8
• Costa (excepto Lima-Callao)	176	30.9
• Sierra	96	16.8
• Selva	31	5.4

Ante tal situación, nace la idea de desarrollar una prótesis de mano de costo accesible capaz de agarrar objetos pequeños de diversas formas y que pueda controlar la fuerza de sujeción de los mismos, con el fin de mejorar las condiciones de vida de una persona amputada de la mano.

Capítulo 2

Estado del arte

Por mucho tiempo se ha intentado reponer la pérdida de algunos órganos producto de amputaciones. En el caso de la mano, se han desarrollado diferentes prototipos que puedan imitarla en forma y funcionalidad.

Es así que en los últimos años diversas compañías e instituciones educativas en el mundo han logrado avances bastante significativos en cuanto a prótesis de manos.

A continuación se presenta los modelos más sobresalientes.

2.1 La mano i-Limb

Es una prótesis comercial desarrollada por la compañía Touch Bionics [2] que presenta cinco dedos con movimiento individual en donde el pulgar puede rotar 90 grados, esto le permite la adaptabilidad de los dedos en función de la forma del objeto sujetado. Es controlado con señales mioeléctricas, el chasis está hecho de aluminio y es capaz de cargar 90 kg. Además posee una señal de audio cuando la batería esta baja y es compatible con una amplia gama de dispositivos de las extremidades superiores.



Figura 2.1. Prótesis comercial i-Limb

2.2 Prótesis Michelangelo

Esta prótesis comercial fue diseñada por la compañía Otto Bock y está conformada por cinco dedos con independencia de movimiento. Tiene un peso aproximado de 420 gramos y una fuerza de agarre de hasta 70 N, tiene una velocidad de 325m/s y opera en un rango de temperatura entre -10°C a 60°C . Se caracteriza por tener un modo rígido y otro flexible que simula el movimiento de la muñeca en un estado de relajación. Posee 6 grados de libertad que permiten una gran variedad de movimientos que hacen que se pueda adaptar a cualquier forma de un objeto [3].



Figura 2.2. Prótesis comercial Michelangelo

2.3 Prótesis BeBionic 3

Es una prótesis comercial de la compañía RSLSteeper controlada con sensores mioeléctricos [4]. Posee cinco dedos accionados por microcontroladores que monitorean constantemente la posición de los dedos. Puede soportar hasta 140.1 N y puede abrir o cerrar en 1 segundo como máximo. Tiene un peso de aproximadamente 598 gramos y emplea baterías de litio polímero. Puede programarse para tener hasta 14 tipos de posición y agarre.



Figura 2.3. Prótesis comercial BeBionic

Tabla 2.1. Tabla comparativa entre las prótesis de mano comerciales. Fuente [2], [3], [4].

	i-Limb	Michelangelo	BeBionic 3
Voltaje nominal	7.4 V	11.1 V	7.4 V
Capacidad de la batería	2400 mAh	1500 mAh	2200 mAh
Peso de la mano	Aprox. 479 g	Aprox. 420 g	Aprox. 598 g
Límite de carga máximo	90 kg	-	45 kg
Fuerza de sujeción	100 N	70 N	140.1 N
Señal de entrada	Señal mioeléctrica	Señal mioeléctrica	Señal mioeléctrica
Tiempo desde apertura Hasta la sujeción del objeto	Aprox. 1.2 s	Aprox. 1.3s	Aprox. 1s
Apariencia humana	Buena	Muy buena	Buena

2.4 Diseño de dedos adaptativos

En 1999 la Universidad de Toronto presentó un mecanismo que imitaba la trayectoria de flexión y extensión de un dedo [6], ver figura 2.4. Este diseño estaba conformado por seis elementos unidos tal como se muestra en la figura 2.5 y funcionaba con actuadores que permitían la independencia de movimiento de cada dedo.

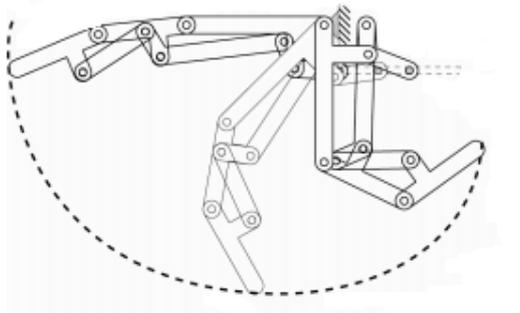


Figura 2.4. Trayectoria del mecanismo de la Universidad de Toronto

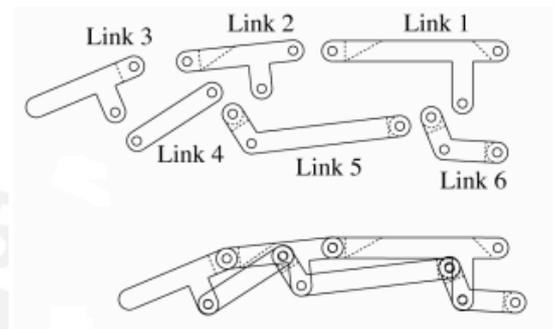


Figura 2.5. Elementos del mecanismo

La desventaja de este diseño fue que no llegaba a envolver por completo el objeto sujetado tal como se aprecia en la figura 2.6, sin embargo fue muy útil para introducir el concepto de dedos adaptativos.

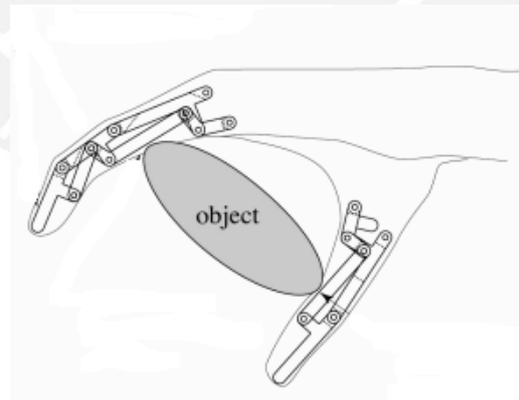


Figura 2.6. Restricción del diseño del mecanismo de la Universidad de Toronto

A consecuencia de esta investigación surgieron una serie de ideas para mejorar el diseño de dedos adaptativos. En la figura 2.7 se observan un diseño patentado de dedo adaptativo que emplea engranajes para la adaptación de formas [7].

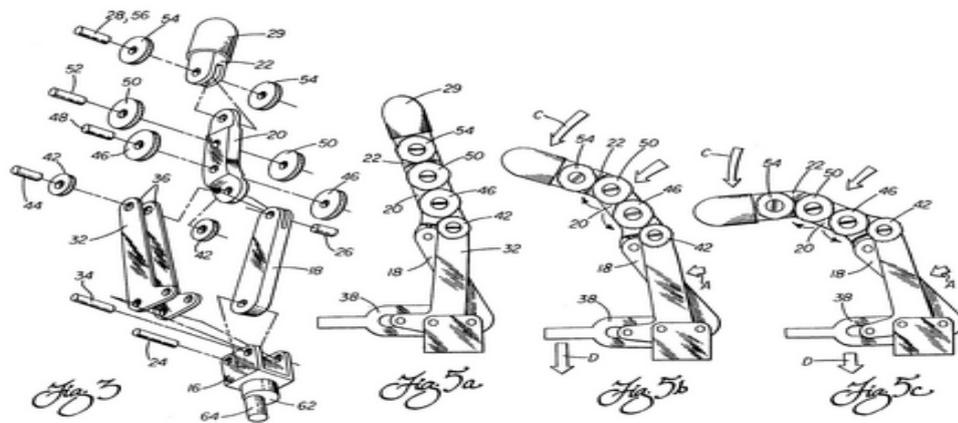


Figura 2.7. Mecanismo de un dedo adaptativo empleando engranajes

En la figura 2.8 se observa otro diseño patentado que emplea poleas y cuerdas [8].

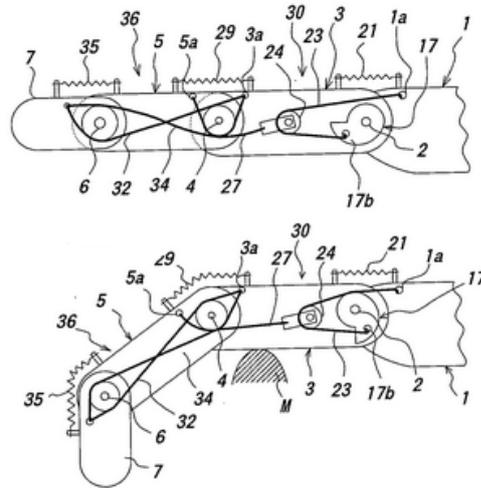


Figura 2.8. Mecanismo de un dedo adaptativo empleando cuerdas y poleas

Para mayor información de diseños patentados de dedos adaptables, hacer uso del recurso electrónico Google Patents.

Capítulo 3

Requerimientos del sistema y presentación del concepto

3.1 Requerimientos del sistema mecatrónico

3.1.1 Objetivos

La prótesis de mano presentada en este trabajo tiene como objetivos principales:

1. Presentar el diseño de una prótesis mioeléctrica de costo accesible que permita sujetar objetos medianos (de un tamaño mayor a 3 cm^3) y de un peso no mayor a 2kg a pacientes con desarticulación de muñeca.
2. Plantear un diseño de un prototipo que se adapte a la superficie de los objetos sujetados y que sea capaz de controlar su fuerza prensil.

3.1.2 Requerimientos mecánicos

Los requerimientos mecánicos que debe cumplir la prótesis son los siguientes:

1. Sujetar objetos medianos a partir de 3 cm^3 que se utilizan en el quehacer diario.
2. Sostener objetos no mayores a 2 kilos.
3. Los dedos deben adaptarse a las diferentes formas de los objetos para una mejor sujeción.
4. Los dedos deben poseer un nivel de rugosidad adecuado para que los objetos sujetados no se resbalen.

3.1.3 Requerimientos eléctricos y electrónicos

Los requerimientos eléctricos-electrónicos que se deben cumplir son los siguientes:

1. La prótesis debe ser accionada por señales mioeléctricas provenientes del músculo Bíceps del brazo y del músculo Extensor Carpi Radialis Longus del antebrazo.
2. La fuente de alimentación debe ser externa.
3. Los actuadores deben ser servomotores con engranajes metálicos para una mejor transmisión de movimiento a los dedos de la prótesis.

3.1.4 Sistema de control

El sistema de control debe ser capaz de procesar señales provenientes de los sensores de músculos y sensores de fuerza para que de acuerdo a los resultados de comparación pueda accionar el movimiento de los actuadores de acuerdo a una lógica de programación desarrollada.

3.2 Concepto de la solución

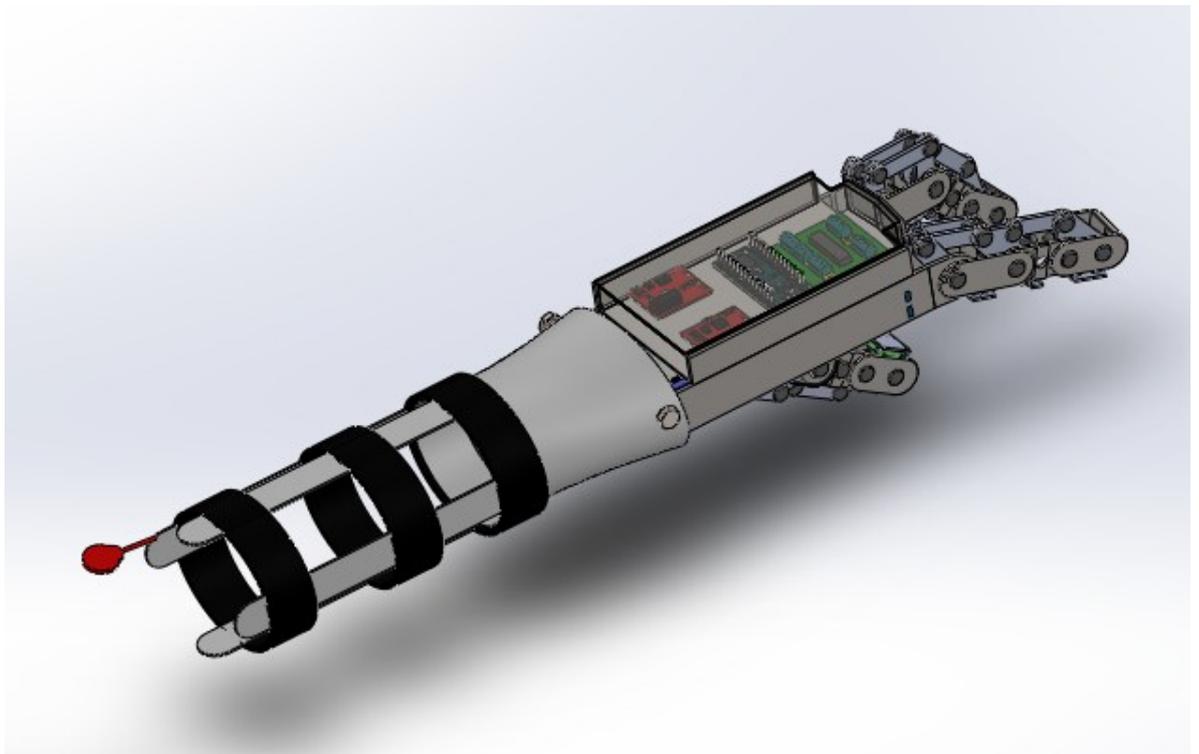


Figura 3.1. Vista isométrica de la prótesis de mano

La prótesis mioeléctrica para desarticulación de muñeca mostrada en la figura 3.1 está conformada por un sistema de adquisición de datos que permite captar las señales eléctricas del músculo bíceps brazo y del músculo Extensor Carpi Radialis Longus del antebrazo a través de dos sensores que adecuan las señales de entrada en señales más suaves y amplificadas.

Las señales adquiridas del antebrazo entran a un sistema de procesamiento de datos que estima la fuerza de agarre de la mano debido a la relación lineal existente con la contracción del músculo del antebrazo por medio de algoritmos matemáticos [10]. Este dato obtenido servirá para desarrollar la lógica de control de la regulación de fuerza de sujeción del prototipo.

Esta estimación junto con las señales adquiridas del brazo y los datos provenientes de sensores de fuerza ubicados en la zona medial de los dedos de la prótesis sirven como referencia para que el control del sistema electrónico, basado en el microcontrolador Atmega 328, se encargue de accionar 3 servomotores que generan el movimiento de los dedos dependiendo de la lógica de programación. Este sistema de control será capaz de abrir o cerrar la mano y regular la fuerza de sujeción en caso la prótesis se encuentre en modo cerrado.

El sistema mecánico conformado está conformado por un acople de muñeca, dos bases en forma de palma que contienen los componentes electrónicos y 3 dedos que permiten sujetar diferentes objetos, ver figura 3.2.

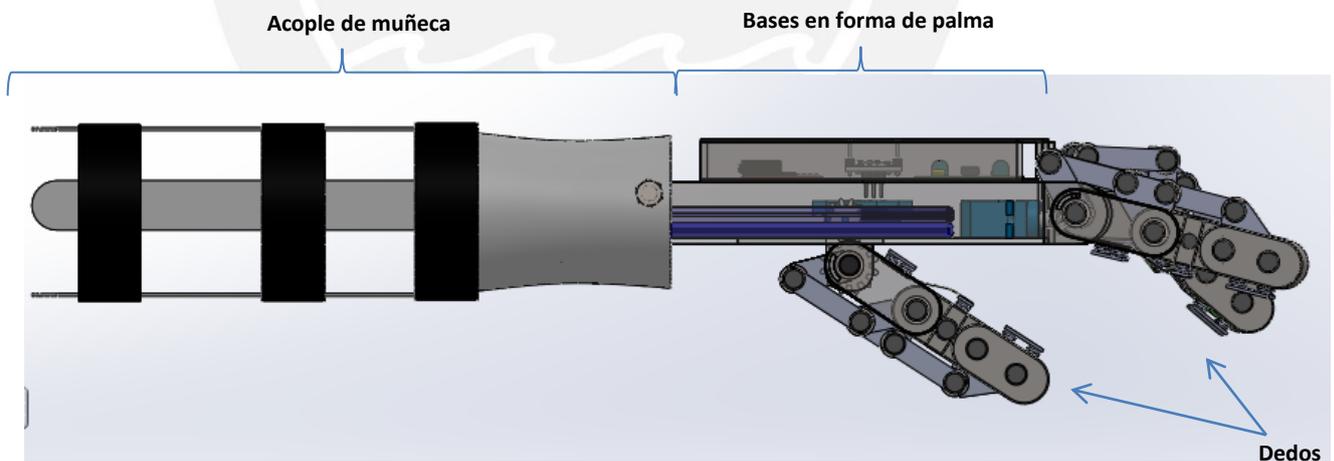


Figura 3.2. Vistas derecha de la prótesis de mano.

Por último, el diseño presenta 3 dedos capaces de adaptarse a diferentes formas de objetos debido a mecanismos que se ubican en la zona superior de las falanges de la prótesis, ver figura 3.3.

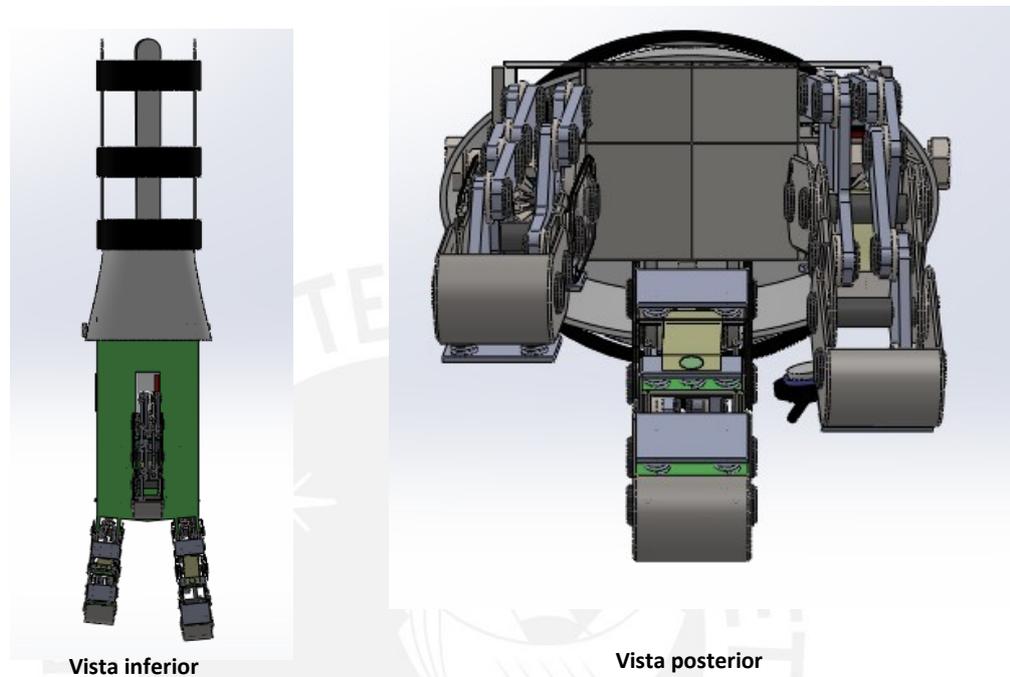


Figura 3.3. Vistas inferior y posterior de la prótesis de mano

Capítulo 4

Sistema mecatrónico

4.1 Diagrama de funcionamiento del sistema mecatrónico

En la figura 4.1 se muestra el diagrama de funcionamiento de la prótesis mioeléctrica.

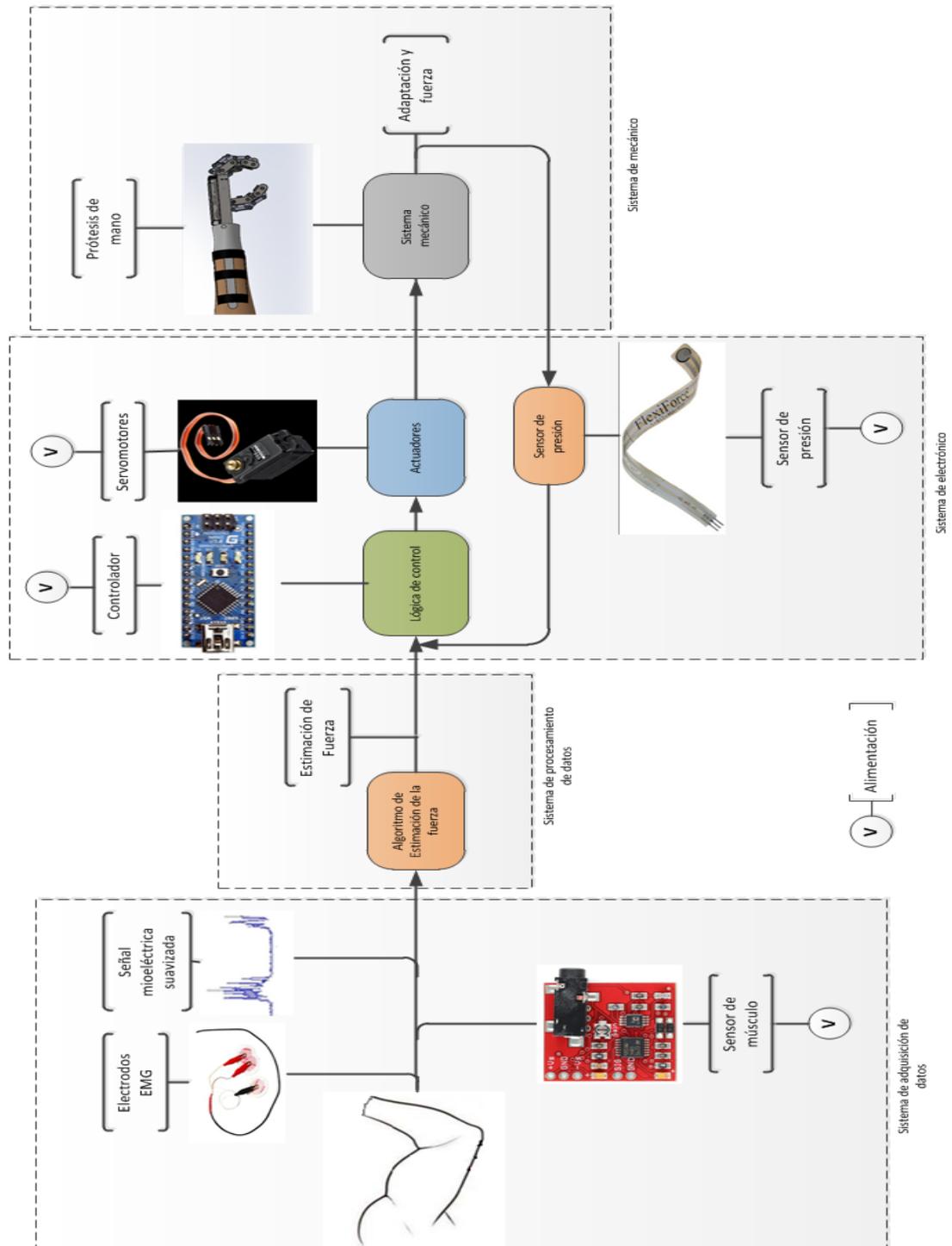


Figura 4.1. Diagrama de funcionamiento del sistema mecatrónico

A continuación se explica con más detalle cada uno de los sistemas mencionados:

4.1.1. Sistema de adquisición de datos

La adquisición de las señales mioeléctricas se realiza por medio de dos sensores de músculo que poseen 3 electrodos cada uno [9]. Un sensor recibe las señales del músculo Bíceps Brachii mientras que el otro las señales del músculo Extensor Carpi Radialis Longus. En la figura 4.2 se observa la ubicación de cada uno de los electrodos, 2 de ellos van ubicados en el brazo, otros 2 en el antebrazo y los 2 últimos en el codo.

