



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE LA MIXTECA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MECANISMO PARA
PRÓTESIS DE RODILLA POLICÉNTRICA CON SISTEMA DE
DOBLE BLOQUEO**

TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRO EN ROBÓTICA

PRESENTA:

ING. EICARL SAYNES VAZQUEZ

DIRECTORA DE TESIS:

DRA. ESTHER LUGO GONZÁLEZ

CO-DIRECTOR DE TESIS:

MTRO. CARLOS GALVÁN DUQUE GASTÉLUM

H. CD. DE HUAJUAPAN DE LEÓN, OAXACA, MÉXICO, OCTUBRE 2023.

Dedicatorias

Deseo comenzar este fragmento de dedicatoria expresando mi profundo agradecimiento al tiempo y a la vida por permitirme presenciar la culminación de este trabajo de tesis. En innumerables días y noches, cuando la tentación de abandonarlo acechaba, encontré la fuerza para persistir. Quiero reconocer y valorar el intenso sentido de determinación que deposité en mis habilidades y capacidades, a pesar de los constantes miedos que enfrenté durante todo el proceso de esta investigación. Fue mi necesidad de creer que sí podría lograrlo el que me impulsó a seguir adelante. Agradezco esa determinación que me caracteriza, que me ha permitido superar los obstáculos y alcanzar los objetivos.

En segundo lugar, deseo expresar mi más profundo agradecimiento a mi hermano Francisco Saynes Vazquez, por todo el apoyo económico, psicológico y emocional que me ha brindado a lo largo de todos estos años durante mi preparación profesional. Por su preocupación constante por cuidar de mi y brindarme soporte incondicional. Te amo hermano. Por supuesto también a mi padre Francisco Saynes López, a mi madre Yolanda Vazquez Aquino y a mi hermano Jonathan Saynes Vazquez por su amor incondicional y su constante apoyo. Han sido mi soporte y respaldo durante todo este proceso.

En tercer lugar, quiero agradecer a mi persona favorita, Donají Ramos Nuñez. Por la energía positiva que siempre sumó en mis días para seguir adelante cada que pensaba en rendirme. Por la enorme paciencia en el desarrollo del proyecto, por permitirme convertir más de una vez la cocina en mi mesa de experimentos y la mesa de experimentos en mi cocina. Nuestro espacio siempre estuvo de cabeza, lo siento; no obstante, creo fielmente que estos momentos vivirán como un hermoso regalo, tan privado comopreciado, solamente en

nuestros recuerdos, para la posteridad. Muchas gracias flaquita.

Asimismo, mi agradecimiento desborda sin medida hacia una de las mujeres fundamentales que hizo posible el desarrollo y la culminación de este trabajo: mi querida directora de tesis, la Dra. Esther Lugo González. Ella, quizá una de las pocas personas que depositó su fe en mí cuando ni siquiera yo mismo podía hacerlo. Con cada palabra de sabiduría y gesto de apoyo inquebrantable, su voluntad guió mi camino.

Agradezco, sin reservas, el valioso tiempo y el esfuerzo invertidos en revisar y corregir el texto, que se mantuvo incondicional incluso en los momentos más turbulentos. A pesar de los enojos y los malos ratos que quizá le hice pasar, su paciencia y comprensión nunca flaquearon.

Por sus recomendaciones y sugerencias, emanadas de su experiencia como investigadora y profesional, contribuyeron sin duda, al enriquecimiento de esta tesis. Por permitirme tener el privilegio de trabajar a su lado en este proyecto. Las gracias eternas. Seguramente llevaré conmigo muchas de sus enseñanzas por largo tiempo, como el amor por elaborar tablas.

Extiendo mi más cálido agradecimiento al Dr. Ricardo Tapia Herrera, quien ha sido un pilar fundamental en este camino de investigación. Su apoyo incondicional y disposición constante para contribuir al desarrollo de este proyecto han sido un verdadero motor de inspiración. Agradezco profundamente su excepcional ingenio y creatividad. Sus consejos y recomendaciones han sido invaluable, guiándome hacia un enfoque sólido y perspicaz. Además, guardo gratos recuerdos de las tardes divertidas, dedicadas a obtener la propuesta topológica del mecanismo. Las clases en el aula y la retroalimentación compartida han sido momentos enriquecedores para mi crecimiento académico y personal. Aunque la vida nos haya separado momentáneamente, confío en que algún día nuestros caminos se vuelvan a cruzar. Envío un abrazo sincero a la distancia, dondequiera que se encuentre. Sepa que cuenta con un amigo aquí, dispuesto a ofrecer su apoyo cuando lo necesite.

Por supuesto también agradezco a mis compañeros de clases, profesores y amigos, que contribuyeron directa o indirectamente con el desarrollo del presente trabajo. Su presencia ha enriquecido mi crecimiento personal y profesional.

Por último, quiero expresar mi más sincero agradecimiento:

Al Msc. Pedro Arístides Salas Velázquez, profesor-investigador en la Universidad de Los Andes (Venezuela), por su valiosa retroalimentación a través de correo electrónico.

Al maestro Roberto Olea del taller de maderas (UTM) por su apoyo en la manufactura de la estructura del prototipo.

Al maestro Rodolfo Palma del Taller Avanzado de Manufactura (UTM) por la ayuda y asesoramiento para el torneado de piezas para el prototipo.

Al Dr. Andres Blanco Ortega del CENIDET, por las asesorías en línea.

Al Ing. Luis Madrid Díaz por el apoyo con el rediseño del eslabón 1 del prototipo.

A la alumna de la UTM, Fátima Itandehui Martínez Santos quien fungió como paciente para las pruebas del dispositivo.

¡Gracias a todos!

Agradecimientos

En este momento culminante de mi trayectoria académica, deseo expresar mi más sincero agradecimiento a las instituciones que desempeñaron un papel fundamental en la realización de esta investigación y en el éxito de mi formación como maestro. Su apoyo incondicional y generosidad han dejado una huella perdurable en mi camino hacia la excelencia académica.

En primer lugar, deseo expresar mi sincera gratitud a la Universidad Tecnológica de la Mixteca (UTM) y, en particular, al área de posgrado, por brindarme una educación de calidad durante estos dos intensos años. La UTM, me proporcionó el entorno y los recursos necesarios para expandir mi conocimiento y habilidades.

También quiero expresar mi profunda gratitud al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONAHCYT) por el valioso respaldo económico que me brindó a través de la beca concedida. Esta oportunidad financiera fue clave para mi desarrollo como maestro.

Asimismo, extendiendo mi gratitud hacia mis sinodales, cuya dedicación y valiosas contribuciones fueron esenciales para enriquecer esta tesis. Sus comentarios y sugerencias en las revisiones han sido inestimables y han elevado la calidad de mi trabajo.

Por último, pero no menos importante, quiero agradecer a todos los profesores que formaron parte de mi proceso de formación como ingeniero y maestro. Sus enseñanzas han sido primordiales en mi desarrollo profesional y me han inculcado una pasión duradera por la búsqueda del conocimiento y la excelencia académica.

Índice general

Índice	IX
Índice de figuras	XIII
Índice de tablas	XVII
1. Introducción	1
1.1. Estado del arte	3
1.1.1. Prótesis comerciales	3
1.1.2. Prótesis de investigación	7
1.2. Planteamiento del problema	10
1.3. Justificación	12
1.4. Hipótesis	13
1.5. Objetivos	14
1.5.1. General	14
1.5.2. Específicos	14
1.6. Estructura de la tesis	15
2. Marco teórico	17
2.1. Anatomía de la rodilla	17
2.2. Biomecánica de la rodilla	18
2.2.1. Planos y ejes de movimientos de la rodilla humana	19
2.2.2. Tipos de movimientos y ángulos de flexo-extensión	20
2.2.3. Análisis del ciclo de marcha	22

2.3.	Prótesis de rodilla	25
2.3.1.	Prótesis monocéntricas y policéntricas	25
2.3.2.	Mecanismos para prótesis de rodilla	27
2.3.3.	Niveles K de movilidad	32
2.4.	Sistemas de bloqueo	33
2.5.	Mecanismo de 4 barras según su CIR	36
2.5.1.	Centro instantáneo de rotación y su clasificación	36
2.6.	Técnicas de síntesis	40
2.7.	Optimización	41
2.7.1.	Algoritmos genéticos	42
2.7.2.	Algoritmo Evolutivo Diferencial	44
2.8.	Control PID	46
3.	Proceso de diseño	49
3.1.	Metodología del diseño mecatrónico	49
3.2.	Identificación de la necesidad	52
3.2.1.	Despliegue de la función de calidad	52
3.2.2.	Requerimientos del cliente	54
3.2.3.	Requerimientos de diseño	55
3.2.4.	Estudio comparativo del producto	56
3.3.	Síntesis cinemática de mecanismos planos	57
3.3.1.	Mecanismo de 4 barras	57
3.3.2.	Mecanismo de 6 barras tipo Watt II y Stephenson III	65
3.4.	Optimización utilizando AG y AED	68
3.5.	Diseño del mecanismo	71
3.6.	Diseño preliminar del prototipo	76
4.	Diseño detallado del prototipo protésico	77
4.1.	Trayectoria característica del CIR	77
4.2.	Síntesis del mecanismo de rodilla policéntrica	81
4.3.	Optimización del mecanismo protésico	83

4.4. Diseño de bloqueos	89
4.5. Validación del prototipo	92
4.5.1. Análisis estático	94
4.5.2. Análisis biomecánico	102
5. Construcción del prototipo	111
5.1. Selección de materiales	111
5.2. Manufactura y ensamble	112
5.3. Instrumentación	120
5.3.1. Interfaz de usuario	123
5.4. Estrategia de control	124
5.5. Pruebas experimentales	127
5.6. Análisis de resultados	134
6. Conclusiones y trabajos futuros	139
6.1. Trabajos futuros	140
Bibliografía	148
A. Dibujos técnicos	149
B. Dibujos CAD y códigos implementados	163
C. Artículos publicados	165

Índice de figuras

1.1. Rodillas protésicas comerciales	6
1.2. Rodillas protésicas de investigación.	10
2.1. Anatomía de la rodilla.	18
2.2. Planos y ejes de movimiento	19
2.3. Extensión activa	21
2.4. Ángulos de flexión.	21
2.5. Flexo-extensión de la rodilla.	22
2.6. Fases del ciclo de marcha.	24
2.7. Ciclo de marcha humana.	25
2.8. Rodillas monocéntricas	26
2.9. Rodillas policéntricas	27
2.10. Cadena cinemática.	29
2.11. Clasificación de Grashof	31
2.12. Mecanismo de 6 barras	31
2.13. Configuraciones para prótesis	32
2.14. Bloqueo manual	34
2.15. Bloqueo automático	34
2.16. Sistema de doble bloqueo	36
2.17. Localización del CIR	37
2.18. Esquema de estabilidad	38
2.19. Clasificación del CIR	39
2.20. Representación de cromosoma	43

2.21. Diagrama flujo AG	44
2.22. Diagrama flujo AED	44
2.23. Control PID	46
3.1. Metodología del diseño mecatrónico.	51
3.2. QFD	53
3.3. Diagrama de flujo para la síntesis	57
3.4. Mecanismo 4 barras	58
3.5. Mecanismo 6 barras Watt	66
3.6. Mecanismo 6 barras Stephenson	68
3.7. Diseño conceptual	72
3.8. Estructura topológica del mecanismo	73
3.9. Diseño preliminar	76
4.1. Trayectoria del punto C	79
4.2. Poloide característica.	80
4.3. Mecanismo de 4 barras: diagrama cinemático.	82
4.4. Evolución del AED	85
4.5. Poloide característica vs obtenida	87
4.6. Dimensiones y ángulos de posición inicial	88
4.7. Trayectorias del mecanismo	89
4.8. Bloqueo primario	90
4.9. Bloqueo secundario	91
4.10. ISO 10328:2006	94
4.11. Condiciones de borde ISO 10328:2006	96
4.12. Condición I, carga máxima	97
4.13. Análisis estático 1	98
4.14. Análisis estático 2	99
4.15. Análisis estático 3	100
4.16. Diagrama cortante	101
4.17. Análisis biomecánico	103

4.18. Análisis biomecánico sedestación	104
4.19. Prototipo como modelo de péndulo simple	104
4.20. Resultados de simulación dinámica	105
4.21. Resultados de simulación de sedestación	106
4.22. Simulación AdamsView [®] 1	107
4.23. Trayectoria C contra obtenida	108
4.24. Simulación de escalamiento	108
4.25. Simulación de escalamiento 2	109
5.1. Prototipo preliminar	112
5.2. Rediseño del prototipo	115
5.3. Rediseño virtual	115
5.4. Elementos mecánicos	116
5.5. Proceso de manufactura	117
5.6. Vistas del prototipo	118
5.7. Prototipo físico final	119
5.8. Sistema del bloqueo primario.	120
5.9. Placa Arduino [®]	120
5.10. Instrumentación	121
5.11. Motorreductor	122
5.12. Circuito esquemático	123
5.13. Interfaz del IDE Arduino [®] . Tiempo (eje x) contra grados (eje y), sin conversión. 124	
5.14. Resultados del controlador. Tiempo (eje x) contra grados (eje y).	126
5.15. Pruebas con usuario	129
5.16. Pruebas escalamiento 1	130
5.17. Pruebas escalamiento 2	131
5.18. Ensamblaje de prototipo	132
5.19. Resultados de control	133

Índice de tablas

2.1. Categorías de los mecanismos de 4 barras.	30
2.2. Niveles de movilidad K.	32
2.3. Descripción de los tipos de síntesis	40
2.4. Descripción de las etapas de un AED.	45
3.1. Requerimientos del cliente.	54
3.2. Requerimientos de diseño.	55
3.3. Estudio comparativo del producto.	56
3.4. Configuración de mecanismos.	65
3.5. Trayectoria de estudio 1: recta.	70
3.6. Solución de trayectoria recta	70
3.7. Comparación de errores para trayectoria recta.	71
3.8. Componentes mecánicos principales.	76
4.1. Puntos deseada para el punto C.	78
4.2. Poloide característica	81
4.3. Puntos para poloide característica	83
4.4. Solución de la trayectoria generada por C	84
4.5. Comparación de errores para trayectoria de referencia.	84
4.6. Coordenadas de la trayectoria C obtenida	86
4.7. Datos y dimensiones del mecanismo de 4 barras obtenido.	87
4.8. Pruebas y criterios de aceptación según la norma.	92
4.9. Materiales empleados en el análisis estático.	95
4.10. Especificaciones de la norma ISO 10328	95

4.11. Resultados del caso 3.	100
5.1. Materiales comunes en rodillas	112
5.2. Elementos mecánicos para el rediseño	113
5.3. Rediseño - Adaptaciones adicionales	114
5.4. Piezas y partes del prototipo protésico	116
5.5. Componentes electrónicos.	121
5.6. Ganancias del controlador.	127
5.7. Evaluación de costos del prototipo.	136

Capítulo 1

Introducción

Desde la antigüedad hasta la época actual las órtesis y prótesis han sido herramientas de apoyo y contribución para el beneficio de los animales y principalmente de los seres humanos, que por alguna razón se han visto en la necesidad de reforzar o suplantar alguno de sus miembros o extremidades. Hay una clasificación amplia de los diferentes tipos de prótesis, sin embargo, se pueden agrupar principalmente por el tipo de miembro al que pertenecen: superior o inferior. De esta primera clasificación se subdividen en grupos por su funcionalidad: funcionales, estéticas o híbridas [1].

Existen en el mercado diferentes empresas que se dedican a la construcción y comercialización de prótesis de rodilla, por ejemplo Ossur [2] y Ottobock [3], empresas extranjeras (islandesa y alemana, respectivamente) con años de experiencia en la fabricación de prótesis. Estos dispositivos cuentan con sistemas mecatrónicos avanzados, así como diseños estéticos. Uno de los objetivos de las empresas comerciales es ofrecerle al usuario la máxima comodidad y estabilidad en la deambulación. Sin embargo, debido a factores como la inadecuada alineación de la cadera y el pie en los dispositivos protésicos o los actuadores que emplean, estos objetivos no se pueden lograr del todo [4].

El objetivo común en la fabricación de prótesis transfemorales es mejorar la estabilidad y seguridad durante la fase de balanceo y apoyo de la marcha, en las rodillas protésicas. En este sentido, se presentan diferentes modelos de prótesis en el estado del arte. Por ejemplo, Ossur [2] ofrece las rodillas protésicas Total Knee 2000[®] y 2001[®], que brindan estabilidad en la fase de balanceo gracias a la geometría policéntrica del mecanismo y estabilidad en la fase de apoyo a través de un bloqueo activado automáticamente por peso. Por otro lado, [3] ofrece la rodilla protésica 3R78[®], que ofrece seguridad en la fase de apoyo mediante la geometría de la articulación del mecanismo. Streifeneder [5], presenta modelos similares, como la rodilla policéntrica 3A1800 Kinegen[®], que garantizan la estabilidad en la fase de apoyo mediante un sistema de un solo bloqueo. Además, se muestran prótesis inteligentes que utilizan un sistema de medición de señales mioeléctricas y de fuerzas externas para el control de actuadores hidráulicos, neumáticos o magnetoreológicos.

En el campo de la investigación, por ejemplo, se realiza la comparación entre diferentes modelos de prótesis comerciales inteligentes, hidráulicas y mecánicas en [6] y [7]. El propósito es evaluar el nivel de seguridad y estabilidad que ofrecen, incluyendo la incorporación de bloqueos en el diseño de las prótesis. Los bloqueos son mecanismos que permiten al usuario asegurar la posición en momentos específicos, brindando una mayor estabilidad y control durante diversas actividades.

Investigaciones como las referenciadas en [8] y [7], han analizado las características de la deambulación de los pacientes con amputación transfemoral en situaciones desafiantes, como subir escaleras y rampas. Estas investigaciones también se han centrado en identificar las técnicas y habilidades que los pacientes deben emplear para mejorar la estabilidad y superar obstáculos al utilizar prótesis con bloqueos. Estos estudios proporcionan información valiosa para el desarrollo y mejora de prótesis con características de bloqueo que brinden una mayor seguridad y confianza a los usuarios.

1.1. Estado del arte

Los dispositivos protésicos se clasifican esencialmente en dos grupos: prótesis monocéntricas y policéntricas. La diferencia principal entre ellos radica en el número de ejes con los que cuentan para llevar a cabo los movimientos de flexo-extensión característicos de una rodilla humana. Además de esta clasificación, se dividen en subgrupos más específicos debido a las características funcionales con las que cuentan: activas, pasivas o híbridas. Pueden ser puramente mecánicas, hidráulicas, neumáticas o contar con sistemas inteligentes.

Debido a los objetivos y alcances de la presente tesis, la investigación del estado del arte se realiza con base en el estudio de la estabilidad en la fase de apoyo y el control en la fase de balanceo de los mecanismos policéntricos, con enfoque en sistemas que emplean bloqueos.

1.1.1. Prótesis comerciales

Las prótesis de rodilla comerciales han evolucionado significativamente. Las últimas innovaciones incluyen sistemas inteligentes controladas por microprocesador o motorizadas que proporcionan una experiencia de marcha más activa y estable. Estos dispositivos también cuentan con características de seguridad avanzadas, como la detección de caídas y obstáculos, lo que brinda mayor confianza y seguridad para los usuarios.

Existen en el mercado internacional diferentes empresas extranjeras que se dedican al desarrollo de estos dispositivos para pacientes que han sufrido la pérdida de un miembro inferior o superior.

En la Figura 1.1a, se muestra la prótesis Rheo Knee[®] desarrollada por [2]. Es una rodilla inteligente controlada por microprocesador mediante la información proporcionada por un sistema de sensado. Esta prótesis se adapta automáticamente a los movimientos del usuario. Los sensores detectan el terreno y ajustan la resistencia de la prótesis. También cuenta con una función de detección de caídas y un modo de seguridad en caso de que se observe un problema. Esta rodilla se clasifica como un dispositivo de alta gama y es recomendado para pacientes con un nivel de actividad alto.

Las prótesis Genium[®] Figura 1.1b ha sido desarrollada por [3]. La diferencia principal de esta rodilla es el actuador hidráulico con el que cuentan, permite un control estable durante el ciclo de marcha debido a que funciona como una resistencia variable en la flexión y la extensión. Incorpora dos válvulas de control independientes, para llevar a cabo dichas tareas. Otras características son: carga por inducción, conexión a *bluetooth* permitiendo una comunicación directa con la articulación. Cuenta con una batería y un sistema electrónico controlado por microprocesador.

La prótesis Orion3[®] [9] Figura 1.1c, es una prótesis de pierna diseñada para proporcionar estabilidad y eficiencia en la marcha a los usuarios. Una de las características más importantes es su capacidad para adaptarse a diferentes terrenos y velocidades de marcha. Los usuarios pueden caminar de manera natural y eficiente, ya sea a una velocidad constante o variable, y pueden subir y bajar escaleras o pendientes con mayor facilidad. Otra característica importante es su sistema de control de movimiento avanzado, que permite al usuario caminar de manera segura y equilibrada. El sistema de control también proporciona estabilidad al caminar en superficies irregulares y reduce la carga en la parte inferior de la espalda, lo que puede reducir el dolor y la fatiga muscular.

El diseño de la prótesis KX06 de Endolite[®] [10], Figura 1.1d, proporciona estabilidad y comodidad. Cuenta con un sistema de control avanzado que le permite al usuario caminar de manera más equilibrada y natural. Es cómoda de usar, gracias a su diseño ergonómico y a su sistema de amortiguación de impactos. Dicho sistema le permite al dispositivo reducir el impacto de cada paso, lo que puede ayudar con el estrés en las articulaciones y mejorar la comodidad del usuario. Es muy resistente y duradera, lo que la convierte en una opción ideal para aquellos que llevan un estilo de vida activo.

La Total Knee 200[®] de [2] Figura 1.1e, es una prótesis diseñada con características innovadoras para mejorar la calidad de vida de los usuarios. Su sistema de control de movimiento adaptativo permite una transición suave y natural entre diferentes niveles de actividad, lo que significa que el usuario puede caminar, subir y bajar escaleras con mayor facilidad y

menos esfuerzo. Además, la prótesis cuenta con un sistema de frenado hidráulico que previene caídas y lesiones. Otra característica importante es su diseño modular, que permite a los usuarios personalizar la prótesis para adaptarse a sus necesidades individuales. La Total Knee 200 tiene un sistema de suspensión innovador que reduce la presión en la parte inferior de la pierna y el muñón.

La rodilla hidráulica 3R60[®] Figura 1.1f desarrollada por [3], tiene la característica principal de ser una rodilla con control neumático en la fase de balanceo. Sus principales ventajas son: la fase de apoyo está asegurada debido al diseño de 4 ejes de la articulación, en posición extendida, el Centro Instantáneo de Rotación o CIR está ubicado por encima de la articulación y detrás de la línea de carga, el diseño policéntrico permite mayor estabilidad, cuenta con amortiguación en la fase de balanceo y un ángulo de flexión de 170°.

La prótesis KX07 desarrollada por Endolite[®] [10], Figura 1.1g, proporciona estabilidad y comodidad para el usuario. Cuenta con un sistema hidráulico que ayuda a controlar el movimiento de la rodilla, proporcionando una transición suave entre diferentes niveles de actividad y reduciendo el riesgo de caídas. También cuenta con un sistema de frenado hidráulico que ayuda a prevenir lesiones y proporciona seguridad al usuario. Es personalizable para adaptarse a las necesidades individuales del usuario. Cuenta con un sistema de control de peso que se adapta al peso y al estilo de caminar del usuario. Además, es fácil de usar gracias a su sistema de suspensión, que proporciona un ajuste seguro y una reducción de la fricción.

La rodilla policéntrica neumática de 4 ejes 6H25 de Orliman[®] [11], Figura 1.1h tiene un diseño ligero y compacto, lo que la hace fácil de usar y transportar. Cuenta con un sistema de bloqueo para mayor seguridad cuando se está sentado y una función de ajuste de freno para una mayor comodidad y control durante la marcha, esta característica impide que la pierna se hiperextienda, lo que previene lesiones y aumenta la estabilidad. Además, incluye un sistema de control neumático que permite una adaptación rápida para diferentes terrenos y actividades.



Figura 1.1: Rodillas protésicas policéntricas comerciales.

1.1.2. Prótesis de investigación

Las prótesis de rodilla de investigación son una categoría de dispositivos médicos que se encuentran en una etapa de desarrollo y evaluación para su posible comercialización. A diferencia de las comerciales, que han sido probadas y aprobadas. El desarrollo de estos dispositivos se enfoca en la mejora de, por ejemplo, la eficacia y eficiencia de la prótesis, así como en desarrollar nuevas características que puedan beneficiar a los usuarios. Estas mejoras pueden incluir cambios en el diseño mecánico del modelo, la incorporación de materiales más avanzados y duraderos o la implementación de tecnologías electrónicas para proporcionar retroalimentación sensorial y control de movimiento.

Para resaltar y clasificar las características más importantes de los estudios realizados por la comunidad científica en los últimos años, se presentan algunos dispositivos de importancia para el desarrollo de la presente tesis.

En la patente [12] Figura 1.2a, se describe un nuevo mecanismo de bloqueo para las prótesis de pierna que se activa al doblar la rodilla durante la fase de balanceo, lo que detiene el movimiento de la pierna e incrementa la seguridad del usuario. El estudio se realizó con un grupo de pacientes con amputaciones transfemorales que utilizaban prótesis convencionales y el prototipo desarrollado. Los resultados del estudio mostraron que la prótesis con el nuevo mecanismo de bloqueo mejoró significativamente la capacidad de los pacientes para caminar en pendientes y subir escaleras.

El sistema de bloqueo del artículo, se basa en la utilización de una leva de bloqueo que se activa automáticamente al doblar la rodilla durante la fase de balanceo. La leva detiene el movimiento de la pierna, proporcionando seguridad al usuario. El mecanismo de bloqueo propuesto ofrece una solución innovadora y efectiva para mejorar las condiciones mecánicas de la prótesis.

El artículo [13] Figura 1.2b, presenta un estudio sobre el rendimiento de una prótesis de rodilla que incorpora un mecanismo de bloqueo automático durante la fase de apoyo. Los autores evaluaron el desempeño de la prótesis de rodilla en pacientes con amputaciones transfemorales en una pista de pruebas. Los resultados del estudio mostraron que la prótesis de

rodilla mejoró significativamente la capacidad de los pacientes para caminar en pendientes y para cambiar de dirección. Además, se observó una reducción significativa en la carga de trabajo muscular de los pacientes al usar la prótesis con el sistema de bloqueo. Por otro lado, el mecanismo de bloqueo automático se activa durante la fase de apoyo y proporciona una mayor estabilidad y soporte en el pie protésico, lo que permite a los pacientes caminar con mayor confianza y seguridad. El sistema también reduce la necesidad de ajustes manuales en la prótesis y mejora la eficiencia del uso de la energía en la marcha.

La patente en [14] Figura 1.2c, describe un mecanismo de bloqueo para prótesis de rodilla que reduce el par en el momento de la flexión inicial de la articulación de la rodilla. La propuesta consta de un amortiguador hidráulico y un sistema de bloqueo que se activa durante la fase de carga del peso.

Cuando el usuario carga su peso sobre la prótesis de rodilla, el mecanismo hidráulico se comprime y se activa el sistema de bloqueo, lo que reduce el par en el momento de la flexión inicial de la rodilla y mejora la estabilidad de la prótesis. Este sistema también previene caídas y lesiones asociadas. Se resalta la importancia de incorporar elementos de bloqueo en las piernas protésicas.

En [15], se lleva a cabo una revisión profunda de los diferentes dispositivos protésicos existentes en la actualidad. Se toman en cuenta una serie de factores importantes como los tipos de movimientos: monocéntricos o policéntricos, y la utilización de sistemas de bloqueo. No obstante, además se presenta un sistema de bloqueo para prótesis de rodilla que mejora la seguridad del usuario durante la marcha. La propuesta se activa durante la fase de balanceo y detiene el movimiento de la misma. La propuesta basa su diseño en la utilización de un mecanismo de freno que se activa automáticamente al detectar una disminución en la velocidad de la prótesis de rodilla durante la fase de balanceo, lo que ayuda al usuario a mantener el equilibrio, ver Figura 1.2d.

En la Figura 1.2e se muestra una rodilla protésica híbrida con modo de operación activo y pasivo, por [16]. Cuenta con un sistema actuado controlado por un motor *brushless* de

CD y un sistema de amortiguamiento que le permite actuar en modo pasivo. Este desarrollo demuestra que es posible cubrir casi todas las necesidades durante la deambulaci3n en un ciclo de marcha completo al activar y desactivar ambos modos, seg3n se requiera. Se logra una optimizaci3n energ3tica dentro de todo el sistema.

En Figura 1.2f se desarroll3 un mecanismo de 5 barras con engranes por [17]. El prop3sito de este desarrollo es que por un lado un mecanismo de 5 barras permite mayor movilidad y por ende mayor control en la fase de extensi3n de los usuarios y por otro lado el sistema de engranajes que funcionan como un sistema de actuaci3n para la fase de balanceo, y bloqueo para la fase de estancia. El sistema es complejo y existen desventajas en cuanto al peso debido al sistema de engranes.

La rodilla desarrollada por los autores en [18] (ver Figura 1.2g), presenta un mecanismo polic3ntrico de 6 barras con bloqueo geom3trico-autom3tico activado por peso. La geometr3a de este permite la activaci3n y desactivaci3n de un bloqueo r3gido en su extensi3n m3xima, en ausencia del mencionado peso. Esta caracter3stica confiere numerosas ventajas al sistema. Contar con 6 barras, le permite una mayor movilidad en comparaci3n con los mecanismos de 4 o 5 barras. Adem3s, es importante destacar las caracter3sticas del sistema de bloqueo geom3trico-autom3tico, aunque es posible que pueda presentar fallas debido a las fuerzas de compresi3n a las que estar3a sometida la pr3tesis.

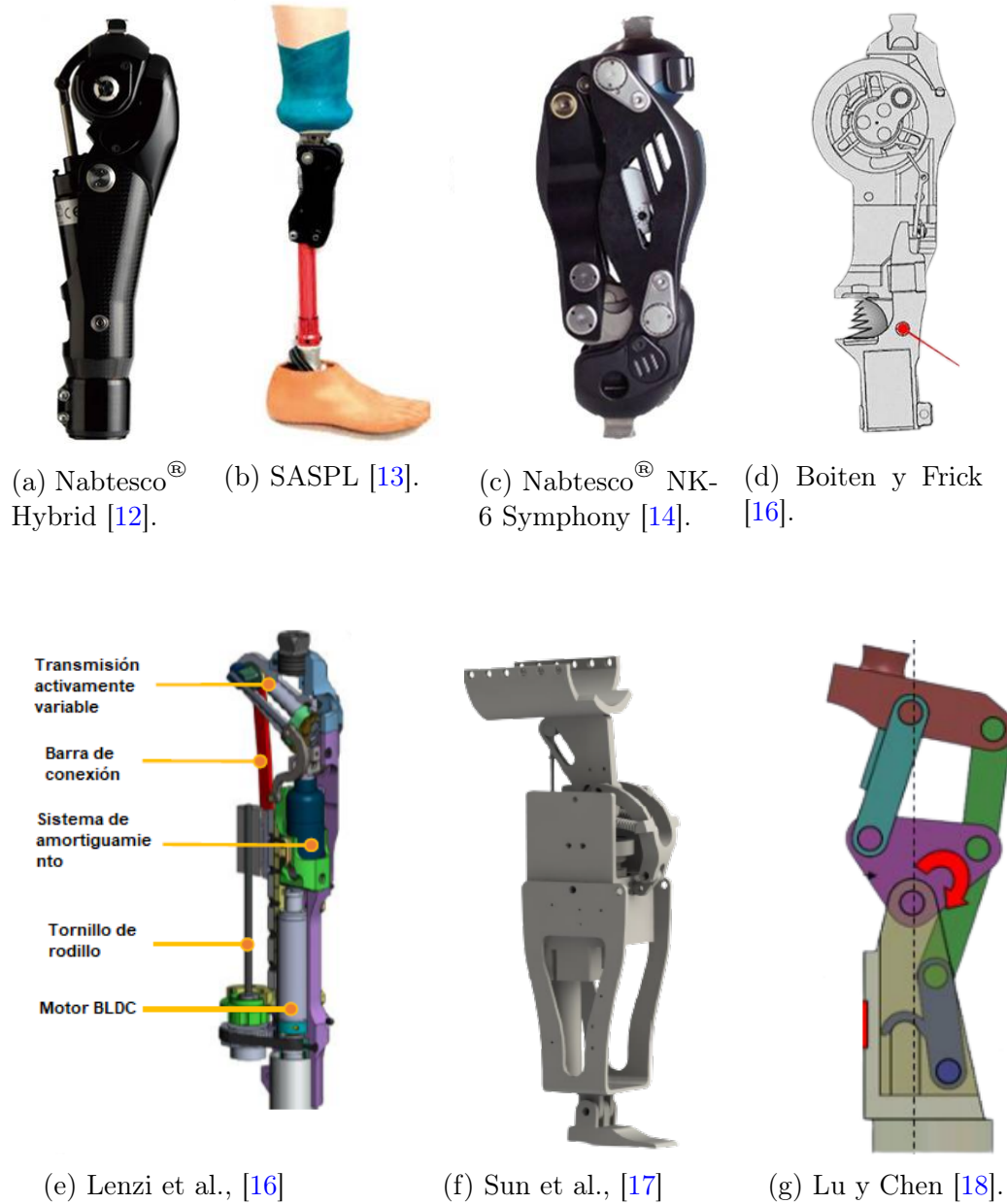


Figura 1.2: Rodillas protésicas de investigación.

1.2. Planteamiento del problema

Hasta el momento, se ha observado que las rodillas protésicas controladas por microprocesador se pueden clasificar en dos categorías principales: pasivas y activas [19]. A partir de esta clasificación y la información presentada en el estado del arte sobre los diseños comerciales y de investigación, se destacan tres puntos importantes. En primer lugar, las prótesis pasivas disipan energía mediante actuadores ajustables y responden a cambios en la velocidad de la

marcha y tipos de movimientos. Sin embargo, no son capaces de soportar actividades que requieran energía positiva, como subir escaleras, pendientes o levantarse de la posición de sedestación. Esto resulta en un alto consumo de energía metabólica y una marcha asimétrica [20].

En segundo lugar, los sistemas activos brindan la capacidad de realizar actividades con potencia activa, lo cual no logran las prótesis pasivas. No obstante, presentan deficiencias sustanciales en términos de consumo de energía, peso y duración de la batería, lo que disminuye su aceptabilidad y factibilidad clínica [21].

Finalmente, es importante resaltar la importancia de los mecanismos de bloqueo en los sistemas protésicos, ya que desempeñan un papel crucial para garantizar la estabilidad y seguridad del usuario. Permiten fijar el dispositivo en posiciones específicas, evitando movimientos no deseados o incontrolados. Los bloqueos resultan especialmente útiles al realizar actividades como subir escaleras, mantenerse en posición de pie durante períodos prolongados o al realizar movimientos que requieren un mayor nivel de fuerza y estabilidad.

Como se ha descrito, tanto las prótesis pasivas como algunos diseños activos, a pesar de implementar sistemas mecatrónicos sofisticados y diseños compactos, no satisfacen completamente las necesidades de una deambulación estable sobre superficies irregulares o de tareas específicas como subir escaleras o pendientes. Basándose en estas observaciones, algunos de los diseños presentados se clasifican en función del uso de un único bloqueo activado manual o automáticamente. En algunos casos, los bloqueos permiten asegurar la prótesis en posiciones precisas, mientras que otros utilizan sistemas avanzados para el control durante todo el ciclo de marcha.

Para ilustrar este problema con mayor detalle, se puede observar en la Figura 1.2g del estado del arte, el diseño desarrollado por Lu y Chen [21]. El sistema de bloqueo se activa debido a la geometría del mecanismo cuando el paciente se encuentra en la fase de estancia, es decir, cuando el peso actúa sobre el eje de carga de la pierna protésica. Si por alguna razón, el bloqueo se desactiva durante la ejecución de una tarea durante la fase de estancia en el ciclo de marcha debido a la falta de peso, el paciente queda totalmente expuesto y vulnerable a sufrir lesiones o caídas debido a la flexión de la rodilla. Un fenómeno similar ocurre, por ejemplo,

en el estudio desarrollado por [22], y [2] en el caso de prótesis comerciales. Así mismo o aún peor, los mecanismos monocéntricos expuestos por [12] y [15], pueden presentar problemas semejantes, ya que en estos existe una alta inestabilidad.

Con base en las problemáticas expuestas, se plantea el desarrollo de un prototipo de prótesis de rodilla policéntrica mediante el uso de un mecanismo con sistema de doble bloqueo (modo de operación activo), para garantizar la estabilidad en la fase de apoyo y lograr un mayor control en el ascenso de escalones o pendientes durante el balanceo. Uno de los bloqueos será de tipo geométrico o manual, mientras que el otro será variable.

1.3. Justificación

El Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) reporta que el número de personas con amputación es cerca de 780 mil. Mientras que la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición del 2012, registra que son más de 5 millones de personas las que tienen incapacidad para desplazarse, aunque no distingue los que han sufrido una amputación [4]. La amputación de miembros inferiores en México ha aumentado en los últimos años: 81 % de los casos por diabetes, 16 % por trauma y el 3 % por problemas congénitos [5]. Según [6], la Organización Mundial de la Salud (OMS), estima que 82 % de las amputaciones de miembro inferior están relacionadas con enfermedades vasculares. Además, solo una de cada 10 personas que sufrió alguna amputación logra rehabilitarse, y solo el 30 % tiene un buen funcionamiento del miembro protésico.

En México, existen numerosas superficies que representan un desafío para las personas con amputaciones de miembros inferiores. Según [23], algunas de las superficies más comunes son los puentes peatonales, las aceras irregulares y las superficies desiguales. Estas superficies representan un riesgo para la estabilidad de los usuarios con prótesis de rodilla debido a la posibilidad de flexión inesperada de la pierna protésica.

La amputación transfemoral afecta significativamente la biomecánica de la marcha y au-

menta el riesgo de lesiones en la pelvis, columna vertebral y pierna sana [24]. Además de los impactos físicos, la amputación también tiene consecuencias sociales y psicológicas, afectando la vida cotidiana, las actividades socio-laborales y escolares de las personas afectadas [25].

Con base en las investigaciones previas y el análisis de las prótesis comerciales mencionadas por [3, 7] acerca de la estabilidad y los sistemas de bloqueo en las prótesis de rodilla, se plantea el desarrollo de un dispositivo para miembro inferior que aborde los desafíos existentes. Este se diseñará con un mecanismo de doble bloqueo para permitir una deambulación segura sobre superficies irregulares o específicas, sin requerir práctica o experiencia previa, especialmente para pacientes geriátricos o con amputación bilateral.

La implementación de un sistema de doble bloqueo es deseable debido a que en estas superficies, la rodilla protésica puede experimentar flexiones inesperadas, lo que aumenta el riesgo de caídas y lesiones en los pacientes. Además, resulta crucial contar con rodillas protésicas que brinden certeza durante la deambulación, considerando que en México es común encontrar innumerables entornos urbanos y rurales con irregularidades en sus superficies, pendientes o escalones.

Como ventaja adicional, se busca diseñar un sistema pasivo-activo que ofrezca beneficios colaterales para los usuarios.

1.4. Hipótesis

Un prototipo de prótesis policéntrica para rodilla, puede proporcionar estabilidad en la fase de apoyo y control en el ascenso de escalones o pendientes utilizando un mecanismo con sistema de doble bloqueo y un modo de operación activo-pasivo.

1.5. Objetivos

1.5.1. General

Diseñar y construir un mecanismo para prótesis de rodilla policéntrica, que reproduzca los movimientos de flexo-extensión durante un ciclo de marcha, utilizando un mecanismo que incluya un sistema de doble bloqueo y un modo de operación pasivo-activo, para generar estabilidad en la fase de apoyo y balanceo.

1.5.2. Específicos

- Diseñar el prototipo virtual de un mecanismo para generar los movimientos de un ciclo de marcha humana, utilizando software CAD.
 - Simular el prototipo virtual para validar el funcionamiento mecánico del modelo.
 - Construir un prototipo físico para validar los datos obtenidos mediante simulación.
 - Implementar una estrategia de control, a través de un actuador, para disminuir el valor del error de posición durante el movimiento de flexión-extensión en la fase de balanceo.
 - Realizar la validación de resultados utilizando el prototipo virtual y el físico y si es necesario, ajustar el mecanismo.
-

1.6. Estructura de la tesis

El presente trabajo de tesis se ha organizado siguiendo los lineamientos metodológicos recomendados por la Universidad Tecnológica de la Mixteca.

La estructura de la tesis consta de 6 capítulos, secciones de índices, bibliografía, dibujos técnicos y anexos en general. En primer lugar, la introducción presenta el tema de investigación, su relevancia y el problema a abordar, junto con los objetivos y la estructura de la tesis. El estado del arte revisa la literatura existente sobre el tema para establecer la base teórica necesaria. A continuación, el marco teórico explica la teoría que sustenta el estudio, incluyendo conceptos clave, modelos teóricos e hipótesis. La metodología describe el enfoque y los métodos utilizados para realizar el estudio, justificando su elección y discutiendo sus limitaciones. En este mismo punto, se lleva a cabo el desarrollo del diseño conceptual y preliminar, mediante síntesis cinemática y optimización a través de estrategias de cómputo evolutivo. Posteriormente se comienza con el apartado de diseño detallado. Los resultados, presentados de manera objetiva en su sección correspondiente. La discusión interpreta los resultados obtenidos, comparándolos con estudios previos, y analiza sus implicaciones y limitaciones. Finalmente, las conclusiones ofrecen un resumen del trabajo, una respuesta al problema de investigación y plantean recomendaciones para futuras investigaciones.

Capítulo 2

Marco teórico

En este Capítulo se presentan fundamentos teóricos y matemáticos acerca de la anatomía y biomecánica, así como los diferentes tipos de mecanismos y sistemas de bloqueos empleados para el desarrollo de prótesis de rodilla. Además, se describen las diferentes técnicas de análisis, síntesis y control con el objetivo de explicar la relación existente entre el sistema locomotor del cuerpo humano y un dispositivo robótico, para el desarrollo de un prototipo funcional que pueda llevar a cabo la ambulación durante las diferentes fases de un ciclo de marcha.

2.1. Anatomía de la rodilla

La rodilla es la articulación más grande y compleja del organismo humano. Es la encargada de sostener y mantener la estabilidad del resto del cuerpo cuando se está de pie, se camina o se corre [26]. Está formada por tres huesos: el muslo (fémur), la pierna (tibia) y la rótula (Figura 2.1 [27]). Al flexionar o estirar la pierna, el fémur gira sobre la tibia, mientras que la rótula se mueve a lo largo del final del fémur.

Desde una perspectiva ósea se puede ver que el fémur y la tibia están conectados por

ligamentos que dan estabilidad a la articulación de la rodilla. La superficie de la rótula, el fémur y la tibia en la que los huesos entran en contacto, está recubierta con un tejido liso llamado cartílago articular. El cartílago, junto con una sustancia llamada líquido sinovial, evita que los huesos rocen unos contra otros y se deterioren [27].

Los meniscos o fibrocartílagos y el resto de los músculos que conforman la pierna juegan un papel igual de importante para que la rodilla pueda llevar a cabo los movimientos de flexo-extensión al deambular. Existe en la rodilla humana un menisco externo o lateral y uno interno o medial y sirven para rellenar los espacios comprendidos entre superficies articulares del cuerpo. Poseen la función de estabilizar y servir de límite para los movimientos exagerados de dicha articulación [26].

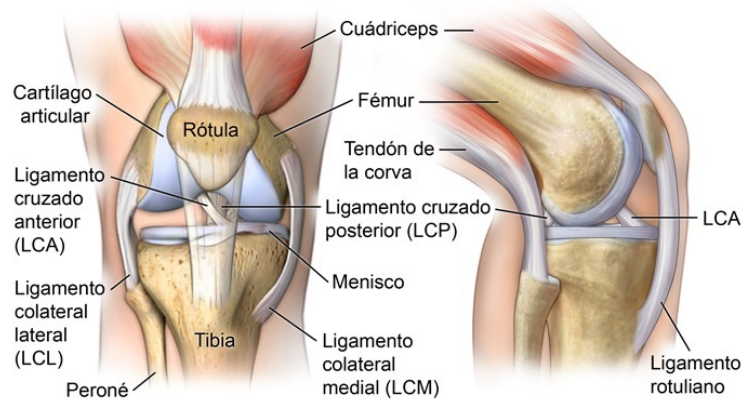


Figura 2.1: Anatomía de la rodilla.

Para entender el funcionamiento completo de los movimientos de la rodilla se hace uso de la biomecánica.

2.2. Biomecánica de la rodilla

La locomoción humana se puede describir como una serie de movimientos alterantes y rítmicos que las extremidades y el tronco del cuerpo llevan a cabo. Estos movimientos determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad [28].

La presente tesis se limita al análisis del funcionamiento de la rodilla humana, teniendo a ésta

como base, para el desarrollo de un prototipo protésico de tipo policéntrico para personas con amputaciones de miembro inferior.

2.2.1. Planos y ejes de movimientos de la rodilla humana

Los movimientos de la extremidad inferior y en general del cuerpo humano, deben adecuarse a las necesidades de cada momento de forma voluntaria. El control de la posición erguida y la marcha bípeda constituyen la función principal del sistema locomotor de las extremidades inferiores.

Esencialmente, el cuerpo humano se divide en 3 planos y 3 ejes conocidos como sagital, frontal y transversal, ver Figura 2.2. Dichos planos le permiten el desarrollo de todos sus movimientos conocidos, los cuales se describen a continuación [29]:

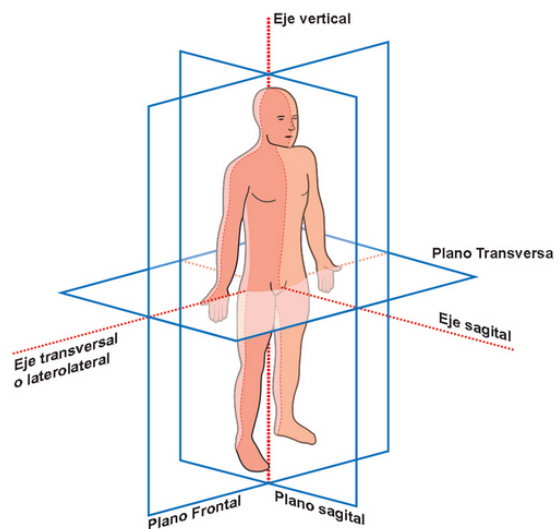


Figura 2.2: Planos y ejes del movimiento humano .

- **Plano sagital:** Divide al cuerpo en dos mitades, derecha e izquierda. En este plano se llevan a cabo los movimientos de flexo-extensión.
- **Plano frontal:** Divide al cuerpo humano en mitad anterior y posterior. En este plano se dan los movimientos de abducción (separación) y aducción (aproximación).
- **Plano transversal:** Divide al cuerpo en dos mitades, superior e inferior. En este plano se llevan a cabo los movimientos de rotación.

Los movimientos de las articulaciones del cuerpo humano se llevan a cabo alrededor de ejes de rotación [30]. Dichos ejes son perpendiculares a los planos de movimiento y se denotan de la siguiente manera:

- **Eje sagital:** Se trata de un eje imaginario que atraviesa el cuerpo humano desde la parte posterior hasta la anterior. Donde la parte anterior se obtiene al observar el cuerpo de frente y la posterior con una vista trasera.
- **Eje frontal:** También conocido como eje vertical, se trata de un eje imaginario que atraviesa el cuerpo humano desde la parte inferior a la superior.
- **Eje transversal:** Se trata de un eje imaginario que atraviesa horizontalmente el cuerpo, de izquierda a derecha.

Como se mencionó al inicio de este apartado, las extremidades inferiores deben adecuarse a las necesidades de cada momento de forma voluntaria, es por eso que el diseño del cuerpo humano ofrece límites, mínimos y máximos, en los movimientos de flexo-extensión de la rodilla. Para entender mejor el funcionamiento de dichos límites, se sugiere abordar el siguiente tópico.

