



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

# **Rediseño de un Socket para Prótesis de Miembro Superior**

**TESIS**

Que para obtener el título de

**Ingeniero Mecánico  
Ingeniero Mecatrónico**

**P R E S E N T A N**

Carlos Oscar Alonso Serrato  
Aldo Raymundo Morales Ortega

**DIRECTOR DE TESIS**

Dr. Jesús Manuel Dorador González



**Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2023**

## AGRADECIMIENTOS

*A mi mamá y a mi papá, no existen palabras para definir el infinito amor y apoyo que me han dado en cada aspecto de mi vida, desde el día que nací hasta el día de hoy. Soy lo que soy gracias a ustedes.*

*A mi hermana, que en su eterno rol de segunda madre siempre me motivó a terminar las cosas que empiezo, y me recuerda que no hay nada que no pueda lograr.*

*A mi tío, por su motivación constante para hacer este trabajo y sus deseos de verme mejorar y crecer.*

*A Pam, por el amor y el apoyo incondicional que siempre me ha dado para caminar hacia adelante, en los momentos más altos y en los más bajos, gracias por creer tanto en mí y por hacerme creer en mí mismo.*

*A mis amigos de la facultad, por todos los momentos que me regalaron y llevaré en el corazón por siempre, que me impulsaron a crecer personal y profesionalmente.*

*A mi amigo Aldo, que me acompañó hombro a hombro en el transcurso de este trabajo, por toda la energía, el apoyo y el esfuerzo que dedicamos en el proyecto.*

*Al Dr. Dorador, que siempre estuvo pendiente de nuestro trabajo, con toda la disposición para apoyarnos y que nos brindó su experiencia y su conocimiento para poder llevar a cabo este proyecto.*

*A Mauricio y a Hernando, tanto por el conocimiento y la experiencia que nos aportaron como el apoyo en la impresión de nuestros modelos.*

*A la Universidad, que me dotó de conocimiento, experiencias, grandes recuerdos, grandes amistades y de todas las herramientas que me llevarán a ser una mejor persona y profesionalista, el impacto que tuvo en mi vida es invaluable.*

- **Carlos Oscar**

*A mis padres, no hay palabras suficientes para agradecerles por dejar su vida personal de lado y brindarnos todo lo indispensable a mis hermanas y a mí.*

*Mamá, gracias por siempre preocuparte por mí, por enseñarme a ser compasivo e impulsarme a seguir mis sueños.*

*Papá, gracias por despertar mi interés en la ingeniería y por responder mis dudas desde pequeño. Su dedicación y apoyo han sido invaluableles.*

*A Val, gracias por demostrarme que ser responsable y constante, brinde sus frutos.*

*A Any, gracias por enseñarme que lo emocional como lo profesional son igual de importantes.*

*A mis abuelos, les agradezco por su confianza inquebrantable en mí, creyendo en mí más de lo que merezco. Su apoyo y fe en mis capacidades han sido un motor para alcanzar mis metas.*

*A mis tíos, Rocio y Ale, les agradezco por su ejemplo de que completar una carrera universitaria puede brindar mejores oportunidades en el ámbito laboral. Su influencia ha sido fundamental para mi crecimiento académico y profesional.*

*A Oscar, por el buen equipo que hicimos después de un arduo trabajo, aceptar realizar esta tesis en conjunto y por su amistad.*

*Dr. Dorador, gracias por la paciencia, por ser nuestro guía y apertura para enseñarnos esta hermosa rama de la ingeniería.*

*Mi querida universidad, agradezco el brindarme la oportunidad de crecer y aprender, solo tú y yo conocemos el verdadero costo que implicó entrar y salir.*

**- Aldo Morales**

*Este trabajo se realizó en el marco del proyecto PAPIIT IT101121 Diseño de cuencas protésicas autoajustables.*

# ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS.....	2
INTRODUCCIÓN.....	11
OBJETIVO.....	11
ALCANCES.....	11
1    CAPÍTULO 1 – ANTECEDENTES .....	12
1.1    ANTECEDENTES TEÓRICOS.....	12
1.2    DATOS ESTADÍSTICOS.....	13
1.3    PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR .....	14
1.4    PRÓTESIS MECÁNICA.....	14
1.5    PRÓTESIS MIOELÉCTRICA .....	14
1.6    PRÓTESIS HÍBRIDA.....	15
1.7    SOCKET .....	15
1.8    SUSPENSIÓN .....	17
1.9    BIOMECÁNICA .....	18
1.9.1    BIOMECÁNICA EN EL SOCKET.....	19
2    CAPÍTULO 2 – ANTECEDENTES DEL PROYECTO.....	20
2.1    TESIS: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SOCKET DE MIEMBRO SUPERIOR CON SUSPENSIÓN AJUSTABLE [9] .....	20
2.1.1    DESCRIPCIÓN DEL PROTOTIPO.....	20
2.1.2    PRUEBAS REALIZADAS.....	23
2.1.3    ANÁLISIS DE FALLAS Y ASPECTOS PARA MEJORAR .....	23
2.2    TESIS: DISEÑO DE UN SOCKET AJUSTABLE PARA PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR [10]23	
2.2.1    DESCRIPCIÓN DEL PROTOTIPO.....	24
2.2.2    PRUEBAS REALIZADAS.....	26

2.2.3	ANÁLISIS DE FALLAS Y ASPECTOS A MEJORAR .....	27
2.3	PATENTES .....	28
3	CAPÍTULO 3 – REDISEÑO DEL PROTOTIPO .....	29
3.1	INTRODUCCIÓN .....	29
3.2	DISEÑO DEL SISTEMA DE SUSPENSIÓN .....	29
3.2.1	REQUERIMIENTOS DEL PROTOTIPO .....	30
3.2.2	ESPECIFICACIONES DEL PROTOTIPO.....	30
3.2.3	MODELO 1 .....	31
3.2.4	MODELO 2 .....	31
3.2.5	MODELO 3 .....	32
3.2.6	MODELO 4 .....	33
3.2.7	MODELO 5 .....	34
3.2.8	MODELO 6 .....	34
3.2.9	MODELO 7 .....	35
3.2.10	MODELO 8 .....	36
3.3	ENTRAMADOR.....	37
3.3.1	PRIMER PROTOTIPO .....	39
3.3.2	SIMULACIÓN PRIMER PROTOTIPO .....	44
3.3.3	SEGUNDO PROTOTIPO .....	46
3.3.4	SIMULACIÓN SEGUNDO PROTOTIPO .....	47
3.4	PARAMETRIZACIÓN DEL ENTRAMADOR .....	50
3.5	DISEÑO DEL SOCKET RÍGIDO .....	52
3.5.1	PRIMER PROTOTIPO DEL SOCKET RÍGIDO .....	52
3.5.2	MANUFACTURA DEL PRIMER PROTOTIPO DEL SOCKET RÍGIDO .....	56
3.5.3	SEGUNDO PROTOTIPO DEL SOCKET RÍGIDO .....	58
4	CAPÍTULO 4 – INSTRUMENTACIÓN DEL PROTOTIPO .....	62

4.1	REQUERIMIENTOS .....	62
4.2	SISTEMA ELECTRÓNICO .....	63
4.3	ELEMENTOS DE SELECCIÓN .....	63
4.3.1	SENSOR DE PRESIÓN FSR 402 .....	64
4.3.2	SENSOR DE TEMPERATURA Y HUMEDAD DTH22 .....	65
4.3.3	ARDUINO UNO .....	66
4.3.4	SISTEMA DE ALIMENTACIÓN .....	67
4.4	CONFIGURACIÓN ELECTRÓNICA .....	68
4.5	SOCKET PROTÉSICO CON LA INSTRUMENTACIÓN .....	69
5	CAPÍTULO 5 – PRUEBAS .....	73
5.1	RÉPLICAS .....	73
5.2	PRUEBAS DEL PROTOTIPO .....	74
5.2.1	PRIMERA SESIÓN DE PRUEBAS .....	74
5.2.2	SEGUNDA SESIÓN DE PRUEBAS .....	77
5.2.3	TERCERA SESIÓN DE PRUEBAS .....	81
6	CAPÍTULO 6 – TRABAJO A FUTURO .....	82
6.1	SISTEMA DE SUSPENSIÓN .....	82
6.2	SOCKET RÍGIDO .....	83
6.3	INSTRUMENTACIÓN DEL PROTOTIPO .....	84
7	CAPÍTULO 7 – CONCLUSIONES .....	85
7.1	CONCLUSIONES GENERALES .....	85
7.2	CONCLUSIONES CARLOS OSCAR ALONSO SERRATO .....	86
7.3	CONCLUSIONES ALDO RAYMUNDO MORALES ORTEGA .....	87
8	BIBLIOGRAFÍA .....	88

# ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Dedo artificial egipcio de pie [1] .....	12
Figura 1.2 Evolución en prótesis [2] .....	13
Figura 1.3 Prótesis mioeléctrica (izquierda), Prótesis mecánica (derecha) [5] .....	15
Figura 1.4 Comparación entre socket convencional y estrecho [6] .....	16
Figura 1.5 Prótesis mioeléctrica de antebrazo [7] .....	16
Figura 1.7 Partes de prótesis [7] .....	17
Figura 1.8 Huesos y puntos de referencia en extremidad superior. Definiciones: acromion, borde extremo lateral del hueso del hombro; ángulo inferior de la escápula, punto más bajo en omóplato; húmero, hueso más grande en la extremidad superior; clavícula, hueso que une la escápula con el esternón. [8] .....	18
Figura 1.9 Sistemas de movimientos en la extremidad superior [8] .....	18
Figura 1.10 Esquemas de sockets, incluida la desarticulación del codo. Para cada tipo, la anatomía transversal de cada nivel. Las líneas discontinuas muestran el contorno del muñón y las paredes del socket [8] .....	19
Figura 2.2 Parte externa [9] .....	21
Figura 2.3 Parte interna [9] .....	21
Figura 2.4 Coraza [9] .....	22
Figura 2.5 Codo de acople [9] .....	22
Figura 2.6 Ensamble final [9] .....	22
Figura 2.7 Sistema de suspensión [10] .....	24
Figura 2.8 Unión del sistema de suspensión [10] .....	24
Figura 2.9 Insertos en socket rígido [10] .....	25
Figura 2.10 Ensamble sistema de suspensión - socket rígido [10] .....	25
Figura 2.11 Plantilla de ajuste en socket rígido [10] .....	25
Figura 2.12 Pieza de amortiguamiento [10] .....	26
Figura 2.13 Pruebas de colocación del sistema de suspensión [10] .....	26

Figura 2.14 Prueba de colocación del socket rígido [10] .....	27
Figura 2.15 Prueba de resistencia .....	27
Figura 2.16 Patente de socket [11] .....	28
Figura 3.1 Modelo 1 .....	31
Figura 3.2 Modelo 2 .....	32
Figura 3.3 Modelo 3 .....	32
Figura 3.4 Modelo 4 .....	33
Figura 3.5 Modelo 5 .....	34
Figura 3.6 Modelo 6 .....	35
Figura 3.7 Modelo 7 .....	36
Figura 3.8 Modelo 8 .....	37
Figura 3.9 Proceso de entramado con molde provisional aproximado al diámetro deseado, usando cinta adhesiva para fijar las tiras en posición deseada .....	38
Figura 3.10 Imagen conceptual del molde propuesto con parámetros de diseño .....	39
Figura 3.11 Prototipo inicial de entramador .....	40
Figura 3.12 Corte de tiras de polipropileno .....	41
Figura 3.13 Entramador con palillos. ....	41
Figura 3.14 Cruce de tiras y unión con tornillo/tuerca .....	42
Figura 3.15 Entramado de las tiras y retiro del elemento fijador. ....	43
Figura 3.16 Extracción del entramado .....	43
Figura 3.17 Vista preliminar del primer prototipo con condiciones iniciales .....	45
Figura 3.18 Representación gráfica del estado de esfuerzos que se presenta en la simulación del primer prototipo de entramador, enfocado en el área donde actúan las cargas. ....	45
Figura 3.19 Desplazamientos que se presentan durante la simulación del primer modelo.....	46
Figura 3.20 Segundo prototipo de entramador. ....	47
Figura 3.21 Vista preliminar del segundo prototipo con condiciones de iniciales para su simulación. ....	48



Figura 3.22 Representación gráfica del estado de esfuerzos que se presenta en la simulación del segundo prototipo de entramador, enfocado en el área donde actúan las cargas.....	49
Figura 3.23 Desplazamientos durante la simulación del segundo modelo.....	49
Figura 3.24 Parámetros de diseño para el entramador en la anatomía de un usuario con amputación transhumeral. (Base de la imagen por Ottobock [14]).....	50
Figura 3.25 Parámetros de diámetro y altura en el prototipo final del entramador.....	51
Figura 3.26 Variaciones en la geometría del entramador según los valores paramétricos de diámetro y altura. ....	51
Figura 3.27 Vista en isométrico del primer prototipo de socket rígido. ....	53
Figura 3.28 Vista en isométrico del primer prototipo de socket rígido. ....	53
Figura 3.29 Placa B (izquierda) y placa A (derecha) del primer prototipo del socket rígido.....	54
Figura 3.30 Barra A (izquierda) y barra B (derecha) del primer prototipo del socket rígido. ....	55
Figura 3.31 Base del primer prototipo del socket rígido.....	55
Figura 3.32 Socket Rígido antes (izquierda) y después (derecha) de ser acoplado con el sistema de suspensión.....	56
Figura 3.33 Inserto de seguridad de la interfaz de acople. ....	57
Figura 3.34 Configuración final del socket rígido, vista frontal (izquierda) y vista trasera (derecha). .	57
Figura 3.35 Vista en isométrico del segundo prototipo de socket rígido. ....	58
Figura 3.36 Vista frontal y lateral del segundo prototipo del socket rígido.....	59
Figura 3.37 Placa B (izquierda) y placa A (derecha) del segundo prototipo del socket rígido.....	59
Figura 3.38 Barra del segundo prototipo del socket rígido.....	60
Figura 3.39 Base del segundo prototipo del socket rígido.....	60
Figura 3.40 Interfaz de acoplamiento del segundo prototipo de socket rígido.....	61
Figura 3.41 Inserto de seguridad del segundo prototipo de socket rígido. ....	61
Figura 4.1 Construcción del sensor fsr. ....	64
Figura 4.2 Comportamiento resistencia vs fuerza. ....	64
Figura 4.3 Sensor de temperatura y humedad DTH22.....	65

Figura 4.4 Diagrama de tiempo para envío de datos REFERENCIA DEL DATASHEET. ....	65
Figura 4.5 Arduino Uno, vista superior. ....	67
Figura 4.6 Visualización del circuito con fritzing. ....	68
Figura 4.8 Datos obtenidos de la temperatura y humedad dentro del socket. ....	69
Figura 4.9 Vista superior del socket, con el sensor de humedad en la base. ....	69
Figura 4.10 Sensor de presión, en la parte media del entramado. ....	70
Figura 4.11 Sensor de presión, cerca de la base del socket. ....	70
Figura 4.12 Sensor de presión, en parte superior del entramado. ....	70
Figura 4.13 Vista lateral del sensor fuerza en el entramado. ....	71
Figura 4.14 Valores del monitor de Arduino del sensor de fuerza. ....	71
Figura 4.15 Componentes electrónicos: Arduino UNO, sensor DHT22, sensor fsr 402, leds de funcionamiento, socket en Domi de brazo. ....	72
Figura 5.1 Réplica del muñón impresa en 3D. ....	73
Figura 5.2 Segundo modelo de pruebas. ....	74
Figura 5.3 Prueba de colocación en contacto directo con la piel. ....	75
Figura 5.4 Pruebas de ergonomía. ....	76
Figura 5.5 Pruebas de resistencia. ....	76
Figura 5.6 Colocación del sistema de suspensión en el muñón del usuario. ....	77
Figura 5.7 Colocación de la hombrera. ....	78
Figura 5.8 Colocación del inserto de seguridad. ....	79
Figura 5.9 Ajuste del socket rígido. ....	79
Figura 5.10 Fijación del socket rígido al hombro del usuario. ....	80
Figura 5.11 Socket rígido en su posición natural (izquierda) y en su posición sobre 90°(derecha). ....	80
Figura 5.12 Diferencia en la flexión del sistema cuando se utiliza el socket rígido en la configuración.	

## INTRODUCCIÓN

A lo largo de este trabajo, se describirá el diseño de un socket para prótesis de miembro superior para una persona amputada, que sea capaz de ser autónomo y que permita que la prótesis se pueda poner y quitar de manera sencilla para el usuario, a través de un diseño ergonómico y que facilite la transpiración para que el tríceps, vasto externo y bíceps no tengan conflicto con el desarrollo de fuerza, y que permitan su acoplamiento de manera satisfactoria con una prótesis. En la actualidad, una de las limitantes que impide la implementación de prótesis tanto mecánicas como mioeléctricas para miembros ausentes del cuerpo humano recae en una serie de conflictos que presenta el acoplamiento de dicha prótesis con el miembro residual del usuario. Dicha premisa motiva al mejoramiento de un dispositivo que ya ha sido diseñado y el cual se mencionará en los antecedentes del proyecto, para atender las fallas que presenta y las cuales se mencionarán en la sección de “antecedentes del proyecto”, y para optimizar el diseño para lograr su correcta implementación y de esta forma poner a prueba su funcionalidad para avanzar su desarrollo hacia un producto terminado que pueda ser llevado al mercado.

## OBJETIVO

El objetivo de este trabajo consiste en realizar el rediseño de un socket ajustable para prótesis de miembro superior, en la búsqueda por mejorar el diseño para la creación de un nuevo prototipo con mayor funcionalidad y ergonomía que acerque a este proyecto a una implementación final para su introducción al mercado de las prótesis.

## ALCANCES

Los alcances de la tesis pueden clasificarse de la siguiente forma, en primer lugar, se hará una mejora a la primera etapa del socket conocida como el sistema de suspensión, además de la implementación de un dispositivo que facilitará su construcción y replicación. En segundo lugar, se mejorará la etapa del socket conocida como socket rígido, el cual complementará y mejorará la funcionalidad del socket de manera general. Finalmente se realizará un modelo físico de un circuito propuesto para instrumentar al socket y lograr obtener información útil para conocer de manera cuantitativa la respuesta del socket y las implicaciones de su uso en el muñón del usuario.

Se plantea como trabajo a futuro la total implementación del socket en un usuario de prótesis de miembro superior para estudiar su comportamiento bajo las condiciones de uso cotidiano, además de desarrollar un modelo final con un circuito de instrumentación completamente integrado en el socket.

# 1 CAPÍTULO 1 – ANTECEDENTES

## 1.1 ANTECEDENTES TEÓRICOS

Una prótesis es un dispositivo cuya finalidad última es reemplazar alguna parte del cuerpo, o bien, mejorar la funcionalidad de una parte cuya integridad se encuentre comprometida ya sea de forma congénita o debido a algún accidente o enfermedad.

Las primeras prótesis de las que se tiene constancia datan de alrededor del año 1500 a.C., y su desarrollo continúa hasta el presente. Los egipcios fueron los primeros en usar una prótesis, las elaboraban con fibras creadas a partir de una mezcla de papel maché hecho con lino, pegamento y yeso. Se descubrió en una momia egipcia, tratándose de un dedo de pie llamado 'The Greville Chester' y una prótesis de pie.

Hacia 1858 en Italia se encontró una pierna artificial que data del año 300 a.C., elaborada con hierro y bronce, núcleo de madera y era para una pierna por debajo de la rodilla.

A un general romano de la Segunda Guerra Púnica (218-210 a.C.) le amputaron un brazo derecho, colocándole una mano de hierro para poder permanecer en el campo de batalla y que sostuviera un escudo, todo esto escrito por Plinio el Viejo, un erudito romano.



*Figura 1.1 Dedo artificial egipcio de pie [1]*

Para la Alta Edad Media (460 a 1000 d.C.) la mayoría de las prótesis se utilizaban para esconder heridas o deformidades ocasionadas por las batallas. A los caballeros se le colocaban prótesis diseñadas para sostener escudos o bien prótesis de pierna conocidas como “patas de palo”, enfocándose en sólo en la función básica, sin tomar en cuenta la apariencia.

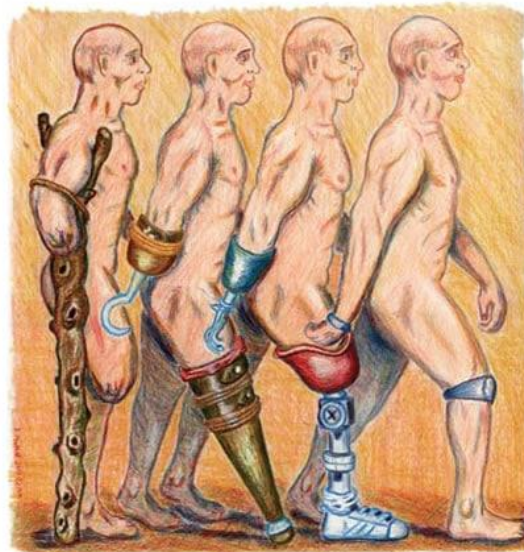
Durante el Renacimiento (1400 a 1500 a.C.), se retomaron los descubrimientos médicos de la antigüedad, lo que hizo que se produjera un renacer en los avances protésicos. Para este periodo, seguían siendo elaboradas con hierro, acero, cobre y madera.

Ambroise Paré, cirujano y barbero del ejército francés en el siglo XVI, es considerado el padre de la cirugía de amputación y del diseño protésico moderno, ya que introdujo procedimientos modernos de amputación (1529) y elaboró prótesis para amputados de extremidades superior e inferior. También inventó un dispositivo por encima de la rodilla, que consistía en una prótesis de pierna que podía flexionarse y una prótesis de pie con posición fija, control de bloqueo de rodilla y otras características de ingeniería que se utilizan en los dispositivos actuales. Un cerrajero francés, Lorain, colega de Paré,

hizo un avance significativo para este campo, cuando utilizó cuero, papel y pegamento en lugar de hierro pesado para elaborar las prótesis.

En 1800, James Potts diseñó una prótesis con una pierna de madera con socket, teniendo una articulación de rodilla de acero y un pie articulado controlado por cuerdas de tripa de gato desde la rodilla hasta el tobillo. Se hizo famosa por el marqués de Anglesey, que perdió su pierna en la batalla de Waterloo y fue quien la utilizó heredando su nombre a la misma.

Durante el siglo XIX, se descubrieron distintos métodos como la amputación de tobillo en vez de amputación a la altura del muslo, ya que esto representaba una posibilidad de volver a caminar con prótesis de pie en lugar de una prótesis de pierna. Otro avance fue agregarle a la "pierna de Anglesey" un resorte anterior, un aspecto suave y tendones escondidos para simular un movimiento natural. También, Dubois Parmlee inventó una prótesis avanzada con un encaje de succión, una rodilla policéntrica y un pie multiarticulado. Más tarde, Gustav Hermann, en 1868 propuso el uso de aluminio en las prótesis para que fueran más livianas y funcionales, pero esto no pudo ser posible hasta que en 1912 se elaboró la primera prótesis utilizando aluminio.



*Figura 1.2 Evolución en prótesis [2]*

Durante el siglo XX se desarrollaron manos protésicas articuladas, se inventaron prótesis de brazo y pierna que realizaban movimientos de flexo-extensión y su diseño se volvió más ergonómico y de materiales más moldeables para adaptarse a la anatomía del usuario.

En la actualidad hay diseños innovadores con distintos medios de accionamiento como mecánico, neumático, hidráulico, electrónico o combinación entre estos tipos. Su construcción es con materiales ligeros y resistentes para no incrementar el gasto energético del usuario. [2]

## 1.2 DATOS ESTADÍSTICOS

En México, según cifras del INEGI (2010), existían 785,000 personas amputadas. Distintas fuentes indican que el número total de amputados para 2014 indican que la cifra subió a alrededor de 935,000.

Existe escasa información pública respecto al problema de las amputaciones en México y las estimaciones del papel que juegan en el análisis del peso de la enfermedad a nivel nacional requieren esfuerzo científico desafiante.

Según recomendación de la OMS, señala que por cada 500 discapacitados debe existir un especialista en la rama de órtesis y prótesis. Tomando en cuenta las cifras del INEGI en cuanto a las personas amputadas, necesitaríamos tener un mínimo de 2000 especialistas. Al contrario, con cálculos optimistas, solo se habrían satisfecho alrededor del 15% de la demanda, datos alarmantes porque conllevan un impacto en la demanda que debe ser cubierta. [3]

### 1.3 PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR

Las prótesis de miembro superior representan el 14% del total de las amputaciones en el mundo. Los estudios epidemiológicos son raros, antiguos y con frecuencia parciales (a diferencia de los estudios sobre los amputados de los miembros inferiores). [4]

Como en todas las amputaciones, se busca conservar la mayor longitud posible del segmento residual, en segundo lugar, se busca que la prótesis cuente con un mecanismo de giro y bloqueo del codo para estabilizar la articulación protésica en extensión y, por último, que el corte del húmero en su punto más distal se debe hacer al menos 3.8 centímetros por arriba de la línea articular del codo para que el mecanismo protésico cuente con espacio suficiente.

Algunas de las prótesis más atractivas son dispositivos pasivos, y algunos de los más funcionales son mecánicos impulsados por electricidad. Las mecánicas y eléctricas son muy funcionales, pero al no parecer manos humanas, normalmente son cubiertas por un guante con apariencia de mano humana.