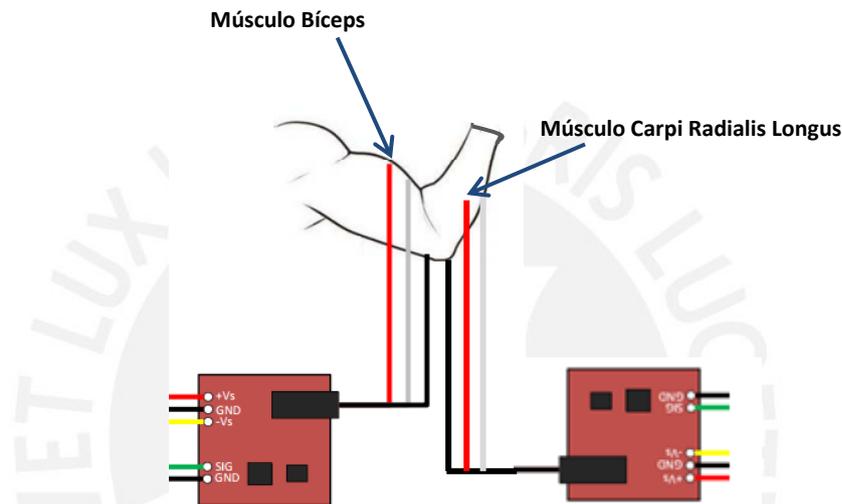


Figura 4.2. Sensores de músculo que reciben y procesan las señales mioeléctricas

Se determinó emplear las señales del bíceps debido su notoria contracción y relajación que resulta bastante útil en el procesamiento de las señales mioeléctricas; por otro lado también se eligió trabajar con las señales del extensor carpi radialis longus debido a que existe una relación lineal entre la contracción de este músculo y la fuerza que ejerce la mano, lo que resulta útil al momento de estimar la fuerza de agarre [10].

Los electrodos que se emplean son los de plata/cloruro plata (Ag/AgCl) y están conectados a los sensores de músculo que se encargan de recibir las señales, amplificarlas, rectificarlas y suavizarlas para lograr como salida una señal analógica de 0 a 5V ver figura 4.3 y 4.4.

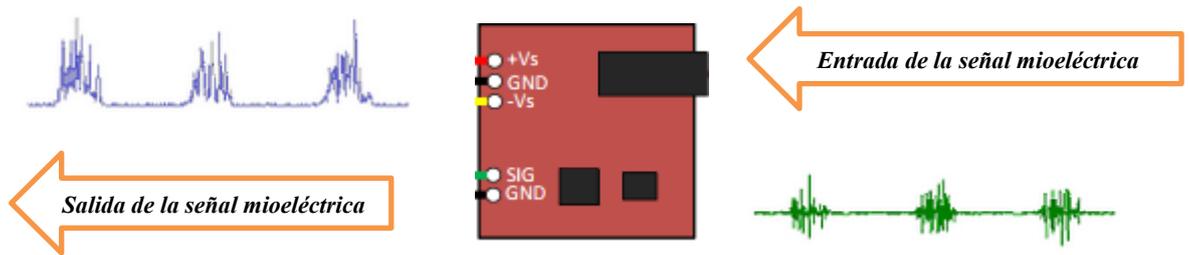


Figura 4.3. Señales de entrada y salida del sensor de músculo

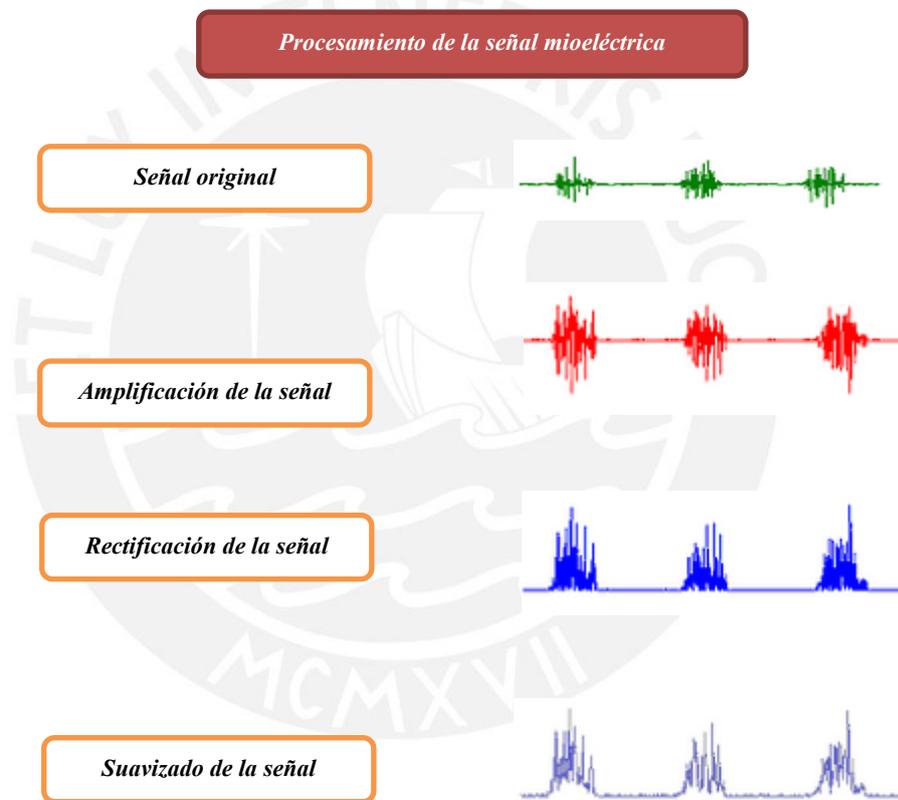


Figura 4.4. Procesamiento de la señal en el sensor de músculo

4.1.2. Sistema de procesamiento de datos

El sistema de procesamiento de datos sirve para poder estimar la magnitud de la fuerza a través de regresiones lineales y optimización de datos.

Los datos de entrada serán tomados del sensor que adquiere los impulsos mioeléctricos del antebrazo.

Estimación de la fuerza a partir de la señales mioeléctricas del músculo Extensor Carpi Radialis Longus.-

Existe una relación lineal entre la fuerza de agarre y las señales mioeléctricas emitidas por el músculo Extensor Carpi Radialis Longus que permite estimar la magnitud de la fuerza de agarre de la mano propiamente dicha a partir de un proceso de filtrado y ajuste de datos según el paper “*Handgrip estimation base don the total variation denoising filtering for control applications*” [10].

Esta estimación da como resultado un par de coeficientes que pertenecen a un modelo lineal que permiten escalar la señal mioeléctrica, de tal manera que se asemeje con la fuerza ejercida por la mano.

A continuación se muestra los pasos para la implementación de esta investigación y su posterior uso en la determinación de las fuerzas provenientes del músculo:

1.- Se graban las señales del sensor de músculo provenientes del antebrazo en ventanas de 1 segundo.

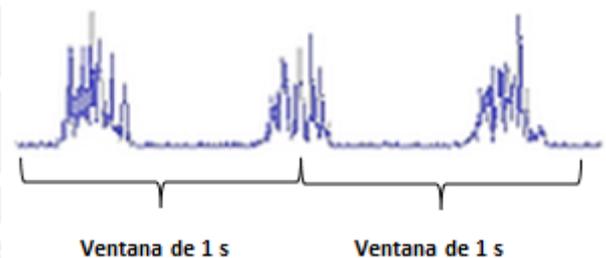


Figura 4.5. Señales del sensor de músculo grabadas en ventanas de 1s

2.- Se extraen las características de la señal grabada en ventanas de 5 ms.

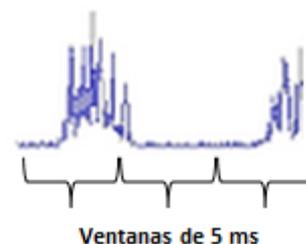


Figura 4.6. Datos de una ventana de 1s dividida en ventanas de 5 ms

3.- En cada ventana de 5ms se realiza la operación matemática (1) con el fin de obtener un modelo lineal.

$$X_i = \sum_{j=1}^m |x_j| \quad (1)$$

Donde:

$x \in R^n$

m = cantidad de datos muestreados

de la

ventana de 5ms

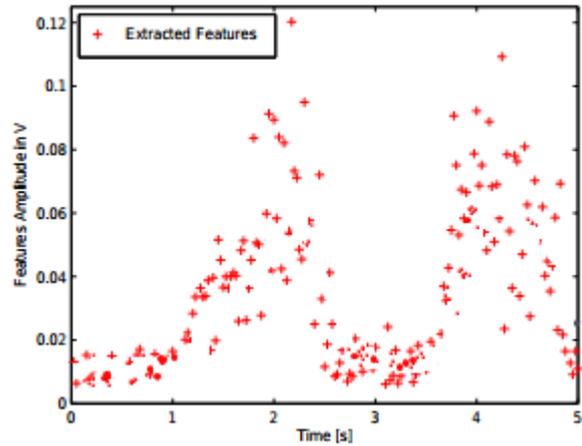


Figura 4.7. Señales extraídas de la operación matemática

En la figura 4.7, se observa que cada punto rojo equivale a un X_i correspondiente a una ventana de 5ms.

4.- El modelo lineal se filtra según la ecuación de optimización siguiente

$$\text{minimizar } \frac{1}{2} \|x - b\|_2^2 + \frac{\beta}{2} \|D_{Ad}x\|_2^2 + \lambda \|D_x\|_1 \quad (2)$$

Donde:

$x \in R^n$ = la señal deseada

$b \in R^n$ = es la señal de entrada

$$D_{Ad} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & \dots & \dots & 0 & \square & \dots & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \diagdown & \diagdown & \square & \diagdown & \diagdown & \diagdown & \square & \square & \dots \\ \vdots & \vdots & 0 & \vdots & \square & \vdots & 0 & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & \dots & 0 & -1 & 0 & \dots & 0 & 1 & \vdots & \vdots \\ \vdots & \square & \square & \vdots & \vdots & \square & \vdots & \vdots & 0 & \vdots \\ 0 & \dots & \dots & \dots & 0 & -1 & 0 & \dots & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$\left. \begin{matrix} \dots \\ \dots \\ \dots \\ \dots \\ \dots \end{matrix} \right\} pq$
 $\left. \begin{matrix} \dots \\ \dots \\ \dots \\ \dots \end{matrix} \right\} q$
 $\left. \begin{matrix} \dots \\ \dots \end{matrix} \right\} 2q$

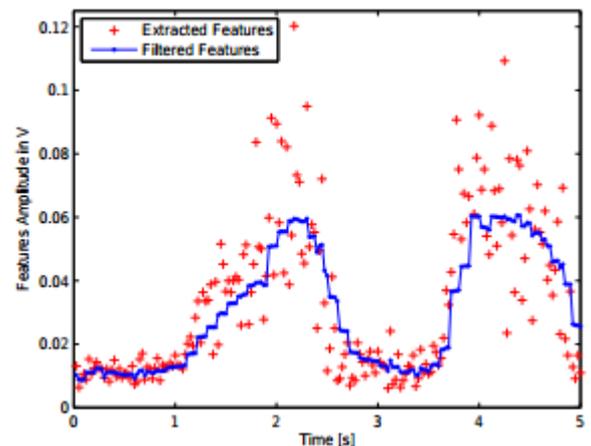


Figura 4.8. Señal minimizada en azul

$D_{Ad} \in R^{n \times n}$ = es la matriz de diferenciación entre las nuevas y previas estimaciones.

β = es un término de regularización usado para penalizar el traslape de ventanas.
 q = es la longitud de características extraídas de una ventana de datos.
 p = es el número de datos estimados previamente.

La ecuación (2) puede simplificarse empleando el método alterno de dirección de los multiplicadores (ADMM por sus siglas en inglés), el cual descompone la ecuación general en pequeñas sub-ecuaciones para lograr la solución de manera iterativa [11].

$$\text{minimizar } \frac{1}{2} \|x - b\|_2^2 + \frac{\beta}{2} \|D_{Ad}x\|_2^2 + \lambda \|z\|_1 \quad (2)$$

$$\text{sujeto a } Dx - z = 0$$

$$x^{k+1} = (I + \rho D^T D + \beta D_{Ad}^T D_{Ad})^{-1} (b + \rho D^T (z^k - u^k))$$

$$z^{k+1} = S_{\frac{\lambda}{\rho}}(Dx^{k+1} - u^k)$$

$$u^{k+1} = u^k + Dx^{k+1} - z^{k+1}$$

5.- Una vez lograda la filtración de la señal, se escala aplicando una regresión lineal basada en mínimos cuadrados, ver ecuación (3)

$$\frac{1}{2} \|Ax - b\|_2^2 \quad (3)$$

Donde:

$$A = \begin{bmatrix} x_0 & 1 \\ \vdots & \vdots \\ x_{n-2} & 1 \\ x_{n-1} & 1 \end{bmatrix} \text{ es una matriz con los datos}$$

de la señal filtrada

$$x = \begin{bmatrix} a \\ b \end{bmatrix} \text{ son los coeficientes del modelo}$$

lineal

$$b = \begin{bmatrix} b_0 \\ \vdots \\ b_{n-2} \\ b_{n-1} \end{bmatrix} \text{ es la matriz que contiene los}$$

datos de las fuerzas medidas con un sensor de presión.

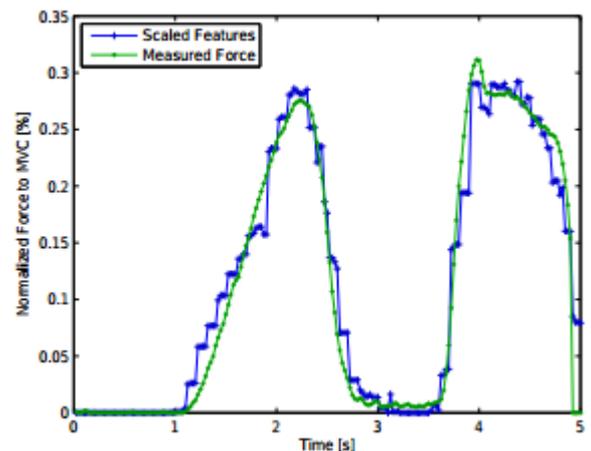


Figura 4.9. Señal escalada en azul

En la figura 4.9, se observa en azul la señal filtrada escalada y en verde la comparación con la fuerza que ejerce la mano, este último se obtiene gracias un sensor de presión.

Por lo tanto, se concluye que a partir de escalar la señal filtrada se obtiene una señal que se aproxima bastante en magnitud a la fuerza de agarre de la mano. Los coeficientes que se obtienen a partir de ese escalamiento serán útiles para las próximas estimaciones de fuerza, por lo que son guardados como constantes y utilizados en la lógica del programa.

Esta señal filtrada se utiliza como referencia para que el sistema de control regule la fuerza de sujeción de los dedos de la prótesis.

4.1.3 Sistema electrónico

El sistema electrónico sirve para poder accionar los servomotores que permiten el movimiento de los dedos adaptativos a partir de la lógica de programación y de las señales de entrada provenientes de los sensores de músculo y de los sensores de presión. En la figura 4.10 se muestra un esquema del sistema electrónico.

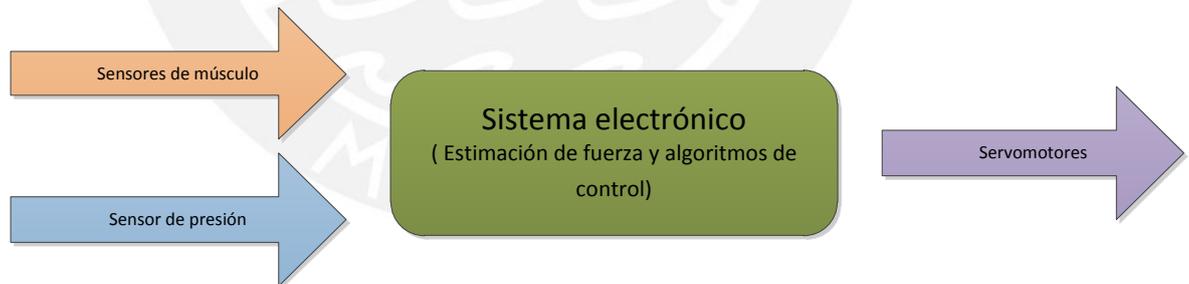


Figura 4.10. Esquema del sistema electrónico de la prótesis de mano

El hardware del sistema electrónico se basa en el microcontrolador ATmega 328 que viene incluido en la plataforma del Arduino Nano 3.0. Este hardware posee 8 entradas analógicas y 32 KB de memoria flash que se adecua a las necesidades que requiere el sistema de control [22].

Modos de operación de la prótesis.-

Este sistema permite realizar dos operaciones a la prótesis de mano:

- ✓ Abrir o cerrar la prótesis de mano
- ✓ Regular la fuerza de sujeción

Abrir o cerrar la prótesis de mano:

Esta operación se realiza a partir de la señal de entrada del sensor de músculo que proviene del brazo y basa su control en la lógica de estado ON/OFF que cambia con cada contracción del músculo bíceps.

En la figura 4.11 se muestra ambos estados de la prótesis.

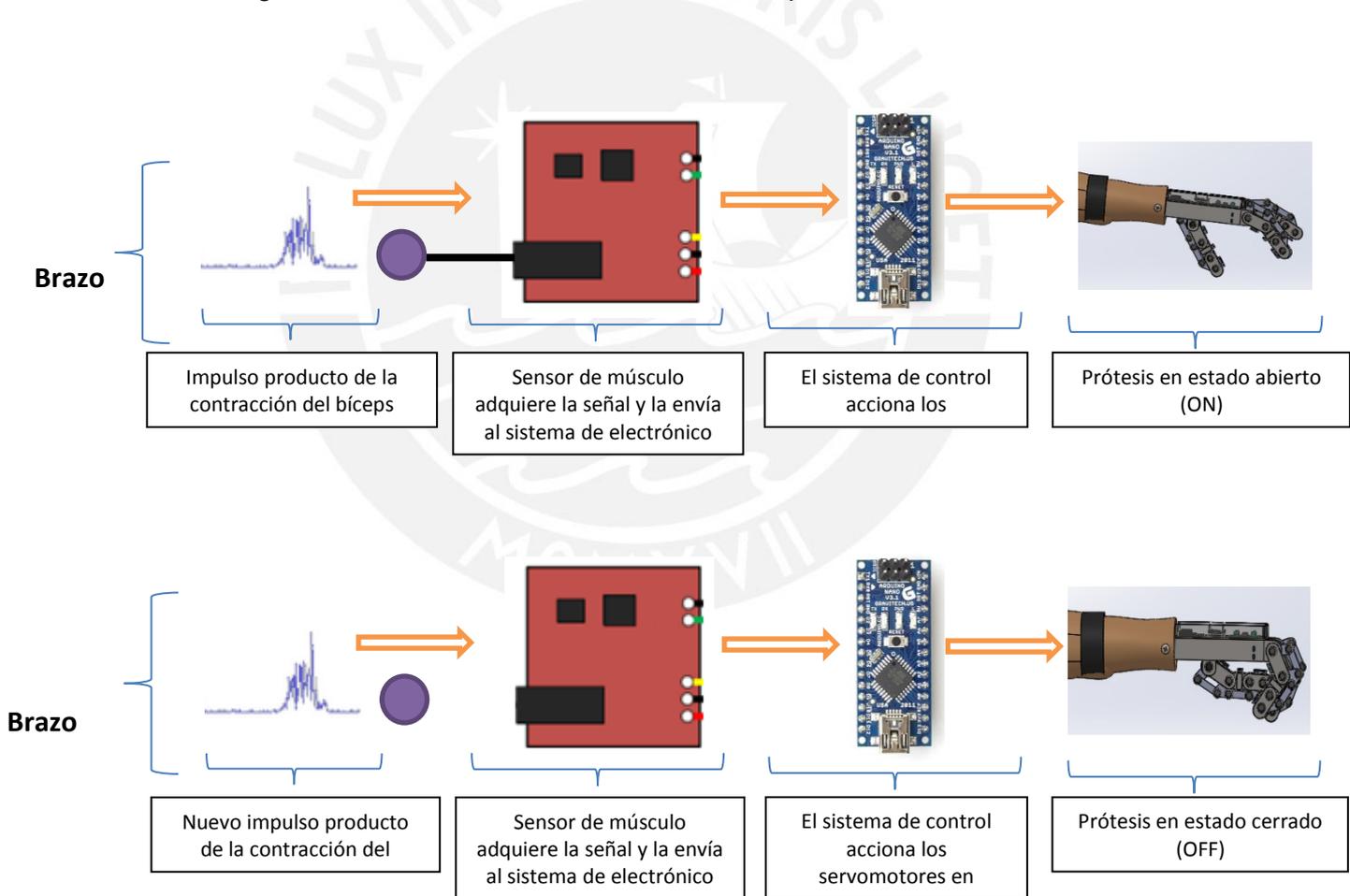


Figura 4.11. Estado de abierto y cerrado de la prótesis de mano

Regular la fuerza de sujeción:

El modo de funcionamiento de esta operación se basa en la comparación entre la información obtenida del sistema de procesamiento de datos líneas arriba explicado y la señal de entrada de los sensores de presión que se ubican en la zona medial de los dedos de la prótesis.