2.2.2. Tipos de movimientos y ángulos de flexo-extensión

En [26], se menciona que la rodilla es una articulación de un solo grado de libertad o GDL que esencialmente actúa en compresión bajo la acción de la gravedad y que la manifestación de este GDL es el movimiento de flexo-extensión que lleva a cabo la rodilla sobre el plano sagital en posiciones activas o pasivas. Además, se argumenta que existe un segundo GDL: la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna y que solo está presente cuando la rodilla se flexiona.

Por un lado, el movimiento de extensión se define como la acción que aleja la cara posterior de la pierna de la cara posterior del muslo. Por otro lado, la flexión puede definirse como el movimiento que aproxima la cara posterior de la pierna a la cara posterior del muslo [31].

Dichos movimientos se miden en grados con respecto a una posición de referencia (ver Figura 2.3) y varían según la posición de la cadera. La flexión activa alcanza 140° si la cadera está previamente flexionada (Figura 2.4a) y llega únicamente a los 120° si la cadera se encuentra en una posición de extensión (Figura 2.4b). Por otro lado, la flexión pasiva de la rodilla alcanza una amplitud de 160° (Figura 2.4c), permitiendo que el talón toque el músculo del glúteo [31].



Figura 2.3: Extensión activa o posición de referencia: el eje de la pierna izquierda se sitúa en la prolongación del eje del muslo [26].

Es importante aclarar que la extensión relativa (Figura 2.5a [26]), es el movimiento que completa la extensión de la rodilla a partir de cualquier posición de flexión. Además, la extensión (Figura 2.5b) puede realizar pasivamente una extensión de 5 a 10° a partir de la posición de referencia, este movimiento recibe el nombre de hiperextensión y se manifiesta en ciertos individuos por razones patológicas [26].

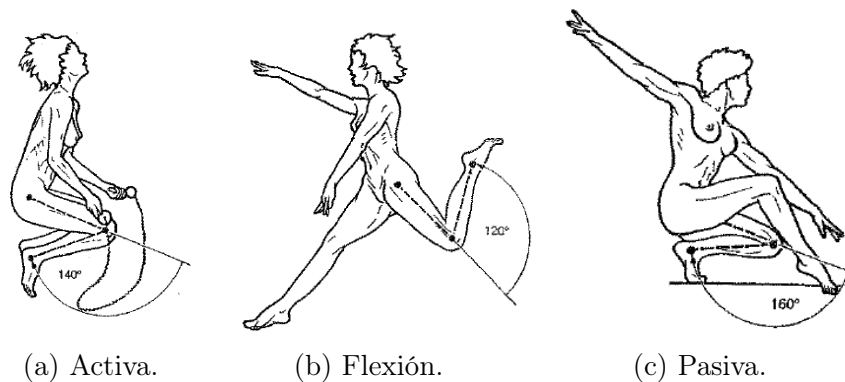


Figura 2.4: Ángulos de flexión.

Conocer los ángulos permitidos de flexo-extensión, así como las características y el com-

portamiento de la locomoción humana normal son la base del tratamiento sistemático y del manejo de la marcha patológica, especialmente en el campo del estudio protésico. Por ello se atenderá a continuación el análisis del ciclo de marcha humana.

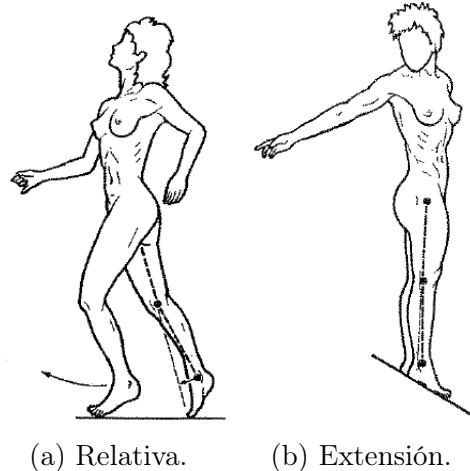


Figura 2.5: Flexo-extensión de la rodilla.

2.2.3. Análisis del ciclo de marcha

Según [32], el ciclo de marcha humana es un patrón de movimientos repetitivos que se lleva a cabo cuando el pie toca el suelo y finaliza cuando vuelve a tocar el suelo en la siguiente zancada. Es un movimiento complejo que involucra una serie de fases interconectadas y coordinadas por el sistema nervioso central y periférico. Las dos fases principales del ciclo de marcha humano son la fase de apoyo y la fase de balanceo. Durante la fase de apoyo, el pie está en contacto con el suelo y soporta el peso del cuerpo mientras se impulsa hacia adelante para avanzar la zancada. La fase de apoyo se subdivide en tres subfases específicas: contacto inicial, apoyo medio y propulsión terminal (despegue del pie), ver Figura 2.6 [32]. Por otro lado, la fase de balanceo comienza cuando el pie se despegue del suelo y termina cuando el pie opuesto toca el suelo. Durante esta fase, la pierna libre se mueve hacia adelante y se prepara para la siguiente fase de apoyo. La fase de balanceo se subdivide en tres subfases específicas: péndulo inicial, medio péndulo y péndulo terminal.

Cada subfase del ciclo de marcha humano tiene diferentes patrones de movimiento, tiempos y cargas en las estructuras del cuerpo. Estos patrones de movimiento pueden variar depen-

diendo de la velocidad, el terreno y otros factores externos.

La clasificación de las subfases para la fase de apoyo se describen a continuación:

1. **Contacto inicial (CI):** es el momento en que el pie toca el suelo. La subfase de CI es breve y representa aproximadamente el 2% del ciclo de la marcha. Durante esta subfase, la extremidad inferior se encuentra en flexión y la rodilla comienza a extenderse.
2. **Apoyo medio (AM):** es la fase más larga de la fase de apoyo y representa alrededor del 60% del ciclo de la marcha. Durante esta subfase, el peso corporal se mueve hacia adelante y la extremidad inferior se encuentra en extensión. La rodilla está en su posición más estable y la articulación del tobillo comienza a moverse hacia la dorsiflexión. Esta subfase se divide en dos partes: la pronación inicial y la pronación terminal.
3. **Propulsión terminal (PT):** es el final de la fase de apoyo y representa alrededor del 38% del ciclo de la marcha. Durante esta subfase, la extremidad inferior comienza a empujar hacia atrás y el peso corporal se transfiere hacia la extremidad contralateral. La articulación del tobillo se mueve hacia la plantiflexión y la rodilla se extiende completamente.

En cuanto a la clasificación, estas subfases se pueden clasificar como sigue:

- 1.1 **Subfase de contacto inicial:** se considera una subfase de carga en el que el pie toca el suelo, pero el peso corporal aún no se ha transferido completamente a la extremidad de soporte.
- 1.2 **Subfase de apoyo medio:** el peso corporal se transfiere completamente a la extremidad de soporte y se mantiene estable.
- 1.3 **Subfase de propulsión terminal:** subfase de empuje en la que el peso corporal se transfiere a la extremidad contra-lateral y la extremidad de soporte se prepara para el despegue.

La clasificación de las subfases para la fase de balanceo según [32] son:

- **Balaneo inicial:** esta subfase comienza cuando el pie de apoyo se eleva del suelo y termina cuando el centro de masa del cuerpo se encuentra directamente sobre la extremidad de apoyo. Durante esta subfase, el miembro oscila hacia adelante y el centro de masa del cuerpo se mueve hacia arriba y hacia adelante.
- **Balaneo terminal:** esta subfase comienza cuando el centro de masa del cuerpo se encuentra directamente sobre la extremidad de apoyo y termina cuando el pie de balanceo contacta el suelo. Durante esta subfase, el miembro oscila hacia atrás y el centro de masa del cuerpo se mueve hacia abajo y hacia atrás.

Por lo tanto, la fase de balanceo incluye tanto una subfase de oscilación hacia adelante como una subfase de oscilación hacia atrás.

La cantidad relativa de tiempo de duración de cada fase del ciclo de marcha completo, a velocidad normal, se puede dividir de la siguiente manera: fase de apoyo en 60 % y fase de balanceo en 40 %. Es evidente que si la velocidad de la marcha aumenta o disminuye, existirán modificaciones en la duración de cada fase del ciclo, ver Figura 2.7 [28].

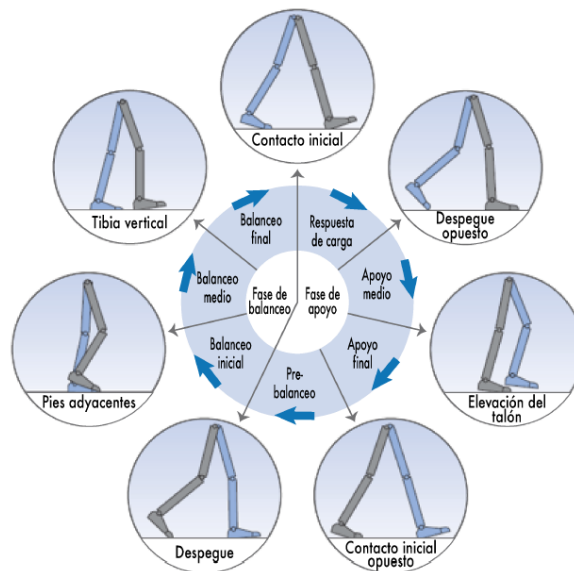


Figura 2.6: Fases del ciclo de marcha.

Al considerar el estudio de la anatomía de la rodilla, así como su biomecánica y clasificar los movimientos y ángulos para la ejecución de su locomoción, se puede proceder ahora con el estudio de los dispositivos protésicos.

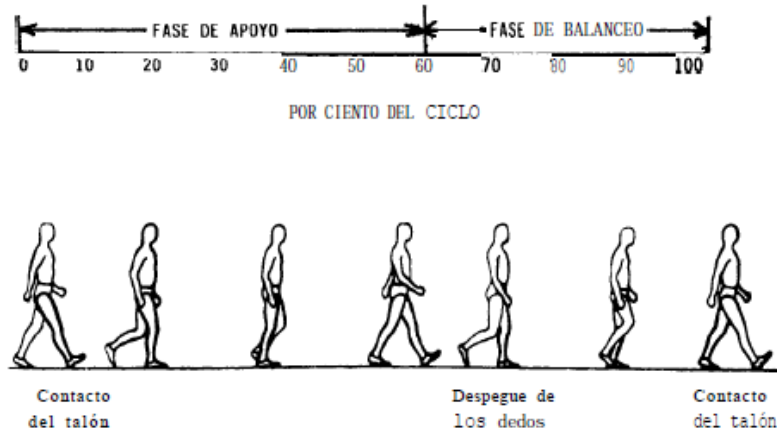


Figura 2.7: Ciclo de marcha humana.

2.3. Prótesis de rodilla

Como se ha mencionado antes, las prótesis se clasifican principalmente en dos tipos. Las activas, tienen como objetivo entregar funcionalidad a la extremidad o segmento amputado. Las pasivas, por otro lado, están enfocadas principalmente a favorecer el equilibrio postural e imagen corporal del paciente [3]. Estas a su vez se pueden dividir como monocéntricas o policéntricas, dependiendo del tipo de mecanismo que implementen. Los dispositivos monocéntricos son aquellos que utilizan un mecanismo del tipo bisagra, es decir, cuentan con un solo eje para su movimiento de rotación sobre el plano sagital. Su movilidad es limitada y están recomendadas para pacientes geriátricos o con poca movilidad.

Por otro lado, las prótesis policéntricas se constituyen en general, mediante mecanismos planos de múltiples eslabones. Esto les permite generar un movimiento más suave y natural, para llevar a cabo las flexiones y extensiones durante la marcha humana. Usualmente están recomendados para usuarios con una alta actividad física.

Para detallar de mejor manera estos conceptos, se clasifican y describen los mecanismos planos típicos empleados para el desarrollo de prótesis para pacientes transfórmales.

2.3.1. Prótesis monocéntricas y policéntricas

Prótesis monocéntricas

La Figura 2.8, muestra dos modelos de prótesis monocéntricas diseñadas usualmente para pacientes geriátricos con niveles de movilidad K1 o para aquellos con muñones largos, lo que proporciona un mayor control del dispositivo protésico [33]. Estos mecanismos logran estabilidad al alinear la rodilla con la línea de fuerza de la pierna, y son duraderos, no requiriendo mantenimiento constante [34].



Figura 2.8: Rodillas protésicas monocéntricas [5].

Algunas de sus características son:

- Debido a su simplicidad, su peso es bajo.
- El costo es menor comparado con otros tipos de prótesis de rodilla.
- Suelen hacer uso de la fricción para evitar que la pierna oscile hacia adelante con demasiada rapidez al iniciar el siguiente paso.
- No permiten el efecto de acortamiento de la pierna.

Prótesis policéntricas

Este tipo de prótesis, ilustrado en la Figura 2.9, permite un amplio rango de movimiento gracias a su geometría compleja y la presencia de múltiples ejes. Es diseñado para pacientes con niveles de movilidad K3. Los mecanismos utilizados en estas prótesis, conocidos como mecanismos de 4, 6 o incluso 7 barras, ofrecen una versatilidad biomecánica que ha llevado a su amplia aceptación. Estas prótesis aseguran estabilidad durante la fase de apoyo y permiten una flexión suave durante el balanceo, evitando alteraciones en la marcha [12].



Figura 2.9: Rodillas protésicas policéntricas. Tomadas de [35] y [3], respectivamente.

Algunas de sus características son:

- Reproduce el movimiento natural de la rodilla humana.
- Su peso es mayor que el de las rodillas protésicas tipo bisagra.
- Reduce la longitud (acortamiento) de la pierna al iniciar el paso, disminuyendo el riesgo de tropiezos.
- Ofrecen un control sencillo de balanceo que permite una velocidad de marcha ideal.

Tanto las prótesis monocéntricas como las policéntricas pueden incluir sistemas de bloqueo para garantizar la estabilidad del paciente en diferentes fases del ciclo de marcha o en posiciones específicas como la sedestación o la posición bipodal. Por lo tanto, el estudio de los sistemas de bloqueo se convierte en un tema relevante a considerar.

2.3.2. Mecanismos para prótesis de rodilla

En el desarrollo de prótesis transfemoral de rodilla, los mecanismos planos más utilizados son el mecanismo de cuatro y seis barras. El primero, consta de cuatro eslabones interconectado. Uno de estos es fijo y los otros tres forman una estructura móvil en relación con la barra fija. El mecanismo es utilizado en prótesis de rodilla para proporcionar un movimiento de flexión y extensión similar al de la rodilla humana.

El segundo, utiliza 6 eslabones interconectados. Se utiliza para imitar la cinemática de la

rodilla y la cadera humana. Este mecanismo ofrece una mayor flexibilidad en el diseño y permite ajustar la trayectoria de movimiento de la prótesis para adaptarse a las necesidades específicas del paciente.

Además de estos mecanismos, también se utilizan otros como el de sistema de engranajes, que emplean dos engranajes para transmitir el movimiento de rotación a la prótesis. Otro de ellos es el mecanismo que hace uso de un pistón hidráulico para proporcionar resistencia y control de la velocidad en el movimiento de flexión y extensión del dispositivo. El diseño y la elección del mecanismo para una aplicación particular dependerá de diversos factores, como la función deseada, las necesidades del paciente y los recursos disponibles para su fabricación y mantenimiento. Por lo tanto a continuación, se mencionan fundamentos teóricos de los mecanismos de 4 y 6 barras.

Mecanismos de 4 barras

Un mecanismo de cuatro barras es un tipo de sistema mecánico planar que consta de cuatro eslabones interconectados por articulaciones o pivotes. Estas barras se denominan manivela, balancín, acoplador o biela y bastidor o bancada. La manivela y el balancín son barras móviles, mientras que el acoplador y la bancada son barras fijas [36]. El movimiento relativo de las barras se controla mediante la conexión de una o más barras a un motor o actuador, lo que genera un movimiento oscilante o giratorio.

La selección y diseño adecuado del mecanismo puede mejorar la eficacia de la prótesis, aumentar la comodidad, la estabilidad del paciente y reducir el riesgo de complicaciones o lesiones adicionales.

En [36] se clasifican diferentes tipos de mecanismos planos, entre los cuales se menciona que un mecanismo de 4 barras, en particular, puede presentarse de dos maneras: como un mecanismo de cadena cerrada Figura 2.10a o de cadena abierta, Figura 2.10b. Estas configuraciones le permiten a un mecanismo de 4 barras tener características específicas de

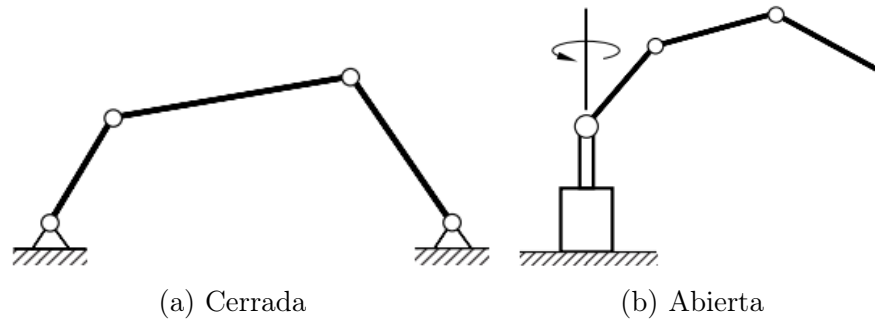


Figura 2.10: Cadena cinemática.

movilidad [37].

Como se ha mencionado, la investigación centra su interés en el desarrollo de un prototipo que usa un mecanismo plano, por lo que es importante conocer sus GDL, debido a que este análisis afecta su capacidad para el cumplimiento de tareas específicas, que más tarde se puede traducir en la forma del diseño o la optimización de su rendimiento. Para su clasificación, se presentan las posibilidades en la Tabla 2.1.

1. **Determinación del número de grados de libertad (GDL):** los grados de libertad de un mecanismo plano se refieren a la cantidad de movimientos independientes que puede realizar dicho mecanismo en el plano. En otras palabras, es el número de variables que deben especificarse para determinar la posición y orientación del mecanismo en el plano.

Los GDL para mecanismos planos se calculan con la ecuación de Grüebler, definida de la siguiente manera:

$$M = 3(N - 1) - 2J_1 - J_2 \quad (2.1)$$

donde:

- M : Grados de libertad de movilidad
- N : Número de eslabones
- J_1 : Número de pares cinemáticos de un grado de libertad

- J_2 : Número de pares cinemáticos de dos grados de libertad

Tabla 2.1: Categorías de los mecanismos de 4 barras.

Caso	Criterio	Eslabón más corto	Categoría
1	$s+l < p+q$	Triple balancín	Doble manivela
2	$s+l < p+q$	Lado	Manivela-balancín
3	$s+l < p+q$	Acoplador	Doble balancín
4	$s+l = p+q$	Cualquiera	Punto de cambio
5	$s+l > p+q$	Cualquiera	Tiple balancín

2. **Ley de Grashof:** establece las condiciones necesarias para que un mecanismo de cuatro barras tenga un movimiento completo sin bloqueos. Según esta ley, la suma de las longitudes de la barra más corta y más larga, debe ser menor o igual a la suma de las longitudes de las otras dos barras.

La condición de Grashof establece que un mecanismo de cuatro barras tiene al menos un eslabón giratorio si:

$$s + l \leq p + q \quad (2.2)$$

A la inversa, los tres eslabones que no están fijos solamente oscilarán si:

$$s + l > p + q \quad (2.3)$$

La siguiente nomenclatura se utiliza para describir la longitud de los cuatro eslabones:

- s : longitud del eslabón más corto
- l : longitud del eslabón más largo
- p : longitud del eslabón más corto
- q : longitud de uno de los eslabones de longitud intermedia

Mecanismos de 6 barras

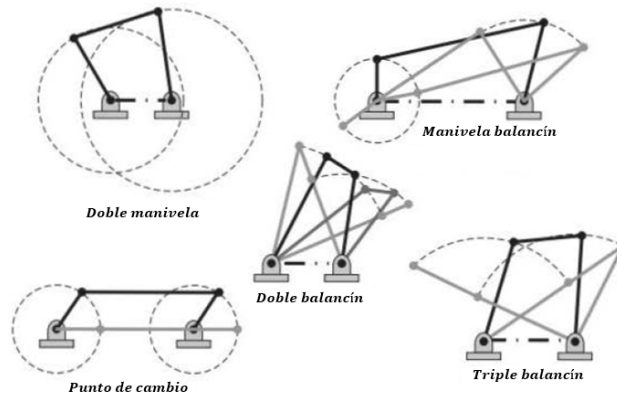


Figura 2.11: Clasificación de Grashof para mecanismos de 4 barras.

Los mecanismos de seis barras son sistemas mecánicos compuestos por seis eslabones interconectados mediante articulaciones. Estos se emplean para transformar un movimiento oscilatorio o rotatorio en otro [38].

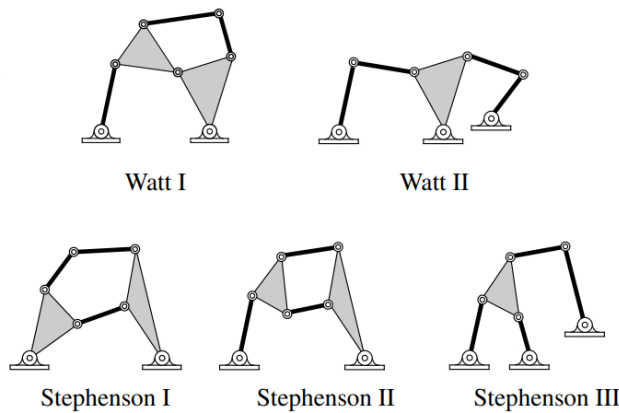


Figura 2.12: Mecanismo de 6 barras tipo Watt y Stephenson [39].

Existen dos configuraciones: el mecanismo de tipo Watt y el Stephenson. El de Watt se forma con dos eslabonamientos de cuatro barras en serie, que comparten eslabones [37]. Por otro lado el de Stephenson, al igual que el de Watt, se forma con la unión de dos eslabonamientos de cuatro barras, pero ahora conectados en paralelo.

Las diferentes inversiones de estos dos tipos de mecanismos se aprecian en la Figura 2.12. Muchos eslabonamientos se diseñan a partir de la combinación de múltiples cadenas de cuatro barras. Derivado de estas dos, surgen 4 propuestas para el desarrollo de prótesis de rodilla con mecanismos de 6 barras, ver Figura 2.13.

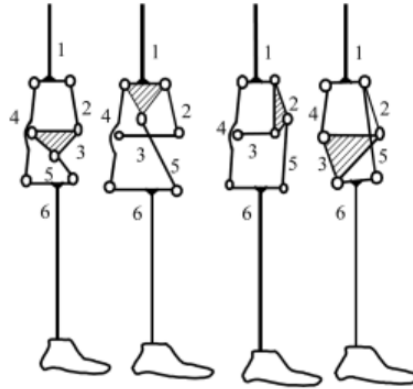


Figura 2.13: Configuraciones del mecanismo de 6 barras empleadas en prótesis de rodilla [40].

2.3.3. Niveles K de movilidad

Tabla 2.2: Niveles de movilidad K.

Nivel K	Descripción	Nivel funcional	Funciones necesarias
K0	Este nivel funcional usualmente no se considera en el desarrollo de dispositivos protésicos debido a que el paciente no tiene la habilidad para trasladarse de manera segura y sin asistencia, por lo que una prótesis no mejora su calidad de vida ni su movilidad.	Nulo	Nulo
K1	El paciente puede caminar ciertas distancias en suelo llano a una cadencia fija. Típicamente recomendado para uso en el hogar y para pacientes geriátricos.	Bajo	Estabilidad al caminar
K2	En este nivel se encuentran los pacientes que pueden caminar distancias limitada a una velocidad de marcha baja y evadir obstáculos pequeños del entorno.	Medio	Estabilidad al caminar y resistencia durante el balanceo
K3	El paciente puede moverse libremente sobre diferentes superficies. Tiene la capacidad de caminar a distintas velocidades y de sortear más obstáculos del entorno. Cuenta con el potencial para realizar actividades terapéuticas, ocupacionales, recreativas o de ejercicio.	Medio-Alto	Estabilidad en la marcha, resistencia durante el balanceo y flexión temprana de la postura
K4	Un paciente K4, puede moverse sin restricciones, además de tolerar altos niveles de impacto, tensión y energía. La prótesis puede satisfacer las necesidades típicas de un niño, un adulto activo o un atleta de alto rendimiento. Con esta categoría es posible exceder las habilidades básicas de deambulación.	Alto	Estabilidad en la marcha, resistencia al balanceo y flexión temprana de la postura

Los niveles de impacto o de movilidad K son una estandarización médica para clasificar y adecuar dispositivos protésicos de cada usuario, ver Tabla 2.2 [15]. Se encargan de medir

la capacidad funcional, el nivel de actividad y la movilidad de cada paciente y se dividen en cuatro tipos: capacidad para caminar en espacios interiores (K1), capacidad limitada para caminar en espacios exteriores (K2), capacidad para caminar en espacios exteriores sin restricción (K3) y capacidad para caminar en espacios exteriores con exigencias especialmente altas (K4) [2].

2.4. Sistemas de bloqueo

Un sistema de bloqueo en una prótesis de rodilla sirve para proporcionar estabilidad y seguridad al usuario durante la marcha y otras actividades cotidianas. El bloqueo es una característica común en las prótesis transfemorales, donde un mecanismo de bloqueo puede desbloquear o bloquear la articulación de la rodilla, permitiendo o impidiendo la flexión y extensión. Esto puede ser útil para mejorar la estabilidad en superficies irregulares, al subir y bajar escaleras, y en otras situaciones donde se requiere mayor seguridad. Al bloquear la articulación, se evita que la pierna se doble accidentalmente, lo que puede reducir el riesgo de caídas y lesiones.

Existen diferentes tipos: bloqueos manuales, hidráulicos, magnéticos, geométricos, automáticos, por mencionar algunos. No obstante, para fines de la investigación solo se explicarán dos de estos.

Sistema manual

El sistema manual de bloqueo en prótesis de rodilla, consiste en una palanca o perno de bloqueo manual que se activa mediante la presión de un botón o cuerda como el que se presenta en la Figura 2.14. Al presionar el botón, la palanca se bloquea en su posición y detiene el movimiento del mecanismo. Este tipo de sistema es fácil de usar y proporciona al usuario un mayor control sobre dispositivos. Sin embargo, el sistema requiere que el usuario tenga la capacidad física y la destreza para activar y desactivar el bloqueo, lo que puede ser un problema para algunas personas con discapacidad. Este tipo de equipos está recomendado para pacientes con niveles bajos de movilidad (nivel K1), es decir, poca actividad física o

como se mencionó anteriormente, para pacientes geriátricos [?].



Figura 2.14: Rodilla monocéntrica con bloqueo manual 606A[®] [11].

Sistema automático

El sistema de bloqueo automático en prótesis de rodilla utiliza por lo general, un controlador y un motor eléctrico para bloquear y desbloquear el movimiento de la prótesis. Los sensores de fuerza y posición en los dispositivos, detectan la fase de la marcha y envían una señal al controlador para activar el bloqueo en el momento adecuado. En la Figura 2.15 se presenta la rodilla inteligente Rheo Knee de Oussur[®] [2], como ejemplo de un sistema con bloqueo automático.

Este tipo de piernas protésicas, permite una transición más fluida entre la marcha y el bloqueo, y puede ser controlado por el usuario mediante un interruptor de mano o una aplicación móvil. Está recomendado para pacientes con niveles de movilidad medio y alto (K2-K4) [35].



Figura 2.15: Rodilla policéntrica con bloqueo automático Rheo Knee[®] [35].

Sistema por geometría

El sistema de bloqueo por geometría es un método pasivo que utiliza la forma y posición del mecanismo de la prótesis para prevenir el movimiento de la rodilla en ciertas posiciones. Por ejemplo, algunos sistemas de este logran el bloqueo de la siguiente manera: mediante la inclusión de una forma de enganche en la estructura de la prótesis que encaja en una ranura en la otra parte del mecanismo. Cuando la rodilla se flexiona a cierta posición, el enganche se desliza en la ranura y bloquea el movimiento. Este sistema es simple, confiable y no requiere ningún accesorio adicional. En [41], se presenta un estudio topológico de un mecanismo con bloqueo por geometría.

Sistema de doble bloqueo

En el trabajo presentado por [19], se diseñó un actuador hidráulico lineal de respuesta modular para actuar y controlar el dispositivo protésico, el cual lleva a cabo la tarea de modulación y actúa como un bloqueo variable a lo largo del ciclo de marcha del paciente. Asimismo, en la investigación llevada a cabo por [21], se desarrolló una rodilla híbrida pasivo-activa con dos modos de operación que permiten ahorrar energía. Aunque la principal finalidad de este dispositivo no era modular la fuerza de actuación durante el ciclo de marcha, dicha tarea se puede llevar a cabo cuando entra en funcionamiento el modo activo del dispositivo protésico. Este modo activo permite enfrentar superficies irregulares y brinda la capacidad de contar con un actuador de resistencia o bloqueo variable. Por último, en [41] presentan el análisis óptimo de un mecanismo de 6 eslabones que cuenta con un bloqueo geométrico que se activa automáticamente por el peso cuando el paciente se encuentra con la pierna en extensión completa, asegurando su deambulación durante el ciclo de marcha.

En este trabajo de tesis, se define un sistema de doble bloqueo como: un sistema que implementa un mecanismo secundario para garantizar el bloqueo del dispositivo protésico durante la deambulación en el ciclo de marcha. El propósito de este segundo mecanismo es lograr una activación automática y variable de dicho bloqueo, en concordancia con la defini-

ción de un sistema protésico con único bloqueo, que brinda seguridad al sistema bloqueándolo en ciertas posiciones durante la marcha.

La Figura 2.16 muestra un esquemático del concepto. El objetivo principal de la propuesta de actuación es proporcionar mayor fuerza a la pierna protésica en el ascenso de escalones o pendientes durante la fase de balanceo. Por otro lado, el primer bloqueo será geométrico y servirá para asegurar la pierna durante la extensión máxima en la fase de apoyo o cuando el paciente requiera estabilidad total durante la ejecución de una tarea en particular.

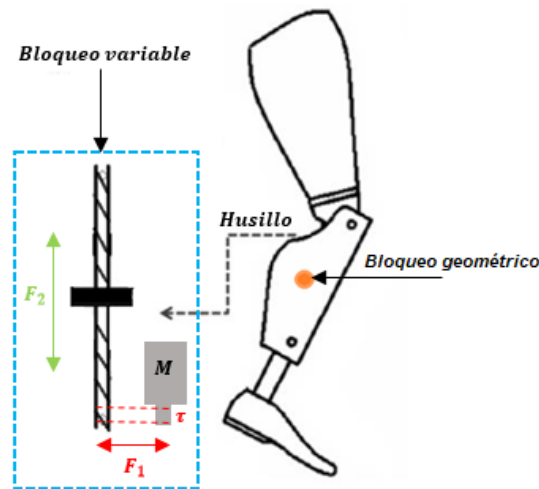


Figura 2.16: Propuesta de rodilla protésica [19].

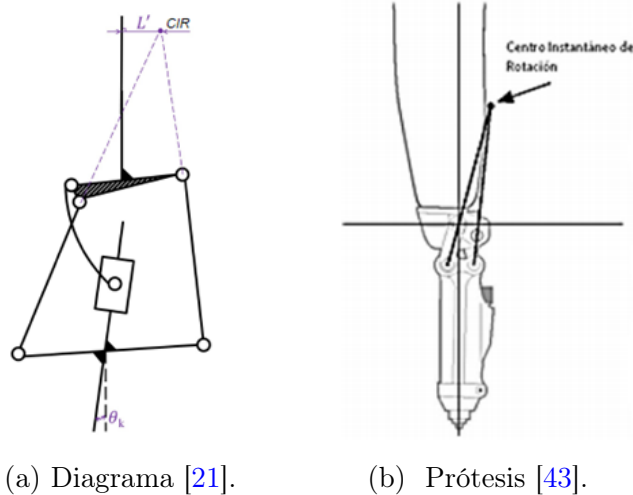
2.5. Mecanismo de 4 barras según su CIR

2.5.1. Centro instantáneo de rotación y su clasificación

El CIR (Centro de Instantánea de Rotación), se refiere al punto en el cual las dos barras opuestas del mecanismo tienen un movimiento relativo cero. En otras palabras, en ese punto las barras son paralelas entre sí. Es el punto alrededor del cual la pierna gira cuando se flexiona [42]. El CIR debe ubicarse en relación con la anatomía del paciente para que sea funcional. Generalmente, para prótesis transfemorales que incluyen un mecanismo de 4 barras, este punto puede ser localizado en la intersección de las prolongaciones de las líneas de los enlaces anterior y posterior, los cuales conectan la sección del encaje a la pierna en la prótesis. Como se incrementa el ángulo de flexión de la rodilla, el CIR toma una serie

de posiciones que típicamente trazan una trayectoria con la extensión de la pierna, la cual avanza hacia adelante y hacia abajo, al centro anatómico de la rodilla. Esta trayectoria es conocida como poloide o centroda y usualmente adopta una forma de C muy característica, como se puede apreciar en las Figuras 2.17a y 2.17b.

Por otro lado, [42] menciona también que el CIR es un parámetro que permite la clasificación de una pierna protésica. En consecuencia, se obtienen poloides diferentes en cada caso, según la ubicación de este punto. Él clasifica a un mecanismo de 4 barras, desde el punto de vista biomecánico de la siguiente manera:



(a) Diagrama [21].

(b) Prótesis [43].

Figura 2.17: Diagrama cinemático: ubicación del CIR en un mecanismo de 4 barras

Clasificación según [42] y el punto del CIR:

- CIR Elevado:** un mecanismo en esta clasificación proporciona estabilidad en el contacto con el talón y sirve principalmente para usuarios que carecen de control voluntario activo. El CIR en esta configuración se encuentra en la región donde el momento de la cadera controla la estabilidad de la rodilla, ver Figura 2.19a.
- CIR Hiper-Estabilizado:** proporciona estabilidad de alineación, es decir, como la que se obtiene en una rodilla bloqueada. Su aplicación está dirigida principalmente hacia usuarios menos activos y pueden beneficiarse los usuarios activos que tengan una buena potencia muscular de la cadera.

El CIR se encuentra fuera de la zona de estabilidad en el contacto inicial y el despegue del talón, ver Figura 2.19b.

- **CIR de control voluntario:** esta última configuración proporciona estabilidad durante el contacto inicial y el despegue del talón, ya que el CIR se encuentra dentro de la zona de estabilidad de la pierna, ver Figura 2.18. Su diseño se enfoca en usuarios con niveles de actividad moderada, es decir, K2-K3. Una de las diferencias de esta configuración con respecto a la de CIR elevado es que la elevación inicial del centro instantáneo no es tan alta, por ende la trayectoria descendente del CI permanece algo elevada y dentro de la zona de los primeros grados de flexión de la rodilla [42]. Ver Figura 2.19c.

Para llevar a cabo el control voluntario de una prótesis durante la fase de balanceo, se requiere cierta potencia muscular en el muslo. Esto implica que se deben considerar aspectos como: la trayectoria del CIR durante los primeros 10° grados de flexión y la oscilación de la pierna, sin que ocurra de manera brusca o repentina. Un mecanismo de este tipo permite estabilizarla en la fase de balanceo y apoyo, ya que su diseño está orientado a pacientes con niveles de actividad alto. Sin embargo, en la flexión no es tan estable, ya que dependerá directamente de la habilidad del paciente.

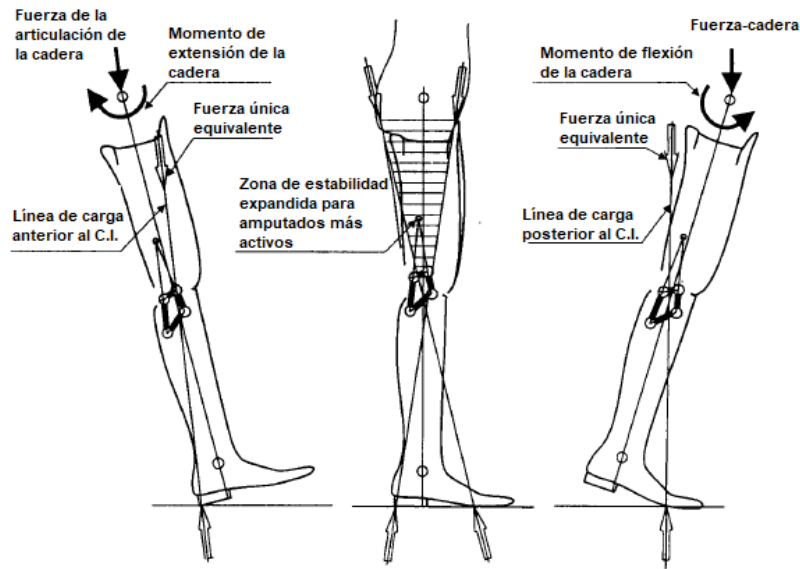


Figura 2.18: Esquema de estabilidad para mecanismo de 4 barras de control voluntario Hosmer Spectrum [42].

Para ejemplificar las 3 diferentes condiciones del CIR así como la poloide que prescriben,

se presenta la Figura 2.19. En el inciso a) una pierna protésica con CIR elevado, en el b) una prótesis con el CIR hiperestabilizado y finalmente en el inciso c) una de control voluntario.

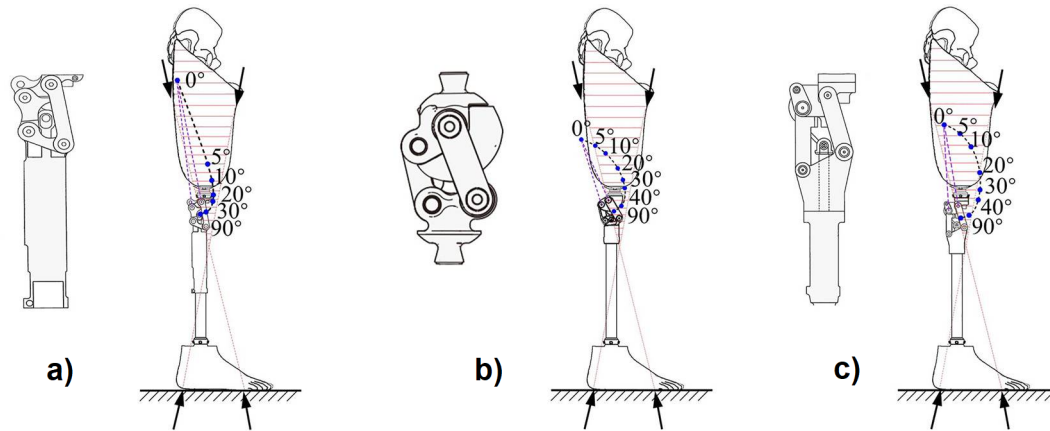


Figura 2.19: Configuraciones de estabilidad (mediante el CIR) de rodillas policéntricas según Readcliffe [15].

La imagen muestra la clasificación y las diferencias en las curvas (poloides) obtenidas. Aunque todas las curvas representan el mismo rango de movimiento (0 a 90°) y adoptan la forma característica de una C , se observa claramente que las dimensiones y formas de cada trayectoria formada por los puntos de coordenadas (x, y) son diferentes. De estas diferencias, se obtiene el ángulo inicial (θ_1) del mecanismo que permite dichas diferencias entre poloides. Este ángulo permite definir la orientación y la posición de la bancada o eslabón 1 (eslabón fijo). En algunos estudios como en [44], el ángulo inicial es nombrado θ_0 . Para los fines del presente estudio, se menciona como θ_1 y representa el ángulo de rotación entre el eje coordenado global y el local, del eslabón 1. Este permite establecer la orientación del esquema cinemático del mecanismo para el prototipo protésico.

Para comprender mejor la función de θ_1 , se presenta el siguiente ejemplo: en el caso del mecanismo con CIR elevado, se observa que la bancada o eslabón fijo tiene un ángulo en el rango de 305 a 340° medido desde el eje x en dirección contraria a las agujas del reloj. Esto provoca una inclinación del eslabón, como se muestra en la Figura 2.19a. En contraste, en el inciso c) de la misma figura, con la configuración de CIR voluntario, la bancada tiene un ángulo aproximado de 20 a 45°, lo que resulta en una orientación opuesta a la del inciso a). Por

lo tanto, este ángulo controla la orientación de dicho eslabón y, en consecuencia, la ubicación del CIR, lo cual repercute en el tipo de poloide obtenida y en las condiciones de la prótesis. No obstante, si se desea obtener más información sobre la importancia de dicho ángulo, en el estudio desarrollado por Chauhan y Khare [44], se presentan diferentes configuraciones que puede tomar un mecanismo de rodilla de 4 barras.

En el estudio de Radcliffe [42], se exponen las diferentes poloide que se obtienen a través del conjunto de todos estos parámetros, que incluyen el ángulo inicial y las dimensiones mínimas y máximas para la ubicación del CIR en los primeros 5° de la marcha. En teoría, todos los mecanismos son adecuados y funcionales, pero se requiere la participación de expertos en el área para definir el tipo de prótesis que cada paciente necesita de manera personalizada. Sin embargo, para los propósitos de este estudio, el diseño que se ajusta mejor a las necesidades es el mencionado como Hosmer Spectrum en el estudio de Radcliffe.

2.6. Técnicas de síntesis

El proceso de síntesis de mecanismos implica el diseño de un sistema que cumpla con requisitos de rendimiento y especificaciones.

Tabla 2.3: Descripción de los tipos de síntesis en sistemas mecánicos.

Síntesis	Descripción
Síntesis cualitativa	Identificación y evaluación de conceptos y características generales de un sistema, basado en experiencia y juicio experto.
Síntesis de tipo	Estrategia que implica la selección de elementos de un catálogo estandarizado para crear un sistema mecánico, basado en requisitos y mercado.
Síntesis cuantitativa	Procedimiento que implica la determinación matemática de las dimensiones y parámetros de un sistema mecánico, utilizando análisis numérico.
Síntesis dimensional	Método que implica la determinación de las dimensiones y relaciones entre las partes de un sistema, utilizando principios geométricos.
Síntesis de trayectoria	Desarrollo que implica la determinación de las rutas y movimientos de un sistema mecánico para cumplir con una tarea específica, utilizando principios de cinemática y dinámica.

Existen diferentes técnicas para su desarrollo. Por ejemplo, en [38] se describe la síntesis gráfica, algebraica, numérica, entre muchas otras. Para explicar algunas junto con sus características, se presenta la Tabla 2.3:

2.7. Optimización

La optimización es el proceso de encontrar la mejor solución para un problema, sujeto a ciertas restricciones o condiciones. En el contexto de la ingeniería, la optimización se utiliza para encontrar la mejor configuración de un sistema o proceso, con el objetivo de maximizar la eficiencia, minimizar los costos o alcanzar otros objetivos. También es utilizada para resolver problemas como la minimización de una función objetivo.

Existen diferentes métodos para llevar a cabo una optimización, por ejemplo: el método del gradiente, Algoritmos Genéticos (AG), método de Newton, Algoritmo Evolutivo Diferencial (AED), método de Broyden Fletcher Goldfarb Shanno (BFGS), método Levenberg Marquardt, entre muchos otros. En general, estos métodos se basan en comportamientos naturales, biológicos o físicos, es decir, utilizan estrategias similares en comportamiento y funcionamiento para su desarrollo. El objetivo es encontrar la mejor solución posible que satisfaga las restricciones dadas. En la mayoría de los casos, esto implica evaluar una gran cantidad de posibles soluciones y seleccionar la mejor de ellas según [45].

Un problema típico de optimización se describe como:

$$\begin{aligned} f(x), x = (x_1, \dots, x_d) \in R^d \\ \text{considerando } x \in X \end{aligned} \tag{2.4}$$

donde x representa el vector de variables de decisión, d especifica su número y X representa el conjunto de soluciones candidato; conocido también como espacio de búsqueda o espacio de soluciones. Es importante notar que existen dos características igual de importantes que son el límite superior (u_i) y el límite inferior (l_i) de cada una de las d variables de decisión,

que delimitan el espacio de búsqueda, tal que:

$$X = \{x \in R^d \mid l_i \leq x_i \leq u_i, i = 1, \dots, d\} \quad (2.5)$$

Como se mencionó antes, en ocasiones el objetivo de la optimización es la minimización; no obstante, para otros casos es el proceso contrario, una maximización. Se utiliza la ecuación 2.6, que permite definir la *función objetivo*:

$$\max f(x) \Leftrightarrow \min -1 * f(x) \quad (2.6)$$

2.7.1. Algoritmos genéticos

Los algoritmos genéticos o AG, son un tipo de técnica de búsqueda heurística que se basa en la selección natural y la evolución biológica para encontrar soluciones óptimas a problemas de optimización. Estos algoritmos imitan el proceso de selección natural y evolución biológica, donde los individuos con mejores adaptaciones sobreviven y se reproducen, y de esta manera, la población evoluciona hacia soluciones óptimas [48].

Los algoritmos genéticos están formados por una serie de componentes clave: la población inicial, la selección, el cruzamiento y la mutación. Cada uno de estos componentes es esencial para el funcionamiento del algoritmo y para lograr el objetivo final de encontrar la solución óptima al problema.

La población inicial es el primer componente clave del AG. Esta se compone de un conjunto aleatorio de soluciones posibles al problema de optimización. Cada solución se conoce como un cromosoma, y cada cromosoma está compuesto por un conjunto de genes que representan diferentes aspectos de la solución. Usualmente, un cromosoma está compuesto por un conjunto de datos conocidos como genes. Estos genes se forman a través de subconjuntos binarios, que llevan consigo una encriptación de la información de los cromosomas, como se aprecia en la Figura 2.20 [46].

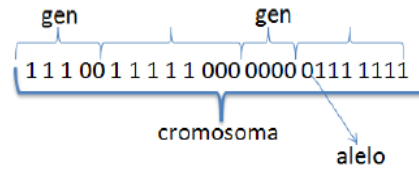


Figura 2.20: Representación de un cromosoma binario.

El siguiente paso es la selección. En este, se eligen los cromosomas que tendrán la oportunidad de reproducirse y crear la siguiente generación. La selección se realiza de forma aleatoria, pero la probabilidad de que un cromosoma sea seleccionado depende de su aptitud o adaptación. Los cromosomas que tienen una aptitud más alta tienen más probabilidades de ser seleccionados. Una vez que se han seleccionado los cromosomas para la reproducción, se lleva a cabo el proceso de cruzamiento o *crossover*. Este implica tomar dos cromosomas seleccionados y combinarlos para crear uno nuevo que tenga características de ambos. Como una forma para mejorarlos. El proceso de cruzamiento se realiza en un punto aleatorio dentro de los cromosomas seleccionados y los genes se intercambian entre ellos para crear una nueva solución.

El último componente del AG es la mutación. El cual implica cambiar uno o varios genes dentro de un cromosoma seleccionado. La mutación es esencial para evitar que el algoritmo se estanque en soluciones locales y para asegurarse de que se explore todo el espacio de búsqueda, hacia soluciones globales.

El funcionamiento del algoritmo genético es iterativo durante varias generaciones. En cada iteración, se crea una nueva población a partir de la población anterior utilizando los componentes de selección, cruzamiento y mutación. Cada nueva generación se evalúa y se seleccionan los cromosomas con la aptitud más alta para la siguiente generación. Este proceso continúa hasta que se alcanza una solución óptima o se alcanza un límite de iteraciones predefinido. El diagrama de flujo de la Figura 2.21 [47], expone gráficamente dicho funcionamiento.

Una de las principales ventajas de los algoritmos genéticos es su capacidad para encontrar soluciones óptimas en problemas de alta complejidad. Al utilizar la selección, el cruzamiento y la mutación, el algoritmo puede explorar todo el espacio de búsqueda y evitar quedar

atrapado en soluciones sub-óptimas. Además, los AG son altamente adaptables y pueden ser utilizados en una amplia variedad de problemas de optimización.

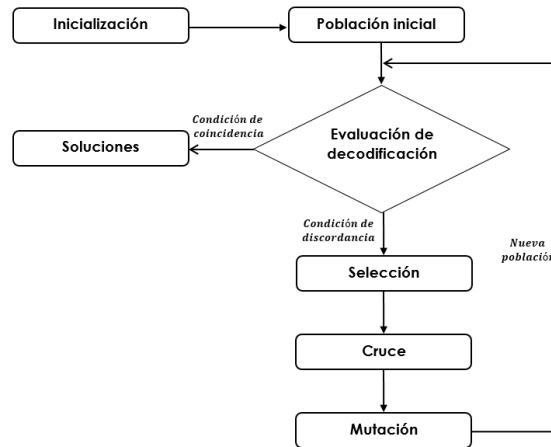


Figura 2.21: Diagrama del proceso de funcionamiento de un AG.

