

DISEÑO DE UNA PRÓTESIS FUNCIONAL PARA PACIENTE CON AMPUTACIÓN
PARCIAL DE MANO IZQUIERDA

EDGAR DAVID PAREDES SILVA

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTA DE INGENIERÍAS FISICO-MECANICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA

2023

DISEÑO DE UNA PRÓTESIS FUNCIONAL PARA PACIENTE CON AMPUTACIÓN
PARCIAL DE MANO IZQUIERDA

EDGAR DAVID PAREDES SILVA

Proyecto de grado para optar por el título de ingeniero mecánico

Director:

DIEGO FERNANDO VILLEGAS

PhD. en ingeniería mecánica

Codirector:

LUIS ANTONIO BAUTISTA HERNÁNDEZ

Ingeniero mecánico

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTA DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECANICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA

2023

DEDICATORIA

A Dios por darme los dones que me dio, la fe y la confianza para no rendirme nunca ante cualquier tipo de circunstancia y conseguir el objetivo.

A mi abuela Ana Elvia Alarcón de Silva (Q.E.P.D) porque desde mi primer aliento jamás dejo de creer en mí, fue amor incondicional, apoyo, consejo, mi paz y mi guía.

A mi padre Edgar Paredes Gutiérrez que siendo ese ser correcto, leal, ocurrente y valiente ha orientado mi vida con su dureza y gentileza obstinada, haciéndome quien soy apoyándome y enseñándome más de lo que merecía, acompañándome en momentos de alegría desbordante y de agrias desdichas que me han mostrado luz y oscuridad en el camino.

A mi madre Mabel Consuelo Silva Alarcón porque es primordial que esto sea para ella, por su amor, ayuda, apoyo, firmeza, en todo este proceso y mi vida; por ser ese sol radiante que me impulsa, calma, enseña, corrige y motiva.

A mi hermana Mabel Natalia Paredes Silva quien es mi segunda madre y mi polo opuesto, quien a pesar de los problemas siempre tiene una cara alegre para dar, por ser ese corazón noble en mi vida, que siempre ayuda y calma.

A mi novia Dayanna Marcela Piraneque Niño por demostrarme que puedo alcanzarlo todo, por ser ese pensamiento tranquilo, justo y amoroso, por ser ese gran amor tácito o evidente pero perfecto.

A mi prima preciosa María José Silva Paredes, que toda mi vida ha estado junto a mí, ayudándome, aconsejándome, escuchándome, y creyendo en mi sin importar que tan inclinada sea la colina..

A mis compañeros y amigos UIS quienes me aguantaron mis imprudencias, chistes, escucharon mis consejos, pasaron de largo tantas noches por lograr este objetivo, y jugaron futbol tantos años con este incansable personaje.

Edgar David Paredes Silva

AGRADECIMIENTOS

A Dios primeramente, por la vida y la oportunidad de afrontar y lograr esta meta de forma exitosa.

A la Universidad Industrial de Santander, por apoyar mi crecimiento personal e intelectual, por generar sapiencia y ética, con esos espacios hermosos que ofrece para fortalecer aptitudes y actitudes.

Al ingeniero Diego Fernando Villegas, por creer en uno de sus estudiantes y brindarme la oportunidad aprender de él, por su tiempo, dar valor a mi criterio y resaltar su gran trabajo con la escuela de ingeniería mecánica de la Universidad Industrial de Santander, antes en docencia y ahora como directivo.

Al ingeniero Luis Antonio Bautista, por motivarme a ver la rama de la biomecánica con emoción, y darme las bases para orientar este proyecto.

Al ingeniero William Pinto y la ingeniera Yennifer Ríos, por dar su aporte crítico a este proyecto y aportar a mis saberes y conocimientos.

A mi familia, por su apoyo eterno y amor incondicional, pues sin ustedes este camino habría sido muy complicado.

A mis amigos y compañeros porque sin ellos la universidad habría carecido de emoción, por ser esa compañía fiel tanto en momentos alegres como los de total estrés.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	12
1. OBJETIVOS	14
1.1 OBJETIVO GENERAL	14
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	14
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	15
3. JUSTIFICACIÓN	16
4. ALCANCE	17
5. MARCO TEÓRICO	18
5.1 ESTADO DEL ARTE	18
5.2 REFERENTES TEÓRICOS.....	21
6. PROCESAMIENTO DEL PROBLEMA	31
6.1 ACERCAMIENTO Y TOMA DE INFORMACIÓN.....	31
6.2 PROCESAMIENTO DE INFORMACIÓN, DEFINICIÓN DE PARÁMETROS Y RESTRICCIONES.....	32
6.3 MODELAMIENTO DE MANO.....	37
7. DISEÑO DE CONCEPTO	44
7.2 IDEAS Y BOCETOS.	44
7.2.1 Prótesis biónica aprovechando señales Mioelectricas.....	45
7.2.2 Prótesis mecánica asociada al movimiento de la muñeca	48
7.2.3 Prótesis electromecánica con sensores ópticos	52
7.3 DESPLIEGUE DE FUNCIÓN DE CALIDAD (QFD) Y DETERMINACIÓN DEL DISEÑO	55
8. DISEÑO DE DETALLE.....	57
8.1 MANO Y ANTEBRAZO	57
8.2 DEDOS	63
8.3 PASADORES.....	66

8.4 ENSAMBLAJE	67
8.5 ACCIONAMIENTO Y ANÁLISIS CINEMÁTICO.....	70
9. MANUFACTURA Y ANÁLISIS ECONÓMICO	79
9.1 MANUFACTURA.....	79
9.2 EVALUACIÓN DE COSTOS	83
10. CONCLUSIONES	86
BIBLIOGRAFÍA	87

LISTA DE CUADROS

	Pág.
Cuadro 1. Cuadro de procesamiento.	33
Cuadro 2. Despliegue de función de calidad.	55
Cuadro 3. Respuesta de simulaciones.	82
Cuadro 4. Costos prótesis.	84
Cuadro 5. Propiedades de los materiales.	85

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Huesos de la mano.	25
Figura 2. Flexión y Extensión.	26
Figura 3. Articulaciones y huesos de la mano.	27
Figura 4. Modelo físico.	39
Figura 5. Domo de escaneo y modelo físico.	40
Figura 6. Escaneo 3D, mano izquierda del paciente.	40
Figura 7. Escaneo primario.	41
Figura 8. Escaneo a un 169%.	42
Figura 9. Modelo virtual final y escaneo primario.	43
Figura 10. Prótesis biónica aprovechando señales Mioelectricas.	45
Figura 11. Prótesis mecánica asociada al movimiento de la muñeca.	48
Figura 12. Prótesis electromecánica con sensores ópticos.	52
Figura 13. Escala de ajuste.	58
Figura 14. Palma reflejada.	59
Figura 15. Brazo	60
Figura 16. Palma <i>Meshmixer</i>	61
Figura 17. Palma.	62
Figura 18. Dedos artificiales, base y cuerpo; dedos III y IV.	65
Figura 19. Dedo artificial, base y cuerpo; dedo V.	65
Figura 20. Plano frontal de los dedos artificiales III y IV.	66
Figura 21. Pasador brazo y pasador dedo	67
Figura 22. Ensamblaje de prótesis	68
Figura 23. Máxima posición de extensión con hiperextensión en los dedos y máxima posición de flexión conjunta.	69
Figura 24. Nylon.	71
Figura 25. Sedal de fluoruro de carbono.	71

Figura 26. Tensor de goma.....	72
Figura 27. Mecanismo.....	73
Figura 28. Configuración Ansys.	76
Figura 29. Acción de flexión a 120°, Ansys.	77
Figura 30. Prótesis a flexión máxima	78
Figura 31. Dedos artificiales, objeto 3D.....	80
Figura 32. Carga 2 y Carga 1.....	82

RESUMEN

TITULO: DISEÑO DE UNA PROTESIS FUNCIONAL PARA PACIENTE ADULTO CON AMPUTACION PARCIAL DE MANO IZQUIERDA*.

AUTOR: EDGAR DAVID PAREDES SILVA**.

PALABRAS CLAVE: PRÓTESIS, MANO, SEMIACTIVA, MECÁNICA, DISEÑO, MODELADO 3D.

DESCRIPCION:

Este proyecto busca dar una solución a un problema en particular para un paciente con amputación parcial de su mano izquierda, consecuencia de una mala manipulación con una herramienta; usando como instrumento un diseño centrado en metas, respuestas y objetivos, donde el método toma como base lo que esperan los individuos directamente relacionados con el resultado del proceso, para así optimizarlo y hacerlo más efectivo. Después de puntualizar los parámetros guía y realizar un modelamiento físico y virtual correcto del área afectada usando un software de superposición de imágenes, se generan los diseños de concepto, que mediante una evaluación asertiva determinan como solución el diseño de una prótesis semiactiva mecánica asociada a la dinámica de la muñeca, accionada por tensores en relación a la articulación del paciente.

Como respuesta del modelado 3D la prótesis tiene control dimensional y morfológico, también consecuencia de la particularidad del paciente, el área de contacto y un criterio de bajo costo, hay un 86% de cumplimiento a los parámetros evaluados. Por ultimo su manufactura se realizaría usando modelado por deposición fundida empleando como materia prima PETG, que posee una resistencia y rigidez óptima para la acción que ejecutaría la prótesis usando tensores de goma y fluocarbono.

* Trabajo de grado

** Facultad de ingenierías físico-mecánicas. Escuela de ingeniería mecánica. Ingeniería mecánica. Director: Diego Fernando Villegas. PhD en ingeniería mecánica. Codirector: Luis Antonio Bautista Hernández. Ingeniero mecánico

ABSTRACT

TITLE: DESIGN OF A FUNCTIONAL PROSTHESIS FOR AN ADULT PATIENT WITH PARTIAL AMPUTATION OF THE LEFT HAND*.

AUTHOR: EDGAR DAVID PAREDES SILVA**.

KEY WORDS: PROSTHESIS, HAND, SEMIACTIVE, MECHANICAL, DESIGN, 3D MODELING.

DESCRIPTION:

This project seeks to provide a solution to a particular problem for a patient with partial amputation of his left hand, as a consequence of a bad manipulation with a tool; using as an instrument a design focused on goals, answers and objectives, where the method takes as a basis what the individuals directly related to the outcome of the process expect, in order to optimize it and make it more effective. After specifying the guiding parameters and performing a correct physical and virtual modeling of the affected area using image superimposition software, the concept designs are generated, which through an assertive evaluation determine as a solution the design of a semi-active mechanical prosthesis associated with the dynamics of the wrist, actuated by tensors in relation to the patient's joint.

As a result of the 3D modeling, the prosthesis has dimensional and morphological control, also as a consequence of the particularity of the patient, the contact area and a low cost criterion, there is an 86% of compliance to the evaluated parameters. Finally, its manufacture would be carried out using fused deposition modeling using PETG as raw material, which has an optimal resistance and rigidity for the action that the prosthesis would perform using rubber and fluorocarbon tensors.

* Degree work.

** Faculty of physical-mechanical engineering. Mechanical engineering school. Mechanical engineering. Director: Diego Fernando Villegas. PhD in mechanical engineering. Co-director: Luis Antonio Bautista Hernández. Mechanical engineer.

INTRODUCCIÓN

Este proyecto de diseño de una prótesis funcional de mano izquierda, soluciona una problemática particular presente en un paciente con amputación parcial, quien por causa de un accidente con una herramienta, pierde una parte de su mano izquierda incluyendo 3 de sus dedos.

Evaluando criterios personales tanto con el paciente como con las personas que están involucradas en el proceso de diseño, se otorgan los parámetros de desarrollo de la prótesis, sentando las bases de los conceptos iniciales en relación.

Una vez escogido el concepto a ejecutar, se desarrolla la idea de manera digital usando software CAD como SolidWorks, Ansys y Meshmixer, programas que permiten desarrollar un análisis cinemático, morfológico y evaluar el comportamiento, esperado para dar el punto de funcionalidad requerido.

El accionamiento de la prótesis se realiza netamente mecánico, aprovechando un movimiento presente en el paciente, ligándolo a cuerdas en teoría rígidas y comportamientos de reposición con tensores flexibles que esperan restablecer la posición natural de la prótesis predispuesta en el diseño, con la idea de ejecutar el movimiento de flexión, extensión y hiperextensión de la prótesis en concordancia con la mano del paciente; el diseño responde al 86% de los parámetros establecidos cumplidos, y responde de una forma óptima a la acción.

Ejecutando un estudio de costos y propiedades mecánicas, enfrentando ambos puntos para concebir la mejor relación entre ellos, con el objetivo de escoger su base para la manufactura aditiva, método necesario, pues la forma de la prótesis tiene piezas irregulares pues la misma considera la comodidad del paciente en dependencia.

Para su manufactura se espera un proceso de modelado por deposición fundida (FDM), con un polímero reciclable PETG, con tensores con fluocarbono y cordón elástico, con un movimiento mecánico ligado a la posición de la muñeca parámetro ejecutor del movimiento de la prótesis, definiendo por completo la misma.

1. OBJETIVOS

1.1 OBJETIVO GENERAL

Diseñar una prótesis semiactiva para un paciente con ausencia del tercer, cuarto y quinto dedo incluyendo falanges distales, proximales, medias, metacarpianos y carpo de la mano izquierda con el fin de mejorar su calidad de vida.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Obtener un modelo tridimensional de la mano de la persona afectada mediante escaneo tridimensional.
- Definir soluciones prácticas y funcionales con la idea de satisfacer las necesidades individuales y mejorar la calidad de vida del paciente, realizando un análisis objetivo mediante un despliegue de función de calidad (QFD), para así realizar el mejor diseño.
- Establecer un modelo CAD para realizar análisis del movimiento y generar un diseño detallado.
- Definir un sistema de accionamiento práctico y viable para la prótesis apreciando las consideraciones del diseño y el espacio que ocupa.
- Evaluar la viabilidad de desarrollar el prototipo y/o el producto definitivo, realizando un análisis de tipo económico como referentes evaluativos para conseguir la relación perfecta entre costo y propiedades mecánicas.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Un paciente de 35 años de edad con una amputación parcial en su mano izquierda, vive en la ciudad de San Gil, Santander, es un adulto de bajos recursos cuyo sustento es hacer encomiendas en una motocicleta. El paciente presenta ausencia de 3 de los dedos de su mano izquierda (corazón, anular y meñique) y del 20 por ciento de la palma, efecto de un accidente laboral, haciendo uso de una pica pasto.

En las notas del médico Douglas G. Smith se comenta que la mano en todo su conjunto, aparte de regir una operación funcional de muy alta importancia, entrega un efecto estético bastante relevante (2007). Los pacientes con una condición de amputación presentan efectos de índole psicológica relacionados en cómo se perciben y como son percibidos, muchos pacientes ven la solución en prótesis pues sienten que complementan su cuerpo y sienten una sensación de bienestar.

El afectado lleva más de 16 años en esta condición; ha tenido una adaptación positiva, sin embargo, esto le ha quitado posibilidades de trabajo y una pérdida muy apreciable de la objetividad de su mano, consecuencia de la amputación parcial, puesto que la palma y los dedos generan cierta cooperación que a medida que pierden componentes, pierden fuerza, agarre, forma, etc., en el caso, se perdió casi toda la funcionalidad del miembro, a pesar que los médicos querían priorizar la funcionalidad siempre la pérdida fue considerable; él nunca ha realizado una investigación para solucionar su particularidad puesto que sus necesidades apremian.

Para ello se propone llevar a cierta instancia una prótesis funcional que facilite su vida laboral, y pueda acceder a otras oportunidades, con la idea de conseguir una estética y un bien para el afectado.

3. JUSTIFICACIÓN

Este proyecto busca fuertemente el beneficio del paciente y tener un impacto positivo en la vida del mismo, además de aportar a la tecnología de las prótesis funcionales e implementar posibles soluciones a estos problemas particulares.

Por la peculiaridad de este caso en específico se pretende encontrar una alta viabilidad en el ámbito económico, estético y en su funcionalidad, puesto que la prótesis quiere un punto de equilibrio entre estos tres pilares, para su posible prototipo y/o producto final; y con estas respuestas dar puntos de interés, avances y bases representativos para proyectos semejantes en esta rama ingenieril, datos que podrían ser materiales posibles, formas implementadas, mecanismos usados, etc.

4. ALCANCE

Se busca ejecutar un proceso de diseño, y evaluación de manufactura de una prótesis semiactiva hasta instancias anteriores al prototipo físico, evaluando parámetros a cumplir, formas y por medio de simulaciones analizar los movimientos esperados ligados a la cinemática, ejecutando un estudio de costos considerando las piezas ligadas a la acción y la manufactura en cuestión, eligiendo la opción más acertada para la prótesis y a cumplir los criterios seleccionados, consiguiendo los mayores beneficios posibles a un costo en específico.

5. MARCO TEÓRICO

5.1 ESTADO DEL ARTE

- Prótesis funcional parcial de mano

Estudiantes de la Universidad Nacional realizaron una prótesis funcional a un paciente con falta de 2do y 3er dedos de la mano izquierda y artrodesis de la articulación interfalángica del pulgar en posición funcional (45°).

Con un diseño práctico, realizaron un prototipo protésico que recibió 3 grados de libertad. Uno de ellos permite el movimiento de flexión y extensión de los dos dedos de la prótesis desde el dedo medio existente más próximo, que en este caso sería el anular o el 4º dedo, los otros 2 grados de libertad se obtienen con el pulgar de la prótesis. De donde derivan la función del pulgar y el meñique del paciente. El resultado es una prótesis funcional, ligera y adaptada a las necesidades del paciente.

- Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano.

Se presenta una descripción general de la evolución y los desafíos en el desarrollo de prótesis de mano. Se muestran las principales características del último diseño, a nivel internacional, que combina un gran número de funciones, diferentes grados de libertad y ejercicio físico avanzado.

Además, se presentaron varios resultados obtenidos en Colombia relacionados con la adquisición de modelos y prototipos de prótesis de mano como pinzas bidigitales y rotadores para prótesis mioeléctricas de mano, modificando el diseño inicial de prótesis mioeléctricas tridigitales. Finalmente, se presentan varios modelos físico-matemáticos que imitan el comportamiento mecánico de los tejidos biológicos, proporcionando una

forma de encontrar la función de transferencia a la acumulación de tensión, respuesta muscular activa, esfuerzo de relajación, etc. y se identificaron una gama de materiales inteligentes de interés en la fabricación de prótesis como materiales con memoria de forma (aleaciones de forma NiTi, NiTiCu, etc.), electroimanes activos (piezoeléctricos), foto y cromo activado.

Se concluyó que el desarrollo de este dispositivo en un entorno de ingeniería simultánea, donde se integren los últimos resultados en biónica, control, automatización, nuevos materiales y técnicas de fabricación, permitirá en un futuro próximo el desarrollo de prótesis de mano con características indistinguibles. Mano genuina, en función y apariencia.

- Diseño e impresión 3D en polímeros PLA y ABS de una prótesis mecánica con cierre voluntario a 2 tiempos para amputación de mano.

El proyecto se basa en un diseño propuesto en SolidWorks de una prótesis de mano mecánica. Sin embargo, este diseño se analizó, modificó y fabricó con una impresora y un polímero diferentes.

Se investigaron los antecedentes de los materiales y técnicas utilizadas por el hombre para la fabricación de prótesis en el mundo y su evolución a través del tiempo. Se analizó y estudio el diseño de la prótesis que se tomó como base en este proyecto. Después, se realizó el estudio correspondiente a la anatomía, antropometría y biomecánica de la mano para tener bases sólidas y fundamentadas respecto al diseño y funcionamiento de la prótesis.

Luego, se realizó el estudio de un paciente con una amputación de mano para ajustar el diseño de la prótesis. Y se imprimió la prótesis en 3D con el polímero de Poliácido Láctico (PLA) para corroborar su funcionamiento y determinar qué mejoras se podían realizar al

diseño. Se realizaron diferentes modificaciones en la prótesis, mejorando su estética y mecánica.

Y se realizó la impresión 3D del diseño optimizado de la prótesis en la impresora Ultimaker 2 con el polímero Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS), el cual es poco utilizado en esta área.

Fomentando la continuidad a trabajos futuros relacionados con el diseño mecánico e impresión 3D de prótesis. Así como el diseño de prótesis mecánicas autoajustables y la integración de servomotores en las prótesis.

