

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE PRÓTESIS
DE MIEMBRO SUPERIOR PARA UN CICLISTA DE PISTA**

AUTORES

EDISON BAUTISTA CORZO

PEDRO DANIEL SILVA SUPELANO

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERIAS FISICO-MECANICAS
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA
BUCARAMANGA**

2018

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE PROTESIS DE
MIEMBRO SUPERIOR PARA UN CICLISTA DE PISTA**

AUTORES

EDISON BAUTISTA CORZO

PEDRO DANIEL SILVA SUPELANO

**Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de ingeniero
mecánico**

DIRECTOR:

DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMUDEZ

Ingeniero mecánico, MSc, PhD

COORDIRECTOR

CLARA ISABEL LOPEZ GUALDRON

Diseñadora industrial, PhD

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERIAS FISICO-MECANICAS**

ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA

BUCARAMANGA

2018

DEDICATORIAS

A mis padres Pablo Silva y Sandra Supelano, por ser siempre la base de mi vida y mi mayor apoyo, estando incondicionalmente para cada momento, por creer en mí y ayudarme a crear el hombre que hoy soy. Este título es totalmente de ustedes por todo el esfuerzo que han hecho para ayudarme a cumplir cada uno de mis sueños.

A mi hermana Lorena, quien con su impecable ejemplo ha contribuido en todos los aspectos de mi formación, por su apoyo, entusiasmo y compañía en cada reto que asumo en mi vida y por siempre tener palabras de aliento para no dejarme desfallecer

a mi novia Roció, por ser mi compañía y mi motor, por brindarme su apoyo y amor en cada uno de los momentos más importantes de mi vida, estando incondicionalmente para hacerme encontrar siempre una mejor versión de mi

A mi compañero Edison Bautista

Por su entrega y disciplina a lo largo de este proyecto, pero principalmente por su sincera amistad en esta etapa universitaria.

A Dios,

Por bendecir mi vida y permitirme ser motivo de orgullo para mis padres y seres queridos, por guiar cada uno de mis pasos.

DEDICATORIAS

A mis padres Héctor Alberto Bautista Hernández y Martha Custodia Corzo Jácome por darme la vida, formarme y guiarme en lo corrido de mis años como una persona íntegra influyente para la sociedad, mis éxitos son el reflejo de su trabajo como progenitores.

A mi novia Dayan Carreño Morales por ser compañera incondicional de este proceso desde mucho antes de iniciarlo, por ser ese baluarte de sentimientos que enfocan mis metas de superación, en ella encuentro esa estabilidad emocional necesaria cuando se presentan las adversidades.

A mi abuela paterna María de los Ángeles Hernández Hinestrosa por su incondicional amor maternal, en su regazo reposan todos los valores de la familia.

A mi hermana María Fernanda Bautista Corzo por compartir momentos memorables de su vida, espero ser un buen ejemplo para su desarrollo personal.

A mi compañero Pedro Daniel Silva Supelano por su entrega total en el desarrollo de este proyecto y por muchos años de fuerte amistad, mi más sincero agradecimiento por haber trabajado arduamente, sé que le espera un futuro lleno de éxitos porque soy testigo de la gran persona y profesional que es.

A mi abuelo paterno David Bautista Blanco por inculcarme desde temprana edad el amor por la lectura y el mundo del conocimiento, él fue para mí la clara muestra que una persona genial no necesariamente necesita un título.

A mi abuela materna Rosalba Jácome por mostrarme desde niño que la humildad y el trabajo constante llevan a grandes cosas, y que se debe ser resiliente ante las adversidades de la vida avanzando siempre con una sonrisa.

A toda la familia Bautista Corzo, por que indirectamente todos contribuyeron para que este logro se culminara, enviando energía positiva y voces de aliento

A la familia Carreño Morales por acogerme como si fuera un hijo y ver en mí cualidades valiosas, con ellos me siento como en mi segundo hogar.

AGRADECIMIENTOS

En primera instancia agradecer la ayuda profesional del técnico ortoprotesista Alejandro Ruiz por su gran contribución a nuestro proyecto a pesar de su ardua agenda de trabajo.

Al director, profesor y gran amigo Diego Fernando Villegas Bermúdez por su asesoría incondicional en cada uno de los obstáculos que se presentaron durante el desarrollo del trabajo.

A la codirectora Clara López, por su aporte al proyecto, sin su asesoría no se hubiera podido concluir este trabajo.

A la Escuela de ingeniería Mecánica de la universidad Industrial de Santander por acogernos y formarnos como profesionales gracias a ese personal docente de excelente desempeño académico y personal.

A todos nuestros amigos de estudio de que de una u otra forma ayudaron en momentos difíciles, haciendo más ameno el proceso académico.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	20
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	20
1.1 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA	20
1.2 JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA	22
1.3 OBJETIVOS DEL TRABAJO DE GRADO	23
1.3.1 Objetivo General	23
1.3.2 Objetivos Específicos.....	23
2. MARCO TEÓRICO	24
2.1 ANTECEDENTES NACIONALES.....	24
2.1.1 “Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano	24
2.1.2 “Modelado y Diseño de un Brazo Robot Antropométrico”	25
2.1.4 “Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres	25
2.2 ANTECEDENTES REGIONALES.....	26
2.2.1 “Análisis biomecánico de las fuerzas de agarre de la mano mediante un dispositivo que simula las lesiones de amputaciones de falanges.....	26
2.2.2 “Diseño y construcción de una prótesis transtibial de bajo costo con movilidad de los planos sagital y frontal.....	27
2.2.3 “Dispositivo para cuantificar la fuerza y coordinación viso-motora en terapias de rehabilitación de mano y dedos	27
2.3 ANTECEDENTES INTERNACIONALES	28
2.3.1 “Robótica y prótesis inteligentes	28
2.3.2 “Diseño de un socket de miembro superior con suspensión ajustable”	29

2.3.3 “Implementación de un sistema de actuadores para una prótesis de antebrazo a partir de señales mioeléctricas”	29
2.4 REFERENTES TEÓRICOS	30
2.4.1 Prótesis	30
2.4.2 Tipos de prótesis.....	30
2.4.3 Partes de una prótesis de miembro superior	32
2.4.4 Componentes protésicos para amputación transcarpal	33
2.4.5 Prescripción de las Prótesis	33
2.4.6 Mano mecánica.....	34
2.4.7 Mano	34
2.4.8 Anatomía de la	35
2.4.9 Función de agarre de la mano	35
2.4.10 Anatomía del antebrazo	37
2.4.11 Planos anatómicos del cuerpo	39
2.4.12 Amputaciones	42
2.4.13 Biomecánica del Ciclismo	42
3. DISEÑO METODOLÓGICO.....	44
3.1 TIPO DE DESARROLLO	44
3.2 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO.....	44
3.2.1 Espacio.	44
3.2.2 Movilidad.....	45
3.2.3 Carga aplicada.....	46
4. PROCESO DE DISEÑO BASADO EN SISTEMAS	47
4.1 PRE-FASE A.....	48
4.1.1 Requerimientos del usuario.	49
4.1.2 Ponderación de resultados para selección de la solución.....	51
4.2 FASE A	52
4.2.1 Descripción funcional	53

4.2.2 Planteamiento de alternativas.....	58
4.2.2.1 Alternativas del mecanismo prensil primera ronda	59
4.2.2.2. Evaluación de las Alternativas	60
4.2.2.3 Alternativas del mecanismo prensil segunda ronda	61
4.2.2.4. Alternativas del apriete acople y liberación	63
4.2.3 Despliegue de la función de calidad.....	65
4.3 FASE B	66
4.3.1 Diseño en detalle	67
4.3.1.1 Materiales para la fabricación.	67
4.3.1.2 Funcionalidad del mecanismo de apriete.....	68
4.3.1.4 Dimensionamiento de los elementos de la prótesis	71
4.3.2 Construcción.	82
4.3.3 Costo de materiales	98
4.3.4 Costo de manufactura.....	98
4.3.5 Costo total.....	99
4.4 FASE C	100
4.4.1 Optimización y segunda prueba funciona	101
4.4.2 Test de satisfacción para al paciente.....	102
4.4.3 Pruebas.....	103
4.4.4 Peso detallado del prototipo funcional de prótesis	105
5. RECOMENDACIONES	107
6. CONCLUSIONES	109
BIBLIOGRAFÍA	110
ANEXOS	112

LISTA DE FIGURAS.

	pág.
Figura 1. Ciclista con amputación a nivel de la muñeca	21
Figura 2. Partes de una prótesis	32
Figura 3. Agarres de fuerza	36
Figura 4. Agarres de precisión	37
Figura 5. Planos anatómicos del cuerpo	40
Figura 6. Tipo de movimiento que realiza una parte del cuerpo en el espacio	41
Figura 7. Niveles de amputación en miembro superior	42
Figura 8. Muñón.....	45
Figura 9. Movimientos de pronación y supinación	46
Figura 10. Fases de diseño de la nasa	47
Figura 11. NASA ESMD Capstone Process.....	48
Figura 12. Pre-fase A.....	49
Figura 13. Fase A	53
Figura 14. Pinza cerrada.....	54
Figura 15. Pinza Abierta.....	54
Figura 16. Posiciones básicas de competencia	56
Figura 17. Fuerzas ejercidas en los principales ejes	57
Figura 18. Fase B	66
Figura 19. Limitadoras de barra de acción.....	68
Figura 20. Ajuste máximo	69
Figura 21. Apertura mínima	69
Figura 22. Barra de acción.....	70
Figura 23. Diagrama de cuerpo libre del pasador	71
Figura 24. Propiedades de diferentes aceros al carbono.....	72
Figura 25. Aplastamiento en placa.....	74

Figura 26. Aplastamiento en barra de acción.....	75
Figura 27. Propiedades de lámina HR	75
Figura 28. Diagrama de flujo resumen del proceso de fabricación	83
Figura 29. Puntos sensibles del muñón	84
Figura 30. Moldeado en yeso.....	84
Figura 31. Modelo en yeso.....	85
Figura 32. Negativo del molde en yeso para moldear.....	86
Figura 33. Modelo cubierto en media velada	86
Figura 34. Modelo cubierto en lámina de polietileno.....	87
Figura 35. Socket en polietileno.....	88
Figura 36. Modelo para la laminación.....	89
Figura 37. Modelo cubierto en pva.....	89
Figura 38. Modelo envuelto en fibra de carbono.....	90
Figura 39. Aplicación de la resina al modelo.....	91
Figura 40. Molde fraguando	91
Figura 41. Molde final en fibra de carbono.....	92
Figura 42. Piezas para impresión 3D.....	92
Figura 43. Piezas impresas 3D	93
Figura 44. Prototipo 3D.....	93
Figura 45. Piezas en lámina de espesor 3mm	94
Figura 46. Piezas en lámina de espesor 4mm	94
Figura 47. Pieza en lámina de espesor 1mm.....	95
Figura 48. Corte en plasma CNC.....	95
Figura 49. Modelo en 3D.....	96
Figura 50. Primera prueba funcional.....	97
Figura 51. Fase C	101
Figura 52. Segunda prueba funcional	102
Figura 53. Ciclista probando la prótesis.....	105
Figura 54. Peso del socket.....	105
Figura 55. Peso de la interfaz en fibra de carbono	106

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Características a mejorar	50
Tabla 2. Importancia de las características.....	50
Tabla 3. Tabla de ponderados	51
Tabla 4. Clave para entender los ponderados	51
Tabla 5. Ponderado de los requerimientos más importantes	52
Tabla 6. Fuerzas máximas ejercidas por el atleta.....	57
Tabla 7. Resumen de las alternativas de mecanismo prensil primera ronda	60
Tabla 8. PUGH EVALUATION primera ronda del mecanismo	61
Tabla 9. Resumen de alternativas del mecanismo segunda ronda.....	62
Tabla 10. PUNGH EVALUATION segunda ronda del mecanismo.....	63
Tabla 11. Resumen alternativas de cuña.....	64
Tabla 12. PUGH EVALUATION del sistema de cuñas	65
Tabla 13. Tabla de probabilidad de supervivencia.....	78
Tabla 14. Costo de materiales	98
Tabla 15. Costo de manufactura.....	99
Tabla 16. Costo total de la prótesis.....	100
Tabla 17. Clave para entender la calificación del test	103
Tabla 18. Test de satisfacción	103
Tabla 19. Resultado de las pruebas	104
Tabla 20. Peso detallado de cada elemento	106

LISTA DE GRAFICAS

	pág.
Grafica 1. Factor de superficie Ca	77
Grafica 2. Barra con agujero transversal sometida a tensión o compresión	79
Grafica 3. Sensibilidad a la muesca para aceros y aluminio	80

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
ANEXO A. ALTERNATIVAS	112
ANEXOS B. DESPLIEGUE DE LA FUNCIÓN DE CALIDAD (QFD)	118
ANEXO C. RESULTADO DE CÁLCULOS EN EL SOFTWARE .EES	119
ANEXO D. CATÁLOGOS DE LAS PRÓTESIS MENCIONADAS EN LA QFD	120
ANEXO E. PLANOS	122

LISTA DE ANEXOS AUDIOVISUALES

Anexo A. Antecedentes

Anexo B. Condición del deportista y el primer moldeado en yeso

Anexo C. Elaboración primer socket en polietileno y primera prueba funcional

Anexo D. Elaboración interfaz en fibra de carbono

Anexo E. Segunda prueba funcional del socket y pruebas finales

Anexo F. Programa de cálculos en el software .EES

RESUMEN

TITULO: DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE PROTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR PARA UN CICLISTA DE PISTA*

AUTORES: SILVA SUPELANO PEDRO DANIEL

BAUTISTA CORZO EDISON**

PALABRAS CLAVE: PROTESIS, BIOMECANICA, MANO, CICLISMO DE PISTA, SOCKET

DESCRIPCION:

El presente proyecto de investigación se realizó con el fin de diseñar y construir un prototipo de prótesis funcional para amputación transcarpal de la extremidad derecha en un ciclista de pista de la ciudad de Bucaramanga. El objetivo principal de la prótesis es brindar la función de la mano de apretar y soltar con la mayor naturalidad posible para poder mejorar los tiempos del ciclista en competencia. Para el proceso de diseño fue usada la metodología “NASA ESMD capstone Design”, Para el prototipo de prótesis se implementó un mecanismo de barras normalmente abierto, el cual cierra por presión y abre con la rotación del antebrazo, esto con el fin de dar al ciclista seguridad y naturalidad a la hora del desempeño competitivo, reduciendo los tiempos de entrenamiento para adaptarse al mecanismo. Se buscó implementar alternativas de fabricación sencilla y económica tales como la impresión 3D y el corte en plasma CNC, las cuales brindan la precisión dimensional requerida para el prototipo funcional.

Teniendo en cuenta las necesidades del paciente observadas en labores de campo e identificadas por el mismo, se obtuvieron los factores de diseño principales, tales como comodidad, precisión dimensional y un peso proporcional. Luego de fabricar la prótesis en su totalidad se procede a hacer el análisis en pista midiendo tiempos con la prótesis para posteriormente hacer el comparativo sin prótesis.

*Proyecto de grado

**Facultad: físico-mecánicas. Escuela: Ingeniería Mecánica. Director: Diego F. Villegas

ABSTRACT

TITULO: DESIGN AND CONSTRUCTION OF A FUNCTIONAL PROTOTYPE OF AN UPPER LIMB PROSTHESIS TO BE USED FOR TRACK CYCLIST

AUTHORS: SILVA SUPELANO PEDRO DANIEL

BAUTISTA CORZO EDISON**

KEYWORDS: PROSTHESIS, BIOMECHANICS, HAND, TRACK CYCLING, SOCKET

DESCRIPTION:

The present research project was carried out in order to design and build a functional prototype prosthesis for a transcarpal amputation of the right extremity in a track cyclist from the Bucaramanga city. The main objective of the prosthesis is to provide the function of the hand to press and release the most naturally possible in order to improve the track times in competition for the cyclist. The design process was based on the methodology "NASA ESMD capstone Design"; an open 4-bar mechanism was designed to grasp the handlebar when the cyclist press it to it, and it will open with forearm rotation. This mechanism will give to the cyclist safety and naturalness in the competitive performance, reducing training times. It seeks to implement simple and inexpensive manufacturing alternatives such as 3D printing and CNC plasma cutting, which provides the dimensional accuracy required for the functional prototype.

Taking into account the patient's needs observed in field work and identified by him, the main design factors were obtained, such as comfort, dimensional and light precision. After manufacture the whole prosthesis, a measurement of track times with the prosthesis to later make the comparison in the different critical stages of the career without prosthesis.

*Degree Project

**Faculty: Physics-mechanics. Career: mechanical engineering. Director: Diego F. Villegas

INTRODUCCIÓN

Las limitaciones físicas hoy en día no son impedimento para que las personas que las padecen puedan desempeñar algún deporte de forma competitiva. Cada día la ciencia avanza en nuevas tecnologías que hacen posible replicar la naturaleza del cuerpo humano en sus distintas funciones permitiendo que las limitaciones queden solo en la mente.

El fin de este proyecto en términos sociales es apoyar el talento de la región generando o haciendo transferencia tecnológica al servicio de una comunidad minoritaria, que muchas veces no tiene acceso a una prótesis deportiva que se adapte a necesidades particulares. En términos tecnológicos se buscó hacer una relación sinérgica entre funcionalidad, confort y seguridad, las cuales son las necesidades del paciente que se combinaron con los conocimientos adquiridos a lo largo de la carrera ingeniería mecánica para darle solución al problema.

Se usó el método de diseño “NASA ESMD capstone design proces” el cual es una serie de pasos lógicos secuenciales que permiten alcanzar los objetivos teniendo en cuenta las limitaciones para su desarrollo. El uso de tecnologías como scanner e impresión 3d fueron aliados a la hora de hacer prototipos para la comprobación de la funcionalidad de los elementos diseñados y sus dimensiones.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

Según el informe mundial sobre la discapacidad, realizado por la organización mundial de la salud y el banco mundial más de mil millones de personas viven en todo el mundo con alguna forma de discapacidad; de ellas, casi 200 millones experimentan dificultades considerables en su funcionamiento. En los años futuros, la discapacidad será un motivo de preocupación aún mayor, pues su prevalencia está aumentando¹. “La OMS estima que alrededor del 15% de la población mundial son personas con discapacidad y que tal proporción está en aumento”².

El número de personas discapacitadas en Colombia según el censo realizado por el DANE³ en 2005, de una población de 41'242.948 el 6.4% (2'632.255) tiene lo menos una limitación, de los cuales el 14.7 % (387.598) tienen limitación para usar los brazos y manos. Aunque estos datos no son exactos se puede ver la magnitud del problema. Para el 2015 el 6.3%(3'051.217) personas de la población colombiana tiene al menos alguna discapacidad, presentándose una prevalencia en las discapacidades, sin tener datos exactos de las personas con limitación para usar brazos y manos.

En Colombia los elevados costos y el difícil acceso a la materia prima impiden desarrollar prótesis que cumplan los requerimientos, en este caso, deportivos. Además, en Santander es difícil encontrar elementos protésicos que le ayuden al

1 ORGANIZACIÓN MUDIAL DE LA SALUD. Informe mundial sobre discapacidad. Malta, orientación, 2011. p.5

2 MINISTERIO DE SALUD Y PROTECCIÓN SOCIAL. Sala situacional de personas con discapacidad. [en línea].2015. (Recuperado en 30 de mayo de 2017.) <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/PS/Sala-situacional-discapacidad-Nacional-agosto-2015.pdf>

3 Ibid., p.6.

deportista discapacitado a tener un desempeño óptimo en las competencias, pues los de bajo coste tienen especificaciones cosméticas más no de funcionalidad, al tiempo, poseen falencias en cuanto a ergonomía, ya que son elementos estandarizados y no están hechos a la medida del practicante

Figura 1. Ciclista con amputación a nivel de la muñeca



Fuente: <https://www.instagram.com/p/2zUNBLKmm5/>

Para este proyecto se construirá una prótesis del miembro superior (a nivel de la muñeca) para un deportista bumangués que le permita la práctica de ciclismo de pista, facilitando posiciones básicas como lo son el arranque (salida) y persecución y poder mejorar sus tiempos de competencia, ya que en trabajo de observación se

concluyó que estos son los factores críticos a mejorar durante el desempeño en la prueba 4000 m.

1.2 JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA

El deporte colombiano ha sido y es actualmente una de las mayores muestras de nuestra cultura deportiva hacia el exterior. El ciclismo en gran parte de sus modalidades ha sido protagonista a través de los años y le ha dado al país las mayores glorias en los torneos y competiciones más importantes alrededor del mundo, lo que hace que el interés por este deporte en el país incremente la cultura de la actividad física, llegando a toda la comunidad sin discriminar sexo, raza, edad o condición social. Es de esperarse por supuesto que las personas con algún tipo de discapacidad se motiven por la práctica del ciclismo, poder brindarles una solución para que desempeñen su actividad física y transformar la cultura de una sociedad que busca ser más incluyente y pluralista.

Desde el campo de la Ingeniería Mecánica se quiere aportar conocimiento a problemáticas sociales poco atendidas. En la región no hay presencia de empresas o personas que puedan solventar tareas básicas de las personas discapacitadas; más aún, para la práctica deportiva, y las que lo hacen, lo hacen de manera empírica sin los conocimientos adecuados. Entonces, se hace imperativo generar un producto competitivo, no solo en calidad, sino también en precio, puesto que elementos deportivos de este tipo suelen ser inalcanzables económicamente para el público practicante.

Se presenta a su vez una oportunidad de negocio y de generación de empleo, puesto que la mayoría de los casos de prótesis, por no decir que su totalidad, son importadas desde países con un mayor desarrollo tecnológico, quitando la posibilidad de explotar el potencial intelectual para producir nuestro propio portafolio

de servicios de ingeniería al servicio de la comunidad; el cual, debería ser la esencia del conocimiento científico desarrollado en la Universidad Industrial de Santander.

1.3 OBJETIVOS DEL TRABAJO DE GRADO

1.3.1 Objetivo General

Diseñar y construir un prototipo funcional de prótesis de miembro superior para la práctica del ciclismo a nivel competitivo, aportando así a la misión de la Universidad Industrial de Santander a través de la transferencia tecnológica e investigación, generando impacto social y deportivo.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Diseñar una prótesis para extremidad superior derecha en un atleta con amputación a nivel de muñeca.
- Construir un prototipo funcional de la prótesis de mano, de tal manera que cumpla la función de apoyo y seguridad necesaria para mejorar el arranque del ciclista.
- Verificar la funcionalidad del prototipo mediante pruebas reales por parte del deportista comparando el tiempo de arranque de la prueba con y sin prótesis.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 ANTECEDENTES NACIONALES

2.1.1 “Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano”⁴ En este estudio se tocan importantes tópicos que ayudan a la comprensión y construcción de prótesis de mano, los temas que abordan son: categorías de sistemas de prótesis artificiales, investigaciones y desarrollos recientes en materia de prótesis de mano, prototipos de prótesis de mano desarrolladas en Colombia, modelos empleados en el diseño de prótesis de mano y el empleo de materiales inteligentes en las prótesis.

