

FACULTAD DE INGENIERÍA

Escuela Académico Profesional de Ingeniería Mecatrónica

Tesis

Control inteligente de la sujeción de objetos a través de una prótesis mioeléctrica y mecanomiográfica para personas con desarticulado de muñeca y amputación transradial en la provincia de Huancayo - 2021

Diana Sofía Milagros Rosales Gurmendi

Para optar el Título Profesional de
Ingeniera Mecatrónica

Huancayo, 2021

Repositorio Institucional Continental
Tesis digital



Esta obra está bajo una Licencia "Creative Commons Atribución 4.0 Internacional" .

AGRADECIMIENTO

Expreso mi agradecimiento a los docentes que me acompañaron a lo largo de mi carrera universitaria impartiendo sus conocimientos y experiencia para el crecimiento de mi desarrollo profesional.

A mi asesora de tesis, quien a través de su orientación, pautas metodológicas y motivación constante me permitió desarrollar la presente investigación, generando impacto tecnológico; así mismo, enfatizo el agradecimiento a la Escuela Académico Profesional de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Continental por impartir soporte académico y permitirme la culminación satisfactoria de la carrera.

DEDICATORIA

A Dios, por guiar la construcción de mis logros, brindarme salud y permitirme ser parte de este gran reto de investigación. A mi madre Miriam Gurmendi Párraga y familiares, quienes cada día, con palabras de aliento y fortaleza forjaron en mí, entrega, dedicación y perseverancia hacia el logro de mis objetivos.

A mi hermana Fabiola por inspirarme en el desarrollo de proyectos orientados a la medicina, por su incondicional apoyo, motivación y orientación médica.

ÍNDICE

Agradecimiento	ii
Dedicatoria	iii
Índice.....	iv
Lista de figuras.....	vii
Lista de tablas	xi
Resumen.....	xiii
Abstract.....	xiv
Introducción.....	xv
CAPÍTULO I.....	16
PLANTEAMIENTO DEL ESTUDIO	16
1.1. Planteamiento del problema	16
1.2. Formulación del problema.....	19
1.3. Objetivos	20
1.3.1. Objetivo general	20
1.3.2. Objetivos específicos.....	20
1.4. Justificación	20
CAPÍTULO II.....	22
MARCO TEÓRICO	22
2.1. Antecedentes del problema	22
2.1.1. Antecedentes internacionales	22
2.2. Bases teóricas	28
2.2.1. Robótica	28
2.2.2. Biomecánica y movilidad de la mano y muñeca.....	29
2.2.3. Mano: función de prensión	30
2.2.4. Desarticulado de muñeca.....	32
2.2.5. Cinemática	33
2.2.6. Señales musculares	34
2.2.6.1. Electromiografía.....	34
2.2.6.2. Mecanomiografía	40
2.3. Definición de términos básicos	41
CAPÍTULO III.....	43
METODOLOGÍA	43

3.1. Metodología	43
3.1.1. Metodología general.....	43
3.1.2. Metodología específica.....	43
3.1.2.1. Lista de exigencias	44
3.1.2.2. Solución de concepto	45
CAPÍTULO IV.....	50
ANÁLISIS Y DISEÑO DE LA SOLUCIÓN	50
4.1. Identificación de requerimientos	50
4.2. Análisis de la solución.....	51
4.3. Sistema mecatrónico	53
4.3.1. Sistema de control.....	54
4.3.2. Sistema de potencia	55
4.3.3. Funcionamiento del dispositivo.....	56
4.4. Sensores y actuadores	57
4.4.1. Sensores	57
4.4.1.1. Sensor muscular	57
4.4.1.2. Acelerómetro triaxial	58
4.4.2. Actuadores	60
4.4.2.1. Servomotor	60
4.5. Diseño mecánico	62
4.5.1. Estructura de diseño.....	63
4.5.1.1. Estructura de la mano.....	63
4.5.1.2. Estructura de la muñeca.....	66
4.5.1.3. Estructura del antebrazo.....	67
4.6. Diseño eléctrico y electrónico	69
4.6.1. Diagrama de consumo eléctrico	69
4.6.2. Diagrama esquemático.....	70
4.6.3. Tarjetas físicas	74
4.7. Diagrama de flujo del sistema de control	75
CAPÍTULO V.....	78
ANÁLISIS Y SIMULACIÓN.....	78
5.1. Análisis cinemático directo de los dedos.....	78
5.2. Análisis de la resistencia del material	84
5.3. Análisis de esfuerzo y deformación	92

5.4. Adquisición y procesamiento de la señal SEMG.....	99
5.5. Adquisición y procesamiento de la señal MMG	109
5.6. Control en el espacio de estados.....	121
CAPÍTULO VI.....	123
PRESUPUESTO	123
Conclusiones.....	125
Lista de referencias	127
Anexos	131

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Población con alguna discapacidad por tipo de limitación permanente – 2012.	17
Figura 2. Población con alguna discapacidad, según grupo de edad – 2012. .	17
Figura 3. Registro Nacional de la Persona con Discapacidad 2008 – 2018.	18
Figura 4. Vista frontal de la prótesis mioeléctrica	23
Figura 5. Oposición del pulgar en la prótesis mioeléctrica	23
Figura 6. Oposición subterminolateral del pulgar en la prótesis mioeléctrica. ...	23
Figura 7. Dispositivo sensitivo de presión.	24
Figura 8. Vista palmar abierta que muestra mecanismo de operación de la palanca y el elemento de tensión.	24
Figura 9. Prótesis fabricada con la impresora 3D Cube Pro.	25
Figura 10. Diseño renderizado del modelo conceptual de la prótesis ya ensamblada.	28
Figura 11. Articulación y par cinemático.	28
Figura 12. Tipos de articulaciones.	29
Figura 13. a) Presión de precisión; b) presión con potencia; c) presión en gancho.	32
Figura 14. Desarticulado de muñeca.	32
Figura 15. Sistema de control mioeléctrico basado en reconocimiento de patrones.	37
Figura 16. EMG de superficie durante contracciones intermitentes del músculo extensor de la muñeca.	38
Figura 17. Descripción de entradas y salidas del sistema.	45
Figura 18. Estructura de funciones.	47
Figura 19. Diagrama de requerimientos generales para la prótesis de desarticulado de muñeca	50
Figura 20. Gráfica de valoración técnico-económica.	53
Figura 21. Diagrama de funcionamiento del dispositivo	54
Figura 22. Distribución de funciones del sistema embebido	55
Figura 23. Sensor mioeléctrico MyoWare.	57
Figura 24. Ubicación del sensor muscular	58
Figura 25. Acelerómetro triaxial ADXL345.	59

Figura 26. Ubicación del acelerómetro ADXL345.....	60
Figura 27. Servomotor MG90S.....	60
Figura 28. Ubicación del servomotor en la mano	61
Figura 29. Ubicación del servomotor en la muñeca	62
Figura 30. Diseño Prótesis de mano	63
Figura 31. Mano, vista isométrica.....	64
Figura 32. Plano general de la mano, vista frontal	64
Figura 33. Plano general de la mano, vista lateral	65
Figura 34. Plano de ensamble de un dedo.....	65
Figura 35. Plano piezas que conforman las falanges.....	66
Figura 36. Plano ensamble muñeca.....	67
Figura 37. Plano piezas muñeca	67
Figura 38. Plano ensamble socket	68
Figura 39. Vista general prótesis de mano	68
Figura 40. Batería Litio polímero 7.4 v 1200mAh.	69
Figura 41. Diagrama 1 de consumo de energía de los componentes electrónicos de la prótesis de mano	70
Figura 42. Diagrama 2 de consumo de energía de los actuadores de la prótesis de mano	70
Figura 43. Diagrama esquemático general de conexión	71
Figura 44. Microcontrolador PIC18F2550.	72
Figura 45. Diagrama esquemático del microcontrolador	73
Figura 46. Diagrama esquemático de los reguladores de voltaje.....	73
Figura 47. Tarjeta física principal	74
Figura 48. Tarjeta física, actuadores de la mano	74
Figura 49. Diagrama general de control.....	75
Figura 50. Diagrama del subprograma estimar tipo de contracción	76
Figura 51. Modelo mecánico equivalente del conjunto de falanges de la mano.	78
Figura 52. Modelo mecánico de 4 DOF de un dedo.....	79
Figura 53. Ángulos de flexión para las falanges de los dedos.....	81
Figura 54. Diagrama de esfuerzo y deformación del PLA.	85
Figura 55. Diagrama de fuerzas de la falange distal	86
Figura 56. Diagrama de fuerzas y dimensiones del pasador	87

Figura 57. Diagrama de fuerzas de la falange medial	88
Figura 58. Diagrama de fuerzas de la falange proximal	89
Figura 59. Diagrama de fuerzas y dimensiones del pasador	90
Figura 60. Posición anatómica del antebrazo al sostener una carga (w) , ángulo formado $\beta=15^\circ$	91
Figura 61. Diagrama de cuerpo libre. Fuerzas incidentes.	91
Figura 62. Tensión de Von Mises, falange distal índice	93
Figura 63. Falange distal, desplazamiento	93
Figura 64. Falange distal, coeficiente de seguridad	94
Figura 65. Tensión de Von Mises, pasador	94
Figura 66. Desplazamiento _ pasador.....	94
Figura 67. Factor de seguridad, pasador	95
Figura 68. Factor de seguridad, pasador reforzado con fibra de carbono	95
Figura 69. Tensión de Von Mises, falange medial.....	96
Figura 70. Desplazamiento, falange medial	96
Figura 71. Factor de seguridad, falange medial	97
Figura 72. Tensión de Von Mises, falange proximal.....	97
Figura 73. Desplazamiento, falange proximal	98
Figura 74. Factor de seguridad, falange proximal	98
Figura 75. Tensión de Von Mises, pasador	99
Figura 76. Desplazamiento, pasador.....	99
Figura 77. Factor de seguridad, pasador	99
Figura 78. Ubicación de electrodos en áreas específicas del antebrazo.....	100
Figura 79. Ingreso y salida de la señal mioeléctrica	101
Figura 80. Señales EMG de mano extendida.....	101
Figura 81. Señales EMG de agarre cilíndrico.....	102
Figura 82. Señales EMG de agarre esférico.	102
Figura 83. Señales EMG de pinza subterminolateral.	103
Figura 84. Señales EMG de pinza simple.	103
Figura 85. Gráfica de valor medio absoluto por cada agarre.	104
Figura 86. Arquitectura de la red neuronal.	105
Figura 87. Gráfica de rendimiento.	106
Figura 88. Histograma de error.	106
Figura 89. Diagrama de regresión.	107

Figura 90. Matriz de confusión: mano extendida (1), agarre cilíndrico (2), agarre esférico (3), pinza subterminolateral (4) y pinza simple (5).	107
Figura 91. Simulación: a) Apertura de la mano b) Cierre de la mano.....	108
Figura 92. a) Extensión de la mano, b) Flexión de la mano	108
Figura 93. Simulación: a) Extensión del dedo índice, b) pinza simple.....	109
Figura 94. Simulación de movimiento para agarre esférico	109
Figura 95. Dirección de los ejes Z, Y, X, sensor lado externo del antebrazo.	110
Figura 96. Señal MMG. Flexión de la muñeca.	110
Figura 97. Señal MMG. Flexión de la muñeca.	111
Figura 98. Señal MMG. Desviación radial de la muñeca.....	112
Figura 99. Señal MMG. Desviación cubital de la muñeca.	112
Figura 100. Espectro de frecuencia de la señal MMG de flexión de la muñeca en el eje x (superior izquierdo), eje y (superior derecha) y eje z (inferior izquierda).....	113
Figura 101. Espectro de frecuencia de la señal MMG de extensión de la muñeca en el eje x (superior izquierdo), eje y (superior derecha) y eje z (inferior izquierda).....	114
Figura 102. Espectro de frecuencia de la señal MMG de desviación radial de la muñeca en el eje x (superior izquierdo), eje y (superior derecha) y eje z (inferior izquierda).....	115
Figura 103. Espectro de frecuencia de la señal MMG de desviación cubital de la muñeca en el eje x (superior izquierdo), eje y (superior derecha) y eje z (inferior izquierda).....	116
Figura 104. Arquitectura de la red neuronal MMG.	117
Figura 105. Gráfica de rendimiento.	118
Figura 106. Histograma de MSE.	118
Figura 107. Diagrama de regresión MMG.	119
Figura 108. Matriz de confusión: flexión (1), extensión (2), desviación radial (3) y desviación cubital (4) de la muñeca.	120
Figura 109. Matriz de confusión de la muñeca.....	120
Figura 110. Diagrama del diseño del controlador de espacio de estados	122

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Información demográfica del grupo de amputados que han participado en el estudio	26
Tabla 2. La precisión media de 100 veces de clasificación realizada por cada sujeto.....	27
Tabla 3. Lista de exigencias	44
Tabla 4. Matriz morfológica	49
Tabla 5. Evaluación técnica.....	51
Tabla 6. Evaluación económica.....	52
Tabla 7. Resultados de los valores obtenidos	52
Tabla 8. Especificaciones eléctricas - sensor muscular MyoWare	57
Tabla 9. Especificaciones técnicas - acelerómetro ADXL345	59
Tabla 10. Especificaciones técnicas - servomotor MG90S	61
Tabla 11. Especificaciones del microcontrolador PIC18F2550	72
Tabla 12. Parámetros de Denavit y Hartenberg	79
Tabla 13. Abreviación de elementos de las matrices	79
Tabla 14. Denominación de las falanges	81
Tabla 15. Valores de dimensión y ángulos por falanges pertenecientes al dedo pulgar	81
Tabla 16. Valores de dimensión y ángulos por falanges pertenecientes al dedo índice.....	82
Tabla 17. Valores de dimensión y ángulos por falanges pertenecientes al dedo medio.....	82
Tabla 18. Valores de dimensión y ángulos por falanges pertenecientes al dedo anular	83
Tabla 19. Valores de dimensión y ángulos por falanges pertenecientes al dedo meñique.....	84
Tabla 20. Propiedades mecánicas del PLA.....	84
Tabla 21. Valor MSE por gesto	104
Tabla 22. Valores característicos de mano extendida.....	104
Tabla 23. Valores característicos de flexión de la muñeca	113
Tabla 24. Valores característicos de flexión de la muñeca	114
Tabla 25. Valores característicos de desviación radial de la muñeca	115

Tabla 26. Valores característicos de desviación cubital de la muñeca.....	116
Tabla 27. Presupuesto de potencial Humano.....	123
Tabla 28. Presupuesto de recursos materiales	124

RESUMEN

La discapacidad física es una condición limitante que, alrededor del 15% de la población mundial presenta y, en América Latina y el Caribe, se estima que más de 70 millones de personas viven con una discapacidad. En el Perú, más de 12 mil personas han perdido parte de su miembro superior, ya sea el brazo completo, el antebrazo o la mano. Se considera que los accidentes industriales originan, en mayor número, amputaciones traumáticas en extremidades superiores (1); cabe resaltar que las manos son parte importante del cuerpo y se encuentran involucradas en la ejecución de múltiples actividades, como la acción de sujetar objetos a través de la prensión, siendo esta una de las funciones principales de la mano. El objetivo de la tesis es controlar la sujeción de objetos a través de una prótesis mioeléctrica y mecanomiográfica para personas con desarticulado de muñeca y amputación transradial, por ello, la investigación de tipo tecnológica y diseño no experimental empleó el proceso de diseño según la norma VDI 2221 para el desarrollo técnico del dispositivo. Fue necesaria la utilización de métodos matemáticos para el análisis de la posición y orientación de cada falange, y para calcular la resistencia del material en las piezas más críticas del diseño, obteniendo un factor de seguridad de 2.7 ul. En conclusión, se diseñó una prótesis mioeléctrica y mecanomiográfica con los requerimientos establecidos, cuyas piezas que la conforman responderán correctamente frente a las funciones de prensión y fuerza que ejecutan.

Palabras clave: discapacidad física, mecanomiográfica, mioeléctrica, prótesis

ABSTRACT

Physical disability is a limiting condition that around 15% of the world population presents and, in Latin America and the Caribbean, it is estimated that more than 70 million people live with a disability. In Peru, more than 12 thousand people have lost part of their upper limb, be it the entire arm, the forearm, or the hand. It is considered that industrial accidents originate, in a greater number, traumatic amputations in the upper extremities (7); It should be noted that the hands are an important part of the body and are involved in the execution of multiple activities, such as the action of holding objects through the grasp, this being one of the main functions of the hand. The objective of the thesis is to control the holding of objects through a myoelectric and mechanomyographic prosthesis for people with disarticulated wrist and transradial amputation, therefore, the technological research and non-experimental design used the design process according to the VDI standard 2221 for the technical development of the device. The use of mathematical methods was necessary to analyze the position and orientation of each phalanx, and to calculate the resistance of the material in the most critical parts of the design, obtaining a safety factor of 2.7 ul. In conclusion, a myoelectric and mechanomyographic prosthesis was designed with the established requirements, whose parts that make it up will respond correctly to the gripping and force functions that they perform.

Keywords: mechanomyographic, myoelectric, physical disability, prosthesis

INTRODUCCIÓN

La tesis tiene como principal objetivo controlar la sujeción de objetos a través de una prótesis mioeléctrica y mecanomiográfica para personas con desarticulado de muñeca y amputación transradial, para proporcionar a la persona la oportunidad de retomar su capacidad de sujetar objetos que conlleva progresivamente al desarrollo de otras actividades y apoyarlo en su proceso de readaptación a su condición actual.

En el primer capítulo se aborda la problemática, los objetivos y la justificación para el desarrollo de la investigación.

En el segundo capítulo se presentan los antecedentes del problema que dieron lugar a la investigación y muestra el estado actual de la propuesta tecnológica, así mismo, se encuentran las bases teóricas que apoyan la investigación desde el área de salud, diseño y control.

En el tercer capítulo se muestra la metodología utilizada para el diseño técnico del dispositivo.

En el cuarto capítulo se encuentra el análisis y diseño de la solución, donde se detallan todos los componentes del dispositivo como el diseño mecánico, electrónico y de control, considerando los requerimientos y características que debe contar, establecidas para el diseño.

En el quinto capítulo se presentan los resultados obtenidos del análisis de la estructura del diseño a través de modelos matemáticos y análisis de elementos finitos en software especializado, además de la simulación del dispositivo, el procesamiento de las señales para su control y las conclusiones respectivas.

Se concluye la investigación con las conclusiones, lista de referencias y los anexos.

CAPÍTULO I

PLANTEAMIENTO DEL ESTUDIO

1.1. Planteamiento del problema

En el mundo, cerca de mil millones de personas padecen de algún tipo de discapacidad, es decir, alrededor del 15% de la población mundial, según el informe mundial sobre la discapacidad-2011 realizado por la Organización Mundial de la Salud (OMS) y el grupo del Banco Mundial. El informe, también señala, que las personas con discapacidad experimentan considerable vulnerabilidad a enfermedades, menor probabilidad de acceso a la educación, menor intervención económica, alto índice de pobreza, mayor dependencia de terceros y participación más limitada (2).

Los países en desarrollo, de ingresos más bajos, son un foco importante en el problema de discapacidad, ya que albergan a la población más vulnerable y, según el Banco Mundial, es donde se encuentran alrededor de 400 millones de personas con discapacidad. En América Latina y el Caribe se estima que más de 70 millones de personas viven con una discapacidad, con respecto a los datos recolectados del 2010-2012, se percibe un incremento de 0.2 puntos porcentuales en América Latina (12.4% en 2012). Ver *anexo 1*.

En el Perú, el Instituto de Estadística e Informática INEI, el año 2012, realizó la primera Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad (Enedis) cuyos resultados estimaron que en el país, alrededor del 5.2% de la población

nacional (1 millón 575 mil 402 personas) padece de alguna discapacidad. Según el tipo de limitación permanente el 59.2% de la población con discapacidad presenta una limitación para moverse, caminar o para usar brazos o piernas. Ver figura 1 (3).

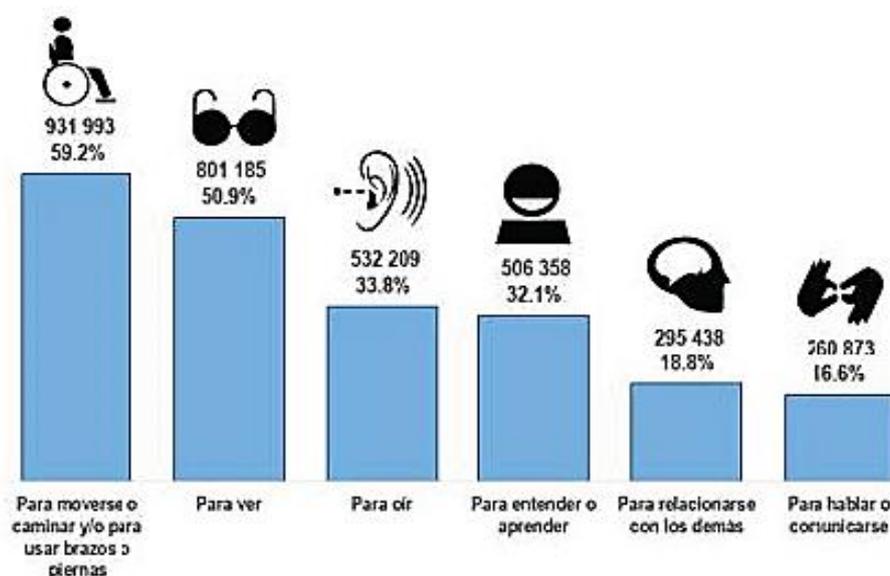


Figura 1. Población con alguna discapacidad por tipo de limitación permanente – 2012. Tomada de INEI - Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad – 2012 (2)

Según el grupo de edad, 24 de cada 100 personas con discapacidad, tienen la edad de 30 a 59 años y el 59.8% son mayores de 60 años, ver la figura 2 (2).

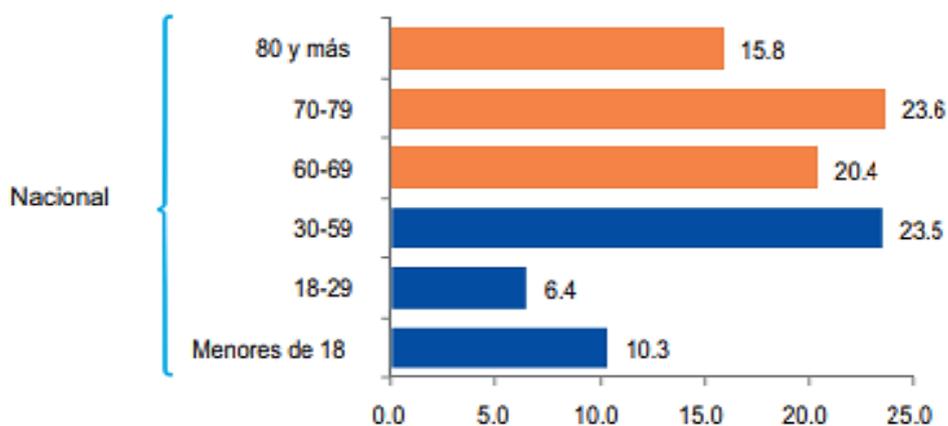


Figura 2. Población con alguna discapacidad, según grupo de edad – 2012. Tomada de INEI - Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad – 2012 (2)

El 2017, según proyección de Enedis 2012 y Censos Nacionales 2017: XII de Población, VII de Vivienda y III de Comunidades Indígenas. Cerca del 10.4% de la población del país presenta alguna discapacidad, según tipo de

discapacidad, el 15.1% presenta una limitación para moverse, caminar o para usar brazos o piernas. Con respecto a la edad, el 34.7% tiene 30 a 59 años y el 40.5% son mayores de 60 años.

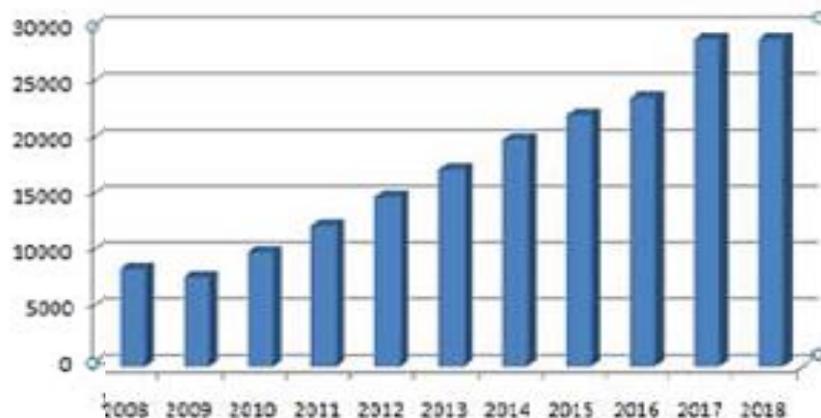


Figura 3. Registro Nacional de la Persona con Discapacidad 2008 – 2018. Tomada del Registro Nacional de la Persona con Discapacidad – Conadis – Aproximaciones sobre discapacidad en el Perú

La curva de crecimiento proyectada (figura 3), indica el progreso de las inscripciones en el Registro Nacional de Personas con Discapacidad, que refleja una tendencia al incremento aproximado del 2.8% por año de la población con discapacidad inscrita.

En el Perú, más de 12 mil personas han perdido parte de su miembro superior, ya sea el brazo completo, el antebrazo o la mano. Según una investigación cualitativa, las personas que sufrieron la pérdida de su extremidad superior presentaron mayor dificultad para adaptarse y aceptar la pérdida (4), ya que perder una extremidad implica generar cambios notorios en el estilo de vida, alteraciones en la autoimagen y autoconcepto (5). Estas implicancias se remontan al hecho de que, tanto los brazos y las manos, son partes muy visibles del cuerpo y se encuentran involucradas en la ejecución de múltiples actividades, como la de sujetar objetos, ya que la función principal de la mano es la prensión.

Por tanto, entre las causas que representan el problema, el año 2017, según datos estadísticos que registra la aseguradora con representatividad de 30.8% de las 10 principales aseguradoras en el Perú, en el programa de Seguro Complementario de Trabajo de Riesgo (SCTR), ocurren 48 accidentes de trabajo

por día. De un total aproximado de 17000 accidentes registrados, 297 fueron amputaciones traumáticas, de estos casos presentados, 244 casos (82.15%) son en extremidad superior. Del grupo de casos con amputación de extremidad superior, el 2.46% ocurrió por encima de la muñeca y el 97.54% de los restantes comprometieron manos o dedos (6).

Según el Boletín Informativo de Accidentes de Trabajo, enero 2020, del Ministerio del Trabajo, se reportaron, según partes del cuerpo lesionado, de un total de 2827 casos, el 23.16% fueron lesiones en el miembro superior, que involucra los dedos de la mano, muñeca y brazo. Según las consecuencias del accidente, el 59.39% son accidentes de tipo incapacitante (7).

Por ende, se considera que los accidentes industriales generan un elevado índice de amputación traumática en extremidades superiores (73% a 81%) y, los accidentes de tránsito, un porcentaje mayor en extremidades inferiores (63%) (1).

No atender el problema presentado implica un probable incremento de las cifras registradas en el 2012 por Enedis, quien expone, que alrededor del 40.6% de personas con discapacidad necesitó del apoyo de terceros para hacer sus actividades. Por otro lado, el 35.1% de esta población percibió un trato diferente a causa de su limitación, al menos el 18.8% recibió agresión física o verbal y, el 17.9% sufrió marginación y sobreprotección. Todas las implicancias que genera la pérdida de una extremidad superior, en esta investigación, pueden ser atendidas, quizá no en su totalidad, pero a través del desarrollo de una prótesis para personas con desarticulado de muñeca se busca controlar la función de prensión de la mano en la sujeción de objetos, proporcionando a la persona la oportunidad de realizar actividades que daba por alteradas.

1.2. Formulación del problema

¿Cómo controlar la sujeción de objetos a través de una prótesis mioeléctrica y mecanomiográfica para personas con desarticulado de muñeca y amputación transradial en la provincia de Huancayo-2021?

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo general

Controlar la sujeción de objetos a través de una prótesis mioeléctrica y mecanomiográfica para personas con desarticulado de muñeca y amputación transradial en la provincia de Huancayo-2021.

1.3.2. Objetivos específicos

- Controlar la sujeción de objetos mediante la prensión de precisión, a través de una prótesis mioeléctrica y mecanomiográfica para personas con desarticulado de muñeca y amputación transradial en la provincia de Huancayo.
- Controlar la sujeción de objetos mediante la prensión de fuerza a través de una prótesis mioeléctrica y mecanomiográfica para personas con desarticulado de muñeca y amputación transradial en la provincia de Huancayo.
- Procesar las señales mioeléctricas y mecanomiográficas procedentes de los músculos del antebrazo para el control de la prótesis.
- Realizar un análisis cinemático de la prótesis utilizando el software Matlab, para mejor control sobre los actuadores.

1.4. Justificación

Las manos cumplen una función muy importante en la vida diaria, su anatomía y fisiología permiten realizar actividades habituales y necesarias, como sostener un objeto y esto, gracias a las funciones que tiene la mano, siendo la principal y más necesaria, la función de prensión, que viene a ser la capacidad de tomar objetos con la mano relacionada con la forma y dimensión de los objetos. Cuando la persona es sometida a una amputación de miembro superior, ya sea debido a accidentes laborales o accidentes no laborales (accidentes domésticos, vehiculares, etc.), siendo la causa más frecuente la de tipo industrial, debido a que los procesos productivos exigen la intervención manual del trabajador; la persona se ve limitada a su condición actual y, lo que busca la presente investigación, es darle una solución a este problema y que la persona pueda retomar su capacidad de sujetar objetos que conlleva, progresivamente, al desarrollo de otras actividades como las de comer, vestirse, manejar un

vehículo, entre otras. Del mismo modo, retomar estas actividades favorecerá en su economía, ya que, por causa de esta limitante, muchas de las personas perdieron su trabajo y no generan ingresos económicos suficientes para su familia, ya que resultaba menos probable que se incorporen a un nuevo empleo. Finalmente, favorecerá a la reducción de dependencia a otros para realizar sus actividades, así mismo, la marginación y la dificultad para aceptar ser observado por otra persona y explicar los motivos de su discapacidad, tendrán menor implicancia en su vida, apoyando al paciente en su proceso de readaptación a su condición actual a través de esta propuesta tecnológica.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes del problema

2.1.1. Antecedentes internacionales

Con la tesis *“Prótesis mioeléctrica de mano obtenida por impresión 3D con movimiento mejorado del pulgar”* (8) fue patentado el invento, en esta investigación se describe la invención presentada que abarca una solución al problema de la técnica al producir las prótesis mioeléctricas con tecnología de impresión 3D, la invención integra un conjunto de mecanismos, ver figura 4, que permiten la movilidad independiente de cada dedo, la adaptación a todo tamaño de prótesis, conservando la fuerza y velocidad de cada movimiento efectuado. Así mismo la invención presenta una función ventajosa y mejorada del pulgar, permitiendo que realice el movimiento de pinza (oposición subterminolateral), otorgándole a la prótesis una funcionalidad más aproximada a la de una mano humana. Ver figuras 5 y 6, y la patente en anexo 2 (8).

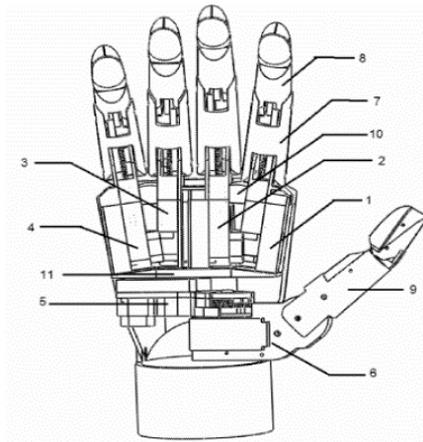


Figura 4. Vista frontal de la prótesis mioeléctrica

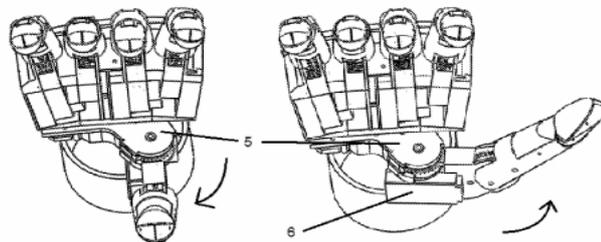


Figura 5. Oposición del pulgar en la prótesis mioeléctrica

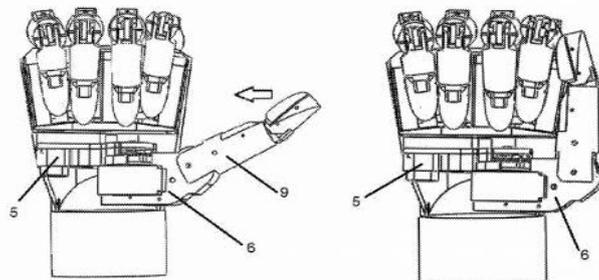


Figura 6. Oposición subterminolateral del pulgar en la prótesis mioeléctrica. Tomada de *Prótesis mioeléctrica de mano obtenida por impresión 3D con movimiento mejorado del pulgar (8)*

El invento patentado por el Centro Ortopédico Tecnológico S. L. U. y Roca con la tesis **“Dispositivo sensitivo de presión aplicable a prótesis mioeléctricas de miembro superior”** (9), contiene lo siguiente; la invención presentada está orientada a proporcionar al usuario el lograr percibir de forma sensorial la presión de agarre (apertura y cierre de la mano) aplicada sobre un objeto, permitiendo al usuario conocer en todo momento la fuerza que ejerce con la prótesis, el mecanismo que utiliza es a través de un dispositivo avisador-vibrador que transmite al usuario una vibración de alta o baja intensidad cada vez que se perciba variación de

fuerza en los sensores. El inventor resalta que la propuesta de invención no resulta invasiva para el usuario. Ver figura 7 (9).

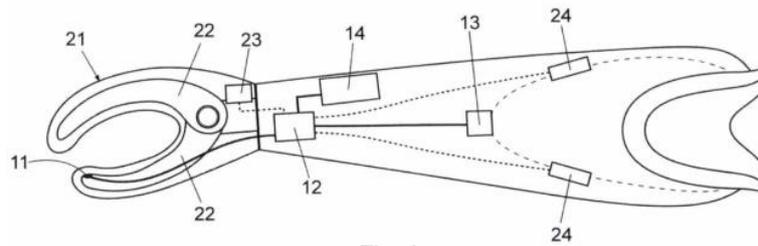


Figura 7. Dispositivo sensitivo de presión. Tomada de Dispositivo sensitivo de presión aplicable a prótesis mioeléctricas de miembro superior (9)

El invento patentado por Tenim y Vicatos (2016) titulado **“Underactuated Prosthetic Hand”** (10), traducido al español como **“Mano protésica subestimada”** describe que la invención está orientada al desarrollo de una prótesis que involucra una variedad de mecanismos en los dedos de forma independiente que se extiende hasta la parte metacarpiana de la mano, los mecanismos generan un movimiento móvil de apertura y cierre mediante elementos tensores ejercidos por un mecanismo de palanca. Así mismo, para el movimiento del pulgar se considera un elemento giratorio proporcionando un agarre lateral o de abducción, ver figura 8 (10).

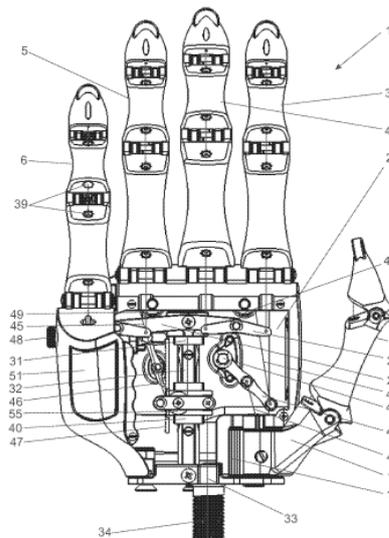


Figura 8. Vista palmar abierta que muestra mecanismo de operación de la palanca y el elemento de tensión. Tomada de Underactuated prosthetic hand (10)

En diciembre del 2017 la Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica publicó un artículo de investigación titulado **"Desarrollo de una prótesis para desarticulado de muñeca controlada por señales de electromiografía"** (11), se explica el desarrollo de una prótesis electrónica funcional de miembro superior para pacientes amputados con desarticulación de muñeca, ver figura 9. Esta prótesis fue fabricada con impresión 3D considerando su versatilidad y como alternativa de bajo costo. El control de la prótesis fue a través de señales EMG extraídas de los músculos flexor y extensor de la muñeca; por otro lado, para clasificar las señales, el investigador optó por un clasificador bayesiano y una red neuronal artificial (RNA) consiguiendo una eficiencia del 97% y 100%, los investigadores pusieron mayor énfasis en el controlador usado. Como resultado obtuvo una notable diferenciación en movimiento de flexión, extensión y estado de relajación (11).



Figura 9. Prótesis fabricada con la impresora 3D Cube Pro. Tomada de Desarrollo de una prótesis para desarticulado de muñeca controlada por señales de electromiografía

El 2017, la Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial publicó la tesis **"Decodificación de movimientos individuales de los dedos y agarre a partir de señales mioeléctricas de baja densidad"** (12). El objetivo fue proponer un método para reconocer tareas de motricidad fina con la mano, basado en señales SEMG de baja densidad, validado en sujetos amputados. Las señales SEMG fueron obtenidas de un grupo de control (10 personas) con miembro intacto y grupo experimental de 6 sujetos con amputación en el antebrazo, ver tabla 1, fueron necesarios 4 electrodos superficiales para el funcionamiento. Se

compararon diferentes métodos de selección de características (dominio del tiempo, la frecuencia y análisis de fractales) y 3 clasificadores (máquina de soporte vectorial – SVM, k-vecinos más cercanos – KNN, análisis discriminante lineal LDA) para reconocimiento de patrones mioeléctricos. Como resultado, el sistema obtuvo una tasa de acierto promedio de 86,3% utilizando máquinas de soporte vectorial (SVM), seguido muy de cerca por K-vecinos más cercanos (KNN) con 83,4 % (12).

Tabla 1. Información demográfica del grupo de amputados que han participado en el estudio

ID	Género/Edad	Miembro amputado	Miembro dominante	Nivel	Tiempo amp. (años)	Prótesis usada
Sujeto 1	F / 35	I	D	DM	3	Sí, solo estética
Sujeto 2	F / 23	D	D	TP	4	No
Sujeto 3	F / 48	D	D	DM	1,5	No
Sujeto 4	F / 50	I	D	TP	10	No
Sujeto 5	M / 34	B	D	DM	2	No
Sujeto 6	M / 19	I	D	DM	2	Sí, solo estética

Nota: D: derecho; I: izquierdo; B: bilateral; DM: desarticulado de muñeca; TP: un tercio proximal. Tomada de Decodificación de movimientos individuales de los dedos y agarre a partir de señales mioeléctricas de baja densidad (12)

El 2017 en el 10th *International Congress on Image and Signal Processing, BioMedical Engineering and Informatics* (CISP-BMEI 2017) se publicó un proyecto denominado **"Detección de movimiento de muñeca para control de prótesis usando EMG de superficie y acelerómetro triaxial"** (13), el proyecto consistió en controlar una prótesis de mano usando 2 tipos de señales, mecanomiografía (MMG) y electromiografía (EMG) de forma sincronizada. Para corroborar la capacidad de las señales obtenidas se trabajó con un grupo experimental de 6 voluntarios, estos realizaron movimientos de flexión y extensión de la muñeca, reloj de extensión y agarre de la mano. Fueron necesarios algoritmos específicos para el procesamiento de las señales. Como resultado se obtuvo una precisión del 96,09% al combinar ambas señales

de estudio, a comparación si las usaban por separado, de esa forma, concluyeron que “la combinación de las señales mecanomiográficas (MMG) y electromiográficas (EMG) son más precisas y eficientes para ser aplicadas en el campo del control de prótesis” (13).

