



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN, INNOVACIÓN Y
TRANSFERENCIA DE TECNOLOGÍA**

CENTRO DE POSGRADOS

**MAESTRÍA EN MANUFACTURA Y DISEÑO ASISTIDOS POR
COMPUTADOR, SEGUNDA PROMOCIÓN CICLO 2015-2017**

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE MAGISTER EN MANUFACTURA Y DISEÑO
ASISTIDOS POR COMPUTADOR**

**TEMA: DISEÑO PARAMÉTRICO DE PRÓTESIS EXTERNA DE
MANO CON HERRAMIENTA CAD/CAE.**

AUTOR: PROAÑO ROSERO, ALAN ROGER

DIRECTOR: PHD. LASTRE, MICHEL ARLYS

SANGOLQUI

2018



**DEPARTAMENTO DE POSGRADO
MAESTRÍA EN DISEÑO Y MANUFACTURA ASISTIDOS POR
COMPUTADOR**

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “**DISEÑO PARAMÉTRICO DE PRÓTESIS EXTERNA DE MANO CON HERRAMIENTAS CAD/CAE**” realizado por el señor **PROAÑO ROSERO ALAN ROGER**, ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlo y autorizar al señor **PROAÑO ROSERO ALAN ROGER** para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, 11 de febrero del 2018

Dr.C. Arlys Michel Lastre Aleaga
DIRECTOR



**DEPARTAMENTO DE POSGRADO
MAESTRÍA EN DISEÑO Y MANUFACTURA ASISTIDOS POR
COMPUTADOR**

CERTIFICACIÓN

Yo, **PROAÑO ROSERO ALAN ROGER**, con cédula de identidad N° 1003101852 declaro que este trabajo de titulación “**DISEÑO PARAMÉTRICO DE PRÓTESIS EXTERNA DE MANO CON HERRAMIENTAS CAD/CAE.**” ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaro que este trabajo es de mi autoría, en virtud de ello me declaro responsable del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionado.

Sangolquí, 11 de febrero del 2018

PROAÑO ROSERO ALAN ROGER

C.C. 1003101852



**DEPARTAMENTO DE POSGRADO
MAESTRÍA EN DISEÑO Y MANUFACTURA ASISTIDOS POR
COMPUTADOR**

AUTORIZACIÓN

Yo, **PROAÑO ROSERO ALAN ROGER**, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la institución el presente trabajo de titulación “**DISEÑO PARAMÉTRICO DE PRÓTESIS EXTERNA DE MANO CON HERRAMIENTAS CAD/CAE**” cuyo contenido, ideas y criterios son de mi autoría y responsabilidad.

Sangolquí, 11 de febrero del 2018

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Alan Roger Proaño Rosero', is centered on the page. The signature is written in a cursive style.

PROAÑO ROSERO ALAN ROGER

C.C. 1003101852



DEDICATORIA

Al forjador de mi camino, el que me acompaña y levanta de mi continuo tropiezo al creador. A mi mamá, mi papá y mis hijos porque el tiempo no hace que deje de quererlos.



AGRADECIMIENTO

A Dios, mi familia y amigos por su apoyo y fortaleza incondicional.

A la Universidad Técnica del Norte por permitirme crecer profesionalmente.

A mi director Dr.C. Arlys Michel Lastre Aleaga por su guía y dedicación para la elaboración del presente trabajo.

ÍNDICE

| | |
|--|------|
| CERTIFICACIÓN | iii |
| AUTORIZACIÓN | iv |
| DEDICATORIA | v |
| AGRADECIMIENTO | vi |
| ÍNDICE | vii |
| ÍNDICE DE TABLAS..... | ix |
| ÍNDICE DE FIGURAS | ix |
| Anexo 1. Uso de plataforma PCON..... | xii |
| Anexo 2. Actuador lineal Firgelli PQ12 | xii |
| Anexo 3. Medidas antropométricas | xii |
| Anexo 4. Planos | xii |
| RESUMEN..... | xiii |
| ABSTRACT..... | xiv |
| CAPÍTULO I..... | 1 |
| 1.1. Planteamiento del problema | 1 |
| 1.1.1. Desarrollo del problema..... | 1 |
| 1.1.2. Planteamiento del problema..... | 1 |
| 1.1.3. Formulación del problema a resolver..... | 2 |
| 1.2. Objetivos | 2 |
| 1.2.1. Objetivo General | 2 |
| 1.2.2. Objetivos Específicos..... | 2 |
| 1.3. Justificación e importancia..... | 3 |
| 1.4. Alcance | 4 |
| 1.5. Métodos de la investigación | 4 |
| 1.6. Novedad Científica..... | 5 |
| CAPÍTULO II | 6 |
| MARCO REFERENCIAL..... | 6 |
| 2.1 Estudio del arte | 6 |
| 2.1.1. Fisiología y Biomecánica de la mano humana | 6 |
| 2.1.2. Amputaciones, desarticulaciones de miembro superior | 15 |
| 2.1.3. Prótesis..... | 16 |
| 2.1.4. Materiales..... | 22 |
| 2.1.5. Mecanismos | 24 |
| 2.1.6. Actuadores..... | 25 |
| CAPÍTULO III..... | 26 |

| | |
|---|-----|
| DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN | 26 |
| 3.1. Concepción del sistema | 26 |
| 3.1.1. Diseño conceptual | 27 |
| 3.1.2. Especificaciones de Diseño..... | 30 |
| 3.2. Diseño de la Prótesis | 39 |
| 3.2.1. Dedo índice, medio, anular y meñique..... | 39 |
| 3.2.2. Dedo Pulgar..... | 49 |
| 3.2.3. Palma de la mano | 55 |
| 3.2.4. Ensamblaje de la mano..... | 69 |
| 3.3. Parametrización de la prótesis | 70 |
| 3.4. Justificación de la plataforma de desarrollo | 75 |
| 3.5. Análisis CAE del sistema implementado | 77 |
| 3.5.1. Pinza bidigital | 77 |
| 3.5.2. Prensión..... | 82 |
| 3.5.3. Agarre cilíndrico con apoyo..... | 86 |
| 3.8. Modo operacional del sistema | 92 |
| 3.8.1. Requisitos para el manejo | 92 |
| 3.8.2. Uso del sistema | 95 |
| 3.9. Prototipado rápido | 97 |
| 3.9.1. Impresión del sistema | 98 |
| 3.9.2. Ensamblaje del prototipo | 99 |
| CAPÍTULO IV..... | 101 |
| ANÁLISIS DE RESULTADOS | 101 |
| 4.1. Caso de estudio..... | 101 |
| 4.1.1. Paciente 1 | 101 |
| 4.2. Análisis y valoración biomecánica de variantes de solución | 103 |
| 4.2.1. Goniometría..... | 103 |
| 4.2.2. Antropometría | 104 |
| 4.2.3. Agarres prensiles | 106 |
| 4.3. Análisis y valoración de costos asociados al diseño e impresión..... | 107 |
| 4.3.1. Costos directos | 107 |
| 4.3.2. Costos Indirectos..... | 108 |
| 4.3.3. Costo total | 108 |
| CAPÍTULO V | 109 |
| CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES..... | 109 |
| 5.1. Conclusiones | 109 |

| | |
|---------------------------|-----|
| 5.2 Recomendaciones | 109 |
| BIBLIOGRAFÍA | 111 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|--|-----|
| Tabla 1. Articulaciones y límites de la mano humana. | 11 |
| Tabla 2. Medidas antropométricas de dedos. | 13 |
| Tabla 3. Medidas antropométricas de dedos. | 13 |
| Tabla 4. Precio de las prótesis mioeléctricas comerciales. | 22 |
| Tabla 5. Requerimientos funcionales para el diseño. | 28 |
| Tabla 6. Reporte del programa PCON de la mejor variante para especificaciones de diseño | 29 |
| Tabla 7. Ingresos mensuales de personas con discapacidad en el cantón de Otavalo. | 30 |
| Tabla 8. Propiedades del PLA. | 32 |
| Tabla 9. Temperatura promedio provincia de Imbabura. | 33 |
| Tabla 10. Características del actuador lineal PQ12. | 34 |
| Tabla 11. Listado de piezas para ensamblaje del prototipo de prótesis de mano. | 69 |
| Tabla 12. Variables asignadas a las cotas del ensamblaje | 72 |
| Tabla 13. Variables de entrada. | 73 |
| Tabla 14. Formulario de medidas antropométricas. | 94 |
| Tabla 15. Medidas antropométricas del paciente 1 | 102 |
| Tabla 16. Articulaciones y límites de la prótesis de mano. | 104 |
| Tabla 17. Rangos de medidas configurables en dedos para la prótesis paramétrica. | 105 |
| Tabla 18. Rangos de medidas configurables para la palma de la prótesis paramétrica. | 105 |
| Tabla 19. Materia prima directa. | 107 |
| Tabla 20. Mano de obra directa | 107 |
| Tabla 21. Costos Misceláneos. | 108 |
| Tabla 22. Costo total | 108 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1. Anatomía de la mano. | 8 |
| Figura 2. Movimientos del dedo pulgar. | 10 |
| Figura 3. Rangos de movimiento de las falanges. | 12 |
| Figura 4. Agarres prensiles humanos. | 14 |
| Figura 5. Desarticulación de miembro superior | 15 |
| Figura 6. Mano de alt-Ruppin construida con hierro en el año 1400. | 16 |
| Figura 7. Primer brazo artificial móvil. | 17 |
| Figura 8. Prótesis de mano con pulgar móvil y gancho dividido sagitalmente. | 18 |
| Figura 9. Accesorios para prótesis. | 18 |
| Figura 10. Manos mostradas sin guantes cosméticos. | 20 |
| Figura 11. Imágenes digitales comerciales | 21 |
| Figura 12. Materiales para la manufactura del prototipo | 31 |
| Figura 13. Posición neutral del mecanismo | 35 |
| Figura 14. Diagrama de cuerpo libre para mecanismo de cuatro barras inverso. | 36 |

| | |
|--|----|
| Figura 15. Trayectoria del punto P del mecanismo de cuatro barras inverso. | 37 |
| Figura 16. Simulación de mecanismo de cuatro barras inverso mediante Working Model... .. | 38 |
| Figura 17. Mecanismo de cuatro barras invertido..... | 38 |
| Figura 18. Croquis paramétrico de la falange proximal..... | 40 |
| Figura 19. Croquis paramétrico de la falange medial y distal..... | 40 |
| Figura 20. Croquis de la falange proximal..... | 41 |
| Figura 21. Extrusión falange proximal. | 41 |
| Figura 22. Corte de falange proximal para sujeción de actuador y base palmar superior..... | 42 |
| Figura 23. Corte de falange proximal para sujeción de falange medial y distal | 43 |
| Figura 24. Corte de falange proximal para ingreso de la barra invertida..... | 44 |
| Figura 25. Redondeo de falange proximal | 44 |
| Figura 26. Corte falange proximal para flexión..... | 45 |
| Figura 27. Falange Proximal..... | 45 |
| Figura 28. Croquis falange medial y distal | 46 |
| Figura 29. Extrusión falange proximal. | 46 |
| Figura 30. Redondeo de falange proximal | 47 |
| Figura 31. Corte de falange medial y distal para sujeción de falange proximal. | 47 |
| Figura 32. Corte de falange medial y distal para ingreso de la barra invertida..... | 48 |
| Figura 33. Falange medial y distal..... | 48 |
| Figura 34. Barra inversa..... | 49 |
| Figura 35. Croquis barra inversa..... | 49 |
| Figura 36. Croquis sujeción de falange proximal de la base pulgar | 50 |
| Figura 37. Croquis soporte base pulgar | 50 |
| Figura 38. Croquis guía posterior de base pulgar. | 51 |
| Figura 39. Croquis de corte para eje de rotación del actuador de la base pulgar | 51 |
| Figura 40. Redondeo en los vértices de la base pulgar. | 51 |
| Figura 41. Ranuras base pulgar..... | 52 |
| Figura 42. Orificio lateral base pulgar | 52 |
| Figura 43. Base pulgar | 53 |
| Figura 44. Croquis paramétrico pulgar | 53 |
| Figura 45. Extrusión pulgar | 54 |
| Figura 46. Corte para sujeción de actuador en el pulgar..... | 54 |
| Figura 47. Redondeo del pulgar..... | 54 |
| Figura 48. Corte para flexión del pulgar..... | 55 |
| Figura 49. Pulgar..... | 55 |
| Figura 50. Croquis ancho palmar base superior..... | 56 |
| Figura 51. Croquis sujeción de falange proximal de la base superior..... | 56 |
| Figura 52. Croquis de inserción de barra inversa en soporte de base palmar superior | 57 |
| Figura 53. Sujeción para falanges proximales de base superior palmar | 57 |
| Figura 54. Croquis soporte base superior palmar | 57 |
| Figura 55. Sujeción bases laterales de la base superior palmar. | 58 |
| Figura 56. Redondeo base superior palmar..... | 58 |
| Figura 57. Acople de perno base superior palmar | 59 |
| Figura 58. Ranuras y orificios laterales base superior palmar. | 59 |
| Figura 59. Orificios inferiores de la base superior palmar..... | 60 |
| Figura 60. Base palmar superior. | 60 |

| | |
|--|----|
| Figura 61. Croquis ancho palmar base inferior..... | 61 |
| Figura 62. Croquis soporte base inferior palmar..... | 61 |
| Figura 63. Croquis sujeción de base pulgar en base palmar inferior..... | 61 |
| Figura 64. Sujeción bases laterales de la base palmar inferior..... | 62 |
| Figura 65. Redondeo base palmar inferior..... | 62 |
| Figura 66. Acople de perno base palmar inferior..... | 63 |
| Figura 67. Ranuras laterales base palmar inferior..... | 63 |
| Figura 68. Croquis para ingreso de actuadores a el eje de giro de la base palmar inferior. ... | 64 |
| Figura 69. Croquis de guía de base pulgar en base palmar inferior..... | 64 |
| Figura 70. Orificios de la base palmar inferior..... | 64 |
| Figura 71. Base palmar inferior..... | 65 |
| Figura 72. Croquis paramétrico base lateral palmar-pulgar..... | 65 |
| Figura 73. Redondeo base lateral palmar-pulgar..... | 66 |
| Figura 74. Ranuras base lateral palmar-pulgar..... | 66 |
| Figura 75. Orificios base lateral palmar-pulgar..... | 66 |
| Figura 76. Base lateral palmar-pulgar..... | 67 |
| Figura 77. Croquis paramétrico base lateral palmar..... | 67 |
| Figura 78. Redondeo base lateral palmar..... | 68 |
| Figura 79. Ranuras base lateral palmar..... | 68 |
| Figura 80. Orificios base lateral palmar..... | 68 |
| Figura 81. Base lateral palmar..... | 68 |
| Figura 82. Ensamble CAD del prototipo de mano..... | 70 |
| Figura 83. Proceso de manejo de Drive Works Xpress..... | 70 |
| Figura 84. Capturas de modelos..... | 71 |
| Figura 85. Creación de Formulario de variables de entrada..... | 72 |
| Figura 86. Tipos de reglas habilitadas para la parametrización..... | 74 |
| Figura 87. Vinculación de variables..... | 74 |
| Figura 88. Formulario de ingreso de variables finalizado..... | 75 |
| Figura 89. Pinza Bidigital prototipo de prótesis de mano..... | 77 |
| Figura 90. Condiciones de frontera pinza bidigital..... | 78 |
| Figura 91. Estrés de Von mises de la pinza bidigital..... | 79 |
| Figura 92. Desplazamiento de la pinza bidigital..... | 79 |
| Figura 93. Deformación de la pinza bidigital..... | 80 |
| Figura 94. Factor de seguridad vs Número de elementos finitos en la pinza bidigital..... | 80 |
| Figura 95. Factor de seguridad mínimo de la pinza bidigital..... | 81 |
| Figura 96. Factor de seguridad a detalle mínimo de la pinza bidigital..... | 81 |
| Figura 97. Factor de seguridad vs nodos de la pinza bidigital..... | 82 |
| Figura 98. Condiciones de frontera y mallado al realizar presión en el mecanismo..... | 83 |
| Figura 99. Estrés de Von Mises al realizar la presión..... | 83 |
| Figura 100. Desplazamiento al realizar la presión..... | 84 |
| Figura 101. Deformación al realizar presión..... | 84 |
| Figura 102. Factor de seguridad vs Número de elementos finitos en la presión..... | 85 |
| Figura 103. Factor de seguridad mínimo de la presión..... | 85 |
| Figura 104. Factor de seguridad a detalle mínimo del eje al realizar la presión..... | 86 |
| Figura 105. Factor de seguridad vs nodos al realizar la presión..... | 86 |
| Figura 106. Condiciones de frontera y mallado al realizar el agarre cilíndrico con apoyo.... | 87 |

| | |
|--|-----|
| Figura 107. Factor de seguridad del Agarre cilíndrico con apoyo..... | 88 |
| Figura 108. Estrés de Von Mises en eje crítico al realizar el agarre cilíndrico con apoyo. ... | 88 |
| Figura 109. Desplazamiento al realizar el agarre cilíndrico con apoyo. | 89 |
| Figura 110. Deformación en el eje crítico al realizar el agarre cilíndrico con apoyo. | 89 |
| Figura 111. Factor de seguridad vs elementos finitos en el agarre cilíndrico con apoyo. | 90 |
| Figura 112. Factor de seguridad mínimo en el agarre cilíndrico con apoyo..... | 90 |
| Figura 113. Factor de seguridad a detalle mínimo en el eje crítico al realizar el agarre cilíndrico con apoyo..... | 91 |
| Figura 114. Factor de seguridad vs nodos en el eje al realizar el agarre cilíndrico. | 91 |
| Figura 115. Medidas antropométricas necesarias para el prototipo. | 93 |
| Figura 116. Herramienta Drive Works Xpress | 95 |
| Figura 117. Configuración de base de datos Drive Works Xpress | 96 |
| Figura 118. Formulario Drive Works Xpress | 96 |
| Figura 119. Archivos generados en Drive Works Xpress..... | 97 |
| Figura 120. Impresión de piezas mediante CUBE..... | 99 |
| Figura 121. Pre-ensamblaje del prototipo | 99 |
| Figura 122. Ensamblaje del prototipo | 100 |
| Figura 123. Diseño e impresión de prótesis paramétrica para paciente 1. | 103 |
| Figura 124. Ángulos de movimiento de los dedos índice-anular-medio- meñique del prototipo de prótesis de mano. | 103 |
| Figura 125. Angulo de movimiento del dedo pulgar. | 104 |
| Figura 126. Medida máxima y mínima del prototipo | 106 |
| Figura 127. Agarres prensiles del prototipo..... | 106 |

ÍNDICE DE ANEXOS

| |
|--|
| Anexo 1. Uso de plataforma PCON |
| Anexo 2. Actuador lineal Firgelli PQ12 |
| Anexo 3. Medidas antropométricas |
| Anexo 4. Planos |

RESUMEN

La mano del hombre es una herramienta maravillosa, capaz de ejecutar innumerables acciones gracias a su función principal: la prensión, en esta investigación se presenta el diseño de mano antropomórfica paramétrica, un prototipo de prótesis de mano para movimientos básicos de mano como es el agarre prensil: cilíndrico, de punta, de gancho, palmar, esférico y lateral. Este prototipo propone una mano ajustable a diversas medidas configurables por el usuario mediante un mecanismo de cuatro barras inverso para las falanges, la cual se adapta a las necesidades del paciente encontrando soluciones personalizadas de prótesis, para personas con discapacidad con amputación de miembro superior. Para este diseño paramétrico fue necesario el estudio de la goniometría y la antropometría de la mano, la cual se ha vuelto una necesidad para cubrir la demanda de sus requerimientos en el menor tiempo posible cumpliendo el valor estético, sin afectar su funcionalidad, mejorando su calidad de vida y a bajos costos. Los análisis realizados para este prototipo fueron mediante las herramientas CAD y CAE y su implementación fue por prototipado rápido. La metodología aplicada fue la teórica como el histórico lógico, análisis y síntesis, de modelación y empírico. La prótesis de mano se adapta a la mitad de población de estudio y tiene como prioridad la precisión y no la fuerza de los movimientos.

Palabras clave:

- **AMPUTACIÓN**
- **PRÓTESIS DE MANO**
- **ROBÓTICA**
- **DISEÑO DE PRÓTESIS**

ABSTRACT

The hand of man is a wonderful tool, able to perform innumerable actions thanks to its main function: grasp, in this in this investigation is presented the parametric anthropomorphic hand design, a prototype hand prosthesis for basic hand movements such as grip prehensile: cylindrical, tip, hook, palmar, spherical and lateral. This prototype proposes a hand adjustable to various measures configurable by the user through a reverse four-bar mechanism for the phalanges, which adapts to the needs of the patient by finding personalized solutions of prostheses for people with disabilities with upper limb amputation. For this parametric design, it was necessary to study goniometry and anthropometry of the hand, which has become a necessity to cover the demand of its requirements in the shortest possible time, fulfilling the aesthetic value, without affecting its functionality, improving its quality of life and at low costs. The analyzes performed for this prototype were done using the CAD and CAE tools and their implementation was by rapid prototyping. The applied methodology was theoretical as the logical historical, analysis and synthesis, of modeling and empirical. The hand prosthesis adapts to half the population of study and has as priority the precision and not the force of the movements.

Key words:

- **AMPUTEE**
- **PROSTHETICS HANDS**
- **ROBOTICS**
- **DESIGN A MYOELECTRIC PROSTHETIC**

CAPÍTULO I

1.1. Planteamiento del problema

1.1.1. Desarrollo del problema

La imposibilidad para restaurar o incorporar una extremidad afectada hasta un nivel compatible con la vida de los tejidos, constituye la razón fundamental de las amputaciones y, consecuentemente, de la transformación del objetivo inicial del cirujano de salvar la extremidad, por otro más elevado que es el de salvar la vida.

Se estima que los Estados Unidos de América cada año se presentan 40 000 nuevos amputados. En Finlandia 1984 – 1985 la tasa anual de incidencia por amputaciones mayores fue de 25 por 100 000 habitantes y para todas las amputaciones de 30 por 100.000 habitantes. La proporción de amputaciones en hombres es 2,5 veces más elevada que en mujeres, siendo la amputación de extremidad inferior por cada 7 - 8 de pierna. En Japón, la frecuencia de amputaciones industriales es 3,4 veces más alta que en Estados Unidos y la proporción de amputados extremidad superior es de 14 a 10 en relación con las de extremidad inferior.

“En el Ecuador, las causas que generan amputaciones de toda clase social son la diabetes y el accidente vehicular. Luego, la pérdida de una extremidad origina una discapacidad permanente que puede afectar la imagen que el paciente tiene de sí mismo, sus cuidados personales y su movilidad”. (Cevallos & Hidrobo, 2013)

Encontrar soluciones personalizadas de prótesis, para personas con discapacidad con amputación o enfermedades congénitas de miembro superior, se ha vuelto una necesidad para cubrir la demanda de sus requerimientos principales en el menor tiempo posible como es el valor estético, sin afectar su funcionalidad mejorando su calidad de vida y bajos costos.

1.1.2. Planteamiento del problema

Objeto de Estudio

Prótesis externa de mano.

Campo de Acción

El diseño paramétrico de prótesis externa de mano mediante sistemas CAD y estudios CAE. Las prótesis que se encuentran en nuestro país, son en su gran mayoría de procedencia extranjera, por lo que no se ajustan a la realidad y necesidad de cada paciente, en casos especiales los pacientes cuentan con prótesis hechas a medida, pero con un costo sumamente elevado. Por lo que se ha reconocido la necesidad de proponer un proceso para el diseño paramétrico mediante herramientas CAD de prótesis externas de mano.

1.1.3. Formulación del problema a resolver.

¿Cómo obtener el diseño de prótesis de mano que satisfaga las restricciones funcionales, antropométricas y estéticas del paciente, garantizando la calidad y costos racionales de la misma?

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo General

Desarrollar un diseño paramétrico de prótesis externa de mano con herramientas CAD/CAE.

1.2.2. Objetivos Específicos

1. Análisis de modelos, características y metodologías de diseño de prótesis externa de mano existentes.
2. Diseñar una prótesis paramétrica de mano mediante el sistema CAD.
3. Analizar mediante una herramienta CAE el diseño propuesto.
4. Implementar mediante prototipado rápido los prototipos planteados.

1.3. Justificación e importancia

El avance tecnológico y el incentivo del gobierno para desarrollar programas que faciliten o contribuyan al buen vivir hacen que el proyecto sea de trascendencia. Estudios realizados sobre fabricación de prótesis indican que cada vez es más fácil producirlas, en el caso de la producción de prótesis de mano por métodos avanzados como el prototipado rápido.

Los conocimientos adquiridos en diseño, análisis y construcción de piezas, mediante software especializados (CAD/CAE), permiten el desarrollo de este proyecto con cada uno de sus componentes.

Los proyectos realizados en la Universidad Técnica del Norte aportaron con información como dimensionamiento de motores, medidas antropométricas, movimientos funcionales y requerimientos de personas con discapacidad.

En la ciudad de Ibarra por cada 37 personas que tiene amputaciones, el 24% es de miembro superior, y acuden a centros de ayuda social como es “Prótesis para la Vida” para la adquisición de prótesis. (Cevallos & Hidrobo, 2013)

La Universidad Técnica del Norte y la adquisición de máquinas para su laboratorio de manufactura, para el desarrollo de ciencia, ha creado un programa de fabricación de dispositivos médicos mediante métodos numéricos, al cual se incluirá el diseño de este producto.

El diseño paramétrico permitirá reducir costos de diseño y tiempo, brindando atención oportuna al paciente, sin conocimientos avanzados en software y en el mejor de los casos con personal capacitado en salud. Todo esto permitirá el cumplimiento de las necesidades funcionales y ergonómicas.

Adaptar el mecanismo, al tamaño de cualquier dedo, no sólo le brinda al prototipo una apariencia más natural, sino que lo vuelve versátil. Suponiendo que se llegase a utilizar el

mecanismo en una prótesis para una persona adulta amputada unilateral, el tamaño de los dedos y el de toda la prótesis podría ser del mismo tamaño que el de su otra mano.

1.4. Alcance

Este proyecto tiene como propósito realizar el diseño de una prótesis paramétrica de mano, iniciando la investigación con el estudio de la biomecánica de la mano, para su diseño paramétrico y una vez obtenido, realizar el análisis de esfuerzo mediante herramientas computacionales y el método de elementos finitos.

1.5. Métodos de la investigación

Los métodos utilizados en esta investigación son: teóricos como el histórico lógico durante el estudio del estado del arte, como marco teórico referencial y su relación con otras ciencias, análisis y síntesis para determinar los factores claves que influyen en el diseño, procesamiento de datos e identificar las variables que intervienen en la parametrización, modelación durante el diseño, estudio y concepción de la prótesis de mano. Empíricos como es la consulta de experto, como son los docentes en el área de salud de la Universidad Técnica del Norte con el propósito de conocer la biomecánica y antropometría para el diseño de la prótesis, así como también especialistas en el área de procesos de manufactura para el uso de dispositivos de prototipo rápido. (Ruiz, 2016)

Para la selección de mecanismo de la mano se estableció las prioridades para el diseño de la misma, es decir cómo influye las falanges en determinado movimiento y si son indispensables para que sean móviles o fijas. (Herr, Graham, & Childress, 2014) En el caso de los dedos la fase metacarpofalángica, realiza el 77% del rango de movimiento, y la fase interfalángica, que supone un 23%. (Sospedra, Diseño mecánico de prótesis de mano multidedo antropomórfica infractuada, 2015) Existen movimientos complementarios que no se ocupan en las funciones básicas de la mano. Por lo que se ha diseñado fijo la falange distal de todos los dedos con una inclinación adoptada a la posición de reposo de la mano.

El mecanismo seleccionado es el de cuatro barras invertido, este se relacionó a la tendencia de diseños avanzados de prótesis de mano, así como la adaptabilidad a cualquier dimensión. (Carbonaro, y otros, 2014)

Los actuadores propuestos para este diseño son los miniature linear motion de la serie PQ12 creados por Firgelli, con la relación 63:1 que poseen una fuerza máxima 45 Newton, una precisión de 0.1mm y un peso de 15 gramos. (Firgelli, 2014) El número de actuadores es configurable (3 a 5 actuadores).

Para el diseño (CAD) del prototipo de mano se utilizó el software SOLIDWORKS y mediante la herramienta Drive Works Xpress se parametrizo los croquis de cada componente de tal manera que este reemplace los valores de cada una de las variables relacionadas a las cotas. Además, los movimientos principales que generan puntos críticos al prototipo se los analizo mediante CAE con el mismo software, representando su esfuerzo, deformación, desplazamiento y factor de seguridad para cada uno de ellos. (Ana Bonilla, 2013) (Navarrete, 2014)

1.6. Novedad Científica

El diseño paramétrico de prótesis externa de mano es una investigación que no se ha realizado en el país y está en desarrollo en el mundo, esta investigación es de gran importancia para la ágil y flexible fabricación de modelos personalizados (paramétricos) de prótesis, a costos accesibles acordes a nuestro entorno.

CAPÍTULO II

MARCO REFERENCIAL

2.1 Estudio del arte

2.1.1. Fisiología y Biomecánica de la mano humana

2.1.1.1. Mano

Es la parte del miembro superior distal del antebrazo. Su armazón esquelético incluye el carpo o muñeca. El esqueleto de la mano se compone de 27 huesos, divididos en tres grupos: el carpo, los metacarpianos y las falanges. Gran parte de la eficacia de la mano depende del pulgar. Los objetos fácilmente pueden ser prendidos entre el pulgar y el índice, debido al movimiento especializado de oposición. Las actividades de la mano son el libre movimiento, la prensión, la prensión fina y pinzado. La mano cuenta con veinte grados de libertad y es accionada por cerca de cuarenta músculos. (O'Rahilly & Gardner, 1989)

La disposición anatómica de la mano permite entender su gran versatilidad en la manipulación de objetos y ajustes posicionales de acuerdo a las necesidades en la ejecución de patrones funcionales. Correlacionar sus unidades arquitectónicas con el complejo biomecánico de cada una de ellas, permite entender que la función prensil de la mano depende de la integridad de la cadena cinética de huesos y articulaciones extendida desde la muñeca hasta las falanges distales, y que el compromiso de sus arcos longitudinales o transversales altera la morfología de la mano e implica la ruptura de un ensamblaje coordinado necesario para la realización de agarres de fuerza y de precisión.

Las unidades arquitectónicas de la mano se dividen funcionalmente en unidades fijas y unidades móviles. La unidad fija de la mano está constituida por el segundo y el tercer metacarpianos y la fila distal del carpo, su movimiento es muy limitado en las articulaciones intermetacarpianas y en la segunda y tercera articulaciones carpometacarpiana. (Arias, 2012)

Anatomía de la mano

Huesos de la mano

La mano está formada por tres grupos óseos descritos en el gráfico 1.

1. Carpo

Formado por ocho huesos carpianos dispuestos en dos hileras o filas: una fila proximal que tiene relación con el antebrazo y se encuentra articulada con las porciones distales del radio y el cúbito, en donde se encuentran los huesos escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme, estando este último en disposición palmar; y otra fila distal que tiene relación con los huesos metacarpianos formados por el trapecio, trapecoide, hueso grande y hueso ganchoso. Todos los huesos del carpo se articulan entre sí por medio de carillas articulares, revestidas de cartílago y en su mayoría tienen forma más o menos cúbica.

2. Metacarpo

Formado por cinco huesos largos llamados también metacarpianos, que se articulan por proximal con el carpo y por distal con las falanges; y que constituyen el esqueleto de la región palmar y dorsal de la mano, los mismos que están numerados del 1 al 5 empezando la cuenta desde el dedo pulgar hacia afuera.

3. Falanges

Son huesos pequeños que forman el esqueleto de los dedos, los mismos que están constituidos por tres falanges cada uno, llamándose falanges proximal, media y distal; designadas desde el metacarpo al extremo distal de los dedos; a excepción del dedo pulgar que tiene únicamente dos falanges. Aunque su tamaño es reducido, pueden considerarse como huesos largos, con un cuerpo y dos extremidades o epífisis: la base (proximal) y la cabeza (distal) de los mismos. Todas las falanges tienen una morfología similar, destacando por su mayor volumen las del dedo pulgar. (García, 2014)

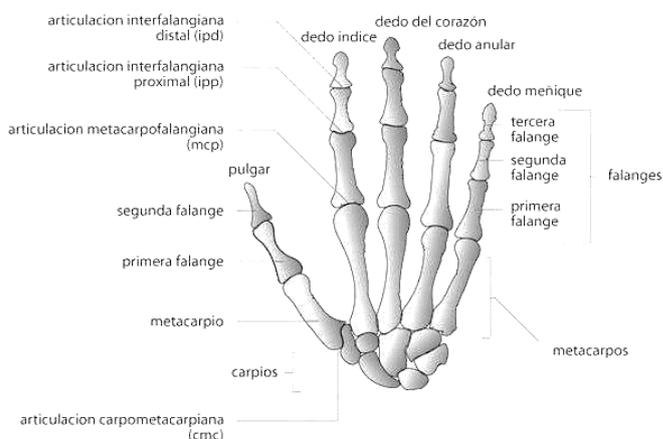


Figura 1. Anatomía de la mano.