Para ejecutar esta operación es necesario que el sistema electrónico de la prótesis se encuentre en estado cerrado (OFF).

Si se cumple este requisito, el sistema de procesamiento de datos proporciona al sistema electrónico un valor numérico de la fuerza ejercida por el músculo Extensor Carpi Radialis Longus del antebrazo; por otro lado, el sistema electrónico también recibe la fuerza con la que se sujeta el objeto en ese momento proveniente del sensor de presión. Estos dos valores se comparan y si existen alguna diferencia considerable se incrementa o disminuye el ángulo de giro de los servomotores hasta lograr una igualdad aproximada.

En la figura 4.12 se observa un esquema del sistema de control que regula la fuerza de sujeción de la prótesis de mano.

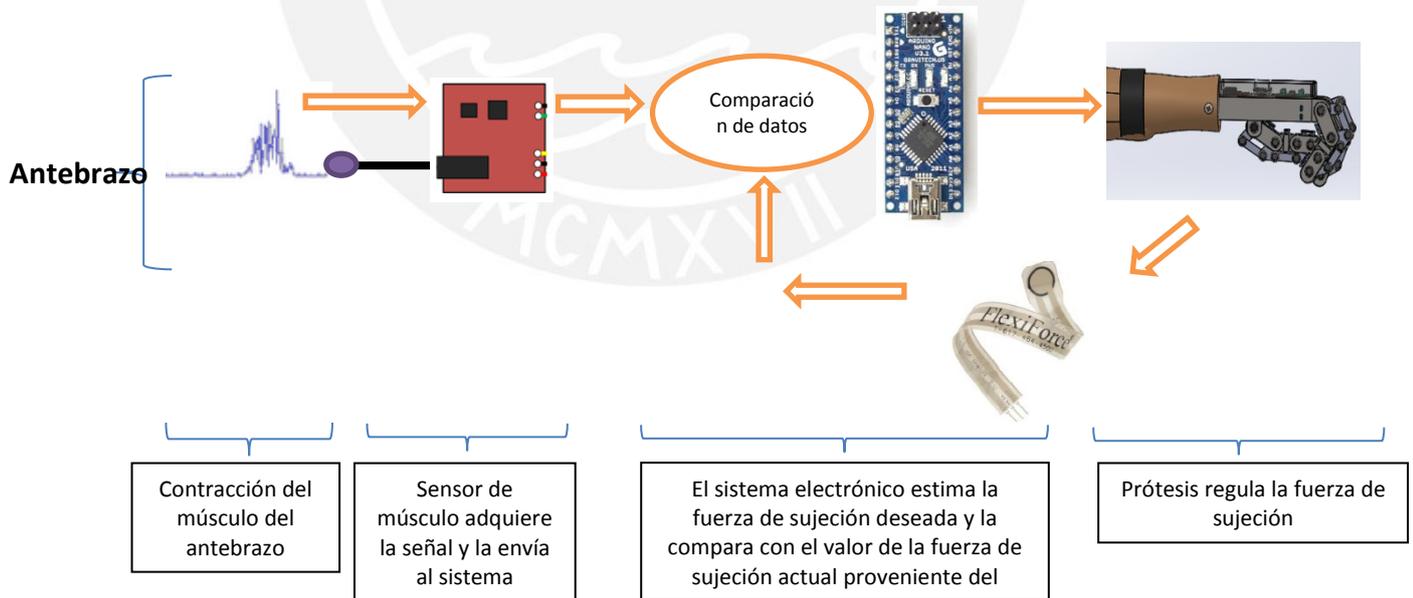


Figura 4.12. Regulación de fuerza de la prótesis de mano

4.1.4 Sistema mecánico

El sistema mecánico está conformado por un acople de muñeca, dos bases en forma de palma que contiene los componentes electrónicos y tres dedos adaptativos que basan su funcionamiento en mecanismos de 4 barras que hacen posibles diferentes tipos de agarres de la prótesis de mano.

En la figura 4.13 se observa la prótesis de mano sujetando diferentes tipos de objetos.

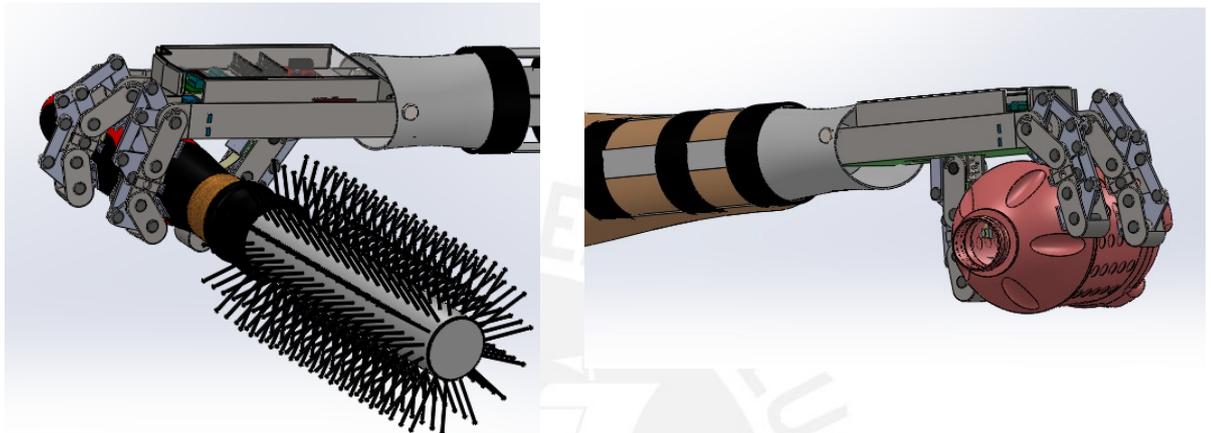


Figura 4.13. Prótesis de mano sujetando diferentes objetos

Transmisión de la variación de fuerza de sujeción en los dedos de la prótesis

La regulación de la fuerza de sujeción se logra con el incremento o disminución del ángulo de los servomotores que conducen el movimiento de los dedos adaptativos y se transmite mecánicamente al objeto a través de resortes que se encuentran en la superficie de los dedos.

En la figura 4.14 se muestra la interconexión entre los dedos y los resortes.

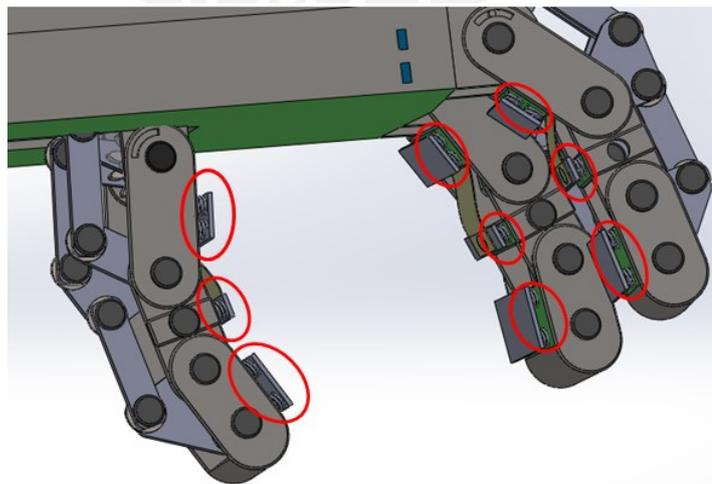


Figura 4.14. Resortes que transmiten la fuerza en los dedos de la prótesis

4.2 Sensores y Actuadores

4.2.1 Sensor de músculo

Este dispositivo detecta señales mioeléctricas de forma diferencial a través de 3 electrodos de plata / cloruro plata (Ag / AgCl) luego las amplifica, rectifica y suaviza convirtiendo estas señales detectadas en amigables para su procesamiento en cualquier microcontrolador.

Requiere de una fuente de alimentación externa de 3,5 V a 18 V como máximo. En la figura 4.15 se muestra dónde se ubican las conexiones de alimentación así como las señales de entrada y salida [9].

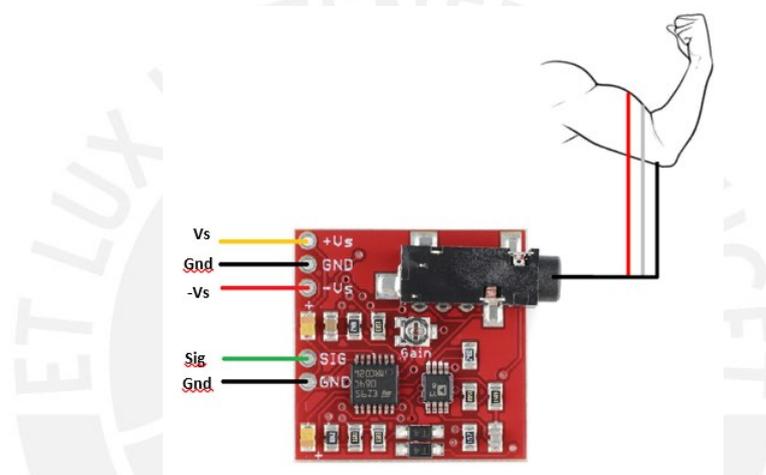


Figura 4.15. Entradas y salidas del sensor de músculo

Especificaciones técnicas:

La tabla 4.1 muestra las especificaciones técnicas del sensor de músculo.

Tabla 4.1. Especificaciones del sensor de músculo

Parámetros	Min	TYP	Max
Voltaje de fuente de alimentación (Vs)	±3.5V	±5V	±18V
Valor de ganancia, ganancia = $270 \cdot (X/1k\Omega)$	0.01 Ω (0.002x)	50 kΩ (10350x)	100 kΩ (20700x)
Voltaje de señal de salida (Rectificado y Suavizado)	0V	--	+ Vs
Voltaje diferencial de entrada	0 mV	2-5 mV	+ Vs/Gain

Diagrama esquemático del sensor:

En la figura 4.16 se observa los diagramas esquemáticos de los circuitos que amplifican, rectifican y suavizan la señal mioeléctrica provenientes de los electrodos de plata / cloruro de plata.

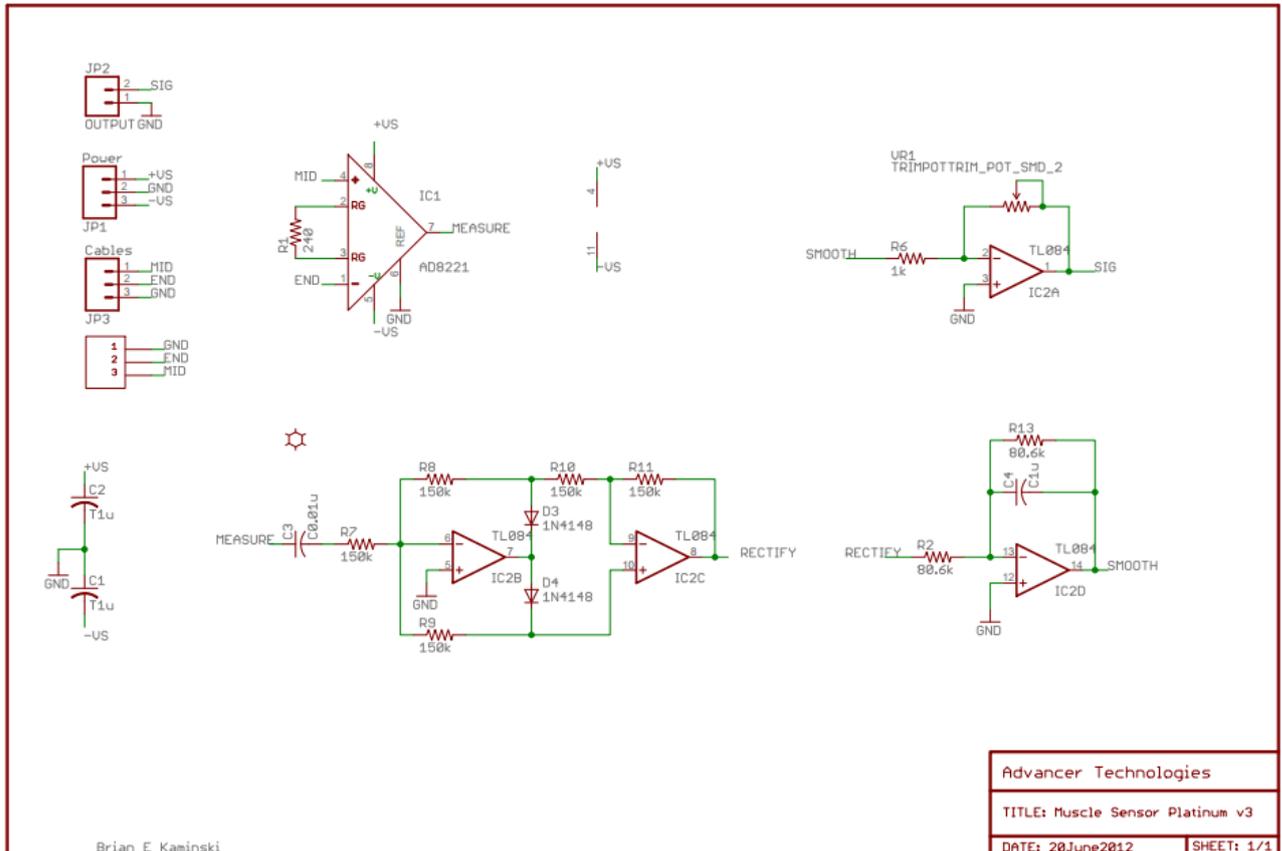


Figura 4.16. Diagrama esquemático del sensor de músculo

Dimensiones:

La figura 4.17 muestra las dimensiones del sensor de músculo.

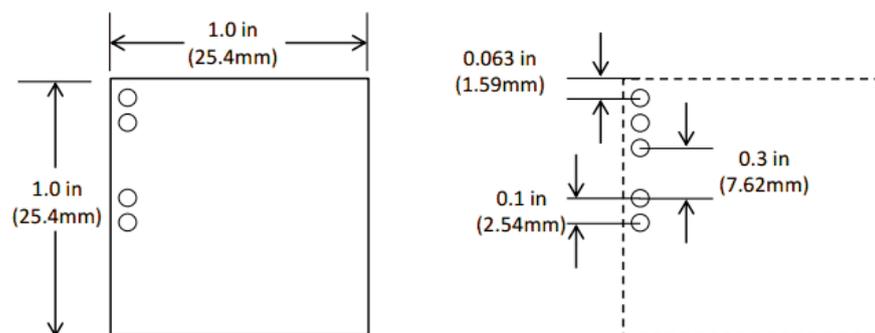


Figura 4.17. Dimensiones del sensor de músculo

Ubicación del sensor de músculo en la prótesis de mano:

Los sensores de músculo se ubican dentro de la palma superior de la prótesis, uno de ellos recibe las señales del brazo y otro del antebrazo, ver figura 4.18.

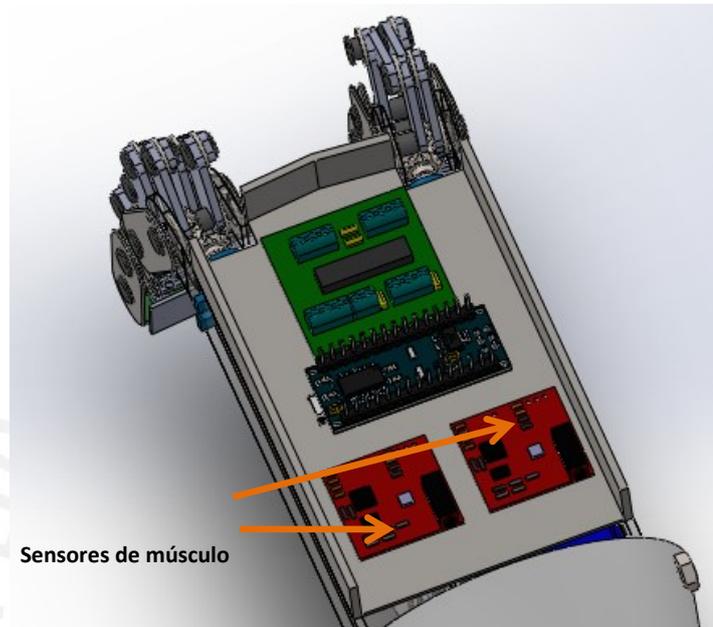


Figura 4.18. Ubicación de los sensores de músculo en la prótesis de mano

Electrodos de plata / cloruro plata:

Los electrodos que se emplean son los de la marca Kendall serie 100 que se caracterizan por tener un hidrogel adhesivo conductor que maximiza la adherencia y el contacto eléctrico.

El área total del electrodo es de 452 mm^2 y el sensor tiene una recubierta de polímero Ag/AgCl.

El tipo de conector es Snap y no contiene látex [12].



Figura 4.19. Electrodo mioeléctrico

Cable sensor de músculo / electrodo:

El cable que se utiliza posee por un lado un terminal de audio plug de 3.5 mm de radio que se conecta con el sensor de músculo y por el otro lado un terminal que tiene 3 entradas tipo Snap que posibilita la conexión con los electrodos de plata / cloruro plata [13].

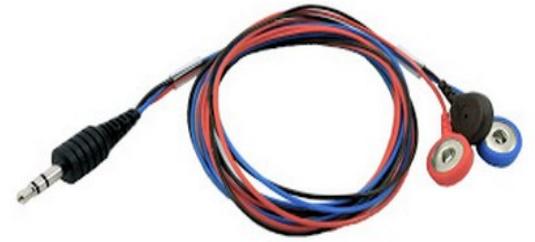


Figura 4.20. Cable sensor de músculo / electrodo

El detalle del terminal Snap se observa en la figura 4.21.

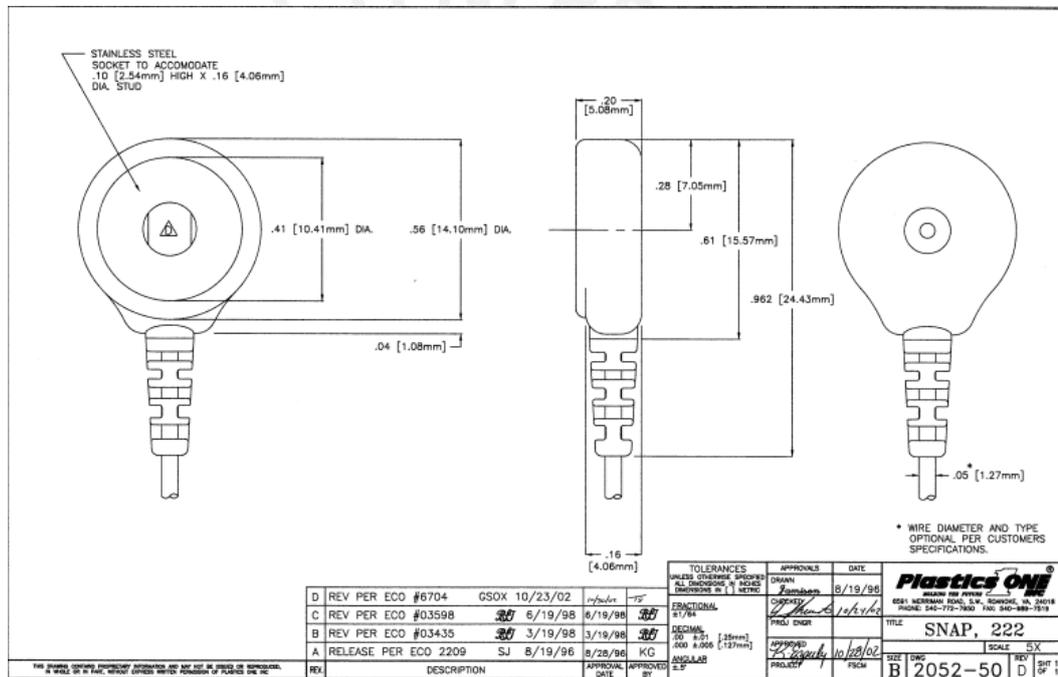


Figura 4.21. Dimensiones del cable sensor de músculo / electrodo

4.2.2 Sensor de fuerza

Es un sensor piezorresistivo versátil cuyo valor de resistencia es inversamente proporcional a la fuerza aplicada. Se caracteriza por tener un circuito impreso flexible ultradelgado (0.008 in).

En la figura 4.22 se puede observar el sensor de fuerza de la marca Tekscan modelo Flexi Force A201 con sus dimensiones acotadas [14].

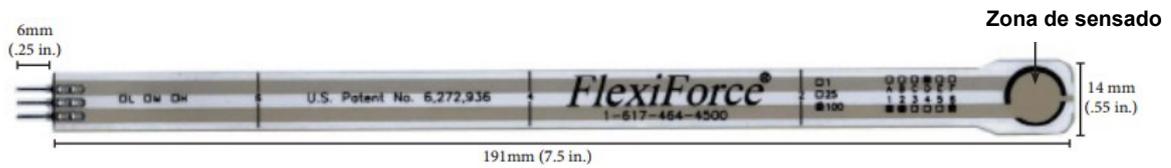


Figura 4.22. Sensor de fuerza Tekscan Flexi Force A201

Especificaciones técnicas:

En La tabla 4.2 se muestra las especificaciones técnicas del sensor de fuerza.

Tabla 4.2. Especificaciones del sensor de fuerza

Especificaciones Técnicas	
Voltaje de fuente de alimentación (Vt)	-1V
Resistencia del sensor (Rs)	>5 MΩ (cuando no existe fuerza)
Espesor	0.203 mm
Longitud	191 mm
Ancho	14 mm
Diámetro del sensor	9.53 mm
Conector	3 pines machos (pin central está inactivo)
Espaciado entre pines	2.54 mm
Rango de medición	0 – 445 N
Linealidad	< ±3 %
Tiempo de respuesta	< 5 μs
Temperatura de operación	-40 °C a 60 °C

Gráficas de la respuesta del sensor de fuerza:

La figura 4.23 muestra la gráfica de las respuestas de la resistencia y conductancia en función a la fuerza que mide el sensor.