Tabla 2. La precisión media de 100 veces de clasificación realizada por cada sujeto

Exactitud %	MMG		EMG		MMG + EMG	
	media	std	media	std	media	std
Sujeto 1	88,00	1,97	69,75	2,75	98,75	1,32
Sujeto 2	87,50	2,89	56,85	6,19	95,75	2,67
Sujeto 3	90,50	2,84	50,23	7,23	92,78	3,59
Sujeto 4	91,93	3,87	71,50	,490	95,03	2,98
Sujeto 5	99,75	0,75	62,25	8,81	99,95	0,35
Sujeto 6	93,15	4,24	63,55	6,39	95,08	4,10
Promedio	91,81	2,76	61,86	6,05	96,06	2,42

Nota: tomada de (CISP-BMEI 2017). Detección de movimiento de muñeca para control de prótesis usando EMG de superficie y acelerómetro triaxial (13)

La revista mexicana Biomédica en el año 2019 dio a conocer su artículo titulado "**Diseño de una prótesis de mano para uso en teclados con interfaz SEMG**" (14) y tuvo por objetivo desarrollar una prótesis de mano de bajo costo, controlada por señales electromiográficas, con diseño específico para el uso de teclados de computadora. Para la metodología se analizaron datos antropométricos, requerimientos de fuerza y diferentes opciones de materiales, selección de actuadores y servomotores MG90s, electrodos y programación Arduino. En los resultados se presentó el diseño de una prótesis de mano que fue fabricada por medio de impresión 3D y se especificó que las características de fuerza y velocidad son necesarias para mejorar la interfaz entre usuario y teclados de computadora. En la figura 10 se muestra la ubicación estratégica de los electrodos para la captura de señales musculares (14).



Figura 10. Diseño renderizado del modelo conceptual de la prótesis ya ensamblada. Tomada de Diseño de una prótesis de mano para uso en teclados con interfaz SEMG (14)

2.2. Bases teóricas

2.2.1. Robótica

Un robot manipulador se compone de un sistema mecánico de múltiples articulaciones. Por lo general se divide en brazo y efector final, intercambiable por pinza o dispositivos que ejecutan diversas tareas. Por otro lado, un robot manipulador se forma de una cadena cinemática abierta compuesta por un conjunto de eslabones interrelacionados a través de articulaciones o pares cinemáticos. Las articulaciones otorgan el movimiento relativo entre los eslabones sucesivos, ver figura 11 (15).

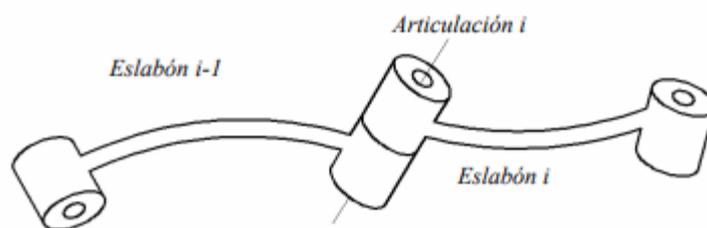


Figura 11. Articulación y par cinemático. Tomada de Diseño y simulación de una mano mecánica para ser utilizada como un efector final robótico (15)

Existen diversos tipos de articulaciones, entre ellas se encuentran las articulaciones de rotación de un grado de libertad (DOF) que rota alrededor del eje de la articulación, siendo la articulación más utilizada. La articulación prismática cuyo DOF se caracteriza por la traslación a lo largo del eje de la articulación, la articulación cilíndrica que posee 2 DOF: una

rotación y una traslación, la articulación planar que posee 2 DOF, ya que, se caracteriza por el movimiento de desplazamiento en un plano y, por último, la articulación esférica con 3 DOF, ya que, combina tres giros en tres direcciones perpendiculares en el espacio, ver figura 12.

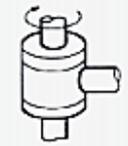
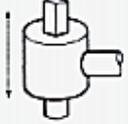
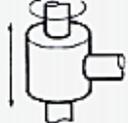
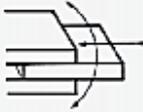
ESQUEMA	ARTICULACIÓN	GRADOS LIBERTAD
	ROTACIÓN	1
	PRISMÁTICA	1
	CILÍNDRICA	2
	PLANAR	2
	ESFÉRICA (RÓTULA)	3

Figura 12. Tipos de articulaciones. Tomada de Diseño y simulación de una mano mecánica para ser utilizada como un efector final robótico (15)

Un efector final es un elemento que se ubica en el extremo del último eslabón conectado al manipulador, posee la capacidad de agarre del objeto a manipular o la ejecución de una tarea específica (soldadura, pintura, etc.).

2.2.2. Biomecánica y movilidad de la mano y muñeca

Muñeca

La muñeca es una articulación que realiza los siguientes movimientos:

- **Flexión:** la flexión dorsal de la muñeca de 0° a 60° , la flexión palmar de 0° a 80°
- **Extensión:** ángulo de 65° a 85°
- **Desviación radial:** de 0° a 30°

- **Desviación cubital:** de 0° a 60°

La posición de referencia para la medición de la amplitud de los movimientos se da cuando el eje de la mano está situado en la prolongación del eje del antebrazo.

Mano

Se considera como un sistema compuesto de segmentos óseos compensados por las fuerzas de los tendones, músculos y articulaciones. El término de cadena cinemática refiere al conjunto de huesos y articulaciones que conforman cada uno de los dedos. El dedo índice y el dedo pulgar formando una cadena cinemática cerrada al juntar las yemas (pinza simple) con los dedos metacarpianos y del carpo cerrando la cadena. En la mano los movimientos de los dedos se efectúan en relación al eje de la mano (tercer metacarpiano y dedo medio) y no al plano de simetría del cuerpo.

Mecanismos y grados de libertad

La mano posee 25° de libertad (DOF), la cantidad de DOF permite múltiples configuraciones de aprehensión y manipulación, cuyo potencial varía al cambiar los planos de trabajo, debido a que poseen articulaciones del tipo rotacional que permiten dicha característica. Cada dedo a excepción del pulgar posee dos articulaciones rotacionales y una articulación en la base con 2 DOF, en el que uno de los dos ejes de rotación es paralelo a los ejes de rotación y el segundo es perpendicular a este y normal a la palma (15).

2.2.3. Mano: función de prensión

La prensión se encuentra definida como la acción de sujetar, de actuar sobre o con un objeto y de explorarlo, viene a ser un componente complejo, vulnerable y esencial entre las funciones de la mano. La prensión es una de las funciones principales de la mano, la mano por sí alberga múltiples funciones que a menudo se encuentran representadas como formas de prensión (16).

Se considera una función compleja que involucra aspectos motrices, sensitivas y corticales. De acuerdo con el libro de Anatomía y movimiento humano, la prensión puede clasificarse en prensión de precisión donde interviene el pulgar y los dedos, combinándolos de distintas formas y prensión de fuerza que involucra a toda la mano en sí (17).

Prensión de precisión

En este grupo intervienen las yemas de los dedos que rodean al objeto que suele ser pequeño y en ocasiones frágil y se adapta a su forma, ver la figura 11a. Para realizar estas acciones se requiere de movimientos de rotación de la articulación del pulgar y los dedos que intervienen, así mismo, participan los músculos pequeños de la mano. Entre los tipos de prensión de precisión se encuentra:

- a) **Oposición terminal (prensión en pinza):** empleado para tomar objetos delicados.
- b) **Oposición subterminal:** interviene la superficie palmar del pulgar y el dedo índice u otro dedo entrando en contacto. Se puede representar con la acción de tomar un lapicero.
- c) **Oposición subterminolateral:** conocida como la acción de tomar una llave, la presión es menos precisa, pero más fuerte.
- d) **Aducción entre dos dedos:** intervienen el índice y el corazón (dedo medio). Acción de separarse y juntarse.

Prensión de fuerza

Involucra mayor potencia e intervención de la mano, entre los tipos de agarre con potencia, se encuentra:

- a) **Prensión palmar:** toda la mano toma el objeto y, el volumen de este define la fuerza necesaria de prensión, ver la figura 11b.
- b) **Prensión en gancho:** el objeto es tomado con firmeza entre la palma y los dedos ya flexionados, esta presión puede mostrarse en la acción de llevar maletines o bolsas, ver la figura 11c (17).

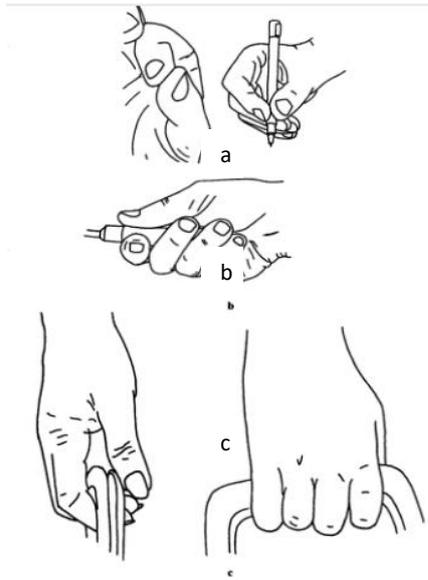


Figura 13. a) Presión de precisión; b) presión con potencia; c) presión en gancho. Tomada de Anatomía y movimiento humano: estructura y funcionamiento (17)

2.2.4. Desarticulado de muñeca

Un procedimiento de desarticulado de muñeca posee las siguientes características:

Los colgajos son asimétricos, siendo el palmar más largo. Se seccionan los ligamentos de la articulación radiocarpiana, con cuidado de conservar el ligamento triangular para mantener la pronosupinación, ver la figura 14 (18).



Figura 14. Desarticulado de muñeca. Tomada de Ortesis y prótesis del aparato locomotor (18)

Ventajas

La amputación de desarticulado de muñeca posee 2 ventajas: una es la conservación de una mayor rotación del antebrazo al conservar también la articulación radio cubital distal y la otra es el favorecer en la suspensión de la prótesis, debido al ensanchamiento del radio distal, por lo que se puede conseguir una función efectiva a este nivel de amputación. La rotación y la fuerza del antebrazo se conectan de forma directa con la longitud de la extremidad residual transradial (codo-codo) (19).

Es esencial conservar cualquier tejido que provea sensibilidad. Inclusive los huesos del carpo y en pocas ocasiones de los metacarpianos, siempre que se encuentren cubiertos por piel pueden ser de utilidad, dado que también pueden conservar los tendones extensores y flexores de la muñeca.

2.2.5. Cinemática

La cinemática de un robot se encarga del estudio del movimiento del robot con respecto a un sistema de referencia. Realiza una descripción analítica del movimiento espacial del robot representada en una función del tiempo y, en específico, la relación entre la posición y orientación del efector final del robot con los datos pertenecientes a sus coordenadas articulares (15).

Cinemática directa

Modelo cinemático que permite la descripción del movimiento de un robot manipulador y determinar la posición final del efector final conociendo sus articulaciones y parámetros geométricos que lo componen. Para manipuladores con múltiples DOF se emplea un método sistemático basado en matrices de transformación homogénea.

Una matriz de transformación homogénea permite obtener la rotación y traslación conjunta, representando el movimiento relativo entre dos eslabones de una cadena cinemática. Se compone por 4 submatrices:

una submatriz de rotación de $R_{3 \times 3}$, una submatriz de traslación de $P_{3 \times 1}$, una submatriz de $f_{1 \times 3}$ que representa una transformación de perspectiva y una submatriz que representa el escalado global de $W_{1 \times 1}$.

$$T = [R_{3 \times 3} \ P_{3 \times 1} \ f_{1 \times 3} \ W_{1 \times 1}] = [\textit{Rotación Traslación Perspectiva Escalado}]$$

El método de Denavit Hartenberg (DH) permite obtener el modelo cinemático de un robot manipulador, establecer la relación entre dos barras rígidas consecutivas, unidas por una articulación de un DOF, a través de una matriz $I \sim 1A_i$, función de 4 parámetros (θ , d , a , α) asociados a 4 movimientos consecutivos (rotación y traslación en z, seguidos de traslación y rotación en x) (20).

El método de DH sigue el siguiente proceso:

- A. Identificar los sistemas de coordenadas en cada articulación
 - a. Reconocer el eje de desplazamiento de cada sistema de coordenadas.
 - b. Reconocer el origen de cada sistema de coordenadas.
 - c. Identificar el eje z de cada sistema de coordenadas.
 - d. Identificar el eje x de cada sistema de coordenadas.

- B. Obtener los 4 parámetros DH (θ , d , a , α):
 - a. Valores de rotación en z, traslación en z, traslación en x y rotación en x.

- C. Obtener la matriz de DH $I \sim 1A_i$ mediante expresión conocida.
- D. Obtener el modelo cinemático directo como producto de las matrices.

2.2.6. Señales musculares

2.2.6.1. Electromiografía

La electromiografía (EMG) es un estudio diagnóstico cuyo propósito es determinar la actividad eléctrica de los músculos, la conducción nerviosa al aplicar un estímulo eléctrico controlado y la

funcionalidad de la sección neuromuscular. Brinda información acerca del estado fisiológico de conducción de los nervios que inerva un músculo. Cuando el músculo responde ante un estímulo eléctrico se generan una serie de ondas (potencial de acción) registradas en un equipo de electromiografía, con esta información se estudian las características de las ondas que servirán como diagnóstico del funcionamiento del músculo (21).

Existen 2 tipos de EMG: electromiografía superficial (SEMG) y electromiografía invasiva o intramuscular (IEMG). Las señales de tipo SEMG registran la actividad muscular en la superficie de la piel que envuelve al músculo, no infligen dolor al sujeto y, por ende, son preferidos para desarrollar capturas de señales EMG con claridad aceptable.

La práctica de electromiografía se emplea con un propósito médico para el tratamiento o el diagnóstico de problemas musculares y nerviosas que poseen los siguientes síntomas presentados por los pacientes (22):

- Entumecimiento de extremidades
- Hormigueo
- Dolor
- Debilidad
- Cojera
- Músculo atrofiado
- Tendones con defectos
- Fatiga

El diagnóstico electromiográfico se verá influenciado por el tipo de electrodo empleado para la adquisición de señales del músculo, si bien existen electrodos con composición diferente, la ubicación de estos sobre la superficie a medir será la misma.

Electrodos

La señal mioeléctrica posee una amplitud que oscila entre un rango de microvoltios a milivoltios, siendo factible su amplificación, sin embargo, el proceso de adquisición de las señales puede verse alterado a causa de los electrodos empleados y el contacto directo con la piel, entre otros factores como la respiración o movimientos de la línea base (23).

Los electrodos se encuentran en contacto con la capa superficial de la piel, por ende, se requiere una buena adherencia y baja impedancia. En su mayoría, los electrodos superficiales poseen un gel conductor de Ag/AgCl, pero en el mercado existen además otros electrodos patentados con composición única que otorga una ventaja sobre otros existentes. Por lo general, se emplean electrodos ECG con similares características de tamaño y composición para medir señales mioeléctricas, según las recomendaciones por la *European Concerted Action Surface EMG for noninvasive assessment of muscle*, las dimensiones de un electrodo deben considerar un diámetro menor o igual a 10 mm y la separación entre electrodos menor o igual a 20 mm (24).

En 1996 Seniam (*Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles*) fija el valor de los parámetros de localización, tamaño y forma de los electrodos, además establece una lista de procedimientos antes de realizar las mediciones de SEMG y son las siguientes:

1. Selección de los electrodos para SEMG.
2. Preparación de la piel. Limpiar con alcohol y rasurar la zona en la que se colocarán los electrodos.
3. Posicionar al paciente en la postura inicial. Esta postura puede variar dependiendo del estudio a realizar.
4. Determinar la localización de los electrodos.
5. Fijar los electrodos.
6. Finalmente probar las conexiones.

Sistema de control mioeléctrico

Un sistema habitual de control mioeléctrico presenta un esquema como se muestra en la figura 15. En este esquema se logra identificar las etapas de adquisición / segmentación de datos, extracción de características, clasificación y aplicación (25).

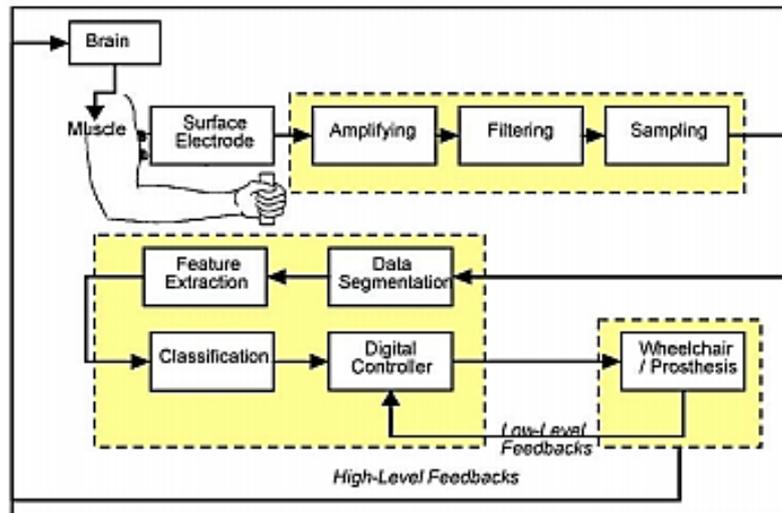


Figura 15. Sistema de control mioeléctrico basado en reconocimiento de patrones. Tomada de Sistema de control mioeléctrico. Biomedical Signal Processing and Control (25)

El nivel de amplitud de la señal EMG varía entre un rango de 0 a 10 mV (pico a pico), esto dependerá del músculo y las condiciones del registro. La zona útil de la señal, es decir, donde la energía se encuentra por encima del ruido eléctrico se limita entre 0 y 500 Hz con una zona de energía dominante en un rango de 50 – 150 Hz. En la figura 16 se aprecia la señal EMG registrada del músculo extensor de la muñeca (26).

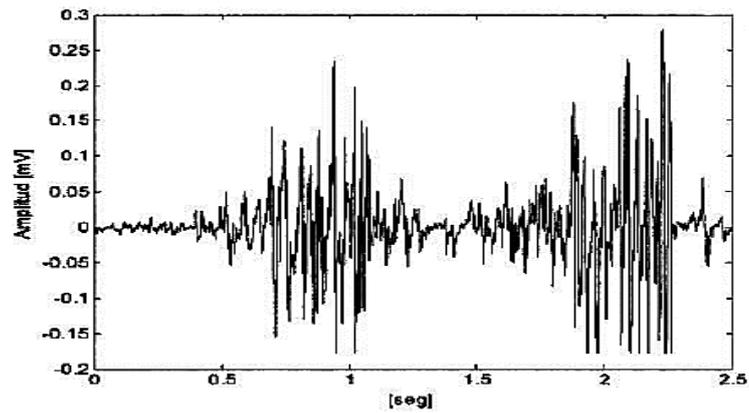


Figura 16. EMG de superficie durante contracciones intermitentes del músculo extensor de la muñeca. Tomada de Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente (26)

A. Extracción de características

La extracción de características se basa en adquirir la información relevante de la señal SEMG a través de una transformación de los datos originales para obtener un vector de características o también llamado *Feature Vector (FV)*. Para una señal EMG existen 3 tipos de características, en el dominio del tiempo, en el dominio de la frecuencia y en el dominio de tiempo-frecuencia.

Dominio del tiempo

Siendo las más comunes en aplicaciones de tiempo real y que no requieren transformación de los datos (27).

Valor integrado de EMG (IEMG): integra la señal EMG y realiza una sumatoria de los datos que ocupa la ventana de segmentación.

Valor medio absoluto (MVA): realiza un promedio del valor absoluto de los datos en un segmento específico.

Raíz media cuadrada (RMS): cuando la señal de SEMG es modelada como un proceso aleatorio Gaussiano, el RMS va en relación a la fuerza aplicada bajo condiciones de no fatiga.

Desviación estándar: representa la separación entre los datos con respecto a la media y se expresa en las mismas unidades que esta última.

Coefficientes Autorregresivo (AR): modela la señal de EMG como una serie de tiempo lineal autorregresiva y provee información acerca del estado de contracción muscular (28).

Coefficientes Cepstrum: corresponde a la transformada inversa de Fourier del logaritmo del espectro de potencia de la señal. Dicha envolvente resulta una característica importante para la identificación de movimientos.

B. Clasificación

El siguiente proceso seguido de la extracción de características consiste en emplear un clasificador que resulta una herramienta matemática que divide un cierto grupo de datos de acuerdo a sus características distintivas. Existen diversos tipos de clasificadores, por ejemplo: máquinas de soporte vectorial (SVM), redes neuronales artificiales (RNA), modelos ocultos de Markov, K-vecinos más cercanos, clasificadores bayesianos, lógica difusa y análisis de discriminante lineal (LDA) (27).

Redes neuronales

Una red neuronal es una agrupación de neuronas por medio de capas que asemejan el funcionamiento de una neurona biológica, su unidad base es la neurona encargada de recibir estímulos del exterior, luego denominadas como entradas, estas son multiplicadas por un vector de pesos para luego ser sumadas.

Por otro lado, la red requiere de una función de activación, que será aplicada a la suma ponderada y el resultado será considerado como salida de la neurona. Existen diferentes tipos de

funciones de activación, entre ellas se encuentran: función lineal, función escalón, funciones sigmoideas, entre otras.

Una red neuronal con retropropagación (*Back propagation*) consta de una red *feedforward* que posee al menos una capa oculta, una capa de entrada y una de salida. Cada una de las capas ejecuta la suma ponderada, seguida por la función de activación. El algoritmo de retropropagación consta en el descenso del gradiente para minimizar el error cuadrático medio del error, es decir, la diferencia entre la salida obtenida por la red y la deseada (29).

Proceso para el algoritmo de retropropagación:

1. Crear una red *feedforward* con n_{in} nodos de entrada, n_{hidden} capas ocultas y n_{out} salidas.
2. Inicializar los pesos en valores aleatorios pequeños.
3. Establecer condición de paro hasta identificar un error cuadrático medio muy pequeño.

2.2.6.2. Mecanomiografía

La mecanomiografía (MMG), también conocida como vibromiografía (30) es el registro de las oscilaciones mecánicas en la superficie de la piel, generadas por la contracción de los músculos ubicados debajo de ella. Asimismo, registra las actividades mecánicas generadas por el acortamiento y relajación (sacudida muscular) de las fibras musculares. Además, cabe resaltar que la señal de MMG, evaluada durante contracciones isométricas en el cuádriceps, no presenta contaminación por señales que provengan de los músculos adyacentes, presentan menor sensibilidad al ruido eléctrico y es independiente de la impedancia de la piel del sujeto (31). La captura de la vibración muscular requiere cuidado debido a que el sensor MMG puede registrar, además de las señales musculares, la interferencia de los

artefactos de movimiento, como el movimiento del segmento del cuerpo. A estos artefactos se denomina el inicio de contracción (OC) y pueden afectar el procesamiento y contaminar la señal.

Los sensores MMG se han ido utilizando para comparar los tipos de oscilaciones provenientes de contracciones concéntricas, excéntricas e isométricas (32). Para lograr un registro de las señales se emplean diversos tipos de sensores que pueden registrar las ondas oscilatorias musculares de forma monoaxial, biaxial o triaxial y pueden detectarse con diferentes transductores, tales como cristales piezoeléctricos, acelerómetros o láser; entre ellos, los acelerómetros son los más utilizados para el registro de vibraciones musculares por ser un dispositivo liviano, el peso del mismo no afecta la medición de vibración, no depende del acoplamiento sensor-piel y es asequible su reutilización (33).

MMG es explorada en investigaciones relacionadas con el control de prótesis mioeléctricas. Las ventajas de MMG sobre EMG son: es innecesario el contacto directo con la piel; no presenta interferencia por la impedancia de la piel y menor susceptibilidad a variaciones en la colocación de sensor.

Un estudio informó una estrategia de control de los movimientos de flexión y extensión de la muñeca que monitorea los valores del MMG de la porción distal del antebrazo. El estudio obtuvo una precisión del 95% para la extensión y del 86% para los movimientos de flexión (32).

2.3. Definición de términos básicos

- **EMG:** electromiografía
- **IEMG:** electromiografía invasiva o intramuscular
- **MMG:** mecanomiografía
- **OC:** inicio de contracción
- **RNA:** red neuronal artificial

- **SEMG:** electromiografía superficial
- **SENIAM:** (*Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles*) electromiografía superficial para la evaluación no invasiva de los músculos

CAPÍTULO III METODOLOGÍA

3.1. Metodología

3.1.1. Metodología general

Tipo de investigación

La presente investigación es de tipo tecnológica, lo que implica el desarrollo e invención de un producto sustancialmente mejorado para una posterior producción o utilización comercial.

Diseño de investigación

El diseño de la investigación es de tipo no experimental.

Enfoque de investigación

La evaluación de los parámetros requeridos de la prótesis será de tipo cuantitativo, ya que para medir su efectividad se tomarán valores de las señales eléctricas musculares.

3.1.2. Metodología específica

Para la presente investigación se empleará el proceso de diseño según la norma V. D. I. 2221 (34), denominada “*Enfoque sistemático para el diseño de sistemas técnicos y productos*”, ver anexo 2.

3.1.2.1. Lista de exigencias

Tabla 3. Lista de exigencias

Lista de exigencias			Pág. 1 de 1
			Edición: Rev. 1
Proyecto	Control inteligente de la sujeción de objetos a través de una prótesis mioeléctrica y mecanomiográfica para personas con desarticulado de muñeca		Fecha: 18/5/2020
Cliente	Universidad Continental		Revisado: M. R.
Fecha (cambios)	Deseo o exigencia	Descripción	Responsable
18/5/2020	E	Función principal <ul style="list-style-type: none"> • Proporcionar al usuario retomar la capacidad de sujetar objetos. • Permitir el movimiento voluntario del usuario. 	R. G. D. S. M.
18/5/2020	D	Geometría <ul style="list-style-type: none"> • Diseño simétrico de la prótesis. 	R. G. D. S. M.
18/5/2020	E	<ul style="list-style-type: none"> • Diseño compacto. 	R. G. D. S. M.
18/5/2020	D	Ergonomía <ul style="list-style-type: none"> • Diseño basado en las características antropométricas del miembro superior del usuario. • Fácil encaje de la prótesis con el antebrazo (muñón) del usuario. 	R. G. D. S. M.
18/5/2020	E	Cinemática <ul style="list-style-type: none"> • Estabilidad de la prótesis. Contacto directo entre el antebrazo y el sistema. 	R. G. D. S. M.
18/5/2020	D	Energía <ul style="list-style-type: none"> • Consumo mínimo necesario de energía. 	R. G. D. S. M.
18/5/2020	E	<ul style="list-style-type: none"> • Conexiones eléctricas correctamente instaladas y aisladas al contacto. 	R. G. D. S. M.
18/5/2020	E	Material <ul style="list-style-type: none"> • Selección de materiales livianos • Material resistente y autocorrosivo • Amigable con el medioambiente 	R. G. D. S. M.
18/5/2020	D	<ul style="list-style-type: none"> • Vida útil del material • Personalización del diseño 	R. G. D. S. M.
18/05/2020	D	Costos <ul style="list-style-type: none"> • Bajo costo de fabricación, no mayor a S/ 4,000 	

18/5/2020	E	Seguridad <ul style="list-style-type: none"> • Emplear materiales antialérgicos para el usuario • Contorno suavizado de la prótesis, sin piezas punzantes 	R. G. D. S. M.
18/5/2020	E	Ensamble <ul style="list-style-type: none"> • Fácil de montar y retirar la prótesis 	R. G. D. S. M.

3.1.2.2. Solución de concepto

Black-box (caja negra)

En la figura 17 se muestra la descripción gráfica del *Black-box* donde se ejemplifican las entradas y salidas del equipo.

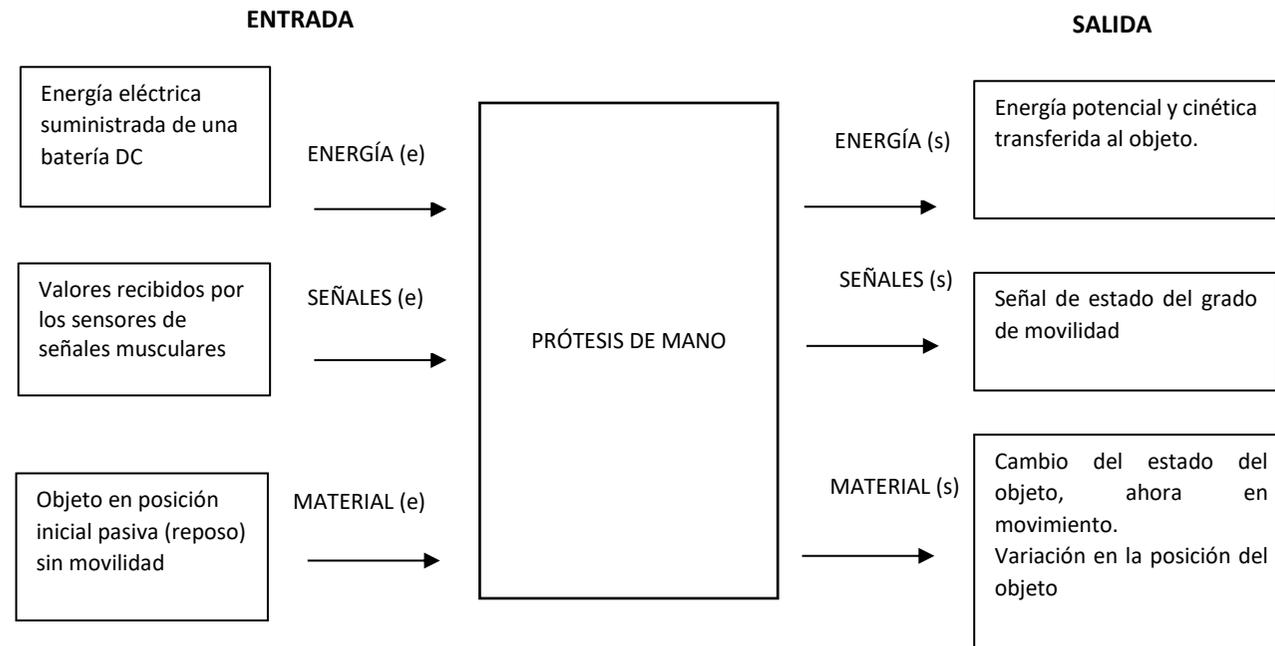


Figura 17. Descripción de entradas y salidas del sistema

Entradas

Señales: pulsos eléctricos musculares, valores recibidos por los sensores.

Energía: la fuente de alimentación de la prótesis será de tipo DC.

Material: el objeto se encuentra en posición inicial.

Salidas

Señales: dan orden a los actuadores y simulan movimientos de prensión y fuerza.

Energía: potencial y cinética.

Material: cambio de estado del objeto y variación de su posición.

Estructura de funciones

En la siguiente estructura de funciones descrito en un diagrama de bloques que se muestra en la figura 18, se representan las funciones principales del sistema y otras funciones secundarias que la prótesis para desarticulado de muñeca a diseñar deberá realizar, cumpliendo así con los objetivos propuestos.

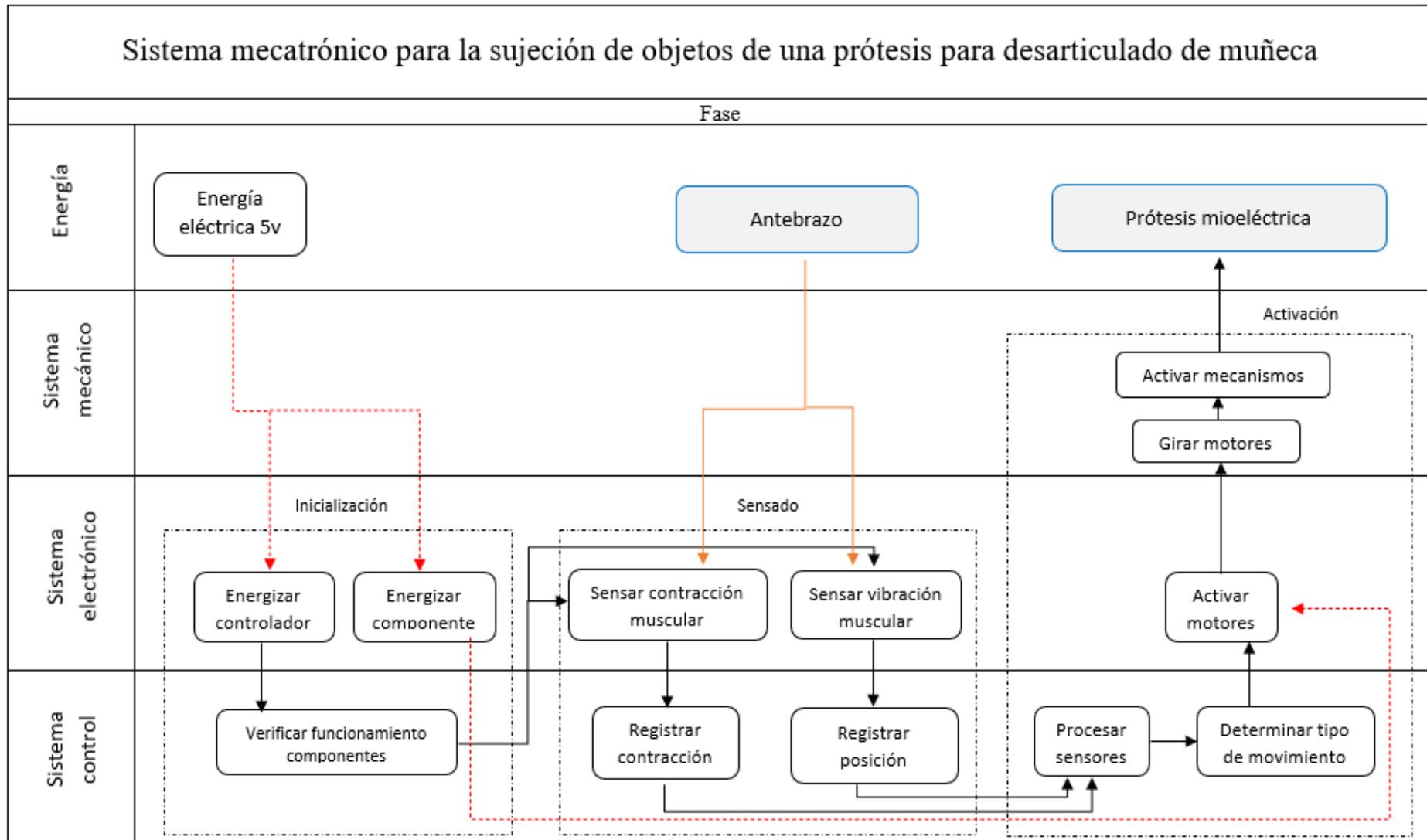


Figura 18. Estructura de funciones

Matriz morfológica

La matriz que se muestra a continuación se conforma de algunas alternativas que deberán cumplir con las funciones propuestas con anterioridad.

En el aspecto mecánico, los actuadores a seleccionar deben tener un reducido tamaño, ser precisos y con facilidad del control angular de su eje para el movimiento de cada dedo, así mismo, el mecanismo a usar debe simular el movimiento articulado de las uniones interfalángicas de los dedos. En el aspecto electrónico y de control, el sensor mioeléctrico (EMG) debe tener un reducido tamaño, la adquisición de la señal debe ser estable y manejable y su costo debe ser promedio. Para medir la vibración mecánica del músculo, el sensor debe tener una sensibilidad alta a media y con un tamaño reducido. Con respecto al controlador, se deberá seleccionar un microcontrolador que pueda ser programado solo para las tareas del dispositivo y así dotar de autonomía a la prótesis, capacidad de memoria considerable y tamaño reducido para ser ensamblada en una tarjeta propia del dispositivo. Con respecto a la alimentación, las baterías deberán satisfacer el consumo de energía de los componentes electrónicos, ser recargables, ligeras y de larga duración. Finalmente, los materiales a seleccionar para la fabricación de la prótesis deben ser resistentes, flexibles, ligeros y con un aspecto que brinde comodidad al usuario.

En la tabla 4 se plantean algunas soluciones para el diseño de la prótesis de desarticulado de muñeca.

Tabla 4. Matriz morfológica

Funciones	Portadores de funciones		
	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Mecánica	Girar motores  servomotor sg90	 actuador lineal L12	 motor reductor DC
	Activar mecanismos  mecanismo de barras	 engranajes	 poleas
Electrónica y control	Sensar contracción  EMG MyoWare	 Muscle sensor polulo	 brazalete MyoWare
	Sensar posición y contracción  ADXL345	 IMU - inercial	 freescale MMA7260Q
	Procesar sensores  arduino nano	 microcontrolador	 raspberryPi
	Activar motores  microcontrolador	 puente H DRV8833	
	Alimentar  bateria de litio	 baterias recargables	 pilas
Material	Prótesis (mano)  PLA	 ABS	 TPU
	Prótesis (muñón)  silicona de grado médico	 media de nylon	 encaje de látex

- Solución 1
- Solución 2
- Solución 3
- Solución 4

CAPÍTULO IV

ANÁLISIS Y DISEÑO DE LA SOLUCIÓN

4.1. Identificación de requerimientos

Considerando que es necesario cumplir con ciertas expectativas y requerimientos, se realizó un análisis cualitativo de los requerimientos más relevantes, ver figura 19.