Puntualmente en los desarrollos realizados en Colombia se habla de: síntesis de un mecanismo espacial para mano antropomórfica bidigital, cuyo objetivo principal fue diseñar un prototipo óptimo de pinza bidigital que minimice el espacio requerido, con un mínimo grado de libertad para el agarre; diseño y construcción de un prototipo de pinza y rotador para prótesis mioeléctrica, que tiene como objetivo fundamental rediseñar y construir un prototipo de pinza tridigital para prótesis mioeléctrica de mano que adicionalmente incluya la función de rotación buscando también la mejora en la prensión palmar y reducir el peso; por último, Prótesis de mano para personas amputadas de mano y muñeca. En este proyecto el objetivo consistió en diseñar y fabricar un prototipo de prótesis de mano para personas amputadas de mano y muñeca, y a su vez evaluar qué tipo de señales, mioeléctrica o por voz, este prototipo posee 10 grados de libertad.

⁴ LOAIZA, Jair; ARZOLA, Nelson. Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano: prototipos de prótesis de mano desarrolladas en Colombia. [Base de datos en línea]. Agosto 16 de 2011. Revista UNAL. (Recuperado en 5 junio 2017). Disponible en <https://revistas.unal.edu.co/index.php/dyna/article/view/19354/48745>

2.1.2 “Modelado y Diseño de un Brazo Robot Antropométrico”⁵ Este artículo presenta el modelado, diseño y control de un brazo robot antropométrico, que permita comprobar movimientos básicos humanos, integrando diversas herramientas software. El mecanismo total posee 15 GDL (grados de libertad) independientes, que proporcionan las funcionalidades básicas del brazo humano para posicionar y orientar objetos en un espacio de trabajo tridimensional. El modelo matemático del brazo robot fue obtenido por medio del software SYMORO y el diseño mecánico en el software CAD Solid Edge, al igual que los valores de los parámetros dinámicos del robot.

En la actualidad es más común encontrar estudios dinámicos de la pierna que del brazo humano, debido a la gran complejidad de este. Este estudio nos ayuda a encontrar las características dinámicas del brazo, como lo son: la precisión, la cantidad de fuerza, y la velocidad adecuada, etc. Para encontrar estas características se debe estudiar la anatomía del brazo humano, encontrando los ejes, planos y ángulos en que se mueve, definiendo los grados de libertad y la forma de las cadenas cinemáticas que lo conforman.

2.1.4 “Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres”⁶ Este trabajo muestra cómo se realizó el diseño mecánico de una mano, efectuándose un estudio del tipo de materiales, sensores, actuadores, número de juntas, peso, dimensiones y funcionalidades, y realizando la construcción de un prototipo de prótesis activa robótica, que sea funcional, de bajo costo y de fácil adaptabilidad.

El objetivo central de este trabajo es diseñar y construir un prototipo de prótesis robótica de mano que pueda realizar agarres prensiles a partir de órdenes efectuadas desde un sistema de mando. Así como Realizar el diseño mecánico de

⁵ MUÑOZ, M; CASAMANCHIN, J. Modelado y Diseño de un Brazo Robot Antropométrico. [en línea]. Universidad del Cauca (Recuperado en 31 de mayo de 2017). Disponible en <http://www.unicauca.edu.co/ai/publicaciones/Casamachin2009.pdf>

⁶ QUINAYÁS BURGOS, Cesar Augusto. Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres [en línea]. Universidad del Cauca. 2010. (Recuperado en 31 de mayo de 2017.) Disponible en <http://www.unicauca.edu.co/deic/Documentos/Tesis%20Quinay%E1s.pdf>

la prótesis robótica en un software de diseño asistido por computador CAD (Solid Edge), teniendo en cuenta las medidas antropométricas promedio de una mano humana, la funcionalidad, los costos, mantenimiento, modularidad y flexibilidad.

Al terminar de analizar el anterior proyecto expuesto, se deduce que dará gran aporte a nuestro trabajo, debido a la similitud nos ubica en un marco referencial estable y propone ciertos dimensionamientos a tener en cuenta, como material (ligero y larga vida útil) y tamaño (cuestiones de estética).

2.2 ANTECEDENTES REGIONALES

2.2.1 “Análisis biomecánico de las fuerzas de agarre de la mano mediante un dispositivo que simula las lesiones de amputaciones de falanges”⁷ Objetivo general: Diseñar y construir un dispositivo de medición de fuerzas desarrolladas por la mano durante el agarre de un objeto y como se ve afectado el porcentaje de fuerza total por pérdidas de las falanges.

Esto aplicado al proyecto en estudio: “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE PROTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR PARA UN CICLISTA DE PISTA”, servirá para para ayuda de selección de materiales debido a que se pueden adaptar los estudios propuestos en esta tesis para hallar las fuerzas en la mano en el agarre de objeto cilíndrico (manubrio) en una condición de fuerza máxima.

Los alcances de este proyecto fueron obtener el dispositivo que permite medir fuerzas de la mano bajo diferentes condiciones de amputación lo cual podría ser

⁷ ESCOBAR QUINTERO, Jorge Hernán; QUIROS GOMEZ, Ricardo Andrés. Análisis biomecánico de las fuerzas de agarre de la mano mediante un dispositivo que simula las lesiones de amputaciones de falanges. [en línea]. Bucaramanga: Universidad industrial de Santander. 2014. (Recuperado 28 de mayo del 2017.) disponible en: <http://tangara.uis.edu.co/biblioweb/tesis/2014/155698.pdf>

aplicable en el caso del amputado de la mano, para tener un punto objetivo al cual llegar mediante las fuerzas de su otra mano.

2.2.2 “Diseño y construcción de una prótesis transtibial de bajo costo con movilidad de los planos sagital y frontal”⁸ Objetivo general: Diseñar y construir una prótesis transtibial de bajo costo con movilidad en los planos sagital y frontal, contribuyendo de esta manera con el compromiso misional de la Universidad Industrial de Santander enfocado en la investigación el desarrollo y la transferencia de nuevas tecnologías para dar respuesta a las necesidades de la sociedad.

Es una gran guía en cuanto a pasos a seguir para este tipo de investigaciones, ayuda al lector a entender el proceso de investigación de la nasa y da una visión sobre procesos de creación de prótesis para deportistas amputados. En este proyecto se logra obtener una prótesis competitiva en cuestión de costos que adicionalmente supera las limitaciones de una anterior que poseía el paciente, por ejemplo, con la nueva prótesis el deportista puede realizar sentadilla profunda sin ningún problema.

2.2.3 “Dispositivo para cuantificar la fuerza y coordinación viso-motora en terapias de rehabilitación de mano y dedos.”⁹ Objetivo general: Diseñar una interfaz física que mediante un dispositivo permita la cuantificación de fuerza y coordinación viso-motora aplicado a la terapia de movimiento en manos y dedos.

Es de conocimiento general que luego de la etapa de prótesis viene una etapa de entrenamiento con ella para aprender a utilizarla como una parte del cuerpo y este documento aporta nociones sobre la rehabilitación del deportista y deja como inquietud poder utilizar este dispositivo.

⁸ NAVAS TORRES, Oscar Miguel; ROMERO PADILLA, Walter José. Diseño y construcción de una prótesis transtibial de bajo costo con movilidad en los planos sagital y frontal. [en línea]. Bucaramanga: Universidad industrial de Santander. 2016. (Recuperado 27 de mayo del 2017.) Disponible en: <http://tangara.uis.edu.co/biblioweb/tesis/2016/165489.pdf>

⁹ AMAYA RUIZ, Andrea Nathalia. Dispositivo para cuantificar la fuerza y coordinación viso-motora en terapias de rehabilitación de mano y dedos. [en línea]. Bucaramanga: Universidad industrial de Santander. 2016. (Recuperado 4 de junio de 2017.) Disponible en <http://tangara.uis.edu.co/biblioweb/tesis/2016/164754.pdf>

2.3 ANTECEDENTES INTERNACIONALES

2.3.1 “Robótica y prótesis inteligentes”¹⁰ El objetivo que contempla el proyecto es diseñar prótesis inteligentes que ayuden a mejorar la calidad de vida de las personas sin tener esta parte de la extremidad, teniendo una fomentación en un estado del arte extenso divergiendo la historia de la prótesis en las manos y sus indicios.

Con la ayuda de este documento nos da un amplio expediente histórico y científico sobre el diseño de las prótesis y sus diferentes moldes adaptados a cada una de las necesidades de la vida humana, desde los tiempos antiguos se buscó la forma de generar un robot o prototipo de hombre “Biónico” que lograra acaparar las necesidades donde se establecen trabajos pesados. Cabe denotar que dentro de todas las herramientas de investigación presentes en el archivo están claves puntuales sobre la investigación realizada al tener encuentra los patrones sensoriales, fuerzas y dimensionamientos en las diferentes prótesis, el manejo de fuerzas y demás.

¹⁰ RIOS MURILLO, Patricia; FLORES LUNA, Itzel; JUAREZ MENDOZA, Ana. Robótica y prótesis inteligentes. [Base de datos en línea]. 18 de Enero de 2004. Revista Digital universitaria UNAM. (Recuperado en 4 de Junio de 2017.) Disponible en http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf

2.3.2 “Diseño de un socket de miembro superior con suspensión ajustable”¹¹

Esta tesis de grado da una amplia visión sobre el diseño de socket, debido a que presenta una nueva alternativa basada en un mallado el cual permite que la prótesis sea ajustable a cambios de cargas y cambios dimensionales, además de brindar alta ventilación evitando enfermedades de la piel.

Se presenta el diseño del socket en tres partes las cuales son: el mallado que es el que le va dar a la prótesis las propiedades de suspensión y adaptabilidad a diferentes personas, una pasta protectora del mallado y una interfaz que conectara el mallado y la pasta protectora.

2.3.3 “Implementación de un sistema de actuadores para una prótesis de antebrazo a partir de señales mioeléctricas”¹²

El objetivo principal: diseño de un sistema modular que permita adquirir señales electromiográficas y procesarlas para controlar los actuadores eléctricos.

Mediante el diseño del dispositivo se buscó la forma de generar bajo costos en la fabricación y cumplir con las necesidades básicas que se buscan al implementar un sistema de servo-control, cabe destacar que este diseño se hizo fundamentados en personas con amputaciones en las extremidades y al momento de ponerlo en práctica cumplir con funciones básicas.

Los resultados fueron exitosos, se logró cumplir con el objetivo y funcionalidad hasta donde se dio la capacidad.

¹¹ DIAZ LAVANA, Iván Nieto. Diseño y construcción de un socket de miembro superior con suspensión ajustable. [en línea]. México: Universidad nacional autónoma de México. 2008. (Recuperado en 6 de junio de 2017.) Disponible en: <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/handle/132.248.52.100/331/browse?type=author&value=Nieto+D%C3%ADaz+Lavana%2C+Iv%C3%A1n>

¹² ALVAREZ DELGADO, Julio Edwin. Implementación de un sistema de control de actuadores para una prótesis de antebrazo a partir de señales electromiográficas. [en línea]. Ecuador: Universidad del Azuay. 2014. (Recuperado en 7 de junio de 2017.) Disponible en <dspace.uazuay.edu.ec/bitstream/datos/4246/1/10805.pdf>

2.4 REFERENTES TEÓRICOS

2.4.1 Prótesis¹³ Una prótesis es una reparación artificial a un órgano o una porción de él, que se encuentra ausente en el cuerpo del paciente debido a diversas causas como lo son accidentes, enfermedades o condiciones presentes desde el nacimiento; el objetivo de una prótesis es que cumpla una función similar a la que desarrollaba o debería desarrollar aquello que está ausente. Gracias al descubrimiento de nuevos materiales cada vez más resistentes, livianos y simples de manipular es que la fabricación de prótesis se ha hecho mucho más eficiente en cuanto a cualidades ergonómicas a un bajo precio.

En Colombia, esta situación afecta más que todo a las personas de estratos bajos quienes no pueden alcanzar las tecnologías avanzadas, debido al gran costo de adquisición, por lo que se busca que los diseños de estas prótesis sean lo más económicas posibles, sin olvidar que se cumplan las necesidades fundamentales como la comodidad, funcionalidad y durabilidad. Aunque es complejo lograr que la prótesis diseñada cumpla dichos aspectos, es de gran importancia conocer las necesidades básicas de cada uno de los pacientes para lograr satisfacerlas de la manera más óptima.

2.4.2 Tipos de prótesis¹⁴

Existen dos grandes clasificaciones de prótesis para miembro superior, las pasivas y las funcionales, dentro del grupo de las pasivas se encuentran las de tipo cosmético cuya función simplemente es la de dar la apariencia de un miembro real en el paciente. Las prótesis funcionales se subdividen según su fuente de energía:

¹³ PÉREZ PORTO, Julián; GARDEY, Ana. Definición de prótesis. [en línea]. 2015. (Recuperado 6 de junio de 2017.) Disponible en <https://definicion.de/protesis/>

¹⁴ GONZÁLEZ BARÓN, Manuel. Tratado de medicina paliativa y tratamiento de soporte del paciente con cáncer. Editorial médica: Parana America, 2007.p.89 (rehabilitación física del enfermo neoplásico). ISBN 84-983-131-6

- **Energía Corpórea**

Se conocen como prótesis de tracción o cinemáticas y pueden ser de acción directa o indirecta, estas utilizan los movimientos de músculos y articulaciones adyacentes al miembro amputado para activar los mecanismos dispuestos a cumplir la función requerida.

- **Energía Extracorpórea**

Estas se pueden subdividir a su vez en prótesis eléctricas con mando mioeléctrico o electrónico y prótesis neumáticas, en las primeras la fuente de energía son acumuladores recargables que proveen el voltaje y la corriente necesaria para el funcionamiento de los elementos de acción eléctrica casi siempre micro motores, en las segundas la fuente de energía la constituye un acumulador con gas (CO₂), que empuja un embolo.

Algunos ejemplos de los diferentes tipos de prótesis son:

- Prótesis auditiva, o audífono
- Prótesis cardíaca
- Prótesis dental
- Prótesis faciales
- Prótesis genitales
- Prótesis mamaria
- Prótesis maxilofaciales
- Prótesis oculares
- Prótesis ortopédicas o de las extremidades

2.4.3 Partes de una prótesis de miembro superior¹⁵

- Elementos de suspensión: específicamente para amputaciones del bazo en general hasta el nivel del hombro se utilizan mecanismos de suspensión como un arnés que simplemente va a ser el apoyo o sostén de la prótesis como tal.
- Encaje: presente en todas las prótesis, es lo que se conoce como socket y es el mecanismo de adaptación entre el muñón y el dispositivo terminal o mecanismo prensil
- Articulación: según el nivel de amputación se necesitan conexiones que hagan de articulación para permitir movimientos propios del miembro
- Elementos de control: cables bowden o sistema eléctrico o mioeléctrico
- Unidad: es el dispositivo que reemplaza la mano y se distinguen garfios, distintos tipos de mecanismo prensil, o manos mioeléctricas.

Figura 2. Partes de una prótesis



Fuente: <http://www.arcesw.com/pms1.htm>

¹⁵ ARCE, Carlos. Prótesis de miembros superiores. [en línea]. 2005. (Recuperado 12 diciembre 2017.) Disponible en: <http://www.arcesw.com/pms1.htm>

2.4.4 Componentes protésicos para amputación transcarpal¹⁶ Por ser una amputación que presenta un buen agarre con el miembro amputado, sus partes se reducen a:

- Socket: “El socket es la porción de la prótesis que se acomoda alrededor del muñón a la cual están conectados los demás componentes. El socket es una de las partes más importantes de la prótesis, sirve para alojar el muñón y desempeña funciones de apoyo, acoplamiento, control, coordinación e interacción entre el paciente y el miembro artificial.” Citar fuente:
- Dispositivo terminal: es la parte de la prótesis que hace contacto con el exterior y permite desarrollar actividades laborales, recreativas y de comunicación del entorno cotidiano.
- Interfase: pieza cuya función es entrelazar y hacer juego entre el socket y dispositivo terminal

2.4.5 Prescripción de las Prótesis¹⁷ Es necesario evaluar la condición del paciente con el fin de escoger una solución protésica adecuada para los diversos niveles de amputación o deformación del aparato musculo esquelético, esta selección no siempre es fácil, ya que pueden surgir diversos criterios a tener en cuenta, para caracterizar las exigencias y necesidades del paciente para obtener una solución particular se enuncian los siguientes factores:

- Estado psíquico y motivación del paciente
- Condiciones del muñón
- Tipo y nivel de amputación
- Mano o bilateralidad del déficit
- Edad del paciente
- Ambiente en el cual vive el paciente

¹⁶ DIAZ LAVANA. Op. Cit..., p. 10.

¹⁷ VILLADOT PERICE, Ramón; COHI RIAMBAU, Oriol; CLAVELL PALOMA, Salvador. Ortesis y prótesis del aparato locomotor: Extremidad superior. Barcelona: Masson S.A, 1985. p. 189

- Eventual desarrollo de las actividades laborales o recreativas

2.4.6 Mano mecánica¹⁸ “Las manos mecánicas son dispositivos que se utilizan con la función de apertura o cierre voluntario por medio de un arnés el cual se sujeta alrededor de los hombros, parte del pecho y parte del brazo controlado por el usuario. Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio del arnés para su apertura o cierre, y el cierre o apertura se efectúa solo con la relajación del músculo respectivamente gracias a un resorte. Estos elementos se recubren con un guante para dar una apariencia más estética, sin embargo, se limita al agarre de objetos relativamente grandes y redondos ya que el guante estorba al querer sujetar objetos pequeños.”

2.4.7 Mano. “Es el principal órgano para la manipulación física del medio. La punta de los dedos contiene algunas de las zonas con más terminaciones nerviosas del cuerpo humano; son la principal fuente de información táctil sobre el entorno, por eso el sentido del tacto se asocia inmediatamente con las manos. Como en los otros órganos pares (ojos, oídos, piernas), cada mano, está controlada por el hemisferio del lado contrario del cuerpo. Siempre hay una dominante sobre la otra, la cual se encargará de actividades como la escritura manual, de esta forma, el individuo podrá ser zurdo, si la predominancia es de la mano izquierda (siniestra) o diestro si es de la derecha (diestra).

La mano humana está unida al antebrazo por una unión llamada muñeca (cuyos huesos forman el carpo) y consiste en una palma central (cuyos huesos forman el metacarpo) de la que surgen cinco dedos (también denominados falanges).

¹⁸ Definición de Mano mecánica. [Base de datos en línea]. (recuperado 12 de diciembre de 2017.) Disponible en <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-2.htm>

Además, la mano está compuesta de varios, músculos y ligamentos diferentes que permiten una gran cantidad de movimientos y destreza.”¹⁹

2.4.8 Anatomía de la mano “Cada mano posee 27 huesos, 8 en el carpo, 5 metacarpianos y un total de 14 falanges. En conjunto forman un canal de concavidad anterior por el que se deslizan los tendones de los músculos flexores de los dedos.

Los 8 huesos del carpo se organizan en dos filas o hileras, una superior y otra inferior. De radial a cubital la fila superior compuesto por los huesos escafoides (escafoideum), semilunar (lunatum), piramidal (triquetum) y pisiforme. La fila inferior la forman el trapecio (trapezium), trapecoide (trapezoideum), hueso grande (capitatum) y hueso ganchoso (amatum).”²⁰

2.4.9 Función de agarre de la mano La compleja organización anatómica de la mano converge en la precisión. “la función prensil de la mano depende de la integridad de la cadena cinética de huesos y articulaciones extendidas desde la muñeca hasta las falanges distales. La interrupción en los sistemas de arcos transversales y longitudinales resulta en inestabilidad, deformidad y pérdida de la función.”²¹

Los siguientes factores hacen que la función prensil o de agarre de la mano sea eficiente:

- La eficacia de la primera articulación carpometacarpiana y, en menor impacto, de la cuarta y quinta metacarpiana.

¹⁹ Las partes del cuerpo humano. [en línea]. (Recuperado 5 de junio de 2017.) Disponible en <https://sites.google.com/site/laspartesdelcuerpohumano/la-mano>

²⁰ REDES HUMANAS S.A. Las Manos. [en línea]. (Recuperado de junio de 2017.) Disponible en <http://redeshumanas.com/wp-content/uploads/2013/03/Boletin-MAYO-2014.pdf>

²¹ ARIAS LOPEZ, Luz Amparo. Biomecánica y patrones funcionales de la mano. [en línea]. Bogotá D.C: Universidad nacional de Colombia. 2012. (Recuperado 3 de enero de 2018.) Disponible en: <http://www.bdigital.unal.edu.co/32030/1/31373-113677-1-PB.pdf>

- La rigidez relativa de la segunda y tercera articulaciones carpometacarpianas.
- La estabilidad de los arcos longitudinales del pulgar de los otros dedos.
- El sinergismo y el antagonismo equilibrado entre los músculos extrínsecos e intrínsecos de la mano.
- Las precisas relaciones entre la longitud, movilidad y posición de cada hilera de dedos

Napier (1956), clasificó los patrones funcionales en: agarres de fuerza y agarres de precisión.

- **Los agarres de fuerza** los dedos se encuentran flexionados en las tres articulaciones, “el objeto se encuentra entre los dedos y la palma, el pulgar se aduce y queda posicionado sobre la cara palmar del objeto, hay una ligera desviación cubital y se realiza una ligera dorsiflexión para aumentar la tensión de los tendones flexores.”²²

Figura 3. Agarres de fuerza



FUENTE: <http://www.bdigital.unal.edu.co/32030/1/31373-113677-1-PB.pdf>

²² Ibid., p. 22

- **Los agarres de precisión** “son aquellos utilizados para la manipulación de pequeños objetos entre el pulgar y las caras flexoras de los dedos, la muñeca se posiciona en dorsiflexión, los dedos permanecen semiflexionados y el pulgar se aduce y se opone. Los agarres de precisión se clasifican de acuerdo a las partes de las falanges utilizadas para soportar el objeto que se está manipulando, así: pinza terminal, pinza palmar, pinza lateral o de llave, pinza de pulpejo o cubital.”²³

Figura 4. Agarres de precisión



FUENTE: <http://www.bdigital.unal.edu.co/32030/1/31373-113677-1-PB.pdf>

2.4.10 Anatomía del antebrazo²⁴ En anatomía, se llama antebrazo a la parte del extremo superior o miembro superior que se extiende entre el codo y el carpio (o la muñeca).

El antebrazo está formado por el hueso codo (o cúbito) y radio, conectados por una membrana interósea. Además de articularse con el codo, el antebrazo tiene dos propios movimientos, la pronación y supinación y por lo tanto, tiene músculos específicos para estos movimientos, además de acomodar los músculos flexores y

²³ *Ibíd.*, p. 22

²⁴ BENEDETTI PARADA, Vincenzo. Anatomía del miembro superior. [en línea]. Recopilado en el archivo médico estudiantil. Chile: Universidad de la Frontera. 2009. (Recuperado el 5 de enero de 2018.) Disponible en <https://es.scribd.com/document/176475825/ANATOMIA-Miembro-Superior-pdf>

extensores de los dedos. El movimiento del codo se lleva a cabo por el músculo braquiorradial.