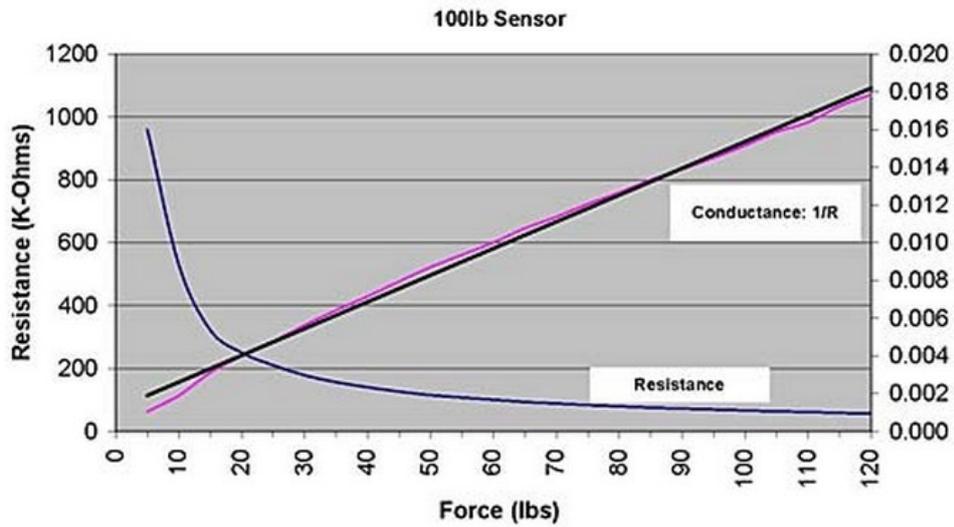


Figura 4.23. Resistencia (Rs) / Conductancia (1/Rs) vs. Fuerza

Ubicación del sensor de fuerza en la prótesis de mano:

Los sensores de fuerza se ubican en los falanges mediales de la los dedos adaptativos, tal como se observa en la figura 4.24.

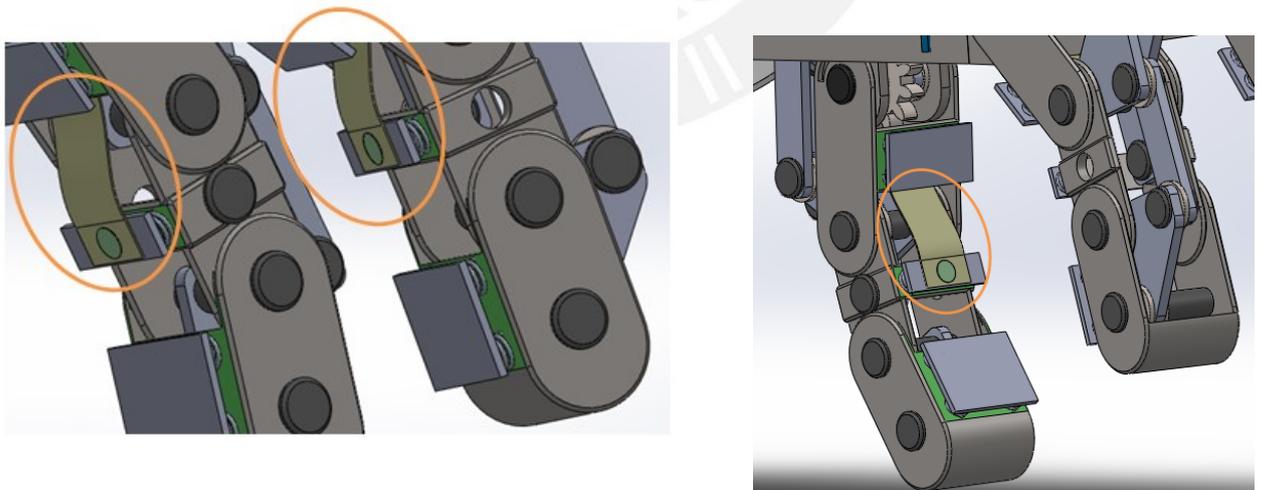


Figura 4.24. Ubicación de los sensores de fuerza en la prótesis de mano

4.2.3 Servomotor

Es un actuador que se caracteriza por ubicarse en cualquier posición dentro de su rango de operación y mantenerse estable en dicha posición. El control de estos dispositivos se realiza a través de la modulación por ancho de pulso (PWM).

El dispositivo que se eligió para la prótesis mioeléctrica es de la marca Hitec y se caracteriza por su reducido tamaño, peso liviano (9.5 g) y por sus engranajes metálicos que otorgan una mayor resistencia al desgaste dentro de la transmisión mecánica que se encargará de mover los dedos, en la figura 4.25 se observa este modelo junto con sus dimensiones en pulgadas [15].

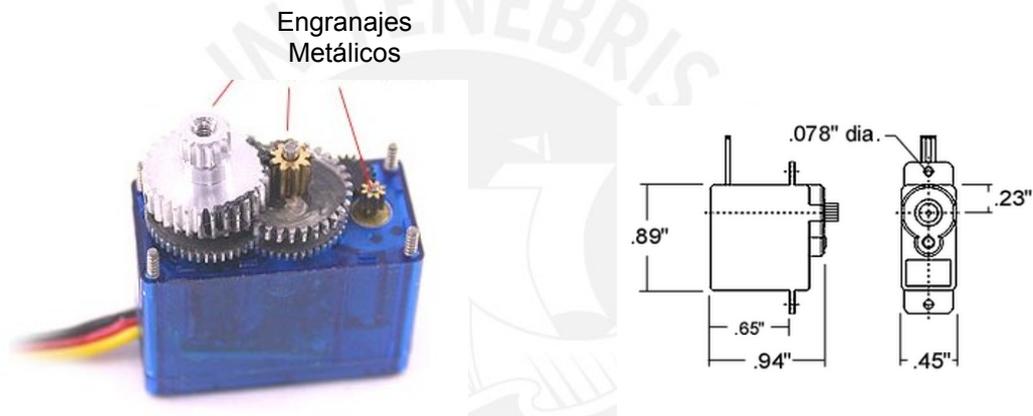


Figura 4.25. Servomotor con engranajes de metal de la marca Hitec

Especificaciones técnicas:

La tabla 4.3 muestra las especificaciones técnicas del servomotor con engranajes metálicos.

Tabla 4.3. Especificaciones del servomotor

Especificaciones Técnicas	
Sistema de control	Modulación por ancho de pulso
Voltaje de entrada	4.8 – 6.0 V
Rango de temperatura de operación	-20°C a 60°C
Torque	1.5 kg
Dimensiones	22.8*11.6*24mm
Peso	9.5 g
Tipo de engranajes	Engranajes metálicos
Tipo de motor	Cepillo de carbón (Carbon brush)

Ubicación de los servomotores en la prótesis de mano:

Los servomotores se ubican dentro de la palma inferior de la prótesis y cada uno de ellos acciona un dedo adaptativo, ver figura 4.26.

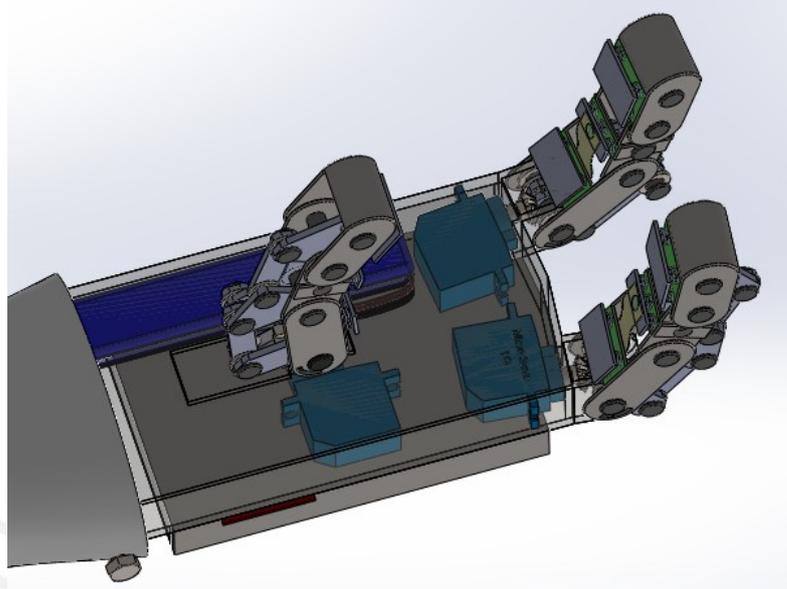


Figura 4.26. Ubicación de los servomotores en la prótesis de mano

4.3 Diseño mecánico

El diseño mecánico se realizó tomando en cuenta las medidas que se mencionan en la norma DIN 33 402 parte 2, ver anexo A , en donde se mencionan las medidas de las manos destinadas a ser usadas en el diseño de herramientas, utilaje y mandos; con el fin de lograr una prótesis visiblemente estética con relación al tamaño de la mano [17].

El diseño mecánico propuesto se puede dividir en 3 sectores:

1. Los 3 dedos adaptativos
2. Las palmas que contienen por dentro los servomotores, las baterías y circuitos
3. El acople que permite fijar la prótesis al paciente.

En la figura 4.27 se puede observar una vista global del diseño mecánico de la prótesis de mano.

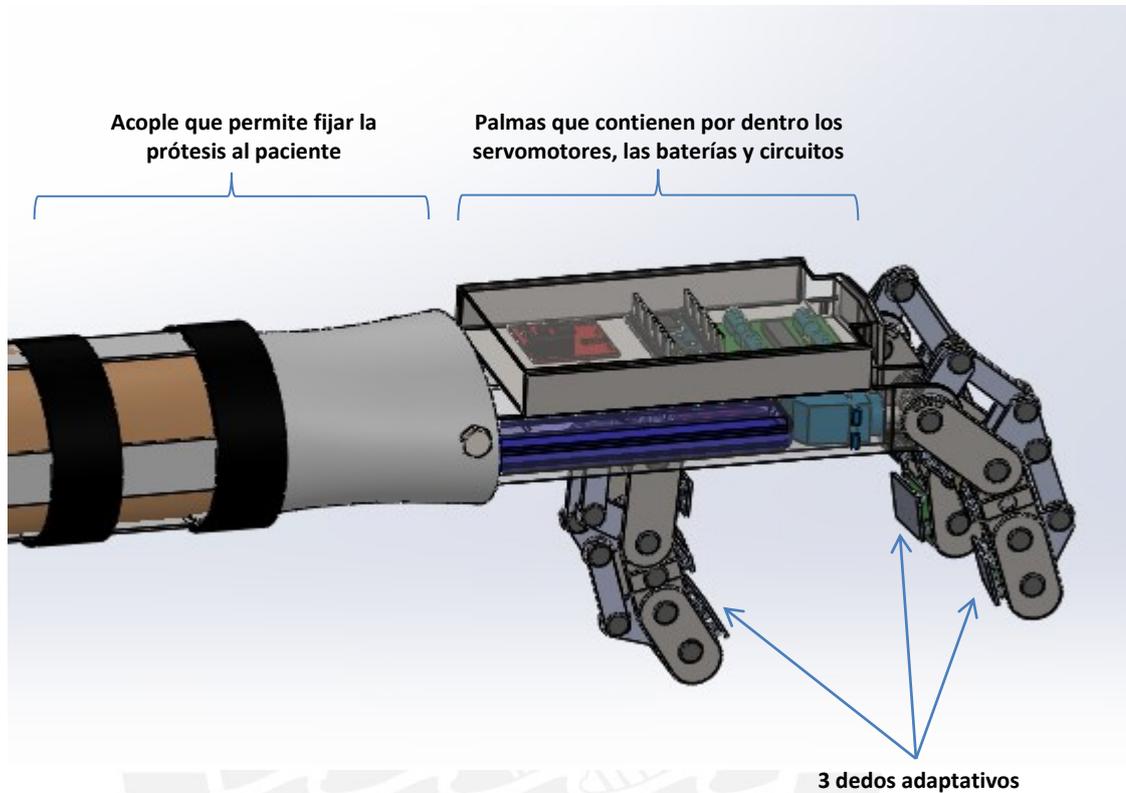


Figura 4.27. Vista global del diseño mecánico

Dedos adaptativos

En la figura 4.28 se muestra el diseño desarrollado de un dedo adaptativo perteneciente a la prótesis de mano, mientras que en la figura 4.29 se observa una vista explosionada del diseño en mención.

Este prototipo está conformado por piezas desarrolladas en ABSplus (Impresora 3D), pasadores de 5 mm de diámetro, empaquetaduras de caucho y un engranaje helicoidal. Estos componentes se explican con más detalle en la sección 4.4.1 “Planos generales del sistema”.

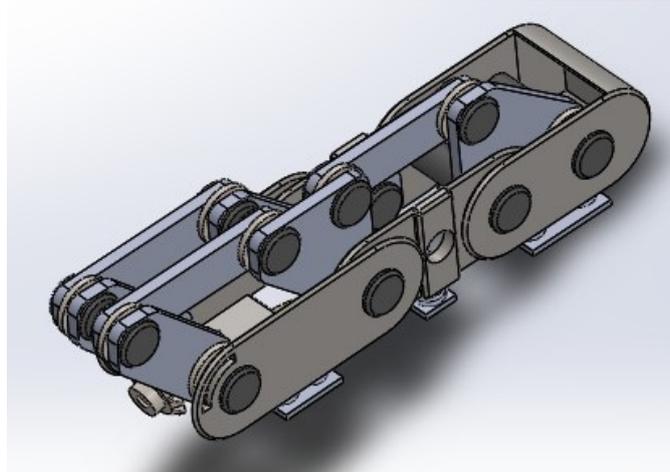


Figura 4.28. Vista isométrica de un dedo de la prótesis de mano

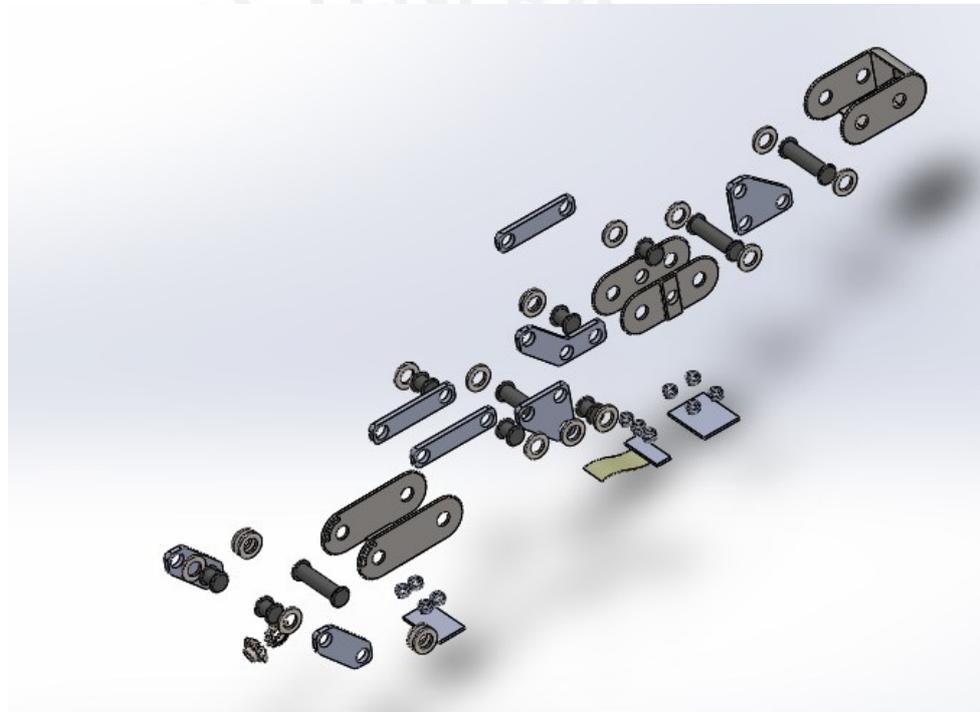


Figura 4.29. Vista explosionada de un dedo de la prótesis de mano

Los 3 dedos adaptativos son accionados con servomotores que transmiten su movimiento a través de un par de engranajes.

Dos de los dedos, en la parte frontal, poseen un par de engranajes cónicos perpendiculares entre sí, ver figura 4.30.

Estos engranajes cónicos son de latón, poseen 24 dientes, 32 de paso y 5mm diámetro interno, ver anexo H.

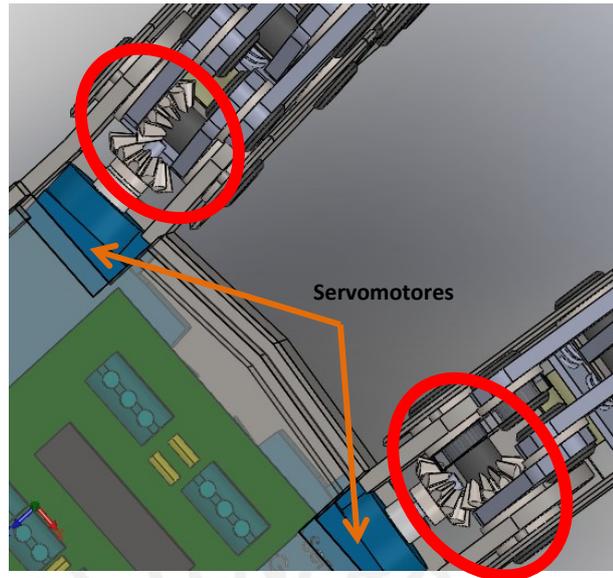


Figura 4.30. Engranajes cónicos de los dedos adaptativos

El dedo que se encuentra debajo de la palma posee un par de engranajes rectos y paralelos entre sí, ver figura 4.31.

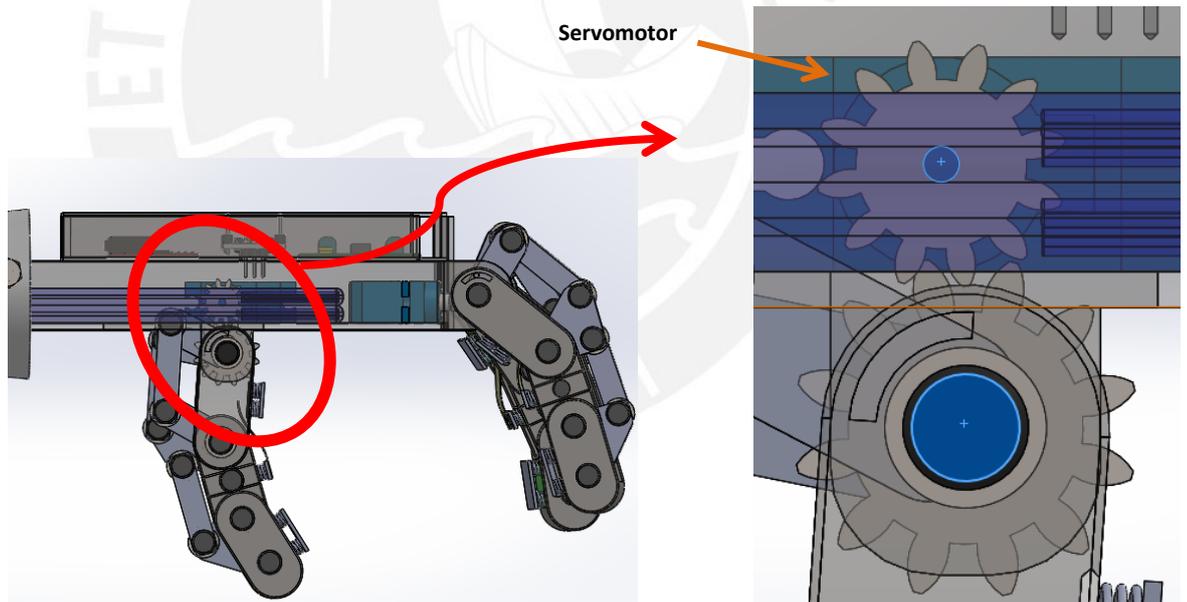


Figura 4.31. Engranajes rectos de dedo adaptativo

Los engranajes rectos deben cumplir con una distancia de centros de 0.75 pulgadas, 32 de paso y sumatoria total de dientes (engranaje conductor + engranaje conducido) igual a 48; ver anexo H.

El engranaje conductor es de 16 dientes y el conducido es de 32 dientes.

Palmas que contienen los servomotores, las baterías y circuitos

En la figura 4.32 se puede observar el diseño desarrollado de las palmas y tapa que contienen la electrónica de la prótesis mioeléctrica, asimismo en la figura 4.33 se observa una vista explosionada del diseño.

Este prototipo está conformado por 2 palmas y una tapa manufacturadas en ABSplus.

Estos componentes se explican con más detalle en la sección 4.4.1 “Planos generales del sistema”.

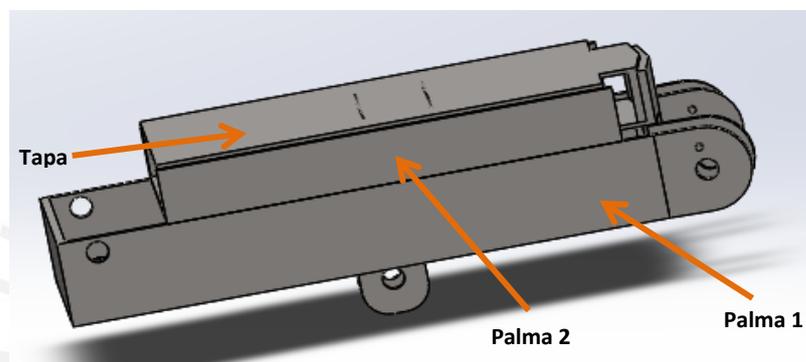


Figura 4.32. Vista global de las palmas y tapa que contienen la electrónica de la prótesis.

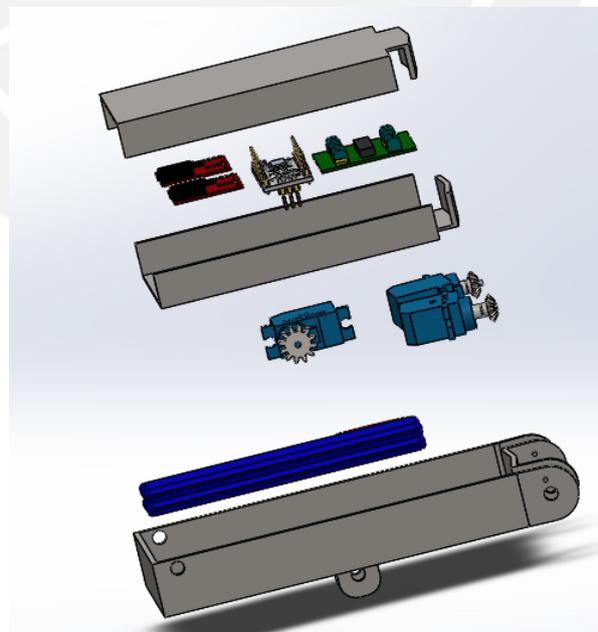


Figura 4.33. Vista explosionada de las palmas y tapa junto a los componentes que contienen.