Como las manos son visibles, mucha gente prefiere que se vea "real" para evitar la atención en la prótesis. Puesto que la vista debe reemplazar al tacto, es importante que los usuarios puedan ver el objeto que quieren tomar, así como las superficies del dispositivo. Las manos protésicas de cinco dedos normalmente ocultan la visión, al contrario, a las de tenaza o pinza que facilitan una vista más clara.

También se considera el peso del dispositivo terminal, ya que es un factor importante para muchos usuarios. Las manos pasivas como las mecánicas generalmente pesan una tercera parte del peso de las manos eléctricas. Por lo que se debe decidir si la funcionalidad adicional justifica el peso extra en el dispositivo final.

### 1.4 PRÓTESIS MECÁNICA

Estas prótesis funcionan a través de cables o arneses donde su operación depende de otras partes de su cuerpo, como los hombros, codos o pecho.

En las prótesis transhumeral, están conformadas por un socket protésico, unido a un codo mecánico el cual posee una estructura que imita la forma del brazo.

Unido a esta estructura, se encuentra la mano funcional mecánica o gancho de trabajo.

### 1.5 PRÓTESIS MIOELÉCTRICA

También llamadas prótesis activas.

En su control, se utilizan potenciales eléctricos detectables por medio de electrodos colocados en la superficie de la piel cuando existe una contracción del músculo del muñón, las señales se amplifican y envían como señales de control a los elementos funcionales. Como fuente de energía, normalmente se utiliza un acumulador de 6 volts, incorporado en el socket protésico.

## 1.6 PRÓTESIS HÍBRIDA

Combinación de fuerza propia con fuerza externa. Se usa más comúnmente en amputados transmurales donde puede llevar un codo de control mecánico y una mano de control mioeléctrico o viceversa.



*Figura 1.3 Prótesis mioeléctrica (izquierda), Prótesis mecánica (derecha) [5]*

## 1.7 SOCKET

También llamado cuenca o encaje protésico, es el componente que conecta el muñón al resto de la prótesis. El socket entra de forma directa en contacto con el muñón del paciente. Por lo tanto, su buen diseño y desempeño determinará como se siente el paciente con su prótesis. Es una de las partes más importantes de la prótesis ya que además de alojar el muñón desempeña funciones de apoyo, acoplamiento, control, coordinación e interacción entre el usuario y la prótesis.

Existen distintos diseños que mejoran la función protésica respecto a amputaciones de otras longitudes y niveles. Uno de dichos diseños, emula la forma de la parte superior del brazo para proporcionar un mejor control de rotación y mejor suspensión. Se acopla al contorno de la parte superior del brazo, proporcionando una prótesis estable y altamente funcional.

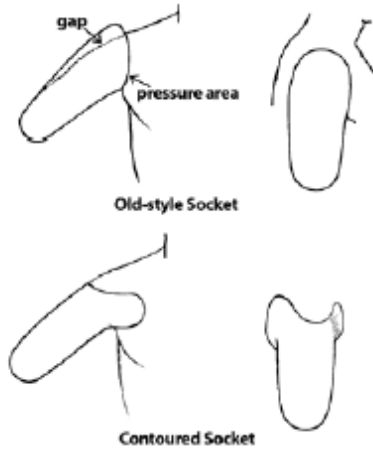


Figura 1.4 Comparación entre socket convencional y estrecho [6]

Existen sockets con sistema de suspensión en brazos convencionales o mioeléctricos. Anexando electrodos en el diseño mioeléctrico a través de la funda para proporcionar un control eléctrico más estable, mejor suspensión y mayor amplitud de movimiento.

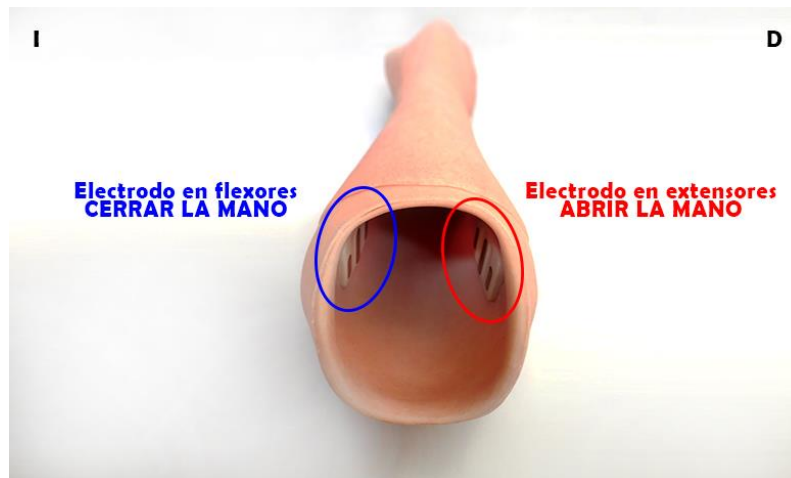


Figura 1.5 Prótesis mioeléctrica de antebrazo [7]

También hay con electrodos de acero inoxidable y cables blindados, así se envía la señal mioeléctrica de forma remota, lo que mejora la suspensión y el contacto eléctrico.





Figura 1.6 Cables y electrodos blindados [6]

## 1.8 SUSPENSIÓN

Cuanto mejor se ajuste al cuerpo, su funcionamiento será más efectivo. Hay correas y cinturones que se ponen alrededor del pecho, para dar mejor resultado a los amputados.

A veces, también puede utilizarse una suspensión anatómica, donde el socket se ajusta sobre una parte ósea del cuerpo para evitar que la prótesis deslice. Como resultado, es posible que se tenga que reemplazar el socket con más frecuencia.

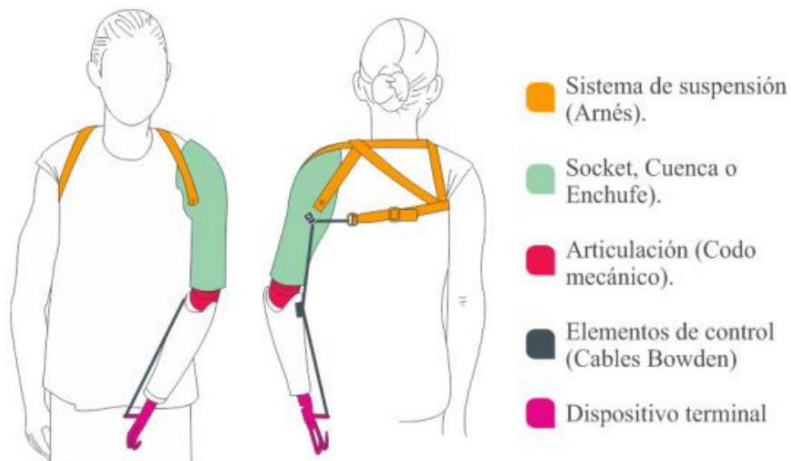


Figura 1.7 Partes de prótesis [7]

## 1.9 BIOMECÁNICA

Los movimientos de un miembro del cuerpo humano presentan a menudo problemas difíciles de resolver. Todo movimiento, al realizarse, modifica la posición y sitúa a las superficies articulares en condiciones de ejecución activamente diferentes.

Encontramos distintos gastos energéticos, divididos en dos fases:

**Contracción.** Intervienen los músculos flexores, por lo tanto, la oxigenación y la glucosa aumentan. El efecto es mayor entre mayor sea la fuerza efectuada.

**Extensión.** Intervienen los músculos extensores, aquí favorece la circulación sanguínea.

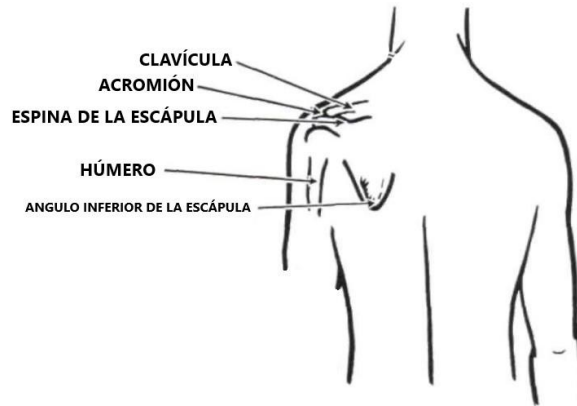


Figura 1.8 Huesos y puntos de referencia en extremidad superior. Definiciones: acromion, borde extremo lateral del hueso del hombro; ángulo inferior de la escápula, punto más bajo en omóplata; húmero, hueso más grande en la extremidad superior; clavícula, hueso que une la escápula con el esternón. [8]

En la mayoría de los movimientos, elevación, flexión o hacia adelante, el brazo y el hombro participan en conjunto.

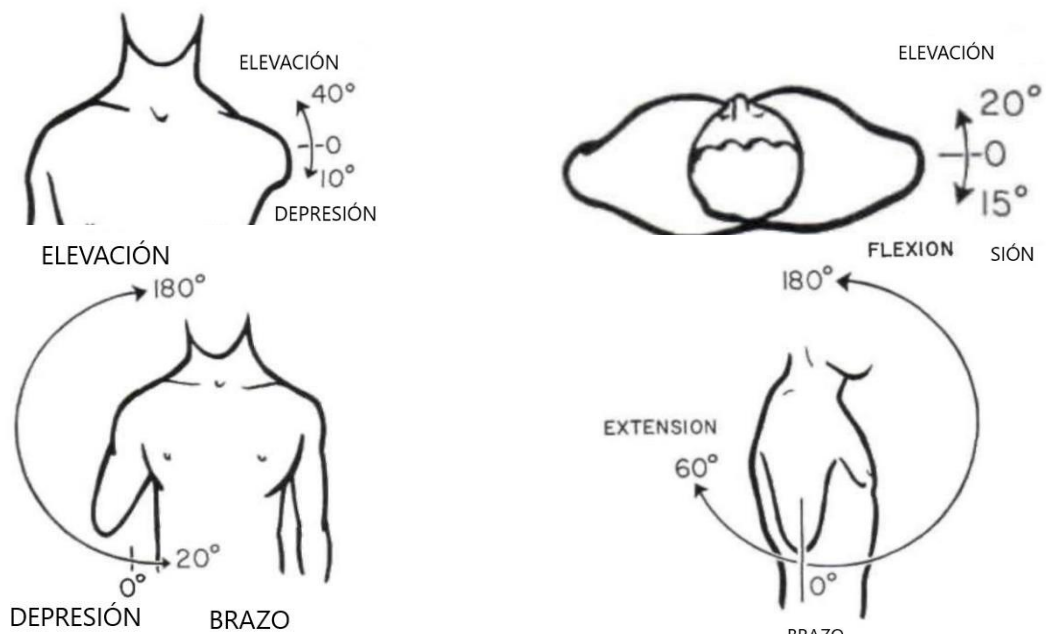


Figura 1.9 Sistemas de movimientos en la extremidad superior [8]

### 1.9.1 BIOMECÁNICA EN EL SOCKET

El diseño del socket para el caso transhumeral está relacionado con ajustar el muñón para que el contacto con el húmero sea totalmente eficaz en el control de la prótesis.

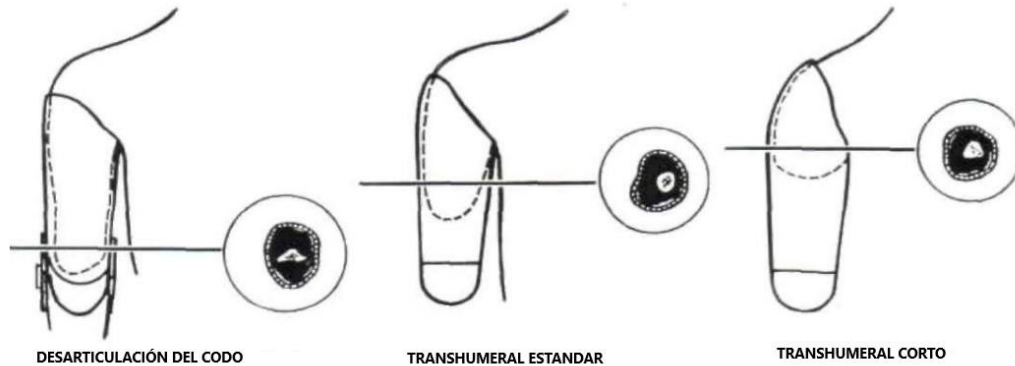


Figura 1.10 Esquemas de sockets, incluida la desarticulación del codo. Para cada tipo, la anatomía transversal de cada nivel. Las líneas discontinuas muestran el contorno del muñón y las paredes del socket [8]

La figura antes mencionada, muestra las variaciones de amputaciones transhumerales. Tomando en cuenta el extremo del muñón donde puede haber solo piel o parte del músculo con piel. Debe tener un ajuste perfecto a su alrededor, con suficientes espacios para la región de arriba, hasta abajo donde la sección transversal se reduce, para permitir introducir el muñón en el socket. En el caso de la amputación transhumeral corta, el socket se apoya sobre el acromion para estabilización y suspensión adicional del hombro.

La función del socket es doble, ya que debe operar a tensión y a torsión. A través de distintos accesorios en el hombro y el torso, proporciona la fuerza y desplazamiento necesario para producir la flexión y operación del dispositivo terminado. Para cumplir con estas funciones, el socket debe ser estable en el muñón. La rotación lateral del socket es necesaria para un mayor posicionamiento funcional.

## 2 CAPÍTULO 2 – ANTECEDENTES DEL PROYECTO

El proyecto que se presenta en este trabajo de tesis tiene una base teórica y experimental sustentada en dos trabajos de tesis que se tomaron como punto de partida para encaminar al desarrollo de un prototipo con mejoras que cubran a las fallas o áreas de oportunidad encontradas en dichos trabajos. El primer antecedente se encuentra en la tesis para optar por el grado de Maestro en Ingeniería Mecánica del ingeniero Iván Nieto Díaz Lavana, con el título “Diseño y construcción de un socket de miembro superior con suspensión ajustable”. El segundo antecedente viene de la tesis para optar por el grado de Licenciado en Diseño Industrial del Lic. Juan Carlos Sebastián Ruiz, con el trabajo titulado “Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro superior”. A lo largo del capítulo se dará una explicación del sustento propuesto por ambos trabajos de tesis, describiendo el trabajo ya realizado y elaborando un análisis de las áreas de mejora que se pretende atender en esta tesis.

### 2.1 TESIS: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SOCKET DE MIEMBRO SUPERIOR CON SUSPENSIÓN AJUSTABLE [9]

*Autor: Ing. Iván Nieto Díaz Lavana*

En este trabajo se realiza una primera propuesta de diseño, en la cual se presenta por primera vez a un sistema de sujeción basado en el principio de funcionamiento de un “atrapa novias”, juguete tradicional que pretende atrapar un dedo humano dentro de una malla cilíndrica o cónica que se comprime cuando se le aplica una carga a tracción y se extiende al ser aplicada una carga a compresión. Dicho trabajo de tesis concluye que el sistema propuesto es funcional y superior a los sistemas de sujeción tradicionales, cuyas ventajas se enuncian en los siguientes puntos:

- Capacidad de ajuste según la carga aplicada, resultando en mayor comodidad para el usuario.
- El sistema ofrece retroalimentación al usuario sobre el peso del objeto a levantar, lo que se reflejará en el nivel de compresión del sistema. Esto permitirá al usuario tener conciencia sobre el peso que se puede soportar.
- Reducción de costos de producción y precio de venta.
- Reciclaje de piezas para el conformado de nuevos modelos de reemplazo.
- Diseño adaptable a cualquier tipo de prótesis existente en el mercado.

#### 2.1.1 DESCRIPCIÓN DEL PROTOTIPO

El prototipo se conforma por lo que puede ser definido como tres secciones o etapas de diseño, la primera es el sistema de suspensión, la segunda es el socket y la tercera es la parte rígida del socket.

El sistema de suspensión consiste en un entramado de tiras asemejado a un atrapa-novias o atrapa-dedos, el cual se construye tras recortar una serie de tiras de un material y una longitud deseados, para ser entretejido con otras tiras de su tipo con la finalidad de obtener un cilindro (Figura 2.1), la construcción de este entramado se realizó con cuatro tiras de un material plástico para el recubrimiento de estantes, cuyas dimensiones de corte son 1.5 [cm] x 1 [m]. Las tiras fueron dobladas por la mitad con un ángulo de escape de 120°, siendo tejidas hasta que se alcanzó la longitud deseada del cilindro.



*Figura 2.1 Cilindro entrettejido [9]*

La parte del socket consta de una parte interna y una parte externa, las cuáles sirven de interfaz para conectar al sistema de suspensión con el socket. La parte interna en la figura se ensambla con la parte externa en la figura al ser introducida dentro de la ranura y rotada, para posteriormente ser fijado al siguiente cuerpo que conforma el prototipo. Estas piezas fueron fabricadas con la máquina de prototipos rápidos Stratasys del Laboratorio de Manufactura Avanzada de la Facultad de Ingeniería.



*Figura 2.3 Parte interna [9]*



*Figura 2.2 Parte externa [9]*

Finalmente, la parte rígida del socket consta de dos piezas, una de ellas consta de una coraza que envolverá al sistema de suspensión, mientras que la otra se trata de un codo que sirve de acoplamiento con la prótesis, ambas piezas se fijan a la parte externa de la interfaz de acople del socket.



*Figura 2.4 Coraza [9]*



*Figura 2.5 Codo de acople [9]*

Se muestra finalmente un ensamble completo de todas las etapas que conforman al prototipo del socket propuesto en el trabajo de tesis de Iván Nieto Díaz Lavana.



*Figura 2.6 Ensamble final [9]*

### 2.1.2 PRUEBAS REALIZADAS

- Prueba de colocación: el usuario se colocó la malla del sistema de suspensión, aseverando que la complejidad se equipara a la de una venda compresiva.
- Prueba de tiempo: Se incorporó una botella de agua de 1 litro al sistema de suspensión y se retuvo dicho sistema sobre el miembro residual durante media hora. No se presentaron molestias en la prueba, sin embargo, existe la posibilidad de que éstas se presenten si se extiende el tiempo de colocación.
- Prueba de fuerza: Se colocó una carga de 7[kg] en el sistema de suspensión, para ser levantada con el usuario una vez situado en su posición el entramado. No se reportaron molestias durante la prueba, señalándose también mayor comodidad a mayor superficie de contacto en el sistema de suspensión. La capacidad de carga será una función del diseño ajeno al sistema y el umbral del dolor del usuario.

### 2.1.3 ANÁLISIS DE FALLAS Y ASPECTOS PARA MEJORAR

Este trabajo de tesis aterriza una primera idea de un nuevo dispositivo que pretende cambiar la forma en que se elaboran las prótesis para atender a problemas de fabricación y de costos. Sin embargo, pese a que se trata de un primer trabajo de investigación y desarrollo con respecto a este nuevo tipo de modelo, no se incluye suficiente información como para la producción de un prototipo listo para ser llevado al uso cotidiano. Dicho trabajo no sustenta los efectos y respuesta del socket en un entorno final, además de una presentación muy preliminar de la propuesta de instrumentación de este.

Se pretende atender a estas fallas haciendo una mejora en los materiales con la finalidad de obtener una mejora hipoalérgica y ergonómica del producto, además de buscar realizar las pruebas de este empleando una prótesis funcional y buscando una aceptación más estandarizada sobre el principio de funcionamiento y los efectos del socket en el usuario. Además, se busca llevar a cabo una mejora y simplificación en la metodología a seguir para la manufactura del socket. Finalmente, se rediseñará el producto con un concepto más cercano a una propuesta final, la cual albergará dentro de su diseño los espacios y características necesarias para un ensamble satisfactorio con una prótesis, así como para albergar a los sensores, circuito, energía, etc., para llevar a cabo la instrumentación de este.

## 2.2 TESIS: DISEÑO DE UN SOCKET AJUSTABLE PARA PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR [10]

*Autor: Juan Carlos Sebastián Ruiz*

Dicha tesis, presentada para obtener el título de Licenciado en Diseño Industrial, presenta un rediseño del prototipo propuesto en el primer trabajo, el cual pretende aterrizar el modelo a un acabado más funcional y ergonómico, en el que las piezas se ven modificadas por elementos de mejor apariencia y en la cual se proponen también diferentes materiales y propuestas para la manufactura del socket, analizando el ámbito económico, esto porque en la actualidad el proceso de diseño del socket y las prótesis como tal son fabricados de manera artesanal, es decir, cada socket es fabricado a la medida de cada paciente lo que lleva un alto costo en el proceso de manufactura.

Sabemos que el socket es una pieza importante e imprescindible en una prótesis, ya que es la interfaz que transmite la fuerza del órgano residual al resto de la prótesis, por este motivo es importante que el socket sea de una amplia comodidad que brinde confort al paciente y pueda usarla por un largo periodo de tiempo sin ningún tipo de molestia.

### 2.2.1 DESCRIPCIÓN DEL PROTOTIPO

Al igual que en la tesis del ingeniero Iván Díaz, se hace una propuesta de diseño con tres etapas de componentes, el sistema de suspensión, el sistema de suspensión unión-socket y el socket rígido.

El sistema de suspensión evoluciona de la siguiente manera. Se emplea goma sintética (neopreno textil) para la construcción de las tiras del entramado, lo que resulta en una mejora de las condiciones hipoalergénicas, además de ser resistente a la torsión y contar con alta resistencia mecánica. Se hace uso de 6 tiras en lugar de las 4 que se proponen en el sistema de suspensión del prototipo predecesor, cuyas dimensiones se aproximaron a 1.5 cm de grosor por 30 cm de largo, para posteriormente doblarse por la mitad con un ángulo de fuga de  $120^\circ$ . Cada cuerpo de tiras distaba de  $60^\circ$  dentro de la circunferencia del molde empleado para la construcción. Finalmente se añade un aro elástico en la punta superior del sistema para mantener una forma más homogénea en el extremo y facilitar el ajuste y colocación. Se propone la perforación e incrustación de ojillos metálicos en las puntas inferiores del entramado para permitir el ensamble con la siguiente etapa.



Figura 2.7 Sistema de suspensión [10]

La propuesta final para la segunda etapa, el sistema de suspensión unión – socket, está constituida por una pieza plástica circular con ranuras, la cual interactúa con el socket rígido que se describirá a continuación, dicha interacción funciona como un mecanismo de ajuste de tipo trinquete al ser introducida y rotada dentro de los insertos del socket rígido. Esta pieza circular consta también de 6 orificios en los cuales se introducirán tornillos que servirán de interfaz de acople con el sistema de suspensión.



Figura 2.8 Unión del sistema de suspensión [10]

La parte rígida del socket se propone mediante una coraza de poliuretano termoplástico, manufacturado mediante un proceso RIM (Reaction Injection Moulding), el cual contiene en la base



con los insertos que servirán para hacer funcionar el mecanismo de cierre en conjunto con la interfaz de acoplamiento.



Figura 2.9 Insertos en socket rígido [10]

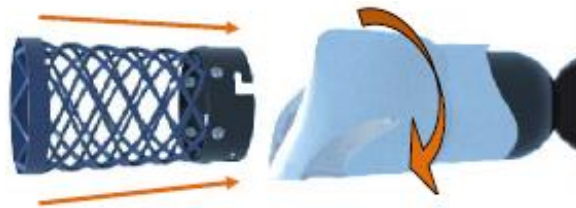


Figura 2.10 Ensamble sistema de suspensión - socket rígido [10]

Se propone una serie de mejoras ergonómicas una vez aterrizado el diseño final en cada una de las tres etapas del socket. La primera consta del uso de un panel Dynoform para ser usado como plantilla de ajuste dentro del socket rígido, permitiendo la transpiración de la piel y promoviendo un sistema antibacterial e inodoro.

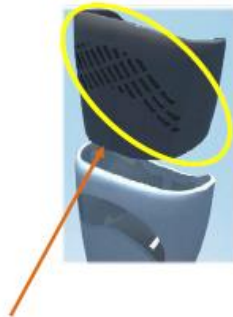


Figura 2.11 Plantilla de ajuste en socket rígido [10]

La segunda mejora consta de una pieza adicional a ser montada sobre el aro de la interfaz de acople, la cual consta de un anillo con seis orificios recubierta de neopreno, cuya finalidad es la de separar al muñón del mecanismo de ensamble una vez que se coloque el socket, y de esta manera evitar molestias causadas por el roce de las piezas con la piel del muñón.

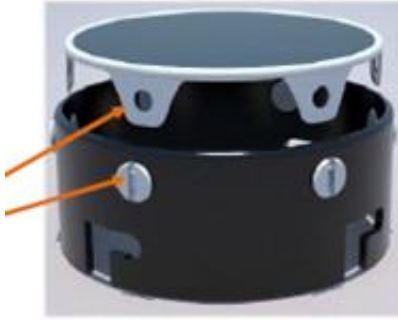


Figura 2.12 Pieza de amortiguamiento [10]

## 2.2.2 PRUEBAS REALIZADAS

Para la fase de pruebas en este trabajo, se realizaron dos diferentes etapas, la primera consta únicamente de la colocación del sistema de suspensión, mientras que la segunda etapa consta de la colocación del socket rígido.

