



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO

DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

TEMA:

**“PROTOTIPADO RÁPIDO Y SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DE UNA
RODILLA POLICÉNTRICA”**

AUTOR:

ANDRANGO SÁNCHEZ JHONATAN MIGUEL

DIRECTOR:

MSc. VALENCIA AGUIRRE FERNANDO VINICIO

IBARRA - ECUADOR

2021



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA
UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DEL CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	172467669-5		
APELLIDOS Y NOMBRES:	ANDRANGO SÁNCHEZ JHONATAN MIGUEL		
DIRECCIÓN:	AYORA, CAYAMBE		
EMAIL:	jmandrango@utn.edu.ec - andrangomi@gmail.com		
TELÉFONO FIJO:	022138867	TELÉFONO MÓVIL	0985680064
DATOS DE LA OBRA			
TÍTULO:	“PROTOTIPADO RÁPIDO Y SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DE UNA RODILLA POLICÉNTRICA”		
AUTOR:	ANDRANGO SÁNCHEZ JHONATAN MIGUEL		
FECHA: DD / MM / AAAA	22 – 10 – 2021		
SOLO PARA TRABAJOS DE GRADO			
PROGRAMA:	PREGRADO		
TÍTULO POR EL QUE ASPIRA:	INGENIERO EN MECATRÓNICA		
ASESOR / DIRECTOR:	FERNANDO VINICIO VALENCIA		

2. CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de esta y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamos por parte de terceros.

Ibarra, a los 22 días del mes de octubre del 2021.



Jhonatan Miguel Andrango Sánchez

C.I.: 172467669-5



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICACIÓN DEL ASESOR

En mi calidad de director certifico que el trabajo de grado titulado **“PROTOTIPADO RÁPIDO Y SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DE UNA RODILLA POLICÉNTRICA”**, fue desarrollado por la egresado Jhonatan Miguel Andrango Sánchez con cédula Nro. 172467669-5, bajo mi supervisión, lo cual certifico en honor a la verdad.



Firmado electrónicamente por:
FERNANDO VINICIO
VALENCIA AGUIRRE

MSc. Fernando Valencia
DIRECTOR DE TRABAJO DE GRADO

DEDICATORIA

Dedico mi trabajo a mis padres Miguel Andrango, Olga Sánchez, por haberme forjado como la persona que soy hoy, nunca me prohibieron nada, pero hicieron lo suficiente para hacer que me dé cuenta yo mismo de mis límites, a mis hermanas, quienes fueron incondicionales en todo momento.

A mis amigos con quienes compartí grandes experiencias y siempre estarán presentes.

Jhonatan

AGRADECIMIENTO

A mis padres quienes con su arduo trabajo permitieron que cumpla este sueño, porque ninguna meta es imposible solo es cuestión de esfuerzo y tiempo.

Al personal docente y administrativo de la Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas, en especial al Ing. Fernando Valencia por haberme compartido sus conocimientos y guiarme a la culminación de este proyecto.

Al Economista Rómulo Puente Vallejo exgerente general del Banco Central del Ecuador,

A mis amigos, compañeros, al grupo de amigos people, cachudos S.A , RRNN y todas las personas que tuve la oportunidad de conocer en esta etapa de mi vida.

Jhonatan

PROTOTIPADO RÁPIDO Y SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DE UNA RODILLA POLICÉNTRICA

Autor: Jhonatan Miguel Andrango Sánchez.

RESUMEN

El presente trabajo, expone el prototipado rápido y simulación usando herramientas computacionales de una rodilla policéntrica, esta elaboración permite a las personas que presenta una amputación transfemoral puedan acceder a una prótesis de bajo costo, además de que se puede elaborar en la comodidad del hogar con una impresora 3D.

Para la elaboración de este trabajo, se realiza una investigación sobre los diferentes tipos de prótesis que existen en el mercado local, así como la cinemática para poder rediseñar en caso de ser necesario para que pueda tener un funcionamiento adecuado.

Para la elección de la rodilla policéntrica se utilizó el método de la matriz de selección así fue posible determinar con la que se procederá a trabajar, para el diseño en 3D se utilizó el método de diseño conceptual que otorga la solución con los parámetros ya determinados, se utiliza programas de simulación y diseño computacional, con el cual se diseñó, se simuló las deformaciones, la cinemática de los elementos que conforman la misma.

Después del prototipado de la prótesis, se realiza el ensamblaje y se determina su funcionamiento, mediante software computacional.

Palabras Clave: Cinemática, diseño computacional, prótesis policéntrica.

QUICK PROTOTYPE AND COMPUTATIONAL SIMULATION OF A POLYCENTRIC KNEE

Author: Jhonatan Miguel Andrango Sánchez

ABSTRACT

The present work exposes rapid prototyping and simulation using computational tools of a polycentric knee, this elaboration allows people who present a transfemoral amputation to access a low-cost prosthesis, in addition to that they can elaborate it in the comfort of home with A 3D printer.

For preparation of this work, an investigation is conducted on different types of prostheses exist in the local market as well as the kinematics and wear it will suffer to redesign if necessary so you can have optimal performance.

The method of selection matrix was used for the selection of the polycentric knee, so it was possible to determine which will proceed to work for 3D the conceptual design method that gives the solution was used the already determined parameters and simulation programs were used computing designs with which it was designed, simulated the deformations, the kinematics of the elements that make up it.

After creating a prototype of the prosthesis, the assembly is carried out and its operation is determined by computer software.

Keywords: Kinematics, computational design, polycentric prosthesis.

Índice general

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA.....	2
2. CONSTANCIAS.....	3
CERTIFICACIÓN DEL ASESOR	4
DEDICATORIA.....	5
AGRADECIMIENTO	6
RESUMEN.....	7
ABSTRACT.....	8
CAPÍTULO I	16
INTRODUCCIÓN.....	16
1.1. Problema	17
1.2. Objetivos	17
1.2.1. Objetivo General.....	17
1.2.2. Objetivos Específicos.....	17
1.3. Antecedentes	18
1.4. Justificación	19
1.5. Alcance	20
CAPÍTULO II.....	21
Marco Teórico.....	21
2. Marcha humana.....	21
2.1. Marcha normal	21

2.1.1.	Equilibrio	21
2.1.2.	Locomoción	22
2.2.	Clasificación de la caminata	23
2.2.1.	Tipo de actividad.....	24
2.2.2.	Usuario en espacios interiores, Walky 1	24
2.2.3.	Usuario limitado con espacios exteriores, Walky 2.....	24
2.2.4.	Usuario sin limitaciones en espacios exteriores, Walky 3.....	25
2.2.5.	Usuario sin limitaciones en espacios exteriores con exigencias especialmente altas, Walky 4.....	25
2.3.	Prótesis.....	26
2.4.	Prótesis de rodilla.....	26
2.4.1.	Rodilla de eje sencillo	26
2.4.2.	Rodilla policéntrica.....	27
2.5.	Rodillas policéntricas existentes en el mercado.....	27
2.5.1.	Prótesis de rodilla policéntrica neumática de 4 ejes	28
2.5.2.	Prótesis de rodilla policéntrica hidráulica con bloqueo manual	29
2.5.3.	Prótesis de rodilla policéntrica de 4 ejes.....	29
2.5.4.	Prótesis de rodilla policéntrica 2000.....	30
2.6.	Prototipado rápido.....	30
2.6.1.	Métodos de prototipado rápido	31
2.7.	Criterio de von Mises.....	31

2.7.1.	Tensión de von Mises en una viga.....	32
2.7.2.	Coeficiente de seguridad.....	32
2.7.3.	Escáner 3D.....	32
<i>CAPÍTULO III.....</i>		<i>34</i>
<i>Metodología.....</i>		<i>34</i>
3.	Metodología.....	34
3.1.1.	Metodología empleada.....	34
3.2.	Tipo de mecanismo de prótesis policéntricas.....	34
3.2.1.	Criterios de estabilidad de la prótesis.....	36
3.2.2.	Centro instantáneo de rotación de una prótesis de rodilla policéntrica.....	37
3.3.	Selección tipo de prótesis policéntricas.....	37
3.4.	Ingeniería inversa de la prótesis de rodilla seleccionada.....	41
3.5.	Diseño y modelado CAD de prótesis policéntrica.....	43
3.6.	Condiciones de frontera.....	45
3.7.	Cálculo.....	47
3.8.	Simulación.....	49
3.9.	Análisis y selección del material para el prototipado.....	53
3.9.1.	Análisis de criterios para el prototipado.....	53
3.10.	Prototipado de las piezas.....	54
<i>CAPÍTULO IV.....</i>		<i>61</i>
<i>Resultados.....</i>		<i>61</i>

4. Resultados	61
4.1.1. Prótesis de rodilla policéntrica.....	61
4.1.2. Gráfica sagitales normales y obtenidas.....	63
4.1.3. Comparación de resultados	65
4.2. Materiales y costos de la implementación del proyecto.	66
<i>CAPÍTULO V</i>	67
Conclusiones	67
Recomendaciones.....	67
<i>Bibliografía</i>	69

Índice de imágenes

Figura 1. Centro de gravedad de una persona [20].	22
Figura 2. Ciclo de la marcha humana [23].	23
Figura 3. Tipo de caminata Walky 1	24
Figura 4. Tipo de caminata Walky 2	25
Figura 5. Tipo de caminata Walky 3	25
Figura 6. Tipo de caminata Walky 4	26
Figura 7. Rodilla monocéntrica con bloqueo manual	27
Figura 8. Rodilla policéntrica neumática de 4 ejes [24].	28
Figura 9. Prótesis de rodilla policéntrica hidráulica con bloqueo manual [25].	29
Figura 10. Prótesis de rodilla policéntrica de 4 ejes [24].	29
Figura 11. Prótesis de rodilla policéntrica 2000 [25].	30
Figura 12. Parte de un mecanismo de 4 eslabones [28].	35
Figura 13. Mecanismo de 6 barras [28]	36
Figura 14. Centro instantáneo de rotación para configuraciones de Radcliffe [28].	37
Figura 15. Prótesis de rodilla policéntrica 2000.	40
Figura 16. Escáner Capture-3DSystems [30].	41
Figura 17. Escaneado vista general prótesis	41
Figura 18. Vista del escaneado por software	42
Figura 19. Vista de desviación del modelo	42
Figura 20. Pieza sólida	43
Figura 21. Factor de seguridad	49
Figura 22. Análisis pasador	50
Figura 23. Análisis estático, deformación máxima.	50
Figura 24. Factor de seguridad conector externo	50

Figura 25. Factor seguridad conector base.....	51
Figura 26. Análisis de deformación del ensamblaje.	51
Figura 27. Factor de seguridad.....	52
Figura 28. Impresora Anet a6 [34].....	54
Figura 29. Impresión de las piezas	55
Figura 30. Piezas con imperfecciones	56
Figura 31. Piezas con imperfecciones	56
Figura 32. Piezas impresas	57
Figura 33. Piezas impresas	57
Figura 34. Ensamblaje.....	58
Figura 35. Ensamblaje.....	58
Figura 36. Cinemática de la rodilla en el plano sagital (grados vs ciclo marcha).....	64

Índice de tablas

Tabla 1. Clasificación caminata [23].	23
Tabla 2. Nivel de actividad dependiendo de la clasificación de la caminata [23].	24
Tabla 3. Rodillas policéntricas existentes en el mercado local [24].	27
Tabla 4. Métodos de prototipado rápido	31
Tabla 5. Clasificación de Grashof para mecanismo de 4 barras [28].	35
Tabla 6. Evaluación y ponderación de criterios importantes	38
Tabla 7. Características de las diferentes prótesis de rodillas policéntricas [24] [25].	39
Tabla 8. Selección del tipo de prótesis	40
Tabla 9. Elementos mecánicos diseñados	43
Tabla 10.-Datos previo a la simulación.	46
Tabla 11. Detalles de estado de restricciones de las piezas.	46
Tabla 12. Valores de factor de seguridad.	52
Tabla 13. Propiedades mecánicas del aluminio, acrílico y acero. [31] [4]	53
Tabla 14. Análisis de criterios para el prototipado	54
Tabla 15, Características Anet a6 [34]	55
Tabla 16. ISO 286 Tolerancias del eje	59
Tabla 17. Prótesis knee 2000 Vs Ingeniería inversa	62
Tabla 18.-Datos de comparación de la prótesis.	63
Tabla 19. Valor de las fuerzas del apoyo [23]	65
Tabla 20. Costos para la implementación de la prótesis de rodilla policéntrica	66
Tabla 21.- Comparación prótesis ingeniería inversa vs prótesis propuesta	66

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

La discapacidad física se ha convertido en un obstáculo para las personas, impide realizar actividades y/o acciones cotidianas, afecta a la aceptación y aprovechamiento de opciones laborales, en la actualidad la condición para las personas con discapacidad física ha cambiado de perspectiva, se cuenta con el apoyo del gobierno y mediante programas estratégicos en el sector educativo, laboral y de ayuda social se involucra a las personas con discapacidad física con igualdad de derechos y oportunidades. [1]

La discapacidad física en miembros inferiores afecta en un 22% a la población registrada según MIES. Se encuentra casos de personas con amputaciones transfemorales (personas sin la articulación femorotibial móvil con dificultad de movilidad) y que hacen uso de muletas artesanales, sillas de ruedas por cuanto al alto costo ante la adquisición de una prótesis especial para desarrollar las actividades cotidianas y lograr movilizarse de una manera independiente. [2]

En este mismo sentido, existe la necesidad de desarrollar prótesis de costos accesibles mediante programas de ayuda social y fundaciones para personas de bajos recursos sin cobertura médica, la espera es de 12 a 18 meses aproximadamente para obtener una prótesis, periodo en el cual, dependiendo de la edad y actividad que realiza, comienza a perder el interés y se le dificulta el aprendizaje para la correcta utilización de la prótesis, lo que conlleva al mal o escaso uso una vez entregada la misma. [1]

La respuesta a dicha problemática que representa una amputación del miembro inferior que contemple la solución más confiable, es una prótesis de rodilla, con un mecanismo policéntrico

de cuatro o más barras que se la realice por medio de un prototipado rápido para que las personas puedan tener acceso de bajo costo a las mismas.

1.1. Problema

La pisada o ciclo de la marcha es un movimiento armónico que realiza el cuerpo humano para desplazarse de un lugar a otro con el menor coste energético posible, sin embargo, hay veces en las que los movimientos que se realizan para caminar dejan de ser armónicos, provocando un mayor coste energético y desequilibrios que pueden llevar a una mayor posibilidad de lesiones que no siempre se localizan en el pie, sino que pueden localizarse a lo largo de la cadena cinemática del movimiento humano [3].

Estas lesiones se pueden traducir en posturas alteradas, rodillas en valgo o en varo, disimetrías de miembros inferiores, desajustes en el equilibrio, afectando decisivamente en la estática de la cintura pélvica, contribuyendo a la alteración de la marcha humana [3], [4].

Los precios comerciales de estos dispositivos son de alrededor de 10000 a 20000 dólares, por lo que en el presente trabajo se propone un prototipado rápido de prótesis de rodilla de bajo costo para fines de investigación científica, que permite evaluar y analizar si es factible elaborarlo con impresoras 3D de bajo costo [5].

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo General

Desarrollar un prototipado rápido de una rodilla policéntrica para personas con amputaciones transfemorales, basadas en prótesis existentes en nuestro entorno.

1.2.2. Objetivos Específicos

- Determinar los parámetros que intervienen en el mecanismo de rodilla policéntrica

- Diseñar el mecanismo de rodilla policéntrica basado en rodillas comerciales y sistemas de prototipado rápido existentes en el mercado local
- Construir la rodilla policéntrica según los datos del diseño.
- Validar experimentalmente la rodilla policéntrica.

1.3. Antecedentes

La posición bípeda supone un importante reto desde el punto de vista biomecánico, debido fundamentalmente al compromiso entre los factores como la estabilidad y la dinámica de la locomoción humana [6].

El ciclo de la marcha se ha dividido en dos fases: Fase de soporte o apoyo y fase de balanceo o de oscilación. Este proceso depende de factores como son los extrínsecos, por ejemplo: terreno, calzado, vestido, transporte de carga y los intrínsecos, sexo, peso, altura, edad, físicos, peso, talla, constitución física, psicológicos personalidad, emociones, fisiológicos, características antropométricas y patológicos traumatismos, musculoesquelética, trastornos psiquiátricos, amputaciones de miembros inferiores o superiores, dichos parámetros definen el patrón de marcha [7], [8].

Sin embargo, utilizando información cinemática y cinética se obtiene una descripción más precisa del patrón de marcha del individuo. Con el análisis cinemático es posible registrar las variaciones angulares del cuerpo, mientras que con el análisis cinético se obtienen las fuerzas de reacción del suelo, variaciones del centro de presión y momentos [9].

Existen modelos experimentales realizados en diferentes centros de investigación que han arrojado resultados óptimos tales como los obtenidos en el artículo titulado “Diseño y modelado virtual del mecanismo policéntrico de una prótesis de rodilla” el mecanismo policéntrico se presenta como una aproximación para limitar el comportamiento y funcionamiento de la marcha humana, con un correcto modelado y simulación virtual, este

mecanismo mejora el desarrollo humano y tecnológico ayudando a las personas de bajos recursos económicos. [10]

El artículo titulado “Prótesis de rodilla policéntrica imprimible”, presenta la construcción de una prótesis de rodilla policéntrica a base de impresoras 3D, que son utilizadas experimentalmente para realizar una validación de funcionamiento en personas que han perdido el miembro inferior por un accidente o una amputación [11].

El trabajo titulado “Optimización estructural y del proceso de fabricación de prótesis policéntrica de rodilla mecánica”, en el trabajo habla de la optimización estructural y proceso de fabricación, se busca reducir de la masa del mecanismo, para los cálculos se utiliza el método de elementos finitos, se reduce el tiempo de fabricación utilizando procesos de fabricación de máquinas CNC [12].

Actualmente en el mercado en línea es fácil encontrar proveedores que ofrecen distintos tipos de prótesis de rodillas policéntricas para las personas que necesitan este producto.

