UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO DE LA FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

DISEÑO Y ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE UNA PRÓTESIS TRANSFEMORAL DE RODILLA CON SISTEMA DE AMORTIGUAMIENTO

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE DOCTOR EN CIENCIAS EN INGENIERÍA MECÁNICA

PRESENTA

M.C. JESÚS EDUARDO RODRÍGUEZ GUTIÉRREZ

ASESOR

DR. JUAN FELIPE SORIANO PEÑA

COASESOR

DR. VÍCTOR M. DOMÍNGUEZ HERNÁNDEZ

Morelia Michoacán; abril 2021

RESUMEN

Este proyecto engloba los conocimientos actuales y los avances recientes en los métodos de diseño para el diseño de prótesis de rodilla para amputados transfemorales desde el punto de vista del análisis mecánico con énfasis en los mecanismos policéntricos. Se han considerado varios tipos de literatura que describen los elementos necesarios para el modelado y análisis de este tipo de mecanismo.

Se estudiaron y evaluaron varios mecanismos de cuatro barras para prótesis de rodilla transfemoral. Fueron comparados y fueron definidos los parámetros de diseño, así como un método de optimización en términos de su estabilidad y alineación con control voluntario para obtener un nuevo mecanismo.

Este trabajo considera el desarrollo histórico en los temas básicos de la prótesis de rodilla, incluyendo criterios biomecánicos, morfología, parámetros de diseño y metodologías. Los estudios de casos incluyen comparaciones de rendimiento, diseño conceptual y óptimo y diseño físico. De esta manera, en este escrito se proporciona una guía y un trasfondo para nuevas investigaciones en esta área y propone caminos para futuros desarrollos.

Palabras clave: (mecanismos, policéntricos, óptimo, amputados, parámetros)

ABSTRACT

This project encompasses current knowledge and recent advances in design methods for the design of knee prostheses for transfemoral amputees from the point of view of mechanical analysis with emphasis on polycentric mechanisms. Several types of literature have been considered that describe the elements necessary for the modeling and analysis of this type of mechanism.

Several four-bar mechanisms for transfemoral knee prostheses were studied and evaluated. The design parameters were compared and modified, as well as an optimization method in terms of its stability and alignment with voluntary control to obtain a new mechanism.

This work considers the historical development in the basic topics of knee prostheses, including biomechanical criteria, morphology, design parameters and methodologies. Case studies include comparisons of performance, conceptual and optimal design and physical design. In this way, this guide provides a guide and background for new research in this area and proposes paths for future developments.

ÍNDICE

ÍNDICE DE FIGURAS....6
ÍNDICE DE TABLAS....9
INTRODUCCIÓN....10
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA....11
OBJETIVO GENERAL....14
OBJETIVOS ESPECIFICOS....14
JUSTIFICACIÓN....15
HIPÓTESIS....16
GLOSARIO....17
CAPITULO 1.- DISEÑO DE PRÓTESIS DE RODILLA TRANSFEMORAL: ESTADO DEL ARTE....19
1.1 INTRODUCCIÓN....19
1.2 DISEÑO DE LA PRÓTESIS DE RODILLA TRANSFEMORAL....21
1.2.1. CRITERIOS DE DISEÑO Y CONTROL DE POSTURA....21
1.2.2 CONCEPTOS TÉCNICOS UTILIZADOS EN EL DISEÑO PRÓTESIS....25
1.2.3 PARÁMETROS DE DISEÑO PARA PRÓTESIS DE RODILLA....27
1.2.4 TÉCNICAS DE OPTIMIZACIÓN DE MECANISMO PARA PRÓTESIS DE RODILLA....29
1.2.5 DISEÑO CONCEPTUAL....33
1.2.6 DISEÑOS DESARROLLADOS....34
1.2.7 COMPARACIONES DE RENDIMIENTO DE LOS MECANISMOS....35
1.2.8 TENDENCIAS DE LA INVESTIGACIÓN....37
1.3 RESULTADOS....39
1.4 CONCLUSIÓN....40
CAPITULO 2. MODELAMIENTO Y ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA MARCHA HUMANA DURANTE LA FASE DE BALANCEO A PARTIR DE ANÁLISIS DE VIDEO PARA EL DISEÑO DE CONTROL PASIVO DE PRÓTESIS DE RODILLA. 42
2.1 INTRODUCCIÓN....42

2.2 ASPECTOS BIOMECÁNICOS DE LA MARCHA....43
2.2.1 EL CICLO DE LA MARCHA NORMAL HUMANA; DESCRIPCIÓN Y GENERALIDADES....43
2.2.1.1 FASES DE LA MARCHA....44
2.3 ESTUDIO ENERGÉTICO DE LA MARCHA....49
2.3.1 MECANISMOS DE OPTIMIZACIÓN....49
2.3.2 TRANSFERENCIA DE ENERGÍA....49
2.3.3 FACTORES QUE INFLUYEN EN EL GASTO ENERGÉTICO....50
2.4 ANÁLISIS CINEMÁTICO DE LA MARCHA....50
2.5 ANÁLISIS CINÉTICO DE LA MARCHA....53
2.6 ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LAS ARTICULACIONES DE LA CADERA, LA RODILLA Y EL TOBILLO DURANTE LA MARCHA....55
2.6.1 BIOMECÁNICA DE LA CADERA DURANTE LA MARCHA....55
2.6.2 BIOMECÁNICA DE LA RODILLA DURANTE LA MARCHA....57
2.6.3 BIOMECÁNICA DEL TOBILLO DURANTE LA MARCHA....58
2.7 ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LAS ARTICULACIONES DE LA CADERA, LA RODILLA Y EL TOBILLO DURANTE LA FASE DE BALANCEO....59
2.7.1 MÉTODOS Y HERRAMIENTAS....59
2.7.2 TÉCNICA EXPERIMENTAL....60
2.7.3 LABORATORIO DE ANÁLISIS DE MOVIMIENTO....61
2.7.4 TRAYECTORIAS Y FUNCIONES OBTENIDAS....61
2.8 MODELO CINEMÁTICO....69
2.8.1 ANÁLISIS DE FUERZAS....71
2.8.2 ANÁLISIS DE MOMENTOS....72
2.8.3 ANÁLISIS DE POTENCIAS....75
2.9 CONCLUSIONES....78
CAPITULO 3. RENDIMIENTO Y DISEÑO ÓPTIMO DE UN MECANISMO POLICÉNTRICO PARA PRÓTESIS DE RODILLA....80
3.1 INTRODUCCIÓN....80

3.2 DISEÑO ÓPTIMO DE MECANISMOS POLICÉNTRICOS 81
3.3 RESULTADOS 90
3.4 DISCUSIÓN 97
3.5 CONCLUSIONES 98
CAPÍTULO 4. DISEÑO CONCEPTUAL APLICANDO TRIZ Y VALIDACIÓN MEDIANTE ANÁLISIS DEL ELEMENTO FINITO 99
4.1. INTRODUCCIÓN 99
4.2 DISEÑO DE PRÓTESIS 99
4.3 LOS PILARES DE TRIZ 101
4.3.1 NIVELES DE INNOVACIÓN 103
4.4 APLICACIÓN DE TRIZ EN UN DISEÑO DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL RODILLA. 105
4.5 DISEÑO VIRTUAL DE LA PRÓTESIS DE RODILLA 113
4.5.1 MODELADO DEL MECANISMO EN 3D 114
4.6 VALIDACIÓN DEL DISEÑO DE UNA PRÓTESIS TRANSFEMORAL DE RODILLA BASADO EN EL ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS 118
4.6.1 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS 120
4.6.2 ANÁLISIS NUMÉRICO 121
4.7 ANÁLISIS ESTÁTICO DE ESFUERZOS 122
4.8 CONCLUSIÓN 125
BIBLIOGRAFÍA 127

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2. 1. El ciclo de la marcha [162] 44

Tabla 2. 8. Estudio cinemático en el intervalo 3 de la marcha [159] 52

Figura 2. 2. Biomecánica de la cadera, en el plano sagital. Posición, momento articular y potencia articular [162] 56

Figura 2. 3. Biomecánica de la rodilla, en el plano sagital (Posición, momento articular y potencia articular) [162] 57

Figura 2. 4. Biomecánica del tobillo, en el plano sagital. Posición, momento articular y potencia articular [162] 58

Figura 2. 5. Video de análisis de movimiento y ubicación de marcadores en el plano sagital. 61

Figura 2. 6. Gráfica del modelo ajustado para la cadera de talla chica 63

Figura 2. 7. Gráfica del modelo ajustado para la rodilla de talla chica 63

Figura 2. 8. Gráfica del modelo ajustado para la cadera de talla mediana 64

Figura 2. 9. Gráfica del modelo ajustado para la rodilla de talla mediana 64

Figura 2. 10. Gráfica del modelo ajustado para la cadera de talla grande 66

Figura 2. 11. Gráfica del modelo ajustado para la rodilla de talla grande 66

Figura 2. 12. Gráfica del modelo ajustado para la cadera de talla extra grande 67

Figura 2. 13. Gráfica del modelo ajustado para la rodilla de talla extra grande 67

Figura 2. 14. Gráfica de los modelos ajustados para la cadera en cada talla 68

Figura 2. 15. Gráfica de los modelos ajustados para la rodilla en cada talla 68

Figura 2. 16. Gráfica de las fuerzas en Newtons, para la cadera en cada talla 72

Figura 2. 17. Gráfica de las fuerzas en Newtons para la rodilla en cada talla 72

Figura 2. 18. Gráfica de la aceleración angular para la cadera en cada talla 73

Figura 2. 19. Gráfica de la aceleración angular para la rodilla en cada talla 73

Figura 2. 20. Gráfica de los momentos para la cadera en cada talla 74

Figura 2. 21. Gráfica de los momentos para la rodilla en cada talla 75

Figura 2. 22. Gráfica de la velocidad angular, en m/s para la cadera en cada talla 76

Figura 2. 23. Gráfica de la velocidad angular para la rodilla en cada talla 76

Figura 2. 24. Gráfica de las potencias para la cadera en watts en cada talla 77

Figura 2. 25. Grafica de las potencias para la rodilla en watts en cada talla 77

Figura 3. 1. A) Configuración general del mecanismo, B) Ángulo de entrada del mecanismo, C) Representación geométrica del mecanismo [84] 84

Figura 3. 2. Restricciones dimensionales del mecanismo policéntrico 89

Figura 3. 3. Trayectoria de las posiciones de la rodilla.....91

Figura 3. 4. Resultados gráficos de la solución del mecanismo en Matlab 92

Figura 3. 5. Configuración mecánica obtenida con Algoritmos Genéticos 92

Figura 3. 6. Mecanismo Propuesto y optimizado en SAM.....93

Figura 3. 7. Mecanismos comerciales visualizados en SAM 96

Figura 3. 8. Mecanismos propuestos por investigadores 97

Figura 4. 1. Diagrama de funciones externas.....109

Figura 4. 2. Evolución de los sistemas tecnológicos.....112

Figura 4. 3. Eslabón superior 115

Figura 4. 4. Eslabón inferior 115

Figura 4. 5. Eslabón posterior 116

Figura 4. 6. Eslabón anterior.....116

Figura 4. 7. Pernos 117

Figura 4. 8. Ensamble mecánico 118

Figura 4. 9. A) Prototipo de prótesis de rodilla, B) aplicación de fuerza en el adaptador superior y C) mallado del diseño.....121

Figura 4. 10 Aplicación de cargas para análisis estático, a) Para 3 distintos ángulos anteroposteriores o frontal y b) Para 3 ángulos en el plano medio lateral o lateral (a 95°, 90° y 85° respectivamente) 122

Figura 4. 11. Deformación Total, a) Visualización del resultaddo de la Deformación Total en el nylamind y b) Gráfico que muestra el rendimiento estático de la Deformación Total en los 6 casos (3 antero posterior y 3 medio lateral) 123

Figura 4. 12. Deformación von Mises, a) Visualización del resultaddo de la Deformación von Mises en el nylamind y b) Gráfico que muestra el rendimiento estático de la Deformación von Mises en los 6 casos (3 antero posterior y 3 medio lateral) 124