Músculos del antebrazo

Músculos de la cara anterior: son músculos flexores.

- Flexor común profundo de los dedos: va desde la cara anterior del cúbito hasta la base de las falanges distales, dividiéndose en tendones para todos los dedos excepto para el pulgar. Producen la flexión de los dedos (articulaciones interfalángicas distales).
- Flexor largo del pulgar: se sitúa al lado del anterior y va desde la cara anterior del radio hasta el dedo pulgar. Produce la flexión del pulgar.
- Flexor común superficial de los dedos: es superficial a los anteriores y va desde la cara anterior del radio hasta la inserción de sus tendones en todos los dedos excepto el pulgar. Producen la flexión de los dedos.

Superficiales: estos músculos reciben el nombre de músculos epitrocleares por tener su origen en la epitróclea. Participan en la flexión de la muñeca.

- Pronador redondo: va hasta el radio y es el más externo. Junto al pronador cuadrado realizan la flexión y pronación del antebrazo (llevar la palma de la mano hacia arriba).
- Palmar mayor: es el siguiente músculo que va hasta el metacarpo.
- Palmar menor: llega hasta la aponeurosis de la palma de la mano.
- Cubital anterior: es el más interno y llega hasta el carpo y el metacarpo. 45

Músculos de la cara posterior: son músculos extensores.

Profundos: el separador largo, el extensor corto y el extensor largo se originan en el cúbito y llegan hasta el pulgar. El separador actúa en la separación del pulgar de la línea media. Los extensores actúan en la extensión del pulgar.

El extensor índice se origina en el cúbito y llega hasta el índice, actuando en la extensión del mismo. Plano superficial: estos músculos reciben el nombre de músculos epicondíleos por tener su origen en el epicóndilo.

- Cubital posterior: llega hasta el metacarpo pasando por la cara posterior del cúbito.
- Extensor del meñique: es más pequeño y sólo va hasta el dedo meñique.
- Extensor común de los dedos: va hasta la aponeurosis posterior de los dedos dividiéndose en cuatro tendones que van hasta los dedos, exceptuando el 1º. Actúa en la extensión de los dedos.

Músculos de la cara lateral:

- Supinador largo o braquiorradial: es el músculo que forma el relieve lateral del antebrazo. Va desde la cara lateral del húmero hasta la apófisis estiloides del radio. Actúa en la supinación del antebrazo.
- Primer radial y segundo radial: están por detrás del supinador largo y junto con éste forman el relieve posterior del antebrazo. El 2º radial es más profundo que el 1º y van desde el húmero hasta el metacarpo. Los radiales son extensores de la mano.

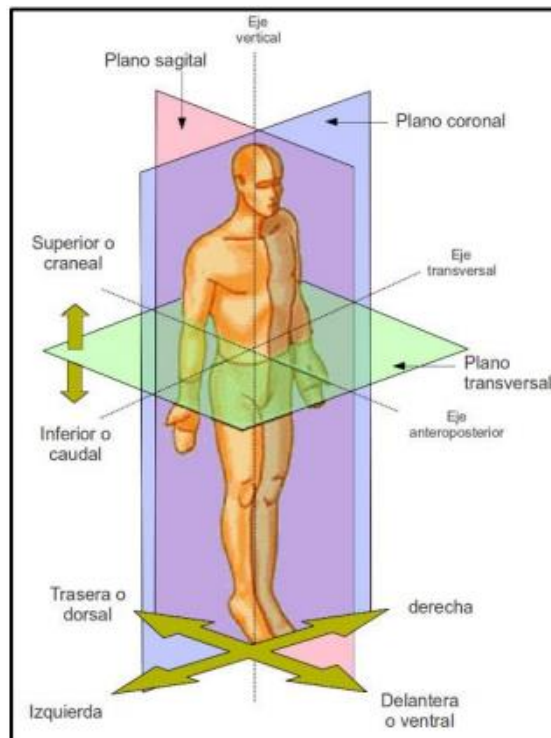
2.4.11 Planos anatómicos del cuerpo²⁵ En la Figura 5, se puede denotar los llamados “planos anatómicos del cuerpo humano”, comprendidos en las posiciones anatómicas estándar, e inmersos en ejes cartesianos, dividiéndose al ser humanos en tres ejes fundamentales.

- Eje vertical denominado “cráneo- caudal” que va desde la cabeza hasta los pies
- Eje transversal denominado “latero-lateral” que va de lado a lado.

²⁵ CHOURIO, Pedro. Planos del cuerpo humano. [en línea] (Recuperado el 7 de julio de 2017.) Disponible en <https://pedrochourio.jimdo.com/biomec%C3%A1nica/planos-del-cuerpo/>

- Eje anteroposterior denominado “ventro-dorsal” que va de adelante hacia atrás.

Figura 5. Planos anatómicos del cuerpo



Fuente: <http://anatolandia.blogspot.com>

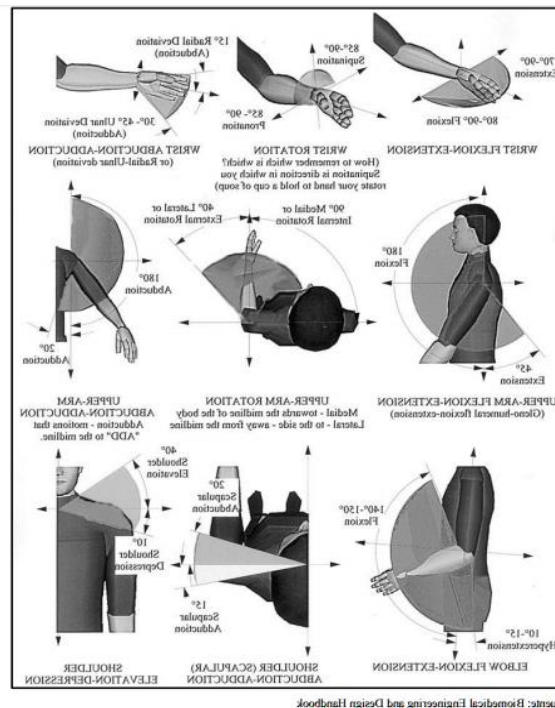
De la misma manera que los ejes, existe también tres planos imaginarios que atraviesan el cuerpo humano.

- El plano sagital medio, es un plano vertical que atraviesa longitudinalmente el cuerpo y lo divide en dos mitades, izquierda y derecha.
- El plano frontal o coronal. Es cualquier plano vertical perpendicular al plano sagital medio y permite dividir el cuerpo en dos mitades, anterior y posterior.
- Plano transversal, horizontal o axial, es perpendicular al eje longitudinal sirve para dividir el cuerpo en dos zonas, superior e inferior.

Como se muestra en la (Figura 3). De igual manera se dividen en tres clases:

- Deslizamientos, es cuando dos superficies articuladas pasan sobre otra sin girar ni describir ningún ángulo.
- Movimientos angulares, a su vez se dividen en abducción, aducción, extensión y flexión.
- Movimiento de rotación, es cuando un miembro rota sobre su eje

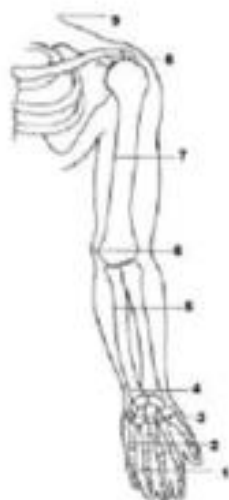
Figura 6. Tipo de movimiento que realiza una parte del cuerpo en el espacio



Fuente: <http://anatolandia.blogspot.com>

2.4.12 Amputaciones²⁶ Una amputación es una condición adquirida mediante lesiones o accidentes cuyo resultado es la pérdida de una extremidad. Las condiciones congénitas se producen cuando él bebe nace sin una extremidad o sin parte de ella.

Figura 7. Niveles de amputación en miembro superior



1. Transfalangeal
2. Transmetacarpal
3. Transcarpal
4. Desarticulación de la muñeca
5. Amputación transradial (debajo del codo)
6. Desarticulación de codo
7. Amputación transhumeral (encima del codo)
8. Desarticulación de hombro
9. Amputación de clavícula

Fuente: DIAZ LAVANA, Iván Nieto. Diseño y construcción de un socket de miembro superior con suspensión ajustable

2.4.13 Biomecánica del Ciclismo²⁷ La parte a tratar sobre la biomecánica del ciclismo para el caso de estudio con el fin de cumplir los objetivos, tiene que ver con las fuerzas propulsivas ejercidas por el deportista sobre la maquina (Bicicleta) para desplazarse, se tienen en cuenta las fuerzas ejercidas sobre el sillín, el manillar y especialmente los pedales. Sin embargo como las fuerzas sobre los pedales son mucho más significativas que las otras, hay más información para estudiar la

²⁶ DIAZ LAVANA. Op. Cit., p. 5

²⁷ GUTIERREZ, M. Biomecánica y ciclismo. Revista Motricidad.

relación entre la fuerza ejercida sobre el pedal con respecto a la eficacia para el desplazamiento.

Según Soden y Adeyefa (1979): “La fuerza de empuje sobre el manillar supone un 29% y las de tracción un 71%, cuando se realiza una salida máxima y un 43% de fuerza de empuje cuando se realiza una escalada, mientras que en llano las fuerzas de empuje superan a las de tracción en un 61% del total y que la fuerza total desarrollada sobre el manillar, durante un ascenso importante, es el doble que la desarrollada durante el llano.”

Se ha determinado también que la fuerza aplicada contra el pedal depende de la técnica y habilidad particular de cada ciclista, está comprendida entre los 100° y 105° del ciclo de pedaleo.

La posición adoptada por el ciclista sobre la maquina influye mucho sobre la intensidad de la fuerza.

Según Soden y Adeyefa (1979): “sentado sobre el sillín, la fuerza efectiva es de 0.8 el peso corporal (PW) a 90 rpm de cadencia y 434 W de potencia, mientras que cuando la potencia se incrementa, la fuerza se aproxima al peso corporal y, cuando se pedalea de pie, ascendiendo una pendiente, la fuerza puede llegar a 3.1 PW.”

Ósea que tiene repercusiones importantes el hecho de que el deportista pueda realizar una salida de pie, con el fin de mejorar sus tiempos.

3. DISEÑO METODOLÓGICO

3.1 TIPO DE DESARROLLO

Este proyecto inicialmente consta de una fase de recopilación de información acerca de lo existente en el mercado relacionado con prótesis deportivas en condiciones similares del usuario tratado en este trabajo. La importancia de esta etapa radica en que se tiene un marco de referencia para buscar falencias para obtener mejoras que ayuden a solucionar el problema de manera óptima.

3.2 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

Por requerimientos de diseño se entienden aquellas variables que de una u otra forma influirán dentro del alcance que tendrá el proyecto y su correcto desarrollo y se describen a continuación

3.2.1 Espacio. En el momento de comenzar la etapa de diseño este será uno de los factores más importantes debido a que el paciente presenta una condición de amputación transcarpal en miembro derecho (ver figura 8). Su aplicación es montar en bicicleta, la cual limita el espacio a trabajar el mecanismo ya que los apoyos de cada brazo están muy parejos entre sí, por lo anterior se cuenta con un espacio para trabajar el mecanismo entre 1 y 2 cm.

Figura 8. Muñón

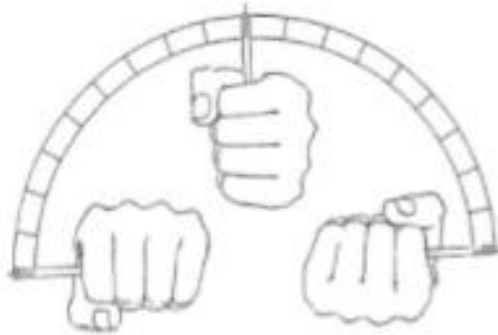


Fuente: Autores

3.2.2 Movilidad Es necesario que la prótesis permita un movimiento del brazo solidario con ciertas piezas del mecanismo, para esto es menester que el antebrazo tenga una rotación, un movimiento relativo entre el mecanismo y el socket (Pronación y supinación). Para verificar la posibilidad de movilidad de la prótesis se muestra la siguiente figura

Figura 9. Movimientos de pronación y supinación

C)Supinación: Mediada por la articulación radiocubital. Su rango es de 90°
D)Pronación: Mediada por la articulación radiocubital. Su rango es de 90°



Fuente: *Ángulos y arcos de movimiento UNAM. Diapositiva 7*

3.2.3 Carga aplicada. Los tipos de carga que se tendrán en cuenta son las generadas a tensión y compresión, las cuales son las más representativas sobre el manillar de la bicicleta, de este factor depende la resistencia de las piezas constitutivas del mecanismo para poder asegurar su funcionalidad en situaciones críticas de competencia, adicionalmente hacer cálculos de cortante, aplastamiento y fatiga sobre los pasadores, eslabones y demás piezas críticas.

4. PROCESO DE DISEÑO BASADO EN SISTEMAS

Para elaboración del proyecto se seguirán las etapas de desarrollo de diseños de la NASA, esta metodología es conocida como “NASA ESMD Capstone Design Process”.

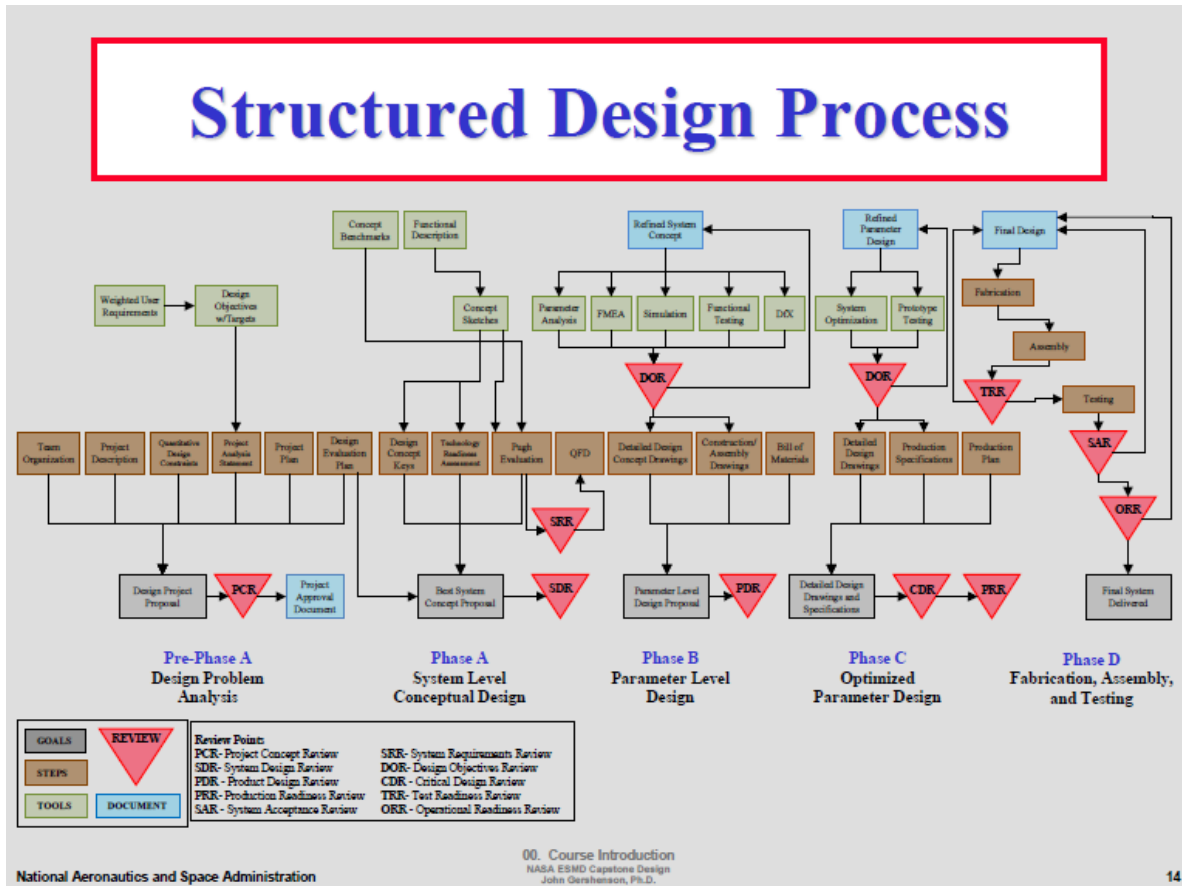
Esta metodología consta de 5 fases consecutivas que sugieren un proceso de desarrollo gradual, que empieza en el análisis del problema de diseño y culmina con la terminación del proyecto a cabalidad, refiriéndose esto a la fabricación, ensamble y pruebas del mismo.

Figura 10. Fases de diseño de la nasa

NASA	Capstone Design	Lumsdaine
Pre-Phase A		
Concept Studies	Design Problem Analysis	Design Problem Analysis
Phase A		
Concept and Technology Development	System Level Conceptual Design	Conceptual (System) Level Design
Phase B		
Preliminary Design and Technology Completion	Parameter Level Design	Parameter Level Design
Phase C		
Final Design and Fabrication	Optimized Parameter Design	Optimized Parameter Design
Phase D		
Assembly, Integration, and Test Launch	Fabrication, Assembly, and Testing	-

Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, PhD.

Figura 11. NASA ESMD Capstone Process

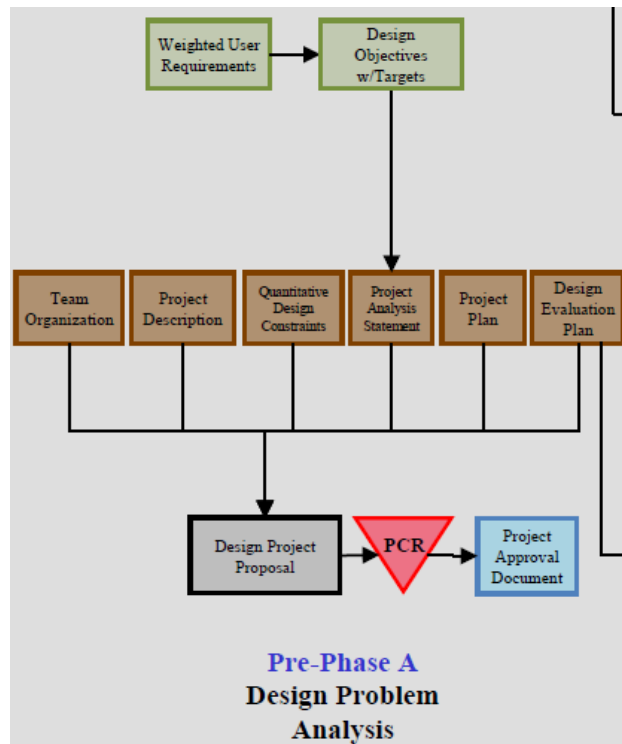


Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, PhD.

4.1 PRE-FASE A

La metodología inicia con la pre-fase A, En esta etapa se hace el análisis para el problema, los pasos a seguir en esta son: organización de los equipos de trabajo, descripción del proyecto, limitaciones del proyecto, como se hará la planificación y su posterior evaluación. Al final de esta etapa se generan los documentos de aprobación del proyecto.

Figura 12. Pre-fase A



Fuente: Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, PhD.

4.1.1 Requerimientos del usuario. Del trabajo de observación de las dificultades del ciclista para desarrollar su disciplina deportiva y en comunicación directa con el mismo, se obtiene una lista con características a mejorar, dándole en conjunto una ponderación de la más importante a la menos importante de la siguiente manera.

Tabla 1. Características a mejorar

Confiabilidad	10
Maniobrabilidad	9
Comodidad	8
Peso (Liviana)	7
Larga vida útil	6
Dimensiones Proporcionales	5
Económica	4
Estética	3
Diseño Innovador	2
Ajustable	1

Fuente: Autores

Tabla 2. Importancia de las características

Escala de Importancia	
Nada importante	1-2
Poco Importante	3-4
Indiferente o Regular	5-6
Importante	7-8
Muy Importante	9-10

Fuente: Autores

A partir de estas características se hizo la tabla de requerimientos ponderados, como se muestra a continuación:

Tabla 3. Tabla de ponderados

		Biomecanica del deporte	CAD y CAM	Ergonomia	Costos inferiores a los comerciales	Presicion dimensional	Materiales Adecuados	Total
Confiabilidad	10	90 ●	30 ○	30 ○	0 □	10 ▲	90 ●	250
Maniobrabilidad	9	81 ●	27 ○	81 ●	0 □	27 ○	9 □	225
Comodidad	8	72 ●	24 ○	72 ●	0 □	24 ○	24 ○	216
Peso (Liviana)	7	7 ▲	7 ▲	7 ▲	7 ▲	21 ○	63 ●	112
Larga vida util	6	18 ○	54 ●	6 ▲	0 □	18 ○	18 ○	114
Dimensiones Proporcionales	5	15 ○	45 ●	45 ●	5 ▲	45 ●	5 □	160
Economica	4	0 □	4 ▲	4 ▲	36 ●	12 ○	36 ●	92
Estetica	3	0 □	3 ▲	9 ○	9 ○	27 ●	9 ○	57
Diseño Innovador	2	6 ○	18 ●	2 ▲	6 ○	2 ▲	6 ○	40
Ajustable	1	3 ○	1 ▲	3 ○	0 □	3 ○	1 ▲	11
Total		292	213	259	63	189	261	

Fuente: Autores

Tabla 4. Clave para entender los ponderados

Escala de Relaciones	Símbolo	Valor
Fuerte	●	9
Media	○	3
Débil	▲	1
Ninguna	□	0

Fuente: Autores

4.1.2 Ponderación de resultados para selección de la solución. Una vez diligenciada la tabla de ponderación, se escogen los aspectos más importantes que tiene en cuenta el cliente, con el objetivo de definir cuál alternativa tendrá más concordancia con estos.

A continuación, mostramos la tabla con los aspectos más importantes a tener en cuenta para el diseño, en orden descendente del más importante al menos importante.

Tabla 5. Ponderado de los requerimientos más importantes

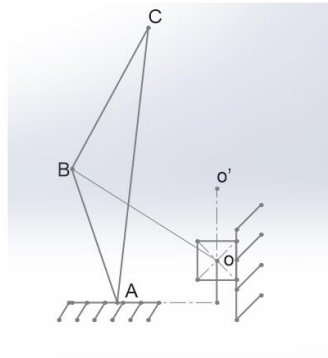
		Porcentaje
Confiabilidad	250	0,2937
Maniobrabilidad	225	0,2644
Comodidad	216	0,2538
Dimensiones Proporcionales	160	0,188
Total	851	0,9999

Fuente: Autores

4.2 FASE A

El objetivo de esta etapa es escoger la mejor propuesta de diseño para desarrollar el sistema. Los pasos a seguir en esta fase son: Conceptos de diseño que sean determinantes, establecer el nivel tecnológico que se va a usar, realizar una evaluación PUGH y hacer un QFD (Quality Function Deployment) despliegue de la función de calidad. También se realizan los conceptos básicos del diseño y una descripción funcional de ellos.