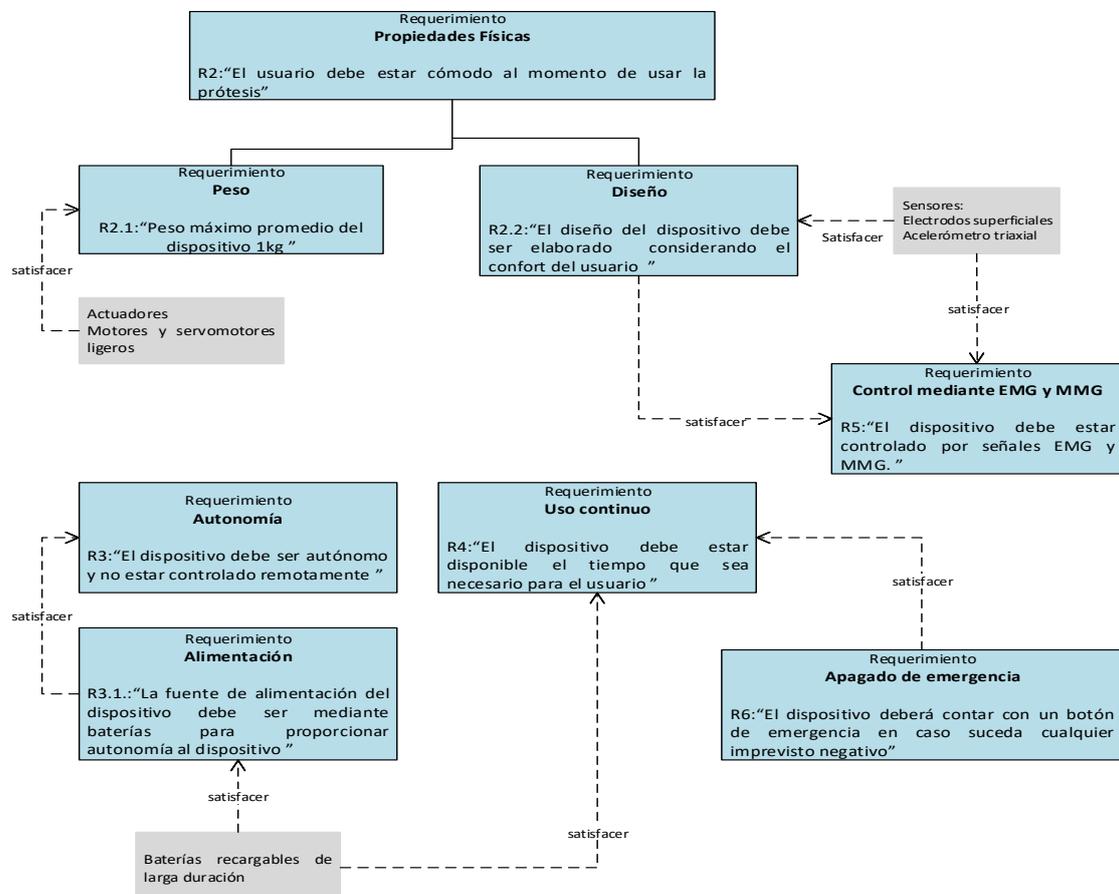


Figura 19. Diagrama de requerimientos generales para la prótesis de desarticulación de muñeca

4.2. Análisis de la solución

De acuerdo a la metodología planteada, se desarrolló una matriz morfológica, ver tabla 3, del que se obtuvieron 4 posibles soluciones. Para evaluar la viabilidad de las propuestas se desarrolló un análisis técnico-económico, según el método de evaluación de proyectos mecánicos VDI 2225 que permitirá seleccionar la solución más oportuna y que logre satisfacer los requerimientos del proyecto, ver tablas 5 y 6.

Tabla 5. Evaluación técnica

Diseño mecatrónico - evaluación de proyectos - Valor técnico (X_i)										Área de Diseño
Proyecto: control inteligente de la sujeción de objetos a través de una prótesis mioeléctrica y mecanomiográfica para personas con desarticulado de muñeca										
p: Puntaje de 0 a 4 (Escala de valores según VDI 2225)										
0= No satisface 1= Aceptable a las justas 2= Suficiente 3=Bien 4= Muy Bien (ideal)										
g: es el peso ponderado y se da en función de la importancia de los criterios de evaluación										
Criterios de Evaluación para diseños en fase de conceptos o proyectos										
Variantes de Concepto / proyectos			Solución 1 S1		Solución 2 S2		Solución 3 S3		Solución 4 S4	
N.º	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Función	0.4	3	1.2	3	1.2	4	1.6	3	1.2
2	Forma	0.3	2	0.6	3	0.9	4	1.2	3	0.9
3	Diseño	0.3	2	0.6	2	0.6	3	0.9	3	0.9
4	Seguridad	0.4	3	1.2	2	0.8	3	1.2	2	0.8
5	Confort	0.3	2	0.6	3	0.9	4	1.2	1	0.3
6	Fabricación	0.3	2	0.6	2	0.6	3	0.9	3	0.9
7	Montaje	0.2	2	0.4	3	0.6	2	0.4	3	0.6
8	Tiempo de uso	0.4	1	0.4	4	1.6	4	1.6	3	1.2
9	Costos	0.1	4	0.4	3	0.3	3	0.3	2	0.2
Puntaje Máximo $\sum p$ o $\sum gp = \sum(g*p)$		2.7		6		7.5		9.3		7
Valor técnico				55.6		69.4		86.1		64.8
$X_i Y_{i=}(\%) = PT * 100 / Ideal$										

Tabla 6. Evaluación económica

Diseño mecatrónico - evaluación de proyectos - Valor Económico (Y _i)										Área de Diseño
Proyecto: control inteligente de la sujeción de objetos a través de una prótesis mioeléctrica y mecanomiográfica para personas con desarticulado de muñeca.										
p: Puntaje de 0 a 4 (Escala de valores según VDI 2225)										
0= No satisface 1= Aceptable a las justas 2= Suficiente 3=Bien 4= Muy Bien (ideal)										
g: es el peso ponderado y se da en función de la importancia de los criterios de evaluación										
Criterios de Evaluación para diseños en fase de conceptos o proyectos										
Variantes de Concepto / proyectos			Solución 1 S1		Solución 2 S2		Solución 3 S3		Solución 4 S4	
N.º	Criterios de Evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Material	0.3	2	0.6	1	0.3	4	1.2	3	0.9
2	Fabricación	0.3	3	0.9	2	0.6	3	0.9	2	0.6
3	Uso	0.4	2	0.8	3	1.2	4	1.6	3	1.2
4	Mantenimiento	0.2	3	0.6	2	0.4	2	0.4	3	0.6
Puntaje Máximo = $\Sigma(g \cdot p)$		1.2		2.9		2.5		4.1		3.3
Valor Económico				60.4		52.1		85.4		68.8
Y _i (%)=PT*100/Ideal										

Tabla 7. Resultados de los valores obtenidos

Alternativa	VT	VE
Solución 1	55.6	60.4
Solución 2	69.4	52.1
Solución 3	86.1	85.4
Solución 4	64.8	68.8

En la figura 20 se muestra la ubicación de cada solución planteada con respecto a la solución ideal representada por la gráfica lineal en el plano técnico-económico. De este modo, con ayuda de la gráfica, se podrá seleccionar el concepto de solución óptimo. Este será aquel que se encuentre ubicado más cercano de la curva lineal y con tendencia al lado derecho superior.

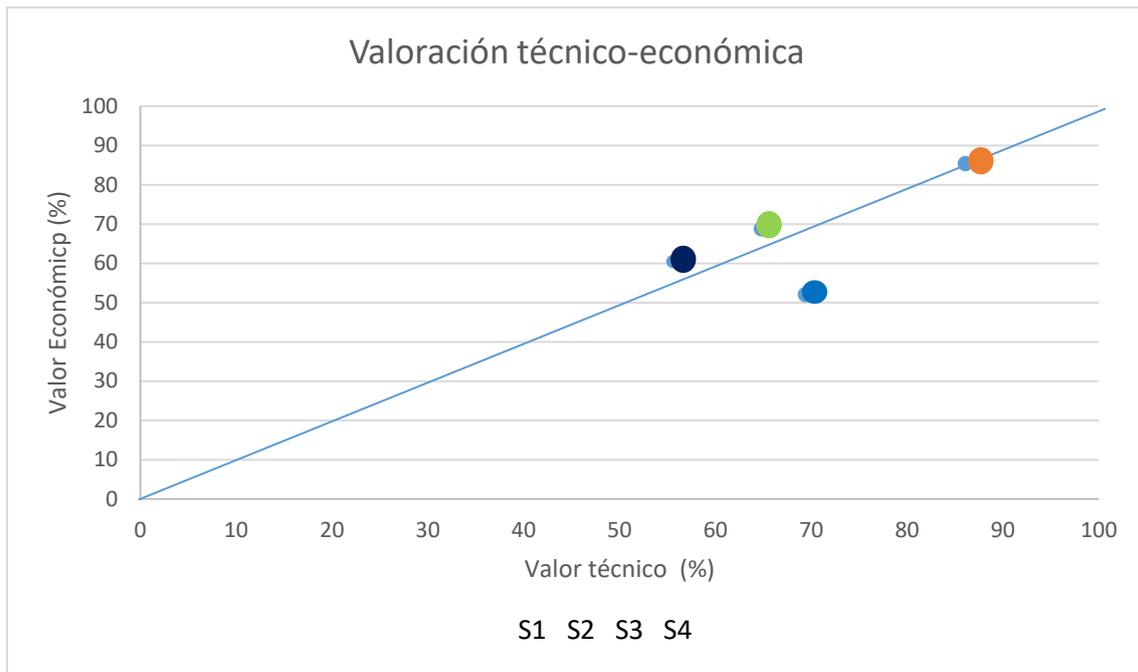


Figura 20. Gráfica de valoración técnico-económica

Después del análisis técnico-económico y de los resultados obtenidos, se concluye que la solución 3 es la más adecuada a ser aplicada en el proyecto y que cumple con los requerimientos que fueron planteados en un principio. La solución 3 propone que la prótesis estará compuesta por un controlador PIC 18F2550, un sistema articulado (mecanismo de barras) para el movimiento de los dedos, estos serán accionados por servomotores acondicionados para el movimiento de oposición del pulgar. Así mismo, los sensores que transmitirán las contracciones musculares serán electrodos EMG superficiales y un acelerómetro triaxial ADXL345 para detección de posición del codo, quien transmite movimiento a la muñeca. El material de fabricación será de tipo PLA-TPU para la mano artificial y carcasa de la prótesis, además de refuerzos con polímero reforzado con fibra de carbono para la muñeca y será impresa en 3D. Para protección del muñón del paciente se optará por silicona de grado médico y estructura externa de TPU que permitirá una mejor comodidad del paciente y será ubicada en el encaje diseñado para el antebrazo. La alimentación será a través de baterías de lipo de tamaño reducido y de duración considerable.

4.3. Sistema mecatrónico

Se muestra el diagrama de funcionamiento del sistema mecatrónico de la prótesis de mano para la ejecución de movimientos, para la sujeción de objetos,

donde es posible observar el trabajo conjunto de los subsistemas que lo componen, para el adecuado funcionamiento del dispositivo protésico, ver figura 21.

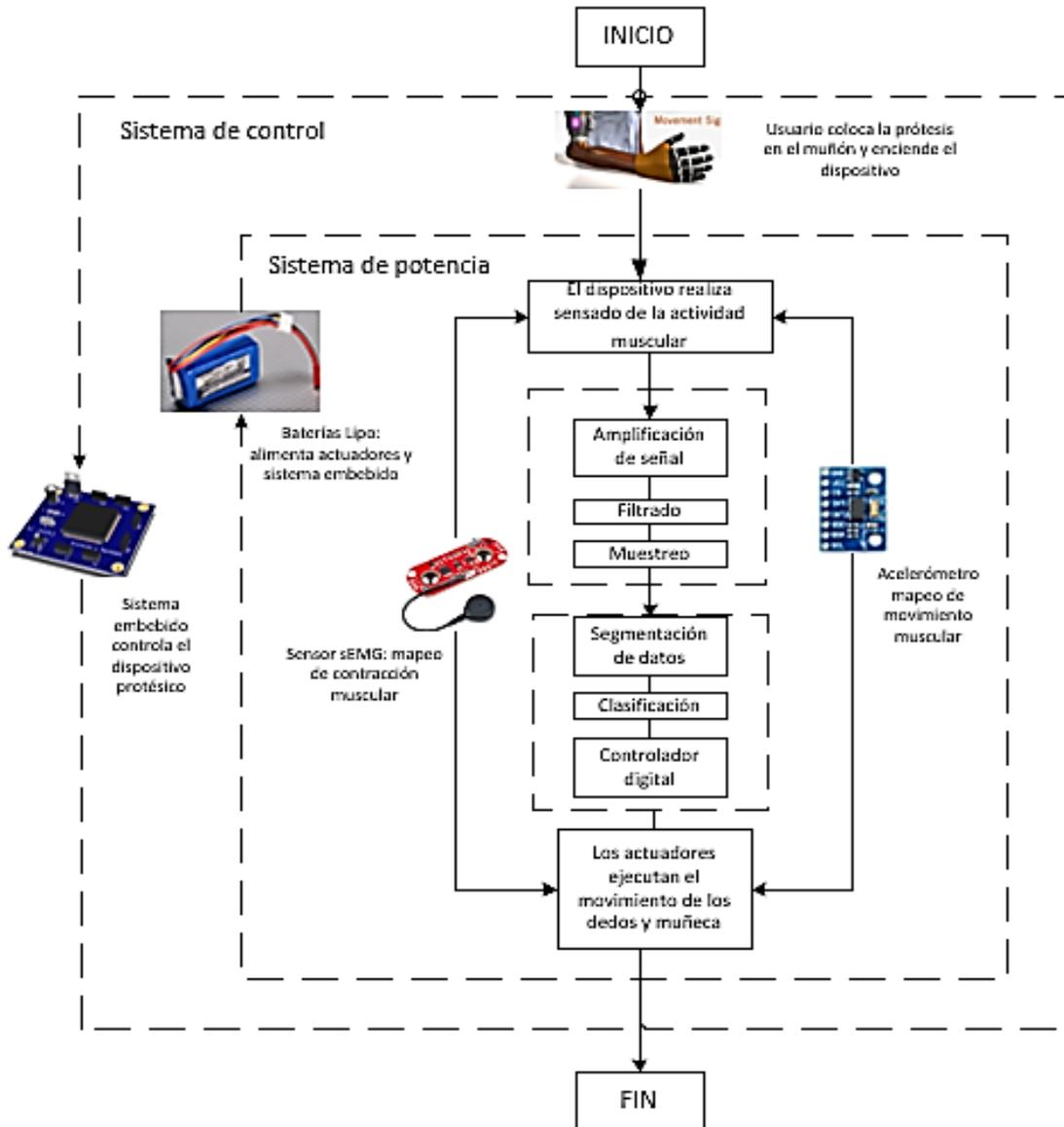


Figura 21. Diagrama de funcionamiento del dispositivo

4.3.1. Sistema de control

Este sistema se encarga de controlar el funcionamiento completo de la prótesis durante todo el proceso, el sistema embebido, compuesto por un microcontrolador, con comunicación I2C, SPI, puertos de entrada y salida donde irán conectados los sensores y actuadores, entre otros, integrados en una tarjeta electrónica principal de control ubicada en la superficie posterior del antebrazo de la prótesis, controla el funcionamiento de los sensores mioeléctricos y mecanomiográficos que enviarán los parámetros necesarios de la actividad muscular al

microcontrolador durante el sensado y los actuadores ubicados en el dispositivo protésico, para ejecutar los movimientos de los dedos y muñeca con las señales procesadas y clasificadas según su función. En la figura 22 se muestra la interacción del controlador del sistema embebido con el dispositivo protésico, componentes electrónicos y el usuario.

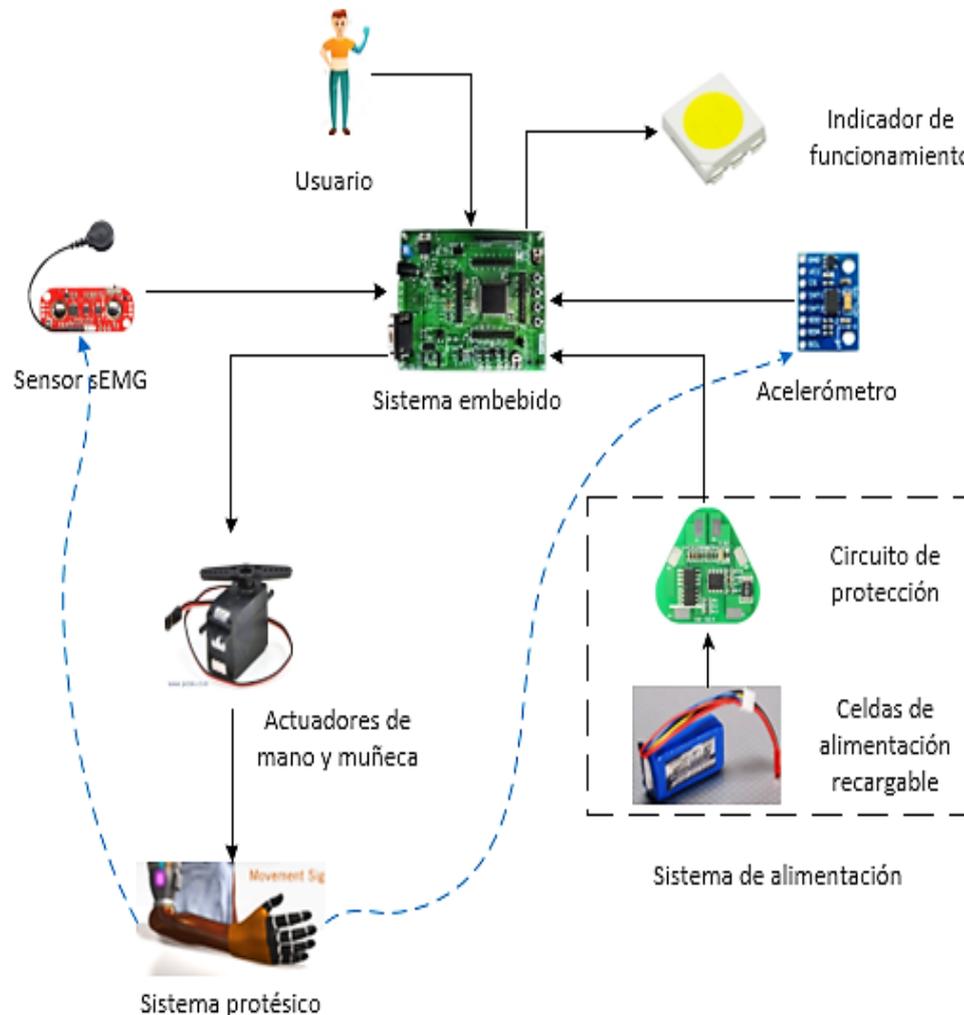


Figura 22. Distribución de funciones del sistema embebido

4.3.2. Sistema de potencia

El sistema de potencia cumple la función de energizar el sistema embebido, tales como sensores, actuadores y tarjetas electrónicas. Se emplean 2 baterías de lipo, una batería para energizar con una tensión de 7.4 V a 1200 mAh la tarjeta electrónica principal compuesta por el microcontrolador, sensores y módulos electrónicos con un consumo energético aproximado de 2.045 W y la segunda batería alimenta los actuadores con un consumo energético aproximado de 5 W.

4.3.3. Funcionamiento del dispositivo

1. **Encendido y sujeción de la prótesis:** este procedimiento consiste en la colocación de la prótesis en el muñón del usuario, la verificación de sujeción correcta del dispositivo sobre el miembro, el encendido del equipo y sus componentes.
2. **Sensado de actividad muscular:** en esta etapa se da inicio al monitoreo de la actividad muscular y los movimientos efectuados por el muñón del usuario, realizando un sensor preliminar, registrando los parámetros iniciales que el sensor mioeléctrico y acelerómetro registran durante la actividad muscular del miembro.
3. **Tratamiento de señal:** en esta etapa se da un tratamiento a la señal mioeléctrica, ingresa a un sistema de amplificación y filtrado para un mejor tratamiento de la señal.
4. **Segmentación y clasificación de señal:** en esta etapa se realiza una segmentación de la señal. Según la actividad muscular en el antebrazo se clasifica la señal que corresponde al movimiento de cada dedo, así mismo, el desplazamiento y posición del codo registrado por el acelerómetro clasifica los parámetros para el movimiento de la muñeca, trabajando de forma conjunta con el resto de la prótesis.
5. **Accionamiento de actuadores:** posteriormente, esta etapa consiste en la activación de los actuadores de la mano y muñeca para la ejecución de los movimientos de sujeción.
6. **Realimentación del sistema:** en esta etapa final el sistema realiza una realimentación de los parámetros registrados por los sensores para el aprendizaje del dispositivo según la interacción del usuario con la prótesis.

4.4. Sensores y actuadores

4.4.1. Sensores

4.4.1.1. Sensor muscular

El sensor MyoWare se encarga de medir la actividad eléctrica del músculo, filtrando y rectificando la señal; en un rango de 0 a V_s voltios dependiendo de la cantidad de actividad en el músculo donde se ubique el dispositivo. El valor de V_s refiere al voltaje de suministro de energía. En la figura 23 se observa el módulo del sensor.

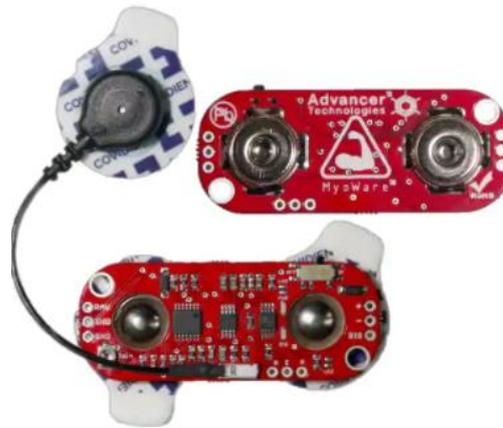


Figura 23. Sensor mioeléctrico MyoWare. Tomada de Sparkfun

Especificaciones técnicas

La tabla 8 muestra las principales especificaciones técnicas del dispositivo.

Tabla 8. Especificaciones eléctricas - sensor muscular MyoWare

Parámetro	Min	Típico	Max
Voltaje de suministro	+2.9V	+3.3V o +5V	+5.7V
Potenciometro de ganancia ajustable	0.01 Ω	50 k Ω	100 k Ω
Voltaje de señal de salida	0V	-	+ V_s
Impedancia de entrada	-	110 G Ω	-
Corriente de suministro	-	9mA	14mA

Nota: tomada de MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001) DATASHEET

Ubicación del sensor en la prótesis

La figura 24 muestra la ubicación del sensor en la prótesis, el módulo será ubicado en el socket sobre la superficie posterior

del antebrazo cercana a la tarjeta principal de control y la alimentación, con la finalidad de reducir el ruido electrónico que se presente y que podría interferir en la adquisición de las señales musculares, así mismo los electrodos conectados en él serán ubicados al interior del socket y alrededor del antebrazo para el sensado directo sobre la piel del usuario, considerando los aspectos biomecánicos del cuerpo (35).

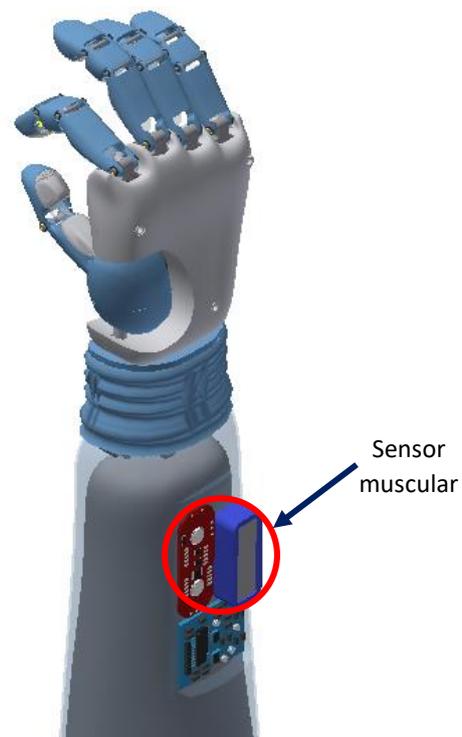


Figura 24. Ubicación del sensor muscular

4.4.1.2. Acelerómetro triaxial

Módulo acelerómetro ADXL345 de 3 ejes (x, y, z), posee una sensibilidad ajustable por software con rangos de operación de +/- 2 g, 4 g, 8 g y 16 g, se comunica por SPI o por I2C. Este módulo será empleado en la detección de las oscilaciones de las fibras musculares que ejecutan el movimiento de la muñeca, ubicado cerca al codo donde se efectúan los movimientos de la muñeca. En la figura 25 se muestra el módulo del sensor.



Figura 25. Acelerómetro triaxial ADXL345. Tomada de Naylamp Mechatronics S. A. C.

Especificaciones técnicas

La tabla 9 muestra las principales especificaciones técnicas del dispositivo.

Tabla 9. Especificaciones técnicas - acelerómetro ADXL345

Sensor	ADXL345
Voltaje de operación	3V – 5V
Consumo de corriente	23 uA en medición y 0.1 uA en standby
Rango acelerómetro	+/- 2 g, 4 g, 8 g y 16 g
Grados de libertad	3 ejes
Comunicación	I2C y SPI

Nota: tomada de Naylamp Mechatronics S. A. C.

Ubicación del sensor en la prótesis

La figura 26 muestra la ubicación del sensor en la prótesis, el módulo será ubicado en el socket en la superficie interna y externa del antebrazo cercana al codo con la finalidad de registrar los movimientos de flexión, extensión, desviación radial y desviación cubital de la muñeca, que se efectúan en esa zona a partir de las fibras musculares que la ejecutan, considerando la anatomía y biomecánica del antebrazo (17) (35).

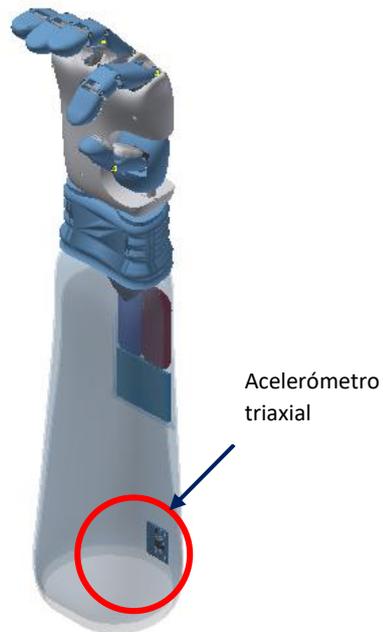


Figura 26. Ubicación del acelerómetro ADXL345

4.4.2. Actuadores

4.4.2.1. Servomotor

La figura 27 muestra el actuador MG90S con terminal metálico encargado de realizar los movimientos de flexión y extensión de los dedos, según los tipos de agarre, además de generar movimientos articulados en la muñeca de la prótesis, se adaptaron los componentes internos del actuador en una carcasa modificada para reducir el tamaño y mejor manejo del actuador al interior de la prótesis.



Figura 27. Servomotor MG90S. Tomada de Naylamp Mechatronics S. A. C.

Especificaciones técnicas

La tabla 10 muestra las principales especificaciones técnicas del actuador.

Tabla 10. Especificaciones técnicas - servomotor MG90S

Voltaje de operación	3 V – 7.2 V
Torque reposo	2.2 kg x cm (4.8V), 2.5 kg (6.0 V)
Velocidad	0.1 s / 60 grados
Consumo de corriente	200 mA
Ancho del pulso	entre 600 uS y 2400 uS
Engranajes	Nylon

Nota: tomada de Naylamp Mechatronics S. A. C.

Ubicación del actuador en la prótesis

La figura 28 muestra la ubicación de los actuadores con carcasa modificada al interior de la mano prótesis, anclada sobre la base interna de la mano.

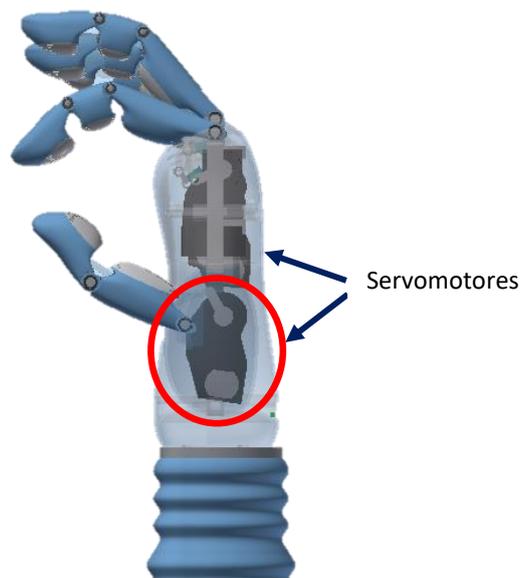


Figura 28. Ubicación del servomotor en la mano

Así mismo, estos actuadores se emplean para el movimiento articulado de la muñeca, ubicándose en la plataforma inferior correspondiente a la muñeca, ver figura 29.

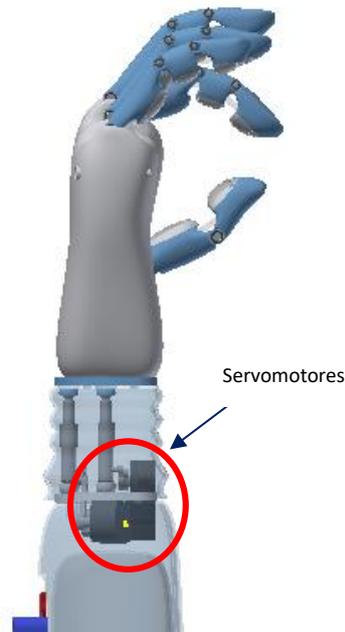


Figura 29. Ubicación del servomotor en la muñeca

4.5. Diseño mecánico

En el diseño del prototipo fueron consideradas las medidas estándares antropométricas de las dimensiones humanas en los espacios interiores, Panero y Zelnik (36). Además, se consideró los requerimientos funcionales y no funcionales especificados en el capítulo anterior, que engloban tanto el aspecto estético de los dedos, cuyo diseño biomimético de cada falange favorece el agarre y sujeción de objetos adaptándose a su forma, independientemente del material empleado, como la estética de la mano, muñeca y socket en su conjunto; por otro lado, los mecanismos para la articulación de los dedos se componen de eslabones articulados y pasadores interfalángicas aseguradas en cada extremo, la muñeca se faculta de un sistema articulado que le permite la movilidad en 2 GDL (grados de libertad), entre otras características. La finalidad de este prototipo es proporcionar un análisis de resultados y brindar la información necesaria para futuras mejoras del prototipo.

El diseño del prototipo en 3D se desarrolló en el software de diseño *Autodesk Inventor Professional 2019* versión estudiantil. Con ayuda del software

será posible el diseño de cada pieza y mecanismo que conforma la prótesis, así mismo, será posible la simulación de los movimientos que realizará cada dedo y la mano en su conjunto. El objetivo de usar el programa es diseñar, visualizar y simular cada pieza previo a la fabricación de las piezas, ver figura 30.



Figura 30. Diseño Prótesis de mano

4.5.1. Estructura de diseño

El prototipo se compone de 3 etapas que son la mano, la muñeca, socket (encaje del muñón) que serán mostradas a continuación de forma detallada.

4.5.1.1. Estructura de la mano

Esta etapa conforma el diseño de los dedos y la palma de la mano, se muestra el diseño de la mano en 3D. Para el diseño de cada dedo fue necesario considerar las 3 falanges (distal, medial, proximal) con un diseño inspirado en la biomimética que favorece la sujeción de objetos, cada falange se conecta por medio de un pasador reforzado en fibra de carbono y anillos de seguridad, *anexo 10*, en los extremos que permiten el movimiento seguro y articulado de los dedos, ver figura 31.

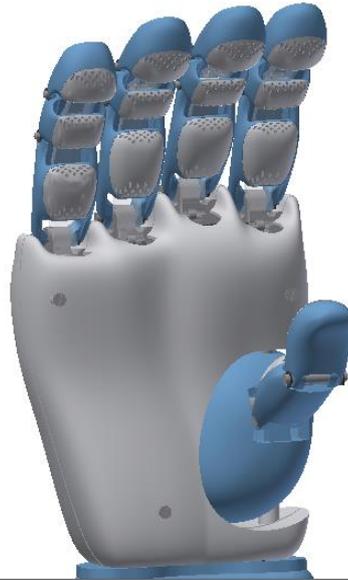


Figura 31. Mano, vista isométrica

Se muestra el plano general de la mano y los componentes que la conforman, ver anexo 3 y figura 32.

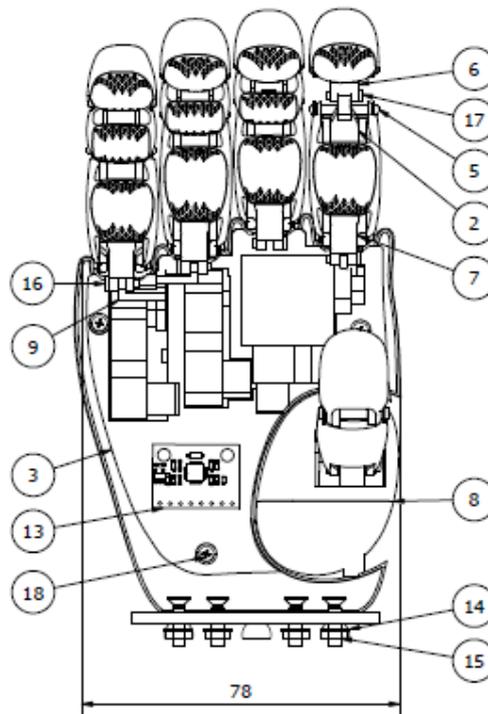


Figura 32. Plano general de la mano, vista frontal

La figura 33 muestra una vista lateral de los componentes de la mano en la prótesis.

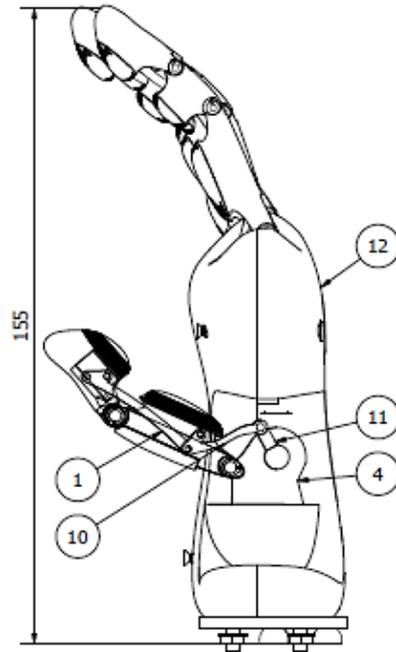


Figura 33. Plano general de la mano, vista lateral

Se muestra el plano de ensamble de los componentes que permiten generar movimiento en los dedos de la mano protésica, ver anexo 4 y figura 34.

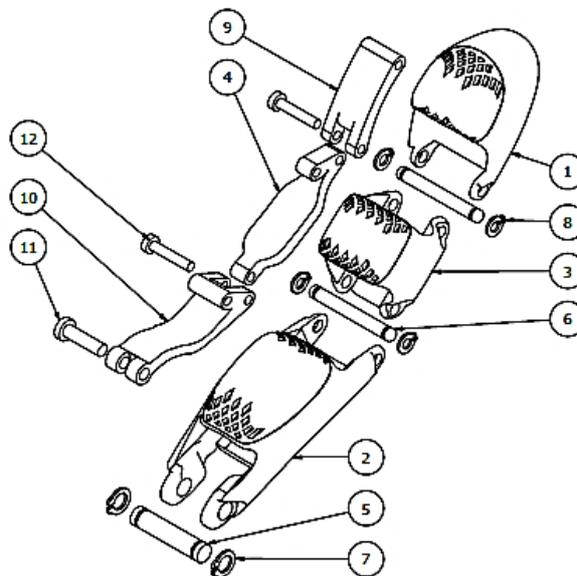


Figura 34. Plano de ensamble de un dedo

Se muestran las falanges distal, medial y proximal de los dedos en la mano protésica, que estarán conectadas de forma secuencial a través de un pasador, que estará asegurado en los

terminales con anillos de seguridad, conservando la unión entre las falanges. Por otro lado, en el plano completo, ver anexo 5, se muestran los eslabones falángidos distal, medial y proximal como mecanismo interno que genera la flexión y extensión de los dedos, ver figura 35.

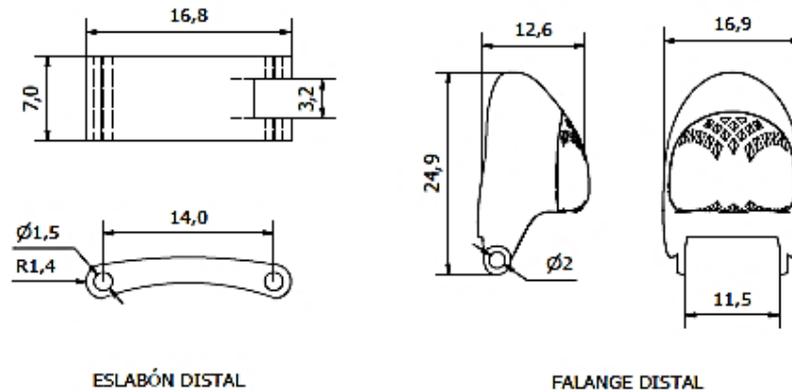


Figura 35. Plano piezas que conforman las falanges

4.5.1.2. Estructura de la muñeca

El diseño de la muñeca, esta etapa se compone de 2 plataformas (superior, inferior) ensambladas a la mano y al socket de la prótesis, 3 barras paralelas con articulación esférica en ambos terminales para el desplazamiento articulado de la muñeca efectuado por los actuadores a través de un sistema de eslabones, ver anexo 6 y figura 36.

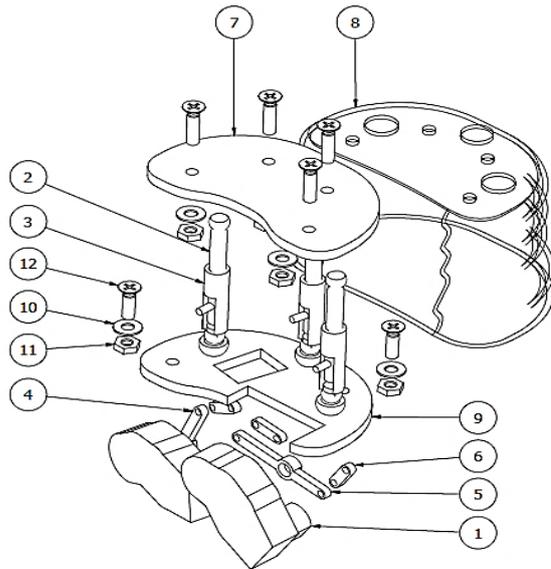


Figura 36. Plano ensamble muñeca

Se muestra el plano de la plataforma superior y el mecanismo articulado que conforma la muñeca en la prótesis, el plano general de despiece se muestra en el anexo 7 y figura 37.