### 1. Prueba de colocación del sistema de suspensión

- Se cumple satisfactoriamente la función al envolver perfectamente al muñón.
- Molestia por el acabado en punta de la parte superior.
- Se sugirió la colocación del sistema de suspensión sobre algún vendaje o funda envolvente al muñón para evitar el contacto directo, pese a no presentar molestias con el material.
- Se remarca la practicidad del prototipo al ser utilizado el mecanismo de cierre de tipo trinquete.



Figura 2.13 Pruebas de colocación del sistema de suspensión [10]

### 2. Prueba de colocación del socket rígido.

- Se alcanzan los estándares estéticos en el prototipo
- Resulta incómodo el contacto entre el socket rígido y la zona exterior del tórax.
- No se presentan molestias al mover el brazo con el socket rígido en posición.



Figura 2.14 Prueba de colocación del socket rígido [10]

### 3. Prueba de Resistencia

- Tras colocarse una botella de 1 kg pendiendo del sistema de suspensión colocado en el muñón del sujeto, se observó que se mantuvo la forma del entramado y que a mayor superficie de contacto con el sistema mejor será la función de compresión y atrape.
- Se volvió a realizar la prueba colocando el sistema de suspensión sobre un envase de 1 litro y suspendiendo una carga de 10 kg. Los resultados fueron positivos en cuanto a la funcionalidad del socket, el cual conservó su geometría regular.
- Las pruebas concluyen que es posible aplicar una carga de 5 kg sin riesgo de falla ni lesión vascular, mientras que cargas máximas de 10 kg podrían presentar problemas vasculares en el usuario si se mantiene dicha carga por más de 15 minutos.



Figura 2.15 Prueba de resistencia

### 2.2.3 ANÁLISIS DE FALLAS Y ASPECTOS A MEJORAR

El trabajo de Iván Nieto provee de un rediseño que incorpora una serie de mejoras ergonómicas y funcionales a la propuesta inicial, sin embargo, carece de detalle en algunos aspectos del diseño y la manufactura, pues queda ambiguo el método que se utilizó para producir el material del cual están hechas las tiras con las que se realizó el entramado para la manufactura del sistema de suspensión, al igual que falta de detalle en cómo se realizó el prototipo de socket rígido que supone será

manufacturado mediante un proceso RIM. En el apartado de pruebas y con base en las imágenes, se encuentra en conflicto la propuesta final del socket rígido al ser comparada con la que se presenta en las imágenes del apartado en el que se hace el diseño final del mismo. Pese a que el acabado estético un funcional parece ser bastante bueno, aún nos parece que se podría simplificar el diseño para facilitar su producción, además el presente diseño aún necesita ser llevado a un entorno final para realizar las pruebas pertinentes y observar si las condiciones de diseño son óptimas para su uso con una prótesis. Nuevamente se observa que queda pendiente la instrumentación del prototipo.

## 2.3 PATENTES

Presenta una innovación en su principio de funcionamiento, con un mallado en diagonal para modificar las dimensiones radiales al someterla a esfuerzos longitudinales que, al contrario de los sockets rígidos, permite la adaptación a los cambios volumétricos del miembro residual de paciente con amputación a nivel humeral.

Las ventajas de este socket son: aumenta ventilación dentro del miembro residual evitando consigo problemas cutáneos su construcción modular permite intercambiar o reemplazar componentes, reduce el consumo de material en la carcasa en un 50% aproximadamente y no limita la articulación del hombro permitiendo una mayor gama de movimientos.

Este producto puede sufrir una migración adaptativa hacia otros tipos de amputación, como transradial (amputación debajo del codo), transfemoral (amputación de pierna por encima de la rodilla) y transtibial (amputación debajo de la rodilla).

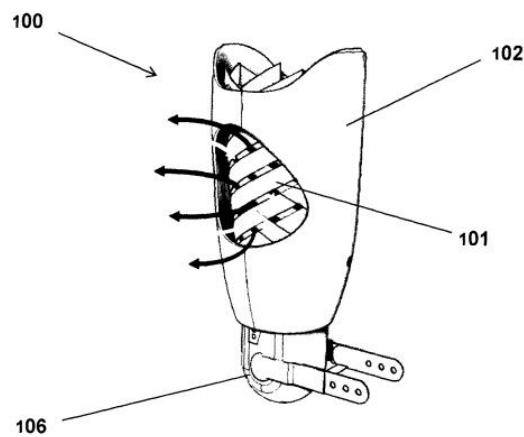


Figura 2.16 Patente de socket [11]

## 3 CAPÍTULO 3 – REDISEÑO DEL PROTOTIPO

### 3.1 INTRODUCCIÓN

Gracias a la participación de un paciente con amputación traumática de miembro superior derecho se decidió diseñar una prótesis funcional con la cual se espera potenciar la capacidad para realizar actividades de la vida diaria, basados en la escala DASH (Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand) y AVD (Actividades de la vida diaria) para evaluar su capacidad funcional residual. La escala DASH mide la discapacidad del individuo a través de 30 preguntas relacionadas con la discapacidad/síntomas más 4 preguntas opcionales relacionadas con actividades especiales en la escala del 1 al 5, donde tras finalizar la evaluación se obtendrá un grado de discapacidad del paciente en una escala de 0 a 100. [12] AVD se refiere a las actividades de la vida diaria tanto básicas como instrumentales. [13]

Por medio de las escalas antes mencionadas se realizó una valoración clínico-funcional con el apoyo de médicos cirujanos y fisioterapeutas, en la cual se establecieron las limitaciones previas al uso de prótesis en los arcos del movimiento, así como las compensaciones de musculares que presentaba las cuales de no recibir rehabilitación previa a la prototización a la larga alterarían el centro de gravedad, postura, marcha con su consecuente disminución de su funcionalidad y dependencia.

Tomando como base la funcionalidad lograda en los anteriores trabajos de tesis en los que se desarrolló el socket que se pretende mejorar, se partirá de un diseño que tome como parámetros de diseño a las mismas etapas en que se ha desarrollado cada elemento de los prototipos realizados previamente. La primera parte para desarrollar será el sistema de suspensión, seguido de una interfaz de acople con la prótesis a utilizar y finalmente el diseño de un socket rígido que servirá de complemento al sistema de suspensión para lograr un prototipo más funcional y eficaz.

### 3.2 DISEÑO DEL SISTEMA DE SUSPENSIÓN

El sistema de suspensión es el sistema que realiza la función de interfaz que dará la interacción entre el socket con el muñón del usuario, basado en el juguete artesanal “atrapa-novias”, se construye a partir de tiras de un material determinado y de dimensiones determinadas, que se entrelazan de manera que se construya una malla cilíndrica que al serle aplicada una carga axial normal a las caras del “cilindro”, será capaz de modificar su geometría. Cuando dicha carga vertical se aplique a tracción, la geometría se modificará decrementando el diámetro del cilindro e incrementando su altura, mientras que al aplicarse una carga a compresión dicho cuerpo se expandirá en su diámetro y comprimirá en su altura, lo que le permite adaptarse a la geometría del muñón de manera continua, combatiendo así problemas como la variación del tamaño del muñón ante la pérdida de volumen corporal localizada en la zona afectada. Los atributos geométricos ya mencionados también convierten al prototipo del sistema de suspensión en un elemento fácil de colocar y sustraer.

Se han realizado varias pruebas de modelos funcionales para poder comprobar como puede ser más funcional, que tenga la suficiente fuerza, que tenga el apriete necesario, que sea un material hipoalérgico, que permita la transpiración, que sea lo suficientemente resistente y que sea fácil su uso.

Se conserva el principio de funcionamiento en este socket, el del “atrapa-novias”, un juguete tradicional mexicano.

Se realizó un modelo de tela con 6 tiras y a 120 grados.

Se realizaron varios modelos de polipropileno. De 1.5 cm de grosor y de 60 cm de largo. Unos estuvieron a 120° y otros a 130°. Primero fueron con 6 tiras y posteriormente, con 8 para mayor sujeción. En adelante se detallarán algunos de los modelos realizados, indicando sus características e información referente a la funcionalidad de cada uno de estos.

### 3.2.1 REQUERIMIENTOS DEL PROTOTIPO

- Funcionalidad total, de manera que se logre hacer uso adecuado de la prótesis.
- Dimensiones adecuadas para el ajuste necesario del socket en el muñón.
- Rigidez suficiente para una reacción adecuada ante la aplicación de cargas en cualquier dirección.
- Ergonomía para el usuario, siendo adaptable el socket a las dimensiones del muñón en cuestión.
- Reducción potencial de la fricción con la piel del usuario con la finalidad de evitar lesiones debido al roce.
- Porosidad adecuada para facilitar la transpiración y evitar el acumulamiento de humedad dentro del dispositivo.
- Facilidad de manufactura.
- Facilidad para la colocación y remoción.

### 3.2.2 ESPECIFICACIONES DEL PROTOTIPO

- El sistema de suspensión debe tener una longitud de 12 cm y un diámetro de 10 cm en su posición de total compresión al ser colocado para ajustarse con una deformación mínima en la superficie del muñón.
- La carga que debe soportar tiene que oscilar entre los 2 kg y los 5 kg dentro de un esquema de actividad promedio.
- La carga máxima que debe soportar no debe superar los 10 kg.
- El peso del socket no debe superar 0.5 kg.
- La deformación del sistema de suspensión no debe exceder el límite definido por el usuario para el uso seguro y ergonómico del socket.

### 3.2.3 MODELO 1

Este socket tiene como material una tela cuyo lado inferior consta de algodón y el lado superior consta de piel de imitación, sin embargo, el lado superior al entrar en contacto con la piel dificulta la transpiración, además de no contar con la suficiente rigidez para evitar deformaciones elásticas ante pequeñas cargas de tracción, motivo por el cual se decidió hacer una serie de suturas para agregar un refuerzo al material y evitar la deformación del mismo, lo cual además permitió ocultar la cara interna, dejando expuesta solamente la parte de algodón.



*Figura 3.1 Modelo 1*

Este modelo cumplía con el principio de funcionamiento de manera poco efectiva, pues la naturaleza del material no permitía el deslizamiento adecuado entre las caras de las tiras, dificultando el encogimiento necesario en el diámetro del entramado para el ajuste con el tamaño del muñón. Además de esto, la rigidez del elemento seguía siendo baja. Sobre la ergonomía de este, la textura es cómoda al tacto, sin embargo, produce concentración de calor la cual lleva a la sudoración de la piel. Este prototipo permite una amplia deformación en las dimensiones radiales del socket, por lo cual la adaptabilidad de este modelo a las irregularidades que pueda presentar el muñón es bastante amplia. En este modelo se hizo la construcción haciendo el entramado dirigiendo las tiras a  $120^\circ$  del punto de partida, sobre un molde cuya dimensión diametral aproximada fue de 8 cm.

### 3.2.4 MODELO 2

Este segundo modelo se comenzó a construir considerando las conclusiones ergonómicas de la tesis realizada por Juan Carlos Sebastián Ruiz, tomando en cuenta que tras el trabajo de investigación se determinó al neopreno como uno de los probables materiales que darían lugar a un diseño cómodo y ergonómicamente aceptable. De esta manera se hizo un primer modelo cuyas dimensiones eran similares a las del primer modelo, sin embargo, una vez realizado el entramado de las tiras y finalizado la construcción del prototipo, se pudo observar una rigidez baja, la cual no permitía al socket mantener una forma estable en la cual pudiera ser probado de manera satisfactoria, además de ser las tiras bastante susceptibles a deformación elástica y falla del material tras ser aplicada una carga a tracción. De esta manera se decidió hacer un refuerzo con polipropileno.



*Figura 3.2 Modelo 2*

En este modelo se cortaron tiras de propileno de 60 cm de largo por 1.5 cm de ancho, las cuales fueron forradas en neopreno y aseguradas con suturas de hilo convencional, lo cual dio solución a la problemática de la pérdida de forma debido a la falta de rigidez, sin embargo, el proceso de sutura fue bastante complicado debido al considerable grosor de las tiras, mismo factor que dificultó a su vez el deslizamiento entre las tiras para posibilitar el ajuste diametral del modelo. Ergonómicamente, el neopreno resultó en un material cómodo a la piel y que no promovía la retención de calor ni generación de fluidos.

### 3.2.5 MODELO 3

El tercer modelo construido atendió a las observaciones realizadas sobre la dificultad que se presentó para el deslizamiento de las tiras del entramado, lo cual causó una problemática en la adaptabilidad del socket para el cambio de dimensiones. Fue entonces que se optó por realizar un diseño empleando únicamente polipropileno. Para este diseño se utilizó un cuerpo más esbelto como base para el entramado, mientras que el ancho de las tiras y el largo de estas se respetó, empleando un ángulo de bifurcación suficiente para hacer rotar a las tiras una vuelta completa en su trayectoria a lo largo de la superficie de la base geométrica.



*Figura 3.3 Modelo 3*



Este modelo ayudó a corroborar la funcionalidad del socket, pues la geometría adoptada y el material seleccionado propiciaron un deslizamiento óptimo en el modelo, el cual logró adaptarse a la perfección a cuerpos de dimensiones similares a la de un muñón de sección de antebrazo, debido a la reducción en el tamaño del molde utilizado para su construcción. Este socket probó que un deslizamiento adecuado es necesario para la funcionalidad de este, sin embargo, es necesaria también una cierta oposición a volver a las dimensiones originales, principio que dicho socket también cumplió. Este prototipo también mostró que es conveniente que, a pesar de la adaptabilidad en el diámetro, la aproximación en las dimensiones radiales en su máxima expansión durante la compresión a las dimensiones del muñón en cuestión proporcionará un mejor ajuste y así un mejor funcionamiento. En cuanto a la relación con el usuario de este modelo, supone un roce más agresivo con la piel del usuario, además de dificultar la transpiración y almacenar calor al estar en contacto directo con la piel.

### 3.2.6 MODELO 4

La cuarta propuesta se basó en el éxito de la primera para hacer una prueba adaptada a las dimensiones del paciente que colabora con el proyecto. Para el entramado de este, se utilizó como dimensiones iniciales las medidas radiales del muñón de un individuo con amputación en el húmero, la cual fue plasmada de manera digital con la ayuda de equipo de la Facultad de Medicina, y que gracias a la digitalización pudo ser reproducida de manera física mediante manufactura aditiva a través de una impresión en 3D. Se incrementó el diámetro del molde para lograr que cada una de las tiras diera una vuelta completa alrededor del muñón, tomando un ángulo aproximado de  $135^\circ$  para cumplir con la vuelta completa en una distancia determinada por el mismo tamaño del molde, lo cual a su vez modificó el largo de cada una de las tiras para cumplir con las dimensiones deseadas.



*Figura 3.4 Modelo 4*

Este modelo, pese a cumplir con las características necesarias para el correcto deslizamiento de las tiras y así promover el cambio en las dimensiones del socket, mostró una serie de desplazamientos considerables, lo que llevaron a la deformación excesiva en las dimensiones de éste. Esto se debió a la cantidad de espacios libres que permitían el continuo reacomodo de las tiras del prototipo, por lo cual se consideró necesario el uso de un par de tiras más para el siguiente modelo. Hasta este punto, todos los prototipos habían sido desarrollados con 6 tiras.

### 3.2.7 MODELO 5

Para el presente modelo se tomaron en cuenta las consideraciones del modelo 4, por lo cual se optó por reducir ligeramente el diámetro del molde para la construcción del modelo, además de realizar las conexiones de las tiras a solamente media vuelta alrededor del molde, y de esta manera se redujo a la mitad el largo inicial del socket en su fase de máxima compresión axial, es decir, cuando el radio se encontraba en su valor más elevado. Se usaron además un par más de tiras en la construcción, resultando en 8 puntos de tracción. En un primer intento se usó nuevamente el polipropileno como único material de construcción, sin embargo, posteriormente se decidió usar en conjunto el neopreno, pero esta vez de una manera distinta a la que se empleó en la construcción del Modelo 2. Se hizo uso del neopreno en una sola de las caras del modelo, adhiriéndolo a la superficie del polipropileno con pegamento, en lugar de ser forrado en su totalidad y asegurado con costuras.

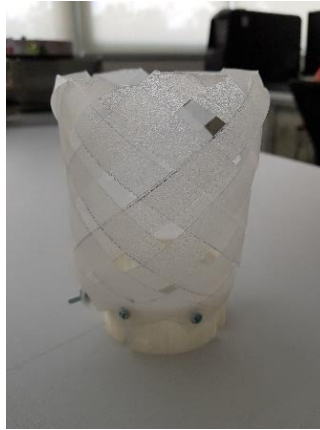


*Figura 3.5 Modelo 5*

Este modelo resultó al final muy estrecho para los dispositivos de prueba que se detallarán más adelante, sin embargo, fue posible observar que el neopreno y el par de tiras adicional provocaron una pérdida de libertad en el deslizamiento de las tiras, dificultando la adaptación del diámetro del socket. Se optó por retirar del entramado las dos tiras adicionales, sin embargo, nuevamente hubo fricción que hacía recaer en el mismo problema. El neopreno nuevamente demostró ser cómodo y ergonómico al tacto.

### 3.2.8 MODELO 6

El prototipo se construyó tomando en cuenta las fallas del modelo número 5, por lo cual se decidió volver a usar el diámetro de construcción empleado en el modelo 4, con la diferencia de hacer dar a cada tira solamente una media vuelta, con la finalidad de construir un socket menos invasivo al muñón para facilitar el movimiento de la extremidad. Se hizo nuevamente la integración de 8 tiras para limitar el desplazamiento y así tener un socket de mayor rigidez y tamaño más adecuado, evitando a su vez emplear el neopreno para reducir la fricción entre las tiras y así lograr el redimensionamiento del socket de manera sencilla.



*Figura 3.6 Modelo 6*

Dicho modelo probó ser funcional, sin embargo, persiste el problema del roce excesivo y la limitada capacidad de transpiración junto con la retención de calor que disminuye la calidad ergonómica del modelo, a lo cual se plantea la solución de utilizar un calcetín protésico sobre el muñón para atender a esta limitante. Adicionalmente, se observó que las tiras al dar solamente media vuelta al diámetro desde el ángulo de fuga en la parte superior hasta la base donde se unen provocan una pérdida considerable en la rigidez y consistencia del sistema, por lo cual se tiene una noción de que es necesario al menos una vuelta completa donde se crucen las tiras una vez antes de converger en la base.

### 3.2.9 MODELO 7

Para la elaboración del modelo 7 se trabajó sobre el modelo 6, tratando de dar una solución al roce excesivo con la piel se contempló el uso de una funda para el muñón hecha de un material hipoalergénico para proteger al mismo y así poder hacer uso del sistema de suspensión de polipropileno, conservando las ventajas de dicho material mientras se reduce la agresividad al estar en contacto con la piel, sin embargo se encontró también que el polipropileno tiene poca fricción con la tela por lo que el deslizamiento al aplicarse la carga de tracción es notable.

Planteando una mejora cualitativa en el coeficiente de fricción entre el sistema de suspensión con una superficie de tela, se optó por esparcir silicón frío en el extremo superior de las tiras, de manera que la fricción entre el silicón y la tela ayude a mantener la base superior fija mientras que el resto de la superficie de las tiras conserve su capacidad de deslizarse entre sí para permitir la deformación que llevará al sistema de suspensión a expandirse y comprimirse con facilidad. Fue además implementada una pequeña banda elástica usando como guía los pliegues superiores de las tiras, con la finalidad de ayudar a mantener la forma cilíndrica en el sistema de suspensión durante la colocación y además proporcionar una mejora en el ajuste.

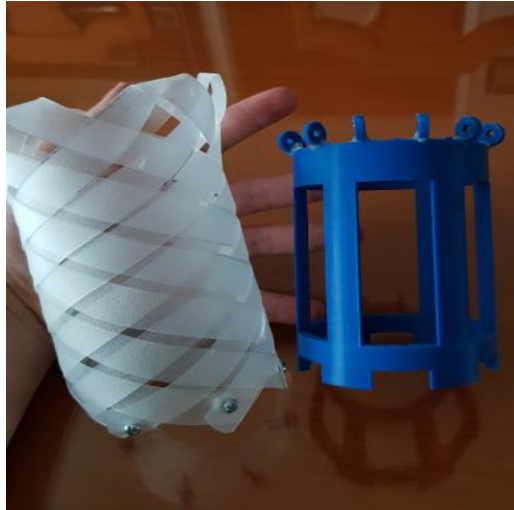


*Figura 3.7 Modelo 7*

Este prototipo ayudó a incrementar la fricción, a facilitar el ajuste y a mejorar la ergonomía del sistema de suspensión al entrar en contacto con el muñón, aunque nuevamente se encontró que pese a contar con 8 tiras, la rigidez y geometría del sistema se ve comprometida al hacer que las tiras solamente den media vuelta al diámetro, además las tiras chocan entre sí en la parte superior cuando se reduce el diámetro de la sección provocando deformaciones que perjudican el funcionamiento adecuado del socket.

### **3.2.10 MODELO 8**

El modelo 8 fue el primer modelo en poner a prueba el entramador que se describe en el Capítulo 3.3 de este trabajo, por lo que la construcción fue considerablemente más fácil y en menor tiempo. Se volvieron a emplear 6 tiras para la construcción y esta vez, el ángulo de fuga y el largo de las tiras se determinó conforme a las dimensiones del entramador, retomando el diseño en que se hacía a las tiras dar una vuelta completa al diámetro del sistema, cruzándose por a la mitad de la altura del prototipo y convergiendo en la base. Nuevamente se emplea el polipropileno y se encuentra una mejora notable respecto a su modelo predecesor en cuanto a la funcionalidad, geometría, rigidez del modelo, gracias a la mejora en la calidad de construcción proporcionada por el entramador, a la vuelta completa de cada conjunto de tiras y a la reducción de 8 a 6 juegos de tiras lo cual evita el choque y deformación entre los pliegues de las tiras en la parte superior. Con este prototipo se confirma que la geometría y función del sistema de suspensión será mejor haciendo que los juegos de tiras se crucen una vez antes de converger en la base, en lugar de agregar más tiras para la construcción.



*Figura 3.8 Modelo 8*

### 3.3 ENTRAMADOR

Un aspecto importante para considerar en el desarrollo y diseño de un producto es la factibilidad de su manufactura y su producción masiva. Un buen producto, aun siendo útil, atractivo y con un amplio mercado para su venta puede tener problemas si su producción resulta complicada o costosa.

Pese a que el entramado que compone al sistema de suspensión se produce con materiales de bajo costo, fáciles de conseguir y la manufactura puede ser realizada sin hacer uso de maquinaria especializada, se requiere de un adiestramiento en la elaboración, debido a la naturaleza artesanal del prototipo, lo cual puede resultar complicado en función de las habilidades motrices y coordinación del individuo que realiza la manufactura.

Se une a esta problemática el que se requiera de un molde de dimensiones similares al muñón en cuestión para ser usado como base de ayuda con el fin de realizar la manufactura del mismo, y aunque en trabajos anteriores se ha llevado a cabo con envases de fácil adquisición o de uso común en todos los hogares, se trata de una geometría que no ayuda del todo a realizar una manufactura sencilla y eficiente del prototipo, además de estar sujeto a una geometría variable y por lo tanto imposible de estandarizar.

Surge aquí la idea de intentar facilitar la manufactura del sistema de suspensión, buscando estandarizar el proceso en la medida de lo posible, considerando que las dimensiones del entramado se encontrarán, a pesar de su naturaleza ajustable, a variaciones según las dimensiones del muñón en cuestión, además de atacar a las principales problemáticas que surgen durante la metodología actual para realizar el entramado.

A continuación, se describirá una serie de observaciones cualitativas que permitirá la identificación de problemáticas y sus respectivas áreas de mejora.

- La manufactura del sistema requiere de un molde provisional.
- El molde provisional provee de dimensiones aproximadas auxiliares, no exactas.
- Se requiere cierta destreza motriz para colocar las tiras en la posición deseada, fijarlas y comenzar a realizar el entramado
- Las dimensiones de las tiras, así como el ángulo de fuga desde el extremo superior son variables y no se cuenta con un procedimiento no experimental o de tanteo que determine dichos valores.
- Se suma a las dificultades la metodología de unión o fijación en el extremo final, donde vuelven a concurrir la tira.
- Tiempo de manufactura desde el corte de las tiras, dobléz, colocación en el molde y realización del entramado de aproximadamente una hora, habiendo realizado antes dicha práctica.

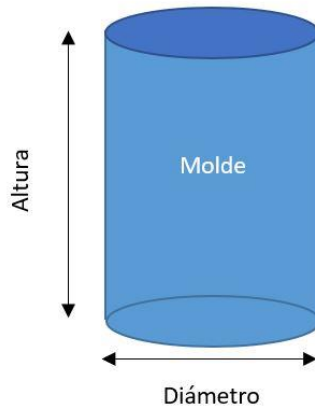


*Figura 3.9 Proceso de entramado con molde provisional aproximado al diámetro deseado, usando cinta adhesiva para fijar las tiras en posición deseada*

Habiendo explicado las complicaciones e implicaciones sobre la metodología de manufactura actual, surge la idea de intentar dar solución a los problemas encontrados y de esa manera llegar a un proceso más estandarizado y de mejor eficiencia.

El primer punto comprende en buscar una manera de estandarizar el molde y erradicar el uso de moldes provisionales que emplean solo medidas aproximadas a las necesarias y que por su geometría dificultan el proceso de tejido.