Acople

En la figura 4.34 se puede observar el diseño desarrollado del acople de la prótesis. Este prototipo está conformado por un acople de ABSplus, 4 barras de 1mm de espesor que sujetan el antebrazo del paciente con la ayuda de cintas elásticas antialérgicas y 2 pernos de fijación ISO 4014 M5x25x16 [20].

En la figura 4.35 se muestra la vista explosionada de esta sección de la prótesis de mano.

Estos componentes se explican con más detalle en la sección 4.4.1 “Planos generales del sistema”.

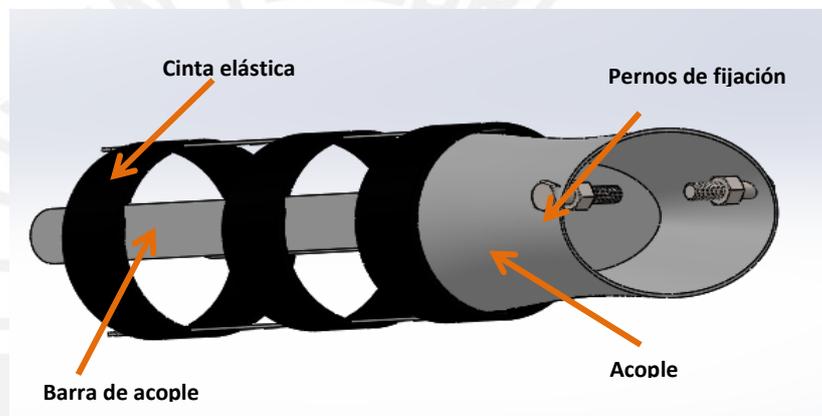


Figura 4.34. Vista global del acople de la prótesis

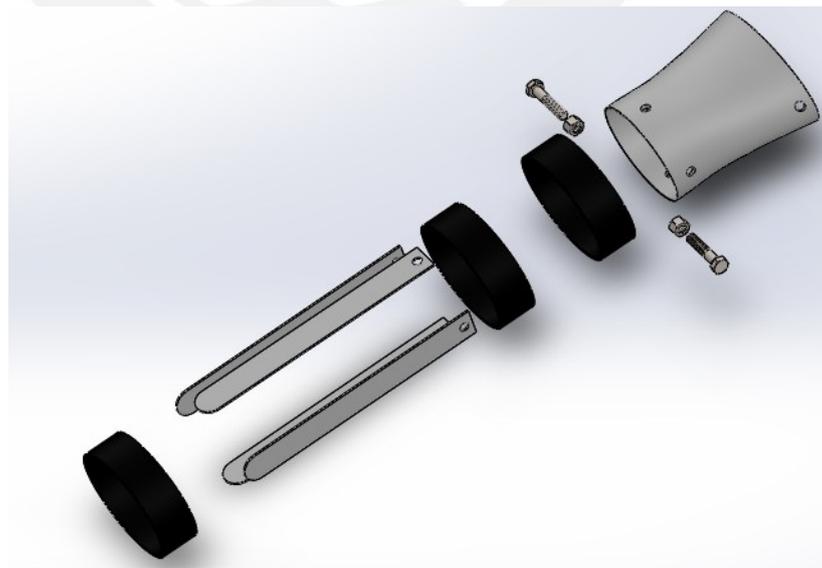


Figura 4.35. Vista explosionada del acople de la prótesis.

4.3.1 Plano general del sistema

En la figura 4.36 se muestra el plano general del sistema que muestra las partes que conforman la prótesis de mano.

El plano fue elaborado en una escala 1:2 y en un tamaño de hoja A3. Cada numeración en globos indica el nombre de la pieza conformante, el material y la norma con que se propone la elaboración.

Para más detalle ver anexo J.

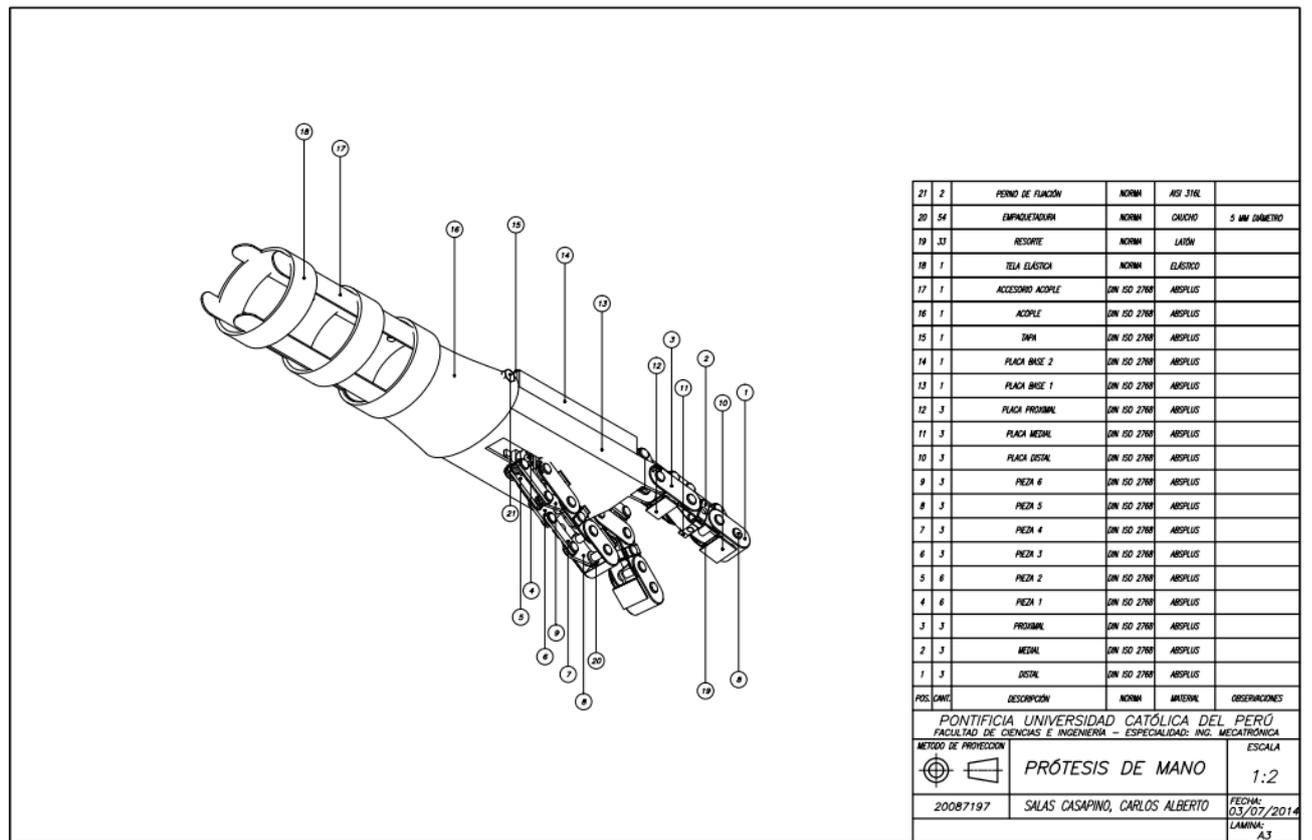


Figura 4.36. Plano general de la prótesis de mano

Para tener una mejor visión de las piezas conformantes de la prótesis de mano, a continuación se presentan los planos explosionados de los siguientes sectores:

1. Los 3 dedos adaptativos
2. Las palmas que contienen por dentro los servomotores, las baterías y circuitos
3. El acople que permite fijar la prótesis al paciente.

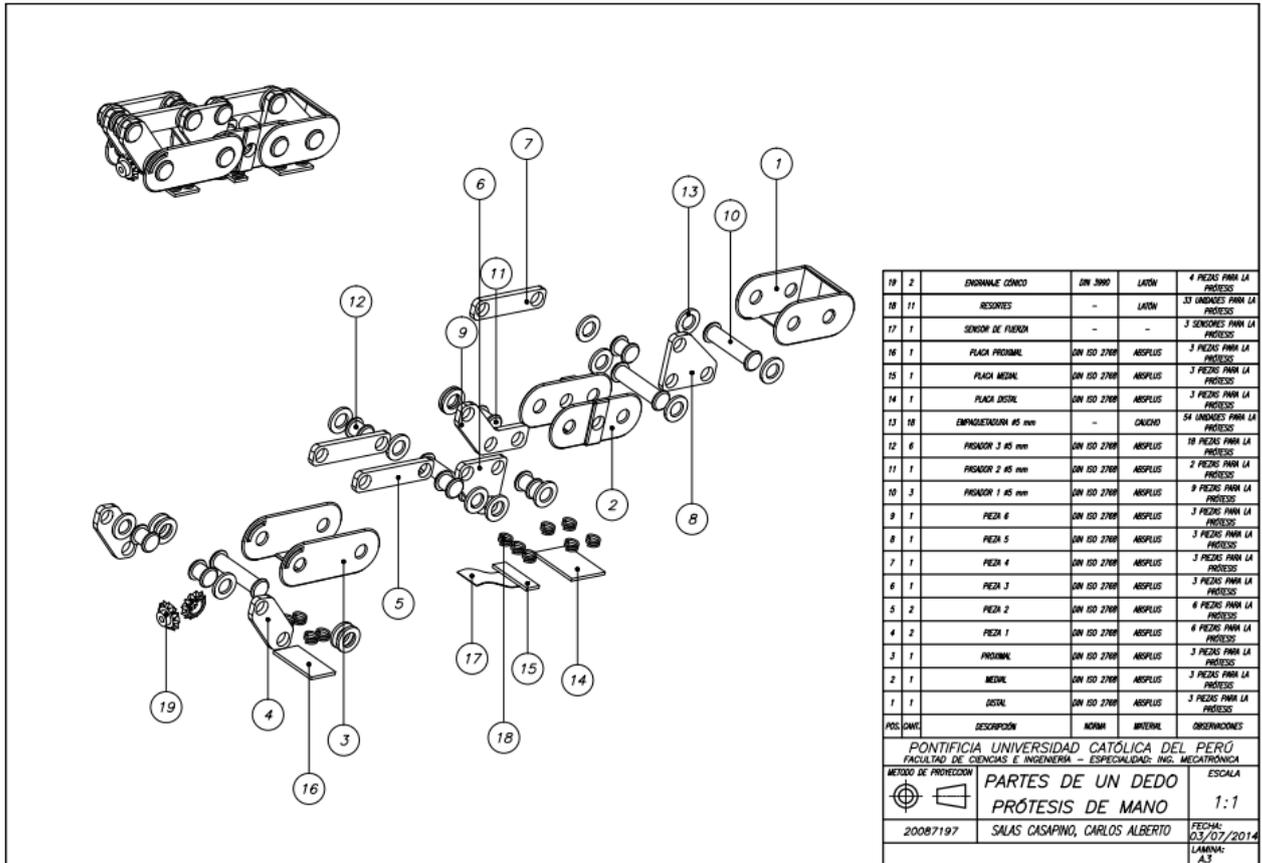


Figura 4.37. Plano explosionado de un dedo de la prótesis de mano

En la figura 4.37, se observa los elementos que conforman un dedo la prótesis de mano.

Este plano muestra 3 piezas denominadas “Proximal”, “Medial”, y “Distal” que son las que conforman la estructura principal y toman la función de representar los 3 falanges que contiene un dedo real, los planos de despiece se muestran en el anexo K.

Los piezas 4,5,6,7,8 y 9 conforman los mecanismos que permiten la adaptabilidad del dedo a diferentes superficies de objetos, la pieza 18 indica el resorte que permite variar la fuerza de sujeción de la prótesis, la pieza 19 es el engranaje cónico de latón que genera el movimiento del dedo por medio de un servomotor. Los demás elementos son de fijación y unión del dedo de la prótesis.

Para una mejor apreciación del plano, ver el anexo J

Los planos de despiece de cada elemento se encuentran en el anexo K

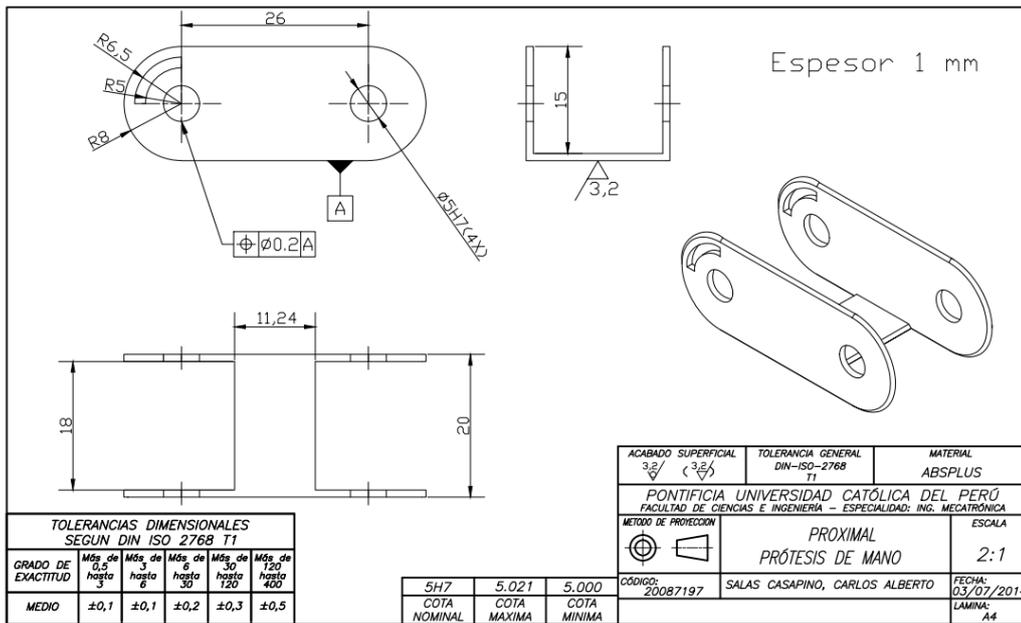


Figura 4.38. Plano de despiece de la pieza proximal

El plano de despiece de la figura 4.38 muestra la pieza proximal del dedo de la prótesis, esta pieza tiene la peculiaridad de estar conformado por 2 ranuras en el extremo superior izquierdo que funcionan como guías limitantes de giro del dedo, en caso el objeto sujetado se expanda o haya algún tipo de desprogramación en los servomotores.

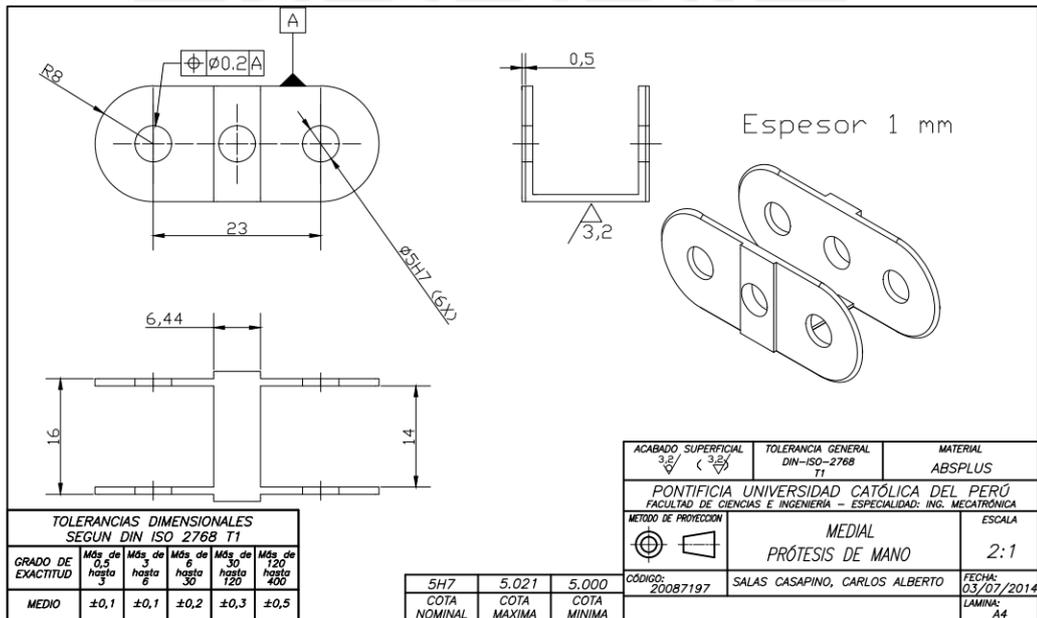


Figura 4.39. Plano de despiece de la pieza medial

El plano de la figura 4.39 muestra la pieza medial del dedo de la prótesis y contiene 3 agujeros que permiten fijar las demás piezas con ayuda de pasadores de 5mm de diámetro.

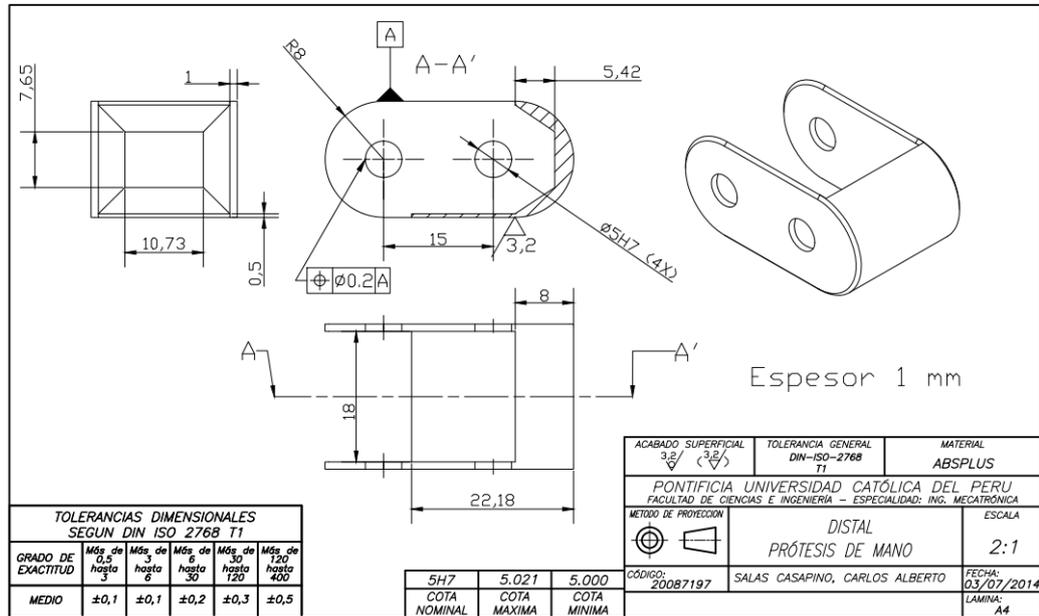


Figura 4.40. Plano de despiece de la pieza distal

El plano de la figura 4.40 muestra la pieza distal de la prótesis y se caracteriza por ser la terminación del dedo de la prótesis, posee dos agujeros que permiten fijar otras piezas del dedo con la ayuda de pasadores de 5 mm.

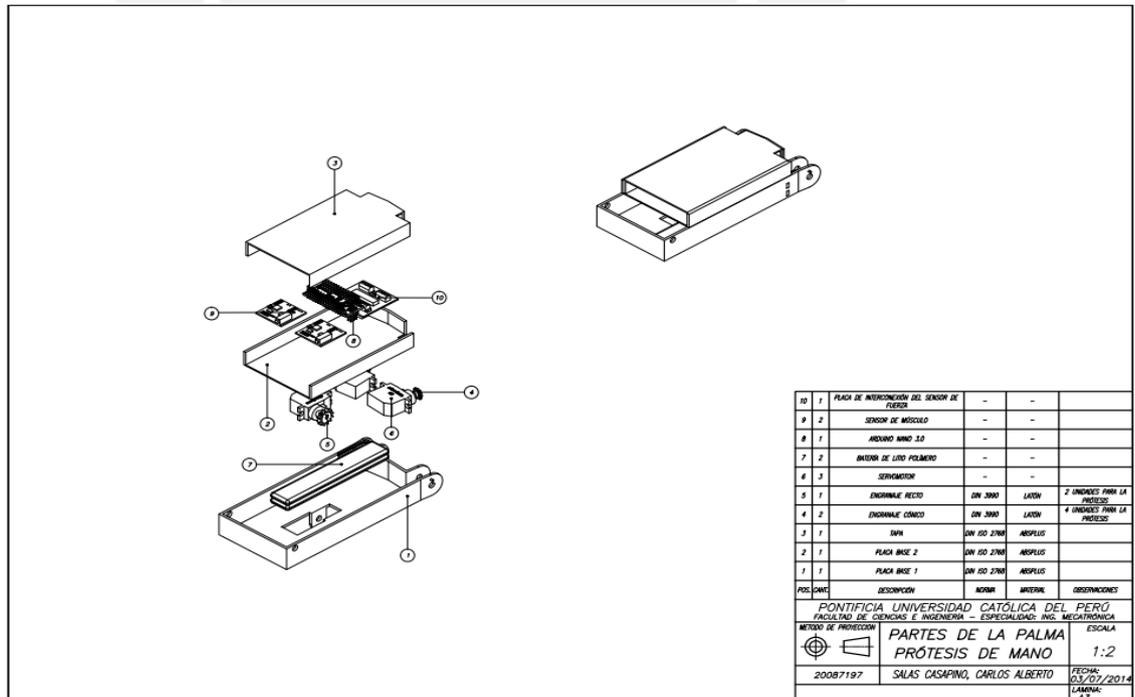


Figura 4.41. Plano explosionado de las palmas que contienen los componentes electrónicos

En la figura 4.41, se observa el plano explosionado de las palmas que contienen por dentro los servomotores, las baterías de litio polímero y los componentes electrónicos (Arduino Nano 3.0, 2 sensores de músculo y la placa de interconexión entre los sensores de presión y el microcontrolador).

En el anexo J, se puede observar con más detalle el plano explosionado y los planos de despiece de las partes conformantes.