- Prótesis de mano virtual movida por señales encefalograficas.

La investigación tiene como reto la manipulación de una prótesis de mano en un ambiente virtual de simulación utilizando una interfaz natural basada en una BCI (Brain Computer Interface), lo cual debería plantear un nuevo paradigma para la manipulación de prótesis de mano.

Para la manipulación de la prótesis de mano virtual se utiliza la información suministrada por las señales encefalograficas (EEG) captadas a partir de un casco Emotiv. Este sistema cuenta con catorce electrodos repartidos sobre el cráneo del usuario, quien luego de una fase de entrenamiento puede producir órdenes sencillas a través del software del fabricante.

La investigación muestra los resultados obtenidos hasta el momento, donde las señales encefalografías del usuario logran mover una mano virtual construida en el computador (utilizando las herramientas de software libre Qt y VTK). Como accionamiento es bastante funcional pero representa una buena complejidad además de la necesidad de entrenarse para realizar el movimiento esperado, en prótesis rotativas y con grados de libertad menores a 3.

- Diseño y construcción de la prótesis robótica de la mano UC-1

Para el diseño y la construcción de la prótesis de mano diestra UC-1, asumiendo una estructura arborescente, de tres dedos con tres grados de libertad como base de problema. Una vez probado el funcionamiento y control de la prótesis en simulación, se diseñó y construyó un prototipo de dedo poli articulado pequeño y compacto que pudiera ser integrado fácilmente a una palma, con el fin de formar una mano polimórfica.

El dedo está constituido de cuatro falanges acopladas mediante un sistema mecánico rígido de transmisión a través de motores de corriente continua. Una vez validado el dedo, se construyó la prótesis de tres dedos, adicionándole sensores analógicos Hall y sensores de fuerza para dotar de sensibilidad a la mano, así como un sistema de control implementado en un procesador digital de señales y controlado a través de Labview.

El propósito es obtener un primer prototipo como solución funcional a los amputados de mano y que pueda proveer diversos agarres como pinza, cilíndrico, esférico, lateral y gancho. Se validaron los movimientos de agarre ya aprobados de la simulación dando una respuesta positiva, con esa disposición de lazos cinemáticos y micro motores para objetivamente conseguir los agarres y una prótesis viable.

5.2 REFERENTES TEÓRICOS

- Prótesis

Una prótesis es considerada una extensión artificial que simula o reemplaza un órgano o parte ausente del cuerpo (humano), con la idea de simular su funcionamiento desde una perspectiva estética hasta una funcional tratando de simular el órgano o miembro perdido.

Según esta funcionalidad se pueden dividir en prótesis pasivas o cosméticas y activas o funcionales.

Las prótesis pasivas disimulan la ausencia de un miembro, regresándole al afectado la percepción de naturalidad, quitando la funcionalidad por la imagen estética, restableciendo la imagen del paciente; este tipo de prótesis favorecen directamente al paciente desde un punto psicológico.

Las prótesis funcionales anteponen la funcionalidad sobre la estética tratando de conservar de la manera más próxima posible la funcionalidad del miembro u órgano perdido, regresando habilidades ausentes del afectado.

Estas prótesis funcionales pueden aprovechar múltiples tipos de accionamientos que llegan a determinar su naturaleza, pueden ser mecánicas, neumáticas, electrónicas e incluso híbridas (mezclando 2 o 3 accionamientos en un mecanismo).

- Prótesis Mioeléctricas.

También llamadas prótesis activas de fuerza ajena que relacionan señales Mioeléctricas con accionamientos híbrido generalmente de tipo electromecánico. El control mioeléctrico, utiliza potenciales eléctricos del orden de micro voltios detectables en la superficie de la piel cuando existe una contracción del músculo relacionado a la prótesis o el miembro ausente a sustituir.

Estos potenciales son recogidos por “electrodos”, quienes tratan una señal llena de ruido y no tan sencilla de procesar; para ello en el “electrodo” o receptor mioeléctrico existen filtros analógicos y digitales que luego de llevar la señal hasta un punto deseable, llega al receptor, comúnmente unido a la prótesis, la señal es amplificada, y ya en este punto toma forma de señal de control que acciona los elementos móviles (servos, motores, etc.) de la prótesis.

Comúnmente usan como fuente de energía un acumulador de 6V (4,8V en niños) que alimentan los elementos principales en el control y procesamiento de la señal.

- Señales Mioelectricas.

Son señales relacionadas con la contracción y relajación de un musculo que generan un pequeño pico del orden de micro voltios con la capacidad de ser percibido utilizando uno o dos electrodos dependiendo del volumen de tejido.

Aprovechando la tecnología de amplificación, tratamiento y filtración de señales, reciben la señal de los electrodos y emiten una respuesta amplificada a un receptor, que junto a motores puede mover una prótesis.

- Señales encefalograficas.

Son señales naturales eléctricas emitidas por el cerebro, generadas por la diferencia de potencial en la membrana celular de las neuronas generando reacciones motoras siendo emisor, trasmisor y receptor de señales naturales además de generar movimiento.

Para su procesamiento se usan algoritmos de redes neuronales, pues la señal es muy grande a la hora de percibirse, y no es posible analizar trabajando un área en específico, se debe examinar la señal en todo su espectro y modelar su procesamiento, para así darle una guía para actuar a la red.

La red neuronal es entrenada para comprender esa señal, procesar y emitir el control.

- Tecnología de impresión 3D.

La tecnología de impresión 3D ha revolucionado el área de diseño y elaboración de prótesis, aprovechando la manufactura por adición que superpone secciones

transversales hasta generar la pieza solicitada, usando materiales como PLA (ácido poliláctico) y ABS (acrilonitrilo butadieno estireno), materiales termoplásticos que ingresan al equipo como filamentos al extrusor de la impresora 3D.

Para imprimir capa por capa su extrusor o cabezal tiene una temperatura específica programable (según el material), que permite inyectar el material y generar la pieza con un alto nivel de precisión; este tipo de tecnología además de práctica en la ingeniería, puede favorecer ciertas propiedades mecánicas relacionadas con la densidad de la pieza, modificando condiciones de la impresión y pieza según sea necesario.

Esto dio entrada a ser la única tecnología capaz de generar termoplásticos de alta ingeniería, impacto, sin necesidad de procesos post manufactura.

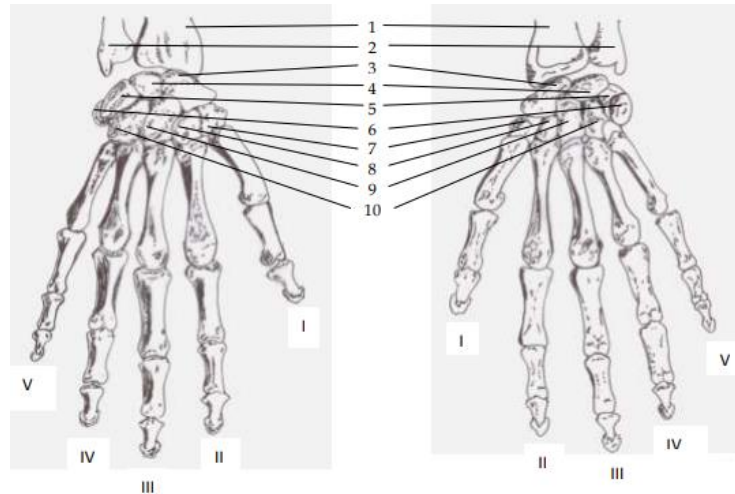
Ahora bien, en el área de elaboración de prótesis, su simplicidad permite la evaluación directa del diseño por medio de pequeños prototipos que se asocian al principal, es rápido y solo necesita la impresora 3D (marcas como creality, witbox), el filamento de material y el software (Como Ultimaker Cura); Este tipo de manufactura permite detalles de un alto grado, puntos relevantes como la ergonomía y el confort al paciente pueden tomar más importancia, incluso pueden permitirse dar formas irregulares, pudiendo asemejarse a mecanismos del cuerpo humano (dedos, manos, articulaciones, entre otras).

- Anatomía básica de la mano. (PILAS)

La mano es el principal órgano de manipulación física, con gran cantidad de terminaciones nerviosas que lo hacen un referente a los sentidos humanos (tacto), unida al antebrazo por la unión llamada muñeca; consta de dos partes, la palma y los dedos además de varios músculos y ligamentos que le permiten gran cantidad de movimientos y destreza.

La mano consta de 27 huesos, entre falanges, metacarpos, carpos, entre otros, contando desde la muñeca hasta la punta de los dedos. Los 5 dedos vienen nombrados de forma práctica enumerados del 1 al 5, iniciando desde el dedo pulgar (1er dedo) hasta el dedo meñique (5to dedo) contando de forma secuencial.

Figura 1. Huesos de la mano



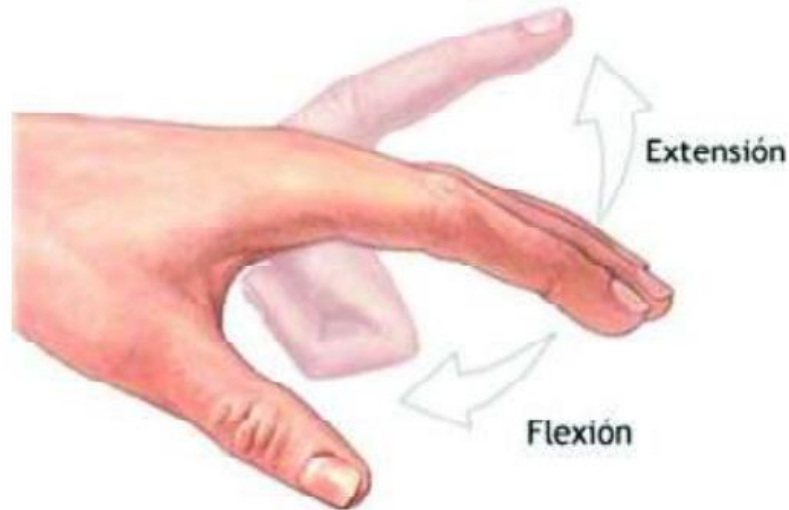
1. Radio; 2. Cubito; 3. Escafoides; 4. Semilunar; 5. Pramidal; 6. Pisiforme; 7. Trapecio; 8. Trapezoide; 9. Grande; 10. Ganchoso. I. Pulgar, II. Índice, III. Dedo medio, IV. Anular, V. Meñique.

Fuente: LÓPEZ, L. A. A. Biomecánica y patrones funcionales de la mano. Morfolia, 4(1)

2012

- Movimientos de la mano.

Figura 2. Flexión y Extensión



Fuente: RUIZ CHICAIZA, Pablo Andrés. Estudio cinemático de la mano para movimiento de oposición del dedo pulgar y movimientos de flexión y extensión de los dedos índice, medio, anular y meñique. 2019. Tesis de Licenciatura. Quito, 2019.

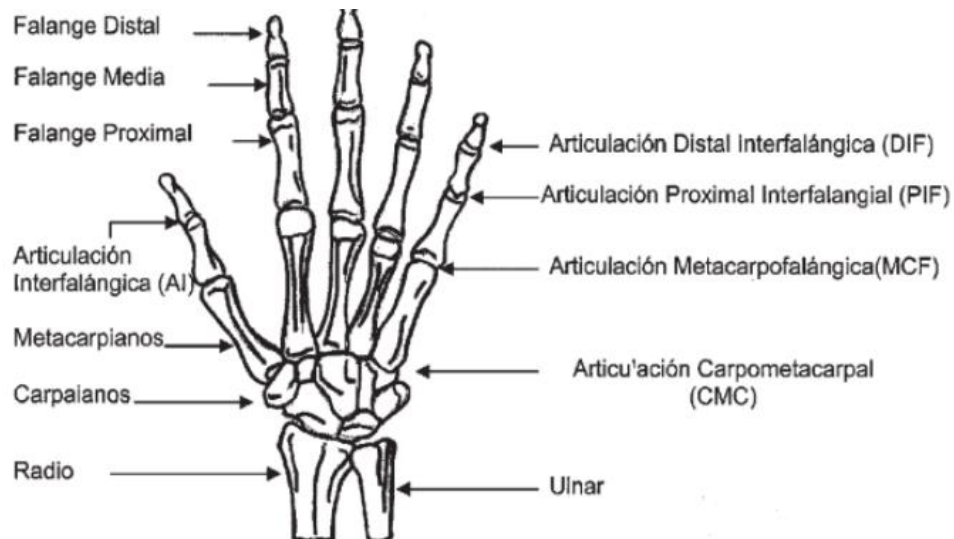
- Dedos III, IV y V.

Estos dedos tienen una anatomía y dinámica semejante entre sí, su trabajo es hacer de prensa estabilizadora que junto a los dedos II y I pueden llegar a realizar poderosos agarres, con un movimiento de flexión y extensión.

En flexión gracias a la articulación metocarpofalángicas (MF) no existe movimiento lateral, efecto de los músculos estabilizadores interóseos que bloquean ese desplazamiento para hacer un agarre más confiable y fuerte. Además, las articulaciones interfalángica son de tipo troclear o bisagra, donde los ligamentos colaterales y mediales tampoco permiten la desviación medial ni lateral favoreciendo el conjunto. Las articulaciones interfalángicas permiten un desplazamiento aproximado de 120° en flexión y extensión.

En hiperextensión el comportamiento es limitado por los ligamentos de la placa volar, que hace parte de la capsula articular de las articulaciones, dando un máximo de desplazamiento de 5° en hiperextensión en la articulación distal interfalángica.

Figura 3. Articulaciones y huesos de la mano



Fuente: DAVID, Barrera Garcia Angel; ALEJANDRO, Merchán Cruz Emmanuel; RICARDO, Rodriguez Cañizo. Obtención del rango de movilidad de los dedos índice, medio, anular y meñique. En Memorias del XXIII congreso internacional anual de la SOMIM. 2017. p. 2448-5551.

- Artrodesis

Proceso quirúrgico que fija una articulación a partir de una agente fijo (se puede usar injerto de hueso o un equipo de osteosíntesis) que establece en una sola posición 2 piezas óseas contiguas a la articulación en un procedimiento de fijación interna.

- PETG

El tereftalato de polietileno (PET) con una modificación en su estructura glicol, cambiándolo por un ciclo hexano di metanol, muy conocido en la industria de la

manufactura aditiva como PETG. Es un polímero más sencillo de trabajar que el PET con alta durabilidad, resistente al impacto, la fatiga, temperatura y al agua, además de altas propiedades de esterilizado.

El material es reciclable y muy presente en todo el planeta lo que reduce el costo de este material considerablemente, absorbe la humedad, y la radiación UV por altos periodos de tiempo debilita el material quebrándolo, perdiendo resistencia y potenciando la presencia de falla.

En manufactura aditiva, las temperaturas de maleabilidad ronda los 200°C a 260°C, y se debe dar un control a los gases que emite el polímero pues se tornan dañinos y contaminantes.

- PLA

El PLA o ácido poli láctico, es un poliéster derivado de materias primas naturales y renovables, lo que lo hace amigable con el ambiente y biodegradable bajo ciertas condiciones; es un termoplástico usado ampliamente en la impresión 3D en procesos de modelado por deposición fundida (FDM).

Tienen una resistencia aceptable, una precisión dimensional muy alta en estos procesos de manufactura y un costo bajo al igual que su flexibilidad; por sus propiedades mecánicas es el material mayormente usado en procesos de prototipo pues representa un costo aceptable y buenos acabados.

En procesos FDM con PLA el control total es imprescindible, pues hay que evitar suciedades y fluctuaciones de temperatura ya que esto afecta la adhesión entre capas y variaciones de sus propiedades mecánicas en la pieza, dando punto de menor resistencia, potenciando la falla.

Sus temperaturas de trabajo son bajas relativamente a otros polímeros usados en manufactura aditiva, rondando los 180°C y 230°C.

- ABS

El acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) es un plástico muy resistente al impacto, utilizado en usos industriales y domésticos, es un termoplástico amorfo ligero, resistente, reciclable y con un alto nivel de resistencia a la tensión y rigidez.

Apenas resistente al calor, al agua y la luz, con una alta durabilidad; el ABS necesita un alto control de almacenamiento pues tiene un grado considerable de absorción de humedad y cuando entra en procesos de modelado por deposición fundida puede alterar la estructura, pues al fluctuar la temperatura y el filamento húmedo la estructura interna se altera favoreciendo la presencia de vacíos y por ende, potenciando la falla del objeto impreso con dicho material.

Por lo tanto, la impresión debe estar ausente de suciedad, humedad y casi nula fluctuación de temperatura, y forzosamente mantener la base de la impresión caliente; el vapor emitido por calentamiento del PLA es nocivo, además de necesitar un postproceso de un baño de acetona para una mejor precisión dimensional y limar rugosidades de la pieza en cuestión.

- Nylon

Es un termoplástico muy usado en la industria textil y en la manufactura aditiva, por su alta resistencia, y flexibilidad; también llamado poliamida (PA), clasificada según los átomos de carbono presentes, como el PA12, PA11, y el más comúnmente usado en impresión 3D, el PA6, presente también en la industria del automovilismo por su resistencia a la abrasión.

Las piezas impresas en este material tienen considerablemente una mejor vida útil, por lo que se puede imprimir piezas que necesiten alta resistencia como bisagras o engranajes y esperar un buen comportamiento.

El PA6 no tiene una buena resistencia al calor y lo afecta considerablemente, además es un material higroscópico por lo que absorbe la humedad particularmente bien, lo que implica un control exhaustivo en el proceso de impresión en parámetros como temperatura, suciedad, y humedad, tratando de eliminar elementos ambientales que alteren el proceso y dañen la pieza impresa.

6. PROCESAMIENTO DEL PROBLEMA

La prótesis de mano parcial en su proceso de diseño debe tratar de eliminar los bucles que se puedan presentar en el transcurso de cada etapa, para así, no volver a un punto anterior, mantener una verticalidad y evitar entorpecer el proceso de diseño.

Es muy común que los procesos de diseño tengan que regresar a etapas anteriores para corregir un error, optimizar un detalle que se observó en un punto post análisis, o corregir eventos adversos que modifican el estado del diseño y obliga al retorno a una etapa anterior.

Para ello, el procesamiento del problema toma un papel importante considerándose una pre-fase, donde se analizan todas las necesidades, requisitos y posibles detalles que deban ser abordados para obtener el diseño deseado.

En esta etapa es necesario considerar que se espera del producto, tanto el usuario, el equipo de diseño y si existen posibles patrocinadores; partes que puedan inculcar un requisito relevante que pueda modificar el diseño.

Es importante que este proceso sea claro, pues es preciso conocer que se desea, observar cada punto de vista, ver que es relevante, enfrentar ideas o unirlos, y así, traducirlas a parámetros y restricciones claras, medibles, estables y no modificables, puesto que todos estarán en consideración.

6.1 ACERCAMIENTO Y TOMA DE INFORMACIÓN

Para iniciar este proceso, se realiza un acercamiento al paciente pues desde el inicio el contacto con el preferiblemente debe ser estrecho y cercano a todo el proceso, pues

obtener los requisitos y peticiones del paciente es imperativo e importante. Sin embargo esto no se consiguió, puesto que el paciente no contaba con mucho tiempo para relacionarse con el proyecto, ni reunirse y la pandemia suponía una complicación.

Como solución se realiza una comunicación vía telefónica con el paciente, solicitándole responder algunas preguntas y contar que espera de la prótesis.

La conversación fue práctica y fructífera consiguiendo respuestas importantes que demuestran las necesidades y peticiones del paciente. Respuestas que fueron copiladas junto a las ideas de las otras partes, consiguiendo en resumen la siguiente información de lo esperado para la prótesis:

1. Prótesis funcional.
2. Se pueda quitar y poner. (R)
3. Su movimiento se asemeje al real de una mano.
4. Mantenimiento barato y de baja frecuencia.
5. No sea incomoda.
6. El paciente es motociclista y trabaja en el campo.
7. El paciente no quiere someterse a ningún procedimiento quirúrgico para tener la prótesis.
8. Aprendizaje de manejo y control de la prótesis rápido.
9. Buena rentabilidad (relación costo y eficacia).