Fuente: (García, 2014)

Articulaciones de la mano

Todas las piezas óseas se mantienen relacionadas entre sí, mediante las articulaciones carpometacarpianas, intermetacarpianas, metacarpofalángicas e interfalángicas.

1. Carpometacarpianas

Son de tipo sinoviales planas o casi planas. Se articulan entre las bases del II-V metacarpiano y huesos de la segunda fila del carpo. El hueso trapecio se articula con el metacarpiano I y II; el hueso trapezoide se articula con el metacarpiano II; el hueso grande se articula con el metacarpiano II, III y IV; y el hueso ganchoso se articula con el metacarpiano IV y V. Poseen dos ejes de movimiento: un eje transversal (radio – cubital) a través de los huesos carpianos, para el movimiento de flexión extensión y un eje sagital (dorsal – palmar) a través de los huesos carpianos para el movimiento de inclinación lateral. (Trece, 2013) Para el cazo del pulgar, sus superficies articulares son: la cara distal del trapecio (convexa en dirección dorsopalmar y cóncava en dirección transversal) y la superficie articular de la base del 1er metacarpiano (inversa a la cara articular del trapecio). Está rodeada por una cápsula que se inserta alrededor de las superficies articulares, revestida por una sinovial. En dirección posterior está relacionada con la porción inferior de la tabaquera anatómica, y en dirección anteromedial está cubierta por los músculos de la eminencia tenar. (Pró, 2012)

2. Trapezometacarpiana

Es una articulación de tipo encaje recíproco. Básica dentro de la biomecánica del pulgar, que integra la llamada columna osteoarticular; desempeña un papel primordial puesto que garantiza la orientación y participa de manera preponderante en el mecanismo de oposición. La articulación trapeziometacarpiana presenta movimientos de abducción flexión-extensión y oposición. (Trece, 2013)

3. Intermetacarpianas

Son de tipo sinovial artrodiar, planas o casi planas y sus cavidades sinoviales son prolongaciones de la articulación carpometacarpiana. (Trece, 2013)

4. Metacarpofalángicas

Son de tipo condílea, y permite rango de movilidad con dos grados de libertad que son flexo-extensión e inclinación medial y lateral. (Pró, 2012). La articulación metacarpofalángica solo tiene movimiento de flexión en tanto que la articulación interfalángica tiene movimientos de flexión-extensión. (Trece, 2013)

5. Interfalángicas

Las articulaciones interfalángicas son de tipo troclear que se comportan como una bisagra con un solo grado de libertad, debido a que los ligamentos colaterales y mediales son fijados radialmente, de manera que no permiten la desviación medial y lateral en la articulación y solo permiten movimientos de flexión y extensión. (Trece, 2013)

Goniometría de la mano

Cada dedo está compuesto por tres falanges (Distal, Intermedia y proximal), a excepción del dedo pulgar que solo tiene dos (Distal y Proximal). El dedo pulgar se encuentra fijo por debajo de los otros dedos y puede realizar los movimientos de cierre y rotación, debido a la gran movilidad de su metacarpo. Esto permite variar la orientación en que se desarrolla el movimiento de doblado y extensión del dedo pulgar, propiedad a través de la cual es posible la oposición del pulgar a los otros dedos.

El dedo pulgar es el agente de la pinza pulgar-dedos, sin él, los movimientos de los dedos constituirían solo prensiones globales en vez de movimientos precisos. El dedo pulgar puede realizar los siguientes movimientos descritos en el gráfico 2: (Rouviere & Delmas, 2005)

- Abducción-extensión (figura 2a) que separa el dedo pulgar del eje de la mano, su amplitud es de 35 a 40°, este movimiento abre la mano.
- La aducción (figura 2b) que aproxima el dedo pulgar al eje de la mano. Su amplitud es de 35 a 40°.
- La oposición (figura 2c) que combinada con la flexión de dedo meñique. Se trata de un movimiento de prensión o cierre de la mano y presenta una amplitud de 45 a 60°.
- La reposición (figura 2d) devuelve el dedo pulgar a su posición inicial de partida, su amplitud es necesariamente igual a la del movimiento precedente.

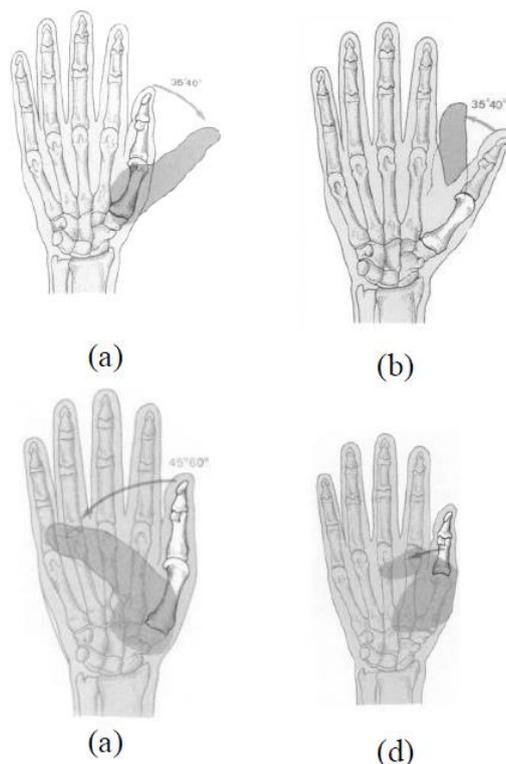


Figura 2. Movimientos del dedo pulgar.

Fuente: (Rouviere & Delmas, 2005)

Los dedos compuestos por Índice, Medio, anular y meñique tienen una arquitectura similar y sus ángulos de movimiento se describen en la siguiente tabla.

Tabla 1.*Articulaciones y límites de la mano humana.*

| Sección | Articulación | Angulo de flexión-extensión | Angulo Abducción-aducción |
|---------|--------------|-----------------------------|---------------------------|
| Dedos | MCP | 90 | 60 |
| | IPP | 100 | - |
| | IPD | 60 | - |
| Pulgar | CMC | 120 | 45 |
| | MCP | 50 | 50 |
| | IP | 85 | - |

Fuente: (Taylor & Schwart, 1955).

Dentro de la gama de movimientos, las articulaciones interfalángicas (IF) se pueden considerar como articulaciones tipo bisagra que brindan movimientos de flexión y extensión. En la mano cada articulación interfalángica tiene por lo menos 90° de movimiento. Las articulaciones metacarpofalángicas (MCF) se consideran articulaciones universales, ya que no sólo ejecuta movimiento de flexo-extensión con un rango de 90°, sino que también de abducción aducción, con un rango de movimiento de 20° a 30° cuando los dedos están extendidos.

Si se estudian en conjunto los movimientos de las articulaciones anteriores durante el movimiento de flexo-extensión, se puede ver que las articulaciones MCF e IF consiguen que el dedo describa una trayectoria. El estudio del recorrido de flexo-extensión revela que está dividido en dos fases diferentes (Comín, 1998):

La fase metacarpofalángica, que supone un 77% del rango de movimiento. La fase interfalángica, que supone un 23% del rango de movimiento (gráfico 3).

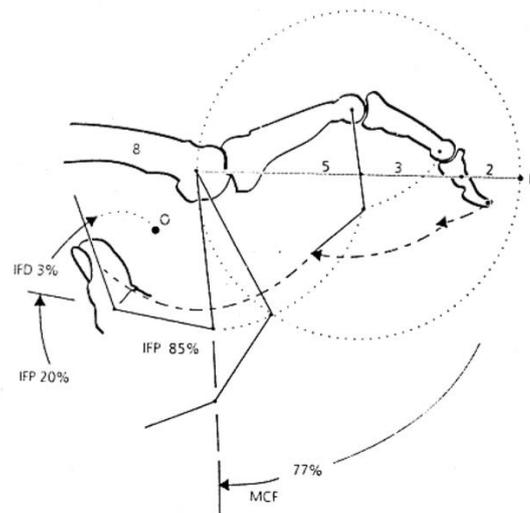


Figura 3. Rangos de movimiento de las falanges

Fuente: (Quinayás, 2010)

Antropometría de la mano

La antropometría consiste en una serie de mediciones de técnicas sistematizadas que expresan cuantitativamente todas las dimensiones del cuerpo humano. A menudo la antropometría es vista como la herramienta tradicional y básica de la antropología biológica. La antropometría utiliza la ergonomía como la ciencia encargada de estudiar tanto las dimensiones del ser humano incluidos sus movimientos, como su peso, su volumen, sus fuerzas, sus desplazamientos angulares. (García, 2014)

De acuerdo a las características de la población a la que va dirigida el prototipo se ha detallado una serie de dimensiones, las cuales luego de una investigación aplicada a 789 personas entre 20 y 61 años de diferentes etnias: mestizo, indígenas y afrodescendientes se obtuvo las medidas antropométricas de la mano registradas en la tabla 2. Estas medidas fueron tomadas mediante segmómetro a una inclinación de 90 grados en cada falange. En el caso de las medidas palmares la longitud de la mano se las tomo desde el primer pliegue ubicado entre la muñeca y la mano hasta el primer pliegue de falange proximal media registradas en la tabla 3. (Proaño, Lastre, Esparza, & Zurita, 2017)

Tabla 2.*Medidas antropométricas de dedos.*

| Dedo | Falange | Media (mm) | Mínimo (mm) | Máximo (mm) |
|---------|-----------------|------------|-------------|-------------|
| Pulgar | Proximal | 46 | 32 | 54 |
| | Distal | 31 | 23 | 44 |
| Índice | Proximal | 63 | 42 | 70 |
| | Medial | 38 | 27 | 44 |
| | Distal | 28 | 19 | 33 |
| Medio | Proximal | 59 | 46 | 70 |
| | Medial | 45 | 33 | 44 |
| | Distal | 30 | 22 | 33 |
| Anular | Proximal | 63 | 45 | 84 |
| | Medial | 41 | 30 | 58 |
| | Distal | 28 | 20 | 39 |
| Meñique | Proximal | 56 | 41 | 68 |
| | Medial | 33 | 24 | 45 |
| | Distal | 15 | 18 | 30 |

Fuente: (Proaño, Lastre, Esparza, & Zurita, 2017)**Tabla 3.***Medidas antropométricas de dedos.*

| Medida Palmar | Máximo (mm) | Mínimo (mm) |
|-----------------|-------------|-------------|
| Ancho Palmar | 132 | 70 |
| Longitud Palmar | 120 | 60 |

Fuente: (Proaño, Lastre, Esparza, & Zurita, 2017)

Agarres prensiles de mano

La gran cantidad de músculos y articulaciones de la mano ofrece una gran variedad de configuraciones de sujeción que pueden ser divididas en dos grandes grupos: los prensiles y los no prensiles. Los movimientos prensiles son movimientos en los cuales un objeto es agarrado y mantenido parcial o totalmente dentro de la mano y los no prensiles o movimientos en los cuales no son realizadas acciones de agarre, pero los objetos pueden ser manipulados, empujados o levantados con la mano entera o con los dedos individuales. En 1919, Schlesinger desarrolló una clasificación de la taxonomía para el estudio de la destreza de las manos humanas y agrupó en seis categorías las estrategias de agarres de la mano humana: agarre cilíndrico, de punta, de gancho, de palma (palmar), esférico y de lado (lateral). (gráfico 4) (Quinayás, 2010)

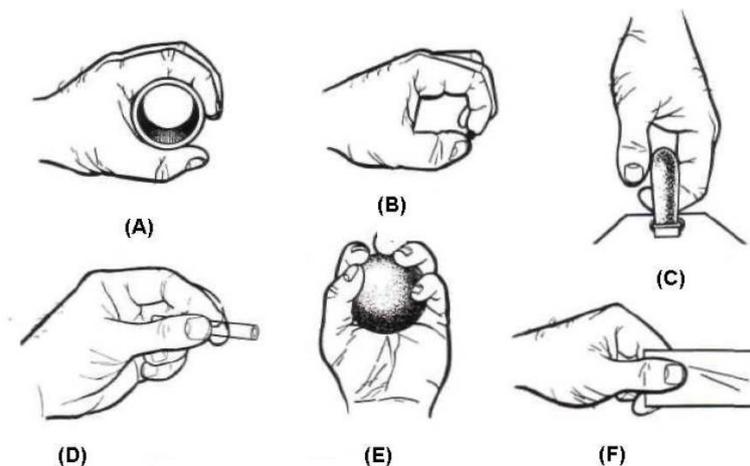


Figura 4. Agarres prensiles humanos.

(A) Cilíndrico, (B) de punta, (C) de gancho, (D) palmar, (E) esférico, (F) lateral

Fuente: (Taylor & Schwart, 1955)

2.1.2. Amputaciones, desarticulaciones de miembro superior

Amputación

Es la remoción o resección total o parcial de una extremidad seccionada a través de uno o más huesos, en forma perpendicular al eje longitudinal del miembro. En relación al mecanismo de producción puede ser de dos tipos: (Fernández, 2013)

1. **Amputación Primaria o Traumática:** Es aquella producida por un agente traumático.
2. **Amputación Secundaria o Quirúrgica:** Es aquella electiva o programada para ser realizada por medio de un acto quirúrgico.

Desarticulación

Es cuando el nivel de amputación pasa a través de una interlínea articular. La conservación de los cóndilos femorales y del codo, por el largo brazo de palanca del muñón, ofrecen dificultades para la correcta adaptación de un aparato protésico (gráfico 5). Sin embargo, son de gran utilidad en los niños porque conservan la lámina de crecimiento. (Fernández, 2013)

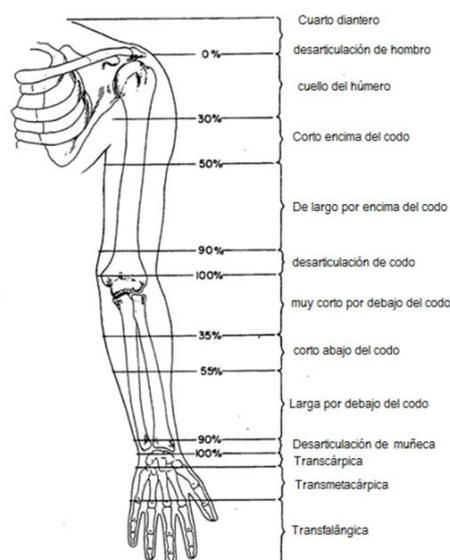


Figura 5. Desarticulación de miembro superior

Fuente: (Fernández, 2013)

2.1.3. Prótesis

Los avances en el diseño de prótesis han estado directamente relacionados con los avances en el manejo de los materiales utilizados por el hombre, así como el desarrollo tecnológico y la comprensión de la biomecánica del cuerpo humano.

Una prótesis es un elemento desarrollado para mejorar o sustituir una función, una parte o todo un miembro del cuerpo humano afectado, por lo tanto, una prótesis para el paciente y en particular para el amputado, colabora también con el desarrollo psicológico de la creación de percepción para recuperación de movilidad y apariencia del mismo.

La prótesis de miembro superior fue registrada por primera vez desde el 2000 año a. C. fue encontrado en una momia egipcia; esta prótesis está unido a la misma adaptado para el antebrazo por medio de un cartucho.

Con el paso del tiempo el hombre al trabajar con hierro, pudo construir manos estables y podría ser utilizado para transportar objetos pesados (gráfico 6), como en el caso del general romano Marco Sergio, que durante la Segunda Guerra Púnica (218-202 a. C.) Produjo una mano de hierro con la cual llevó su espada, esta es la primera mano de hierro registrada.



Figura 6. Mano de alt-Ruppin construida con hierro en el año 1400.

Fuente: (Vitali, Robinson, Andrews, & Harris, 1985)

En la búsqueda de mejoras en el año 1400, se fabricó la mano de *alt-Ruppin* construida también en hierro, que consiste en un pulgar rígido en los dedos de la oposición y de dedos flexibles, se flexionan pasivamente, puede ser asegurada por un mecanismo de trinquete y además tenía una muñeca móvil. (Meroslaw Vitali, 1985)

No es hasta el siglo XVI que el diseño del mecanismo de la prótesis de miembro superior se ha mejorado considerablemente, gracias al médico militar francés Ambroise Paré, que desarrolló el primer brazo artificial en el nivel del codo llamado el mecanismo de “Le Petit Loraine” (gráfico 7) era relativamente simple Teniendo en cuenta el tiempo, los dedos podían ser abiertos o cerrados presionando o tirando, y consistía en una palanca, por medio de la cual el brazo podía flexionar o extenderse al nivel del codo. Paré también lanzó la primera mano estética de cuero, dando un nuevo giro al uso de materiales para el diseño de prótesis de miembros superiores. (UNAM, 2014)



Figura 7. Primer brazo artificial móvil.

Fuente: (UNAM, 2014)

En el siglo XIX se utilizaron polímeros naturales de cuero, como también madera para la fabricación de prótesis; Los muelles también contribuyen al desarrollo de nuevos mecanismos para la fabricación de elementos de transmisión de fuerza. Entre las innovaciones más importantes en el diseño de prótesis de miembros superiores está la del alemán Peter Beil. El diseño de la mano cumple con el cierre y la apertura de los dedos, pero es controlado por los movimientos del tronco y el hombro contra el lado, dando lugar a prótesis autopropulsadas. Posteriormente, el Conde Beafort revela un brazo con flexión del codo activado presionando una palanca contra el tórax, aprovechando también el hombro contra lateral como fuente de energía para los movimientos activos del codo y la mano (gráfico 8). La mano consistió en un pulgar moviendo con un gancho dividido sagitalmente similar a los ganchos actuales Hook. (Biomed, 2015)

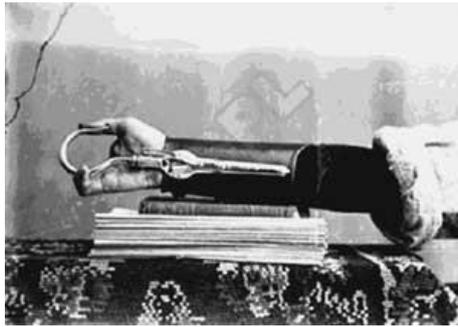


Figura 8. Prótesis de mano con pulgar móvil y gancho dividido sagitalmente.

Fuente: (Biomed, 2015)

Para el siglo XX, el objetivo de los amputados de regresar a su vida laboral se logra gracias a los esfuerzos del médico francés Gripoulleau, que fabricó diferentes accesorios (gráfico 9) que podían utilizarse como unidad terminal, como anillos, ganchos y varios instrumentos metálicos, que proporcionó la capacidad de realizar la fuerza o el trabajo de precisión. (Biomed, 2015)



Figura 9. Accesorios para prótesis.

Fuente: (Biomed, 2015)

En 1912 Dorrance de los Estados Unidos desarrolló el Gancho, que es una unidad terminal que permite la apertura activa, por movimientos de la cintura escapular, también se cierra pasivamente por la acción de una correa de caucho. Aproximadamente al mismo tiempo se desarrolló el gancho Fischer en Alemania, cuya principal ventaja era que poseía una mayor potencia y diversidad en los tipos de sujeción para objetos.

El origen de la prótesis activada por los músculos del muñón se produce en Alemania gracias a Sauerbruch, que logra concebir cómo conectar los músculos flexores del antebrazo con el mecanismo de la mano artificial, por medio de barras de marfil que pasaron a través de túneles cutáneos, hace posible que la prótesis se mueva activamente debido a la contracción muscular.

Es hasta 1946 cuando se crean sistemas de propulsión asistida, dando lugar a prótesis neumáticas y eléctricas. Un sistema de propulsión asistida es aquel en el que el movimiento es activado por algún agente externo al cuerpo.

Las prótesis con control mioeléctrico empiezan a surgir en el año de 1960 en Rusia. Esta opción protésica trabaja con pequeñas señales extraídas durante la contracción de las masas musculares del muñón, siendo éstos impulsados y amplificados para obtener el movimiento del mismo. En sus inicios, este tipo de prótesis sólo se colocaba para amputados de antebrazo, obteniendo un prensador de fuerza de dos kilos.

Actualmente las funciones de las prótesis de mano se limitan al cierre y apertura de la abrazadera, la diferencia entre ellas está en el tipo de control que usan, pero básicamente realizan las mismas actividades. Entre los países con mayor progreso tecnológico y la investigación de prótesis se encuentran Alemania, Estados Unidos, Francia, Inglaterra y Japón. (UNAM, 2014)

Durante las últimas dos décadas, se han dado grandes pasos en el desarrollo de nuevas manos protésicas y dispositivos terminales que aprovechan los últimos avances tecnológicos, avanzando hacia dispositivos manuales más hábiles. Sin embargo, incluso los dispositivos de última generación carecen de una combinación de alta funcionalidad, durabilidad, apariencia cosmética adecuada y asequibilidad.

A continuación, se presenta las prótesis antropomórficas de mano comerciales más avanzadas en la actualidad. (Belter, Segil, Dollar, & Weir, 2013)

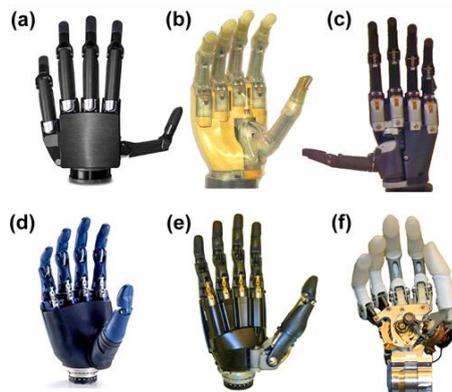


Figura 10. Manos mostradas sin guantes cosméticos

(a) Vincent, (b) iLimb, (c) iLimb Pulse, (d) Bebionic (e) Bebionic v2 (f) Michelangelo.

Fuente: (Belter, Segil, Dollar, & Weir, 2013)

La cinemática de cada una de estas prótesis diferencia de las manos humanas, cinco de las seis manos comerciales probadas presentan una articulación proximal, similar a la falange metacarpana humana (MCP) y una única articulación distal que toma la forma tanto de la interfalange proximal humana (PIP) como de la interfalange distal (DIP). Una característica adicional en el segmento distal de los dedos da la apariencia de la articulación DIP en los dedos iLimb y Bebionic. Los dedos de Miguel Ángel consisten en un único segmento de dedo accionado sólo en un punto como el de la articulación MCP humana y visto en la siguiente Figura (d).

En lugar de accionar cada junta de los dedos de forma independiente, los dedos de los dedos iLimb, Vincent, Bebionic y Bebionic v2 tienen un movimiento fijo relativo entre sí. La figura ilustra el mecanismo utilizado para definir la relación fija entre los movimientos de la articulación. Aunque estas manos usan una forma de un enlace de cuatro barras, cada una tiene un método distinto de acoplar el movimiento del PIP al movimiento de la articulación MCP.



Figura 11. Imágenes digitales comerciales

(parte superior) y modelos cinemáticos del mecanismo de acoplamiento de la articulación del dedo (parte inferior). (a) Vincent (Vincent Systems), (b) iLimb y iLimb Pulse (Touch Bionics), (c) Bebionic v2 y Bebionic (RSL Steeper), y (d) Michelangelo (Otto Bock). θ_1 = ángulo de la articulación de la falange metacarpiana, θ_2 = ángulo de la articulación interfalange proximal.

Fuente: (Belter, Segil, Dollar, & Weir, 2013)

El dedo de Vincent (Figura (a)) utiliza dos enlaces de alambre situados externamente montados entre la base del dedo y el eslabón distal. Este mecanismo de articulación de cuatro barras, como se ilustra en la figura (a) (parte inferior), es común entre los diseños de dedos robóticos completamente accionados. Las manos iLimb y iLimb Pulse utilizan un sistema de tendones en el que un lazo de cable fibroso se envuelve alrededor de una superficie de apoyo montada en la base del dedo.

El extremo distal del bucle del tendón está unido al eslabón distal y guiado hacia arriba el dedo por dos rodillos pequeños, como se ve en la Figura (b) (abajo). Los rodillos ayudan a controlar el brazo de momento creado por el tendón a través de la articulación PIP.

El Bebionic y Bebionic v2 utilizan un sistema similar de vinculación de cuatro barras al dedo de Vincent, pero utilizan una sola biela de plástico entre la base y el eslabón distal que discurre directamente por el centro del segmento proximal del dedo. (Belter, Segil, Dollar, & Weir, 2013)

Las prótesis que integran movimientos independientes en las falanges de sus dedos en más de un segmento tienen un mecanismo de cuatro barras, debido a su adaptabilidad a cualquier dimensión con la reducción de número de actuadores.

Los costos de estas prótesis comerciales son los siguientes:

Tabla 4.
Precio de las prótesis mioeléctricas comerciales.

| Prótesis | Precio (dólares) |
|----------------------------|------------------|
| Vincent | 54125,28 |
| iLimb y iLimb Pulse | 62546,00 |
| Bebionic | 35000,00 |
| Michelangelo | 30000,00 |

Fuente: (Angel, 2017)

2.1.4. Materiales

El material utilizado en prótesis de mano debe cumplir ciertos parámetros como es: bajo peso, resistente, bajo coeficiente de fricción al rozar con otras superficies. Los materiales que cumple estos parámetros son:

2.1.4.1. Metales

Se refiere tanto a elementos puros, así como aleaciones con características metálicas, como el acero y el bronce. Una aleación es la mezcla de dos o más elementos, siendo uno de ellos el metal, entre las principales aleaciones utilizadas para prótesis existen las siguientes aleaciones: (Lévy, 1993) El acero inoxidable es una clase de acero que resiste la corrosión, ya que contiene cromo que posee gran afinidad por el oxígeno y reaccionando con él, y formando una capa pasivadora, que evita la corrosión del hierro. Algunos tipos de acero inoxidable contienen además otros elementos aleantes; los principales son el molibdeno y el níquel. El titanio es extremadamente fuertes, altamente dúctiles y fácilmente forjadas y maquinadas. El duraluminio es una aleación de aluminio con una base de magnesio. Es un metal liviano, muy resistente, pero se corroe más que otras aleaciones. (Quinayás, 2010)

2.1.4.3. Plásticos

Consiste en la elaboración de polímeros en la industria química, pueden deformarse hasta conseguir una forma deseada por medio de extrusión, moldeo o hilado. (Lévy, 1993)

Los principales plásticos son: (Arqhys, 17)

- Polietileno (PE) existen tres clases de acuerdo a su densidad, de alta, mediana y baja, utilizados para recubrimientos de cables, tuberías, principalmente se utiliza para la fabricación de perfiles geométricos preestablecidos como es la extrusión o el soplado.
- Polipropileno (PP) empleado para bisagras por su capacidad de ser doblado fácilmente por muchas ocasiones.
- Poliestireno (PS) es un plástico más frágil su forma de presentación usualmente es laminar.
- Siliconaderivado del polisiloxano, está constituido por una serie de átomos de silicio y oxígeno alternados. Es inodoro e incoloro.

2.1.4.4. Resinas

Existen resinas naturales y resinas sintéticas, de las resinas sintéticas más utilizadas es el epoxi, utilizada para moldes como de piezas maestras, laminados, extrusiones y otras ayudas a la producción industrial. Los resultados son más baratos, resistentes y rápidos según la mezcla de sus componentes compuestos por fibras y epoxi. (Scribd, 2017)

2.1.4.5. Látex

Este es el material más común utilizado para la restauración estética. El látex es un elemento que se encuentra en estado líquido y se prepara con algunos aditivos como el alginato y algunas tinturas vegetales. Con este material se hacen generalmente los guantes de prótesis. Este material tiene la ventaja de ser bastante ligero y económico, pero se puede marchar con

mucha facilidad, algunos pacientes dicen que carece de realismo estético y sensorial comparado con otros materiales. (Quinayás, 2010)

2.1.5. Mecanismos

El movimiento de las articulaciones en prótesis involucra mecanismos para flexionar o tensionar las falanges en los dedos. Considerando que un mecanismo es un dispositivo que transforma un movimiento y una fuerza de entrada en otra de salida. Entre estos mecanismos están la transmisión por barras, motores instalados en cada articulación y transmisión por poleas. (Aviles, Simanca, & Niño, 2005)

2.1.5.1. Mecanismo de barras

Este tipo de mecanismo es muy utilizado para construir prótesis robóticas, consiste en la transmisión de movimientos a las falanges instalando barras conectadas a los mismos en una configuración adecuada, con este mecanismo se elimina el empleo de motores interfalángicos y cada movimiento es progresivo entre cada articulación. (Norton, 2004)

2.1.5.2. Mecanismo con motor en conexión interfalángica

Es muy utilizado en manos robots. Consiste en ubicar motores pequeños o micromotores en cada una de las articulaciones rotacionales de una cadena cinemática, pero que conlleva a aumentar costos por el número de motores que se debe utilizar y además de incrementar el peso del mecanismo. (Quinayás, 2010)

2.1.5.3. Mecanismo con transmisión de poleas

Esta polea puede transmitir, por fricción o a través de una correa o cuerda, su movimiento a otra polea que esté montada sobre el eje de otro mecanismo receptor del movimiento, el cual según sea la relación de transmisión, podrá adquirir menor, igual o mayor velocidad de rotación que el primero. La polea que transmite el movimiento se denomina motora o conductora, en

tanto que la que recibe el movimiento recibe el nombre de conducida. (Aviles, Simanca, & Niño, 2005)

2.1.6. Actuadores

Un actuador es un dispositivo capaz de transformar energía hidráulica, neumática o eléctrica en la activación de un proceso con la finalidad de generar un efecto sobre un proceso automatizado. Este recibe la orden de un regulador o controlador y en función a ella genera la orden para activar un elemento final de control. Son los elementos que influyen directamente en la señal de salida del automatismo, modificando su magnitud según las instrucciones que reciben de la unidad de control. (Actreg, 2017)

Los actuadores más utilizados para el desarrollo prótesis de mano son: micromotores DC con escobillas, los cuales son acoplados a mecanismos reductores con el fin de aumentar el par y reducir la velocidad angular, como el principio de funcionamiento es por efecto electromagnético necesitan un buen mantenimiento debido al desgaste de las escobillas, una ventaja grande radica en que el avance en las técnicas de manufactura hacen que se consigan tamaños bastante reducidos lo que facilita el acomodamiento en diferentes tipos de manipuladores con el fin de aumentar los grados de libertad que se pueden obtener. Algunas manos que utilizan este tipo de actuadores son la mano

Otros actuadores eléctricos son los llamados *brushless* los cuales se basan en principios de conmutación de estado sólido, no utilizan escobillas para realizar el cambio de polaridad en el rotor, por lo tanto, son libres de mantenimiento lo que alarga su vida útil. (Quinayás, 2010)

CAPÍTULO III

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN

3.1. Concepción del sistema

El diseño de la prótesis se realizó a partir del estudio de la biomecánica de la mano, para poder satisfacer las necesidades del paciente con discapacidad. La antropometría y la goniometría aportaron conceptos fundamentales para el dimensionamiento de la mano como sus grados de libertad y su número de actuadores para poder realizar los agarres prensiles básicos de la mano, enfocados a la precisión y no a la fuerza.

El prototipo reemplazará la mano izquierda o la mano derecha según su requerimiento, contará con cinco dedos configurables para realizar movimientos independientes como también movimientos combinados, todos los dedos realizarán flexión extensión, simulando el movimiento natural de la mano. No obstante, no realizará abducción y aducción, es decir, oposición pulgar-medio, pulgar-anular y pulgar-meñique. La prótesis está diseñada de tal manera que cumpla la especificación antropométrica de las personas adultas de la provincia de Imbabura.

La prótesis es de fácil manufactura, ya que está enfocada a modelos personalizados y se la realizará mediante prototipado rápido (impresora 3D).