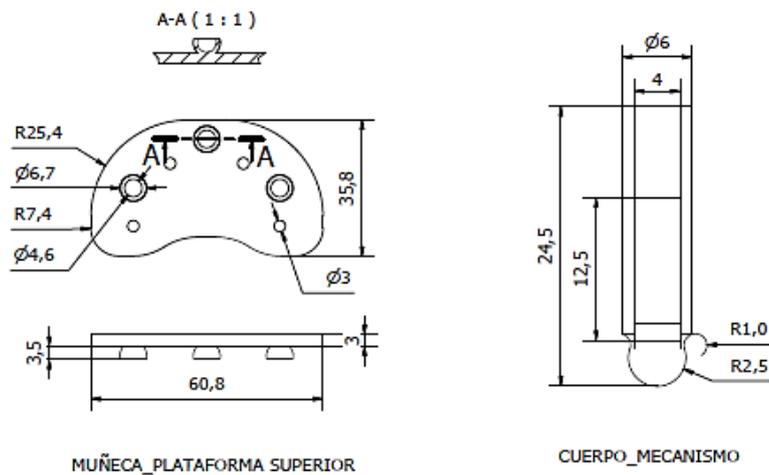


Figura 37. Plano piezas muñeca

4.5.1.3. Estructura del antebrazo

El diseño del socket de la prótesis se compone de una carcasa externa que irá acoplada a la plataforma inferior de la muñeca, un socket interno de silicona de grado médico que estará en contacto con el muñón del usuario y los componentes

electrónicos de sensado control y alimentación de la prótesis, ver figura 38 y anexo 8.

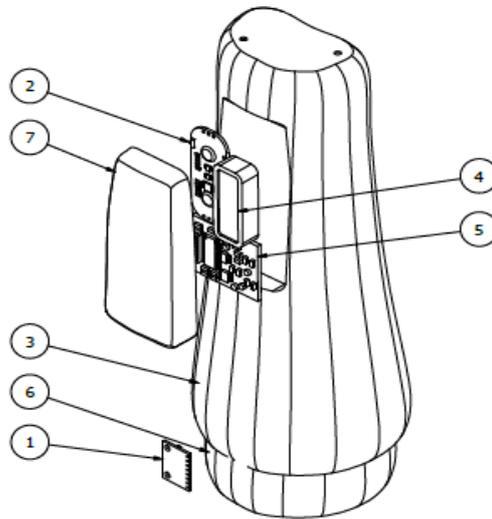


Figura 38. Plano ensamble socket

Se muestra una vista general de la prótesis de mano; mayores detalles del dispositivo se muestran en el plano general de la prótesis de mano, ver anexo 9 y figura 39.

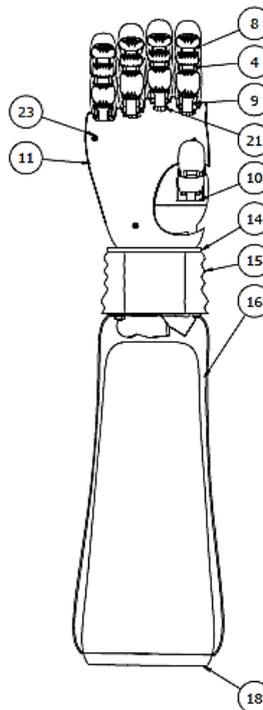


Figura 39. Vista general prótesis de mano

4.6. Diseño eléctrico y electrónico

La prótesis de mano cuenta con algunos sensores del tipo mioeléctrico y mecanomiográfico, además de actuadores, para lo que se requiere que el sistema eléctrico y electrónico sea manejado por un adecuado microcontrolador y una correcta alimentación para el buen funcionamiento del dispositivo.

Sistema de alimentación

La alimentación de los componentes electrónicos en la prótesis será proporcionada por 2 baterías de litio polímero de 7.4 V con una carga eléctrica de 1200 mAh cada batería. Una batería será empleada para alimentar la tarjeta de control principal y actuadores de la muñeca y la otra batería para alimentar los actuadores provenientes de la mano, ver figura 40.



Figura 40. Batería Litio polímero 7.4 v 1200mAh. Tomada de Starnovo

4.6.1. Diagrama de consumo eléctrico

En esta sección se presenta el diagrama de consumo eléctrico de los componentes electrónicos que permiten el funcionamiento de la prótesis de mano.

La primera batería se encarga de alimentar el microcontrolador PIC18F2550 con un previo circuito regulador de voltaje de 7.4 V a 5 V, así mismo, al sensor mioeléctrico MyoWare, el acelerómetro ADXL345 con un regulador a 3.3V y 2 servomotores del mecanismo de la muñeca. Se representa el voltaje y el consumo en mA de cada componente mencionado, ver figura 41.

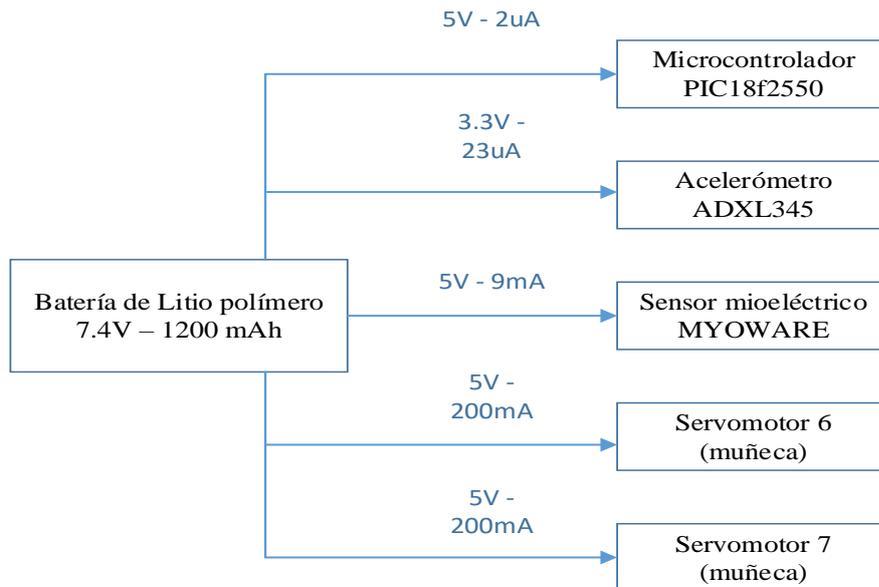


Figura 41. Diagrama 1 de consumo de energía de los componentes electrónicos de la prótesis de mano

La segunda batería se encarga de alimentar a los 5 servomotores que controlan los movimientos de la mano en la prótesis. Se representa el voltaje y el consumo en mA de cada componente mencionado, ver figura 42.

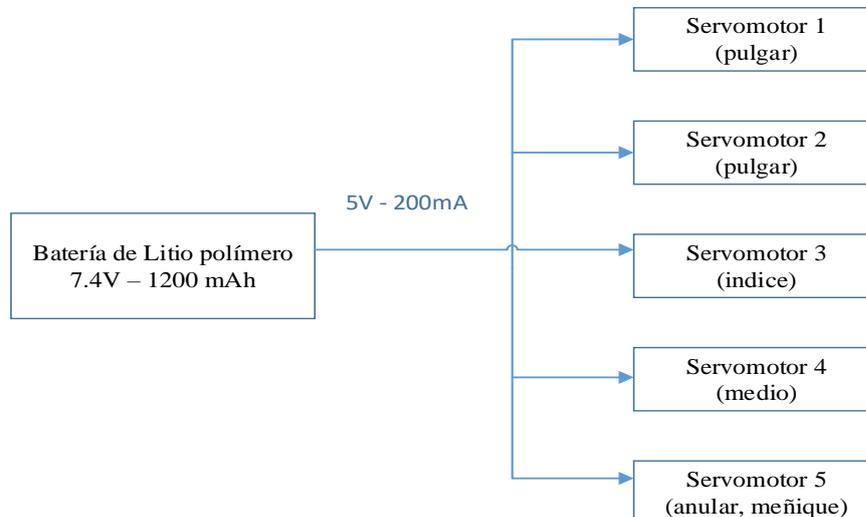


Figura 42. Diagrama 2 de consumo de energía de los actuadores de la prótesis de mano

4.6.2. Diagrama esquemático

El diagrama esquemático general, contiene las conexiones de los sensores, actuadores, circuito regulador de voltaje para alimentación del dispositivo y el controlador que gobierna el funcionamiento del dispositivo, ver figura 43.

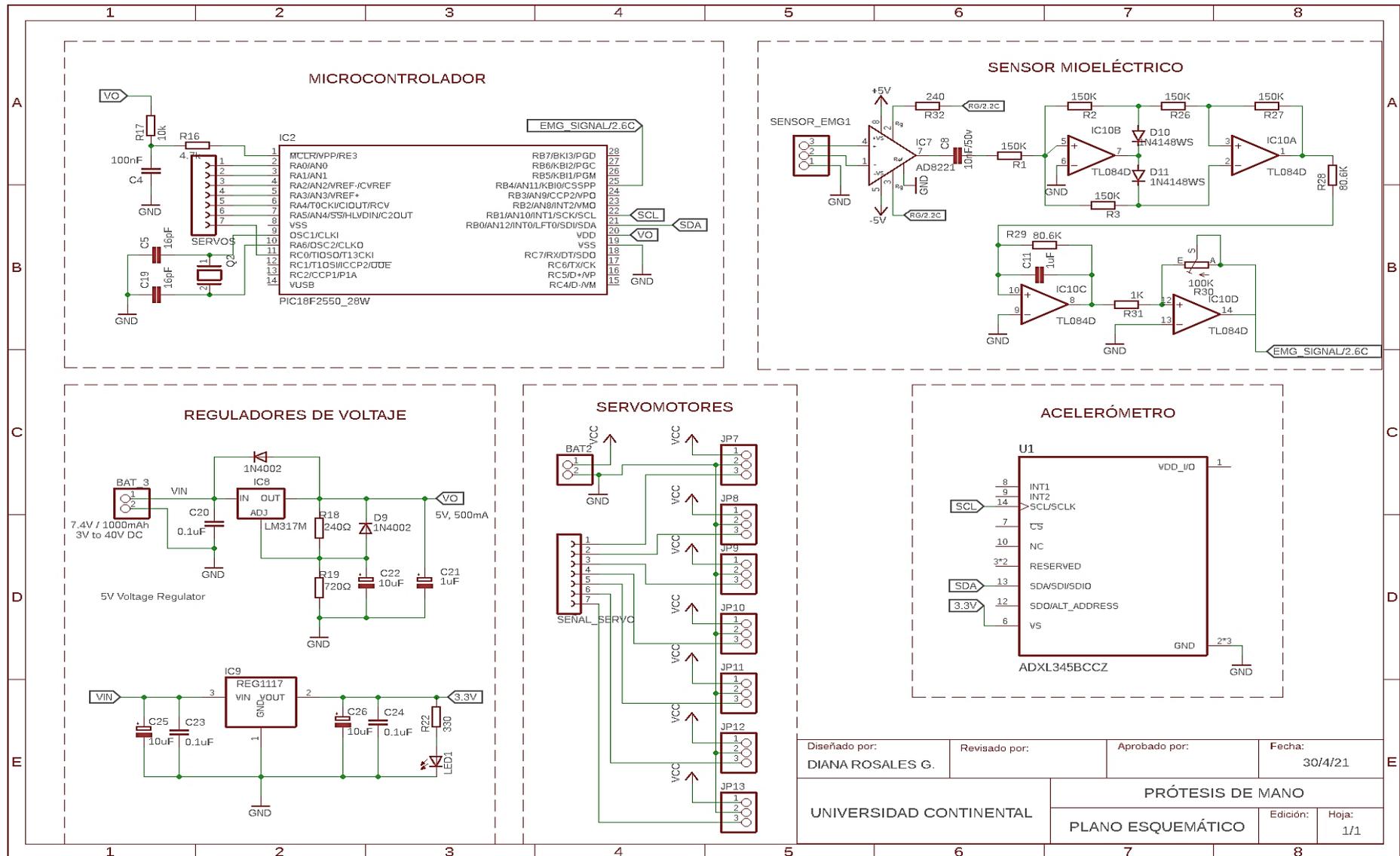


Figura 43. Diagrama esquemático general de conexión

1. Microcontrolador PIC18F2550

El microcontrolador PIC18F2550 de la empresa Microchip se compone de una arquitectura Harvard de gama alta con módulos de comunicación y protocolos avanzados tales como USB, I2C, SPI, entre otros. En la tabla 11 se muestran algunas especificaciones técnicas del microcontrolador.

Tabla 11. Especificaciones del microcontrolador PIC18F2550

Especificaciones	
Microcontrolador	PIC18F2550
Frecuencia de operación	DC – 48 MHz
Memoria de programa (Bytes)	32768
Memoria de datos RAM (Bytes)	2048
EEPROM (Bytes)	256
Velocidad de la CPU	12 MIPS
I/O Puertos	Puertos A, B, C, (E)
Timers	4
Comunicación Serial	MSSP, Enhanced USART
ADC de 10 bits	10 Canales de entrada
I/O	24 pines
Oscilador externo	48 MHz
Voltaje de Operación	4.2 V -5.5 V

Nota: tomada de Microcontrolador PIC18F2550 - Datasheet

Se observa una imagen referencial del microcontrolador a utilizar, ver figura 44.

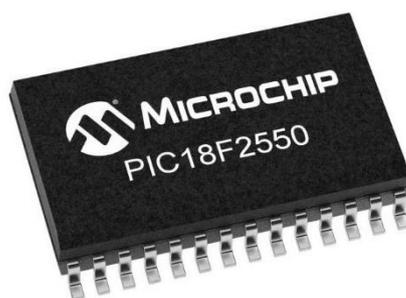


Figura 44. Microcontrolador PIC18F2550. Tomada de Electrónica 60 Norte

El diagrama esquemático del microcontrolador con las interconexiones con los componentes principales de la tarjeta, ver figura 45.

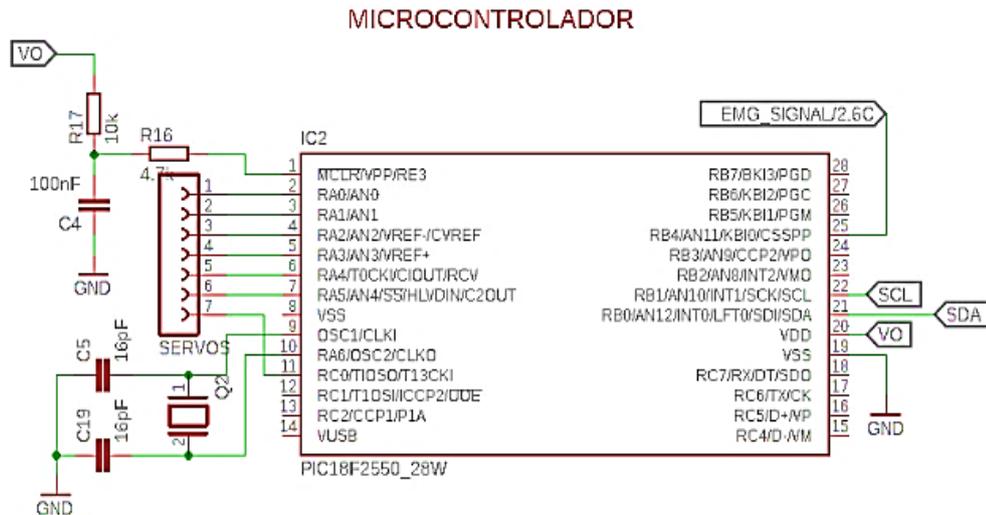


Figura 45. Diagrama esquemático del microcontrolador

2. Regulador de voltaje

El sistema emplea un circuito regulador de voltaje de 7.4 V a 5 V para la alimentación del microcontrolador, el sensor mioeléctrico y actuadores y un segundo regulador de voltaje a 3.3 V para el acelerómetro. Se muestra el diagrama de conexión de ambos reguladores de voltaje, ver figura 46.

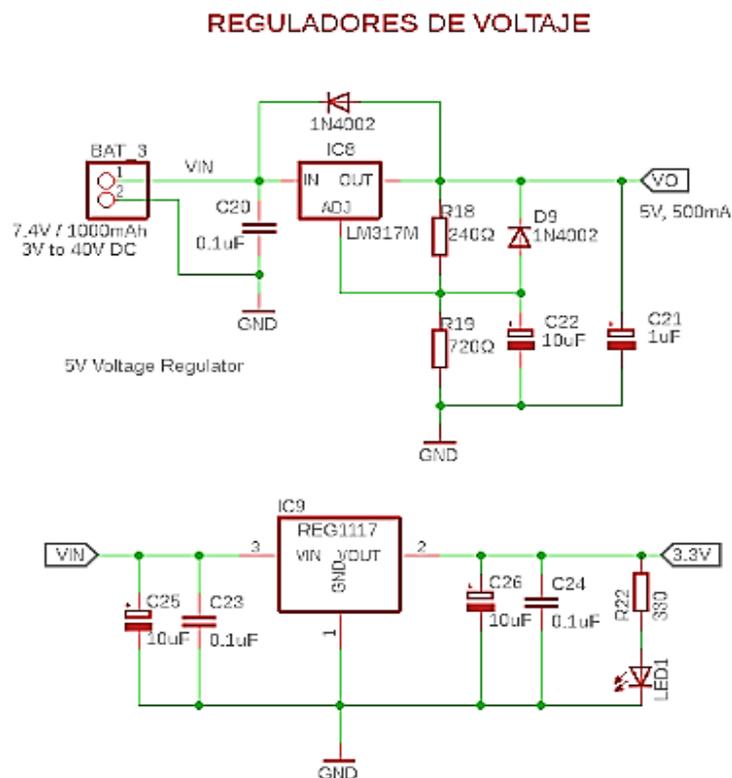


Figura 46. Diagrama esquemático de los reguladores de voltaje

4.6.3. Tarjetas físicas

Para autonomía del dispositivo se diseñaron 2 tarjetas PCB, la primera placa, permite la interconexión entre el microcontrolador, los sensores y actuadores de la muñeca siendo esta la tarjeta principal, ver figura 47.

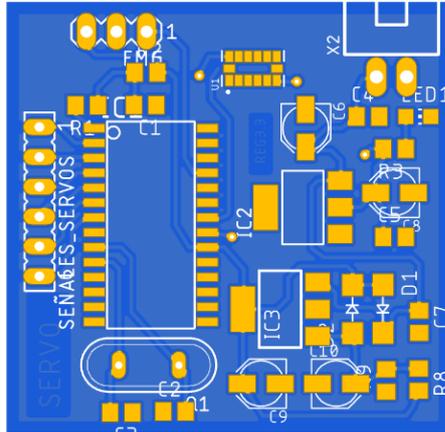


Figura 47. Tarjeta física principal

La segunda placa, conecta los servomotores que controlan la mano con la tarjeta principal y se ubica en la palma de la mano en la prótesis, ver figura 48.

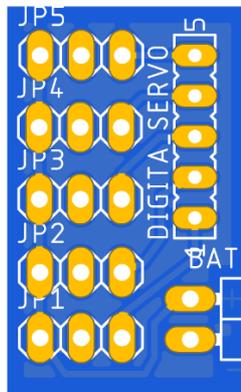


Figura 48. Tarjeta física, actuadores de la mano

4.7. Diagrama de flujo del sistema de control

Se muestra el diagrama general que controla la prótesis de mano, ver figura 49.

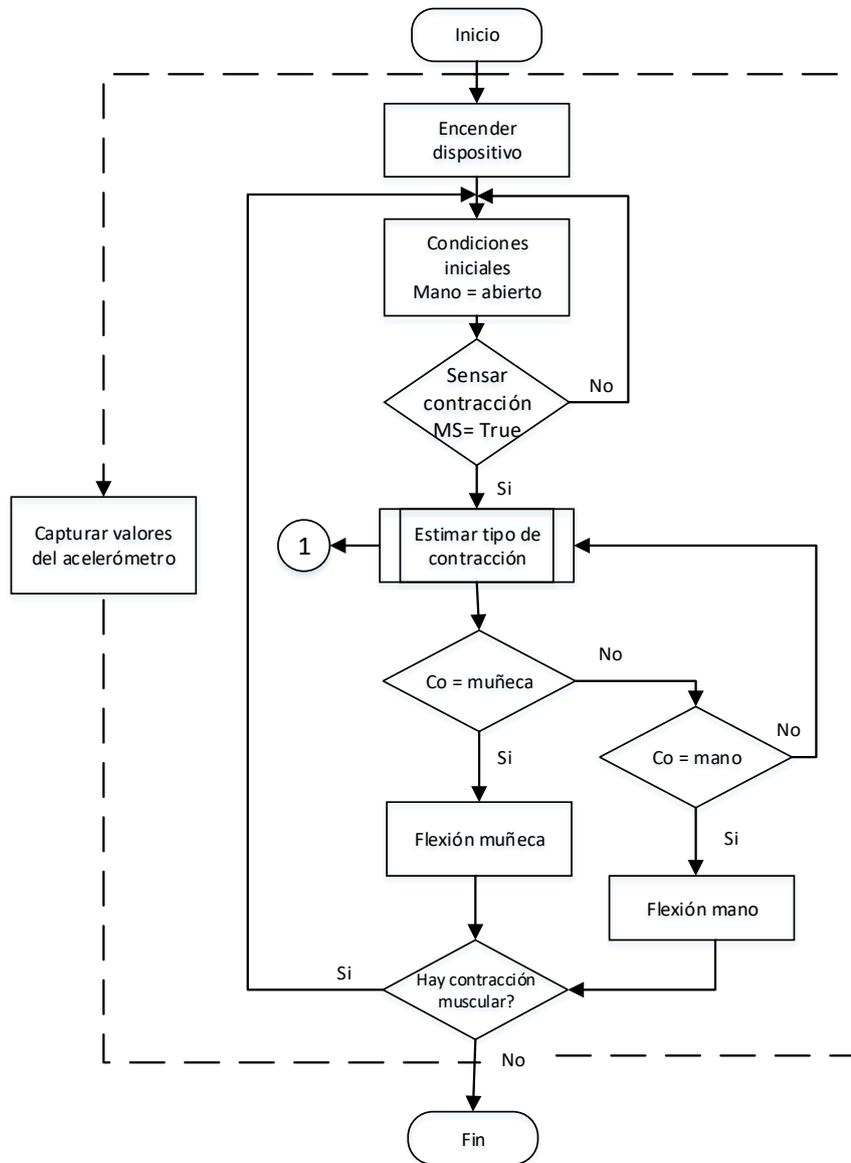


Figura 49. Diagrama general de control

El diagrama comienza con el encendido del dispositivo, se establecen las condiciones iniciales cuando el usuario no realiza ninguna actividad y se mantiene en reposo; a continuación, se espera algún impulso del músculo flexo-extensor del antebrazo y ser captado por el sensor mioeléctrico MS, si el sensor detecta el impulso se ejecutará un programa de procesamiento y clasificación de

la señal encargado de estimar el tipo de contracción y de qué músculo proviene, de forma seguida se ejecuta actividad en la muñeca y movilidad en los dedos.

Subprograma: estimar tipo de contracción

Se muestra el subprograma para estimar el tipo de contracción, ver figura 50.

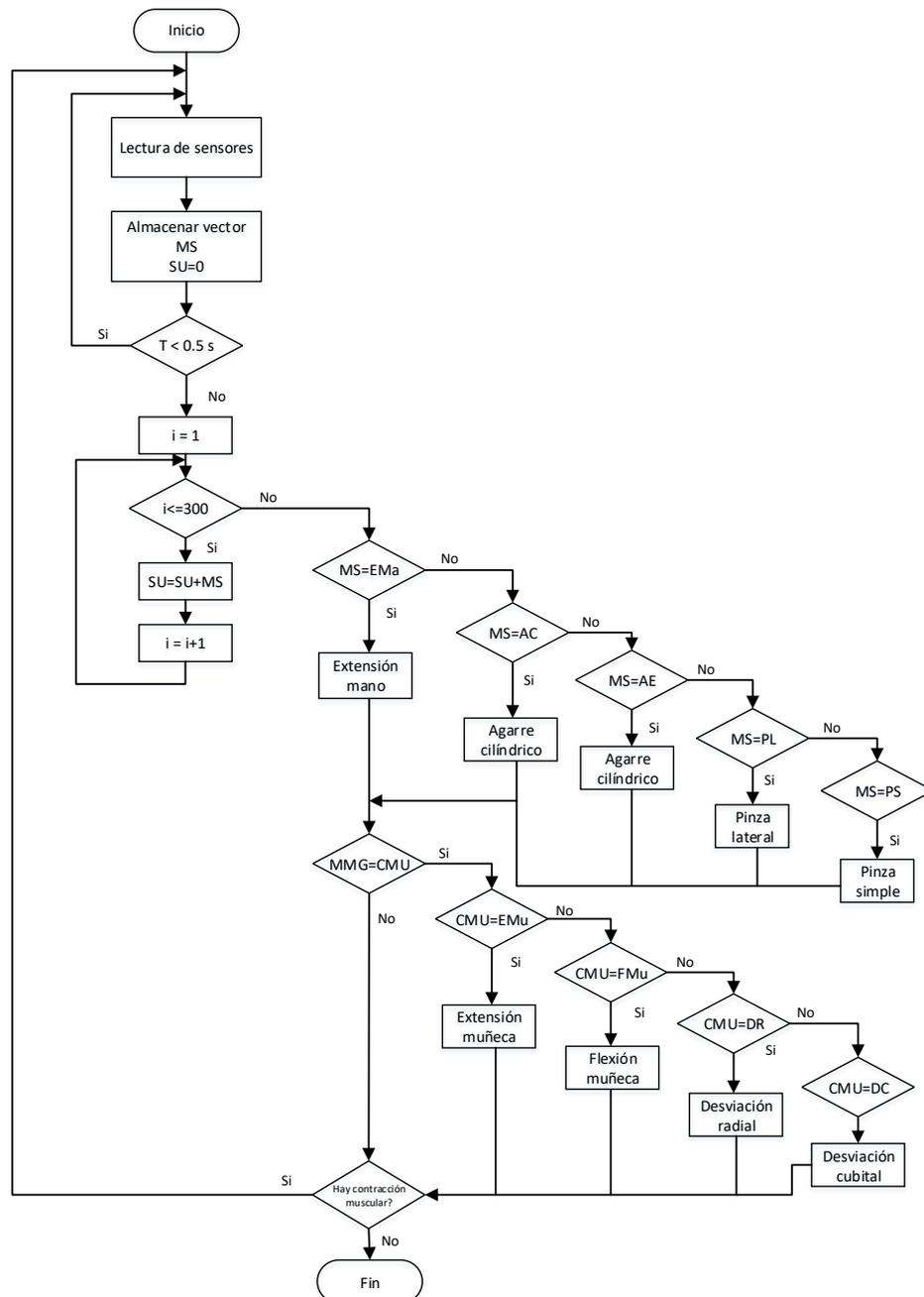


Figura 50. Diagrama del subprograma estimar tipo de contracción

El diagrama de flujo del subprograma “Estimar tipo de contracción” inicia con la lectura de los impulsos musculares del antebrazo registrado por el sensor

mioeléctrico MS cada lapso de 0.5 s, estos datos son almacenados después de un periodo de registro, para luego ser segmentado y comparado de acuerdo a la magnitud de impulso registrado, ya sea proveniente de una contracción total CT, contracción de pinza CP o movimiento lateral de la muñeca D (desviación radial o cubital) para, finalmente, activar los actuadores correspondientes y ejecutar la acción programada.

CAPÍTULO V

ANÁLISIS Y SIMULACIÓN

5.1. Análisis cinemático directo de los dedos

Se realizó un análisis cinemático directo de los dedos que conforman la mano, con el objetivo de identificar la posición y orientación de cada falange. Para realizar el análisis cinemático directo se empleó el método de Denavit y Hartenberg que permite establecer la relación entre dos barras rígidas consecutivas unidas por una articulación de un grado de libertad, mediante una matriz $I \sim 1A_i$, función de 4 parámetros (θ , d , a , α) asociados a 4 movimientos consecutivos (rotación y traslación en z, seguidos de traslación y rotación en x) (20). En la figura 51 se muestra el modelo mecánico equivalente que representa cada conjunto de falanges que componen la mano.

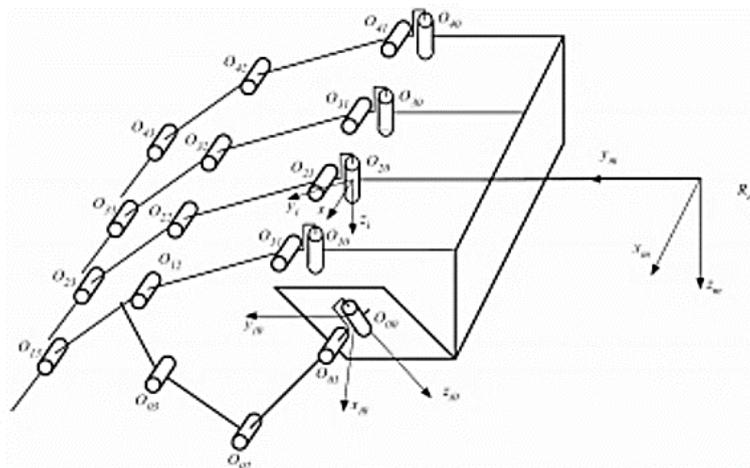


Figura 51. Modelo mecánico equivalente del conjunto de falanges de la mano. Tomada de Diseño y construcción de un dedo para grippers robóticos (37)

En la figura 52 se representa el diagrama de 4 DOF que compone un dedo de la mano. En él se ubica en cada articulación el sistema de referencia de acuerdo a la rotación que realiza la articulación.

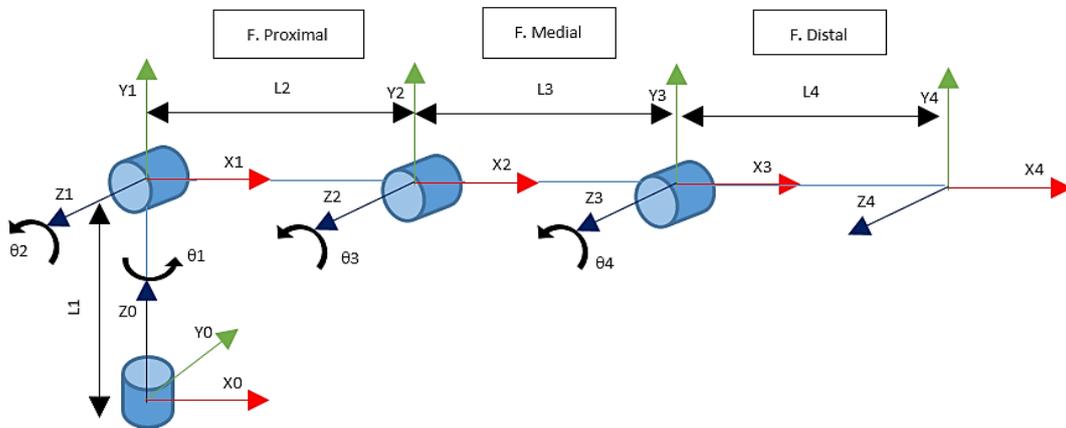


Figura 52. Modelo mecánico de 4 DOF de un dedo

Parámetros de Denavit y Hartenberg, ver tabla 12.

Tabla 12. Parámetros de Denavit y Hartenberg

Articulación	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	θ_1	L1	0	90°
2	θ_2	0	L2	0
3	θ_3	0	L3	0
4	θ_4	0	L4	0

Para representar cada elemento que compone la matriz se usaron abreviaciones, que serán detalladas a continuación, ver tabla 13.

Tabla 13. Abreviación de elementos de las matrices

$C1 = \cos(\theta_1)$	$S1 = \text{sen}(\theta_1)$	$C23 = \cos(\theta_2 + \theta_3)$
$C2 = \cos(\theta_2)$	$S2 = \text{sen}(\theta_2)$	$S23 = \text{sen}(\theta_2 + \theta_3)$
$C3 = \cos(\theta_3)$	$S3 = \text{sen}(\theta_3)$	$C234 = \cos(\theta_2 + \theta_3 + \theta_4)$
$C4 = \cos(\theta_4)$	$S4 = \text{sen}(\theta_4)$	$S234 = \text{sen}(\theta_2 + \theta_3 + \theta_4)$

Empleando el software Matlab se obtuvieron las matrices homogéneas por cada articulación.

$A1 =$

$$\begin{bmatrix} C1, & 0, & S1, & 0 \\ S1, & 0, & -C1, & 0 \\ 0, & 1, & 0, & L1 \\ 0, & 0, & 0, & 1 \end{bmatrix}$$

$A2 =$

$$\begin{bmatrix} C2, & -S2, & 0, & C2*L2 \\ S2, & C2, & 0, & L2*S2 \\ 0, & 0, & 1, & 0 \\ 0, & 0, & 0, & 1 \end{bmatrix}$$

A3 =

$$\begin{bmatrix} C3, & -S3, & 0, & C3*L3 \\ S3, & C3, & 0, & L3*S3 \\ 0, & 0, & 1, & 0 \\ 0, & 0, & 0, & 1 \end{bmatrix}$$

A4 =

$$\begin{bmatrix} C4, & -S4, & 0, & C4*L4 \\ S4, & C4, & 0, & L4*S4 \\ 0, & 0, & 1, & 0 \\ 0, & 0, & 0, & 1 \end{bmatrix}$$

Producto de matrices.

>> A1*A2

ans =

>> A1*A2*A3

ans =

$$\begin{bmatrix} C1*C2*C3 - C1*S2*S3, & -C1*C2*S3 - C1*C3*S2, & S1, & C1*C2*L2 + C1*C2*C3*L3 - C1*L3*S2*S3 \\ C2*C3*S1 - S1*S2*S3, & -C2*S1*S3 - C3*S1*S2, & -C1, & C2*L2*S1 + C2*C3*L3*S1 - L3*S1*S2*S3 \\ C2*S3 + C3*S2, & C2*C3 - S2*S3, & 0, & L1 + L2*S2 + C2*L3*S3 + C3*L3*S2 \\ 0, & 0, & 0, & 1 \end{bmatrix}$$

Simplificación trigonométrica de la matriz A1*A2*A3.

A3_1 =

$$\begin{bmatrix} C1*C4*C23 - C1*S4*S23, & -C1*C4*S23 - C1*C23*S4, & S1, & C1*C2*L2 + C1*C23*L3 + C1*C4*C23*L4 - C1*L4*S4*S23 \\ C4*C23*S1 - S1*S4*S23, & -C4*S1*S23 - C23*S1*S4, & -C1, & C2*L2*S1 + C23*L3*S1 + C4*C23*L4*S1 - L4*S1*S4*S23 \\ C4*S23 + C23*S4, & C4*C23 - S4*S23, & 0, & L1 + L2*S2 + L3*S23 + C4*L4*S23 + C23*L4*S4 \\ 0, & 0, & 0, & 1 \end{bmatrix}$$

Producto final de las 4 matrices homogéneas iniciales por articulación y simplificación trigonométrica de la matriz final.

A123_4 =

$$\begin{bmatrix} C1*C234, & -C1*S234, & S1, & C1*C2*L2 + C1*C23*L3 + C1*C234*L4 \\ C234*S1, & -S1*S234, & -C1, & C2*L2*S1 + C23*L3*S1 + C234*L4*S1 \\ S234, & C234, & 0, & L1 + L2*S2 + L3*S23 + L4*S234 \\ 0, & 0, & 0, & 1 \end{bmatrix}$$

Calculada la matriz general compuesta por una matriz rotacional y una matriz de traslación se reemplazan los datos de cada dedo a analizar, tanto la longitud por falange y el ángulo de movimiento al efectuar una flexión por cada falange, ver figura 51.

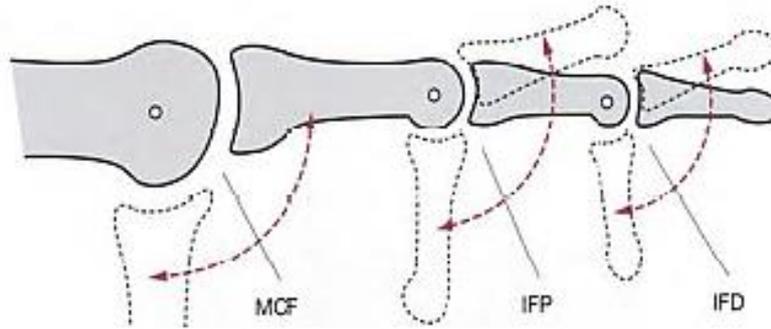


Figura 53. Ángulos de flexión para las falanges de los dedos. Tomada de *Biomechanics of the Wrist and Hand* (38)

Tabla 14. Denominación de las falanges

IFD	Interfalángica distal (distal-medial)
IFP	Interfalángica proximal (medial-proximal)
MCF	Metacarpofalángica (proximal)

Análisis de orientación y posición del dedo pulgar (1º dedo)

En la tabla 15 se muestran los valores del dedo pulgar. Considerar la dimensión de $L1=0$ y $\theta1=60^\circ$ que corresponde al ángulo de rotación sobre el eje metacarpiano.

Tabla 15. Valores de dimensión y ángulos por falanges pertenecientes al dedo pulgar

Falanges	Dimensión	Ángulo de flexión
Metacarpiano	$L2=40$ mm	$\theta2=70^\circ$
Metacarpofalángica	$L3=37$ mm	$\theta3=50^\circ$
Interfalángica	$L4=31$ mm	$\theta4=90^\circ$

Matriz de traslación.

$$[L4 * C1 * C234 + L3 * C1 * C23 + L2 * C1 * C2 \quad L4 * S1 * C234 + L3 * S1 * C23 \\ + L2 * S1 * C2 \quad L4 * S234 + L3 * S23 + L2 * S2 + L1 \quad 1]$$

Se reemplazaron los valores en la matriz de traslación, obteniendo las siguientes posiciones en x, y, z.

$$Px = -15.832$$

$$Py = -27.423$$

$$Pz = 54.130$$

Análisis de orientación y posición del dedo índice (2º dedo)

En la tabla 16 se muestran los valores del dedo índice. Considerar la dimensión de $L1=0$ y $\theta1=20^\circ$ que corresponde al ángulo de rotación sobre el eje proximal.

Tabla 16. Valores de dimensión y ángulos por falanges pertenecientes al dedo índice

Falanges	Dimensión	Ángulo de flexión
1º falange proximal	L2=39 mm	$\theta2=90^\circ$
2º falange medial	L3=17 mm	$\theta3=100^\circ$
3º falange distal	L4=25 mm	$\theta4=90^\circ$

Matriz de traslación.

$$[L4 * C1 * C234 + L3 * C1 * C23 + L2 * C1 * C2 L4 * S1 * C234 + L3 * S1 * C23 + L2 * S1 * C2 L4 * S234 + L3 * S23 + L2 * S2 + L1 \ 1]$$

Se reemplazaron los valores en la matriz de traslación, obteniendo las siguientes posiciones en x, y, z.

$$Px = -11.652$$

$$Py = -4.241$$

$$Pz = 11.427$$

Análisis de orientación y posición del dedo medio (3º dedo)

En la tabla 17 se muestran los valores del dedo medio. Considerar la dimensión de $L1=0$ y $\theta1=20^\circ$ que corresponde al ángulo de rotación sobre el eje proximal.