6.2 PROCESAMIENTO DE INFORMACIÓN, DEFINICIÓN DE PARÁMETROS Y RESTRICCIONES

Con la información obtenida anteriormente, se debe llevar a un punto de claridad, con el fin de conseguir los parámetros del diseño, procesando los datos copilados hacia un valor cuantificable y/o de índole cualitativo. Lo importante es tener certeza en los requisitos, ya

que ellos van a puntualizar que es lo que realmente se necesita, como se hará y que se realizará.

De la información entregada hay ideas que pueden unirse, o llegar al mismo punto tendiendo a la redundancia, como es el caso de la idea 1, 3 y 6 ya que tienden a la misma finalidad, pues la funcionalidad pretende que la prótesis replique el movimiento de la mano y su objetividad en la vida del paciente; la idea 2, 5 y 7 pueden ser unificadas y resumidas en una nueva.

Para hacer fácil el tratamiento y entendimiento de la información, se realiza un cuadro de procesamiento, analizando el dato inicial y su traducción a parámetro.

Cuadro 1. Cuadro de procesamiento

DATOS	ANÁLISIS	PARÁMETRO	VALOR
Prótesis funcional, con buena adaptación al estilo de vida del paciente.	Las prótesis funcionales o activas implican movimiento y en solicitud se pide el movimiento natural de mano que implican movimientos de flexión, extensión, hiperextensión y movimientos laterales de cada dedo. El diseño está destinado para suplir la ausencia de los dedos III, IV y V de la mano izquierda. El paciente conduce una motocicleta de transmisión manual, estas comúnmente sitúan la palanca del embrague en el lado izquierdo del manubrio por ende la prótesis debe dar apoyo a	Asegurar el agarre de la prótesis en posiciones específicas.	-
		Movimiento de flexión y extensión en articulaciones interfalángicas (III, IV, V).	(0°) a (90° o 95°) Respecto a la línea longitudinal del hueso cubito, en dirección perpendicular al plano de la palma.
		Movimiento en el plano de la palma en los dedos III, IV y V.	(-17.5°) a (17.5°) paralelo al plano de la palma, con respecto a la línea longitudinal del cubito
		Movimiento de articulación metocapofalangica,	(-5°) hasta (87° o 92°)

DATOS	ANÁLISIS	PARÁMETRO	VALOR
	la pinza que genera el dedo I y II de esa mano al realizar el accionamiento y control del embrague, hay que dar un grado de fuerza apenas suficiente pues la presión que se ejerce para ser accionado puede ser disminuido representativamente dando mayor importancia al movimiento y control del agarre completo.	considerando hiperextensión.	Respecto a la línea longitudinal del cubito y radio, en dirección perpendicular al plano de la palma.
Prótesis practica en su postura, sin anclaje quirúrgico y ergonómico.	Una prótesis de sencilla postura que implique un diseño práctico y dinámico para permitir el descanso de la relación mano-prótesis. No existe la posibilidad de tener un anclaje artificial de la prótesis y se debe trabajar con la muñeca, palma y dedos existentes como medio de sujeción de la prótesis con la mano. Asegurar ergonomía involucra comodidad, relacionada con ese espacio que ocupara la prótesis, eliminando presiones innecesarias y dando confort al paciente.	Sujeción de la prótesis convencional, con métodos de unión común como correas, abrazaderas, pines, etc.	-
Mantenimiento económico y	Para poder tener un diseño de estas características hay que asegurar que las piezas	Piezas asociadas al movimiento comúnmente son en estos casos las partes	Dureza de material entre piezas en movimiento

DATOS	ANÁLISIS	PARÁMETRO	VALOR
de baja frecuencia.	en relación sean sencillas, fáciles de reponer, prácticas, y además baratas, con el objetivo de obtener un bajo costo de mantenimiento, sobre llevando la vida útil de cada pieza en situación de criticidad. Es importante proteger piezas importantes y considerar el precio de manufactura y material, además de la posibilidad de tener piezas críticas de respaldo.	sometidas a mayor carga y/o esfuerzo, por ende hay que asegurar que sean de fácil acceso y otorguen un buen grado de resistencia. Deben ser de fácil manufactura o adquisición. Es necesario que dichas piezas críticas tengan la posibilidad de un bajo costo y obtener piezas de respaldo es prioritario. Para evitar esfuerzos por abrasión entre piezas hay que eliminar la probabilidad de contacto de piezas en movimiento con diferentes materiales más precisamente grados de dureza con una diferencia representativa.	condicionado para evitar abrasión. $HB_{materialA} =$ $HB_{materialB}$
Aprendizaje rápido de manejo y control de la prótesis.	El aprendizaje de la prótesis está relacionado con la complejidad de su método de accionamiento y la tecnología que está relacionada a él.	Un nivel de control no tan complejo, ni con muchos componentes; tratamiento de pocas señales; tecnología simple y estrictamente necesaria.	1 sensor como máximo en la prótesis.

DATOS	ANÁLISIS	PARÁMETRO	VALOR
Buena rentabilidad.	En rentabilidad es necesaria una relación alta de costo y beneficio, teniendo en consideración puntos como el precio, el rendimiento y los riesgos a correr en el producto final y en el proceso de diseño. La idea es conseguir un buen balance entre estos puntos conservando el equilibrio entre los mismos pues entre los 3 uno debe mantenerse constante, otro alto y el último en consecuencia bajo; consiguiendo esa buena rentabilidad.	Conservar un buen rendimiento de la prótesis, variando riesgos y costo para conseguir una buena rentabilidad.	Costo ↓; Riesgos ↑
			Costo ↑; Riesgos ↓

En resumen, se entregan 5 parámetros principales que aseguran los requerimientos o información suministrada por las partes relacionadas al proceso, 4 de tipo cuantitativo y 1 cualitativo relacionado con el tipo de sujeción que tendrá la prótesis en su relación con la mano izquierda.

El parámetro que define rentabilidad puede ser tomado desde dos puntos en específico y cumplir el requerimiento. Sin embargo, es necesario determinar el rumbo de este ítem antes de iniciar el proceso de diseño. Se decide tomar más relevante el costo sobre los riesgos asumidos, ya que la idea es conseguir un producto robusto, de buen rendimiento y económico, asumiendo mayores riesgos.

Ahora bien, el uso de esta información paramétrica orienta las ideas para desarrollar esta prótesis y las convierte en metas a cumplir en el diseño.

6.3 MODELAMIENTO DE MANO

Conocer, procesar y poder manipular de una manera práctica la zona afectada (mano izquierda) sin tener un contacto estrecho con el individuo se hace imposible, pues el tiempo del paciente no le era suficiente para involucrarse de forma cercana al proceso.

El escaneo 3D se presenta como solución práctica para esto, pues la manipulación con un software permite mayor desarrollo del conocimiento del área a tratar, formas y medidas, sin la necesidad de la presencia del paciente, pero para realizar este escaneo directamente es necesario hardware de costo considerable.

Se encontró un método viable y sencillo para realizar este escaneo, que aprovecha la cámara de un teléfono celular, una superficie plana con una delimitación, y un software que procesa esos dos elementos en relación.

El software es una aplicación para teléfono celular llamada “Qlone”, aplicación que toma un código QR impreso en una superficie plana, que cuando es percibido por la cámara del teléfono forma una semiesfera digital que hace labor de domo, que abraza el objeto a ser escaneado. Ese domo genera pequeñas ventanas que toman imágenes del cuerpo que contiene, y usando un algoritmo de superposición de imágenes generan el escaneo a una escala no real.

Por ello luego de obtener este tipo de escaneo es necesario tratar la información obtenida.

Ahora bien, al necesitar una superficie plana y la mano izquierda sobre ella en una buena posición para tener un escaneo aprovechable y correcto.

Se determina generar un molde físico de la mano afectada, dando un doble beneficio, pues por medio de esto se obtiene un buen escaneo y como valor agregado poder manipular y observar el área afectada de manera física.

Para el modelado físico se realiza un negativo con alginato, un material comúnmente usado en la industria odontológica para realizar impresiones dentales, debido a su rápida solidificación y alto grado de detalle; se realiza una mezcla con una relación de 2.1 gramos de alginato por mililitro de agua, casi llenando el recipiente (recipiente cilíndrico de 24 cm de alto por un diámetro de 10 cm), se usan 453 gramos de soluto debido al tamaño de lo que sería modelado.

Una vez con la mezcla homogénea, se ingresa la mano del paciente con aceite para evitar adherencia de la mezcla a la mano y evitar daños en el molde, se espera aproximadamente 3 minutos y la mezcla ya está solidificada con una textura gelatinosa y rígida, lista para retirar cuidadosamente la mano del paciente; una vez realizado este molde negativo se vierte yeso.

Pasado el proceso de secado del yeso se procede a destruir el molde negativo para obtener el modelado físico de la mano izquierda del paciente, modelo que se somete a un proceso post manufactura asociado a eliminar rugosidades y un rectificado de la base cerca a la muñeca, con el fin de obtener una superficie de contacto plana, necesaria para la estabilidad del modelo.

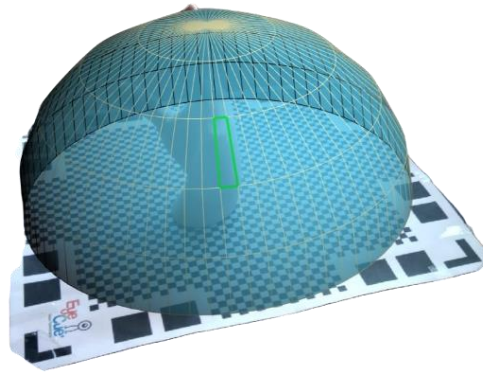
Figura 4. Modelo físico



Con el modelo físico se puede dar inicio al proceso de escaneo 3D con el software Qlone, esta aplicación necesita una superficie con un código QR impreso, este delimita la aparición del domo, quien define el escaneo por fotogramas; la forma de este código es un cuadrado que se relaciona directamente con el diámetro de la semiesfera y por ende con su altura, el escaneo se entrega en relación a la superficie base que es un código de 19.5 cm de lado aproximadamente, por lo tanto todo lo resume a ese tamaño de domo, pero el software da la posibilidad de escanear cualquier cosa simplemente generando un código más grande o más pequeño según la necesidad, pero agregando un proceso post escaneo para escalar el producto de este proceso.

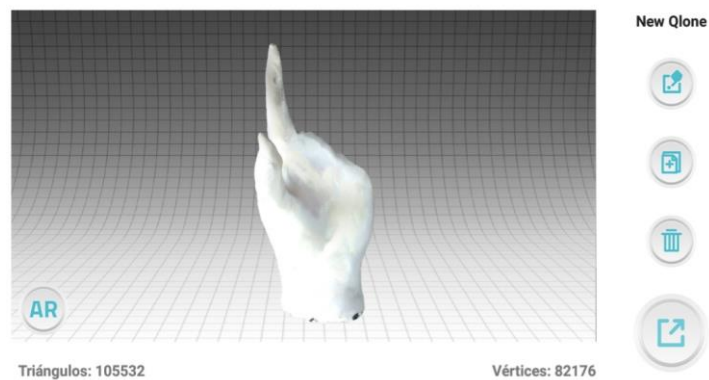
La superficie predeterminada no es suficiente para escalar el molde, por ende se imprime un código de 38 cm donde el modelo entra por completo, ya listo y preparado para el proceso de escaneo.

Figura 5. Domo de escaneo y modelo físico



En el proceso se presentaron errores de escaneo debido a que el software no percibe ciertas zonas en la máxima altura del domo, a pesar de estar dentro del volumen delimitado. Se realizaron múltiples escaneos hasta obtener uno limpio, tratando de conseguir lo estrictamente necesario, y en este caso es reproducir el área ausente, delimitar el diseño y conocer puntos de sujeción y contacto (dedo contiguo).

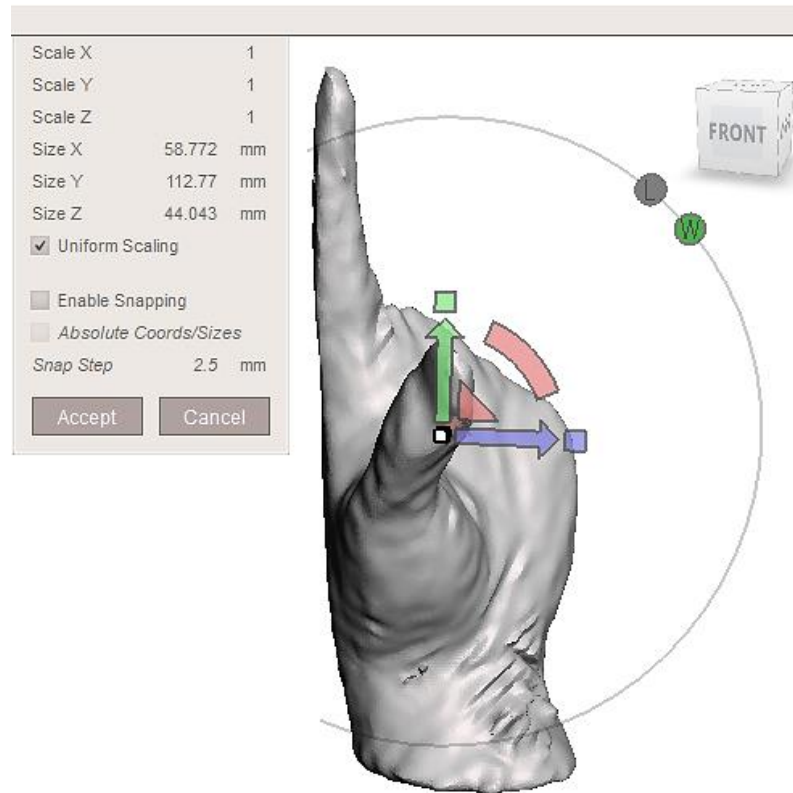
Figura 6. Escaneo 3D, mano izquierda del paciente



El software entrega un archivo de objeto 3D apoyado a métodos de elementos finitos, este archivo debe someterse a un tratamiento para conseguir el escalado deseado; para ello se usa Meshmixer un programa con la capacidad de procesar este tipo de archivos

y tratarlos de una manera práctica y rápida, permitiendo refinamientos de malla, escalados, modificaciones, eliminaciones de elementos innecesarios, entre otros.

Figura 7. Escaneo primario

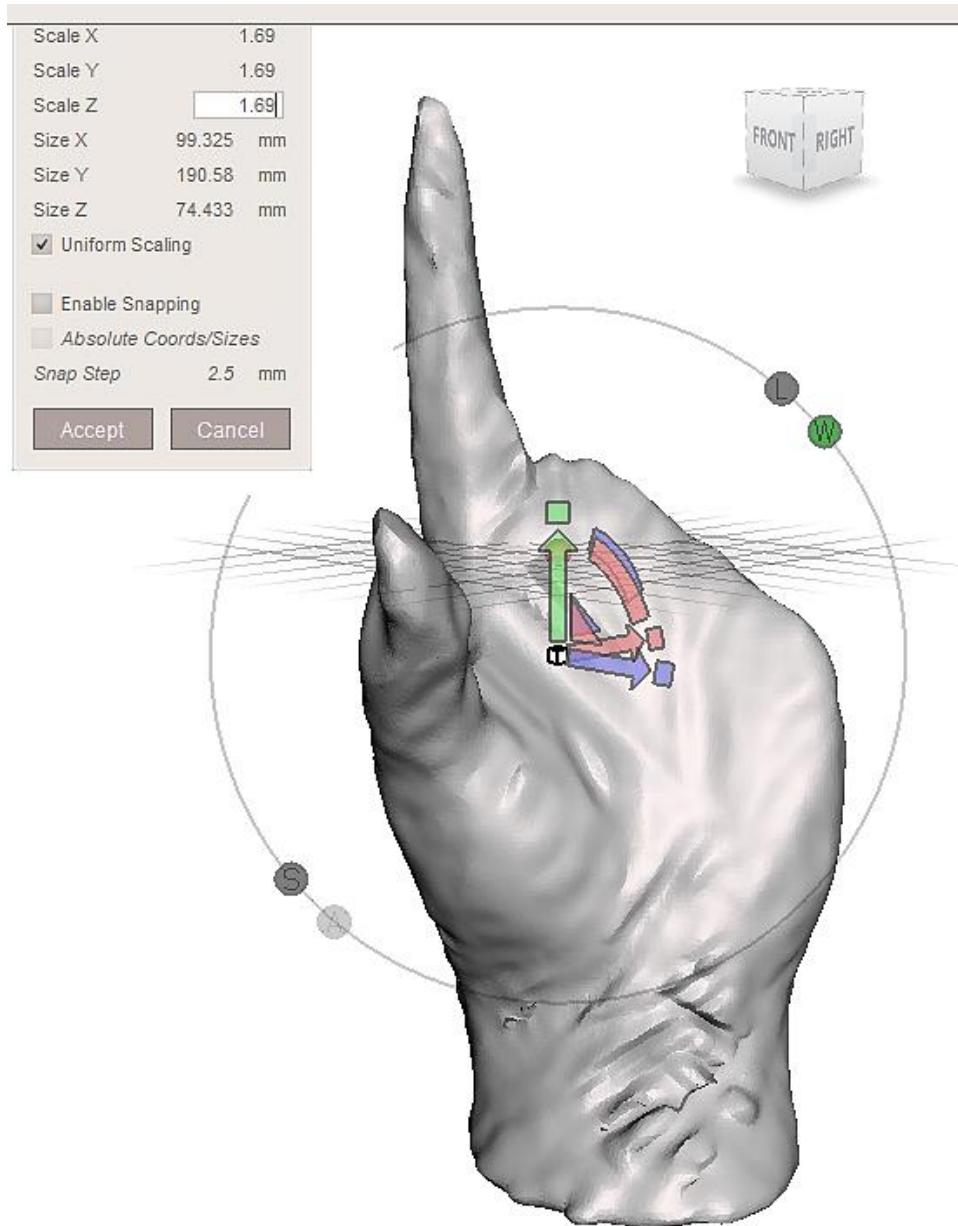


El escaneo necesita ser escalado, recibir un refinamiento de malla y suavizado de la superficie con el fin de poder trabajar de mejor manera el contacto con la prótesis.

Para escalar el modelo virtual se toma una cota directa en el modelado físico, precisamente la altura del modelo y se escala de manera uniforme hasta obtener un valor cercano o igual al real en el valor del eje Y. El valor real ronda los 19 cm, cota relacionada con la altura del domo que define la altura máxima del escaneo.

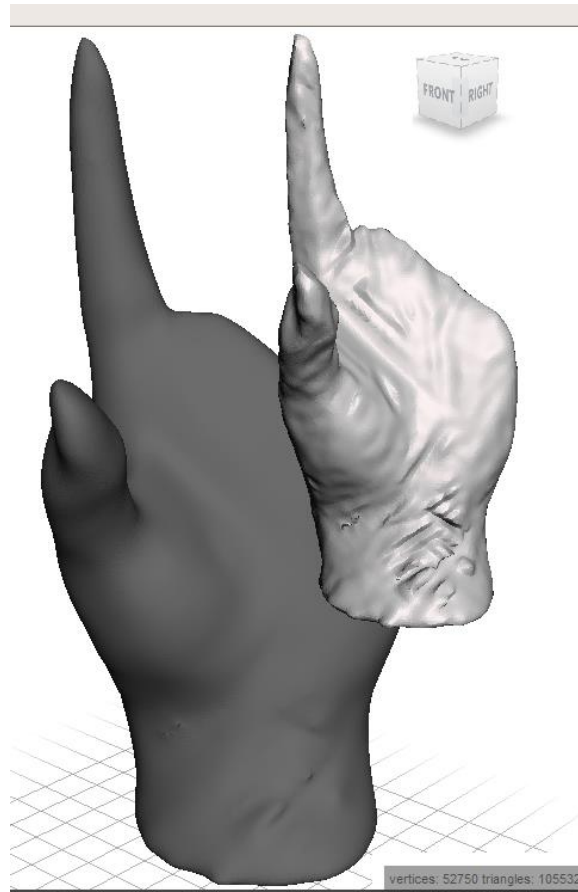
Se lleva a un valor cercano escalando en un 169% llegando a un valor con un margen de error aceptable.