2.7.2. Algoritmo Evolutivo Diferencial

El Algoritmo Evolutivo Diferencial (AED) es una técnica de optimización inspirada en los principios de la evolución biológica. Su objetivo es encontrar la solución óptima de un problema al explorar un espacio de posibles soluciones [45]. El AED se aplica ampliamente en campos como la ingeniería, la economía y la ciencia, ya que permite abordar problemas de optimización de manera eficiente, ver Figura 2.22.

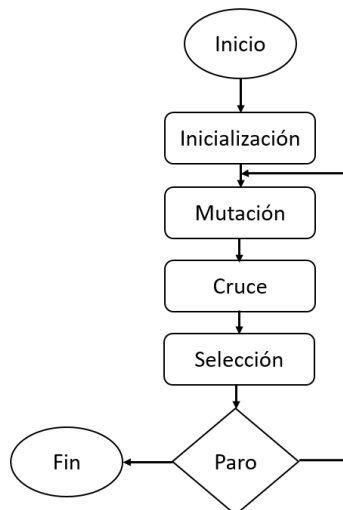


Figura 2.22: Diagrama del proceso de funcionamiento de un AED [45].

El AED se basa en el concepto de selección natural, donde los individuos más aptos tienen mayores probabilidades de sobrevivir y transmitir sus características a la siguiente generación. Inicialmente, se genera una población de soluciones potenciales de forma aleatoria, y cada solución se evalúa utilizando una función de aptitud que mide su calidad. Los individuos más aptos se seleccionan para generar nuevas soluciones a través de operadores evolutivos como el cruzamiento y la mutación. Este proceso se repite iterativamente hasta alcanzar una solución óptima o cumplir un criterio de parada predefinido.

El AED destaca por su capacidad para abordar problemas complejos que involucran múltiples variables y restricciones. Si bien es un método heurístico, al igual que los Algoritmos Genéticos (AG), el AED puede encontrar soluciones aproximadas en tiempos razonables, aunque no se garantiza obtener la solución óptima en todos los casos.

En la Tabla 2.4, se clasifican las características de un algoritmo evolutivo diferencial [45]:

Tabla 2.4: Descripción de las etapas de un AED.

Aspecto	Descripción
Inicialización de la población	Se refiere a cómo se genera la población inicial de soluciones. Puede ser de forma aleatoria o basada en conocimientos previos del problema.
Operadores evolutivos	Son las operaciones aplicadas a la población de soluciones para generar nuevas soluciones. Los operadores más comunes son la mutación y la recombinación.
Función de aptitud	Es la función utilizada para evaluar la calidad de cada solución en la población. La función de aptitud puede variar según el problema abordado.
Criterio de parada	Se utiliza para determinar cuándo se ha alcanzado una solución óptima o cuándo detener la búsqueda.
Selección de parámetros	Se refiere a cómo se eligen los parámetros del algoritmo, como el tamaño de la población, la tasa de mutación y la tasa de recombinación.
Convergencia	Es el proceso por el cual el algoritmo evoluciona hacia una solución óptima. La convergencia puede ser lenta o rápida, dependiendo del problema y los parámetros del algoritmo.

2.8. Control PID

Los sistemas de control automático se basan en leyes matemáticas para lograr un comportamiento deseado en un sistema. Las estrategias clásicas incluyen el control PID, retroalimentación y adelanto-retroceso. En [33] se mencionan que algunas de las técnicas de control más comunes empleadas en el desarrollo de prótesis transfemorales son: control no lineal, estrategias de control mediante IA, control clásico, entre otras. Aunque se resalta que el control clásico no es una estrategia tan recomendada debido a que, por lo general, se necesita el modelo del sistema para poder ser desarrollado. Por lo tanto, al tratarse del modelo de una pierna humana, existen muchas variables que podrían llegar a ser complicadas de modelar y controlar. Dado que la investigación no se enfoca en el diseño del control para la pierna protésica, se propone la utilización de un control de posición PID para un motor de CD con encoder.

El control PID (Proporcional-Integral-Derivativo) es un tipo de controlador utilizado en sistemas automáticos para mantener una variable en un valor deseado. La salida se ajusta en función de la diferencia entre la variable medida y el valor esperado. Utiliza tres términos: proporcional (P), integral (I) y derivativo (D), para ajustar la salida. El término P brinda una respuesta proporcional al error actual, el término I ajusta la respuesta en función del error acumulado y el término D predice la tendencia futura del error y ajusta la respuesta en consecuencia [48]. En la Figura 2.23 se presenta un diagrama a bloques de un control PID.

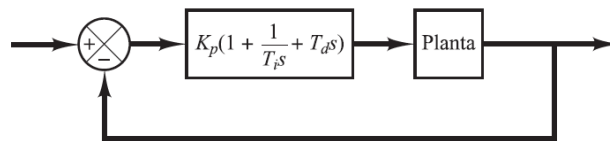


Figura 2.23: Control PID de una planta [48].

Innumerables sistemas funcionan en tiempo continuo, lo cual dificulta su procesamiento directo en sistemas informáticos. Para poder parametrizar estos datos, es necesario realizar una transformación matemática conocida como discretización. Este proceso permite implementar o programar sistemas en tiempo continuo en un sistema digital. Consiste en hallar aproximaciones de las operaciones de integración y derivación para obtener ecuaciones que

gobiernen el control en tiempo discreto. A continuación se muestra el desarrollo matemático para el mismo:

La ecuación de un controlador PID es:

$$u(t) = k_c e(t) + \frac{1}{\tau_i} \int_0^t e(t) dt + k_c \tau_d \frac{de(t)}{dt}$$

Al aproximar el término integral mediante la sumatoria trapezoidal y el término derivativo mediante la diferencia de dos puntos, se obtiene:

$$u(k) = k_c \left[e(k) + \frac{2\tau_i}{T_s} \sum_{h=0}^k (e(h) + e(h-1)) + \frac{T_s}{\tau_d} (e(k) - e(k-1)) \right]$$

La salida del controlador en el instante $k-1$ es:

$$u(k-1) = k_c \left[e(k-1) + \frac{2\tau_i}{T_s} \sum_{h=0}^k (e(h-1) + e(h-2)) + \frac{T_s}{\tau_d} (e(k-1) - e(k-2)) \right]$$

La diferencia entre la salida del controlador en los instantes k y $k-1$ es:

$$u(k) - u(k-1) = k_c \left[e(k) - e(k-1) + \frac{2\tau_i}{T_s} \sum_{h=0}^k (e(h) - e(h-2)) + \frac{T_s}{\tau_d} (e(k) - 2e(k-1) + e(k-2)) \right]$$

Esta última ecuación del controlador PID se puede reescribir como:

$$u(k) = u(k-1) + q_0 e(k) + q_1 e(k-1) + q_2 e(k-2)$$

donde:

$$q_0 = k_c \left(1 + \frac{2\tau_i}{T_s} + \frac{T_s}{\tau_d} \right), \quad q_1 = -k_c \left(1 - \frac{2\tau_i}{T_s} + \frac{T_s}{\tau_d} \right), \quad q_2 = \frac{T_s}{k_c \tau_d} \quad (2.7)$$

La ecuación del controlador PID discreto en la transformada Z es:

$$\therefore \boxed{C(z) = \frac{E(z)}{U(z)} = \frac{1 - z^{-1}}{q_0 + q_1 z^{-1} + q_2 z^{-2}}}$$

La descripción de las variables son:

- k_c : Ganancia proporcional. Controla la respuesta proporcional del controlador.
 - τ_i : Constante de tiempo. Determina la velocidad a la que se acumula el error a lo largo del tiempo.
 - T_s : Intervalo de muestreo. El tiempo entre dos muestras sucesivas en el sistema de control discreto.
 - τ_d : Constante de tiempo derivativa. Controla la influencia del cambio en el error en la señal de control.
 - $e(k)$: Representa el error en el instante k entre la referencia deseada y la señal medida o la salida del sistema controlado.
 - q_0, q_1, q_2 : Son coeficientes que definen la ecuación discreta del controlador PID y están relacionados con los parámetros k_c, τ_i, τ_d , y T_s según las ecuaciones proporcionadas.
-

Capítulo 3

Proceso de diseño

3.1. Metodología del diseño mecatrónico

Con el fin de lograr los objetivos de esta investigación, que involucra el desarrollo de un sistema mecatrónico-robótico, se adoptará la metodología del diseño mecatrónico ilustrada en la Figura 3.1. Esta estrategia se puede dividir en tres fases principales: modelado, simulación, y prototipado y construcción, como se describe en [49].

Para llevar a cabo el desarrollo del enfoque, se recomienda seguir una serie de actividades detalladas en [50], las cuales permitirán obtener un prototipo físico, verificar y validar la funcionalidad del sistema.

En este Capítulo, se presentará en detalle cada una de las etapas de la metodología, destacando las consideraciones clave, las herramientas utilizadas y los pasos a seguir para alcanzar el éxito en el desarrollo del sistema mecatrónico-robótico objeto de estudio.

- 1. Identificar el problema o la necesidad:** en esta fase inicial, se identifica la problemática y se investiga el estado del arte. Se definen los objetivos, alcances y restricciones del

sistema. Se establecen cronogramas de actividades para guiar el proceso de diseño.

2. Diseño conceptual y especificaciones funcionales: se generan conceptos y se plantean soluciones preliminares. Se utilizan técnicas como la lluvia de ideas y dibujos a mano alzada. Se definen modelos matemáticos o diagramas a bloques para analizar el sistema de manera general. Se especifican las condiciones de funcionamiento y los materiales requeridos.

3. Modelo matemático: se realiza el análisis cinemático del mecanismo mediante un diagrama esquemático y se obtiene un modelo matemático utilizando variables y leyes físicas.

4. Modelo y diseño estructural con sistema CAD y CAE: se utiliza software de Diseño Asistido por Computadora (CAD, por sus siglas en inglés) e Ingeniería Asistida por Computadora (CAE, por sus siglas en inglés) para validar el modelo matemático y verificar que el prototipo virtual cumpla con los requisitos establecidos.

5. Selección de actuadores y sensores: se definen los elementos de sensado, actuación y control del sistema. Se seleccionan componentes y materiales necesarios para la construcción del prototipo, utilizando cálculos, simulaciones y catálogos de proveedores.

6. Ampliación del modelo matemático: se integra la dinámica de los elementos de sensado y actuación al modelo matemático del sistema. En caso necesario, se realiza una ampliación del modelo y se retrocede a la fase 5.

7. Estrategia de control: se define y desarrolla la estrategia de control que será implementada en el sistema. Para este caso, se utilizará un control clásico PID.

8. Optimización del diseño: se realizan pruebas y se ajustan los parámetros y variables del prototipo para maximizar o minimizar los resultados para el cumplimiento de los objetivos establecidos.

9. Simulación virtual: se llevan a cabo simulaciones en software CAE para validar el funcionamiento mecánico del sistema bajo diversas condiciones.

10. Simulación real: se utiliza una tarjeta de programación o microcontrolador para obtener una simulación con interfaz en tiempo real. Se interconecta con los sensores y actuadores del sistema para verificar su comportamiento físico.

11. Optimización del funcionamiento: se utiliza software CAD y/o CAE para validar la funcionalidad del prototipo. Se verifica el cumplimiento de los requerimientos, la precisión de los movimientos y se comparan los cálculos obtenidos con el sistema simulado.

12. Reportar resultados: en esta fase final, se presentan los resultados obtenidos a través de memorias técnicas, manuales de funcionamiento y manuales de mantenimiento.

Esta metodología proporciona un enfoque estructurado y secuencial para el diseño de sistemas mecatrónicos, asegurando la integración eficiente de los aspectos mecánicos, electrónicos y de control en el proceso de diseño.

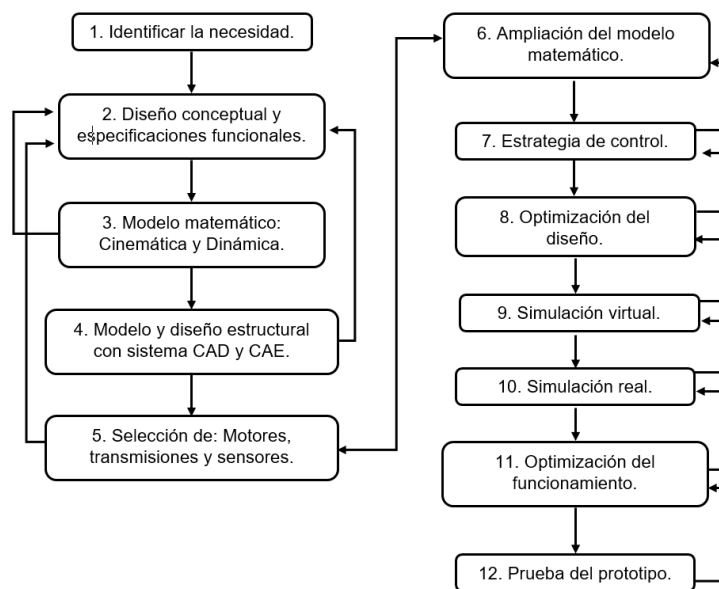


Figura 3.1: Metodología del diseño mecatrónico.

3.2. Identificación de la necesidad

3.2.1. Despliegue de la función de calidad

El Despliegue de la Función de Calidad (QFD, por sus siglas en inglés) es una herramienta utilizada en la gestión de la calidad y el diseño de productos. Su objetivo principal es transformar las necesidades y expectativas del cliente en requisitos específicos de diseño y en una planificación detallada de la producción. Para aplicar esta metodología, se realiza una matriz donde se relacionan las demandas del cliente con las características del producto. Esta matriz permite identificar las características críticas del producto y priorizarlas según su importancia. Luego, se establecen objetivos de diseño y se desarrolla un plan para cumplir con ellos. Esta herramienta permite asegurar que el producto final satisface las necesidades y expectativas del cliente [51].

La estructura más a detalle del QFD se muestra en el diagrama de la Figura 3.2 y se compone de los siguientes puntos:

1. Voz del cliente (los **Qué**): requerimientos y expectativas del cliente. Esta fase reúne los requerimientos del cliente o los objetivos de un proyecto a desarrollar que se relacionan con el producto.
 2. Importancia para el cliente: una columna en la matriz que representa la puntuación o valor de los **Qué**.
 3. Requerimientos de diseño (los **Cómo**): se establecen las características elementales de calidad, a través de los cuales se lleva a cabo el desarrollo de los **Qué**.
 4. Matriz de relaciones: representa las relaciones existentes entre los requerimientos del cliente (los **Qué**) y los de diseño (los **Cómo**) mediante los pesos relativos. Permite filtrar y recolectar las demandas y expectativas del cliente para centrar los esfuerzos en el cumplimiento de las mismas.
 5. Objetivos de diseño: a través de pesos relativos, en esta fase, se ponderan los objetivos de diseño con lo que se puede conocer la clasificación de un producto propio respecto
-

- de la competencia.
6. Importancia de diseño: una fila en la matriz que representa la puntuación o valor de los aspectos técnicos.
 7. Matriz de correlaciones: describe la correlación que existe entre los requerimientos de diseño y clasifica el tipo de correlación en positiva, fuertemente positiva, negativa y fuertemente negativa.
 8. Evaluación técnica competitiva: se realiza una comparación únicamente de los aspectos técnicos o ingenieriles respecto a la competencia. Esta es, de hecho, una de las principales diferencias con la fase de evaluación competitiva de mercado.
 9. Evaluación competitiva de mercado: en esta última fase se comparan los beneficios que ofrecen los productos o servicios disponibles en el mercado así como una autoevaluación del producto propio, respecto a los requerimientos y las expectativas del cliente. El propósito final es determinar cuáles son los puntos favorables y desfavorables de un producto propio respecto de los similares del mercado competitivo.

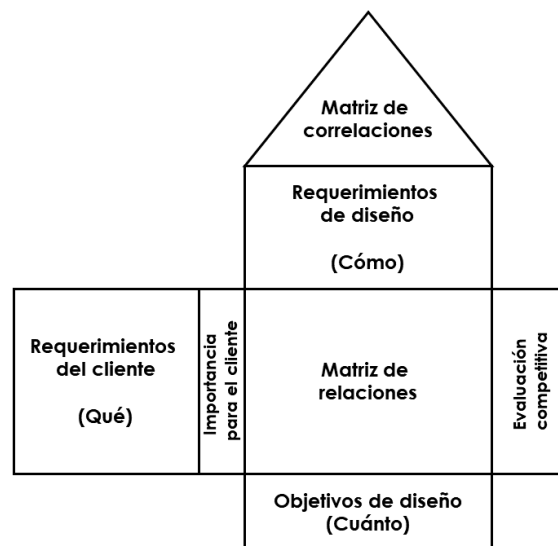


Figura 3.2: La casa de la calidad y sus partes [52].

Una de las ventajas primordiales del uso de metodologías como el QFD es que permiten centrar de forma rápida y precisa el desarrollo de un producto o servicio, tomando en cuenta

los requerimientos y las expectativas particulares del cliente. Finalmente, esto impacta de forma positiva al desarrollo de los productos, ya que se logra una reducción significativa del tiempo para el desarrollo, así como la oportunidad de crear o incluir nuevas ideas, utilizando el proceso de mejora continua, para identificar áreas de oportunidad [52].

3.2.2. Requerimientos del cliente

En esta sección se busca identificar las necesidades del cliente y priorizarlas en función de su importancia y relevancia. Estas características son traducidas como los *Qués* de la casa de la calidad mostrada en la Figura 3.2.

Tabla 3.1: Requerimientos del cliente.

Requerimiento	Descripción	Importancia	Peso relativo
Ligero	El prototipo no debe superar los 5 kg de peso.	10	13
Personalizado	El diseño se ajustará a las dimensiones del miembro residual de un paciente en particular.	8	10.4
Seguridad	El prototipo deberá garantizar seguridad al paciente en la fase de apoyo y durante el ciclo de marcha. Se puede hacer uso de las restricciones físicas o normas de salud, para llevar a cabo dicho cometido	10	13
Estabilidad en bipedestación	El mecanismo otorga estabilidad al paciente en la bipedestación, es decir, cuando el paciente se encuentre erguido con apoyo en ambos miembros inferiores en extensión total	9	11.7
Estabilidad en sedestación	Cuando el paciente decida sentarse, el mecanismo que compone el prototipo deberá otorgarle una flexión mayor o igual a 90° desde la línea de carga de la pierna humana.	7	9.1
Marcha en escalones	Haciendo uso del prototipo, el paciente deberá ser capaz de desarrollar su marcha normal durante la deambulación en escaleras o escalones.	9	11.7
Marcha en rampas	El paciente deberá ser capaz, a través del prototipo, de enfrentar superficies desiguales como rampas, realizando movimientos de flexo-extensión durante el ciclo de marcha normal.	9	11.7
Con bloqueo	El prototipo deberá contar con un sistema de bloqueo para detener el mecanismo en posiciones predefinidas o deseadas.	7	9.1
Con sensores	El sistema mecatrónico del prototipo integrará un esquema sensorial para la operación del modo activo del mismo. Este modo de operación se desarrollará en intervalos de tiempo siguiendo el ciclo de marcha del paciente.	8	10.4

En la primera columna de la Tabla 3.1 se clasifican y en la segunda se describen los re-

querimientos generales obtenidos de [15] y [53], para el uso de prótesis transfemorales. La tercera columna pondera estas características según su nivel de importancia para el desarrollo del prototipo protésico, tomando en cuenta un rango de valor que va de 1 a 10, donde 1 representa una importancia nula y 10 alta importancia. Por último, la columna 4 toma en cuenta los pesos relativos que representa cada requerimiento.

3.2.3. Requerimientos de diseño

En esta sección se describen los parámetros o características a través de los cuales se satisfacen las expectativas y requerimientos del cliente, también conocidos como los **Cómo**. En la Tabla 3.2, se enlistan los requerimientos del cliente en la primera columna. En la fila superior de la tabla, se muestran las características de diseño consideradas según [15] y [53]. La matriz de relaciones se construye mediante la intersección de estas secciones y se pondera con valores de 0, 1, 3 o 9, dependiendo del tipo de relación existente: nula, baja, media o alta. Por último, en las filas inferiores de la tabla se presentan los objetivos de diseño (ver Figura 3.2), que incluyen información como la dificultad y la importancia de las características, entre otros datos.

Tabla 3.2: Requerimientos de diseño.

	Forma	Material	Peso	Dimensiones de eslabones	Peso del paciente	Par motor	Tensión de alimentación	Corriente nominal	Batería	Fuerza de la pierna
Ligero	9	9	9	3	0	0	0	0	3	0
Personalizado	0	0	9	9	9	0	0	0	0	0
Seguridad	9	3	0	1	9	0	0	0	0	0
Estabilidad bipedestación	9	0	1	0	0	0	0	0	0	3
Estabilidad sedestación	1	0	1	0	0	0	0	0	0	3
Marcha en escalones	9	0	0	0	0	9	3	3	3	9
Marcha en rampas	3	0	0	0	0	1	1	1	3	9
Con bloqueo	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0
Con sensores	0	0	1	0	0	0	3	3	3	9
Dificultad	4	6	10	3	3	8	4	4	6	10
Peso relativo	23.9	7.6	12.3	7.1	10.3	6.2	3.8	3.8	6.9	18

3.2.4. Estudio comparativo del producto

Con el objetivo de identificar los aspectos favorables y explorar posibles nichos de mejora, así como satisfacer las necesidades del cliente, se lleva a cabo una evaluación comparativa como parte de una fase de la metodología QFD. Para ello, se utiliza la información recopilada en secciones anteriores sobre el estado del arte. En la Tabla 3.3, se realiza una comparación entre diversos dispositivos protésicos tanto comerciales como de investigación. Esta comparativa permite analizar y contrastar las características y prestaciones de cada uno de ellos.

Tabla 3.3: Estudio comparativo del producto.

Requerimiento	Ottobock, 2018 [3]	Ossur, 2019 [2]	Wang et al., 2020 [15]	Salas, 2021 [54]	Diseño propuesto
Ligero	✓	✓	✗	✓	✓
Personalizado	✓	✓	✓	✓	✓
Seguridad	✓	-	-	-	✓
Estabilidad en bipedestación	✓	✓	✓	✓	✓
Estabilidad en sedestación	✓	✓	-	-	✓
Marcha en escalones	✓	✓	-	-	✓
Marcha en rampas	-	-	✓	-	✓
Con bloqueo	✓	✓	✗	✗	✓
Con sensores	✓	✓	✓	✗	✓

✓Permitido ✗No permitido - no especificado

En la Tabla 3.3, se observa que las prótesis desarrolladas por [3] y [2] cumplen la mayoría de los requerimientos del cliente, lo que las convierte en opciones comerciales favorables.

Por otro lado, al analizar la clasificación de dispositivos protésicos de investigación, se observa que algunos cumplen con características como ligereza o estabilidad en bipedestación, pero carecen de bloqueo o presentan deficiencias en cuanto a la seguridad. Sin embargo, tres de los parámetros más importantes para esta tesis son los bloqueos, la marcha en escalones y en rampas. Como se puede apreciar, existe la oportunidad de mejorar en estas áreas con la propuesta del diseño.

Con el propósito de lograr esta mejora, uno de los principales objetivos de este estudio es obtener un mecanismo que cumpla de manera óptima con el seguimiento de una trayectoria específica. Para lograrlo, se utilizarán estrategias de cómputo evolutivo a través de una función objetivo, con el fin de encontrar mecanismos planos funcionales que posteriormente formarán parte del prototipo protésico.

3.3. Síntesis cinemática de mecanismos planos

Para realizar una síntesis cinemática es necesario contar con el análisis de posición de un mecanismo. Se puede llevar a cabo haciendo uso de un diagrama (Figura 3.4) a través de álgebra compleja. Este tipo de técnica está enfocada en un análisis más analítico que gráfico, por lo que el método es menos intuitivo y más adecuado para su resolución a través de software de cómputo especializado. El procedimiento de síntesis cinemática que se presentan en las secciones siguientes se realiza para mecanismos planos de 4 y 6 eslabones, estos últimos en sus configuraciones tipo Watt II y Stephenson III.

En la Figura 3.3 se muestra el diagrama de flujo que describe las etapas del desarrollo matemático, que inicia con el planteamiento de la ecuación en lazo cerrado del diagrama cinemático del mecanismo en cuestión. Se reescribe el lazo vectorial sustituyendo la propiedad de Euler en los términos $e^{j\theta}$. Después, se plantean constantes para simplificar el análisis y se obtiene la ecuación de Freudenstein. A continuación, se sustituyen propiedades del ángulo medio para dar solución al sistema con la ecuación de la fórmula general y finalmente, se obtienen los ángulos θ_1 , θ_2 , θ_3 o θ_i del sistema.

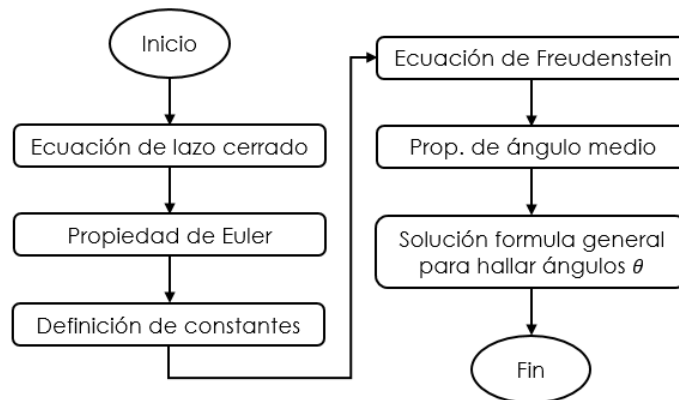


Figura 3.3: Diagrama de flujo para la síntesis de mecanismos planos.

3.3.1. Mecanismo de 4 barras

Como se mencionó, el análisis de posición de un mecanismo de 4 barras se puede realizar mediante álgebra compleja. En [37], por ejemplo, se explica que existe un método alternativo para

el análisis y se basa en la creación de un lazo vectorial (o lazos) alrededor del mecanismo. Los eslabones se representan como vectores de posición y el lazo se cierra sobre sí mismo haciendo que la suma de los vectores sea igual a cero.

Entonces, considerando la Figura 3.4, la ecuación de lazo se escribe en este caso como se muestra en la Ecuación (3.1):

$$r_2 + r_3 - r_1 - r_4 = 0 \quad (3.1)$$

Primero, se hace uso de la notación de números complejos en su forma polar y cartesiana

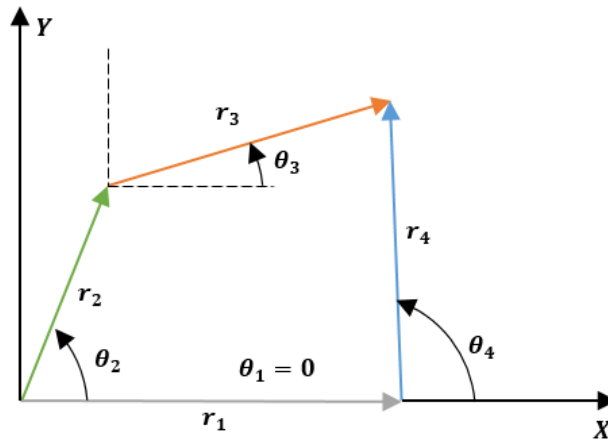


Figura 3.4: Mecanismo de 4 barras: Diagrama cinemático.

para reescribir los vectores. Estas expresiones se representan de la siguiente manera:

$$\text{Polar : } R \angle \theta$$

$$re^{j\theta}$$

$$\text{Cartesiana : } r\cos\theta\hat{i} + r\sin\theta\hat{j}$$

$$r\cos\theta + jr\sin\theta$$

La principal ventaja de utilizar esta notación se deriva de la identidad de Euler (Ecuación (3.2)). Por lo tanto, se utilizará para cada vector de posición durante el desarrollo matemático

de la sección. Reescribiendo entonces la Ecuación (3.1) se tiene la siguiente igualdad (3.3):

$$re^{\pm\theta} = \cos\theta \pm j\text{sen}\theta \quad (3.2)$$

$$r_2 + r_3 = r_1 + r_4 \quad (3.3)$$

A continuación, se sustituye la notación de número complejo en su forma polar en la Ecuación (3.3):

$$r_2e^{j\theta_2} + r_3e^{j\theta_3} = r_1e^{j\theta_1} + r_4e^{j\theta_4} \quad (3.4)$$

Notar que $\theta_1 = 0$, por lo que la bancada se encuentra sobre el eje X , así la Ecuación (3.4) se reescribe como:

$$r_2e^{j\theta_2} + r_3e^{j\theta_3} = r_1 + r_4e^{j\theta_4} \quad (3.5)$$

Se debe sustituir la identidad de Euler en los términos $e^{j\theta}$ de la Ecuación (3.5). Después dividir la forma cartesiana (parte real e imaginaria) de la ecuación vectorial resultante en dos ecuaciones escalares igualadas a cero (ver Ecuación (3.7)). El sistema de ecuaciones resultante se resuelve de manera simultánea para θ_3 y θ_4 .

$$r_2(\cos\theta_2 + j\text{sen}\theta_2) + r_3(\cos\theta_3 + j\text{sen}\theta_3) = r_1 + r_4(\cos\theta_4 + j\text{sen}\theta_4) \quad (3.6)$$

$$r_2\cos\theta_2 + r_3\cos\theta_3 - r_4\cos\theta_4 - r_1 = 0 \quad (3.7)$$

$$r_2\text{sen}\theta_2 + r_3\text{sen}\theta_3 - r_4\text{sen}\theta_4 = 0$$

Del sistema de ecuaciones de (3.7), primeramente, se aísla θ_3 y se resuelve para θ_4 :

$$r_3\cos\theta_3 = r_1 + r_4\cos\theta_4 - r_2\cos\theta_2 \quad (3.8)$$

$$r_3\text{sen}\theta_3 = r_4\text{sen}\theta_4 - r_2\text{sen}\theta_2$$

Ahora se elevan al cuadrado ambas ecuaciones del sistema (3.8) y se suman:

$$r_3^2(\cos\theta_3 + \operatorname{sen}\theta_3)^2 = (r_1 + r_4\cos\theta_4 - r_2\cos\theta_2)^2 + (r_4\operatorname{sen}\theta_4 - r_2\operatorname{sen}\theta_2)^2 \quad (3.9)$$

Se desarrollan las operaciones matemáticas de la Ecuación (3.9) y se reescribe de forma compacta a través de identidades trigonométricas en (3.11):

$$r_3^2 = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 + 2r_1r_4\cos\theta_4 - 2r_1r_2\cos\theta_2 - 2r_4r_2(\cos\theta_2\cos\theta_4 + \operatorname{sen}\theta_2\operatorname{sen}\theta_4) \quad (3.10)$$

$$r_3^2 = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 + 2r_1r_4\cos\theta_4 - 2r_1r_2\cos\theta_2 - 2r_4r_2\cos(\theta_2 - \theta_4) \quad (3.11)$$

Despejando la Ecuación (3.11) en términos de $\cos(\theta_2 - \theta_4)$ se obtiene la Ecuación (3.13):

$$2r_4r_2\cos(\theta_2 - \theta_4) = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - r_3^2 + 2r_1r_4\cos\theta_4 - 2r_1r_2\cos\theta_2 \quad (3.12)$$

$$\cos(\theta_2 - \theta_4) = \frac{r_1^2 + r_2^2 - r_3^2 + r_4^2}{2r_4r_2} + \frac{r_1}{r_2}\cos\theta_4 - \frac{r_1}{r_4}\cos\theta_2 \quad (3.13)$$

Para simplificar aún más la expresión de (3.13) se definen las siguientes constantes:

$$K_1 = \frac{r_1}{r_2}, \quad K_2 = \frac{r_1}{r_4}, \quad K_3 = \frac{r_1^2 + r_2^2 - r_3^2 + r_4^2}{2r_4r_2}$$

Al sustituir las constantes K_1, K_2, K_3 en la Ecuación (3.13), se obtiene la forma conocida como ecuación de Freudenstein:

$$\therefore \boxed{\cos(\theta_2 - \theta_4) = K_1\cos\theta_4 - K_2\cos\theta_2 + K_3} \quad (3.14)$$

Ahora, se hace uso de las identidades semiangulares en términos de θ_4 , tal que:

$$\operatorname{sen}\theta_4 = \frac{2\tan(\frac{\theta_4}{2})}{1 + \tan^2(\frac{\theta_4}{2})} \quad \cos\theta_4 = \frac{1 - \tan^2(\frac{\theta_4}{2})}{1 + \tan^2(\frac{\theta_4}{2})}$$

Reescribiendo la ecuación de Freudenstein se tiene:

$$\cos\theta_2\cos\theta_4 + \sin\theta_2\sin\theta_4 = K_1\cos\theta_4 - K_2\cos\theta_2 + K_3 \quad (3.15)$$

Se sustituyen las identidades trigonométricas semiangulares en la Ecuación (3.15) para resolver y simplificar el sistema:

$$\cos\theta_2 \left(\frac{1 - \tan^2(\frac{\theta_4}{2})}{1 + \tan^2(\frac{\theta_4}{2})} \right) + \sin\theta_2 \left(\frac{2\tan(\frac{\theta_4}{2})}{1 + \tan^2(\frac{\theta_4}{2})} \right) = K_1 \left(\frac{1 - \tan^2(\frac{\theta_4}{2})}{1 + \tan^2(\frac{\theta_4}{2})} \right) - K_2\cos\theta_2 + K_3 \quad (3.16)$$

Reacomodando la Ecuación (3.16):

$$\sin\theta_2 \left(\frac{2\tan(\frac{\theta_4}{2})}{1 + \tan^2(\frac{\theta_4}{2})} \right) = K_1 \left(\frac{1 - \tan^2(\frac{\theta_4}{2})}{1 + \tan^2(\frac{\theta_4}{2})} \right) - K_2\cos\theta_2 + K_3 - \cos\theta_2 \left(\frac{1 - \tan^2(\frac{\theta_4}{2})}{1 + \tan^2(\frac{\theta_4}{2})} \right) \quad (3.17)$$

Despejando la Ecuación (3.17) en términos de $\sin\theta_2 \left(2\tan(\frac{\theta_4}{2}) \right)$:

$$\begin{aligned} \sin\theta_2 \left(2\tan(\frac{\theta_4}{2}) \right) &= K_1 \left(1 - \tan^2(\frac{\theta_4}{2}) \right) - K_2\cos\theta_2 \left(1 + \tan^2(\frac{\theta_4}{2}) \right) \\ &\quad + K_3 \left(1 + \tan^2(\frac{\theta_4}{2}) \right) - \cos\theta_2 \left(1 - \tan^2(\frac{\theta_4}{2}) \right) \end{aligned} \quad (3.18)$$

Se agrupan términos comunes para simplificar la ecuación:

$$(K_1 - \cos\theta_2) \left(1 - \tan^2(\frac{\theta_4}{2}) \right) + (-K_2\cos\theta_2 + K_3) * \left(1 + \tan^2(\frac{\theta_4}{2}) \right) - \sin\theta_2 \left(2\tan(\frac{\theta_4}{2}) \right) = 0 \quad (3.19)$$

Se llevan a cabo las operaciones matemáticas correspondientes de la Ecuación (3.19) y se desglosan en la Ecuación (3.20):

$$\begin{aligned} K_1 - K_1\tan^2(\frac{\theta_4}{2}) - \cos\theta_2 + \cos\theta_2\tan^2(\frac{\theta_4}{2}) - K_2\cos\theta_2 - K_2\cos\theta_2\tan^2(\frac{\theta_4}{2}) \\ + K_3 + K_3\tan^2(\frac{\theta_4}{2}) - \sin\theta_2 \left(2\tan(\frac{\theta_4}{2}) \right) = 0 \end{aligned} \quad (3.20)$$

De este modo se obtiene la siguiente forma simplificada:

$$\begin{aligned} \tan^2\left(\frac{\theta_4}{2}\right)(\cos\theta_2 - K_1 - K_2\cos\theta_2 + K_3) + \tan\left(\frac{\theta_4}{2}\right)(-2\operatorname{sen}\theta_2) \\ + K_1 + K_3 - (K_2 + 1)\cos\theta_2 = 0 \end{aligned} \quad (3.21)$$

donde los términos de las longitudes de los eslabones y el valor de entrada θ_2 son conocidos y se utilizan para definir las constantes A, B y C que permiten expresar de forma aún más simplificada la ecuación (3.21):

$$A = \cos\theta_2 - K_1 - K_2\cos\theta_2 + K_3, \quad B = -2\operatorname{sen}\theta_2, \quad C = K_1 + K_3 - (K_2 + 1)\cos\theta_2$$

$$\tan^2\left(\frac{\theta_4}{2}\right)A + \tan\left(\frac{\theta_4}{2}\right)B + C = 0 \quad (3.22)$$

Se observa que la ecuación (3.22) es cuadrática, por lo que la solución queda expresada de la siguiente manera:

$$\therefore \boxed{\theta_{4,2} = 2\arctan\left(\frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A}\right)} \quad (3.23)$$

La solución para el ángulo θ_3 es, en esencia, similar a la que se da para θ_4 . Partiendo del sistema de ecuaciones descrito en (3.7), no obstante, ahora aislando a θ_4 y resolviendo para θ_3 se tiene:

$$\begin{aligned} r_4\cos\theta_4 &= -r_1 + r_2\cos\theta_2 + r_3\cos\theta_3 \\ r_4\operatorname{sen}\theta_4 &= r_2\operatorname{sen}\theta_2 + r_3\operatorname{sen}\theta_3 \end{aligned} \quad (3.24)$$

El desarrollo matemático que se sigue, como se mencionó, es similar a la expuesta en las Ecuaciones (3.8) a la (3.13):

$$r_4^2(\cos\theta_4 + \operatorname{sen}\theta_4)^2 = (r_2\cos\theta_2 + r_3\cos\theta_3 - r_1)^2 + (r_2\operatorname{sen}\theta_2 + r_3\operatorname{sen}\theta_3)^2 \quad (3.25)$$

$$r_4^2 = r_1^2 + r_2^2 + r_3^2 + 2r_2r_3\cos\theta_2\cos\theta_3 - 2r_2r_1\cos\theta_2 - 2r_1r_3\cos\theta_3 + 2r_2r_3\operatorname{sen}\theta_2\operatorname{sen}\theta_3 \quad (3.26)$$

$$r_4^2 - r_1^2 - r_2^2 - r_3^2 + 2r_2r_1\cos\theta_2 + 2r_1r_3\cos\theta_3 = 2r_2r_3\cos\theta_2\cos\theta_3 + 2r_2r_3\sin\theta_2\sin\theta_3 \quad (3.27)$$

$$2r_2r_3\cos(\theta_2 - \theta_3) = r_4^2 - r_1^2 - r_2^2 - r_3^2 + 2r_2r_1\cos\theta_2 + 2r_1r_3\cos\theta_3 \quad (3.28)$$

$$\cos(\theta_2 - \theta_3) = \frac{-r_1^2 - r_2^2 - r_3^2 + r_4^2}{2r_2r_3} + \frac{r_1}{r_3}\cos\theta_2 + \frac{r_1}{r_2}\cos\theta_3 \quad (3.29)$$

Sin embargo la ecuación de Freudenstein y las constantes para este nuevo sistema se expresan de la siguiente manera:

$$K_4 = \frac{r_1}{r_3}, \quad K_5 = \frac{-r_1^2 - r_2^2 - r_3^2 + r_4^2}{2r_2r_3}$$

$$\therefore \boxed{\cos(\theta_2 - \theta_3) = K_5 + K_4\cos\theta_2 + K_1\cos\theta_3} \quad (3.30)$$

Sustituyendo las identidades semiangulares en la Ecuación (3.30) pero ahora en términos de θ_3 , se tiene:

$$\cos\theta_2 \left(\frac{1 - \tan^2(\frac{\theta_3}{2})}{1 + \tan^2(\frac{\theta_3}{2})} \right) + \sin\theta_2 \left(\frac{2\tan(\frac{\theta_3}{2})}{1 + \tan^2(\frac{\theta_3}{2})} \right) = K_5 + K_4\cos\theta_2 + K_1 \left(\frac{1 - \tan^2(\frac{\theta_3}{2})}{1 + \tan^2(\frac{\theta_3}{2})} \right) \quad (3.31)$$

Reacomodando la Ecuación (3.31):

$$\sin\theta_2 \left(\frac{2\tan(\frac{\theta_3}{2})}{1 + \tan^2(\frac{\theta_3}{2})} \right) = K_5 + K_4\cos\theta_2 + K_1 \left(\frac{1 - \tan^2(\frac{\theta_3}{2})}{1 + \tan^2(\frac{\theta_3}{2})} \right) - \cos\theta_2 \left(\frac{1 - \tan^2(\frac{\theta_3}{2})}{1 + \tan^2(\frac{\theta_3}{2})} \right) \quad (3.32)$$

Despejando la Ecuación (3.32) en términos de $\sin\theta_2 (2\tan(\frac{\theta_3}{2}))$:

$$\begin{aligned} \sin\theta_2 \left(2\tan(\frac{\theta_3}{2}) \right) &= K_5 \left(1 + \tan^2(\frac{\theta_3}{2}) \right) + K_4\cos\theta_2 * \\ &\left(1 + \tan^2(\frac{\theta_3}{2}) \right) + K_1 \left(1 - \tan^2(\frac{\theta_3}{2}) \right) - \cos\theta_2 \left(1 - \tan^2(\frac{\theta_3}{2}) \right) \end{aligned} \quad (3.33)$$

Se agrupan términos comunes para simplificar la ecuación y se llevan a cabo las operaciones matemáticas correspondientes, tal como se describe en las Ecuaciones (3.19) y (3.20):

$$(K_5 + K_4 \cos \theta_2) \left(1 + \tan^2 \left(\frac{\theta_3}{2} \right) \right) + (K_1 - \cos \theta_2) * \left(1 - \tan^2 \left(\frac{\theta_3}{2} \right) \right) - \operatorname{sen} \theta_2 \left(2 \tan \left(\frac{\theta_3}{2} \right) \right) = 0 \quad (3.34)$$

$$\begin{aligned} K_5 + K_5 \tan^2 \left(\frac{\theta_3}{2} \right) + K_4 \cos \theta_2 + K_4 \cos \theta_2 \tan^2 \left(\frac{\theta_3}{2} \right) + K_1 - K_1 \tan^2 \left(\frac{\theta_3}{2} \right) \\ - \cos \theta_2 + \cos \theta_2 \tan^2 \left(\frac{\theta_3}{2} \right) - \operatorname{sen} \theta_2 \left(2 \tan \left(\frac{\theta_3}{2} \right) \right) = 0 \end{aligned} \quad (3.35)$$

De este modo se obtiene la siguiente forma simplificada:

$$\begin{aligned} \tan^2 \left(\frac{\theta_3}{2} \right) (K_5 + K_4 \cos \theta_2 - K_1 + \cos \theta_2) + \tan \left(\frac{\theta_3}{2} \right) (-2 \operatorname{sen} \theta_2) \\ + K_5 + K_4 \cos \theta_2 + K_1 - \cos \theta_2 = 0 \end{aligned} \quad (3.36)$$

donde las nuevas constantes son:

$$D = \cos \theta_2 - K_1 + K_4 \cos \theta_2 + K_5, \quad E = -2 \operatorname{sen} \theta_2, \quad F = K_1 + (K_4 1) \cos \theta_2 + K_5 \quad (3.37)$$

Análogamente a (3.23), la ecuación cuadrática para este caso se expresa como:

$$\therefore \boxed{\theta_{3,2} = 2 \arctan \left(\frac{-E \pm \sqrt{E^2 - 4DF}}{2D} \right)} \quad (3.38)$$

Las Ecuaciones (3.23) y (3.38) presentan dos soluciones, obtenidas a partir de las condiciones \pm dentro del radical. Estas soluciones, al igual que en cualquier ecuación cuadrática, pueden clasificarse en tres tipos: reales e iguales, reales y desiguales, o complejas conjugadas. Por lo general, en los análisis de este tipo, las soluciones serán reales y desiguales, lo que implica la existencia de dos valores posibles para θ_3 , θ_4 o θ_i . Estos valores corresponden a las configuraciones cruzada y abierta del mecanismo. En este sentido, según la configuración se elijen los signos para los ángulos θ_3 , θ_4 de acuerdo con la Tabla 3.4 [46].

Tabla 3.4: Configuración de mecanismos.

Configuración	θ_3	θ_4
Abierta	$+\sqrt{\quad}$	$-\sqrt{\quad}$
Cruzada	$-\sqrt{\quad}$	$+\sqrt{\quad}$

En una configuración abierta, el mecanismo plano tiene al menos un eslabón que no está conectado a ningún otro eslabón. Esto significa que el mecanismo plano tiene un grado de libertad en el movimiento, lo que le permite realizar una variedad de movimientos. Los ejemplos comunes de mecanismos planos de configuración abierta incluyen a los de cuatro y seis barras.

Por otro lado, en una configuración cerrada, todos los eslabones del mecanismo plano están conectados entre sí en una cadena cerrada, lo que significa que el mecanismo no tiene ningún grado de libertad en el movimiento. Esta configuración, se utiliza a menudo para transmitir potencia y movimiento entre dos puntos, y se conoce comúnmente como una cadena cinemática cerrada. Los ejemplos de este tipo de mecanismos incluyen las bicicletas, los motores de combustión interna y los sistemas de transmisión de potencia.

3.3.2. Mecanismo de 6 barras tipo Watt II y Stephenson III

El mecanismo de 6 barras tipo Watt II (Figura 3.5 [38]), es en esencia, un mecanismo de cuatro barras modificado que se utiliza para transformar el movimiento rotativo en un lineal aproximadamente rectilíneo. Se compone de seis barras: dos barras de entrada (la manivela y la biela), dos barras de salida (el acoplador y la barra de transmisión) y dos barras fijas (la base y la barra de unión). Por lo que su análisis se realiza con los mismo pasos detallados en la la Sección 3.3.1 para el desarrollo algebraico de posición (ecuación (3.1) a (3.38)). En este caso, se analiza la primera malla o circuito formado por los vectores r_1, r_2, r_3, r_{41} . De aquí se hallan los ángulos θ_3, θ_4 y α y posteriormente se continua con el desarrollo de la segunda malla, ahora formada por los eslabones r_{43}, r_5, r_6, r_{12} del diagrama cinemático presente. Es importante notar que la entrada θ_5 es igual a $\theta_4 - \alpha$ y que las incógnitas a hallar para esta segunda malla son θ_6 y θ_7 .

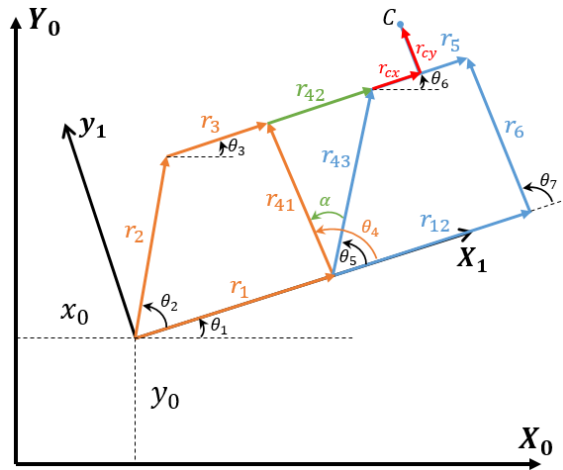


Figura 3.5: Mecanismo de 6 eslabones tipo Watt II.