Se propone la elaboración de un molde con las dimensiones y geometría deseadas con ayuda de software de CAD. Se emplean como parámetros de diseño las medidas diametrales del muñón para el que se desea realizar la manufactura y la altura deseada o longitud del límite superior al límite inferior que se pretende recubra al muñón.



*Figura 3.10 Imagen conceptual del molde propuesto con parámetros de diseño*

Para simplificar el proceso de diseño y manufactura, se emplea la información personalizada en un diseño paramétrico que obtiene sus dimensiones a partir de datos de entrada de diámetro y altura. El diseño se ha realizado utilizando un programa de diseño CAD en 3D.

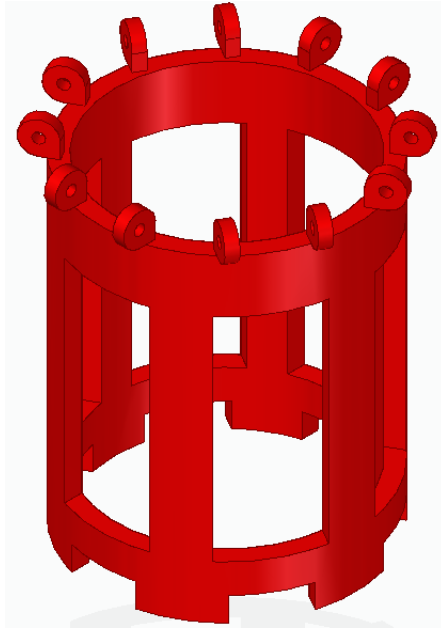
### 3.3.1 PRIMER PROTOTIPO

La geometría del prototipo propuesto tiene una base cilíndrica, la cual obtiene su diámetro exterior de las dimensiones radiales del muñón para el cual será fabricado el modelo, al igual que su altura basada en la distancia lineal que se pretende cubrir con el entramado. Pese a la naturaleza ajustable del sistema de suspensión es necesario que las dimensiones de este sean lo más similares en lo posible al tamaño del muñón.

Dicho cilindro es hueco para reducir el material empleado en la manufactura, además de mejorar la maniobrabilidad a la hora del entramado. Se añade al diseño también una serie de huecos en la superficie del cilindro que cubren esta misma finalidad.

Para solucionar el problema de fijación de las puntas de las tiras en el molde, se diseñó en la parte superior una serie de soportes, los cuales se presentan en pares, de forma redonda y con un hueco circular en el centro, pensado en que se pueda introducir y extraer un elemento cilíndrico auxiliar de diámetro reducido en donde será posible apoyar a las tiras para que éstas puedan envolver al cilindro, haciendo que un extremo de las tiras tenga una fuga en sentido horario mientras que la otra en sentido antihorario del cilindro, de manera que concurran en el lado opuesto del cilindro a la altura de la base inferior si se trata de una sola media vuelta alrededor de éste, o bien, en la parte del mismo lado del soporte del que emanan si se trata de una vuelta completa al cilindro.

Para facilitar la unión de las puntas una vez que concurran en la base inferior del cilindro, se realizó un corte geométrico en la periferia inferior del cilindro, permitiendo así la fácil perforación de las tiras para emplear un elemento adicional que auxilie en la fijación de dichos extremos. Los modelos realizados utilizan directamente un tornillo para máquina con tuerca, el cual sirve a su vez para fijar dichos extremos a la interfaz de acoplamiento.



*Figura 3.11 Prototipo inicial de entramador*

Este primer prototipo fue manufacturado mediante una impresión 3d, para ser empleado en una prueba preliminar que se describirá en la siguiente sección.

#### 3.3.1.1 Prueba de uso del primer prototipo:

Enfatizando que el entramador es únicamente una herramienta auxiliar en la manufactura del sistema de suspensión, es necesario contar con los elementos principales para la llevar a cabo este proceso, habiendo además de los componentes directos del sistema de suspensión una serie de elementos auxiliares que son necesarios para permitir el funcionamiento del entramador y así facilitar el proceso de manufactura. Los elementos para emplear son los siguientes.

Componentes principales:

- Una lámina de polipropileno
- Tornillos y tuercas para máquina

Componentes auxiliares:

- Palillos
- Juego de escuadras y regla
- Tijeras
- Entramador



Descripción del proceso:

1. El primer paso en el uso del entramador es preparar la materia prima con la que se llevará a cabo el proceso de entramado. En este caso el componente principal es el polipropileno, el cuál fue cortado en tiras largas para asegurar que el material sea suficiente a la hora de realizar el entramado, lo cual puede ser un estimado de 2 veces el perímetro del entramador sumado a la altura de este. Las tiras fueron cortadas con un ancho de 15 [mm]. Para realizar los trazos y los cortes con mayor precisión se sugiere el uso de escuadras, regla y tijeras.



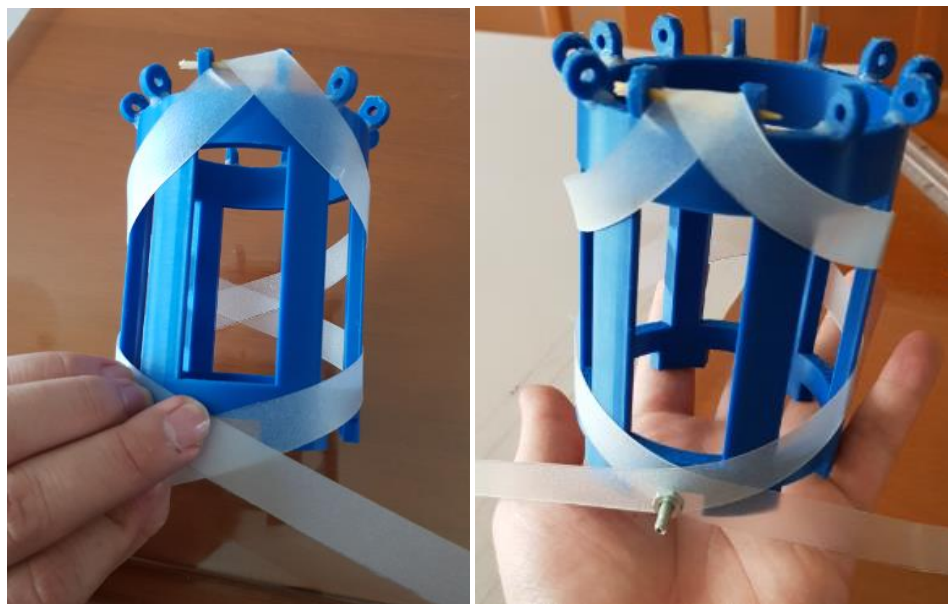
*Figura 3.12 Corte de tiras de polipropileno*

2. El segundo paso consta en añadir al entramador los palillos como se muestra en la siguiente figura, de manera que brindará el soporte temporal a las tiras para actuar como punto de partida.



*Figura 3.13 Entramador con palillos.*

3. El palillo debe soportar a la tira justo por la mitad, de manera que el material de la tira se reparta de manera equitativa hacia las dos direcciones de fuga. Las tiras deben cruzarse una vez por la parte posterior a la altura del centro y volver a cruzarse en la parte frontal a la altura de la base, en la zona donde se encuentra el hueco alineado con el soporte del que proviene la tira. Una vez que las tiras están en su posición final debe emplearse otro elemento auxiliar para ser fijada en dicha posición. En este caso se utilizó una perforadora para hacer un hueco en las tiras y así poder unir las con un tornillo para máquina con su respectiva tuerca, mismo que será de utilidad para unir al sistema de suspensión con la interfaz de acople. Finalmente, con ayuda de tijeras deberá cortarse el material excedente de las tiras para facilitar la manipulación del entramado. A continuación, se muestran figuras que ilustran la posición final de la tira y el elemento que se emplea para fijar dicha posición.



*Figura 3.14 Cruce de tiras y unión con tornillo/tuerca*

4. El cuarto paso consiste en realizar el mismo proceso que en el paso 3 para todas las tiras. Una vez que las tiras se encuentren en su posición será posible remover los palillos auxiliares para la colocación inicial de éstas, ya que mientras las tiras se encuentren sujetadas a los soportes su geometría se verá torcida, lo cual no será conveniente para el diseño. De esta manera las tiras comenzarán a adoptar una geometría más regular en los pliegues superiores, adoptando un ángulo determinado directamente por la geometría final del entramado basado en el diámetro y altura del entramador.

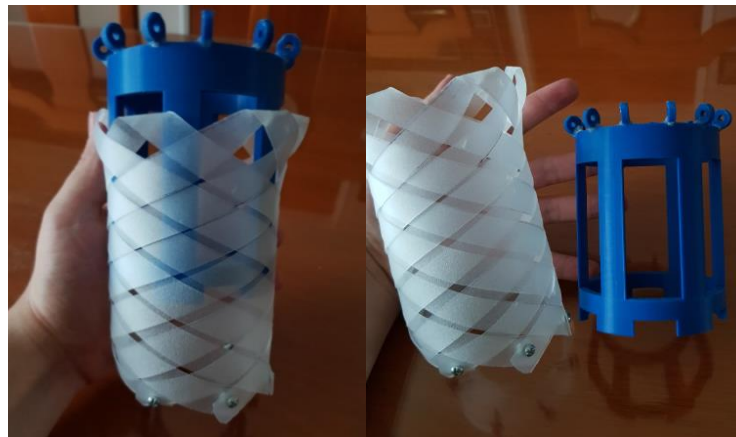
Seguido de esto es necesario comenzar el proceso de tejido con una tira a la vez, por lo que se debe retirar el elemento fijador de la tira para poder retirarla por completo y luego así comenzar a tejer de principio a final la tira para adquirir su forma final y funcional. El tejido debe realizarse de manera que

la tira que fuga al lado izquierdo comience pasando por debajo de la siguiente tira inmediata y seguido pasar por encima de la próxima tira, siguiendo dicha alternancia hasta llegar al final de su recorrido, donde volverá a intersectar con su otra punta, la cual inicia partiendo hacia el lado derecho y deberá pasar por encima de la tira inmediata hacia dicho lado, siguiendo la misma lógica se deberá alternar con las tiras que se cruce por encima y por abajo hasta llegar al final del recorrido. Una vez que se alcance nuevamente la tira por sus dos extremos en la parte inferior del entramador, deberá volver a unirse con el elemento auxiliar (tornillo y tuerca). El proceso de tejido debe realizarse en todas las tiras, una tira a la vez, cuidando no remover los elementos de fijación en las tiras que no se trabajen en el momento para evitar que el entramado pierda su forma. Las siguientes figuras muestran las tiras en sus posiciones finales, antes y después de llevar a cabo el proceso de tejido.



*Figura 3.15 Entramado de las tiras y retiro del elemento fijador.*

El último paso es el más simple de todos, únicamente consta en deslizar hacia abajo las tiras ya en su posición final después de realizar el tejido, de manera que el sistema de suspensión ya fabricado pueda separarse del entramador para poder ser utilizado. Se muestra finalmente la secuencia de remoción en las siguientes figuras.



*Figura 3.16 Extracción del entramado*

Tras haberse realizado la prueba del prototipo, se encontró que los objetivos para los cuales se hizo dicha propuesta se cumplen de manera satisfactoria, sin embargo, se encuentran problemas de diseño que será necesario solucionar mediante la simulación de esfuerzos en el modelo, considerando cargas que no se contempló durante el desarrollo del prototipo inicial.

El problema se encuentra en la geometría de los soportes, los cuales serán sometidos a cargas durante el proceso de entramado y que pueden llevar a la falla del material.

Se realizó un análisis de esfuerzos empleando el solucionador NX Nastran del programa de diseño CAD 3D, con la finalidad de encontrar las causas de la falla que se presentó durante la manipulación del prototipo. Para cumplir con este fin, se plantearon cargas excedidas aproximadas a las que será sometido el modelo, haciendo una simulación con los siguientes parámetros.

### 3.3.2 SIMULACIÓN PRIMER PROTOTIPO

Para analizar la falla que se presentó durante la manipulación del primer prototipo, se hará una evaluación CAE utilizando el programa de diseño CAD 3D en donde fue dibujado dicho prototipo. Las condiciones del estudio son las siguientes:

- Estudio: Estático.
- Material: ABS alto impacto.
- Tipo de malla: Tetraédrico.
- Tamaño subjetivo de malla: 1.61mm.
- Carga 1: -100 N En la dirección del eje z, simulando el esfuerzo cortante que se presentará en los huecos de los soportes que contienen al eje sobre el cuál se apoyarán las tiras durante la manufactura.
- Carga 2: 100 N En la dirección del eje x, perpendicular a la superficie interna del soporte, simulando alguna carga accidental que se aplique al prototipo durante su manipulación.
- Carga de cuerpo: Fuerza debida a la aceleración de la gravedad.
- Cuerpo empotrado en la base.

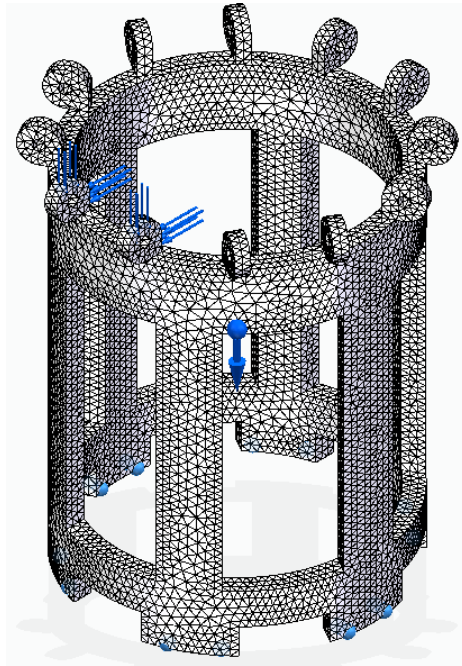


Figura 3.17 Vista preliminar del primer prototipo con condiciones iniciales

Se muestran a continuación las figuras en las que se muestra el estado de esfuerzos para el primer prototipo, donde se observa que se presenta una concentración de esfuerzos en la unión de la parte externa del soporte.

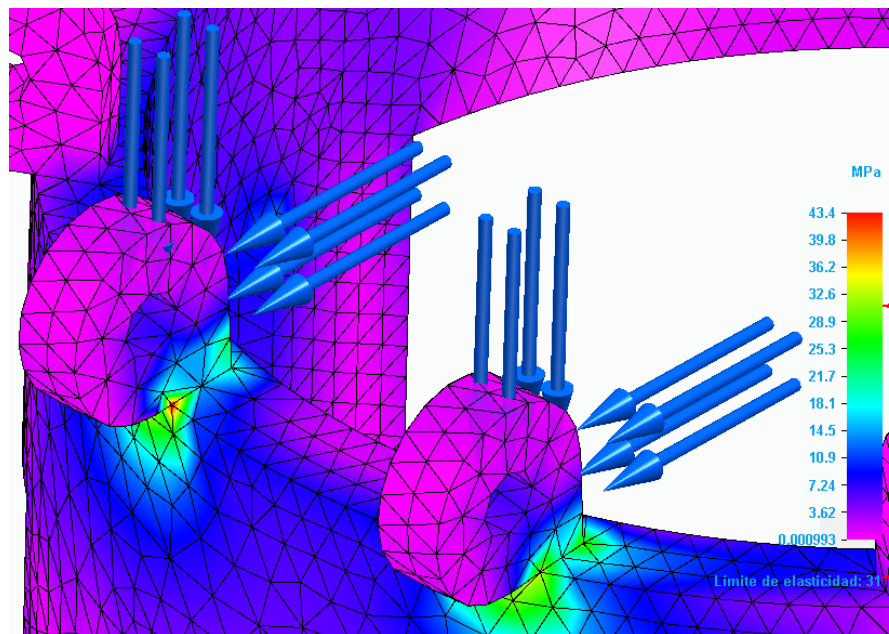


Figura 3.18 Representación gráfica del estado de esfuerzos que se presenta en la simulación del primer prototipo de entramador, enfocado en el área donde actúan las cargas.

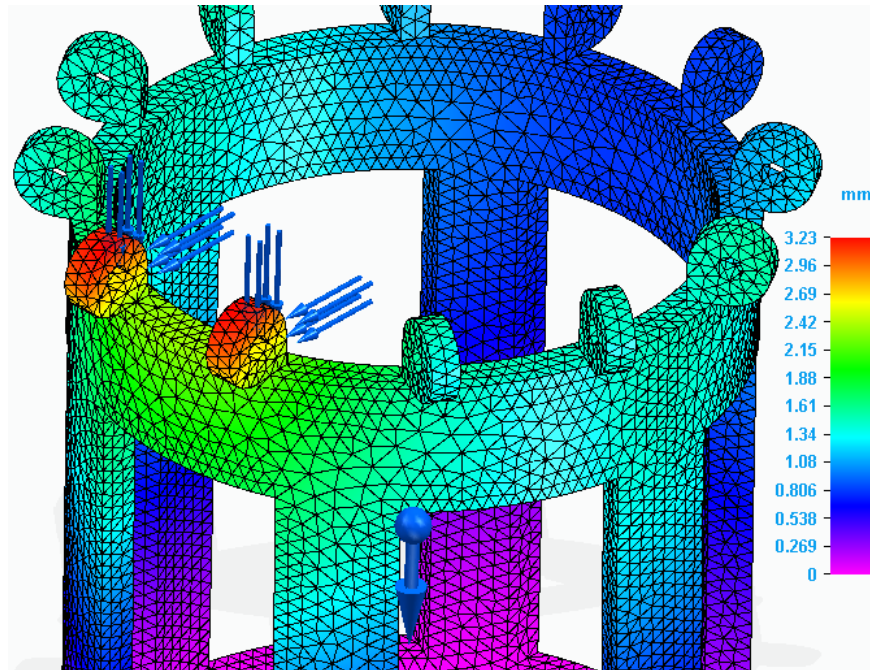
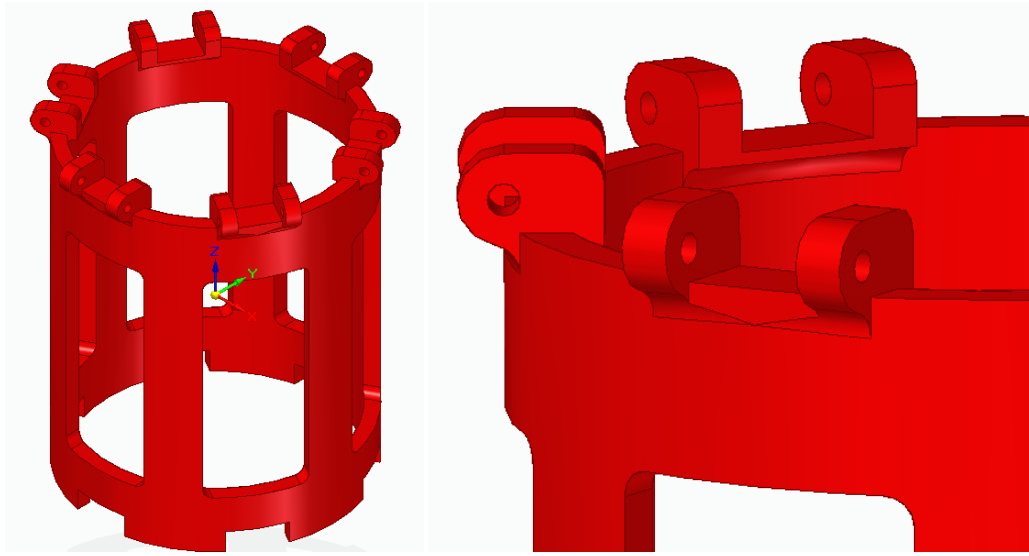


Figura 3.19 Desplazamientos que se presentan durante la simulación del primer modelo.

Conforme lo que muestran los resultados, considerando las condiciones de carga a la que podría ser sometido el cuerpo, se observa que el elemento presentará esfuerzos críticos que llevarán a la falla en la zona en la que se concentran las cargas, presentando esfuerzos desde los niveles de fluencia hasta esfuerzos que exceden en más de 10 MPa al esfuerzo de fluencia en las zonas de menor volumen, siendo el esfuerzo máximo de 43.4 MPa y el esfuerzo de fluencia de 31 MPa. Estos esfuerzos se concentran debido a la geometría reducida que se requiere para el modelado de los soportes, por lo que se buscará realizar un diseño en el que se empleen elementos más robustos y con contornos más suavizados para evitar la concentración de esfuerzos que permitan una operación segura y sin falla. Las deformaciones más importantes que se observaron en la simulación se localizan en los mismos soportes, donde la deformación alcanza los 3.23 mm, lo cual se pretende reducir al mínimo para evitar que la deformación del entramador durante su uso para fabricar el sistema de suspensión provoque variaciones en la geometría deseada de dicho sistema.

### 3.3.3 SEGUNDO PROTOTIPO

Tomando en cuenta las fallas que presentó el primer prototipo, se realizó una nueva propuesta de diseño que busca atender a los errores que llevaron a que este modelo sufriera falla tanto en la práctica como en la simulación que se realizó. El problema se concentró en la geometría de los soportes superiores, lo cuales, a pesar de no estar pensados para soportar grandes cargas, si deberán resistir ciertas cargas que se presentarán durante la manipulación de éste entramador para llevar a cabo el proceso de tejido del sistema de suspensión. Además, se realizó una ligera modificación a los huecos del cilindro. Se muestran a continuación las figuras que ilustran al segundo prototipo con sus principales modificaciones.



*Figura 3.20 Segundo prototipo de entramador.*

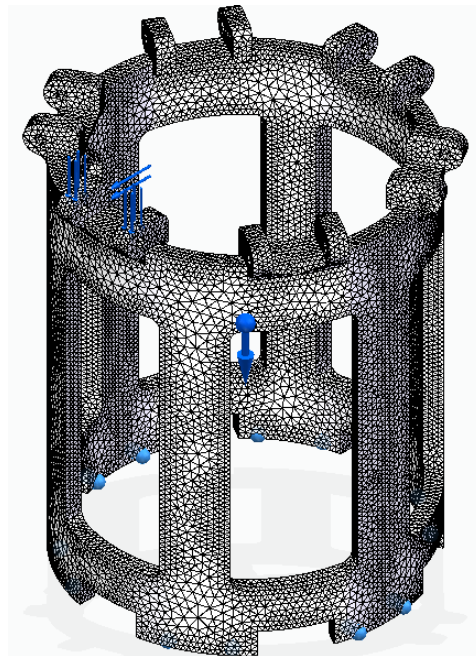
Como pudo observarse en las figuras anteriores, se realizó una modificación mayor al diseño de los soportes, siendo en esta ocasión más robustos y unidos por un cuerpo que conecta con el interior y exterior del cilindro, a diferencia del primer prototipo que solamente se unía al cilindro por una pequeña superficie de la cara superior, se redujo además la distancia entre el par de soportes. Se observa también que las esquinas de los huecos del cilindro fueron redondeadas para disminuir la concentración de esfuerzos en esa área. Entre las características importantes de los soportes, se crea el hueco por el que entrará el elemento auxiliar para la fabricación del entramado con un diámetro de 3.3[mm], mientras que la distancia entra el par de soportes se fija en 15mm, dichas dimensiones se tomarán como definitivas del modelo y fijarán así un límite en las dimensiones que podrá tomar tanto el ancho de las tiras con las que se realizará el tejido como el diámetro de elemento auxiliar que se introducirá para permitir el apoyo de las tiras en los soportes.

### 3.3.4 SIMULACIÓN SEGUNDO PROTOTIPO

Las cargas deducidas ya fueron presentadas anteriormente durante la simulación del primer prototipo, las cuales se sitúan en cada uno de los soportes, sin embargo, se simula únicamente en un par de soportes dado que el proceso de tejido se concentra en un soporte a la vez, hasta que todos los soportes han sido empleados con su respectiva tira para dar lugar al entramado.

- Estudio: Estático.
- Material: ABS alto impacto.
- Tipo de malla: Tetraédrico.
- Tamaño subjetivo de malla: 1.37 mm.
- Carga 1: -100 N. En la dirección del eje z, simulando el esfuerzo que se presentará en los huecos de los soportes que contienen al eje sobre el cuál se apoyarán las tiras durante la manufactura.

- Carga 2: 100 N. En la dirección del eje x, perpendicular a la superficie interna del soporte, simulando alguna carga accidental que se aplique al prototipo durante su manipulación.
- Carga de cuerpo: Fuerza debida a la aceleración de la gravedad.
- Cuerpo empotrado en la base.



*Figura 3.21 Vista preliminar del segundo prototipo con condiciones de iniciales para su simulación.*

A continuación, se muestran los resultados de la simulación, en primer lugar, se analizan los esfuerzos de Von Mises que indican que el esfuerzo de mayor magnitud que se presenta es de 18.1 MPa, concentrado en la misma zona en que se concentraban los esfuerzos del primer prototipo, y recordando que el límite de elasticidad del material es de 31 MPa, se puede asegurar que la nueva geometría ayuda de manera importante a reducir el esfuerzo máximo a un nivel por debajo del esfuerzo de fluencia, con un amplio factor de seguridad considerando las fuerzas aplicadas y los resultados obtenidos de la simulación. Posteriormente se analizan las deformaciones obtenidas de la simulación, encontrando el máximo desplazamiento en la misma zona que en la simulación del primer prototipo, localizado en la parte superior de los soportes con un valor de 2.64 mm, mismo que se reduce respecto al primer prototipo y que por ende significará un menor riesgo de variaciones dimensionales indeseadas en el proceso de manufactura del sistema de suspensión. Se muestran en adelante las figuras respectivas a los resultados de esfuerzos y desplazamientos correspondientes a la simulación del segundo prototipo.