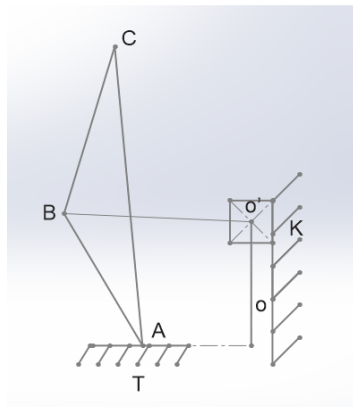
Figura 14. Pinza cerrada



Fuente: Autores

Posición mecanismo abierto: a continuación se presenta un diagrama de barras en el cual se ilustra la posición abierta de la pinza a través de la corredera

Figura 15. Pinza Abierta



Fuente: Autores

- Elemento ABC Balancín (Eslabón binario)
- Elemento BO Biela (Eslabón binario)
- Elemento K, corredera
- Elemento T, Bancada

- Distancias [mm]
- Segmento AB=23.53
- Segmento BC=26.76
- Segmento CA=46.05
- Distancia del punto A sujeto a la bancada hasta cada uno de los puntos de la carrera O y O' respectivamente
- Distancia $AO_i = 16.62$
- Distancia $AO_j = 7$
- Distancia $AO'_i = 16.62$
- Distancia $AO'_j = 19$
- Longitud de carrera LC = 12

- **Posiciones básicas de competencia en el ciclismo de pista²⁸**

Posición básica

Mirada al frente y brazos con los codos hacia afuera. Hombros libres tensión, pelvis haciendo presión en el sillín. Las rodillas deben estar a 1 cm del tubo horizontal. En cada acción de pedaleo los talones, según la prueba, deben estar levantados en la fase de presión. Las muñecas deben estar levemente giradas hacia afuera.

Posición de velocidad

Posición de velocidad en las pruebas: 200 m, velocidad, kilómetro, velocidad por equipos y keirin, el ciclista debe ajustar el sillín alto, se debe mantener un ángulo en

²⁸ COLDEPORTES. Federación colombiana de ciclismo. Ciclismo de pista. (Recuperado 10 de junio del 2017.) [en línea] disponible en: <https://es.slideshare.net/escuelavirtualdedeportes/ciclismo-de-pista>

la rodilla de 175 grados; la punta de los pies hacia abajo. Los brazos hacia fuera, con el troco inclinado hacia delante y la cabeza ligeramente caída.

Persecución: equipos e individual. El sillín debe estar a mediana altura, con las rodillas en un ángulo de 170 a 172 grados. Los brazos deben estar en un ángulo de 87 a 90 grados. El retroceso ligeramente adelantado con la cabeza horizontal. El pedaleo debe combinar pistón en salida y redondo en ritmo.

Figura 16. Posiciones básicas de competencia



Fuente: <https://es.slideshare.net/escuelavirtualdedeportes/ciclismo-de-pista>

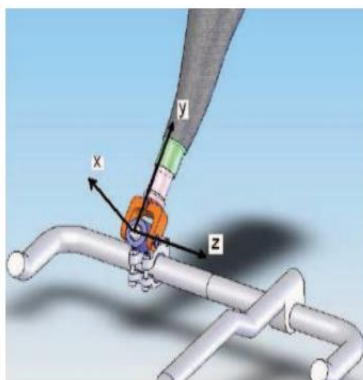
- **Cargas generadas por un ciclista en competencia²⁹**

En cuestión de la biomecánica de extremidad superior para ciclismo se han hecho diversos estudios específicamente para la realización de prótesis mecánicas que cumplan con dichos requerimientos en situaciones críticas.

Se simplifica el estudio a las fuerzas generadas en los ejes X, Y, Z como se ilustra en la siguiente figura:

²⁹ LOUIS-PHILIPPE RIEL. Design and development of a new right arm prosthetic kit for a racing cyclist (recuperado el 10 de junio de 2017.) [en línea]. Disponible en: <http://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1080/03093640903045198>

Figura 17. Fuerzas ejercidas en los principales ejes



Fuente: <http://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1080/03093640903045198>

Estas fuerzas son la base en la construcción del proyecto, porque a partir de ellas se eligen materiales, se optimiza el diseño y costos.

Tabla 6. Fuerzas máximas ejercidas por el atleta

Axis	Forces (N)	Direction (+/-)
Y	841	+
Y	420	-
X	152	+ and -
Z	112	+ and -

Fuente: <http://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1080/03093640903045198>

- **Categoría del usuario según la UCI³⁰**

Según el reglamento UCI del deporte ciclista existen diferentes divisiones de competencia en el paraciclismo las cuales se clasifican según el nivel de discapacidad, siendo consecuente se identifica nuestro deportista dentro de la categoría de ciclismo clase C5 la cual alberga corredores con afectaciones mínimas neurológicas o de amputaciones.

La uci define como discapacidad mínima: “amputación de todos los dedos y el pulgar o amputación de más de medio pie (parte delantera del pie). En el caso de amputación única AE. BE o de dismelia de una única extremidad superior, la discapacidad mínima se cumple si faltan todos los dedos y el pulgar de una mano a la altura de la articulación del MCP u otras afectaciones que sean equivalentes, sin un agarre funcional. Como prueba de la pérdida del agarre funcional, el corredor afectado no podrá manejar los cambios de marchas en el manillar, ni las manetas del freno con la extremidad afectada o discapacitada.”

4.2.2 Planteamiento de alternativas. A continuación, se presentan los bosquejos y descripciones con una mirada general de las posibles alternativas que otorgaran una idea preliminar para empezar a desarrollar la prótesis.

³⁰ UCI, REGLAMENTO DEL DEPORTE CICLISTA. (versión 01.01.17) Titulo XVI- Paraciclismo. P.1-14

4.2.2.1 Alternativas del mecanismo prensil primera ronda

Alternativa A. Mallado en fibra de carbono ajustable a cambios dimensionales y de cargas, presenta una buena alternativa ante una aplicación deportiva debido a que el mallado le permite gran ventilación, lleva un socket protector intercambiable en polietileno sobre el cual el cual lleva una interfaz en fibra de carbono ajustable por correas. El mecanismo prensil es basado en los ganchos de escalar debido a la ergonomía que representa para el deportista el ajuste de este con el manubrio en diferentes agarres. El uso de la fibra de carbono en los elementos deportivos tiene un historial positivo de rendimiento por sus buenas características de resistencia mecánica, rigidez y ligereza.

Dentro de la estructura hay espacio suficiente para que el atleta ponga en su muñón una media de neopreno u otro material acolchado que le genere comodidad.

Alternativa B. Socket en fibra de carbono, moldeado a mano, sujetado por broches razor, elemento prensil por acción del movimiento de muñeca, mano en teflón y pasador en aluminio.

Los broches razor son elementos de seguridad muy utilizados en deportes para ajustar diferentes tipos de accesorios desde zapatillas de ciclismo hasta botas de esquí, son versátiles, fácilmente intercambiables, económicos y no necesitan mantenimiento.

Alternativa C. Esta alternativa contiene un socket hecho en nylon que a su vez en su parte baja presenta una superficie imantada la cual hara acople con otro elemento llamado interfaz en fibra de carbono, este mecanismo facilitara al deportista la desarticulación de la prótesis en casos extremos de caídas. El gancho esta hecho en aluminio.

4.2.2.2. Evaluación de las Alternativas

El paso siguiente luego de vislumbrar las posibilidades y teniendo el resultado de la matriz de calidad, consiste en escoger la alternativa que más se acerque a los requerimientos del cliente y a las consideraciones del diseñador con el PUGH EVALUATION.

La tabla 7 se resumen las características de las alternativas y se evalúa su importancia de la siguiente manera, se coloca un (+) para indicar que el criterio cumple las expectativas en totalidad, se coloca un (-) si el criterio no cumple y se coloca (s) si es aceptable.

Tabla 7. Resumen de las alternativas de mecanismo prensil primera ronda

Alternativas	Descripción
Pinza basada en ganchos de escalar con socket en fibra de carbono	El mecanismo prensil es basado en los ganchos de escalar debido a la ergonomía que representa para el deportista el ajuste de este con el manubrio en diferentes agarres. El manubrio entra por presión y con el empuje del mismo manubrio sobre la parte inferior del gancho este se abre.
Mecanismo prensil por rotación	El elemento prensil se activa por acción del movimiento de muñeca, de manera que va girando hasta apretar el manubrio con una pasta que hace las veces de mano en teflón y el pasador está fabricado en aluminio.
Mecanismo de ajuste por ganchos retractiles	Esta opción cuenta con dos ganchos retractiles unidireccionales y opuestos entre ellos lo que permite que el manillar se ajuste y se libere por medio de la presión que este mismo ejerce.

Fuente: Autores

Tabla 8. PUGH EVALUATION primera ronda del mecanismo

Criterio	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C
Simplicidad de mecanismo de agarre	+	s	-
Materiales comerciales	s	s	+
Bajos costos de construccion	+	+	-
Tiempo rapido de construccion	+	+	s
Biomimesis de la mano	+	+	+
Facil Mantenimiento	+	s	s
Facil operación por el usuario	+	s	s
Puntos positivos	6	3	2
Puntos negativos	0	0	2

Fuente: Autores

Por tanto, se obtiene el resultado en el que la alternativa **A** es la idónea para cumplir con los objetivos pactados entre cliente y diseñador, tiene el mecanismo más sencillo de las 3 alternativas y tendrá un tiempo de entrenamiento menor por parte del deportista con respecto a las otras.

4.2.2.3 Alternativas del mecanismo prensil segunda ronda

El socket coincidió en las alternativas anteriores, llevara un socket en polietileno y una interfaz en fibra de carbono construida por métodos.

A partir de los resultados obtenidos anteriormente se plantea una nueva alternativa.

Alternativa D. Pinza normalmente abierta con desplazamiento de dedos por rotación, actuada mecánicamente por el usuario con un movimiento producido por la presión del manillar sobre la barras articuladas, estas pinzas van unidas a un bastidor fijo integrado al socket; el mecanismo de apriete en las cuñas coincide con la posición cerrada de las pinzas y con la presión del manillar, el desajuste se hace con la rotación del muñón el cual es solidario a la cuña secundaria.

La tabla 9 resume los aspectos importantes del concepto D, para posteriormente en la tabla 10 hacer el pugh evaluativo entre esta opción y la ganadora de la primera ronda

Tabla 9. Resumen de alternativas del mecanismo segunda ronda

Alternativas	Descripción
<p>Mecanismo de barras normalmente abierto</p>	<p>Pinza normalmente abierta con desplazamiento de dedos por rotación, actuada mecánicamente por el usuario con un movimiento producido por la presión del manillar sobre las barras articuladas, estas pinzas van unidas a un bastidor fijo integrado al socket; el mecanismo de apriete en las cuñas coincide con la posición cerrada de las pinzas y con la presión del manillar, el desajuste se hace con la rotación del muñón el cual es solidario a la cuña secundaria.</p>

Fuente: Autores

Tabla 10. PUNGH EVALUATION segunda ronda del mecanismo

Pugh Evaluation		
Criterio	Alternativa A	Alternativa D
Simplicidad de mecanismo de agarre	+	s
Materiales comerciales	s	s
Bajos costos de construccion	+	+
Tiempo rapido de construccion	+	s
Biomimesis de la mano	s	+
Facil Mantenimiento	+	+
Facil operación por el usuario	-	+
Puntos positivos	4	4
Puntos negativos	1	0

Fuente: Autores

De esta segunda ronda la Alternativa D es la ganadora, aunque sin mucha ventaja en el diseño general si supera a la otra alternativa respecto al sistema de agarre y desajuste ya que esta solo tenía la opción de apretar sin posibilidad de liberar el brazo del usuario.

4.2.2.4. Alternativas del apriete acople y liberación

Se proponen diseños conceptuales para los sistemas de sujeción y acople que dará movimiento a las pinzas.

Sistema de cuña básica Trinquete lineal que consta de dos cabezas triangulares opuestas que permiten el movimiento en la dirección Y, presentando un ajuste anti retorno. Su mecanismo de liberación es mediante el giro de la cuña que va adaptada

al muñón; las cuñas deben tener un espesor que asegure que en condiciones usuales de carrera estas no se van a soltar sino hasta que el usuario lo requiera.

Sistema de cuña retráctil con guía Consta de una lámina retráctil que sobresale del pin que está conectado a la barra articulada y entra en una guía circular con ranura la cual asegura su capacidad anti retorno. El movimiento de retorno se hace mediante el giro del muñón que a su vez ira acoplado a la guía.

Sujeción mediante chocle Basado en el mecanismo zapatilla - pedal de una bicicleta de competencia, esta alternativa se libera mediante la rotación de la muñeca y se ajusta mediante piezas macho – hembra que hacen juego haciendo un acople confiable a la hora de la competición.

La tabla 11 muestra un resumen de las características más importantes de cada opción para el sistema de cuñas, la tabla 12 realiza el pugh evaluativo definitivo para escoger cual es la opción con las características acordes para nuestra aplicación.

Tabla 11. Resumen alternativas de cuña

Alternativas	Descripción
Sistema de cuña básico	Trinquete lineal que consta de dos cabezas triangulares opuestas que permiten el movimiento en la dirección Y, presentando un ajuste anti retorno. Su mecanismo de liberación es mediante el giro de la cuña que va adaptada al muñón
Sistema de cuña retráctil con guía	Consta de una lámina retráctil que sobresale del pin que está conectado a la barra articulada y entra en una guía circular con ranura la cual asegura su capacidad anti retorno. El movimiento de retorno se hace mediante el giro del muñón que a su vez ira acoplado a la guía.
Sujeción mediante chocle	Basado en el mecanismo zapatilla - pedal de una bicicleta de competencia, esta alternativa se libera mediante la rotación de la muñeca y se ajusta mediante piezas macho –

Fuente: Autores

Tabla 12. PUGH EVALUATION del sistema de cuñas

Pugh Evaluation			
Criterio	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C
Mecanismo Simple	+	s	s
Materiales comerciales	s	s	s
Fabricacion rapida	+	-	s
Liberacion controlada y precisa	-	s	+
Seguridad	-	s	+
Resistencia al desgaste	s	s	s
Puntos positivos	2	0	2
Puntos negativos	2	1	0

Fuente: Autores

La alternativa C se presenta como la ganadora básicamente por un factor importante en la aplicación de esta como la seguridad del deportista en carrera permitiendo un agarre y desajuste versátil por medio del mecanismo de chocle.

4.2.3 Despliegue de la función de calidad

Después de hacer la respectiva selección de los dos parámetros más importantes de la prótesis se puede hacer el despliegue de la función de calidad, en el cual se muestra que tan satisfactoria son las especificaciones técnicas de la opción escogida contra las del usuario, adicional a esto se compara con dos elementos protésicos comerciales para el deporte del ciclismo como lo son CRITERIUMPIVOT85 y MTNMASTER

En el techo de la función de calidad o casa de la calidad tendremos las correspondientes correlaciones positiva, negativa o indiferente entre las diferentes especificaciones del diseñador.

De los resultados de la función calidad (QFD) podemos concluir que nuestra prótesis supera en funcionalidad a las dos comerciales ya que tiene la ventaja de simular el movimiento natural de la mano de apretar y soltar, pero pierde con la prótesis CRITERIUM PIVUT 85 y MTNMAWTER en el mismo factor el cual es el peso, en

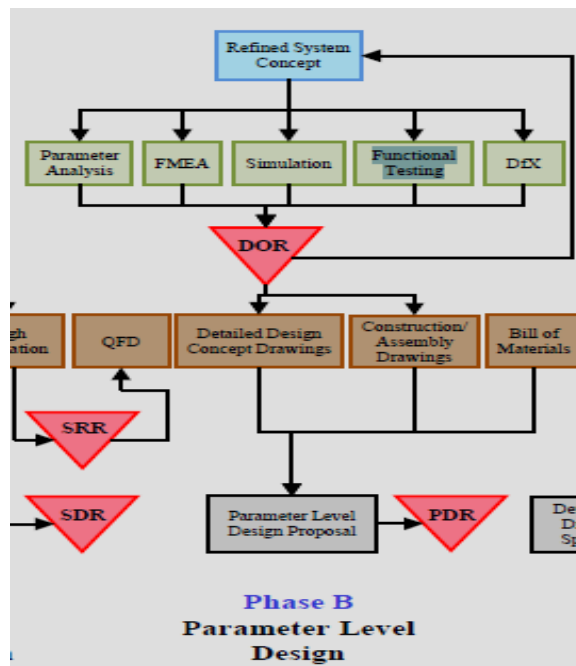
muchos factores como confiabilidad, comodidad y larga vida útil empana con la MTNMASTER.

Nuestra prótesis resulta ser una mejor opción en factores ingenieriles y de innovación, también porque permite al usuario tener control de la apertura de esta por medio de una acción de pronación-supinación del antebrazo mientras las otras se adaptan por precisión y no tienen movimiento, son estáticas.

4.3 FASE B

En esta fase se ponen parámetros al diseño propuesto, sus pasos consisten en: Dibujos de detalle del concepto de diseño, dibujos de construcción de las piezas y su respectivo ensamble, lista de materiales y un presupuesto. En este se analizan los parámetros de diseño, se hacen simulaciones y pruebas funcionales.

Figura 18. Fase B



Fuente: Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, PhD.

4.3.1 Diseño en detalle

4.3.1.1 Materiales para la fabricación.

Los materiales más usados en la manufactura y prototipos de prótesis son:

El aluminio es un metal ligero que aunque tiene una resistencia a la tracción más baja que la del acero, presenta una buena relación peso-resistencia. El aluminio tiene una alta maleabilidad y formabilidad, excelente para ser maquinado, no es tóxico, no es magnético y no produce chispa.

El acero al carbono es un material altamente resistente pero aproximadamente tres veces más pesado que el aluminio, destaca por su bajo costo, y facilidades para trabajarlo.

El titanio es un material con una excelente resistencia a la corrosión, posee una alta relación resistencia-peso. Su resistencia a la tracción es baja pero tiene buen comportamiento a la fluencia, pero representa la mayor inversión respecto de los demás materiales.

Acero inoxidable es un material costoso y pesado, aunque posee excelentes propiedades mecánicas y químicas.

Materiales poliméricos (PLA) el ácido poliláctico es un material relativamente nuevo derivado del ácido láctico y compuesto 100% de productos renovables como el maíz, trigo etc... Son ligeros, estables químicamente y biodegradables pero tienen baja resistencia a la tensión y a trabajar a altas temperaturas, son excelentes para hacer prototipos no funcionales o maquetas.

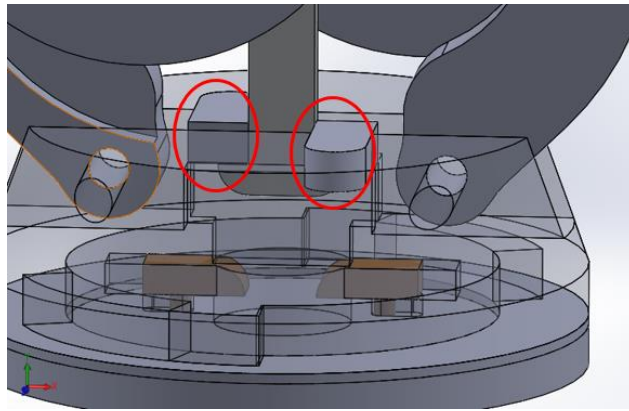
Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) Pertenece a la familia de los termoplásticos, cuenta con buena resistencia mecánica y al impacto. Posee una alta gama de

propiedades lo cual se debe a sus tres componentes, las más destacadas de ellas en ingeniería son: resistencia térmica, dureza, rigidez, resistencia a la fatiga.

4.3.1.2 Funcionalidad del mecanismo de apriete

Se garantiza que el mecanismo logre tener la apertura adecuada para que pueda ingresar el manubrio de la cicla y que apriete lo suficiente para que este no se salga y exponga a riesgo al deportista, esto se logra mediante salientes que limitan el movimientos de la barra de acción como se observa en la siguiente figura.

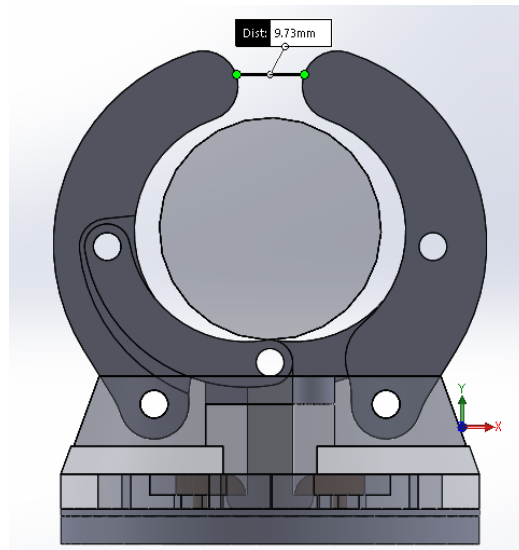
Figura 19. Limitadoras de barra de acción



Fuente: Autores

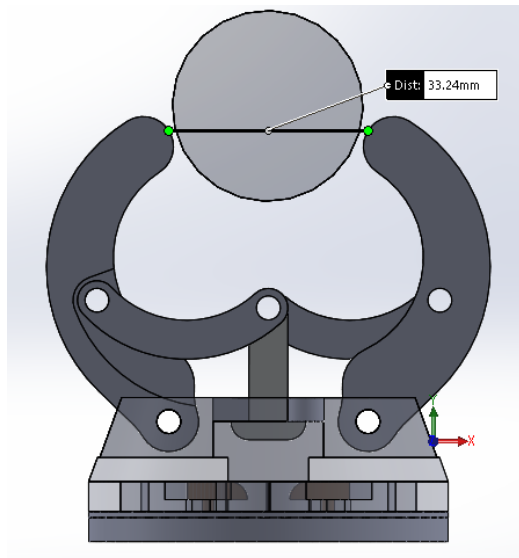
Se trabajara con una de las medidas más comunes en manubrios de ciclas de pista la cual es de 31,8 mm (1,1/4"), por lo cual se debe garantizar que la pinza abra un mínimo de 33 mm y presente un ajuste con una apertura máxima de 10 mm para asegurar que el manubrio no se salga de su posición en competencia, lo anterior se observa en las siguientes figuras:

Figura 20. Ajuste máximo



Fuente: Autores

Figura 21. Apertura mínima



Fuente: Autores

El mecanismo está compuesto por dos pinzas, dos eslabones, una barra de acción, cuñas limitadoras, discos de posicionamiento y una camisa soporte que cubre dichos discos la cual también sirve de pivote para las pinzas, como se observa en la figura 29.

Las pinzas, la camisa y el disco rotatorio se construirán impresión 3D debido a que estas piezas no se consideran críticas por lo tanto para fines de optimización en cuanto a peso y costos se busca una opción ligera y que a su vez, otro factor discriminante para escoger este tipo de fabricación fue que son piezas geométricamente complejas de realizar por métodos de mecanizado.