A modo de resumen, se reescribe el álgebra para el mecanismo de 6 barras tipo Watt II. Considerando el diagrama cinemático de la Figura 3.5, la ecuación de lazo cerrado para la malla uno se escribe como:

$$r_2 + r_3 = r_1 + r_{41} \quad (3.39)$$

De la ecuación de lazo cerrado y el desarrollo mostrado en las Ecuaciones (3.1) a (3.38), se obtienen las constantes K:

$$K_1 = \frac{r_1}{r_2}, \quad K_2 = \frac{r_1}{r_{41}}, \quad K_3 = \frac{r_1^2 + r_2^2 - r_3^2 + r_{41}^2}{2r_{41}r_2}$$

Ecuaciones de Freudenstein:

$$\begin{aligned} \therefore \quad & \boxed{\cos(\theta_2 - \theta_4) = K_1 \cos\theta_4 - K_2 \cos\theta_2 + K_3} \\ \therefore \quad & \boxed{\cos(\theta_2 - \theta_3) = K_1 \cos\theta_3 + K_4 \cos\theta_2 + K_5} \end{aligned} \quad (3.40)$$

Expresiones de θ_3 , θ_4 y θ_5 :

$$\begin{aligned} \therefore \quad & \boxed{\theta_{41,2} = 2 \arctan \left(\frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A} \right)} \\ \therefore \quad & \boxed{\theta_{31,2} = 2 \arctan \left(\frac{-E \pm \sqrt{E^2 - 4DF}}{2D} \right)} \quad \boxed{\theta_5 = \theta_{41,2} - \alpha} \end{aligned} \quad (3.41)$$

Para la segunda malla:

$$\begin{aligned} \therefore \quad & \boxed{\cos(\theta_5 - \theta_7) = K_6 \cos\theta_7 - K_7 \cos\theta_5 + K_8} \\ \therefore \quad & \boxed{\cos(\theta_5 - \theta_6) = K_6 \cos\theta_6 + K_9 \cos\theta_5 + K_{10}} \end{aligned} \quad (3.42)$$

$$\begin{aligned} \therefore \quad & \boxed{\theta_{7,2} = 2 \arctan \left(\frac{-Bn \pm \sqrt{Bn^2 - 4AnCn}}{2An} \right)} \\ \therefore \quad & \boxed{\theta_{6,2} = 2 \arctan \left(\frac{-En \pm \sqrt{En^2 - 4DnFn}}{2Dn} \right)} \end{aligned} \quad (3.43)$$

donde el subíndice n significa *nuevo*, para distinguir las variables unas de otras.

De acuerdo con [44], el punto C del acoplador que seguirá la trayectoria deseada de la Figura 3.5 se encuentra en un marco de referencia rotado respecto del marco de referencia global (X_0, Y_0) , por ello es necesario tomar en cuenta dicha rotación para el desarrollo adecuado de la síntesis. Por lo cual se hace uso de una matriz de rotación como a continuación se explica. Reescribiendo el sistema rotado al marco de referencia general (X_0, Y_0) se tiene:

$$\begin{bmatrix} C_x \\ C_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\text{sen}\theta_1 \\ \text{sen}\theta_1 & \cos\theta_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_{xr} \\ C_{yr} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \end{bmatrix} \quad (3.44)$$

Desarrollando el producto matricial:

$$\begin{aligned} C_x &= \cos\theta_1 * C_{xr} - \text{sen}\theta_1 * C_{yr} + x_0 \\ C_y &= \text{sen}\theta_1 * C_{xr} + \cos\theta_1 * C_{yr} + y_0 \end{aligned} \quad (3.45)$$

$$\begin{aligned} \therefore \quad & \boxed{C_{xr} = r_1 + r_{43} \cos\theta_5 + r_{cx} \cos\theta_6 - r_{cy} \text{sen}\theta_6} \\ & \boxed{C_{yr} = r_{43} \text{sen}\theta_5 + r_{cx} \text{sen}\theta_6 + r_{cy} \cos\theta_6} \end{aligned} \quad (3.46)$$

Mecanismo de 6 barras tipo Stephenson III

Al igual que el mecanismo de 6 barras Watt II, el Stephenson III sigue el mismo orden

para sus 6 eslabones y es básicamente un mecanismo de 4 barras modificado.

En la Figura 2.12 [38], se presentaron los eslabonamientos de 6 barras tipo Watt y Stephenson en sus diferentes inversiones. En este caso, se ha seleccionado el tipo III de Stephenson. Se aprecia en la Figura 3.6 el diagrama cinemático del mecanismo a sintetizar.

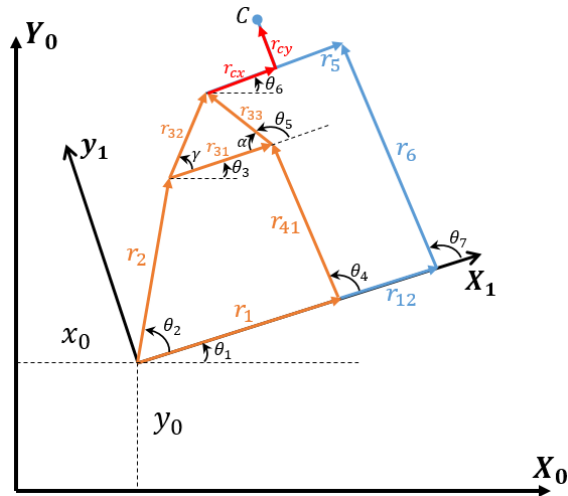


Figura 3.6: Mecanismo básico de 6 barras tipo Stephenson III.

En [37] se menciona que se pueden dibujar dos lazos vectoriales para la síntesis de este tipo de configuraciones y que depende de la inversión que se esté analizando cualquiera o ambos lazos tendrán cinco eslabones y, por lo tanto, tres ángulos desconocidos. En este caso, la inversión consta de un mecanismo de 4 barras formado por los eslabones r_1, r_2, r_{31}, r_{41} y de un mecanismo de 5 barras formado por los eslabones $r_{12}, r_{41}, r_{33}, r_5, r_6$.

Debido a que el procedimiento es muy parecido al del mecanismo de Watt, no se desarrolla para el mecanismo tipo Stephenson.

3.4. Optimización utilizando AG y AED

Las prótesis móviles por lo general utilizan mecanismos que deben ser sintetizados para obtener sus dimensiones, tipo o forma. Existen técnicas clásicas y modernas para la síntesis, como las que incluyen la aplicación de mínimos cuadrados o algoritmos evolutivos. Entre las técnicas modernas más utilizadas está la optimización heurística, cuyo propósito es minimizar o maximizar los resultados de una función objetivo.

Como en el caso de esta tesis, que busca la minimización del error en el seguimiento de una trayectoria característica.

En [47] se menciona que el grado de similitud entre el comportamiento de una rodilla humana y la de un mecanismo de rodilla de 4 barras, es directamente proporcional al valor del error de la función objetivo, es decir, mientras más pequeño sea el error, el CIR del mecanismo se iguala o aproxima al CIR anatómico de la pierna humana. Esta característica, ayuda al prototipo protésico a obtener una reproducción más cercana del movimiento de una pierna humana.

Para llevar a cabo el desarrollo de este análisis, el proceso comienza tomando una trayectoria de referencia que el punto de operación C seguirá. Esta trayectoria es obtenida mediante una polioide característica. La función objetivo utilizada para la optimización se define como:

$$F(x) = \sum_{i=1}^N [(X_d^i - X_c^i)^2 + (Y_d^i - Y_c^i)^2] \quad (3.47)$$

donde el primer término define el error de posición como la diferencia al cuadrado de las distancias euclidianas entre $X_{deseada}$ y $X_{calculada}$ del punto de seguimiento C . El segundo término lleva a cabo el mismo cálculo, pero para las distancias en Y . N representa el número de puntos a sintetizar.

Como primer análisis se propone una trayectoria recta estudiada en [?]. Los autores sugieren la solución del problema a través de AG haciendo uso de un mecanismo de 4 barras. En la Tabla 3.5 se exponen las características de dicha trayectoria, así como los parámetros utilizados por los dos algoritmos (AG y AED) estudiados en la presente tesis.

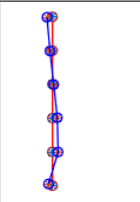
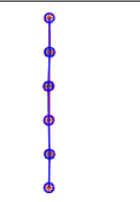
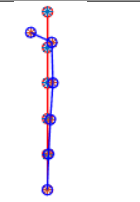
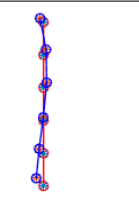
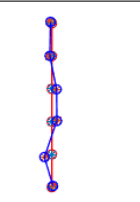
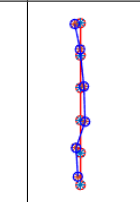
En la Tabla 3.6 la línea de color roja es la trayectoria deseada o de referencia y la de color azul la generada por el mecanismo propuesto. Estos son los resultados gráficos expuestos de la Tabla 3.7. Los valores corresponden a las 3 configuraciones de mecanismos optimizados utilizando los dos algoritmos. Se puede observar que el error mínimo entre la trayectoria deseada y la generada fue la del mecanismo de 4 barras utilizando el AED con una diferencia de 0.00283 (de error) entre el valor obtenido en [44] y el mejor mecanismo encontrado (ver Tabla 3.6b). Es importante resaltar que para llegar a estos resultados fue necesario ajustar los parámetros de número de individuos (NI), probabilidad de cruce (PC), probabilidad de

mutación (PM), factor de escalamiento (F) y número máximo de iteraciones (itermax) de los algoritmos.

Tabla 3.5: Trayectoria de estudio 1: recta.

Característica	Descripción
Puntos deseados	$X_d = -19.88, -9.93, -1.64, 6.12, 18.86, 29.21, 37.19, 44.31, 50.42, 57.75, 63.66, 67.40, 70.31, 70.74, 68.29, 60.67, 56.30.$ $Y_d = 721.76, 724.59, 725.68, 725.70, 723.52, 719.52, 714.80, 709.08, 702.69, 692.35, 680.29, 668.83, 651.85, 637.39, 615.98, 590.51, 580.92.$
Restricción para eslabones	$r_1, r_4 \in [0, 90]$ en mm $r_1, r_3, \epsilon \in [0, 60]$ en mm $x_0 = 0.0001, y_0 = 500$ en mm, $r_{cx} \in [10, 25]$ $r_{cy} \in [10, 1000]$ en mm
Rango para movimiento	$\theta_2 \in [0, 110]$ en grados $\theta_1 \in [0, 50]$ en grados
Número de individuos	1000
Probabilidad de cruce	0.6
Probabilidad de mutación	0.4
Precisión	4 dígitos después del punto
Número máximo de generaciones	1000 generaciones

Tabla 3.6: Solución de la optimización: curvas trazadas por el punto C del acoplador.

4 Barras	4 Barras	Watt	Watt	Stephenson	Stephenson
					
a) AG	b) AED	c) AG	d) AED	e) AG	f) AED

Los errores hallados de la Tabla 3.7 se calculan con ayuda de la Ecuación (3.47) que representa, como se mencionó, la función objetivo de cada uno de los algoritmos heurísticos. Los errores, representan la diferencia o desfase que existe entre la curva deseada y la obtenida. Se obtienen al final de los ciclos del algoritmo heurístico o cuando se halla el valor óptimo. Debido a estas características es que el valor se considera adimensional.

Tabla 3.7: Comparación de errores para trayectoria recta.

Configuración	AG	AED
4 barras	0.952	0.029
Watt II	0.742	0.311
Stephenson III	0.623	0.507

Con base en los resultados y considerando que por peso, precisión en el seguimiento de trayectoria, facilidad de análisis y diseño en comparación con un mecanismo de 6 barras, se eligió uno de 4 para el desarrollo del diseño conceptual.

Según [37], el proceso de diseño de maquinaria se divide en diferentes etapas no estrictamente lineales. Este da inicio con la identificación de una necesidad. Una vez planteada, se proponen diferentes soluciones posibles para enfrentar el reto, entonces comienza la etapa del diseño formalmente; la cual se divide en tres partes diferentes: diseño conceptual, preliminar y detallado. Por lo que la primera parte se desarrolla a continuación.

3.5. Diseño del mecanismo

De acuerdo con los requerimiento del usuario (Tabla 3.1) se necesita un dispositivo protésico que cuente con un sistema de bloqueo, brinde estabilidad durante la marcha sobre escalones y superficies irregulares, otorgue seguridad y que su peso sea adecuado para un uso funcional. Debido a esto, se propone el desarrollo de un prototipo de prótesis de rodilla policéntrica, basado en el diseño de un mecanismo plano, para garantizar la estabilidad en la fase de apoyo y mayor control en el ascenso de escalones o superficies irregulares.

La propuesta de diseño para el prototipo de prótesis consta de un mecanismo de 4 barras conectado a un sistema de actuación mediante un quinto eslabón. Este elemento está enlazado a un eje semi-roscado a través de un rodamiento lineal. A su vez, el eje se une a una junta flexible que está vinculada al eje de un motorreductor de CD. El sistema completo se muestra en la Figura 3.8.

Para obtener una comprensión más clara de la propuesta, se analiza inicialmente el diagrama

de cuerpo libre (DCL) mostrado en la Figura 3.7b. En esta, se puede observar el motor ensamblado a un soporte con horquilla (clevis) que permite su rotación. El soporte se encuentra anclado al eslabón l_1 , que representa la tierra o la unión fija del sistema. Finalmente, se encuentra un rodamiento lineal ubicado sobre el eje semi-roscado, el cual realiza un movimiento vertical a lo largo del mismo. La variable que describe este movimiento se indica con la letra d .

La primera mitad del eje es lisa y la segunda mantiene hilos de rosca, con el cual se lleva a cabo el bloqueo del mecanismo y la necesidad de activar el motor, durante posiciones deseadas de la marcha.

Las ecuaciones que relacionan los elementos mencionados son:

$$\begin{aligned}\theta_{motor} &= \theta_{cople} \\ \theta_{cople} &= \theta_{eje}\end{aligned}\tag{3.48}$$

donde θ_{motor} , θ_{cople} y θ_{eje} son los ángulos de rotación del moto, el cople flexible y ángulo de rotación del eje semi-roscado respectivamente.

Ecuación cinemática entre el eje semi-roscado y el rodamiento lineal:

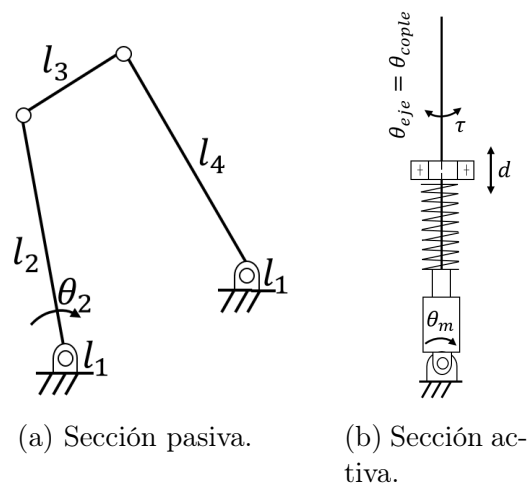


Figura 3.7: Diseño conceptual en secciones independientes.

$$\theta_{eje} = \frac{d}{r}\tag{3.49}$$

d es la posición del rodamiento lineal y r el radio del eje semi-roscado.

Estas ecuaciones cinemáticas permiten establecer las relaciones entre los distintos componentes del sistema y describen cómo el movimiento del motor de CD se transmite a través del cople flexible y el eje semi-roscado, afectando así la posición del rodamiento lineal. Haciendo uso del diagrama de la Figura 3.8 y las relaciones trigonométricas se desarrollan las ecuaciones de posición del mecanismo.

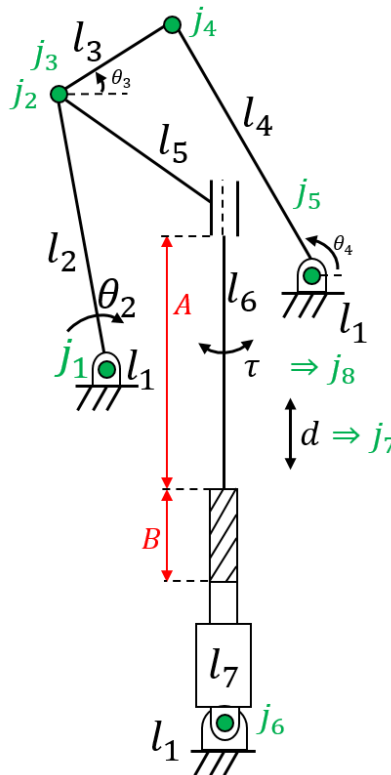


Figura 3.8: Estructura topológica del mecanismo protésico.

El diagrama de la Figura 3.8, se utiliza para conocer los GDL del mecanismo propuesto mediante la ecuación de Grübler o de movilidad. Con las notaciones correspondientes y recordando la información expuesta en el Capítulo 2, se tiene:

$$GDL = 3(n - 1) - 2j_1 - j_2$$

donde:

$$n = 7, \quad j_1 = 8, \quad j_2 = 0$$

Sustituyendo estos valores en la ecuación de Grübler:

$$\therefore \boxed{GDL_{faseA} = 3(7 - 1) - 2(8) - 0 = 18 - 16 = 2 \text{ GDL}} \quad (3.50)$$

El resultado de la Ecuación (3.51) significa, entre otras cosas, que estos elementos funcionan de forma independiente, permitiendo que la pierna protésica opere en modo pasivo (fase A) o en modo activo (fase B). Debido a estas características inherentes, se puede afirmar que se tiene un sistema redundante, es decir, un mecanismo en el cual existen más variables o grados de libertad disponibles que los necesarios para lograr un control o movimiento deseado [55].

Para comprender el funcionamiento del sistema y los grados de libertad (GDL) presentes, es esencial observar las fases A y B, que describen las dos superficies del eje semi-roscado en la Figura 3.51.

En la fase A, el eje posee una superficie lisa, lo que permite que el mecanismo de 4 barras genere un movimiento completamente mecánico y libre. En esta etapa, si el motor se activa por alguna razón, podría introducir un segundo GDL, aunque esto no afectaría el movimiento del mecanismo de 4 barras ni viceversa, ya que es un movimiento independiente. Por esta razón, podemos considerar este segmento del sistema como un sistema parcial de 2 GDL, a pesar de no serlo estrictamente. Esta afirmación es análoga para la segunda fase del movimiento (fase B), con la diferencia que en esta segunda sección, el accionamiento del motor es indispensable. Se nota entonces que el sistema completo es controlado por un único GDL que mueve simultáneamente la sección pasiva y activa.

$$\therefore \boxed{GDL_{faseB} = 1 \text{ GDL}} \quad (3.51)$$

En resumen, podemos definir la configuración topológica como un sistema con un solo GDL en la fase B y dos GDL en la fase A. Los propósitos de este estudio, se enfocan únicamente en el GDL de la fase B para el control del sistema completo.

Finalmente, se verifica si el diseño propuesto cumple con la condición de Grashof y se determina su clasificación. Se sugiere consultar la Tabla 2.1 en el Capítulo 2 para obtener información detallada sobre las categorías y descripciones correspondientes.

Para aplicar el criterio de Grashof, en primer lugar, se clasifican y determinan las longitudes de los eslabones del mecanismo:

$$L_1 = 58.75, \quad L_2 = 89.53, \quad L_3 = 35.49, \quad L_4 = 78.92 \quad (3.52)$$

Se aplica la condición del teorema de Grashof:

$$L_{min} + L_{max} \leq L_{sec} + L_{ter} \quad (3.53)$$

En este caso, para determinar cuál es la longitud mínima, máxima y las dos segundas más cortas, se ordenan las longitudes de las barras de forma ascendente:

$$L_{min} = L_3 = 35.49, \quad L_{ter} = L_1 = 58.75, \quad L_{sec} = L_4 = 78.92, \quad L_{max} = L_2 = 89.53$$

Ahora, se verifica la condición del teorema de Grashof:

$$L_{min} + L_{max} \leq L_{sec} + L_{ter} \quad (3.54)$$

$$\therefore \boxed{125.02 \leq 137.67}$$

Por lo tanto, la condición se cumple con el eslabón acoplador como el más corto, esto significa que el mecanismo de la prótesis se clasifica como uno del tipo doble balancín. Esta clasificación es fundamental para comprender y analizar el comportamiento cinemático del sistema propuesto.

En la sección de diseño preliminar, se lleva a cabo el desarrollo inicial del mecanismo, donde se definen y describen los componentes móviles y fijos que conforman el sistema. Se establecen las conexiones y relaciones entre estos. Se analizan las características y propiedades fundamentales del diseño para garantizar su funcionalidad y rendimiento óptimo.

3.6. Diseño preliminar del prototipo

En la Figura 3.9, se pueden apreciar diversas vistas del diseño preliminar del prototipo, las cuales incluyen la vista isométrica, frontal, superior y lateral.

Se muestran 5 eslabones, el quinto por ejemplo, permite la interconexión entre el mecanismo de 4 barras y el activo, formado principalmente por el motor de CD y el eje semi-roscado. Sin embargo, para describir con mayor detalle algunos de los elementos más importantes de la propuesta, se presenta la Tabla 3.8.

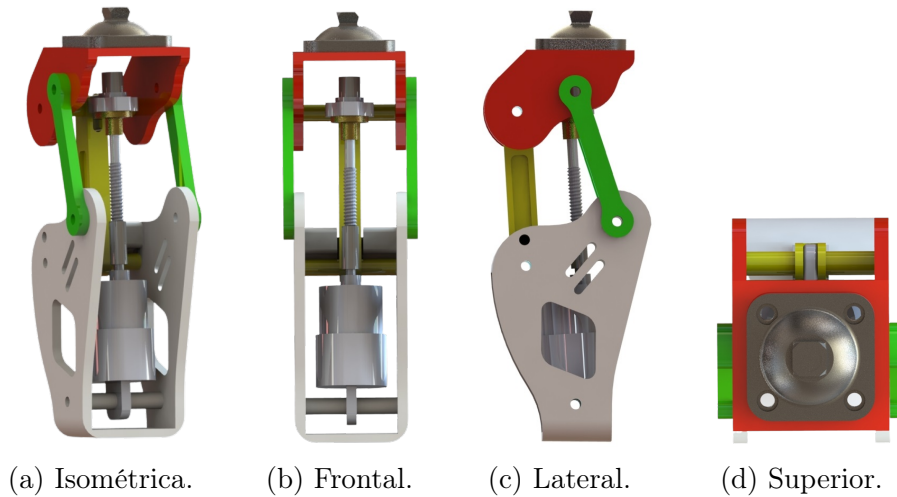


Figura 3.9: Vistas del diseño preliminar del prototipo protésico.

Tabla 3.8: Componentes mecánicos principales.

Componente	Características
Eslabón 1	Base del mecanismo protésico. Es el eslabón más grande. Se muestra en blanco en la Figura 3.9.
Eslabón 5	Eslabón de conexión entre el sistema activo y el pasivo. Se puede observar en la Figura 3.9a.
Soporte de motor	Elemento con terminación de horquilla, adaptado en la parte inferior del motor de CD para permitir su rotación durante el movimiento activo. Sin este elemento, el mecanismo sería una estructura rígida sin capacidad de movimiento.
Junta flexible	Componente mecánico que permite la conexión entre el eje semi-roscado y el motor de CD para transmitir el movimiento. La junta flexible compensa desalineaciones y permite flexibilidad en las posiciones límite de flexión y extensión del prototipo.
Eje semi-roscado	Elemento clave de la investigación, ya que combina una superficie lisa y una roscada para lograr movimientos libres en posiciones deseadas y bloqueo en otras posiciones que requieren la activación del motor.

Capítulo 4

Diseño detallado del prototipo protésico

En este capítulo se presenta el diseño detallado del prototipo protésico. Se expone la curva generada por el punto de operación C del acoplador, alrededor del cual se lleva a cabo la síntesis del mecanismo hallado. Se muestra y explica el diseño de los bloqueos del sistema y la estructura topológica general que rige al modelo.

Por un lado, se realiza el análisis estático de la estructura del diseño y por otro, el análisis dinámico del movimiento.

A través de software especializado, se corroboran los requerimientos del usuario a nivel mecánico, topológico y funcional.

4.1. Trayectoria característica del CIR

Desde el punto de vista biomecánico, mediante el incremento del ángulo de flexión de la rodilla, el CIR toma una serie de posiciones sucesivas que trazan una trayectoria que avanza hacia adelante y hacia abajo, con dirección al centro anatómico de la rodilla. La elevación gráfica de dichas posiciones producidas por el CIR son posibles gracias al movimiento relativo del fémur con respecto a la tibia en función de los ángulos de la rodilla. Esta trayectoria generada, como objeto de estudio, se conoce de distintas formas características: poloide, centroda,

curva o curva ideal.

Como se ha mencionado hasta ahora, este punto y la poloide característica son dos factores de suma importancia para la clasificación, funcionalidad y el cumplimiento de las necesidades particulares de los diferentes tipos de pacientes, expuesta en Radcliffe [42]. Por estos motivos, en la Tabla 4.1 se presentan las coordenadas características de la trayectoria C que se correlacionan posteriormente con la poloide anatómica de la rodilla humana mencionada en [42] y [54] y que se puede apreciar gráficamente en la Figura 4.1.

Tabla 4.1: Puntos deseada para el punto C.

	$x_d (mm)$	$y_d (mm)$		x_d	y_d
1	-0.6680428	607.299542	10	27.4296158	605.107128
2	2.73023615	607.76834	11	30.6504081	603.856156
3	5.51376996	608.003607	12	33.2557597	602.625806
4	8.10587395	608.10421	13	36.5107984	600.728161
5	12.3952114	608.020649	14	38.8010998	599.036081
6	15.9785949	607.708951	15	41.3663997	596.384696
7	18.8654041	607.292673	16	42.5385551	592.950607
8	21.5843938	606.759645	17	41.9534952	591.549141
9	24.0865461	606.141259			

Se han tomado 17 puntos de coordenadas (x_d, y_d) para la construcción de la trayectoria del punto C. El inicio en (x, y) de la trayectoria así como los puntos consecuentes tienen un rango de valor que va de -0.66 a 41 mm en x y de 607 a 591 mm en y debido a las dimensiones del diseño del prototipo.

Al considerar que este punto se ubica por encima del eslabón acoplador y su movimiento es controlado por el mismo, los valores de las coordenadas antes mencionadas se miden desde el origen global del sistema hasta la ubicación del punto C, para todo el rango de movimiento.

De acuerdo con [42], el inicio de la poloide característica debe encontrarse en $x = -20$ mm desde el eje de carga de la pierna protésica y en $y = 128$ mm desde la junta más alta del acoplador. Esta restricción biomecánica le permite a la pierna permanecer en 0° de flexión cuando se encuentra en extensión completa, lo que a su vez indica que el CIR no ha recorrido ningún punto de su trayectoria prescrita. No obstante, la flexión tiende a crecer y puede su-

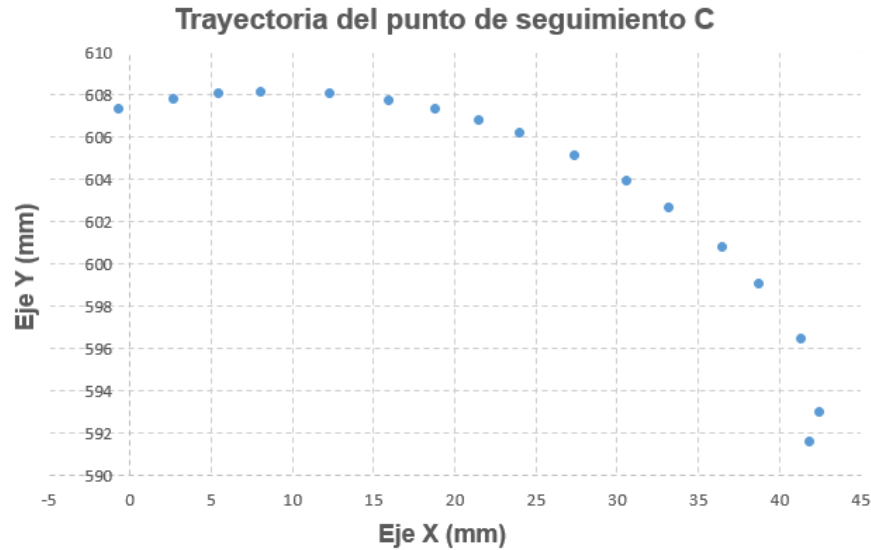


Figura 4.1: Trayectoria del punto de operación C en el acoplador del mecanismo de 4 barras.

perar los 90° , donde en la posición final, el paciente se encontrará en una posición equivalente a 120° , como se puede ver en la Figura 2.19c. Idealmente, el punto final correspondería a la coordenada $x = -17.5$, $y = -37$ mm, como se expone en la Figura 4.2. Aproximadamente los 10 últimos puntos de esta curva ideal corresponden al movimiento descendente de la pierna protésica, este tramo final garantiza la holgura del pie con respecto del suelo, evitando así el fenómeno del acortamiento del pie.

En adición a esto, Radcliffe [42] menciona que no es necesario que el mecanismo reproduzca exactamente la trayectoria del Centro Instantáneo de Rotación (CIR) de una rodilla sana. En su lugar, se requiere que la posición inicial del CIR esté en el punto indicado y que la curvatura sea suave y cercana a la de una rodilla sana en el tramo final. Estas características son suficientes para considerar que un mecanismo que reproduzca una curva similar es de uso viable. Además, Radcliffe desataca que cumplir con estas características garantiza la adecuada holgura del pie con respecto al suelo, ya que su falta podría dar lugar a problemas biomecánicos y patológicos adicionales.

En la Figura 4.2 [42], se presenta un gráfico que muestra la trayectoria característica utilizada en la presente investigación. Esta curva se aproxima a la curva trazada por una poloide en una pierna humana sana. Así, las coordenada (x, y) la construyen, son apreciables

en la Tabla 4.2. Lo que significa que está construida por 35 puntos de coordenadas en total. El inicio de esta poloide característica se encuentra en $(-20, 128)$, cumpliendo así una de las restricciones más importantes para el diseño de prótesis con mecanismos de 4 barras, expuesta en [42].

El proceso para obtenerla consistió en la observación y el análisis de la imagen original de la centroda propuesta por Radcliffe reproducida en tamaño natural en Radcliffe (1977), Radcliffe (1980), Radcliffe (1994) y perfeccionada en 2003 con su prótesis Hosmer Spectrum, para posteriormente llevar a cabo una reconstrucción punto a punto de la misma con ayuda de la técnica de vectorización en software de cómputo especializado. Debido a la estrategia implementada para su reconstrucción, es importante resaltar que puede existir una variación entre el número total de puntos utilizados por [42] respecto a los utilizados en la presente investigación, lo que significa que es probable la existencia de un error mínimo aceptable de 8%, aproximadamente, para su reproducción.

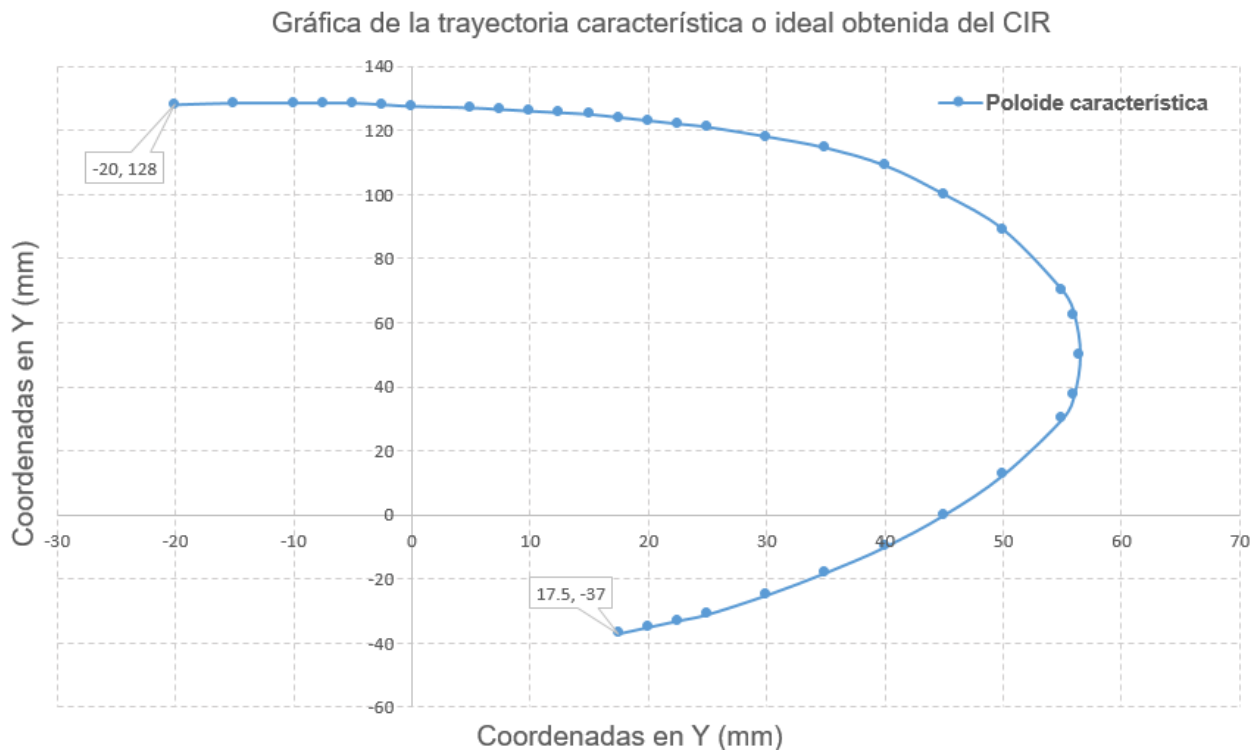


Figura 4.2: Poloide característica.

Tabla 4.2: Coordenadas (x, y) mm de la curva o poloide característica obtenidas del CIR.

	x_d	y_d		x_d	y_d
1	-20	128	19	40	109
2	-15	128.5	20	45	100
3	-10	128.5	21	50	89
4	-7.5	128.5	22	55	70
5	-5	128.5	23	56	62.5
6	-2.5	128	24	56.5	50
7	0	127.5	25	56	37.5
8	5	127	26	55	30
9	7.5	126.5	27	50	12.5
10	10	126	28	45	0
11	12.5	125.5	29	40	-10
12	15	125	30	35	-18
13	17.5	124	31	30	-25
14	20	123	32	25	-31
15	22.5	122	33	22.5	-33
16	25	121	34	20	-35
17	30	118	35	17.5	-37
18	35	114.5			

4.2. Síntesis del mecanismo de rodilla policéntrica

Los autores de [38] definen tres tipos de síntesis cinemática: generación de función, trayectoria y movimiento. La primera, detalla la correlación de una función de entrada con una función de salida en un mecanismo. La segunda, tiene como objetivo el control de un punto en el plano de modo que siga alguna trayectoria prescrita y la última, explica el control de una línea en el plano cuando ésta asume algún conjunto de posiciones prescritas.

Debido a las diferentes razones y necesidades mencionadas en el Capítulo 3, la investigación en curso, centra sus intereses en un mecanismo de 4 barras.

En la Sección 3.3 se abordó la síntesis de trayectoria de mecanismos planos, con el diagrama de flujo de la Figura 3.3. Para evitar la redundancia en el análisis matemático, a continuación se presentan únicamente las ecuaciones de la trayectoria del punto de operación C para el mecanismo de 4 barras de rodilla policéntrica, ver Figura 4.3.

De acuerdo con [44], el punto C del acoplador que seguirá la trayectoria deseada de la Figura 3.5 se encuentra en un marco de referencia rotado respecto del marco de referencia global (X_0, Y_0) , por ello es necesario tomar en cuenta esta rotación para el desarrollo de la síntesis. Así se hace uso de una matriz de rotación como a continuación se explica:

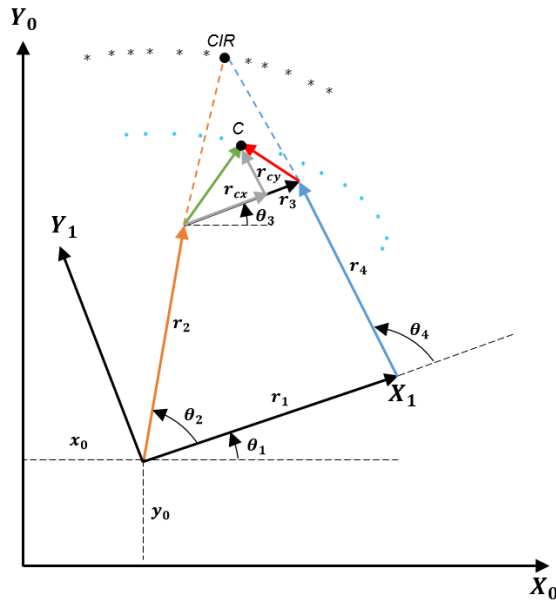


Figura 4.3: Mecanismo de 4 barras: diagrama cinemático.

Reescribiendo el sistema rotado al marco de referencia general (X_0, Y_0) se tiene:

$$\begin{bmatrix} C_x \\ C_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\text{sen}\theta_1 \\ \text{sen}\theta_1 & \cos\theta_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_{xr} \\ C_{yr} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

Desarrollando el producto matricial:

$$\begin{aligned} C_x &= \cos\theta_1 * C_{xr} - \text{sen}\theta_1 * C_{yr} + x_0 \\ C_y &= \text{sen}\theta_1 * C_{xr} + \cos\theta_1 * C_{yr} + y_0 \end{aligned} \quad (4.2)$$

De donde C_{xr} y C_{yr} para este caso quedan definidos por el siguiente lazo vectorial:

$$r_1 + r_{43} + r_{cx} + r_{cy} = \text{punto } C \quad (4.3)$$

Descomponiendo los vectores de la ecuación 4.3 se tiene que:

$$\begin{aligned} \therefore C_{xr} &= r_1 \cos\theta_1 + r_{43} \cos\theta_5 + r_{cx} \cos\theta_6 - r_{cy} \sin\theta_6 \\ C_{yr} &= r_1 \sin\theta_1 + r_{43} \sin\theta_5 + r_{cx} \sin\theta_6 + r_{cy} \cos\theta_6 \end{aligned} \quad (4.4)$$

como $\theta_1=0$, se tiene:

$$\begin{aligned} \therefore \boxed{C_{xr} = r_1 + r_{43} \cos\theta_5 + r_{cx} \cos\theta_6 - r_{cy} \sin\theta_6} \\ \boxed{C_{yr} = r_{43} \sin\theta_5 + r_{cx} \sin\theta_6 + r_{cy} \cos\theta_6} \end{aligned} \quad (4.5)$$

4.3. Optimización del mecanismo protésico

Además de la optimización de los mecanismos planos realizada en el capítulo anterior, en esta sección se aplicarán los mismos pasos para optimizar el mecanismo protésico.

En la Tabla 4.3, se detallan las características requeridas para la trayectoria de referencia, junto con los datos correspondientes de la configuración de los algoritmos heurísticos.


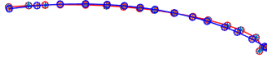
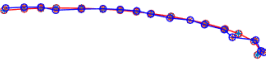

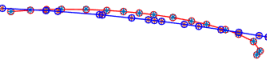
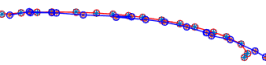
Tabla 4.3: Puntos para el trazo de la trayectoria poloide o curva característica

Característica	Descripción
Puntos deseados	$x_d = [-19.88, -9.93, -1.64, 6.12, 18.86, 29.21, 37.19, 44.31, 50.42, 57.75, 63.66, 67.40, 70.31, 70.74, 68.29, 60.67, 56.30]$ $y_d = [721.76, 724.59, 725.68, 725.70, 723.52, 719.52, 714.80, 709.08, 702.69, 692.35, 680.29, 668.83, 651.85, 637.39, 615.98, 590.51, 580.92]$
Restricción para eslabones	$r_1, r_4 \in [0, 90]$ en mm $r_1, r_3, \in [0, 60]$ en mm $x_0 = 0.0001 y_0 = 500$ en mm, $r_{cx} \in [10, 25]$ $r_{cy} \in [10, 1000]$ en mm
Rango para movimiento	$\theta_2 \in [0, 110]$ en grados $\theta_1 \in [0, 50]$ en grados
Número de individuos	1000
Probabilidad de cruce	0.6
Probabilidad de mutación	0.4
Precisión	4 dígitos después del punto
Número máximo de generaciones	1000 generaciones

En la Tabla 4.4, se muestran las soluciones más adecuadas de la optimización mediante

AG y AED para 3 configuraciones distintas. El valor del error que describe cada una de estas curvas es observable en la Tabla 4.5, en la que se aprecia que tanto la configuración de 4 como la de 6 barras siguen la trayectoria deseada.

Tabla 4.4: Solución de la optimización: Curvas trazadas por el punto C del acoplador.

4 Barras	Watt II	Stephenson III
		
a) AG	c) AG	e) AG
		
b) AED	d) AED	f) AED

Análogamente a la explicación de la Tabla 3.7, los errores representan la diferencia o desfase que existe entre la curva deseada y la obtenida. Se obtienen al final de los ciclos del algoritmo heurístico o cuando se halla el valor óptimo. Debido a estas características es que el valor se considera adimensional.

Tabla 4.5: Comparación de errores para trayectoria de referencia.

Configuración	AG	AED
4 barras	1.8846	0.0480
Watt II	0.9524	0.3765
Stephenson III	0.7192	0.2882

Tanto los resultados de la Tabla 3.7 como los de la 4.5, muestran que los mecanismos de 6 barras tienen un alto potencial para el seguimiento de trayectorias preseleccionadas en comparación con los de 4. Sin embargo, para aprovechar al máximo su rendimiento y lograr una mayor precisión en el seguimiento, se requieren configuraciones topológicas específicas, como las configuraciones disponibles para el mecanismo de Watt II o Stephenson III. En este caso, es posible que los mecanismos de 4 barras estén presentando ligeramente mejores resultados.

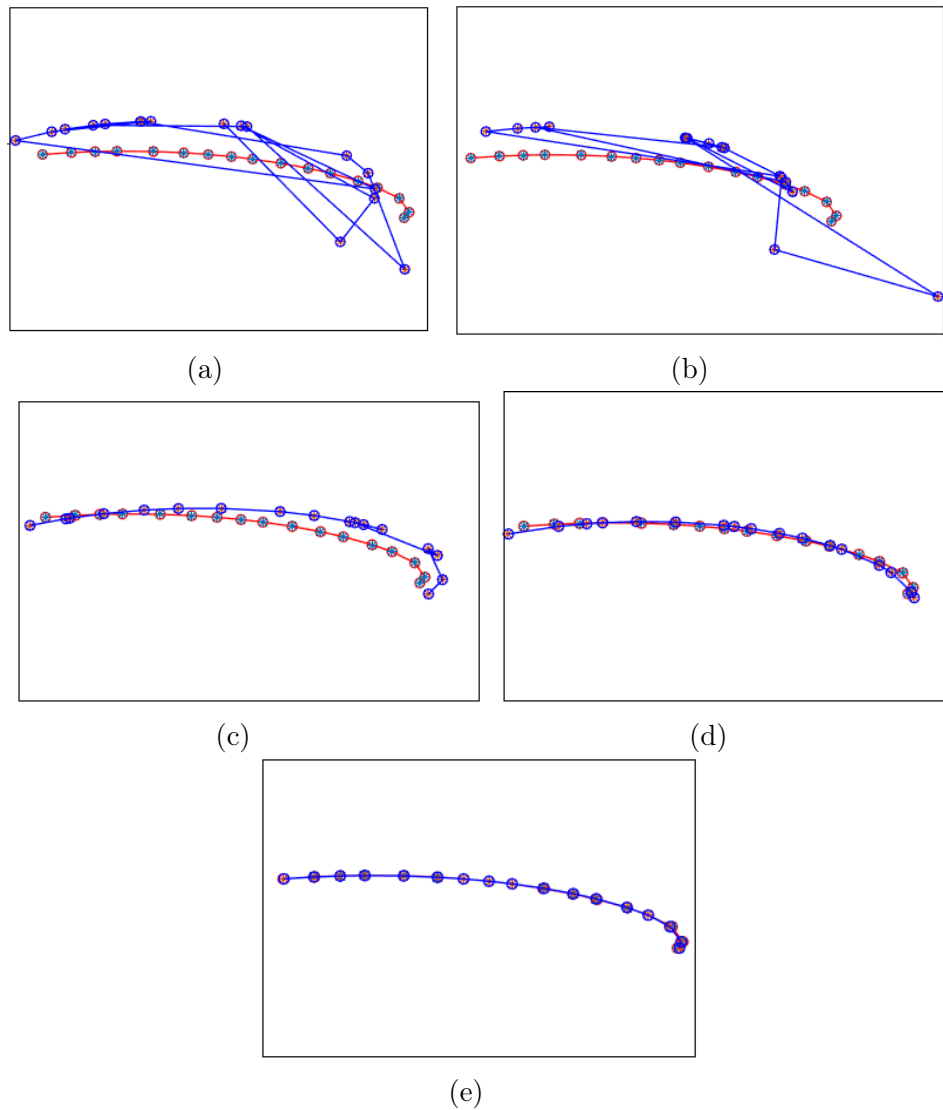


Figura 4.4: Desarrollo del Algoritmo Evolutivo Diferencial: a) etapa inicial, e) etapa final.

Por lo tanto, con base en los resultados obtenidos y considerando que por peso, precisión en el seguimiento de trayectoria, facilidad de análisis y diseño, se reafirma la elección de un mecanismo de 4 barras para el desarrollo del dispositivo protésico. Este se halló después de 996 generaciones una vez que las condiciones de paro del algoritmo se cumplieron. Como se mencionó, es evidente que tanto el mecanismo de cuatro como el de seis barras cumplen con el seguimiento de una poloide característica, sin embargo, debido a los requerimientos del usuario en cuanto a la necesidad de la disminución del peso del prototipo protésico, así como la obtención de una marcha normal, estabilidad en la fase de apoyo y control voluntario de los movimientos, se determina que el uso de un mecanismo de cuatro barras, obtenido por AED,

es el óptimo. Además, se verificó que la disposición geométrica de las barras del mecanismo generó una poloide en un 92 % similar a la establecida para una rodilla sana en posiciones particulares de la marcha y de la sedestación.

En la Figura 4.4, se presenta la evolución por etapas del algoritmo de optimización AED, que se refleja en los resultados de la Figura 4.4 (b). Después de múltiples iteraciones, se logra obtener el resultado óptimo.

Tabla 4.6: Coordenadas de la trayectoria C obtenida mediante optimización AED.

	x_d	y_d		x_d	y_d
1	-19.69747944	730.0929193	10	54.75167543	690.37563237
2	-9.60110598	731.00478067	11	63.66404239	675.29381748
3	-1.30737944	730.48992775	12	67.39628798	663.82921252
4	6.35713904	728.98539945	13	70.3136785	651.84680603
5	18.73162496	724.31783957	14	70.54089136	637.38696554
6	28.58057928	718.33171909	15	68.1063997	618.98250257
7	36.05538704	712.12438673	16	60.468077	593.50828919
8	42.62202886	705.14434899	17	56.1034952	583.91857392
9	48.18084965	698.74392892			

La Figura 4.5 muestra una comparación entre la poloide ideal y la obtenida. Para lograr estos resultados, se siguió el siguiente proceso: primero se creó la poloide característica según la Figura 4.2. A partir de ella, se establecieron una serie de puntos para formar la curva C según la Tabla 4.1. Las dimensiones del mecanismo de 4 barras y la relación entre ambas curvas se basaron en la información presentada en [54] y [42]. Luego, se realizó la optimización utilizando los algoritmos heurísticos previamente mencionados. A través de depuraciones y mejoras iterativas, se obtuvo un mecanismo óptimo que se sometió a pruebas haciendo uso de Matlab. Se evaluó, cómo se llevaba a cabo el seguimiento de la trayectoria C , y los puntos obtenidos se presentan en la Tabla 4.6.

Con el mecanismo elegido y dimensionado, se obtuvo la poloide de color naranja mostrada en la Figura 4.5. Se observa que el inicio de ambas curvas son coincidentes, encontrándose en aproximadamente $-20, 128$ y que la curva naranja, para los últimos 5 puntos del trayecto marcado por la curva azul, se aproxima de forma suave.

