



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

Diseño de una Prótesis Mioeléctrica de Mano

TESIS

Que para obtener el título de

Ingeniero Mecánico

P R E S E N T A

Aldo Camilo Vela Solanes

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Jesús Manuel Dorador González



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2020

INDICE

1. Introducción.....	4
1.1 Objetivo	
1.2 Planteamiento del Problema	
2. Historia, Antecedentes y Situación actual en México.....	5
2.1 Prótesis del Pasado y sus Aplicaciones	
2.2 Prótesis Actuales y sus Aplicaciones	
2.3 Situación Actual y Antecedentes de las Discapacidades en México	
3. Necesidades del Cliente	15
3.1 Entrevistas a Usuarios y Terapeuta	
3.2 Necesidades Encontradas	
4. Especificaciones de diseño	21
4.1 Métricas de las Especificaciones	
5. Diseño Conceptual.....	27
5.1 Generación de conceptos	
5.2 Selección de conceptos	
6. Diseño a Detalle.....	53
6.1 Diseño de los engranes	
6.2 Diseño del Prototipo funcional	
6.3 Antecedentes del Diseño Definitivo	
6.4 Diseño del modelo funcional por partes	
7. Armado del Modelo Físico y Pruebas del Funcionamiento... 	90
7.1 Pruebas del Funcionamiento	
8. Conclusiones.....	111
9. Trabajo a Futuro.....	113
10. Anexos.....	114
11. Bibliografía y Referencias.....	131

Dedicatoria

En esta tesis que significa un paso muy importante para mí, quiero agradecerte a ti mamá que, gracias a tu apoyo incondicional, amor, cariño y paciencia pude lograr todas mis metas tanto en la carrera como en la vida, sé que el camino no fue fácil pero que esta tesis sirva de muestra que juntos logramos lo imposible, siempre serás un ejemplo para mí a seguir y con todo mi corazón te agradezco todo lo que me has enseñado.

Agradecimientos

Al Dr. Jesús Manuel Dorador González por ser un excelente maestro y amigo, así como por todo su apoyo incondicional y paciencia en el desarrollo de este proyecto.

A la Facultad de Ingeniería por formar tanto a mi como a todos sus alumnos en ingenieros mexicanos profesionales altamente calificados y por proporcionarnos de todo lo necesario para cumplir con este objetivo.

A todos mis profesores de la carrera por ser maestros totalmente capaces, por nunca dejar a sus alumnos sin el conocimiento necesario y por siempre hacer su trabajo sin falta.

A la UNAM por brindarme tanto a mi como a todos los mexicanos la oportunidad única de desarrollarnos profesionalmente en la mejor Universidad de México.

Y agradezco al proyecto DGAPA-PAPIME PE109818 el apoyo para desarrollar esta tesis.

Aldo Camilo Vela Solanes

1. Introducción

Durante el transcurso de la historia el ser humano se ha visto sometido a diferentes tipos de heridas que le provocan la pérdida de una extremidad, ya sean brazos, piernas y hasta ojos. Es por lo que ha surgido la necesidad de reemplazar estas extremidades por otras que puedan cumplir con el mismo propósito de la extremidad perdida o, que por lo menos puedan tener la misma apariencia de esta extremidad. Para esto se diseñaron lo que hoy conocemos como prótesis, aparatos que asemejaban el funcionamiento de un brazo o una pierna, pero estos cumplían solo parcialmente su propósito debido a la tecnología con la que se contaba en el pasado y la prioridad que se le daba a este tipo de problemas en ese entonces.

Conforme fue avanzando el tiempo la tecnología para este tipo de aparatos fue mejorando, así como el conocimiento que se tenía en el ámbito de medicina y es así como se empezaron a crear mejores y mejores aparatos que cumplían los funcionamientos de los miembros perdidos, a estos aparatos se les dio el nombre prótesis, esta palabra proviene del griego antiguo πρόσθεσις (prótesis)^[1] que significa añadido.

En este trabajo de tesis se buscó diseñar una prótesis de mano que permita al usuario tener una funcionalidad similar a la del miembro perdido mediante el diseño de un mecanismo que funcionara de manera semejante a los dedos de una mano y el aprovechamiento de las señales mioeléctricas que permitirán al usuario adaptarse rápidamente a esta prótesis.

1.1 Objetivo

Diseñar una prótesis de mano que a través de mecanismos pueda operar de forma semejante al funcionamiento de una mano y permita sujetar objetos usando las señales mioeléctricas del brazo para controlar dicha prótesis.

1.2 Planteamiento del Problema

Hoy en día se tienen muchas opciones para que una persona que perdió el brazo pueda reemplazarlo ya sea con prótesis mioeléctricas, prótesis de manos cosméticas sin movimiento, ganchos o diferentes tipos de miembros artificiales que realicen algunas de las funciones que tenía el miembro perdido. Muchas de estas opciones carecen de ciertas funcionalidades esenciales de un brazo y en el otro extremo encontramos prótesis que son de un precio muy elevado, que la mayoría de las personas no podrían pagar, lo que las hacen inalcanzables para muchas familias mexicanas. Aún estas prótesis de alto precio tienen una funcionalidad limitada. En el caso de la mayoría de las prótesis, éstas solo controlan todos los dedos de la mano al mismo tiempo o tienen muy poca fuerza de agarre lo que provoca que no sean adecuadas para realizar actividades de la vida diaria o de trabajo.

2. Historia y Antecedentes

2.1 Prótesis del pasado y sus aplicaciones.

Para hablar de la historia de las prótesis primero se tiene que hablar de por qué eran creados estos aparatos, se dice que las prótesis no solo se diseñaban con el propósito de reemplazar una extremidad amputada, sino que también se trataba de la apariencia estética y de hasta un sentido espiritual y religioso. Se creía cuando una persona perdía una extremidad no solo la perdía en la tierra sino también esta le faltaría en el más allá es por eso que muchas culturas enterraban los brazos y piernas de los amputados junto a ellos para que pudieran estar completos en la vida eterna^[4].

La historia de las prótesis y sus orígenes datan de la antigua civilización de Egipto donde se encontraron las primeras piezas de lo que se podría conocer como una prótesis, se trata de varias piezas de madera y cuero que se colocaban sobre el pie para dar la apariencia del dedo hallux o mejor conocido como el “dedo gordo” del pie.



Ilustración 1 Prótesis Egipcia para el dedo gordo del pie {1}.

Como se puede observar en la Ilustración 1 este aparato fue diseñado para que la estética del pie no se viera afectada por la pérdida de este dedo además que se especula también podría haber sido diseñado para que la persona que perdió el dedo pudiera caminar sin problemas y no perdiera el equilibrio.

En 1858 en Capua, Italia se encontraron piezas similares a lo que hoy conocemos como una prótesis de pierna, esta prótesis tenía un centro de madera y estaba recubierta con hierro y bronce, aunque la pieza original se perdió durante la segunda guerra mundial^[33].

En la Edad Media surgieron las famosas prótesis que son la pata de palo y el garfio o gancho de mano, estas se colocaban a heridos de las numerosas guerras que ocurrían en ese entonces y a pesar de que eran útiles para actividades básicas, su funcionamiento y forma de sujeción dejaban mucho que desear^[2].



Ilustración 2 La pierna de Capua [2].

Una de las prótesis más famosas que conocemos hoy en día es una que se diseñó a principios del siglo 16, esta prótesis estaba hecha de acero, los dedos estaban articulados y podían cerrarse, pero esto solo era para dar la apariencia de una mano ya que el usuario no tendría control sobre ninguna parte de la prótesis, se dice que perteneció a un caballero imperial conocido como Götz von Berlichingen también conocido como Götz de la mano de hierro^[33].

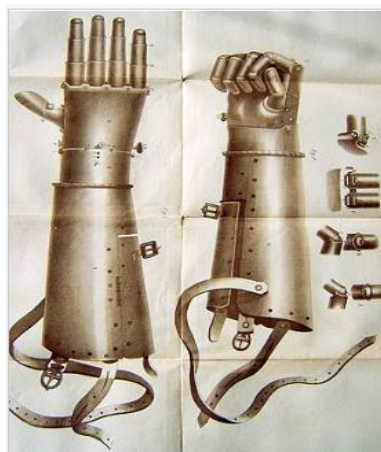


Ilustración 3 Mano de hierro usada por Götz von Berlichingen [3].

En la época del Renacimiento, como muchas otras artes y ciencias, el ámbito de las prótesis volvió a ser enfoque de estudio y desarrollo, se empezaron a crear prótesis más avanzadas y fue durante este periodo donde se realizó uno de los inventos más importantes en este ámbito, en 1579 Ambroise Paré IV publicó estudios donde en gran parte se describía el diseño y aplicación de miembros artificiales que colocaba sobre los amputados ya que él era un cirujano de guerra. Como médico lo que más le perturbaba era que muchos soldados preferían quitarse la vida a vivir sin una extremidad. Como una solución a esto, Paré comenzó a diseñar miembros artificiales que no solo reemplazaran la extremidad perdida sino un funcionamiento, él quería diseñar aparatos que funcionaran como los miembros biológicos perdidos^[4].

Paré diseñó una pierna con un dispositivo mecánico que podría ser bloqueado cuando la persona se parara o se doblara si se sentara. Dibujó varios bocetos de un brazo que podía doblarse con una polea que imitaba los músculos del brazo y es cuando surge su mejor diseño de una mano que estaba operada por múltiples resortes y barras que simulaban las articulaciones de una mano^[4].

Fue tan famoso su diseño que esta mano fue usada por un capitán del ejército francés en batalla y este dijo que la mano funcionaba tan bien que podía agarrar y soltar las riendas de su caballo^[4].



Ilustración 4 Mano mecánica de Ambroise Paré IV{26}.

En los siguientes siglos se siguió mejorado el aspecto del funcionamiento de las prótesis, como la que diseñó Pieter Verduyn, la cual sería la primera prótesis por debajo de la rodilla que no contaba con un mecanismo bloqueador y podía moverse libremente sin causarle molestias al usuario, lo cual sería un avance muy importante en el aspecto de movimiento de las prótesis.

Por último, cabe mencionar la prótesis diseñada por un soldado de la guerra civil americana en 1861 conocida como “El miembro Hanger”, ya que el número de amputados se incrementó enormemente, así como la demanda de dichos aparatos. Fue así como este soldado llamado James Hanger inventó una pierna protésica hecha de bastones y metal que tenía articulaciones en la rodilla y el tobillo, esta prótesis se convirtió en el aparato más avanzado en el campo de prótesis y la compañía que fundó James Hanger sigue operando como un líder de la industria protésica^[32].

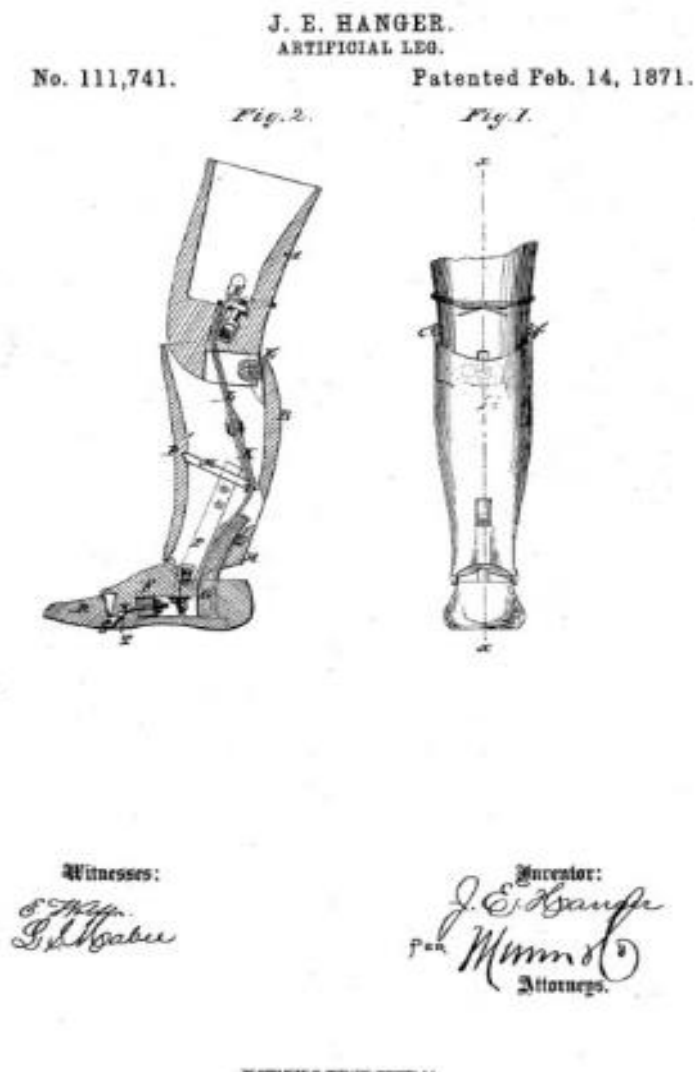


Ilustración 5 Miembro artificial J.E. HANGER{5}.

2.2 Prótesis Actuales y sus Aplicaciones

Como se mencionó en la sección anterior, las prótesis del pasado no eran lo mejor en cuanto a funcionamiento y comodidad, estas estaban hechas de materiales como madera y hierro ya que era con lo que se contaba en ese entonces y en cuanto al aspecto de movilidad y funcionalidad, este era casi nulo en estas prótesis.

Pero conforme avanzó el tiempo todo esto cambio, la tecnología con la que se contaba era mucho más avanzada y más investigaciones y recursos se dedicaron al desarrollo y diseño de las prótesis. Se comenzaron a diseñar prótesis con tendencia a permitir mayor movilidad, más cómodas y con materiales mucho más livianos y resistentes para mejorar la calidad de vida de quienes la usan^[5].

En el siglo 20, a pesar de la tremenda cantidad de pérdida de extremidades y vida en las guerras mundiales, el campo de las prótesis no vio avances importantes en la tecnología protésica hasta el año de 1946 cuando investigadores de la Universidad de Berkley diseñaron un calcetín de succión para amputados de miembros inferiores, lo que permite darle estabilidad al usuario. Esta invención es de tal importancia que todavía se usa en muchas de las prótesis del mercado^[32].

¿Pero qué tan avanzada es la tecnología de prótesis hoy en día?

Estamos en un momento muy importante en la historia de la tecnología protésica, cada día surgen nuevos prototipos y modelos de prótesis altamente sofisticados y cada uno de estos ofrecen nuevas soluciones a los distintos problemas de las prótesis, ya sea movimiento, fuerza, comodidad, peso, modos de funcionamiento, etc.

Materiales modernos como plásticos y compuestos de fibra de carbono permiten hacer las prótesis mucho más ligeras y resistentes con todas las ventajas que esto conlleva, además que los avances en el campo de la impresión 3D y en la biometría permiten la toma de medidas estandarizadas de los seres vivos o de procesos biológicos. Estos avances han hecho que la vida de los amputados sea completamente diferente a lo que experimentaban los amputados en tiempos antiguos^[32].

También se han hecho avances en las tecnologías electrónicas las cuales hacen que las prótesis avanzadas de hoy sean más controlables, incluso capaces de adaptar automáticamente su función durante ciertas tareas, como agarrar o caminar, algo que solo se podía soñar hace no mucho tiempo.

Hay muchos ejemplos de las prótesis con tecnología de punta que se pueden encontrar en el mercado hoy en día, uno de ellos es el Tobillo BIONX™ el cual reemplaza la función de los músculos y tendones perdidos, este tobillo biónico puede actuar como lo haría un tobillo biológico.

Restaura una marcha más natural que la que experimentaría con cualquier otra prótesis. Diseñado para personas con amputaciones por debajo y por encima de la rodilla^[6].



Ilustración 6 Tobillo BIONX {6}.

Otra de las prótesis más avanzadas es la mano BeBionic®, esta mano es una de las más costosas prótesis que se pueden encontrar hoy en día, esta mano cuenta con potentes microprocesadores que monitorean continuamente la posición de cada dedo, brindándole un control preciso y confiable sobre cada uno de los movimientos, cuenta con 14 formas de agarre y además las posiciones de las mano seleccionables le permiten realizar una gran cantidad de actividades cotidianas con facilidad y cuenta con un agarre automático que permite detectar automáticamente cuando un objeto agarrado se resbala y ajusta el agarre para asegurarlo^[7].



Ilustración 7 Mano BeBionic {7}

La tecnología seguirá avanzando y con esta las prótesis que han cambiado y cambiarán la vida de las personas que han sufrido una amputación, si estas tecnologías siguen con este ritmo es muy probable que dentro de poco tiempo se disminuirán las diferencias entre una prótesis y una extremidad biológica.

2.3 Situación Actual y Antecedentes de las discapacidades en México

Para tener una mejor idea de cómo se encuentra el campo de las prótesis en México se investigó cuántas personas sufren de una discapacidad, que clase de discapacidad es, que edad tienen estas personas y que es lo que les provocó la discapacidad en primer lugar.

De acuerdo con cifras oficiales del Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) en el 2014 de todas las discapacidades reportadas las principales son, la habilidad de caminar, subir o bajar usando las piernas, la segunda discapacidad es ver (aunque usen lentes), la tercera es aprender, recordar o encontrarse, la cuarta es escuchar y por último es mover o usar sus brazos. Como se puede observar en la ilustración [8] las principales discapacidades que sufren los mexicanos son de un aspecto motriz.

Porcentaje de población con discapacidad, por tipo de discapacidad 2014

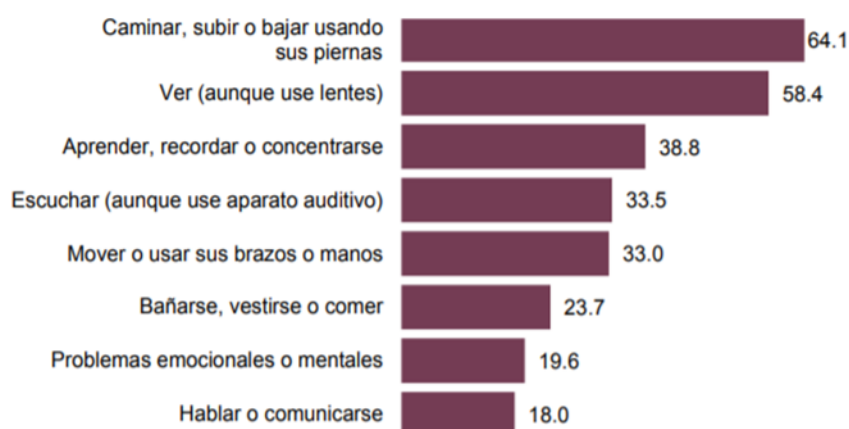


Ilustración 8 Porcentaje de población con discapacidad 2014 INEGI Grafica 2.6 {8}

En la ilustración 9 se muestran los porcentajes de discapacidad por sexo y por edad en grupos (Hombres y mujeres, adultos, jóvenes y niños). En cada grupo de edad vemos lo que sería un gran porcentaje de personas que tiene dificultades para hablar o comunicarse y para aprender, recordar o concentrarse pero el porcentaje que es de mayor para el punto de estudio de esta tesis es el porcentaje de discapacidad para mover o usar sus brazos, como se puede observar los porcentajes mayores de esta discapacidad se encuentra en personas mayores (60 años y más) con un 34.9% en hombres y 48.5% en mujeres^[8].

Sexo y grupo de edad	Tipo de discapacidad			
	Caminar, subir o bajar usando sus piernas	Ver (aunque use lentes)	Mover o usar sus brazos o manos	Aprender, recordar o concentrarse
Total	64.1	58.4	33.0	38.8
Niños (0 a 14 años)	36.2	26.9	14.1	40.8
Jóvenes (15 a 29 años)	32.1	44.6	18.2	31.5
Adultos (de 30 a 59 años)	56.2	58.2	28.5	32.1
Adultos mayores (60 años y más)	81.3	67.2	42.7	44.6
Hombres	58.9	54.8	27.7	34.1
Niños (0 a 14 años)	33.6	25.1	13.7	44.2
Jóvenes (15 a 29 años)	32.5	38.0	19.6	31.0
Adultos (30 a 59 años)	53.7	54.7	25.3	26.3
Adultos mayores (60 años y más)	75.8	66.5	34.9	38.6
Mujeres	68.6	61.5	37.6	42.8
Niñas (0 a 14 años)	39.5	29.2	14.6	36.5
Jóvenes (15 a 29 años)	31.7	52.1	16.6	32.0
Adultas (30 a 59 años)	58.6	61.4	31.4	37.3
Adultas mayores (60 años y más)	85.4	67.8	48.5	49.1

Ilustración 9 Porcentaje de población con discapacidad, por sexo y grupo de edad, según tipo de discapacidad 2014 INEGI Cuadro 2.2 {8}

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud para que las personas con discapacidad tengan una mejor salud y mejores oportunidades, estas deben tener un mejor acceso a los servicios de salud, como hospitales, doctores y asesoría médica. Estas son un factor un muy importante para que se obtengan buenos resultados en ámbitos como la educación, el mundo laboral o la vida familiar, comunitaria y pública. Es por esto por lo que tener una atención médica oportuna es importante conocer todos los factores que están relacionados con las discapacidades y es necesario identificar la relación existente entre tipo y causa de discapacidad.

De acuerdo con los datos del INEGI, las enfermedades ocasionan cerca de la mitad de las discapacidades reportadas para caminar, subir o bajar usando sus piernas (49%) y para mover o usar sus brazos o manos (47.7 por ciento). Los accidentes provocan una proporción considerable de discapacidades para caminar, subir o bajar usando sus piernas (16.2%) y para mover o usar sus brazos o manos (14.2%) [8].

Tipo de discapacidad	Causa de la discapacidad					
	Enfermedad	Edad avanzada	Nacimiento	Accidente	Violencia	Otra causa
Total	41.3	33.1	10.7	8.8	0.6	5.5
Caminar, subir o bajar usando sus piernas	49.0	25.1	5.8	16.2	0.3	3.6
Ver (aunque use lentes)	44.3	36.7	9.1	5.6	0.2	4.1
Mover o usar sus brazos o manos	47.8	29.2	6.1	14.1	0.5	2.3
Aprender, recordar o concentrarse	27.5	48.7	13.2	3.3	1.0	6.3
Escuchar (aunque use aparato auditivo)	28.9	49.6	9.3	6.3	0.8	5.1
Bañarse, vestirse o comer	45.6	25.9	10.1	9.5	0.4	8.5
Hablar o comunicarse	34.6	19.9	31.8	3.6	0.6	9.5
Problemas emocionales o mentales	45.5	16.9	18.1	4.2	2.4	12.9

Ilustración 10 Distribución porcentual de las discapacidades por tipo según causa de la discapacidad 2014 INEGI {8}

Dados estos datos proporcionados por el INEGI se puede tener una mejor idea de la situación actual en México en cuanto a discapacidades relacionadas con el movimiento o uso de una mano o brazo y cuáles son las principales causas de estas discapacidades en el país.

3. Necesidades del Cliente

De acuerdo con el libro *Diseño y desarrollo de productos* por Karl T. Ulrich^{o1)(1)} un método para identificar por completo un conjunto de necesidades importantes del cliente es el siguiente:

- Hay que asegurar que el producto se enfoque en las necesidades del cliente.
- Identificar necesidades latentes u ocultas, así como necesidades explícitas.
- Proporcionar una base de datos para justificar las especificaciones del producto.
- Crear un registro de archivos de la actividad de necesidades del proceso de desarrollo.
- Asegurar que no falte o no se olvide ninguna necesidad crítica del cliente.
- Desarrollar un entendimiento común de las necesidades del cliente entre miembros del grupo de desarrollo.

La idea de este método es crear un conducto de información directa que vaya directamente entre los clientes de un posible mercado y los desarrolladores de este producto, esta idea se basa en que quienes controlan todos los detalles de dicho producto ya sean los ingenieros o desarrolladores deben interactuar con los clientes y tener una experiencia del producto en un ambiente de uso real, esto se refiere a ver cómo funciona este producto en aspectos de la vida diaria. Sin esta experiencia es casi imposible que el producto llegue a satisfacer estas necesidades por completo, que no se encuentren soluciones innovadoras a estas necesidades y que el grupo de desarrollo no tenga un claro objetivo de que es lo que el producto debe satisfacer en un mercado^{o1)(1)}.

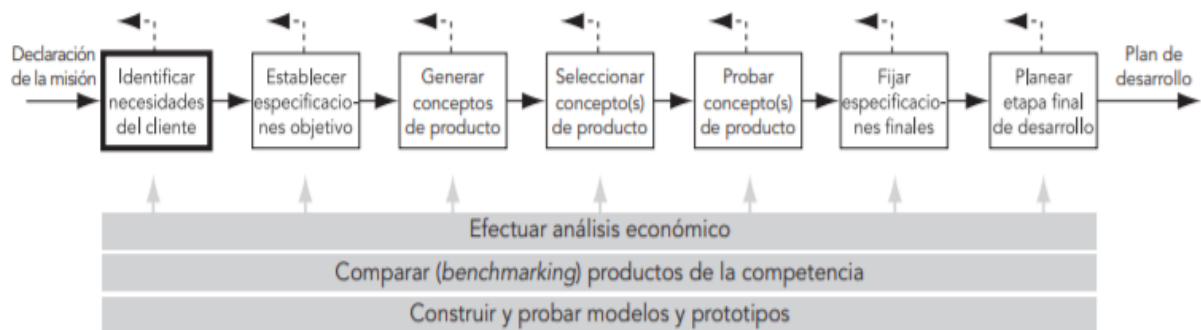


Ilustración 11 Identificación de las necesidades del cliente en relación con otras actividades de desarrollo del concepto Figura 5-2 (o1)(1)

Antes de empezar el proyecto de desarrollo, se especifica una oportunidad particular de mercado y establece las restricciones y objetivos generales para el proyecto. Es frecuente que esta información se formalice como la declaración de la misión (a veces también llamada carta o reporte de diseño). La declaración de la misión especifica en qué dirección ir, pero por lo general no especifica un destino preciso o una forma particular de avanzar, A continuación, se muestra un ejemplo de la declaración de misión para este proyecto de una prótesis de mano utilizando algunos ejemplos que nos proporciona el libro de Ulrich ^{o1)(1)}.

Declaración de Misión: Proyecto prótesis de Mano	
Descripción del Producto.	Prótesis mioeléctrica de mano que puede controlar el usuario a través de estas señales mioeléctricas.
Propuesta de valor	Permite sujetar objetos de diferentes formas solo haciendo uso de señales mioeléctricas sin necesidad que el usuario tenga que mover ningún mecanismo de la mano de forma manual.
Mercado primario	Personas que no cuenten con una mano.
Suposiciones	Eléctrica Liviana. Pila recargable. Fuerte.

De acuerdo con un estudio que se realizó entrevistando a varios usuarios y terapeutas sobre el funcionamiento de las prótesis mioeléctricas publicado en el 2019 que describe las opiniones y experiencias de estos mismos que tuvieron con prótesis de miembro superior mioeléctricas con control convencional y control de reconocimiento de patrones, en este estudio se le pregunta a 15 usuarios (13 hombres y 2 mujeres de edad media de 43.7 años, experiencia promedio con una prótesis de multi función: 3.15 años) y 7 terapeutas (1 hombre, 7 mujeres de edad media 44.1 años, experiencia con una prótesis de multi función: 6.6 años) y 4 de los usuarios y 1 terapeuta tuvieron experiencia con una mano que tenía control de reconocimiento de patrones.^[9]

3.1 Entrevistas a Usuarios y Terapeuta

Estos son algunos de los comentarios que hicieron los usuarios respecto a las diferentes prótesis comenzado por la prótesis de control convencional^[9]: "El control ... siempre requiere esfuerzo [...] Y si me toma mucho esfuerzo hacer una cierta contracción muscular para realizar una determinada tarea. . . . Luego lo hago una vez, luego lo hago dos veces, pero no lo haré una tercera vez ". (P2)

"Es más de lo que a veces piensas ... este cambio a otra función de agarre ... Que tienes que usar un disparador [es decir, la contracción muscular que activa el cambio] y luego continúas con el siguiente paso. Luego te lleva un poco más de tiempo ... Si tienes algo en tus manos, entonces es realmente molesto ". (P12)

"Bueno, simplemente tomas el camino de menor resistencia. Y no reduciré mis movimientos solo para utilizar mi prótesis ". (P16)

"Solo uso dos modos de agarre ahora porque el resto [de las funciones] puedo elegir ... son solo ... simplemente siguen siendo difíciles ". (P8)

En general vemos que, de las entrevistas de los usuarios, es obvio que este control convencional es considerado molesto y no lo suficientemente eficaz como para cumplir las necesidades de los usuarios debido a los diferentes movimientos que se tienen que realizar para hacer que la prótesis haga su función principal además que esto puede llegar a ser muy cansado.

Ahora se muestran algunos de los comentarios que hicieron estas personas entrevistadas sobre su experiencia en las prótesis con reconocimiento de patrones de multifunción: "Si funciona [control de reconocimiento de patrones], es claramente más rápido". (P14)

"Bueno, el PatRec [el control de reconocimiento de patrones] seguramente es ... con respecto a cómo se siente el control ... más como era antes con la mano [intacta]". (P13)

"Me di cuenta de que ... porque tengo un agarre estándar, el agarre clave ... cuando tengo la prótesis de reconocimiento de patrones, también uso el agarre de pellizco con mucha más frecuencia, porque no tengo que cambiar [a través de comandos de cambio]". (P15)

"Como hago mucho trabajo pesado, ej. cargando bolsas de verduras, a menudo tengo mucho peso colgando de mi mano, y con la prótesis de reconocimiento de patrones esto significa que el control rápidamente se vuelve poco confiable" (P13)^[9]

De acuerdo con el estudio realizado todos los usuarios y terapeutas tenían acceso a una mano adaptada a la medida por la compañía Ottobock. Como se puede apreciar en los comentarios de estas personas, las prótesis por reconocimiento de patrones si el modo de control funcionaba correctamente esta era obviamente más rápida y se sentía mas natural en su modo de operación, esto se debe en gran parte a que este modo de control permitía una transición perfecta entre las diferentes funciones de las prótesis sin necesidad de cambiar mucho los comandos de operación a diferencia de las prótesis convencionales^[9].

Por último, se muestran algunos de los comentarios que hicieron estas personas entrevistadas sobre las prótesis de multi función:

"[...] pero tengo demasiado miedo de que algo salga mal: BAM, 2000 euros ... o el guante se daña, BAM, 300 euros. Entonces pienso ... bueno, prefiero no intentarlo entonces. [...] Es demasiado caro. Y si lo ha dañado un par de veces y luego no puede usar su prótesis durante dos o tres semanas ... "(P4)

"Con esta, puedo sujetar de una manera buena y estable. Por ejemplo, sostener sus llaves o una tarjeta sin que los objetos se deslicen por su mano. Eso es muy agradable." (P3)

"Hay un par de modos de agarre entre los que los usuarios pueden elegir y el agarre lateral ... el agarre clave es realmente un valor adicional en mi opinión". (T6)

"Con mi prótesis, agarro todo lo que es ... No sé cómo expresarlo ... Todo lo que es estático. Lo que puedo mantener en una posición. Y con mi otra mano [intacta], hago todo lo que es dinámico". (P3)

"Bueno, la mano principal siempre es la mano intacta, y la mano protésica estabiliza y sujeta [los objetos]". (P16)

Es muy claro después de leer estas entrevistas que la mayoría de los usuarios usa estas prótesis de multi función para realizar tareas de forma conjunta con las manos, es decir la mano natural manipula objetos de una manera dinámica y la mano protésica juega un rol de soporte para estabilizar algunos objetos, otra de las cosas que se destacan de estos comentarios es que las prótesis eran demasiado frágiles, y especialmente los dedos y guantes rotos se mencionaron como problemas recurrentes. Curiosamente, de seis usuarios que no tenían tales quejas, cinco usuarios tenían una mano Michelangelo y uno tenía una mano de BeBionic. Cuando se produjeron daños, la mayoría de los participantes declararon que las reparaciones suelen llevar mucho tiempo debido a la lentitud del suministro de los fabricantes.^[9]

3.2 Necesidades Encontradas

De acuerdo con los usuarios y terapeutas las prótesis de multi función son dispositivos más funcionales que las prótesis con un grado de libertad, las prótesis de multi función se usaban muy pocas veces para sostener o manipular algún objeto. Además, los usuarios expresaron su insatisfacción con el sistema mecánico de los dispositivos y con el proceso para cambiar de funcionalidad estas prótesis de control convencional, si se apreció que el control por reconocimiento de patrones se daba a un control muy intuitivo de la prótesis, pero también se mencionó que este era muy poco confiable para las actividades diarias y requería un entrenamiento muy extensivo.

Un aspecto muy importante que reportan los usuarios que no cumplían las prótesis es que la mano tuviera más funciones (tales como más grados de libertad en la muñeca, más formas de sujeción de la mano y un control más hábil de la mano).

En el estudio y de la evidencia preliminar sugiere que los usuarios prefieren las prótesis de multi función en vez de las prótesis estándares mecánicas, aunque de acuerdo con los usuarios los puntajes de funcionalidad no siempre eran más grandes que los de las prótesis multifuncionales. Específicamente los usuarios reportaron que la variedad de formas de agarre y la multi articulación de los dedos facilitaba la sujeción de objetos y permitía una sujeción más firme y segura en dichos objetos.

En cuanto a las prótesis de control por reconocimiento de patrones, como por ejemplo las prótesis mioeléctricas, este estudio indica que la información que se dispone sobre las experiencias de usuarios al usar estas prótesis es muy poca, pero sí concluye que 2 de cada 3 usuarios y 7 de cada 10 usuarios respectivamente prefieren el control por reconocimiento de patrones. La razón principal de esto es que es que con esta forma de control los usuarios dicen que ellos pueden hacer la transición entre funciones de la prótesis (mover la muñeca, abrir y cerrar los dedos) suavemente y sin problemas mientras que para prótesis de funcionamiento convencional requiere a los usuarios realizar diferentes movimientos físicos como flexionar o extender el codo para lograr una función muy simple como abrir y cerrar la prótesis lo que resulta ser muy cansado si se tiene que hacer muchas veces en poco tiempo.^[9]

Ya teniendo toda esta información recopilada de las entrevistas se puede concluir que las necesidades de los clientes respecto a las prótesis de reconocimiento de patrones (prótesis mioeléctricas) son las siguientes:

1. Control intuitivo de las diferentes funciones de la prótesis.
2. La prótesis no debe requerir de mucho esfuerzo en su utilización diaria.
3. La prótesis tenga diferentes formas de sujeción.
4. La prótesis no tenga un precio muy elevado comparado con las prótesis manuales y que además los repuestos de las piezas sean fáciles de obtener y de un costo relativamente bajo comparado con el precio inicial de la prótesis.
5. Control confiable y eficaz al sujetar diferentes objetos para evitar que se resbalen.
6. La prótesis tenga la suficiente batería para durar por lo menos 3 horas de uso continuo.
7. La prótesis tenga medidas aproximadas a las de una mano real con proporciones que se asemejen al de una mano es decir que el dedo meñique sea el más corto y el dedo medio el dedo más largo.

4. Especificaciones de Diseño

Todo diseño empieza o debería empezar con una necesidad detectada, como se presentó en el capítulo anterior, ya teniendo la necesidades identificadas y detalladas se puede comenzar a plantear lo que serían las especificaciones, estas son los conceptos que se deben seguir en el proceso de diseño. Una vez establecidas estas especificaciones servirán como apoyo para el resto del proceso de diseño, esto quiere decir que estas jugarán un papel muy importante en cualquier actividad posterior relacionada al diseño^{o1)(1)}.

¿Pero que son estas especificaciones?

Las especificaciones establecen con detalles precisos y medibles lo que el producto tiene que hacer, estas no indican cómo se manejan las necesidades del cliente, sino que representan lo que el diseño debe cumplir para satisfacer estas necesidades, entonces se puede decir concretamente que las especificaciones de diseño son la descripción precisa de lo que el producto tiene que ser.

Cuando se habla de especificaciones de diseño se necesita hablar de objetivos para alcanzar una meta específica, algunos objetivos son indispensables y otros son meramente deseables. Un requerimiento (o demanda) es un objetivo que cualquier propuesta de diseño debe cumplir. Objetivos que son no esenciales en la propuesta de diseño se les conoce como “aspiraciones o deseos”. Una propuesta de diseño que no cumpla con uno o más requerimientos es, por definición, una solución no aceptable. Cuando se evalúa una propuesta de diseño tomando en cuenta las “aspiraciones”, el número de “aspiraciones” y qué tanto se cumplen. Cualquier propuesta de diseño que no cumpla con ninguno de las “aspiraciones” es considerada una propuesta no viable o inaceptable.^{o1)(1)}



Ilustración 12 Rol de los requerimientos y aspiraciones en la evaluación de la propuesta de diseño

Muchos objetivos son específicos, se aplican a un producto en particular, a un uso específico y a un grupo específico de usuarios. Hasta algún grado el diseñador es libre para escoger objetivos y estándares, aunque siempre hay algunos impuestos por una autoridad externa. Por esta razón los estándares siempre tienen el estatus de requerimientos^{o1)(1)}.

La lista de objetivos contiene declaraciones como, por ejemplo, las siguientes:

- El panel de control debe de tener un ángulo de 30°.
- El diámetro de la manivela debe de ser de 40 mm.
- El diseño debe de basarse en un motor tipo X.

El diseño de un producto es “bueno” en tanto cumpla con los objetivos en las especificaciones de diseño. Sin embargo, las especificaciones de diseño son en si algo que se diseña con un propósito en mente. Entonces la pregunta surge, que propiedades una especificación de diseño debe de tener para ser una “buena” especificación. Primero que nada, la especificación de diseño debe ser un indicador adecuado del grado al cual los objetivos del proyecto de diseño se cumplen. Esta condición se cumple cuando^{o1)(1)}:

[1]. Cada objetivo es válido.

[2]. El conjunto de requerimientos esta completo.

De acuerdo con Pugh se debe hacer una lista de aspectos que usualmente juegan un papel muy importante en la evaluación de un proyecto de diseño, adelante se muestra una lista como la que propone el autor Pugh^{o1)(1)}:

- Desempeño: que función(es) tiene que cumplir el producto. Cuáles son los parámetros por los cuales las características funcionales son evaluadas (velocidad, fuerza, exactitud, capacidad, etc.).
- Ambiente: A qué influencias ambientales está sometido el producto durante, manufactura, almacenamiento, transporte y uso (temperatura, humedad, vibraciones, etc.) Que efectos tendrá el ambiente sobre el producto y cuales deberán ser evitados.
- Vida útil: Qué tan intensamente se ve a usar el producto, ¿qué tanto debe durar?
- Mantenimiento: ¿Es necesario el mantenimiento regular y qué tan disponible es este? ¿Qué partes deben ser accesibles?
- Costo estimado del producto: ¿Cuánto podrá costar el producto teniendo en consideración el costo de productos similares?
- Transporte: Cuáles son los requerimientos de transporte durante la producción y localización de uso.
- Empaquetado: ¿Se requiere empaquetar el producto? ¿Qué debe proteger el empaquetado y contra qué?
- Cantidad: ¿De qué tamaño es la cantidad de producción?
- Instalaciones de fabricación: ¿El producto debería diseñar para reproducirse en instalaciones existentes? ¿Parte de la producción se va a subcontratar?
- Tamaño y peso: ¿La producción, transporte y uso pone una limites en cuanto a las dimensiones y peso máximo?
- Estética, apariencia y acabado: ¿Cuáles son las preferencias de los consumidores? ¿El producto debe tener un estilo en mente?
- Materiales: ¿Se requieren materiales específicos? ¿Hay materiales que no se pueden usar en la fabricación?
- Esperanza de vida del producto: ¿Cuánto tanto tiempo se espera que el producto sea producido y comerciable?

El concepto de especificaciones de se usará para establecer cuáles serán los detalles precisos y medibles que tendrá esta prótesis en términos de su funcionamiento y demás^{o1)(1)}

Para esto se colocarán todas las métricas que se consideran que satisfacen las necesidades del cliente, cabe mencionar que debido a la dificultad de encontrar información relacionada con las necesidades de los clientes en términos de prótesis mioeléctricas algunas métricas serán inferidas y otras serán de acuerdo con lo que se planeta en las entrevistas descritas anteriormente. ^{o1)(1)}

4.1 Métricas de las Especificaciones

NUM	METRICA	UNIDAD	VALOR APROXIMADO
1	Espesor de la mano	mm	30-35
2	Largo de la mano	mm	130-137
3	Ancho de la mano	mm	100-110
4	Espesor de los dedos	mm	5-10
5	Longitud dedo índice	mm	100-110
6	Longitud dedo medio	mm	100-110
7	Longitud dedo anular	Mm	100-110
8	Longitud dedo índice	Mm	90-100
9	Longitud dedo pulgar	mm	100-110
10	Ancho de los dedos	mm	5-10
10	Tornillos	Piezas	10-20
11	Engranajes actuadores	Piezas	3-5
12	Dientes engranes actuadores	Dientes	10-20
13	Diámetro primitivo engranes actuadores	Mm	10-20
14	Ancho engranes actuadores	mm	5-10

15	Servos	Piezas	2-6
16	Torque Servos	Kg-cm	10-20
17	Dimensione Servos	Mm	40-50 x 20-30 x 40-50
18	Peso Servo	gramo	60-70
19	Velocidad angular servo	Rad/seg	5-10
20	Ejes principales	Piezas	1-2
21	Diámetro Ejes	mm	20-30
22	Longitud Ejes	mm	50-60
23	Eje secundario	Pieza	1-2
24	Longitud eje secundario	Mm	20-30
25	Barras de soporte	Piezas	2-5
26	Longitud Barra de soporte	mm	50-60
27	Ancho Barra de soporte	mm	2-5
28	Soporte para servos base	Piezas	2-5
29	Longitud soporte para servos	mm	20-30
30	Peso total de la mano	Gramos	300-500

Ilustración 13 Tabla de Métricas

Todos estos datos se obtuvieron de distintos estudios relacionados con la antropometría de la mano y los dedos de los cuales se describirán a detalle en capítulos más adelante, pero por el momento estas medidas serán con las que estaremos trabajando, aunque están podrán ser modificadas en la etapa de diseño para acomodar los distintos cambios que se tengan que hacer.