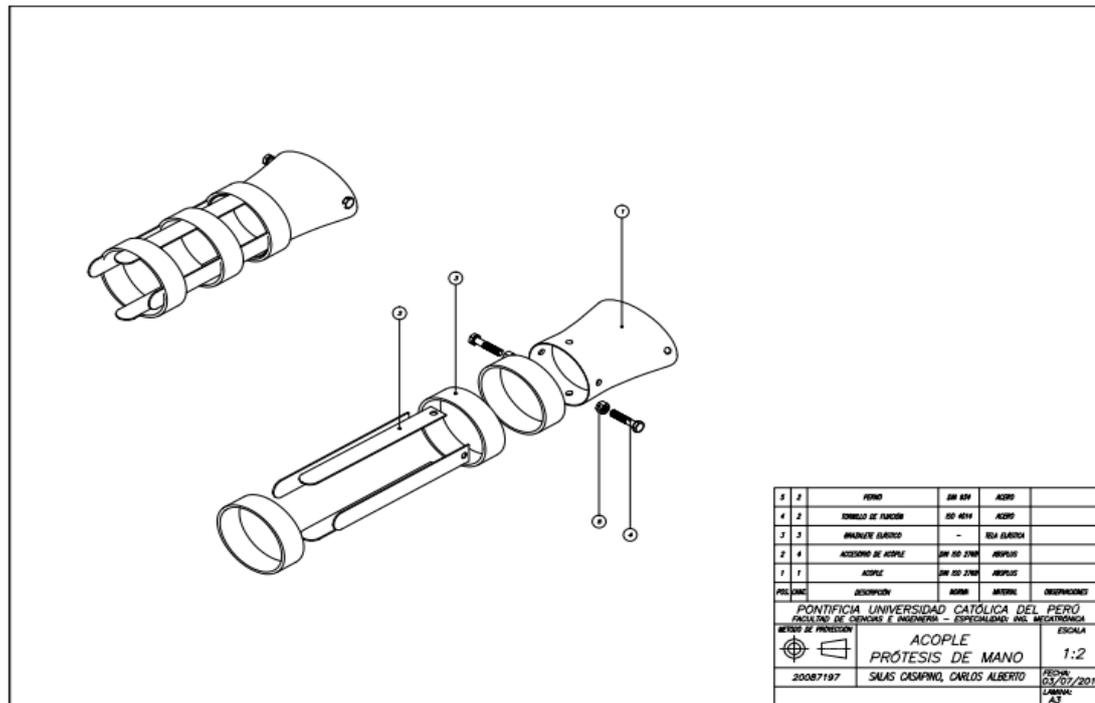


Figura 4.42. Plano explosionado del acople de la prótesis de mano

El plano explosionado del acople de la prótesis se observa en la figura 4.42. Esta sección de la prótesis está conformada por una pieza de acople propiamente dicha y 4 barras de 13 cm que permiten fijar este prototipo al antebrazo del paciente.

Los planos de ensamble y despiece se pueden observar con más detalle en los anexo J y K respectivamente.

4.3.2 Mecanismo y análisis

La prótesis de mano se caracteriza por presentar 3 dedos adaptativos que basan su movimiento a partir de mecanismos de 4 barras, como muestra la figura 4.43.

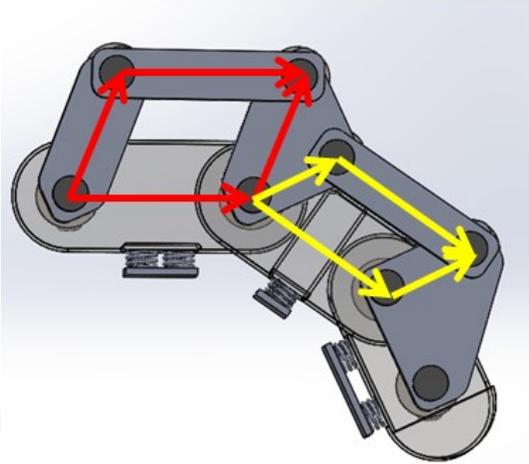


Figura 4.43. Mecanismos de 4 barras en el dedos adaptativo

Análisis cinemático de los dedos adaptativos de la prótesis de mano.-

En la figura 4.44 se puede observar que uno de los 2 mecanismos de 4 barras que permite la adaptabilidad de la falange distal de los dedos puede sufrir interferencia con uno de los pasadores a partir de un determinado ángulo de rotación del eslabón conductor.

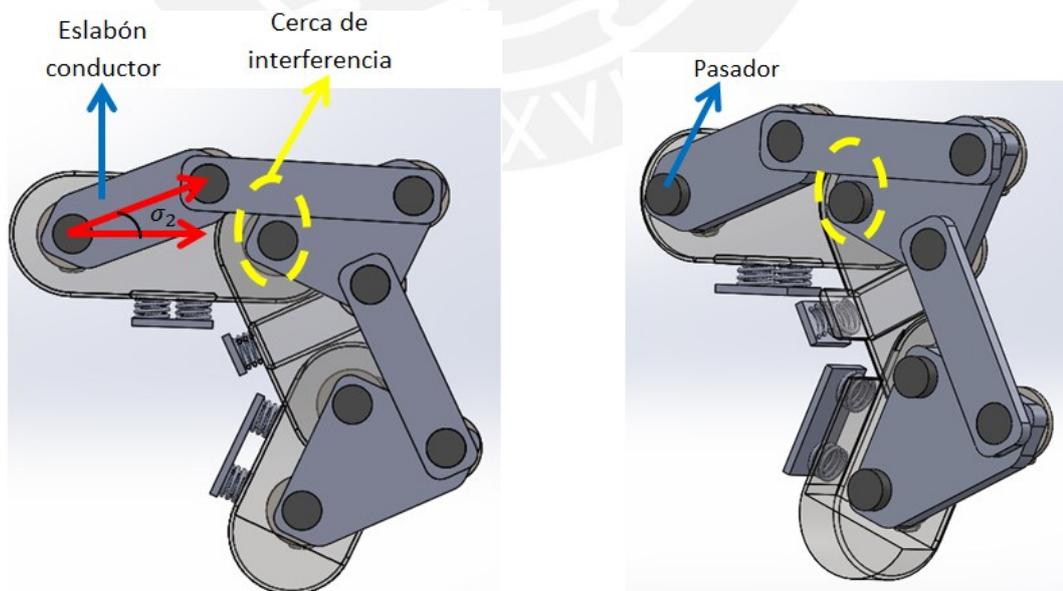


Figura 4.44. Eslabón del mecanismo de 4 barras cerca de interferencia con el pasador del dedo

Con el fin de evitar que ocurra esta interferencia se realiza el análisis cinemático del mecanismo de 4 barras.

En la figura 4.45 se observa el diagrama vectorial del mecanismo de 4 barras mencionado de uno de los dedos de la prótesis.

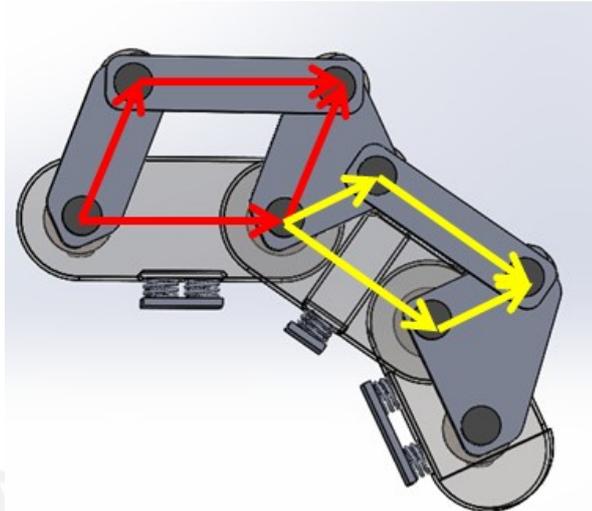


Figura 4.45. Diagramas vectoriales de los mecanismos de 4 barras

Dado que la interferencia se presenta en el mecanismo que contiene al eslabón conductor, entonces la figura 4.45 se puede resumir en la figura 4.46 para facilitar el análisis.

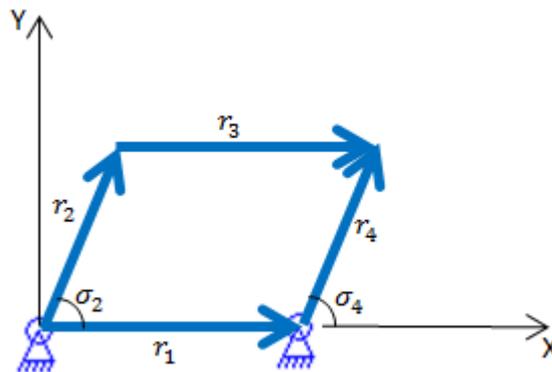


Figura 4.46. Diagrama vectorial de los mecanismos que contiene al eslabón conductor

Donde:

$$r_1 = 26 \text{ mm} , r_2 = 18.12 \text{ mm} , r_3 = 26 \text{ mm} , r_4 = 18.12 \text{ mm}$$

$$\theta_1 = 0 , \theta_3 = 0 \rightarrow \text{sen}\theta_1 = 0 , \text{cos}\theta_1 = 1$$

De la figura 4.46 se tiene:

$$\vec{r}_1 + \vec{r}_4 = \vec{r}_2 + \vec{r}_3 \quad (1)$$

$$r_1(\cos\theta_1 + i \operatorname{sen}\theta_1) + r_4(\cos\theta_4 + i \operatorname{sen}\theta_4) = r_2(\cos\theta_2 + i \operatorname{sen}\theta_2) + r_3(\cos\theta_3 + i \operatorname{sen}\theta_3) \quad (4)$$

Separando la ecuación (4) en partes real e imaginaria:

$$R: r_1 + r_4 \cos\theta_4 - r_2 \cos\theta_2 - r_3 = 0 \quad (5)$$

$$I: r_4 \operatorname{sen}\theta_4 - r_2 \operatorname{sen}\theta_2 = 0 \quad (6)$$

$$\text{De (5): } r_2 = r_4$$

$$\operatorname{sen}\theta_2 = \operatorname{sen}\theta_4 \rightarrow \theta_2 = \theta_4 \quad (7)$$

∴ El eslabón conducido (r_4) girará del mismo modo que el eslabón conductor (r_2).

Para continuar con el análisis de la colisión con el pasador es necesario saber las dimensiones de los elementos del mecanismo de 4 barras.

En la figura 4.47 se observa las dimensiones de los elementos del mecanismo analizado

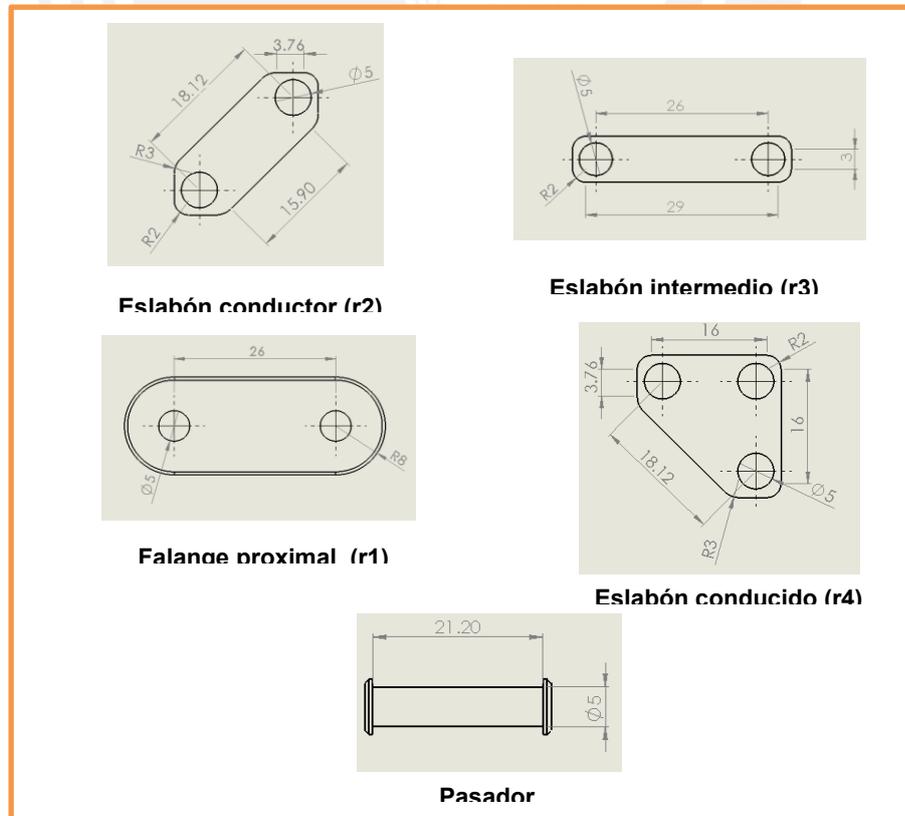


Figura 4.47. Dimensiones del mecanismo analizado. Medidas en mm.

Tomando en cuenta el origen de coordenadas de la figura 4.46 y sabiendo las dimensiones de los elementos, se determina las coordenadas del pasador: P(26;0).

El punto de colisión del pasador con el eslabón (r3) es: Colisión(26;2,5)

Agregando 2.5 mm al eje Y del punto de colisión como medida de seguridad, resulta: NuevaColision(26;5).

Entonces la posición crítica del eslabón (r3) es: NuevaColision(26;5)

Para la ecuación (6) se tiene que:

$$r_2 \operatorname{sen} \theta_2 = 18.12 \operatorname{sen} \theta_2$$

Para no colisionar se tiene que cumplir que:

$$r_2 \operatorname{sen} \theta_2 = 18.12 \operatorname{sen} \theta_2 > 5 + 3(\text{ancho del eslabón } r3)$$

$$18.12 \operatorname{sen} \theta_2 > 8$$

$$\therefore \theta_2 > 26,19^\circ$$

En conclusión, el máximo ángulo que puede girar el eslabón conductor (r2) es $\theta_2 = 26,19^\circ$ para que no haya colisión con el pasador.

4.3.3 Material y análisis

El material que se escogió para la manufactura de las piezas de la prótesis de mano es el ABSplus, el cual es un termoplástico para impresoras 3D.

Se caracteriza por tener una buena estabilidad dimensional y una excelente resistencia lo que lo convierte en un material apropiado para la fabricación de piezas mecánicas.

En la tabla 4.4 se muestra las características de este material [21]

Tabla 4.4. Especificaciones del ABSplus

Propiedades	Métrico	Inglés	Comentarios
Mecánicas			
Resistencia a la tracción	37 MPa	5300 psi	ASTM D638
Módulo de tracción	2,320 MPa	330000 psi	ASTM D638
Alargamiento	3%	3%	ASTM D638
Resistencia a la flexión	53 MPa	7600 psi	ASTM D790
Módulo de flexión	2250 MPa	320000 psi	ASTM D790
Impacto IZOD, con muesca (método A, 23°C)	106 J/m	2.0 ft-lb/in	ASTM D256
Eléctricas			
Resistividad de volumen	3.0x10e14 – 6.0x10e13 ohms		ASTM D257
Constante dieléctrica	2.9 – 2.6		ASTM D150-98
Factor de disipación	0.0053 – 0.0046		ASTM D150-98
Rigidez dieléctrica	320 – 100 V/mm		ASTM D149-09, Método A
Térmicas			
Deflexión de calor (HDT) @ 66 psi	96 °C	204 °F	ASTM D648
Coefficiente de dilatación térmica	-	4.90E-05 in/in/°F	ASTM E831

Análisis de la resistencia de los dedos de la prótesis de mano.-

El análisis de la resistencia del material de la prótesis es de mucha utilidad ya que nos permite determinar la fuerza máxima a la que se pueden someter los dedos de la prótesis

En la figura 4.48 se puede observar las fuerzas de corte que actúan en los 3 falanges de los dedos

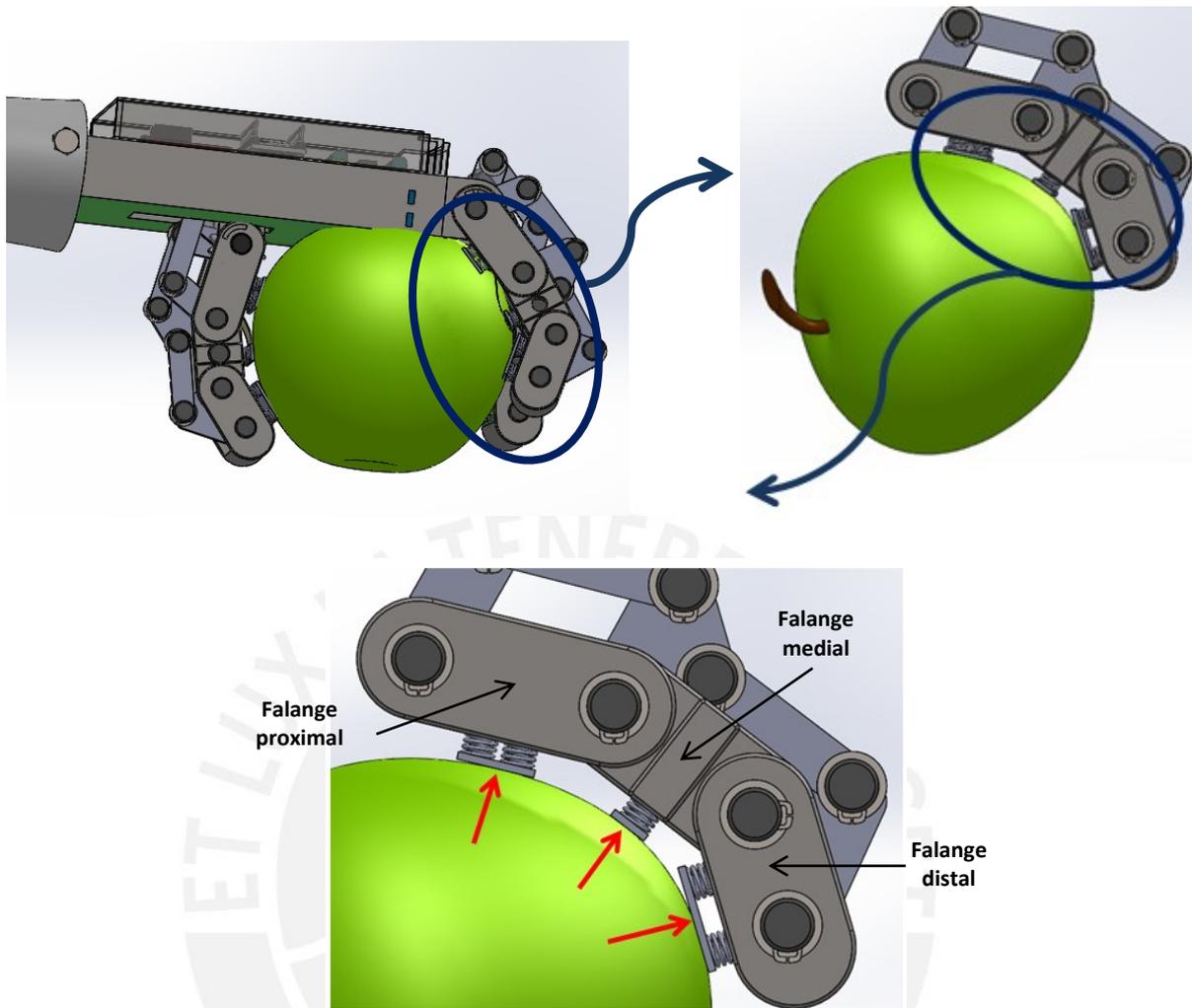


Figura 4.48. Fuerzas de corte que actúan en los dedos de la prótesis

A continuación se realizará el análisis de resistencia al corte de las tres falanges de los dedos de la prótesis.

Análisis de la falange proximal

En la figura 4.49 se muestra el diagrama de fuerza cortantes que actúan en la falange proximal mientras que en la figura 4.50, se muestra las dimensiones de la pieza analizada.

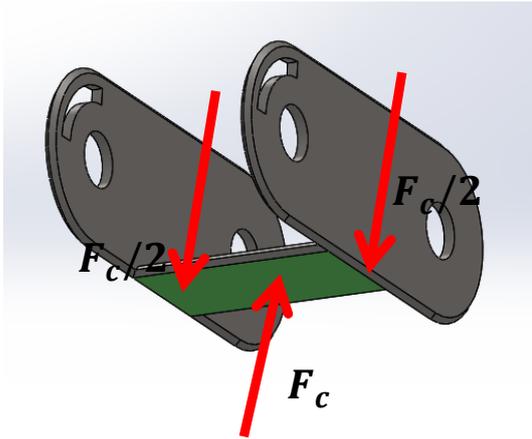


Figura 4.49. Fuerzas de corte en la falange proximal

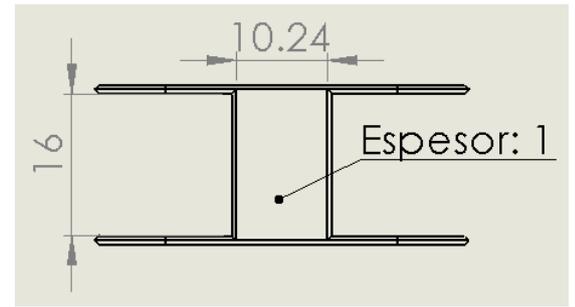


Figura 4.50. Dimensiones de la falange proximal en mm

Datos:

Resistencia al corte del ABSplus (θ_c) = 18.5 MPa

Por resistencia de materiales:

$$\frac{F_c}{A_s} \leq \theta_c$$

$$A_s = 10.24 * 1 = 10.24 \text{ mm}^2$$

$$\therefore F_c \leq 18.5 * 10,24$$

$$\therefore F_c \leq 189.44 \text{ N}$$

$$\therefore F_c \leq 19,33 \text{ kg}(f)$$

La fuerza máxima a la que puede someterse esta pieza es de 19,33 kg(f).

Análisis de la falange medial:

En la figura 4.51 se muestra el diagrama de fuerza cortantes que actúan en la falange medial mientras que en la figura 4.52, se muestra las dimensiones de la pieza analizada.