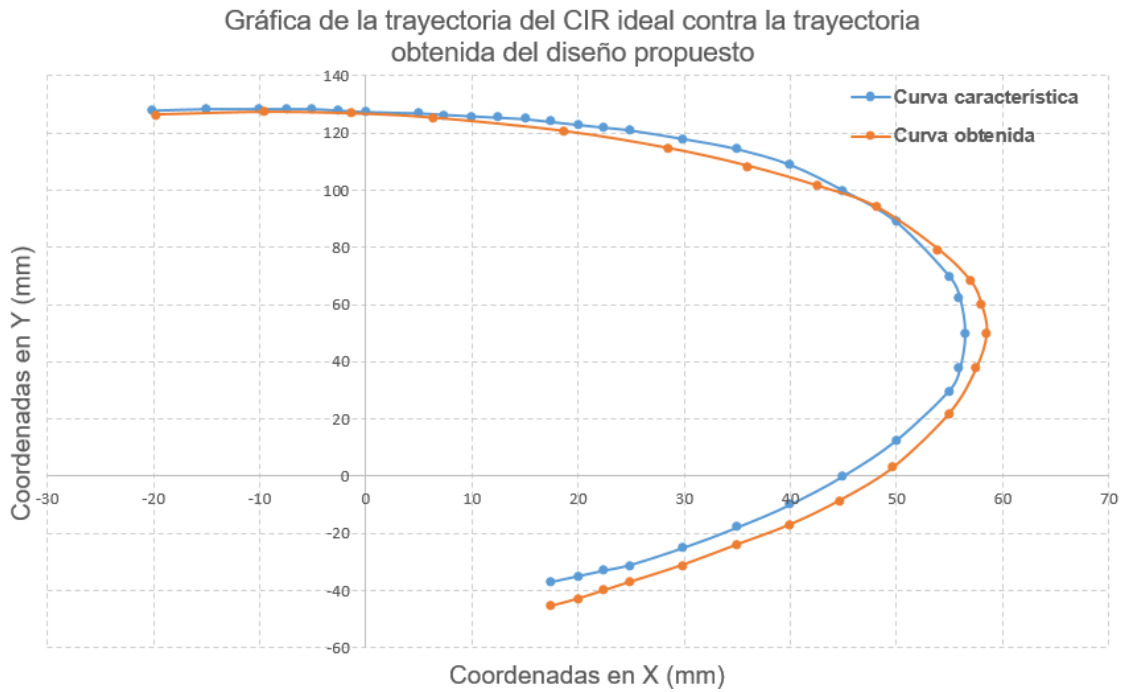


Figura 4.5: Comparación de resultados: poloide característica vs obtenida.

Tabla 4.7: Datos y dimensiones del mecanismo de 4 barras obtenido.

Variable	Valor (<i>mm</i>)
E_1	58.75
E_2	89.53
E_3	35.49
E_4	78.92
θ_1	29.93
θ_2	64.96
θ_4	79.45
r_{cx}	13.78
r_{cy}	13.72
x_{CIR}	19.70
y_{CIR}	126.33

En la Figura 4.6 se presenta el diagrama del mecanismo hallado. Este proporciona una representación visual de las dimensiones de cada uno de los eslabones, así como el valor de algunos de los ángulos involucrados en su funcionamiento. Es importante destacar que el

eslabón E1 se encuentra fijo, mientras que el mecanismo en sí se mueve como un sistema de doble balancín. La Tabla 4.7 resume los datos.

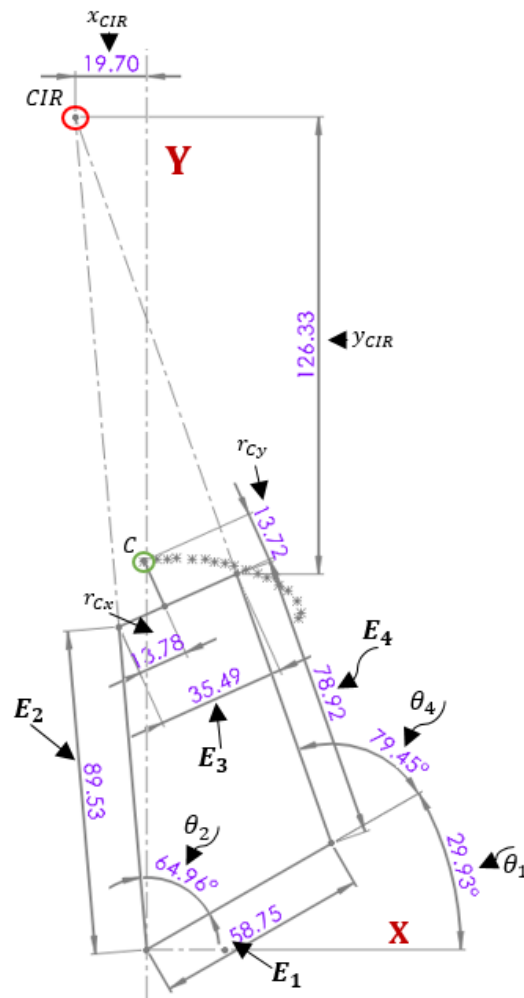


Figura 4.6: Dimensiones y ángulos de posición inicial del mecanismo obtenido.

La primera versión del prototipo se puede ver en una vista lateral en la Figura 4.7a y 4.7d . Por otro lado, en las Figuras 4.7b y 4.7c se expone el diagrama del mecanismo de 4 barras. En el inciso a) el mecanismo se encuentra en su posición inicial con el inicio de la trayectoria del punto C y la poloide generada por el CIR. Las características respecto a estos puntos y los resultados de la optimización son observables en dicha imagen. Finalmente en el inciso c) se nota el seguimiento que el mecanismo realiza cuando ejecuta movimientos de flexo-extensión. Este inciso representa las posiciones que toma el mecanismo durante el trayecto de la flexión y la extensión, en el retorno a su posición inicial.

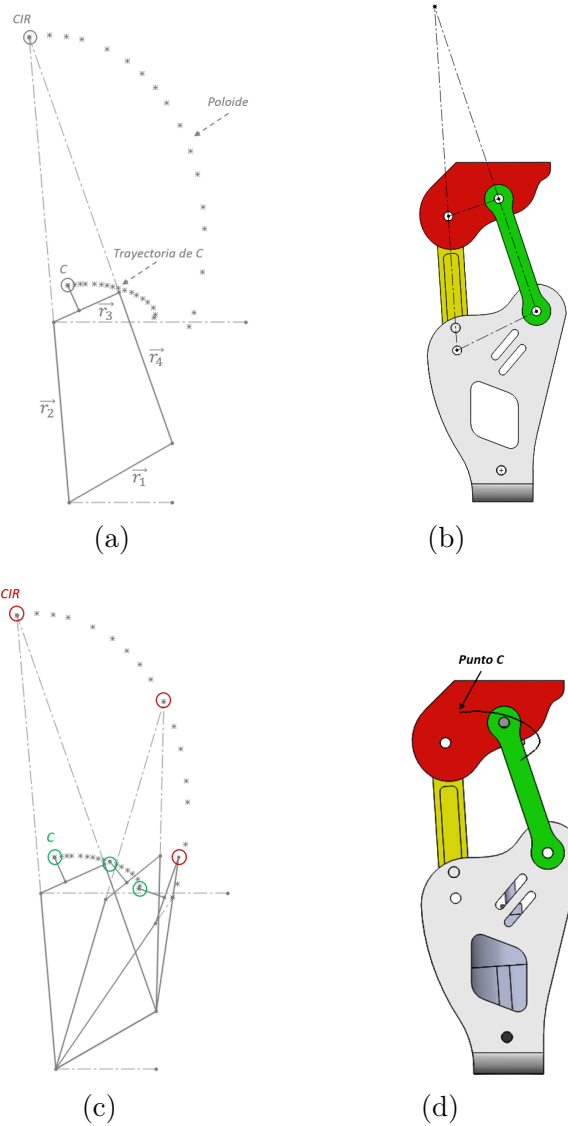


Figura 4.7: Seguimiento de trayectoria del mecanismo protésico: a) y c) trayectoria del CIR, d) trayectoria de C.

4.4. Diseño de bloqueos

Como se mencionó en el estado del arte, los sistemas de bloqueo en las rodillas protésicas brindan estabilidad al paciente en posiciones de la marcha humana. Garantizan su seguridad en las posiciones de bipedestación y sedestación, durante la ejecución de los movimientos de flexo-extensión de la pierna, anclándola parcial o totalmente.

En la búsqueda del mecanismo ideal para el seguimiento de la poloide característica propuesta, además de la minimización del error en la optimización, se buscó que la topología del prototipo protésico adecuara como efecto colateral, un bloqueo a través de su geometría. Este actúa durante la extensión máxima de la pierna protésica, es decir, cuando el paciente se encuentre en la fase de apoyo y el peso total del mismo se encuentra sobre la línea de carga de la pierna. El propósito fue aprovechar la topología del mecanismo resultante para brindar estabilidad y seguridad. En las Figuras 4.8a y 4.8b se pueden observar dos vistas del diseño resultante. Los cuadros rojos con líneas discontinuas enfocan dos perspectivas del bloqueo primario descrito. El bloqueo ocurre entre el eslabón blanco y el amarillo. El blanco es el fijo, es decir, es la bancada del mecanismo de 4 barras, mientras que el amarillo lleva a cabo la función de manivela, permitiéndole un movimiento rotacional en sentido de las manecillas del reloj, para efectuar movimientos de flexión o extensión (ver Figura 4.8).

La conceptualización y el diseño en CAD se aprecian en las Figuras 4.9a y 4.9b, respectivamente. Consiste en un tornillo de potencia o husillo compuesto por: un motor de CD, un tornillo sin fin, un acoplador flexible, una tuerca trapezoidal, un rodamiento lineal, otro rotacional y una conexión que se encarga de unir este bloqueo secundario con el mecanismo de 4 barras a través de un quinto eslabón, ver Figuras 4.9a y 4.9b.

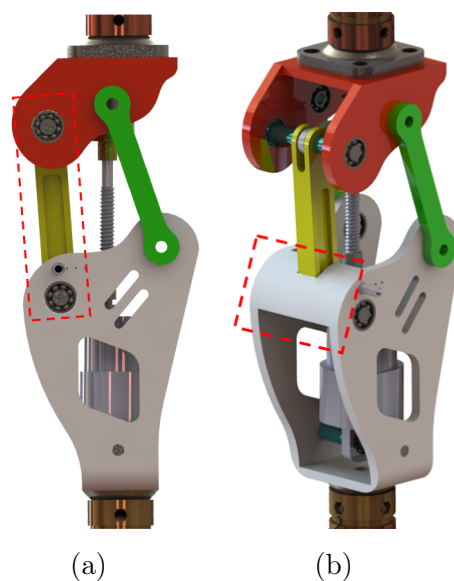


Figura 4.8: Diseño del bloqueo primario: bloqueo geométrico.

Un tornillo roscado o tornillo sin fin modificado superficies distintas para llevar a cabo la función del boqueo variable.

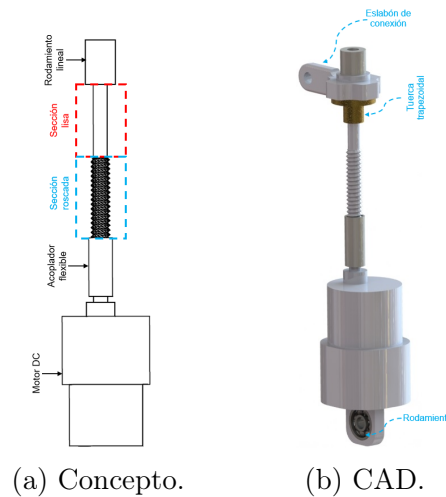


Figura 4.9: Bloqueo variable: bloqueo secundario.

Se define como bloqueo variable al anclamiento parcial del tornillo sin fin modificado y la tuerca trapecoidal, a través de movimientos lineales durante intervalos definidos por ángulos de flexo-extensión de la pierna protésica.

Durante los primeros 35° del ciclo de marcha la tuerca trapecoidal se desliza libremente sobre la superficie lisa del tornillo debido a los movimientos pasivos del mecanismo. A partir de los ángulos mayores o iguales a 36° y hasta 90° desde la línea de carga de la pierna protésica, la tuerca continua su movimiento lineal pero ahora sobre la superficie roscada. El cambio entre una y otra superficie es la que permite el anclamiento parcial y control de la pierna durante dicho rango de movimientos. Debido a que ahora la tuerca estará trabada o anclada al tornillo es que el motor debe tomar acción para el control de la pierna protésica, por lo que el dispositivo pasa de su modo pasivo de operación a uno activo. El control se lleva a cabo a través de un PID clásico para la estabilidad durante este segundo rango de movimientos en las posiciones deseadas.

4.5. Validación del prototipo

La validación de un prototipo de prótesis se realiza para asegurar que cumpla con los requisitos de funcionamiento, seguridad y durabilidad, evaluando su desempeño y capacidad de proporcionar un movimiento adecuado. Una de las normas que permiten la comprobación y regulación de los equipos protésicos es la norma internacional ISO 10328:2006 [56]. En ella se establecen los requisitos y métodos de prueba para garantizar la calidad y funcionalidad de las prótesis de miembro inferior. Proporciona pautas detalladas para pruebas y criterios de aceptación, asegurando que los productos cumplan con los estándares de resistencia y rendimiento.

La Tabla 4.8 [56], clasifica y describe algunas de las pruebas y criterios de aceptación que se aplican según la norma ISO 10328:2006 para las prótesis de miembro inferior.

Tabla 4.8: Pruebas y criterios de aceptación según la norma.

Prueba	Descripción	Criterio de aceptación
Carga estática	Aplicación de una carga constante en diferentes direcciones	No debe haber deformaciones ni fallas estructurales
Carga dinámica	Aplicación de una carga cíclica en diferentes direcciones	No debe haber fallas estructurales ni pérdida de funcionalidad
Durabilidad	Simulación de movimientos repetitivos y carga dinámica	No debe haber fallas estructurales ni pérdida de funcionalidad
Fatiga	Aplicación de cargas cíclicas hasta el fallo	Debe cumplir con un número mínimo de ciclos antes de fallar
Resistencia al impacto	Evaluación de la capacidad de absorber impactos	No debe haber deformaciones ni fallas estructurales
Resistencia a la corrosión	Evaluación de la resistencia a la corrosión	No debe haber corrosión significativa
Evaluación del sistema de unión	Verificación de la resistencia y estabilidad del sistema de unión	No debe haber deslizamiento ni fallas en el sistema de unión
Evaluación de las partes móviles	Verificación de la funcionalidad de las partes móviles	No debe haber bloqueos ni fallas en el movimiento
Verificación de las instrucciones de uso	Evaluación de la claridad y precisión de las instrucciones de uso	Las instrucciones deben ser claras y comprensibles

En adición, se presenta en la Figura 4.10, el diagrama o esquema de fuerzas en el estudio estático de la norma ISO 10328. El cual representa gráficamente las fuerzas aplicadas en diferentes puntos de una prótesis de rodilla. Permite visualizar y analizar las cargas externas que actúan sobre la prótesis, como la fuerza de reacción del suelo y las fuerzas musculares. Es importante ya que evalúa la distribución de las cargas, identifica los puntos críticos de tensión y verifica si la prótesis cumple con los requisitos de resistencia estructural y estabilidad. Además, ayuda a diseñar y optimizar la prótesis para garantizar un rendimiento seguro y eficiente durante su uso.

En la norma, se establecen puntos de referencias para el estudio estático. Nombrándose así un punto B por debajo del talón, A sobre el tobillo y K como punto de referencia de carga de la rodilla. Para el análisis del punto B , se aplican fuerzas en cada una de las direcciones del sistema coordenado, con el propósito de simular las cargas que se generan durante la marcha sobre el centro del talón.

En la Figura 4.10 [56], se exponen los detalles y las fuerzas que a continuación se explican:

- **Fuerza vertical:** se aplica una fuerza vertical hacia abajo, que representa la carga del cuerpo al caminar. Esta fuerza se denomina F_z (F_u).
- **Fuerza anterior-posterior:** se aplica una fuerza en dirección anterior-posterior, que representa las fuerzas de frenado y aceleración durante la marcha. Esta fuerza se denomina F_x (F_f).
- **Fuerza medial-lateral:** se aplica una fuerza en dirección medial-lateral, que representa las fuerzas de balanceo y estabilidad durante la marcha. Esta fuerza se denomina F_y (F_o).

El esquema de fuerzas se aplica de manera simultánea y se mide la respuesta del talón, como los desplazamientos, deformaciones y esfuerzos generados en la prótesis. Las fuerzas son expresadas en newtons (N).

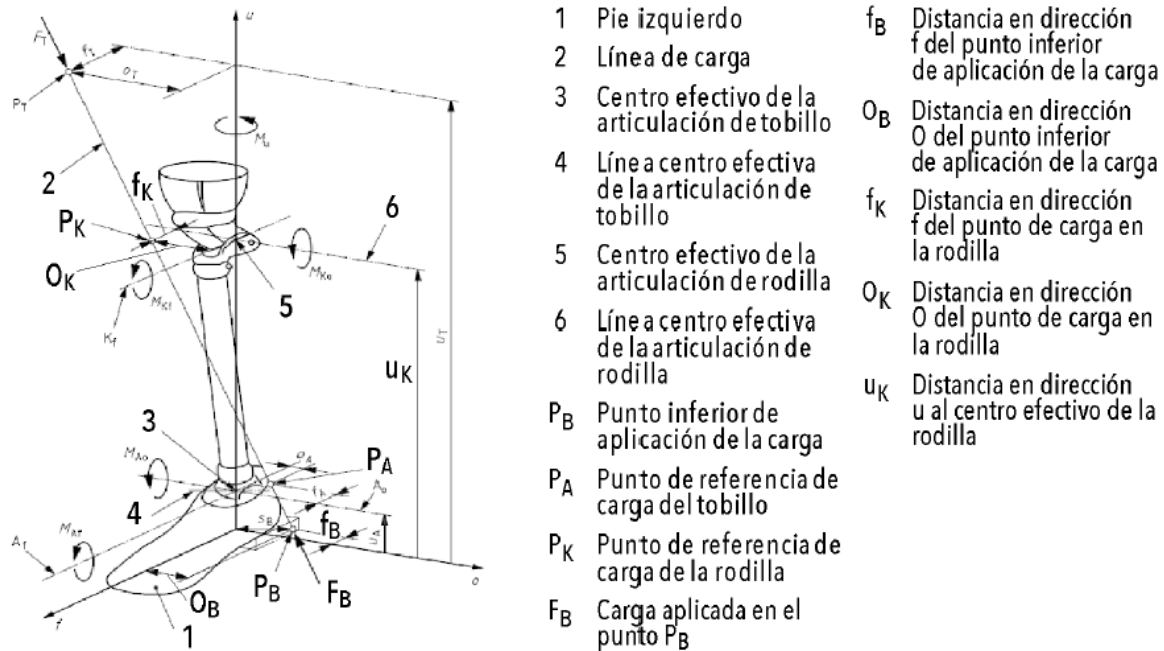


Figura 4.10: Esquema de la norma ISO 10328:2006.

4.5.1. Análisis estático

En esta sección, se realiza un análisis estático del mecanismo protésico utilizando el software Solidworks[®] en dos casos específicos. El primero sigue las condiciones descritas en la Tabla 4.10 [57], que se basan en pruebas y criterios detallados en el trabajo de [57]. Para este análisis, se aplica una carga máxima de 2240 N, aproximadamente equivalente a 224 kg.

En el segundo caso, se replica las condiciones reales a las que el prototipo protésico fue sometido, con un usuario de prueba que pesa 65 kg (equivalente a una carga de aproximadamente 665 N) y que tiene una altura de 1.55 m. Los detalles sobre los materiales utilizados en estas pruebas se encuentran resumidos en la Tabla 4.9.

Para el caso uno, se establecieron las condiciones de borde de la norma ISO 10328 expuestas en la Tabla 4.10. Se hizo uso de una carga remota de 2240 N programado en Solidworks. El punto B se estableció en (o_B, f_B, u_k) tomando como origen el eje coordenado global del software. Esta configuración se puede ver en la Figuras 4.12 y la representación de la fuerza remota en la Figura 4.11.

Tabla 4.9: Materiales empleados en el análisis estático.

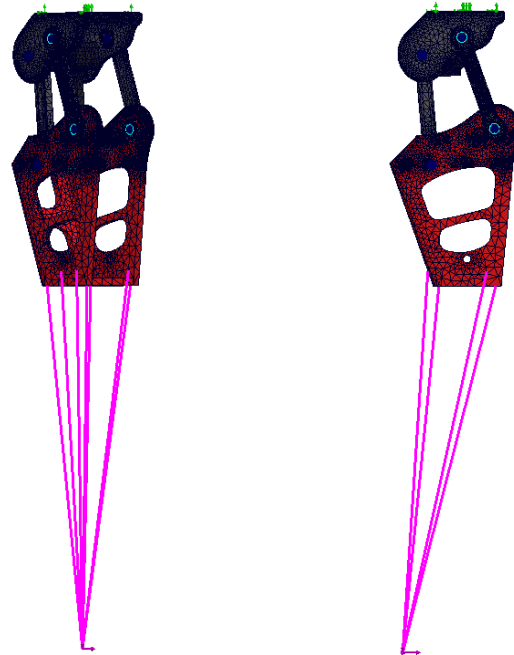
Prueba	Material	Características
Caso 1	Titanio Ti-6Al-4V (SS)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Límite elástico: 827.37 MPa. ▪ Módulo elástico: 104800.31 MPa ▪ Material dúctil con 90% titanio, 6% aluminio y 4% vanadio.
Caso 2	Aluminio 7075-T6 (SN)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Límite elástico: 505 MPa. ▪ Módulo cortante: 26900 MPa. ▪ Módulo elástico: 72000 MPa ▪ Material dúctil en estado templado.

Tabla 4.10: Especificaciones de la norma ISO 10328 para la prueba de resistencia estática en la condición I de máxima carga.

Variable	Valor
$F_1 = F_B$	2240 N
$F_x = F_{Bf}$	410.267 N
$F_y = F_{Bo}$	2159.329 N
$F_z = F_{Bu}$	-431.878 N
f_B	-48 mm
o_B	45 mm
f_K	52 mm
o_K	-50 mm
u_K	500 mm

La Figura 4.12 muestra la representación tridimensional del punto B bajo el caso I de la norma ISO. Las fuerzas F_x , F_y y F_z se programan en Solidworks para observar el comportamiento y la respuesta mecánica del diseño ante la carga máxima. Estos resultados son visibles en la Figura 4.13.

La Figura 4.12 muestra la representación tridimensional del punto B bajo el caso I de la norma ISO. Las fuerzas F_x , F_y y F_z se programan en Solidworks para observar el comportamiento y la respuesta mecánica del diseño ante la carga máxima. Estos resultados son



(a) Vista isométrica.

(b) Vista lateral.

Figura 4.11: Carga remota y condiciones de borde bajo la norma ISO 10328 en Solidworks[®].

visibles en la Figura 4.13.

Como se mostró en la Tabla 4.9, el material utilizado para este primer estudio fue el Titanio Ti-6Al-4V (SS), que cuenta con un límite elástico de 827.37 MPa según Solidworks[®]. Realizando el cálculo correspondiente al factor de seguridad (FS) se tiene:

$$FS = \frac{\sigma_{material}}{\sigma_{eq}} = \frac{827.37}{593.20} = 1.39 \quad (4.6)$$

La ecuación representa el cociente entre el valor del límite elástico del material y el esfuerzo máximo de von Mises. Los datos necesarios para calcular la Ecuación (4.6) se obtienen de la Figura 4.13a.

Por otro lado, el valor de 1.39 en la ecuación del FS refleja la capacidad del mecanismo para resistir cargas sin sufrir fallas o deformaciones permanentes. Es deseable que este valor sea igual o mayor a 1 para considerar el mecanismo adecuado. Aunque en este caso el valor

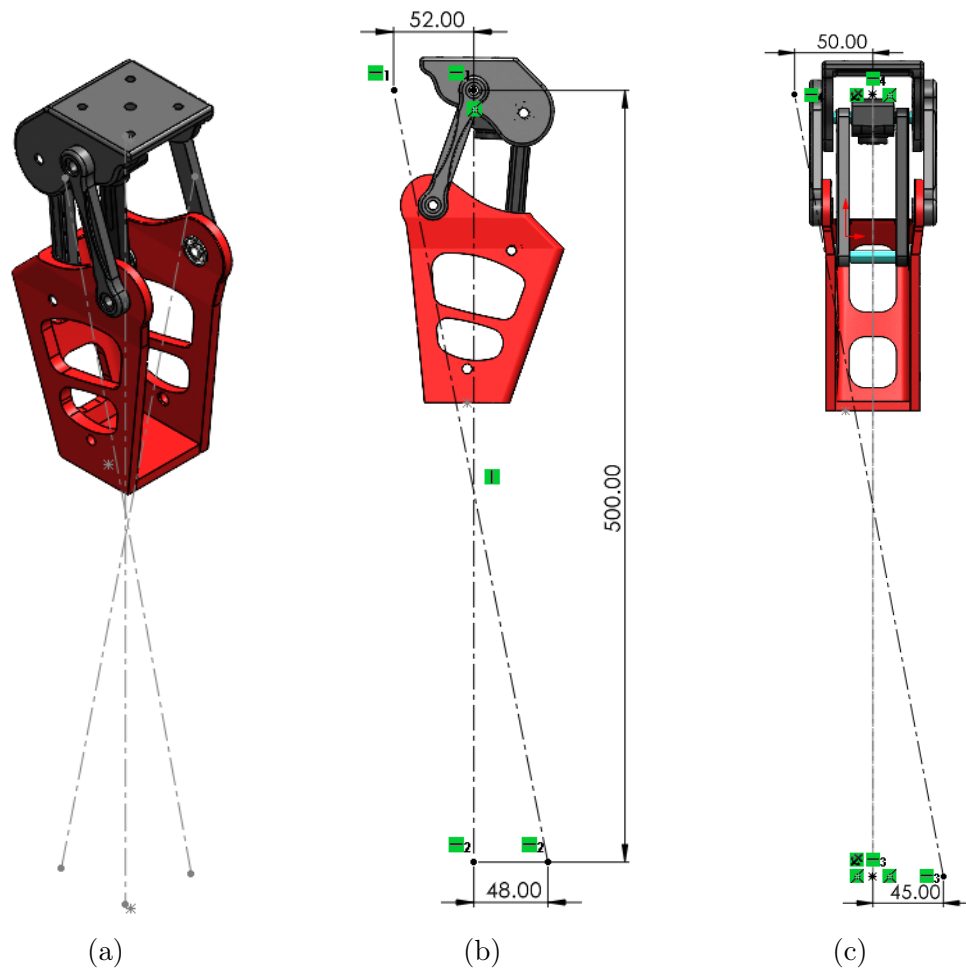


Figura 4.12: Configuración de la condición I de máxima carga, norma ISO 10328: a) vista isométrica b) plano sagital, c) plano coronal

es ligeramente superior a 1, sigue siendo aceptable ya que se trata de una condición de carga máxima según la norma.

Para obtener más detalles sobre las deformaciones, desplazamientos y tensiones, se pueden consultar los datos en la Figura 4.13.

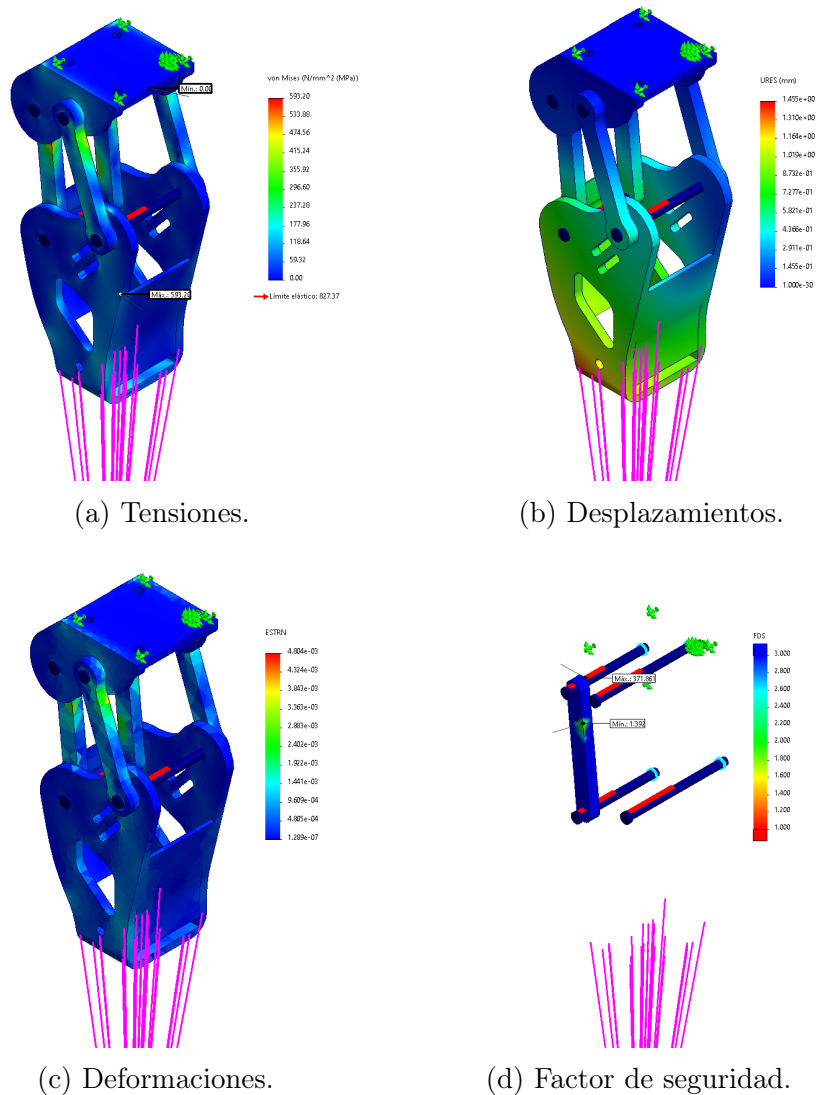


Figura 4.13: Caso 1: Resultados del análisis estático bajo la norma ISO 10328.

En la Figura 4.14 se presentan los resultados para el análisis estático del caso 2. Se utiliza ahora el Aluminio 7075-T6 (SN) y una carga de 665 N, que representa el peso de un usuario de 65 kg de peso, aproximadamente. El factor de seguridad para este caso es de 35.33 (ver Figura 4.14d). Lo que significa que los eslabones resisten la carga y garantizan la seguridad del mecanismo.

Esta afirmación es comprobable al observar los valores que muestran las Figuras 4.14a, 4.14b y 4.14c respecto a los datos obtenidos para las tensiones, deformaciones y desplazamientos, respectivamente.

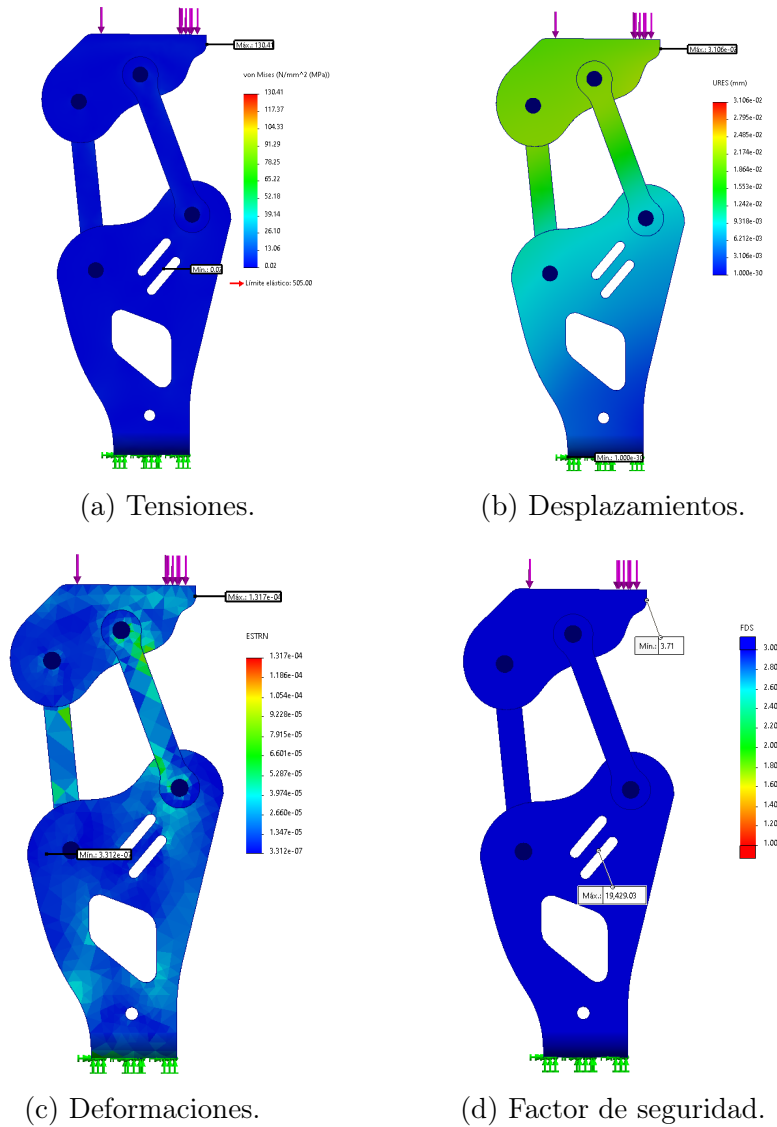


Figura 4.14: Caso 2: Resultados del análisis estático para una carga de 665 N.

Para el caso 3, también se utiliza el Aluminio 7075-T6 (SN) de manera similar. El objetivo de este estudio es analizar de forma independiente cada uno de los eslabones y los ejes principales utilizados en el mecanismo. Los resultados obtenidos se presentan en la Figura 4.15. Además, se incluye la Tabla 4.11 que resume los datos encontrados.

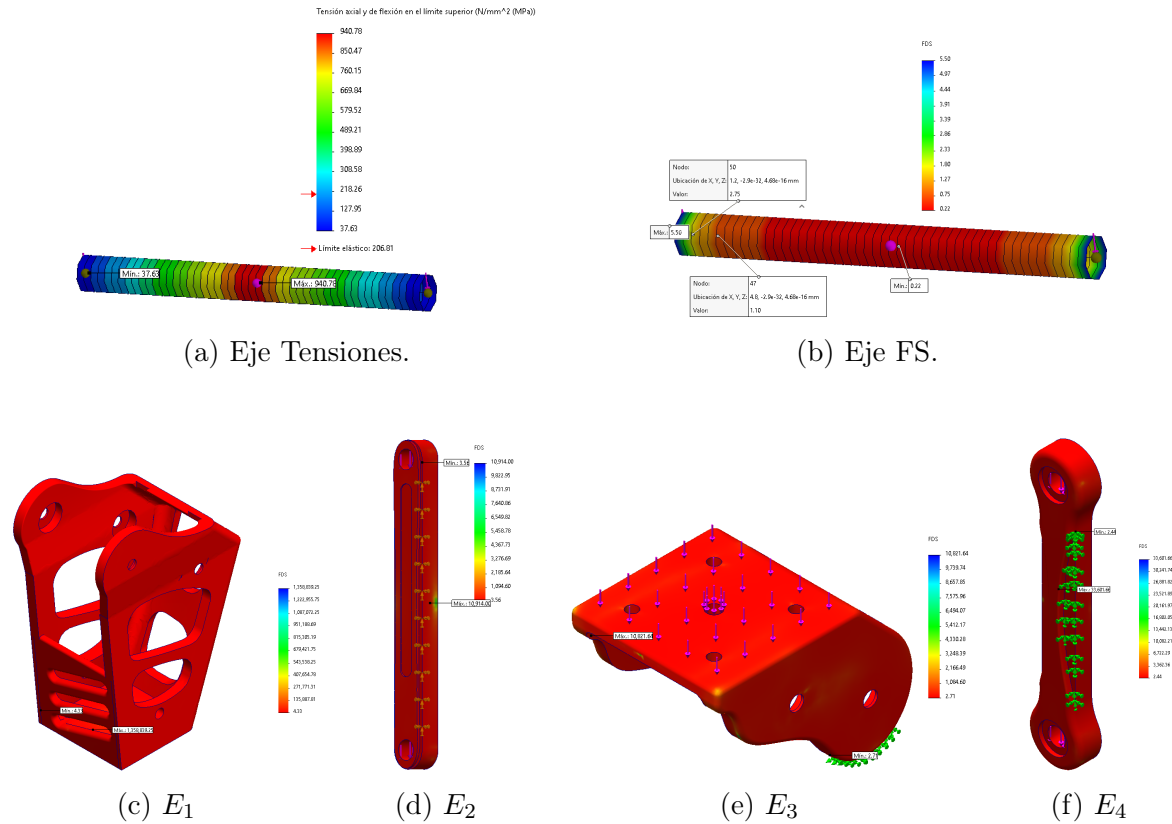


Figura 4.15: Caso 3: Resultados del análisis estático con carga de 665N, para los elementos mecánicos independientes.

Tabla 4.11: Resultados del caso 3.

Variable	Máx von Mises (MPa)	FS
E_1	116.58	4.33
E_2	142.01	3.56
E_3	186.53	2.71
E_4	206.86	2.44
$Ejes$	940.78	5.50 a 2.75

En la Figura 4.16, se muestra el diagrama de fuerzas cortantes del eje de 6 mm. Se utilizaron dos juntas en los extremos con una carga de 665 N, equivalente al peso del usuario de prueba. La junta central del pasador se consideró fija, ya que únicamente los extremos experimentan esfuerzos cortantes.

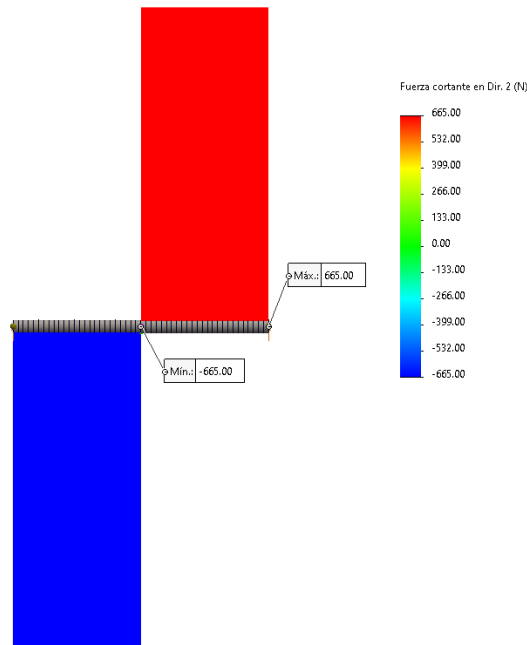


Figura 4.16: Diagramas de fuerza cortante en el eje.

La ecuación del esfuerzo cortante máximo, se expresa como:

$$\tau = K \frac{S_y}{n} \quad (4.7)$$

donde K representa un valor constante.

Al tratarse de una sección transversal circular, el cortante máximo se calcula como:

$$\tau_{max} = \frac{4V}{3A} \quad (4.8)$$

Por otro lado, al igualar las Ecuaciones (4.7) con la (4.8), se puede conocer el valor del diámetro de los ejes considerando la resistencia a la fluencia del material y el factor de seguridad:

$$d = \sqrt{\frac{\frac{4}{3}Vn}{\frac{\pi}{4}KS_y}} \quad (4.9)$$

donde S_y es la resistencia a la fluencia del material.

Para el caso de esta investigación, se propuso un rango de diámetro de 6 a 10 mm para los

ejes. Mediante el uso de software, se seleccionó el diámetro ideal, que se muestra en la Figura 4.15b. En esta figura, se puede observar que tanto el factor de seguridad como el esfuerzo máximo de von Mises en los extremos del eje (marcados en color azul) son de 5.5 a 2.7 y 37.63 MPa, respectivamente.

Estas secciones son las que realmente importan en el estudio estático, debido a que los esfuerzos cortantes ocurren solo en esta sección de aproximadamente 6 mm en cada extremo.

Aunque el valor máximo para el esfuerzo de von Mises para el eje es de 940.78, esto ocurre únicamente en el centro del eje (Figura 4.15a). Esto se debe a que en la simulación, esta sección se modeló como una sección fija. Sin embargo, si se observa nuevamente los extremos del pasador, el valor mínimo del esfuerzo de von Mises es de 37.63 MPa.

4.5.2. Análisis biomecánico

Opensim[®] es un software que permite modelar y analizar, a través de simulación computarizada los movimientos biomecánicos que ejecuta un ser humano. En él se pueden observar movimientos, flexiones y extensiones de los huesos, músculos y ligamentos principales del cuerpo. Como parte de una prueba adicional, se utilizó esta herramienta para observar y validar los movimientos del prototipo en comparación con los de una pierna humana real. En la Figura 4.17, se muestra el uso de una postura unipodal para llevar la pierna protésica a diferentes posiciones deseadas en un rango de movimiento de 0 a 120°.

Además, se realizó la misma tarea para la pierna del sujeto de prueba utilizando el software Opensim[®], a fin de comparar y validar la funcionalidad y adecuación del mecanismo del prototipo protésico para cumplir con los requisitos del paciente. En la Figura 4.18a se muestra el sujeto de prueba o *dummy*, mientras que en la Figura 4.18b se presentan las posiciones del prototipo en el plano sagital.

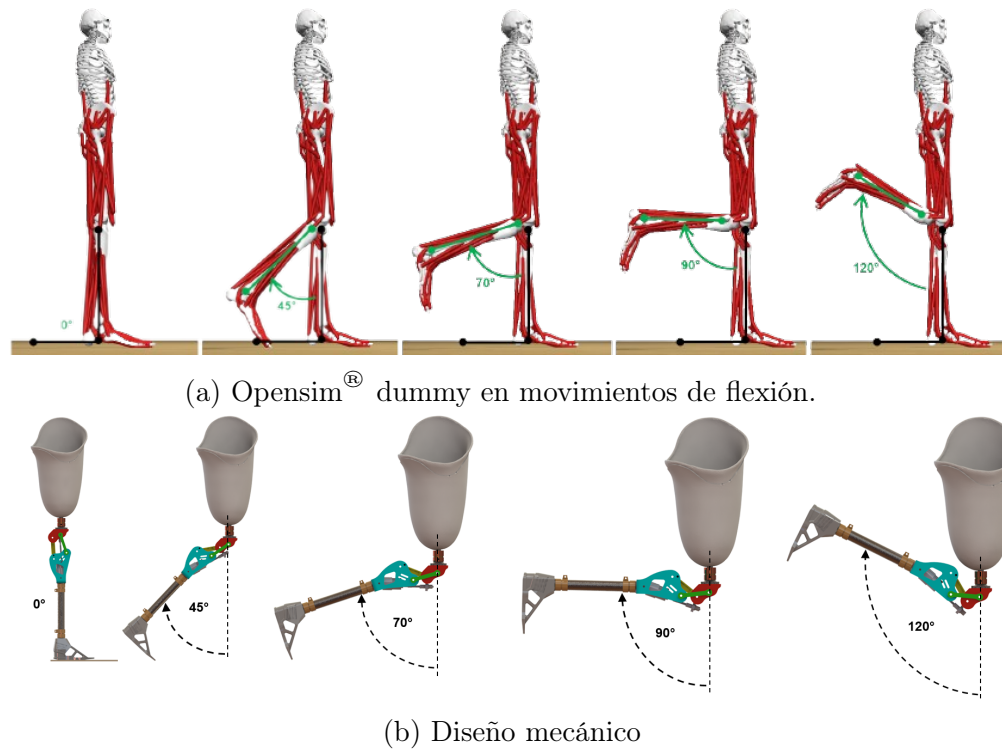
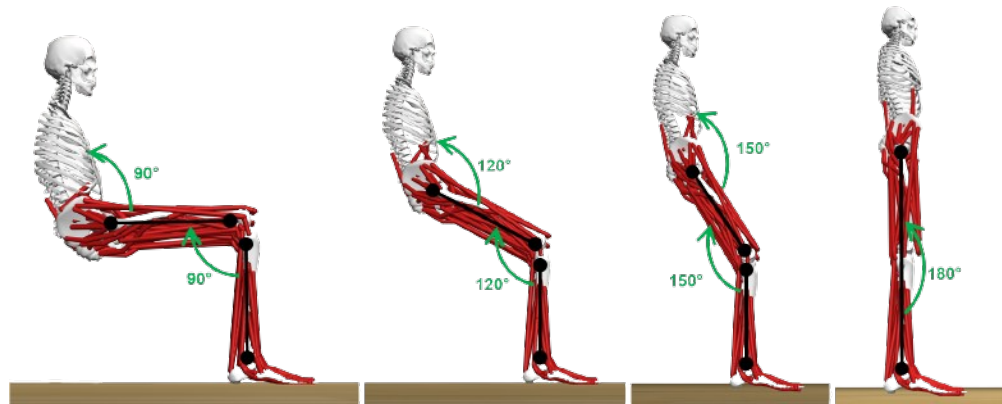


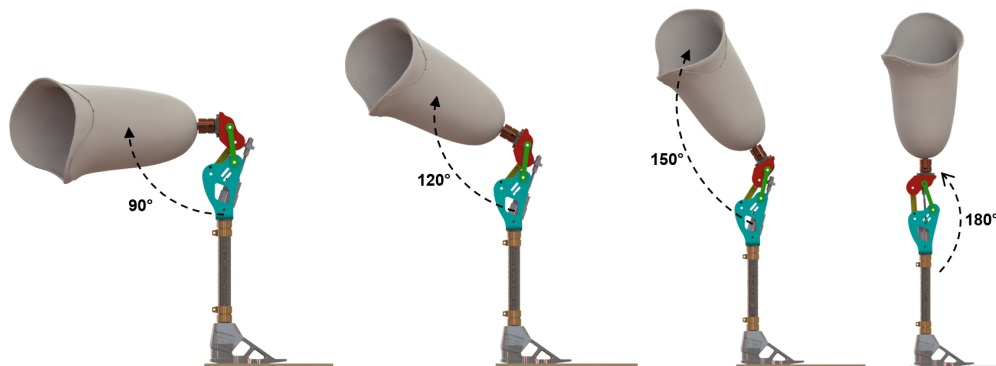
Figura 4.17: Posición unipodal: fases del movimiento de flexión.

El rango de movimiento fue de 90 a 180° desde la línea de carga de la pierna protésica, apreciable en la Figura 4.18.

Por otro lado, con el programa Solidworks[®] se realiza un análisis dinámico para validar el recorrido de los puntos de una trayectoria prescrita por el prototipo protésico. Se modela la pierna protésica como un péndulo simple con las condiciones de fricción y gravedad necesarias en una oscilación simulada durante un periodo de tiempo. Se puede ver en la Figura 4.19 la trayectoria trazada por la junta *D* formada por la bancada y el eslabón de salida, para un rango de movimiento de 0 a 120°. Con esto se comprobó que el mecanismo del prototipo cumplía con un movimiento con base en los requerimientos definidos, para el paciente con amputación transfemoral. No se presentaron posiciones singulares ni bloqueos mecánicos inesperados.



(a) Opensim[®] dummy en posición inicial de sedestación: fases del movimiento para bipedestación.



(b) Diseño mecánico.

Figura 4.18: Posición de sedestación en plano sagital: fases del movimiento para posición unipodal.

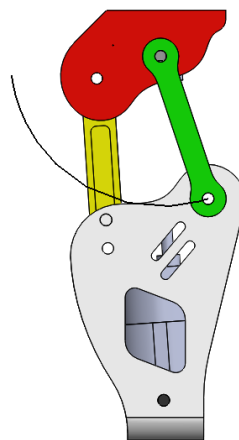
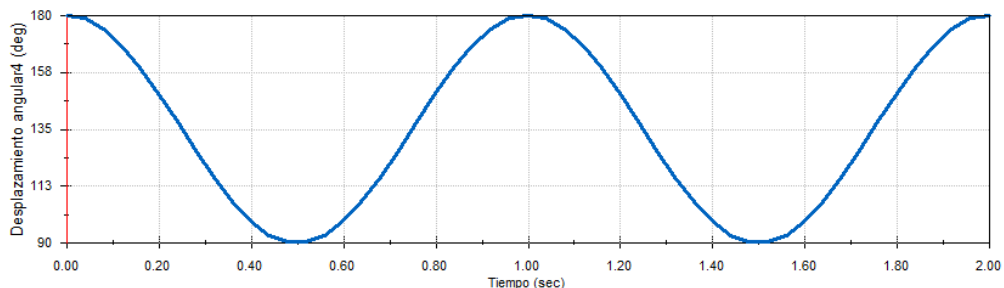


Figura 4.19: Prototipo como modelo péndulo simple: trayectoria de punto de operación D con el eslabón acoplador fijo.

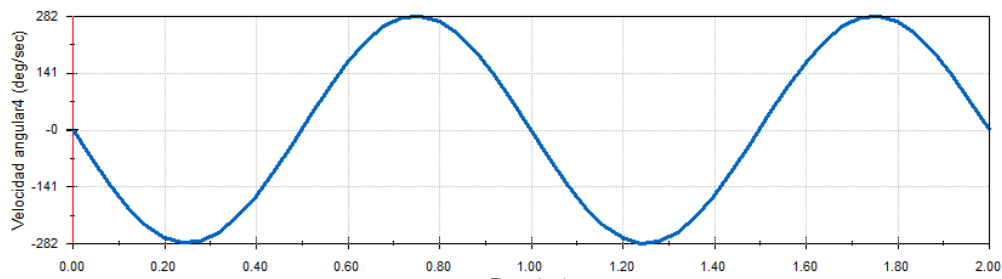
Las Figuras 4.20 y 4.21 presentan las gráficas que ilustran el comportamiento típico del

análisis de posición, velocidad y aceleración para el modelo de un péndulo simple, ya que con fines prácticos, el diseño del prototipo se redujo a dicho modelo.