Esto quiere decir que la mayoría de estas especificaciones son una guía para lo que se planea que el producto final tenga en términos de métricas, pero algunas podrán llegar a ser diferentes ya en el modelo final debido a una multitud de razones como son el tiempo de impresión, el material utilizado, variaciones en las medidas al imprimir, variaciones en los pesos etc.

5. Diseño Conceptual

5.1 Generación de conceptos

El diseño conceptual de un producto es una descripción aproximada de los distintos factores que conforman dicho producto, es decir, aspectos como la tecnología con la que se cuenta, principios de funcionamiento, la forma del producto y otros elementos que nos den una descripción concisa de la forma en que el producto va a satisfacer las necesidades del cliente. Por lo general estos conceptos se expresan como bosquejos rápidos del producto o con modelos hechos con software tridimensional para que se tenga una idea más clara del tipo de producto que se está diseñando y de sus posibles alcances y requerimientos en términos visuales y también estos modelos son comúnmente acompañados por breves descripciones de cada concepto que es relevante para el producto^{o1)(1)}.

El grado en que el producto satisface las necesidades del cliente y su comercialización exitosa depende de gran parte de la calidad y profundidad que se da a los conceptos fundamentales y, por tanto, al diseño conceptual.

El proceso de la generación del concepto comienza tomando en cuenta todas las necesidades del cliente y especificaciones del producto planteadas previamente, ya teniendo estas dos se hace un conjunto de los conceptos más relevantes para el producto de los cuales se toma una selección final para comenzar a diseñar dicho producto.

De acuerdo con el Libro de Ulrich^{o1)(1)} existe un método que consiste en 5 pasos para la generación de conceptos, este se basa en descomponer un problema complejo en subproblemas más sencillos y es así como se identifican los conceptos de solución por medio de procedimientos de búsqueda externa e interna. Entonces es común el uso de árboles de clasificación y tablas de combinación de conceptos para ver de forma sistemática las opciones de solución. ^{o1)(1)}

Paso 1:

1. Aclarar el problema

Este paso consiste en desarrollar un resumen de cuál es el problema para así entenderlo completamente y luego descomponerlo en subproblemas para que sea más fácil su manejo en esta etapa de desarrollo.

El objetivo principal del diseño, la lista de necesidades y las especificaciones preliminares del producto son aspectos muy importantes para poder comenzar a la generación de conceptos.

Este paso aplicado en este proyecto de diseñar una mano protésica se puede definir como “una mano protésica que pueda sujetar diferentes objetos sin que se caigan”, en base a lo que se planteó

y utilizando las necesidades del cliente y las especificaciones podemos descomponer toda la información en subproblemas para así poder crear una descripción más específica de lo que los elementos del producto podrían hacer para implementar la función general del producto. Esto se hará haciendo uso de un diagrama gráfico para que se tenga una forma más ordenada y simple de entender el concepto de solución. ^{o1)(1)}.

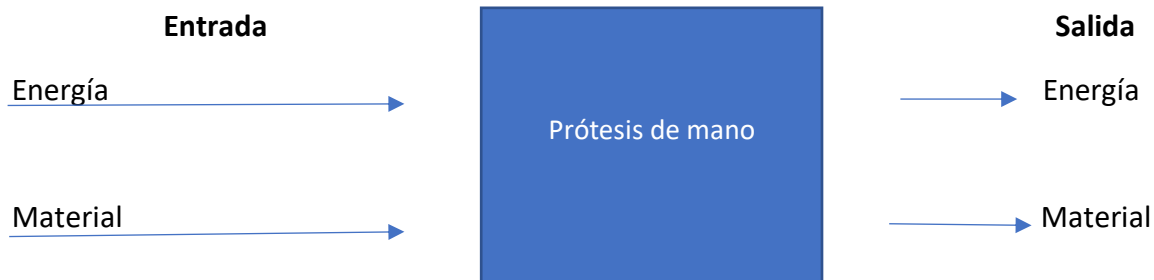


Ilustración 14 Diagrama de Entrada y Salida llamado Caja Negra

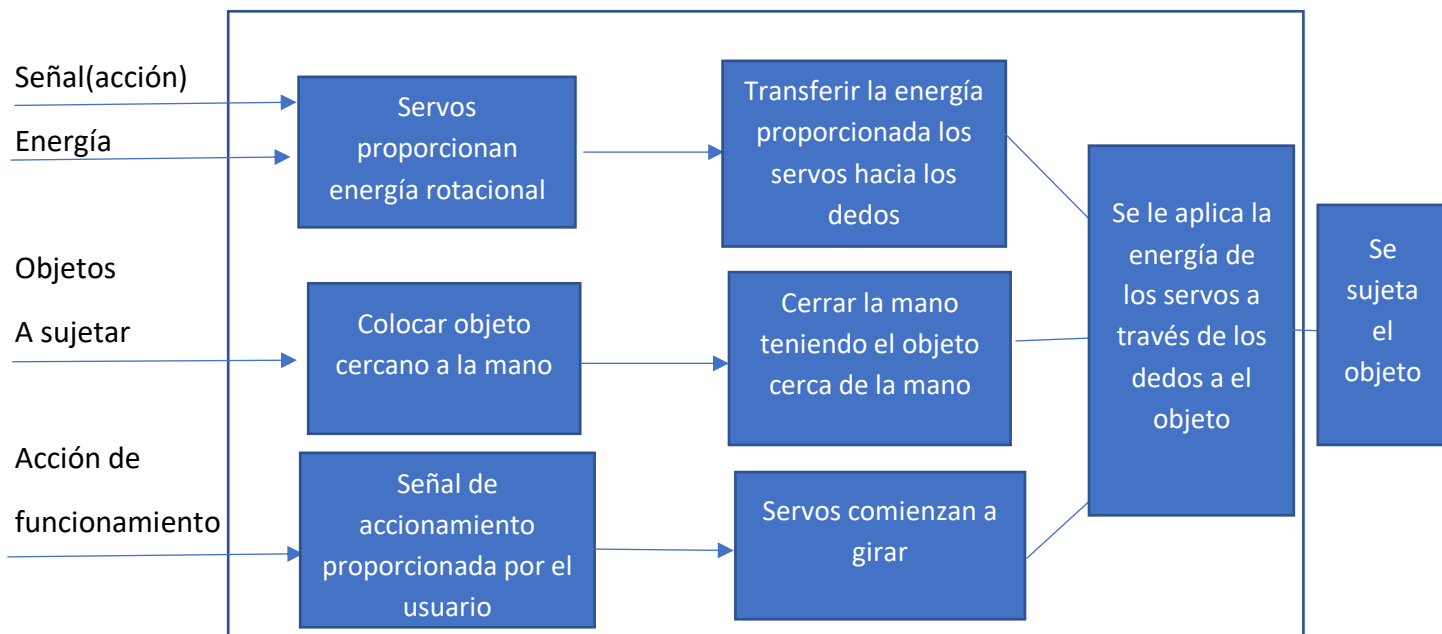


Ilustración 15 Diagrama de descomposición funcional con subfunciones

Detectamos que algunos de los subproblemas que se pueden ver en el diagrama son el de transferir la energía de los actuadores seleccionados a los dedos de una manera eficaz, otro de los subproblemas es como hacer que el usuario a través de una señal active los actuadores y por último como lograr que la mano al sujetar un objeto evitando que se resbale.

2. Buscar externamente

La búsqueda de soluciones externas está enfocada a buscar soluciones existentes al problema general y a los subproblemas identificados durante el paso que se mostró anteriormente de aclarar el problema. Aunque este paso está indicado como el número 2 en la etapa de generación de conceptos en realidad este paso se está realizando durante todo el proceso de desarrollo y es común que algunas veces este llegue a impactar diferentes áreas que no necesariamente tienen algo que ver con la generación de conceptos.^{o1)(1)}

Esta etapa es de suma importancia en la etapa de desarrollo ya que encontrar una solución existente y ponerla a prueba resulta mucho más rápido y económico que desarrollar una solución nueva. Esto permite que el tiempo que se ahorró utilizando las soluciones existentes pueda ser usado en otras áreas que requieren atención como los son los diferentes subproblemas planteados anteriormente. Cabe mencionar que al usar una solución existente esta se puede integrar con una solución nueva para así tener un mejor diseño que integre estas dos soluciones.^{o1)(1)}

Hay diferentes métodos para buscar información, consultar a expertos, buscar patentes, buscar literatura publicada y hacer un benchmarking de productos relacionados o similares.

Para este proyecto se decidió usar el método de benchmarking y buscar literatura publicada para encontrar soluciones generales, en el caso del benchmarking se tomó como ejemplo las diferentes prótesis mioeléctricas que se encuentran en el mercado como son la prótesis Ottobock que ofrece la habilidad de sujetar objetos pesados a través de motores separados para cada dedo lo cual permite diferentes modos de agarre por otro lado, se tomó como ejemplo la mano BeBionic que utiliza almohadillas en la palma y dedos que maximizan la superficie de contacto y incrementan la fricción con la que se sujetan los objetos lo que evita que se resbalen y también cuenta con un software rápido de respuesta a las señales mioeléctricas lo que permite una comunicación más eficaz con los servos esto permite sujetar a los objetos de una forma muy intuitiva.



Comfortable, intuitive and precise, bebionic continues to transform the lives and abilities of amputees around the world. From helping them perform simple tasks like tying their shoelaces, to giving them back their control and pride.

With 14 different grip patterns and hand positions, the bebionic artificial hand is designed to handle almost anything that you need to do in an average day: from eating meals and carrying bags, to opening doors, switching on lights, and typing.

Individual motors in each finger allow you to move the hand and grip in a natural, coordinated way. Proportional speed control gives you precision control over delicate tasks.

The hand is available in three different sizes and has multiple wrist options to suit individual requirements.

Ilustración 16 Beneficios con los que cuenta la mano BeBionic {9}

En términos de publicaciones que se usaron para buscar soluciones se encontró un publicación que habla sobre el uso de engranes en prótesis mioeléctricas el cual buscaba hacer uso de estos mecanismo para lograr que dos dedos cerraran de una manera simultánea y se pudieran sujetar objetos este texto de nombre “Design of Gear Driven Cable Operated Mechanical Prosthetic ^[10] tiene como objetivo diseñar un mecanismo que incremente la fuerza con la que se sujetan objetos, pero también permitir a los dedos de las prótesis tener más grados de libertad en términos de movimiento así reduciendo el costo y fuerza requerida por los otros mecanismos para operar este tipo de manos.

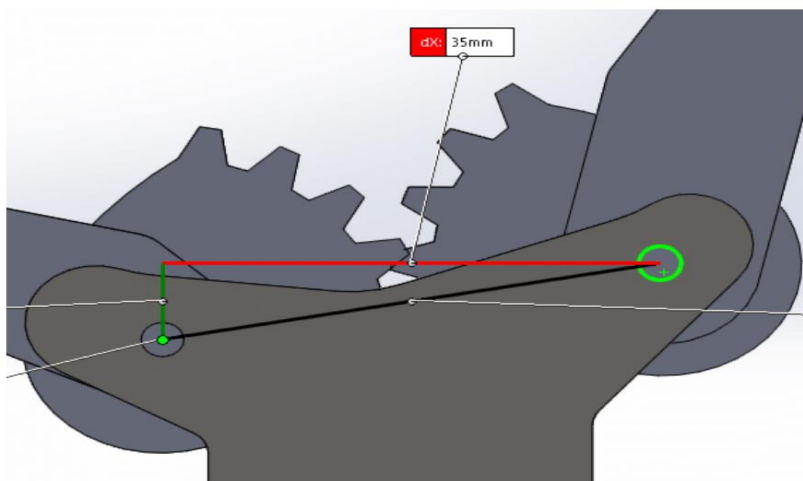


Ilustración 17 Mecanismo de engranes en dedos para manos protésicas {31}

3. Buscar internamente

La búsqueda interna es el uso del conocimiento personal, así como de creatividad, para generar conceptos de solución. A menudo llamada “lluvia de ideas”, este tipo de búsqueda es interna debido a que todas las ideas que emergen de este paso son creadas a partir de los conocimientos que se poseen o se adquirieron previamente. Esta actividad puede ser la más abierta, extensa y creativa de cualquiera en el desarrollo de un nuevo producto. Encontramos útil pensar en una búsqueda interna como un proceso de recuperar una pieza potencialmente útil de información de nuestra memoria y luego adaptar esa información al problema que se tenga a la mano^{o1)(1)}.

La búsqueda interna para este proyecto es una etapa que se estará usando constantemente ya que la creatividad necesaria para diseñar una prótesis es algo que se utiliza constantemente tanto para resolver los problemas que puedan surgir durante su diseño como para hacer que la mano tenga una apariencia que se asemeje más a la de una mano normal, un ejemplo breve de cómo se aplicó esta etapa en el proyecto fue el problema con el peso de los servos con los que se cuenta ya que estos son muy pesados y no queremos que la mano tenga un peso que exceda los 600 gramos pero es necesario que los servos actúen los dedos para así poder cerrar la mano por lo que surgió la idea de hacer que el actuador mueva dos dedos a la vez haciendo uso de un eje que conecte los dedos próximos para así reducir el peso de la mano manteniendo la fuerza de activación que nos proporcionan los engranes.

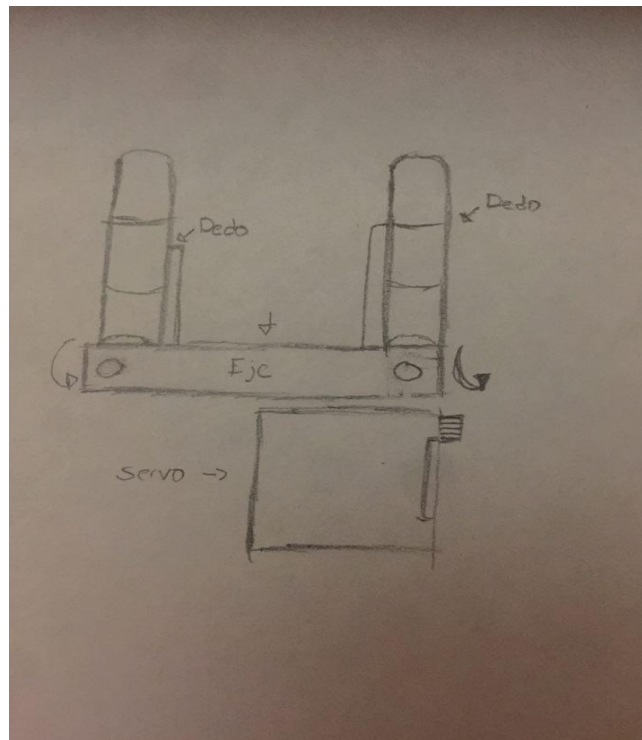
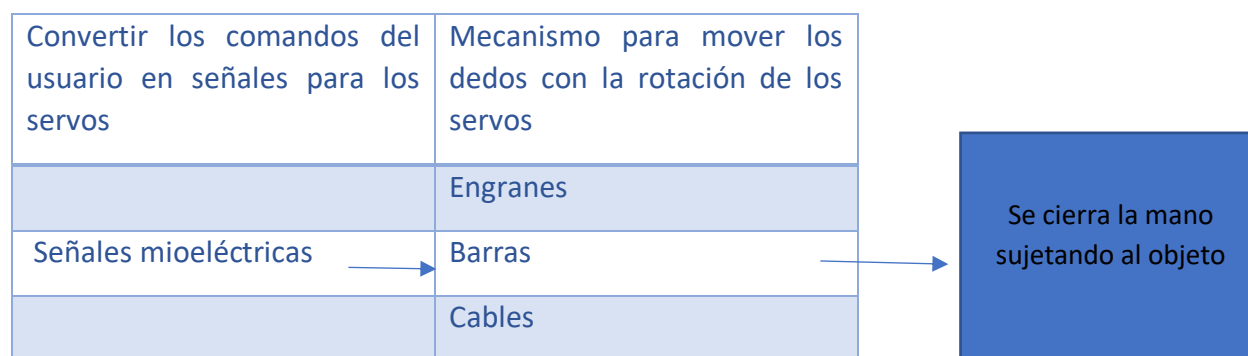
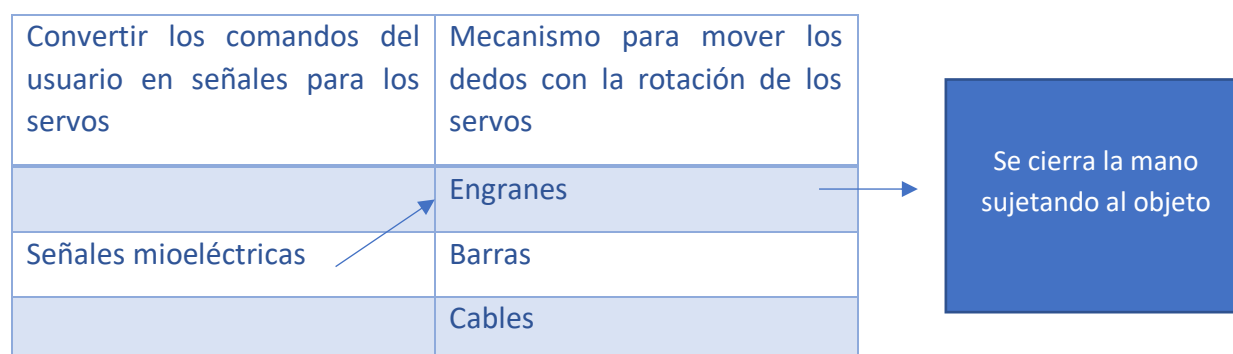


Ilustración 18 Diseño del eje para controlar dos ejes al mismo tiempo

4. Explorar sistemáticamente

Este paso es consecuencia del trabajo realizado en los dos pasos anteriores, consiste en organizar y sintetizar fragmentos de toda la información obtenida para empezar a plantear soluciones utilizando dichos fragmentos de información.

Para este paso se sugiere armar una tabla donde se combinen todos los conceptos de solución encontrados previamente, esta tabla plantea tres rubros, el primero es las distintas soluciones que se encontraron al problema, el segundo rubro es el problema que se había planteado resolver y como este depende de nuestra solución seleccionada y por último el resultado que buscamos obtener al combinar el primer y segundo rubro, lo cual nos lleva a lo que se podría considerar como una solución completa a considerar. Mas adelante se plantea una tabla de combinación para el problema de transferir los comandos del usuario a los servos para lograr mover los dedos^{o1)(1)}.



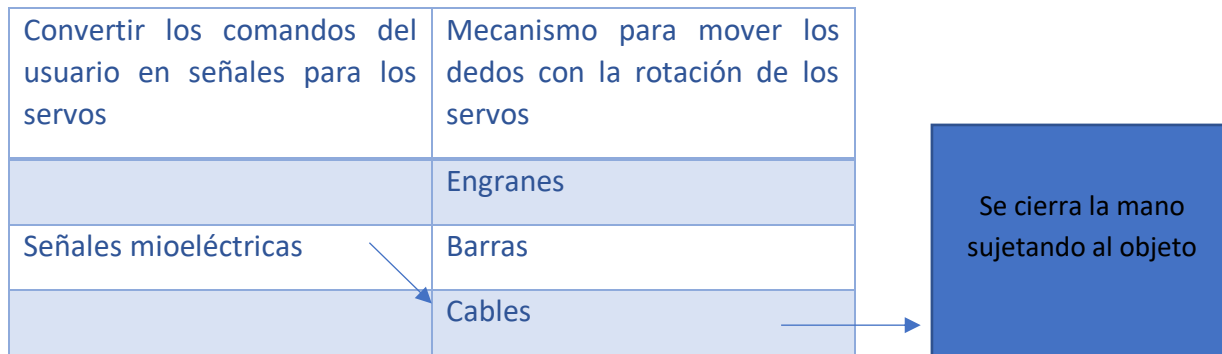


Ilustración 19 Tablas de combinaciones para las posibles soluciones al problema de Señales y mecanismos

5. Reflexionar sobre las soluciones y el proceso

Esta etapa del proceso se enfoca más que nada en analizar toda la información obtenida durante todos los pasos anteriores y reflexionar sobre los distintos problemas y soluciones que se encontraron. Es una etapa donde el objetivo es sencillo, determinar si lo encontrado es de utilidad para el proyecto o se puede descartar, pero esto no quiere decir que sea de poca importancia⁰¹⁾⁽¹⁾.

En cuestiones del proyecto de la prótesis se encontraron diferentes soluciones que pueden ser viables para los distintos problemas que más necesitan resolverse, uno de ellos es relacionado con las señales mioeléctricas como método de comunicaciones entre el usuario y los actuadores, a través de estas el usuario puede controlar la prótesis con facilidad y de una manera muy intuitiva, otro de los problemas es el de los diferentes tipos de mecanismos que se pueden utilizar para transmitir la rotación de los servos. De los más prometedores son los mecanismos de barras y engranes, ya que estos transmiten mejor la energía hacia los dedos ya que los cables o chicotes son de muy baja eficiencia y apenas logran transmitir una cuarta parte de la energía que proporcionan los servos.

5.2 Selección de Conceptos

En las primeras etapas de estos procesos se identificaron las necesidades de los clientes de acuerdo a las diferentes entrevistas realizadas a terapeutas y usuarios que tenían experiencia con las diferentes prótesis en el mercado, luego de acuerdo a lo que se encontró en estas entrevistas se generaron las diferentes especificaciones con sus respectivas métricas las cuales regirían todo nuestro consecuente desarrollo del proyecto y luego se consideraron todos los diferentes problemas que se tendrá con la creación de esta prótesis y se buscaron soluciones a estos en la etapa de la generación de conceptos. Ahora en esta etapa se plantean todas las distintas soluciones que encontramos a los problemas y definir cuál de estas será la que se implementará en el diseño final del proyecto y por qué se eligió^{o1)(1)}.

Estos se dividirán en los diferentes sistemas que integran a la prótesis, como lo son el sistema mecánico encargado de controlar todo el movimiento de la prótesis, el sistema eléctrico que controlará los comandos que le da el usuario, así como el modo en el que los comandos controlaran el sistema mecánico para lograr el objetivo principal de la prótesis que es sostener un objeto y por último de que material estará hecha la prótesis.

Sistema Mecánico

En términos del sistema mecánico se encontraron 3 posibles soluciones para transmitir la rotación de los servos hacia los dedos y así lograr que se cierren, estos son Cables/alambres conectados de los servos hacia los dedos, mecanismo con engranes que al girar ocasionen que los dedos se cierren y por último un mecanismo con barras que produzcan un movimiento de contracción al moverse el servo llevando el dedo a la palma de la mano.

Mecanismo de Cables/Alambres

El alambre muscular o Nitinol es una aleación con memoria de forma, lo cual significa que el material recupera su forma original bajo estímulos térmicos. Descubierta en 1932, y utilizada en aplicaciones prácticas desde 1960 gracias a cambios en métodos y materiales de construcción que redujeron drásticamente su costo^[11].

Las aleaciones con memoria deben sus propiedades a transiciones en la organización molecular con la temperatura, y esto provoca que se estiren o se contraigan.

A temperatura ambiente son muy fáciles de estirar con una fuerza mínima. Al hacer circular por ellos una corriente eléctrica, el alambre muscular se calienta y cambia de forma, con una velocidad, fuerza y a una temperatura que difiere bastante por cambios minúsculos en la relación níquel-titanio de la aleación^[11].



Ilustración 20 Cable muscular colocado en un mecanismo{11}

Mecanismo de Engranés

La principal ventaja que se tiene de la transmisión por engranes es la gran precisión que se puede lograr en relación con la transmisión que se logra con otros tipos de mecanismos para transmitir rotación lo que los hace muy favorables para cualquier uso en maquinaria ya sea de precisión o no.

Y por otro lado el uso de engranes nos permite tener mayor control sobre el material con el cual están hechos lo que lleva a que se tenga gran dureza superficial y rigidez (por ejemplo, aceros templados sometidos a un tratamiento de cementación superficial), permiten transmitir pares elevados de fuerza a velocidades de giro elevadas, conservando a la vez constante la relación de transmisión.

En general, en una transmisión por engranajes se puede distinguir entre rueda conductora solidaria al eje de entrada (input o eje motor) y la rueda conducida a la que se transmite el movimiento y que es solidaria al eje de salida (output). La rueda conductora girará a una velocidad de giro (ω_1), mientras que la rueda conducida podrá girar a otra velocidad de giro (ω_2) distinta.^[26]



Ilustración 21 Juego de engranes {12}

Mecanismo de Barras

En general cuando se habla de mecanismos de barras se habla, por ejemplo, de los mecanismos de 4 barras, este es un mecanismo formado por tres barras móviles y una cuarta barra fija (por ejemplo, el suelo), unidas mediante nudos articulados (unión de revoluta o pivotes). Las barras móviles están unidas a la fija mediante pivotes. Usualmente las barras se numeran de la siguiente manera:

Barra 2. Barra que proporciona movimiento al mecanismo.

Barra 3. Barra superior.

Barra 4. Barra que recibe el movimiento.

Barra 1. Barra imaginaria que vincula la unión de revoluta de la barra 2 con la unión de revoluta de la barra 4 con el suelo.

Una vez que el diseño (síntesis) de un mecanismo ha sido realizado, este debe ser analizado. El objetivo del análisis cinemático es determinar las posiciones, velocidades y aceleraciones de todas las partes en movimiento en un mecanismo.

Se necesitan conocer las aceleraciones lineales y angulares. Para calcular dichas aceleraciones, debemos hallar antes las velocidades lineales y angulares. Y antes de calcular velocidades se calculan primero las posiciones lineales y angulares.

Todo el proceso anterior se realiza para pequeños incrementos de valor de las variables de entradas (es decir de los grados de libertad). Si la entrada es un ángulo θ , el incremento puede ser de 1° cada vez. Si la entrada es una distancia x , el incremento puede ser de 1 mm cada vez (esto es a juicio del diseñador).

Todos los cálculos pueden ser hechos con el apoyo de un programa de computadora, debido a la necesidad de resolver una gran cantidad de ecuaciones, un número considerable de veces (por ejemplo, cuando θ es dada, se pueden hacer 360 veces el cálculo).^[12]

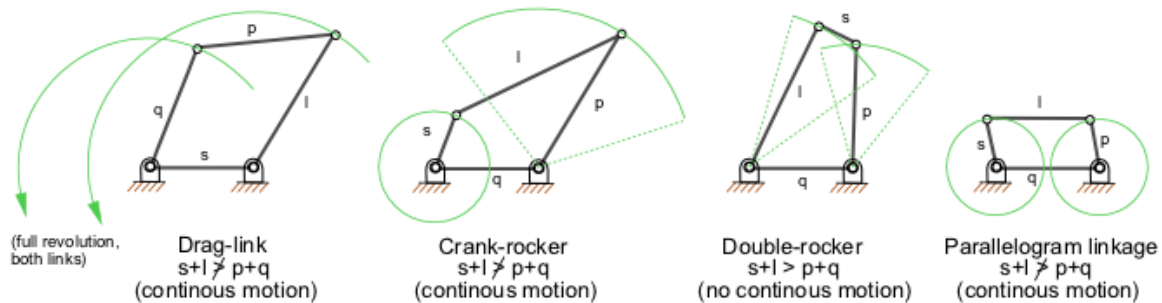


Ilustración 22 Mecanismo de 4 barras {30}

Sistema Eléctrico/Comunicaciones

En términos de los distintos sistemas eléctricos encontrados para la comunicación del usuario con la prótesis el más viable y eficaz en el control de la prótesis fue la comunicación por señales mioeléctricas, esta se mencionó en las entrevistas como la mejor forma de controlar las prótesis ya que muchos mencionaron que tenía un control muy intuitivo y eficaz, es por esta razón que se decidió usar este método para el control principal aunque en etapas de inicio del proyecto se consideraron distintos sistemas eléctricos de control como lo son el control activado por voz y el control análogo por botones pero ninguno de estos satisfacía las necesidades que se habían planteado en los capítulos anteriores.

Control Mioeléctrico

Las señales electromiográficas o también conocidas como señales mioeléctricas (EMG) son señales eléctricas producidas por un músculo durante el proceso de contracción y relajación. Esta contracción y relajación es lo que precisamente nos permite aprovechar para tomar el control de estas señales y así poderlas trabajar ya sea con circuitos especializados o con programas diseñados para su uso.

Una cuestión importante es conocer el número de señales distintas que puede producir un músculo y que sean utilizables por un sistema de control EMG. Ya que conociendo todas las distintas señales que puede producir un músculo es posible capturar todas estas señales electromiográficas producidas por la actividad de un músculo, aplicarles una serie de transformaciones para obtener una señal más adecuada que se puede trabajar de una manera más eficiente. Pero un sistema de este tipo no es solo colocar unos electrodos a una persona, sino que

se necesitan circuitos electrónicos muy sensibles y sofisticados para recibir este tipo de señales, así como técnicas de tratamiento de señales complejas^[13].

Se colocan electrodos de superficie en el músculo elegido para capturar estas señales. Estos electrodos son importantes para una buena captura, ya que de su superficie y adherencia depende la calidad de las lecturas que nos darán estas señales y de ser muy pobres o no funcionará el circuito o podrá tendrá fallas. Debido a que la piel ofrece una resistencia elevada, se hace necesario la aplicación de un gel que disminuya dicha resistencia en la zona aplicada, contribuyendo a mejorar la ganancia de la señal. Estos electrodos se aplican directamente a la entrada de un amplificador de alta ganancia. Esto es debido a que las señales EMG tienen un voltaje del orden de milivoltios lo que es muy poco voltaje para poder trabajar estas señales adecuadamente, por esta razón este se debe amplificar hasta valores en los que los circuitos puedan trabajar sin problemas.

La etapa de amplificación es una de las etapas más críticas en todo el tratamiento a que se someten estas señales. Los amplificadores deben diseñarse con extremo cuidado para evitar influir en la señal original y deben realizar una amplificación lo más fiel posible de la señal de entrada. En la práctica, esto es complicado debido a que las señales EMG, al ser tan débiles, son fácilmente sobre moduladas por otras señales que aumentan la interferencia de la señal original.^[13]

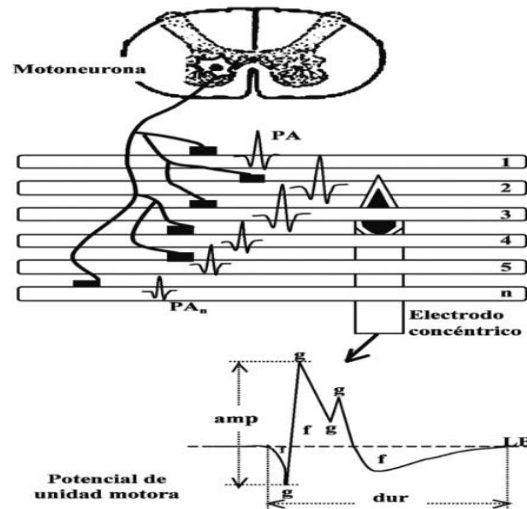


Ilustración 23 Representación esquemática de cómo es el funcionamiento completo de las señales mioeléctricas {14}

Una vez realizada la amplificación, se tiene una señal equivalente a la producida por la contracción muscular, pero de mayor amplitud. Es necesario ahora eliminar algunos componentes conocidos de interferencia en esta señal ya amplificada para así tener una señal original más clara y precisa. Para ello se la hace pasar por una etapa de filtrado, en resumen, se eliminan las componentes de frecuencia de 50 Hz. Las responsables de esta interferencia de 50 Hz son las líneas de voltajes domésticos presentes en todas las instalaciones. Hay que tener en cuenta que existen otras fuentes de interferencia que afectan la señal y no es posible eliminarlas todas por lo que se debe tener en cuenta esto al crear un circuito que utilice las señales mioeléctricas^[13].

Ya ahora se ha tenido una señal con márgenes de voltaje aceptables y se ha eliminado la mayor cantidad de interferencia posible, pero esta señal todavía no es la correcta para que se pueda trabajar con ella en un circuito. Por lo tanto, es necesario una etapa de conversión. La señal original es de es una señal analógica, es decir, entre dos instantes de tiempo existen infinitos valores de la señal. Al no poder trabajar los circuitos con señales analógicas hay que convertirlas a señales digitales o discretas muestreando la señal analógica con una frecuencia adecuada para no perder información importante.

El teorema del muestreo dice que para muestrear una señal sin perder información y por lo tanto poder reproducirla perfectamente partiendo de la señal discreta, se debe muestrear a una frecuencia de al menos el doble de la frecuencia fundamental de la señal analógica. Las señales EMG tienen una frecuencia que oscila entre 50 y 150 Hz, de aquí se deduce que la frecuencia de muestreo adecuada no debe ser menor de 300 Hz. Y es así como se obtiene la señal EMG obtenida por una contracción muscular de una persona y se puede trabajar con ella en cualquier medio que resulte conveniente^[13].

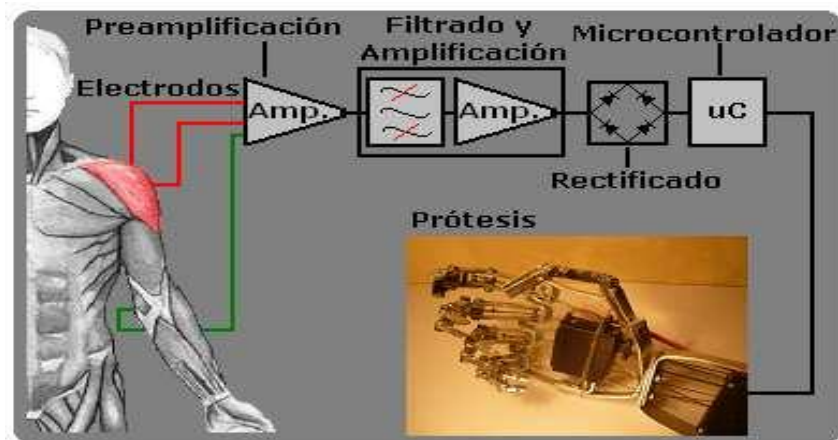


Ilustración 24 Etapas del control Mioeléctrico {15}

Sensor Mioeléctrico

Para el sistema mioeléctrico encargado de recibir las señales del usuario para que puedan ser usadas para controlar los sistemas de actuación se decidió usar el sensor muscular Myoware, este es uno de los muchos sensores electromiográficos disponibles en el mercado que cuentan con la función de leer las señales mioeléctricas. Este sensor muscular mide la actividad eléctrica de los músculos, entrega como salida un voltaje dependiendo de la actividad del músculo que se está flexionando, esta placa actúa midiendo la actividad eléctrica filtrada y rectificada de un músculo teniendo como salida de 0 a V_s Voltios dependiendo de la cantidad de actividad en el músculo seleccionado, donde V_s significa el voltaje de la fuente de energía^[22].



Ilustración 25 Sensor Muscular Myoware {27}

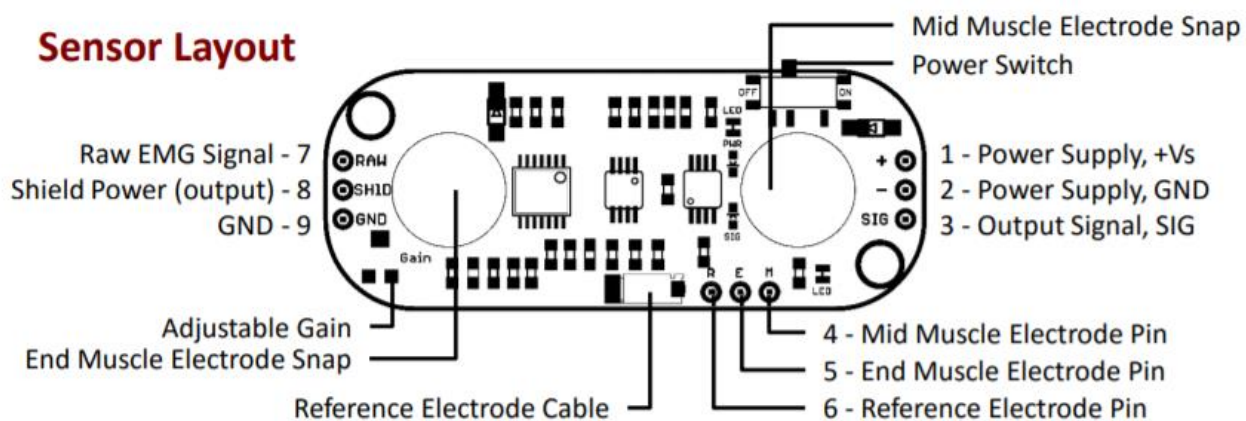


Ilustración 26 Diagrama del sensor{27}

El sensor se conecta al usuario a través de tres electrodos que se pueden colocar directamente en la placa o también si la persona no le queda se puede colocar un cable de extensión para que se tenga más espacio para colocarse en una persona.

Cuando se conecta la placa al usuario los 3 electrodos deben ser conectados en puntos específicos para su correcto funcionamiento, el electrodo central debe ser colocado en el punto central del músculo donde se enfoca la mayor cantidad de actividad muscular al flexionar, el segundo electrodo se debe colocar al final de esta sección muscular particularmente donde se puede notar que el músculo ya no es tan visible y por último el tercer electrodo conocido como el electrodo de referencia este electrodo debe ser colocado en un punto lejano al punto donde se encuentran los dos primeros electrodos como la parte con más hueso como el codo o un músculo alejado, este electrodo se podría considerar como la tierra de la placa Myoware. [27]

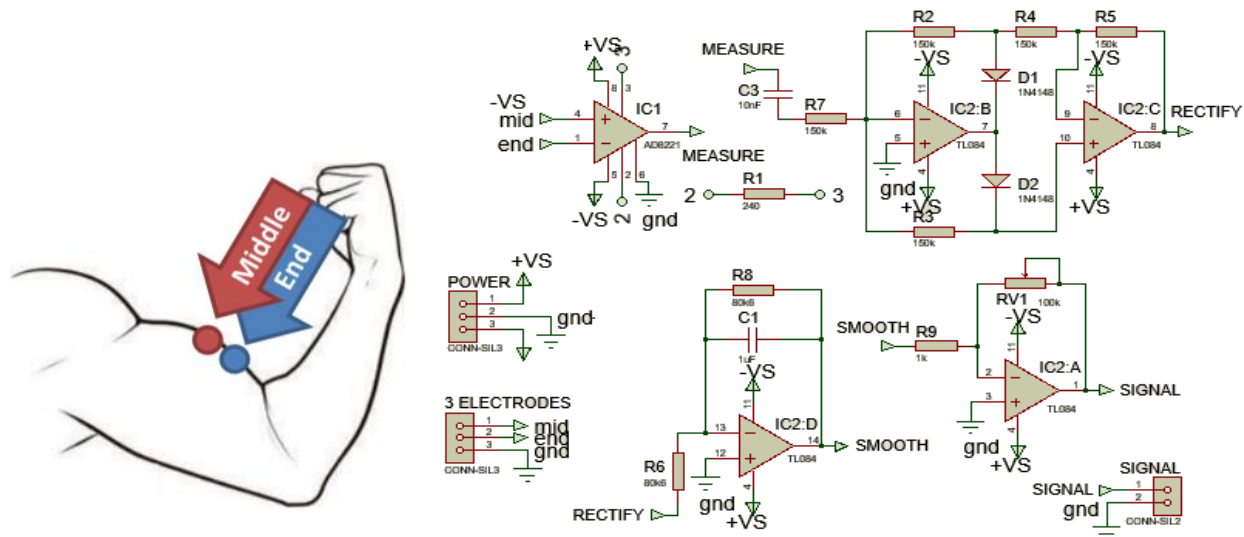


Ilustración 27 Puntos de referencia para colocar los electrodos[27] y diagrama del circuito del sensor {34}

La posición y orientación de los electrodos es de suma importancia para tener la suficiente fuerza en la señal. El sensor debe ser colocado en el centro del músculo y se debe alinear con las fibras del músculo ya que si se coloca el sensor en cualquier otro lugar u otra orientación la calidad de la señal será muy pobre y el sensor no funcionará correctamente [27].