Figura 8. Escaneo a un 169%



Para poder manipular la zona de contacto es necesario tener un área trabajable limpia, para ello se hace un remallado aumentando el número de triángulos y realizando un suavizado de todo el escaneo, dando como terminado el proceso de optimización del escaneo

Figura 9. Modelo virtual final y escaneo primario



La forma no se vio alterada de manera representativa, solo un la punta del segundo dedo perdió un poco su geometría, sin embargo esto no llega a ser importante en lo necesario de este modelo virtual.

7. DISEÑO DE CONCEPTO

El proceso de desarrollo de concepto pretende asociar ideas e imágenes que dan solución al problema, sin límites ni restricciones de pensamiento con el sentido de tener un espectro más amplio de respuestas al dilema planteado.

Se propone un proceso de lluvia de ideas, pero la ausencia de un grupo de trabajo más heterogéneo (situación que permite que diferentes líneas de pensamiento se crucen para dar una mejor solución a un problema) limita a solo un ángulo de pensamiento, por ende a una sola forma de percibir el problema y darle solución.

Como respuesta se hace necesario realizar una búsqueda de referentes disponibles en el presente, que se aproximen al problema, y una consulta con diferentes rutas de conocimiento y pensamiento, que otorguen nuevas ideas o aporten nuevos conceptos al equipo.

Dentro de la consulta se destaca un grupo de ingenieros biomédicos, un médico especialista en el área de ortopedia y fisioterapia, y además se refuerzan las líneas de conocimiento con un diplomado en tecnología biónica e impresión 3D de la empresa PH4 bionics.

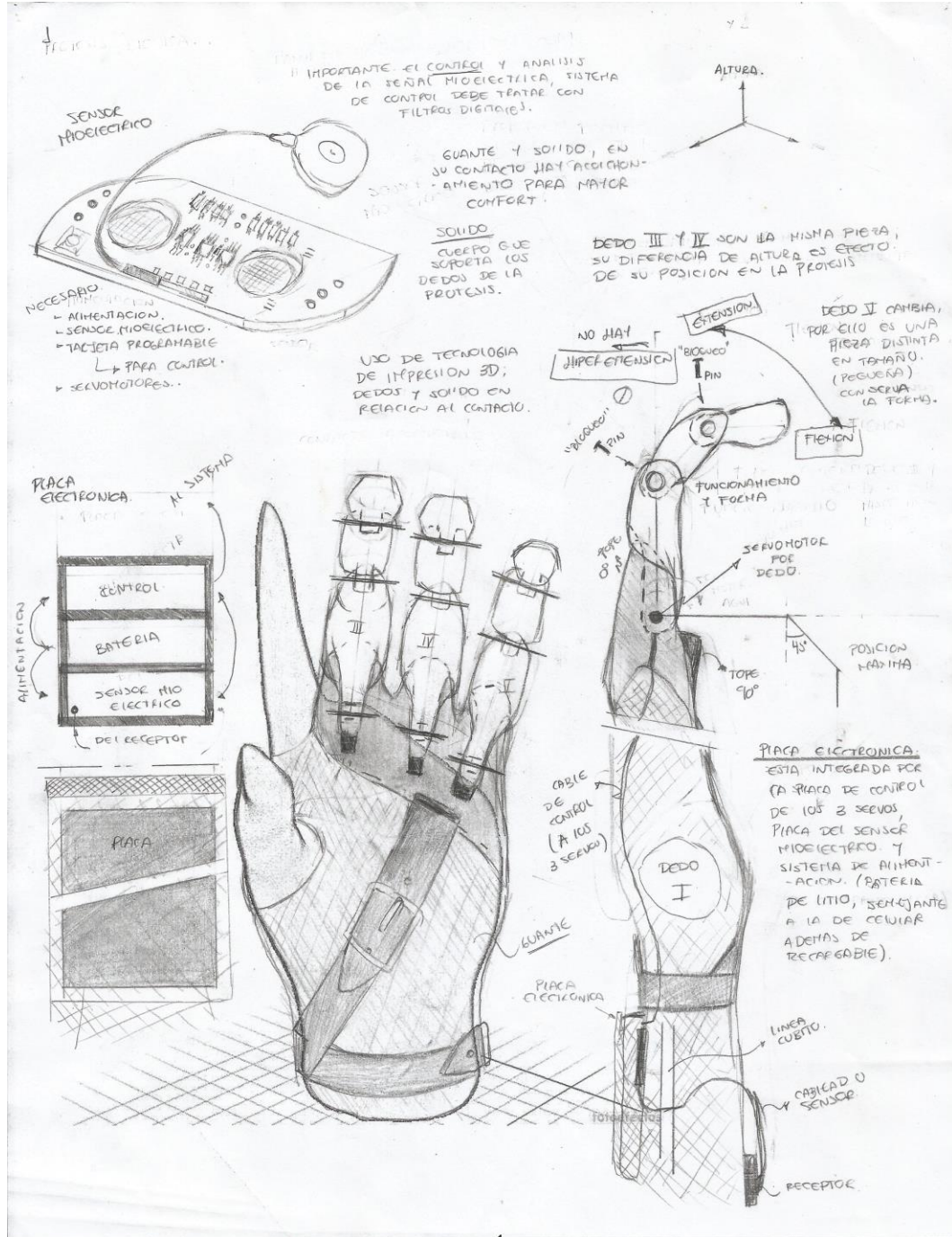
7.2 IDEAS Y BOCETOS.

Se realiza el proceso de lluvia de ideas, dando como solución 3 posibles diseños.

- Prótesis biónica aprovechando señales Mioelectricas.
- Prótesis mecánica asociada al movimiento de la muñeca.
- Prótesis electromecánica con sensores ópticos.

7.2.1 Prótesis biónica aprovechando señales Mioelectricas

Figura 10. Prótesis biónica aprovechando señales Mioelectricas



Esta idea pretende realizar un diseño trabajando una señal relacionada a la contracción muscular en el antebrazo izquierdo en el área media interna con un sensor mioeléctrico. Dicha señal se somete a un proceso de filtrado y procesamiento con el objetivo de permitir una lectura más clara para el control que accionara un grupo de servomotores, relacionados estrechamente con la dinámica de la prótesis; es importante considerar de la misma forma la necesidad de uso de un suministro energético, alimentación que puede ser solventada con baterías, posiblemente de litio, para optimizar su forma semejante a la batería de un teléfono celular.

La prótesis para su sujeción a la mano, usa un cuerpo sólido al que van conectados los dedos artificiales directamente, un guante acolchado en la zona de contacto para dar mayor confort, y un grupo de correas ajustables que surgen del sólido y abrazan el antebrazo y la palma de forma transversal, pasando por debajo del dedo I.

El diseño de los dedos III, y IV, contemplan la misma forma y tamaño, su diferencia de altura va en relación con la forma del cuerpo sólido y su desnivel, pero el dedo V solo conserva la forma de sus semejantes, es el único dedo que se ve sujeto a un recorte de tamaño. Para dar mayor funcionalidad en el agarre, no procesa el movimiento lateral pues en este diseño se considera poco relevante, por ello bloquea ese movimiento con su forma; en el cierre o agarre en flexión se deben conseguir aproximadamente un ángulo de 90° en relación al primer tramo del dedo y la punta del mismo, este último paralelo a la línea longitudinal del cubito; por ello se bloquean los 90° de la punta desde la posición inicial, para asegurar su funcionalidad.

Para el control es importante programar, 2 señales distintas una de un movimiento para su acción en el servomotor y flexión controlada, y otra para la extensión o reposicionamiento de la posición natural de la prótesis.

Los dedos constan de 3 secciones dos de ellas unidas por pasadores, bloqueados por pines para formar el ángulo de posición restringida (90°), la primera sección está unida al

sólido por un eje de transmisión. El diseño tampoco contempla la hiperextensión pues el sólido imposibilita este movimiento, y el tope permite el bloqueo de la flexión.

En la imagen no es clara la posición de los servomotores pues van pegados al sólido por la parte trasera, ello implicaría que este componente sólido tiende a soportar algo de peso por contener los 3 servos relacionados cercanos al primer pasador junto a este, y se vuelve algo más prominente en esa dirección; en específico la potencia es recibida al cuerpo por cada servomotor unido a cada dedo artificial generada por medio de una transmisión pequeña de engranajes, con uno conductor y otro conducido.

La placa electrónica tendría ubicación en el guante del antebrazo siendo un pequeño cuerpo con forma de paralelepípedo que entra en una bolsa manufacturada cerca a la muñeca, que contiene el sistema de control que recibe la información del sensor mioeléctrico, procesa la señal de forma digital y controla los servomotores, todo alimentado por un sistema de baterías de litio conectadas en medio de ambos sistemas de recepción y emisión para ser más fácil la conexión entre sí.

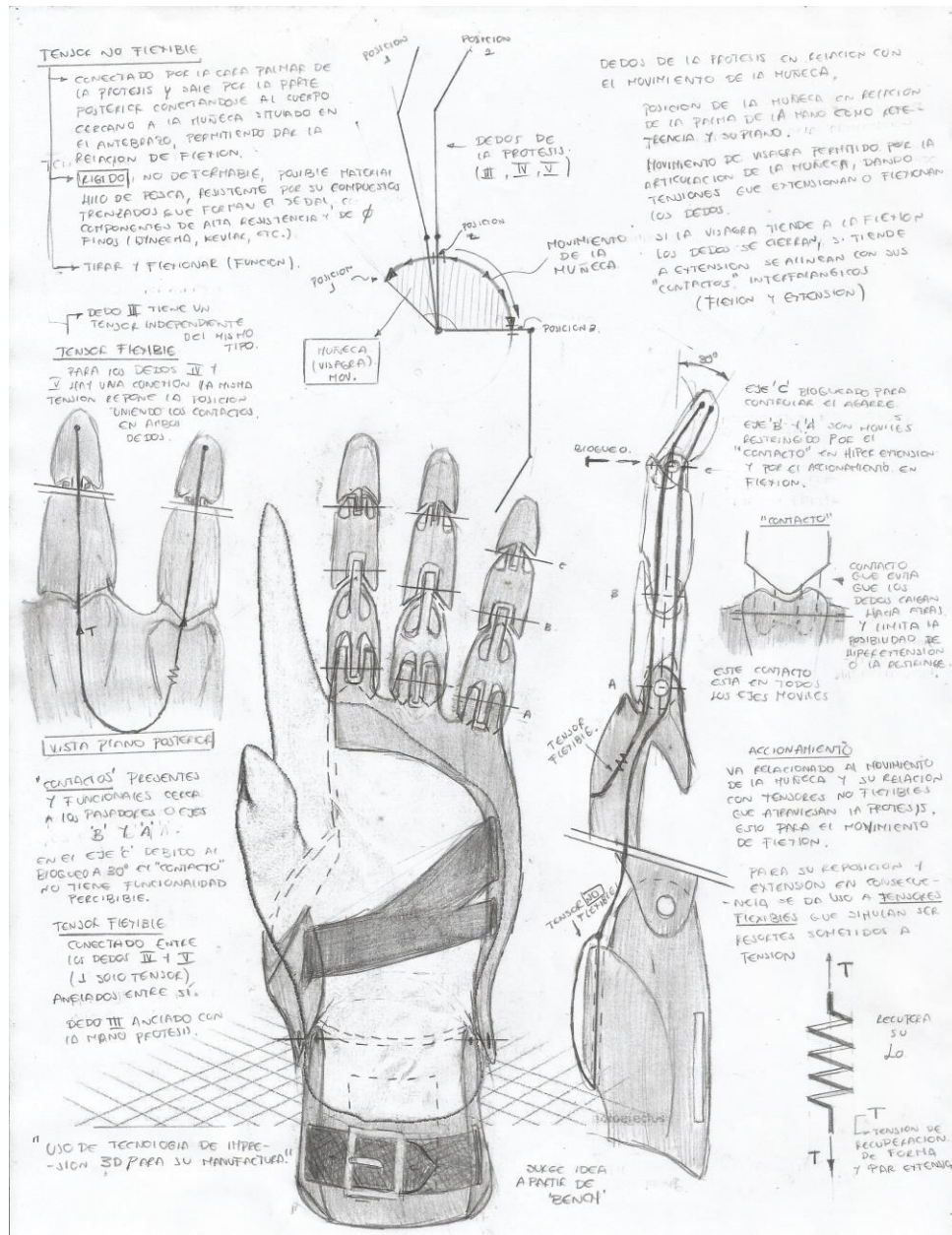
Para la manufactura de los dedos y el sólido se hace uso de la tecnología 3D, pues esas formas asociadas al confort pueden ser obtenidas de una manera más práctica de este modo.

En contra de este proceso está la poca practicidad del manejo del sensor además de que podría existir una inercia con respecto al peso de los servomotores que desvíe el centro de masa del plano palmar, haciendo que su carga este descentralizada causando fuerzas no necesarias, además de ser algo impráctica su transmisión de potencia; sin embargo la idea de un sensor mioeléctrico da una mayor calidad a la hora de acatar la acción solicitada, además su manufactura no representa un reto muy grande pues el cuerpo sólido, la placa y los dedos son los únicos generados por esta tecnología aditiva, debido a su tamaño aproximado su elaboración no sería un reto grande, más bien su control y aprendizaje del paciente. Existe la posibilidad de un movimiento autónomo de cada dedo

dando un control más interesante y cercano al real, pero para ello debería haber un procesamiento más elaborado, extendería el tiempo de aprendizaje y triplicaría la presencia de señales en él.

7.2.2 Prótesis mecánica asociada al movimiento de la muñeca

Figura 11. Prótesis mecánica asociada al movimiento de la muñeca



El diseño contempla la posibilidad de usar la movilidad de un miembro presente para accionar los dedos de la prótesis, más precisamente la muñeca, pues tiene un movimiento similar a la articulación interfalángica pero con un espectro angular más amplio. Se pensó en su proceso a ligar el movimiento al dedo contiguo pero no hay una relación buena en su cinemática, y menos en trasladarla a cada dedo artificial.

Para su funcionamiento se aprovecha el manejo de tensiones relacionada a una diferencia angular, junto a tensores flexibles (comportamiento semejante a un resorte a tensión), y tensores no flexibles.

En su diseño se evalúa el movimiento de la muñeca y se toma como consideración la presencia de un contacto o tope para cortar ese ángulo que excede la hiperextensión y controlarlo.

La posición natural de la prótesis se toma como posición 1 en la figura y está relacionada con la hiperextensión admisible debido a la dinámica de la prótesis.

El tensor no flexible permite que al mover la muñeca de manera semejante al esperado por el dedo artificial, el tensor tire, y a medida que aumenta ese ángulo de flexión se generara más tensión en la cuerda rígida y cierra la mano, aprovechando la fuerza entregada por la conservación longitudinal favoreciendo el agarre.

Si favorece el movimiento de extensión la cuerda pierde tensión efecto de que tiende a su longitud normal y preestablecida, pues la posición de longitud natural del tensor rígido es cuando el tope de hiperextensión es tocado por la base del dedo artificial, donde la tensión de este elemento es '0'.

Para que no exista tensiones negativas en la cuerda, su posición natural también va en relación a la posición de la muñeca en su punto más alto de extensión; este tensor rígido

estará sujeto al componente que abraza el antebrazo junto al cuerpo de la prótesis (uso de pasadores que sujetan esta relación por tensión y ajuste) cerca a la muñeca.

A medida que tiende a la extensión el cuerpo por sí solo, debido a la naturaleza del tensor rígido, no va a recuperar el movimiento de extensión y hacer su reposicionamiento a la posición 1, para ello se usa tensores flexibles que generen una fuerza que recupere la forma recta del dedo artificial que tiende a la hiperextensión. El uso de este tipo cuerdas semejantes a resortes alargados permiten el estiramiento para la flexión, pero a medida que se prolongan generan tensión de recuperación sin accionamiento alguno, tensión favorable para la extensión e hiperextensión, aquí entra una relación de fuerza de restitución directamente proporcional entre tensores presentes en la prótesis.

A medida que la muñeca se mueve otorgando esa perturbación cinemática al sistema favoreciendo la flexión, la tensión en la cuerda rígida al igual que el tensor flexible aumentan su valor, pero el movimiento lo realiza la cuerda; al llegar al punto máximo permisible en flexión por la muñeca ambas tensiones se encuentran en su mayor valor y al disminuir la presencia de una la otra hace lo mismo pero su dinámica de reposición para la extensión es asumida por la fuerza de reposición del tensor flexible recuperando la posición 1.

Se usan 2 tensores flexibles, uno largo que relaciona los dedos artificiales IV y V, pues al ser contiguos y no tener un punto de anclaje muy fácil de controlar se usa ambas puntas de los dedos artificiales conectadas entre sí; el dedo III al tener una superficie medianamente plana junto a él se usa como anclaje para reposición.

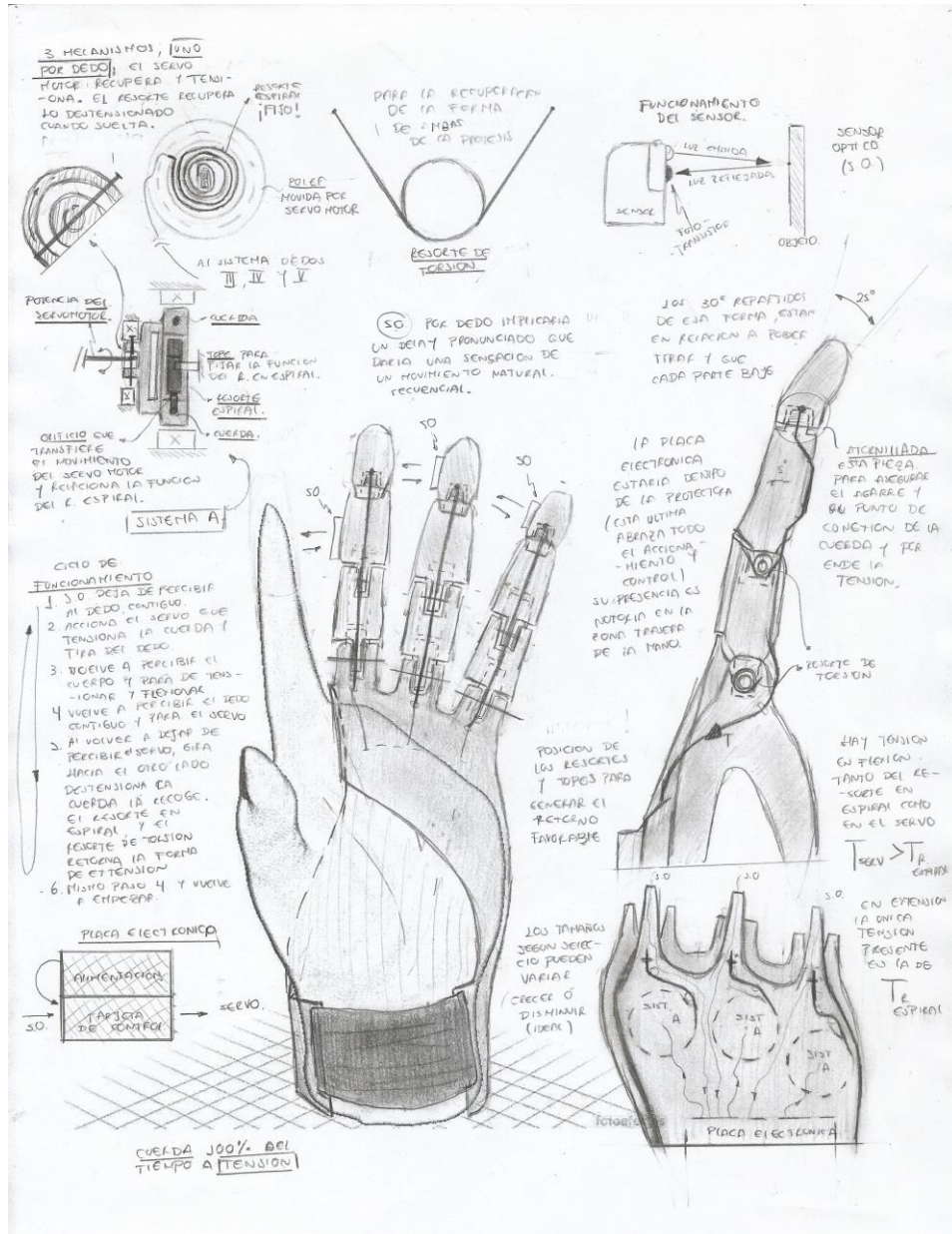
El dedo artificial tiene una estructura importante pues para generar el movimiento debo asegurar que la tensión este mínimamente alejada del centro de masa de la prótesis para generar ese torque con la tensión, por ello la posición restringida de la punta del dedo, además de permitir que el dedo por tensión no quede en una posición anti natural y

favorecer al mismo tiempo la posición de agarre, permite que componentes de la fuerza presente flexione el cuerpo con un torque.