1.4. Justificación

La necesidad de realizar el prototipado rápido de la rodilla policéntrica se debe por sus elevados costos [13] para las personas que han perdido el miembro inferior o para pacientes con amputaciones transfemorales, las rodillas policéntricas son las más utilizadas actualmente pues estas no afectan con desviaciones [14] en la columna de las personas con amputaciones transfemorales.

Los sistemas protésicos de rodilla son complejos. Eso se debe a que las rodillas proporcionan apoyo cuando la persona está de pie, facilitar el movimiento al caminar y permitir el movimiento al sentarse, flexionar las piernas o arrodillarse.

Rodilla de eje sencillo, esta funciona como una bisagra, cuesta menos que otros sistemas de prótesis semejantes, pero esta no tiene control de posición, lo que significa que las personas con amputaciones deben usar sus músculos para mantener el equilibrio mientras están de pie. En cambio, rodilla policéntrica permite una mayor libertad de movimiento, pesa más que las mencionadas anteriormente, es muy estable durante la primera parte de la fase de apoyo (al iniciar el paso), se dobla en la fase de oscilación (cuando la pierna está en el aire) o cuando el usuario se sienta [15].

1.5. Alcance

El mecanismo policéntrico permite la estabilidad de la rodilla cuando se hace contacto con el talón y reduce la inestabilidad al momento del despegue de la punta del pie, con ello se incrementa la distancia de contacto con el piso y se reduce la posibilidad de tropiezo, para poder realizar el prototipado rápido primero es necesario verificar todos los cálculos, sean estáticos, dinámicos además de la simulación por software para determinar los puntos que están más sensibles a sufrir deformaciones.

Para la elaboración del prototipado rápido se ejecuta los cálculos de los puntos críticos del mecanismo de rodilla policéntrica, donde se encuentran las mayores cargas, cuáles son los principales desplazamientos, y el material para realizar la implementación del prototipado de rodilla policéntrica para personas con amputaciones transfemorales de bajos recursos económicos.

CAPÍTULO II

Marco Teórico

2. Marcha humana

La marcha es el término que describe la locomoción humana o la forma en que se camina, cada persona tiene un patrón diferente y este puede ser afectado por enfermedades o lesiones [16].

En la marcha humana se define parámetros como peso, fuerza, equilibrio, entre otros, todo esto se utiliza para determinar a qué categoría está siendo aplicada porque existen diversos tipos de actividad física, así como categorías, con esto se podrá definir el tipo de prótesis a utilizar [4].

2.1. Marcha normal

Es el proceso por el cual el cuerpo se desplaza mientras mantiene la postura estable, durante el ciclo de marcha los grupos agonistas y antagonistas trabajan coordinadamente permitiendo mover las piernas [17].

La marcha normal requiere de un funcionamiento correcto tanto del sistema músculo esquelético como del nervioso, el último de los dos es el encargado de la entrada sensorial y la primera de la salida locomotora [18].

2.1.1. Equilibrio

Es la habilidad que le permite al ser humano mantener el balance en una posición recta en equilibrio [19].

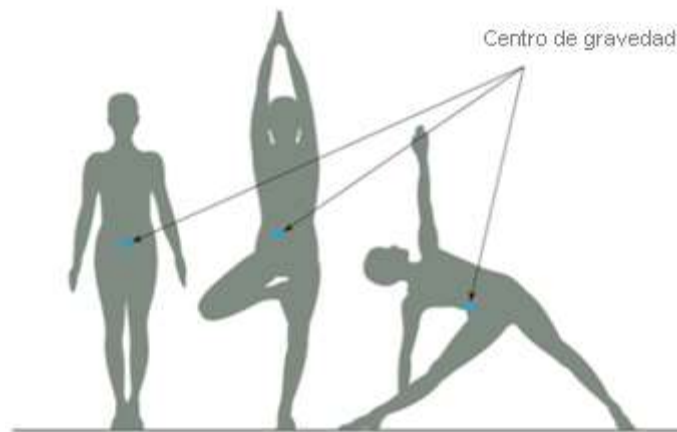


Figura 1. Centro de gravedad de una persona [20].

El cuerpo humano en posición bípeda tiene desequilibrio es inestable, un buen equilibrio es un elemento crucial para los seres vivos en la vida diaria. El mayor aporte de la biomecánica al equilibrio es la posibilidad que ofrece de valorar la estabilidad de este [21].

2.1.2. Locomoción

La locomoción es el movimiento que permite que el sujeto (ya sea una persona o una máquina) se desplace y adquiera otra posición, cambie de lugar además de mantener una marcha o caminata de acuerdo con la persona que lo realiza [22], el conocimiento de la locomoción humana es la base para el tratamiento y manejo de la marcha patológica, especialmente cuando se usa prótesis [16].

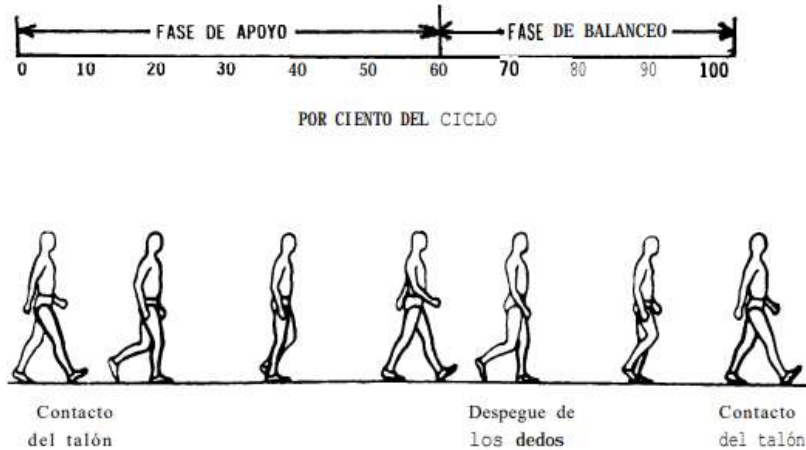


Figura 2. Ciclo de la marcha humana [23].

En la figura 2, se observa que el ciclo de la marcha o locomoción empieza cuando el pie hace contacto con el suelo y termina en el siguiente contacto del mismo pie con el suelo.

2.2. Clasificación de la caminata

Tabla 1. Clasificación caminata [23].

Clase	Clasificación de Pohjolainen	Clasificación de Russek
I	Marcha con prótesis sin ayuda técnica	No adaptado: (la prótesis no ofrece ninguna ventaja al paciente)
II	Marcha independiente en el domicilio, pero en el exterior necesita el bastón.	Cosmética plus: (marcha solamente distancias cortas en el interior, inseguridad y poco confortable)
III	Interior: Prótesis y un bastón. Exterior: Dos bastones o silla de ruedas.	Cuidados personales menos: (Distintos grados de ayudas son necesarios; fatigabilidad)
IV	Interior: Una prótesis y dos bastones o un andador. Exterior: Silla de ruedas.	Cuidados personales plus: (Independencia completa para las actividades cotidianas; adaptaciones en el trabajo a veces necesarias)
V	Interior: Marcha solamente para distancias cortas. Exterior: Silla de ruedas.	Adaptación parcial: (Limitación para algunas actividades solamente: Danza, deportes etc.)

Continúa tabla



VI	Marcha con bastones, pero sin prótesis.	Adaptación completa: (ninguna incapacidad resultante de la amputación)
VII	Se desplaza únicamente en silla de ruedas.	No existe clasificación

2.2.1. Tipo de actividad

Tabla 2. Nivel de actividad dependiendo de la clasificación de la caminata [23].

Nivel	Capacidad de marcha	Detalles marcha
0	Tetraplejía en la cama	Confinado en la cama.
1	Desplazamiento silla de ruedas	Capaz de realizar transferencias con prótesis e impulsar la silla.
2	Marcha con vigilancia en el domicilio	Necesita vigilancia durante la ambulación en el domicilio.
3	Marcha limitada en el domicilio	Marcha menos de 30 metros con la prótesis.
4	Marcha independiente en el domicilio	Marcha al menos de 30 metros con la prótesis, independencia para subir o bajar escaleras.
5	Marcha dependiente en el entorno donde vive	Marcha de uno a cinco bloques de viviendas con la prótesis.
6	Marcha independiente en el entorno donde vive	Marcha al menos de cinco bloques, puede utilizar bastones o muletas para distancias largas.

2.2.2. Usuario en espacios interiores, Walky 1

El paciente tiene la capacidad o el potencial de usar una prótesis para el traslado o para desplazarse en superficies planas con velocidades bajas [18].

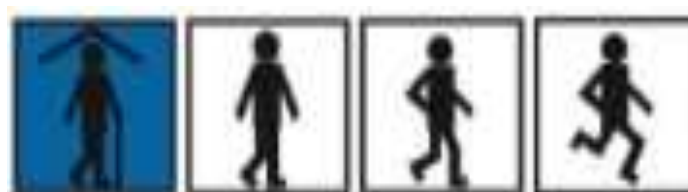


Figura 3. Tipo de caminata Walky 1

2.2.3. Usuario limitado con espacios exteriores, Walky 2

El paciente tiene la capacidad o el potencial de desplazarse con su prótesis a velocidades bajas, superando obstáculos pequeños de su ambiente tal como bordillos o superficies desniveladas [18].



Figura 4. Tipo de caminata Walky 2

2.2.4. Usuario sin limitaciones en espacios exteriores, Walky 3

El paciente tiene la capacidad o el potencial de moverse con su prótesis a velocidades de marcha de mediana a altas, superando la mayoría de los obstáculos de su ambiente, además dispone la capacidad de moverse en espacios al aire libre y puede ejercer actividades profesionales, terapéuticas y otras actividades que no expongan a la prótesis a esfuerzos mecánicos superiores al promedio dado el caso [18].



Figura 5. Tipo de caminata Walky 3

2.2.5. Usuario sin limitaciones en espacios exteriores con exigencias especialmente altas, Walky 4

El paciente tiene la capacidad o el potencial de moverse con su prótesis de forma ilimitada en espacio exteriores, la duración y el recorrido de la marcha no están limitados, adicionalmente, debido a las elevadas exigencias funcionales pueden producirse desgastes por impactos, tensiones y hasta deformaciones [18].



Figura 6. Tipo de caminata Walky 4

2.3. Prótesis

Es una extensión mecánica que reemplaza una parte del cuerpo que ha sido extirpada por operación quirúrgica o accidente, para que esta funcione como prótesis debe reemplazar la parte que fue afectada, debe realizar la misma función de la parte que reemplaza o acciones parecidas [24].

2.4. Prótesis de rodilla

Las prótesis de rodilla son reproducciones de los huesos faltantes de una zona en específico son elaboradas de metal, resinas o materiales cerámicos, que se colocan en el lugar de la articulación esta debe cumplir con el mismo movimiento de la articulación original para poder ser llamada prótesis [25].

2.4.1. Rodilla de eje sencillo

También conocida como movimiento de bisagra en el siglo XVII y siguen vigentes en la actualidad al grado de que muchas empresas aún los elaboran con nuevos materiales, pero considerando el mismo principio. Estas rodillas simulan el movimiento de una simple bisagra que permite el libre movimiento en flexión y extensión [15]. Estas rodillas son durables y no requiere mantenimiento en plazos de tiempo corto. Debido a su sencillez se mueven fácilmente y no tienen control de postura, esto provoca que los usuarios realicen fuerza adicional para mantenerse de pie. Por esta razón, dichos mecanismos no son apropiados para individuos con miembro residual corto, el cual, carece de la fuerza muscular para su control. Los mecanismos

de eje sencillo se recomiendan, principalmente, para personas con largo miembro residual, ya que, éste permitirá estabilizar la prótesis de rodilla a través de la extensión de la cadera en contra de la pared posterior de la prótesis [25].



Figura 7. Rodilla monocéntrica con bloqueo manual

2.4.2. Rodilla policéntrica

También denominadas rodillas de cuatro y seis barras se comenzaron a desarrollar durante la última década, su diseño es complicado debido a los múltiples ejes rotación. Su versatilidad biomecánica es la razón principal de su gran aceptación. Pueden ser muy estables durante la fase de apoyo, pero también fáciles de flexionar al iniciar la fase de oscilación o sentarse. Otra característica muy aceptada de estos mecanismos es que, la totalidad de la pierna se acorta al iniciar cada paso reduciendo el riesgo de tropiezo [24].

2.5. Rodillas policéntricas existentes en el mercado

Tabla 3. Rodillas policéntricas existentes en el mercado local [24].

	Prótesis de rodilla policéntrica neumática de 4 ejes	Prótesis de rodilla policéntrica hidráulica con bloqueo manual	Prótesis de rodilla policéntrica de 4 ejes	Prótesis de rodilla policéntrica 2000
Peso de la prótesis	460g	680g	460g	690g

Continúa tabla →

Tipo de ajuste	Dispositivo de extensión ajustable	Dispositivo de extensión ajustable	Dispositivo de extensión ajustable	Dispositivo de extensión ajustable
Tipo de marcha o rango de velocidad	Velocidad máxima de la marcha, hasta 4 km/h.	Tipo de marcha 1,2,3 y 4	Para usuarios que caminan a diferentes velocidades	Para usuarios que caminan a diferentes velocidades
Peso máximo del paciente	Peso máximo 100kg	Peso máximo 125kg	Peso máximo 100kg	Peso máximo 100kg
Angulo máximo de flexión	Flexión de la rodilla 135°	Flexión de la rodilla 135°	Flexión de la rodilla 135°	Flexión de la rodilla 160°
Tipo de seguridad al iniciar la caminata.	Mayor seguridad en la fase de apoyo.	Mayor seguridad estabilidad, control, eficiencia.	Mayor seguridad en la fase de apoyo.	Mayor seguridad en la fase de apoyo.

2.5.1. Prótesis de rodilla policéntrica neumática de 4 ejes



Figura 8. Rodilla policéntrica neumática de 4 ejes [24]

Rodilla neumática con control de la fase de oscilación con la prótesis y ajuste diferenciado de la resistencia a la flexión y extensión, para pacientes con nivel de actividad media. Incorpora reguladores traseros que permiten controlar la flexo-extensión en la fase de avance de la

marcha, ajustándose así a una amplia gama de velocidades. Diseño policéntrico que garantiza una alta seguridad en la fase de apoyo [26].

2.5.2. Prótesis de rodilla policéntrica hidráulica con bloqueo manual



Figura 9. Prótesis de rodilla policéntrica hidráulica con bloqueo manual [25].

Rodilla policéntrica para adultos, diseñada para diferentes velocidades de marcha, altos niveles de actividad y cargas pesadas, sistema de bloqueo geométrico, con abrazadera de tubo para 30mm, flexión de apoyo regulable, nivel de impacto moderado que implica caminar naturalmente, con la capacidad de cambiar la velocidad de la marcha [25].

2.5.3. Prótesis de rodilla policéntrica de 4 ejes



Figura 10. Prótesis de rodilla policéntrica de 4 ejes [24].

La rodilla 6H09A está indicada para pacientes con niveles de actividad baja y media, la rodilla se emplea en prótesis femorales, tibiales y desarticulación de cadera.

Los rodamientos de agujas empleados en la fabricación permiten aumentar la estabilidad y la fiabilidad de la rodilla durante su uso. La cinemática de dicho módulo permite alcanzar un

acortamiento funcional de la prótesis de hasta 15 mm en la fase oscilación con la prótesis, facilitando la marcha, posee un dispositivo para la extensión de rodilla ajustable [27].

2.5.4. Prótesis de rodilla policéntrica 2000



Figura 11. Prótesis de rodilla policéntrica 2000 [25].

La rodilla Total Knee 2000 también incluye un sistema de bloqueo geométrico para proporcionar la máxima seguridad; un sistema de tres fases que permite cambios suaves de velocidad; y flexión de apoyo, que actúa como un amortiguador para reducir la tensión y simular la flexión natural de la rodilla, dispositivo de extensión ajustable, diseñado para personas que realizan varias actividades, no es recomendada para realizar ejercicios profundos [15].


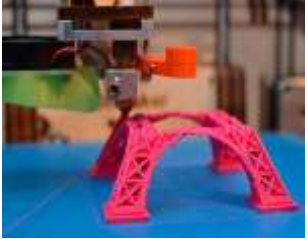

2.6. Prototipado rápido

Consiste en la fabricación de modelos y prototipos en menos de 24 horas a partir de modelos CAD de objetos en 3D, que se realiza mediante el empleo de técnicas diferentes a la inyección, esto permite reducir el tiempo a la mitad de la fabricación, la quinta e incluso la décima parte de este [28].

2.6.1. Métodos de prototipado rápido

En la actualidad, cuando se habla de prototipado rápido 3D, se refiere a distintos tipos de tecnologías, Impresión 3D, Deposición de Plástico Fundido (FDM), Sinterización Láser Selectiva, Estereolitografía (SLA), Inyección Triple (Polyjet) [28].

Tabla 4. Métodos de prototipado rápido

Prototipado rápido	Definición	Gráfico
Estereolitografía (SLA)	El archivo del modelo 3D exportado en formato STL es cortado en tiras delgadas en 2D que son añadidas en capas sucesivas para formar el objeto final [28].	
Impresión 3D	Es un proceso por el cual se crean objetos físicos colocando un material por capas en base a un modelo digital [29].	
Sinterización Láser Selectiva (SLS)	Utiliza polvo de los varios componentes como polímeros y metales como material primario, es fundido por láser para dar forma al objeto [29].	

2.7. Criterio de von Mises

La teoría expone que un material dúctil comienza a ceder en una ubicación cuando la tensión de von Mises es igual al límite de tensión. En la mayoría de los casos, el límite elástico se utiliza como el límite de tensión. Sin embargo, el software le permite utilizar el límite de tensión de tracción/ruptura o establecer su propio límite de tensión.

2.7.1. Tensión de von Mises en una viga

Usualmente en una viga sólo 3 de las 6 componentes del Tensor tensión son diferentes de cero: la Tensión normal a la sección transversal y dos componentes independientes asociadas a la Tensión tangencial, en ese caso las tensiones principales resultan ser [1]

$$\sigma_1 = \sigma_x + \sqrt{\sigma_x^2 + 4(\tau_{xy}^2 + \tau_{xz}^2)}$$

$$\sigma_2 = 0$$

$$\sigma_3 = \frac{\sigma_x - \sqrt{\sigma_x^2 + 4(\tau_{xy}^2 + \tau_{xz}^2)}}{2}$$

Siendo σ_1 , σ_2 y σ_3 las tensiones principales.