Para el diseño y construcción del prototipo fue necesario el estudio del arte en el cual se obtuvieron las especificaciones del diseño conceptual, necesarias para la obtención de variantes de solución. Obtenido y seleccionado la variante de solución se obtuvo las especificaciones necesarias para el desarrollo del diseño del prototipo. La parametrización se la elaboró una vez adquirido el diseño de la mano, relacionando las dimensiones con un formulario que contiene las medidas antropométricas de mano del paciente protésico. El análisis de elementos finitos se realizó a los diversos agarres prensiles funcionales y se detalló los más críticos. El proceso descrito se detalla a continuación:

3.1.1. Diseño conceptual

Metodología del diseño, Pahl y Beitz

La metodología del diseño se basa en un enfoque sistemático para el desarrollo de soluciones, cuyo objetivo es aumentar la probabilidad del éxito técnico y económico en el diseño los pasos que componen el diseño sistemático son los siguientes: (Ramírez, 2017)

1. Aclaración de la tarea
2. Fase de diseño conceptual
 - 2.1. Resumen de la tarea e identificación del problema esencial
 - 2.2. Establecer las estructuras funcionales
 - 2.3. Búsqueda de los principios de solución
 - 2.4. Combinar los principios de la solución en variantes conceptuales
 - 2.5. Evaluación del concepto variantes con criterios técnicos y económicos
3. Diseño de la Realización
 - 3.1. Desarrollar un diseño definitivo y comprobar que se cumplen los requisitos
4. Llevar a cabo un diseño de detalle
 - 4.1. Diseño de detalle
 - 4.2. Exploración de nuevas formas del desarrollo del producto

PCON

En el flujograma del anexo 1 se encuentra la descripción del proceso que se realiza en el programa PCON, este programa es una herramienta generada mediante programación LISP para AutoCAD por el Dr.C. Arlys Michel Lastre Aleaga, el cual fue utilizado para la creación del diseño conceptual de la mano, mediante la generación y evaluación de variantes de solución, basado en la metodología del diseño de Pahl y Beitz. Los pasos indicados en el diagrama de flujo son referidos y explicados exhaustivamente en dicho anexo. Para la selección de concepto se utilizó los parámetros correspondientes a las especificaciones del diseño, necesarios para cumplir con el alcance de esta investigación En la siguiente tabla se muestra el listado de requerimientos funcionales para el diseño de la prótesis de mano.

Tabla 5.*Requerimientos funcionales para el diseño*

| N | Concepto | Requerimiento | TR | Descripción | Naturaleza | Valores | Ponderación |
|-----------|-----------------|---|-----------|---|-------------------|--------------------|--------------------|
| 1 | Funciones | Agarres prensiles básicos | Función | Es la función principal | Cualitativo | Cilindrico | 30% |
| | | | | | | De punta | 30% |
| | | | | | | De gancho | 3% |
| | | | | | | Palmar | 30% |
| | | | | | | Esfericos | 3% |
| Lateral | 3% | | | | | | |
| 2 | Energía | Fuerza y velocidad adecuada para movimientos | Función | Acorde a fuerza y velocidad de la mano | Cuantitativo | 30 a 1 | 25% |
| | | | | | | 63 a 1 | 50% |
| | | | | | | 100 a 1 | 25% |
| 3 | Geometría | Transmisión de movimiento | Función | Mecanismo paramétrico | Cuantitativo | Engranages | 25% |
| | | | | | | Poleas | 25% |
| | | | | | | Barras | 50% |
| 4 | Costos | Costos del prototipo | Necesidad | Definido por el costo máximo de la prótesis | Cuantitativo | Alto | 25% |
| | | | | | | Medio | 25% |
| | | | | | | Bajo | 50% |
| 5 | Geometría | Actuadores compactos | Función | Epesor promedio de la mano | Cuantitativo | Lineales | 70% |
| | | | | | | Rotacionales | 30% |
| 6 | Modularidad | Piezas paramétricas con diseño modular | Necesidad | Piezas configurables sus dimensiones a la población de estudio | Cualitativo | | |
| 7 | Ensamble | Fácil ensamblaje y desarme para mantenimiento | Necesidad | Desarmar los componentes de la mano de una forma fácil y rápida | Cualitativo | Difícil | 25% |
| | | | | | | Normal | 25% |
| | | | | | | Facil | 50% |
| 8 | Materiales | Material de fácil manufactura | Deseo | Materiales útiles para la producción mediante prototipado rápido | Cualitativo | Cnc | 25% |
| | | | | | | Inyeccion | 25% |
| | | | | | | Prototipado rapido | 50% |
| 9 | Geometría | Nivel adecuado de emulación geométrica | Deseo | Está determinado por la antropometría, goniometría y forma de la mano | Cualitativo | bajo | 25% |
| | | | | | | medio | 50% |
| | | | | | | alto | 25% |
| 10 | Materiales | Material para labores básicas cotidianas | Necesidad | Definido por los materiales que puedan tener contacto con la piel, humedad y temperatura. | Cualitativo | Metal | 25% |
| | | | | | | Plastico | 50% |
| | | | | | | Compuesto | 25% |

Una vez ingresado estos parámetros al programa PCON y con un porcentaje de ponderación según las necesidades se pudo analizar unas 1152 variantes y la de mejor puntaje fue la variante 263 con 500 puntos en la escala de ponderación. Los resultados son los siguientes:

Tabla 6.

Reporte del programa PCON de la mejor variante para especificaciones de diseño

| FUNCIÓN | VALORES DE FUNCIÓN | REQUERIMIENTOS |
|--|---------------------------------------|-----------------------------|
| Agarre | Cilíndrico- Punta-Gancho- Esférico | Fluidez de movimiento |
| Fuerza-Velocidad | 63:1 transmisión | Fluidez de movimiento |
| Transmisión | Barras | Apariencia |
| | | Facilidad del mantenimiento |
| | | Peso |
| Costo | Bajo | Apariencia |
| | | Consumo energético |
| Actuadores | Lineales | Apariencia |
| | | Facilidad del mantenimiento |
| | | Peso |
| | | Consumo energético |
| Fabricación | Prototipado rápido | Apariencia |
| Ensamblaje | Fácil | Apariencia |
| | | Facilidad del mantenimiento |
| | | Resistencia al medio |
| Material | Plástico | Apariencia |
| | | Facilidad del mantenimiento |
| | | Resistencia al medio |
| | | Compatibilidad |
| | | Peso |
| | | Durabilidad |
| Nivel de emulación geométrica | Medio | Apariencia |
| | | Compatibilidad |
| Hermeticidad | Media | Resistencia al medio |

3.1.2. Especificaciones de Diseño

Una vez obtenido y seleccionado la mejor variante del diseño conceptual, se detallan las especificaciones importantes para el prototipo de la mano:

Agarre

El prototipo tiene como función el agarre; que es su movimiento principal enfocado a precisión y no a fuerza.

La mano diseñada realizará el agarre cilíndrico, de punta, de gancho y esférico, donde los dedos: índice, medio, anular y meñique podrán flexionarse y extenderse y el dedo pulgar cumplirá con el movimiento de oposición similar al de la mano. Se podrán obtener diferentes posiciones preestablecidas al combinarse los movimientos independientes, centrando su funcionalidad en el movimiento del pulgar.

Nivel de emulación geométrica

El diseño contará con cinco dedos, configurables de a 3 a 5 actuadores, la mano se encontrará normalmente en posición neutral.

La apariencia de las falanges será aquella que se asemeje al dedo real humano, intentando además pasen desapercibidos todos aquellos elementos destinados al accionamiento de la prótesis. (Sospedra, Diseño mecánico de prótesis de mano multidedo antropomórfica infractuada, 2015)

Costo del Producto

Un diagnóstico georreferenciado en el cantón Otavalo donde se encuestaron a 1312 personas con discapacidad arrojaron los siguientes datos: (Samaniego, 2014)

Tabla 7.

Ingresos mensuales de personas con discapacidad en el cantón de Otavalo.

| Ingreso mensual USD | Porcentaje |
|---------------------|------------|
| No tiene | 74% |
| 0 a 100 | 9% |
| 100 a 350 | 12% |
| 350 a 700 | 4% |
| 700a más | 1% |
| Total | 100% |

Fuente: (Samaniego, 2014)

Los datos indican que las personas con discapacidad en esta zona son de escasos recursos económicos por lo que la prótesis debe ser a un precio más accesible del que normalmente se encuentra en el mercado.

Material

Para la selección del material se utilizó parámetros de selección como precio (valor máximo de 10 USD/kg), buen aislante eléctrico, buena moldeabilidad y maquinabilidad. Datos ingresados al programa CES EduPack 2013 el cual apoya y mejora tu enseñanza sobre materiales, ingeniería, diseño y sostenibilidad, proporcionando una amplia base de datos con información sobre materiales y sus procesos de transformación.

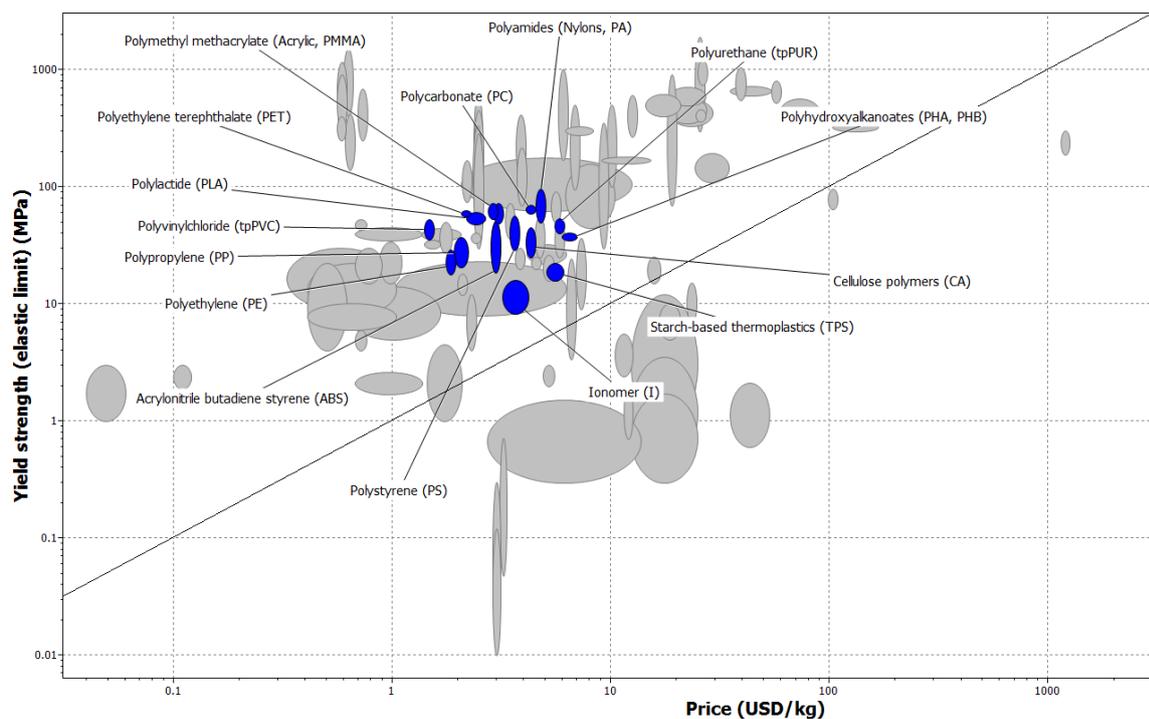


Figura 12. Materiales para la manufactura del prototipo

El material a utilizar es **ácido poliláctico** (PLA) acorde a los resultados del software CES EduPack 2013 (gráfico12), material útil para prototipado rápido el cual es un polímero constituido por moléculas de ácido láctico, con propiedades semejantes a las del tereftalato de polietileno (PET) que se utiliza para hacer envases, plásticos y que además es biodegradable. Es un termoplástico que se obtiene a partir de almidón de maíz (EE.UU.) o de yuca o mandioca (mayormente en Asia), o de caña de azúcar (resto del mundo). (Suprakas & Mosto, 2005)

Las propiedades de PLA son las siguientes:

Tabla 8.

Propiedades del PLA

| Propiedad | Valor | Unidad |
|------------------------------------|------------|-------------------|
| Módulo elástico | 3500000000 | N/m ² |
| Coefficiente de Poisson | 0,38 | N/A |
| Módulo de cizalladura | 1230000000 | N/m ² |
| Densidad de masa | 1240 | kg/m ³ |
| Resistencia a la tracción | 50000000 | N/m ² |
| Resistencia a la Compresión | 60000000 | N/m ² |
| Límite elástico | 60950000 | N/m ² |
| Conductividad térmica | 0,2256 | W/(m·K) |

Fuente: (Suprakas & Mosto, 2005)

Fabricación

La prótesis deberá ser de fácil manufactura, para lograrlo se utilizarán materiales con buenas propiedades mecánicas y se emplearán geometrías sencillas en la estructura de la prótesis. El diseño de sus partes será de fácil reemplazo, así mismo se busca que los elementos de actuación sean lo más económicos y que consuman la menor cantidad de energía.

Ensamblaje

Una de las especificaciones de diseño es que cada uno de los dedos se descomponga en módulos compactos fácilmente modificables, reemplazables y el mantenimiento no debe

requerir herramientas especiales, debe ser simple. Se diseñará una configuración para facilitar el acceso y el reemplazo de componentes dañados, y se utilizarán partes fáciles de adquirir o fabricar.

Hermeticidad del diseño

Los rangos de temperatura, presión y humedad bajo los que trabajará la prótesis serán los estándares de la provincia de Imbabura, es decir, una temperatura de 22,5 °C, una presión atmosférica de 78 kPa y una humedad relativa del 65%. (tabla 8)

De acuerdo al sistema para clasificar los diferentes grados de protección aportados a los equipos eléctricos o electrónicos. El prototipo debe tener como primer reconocimiento la protección contra la entrada de polvo, y como segundo reconocimiento no debe entrar el agua arrojada desde cualquier ángulo a un promedio de 10 litros por minuto y a una presión de 800-100 kN/m² durante un tiempo que no sea menor a 5 minutos. Por lo que la prótesis tendrá un IP54. (Rein Medical, 2017)

Tabla 9.

Temperatura promedio provincia de Imbabura

| Mes | Temperatura Promedio °C |
|-------------------|-------------------------|
| Enero | 19,6 |
| Febrero | 20,1 |
| Marzo | 21,7 |
| Abril | 22,2 |
| Mayo | 24,4 |
| Junio | 25,9 |
| Julio | 26,3 |
| Agosto | 24,9 |
| Septiembre | 23,6 |
| Octubre | 21,1 |
| Noviembre | 20,7 |
| Diciembre | 19,7 |
| Anual | 22,5 |

Fuente: (Sistema de Clasificación Bioclimática Mundial, 2016)

Actuador

El actuador seleccionado es lineal de la empresa Firgelli PQ12 (Canadá) sus principales características se describen en la tabla 9 y sus especificaciones se encuentran en el anexo 2.

Tabla 10.

Características del actuador lineal PQ12.

| | |
|--------------------------------|---------------|
| Relación de transmisión | 63 a 1 |
| Máxima velocidad | 15 mm/s |
| Máxima fuerza | 45 N |
| Recorrido del brazo | 2 cm |
| Masa | 15 g |
| Posicionamiento | 0,25 mm |
| Entrada de voltaje | 6 o 12 VDC |

Mecanismo

La principal función de la mano es la flexión y extensión de los dedos, para la prensión es necesario que estos puedan realizar un recorrido de 90° con respecto a las articulaciones mcp e ipp (gráfico 1). Para esto se analizó las tendencias del mercado para un adecuado sistema de transmisión de movimiento. El mecanismo a utilizar es una derivación de la Bebionc descrita en el gráfico 11, al cual se varió su diseño acorde a las dimensiones del actuador y a su parametrización.

Como se puede observar en las tendencias de diseño actual revisados en el capítulo anterior, el mecanismo de cuatro barras invertido es el más utilizado, es un mecanismo generador de trayectoria, este mecanismo proporciona la capacidad de tener falanges independientes en la forma más sencilla, ya que elimina el uso de motores en las articulaciones para dar movimiento a las falanges. Otro aspecto importante es que la falange distal es fija, debido a que esta solo cumple el 3% del movimiento total del dedo (capítulo 2). La posición inicial del dedo es la neutral, 22 grados, para la falange distal en relación a la falange medial y 8 grados para la medial en relación a la proximal como indica la siguiente figura.

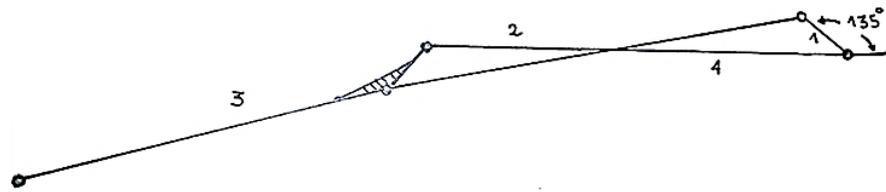


Figura 13. Posición neutral del mecanismo

Análisis de Grübler

Los grados de libertad son el número de parámetros necesarios para definir su configuración geométrica, es decir, la posición en cada instante de todos sus miembros. Para su cálculo empleamos la fórmula de Grübler: (Norton, 2004)

$$G = 3 * (N - 1) - 2 * P_I - P_{II}$$

Donde:

G : Grados de libertad

N : Número de miembros del mecanismo

P_I : Número de pares binarios de un grado de libertad

P_{II} : Número de pares binarios de dos grados de libertad

Entonces:

$$G = 3 * (4 - 1) - 2 * 4 - 0$$

$$G = 1$$

El mecanismo diseñado posee un grado de libertad.

Análisis de movimiento

El mecanismo de cuatro barras se describe en el gráfico 14 y su expresión para el análisis de trayectoria es la siguiente:

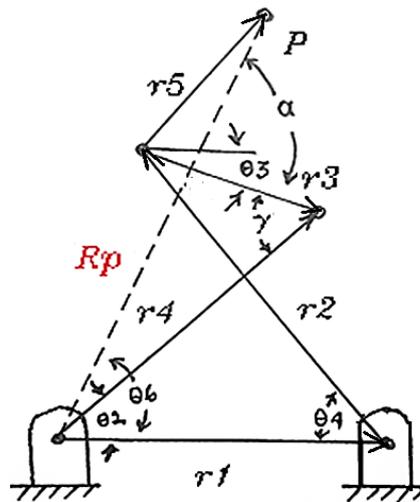


Figura 14. Diagrama de cuerpo libre para mecanismo de cuatro barras inverso.

Fuente: (Olmedo, 2017).

La ecuación vectorial del acoplador, se puede escribir como:

$$R_p = r_2 e^{i\theta_2} + r_5 e^{i(\theta_3 + \alpha)}$$

Siendo las componentes real e imaginaria:

$$R_{px} = r_2 \cos(\theta) + r_5 \cos(\theta_3 + \alpha \frac{\pi}{180})$$

$$R_{py} = r_2 \sin(\theta) + r_5 \sin(\theta_3 + \alpha \frac{\pi}{180})$$

Donde:

$$r_1 = 5 \text{ mm}$$

$$r_2 = 38.65 \text{ mm}$$

$$r_3 = 5 \text{ mm}$$

$$r_4 = 38 \text{ mm}$$

$$r_5 = 30.9 \text{ mm}$$

$$\alpha = 60^\circ$$

$$k_1 = \frac{r_1}{r_2}$$

$$k_2 = \frac{r_1}{r_4}$$

$$k_3 = \frac{(r_1^2 + r_2^2 - r_3^2 + r_4^2)}{(2 * r_2 * r_4)}$$

$$k_4 = \frac{r_1}{r_3}$$

$$k5 = \frac{r4^2 - r1^2 - r2^2 - r3^2}{2 * r2 * r3}$$

$$A = k3 + (1 - k2)\text{Cos}[\theta] - k1$$

$$B = -2\text{Sin}[\theta]$$

$$c = k1 - (k2 + 1)\text{Cos}[\theta] + k3$$

$$d = k5 + (k4 + 1)\text{Cos}[\theta] - k1$$

$$e = -2\text{Sin}[\theta]$$

$$F = k5 + (k4 - 1)\text{Cos}[\theta] + k1$$

$$\theta4 = 2\text{ArcTan}[(-B + \text{Sqrt}[B^2 - 4Ac])/(2A)]$$

$$\theta3 = 2\text{ArcTan}[(-e + \text{Sqrt}[e^2 - 4dF])/(2d)]$$

Donde el signo $-$ del radical se utiliza para la configuración abierta y el signo $+$ para la configuración cruzada. Por lo tanto la trayectoria del mecanismo (punto P) se describe en el grafico 15 donde θ varía entre 0 y 90° que es el recorrido funcional del dedo (índice-medio-anular-meñique), un aspecto que toca tomar en cuenta es que las ecuaciones generadas toman el elemento uno como paralelo a su superficie como indica el grafico 14 y en la práctica estará desplazada 135° como se observa en el grafico 13. (Olmedo, 2017)

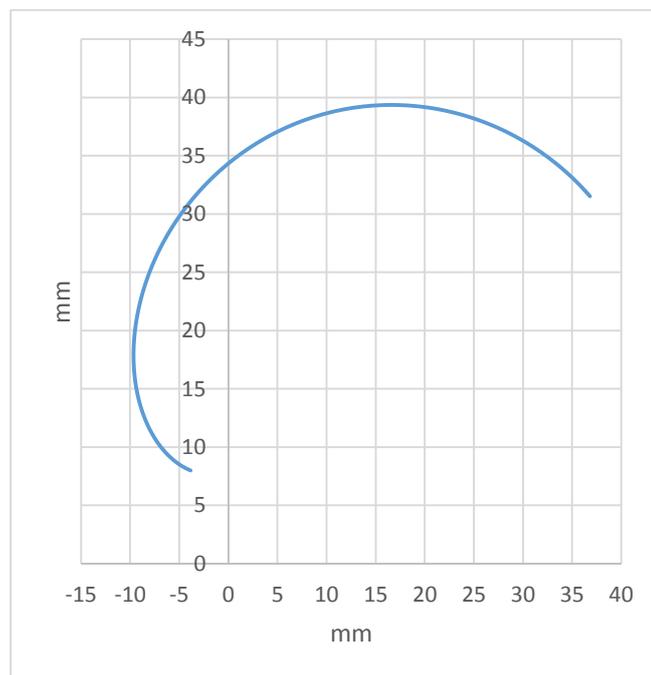


Figura 15. Trayectoria del punto P del mecanismo de cuatro barras inverso.

Simulación de movimiento del mecanismo

La simulación de la realiza mediante el software Working Model, este es una herramienta de CAE que permite crear simulaciones de sistemas mecánicos reales que permiten reducir el tiempo de creación de un producto, mejorando la calidad final y optimizando los cálculos. El mecanismo y trayectoria se detalla en el grafico 16.

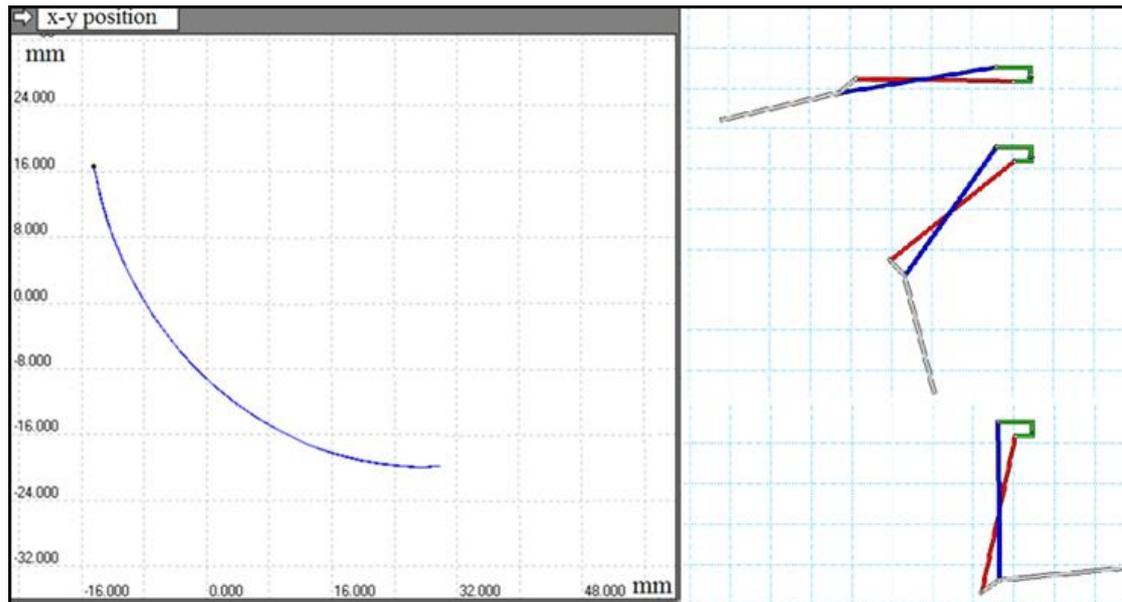


Figura 16. Simulación de mecanismo de cuatro barras inverso mediante Working Model.

Las partes que conforman el mecanismo se detallan a continuación en el grafico 17 con sus ajustes de diseño para su emulación geométrica de la mano.

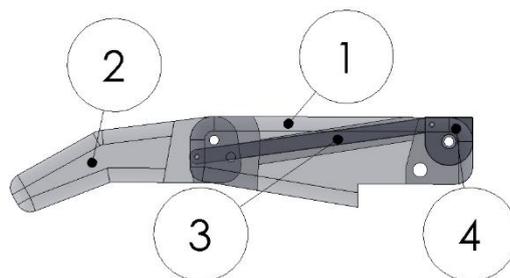


Figura 17. Mecanismo de cuatro barras invertido

Donde:

1. Falange proximal.
2. Falange medial y distal.

3. Barra invertida.
4. Acople palmar.

3.2. Diseño de la Prótesis

CAD (Diseño asistido por computadora)

Es un sistema que permite el diseño de objetos por computadora, presentando múltiples ventajas como la interactividad y facilidad de crear nuevos diseños, la posibilidad de simular el comportamiento del modelo antes de la construcción del prototipo, modificando si es necesario, sus parámetros; la generación de planos con todo tipo de vistas, detalles y secciones, y la posibilidad de conexión con un sistema de fabricación asistida por computadora, para la mecanización automática de un prototipo.

También permite el diseño de objetos tridimensionales como diseño de piezas mecánicas, diseño de obras civiles, arquitectura, urbanismo, etc. (Rojas & Salas, 2014)

El diseño de la prótesis tiene como referencia a la goniometría, antropometría y los actuadores. Los actuadores lineales a utilizar son Firgelli de la línea PQ12, con un recorrido (stroke) de 20 mm sus dimensiones se detallan en el anexo 2. Los diseños de las partes mostradas a continuación son de la mano izquierda, para el diseño de la mano derecha se utiliza la operación simetría basada en los mismos croquis paramétricos.

3.2.1. Dedo índice, medio, anular y meñique

El dedo índice es indispensable para la pinza bidigital consta de tres falanges, proximal medial y distal. Para la falange proximal se toma en cuenta los valores a parametrizar y cómo influye este con la falange distal. Los valores paramétricos están en círculo rojo donde la longitud de la falange proximal es (LFP), la altura de conexión interfalángica es h_1 y h_2 . (Gráfico 18)

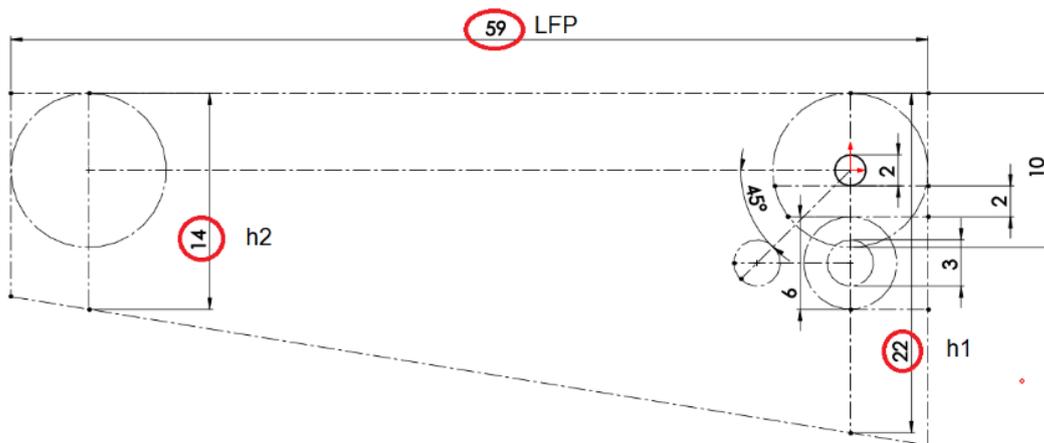


Figura 18. Croquis paramétrico de la falange proximal.

El eje de sujeción principal es de $\varnothing 2\text{mm}$ y tiene una holgura de $\varnothing 10\text{mm}$. Para la sujeción del actuador es mediante un eje de $\varnothing 3\text{mm}$ y será ubicado a 45° para su recorrido final que es de 135° (90° a flexión), este tiene una holgura de $\varnothing 3\text{mm}$.

Para cada una de las falanges diseñadas siempre intervendrá los croquis de las otras falanges a flexión, lo cual brinda las dimensiones de inserción para sujeción, donde la longitud de falange medial es LFM, longitud de falange distal es LFD, $h3$ y $h4$ son las alturas interfalángica. Los ángulos de 8° y 22° son obtenidos mediante el estudio de la mano a extensión en posición neutral. (Gráfico 19)

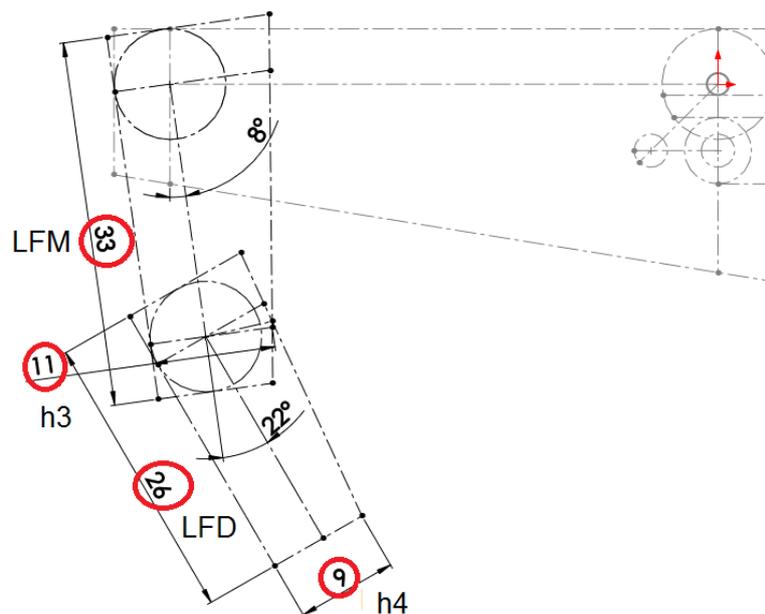


Figura 19. Croquis paramétrico de la falange medial y distal

Falange proximal

Una vez diseñado los dos croquis que intervienen en el funcionamiento del mecanismo de los dedos, para el desarrollo de la falange proximal se realizará un nuevo croquis, sus ejes interfalángica son de $\varnothing 2\text{mm}$, y se inserta un orificio de $\varnothing 2\text{mm}$ a 45° para el ensamblaje interfalángico. (Gráfico 20)

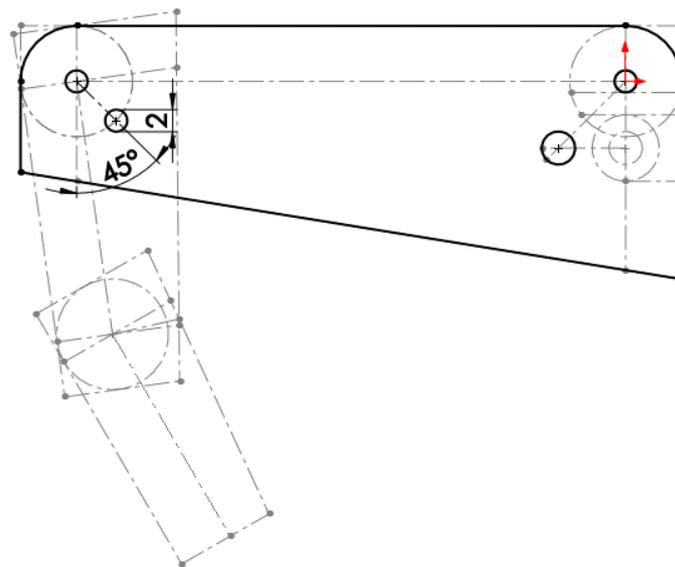


Figura 20. Croquis de la falange proximal.

Para la extrusión se utiliza el croquis de la falange proximal y se extruye 15 mm valor que es obtenido mediante el espesor del actuador, y se lo realiza en función a plano medio del croquis. (Gráfico 21)

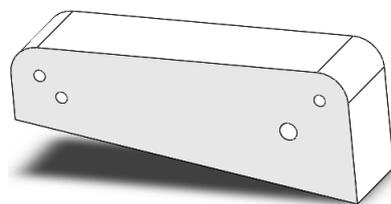


Figura 21. Extrusión falange proximal.