El diseño implica tiempo en su fabricación al usar manufactura aditiva, pues todos los elementos de la prótesis menos los tensores pueden y deben ser elaborados por este tipo de tecnología consecuencia de su forma. La sujeción puede llegar a ser innecesaria pero se hace prioritaria por lo menos en el antebrazo, debido a su cercanía con el punto de perturbación. La idea surge a partir de benchmarking, al estudiar una prótesis de mano completa en el diplomado de tecnología biónica e impresión 3D (P4H bionics).

7.2.3 Prótesis electromecánica con sensores ópticos

Figura 12. Prótesis electromecánica con sensores ópticos



Esta idea se apoya de tecnología óptica para su accionamiento y funcionamiento, dando relación a cada dedo entre sí. Este tipo de diseño usa más componentes para su accionamiento que los dos anteriores; usa poleas, servomotores, resortes de tipo espiral

y de torsión, cuerdas, y una placa electrónica que da suministro al control, sensores y servomotores.

Su funcionamiento en tensión es similar al anterior pero en vez de aprovechar un cambio cinemático, este mecanismo trabaja efecto de una fuerza externa que cambia de estado el sistema (servomotor).

Lo interesante de este modelo es que debido al sensor ejecuta un movimiento en secuencia, primero se flexiona el dedo artificial III debido a la no percepción por el sensor óptico del dedo contiguo (dedo II), y luego el dedo artificial IV efecto a la señal percibida por el sensor óptico que denota la ausencia del dedo II y dedo artificial III se flexiona, y de la misma forma en el dedo V.

La polea en específico tiene la tarea de realizar el proceso de recolección de la cuerda con una fuerza de restitución relacionada con el resorte tipo espiral, y el servomotor halar este tensor para generar la flexión, la fuerza de restitución y la tensión de flexión; son de valores muy diferentes pues la tensión de flexión del servomotor es considerablemente más representativa que la de restitución pues esta última está orientada solamente a recolectar la cuerda para su uso en el siguiente ciclo de flexión; como detalle la dirección y sentido de las tensiones presentes en el sistema son la misma.

La extensión la realiza unos resortes de torsión situados en los ejes de los dedos artificiales que repone a la posición inicial. Cada punta de dedo tiene 2 funciones contener la cuerda y generar el correcto agarre al momento de flexión, unida al cuerpo del dedo por medio de una rosca hembra presente en la punta a juntar, y una rosca macho en el cuerpo del dedo artificial; el cuerpo del dedo artificial tiene una desviación de 5° con respecto al plano palmar para favorecer el torque para la acción de flexión, y 25° la punta con respecto al plano del cuerpo del dedo para favorecer el agarre.

La prótesis necesita una estructura cercana para la alimentación, el posicionamiento de las poleas, los servomotores, el control, y unir de una manera óptima los sensores ópticos, favoreciendo tanto la recepción al control de la señal como percepción de la misma. Esta estructura solo puede ser ubicada en la parte posterior de la prótesis donde se tiene un área considerable para su posicionamiento, sin embargo, puede ser dada a consideración la reposición de la placa electrónica para dar relevancia en esa área a los sistemas de acción (servomotor y polea), esta placa que contiene el suministro energético y el control, puede ser llevada como en diseños anteriores al antebrazo (implicaría mayor distancia entre sensor y control además de agregar otra pieza relacionada al antebrazo al diseño) o a la parte frontal de la prótesis (impráctico).

El control de posicionamiento natural está orientado a los resortes de torsión en los ejes y la forma de la prótesis en sí, pues existen en el diseño unas salientes que bloquean la posición en dirección de la extensión. La sujeción y forma de la prótesis hacen más favorable el ajuste y confort con la mano izquierda.

Este diseño puede modificar su uso de sensores ópticos, pasando de 3 a 1 eliminando el control independiente, dejando todo el funcionamiento a la percepción del sensor unido al dedo artificial contiguo del dedo II, incluso puede modificar su accionamiento permitiendo un solo sistema de acción más robusto que ocupe menos área pero necesariamente más prominente.

Todos los diseños presentados aprovechan el uso en gran medida de la manufactura aditiva (impresión 3D), por ello todas las ideas toman como material los plásticos como el ABS, PLA, entre otros; Termoplásticos usados en este tipo de tecnología resistentes y ligeros.

Ya analizados y comprendidos cada opción de diseño es necesario dar uso del despliegue de función de calidad y determinación del diseño para trazar la línea de acción del proceso de manera objetiva.

7.3 DESPLIEGUE DE FUNCIÓN DE CALIDAD (QFD) Y DETERMINACIÓN DEL DISEÑO

Para este proceso se da uso al despliegue de función de calidad (QFD), con la idea de hacer un procesamiento objetivo de cada diseño con respecto a los requerimientos y parámetros ya predispuestos, evaluando la relación entre diseños, dando grados de importancia a las restricciones y conectándolas con las ideas.

Este proceso da como resultado el diseño más objetivo con respecto a los parámetros y su grado de importancia, dando como resultado el siguiente cuadro.

Cuadro 2. Despliegue de función de calidad

<div style="text-align: center;">Ideas y diseños</div>		<div style="text-align: center;"> </div>			
		Grado de importancia	Prótesis biónica aprovechando señales mioeléctricas.	Prótesis mecánica asociada al movimiento de la muñeca.	Prótesis electromecánica con sensores ópticos.
Requerimientos					
	Protesis funcional, con buena adaptación al estilo de vida del	6	⊕⊕	⊕⊕	⊕⊕
	Protesis práctica en su postura, sin anclaje quirúrgico y	5	⊕	⊕⊕	⊕
	Mantenimiento económico y de baja frecuencia.	1	⊕	⊕	⊕
	Aprendizaje rápido de manejo y control de la prótesis.	3	⊕⊕	⊕	⊕⊕
	Buena rentabilidad (Costo bajo).	2	⊕	⊕⊕	⊕
	Resistente y confiable.	4	⊕	⊕	⊕
	Calificación		76	88	82

Grado de importancia esta medido de 1 - 6, donde 6 es el nivel mas alto. Este grado tambien es un multiplicador de cada relacion.

Tipo de relacion	Forma	Valor
Alta	⊕	5
Buena	⊕⊕	4
Media	⊕	3
Regular	⊕⊕	2
Baja	⊕	1

Esta calificación también está ligada al análisis de cada requerimiento y de cada idea de diseño, es importante tener en cuenta la relación entre ideas pues las tres tienen una conexión mínima entre sí, este análisis se observa también en la calificación.

El cuadro en el sector izquierdo denota los requerimiento y parámetros, en el área superior está posicionada cada idea y en la pequeña disposición de triángulos en la parte más alta esta la relación entre cada diseño.

En la parte inferior se encuentra una breve descripción de las formas dispuestas, su valor y su tipo de relación, además de una explicación del trabajo de los grados de importancia en el cuadro de correlación situado a la derecha.

El cuadro me entrega como respuesta optima la idea de la prótesis mecánica asociada al movimiento de la muñeca, diseño que toma el nombre de diseño definitivo dando la directriz al proceso de diseño.

8. DISEÑO DE DETALLE

Con la pauta de trabajo y direccionamiento del proceso, da inicio al diseño de detalle, donde por medio de software asociado a CAD, se aproxima al producto final, se analizan y corrigen detalles del diseño, además de ser una pre-fase de la manufactura en este caso específico.

Los softwares involucrados a este proceso son SolidWorks, Meshmixer, Ansys y Ultimaker Cura; los dos primeros cumplen la función de modelamiento y diseño, la revisión cinemática va apoyada por el software Ansys para la realización de análisis estructurales y de posición. El software Ultimaker Cura está relacionado a la impresión 3D por ende a su manufactura aditiva, pues este diseño tiene aproximadamente el 90% de la prótesis fabricado con este método, por ello es importante analizar el tiempo de manufactura, forma, condiciones de la impresión, material a usar, etc.

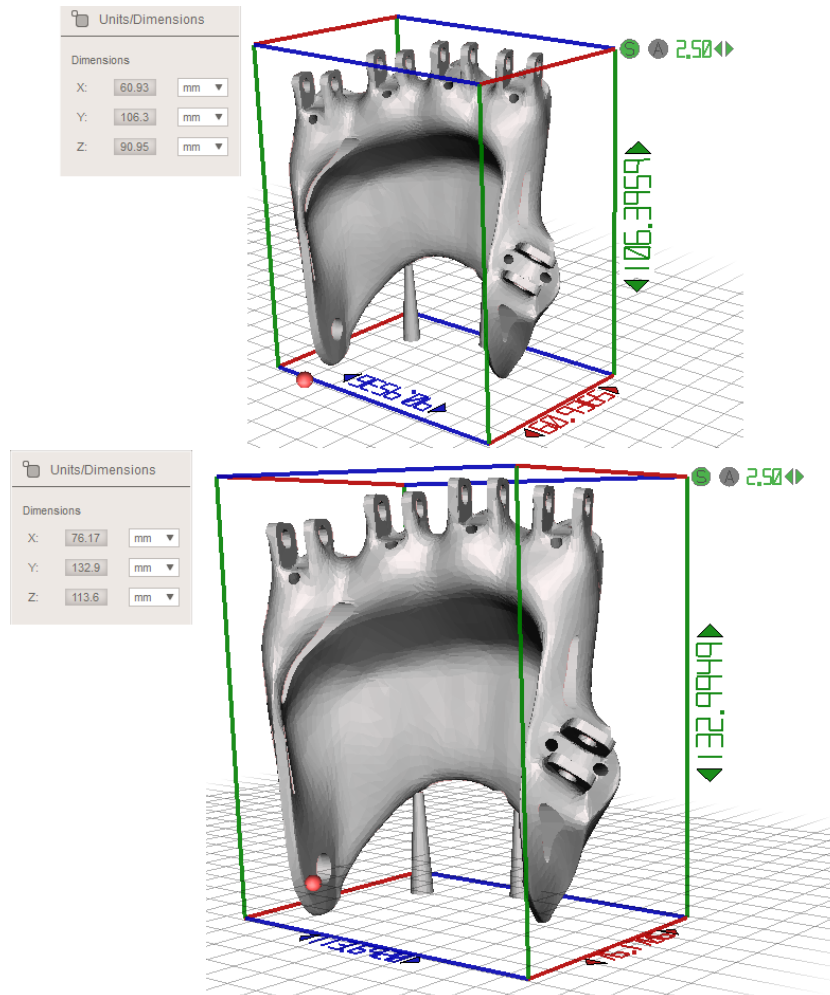
8.1 MANO Y ANTEBRAZO

Este proceso al igual que la idea en si nace del diplomado de tecnología biónica e impresión 3D, donde se analiza para impresión 3D y se desarrolla la prótesis de mano para un paciente con amputación total de todos los dedos de la mano derecha y solo cuenta con aproximadamente el 60% de la palma. Este diseño de detalle puede adoptar 2 piezas de ese diseño en específico, pero estas deben someterse a un proceso de adaptación pues son piezas de manufactura aditiva y un caso en teoría bastante diferente.

Con las piezas de la palma y el antebrazo de la prótesis de mano del paciente de amputación total como objeto 3D para impresión de la misma, se empieza un proceso de ajuste proporcional de las piezas iniciales, realizando medidas con el modelo digital del

modelado físico generado en procesos pasados y el modelo digital de la pieza origen, comparando tamaños hasta llegar a una proporción cercana a los valores; con el software Meshmixer se realiza un escalado uniformes y comparación directa con el escaneo del paciente.

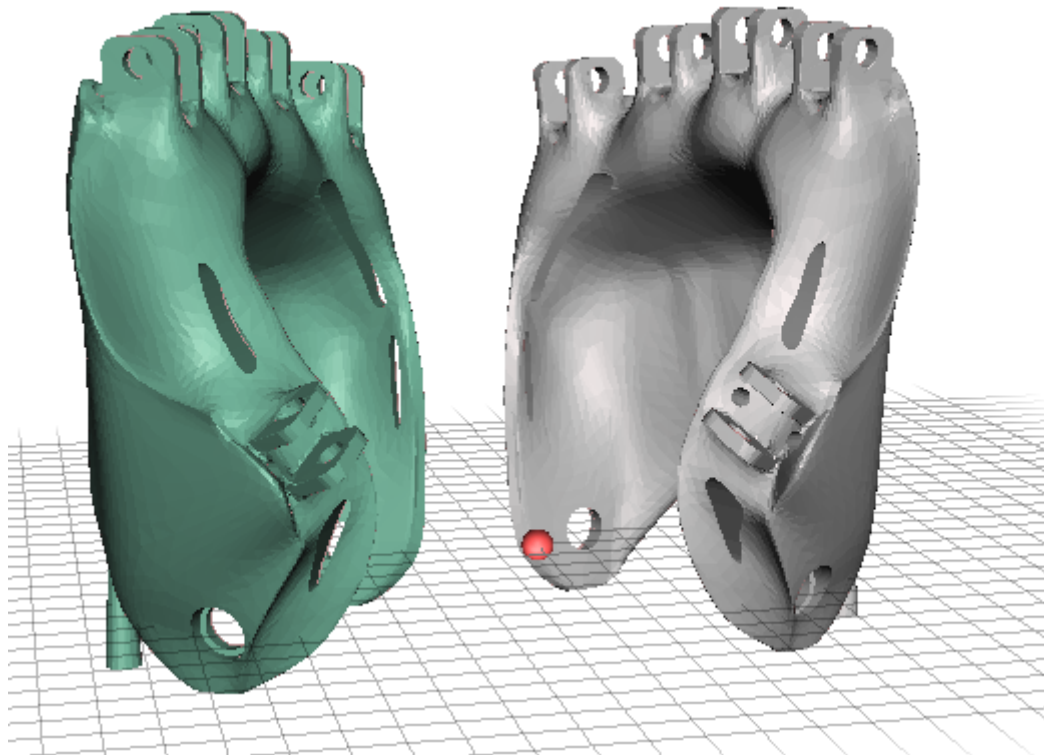
Figura 13. Escala de ajuste



Este proceso de escalado es trabajado junto al escaneo 3D de la mano del paciente, este último como guía para poder apreciar si la cavidad palmar es suficiente. Como resultado se aumentó su tamaño un 25%, este escalado por simétrica debe ser trasladado al de la pieza del antebrazo original.

Estas piezas escaladas pasan a ser llamadas como componentes de la prótesis “Palma” y “Brazo”. La palma es reflejada para poder obtener una pieza para la mano izquierda y así terminar esta parte del proceso momentáneamente, la pieza reflejada es exportada y pasa a ser la base del ensamblaje de la prótesis mecánica.

Figura 14. Palma reflejada.

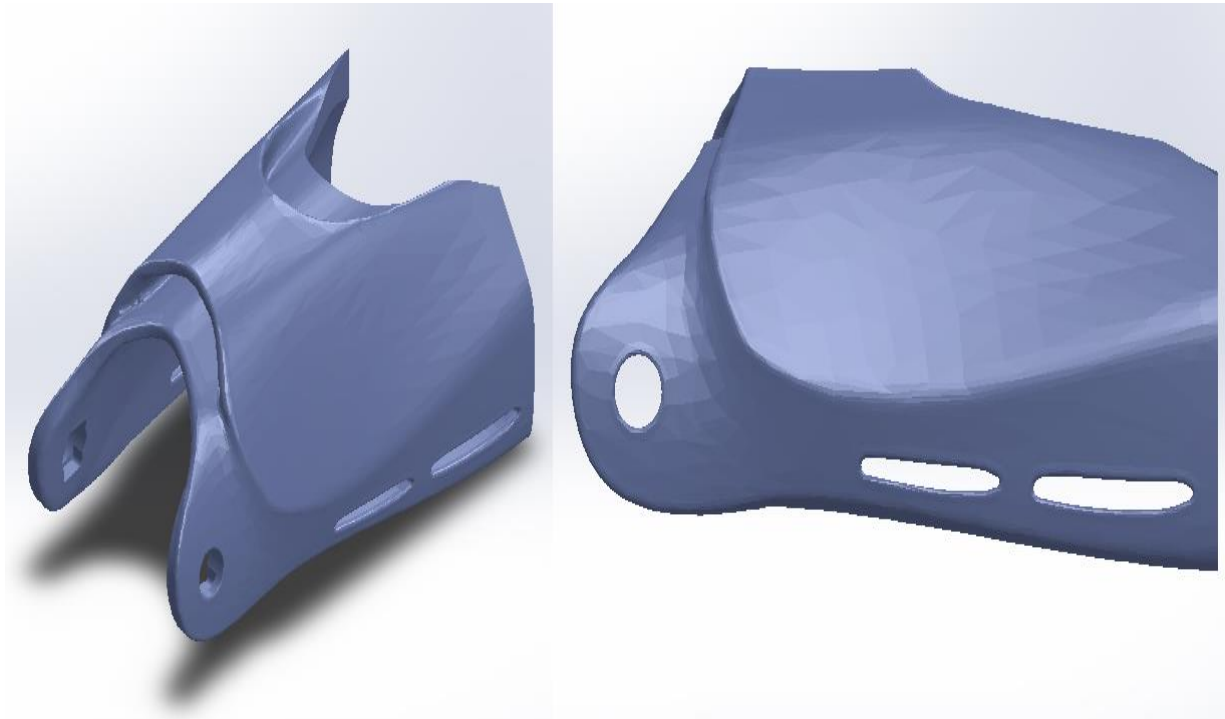


Estas 2 piezas, palma y brazo pasan al software de SolidWorks, donde son modificadas a favor de las necesidades, particularidades del paciente y los requerimientos, favoreciendo la adaptación de la prótesis.

El brazo es modificado cambiando su cota longitudinal pues su función deriva en la cantidad de espacio que debe suplir por la ausencia de todos los dedos pues solo hay sujeción óptima en el área del brazo. El caso del paciente tiene la peculiaridad de tener dos dedos en óptimas condiciones, y un buen espacio palmar que contiene el

componente de la “palma” pieza que soportara los dedos artificiales. Los tensores no flexibles van conectados en la parte superior del brazo pasando por una cavidad para ser atados, dando como resultado la siguiente forma para el componente brazo.