Siendo τ_{xy} , τ_{xz} , tensor de tensión.

2.7.2. Coeficiente de seguridad

Es el coeficiente resultante entre el valor calculado de la capacidad máxima de un sistema y el valor del requerimiento esperado real al que se verá sometido. Por este motivo, se trata de un número mayor que uno, que indica la capacidad de exceso que tiene el sistema sobre sus requerimientos [2].

2.7.3. Escáner 3D

Es un dispositivo que tiene la capacidad de analizar un objeto o una escena para reunir datos sobre su forma y, ocasionalmente, su color. Con la información obtenida se puede pasar a construir modelos digitales tridimensionales utilizados en una amplia variedad de aplicaciones [3].

El escáner 3D ha encontrado una aplicación insustituible en el control dimensional de la fabricación de componentes que requieren una serie de requisitos muy marcados. Las

piezas se escanean y la nube de puntos se compara con el modelo teórico, permitiendo un control muy detallado sobre la producción [4].

Escáner 3D en la ingeniería inversa, se realiza la digitalización de elementos de la industria reproduciéndolos con exactitud y precisión a diversas escalas, mediante el procedimiento de ingeniería inversa para obtener información o un diseño a partir de un producto, con el fin de determinar de qué está hecho, qué lo hace funcionar y cómo fue fabricado [5].

CAPÍTULO III

Metodología

En este capítulo se detalla los datos de prótesis de rodilla existentes en el mercado local, su clasificación, así como las descritas en el marco teórico.

3. Metodología

Sé describe en forma general el método de investigación, variables y el procedimiento utilizado en esta tesis.

3.1.1. Metodología empleada

- ✓ Estudio del arte
- ✓ Selección de prótesis de rodilla
- ✓ Análisis e ingeniería inversa de la prótesis seleccionada
- ✓ Análisis del mecanismo de la prótesis, sus posiciones y diferentes ángulos
- ✓ Diseño de una prótesis de rodilla con los principales parámetros obtenidos
- ✓ Prototipado rápido del diseño realizado
- ✓ Validación experimental

3.2. Tipo de mecanismo de prótesis policéntricas

Para poder seleccionar la mejor alternativa entre los diferentes tipos de prótesis de rodilla policéntrica se analiza los mecanismos de 4 a 6 barras, para el mecanismo de cuatro barras se utiliza la ley de Grashof, indica que la suma de las longitudes de la más corta y larga de los eslabones no pueden ser mayor que la suma de las longitudes de los eslabones restantes *figura 12*.

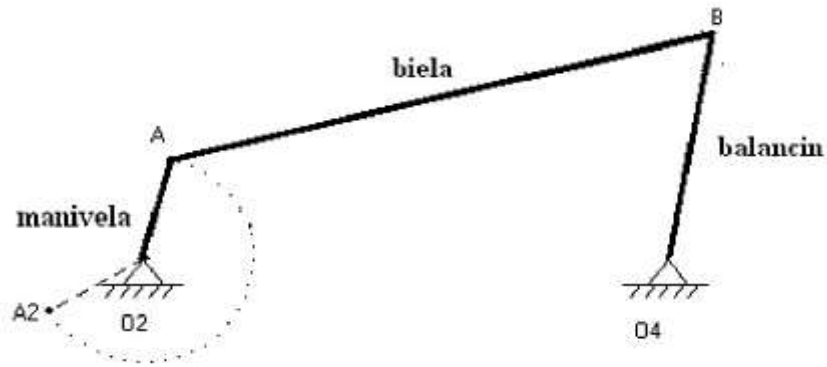


Figura 12. Parte de un mecanismo de 4 eslabones [28].

Tabla 5. Clasificación de Grashof para mecanismo de 4 barras [28].

Tipo de mecanismo	Barra más corta	Relación entre las longitudes de las barras
Eje inestable del balancín	Manivela	$s + l < p + q$
Fricción en el acoplamiento	Tierra	$s + l < p + q$
Doble balancín	Acoplamiento	$s + l < p + q$
Cambio de punto	Cualquiera	$s + l = p + q$
Triple eje de balancín	Cualquiera	$s + l > p + q$

Esta ley aplica principalmente para mecanismo de 4 eslabones, pero si se requiere analizar 6 eslabones como Watt, se considera dos eslabones de 4 barras conectados en serie.

Mecanismo de seis barras para describir este se utiliza el concepto de Denavit and Hartenberg, en ocasiones en las que se halla una buena solución a un problema de síntesis de eslabonamiento que satisface las restricciones de generación de trayectoria, pero al tener pivotes fijos en localizaciones inapropiadas para la unión del plano, se presenta mecanismos cognados [29].

Al hacer el arreglo entre los mecanismos de cuatro barras, se obtiene la configuración fundamental de mecanismo de seis barras de tipo Watt y el tipo Stephenson, como los mostrados en la *fig 13*.

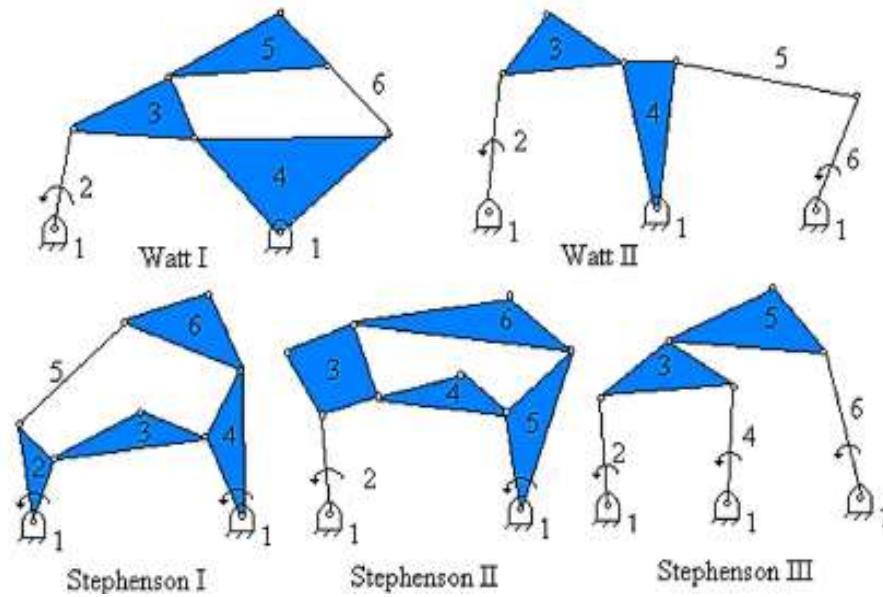


Figura 13. Mecanismo de 6 barras [28]

La síntesis del mecanismo de seis barras se utiliza para realizar acciones que la de cuatro barras no permite realizar, Norton señala que esta configuración se emplea cuando se tiene requerimientos que producen una detención en el acoplamiento de salida durante periodos, los mecanismos de seis barras son útiles en el diseño de dispositivos biomecánicos [28].

3.2.1. Criterios de estabilidad de la prótesis

El movimiento que realiza la rodilla humana es más complejo que una simple rotación alrededor de un eje fijo con una rotación de 0° a 10° , oscilación de 10° a 20° y traslación de 20° a 120° , además se puede observar que con este cambia de base en la posición de la rodilla.

Radcliffe establece dónde se tiene que localizar el centro instantáneo de rotación (CIR) para que un paciente con una amputación transfemoral tenga completo control de la prótesis permitiendo esta llegar al contacto con la rodilla flexionada con el suelo, reproduciendo con esto un ciclo de marcha más normal [28].

3.2.2. Centro instantáneo de rotación de una prótesis de rodilla policéntrica

Radcliffe indica que el CIR, en una prótesis de rodilla policéntrica, es un punto en donde por los cambios de un ángulo de flexión de la rodilla, la sección del músculo rota sobre un punto de extensión con la pantorrilla la cual aparece temporalmente fija.

Para determinar la estabilidad y el grado de movilidad se considera que el mecanismo de rodilla es un mecanismo en donde el CIR cambia de posición conforme el ángulo de flexión en la rodilla incrementa o decremента, cinemáticamente todos los dispositivos policéntricos tienen la estabilidad por la localización del CIR y se considera que en su mayoría son de la misma clase, como se muestra en la *fig 14* [28].

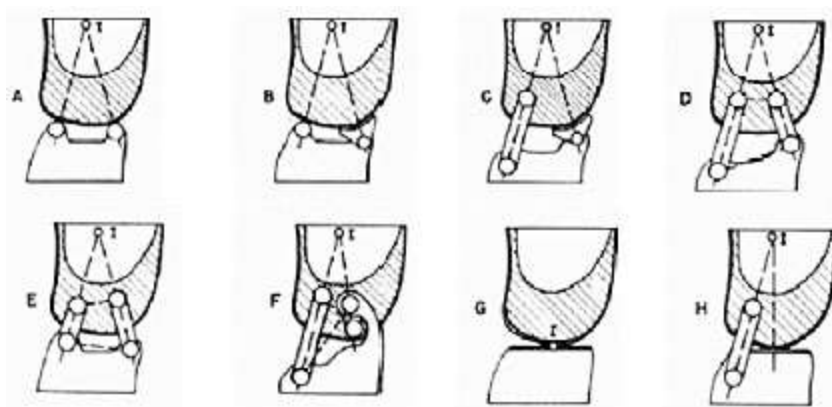


Figura 14. Centro instantáneo de rotación para configuraciones de Radcliffe [28]

En la *figura 14*, presenta el cambio de posición del CIR conforme el ángulo de flexión de la rodilla incrementa o decremента, cinemáticamente, todos los dispositivos policéntricos tienen la estabilidad controlada por la localización del CIR y se considera que en su mayoría son de la misma clase [30].

3.3. Selección tipo de prótesis policéntricas

Para seleccionar la mejor alternativa entre los diferentes tipos de prótesis de rodilla policéntrica se emplea el método ordinal corregido de criterios ponderados. Se basa en la siguiente información donde se analizan y confrontan todos los criterios (o soluciones) y se les

asigna un valor, obteniendo resultados significativos, los valores que se les otorga son los que se detallan a continuación:

- 1 Si el criterio (o solución) de las filas es superior (o mejor, $>$) que el de las columnas.
- 0,5 Si el criterio (o solución) de las filas es igual (o equivalente, $=$) que el de las columnas.
- 0 Si el criterio (o solución) de las filas es inferior (o peor, $<$) que el de las columnas

Todos los criterios como costo, duración, estética, comodidad tendrán la calificación respectiva como lo mencionado anteriormente.

Se procede hacer una ponderación de los criterios que se muestran en la *tabla 6*.

Tabla 6. Evaluación y ponderación de criterios importantes

Criterios	Costo	Duración	Estética	Comodidad	$\sum+1$	Ponderación
Costo		0,5	1	1	3,5	0,35
Duración	0,5		1	0,5	3	0,3
Estética	0	0		0,5	1,5	0,15
Comodidad	0	0,5	0,5		2	0,2
Suma					10	1

El criterio más importante para una selección de prótesis de rodilla es su costo, es decir, los usuarios necesitan un precio bajo, pero que tenga una duración aceptable, seguido por una comodidad normal al momento de realizar una actividad, la estética tiene importancia no muy alta, puesto que los usuarios lo que necesitan es poder realizar las actividades de una manera normal, sin ayuda de una segunda persona, las personas adultas quieren una prótesis parecida a una pierna, la estética para los niños es indispensable puesto que ellos desean que tenga detalles de superhéroes, dibujos animados entre otros [10].

A continuación, se evalúan cada una de las diferentes prótesis policéntricas de rodilla de acuerdo con cada criterio visto anteriormente *tabla 6*.

Tabla 7. Características de las diferentes prótesis de rodillas policéntricas [24] [25].

	Prótesis de rodilla policéntrica neumática de 4 ejes	Prótesis de rodilla policéntrica hidráulica con bloqueo manual	Prótesis de rodilla policéntrica de 4 ejes	Prótesis de rodilla policéntrica 2000
Peso de la prótesis	460g	680g	460g	690g (24.3oz)
Tipo de ajuste	Dispositivo de extensión ajustable	Dispositivo de extensión ajustable	Dispositivo de extensión ajustable	Dispositivo de extensión ajustable
Tipo de marcha o rango de velocidad	Velocidad máxima de la marcha, hasta 4 km/h.	Tipo de marcha 1,2,3 y 4	Diseñado para usuarios que caminan a diferentes velocidades	Diseñado para usuarios que caminan a diferentes velocidades
Peso máximo del paciente	Peso máximo del paciente 100kg	Peso máximo del paciente 125kg	Peso máximo del paciente 100kg	Peso máximo del paciente 100kg
Angulo máximo de flexión	Flexión de la rodilla 135°	Flexión de la rodilla 135°	Flexión de la rodilla 135°	Flexión de la rodilla 160°
Tipo de seguridad al iniciar la caminata.	Mayor seguridad en la fase de apoyo.	Mayor seguridad estabilidad, control, eficiencia.	Mayor seguridad en la fase de apoyo.	Mayor seguridad en la fase de apoyo.

En la *tabla 7*, se muestran las diferentes características de las prótesis de rodilla policéntrica vistas anteriormente, así como datos necesarios para la selección de la adecuada mediante criterios ponderados.

- P1, es prótesis de rodilla de 4 ejes neumática.
- P2, es prótesis de rodilla policéntrica hidráulica con bloqueo manual
- P3, es prótesis de rodilla policéntrica de 4 ejes
- P4, es prótesis de rodilla policéntrica 2000

La *tabla 8*, se selecciona el tipo de prótesis a realizar la ingeniería inversa, de acuerdo con los datos de la *tabla 7*.

Tabla 8. Selección del tipo de prótesis

Criterios	P1	P2	P3	P4	$\Sigma+1$	Ponderación
P1		0,5	0,5	0	2	0,2
P2	0,5		0,5	0,5	2,5	0,25
P3	0,5	0,5		0,5	2,5	0,25
P4	1	0,5	0,5		3	0,3
Suma					10	1

La prótesis seleccionada es la P4 “Prótesis de rodilla policéntrica 2000”, como indica la *figura 15*, con la cual se procede a elaborar la ingeniería inversa para determinar las medidas que deben tener cada una de las diferentes piezas que forman la misma, además del estudio de una propuesta del método de fabricación de esta.



Figura 15. Prótesis de rodilla policéntrica 2000

3.4. Ingeniería inversa de la prótesis de rodilla seleccionada

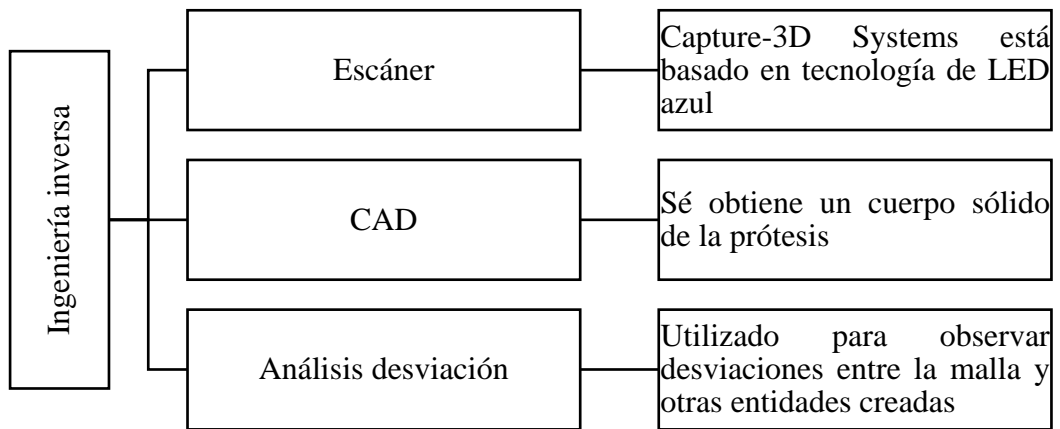


Figura 16. Escáner Capture-3DSystems [30].

Se utiliza un escáner Capture-3D Systems está basado en tecnología de LED azul y permite capturar hasta cerca de un millón de puntos en 0,3 segundos y crear detallados modelos de objetos físicos, con una precisión de entre 0.060-0.118 mm [32].



Figura 17. Escaneado vista general prótesis

Para poder obtener un escaneo adecuado es necesario cumplir unos requisitos, utilizar aerosol de color blanco mate en la prótesis ya que esta presenta un brillo por lo que el fabricante sugiere eliminar ese brillo para poder escanear de una mejor forma, y por esta razón se procedió a pintar el mecanismo con aerosol, ver *figura 17*, obscurecer la luz del entorno, además de evitar áreas innecesarias.

Escaneado de una vista general de la prótesis seleccionada mediante la utilización de herramientas computacionales, ver las figuras 18, 19.

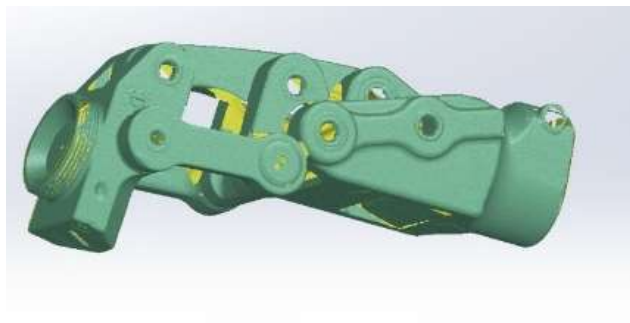


Figura 18. Vista del escaneado por software

Vista parcial del inicio del escaneado para el posterior diseño y dibujo de las diferentes piezas que componen la prótesis de rodilla policéntrica.