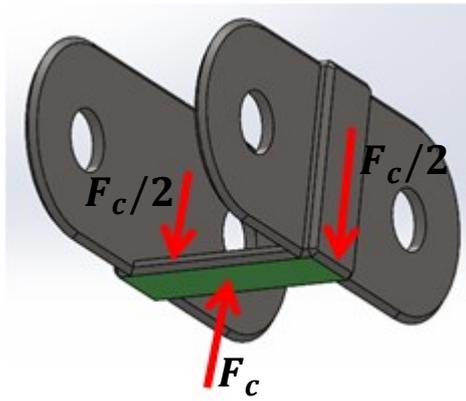


Figura 4.51. Fuerzas de corte en la falange medial

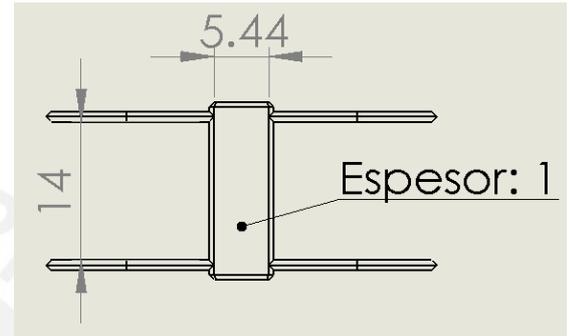


Figura 4.52. Dimensiones de la falange medial en mm

Datos:

Resistencia al corte del ABSplus (θ_c) = 18.5 MPa

Por resistencia de materiales:

$$\frac{F_c}{A_s} \leq \theta_c$$

$$A_s = 5.44 * 1 = 5.44 \text{ mm}^2$$

$$\therefore F_c \leq 18.5 * 5.44$$

$$\therefore F_c \leq 100.64 \text{ N}$$

$$\therefore F_c \leq 10,27 \text{ kg(f)}$$

La fuerza máxima a la que puede someterse esta pieza es de 10,27 kg(f).

Análisis de la falange distal:

En la figura 4.53 se muestra el diagrama de fuerza cortantes que actúan en la falange distal mientras que en la figura 4.54, se muestra las dimensiones de la pieza analizada.

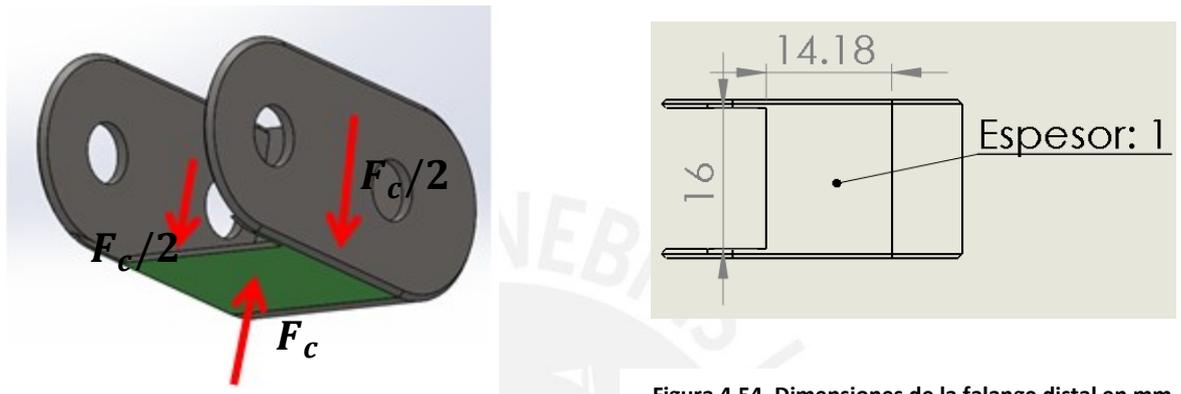


Figura 4.53. Fuerzas de corte en la falange distal

Figura 4.54. Dimensiones de la falange distal en mm

Datos:

Resistencia al corte del ABSplus (θ_c) = 18,5 MPa

Por resistencia de materiales:

$$\frac{F_c}{A_s} \leq \theta_c$$

$$A_s = 14.18 * 1 = 14.18 \text{ mm}^2$$

$$\therefore F_c \leq 18,5 * 14.18$$

$$\therefore F_c \leq 262,33 \text{ N}$$

$$\therefore F_c \leq 26,76 \text{ kg}(f)$$

La fuerza máxima a la que puede someterse esta pieza es de 26,76 kg(f).

4.4 Diseño eléctrico y electrónico

El diseño eléctrico y electrónico se basa en el microcontrolador Atmega 328 que se encuentra dentro de la plataforma de un hardware libre denominado Arduino Nano 3.0

Arduino Nano 3.0

El Arduino Nano 3.0 es una plataforma que basa su funcionamiento en el microprocesador Atmega 320. Esta hardware puede ser alimentado con una fuente externa no regulada de 6-20 V en el pin 30 [22].

Algunas especificaciones de esta placa se muestran en la tabla 4.5

Tabla 4.5. Especificaciones del Arduino Nano 3.0

Especificaciones	
Microcontrolador	Atmel ATmega 328
Tensión de operación (Nivel lógico)	5 V
Tensión de entrada (Recomendado)	7-12 V
Tensión de entrada (Límites)	6-20 V
Pines E/S digitales	14 (de los cuales 6 proveen salida PWM)
Entradas analógicas	8
Corriente máxima por cada PIN de E/S	40 mA
Memoria flash	32 KB de los cuales 2KB son usados por el bootloader
SRAM	2 KB
EEPROM	1KB
Frecuencia de reloj	16 MHz
Dimensiones	18,5 mm x 43,2 mm

En la figura 4.55 se observa una imagen detallada de todos los componentes que conforman el Arduino Nano 3.0

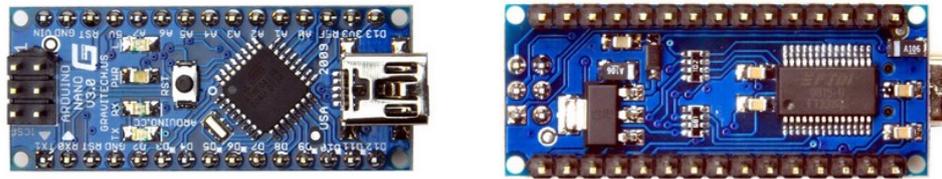
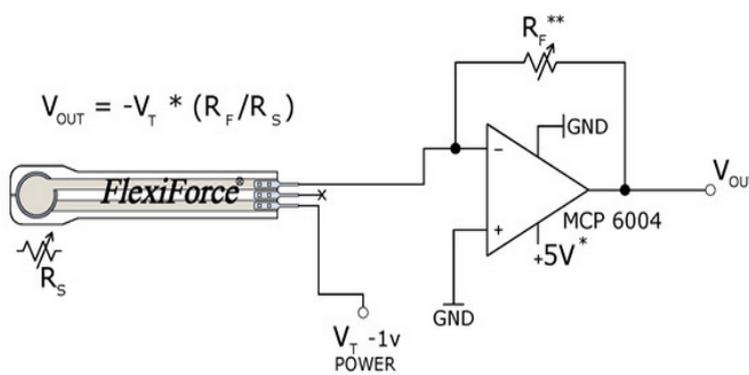


Figura 4.55. Arduino Nano 3.0

Circuito de calibración del sensor de fuerza:

El circuito de calibración mostrado en la figura 4.56 interactúa con el sensor de presión amplificando la señal de salida de tal modo que se obtenga una señal analógica de 0 a 5V.

Además de su función amplificadora, este sensor tiene la función de calibrar el rango de fuerza que se desea medir a través de una resistencia variable de referencia cuyos valores están desde 1 kΩ a 100 k Ω.



*El voltaje de alimentación del amplificador debe ser constante
 **Resistencia de referencia Rf (1kΩ - 100kΩ)

Figura 4.56. Circuito de calibración del sensor de fuerza

Gráfica de la respuesta del circuito calibrador del sensor de fuerza:

La figura 4.57 muestra la gráfica del voltaje de salida del circuito calibrador en función de la fuerza aplicada al sensor de fuerza [14].

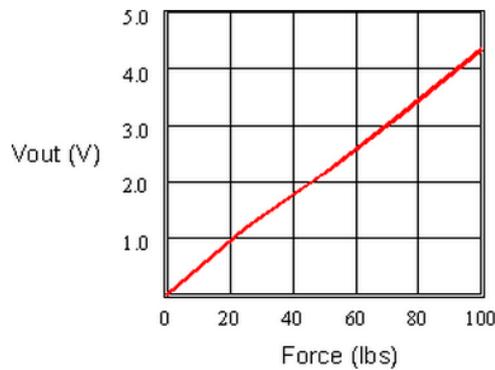


Figura 4.57. Voltaje (Vout) vs. Fuerza

Placa de interconexiones entre los sensores de presión y el microcontrolador

Los sensores de fuerza requieren de un circuito complementario para poder interactuar con el microcontrolador, tal como se menciona líneas arriba.

Dado que se necesitan 3 sensores de fuerza, se diseñó una placa que permita interconectarlos el circuito de calibración complementario, además que posea salidas hacia el microcontrolador y la fuente de alimentación requerida.

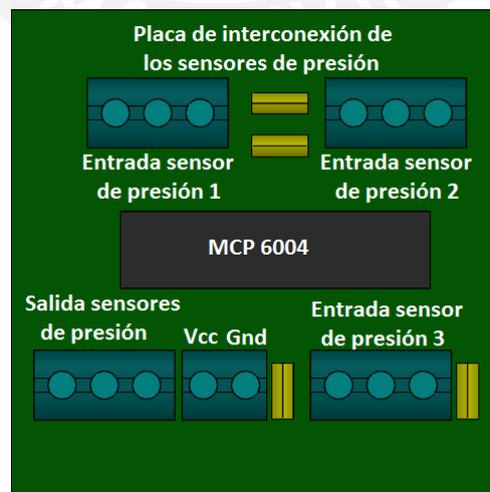


Figura 4.58. Placa de interconexión

Esta placa está compuesta por el amplificador MCP6004 de la marca Microcrip, cuya se hoja de datos se encuentra en el anexo F. Además posee de 4 borneras de 3 polos, una bornera de 2 polos y 4 resistencias de 250Ω , ver figura 4.58.

Sistema de alimentación de los componentes de la prótesis.-

Para la alimentación de los componentes de la prótesis se emplearán 2 baterías de litio polímero de 7.4 V con una cantidad de carga eléctrica de 1000 mAh cada una. En la figura 4.59, se observa el modelo de la batería escogida de la marca G&P [23].



Figura 4.59. Batería de litio polímero

En la figura 4.60 se observa las conexiones de los sensores y actuadores con la plataforma del Arduino Nano 3.0.

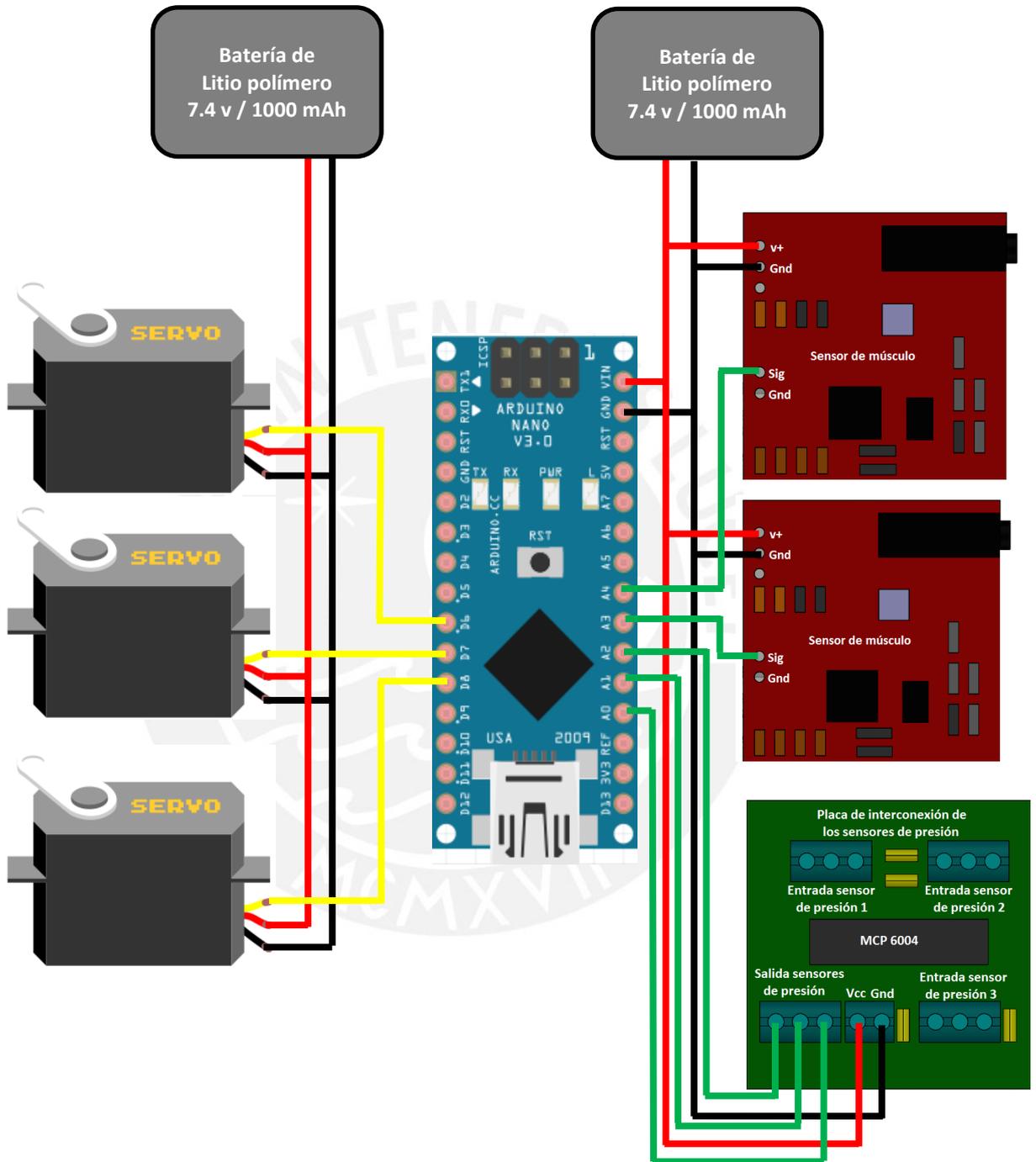


Figura 4.60. Interconexión de los sensores y actuadores con el Arduino Nano 3.0

4.4.1 Diagrama de consumo eléctrico

A continuación se presenta el diagrama de bloques del consumo eléctrico de los componentes que conforman la prótesis de mano.

Una de las baterías de litio polímero alimenta al Arduino Nano 3.0, a los dos sensores de músculo y a la placa de interconexión de los sensores de fuerza. En la figura 4.61, se observa el voltaje y el consumo de energía en mA de cada uno de los componentes mencionados.

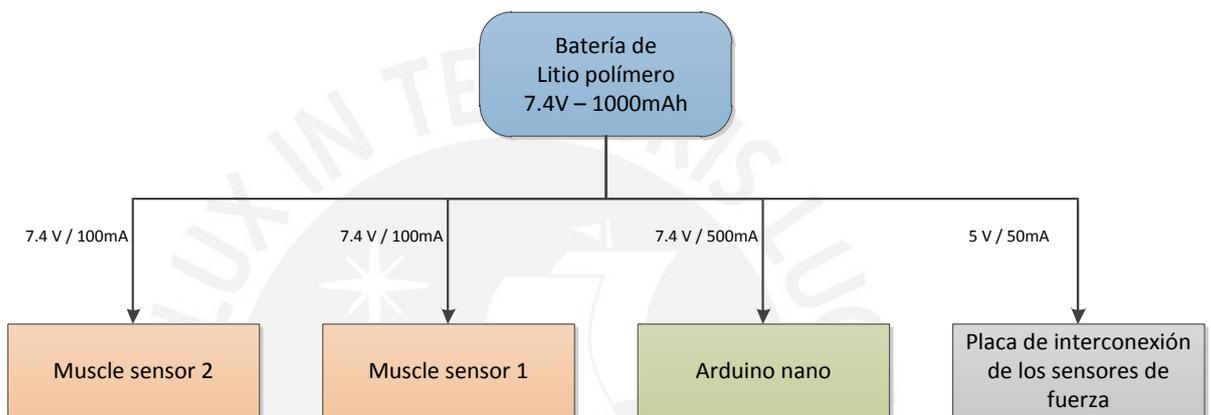


Figura 4.61. Diagrama de bloques del consumo de energía de los componentes de la prótesis

La otra batería alimenta a los 3 servomotores que contiene la prótesis. El voltaje y el consumo de energía en mA se observa en la figura 4.62.

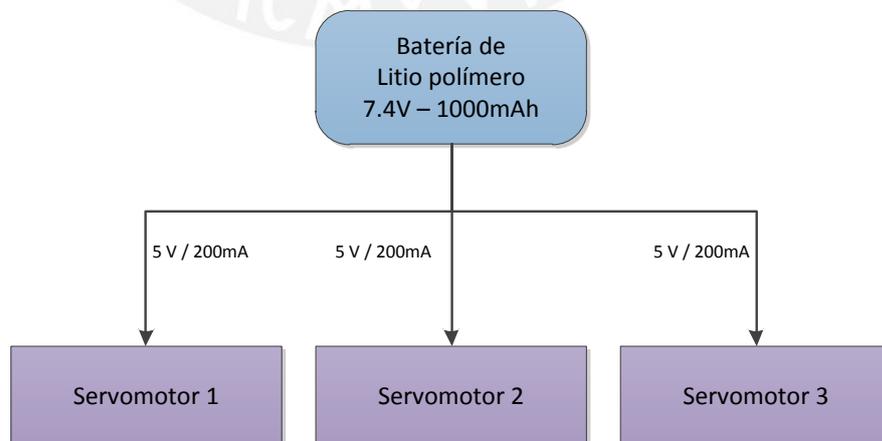


Figura 4.62. Diagrama de bloques del consumo de energía de los servomotores de la prótesis.

4.4.2 Diagramas esquemáticos

En la figura 4.63 se muestra el diagrama esquemático que se realizó para la placa de interconexiones entre los sensores de presión y el microcontrolador mencionado líneas arriba.

Esta placa está compuesta por el amplificador MCP6004 de la marca Microcrip, 4 borneras de 3 polos, una bornera de 2 polos y 4 resistencias de 250 Ω ,

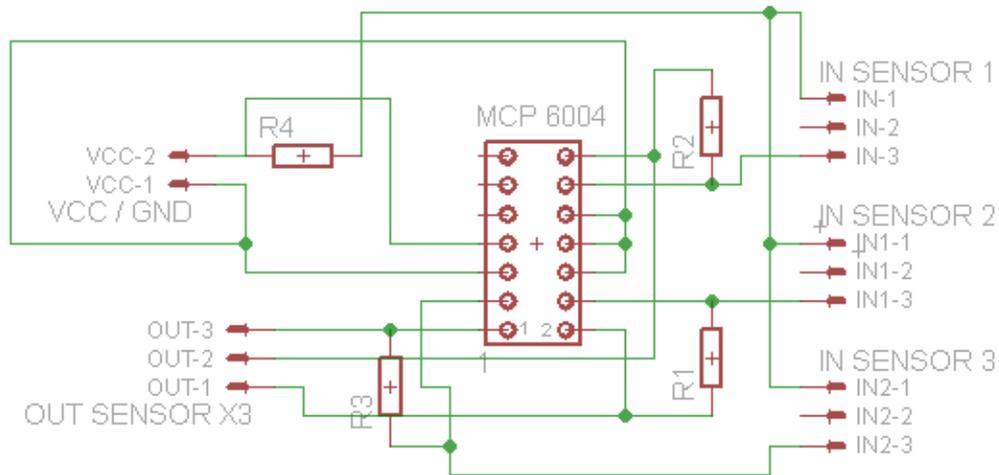


Figura 4.63. Diagrama esquemático de la placa de interconexiones

4.4.3 Tarjetas físicas

El circuito impreso de la placa de interconexiones entre los sensores de presión y el microcontrolador se desarrolló en fibra de vidrio y sus dimensiones son de 34,28 mm x 33,96 mm, ver figura 4.64

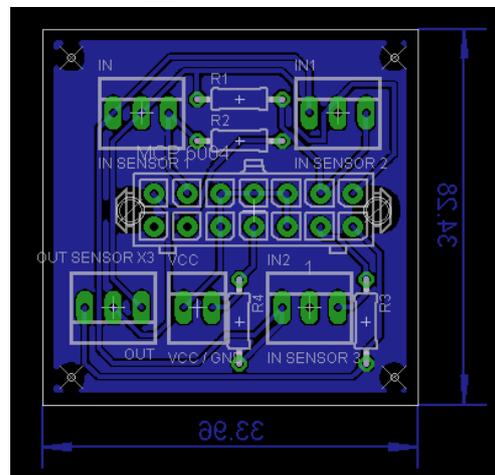


Figura 4.64. Tarjeta física de la placa de interconexiones

4.5 Diagrama de flujo del sistema de control

En la figura 4.65 se muestra el diagrama de flujo que controla la prótesis de mano.