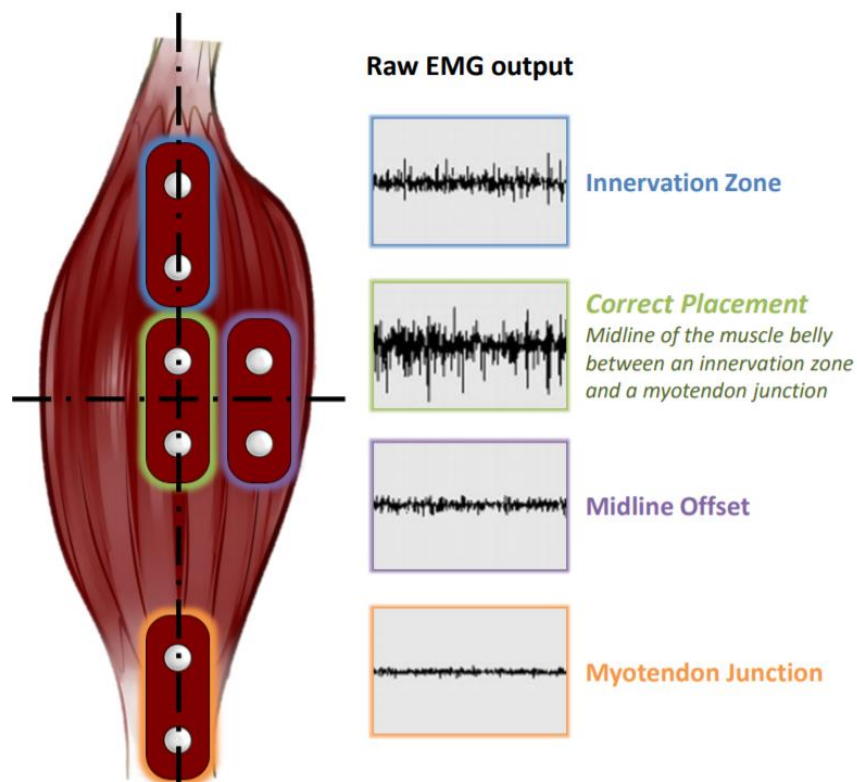


Ilustración 28 Posiciones de la placa y las señales que entregan [27]

Sistema de Comunicación entre las señales y los actuadores

Se planteo cómo será la obtención de las señales mioeléctricas del usuario, pero falta mencionar como es que utilizaremos estas señales para mover los servos, de acuerdo con el manual del usuario del sensor se menciona que estas señales se pueden trabajar mejor en la plataforma de Arduino. Arduino es una plataforma de desarrollo y diseño electrónica de código abierto que está basada en la utilización de hardware y software libre, esto quiere decir que tanto el software como el hardware de esta plataforma tienen especificaciones y diagramas que cualquier persona puede acceder y utilizar como estas vean conveniente. La plataforma Arduino IDE (Entorno de Desarrollo Integrado), que es un entorno de programación con el que cualquiera puede crear aplicaciones para las placas Arduino, de manera que se les puede dar todo tipo de utilidades^[23].

El Arduino es una placa basada en un microcontrolador ATMELE. Los microcontroladores son circuitos integrados en los que se pueden grabar instrucciones, las cuales se escriben con el lenguaje de programación que puedes utilizar en el entorno Arduino IDE. Estas instrucciones permiten crear programas que interactúan con los circuitos de la placa.

El microcontrolador de Arduino es un microcontrolador versátil ya que cuenta con interfaces de entrada y salida esto quiere decir que a esta placa se le pueden conectar periféricos para que este procese los datos que le entreguen estos y también puede llevar la información que se ha procesado en la placa a otro periféricos para que estos actúen de acuerdo a la función que tienen y los datos que reciben, algunos de los ejemplos de los periféricos de entrada que puede recibir la placa son aparatos como cámaras para recibir imágenes, sensores de múltiples tipos entre muchos otros y para periféricos de salida pueden ser cualquier aparato desde una televisión hasta otro placa de un microcontrolador^[23].

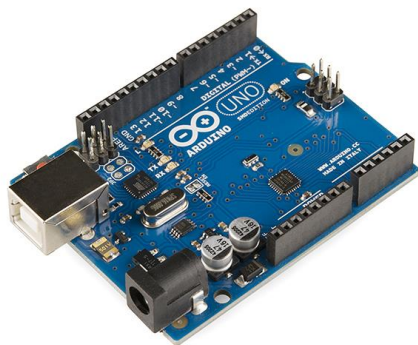


Ilustración 29 Placa de Arduino {29}

Un programa de Arduino se denomina sketch o proyecto y tiene la extensión *ino*. Programar Arduino consiste en traducir a líneas de código las tareas automatizadas que se busca desarrollar en un dispositivo leyendo lo que se introduce por periféricos de entrada como los previamente mencionados sensores. Ya teniendo el código la plataforma de Arduino nos permite compilar el programa y luego quemarlo a la memoria flash de la placa para que este código permanezca en la placa hasta que se actualice o se cambie.

Cabe mencionar que el lenguaje de Arduino no es un lenguaje propio, sino que es una combinación de C++ con una adaptación que proviene de *avr-libc* que provee de una librería de C de alta calidad para usar con GCC (compilador de C y C++) en los microcontroladores, pero Arduino ofrece una api o core (Interfaz de programación de aplicaciones) que facilitan la programación de los pines de entrada y salida y de los puertos de comunicación, así como otras librerías para operaciones específicas. El propio IDE ya incluye estas librerías de forma automática y no es necesario declararlas expresamente^[24].

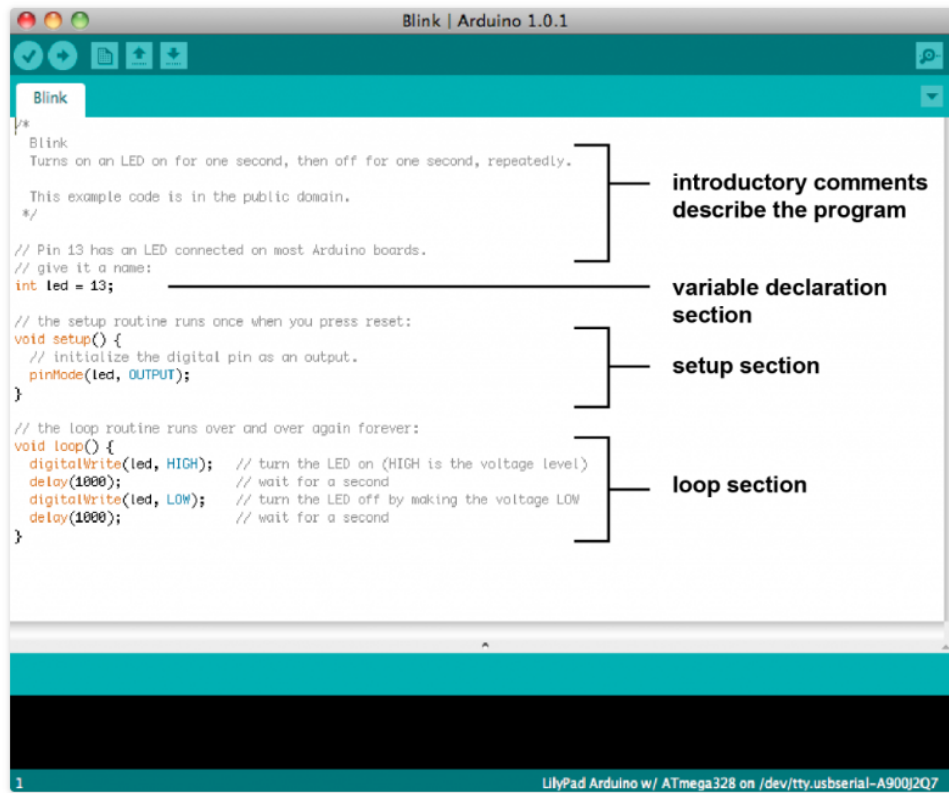


Ilustración 30 Código en la plataforma de Arduino {28}

Selección del Material de Construcción

En el análisis de materiales prometedores para la construcción de la prótesis se encontraron dos que cumplían con las diferentes necesidades que se plantearon en el capítulo de las necesidades del cliente. Debido a la naturaleza de este proyecto se optó por la manufactura aditiva por impresión en 3D para construir las distintas piezas que conforman lo que será la prótesis, esta decisión se debió a que la impresión en 3D tiene tiempos de manufactura muy rápidos y precisos a comparación con otros métodos de manufactura que requieren de maquinaria muy compleja o que tienen tiempos de manufactura muy tardados.

Estos dos materiales considerados son la resina tough y el ácido poliláctico (PLA) aquí se da un breve resumen de las propiedades que tienen estos dos materiales de impresión en 3d.

Resina Tough

La Tough 2000 Resin imita la sensación al tacto y muchas de las propiedades mecánicas importantes del plástico acrilonitrilo butadieno estireno (ABS). El ABS es un termoplástico muy común y ofrece un buen equilibrio entre fuerza y flexibilidad. La Tough 2000 Resin crea prototipos de ingeniería resistentes y se ha desarrollado para que sea capaz de soportar grandes esfuerzos y tensión. Puedes utilizar este material para trabajos relacionados con prototipos y ensamblajes, incluyendo diseños de fijaciones mediante presilla y bisagras flexibles. Para un acabado posterior, la Tough 2000 Resin también se puede utilizar para el mecanizado una vez impresa^[14].

La Tough 2000 Resin se imprime con alturas de capa de 50 y 100 micras.

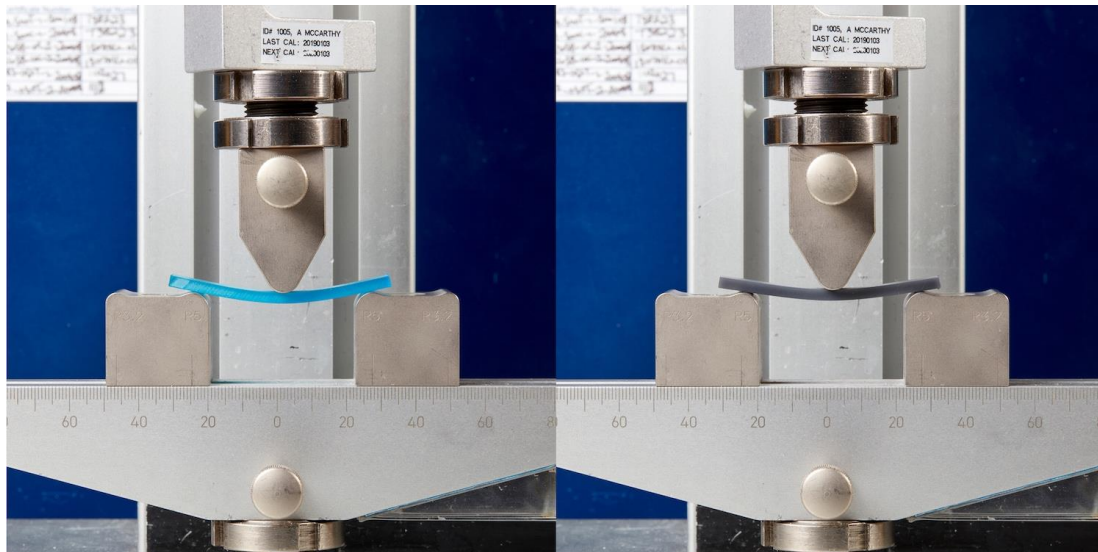


Ilustración 31 Tenacidad de la resina tough{16}

La tenacidad hace referencia a la capacidad del material de absorber energía antes de fracturarse. Cuando un material con una determinada tenacidad cede, sufrirá una pequeña deformación en lugar de romperse.

La tenacidad también se puede definir como el área bajo la curva de esfuerzo-deformación. En general, los materiales con cierta tenacidad ofrecen un buen equilibrio entre resistencia (el esfuerzo que puede soportar un material) y ductilidad (el alargamiento o porcentaje de deformación). Por eso, el área de un material con una tenacidad alta sometida a una curva esfuerzo-deformación es mucho mayor que la de un material muy fuerte con poca capacidad de alargamiento. La tenacidad tiene una correlación directa con la cantidad de energía que puede absorber cada material antes de romperse. La Tough 2000 Resin de Formlabs tiene menos rigidez que las resinas estándar y soporta más alargamiento^[14].

RECOMENDADA PARA

- Componentes sometidos a altos esfuerzos
- Funciones con fijaciones mediante presilla y bisagras flexibles
- Mecanizado
- Cargas cíclicas
- Prototipos parecidos o con un funcionamiento similar al ABS
- Prototipos de geometría precisa bajo carga

NO RECOMENDADA PARA

- Detalles muy precisos o paredes finas
- Impresiones rígidas o poco flexibles
- Aplicaciones de alta temperatura
- Carga continua

Ilustración 32 Recomendaciones de uso de la resina tough{16}

	METRIC ¹		IMPERIAL ¹		METHOD
	Green ²	Post-Cured ³	Green ²	Post-Cured ³	
Mechanical Properties					
Ultimate Tensile Strength	34.7 MPa	55.7 MPa	5040 psi	8080 psi	ASTM D 638-14
Tensile Modulus	1.7 GPa	2.7 GPa	239 ksi	387 ksi	ASTM D 638-14
Elongation at Break	42 %	24 %	42 %	24 %	ASTM D 638-14
Flexural Strength at 5% Strain	20.8 MPa	60.6 MPa	3020 psi	8790 psi	ASTM D 790-15
Flexural Modulus	0.6 GPa	1.6 GPa	90.3 ksi	241 ksi	ASTM D 790-15
Notched IZOD	32.6 J/m	38 J/m	0.61 ft-lbf/in	0.71 ft-lbf/in	ASTM D256-10
Thermal Properties					
Heat Deflection Temp. @ 1.8 MPa	32.8 °C	45.9 °C	91.1 °F	114.6 °F	ASTM D 648-16
Heat Deflection Temp. @ 0.45 MPa	40.4 °C	48.5 °C	104.7 °F	119.3 °F	ASTM D 648-16
Thermal Expansion (23 – 50 °C)	159.7 µm/m/°C	119.4 µm/m/°C	88.7 µin/in/°F	66.3 µin/in/°F	ASTM E 831-13

Solvent	24 hr weight gain (%)	Solvent	24 hr weight gain (%)
Acetic Acid, 5 %	2.8	Hydrogen Peroxide (3 %)	2.1
Acetone	sample cracked	Isooctane	< 1
Isopropyl Alcohol	2.1	Mineral Oil, light	< 1
Bleach, ~5 % NaOCl	1.7	Mineral Oil, heavy	< 1
Butyl Acetate	1.6	Salt Water (3.5 % NaCl)	1.5
Diesel	< 1	Sodium hydroxide (0.025 %, pH = 10)	1.5
Diethyl glycol monomethyl ether	6.6	Water	1.6
Hydraulic Oil	< 1	Xylene	< 1
Skydrol 5	1.2	Strong Acid (HCl Conc)	distorted

Ilustración 33 Propiedades de la resina tough {17}

Ácido poliláctico (PLA)

El ácido poliláctico (PLA) es un termoplástico biodegradable, hecho a base de recursos renovables como el almidón de maíz o la caña de azúcar. Aparte de usarse en la impresión 3D, lo podemos ver principalmente en implantes médicos, envases de alimentos y vajillas desechables. El principal beneficio que presenta el filamento PLA es que es fácil de extruir.^[15]

Las propiedades físicas y mecánicas, farmacéuticas y de reabsorción dependen de la composición del polímero, de su peso molecular y de su cristalinidad. La cristalinidad puede ajustarse desde un valor de 0% a 40% en forma de homopolímeros lineales o ramificados, y como copolímeros al azar o de bloque.

La temperatura de procesamiento (Tg.) está entre 60 y 125°C y depende de la proporción del ácido láctico en el polímero. Sin embargo, el PLA puede ser plastificado con su monómero o alternativamente con ácido láctico oligomérico y esto permite disminuir la Tg.

El PLA tiene propiedades mecánicas en el mismo rango de los polímeros petroquímicos, a excepción de una baja elongación. Sin embargo, esta propiedad puede ser afinada durante la polimerización (por copolimerización) o por modificaciones post polimerización (por ejemplo, plastificantes).

El PLA puede ser tan duro como el acrílico o tan blando como el polietileno, rígido como el poliestireno o flexible como un elastómero. Puede además ser formulado para dar una variedad de resistencias. Las resinas de PLA pueden ser sometidas a esterilización con rayos gama y es estable cuando se expone a los rayos ultravioleta. Al PLA se le atribuyen también propiedades de interés como la suavidad, resistencia al rayado y al desgaste^[15].

-
- Densidad: 1,25 g/cm³
 - Módulo de elasticidad (Young): 3.5 GPa
 - Elongación a la rotura: 6%
 - Módulo de flexión: 4 GPa
 - Resistencia a la flexión: 80 MPa
 - Temperatura de transición vítrea: 60°C
 - Temperatura de deflexión del calor (a 455 kPa): 65°C
 - Comienzo de fusión: 160°C
 - Módulo de corte: 2,4 GPa
 - Capacidad calorífica específica: 1800 J/kg-K
 - Relación fuerza-peso: 40 kN-m/kg
 - Resistencia a la tracción (UTS): 50 MPa
 - Conductividad térmica: 0,13 W/m-K

Ilustración 34 Propiedades del PLA {18}

Sistema Actuador

En términos del sistema actuador se consideraron brevemente actuadores como los servos continuos o motores de corriente continua, pero estos rápidamente fueron descartados como método de solución ya que al hablarse de una prótesis el usuario debe tener la opción de controlar el movimiento de los dedos en todo momento, es por esta razón que la mejor opción encontrada para solucionar este problema es el servo de giro en 180°. Este servo en específico nos permite controlar en todo momento el giro de los dedos en un rango de 0 a 180 grados esto lo hace perfecto para las prótesis mioeléctricas ya que el usuario tendrá la opción de controlar que tanto se mueven los dedos utilizando dichas señales ya que el servo de 180 está diseñado para moverse determinada cantidad de grados y luego mantenerse fijo en una posición.

A continuación, se da una breve descripción de que es un servomotor, que piezas lo componen y como es que funciona, en específico el servomotor de giro limitado: Un servomotor (o servo) es un tipo especial de motor con características especiales de control de posición. Al hablar de un servomotor se hace referencia a un sistema compuesto por componentes electromecánicos y electrónicos. El motor en el interior de un servomotor es un motor DC común y corriente. El eje del motor se acopla a una caja de engranajes similar a una transmisión. Esto se hace para potenciar el torque del motor y permitir mantener una posición fija cuando se requiera. De forma similar a un automóvil, a menor mayor velocidad, menor torque. El circuito electrónico es el encargado de manejar el movimiento y la posición del motor^[21].

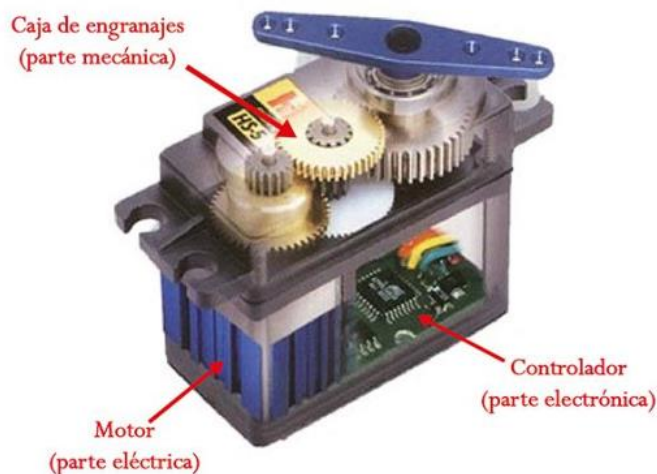


Ilustración 35 Piezas que componen a un servomotor {24}

Los principios de funcionamiento de un servomotor de corriente continua (CC) son la construcción de cuatro componentes principales, un motor de CC, un dispositivo sensor de posición, un conjunto de engranajes y un circuito de control. La velocidad deseada del motor de CC se basa en el voltaje aplicado. Para controlar la velocidad del motor, un potenciómetro produce un voltaje que se aplica como una de las entradas al amplificador de error.

En algunos circuitos, se usa un pulso de control para producir el voltaje de referencia de CC correspondiente a la posición o velocidad deseada del motor y se aplica a un convertidor de voltaje de ancho de pulso. La longitud del pulso decide el voltaje aplicado en el amplificador de error como un voltaje deseado para producir la velocidad o posición deseada. ^[21]

Para el control digital, se utiliza un PLC u otro controlador de movimiento para generar los pulsos en términos de ciclos de trabajo para producir un control más preciso. El sensor de señal de retroalimentación es normalmente un potenciómetro que produce un voltaje correspondiente al ángulo absoluto del eje del motor a través del mecanismo de engranaje. Luego, el valor del voltaje de retroalimentación se aplica a la entrada del amplificador comparador de errores.

El amplificador compara el voltaje generado desde la posición actual del motor resultante de la retroalimentación del potenciómetro y la posición deseada del motor produciendo un error de voltaje positivo o negativo.

Este voltaje de error se aplica a la armadura del motor. A medida que aumenta el error, también lo hace la tensión de salida aplicada a la armadura del motor. Mientras exista un error, el amplificador comparador amplifica el voltaje del error y, en consecuencia, alimenta la armadura. El motor gira hasta que el error se convierte en cero. Si el error es negativo, el voltaje de la armadura se invierte y, por lo tanto, la armadura gira en la dirección opuesta^[21].

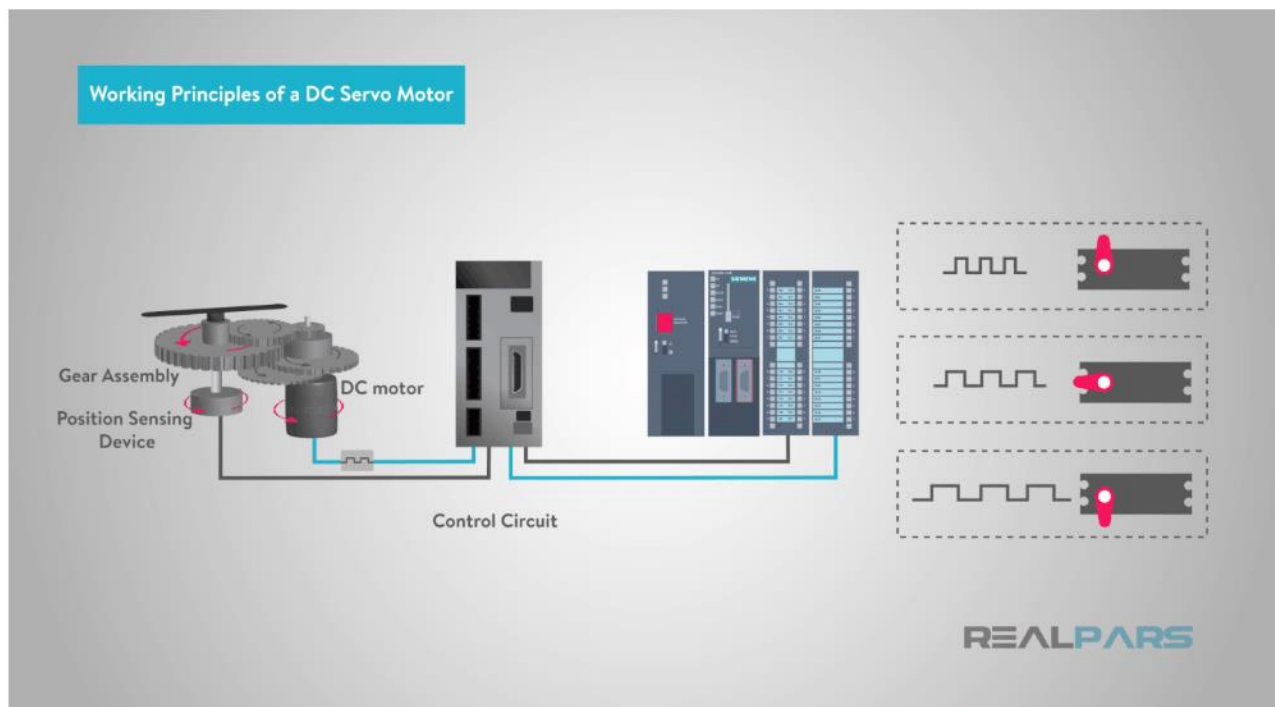


Ilustración 36 Principios de funcionamiento de un servomotor {25}

Selección definitiva de los conceptos de solución a aplicar en el proyecto

Como se ha comentado en secciones anteriores, se ha hecho un conjunto de todos los conceptos que pudieran aplicarse para resolver ciertos aspectos del funcionamiento de la prótesis, de todos estos conceptos se recopiló la información más relevante para su eficaz aplicación y de acuerdo a esto se creó una pequeña lista de cuáles eran los más viables que cumplían con lo que se había planteado en capítulos anteriores como lo son las necesidades del cliente, las especificaciones y las demás información que se recopiló durante la etapa de la generación y selección de conceptos. Ya teniendo toda esta información recopilada y detallada en capítulos anteriores ahora se debe hacer la selección de lo que serán los conceptos con los que se trabajará durante todas las etapas siguientes de desarrollo.

De estas soluciones encontradas las más viables en sus respectivos sistemas son: para el sistema mecánico el mecanismo de engranes resulto ser la mejor la solución, para el sistema eléctrico/comunicación las señales mioeléctricas resultaron ser la mejor solución y para el material de construcción de la prótesis el Ácido poliláctico (PLA).

Hablando del sistema mecánico la razón por la que se escogió el mecanismo de engranes para transmitir la rotación de los servos hacia los dedos para hacerlos “cerrar” es debido a que como se mencionó los engranes tienen la ventaja que las transmisiones por engranaje respecto de la transmisión por poleas, con lo que se obtiene exactitud en la relación de transmisión además de requerir mecanismos más simples y pequeños lo que hace ideal su aplicación para esta prótesis ya que no solo mantiene una relación de transmisión muy precisa sino que también nos permite reducir el peso y espacio comparado con otros mecanismo de trasmisión.

En términos del sistema eléctrico la opción de solución que más cumplía con las necesidades era la de las señales mioeléctricas, como se apreció en las entrevistas a los usuarios y terapeutas muchos comentaron de como este método de comunicación era el más eficaz para poder comunicarse con la prótesis ya que no requería de un gran esfuerzo para controlarla además de que proporcionaba un control más intuitivo.

Para el tema del material seleccionado, de este solo se contaba con la dos opciones que se mencionaron anteriormente, la resina tough y el Ácido poliláctico (PLA), de estos se eligió el ácido poliláctico por varias razones, la primera fue el precio comparado con el de la resina tough era mucha más accesible la resina tenía un precio por todas las piezas en resina Tough en la definición de 100 micras es de: \$7,067 y un precio en la resolución de .20 mm \$ 2,425 para el ácido poliláctico,

aunque la resina tough tenía las propiedades mecánicas que se busca en una prótesis el ácido poliláctico también contaba con propiedades algo similares y también hay que considerad que este proyecto es solo el diseño y construcción de una prótesis y no se busca tanto crear una prótesis que pueda salir directamente a un mercado de consumidores por lo que no se busca hacer gastos considerables aunque esto no quiere decir que el material con el que se está desarrollando este proyecto sea de mala calidad todo lo contrario este material se eligió por su precio y porque cumple con todas las necesidades y especificaciones que se plantearon.

Por último cabe mencionar que el modelo específico que se seleccionó del servo fue el del servo MG995 debido a que es un modelo muy fácil de conseguir y que cuenta con las especificaciones requeridas para el eficaz funcionamiento de la prótesis.

6. Diseño a detalle

Al tener ya terminadas las fases que componen el diseño conceptual se entra a lo que se conoce como diseño a detalle, esta etapa en el proceso de diseño es donde se comienza ya a definir con precisión los sistemas, subsistemas y componentes de un producto, se plantean cálculos, estudios medidas, teorías y cualquier otro factor que tenga o vaya a tener alguna influencia en el desempeño de cualquier componente.

6.1 Diseño de los engranes

Los engranes rectos tienen dientes paralelos al eje de rotación y se emplean para transmitir movimiento de un eje a otro eje paralelo.

La terminología de los dientes de engranes rectos se indica en la siguiente figura. El círculo de paso es un círculo teórico en el que por lo general se basan todos los cálculos; su diámetro es el diámetro de paso. Los círculos de paso de un par de engranes acoplados son tangentes entre sí. Un piñón es el menor de dos engranes acoplados; a menudo, el mayor se llama rueda. El paso circular p es la distancia, medida sobre el círculo de paso, desde un punto en un diente a un punto correspondiente en un diente adyacente. De esta manera, el paso circular es igual a la suma del espesor del diente y del ancho del espacio⁰¹⁾⁽²⁾.

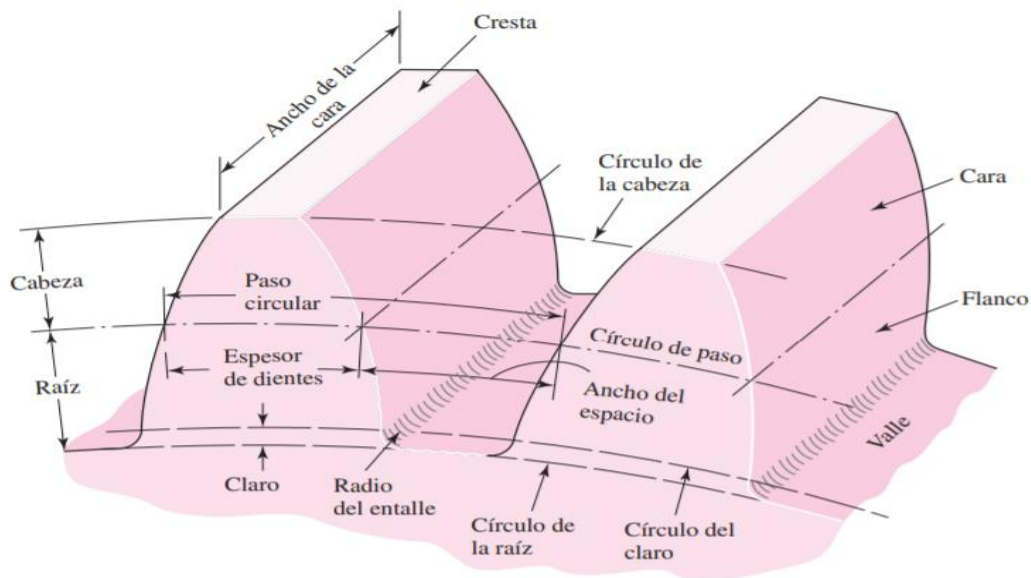


Ilustración 37 Terminología de un engrane recto figura 13-5 o1)(2)

El módulo m representa la relación del diámetro de paso con el número de dientes. La unidad de longitud que suele emplearse es el milímetro. El módulo señala el índice del tamaño de los dientes en unidades SI. El paso diametral P está dado por la relación del número de dientes en el engrane respecto del diámetro de paso. Por lo tanto, es el recíproco del módulo. Debido a que el paso diametral se utiliza sólo con unidades del sistema americano de unidades, se expresa en dientes por pulgada. La cabeza a se determina por la distancia radial entre la cresta y el círculo de paso. La raíz b equivale a la distancia radial desde el fondo hasta el círculo de paso. La altura, o profundidad total h , es la suma de la cabeza y la raíz. El círculo del claro es un círculo tangente al círculo de la raíz del engrane acoplado. El claro c está dado por la cantidad por la que la raíz en un engrane dado excede la cabeza de su engrane acoplado. El huelgo se determina mediante la cantidad por la cual el ancho del espacio de un diente excede el grosor o espesor del diente de acoplamiento medido en los círculos de paso⁰¹⁾⁽²⁾.

Se tienen varias relaciones útiles que se usarán para determinar valores importantes de diseño en la etapa de cálculo⁰¹⁾⁽²⁾.

$$P = \frac{N}{d}$$

$$m = \frac{d}{N}$$

$$p = \frac{\pi d}{N} = \pi m$$

$$pP = \pi$$

donde

P = paso diametral

N = número de dientes

d = diámetro de paso

m = módulo

p = paso circular

Para el diseño de los engranes se partió de obtener las especificaciones del servo Mg995, las cuales se tuvo que ver en las especificaciones del fabricante, luego a través de conversiones e interpolaciones se obtuvo: Par de torsión, Velocidad de operación, Velocidad angular y Revoluciones por minuto para cierto voltaje. En este caso se eligió el voltaje de 5.7 ya que es el valor medio que permite el servo en voltaje de operación entre 4.8 y 6.6v.

Especificaciones del Servo MG995

Velocidad de operación: 5.7v \rightarrow 0.8(s)/60°

Par de torsión: 5.7v \rightarrow 11kg-cm \rightarrow 1.078 (N.m)

Rpm= 55.56

Velocidad angular= 5.818 (rad/seg)

Potencia = 6.2718 (watts)

Objetivo: Hacer que el par de torsión final (engrane 2) sea por lo menos el doble que el del servo (inicial).

Después de hacer ciertas pruebas con diferentes medidas de la distancia central y reducción de velocidad se llegó a la conclusión que los valores correctos a utilizar serían el de un valor de distancia central de 2cm y una reducción de velocidad del 55% ya que como se verá más adelante diferentes valores provocaban interrupciones en el funcionamiento de los engranes y esto podría llegar a provocar fallas en el funcionamiento y hasta fracturas en los dientes de los engranes.

La distancia al centro de los engranes se eligió que fuera de 2cm ya que es aproximadamente la distancia de donde comienzan los dedos al llamado espacio midpalmar.

Reducción de la velocidad inicial = 55%

Radio = R

Radio del engrane 1 (piñón) = r1

Radio del engrane 2 = r2

$$r1 + r2 = 2 \text{ cm} \quad (1)$$

Ley fundamental de los engranes:

$$\left\{ \frac{w2}{w1} = \frac{r1}{r2} \right\} \quad (2)$$

Usando esta ley podemos escribir el porcentaje como:

$$\left\{ \frac{r1}{r2} = 0.55 \right\} \quad (3)$$

Sustituyendo la ecuación 1 en la ecuación 2 resolvemos para R1 y R2:

$$\{1.55r_2\} = 2cm \quad (4)$$

$$\{r_2 = 1.2903 cm\} \quad (5)$$

$$\{r_1 = 0.70967 cm\} \quad (6)$$

La siguiente parte es obtener el número de dientes usando la fórmula del Módulo la cual es:

$$\left\{m = \frac{2r}{N}\right\} \quad (7)$$

Donde:

m = módulo (mm/dientes)

r = radio (mm)

N = número de dientes

Despejando N y utilizando uno de los valores estandarizados para el módulo el cual en este caso será el valor de 1 obtenemos:

Módulos

Preferidos	1, 1.25, 1.5, 2, 2.5, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 12, 16, 20, 25, 32, 40, 50
Siguiente elección	1.125, 1.375, 1.75, 2.25, 2.75, 3.5, 4.5, 5.5, 7, 9, 11, 14, 18, 22, 28, 36, 45

Ilustración 38 Estándares para módulos Tabla 13-2 o1)(2)

$$\left\{N = \frac{2r}{m}\right\} \quad (8)$$

$$\left\{m = 1 \frac{mm}{dientes}\right\} \quad (9)$$

$$\{N_1 = 14.1934 \text{ dientes}\} \quad (10)$$

$$\{N_2 = 25.806 \text{ dientes}\} \quad (11)$$

Calculamos la cabeza (a, adendo) y la raíz (b, dedendo) usando las fórmulas estándares para un ángulo de presión de 20°, este ángulo fue elegido ya que es el valor más común utilizado en el diseño de los engranes rectos.

Sistema de dientes	Ángulo de presión ϕ , grados	Cabeza a	Raíz b
Profundidad total	20	$1/P_d$ o bien $1m$	$1.25/P_d$ o bien $1.25m$ $1.35/P_d$ o bien $1.35m$
	$22\frac{1}{2}$	$1/P_d$ o bien $1m$	$1.25/P_d$ o bien $1.25m$ $1.35/P_d$ o bien $1.35m$
	25	$1/P_d$ o bien $1m$	$1.25/P_d$ o bien $1.25m$ $1.35/P_d$ o bien $1.35m$
			$1.35/P_d$ o bien $1.35m$
Dientes recortados	20	$0.8/P_d$ o bien $0.8m$	$1/P_d$ o bien $1m$

Ilustración 39 Sistemas de dientes estándares para engranes rectos Tabla 13-1 o1)(2)

Utilizando las fórmulas de la tabla obtenemos los siguientes valores para la cabeza y la raíz con un ángulo de presión de 20° :

Cabeza (a):

$$a = 1 (m) = 1mm \quad (12)$$

Raíz (b):

$$b = 1.25 (m) = 1.25mm \quad (13)$$

El siguiente paso es calcular el paso circular:

$$p = \frac{\pi(d)}{N} = \pi (m) \quad (14)$$

$$p = \pi \frac{mm}{diente} \quad (15)$$

Se prosigue a calcular el radio del círculo base utilizando la fórmula:

$$rb = r \cos \phi \quad (16)$$

De donde obtenemos:

$$rb1 = r1 \cos \phi = 6.6687 mm \quad (17)$$

$$rb2 = r2 \cos \phi = 12.124 mm \quad (18)$$

Lo siguiente es encontrar el paso base el cual se relaciona con el paso circular utilizando la ecuación:

$$pb = p \cos\phi \quad (19)$$

Obtenemos lo siguiente:

$$pb = \pi \cos 20^\circ = 2.9521 \text{ mm} \quad (20)$$

Al tener todos los parámetros anteriores de diseño el próximo paso es encontrar la relación de contacto, esta relación nos dará información muy importante sobre el funcionamiento de nuestros engranes y también nos dirá si hay interrupciones durante su funcionamiento.

La relación de contacto de los dientes está dada por la fórmula:

$$mc = \frac{CD}{pb} \quad (21)$$

Donde CD es la distancia de la punta del diente en contacto a la punta del próximo diente que entrará en contacto, esta distancia se puede encontrar de dos formas una midiendo esta distancia y la otra es de forma analítica ya que las distancias CP y PD pueden obtenerse a través de cálculos utilizando los triángulos de acción. ^{o1)(3)}

La distancia CP está dada por:

$$CP = \sqrt{(r_2 + a)^2 - (r_2 \cos\phi)^2} - r_2 \sin\phi \quad (22)$$

Sustituyendo obtenemos:

$$CP = 2.39 \text{ mm} \quad (23)$$

Ahora obtenemos la distancia PD:

$$PD = \sqrt{(r_1 + a)^2 - (r_1 \cos\phi)^2} - r_1 \sin\phi \quad (24)$$

Esto nos da:

$$PD = 2.1646 \text{ mm} \quad (25)$$

Pero estas ecuaciones solo son válidas si se cumple lo siguiente:

$$CP \leq r_1 \sin\phi \text{ y } PD \leq r_2 \sin\phi \quad (26)$$

Podemos observar que si se cumple ya que:

$$2.39 \leq 2.4272 \quad \text{y} \quad 2.1646 \leq 4.4130 \quad (27)$$

Esto nos indica que los valores que se escogieron para nuestros engranes son los correctos y van a funcionar sin interrupciones.

$$mc = \frac{4.5546}{2.9521} = 1.5428 \quad (28)$$

Esta relación nos dice que siempre hay por lo menos un diente en contacto y que 54% del tiempo hay dos dientes en contacto además cabe mencionar que para que haya un funcionamiento suave y sin interrupciones en engranes rectos, es preferible que $m_c > 1.4$ por lo que vemos que nuestros engranes satisfacen lo previamente mencionado. ^{o1)(3)}

El último paso para terminar el diseño de los engranes será checar a través de la involueta de los engranes, el espesor de los dientes en diferentes puntos de acción.

Primero se busca encontrar el espesor del diente en la base del círculo utilizando valores encontrados previamente:

$$\{r_2 = 1.2903 \text{ cm}\} \quad (5)$$

$$p = \pi \frac{\text{mm}}{\text{diente}} \quad (15)$$

$$a = 1 \text{ (m)} = 1 \text{ mm} \quad (12)$$

$$b = 1.25 \text{ (m)} = 1.25 \text{ mm} \quad (13)$$

$$r_{b2} = r_2 \cos \phi = 12.124 \text{ mm} \quad (18)$$

El espesor del diente está dado por:

$$Tp = \frac{p}{2} \quad (29)$$

$$Tp = \frac{1}{2} \pi \text{ mm} \quad (30)$$

Se convierte el ángulo de presión de grados a radianes y ya se puede sustituir en la ecuación de la involuta.

$$\phi = 20^\circ \text{ en radianes } \varphi = 0.349006 \text{ rads}$$

$$\text{inv}\phi = \tan\varphi - \varphi \quad (31)$$

$$\text{inv}\phi = 0.014904 \text{ rad} \quad (32)$$

Sabemos que el ángulo de la involuta en el círculo es 0 ya que $\tan(0) - 0 = 0$ entonces $\text{inv}\phi_b = 0$ ya se tienen todos los datos necesarios para poder encontrar el espesor del diente en los puntos de acción que en este caso serían en el círculo base y en el círculo de la cabeza (adendo). ^{o1)(3)}

$$Tb = 2(rb) \left[\frac{Tp}{2r} + \text{inv}\phi - \text{inv}\phi_b \right] \quad (33)$$

Sustituyendo obtenemos:

$$Tb = 1.83735 \text{ mm} \quad (35)$$

Esto sería el espesor del diente en el círculo base ahora encontramos el espesor en el círculo de la cabeza de la misma manera, primero sacamos el radio de la cabeza:

$$ra = r + a \quad (36)$$

$$ra = 13.903 \text{ mm} \quad (37)$$

El ángulo de presión correspondiente al radio de la cabeza se encuentra despejando el ángulo φ de la ecuación:

$$r = \frac{rb}{\cos\varphi} \quad (38)$$

Despejando tenemos la ecuación:

$$\varphi a = \cos^{-1} \left(\frac{rb}{ra} \right) \quad (39)$$

Y sustituyendo:

$$\varphi a = 29.3031^\circ = 0.51143 \text{ rad} \quad (40)$$

El valor de la involuta nos da:

$$\text{inv}\varphi a = 0.049807 \text{ rad} \quad (41)$$

Con esta información podemos usar la ecuación (33) para encontrar el espesor del diente entonces sustituyendo obtenemos:

$$Ta = 2(ra) \left[\frac{Tp}{2r} + \text{inv}\varnothing - \text{inv}\varphi a \right] \quad (42)$$

Sustituyendo obtenemos:

$$Ta = 0.7220 \text{ mm} \quad (43)$$

Ya con esto tenemos toda la información necesaria para poder diseñar los engranes correspondientes, cabe mencionar que el espesor del diente en el círculo base debe ser más del doble que el espesor en el círculo de la cabeza para que se tenga un mejor funcionamiento.