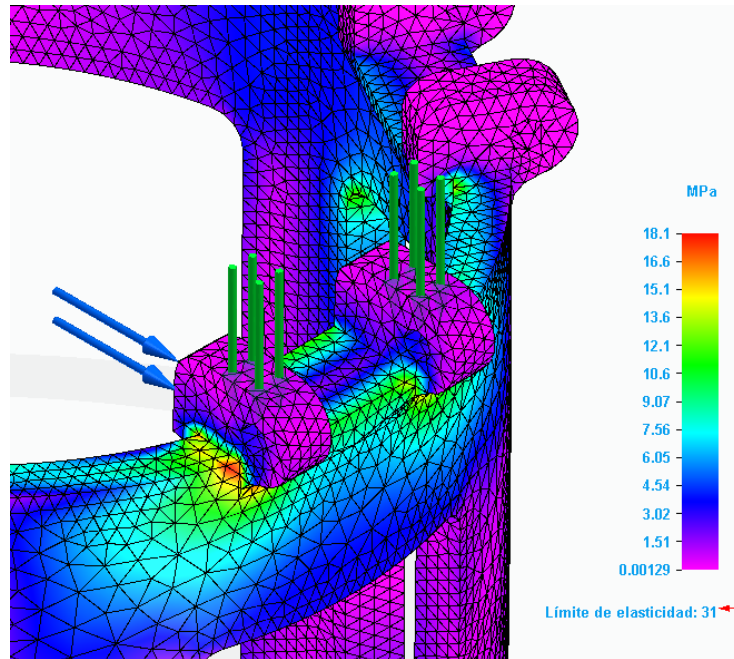


Figura 3.22 Representación gráfica del estado de esfuerzos que se presenta en la simulación del segundo prototipo de entramador, enfocado en el área donde actúan las cargas.

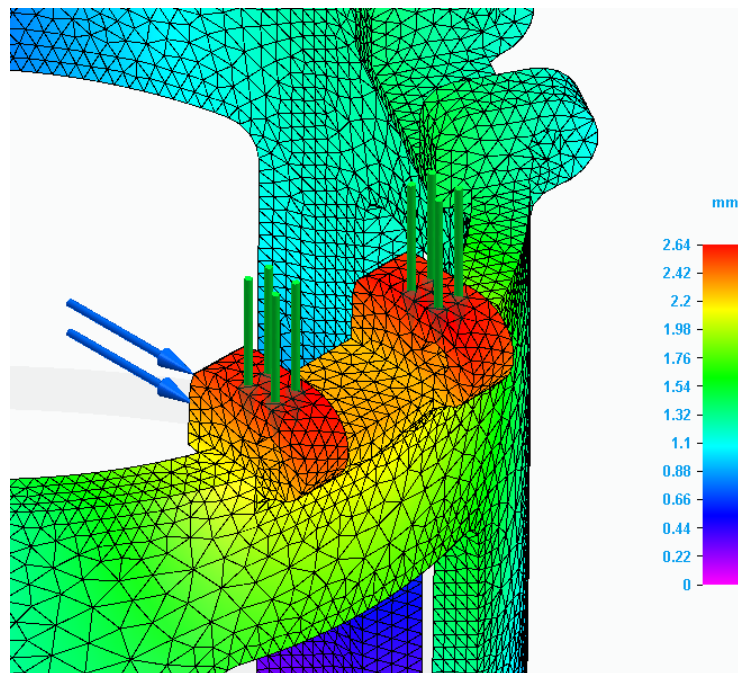
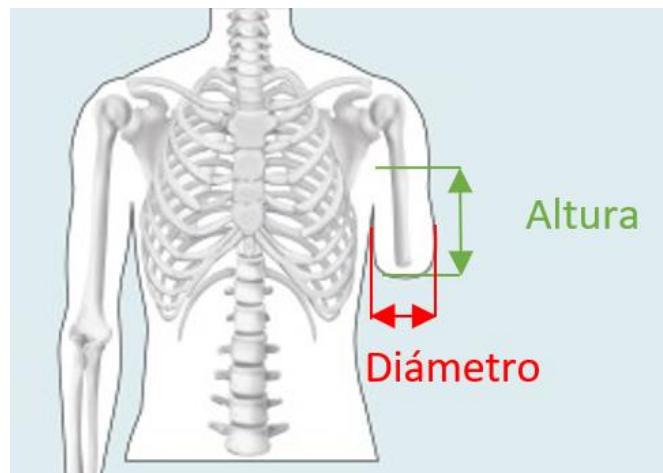


Figura 3.23 Desplazamientos durante la simulación del segundo modelo.

### 3.4 PARAMETRIZACIÓN DEL ENTRAMADOR

Se ha explicado y analizado ya la funcionalidad del entramador, lo que nos permite facilitar y agilizar el proceso de manufactura del sistema de suspensión, sin embargo, aún hay un punto clave a desarrollar y que representa un importante atributo para buscar estandarizar la metodología de manufactura del entramado. Como se ha mencionado con anterioridad, una de las desventajas del actual proceso de manufactura del sistema de suspensión es la carencia de un molde diseñado específicamente para llevar a cabo el tejido, pues el uso de moldes provisionales puede hacer del proceso de tejido una actividad que requiere cierto grado de adiestramiento y una buena coordinación motriz fina, mientras que también es conveniente realizar un socket a las medidas más exactas y ajustadas a las dimensiones muñón del usuario, problema que se presenta empleando un molde de medidas aproximadas. Dicho lo anterior, se presentó el prototipo con atributos que permiten auxiliar en las problemáticas de geometría y manufactura, no obstante, es necesario que dicho prototipo pueda ser ajustado a cualquier usuario que requiera de un socket con sus propias dimensiones características, lo que implica que el diseño del entramador que se propone debe tener la capacidad de adaptar su geometría según las necesidades del usuario. Es así como surge la parametrización del diseño del prototipo final para contar con la capacidad de modificar su geometría para adaptarse así a las necesidades del usuario para el cuál se fabrica el socket. Esta función utiliza dos parámetros como referencia para modificar la geometría total del entramador, los cuáles son el diámetro exterior ligado al diámetro del muñón y la altura del entramador que toma su medida de la superficie longitudinal que se busca cubrir con el socket. A continuación, se ilustran los parámetros.



*Figura 3.24 Parámetros de diseño para el entramador en la anatomía de un usuario con amputación transhumeral. (Base de la imagen por Ottobock [14])*

Una vez que se cuantifiquen los parámetros de diámetro y altura deseada para el muñón en cuestión, será necesario introducir dichas medidas en el archivo CAD trabajado el programa de diseño CAD 3D. En la siguiente figura pueden observarse a detalle las dimensiones, donde la altura va desde la cara inferior del cilindro hasta la cara superior sin considerar los huecos ni los soportes, mientras que el diámetro paramétrico se sitúa en la parte externa del cilindro. De esta manera se respetan las dimensiones tomadas del muñón de manera directa en el diámetro externo y en cuanto a la altura se tomará la distancia desde la parte superior del elemento que funcionará de soporte para la tira, razón

por la cual se sustrae material en zonas de la cara inferior del cilindro, compensando así el incremento en la altura desde la base donde se localizan los soportes de apoyo para las tiras.

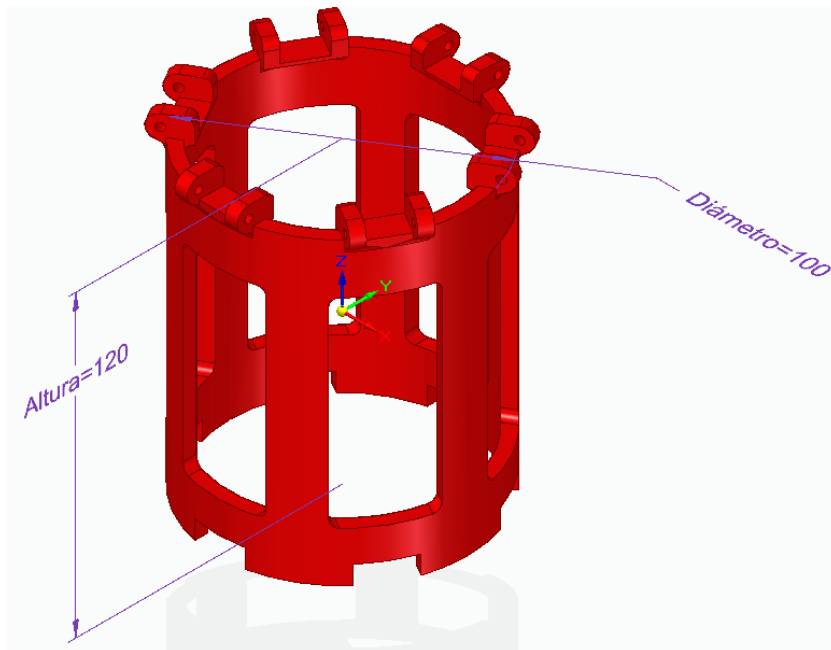


Figura 3.25 Parámetros de diámetro y altura en el prototipo final del entramador.

En la figura 3.26 se ejemplifica la capacidad del entramador para ser redimensionado según los parámetros de diámetro y altura que se introduzcan en el dibujo.

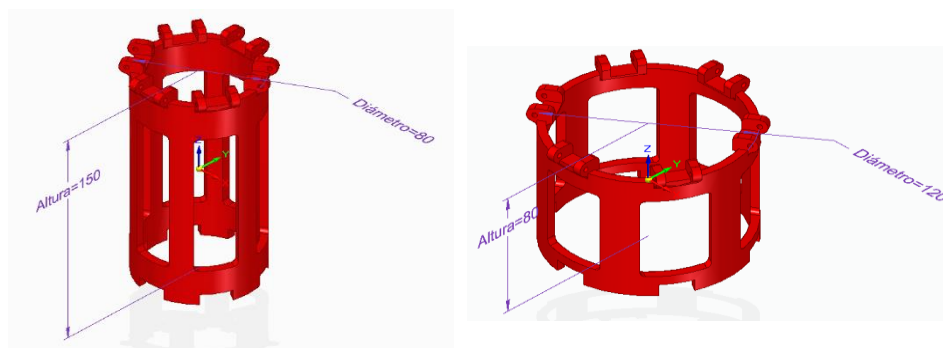


Figura 3.26 Variaciones en la geometría del entramador según los valores paramétricos de diámetro y altura.

La parametrización del entramador será de gran ayuda en la adaptación del prototipo para asimilar las dimensiones características de cada usuario para el que sea fabricado.

### 3.5 DISEÑO DEL SOCKET RÍGIDO

Anteriormente se mencionó que el diseño del socket seguiría con la línea de desarrollo que se estudió en los antecedentes del proyecto, dividiendo al socket en sí en tres diferentes etapas que constan en sistema de suspensión, socket rígido e interfaz de acople. La base fundamental del prototipo recae en el sistema de suspensión, o bien el entramado que actúa como primer contacto con el muñón del usuario, y que posea propiedades autoajustables debido a su principio de funcionamiento donde presentará expansión y contracción según se le aplique una carga a tracción, y es por esta misma razón que se sabe que el sistema de suspensión funciona de manera adecuada con cargas de tracción sobre el eje del muñón, no obstante, es necesario pensar en un complemento auxiliar al diseño que permita el funcionamiento del socket cuando se presenten también cargas tanto de compresión como cargas no axiales y que serán de importante consideración para que la prótesis que haga uso del socket sea completamente funcional para la mayoría de las actividades que desempeñe el usuario.

Tomando en cuenta la necesaria complementación del sistema de suspensión con una etapa auxiliar para un mejor funcionamiento, se hace la implementación de un socket rígido que llevará a cabo las funciones para las cuales el sistema de suspensión no ha sido diseñado.

Para evitar que el sistema de suspensión se flexione ante la presencia de esfuerzos normales a las superficies laterales, es necesario reforzar el prototipo mediante elementos rígidos que actúen como soporte en conjunto con la estructura ósea interna del muñón. Tomando esto en cuenta se trabajó un diseño que busca imitar al proceso de entablillado o de hacer la función de una férula, aprisionando al muñón contenido en el sistema de suspensión entre un par de placas rígidas que serán móviles y ajustables ante las dimensiones características del usuario, y que estarán conectadas cada una mediante un par de barras a un elemento cilíndrico que se pretende esté conectado directamente a la prótesis, dicha pieza se conectará también a un elemento que servirá como interfaz de acople entre el presente socket rígido y el sistema de suspensión. A continuación, se hará una detallada descripción del prototipado del socket rígido con todos sus elementos.

#### 3.5.1 PRIMER PROTOTIPO DEL SOCKET RÍGIDO

El primer prototipo de socket rígido fue diseñado como elemento preliminar para hacer una prueba de la solución propuesta para el refuerzo del sistema de suspensión y la adecuada funcionalidad del socket, buscando que el diseño final se ajuste a dicha propuesta.

Como se indicó previamente, el diseño consta de un par de placas que pretenden aprisionar al muñón después de haber sido colocado el sistema de suspensión. Ambas placas se encuentran conectadas a un par de barras paralelas que se conectan a un elemento que servirá como tierra y que permanecerá inmóvil, mismo que se fijará a la prótesis que se desee emplear y que permitirá la conexión con la interfaz de acople a la que se conectará el sistema de suspensión. La siguiente figura muestra una serie de vistas del ensamble del primer prototipo de socket rígido.

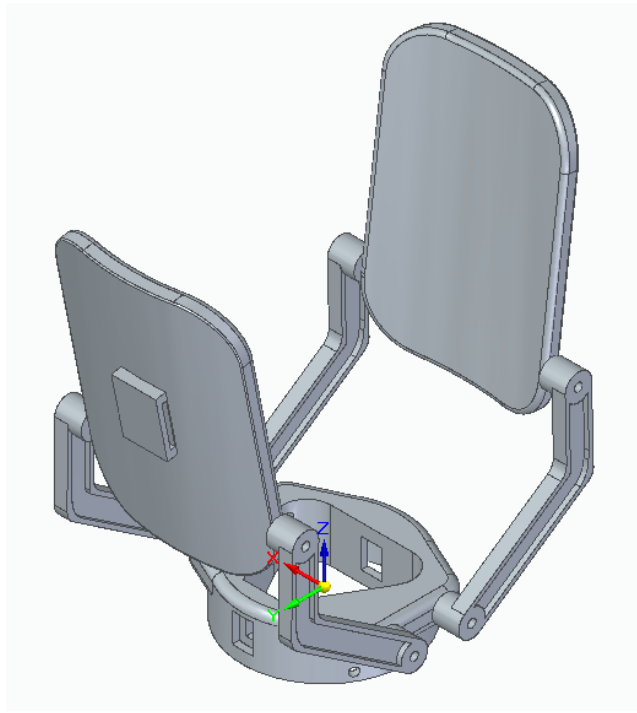


Figura 3.27 Vista en isométrico del primer prototipo de socket rígido.

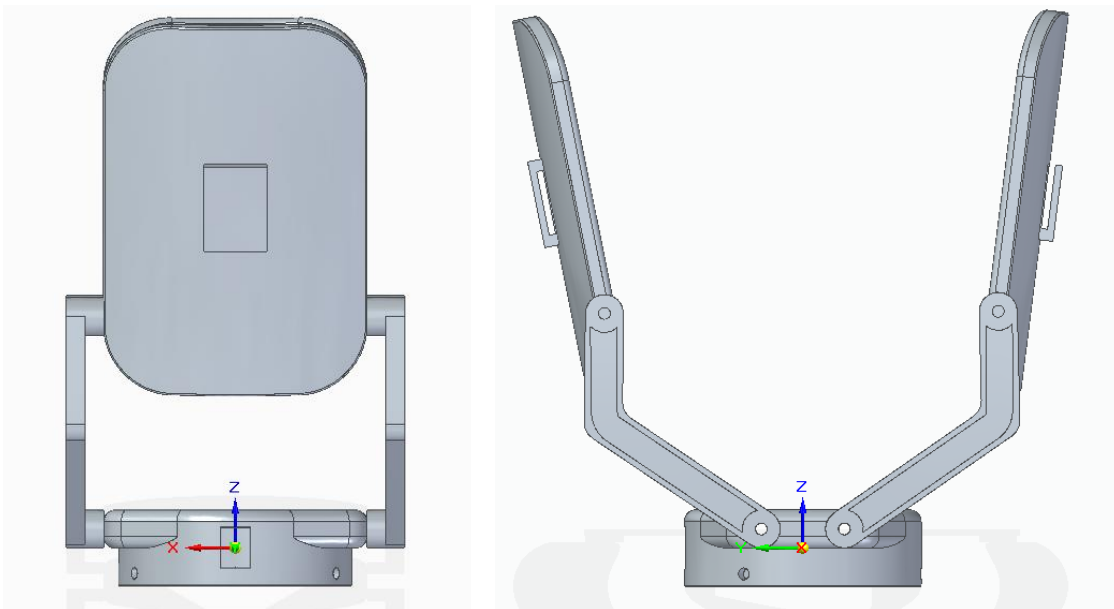
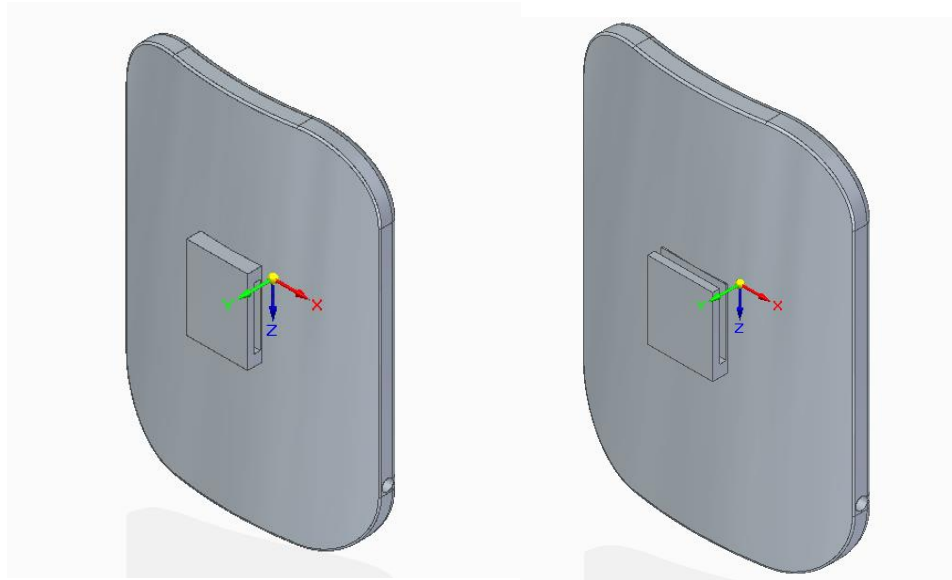


Figura 3.28 Vista en isométrico del primer prototipo de socket rígido.

Piezas empleadas en el ensamble del primer prototipo de socket rígido:

- Placas A y B: Placas con caras redondeadas que buscan adaptarse a la geometría cilíndrica del muñón y del sistema de suspensión. Cuentan con un par de orificios en la parte inferior de los costados para su fijación a las barras que habilitarán el mecanismo de ajuste que permite el desplazamiento desde la base. En la parte interna de la placa la superficie es lisa, y se diseñó pensando en acolchonar dicha superficie con un elemento económico y de fácil adquisición, durable y con propiedades hipoalergénicas, para propiciar la ergonomía al contacto con el usuario. En la cara exterior de la placa B se diseñó un elemento hueco cerrado que tiene la finalidad de actuar como barrera física y que será empleado para colocar una correa con velcro que envuelva al brazo y a ambas placas para ajustar este prototipo al muñón. La placa A cuenta con una variación en el elemento hueco, permaneciendo abierto en la parte superior para actuar como guía de la correa que ayudará al ajuste.



*Figura 3.29 Placa B (izquierda) y placa A (derecha) del primer prototipo del socket rígido.*

- Barras A y B: éstas barras están hechas de manera idéntica en espejo, tienen la finalidad de conectar a las placas con la base del socket rígido. Se emplean dos pares siendo en total 4 barras las que llevan a cabo la tarea de acoplar la base del socket rígido con las placas que rigidizan al sistema con el muñón del usuario.

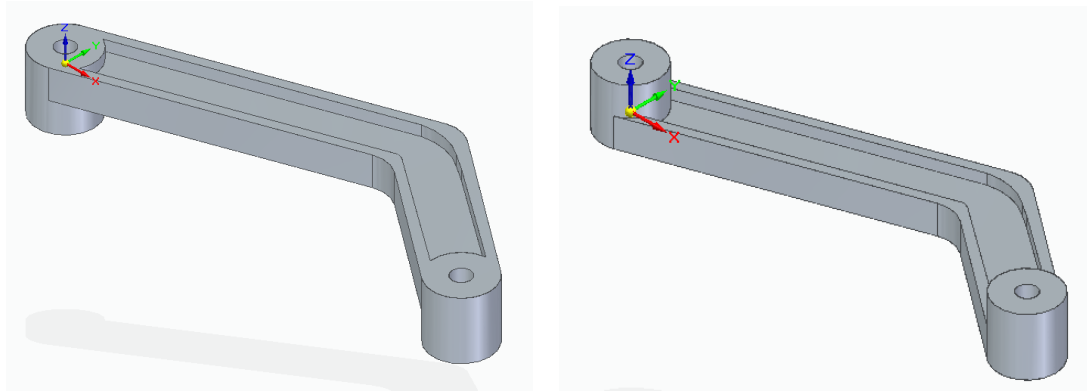


Figura 3.30 Barra A (izquierda) y barra B (derecha) del primer prototipo del socket rígido.

- Base: A los costados de este elemento se conectan las barras que a su vez conectan con las placas que se ajustan a las dimensiones del muñón y ayudan a rigidizar al socket. En su parte interna se diseñó un hueco el cual sirve de conexión con el elemento terminal del sistema de suspensión. A su vez cuenta con un hueco que atraviesa desde la parte frontal y que funcionará en conjunto con un elemento de seguridad que será introducido para completar el ensamble del socket rígido con el sistema de suspensión. En la parte inferior cuenta con orificios que permitirán atornillar al socket con el brazo a utilizar en la prótesis.

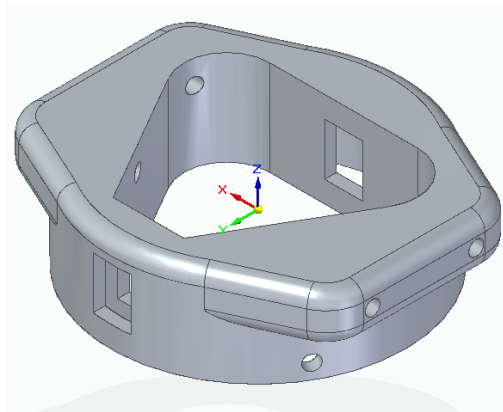


Figura 3.31 Base del primer prototipo del socket rígido.

### 3.5.2 MANUFACTURA DEL PRIMER PROTOTIPO DEL SOCKET RÍGIDO

Para tener una mejor perspectiva del funcionamiento del prototipo planteado fue necesario recurrir a la manufactura aditiva para imprimir un modelo físico y funcional que permitiera llevar a cabo las pruebas pertinentes que ayuden al desarrollo al socket propuesto. El material de impresión fue PML, y fue llevado a cabo gracias a la colaboración con el equipo de diseño industrial quien nos proporcionó su equipo y su material para ser llevado a cabo el prototipado. A continuación, se muestra una secuencia de figuras que ilustran el ensamble de las piezas impresas además de su acoplamiento con la interfaz de acople y el sistema de suspensión.