Una vez obtenido el bloque se realiza un corte para la conexión con la base palmar superior y el ingreso del actuador para realizar los movimientos deseados con una holgura de 3 mm de

radio para la sujeción del brazo del actuador. El corte es de 6mm en relación al plano medio. (Gráfico 22)

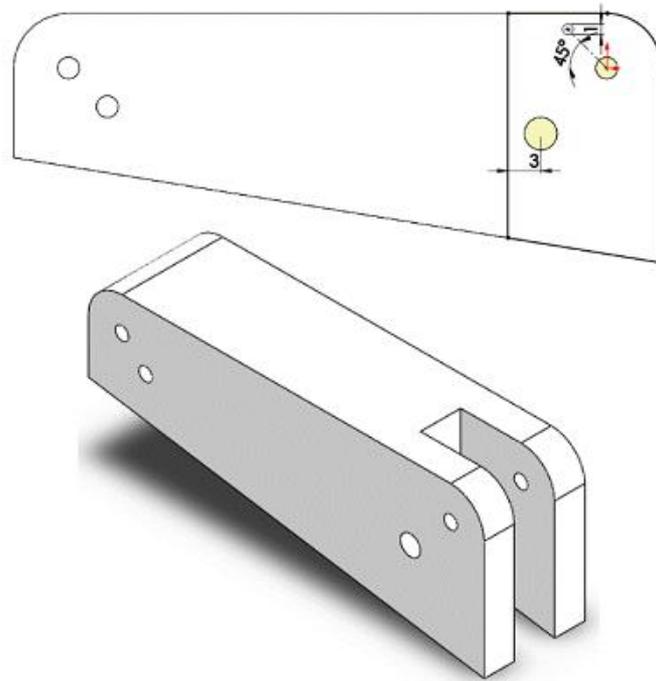


Figura 22. Corte de falange proximal para sujeción de actuador y base palmar superior

El siguiente corte a realizar es el de sujeción a la falange medial y distal, este se lo realiza en base al croquis paramétrico de la falange medial y distal, en relación al plano medio el corte es de 6 mm. (Gráfico 23)

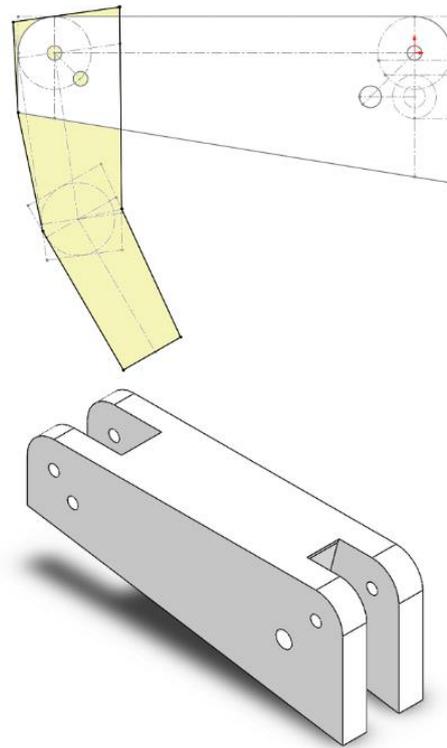


Figura 23.Corte de falange proximal para sujeción de falange medial y distal

Para el ingreso de la barra invertida del mecanismo se diseñó un croquis de tal manera que no afecte la flexión y extensión de esta falange, por lo que el movimiento de la falange medial será progresivo a la de la proximal, valores obtenidos de la goniometría de mano antes estudiada y tiene una holgura de 1 mm. (Gráfico 24)

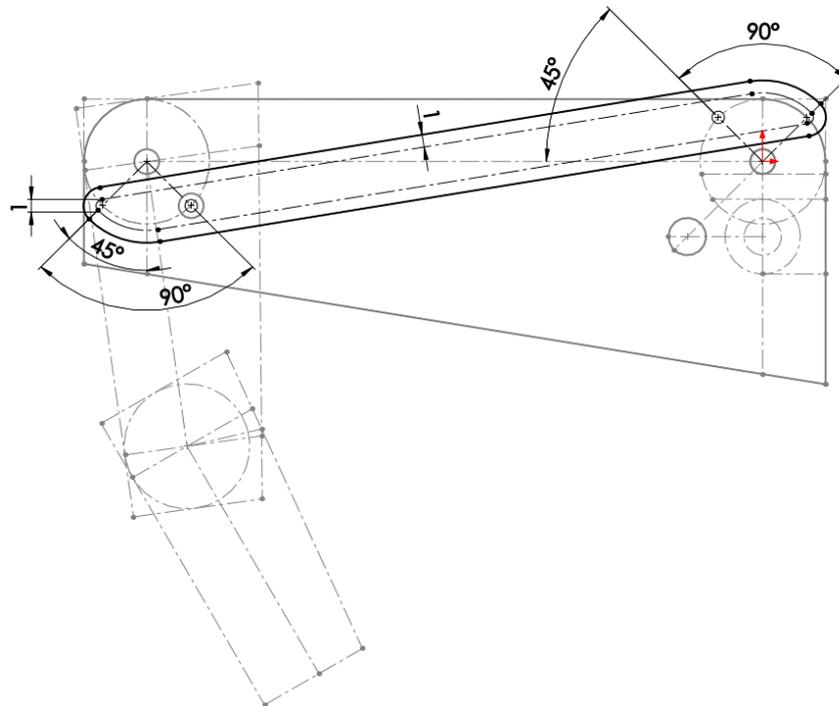


Figura 24. Corte de falange proximal para ingreso de la barra invertida.

Una vez realizado todos estos cortes para mejorar la apariencia del bloque es necesario hacer un redondeo de 3 mm en los vértices externos de la falange diseñada. (Gráfico 25)

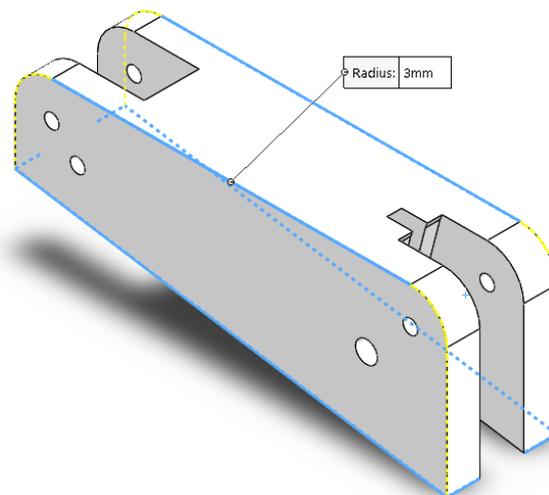


Figura 25. Redondeo de falange proximal

Para finalizar esta pieza, es necesario realizar un último corte en la parte inferior de la falange que impide el choque con la base palmar inferior al realizar la flexión del mismo. (Gráfico 26)

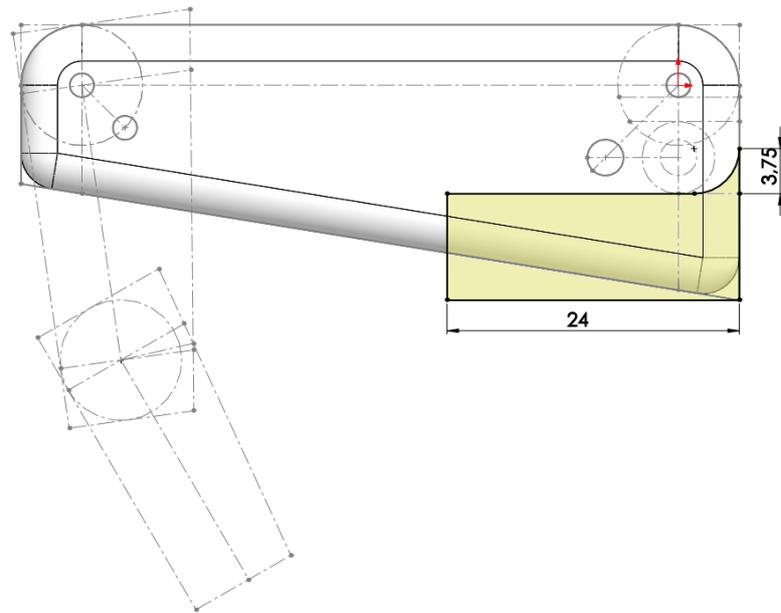


Figura 26. Corte falange proximal para flexión.

La falange proximal diseñada cumple con la goniometría estudiada, el movimiento generado por el actuador y sus dimensiones, sujeción de la base palmar y la falange medial. (Gráfico 27)

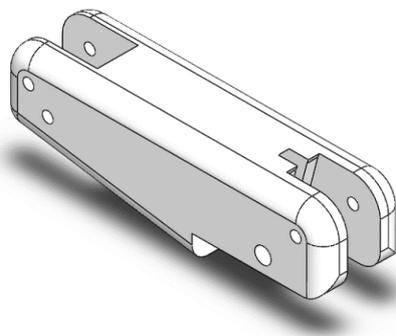


Figura 27. Falange Proximal

Falange Medial y distal

Para la creación del bloque medial y distal se utilizó los croquis paramétricos antes diseñados. El eje es de \varnothing 2mm, este tiene holgura de \varnothing 10 mm y un eje de \varnothing 1mm a 45° se ubican los dos pasadores que forman parte del mecanismo de cuatro barras en esta falange. (Gráfico 28)

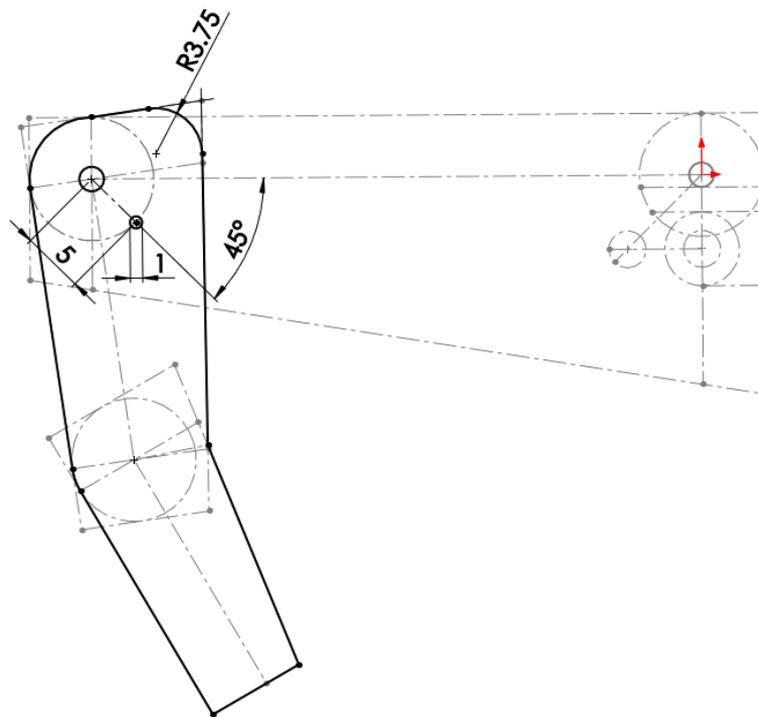


Figura 28. Croquis falange medial y distal

Para la extrusión se utiliza el croquis de la falange medial y distal y se extruye 15 mm valor que es obtenido mediante el espesor del actuador, y se lo realiza en función a plano medio del croquis. (Gráfico 29)

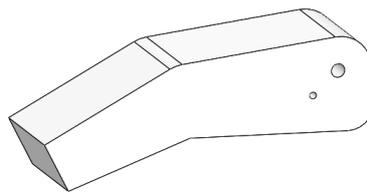


Figura 29. Extrusión falange proximal.

Para mejorar la apariencia del bloque es necesario hacer un redondeo de 3 mm en los vértices externos de la falange diseñada. (Gráfico 30)

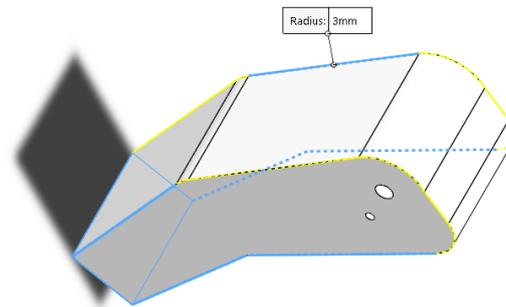


Figura 30. Redondeo de falange proximal

Lo siguiente es un corte para la sujeción de la falange proximal, este se lo realiza en base al croquis paramétrico de la falange proximal, en relación a la superficie es de 3 mm con simetría a sus dos lados. (Gráfico 31)

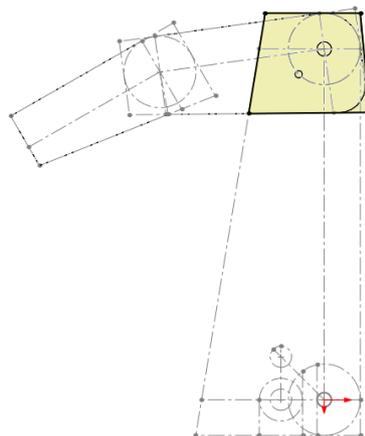


Figura 31. Corte de falange medial y distal para sujeción de falange proximal.

Para concluir la falange es necesario realizar un corte de plano medio de 2 mm donde va a albergar el recorrido progresivo de la barra invertida, para analizar el recorrido es necesario el croquis paramétrico de la falange proximal la cual ubica la posición inicial y final del movimiento de las cuatro barras, una vez analizado estas posiciones tendrá una holgura de 1 mm para el movimiento de la cuarta barra. (Gráfico 32)

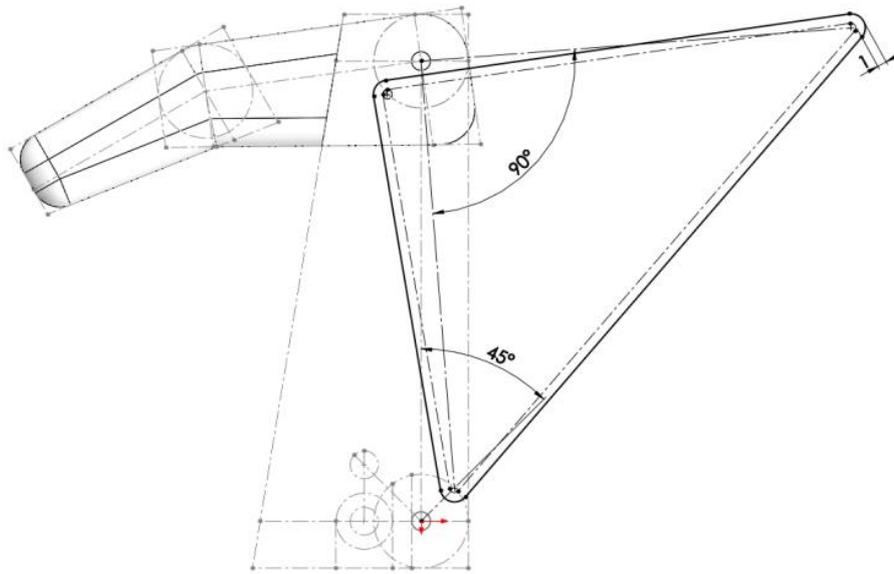


Figura 32. Corte de falange medial y distal para ingreso de la barra invertida..

La falange medial y distal diseñada cumple con la goniometría estudiada, el movimiento generado por el actuador, sus dimensiones y sujeción de la falange proximal. (Gráfico 33)

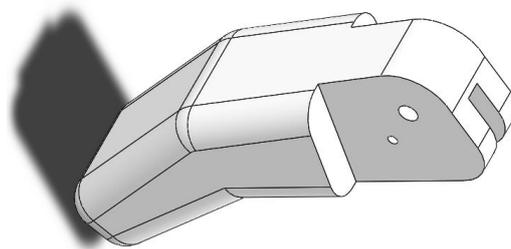


Figura 33. Falange medial y distal.

Barra

Para el diseño de la barra invertida es necesario conocer la longitud de la falange proximal, en este caso ésta debe ser paramétrica, el diámetro de rotación es de 10mm como antes se lo diseñó en la falange proximal, los dos ángulos tienen una diferencia de 90° ángulo del cual es el movimiento funcional de esta falange. La barra tiene dos perforaciones; la interior es de 1 mm y la exterior es de 1,3 mm. (Gráfico 34)



Figura 34. Barra inversa.



Figura 35. Croquis barra inversa.

El diseño de las falanges de los dedos índice, medio, anular y meñique es el mismo solo varía sus valores paramétricos que son la longitud de la falange proximal (LFP), longitud de la falange medial (LFM), longitud de la falange distal (LFD) y sus alturas de conexiones interfalángicas (h_1, h_2, h_3, h_4).

3.2.2. Dedo Pulgar

El pulgar se compone de 3 partes; su base que representa al primer metacarpiano donde alberga el actuador lineal, su actuador lineal y el dedo pulgar compuesto de una sola estructura con su falange proximal y distal.

Base del pulgar

La base del pulgar tiene como su principal componente la sujeción del eje de la falange proximal como lo indica la figura siguiente, donde el eje que trabaja en esta sección es de 2 mm de diámetro, su holgura al radio es de 10 mm de diámetro, pero para el ingreso del brazo del actuador es necesario que en esa sección sea de 3 mm, de acuerdo a el ancho, la distancia al extremo es de 16 mm, y para mejorar la apariencia de la pieza se realizó un redondeo en las

esquinas de 3 mm de radio. Se extruye 6 mm como referencia a plano medio valor obtenido con el diámetro del brazo del actuador. (Gráfico 36)

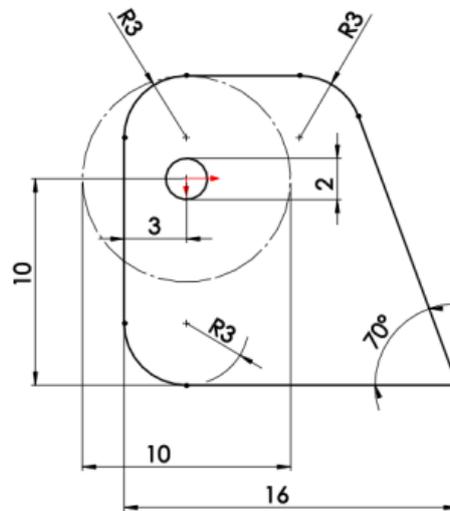


Figura 36. Croquis sujeción de falange proximal de la base pulgar

La base también necesita ser paramétrica, valor que será configurable de acuerdo al primer metacarpiano (LPM), además debe tener la base de sujeción para el giro del actuador de acuerdo a sus dimensiones con un diámetro de 3 mm, tiene una guía para el ingreso en la base palmar inferior, de 3 mm de alto y ancho, y una inclinación para mejorar la apariencia a los extremos. A este croquis se extruye 15 mm (espesor actuador). (Gráfico 37)

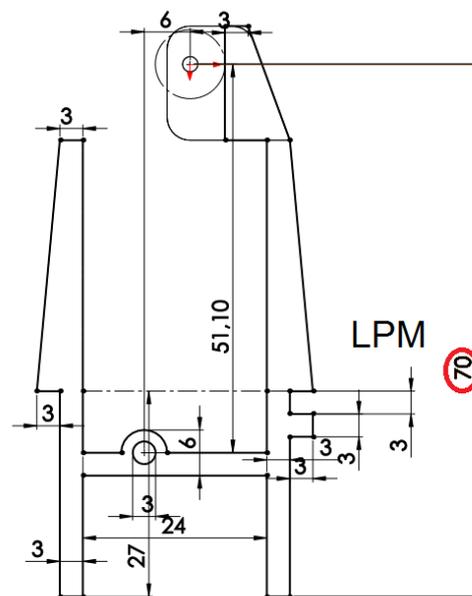


Figura 37. Croquis soporte base pulgar

Es necesario crear las guías para la sujeción a la base palmar inferior y mejorar la apariencia de esta base como indica la figura con una extrusión hacia afuera de 3 mm. (Gráfico 38)

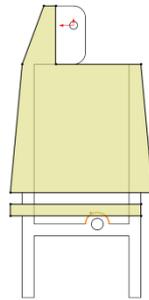


Figura 38. Croquis guía posterior de base pulgar.

El eje de rotación del actuador necesita un espacio para su ingreso, para esto se realiza un corte en relación a plano medio de 8 mm y siguiendo el perímetro de la base como muestra la figura. (Gráfico 39)

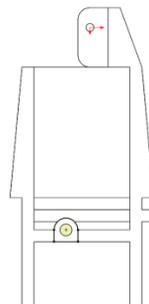


Figura 39. Croquis de corte para eje de rotación del actuador de la base pulgar

Es necesario realizar un redondeo de 3 mm de radio en los vértices para mejorar la apariencia de esta base. (Gráfico 40)

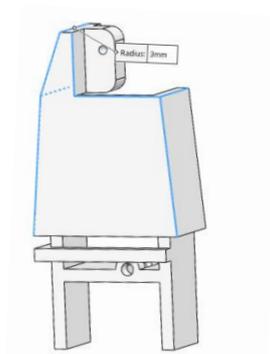


Figura 40. Redondeo en los vértices de la base pulgar.

La base palmar lateral sujetará la base pulgar por medio de una guía de 1.5 mm siguiendo el contorno diseñado, la ranura es de 1.5 mm de profundidad de corte. (Gráfico 41)

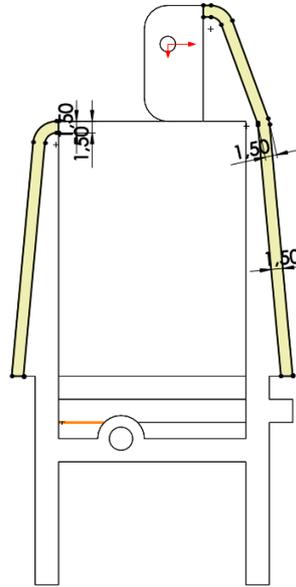


Figura 41. Ranuras base pulgar

Para finalizar esa pieza y para sujetar la base lateral de realiza un orificio de 1.5 mm. (Gráfico 42)

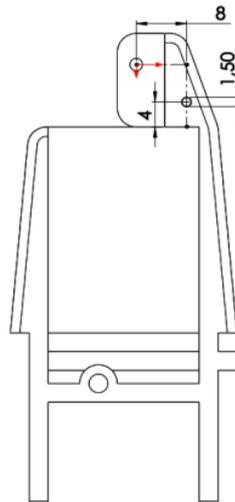


Figura 42. Orificio lateral base pulgar

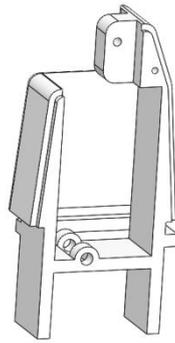


Figura 43. Base pulgar

Pulgar

El pulgar comprende una falange proximal y una distal, la cual para este diseño se las considera un solo cuerpo debido a que la falange distal solo aporta el 3% del movimiento prensil funcional de la mano.

Al igual que los croquis para los dedos índice, medio, anular y distal, el croquis del dedo pulgar es paramétrico, comprende las longitudes como; longitud de falange proximal LFP, longitud de falange distal LFD, h_1 , h_2 y h_3 son las alturas interfalangicas. El croquis contiene la posición de eje de 2 mm de diámetro para flexión-extensión que se une a la base pulgar, inclinación entre las dos falanges de 45 grados ángulo funcional de la falange distal del pulgar y eje de 3 mm de diámetro para sujeción de actuador. (Gráfico 44)

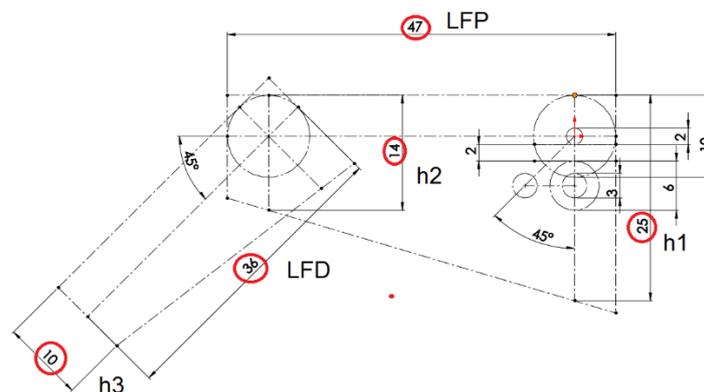


Figura 44. Croquis paramétrico pulgar

Se realiza una extrusión de 15 mm en relación al plano medio con relaciones que siguen el contorno del croquis antes diseñado. (Gráfico 45)

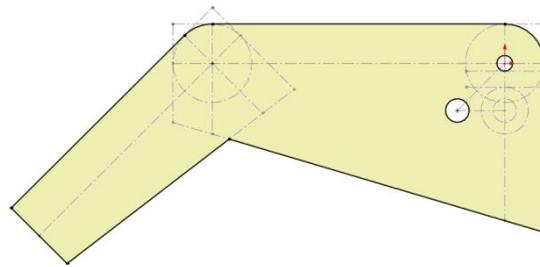


Figura 45. Extrusión pulgar

Es necesario realizar un corte para el ingreso del brazo del actuador corte en relación al plano medio de 6 mm, dejando una holgura de 3 mm. (Gráfico 46)

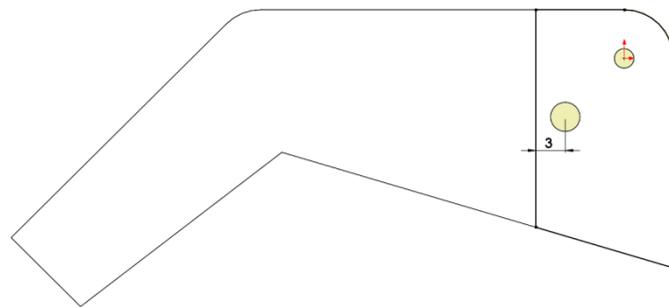


Figura 46. Corte para sujeción de actuador en el pulgar

Para mejorar la apariencia se realiza un redondeo en los vértices exteriores del pulgar de 3 mm de radio como indica la siguiente figura, para los dos lados. (Gráfico 47)

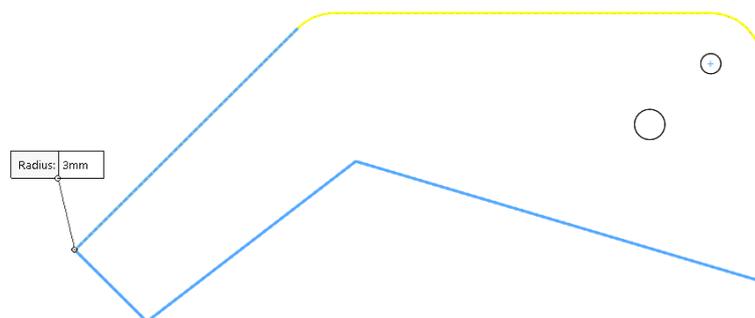


Figura 47. Redondeo del pulgar.

Para no chocar el pulgar con la base al realizar la flexión es necesario realizar un corte desde una cara lateral por todo hasta la otra superficie. (Gráfico 48)

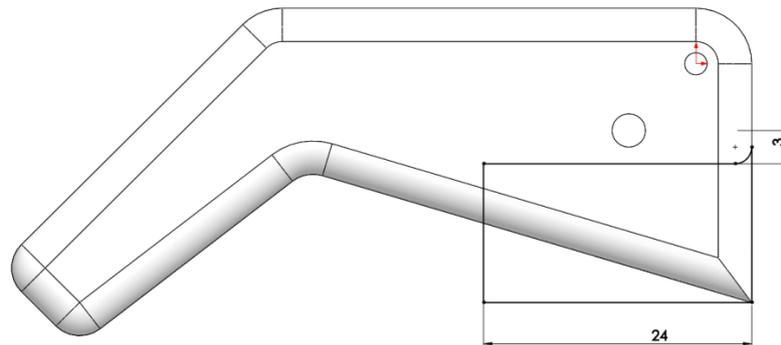


Figura 48. Corte para flexión del pulgar.

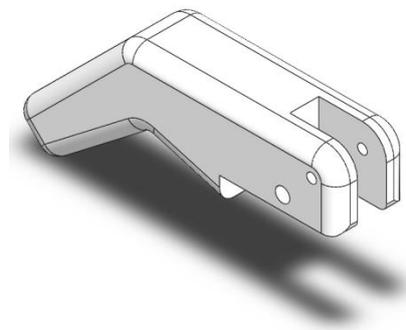


Figura 49. Pulgar

3.2.3. Palma de la mano

Base palmar superior

La base palmar superior tiene como función la sujeción de los ejes de las falanges proximales de cada dedo, así como también los valores paramétricos configurables de la longitud y ancho palmar, además alberga los actuadores y parte del perno de sujeción para el socket de muñeca de la prótesis.

Para el diseño de la base es necesario conocer las posiciones de cada falange, separadas entre ellas a una misma longitud, variables de acuerdo al ancho palmar donde este no puede ser menor a 63 mm debido al ancho que ocupan los actuadores (15 mm) y 3mm a cada lado para sujeción de las bases laterales que ocupa la palma de la prótesis de mano. (Gráfico 50)

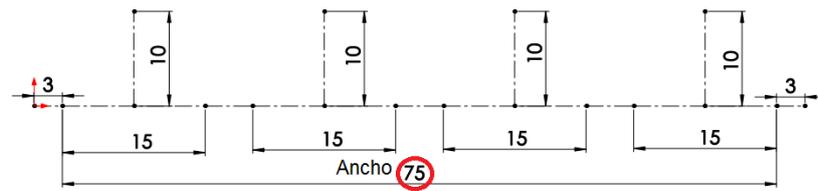


Figura 50. Croquis ancho palmar base superior.

La base de sujeción de la falange proximal será igual para cada uno de los dedos, su eje principal que es de $\varnothing 2$ mm y su eje de sujeción para barra inversa de $\varnothing 1$ mm ubicado a 45° , la altura de 16 mm acorde al actuador y al ingreso del brazo del mismo con una holgura de 3 mm para el cierre de la carcasa, así como de 2 mm para holgura del eje de la falange, con una separación de 10 mm para la flexión a 90° de la falange proximal. Este croquis se lo utiliza para los 4 dedos. (Gráfico 51)

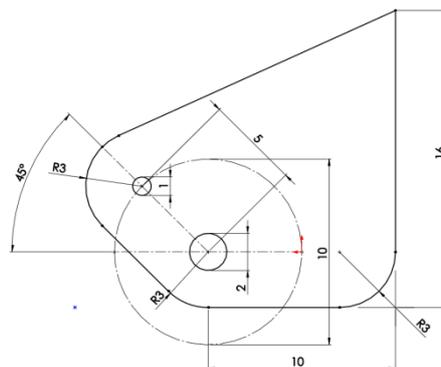


Figura 51. Croquis sujeción de falange proximal de la base superior

El corte para el ingreso de la barra es generado mediante un croquis donde interviene el valor paramétrico de la falange proximal tanto a flexión como a extensión con su ángulo de ubicación a 45° . (Gráfico 52)

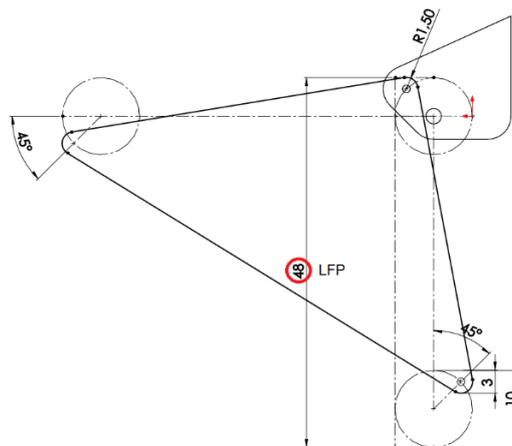


Figura 52. Croquis de inserción de barra inversa en soporte de base palmar superior

Estos croquis son necesario realizarlo en las otras tres posiciones de las falanges y realizar una extrusión de 6 mm en relación a plano medio de cada una de ellas, valor obtenido del diámetro del brazo del actuador. (Gráfico 53)

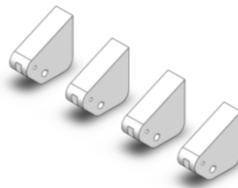


Figura 53. Sujeción para falanges proximales de base superior palmar

Para la realización de la estructura final de la base superior es necesario crear un croquis donde ingresa el valor paramétrico para la longitud palmar, además el espacio necesario para el perno de sujeción del socket de muñeca de 13 mm con una superficie exterior de 3 mm. (Gráfico 54)

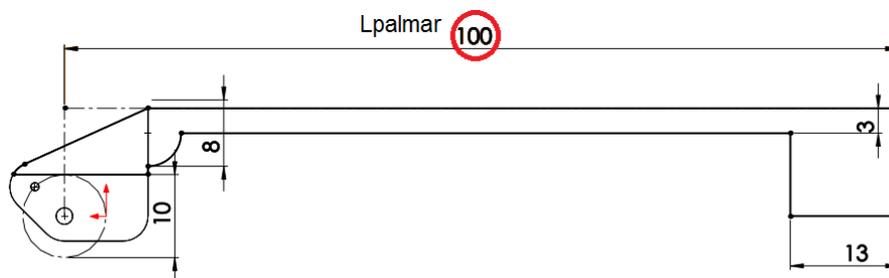


Figura 54. Croquis soporte base superior palmar

Una vez realizado el croquis se extruye hasta el otro extremo del croquis del ancho palmar diseñado anteriormente, para la sujeción de las bases laterales se realiza el siguiente croquis y se extruye hasta la siguiente superficie para los dos lados. (Gráfico 55)

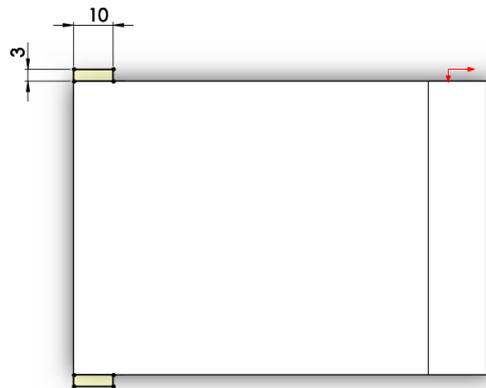


Figura 55. Sujeción bases laterales de la base superior palmar.