Ahora para confirmar que todos nuestros cálculos fueron los correctos se puede utilizar la herramienta de diseño de engranes del software Inventor, esta herramienta también cuenta con la capacidad de mostrar todos los parámetros de diseño involucrados en el diseño de engranes, estos parámetros se muestran en las tablas siguientes con sus nombres respectivos.

Gear Ratio	i	1.6667 ul
Desired Gear Ratio	i_{in}	1.6667 ul
Module	m	1.000 mm
Helix Angle	β	0.0000 deg
Pressure Angle	α	20.0000 deg
Center Distance	a_w	20.000 mm
Product Center Distance	a	20.000 mm
Total Unit Correction	Σx	-0.0000 ul
Circular Pitch	p	3.142 mm
Base Circular Pitch	p_{tb}	2.952 mm
Operating Pressure Angle	α_w	20.0000 deg
Contact Ratio	ϵ	1.5465 ul
Limit Deviation of Axis Parallelity	f_x	0.0085 mm
Limit Deviation of Axis Parallelity	f_y	0.0042 mm

		Gear 1	Gear 2
Type of model		Component	Component
Number of Teeth	z	15 ul	25 ul
Unit Correction	x	0.0000 ul	-0.0000 ul
Pitch Diameter	d	15.000 mm	25.000 mm
Outside Diameter	d_a	17.000 mm	27.000 mm
Root Diameter	d_f	12.500 mm	22.500 mm
Base Circle Diameter	d_b	14.095 mm	23.492 mm
Work Pitch Diameter	d_w	15.000 mm	25.000 mm
Facewidth	b	6.000 mm	6.000 mm
Facewidth Ratio	b_r	0.4000 ul	0.2400 ul
Addendum	a^*	1.0000 ul	1.0000 ul
Clearance	c^*	0.2500 ul	0.2500 ul
Root Fillet	r_f^*	0.3500 ul	0.3500 ul

Tooth Thickness	s	1.571 mm	1.571 mm
Tangential Tooth Thickness	s_t	1.571 mm	1.571 mm
Chordal Thickness	t_c	1.387 mm	1.387 mm
Chordal Addendum	a_c	0.748 mm	0.748 mm
Chordal Dimension	W	4.638 mm	10.683 mm
Chordal Dimension Teeth	z_w	2.000 ul	4.000 ul
Dimension Over (Between) Wires	M	17.359 mm	27.427 mm
Wire Diameter	d_M	1.750 mm	1.750 mm
Limit Deviation of Helix Angle	F_β	0.0085 mm	0.0090 mm
Limit Circumferential Run-out	F_r	0.0130 mm	0.0160 mm
Limit Deviation of Axial Pitch	f_{pt}	0.0065 mm	0.0070 mm
Limit Deviation of Basic Pitch	f_{pb}	0.0061 mm	0.0066 mm
Virtual Number of Teeth	z_v	15.000 ul	25.000 ul
Virtual Pitch Diameter	d_n	15.000 mm	25.000 mm
Virtual Outside Diameter	d_{an}	17.000 mm	27.000 mm
Virtual Base Circle Diameter	d_{bn}	14.095 mm	23.492 mm
Unit Correction without Tapering	x_z	0.6181 ul	0.3014 ul
Unit Correction without Undercut	x_p	0.1424 ul	-0.4425 ul
Unit Correction Allowed Undercut	x_d	-0.0276 ul	-0.6125 ul
Addendum Truncation	k	0.0000 ul	0.0000 ul
Unit Outside Tooth Thickness	s_a	0.6564 ul	0.7198 ul
Tip Pressure Angle	α_a	33.9894 deg	29.5314 deg

Ilustración 40 Tablas de valores de diseño en inventor

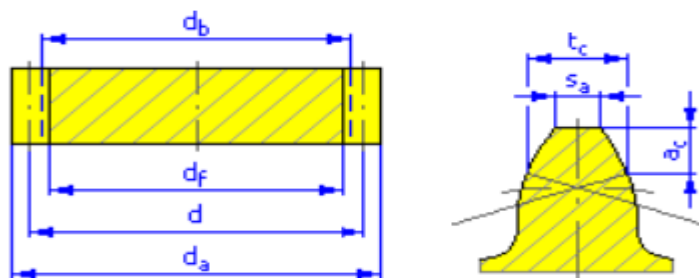


Ilustración 41 Definiciones de los valores en la tabla

6.2 Diseño del prototipo funcional

Ya teniendo todo el cálculo matemático del diseño respecto a los engranes se prosiguió a diseñar el resto de los componentes de la mano protésica: los dedos, la palma y el dorso. Para esta etapa de diseño se decidió primero diseñar un modelo funcional muy simple para comprobar mediante si el cálculo que se hizo de las engranes funcionaría correctamente al ser probado en condiciones reales.

El diseño de este prototipo tiene dos objetivos, primero comprobar si los engranes funcionan correctamente y el otro es tener una idea de cómo se acomodarán los servos, dedos para transmitir la rotación de estos a los dedos y lograr cerrar la mano.

Primero se decidió diseñar lo que sería el dorso de la mano que funcionaría como la base para sostener los servos, para esta parte uno de los factores limitantes en cuanto al tamaño que podría tener esta parte fue precisamente el tamaño que tienen los servos, de acuerdo con las especificaciones que se tienen de los servos, estos miden $40 \times 20 \times 43\text{mm}$ y estas medidas son las que se tendrán que tener en cuenta durante toda la etapa de diseño.

El siguiente paso fue minimizar el peso manteniendo la actuación de los cinco dedos. Este problema en particular requiere de distintos modelos para poder analizar que configuración permite la actuación de los 5 dedos sin sobrepasar el límite de peso para una mano que es de alrededor de 600grs.

De acuerdo con diferentes fotografías y modelos que se analizaron de las manos de una persona se comenzó a modelar esta parte de la mano intentando que esta sea lo más pequeña posible pero también que pueda albergar a la mayor cantidad de servos posibles para tener una actuación de los 5 dedos que sea la más eficaz en transmitir la rotación de los servos hacia los dedos.

Para todo el modelado de las piezas se usó el software de modelado en 3D Inventor, este software ofrece muchas ventajas para el manejo de piezas en 3d ya que cuenta con herramientas para el corte en máquina CNC, modelado con precisión milimétrica y herramientas para visualización de impresión en 3D lo cual lo hace indispensable para el desarrollo de este proyecto.

Para el prototipo se buscó un material muy fácil de manufacturar pero que pudiera ofrecer precisión a la hora de imprimir para tener un buen funcionamiento de los engranes por lo que de todos los materiales que se tenían a la mano y que cumplieran con estos requerimientos el más apropiado fue el material de MDF (tablero de fibras de densidad media, en inglés medium density fibreboard), también conocido como DM. Este tipo de material está fabricado a partir de fibras de maderas y resinas sintéticas comprimidas, lo que le da una mayor densidad de la que presentan aglomerados tradicionales o la madera aglomerada. Comúnmente se le llama madera MDF o madera prensada sin embargo esto no es exacto, ya que no estamos hablando estrictamente de madera tal y como se le obtiene de la naturaleza, sino de un producto derivado de ella.^[35]

Al ya tener las medidas de los servos ya bien definidas comenzamos creando una placa de 110x95mm a la cual luego se le hicieron agujeros cuadrados donde se les colocarían los engranes para transmitir la rotación de los servos hacia los dedos, al extremo derecho se agregó una pequeña pestaña que tiene medidas que simulan el ángulo de cierre para el dedo pulgar teniendo una medida de 14.6mm y 28.9mm, para los dedos se tiene un espacio de 5mm entre cada dedo para tener un cierre similar al de una mano y por último se colocaron los servos obteniendo el modelo que se muestra en la Ilustración 42

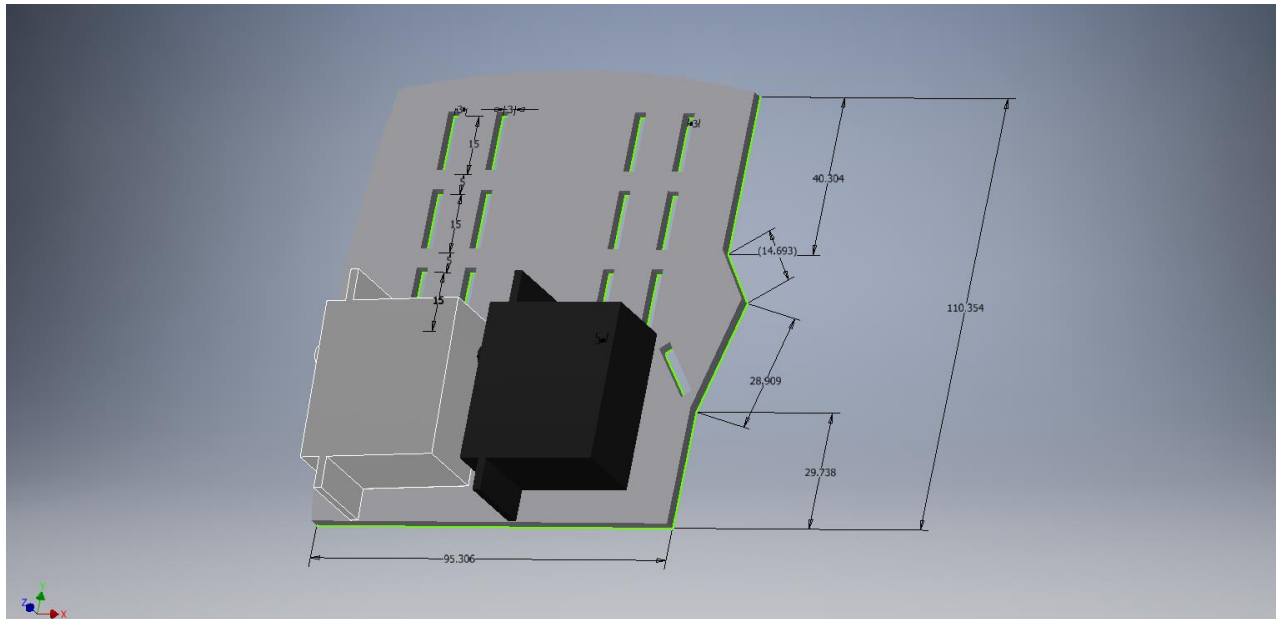


Ilustración 42 Modelo en inventor del prototipo

Ya teniendo el modelo del dorso se diseñaron los engranes con las medidas exactas que se calcularon anteriormente usando la herramienta de inventor para el diseño de engranes rectos (Diseñador de engranes rectos) introduciendo los valores de la relación de valor de los engranes (1.666), el número de dientes (15 y 25 respectivamente) y el módulo (1mm).

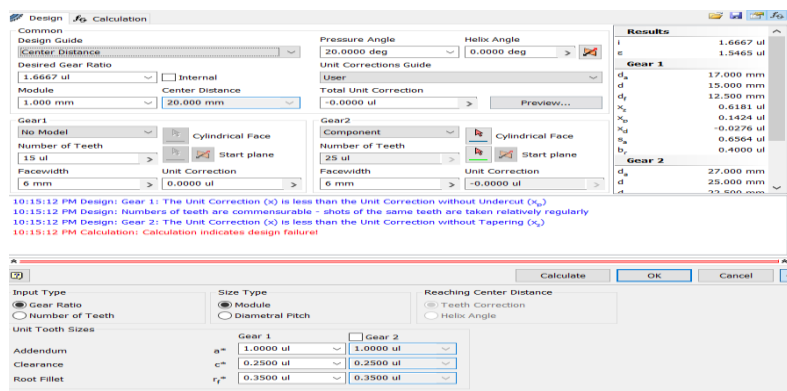


Ilustración 43 Diseñador de engranes rectos de inventor

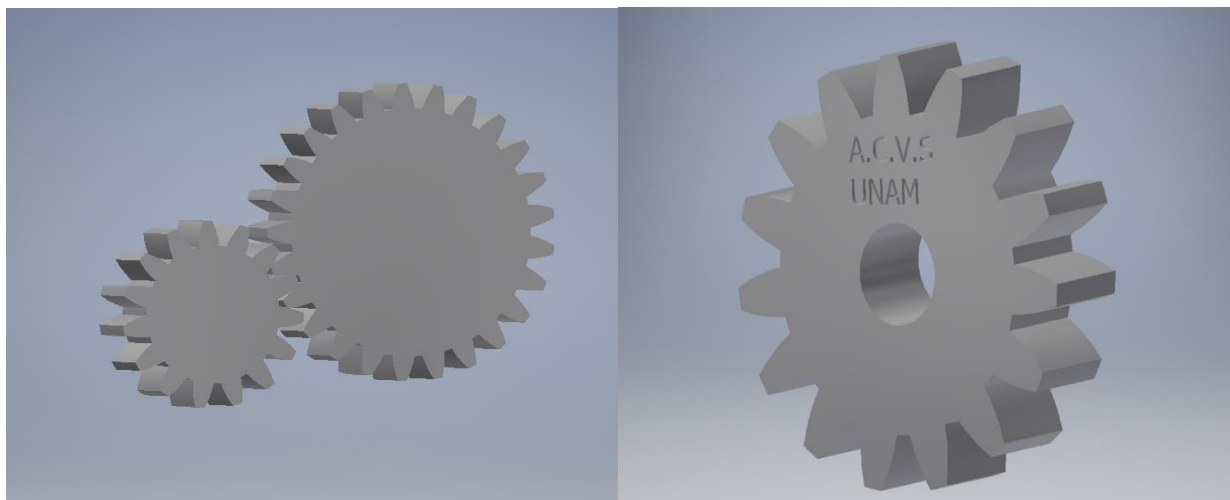


Ilustración 44 Engranajes modelados en inventor

Para el diseño de los dedos se decidió usar un tren de engranes para tener la forma del dedo, además de diseñar unas barras que unieran todos estos engranes y así con ese conjunto de piezas tener algo similar a un dedo, aunque esto solo se hizo para adelantar modelos del prototipo y poder probar su funcionamiento. De las barras se diseñaron teniendo una longitud de 42mm y 12mm para poder sujetar la mayor parte del dedo con un ángulo de 124° , a este ángulo en específico se le dio a las barras para que pudieran cerrar sin atorarse con los tornillos que sujetan a los engranes o con cualquier otra parte del diseño además de que así le proporciona a los dedos una curvatura similar a la que se tiene al comenzar a cerrar la mano.

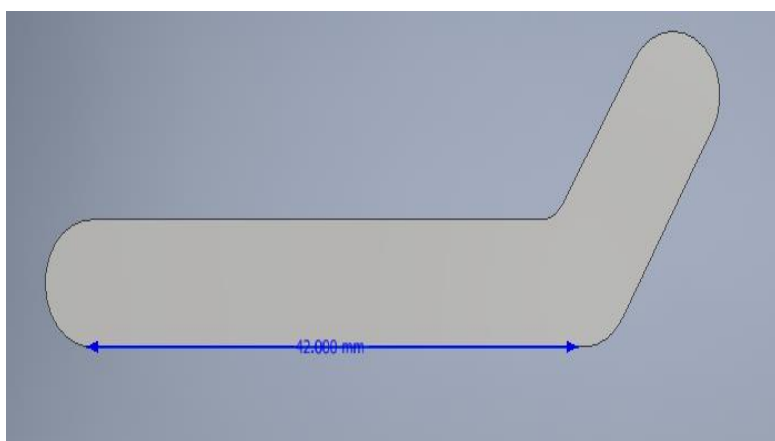


Ilustración 45 Barra para unir todas las partes de los dedos

Ya habiendo hecho todo el modelado de las piezas en inventor el siguiente paso fue imprimirlas en el material elegido para el prototipo (MDF) y armarlas para hacerlas las pruebas de funcionamiento, todo el armado se realizó con material fácil de conseguir.

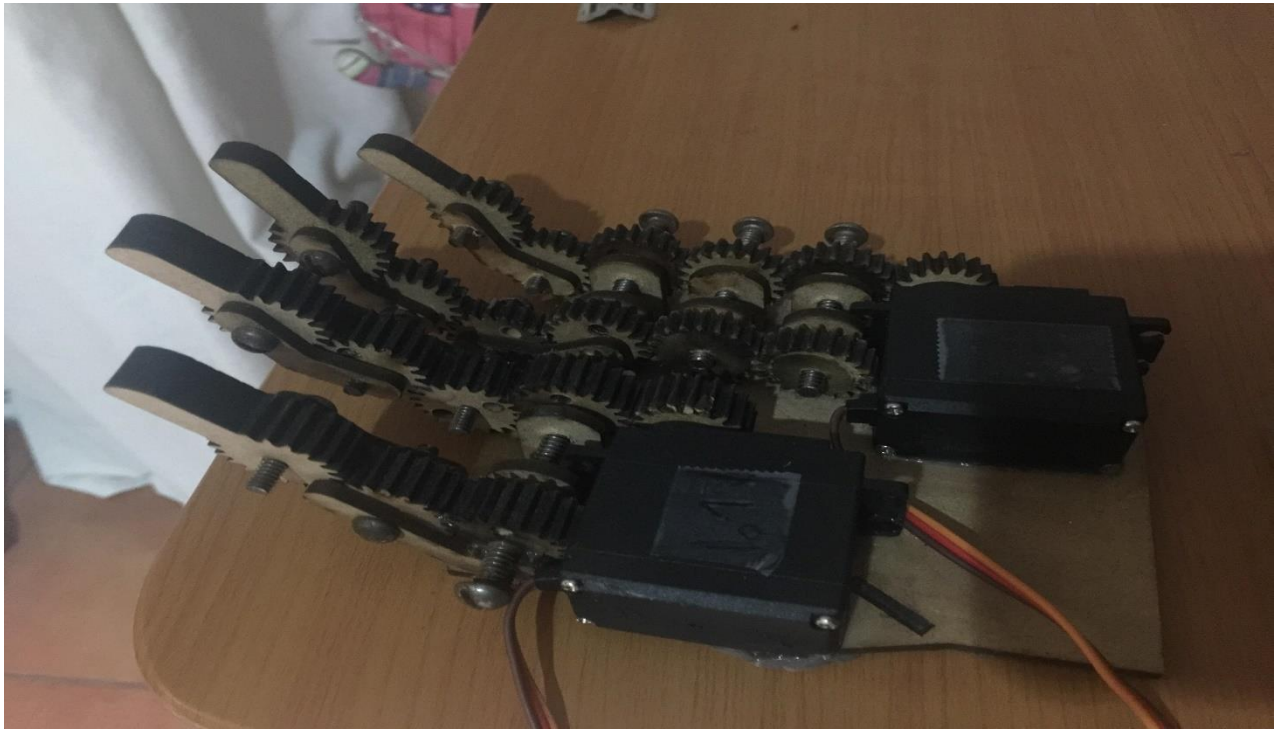


Ilustración 46 Modelo funcional terminado

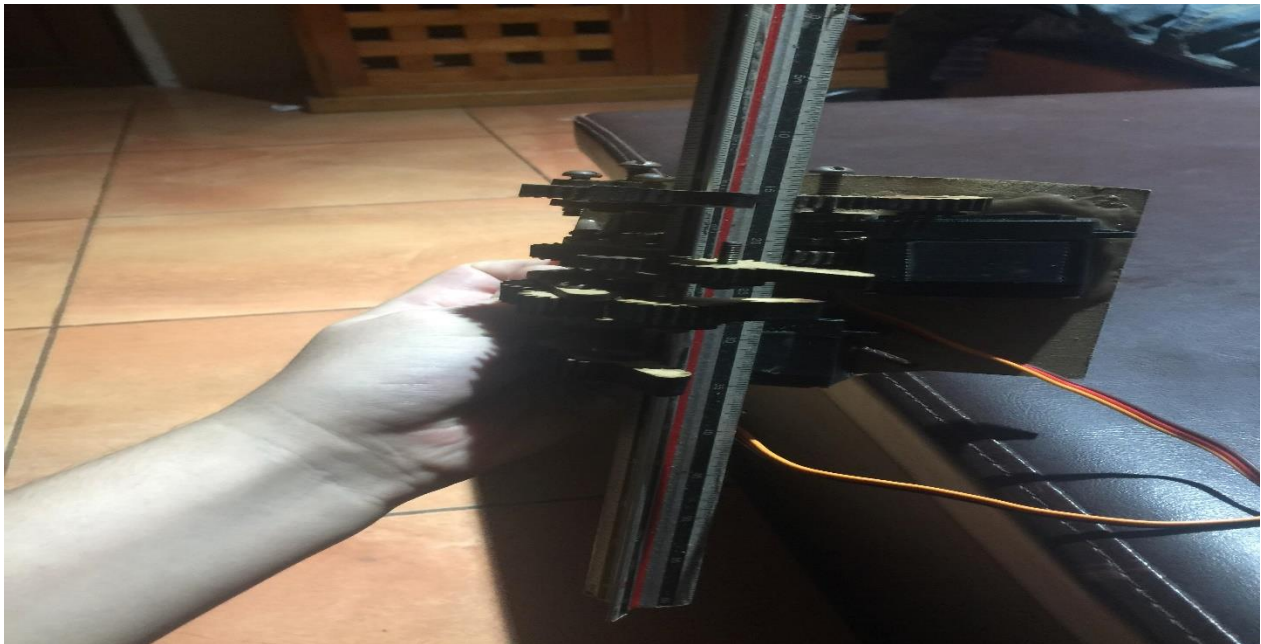


Ilustración 47 Modelo sujetando un objeto

Después de las múltiples pruebas realizadas al modelo para comprobar que el funcionamiento de todas las piezas era el esperado se pudo ver que el modelo no tenía problemas al sujetar objetos pequeños además que este no los soltaba a aunque se moviera el modelo. Otra de las pruebas realizadas fue ver que tanta resistencia ofrecía el prototipo al mover los dedos sin ser actuados por el servo, estas pruebas también fueron muy satisfactorias ya que no se podían mover los dedos sin ayuda del servo lo que confirma que los engranes fueron la mejor opción de solución para la prótesis, todos estos indicadores de las pruebas dieron los resultados esperados por lo que se pasó a la siguiente etapa de ya diseñar lo que sería la mano protésica final para impresión en 3D en conjunto con todos los demás sistemas de funcionamiento.

6.3 Antecedentes del Diseño Definitivo

A través del proceso evolutivo del hombre, la mano tuvo una función relevante, cuando el homínido deja de apoyarse sobre los dedos de sus manos para caminar en sus cuatro extremidades y opta por una posición erguida, podemos considerar que empieza propiamente ese proceso de cambio morfológico en nuestras manos, que configura el proceso de la mano como herramienta creativa del cerebro. Es así, que adquiere una reconfiguración en su estructura morfológica que no deja de tener fuerza en una de sus funciones de sujeción, sino que adquiere otras características funcionales como la exactitud en sus movimientos y se convierte, en la herramienta constructiva más precisa, en el enlace entre nuestro cerebro y nuestro proceso creativo. La mano al ser ese elemento transmisor de nuestra inteligencia se convirtió en una de las partes fundamentales en nuestro proceso evolutivo.^[28]

Las manos por sus características morfológicas anatómicas y funcionales, de huesos, músculos, tejidos y terminaciones nerviosas magistralmente entrelazadas para realizar sus movimientos, nos permitieron sujetarnos con fuerza de los árboles, tomar rocas darles forma y crear herramientas para llevar a cabo diversas actividades como cazar, construir etc. ,lo que conlleva gran capacidad de precisión y conexión del cerebro a la mano: planeación , fuerza y precisión los que nos permitió ser creativos dibujar primero lo que veíamos con gran precisión y después crear lo que queríamos y plasmar lo que pensamos. Nuestras manos han realizado grandes obras que son reflejo del proceso creativo del hombre a través de la historia. Así que la mano es el instrumento más preciso que el cerebro utiliza para recrear lo que nuestra mente piensa. Algunos paleontólogos han hecho estudios y han recapitulado en que desde el momento en que la mano adquirió sus características actuales en los Homo Sapiens, nuestras manos, no ha sufrido cambios, se ha mantenido con las mismas características morfológicas que adquirieron durante su proceso evolutivo, a diferencia por ejemplo, de especies como el chimpancé que han seguido modificando su estructura original ,será entonces que nuestra mano no ha tenido que evolucionar por que alcanzó su perfección como el elemento más preciso, para ser el enlace entre nuestro cerebro y la herramienta creativa más importante del hombre.^[25]

Arquitectura de la mano.

De acuerdo con de las entrevistas mencionadas en la sección 3.1, uno de los aspectos más apreciables de las prótesis era que tuvieran un aspecto similar al de una mano normal lo que hacia la transición de una mano normal a una prótesis más fácil, es por esta razón que primero se tiene que hablar de cómo está compuesta una mano y por qué puede realizar todo lo que puede realizar.

Primero se debe hablar de qué permite a una mano tener esta acción de prensión, de acuerdo con el libro de Fisiología Articular de A.I. Kapandji^{o1)(4)} la prensión de la mano se debe a cómo está construida que le permite una apertura muy amplia y también le permite su cierre sobre sí misma o sobre un objeto. En el centro de la palma hay un hueco lo que le permite alojar objetos con más o menos volumen, este hueco está rodeada por la eminencia hipotenar o también lo que conocemos como los pequeños montes de piel que rodean la palma que facilitan el sostener objetos sin que se resbalen al aprisionar al objeto deformándose de acuerdo con la forma que tiene este.^{o1)(4)}

Para sujetar objetos la mano puede cambiar su forma. En una superficie plana, la mano se expande y se aplanan, en la Ilustración 48 se pueden apreciar las diferentes partes que ayudan a que la mano pueda sostener objeto primero está la eminencia tenar **1**, la eminencia hipotenar **2**, la cabeza de los metacarpianos **3** y la cara palmar de las falanges **4**, estas partes se refieren a los diferentes puntos donde se tiene la mayor cantidad de piel en la palma. Cuando se quiere sostener un objeto de mayor volumen, la mano se ahueca y se forman unos arcos orientados en tres direcciones:

- 1) En sentido transversal: el arco carpiano **XOY** se extiende hasta alinearse con la cara palmar de las falanges o el número **4** en la imagen.
- 2) En sentido longitudinal, los arcos carpometacarpofalángicos que adoptan una posición radiada con dos arcos distintos, los dos arcos longitudinales más importantes son:

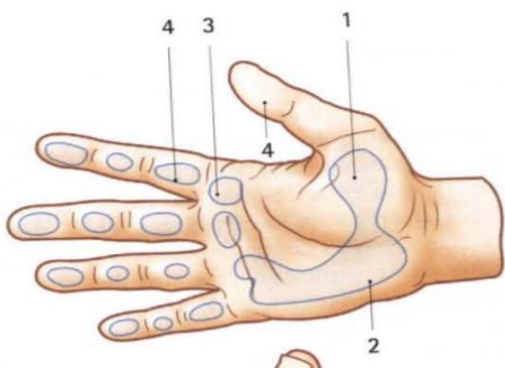


Ilustración 48 Puntos más importantes que componen la palma de una mano ^{o1)(4)}

El arco del dedo corazón OD_3 , este arco se prolonga desde el dedo medio hasta el punto O , y el otro es el arco del índice OD_2 , este se extiende desde el dedo índice hasta el punto O y es el que se opone con mayor frecuencia al del pulgar;

3) En sentido oblicuo, los arcos de oposición del pulgar con los otros cuatro dedos son:

El más importante de estos arcos oblicuos reúne y opone al pulgar y al índice: D_1-D_2 ;

El más extremo de los arcos de oposición pasa por el pulgar y el meñique: D_1-D_5 .

En conjunto, cuando la mano se ahueca, forma un conducto de concavidad anterior, cuyos bordes están limitados por tres puntos:

- 1) El pulgar D_1 " que constituye por si sólo el borde externo;
- 2) El índice D_2 , y el meñique D_1 " que limitan el borde Interno;
- 3) Entre estos dos bordes se despliegan los cuatro arcos oblicuos de oposición.

La dirección general, oblicua, de este dedo representada por la flecha azul enorme que sostiene la mano está cruzada en relación con los arcos de oposición: se localiza por una línea que se extiende desde el talón de la eminencia hipotenar X donde se puede ver el origen a la cabeza del dedo índice Z . Esta dirección se obtiene, en la palma de la mano, por la parte media del pliegue de oposición del pulgar ("línea de la vida"). También es la dirección que toma un objeto cilíndrico sujeto con toda la mano, como por ejemplo el mango de una herramienta. Por el contrario, cuando se separan los dedos al máximo, la mano se aplana y la distancia máxima entre el punto máximo del pulgar y el del meñique se denomina palma, y por ejemplo esta posición debe permitirle a un pianista alcanzar al menos la octava tecla del piano. ^{o1)(4)}

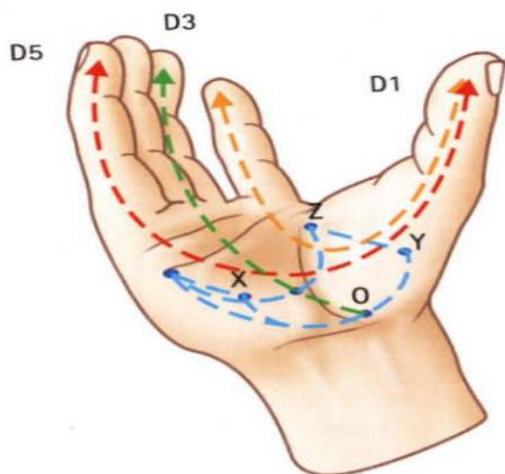


Ilustración 49 Líneas de acción de los dedos de la mano o1)(4)

Finalmente, cabe mencionar que en todas estas posiciones una mano normal y sana presenta una arquitectura armoniosa, cuyas líneas de construcción pueden seguirse en la figura con las espirales que unen las articulaciones homólogas y que convergen en un punto central que es muy útil para los pintores y dibujantes, pero que también son para los cirujanos referencias importantes que permiten diferenciar entre lo normal y lo patológico donde la desorganización "salta a la vista". Lo normal y lo funcional son estéticos.

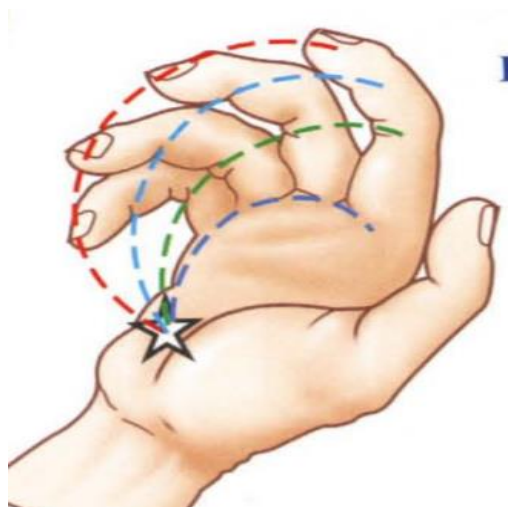


Ilustración 50 Punto focal de la mano o1)(4)

Arquitectura de los dedos

Los dedos se reparten en dos grupos: cuatro dedos largos y uno corto o, el pulgar. Los cuatro dedos largos son de longitud diferente: el más largo está en el centro, se trata del dedo corazón o dedo medio; a continuación, el dedo índice, el más externo de los dedos largos, y luego el dedo anular y finalmente el más corto y el más interno, el dedo meñique. Todos los dedos largos presentan tres pliegues palmares, lo que indica la presencia de tres falanges. Las falanges de la mano son huesos largos que se encuentran en cada dedo excepto el dedo pulgar, hay 3 en cada dedo el proximal, medial y distal, excepto el pulgar, que solo tiene una porción proximal y distal. Cada una consta de dos caras: anterior y posterior; y dos extremos: proximal y distal (superior e inferior).^[30]



Ilustración 51 Los 5 dedos que conforman una mano {21}

Existe una proporción en la longitud de las falanges y los huesos metacarpianos. La longitud del Metacarpo es igual a la suma de falange proximal más la suma de la falange medial y distal. La longitud de la falange proximal es igual a la suma de la falange media y distal. [29]

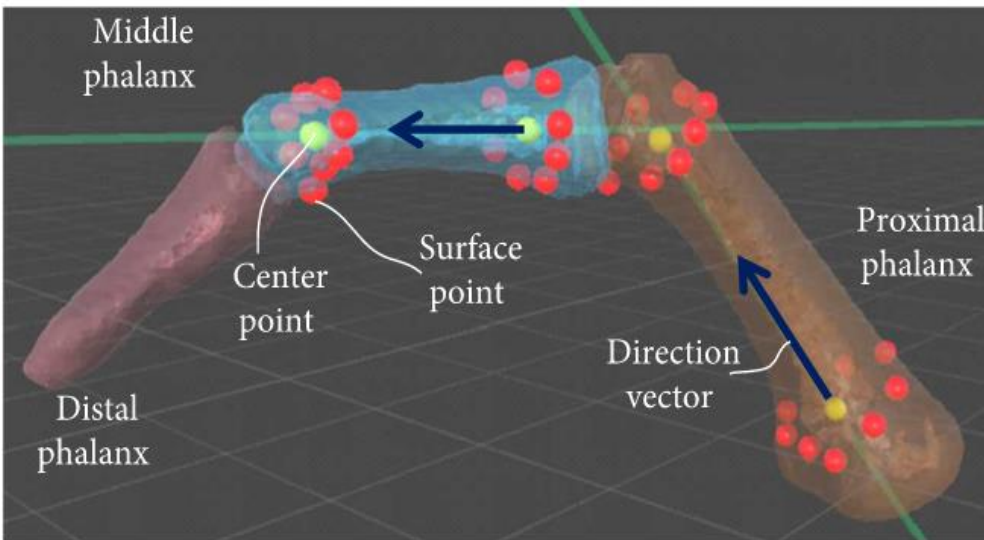


Ilustración 52 Las 3 falanges que componen un dedo {19}

Cuando la mano se prepara para sostener un objeto, los 4 dedos se extienden por la acción de los músculos extensores localizados en los 4 dedos principales. Cuando comienza a cerrarse la mano estos músculos comienzan a contraerse desde el dedo índice al dedo meñique mientras que el pulgar se extiende y se separa para luego cerrarse en oposición de los demás dedos, esto quiere decir que los cinco dedos no tienen la misma importancia en la utilización de la mano, ya que sin el dedo pulgar la mano simplemente no podría sujetar la mayoría de los objetos que podemos sostener actualmente con facilidad, esto quiere decir que el dedo que juega el papel más

importante para sostener cosas con la mano es el dedo pulgar. La zona de las pinzas, compuesta por el dedo medio y, principalmente, por el dedo índice, son indispensables para la pinza bidigital (pulgares/índice) -pinza de precisión- o la pinza tridigital -(pulgares/índice/medio) esta pinza ha sido utilizada para recolectar alimentos durante el transcurso de la historia de la humanidad y es una de las formas de sujeción más útiles que se tiene en la mano. ^[30]

También se tiene la zona de alcance o también como se mencionó anteriormente la zona de la eminencia hipotenar que está compuesta por los dedos índice y anular, esta zona entra en juego cuando se necesita firmeza para sujetar un objeto grande donde se involucre toda la palma de la mano como sostener una herramienta con un mango como un martillo.



Ilustración 53 Pinza bidigital {20}



Ilustración 54 Pinza tridigital {20}



Ilustración 55 Pinza palmar o prensa de puño {20}

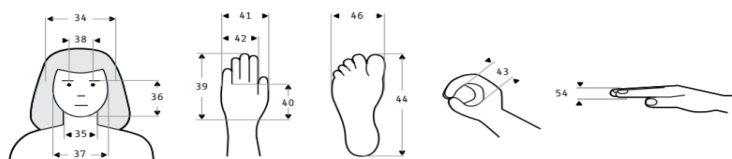
Antropometría de la mano

Las dimensiones del cuerpo humano que influyen en el desempeño de las personas son de dos tipos esencialmente: a) Dimensiones estructurales: Son las dimensiones de las distintas partes o elementos estructurales del cuerpo, por ejemplo: estatura, longitud del brazo, longitud de la mano, perímetro de la cabeza, altura de la rodilla. b) Dimensiones funcionales: Son dimensiones que incluyen el movimiento y la acción de segmentos corporales en el espacio de trabajo, por ejemplo: zona de alcance funcional máximo de la mano, zona de alcance de comodidad, zona de alcance mínimo. [17]

Para las dimensiones funcionales de la mano fue necesario buscar información que tuviera las medidas antropométricas de los distintos componentes de la mano y aunque no se existe información oficial sobre la antropometría del mexicano, se tomó como base el estudio realizado en la Universidad de Guadalajara que analiza las medidas antropométricas de la población mexicana, de la población cubana y la población colombiana las cuales serán la base para tomar como referencia las distintas medidas de la mano que nos ayudarán a tener una guía para que el diseño realizado no se desvíe mucho de la realidad lo que ayudará a que la mano tenga una mejor estética y tenga medidas antropomórficas que se aproximen a la realidad. [17]

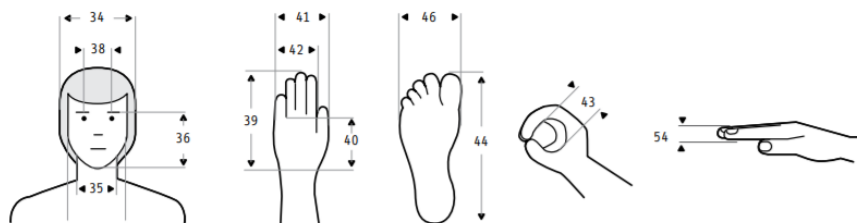
Cabe mencionar que solo se tomaron las medidas que se consideran importantes para el desarrollo de este proyecto las cuales son las medidas del sexo masculino y femenino de edades adultas que van del rango de 18 a 65 años.

Medidas de la Zona Metropolitana de Guadalajara, Jalisco, México



Dimensiones	18 - 65 años (n=204)				
	\bar{x}	D.E.	Percentiles		
34 Anchura cabeza	150	8.43	134	150	164
35 Anchura cuello	110	7.90	97	109	123
36 Altura cara	127	7.61	114	128	138
37 Anchura cara	124	9.69	106	123	138
38 Diámetro interpupilar	56	4.87	49	56	65
39 Longitud mano	171	8.04	158	171	185
40 Longitud palma mano	97	4.58	90	97	105
41 Anchura mano	93	6.90	83	92	104
42 Anchura palma mano	76	3.58	71	76	82
54 Espesor mano	29	3.23	23	30	35
43 Diámetro empuñadura	45	3.14	40	45	50
44 Longitud pie	232	9.79	217	232	250
46 Anchura pie	90	4.88	83	90	99

Ilustración 56 Medidas antropométricas Femeninas edad 18-65 años {22}



Dimensiones		18 - 65 años (n=396)				
		\bar{x}	D.E.	Percentiles		
				5	50	95
34	Anchura cabeza	150	8.54	134	151	165
35	Anchura cuello	110	7.94	97	109	122
36	Altura cara	127	7.55	114	128	138
37	Anchura cara	124	9.69	106	124	139
38	Diámetro interpupilar	57	4.94	49	57	65
39	Longitud mano	171	8.28	158	170	185
40	Longitud palma mano	97	4.77	90	97	105
41	Anchura mano	93	6.83	83	92	103
42	Anchura palma mano	76	3.56	71	76	82
43	Diámetro empuñadura	44	3.63	39	45	50
44	Longitud pie	232	10.13	217	232	250
46	Anchura pie	90	4.92	83	90	99
54	Espesor mano	29	3.17	24	30	35

Ilustración 57 Medidas antropométricas masculinas edad 18-65 años {22}

Antropometría de los Dedos

De toda la información que se reunió sobre antropometría se encontró muy poca información relevante sobre la antropometría específica de los dedos pero se lograron encontrar dos artículos que proporcionaban toda la información que se requiere para tener un diseño exitoso de los dedos ya que estos artículos tenían información sobre ángulos de cierre de cada falange de cada dedo sujetando diferentes objetos y otro artículo que nos contenía información muy útil respecto a las diferentes longitudes que tiene cada falange de cada dedo. El primer artículo plantea que hay indudablemente una proporción entre los segmentos de los dedos por lo que el estudio plantea que se puede encontrar esta relación a través de estudios realizados con rayos X, el objetivo de ese estudio realizado era encontrar una relación de las longitudes de las falanges con la punta del dedo y los metacarpianos. Para esto se estudiaron las imágenes de distintas radiografías realizadas de la parte posterior de las manos derecha e izquierda de 66 pacientes adultos de 19 a 78 años sin ninguna patología ósea o deformidades. Estas imágenes de rayos X fueron hechas para descartar las fracturas supuestas para así si fuera el caso excluirlas intencionalmente de esa investigación. Los cambios después para los mayores de 18 años se consideran insignificantes por lo que se usaron las de un rango de edad de 18-65 para todo el diseño y para este estudio en particular. ^[19]



Ilustración 58 Radiografías con las falanges por segmentos {23}

Los resultados de medición de falanges y las longitudes de metacarpianos se presentan en la Ilustración 59. El ancho de la falange, el ancho cortical, el ancho de la mano, el grosor y la circunferencia generalmente difieren significativamente entre las manos derecha e izquierda. Sin embargo, las longitudes de las falanges y metacarpianos y la proporción de huesos de falange y metacarpiano difiere muy poco entre los dedos correspondientes de la izquierda y la derecha manos. La diferencia estaba dentro del 0,5% y en su mayoría es mucho menor^[19].