Las condiciones de simulación para ambos estudios son los siguientes: fricción nula, gravedad activa de 9.81 m/s^2 en dirección y hacia abajo, 2 segundos como tiempo de simulación total, elementos sin contacto y movimiento rotatorio de tipo oscilante a 1 Hz de frecuencia y 90° de amplitud.



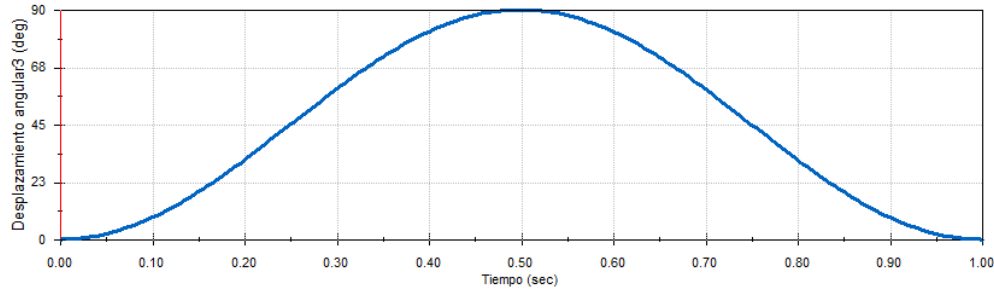
(a) Desplazamiento angular.



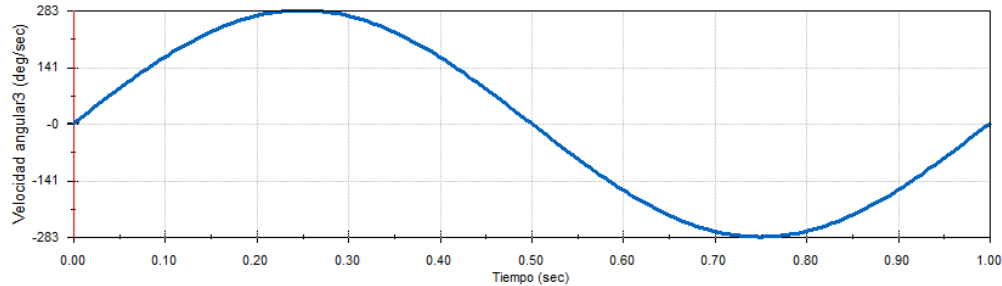
(b) Velocidad angular.

Figura 4.20: Resultados de simulación del movimiento del prototipo como modelo de péndulo simple.

Tras haber examinado la parte biomecánica del prototipo, se lleva a cabo la simulación dinámica utilizando el software AdamsView[®], que permite analizar el movimiento y la dinámica de sistemas mecánicos.



(a) Desplazamiento angular.



(b) Velocidad angular.

Figura 4.21: Resultados de simulación del movimiento del prototipo para la posición de sedestación.

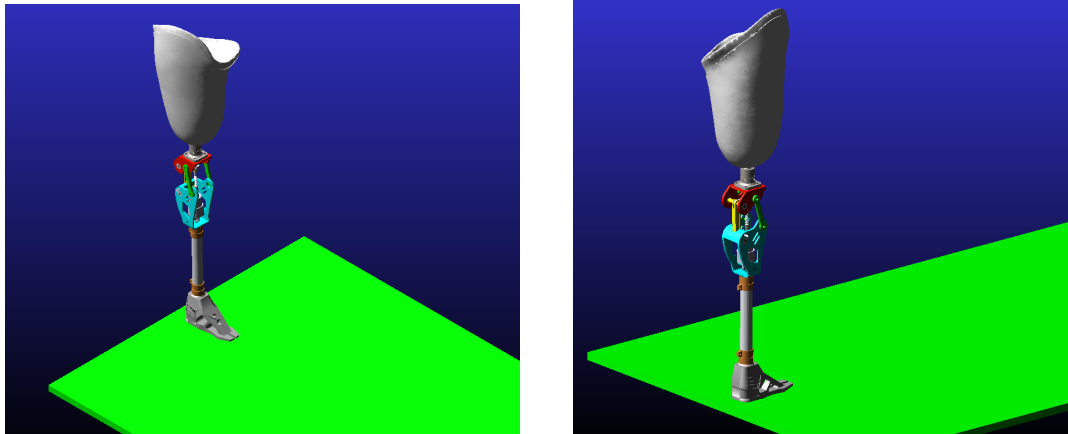
El programa, facilita el análisis de escenarios realistas al considerar factores como la fricción seca y viscosa, los efectos de la gravedad, las fuerzas de contacto y la inercia, entre otros. Para la simulación, se analizaron dos movimientos del prototipo: la posición de sedestación y el ascenso de escalones.

La Figura 4.22 muestra la representación gráfica de la pierna en una posición unipodal, en contacto con el suelo de color verde. En la simulación, se consideran diversos factores, como la influencia de la gravedad, las fuerzas de fricción y de contacto. Se ha programado un movimiento oscilante desde -90° hasta 0° , partiendo de la línea de carga de la pierna, con el fin de simular la posición de sedestación. En esta prueba, los eslabones 1, el poste y el pie permanecen fijos, mientras que los eslabones 2, 3 y 4, junto con el encaje, son móviles.

La simulación permite comparar la trayectoria obtenida del punto de operación C con la trayectoria deseada, ver Figura 4.23. La línea punteada de color negro representa la curva de referencia o deseada, la línea sólida de color naranja corresponde a la curva obtenida con

un ángulo θ_1 de 26° , mientras que la línea de color azul representa la curva obtenida con un ángulo θ_1 de 29.3° .

Como se explicó en la Sección 2.5 del Capítulo 2, fue importante variar el valor de θ_1 debido a que este afectaba el comportamiento del mecanismo y su capacidad de seguimiento. Después de realizar pruebas con diferentes valores de θ_1 , se determinó que los dos últimos (26° y 29.3°) mostraron un mejor desempeño en términos de seguimiento de la poloide característica.



(a) Unipodal isométrico.

(b) Unipodal isométrico-posterior.

Figura 4.22: Prototipo protésico: simulación en AdamsView.

Para el segundo análisis, se simuló un movimiento a través del uso de subrutinas para lograr que la pierna subiera escalones. Debido a que el movimiento para el descenso es diferente al ascenso, se utilizaron las mismas subrutinas en sentido contrario para el descenso. AdamsView[®] no cuenta con un entorno especializado para realizar análisis de marcha humana, por lo que el estudio se enfocó en el cumplimiento de la dinámica del prototipo, así como en la observación y análisis de las fuerzas de contacto, tanto del pie con el piso, como del sistema de doble bloqueo.

Las Figura 4.25d, muestra el recorrido que la pierna protésica realiza para un tiempo de 2.4 segundos. La gráfica de coordenadas (x, y) toma esta forma debido al movimiento de ascenso y descenso de la pierna durante su marcha sobre los escalones.

Se observa en las Figuras 4.24 y 4.25, que no solo la rodilla lleva a cabo una flexión para cumplir con los movimientos, sino que también lo hace la cadera. Para simular esta junta rotatoria, se hizo una adaptación en el encaje, que le permitió al prototipo tener un movimiento

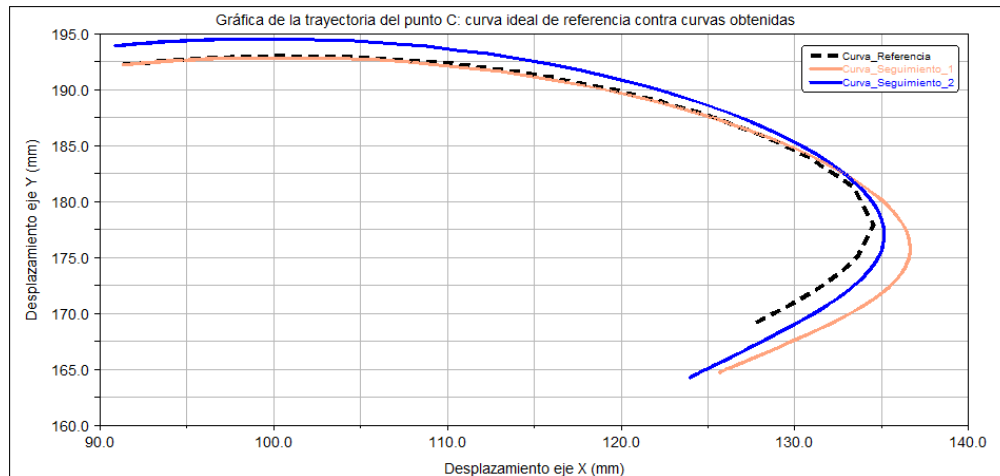


Figura 4.23: Trayectoria de C característica contra obtenida.

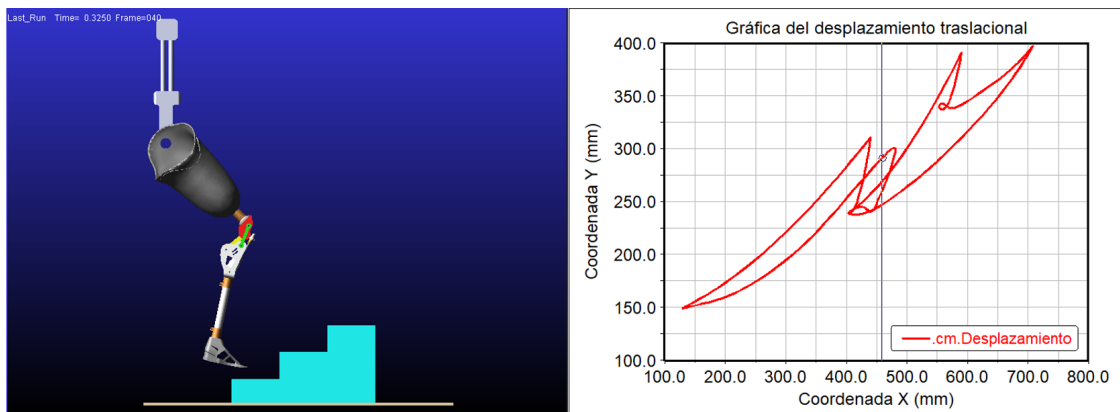
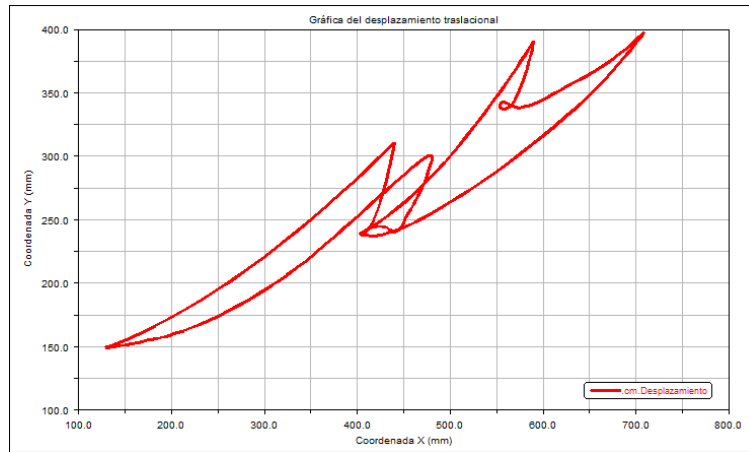
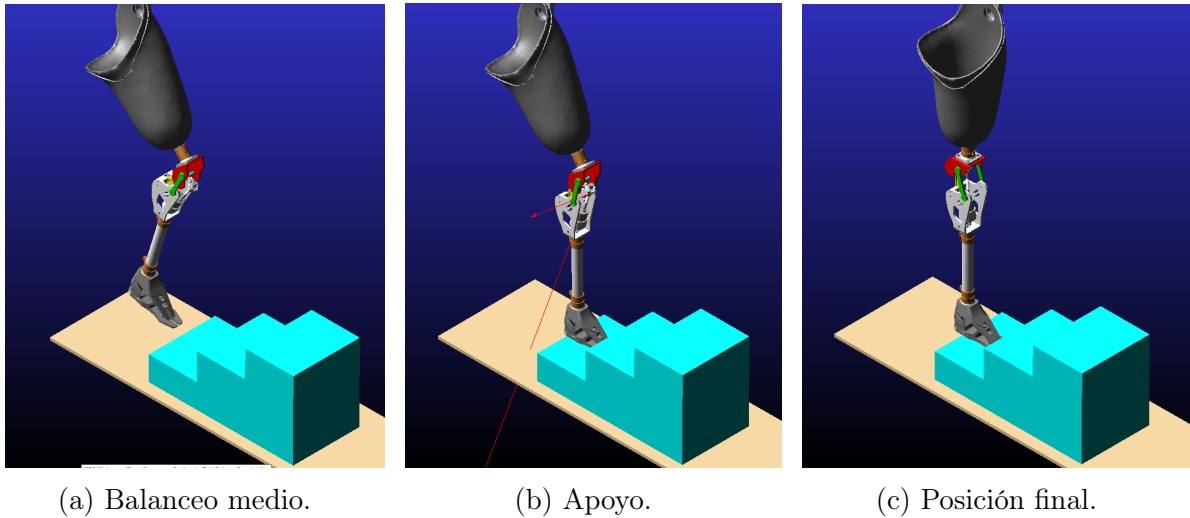


Figura 4.24: Simulación de marcha sobre escalones en AdamsView[®].

de rotación y traslación al mismo tiempo, simulando la tarea que desempeña la cadera en la locomoción del cuerpo humano. La pierna protésica debe llevar a cabo movimientos de flexo-extensión en rangos más amplios para cubrir deficiencias que se presentan cuando el sistema no es el adecuado, es decir, se necesita una articulación que represente la cadera y una más para el tobillo, que en este caso no es así. Se cuenta sin embargo en el modelo con una adaptación de cadera y tobillo donde los rangos de movimientos deben ser mayores para simular de forma adecuada los movimientos de la marcha humana.

Por otro lado, con relación a los bloqueos, se observó que el primero cumplió su función al mantener el dispositivo en una posición preestablecida mediante la geometría del eslabón uno. En cuanto al segundo, el bloqueo variable, al componerse de un eje semi-roscado y un



(d) Trayectoria completa de marcha sobre escalones.

Figura 4.25: Simulación de marcha sobre escalones en AdamsView[®], vista isométrica.

eslabón de unión que permite la conexión de sí mismo con el mecanismo pasivo, desarrolló un movimiento lineal durante la primera mitad del recorrido y se bloqueó durante la segunda, es decir, cuando alcanzaba la sección del eje que tenía hilos de rosca. Este bloqueo se desactivaba solo cuando el motor estaba activo. Aunque no fue posible desarrollar el control en el simulador, se obtuvieron los datos gráficos presentados que confirmaron el seguimiento de la trayectoria en las posiciones deseadas para la trayectoria de C .

Capítulo 5

Construcción del prototipo

5.1. Selección de materiales

La selección de materiales es un paso crucial en el diseño y construcción de prótesis transfemorales, ya que afecta directamente la funcionalidad, durabilidad y comodidad del dispositivo. Para garantizar la viabilidad económica y consideraciones ambientales, se opta por utilizar recursos locales y técnicas de producción estándar que sean rentables y ofrezcan una vida útil adecuada. En general, se emplean termoplásticos de bajo costo, que son fáciles de mecanizar y presentan baja fricción, abrasión y desgaste. Asimismo, se utilizan metales de alta resistencia y características de mecanizado relativamente bajas para ciertos componentes adicionales [53, 57].

Según [53], los materiales más comúnmente utilizados en países en desarrollo para los prototipos de prótesis de rodilla incluyen nylon 6, nylon 6/6, polipropileno isotáctico, polipropileno, ABS, poliacetal (Delrin), acero inoxidable, aluminio (serie 60), titanio, polietileno de alta densidad y PVC. La Tabla 5.1 [53], describe las propiedades mecánicas importantes de estos materiales utilizados en rodillas protésicas.

Tabla 5.1: Materiales comunes en rodillas protésicas y sus propiedades mecánicas.

Material	Resistencia a la corrosión	Resistencia a la fluencia (Mpa)	Resistencia al impacto	Vida útil a fatiga	Resistencia a la abrasión	Coefficiente de fricción	Densidad ($\frac{g}{cm^3}$)
Nylon 6	Alta	78	9 J/cm ²	Alta	Alta	0.2–0.3	1.13
Nylon 6/6	Alta	82.7	10.9 kJ/cm ²	Alta	Alta	0.43	1.14
Polipropileno	Alta	40	15.8 J/cm ²	Alta	Alta	0.1–0.3	0.9–0.93
ABS	Media	42.44	120 kJ/m ²	Media	Alta	0.5	1.04
Delrin	Alta	70	60–350 kJ/m ²	Alta	Baja	0.2–0.35	1.42
Acero inoxidable	Alta	205	47.45 J	Alta	Alta	0.57–0.74	8
Aluminio	Alta	200–600	30–40E4 N/m	Baja	Baja	1.05–1.35	2.70
Titanio	Alta	880	17 J	Alta	Alta	0.3–0.36	4.506
HDPE	Alta	26.2–200	80–400 kJ/m ²	Media	Media	0.2–0.28	0.936–1.46
PVC	Alta	44.8	172 kJ/m ²	Media	Alta	0.23–0.5	1.42

De acuerdo con la información de la Tabla 5.1, la información presentada por el autor y debido a factores de costos y manufactura, se seleccionó el ABS como material base para el desarrollo del prototipo en la presente tesis. No obstante, algunos otros elementos mecánicos como los rodamientos, los ejes, la tornillería, son de aleaciones de acero.

5.2. Manufactura y ensamble

Esta sección se centra en el proceso de fabricación y montaje de los componentes del sistema, con el objetivo de evaluar su funcionamiento y buscar mejoras para garantizar un movimiento adecuado y un rendimiento mecánico óptimo.

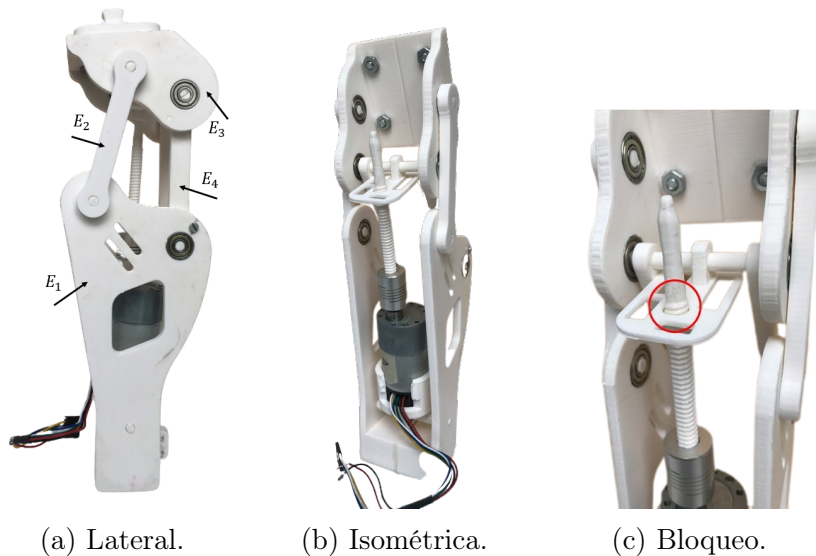


Figura 5.1: Prototipo preliminar del proceso de manufactura.

En este caso, se desarrollaron diversos prototipos para verificar el funcionamiento y cumplir con los requisitos específicos y generales del usuario. Para ello se realizaron pruebas virtuales y físicas, se descartaron opciones hasta la selección del dispositivo mostrado en la Figura 5.1.

Durante las pruebas físicas, se observó el movimiento de flexo-extensión del mecanismo en un rango aproximado de 0° a 130° , siguiendo la trayectoria deseada del punto de operación C. El sistema de bloqueo variable propuesto bloquea la pierna en las posiciones deseadas, permitiendo un movimiento libre en el resto del recorrido. Sin embargo, fue necesario reemplazar el tornillo roscado o husillo, que se fabricó en impresión 3D. Debido a las características físicas del ABS, este elemento se deforma durante el movimiento debido a su falta de rigidez, lo que afectaba el enroscamiento adecuado de la tuerca (ver Figura 5.1 c). Por otro lado, los rodamientos seleccionados y los ejes que unen el sistema funciona eficientemente con los movimientos previstos. Se observa que existe una sincronización armoniosa entre el mecanismo de la prótesis y el movimiento del motor CD cuando se activaba.

Tabla 5.2: Elementos mecánicos para el rediseño

Elemento mecánico	Material	Observaciones
Eslabón E1	ABS	El E_1 es el eslabón más grande del mecanismo. Constituye la base o soporte que va conectado al poste de la pierna protésica. Como se aprecia en la Figura 5.2 a, dicho elemento tiene un diseño en forma de Y, con geometría únicamente en los laterales, lo que ocasionó tempranamente, deformaciones en su estructura debido al peso del paciente durante la marcha. Para su solución se propuso un rediseño agregando geometrías en la parte posterior del mismo y fortaleciendo la parte frontal-inferior, apreciable en la Figura ??.
Eslabón E3	ABS	En la Figura 5.1 a, se puede ver que el eslabón 3 es el acoplador en el mecanismo. Se agregó
Eslabón E2 y E4	ABS	Los diseños esencialmente son los mismos, pero con la diferencia de un aumento en su grosor para brindar mayor rigidez, sobre todo por la carga a la que el mecanismo se somete.
Husillo	ABS	A partir de un esparrago de alta resistencia, se cortó y se desbasto para manufacturar el eje necesario para cumplir con la propuesta. La primera mitad de este es lisa y la segunda con hilos de rosca.

Se proponen acciones de reingeniería y rediseño para corregir los errores y optimizar el sistema. En la Tabla 5.2 se presenta una descripción detallada de estas acciones de mejora.

Versión 2

El diseño de la versión 2 se muestra en la Figura 5.2, que incluye diferentes vistas en el siguiente orden: a) vista lateral, b) vista isométrica y c) vista posterior, todas con la pierna en posición unipodal. Además, en la posición de sedestación unipodal, se presentan los incisos a) y b) de la Figura 5.3, que permiten apreciar las características de esta segunda configuración. La Tabla 5.3 se presenta a continuación para clasificar y describir las adaptaciones realizadas en el prototipo final.

Tabla 5.3: Rediseño - Adaptaciones adicionales

Elemento mecánico	Material	Observaciones
Socket	PLA	Se utilizó un cuarto del encaje (socket) como adaptación para realizar pruebas en un usuario que no tenía una amputación completa de la extremidad inferior. El socket se imprimió en PLA y se agregó esponja y cuerdas de ajuste en su interior.
Poste	Aleación de metal	El poste del pie se implementó utilizando un tubo ligero de aleación de metal.
Adaptador hembra poste	PLA+	Se diseñaron adaptadores macho-hembra y hembra-hembra para ensamblar la prótesis de pierna. Estos adaptadores se imprimieron en 3D utilizando PLA+ debido a la dificultad que representaba adquirir adaptadores de titanio de los catálogos comerciales.

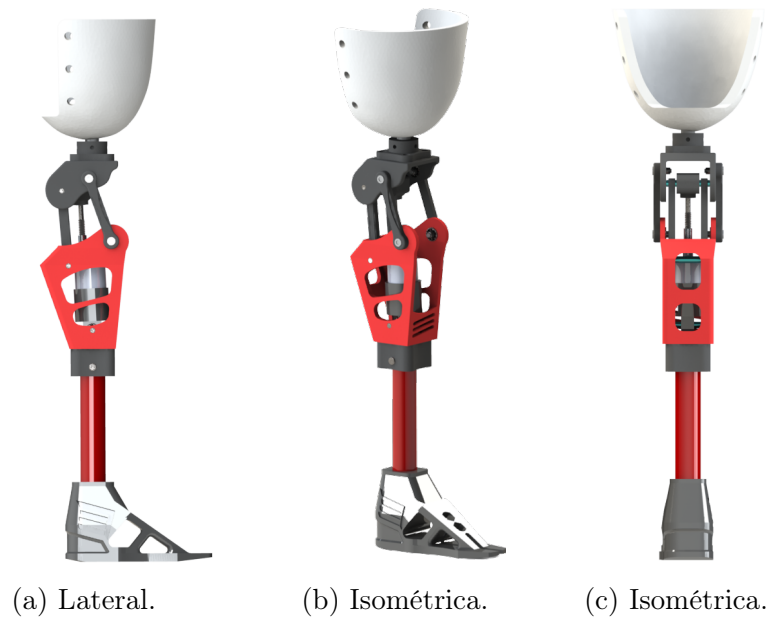


Figura 5.2: Rediseño del prototipo virtual en posición unipodal: diseño final.

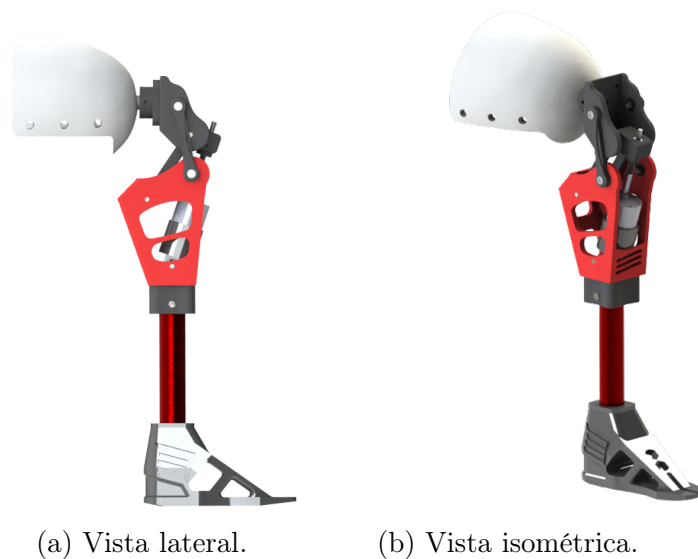


Figura 5.3: Rediseño del prototipo virtual en posición de sedestación unipodal: diseño final.

En la Figura 5.4, se presentan algunas de las piezas sustitutas del prototipo, como el poste (Figura 5.4a), los ejes de acero (Figura 5.4b) y la impresión del pie (Figura 5.4c). Estos elementos fueron seleccionados debido a limitaciones económicas y de manufactura en la construcción del prototipo. Los materiales óptimos para el diseño del pie son: fibra de carbono, aluminio o titanio. Estos materiales son ampliamente utilizados por la industria de desarrollo de prótesis debido a sus características deseables, como la dureza y ligereza.

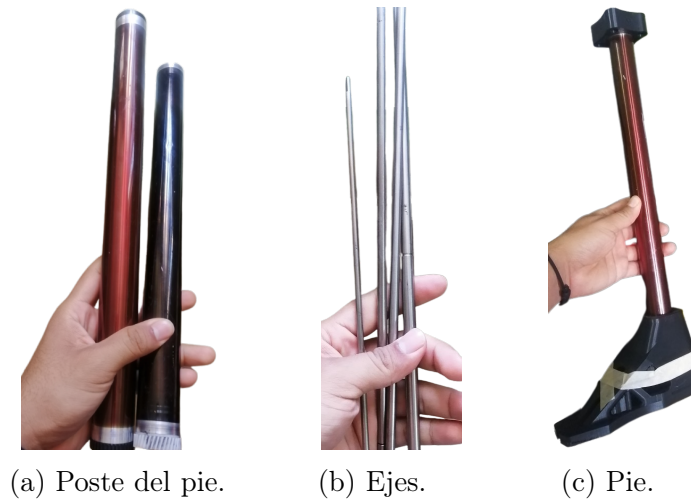


Figura 5.4: Elementos mecánicos sustitutos.

El ensamblaje del prototipo protésico implica la integración de una variedad de piezas y componentes mecánicos, fabricados con diferentes materiales como ABS, PLA, PLA+ y aleaciones de acero, mediante impresión 3D para unos y manufactura avanzada para otros. Entre ellos se encuentran: eslabones, adaptadores, espaciadores, ejes, rodamientos, entre otros. Cada elección de material y fabricación se hizo cuidando satisfacer los requerimientos del usuario y el cumplimiento de los objetivos del estudio. En la Tabla 5.4, se proporciona una clasificación detallada de todas las piezas mecánicas utilizadas en el ensamblaje.

Tabla 5.4: Piezas y partes del prototipo protésico

Pieza	Cantidad	Material	Manufactura
Eslabones	7	ABS, PLA, PLA+	Impresión 3D
Adaptador hembra	1	PLA	" 3D
Adaptador macho	1	PLA	" 3D
Espaciadores	8	PLA	" 3D
Encaje (socekt)	1	PLA+	" 3D
Pie	1	PLA+	" 3D
Poste base	1	Aleación de acero	Corte y lijado
Tornillos	22	"	Montaje
Tuercas	16	"	Montaje
Ejes	3	"	Corte
Eje semi-roscado	1	Acero de alta resistencia	Corte y desbaste
Resorte	1	Aleación de acero	Montaje
Rodamiento lineal	1	Aleaciones	Montaje
Rodamiento bolas	12	Aleaciones	Montaje

La manufactura del prototipo se dividió en dos etapas: la mecánica y electrónica. En la primera, se imprimieron todas las piezas necesarias con materiales como ABS y PLA, incluyendo los eslabones y las adaptaciones. Además, se realizaron cortes y desbastes en los componentes obtenidos del taller de reciclaje de la UTM, ver Figura 5.5. Los tornillos, tuercas y rodamientos se adquirieron de un distribuidor local, mientras que otros elementos fueron obtenidos a través de fabricantes nacionales en línea.

En la segunda etapa, se creó un esquema del circuito eléctrico y se diseñó digitalmente para realizar pruebas de funcionamiento mediante simulación.

La Tabla 5.5 proporciona una clasificación y descripción completa de todos los componentes electrónicos utilizados.

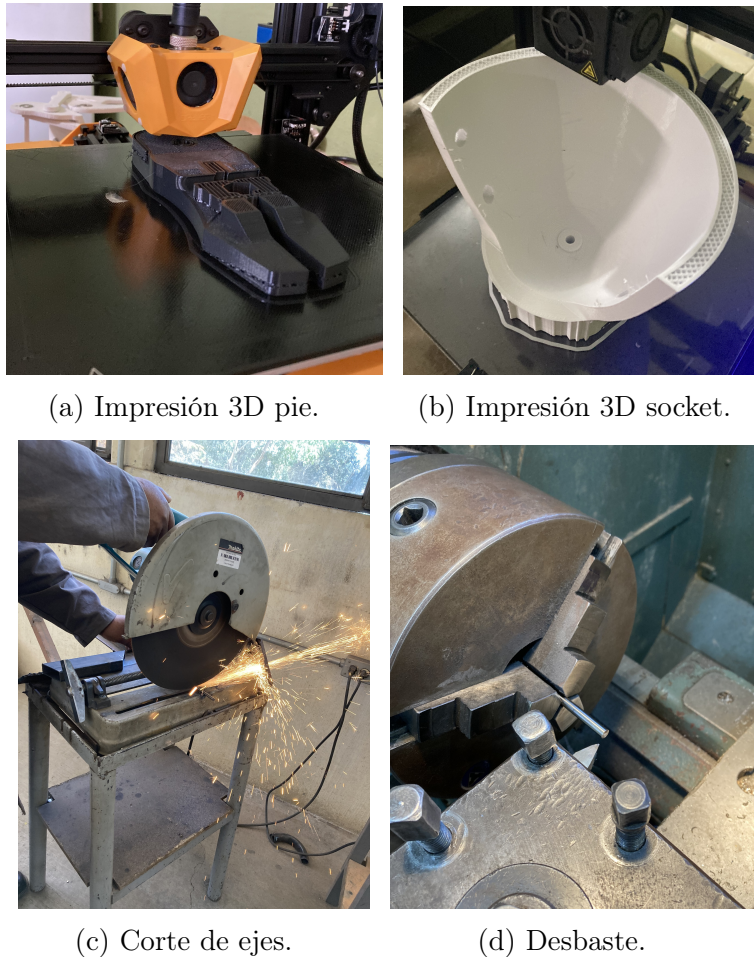
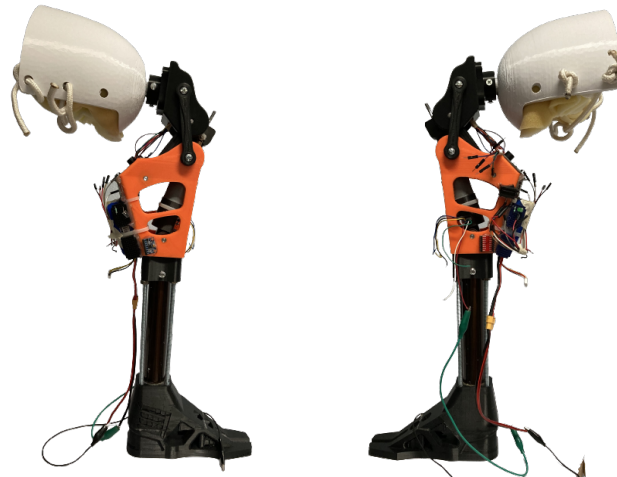


Figura 5.5: Proceso de manufactura: Taller de Tecnología Avanzada UTM.

Las vistas presentadas en la Figura 5.6, muestran el prototipo final del sistema prostético, después de completar la etapa de manufactura y ensamblaje. Estas imágenes exhiben el prototipo final, donde se puede apreciar la integración de todas las piezas y componentes.



(a) Isométrica derecha. (b) Isométrica izquierda.



(c) Lateral derecho. (d) Lateral izquierdo.

Figura 5.6: Vistas del prototipo físico final: a) y b) unipodal, c) y d) sedestación.

En adición, en la Figura 5.7 se muestran las imágenes del prototipo final que integra tanto el sistema mecánico como el electrónico. Se destacan las diferentes vistas que resaltan el sistema de bloqueo variable, compuesto principalmente por el motor CD, la varilla semi-roscada, una junta flexible y el eslabón de unión.

En los incisos c) y d) de la Figura 5.7, se muestra la posición de la pierna protésica una vez que alcanza la máxima flexión, que es de aproximadamente 130° .

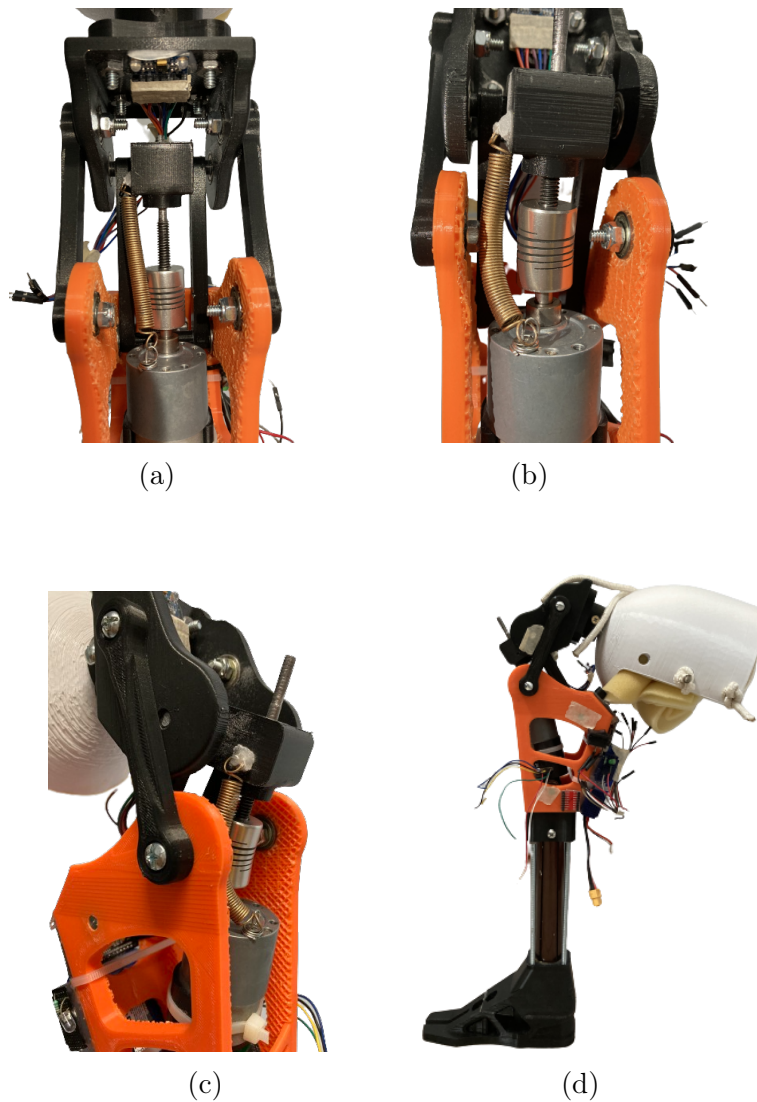


Figura 5.7: Prototipo físico final: a) y b) vistas aumentadas del bloqueo variable y elementos internos, c) y d) vistas laterales de la posición de sedestación, con flexión máxima en 130° .

En la Figura 5.8, se presentan las vistas del bloqueo primario formado por los eslabones 1 (naranja) y 2 (negro). Como se mencionó anteriormente, el primer bloqueo se basa en la geometría del mecanismo, mientras que el segundo es un sistema variable. El eslabón 2 tiene una restricción natural en el sentido contrario a las manecillas del reloj, permitiendo únicamente el movimiento en el sentido de las manecillas del reloj. Este primer bloqueo garantiza la seguridad y estabilidad del paciente durante la extensión completa de la pierna

protésica, tanto en la bipedestación como en las etapas iniciales y de termino del ciclo de marcha. Se puede comprobar visualmente que el bloqueo primario cumple al 100 % con su función.

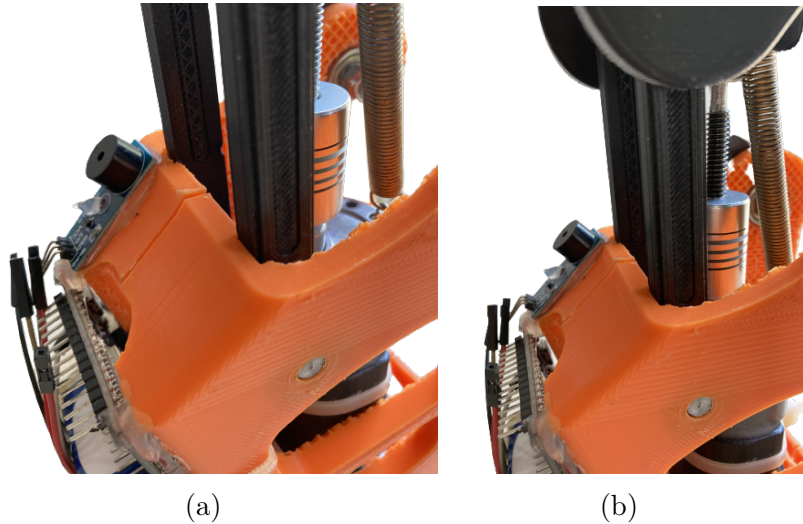


Figura 5.8: Sistema del bloqueo primario.

5.3. Instrumentación

La etapa de instrumentación permite la medición y el registro de variables de interés. Involucra la selección de sensores, su instalación en el prototipo y la conexión a un sistema de adquisición de datos, que ayudan a su vez a optimizar el diseño y tomar decisiones informadas para mejorar el prototipo.

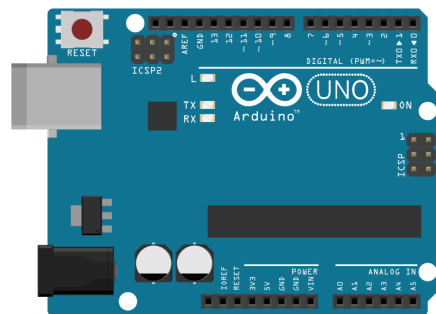


Figura 5.9: Placa de desarrollo Arduino Uno[®] [58].

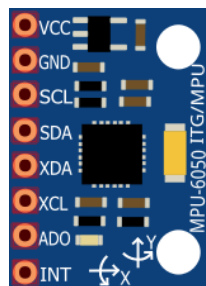
Para el desarrollo de esta sección se utiliza un microcontrolador ATMG328P de la placa de desarrollo Arduino Uno[®] (Figura 5.9). Se decide trabajar con este microcontrolador

debido a que su memoria interna, los puertos de entrada y salida disponibles, así como la frecuencia de trabajo, protocolos de comunicación y en general los recursos, son suficientes para el diseño del control PID, la programación de los periféricos y el circuito electrónico.

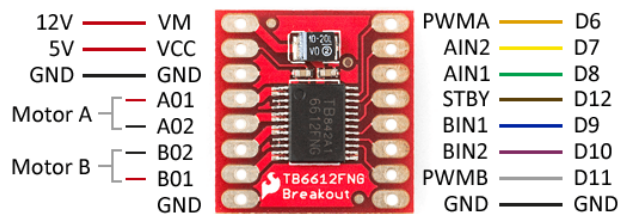
Como se mencionó, la electrónica constituye el segundo segmento. Además del microcontrolador como componente principal, se utilizaron otros diferentes que se enlistan y describen en la Tabla 5.5:

Tabla 5.5: Componentes electrónicos.

Componente	Cantidad	Características
MPU6050	1	Sensor de movimiento de 6 ejes que combina un acelerómetro y un giroscopio en un solo chip, ver Figura 5.10a.
TB6612FNG	1	Controlador de motor dual para motores de CD, ver Figura 5.10b.
Motorreductor CD	1	Motorreductor (1:506) CD con encoder incremental de 12v, ver Figura 5.11.
Batería lipo	1	Fuente de alimentación de 3 celdas con 11.1V a 1.5A.
Zumbador	1	Sensor para sonido continuo de alarma.
Interruptor	1	Controlador de flujo de corriente para el encendido y apagado del sistema.
Protoboard mini	4	Pequeños segmentos de placas para construir y probar circuitos electrónicos sin soldaduras.
Cables dupont	30	Cables de propósito general para conexión punto a punto entre componentes electrónicos.



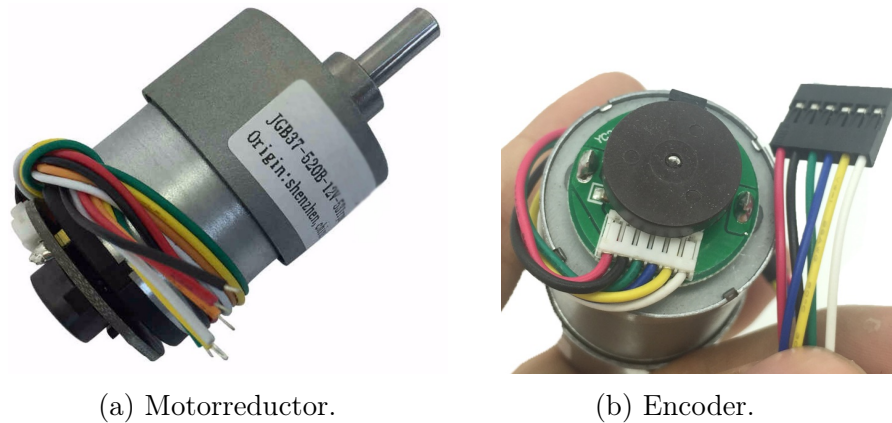
(a) MPU6050.



(b) TB6612FNG.

Figura 5.10: a) Giroscopio-Acelerómetro, b) Driver puente H para motor de CD.

El circuito digital y físico utilizado en la instrumentación se muestra en la Figura 5.12, donde se pueden identificar los componentes mencionados en la Tabla 5.5. La construcción y el funcionamiento del circuito son simples y fáciles de entender con el diagrama eléctrico. Consiste en un motorreductor con encoder incremental (Figura 5.11 [59]) conectado directamente



(a) Motorreductor.

(b) Encoder.

Figura 5.11: Motorreductor CD de 12V con encoder incremental.

a un driver de puente H, que permite el control del giro del motor en ambas direcciones: horaria y antihoraria, mediante el microcontrolador. Este cambio en el sentido del giro es el que se transforma después en un movimiento de flexión o extensión en el mecanismo de la prótesis.

En el esquemático de la Figura 5.12, se observa una batería de litio (LiPo) de 11.1V y 1.5A como fuente de alimentación, controlada por un interruptor o *switch*. Esta alimenta todo el circuito excepto al microcontrolador. Se incluye por otro lado, el sensor de giroscopio y el zumbador para completar el sistema de control y alarma. Es importante destacar que los nodos de tierra de todos los elementos están conectados entre sí, utilizando una miniprotoboard para hacer los puentes de conexión. Los nodos positivos para 5V, proporcionados por el Arduino, también se conectan en espacios comunes en la protoboard. Sin embargo, el voltaje de alimentación de la placa proviene de una fuente externa y no comparte el nodo de voltaje (12V) de la batería LiPo. Si por alguna razón estos nodos se mezclaran, podría producirse un cortocircuito.

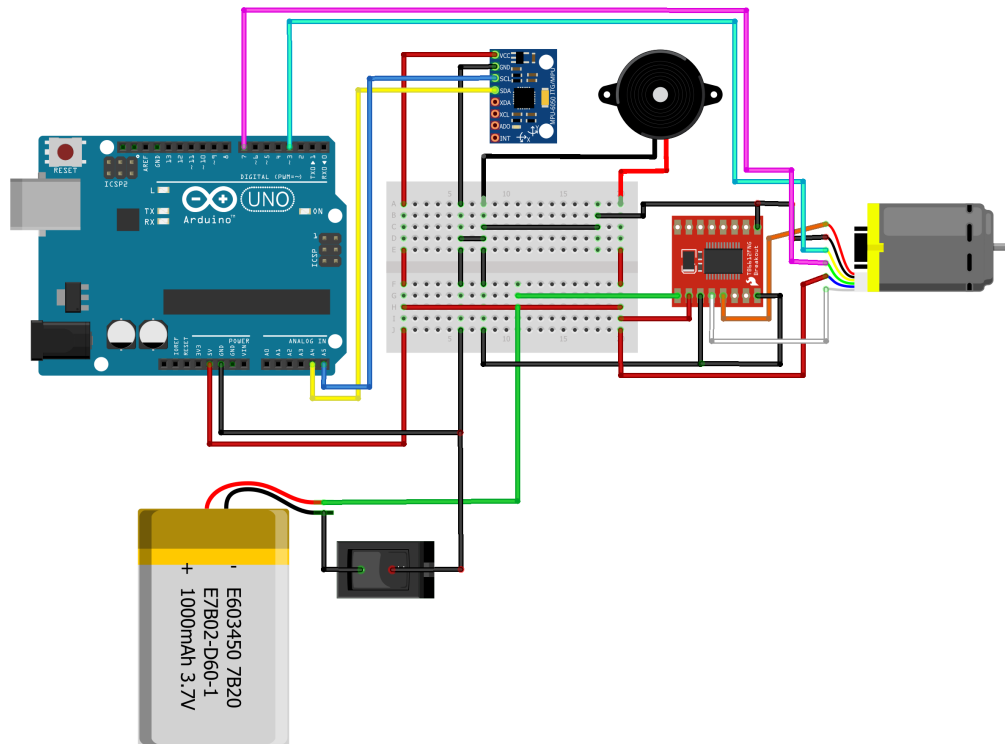
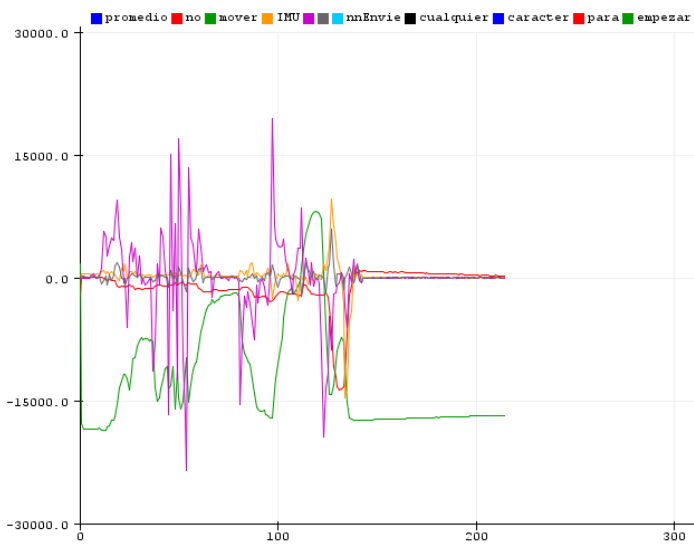


Figura 5.12: Circuito esquemático del prototipo físico.