Tabla 17. Valores de dimensión y ángulos por falanges pertenecientes al dedo medio

Falanges	Dimensión	Ángulo de flexión
1º falange proximal	L2=35 mm	$\theta2=90^\circ$
2º falange medial	L3=29 mm	$\theta3=100^\circ$
3º falange distal	L4=20 mm	$\theta4=90^\circ$

Matriz de traslación

$$[L4 * C1 * C234 + L3 * C1 * C23 + L2 * C1 * C2 L4 * S1 * C234 + L3 * S1 * C23 + L2 * S1 * C2 L4 * S234 + L3 * S23 + L2 * S2 + L1 \ 1]$$

Se reemplazaron los valores en la matriz de traslación, obteniendo las siguientes posiciones en x, y, z.

$$Px = -23.574$$

$$Py = -8.58$$

$$Pz = 10.268$$

Análisis de orientación y posición del dedo anular (4º dedo)

En la tabla 18 se muestran los valores del dedo anular. Considerar la dimensión de $L1=0$ y $\theta1=20^\circ$ que corresponde al ángulo de rotación sobre el eje proximal.

Tabla 18. Valores de dimensión y ángulos por falanges pertenecientes al dedo anular

Falanges	Dimensión	Ángulo de flexión
1º falange proximal	L2=30 mm	$\theta2=90^\circ$
2º falange medial	L3=28 mm	$\theta3=100^\circ$
3º falange distal	L4=28 mm	$\theta4=90^\circ$

Matriz de traslación

$$[L4 * C1 * C234 + L3 * C1 * C23 + L2 * C1 * C2 L4 * S1 * C234 + L3 * S1 * C23 + L2 * S1 * C2 L4 * S234 + L3 * S23 + L2 * S2 + L1 \ 1]$$

Se reemplazaron los valores en la matriz de traslación, obteniendo las siguientes posiciones en x, y, z.

$$Px = -21.342$$

$$Py = -7.768$$

$$Pz = -2.436$$

Análisis de orientación y posición del dedo meñique (5º dedo)

En la tabla 19 se muestran los valores del dedo anular. Considerar la dimensión de $L1=0$ y $\theta1=20^\circ$ que corresponde al ángulo de rotación sobre el eje proximal.

Tabla 19. Valores de dimensión y ángulos por falanges pertenecientes al dedo meñique

Falanges	Dimensión	Ángulo de flexión
1º falange proximal	$L2=25$ mm	$\theta2=90^\circ$
2º falange medial	$L3=20$ mm	$\theta3=100^\circ$
3º falange distal	$L4=17$ mm	$\theta4=90^\circ$

Matriz de traslación

$$[L4 * C1 * C234 + L3 * C1 * C23 + L2 * C1 * C2 L4 * S1 * C234 + L3 * S1 * C23 + L2 * S1 * C2 L4 * S234 + L3 * S23 + L2 * S2 + L1 \ 1]$$

Se reemplazaron los valores en la matriz de traslación, obteniendo las siguientes posiciones en x, y, z.

$$Px = -15.734$$

$$Py = -5.727$$

$$Pz = -9.649$$

5.2. Análisis de la resistencia del material

El material elegido para la fabricación de las piezas de la prótesis de mano es de tipo PLA cuyas propiedades mecánicas se muestran en la tabla 20.

Tabla 20. Propiedades mecánicas del PLA

Propiedad	Unidad	Valor
Densidad	g/cm ³	1.25
Módulo de elasticidad (Young)	GPa	3.5
Coefficiente de Poisson	-	0.38-0.4
Límite elástico	MPa	55-72
Resistencia a la tracción	MPa	47-70
Resistencia a la compresión	MPa	66-86
Módulo de flexión	GPa	4
Resistencia a la flexión	MPa	80
Módulo de corte	GPa	2.4

Nota: tomada de Richardson y Lokensgard 1999

Calcular la resistencia del material a emplear en la prótesis de mano resulta de suma importancia, ya que permitirá identificar la fuerza máxima a la que es posible someter cada dedo de la prótesis. Cabe resaltar que el peso promedio del diseño de la prótesis es 0.7 kg considerando los materiales de refuerzo (fibra de carbono, acero inoxidable) y componentes electrónicos.

Para calcular la fuerza máxima de las piezas más críticas en la prótesis, primero se establece un factor de seguridad $FS=3.45$, dato extraído de la investigación “Análisis computacional de fatiga mecánica en prótesis externa de rodilla” (39). Considerando el diagrama de esfuerzo y deformación del material PLA, ver figura 54, se extrae el valor del esfuerzo de fluencia $\sigma_{fluencia} = 28 \text{ MPa}$ para calcular el esfuerzo admisible, se toma este valor, porque hasta ese valor de fluencia el material no se deforma, pero posterior a ello el material falla y empieza a deformarse. A continuación, se muestra el cálculo del esfuerzo admisible.

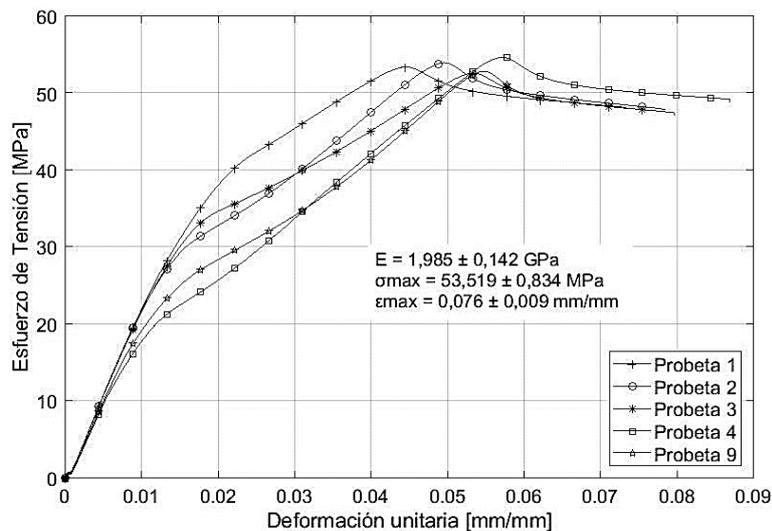


Figura 54. Diagrama de esfuerzo y deformación del PLA. Tomada de Desarrollo e innovación en ingeniería (40)

$$FS = \frac{\sigma_{fluencia}}{\sigma_{admisible}}$$

$$3.45 = \frac{28 \text{ Mpa}}{\sigma_{admisible}}$$

$$\sigma_{admisible} = 8.12 \text{ Mpa}$$

Con el esfuerzo admisible calculado se deduce la fuerza sobre las piezas más críticas. En la figura 55 se muestra la pieza de la falange distal del segundo dedo (índice) que soporta mayor esfuerzo al levantar una carga.

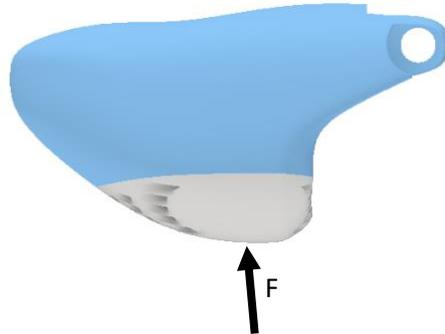


Figura 55. Diagrama de fuerzas de la falange distal

Como dato calculado se tiene el esfuerzo admisible.

$$\sigma = 8.12 \text{ MPa}$$

Aplicando un análisis de resistencia de materiales.

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

El área de la sección transversal donde se aplica la fuerza es:

$$A = 15.73 \text{ mm}^2$$

Reemplazamos los valores en la fórmula de esfuerzo.

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

$$8.12 * 15.73 = F$$

$$127.73 \text{ N} = F$$

Por lo tanto, se obtiene que la fuerza máxima a la que puede ser sometida la pieza de la falange distal es 127.73 N.

En la figura 56 se muestra el pasador que cumple la función de nudillo (articulación) entre falanges.



Figura 56. Diagrama de fuerzas y dimensiones del pasador

Como dato se tiene el esfuerzo admisible.

$$\sigma = 8.12 \text{ MPa}$$

Aplicando un análisis de resistencia de materiales:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

El área de la sección transversal donde se aplica la fuerza es:

$$A = \pi(1)^2 = 3.14 \text{ mm}^2$$

Reemplazamos los valores en la fórmula de esfuerzo.

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

$$8.12 * 3.14 = F$$

$$25.49 \text{ N} = F$$

Por lo tanto, se obtiene que la fuerza máxima a la que puede ser sometida la pieza de la falange distal es 25.49 N.

En la figura 57 se muestra el diagrama de fuerzas aplicadas a la pieza de la falange medial.

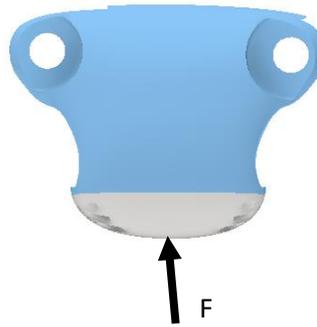


Figura 57. Diagrama de fuerzas de la falange medial

Como dato se tiene el esfuerzo admisible.

$$\sigma = 8.12 \text{ MPa}$$

Aplicando un análisis de resistencia de materiales:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

El área de la sección transversal donde se aplica la fuerza es:

$$A = 7.904 \text{ mm}^2$$

Se reemplazan los valores en la fórmula de esfuerzo.

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

$$8.12 * 7.904 = F$$

$$64.18 \text{ N} = F$$

Por lo tanto, se obtiene que la fuerza máxima a la que puede ser sometida la pieza de la falange distal es 64.18 N.

En la figura 58 se muestra el diagrama de fuerzas aplicadas a la pieza de la falange proximal.

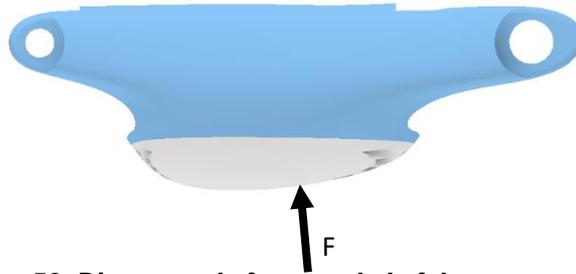


Figura 58. Diagrama de fuerzas de la falange proximal

Como dato se tiene el esfuerzo admisible.

$$\sigma = 8.12 \text{ MPa}$$

Aplicando un análisis de resistencia de materiales:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

El área de la sección transversal donde se aplica la fuerza es:

$$A = 25.752 \text{ mm}^2$$

Se reemplazan los valores en la fórmula de esfuerzo.

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

$$8.12 * 25.752 = F$$

$$209.09 \text{ N} = F$$

Por lo tanto, se obtiene que la fuerza máxima a la que puede ser sometida la pieza de la falange distal es 209.09 N.

En la figura 59 se muestra el pasador que cumple la función de nudillo (articulación) entre falanges.

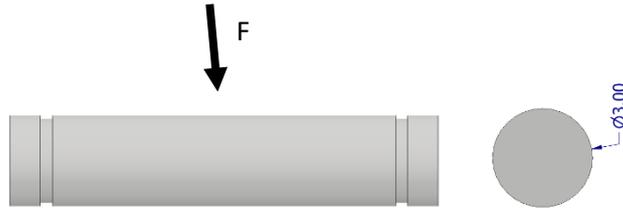


Figura 59. Diagrama de fuerzas y dimensiones del pasador

Como dato se tiene el esfuerzo admisible.

$$\sigma = 8.12 \text{ MPa}$$

Aplicando un análisis de resistencia de materiales:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

El área de la sección transversal donde se aplica la fuerza es:

$$A = \pi(1.5)^2 = 7.07 \text{ mm}^2$$

Se reemplazan los valores en la fórmula de esfuerzo.

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

$$8.12 * 7.07 = F$$

$$57.41 \text{ N} = F$$

Por lo tanto, se obtiene que la fuerza máxima a la que puede ser sometida la pieza de la falange distal es 57.41 N.

Cálculo de cargas de muñeca durante el levantamiento de pesas

Se considera relevante realizar un cálculo de la magnitud de la fuerza de reacción de la articulación radiocarpiana con posición de flexión por encima del horizontal en la articulación del codo durante el levantamiento de una carga (35).

En la figura 60 se muestra una vista lateral del miembro superior al sostener una pesa.

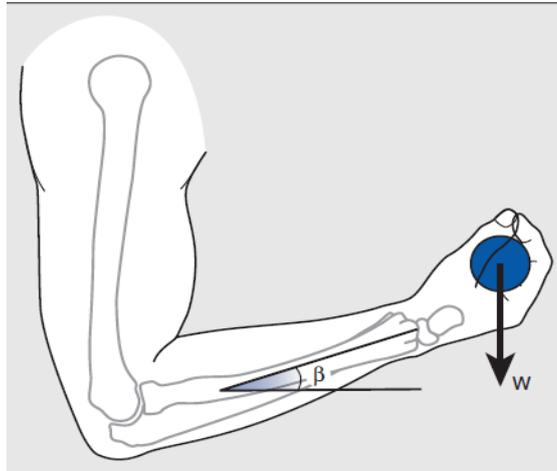


Figura 60. Posición anatómica del antebrazo al sostener una carga (w), ángulo formado $\beta=15^\circ$. Tomada de *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System* (35)

En la figura 61 se muestra el diagrama de cuerpo libre que muestra la fuerza para el peso de la mano (w_1 , w_2), la muñeca y flexores digitales (f_m), y la fuerza de reacción de la articulación radiocarpiana (f_j).

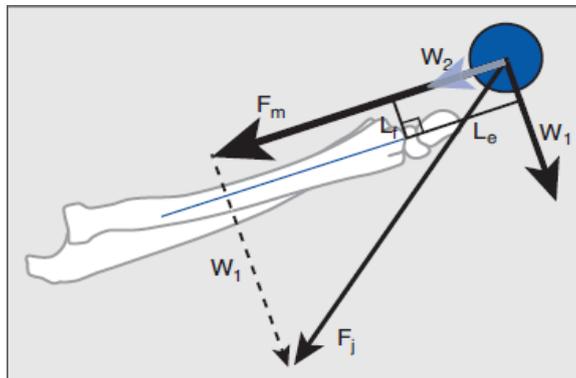


Figura 61. Diagrama de cuerpo libre. Fuerzas incidentes. Tomada de *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System* (35)

Para el cálculo se aplica la siguiente relación:

$$F_m * L_f = W_1 * L_e$$

Se sustituye $W \cos \beta$ para W_1 y la ecuación, teniendo.

$$F_m = (W \cos \beta) * (L_e * L_f)$$

F_j es igual a la fuerza resultante de la suma de todas las fuerzas. Aplicando el teorema de Pitágoras, se obtiene la siguiente ecuación.

$$F_j = \sqrt{(Fm + W2)^2 + W1^2} = \sqrt{(W\cos\beta)(Le/Lf) + (W\sin\beta)^2 + (W\cos\beta)^2}$$

Para obtener el valor de $(Le/Lf) = 4$ se realizó un análisis radiográfico.

Por lo tanto para un $\beta = 15^\circ$. La fuerza resultante de la flexión metacarpiana es.

$$F_j = 4.235W$$

Esta fuerza se obtiene en función del peso W del objeto a levantar, por lo tanto, variando el peso del objeto se puede calcular la fuerza resultante F_j que ejerce la muñeca en apoyo a la rotación del codo para levantar un objeto.

5.3. Análisis de esfuerzo y deformación

Considerando previamente el análisis teórico de la fuerza máxima que puede ser sometida las piezas más críticas con un factor de seguridad F_s=3.45, se prosiguió a corroborar dicho análisis haciendo uso del simulador de análisis de elementos finitos en el software Inventor Professional 2019 (versión estudiantil).

Falanges del dedo índice

En la figura 62 se muestra la simulación de la falange distal aplicada una fuerza de F=127.73 N.

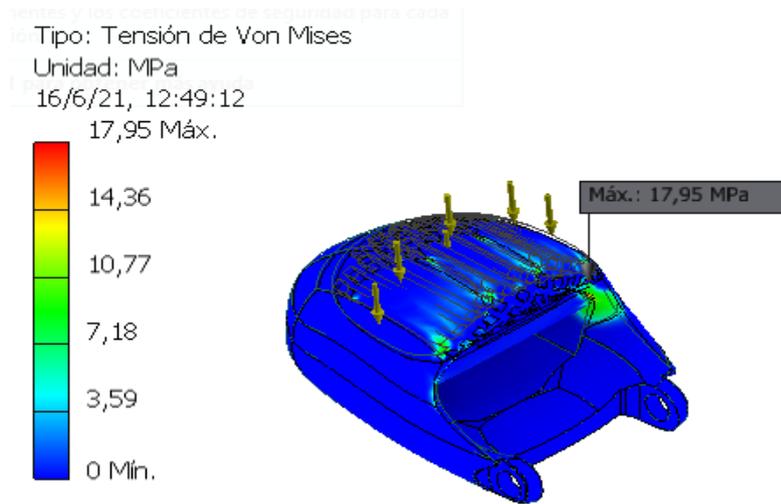


Figura 62. Tensión de Von Mises, falange distal índice

En la figura 63 se muestran los valores del desplazamiento de la sección sometida a la fuerza aplicada.

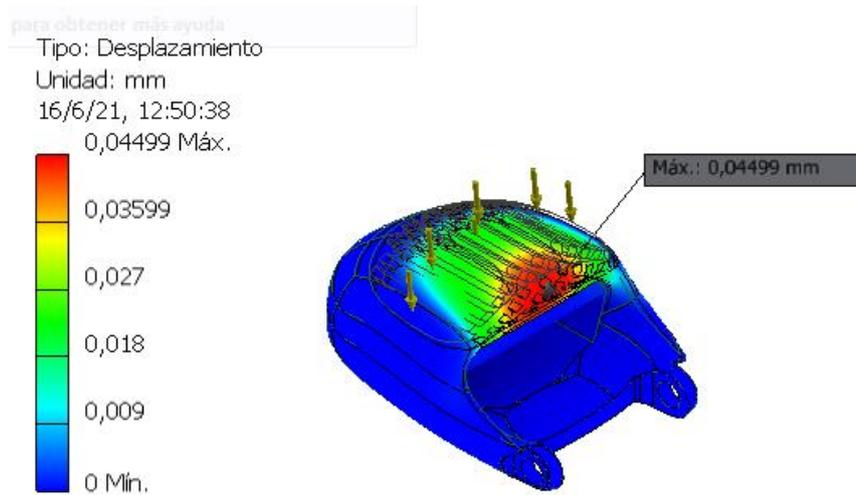


Figura 63. Falange distal, desplazamiento

En la figura 64 se muestra el factor de seguridad de la pieza, con un valor mínimo de 3.06 ul.

Tipo: Coeficiente de seguridad
Unidad: ul
16/6/21, 12:51:57

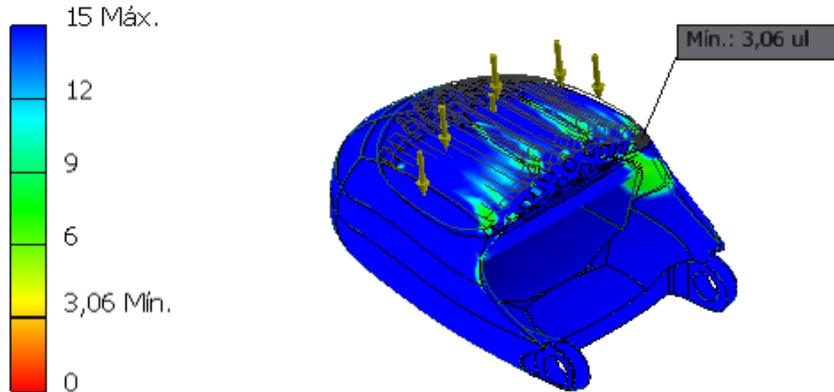


Figura 64. Falange distal, coeficiente de seguridad

En la figura 65 se muestra la simulación del pasador aplicando una fuerza de $F=25.49\text{ N}$.

Tipo: Tensión de Von Mises
Unidad: MPa
4/5/21, 22:41:36
27,84 Máx.

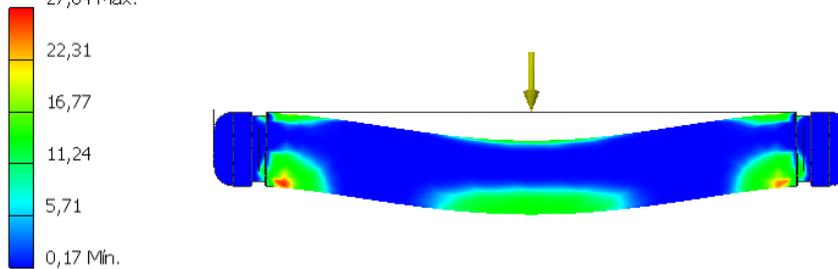


Figura 65. Tensión de Von Mises, pasador

En la figura 66 se muestran los valores del desplazamiento de la sección sometida a la fuerza aplicada.

Tipo: Desplazamiento
Unidad: mm
4/5/21, 22:45:52
0,07541 Máx.

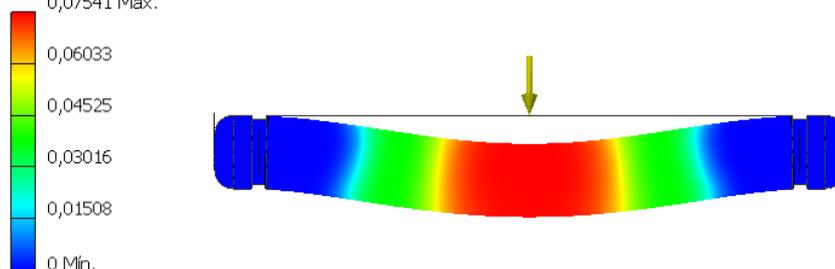


Figura 66. Desplazamiento _ pasador

En la figura 67 se muestra el factor de seguridad de la pieza, indicando un valor mínimo de 1.98 ul.

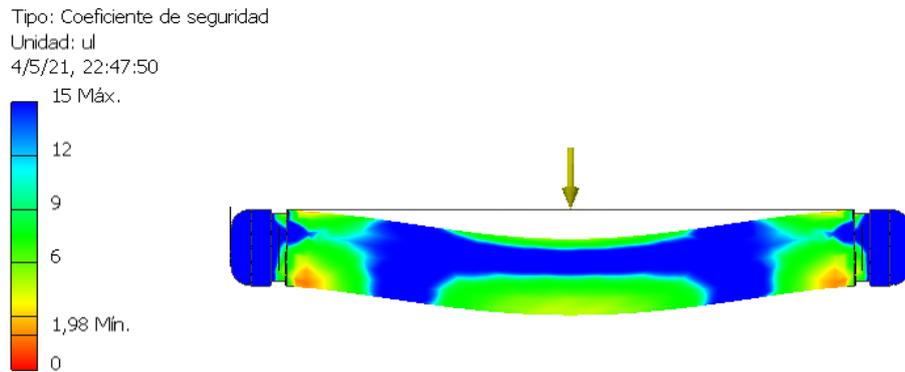


Figura 67. Factor de seguridad, pasador

En la figura 68 se muestra el factor de seguridad de la pieza reforzada con fibra de carbono, indicando un valor mínimo de 8.61 ul, obteniendo mejores resultados.

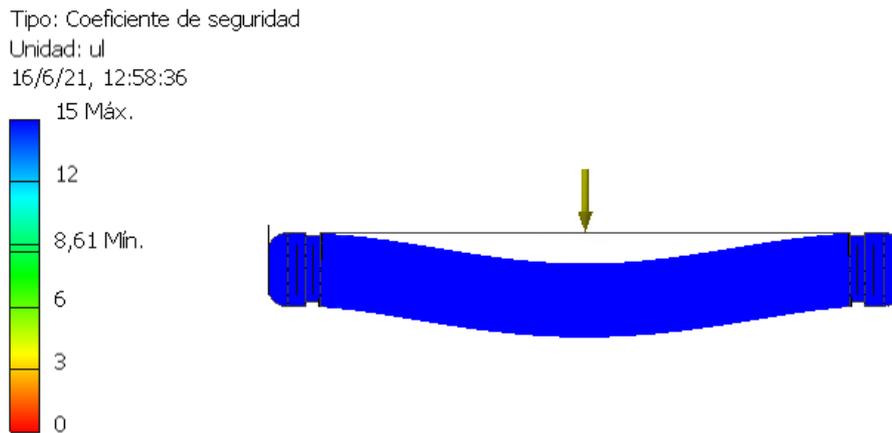


Figura 68. Factor de seguridad, pasador reforzado con fibra de carbono

En la figura 69 se muestra la simulación de la falange medial aplicando una fuerza de $F=64.18$ N.

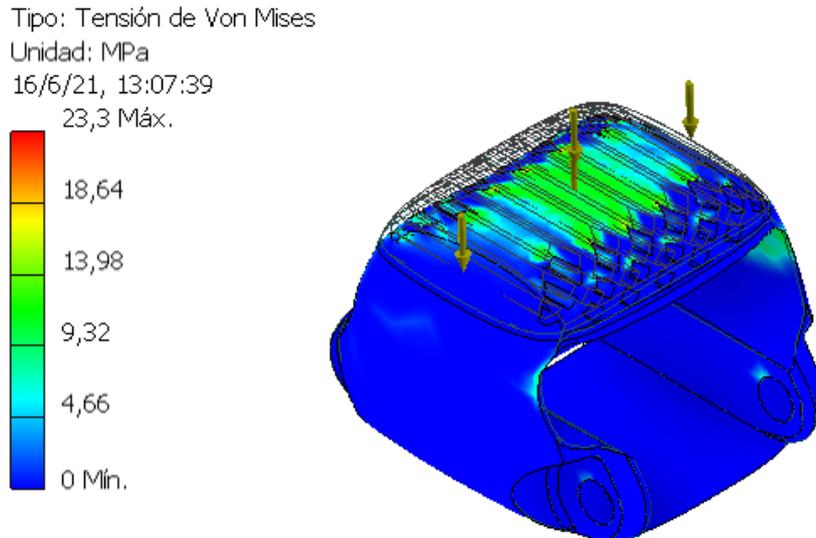


Figura 69. Tensión de Von Mises, falange medial

En la figura 70 se muestran los valores del desplazamiento de la sección sometida a la fuerza aplicada.

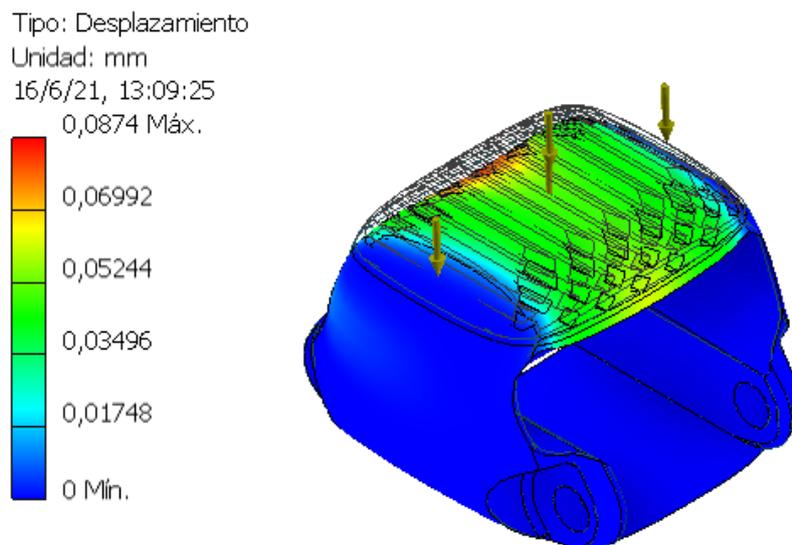


Figura 70. Desplazamiento, falange medial

En la figura 71 se muestra el factor de seguridad de la pieza, indicando un valor mínimo de 2.72 ul.

Tipo: Coeficiente de seguridad
Unidad: ul
16/6/21, 14:01:13

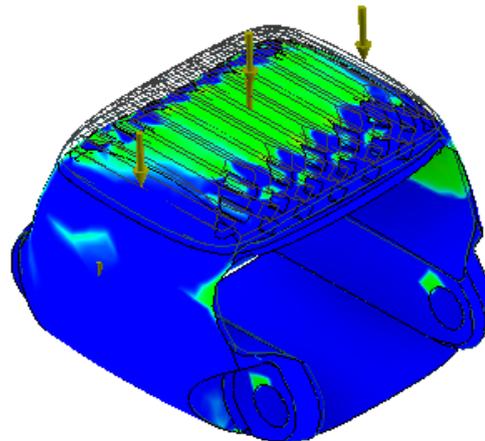
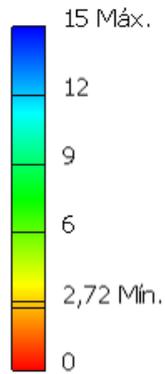


Figura 71. Factor de seguridad, falange medial

En la figura 72 se muestra la simulación de la falange proximal aplicada una fuerza de $F=209$ N.

Tipo: Tensión de Von Mises
Unidad: MPa
16/6/21, 13:28:28
26,04 Máx.

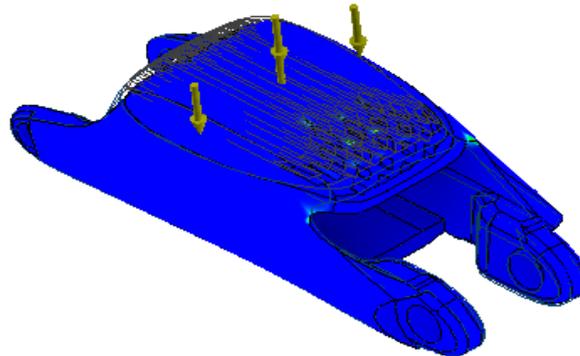
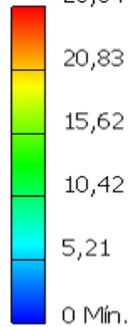


Figura 72. Tensión de Von Mises, falange proximal

En la figura 73 se muestran los valores del desplazamiento de la sección sometida a la fuerza aplicada.

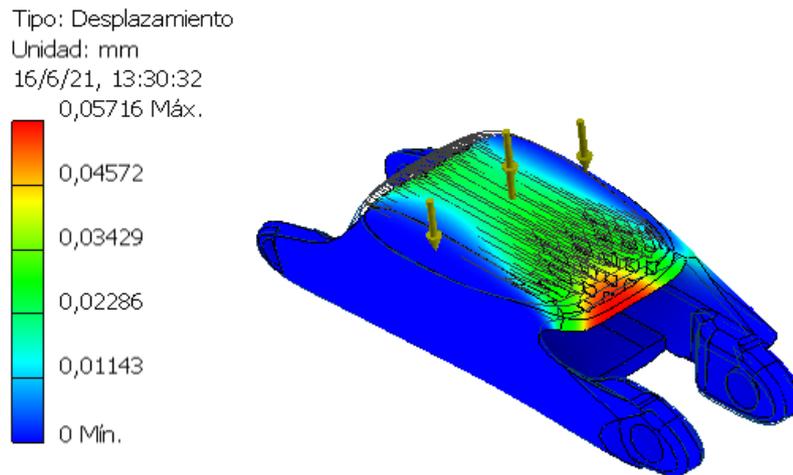


Figura 73. Desplazamiento, falange proximal

En la figura 74 se muestra el factor de seguridad de la pieza, indicando un valor mínimo de 2.69 ul.

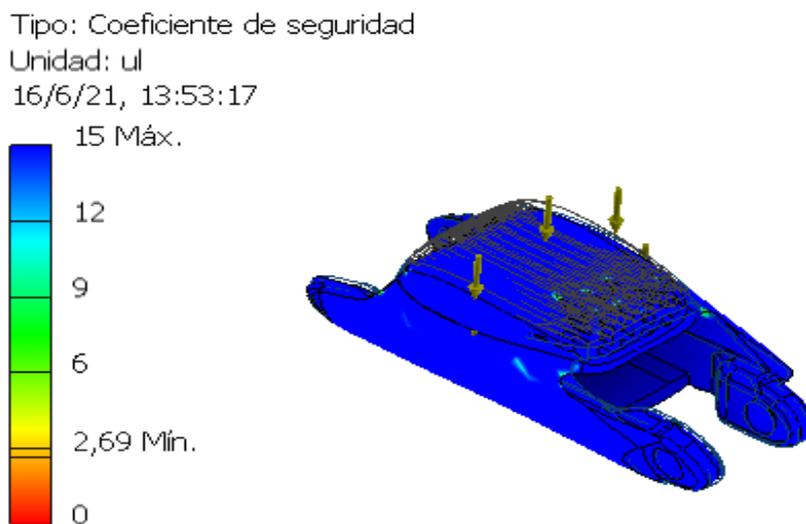


Figura 74. Factor de seguridad, falange proximal

En la figura 75 se muestra la simulación del pasador aplicando una fuerza de $F=57.41$ N.

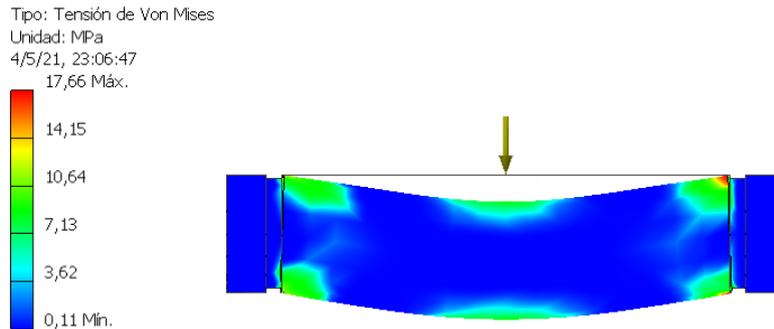


Figura 75. Tensión de Von Mises, pasador

En la figura 76 se muestran los valores del desplazamiento de la sección sometida a la fuerza aplicada.

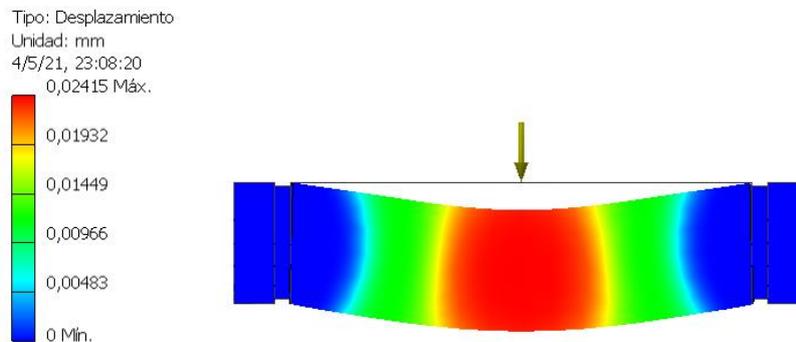


Figura 76. Desplazamiento, pasador

En la figura 77 se muestra el factor de seguridad de la pieza, indicando un valor mínimo de 3.11 ul.

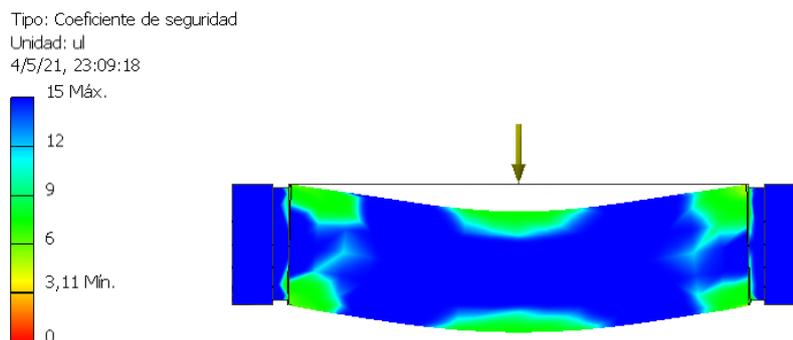


Figura 77. Factor de seguridad, pasador

5.4. Adquisición y procesamiento de la señal SEMG

La señal mioeléctrica se obtiene por medio del sensor muscular MyoWare compuesto por 3 electrodos, la ubicación de los sensores resulta importante para

la obtención de una señal de calidad y fiable. Según la anatomía del miembro superior, los músculos encargados de la flexión y extensión de los dedos están ubicados en el antebrazo, siendo los músculos flexores del túnel carpiano los que generan los movimientos de la mano, el flexor común superficial y el flexor común profundo intervienen en el movimiento del dedo índice, medio, anular y meñique y el flexor *pollicis longus* participa en la flexión del pulgar. Según un estudio realizado (41) la ubicación adecuada de los electrodos para el registro de la movilidad que generan los dedos se muestra en la figura 78.

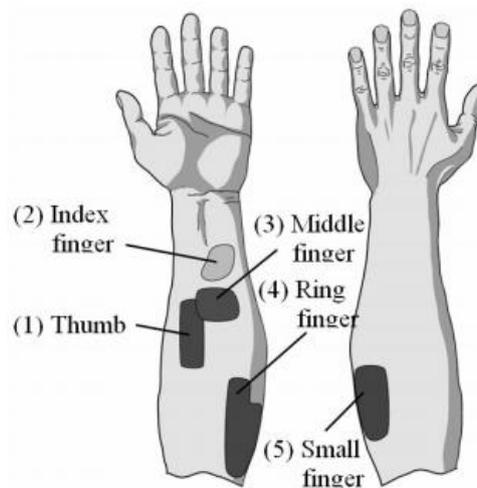


Figura 78. Ubicación de electrodos en áreas específicas del antebrazo. Tomada de *Finger curvature movement recognition interface technique using SEMG signals* (41)

El electrodo de referencia será ubicado en el área inferior del codo, siendo una zona sin interferencia con otras señales.

Identificar las zonas de mayor potencial eléctrico por la contracción muscular resulta importante para adquirir las señales correctas cuando el usuario realiza diferentes tipos de agarre, cabe resaltar que para el control de la función de prensión de la mano, los agarres característicos considerados en la investigación fueron extensión de la mano, agarre cilíndrico, agarre esférico, pinza subterminolateral o en llave y pinza simple.

En la figura 79 se muestra la señal de entrada, producto de la actividad eléctrica muscular, al sensor mioeléctrico y la señal de salida procesada.



Figura 79. Ingreso y salida de la señal mioeléctrica

Para el análisis y procesamiento de la señal se empleó el software de simulación Matlab R2017b. El sensor EMG realizó la lectura de cada señal cada 10 ms y fue considerada la señal registrada en un intervalo promedio de 2.5 s desde el inicio de la contracción. Para cada tipo de agarre se extrajeron varias muestras que ingresaron a un filtrado y tratamiento de la señal debido a que esta señal se acompañaba de ruido propio del sensor, por ende, se utilizó un filtro pasa banda para reducir el ruido, ver anexo 11, y luego ser analizadas en una red neuronal. Se extrajeron 18 señales de la extensión de la mano, 14 de agarre cilíndrico, 14 de agarre esférico, 18 de pinza subterminolateral y 14 de pinza simple.

En la figura 80 se muestran las 18 señales provenientes de la extensión de la mano.