Finger	tip – soft tissues of the tip of the distal phalanx (mm)	pd–distal phalanx (mm)	pm–medial phalanx (mm)	pp–proximal phalanx (mm)	m–metacarpal (mm)
I	5.67±0.61	21.67±1.60		31.57±3.13	46.22±3.94
II	3.84±0.59	15.82±2.26	22.38±2.51	39.78±4.94	68.12±6.27
III	3.95±0.61	17.40±1.85	26.33±3.00	44.63±3.81	64.60±5.38
IV	3.95±0.60	17.30±2.22	25.65±3.29	41.37±3.87	58.00±5.06
V	3.73±0.62	15.96±2.45	18.11±2.54	32.74±2.77	53.69±4.36

Ilustración 59 Medidas finales de las distintas falanges de los dedos de la mano {23}

Otra de las investigaciones que se usó para sacar algunas de las medidas necesarias para el diseño de los dedos fue una investigación publicada en 2019 ^[18] que analiza los ángulos de cierre de cada falange ya que el análisis de movimiento del pulgar y los cuatro dedos durante el agarre humano

de un objeto cilíndrico es un requisito previo para diseñar mecanismos de movimiento en prótesis de brazo electrónicas y manos robóticas. Se utilizaron distintos métodos de medición convencionales que incluyen el uso de sensores de ángulo y múltiples grabaciones de video con marcadores. En el estudio, se realizaron imágenes de tomografía computarizada (TC) de rayos X en cilindros de agarre de tres diámetros diferentes (10, 60 y 120 mm) y se construyó un modelo óseo basado en estas imágenes de TC para medir directamente el ángulo de flexión de cada articulación del dedo. Luego se compararon los resultados con los ángulos de flexión de las articulaciones medidos usando otros métodos^[18].

Los sujetos comprendían 10 hombres japoneses sin lesiones o enfermedades en las manos. Los resultados mostraron que los diámetros de cilindro más pequeños se asociaron con aumentos significativos en el ángulo de flexión de todas las articulaciones de los cuatro dedos. Al analizar la articulación interfalángica distal (DIP), no hubo diferencias significativas entre ninguno de los dedos para cada uno de los cilindros, excepto entre los dedos índice y medio para el cilindro de 10 mm de diámetro. Al analizar el cilindro de 10 mm de diámetro, el ángulo de flexión de la articulación interfalángica proximal (PIP) de cada dedo fue significativamente mayor que el de la articulación DIP y metacarpofalángica (MP). Sin embargo, no se observó una diferencia tan significativa para el cilindro de 120 mm de diámetro. La relación de acoplamiento (CR), que es la relación de los ángulos de flexión del DIP y PIP, fue significativamente menor para el cilindro de 10 mm de diámetro que para el cilindro de 60 mm de diámetro. Sin embargo, no hubo diferencias significativas en la radiografía entre ninguno de los dedos^[18].

Diameter	Index (deg)			Middle (deg)		
	DIP	PIP	MP	DIP	PIP	MP
10 mm	48.2 (22.7)	105.5 (9.2)	65.6 (7.9)	64.8 (16.4)	104.8 (9.8)	75.9 (5.5)
60 mm	35.2 (6.8)	48.0 (7.7)	39.7 (11.8)	34.5 (7.5)	48.1 (8.1)	46.3 (15.4)
120 mm	18.9 (6.1)	24.2 (6.5)	32.2 (5.5)	20.0 (12.0)	25.9 (6.7)	22.9 (10.3)

Diameter	Ring (deg)			Small (deg)		
	DIP	PIP	MP	DIP	PIP	MP
10 mm	57.2 (16.8)	110.5 (6.1)	76.6 (14.9)	65.8 (8.9)	93.0 (13.3)	64.1 (12.1)
60 mm	27.1 (7.1)	48.7 (6.8)	38.7 (12.5)	30.0 (9.6)	32.8 (11.3)	35.2 (15.9)
120 mm	16.1 (6.4)	24.7 (9.1)	15.1 (8.5)	11.9 (5.3)	15.2 (5.2)	12.6 (5.7)

Ilustración 60 Ángulos de cierre de las falanges {19}

6.4 Diseño del modelo funcional por partes

Esta etapa de diseño es el resultado de todas las etapas anteriores, es en esta misma donde se utilizará toda la información que se obtuvo de las distintas investigaciones, prototipos, especificaciones, necesidades, estudios y pruebas para diseñar a profundidad cada aspecto del modelo funcional de la prótesis. Es en esta etapa donde cada pieza se diseñó en conjunto con todas las demás piezas debido a que es necesario una armonía en el funcionamiento de la prótesis para cumplir con el objetivo planteado.

DISEÑO DEL DORSO PLAMAR/BASE

La primera pieza para diseñar fue la del dorso palmar que funcionaría también como la base de la prótesis donde se colocarán los servos, esta base se diseñó tomando en cuenta diferentes criterios planteados anteriormente. Uno de estos fue usar los servos seleccionados como punto de partida ya que todo el diseño se debe hacer de acuerdo con las especificaciones que tienen los servos ya sea tamaño, altura y cada dato específico del que está compuesto el servo.

Para la posición donde se colocarán los servos se tomaron distintas configuraciones en cuenta, una de ellas fue colocar los servos de forma que cada uno pudiera actuar cada dedo individualmente para permitirle al usuario tener un mayor control sobre el funcionamiento de la prótesis pero esto se descartó debido a que cada servo tiene un peso de 55g, esto haría que la mano tuviera un peso inicial de 265g por los 5 servos sin tomar en cuenta el peso adicional que se agregaría por los tornillos, material y demás lo que hace de esta configuración indeseable. Por otra parte una configuración que resultó ser más conveniente fue una donde se colocan dos servos en la parte superior de la base próximos a los 4 dedos (índice, meñique, medio y anular) y se coloca el servo en posición para actuar uno solo de los 2 dedos próximos índice y medio o anular y meñique y un último servo colocado debajo de los dos servos principales para controlar el dedo pulgar individualmente, esto para que se tenga un peso más bajo del esperado pero aun así el usuario pueda tener control de la mayor parte del funcionamiento de la prótesis permitiéndole controlar la actuación del par de dedos (índice y medio o anular y meñique) y el pulgar por individual.

Sabemos que el servo tiene una medida de: 40.6 mm x 19.7 mm x 42.9 mm, esto significa que la base deberá tener un valor mínimo de 80mm de ancho para que sea posible acomodar los 2 servos sin ningún problema y para el caso de la longitud se debe tener en cuenta que la base debe acomodar tanto los dos servos principales como el servo para el dedo pulgar lo que hace que la base deba tener una longitud de al menos 12mm esto también ya que el servo tendrá que estar colocado en un ángulo específico a determinar para simular el ángulo de cierre que tiene el dedo pulgar en respecto con la mano.

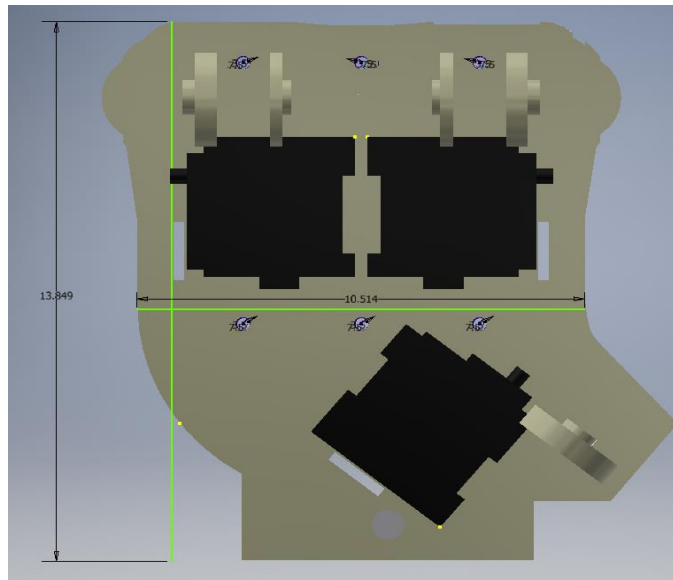


Ilustración 61 Modelo de la base de la prótesis con los 3 servos colocados (servos de color negro)

Primero se modelaron los servos que se utilizarán para el proyecto en el software de modelado en 3D para tener siempre una referencia confiable y precisa del actuador y así poder colocarlo en distintas posiciones para asegurar que el modelo de la base estuviera con las proporciones correctas, ya teniendo el servo modelado completamente se prosiguió a modelar ya lo que sería el contorno y área de la base de la prótesis. Para esto se comenzó diseñando un cuadro de 14mm x 14mm, esto para tener un área lo bastante amplia para poder hacer cambios rápidos al modelo, luego se colocaron los servos en la posición que se muestra en la figura anterior y se comenzó a analizar la mejor distancia para que opere los servos sin que haya mucho espacio libre y tampoco haya problemas con funcionamiento de estos. Se debe tener en cuenta que debe haber por lo menos una separación de 18mm entre cada dedo y una separación de al menos 80mm entre el dedo meñique y el dedo índice ósea entre los dedos extremos, esto para que los dedos no estén tan pegados y puedan sujetar objetos más grandes, pero tampoco se quiere que los dedos estén muy separados ya que de tener una separación mayor a los 20mm sería muy difícil sostener objetos pequeños ya que se resbalarían entre los dedos.

La separación mínima entre los dedos extremos es consecuencia de una limitación necesaria debido a la longitud de los servos para que los dos puedan ocupar el espacio que se muestra en la figura anterior.

El siguiente paso fue encontrar cómo poder unir los dos dedos adyacentes para que funcionen al mismo tiempo cuando se actúe el servo, hubo distintas consideraciones, una de ellas fue hacer un tren de engranes para conectar los dos dedos con el servo pero esto tendría distintos problemas con el funcionamiento ya que con que un engrane llegara a tener una interrupción ocasionaría que

ninguno de los dos dedos pudieran funcionar y podría llegar hasta quebrar el servo si hubiera una interrupción continua, otra de las consideraciones que se hizo fue conectar a los dos dedos a través de un eje común, esto se haría creando una barra que tuviera dos agujeros donde se colocarían tornillos que atravesarían los dedos así logrando que un dedo este siendo actuado por los engranes y otro dedo conectado por un eje se mueva al mismo tiempo sin necesidad de agregar más engranes. Pero primero se diseñaron los soportes donde se colocará el eje y los dos dedos.

Para esto se colocaron dos rectángulos de 5mm x 25mm sobre la base y se extruyeron 25mm esto ya que los engranes tienen un diámetro de 27mm lo que hace necesario que este soporte esté elevado para que los engranes puedan girar sin problema, ya teniendo los soportes elevados se prosiguió a hacerles un corte circular de 7mm de diámetro donde se colocara el eje y por último se realizó un corte a la base de 4.5mm al lado de donde se encuentran los soportes esto para que los engranes y dedos tengan más espacio y puedan girar con mayor libertad.

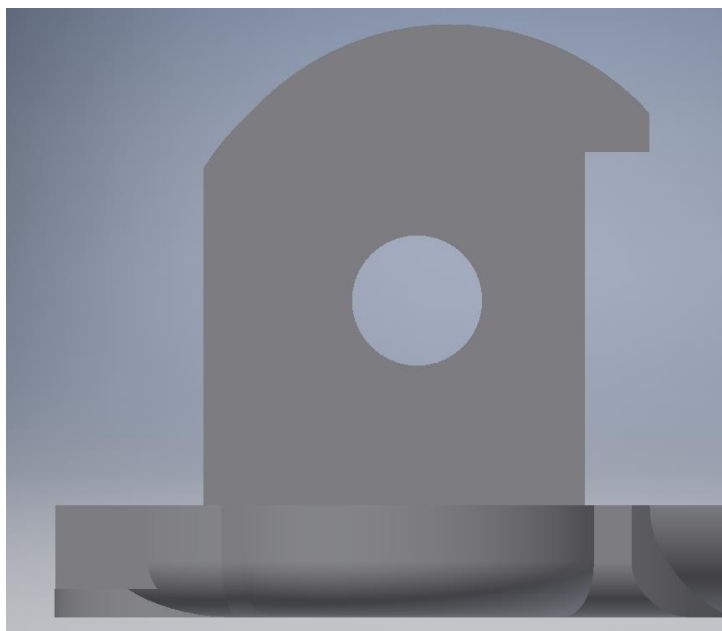


Ilustración 62 Soportes para el eje de rotación

Teniendo ya terminada la parte donde se encuentran los 4 dedos principales se prosiguió a diseñar la parte de la base donde se encuentra el dedo pulgar, esta parte requiere de un poco más trabajo ya que el dedo pulgar cierra con un ángulo específico en referencia con la mano para sujetar objetos ofreciendo oposición a estos, este ángulo requirió de distintos cálculos para encontrarlo ya que no hay mucha información lo que hace su diseño para una prótesis un poco más complicado, para esto se usó mi mano como ejemplo. Primero se dibujó la mano en una hoja de papel luego se trazó y se dibujaron líneas perpendiculares a cada dedo hasta que todas coinciden en un punto central ubicado en el centro de la palma, teniendo todas las líneas trazadas se asigna al dedo medio

un ángulo de 90 grados con respecto a la mano y luego se prosiguió a colocar el pulgar en forma de oposición para poder trazar su trayectoria de movimiento y así poder analizar cuál es el ángulo con el que se opone el pulgar.

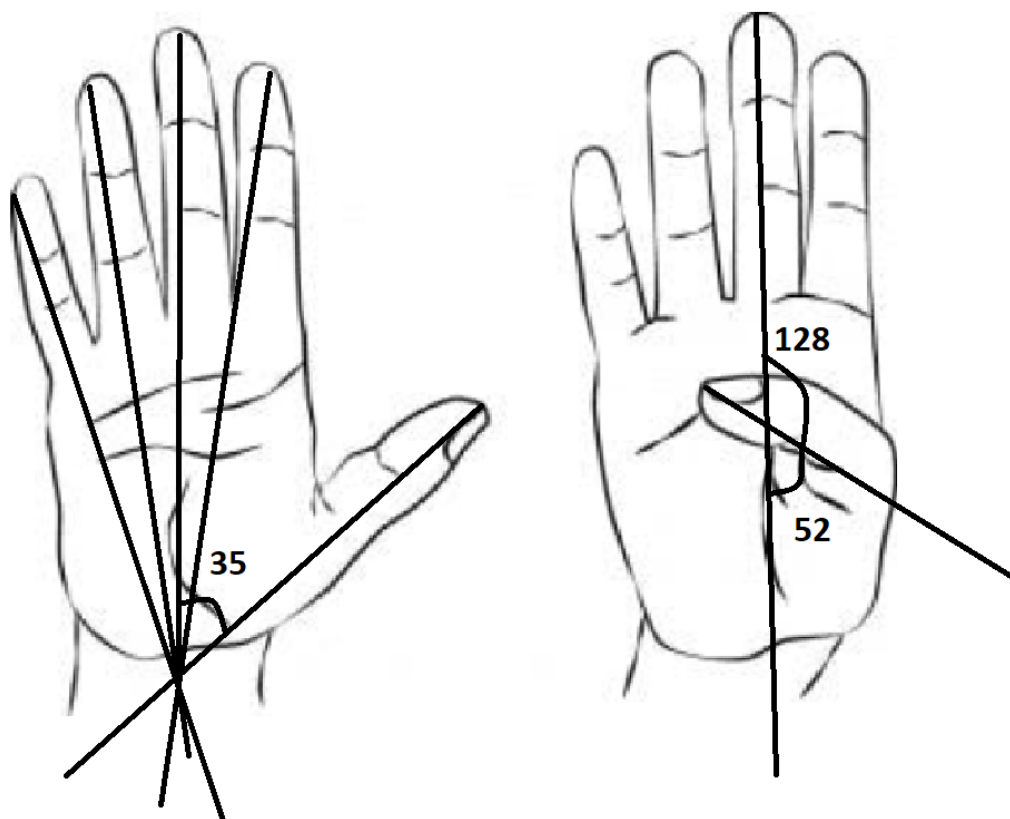


Ilustración 63 ángulo de oposición del pulgar

Al tener ya trazadas las trayectorias se utilizó un transportador para medir aproximadamente cual era el ángulo que tenía el dedo pulgar al estar en la posición de “abierto” y en la posición de “oposición”. Se encontró que en la posición de “abierto” el dedo pulgar tenía un ángulo de 35° con respecto al dedo medio y en la posición de “oposición” se encontró que el dedo pulgar tenía un ángulo de aproximadamente 220° con respecto al dedo medio, cabe mencionar que este ángulo no es el mismo para todas las personas y también que la exactitud de este depende mucho del tipo de herramienta y procedimiento que use para medir. Se prosiguió a hacer el modelado de esta parte de la mano tomando en cuenta todos los cálculos realizados, se extendió una parte de la base a aproximadamente 70mm de donde se encuentra el dedo índice para colocar el dedo pulgar, esta extensión tenía forma de triángulo y tenía una medida de 25mm, 28mm y 41mm de cada lado respectivamente, esto para que el dedo pulgar tuviera amplio espacio para poder cerrar y abrir, luego se colocó el soporte que se había puesto para los dedos principales solo que en este caso solo se colocó un soporte en vez de dos debido a que el dedo pulgar no tiene dedos adyacentes

por lo que se hizo un corte de 4.5mm similar al de los otros dedos pero de menor tamaño para que el engrane no se mueva a la derecha debido al movimiento del engrane.

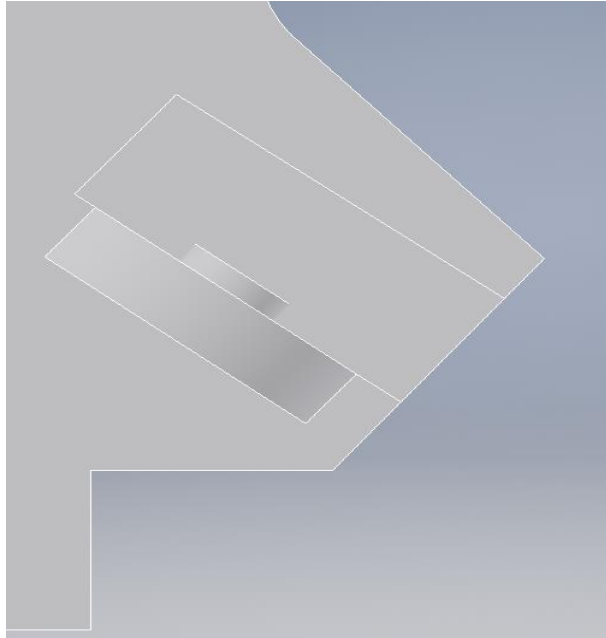


Ilustración 64 Extensión de la base donde se ubica el dedo pulgar

Por último, a la base se le colocaron sujetadores en el lugar donde se colocarán los servos, esto para sostenerlos y evitar que se logren mover debido al alto par de torsión que se podría generar al sujetar objetos, se colocaron alrededor del espacio del servo esto para que el servo no tenga ningún movimiento y se quede fijo aun al estar funcionando con el engrane colocado. En total fueron 11 los sujetadores diseñados, pero 3 de estos se diseñaron para colocarse de manera separada y 8 están diseñados para estar unidos a la base, de estos 3 sujetadores individuales se diseñaron de esta manera para que el servo se pueda deslizar y entre de manera fija a su posición luego se coloca el sujetador en unos hoyos colocadas en la parte más cercana al borde de la base para que sea más fácil remover el servo si este llegara a descomponerse, los sujetadores miden 2.5mm x 12mm con una altura de 22mm, estas medidas están relacionadas a las dimensiones de los servos y al espesor necesario para que no se rompa algún sujetador.

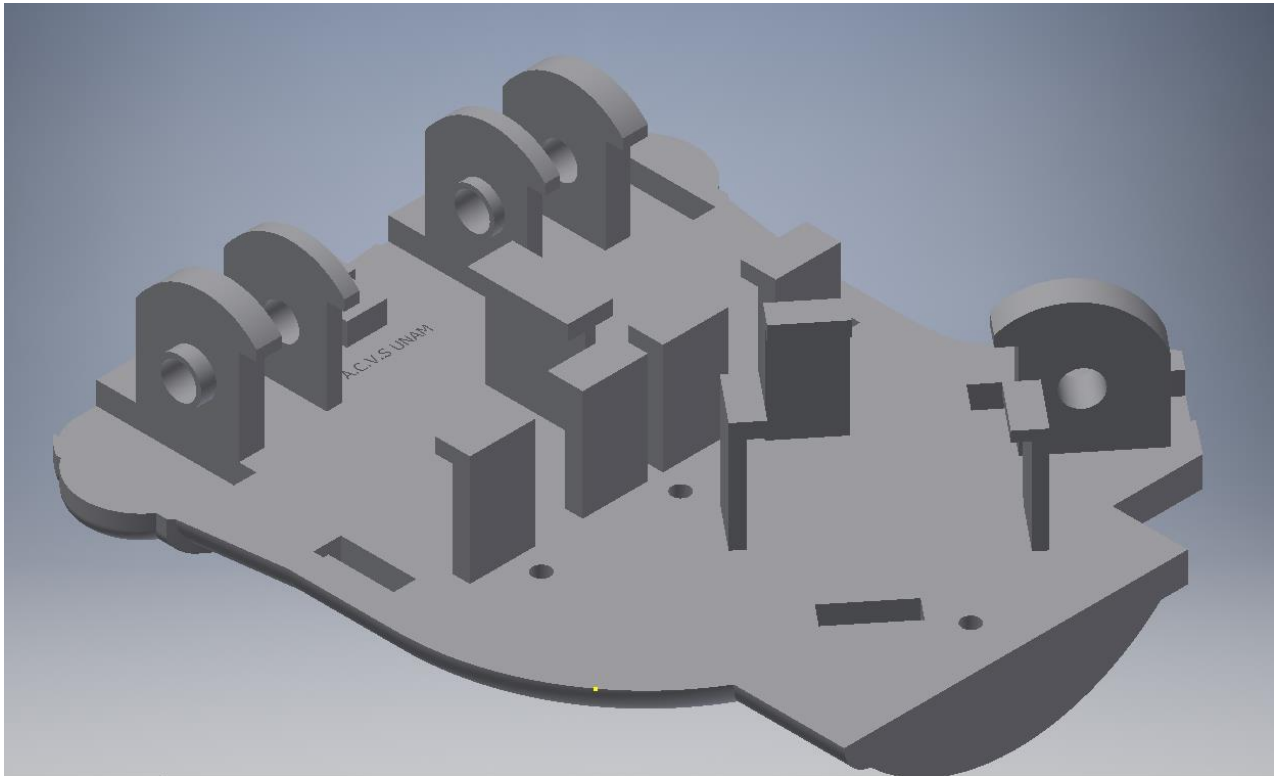


Ilustración 65 Sujetadores colocados alrededor del lugar para colocar los servos

El último detalle que se le hizo a la base fue más por un aspecto estético de que esta se asemeje lo más que se pueda a una mano natural es por esto por lo que se investigó sobre las distintas formas que componen al contorno de nuestra mano y se intentó darle a esta base distintas curvas que asemejaran las curvas que tenemos en nuestra mano. Primero se le dio a la esquina izquierda inferior una curva de circunferencia 50mm luego en la parte superior donde se encuentran los dedos se les dio curvas muy pequeñas para simular las curvas presentes entre los nudillos y cada dedo también se le agregó una pequeña parte a la base que tiene la función de servir como el inicio de la muñeca y a los bordes se agregaron unos pequeños círculos que tienen la función de dar más espacio a los ejes de los dedos para que puedan girar sin problemas y por último a toda la parte posterior de la base (parte exterior) se redondearon todos los ejes esto sólo para mejorar la apariencia del modelo con un redondeo de 3mm.

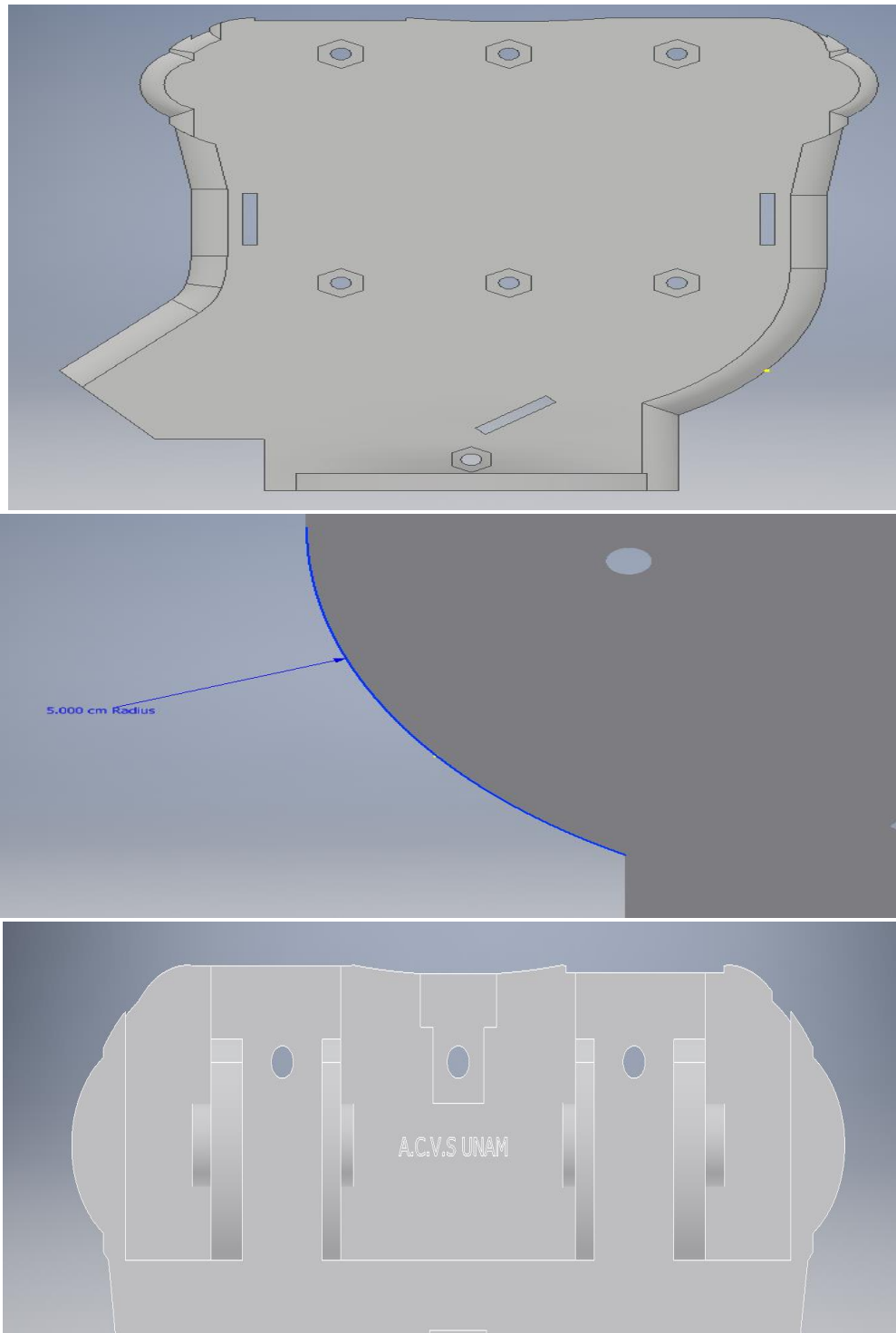


Ilustración 66 Detalles agregados a la mano para darle una apariencia estética más agradable

DISEÑO DE LA PALMA DE LA MANO/CARCASA

Al concluir el diseño de la base el resto del trabajo se hace más rápido ya que se tiene una parte que se puede usar como referencia para cualquier otro diseño que se tenga que hacer.

La siguiente parte para diseñar fue la palma de la mano o también para este proyecto se le puede llamar la carcasa ya que es la parte encargada de proteger todos los mecanismos y servos que se encuentran en la base de factores externos como el polvo o factores externos además de tener un diseño hueco ya que esta se colocará sobre la base.

Para comenzar se tuvo que trazar todo el contorno de la base con alta exactitud para asegurar que la carcasa será lo suficientemente grande para cubrir toda la base sin sobrepasarse o no ser lo suficientemente grande, es por esta razón que la medición de los bordes de la base fue de suma importancia ya que de haber un error la carcasa no cumpliría con su objetivo. Al tener estas medidas se dibujó una silueta con una forma completamente similar al de la base, se extruyó toda esta parte de 6mm esto será el espesor de toda la carcasa, luego se extruyeron lo que serán las paredes de la carcasa una distancia de 25mm esto para que haya un espacio de 6.5mm entre los servos y la mano esto quiere decir que la mano completa tendrá un espesor de 37mm en total lo que la hace un poco más grande a comparación con el espesor de una mano natural que usualmente tienen un espesor de alrededor de 30mm de acuerdo con lo encontrado en el estudio de las medidas antropométricas de la mano que se detalló en capítulos anteriores. Las paredes de la carcasa seguían el contorno de la base para que tuviera la misma apariencia estética en la palma, luego se realizaron 5 cortes de 45mm x 13mm en el lugar donde se ubican los dedos, esto para que puedan girar lo suficiente para tocar la palma de la mano con la punta del dedo, pero no lleguen a girar más de lo necesario.

Se hizo un corte con el objetivo de simular la forma que tiene la palma de la mano cortando 3 pequeños círculos localizados en la parte superior alrededor de los dedos con una circunferencia de 15mm, en la parte inferior izquierda el monte se le dio una circunferencia de 32mm y en la parte inferior derecha alrededor del dedo pulgar el monte mide 26mm todo esto fue solo para que la mano tuviera una parte donde los objetos sujetados se hundirían y serían mantenidos en su posición gracias a los montes que rodean esta parte o también se puede conocer estos como la eminencia hipotenar que se mencionó previamente y por último se le dio a todos los ejes un redondeo de 4mm esto por la misma razón que se hizo el redondeo de la base.

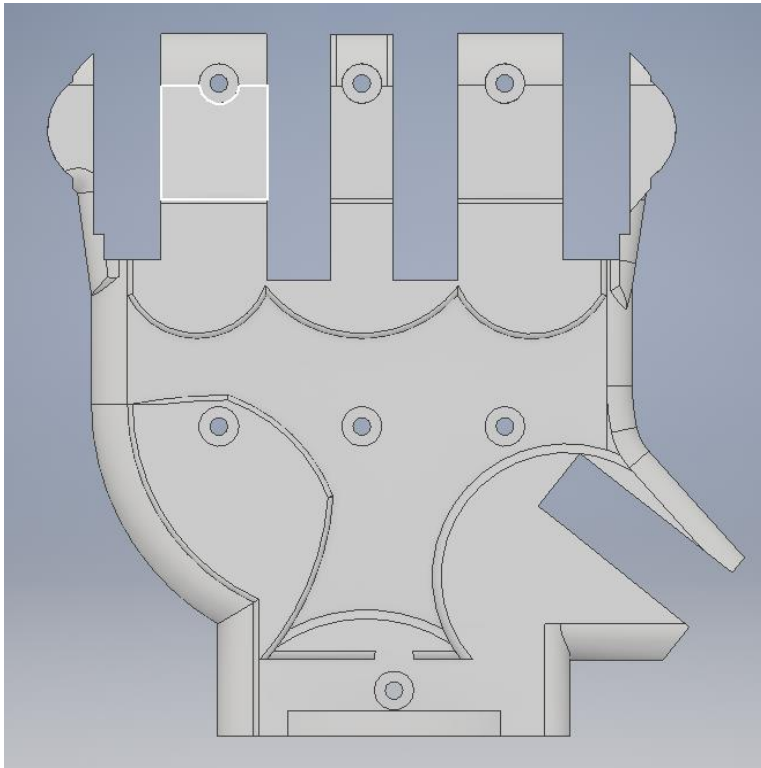


Ilustración 67 Modelo de la palma de la mano frente (carcasa)

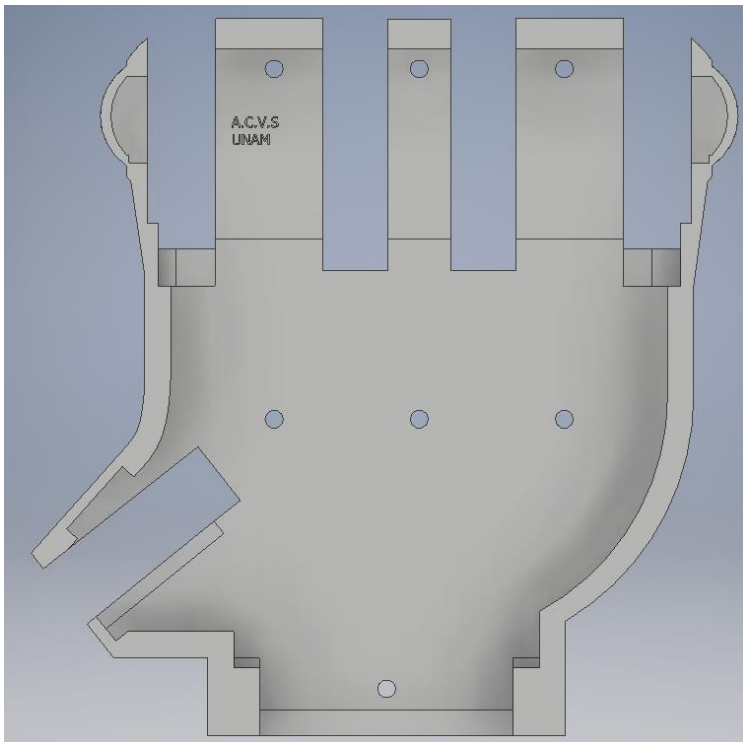


Ilustración 68 Modelo de la palma de la mano posterior (carcasa)

DISEÑO DE LOS DEDOS

Las siguientes piezas que hacen falta de diseñar son los dedos, estos son fundamentales, ya que todo el funcionamiento de la prótesis depende totalmente de la interacción que tienen los dedos con los objetos que se sujetan y si estas piezas no cumplen con su objetivo principal se tendrán que rediseñar hasta que el funcionamiento sea el esperado. Para comenzar el diseño se tomó el engrane complementario del engrane colocado sobre los servos para que todo el diseño del dedo se realice sobre esta parte, esto para que la rotación que proporcionan los servos sea transmitida lo más eficazmente posible a los dedos actuados a través de los engranes.

Primero se tomó el engrane complementario y se realizó una extrusión recta de que contenga al menos 8 dientes del engrane, la extrusión se realiza utilizando el diente localizado en el punto medio del engrane ya que es necesario que el dedo tenga un diseño que no lo permita girar más de lo necesario, es así como la parte inferior del dedo tocará a la base de la prótesis así evitando que el dedo gire en el sentido contrario, lo que no concuerda con la anatomía de la mano natural. La extrusión inicial del dedo índice tiene dimensiones de 18mm x 38mm con un espesor de 8mm este espesor será constante en todos los dedos, esta primera extrusión se hace tomando como referencia las dimensiones presentadas en las investigaciones de las antropometrías de la mano^[19], esta extrusión inicial se diseñó para que asemeje a la falange proximal en sus dimensiones aunque no sean exactamente las mismas ya que todo depende también del peso y material que se usara en la etapa de impresión y también se le dio a esta sección un ángulo de 90° ya que es la sección inicial del dedo. La siguiente sección por diseñar es la de la falange media, a esta sección se le dio una longitud de 36mm y ahora se le dio un ángulo con respecto de la sección anterior de 117° (intersección entre el falange medio y proximal), la siguiente sección se le dio un ángulo de 40° con la sección anterior (intersección entre el falange medio y distal) y por último se agregó lo que se considera como la punta del dedo a esta sección se le dio una longitud de 18mm y un ángulo de 20° con respecto a la sección anterior (intersección entre la falange distal y la punta del dedo) estos ángulos que se le dieron a cada sección de los dedos con respecto a su sección diferentes fueron obtenidos de utilizar los ángulos de la investigación^[18] que se mencionó previamente, estos ángulos fueron resultado de tomar los ángulos de la Ilustración 60 Ángulos de cierre de las falanges {19} y sacando el promedio de cada uno de estas secciones de cada una sujetando los objetos de diferente circunferencia que se mencionan en la investigación, los ángulos son los mismos para todos los dedos. Se le agregó a esta sección en la parte que se considerara como la “yema” del dedo una circunferencia de 13mm esto para que sea más fácil sujetar diferentes objetos y ofrecer una oposición al movimiento que se pueda tener cuando la prótesis comience a funcionar y se le agregó un corte circular de 7mm para que pueda pasar por este agujero el eje y así se conecte con el dedo.

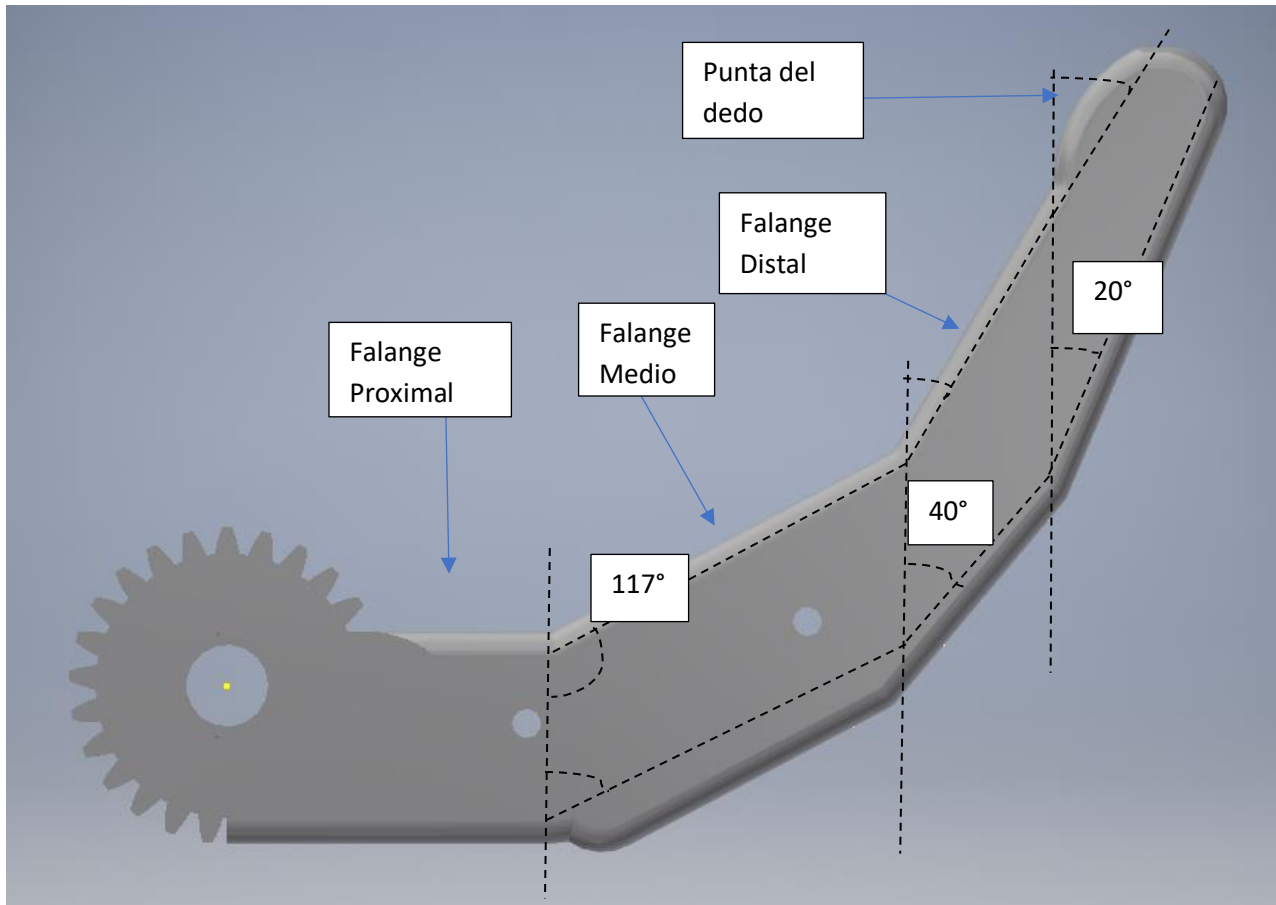


Ilustración 69 Modelo del dedo índice

Teniendo ya diseñado el modelo del dedo índice ahora es más fácil diseñar todos los demás dedos ya que gracias al software de modelado y el diseño en específico, solo es necesario cambiar cada variable de la longitud de la sección y su ángulo de intersección utilizando las medidas encontradas en las investigaciones posteriores para cada dedo, aquí se muestra una tabla con las distintas medidas para cada falange y su ángulo de intersección.

	Falange Proximal	Falange Media	Falange Distal	Punta del dedo
Dedo índice	38mm	36mm	23mm	18mm
Dedo Medio	30mm	47.5mm	26mm	18mm
Dedo anular	30mm	44.5mm	26mm	18mm
Dedo meñique	38mm	31mm	19mm	18mm
Dedo pulgar	43mm		44m	

Como se puede observar de los valores de la tabla para el dedo pulgar no cuenta con falange media, este dedo solo cuenta con la falange proximal y la falange distal, esta última falange comprende también la punta del dedo ya que para el pulgar esta sección es una sola, ahora para los dedos índice y anular se aprecia que sus valores de la falange proximal son los mismos esto se debe a que esta sección está unida con el engrane que se actúa con el engrane complementario del servo lo que hace que estos dedos tengan valores más grandes para esta sección pero se complementan con las falanges proximal y distal modificando los valores de estas secciones para que los dedos se asemejen lo más que se pueda a la realidad.