Para mejorar la apariencia de la base superior palmar se realiza un redondeo lateral de 10 mm y uno superior en los vértices de 3 mm. (Gráfico 56)

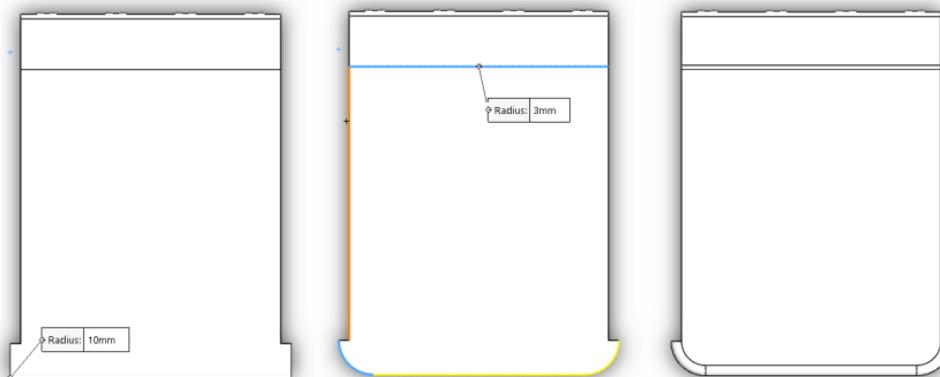


Figura 56. Redondeo base superior palmar.

Para el ingreso del perno se diseña un bloque en la parte inferior de la base palmar tomando como dimensiones el perno (anexo 3) y una diferencia de 10 mm en la longitud del mismo. Una vez realizado este proceso se realiza los cortes necesarios para el ingreso del perno en la estructura; primero un corte de revolución y luego un corte con un croquis en forma de hexágono con 12 mm por lado y una profundidad de 10 mm. (Gráfico 57)

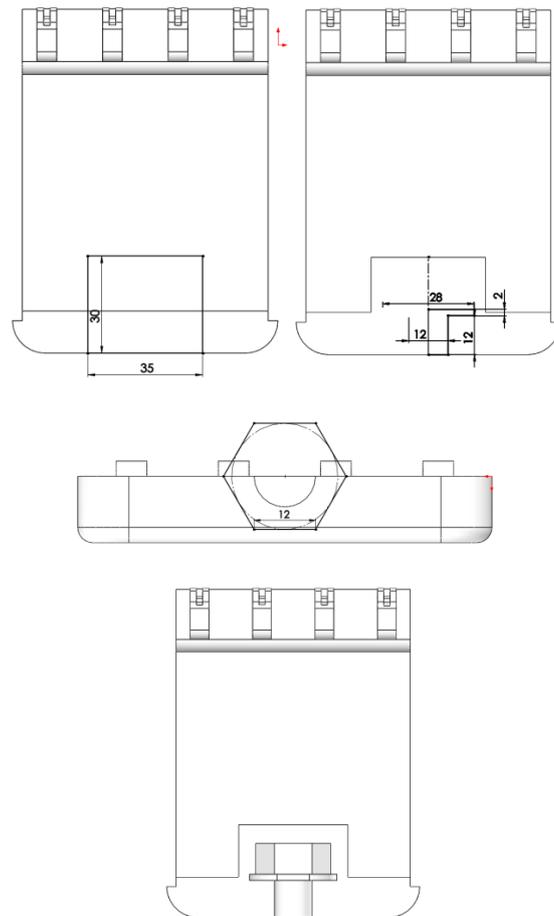


Figura 57. Acople de perno base superior palmar

Ahora se crea las ranuras laterales para las bases laterales de la palma de 1.5 mm de espesor como se indica en la siguiente figura. Con una profundidad de corte de 1.5 mm en los dos lados de la base. También se diseña los orificios para ajuste de los tornillos que sujetaran las bases laterales con un diámetro de 1.5 mm. (Gráfico 58)

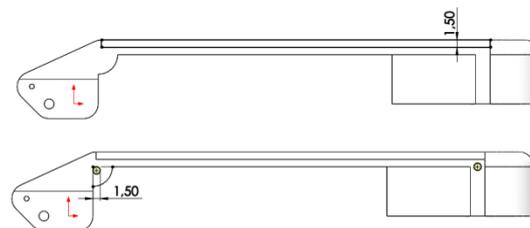


Figura 58. Ranuras y orificios laterales base superior palmar.

Para finalizar se crea orificios en la parte inferior de la base palmar superior donde se juntará con la base inferior, orificios de 2 mm de diámetro y una profundidad de 5 mm de corte. (Gráfico 59)

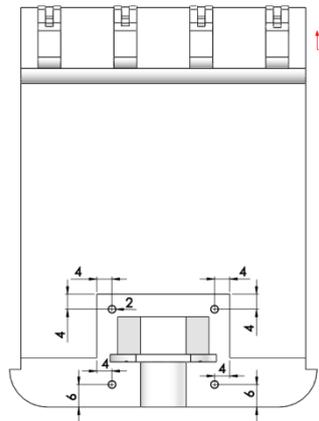


Figura 59. Orificios inferiores de la base superior palmar.

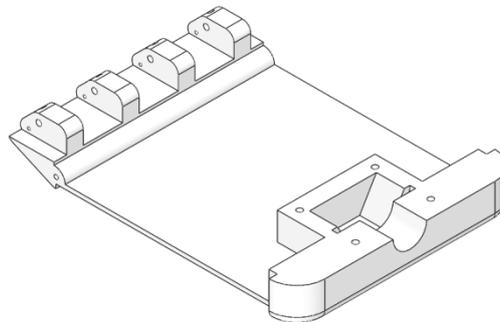


Figura 60. Base palmar superior.

Base palmar inferior

La base palmar inferior tiene como función la sujeción de los ejes de rotación de los actuadores, así como también los valores paramétricos configurables de la longitud y ancho palmar, además alberga la base del dedo pulgar y parte del perno de sujeción para el socket de muñeca de la prótesis.

De igual manera que la base palmar superior para el diseño de la base es necesario conocer las posiciones de cada falange, separadas entre ellas a una misma longitud, variables de acuerdo al ancho palmar donde este no puede ser menor a 63 mm debido al ancho que ocupan los actuadores (15 mm) y 3mm a cada lado para sujeción de las bases laterales que ocupa la palma de la prótesis de mano. (Gráfico 61)

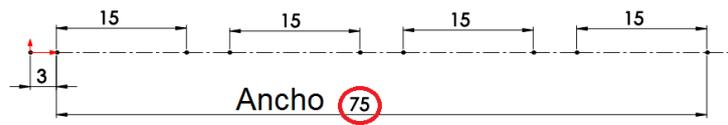


Figura 61. Croquis ancho palmar base inferior.

En base a este croquis (circulo azul) parte el siguiente el cual hace referencia a la longitud palmar y la sujeción del eje de rotación de los actuadores, además la inserción de 13 mm para la otra parte del perno para sujeción del socket de muñeca, como indica la figura siguiente.

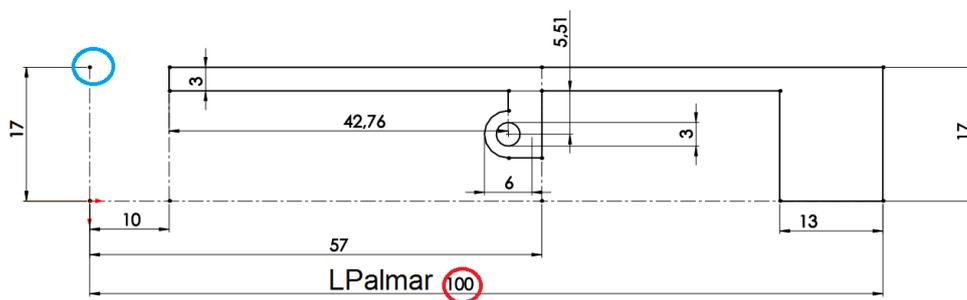


Figura 62. Croquis soporte base inferior palmar.

Ahora se extruye a todo el ancho palmar, una vez hecho esto se realiza un corte para la sujeción de la base pulgar. (Gráfico 63)

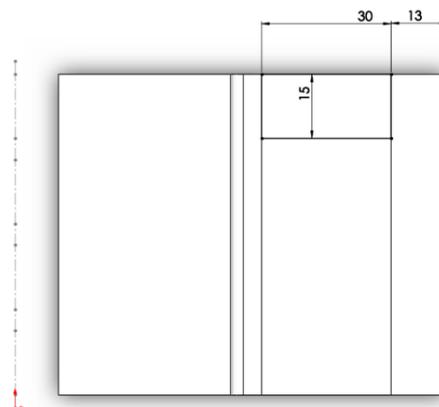


Figura 63. Croquis sujeción de base pulgar en base palmar inferior.

Para la sujeción de las bases laterales se realiza el siguiente croquis y se extruye hasta la siguiente superficie para los dos lados. (Gráfico 64)

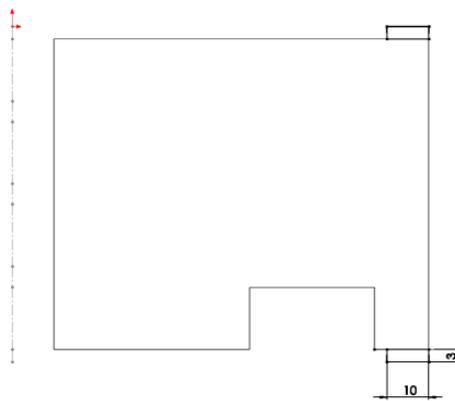


Figura 64. Sujeción bases laterales de la base palmar inferior.

Para mejorar la apariencia de la base superior palmar se realiza un redondeo lateral de 10 mm y uno superior en los vértices de 3 mm. (Gráfico 65)

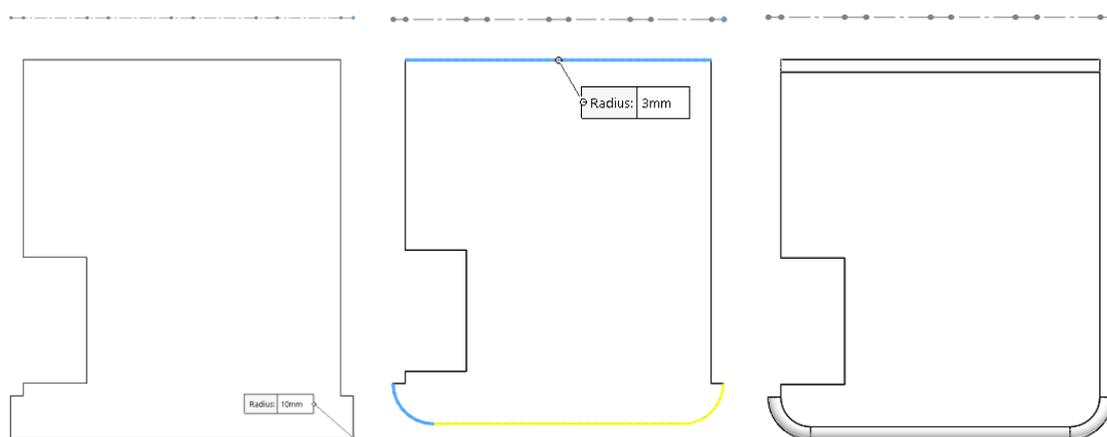


Figura 65. Redondeo base palmar inferior.

Para el perno se diseña nuevamente un bloque en la parte inferior de la base palmar tomando como referencia la base palmar superior. Una vez realizado este proceso se realiza los cortes necesarios para el ingreso del perno en la estructura; primero un corte de revolución y luego un corte con un croquis en forma de hexágono con 12 mm por lado y una profundidad de 10 mm. (Gráfico 66)

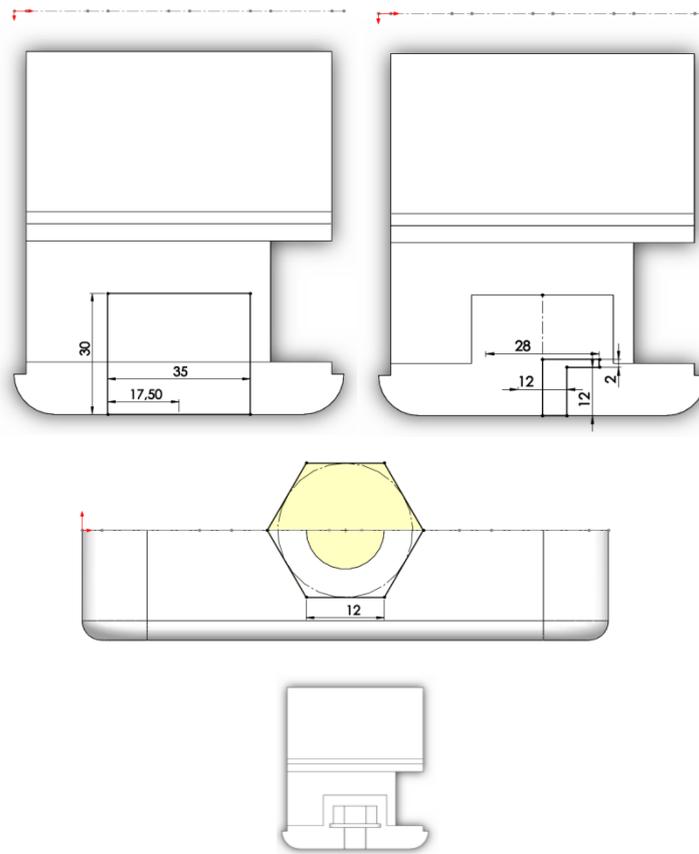


Figura 66. Acople de perno base palmar inferior.

Las ranuras laterales son de 1.5 mm de espesor para las bases laterales de la palma. Con una profundidad de corte de 1.5 mm en los dos lados de la base. (Gráfico 67)

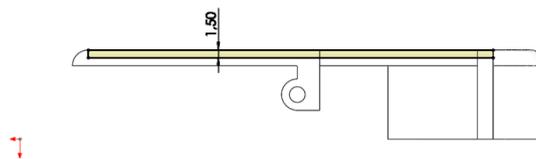


Figura 67. Ranuras laterales base palmar inferior.

Para el ingreso de los actuadores al soporte del eje diseñado es necesario hacer cortes hasta la superficie, basados en el ancho palmar y la ubicación de los dedos como indica el grafico 68.

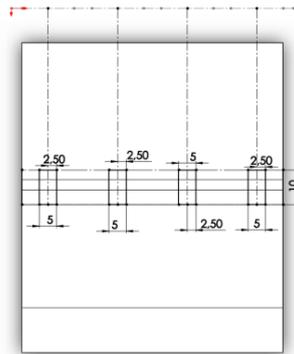


Figura 68. Croquis para ingreso de actuadores a el eje de giro de la base palmar inferior.

La base pulgar tiene una guía por lo que es necesario realizar un corte. (Gráfico 69)

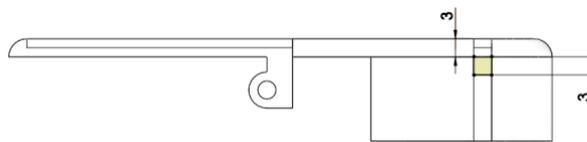


Figura 69. Croquis de guía de base pulgar en base palmar inferior.

También se diseñan los orificios de 1.5 mm de diámetro para las bases laterales y de 2.5 mm de diámetro para sujetar la base palmar superior, por todo hasta la superficie exterior para ajuste de los tornillos que sujetaran la base superior con la inferior. (Gráfico 70)

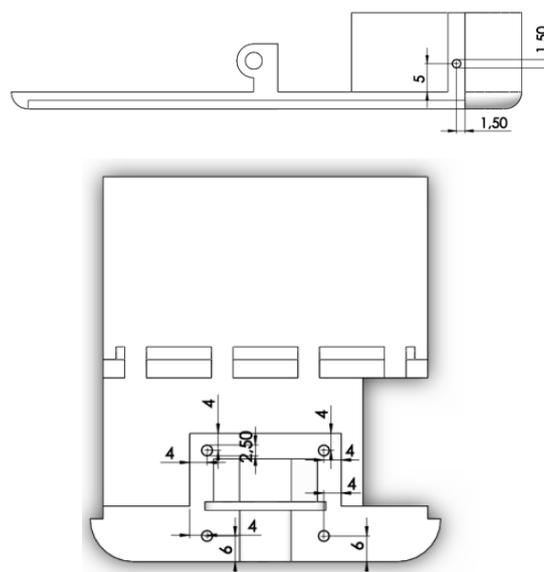


Figura 70. Orificios de la base palmar inferior.

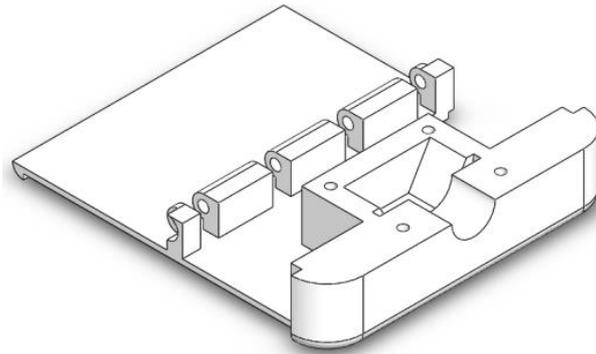


Figura 71. Base palmar inferior.

Base lateral palmar-pulgar

Esta base lateral cubre la base del pulgar y se une a la base palmar para crear una apariencia más sólida, para el diseño de este componente es necesario realizar un croquis paramétrico donde interviene la longitud palmar y la longitud del primer metacarpiano LPM. Su diseño está basado en los componentes anteriormente diseñados (base superior palmar, base inferior palmar y base pulgar), y se extruye 3 mm. (Gráfico 72)

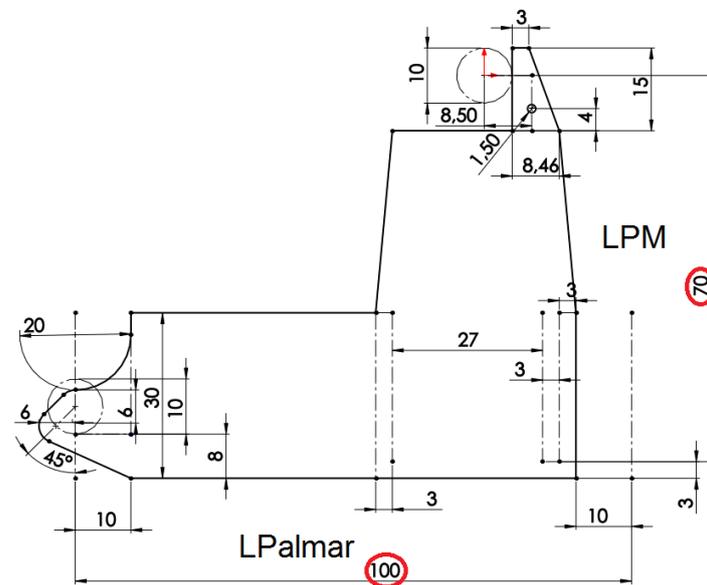


Figura 72. Croquis paramétrico base lateral palmar-pulgar.

El redondeo se lo realiza para mejorar la apariencia de 3 mm de radio en los vértices como indica la siguiente figura. (Gráfico 73)

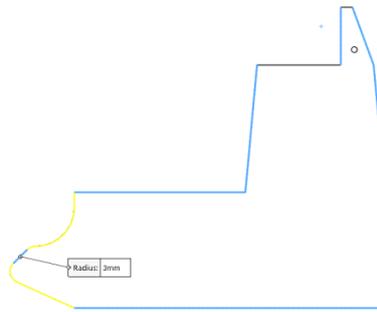


Figura 73. Redondeo base lateral palmar-pulgar

Las guías para las ranuras antes diseñadas son extruidas en la parte posterior de 1.5 mm de extrusión, así como los orificios para la sujeción con tornillos. (Gráfico 74-75)

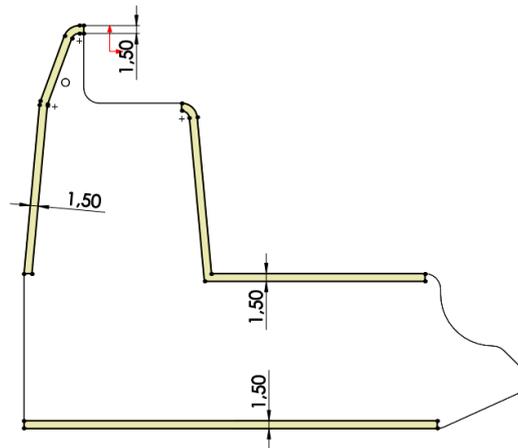


Figura 74. Ranuras base lateral palmar-pulgar

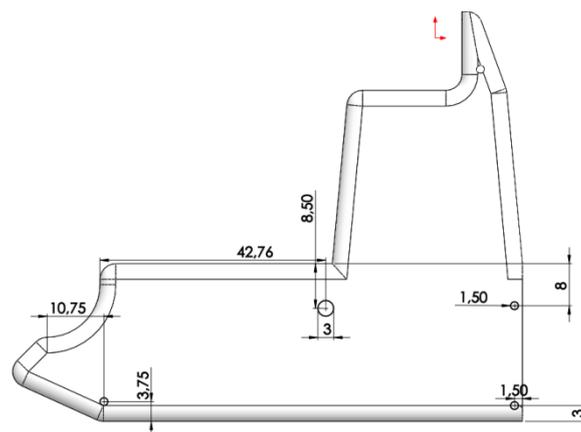


Figura 75. Orificios base lateral palmar-pulgar

Una vez realizado todos estos requerimientos la base lateral palmar-pulgar queda de la siguiente manera. (Gráfico 76)

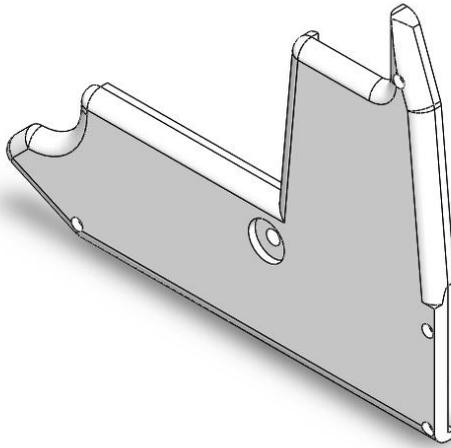


Figura 76. Base lateral palmar-pulgar.

Base lateral palmar

La base que cubre el otro extremo, en su croquis paramétrico necesita el valor de la longitud palmar y su diseño está basado en los componentes de la base superior e inferior de la palmar, una vez diseñado se extruye 3 mm. (Gráfico 77)

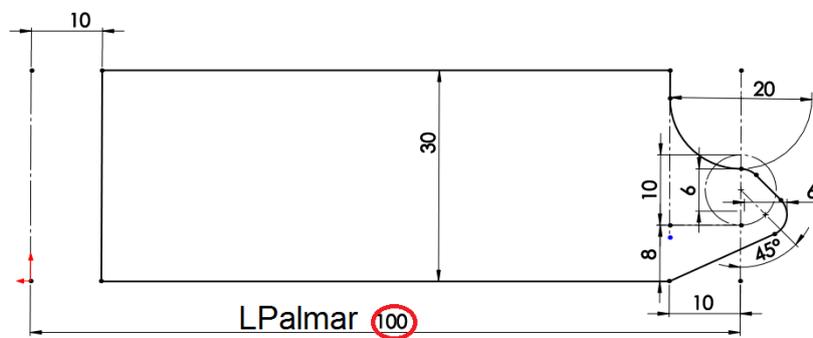


Figura 77. Croquis paramétrico base lateral palmar.

El redondeo se lo realiza para mejorar la apariencia de 3 mm de radio en los vértices como indica la siguiente figura. (Gráfico 78)

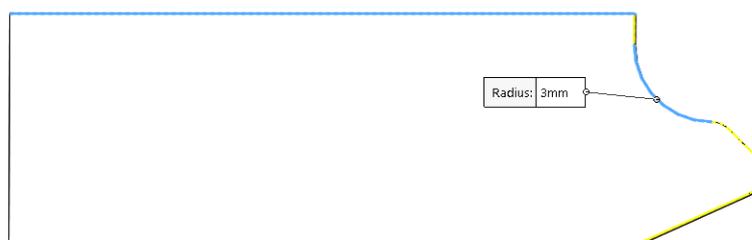


Figura 78. Redondeo base lateral palmar.

Las guías para las ranuras antes diseñadas son extruidas en la parte posterior de 1.5 mm de extrusión, así como los orificios para la sujeción con tornillos. (Gráfico 79-80)

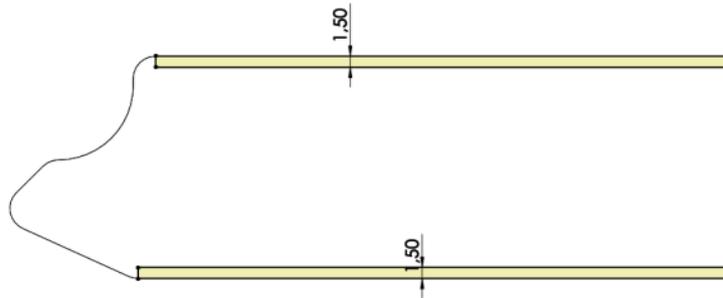


Figura 79. Ranuras base lateral palmar.

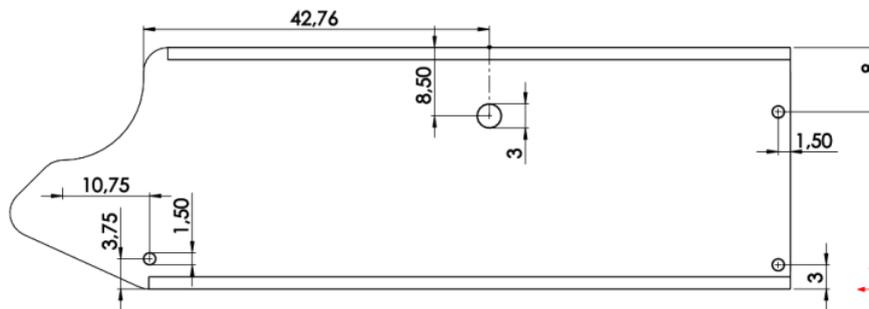


Figura 80. Orificios base lateral palmar

Una vez realizado todos estos requerimientos la base lateral palmar-pulgar queda de la siguiente manera: (Gráfico 81)

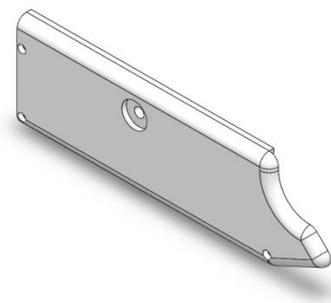


Figura 81. Base lateral palmar

3.2.4. Ensamblaje de la mano

En base a las piezas diseñadas anteriormente, para el ensamble es necesario utilizar ejes, tornillos y los actuadores para su funcionamiento, el ensamblaje cuenta con 55 piezas en total las cuales son descritas a continuación:

Tabla 11.

Listado de piezas para ensamblaje del prototipo de prótesis de mano.

| Nro. | Pieza | Cantidad | Material |
|------|--------------------------------|----------|------------------|
| 1 | Base Superior Palmar | 1 | PLA |
| 2 | Base Inferior Palmar | 1 | PLA |
| 3 | Base Lateral Pulgar Palmar | 1 | PLA |
| 4 | Base Lateral Palmar | 1 | PLA |
| 5 | Proximal y distal del Pulgar | 1 | PLA |
| 6 | Primer metacarpiano del Pulgar | 1 | PLA |
| 7 | Proximal del Índice | 1 | PLA |
| 8 | Medial y distal del Índice | 1 | PLA |
| 9 | Barra inversa del Índice | 1 | Acero Inoxidable |
| 10 | Proximal del Medio | 1 | PLA |
| 11 | Medial y distal del Medio | 1 | PLA |
| 12 | Barra inversa del Medio | 1 | Acero Inoxidable |
| 13 | Proximal del Anular | 1 | PLA |
| 14 | Medial y distal del Anular | 1 | PLA |
| 15 | Barra inversa del Anular | 1 | Acero Inoxidable |
| 16 | Proximal del Meñique | 1 | PLA |
| 17 | Medial y distal del Meñique | 1 | PLA |
| 18 | Barra inversa del Meñique | 1 | Acero Inoxidable |
| 19 | Actuadores | 5 | Varios |
| 20 | Eje barra inversa | 8 | Acero Inoxidable |
| 21 | Eje Falanges | 9 | Acero Inoxidable |
| 22 | Eje brazo actuador | 6 | Acero Inoxidable |
| 23 | Eje Base actuador | 1 | Acero Inoxidable |
| 24 | Tornillo chipboard M3 | 4 | Acero Inoxidable |
| 25 | Tornillo volcánita 1,5 mm | 7 | Acero Inoxidable |

El gráfico de a continuación muestra el modelo completo con cinco actuadores en posición neutral de la mano. (Gráfico 82)

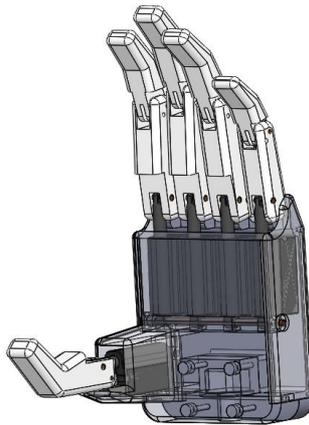


Figura 82. Ensamble CAD del prototipo de mano.

3.3. Parametrización de la prótesis

La herramienta Drive Works Xpress automatiza el proceso de diseño, generando infinitas variaciones de un modelo a partir de un proyecto basado en reglas configuradas y ejecutadas en reiteradas ocasiones.

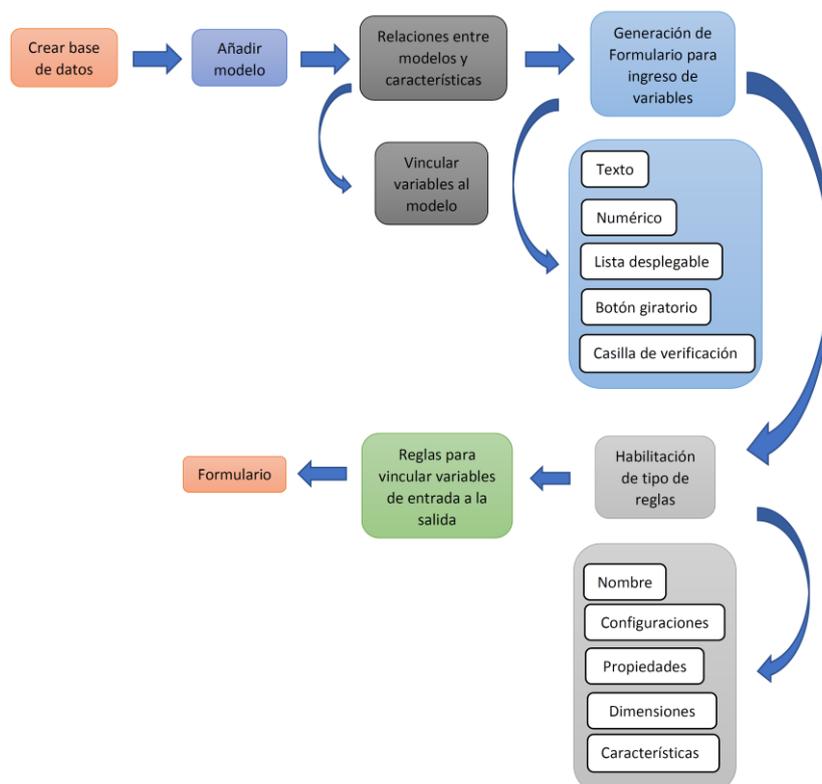


Figura 83. Proceso de manejo de Drive Works Xpress.