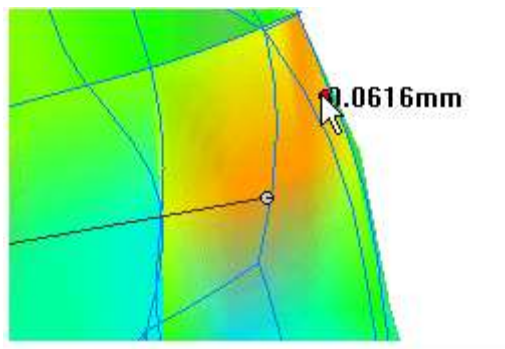


Figura 19. Vista de desviación del modelo

Una visualización en color en la malla muestra la desviación entre la superficie extraída y la malla, el software calcula el punto más cercano a la superficie identifica zonas problemáticas

a lo largo de las aristas de barridos, recubrimientos u operaciones, con esto se procede a rellenar superficie donde hay desviación máxima, mejorando la solidificación de la pieza.

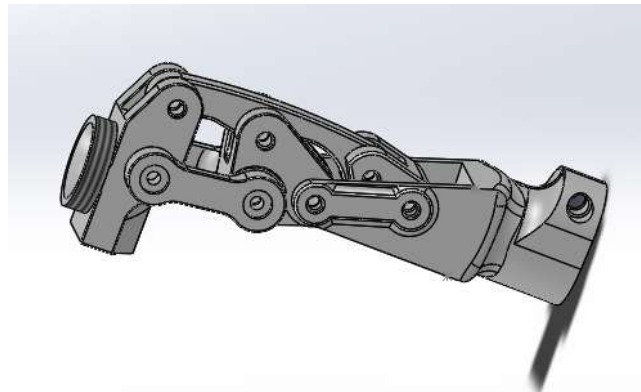


Figura 20. Pieza sólida

3.5. Diseño y modelado CAD de prótesis policéntrica

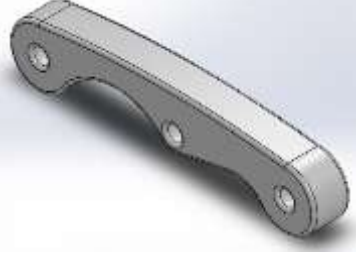
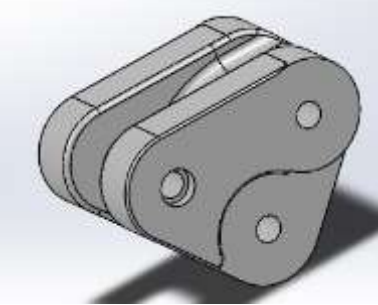
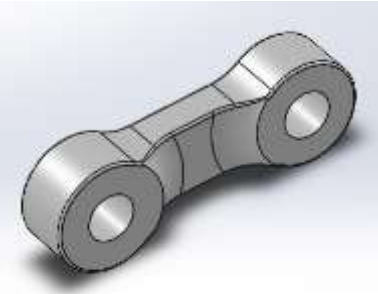
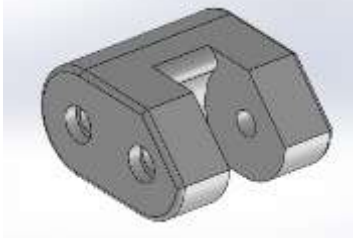
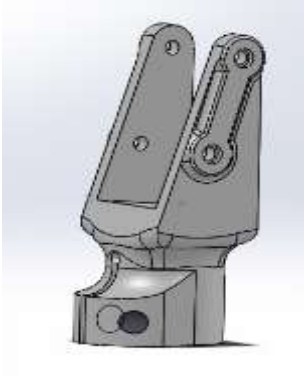
Se realiza mediante software CAD SolidWorks para modelado mecánico en 2D y 3D con la finalidad de simplificar el trabajo mecánico que concierne en el diseño de la estructura.

Tabla 9. Elementos mecánicos diseñados

Nombre del elemento	Diseño CAD	Descripción
Conector Rodilla		Es la pieza encargada de la unión de la prótesis con el muñón del cuerpo.

Continúa tabla



<p>Barra 3 pasadores</p>		<p>Encarga de unir todas las piezas que conforman el sistema protésico.</p>
<p>Conector triangulo superior</p>		<p>Encargado de unir el conector de rodilla, con la barra de 3 pasadores.</p>
<p>Barra exterior</p>		<p>Encargada de unir el conector de rodilla y el conector de triangulo superior, para realizar el movimiento.</p>
<p>Conector medio</p>		<p>Une la barra de 3 pasadores con la base de la prótesis.</p>
<p>Base</p>		<p>La pieza encargada de unir, todos los componentes que llegan hasta a ella, así como toda la prótesis con la extensión de pie para poder realizar el movimiento necesario por el paciente,</p>



además de restringir los ángulos en exceso para no sufrir daños.

3.6. Condiciones de frontera

Antes de llegar a cabo una simulación computacional se trabaja de forma global sin penetración, para el contacto entre componentes de la prótesis, esto impide la interferencia entre las piezas y permite la formación de separaciones.

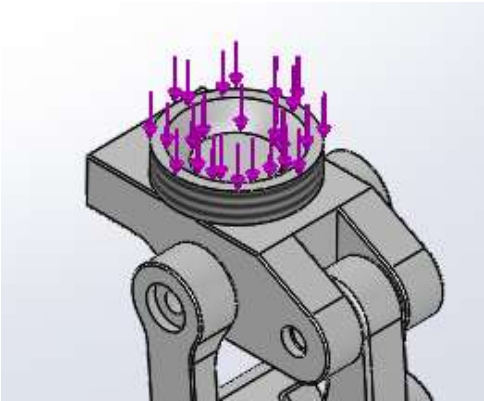
En cuanto a la sujeción se toma la cara superior como rígida, simulando empotramiento en la zona de unión de prótesis de encaje, se trabaja con una malla sólida basada en la curvatura y una calidad de malla de elementos cuadráticos de alto orden.

Tabla 10.-Datos previo a la simulación

Malla de detalles	
Nombre de estudio	Análisis estático
Tipo de malla	Malla solida
Mallador utilizado	Malla estándar
Puntos jacobianos	4 puntos
Tamaño de elementos	10mm
Tolerancia	0.291147mm
Número total de nodos	25745
Número total de elementos	14692
Cociente de aspecto máximo	222.58
% de elementos distorsionados	0.00681

En la *tabla 10*, se detalla las condiciones de las piezas antes de iniciar el proceso de simulado, material para la simulación PLA.

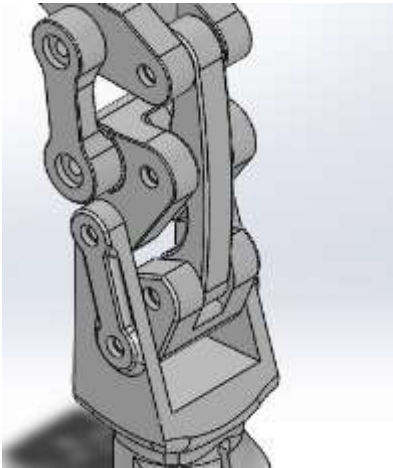
Tabla 11. Detalles de estado de restricciones de las piezas.

Pieza o detalle	Característica
	<p>Restricción: Pieza fija</p> <p>Fuerza externa: 1225,7 N</p> <p>Angulo simulación: 0 a 90 grados</p> <p>Contacto sin penetración</p>

Continúa tabla

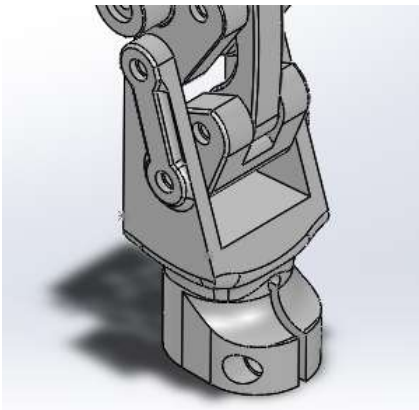


Componentes



Contacto entre componentes: Unión rígida sin penetración

Base



Contacto entre componentes: Unión rígida sin penetración.

3.7. Cálculo

Cálculo de pasador.

Material: AISI 304 acero inoxidable 4,7625mm

Área del pasador $A = \pi \cdot r^2$

Punto de fluencia $S_y = 220 \text{ Mpa}$

Fuerza externa $F = 1225 \text{ N}$

Factor de seguridad $N = \frac{S_y}{\sigma_{adm}}$

$N = 3,523$

Conector de rodilla

Material: PLA

Punto de fluencia $S_y = 62,5 \text{ Mpa}$.

Fuerza externa $F = 1225 \text{ N}$

Área conector rodilla $A = 63,2 \text{ mm}^2$

$$\sigma = \frac{P}{A}$$

$$\sigma = 6,24 \cdot 10^7 \frac{\text{kg}}{\text{m.s}^2}$$

Factor de seguridad $N = \frac{S_y}{\sigma}$

$$N = 3,22$$

Componentes

Material: PLA

Punto de fluencia $S_y = 62,5 \text{ Mpa}$

Fuerza externa $F = 1225 \text{ N}$

Área conector rodilla $A = 74,6 \text{ mm}^2$

$$\sigma = \frac{P}{A}$$

$$\sigma = 1,64 \cdot 10^7 \frac{\text{kg}}{\text{m.s}^2}$$

Factor de seguridad $N = \frac{S_y}{\sigma}$

$$N = 3,81$$

Conector base

Material: PLA

Punto de fluencia $S_y = 62,5 \text{ Mpa}$

Fuerza externa $F = 1225 \text{ N}$

Área conector rodilla $A = 166,6 \text{ mm}^2$

$$\sigma = \frac{P}{A}$$

$$\sigma = 7,35 \cdot 10^6 \frac{\text{kg}}{\text{m.s}^2}$$

Factor de seguridad $N = \frac{S_y}{\sigma}$

$$N = 8,5$$

3.8. Simulación

Debido a que la prótesis transfemoral va a estar sometida a grandes esfuerzos es importante evaluar el comportamiento de dichos materiales para cargas determinadas, antes de iniciar la construcción. Para esto se realiza un estudio estático mediante software, en el cual se graficó las piezas de acuerdo con el diseño. Se especifica las restricciones (puntos de apoyo) y condiciones de borde, además del área en donde se concentra la fuerza de 1225 N.

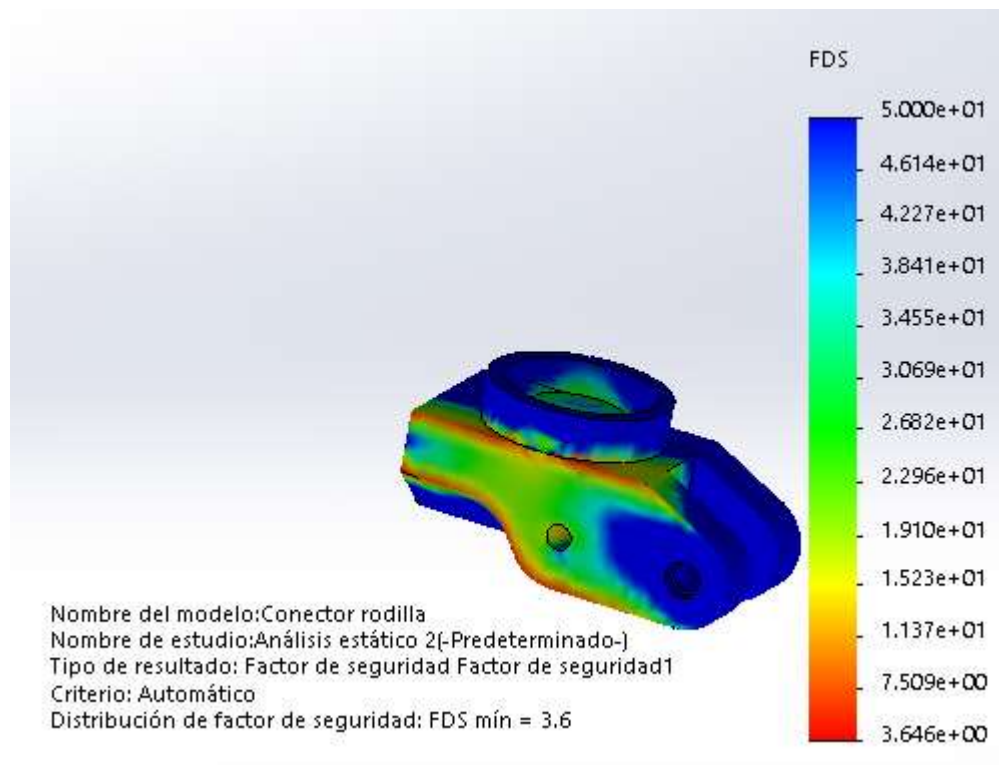


Figura 21. Factor de seguridad

En la *figura 21* se observa que la pieza tiene un factor de seguridad que es de 3.6 el cual garantiza que soporta sin problemas la carga aplicada, además la deformación máxima que sufre la placa es de 0.06 mm como se observa en la *figura 22*.

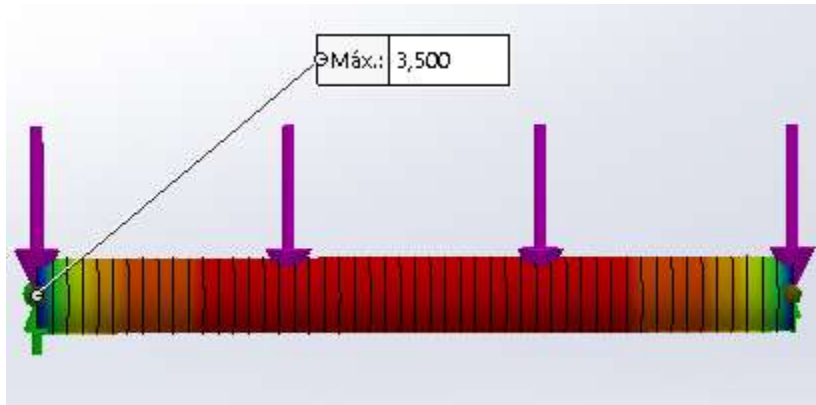


Figura 22. Análisis pasador

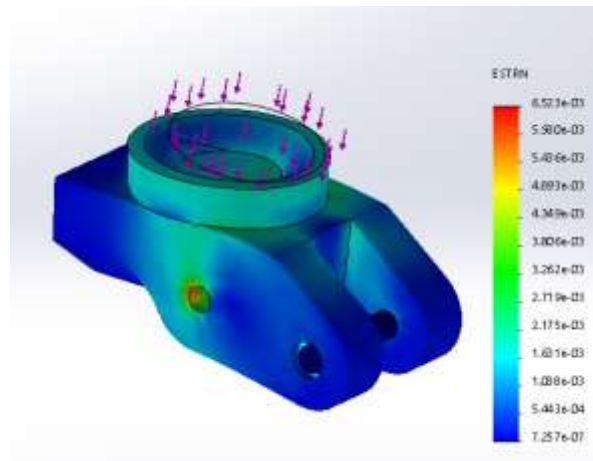


Figura 23. Análisis estático, deformación máxima.

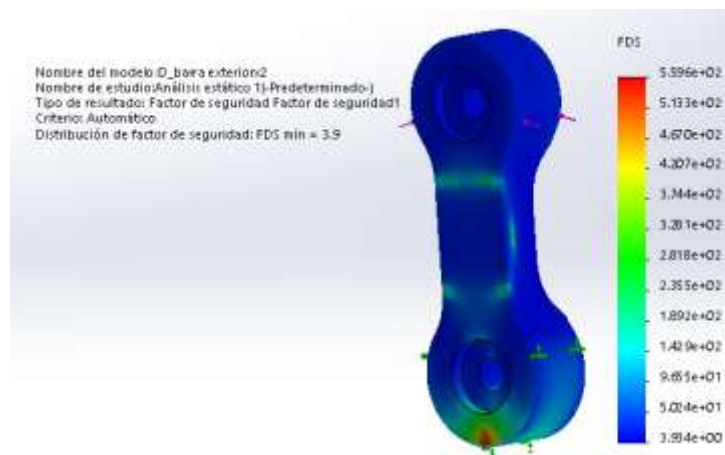


Figura 24. Factor de seguridad conector externo

El factor de seguridad para los conectores es de 3,9 esto indica que cumple con los valores mínimos de factor de seguridad.

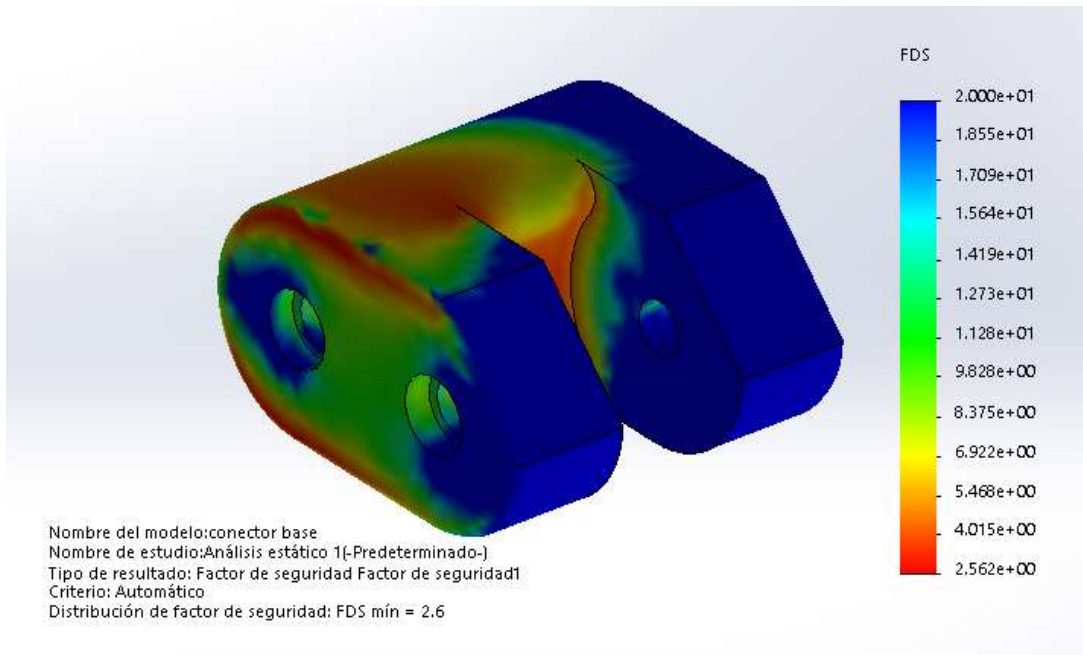


Figura 25. Factor seguridad conector base

El factor de seguridad para los conector base es de 2,1 esto indica que cumple con los valores mínimos de factor de seguridad, además esta pieza no sufre mayor deformación al ser la que conecta los diferentes eslabones.