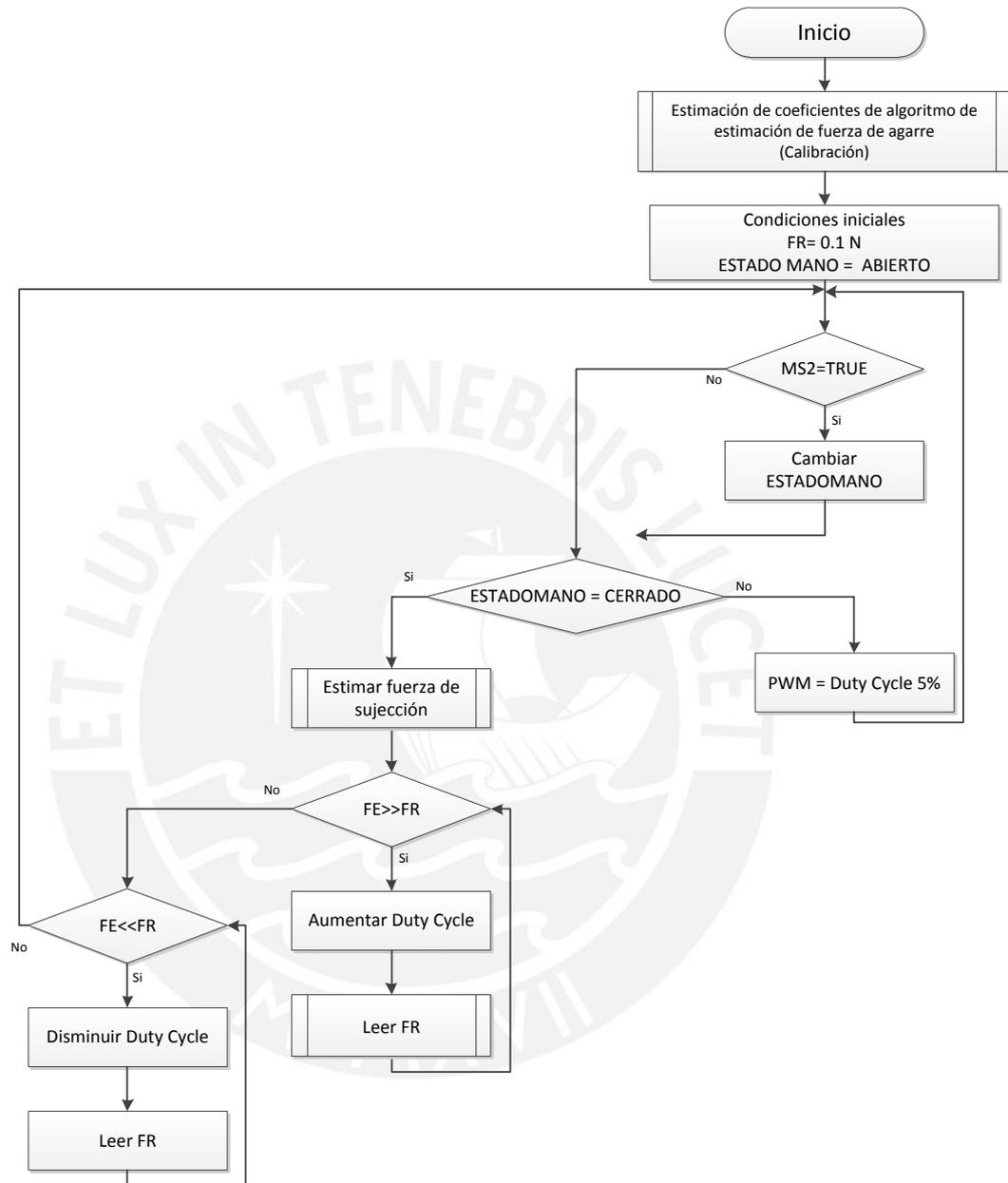


Figura 4.65. Diagrama de flujo del sistema de control

El diagrama de flujo del sistema de control comienza con la ejecución de un subprograma que determina los coeficientes del algoritmo de estimación de fuerza de agarre. Junto con estos coeficientes, se establecen las condiciones iniciales del sistema que son:

- Fuerza real en los sensores de presión (FR) = 0.1 N
- Estado de la mano = ABIERTO

El siguiente paso es esperar algún impulso del músculo bíceps y determinarlo a través del sensor de músculo MS2. Si este sensor detecta algún impulso cambiará el estado de la mano a “CERRADO” y ejecutará el subprograma “Estimar fuerza de sujeción” en donde se estima la fuerza con la que se quiere sujetar el objeto a través de la contracción de músculo del antebrazo. Una vez estimada la fuerza de sujeción deseada (FE), se compara con la fuerza real en los sensores de presión (FR). Si estos valores no son aproximadamente iguales se incrementa o disminuye el valor del duty cycle de los servomotores hasta lograr dicha igualdad.

Subprograma Estimación de coeficientes de algoritmo de estimación de fuerza de agarre.-

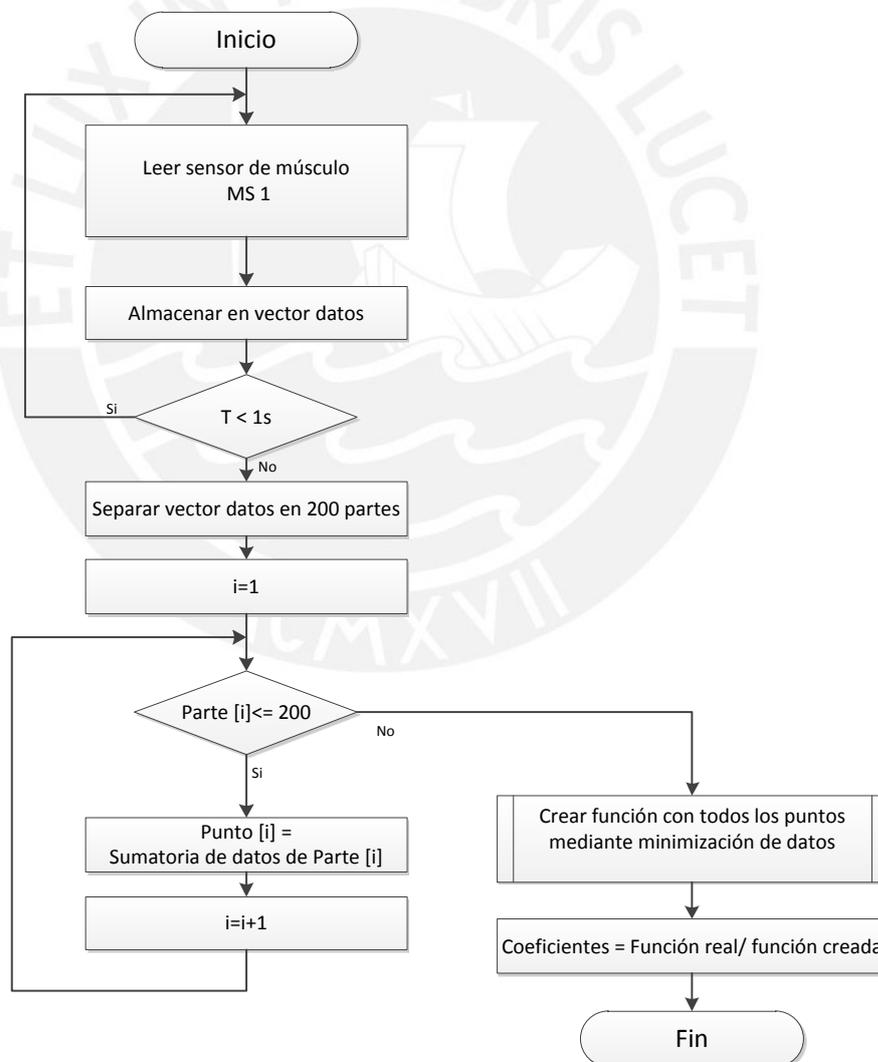


Figura 4.66. Diagrama de flujo de subprograma estimación de coeficientes

El diagrama de flujo del subprograma “Estimación de coeficientes del algoritmo de estimación de fuerza de agarre” comienza con la lectura de los impulsos del antebrazo por un lapso de 1s a través del sensor de músculo MS1.

Estos impulsos leídos se separan en ventanas de 5ms y se realiza la sumatoria de todos los datos contenidos en cada una de ellas, dando lugar a un solo valor por ventana.

El siguiente paso es determinar una función a través de la minimización de todos los valores de las ventanas y dividirla con la fuerza que ejerce la mano, este último dato se obtiene gracias un sensor de presión.

Los coeficientes que se obtienen producto de la división son utilizados como datos iniciales.

Subprograma Estimar fuerza de sujeción.-

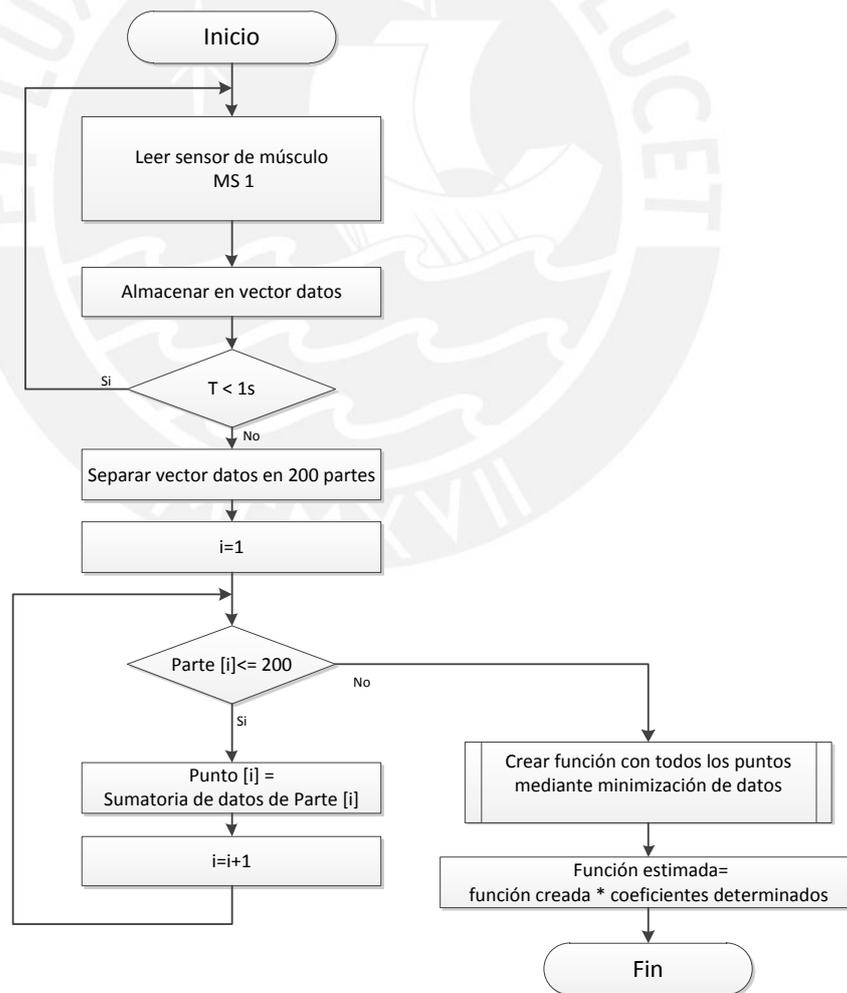


Figura 4.67. Diagrama de flujo de subprograma estimar de fuerza de sujeción

El diagrama de flujo del subprograma “Estimar fuerza de sujeción” comienza con la lectura de los impulsos del antebrazo por un lapso de 100ms a través del sensor de músculo MS1.

Estos impulsos leídos se separan en ventanas de 5ms y se realiza la sumatoria de todos los datos contenidos en cada una de ellas, dando lugar a un solo valor por ventana.

El siguiente paso es determinar una función a través de la minimización de todos los valores de las ventanas. Por último se multiplica la función determinada con los coeficientes de los datos iniciales, dando como resultado la fuerza estimada (FE)

Subprograma Leer FR.-

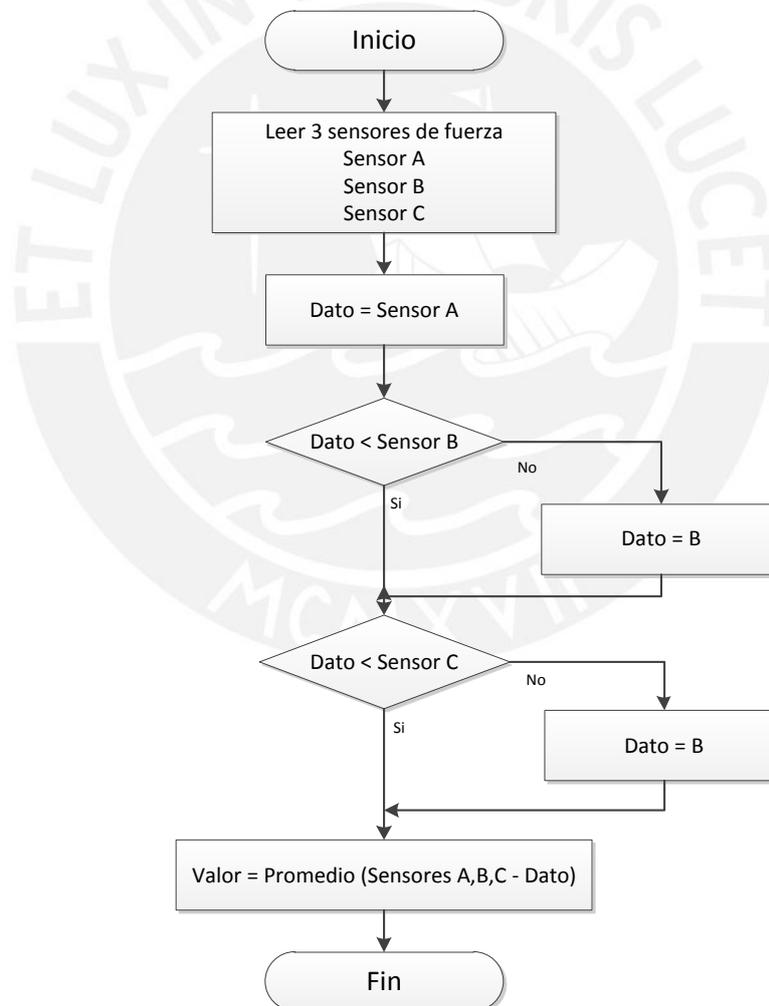


Figura 4.68. Diagrama de flujo de subprograma Leer FR

El diagrama de flujo del subprograma “Leer FR” comienza con la lectura del valor de los 3 sensores de fuerza ubicados en los dedos de la prótesis.

El siguiente paso es determinar los 2 valores más altos y realizar el promedio de estos. El resultado de este promedio será el valor determinado para FR (fuerza real en los sensores de presión).



Capítulo 5

Presupuesto

Elementos nacionales:

Tabla 5.1. Presupuesto de elementos nacionales.

Cantidad	Descripción	Fabricante	Material	Precio Unitario (\$)	Precio (\$) + IGV
14	Impresión en 3D	D3sarrrollo 3d	ABSplus	-	474.10
54	Empaquetaduras	-	Caucho	0.3	16.20
29	Pasadores con eje móvil de Ø 5	-	Plástico PET	1.23	42.96
2	Pernos de Ø 5	-	AISI 304	0.5	1.00
1	Tarjeta de interconexión de los sensores de presión	JOBARECI EIRL	Fibra de vidrio	2.62	2.62
3	Fijadores elásticos	-	Tela elástica	2.50	10.00
18	Resorte micro	-	Nicrom	-	5.00
TOTAL					\$ 551.88

Elementos importados:

Tabla 5.2. Presupuesto de elementos importados.

Cantidad	Descripción	Fabricante	Material	Precio Unitario (\$)	Precio (\$)
2	Sensor de músculo V3 kit	Advancer Technologies	-	49.95	99.90
3	FlexiForce sensor A201 (sensor de presión)	Tekscan	-	21.67	65.00
1	Arduino Nano 3.0	Gravitech	-	54.28	54.28
3	Servomotores con engranajes metálicos HS-5055MG	Hitec	-	17.99	53.97
2	Batería de Litio polímero	G&P	-	18.27	36.54
2	Engranajes cónicos	Actobotics	Latón	5.99	12.00
1	Engranaje recto	Actobotics	Latón	14.99	14.99
SUBTOTAL					\$ 336.68
Impuestos de importación (30%)					\$101.00
TOTAL					\$437.68

El costo total del diseño es de **\$ 989.56**

Las cotizaciones se encuentran en el anexo I.

Capítulo 6

Conclusiones

- Se logró diseñar una prótesis mioeléctrica para pacientes con desarticulación de muñeca capaz de sujetar objetos de tamaño mediano (con volumen no mayor a 3 cm^3) y que pueda adaptarse a la superficie de estos. Esta afirmación se respalda en simulaciones de sujeción de la prótesis realizadas con diferentes objetos en un software CAD para modelado mecánico en 3D denominado Solid Work, ver anexo L (videos).
- La limitación de no poder sujetar objetos pequeños se debe a que el área de contacto de las falanges de los dedos adaptativos es mayor a 3 cm^2 , lo que imposibilita la adaptación a la superficie de estos objetos antes mencionados.
- La prótesis es capaz de sujetar objetos mayores a 2 kg debido a los resultados hallados en el análisis a la resistencia al corte del material con que fueron desarrollados los elementos integrantes del prototipo.
- Se consiguió diseñar una prótesis mioeléctrica capaz de controlar la fuerza de sujeción basada en la estimación de la fuerza prensil de la mano gracias a la relación lineal existente con la contracción del músculo del antebrazo Extensor Carpi Radialis Longus según en paper presentado en el anexo B y la propuesta de una lógica de control con realimentación utilizando sensores de presión ubicados en la falange medial de cada dedo adaptativo.
- El costo estimado para el desarrollo de la prótesis resulta accesible en comparación con el precio de las prótesis comerciales existentes tal y como lo demuestran las cotizaciones hechas de cada uno de los elementos conformantes, ver anexo I.

Bibliografía

- [1] FARRO, L., TAPIA, R., BAUTISTA, L., MONTALVO, R., IRIARTE, H.
2012 *“Características clínicas y demográficas del paciente amputado”*. Revista Médica Herediana, Vol. 23 No. 3, pp.240-243.
- [2] TOUCH BIONICS
2013 *“i-limb ultra”*. Consulta: 19 de junio de 2014.
<http://www.touchbionics.com/sites/default/files/ma00001a_i-limb_ultra_datasheet.pdf >
- [3] OTTOBOCK
2013 *“Michelangelo”*. Consulta: 19 de junio de 2014.
<http://www.living-with-michelangelo.com/fileadmin/downloads/techniker/english/technician_product_brochure.pdf>
- [4] RSLSTEEPER
2013 *“BeBionic 3”*. Consulta: 19 de junio de 2014.
<http://es.bebionic.com/uploads/files/bebionic3_Tech_Manual_web1.pdf >
- [5] DEKA
2013 *“Deka Arm”*. Consulta: 19 de junio de 2014.
<http://www.dekaresearch.com/deka_arm.shtml>
- [6] DECHEV, N., CLEGHORN, W., NAUMANN, S.
2000 *“Thumb Design of an experimental Prosthetic Hand”*
Consulta: 19 de junio de 2014.
<<http://www.mie.utoronto.ca/staff/projects/cleghorn/gradstudents/ISRA2000-DechevCleghornNaumann.pdf>>

- [7] GUO, G., QIAN, X., GRUVER, W.
1995 *"Multi.function mechanical hand with shape adaption"*
Consulta: 19 de junio de 2014.
<<https://www.google.com/patents/US5378033?dq=mechanical+prosthetic+hand&hl=en&sa=X&ei=G6dQU6eGOsKPyASm44GwDQ&sqj=2&pf=1&ved=0CHgQ6AEwCQ>>
- [8] HIGUCHI, T., HARADA, M.
2000 *"Movable finger for prostheses, upper extremity prostheses using this movable finger, and movable finger controller"*
Consulta: 19 de junio de 2014.
<<https://www.google.com/patents/US6896704?dq=adaptive+prosthesis+finger&hl=es&sa=X&ei=3qhQU5C8HMyeyATYmoLoDw&ved=0CIABEOgBMAg>>
- [9] ADVANCER TECHNOLOGIES
2013 *"Three-lead Differential Muscle/Electromyography Sensor for Microcontroller Applications"*
Consulta: 28 de junio de 2014.
<<http://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Sensors/Bio-metric/Muscle%20Sensor%20v3%20Users%20Manual.pdf>>
- [10] REÁTEGUI, J., CUCHO, G., RODRIGUEZ, P., CALLUPE, R., MADRID, E.
2013 *"Handgrip estimation base on total variation denoising filtering for control applications"*
Bioinformatics and Bioengineering (BIBE), 2013 IEEE 13th International Conference on. Pages 1-5, 2013.
- [11] BOYD, S.
2012 *"Alternating Direction Method of Multipliers"*
Consulta: 28 de junio de 2014.
<http://web.stanford.edu/~boyd/papers/pdf/admm_slides.pdf>

- [12] COVIDIEN
2008 “Kendall ECG Electrodes Product Data Sheet”
Consulta: 28 de junio de 2014.
<<http://bio-medical.com/media/support/H124SG.pdf>>
- [13] ADVANCER TECHNOLOGIES
2013 “Muscle sensor Cables and Electrodes”
Consulta: 28 de junio de 2014.
<<http://www.advancertechnologies.com/p/muscle-emg-sensor-cables-and-electrodes.html>>
- [14] TEKSCAN
2012 “FlexiForce – Standard Force & Load Sensor Model # A201”
Consulta: 28 de junio de 2014.
<<http://www.tekscan.com/pdf/FLX-A201-force-sensor.pdf>>
- [15] SERVOCITY
2014 “HS-5055MG Servo”
Consulta: 28 de junio de 2014.
<http://www.servocity.com/html/hs-5055mg_servo.html#U69XxvI5OMR>
- [16] SHIGLEY, J.
1997 “Análisis cinemático de mecanismos”
Segunda Edición. Editorial McGraw Hill
- [17] ESTRUCPLAN
2014 “Ergonomía aplicada a las Herramientas”
Consulta: 20 de junio de 2014.
<<http://www.estrucplan.com.ar/Producciones/entrega.asp?IdEntrega=64>>
- [18] SERVOCITY
2014 “32 Pitch, 24 Tooth Bevel Gears”
Consulta: 28 de junio de 2014.
<http://www.servocity.com/html/32_pitch__24_tooth_bevel_gears.html#U69Y7PI5OMR>

- [19] SERVOCITY
2014 “32P Futaba Metal Gear”
Consulta: 28 de junio de 2014.
<http://www.servocity.com/html/32p_futaba_metal_gear.html#.U69Zdvl5OMR>
- [20] MARYLAND METRICS
2003 “Hex head bolts, Steel ISO 4014 / DIN 931”
Consulta: 28 de junio de 2014.
<http://mdmetric.com/fastindx/ua22_23.pdf>
- [21] STRATASYS
2013 “ABSplus-P430”
Consulta: 28 de junio de 2014.
<<http://www.stratasys.com/~media/Main/Secure/Material%20Specs%20MS/Fortus-Material-Specs/Fortus-MS-ABSplus-01-13-web.ashx>>
- [22] ARDUINO
2012 “Arduino Nano 3.0”
Consulta: 28 de junio de 2014.
<<http://arduino.cc/es/Main/ArduinoBoardNano>>
- [23] G&P LASER PRODUCT
2013 “G&P 7.4 V 1000mAh 30C Li-Po Battery”.
Consulta: 28 de junio de 2014
<<http://shop.ehobbyasia.com/gandp-7-4v-1000mah-20c-li-po-battery-t-plug.html#.U69iVPI5OMQ>>