El proceso que realiza esta herramienta está representado en el diagrama siguiente:

1. En la sección Crear Base de datos se establece una ruta donde se guardará todas las relaciones del modelo.
2. Para generar un vínculo entre las variables de entrada como en las de salida es necesario añadir un modelo, en este caso es el ensamblaje de mano. Para la generación de planos también se asigna a un dibujo previamente diseñado, para vincular las nuevas propiedades. (Gráfico 84)

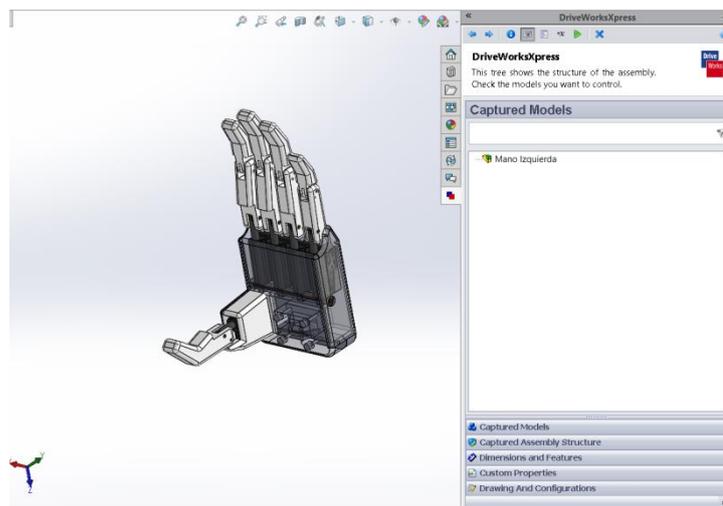


Figura 84. Capturas de modelos.

3. Una vez vinculado el modelo es necesario asignar variables a cada cota inteligente que requiere la asignación de una variable. Para los dedos: índice, medio, anular y meñique cada uno de estos modelos se compone de tres partes las cuales son falange proximal, falange medial-distal y barra inversa. El pulgar se compone de dos partes que son; pulgar y base pulgar. Y por último la palma que se compone de cuatro partes: Base superior, base inferior, base lateral pulgar y base lateral. Las variables asignadas se detallan en la siguiente tabla:

Tabla 12.

Variables asignadas a las cotas del ensamblaje

| Cota | Modelo | Variable |
|----------------------------|-------------|------------|
| Primer metacarpiano | Base Pulgar | LPMpulgar |
| Falange Proximal | Pulgar | LFPpulgar |
| Falange Distal | Pulgar | LFDpulgar |
| Falange Proximal | Índice | LFPindice |
| Falange Medial | Índice | LFMindice |
| Falange Distal | Índice | LFDindice |
| Falange Proximal | Medio | LFPmedio |
| Falange Medial | Medio | LFMmedio |
| Falange Distal | Medio | LFDmedio |
| Falange Proximal | Anular | LFPanular |
| Falange Medial | Anular | LFManular |
| Falange Distal | Anular | LFDanular |
| Falange Proximal | Meñique | LFPmeñique |
| Falange Medial | Meñique | LFMmeñique |
| Falange Distal | Meñique | LFDmeñique |
| Longitud palmar | Palma | Lpalmar |
| Ancho palmar | Palma | Apalmar |

4. Contando con las variables de salida asignadas a las cotas de los croquis de cada componente, es necesario asignar las variables de entrada, las cuales son: (Gráfico 85)

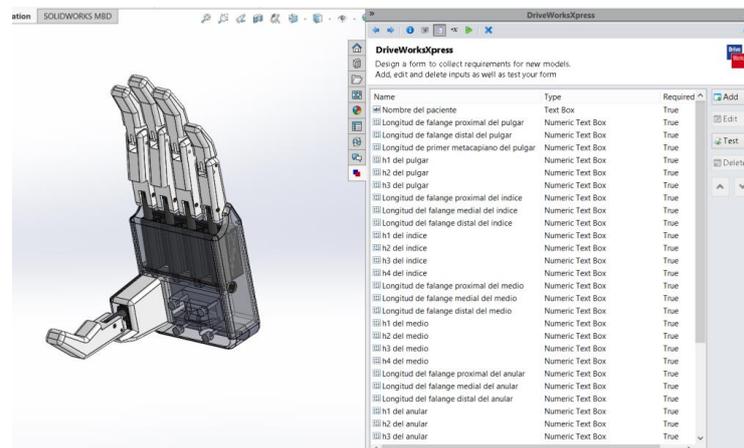


Figura 85. Creación de Formulario de variables de entrada.

El formulario requiere de la asignación del tipo de variable a ingresar, un requisito básico es una variable de tipo texto para la generación de las nuevas piezas paramétricas las cuales su nombre cambiaran de acuerdo a esta variable. Las variables tipo numéricas son asignadas de acuerdo a las longitudes máximas y mínimas del estudio antropométrico descrito en el capítulo 2.

Tabla 13.*Variables de entrada.*

| Name | Type | Dimensions (mm) | |
|--|------------------|-----------------|---------------|
| | | Minimum Value | Maximum Value |
| Nombre del paciente | Text Box | - | - |
| Longitud de primer metacarpiano del pulgar | Numeric Text Box | 55 | 60 |
| Longitud de falange proximal del pulgar | Numeric Text Box | 28 | 44 |
| Longitud de la falange distal del pulgar | Numeric Text Box | 22 | 54 |
| h1 del pulgar | Numeric Text Box | 14 | 27 |
| h2 del pulgar | Numeric Text Box | 12 | 20 |
| h3 del pulgar | Numeric Text Box | 6 | 10 |
| Longitud de falange proximal del índice | Numeric Text Box | 46 | 70 |
| Longitud de falange medial del índice | Numeric Text Box | 27 | 44 |
| Longitud de falange distal del índice | Numeric Text Box | 23 | 33 |
| h1 del índice | Numeric Text Box | 21 | 28 |
| h2 del índice | Numeric Text Box | 11 | 16 |
| h3 del índice | Numeric Text Box | 8 | 12 |
| h4 del índice | Numeric Text Box | 6 | 10 |
| Longitud de falange proximal del medio | Numeric Text Box | 46 | 69 |
| Longitud de falange medial del medio | Numeric Text Box | 33 | 58 |
| Longitud de falange distal del medio | Numeric Text Box | 22 | 39 |
| h1 del medio | Numeric Text Box | 17 | 25 |
| h2 del medio | Numeric Text Box | 11 | 16 |
| h3 del medio | Numeric Text Box | 7 | 12 |
| h4 del medio | Numeric Text Box | 6 | 10 |
| Longitud de falange proximal del anular | Numeric Text Box | 45 | 68 |
| Longitud de falange medial del anular | Numeric Text Box | 28 | 45 |
| Longitud de falange distal del anular | Numeric Text Box | 22 | 30 |
| h1 del anular | Numeric Text Box | 15 | 25 |
| h2 del anular | Numeric Text Box | 11 | 15 |
| h3 del anular | Numeric Text Box | 7 | 13 |
| h4 del anular | Numeric Text Box | 6 | 10 |
| Longitud de falange proximal del meñique | Numeric Text Box | 37 | 57 |
| Longitud de falange medial del meñique | Numeric Text Box | 20 | 34 |
| Longitud de falange distal del meñique | Numeric Text Box | 19 | 29 |
| h1 del meñique | Numeric Text Box | 14 | 20 |
| h2 del meñique | Numeric Text Box | 11 | 13 |
| h3 del meñique | Numeric Text Box | 7 | 11 |
| h4 del meñique | Numeric Text Box | 6 | 10 |
| Longitud palmar | Numeric Text Box | 105 | 130 |
| Ancho palmar | Numeric Text Box | 64 | 90 |

5. El tipo de reglas a modificar son la habilitación de las 28 piezas paramétricas, y de estas existen 74 dimensiones a modificar. (Gráfico 86)

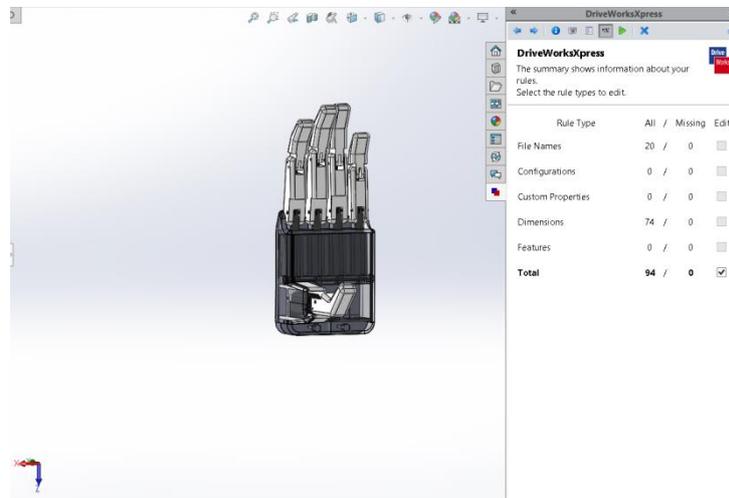


Figura 86. Tipos de reglas habilitadas para la parametrización.

6. Vincular las variables del formulario a las dimensiones que intervienen en la parametrización es el paso siguiente. (Gráfico 87)

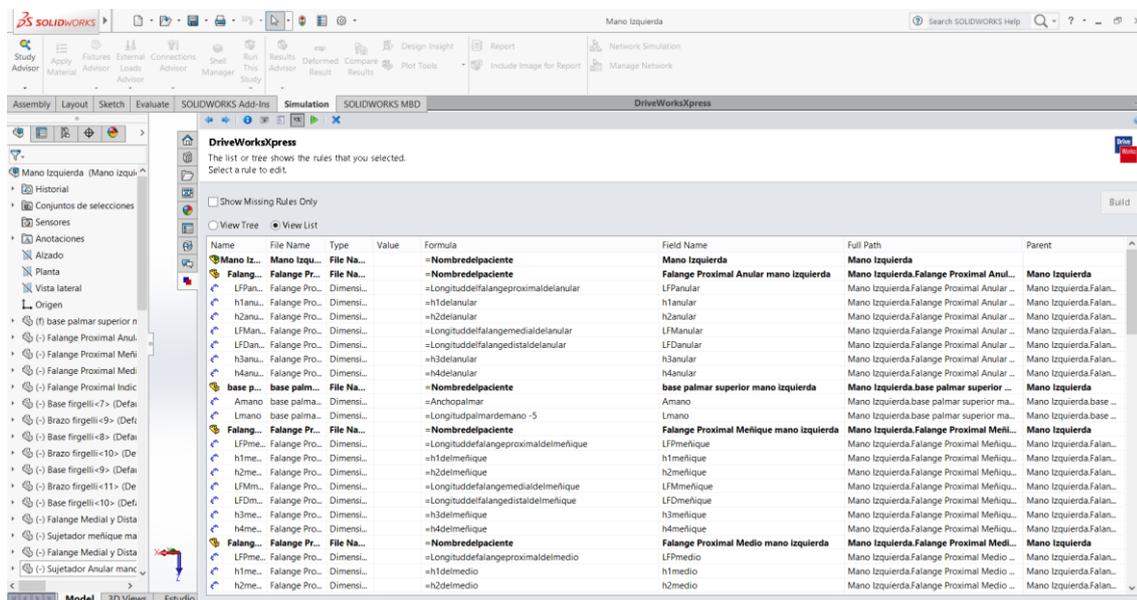


Figura 87. Vinculación de variables.

7. Para finalizar se genera el formulario de ingreso de variables para la parametrización. (Gráfico 88)

Figura 88. Formulario de ingreso de variables finalizado.

3.4. Justificación de la plataforma de desarrollo

Luego de un minucioso estudio para la implementación y desarrollo del sistema automatizado, se determinó como plataforma Solid Works. Los aspectos fundamentales que se toman en consideración y justifican esta selección son los siguientes:

1. Solid Works es un paquete para el diseño y posee todas las facilidades gráficas para este proceso. La posibilidad de utilizar un ambiente de trabajo común para las actividades de diseño y de planeación del proceso de fabricación, facilita la integración de estas etapas y reduce los tiempos de adiestramiento del personal en el uso del sistema.
2. Es un modelador sólido que se utiliza para el diseño 3-D. Paramétricos significa que las dimensiones pueden tener relaciones entre sí y se puede cambiar en cualquier momento durante el proceso de diseño para modificar automáticamente la parte sólida y la documentación relacionada.
3. Es un programa que se ejecuta en Microsoft Windows mecánico CAD 3D (diseño asistido por ordenador). Archivos de SolidWorks utilizan el formato de archivo de

almacenamiento estructurado Microsoft. Esto significa que hay varios archivos incrustados dentro de cada SLDDRW (archivos de dibujo) SLDPRT (archivos de piezas), SLDASM (archivos de ensamblaje), con mapas de bits previa y metadatos sub-archivos. SolidWorks es un modelador sólido Parasolid basado, y utiliza un enfoque paramétrico basado en funciones para crear modelos y conjuntos.

4. Posee herramientas como DriveWorksXpress para parametrización, este se basa en un conjunto de reglas programadas para la concepción de un diseño, ahorrando tiempo, reduciendo tareas repetitivas, minimiza errores y equivocaciones costosas. Generando variaciones con rapidez y facilidad. Los parámetros se refieren a las restricciones de que valores determinan la forma o la geometría del modelo. Los parámetros pueden ser numérico, tales como longitudes de línea o los diámetros de círculo, o geométricos, tales como tangente, en paralelo, concéntrico, horizontal o vertical. Parámetros numéricos pueden estar asociados entre sí mediante el uso de relaciones, que les permite capturar la intención del diseño.
5. Solid Works Simulation proporciona herramientas básicas de simulación para probar diseños y ayudar a tomar decisiones que mejoren la calidad. La integración total hace que el proceso de aprendizaje sea corto y elimina las tareas repetitivas que requieren las herramientas tradicionales de análisis. La simulación detecta perfectamente todos los materiales de los componentes, las conexiones y las relaciones definidas en el desarrollo del diseño. Se puede probar la resistencia y la seguridad de los productos, así como analizar por completo la cinemática. Además, el software es compatible con una gran variedad de tipos de geometría, por lo que podrá simular el funcionamiento en el mundo real de las operaciones sólidas, estructurales y de paredes finas.
6. La Universidad Técnica del Norte cuenta con la licencia de este producto, y el operario de esta aplicación es de esta institución.

Como limitación se puede señalar, a esta decisión, que el usuario del sistema tiene necesariamente que utilizar el ambiente de trabajo de Solid Works para la ejecución del mismo, su instalación necesita un amplio espacio de memoria del ordenador. No obstante, el manejo de esta plataforma necesita capacitación previa.

3.5. Análisis CAE del sistema implementado

CAE (Ingeniería asistida por computadora)

El modelo geométrico de un producto es el elemento central dentro del concepto de la CAE, y consiste en la representación del mismo en la memoria de la computadora. Todos los demás elementos de la CAE utilizan esta descripción geométrica como punto de partida. Ejemplo, el contorno de la pieza puede emplearse para determinar el paso de la herramienta a mecanizarse, mediante un sistema de control numérico. (Rojas & Salas, 2014)

El análisis de elementos finitos que también involucra la CAE, este permite obtener un análisis estático para la aproximación de soluciones asociadas a un problema físico sobre geometrías complicadas. El análisis se lleva a cabo en cada uno de los elementos de la prótesis de mano.

Cada agarre que realiza el prototipo genera un punto crítico en el sistema a continuación se detallan los principales puntos críticos:

3.5.1. Pinza bidigital

La pinza bidigital es la principal función de la mano al realizar oposición los dedos índice-pulgar, por lo que es indispensable desarrollar el análisis CAE. (Gráfico 89)

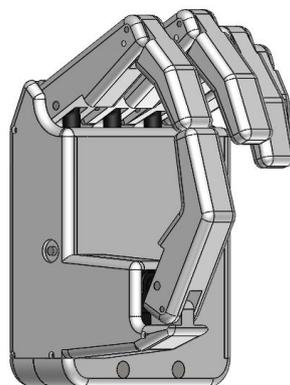


Figura 89. Pinza Bidigital prototipo de prótesis de mano.

Condiciones de frontera

Las condiciones de frontera y las limitaciones se consideran la parte más difícil del modelado de una estructura para un análisis de elementos finitos. Las restricciones de frontera también pueden ser útiles al modelar condiciones de frontera que son laterales del sistema coordinado global. (Shigley Keith, 2008)

Este movimiento involucra las siguientes condiciones de frontera, la primera es su soporte el cual será fijo(verde), este se encuentra en su base la cual es sujeta mediante un perno al socket que se juntará con el muñón, la segunda condición es la fuerza que ejercen los actuadores al cerrar la pinza esta es de 45 Newtons (violeta), como se muestra en siguiente gráfico.

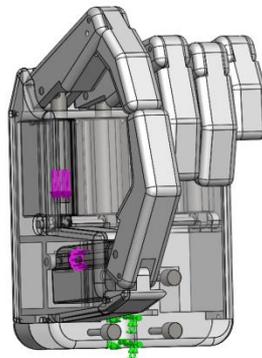


Figura 90. Condiciones de frontera pinza bidigital.

Mallado

Para determinar el mallado necesario para encontrar la solución más aproximada, se varió la densidad de mallado se empezó con un número total de elementos desde 35000 hasta llegar a 3000000, valor máximo en el cual el Esfuerzo equivalente a Von Mises, desplazamiento, deformación y factor de seguridad se vuelven casi constantes.

Solución

Tensión Equivalente estrés de Von – Mises

La teoría de la máxima energía de distorsión (criterio de von-Mises), puede considerarse un refinamiento del criterio de Tresca, de acuerdo con este criterio, una pieza estructural resiste por falla en alguno de sus puntos, en términos de tensiones este criterio puede escribirse en términos de Von-Mises. (Valencia, 2017)

$$Rp = \sqrt{\frac{1}{2} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2]}$$

Como se observa en la figura siguiente se tiene un valor máximo de 18.25 MPa, ubicado en la parte inferior de la base inferior palmar junto al acoplamiento de la base pulgar.

(Gráfico 91)

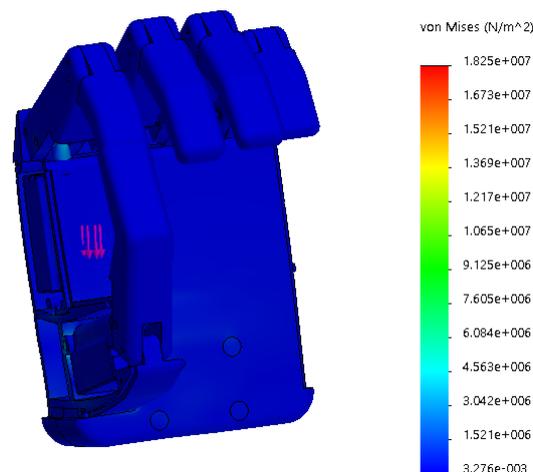


Figura 91. Estrés de Von mises de la pinza bidigital

Desplazamiento

El desplazamiento máximo generado por la pinza bidigital es de 0.124 mm encontrado en el pulgar como muestra la figura siguiente: (Gráfico 92)

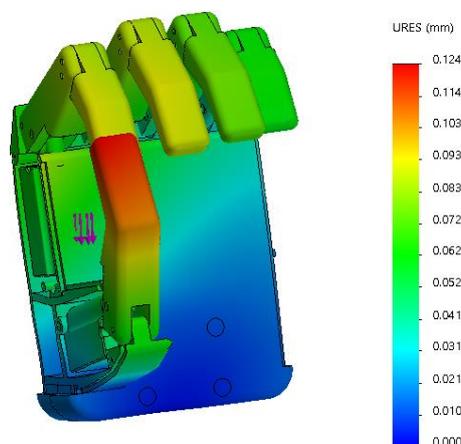


Figura 92. Desplazamiento de la pinza bidigital

Deformación

La deformación máxima encontrada es en la parte inferior de la base inferior palmar junto al acoplamiento de la base pulgar con un valor de 0.001264mm. (Gráfico 93)

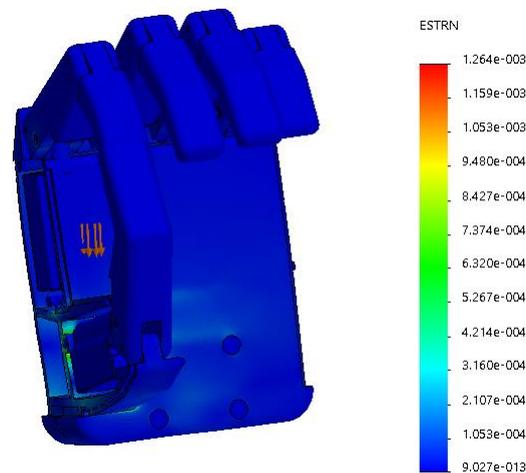


Figura 93. Deformación de la pinza bidigital

Factor de seguridad

Como se explicó en el mallado el factor de seguridad varió acorde al número de elementos finitos utilizados, hasta que se estabilizó dando $Fs_{min} = 9.576$. (Gráfico 94)

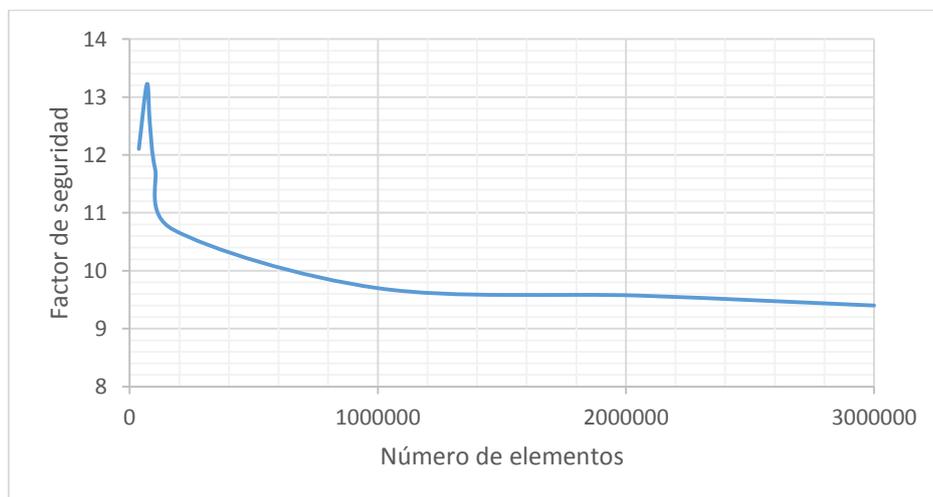


Figura 94. Factor de seguridad vs Número de elementos finitos en la pinza bidigital.

El factor de seguridad mínimo se encuentra en la parte inferior de la base inferior palmar junto al acoplamiento de la base pulgar. (Gráfico 95)

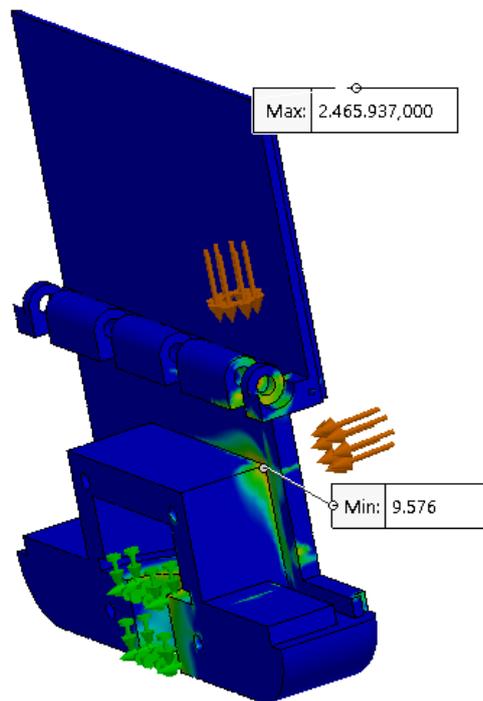


Figura 95. Factor de seguridad mínimo de la pinza bidigital.

El elemento crítico se lo analiza con mayor detalle a continuación y se realizan más tomas de valores en elementos cercanos. (Gráfico 96)

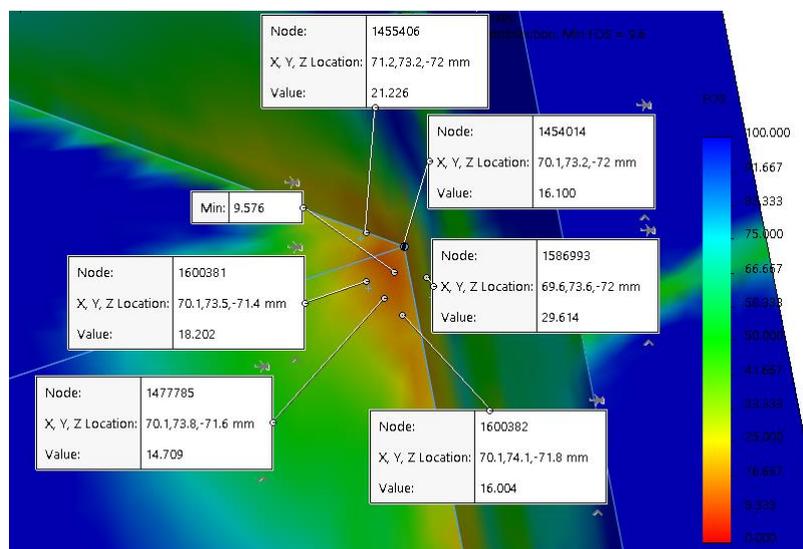


Figura 96. Factor de seguridad a detalle mínimo de la pinza bidigital.

Los valores encontrados en los elementos son representados en la siguiente indica una ponderación por zona con una media de 17.9. (Gráfico 97)

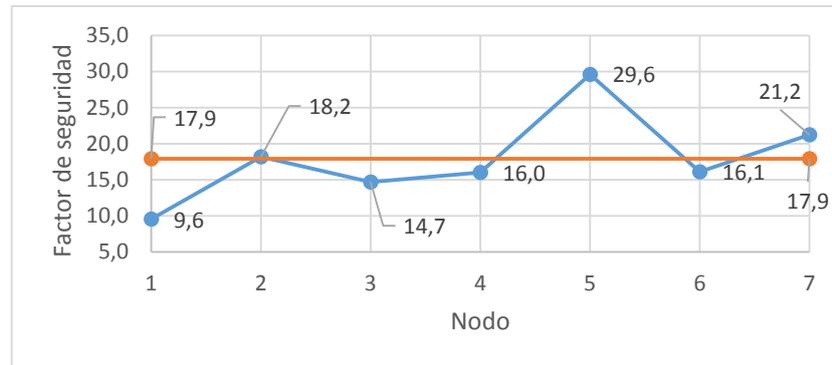


Figura 97. Factor de seguridad vs nodos de la pinza bidigital.

3.5.2. Presión

La capacidad de realizar la presión viene relacionada a los dedos y con ello a las falanges y el mecanismo realizado para el movimiento funcional de los mismos, debido a que el mecanismo de cuatro barras diseñado se ve dimensionado acorde a la parametrización y con ello a las longitudes configuradas de cada una de las falanges, para esto se analiza la falange con su mayor longitud y cuáles son los puntos críticos como se detalla a continuación:

Condiciones de frontera

Las condiciones de frontera de igual manera la base palmar permanece fija en la inserción del perno de acople al socket, el actuador genera 45 Newtons de jalado y la cara interior de la falange distal es fija. En el siguiente gráfico se indica el posicionamiento de las partes fijas (verde) y la fuerza del actuador (violeta) ocultando los componentes que no corresponden al mecanismo de cuatro barras inverso para mejorar su visualización. (Gráfico 98)

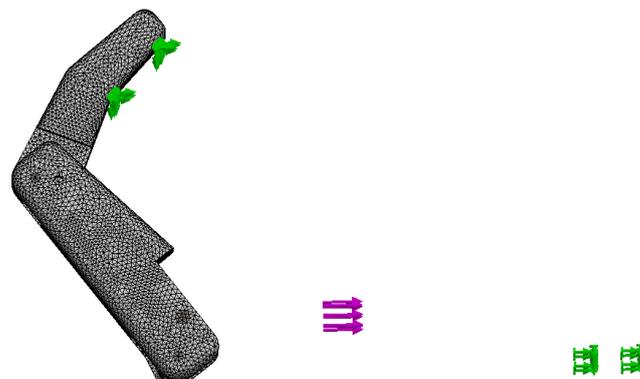


Figura 98. Condiciones de frontera y mallado al realizar presión en el mecanismo

Mallado

Para determinar se varió la densidad de mallado se empezó con un número total de elementos desde 20000 hasta llegar a 1000000.

Solución

Tensión equivalente estrés de Von – Mises

Como se observa en la figura siguiente se tiene un valor máximo de 36.43 MPa, ubicado en el eje de sujeción de la barra inversa proximal a la base palmar. (Gráfico 99)

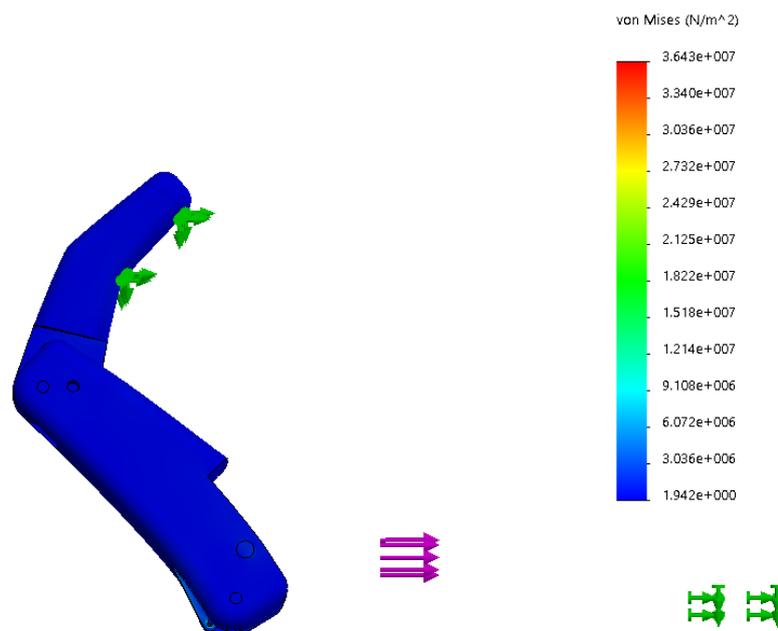


Figura 99. Estrés de Von Mises al realizar la presión

Desplazamiento

El desplazamiento máximo generado por la presión es de 0.044 mm encontrado en el eje de sujeción de la barra inversa proximal a la base palmar. (Gráfico 100)

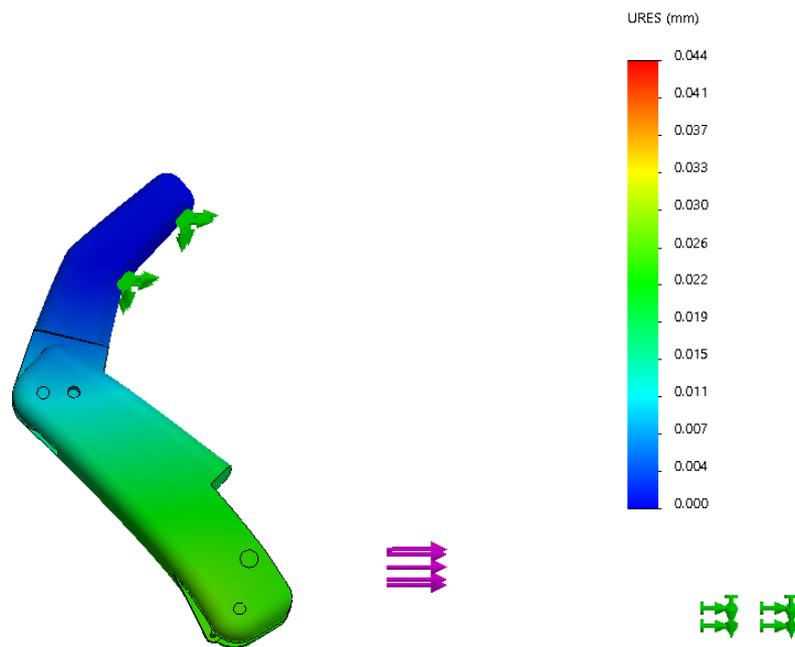


Figura 100.Desplazamiento al realizar la presión

Deformación

La deformación máxima encontrada en el eje de sujeción de la barra inversa es con un valor de 0.0006915 mm. (Gráfico 101)

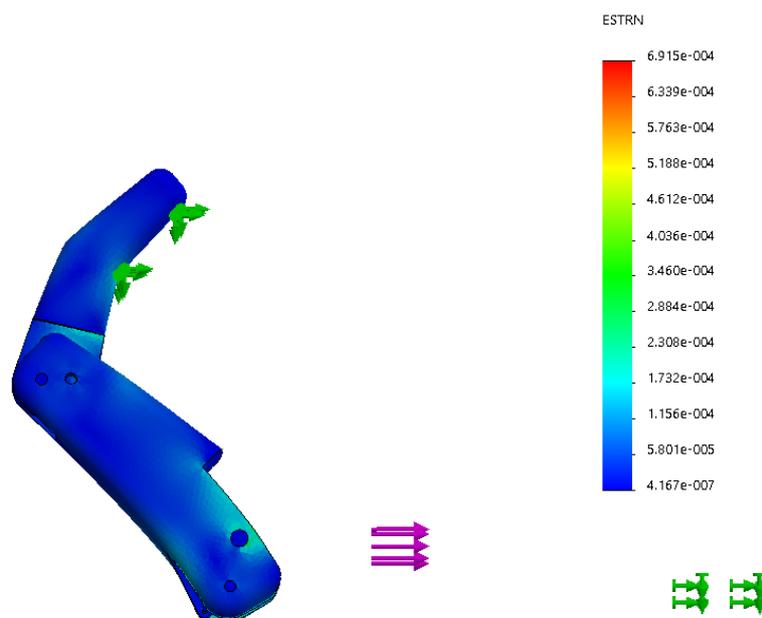


Figura 101. Deformación al realizar presión

Factor de seguridad

El factor de seguridad mínimo en el mecanismo es de $Fs_{min} = 5.67$ del eje de la barra inversa. (Gráfico 102-103)

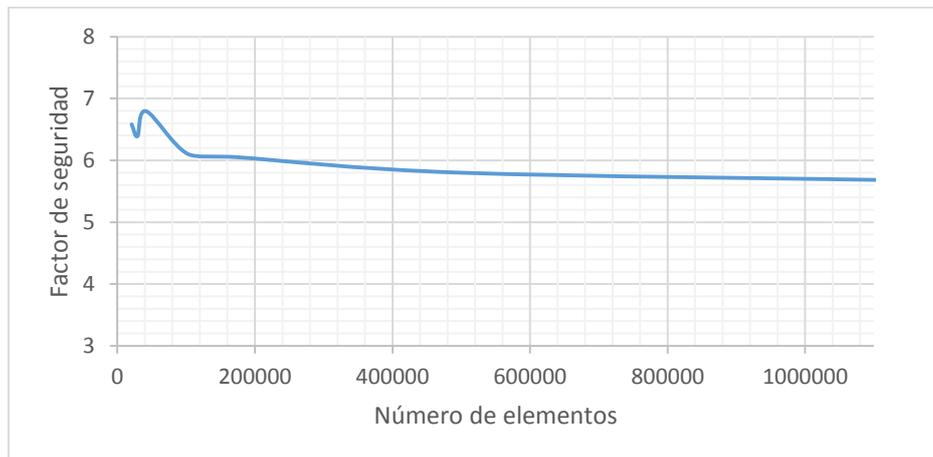


Figura 102. Factor de seguridad vs Número de elementos finitos en la presión.