Figura 4. 13 Tensión Máxima von Mises, a) Visualización del resultaddo del esfuerzo máximo de von Mises en el nylamind y b) Gráfico que muestra el rendimiento estático de esfuerzo máximo de von Mises en los 6 casos (3 antero posterior y 3 medio lateral).....125

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. 1. Criterios de diseño y control de postura.....22

Tabla 1. 2. Parámetros de usuario 27

Tabla 1. 3. Parámetros del mecanismo.....28

Tabla 1. 4. Mecanismo óptimo para prótesis de rodilla 30

Tabla 1. 5. Diseños conceptuales 33

Tabla 1. 6. Diseños desarrollados 35

Tabla 1. 7. Comparaciones de rendimiento de los mecanismos protésicos 36

Tabla 1. 8. Tendencias de la investigación.....37

Tabla 2. 1. Fase de apoyo [159] 45

Tabla 2. 2. Fase de balanceo [159].....46

Tabla 2. 3. Parámetros espaciales [153, 155].....46

Tabla 2. 4. Parámetros temporales [159] 47

Tabla 2. 5. Parámetros espacio-temporales [153, 155] 48

Tabla 2. 6. Estudio cinemático en el intervalo 1 de la marcha [159].....51

Tabla 2. 7. Estudio cinemático en el intervalo 2 de la marcha [159].....51

Tabla 2. 9. Tallas de los individuos de caso estudio y dimensiones antropométricas.....60

Tabla 2. 10. Funciones de cadera y rodilla que representan el ángulo de las articulaciones de cadera y rodilla con respecto a la horizontal de las cuatro tallas 62

Tabla 3. 1. Comparativo de factores biomecánicos en prótesis comerciales y propuestas ...94

Tabla 4. 1. Resumen del modelo de Kano [194].....106

Tabla 4. 2 Requisitos de Kano 106

Tabla 4. 3. Recursos 107

Tabla 4. 4. Restricciones 108

Tabla 4. 5. Requisitos de imperativos para la prótesis de rodilla.....110

Tabla 4. 6. Características para mejorar 110

Tabla 4. 7. Principios propuestos por TRIZ 111

Tabla 4. 8. Propiedades de los materiales a evaluar según la tabla de materiales de ANSYS y Solidworks. 120

INTRODUCCIÓN

La marcha es un modelo de locomoción bípeda propia del ser humano, que se lleva a cabo con el control y alternación de los miembros inferiores y un balance adecuado del cuerpo. Los miembros pélvicos inferiores son las extremidades que se encuentran unidas al tronco por medio de la pelvis y la articulación de la cadera, su función es soportar el peso en posición bípeda y hacer posible el desplazamiento del cuerpo con la sincronización de músculos y articulaciones. Las articulaciones de los miembros inferiores son: la cadera, la rodilla, el tobillo y el pie [1].

La articulación de la rodilla es parecida a una bisagra, formada en el punto de unión del fémur (hueso del muslo), la tibia (debajo de la rodilla) y la rótula. La rodilla se apoya en los músculos y ligamentos, los cuales les dan movilidad y estabilidad, y está revestida de cartílago, que actúa como material antifricción [2].

Al ser humano se le han presentado situaciones que afectan su propio cuerpo. Dentro de la gama de enfermedades y lesiones que afecta el sistema musculo esquelético, se encuentran las amputaciones de extremidades. La amputación es un proceso quirúrgico que comprende la extirpación de una extremidad (brazo, pierna) o parte de esta, en consecuencia, de una lesión, enfermedad, infección o cirugía para la extirpación de tumores de los huesos y músculos. Las diferencias congénitas (presentadas al nacer) se producen cuando un niño nace sin una extremidad o sin parte de ella [2]. Cuando una persona ha perdido por alguna de estas razones el miembro inferior, una prótesis de rodilla transfemoral puede sustituir la porción del muslo faltante, así como la articulación de la rodilla, recuperando el movimiento, restableciendo la marcha y mejorando la calidad de vida de los usuarios con amputación transfemoral. Las prótesis en la actualidad son mecanismos que se disponen con un amplio catálogo de modelos y marcas, aunque existen parámetros de diseño específicos que delimitan movilidad, la estabilidad y el control del usuario sobre el mecanismo, estás en su mayoría son de fabricación extranjera.

Sustituir la rodilla representa un gran reto, ya que se tiene que analizar un movimiento complejo, el de la extensión, debido a que representa un movimiento de rotación visualizado desde en el plano sagital, en donde se concibe un momento de soporte que evita la rotación completa, este movimiento se considera complejo debido a que el centro instantáneo de rotación se desplaza en cada ángulo de flexión (no se presenta en un punto fijo).

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los mecanismos de rodilla que usan estas prótesis se basan en dos tipos: los monocéntricos y los policéntricos. Los monocéntricos son mecanismos de tipo bisagra que conservan un eje fijo de rotación y los policéntricos mantienen un centro instantáneo de rotación distinto para cada ángulo de flexión, de la misma manera que la rodilla, razón por la que un mecanismo policéntrico se convierte en la configuración mecánica ideal para reestablecer el movimiento de flexo-extensión en los usuarios con amputación transfemoral. Partiendo de este hecho, se ha decidido enfocar el presente estudio en un análisis dimensional del mecanismo, basado principalmente en las condiciones que maneja Radcliffe [3,4], sustentando las restricciones teóricas del mecanismo [5] y comparando el comportamiento en configuraciones mecánicas propuestas tanto comercial, como conceptualmente.

Los mecanismos policéntricos ofrecen especificaciones de desempeño mejores que los mecanismos monocéntricos, estas principalmente son; un claro automático a la flexión, una aceleración y desaceleración controlada y así como un ahorro en el gasto energético para el usuario. La movilidad en los mecanismos protésicos de rodilla, se clasifica mediante el criterio del *Medicare Functional Classification Level* (MFCL), en donde resultan de atención los mecanismos que corresponde a la clasificación MFCL-3 y MFCL-4, los cuales ofrecen una capacidad o potencial de deambulación variable y permiten atravesar la mayoría de las barreras ambientales [6,7].

Existe una amplia variedad de mecanismos protésicos disponibles comercialmente, aunque la mayoría de estos dispositivos comerciales son de importación y se ofrecen a un costo alto, lo que limita el acceso a este tipo de prótesis, por otra parte, los mecanismos que se ofrecen en el mercado de origen nacional son productos que en la mayoría de los casos son de baja calidad. La principal área que se ve limitada a nivel nacional, es la investigación, ya que pocas universidades son las que invierten esfuerzos en nuevas propuestas para el diseño de estos mecanismos y son pocas las alternativas de elección a los usuarios. La necesidad de concentración de voluntades en esta área con el fin de generar información básica para el diseño de dispositivos para este fin, es de suma importancia.

El dimensionamiento del mecanismo es vital en la etapa del diseño mecánico de los mecanismos para prótesis de rodilla, un dimensionamiento óptimo otorga al usuario el control voluntario del mecanismo. En la presente investigación se resuelve la etapa conceptual del diseño de una prótesis de rodilla y se obtiene una configuración mecánica óptima que respeta las restricciones teóricas propuestas proporcionando ventajas: como el control de las dimensiones del mecanismo, control de la trayectoria a seguir, una visualización cinemática de un mecanismo que respeta las condiciones, una manipulación del mecanismo a voluntad

por parte del usuario, una ventaja mecánica sobresaliente, la capacidad de poder superar barreras ambientales, así como un claro más amplio al momento de la flexión; esto explica porque este tipo de mecanismos se reduce en longitud en un instante determinado en el que favorece al usuario para evitar tropiezos.

Para garantizar al usuario este control voluntario, es necesario tomar en cuenta conceptos importantes como; la línea de carga y los modelos matemáticos que la toman en cuenta para una correcta flexión y extensión del mecanismo [4], la ubicación del Centro Instantáneo de Rotación (CIR) y el eje biomecánico de la rodilla representado en el mecanismo propuesto. Planteando al usuario que al realizar un momento de fuerza en la cadera se obtiene el control en el mecanismo a la flexión o extensión [3].

Partiendo de que la prótesis de rodilla provee al usuario la habilidad de cargar peso e impulsarse con el miembro residual para poder caminar con movimientos de seguridad, es decir, la prótesis no se debe flexionar de manera brusca. Para poder efectuar esto, es necesario que el usuario sea dotado de una seguridad que le es brindada por la estabilidad. Razón por la cual se toma en cuenta el modelo matemático propuesto por Radcliffe [3], con el fin de controlar la ubicación del CIR, y con esto la capacidad de ofrecer un control voluntario. El CIR es un concepto de importancia en el diseño de la prótesis y su ubicación está ligada a la estabilidad del mecanismo, para esto recurrimos a otro concepto no menos importante, la alineación del mecanismo protésico en el usuario [4], ya que una mala alineación provocará que el usuario no pueda localizar el CIR y su marcha se vea afectada. En la literatura existen dos tipos principales de alineación para mecanismos modulares normalmente usados, el Sistema de Alineación Alemana y el Sistema de Alineación UC Berkeley, siendo este último el seleccionado en el presente trabajo [4].

Se han evaluado algunos enfoques propuestos por diversos investigadores con respecto al dimensionamiento óptimo de mecanismos policéntricos con aplicación en prótesis de rodilla, en donde se ha representado este problema con parámetros de longitud de sus elementos, así como los ángulos necesarios para su definición espacial, de allí la complejidad de controlar un mecanismo que cumpla con parámetros dimensionales en sus elementos, así como localizar, controlar y posicionar el CIR para que éste se despliegue en una zona deseada y por último que el mecanismo cubra un movimiento controlado por una trayectoria a alcanzar.

Lo complejo comienza con la determinación de la función multi-objetivo del mecanismo ya que el mecanismo es capaz de acercarse a una trayectoria dada y seleccionar la configuración mecánica adecuada que cubra los parámetros mínimos de dimensionamiento.

La propuesta del mecanismo policéntrico considera al eslabón superior del mecanismo como anclaje con el usuario y al eslabón inferior formando anclaje con la pierna protésica, dejando a los eslabones posterior y anterior la responsabilidad de la flexión y extensión del mecanismo en instantes definidos.

La contribución en esta etapa del proyecto de investigación se enfoca en establecer una metodología, la cinemática del mecanismo y la obtención de un algoritmo de dimensionamiento de un mecanismo policéntrico seguidor de trayectoria, trayectoria que se determina con el análisis de la marcha natural de individuos de nacionalidad mexicana (cabe mencionar que siguiendo esta metodología es posible dimensionar mecanismos protésico de rodilla para cualquier genotipo humano, respetando las condiciones de talla antes mencionada). Obteniendo con esto, configuraciones mecánicas particulares para cada individuo, con base en sus proporciones de talla. Este dato dimensional resulta ser de mayor importancia para el análisis de trayectoria posterior. Otros parámetros de dimensionamiento de prótesis que demandan una particular atención son: los grados de movilidad y la estabilidad. Por último, se comparte el compromiso de unificar la información para ofrecer un nuevo mecanismo que satisfaga las necesidades del usuario mediante un desarrollo sistemático y metodológico.

OBJETIVO GENERAL

Diseñar un mecanismo policéntrico para prótesis de rodilla con sistema de amortiguamiento para usuarios mexicanos con amputación transfemoral, el cual está orientado a crear un mecanismo estable, ligero y económico, en comparación con algunos modelos dimensionales de mecanismos existentes en el mercado.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Estudiar y analizar investigaciones orientadas en cl diseño de mecanismos para prótesis transfemorales para identificar áreas de investigación y aporte científico.
- Análisis biomecánico de la marcha humana identificando los puntos críticos, las fuerzas y momentos necesarios en el funcionamiento del mecanismo diseñado.
- Desarrollar el análisis topológico, cinemático y la optimización dimensional de mecanismos policéntricos.
- Diseñar el prototipo del mecanismo con la metodología Kano y TRIZ, proponiendo materiales ligeros y económicos en la manufactura, tomando en cuenta la satisfacción del usuario.
- Validar el diseño propuesto mediante técnicas de análisis por elemento finito, con el fin de aprobar la resistencia del diseño y la asignación correcta de los materiales seleccionados.