La pieza críticas como la barra de acción (cuña principal) y las de geometría sencilla como eslabones, arandela de camisa, cuñas, limitadoras se fabricaran en acero estructural A36 estirado en caliente, debido a que nos brindan las propiedades que aseguran su buen funcionamiento, adicional es un material económico y de fácil obtención.

La barra de acción es como se muestra en la figura 30

Figura 22. Barra de acción



Fuente: Autores

4.3.1.4 Dimensionamiento de los elementos de la prótesis

La prótesis, por su aplicación debe contar con una alta resistencia de tal manera que le brinde al usuario la seguridad necesaria al momento de competir. Para el dimensionamiento se harán análisis de resistencia de materiales y de fatiga.

A partir del estudio *Design and development of a new right arm prosthetic kit for a racing cyclist* se plantea la siguiente situación: el ciclista durante toda la competencia está a máximo rendimiento ejercicio fuerzas de tensión y compresión sobre el manubrio como se muestra en la figura 17 y la tabla 6

Fuerza a tensión: 841 N

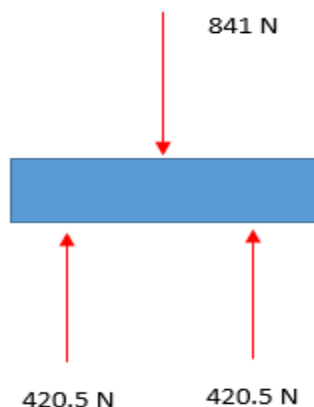
Fuerza a compresión: 420 N

Se identifican dos piezas críticas del mecanismo, la barra de acción y su pasador, a las cuales se le harán análisis por esfuerzo cortante, aplastamiento y fatiga, dependiendo las cargas a las que cada pieza este sometida.

Cálculos por esfuerzo cortante

Este cálculo se le hará al pasador central el cual se asume para efectos de estudio, que tiene la carga crítica.

Figura 23. Diagrama de cuerpo libre del pasador



Fuente: Autores

A partir de la teoría del esfuerzo cortante máximo tenemos que la resistencia al corte es igual a la mitad de la resistencia a la fluencia.

$$\tau = \frac{S_y}{2} \quad (1)$$

El material a trabajar será acero al carbono 1010 estirado en caliente, cuyas propiedades son tomadas de la tabla A-20 de la octava edición del libro diseño en ingeniería mecánica Shigley.

Figura 24. Propiedades de diferentes aceros al carbono

1	2	3	4	5	6	7	8
UNS núm.	SAE y/o AISI núm.	Procesamiento	Resistencia a la tensión, MPa (kpsi)	Resistencia a la fluencia, MPa (kpsi)	Elongación en 2 pulg. %	Reducción en área, %	Dureza Brinell
G10060	1006	HR	300 (43)	170 (24)	30	55	86
		CD	330 (48)	280 (41)	20	45	95
G10100	1010	HR	320 (47)	180 (26)	28	50	95
		CD	370 (53)	300 (44)	20	40	105
G10150	1015	HR	340 (50)	190 (27.5)	28	50	101
		CD	390 (56)	320 (47)	18	40	111
G10180	1018	HR	400 (58)	220 (32)	25	50	116
		CD	440 (64)	370 (54)	15	40	126
G10200	1020	HR	380 (55)	210 (30)	25	50	111
		CD	470 (68)	390 (57)	15	40	131
G10300	1030	HR	470 (68)	260 (37.5)	20	42	137
		CD	520 (76)	440 (64)	12	35	149
G10350	1035	HR	500 (72)	270 (39.5)	18	40	143
		CD	550 (80)	460 (67)	12	35	163
G10400	1040	HR	520 (76)	290 (42)	18	40	149
		CD	590 (85)	490 (71)	12	35	170
G10450	1045	HR	570 (82)	310 (45)	16	40	163
		CD	630 (91)	530 (77)	12	35	179
G10500	1050	HR	620 (90)	340 (49.5)	15	35	179
		CD	690 (100)	580 (84)	10	30	197

Fuente: *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley (Octava edición)...*, p. 1020

Hallando cortante sobre el pin:

$$\tau = \frac{R}{Ac} \quad (2)$$

Donde:

R es la reacción que genera un eslabón sobre el pin

Ac es el área de la sección transversal

τ Es el esfuerzo cortante

Igualando las ecuaciones (1) y (2) obtenemos

$$\frac{S_y}{2} = \frac{R}{\frac{\pi}{4} * (d)^2}$$

$$\frac{180}{2} = \frac{420.5}{\frac{\pi}{4} * (d)^2}$$

$$d = 2.439 \text{ mm}$$

Sin embargo el diámetro se aproxima a un valor de 4mm para mantener un diseño conservativo y que sean medidas comerciales.

Para encontrar el factor de seguridad, a partir de la ecuación (2) hallamos el τ_{perm} con el diámetro aproximado y el τ_{falla} con el diámetro mínimo del pasador.

$$\tau_{perm} = \frac{420.5}{\frac{\pi}{4} * (4)^2} = 33.46 \text{ Mpa}$$

$$\tau_{falla} = \frac{420.5}{\frac{\pi}{4} * (2.439)^2} = 160 \text{ Mpa}$$

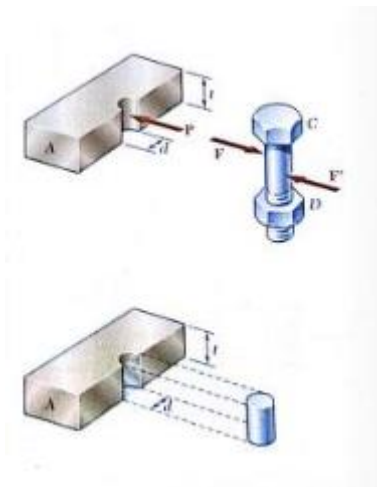
$$F.S = \frac{\tau_{falla}}{\tau_{perm}} = \frac{90}{33.46} = 2.7 \quad (3)$$

El diseño del pasador con un diámetro de 4 mm contara con un factor de seguridad aproximado a 3.

Calculo por aplastamiento

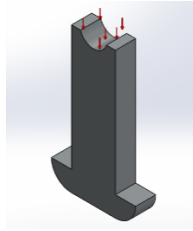
Se le hará aplastamiento a la parte de la cuña en la que va sujetado el pasador medio

Figura 25. Aplastamiento en placa



Fuente: Ferdinan Beer mecánica de materiales (5th edición)..., p. 11

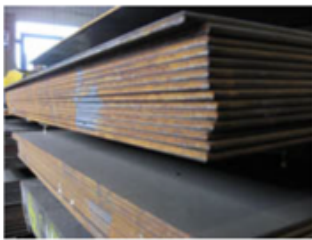
Figura 26. Aplastamiento en barra de acción



Fuente: Autores

La placa se fabricara de acero estructural A36 HR, sus propiedades a la fluencia y tensión son:

Figura 27. Propiedades de lámina HR



PROPIEDADES MECANICAS						
Calidad	Norma	Designación	Fluencia	Resistencia	Elongación	Usos
Comercial	ASTMA 1011	SAE 1006	-	-	-	Ornamentación, tubo no estructural, autopartes
		SAE 1008				
Estructural	ASTMA 36	A36	250 Mpa	400 - 550 Mpa	23%min	Estructuras metálicas, tubos, autopartes
	ASTMA 1011	SS GRADO 50	340 MPa	450 MPa	17%min	Acero de alta resistencia superior al A36
	ASTMA 572	SS GRADO 50	345 MPa	450 MPa	21%min	Acero de alta resistencia superior al A36
	ASTMA 588	TS> 70	345 Mpa	485 Mpa	21%min	Acero de alta resistencia con resistencia a la corrosión, fabricación de puentes.
Alta presión	JIS 3116	SG 30 - SG 295	295 MPa	440 MPa	26%min	Recipientes metálicos para gases licuados o comprimidos
	JIS 1316	SG 33 - SG 295	325 Mpa	490 Mpa	22%min	
	ASTM 283	GRADO C	205 MPa	380-515 Mpa	25%min	Tanques de almacenamiento

Fuente: <https://www.ferreteriagoa.com/Lamina%20HR.pdf>

Se genera un esfuerzo de aplastamiento debido al contacto entre el pasador y el eslabón

$$\sigma_{aplast} = \frac{Fr_1}{t*d_{perno}} \quad (4)$$

Donde:

Fr1 es la fuerza de reacción en la placa

T es el espesor de la placa

dperno es el diámetro del perno

Entonces reemplazando en (4) obtenemos:

$$250 = \frac{420.5}{t * 4}$$

$$t = 0.4205 \text{ mm}$$

Este sería el espesor mínimo para que la lámina no falle por aplastamiento, para tener un diseño conservativo este espesor se aproxima a 3mm.

Cálculos de fatiga en la placa La placa se fabricará en acero estructural A36 estirado en caliente debido a las buenas propiedades que nos brinda para la aplicación en relación con su bajo costo y fácil obtención.

$$s_y = 250 \text{ Mpa}$$

$$s_{ut} = 400 \text{ Mpa}$$

Los cálculos se harán para vida infinita debido a la aplicación y que no se requiere cambio permanente. Para obtener la resistencia a la fatiga la pieza estará sometida a diferentes factores que dependen de su geometría, condiciones de operación y diseño.

La resistencia a la fatiga se halla mediante la ecuación de Marín.

$$S_n = C_a C_b C_c C_d C_e S_n' \quad (5)$$

Donde:

S_n Es el límite a la fatiga

Ca Es el coeficiente de modificación de la condición superficial

Cb Es el coeficiente de tamaño

Cc Es el coeficiente de confianza

Cd Es el coeficiente de temperatura

Ce es el coeficiente de sensibilidad a la entalla

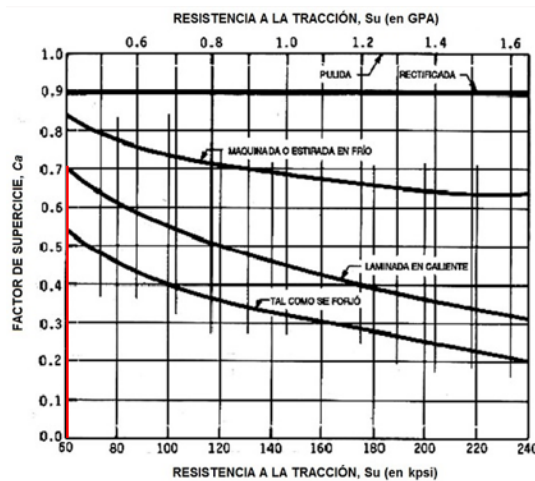
S'_n Es el límite de resistencia a la fatiga teórico:

$$S'_n = 0.5 * S_{ut} = 160 \text{ Mpa} \quad (6)$$

Procedemos a hallar todos los factores:

Para un $S_{ut}=400 \text{ MPa} = 58 \text{ Kpsi}$ y un proceso de fabricación de laminado en caliente:

Grafica 1. Factor de superficie Ca



Fuente: Fuente: R. E. Peterson. Stress Concentration Factors, Wiley, Nueva York, 1974. P.146-23

Obtenemos un $C_a=0.7$ el cual afecta de manera significativa el límite a la fatiga

- $C_b = 1$ Para carga axial con diámetro menor a 10mm

- Para obtener el coeficiente de confianza tenemos:

$$C_c = 1 - 0,08 * D \quad (7)$$

Siendo D el factor de desviación y se encuentra en la siguiente tabla:

Tabla 13. Tabla de probabilidad de supervivencia

Probabilidad de supervivencia (%)	D
85	1,0
90	1,3
95	1,6
99	2,3
99,9	3,1
99,99	3,7

Fuente: R. E. Peterson. Stress Concentration Factors, Wiley, Nueva York, 1974. P.146-235

Entonces reemplazando en 7, obtenemos $C_c=0.92$

- Para hallar el factor de temperatura se tiene:

$$C_d = 1 \quad \text{Por qué se trabaja a una temperatura menor a } 160^\circ\text{F}$$

- Para hallar el Coeficiente de sensibilidad a la muesca tenemos:

$$C_e = \frac{1}{K_f} \quad (8)$$

Donde K_f es el coeficiente de concentración de tensiones a la fatiga y se halla así:

$$K_f = 1 + q * (K_t - 1) \quad (9)$$

Donde: q es la sensibilidad del acero a la muesca

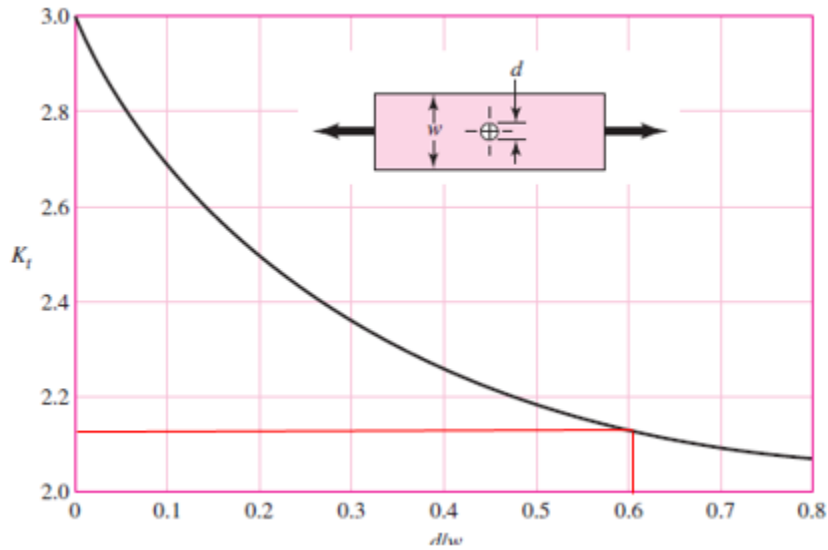
K_t es el coeficiente de tensiones elástico lineal

Para hallar K_t es necesario hacer una relación entre el diámetro del agujero respecto al espesor de la placa.

$$\frac{d}{w} = \frac{4}{6.5} = 0.6153 \quad (10)$$

Con este factor entramos a la gráfica para hacer el corte respectivo de ejes

Grafica 2. Barra con agujero transversal sometida a tensión o compresión



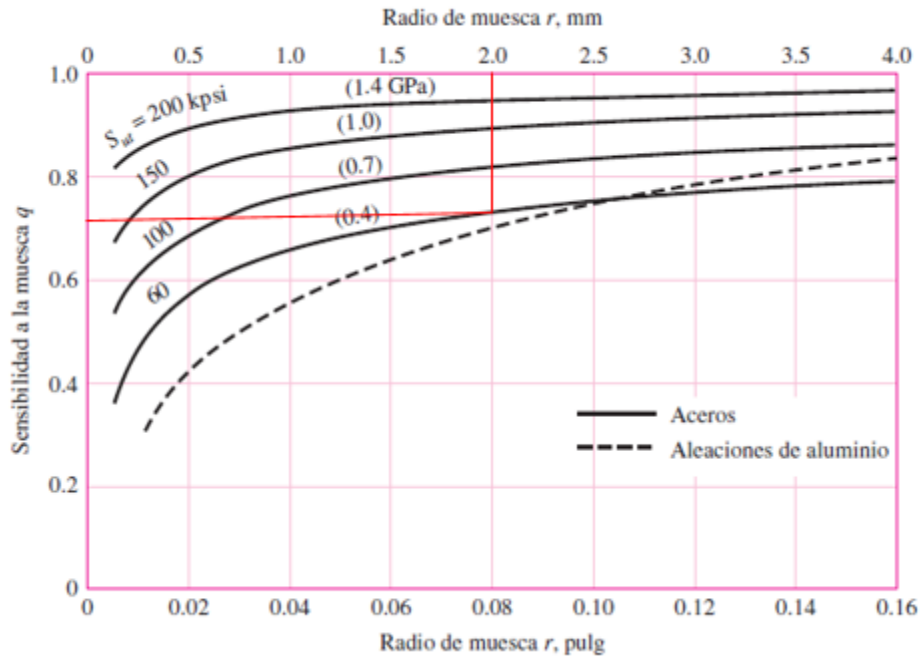
Fuente: *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley (Octava edición)...*, p. 106

Por lo tanto $K_t = 2.15$

El factor q de la sensibilidad del acero a la muesca se halla en la siguiente grafica a partir del Sut y el radio de la muesca.

Con un radio de muesca igual a 2 mm y un sut igual a 320 Mpa

Grafica 3. Sensibilidad a la muesca para aceros y aluminio



Fuente: Diseño en ingeniería mecánica de Shigley (Octava edición)..., p. 287

Se obtiene una sensibilidad a la muesca $q=0.72$

Entonces reemplazando en (9):

$$k_f = 1 + 0.72 * (2.15 - 1) = 1.828$$

Con este valor de K_f reemplazamos en (8):

$$C_e = \frac{1}{1.828} = 0.5470$$

Teniendo todos los valores de los factores reemplazamos en (5)

$$s_n = (0.7) * (1) * (0.92) * (1) * (0.5470) * (200) = 70.45 \text{ Mpa}$$

Tenemos:

$$S_n = \frac{F}{A} \quad (11)$$

Donde:

F es la fuerza máxima que soportara la placa= 841 N

A es el área transversal de la placa =t*w, y ajustando un w fijo igual a 6.5 mm obtenemos:

$$70.45 \text{ Mpa} = \frac{841 \text{ N}}{t * (6.5 \text{ mm})}$$

Por lo tanto tenemos un espesor mínimo para que la placa no falle por fatiga igual a 1.837 mm, para mantener un diseño conservativo se tomara un espesor igual a 3mm

Ahora se hallan las fuerzas medias y alternativas para hallar los esfuerzos alternativos

$$f_m = \frac{Ft + (-Fc)}{2} \quad (12)$$

$$f_a = \frac{Ft - (-Fc)}{2} \quad (13)$$

Donde:

Fuerza de tensión es igual a 841 N

Fuerza de compresión es igual a 420 N

$$f_m = \frac{841 + (-420)}{2} = 210.5 \text{ N}$$

$$f_a = \frac{841 - (-420)}{2} = 630.5 \text{ N}$$

Por lo tanto los esfuerzos se hallan:

$$\sigma_m = \frac{Fm}{A} \quad (14)$$

$$\sigma_a = \frac{Fa}{A} \quad (15)$$

$$\sigma_m = \frac{210.5}{t * w} = 10.79 \text{ Mpa}$$

$$\sigma_a = \frac{630.5}{t * w} = 32.33 \text{ Mpa}$$

Hallando el factor de seguridad según el criterio de Goodman modificada:

$$\frac{\sigma_a}{S_n} + \frac{\sigma_m}{S_{ut}} = \frac{1}{n} \quad (16)$$

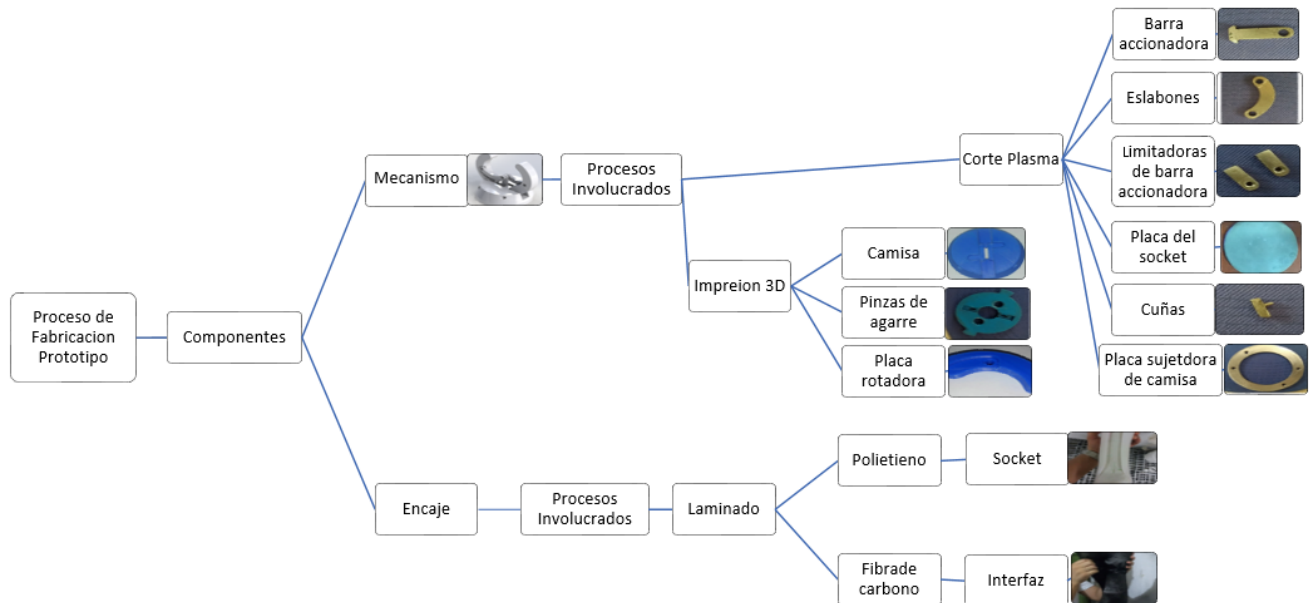
$$\frac{32.33}{70.45} + \frac{10.79}{400} = \frac{1}{n}$$

$$N=2,058$$

4.3.2 Construcción.

Para la construcción de la prótesis fueron necesarios varios procesos de manufactura como impresión 3D, cortado en plasma CNC, construcción en fibra de carbono por medio de moldeado y procesos convencionales de la fabricación de socket.

Figura 28. Diagrama de flujo resumen del proceso de fabricación



Fuente: Autores.

El proceso comienza con la valoración clínica del paciente por parte del técnico ortoprotesista, se define la actividad a realizar la cual será ciclismo de pista competitivo y se define la posición de la muñeca en el manubrio.

El socket es la pieza en la encaja el miembro apuntado que también sirve de soporte para el mecanismo prensil. Su fabricación se hizo de manera convencional y consta de varios pasos como se muestra a continuación

Molde: el molde se obtiene cubriendo el área de estudio en un primer momento con vinipel en el cual se marcan puntos de presión, formaciones oseas, terminaciones nerviosas y medidas de contorno cada cierto espacio, esto con el fin de brindar confort y precisión dimensional.

Figura 29. Puntos sensibles del muñón



Fuente: Autores

A partir de esto se empieza a construir capa por capa lo que será el cascaron en yeso, resaltando los puntos críticos en los cuales se debe garantizar comodidad y buen ajuste.

Figura 30. Moldeado en yeso



Fuente: Autores

El yeso se deja secar por aproximadamente diez minutos para poder proceder a quitarlo abriéndolo por un lado en el que no afecte algún área de interés e inmediatamente se vuelve a sellar.

Figura 31. Modelo en yeso



Fuente: Autores

A continuación, se hace el vaciado del yeso para moldear dentro del cascaron de escayola para obtener el modelo del muñón macizo y poder comenzar el rectificado del molde teniendo en cuenta manejar las prominencias demarcadas en verde en la figura 40 para no ejercer presión sobre estos puntos y así evitar lastimar al ciclista.