*Figura 3.32 Socket Rígido antes (izquierda) y después (derecha) de ser acoplado con el sistema de suspensión.*

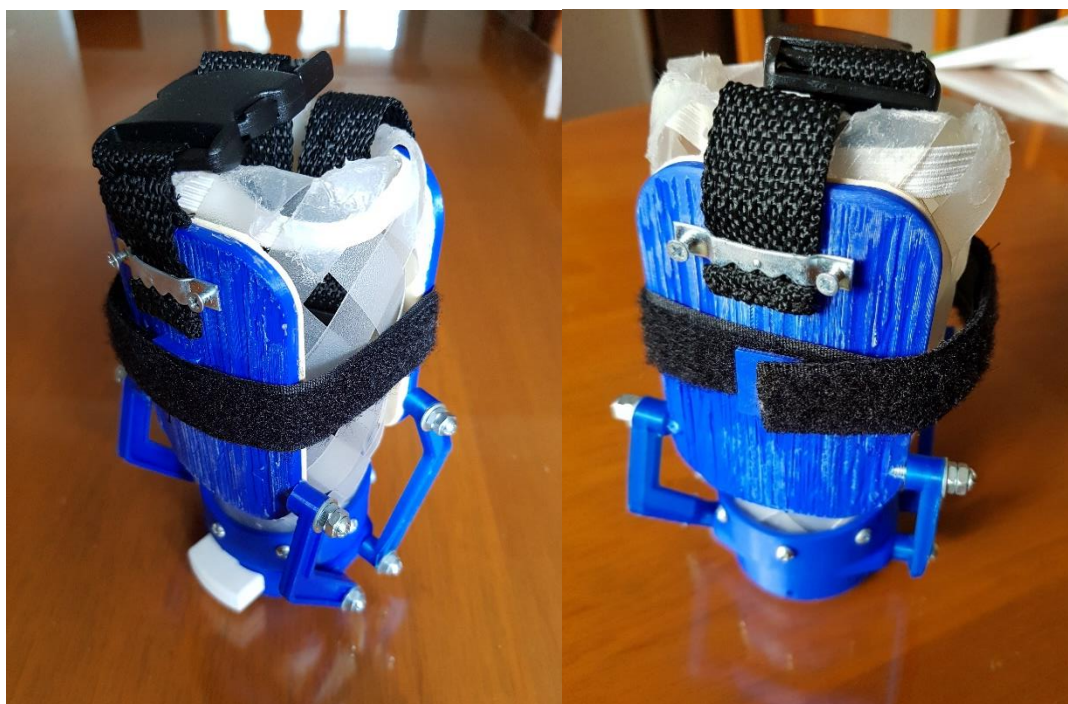
Al prototipo de socket rígido se le colocaron almohadillas de foamy en las paredes internas de las placas, con la finalidad de mejorar la ergonomía durante el uso. Las piezas fueron ensambladas utilizando tornillos con tuerca y rondana para máquina pensando en la durabilidad y fácil adquisición de los materiales y adicionalmente se les atornilló a las placas un soporte metálico que permitiera fijar un tirante de tela ajustable que pasará sobre el hombro del usuario y conectará ambas placas en su parte superior, añadiendo un elemento adicional de seguridad para el socket en caso de deslizamiento. Una vez que se tiene conectado al socket rígido con el sistema de suspensión, es necesario introducir a través del hueco rectangular el inserto de seguridad que evitará la separación de ambos sistemas para ser fijados tanto tiempo como el usuario lo requiera.





*Figura 3.33 Inserto de seguridad de la interfaz de acople.*

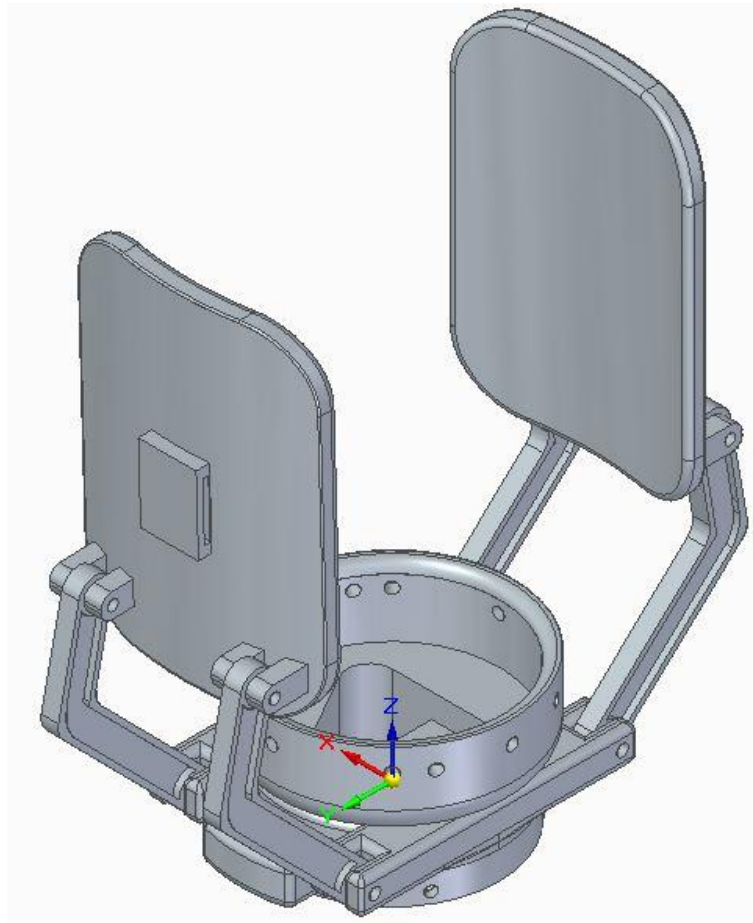
Cuando se ha introducido el inserto de seguridad y, por ende, quedan en unión fija el sistema de suspensión con el socket rígido, se debe ajustar las placas del socket rígido a las dimensiones del muñón del usuario, lo cual se logra gracias a una cinta de velcro la cual es sujeta a través de las ranuras diseñadas en la parte externa de ambas placas. La placa frontal sirve como el origen de la cinta, haciendo una serie de suturas en uno de los extremos de la cinta para evitar que tal extremo se deslice dentro del hueco, mientras que la geometría trasera únicamente servirá como guía para la cinta.



*Figura 3.34 Configuración final del socket rígido, vista frontal (izquierda) y vista trasera (derecha).*

### 3.5.3 SEGUNDO PROTOTIPO DEL SOCKET RÍGIDO

Una vez realizada la segunda sesión de pruebas (descrita en el capítulo 5 del presente trabajo) se obtuvo retroalimentación importante sobre la geometría de algunas piezas para llegar a un prototipo con mejor funcionalidad y ergonomía. En este segmento se describen los cambios realizados sobre el primer prototipo y el propósito de su mejora. A continuación, se muestra la vista en isométrico, frontal y lateral del segundo prototipo del socket rígido.



*Figura 3.35 Vista en isométrico del segundo prototipo de socket rígido.*

El segundo prototipo de socket rígido muestra una configuración distinta en cuanto a las barras que acoplan a las placas que aprisionan al muñón, esta modificación se debe a que en el primer prototipo los elementos que funcionan como base de las barras resultan más invasivas a la anatomía del usuario debido a que su diseño se sitúa en los confines laterales de la periferia de la base del socket rígido, y por ende las barras también se encuentran en una zona que invade al dorso de la persona. En esta nueva configuración se considera recubrir la zona lateral interior que entrará en contacto con el dorso con un material cómodo al tacto que ayude a evitar cualquier roce perjudicial al usuario.

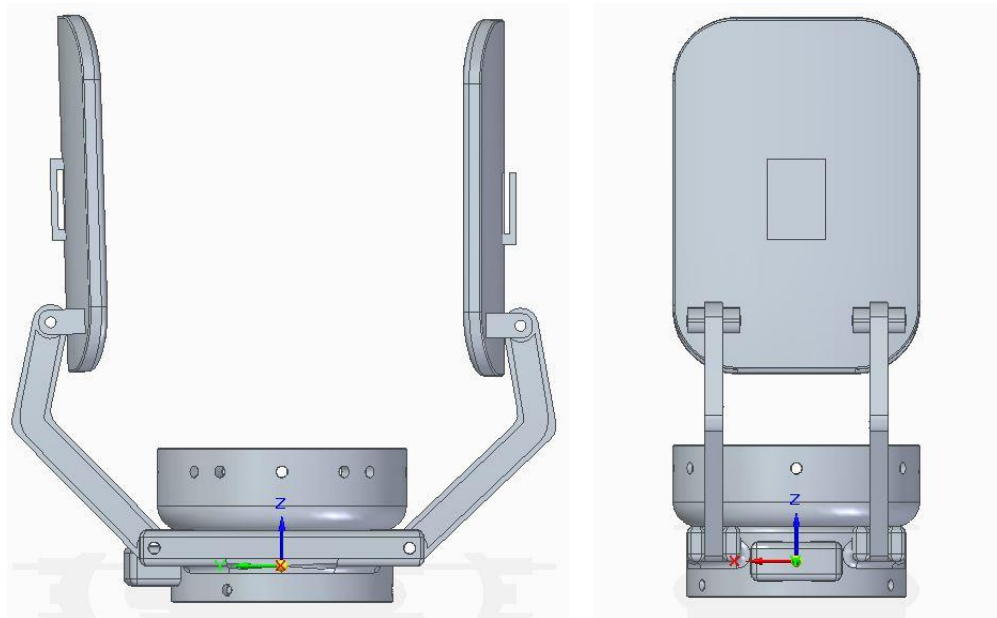


Figura 3.36 Vista frontal y lateral del segundo prototipo del socket rígido.

Las piezas empleadas en el ensamble segundo prototipo del socket rígido son las siguientes:

- Placas A y B: este par de placas se diseñó de forma casi idéntica al par del primer prototipo, la diferencia se encuentra en la nueva configuración de los orificios en los cuales se atornilla la unión con las barras del mecanismo de presión del socket rígido. En esta ocasión se extruyeron dos pares de elementos perforados para mejorar la interacción con los tornillos que unirán a las placas con las barras y tener así un ensamble con mayor rigidez y estabilidad.

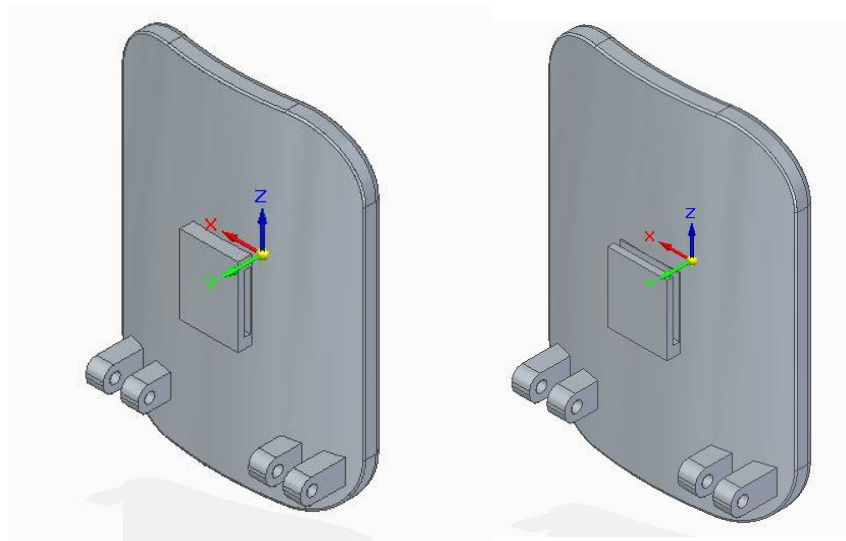
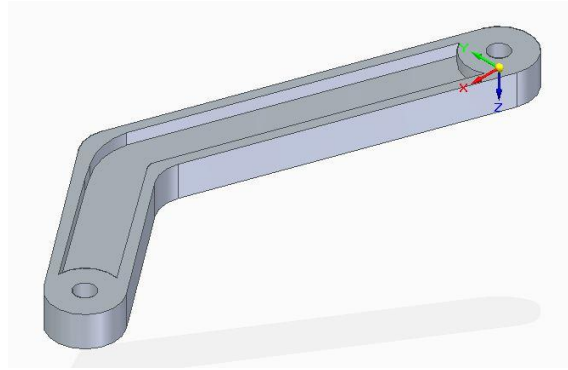


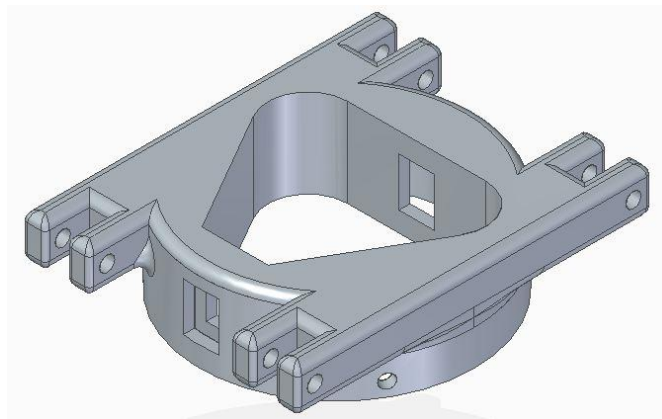
Figura 3.37 Placa B (izquierda) y placa A (derecha) del segundo prototipo del socket rígido.

- Barra: la configuración empleada para el segundo prototipo del socket rígido permitió simplificar el diseño de la barra, eliminando el material extruido en las circunferencias de los extremos a manera de espejo lo cual requería dos diferentes tipos de barra. Ahora tras eliminar ese material excedente del diseño se tiene una barra única universal para ser empleadas dos barras por cada placa unida a la base del socket rígido.



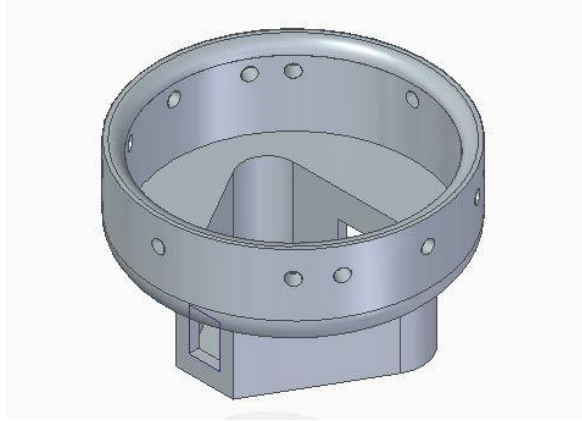
*Figura 3.38 Barra del segundo prototipo del socket rígido.*

- Base del socket rígido: la configuración empleada para el segundo prototipo del socket rígido permitió simplificar el diseño de la barra, eliminando el material extruido en las circunferencias de los extremos a manera de espejo lo cual requería dos diferentes tipos de barra. Ahora tras eliminar ese material excedente del diseño se tiene una barra única universal para ser empleadas dos barras por cada placa unida a la base del socket rígido.



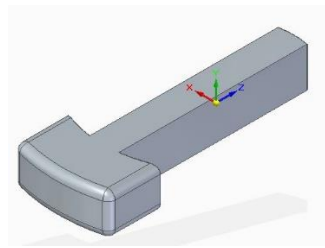
*Figura 3.39 Base del segundo prototipo del socket rígido.*

La interfaz de acoplamiento se mantiene tal y como se propuso en el primer prototipo de socket rígido, sin embargo, el inserto de seguridad se vio afectado por las modificaciones en la geometría de la base del socket rígido, por lo que fue necesario reducir las dimensiones de la superficie de contacto con la que el usuario sujeta al inserto durante la fijación del sistema de suspensión al socket rígido.



*Figura 3.40 Interfaz de acoplamiento del segundo prototipo de socket rígido.*

Tal y como se observa en la figura 3-43, el inserto de seguridad se mantiene con el mismo principio que en el primer prototipo, con una reducción de dimensiones en el cuerpo con el que los dedos sujetan al elemento para ser introducido en el socket rígido y en la interfaz de acoplamiento.



*Figura 3.41 Inserto de seguridad del segundo prototipo de socket rígido.*

## 4 CAPÍTULO 4 – INSTRUMENTACIÓN DEL PROTOTIPO

Con los trabajos previos se encontraron áreas de oportunidad para mejora del socket, siendo una de estas la instrumentación. Es de particular importancia, ya que se automatizan procesos donde las señales recibidas por sensores se traducen en señales ópticas, eléctricas, mecánicas, etc. En pocas palabras, se encarga de mantener en funcionamiento un proceso de una manera óptima a través de elementos con los que se miden, convierten o transmiten las variables.

Para su instrumentación, el diseño del socket es parte fundamental, ya que es el contacto físico entre el usuario y la prótesis.

Para lograrlo, es fundamental el uso de sensores para que un sistema nos esté mandando señales y que su utilización nos permita reducir los errores tanto del usuario como del diseño mismo.

Además de los sensores, es necesario un microcontrolador que active y regule las señales de los sensores, con una batería con el suficiente tiempo de trabajo para un día. Su diseño debe ser ergonómico para que sea capaz de portar dentro de la base del socket.

Se pretende que con la instrumentación del socket se obtenga retroalimentación de las actividades que realiza el usuario, haciendo que este proyecto resulte más útil, generaría un diferenciador con otros sockets.

Es necesario un sistema electrónico donde se pueda controlar el sensado. Ahí irán todos los componentes juntos (microcontrolador, sensores, actuadores).

### 4.1 REQUERIMIENTOS

Las etapas de la instrumentación serán el cambio de temperatura, presión y humedad. Teniendo estos datos, podemos advertir de alguna forma al paciente para que su uso sea el mejor posible, detectando irregularidades o fallos dentro del socket. También, conociendo estos datos, mejorar el comportamiento con distintos materiales o manejo de la prótesis. Debemos tener en cuenta los tipos de materiales con el que el muñón tiene contacto, teniendo en cuenta la ventilación en el socket.

Según la Secretaría de Salud, la temperatura corporal oscila entre 36.5°C y 37°C. Su temperatura varía según la edad, actividad, sexo, hora del día y en caso de mujeres, fase menstrual en la que se encuentra. Sabiendo que la fiebre es el aumento temporal de la temperatura por encima de los 38°C, ya que la mayoría de los virus y bacterias sobreviven mejor a los 37°C. [15]

Al bajar la temperatura, puede indicar una mala circulación del muñón, algún tipo de tumoración o alguna anomalía. La humedad está muy relacionada con la temperatura para que el muñón tenga un funcionamiento adecuado. En las personas diabéticas con amputación, la variación de humedad y temperatura puede presentar un peligro ya que existe la posibilidad de que se gangrene el muñón.

Cuando existe exceso de humedad, puede propiciar la generación de hongos y con la baja humedad, lesiones y erosiones en los tejidos.

Para la medición de la presión, se tomará en cuenta el trabajo previamente realizado, donde pudimos determinar el peso máximo que va a poder cargar, con lo que sabemos la presión máxima con la que el socket va a poder estar sometido, disponiendo de un sensor de presión, programado con el microcontrolador.

Al final, integraremos todos los elementos en un espacio interno mínimo requerido para que el socket pueda mantener los elementos que requieren la instrumentación.

Requerimientos:

Unificar: que las tres medidas con un mismo microcontrolador y que de alguna forma podamos observar su comportamiento y que mande alguna alerta al usuario.

Interacción: que sea de una forma sencilla donde los datos obtenidos no generen confusión y se sepa cómo actuar, según lo arrojado.

Mantenimiento del usuario: será sencillo de manipular tanto para su limpieza como para retirar y/o colocarse.

Mantenimiento del diseño: las partes de su instrumentación serán ubicadas de forma que sea práctico el llegar a ellas y si algún componente necesite reparación o algún cambio se pueda hacer cómodamente.

Espacio mínimo: necesitamos reducir el tamaño lo más que se pueda para que sea lo más ligero posible y buscando los componentes más adecuados para que sea eficiente el sistema.

## 4.2 SISTEMA ELECTRÓNICO

El sistema electrónico es donde la instrumentación se llevará a cabo, ya que se encontrará dentro del socket protésico. Nos permite conocer el comportamiento de variables físicas y, con esto, obtener datos de temperatura y humedad en el socket en un intervalo determinado por nosotros y poder analizarlo para un mejor desempeño.

El control de la presión estará determinado por un sensor con el cual, sabremos si se están cumpliendo los objetivos de control, monitoreando como cambian los valores de la presión y como el sistema llega al valor de referencia deseado.

Al manipular la presión, se obtienen datos variables con los cuales podremos monitorear este rango y activar un sistema en el que sepamos cuando está sobrepasando la presión dentro del socket.

La selección de los sistemas pretende ser eficiente y práctico y estarán distribuidas en:

- Microcontrolador. Es el cerebro del socket. Son programados y pueden ser en distintos lenguajes. El que vamos a utilizar es un atmega328 el cual su desarrollo puede ser sencillo y eficaz para lo que requerimos.
- Sensor de presión, temperatura y humedad. Para monitorear los datos es necesario seleccionar uno adecuado para nuestro caso. Deben contar con las características necesarias para poder implementarlo en el socket.
- Almacenamiento de energía. Para el almacenamiento de energía, será proporcionado por una batería, para que pueda hacer uso de la prótesis en sus actividades diarias sin la necesidad de que la batería sea una limitante durante el día.
- Otros componentes. Se debe considerar a los que servirán para hacer funcionar el sistema electrónico. Como luces led, reguladores y cualquier otro que el circuito demande.

## 4.3 ELEMENTOS DE SELECCIÓN

Para poder seleccionar los instrumentos necesarios, hay que observar cuáles se acomodan más a nuestras necesidades y sirven para realizar pruebas de uso tanto dinámicas como estáticas.

El acondicionamiento de la señal en un sensor piezoeléctrico, lo obtenemos por la deformación afectado por la temperatura exterior, por lo que va a ser importante realizar distintas pruebas para acondicionar la señal lo mejor posible.

También, veremos que otro tipo de componentes requeriremos al ir armando el circuito y buscando que sean los componentes mínimos para que no aumente mucho su peso y sea fácil su acomodo en la base del socket.

#### 4.3.1 SENSOR DE PRESIÓN FSR 402

Este tipo de sensor es fabricado por Interlink Electronics. Cuenta con tres capas, que al aplicar una fuerza e incrementarla, el área activa tendrá una disminución en su resistencia.

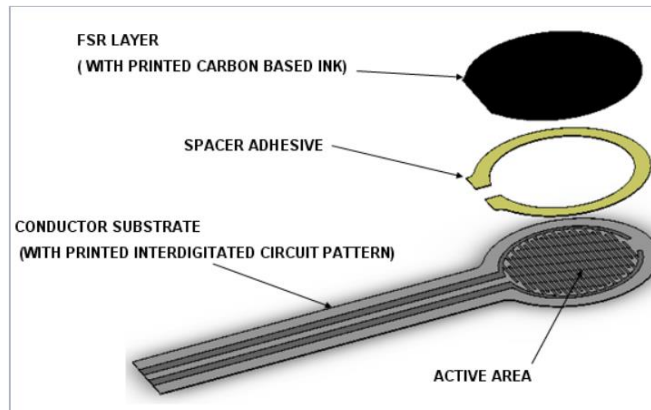


Figura 4.1 Construcción del sensor fsr.

Cuenta con una película flexible seguido por un espaciador adhesivo, una película con electrodos digitales con área activa y finalmente las terminales para conectarse. Su comportamiento de la fuerza contra la resistencia es el siguiente:

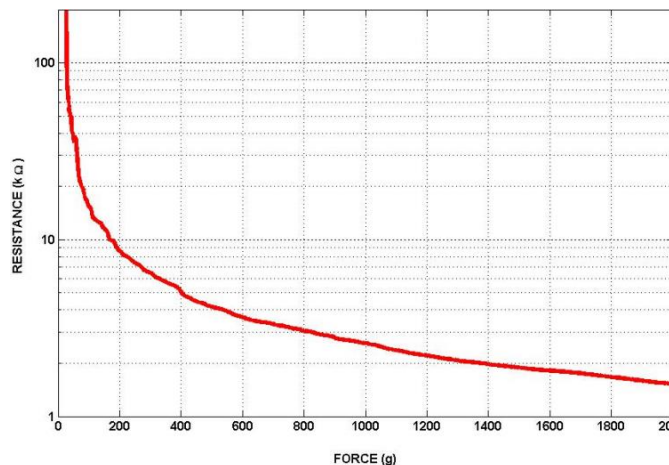


Figura 4.2 Comportamiento resistencia vs fuerza.

Características:

- Rango de fuerza: 0.2 N a 20 N (20.4 gf a 2.039 kgf)
- Resistencia sin actuación: > 10 MΩ
- Diámetro total: 18.29 mm
- Diámetro área sensible: 14.68 mm (0.57")
- Ultradelgado: grosor de 0.46 mm
- Recorrido para activarse: 0.15 mm



- Auto adhesivo
- Vida útil: 10 000 000 de activaciones

#### 4.3.2 SENSOR DE TEMPERATURA Y HUMEDAD DTH22

Se buscó un sensor que tuviera integrado las dos medidas en uno solo, buscando que el precio no fuera elevado y con las características necesarias para implementarlas en nuestro socket.

El sensor DTH22 o también llamado AM2302 nos resuelve y detecta ambas magnitudes físicas para transformarlas en una señal de salida. Tiene un voltaje de entrada de 5 Volts. Para la humedad tiene un componente resistivo y un NTC (sensor de temperatura por resistencia) para su medición. Ambos, conectados a un microcontrolador interno que es el responsable de mandar las señales digitales tanto de la humedad relativa, como de la temperatura.

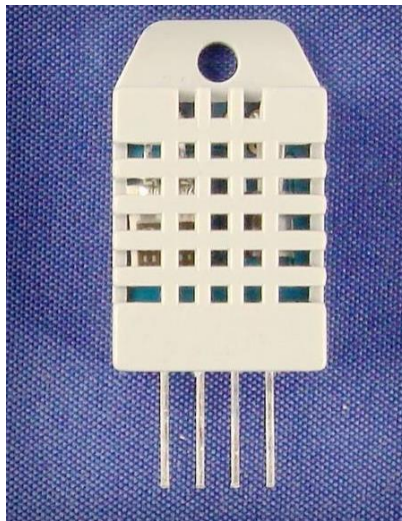


Figura 4.3 Sensor de temperatura y humedad DTH22.

La transferencia de datos del DHT22 al microcontrolador atmega328 es de tipo serial y de manera bidireccional, dividiendo el proceso de comunicación en tres etapas. La primera, la señal de inicio recibida con la que se comunica con el Arduino y éste, envía los datos de temperatura y humedad. Cuando recibe estos datos, el sensor comienza enviando los datos por medio de cinco bytes, bit a bit. Los bits son enviados comenzando por el bit más significativo (MSB). Cada byte representa una parte de los datos de temperatura y humedad. El primer byte enviado representa la parte entera del dato de humedad, el segundo es su parte decimal, el tercer byte es la parte entera de la temperatura, el cuarto es la parte decimal de la temperatura y, el último byte representa los últimos 8 bits de la suma de los cuatro anteriores bytes.