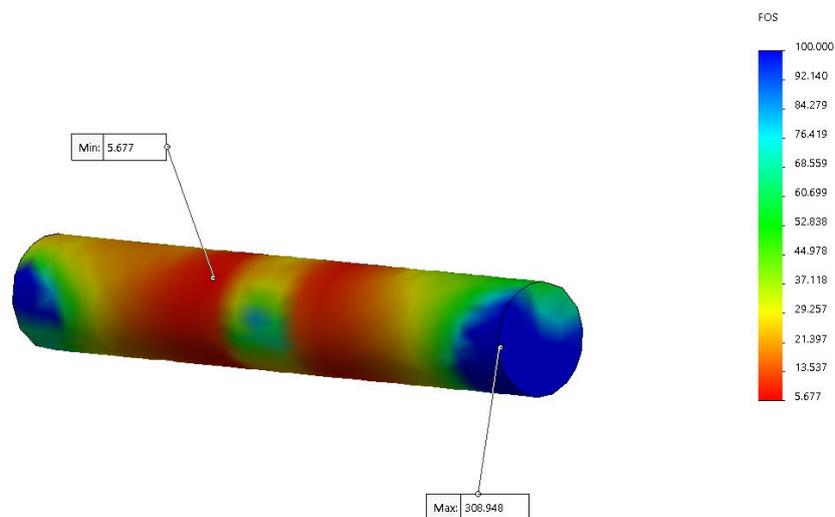


Figura 103. Factor de seguridad mínimo de la presión

El eje de sujeción de la barra inversa se describe a continuación, donde el valor máximo del factor de seguridad es máximo 308.949 y el mínimo de 5.677

El elemento crítico se lo analiza con mayor detalle a continuación y se realizan más tomas de valores en elementos cercanos. (Gráfico 104)

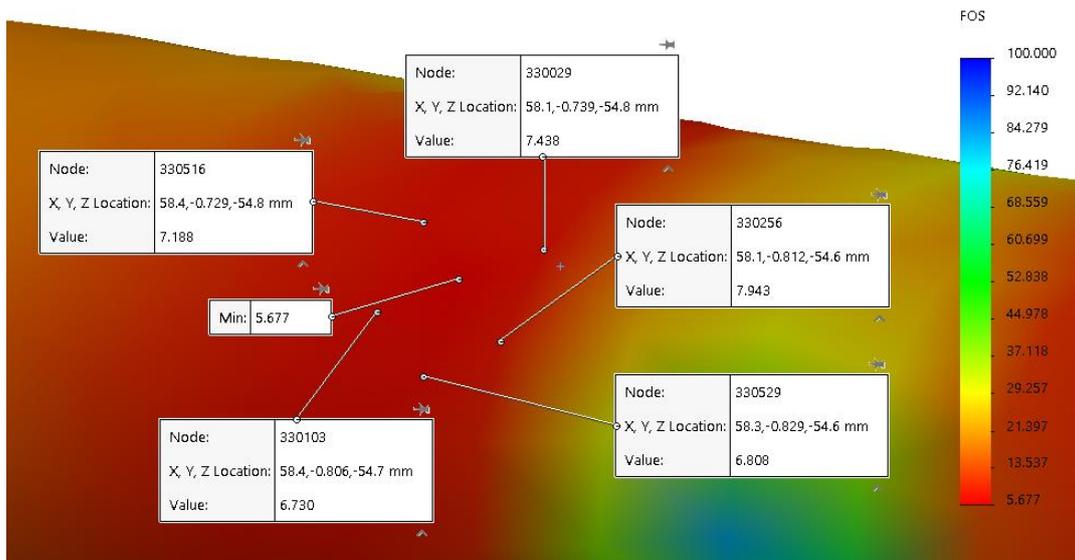


Figura 104. Factor de seguridad a detalle mínimo del eje al realizar la presión.

Los valores encontrados en los elementos son representados en la siguiente figura la cual indica un valor más real con una media de 7.1. (Gráfico 105)

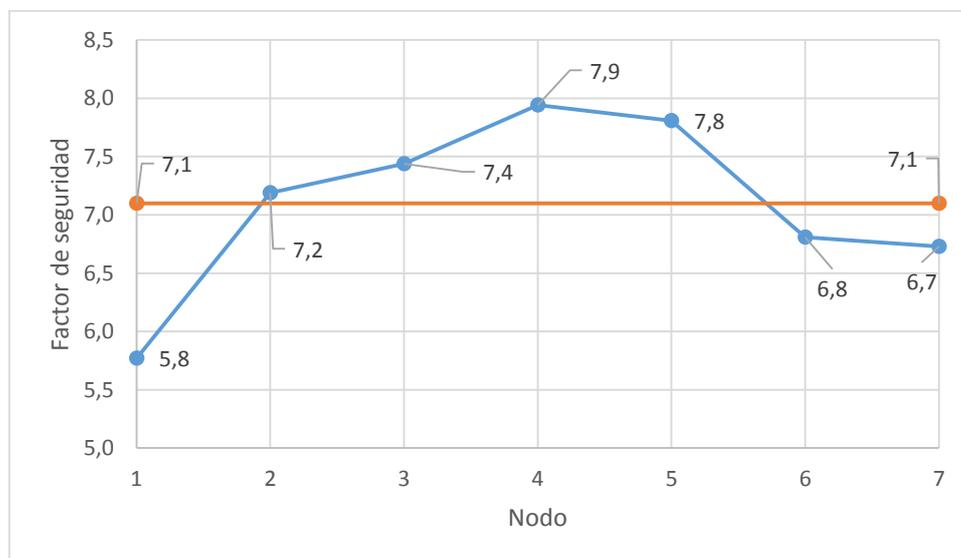


Figura 105. Factor de seguridad vs nodos al realizar la presión.

3.5.3. Agarre cilíndrico con apoyo

Los movimientos complementarios acordes a cada una de los posicionamientos de la mano son varios, pero el más crítico es el que se analizará a continuación, el de agarre cilíndrico con apoyo inferior, el cual sirve para sujeción de vasos, botellas u otros objetos similares.

Condiciones de frontera

Las condiciones de frontera para esta configuración tienen como fijación la base palmar en el acople al socket, las falanges envuelven el objeto en este caso la botella generando presión con la ayuda de los actuadores que jalen a 45 Na excepción del dedo meñique el cual realiza soporte del objeto. El objeto tiene un peso de 1 Kg. (Gráfico 106)

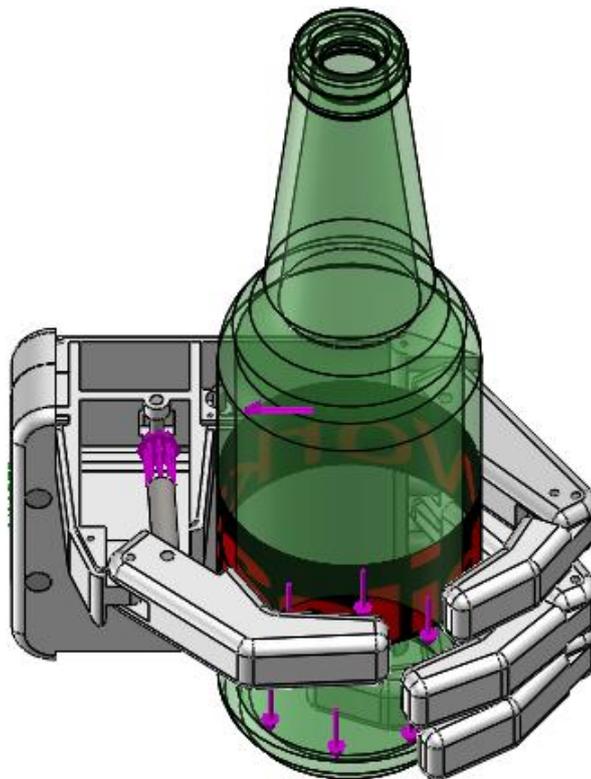


Figura 106. Condiciones de frontera y mallado al realizar el agarre cilíndrico con apoyo.

Mallado

Para determinar el mallado se varió la densidad de mallado se empezó con un número total de elementos desde 40000 hasta llegar a 3500000.

Solución

Esta configuración y sus 55 piezas que intervienen tienen un factor de seguridad mínimo de 2.32, ubicado en el eje del actuador del meñique como se describe a continuación: (Gráfico 107)

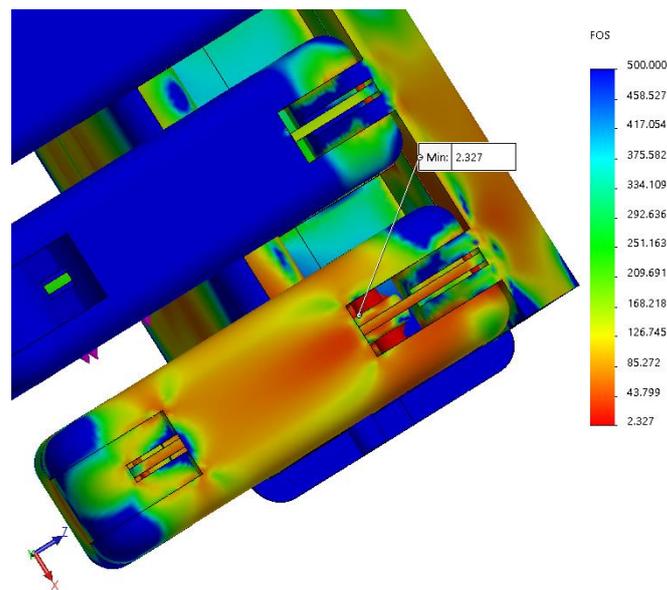


Figura 107. Factor de seguridad del Agarre cilíndrico con apoyo.

El análisis de la pieza crítica se describe a continuación:

Tensión equivalente estrés de Von – Mises

Como se observa en la figura siguiente se tiene un valor máximo de 103.4GPa. (Gráfico 108)

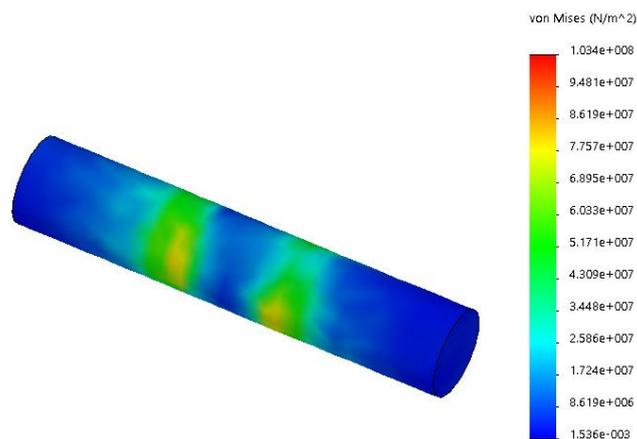


Figura 108. Estrés de Von Mises en eje crítico al realizar el agarre cilíndrico con apoyo.

Desplazamiento

El desplazamiento máximo generado por el agarre cilíndrico con apoyo es de 1.21 mm encontrado en la falange distal del dedo meñique. (Gráfico 109)

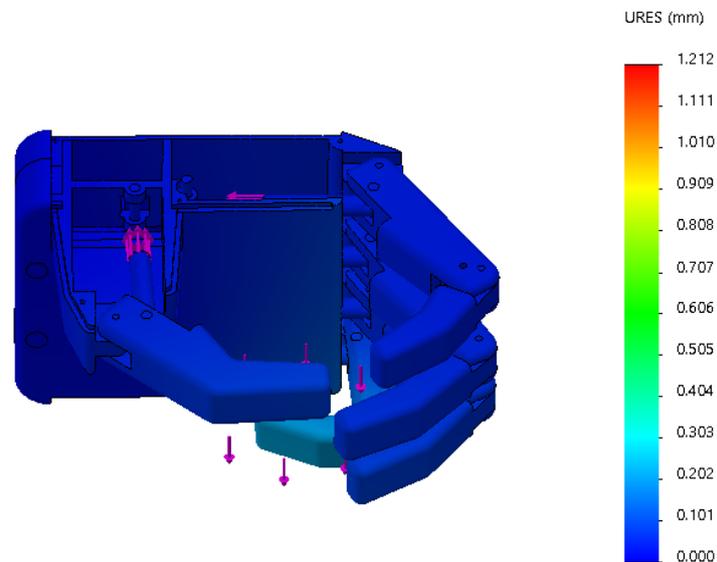


Figura 109. Desplazamiento al realizar el agarre cilíndrico con apoyo.

Deformación

La deformación máxima encontrada en el eje crítico tiene un valor de 0.000323mm. (Gráfico 110)

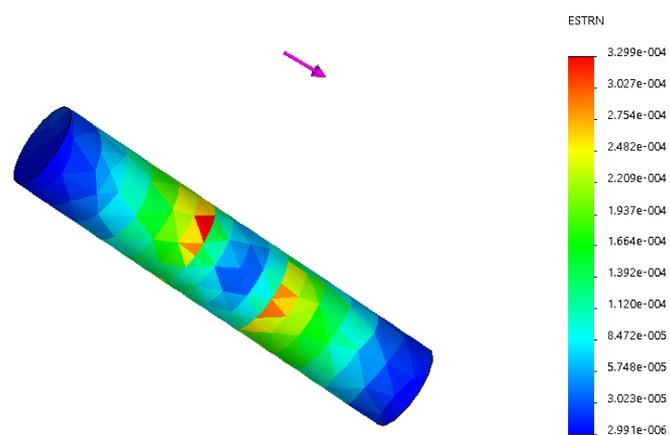


Figura 110. Deformación en el eje crítico al realizar el agarre cilíndrico con apoyo.

Factor de seguridad

El factor de seguridad mínimo en el mecanismo es de $F_{S_{min}} = 5.67$ del eje de la barra inversa. (Gráfico 111)

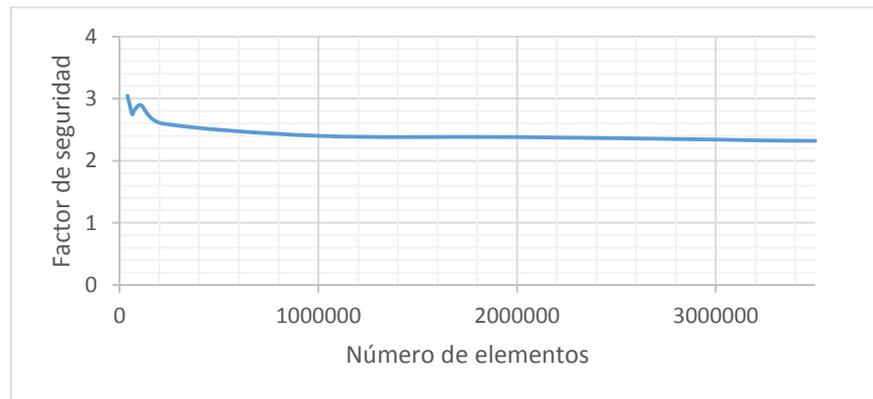


Figura 111. Factor de seguridad vs elementos finitos en el agarre cilíndrico con apoyo.

El eje de sujeción de la barra inversa se describe a continuación, donde el valor máximo del factor de seguridad es de 501.235 y el mínimo de 2.58. (Gráfico 112)

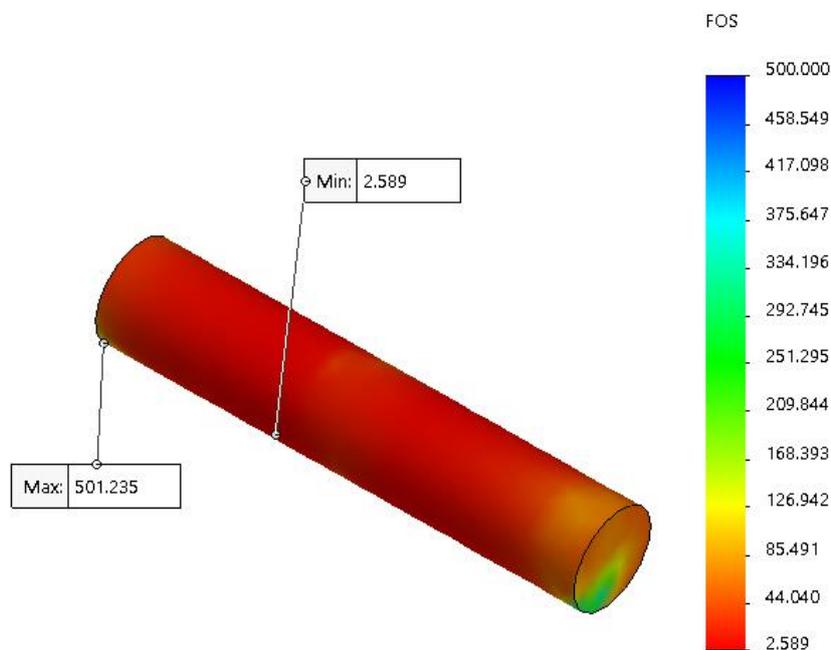


Figura 112. Factor de seguridad mínimo en el agarre cilíndrico con apoyo.

El elemento crítico se lo analiza con mayor detalle a continuación y se realizan más tomas de valores en elementos cercanos. (Gráfico 112)

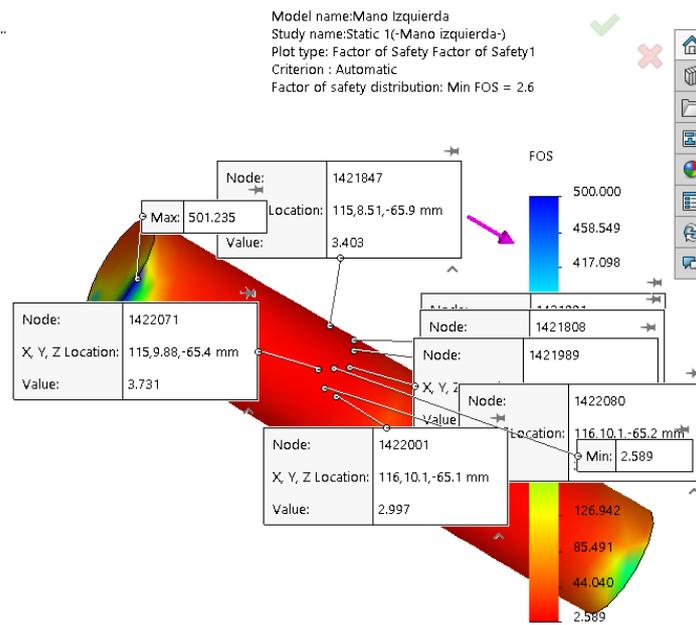


Figura 113. Factor de seguridad a detalle mínimo en el eje crítico al realizar el agarre cilíndrico con apoyo.

Los valores encontrados en los elementos son representados en la siguiente figura la cual indica un valor más real con una media de 3.2. (Gráfico 113)

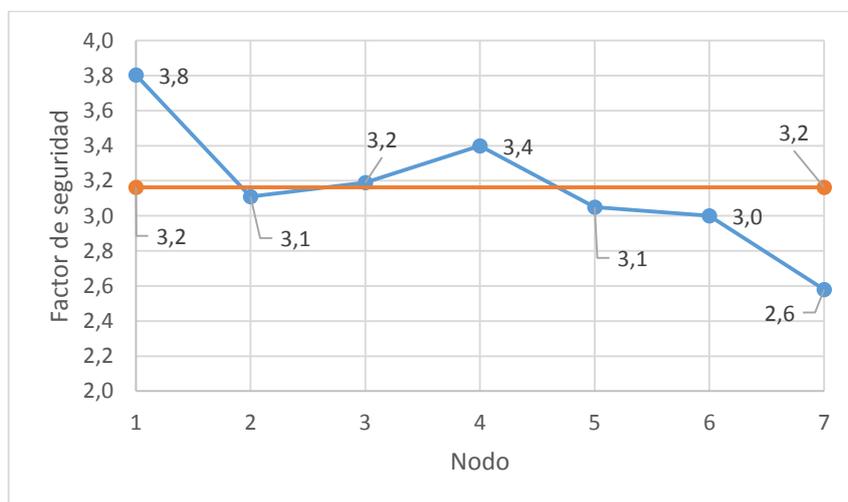


Figura 114. Factor de seguridad vs nodos en el eje al realizar el agarre cilíndrico.

3.8. Modo operacional del sistema

3.8.1. Requisitos para el manejo

1. Instalar Solid Works 2016 Premium

- 1.1. Activar Drive Works Xpress

Para instalar la herramienta vaya a Tools/Xpress Products/ DriveWorksXpress

2. Localizar la carpeta prótesis paramétrica de mano. La carpeta contiene los dos diseños del prototipo mano izquierda y mano derecha.
3. Llenar el formulario de medidas antropométricas de mano. La toma de medidas antropométricas se la realiza a través de un calibrador acorde a el gráfico siguiente, las quince medidas son en milímetros. (Yunis, 2004).

Donde:

1. Longitud de primer metacarpiano del pulgar tomada desde la línea de la articulación trapecio-metacarpiana hasta el extremo distal del primer metacarpo con un ángulo de 90° correspondiente a la articulación metacarpofalángica.
2. Longitud de falange proximal del pulgar medida desde la articulación metacarpofalángica hasta la articulación interfalángica en un ángulo de flexión de 90° .
3. Longitud de la falange distal del pulgar medida desde la articulación interfalángica hasta el extremo distal en un ángulo de flexión de 90° .
4. h1 del pulgar medida de la altura de la articulación metacarpofalángica.
5. h2 del pulgar medida de la altura de la articulación interfalángica.
6. h3 del pulgar medida de la altura terminación del dedo pulgar. (Gráfico 115)

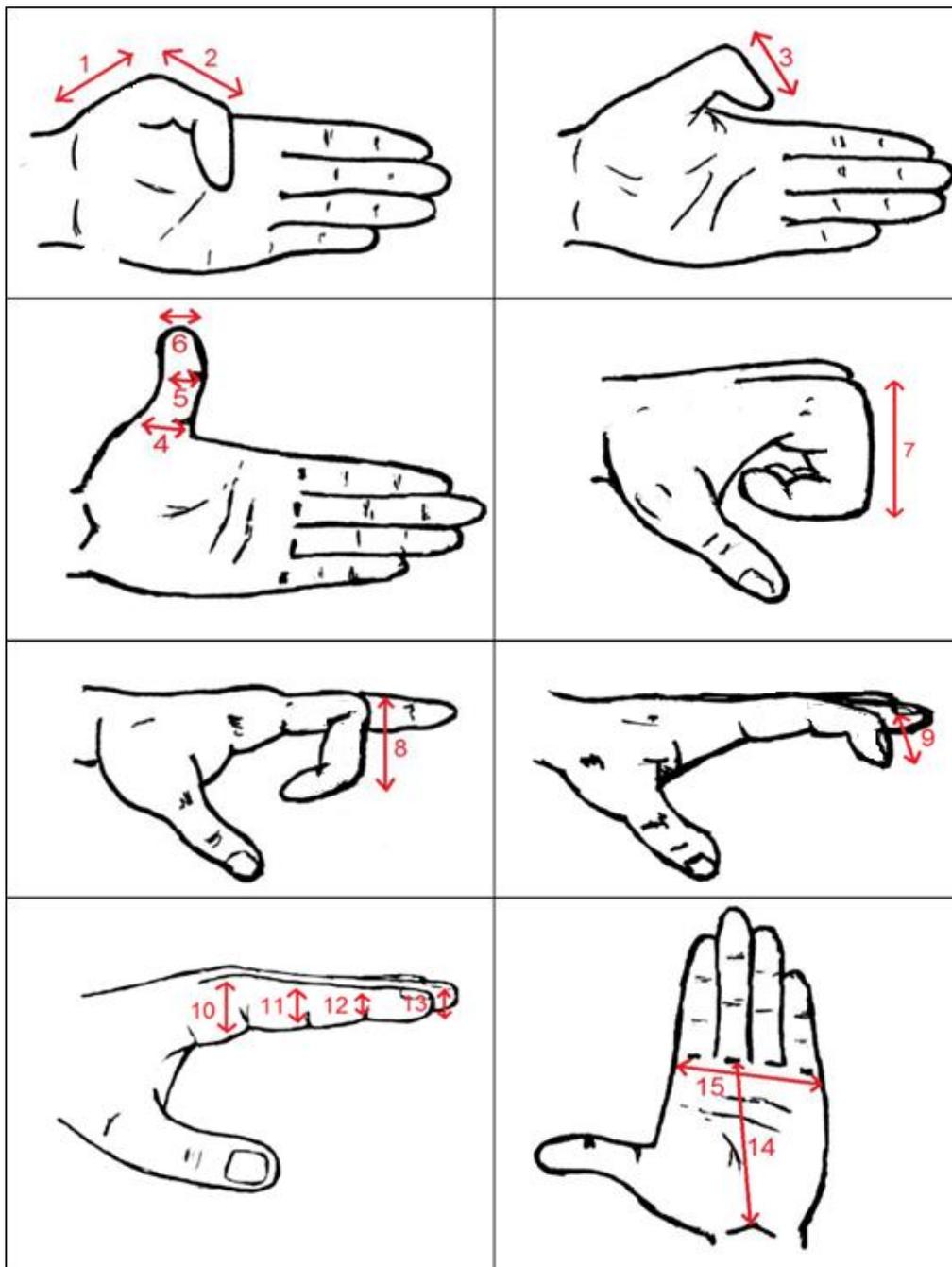


Figura 115. Medidas antropométricas necesarias para el prototipo.

7. Longitud de falange proximal del índice-medio-anular-meñique, medida desde la articulación metacarpofalángica (mcp) hasta la articulación interfalángica proximal (ipp) en un ángulo de 90° grados.

8. Longitud de falange medial del índice-medio-anular-meñique, medida desde la articulación interfalángica proximal (ipp) hasta la articulación interfalángica distal (ipd), en un ángulo de 90° grados.

Tabla 14.

Formulario de medidas antropométricas

| |
|---|
| Nombre del paciente |
| Longitud de primer metacarpiano del pulgar |
| Longitud de falange proximal del pulgar |
| Longitud de la falange distal del pulgar |
| h1 del pulgar |
| h2 del pulgar |
| h3 del pulgar |
| Longitud de falange proximal del índice |
| Longitud de falange medial del índice |
| Longitud de falange distal del índice |
| h1 del índice |
| h2 del índice |
| h3 del índice |
| h4 del índice |
| Longitud de falange proximal del medio |
| Longitud de falange medial del medio |
| Longitud de falange distal del medio |
| h1 del medio |
| h2 del medio |
| h3 del medio |
| h4 del medio |
| Longitud de falange proximal del anular |
| Longitud de falange medial del anular |
| Longitud de falange distal del anular |
| h1 del anular |
| h2 del anular |
| h3 del anular |
| h4 del anular |
| Longitud de falange proximal del meñique |
| Longitud de falange medial del meñique |
| Longitud de falange distal del meñique |
| h1 del meñique |
| h2 del meñique |
| h3 del meñique |
| h4 del meñique |
| Longitud palmar |
| Ancho palmar |

9. Longitud de falange distal del índice-medio-anular-meñique, medida desde la articulación interfalángica distal (ipd) hasta la terminación del dedo, en un ángulo de 45° grados.
10. h1 del índice-medio-anular-meñique medida de la altura de la articulación metacarpofalángica (mcp).
11. h2 del índice-medio-anular-meñique medida de la altura de la articulación interfalángica proximal (ipp).
12. h3 del índice-medio-anular-meñique medida de la altura de la articulación interfalángica distal (ipd)
13. h4 del índice-medio-anular-meñique medida de la altura terminación del dedo.
14. Longitud palmarmedido desde el pliegue más distal y palmar de la muñeca, hasta el extremo distal de la tercera falange.
15. Ancho palmardistancia entre las cabezas del segundo y quinto metacarpiano desde su zona más lateral.