JUSTIFICACIÓN

Con la intención de generar bases de diseño en proyectos relacionados al área de Diseño Mecánico y Materiales de la Facultad de Ingeniería Mecánica de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo se presenta la siguiente justificación.

Según la Secretaria de Salud en el 2002 [8] reportó cerca de 75 mil amputados de extremidad inferior. La Organización Mundial de la Salud, en 2010 [9] indicó que el 80% de las amputaciones de miembro inferior son causa de la diabetes mellitus. En el 2011 el instituto Nacional de Rehabilitación mencionó que el 27% de los pacientes que fueron tratados son amputados de extremidad inferior. La ENSANUT en el 2012, [8] reportó a 128 mil amputados. Finalmente en el 2014 el Instituto Nacional de Rehabilitación [10] publicó que la diabetes es la primera causa de amputación, con 40.8%, la segunda causa es la amputación traumática con un 38.8%, en tercer lugar se encuentra la amputación vascular, con un 14.3% y la amputación tumoral en la cuarta causa con un 6.1%. Las diferencias congénitas (presentadas al nacer) se producen cuando un niño nace sin una extremidad o sin parte de ella [2]. Cuando una persona ha perdido por alguna de estas razones el miembro inferior, una prótesis transfemoral puede suplantar a dicha articulación, recuperando el movimiento, restableciendo la marcha y mejorando la calidad de vida de los usuarios.

Las prótesis en la actualidad son mecanismos que se ofertan con un amplio catálogo de modelos y marcas alrededor del mundo. Existen parámetros de diseño que delimitan movilidad, la estabilidad y el control del usuario sobre el mecanismo, estos en su mayoría son de fabricación extranjera, por lo que las referencias biomecánicas con las que diseñan estos mecanismos son con datos estándar o correspondientes a usuarios antropométricamente diferentes, por otro lado, las prótesis nacionales son por lo general de baja calidad, con problemas para su distribución en el territorio nacional y carentes de mantenimiento.

La estrategia a seguir será crear una metodología para el desarrollo de un mecanismo policéntrico diseñado con datos antropométricos, haciendo uso de herramientas computacionales y de diseño, desde el punto de vista mecánico.

HIPÓTESIS

Es posible realizar el diseño dimensional óptimo de una prótesis transfemoral, usando un mecanismo policéntrico de cuatro barras de control voluntario para usuarios mexicanos; teniendo capacidades de desempeño equiparables con las que se ofrecen en el mercado y de resistencia mecánica adecuada.

GLOSARIO

Amortiguador. - Resorte o mecanismo de los vehículos y de otras máquinas que sirve para compensar o disminuir el efecto de los choques o sacudidas bruscas.

Amputación. - Separación o corte de un miembro o una parte del cuerpo de un ser vivo, generalmente por medio de una operación quirúrgica.

Articulación. - Unión material de dos o más piezas de modo que por lo menos una de ellas mantenga alguna libertad de movimiento.

Biomecánico. - Es una disciplina científica que tiene por objeto el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos, fundamentalmente del cuerpo humano. Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido.

Cadera. - Cada una de las partes salientes situadas a cada lado del tronco humano, por debajo de la cintura, formadas por los huesos superiores de la pelvis.

Encaje. - Introducción de una pieza en otra de manera que queden ajustadas perfectamente.

Miembro residual. – Ver en muñón.

Monocéntricos. – Mecanismo que tiene solo un Centro Instantáneo de Rotación.

Muñón. - Extremo de un miembro del cuerpo después de haber sido cortado o amputado dicho miembro.

Óptimo. - Que es extraordinariamente bueno o el mejor, especialmente en lo que se refiere a las condiciones o características de una cosa, por lo cual resulta muy difícil o imposible encontrar algo más adecuado.

Parámetros. - Elemento o dato importante desde el que se examina un tema, cuestión o asunto.

Pelvis. - Cavidad del cuerpo de los vertebrados situada en la zona inferior del tronco y formada por el coxis, el sacro y los dos coxales; en ella se articulan las extremidades inferiores.

Policéntricos. - Mecanismo que posee varios Centros Instantáneos de Rotación

Prótesis. - Pieza o aparato artificial que se coloca o se implanta en el cuerpo de un ser vivo para sustituir a otra pieza, a un órgano o a un miembro.

Rodilla. - Parte de la pierna constituida por la articulación que une el fémur y la tibia y por otras partes blandas que la rodean.

***Socket.* -** Pieza de silicón o de plástico en la que se encaja el muñón de un amputado para conectarlo a la prótesis.

Transfemoral. – Amputación por encima de la rodilla.

CAPITULO 1.- DISEÑO DE PRÓTESIS DE RODILLA TRANSFEMORAL: ESTADO DEL ARTE

1.1 INTRODUCCIÓN

Una prótesis de rodilla se refiere a un mecanismo artificial que proporciona movilidad e independencia a un amputado transfemoral al caminar. En un punto de vista biomecánico, la marcha humana es un modelo de locomoción bípeda que se lleva a cabo con el control de los miembros inferiores, la alternancia y el equilibrio corporal adecuado [1-11]. Los miembros inferiores se unen a la parte superior del cuerpo y la pelvis. La rodilla es una articulación situada en el centro de los miembros inferiores. Una prótesis de rodilla ayuda a restablecer el movimiento y aumentar la calidad de vida de un amputado. La rodilla se asemeja a una bisagra, compuesta por la unión del fémur, la tibia y la rótula. La rodilla está apoyada por los músculos y los ligamentos, los cuales les dan movilidad y estabilidad, y está cubierta de cartílago, que actúa como un material antifricción [12].

La amputación es un procedimiento quirúrgico que implica la extirpación de una extremidad (brazo, pierna) o parte de ella, como resultado de una lesión, enfermedad, infección o una cirugía que extirpa los tumores del hueso y del músculo [8]. Cuando una persona pierde una extremidad inferior, una rodilla protésica puede reemplazar a dicha articulación, recuperando el movimiento, restableciendo el caminar y mejorando la calidad de vida de los usuarios [13]. Las prótesis hoy en día son mecanismos que se ofrecen con una amplia variedad de modelos y marcas, con parámetros de diseño específicos que definen la movilidad, la estabilidad y el control del usuario del mecanismo [14, 15].

Las personas con una amputación transfemoral no vascular unilateral establecida tienen una calidad de vida deteriorada. Aunque la mayoría utiliza una prótesis todos los días, aún existen problemas sustanciales que reducen su calidad de vida. Los problemas más frecuentes son el calor y la sudoración en la cavidad o *socket* de la prótesis [16]. Los individuos que han sufrido una amputación transfemoral por causas distintas a la enfermedad vascular periférica constituyen un subgrupo de todos los amputados. Convencionalmente, la suspensión protésica se consigue con un anclaje. Utilizando el método de osteointegración (OI), las prótesis se pueden fijar directamente al hueso sin un socket, el tratamiento con prótesis OI mejora la condición general, específicamente la calidad de vida [17]. Esta revisión menciona la necesidad de estudios de investigación de alta calidad que reflejen la eficacia de diferentes prótesis y cómo afecta a la vida diaria de los usuarios [18]. La importancia de los programas de rehabilitación para los usuarios es un trabajo largo e intensivo. Las ventajas

físicas y prostéticas de la inserción esquelética directa han llevado a mejoras en la comodidad, la función, la marcha simétrica y la calidad de vida de los candidatos [19- 21].

Una rodilla de reemplazo es un gran desafío de ingeniería debido a la complejidad mecánica. La rodilla desarrolla un movimiento de rotación desde la perspectiva del plano sagital. Un diseño policéntrico es más complejo y produce múltiples centros de rotación, similar a una rodilla anatómica [22]. Las rodillas protésicas policéntricas simulan los movimientos de balanceo y deslizamiento de una rodilla anatómica ya sea por superficies de apoyo curvo o por enlaces. En una rodilla policéntrica la ubicación del eje permanece fijo pero su Centro Instantáneo de Rotación (CIR) cambia por cada ángulo de rotación y resulta en una rodilla inherentemente estable. La forma en que las fuerzas de reacción del suelo se mueven alrededor del CIR hace que este mecanismo sea más estable en una postura de apoyo que es cuando el usuario lo necesita más. Además, el diseño policéntrico acorta la dimensión durante la fase de oscilación, ayudando así al pie a despejar el suelo. Debido a la reorientación de los eslabones durante la flexión en una rodilla policéntrica, los segmentos de la pierna se trasladan posteriormente y alrededor de un solo eje. Esta acción da como resultado una dorsiflexión relativa del pie cuando la rodilla flexiona, lo que a su vez crea una mayor holgura del dedo del pie. El diseño policéntrico también proporciona un aspecto más cosmético mientras que se orienta para los pacientes con las amputaciones transfemorales largas o desarticulaciones de la rodilla. Los mecanismos de rodilla están diseñados de tal manera que los pliegues de la pierna se posicionen detrás del encaje a 90 grados de flexión. Este mecanismo minimiza la discrepancia de longitud entre las rodillas mientras se está sentado. El diseño policéntrico también es ideal para pacientes con extremidades residuales cortas debido a que el eje de articulación del eje de rotación proximal (más cerca de la fuerza de trabajo de la cadera), requiere menos acción extensora de la cadera, y los enlaces también se coloca el eje de rotación posterior a la línea de peso. Los individuos con una amputación unilateral de miembros inferiores tienen un nivel deteriorado de confianza en el equilibrio, que parece ser persistente en el tiempo [23].

La clasificación de las prótesis de rodilla es un área que está en constante evolución, estos mecanismos suelen clasificarse en tres; mecanismos mecánicos distintos, mecanismos geométricos y mecanismos electrónicos. Los mecánicos son a menudo; el control de las diferentes fases de la marcha, bloqueos, módulos y la amortiguación. Los mecanismos geométricos ofrecen el control de la fase de la postura y balanceo mediante la localización del eje de movimiento y por último los mecanismos electrónicos. Recientemente, se han introducido mecanismos que se enfocan a el impulso y la amortiguación. En general, también podemos distinguir cinco tipos de rodillas cuando se clasifican por su aproximación: rodi-

llas de perno, rodillas monocéntricas, rodillas policéntricas, rodillas de control de fluidos y rodillas de control electrónico [34]. El tipo de rodilla utilizado en una prótesis depende de las características de la persona con la amputación de la extremidad inferior, así como el nivel de actividad anticipada de la persona [35].

1.2 DISEÑO DE LA PRÓTESIS DE RODILLA TRANSFEMORAL

En esta etapa, el proceso de diseño se presenta en ocho secciones para su fácil estudio en función de la temática o área de investigación de atención.

Las contribuciones revisadas se ordenan de manera cronológica que describen el avance de este tipo de mecanismos a través de la historia, el aporte se generó principalmente en ocho áreas definidas y ordenadas en base a criterios de los autores para proponer una revisión técnica adecuada para su estudio, las cuales se presentan a continuación; Criterios de diseño y control de postura, Conceptos técnicos utilizados en el diseño de prótesis, Parámetros de diseño para la prótesis de rodilla, Técnicas de optimización de mecanismo para prótesis de rodilla, Diseño conceptual, Diseños desarrollados, Comparaciones de desempeño de mecanismos y Tendencias de investigación.

1.2.1. CRITERIOS DE DISEÑO Y CONTROL DE POSTURA

La selección de las investigaciones presentadas en esta etapa se muestra de forma ordenada en la Tabla 1.1. Las primeras obras relacionadas datan de 1968, de donde se estudiaron trabajos pioneros que definen criterios de diseño y control de postura, además de otros conceptos importantes. El estudio del control del movimiento de prótesis es tema común en estos proyectos.En 1968 Hans Mauch [27] definió el propósito de un sistema de control de postura; como definió algunos tipos de mecanismos de control de posición, estableció principios de control, manejó el control de hiperextensión y diseño de un pistón hidráulico. En el mismo año, Radcliffe y Lamoreux [40], presentaron los beneficios de utilizar un amortiguador neumático de doble efecto para simular la acción de la musculatura normal de la rodilla. Ellos describieron el diseño mecánico del control de oscilación neumático con un cilindro neumático instalado en un bloque especial de una rodilla de madera. Tomaron en cuenta el ajuste de la flexión del encaje, la fase de oscilación y una resistencia en la extensión, así como la longitud total que permite el ajuste de amputados.