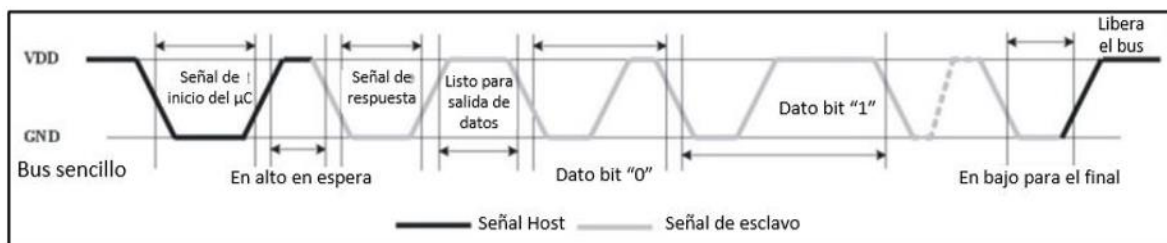


Figura 4.4 Diagrama de tiempo para envío de datos REFERENCIA DEL DATASHEET.

**Rango/campo de medida.** Valores máximo y mínimo de la magnitud física que el sensor puede medir teniendo sus valores extremos. Para la humedad es de 0-100% RH (humedad relativa) y para la temperatura -40~80 °C.

**Error absoluto.** Es la diferencia del valor leído por el sensor y el valor verdadero de la magnitud física.

$$E_{absoluto} = V_{leido} - V_{verdadero}$$

**Error relativo.** Relación entre error absoluto y valor verdadero de la magnitud física.

$$E_{relativo} = \frac{E_{absoluto}}{V_{verdadero}}$$

**Exactitud.** Para poder evaluar la exactitud del sensor, es necesario compararlo con una medida estándar, siendo aproximado a ese mismo el valor de salida del sensor.

$$Exactitud = \frac{E_{absoluto}}{Rango}$$

**Precisión.** Implica que las lecturas sucesivas a la primera tengan concordancia bajo el mismo estímulo. Es diferente a la exactitud, ya que no refiere la cercanía del valor verdadero de la magnitud física.

**Resolución.** Es la variación mínima de entrada al sensor que se necesita para que se genere una respuesta detectable al momento de salida.

**Tiempo de respuesta.** Es el tiempo necesario para obtener una respuesta estable dentro del sistema.

Características principales del sensor:

<b>DTH22</b>	Humedad	Temperatura
Rango	0 – 100% RH	-40~80 °C
Precisión	±5% RH	±0.5 °C
Repetibilidad	±1% RH	±1% °C
Resolución	0.1% RH	0.1 °C
Tiempo de respuesta	6 [s]	10 [s]

Tabla 4-1 Funcionamiento del sensor DTH22.

### 4.3.3 ARDUINO UNO

Es una placa electrónica basada en un microcontrolador ATmega328. Se conecta vía USB y para alimentación tiene una cabecera tipo ICSP y un botón de reseteado. Funciona con una plataforma de creación de electrónica de código abierto, con hardware y software libre, fácil de utilizar. La placa incluye todo lo necesario para que el microcontrolador realice su trabajo. Sus características son:

- Voltaje operativo: 5V
- Voltaje de entrada (recomendado): 7 - 12V
- Pines de entradas/salidas digitales: 14 (con 6 de salida PWM)
- Pines de entradas analógicas: 6
- EEPROM: 1KB
- Velocidad de reloj: 16MHz
- Memoria Flash: 32KB



Figura 4.5 Arduino Uno, vista superior.

#### 4.3.4 SISTEMA DE ALIMENTACIÓN

El sistema de alimentación está constituido por una batería de litio para poder suministrar la energía al circuito y para el Arduino. Para su selección, pudimos observar claramente con las que hay en el mercado, principalmente entre las que hay para telefonía celular, teniendo en cuenta las necesidades de cada elemento.

Se utilizarán dos baterías de 3.6 V en serie, de polímero de litio planas (proporcionando mayor densidad energética, mayor autonomía y menos peso).

Al recargarse en 4 horas máximo y dándole una autonomía de 18 horas de funcionamiento.

## 4.4 CONFIGURACIÓN ELECTRÓNICA

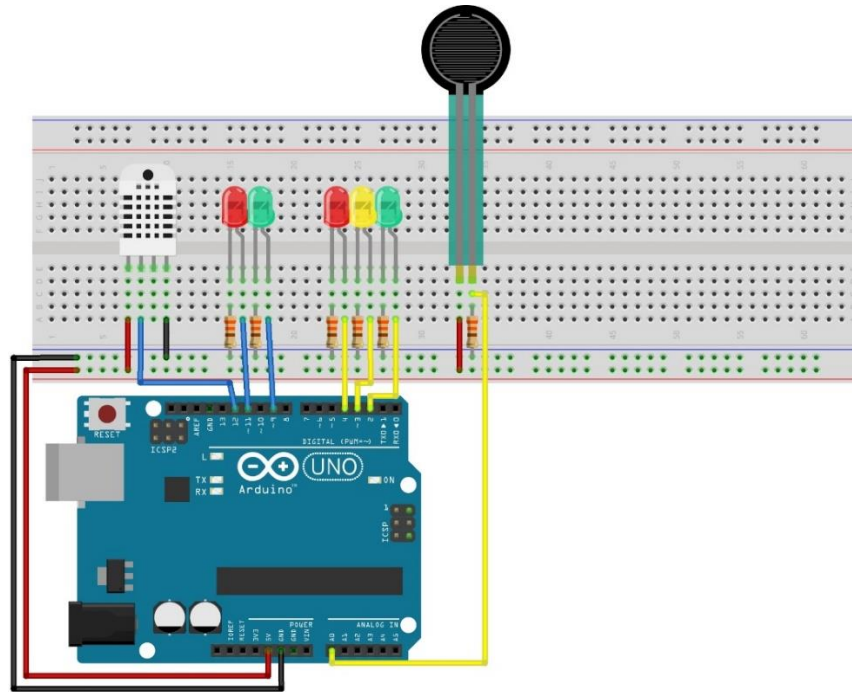


Figura 4.6 Visualización del circuito con fritzing.

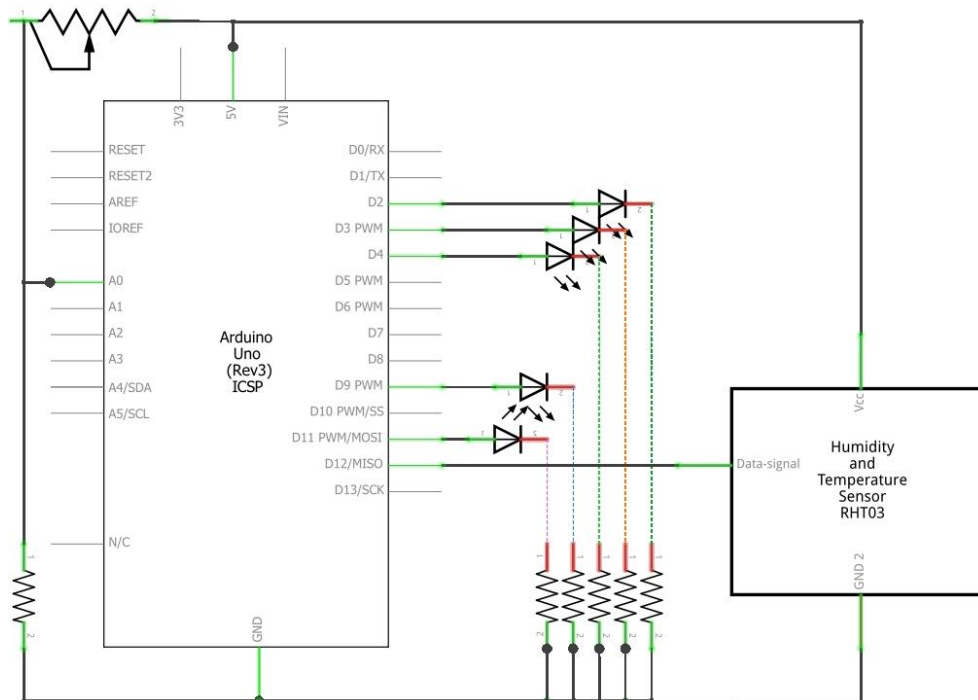


Figura 4.7 Esquema del circuito de instrumentación.

## 4.5 SOCKET PROTÉSICO CON LA INSTRUMENTACIÓN

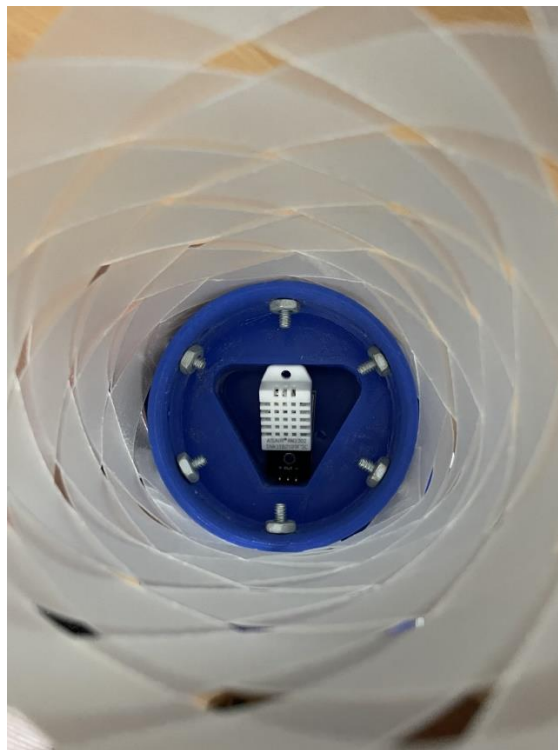
Para el socket protésico le pudimos agregar la instrumentación y pudimos observar el sensado de la presión y humedad, teniendo en esta primer prueba datos analizados únicamente en etapa de diseño para cumplir los objetivos y especificaciones que planteamos originalmente.

Podemos observar el funcionamiento del sensado de humedad, arrojando una temperatura de 23° y humedad de 69%.

```
Temperatura: 23 Humedad: 69
Temperatura: 23 Humedad: 69
Temperatura: 23 Humedad: 69
Temperatura: 23 Humedad: 69
Temperatura: 23 Humedad: 69
Temperatura: 23 Humedad: 69
Temperatura: 23 Humedad: 69
Temperatura: 23 Humedad: 69
Temperatura: 23 Humedad: 69
Temperatura: 23 Humedad: 69
```

*Figura 4.8 Datos obtenidos de la temperatura y humedad dentro del socket.*

En la siguiente imagen, podemos observar el sensor de humedad, ubicado en la base rígida del socket, así, está protegido y sus lecturas son muy realistas, ya que está a escasos centímetros de donde estará ubicado el muñón y que, importante mencionar, no estorba al usuario.



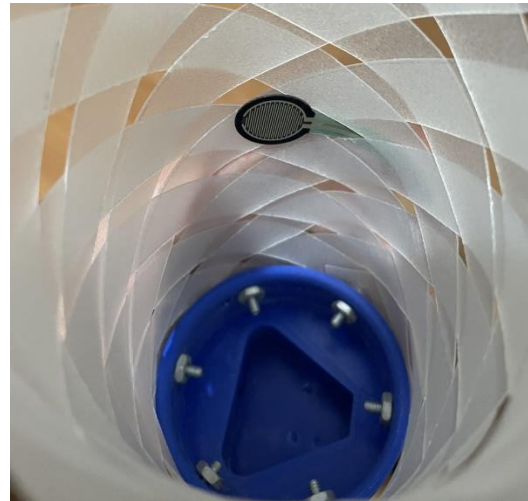
*Figura 4.9 Vista superior del socket, con el sensor de humedad en la base.*

En la parte del sensor de presión, es capaz de medir desde 100 gramos hasta 10 kilogramos, dependiendo a que fuerza es sometida, dicho valor es en Newtons.

Decidimos realizar múltiples pruebas, para analizar en que parte del entramado tendríamos valores de más ayuda para nuestro propósito.



*Figura 4.11 Sensor de presión, cerca de la base del socket.*



*Figura 4.10 Sensor de presión, en la parte media del entramado.*



*Figura 4.12 Sensor de presión, en parte superior del entramado.*

Realizamos distintas pruebas, dando como resultado que en la parte media era donde obteníamos mejores resultados, ya que cerca de la base, variaba muy poco el rango de resistencia del sensor y, en la parte superior, mantenía una presión constante el entramado.

Para la parte media, observamos mejores datos de salida. Los valores que observamos en el monitor del Arduino, dependiendo que tanta fuerza apliquemos, la resistencia (Ohm  $\Omega$ ) va disminuyendo, donde pudimos obtener los valores dentro del rango de [0,800].

Valores [Fuerza]	Funcionamiento	Color LED
0 – 500	Óptimo	Verde
500 – 750	Alcanzando el límite de la capacidad	Amarillo
750 – 950	Sobrepasó el limite	Rojo

Tabla 4-2 Valores del sensor de fuerza y como se muestra el funcionamiento en el circuito.

```
FSR Value = 0
FSR Value = 0
FSR Value = 93
FSR Value = 193
FSR Value = 292
FSR Value = 307
FSR Value = 682
FSR Value = 717
FSR Value = 762
FSR Value = 775
```



Figura 4.14 Valores del monitor de Arduino del sensor de fuerza.

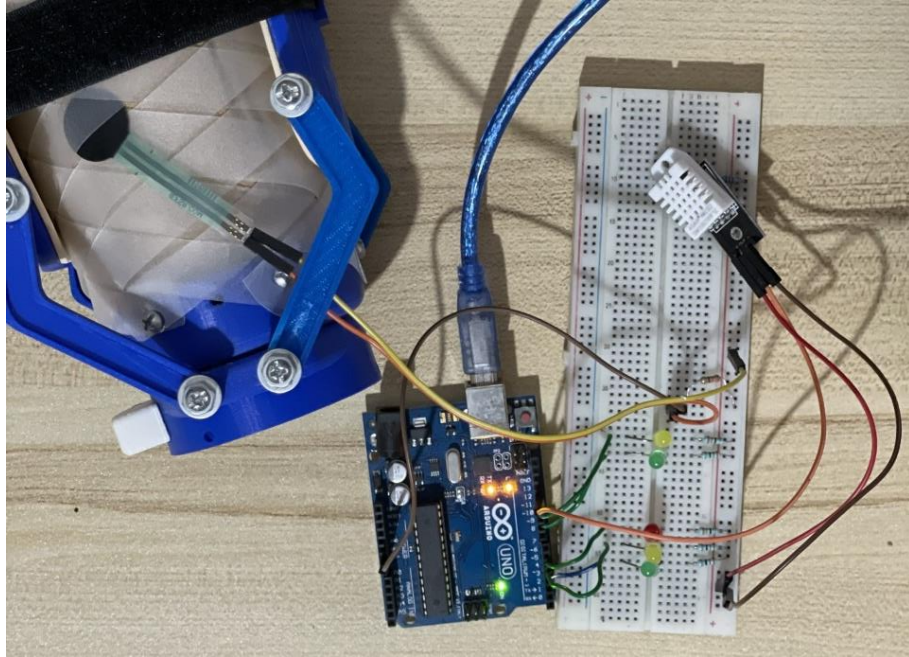
Figura 4.13 Vista lateral del sensor fuerza en el entramado.

Comprobamos como tanto la temperatura, humedad y presión pueden ser mostrados en la interfaz de Arduino, ayudando a recabar datos necesarios para mejorar el funcionamiento mismo del socket y que el usuario tenga en cuenta que estos datos le ayudaran a que, en caso de ser necesario, retirar el socket o no aplicar demasiada fuerza y que el uso sea el más adecuado posible.

Para la simulación del uso con usuario, utilizamos nuestro Domi para arrojar los datos previos y darnos una idea de cómo estaría sujeto todo el dispositivo, a excepción de la pila de litio, ya que para las pruebas pudimos alimentar al circuito con el voltaje de salida de nuestra computadora (5 Voltios)

Con el modelo funcional que construimos, pudimos realizar las pruebas de uso del socket, sin montar el circuito, ya que solo realizamos pruebas de funcionamiento y quedará para trabajo futuro el montarlo dentro de la base del socket.

Pudimos observar todos los componentes de la instrumentación:



*Figura 4.15 Componentes electrónicos: Arduino UNO, sensor DHT22, sensor fsr 402, leds de funcionamiento, socket en Domi de brazo.*



## 5 CAPÍTULO 5 – PRUEBAS

Durante el desarrollo del presente trabajo, se tuvo como objetivo desarrollar un rediseño funcional de un socket ajustable para prótesis de miembro superior, retomando ideas sobre la literatura en la que previamente se desarrolló trabajo en este mismo campo con el fin de mejorar dicho diseño. Una parte fundamental de este objetivo fue una serie de pruebas que permitieran encaminar al diseño a una propuesta final.

Con la finalidad de evaluar el desempeño y funcionalidad del socket, se realizó una sesión de pruebas en colaboración con un proyecto realizado por la Facultad de Medicina (FM), el Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y en Sistemas (IIMAS) y la Facultad de Arquitectura (FA), donde se invitó a participar a la Facultad de Ingeniería (FI) en un esfuerzo por colaborar en el diseño de un socket para prótesis de miembro superior con la finalidad de fabricar una prótesis funcional para un individuo que sufrió de una amputación transhumeral en el brazo derecho. De esta manera se canalizó el diseño a el usuario que formó parte de dicho proyecto, y con quien se realizaron las primeras dos sesiones de pruebas.

### 5.1 RÉPLICAS

Para facilitar la elaboración de los modelos con dimensiones aproximadas a las medidas del muñón del usuario en cuestión, se hizo uso de tecnología proporcionada por la Facultad de Medicina, la cual consiste en equipo con la capacidad de digitalización de un elemento sólido en tres dimensiones para su manipulación en un entorno computacional. De esta manera se logró hacer el escaneo del muñón del usuario para así, mediante manufactura aditiva, realizar una réplica tamaño real de este muñón. El muñón impreso en 3D fue utilizado como punto de partida para probar el ajuste del socket y así realizar observaciones y modificaciones de manera más conveniente.



*Figura 5.1 Réplica del muñón impresa en 3D.*

En adelante, para lograr realizar una serie de pruebas más consistente con lo que podría suceder sobre el muñón real, se optó por construir un nuevo modelo de pruebas cuyas características al tacto se asemejaran más a la de un brazo humano, por lo que utilizando como molde al muñón impreso en 3D, se hizo la manufactura de una funda, que a continuación sería rellena con materiales más maleables y menos rígidos al tacto.



*Figura 5.2 Segundo modelo de pruebas.*

## 5.2 PRUEBAS DEL PROTOTIPO

A continuación, se describirán las pruebas que se realizaron al socket en sus diferentes etapas, las cuales fueron realizadas en tres diferentes sesiones, cada una evaluando ciertas características del socket las cuales nos son de gran importancia para evaluar la funcionalidad, ergonomía y límites que presenta el diseño propuesto.

### 5.2.1 PRIMERA SESIÓN DE PRUEBAS

Durante la primera sesión de pruebas, se realizó una observación preliminar con la finalidad de estudiar el comportamiento del sistema de suspensión y la respuesta del usuario al uso del prototipo.

Se realizó la prueba con los modelos 1, 2, 5 y 6, sin embargo, los modelos de tela y neopreno 1, 2 y 5 no lograron aportar la funcionalidad necesaria para llevar a cabo las pruebas debido a un exceso de fricción entre las tiras del entramado y a un bajo coeficiente de fricción con la superficie de contacto, lo que llevó a que solamente el modelo 6 fabricado enteramente de polipropileno pudiera someterse a las demás pruebas.

Las pruebas se dividen en tres etapas, colocación, resistencia y ergonomía. Se describirán a continuación:

Prueba de colocación: Se le explicó al usuario la función del prototipo y como emplearlo, para posteriormente solicitarle la colocación del socket con sus propias capacidades motrices. Se utilizó un cronómetro para medir el tiempo de colocación y se le solicitó al usuario cooperación para realizar una

valoración cuantitativa y cualitativa de las cualidades del socket. A continuación, se muestra una tabla con los resultados.

Propiedad	Rango de calificación	Calificación asignada
Tiempo de colocación	N/A	5 [s]
Ajuste	0 – 10	5
Comodidad	0 – 10	9
Dificultad de colocación	Alta – Media – Baja	Baja
Movilidad	Alta – Media – Baja	Alta

*Tabla 5-1 Resultados de la prueba de colocación.*



*Figura 5.3 Prueba de colocación en contacto directo con la piel.*

Prueba de ergonomía: una vez observada la colocación del socket en contacto directo con la piel se llevó a cabo una nueva prueba en la que se le colocó al muñón un calcetín de compresión media para estudiar el contacto entre el socket con un elemento intermedio de tela utilizado por el usuario, obteniendo resultados similares a la prueba de contacto con la piel, pero con ciertas diferencias que se mencionan a continuación. La media de compresión en este caso ayudó a aportar al muñón del usuario un volumen con mayor rigidez, lo cual favorece durante la colocación del socket facilitando la introducción del muñón, además el usuario no reportó ninguna incomodidad ni sudoración, lo cual puede verse como beneficio del uso del calcetín, sin embargo, la fricción disminuye con el uso de ésta y es más fácil que el socket se resbale cuando se aplican cargas considerables. Se toma en cuenta también la dificultad adicional que representa la colocación de la media como elemento intermedio.

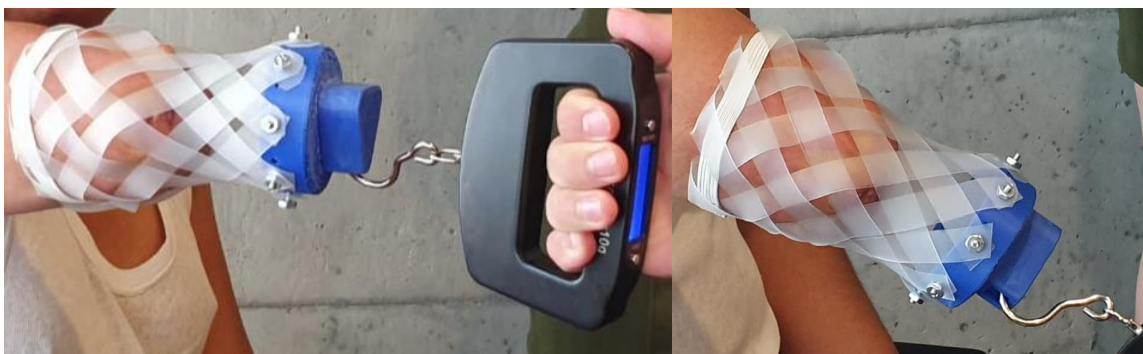
Puede concluirse que un elemento intermedio entre el polipropileno y la piel ayuda a mejorar la comodidad y ergonomía del socket, sin embargo, la funcionalidad puede verse afectada.



*Figura 5.4 Pruebas de ergonomía.*

**Prueba de Resistencia:** En esta etapa se realizó una prueba basada en la resistencia del socket a ser removido durante la aplicación de una carga a tracción.

Durante esta prueba se empleó una báscula de viaje con la finalidad de medir el peso en [kg] a la cual reaccionaba el sistema de suspensión al aplicarse cargas normales. Se realizó la prueba a diferentes ángulos de apertura del brazo y se obtuvieron los mismos resultados en cada uno de estos como se observa en la siguiente figura.



*Figura 5.5 Pruebas de resistencia.*

Los resultados de la prueba demuestran la capacidad del socket a soportar cargas de tracción de hasta 10 kg sin sufrir deformación excesiva o deslizamiento, por lo que se comprueba que se trata de un elemento apto para ser utilizado en una prótesis y llevar a cabo tareas sencillas que no demandan soportar cargas mayores al límite probado.

Tras realizar la sesión de pruebas el usuario mostró una actitud positiva ante el principio de funcionamiento del socket y a los resultados observados, sin embargo, hizo énfasis en que el sistema de suspensión podía mejorar en términos de contacto, por lo cual sugirió que se modificara la forma de esta parte del socket para adoptar una geometría cónica o que permita reducir las deformaciones que llevan al desajuste del sistema. Con esto en cuenta se observó que pese a la funcionalidad ajustable del socket es conveniente que las dimensiones de este sean lo más aproximadas al tamaño del muñón del usuario para evitar deformaciones excesivas que lleven al desajuste entre la superficie de las tiras y el muñón.

## 5.2.2 SEGUNDA SESIÓN DE PRUEBAS

Tras la primera sesión de pruebas se corroboró la funcionalidad del sistema de suspensión del socket, recibiendo una retroalimentación de límites operativos, ergonomía y función natural del mismo. En esta ocasión se hizo una nueva prueba donde se volvió a probar ese sistema de suspensión con variaciones mínimas en la búsqueda por atender a problemas encontrados anteriormente, en conjunto del nuevo elemento que conforma al socket y que proporcionará una nueva retroalimentación para llevar a cabo una mejora de este prototipo conocido como el socket rígido, el cual será auxiliar en proveer una mejor funcionalidad.