Figura 15. Brazo

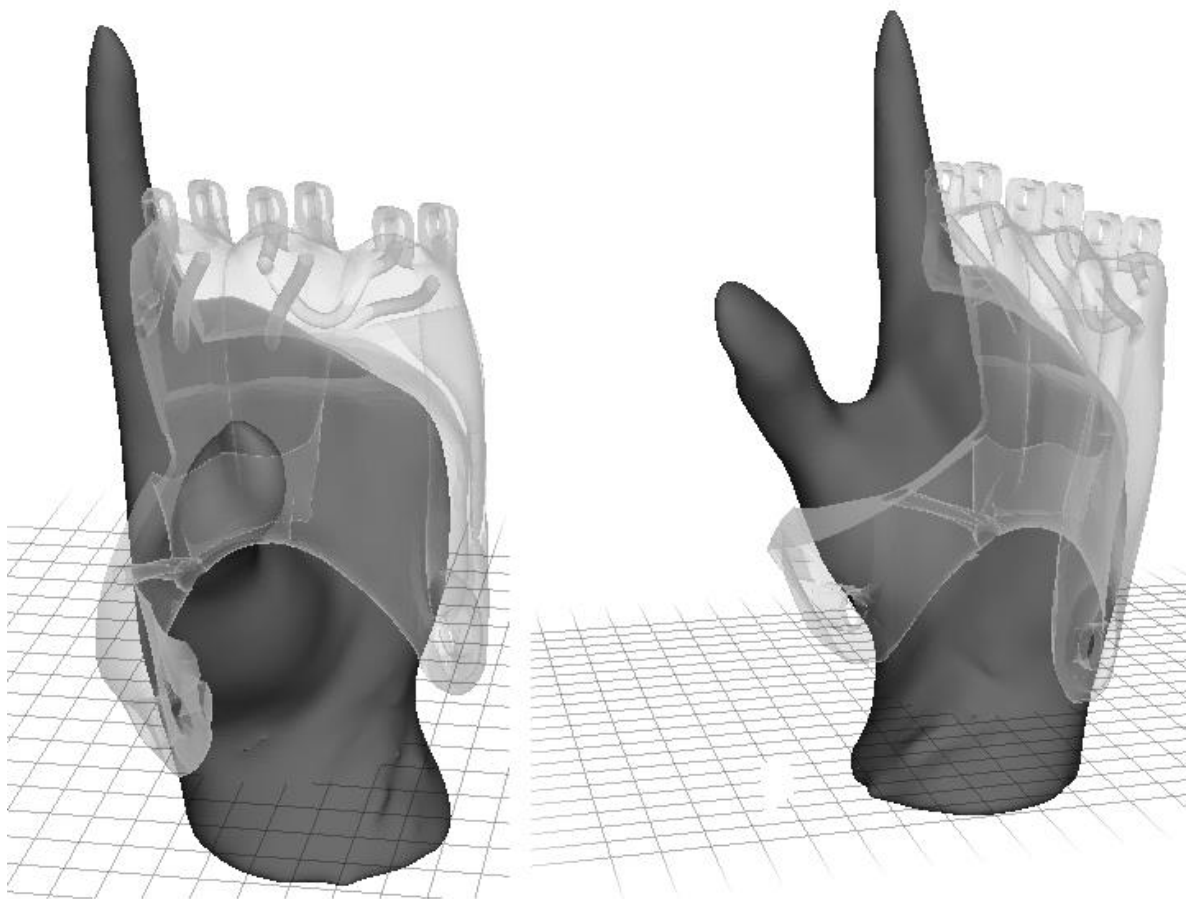


El brazo aprovecha los orificios para pasar el medio que apoya la sujeción, un par de correas que van a pasar por los orificios alargados y van a permitir un mayor control de esa pieza en específico.

La palma tiene un proceso más extenso pues hay que adaptar y acercar la forma al diseño esperado, se realizaron múltiples cortes para lograr el detalle además de cortes de tipo barrido para determinar el paso de los tensores no flexibles a través de este componente, situar su salida a la parte posterior y la ruta de los tensores flexibles especialmente el que usará el dedo artificial III. Esta pieza es junto al brazo los ejes estructurales de toda la prótesis, ellas tienen la necesidad de ser particularmente ergonómicas pues son quienes aseguran el confort, por ello luego de realizar estos cortes y detalles se pasa de nuevo

por el software Meshmixer con la idea de conseguir ese arreglo ergonómico aprovechando el escaneo 3D y particularmente implantar su forma en la pieza de la palma, dando como resultado la siguiente forma.

Figura 16. Palma *Meshmixer*



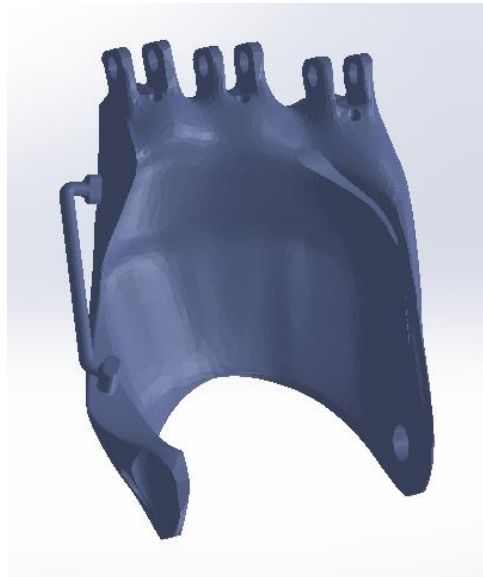
La pieza transparente es la palma de la prótesis mostrando los cortes para el contacto con la mano del paciente y como se relacionaran con ella, ese proceso se hace con la herramienta de diferencia booleana¹ que permite modificar un cuerpo a partir del contacto entre ambas partes.

¹Diferencia booleana: Es una función de trabajo del software Meshmixer, que permite analizar contactos entre solidos diferentes, y en su trabajo analiza la conexión entre ambas partes y la elimina del primer cuerpo solido en contacto seleccionado.

Para ya terminar su paso por todas las etapas, retorna al software de SolidWorks, donde se implanta el apoyo de sujeción que al igual que el antebrazo se realizara a partir de correas que pasaran por toda la mano en cuestión y abrazaran el componente, para remarcar la unión entre la pieza y la palma.

Esa unión estará sujeta a una barra que situara el origen de la correa, presente atrás de los dedos de la mano.

Figura 17. Palma



Por último, al mudar de software en software además de tener modificaciones en todo el archivo, siempre muda como descripción de imagen 3D con formato de elementos finitos, lo que fue desfavoreciendo las zonas donde irían conectados las uniones entre piezas, por ende se remarcó el espacio generando cortes cilíndricos por donde pasarían los pasadores en ambas piezas.

8.2 DEDOS

Lo siguiente es el diseño de los dedos artificiales, para ello se usaron proporciones y medidas interfalángica tomadas de la mano derecha del paciente para generar el cuerpo artificial, el dedo III de la mano derecha tiene una longitud aproximada de 10.5 cm (5 cm falange base, 3 cm cuerpo y 2.5 cm punta), el dedo V de 8.5 cm (4cm en la base, 2 cm en la cuerpo, y 2.5 cm en la punta) los dedos III y IV son en tamaño y forma iguales pues la diferencia de altura la otorga la pendiente de la palma, el dedo V por otra parte si tiene una diferencia de tamaño más marcada.

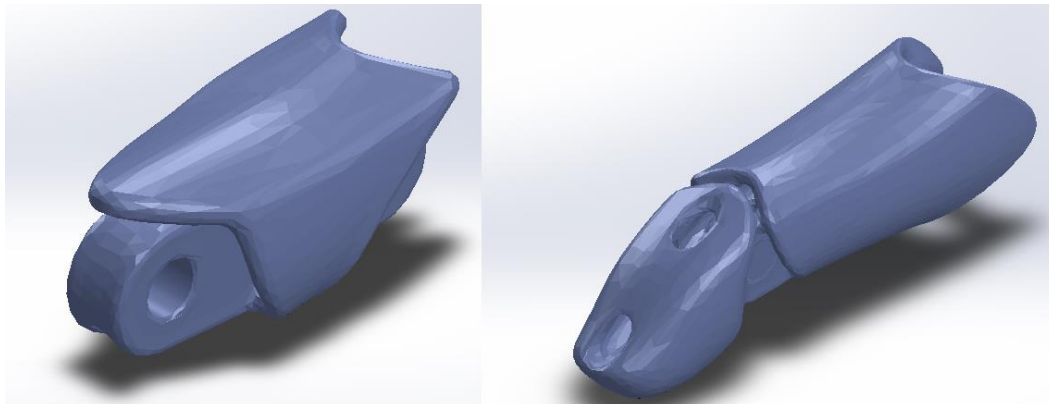
Los dedos estarán divididos en 2 partes y por efecto de diseño pensando en la manufactura los ejes de contacto interfalángica serán impresos en el mismo proceso, y las partes desarrolladas en conjunto facilitando el trabajo, es decir solo la parte cercana a la palma tendrá un espacio vacío para pasar un pasador, y el restante del cuerpo va ensamblado en el mismo archivo que será enviado a imprimir, desarrollando el ensamblaje en la manufactura aditiva.

El proceso de la pieza “base” parte de SolidWorks se plantea inicialmente como una barra con una pequeña camisa que funciona como tope para la misma y muda a Meshmixer posteriormente con la intención de verificar la conexión y la semejanza pues la generación de dicho tope de la pieza en su base esta prediseñada por la pieza “palma”, por ende al igual que con la mano y la “palma” se usa la operación diferencia booleana, para generar ese tope en la posición deseada y así evitar la hiperextensión desmedida además de funcionar de apoyo, luego se aprovecha la operación esculpir para eliminar de manera simétrica las puntas y redondeos, que no son esperados por ser concentradores de esfuerzos, y pueden amenazar la integridad tanto del paciente como de la estructura. Retorna a SolidWorks donde se remarcan los orificios donde van los pasadores.

Para la pieza llamada “cuerpo” se inicia como una barra con un cilindro como origen en SolidWorks, sin la forma en la punta, para atacar primero esa base en específico, no pasa por mucho en la etapa de Meshmixer más que una comparativa con la forma del dedo escaneado, su esculpido correspondiente y pues otra vez el uso de la diferencia booleana para el tope entre partes del dedo, regresa a SolidWorks se hace una remarcación donde van los pasadores y se hacen dos cavidades en la parte superior e inferior sin comprometer la forma, asegurando donde pasaran los tensores.

Para la punta se usa un cilindro medianamente semejante al anterior pero más corto, pasa por Meshmixer quien aprovecha el escaneo primitivo para cortar esa forma, y retorna a SolidWorks donde se le da una sección de barra, regresa al software pasado donde se empalman las partes, se esculpe y eliminan posibles contactos por medio de diferencia booleana, retorna a SolidWorks se remarcan los puntos donde van pasadores, va a ensamblaje, se fijan las partes con un ángulo de 30° entre sí, con el objetivo de favorecer el agarre, además de eliminar una pieza móvil innecesaria pues la aparición de otra barra en el mecanismo complicaría aún más su control, detalle ya contemplado en el concepto; ahora bien se conecta un pasador con un tamaño mayor; pasa a Meshmixer donde usamos la operación unión booleana, conectando todas las piezas y volviéndola una sola, revisamos la pieza, la semejanza y esculpir, y vuelve a SolidWorks a una remarcación del eje además se aprovecha la operación corte barrido para hacer los espacios donde pasaran los tensores.

Figura 18. Dedos artificiales, base y cuerpo; dedos III y IV



El proceso para el dedo V es el mismo, solamente cambia el tamaño inicial de cada sección, pues las proporciones no son la misma y los contactos no varían mucho.

Ya para este punto las piezas de mayor complejidad ya están en su forma final, y sostienen posibles modificaciones llegado el caso sean necesarias para el diseño y movimiento de la prótesis, aún quedan faltando las piezas de unión como son los pasadores.

Figura 19. Dedo artificial, base y cuerpo; dedo V

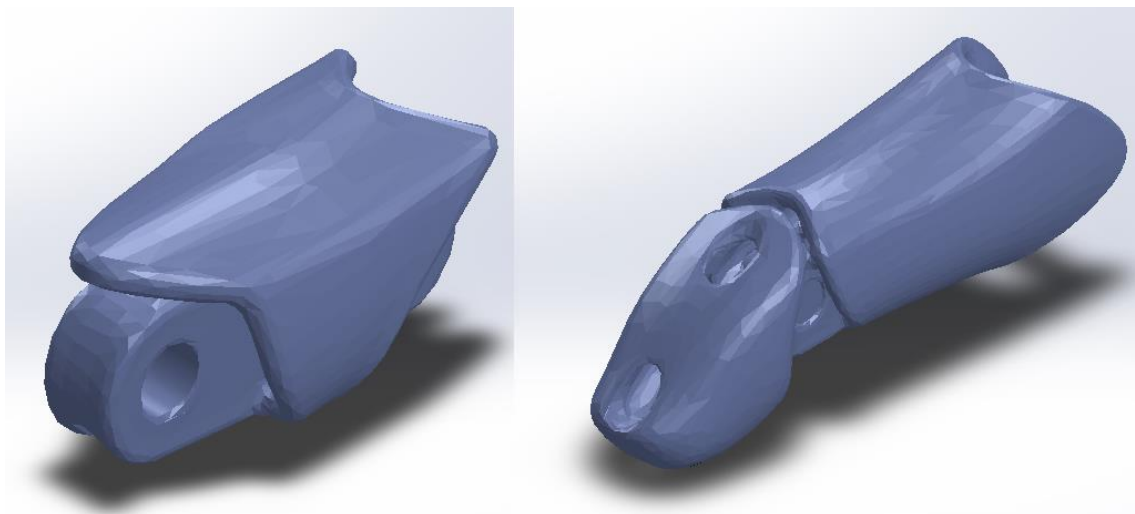
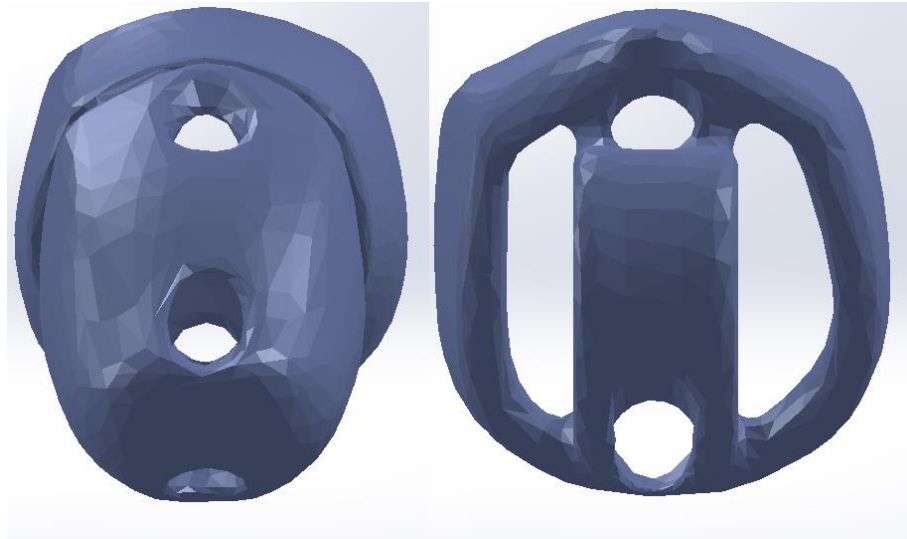


Figura 20. Plano frontal de los dedos artificiales III y IV

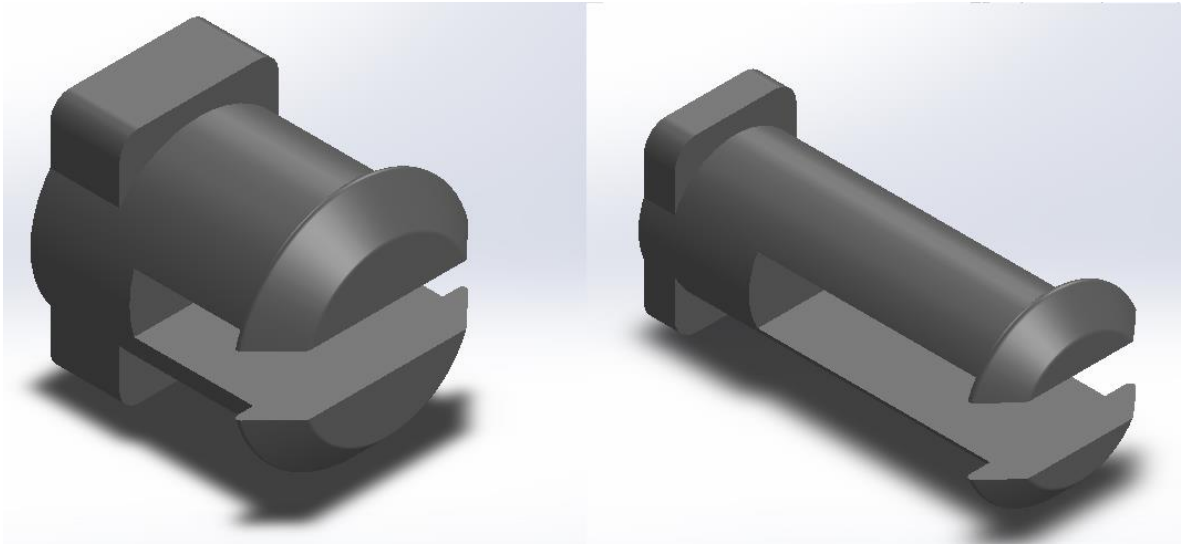


8.3 PASADORES

En esta instancia ya prácticamente está la prótesis por completo, ahora se realizan las piezas que sujetan cada parte, pasadores que unen los dedos artificiales a la palma, y esta última al antebrazo, partes que ya se estipulan pues el uso de las piezas “palma” y el “antebrazo” pre diseñan estas uniones.

Para poder hacer un ensamblaje físico más práctico se pretende forzar el ajuste, permitiendo contracción y expansión representativa en cada pasador, realizando una apertura atravesando el eje sin llegar al otro lado; la palma con su escalado postulo el tamaño del pasador y la forma de su contacto rectangular.

Figura 21. Pasador brazo y pasador dedo

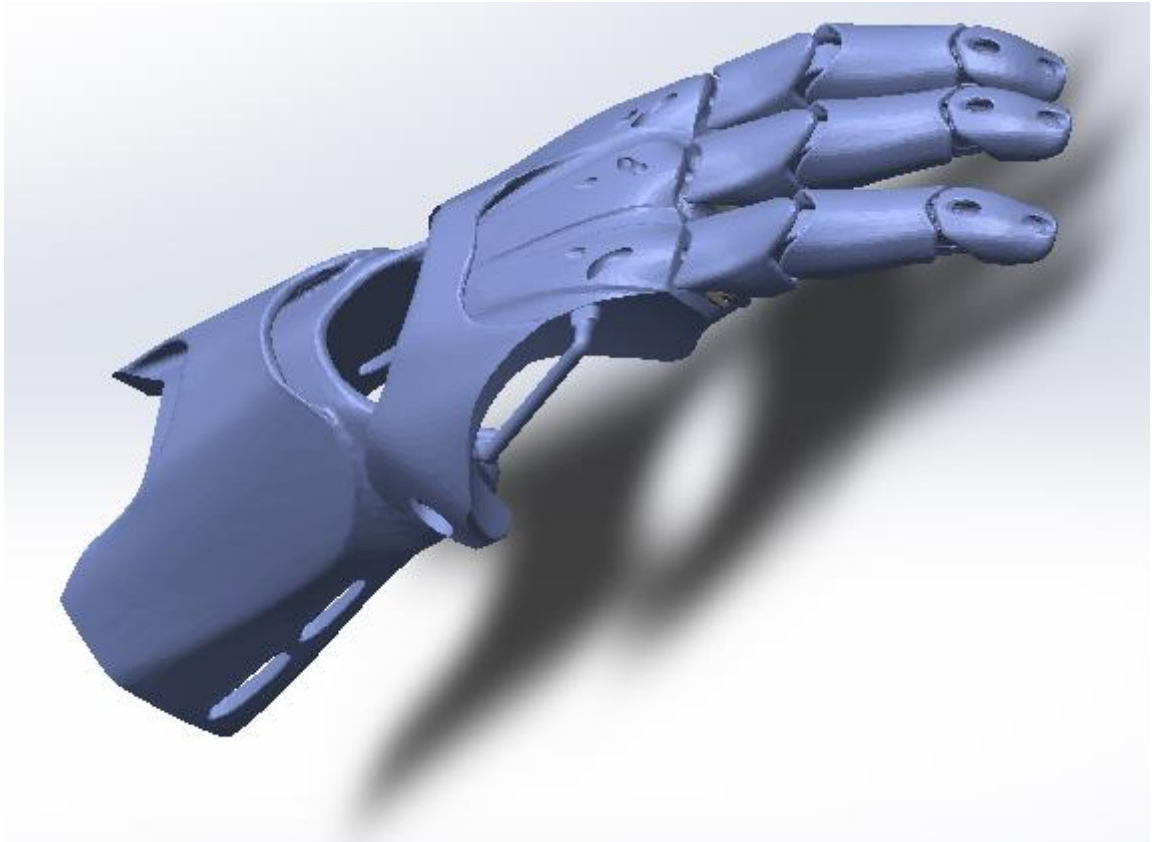


El pasador brazo corresponde a la unión entre las piezas “antebrazo” y “palma” y los pasador dedo son las uniones de los dedos artificiales a la “palma”; ambos tipos de miembros de unión están limitados a los elementos a unir, tanto por su forma como por ajuste, permitiendo una junta tolerable entre cuerpos y asegurar una sujeción óptima, al mismo tiempo que permiten el movimiento angular de todos los miembros que deben ser móviles.