En 1977, Radcliffe [3], señaló la importancia de los principios de alineamiento de los componentes protésicos para el control de la estabilidad, presentó una clasificación de los mecanismos protésicos de la rodilla; sistemas de alineación, mecanismos policéntricos de rodilla, control voluntario de la estabilidad de la rodilla, biomecánica de los mecanismos policéntricos de rodilla, el control de fase de oscilación, la biomecánica de la conexión de enca-

je y la forma cuadrada de mismo. Posteriormente en 1994 [4], Radcliffe definió algunos conceptos importantes para el diseño de prótesis de rodilla.

A partir de esta etapa el interés es orientado a la importancia del análisis biomecánico, con la intención de optimizar las trayectorias en las distintas fases de la marcha y comparar el rendimiento energético del usuario usando diversas configuraciones dimensionales del mecanismo donde gran parte de las investigaciones se enfocaron a la fase de balanceo. También es necesario considerar lo que se expresa como control y estabilidad, y el cómo garantizarlo en las configuraciones dimensionales del mecanismo considerando ciertos parámetros. Permitiendo dirigir el enfoque a un mecanismo de cuatro barras de tipo policéntrico que es el mayormente definido por las referencias revisadas.

Tabla 1. 1. Criterios de diseño y control de postura

Autores	***Año***	***Contribución***	***País***
Mauch [27]	1968	- Control de estancia para piernas artificiales	EUA
Radcliffe and Lamoreux[40]	1968	- Control neumático de la fase de balanceo	EUA
Radcliffe [3]	1977 1994	- Principios biomecánicos - Parámetros de diseño - Análisis mecánico - Criterios de control - Propuesta de dimensionamiento	EUA
Greene [41]	1983	- Análisis del mecanismo de cuatro barrar como remplazo de rodilla	EUA
Hicks et al.[42]	1985	- Control de la fase de balanceo	
Hale [43]	1990	- Análisis de la fase de balanceo	Canadá
Patil and Chakraborty [75]	1991	- Análisis de un mecanismo policéntrico - Control neumático de la fase de balanceo	India
Popovic et al. [45], [76]	1991 1995	- Control optimo	Canadá
Jaegers et al.[47]	1995	- Estudio cinemático de marcha protésica	Países bajos

Gard et al. [48]	1996	- Influencia de la rodilla de cuatro barras en la fase de balanceo y su claro del suelo	USA
Blumentritt et al[49].	1998	- Prótesis hidráulica rotativa	Alemania
Waters and Mulroy [50]	1999	- Gasto energético en una marcha normal y una patológica	EUA
Schmalz et al. [51]	2002	- Influencia del alineamiento de prótesis	Alemania
Zlatnik et al.[77]	2002	- Control finito de prótesis	Israel
Radcliffe and Deg[5]	2003	- Criterios de control - Propuesta dimensional	EUA
Zahedi et al.[52]	2005	- Conceptos en el control de prótesis de rodilla	Ucrania
Nandi and Gupta[53]	2006	- Diseño de prótesis bio-inspirado	India
Traballessi et al[54].	2008	- Costo energético de la marcha en amputados	Italia
Van der Bogert [55]	2012	- Control de mecanismo amortiguado	EUA
Zhao and Ames[57]	2014	- Control transfemoral completamente activo	EUA
Gregg et al. [56]	2014	- Control de restricción virtual de una prótesis	EUA
Tucker et al.[59]	2015	- Estrategias de control: una revisión	Suiza
Richter et al.[78]	2015	- Modelo dinámico, estimaciones paramétricas y control de una prótesis de pierna.	EUA
Huang et al.[79]	2015	- Un Sistema de ajuste automático de parámetros de control de impedancia en prótesis motorizada.	EUA

Azimi et al.[61]	2016	-	Control Robusto de Prótesis Transfemoral adaptativa compuesta con trayectoria de capa de límites	EUA
Ferreira et al[62]	2016	-	Revisión de las estrategias de control para las prótesis de extremidad inferior	Portugal
Ingraham et al[63]	2016	-	Evaluación de las contribuciones relativas de la asistencia activa del tobillo y la rodilla a la mecánica ambulante de los amputados transfemorales utilizando una prótesis motorizada	EUA
Ledoux & Goldfarb[64]	2016	-	Control y evaluación de una prótesis transfemoral accionada para ascenso de escalera	EUA
Narang et al. [65]	2016	-	Los efectos de las propiedades inerciales de la prótesis sobre el momento de la rodilla prostética y la energética de la cadera requerida para alcanzar la cinemática del cuerpo	EUA
Pagel et al.[66]	2016	-	Efectos del aumento sensorial sobre el control postural y la simetría de marcha de los amputados transfemorales: una descripción del caso	Suiza
Richter et al.[67]	2016	-	Control virtual semiactivo de rodilla protésica hidráulica	EUA
Shaikh & Malhotra[69]	2016	-	Diseño del sistema de control de retroalimentación de salida adaptativa para prótesis de rodilla electrónica de bajo costo	India
Simon et al.[15]	2016	-	Desarrollo y pruebas preliminares de un sistema de control flexible para prótesis motorizadas de rodilla y tobillo	EUA
Thatte & Geyer [63]	2016	-	Recuperación del balanceo con prótesis de pierna utilizando el control de modelos neuromusculares	EUA

Wen et al.[71]	2016	-	Un marco de control de prótesis de miembro inferior motorizado basado en la programación dinámica adaptativa	EUA
Lawson et al.[72]	2017	-	Una prótesis robótica de extremidad inferior para un ciclismo eficiente	EUA
Martin & Gregg. [74]	2017	-	Control robusto con dinámica RHZ estable para prótesis de extremidad inferior motorizadas	EUA

1.2.2 CONCEPTOS TÉCNICOS UTILIZADOS EN EL DISEÑO PRÓTESIS

En la amputación transfemoral, el tipo de articulación de la rodilla que se instala en la prótesis es crítico, porque la rodilla necesita ser estabilizada y controlada por el amputado con el fin de desplazarse eficazmente y con seguridad. Para seleccionar la articulación protésica de rodilla más adecuada para cada paciente es un desafío, debido a la gran variedad de componentes protésicos disponibles, cada uno tiene funciones y propósitos específicos. Los efectos de los diferentes tipos de articulaciones protésicas de la rodilla sobre el funcionamiento de los amputados transfemorales ha sido el tema de muchos estudios [75, 76].

Una prótesis de rodilla para amputados transfemorales consiste en: encaje o *socket*, rodilla, una prótesis de pie de anclaje. Estamos centrando nuestro estudio en la prótesis de rodilla [28, 29]. Con el fin de diseñar un mecanismo de rodilla policéntrico, es necesario identificar conceptos biomecánicos importantes en esta área, los parámetros de diseño que son importantes para desarrollar un diseño exitoso de estos mecanismos. Estos conceptos han sido previamente descritos por Radcliffe [4, 14, 77, 78]. Para lograr un desarrollo óptimo en un mecanismo protésico es importante que el diseñador conozca, entienda y aplique estos conceptos de diseño.

Línea de carga

La línea de carga representa una fuerza única que es equivalente al peso del usuario y es soportada por una prótesis. La dirección de la fuerza actúa desde la articulación de la cadera hasta el tobillo. La línea de carga puede verse desde un plano lateral, en la etapa de apoyo de la marcha, y es muy importante para la estabilidad de la rodilla. Como se discutió anteriormente, el concepto de "control voluntario de la estabilidad de la rodilla" es de particular interés para el diseño de mecanismos policéntricos de la rodilla como una estrategia de estabilidad. La línea de carga es un fenómeno de acción-reacción del suelo durante la marcha, cuando el talón es apoyado en el suelo se ejerce una fuerza de reacción dando como resul-

tado un momento de la fuerza en la cadera. El resultado de fuerzas iguales y opuestas es importante para identificar el momento en que la línea de carga pasa de un punto a otro respecto al eje biomecánico de la rodilla durante la fase de postura. De este modo, provoca flexión de la rodilla justo antes de iniciar la fase de oscilación, donde la línea de carga desaparece por ahora y luego emerge en el otro extremo. La importancia de identificar y localizar la línea de carga ayudará a la estabilidad de la rodilla, por lo que es necesario identificar la "línea de referencia vertical" del usuario en este tipo de prótesis [4, 77, 78].

Sistema de Banco de Alineación

Es una línea vertical que sirve de referencia para la alineación de prótesis, utilizando una plomada, esta línea se utiliza para el montaje de componentes protésicos, con el fin de proporcionar mayor estabilidad al usuario al caminar. En esta etapa se requiere especial atención y cuidado, ya que cada usuario requiere pequeños ajustes. Radcliffe describe dos sistemas de banco de alineación: el sistema de banco de alineación alemán y el sistema de banco de alineación *UC Berkeley*, la única diferencia es la posición de referencia. El sistema de *Berkeley* es mucho más fácil de alinear con una plomada, para lograr la alineación vertical en la prótesis completa [4, 77, 78]. Es importante aclarar que el sistema de *Berkeley* necesita un sistema de exoesqueleto compuesto de un tubo de aluminio como la estructura hundida y el pie SACH (Tacón de almohadilla con tobillo sólido), un ajuste adecuado y correcto da efecto de la estabilidad deseada por el usuario [4, 22, 77, 78].

La estabilidad de la rodilla

Radcliffe define una zona de estabilidad para el mecanismo de cuatro barras. Esta zona de estabilidad emerge definiendo un área con ayuda de la línea de carga en dos fases de marcha, despegue y soporte, y localizando el eje biomecánico de la rodilla como único punto donde estas líneas se cruzan. Formando un área en la parte superior del eje de la rodilla afín a una "V", esta "V" es el área estable para los mecanismos policéntricos. El mecanismo de estabilidad proporciona dos características: 1) la estabilidad del talón en el momento del contacto con el suelo y 2) la capacidad de flexionar voluntariamente los músculos de la extremidad residual del usuario, y controlar el grado de estabilidad y la ubicación del centro instantáneo de cuatro barras Al área estable también debe ser un mecanismo seguro, y sin restricciones, para lograr el control voluntario de la extensión y la flexión de la rodilla [4, 27, 78].

El Centro Instantáneo

El Centro Instantáneo de rotación (CIR) de un mecanismo de cuatro barras, surge en el momento en que la velocidad relativa es cero, y el punto que se forma con la intersección en de las líneas proyectadas de eslabones delanteros y traseros del mecanismo cuatro barras. La ubicación de este punto en el mecanismo cambia de acuerdo con cada ángulo de flexión, generando una trayectoria curvada, de la misma manera que una rodilla humana, que se forma durante la operación del mecanismo [4, 78, 79].

Una localización posterior alta del CIR, aumenta la estabilidad de la prótesis de rodilla. Durante el diseño de una prótesis de cuatro barras es importante identificar tanto la zona de estabilidad como el cuidado de que el mecanismo prevalezca dentro de esta zona. Pequeñas diferencias en las dimensiones de los eslabones causan grandes cambios en la cinemática del mecanismo [4]. La estabilidad de la prótesis de rodilla puede lograrse con tres tipos de configuraciones de mecanismo de cuatro barras: 1) El mecanismo de cuatro barras con centro instantáneo elevado, 2) el mecanismo de cuatro barras hiperestabilizado, y 3) El monitoreo voluntario del mecanismo de cuatro barras en operación [4, 78, 79].