De manera general las pruebas se dividen en tres partes, la colocación del sistema de suspensión, la colocación del socket rígido con la inclusión de una correa de seguridad para asegurar el socket al hombro. Una vez que se realizó la prueba de colocación se procedió a evaluar la ergonomía y funcionalidad del nuevo prototipo.

A continuación, se presenta una serie de figuras que pretenden ilustrar la secuencia del proceso con mayor detalle:

- Colocación del sistema de suspensión: Durante esta etapa, el usuario se colocó una calceta de compresión media en el muñón para aminorar los efectos invasivos del sistema de suspensión con la piel. Una vez colocado el calcetín se procedió a la colocación del sistema de suspensión. Dicho proceso resultó cómodo y fácil para el usuario.



*Figura 5.6 Colocación del sistema de suspensión en el muñón del usuario.*

- Colocación de la hombrera: El usuario llevó a cabo la colocación de una hombrera de neopreno hecha a mano, que cuenta con un par de guías de forma que se introdujera entre las guías la correa que asegurará al socket rígido con el hombro del usuario, la colocación de la hombrera fue realizada enteramente por el usuario y en dos intentos logró ponerla en posición sin presentar dificultad.



*Figura 5.7 Colocación de la hombrera.*

- Integración de la base del socket rígido con la interfaz de acoplamiento: en esta etapa se proporcionó al usuario el socket rígido junto con el inserto de seguridad de manera que de propia mano pudiera acoplarlo. Acoplar la base del socket rígido no representó ninguna dificultad para el usuario, sin embargo, la inserción del elemento de seguridad para fijar al socket rígido con la interfaz de acoplamiento resultó complicada para llevar a cabo. Para introducir el inserto de seguridad se hicieron 3 intentos, siendo los primeros dos intentos con el brazo alineado al dorso, mientras que tercer intento se realizó elevando el brazo 90° hacia el frente.



*Figura 5.8 Colocación del inserto de seguridad.*

- Ajuste del socket rígido: el usuario inmediatamente intuyó el funcionamiento del socket rígido y procedió a ajustarlo por sí mismo. El velcro presentó un problema debido a que en un principio se adhirió en una superficie errónea de la misma tira, sin embargo, el usuario logró despegar la tira y hacerla rodear al socket rígido para conseguir el ajuste a su medida sin mayores complicaciones. Durante esta etapa se logró observar que los aditamentos y la tira añadida en la parte superior de las placas resultan estorbosos para el usuario en esta etapa del proceso.



*Figura 5.9 Ajuste del socket rígido.*

- Fijación del socket rígido al hombro: durante esta última etapa del proceso de colocación, fue necesaria nuestra intervención debido a que se requería ajustar el largo de la correa a las dimensiones del usuario, además de ser complicado para la persona el atravesar la correa por las guías de la hombrera. Sin embargo, se considera que con el entrenamiento adecuado el usuario podría realizar esta etapa sin mayores complicaciones.



*Figura 5.10 Fijación del socket rígido al hombro del usuario.*

Una vez colocado el sistema completo al muñón del sujeto, se observó que el socket rígido añadía una mayor consistencia y rigidez al sistema, a su vez el usuario consideró a este nuevo elemento como un cuerpo cómodo y sin molestias en una posición de reposo, sin embargo, al llevar a cabo una serie de movimientos se observó que al levantar el brazo por encima de los  $90^\circ$  se presentaba una molestia para el usuario, lo cual se debió a la reacción del húmero al ser aprisionado por las placas del socket rígido, siendo que en ese movimiento se produce un efecto de cizalladura que es doloroso para la persona.



*Figura 5.11 Socket rígido en su posición natural (izquierda) y en su posición sobre  $90^\circ$  (derecha).*



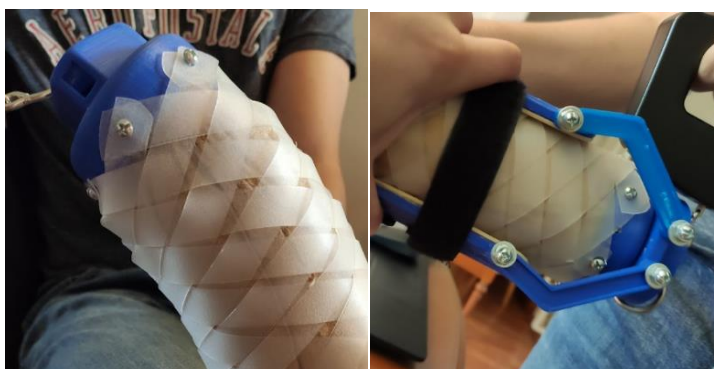
### 5.2.3 TERCERA SESIÓN DE PRUEBAS

Con la finalidad de obtener una retroalimentación cualitativa y cuantitativa sobre las prestaciones que ofrece el socket cuando se integra al sistema de suspensión el socket rígido, se llevó a cabo una serie de pruebas de resistencia a una carga aplicada con ayuda del segundo modelo de pruebas. Las cargas fueron aplicadas de forma tangencial eje del socket para comparar las cargas permisibles antes de ser deformado el sistema de suspensión y cuando el socket comienza a deslizarse sobre la superficie. También se aplicaron cargas normales al eje del socket para observar la diferencia de resistencia a la flexión cuando se utiliza el socket rígido y cuando solamente se utiliza el sistema de suspensión. Los resultados de las pruebas se encuentran a continuación en la tabla 5-2.

Tipo de Carga	Sin socket rígido [kg]	Con socket rígido [kg]
Tracción A Deformación	6.5	7.5
Tracción A Deslizamiento	11 / 13	14
Normal A Flexión	0.8	2.7

*Tabla 5-2 Resultados de la prueba de fuerza en socket rígido.*

Tal y como se observa en la tabla anterior, existe una mejoría que se refleja en el incremento en las cargas normales y tangenciales que soporta el socket. Los resultados reportan que cuando se aplica tracción sobre el mismo eje del húmero, la resistencia a la deformación de la malla y al deslizamiento del socket se incrementa en 1 kg, lo cual indica que la mayor parte de la función la continúa realizando el sistema de suspensión como es esperado según su principio de funcionamiento. En lo que respecta a las cargas aplicadas de forma perpendicular al eje del húmero cuando se usa el socket rígido, se observa un incremento en la resistencia a la flexión más de tres veces mayor que cuando solamente se emplea el sistema de suspensión, además de presentarse una flexión considerablemente menor conforme se incrementa la carga.



*Figura 5.12 Diferencia en la flexión del sistema cuando se utiliza el socket rígido en la configuración.*

Tras realizar las tres sesiones de pruebas que se describieron anteriormente, se observa que la interacción entre el sistema de suspensión con el socket rígido aporta al socket una funcionalidad adecuada y que cubre las expectativas de este proyecto, permitiendo al usuario la manipulación de cargas más elevadas y en múltiples posiciones sin comprometer la configuración del socket. Se mejora en cumplir las necesidades del usuario para utilizar este prototipo de forma adecuada con una prótesis.

## 6 CAPÍTULO 6 – TRABAJO A FUTURO

Derivado del presente trabajo y como se orientó el desarrollo de los prototipos desde un inicio, se desarrolló un rediseño de un socket de miembro superior en diferentes etapas. La primera etapa constó del sistema de suspensión, elemento que aporta la primera interacción del socket con el muñón del usuario, seguido de una segunda etapa denominada el socket rígido, que junto con la interfaz de acoplamiento se ensambla al sistema de suspensión y complementa sus funciones para cubrir las necesidades que permiten al socket actuar de manera adecuada. Finalmente, la tercera etapa del desarrollo involucra la instrumentación del socket la cual nos aportará retroalimentación cuantitativa sobre su funcionamiento. Dentro de cada una de estas etapas se logró un desarrollo que cumple con los objetivos propuestos en este trabajo de tesis, sin embargo, no queda exento de contar con áreas de oportunidad y mejora que se han detectado pero que por motivos de tiempo se dejarán planteados como trabajo a futuro, a continuación, dicho trabajo a futuro será descrito en cada una de las etapas del diseño.

### 6.1 SISTEMA DE SUSPENSIÓN

En los trabajos descritos en los antecedentes del proyecto y en el presente trabajo, se ha demostrado la funcionalidad del diseño de atrapa-novias en el sistema de suspensión, el prototipo desarrollado en este trabajo de tesis ha pretendido mejorar tanto el diseño propuesto como su manufactura, no obstante, aún se debe mejorar la ergonomía y comodidad al usuario durante el uso de este sistema debido a las siguientes observaciones:

- La fricción entre el polipropileno utilizado como material de construcción del mallado y materiales como la tela es baja por lo que sus superficies se deslizan con facilidad, es necesario encontrar un material que permita el deslizamiento entre las tiras del entramado pero que conserve un coeficiente de fricción con el recubrimiento del muñón suficiente para no deslizar y provocar el desacoplamiento del socket y el muñón.
- El acabado del extremo superior del sistema de suspensión presenta bordes afilados en cada pliegue de los juegos de tiras que tejen al entramado, lo cual podría resultar incómodo e incluso dañino para la piel del usuario durante la colocación y el uso del socket, se debe trabajar en una forma de forrar o modificar las terminaciones superiores del sistema de suspensión para que sea más cómodo al uso.
- El principio de funcionamiento del sistema de suspensión consiste en que debido a su construcción basada en un atrapa-novias, éste reducirá su sección diametral conforme se le aplique una carga de tracción, derivado de la geometría del entramado, el diámetro puede reducirse a dimensiones mucho más estrechas que el diámetro del muñón, por lo que debe considerarse que al aplicar cargas muy elevadas y si no se produce el deslizamiento del socket, la reducción de diámetro del sistema de suspensión podría llegar a ser perjudicial para la integridad del muñón del usuario, razón por la cual debe pensarse en la implementación de un elemento de seguridad que prevenga al sistema de suspensión de continuar estirándose y reduciendo su diámetro cuando se le apliquen cargas de magnitud considerable. Una idea inicial y a desarrollar para atender a esta problemática, es emplear el sistema utilizado en la

segunda sesión de pruebas en el que se fijó el socket con una correa al hombro del usuario a través de una hombrera con una guía. Debido a que el proceso de colocación de la hombrera y la fijación del socket resultó complicado, se podría mejorar la hombrera para simplificar el sistema y facilitar la interacción con el usuario. Este sistema logrará aportar un freno físico para el socket cuando la correa se ajuste a una longitud máxima permisible para evitar la deformación excesiva y perjudicial del sistema de suspensión.

## 6.2 SOCKET RÍGIDO

El socket rígido es un elemento que se planteó para complementar la falta de consistencia y rigidez del sistema de suspensión, sobre todo cuando se aplican cargas en diferentes direcciones a la tracción axial en el socket. Aporta también un mayor soporte y mejora el acoplamiento del usuario con la prótesis, sin embargo, también se observaron algunos aspectos que será necesario mejorar en un diseño futuro.

- El diseño del socket rígido pretende mantener las propiedades ajustables del sistema de suspensión, diseñando placas ajustables a las dimensiones de cualquier muñón, sin embargo, el diseño es robusto y con estética poco antropológica, lo que sugiere un rediseño que mantenga la funcionalidad pero que involucre una mejora estética que se asemeje más a la forma del brazo.
- Aunque todo tipo de prototipo a ser utilizado por el ser humano requiere una curva de aprendizaje, se observó que durante la segunda sesión de pruebas algunos elementos del socket Rígido presentan dificultad al ser colocados, como lo es el ajuste de las placas al aprisionar el brazo, la fijación del socket Rígido a la hombrera y la inserción del elemento de seguridad que une al socket rígido con la interfaz de acoplamiento. Se propone como trabajo a futuro una variación en el diseño que permita facilitar aún más la colocación de estos elementos.
- El aspecto final por mejorar en el socket rígido proviene directamente de su principal atributo, el rigidizar al sistema mediante un par de placas ajustables. Durante el ajuste de las placas se observó que cuando el usuario hacía elevaciones del brazo sobre los 90° con respecto al dorso comenzaba a presentarse una molestia considerable en el muñón, provocado por un efecto de cizalladura entre las placas y el brazo. Pese a que la mayoría de las actividades que realizará el usuario difícilmente le demandará elevar los brazos sobre los 90°, se plantea como trabajo a futuro desarrollar una variante a las placas que permita mantener la rigidez en el sistema pero que a la vez sea menos invasiva para evitar molestias derivadas de ese tipo de movimientos.

### 6.3 INSTRUMENTACIÓN DEL PROTOTIPO

El sistema de instrumentación tiene un amplio margen de mejora, ya que, al ubicar mejor sus elementos, podremos tener mejor organización tanto de los componentes como del cableado. Es importante mencionar que para las pilas de litio que tenemos pensado para el circuito, es importante ubicarlas en la parte exterior del socket, para evitar que el usuario llegue a sentir calor que disipan las pilas al usarlas constantemente, así también, evitaríamos falsos datos de temperatura y presión. También, agregar la parte para recargar las baterías sin necesidad de removerlas, con un cargador externo.

Para el microcontrolador, escogimos Arduino por la facilidad que se tiene para realizar las pruebas, pero para una mejor organización y acomodo del circuito, podría utilizarse un microcontrolador de menor tamaño y de un precio menor, distribuyendo las piezas principales del circuito en la base de la parte rígida del socket.

El socket con la instrumentación es necesario que se haga un análisis de elemento finito para tener la certeza de que no habrá errores y que puede ser elaborado correctamente.

También, se recomienda realizar pruebas físicas con un paciente que tenga esta amputación para que pueda utilizar la parte instrumentada y recibir su retroalimentación. Así como si le llegan a estorbar alguno de los elementos de la instrumentación.

Para los dispositivos electrónicos se debe encontrar una forma que sea sencilla de complementar al socket y que, en caso de que alguno de sus elementos se descomponga, pueda ser sencillo su reemplazo y que no sea necesario el reemplazar completamente todo el circuito. Así mismo, para el cableado, requiere que tenga alguna forma de aislarse, ya que si se llega a mojar el circuito corre peligro de dejar de funcionar o que comience a arrojar datos erróneos.

Existen leds que son de bajo consumo y que tienen un menor tamaño, el inconveniente es que su precio se eleva hasta cinco veces en comparación de los más comerciales que fueron los que utilizamos en nuestro modelo.

## 7 CAPÍTULO 7 – CONCLUSIONES

### 7.1 CONCLUSIONES GENERALES

Partiendo desde el punto en que se retomó este proyecto y basado en el objetivo que se planteó para esta tesis, se logró analizar y crear un prototipo cuyo desarrollo ha sido descrito en el presente trabajo, el cual nos ayuda a concluir lo siguiente.

El sistema de suspensión nuevamente demostró ser altamente funcional, tal como se muestra en las pruebas realizadas, en la retroalimentación del usuario y en nuestra experiencia utilizándolo, sin embargo, se deben de tener ciertas consideraciones para que el sistema de suspensión funcione de la mejor forma posible. En primera instancia y pese a su naturaleza ajustable es necesario que las dimensiones del entramado se aproximen a las del muñón del usuario para que durante la deformación presentada en el ajuste de la colocación sea mínima y no resulte en una configuración indeseada para el uso de la prótesis. Debido a esta necesidad es importante contar con un entramador fácilmente fabricable con manufactura aditiva y que podrá ser generado con el modelo paramétrico diseñado en CAD a lo largo de este trabajo, del cual se concluyó que su diseño podrá soportar los esfuerzos que resulten su manipulación durante el proceso de entramado y que ayudará a la fácil y precisa construcción de un sistema de suspensión con las medidas adecuadas para el usuario en cuestión.

Para la correcta adaptación geométrica del sistema de suspensión se requiere también de una fricción ligera entre las tiras que permita un fácil deslizamiento entre ellas, pero que a su vez mantenga un coeficiente de fricción lo suficientemente alto con el recubrimiento utilizado en el muñón para evitar desprenderse de este con facilidad, todo esto mientras se conserva la ergonomía. Esto presentó un reto en la selección del material para la elaboración de los prototipos y que persiste como un aspecto a mejorar en el trabajo a futuro, pero se concluye que el uso de polipropileno con acabado de silicón frío en los extremos cumple con las cualidades que buscamos en nuestro sistema de suspensión.

Concluyendo sobre el socket rígido se logró diseñar un prototipo que permite complementar las funciones del sistema de suspensión, aportando la rigidez necesaria para ampliar el campo de acción del socket gracias a un mejor soporte y a un acoplamiento más ajustado al muñón, permitirá la interacción de la prótesis en tareas que demanden mayores cargas y cuya dirección actúe en forma perpendicular al muñón. El socket rígido también será fácil de fabricar y de colocar en el usuario, además de mantenerse con la ergonomía suficiente para ser funcional, aunque también se propone en el trabajo a futuro una mejora estética y ergonómica de este elemento.

Analizando el trabajo elaborado y evaluando la funcionalidad, ergonomía, metodología de manufactura y desempeño de cada una de las partes del socket, es posible concluir que el prototipo cumple con los objetivos establecidos y que está listo para ser implementado en una prótesis para su uso cotidiano. A su vez, los principios de funcionamiento detrás de cada una de las etapas de este socket están abiertos a la mejora y a desarrollo futuro, de manera que este diseño sea considerado como una referencia en el mercado de prótesis y provea a los usuarios de una alternativa de socket funcional, cómoda y económica.

Para la elaboración de este trabajo fue de gran utilidad el conocimiento y el enfoque de pensamiento adquirido a lo largo de las diversas asignaturas que cursamos durante la licenciatura, en especial las asignaturas de dibujo mecánico, mecánica de sólidos, ciencia de materiales, mecanismos y CAD/CAM. También, para la parte de instrumentación, fue importante contar con los conocimientos de electrónica, programación, instrumentación y control. Al tener que trabajar con un circuito electrónico, por muy sencillo que sea, requiere conocimiento para evitar que tenga perturbaciones, reducir el error

y que la forma de ejecución sea la más adecuada para el problema planteado. Una delimitación fue, que no pudimos agregar completamente los componentes del circuito, ya que el costo de los materiales es elevado y, al trabajar con el microcontrolador atmega328, no era viable mantenerla dentro del dispositivo por el tamaño que tiene en comparación con el socket.

La parte programable, fue desarrollada gracias a la amplia información que existe dentro de internet, ya que, al ser una herramienta libre, el código y el desarrollo es fácil encontrar cómo funcionan las librerías para los sensores, así como para que arrojen los datos que queramos.

Cuando medimos la fuerza aplicada en el sensor de presión, pudimos observar que según la posición donde se ubica el sensor, es la medida que vamos a obtener. Es decir, que, si el sensor estará en la base del socket o en la parte superior del mismo, la presión será distinta, ya que por el modelo con el que estamos trabajando, tiene más presión en la parte media del socket que en los extremos. Así, que decidimos que las pruebas donde mejor encontramos resultados fue cuando lo colocamos en la parte media del entramado y que, con ayuda de las hojas de datos del sensor de fuerza, pudimos darle valores de carga en kilogramos para saber un aproximado de cuando debiera cargar el usuario y que con ayuda de los focos led, pueda determinar si está cargando lo adecuado o está haciendo un esfuerzo extra y que el socket no está diseñado para sobrepasar ese peso.

Para los sensores, es importante mencionar, que, gracias a sus hojas de información, podemos saber cómo hacer la configuración electrónica para que opere tal y como queremos que lo haga y que en dado caso de que algún sensor falle, su reemplazo sea sencillo, donde el circuito esté sujeto en una placa soldada y esta misma, fijada en la parte externa del socket.

## 7.2 CONCLUSIONES CARLOS OSCAR ALONSO SERRATO

Fueron varias las ocasiones en que durante mis cursos tenía duda sobre como aplicaría mis conocimientos en la vida profesional, pero nuestro trabajo de tesis me demostró repetidamente que podía aplicar muchas de las herramientas y conocimiento adquirido en la facultad, entendiendo lo relacionado que está el estudio de la ingeniería mecánica en prácticamente todo lo que vemos y hacemos en nuestro día a día.

Mi paso por la facultad dejó en mí una formación que me permitió realizar mi trabajo de tesis y desempeñar mis funciones en el ámbito profesional, que continúan ayudándome a construir y desarrollar mi proceso de aprendizaje y crecimiento. Me encontré también con extraordinarios compañeros y profesores que más allá del apoyo en lo teórico y en lo técnico, me dieron enseñanzas de vida mucho que también me han impulsado a crecer como persona. Gracias a la Universidad tuve la oportunidad de tener una experiencia de aprendizaje fuera del país y descubrí que estamos preparados para hacerle frente a los retos que requieran de nuestra capacidad para resolver cualquier tipo de problema sin importar el lugar, la cultura o la gente. Dejo en éste trabajo un sinfín de recuerdos y momentos gratos que viví gracias a la Facultad de Ingeniería y a todas las personas con quien me crucé, que me han impulsado a llegar al lugar en el que estoy hoy.

### 7.3 CONCLUSIONES ALDO RAYMUNDO MORALES ORTEGA

Se trabajaron distintos retos durante la realización de la tesis, desde de conocimientos hasta tener que llevarla a cabo mientras comenzábamos nuestra vida laboral. Me parece increíble lo bien que nos prepara la universidad en cuanto al campo teórico dentro de ingeniería, ya que, cuando realizábamos la tesis pudimos observar como la capacidad de respuesta, de traer soluciones y de resolver los retos que tuviéramos fueron en parte a las enseñanzas de la universidad.

Quiero seguir desarrollándome y aprendiendo para poder ser alguien que tenga la capacidad de ver lo que no todos ven. Que esa forma de ingenio que caracteriza a los ingenieros, la pueda llevar a cabo con gran orgullo y preparación para mi vida futura.

Esta rama de la ingeniería me parece fascinante, aunque en México no esté tan desarrollada como en otros países, sin duda el utilizar tus conocimientos para ayudar a personas que, en este caso, hayan perdido alguna extremidad es algo sumamente gratificante y que impulsa a seguir descubriendo formas más asertivas de mejorar la vida de estas personas.

## 8 BIBLIOGRAFÍA

- [1] La Información, «La información,» 14 Febrero 2011. [En línea]. Available: [https://www.lainformacion.com/tecnologia/los-egipcios-utilizaban-protesis-hace-2-600-anos\\_4WAeWJluF056NiWnuPwWF/](https://www.lainformacion.com/tecnologia/los-egipcios-utilizaban-protesis-hace-2-600-anos_4WAeWJluF056NiWnuPwWF/).
- [2] K. Norton, «Amputee coalition,» Noviembre/Diciembre 2007. [En línea]. Available: <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-history-prosthetics/>.
- [3] E. V. V. Sánchez, «Academia Nacional de Medicina de México,» 2016. [En línea]. Available: [https://www.anmm.org.mx/publicaciones/ultimas\\_publicaciones/Rehabilitacion.pdf](https://www.anmm.org.mx/publicaciones/ultimas_publicaciones/Rehabilitacion.pdf).
- [4] M. A. a. P. V. H. Barouti, «Amputaciones del miembro superior,» *Enciclopedia Medico Quirurgica*, 1998.
- [5] P. Colombia, «Protésica,» 02 Agosto 2017. [En línea]. Available: <http://protetica.com.co/mano-mioelectricas-vs-mecanicas/>.
- [6] W. Daly, «Amputee Coalition,» [En línea]. Available: <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-upper-extremity-socket-designs/>.
- [7] Ortosur, «Ortosur,» [En línea]. Available: <https://www.ortosur.es/como-funciona-protesis-mioelectrica/>. [Último acceso: 2019].
- [8] P. CRAIG L. TAYLOR, «oandplibrary,» [En línea]. Available: [http://www.oandplibrary.net/al/pdf/1955\\_03\\_004.pdf](http://www.oandplibrary.net/al/pdf/1955_03_004.pdf).
- [9] I. I. N. D. Lavana, Diseño y construcción de un Socket de Miembro Superior con Suspensión Ajustable, Ciudad de México: Facultad de Ingeniería, UNAM, 2008.
- [10] J. C. S. Ruiz, Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro superior, Ciudad de México: CIDI, UNAM., 2010.
- [11] J. M. D. González, R. I. F. Luna, M. G. Gallego y J. R. D. D. León. México Patente MX/a/2012/013227, 2012.



- [12] Institute for Work and Health, «DASH,» 2006. [En línea]. Available: [http://www.dash.iwh.on.ca/sites/dash/public/translations/Scoring\\_DASH\\_Spanish\\_Spain.pdf](http://www.dash.iwh.on.ca/sites/dash/public/translations/Scoring_DASH_Spanish_Spain.pdf).
- [13] María, «Instrumentos de valoración parte I. Valoración funcional de las AVD.,» 2016. [En línea]. Available: <https://www.teocupa.com/instrumentos-de-valoracion-parte-i-valoracion-funcional-de-las-avd/>. [Último acceso: 2019].
- [14] Ottobock, «Nivel de amputación,» 2014. [En línea]. Available: <https://www.ottobock.es/protesica/informacion-para-amputados/de-la-amputacion-a-la-rehabilitacion/altura-de-la-amputacion/>. [Último acceso: 2020].
- [15] «Secretaría de Salud,» 31 Agosto 2015. [En línea]. Available: <https://www.gob.mx/salud/articulos/la-temperatura-corporal-normal-oscila-entre-36-5-c-y-37-c>.
- [16] «Respiro deporte,» 25 03 2016. [En línea]. Available: <https://respirodeporte.wordpress.com/2016/03/25/abduccion-de-hombro-fases-y-musculos/>.