Figura 32. Negativo del molde en yeso para moldear



Fuente: Autores

Es necesario utilizar una interfaz entre el molde y la lámina de polietileno, en este caso fue una media velada dándole unas dos o tres vueltas para que el aire pueda pasar a través de la media y hacer la succión de manera eficaz evitando la adherencia del yeso al plástico.

A la media se le aplica silicona en spray para que el plástico no se pegue a la media y se coloca una cinta en el orillo de la prótesis para que el plástico se pegue a esa cinta

Figura 33. Modelo cubierto en media velada



Fuente: Autores

Sobre este modelo macizo comienza el proceso de termofijado con una lámina de polietileno con las medidas de nuestro molde la cual se mete a un horno con una temperatura aproximada de 160-180 °C para dejarla maleable. El vacío tiene que ser de 7 cfm a 8 cfm para la ciudad de Bucaramanga

Se saca el polietileno del horno y se cierra por todo el orillo de la parte inferior, luego para hacer vacío se abre la llave que se observa en la figura 42, haciendo que el polietileno tome exactamente la misma forma del molde.

Se cortan los excesos y se rosea aire a presión para apresurar la enfriada del polietileno para que tome su forma definitiva y poder proceder a cortar

Figura 34. Modelo cubierto en lámina de polietileno



Fuente: Autores

Finalmente se obtiene el socket

Figura 35. Socket en polietileno



Fuente: Autores

Interfaz (laminado)

Se denomina interfaz la superficie que conecta el socket y el mecanismo prensil, dicho elemento tendrá la forma del socket y será ajustable por medio de correas.

Se conoce como laminado el proceso de la aplicación de la fibra de carbono, para esto se realizan los siguientes pasos:

Se vuelve a tomar un molde en yeso sobre el molde en polietileno el cual dará forma definitiva a la interfaz y sobre el cual se colocara un disco en acero estructural A36, este disco será el que de la geometría final a la parte distal para poder adaptar con el mecanismo.

Figura 36. Modelo para la laminación



Fuente: Autores

El molde se cubre con medias veladas y se pone en vertical, se le coloca la bolsa de vacío (PVA) la cual se une con agua y se sella con una plancha.

Figura 37. Modelo cubierto en pva



Fuente: Autores

Es necesario colocar varias capas de medias veladas; se envuelve el modelo con una pasada de fibra de carbono.

Figura 38. Modelo envuelto en fibra de carbono



Fuente: Autores

Se colocan más medias de nylon y sobre estas la bolsa de pva para vaciar la resina la cual será el aglomerante de la fibra que es la matriz.

Se cierra la parte de abajo y se deja abierta arriba por donde se aplica la resina.

Figura 39. Aplicación de la resina al modelo



Fuente: Autores

Se cierra la parte de arriba y eliminar excesos y Se deja fraguar

Figura 40. Molde fraguando



Fuente: Autores

Luego de terminado el proceso es necesario dejar reposar el molde aproximadamente 10 horas para que tome su forma y propiedades definitivas.

Figura 41. Molde final en fibra de carbono



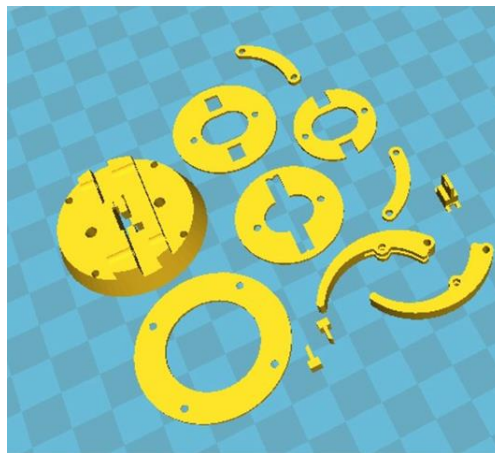
Fuente: Autores

Modelo del mecanismo de presión

Se imprimen las piezas con una resolución de 0,15mm con una densidad de un 60% en el material PLA

Las piezas a imprimir serían las siguientes

Figura 42. Piezas para impresión 3D



Fuente: Autores

Figura 43. Piezas impresas 3D



Fuente: Autores

Este prototipo sirvió para verificar la funcionalidad del mecanismo, dimensiones y ajustar los respectivos cambios para su construcción definitiva en los materiales definidos.

Figura 44. Prototipo 3D



Fuente: Autores

Construcción de piezas del mecanismo prensil mediante corte en plasma

Las piezas de geometría más sencillas se hicieron en corte en plasma, algunas piezas como eslabones, barra de acción y cuñas se hicieron en lamina de A36 HR de espesor 3 mm, las limitadoras de barra se hicieron en el mismo material con lamina de espesor 4mm y la arandela sujetadora de camisa se hizo en el mismo material con lamina de espesor 1mm. Posterior al corte en plasma a cada una de las piezas se le mejoro el acabado superficial con lima plana bastarda.

Figura 45. Piezas en lámina de espesor 3mm



Fuente: Autores

Figura 46. Piezas en lámina de espesor 4mm



Fuente: Autores

Figura 47. Pieza en lámina de espesor 1mm



Fuente: Autores

Figura 48. Corte en plasma CNC



Fuente: Autores

Construcción de piezas del mecanismo prensil mediante corte en plasma

Las piezas del mecanismo que constaban de geometría complicada y se necesitaba un alto aspecto estético se fabricaron en impresión 3D, con una densidad de 70% en material ABS.

Figura 49. Modelo en 3D



Fuente: Autores

4.3.2 Pruebas funcionales

4.3.3.1 Primera prueba funcional

La primera prueba funcional constó de medir el socket fabricado en polietileno, la importancia de medir esta pieza radica en que la interfaz y el mecanismo prensil se fabrican a partir de ella. Para esto se contó con la supervisión del técnico

ortoprotesista, adicionalmente se pudo apoyar sobre una cicla de competencia de pista.

De esta prueba funcional a partir de la percepción del paciente con el socket sobre el manubrio se pudo observar lo siguiente:

- Se encontró que había que realizar un poco más algunos puntos de presión ya que le presentaban cierta incomodidad a la hora de apoyarse sobre el manubrio
- En la superficie donde se apoya la parte distal de la amputación con el socket se sugirió colocar un apoyo de silicona para brindar seguridad a las partes sensibles de la amputación
- Según la percepción del paciente, el socket estaba largo y esto le presentaba molestia, aunque el acople muñón-socket estuvo dentro del rango de precisión esperado

Figura 50. Primera prueba funcional



Fuente: Autores

4.3.3 Costo de materiales En la siguiente tabla se presenta un listado de materia prima y piezas estándar con sus respectivos costos.

Tabla 14. Costo de materiales

Material	Cantidad	Costo
Materia prima		
Resina epoxica West system	1 lt	\$ 80000
Tela de fibra de carbono 12k unidireccional	33X100 [cm]	\$ 45000
Pegante aerosol 3M super 77 Classic	467 [g]	\$ 105000
Bolsa de infusion	100X100 [cm]	\$ 45000
Piezas estandar		
Tornilleria		\$ 5000
Varilla de acero cold rolled		\$ 2500
Total		\$ 282500

Fuente: Autores

4.3.4 Costo de manufactura En el costo de manufactura se tiene en cuenta el valor de mano de obra de las piezas, incluyendo aquellas en las cuales el material fue puesto por el operario.

En el diseño se utilizaron procesos de fabricación sencillos con maquinaria disponible en la región tales como cortadora a plasma e impresora 3D.

Tabla 15. Costo de manufactura

Pieza	Nombre	Material	Cantidad	Costo unitario	Costo total
	Eslabon	A36 HR	2	\$ 7000	\$ 7000
	Disco del socket	A36 HR	1	\$ 7000	\$ 7000
	Arandela camisa	A36 HR	1	\$ 7000	\$ 7000
	Barra de accion	A36 HR	1	\$ 7000	\$ 7000
	Cuña	A36 HR	2	\$ 7000	\$ 7000
	Limitadoras de cuña	A36 HR	2	\$ 7000	\$ 7000
	Prototipo 3D	PLA	1	\$ 35000	\$ 35000
	Camisa	ABS	1	\$ 20000	\$ 20000
	Pinza	ABS	2	\$ 20000	\$ 40000
	Disco rotatorio	ABS	1	\$ 20000	\$ 20000
	Socket	polietileno	1	\$ 60000	\$ 60000
Total					\$ 217000

Fuente: Autores

4.3.5 Costo total Para hallar el costo total de la prótesis se tienen en cuenta los materiales y la manufactura, también se colocan los valores de aquellos procesos adicionales tal como es el caso del laminado en fibra de carbono haciendo cuenta la mano de obra del técnico ortoprotésista.

El valor intelectual de los autores se halló individualmente haciendo un aproximado de 240 días de trabajo (aproximadamente ocho meses), trabajando cuatro horas diarias con un valor de \$5.700 pesos por hora, el valor por estudiante sería aproximadamente 5'472.000.

Tabla 16. Costo total de la prótesis

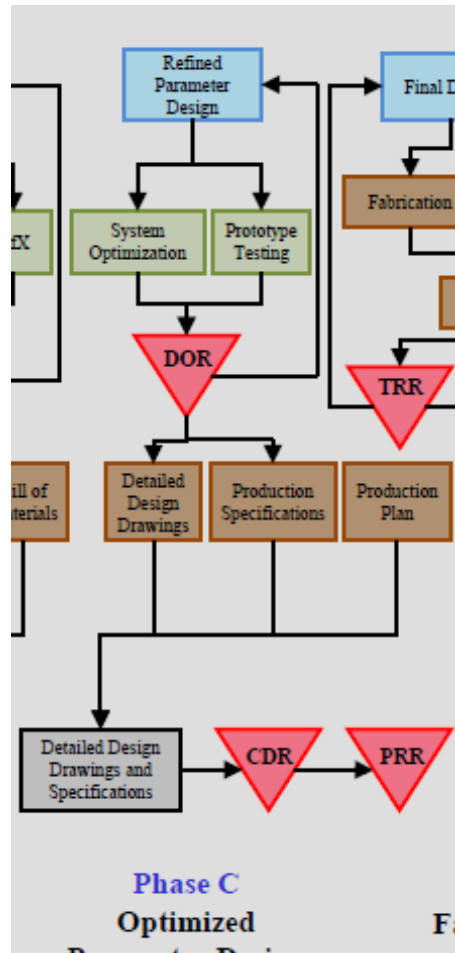
Concepto	Valor
Materiales	\$ 217.000
Manufactura	\$ 282.000
Laminado Fibra de carbono (mano de obra protesista)	\$ 3'000.000
Propiedad intelectual autores	\$ 10'944.000
Total prótesis	\$ 14'443.000

Fuente: Autores

4.4 FASE C

Esta fase se trata de la optimización de los parámetros de diseño, en esta desarrollamos los dibujos del diseño de detalle y sus especificaciones, los pasos a seguir en esta son: Elaboración de los planos de detalle del diseño, especificaciones de manufactura o producción y el plan para producción, en esta fase vamos a usar herramientas como sistemas de optimización y pruebas de prototipos, en esta etapa se genera un entregable en el cual se plasma parámetros de diseño con mejoras.

Figura 51. Fase C



Fuente: Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, PhD.

4.4.1 Optimización y segunda prueba funciona De las primeras pruebas funcionales que consistieron en probar el socket de polietileno sobre el manillar de una cicla de competencia de pista surgieron incomodidades respecto al confort con molestias en puntos de presión o puntos sensibles del muñón.

Se realizaron las respectivas modificaciones las cuales consistieron en dar más volumen mediante deformación termoplástica a la parte distal del socket, agregar una base de silicona para suavizar el contacto y evitar fricciones entre el muñón y el polietileno.

Figura 52. Segunda prueba funcional



Fuente: Autores

De la segunda prueba funcional se pudo observar:

- El ajuste fue mucho más preciso porque se hicieron cambios dimensionales acercándonos a la geometría del muñón, el paciente expresó un alto nivel de mejoría en la comodidad de la parte distal ya que la silicona se adaptaba a la forma del muñón suavizando el contacto de las partes delicadas.

4.4.2 Test de satisfacción para al paciente. Para corroborar en qué nivel se cumplieron las expectativas del paciente se diseñaron una serie de preguntas las cuales se calificaran de 1 a 3, de la siguiente manera:

Tabla 17. Clave para entender la calificación del test

1	No satisfecho
2	Regular
3	Si satisfecho

Fuente: Autores

Tabla 18. Test de satisfacción

Test de confort	1	2	3
¿El ajuste es preciso en el antebrazo y en la parte distal?			X
¿Se siente seguro al manejar bicicleta con la prótesis puesta?		X	
¿Siente ud naturalidad a la hora de manejar la pinza?	X		
¿Le parece practico el sistema de ajuste y apertura?			X
¿Considera que la prótesis tiene apariencia agradable?			X
¿Le parece practica la prótesis a la hora de poner y quitar?			X
¿Ha comprendido bien el funcionamiento de la prótesis?	X		
¿estaria dispuesto a usar la prótesis en competencias de ciclismo?		X	
¿Siente que la prótesis le lastima en los puntos sensibles?	X		
Recomendaciones del usuario: recomiendo que debo tener un entrenamiento para poder sentirla natural			

Fuente: Autores

De lo anterior se puede concluir que el usuario quedo satisfecho en la mayoría de los aspectos requeridos, que el movimiento de pinza es fácil de realizar lo cual es óptimo a la hora de una competencia donde cualquier segundo cuenta, la precisión dimensional fue bastante alta por lo cual en los puntos sensibles del muñón la prótesis no genera dolor.

4.4.3 Pruebas Es necesario comprobar la funcionalidad de la prótesis y que esta cumpla los objetivos para los cuales fue diseñada.

El objetivo principal de la prótesis es ayudar al ciclista a mejorar sus tiempos en competencia específicamente en el arranque de la prueba que es donde se presentan las dificultades. Esto se hará por medio de toma de tiempos con y sin

prótesis, para lo cual se planteó tomar los tiempos de los primeros 125 metros de la pista, ya que ahí es donde se presenta la debilidad del deportista al no poder aprovechar la fuerza generada al pararse sobre los pedales, las vueltas se harán con una diferencia de cinco minutos entre ellas para evitar alteraciones por factores físicos

Tabla 19. Resultado de las pruebas

INTENTO	Tiempo sin protesis	Tiempo con protesis
1	20,832	20,583
2	19,231	17,453
3	18,695	17,158

Fuente: Autores

Se utilizo un Cronometro casio HS 80TW Con unidad de medicion en milisimas de segundo y una precision del 99.9988%, con respecto a la medicion de los tiempos del deportista se debe mencionar que las mediciones manuales inherentemente incurren en un retardo el cual se llama tiempo de reaccion este nos indica a que velocidad responde el organismo a un estimulo, según experimentos sobre la reaccion³¹, el humano promedio tiene un tiempo de respuesta de 200 milisegundos, sin embargo los resultados fueron los esperados debido a que el ciclista al poder pararse en los pedales aprovecha la potencia que adiciona su peso corporal sobre las bielas de la bicicleta.

³¹ SANCHEZ R, Juan C; DUGARTE Fernando. Midiedo el tiempo [En línea]. Merida: Universidad de los Andes. 2006. (Recuperado en 13 Enero 2018.) Disponible en <http://webdelprofesor.ula.ve/ciencias/sanrey/midtiempo.pdf>

Figura 53 Ciclista probando la prótesis



Fuente: Autores

4.4.4 Peso detallado del prototipo funcional de prótesis A continuación se presenta el peso de la prótesis total, el peso del solo mecanismo y en la tabla tal podemos observar el peso detallado de cada elemento.

Figura 54. Peso del socket



Fuente: Autores

Figura 55. Peso de la interfaz en fibra de carbono



Fuente: Autores

Tabla 20. Peso detallado de cada elemento

Pieza	Peso [g]	Cantidad	Peso Total[g]
Barra de accion	5	1	5
cuña limitadora de barra de accion	2.5	2	5
Placa rotadora	4.9	1	4.9
Camisa	18.6	1	18.6
Pinza	3.4	2	6.8
cuña	1	2	2
eslabon	5	2	10
Arandela de camisa	15.9	1	15.9
Total			68.2

Fuente: Autores

Por lo tanto haciendo cuenta todos los elementos del mecanismo, el socket y la interfaz se obtiene un peso total de prótesis de 408 gramos

5. RECOMENDACIONES

- Por complejidad de las pinzas y la camisa se hicieron en impresión 3d las cuales sirvieron a la hora de probar la funcionalidad de la pieza, pero se recomienda fabricarlas en algún material liviano como el aluminio
- Las demás piezas como barra de acción, limitadoras, cuñas. Discos y arandelas se hicieron por corte de plasma, sin embargo un proceso por corte de laser produciría mayor exactitud y precisión dimensional en las piezas
- Para aprovechar un total funcionamiento del mecanismo prensil, se recomienda un proceso de adaptación y entrenamiento por parte del ciclista en el cual el movimiento se haga de manera natural
- El disco que le da la superficie plana a la interfaz de fibra de carbono se hizo en acero estructural A36, sin embargo se recomienda hacerla en aluminio para disminuir peso
- Para hacer el laminado se utilizó tela de fibra de carbono unidireccional, la cual nos brindó la rigidez necesaria para las pruebas y de igual manera su vida útil es larga, sin embargo sería mucho más viable utilizar fibra de carbono tubular para una mayor precisión dimensional y mejor acabado.
- Se tuvo la limitante de espacio para el diseño debido al nivel de amputación, el mecanismo se tuvo que diseñar varias veces con el fin de reducir la disimetría al máximo. La limitante para no poder hacer el mecanismo más pequeño fue el avance de la industria regional en la cual no se ofrecía los procesos necesarios.

6. CONCLUSIONES

- El prototipo del mecanismo funcionó tal como se diseñó, cumpliendo de manera precisa el agarre y liberación del ciclista en las pruebas realizadas
- El mecanismo permitió al ciclista ponerse en pie sobre los pedales y mejorar sus tiempos de arranque en los primeros 125 metros de la pista en los tres intentos cronometrados, el mejor resultado se obtuvo en el segundo intento en el cual su desempeño mejoró un aproximado de 2 segundos.
- El peso total de la prótesis fue de 408 gramos, lo cual nos sirve para darle validez al diseño ya que el peso aproximado de una mano es de 700 gramos, por lo tanto no se está generando sobre peso hacia algún lado del cuerpo
- La prótesis no presentó molestias en la parte distal al momento de apoyo, sin embargo por el nivel de amputación del paciente, en el cual el punto de apoyo es prácticamente igual al del otro brazo se presentó una disimetría de aproximadamente 2 cm
- Durante el desarrollo del proyecto, se ajustó el diseño de las piezas para acomodarse a la industrial regional, la cual presento limitaciones al momento de manufactura porque no se encontró la maquinaria lo suficientemente precisa para realizarlas.

BIBLIOGRAFÍA

BUDYNAS, Richard; NISBETT, Keith. Diseño en ingeniería mecánica de Shigley. 8va ed.: McGraw Hill

CLIMENT MONTOLIU, Francisco. Biomateriales: Clasificación de los materiales. Barcelona

CONSEJO INTERTERRITORIAL DEL SISTEMA NACIONAL DE SALUD. Guía descriptiva de ortoprótesis: Prótesis externas de miembro superior e inferior. ISBN: 84-7670-652-9

DEPARTAMENTO ADMINISTRATIVO NACIONAL DE ESTADISTICAS. Identificación de las personas con discapacidad en los territorios desde el rediseño del registro. [en línea]. Disponible en: <https://www.dane.gov.co/files/investigaciones/discapacidad/identificacion%20en%20los%20territorios.pdf8> (Consultado 15 de mayo de 2017).

DIAZ LAVANA, Iván. DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN SOCKET DE MIEMBRO SUPERIOR CON SUSPENSION AJUSTABLE. México. 2008. Proyecto de postgrado (Maestro en ingeniería). Universidad Nacional autónoma de México

GROOVER, Mikell P. Fundamentos de manufactura moderna. 3ra ed. México D.F.: McGraw-Hill, 2007.

GUTIERREZ, M. Biomecánica y ciclismo. Revista Motricidad.

LOPEZ SUAREZ, Nicolás Ferney; PEÑA GARCES, Carlos Yamit. DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA PROTESIS TRANSTIBIAL DE BAJO COSTO CON MOVILIDAD EN LOS PLANOS SAGITAL, FRONTAL Y TRANSVERSAL PARA UN NIVEL DE ACTIVIDAD FISICA K3. Bucaramanga. 2017. Trabajo de grado (ingeniero mecánico). Universidad Industrial de Santander. Facultad de ingenierías físico mecánicas.

NAVAS TORRES, Oscar Miguel; ROMERO PADILLA, Walter José. DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA PROTESIS TRANSTIBIAL DE NAJO COSTO CON MOVILIDAD EN LOS PLANOS SAGITAL Y FRONTAL. Bucaramanga. 2016. Trabajo de grado (ingeniero mecánico). Universidad Industrial de Santander. Facultad de ingenierías físico mecánicas.

NORTON, Robert L. Diseño de máquinas. 4ta ed. México D.F.: Prentice Hall, 2011. P. 23-34

R. E. PETERSON. Stress concentration factors. Wiley, Nueva york, 1974. P.146-235

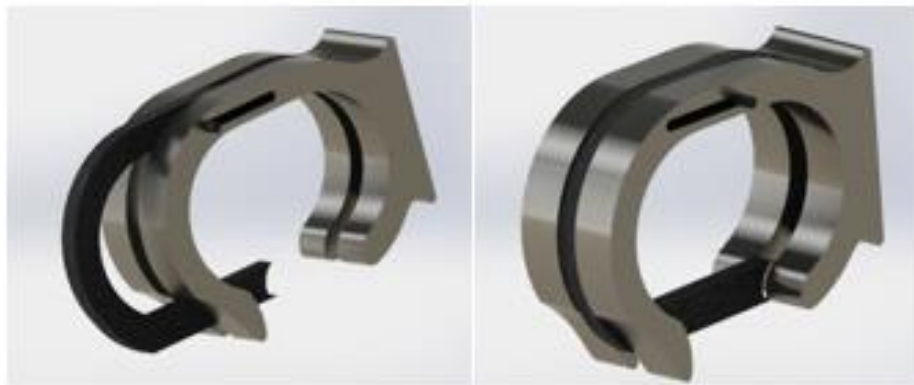
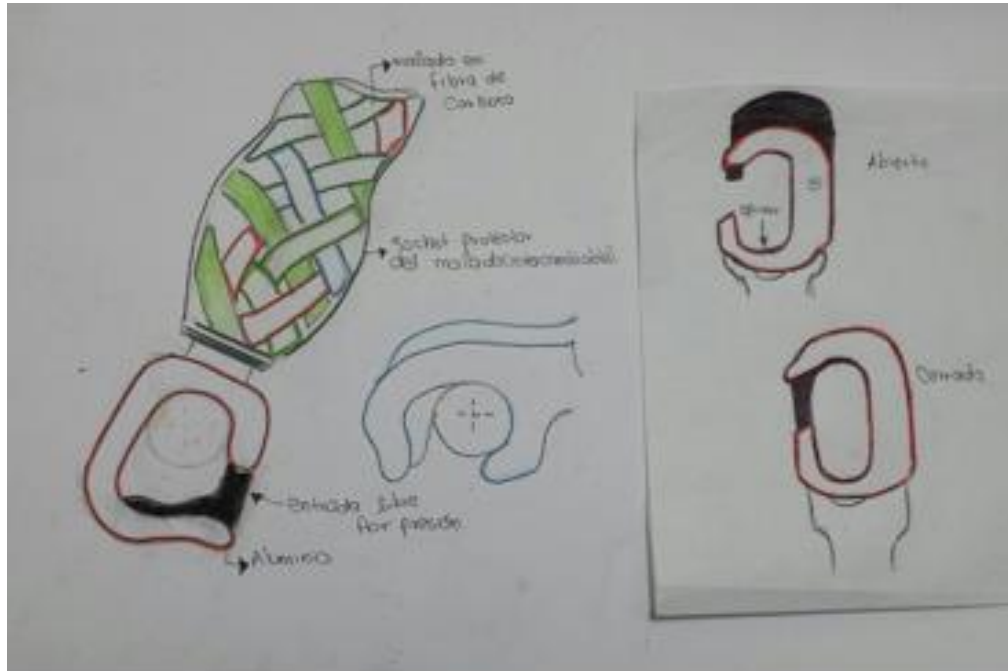
SÁNCHEZ, Claudia Marcela; LOAIZA, Jair Leopoldo; CORTÉS, Carlos Julio. Diseño y construcción de prototipo de pinza y rotador (funciones de pronación y supinación) para prótesis mioeléctrica de mano. Revista Ingeniería e investigación. 2006.