1.2.3 PARÁMETROS DE DISEÑO PARA PRÓTESIS DE RODILLA

Se tomó en consideración la propuesta de Castaño et al. [85], que enumera algunos parámetros del diseño para el reemplazo de la rodilla. Donde para una mejor comprensión se clasifican en dos grupos: parámetros de usuario y parámetros del mecanismo. Estos parámetros de diseño se convierten en objetivos o requisitos que el mecanismo debe cumplir y es donde se identifican las necesidades y características de los usuarios.

Parámetros de usuario

Estos parámetros no afectan a la funcionalidad del diseño como tal, pero si no se tiene en cuenta es posible obtener un diseño de prótesis fuera de las expectativas del usuario. Estos parámetros son primordiales y vinculan características físicas y sociales del usuario con características esenciales de diseño Tabla 1.2, en la tabla se añaden autores que abordan cada parámetro, y a los parámetros se han añadido los propuestos por Cross [86], y Castaño [85].

Tabla 1. 2. Parámetros de usuario

Parámetro	*Descripción*
Peso del usuario:	Influye en la carga estática que se soporta en la fase de apoyo en la fase de la marcha y determina las fuerzas dinámicas implicadas durante el funcionamiento.

Antropometría del usuario:	Las mediciones antropométricas permiten determinar la idoneidad del desarrollo del mecanismo para el usuario. Aunque la mayoría de las prótesis están diseñadas con datos estándar de población, la mayoría de los usuarios de prótesis no corresponden con estos datos.
Genero:	El cuerpo físico es la variación entre un hombre y una mujer, de la misma manera que la fuerza necesaria para ejecutar el movimiento.
Geometría del miembro residual (muñón):	Existen tres geometrías: cónicas, cilíndricas y bulbosas, y por lo que la forma del muñón determinará la forma del encaje, con el fin de lograr una distribución uniforme de la presión ejercida sobre el muñón y evitar el malestar de la piel al usuario.
Causa de la amputación	Causa resultados en el nivel de amputación y posterior al estado físico y psicológico.
Tiempo desde la amputación:	La maduración del muñón toma cerca de nueve meses, así que depende de la adaptabilidad a la prótesis y al encaje que será desarrollado para el usuario.
Nivel de sensibilidad	Determina la adaptabilidad del encaje al muñon, ya que puede haber incomodidades de mayor o menor grado.
Uso previo de prótesis	Proporciona un punto de referencia para evaluar cierto tipo de prótesis y también determina el grado de adaptabilidad a la misma.
Recursos económicos	Estudios de la población objetivo del mecanismo con el objetivo de proporcionar la demanda, la mayoría de los documentos abordando esta cuestión manejan un concepto de bajo costo de la prótesis.
Costo energético	Que tanta energía se requiere que el usuario gaste para cubrir movimientos específicos y vagabundeos, se busca que una prótesis requiera un gasto mínimo de energía para el usuario

Parámetros del mecanismo

Estos parámetros afectan la funcionalidad del diseño como tal. Se tienen en cuenta para obtener un diseño protésico de la rodilla que proporcione la seguridad y control esperados por el usuario. Estos parámetros son esenciales al relacionar las características mecánicas del dispositivo con las características físicas del usuario [80, 81] La Tabla 1.3, muestra un resumen de los parámetros que se han sugerido en trabajos anteriores para mejorar la funcionalidad del diseño.

Tabla 1. 3. Parámetros del mecanismo

Parámetro	***Descripción***
Movilidad:	Los grados de movilidad son una escala que se divide en cinco clases, la clasificación se basa en la velocidad y la capacidad para superar las barreras ambientales, la clasificación de la movilidad elegida por el usuario determina el tipo de prótesis de rodilla.
Tipo de pie protésico:	El tipo de pie se selecciona en función del tipo de banco de alineación para adaptarse al usuario, el pie SACH es elegido.
Material:	Los materiales seleccionados para la construcción de la prótesis deben soportar cargas y deben ser resistentes al desgaste, corrosión, luz ya un precio accesible.
Fabricación:	Debe considerar el desarrollo de elementos de diseño viables.
Peso de prótesis	El mecanismo debe ser tan ligero como sea posible para un mayor control por el usuario, debe tener un centro de gravedad fijo para no afectar el progreso de la marcha.

Estabilidad:	La estabilidad se determina por la ubicación de centro instantáneo
Dimensiones:	El dimensionamiento debe respetar las dimensiones naturales de la rodilla del usuario con el fin de lograr una alineación adecuada.
Mantenimiento:	El mantenimiento debe estar diseñado para que al usuario le sea simple y accesible.
Sistema de encaje protésico:	Es importante tener en cuenta el encaje comercial, debe ser adaptable y versátil.
Comercialización:	Es el diseño sustancial de un mecanismo que es ajustable para un grupo de población, permitiendo hacer ajustes dimensionales para cada usuario.
Vida útil:	El diseño del mecanismo debe asegurar que el tiempo trabaje, lo haga correctamente, y que el uso es desgaste generado que puede fallar por fatiga.
Estética:	Es importante diseñar una prótesis de rodilla estéticamente agradable y atractiva para el usuario, así como una forma idealmente funcional.
Acceso a la salud:	Para una función deseable de prótesis, el usuario debe tener acceso a rehabilitación, seguimiento médico y psicológico. Por lo tanto, es importante que los usuarios busquen la posibilidad de tal acceso, especialmente debido a su ubicación.
Ruidoso:	El uso continuo del mecanismo provoca una fricción de los elementos mecánicos creando la posibilidad de ruidos molestos, estos ruidos incómodos deben ser evitados para un uso agradable.
Rendimiento:	Son estudios que se centran en la acción de las prótesis en situaciones cotidianas como la marcha.
Flexión:	Se refiere a los máximos grados de flexión que puede alcanzar el mecanismo

1.2.4 TÉCNICAS DE OPTIMIZACIÓN DE MECANISMO PARA PRÓTESIS DE RODILLA

En la Tabla 1.4 se ordenan los proyectos relacionados con la optimización del mecanismo de rodilla, que data desde 1973, donde los pioneros de este tema, Hobson y Torfason [87], presentaron una optimización por computadora de los mecanismos de prótesis policéntricas, donde se muestra un análisis de la vinculación del mecanismo de cuatro barras con el acoplador como entrada. Proponen una optimización de los eslabones utilizando una función de criterio determinada y una serie de parámetros sistemáticamente ajustados para que la función criterio se minimice o prevalezca dentro de los límites deseados.

En esta parte fue posible resolver el problema de la necesidad de utilizar alguna técnica de optimización para proponer un mecanismo donde se garantice una trayectoria adecuada, para lo que se tomará en cuenta una síntesis del mecanismo en conjunto con un análisis de la marcha y sus debidas restricciones. El análisis de estas investigaciones orientadas en cl diseño de mecanismos para prótesis transfemorales permite identificar áreas de investigación y aporte científico.

Tabla 1. 4. Mecanismo óptimo para prótesis de rodilla

Autor	***Año***	***Contribución***	***Metodología de optimización y aspectos relevantes del modelo***	***País***
Tofarson and Hobson [87]	1973	Optimización de los mecanismos de cuatro barras para rodilla Optimización informática de los mecanismos de rodilla	Metodología Rosenbrook´s, Powell´s, y fletcher & Reeves. Optimización de la posición del centro instantáneo	USA
Sancisi N. et al. [88]	2009	Mecanismos óptimos de cuatro barras Movimiento de estabilidad	Síntesis del procedimiento de optimización de mecanismos de cuatro barras. Control voluntario. Función objetivo de posición del centro instantáneo.	Italia
Merchan Cruz et al. [92]	2011	Síntesis de mecanismos con algoritmos genéticos para prótesis	Metodología del algoritmo genético. Función objetivo de posición del centro instantáneo.	México
Amador B. et al. [84]	2012	Metodología para el dimensionamiento óptimo Algoritmos genéticos Análisis de la marcha	Metodología del algoritmo genético. Función objetivo de posición del centro instantáneo.	Venezuela

Pfeifer et al. [91]	2012	Una prótesis transfemoral accionada con articulación policéntrica optimizada	Optimización de la geometría para aproximar un par de pico fisiológico versus el ángulo de la articulación frente al perfil de velocidad de la articulación. Función objetivo de posición del centro instantáneo.	Suiza
Ghaemi et al. [93]	2012	Optimización de la articulación de la rodilla de seis barras	Optimización de un mecanismo de Stephenson y Watt. Función objetivo de posición del centro instantáneo	Irán
Taylor et al. [94]	2012	Optimización topológica	Optimización utilizando un material isotrópico sólido modificado con penalización (SIMP) en ANSYS.	China
Poliakov O. et al[89], [90].	2012 2013	Síntesis multicriterio de una rodilla policéntrica y comparación de diferentes configuraciones mecánicas basadas en la trayectoria del centro instantáneo del mecanismo	Método de Pareto. Función objetivo de posición del centro instantáneo. Optimización multicriterio por el método de investigación sistemática del parámetro.	Ucrania

Manguera et al. [95]	2015	Selección óptima de materiales	Algoritmo genético. Simulación de las condiciones de funcionamiento con ELECTRE III. Se evaluaron los requerimientos de fatiga y control del usuario utilizando la densidad del material y evaluando el peso de la prótesis.	Sur África
Handford & Srinivasan.[96]	2016	Diseño robótico de prótesis de extremidades inferiores mediante optimizaciones simultáneas de los costes humanos y de prótesis	Las soluciones óptimas resultantes de Pareto predicen que el aumento del coste energético de la prótesis, la disminución de la masa de la prótesis y la aceptación de asimetrías reducen la tasa metabólica humana para una velocidad determinada y alteran la cinemática humana.	EUA
Khademi et al.	2016 [98]	Optimización multiobjetivo del control de rastreo / impedancia para una pierna protética con regeneración energética	Para este propósito se utiliza la optimización basada en la biogeografía no clasificada. Para validar el rendimiento del sistema, se considera una prótesis que imita la marcha sana. Se obtiene un perfil de Pareto donde se utiliza un esquema de pseudo-peso para seleccionar entre soluciones.	EUA

Narang et al.	2016 [65]	Efectos de las propiedades inerciales de las prótesis de rodilla en los parámetros óptimos de rigidez, amortiguación y compromiso de los rodillos prostéticos pasivos	El objetivo de este estudio fue determinar la rigidez óptima (metodología del algoritmo genético), la amortiguación y los parámetros de compromiso de una prótesis protésica de bajo costo a través del diseño y la optimización de un modelo mecánico.	EUA
Warner et al.	2016 [68]	Optimización del diseño y control de un actuador de manivela deslizante para una prótesis de miembro inferior con regeneración de energía	Se seleccionó la optimización basada en biogeografía (BBO) para la optimización de los parámetros del actuador.	EUA
Zhao et al.	2016 [99]	Locomoción multicontacto en prótesis transfemorales A través de modelos de sistemas híbridos y control basado en optimización	Presenta una metodología sistemática utilizando un sistema híbrido multidominio Modelos y controladores basados en la optimización para lograr una caminata protésica multicontacto-humana sobre una prótesis personalizada.	EUA

1.2.5 DISEÑO CONCEPTUAL

En la Tabla 1.5 aparecen los autores de los diseños conceptuales que fueron estudiados, los cuales nos llevaron a considerar simulaciones, con la intención de proponer materiales y formas de cada eslabón del mecanismo y comparar el rendimiento de estos.