5.3.1. Interfaz de usuario

La interfaz de usuario es el medio a través del cual los usuarios interactúan con un sistema. Una de las características más importantes de su desarrollo es proporcionar retroalimentación y respuesta en tiempo real a las acciones realizadas. En este caso específico, se ha utilizado el entorno de desarrollo integrado de Arduino[®]. Este ofrece dos formas de leer los datos a través del puerto serie: de manera gráfica y analítica. El microcontrolador captura la información y la transmite a la computadora para su procesamiento. En la Figura 5.13a se muestra la representación gráfica de los datos, mientras que en 5.13b se observan los datos obtenidos de forma analítica durante una prueba de calibración del sensor MPU6040. Las señales representan el rango de lecturas, y la lista de valores confirma que las lecturas se encuentran dentro de dicho rango.

Dado que las necesidades eran mínimas, no se diseñó una interfaz de forma independiente; en su lugar, se aprovecharon los recursos disponibles en el *IDE* de Arduino[®].



(a) Grficador serial.

promedio:t-23	3	-15598	4	4	0
promedio:t-8	35	-15585	2	-9	3
promedio:t10	10	-15576	-7	11	-9
promedio:t-17	-8	-15555	-7	-1	-13
promedio:t-7	-11	-15544	3	4	-2
promedio:t36	6	-15557	-1	-10	9
promedio:t-9	27	-15538	2	-12	16
promedio:t19	-35	-15543	-7	14	20
promedio:t-31	12	-15532	13	-34	-15
promedio:t6	43	-15510	-4	9	4
promedio:t25	-15	-15505	-2	4	0
promedio:t-12	8	-15521	8	0	2
promedio:t20	-1	-15501	-1	24	13
promedio:t9	-5	-15452	4	-4	-8
promedio:t-2	-12	-15473	10	-1	-14
promedio:t-6	30	-15465	2	8	0
promedio:t-30	50	-15438	1	-7	11
promedio:t62	30	-15434	-11	10	13
promedio:t46	-10	-15440	-3	-6	-1
promedio:t-24	-16	-15452	2	-4	-4
promedio:t-5	-5	-15424	-4	14	0
promedio:t-30	60	-15411	6	12	14
promedio:t25	-20	-15405	1	-20	18

(b) Monitor serial.

Figura 5.13: Interfaz del IDE Arduino[®]. Tiempo (eje x) contra grados (eje y), sin conversión.

5.4. Estrategia de control

En el contexto de la investigación, se ha limitado el desarrollo de la estrategia de control al uso exclusivo de un control de posición PID para un motorreductor de CD con encoder. Como se mencionó en el Capítulo 2. Este enfoque permite controlar el actuador en tiempo real para múltiples posiciones deseadas. Es importante destacar que la propuesta excluye el modelo de la pierna humana y no considera un control más avanzado basado, por ejemplo, en una IA y retroalimentación de información externa de sensores o señales mioeléctricas.

Para lograr un control preciso de las posiciones deseadas del actuador, se utiliza el sensor MP6050. Para cumplir con los requisitos de baja velocidad y alto par, se ha seleccionado un motorreductor CD de 12V a 120mA con una velocidad nominal de 20 rpms sin carga (ver Figura 5.11). Este tiene una relación de reducción de 1:506 y genera aproximadamente 11 pulsos por segundo a través del encoder. Esto se traduce en una resolución aproximada de 5566 pulsos por revolución. Para obtener más detalles técnicos, se puede consultar las especificaciones proporcionadas por el fabricante en [59].

Utilizando las ecuaciones del controlador PID discreto de la Sección 2.8 y aprovechando la

interfaz previamente descrita, se han recopilado datos significativos para los controladores P, PI y PID en diversas ubicaciones de la trayectoria. El siguiente fragmento de código resume esta tarea: dado que los comentarios incorporados en el código brindan una comprensión detallada de cada línea, se ha evitado proporcionar una explicación adicional para evitar redundancias.

```
//Variables de sintonización para el control
float Kp = 0.355;           // Coeficiente proporcional
float Ki = 0.01;           // Coeficiente integral
float Kd = 0.001;         // Coeficiente derivativo

//Ecuación que captura el valor del error
error = setpoint - angulogrados;

//Ecuación de PID discretizado
control = cv1 + (Kp + Kd/Ts)*error + (-Kp + Ki*Ts -2*Kd/Ts)*error1 (Kd/Ts)
        *error2;

//Actualización del setpoint en cada ciclo del programa. La información
    de la variable ang_y es proporcionada por el sensor MPU
setpoint = ang_y;

//Condicionales para verificar si el encoder ha girado y hacia qu
    sentido ha hecho el giro
if (encoderIN1 != encoderAPrev){
    if (encoderIN2 != encoderIN1){
        encoderPos++;
    } else {
        encoderPos--;
    }
}
encoderAPrev = encoderIN1;//Actualización de la variable previa para el
if
```

El control PID con los valores de sintonización $K_p = 0.355$, $k_i = 0.01$ y $k_d = 0.001$ mues-

tra una respuesta rápida al valor deseado o *setpoint*. El cual, debido a las características del control, es proporcionado por el sensor MPU en tiempo real.

El control se ajusta de manera óptima ante cambios abruptos y perturbaciones inesperadas. El efecto resultante se refleja en el movimiento del motor, el cual se activa durante un tiempo determinado hasta alcanzar la posición deseada. Luego, se detiene y vuelve a activarse si hay algún cambio en el setpoint. Como resultado, se logran los movimientos de flexión y extensión de la pierna protésica. En la Figura 5.14 se pueden observar las señales obtenidas para las diferentes configuraciones del controlador, además de la comparación entre la señal de referencia y la del valor deseado.

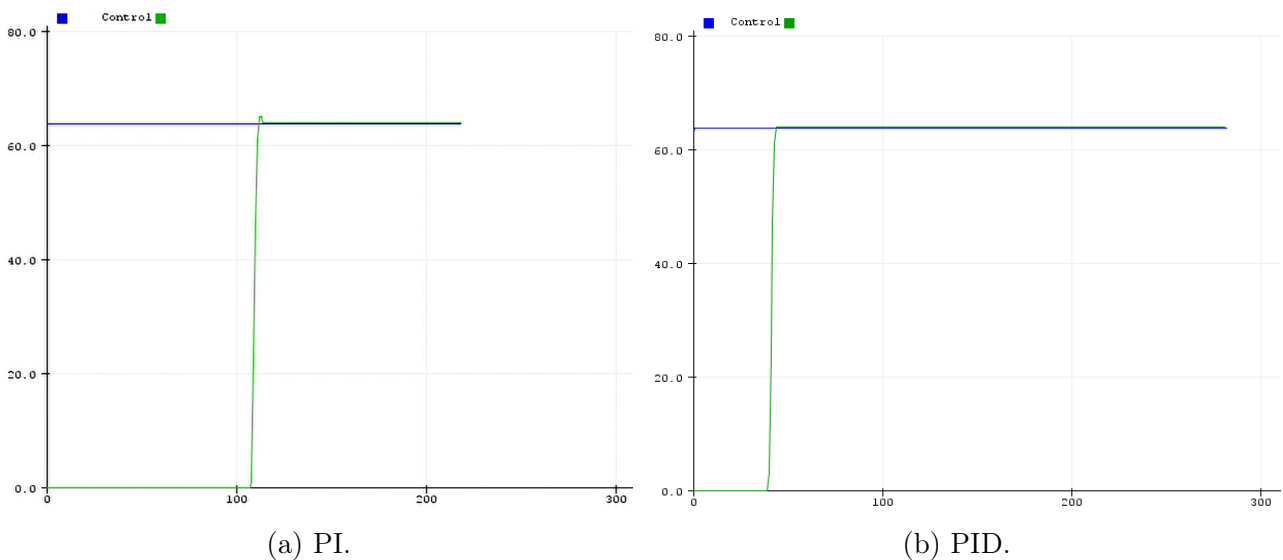


Figura 5.14: Resultados del controlador. Tiempo (eje x) contra grados (eje y).

En la Figura 5.14, se puede observar la señal azul que corresponde al setpoint y la señal verde que representa la salida del controlador. Para lograr un rendimiento óptimo, se han utilizado los valores de sintonización indicados en la tabla 5.6. Estos se obtuvieron mediante el método de ajuste manual, que implica inicialmente configurar los parámetros K_p , K_i , y K_d en cero. Luego, de manera independiente, se incrementan gradualmente los valores uno por uno hasta encontrar combinaciones óptimas para el control del sistema.

El resultado con el control PI, presentó un pequeño sobre impulso antes de establecerse

Tabla 5.6: Ganancias del controlador.

Controlador	K_p	K_i	K_d
P	1	0	0
PI	1	0.0012	0
PID	1	0.0012	0.0013

en el valor deseado, a diferencia del controlador PID que permitió eliminar el sobre impulso llegando al valor deseado de forma más rápida. Aunque en general ambos controladores presentaron buenos resultados en cuanto al tiempo y la obtención del valor deseado.

5.5. Pruebas experimentales

En el desarrollo de prótesis transfemorales se usa como criterio base el seguimiento de la trayectoria de la poloide para corroborar el buen funcionamiento de los mecanismos empleados, aunque no es la única medida de eficacia sobre la cual se pueda sostener un desarrollo completo, sobre todo si se trata de poner a prueba y bajo inspección un prototipo de prótesis para miembro inferior. Una evaluación completa debe ser una combinación de pruebas objetivas y subjetivas que tengan en cuenta la comodidad, movilidad, estabilidad, seguridad y la satisfacción del paciente, así como la durabilidad y los costos.

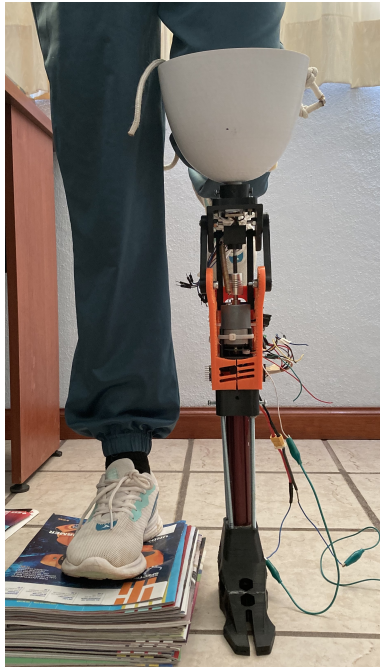
Por ello, para el presente estudio, se llevaron a cabo las siguientes pruebas prácticas:

- Seguimiento de la poloide: consistió en observar que la curva obtenida trató de igualar a la deseada. Esta información gráfica se corrobora mediante la minimización del error obtenido al final del seguimiento.
- Estabilidad: se verificó la estabilidad de la prótesis mientras el usuario estaba en marcha sobre diferentes superficies.
- Carga estática: se aplicó la carga de 65 kg del usuario en diferentes posiciones y ángulos de la prótesis para verificar su capacidad para soportar la carga.
- Carga dinámica: consistió en la aplicación de cargas dinámicas en diferentes posiciones y ángulos de la prótesis para verificar su capacidad para soportar cargas en movimiento.

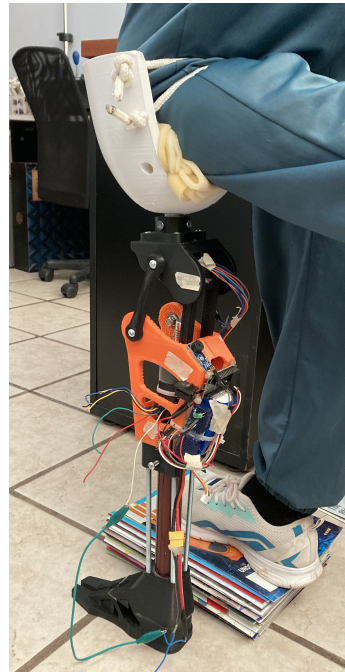
Como se mencionó anteriormente, las pruebas experimentales se realizaron en el laboratorio de posgrado de la UTM con un usuario no amputado. Estas pruebas tuvieron como objetivo evaluar la funcionalidad, estabilidad y seguridad de la prótesis en diversas situaciones.

En cuanto a la evaluación de la carga estática, se verificó el equilibrio del paciente durante la marcha, tanto en posición de bipedestación como en tareas específicas como el escalamiento, encontrándose correlaciones significativas entre la funcionalidad, la estabilidad y la seguridad de la prótesis. Este enfoque integral permitió llevar a cabo pruebas de marcha, escalamiento, bipedestación y sedestación de manera conjunta, validando así el desempeño en estas áreas. En la Figura 5.15, se exponen las evidencias.

Con relación al seguimiento de la poloide, se llevó a cabo para asegurar que la curva obtenida se aproximara a la deseada. Esta información se corroboró mediante la minimización del error al final del seguimiento. Se verificó la estabilidad de la prótesis mientras el usuario caminaba sobre diferentes superficies. Se aplicaron cargas estáticas, utilizando la de 65 kg del usuario, para verificar la capacidad de soporte del prototipo. Asimismo, se realizaron las pruebas de carga dinámica durante la marcha, en distintas posiciones y ángulos de la prótesis. La Figura 5.16 expone las pruebas descritas. Estas permitieron demostrar el éxito y la efectividad de la prótesis en términos de seguimiento, estabilidad y capacidad para soportar cargas estáticas y dinámicas.



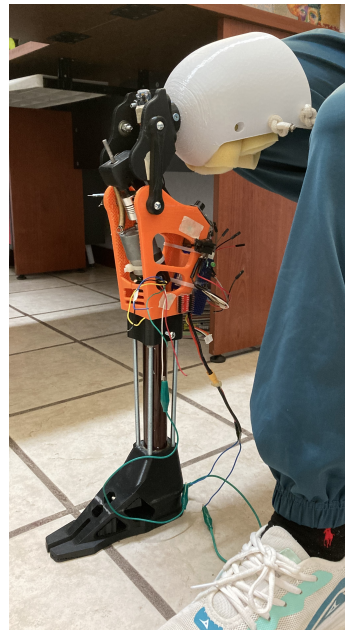
(a) Bipodal frontal.



(b) Vista posterior.



(c) Sedestación frontal.



(d) Vista lateral

Figura 5.15: Pruebas con usuario: uso del prototipo protésico en las configuraciones de bipedestación y sedestación.

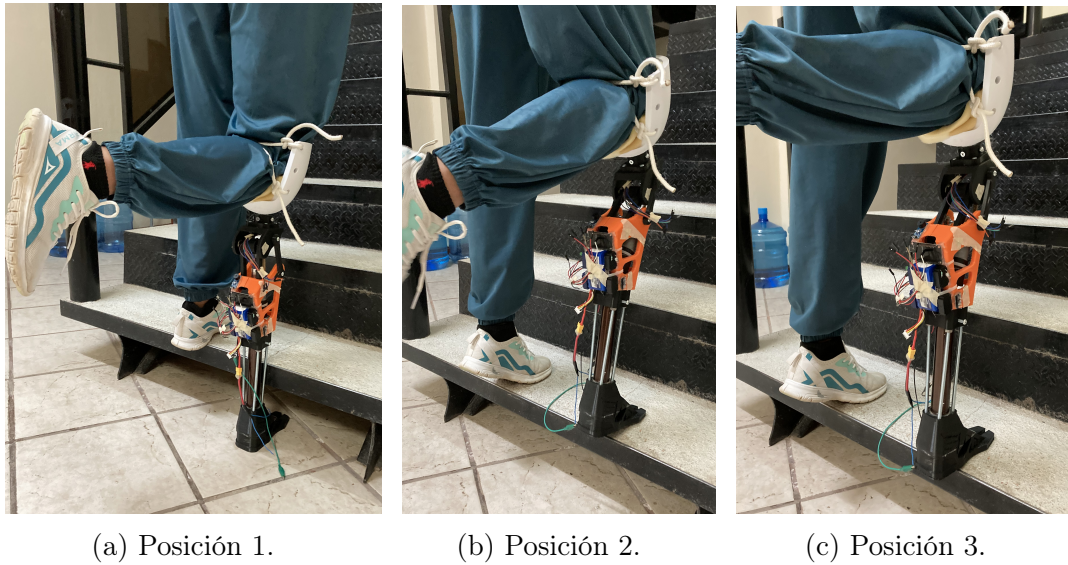


Figura 5.16: Escalamiento: a) fase de apoyo unipodal , b) balanceo medio y c) apoyo bilateral.

Aunque la experimentación de marcha y los movimientos de flexo-extensión realizados con el prototipo protésico y el usuario de prueba presentaron resultados aceptables, fue importante considerar diversos factores para su futura aplicación en los ensayos experimentales. Por ejemplo, el peso del usuario, la ausencia de un encaje adecuado y un pie apropiado, así como la inestabilidad debido a los materiales utilizados; como se mencionó en este documento, las prótesis deben ser personalizadas. La suma de estos factores dificultaron la medición precisa de las señales necesarias para el estudio de los resultados y la retroalimentación de la investigación. Esta situación impulsó la propuesta de una solución práctica, que consistió en diseñar una estructura de madera para brindar soporte a la pierna protésica. La estructura permite realizar un estudio de marcha más estable, reduciendo considerablemente el ruido y mejorando la lectura de las señales correspondientes durante las diferentes fases de la marcha. Se presenta en la Figura 5.18 el diseño completo de la propuesta. Además de los objetivos mencionados anteriormente, se ha incluido una articulación adicional que simula la función de la cadera, logrando así una mayor similitud con los movimientos de una pierna humana. Aunque esta rotación se controla manualmente, se han obtenido resultados eficientes gracias a que el sistema es más estable y controlable.

La propuesta de la estructura se llevó a cabo debido a que el movimiento de rotación

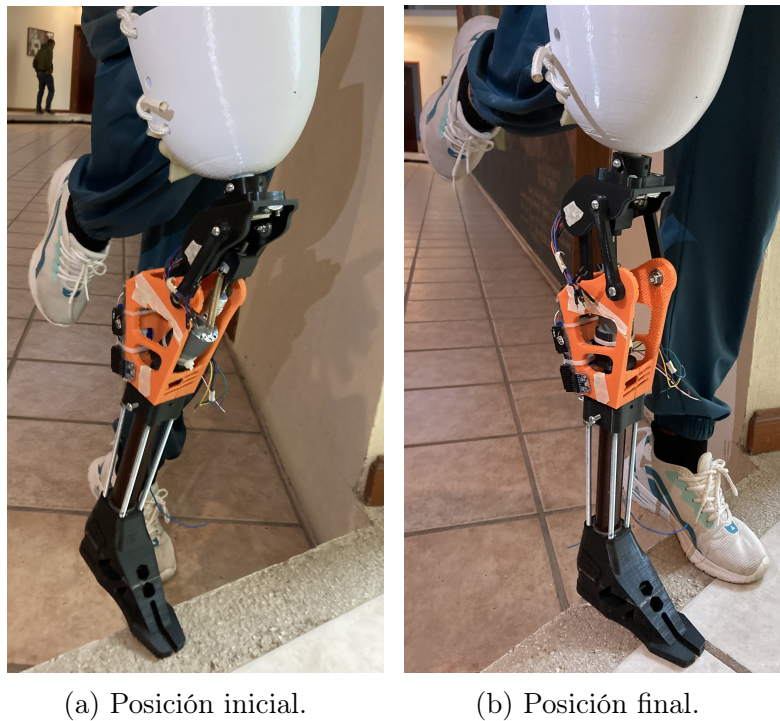
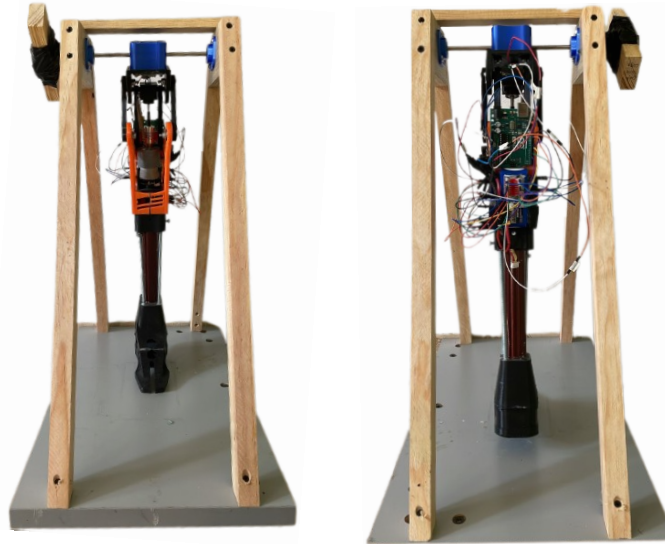


Figura 5.17: Escalamiento: a) fase de balanceo inicial y b) balanceo terminal.

entre el mecanismo de la rodilla y la articulación de la cadera están sincronizados anatómicamente. Cuando hay una rotación en la rodilla, se requiere que la cadera también rote. Esta característica es fundamental para evitar discrepancias entre los resultados obtenidos y los reales.

La estructura consistió en una base de madera ensamblada con dos perfiles laterales en forma de V. Dado que todas las piezas eran de madera, se utilizaron pijas, taladro y pegamento para unir los elementos. Además, se empleó un eje de acero, dos rodamientos y un par de impresiones en PLA para adaptar el prototipo a la estructura. Se pueden observar las piezas en las Figuras 5.18a y 5.18b.



(a) Vista frontal.

(b) Vista posterior.



(c) Vista lateral.

Figura 5.18: Ensamblaje del prototipo protésico y una estructura de madera: análisis de marcha.

Con la construcción de la estructura hecha, el montaje del prototipo y la programación realizada, se obtuvieron los cálculos de las señales y los resultados, visibles en la Figura 5.19.

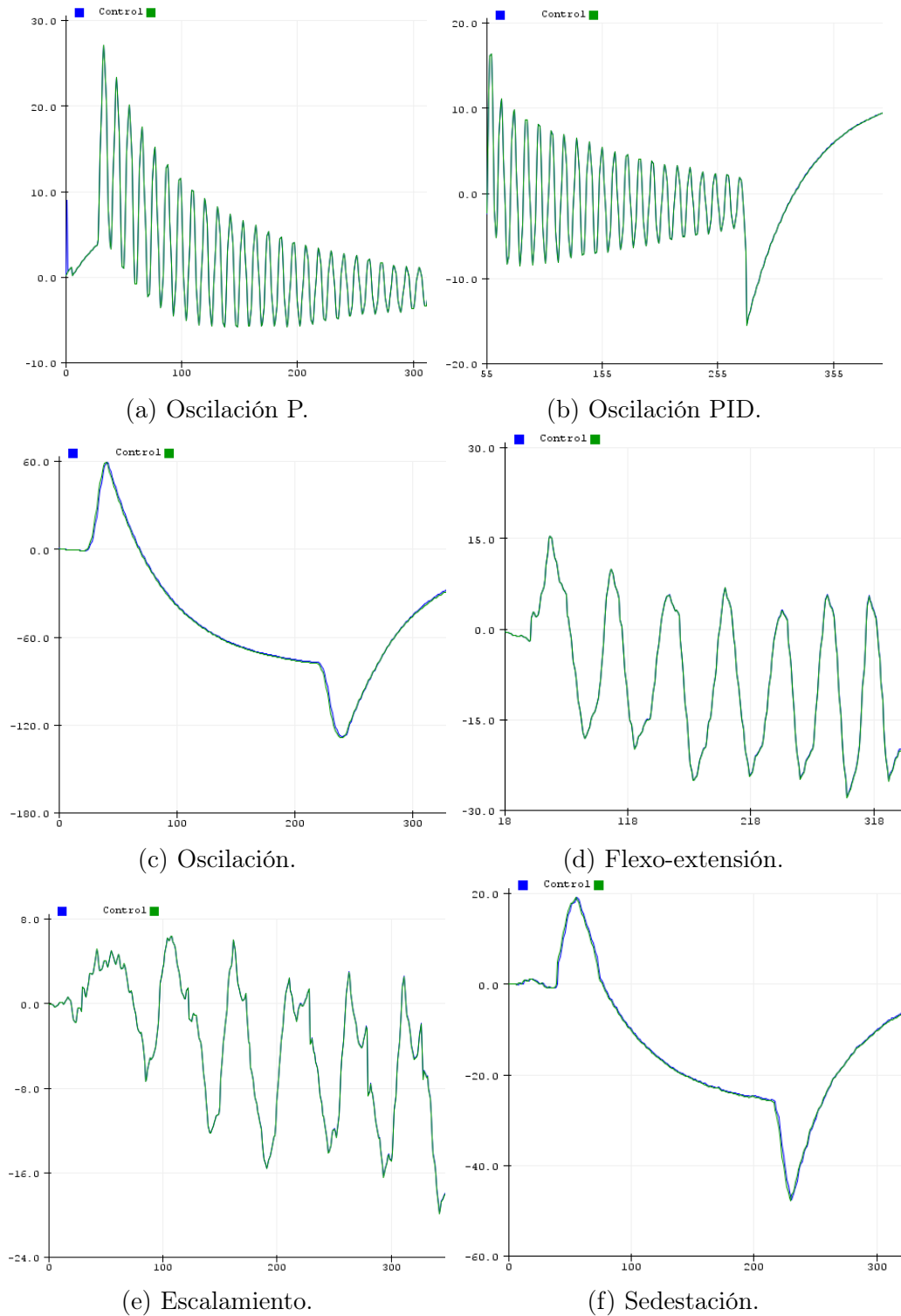


Figura 5.19: Resultados de las pruebas experimentales: tiempo (eje x) contra grados (eje y).

La señal en color azul representa la referencia, mientras que la señal en verde indica el seguimiento realizado por el controlador PID.

Tal como se mencionó previamente, los resultados se obtuvieron a partir de un controlador de posición PID convencional. Este controlador tiene la capacidad de realizar actualizaciones en tiempo real de la posición deseada gracias a la información proporcionada por el giroscopio al sistema. Esta característica permitió que el controlador de posición operara como un controlador de seguimiento, capaz de alcanzar múltiples posiciones deseadas a lo largo del ciclo de marcha del usuario.

A pesar de que el controlador demuestra un seguimiento adecuado de los diferentes puntos deseados, es importante destacar que este algoritmo de control no toma en consideración el modelo de la pierna ni otros factores relevantes del comportamiento natural de una pierna humana. Esto resulta en una ineficiencia evidente en relación con estos aspectos.

5.6. Análisis de resultados

Los resultados obtenidos en el desarrollo de este proyecto de tesis son los siguientes:

Como se puede apreciar en la Figura 4.4, el mecanismo desarrollado sigue la trayectoria deseada con un error del 8%, el cual, según [18], se encuentra dentro de los límites aceptables, siempre y cuando el punto de inicio de la trayectoria se encuentre en $(-20,128)$ *mm* y los puntos finales de la curva sean suaves y se ajusten a la trayectoria del CIR anatómico.

Para cumplir con los requisitos del usuario y los objetivos del estudio, en el Capítulo 5 se detallaron los procesos de diseño y rediseño para la construcción del prototipo protésico. Se incluyó un bloqueo geométrico y otro variable, controlados por un motorreductor de CD, un driver de puente H y un sensor MPU6050. Además de estas características, como se puede observar en las Figuras 5.2, 5.6a y 5.6b, el mecanismo se encuentra en las condiciones recomendadas por [42] para la estancia unipodal, y en las Figuras 5.6c y 5.6d para la sedestación estable. Los movimientos de flexión y extensión que el dispositivo puede realizar están en un rango de 0 a 130°. Para demostrar la aceptabilidad de estos movimientos, se llevó a cabo un análisis mediante AdamsView y Solidworks para evaluar la marcha, el escalonamiento y la sedestación utilizando subrutinas. Los resultados de la simulación mostraron que el

diseño y los rangos de movimiento eran adecuados para satisfacer las necesidades del usuario.

Para el control del prototipo, se hizo uso de un circuito eléctrico con diferentes elementos apreciable en la Figura 5.12 y descritos con detalle en la Tabla 5.5.

Se implementó un controlador PID clásico. El objetivo fue regular las posiciones deseadas del actuador mediante el uso del sensor MP6050.

Para satisfacer los requisitos de velocidad baja y alto par, se optó por un motorreductor CD de 12V a 120mA, el cual tiene una velocidad de 20 rpms sin carga, relación de reducción de 1:506 y 11 pulsos por segundo (consultar Figura 5.11). Así, mediante el uso de las ecuaciones de la Sección 2.8 y de la interfaz de Arduino, se recopiló información relevante para los controladores P, PI y PID en diferentes posiciones deseadas de la trayectoria, ver Figuras 5.14a y 5.14b. Los valores de sintonización se exponen en la Tabla 5.6.

Finalmente, en la Sección 5.5 se realizaron pruebas experimentales del prototipo instrumentado. Se observó que la pierna es capaz de realizar movimientos de flexo-extensión, oscilación, sedestación y marcha para el rango de ángulos definidos. Los resultados se presentan en la Figura 5.19. En estas gráficas, la señal de color azul representa el valor de referencia o setpoint y la de color verde, el valor del controlador en tiempo real. Es evidente cómo el controlador sigue la trayectoria del setpoint durante el tiempo de simulación. Aunque la eliminación total del ruido fue inevitable, se aprecia el sobremontaje de las curvas, demostrando así que el controlador realiza una tarea adecuada para establecerse en las posiciones deseadas.

Concretamente, para el caso de las Figuras 5.19a y 5.19b, se realizó una prueba de oscilación tomando al prototipo como modelo de péndulo simple, con lo que se aplicaron dos estrategias de control (P y PID) para observar la respuesta del control ante perturbaciones grandes. Después, se realizó una prueba de oscilación controlada y de movimientos de flexo-extensión para determinar la respuesta del control y el tiempo de establecimiento en el valor de referencia. Es evidente en las Figuras 5.19c y 5.19d, que el control mostró resultados óptimos para los diferentes rangos de movimiento.

Por último, se llevaron a cabo diferentes pruebas de escalamiento y sedestación para observar características similares, ver Figuras 5.19e 5.19f. De igual forma, el controlador respondió de forma eficiente ante las perturbaciones y los cambios.

El rango de movimiento de las gráficas es variado debido a que la referencia para las mediciones fueron distintas para cada uno de los casos.

En la Tabla 5.7, se describen los elementos empleados para la construcción del prototipo, así como las cantidades y los precios unitarios. El objetivo es mostrar el precio total aproximado del proyecto.

Tabla 5.7: Evaluación de costos del prototipo.

Elemento	Cantidad	Precio unitario
E_1	1	\$ 350
E_2	2	\$ 20
E_3	1	\$ 150
E_4	2	\$ 23
E_5	1	\$ 50
Eje semi-roscado	1	\$ 30
Adaptador macho	1	\$ 60
Adaptador hembra	1	\$ 85
Encaje	1	\$ 500
Soporte de motor	1	\$ 80
Pie	1	\$ 350
Poste de pie	1	Reciclado
Junta flexible	1	\$ 120
Ejes de acero	3	Reciclado
Motor	1	\$ 380
Espaciador	7	\$ 5
Rodamiento lineal	1	\$ 100
Rodamiento de bolas	11	\$ 25
Tornillos	16	\$ 4
Tuercas	16	\$ 4
		Total: \$ 2,779 MXN

De acuerdo a la Tabla 5.7, si asignamos valores aproximados a los elementos reciclados,

tendríamos \$ 300 para el poste del pie y \$ 150 MXN para los ejes de acero. Esto resultaría en una actualización del valor neto total a \$ 3,229 MXN o pesos mexicanos. Es evidente que, en comparación con los precios de los dispositivos comerciales disponibles en el mercado, los resultados obtenidos aquí presentan diferencias significativas. Esto subraya el atractivo potencial del desarrollo futuro de prototipos, como el presentado en esta investigación.

Capítulo 6

Conclusiones y trabajos futuros

La investigación se enfocó en la propuesta y desarrollo de un mecanismo con sistema de doble bloqueo para un prototipo de prótesis de rodilla policéntrica. El objetivo principal de la tesis fue abordar el aspecto mecánico de la pierna protésica, particularmente en los movimientos de flexo-extensión durante un ciclo de marcha humana, utilizando un sistema pasivo-activo. Para lograr este propósito fue necesario:

1. Identificar las limitaciones y desafíos existentes en el diseño y funcionamiento de estos dispositivos.
2. Diseñar en Solidworks[®] para realizar pruebas de movimiento.
3. Construir el prototipo con diferentes materiales para validar los datos obtenidos mediante simulación.
4. Simular en AdamsView[®] para el análisis gráfico de la marcha sobre escalones y durante la sedestación.
5. Recopilar y analizar los datos obtenidos durante las pruebas, utilizando herramientas digitales y sensores, para obtener conclusiones significativas sobre el rendimiento del prototipo y su comparación con prótesis convencionales.

6. Identificar posibles mejoras y áreas de investigación futuras en el diseño y desarrollo de prótesis de rodilla policéntricas, con el objetivo de seguir mejorando la funcionalidad, comodidad y calidad de vida de los usuarios. Además, se implementó una estrategia de control en el prototipo y se validaron los resultados obtenidos.

Se ha verificado que la incorporación de un mecanismo con sistema de doble bloqueo puede mejorar la estabilidad de una prótesis durante la fase de apoyo y en situaciones como el ascenso de escalones o pendientes. Al proporcionar un bloqueo adicional variable, se logra un mayor control y se previenen movimientos indeseados. Además, el modo de operación activo que surge a partir de la propuesta del bloqueo adicional le permite al prototipo adaptar y responder a las acciones del usuario, lo que potencialmente brinda un mayor control durante el ascenso de escalones o pendientes, adaptándose a las necesidades individuales. Es muy importante destacar que para alcanzar estas características, sería necesario considerar la integración de un control no lineal o basado en IA, ya que se observaron ciertas deficiencias en el controlador PID, expuestas en la Sección 5.5.

Con base en estos hallazgos, se puede confirmar la validez de la hipótesis planteada en esta investigación, aunque se reconoce que se requieren mejoras futuras para optimizar el sistema y el diseño. En la sección final del estudio, se presentan recomendaciones como áreas de oportunidad para investigaciones posteriores, con el objetivo de abordar los aspectos identificados y seguir avanzando en el desarrollo de prótesis más estables y controladas.

6.1. Trabajos futuros

- ✓ Manufacturar los eslabones con los materiales recomendados en el Capítulo 5, para aumentar su resistencia y mejorar la estabilidad del mecanismo.
 - ✓ Adquirir los adaptadores comerciales para la unión de las diferentes partes de la prótesis.
 - ✓ Implementar un sistema de comunicación inalámbrica para el control del dispositivo de manera remota.
 - ✓ Realizar pruebas con pacientes que cuenten con una amputación transfemoral.
-

- ✓ Mejorar la fuente de alimentación del sistema electrónico para alargar el tiempo de uso del modo activo del prototipo.
 - ✓ Implementar un sistema de control mediante técnicas de IA para mejorar el desempeño.
-

Bibliografía

- [1] K. Galli and S. Pelozo, “Órtesis y prótesis,” <https://docplayer.es/72699040-Ortesis-y-protesis-monografia-auditoria-medica-karina-galli-sabrina-pelozo.html>, 2017, consultado: 15-01-2021.
- [2] Ossur, “Información para pacientes con amputación,” <https://www.ossur.com/es-es/protesis/extremidades-inferiores/acerca-protesis/clases-de-movilidad>, 2021, consultado: 30-05-2021.
- [3] Ottobock, “Soluciones d emiembro inferior,” <https://www.ottobock.com/es-es/patologias>, 2023, consultado: 15-01-2021.
- [4] M. Gabriel and E. Mansera, “Niveles de amputación,” *El paciente amputado: labor de equipo*, vol. 1, no. 1, pp. 53–57, 2001.
- [5] Streifeneder, “Catálogo protesis- miembro inferior,” <https://www.streifeneder.es/op/medios/descargas/downloads-catalogo>, 2023, consultado: 16-01-2021.
- [6] E. J. Wolf, V. Everding, and A. Linberg, “Assessment of transfemoral amputees using c-leg and power knee for ascending and descending inclines and steps,” *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 49, no. 6, pp. 831–836, 2012.
- [7] V. Eberly, S. Mulroy, J. Gronley, and J. Perry, “Impact of a stance phase microprocessor-controlled knee prosthesis on level walking in lower functioning individuals with a transfemoral amputation,” *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 38, no. 6, p. 447–450, 2014.

-
- [8] M. Highsmith, J. Kahle, and D. Lura, “Stair ascent and ramp gait training with the genium knee,” *Technology and Innovation*, vol. 15, p. 349–358, 2014.
- [9] Williams, W., “Blatchford orion knee,” <https://bionicsforeveryone.com/blatchford-orion-knee/>, 2022, consultado: 10-05-2023.
- [10] “Ortopediagarciaferriz,” <https://www.ortopediagarciaferriz.com/es/product/6726263-rodilla-orion-endolite>, 2017, consultado: 10-04-2023.
- [11] Orliman, “Orliman,” <https://www.orliman.com/producto/rodilla-monocentrica-con-bloqueo-manual>, consultado: 15-12-2020.
- [12] M. Okuda, T. Imakita, A. Fukui, and Y. Nakaya, “Prosthetic leg with knee braking function,” 15/09/2009 2009, uS Patent 7,588,604.
- [13] J. Andrysek, S. Klejman, R. Torres-Moreno, W. Heim, B. Steinnagel, and S. Glasford, “Mobility function of a prosthetic knee joint with an automatic stance phase lock,” *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 35, no. 2, pp. 163–170, 2011.
- [14] M. Okuda and Y. Nakaya, “Prosthetic limbs with means capable of reducing torque in the initial period of bend of knee joint,” 10/09/2013 2013, uS Patent 8,529,634.
- [15] W. Liang, Z. Qian, W. Chen, H. Song, Y. Cao, G. Wei, L. Ren, K. Wang, and L. Ren, “Mechanisms and component design of prosthetic knees: A review from a biomechanical function perspective,” *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 10, no. PMC9521192, pp. 950–110, 2022.
- [16] T. Lenzi, M. Cempini, L. Hargrove, and T. Kuiken, “Design, development, and testing of a lightweight hybrid robotic knee prosthesis,” *The International Journal of Robotics Research*, vol. 37, no. 8, pp. 953–976, 2018.
- [17] Y. Sun, W. Ge, J. Zheng, and D. Dong, “Design and evaluation of a prosthetic knee joint using the geared five-bar mechanism,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23, no. 6, pp. 1031–1038, 2015.
-

-
- [18] J. Lu and Y. Chen, “Topology optimization of a prosthetic knee joint component,” in *2010 International Conference on Manufacturing Automation*, 2010, pp. 94–98.
- [19] J. Escalona and R. Torrealba, “Design of linear hydraulic actuator of variable response for intelligent knee prosthesis [c],” in *V Congreso Venezolano De Bioingeniería Bioven*. Universidad de los Andes, 2015, pp. 1–10.
- [20] M. A. Price, B. R. Umberger, and F. C. Sup, “Dynamic optimization of gait with a generalized lower-limb prosthesis model,” *In IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, p. 734–739, 2019.
- [21] X. Wang, Q. Meng, Z. Zhang, J. Sun, J. Yang, and H. Yu, “Design and evaluation of a hybrid passive–active knee prosthesis on energy consumption,” *Mechanical Sciences*, vol. 11, no. 2, pp. 425–436, 2020.
- [22] J. Lu and Y. Chen, “Topology optimization of a prosthetic knee joint component,” in *2010 International Conference on Manufacturing Automation*. IEEE, 2010, pp. 94–98.
- [23] Inegi, “Discapacidad motriz,” <https://www.inegi.org.mx/>, 2018, consultado: 05-12-2020.
- [24] M. Highsmith, J. Kahle, and D. Lura, “Stair ascent and ramp gait training with the genium knee,” *Technology and Innovation*, vol. 15, p. 349–358, 2014.
- [25] M. Gabriel and E. Mansera, *El paciente amputado: labor de equipo*. Barcelona: Springer, 2001.
- [26] A. Kapandji, *Fisiología Articular tomo II*, sexta ed. Barcelona, España: Médica Panamericana, 2010.
- [27] Stanford Medicine, “Servicios de rehabilitación,” <https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=ligamentinjuriestotheeknee-85-P04023>, 2023, consultado: 06-01-2021.
- [28] Ortesica, “Marcha normal,” <http://www.oandplibrary.org/reference/ortesica/LLO-02.pdf>, 1986, consultado: 10-01-2021.
- [29] Albino, N, “Movimientos corporales,” <https://anatomiahumisabelprimera.wordpress.com/2014/12/08/movimientos-corporales/>, 2014, consultado: 01-06-2021.
-

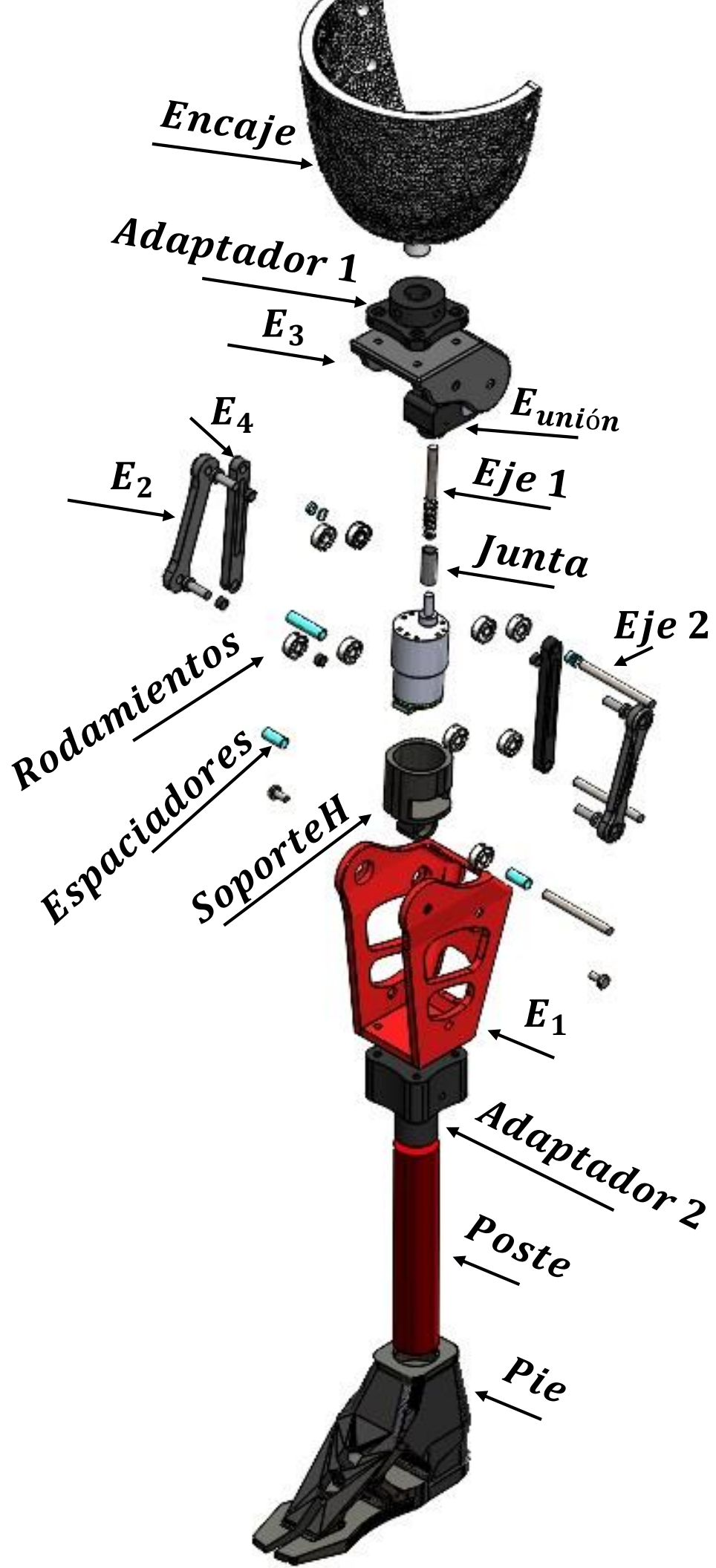
-
- [30] Bernabé, A, “La biomecánica de la rodilla,” <http://www.tecnicadecarrera.com/biomecnica-de-rodilla/>, 2021, consultado: 01-06-2021.
- [31] A. Kapandji, *Fisiología Articular tomo I*, sexta ed. Madrid, España: Médica Panamericana, 2008.
- [32] M. Whittle, *Gait Analysis: an Introduction*, cuarta ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, 2007.
- [33] J. Arellano and H. Medellín, “Análisis y síntesis cinemática de un mecanismo para prótesis externa de rodilla humana,” *In Memorias del XIX Congreso Internacional Anual de la SOMIM, México*, pp. 66–75, 2013.
- [34] N. Ayala, “Optimización de la síntesis de un mecanismo de sesi barras con aplicación en prótesis de rodilla humana, garantizando la estabilidad en el ciclo de marcha, mediante algoritmos genéticos.” Universidad Nacional de Trujillo, Perú, 2018.
- [35] Medicaexpo, “Prótesis externa de rodilla policéntrica,” <https://www.medicaexpo.es/prod/trulife/product-70377-794590.html>, 2023, consultado: 25-05-2021.
- [36] S. Cardona and D. Clos, *Teoría de máquinas*, segunda ed. Barcelona, España: Ediciones UPC, 2001.
- [37] R. Norton, *Diseño de Maquinaria, síntesis y análisis de máquinas y mecanismos*, primera ed. Worcester, Massachusetts: McGraw-Hill, 2009.
- [38] A. Erdman and G. Sandor, *Diseño de mecanismos, análisis y síntesis*, tercera ed. Ciudad de México, México: Prentice Hall, 1998.
- [39] G. S. Soh and J. M. McCarthy, “The synthesis of six-bar linkages as constrained planar 3r chains,” *Mechanism and Machine Theory*, vol. 43, no. 2, pp. 160–170, 2008.
- [40] D. Jin, R. Zhang, H. Dimo, R. Wang, and J. Zhang, “Kinematic and dynamic performance of prosthetic knee joint using six-bar mechanism,” *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 40, no. 1, pp. 39–48, 2003.
-