UCI, Reglamento para del deporte ciclista: Titulo XVI-Paraciclismo (versión a 01.01.17)

ANEXOS

ANEXO A. ALTERNATIVAS

Alternativa A del mecanismo



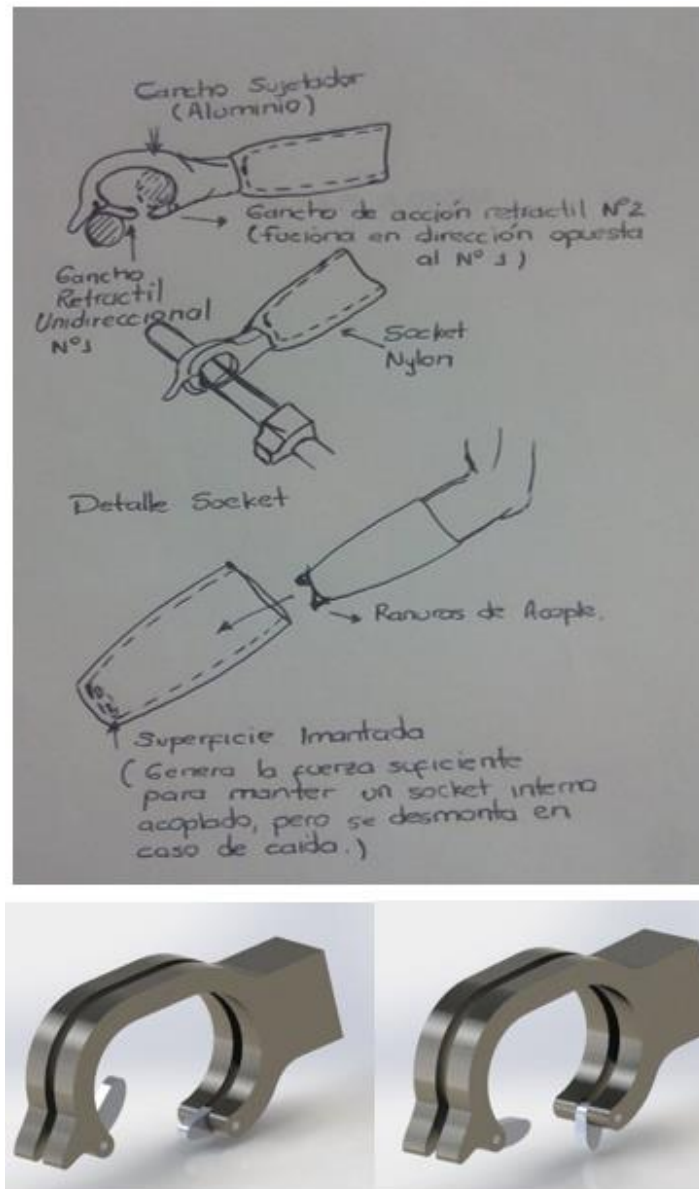
Fuente: Autores

Alternativa B del mecanismo



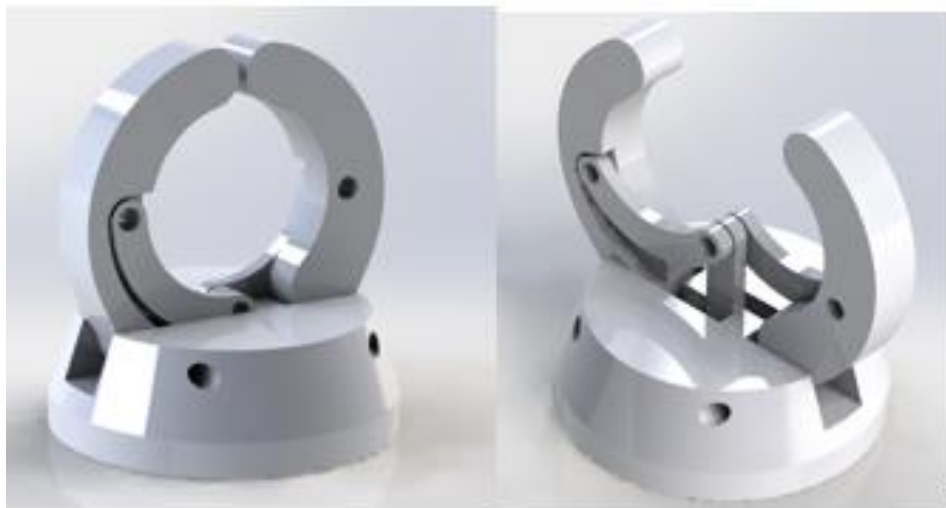
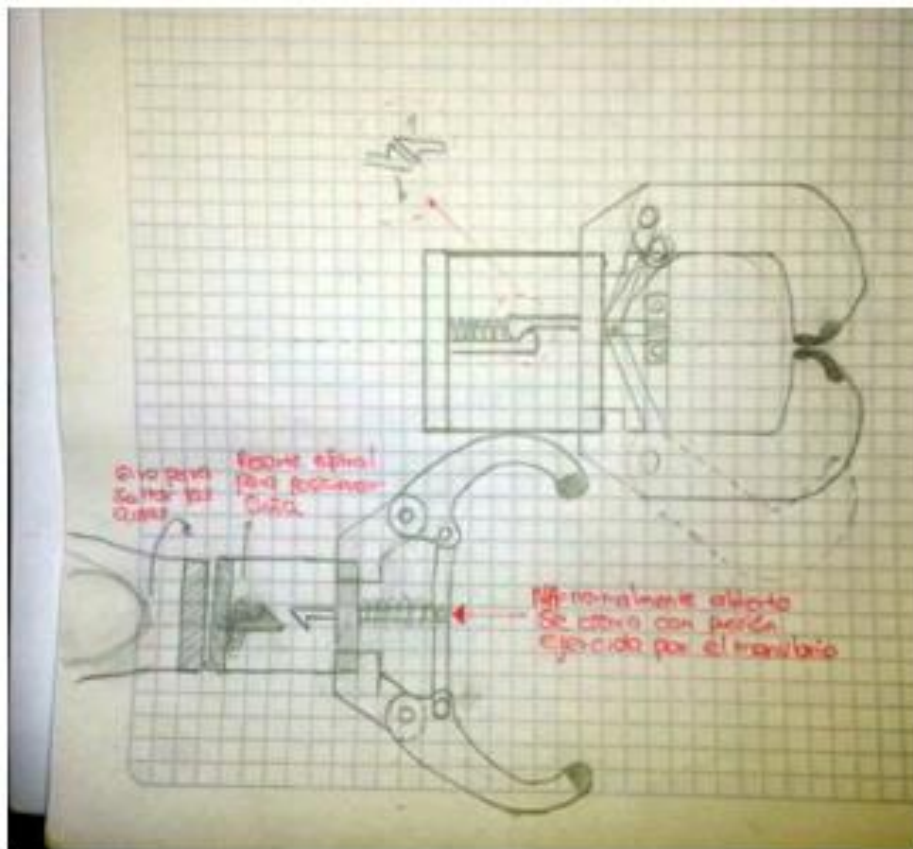
Fuente: Autores

Alternativa C del mecanismo



Fuente: Autores

Alternativa D del mecanismo



Fuente: Autores

Alternativa Sistema cuña básica



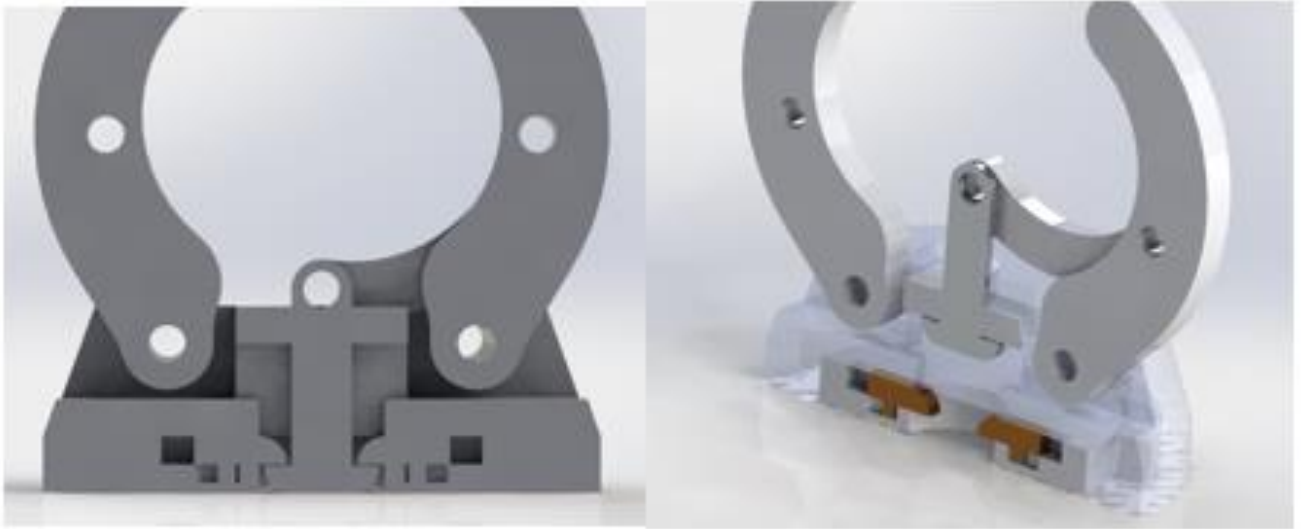
Fuente: Autores

Alternativa Sistema cuña con guía



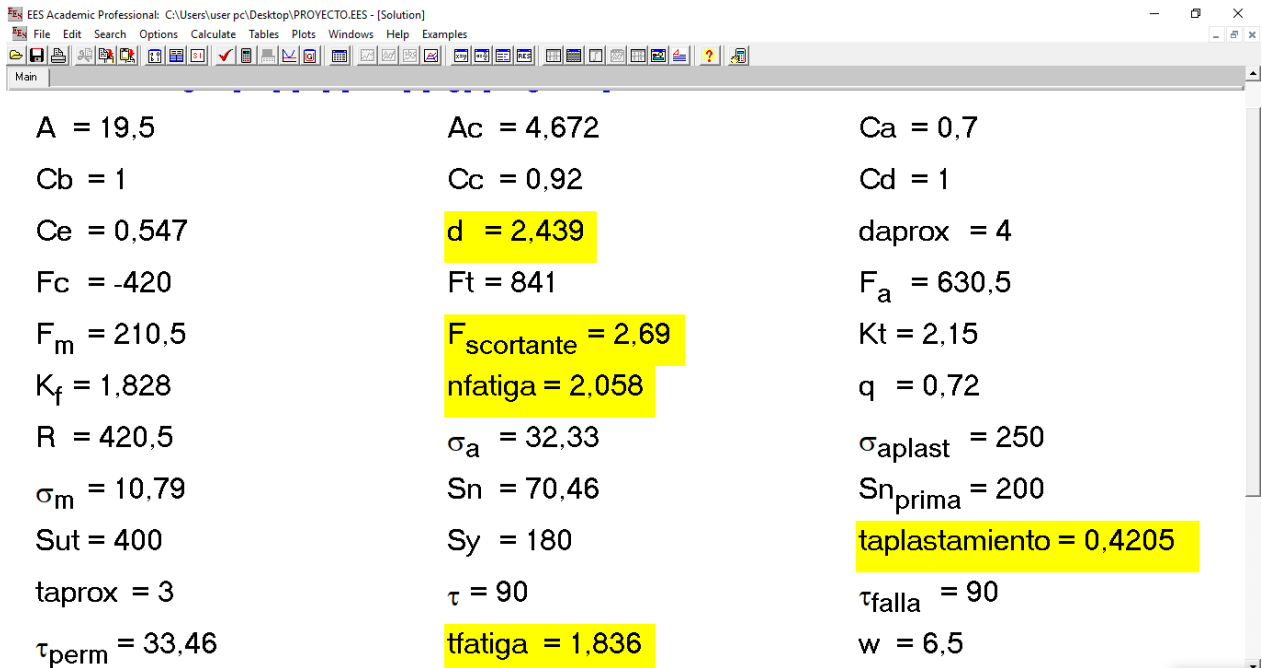
Fuente: Autores

Alternativa Sistema tipo choque



Fuente: Autores

ANEXO C. RESULTADO DE CÁLCULOS EN EL SOFTWARE .EES



The screenshot shows the EES Academic Professional interface with the following calculation results:

$A = 19,5$	$A_c = 4,672$	$Ca = 0,7$
$C_b = 1$	$C_c = 0,92$	$C_d = 1$
$C_e = 0,547$	$d = 2,439$	$d_{aprox} = 4$
$F_c = -420$	$F_t = 841$	$F_a = 630,5$
$F_m = 210,5$	$F_{scortante} = 2,69$	$K_t = 2,15$
$K_f = 1,828$	$n_{fatiga} = 2,058$	$q = 0,72$
$R = 420,5$	$\sigma_a = 32,33$	$\sigma_{aplast} = 250$
$\sigma_m = 10,79$	$S_n = 70,46$	$S_{n_{prima}} = 200$
$S_{ut} = 400$	$S_y = 180$	$t_{aplastamiento} = 0,4205$
$t_{aprox} = 3$	$\tau = 90$	$\tau_{falla} = 90$
$\tau_{perm} = 33,46$	$t_{fatiga} = 1,836$	$w = 6,5$

ANEXO D. CATÁLOGOS DE LAS PRÓTESIS MENCIONADAS EN LA QFD

Sports & Recreation

CRITERIUM BICYCLE HANDLEBAR ADAPTERS CRITERIUM ■ CRITERIUM WEDGE ■ CRITERIUM PIVOT



Product Codes: CRITERIUM 70 or 85
CRITERIUM WEDGE 70 or 85
CRITERIUM PIVOT 85

Features:

- All models except **Pivot** available in either of two hardness 70 & 85
- All models snap/pull ON and OFF 1" diameter bicycle handlebars
- **Criterion** is the original, simplest version.... easy on and off.
- **Wedge** version allows for more angulation on the handlebars yet is still simple one piece polymer construction.



- **Pivot** version is two piece allowing for much greater angulation and arm torque with adjustable friction pivot mechanism... higher performance and more difficult to release from the bars.
- 70 references the hardness or "Durometer" of the material. The 70 model is softer, more flexible and forgiving than the 85 model.
- Handlebars can be taped with various material to change the friction and force required to engage and disengage the **Criteria**ms.
- All models fit right or left and equipped with 1/2 inch diameter threaded stainless steel coupler.
- Offset centerline duplicates normal palm grasping position for improved biomechanics.
- 70 Durometer Material
Children/adolescents and smaller proportioned adults and less aggressive riders will prefer the 70 models. Release loads approximately 15-20 pounds.*
- 85 Durometer Material
Average to larger adults or more aggressive riders. Requires more effort to engage and disengage from the handlebars. Release loads approximately 40-45 pounds.*

*Release loads were measured using the standard **Criterion** and one inch diameter smooth, bare metal handlebars without any tape covering. The load applied was a straight pulling force. No torque was applied. Tape, foam or fabric coverings will increase the amount of force and torque required to snap on or off the handlebars.

*L' Code: L6704

SPECIFICATIONS

Models:	CRITERIUM	WEDGE	PIVOT
Length:	3.375 in. (8.6 cm.)	3.2 in. (8.1 cm.)	4.0 in. (10.2cm)
Width:	2.5 in. (6.4 cm.)	2.4 in. (6.1 cm.)	2.5 in. (6.4 cm)
Weight:	6.5 oz. (184 gm.)	5.5 oz. (156 gm.)	7.5 oz. (213 gm.)
Color:	Black	Black	Black/satin

Dual Bike Brake Lever



Product Code: DPDBBMU

Features:

- One handed activation operates both front and rear brakes.
- BMX style lever.
- Mounts on right or left side of handlebars.
- Fits 7/8 in. diameter (Standard diameter) mountain bike handle bars
- Single lever operates two cables.
- Cables are independently adjustable for tension.
- Compact lever and brake design.

- One size fits both children's and adult's hands.
- Simple installation.*

Application:

- Persons missing a limb or with only single arm/hand function.
- All Adults. Children old enough to ride a mountain bike independently (7-8 years and older)

*To ensure safety, TRS recommends that the **Dual Bike Brake Lever** be installed and adjusted by a qualified bicycle technician.

DON'T FORGET TO ALWAYS WEAR A HELMET!

Prosthetics Research ■ Design ■ Manufacturing ■ Consulting

3090 STERLING CIRCLE, STUDIO A, BOULDER, COLORADO USA 80301-2341
PHONE: 303.444.4720 TOLL FREE: 800.279.1865 FAX: 303.444.5372 ■ www.trsprosthetics.com



21

Sports & Recreation



Mountain Master Mountain Bike TD

Product Code: MTNMASTER

Features:

- Flexible, strong polyurethane terminal device body absorbs shock.
- Stainless steel ball-pedestal mount with machined aluminum mounting hub.
- Fits all standard 7/8 inch diam. (~22 mm) bars
- Snap-On and lift-Off function.
- Rider controlled quick connect and release system (TD is not locked to handlebars).
- Excellent stability and secure control over the handlebars.
- Passive contoured features provide bike frame carrying capability.

- Equipped with a standard, threaded 1/2 inch diameter mounting connector.

"L" Code: L6704

SPECIFICATIONS

Length:	4.2 in. (10.7 cm.)
Width:	2.4 in. (6.1 cm.)
Height:	3.3 in. (8.4 cm.)
Weight:	9.5 oz. (270 gm.)
Color:	Black & Blue-Green



Ener-Joint

Product Code: ENER-JOINT

Elbow Design Module

- Elastomeric progressive resistance energy storing and release elbow with infinite locking positions, endoskeletal design.

Features

- Compact and self-contained designed to be mounted to mimic the center of the anatomical elbow
 - Energy absorbing, isolation module, polyurethane core isolates external shock forces under both flexion and extension
 - Infinite variety of pre-positionable, lockable angular orientations. Consistent, non-adjustable, fixed flexion resistance.
 - Rapid, reliable, bicycle style hub "quick release" locking, lever mechanism
 - Capable of performing activities including rugged mountain biking, snowmobiling, ATV riding, off road motorcycle riding, rowing, kayaking etc.
 - HiTech™ Android™ Robotic appearance
 - ENER-JOINT equipped with 1/2 inch diameter x 20 TPI fittings on both ends. Other custom attachment couplings are possible. Please inquire.
- Application:**
- ENER-JOINT is designed for adult grade rugged activities and loads but is applicable to active young adults.



L Code:

New Technology TBD *Recommend Miscellaneous code with language. "Elastomeric progressive resistance energy storing and release elbow with infinite locking positions, endoskeletal design."