Tabla 1. 5. Diseños conceptuales

Autor	***Año***	***Contribución***	***País***

Guérinot et al. [100]	2004	- Conceptos preliminares de diseño para mecanismos de articulación prostéticos de rodilla	EUA
Unal et al. [101], [104]	2010 2012	- Diseño conceptual de una prótesis transfemoral eficiente en energía - Desarrollar una prótesis transfemoral completamente pasiva	Países Bajos
Geng et al. [105]	2010	- Diseño y análisis de una prótesis transfemoral activa	China
Liu and Huang. [103]	2011	- Prototipo para piernas protésicas inteligentes	EUA
Pillai et al. [106]	2011	- Diseño de una prótesis de tobillo y de rodilla semi-activa	EUA
Awad et al. [110]	2016	- Amortiguación eléctrica del motor para la rodilla protésica	Reino Unido
Poliakov et al. [108]	2016	- Rodilla artificial biosimilar para prótesis transfemorales y exoesqueletos	Rusia/Ucrania
Xie et al. [109]	2016	- Modelado del amortiguador magneto-rreológico para la pierna biónica inteligente y simulación del control del movimiento de la articulación de la rodilla.	China

1.2.6 DISEÑOS DESARROLLADOS

En la Tabla 1.6. Se presentan los de autores con diseños de prótesis de rodilla, esta área es relativamente nueva. Donde la obra de Orozco et al. en 2008 [111] partieron del objetivo de la realización de un mecanismo de rodilla que emule el comportamiento de esta articulación, con el objetivo de ser incorporado en una prótesis modular, logrando resultados notables.

Estos trabajos generaron la visualización del aporte de trabajo futuro al proponer métodos de manufactura económicos y adecuados con la intención de generar un modelo del que se puedan obtener resultados dimensionales para comprobar las trayectorias y parámetros a evaluar.

Tabla 1. 6. Diseños desarrollados

Autor	*Año*	*Contribución*	*País*
Orozco et al. [111]	2008	- Desarrollo de prótesis con mecanismo policéntrico.	México
Torrealba et al. [112]	2010	- Desarrollo de una prótesis biomecánica de rodilla mecatrónica	Venezuela
Tucker and Fite. [113]	2010	- Amortiguación mecánica con regeneración eléctrica para una prótesis motorizada	Canadá
Waycaster [114]	2010	- Diseño de una prótesis de rodilla neumática	EUA
Dabiri et al [115].	2013	- Prótesis articular de rodilla inspirada en el sistema músculo-esquelético.	Irán
Geeroms et al. [116]	2013	- Prótesis de tobillo con rodilla activa y estudio de transferencia de energía	Bélgica, Italia
Pfeifer et al. [117]	2015	- Actuador con elasticidad dependiente del ángulo para prótesis biomiméticas	Suiza
Bachtiar et al. [118]	2016	- Diseño y fabricación de una pierna protésica transfemoral accesible	Indonesia
Liu et al. [79]	2016	- Desarrollo de un sistema de reconocimiento del modo de locomoción para prótesis de miembro inferior motorizado	EUA
Geeroms et al. [119]	2017	- Diseño y evaluación energética de un actuador protésico de articulación de rodilla con un resorte paralelo bloqueable.	Bélgica

1.2.7 COMPARACIONES DE RENDIMIENTO DE LOS MECANISMOS

Para esta etapa, el enfoque de investigación tiene como principal objetivo, comparar los costos de energía fisiológica de algunos equipos comerciales, por lo que en la Tabla 1.7, se presentan algunos autores que investigan y comparan el rendimiento de diferentes mecanismos comerciales.

Estas investigaciones nos orientan a considerar la evaluación del rendimiento de algunos mecanismos comerciales con respeto a sus dimensiones, que nos permitan revisar trayectorias y mejorar el rendimiento energético en el usuario mediante el dimensionamiento optimo del mecanismo.

Tabla 1. 7. Comparaciones de rendimiento de los mecanismos protésicos

Autor	***Año***	***Contribución***	***País***
Buckley et al. [120]	1997	- Comparación de prótesis inteligentes con mecanismo convencional	Ucrania
Heller et al.[121]	2000	- Comparación de prótesis inteligente con rodillas amortiguadas convencionales	Ucrania
Johansson et al. [122]	2005	- Comparación de dispositivos de amortiguación variable y prótesis protésicas mecánicamente pasivas	EUA
Segal et al. [39]	2006	- Comparación de C-Leg con prótesis de SNS Mauch Knee	EUA
Petersen et al. [123]	2010	- Comparación de C-leg con 3r60.	Dinamarca
Highsmith et al. [124]	2010	- Diferencias usando una rodilla active y una C-leg	USA
Wong et al. [125]	2012	- Comparación prótesis con microprocesador y sin microprocesador	EUA
Everding et al. [126]	2012	- Evaluación de amputados transfemorales con C-Leg y Power Knee para pendientes y peldaños ascendentes y descendentes	EUA
Alò et al.[127]	2016	- Rodillas artificiales con capacidades de recuperación de energía: una comparación de rendimiento	Italia
Highsmith et al. [128]	2016	- Diferencias funcionales de rendimiento entre las rodillas protésicas Genium y C-Leg.	EUA

Williams et al. [129]	2016	- Biomecánica de la marcha al utilizar una impedancia variable activa de prótesis de rodilla	EUA
Bell et al. [130]	2016	- Rendimiento de las rodillas convencionales y X2® durante el descenso de una pendiente	EUA

1.2.8 TENDENCIAS DE LA INVESTIGACIÓN

En esta sección se muestra un amplio campo de investigación sobre la rodilla, no sólo en temas centrados en el diseño del mecanismo protésico, sino también en temas como el control de obstáculos durante la marcha, las fuerzas que interactúan en el sistema, los sistemas de control electromiográfico, el control de predicciones, así como la suspensión de sistemas robóticos bilaterales. Estas tendencias nos ofrecen un panorama de la viabilidad de posibles trabajos futuros y la idoneidad del tema, ver Tabla 1.8.

Tabla 1. 8. Tendencias de la investigación

Autor	***Año***	***Contribución***	***País***
Gauthier et al. [132]	1999	- Factores permisibles relacionados con la prótesis.	Canadá
Stephenson and Seedhom [133]	2002	- Estimación de las fuerzas en la interfase entre una extremidad artificial y un implante directamente fijado en el fémur en amputados por encima de la rodilla.	Ucrania
Dundass et al. [134]	2003	- Análisis biomecánico inicial y modelado de la marcha del amputado transfemoral.	Canadá
Herr and Wilkenfeld [135]	2003	- Control adaptativo del usuario de una rodilla protésica magneto-reológica.	USA
Huang et al. [136]	2009	- Una estrategia para identificar los modos de locomoción mediante electromiografía de superficie.	EUA
Bellmann et al. [137]	2009	- Principios funcionales del microprocesador controlado.	Alemania
Martínez and Herr. [138]	2009	- Prótesis de rodilla activa agonista-antagonista.	EUA

Chen et al. [139]	2010	- Influencia de la velocidad de la marcha sobre la actividad muscular en el control de prótesis.	China
Joshi et al. [140]	2011	- Predicción de ángulo de rodilla basada en ANFIS.	India
Amador et al. [36]	2013	- Condiciones de contacto en el análisis estructural.	Venezuela
Sawers and Hafner [141]	2013	- Resultados asociados al uso de prótesis controladas por microprocesador.	EUA
Liu et al. [142]	2013	- Mejorar el control de la impedancia de estado finito de la prótesis transfemoral activa utilizando las reglas de transición de estado basadas en Shafer.	EUA
Gorsic et al. [143]	2014	- Dirección en línea de la fase usando sensores online para caminar con una prótesis robótica.	Eslovenia
Gholizadeh [144]	2014	- Sistemas de suspensión de prótesis transfemoral.	Malasia
Ramakrishnan [145]	2014	- Simulador protésico transfemoral unilateral asimétrico	EUA
Hafner and Sawers [146]	2014	- Cuestiones que afectan el nivel de evidencia de la investigación de prótesis	EUA
Lawson et al. [147]	2015	- Una intervención protésica con prótesis para amputados transfemorales bilaterales	EUA
Dumas & Frossard. [148]	2016	- Análisis de la marcha de los amputados transfemorales: los errores en la dinámica inversa son sustanciales y dependen del diseño protésico	Francia
Inuzuka et al. [149]	2016	- Unidad cibernética acoplable para la prótesis de rodilla para realizar el ascenso y descenso de la escalera	Japón

Andrysek et al. [150]	2017	- Evaluación clínica a largo plazo de la articulación protésica automática de la rodilla en los adultos jóvenes con amputación unilateral por encima de la rodilla	Canadá
Phanphet et al. [151]	2017	- Diseño de prótesis de rodilla basado en la vida de fatiga usando el método de elementos finitos y el diseño del experimento	Tailandia
Marinelli et al. [152]	2017	- Método de ensayo in vitro para el desarrollo de dispositivos protésicos inteligentes de extremidades inferiores	Italia
Highsmith et al. [153]	2017	- Diferencias bioenergéticas durante la marcha y la carrera en corredores con amputación transfemoral, usando prótesis de rodilla articuladas y no articuladas	EUA

1.3 RESULTADOS

La revisión de la literatura consultada y la forma de presentarla en este capítulo proporcionan una imagen más clara de los temas de inquietud en relación con el tema de diseño de la rodilla desde una visualización cronológica.

Las tendencias de los parámetros de diseño más estudiados son: peso del usuario, peso de la prótesis, causas de amputación y costo energético. Los parámetros mecánicos más estudiados son: material, tipo de pie protésico, peso de prótesis, estabilidad y rendimiento. Lo importante en esta parte es que, en pocas obras, se toman en cuenta parámetros como la vida útil, el mantenimiento, la estética, el acceso a la salud y el ruido. Los temas centrados en la satisfacción de los usuarios con respecto a la funcionalidad pasan desapercibidos para los diseñadores.

Los mecanismos de optimización son un tema complejo, donde se permite un mecanismo de control del usuario, optimizando dimensiones, materiales o formas de los eslabones del mecanismo. Es importante señalar que los métodos de optimización más estudiados son los algoritmos genéticos y el análisis de Pareto, proporcionando una oportunidad para explorar otros métodos de optimización dimensional como el método complex y el algoritmo evolutivo. El enfoque en el diseño óptimo es utilizar como función objetivo la posición de CI. Incluso que es una condición importante en el diseño, aunque no es suficiente. Otras condiciones deben tenerse en cuenta para diseñar un mecanismo como son: economía y propie-

dades de los materiales. De esta manera, los enfoques reales son sólo considerar la descripción matemática del sistema, pero no el diseño real. Algunas de las contribuciones futuras, de acuerdo con el contexto médico y social, en el diseño de este mecanismo se deben incluir aspectos relevantes como costo de fabricación, características físicas del usuario y condiciones de estrés en los materiales. La inclusión de estas variables resulta en un modelo de optimización robusta, pero los resultados reales podrían mejorarse usando la programación matemática, en lugar de la dependencia de la solución aleatoria de los algoritmos genéticos, y enfoques multi-objetivo que consideran métodos basados en el análisis de perfiles de Pareto.

Los diseños conceptuales son investigaciones relativamente recientes, ya que hay proyectos más sólidos, esta área de investigación se nutre constantemente y es importante mencionar la continuidad de los proyectos en el diseño de prótesis. Normalmente, se analiza una tendencia de estudio, algunos autores se muestran con proyectos consolidados, aunque algunos saltan este paso y pasan diseños desarrollados directamente, una etapa nueva y actual. Los proyectos de prótesis inteligentes son los más actuales.

Algo sorprendente es la comparación de mecanismos hidráulicos con mecanismos inteligentes, coincidiendo algunos autores con los beneficios mínimos obtenidos al diseñar prótesis inteligentes. La comparación entre mecanismos comerciales se destaca en esta etapa, el interés aquí es comparar un mecanismo diseñado y desarrollado de forma independiente y comparado con un comercial, teniendo en cuenta las etapas importantes como la rehabilitación adecuada.

1.4 CONCLUSIÓN

Este capítulo de estado del arte presenta una investigación científica relacionada con el diseño de una prótesis de rodilla para amputados transfemorales, esboza las obras que definen conceptos y métodos de control que continúan hacia un trabajo más robusto y desarrollado.

Las tablas se presentan de manera digerible y ordenada para los investigadores interesados en esta área, también se consideran los países que participan en esta categoría al igual se muestran los diferentes enfoques de investigación actual que nos permite visualizar la viabilidad de la investigación.

Se resalta en cada etapa el aporte de la linea de investigación definiendo la síntesis y la optimización de un mecanismo de cuatro barras de tipo policéntrico en conjunto con un análisis biomecánico de la marcha que nos permitan evaluar su rendimiento con respecto de algunos mecanismos.