8.4 ENSAMBLAJE.

Ahora uniendo todos los miembros, obtenemos la prótesis que será sometido a un análisis cinemático y estructural.

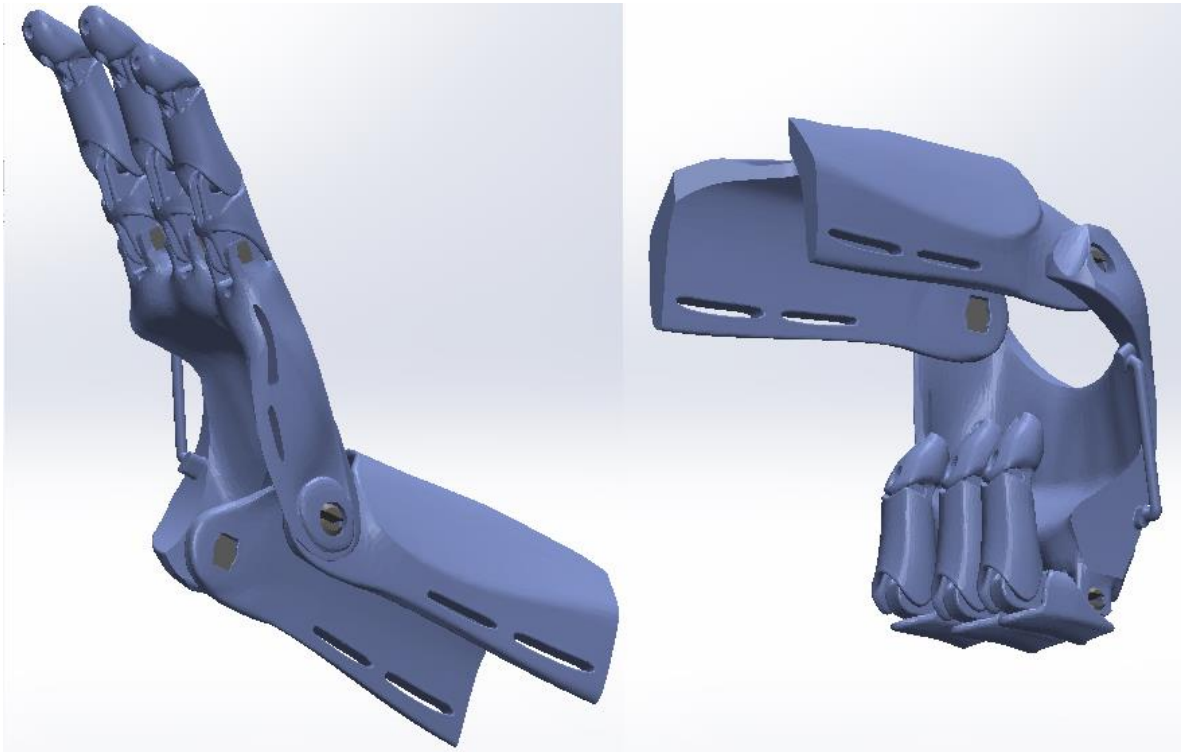
Figura 22. Ensamblaje de prótesis



La prótesis se ensambla en el software SolidWorks, donde se fija el brazo, para visualizar el movimiento de todos los demás miembros, revisarlo y apreciar si es el deseado.

Se analizaron los contactos entre componentes como bisagras quienes delimitaban un ángulo de comportamiento relacionado a los topes presentes en la estructura, quienes delimitaran las posiciones.

Figura 23. Máxima posición de extensión con hiperextensión en los dedos y máxima posición de flexión conjunta



Cada dedo representa un mecanismo articulado semejante pero en teoría independiente a cada dedo entre sí, accionado por el mismo mecanismo base, que en relación es el antebrazo y la palma, quienes por medio de un ángulo de trabajo generan el movimiento aprovechando la aparición de un cuerpo inextensible (tensor no flexible) que asegura un patrón de comportamiento.

No fue posible relacionar los tensores en este software, tanto el flexible como el no flexible, el único dato relevante entregado por este es la máxima posición de extensión y flexión, que entrega el rango de trabajo de cada cuerpo en relación y su ángulo máximo de trabajo sin la mano izquierda en él.

La palma tiene un ángulo de trabajo de 119° aproximadamente, medida desde un punto horizontal máximo de flexión, hacia la extensión. La unión entre la base del dedo artificial

y la palma tiene un ángulo de trabajo de 104.5° y la unión entre el cuerpo y la base del dedo de 93° .

8.5 ACCIONAMIENTO Y ANÁLISIS CINEMÁTICO

El accionamiento es una dependencia entre movimiento angular y la relación presente entre los tensores y las piezas conectadas en cuestión, ya que su función es simular a una cuerda teóricamente rígida que al ser tirada cierra el mecanismo y unos resortes retornan la hiperextensión inicial.

la acción es realizada por la cuerda en una posición ajena al mecanismo y externo a su movimiento de accionamiento, tensionando los dedos por la parte interna (cavidad inferior de la pieza), halando y favoreciendo la flexión de los dedos, la posición de todos los topes en hiperextensión será la que determine el tamaño de la cuerda en cuestión y la tensión mínima, pues así se asegura que no existirá una falla en la tensión de la cuerda y siempre existirá esa tensión mínima en la posición inicial y máxima en la posición de flexión posible; esta tensión es favorecida por los 30° del diseño de la forma de los dedos artificiales dándole una orientación al movimiento deseado al igual que los topes en la zona de unión entre cuerpo y base del dedo artificial, favoreciendo a los tensores flexibles que en ese punto, teniendo la menor oposición para conservar aún más la forma en la posición inicial; para cada mecanismo debe haber una cuerda en relación para mantener esa acción.

Las cuerdas rígidas se aceptan en la teoría y para el estudio o análisis cinemático, pero para el prototipo es necesaria la viabilidad y el costo teniendo en cuenta el parámetro objetivo, por ende una cuerda de fácil acceso que tenga un comportamiento semejante a un tensor no flexible sería el nylon un polímero con buenas propiedades relacionadas a la rigidez y resistencia a la fatiga, propiedades relevantes para el proyecto, sin embargo no se descarta la viabilidad de usar materiales con mejores características, como lo es

una línea fluoruro de carbono, usados comúnmente en la pesca pues presenta características de alta rigidez, durabilidad, y resistencia a la fatiga pero a un mayor costo.

Figura 24. Nylon



Fuente: BISUTERIA D PERLAS Nylon rígido [en línea] disponible en: <https://www.bisuteriadperlas.com/shop/product/4359-nylon-rigido-0-25-451?page=100>

Figura 25. Sedal de fluoruro de carbono.



Fuente: MONKEY FISHING Fluoro carbono [en línea] disponible en: <https://monkeyfishing.com/categoria-producto/lineas/fluorocarbono/>

El tensor flexible atraviesa la cavidad superior de los dedos artificiales y son necesarios para favorecer la reposición de la prótesis a su posición inicial garantizando el retorno de

ellos, para ello se implanta un cuerpo que asemeje un resorte a tensión que se interconecte con un pequeño anclaje a la pieza de la palma, y sometiendo una tensión para precargar el cuerpo y generar esa auto reposicionamiento; puesto que el proceso de flexión es el efecto que este elemento debe impedir, debe considerar que su factor deformación solo va a ser aumentado por torsiones y deformaciones de carácter angular que puede ser poco apreciable para esa fuerza de reposicionamiento, por ende la precarga es imprescindible.

La cavidad no tiene un espacio amplio para pasar un resorte por muy mínimo tamaño que tenga pues los ductos no superan los 5 mm, por ende pasar ese tipo de cuerpos puede representar un problema, sin embargo en la teoría es admisible, pero para el prototipo no es viable por ello se piensa en tensores de goma, que resisten deformaciones y con una precarga pueden generar ese retorno que es necesario.

Figura 26. Tensor de goma

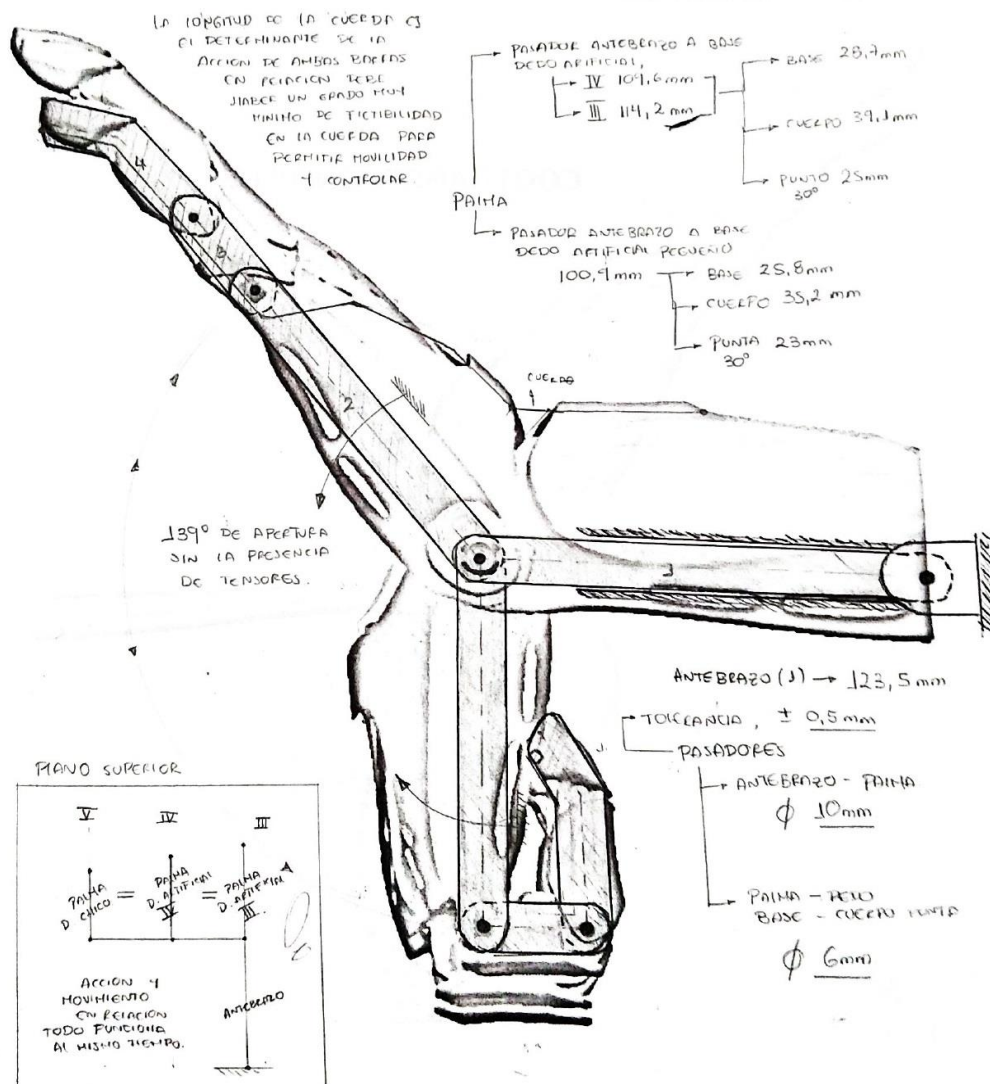


Fuente: THE SOLUTION SHOP Tensor goma con gancho nylon 20 cm negro [en línea] disponible en: <https://www.thesolutionshop.com/es/tensor-goma-con-gancho-nylon-20-cm-negro>

En el diseño se predispuso el concepto del uso de un mismo anclaje para la conexión entre los dedos artificiales IV y V debido a su cercanía es posible su anclaje ligado, aprovechando un mismo tensor para dominar el reposicionamiento.

El dedo III va ajustado cercano a la base de la palma efecto de no querer sobrecargar el dedo conjunto que ya lleva una carga ligada al dedo V, en consecuencia el número de tensores disminuye y se puede mantener un bajo costo asegurando el comportamiento en el prototipo dedos y su función de favorecer la hiperextensión.

Figura 27. Mecanismo



El ensamblaje se revisa y analiza directamente para revisar si la cuerda hipotética no montada sufre elongación, pero su naturaleza rígida bloquea los movimientos impidiendo el proceso de flexión aumentando el tamaño un 44% en su apertura completa de tope a tope.

Este análisis se efectuó generando croquis 3D que contenían el tramo de cuerda que en teoría deberían pasar por cada pieza ligadas entre sí, al ver que el cuerpo no generaba un movimiento en el software, se desconecta un pequeño tramo ligado directamente a la conexión entre la palma y el antebrazo se realiza el movimiento de flexión máxima se reconecta todo el tensor hipotético obteniendo esa relación porcentual sumando tramos en hipertensión y máxima flexión.

En consecuencia la existencia de cierto grado de elasticidad también es prioritario para el tensor no flexible pues en hiperextensión si no es permisible un pequeño grado de flexión no generara la acción y por el contrario tendera a restringir el cuerpo

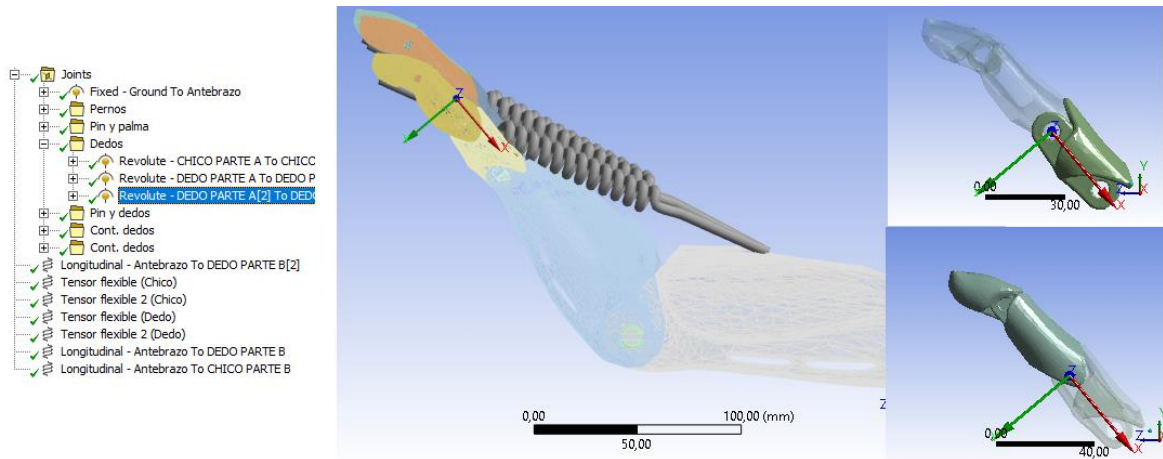
SolidWorks no es suficiente para dar un análisis cinemático completo, pues el posicionamiento de los tensores a través de los ductos y el gran número de superficies efecto de ese cambio necesario entre softwares dificulta el procesamiento y lo entorpece, por ello para ser más fluido ese trabajo se traslada al software Ansys.

A este software se envía el ensamblaje y efecto de la naturaleza de Ansys al recibir esos archivos de tipo especificación de intercambio inicial de gráficos (.IGES), toma las conexiones de SolidWorks como puntos soldados o unidos como si fuera una sola pieza, por ello es necesario el cambio de las conexiones, eliminándolas de su origen y generando las uniones de Ansys con un costo computacional más bajo y con la misma funcionalidad, estas uniones son tipo junta giratoria que dan un solo grado de libertad de tipo girante, mayormente semejante al de una bisagra.

Para los tensores, y efecto de la consecuencia de no tener un análisis con un cuerpo rígido tipo cuerda, se preparan unas conexiones en el cuerpo con resortes para simular ambos tensores, para el flexible no hay problema pues directamente se conecta a cada parte sometida a esa tensión de restitución y donde va a existir ese cambio de longitud, unida directamente entre puntos de cada parte en relación, por la parte superior de la prótesis (por donde va su cavidad de paso). Para el tensor no flexible simplemente se le entrega un valor de rigidez mayor que el estipulado en el tensor flexible dando la relación esperada entre estas partes como sólidos deformables, esto como parte de su configuración; sin embargo pasar el tensor por los pasajes en el ensamblaje sin desligarlo de su función es inútil, pues esa tensión debe ser ejecutada en la punta directamente con su origen en la base del antebrazo reconectar y poner cada parte de la cuerda y dividirla en múltiples resortes eliminaría la acción esperada y realizaría en consecuencia una flexión de los dedos artificiales como una acción directa predispuesta en su configuración inicial.

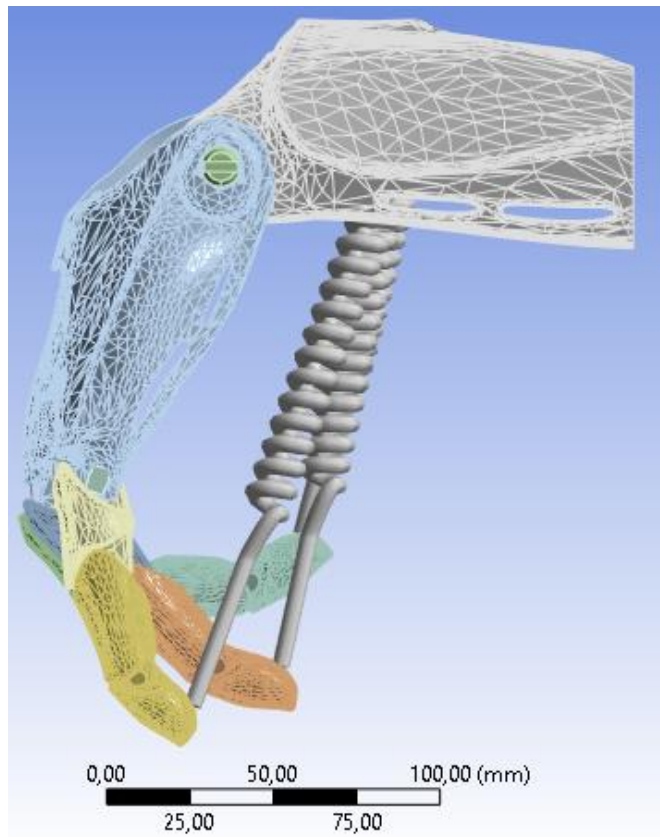
Por ende se realiza una conexión directa en ese tensor no flexible, dirigiendo la flexión en ese punto como es esperado, pero no tendrá el efecto completamente real pues la tensión va pasando de los componentes del dedo artificial por su cavidad interna alimentando la dinámica de los dedos y conectado a la parte superior del antebrazo, por ende en respuesta solo se pretende apreciar que la rigidez en cuestión por si sola va accionar el movimiento de la prótesis, y que la acción programada ejecute la respuesta deseada en el sistema. Ansys no considera esos resortes como geometrías por lo que no entran en conflicto solamente los trata como una condición de contorno.

Figura 28. Configuración Ansys



Ya con las juntas predispuesta y programadas se asegura el movimiento y se reposiciona en el origen o punto inicial en hiperextensión, de allí se ejecuta un desplazamiento angular en la junta de la palma, programada a un valor apenas menor al máximo solo por ver si el movimiento ejecutado es el esperado y la acción de ambos tensores es ejecutada.

Figura 29. Acción de flexión a 120°, Ansys



Analizando las respuestas de los tensores, la elongación máxima teóricamente esperada por los tensores flexibles es de aproximadamente 68,3mm y 33,3mm para el tensor conectado en solitario; se puede apreciar que la respuesta es la esperada para el tensor no flexible pues si genera ese movimiento de flexión, sin embargo hay un tramo de unos 4,3° en promedio para los 3 dedos artificiales donde el elemento sufre acortamiento por ende en esos instantes los tensores rígidos tendrán una tensión menor a 0 y al pasar ese ángulo empieza a tener un aumento lineal de la tensión hasta estar en flexión máxima donde también se espera su punto máximo situación semejante a la fuerza de reposición generada en los tensores flexibles.