SPECIFICATIONS

Cylinder Diameter	3.0 in. (7.6 cm)
Cylinder Width	1.5 in. (3.8 cm)
Module Overall Length	3.8 in. (9.7 cm)
Module Overall Width	3.9 in. (9.9 cm)
Weight	19 oz. (540 gm)
Color	Stainless, brass and black



26

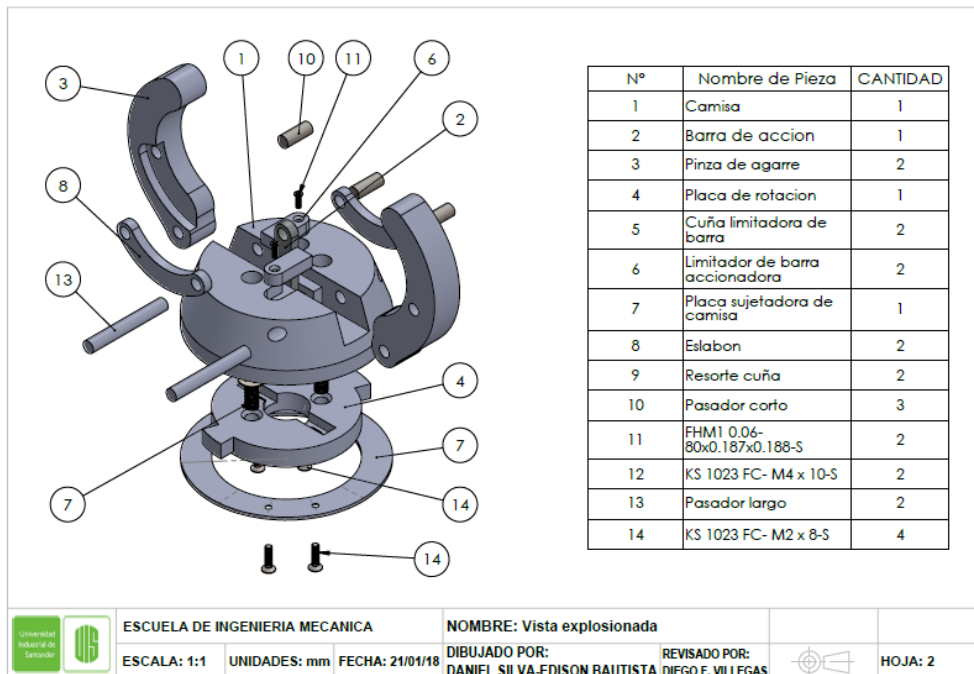
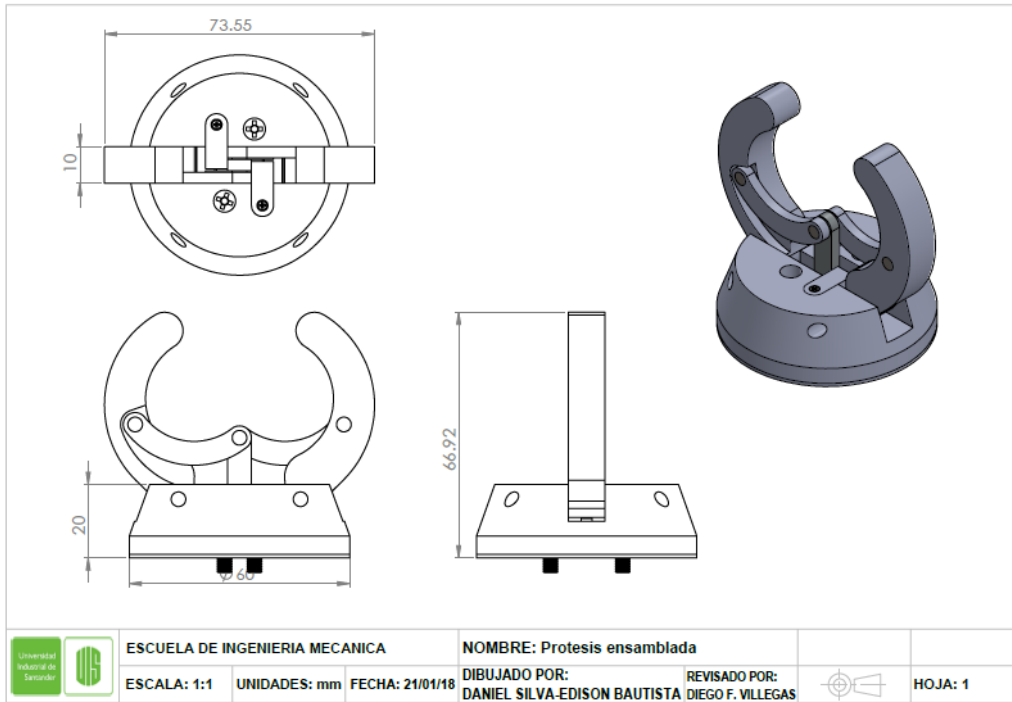


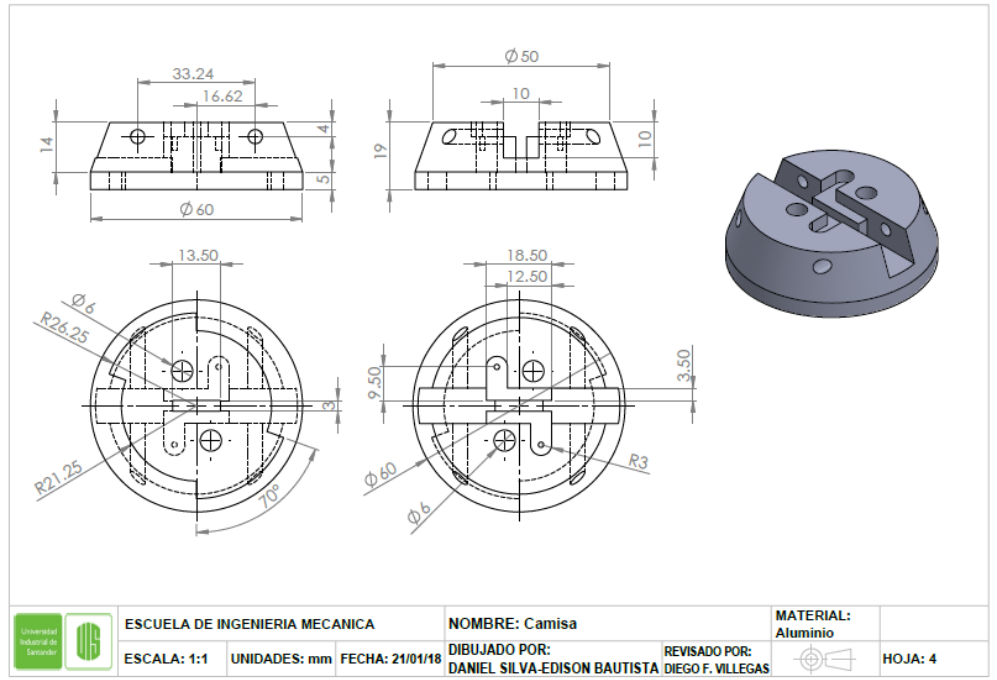
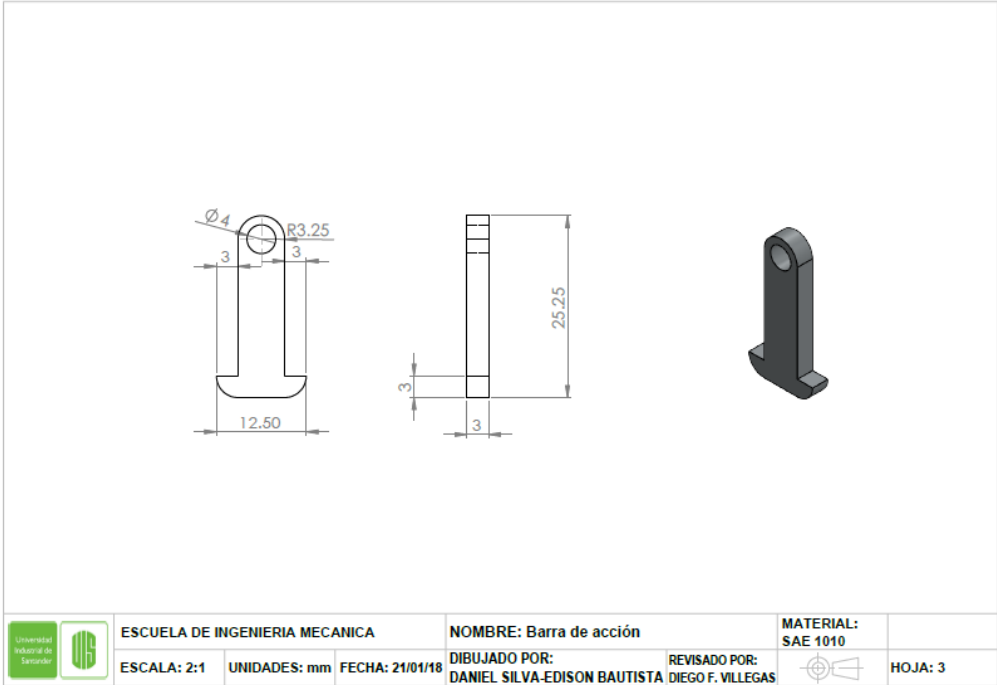
Prosthetics Research ■ Design ■ Manufacturing ■ Consulting

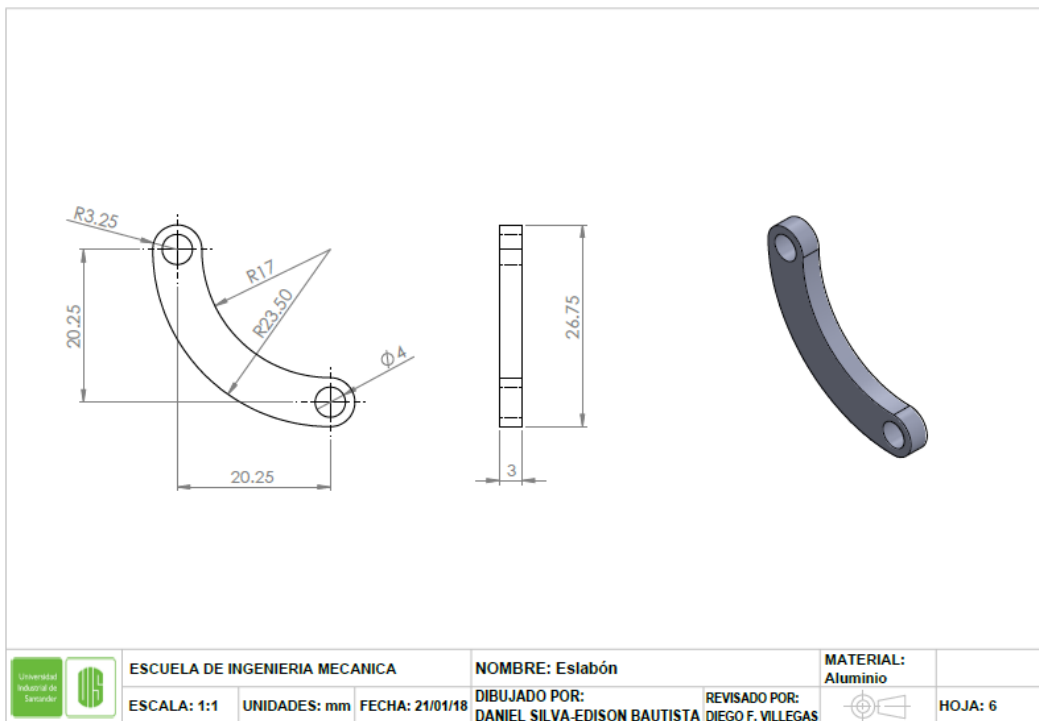
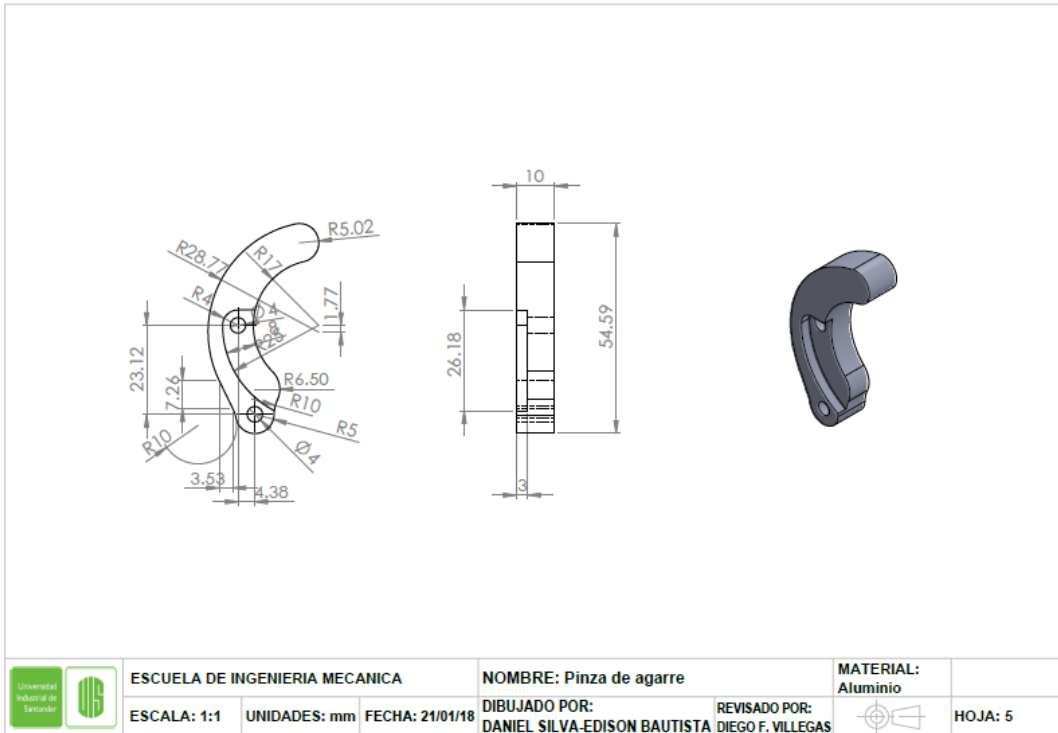
3090 STERLING CIRCLE, STUDIO A, BOULDER, COLORADO USA 80301-2341

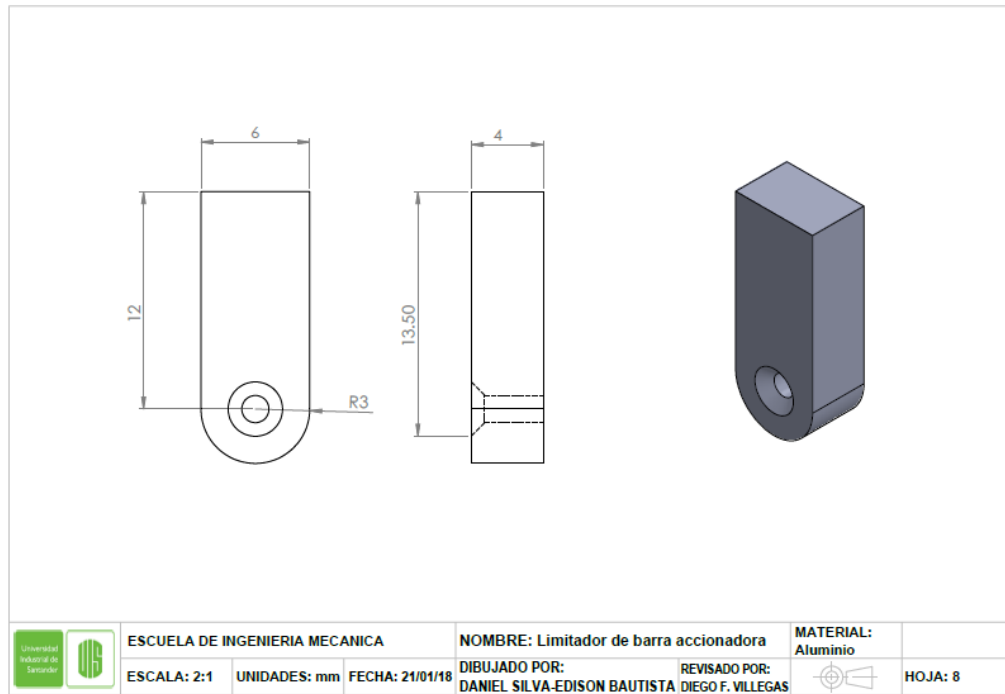
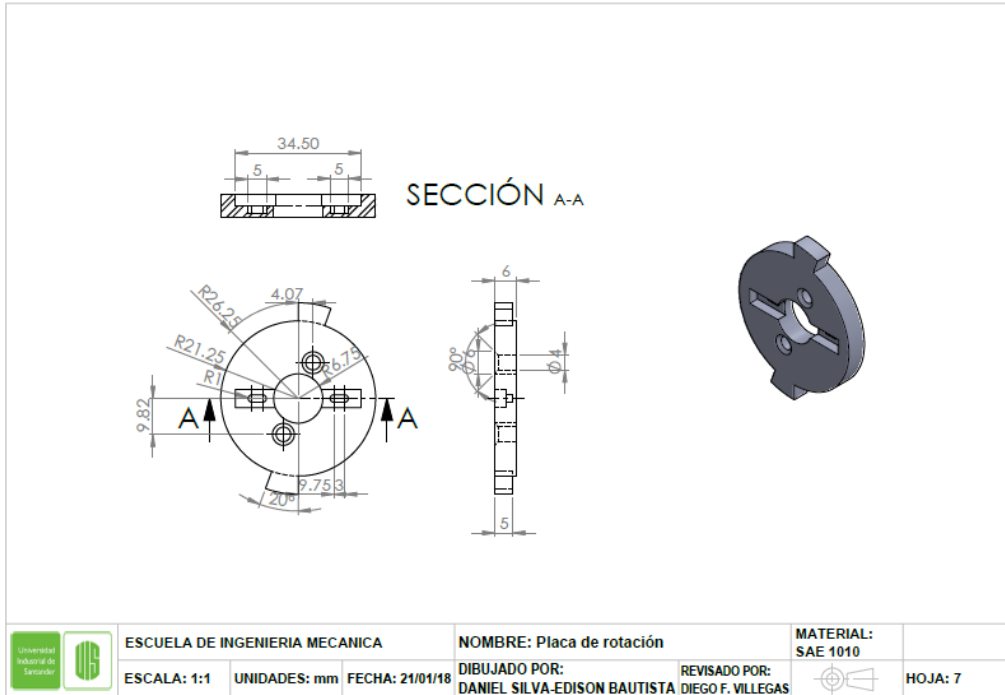
PHONE: 303.444.4720 TOLL FREE: 800.279.1865 FAX: 303.444.5372 ■ www.trsprosthetics.com

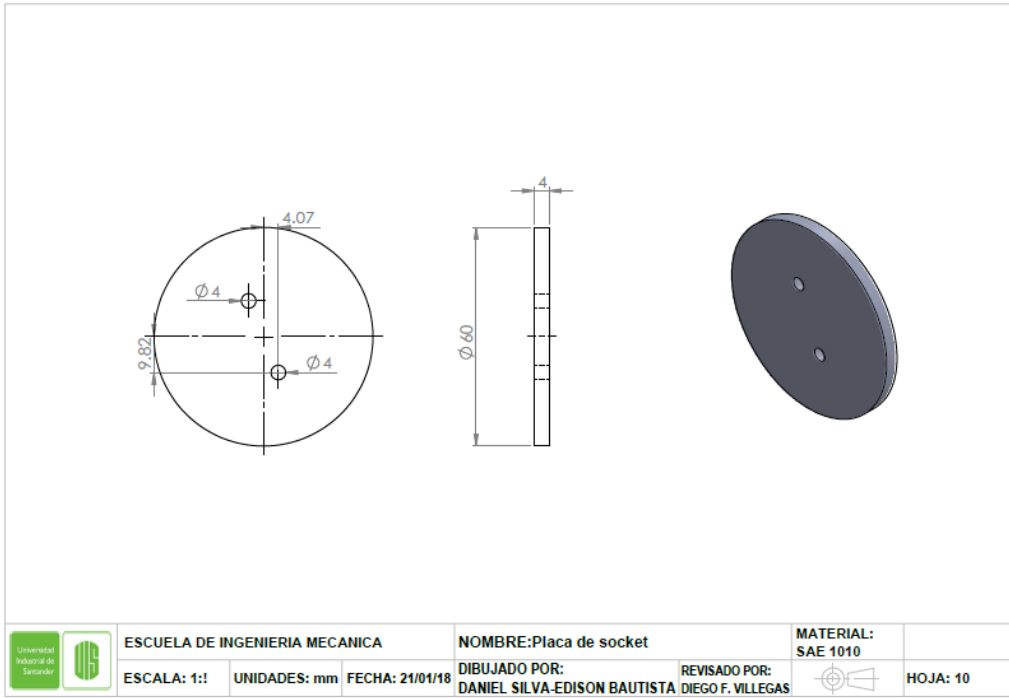
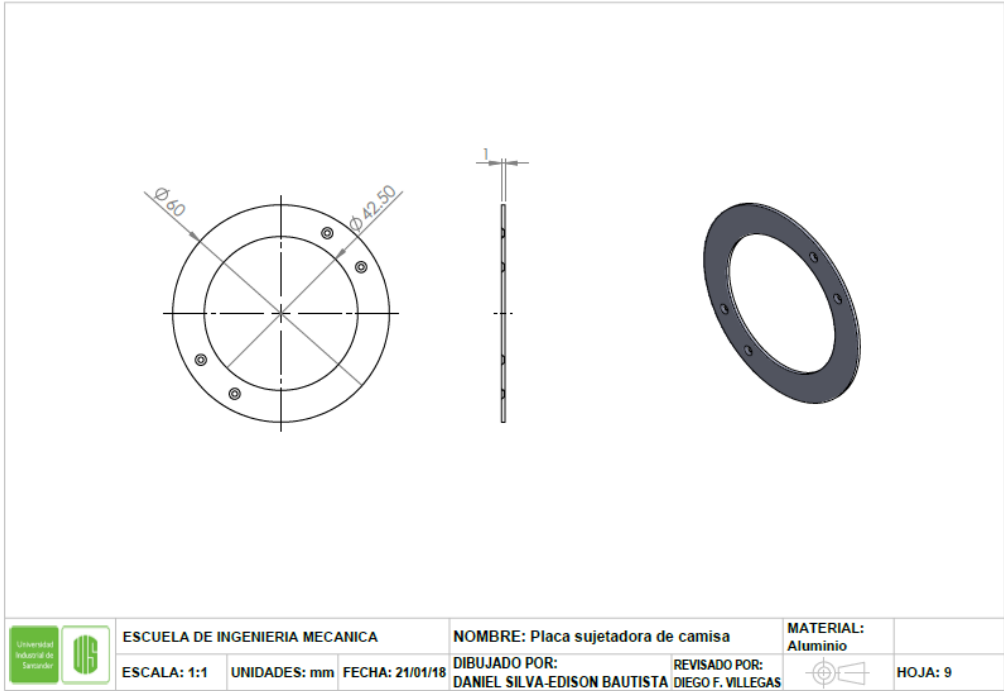
ANEXO E. PLANOS

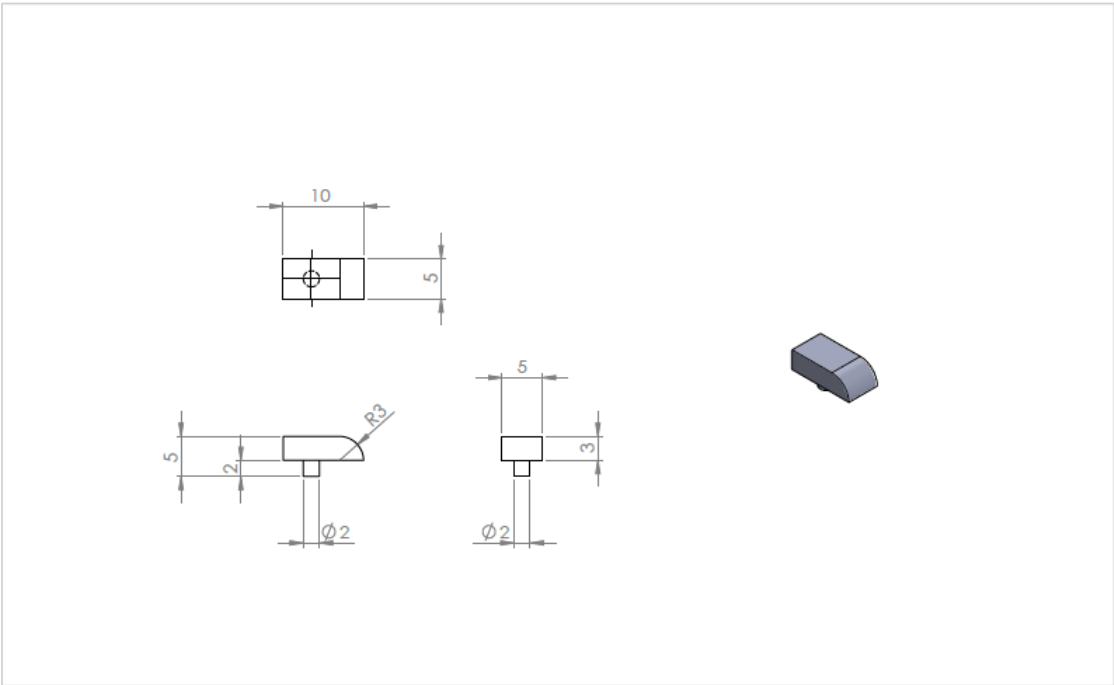













	ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA		NOMBRE: Cuña limitadora de barra		MATERIAL: Aluminio	
	ESCALA: 2:1	UNIDADES: mm	FECHA: 21/01/18	DIBUJADO POR: DANIEL SILVA-EDISON BAUTISTA	REVISADO POR: DIEGO F. VILLEGAS	