En base en los aspectos revisados en el presente capítulo, se revelan algunos parámetros de diseño importantes de las prótesis, por lo que se propone desarrollar un diseño con los siguientes atractivos; control voluntario con amortiguador hidráulico, mostrando un interés particular en la comercialización y la satisfacción del usuario. Por otra parte se puede planear un trabajo futuro en el que se aborden temas como; el desarrollo con materiales comerciales usando métodos de fabricación fáciles y económicos, con procesos de manufactura definidos y proponer su mantenimiento.

En ese orden de ideas también nos hace referencia a la necesidad de un análisis biomecánico de la marcha como herramienta, para la propuesta de un mecanismo dimensionalmente optimizado según su función objetivo o trayectoria del CIR.

CAPITULO 2. MODELAMIENTO Y ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA MARCHA HUMANA DURANTE LA FASE DE BALANCEO A PARTIR DE ANÁLISIS DE VIDEO PARA EL DISEÑO DE CONTROL PASIVO DE PRÓTESIS DE RODILLA.

2.1 INTRODUCCIÓN

La marcha humana es el resultado de la compleja interacción entre varios subsistemas; neuromuscular, músculo-tendinoso y osteoarticular, que trabajan coordinadamente para generan la dinámica corporal necesaria para el desplazamiento bípedo [154].

Se describe también como un conjunto de movimientos alternantes rítmicos de las extremidades inferiores y del tronco, que permite el desplazamiento del cuerpo a través de la acción coordinada de cada uno de los componentes que conforman el sistema locomotor humano [154].

El objetivo de la locomoción es obviamente transportar el cuerpo, pero implícito en este objetivo es el deseo de transportar el cuerpo económicamente. En los seres humanos, la energía metabólica se gasta para que los músculos realicen un trabajo activo, y también para producir fuerza incluso cuando no se realiza ningún trabajo [155].

La marcha bípeda es la actividad básica de locomoción desarrollada por los humanos en su vida cotidiana. Su estudio permite realizar aplicaciones en tres grandes ramas: análisis fisiológico y aplicaciones médicas (diagnóstico de patologías de la marcha, diseño de prótesis y órtesis, estrategias de rehabilitación etc.), computación (animación virtual, reconocimiento de patrones) y aplicaciones robóticas (robots humanoides, exoesqueletos, etc.) [156].

En el acto de caminar existen dos requisitos básicos que cualquier tipo de marcha debe cumplir, aun cuando esté distorsionada por cualquier inhabilidad física: a) el mantenimiento de las fuerzas de reacción del piso sobre la extremidad de soporte y 2) el movimiento periódico de cada pierna desde una posición de apoyo a otra, en la dirección del movimiento. Estos dos requisitos dan origen a tres desviaciones o movimientos diferentes; así, con cada paso las velocidades del cuerpo aumentan y disminuyen ligeramente, el cuerpo se eleva y desciende unos pocos centímetros y oscila levemente de un lado a otro [156].

Uno de los mayores problemas en el campo de la ingeniería biomédica es la creación de un modelo matemático que represente el cuerpo humano, de tal forma que permita recrear, si-

mular o analizar movimientos como caminar, correr o subir obstáculos [157]. Esto es determinante para definir análisis con teorías simples hasta teorías más complejas [156].

El estudio de la locomoción humana normal es de prioridad el análisis sistemático y del manejo de la marcha patológica, especialmente cuando se diseñan prótesis. Con el fin de lograr una ampliación del conocimiento teórico de la caminata humana que permita desarrollar mejores elementos protésicos, este trabajo tiene el objetivo de hacer una exploración del uso del modelo cinemático, como herramientas para modelar los movimientos humanos; el modelo final será el resultado del trabajo por medio de modelos dinámicos sencillos que ayudarán a entender la dinámica de la marcha humana de una extremidad en el plano sagital en el momento de la fase de balanceo. Se comparan y analizan las curvas de desplazamiento, velocidad, momento y potencia de mediciones fisiológicas de cuatro individuos de distintas tallas.

2.2 ASPECTOS BIOMECÁNICOS DE LA MARCHA

La locomoción humana normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos y de cadencia armónica de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad. Más específicamente, la locomoción humana normal puede describirse enumerando algunas de sus características. Aunque existen pequeñas diferencias en la forma de la marcha de un individuo a otro, estas diferencias caen dentro de pequeños límites. Para esto es importante comprender la biomecánica de la marcha humana que describe el comportamiento de los diferentes elementos que conforman la pierna humana en conjunto durante la marcha normal [158].

2.2.1 EL CICLO DE LA MARCHA NORMAL HUMANA; DESCRIPCIÓN Y GENERALIDADES

El ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo (constituye el 60% del ciclo) y la fase de balanceo (representa el 40% del ciclo). Una extremidad está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo “La relación secuencial de una fase portante o de apoyo y otra oscilante o balanceo de una extremidad se conoce como paso”, (figura 2.1) [158].

El patrón de la marcha está relacionado con múltiples factores: extrínsecos (terreno, tipo de calzado, vestido, transporte de carga); intrínsecos (edad, sexo); físicos (medidas antropométricas); psicológicos relacionados con la personalidad y las emociones del individuo; fisiológicos (periodo de gestación, proceso normal de envejecimiento); patológicos como trau-

matismos, patologías neurológicas, musculo esqueléticas o trastornos psiquiátricos; por lo tanto la influencia de éstos factores podrían modificar el patrón de marcha generando alteraciones transitorias o permanentes, locales o generales [159].

Para iniciar la marcha, se requiere de una gran estabilidad mecánica en bipedestación, lo cual implica la integridad del sistema músculo-esquelético y los reflejos posturales [158].

2.2.1.1 FASES DE LA MARCHA

Durante un ciclo de la marcha completo cada pierna pasa por una fase de apoyo durante la cual el pie se encuentra en contacto total o parcialmente con el suelo, seguido por una fase de oscilación, en la cual el pie se encuentra en el aire, al tiempo que avanza [160].

La marcha está compuesta por pasos que a su vez forman zancadas, la cual se denomina también ciclo de la marcha [161]. La marcha se describe mediante parámetros espaciales, temporales, espacio-temporales, cinéticos y cinemáticos. Dichos parámetros varían entre sujetos y también en el mismo sujeto, estos resultan ser representativos de una persona cuando las condiciones y los factores que afectan la marcha se mantienen constantes. Sus resultados facilitan la relación de los datos obtenidos durante el proceso de evaluación del movimiento corporal humano y la identificación de deficiencias corporales que inciden en la marcha y de limitaciones en la actividad [159].

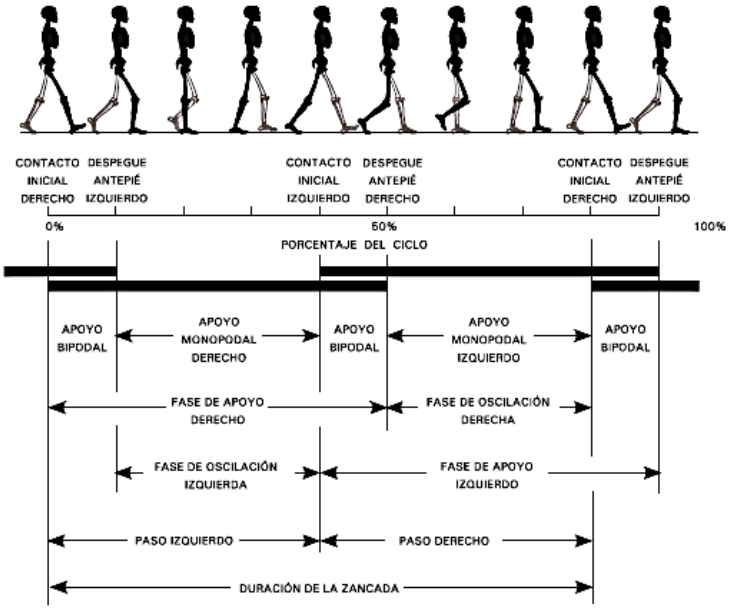


Figura 2. 1. El ciclo de la marcha [162]

Fase de apoyo

La fase de apoyo o soporte se subdivide a su vez en cinco fases que se describen en la siguiente Tabla 2.1.

Tabla 2. 1. Fase de apoyo [159]

Fase	Descripción
Contacto inicial	(0-2% del ciclo, apoyo bipodal): Es el momento en el que el pie entra en contacto con el suelo. Normalmente el contacto tiene lugar en la región del talón, razón por la que esta fase se considera para registrar el inicio y la culminación del ciclo de la marcha
Respuesta a la carga	(10% del ciclo de la marcha, apoyo bipodal): El pie realiza contacto total con el piso y el peso del cuerpo se transfiere a la extremidad adelantada.
Soporte medio	(10-30% del ciclo de la marcha): La extremidad contralateral pierde contacto con el piso y el peso del cuerpo se transfiere a lo largo del pie hasta que se alinea con la cabeza de los metatarsianos. La transferencia del peso se da gracias a la rotación de la tibia sobre el pie estático.
Soporte terminal o final	(30-50% del ciclo de la marcha): El talón se levanta para desplazar el peso hacia los dedos y transferir la carga al pie contralateral, el cual, entra en contacto con el piso.
Pre-balanceo o fase previa a la oscilación	(50-60% del ciclo de la marcha): Fase de transición entre la fase de soporte y la de balanceo. Se inicia cuando el pie contralateral entra en contacto con el piso y termina cuando el pie ipsilateral despega del piso. El peso corporal es transferido totalmente de una extremidad a otra.

Fase de balanceo

La fase de balanceo puede dividirse en tres intervalos designados con los términos de aceleración, balanceo medio y desaceleración. Cada una de estas subdivisiones constituye apro-

ximadamente un tercio de la fase de balanceo. Sus fases se describen en la siguiente Tabla 2.2.

Tabla 2. 2. Fase de balanceo [159]

Fase	Descripción
Balanceo Inicial	(50-73% del ciclo de la marcha): Inicia cuando los dedos del pie se despegan del piso y termina cuando la rodilla alcanza la flexión máxima durante la marcha (60°), el muslo se encuentra directamente de bajo del cuerpo y paralelo a la extremidad inferior contralateral que, en este instante, soporta el peso corporal.
Balanceo Medio	(73-87% del ciclo de la marcha): El muslo continúa avanzando y la rodilla, que ha alcanzado la flexión máxima, ahora se extiende, de manera que el pie permanece despegado del suelo y termina cuando la tibia se dispone en posición perpendicular al piso.
Balanceo terminal	(87-100% del ciclo de la marcha): Inicia con la posición vertical de la tibia, continúa a medida que la rodilla se extiende completamente y la extremidad se prepara para aceptar la carga durante el contacto inicial.

Parámetros espaciales

Los parámetros espaciales de importancia en el ciclo de la marcha se describen en la siguiente Tabla 2.3.

Tabla 2. 3. Parámetros espaciales [153, 155]

Parámetro	Descripción
Longitud de zancada	Es la distancia lineal entre dos contactos de talón consecutivos de la misma extremidad.
Longitud de paso	Es la distancia lineal entre el contacto inicial del talón de una extremidad y el de la extremidad contralateral.

Ancho de paso o Amplitud de base	Es la distancia entre ambos pies, generalmente entre los talones, que representa la medida de la base de sustentación y equivale de 5 a 10 centímetros, relacionada directamente con la estabilidad y el equilibrio. Como la pelvis debe desplazarse hacia el lado de apoyo del cuerpo para mantener la estabilidad en el apoyo medio, una base de sustentación estrecha reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad.
Altura del paso	Es el movimiento de las extremidades inferiores otorga una altura de 5 centímetros al paso, evitando que arrastre los pies.
Ángulo de paso o ángulo de marcha	Se refiere a la orientación del pie durante el apoyo. El eje longitudinal de cada pie forma un ángulo con la línea e progresión (línea de dirección de la marcha; normalmente esta entre los 5 y 8°.
Tiempo de paso	Es el tiempo transcurrido entre el contacto inicial de un pie con el suelo y el contacto inicial de un pie contrario.
Tiempo de zancada	Comprende el intervalo entre dos apoyos sucesivos del mismo pie en el suelo.
Tiempo de apoyo	Es el tiempo en que un pie está en contacto con el suelo, empieza con el contacto inicial del talón de un pie en el suelo y termina con el contacto final del antepié del mismo pie en el suelo se divide en: tiempo de apoyo bipodal y monopodal.
Tiempo de balanceo	Es el tiempo en el que el pie no está en contacto con el suelo.