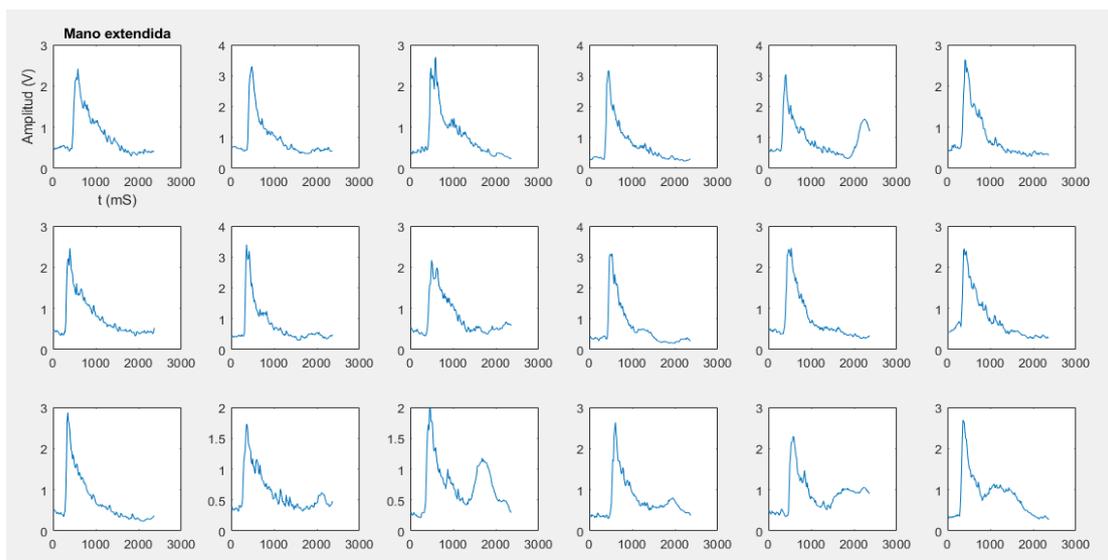


Figura 80. Señales EMG de mano extendida. Tomada de Matlab R2017b

En la figura 81 se muestran las 14 señales que corresponden a agarre cilíndrico.

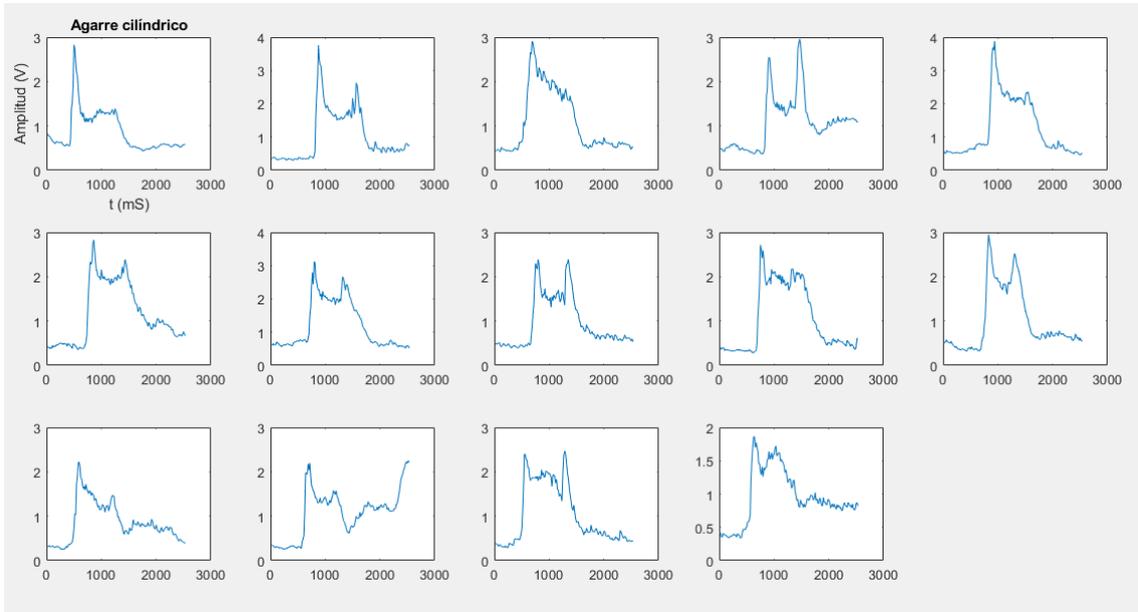


Figura 81. Señales EMG de agarre cilíndrico. Tomada de Matlab R2017b

En la figura 82 se muestran las 14 señales que corresponden a agarre esférico.

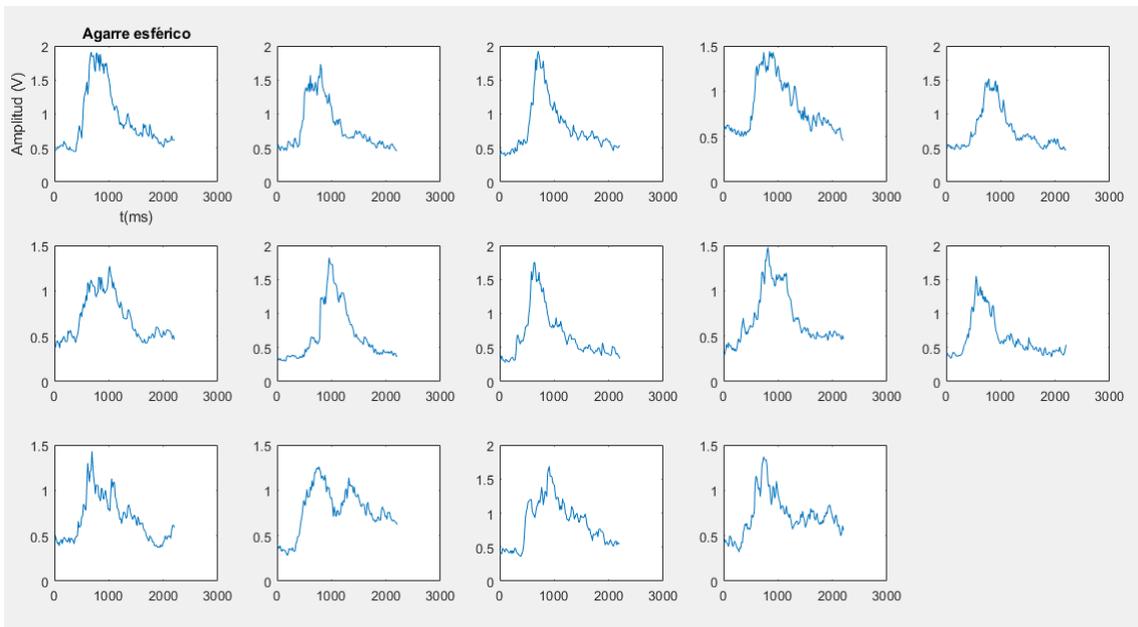


Figura 82. Señales EMG de agarre esférico. Tomada de Matlab R2017b

En la figura 83 se muestran las 16 señales que corresponden al agarre de pinza de oposición subterminolateral o en llave.

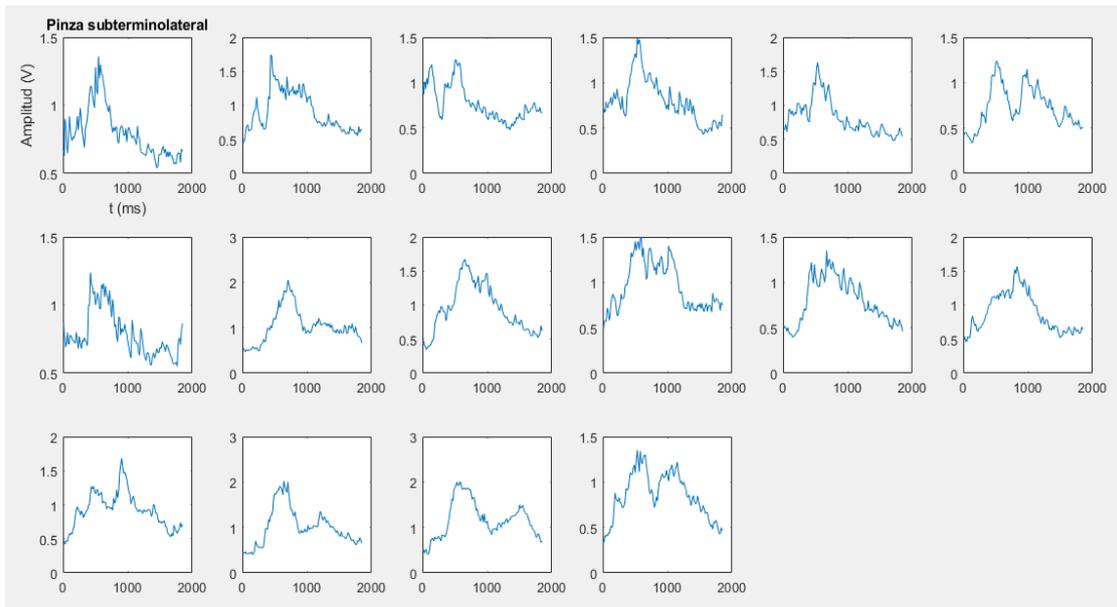


Figura 83. Señales EMG de pinza subterminolateral. Tomada de Matlab R2017b

En la figura 84 se muestran las 14 señales que corresponden al agarre de pinza simple.

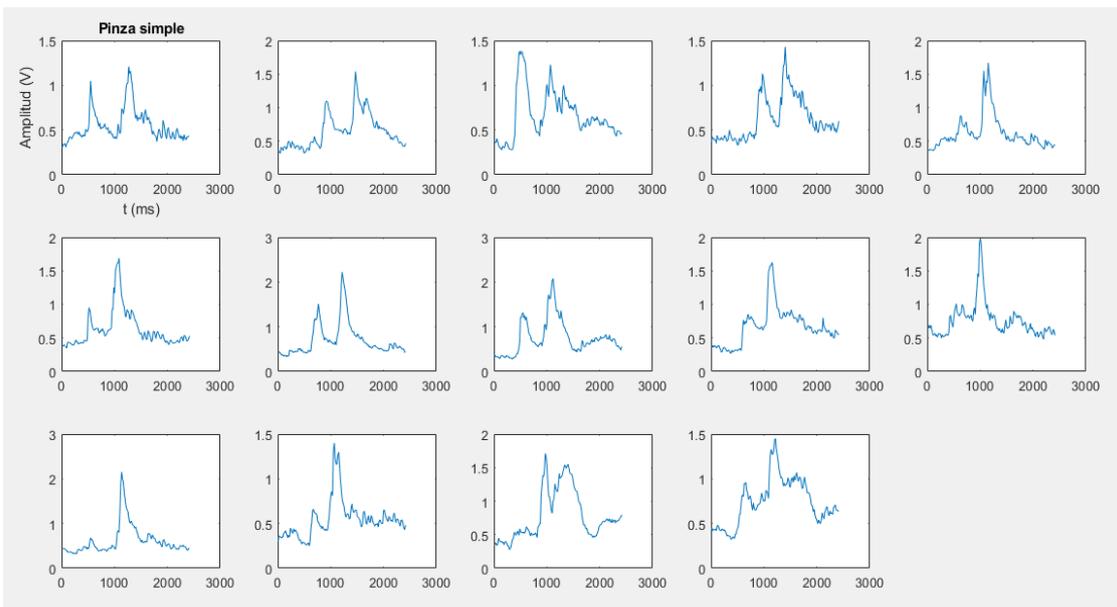


Figura 84. Señales EMG de pinza simple. Tomada de Matlab R2017b

Para cada grupo de señales que corresponden a cada agarre se calculó el valor absoluto medio (MVA) en cada instante de tiempo, se graficó la señal MVA, ver figura 85, y se calculó el error cuadrático medio (MSE), ver tabla 21, con la finalidad de calcular el margen de error entre la gráfica de valor medio con las muestras extraídas.

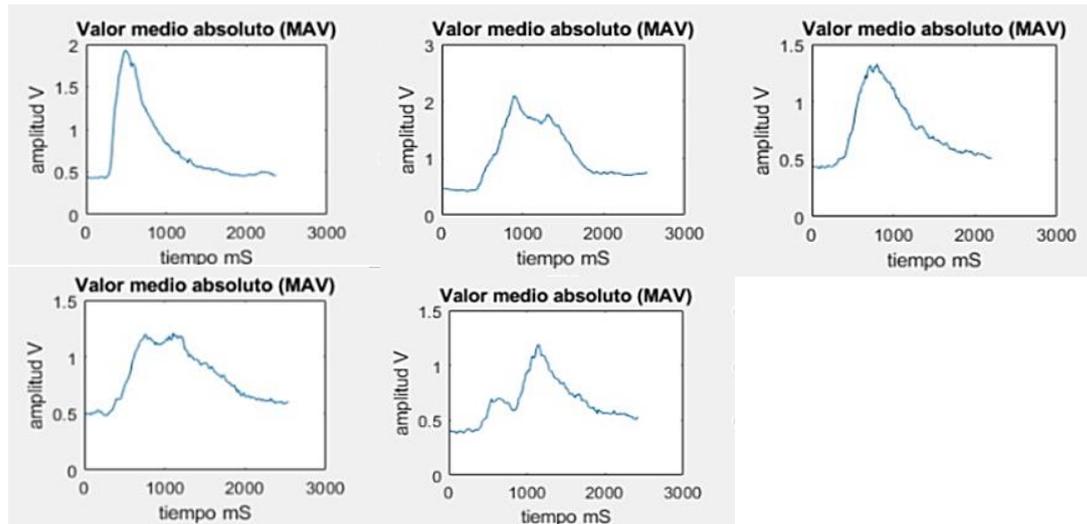


Figura 85. Gráfica de valor medio absoluto por cada agarre. Tomada de Matlab R2017b

Tabla 21. Valor MSE por gesto

Tipo de gesto	MSE
Mano extendida	0.1008
Agarre cilíndrico	0.1753
Agarre esférico	0.0306
Pinza subterminolateral	0.1546
Pinza simple	0.0456

Nota: tomada de Matlab R2017b

Para el análisis de cada señal se realizó una extracción de características principales de cada muestra para los 5 gestos, tales como valor medio absoluto (MAV), varianza (VAR), desviación estándar (STD), raíz media cuadrada (RMS), *Skewness*, *kurtosis*, espectro de potencia (BP) e integración numérica trapezoidal (ITP), según la experiencia de algunos autores (37) (42). En la tabla 22 se muestra el promedio de los valores característicos que corresponde a mano extendida.

Tabla 22. Valores característicos de mano extendida

Función	Valor
MAV	0,7759
VAR	0,2495
STD	0,4995
RMS	0,9218
SKEWNESS	1,4503
KURTOSIS	4,2408
BP	115,93
ITP	0,8498

Los 8 valores característicos extraídos se ingresaron al *toolbox* de redes neuronales de Matlab R2017b. Se diseñó la red neuronal con 8 entradas (Input)

de los valores ingresados por agarre, con 1 capa oculta y 5 salidas (*Output*) que corresponde a los 5 agarres, para el inicio de la prueba se consideró además un *Target* (valores esperados) por cada salida para el entrenamiento de la red neuronal.

En la figura 86 se muestra la arquitectura de la red neuronal diseñada en el *toolbox* de Matlab.

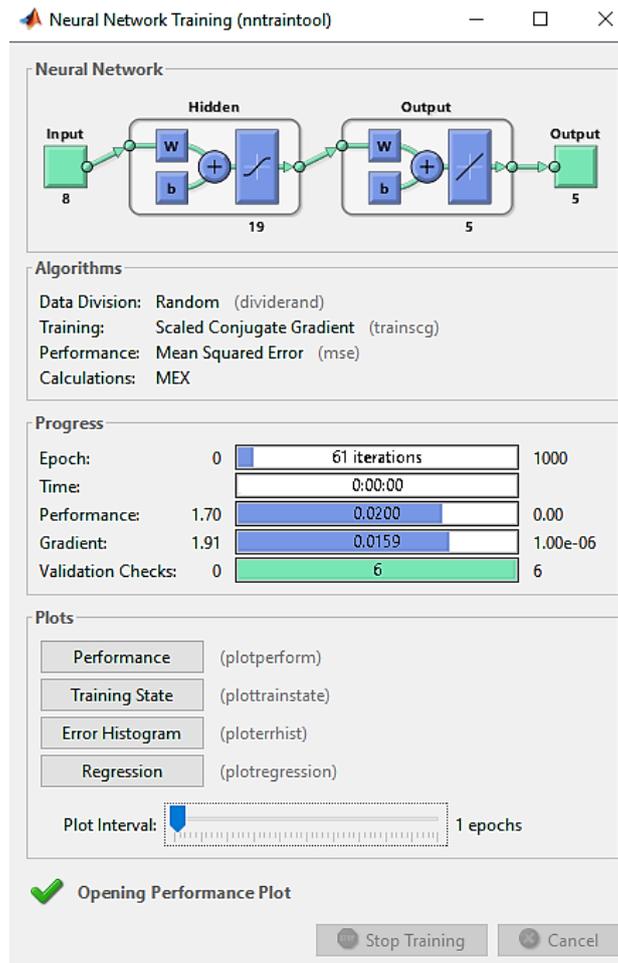


Figura 86. Arquitectura de la red neuronal. Tomada de Matlab – Toolbox Neural Network

En la figura 87 se muestra el gráfico de rendimiento de la red neuronal (RNA). Se observa que, en el gráfico de rendimiento, con las épocas el MSE (Error Cuadrático Medio) de la RNA ha disminuido registrando un MSE muy bajo al término de la fase de entrenamiento, que en este caso es igual a 0.02242, al ser un valor cercano a cero se concluye que las salidas deseadas y las salidas de la RNA para el conjunto de entrenamiento se han acercado mucho entre sí.

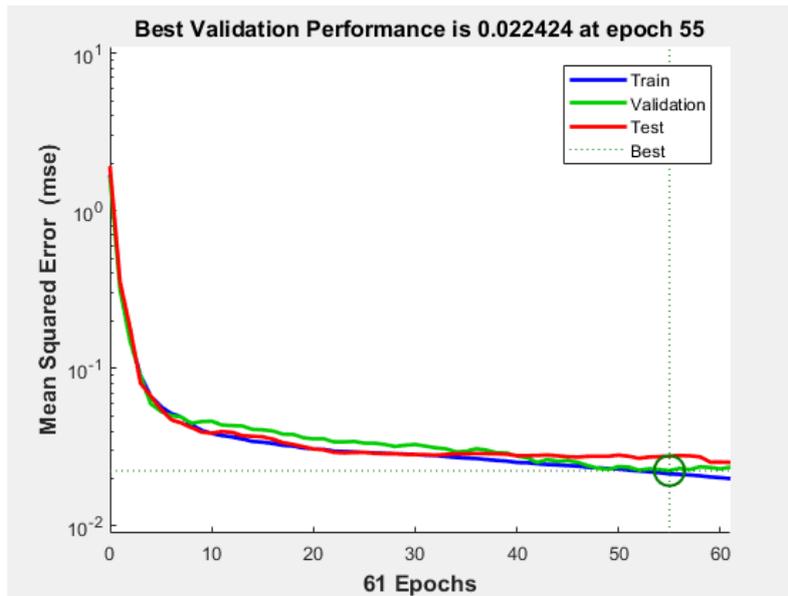


Figura 87. Gráfica de rendimiento. Tomada de Matlab – Toolbox Neural Network

En la figura 88 se muestra el histograma de error que indica un error cercano a 0.02526 con tendencia a cero, como resultado de la diferencia entre la salida esperada y la salida obtenida en la red neuronal.

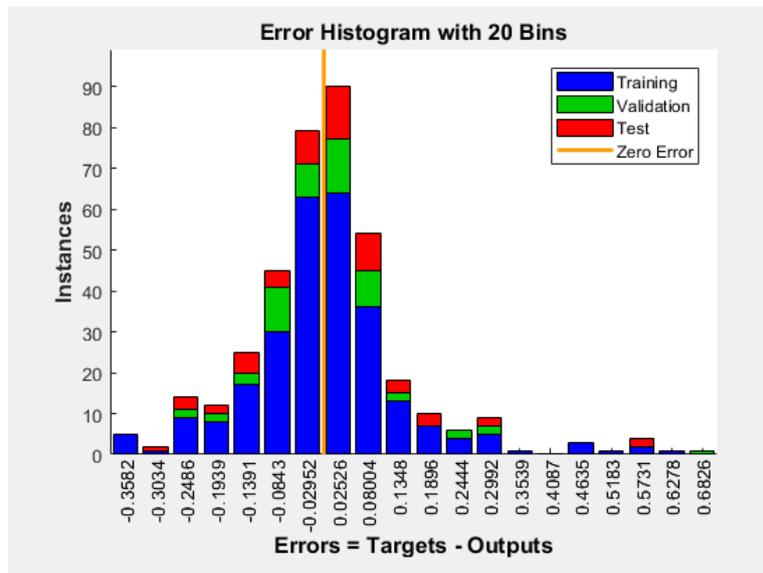


Figura 88. Histograma de error. Tomada de Matlab – Toolbox Neural Network

En la figura 89 se observa el diagrama de regresión que indica la cercanía de los resultados de entrenamiento a los valores esperados como respuesta del sistema.

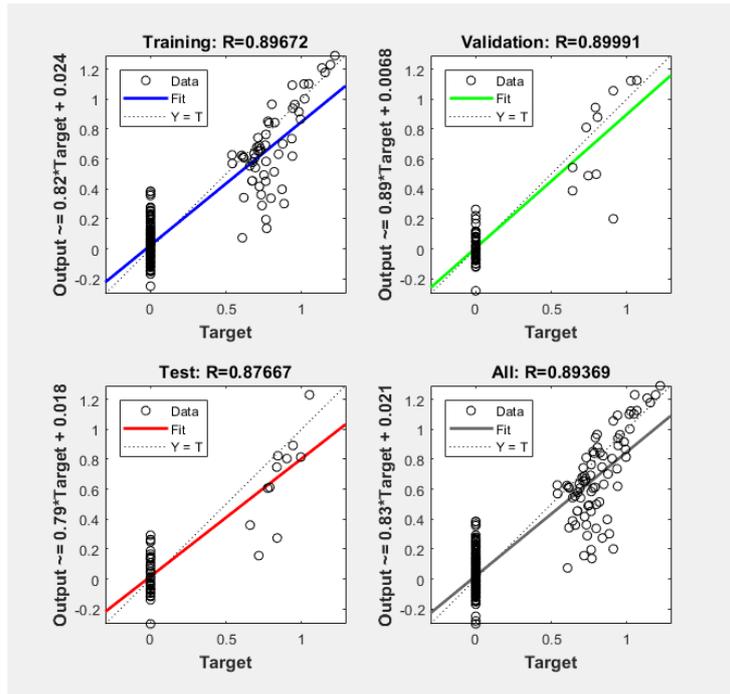


Figura 89. Diagrama de regresión. Tomada de Matlab – Toolbox Neural Network

Así mismo, se generó la matriz de confusión del modelo, ver figura 90, con el fin de determinar cuán bueno es el sistema para clasificar entre los 5 tipos de agarre analizados y que en un inicio fueron ingresados a la red neuronal. La matriz de confusión muestra una precisión del 90.9% lo que indica lo cerca que está el resultado de una predicción verdadera.

		Confusion Matrix						
		1	2	3	4	5		
Output Class	1	2 18.2%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100%	0.0%
	2	0 0.0%	2 18.2%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100%	0.0%
	3	0 0.0%	0 0.0%	1 9.1%	0 0.0%	0 0.0%	100%	0.0%
	4	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	4 36.4%	0 0.0%	100%	0.0%
	5	0 0.0%	0 0.0%	1 9.1%	0 0.0%	1 9.1%	50.0%	50.0%
		1	2	3	4	5	90.9%	9.1%
		Target Class						

Figura 90. Matriz de confusión: mano extendida (1), agarre cilíndrico (2), agarre esférico (3), pinza subterminolateral (4) y pinza simple (5). Tomada de Matlab – Toolbox Neural Network

En la figura 91 se muestra la simulación del movimiento de agarre cilíndrico que ejecutará la prótesis con la información registrada por el sensor.

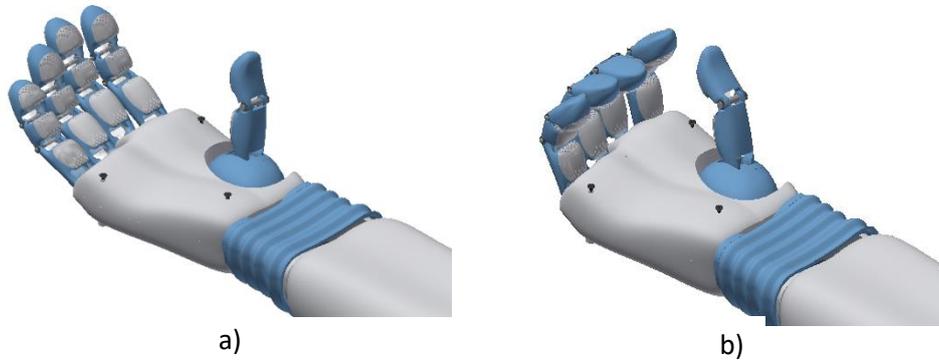


Figura 91. Simulación: a) Apertura de la mano b) Cierre de la mano

En la figura 92 se muestra la simulación de extensión de los dedos que ejecutará la prótesis.

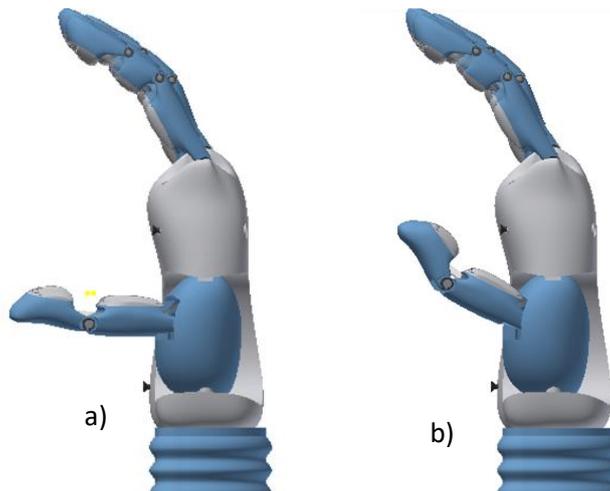


Figura 92. a) Extensión de la mano, b) Flexión de la mano

En la figura 93 se muestra la simulación del movimiento de pinza simple que ejecutará la prótesis.

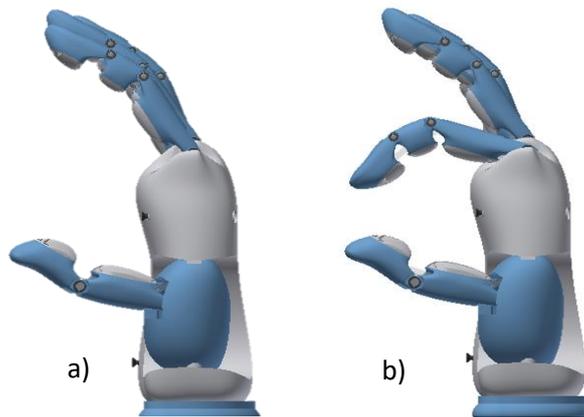


Figura 93. Simulación: a) Extensión del dedo índice, b) pinza simple

En la figura 94 se muestra la simulación del movimiento para el agarre esférico que ejecutará la prótesis.

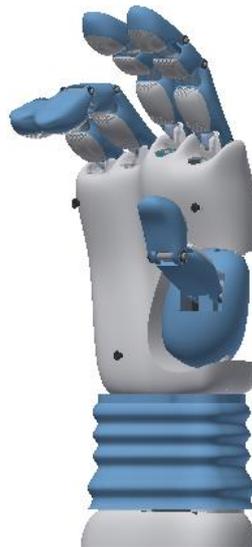


Figura 94. Simulación de movimiento para agarre esférico

5.5. Adquisición y procesamiento de la señal MMG

Además del control EMG, la prótesis se complementa de un control MMG mediante el sensado de la vibración muscular. El módulo empleado ADXL345 se ubica en el lado externo del antebrazo cercano al codo, ver figura 95, el sensor en esa posición registrará la respuesta de los músculos extensores digital mínimo, extensor *digitorum*, extensor cubital del carpo, extensor radial largo del carpo y el extensor radial corto del carpo (32), con ello será posible el control de los movimiento de flexión, extensión, desviación radial y desviación cubital de la

muñeca en la prótesis haciendo más completo el movimiento que ejecute la mano.

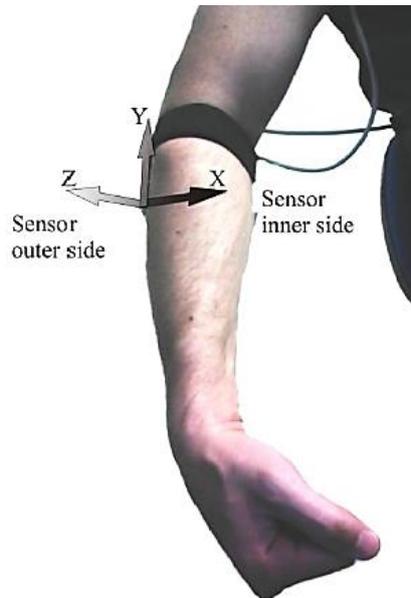


Figura 95. Dirección de los ejes Z, Y X, sensor del lado externo del antebrazo. Tomada de Wrist Movement Characterization by Mechanomyography Technique (32)

Con el sensor ADXL345 ubicado correctamente se realizó el registro de la señal MMG correspondiente a la flexión de la muñeca, se registraron 15 muestras de la señal, cada una en un periodo promedio entre 0.2 s a 1.2 s desde el inicio de la actividad muscular, en la figura 96 se muestra 5 señales registradas y su respectiva gráfica de amplitud (g) por tiempo (ms) en el eje x, y z.

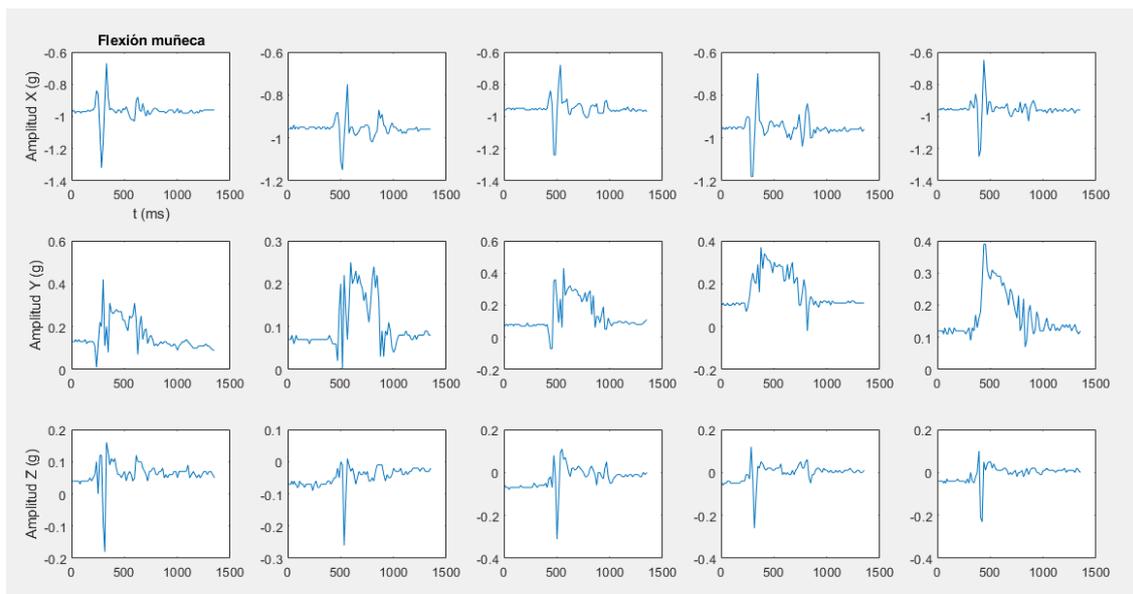


Figura 96. Señal MMG. Flexión de la muñeca. Tomada de Matlab R2017b

Así mismo, se registró el movimiento de extensión de la muñeca. Se obtuvieron 15 muestras de la señal, cada una en un periodo promedio entre 0.1 s a 0.3 s desde el inicio de la actividad muscular. En la figura 97 se muestran 5 señales registradas y su respectiva gráfica de amplitud (g) por tiempo (ms) en el eje x, y z.

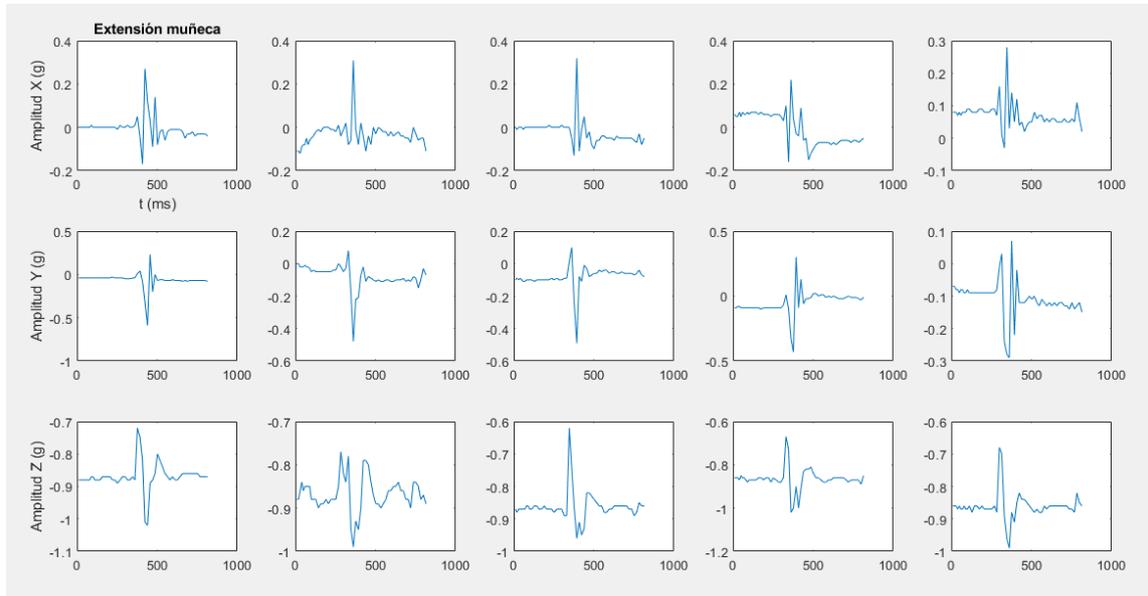


Figura 97. Señal MMG. Flexión de la muñeca. Tomada de Matlab R2017b

Se registró el movimiento de desviación radial de la muñeca. Se obtuvieron 15 muestras de la señal, cada una en un periodo promedio entre 0.3 s a 0.7 s desde el inicio de la actividad muscular. En la figura 98 se muestran 5 señales registradas y su respectiva gráfica de amplitud (g) por tiempo (ms) en el eje x, y z.

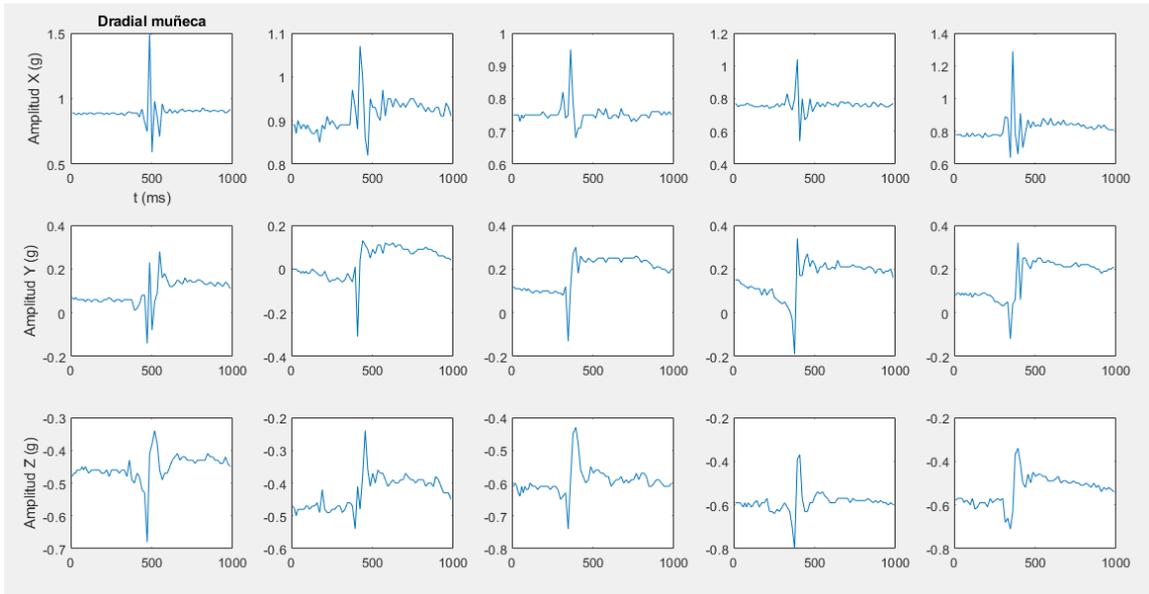


Figura 98. Señal MMG. Desviación radial de la muñeca. Tomada de Matlab R2017b

El movimiento de desviación cubital de la muñeca también fue registrado. Se obtuvieron 15 muestras de la señal, cada una en un periodo promedio entre 0.3 s a 0.7 s desde el inicio de la actividad muscular. En la figura 99 se muestran 5 señales registradas y su respectiva gráfica de amplitud (g) por tiempo (ms) en el eje x, y z.

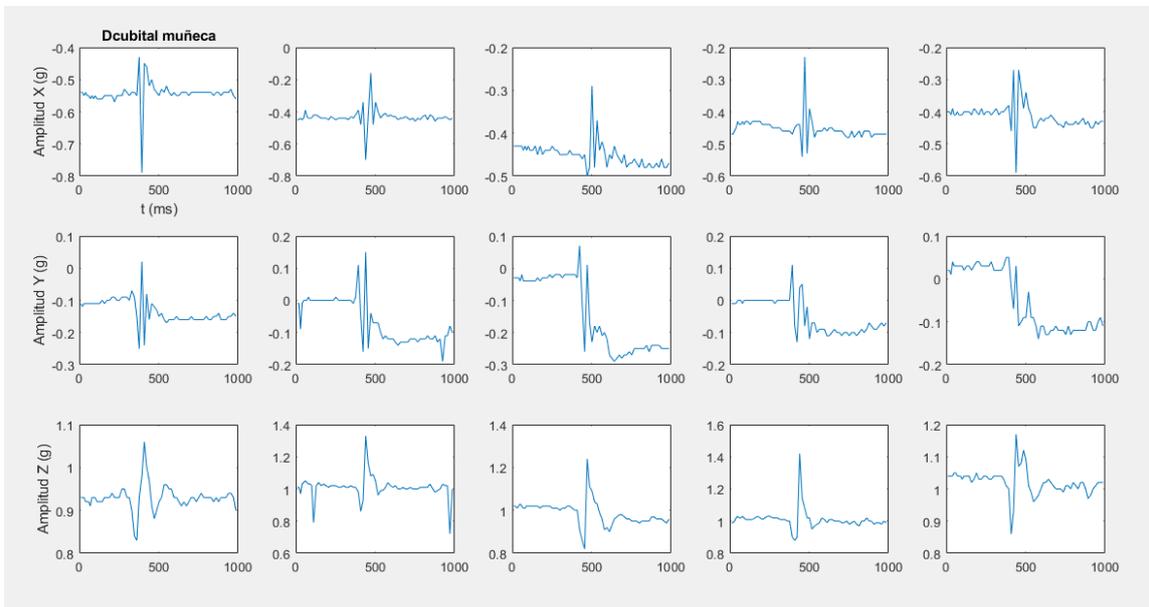


Figura 99. Señal MMG. Desviación cubital de la muñeca. Tomada de Matlab R2017b

En la figura 100 se muestra el espectro de frecuencia que corresponde a la señal generada por la flexión de la muñeca, se muestra el espectro en cada eje (x, y, z) de las 15 contracciones registradas. Se observa que la amplitud del espectro en el eje x es mayor comparada al eje y y z.