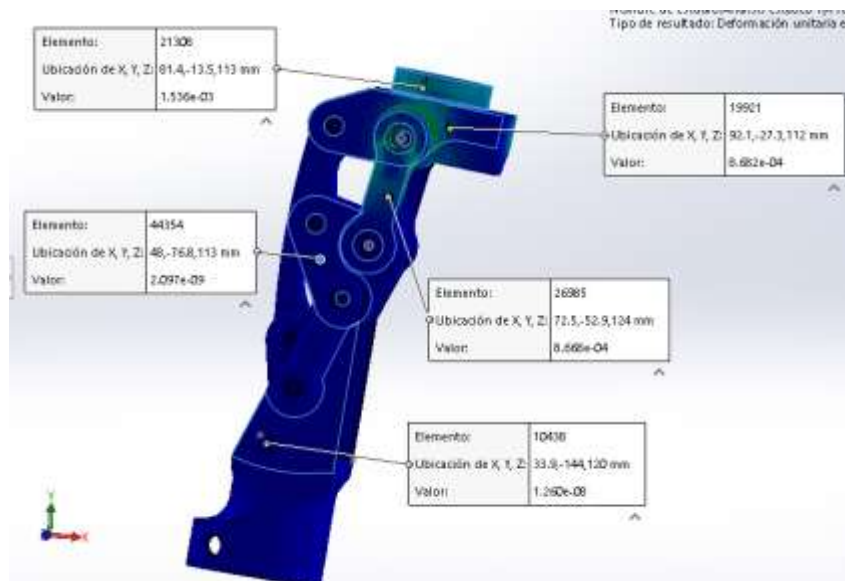


Figura 26. Análisis de deformación del ensamblaje.

En la *figura 27* se observa en el ensamble los valores de deformación general que el valor máximo de deformación es de 0.89 mm como se observa en la *figura 21*.

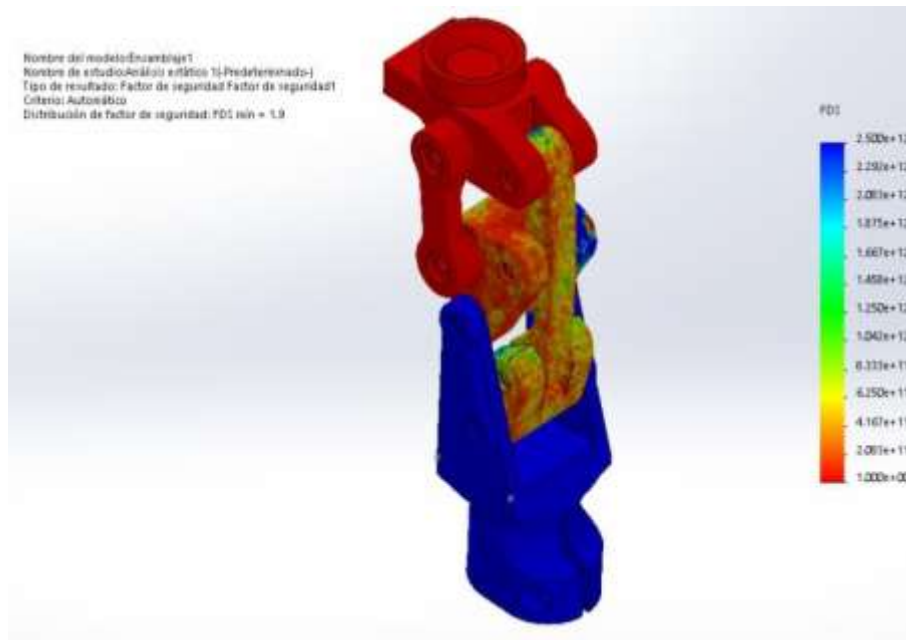


Figura 27. Factor de seguridad

En la *figura 27* se observa que la pieza tiene un factor de seguridad mínimo de 1.9 el cual garantiza que soporta sin problemas la carga aplicada, además la deformación máxima que sufre la placa de 0.89 mm como se observa en la *figura 22*, por motivos de estética de acuerdo con cada usuario, se le puede realizar personalización en diferentes colores sin que estos resultados afecten el diseño.

Tabla 12. Valores de factor de seguridad

Detalle	Cálculo software	Cálculo manual	Porcentaje de error
Factor de seguridad conector de rodilla	3,6	3,2	11,11 %
Factor de seguridad conectores externos	3,9	3,8	2,56%
Factor de seguridad conector base	9,1	8,5	6,59%
Factor de seguridad pasador	4,2	3,523	16,11%

3.9. Análisis y selección del material para el prototipado

Después de analizar otros trabajos de investigación y analizar los materiales que se utilizaron, se observa que estos cumplen con la resistencia necesaria para los objetivos planteados y que sus resultados fueron los esperados, por lo que se preseleccionaron los siguientes materiales: aluminio, acrílico, acero y PLA.

Tabla 13. Propiedades mecánicas del aluminio, acrílico y acero. [31] [4]

Material	Módulo de Young (MPa)	Esfuerzo (N/mm ²)	Densidad (g/cm ³)	Resistencia a la corrosión
Aluminio 7000	70000	250	2,7	SI
Acrílico	3000	890	1,2	SI
Acero AISI 304	210000	400	7,8	NO
Pla	45000	49,5	1,25	SI

Con la información de la *tabla 12* se realiza el análisis de criterio para cada material, además de esto en el presente trabajo de investigación se requiere analizar otras alternativas del material.

3.9.1. Análisis de criterios para el prototipado

Para seleccionar el material correcto, se usa el método de ponderación de criterios, en donde se evalúa parámetros como: costo, características mecánicas como: resistencia y densidad, disponibilidad en el mercado local y maquinabilidad. Los materiales serán evaluados con un puntaje del 1 al 10, mayor será el puntaje si el material cumple con todos los parámetros establecidos.

Tabla 14. Análisis de criterios para el prototipado

Material	Aluminio	Acrílico	Acero	Pla
Costo	5	7	5	10
Características mecánicas	9	6	9	5
Disponibilidad	9	6	7	10
Maquinabilidad	10	8	10	10
TOTAL	33	27	31	35

De acuerdo con la *tabla 13*, el material a utilizar es el PLA ya que cumple con buenas características mecánicas como se detallan en el anexo 1, tiene un coste menor en comparación a los otros materiales, se encuentra dentro del mercado local y es una manera de fabricar más sencilla reduciendo su tiempo en un 70%.

3.10. Prototipado de las piezas

Se procede a prototipar las piezas diseñadas tal como se menciona en las especificaciones anteriores, se realiza en una impresora convencional 3D, que se puede adquirir en el mercado local, para realizar esto se utiliza la Anet A6, además se tiene en cuenta las características siguientes, ver *tabla 12*.



Figura 28. Impresora Anet a6 [34]

Tabla 15, Características Anet a6 [34]

Velocidad impresión	Velocidad de impresión: 40 - 120 mm/s (ajustable)
Materiales de impresión	Filamentos ABS, PLA, FILAFLEX, MADERA, NYLON, PVA (es soluble en agua), POLIPROPILENO y filamentos LUMINISCENTES
Precisión	0.1mm
Temperatura impresión	200° - 250 °C (ajustable dependiendo el material)
Temperatura cama	0° - 70°C
Área de impresión	220x220x250 mm

Figura 29. Impresión de las piezas

La velocidad de impresión se la realiza a 60mm/s es la recomendada por el fabricante para obtener un acabado, la altura de la capa 0,15mm, con un relleno de 100%, la temperatura del extrusor de 250°C, y la de la cama caliente a 60°C, con estos datos configurados, se inicia la impresión, el tiempo total de la impresión de todas los elementos que conforman la prótesis es de 5 horas con 28 minutos, una vez finalizada se analiza cada pieza, para verificar si el estado de impresión es la correcta o se imprime de nuevo la que tenga defectos [34].

Se presentan piezas con desperfectos, las cuales son descartadas, y se procede a reimprimir las mismas, las piezas que están sin imperfecciones son separadas para continuar con el ensamblaje unas vez obtenidas todas las piezas.



Figura 30. Piezas con imperfecciones

En la *figura 30*, se presentó daño al retirar la pieza de la cama de la impresora, ocasionando que se fracture y esta no sirva, el daño se presenta por la laca que se usa como base para una mejor sujeción de esta, esto ocasiona que se adhiera de manera fuerte, debido a que no podemos controlar la cantidad adecuada para su correcta adherencia.

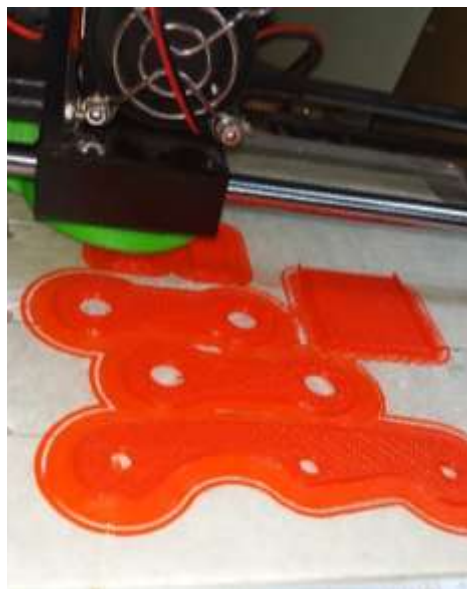


Figura 31. Piezas con imperfecciones

En la *figura 31*, se presentó fallas por el movimiento de la cama de impresión lo cual provoco una impresión fallida, y las piezas dañadas es decir la capa de impresión superior se mueve.

La superficie que sostiene a la impresora 3D, se mueve de manera brusca la cual provoca daños, se procede a sujetar la superficie para evitar movimientos, y si esto continua se colocará sobre una superficie fija.

Se procede a reimprimir, para obtener piezas funcionales y que no presenten imperfecciones.

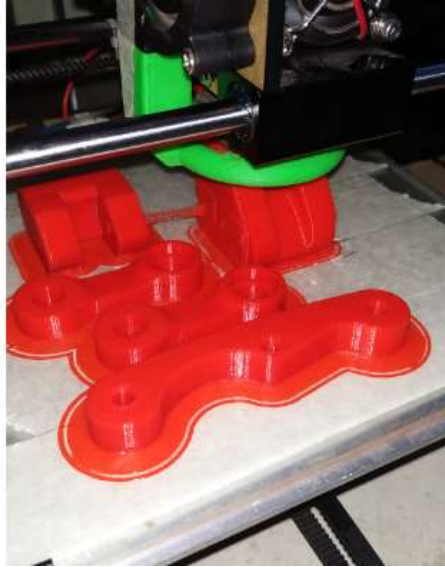


Figura 32. Piezas impresas

Las piezas impresas con un mejor acabado se observan en la *figura 32, figura 33*, estas procederán a ser ensambladas, tal como se muestra en los planos ver anexo 3.



Figura 33. Piezas impresas

Ensamblaje se realiza desde la parte superior a la inferior, el conector de rodilla se ensambla con la barra de 3 pasadores y las barras exteriores mediante el pasador se agrega el seguro para evitar que este se salga, posteriormente se une el conector medio de la misma manera con la parte superior ya ensamblada, para finalmente ensamblar la parte inferior.



Figura 34. Ensamblaje



Figura 35. Ensamblaje

Problemas presentados al momento de ensamblar, las dimensiones de los agujeros de los pasadores presentan pequeños grumos por lo cual se procede a lijar las piezas que tenga este problema.


Las tolerancias utilizadas, tamaño nominal 3mm-6mm; $-270\mu\text{m} = -270(10^{-3}) = -0.270\text{mm}$ son las adecuadas por el diámetro del eje presenta problemas graves, y esto no altera el ensamble, además los ajustes son eficientes.

Tolerancias del eje ISO para la tabla que figura a continuación muestra el rango entre 3mm hasta 180. Dimensión nominal y la zona de tolerancia de los agujeros en mm (métrico). ISO eje Tolerancias ayudan al fabricante a máquina de las partes con los límites especificados dada

por el ingeniero. ISO límites de tolerancia del eje se designa con la letra minúscula, como se muestra en el gráfico [6].

Tabla 16. ISO 286 Tolerancias del eje

Grado	Tamaños nominal del eje												
	3	6	10	18	30	40	50	65	80	100	120	140	160
Encima													
Hasta y incl.	6	10	18	30	40	50	65	80	100	120	140	160	180
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
a12	270	280	290	300	310	320	340	360	380	410	460	520	580
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	390	430	470	510	560	570	640	660	730	760	860	920	980
d6	-30	-40	-50	-65	-80	-100	-120	-145					
	-38	-49	-61	-78	-96	-119	-142	-170					
e6	-20	-25	-32	-40	-50	-60	-72	-85					
	-28	-34	-43	-53	-66	-79	-94	-110					
e13	-20	-25	-32	-40	-50	-60	-72	-85					
	-	-	-	-	-440	-520	-612	-715					
	200	245	302	370									
f5	-10	-13	-16	-20	-25	-30	-36	-43					
	-15	-19	-24	-29	-36	-43	-51	-61					
f6	-10	-13	-16	-20	-25	-30	-36	-43					
	-18	-22	-27	-33	-41	-49	-58	-68					
f7	-10	-13	-16	-20	-25	-30	-36	-43					
	-22	-28	-34	-41	-50	-60	-71	-83					

Continúa tabla 

g5	-4	-5	-6	-7	-9	-10	-12	-14
	-9	-11	-14	-16	-20	-23	-27	-32
g6	-4	-5	-6	-7	-9	-10	-12	-14
	-12	-14	-17	-20	-25	-29	-34	-39
g7	-4	-5	-6	-7	-9	-10	-12	-14
	-16	-20	-24	-28	-34	-40	-47	-54
h4	0	0	0	0	0	0	0	0
	-4	-4	-5	-6	-7	-8	-10	-12
h5	0	0	0	0	0	0	0	0
	-5	-6	-8	-9	-11	-13	-15	-18
h6	0	0	0	0	0	0	0	0
	-8	-9	-11	-13	-16	-19	-22	-25
h7	0	0	0	0	0	0	0	0
	-12	-15	-18	-21	-25	-30	-35	-40

CAPÍTULO IV

Resultados

4. Resultados


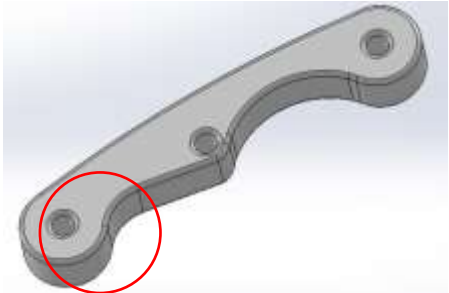
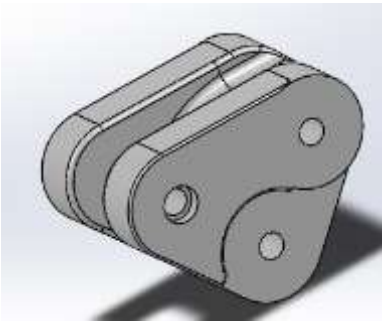
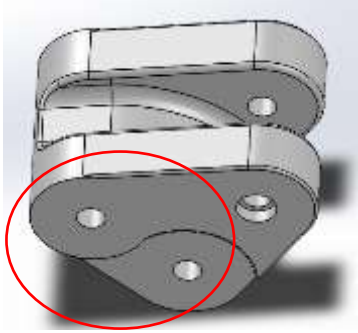
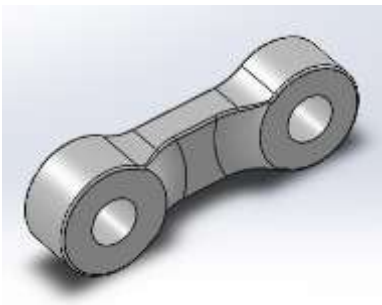
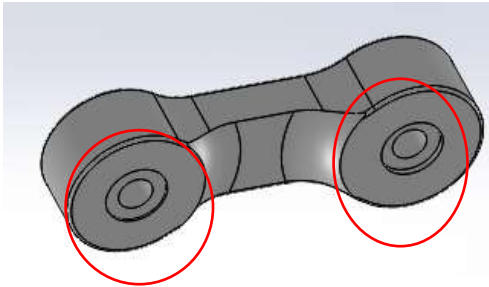
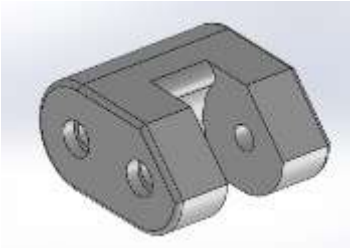
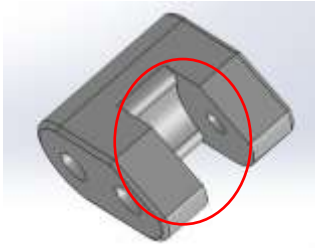
El diseño de la prótesis esta realizada para una carga máxima de 1225N, obteniendo un factor de seguridad de 2.5 como mínimo, en la simulación individual se obtiene un factor de seguridad de 3.5, para el análisis de resultado, se debería someter a ensayos destructivos al prototipo para determinar el tiempo de vida.

Para esta investigación, se compara los resultados obtenidos de la ingeniería inversa de la prótesis seleccionada, y la prótesis propuesta, demostrando un mejor similitud a la curva de la marcha humana, como se puede observar en la *figura 33*, lo que demuestra que se reduce entre el 5% al 10% de error en el ciclo de la marcha humana.