3.8.2. Uso del sistema

1. Elegir la mano a diseñar izquierda o derecha.
2. Abrir el archivo deseado
3. Una vez abierto el archivo activar la herramienta Drive Works Xpress. (Gráfico 116)

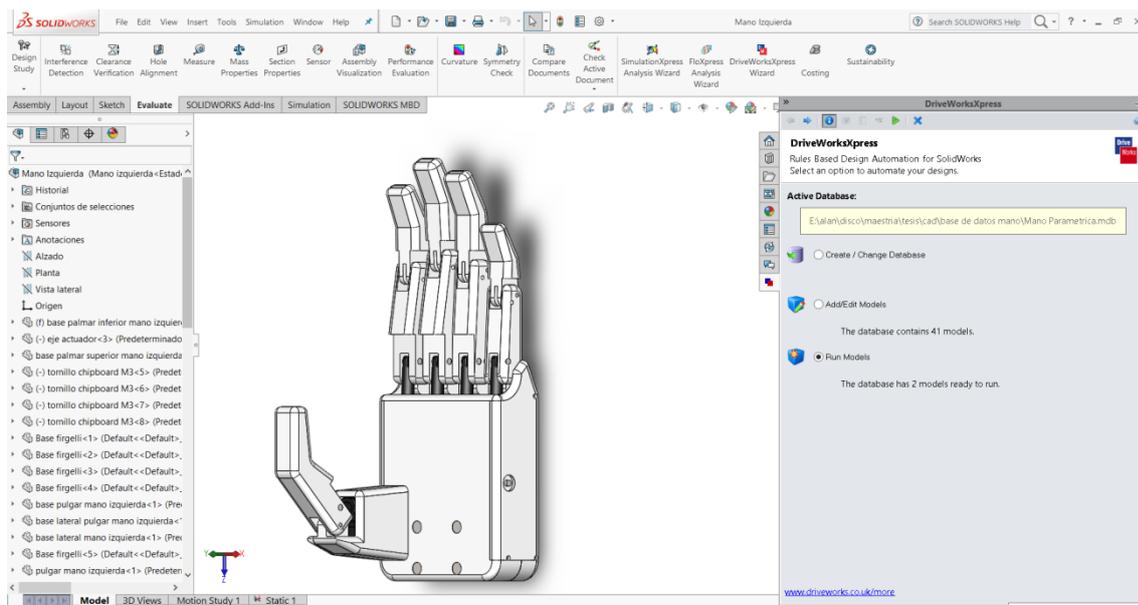


Figura 116. Herramienta Drive Works Xpress

3.1. Correr el modelo actual.

3.2. Elegir la mano a la que se va a parametrizar. (Gráfico 117)

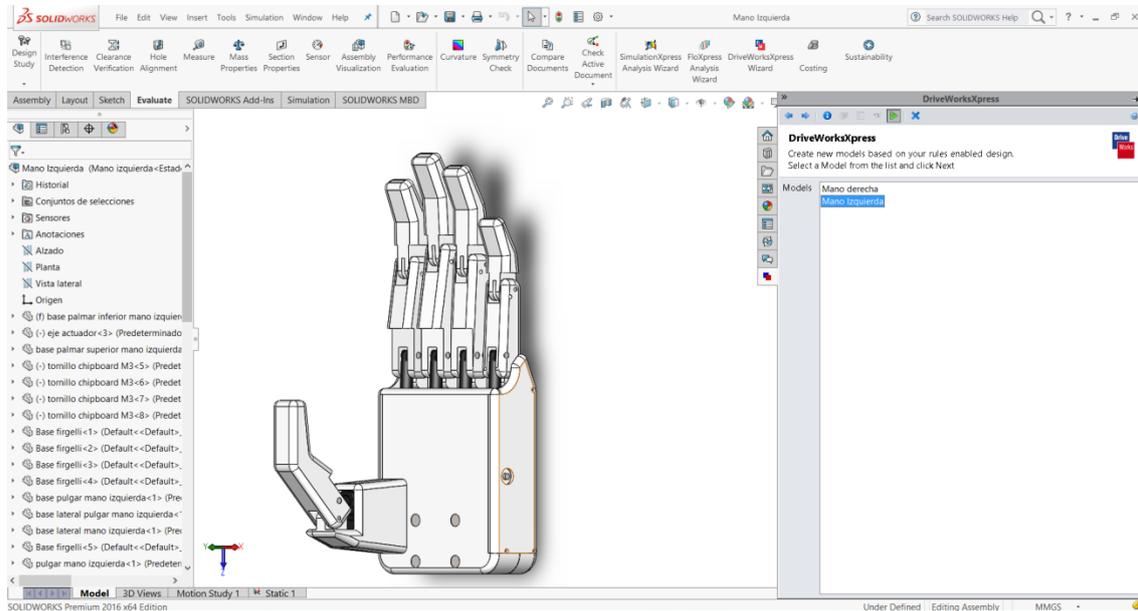


Figura 117. Configuración de base de datos Drive Works Xpress

3.3. Llenar el formulario del prototipo y dar clic en crear. (Gráfico 118)

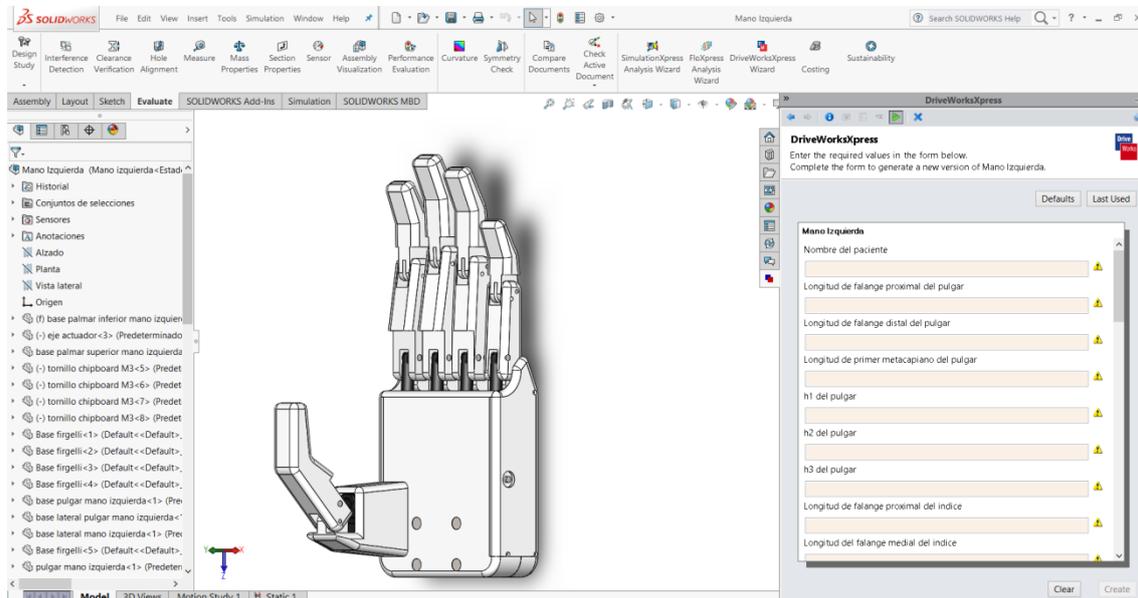


Figura 118. Formulario Drive Works Xpress

3.4. Esperar que los archivos se generen con las nuevas dimensiones ingresadas. (Gráfico 119)

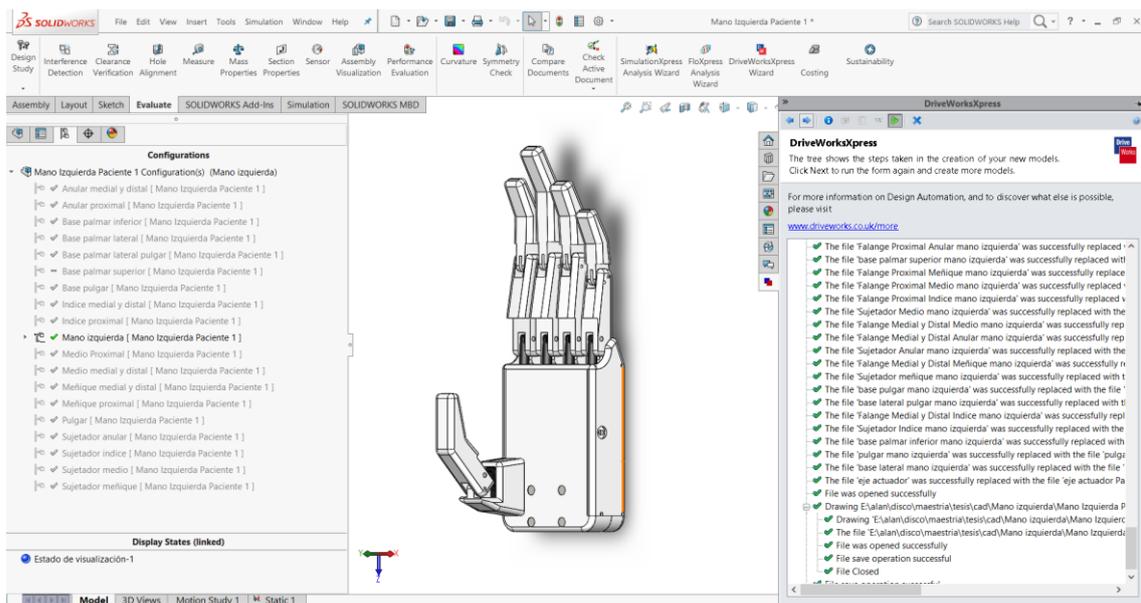


Figura 119. Archivos generados en Drive Works Xpress

4. Ubicar los archivos generados en la carpeta prótesis paramétrica de mano/ carpeta mano izquierda-derecha, se encuentran cada uno de los componentes. Se encuentran 28 archivos incluido el ensamblaje y los planos del mismo.

3.9. Prototipado rápido

El prototipado rápido es la forma más rápida de obtener una pieza o elemento tridimensional extraída o generada a partir de un dibujo formato CAD, con la forma más precisa y a bajo costo, uno de los sistemas de prototipado más populares es el complemento de la capa fundida o FDM, que se realiza por medio de un cabezal, inyectando termoplásticos, este se mueve en todos los ejes ortogonales. El material de entrada puede ser ABS, M30, PC-ABS, PLA con diámetro variable de 1 a 2 milímetros, inyectándose capa por capa el material, el cabezal sigue la forma del modelo diseñado, este método de fabricación de piezas es una tendencia en las empresas, ya que es un paso adelante del proceso de producción, siendo este mucho más sencillo producir a bajo costo, que después se pueden producir en otros materiales una vez que el diseño se ha perfeccionado por completo, y esto genera un gran ahorro para la empresa ya que esta no produce prototipos excesivamente caros desde un comienzo. Los

prototipos nos permiten analizar rápidamente los aspectos más importantes como son, la funcionalidad, la geometría, estética, etc. (Arguello, 2016)

3.9.1. Impresión del sistema

La impresión del sistema será mediante la impresora Cube 3ra generación de la empresa 3D systems cuyas características son:

Puerto de entrada USB y conectividad Wi-Fi.

| | |
|--------------------------------------|--|
| Tecnología: | Impresión de plástico por chorro (Plastic Jet Printing, PJP) |
| Inyectores: | Máximo de dos (2) inyectores* |
| Tamaño máximo de la creación: | 152,40 mm x 152,40 mm x 152,40 mm (6" x 6" x 6") |
| Material: | Plástico resistente reciclable |
| Grosor de capa: | 0,070 mm (70 micrones) 0,200 mm (200 micrones) |
| Soportes: | Totalmente automatizados, fáciles de quitar |
| Cartucho: | 1 cartucho imprime entre 13 y 14 creaciones de tamaño medio. Capacidad máxima de dos (2) cartuchos. |
| Colores de los materiales: | Visite www.cubify.com para ver una lista de todos los colores. |

Una vez generado el diseño CAD paramétrico se guardan todas las piezas que conforman la prótesis de mano y son de PLA en formato STL el cual es el que trabaja la impresora 3D. Siguiendo el manual de uso de la impresora, antes de imprimir siempre depurar el inyector, se aplica el pegamento que adhiere a su base, la estrategia de impresión es de tal manera que los soportes generados por el software no afecten el ensamblaje del prototipo en forma de sólido, sin cambiar la estructura interna de las piezas, para obtener los resultados más cercanos a los del análisis CAE. (Gráfico 120)



Figura 120. Impresión de piezas mediante CUBE

3.9.2. Ensamblaje del prototipo

Con los componentes ya impresos se realiza un ensamblaje previo debido a el desprendimiento de los soportes utilizados para la impresión de la pieza, estos afectan en el acople por lo cual se debe pulir con DREMEL los bordes que no son necesarios. (Gráfico 121)



Figura 121. Pre-ensamblaje del prototipo

Con el pre-ensamblaje ya realizado se procede a conectar las falanges, tanto la medial, distal con la proximal y su barra inversa, luego se unen con la base la base palmar superior mediante los ejes. La base palmar inferior se conecta con el eje de sujeción de los actuadores y los actuadores. (Gráfico 122)



Figura 122. Ensamblaje del prototipo

Se une la base palmar superior e inferior por medio de los tornillos chipboard. La base del pulgar se une con el pulgar mediante el eje, el actuador se conecta a la base por medio de su eje y se une al pulgar por medio de su brazo. Para finalizar se sujeta las bases laterales a la prótesis por medio de los tornillos volcanita.

CAPÍTULO IV

ANÁLISIS DE RESULTADOS

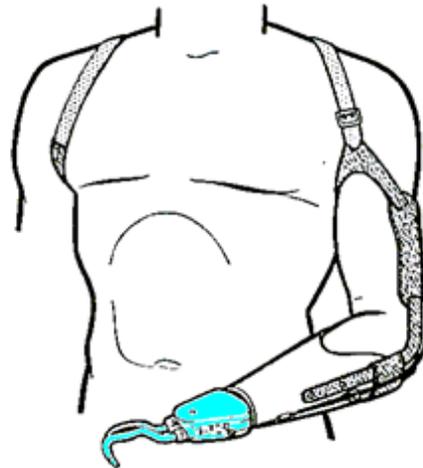
4.1. Caso de estudio

A partir de los análisis realizados en los anteriores capítulos, en esta sección se presenta los resultados correspondientes a la solución propuesta para el diseño de una prótesis, con la descripción de su historia clínica, sus medidas antropométricas y el prototipo de mano.

4.1.1. Paciente 1

1. Ficha de identificación

- **Nombre:** Paciente 1
- **Edad:** 26
- **Género:** Masculino
- **Etnia:** Mestizo
- **Nacionalidad:** ecuatoriano
- **Estado Civil:** Soltero
- **Ocupación:** Estudiante



2. Anamnesis

El paciente presenta una agenesia de tipo congénita, en miembro superior izquierdo, con presencia de miembro segmentada con un porcentaje muy corto por debajo del codo.

3. Medidas antropométricas

Las medidas antropométricas tomadas de la mano derecha del paciente son las siguientes:

Tabla 15.*Medidas antropométricas del paciente 1*

| Nombre del paciente | Paciente 1 |
|---|-------------------|
| Longitud de primer metacarpiano del pulgar | 53 |
| Longitud de falange proximal del pulgar | 52 |
| Longitud de la falange distal del pulgar | 35 |
| h1 del pulgar | 25 |
| h2 del pulgar | 17 |
| h3 del pulgar | 8 |
| Longitud de falange proximal del índice | 57 |
| Longitud de falange medial del índice | 35 |
| Longitud de falange distal del índice | 26 |
| h1 del índice | 24 |
| h2 del índice | 15 |
| h3 del índice | 11 |
| h4 del índice | 7 |
| Longitud de falange proximal del medio | 65 |
| Longitud de falange medial del medio | 40 |
| Longitud de falange distal del medio | 28 |
| h1 del medio | 23 |
| h2 del medio | 15 |
| h3 del medio | 11 |
| h4 del medio | 7 |
| Longitud de falange proximal del anular | 57 |
| Longitud de falange medial del anular | 38 |
| Longitud de falange distal del anular | 27 |
| h1 del anular | 20 |
| h2 del anular | 13 |
| h3 del anular | 10 |
| h4 del anular | 8 |
| Longitud de falange proximal del meñique | 49 |
| Longitud de falange medial del meñique | 31 |
| Longitud de falange distal del meñique | 25 |
| 1 del meñique | 19 |
| h2 del meñique | 12 |
| h3 del meñique | 8 |
| h4 del meñique | 6 |
| Longitud palmar | 110 |
| Ancho palmar | 78 |

Se ingresan las medidas antropométricas al diseño paramétrico y se genera el prototipo CAD, para luego fabricar las piezas de PLA mediante la Impresora CUBE como muestra el siguiente gráfico 123.



Figura 123. Diseño e impresión de prótesis paramétrica para paciente 1.

Las medidas antropométricas del paciente 1 se encuentran en el rango programado en la parametrización, haciendo que esta prótesis tenga un nivel de adaptabilidad del 100% en todas sus dimensiones configurables.

4.2. Análisis y valoración biomecánica de variantes de solución

El análisis y valoración del prototipo de mano paramétrica se describen en los siguientes criterios.

4.2.1. Goniometría

La goniometría del diseño propuesto e implementado para sus falanges índice-anular-medio- meñique realiza la extensión del dedo adoptada para la mano en posición neutral y la flexión a 90 grados como se describe en el gráfico siguiente: (Gráfico 124)

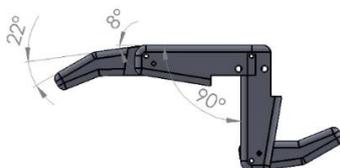


Figura 124. Ángulos de movimiento de los dedos índice-anular-medio- meñique del prototipo de prótesis de mano.

El pulgar está proyectado en el mismo eje del dedo índice, con el fin de realizar el principal funcionamiento de la mano que es la pinza bidigital. Este diseño no realiza aducción y abducción (no realiza oposición a medio, anular y meñique), la falange distal se considera fija y la articulación metacarpofalángica realiza una flexión de 90 grados. La falange distal tiene una inclinación fija de 45 grados con respecto a la proximal. (Gráfico 125)

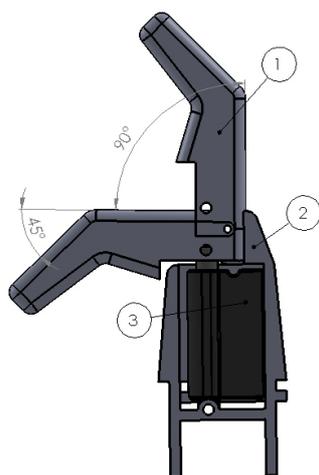


Figura 125. Angulo de movimiento del dedo pulgar.

Dando esto como resultados los ángulos de flexión-extensión y abducción-aducción del prototipo descritos en la tabla siguiente:

Tabla 16.

Articulaciones y límites de la prótesis de mano.

| Sección | Articulación | Angulo de flexión-extensión | Angulo Abducción-aducción |
|---------|--------------|-----------------------------|---------------------------|
| Dedos | MCP | 90 | - |
| | IPP | 90 | - |
| | IPD | 22 (fijo) | - |
| Pulgar | CMC | - | - |
| | MCP | 90 | - |
| | IP | 45 (fijo) | - |

4.2.2. Antropometría

En base al diseño propuesto y a las especificaciones de la población referente (Imbabura). La prótesis paramétrica se ha adaptado a los siguientes rangos de medidas.

Tabla 17.*Rangos de medidas configurables en dedos para la prótesis paramétrica.*

| Dedo | Falange | Mínimo (mm) | Máximo (mm) |
|---------|----------------------------|-------------|-------------|
| Pulgar | Proximal | 22 | 54 |
| | Distal | 28 | 44 |
| | Primer Metacarpiano | 55 | 60 |
| | h1 | 14 | 27 |
| | h2 | 12 | 20 |
| | h3 | 6 | 10 |
| Índice | Proximal | 46 | 70 |
| | Medial | 27 | 44 |
| | Distal | 23 | 33 |
| | h1 | 21 | 28 |
| | h2 | 11 | 16 |
| | h3 | 8 | 12 |
| | h4 | 6 | 10 |
| Medio | Proximal | 46 | 84 |
| | Medial | 33 | 58 |
| | Distal | 22 | 39 |
| | h1 | 17 | 25 |
| | h2 | 11 | 16 |
| | h3 | 7 | 12 |
| Anular | Proximal | 45 | 68 |
| | Medial | 28 | 45 |
| | Distal | 22 | 30 |
| | h1 | 15 | 25 |
| | h2 | 11 | 15 |
| | h3 | 7 | 13 |
| Meñique | Proximal | 37 | 57 |
| | Medial | 20 | 34 |
| | Distal | 19 | 29 |
| | h1 | 14 | 20 |
| | h2 | 11 | 13 |
| | h3 | 7 | 11 |
| | h4 | 6 | 10 |

Tabla 18.*Rangos de medidas configurables para la palma de la prótesis paramétrica.*

| Medida Palmar | Mínimo (mm) | Máximo (mm) |
|---------------|-------------|-------------|
| Ancho | 64 | 90 |
| Longitud | 105 | 130 |

El porcentaje de adaptabilidad para medidas antropométricas de acuerdo al estudio realizado en la población en la provincia de Imbabura demuestra que para los dedos (pulgarc, índice, medio, anular, meñique) la adaptabilidad es del 100%, el ancho palmar es del 99% y la longitud palmar al 50%. (Gráfico 126)

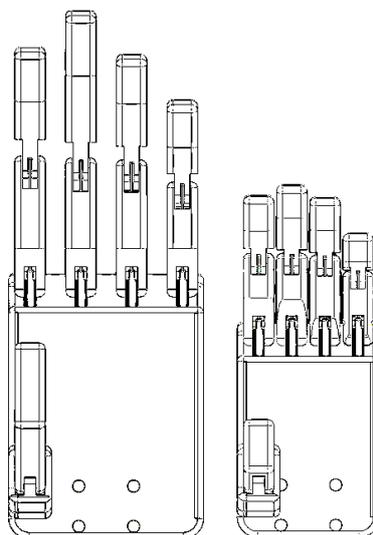


Figura 126. Medida máxima y mínima del prototipo

4.2.3. Agarres prensiles

Los agarres prensiles que realiza el prototipo están limitados a el diseño del dedo pulgar, en vista a que este no realiza abducción y aducción, el agarre palmar y lateral deben ser sustituidos con movimientos que involucren la pinza bi-tridigital. Es decir que el 66.6 % de los agarres prensiles estudiados en el capítulo anterior pueden ser realizados. Además, las configuraciones individuales de los dedos permiten realizar movimientos combinados para apoyo de objetos manipulables. (Gráfico 127)

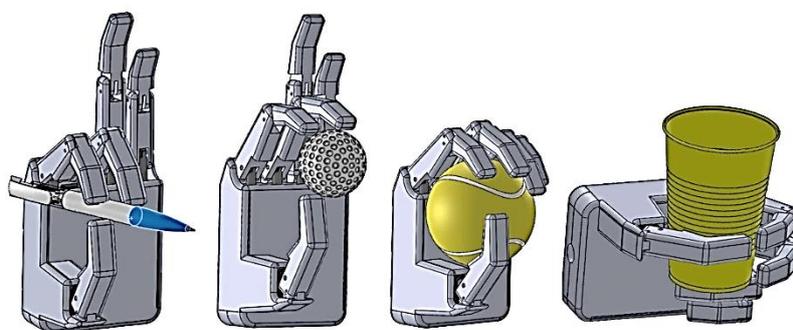


Figura 127. Agarres prensiles del prototipo

4.3. Análisis y valoración de costos asociados al diseño e impresión.

4.3.1. Costos directos

Costos de materia prima directa

Se considera materia prima directa aquella que interviene directamente en el producto final, es decir en el prototipo de prótesis de mano.

Tabla 19.

Materia prima directa

| Nro. | Descripción | Cantidad | Valor Unitario | Valor Total |
|------|---------------------|----------|----------------|---------------|
| 1 | Cartucho PLA | 1 | 102,00 | 102,00 |
| 2 | Actuadores | 3 | 95,00 | 285,00 |
| 3 | Eje actuador | 1 | 5,00 | 5,00 |
| 4 | Eje brazo actuador | 14 | 1,00 | 14,00 |
| 5 | Eje barra invertida | 8 | 0,25 | 2,00 |
| 6 | Tornillo Volcanita | 7 | 0,10 | 0,70 |
| 7 | Tornillo chipboard | 4 | 0,20 | 0,80 |
| | | | Subtotal | 409,50 |
| | | | Iva 12% | 49,14 |
| | | | Total | 458,64 |

Costos de mano de obra directa

La mano de obra directa es aquella que interviene en la fabricación del prototipo, es el trabajo realizado en taller.

Tabla 20.

Mano de obra directa

| Nro. | Descripción | Cantidad | Valor Unitario | Valor Total |
|------|------------------|----------|----------------|--------------|
| 1 | Impresión PLA | 1 | 50,00 | 50,00 |
| 2 | Torneado de ejes | 1 | 20,00 | 20,00 |
| | | | Subtotal | 70,00 |
| | | | Iva 12% | 8,40 |
| | | | Total | 78,40 |

4.3.2. Costos Indirectos

Son los costos de insumos y suministros que no son palpables en el prototipo una vez terminada.

Tabla 21.

Costos Misceláneos.

| Nro. | Descripción | Valor |
|--------------|-------------------------------|--------|
| 1 | Bibliografía | 100,00 |
| 2 | Útiles de oficina | 100,00 |
| 3 | Movilización, fletes y peajes | 50,00 |
| 4 | Otros | 50,00 |
| Total | | 300,00 |

4.3.3. Costo total

EL prototipo tiene el siguiente valor por prótesis:

Tabla 22.

Costo total

| Nro. | Descripción | Valor |
|--------------|---------------------------------|--------|
| 1 | Costos de materia prima directa | 458,64 |
| 2 | Costos de mano de obra directa | 78,40 |
| 3 | Costos indirectos | 300,00 |
| Total | | 837,04 |

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. Conclusiones

- El análisis de la biomecánica, medidas antropométricas, goniometría y las tendencias en el mercado de prótesis comerciales proporcionan los principales principios y parámetros para comprender el funcionamiento de este mecanismo y la propuesta de variantes de diseño que reducen el número de actuadores interfalángicos y contribuye a la mejora del costo asociado al producto.
- Los rangos de valores de las longitudes que intervienen en el diseño de la mano se ajustan a la mayoría de la población, en caso de existir valores fuera de estos rangos, los valores máximos pueden ser configurados, mientras que los valores mínimos no, debido al espacio limitado que ocupan los actuadores en la base palmar de la mano del prototipo. Al diseñar una mano donde las falanges sean mínimas la función de pinza no se realizaría, por lo tanto, la funcionalidad disminuiría. Los movimientos para los que se ha diseñado la mano son los funcionales, teniendo como prioridad la precisión y no la fuerza de los mismos.
- El análisis realizado mediante la herramienta CAE de la mano, en los movimientos y lugares críticos, indican que todas las zonas de ponderación en el diseño son superiores a dos en el factor de seguridad, garantizando los requerimientos previstos para su funcionamiento.
- El prototipo fue implementado mediante prototipado rápido con material PLA, haciendo factible su fabricación y ensamblaje.

5.2 Recomendaciones

- Es necesario adquirir actuadores de menor dimensión para mejorar el grado de adaptabilidad, principalmente la longitud palmar, sin disminuir la fuerza y precisión, permitiendo los agarres prensiles básicos para los que fue diseñada la mano.

- El diseño paramétrico es personalizado por lo que su producción deber ser mediante procesos rápidos como la de impresión en 3D, es necesario configurar su impresión en forma de sólido, ubicar los soportes en partes planas o lisas para su desmontaje y utilizar pegamento a la base de impresión de tal manera que no afecte el acabado superficial de las partes.
- Utilizar un guante cosmético para mejorar la emulación geométrica de la mano, la sujeción de objetos lisos y la hermeticidad del prototipo.

BIBLIOGRAFÍA

- Actreg. (04 de 05 de 2017). Obtenido de <http://www.actreg.com/es/productos/actuadores-rack-pinion/>
- Ana Bonilla, L. M. (2013). Herramientas de diseño en ingeniería. *Zamudio*, 20.
- Angel, M. (15 de 06 de 2017). *Protesis superiores*. Obtenido de <http://peroatulado.com/protesis-superiores/>
- Arguello, F. (2016). Diseño y prototipado rápido de un robot articular con 6 grados de libertad. *UPN*, 109.
- Arias, L. A. (2012). Biomecánica y Patrones Funcionales de la Mano. *Morfología- Universidad Nacional de Colombia*, 15.
- Arqhys. (04 de 05 de 17). *Tipos de plásticos*. Obtenido de <http://www.arqhys.com/arquitectura/plastico-tipos.html>
- Aviles, O., Simanca, P., & Niño, P. (2005). Diseño y construcción de un dedo para grippers roboticos. *Scientia et Technica Año XI*.
- Belter, J., Segil, Dollar, A., & Weir, R. (2013). Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review. *JRRD*, 20.
- Biomed. (2015). *Historia de la Mano protésica*. Obtenido de http://biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108_2003_Groups/Hand_Prosthети
- Bonilla, A., & Martínez, L. (2013). Herramientas de diseño en ingeniería. *Zamudio*, 20.
- Carbonaro, N., Anania, G., Bacchereti, M., Donati, G., Ferretti, L., Pellicci, G., & Parrini, G. (2014). An Innovative Multisensor Controlled Prosthetic Hand. *Springer International Publishing Switzerland*, 4.
- Cevallos, S., & Hidrobo, V. (12 de 2013). Diseño de un programa fisioterapéutico para pacientes con miembros amputados que acuden a la fundación Prótesis para la vida de la ciudad de Ibarra durante el periodo Julio 2012 - Enero 2013. *Universidad Técnica del Norte*, 1(1).
- Comín, M. (1998). *Biomecánica articular y sustituciones protésicas*. Valencia: Panamericana.
- Fernández, O. (2013). Amputación, desarticulación: definición, indicaciones; niveles de amputación en miembro superior e inferior: tipos., (pág. 12).
- Firgelli. (2014). Miniature Linear Motion Series · PQ12. *Catalogo Firgelli*, 3.
- García, J. (2014). Anatomía-Extremidad Superior. *Modulo de bases anatomicas y fisiologicas*, 11.

- Herr, H., Graham, P., & Childress, D. (2014). *Cyborg Technology - Biomimetic Orthotic and Prosthetic Technology*. Cambridge: Biomimetics Group.
- Kapandjı, A. I. (2006). Fisiología Articular 6ta edicion. En A. I. Kapandjı, *Fisiología Articular (mienbr superior)* (pág. 367). Paris: Panamericana.
- Lévy, É. (1993). *Diccionario Akal de física*.
- Meroslaw Vitali, K. P. (1985). *Amputaciones y Prótesis*. Barcelona: JIMS.
- Navarrete, S. (2014). Diseño paramétrico. *Centro de Estudios en Diseño y Comunicación*, 10.
- Norton, R. L. (2004). *Diseño de maquinaria*. Mc Graw Hill.
- Olmedo, F. (2017). *Diseño y construcción de mecanismos*. Quito: ESPE.
- O'Rahilly, R., & Gardner, E. (1989). *Anatomía de Gardner*.
- Pró, E. A. (2012). *Anatomía Clínica*. Buenos Aires: Panamericana.
- Proaño, A., Lastre, A., Esparza, K., & Zurita, D. (2017). Parametrización de prótesis de mano usando el diseño asistido por computador. *La U Inestiga*, 8.
- Quinayás, C. (2010). *Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres*.
- Ramírez, J. (14 de 10 de 2017). *Metodología del diseño, Pahl y Beitz*. Obtenido de <https://prezi.com/cqpwmnuik-pc/metodologia-del-diseno-pahl-y-beitz/>
- Rein Medical*. (12 de 08 de 2017). Obtenido de <http://www.reinmedical.com/es/conocimientos-tecnologia/clases-de-proteccion-ip.html>
- Rojas, J., & Salas, O. (2014). CAD/CAE/CAM, Produccion automatizada sistemas. *Industrial Data*, 10.
- Rouviere, H., & Delmas, A. (2005). *Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional*. Elsevier.
- Ruiz, P. A. (04 de 25 de 2016). *Impresión 3D*. Obtenido de www.metalactual.com
- Samaniego, K. (2014). Diagnostico Georreferenciado de la discapacidad en el canton de Otaval. *Universidad Tecnica del Norte*, 89.
- Scribd. (15 de 01 de 2017). Obtenido de <http://www.scribd.com/doc/12780496/Polimerizacion-de-Poliester>
- Shigley Keith, R. G. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. Mexico DF: McGraw-Hill Interamericana.
- Sistema de Clasificación Bioclimática Mundial*. (11 de 10 de 2016). Obtenido de www.ucm.es/info/cif

- Sospedra, B. (2015). *Diseño mecánico de prótesis de mano multidedo antropomórfica infractuada*. Castellón.
- Sospedra, B. (2015). Diseño mecánico de prótesis de mano multidedo antropomórfica infractuada. 302.
- Suprakas, & Mosto. (2005). Biodegradable polymers and their layered silicate nanocomposites. *Progress in Materials Science*, 117.
- Systems, 3. (08 de 09 de 2017). *Cube 3ra generacion*. Obtenido de https://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=3&cad=rja&uact=8&ved=0ahUKEwjwipi39pXWAhVNziYKHajBAZAQFggzMAI&url=http%3A%2F%2Fcubify.s3.amazonaws.com%2Fpublic%2Fcube%2Fcube2_user_guide_es.pdf&usg=AFQjCNEDFNCJEKtqcMaTd0UDLu_Hb9ndgw3D
- Taylor, G., & Schwart, R. (1955). *The Anatomy and Mechanics of the Human Hand. Artificial Limbs*.
- Trece, G. (05 de 05 de 2013). *Cinesitarapia de la mano*. Obtenido de Articulaciones Carpometacarpianas: <http://cinesiterapiadelamano.blogspot.com/search/label/ArticulacionesCarpometacarpianas>
- Trujillo, I. (2012). Propuesta de trayectoria de oposición del pulgar. *Universidad nacional autonoma de Mexico*, 75.
- UNAM. (2014). *Reseña histórica de las prótesis*. Obtenido de <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-1a.htm>
- Valencia, F. (2017). Diseño y simulación de una articulación de rodilla monocéntrica para prótesis externa usando herramientas cad-cae. *ESPE*, 85.
- Vitali, M., Robinson, K., Andrews, B., & Harris, E. (1985). *Amputaciones y Prótesis*. Barcelona: JIMS.
- Yunis, A. A. (2004). Anthropometric characteristics of the hand based on laterality and sex among. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35.