Para los dedos medio y anular se nota el mismo dato para su falange proximal pero en este caso es un valor menor, esto se debe a que al colocar el servo si se deja el modelo del engrane original este no permite girar a los dedos por su tamaño y posición por lo que se redujo el diámetro del engrane para que no estorbe el giro lo que modifica el valor de la falange proximal pero para que estos dedos sigan siendo los más largos de la mano se incrementó el tamaño de las falanges distal y media así se mantienen similares las medidas de estos dedos a las medidas antropométricas planteadas anteriormente.

DISEÑO DEL EJE

El diseño de los ejes es muy simple, solo se extruyeron dos barras de longitud 53.5mm con diámetro de 7mm, esto para que al colocarse el eje este lograra unir a los dedos adyacentes a través de un tornillo colocado en un agujero hecho para conectar el dedo con el eje y así lograr que cuando un dedo gire debido al servo el otro dedo conectado con el eje gire simultáneamente. Estos agujeros se colocaron a 2.75mm de cada extremo del eje y tienen un diámetro de 3.5mm esta medida específica es para que el clavo que se ha cortado a la medida pueda entrar en estos agujeros a presión y así se logre conectar estos ejes con los dedos. El eje del dedo pulgar se diseñó de la misma manera solo que a longitud de este es mucho más pequeña debido a que este dedo no necesita estar conectado a ningún otro dedo por lo que su eje no lo comparte con ningún otro dedo y solo tiene un agujero para conectarse su longitud es de 25mm.



Ilustración 70 Eje principal



Ilustración 71 Eje para el dedo pulgar

DISEÑO DE LAS BARRAS CONECTORAS

Por último, se diseñaron 5 barras que se conectarán a los dedos por un lado para que cuando el dedo gire se tenga mayor firmeza y se eviten rupturas inesperadas ya que la barra ofrecerá un segundo seguro que evite la dislocación del dedo ofreciendo una resistencia constante. Se crea un círculo que sirva para conectar el dedo con el eje y la barra de 9mm, a este círculo se le agregan dos agujeros que se encuentren a 90° del círculo y se colocan en la parte superior e inferior. Luego se agregó una extrusión recta de 8mm x 7.5 con un espesor de 3mm en el ángulo de 236° del círculo inicial, esta extrusión se le dio este ángulo en particular ya que al girar los dedos se necesita que tenga un ángulo significativo para evitar que la barra ofrezca una oposición al momento de sujetar un objeto. Partiendo de la extrusión inicial se realizó otra extrusión en un ángulo de 90°, a esta sección se le dio una longitud de 44mm ya que será esta la que se colocará justo en el centro de cada dedo para así cumplir con su objetivo de forma más eficaz. Por último, se hicieron dos cortes circulares en el centro de la barra para que se conecte con el dedo a través de los tornillos previamente mencionados, cabe mencionar que esta barra solo se diseñó para ofrecer un soporte al funcionamiento del dedo agregando un seguro para que se eviten movimientos o dislocaciones del dedo inesperados, pero no es esencial para permitir que el dedo gire.

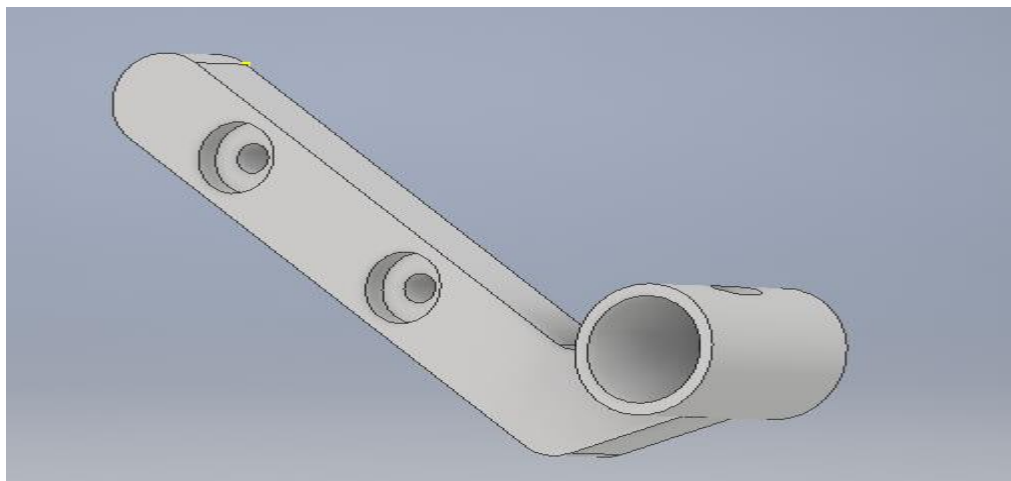


Ilustración 72 Barra soporte para los dedos

7. Armado del Modelo Físico y Pruebas del Funcionamiento

La última etapa de desarrollo de este proyecto es la de armar la prótesis diseñada utilizando todas las piezas que se han descrito a lo largo de este proyecto para luego probar su funcionamiento asegurando así que todos los objetivos planteados se cumplen.

Primero se comprobó que todas las piezas se imprimieron con la exactitud requerida debido a que la prótesis se diseñó con medidas exactas para su funcionamiento correcto, ya comprobando que las piezas se fabricaron exitosamente se prosigue a comenzar a colocar las piezas en la base de la mano.

El armado de la prótesis tiene un orden muy similar al orden en que se diseñaron las piezas, esto hace que este proceso sea muy sencillo y rápido. Este proceso de armar la prótesis se puede describir en 9 sencillos pasos:

1. Colocar los servos en los 3 puntos indicados al lado de los dedos que se van a actuar (índice, meñique y pulgar).
2. Se colocan los 3 engranes principales en los puntos de accionamiento de los servos.
3. Se colocan los 3 dedos actuados en los lugares correspondientes de la mano (índice, meñique y pulgar).



Ilustración 73 Prótesis después de haber realizado los 3 primeros pasos de construcción

-
4. Se colocan los dos dedos adyacentes a los dedos actuados (anular y medio) junto con los ejes principales largos para que queden fijos.
 5. Se insertan los tornillos específicos de los ejes para fijar todos los dedos en su lugar.
 6. Se colocan las 5 barras conectoras al lado de cada dedo para fijarlos con los ejes y luego se colocan los tornillos correspondientes para unirlos con los dedos.
 7. Se coloca la carcasa/palma de la mano sobre la base/dorso.
 8. Se colocan los tornillos específicos de la carcasa hasta tocar la base de la mano fijando las dos piezas juntas.
 9. Se colocan los cables de los servos a la tarjeta de Arduino y esta se conecta a la batería para comenzar su funcionamiento.

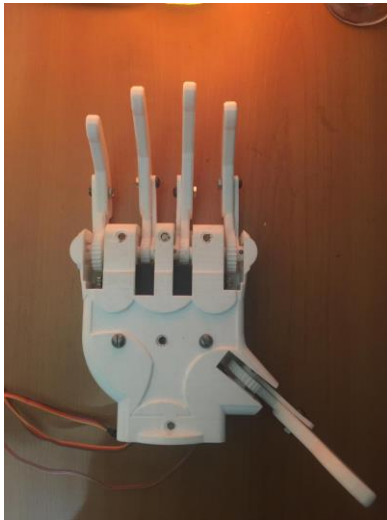


Ilustración 74 Prótesis terminada (abierta)



Ilustración 75 Prótesis terminada (cerrada)

Por último, se necesitaba agregar un material especial que le permitirá a la prótesis sujetar los objetos con mayor firmeza y evitar que se llegaran a resbalar asemejando la resistencia que ofrecen las distintas partes de las cuales se habló en el capítulo de la arquitectura de la mano como lo son la eminencia hipotenar, la cabeza de los metacarpianos y la cara palmar de las falanges entre otros. Son estos puntos donde se tiene la mayor cantidad de piel en la mano y es esto lo que crea una resistencia a que los objetos se nos resbalen de la mano cuando los sujetamos a esta resistencia también se le conoce como fricción. Se buscaron distintos materiales que asemejaran lo función que tienen estas distintas partes de la mano, como el hule de llanta de bicicleta, esponja, corcho y foamy moldeable.

Después de las distintas pruebas para ver que material cumplía con los requisitos de evitar que los objetos se resbalaran se encontró que la mejor solución era colocar hule de llanta en distintos puntos específicos en cada dedo y en lo que sería la parte central de la palma de la prótesis, esto debido a que el hule de llanta es muy duro y difícil de deformar esto lo hace perfecto para tener varios puntos en la prótesis que intervienen al momento en que esta intenta sujetar un objeto para que la fuerza que ejercen los dedos se concentre en estos puntos y así se vuelve más difícil que los objetos se resbalen. Luego se recubrió todas estas secciones de la prótesis de un material conocido como foamy moldeable, el foamy es el material perfecto para darle tanto el aspecto como textura de la piel a los dedos y a la palma de la prótesis, además este material se puede moldear fácilmente lo que lo hace ideal para darle a los dedos y a la palma de la prótesis una aspecto similar al que tienen las distintas partes de la mano que se vieron en capítulos anteriores, además el foamy le dará una resistencia extra a la prótesis para evitar que los objetos se resbalen, entonces este material no solo ayuda a que se tenga un aspecto más parecido al de una mano sino que también incrementa la resistencia a que se resbalen los objetos de la prótesis a la hora de sujetarlos.



Ilustración 76 Hule de llanta colocado a los dedos en distintos puntos específicos.



Ilustración 77 Hule de llanta colocado a todos los dedos y recubrimiento de foamy sobre un el hule en un dedo.



Ilustración 78 Foamy cubriendo alrededor del hule sobre un dedo.



Ilustración 79 Foamy moldeado para tomar una apariencia similar a la piel de un dedo cubriendo el hule de llanta colocado en cada dedo.

7.1 PRUEBAS DEL FUNCIONAMIENTO

Al terminar el armado de la prótesis se realizaron las pruebas del funcionamiento, estas pruebas consisten en ver qué tipos de objetos puede sujetar la mano, de que tamaño, por cuánto tiempo y que tan fácil es manipular dichos objetos en formas más complicadas como por ejemplo usar un mouse, sujetar un vaso, escribir con un lápiz entre otras pruebas para verificar que en efecto si se cumple el objetivo que se planteó al comienzo del proyecto. Antes de comenzar a realizar las pruebas se escribió el código que leerá las señales mioeléctricas que obtendremos del sensor colocado al usuario y con estas hacer que la prótesis cierre o abra dependiendo de la intensidad de la señal y del tiempo que sea necesario mantener la posición correspondiente.

El objetivo del código es leer la señal que le manda el sensor mioeléctrico y con esta poder controlar los 3 servos colocados en la prótesis para que giren dependiendo de la intensidad de la señal para que mantengan la posición indicada hasta que se vuelva a dar una señal para que los servos giren otra vez, este tipo de control se busca sea muy sensible por lo que la intensidad de la señal tendrá que tener valores que se puedan modificar dependiendo del usuario ya que estas señales se notó varían mucho de persona a persona por lo que se debe estar constantemente analizando los picos que dan estas señales en la etapa de pruebas para una persona en específico.

Para realizar las pruebas se seleccionaron varios objetos que la mano deberá sujetar por lo menos 5 minutos sin que estos se resbalen o se muevan de su posición original, en la siguiente prueba se sujetan estos tres objetos nuevamente y se caminará para verificar que la prótesis puede mantener el equilibrio por un determinado tiempo y por último una prueba para ver que la prótesis puede realizar acciones que requieren de un poco más de destreza de una mano como accionar una máquina, escribir en un teclado y acciones similares. Los varios objetos seleccionados para las pruebas fue un vaso, un lápiz, una mochila, una pesa de 2kgs, unas llaves, un billete y un libro. Todos los objetos fueron seleccionados debido a los requerimientos que se plantearon en los capítulos anteriores para las pruebas de funcionamiento.

Para el funcionamiento de la prótesis se consideraron diferentes parámetros de los servos para elegir la batería a utilizar, se conoce que el voltaje que el servo utiliza es de 4.8v que proporciona 9.4kg/cm y para 6v proporciona 11kg/cm. Con estos datos podemos calcular la corriente que consume el servo utilizando el concepto de potencia eléctrica. La potencia eléctrica es la proporción por unidad de tiempo, o ritmo, con la cual la energía eléctrica es transferida por un circuito eléctrico, es decir, la cantidad de energía eléctrica entregada o absorbida por un elemento en un momento determinado. La unidad en el Sistema Internacional de Unidades es el vatio o watt (W).

Normalmente se analiza la Ley de Ohm como una relación entre el voltaje, la corriente y el valor de una resistencia / resistor. Una forma más completa de expresar la Ley de Ohm es incluyendo la fórmula de potencia eléctrica, se conoce que la potencia en Joules o Newton-metro puede también definirse como Volt * Amper entonces se puede utilizar la fórmula de la potencia eléctrica para encontrar la corriente que utiliza un servo para su voltaje correspondiente^[31]:

$$P = V * I$$

Para este caso la Potencia (P) podemos sustituirla por el par de torsión que tenemos del servo de 11kg/cm y su voltaje de 6v para encontrar su corriente:

$$11\left[\frac{kg}{cm}\right] = 6[V] * I$$

$$I = 183.3[mA]$$

Esto quiere decir que cada servo consume 183.3 [mA] y 6[V] cuando genera un torque de 11[kg/cm], ahora se tienen 3 servos por lo que ahora se tiene que diseñar el circuito que contenga estos componentes.

La mejor configuración para colocar los 3 servos en el circuito sería colocarlos todos en paralelo, esto tiene diferentes ventajas, se sabe que cuando se tiene un circuito en paralelo el voltaje de la fuente de poder es el mismo que atraviesa cada componente y que la corriente total del circuito es la suma de la corriente en cada elemento, con esto sabemos que el voltaje que será necesario para tener un funcionamiento eficiente de los servos será de 6[V] ya que este voltaje será el mismo para cada servo en paralelo y para la corriente se tendrá que:

$$I = 183.3[mA] + 183.3[mA] + 183.3[mA] = 549.9[mA]$$

Con estos cálculos se sabe que para la batería será necesario un valor de 6[V] y un mínimo de 600[mA] pero cabe mencionar que los servos utilizados para este proyecto pueden llegar funcionar en momentos donde el torque será máximo debido a que estos están sujetando objetos por momentos de tiempo largos por los que también se debe tomar en cuenta que la corriente cuando el servo está funcionando al torque máximo es de 1200[mA], con esto se tienen todos los datos necesarios para poder elegir la batería que proporcionara la energía necesaria para que la prótesis funcione adecuadamente, estos valores específicos son: 6[V] con un mínimo de corriente de 549.9[mA] y un máximo de 3600[mA].



Ilustración 80 Batería Recargable 9v {32}

Ya realizados los cálculos de la batería se decidió utilizar una batería de 9V recargable con un amperaje de 600-700mA, esto debido a que utilizar una batería con un amperaje más alto podría dañar el circuito o el sensor utilizado para las señales mioeléctricas.

En términos del actuador que se seleccionó para la prótesis, se escogió el servo Tower Pro, esta decisión se llevó a cabo debido a que este servo se encuentra muy fácil en cualquier tienda de electrónica, pero más importante porque cumple con los rangos de operación en términos de voltaje y torque que se buscan para la prótesis.



Ilustración 81 Servo Tower Pro Mg995 utilizado en la prótesis {33}

PRUEBAS DEL FUNCIONAMIENTO SUJECCION DE OBJETOS

Para las pruebas de sujeción de objetos con la prótesis primero fue necesario escribir un programa en la plataforma seleccionada que se describió anteriormente (en este caso fue la plataforma de Arduino) que nos permita probar de forma extensa las capacidades que posee la prótesis diseñada en términos de la forma en que sujeta objetos, el tiempo que los puede sujetar, la cantidad de peso que puede sujetar, la resistencia que posee a evitar que se resbalen los objetos y que clase de objetos puede sujetar y cuáles no.

El programa se escribió colocando los servos en un ángulo que coloque a los dedos de la prótesis en la posición abierta, como se colocaron 3 servos en la prótesis dos de estos comparten el mismo ángulo que coloca a los dedos en la posición abierta pero el servo que actúa los dedos índice y medio siempre se debe mover a un ángulo contrario al ángulo que tienen los otros dos servos para cerrar y abrir la mano esto es simplemente por la posición en que se coloca el servo en la prótesis, el ángulo para los dos servos encargados de los dedos meñique, anular y pulgar es 0 mientras que el ángulo inicial para los dedos índice y medio es 180, al iniciar el programa se obliga a los servos a colocarse en la posición inicial de mano abierta.

Después de colocar los servos en su posición inicial se prosigue a ver que valores arroja el sensor mioeléctrico colocado en el brazo del usuario, los valores de este sensor varían de persona a persona por lo que siempre es necesario analizar las variaciones de valores de lectura que tiene el sensor en cada usuario. Una vez analizados los valores que arroja el sensor al momento en que el usuario flexiona el brazo y lo deja estacionario se prosigue a declarar valores enteros en el programa que reflejen los valores encontrados en el análisis anterior, se asigna un valor superior y un valor inferior esto para que al momento de decirle a los servos que se cierren esto solo ocurra si el valor que lee el sensor es un valor mayor al valor asignado como valor superior para que solo se cierre la mano si la señal que proporciona el usuario es la flexionar un músculo, ya una vez cerrada la mano se sigue leyendo la señal del sensor cada 3 segundos y si el valor de la señal sigue siendo mayor que el valor superior asignado la mano seguirá cerrada y en el momento en que el valor de esta señal sea menor al del valor superior los dedos ahora se regresarán a la posición inicial de mano abierta.

Arduinosensor_sostener_vaso

```
#include <Servo.h>
// se incluyen los 3 servos a controlar, servo 1(dedo indice y dedo medio), servo 2(dedo pulgar), servo 3(dedo anular y dedo meñique):

Servo servo1;
Servo servo2;
Servo servo3;

//hasta aqui se incluyen los 3 servos a controlar:

const int valorsuperior = 450;
const int valorinferior = 400;

//se define una constante entera que es un valor que leera el sensor y se usara como referencia mas adelante:

void setup()
{
//se corre esta seccion del codigo solo una vez en el inicio para resetear la posicion de los servos a mano abierta:

servo1.attach(8);
servo1.write(180);
servo2.attach(9);
servo2.write(0);
servo3.attach(10);
servo3.write(0);
}

void loop() {

int valor = analogRead(A0);

if(valor > valorsuperior)
{
servo1.write(100); //angulo de cierre del dedo indice para sostener un vaso l 100
servo2.write(80); //angulo de cierre del dedo gordo para sostener vaso l 80
servo3.write(110); //angulo de cierre del dedo meñique para sostener vaso l 110
delay(1000);
}
else if (valor < valorinferior)
{
servo1.write(180);
servo2.write(0);
servo3.write(0);
}
}
```

Ilustración 82 Código de Arduino sensor mioeléctrico - prótesis

Una vez determinada la integración de los 3 diferentes sistemas que componen la prótesis, los cuales son el sistema mecánico (el movimiento de los servos con los engranes para lograr abrir y cerrar la mano), el sistema de comunicación (el programa que le dice que hacer a los servos utilizando el sensor como referencia) y el sistema mioeléctrico (sensor) se prosiguió a probar los diferentes tipos de objetos que puede sujetar la prótesis.

Para esto se probó el agarre de la prótesis en 5 diferentes objetos, un lápiz, un vaso, una taza, una botella, un martillo, un billete, un juguete y una mochila. Todos los objetos fueron sujetos satisfactoriamente. Se aprecia una clara dificultad al sujetar objetos con formas complejas o muy lisos ya que todo el agarre depende de la forma en que los dedos se cierran y el par de torsión que se aplica sobre el objeto, si se llega a aplicar mucho par sobre el objeto los servos llegan a romperse por lo que se decidió no sujetar objetos más pesados. El objeto más pesado que logró sujetar la prótesis fue una pesa de 2 kg la cual puedo sujetar perfectamente sin soltarla o que se resbale.

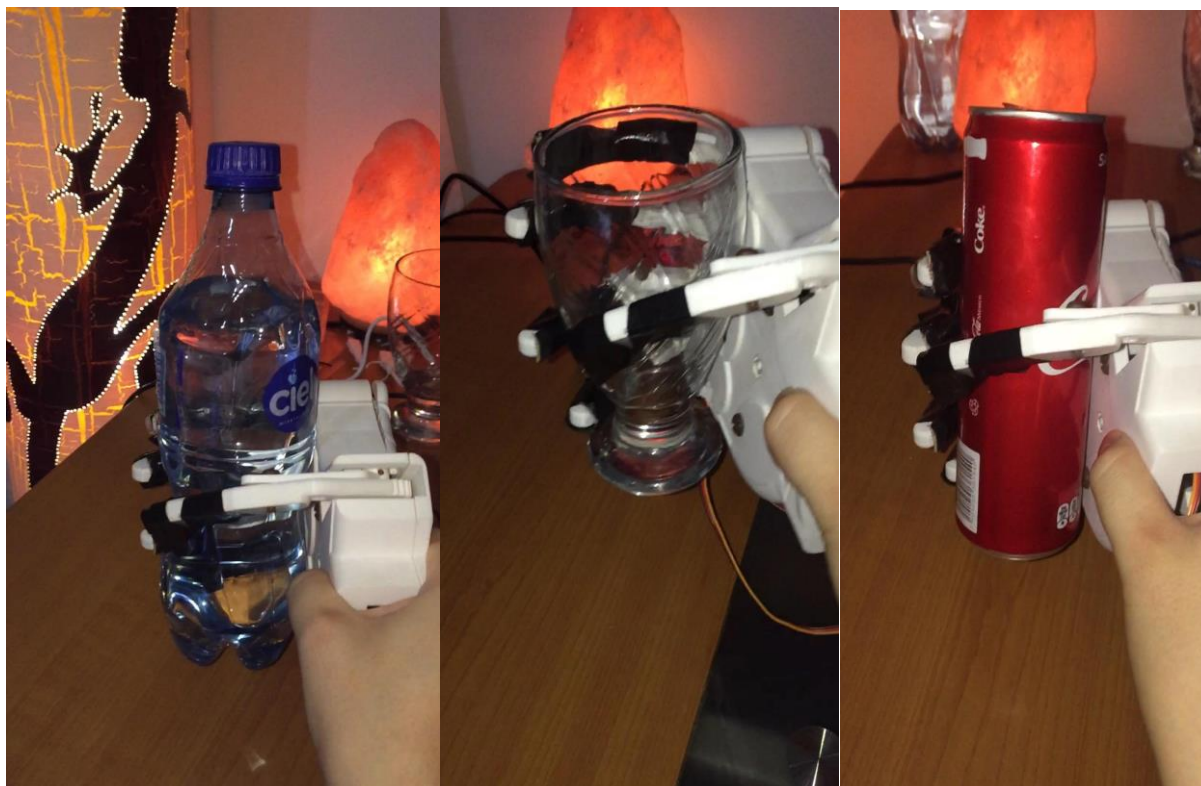


Ilustración 83 Prótesis sujetando diferentes objetos grandes

También cabe mencionar que la prótesis logro sujetar objetos pequeños y delgados como billetes o llaves sin ningún problema aunque es importante mencionar que para agarrar estos objetos se tienen que agarrar en una cierta posición ya que a la prótesis se le dificulta agarrar objetos sin volumen que se encuentren sobre una superficie plana ya que para que la prótesis funcione eficientemente tiene que haber contacto completo de la mayor parte de los dedos con el objeto de lo contrario solo una parte pequeña de la fuerza que ejerce la mano está en contacto con el objeto, lo que provoca que se resbale o no lo sujete correctamente. Pero aparte de estos pequeños problemas la prótesis funciona de manera correcta y como se esperaba, por lo que se puede concluir que la metodología utilizada para su diseño y su funcionamiento satisfacen los objetivos planteados al inicio de este proyecto.



Ilustración 84 Prótesis sujetando una pesa de 2kg y una botella de 600ml

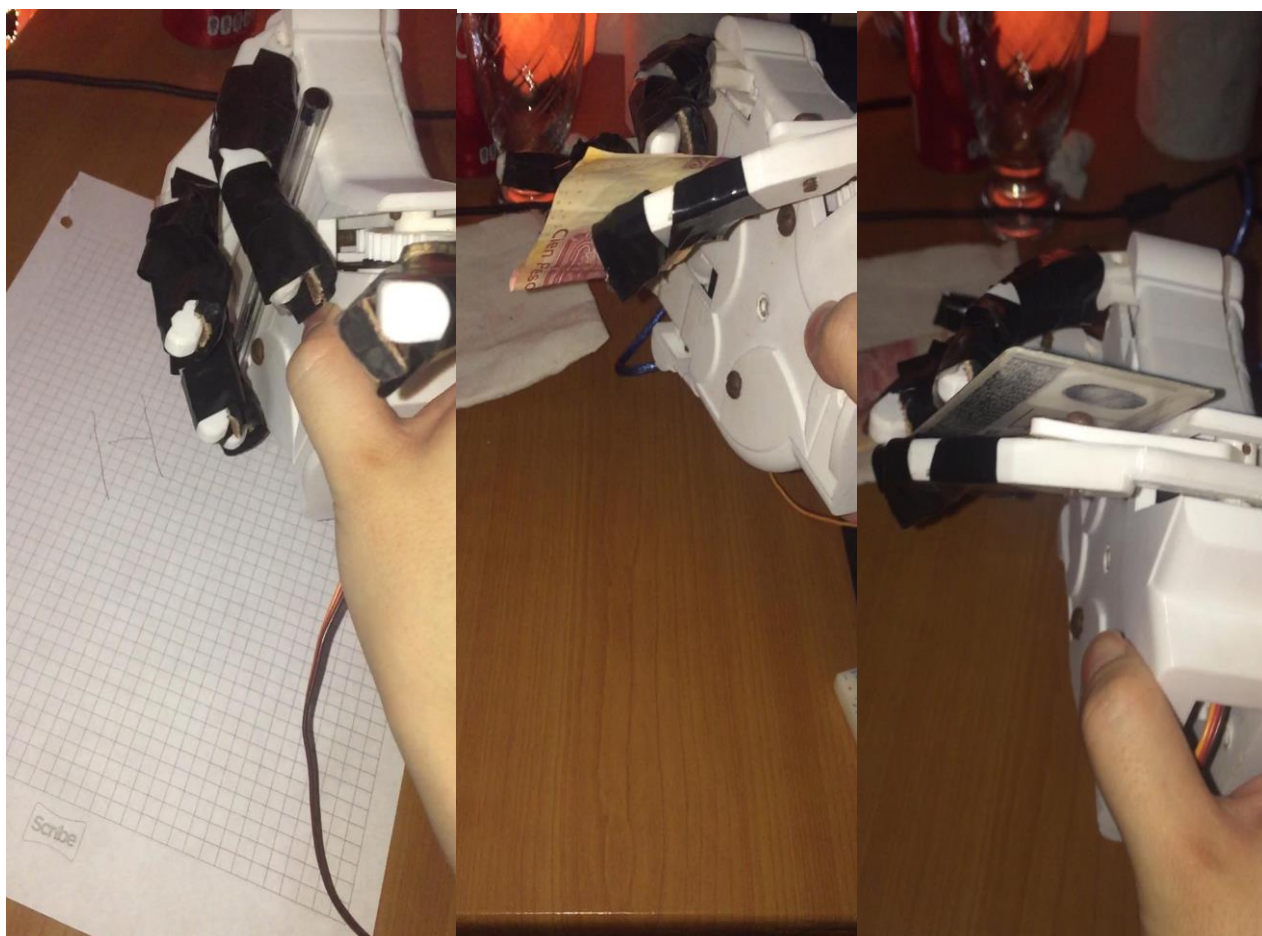


Ilustración 85 Prótesis sujetando objetos pequeños y escribiendo

Adelante se muestran algunas fotos de la prótesis sujetando los mismos objetos, pero con la operación del sensor mioeléctrico siendo accionado por mi mano a la vista.

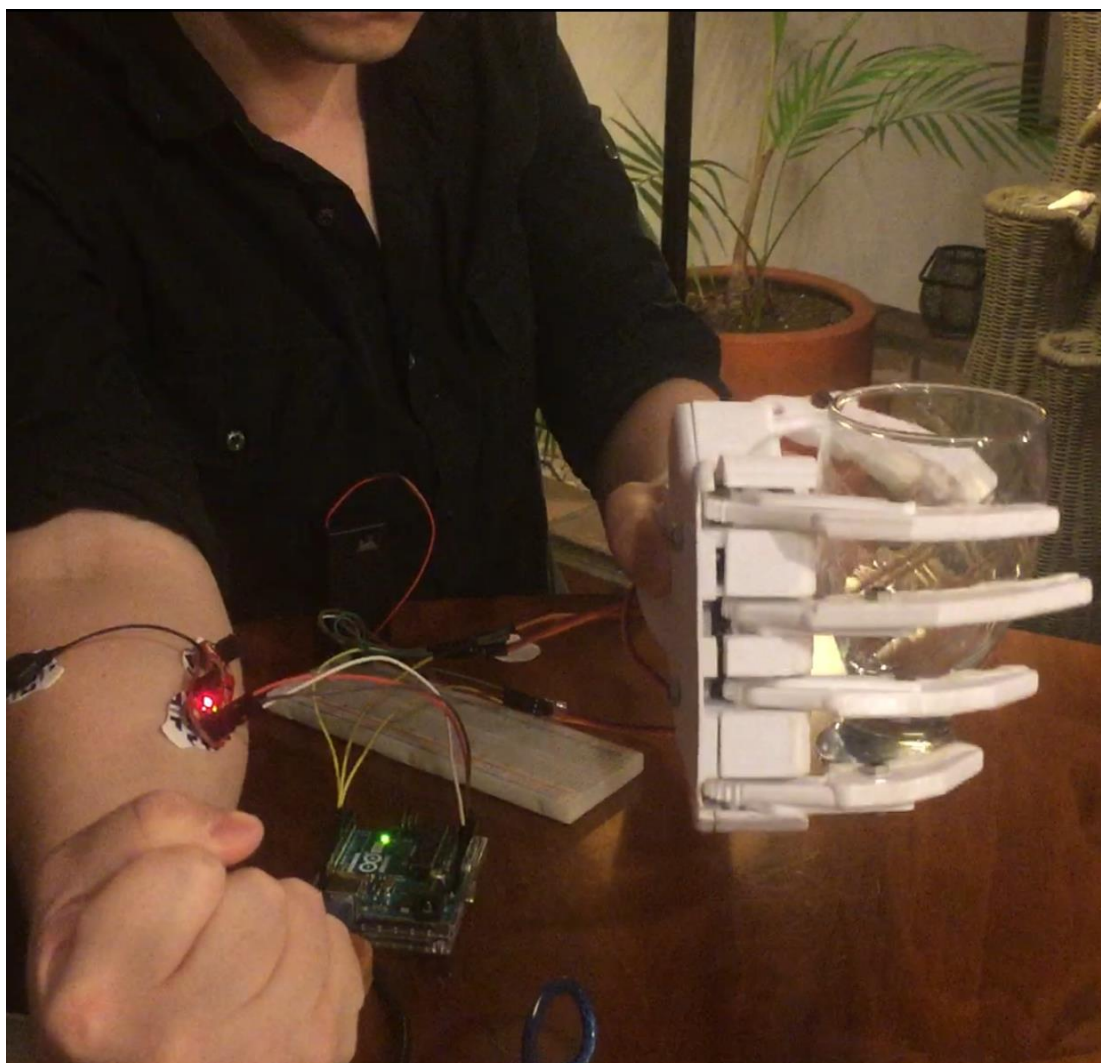


Ilustración 86 Prótesis con sensor sujetando un vaso en forma vertical.

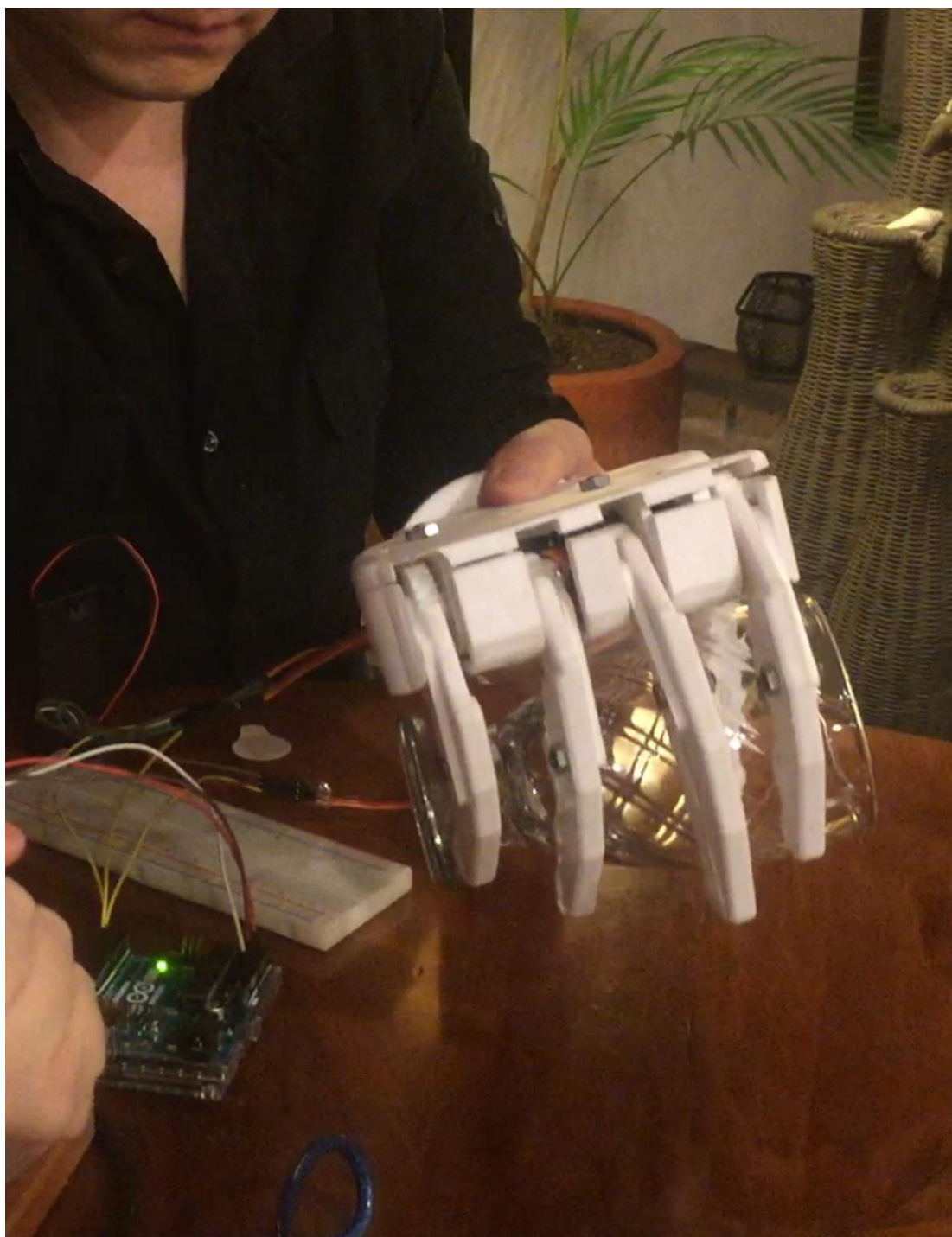


Ilustración 87 Prótesis con sensor sujetando un vaso en forma horizontal.

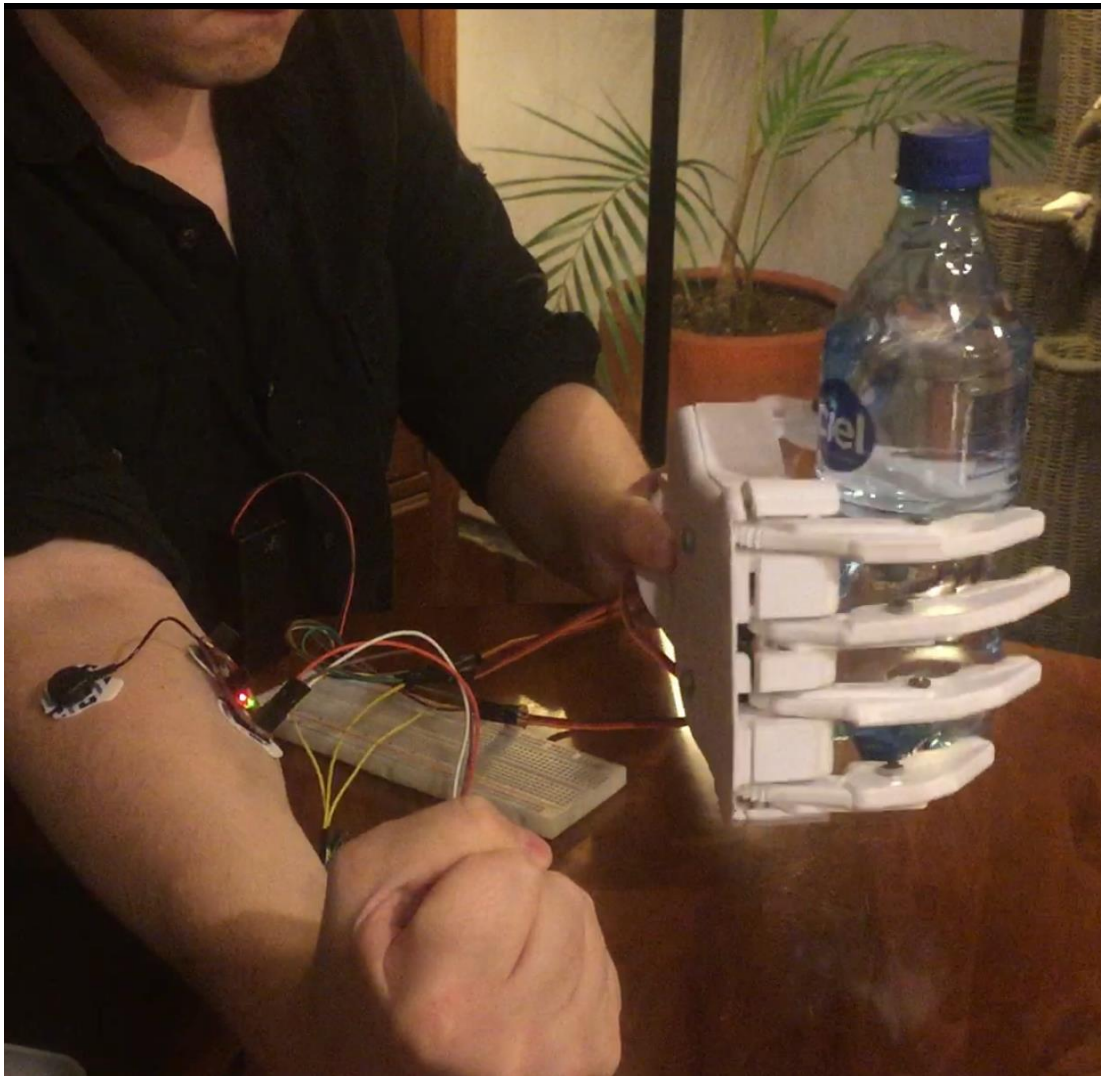


Ilustración 88 Prótesis con sensor sujetando botella de 600ml en forma vertical.

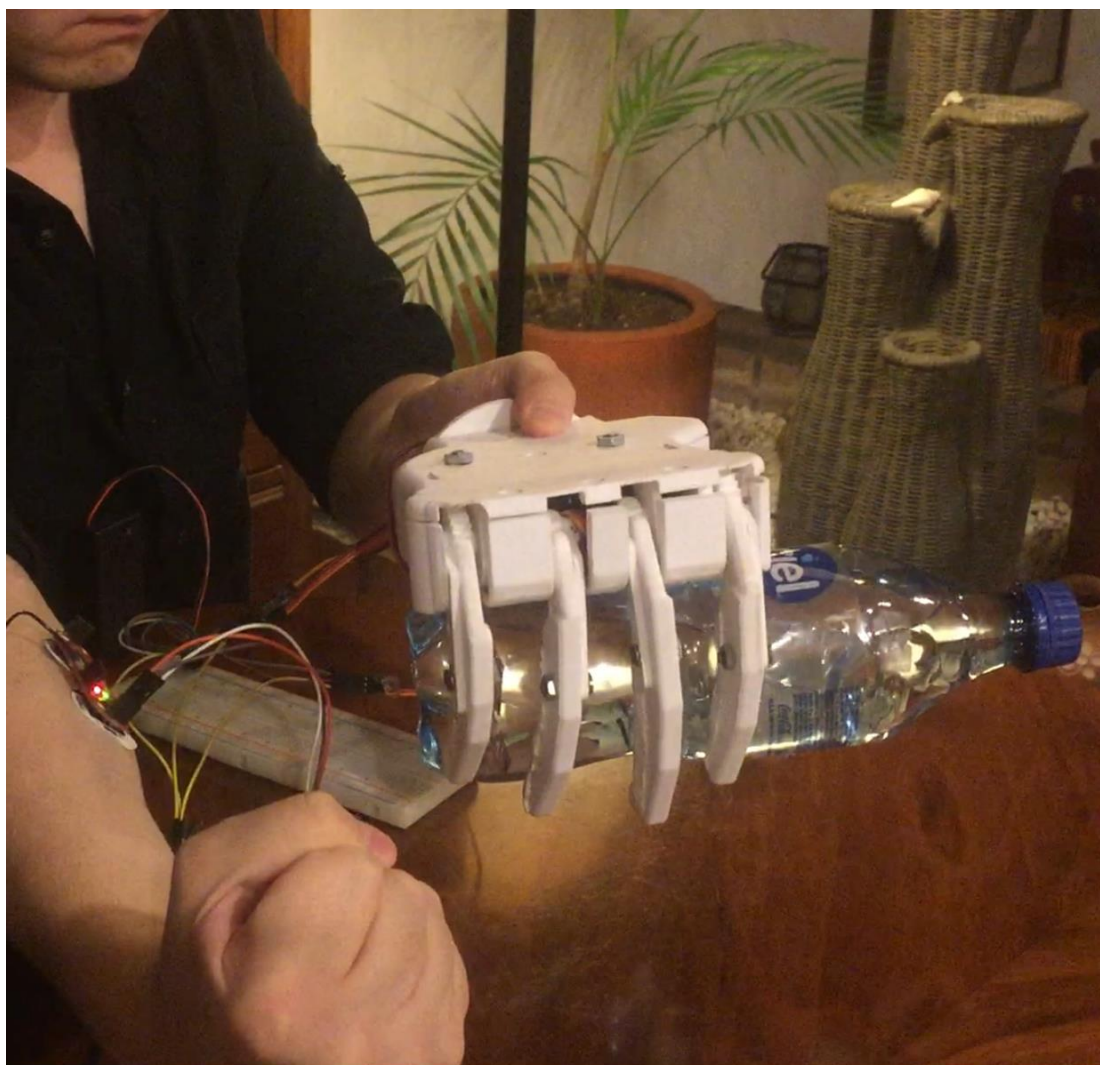


Ilustración 89 Prótesis con sensor sujetando botella de 600ml en forma horizontal.