4.1.1. Prótesis de rodilla policéntrica

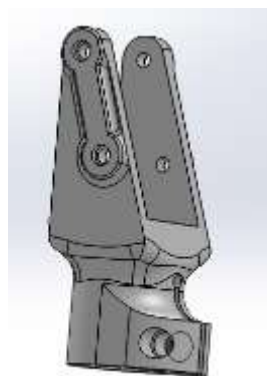
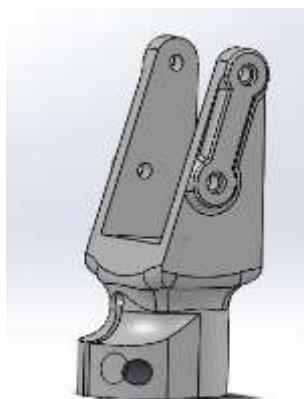
En los laboratorios se obtiene la cinemática de un solo paso, cuando lo ideal sería obtener el estudio de más pasos para asegurar un patrón más típico. Para obtener el paso limpio sobre la prótesis, se debe reubicar varias veces al paciente en diferentes posiciones de inicio hasta que logre la locomoción o caminata de manera normal, no interfiera en la naturalidad de marcha del paciente.

Tabla 17. Prótesis knee 2000 Vs Ingeniería inversa

Nombre del elemento	Diseño Original	Ingeniería Inversa
<p>Barra 3 pasadores, longitud superior a la original, redondeos superiores para evitar contacto con otras piezas</p>		
<p>Conector triangulo superior, diseño nuevo que evita contacto con otras piezas</p>		
<p>Barra exterior, diseño mejorado para evitar contacto entre componentes</p>		
<p>Conector medio, redondeo mayor para evitar contacto entre las piezas</p>		



Base, redondeos
para alivianar el
peso de la pieza



4.1.2. Gráfica sagitales normales y obtenidas

Tabla 18.-Datos de comparación de la prótesis.

Ciclo	Normal	Prótesis Knee	Prótesis ingeniera
		2000	inversa
0%	7	5	2,5
5	14	16	13
10	17,5	20	17
15	16	18	20
20	14	15	17
25	10	11	13
30	7	7	9
35	5,6	4	2
40	7	5	1
45	12	10	7

Continúa tabla
→

50	23	25	20
55	45	50	40
60	62	64	50
65	68	70	55
70	62	66	55
75	45	50	50
80	30	35	25
85	12	20	14
90	2	7	5
95	1	2	3
100	3	5	2,5

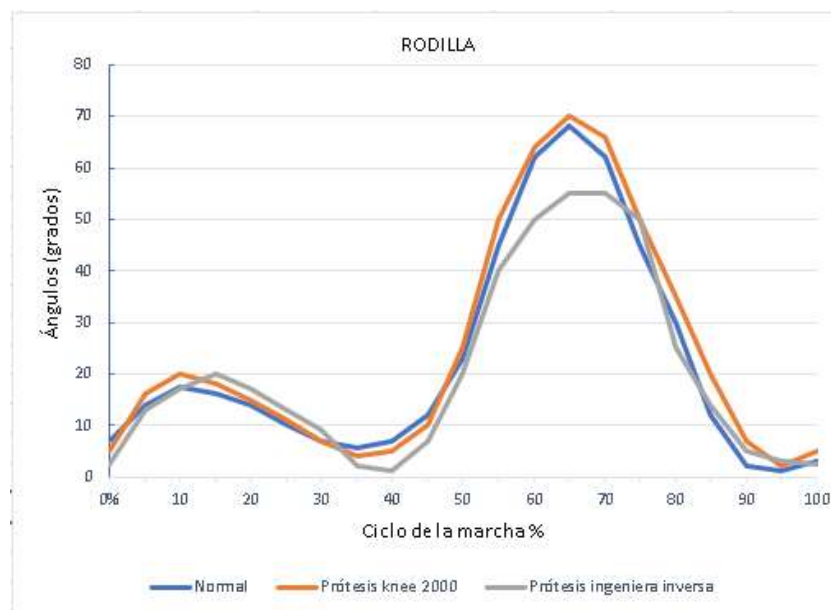


Figura 36. Cinemática de la rodilla en el plano sagital (grados vs ciclo marcha)

La cinemática de la prótesis de rodilla presenta las gráficas como en la *figura 33*, las graficas corresponden a los datos obtenidos de la simulacion, color azul representa la gráfica

normal del paso de una persona, la línea naranja representa la prótesis knee 2000, y la gris la ingeniería inversa de la prótesis desarrollada es similar a la de la marcha normal.

4.1.3. Comparación de resultados

Tabla 19. Valor de las fuerzas del apoyo [23]

Valores de la fuerza de reacción en cada fase de la pisada en marcha			
lenta o normal			
	Choque del talón (N)	Apoyo total del pie (N)	Despegue (N)
Paciente 1	630	505	553
Paciente 2	780	727	753
Paciente 3	681	625	631
Paciente 4	720	626	653
Paciente 5	778	657	707
Paciente 6	469	423	476

En la *tabla 15* se observa que en la primera fase de la pisada se presenta la mayor fuerza de apoyo, constatando que el despegue en este tipo de caminata genera una menor fuerza en comparación a la fuerza generada cuando se apoya el talón. En la marcha lenta el primer pico es mayor, pero en menor porcentaje, con estos datos se verifica que la prótesis está diseñada para resistir una fuerza 1225N tal como indica en el anexo 2, además de que soporta el peso y la fuerza de una persona en las fases de choque de talón, apoyo total del pie, y despegue de este.

La *figura 33* tiene como resultado valores similares con un margen de error apreciable en la simulación en casi todos los aspectos, es decir, tanto en la extensión como en la flexión de esta.

4.2. Materiales y costos de la implementación del proyecto.

Para la implementación de este proyecto se usaron los siguientes materiales.

Tabla 20. Costos para la implementación de la prótesis de rodilla policéntrica

Material	cantidad	Costo unitario	Costo total
Rollos de Pla	3	60	180
Hora de impresión	32	2.5	80
AISI 304	1	6	6
Varios	1	25	40
TOTAL			\$ 306

El costo total de la prótesis impresa es de 306 a 500 dólares americanos, comparada con el precio de la prótesis de rodilla policéntrica 2000 que tiene un valor que oscila entre los 7000 a 20000 dólares, se da como resultado que esta tiene una reducción de su valor entre un 30% a un 70%.

Tabla 21.- Comparación prótesis ingeniería inversa vs prótesis propuesta

	Prótesis Knee 2000	Prótesis propuesta
Material		Pla
Precio	7000 a 20000 dólares	306 a 500 dólares
Proceso de fabricación	Inyección de material, fundición, torneado, fresado	Prototipado rápido, impresión 3d,

CAPÍTULO V

Conclusiones

El diseño de la prótesis esta realizada para una carga 1225N, con una con el cual se obtiene un factor de seguridad de 2.5 como mínimo, la simulación de cada pieza se obtiene un factor de seguridad de 3.5, es decir la prótesis se diseña para que el paciente no sufra ningún daño en un ambiente controlado.

Los materiales usados para la construcción del prototipo son de fácil acceso como una impresora 3D convencional, materiales como el PLA, ABS, entre otros, además de pasadores, seguros, rodamientos.

Las pruebas de simulación mediante software arrojaron resultados con un margen de error de 8% en comparación entre ellos a investigaciones en donde evalúan la caminata sagital de la rodilla, la forma de onda de la simulación de la prótesis comparada con trabajos anteriores es similar en un 90%, tanto en la rodilla izquierda como la derecha se ha demostrado que si se puede realizar prótesis con materiales alternos como los mencionados en la construcción a los convencionales ya sea este con una impresora 3D, al realizar de esta manera se obtiene valores muchos más bajos que las convencionales reduciendo su precio en un 70% a 90% dependiendo del material.

Recomendaciones

Una de las limitaciones más importantes que posee este prototipo, es que no se pueden evaluar el tiempo de vida de la prótesis, por lo que se debe recomendar el análisis de fatiga del prototipo realizar pruebas como ensayos destructivos y no destructivos para validar los resultados y poder comercializar este tipo de prótesis.

Una posible mejora es de buscar otros materiales para su impresión y comprobación, realizar impresiones en mayor calidad, mejorar la estructura para poder tener un mejor inicio al dar el primer paso y evitar tropiezos, así como lograr realizar una parametrización para personas de diferentes edades, la ventaja de seguir trabajando con prótesis policéntricas es que, evitan el daño de las columnas y desviaciones de pacientes.

Bibliografía

- [1] N. E. Bach. Ayala Dionicio, «Optimización de la síntesis de un mecanismo de seis barras con aplicación de prótesis en rodilla humana, garantizando la estabilidad en el ciclo de marcha, mediante algoritmo genéticos.,» Lima - Perú, 2018.
- [2] S. Collado, F. Gómez y A. Álvarez, «Análisis de la marcha. Factores Moduladores,» *Biociencias*, vol. 1, pp. 1-22, 2003.
- [3] 3. Systems, «3D SYSTEMS,» [En línea]. Available: <https://es.3dsystems.com/3d-scanners/geomagic-capture>.
- [4] S. Sánchez, «3dnatives,» [En línea]. Available: <https://www.3dnatives.com/es/modelado-por-deposicion-fundida29072015/>.
- [5] A. 3D, «Mastoner,» [En línea]. Available: <https://www.mastoner.com/impresoras-3d/impresoras-3d-diy/impresora-3d-anet-a6>.
- [6] ASTM F3109-16, «ASTM INTERNATIONAL Helping our world better,» 5 Enero 2019. [En línea]. Available: www.astm.org.
- [7] MIES, «Ministerio de inclusión económica y social,» 2018. [En línea].
- [8] MIES, «Ministerio de Inclusión Económica y Social,» Gobierno de la republica del Ecuador, [En línea]. Available: <https://www.inclusion.gob.ec/normas-tecnicas-de-discapacidades/>. [Último acceso: 13 09 2019].
- [9] R. Bausa, A. Dalmau, J. Barrachina y M. Peydro, «Kinetic gait analysis in sequels of hindfoot injuries,» *Foot and Ankle Surgery*, pp. 63-66, 2007.
- [10] S. Vásquez, F. Gómez, A. Vadillo y L. Rodríguez, «Análisis de la marcha. Factores Moduladores,» vol. 1, 2003.

- [11] A. Forti y M. Duarte, «Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos,» *Brazilian Journal of Motor Behavior*, vol. 6, nº 1, pp. 56-61, 2011.
- [12] A. García y A. Valverde, «google books,» 2016. [En línea]. Available: https://books.google.com.ec/books?id=ZqZ0DQAAQBAJ&dq=Desarrollo+de+Plantillas+Instrumentadas+de+Bajo+Coste+para+Medici%C3%B3n+de+la+Pisada:++X+XI+Congreso+Nacional+de+Ingenier%C3%ADa+Mec%C3%A1nica&source=gbs_navlinks_s.
- [13] J. Daza, «Editorial Médica Panamericana,» 2007. [En línea]. Available: <https://www.medicapanamericana.com/Libros/Libro/3969/Evaluacion-clinica-funcional-del-movimiento-corporal-humano.html>.
- [14] A. Villa, E. Gutiérrez y J. Pérez, «Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría,» *Revista Ingeniería Biomédica*, pp. 16 - 26, 2008.
- [15] D. L, Diseño y modelado virtual del mecanismo policéntrico de una prótesis de rodilla., Guayaquil, 2012.
- [16] M. M, Prótesis de rodilla policéntrica imprimible, Argentina, 2017.
- [17] C. J, Optimización estructural y del proceso de fabricación de prótesis policéntrica de rodilla mecánica., Venezuela, 2015.
- [18] M. Menghini, «Protesis de rodilla policentrica imprimible,» vol. 4º, pp. 15-21, 2017.
- [19] M. M. L. a. C. Nielsen, *Orthotics and Prosthetics in Rhabilitation, Second*, Canada : Elsevier, 2007.

- [20] B. Dupes, «Amputee Coalition,» 4 Enero 2004. [En línea]. Available: <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-about-knees/>. [Último acceso: 12 Noviembre 2018].
- [21] P. V. Luna, Biomecánica de la marcha humana normal y patológica, Valencia, España, 1999.
- [22] «Pontificia universidad católica de chile,» Pontificia universidad católica de chile, 15 05 2019. [En línea]. Available: <http://www.docenciatraumatologia.uc.cl/marcha-normal-y-patologica>. [Último acceso: 8 Enero 2020].
- [23] S. Toulmin, History of the study of locomotion, Viena, 2007.
- [24] J. A. N. Castrejón, Diseño del control para una prótesis de rodilla tipo policéntrica, México, 2013.
- [25] I. Yoga, «ANN WEST,» [En línea]. Available: <https://annwestyoga.com/yoga-balance-center-of-gravity/>.
- [26] J. R. Juan Lopez, «Equilibrio y estabilidad del cuerpo humano,» Salvador, 2015, pp. 99-129.
- [27] V. M. Osorio José, «Bases para el entendimiento del proceso de marcha humana,» de *Archivos de medicina*, Caldas, 2013, pp. 88-96.
- [28] B. Dupes, «Prosthetic Knee Systems,» de *Coalición de amputados de América*, 2004, pp. 1-4.
- [29] B. Dupes, «Amputee Coalition of América,» 08 Septiembre 2018. [En línea]. Available: <http://www.amputee-coalition.org/spanish/easyread/military-instep/knees-ez.html>. [Último acceso: 12 Noviembre 2018].

- [30] Orliman, «Orliman,» Copyright Orliman S.L.U., 13 06 2016. [En línea]. Available: <http://www.orliman.com/producto/rodilla-policentrica-neumatica-de-4-ejes/>. [Último acceso: 02 06 2019].
- [31] ORLIMAN, «ORLIMAN.25,» Copyright Orliman S.L.U., 24 04 2018. [En línea]. Available: <http://www.orliman.com/producto/rodilla-policentrica-de-4-ejes-2/>. [Último acceso: 09 07 2019].
- [32] Sculpteo, «<https://www.sculpteo.com/>,» [En línea]. Available: <https://www.sculpteo.com/es/glosario/prototipado-rapido-3d/>.
- [33] D. & Hartenberg, Kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices, ASSME , 1955.
- [34] P. S.A, «Prospector,» [En línea]. Available: <https://plastics.ulprospector.com/es/generics/34/c/t/acido-polilactico-pla-properties-processing>.
- [35] Maker, «Ultimaker,» Maker, [En línea]. Available: <https://ultimaker.com/download/67583/TDS%20PLA%20v3.011-spa-ES.pdf>.
- [36] Realterm: Serial Terminal, [En línea].
- [37] Ortoiberica, «Ortoiberica.com,» 08 02 2018. [En línea]. Available: http://www.ortoiberica.com/ortopedia-protésica-exógena-ortésica/rodillas/rodilla-hidraulica-para-actividades-acuaticas_912_55_7233_0_1_pro.html. [Último acceso: 25 06 2019].
- [38] S. Toulmin.

ANEXOS

Ficha de datos técnicos PLA

Ultimaker

Denominación química	Ácido poliláctico
Descripción	El filamento de PLA Ultimaker ofrece una experiencia de impresión 3D sencilla gracias a su fiabilidad y buena calidad superficial. Nuestro PLA está fabricado con materiales orgánicos y renovables. Es seguro, fácil de utilizar en la impresión y se adecua a una amplia gama de aplicaciones para usuarios nuevos y experimentados.
Características principales	El PLA ofrece una buena resistencia a la tracción y calidad superficial, facilita el trabajo a altas velocidades de impresión, simplifica el uso en entornos domésticos y de oficina y permite la creación de piezas de alta resolución. Existe una amplia gama de opciones de color disponibles.
Aplicaciones	Herramientas domésticas, juguetes, proyectos educativos, objetos de exposición, prototipado, modelos arquitectónicos y también métodos de fundición a la cera perdida para crear piezas de metal.
No adecuado para	Aplicaciones en contacto con alimentos e in vivo. Uso prolongado en exteriores o aplicaciones en las cuales la parte impresa está expuesta a temperaturas superiores a 50 °C.

Especificaciones del filamento

	<u>Valor</u>	<u>Método</u>
Diámetro	2,85 ± 0,10 mm	-
Desviación de redondez máxima	0,10 mm	-
Peso neto del filamento	350 g / 750 g	-
Longitud del filamento	~44 m / ~95 m	-

Información sobre el color

<u>Color</u>	<u>Código de color</u>
PLA verde	RAL 6018
PLA negro	RAL 9005
PLA plata metalizado	RAL 9006
PLA blanco	RAL 9010
PLA transparente	n.p.
PLA naranja	RAL 2008
PLA azul	RAL 5002
PLA magenta	RAL 4010
PLA rojo	RAL 3020
PLA amarillo	RAL 1003
PLA blanco nacarado	RAL 1013

<u>Propiedades mecánicas (*)</u>	<u>Moldeo por inyección</u>		<u>Impresión 3D</u>	
	Valor típico	Método de ensayo	Valor típico	Método de ensayo
Módulo de elasticidad a la tracción	-	-	2346,5 MPa	ISO 527 (1 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la deformación	-	-	49,5 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la rotura	-	-	45,6 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la deformación	-	-	3,3 %	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la rotura	-	-	5,2 %	ISO 527 (50 mm/min)
Resistencia a la flexión	-	-	103,0 MPa	ISO 178
Módulo de flexión	-	-	3150,0 MPa	ISO 178
Resistencia a la prueba de impacto Izod, con mella (a 23 °C)	-	-	5,1 kJ/m ²	ISO 180
Resistencia a la prueba de impacto Charpy (a 23 °C)	-	-	-	-
Dureza	-	-	83 (Shore D)	Durómetro

<u>Propiedades térmicas</u>	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>
Índice de fluidez (MFR)	6,09 g/10 min	ISO 1133 (210 °C, 2,16 kg)
Deformación térmica (HDT) a 0,455 MPa	-	-
Deformación térmica (HDT) a 1,82 MPa	-	-
Transición vítrea	~60 °C	ISO 11357
Coefficiente de expansión térmica	-	-
Temperatura de fusión	145-160 °C	ISO 11357
Contracción térmica	-	-

<u>Otras propiedades</u>	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>
Gravedad específica	1,24	ASTM D1505
Clasificación de llama	-	-

(*) Ver las notas.