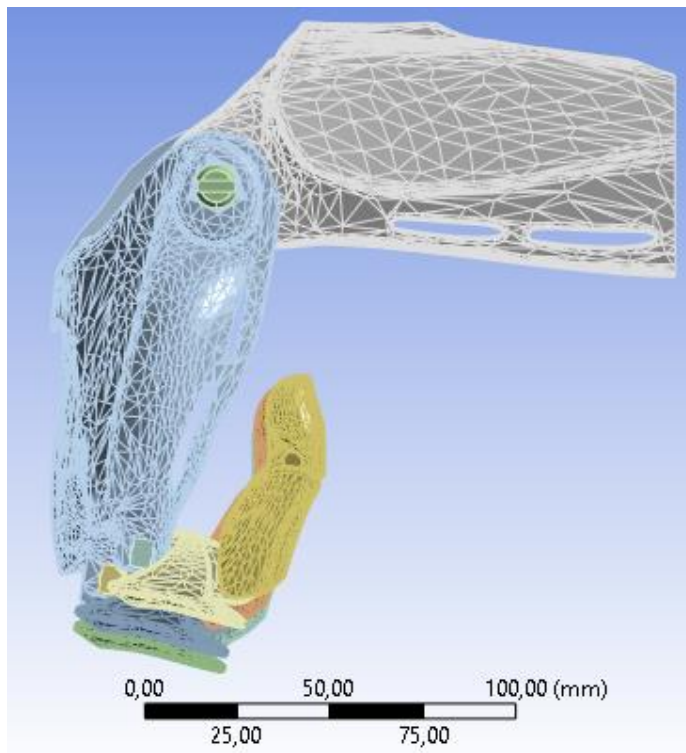
Los valores de vectores fuerza máximos presentes en esos tensores, y obtenidos en la simulación son poco relevantes, pues las condiciones del tensor no flexible inválida esos

datos más no la respuesta de su comportamiento, desplazamiento y como se desarrolla la acción de flexión.

Las respuestas de las juntas con respecto al desplazamiento demuestran que la flexión máxima posible a partir de la posición de hiperextensión con estas condiciones para la palma es de $129,7^\circ$, para la base del dedo de $87,1^\circ$ y para el cuerpo de $74,2^\circ$, entregando así la flexión máxima teórica esperada.

Ausentando los tensores tenemos una visualización más clara de la respuesta máxima esperada.

Figura 30. Prótesis a flexión máxima



9. MANUFACTURA Y ANÁLISIS ECONÓMICO

9.1 MANUFACTURA

Las piezas en cuestión tienen formas poco regulares, y debido a poder perder esas tolerancias, formas y detalles como algunas cavidades y arreglos ergonómicos se opta por la manufactura aditiva, usando impresoras 3D con polímeros específicos como PLA, ABS, PA66 (Nylon), etc.

Para este punto hay que considerar el costo en específico, y dentro de la manufactura aditiva el valor menor contando el costo relativo de este tipo de impresoras, son más precisamente las que realizan un modelado por deposición fundida (FDM) que es un proceso donde se ejecuta una extrusión de material de manera controlada generando capa por capa la pieza esperada.

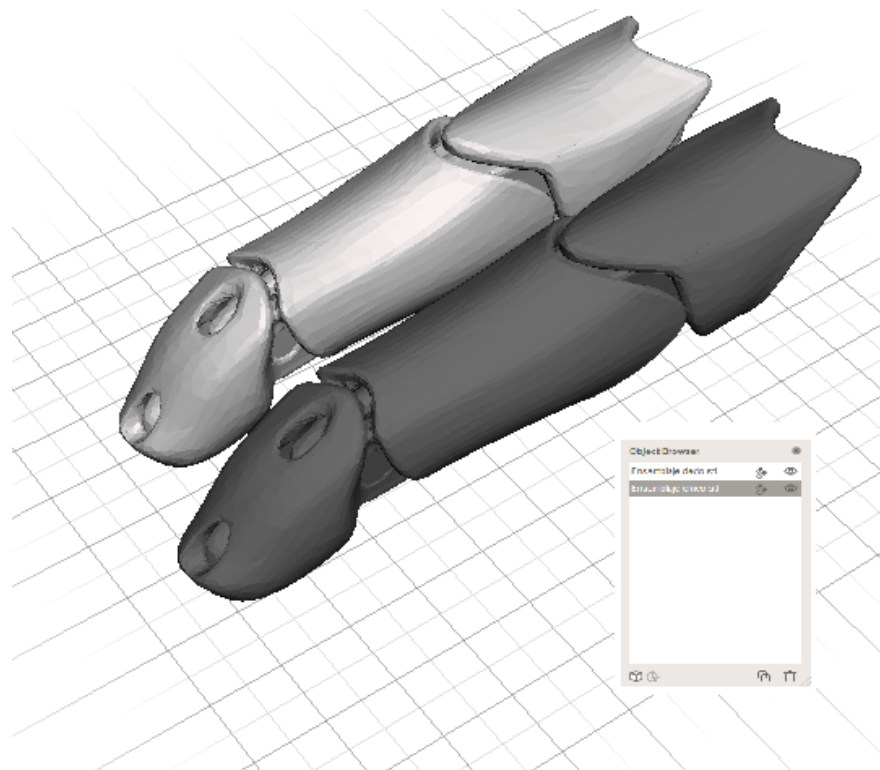
Otros puntos a considerar son los materiales posibles de trabajo, las piezas preparadas para enviar a la impresora 3D, la evaluación de su comportamiento en el proceso de manufactura, el volumen, propiedades esperadas en el material, soportes para la impresión para evitar fallas, y el tiempo de trabajo.

Para evaluar estas condiciones se usa el software Ultimaker Cura que permite la simulación de la impresión por completo, permitiendo la revisión de la adición de material plano a plano, tratando múltiples parámetros, desde el tipo de impresora hasta la densidad de la pieza.

En respuesta el software entrega el mapa de trabajo para la impresora, la masa necesaria contando la cama de trabajo y los soportes de ser necesarios, el tiempo y se permite una pre-evaluación de la impresión y que se espera como resultado.

Primero es necesario preparar las piezas, algunas partes como los pasadores, el antebrazo y la palma de la prótesis solo necesitan mudar a archivos de tipo geometría 3D (.stl); para los dedos artificiales se necesita un ensamblaje a partir del software SolidWorks, se ubica la posición esperada de cada pieza que la componen, se guarda directamente del ensamblaje como objetos 3D, el software al trabajar con esos tipos de archivos, conservan la posición de una respecto a la otra, dando cotas de posición para esas piezas, para al momento de abrir en Meshmixer el mismo software ubique las posiciones de cada parte y al usar la operación combinar, juntar y hacer un solo objeto 3D.

Figura 31. Dedos artificiales, objeto 3D.



Ya con los archivos dispuestos para el software Ultimaker, se programa la impresión, delegando 2 cargas en teoría, una de ellas para los pasadores pues se pretende hacer el doble de piezas necesarias para abordar fallas en las juntas en un futuro y van a tener una mayor densidad que las partes de la prótesis que irán en la otra carga; esa diferencia

de densidad es basada en la idea de permitir una mejor resistencia en las juntas, sin dar mayor dureza y evitar la abrasión.

Se pretende dar uso a 4 posibles materiales el PLA, ABS, Nylon y el PETG, materiales con diferentes propiedades mecánicas variables, además de posibles pos procesos relacionados al material deben ser puestos en consideración, estos materiales son genéricos y comúnmente usados en cualquier manufactura aditiva tipo FDM.

Estos materiales todos presentan favorabilidades al ambiente, además de un alto grado de durabilidad y un costo accesible pero apreciable sobre todo en el nylon.

El tamaño del extrusor debe ser máximo de 0,5 mm, pues es el rango de tolerancia esperado en el diseño; para las simulaciones se propone un extrusor de 0,4mm el máximo admisible y así se simula desde un límite superior semejante para todos y en las mismas condiciones, desde este punto también se espera el valor mínimo de tiempo de extrusión.

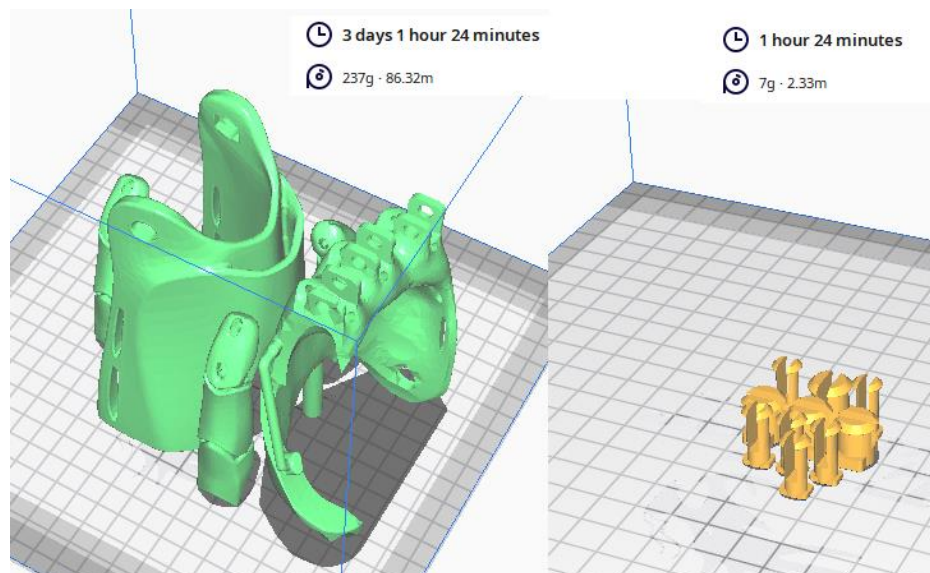
Este tamaño del extrusor solo afecta de manera representativa el tamaño longitudinal del carrete de alimentación, pero la respuesta a tratar no tiene una variación representativa entre sí (Masa y tiempo).

La cama se prepara, para la primera carga solo son los pasadores con sus repuestos, 6 pines para los dedos artificiales y 4 pines para la junta entre palma y antebrazo. La segunda carga son 5 piezas, 2 dedos artificiales (III, IV), 1 dedo artificial V, La palma, y la pieza del antebrazo.

La pieza palma necesita un pretratamiento, hay que implantar una estructura de soporte para ciertas partes con la idea de imprimirla de forma vertical junto con las demás, pues la plancha se programa para todo lo que se propone en la carga y todas las demás piezas no necesitan tanto soporte como ella, si antes de la impresión no considera este punto

puede llegar a afectar la forma final y dificultar el pos proceso además de aumentar representativamente el material necesario o en el peor de los casos dañar la impresión.

Figura 32. Carga 2 y Carga 1



Ambas cargas se simulan para obtener las variables para cada material obteniendo el siguiente cuadro comparativo.

Cuadro 3. Respuesta de simulaciones

Material	Masa (Kg)	Tiempo de Impresión (Horas)
PETG	0,307	43,23
PLA	0,270	38,57
ABS	0,266	43,2
Nylon	0,243	76,32

9.2 EVALUACIÓN DE COSTOS

Para costos solo se considera el coste eléctrico, el material, tensores y el precio de uso de la impresora, este último costo se torna ambiguo y varía según el sector, la empresa y el criterio personal de quien presta el servicio; por ende se opta por cotizar y obtener el precio diario por la labor con la impresión, con el objetivo de estandarizar el valor por el uso de la impresora junto al operario por día de trabajo, ligando su valor definitivo al tiempo de uso que es variable para cada tipo de material.

Este proceso se obtiene cotizando la simulación elaborada para uno de los materiales (PLA), luego evaluando el costo del material, y energético de esa simulación en específico, estos valores se restan del costo final y se obtiene un residuo, que es dividido por el tiempo en días de trabajo para dicho material (respuesta de la simulación), este costo concibe el precio del préstamo diario de la impresora considerando el impuesto del valor agregado (IVA) y el valor del operario. Ese precio toma el nombre de “impresora y operario”.

Para el valor de los tensores se cotiza el 30% de cada carrete de 100 metros, considerando posibles fallas en las conexiones y repuestos; los tensores flexibles son cordones elásticos que rondan los 370 \$/m, el nylon 66 \$/m, y el fluocarbono a 118 \$/m. Se analizan las combinaciones entre los tensores flexibles, el nylon (N), y fluocarbono (F), como valores sumados al valor total, para analizar el impacto de cada combinación y sus beneficios.

Además se considera procesos post manufactura que se espera no supere el 5% del valor, pues son generalmente acabados para la estética, corrección de rugosidades y procesos de pulido, también puede considerarse un costo de amortiguamiento que contempla fallas en el proceso de manufactura.

Cuadro 4. Costos prótesis.

		PETG	PLA	ABS	NYLON
Material	Costo material (\$/Kg).	\$72.700	\$75.000	\$83.500	\$197.200
	Masa total (Kg).	0,307	0,27	0,266	0,243
	Total material (\$).	\$22.319	\$20.250	\$22.211	\$47.920
Energía	Tiempo de trabajo (H).	43,23	38,57	43,2	76,32
	Costo energético (\$/KWH).	\$275,04	\$275,04	\$275,04	\$275,04
	Consumo medio impresora (KW).	0,225	0,225	0,225	0,225
	Total energía (\$).	\$2.675	\$2.387	\$2.673	\$4.723
Impresora y Operario	Tiempo jornada (H/D).	8	8	8	8
	Días de trabajo (D).	5,40375	4,82125	5,4	9,54
	Costo por día (\$/D).	\$32.902	\$32.902	\$32.902	\$32.902
	Total impresora y operario.	\$177.796	\$158.630	\$177.673	\$313.888
Fluocarbono y tensores (F)		\$11.036	\$3.541	\$14.576	
Nylon y tensores (N)		\$11.036	\$1.980	\$13.016	
Costo total sin amortiguamiento (F)		\$217.366	\$195.843	\$217.133	\$381.107
Costo total sin amortiguamiento (N)		\$215.806	\$194.283	\$215.573	\$379.546
Costo total (F)		\$228.235	\$205.636	\$227.990	\$400.162
Costo total (N)		\$226.596	\$203.997	\$226.351	\$398.524

Según la respuesta de estos costos:

- PLA su desarrollo es el de menor costo.
- El impacto de usar nylon o fluocarbono no difiere representativamente, por ende se opta por el material con mejores propiedades (F).
- El PETG y el ABS rondan valores semejantes.
- Nylon es el material que representa el costo mayor.

Ahora como segundo criterio de peso para los costos, hay que considerar las propiedades mecánicas de cada material, dándole mayor valor a la resistencia, además de considerar, puntos referentes al comportamiento frente al ambiente como la resistencia a los rayos

ultravioleta, al calor y al agua pues la prótesis va a estar expuesta en mayor parte a estos agentes externos.

Cuadro 5. Propiedades de los materiales.

	PETG	PLA	ABS	Nylon
Resistencia.	Muy alta	Media	Alta	Alta
Flexibilidad.	Alta	Baja	Media	Alta
Resistencia al calor.	Alta	Baja	Media	Baja
Resistencia a los rayos UV.	Media	Media	Media	Alta
Resistencia al agua.	Alta	Media	Media	Media

Ahora bien, enfrentando ambas respuestas se puede decir que el PETG es la mejor opción para cumplir con el equilibrio predispuesto entre costos y propiedades mecánicas, con tensores teóricamente rígidos de fluocarbono.

10. CONCLUSIONES

- El modelado tridimensional es aceptable y muy práctico, pues la facilidad de tener en todos los procesos la zona afectada, permite tener un control dimensional, morfológico, y facilita el proceso de diseño.
- El despliegue de la función de calidad (QFD), analizando los parámetros y enfrentando cada uno de los 3 diseños de concepto, escogió la prótesis mecánica asociada al movimiento de la muñeca, quien directamente orienta la línea de diseño.
- En el diseño de detalle se da uso de software como SolidWorks, Meshmixer y Ansys, con el fin de empalmar las formas apoyándose en el escaneo tridimensional y ejecutar el diseño de concepto.
- Obteniendo la prótesis de forma digital, y simulando la cinemática consiguiendo un comportamiento esperado frente a los requerimientos.
- El accionamiento escogido según el diseño, aprovecha perfectamente el movimiento presente en el paciente, ocupando un volumen poco representativo en la prótesis y solo beneficiado por tensiones y rigidez, lo que lo hace práctico y funcional.
- La prótesis cumple con el 86% de los parámetros a cumplir definidos, pues el movimiento de flexión y extensión tiene un mayor impacto en la funcionalidad motora del paciente que el movimiento horizontal que sumaría cada dedo artificial, por ello se sacrifica este parámetro para optimizar el diseño.
- La relación entre costos y propiedades mecánicas favorece considerablemente la relación entre el PETG y los tensores rígidos en fluocarbono pues lo posiciona como mejor candidato, para esperar un buen comportamiento, resistencia, y costos bajos en manufactura; opción que se escoge para la prótesis, definiendo completamente el proceso de diseño y manufactura esperado.

BIBLIOGRAFÍA

ARANA, K. C., & VIVAS ALBÁN, A. Prótesis de mano virtual movida por señales encefalograficas – EEG. *Prospectiva (1692-8261)*, 14(2), 2016. p. 99–110.

ARIAS LÓPEZ, Luz Amparo. Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfología*, 2012, vol. 4, no 1.

BARRERA GARCIA David Angel; ALEJANDRO, Merchán Cruz Emmanuel; RICARDO, Rodriguez Cañizo. Obtención del rango de movilidad de los dedos índice, medio, anular y meñique. En *Memorias del XXIII congreso internacional anual de la SOMIM*. 2017. p. 2448-5551.

BRITO, J. L., QUINDE, M. X., CUZCO, D., & CALLE, J. I. Estudio del estado del arte de las prótesis de mano. 2013

FUENTES COLLAZOS, A. G. Diseño y prototipado de una prótesis de accionamiento mecánico para amputaciones transfalángicas de la mano. 2020

LOAIZA, J. L., & ARZOLA, N. Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano. *Dyna*, 78(169), 2011. p. 191-200.

MATEO LÁZARO, M. L., BERISA LOSANTOS, F., & PLAZA BAYO, A. Nuevas tablas de fuerza de la mano para población adulta de Teruel. *Nutrición Hospitalaria*, 23(1), 2008 p. 35-40.

PÁEZ CHINGAL, I. G., y GAVIRIA LÓPEZ, C. A. Prótesis subactuadas de manos humanas: una revisión. (Spanish). *Ingenium*, 18 (35), 2017. p. 20–34.

QUINAYÁS-BURGOS, C. A., MUÑOZ-AÑASCO, M., VIVAS-ALBÁN, Ó. A., & GAVIRIA-LÓPEZ, C. A. Diseño y construcción de la prótesis robótica de mano UC-1. *Ingeniería y Universidad*, 14(2), 2010. p. 223–237.

ROZO PINZÓN, Y. Rediseño, construcción y optimización del sistema de control para pie de prótesis transfemoral semiactiva. 2007

RUIZ CHICAIZA, Pablo Andrés. Estudio cinemático de la mano para movimiento de oposición del dedo pulgar y movimientos de flexión y extensión de los dedos índice, medio, anular y meñique. 2019. Tesis de Licenciatura. Quito, 2019.

SÁNCHEZ TORRES, K. C. Prótesis de miembro superior impresas en máquina 3D. 2018

SEPÚLVEDA, R., MONTIEL, O., DÍAZ, G., GUTIÉRREZ, D., & CASTILLO, O. Clasificación de señales encefalograficas mediante redes neuronales artificiales. *Computación y sistemas*, 19(1), 2015 p. 69-88.

SILVA CASTELLANOS, Christian Augusto; MUÑOZ RIAÑOS, Jhon Edison; GARZÓN ALVARADO, Diego Alexander y LANDINEZ PARRA. Nancy Stella Diseño y construcción de un prototipo funcional de una prótesis parcial de mano. *Revista de La Facultad de Medicina*, 61(1). 2013

TALAMANTES MORENO, E. F. Diseño e impresión 3D en polímeros PLA y ABS de una prótesis mecánica con cierre voluntario a 2 tiempos para amputación de mano. Licenciatura en Ingeniería Biomédica. 2016

TIERRA LLANGA, A. M. Desarrollo de una prótesis mioeléctrica de brazo de bajo costo, para un niño de un año de edad con el defecto congénito de brida amniótica (Bachelor's thesis, Escuela Superior Politécnica de Chimborazo). 2017

VÁZQUEZ, S. V., OUBRAM, O., BASSAM, A., AGUILAR, J. V., & LÓPEZ, E. O. Sistema de reconocimiento inteligente de señales mioeléctricas del movimiento de mano humana. *Ingeniería*, 21(2), 2017 p. 41-53.