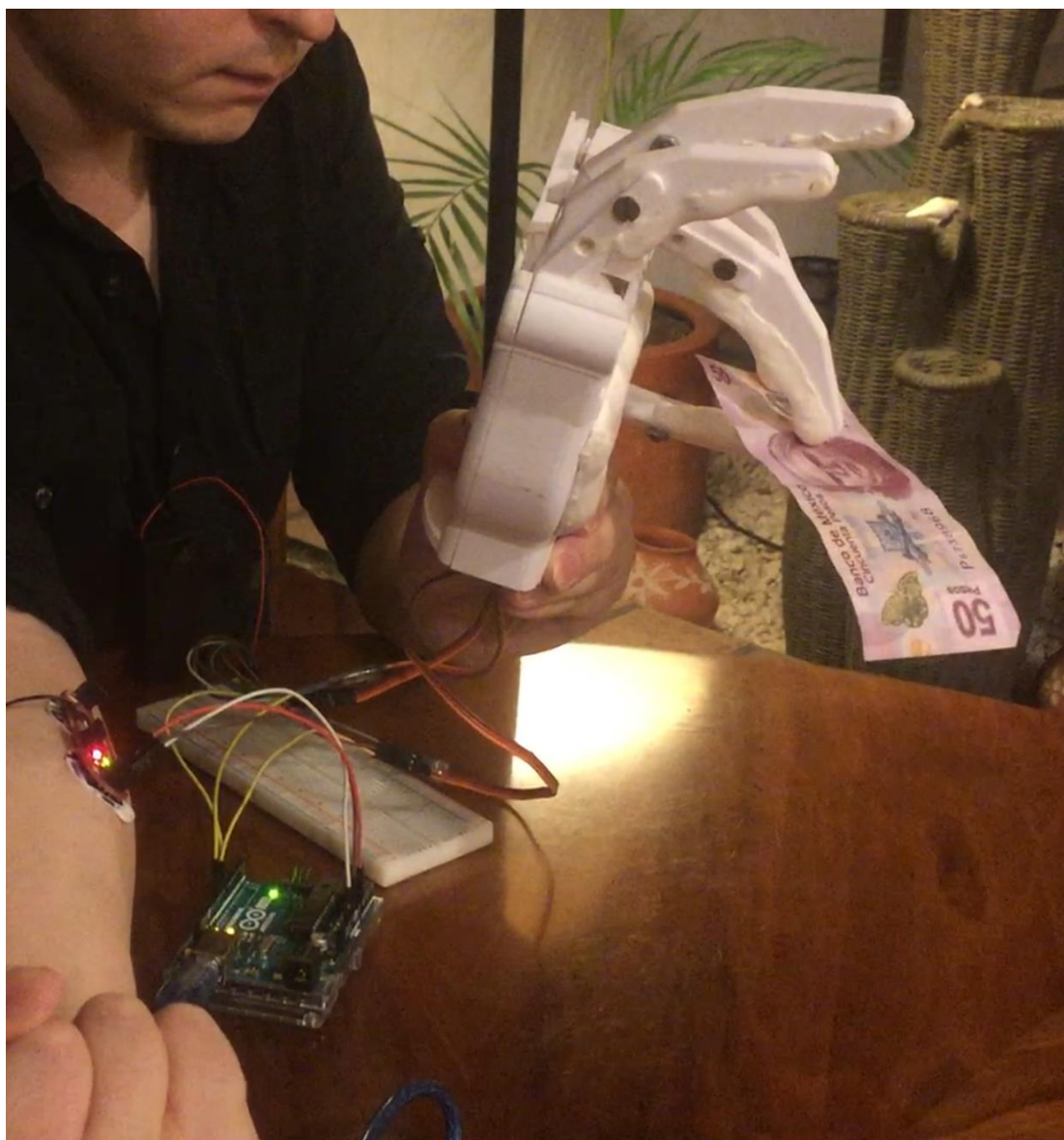


Ilustración 90 Prótesis con sensor sujetando un billete.

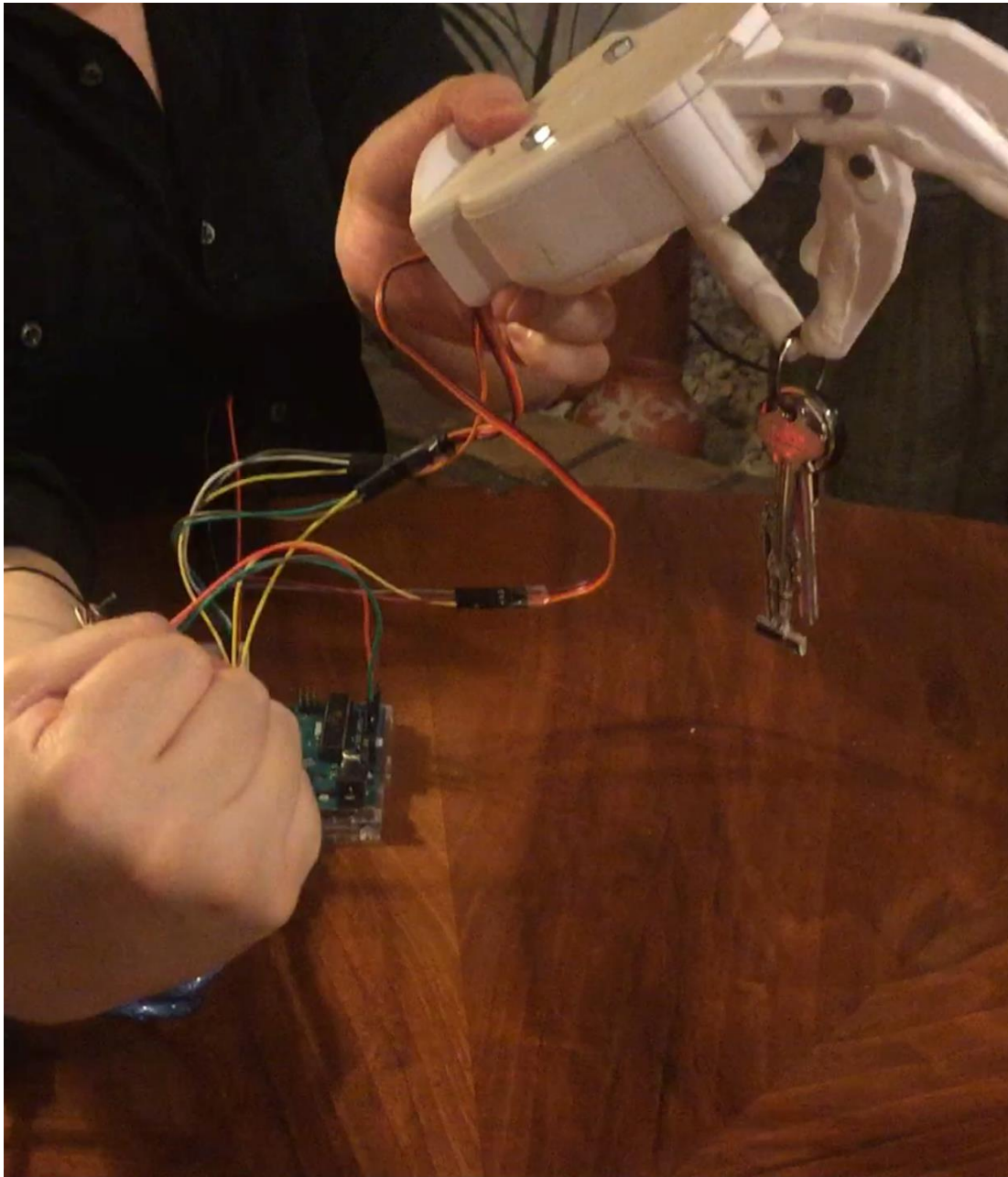


Ilustración 91 Prótesis con sensor sujetando unas llaves.

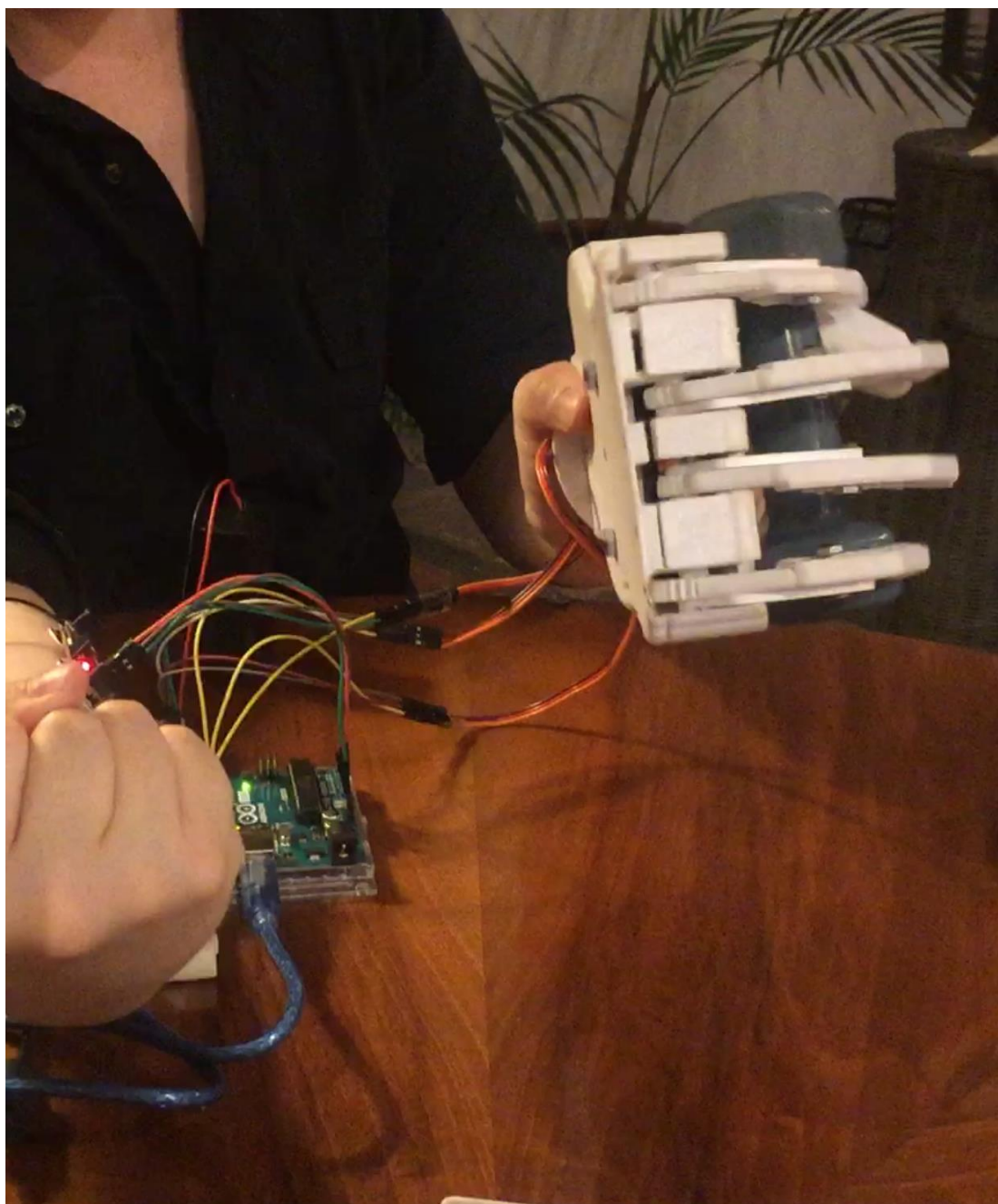


Ilustración 92 Prótesis con sensor sujetando una pesa de 2 kilogramos en forma vertical.

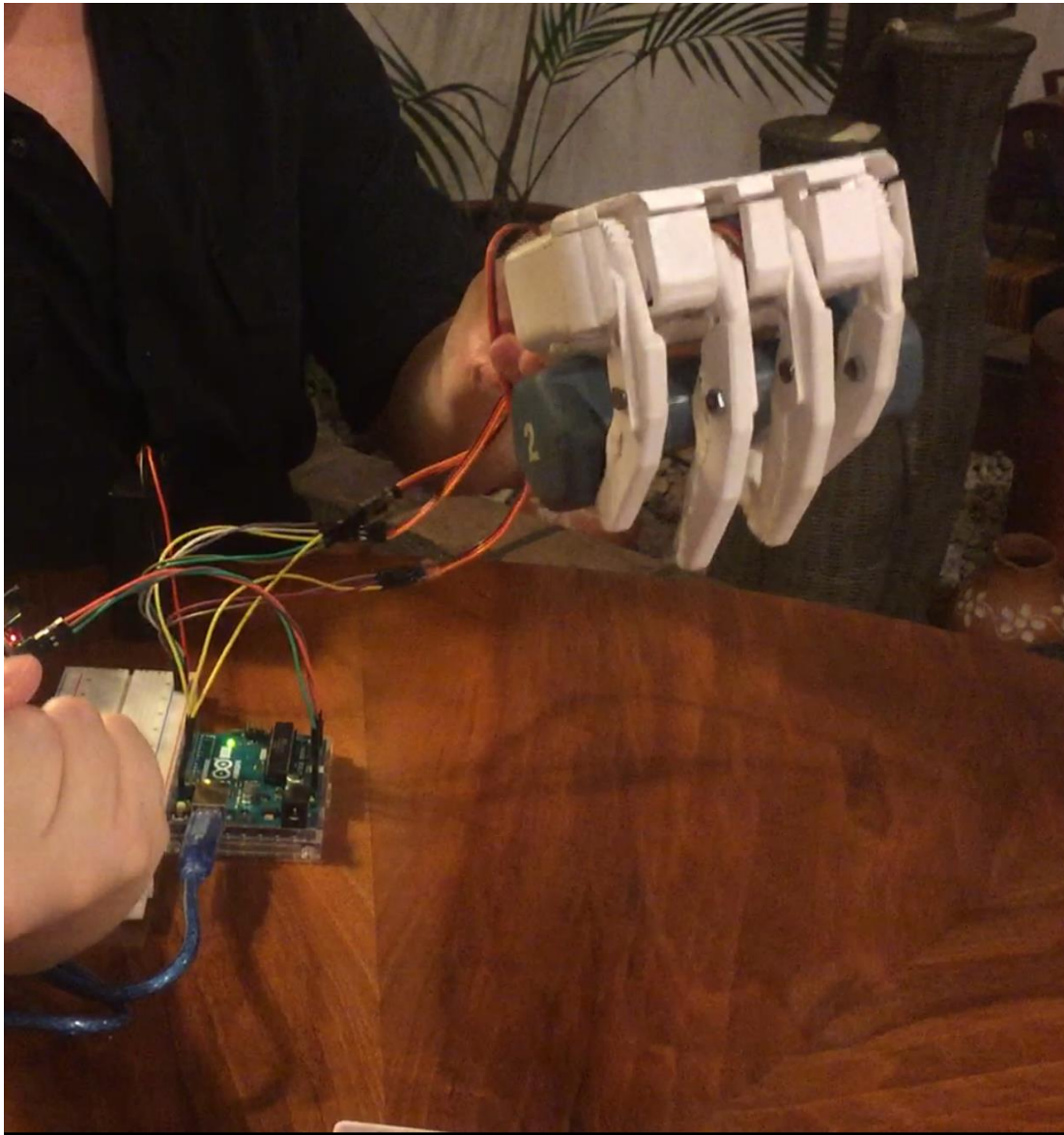


Ilustración 93 Prótesis con sensor sujetando una pesa de 2 kilogramos en forma horizontal.

8. CONCLUSIONES

Después del trabajo realizado en el proyecto se logró diseñar una mano protésica completamente funcional que logró cumplir con los objetivos planteados, con las especificaciones requeridas y con un aspecto estético agradable, para cada pieza diseñada de la mano se necesitaron varios conceptos tanto del campo de la ingeniería como en el aspecto antropométrico ya que diseñar una prótesis requiere tener un muy amplio campo de conocimientos, ya que como se aprendió durante el desarrollo de este proyecto, cada parte de la mano tiene varios componentes esenciales para su funcionamiento que requieren de diferentes campos de investigación para su completo entendimiento. Para el diseño de los dedos se necesitó de conceptos tanto de ingeniería, antropometría y hasta del campo médico para tener un mejor diseño que cumpliera con todos los requerimientos necesarios para que la prótesis cumpla con todas las expectativas que tiene un usuario al utilizar una prótesis.

En términos del movimiento de los dedos, se notó que para que una prótesis tenga movilidad independiente en cada dedo se requiere de actuadores individuales para cada dedo lo que hace que sea necesario tener actuadores más pequeños y livianos pero más potentes o tener mecanismos más complejos que permitan accionar los dedos sin necesidad de colocar motores o servos por lo que el compromiso que se realizó en esta prótesis de reducir la independencia de cada dedo pero también reducir la cantidad de servos en esta resultó ser muy beneficioso y eficaz al momento de sujetar objetos ya solo tres dedos están interactuando directamente con el objeto y dos están funcionando de soporte sin que se necesite de más energía para actuar los 5 dedos.

El diseño del dedo pulgar es uno de los aspectos más importantes de cualquier prótesis debido a que este dedo es encargado de proporcionar soporte y oposición al sujetar un objeto de mayor volumen por lo que su diseño en este proyecto fue más meticuloso que el diseño de otros dedos y se apreció durante su funcionamiento que cumple con las diferentes pinzas por oposición del pulgar planteadas.

El diseño de la prótesis al hacerse en software de desarrollo en 3D como Inventor permite hacer modificaciones al diseño en términos de cualquier tamaño sin necesidad de hacer cambios importantes al diseño general lo que hace que la prótesis tenga la flexibilidad de adaptarse al usuario con solo hacer pequeños cambios al modelo en 3D.

En términos de la fabricación del modelo funcional, el hacer toda la impresión en 3D permitió la manufactura rápida con precisión, lo que ayudará a que la producción que se necesite hacer de estas partes sea rápida y barata lo que será de gran beneficio para el usuario si este llegara a necesitar de un repuesto de cualquier pieza que se rompiera por el uso.

Los cálculos realizados para el diseño de los engranes que son el mecanismo que impulsa todo el funcionamiento de la prótesis se hicieron respecto a variables ya definidas previamente como son los pares de torsión de los servos, lo cual permite que si hubiera necesidad de modificar estas variables debido a nuevos modelos de actuadores más eficientes o de que la prótesis se fuera a usar para actividades que requieren de más fuerza en la sujeción solo sería necesario modificar los valores iniciales de diseño sin modificar algún otro procedimiento lo que permite que futuros diseños se realicen de una forma mucho más simple y eficiente.

En términos del sistema de comunicación con la prótesis del sensor mioeléctrico, resultó indispensable para el futuro diseño de prótesis ya que durante todo este proyecto el control mioeléctrico mostró ser más eficiente, más rápido y fácil de adaptarse para el usuario por lo que cualquier futuro diseño en términos de prótesis tendrá un mejor funcionamiento por parte del usuario si agrega este método de comunicación. Además, el uso del sensor mioeléctrico Myoware permitió tener mayor flexibilidad en el diseño gracias a su tamaño y facilidad de uso por lo que estos sensores que se encuentran en el mercado son una gran opción para el control de las señales.

9. TRABAJO A FUTURO

Aunque se haya terminado este proyecto todavía hay diferentes áreas que podrían trabajarse para mejorar partes como el diseño, sistemas de comunicación y mecanismo ya que la mayor parte del tiempo dedicado al proyecto se enfocó en el diseño de la mano, los dedos y los engranes. Hubo gran cantidad de aspectos que se consideraron para mejorar el funcionamiento de la prótesis y que se podrán trabajar a futuro, aquí se enuncian algunos de estos:

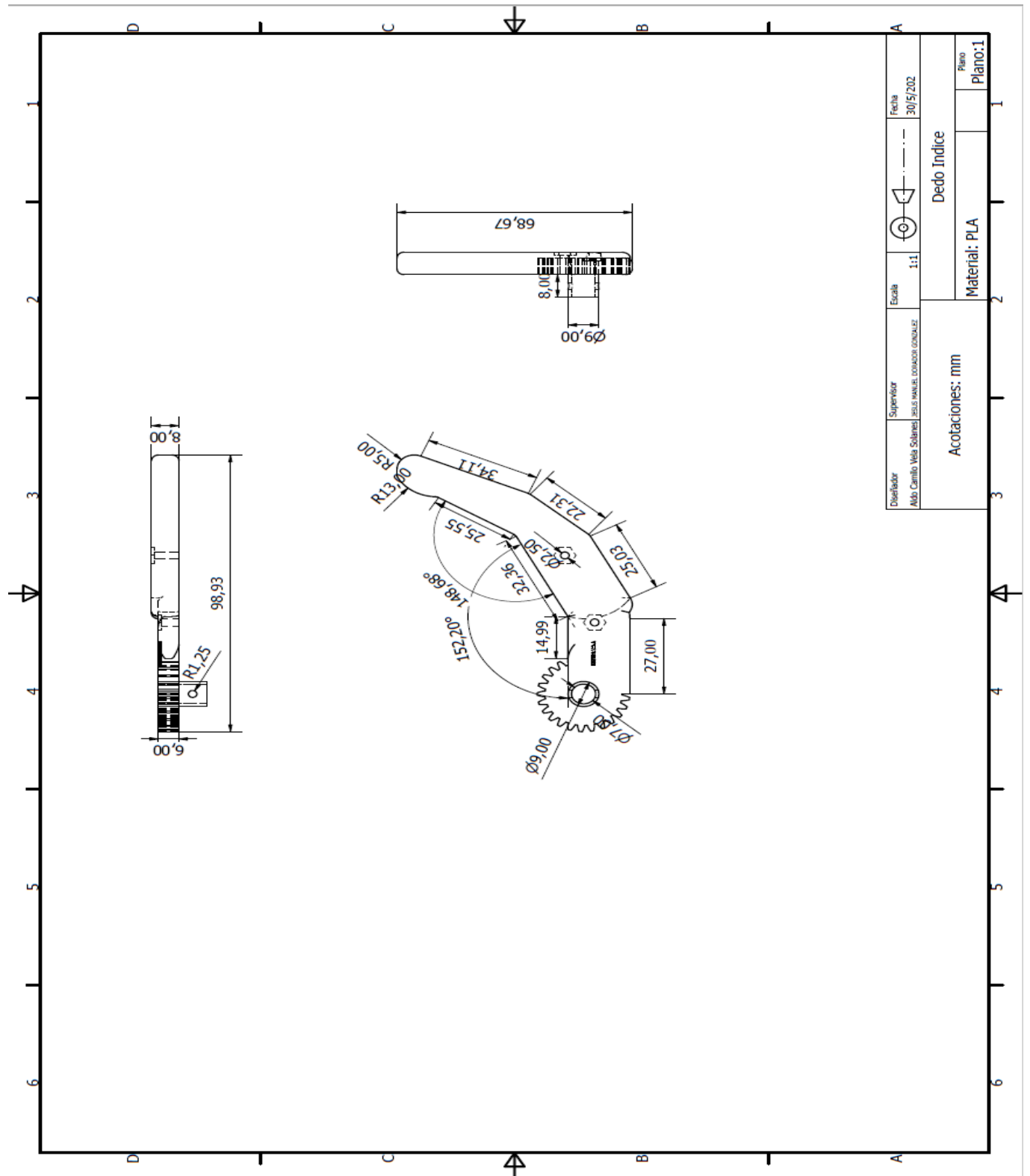
- Se consideró diseñar un mecanismo que integre el funcionamiento de los engranes y el mecanismo de 4 barras el cual aumente el soporte que se necesita para mover los dedos y haga el cierre de la mano más eficaz por lo que se considera una línea de trabajo que suena muy prometedora.
- Utilizar conceptos de mecánica de fluidos para diseñar mecanismos hidráulicos que permiten el cierre y apertura de la mano ya que al trabajar con sistemas hidráulicos se cuenta con los beneficios que aportan los fluidos en términos de sus propiedades como lo son la incompresibilidad.

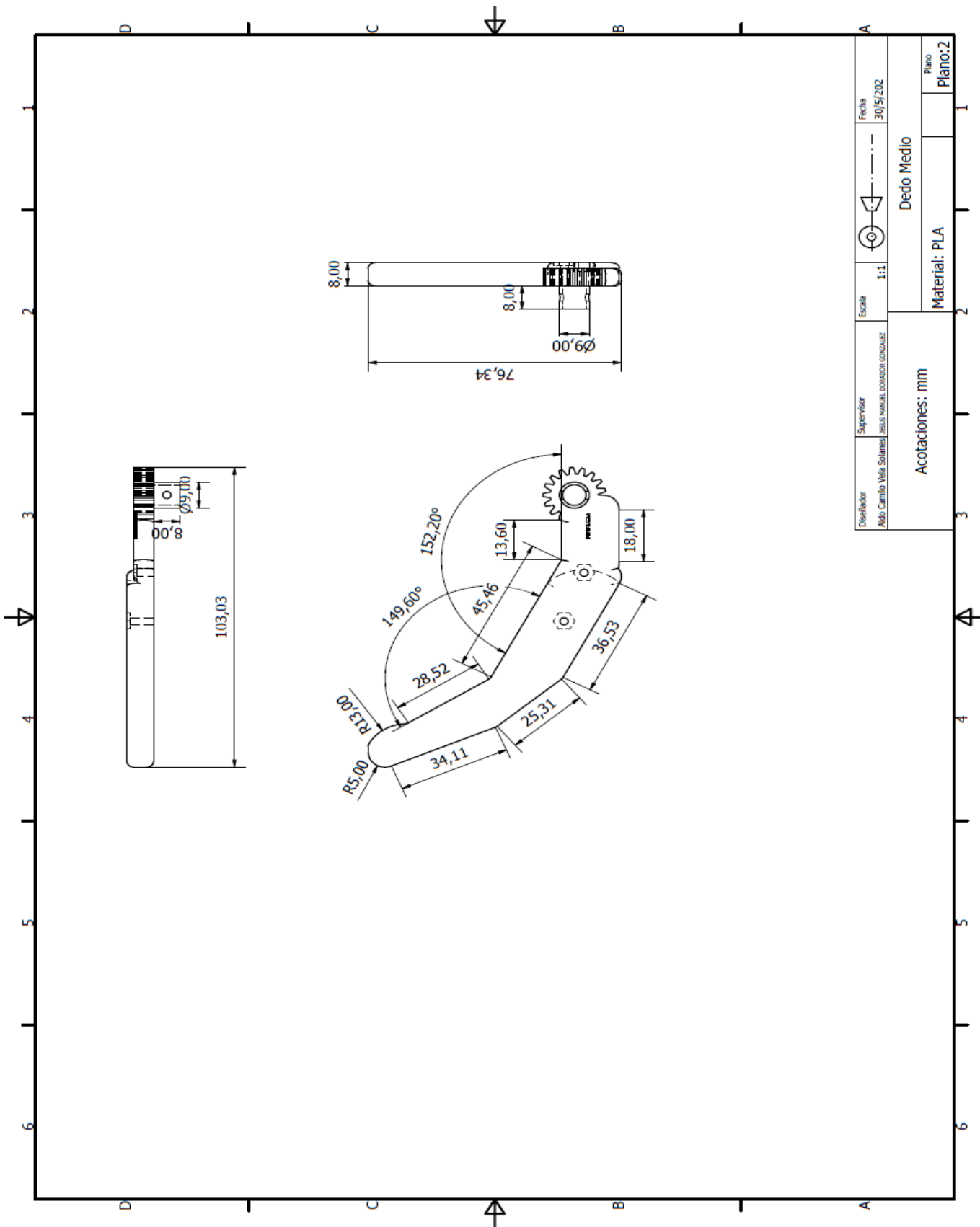
En términos del diseño, se puede diseñar un sistema que va desde la muñeca hasta el codo para colocarse en la mano del usuario, se considera una pieza muy importante en el desarrollo de prótesis por lo que se incluye en esta sección de trabajo a futuro ya que más adelante se puede agregar a cualquier diseño que se haga.

Otro aspecto que se considera debe trabajarse a futuro es el diseño de actuadores que ofrezcan más potencia y que sean más eficaces ya que uno de los aspectos que de tener acceso a mejores servos el diseño de la prótesis pudiera haber sido completamente distinto y esto podría ayudar a mejorar su diseño a futuro.

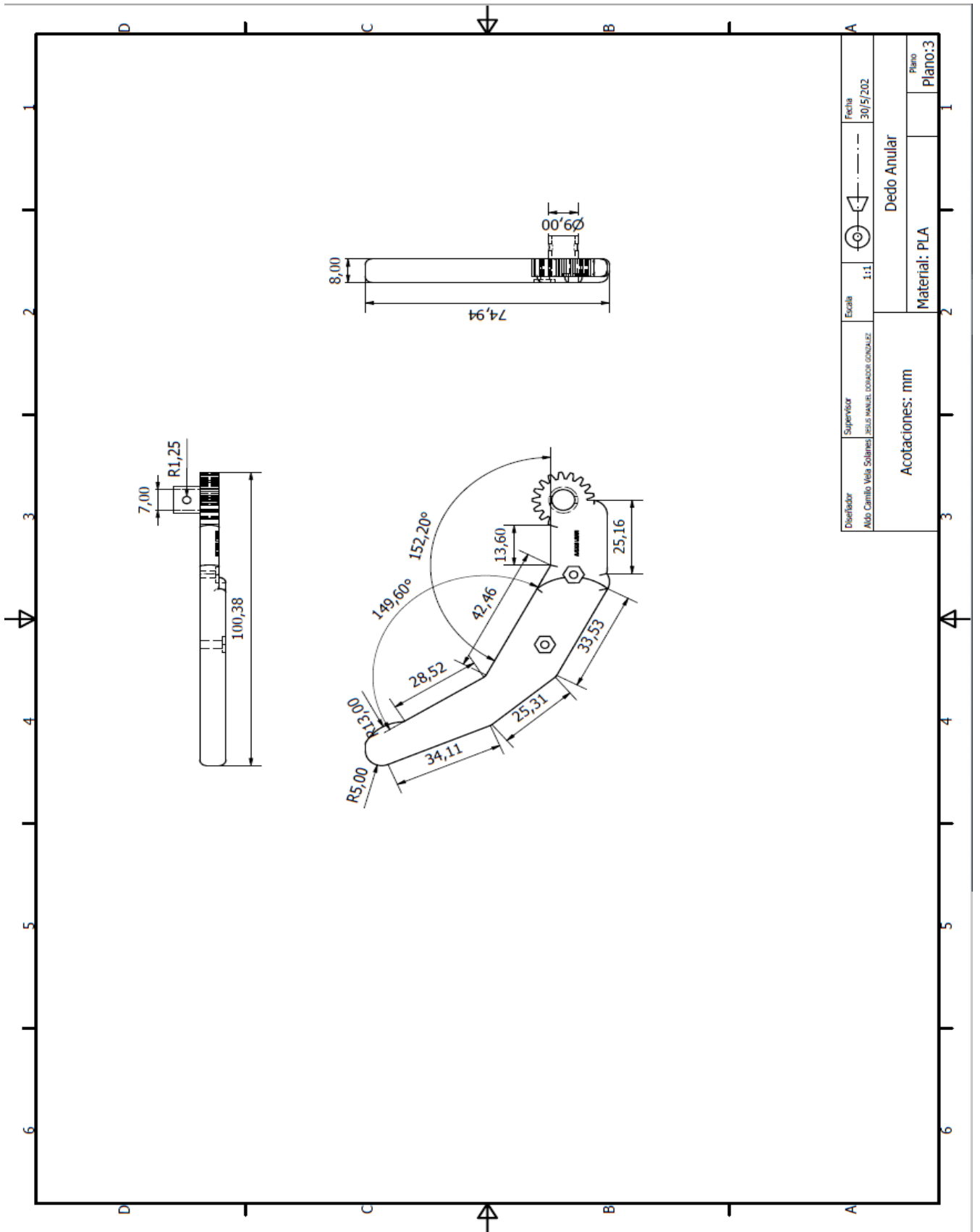
Todavía hay muchos otros aspectos que deben trabajarse para que esta mano pueda reemplazar las prótesis que se encuentran actualmente en el mercado, pero la prótesis presentada en este trabajo será una muy buena opción para las personas que tienen este tipo de discapacidad y hasta podría llegar a reemplazar las prótesis mecánicas en términos de funcionamiento.

ANEXOS – ANEXO A: PLANOS

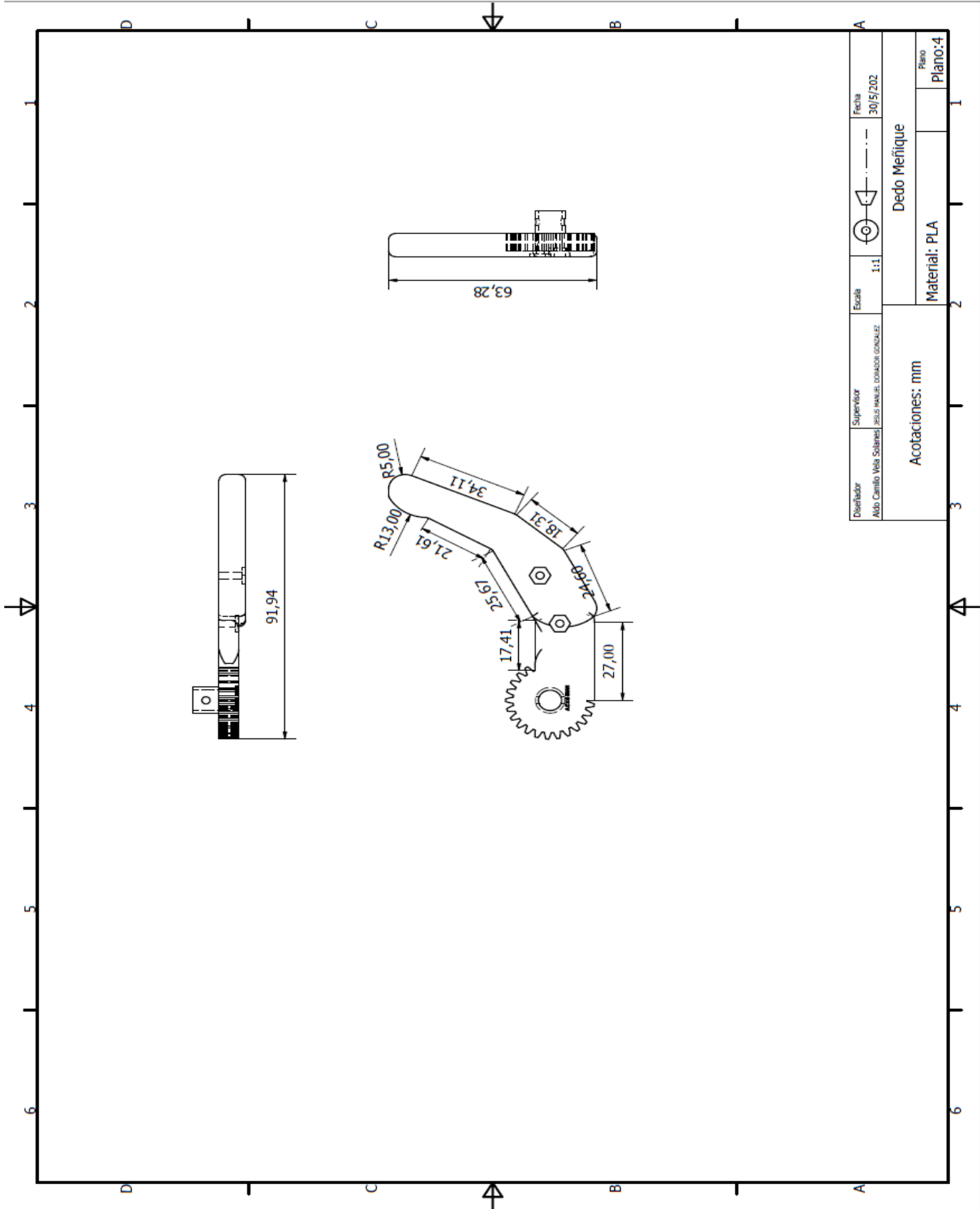


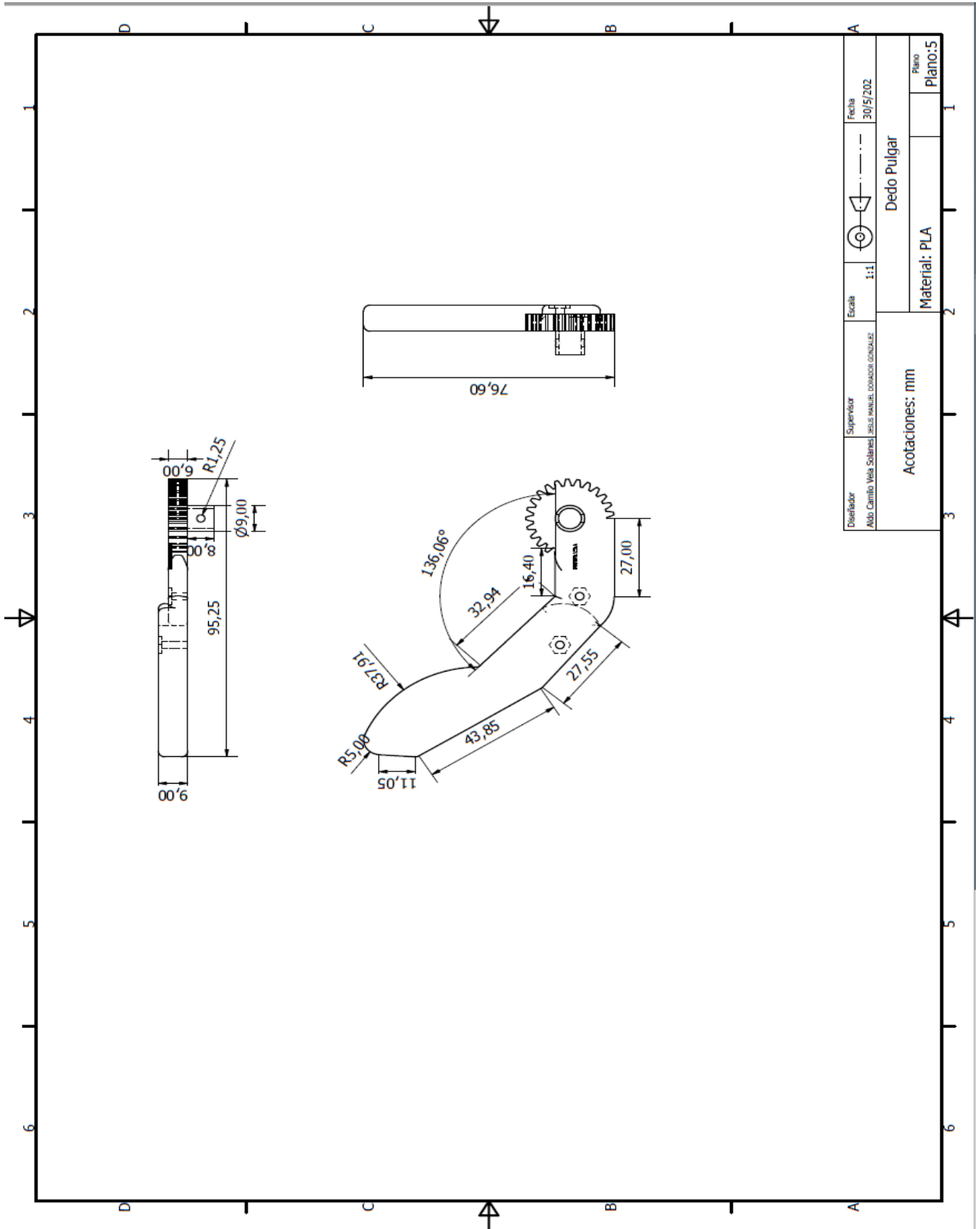


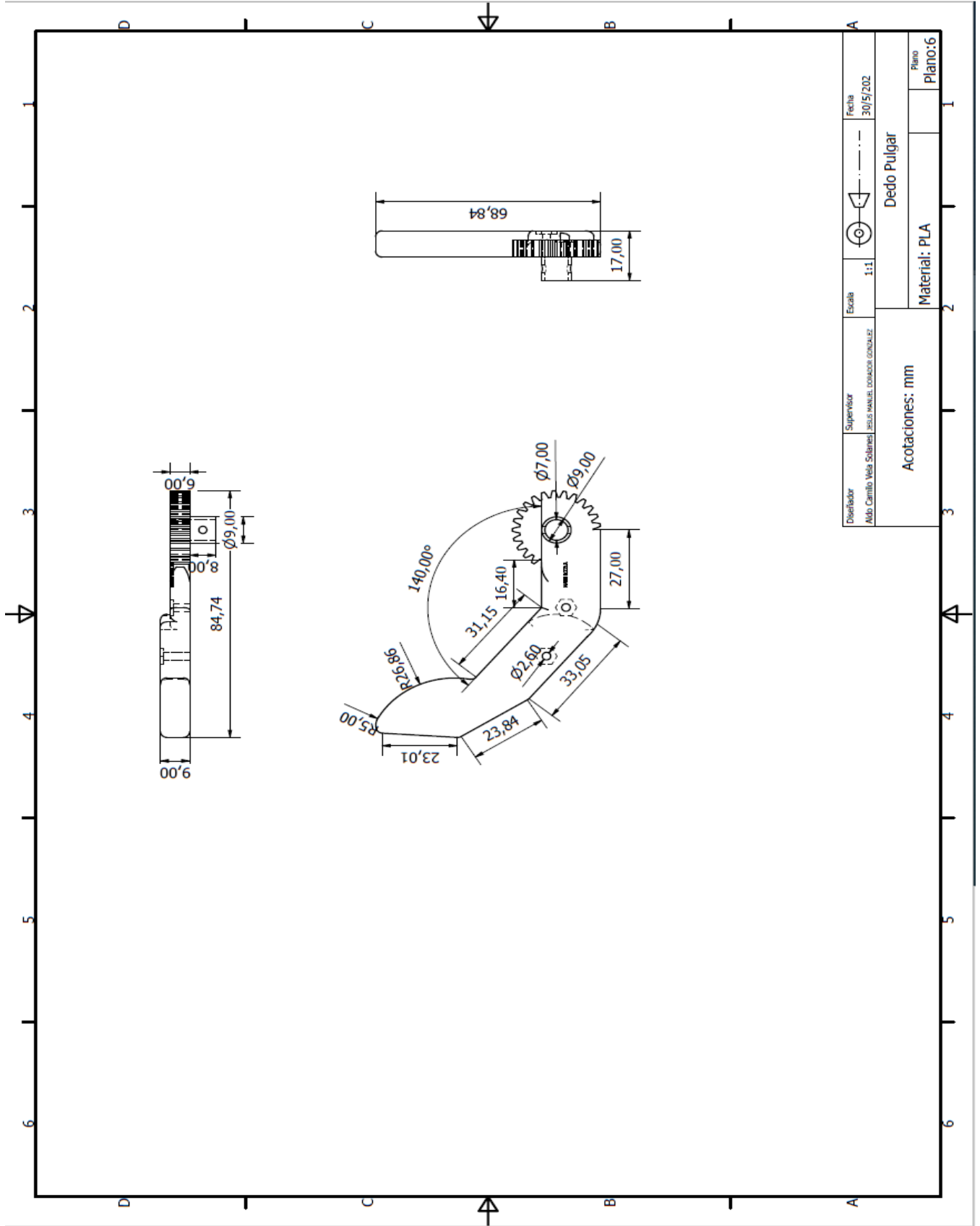
Diseñador Aldo Carrillo Vela Solares	Supervisor Jesús Manuel Domínguez González	Escala 1:1	 Dedo Medio	Fecha 30/5/2022
Acotaciones: mm			Material: PLA	Plano Plano:2