Notas

Las propiedades indicadas corresponden a los valores promedio de un lote típico. Las muestras de prueba impresas en 3D se imprimieron en el plano XY, utilizando el perfil de calidad normal en Cura 2.1, una Ultimaker 2+, una tobera de 0,4 mm, relleno del 90 %, una temperatura de tobera de 210 °C y una temperatura de la placa de impresión de 60 °C. Los valores son la media de 5 muestras blancas y 5 negras para los ensayos de tracción, flexión e impacto. La dureza Shore D se midió en un recuadro de 7 mm de grosor impreso en el plano XY, utilizando el perfil de calidad normal en Cura 2.5, una Ultimaker 3, un núcleo de impresión de 0,4 mm y relleno del 100 %. Ultimaker trabaja constantemente para ampliar la información de las fichas de datos técnicos.

Descargo de responsabilidad

La información o asistencia técnica proporcionadas en esta ficha se facilitan y aceptan por su cuenta y riesgo y Ultimaker y sus filiales no ofrecen ninguna garantía relativa o debida a ellas. Ultimaker y sus filiales no asumen ninguna responsabilidad por el uso de esta información o de ningún producto, método o aparato mencionado y deberá determinar personalmente su idoneidad e integridad para su propio uso, para la protección del medio ambiente y para la salud y la seguridad de sus empleados y los compradores de sus productos. No se ofrece ninguna garantía sobre la capacidad para el comercio o la idoneidad de ningún producto y nada de lo aquí estipulado constituye una renuncia a ninguna de las condiciones de venta de Ultimaker. Las especificaciones están sujetas a modificación sin previo aviso.

Versión

Versión 3.011

Fecha

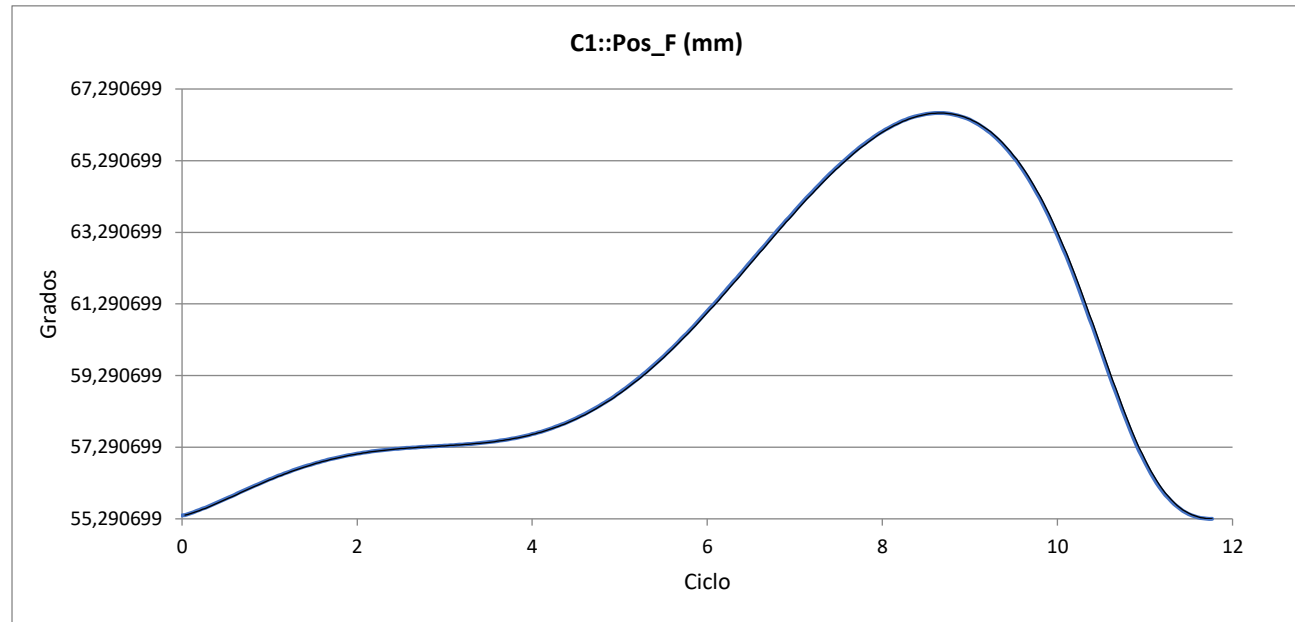
16/05/2017

Ultimaker

ANEXO 2

ciclo	grados
0	55,3846543
0,03333333	55,3997297
0,06666667	55,4244344
0,1	55,4507019
0,13333333	55,4785629
0,16666667	55,5078561
0,2	55,5384328
0,23333333	55,5701529
0,26666667	55,6028847
0,3	55,6365042
0,33333333	55,6708951
0,36666667	55,7059478
0,4	55,7415595
0,43333333	55,7776339
0,46666667	55,8140803
0,5	55,8508137
0,53333333	55,8877545
0,56666667	55,9248281
0,6	55,9619644
0,63333333	55,999098
0,66666667	56,0361676
0,7	56,0731157
0,73333333	56,1098889
0,76666667	56,1464372
0,8	56,1827138
0,83333333	56,2186753
0,86666667	56,2542812
0,9	56,2894941
0,93333333	56,3242789
0,96666667	56,3586036
1	56,3924382
1,03333333	56,4257553

2,5



1,06666667	56,4585297
1,1	56,4907383
1,13333333	56,5223601
1,16666667	56,553376
1,2	56,5837687
1,23333333	56,6135229
1,26666667	56,6426247
1,3	56,6710621
1,33333333	56,6988247
1,36666667	56,7259034
1,4	56,7522907
1,43333333	56,7779807
1,46666667	56,8029684
1,5	56,8272507
1,53333333	56,8508252
1,56666667	56,8736913
1,6	56,895849
1,63333333	56,9173001
1,66666667	56,9380469
1,7	56,9580933
1,73333333	56,977444
1,76666667	56,9961048
1,8	57,0140825
1,83333333	57,0313849
1,86666667	57,0480207
1,9	57,0639996
1,93333333	57,0793323
1,96666667	57,0940301
2	57,1081054
2,03333333	57,1215714
2,06666667	57,1344421
2,1	57,1467324
2,13333333	57,1584579

2,16666667	57,1696348
2,2	57,1802805
2,23333333	57,1904127
2,26666667	57,2000501
2,3	57,2092119
2,33333333	57,2179182
2,36666667	57,2261895
2,4	57,2340472
2,43333333	57,2415132
2,46666667	57,2486101
2,5	57,255361
2,53333333	57,2617896
2,56666667	57,2679203
2,6	57,2737779
2,63333333	57,2793877
2,66666667	57,2847758
2,7	57,2899683
2,73333333	57,2949923
2,76666667	57,299875
2,8	57,3046441
2,83333333	57,3093279
2,86666667	57,3139548
2,9	57,3185538
2,93333333	57,3231542
2,96666667	57,3277855
3	57,3324777
3,03333333	57,3372609
3,06666667	57,3421656
3,1	57,3472224
3,13333333	57,3524622
3,16666667	57,357916
3,2	57,3636151
3,23333333	57,3695908

3,26666667	57,3758743
3,3	57,3824974
3,33333333	57,3894914
3,36666667	57,3968878
3,4	57,4047183
3,43333333	57,4130141
3,46666667	57,4218067
3,5	57,4311273
3,53333333	57,441007
3,56666667	57,4514767
3,6	57,462567
3,63333333	57,4743085
3,66666667	57,4867311
3,7	57,4998649
3,73333333	57,5137393
3,76666667	57,5283833
3,8	57,5438256
3,83333333	57,5600946
3,86666667	57,5772179
3,9	57,5952227
3,93333333	57,6141358
3,96666667	57,6339832
4	57,6547904
4,03333333	57,6765823
4,06666667	57,699383
4,1	57,7232159
4,13333333	57,7481039
4,16666667	57,7740687
4,2	57,8011317
4,23333333	57,8293131
4,26666667	57,8586324
4,3	57,8891083
4,33333333	57,9207585

4,36666667	57,9535998
4,4	57,987648
4,43333333	58,0229182
4,46666667	58,0594242
4,5	58,097179
4,53333333	58,1361944
4,56666667	58,1764815
4,6	58,21805
4,63333333	58,2609087
4,66666667	58,3050653
4,7	58,3505264
4,73333333	58,3972976
4,76666667	58,4453832
4,8	58,4947866
4,83333333	58,54551
4,86666667	58,5975542
4,9	58,6509194
4,93333333	58,7056041
4,96666667	58,761606
5	58,8189216
5,03333333	58,8775461
5,06666667	58,9374736
5,1	58,9986972
5,13333333	59,0612086
5,16666667	59,1249986
5,2	59,1900565
5,23333333	59,2563709
5,26666667	59,3239287
5,3	59,3927162
5,33333333	59,4627182
5,36666667	59,5339184
5,4	59,6062997
5,43333333	59,6798434

5,46666667	59,75453
5,5	59,8303388
5,53333333	59,9072482
5,56666667	59,9852352
5,6	60,064276
5,63333333	60,1443456
5,66666667	60,2254181
5,7	60,3074666
5,73333333	60,390463
5,76666667	60,4743785
5,8	60,559183
5,83333333	60,644846
5,86666667	60,7313355
5,9	60,8186191
5,93333333	60,9066631
5,96666667	60,9954334
6	61,0848948
6,03333333	61,1750114
6,06666667	61,2657465
6,1	61,3570628
6,13333333	61,448922
6,16666667	61,5412856
6,2	61,634114
6,23333333	61,7273672
6,26666667	61,8210046
6,3	61,9149851
6,33333333	62,0092668
6,36666667	62,1038075
6,4	62,1985647
6,43333333	62,2934951
6,46666667	62,3885552
6,5	62,483701
6,53333333	62,5788883

6,56666667	62,6740724
6,6	62,7692083
6,63333333	62,8642509
6,66666667	62,9591546
6,7	63,0538737
6,73333333	63,1483623
6,76666667	63,2425742
6,8	63,3364631
6,83333333	63,4299827
6,86666667	63,5230861
6,9	63,6157269
6,93333333	63,7078582
6,96666667	63,7994331
7	63,8904047
7,03333333	63,980726
7,06666667	64,07035
7,1	64,1592295
7,13333333	64,2473176
7,16666667	64,334567
7,2	64,4209308
7,23333333	64,5063618
7,26666667	64,5908129
7,3	64,674237
7,33333333	64,756587
7,36666667	64,8378159
7,4	64,9178766
7,43333333	64,996722
7,46666667	65,0743051
7,5	65,1505787
7,53333333	65,2254959
7,56666667	65,2990095
7,6	65,3710723
7,63333333	65,4416373

7,6666667	65,5106571
7,7	65,5780844
7,7333333	65,6438719
7,7666667	65,7079721
7,8	65,7703373
7,8333333	65,8309198
7,8666667	65,8896716
7,9	65,9465446
7,9333333	66,0014904
7,9666667	66,0544605
8	66,1054059
8,0333333	66,1542776
8,0666667	66,201026
8,1	66,2456011
8,1333333	66,2879528
8,1666667	66,3280302
8,2	66,3657821
8,2333333	66,4011569
8,2666667	66,4341021
8,3	66,4645649
8,3333333	66,4924917
8,3666667	66,5178282
8,4	66,5405193
8,4333333	66,5605094
8,4666667	66,5777417
8,5	66,5921586
8,5333333	66,6037018
8,5666667	66,6123117
8,6	66,6179279
8,6333333	66,6204887
8,6666667	66,6199314
8,7	66,6161922
8,7333333	66,609206

8,7666667 66,5989063
8,8 66,5852255
8,83333333 66,5680948
8,8666667 66,5474436
8,9 66,5232005
8,93333333 66,4952922
8,9666667 66,4636445
9 66,4281815
9,03333333 66,3888261
9,0666667 66,3454999
9,1 66,2981233
9,13333333 66,2466154
9,1666667 66,1908945
9,2 66,1308778
9,23333333 66,0664818
9,2666667 65,9976223
9,3 65,924215
9,33333333 65,8461752
9,3666667 65,7634188
9,4 65,675862
9,43333333 65,5834222
9,4666667 65,4860184
9,5 65,3835714
9,53333333 65,2760051
9,5666667 65,1632465
9,6 65,045227
9,63333333 64,921883
9,6666667 64,7931572
9,7 64,6589993
9,73333333 64,5193675
9,7666667 64,3742297
9,8 64,223565
9,83333333 64,0673653

9,8666667	63,9056366
9,9	63,7384013
9,9333333	63,5656995
9,9666667	63,3875916
10	63,2041596
10,0333333	63,0155098
10,0666667	62,8217746
10,1	62,6231144
10,1333333	62,4197201
10,1666667	62,2118146
10,2	61,9996548
10,2333333	61,7835329
10,2666667	61,5637782
10,3	61,3407573
10,3333333	61,1148749
10,3666667	60,886574
10,4	60,6563345
10,4333333	60,4246728
10,4666667	60,1921389
10,5	59,9593141
10,5333333	59,7268071
10,5666667	59,4952495
10,6	59,2652905
10,6333333	59,0375908
10,6666667	58,8128161
10,7	58,5916292
10,7333333	58,3746829
10,7666667	58,1626117
10,8	57,956024
10,8333333	57,7554942
10,8666667	57,5615557
10,9	57,374694
10,9333333	57,1953412

10,9666667	57,0238712
11	56,8605966
11,0333333	56,7057659
11,0666667	56,5595635
11,1	56,4221096
11,1333333	56,2934622
11,1666667	56,1736198
11,2	56,0625252
11,2333333	55,9600702
11,2666667	55,8661005
11,3	55,7804211
11,3333333	55,7028022
11,3666667	55,6329849
11,4	55,5706862
11,4333333	55,515605
11,4666667	55,4674264
11,5	55,4258264
11,5333333	55,3904759
11,5666667	55,3610441
11,6	55,3372019
11,6333333	55,3186238
11,6666667	55,304991
11,7	55,2959921
11,7333333	55,2913252
11,7666667	55,2906986