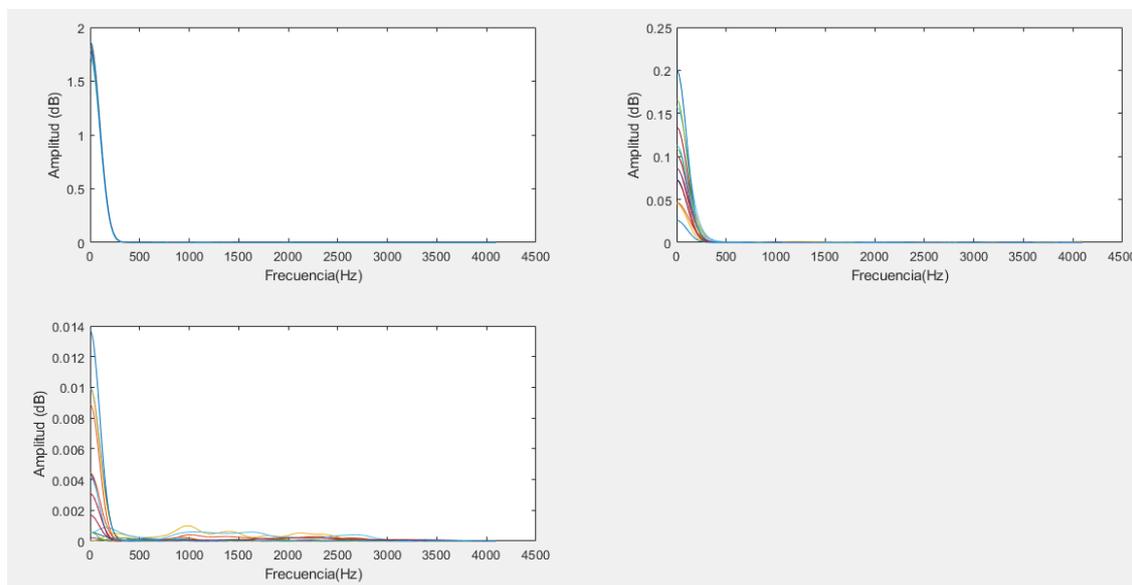


Figura 100. Espectro de frecuencia de la señal MMG de flexión de la muñeca en el eje x (superior izquierdo), eje y (superior derecha) y eje z (inferior izquierda). Tomada de Matlab R2017b

Se extrajeron 6 características de la señal con espectro de mayor amplitud (eje x), en la tabla 23 se muestran los valores promedio del valor absoluto medio (MVA), varianza (VAR), desviación estándar (STD), raíz cuadrática media (RMS), coeficiente de asimetría (*Skewness*) y curtosis de las 15 muestras de la señal.

Tabla 23. Valores característicos de flexión de la muñeca

Función	Valor
MAV	-0.9492
VAR	0.0029
STD	0.0525
RMS	0.9507
SKEWNESS	0.1279
KURTOSIS	17.9655

En la figura 101 se muestra el espectro de frecuencia que corresponde a la señal generada por la extensión de la muñeca, se muestra el espectro en cada eje (x, y, z) de las 15 contracciones registradas. Se observa que la amplitud del espectro en el eje x es mayor comparada al eje y, z.

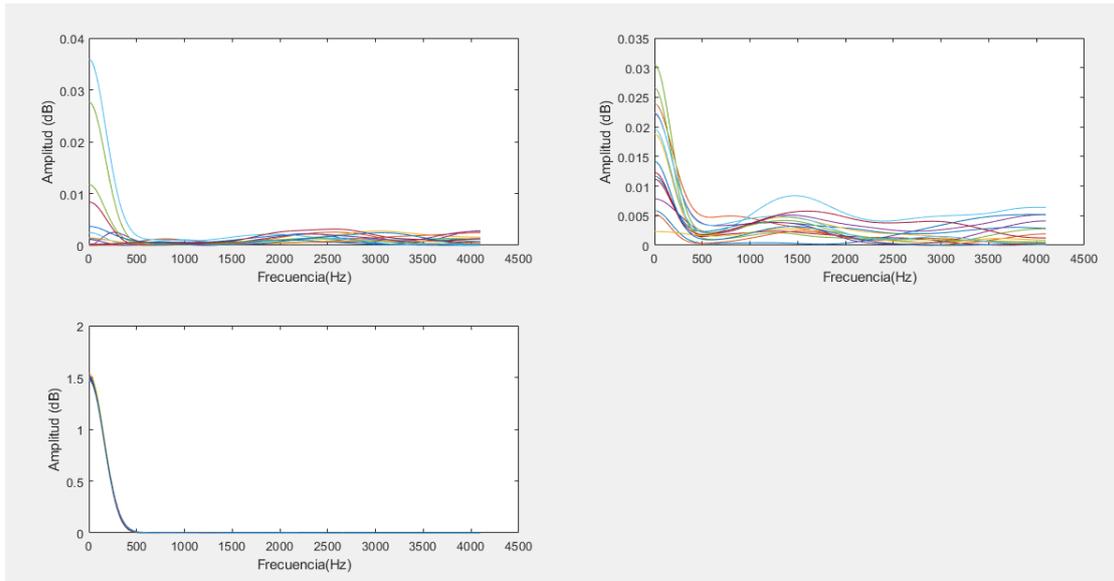


Figura 101. Espectro de frecuencia de la señal MMG de extensión de la muñeca en el eje x (superior izquierdo), eje y (superior derecha) y eje z (inferior izquierda). Tomada de Matlab R2017b

Así mismo, se extrajeron 6 características de la señal con espectro de mayor amplitud (eje z), en la tabla 24 se muestran los valores promedio del valor absoluto medio (MVA), varianza (VAR), desviación estándar (STD), raíz cuadrática media (RMS), coeficiente de asimetría (*Skewness*) y curtosis de las 15 muestras de la señal.

Tabla 24. Valores característicos de flexión de la muñeca

Función	Valor
MAV	-0.9615
VAR	0.0047
STD	0.0674
RMS	0.9639
SKEWNESS	1.1571
KURTOSIS	10.7860

En la figura 102 se muestra el espectro de frecuencia que corresponde a la señal generada por la desviación radial de la muñeca, se muestra el espectro en cada eje (x, y y z) de las 15 contracciones registradas. Se observa que la amplitud del espectro en el eje x es mayor comparada al eje y y z.

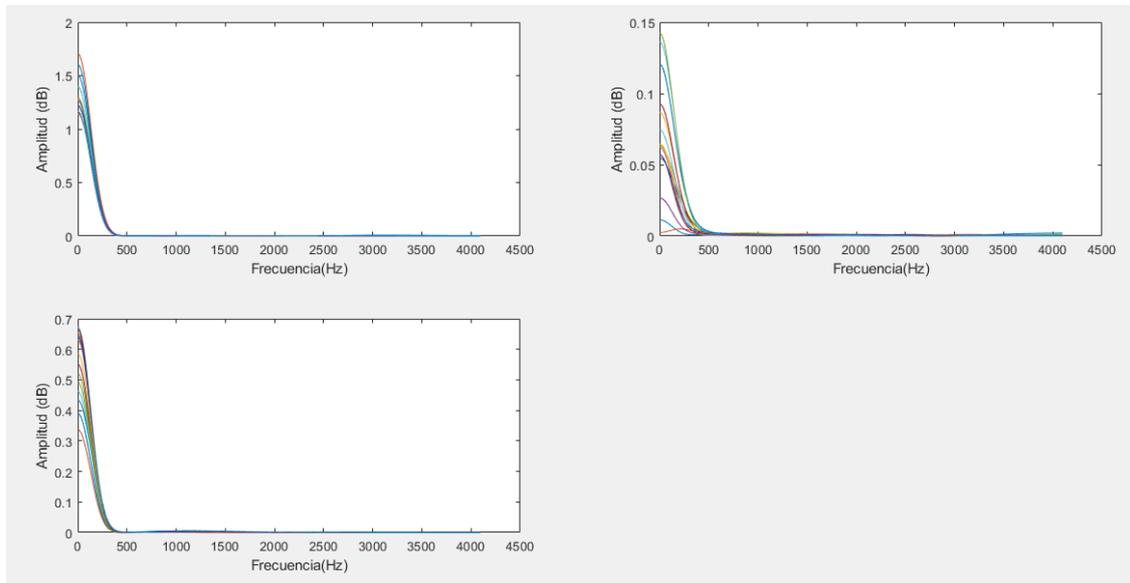


Figura 102. Espectro de frecuencia de la señal MMG de desviación radial de la muñeca en el eje x (superior izquierdo), eje y (superior derecha) y eje z (inferior izquierda). Tomada de Matlab R2017b

Se realizó una extracción de 6 características de la señal con espectro de mayor amplitud (eje x), en la tabla 25 se muestran los valores promedio del valor absoluto medio (MVA), varianza (VAR), desviación estándar (STD), raíz cuadrática media (RMS), coeficiente de asimetría (*Skewness*) y curtosis de las 15 muestras de la señal.

Tabla 25. Valores característicos de desviación radial de la muñeca

Función	Valor
MAV	0.8049
VAR	0.0028
STD	0.0498
RMS	0.8066
SKEWNESS	1.8018
KURTOSIS	18.3899

En la figura 103 se muestra el espectro de frecuencia que corresponde a la señal generada por la desviación cubital de la muñeca, se muestra el espectro en cada eje (x, y y z) de las 15 contracciones registradas. Se observa que la amplitud del espectro en el eje z es mayor comparada al eje x y y.

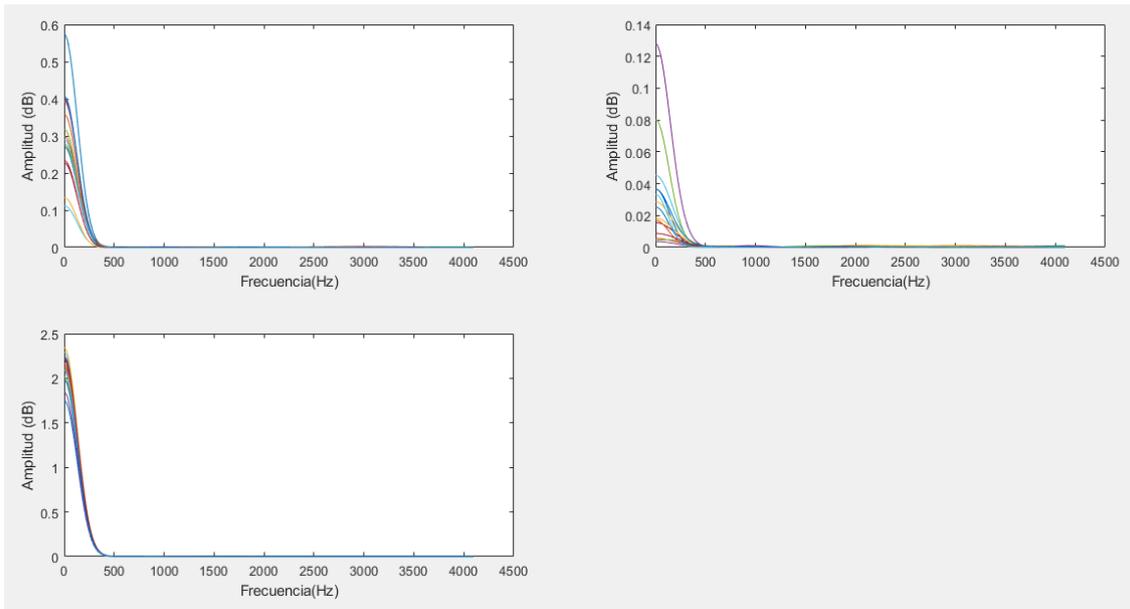


Figura 103. Espectro de frecuencia de la señal MMG de desviación cubital de la muñeca en el eje x (superior izquierdo), eje y (superior derecha) y eje z (inferior izquierda). Tomada de Matlab R2017b

Se realizó una extracción de 6 características de la señal con espectro de mayor amplitud (eje z), en la tabla 26 se muestran los valores promedio del valor absoluto medio (MVA), varianza (VAR), desviación estándar (STD), raíz cuadrática media (RMS), coeficiente de asimetría (*Skewness*) y curtosis de las 15 muestras de la señal.

Tabla 26. Valores característicos de desviación cubital de la muñeca

Función	Valor
MAV	1.0153
VAR	0.0025
STD	0.0488
RMS	1.0165
SKEWNESS	1.1420
KURTOSIS	10.7993

Los 6 valores característicos extraídos se ingresaron al *toolbox* de redes neuronales de Matlab R2017b. Se diseñó la red neuronal con 6 entradas (*Input*) de los valores ingresados por movimiento de la muñeca, con una capa oculta y 4 salidas (*Output*) que corresponde a flexión, extensión, desviación radial y desviación cubital de la muñeca; para el inicio de la prueba se consideró además un Target (valores esperados) por cada salida para el entrenamiento de la red neuronal, ver figura 104.

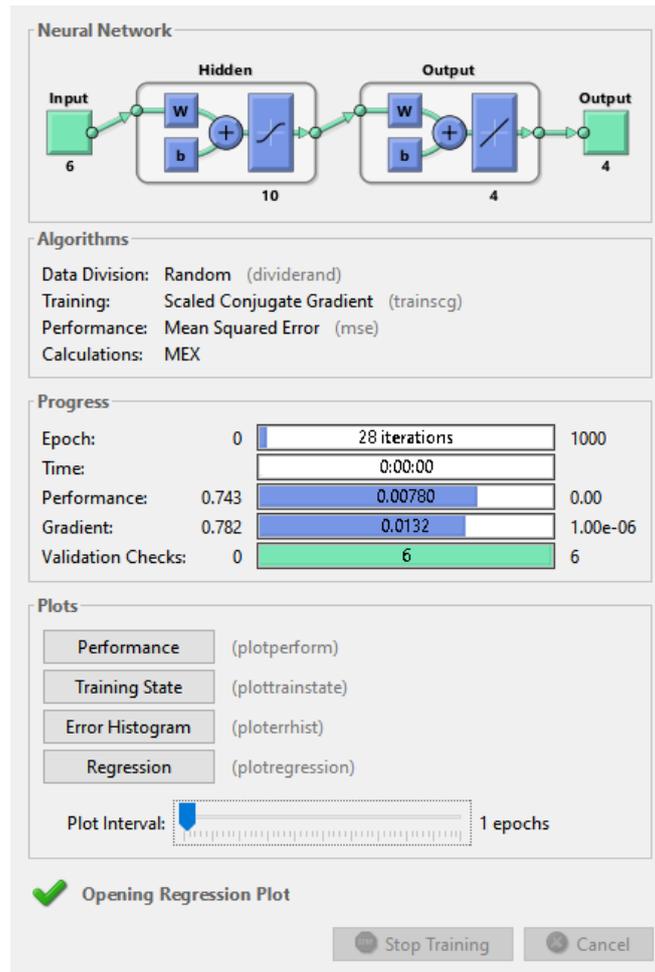


Figura 104. Arquitectura de la red neuronal MMG. Tomada de Matlab R2017b

En la figura 105 se muestra el gráfico de rendimiento de la red neuronal (RNA). Se observa que, en el gráfico de rendimiento, con las épocas el MSE (Error Cuadrático Medio) de la RNA ha disminuido registrando un MSE muy bajo al término de la fase de entrenamiento, que en este caso es igual a 0.0053931, al ser un valor cercano a cero se concluye que las salidas deseadas y las salidas de la RNA. para el conjunto de entrenamiento se han acercado mucho entre sí.

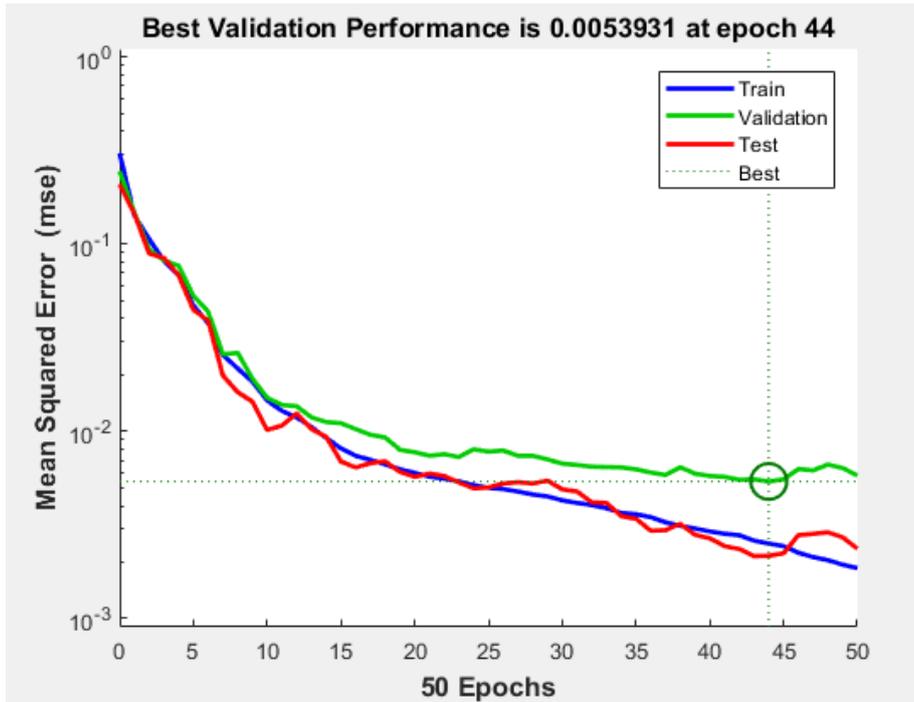


Figura 105. Gráfica de rendimiento. Tomada de Matlab – Toolbox Neural Network

En la figura 106 se muestra el histograma de error que indica un error cercano a 0.008 con tendencia a cero, como resultado de la diferencia entre la salida esperada y la salida obtenida en la red neuronal.

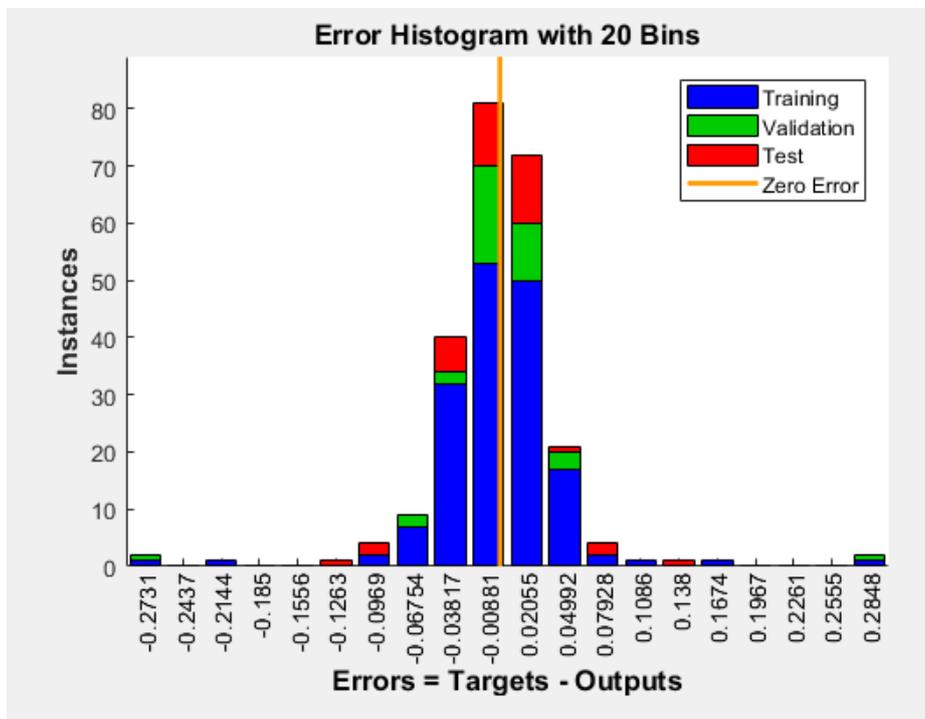


Figura 106. Histograma de MSE. Tomada de Matlab – Toolbox Neural Network

La figura 107 muestra el diagrama de regresión que indica la cercanía de los resultados de entrenamiento a los valores esperados como respuesta del sistema.

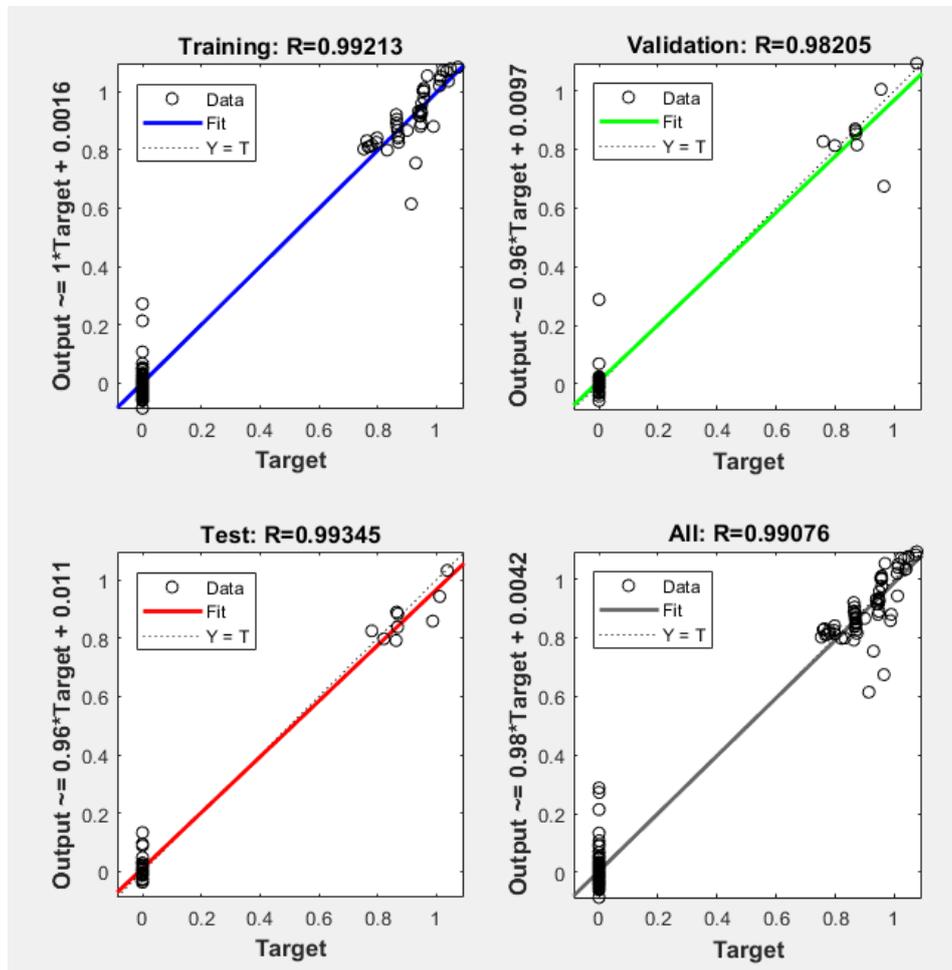


Figura 107. Diagrama de regresión MMG. Tomada de Matlab – Toolbox Neural Network

La figura 108 muestra el diagrama de confusión generado para el control de los movimientos de flexión (1), extensión (2), desviación radial (3) y desviación cubital (4) de la muñeca, en ella se observa que con el entrenamiento del sistema se logra una precisión del 88,9%, sin embargo, puede alcanzar una precisión del 99.9% mientras se continúa entrenando el sistema, ver figura 109. Complementar el control de la prótesis con señales MMG, además de las señales SEMG procesadas, permiten obtener resultados más favorables en el control de los movimientos generados por la muñeca.

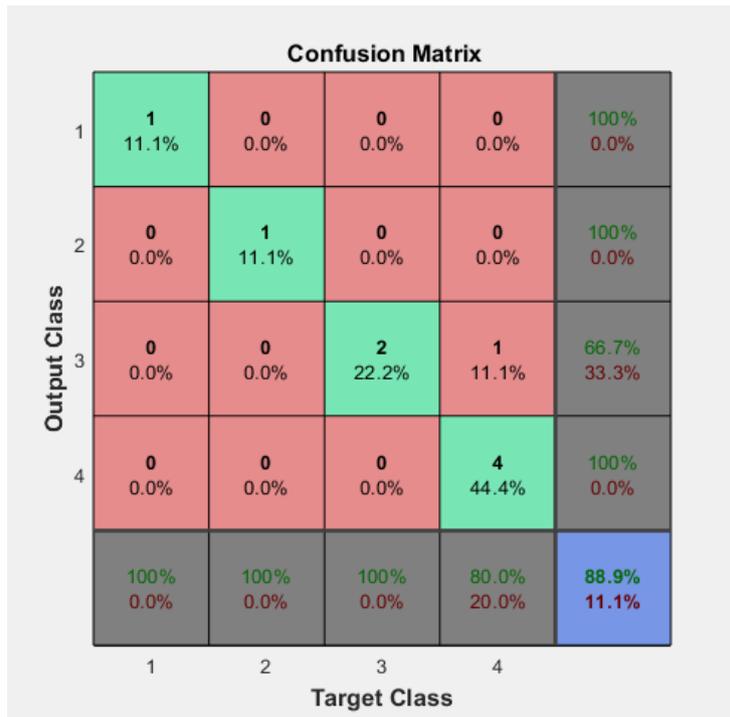


Figura 108. Matriz de confusión: flexión (1), extensión (2), desviación radial (3) y desviación cubital (4) de la muñeca. Tomada de Matlab – Toolbox Neural Network

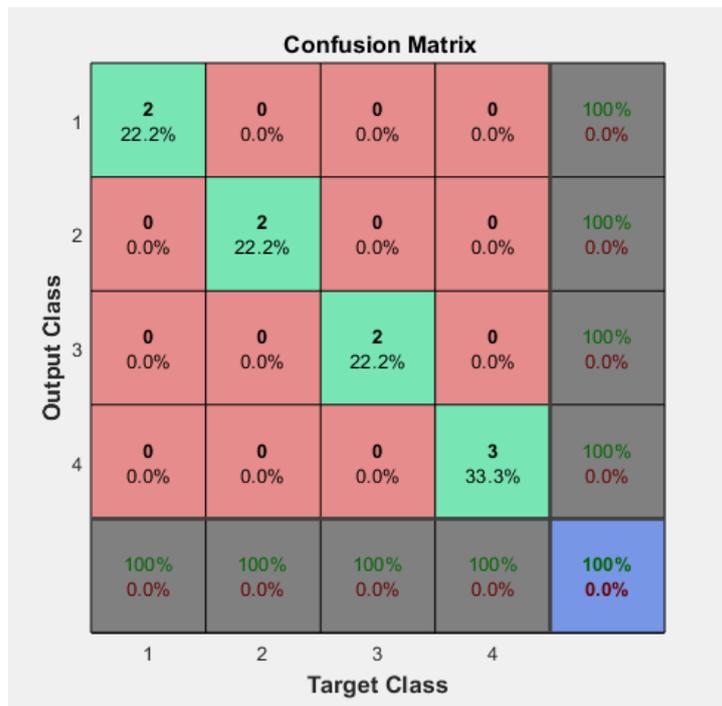


Figura 109. Matriz de confusión de la muñeca. Tomada de Matlab – Toolbox Neural Network

5.6. Control en el espacio de estados

A partir de los parámetros característicos extraídos por tipo de movimiento de la mano y procesados en la red neuronal, se obtuvieron resultados favorables que validan la eficiencia del sistema para la identificación de movimiento de la mano; por tal motivo, se planteó un controlador del tipo espacio de estados; este tipo de controlador brinda información compactada de la actividad pasada que ha tenido el sistema, de forma que con dicha información sea posible predecir el comportamiento futuro del sistema ante una entrada cualquiera.

Un controlador de espacio de estados se conforma de 3 elementos importantes: variables de entrada $U(t)$, variables de estado y salida $Y(t)$. Para este sistema fueron consideradas como variables de entrada $U_n(t)$ los 8 parámetros característicos de la señal muscular analizadas con anterioridad.

$$U(t) = \begin{bmatrix} u_1(t) \\ u_2(t) \\ u_3(t) \\ \vdots \\ u_8(t) \end{bmatrix}$$

Las variables de estado consideradas para el sistema fueron extraídas del modelo cinemático de Denavit Hartenberg, calculado en el capítulo (5.1), donde se dedujo la posición en el plano espacial (x , y y z) de la cadena interfalángica de los dedos.

Implementar un controlador de espacio de estados para el control del dispositivo permitirá controlar cada una de las 8 variables de entrada que ingresarán al sistema en función a la contracción generada por el usuario. En la figura 110 se muestra el diagrama del diseño del controlador, donde $U(t)$ representa la variable de entrada que ingresará al modelo cinemático representado para la posición en x , $P_x(t)$, en y , $P_y(t)$ y en z , $P_z(t)$, cada variable estado se encuentra alimentada, además, por una ganancia de tipo k . Finalmente las 3 variables de estado consideradas permitirán obtener una salida $Y(t)$ para el control posterior sobre los actuadores del dispositivo.

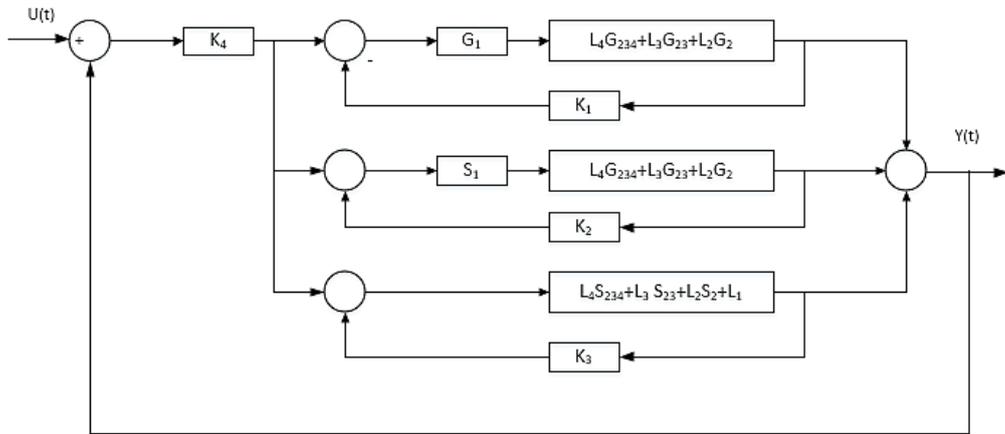


Figura 110. Diagrama del diseño del controlador de espacio de estados

CAPÍTULO VI PRESUPUESTO

Potencial humano

Se muestra el presupuesto del potencial humano requerido para el diseño del producto propuesto.

Tabla 27. Presupuesto de potencial Humano

Descripción	Cantidad	Precio unitario	Precio total
Asesor	1	00.00	00.00
Asesor de terapia física y rehabilitación	1	00.00	00.00
Total			00.00

Recursos materiales

Se muestra la lista de componentes electrónicos y materiales para la fabricación de la prótesis.

Tabla 28. Presupuesto de recursos materiales

Descripción	Cantidad	Fabricante	Material	Costo unitario S/	Costo total S/
Sensor EMG	1	MyoWare	-	250.00	250.00
Acelerómetro Triaxial ADXL345	2	-	-	12.00	24.00
Micro servo MG90S	7	Tower pro	-	18.00	126.00
PIC 18F2550	1	Microchip	-	26.00	26.00
Electrodos para EMG	6	-	-	3.00	18.00
Batería de Litio 7.4v 1200mah	2	-	-	30.00	60.00
Filamento PLA	1kg	Naylamp - Creality	PLA	80.00	80.00
Filamento eflex	500gr	3Dflex	TPU	60.00	60.00
Filamento de Fibra de carbono	250gr		FC-Nylon	58.00	58.00
Impresión 3D		Medabots		250.00	250.00
Silicona de grado médico	2kg		Silicona	36.00	72.00
Aros de seguridad DIN471E	28			0.14	3.92
Tornillo avellanado M3	10	Phillips	Acero inoxidable	1.08	10.85
Arandela plana DIN125 M3	10	-	Acero inoxidable	1.45	14.50
Tuerca hexagonal M3	10	-	Acero inoxidable	0.2	2.00
Componentes electrónicos complementarios	-	-	-	20.00	20.00
Total					S/ 1075.27

CONCLUSIONES

- Se consiguió diseñar la estructura de la prótesis dirigida a pacientes con desarticulado de muñeca y amputación transradial, considerando los requerimientos previamente establecidos para la comodidad del paciente.
- Se realizó un análisis cinemático adecuado de la prótesis utilizando el método de Denavit y Hartenberg y el software Matlab, para mejor orientación de los dedos al realizar los movimientos de flexión y para un posterior control sobre los actuadores que intervendrán en el desarrollo de la función de prensión de la prótesis para la sujeción de objetos.
- A partir del cálculo de esfuerzo y deformación de las piezas más críticas, tales como las falanges del dedo índice y los nudillos (articulación) que soportan el mayor esfuerzo al ser sometido a una carga (fabricados con impresión 3D reforzado con fibra de carbono), se obtuvo favorables resultados con respecto a la resistencia del material empleado, debido a que se estableció un factor de seguridad igual a 3.4 al calcular la fuerza máxima que podrá soportar cada pieza analizada.
- Se realizaron los análisis con las simulaciones respectivas de cada pieza crítica en el software de Inventor Profesional 2019 (versión estudiantil), consiguiendo un valor de 2.7 ul.
- Al comparar los valores de los cálculos y las simulaciones se obtienen valores similares a los calculados, con ello se verifica que los cálculos fueron correctos y se concluye que las piezas analizadas que conforman la prótesis de mano responderán correctamente frente a las funciones de prensión y fuerza que realizan, sin inconvenientes mientras sean sometidas a una carga no mayor a la carga máxima ya calculada.
- Las señales obtenidas al medir la actividad eléctrica muscular empleando el módulo MyoWare y la vibración de las fibras musculares con el módulo inercial

ADXL345, fueron ingresadas a un proceso de filtrado, caracterización y entrenamiento de un red neuronal (software Matlab R2017b) consiguiendo, de esta manera, una precisión del 90.9% para diferenciar los 5 agarres de la mano analizados (extensión de la mano, agarre cilíndrico, agarre esférico, pinza subterminolateral, pinza simple) y una precisión del 88.9% con la señales MMG, para diferenciar los 4 movimientos de la muñeca (flexión, extensión, desviación radial y desviación cubital) logrando alcanzar una precisión del 99,9% mientras se continúa entrenando la red.

- Con ello se concluye que emplear señales SEMG y MMG para el control de una prótesis permite obtener resultados más favorables para la identificación de movimientos biomecánicos de la mano y, así mismo, implementar un controlador de espacios de estados favorece la respuesta del sistema para el control del dispositivo.

LISTA DE REFERENCIAS

1. **FARRO, L.** *Características clínicas y demográficas del paciente amputado.* n.º 4, 2012, Revista Médica Herediana, Vol. 23, págs. pp. 240-243.
2. **OMS.** *Discapacidad y rehabilitación: Informe mundial sobre la discapacidad.* 2020. [https://www.who.int/disabilities/world_report/2011/es/..](https://www.who.int/disabilities/world_report/2011/es/)
3. **INEI.** Instituto Nacional de Estadística e Informática. [En línea] 22 de mayo de 2012. [Citado el: 22 de marzo de 2020.] https://webinei.inei.gob.pe/anda_inei/index.php/catalog/495.
4. **SARADJIAN, Thompson y DATTA.** *The experience of men using an upper limb prosthesis following amputation: Positive coping and minimizing feeling different.* *Disability and Rehabilitation.* 2008. págs. pp. 871-883. Vol. 30.
5. **DESMOND, D. M.** *Coping, affective distress, and psychological adjustment among people with traumatic upper limb amputations.* 2007 : s.n., *Journal of Psychosomatic Research*, Vol. 62, págs. pp. 15-21.
6. **RIMAC, Seguros.** *RIMAC Seguros y Reaseguros.* 17 de abril de 2020. <https://www.rimac.com/>.
7. **EMPLEO, MINISTERIO DE TRABAJO Y PROMOCIÓN DEL.** *Notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales.* 1, enero de 2020, Boletín Estadístico Mensual.
8. **ROBLEDO RAMÍREZ, J. A.** *Prótesis mioeléctrica de mano obtenida por impresión 3D con movimiento mejorado del pulgar.* Colombia : s.n., 17 de mayo 2017. Patente WO 2017/208100 A1, .
9. **ROCA VIVES, M. y U., CENTRO ORTOPÉDICO TECNOLÓGICO S. L.** *Dispositivo sensitivo de presión aplicable a prótesis mioeléctricas de miembro superior.* 31 marzo 2017. Patente ES 1 187 658 U.
10. **TENIM, S. y VICATOS, G.** *Underactuated prosthetic hand.* Ciudad del Cabo : s.n., 14 de enero 2016. Patente WO 2016/005871.
11. **RODRÍGUEZ GARCÍA, M., G., DORANTES MÉNDEZ y MENDOZA GUTIÉRREZ, M.** *Desarrollo de una prótesis para desarticulado de muñeca controlada por señales de electromiografía.* 3, septiembre -

diciembre 2017, Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, , Vol. 38
, págs. pp. 602-620.