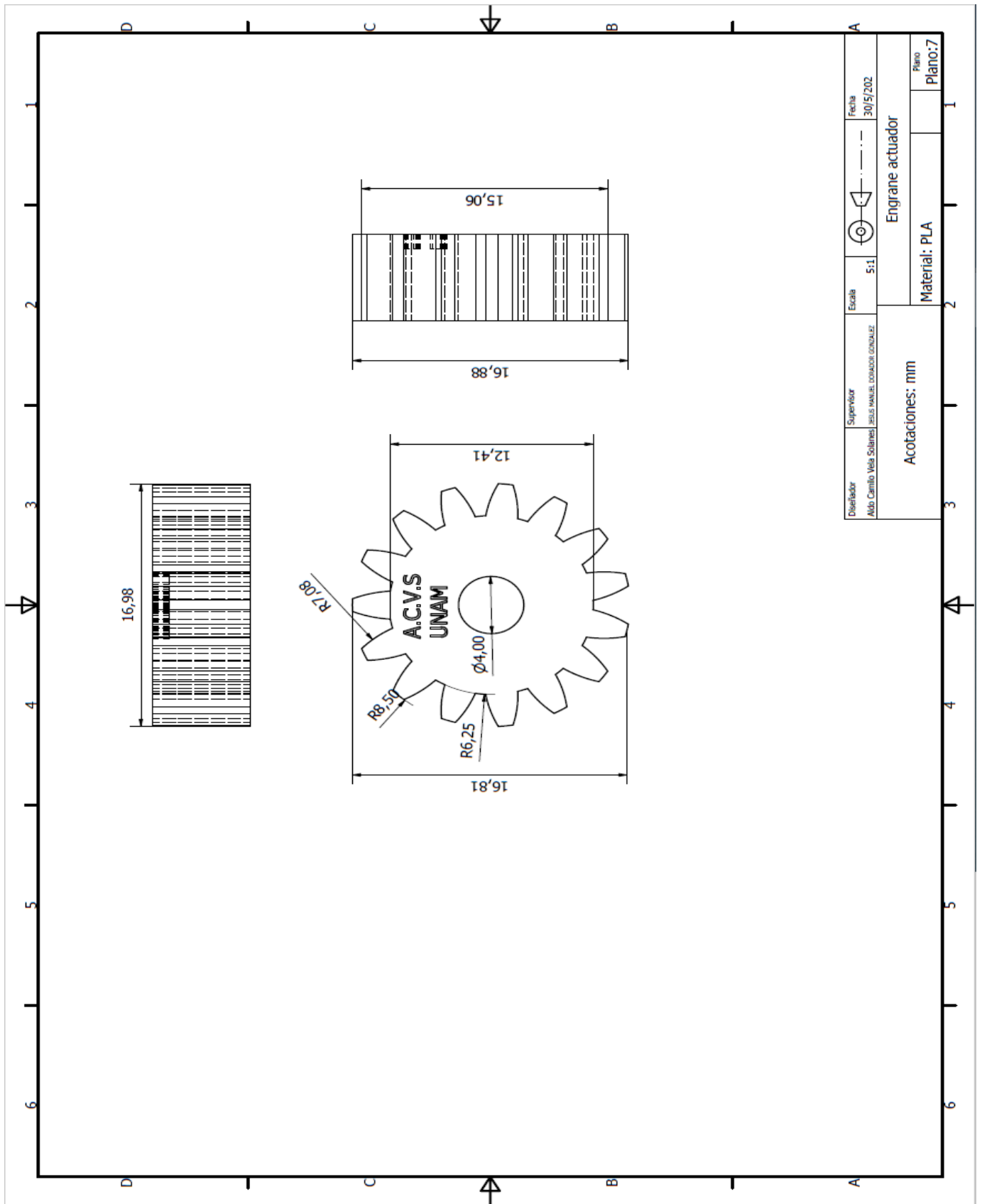
Diseñador Aldo Camillo Vela Salanes	Supervisor JESUS MANUEL GONZALEZ GONZALEZ	Escala 1:1	Fecha 30/5/202
Acotaciones: mm		Dedo Anular	
Material: PLA		Plano Plano:3	

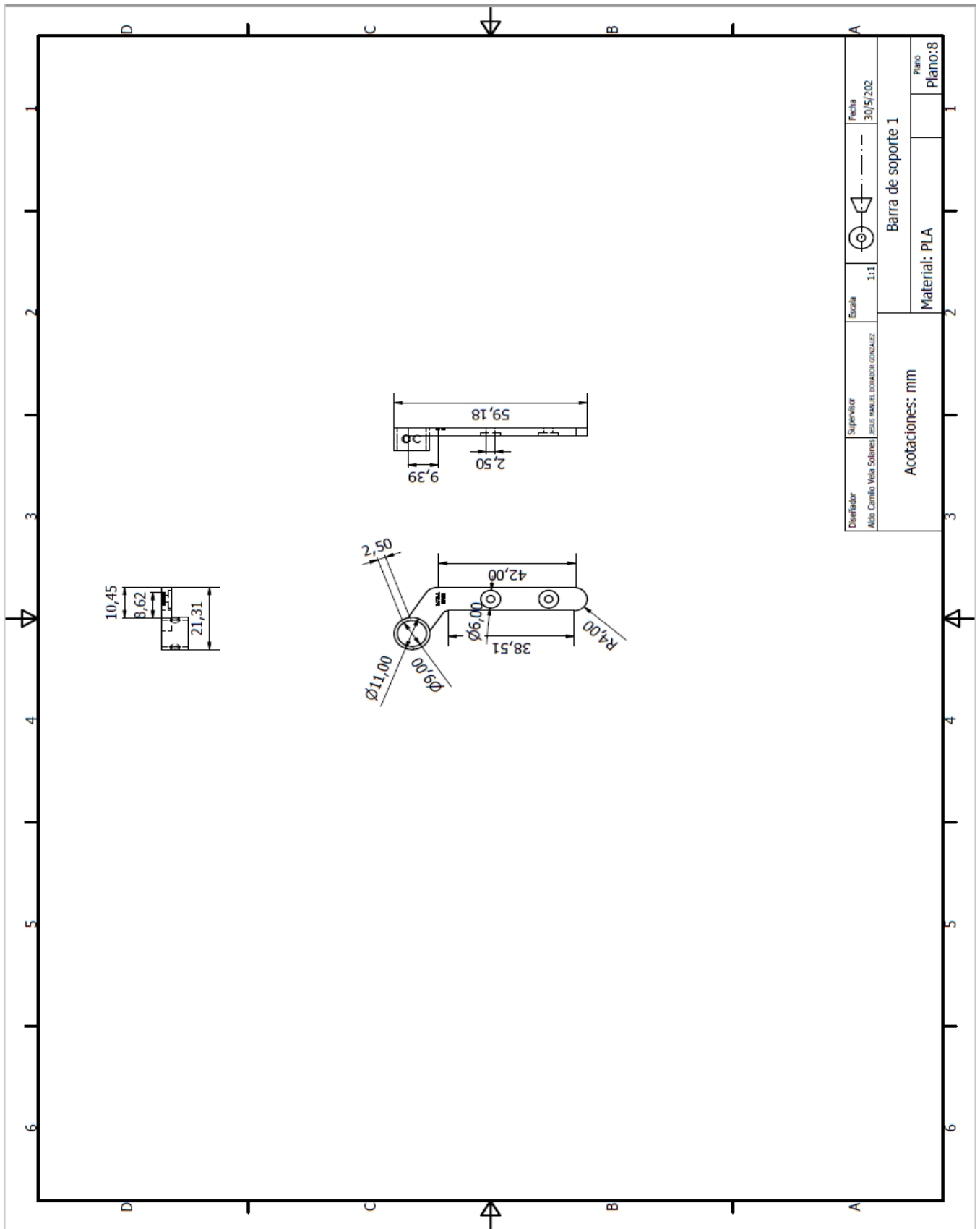




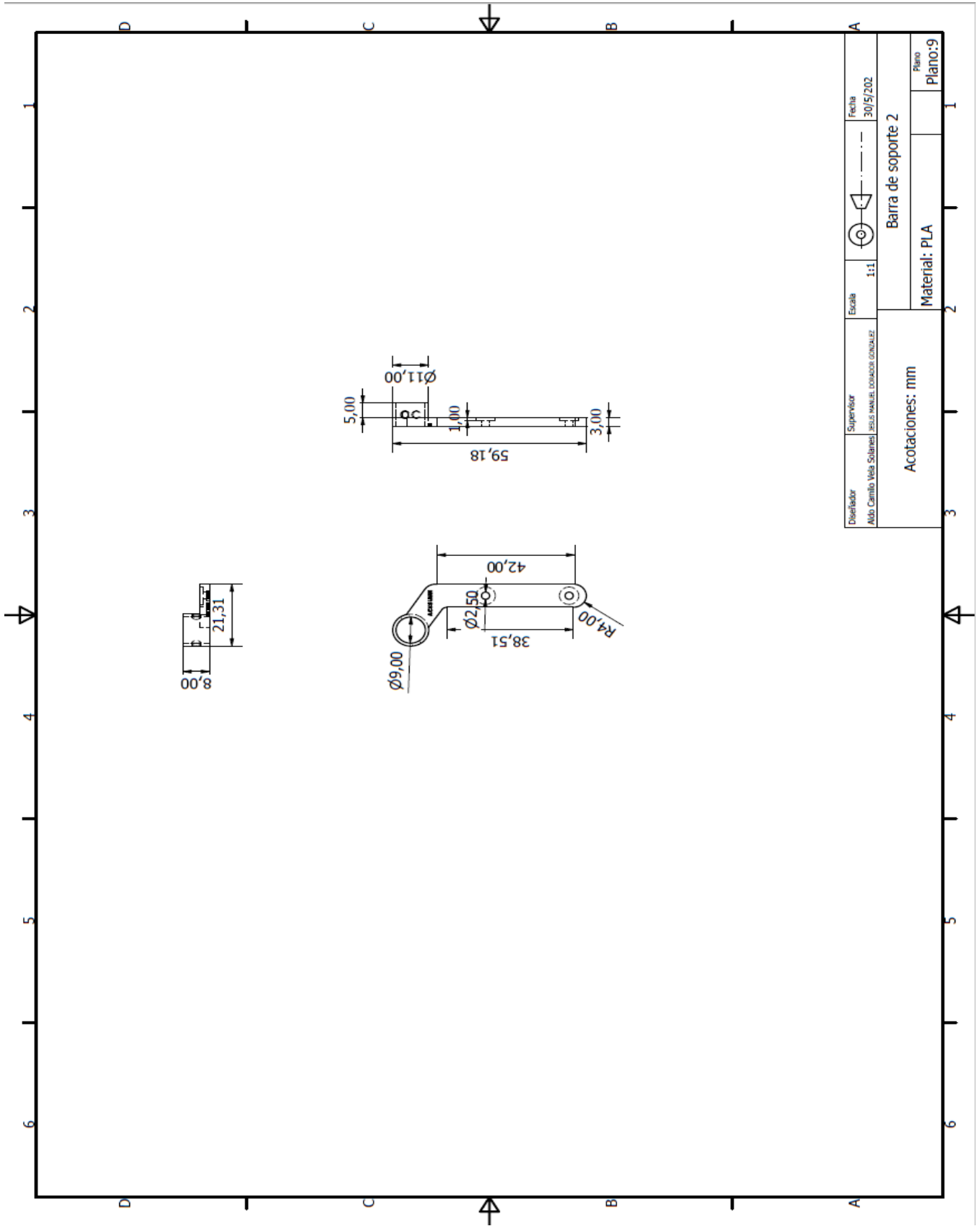



Diseñador Mdo. Camilo Vela Salinas	Supervisor SUSANA TORRES GONZALEZ	Escala 1:1	Fecha 30/5/202
Acotaciones: mm			Material: PLA
Dedo Pulgar			Plano Plano:6

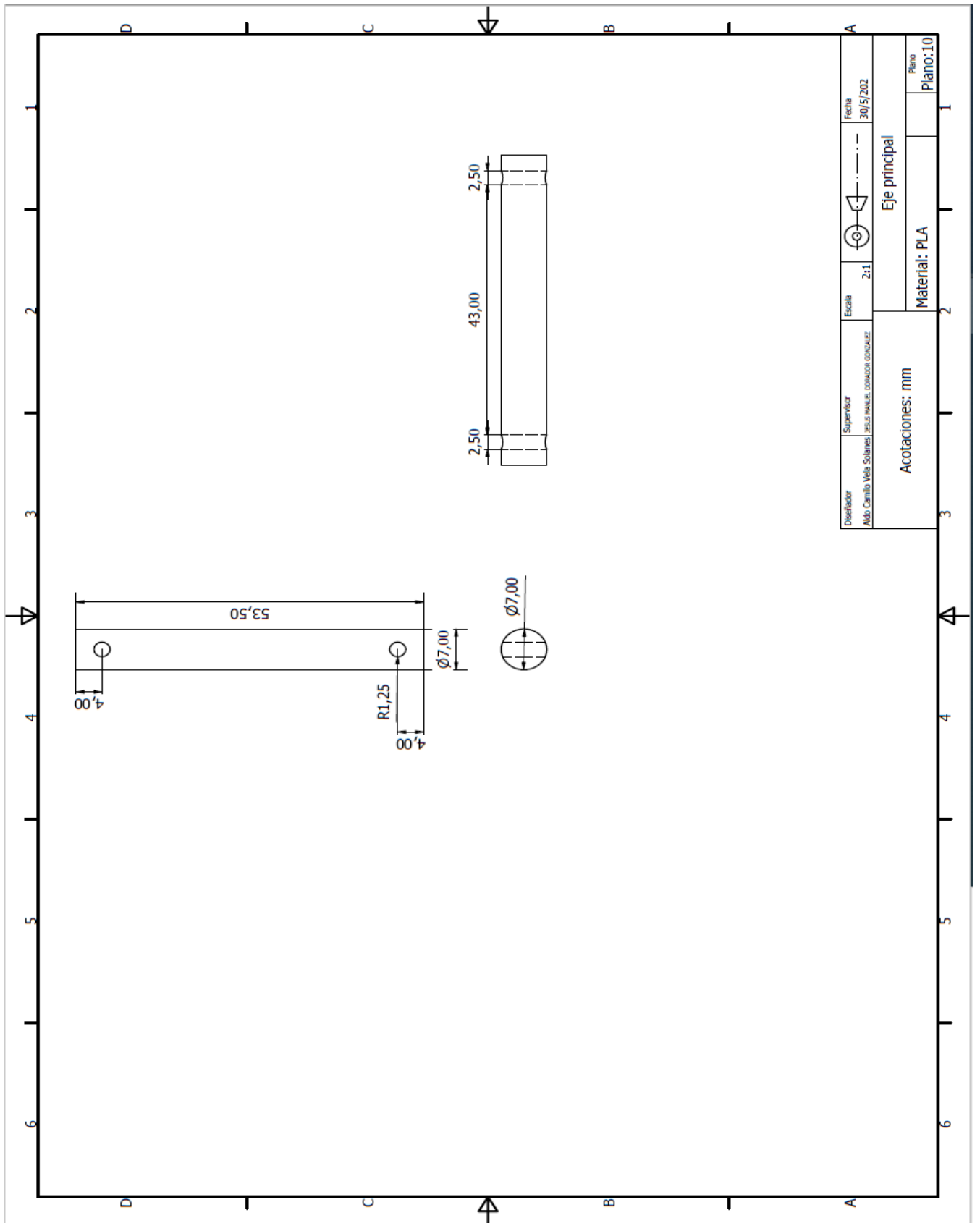




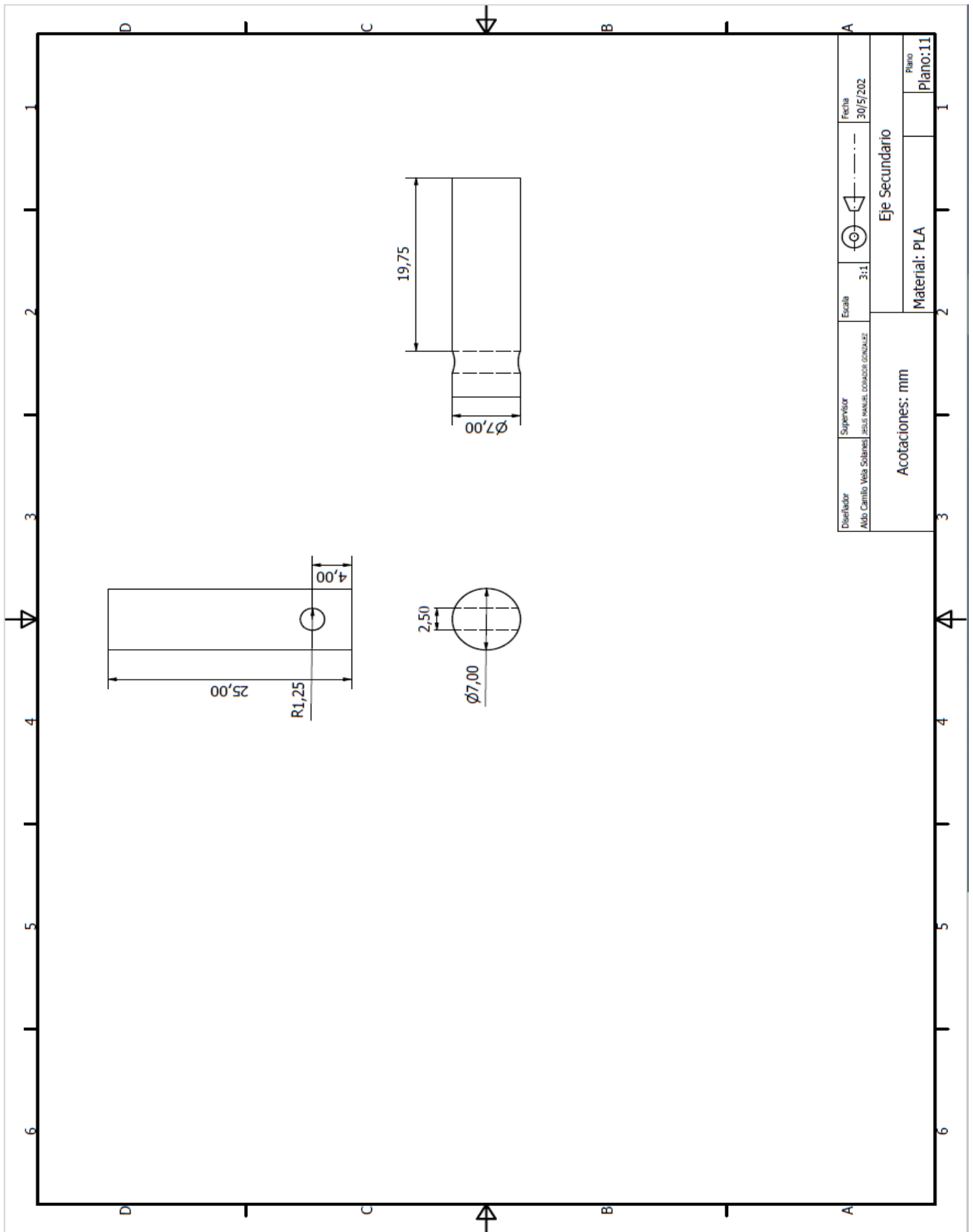
Diseñador Abd. Camilo Vela Solares	Supervisor Jesús Manjar, DOMINGO GONZALEZ	Escala 1:1	Fecha 30/5/202
Barra de soporte 1			Plano Plano:8
Acotaciones: mm		Material: PLA	



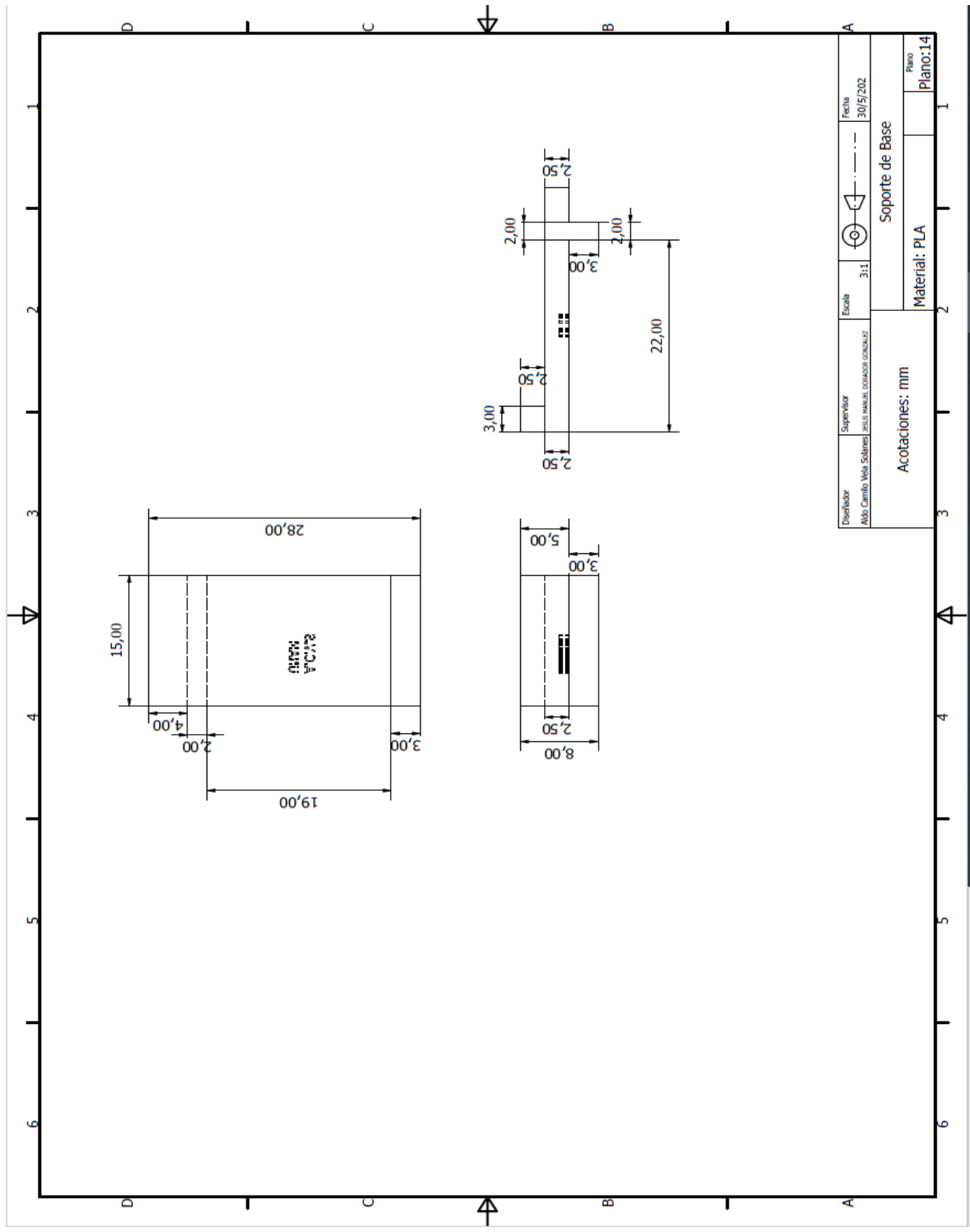
Diseñador Aldo Camilo Vela Solano	Supervisor Jesús Manuel Domínguez González	Escala 1:1	 Barra de soporte 2	Fecha 30/5/2022
Acotaciones: mm			Material: PLA	Plano Plano:9



Diseñador Aldo Camino Vela Solares	Supervisor Jesús Manuel Domínguez González	Escala 2:1	 Eje principal	Fecha 30/5/202
Acotaciones: mm			Material: PLA	Plano Plano:10



Diseñador Aldo Carrillo Velás Solares	Supervisor Jesús Manuel Domínguez González	Escala 3:1	 Eje Secundario	Fecha 30/5/2022
Acotaciones: mm			Material: PLA	Plano Plano:11



Diseñador Aldo Camilo Vela Solares	Supervisor JESS MARULI, CONACOR CONDUZ	Escala 3:1	 Soporte de Base	Fecha 30/5/2002
Acotaciones: mm			Material: PLA	Plano Plano:14

ANEXO B: CODIGO ARDUINO

```
#include <Servo.h>
```

```
// se incluyen los 3 servos a controlar, servo 1(dedo indice y dedo medio), servo  
2(dedo pulgar), servo 3(dedo anular y dedo meñique):
```

```
Servo servo1;
```

```
Servo servo2;
```

```
Servo servo3;
```

```
//hasta aqui se incluyen los 3 servos a controlar:
```

```
const int valorsuperior = 450;
```

```
const int valorinferior = 400;
```

```
//se define una constante entera que es un valor que leera el sensor y se usara como  
referencia mas adelante:
```

```
void setup()
```

```
{
```

```
//se corre esta seccion del codigo solo una vez en el inicio para resetear la posicion de  
los servos a mano abierta:
```

```
servo1.attach(8);
servo1.write(180);
servo2.attach(9);
servo2.write(0);
servo3.attach(10);
servo3.write(0);
}
```

```
void loop() {
```

```
    int valor = analogRead(A0);
```

```
    if(valor > valorsuperior)
```

```
    {
```

```
        servo1.write(100); //angulo de cierre del dedo indice para sostener un vaso 1 100
```

```
        servo2.write(80); //angulo de cierre del dedo gordo para sostener vaso 1 80
```

```
        servo3.write(110); //angulo de cierre del dedo meñique para sostener vaso 1 110
```

```
        delay(1000);
```

```
    }
```

```
    else if (valor < valorinferior)
```

```
    {
```

```
servo1.write(180);  
servo2.write(0);  
servo3.write(0);  
}  
delay(3000);  
}
```

Bibliografía

- (1) KARL T. ULRICH, (2013). Diseño y desarrollo de productos, Quinta Edición, MCGRAW HILL
- (2) RICHARD G. BUDYNAS Y J. KEITH NISBETT (2008) Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Octava Edición, MCGRAW HILL
- (3) JOHN JOSEPH UICKER, G. R. PENNOCK, JOSEPH EDWARD SHIGLEY (2017) Theory of Machines and Mechanisms, Quinta Edición, Oxford University Press
- (4) A. I. KAPANDJI (2006). Fisiología Articular, Sexta Edición, Editorial Medica Panamericana

Referencias

- [1]. <https://es.wiktionary.org/wiki/pr%C3%B3tesis> – Wikipedia, prótesis, 2020.
- [2]. <https://elavancedelasprotesis.wordpress.com/category/historia-de-las-protesis/> - Blog dedicado a la investigación de los avances de las prótesis humanas y animales, La evolución de las prótesis hasta el siglo XIX, 2017.
- [3]. <https://en.wikipedia.org/wiki/Prosthesis> – Wikipedia, Prosthesis, 2020.
- [4]. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3664166/> - Ambroise Paré IV: The early history of artificial limbs (from robotic to prostheses). Philippe Hernigou Junio 2013.
- [5]. <https://www.biobiochile.cl/noticias/2015/11/28/los-avances-mas-notables-en-la-tecnologia-de-protesis.shtml> - BioBioChile Blog
- [6]. <https://www.skylandprosthetics.net/BiOM-Ankle> - Skylands Prosthetics, Skyland Prosthetics & Orthotics, 2020.
- [7]. <http://www.hangerclinic.com/limb-loss/adult-upper-extremity/adv-tech/Pages/bebionic-Hand.aspx> - HANGER Clinic.
- [8]. http://conadis-transparencia.org/transparencia_focalizada/La_discapacidad_en_Mexico_datos_al_2014_Version_2017.pdf - Instituto Nacional de Estadística y Geografía (México). La discapacidad en México, datos al 2014 : versión 2017
- [9]. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6715185/> - Public Library of Science. Users' and therapists' perceptions of myoelectric multi-function upper limb prostheses with conventional and pattern recognition control, Andreas W. Franzke, Morten B. Kristoffersen, Raoul M. Bongers, Alessio Murgia, Barbara Pobatschnig, Fabian Unglaube, Corry K. van der Sluis, 2019.
- [10]. https://www.researchgate.net/publication/330090964_Design_of_Gear_Driven_Cable_Operated_Mechanical_Prosthetic_Hand - Design of Gear Driven Cable Operated Mechanical Prosthetic Hand, International Journal of Research in Engineering, Science and Management

Volume-1, Issue-12, December-2018, Dinesh Damodar, Chintan Patel, Sunny Maheshkumar Patel, Raj Patel.

- [11]. <http://ideasroboticasavanzadas.blogspot.com/2014/03/apliaciones-con-alambre-muscular.html> - Blog, ideasroboticasavanzadas, Carlos David Correa Santillan, 2014.
- [12]. https://www.wikiwand.com/es/Mecanismo_de_cuatro_barras - Wikiwand, Mecanismo de cuatro barras, Autor: Alejandro Carrillo.
- [13]. <http://www.encuentros.uma.es/encuentros53/aplicaciones.html> - Universidad de Málaga, Aplicaciones de las señales electromiográficas, Rafael Ruiz Rubio.
- [14]. <https://support.formlabs.com/s/article/Using-Tough-Resin?language=es> - Formlabs, Uso de la Tough 2000 Resin, 2020.
- [15]. <https://www.textoscientificos.com/polimeros/acido-polilactico> - textoscientificos.com, ÁCIDO POLILÁCTICO (PLA), 2009.
- [16]. <https://www.hindawi.com/journals/abb/2019/2839648/> - Department of Mechanical and Intelligent Engineering, Utsunomiya University, Department of Radiology, School of Medicine, Jichi Medical University and Hospital, Measurement of Flexion Angle of the Finger Joint during Cylinder Gripping Using a Three-Dimensional Bone Model Built by X-Ray Computed Tomography, Satoshi Shimawaki, Takuma Murai, Masataka Nakabayashi, Hideharu Sugimoto, 2019.
- [17]. https://www.researchgate.net/publication/31722433_Dimensiones_antropometricas_de_la_poblacion_latinoamericana_Mexico_Cuba_Colombia_Chile_R_Avila_Chaurand_LR_Prado_Leon_EL_Gonzalez_Munoz - Universidad de Guadalajara, Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana : México, Cuba, Colombia, Chile, Rosalio Avila-Chaurand, Lilia R. Prado-León, Elvia Luz González-Muñoz, 2007.
- [18]. <https://www.hindawi.com/journals/abb/2019/2839648/> - Department of Mechanical and Intelligent Engineering, Utsunomiya University, Department of Radiology, School of Medicine, Jichi Medical University and Hospital, Measurement of Flexion Angle of the Finger Joint during Cylinder Gripping Using a Three-Dimensional Bone Model Built by X-Ray Computed Tomography, Satoshi Shimawaki, Takuma Murai, Masataka Nakabayashi, Hideharu Sugimoto, 2019.
- [19]. <https://scielo.conicyt.cl/pdf/ijmorphol/v28n3/art15.pdf> - International Journal of Morphology, Proportions of Hand Segments, Buryanov Alexander, Kotiuk Viktor, 2010.
- [20]. <http://panamahitek.com/que-es-y-como-funciona-un-servomotor/> - PANAMA HITEK, ¿Qué es y cómo funciona un servomotor?, Antony García González, 2016.
- [21]. <https://realpars.com/servo-motor/> - RealPars, WHAT IS A SERVO MOTOR AND HOW IT WORKS?, Wally Gastreich, 2018.
- [22]. <https://www.sparkfun.com/products/13723> - SparkFun, 2016.
- [23]. <https://www.xataka.com/basics/que-arduino-como-funciona-que-puedes-hacer-uno> - Xataka, Qué es Arduino, cómo funciona y qué puedes hacer con uno, YÚBAL FERNÁNDEZ, 2020.
- [24]. <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/2017/01/23/programacion-arduino-5/> - Aprendiendo Arduino, Programación Arduino, Enrique Crespo, jecrespom, 2017.
- [25]. <https://www.atapuerca.org/ficha/Z989E4827-ODE8-AF1E-9B460844BC5381FD/la-evolucion-de-la-mano> - Fundación Atapuerca, Universidad Rovira i Virgili, La evolución de la mano, Carlos Lorenzo Merino, 2016.
- [26]. <https://ingemecanica.com/tutorialsemanal/tutorialn150.html> - Ingemecánica, Fundamentos de las Transmisiones por Engranajes, Hermenegildo Rodríguez Galbarro, 2020.

-
- [27]. <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf> – Advancer Technologies, MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001), datasheet, 2015.
- [28]. https://www.nationalgeographic.com.es/ciencia/grandes-reportajes/la-mano-que-tenemos-en-comun-2_5802 – National Geographic España, La evolución de las manos, la mano que tenemos en común, Bryan Christie, 2016.
- [29]. https://es.wikipedia.org/wiki/Falanges_de_la_mano – Wikipedia, Falanges de la mano, 2020.
- [30]. <https://www.mirandafisioterapia.com/post/facultad-de-prension-de-la-mano> - Miranda Fisioterapia, Facultad de prensión de la mano, Fernanda Miranda, 2019.
- [31]. <https://unicrom.com/ley-de-ohm-potencia-electrica/#:~:text=Normalmente%20se%20analiza%20la%20Ley,la%20f%C3%B3rmula%20de%20potencia%20el%C3%A9ctrica.&text=y%20sus%20variantes%3A%20V%20%3D%20P,se%20obtienen%20ecuaciones%20adicionales>. – Electronica Unicrom, Ley de Ohm y la potencia eléctrica, 2020.
- [32]. <http://unyq.com/the-history-of-prosthetics/> - UNYQ, THE HISTORY OF PROSTHETICS, Eythor Bender, 2015.
- [33]. <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-history-prosthetics/> - Amputee Coalition, A Brief History of Prosthetics , Kim Norton, 2007.
- [34]. <https://www.kenneyorthopedics.com/about/news/view/356/a-brief-history-of-prosthetics#:~:text=The%20first%20confirmed%20use%20of,amputated%20or%20lost%20to%20trauma>. – Kenney Orthopedics, A Brief History of Prosthetics, 2020.
- [35]. <https://www.maderasantana.com/caracteristicas-tableros-madera-mdf/> - Maderas Santana, Características de los tableros o madera MDF, Alejandro, 2015.

Referencias de las Imágenes

- {1}. <https://elavancedelasprotesis.wordpress.com/category/historia-de-las-protesis/>
- {2}. <https://en.wikipedia.org/wiki/Prosthesis>
- {3}. https://en.wikipedia.org/wiki/G%C3%B6tz_von_Berlichingen
- {4}. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3664166/>
- {5}. <http://unyq.com/the-history-of-prosthetics/>
- {6}. <https://www.ottobockus.com/ottobock-acquires-bionx.html>
- {7}. <https://www.reliance.co.uk/project/miniature-actuation-solutions-for-steepers-bebionic-hand/>
- {8}. http://conadis-transparencia.org/transparencia_focalizada/La_discapacidad_en_Mexico_datos_al_2014_Version_2017.pdf

-
- {9}. <https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/bebionic-hand/>
- {10}. https://www.researchgate.net/figure/Gear_fig2_330090964
- {11}. <http://ideasroboticasavanzadas.blogspot.com/2014/03/aplicaciones-con-alambre-muscular.html>
- {12}. <https://www.gestiondecompras.com/es/productos/componentes-mecanicos-y-de-ferreteria/engranajes>
- {13}. https://www.wikiwand.com/es/Mecanismo_de_cuatro_barras
- {14}. http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272009000600003
- {15}. https://www.researchgate.net/figure/Figura-1-Etapas-del-tratamiento-de-la-senal-mioelectrica-1-Electrodos-Para-adquirir-la_fig1_260570875
- {16}. <https://support.formlabs.com/s/article/Using-Tough-Resin?language=es>
- {17}. https://formlabs-media.formlabs.com/datasheets/Tough_Technical.pdf
- {18}. <http://hxx.es/2015/03/12/materiales-de-impresion-3d-i-pla-acido-polilactico/>
- {19}. <https://www.hindawi.com/journals/abb/2019/2839648/>
- {20}. <https://amarantoterapiaocupacional.com/2015/07/25/mano-prension-y-pinzas-parte-1/>
- {21}. https://es.wikipedia.org/wiki/Dedos_de_la_mano#/media/Archivo:Dedos_de_la_mano.jpg
- {22}. https://www.researchgate.net/publication/31722433_Dimensiones_antropometricas_de_la_poblacion_latinoamericana_Mexico_Cuba_Colombia_Chile_R_Avila_Chaurand_LR_Prado_Leon_EL_Gonzalez_Munoz
- {23}. <https://scielo.conicyt.cl/pdf/ijmorphol/v28n3/art15.pdf>
- {24}. <http://panamahitek.com/que-es-y-como-funciona-un-servomotor/>
- {25}. <https://realpars.com/servo-motor/>
- {26}. https://es.wikipedia.org/wiki/Ambroise_Par%C3%A9
- {27}. <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf>
- {28}. <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/2017/01/23/programacion-arduino-5/>

-
- {29}. https://es.wikipedia.org/wiki/Arduino_Uno
- {30}. https://es.wikipedia.org/wiki/Mecanismo_de_cuatro_barras
- {31}. https://www.researchgate.net/publication/330090964_Design_of_Gear_Driven_Cable_Operated_Mechanical_Prosthetic_Hand
- {32}. <https://www.steren.com.mx/bateria-recargable-usb-li-ion-tipo-9v-cuadrada-de-500-mah.html>
- {33}. <https://www.towerpro.com.tw/product/mg995/>
- {34}. https://www.researchgate.net/figure/Schematic-circuit-of-Myoware_fig2_323059130