1

2

3

4

ANEXO 3

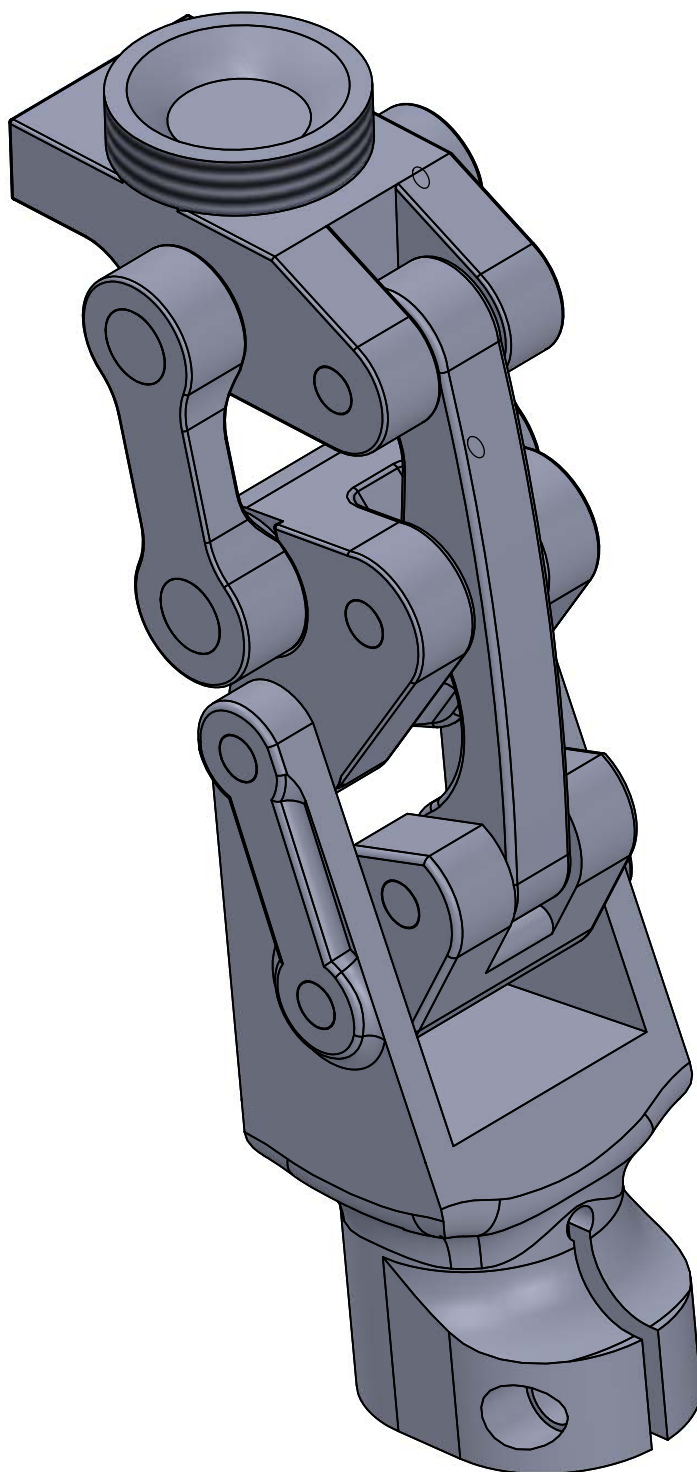
A

B

C

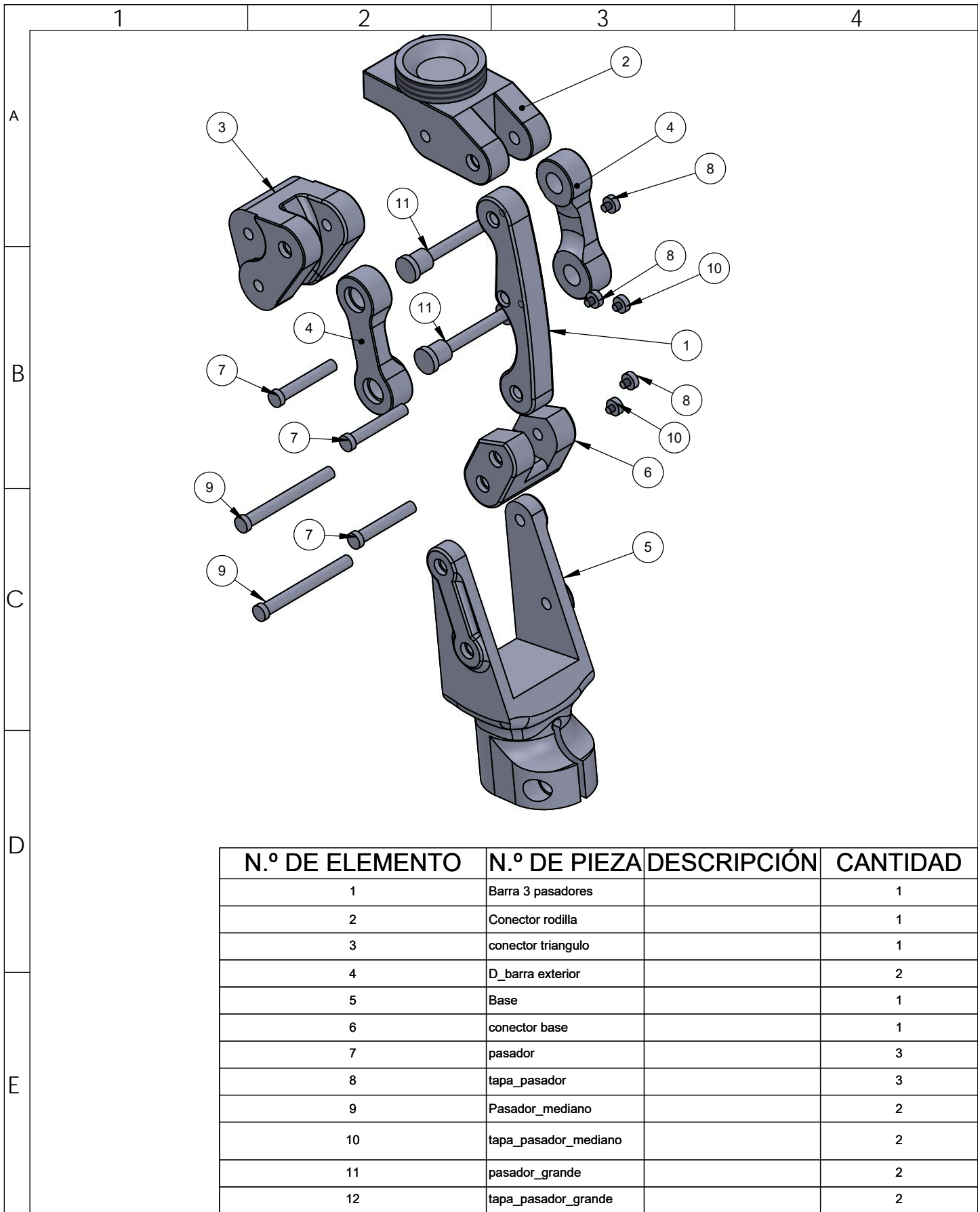
D

E



Nota: Eliminar aristas vivas

				Tolerancia:	Masa:	Materiales:	
				+/-0.5			
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:
				Div.	ANDRANGO J.		
				Rev.	VALENCIA F.		
				Apro.	VALENCIA F.		
				Firma:		Número del dibujo:	Registro:
						CIME-TESIS-000	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			Sustitución:	
						1 DE 1	



N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD
1	Barra 3 pasadores		1
2	Conector rodilla		1
3	conector triangulo		1
4	D_barra exterior		2
5	Base		1
6	conector base		1
7	pasador		3
8	tapa_pasador		3
9	Pasador_mediano		2
10	tapa_pasador_mediano		2
11	pasador_grande		2
12	tapa_pasador_grande		2

				Tolerancia:	Masa:	Materiales:			
				+/-0.5					
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:		
				Div.	ANDRANGO J.			ENSAMBLE	1:2
				Rev.	VALENCIA F.				
				Apro.	VALENCIA F.	Número del dibujo:	Registro:		
				Firma:				CIME-TESIS-000	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			Sustitución:	1 DE 1		

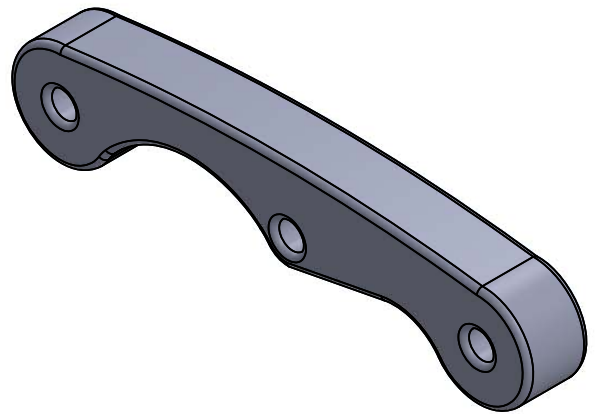
1

2

3

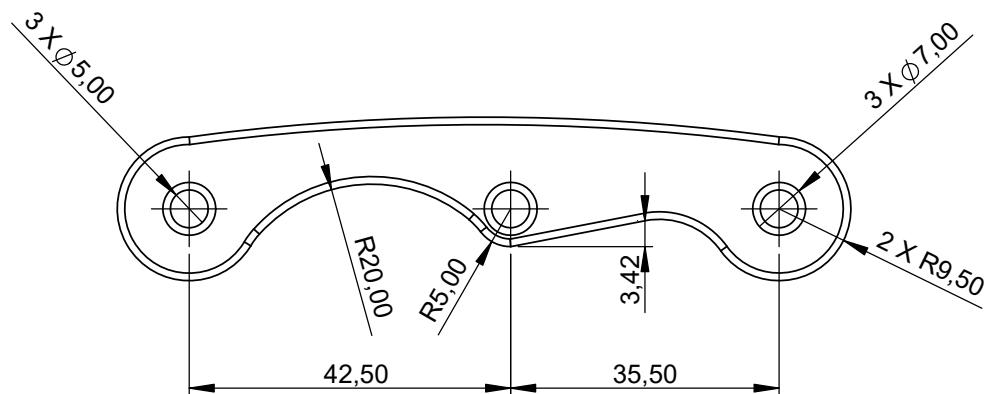
4

A

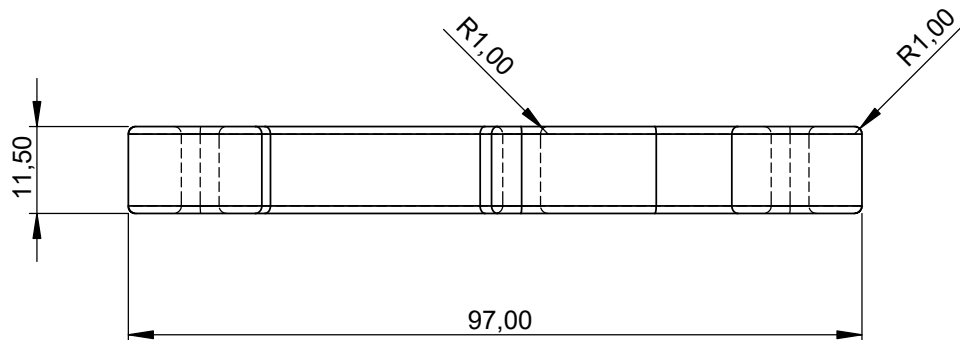


B

C



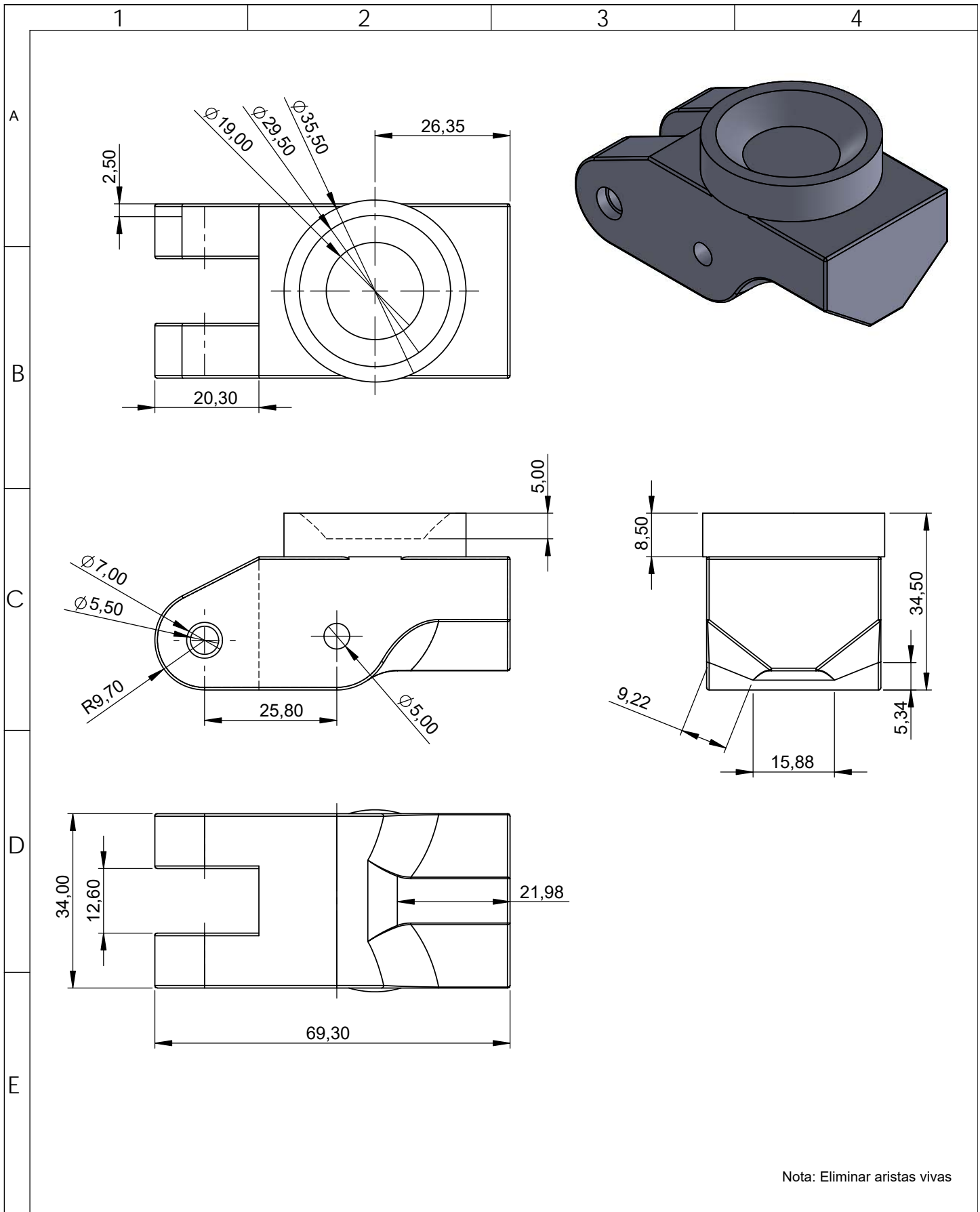
D



E

Nota: Eliminar aristas vivas

				Tolerancia:	Masa:	Materiales:			
				+/-0.5					
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:		
				Div.	ANDRANGO J.			BARRA 3 PASADORES	1:1
				Rev.	VALENCIA F.				
				Apro.	VALENCIA F.	Número del dibujo:	Registro:		
				Firma:				CIME-TESIS-002	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			Sustitución:			
						1 DE 1			



Nota: Eliminar aristas vivas

				Tolerancia: +/-0.5	Masa:	Materiales:	
						Denominación:	Escala:
				Fecha	Nombre	CONECTOR RODILLA	1:1
				Div.	ANDRANGO J.		
				Rev.	VALENCIA F.		
				Apro.	VALENCIA F.	Número del dibujo:	Registro:
				Firma:		CIME-TESIS-001	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			Sustitución:	
						1 DE 1	

1

2

3

4

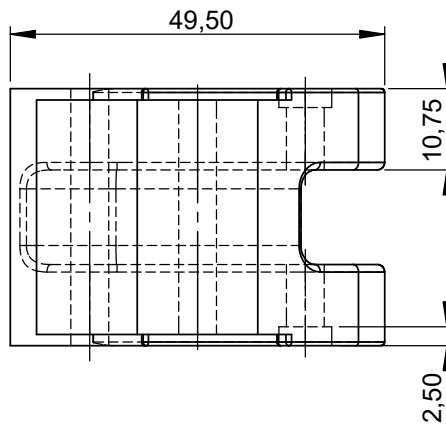
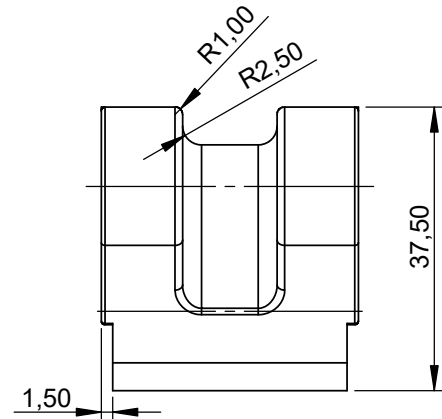
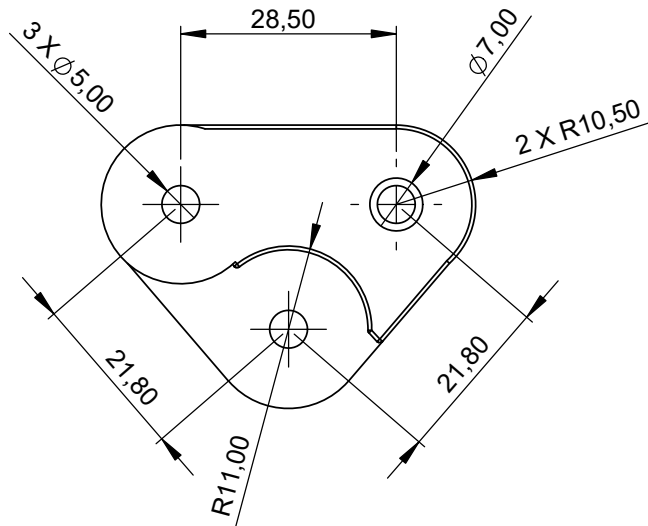
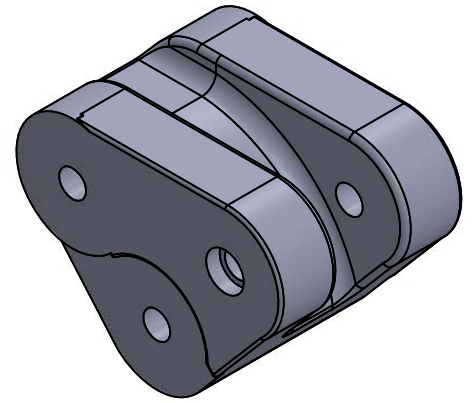
A

B

C

D

E



Nota: Eliminar aristas vivas

				Tolerancia: +/-0.5	Masa:	Materiales:	
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:
				Div.	ANDRANGO J.	CONECTOR TRIÁNGULO SUPERIOR	1:1
				Rev.	VALENCIA F.		
				Apro.	VALENCIA F.		
				Firma:		Número del dibujo:	Registro:
						CIME-TESIS-004	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			Sustitución:	
						1 DE 1	

1

2

3

4

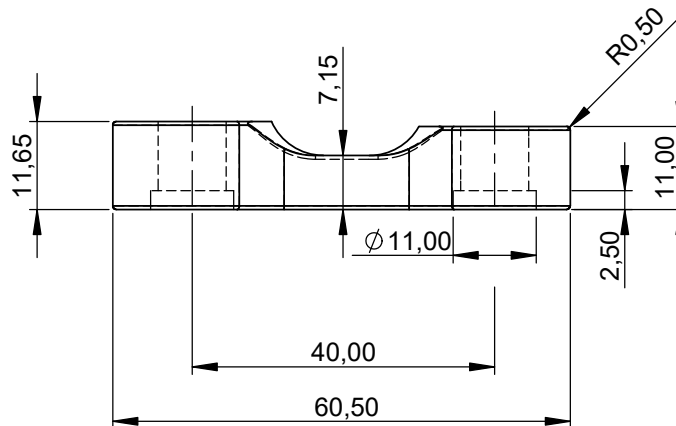
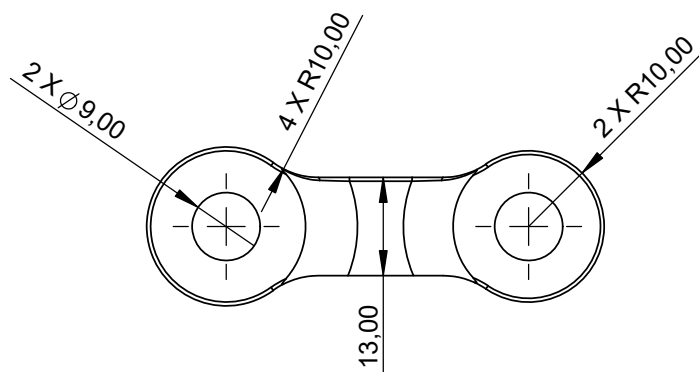
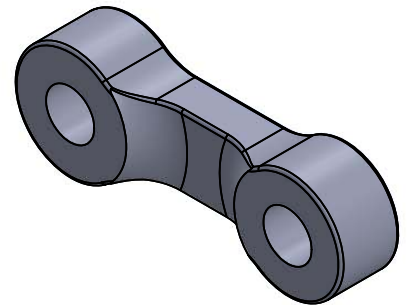
A

B

C

D

E



Nota: Eliminar aristas vivas

				Tolerancia:	Masa:	Materiales:	
				+/-0.5			
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:
				Div.	ANDRANGO J.	BARRA EXTERIOR	1:1
				Rev.	VALENCIA F.		
				Apro.	VALENCIA F.		
				Firma:		Número del dibujo:	Registro:
						CIME-TESIS-003	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			Sustitución:	
						1 DE 2	