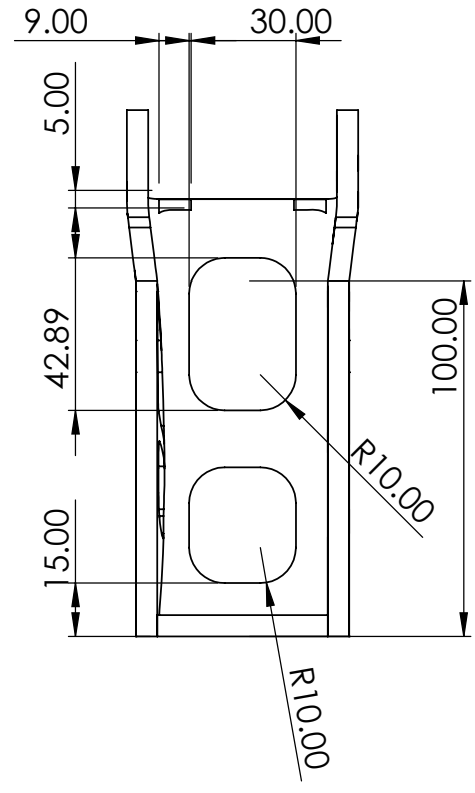
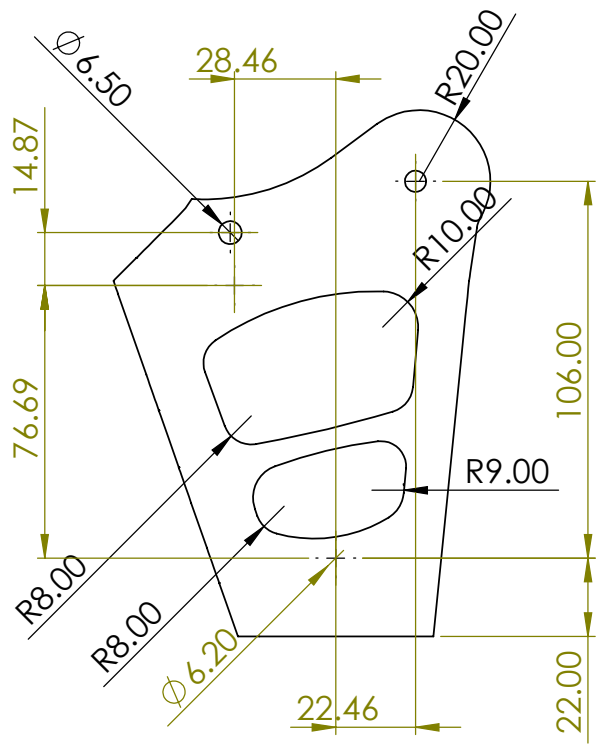
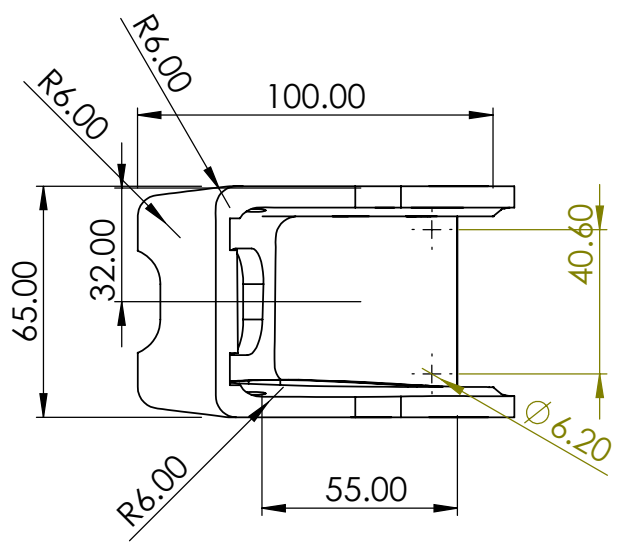
-
- [41] J. Lu and Y. Chen, “Topology optimization of a prosthetic knee joint component,” in *2010 International Conference on Manufacturing Automation*, pp. 94–98, 2010.
- [42] C. Radcliffe, “Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria,” *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 18, no. 3, pp. 159–173, 1994.
- [43] I. DAW Industries, “Technical report on the tdk-5ps0slk, tdk5ps0 and the tdk-50s0 pc knee units,” 2003.
- [44] J. A. Cabrera, E. Simon, and M. Prado, “Optimal synthesis of mechanisms with genetic algorithms. *Mechanism and Machine Theory*,” vol. 37, no. 10, pp. 1165–1177, 2002.
- [45] E. Cuevas, J. Osuna, D. Oliva, and M. Díaz, *Optimización: Algoritmos programados con Matlab*, primera ed. México: Marcombo, 2016.
- [46] E. Lugo, “Diseño de mecanismos utilizando algoritmos genéticos con aplicación en prótesis para miembro inferior,” *Tesis doctoral, Instituto Politécnico Nacional, México*, 2010.
- [47] H. Xie, S. Wang, and F. Li, “Knee joint optimization design of intelligent bionic leg based on genetic algorithm,” *International Journal Bioautomation*, vol. 18, no. 3, p. 195, 2014.
- [48] K. Ogata, *Ingeniería de control moderna*, quinta ed. Ciudad de México, México: Pearson Educación, 2010.
- [49] D. Shetty and R. Kolk, *Mechatronics system design*, segunda ed. USA: Cengage Learning, 2011.
- [50] J. Carvajal, “Metodología de diseño mecatrónico de robots,” *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 1, no. 4, pp. 91–101, 2005.
- [51] Yacuzzi, E and Martín, F, “Qfd: Conceptos, aplicaciones y nuevos desarrollos,” <https://ucema.edu.ar/publicaciones/download/documentos/234.pdf>, 2001, consultado: 09-02-2021.
- [52] J. Hauser and D. Clausing, “The house of quality,” *Harvard Business Review*, vol. 88307, pp. 3–13, 05-1998.
-

- [53] R. Mohanty, R. Mohanty, and S. Sabut, “A systematic review on design technology and application of polycentric prosthetic knee in amputee rehabilitation,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 43, p. 781–798, 2020.
- [54] P. Salas, M. Vergara, and S. Provenzano, “Prótesis de rodilla: Fundamentos teóricos y técnicas computacionales para su diseño knee prosthesis: theoretical foundations and computational techniques applied to its design,” *Revista Ciencia e Ingeniería*, vol. 42, no. 1, 2021.
- [55] J. Arora, *Introduction to Optimum Design*, cuarta ed. USA: Academic Press, 2016.
- [56] International Organization for Standardization, “ISO 10328:2006 - prosthetics - structural testing of lower-limb prostheses - requirements and test methods,” 2006.
- [57] B. Amador, C. Karger, and R. Torrealba, “Structural rectification in the design of polycentric knee prosthesis using finite elements, in XII Congreso Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas CIMENICS2014,” 2014.
- [58] “Arduino Uno Rev3,” <https://store.arduino.cc/products/arduino-uno-rev3>, consultado: 03-03-2023.
- [59] “AliExpress,” <https://es.aliexpress.com/item/32857559869.html>, consultado: 09-12-2021.
-

Apéndice A

Dibujos técnicos





SI NO SE INDICA LO CONTRARIO, LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS PARA DIMENSIONES DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:
 HASTA 3 ± 0.1
 MAYOR A 3 ± 0.15

MATERIAL: ABS

PESO: 150 g

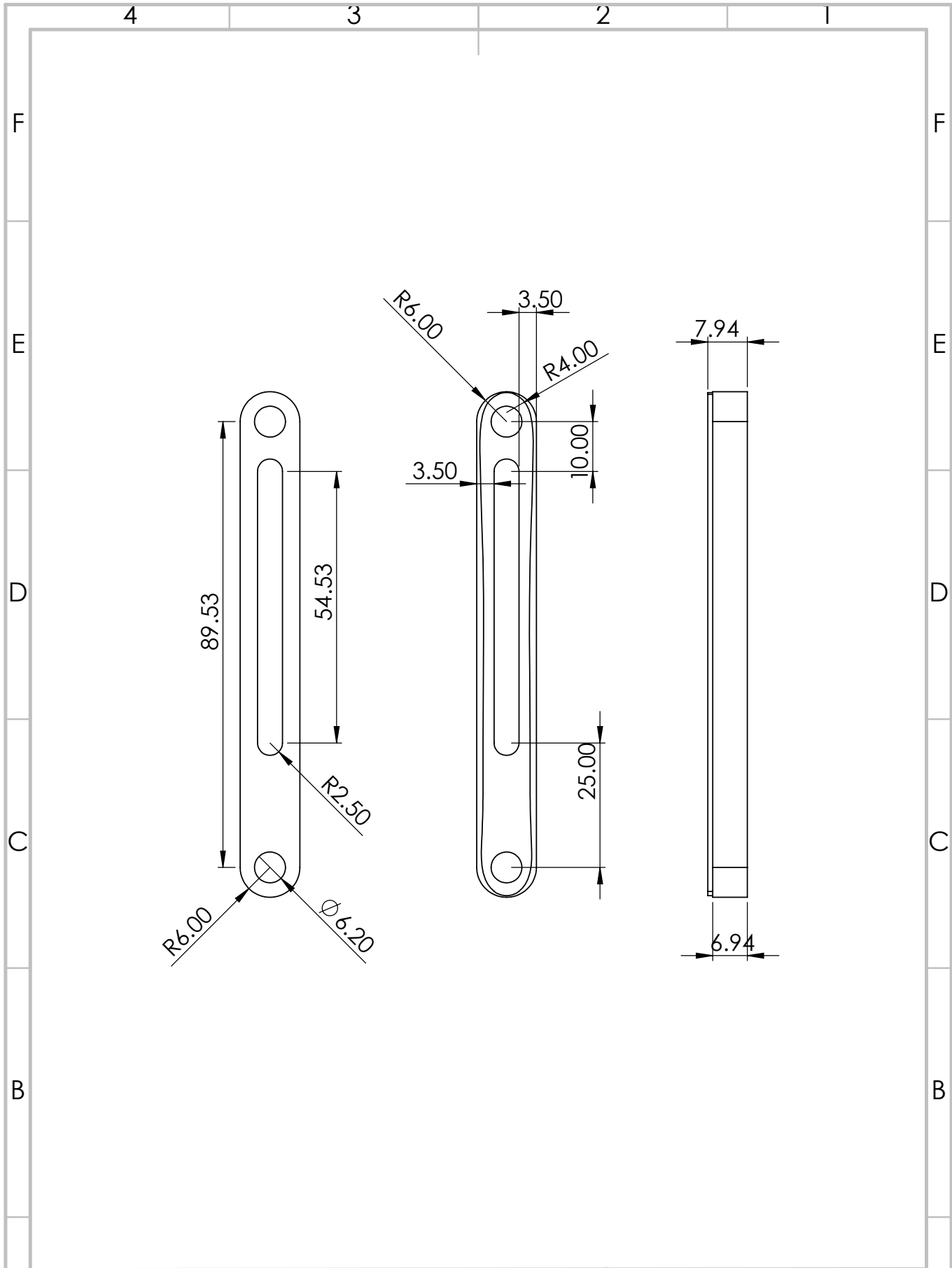
TÍTULO: Eslabón 1

Nº DE DIBUJO: 1

ESCALA: 1:2

HOJA 1 DE 1

A4



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO, LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS PARA DIMENSIONES DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:
 HASTA 3 ± 0.1
 MAYOR A 3 ± 0.15

MATERIAL: PLA

PESO: 8.59 g

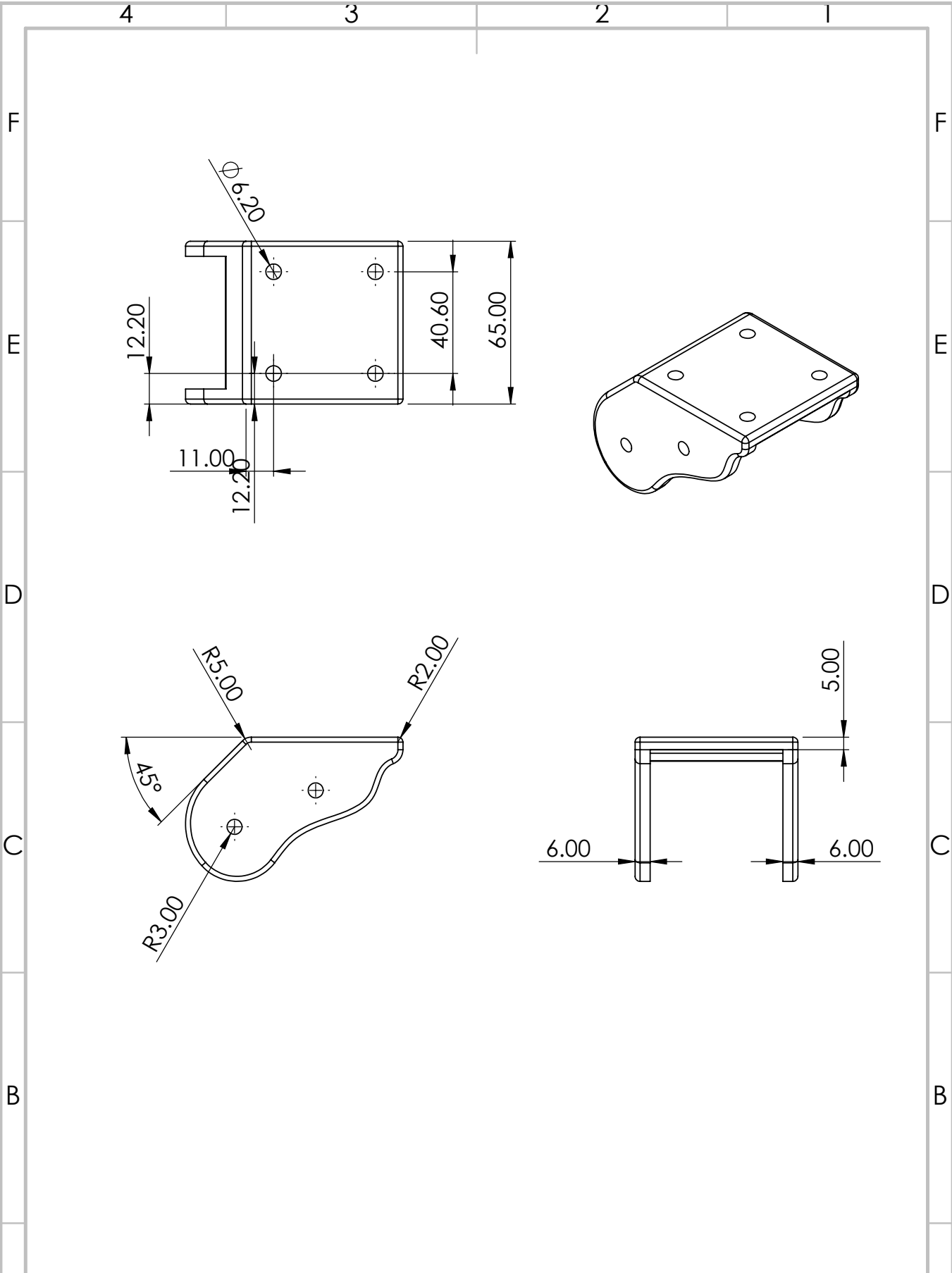
TÍTULO: Eslabón 2

Nº DE DIBUJO: 2

A4

ESCALA: 1:1

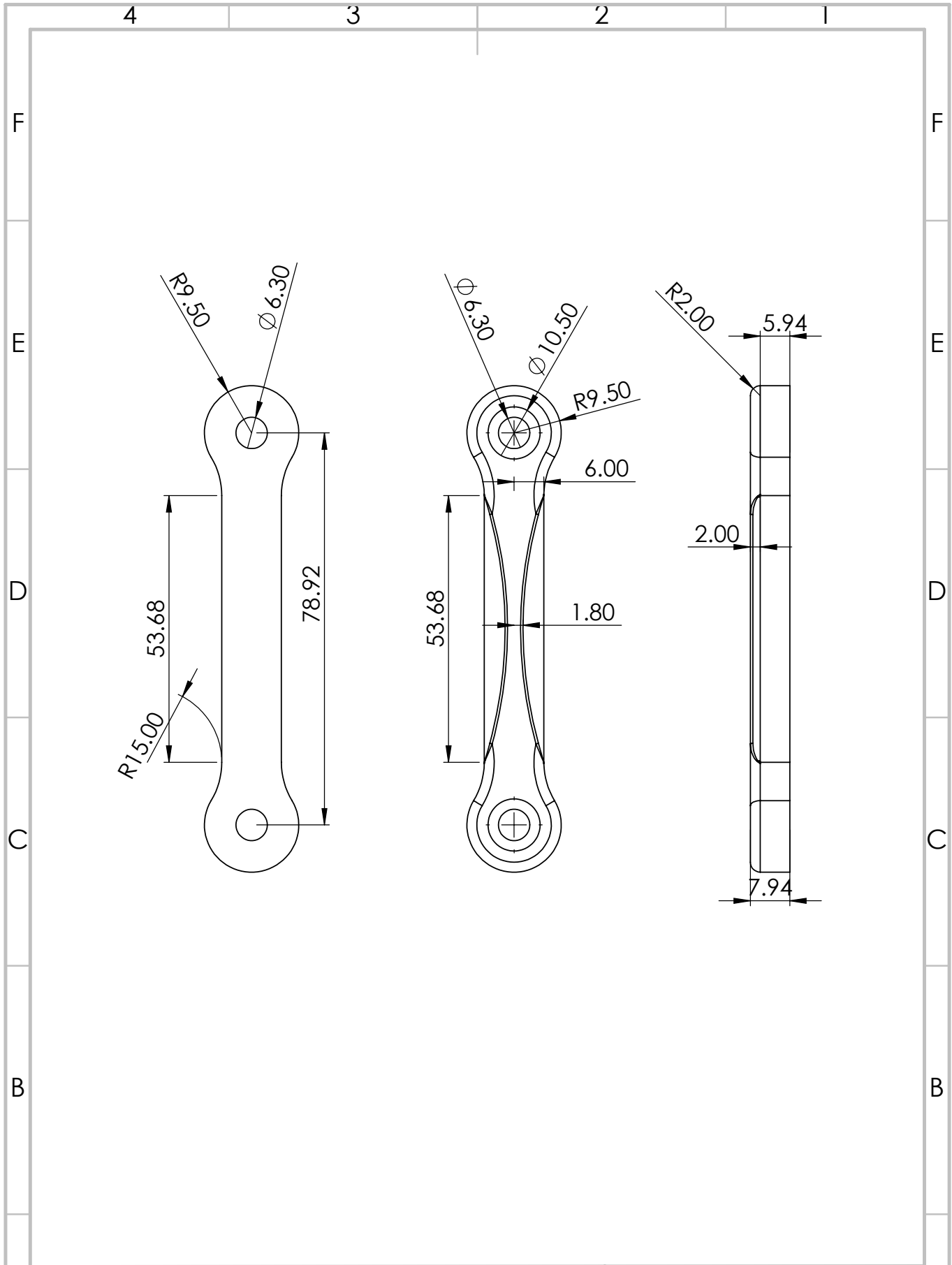
HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO, LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS PARA DIMENSIONES DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:
 HASTA 3 ± 0.1
 MAYOR A 3 ± 0.15

TÍTULO:	Eslabón 3	
Nº DE DIBUJO:	3	A4
ESCALA: 1:2	HOJA 1 DE 1	

MATERIAL:	ABS
PESO:	



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO, LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS PARA DIMENSIONES DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:
 HASTA 3 ± 0.1
 MAYOR A 3 ± 0.15

MATERIAL:	ABS		TÍTULO:	Eslabón 4	
PESO:	7.31 g	ESCALA:	1:1	Nº DE DIBUJO:	4
					A4
					HOJA 1 DE 1

A

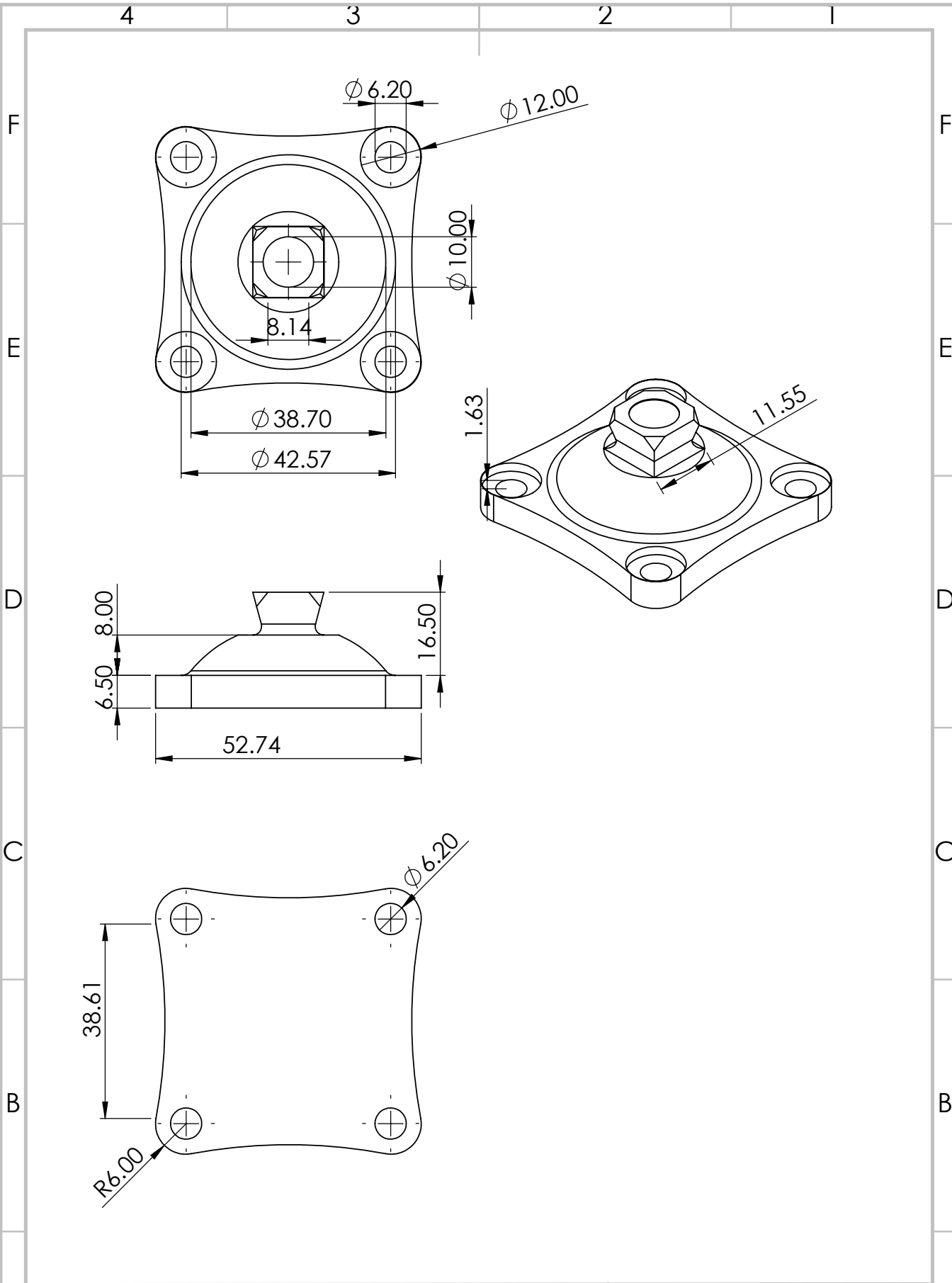
A

4

3

2

1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO, LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS PARA DIMENSIONES DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:
 HASTA 3 ± 0.1
 MAYOR A 3 ± 0.15

MATERIAL:

ABS

PESO: 23.45 g

TÍTULO: Adaptador Piramidal

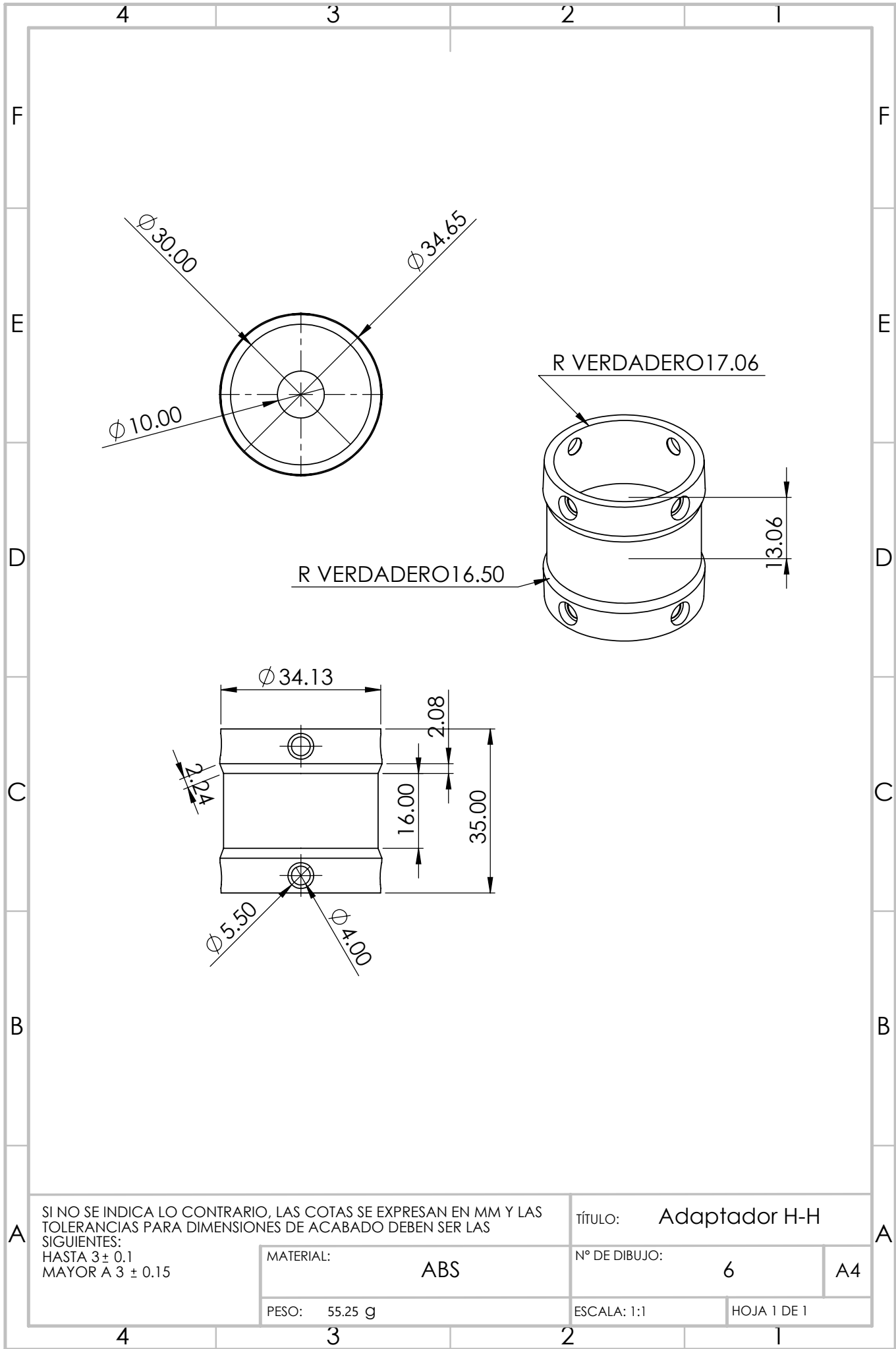
Nº DE DIBUJO:

5

A4

ESCALA: 1:1

HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO, LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS PARA DIMENSIONES DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:
 HASTA 3 ± 0.1
 MAYOR A 3 ± 0.15

MATERIAL: **ABS**

PESO: **55.25 g**

TÍTULO: **Adaptador H-H**

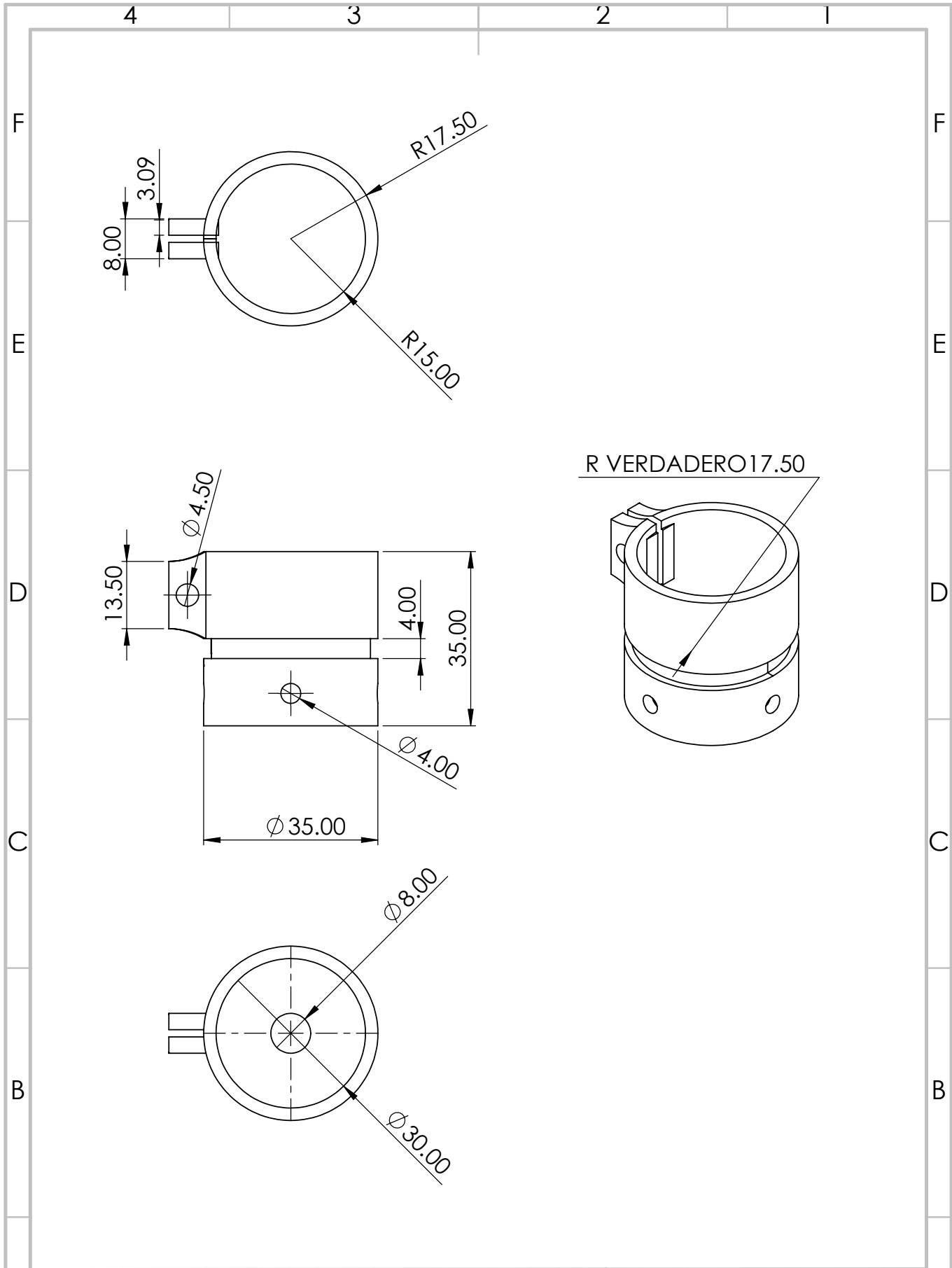
N° DE DIBUJO:

6

A4

ESCALA: 1:1

HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO, LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS PARA DIMENSIONES DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:
 HASTA 3 ± 0.1
 MAYOR A 3 ± 0.15

MATERIAL: ABS

PESO: 9.92 g

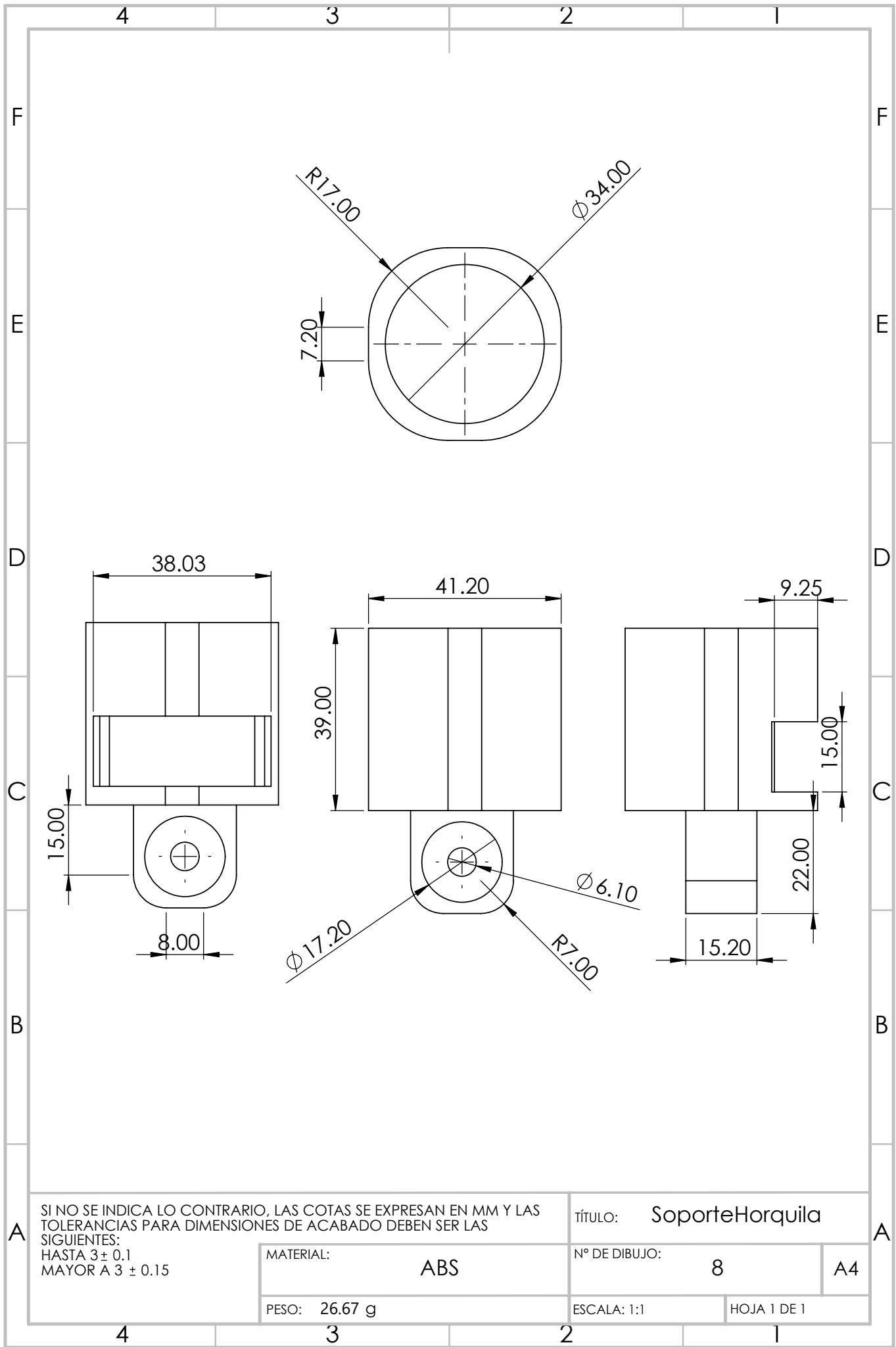
TÍTULO: Adaptador M-H

Nº DE DIBUJO: 7

ESCALA: 1:1

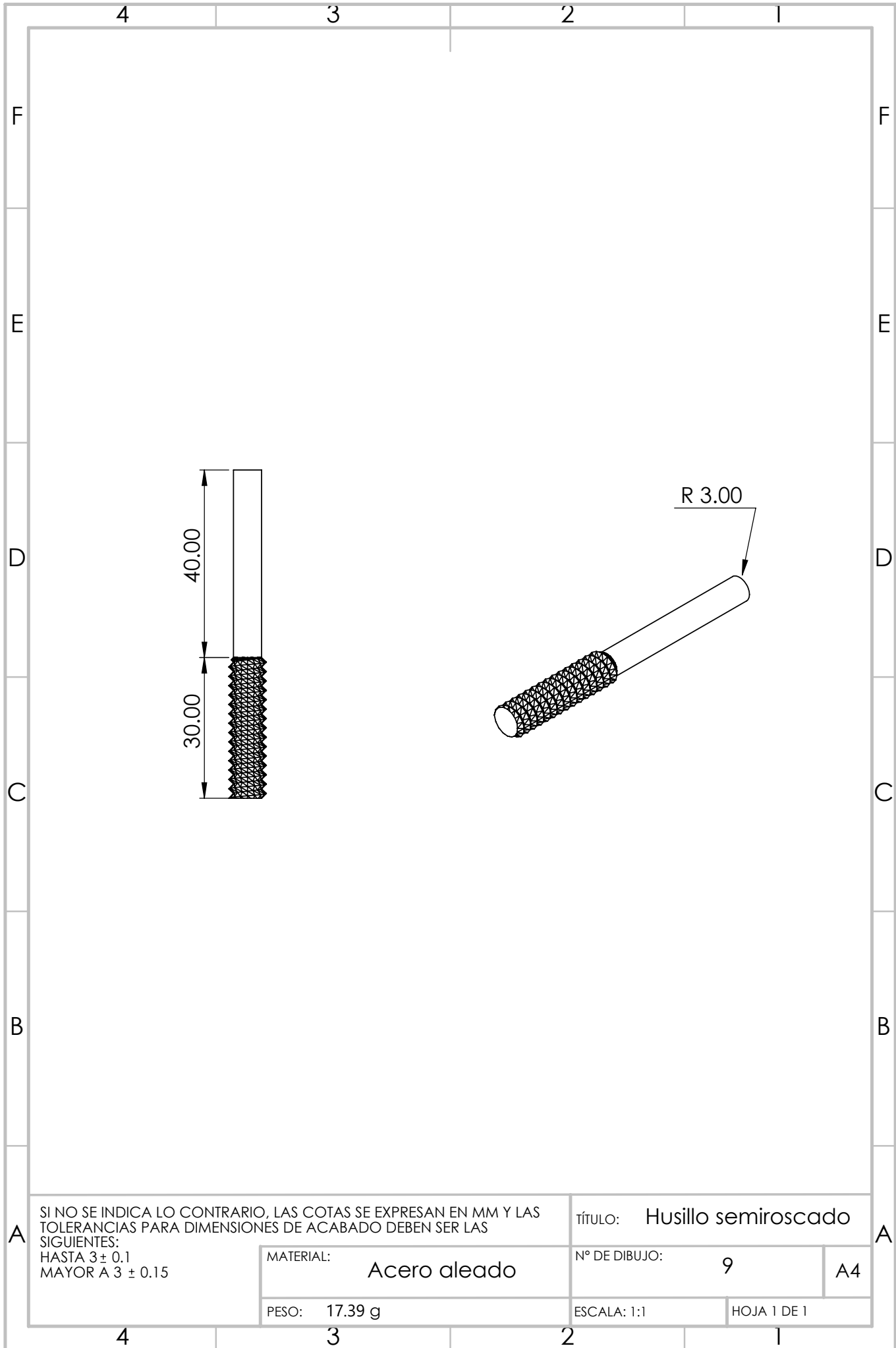
HOJA 1 DE 1

A4



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO, LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS PARA DIMENSIONES DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:
 HASTA 3 ± 0.1
 MAYOR A 3 ± 0.15

MATERIAL:	ABS		TÍTULO:	SoporteHorquilla	
PESO:	26.67 g	ESCALA:	1:1	N° DE DIBUJO:	8
					A4
					HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO, LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS PARA DIMENSIONES DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:
 HASTA 3 ± 0.1
 MAYOR A 3 ± 0.15

MATERIAL: **Acero aleado**

PESO: 17.39 g

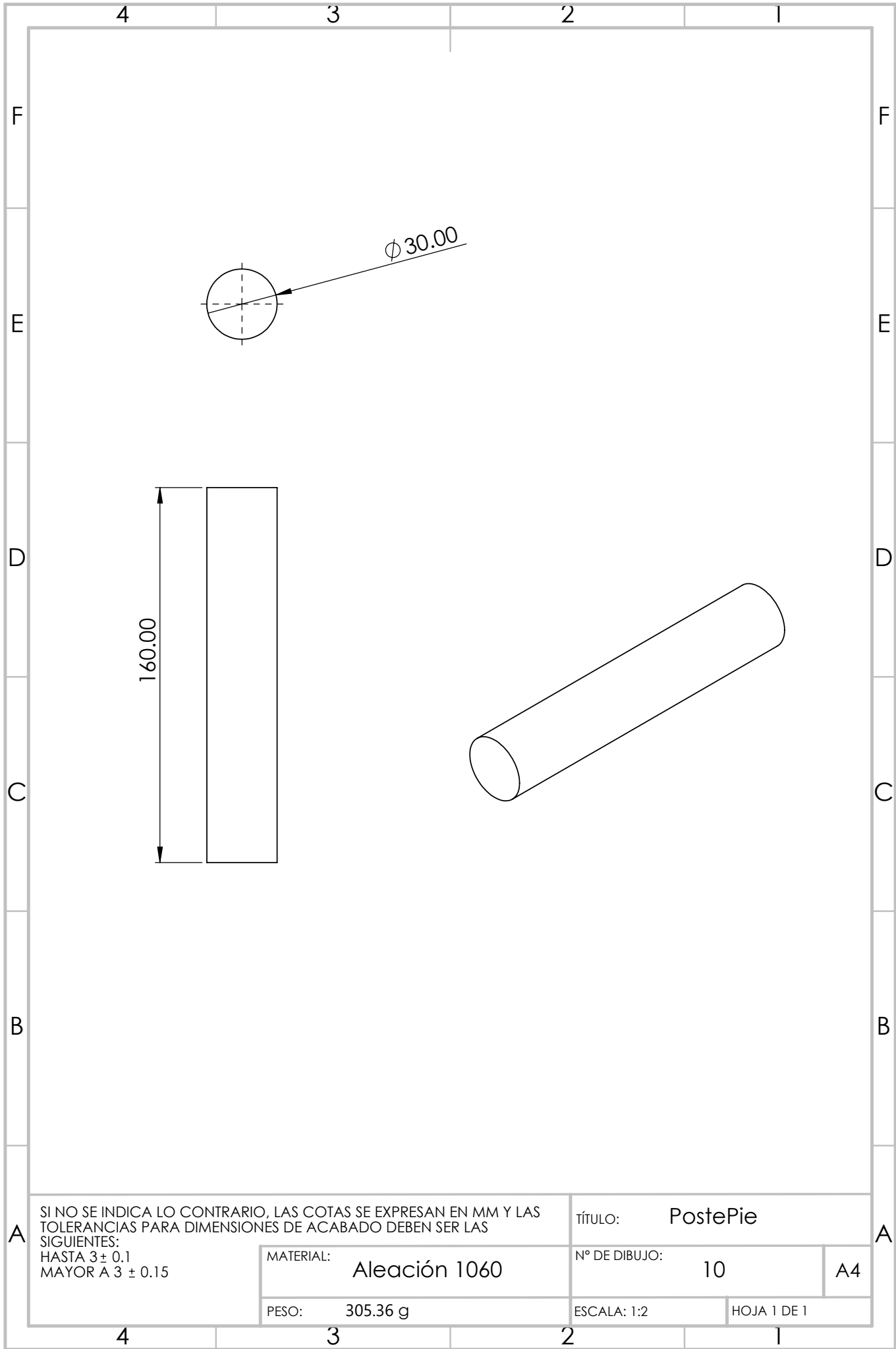
TÍTULO: **Husillo semiroscado**

N° DE DIBUJO: **9**

A4

ESCALA: 1:1

HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO, LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS PARA DIMENSIONES DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:
 HASTA 3 ± 0.1
 MAYOR A 3 ± 0.15

MATERIAL: Aleación 1060

PESO: 305.36 g

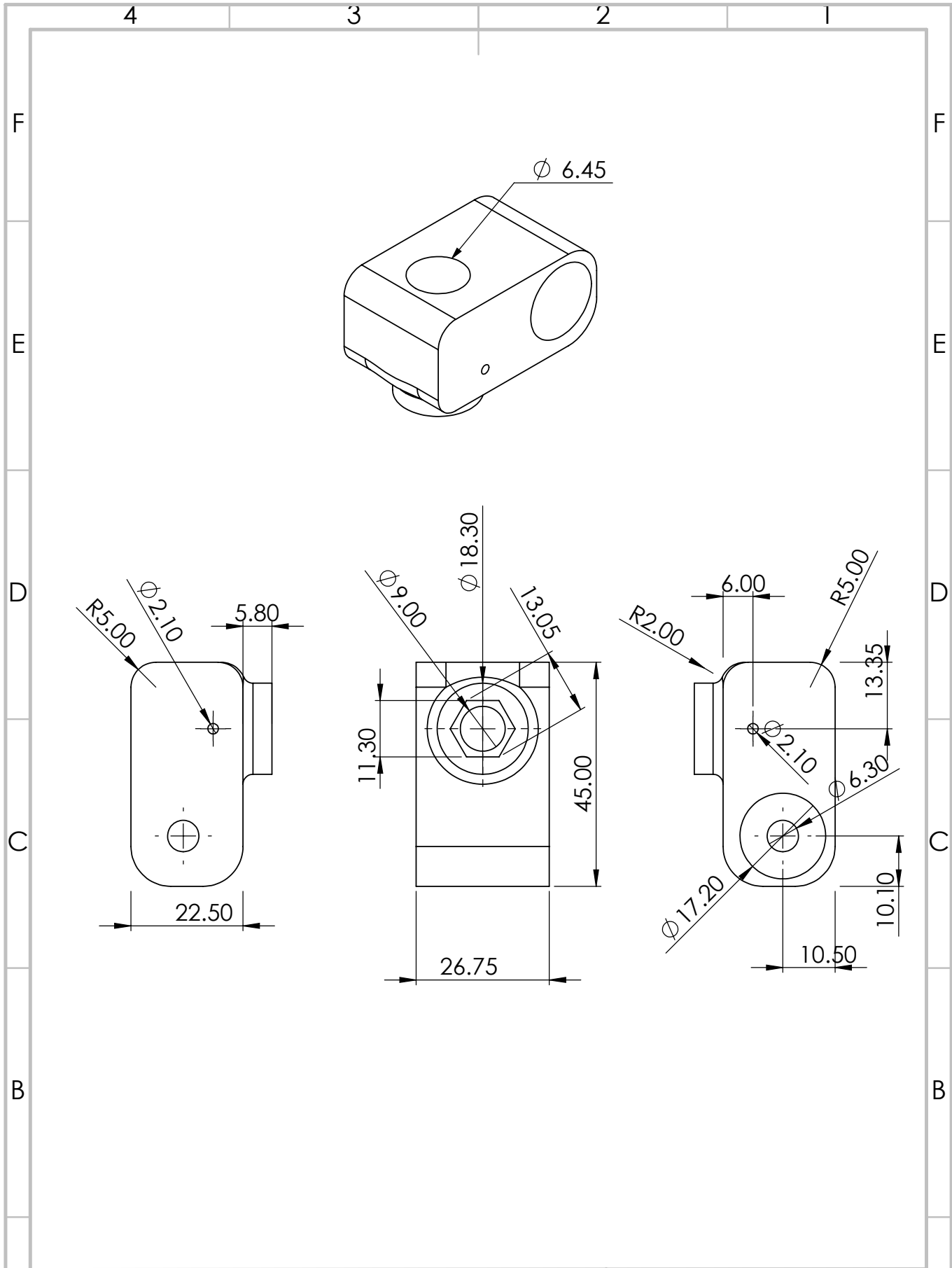
TÍTULO: PostePie

N° DE DIBUJO: 10

ESCALA: 1:2

A4

HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO, LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS PARA DIMENSIONES DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:
HASTA 3 ± 0.1
MAYOR A 3 ± 0.15

MATERIAL: ABS

PESO: 20.47 g

TÍTULO: Eslabón Unión

Nº DE DIBUJO: 11

A4

ESCALA: 1:1

HOJA 1 DE 1

Apéndice B

Dibujos CAD y códigos implementados

Dibujos CAD

1. Encaje protésico: <https://www.thingiverse.com/thing:3233550/files>

2. Pie protésico: <https://www.thingiverse.com/thing:2902462/files>

Códigos de Matlab

https://drive.google.com/drive/folders/1Vf_8uHximvLAAoFoU-aw_S2oWaXzQRzm?usp=sharing

Control PID y código C

<https://drive.google.com/file/d/1yU4Q8TPMzCGAezNYIy2Z6z1xjhpKoHMT/view?usp=sharing>

Apéndice C

Artículos publicados

Optimización de mecanismos planos de 4 y 6 eslabones para el desarrollo de un prototipo de prótesis transfemoral

Eicarl Saynes-Vazquez¹, Esther Lugo González²

¹ Universidad Tecnológica de la Mixteca,
División de Posgrado,
México

² Universidad Tecnológica de la Mixteca,
Instituto de Electrónica y Mecatrónica,
México

eicar143@gmail.com, elugog@mixteco.utm.mx

Resumen. En este artículo se presenta un procedimiento de optimización para la síntesis de mecanismos planos de 4 y 6 barras, basado en técnicas de cómputo evolutivo: Algoritmos Genéticos (AG) y Algoritmo Evolutivo Diferencial (AED). El objetivo es comparar los resultados obtenidos y determinar qué técnica y qué mecanismo cumple con el seguimiento de la poloide (curva característica que describe el Centro Instantáneo de Rotación de una rodilla protésica (CIR)). Se plantea la función objetivo para cada caso, así como las condiciones de restricción y los operadores que tienen en común estos algoritmos: selección, cruce y mutación. Como resultados se exponen tablas que comparan el error en el seguimiento de una línea recta y una trayectoria para obtener la poloide característica, así como gráficas que muestran la optimización. Finalmente, se tiene la propuesta para el diseño de un prototipo de prótesis transfemoral utilizando el mecanismo de 4 barras resultante.

Palabras clave: Síntesis de mecanismos, algoritmos genéticos, algoritmo evolutivo diferencial, prótesis transfemoral.

Optimization of 4 and 6 Link Planar Mechanisms for the Development of a Transfemoral Prosthesis Prototype

Abstract. This paper presents an optimization procedure for the synthesis of 4- and 6-bar planar mechanisms, based on evolutionary computation techniques: Genetic Algorithms (GA) and Differential Evolutionary Algorithm (DEA). The objective is to compare the results obtained and determine which technique and which mechanism complies with the tracking of the poloid (characteristic curve describing the Instantaneous