12. **VILLAREJO MAYOR, J. J. y otros.** *Decodificación de movimientos individuales de los dedos y agarre a partir de señales mioeléctricas de baja densidad.* 2017, Revista Iberoamericana de Automática e Informática industrial, Vol. 14, págs. 184-192.
13. **YANG, J. y otros.** *Wrist movement detection for prosthesis control using surface emg and triaxial accelerometer* 10º Congreso Internacional de 2017 sobre Procesamiento de Imagen y Señal. 1-6, 2017, Ingeniería Biomédica e Informática (CISP-BMEI).
14. **LÓPEZ LÓPEZ, E. E., MARTÍNEZ MÉNDEZ, R. y VILCHIS GONZÁLEZ, A.** *Diseño de una prótesis de mano para uso en teclados con interfaz SEMG.* 1, mayo 2019, Biomédica, Vol. 8.
15. **GUTIÉRREZ, J. J.** *Diseño y simulación de una mano mecánica para ser utilizada como un efector final robótico.* Valencia : s.n., 2010.
16. **DELPRAT, y otros.** *Estudio de la prensión.* s.l. : Elsevier Masson SAS, Enciclopedia médica y quirúrgica: kinesiterapia-medicina física-rehabilitación.
17. **PALASTANGA, N., FIELD, D. y SOAMES, R.** *Anatomía y movimiento humano: estructura y funcionamiento.* 3.º ed. Barcelona : Paidotribo, 2000.
18. **VILADOT, R., COHÍ, O. y CLAVELL, S.** *Ortesis y prótesis del aparato locomotor.* s.l. : Masson,, 2005. pág. p. 230.
19. **MILLER, M. D.** *Ortopedia y Traumatología.* Barcelona : Elsevier España, 2009, Revisión Sistemática, Vol. 5.º ed.
20. **BARRIENTOS, A., y otros.** *Modelado de cadenas cinemáticas mediante matrices de desplazamiento.* 2012, Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial, Vol. 9, págs. 371-382.
21. **LOIS GUERRA, J.** *Manual de fisioterapia.* 2.º ed. Ciudad de México : El Manual Moderno S. A. de C.V. 2018.
22. **L., W., J., S. y J., W.** *Why do Electrodiagnostic Studies? : Easy EMG,* 2004. pp. 5-8.
23. **TOWE, B.** *Bioelectricity an It's Measurement.* s.l. : Mc-Graw-Hill, 2003, Standar Handbook of Medical Engineering and design.

24. **A., M. y I., C.** *Technical Aspect of Surface Electromyography for Clinicians.* 2010, The Open Rehabilitation Journal, Vol. 3, págs. 100-106.
25. **MOHAMMADREZA, A. y HUOSHENG, H.** *Review, Myoelectric control systems - A survey.* 2007, Biomedical Signal Processing and Control, Vol. 2, págs. 275-294.
26. **FERNÁNDEZ, J., ACEVEDO, R. y TABERNIG, C.** *Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente.* 7, junio 2007, EIA, págs. 111-119.
27. **RECHY-RAMÍREZ, E. y HU, H.** *Stages for Developing Control Systems using EMG and EEG Signals: A survey.* United Kingdom : s.n., 2011.
28. **TKACH, D., HE, H. y TODD, K. T.** *Study of stability of time-domain features for electromyographic pattern recognition.* 2010, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, Vol. 7, págs. 7-21.
29. **CONG, Z. y MOHAMED, C.** *Hilbert-Huang transform based physiological signals analysis for emotion recognition International.* 2009, Symposium on Signal processing and information Technology, págs. 334-339.
30. **Y., Z., B., F. y M., R.** *Relationships of the vibromyogram to the surface electromyogram of the human rectus femoris muscle during voluntary isometric contraction.* 4, octubre 1996, Revista de investigación y desarrollo de rehabilitación, Vol. 33.
31. **BENAVIDES, G., y otros.** *Registro y caracterización de la señal de mecanomiografía registrada mediante sensores de aceleración.* Tucumán : s.n., 2013. XIX Congreso Argentino de Bioingeniería VIII Jornadas de Ingeniería Clínica.
32. **MENDOZA SCHEEREN, E., y otros.** *Wrist Movement Characterization by Mechanomyography Technique.* 6, 2010, Journal of Medical and Biological Engineering, Vol. 30.
33. **SLAM, A., SUNDARAJ, K. y AHMAD, B.** *Machanomyography Sensors for Muscle Assessment.* I24, Journal of Physical Therapy Science, págs. 59-65.
34. **BARRIGA GAMARRA, B.** *Métodos de diseño en Ingeniería Mecánica .* Lima : s.n., 2013.

35. **NORDIN, M. y FRANKEL, V.** *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 1925.
36. **PANERO, J. y ZELNIK, M.** *Las dimensiones humanas en los espacios interiores*. s.l. : Gustavo Gili Ed., 2009. p. 320.
37. **EHRAMPOOSH, A., y otros.** *EMG-based estimation of shoulder kinematic using neural network and quadratic discriminant analysis*. 2016, International Conference on Robotics and Mechatronics.
38. **BARRA, E.** *Biomechanics of the Wrist and Hand*. Barcelona : McGraw Hill, 2003, Basic biomechanics of the musculoskeletal system. pp. 359-385.
39. **ROSAS, M. A. y otros.** *Análisis computacional de fatiga mecánica en prótesis externa de rodilla*. 1, diciembre 2019, Revista Ciencia e Ingeniería, Vol. 40, págs. 87-96.
40. **SERNA, Edgar.** *Desarrollo e innovación en ingeniería*. 4.º ed. Medellín : s.n., 2019. pág. 568. Des19 \ 3082.
41. **ITOH, Y. y otros.** *Finger curvature movement recognition interface technique using SEMG signals*. 2, August 2007, Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering, Vol. 23 .
42. **CAESARENDRA, W., y otros.** *A classification method of hand EMG signals based on principal component analysis and artificial neural network*. 2016.

ANEXOS

Anexo 1

Discapacidad en América Latina y el Caribe

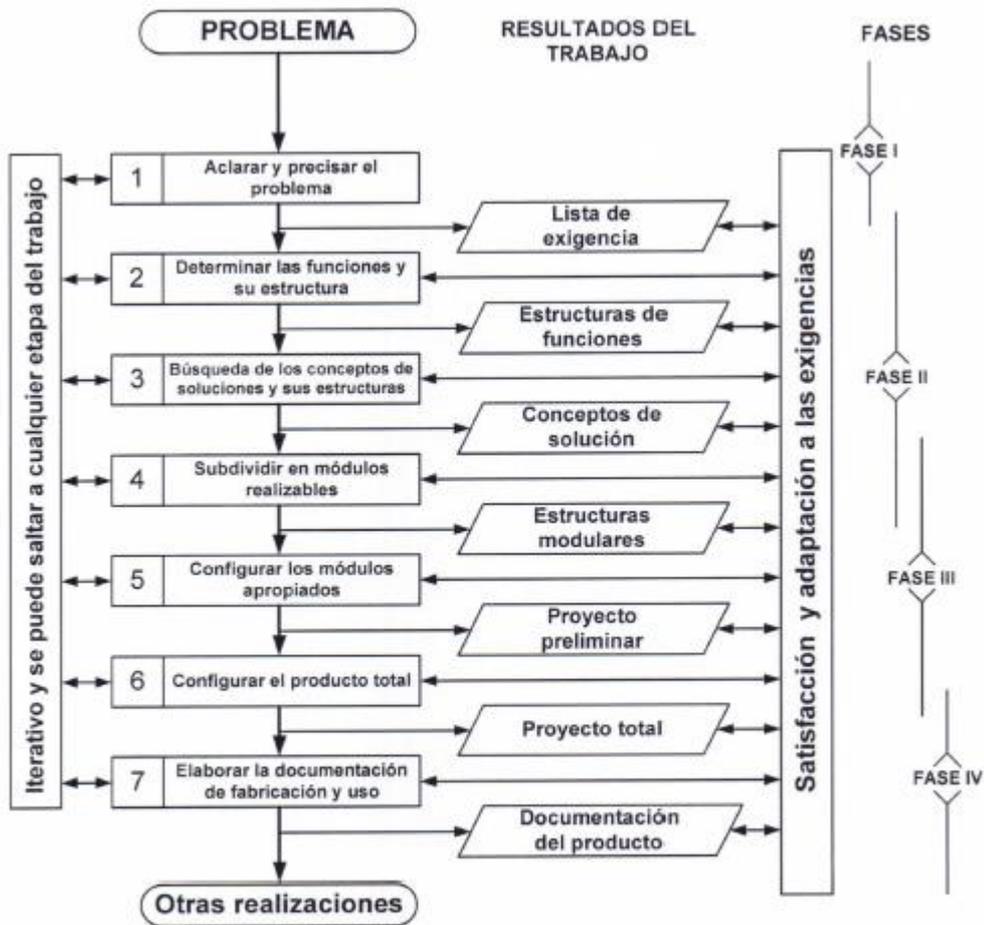
AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE (39 PAÍSES): POBLACIÓN CON DISCAPACIDAD, 2001-2010
(En números absolutos y porcentajes)

País	Año	Población con discapacidad	Población total	En porcentajes
América Latina				
Argentina	2010	5 114 190	34 556 941	14,8
Bolivia (Estado Plurinacional de)	2012	326 361	10 027 254	3,3
Brasil	2010	45 606 048	190 691 024	23,9
Chile	2002	334 377	15 116 435	2,2
Colombia	2005	2 624 898	41 468 384	6,3
Costa Rica	2011	452 849	4 301 712	10,5
Cuba	2012	556 317	11 167 325	5,0
Ecuador	2010	816 156	14 483 499	5,6
El Salvador	2007	235 302	5 744 113	4,1
Guatemala (6 años y más)	2005	401 971	10 758 805	3,7
Haití	2003	124 534	8 373 750	1,5
Honduras	2002	177 516	6 697 916	2,7
México	2012	7 767 142	117 449 649	6,6
Nicaragua (6 años y más)	2003	461 000	5 267 715	8,8
Panamá (preguntas del Grupo de Washington)	2010	263 924	3 405 813	7,7
Paraguay	2012	713 972	6 672 631	10,7
Perú	2012	1 575 402	30 274 623	5,2
República Dominicana	2013	708 597	10 177 007	7,0
Uruguay	2011	517 771	3 285 877	15,8
Venezuela (República Bolivariana de)	2011	1 454 845	27 227 930	5,3
Total América Latina		70 233 172	557 148 402	12,6

Fuente: Comisión Económica para América Latina y el Caribe (Cepal) sobre la base de América Latina

Anexo 2

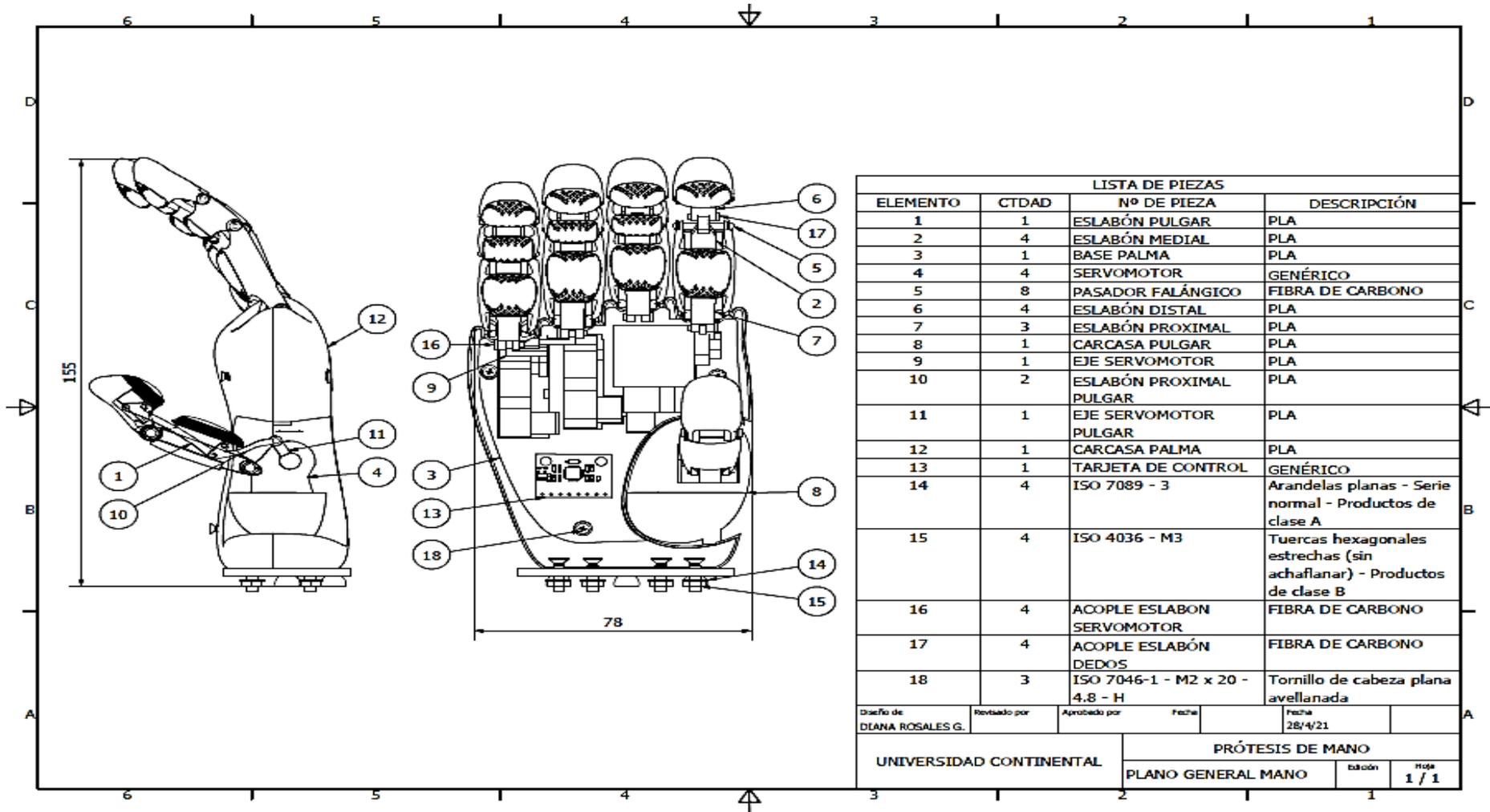
Proceso generalizado de desarrollo y diseño VDI 2221



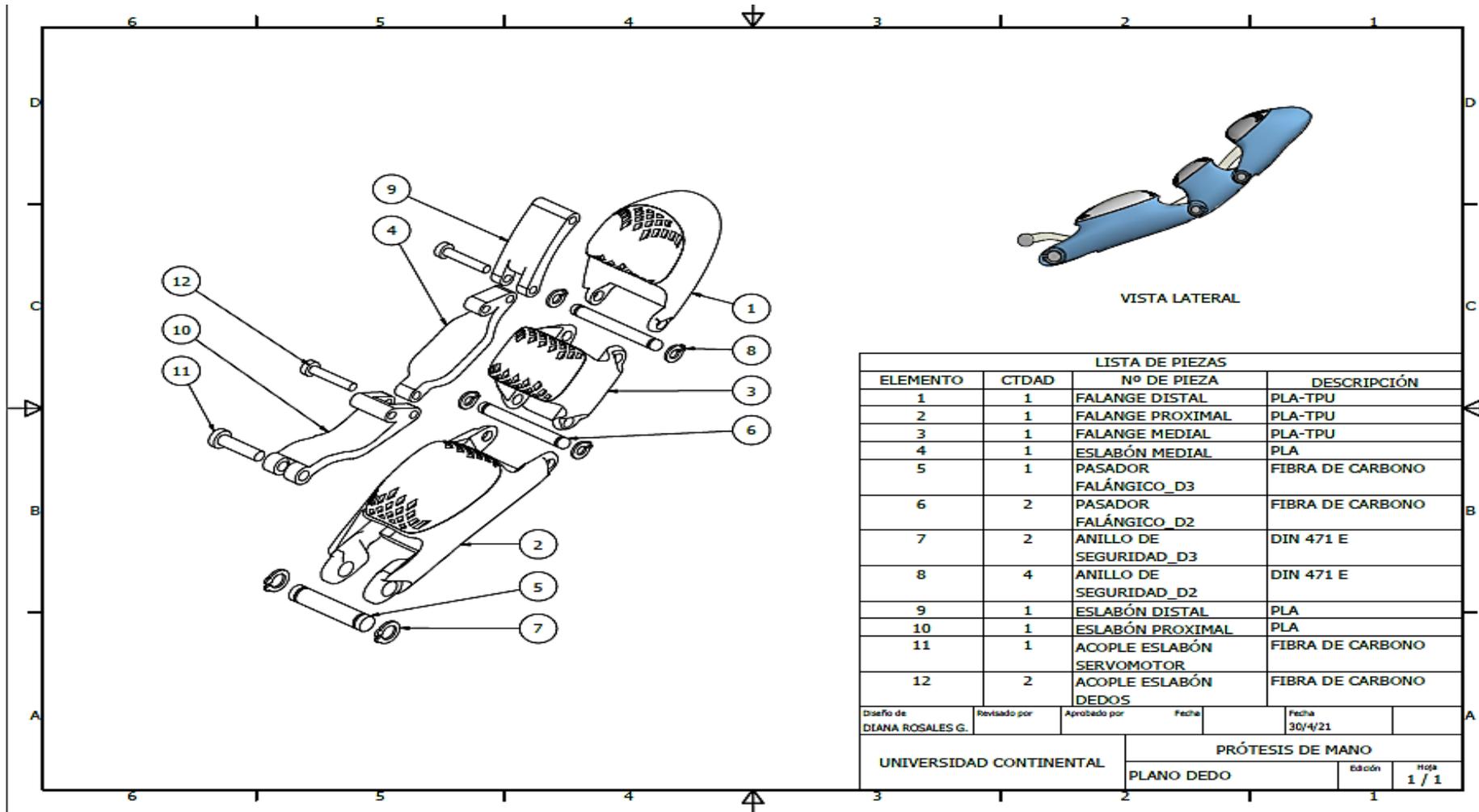
PROCESO GENERALIZADO DE DESARROLLO Y DISEÑO VDI 2221

05.1993 (11.1986)

Anexo 3
Plano general - mano



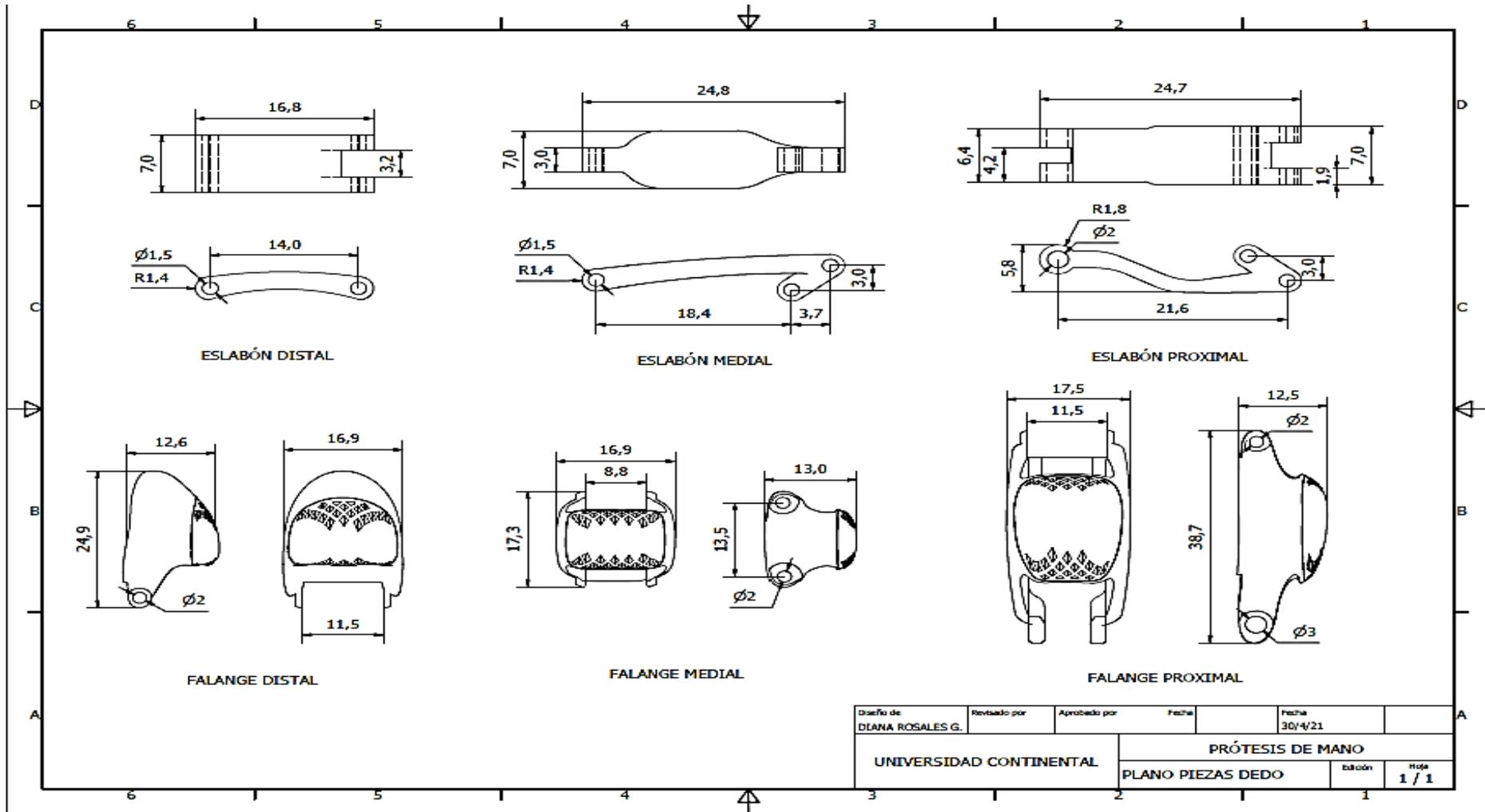
Anexo 4
Plano de ensamble - dedo



LISTA DE PIEZAS			
ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN
1	1	FALANGE DISTAL	PLA-TPU
2	1	FALANGE PROXIMAL	PLA-TPU
3	1	FALANGE MEDIAL	PLA-TPU
4	1	ESLABÓN MEDIAL	PLA
5	1	PASADOR FALÁNGICO_D3	FIBRA DE CARBONO
6	2	PASADOR FALÁNGICO_D2	FIBRA DE CARBONO
7	2	ANILLO DE SEGURIDAD_D3	DIN 471 E
8	4	ANILLO DE SEGURIDAD_D2	DIN 471 E
9	1	ESLABÓN DISTAL	PLA
10	1	ESLABÓN PROXIMAL	PLA
11	1	ACOPLE ESLABÓN SERVOMOTOR	FIBRA DE CARBONO
12	2	ACOPLE ESLABÓN DEDOS	FIBRA DE CARBONO

Diseño de DIANA ROSALES G.	Revisado por	Aprobado por	Fecha 30/4/21
UNIVERSIDAD CONTINENTAL		PRÓTESIS DE MANO	
		PLANO DEDO	Edición Hoja 1 / 1

Anexo 5
Plano de despiece – dedo

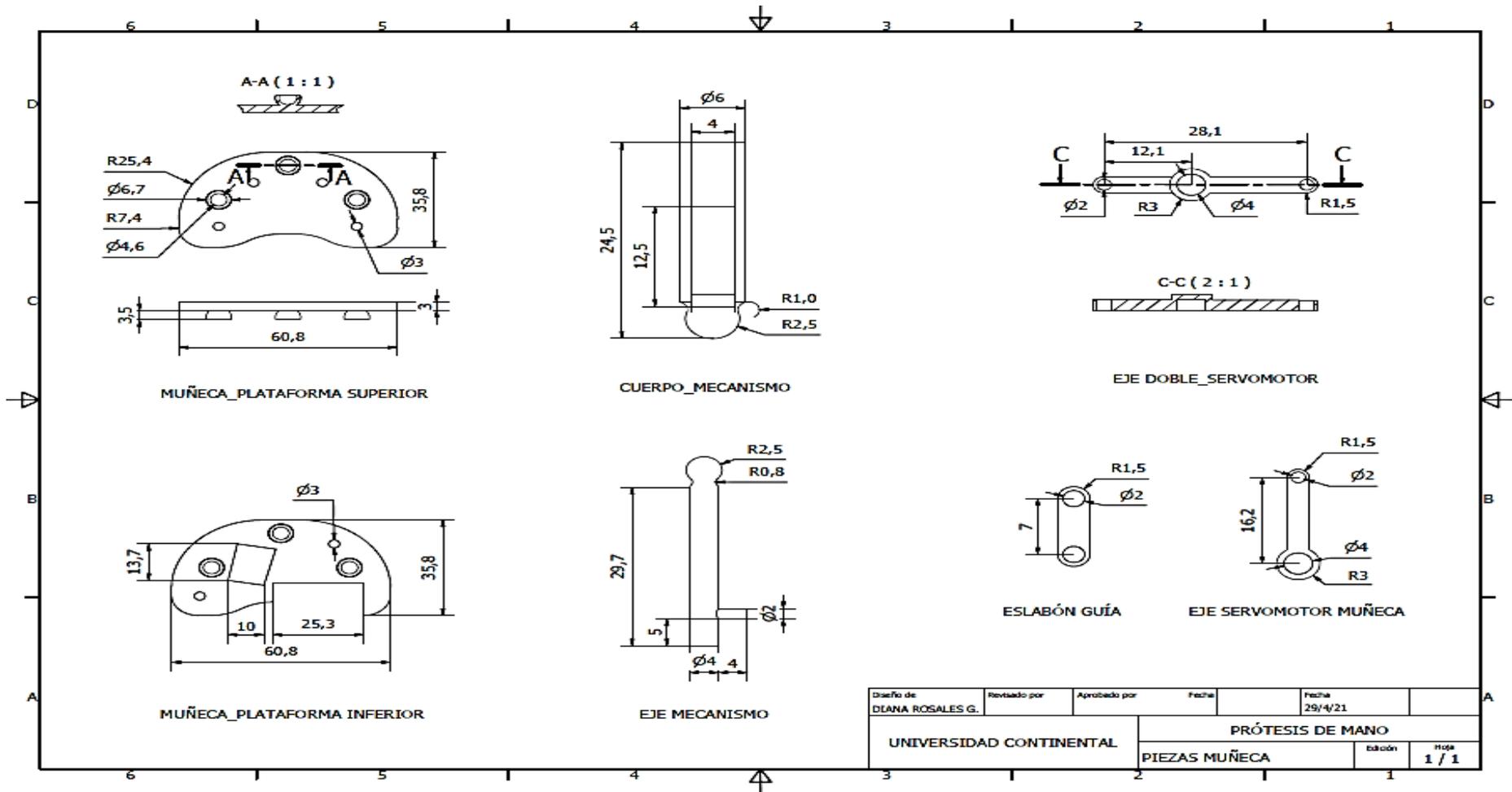


Anexo 6
Plano ensamble – muñeca

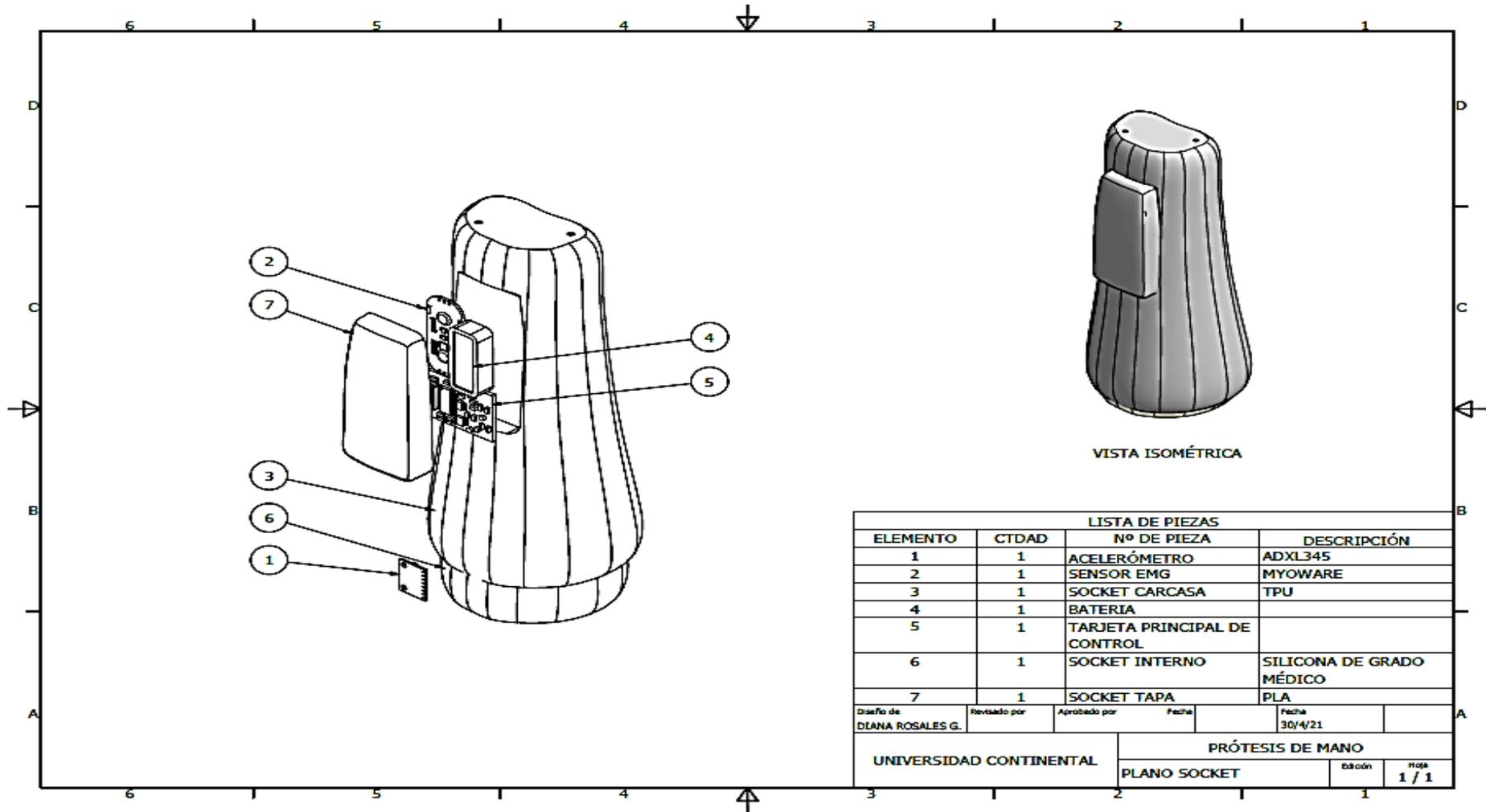
LISTA DE PIEZAS			
ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN
1	2	SERVOMOTOR	GENÉRICO
2	3	EJE MECANISMO	PLA
3	3	CUERPO MECANISMO	PLA
4	1	GUIA SERVOMOTOR	PLA
5	1	GUIA DOBLE	PLA
6	2	ESLABÓN SERVOMOTOR	PLA
7	1	MUÑECA PLATAFORMA SUPERIOR	FIBRA DE CARBONO
8	1	MUÑECA CARCASA	TPU
9	1	MUÑECA PLATAFORMA INFERIOR	FIBRA DE CARBONO
10	6	ISO 7089 - 3	Arandelas planas - Serie normal
11	6	ISO 4036 - M3	Tuercas hexagonales estrechas
12	2	ISO 7046-1 - M3 x 10 - 4.8 - H	Tornillo de cabeza plana avellanada

Diseño de DIANA ROSALES G.	Revisado por	Aprobado por	Fecha 29/4/21
UNIVERSIDAD CONTINENTAL		PRÓTESIS DE MANO	
		MUÑECA	Edución 1 / 1

Anexo 7
Plano de despiece - muñeca



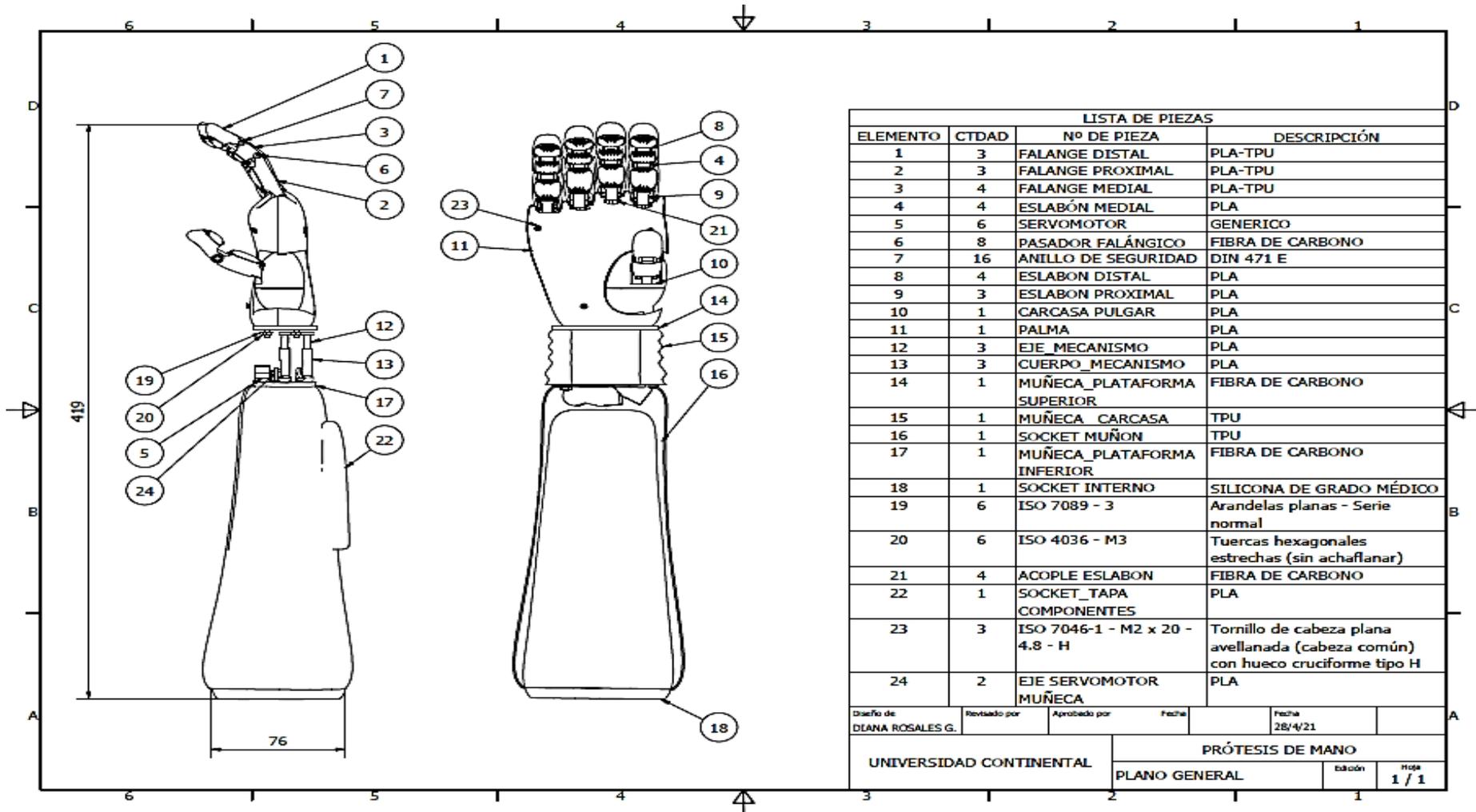
Anexo 8
Plano ensamble - socket



LISTA DE PIEZAS			
ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN
1	1	ACELERÓMETRO	ADXL345
2	1	SENSOR EMG	MYOWARE
3	1	SOCKET CARCASA	TPU
4	1	BATERIA	
5	1	TARJETA PRINCIPAL DE CONTROL	
6	1	SOCKET INTERNO	SILICONA DE GRADO MÉDICO
7	1	SOCKET TAPA	PLA
Diseño de DIANA ROSALES G.	Revisado por	Aprobado por	Fecha 30/4/21
UNIVERSIDAD CONTINENTAL		PRÓTESIS DE MANO	
		PLANO SOCKET	Escala 1 / 1

Anexo 9

Plano general - prótesis de mano



Anexo 10

Anillo de seguridad para eje

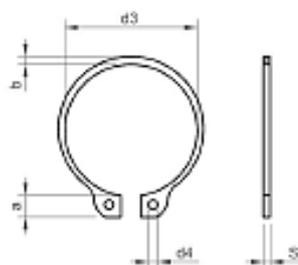


OTROS PRODUCTOS



DIN 471

ANILLO ELASTICO PARA EJE
REF.: 6907500



METRICA	C 003	C 004	C 005	C 006	C 007	C 008	C 009	C 010	C 011	C 012	C 013	C 014	C 015	C 016	C 017	C 018	C 019	C 020	C 021	C 022
S	0,4	0,4	0,6	0,7	0,8	0,8	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1,7	1,7	1,7	1,7	1,7
N	0,3	0,3	0,3	0,5	0,5	0,6	0,6	0,6	0,8	0,8	0,9	0,9	1,1	1,2	1,2	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5
M	0,5	0,5	0,7	0,8	0,9	0,9	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,3	1,3	1,3	1,3	1,3
D3	2,7	3,7	4,7	5,6	6,5	7,4	8,4	9,3	10,2	11	11,9	12,9	13,8	14,7	15,7	16,5	17,5	18,5	19,5	20,5
A	1,9	2,2	2,5	2,7	3,1	3,2	3,3	3,3	3,3	3,3	3,4	3,5	3,6	3,7	3,8	3,9	3,9	4	4,1	4,2
B	0,8	0,9	1,1	1,3	1,4	1,5	1,7	1,8	1,8	1,8	2	2,1	2,2	2,2	2,3	2,4	2,5	2,6	2,7	2,8

METRICA	C 023	C 024	C 025	C 026	C 027	C 028	C 029	C 030	C 031	C 032	C 033	C 034	C 035	C 036	C 037	C 038	C 039	C 040	C 041	C 042
S	1,7	1,7	1,7	1,7	1,7	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5	1,75	1,75	1,75	1,75	1,75	1,75	1,75
N	1,5	1,7	1,7	1,7	2,1	2,1	2,1	2,1	2,6	2,6	2,6	2,6	3	3	3	3	3	3,8	3,8	3,8

Anexo 11

Filtrado de la señal EMG-Matlab

```
%%SEMG ANALISIS DE SEÑAL
clear all;
clc;
%% Lectura señal
dato=VarName2;
tiempo=VarName1;
EMG=load('emg.txt');
title('SEMG sin procesar');
grid on
xlabel('Time (s)');
ylabel('Voltage (mV)');
hold on;
plot(tiempo,dato);
%% fourier
Fs=1000;
T=1/Fs;
L=length(EMG);
t=(0:L-1)*T; % vector tiempo
plot (1000*t,dato)
title('SEMG sin procesar');
xlabel('Time (s)');
ylabel('x(t)');

%% transformada
y=fft(EMG);
% espectro bilateral
p2=abs(y/L);
% espectro unilateral
p1=p2(1:L/2+1);
p1(2:end-1)=2*p1(2:end-1);

f=Fs*(0:(L/2))/L;
figure()
axis([0 5000 -1 1]);
title('espectro de amplitud de las frecuencias');
xlabel('f (Hz)');
ylabel('A(f)');
plot(f,p1)
%% filtro pasa banda
n=5;
wn=[0.2 0.5];
[num den]=butter(n,wn,'Bandpass');
sfiltrada=filter(num,den,EMG);
figure()
title('señal filtrada');
axis([0 5000 -2 0.2]);
grid on
xlabel('f (Hz)');
ylabel('A(f)');
plot(sfiltrada);
```