Parámetros temporales

Los parámetros espaciales de importancia en el ciclo de la marcha se describen en la siguiente Tabla 2.4.

Tabla 2. 4. Parámetros temporales [159]

Parámetro	**Descripción**
Apoyo	Es el porcentaje del ciclo total de la marcha durante el cual el cuerpo se encuentra apoyado sobre una sola pierna.

Balanceo	Es el porcentaje del ciclo de la marcha en el cual la extremidad inferior permanece en el aire y avanza hacia delante.
Doble apoyo	Porcentaje del ciclo de la marcha en el cual ambos pies contactan el suelo.
Periodo de zancada	Es el lapso de tiempo en el que el transcurren dos eventos idénticos y sucesivos del mismo pie, generalmente entre dos contactos iniciales de la misma extremidad inferior.
Periodo de soporte o apoyo	Es el lapso de tiempo que transcurre desde que el pie hace contacto con el piso, hasta el momento de despegue de los dedos del mismo pie.
Periodo de balanceo	Es el lapso de tiempo transcurrido entre el instante de despegue de los dedos hasta el punto de contacto inicial de un mismo pie
Cadencia	Es el número de pasos por unidad de tiempo, generalmente se mide en un minuto. La frecuencia determina el ritmo y rapidez de la marcha.

Parámetros espacio-temporales

Los parámetros espacio-temporales de importancia en el ciclo de la marcha se describen en la siguiente Tabla 2.5.

Tabla 2. 5. Parámetros espacio-temporales [153, 155]

Parámetro	Descripción
Velocidad	Es la relación de la distancia recorrida en dirección de la marcha por unidad de tiempo.
Velocidad de balanceo	Tiempo en que se demora un miembro inferior desde la aceleración inicial hasta el siguiente paso.
Velocidad media	Es el producto de la cadencia por la unidad de longitud de la zancada expresada en m/s.

Cadencia o ritmo de paso	Se relaciona con la longitud del paso y representa habitualmente el ritmo más eficiente para ahorrar energía en ese individuo en particular y según su estructura corporal. Los individuos más altos dan pasos a una cadencia más lenta, en cambio los más pequeños dan pasos más rápidos. Puede ir entre 90 y 120 pasos/ min.
Velocidad espontánea	Es la velocidad que adquiere un sujeto cuando deambula con naturalidad, sin que se le haya impuesto ninguna velocidad predeterminada, es así cuando el gasto energético es menor que en cualquier otra velocidad.
Velocidad impuesta	Es la velocidad específica que se le impone a un sujeto. Cuando se utiliza esta velocidad generalmente miden la velocidad de la marcha y comprueban que ésta no difiera de la velocidad predeterminada.

2.3 ESTUDIO ENERGÉTICO DE LA MARCHA

2.3.1 MECANISMOS DE OPTIMIZACIÓN

La marcha humana genera un gasto energético y cada persona tiende a adoptar el tipo de marcha más eficiente para su estructura particular, con el menor gasto energético posible. El gasto energético se puede determinar indirectamente con la medición del consumo de oxígeno, por lo anterior se puede inducir que el cuerpo humano es capaz de desarrollar diversos mecanismos con el fin de mejorar el rendimiento de la marcha y la minimización del desplazamiento del centro de gravedad [162].

2.3.2 TRANSFERENCIA DE ENERGÍA

Durante la marcha humana tienen lugar dos formas de intercambio de energía; cinética y potencial. Las transferencias de energía potencial y cinética ocurren durante el desplazamiento rítmico vertical del cuerpo y su centro de gravedad durante el ciclo de la marcha, en periodos de doble apoyo el centro de gravedad se encuentra en su punto más bajo generando energía cinética presentando su máxima velocidad hacia delante, por el contrario, el punto más alto es el periodo de apoyo unipodal convirtiendo así la energía cinética en potencial [162].

Los intercambios de energía entre los segmentos se producen a través de los músculos que actúan como bandas elásticas, y de las propias estructuras articulares. Por ejemplo, durante la oscilación de la extremidad durante el balanceo, se produce una transferencia de energía desde el tronco al muslo, y de este a la pierna y al pie, lo que contribuye al aumento de la cinética en dichos segmentos, y durante la etapa de apoyo la transferencia es en sentido contrario y disminuye la energía cinética [162].

2.3.3 FACTORES QUE INFLUYEN EN EL GASTO ENERGÉTICO

El gasto energético varía con algunos factores como son; el peso del individuo, la velocidad de la marcha, la pendiente y el tipo de terreno. Así que, a mayor peso, mayor será el gasto energético [163].

La velocidad de la marcha lenta supone un gasto energético importante, ya que se pierde energía cinética y es como si se volviera a empezar a caminar a cada paso, por lo que, al aumentar la velocidad de la marcha, se requiere un mínimo de energía [163].

El otro factor de importancia es la pendiente, ya que cuando se asciende por una rampa, no existe la fase de descenso del centro de gravedad, por lo que no hay transferencia de energía potencial a cinética y se precisa una mayor actuación muscular, que supone un mayor consumo energético. Cuando la pendiente tiene una inclinación de 15° se duplica el gasto y cuando es de 25° se triplica. En el caso del descenso, si es leve, el gasto disminuye, ya que la energía acumulada es superior a la normal y la marcha resulta más sencilla, pero conforme aumenta la inclinación, también aumenta el gasto, ya que es necesario frenar y evitar la aceleración [163].

El tipo de terreno es otro factor de importancia, ya que se es blando e irregular se eleva el gasto, ya que no otorga resistencia a los pies, si el terreno es labrado, se duplica el gasto o en nieve blanda se cuadruplica [163].

2.4 ANÁLISIS CINEMÁTICO DE LA MARCHA

El análisis cinemático describe los movimientos del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las diferentes fases de la marcha [164].

El análisis se puede dividir en tres intervalos, en los cuales se describe cómo actúan las articulaciones de mayor importancia para esta investigación, la cadera, la rodilla y el tobillo para cada una de las fases [159].

Intervalo 1

Es donde se describe el movimiento de las articulaciones en el plano sagital entre el contacto del talón con el suelo y el punto de apoyo medio (Tabla 2.6).

Tabla 2. 6. Estudio cinemático en el intervalo 1 de la marcha [159]

Instante	Cadera	Rodilla	Tobillo
En el momento del contacto con el suelo	Esta aproximadamente a 30° de flexión	Se encuentra en total extensión.	Está en posición neutra 0°. Justo entre la dorsiflexión y la flexión plantar.
Inmediatamente después del contacto del talón con el suelo.	Comienza a extenderse.	Comienza a flexionarse y continúa hasta que la planta del pie esté totalmente plana en el suelo.	Se empieza a mover en dirección de la flexión plantar.
En la posición del pie plano en el suelo.	El ángulo de flexión disminuye alrededor de 20°	Tiene aproximadamente un ángulo de 20° de flexión y comienza a extenderse.	Se mueve entre 15° de la posición neutra a la flexión plantar.
Entre el pie plano y el apoyo medio	Se traslada a su posición neutral 0°.	Tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose.	Pasa rápidamente a aproximadamente 5° de dorsiflexión.

Intervalo 2.

Es donde se describe el movimiento de las articulaciones en plano sagital entre el apoyo medio y el despegue del pie del suelo, Tabla 2.7.

Tabla 2. 7. Estudio cinemático en el intervalo 2 de la marcha [159]

Instante	Cadera	Rodilla	Tobillo

En el apoyo medio.	Se encuentra en posición neutra a 0° y comienza a moverse hacia la extensión.	Tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose.	Pasa rápidamente a aproximadamente 5° de dorsiflexión
En el momento que el talón se despega del suelo.	Alcanza un máximo de hiperextensión de 20°.	Está a 4° de la extensión completa.	Está aproximadamente a 15° de dorsiflexión
En el intervalo de elevación del talón y el despegue del pie.	Está cerca de una posición neutral y se mueve en dirección de la flexión.	Se mueve de una extensión casi completa a 40° de flexión.	Se mueve rápidamente 35°, con lo que al despegar el pie del suelo la articulación está aproximadamente en 20° de flexión plantar.

Intervalo 3.

Describe el movimiento de las articulaciones en el plano sagital en la etapa de balanceo. Tabla 2.8.

Tabla 2. 8. Estudio cinemático en el intervalo 3 de la marcha [159]

Instante	Cadera	Rodilla	Tobillo
Durante el balanceo	Partiendo de una posición neutra a 0°, la articulación de la cadera se flexiona aproximadamente 30° y se mantiene en esa posición		El pie se mueve de su posición inicial de flexión plantar al desprenderse del suelo a una posición esencialmente neutra a 0° que se mantiene durante toda la etapa de balanceo

Entre el despegue del pie y la parte media de la etapa de balanceo	Se flexiona de una posición inicial de aproximadamente 40° a un ángulo de máxima flexión de aproximadamente 65°
Entre la parte media de la etapa de balanceo y el contacto del talón	Se extiende casi completamente hasta el último instante de la etapa de balanceo.

Un análisis de este tipo describe los movimientos del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las diferentes fases de la marcha humana independientemente de las fuerzas que se causan durante el ciclo, con este análisis es posible encontrar velocidades y aceleraciones de cada elemento para cada instante de tiempo [160].

Para describir el sistema de movimiento existen ecuaciones de restricción de posición, las cuales dan la definición geométrica de los movimientos permisibles y dan forma al vector de posición y al diferenciar estas ecuaciones de posición con respecto al tiempo se pueden obtener las velocidades, a su vez al diferenciar la velocidad con respecto al tiempo para obtener las aceleraciones, en donde para solucionar este sistema se propone una Matriz Jacobiana, en donde se hace necesario emplear métodos numéricos para la solución de estos sistemas de ecuaciones [160].

2.5 ANÁLISIS CINÉTICO DE LA MARCHA

La cinética de la marcha estudia las fuerzas que intervienen durante la misma; fuerza de gravedad, de reacción, de inercia, la mínima fuerza del músculo y la de fricción o rozamiento.

Fuerza de gravedad; durante el ciclo de la marcha, la traslación del centro de gravedad del cuerpo humano tiene una tendencia a ir hacia delante, llegando momentáneamente más allá del borde anterior de la base de sustentación, lo que origina una pérdida transitoria del equilibrio y la acción de la gravedad tiende a hacer caer el cuerpo hacia delante y abajo, incrementando la velocidad y transformando la energía potencial en cinética, en este punto el pie

que oscila se sitúa en el suelo, recuperando el equilibrio, al ofrecer una base de sustentación mucho más amplia y evitando así la caída del cuerpo [163].

Fuerza de reacción del suelo; esta fuerza es la que ejerce el suelo sobre el individuo durante el ciclo de la marcha, a través de los pies y que es de igual magnitud que el impulso hacia abajo del pie durante la marcha, pero en sentido contrario. En el momento del choque de talón producimos una fuerza de frenado, mientras que en el momento del despegue se produce una fuerza de empuje hacia delante. En el impulso en el frenado la dirección de la fuerza de reacción es diagonal y puede resolverse en dos componentes. El componente vertical, que sirve para contrarrestar la tensión hacia debajo de la fuerza de gravedad, mientras que el componente horizontal sirve en el choque del talón, para frenar el movimiento hacia delante y en el despegue de antepié para generar propulsión. Si a la superficie de apoyo le falta solidez como en el caso del barro, nieve y arena, aquella ofrece una resistencia muy pequeña de contrapresión, que trae como consecuencia un hundimiento o deslizamiento, que aumenta el gasto energético y disminuye la eficacia de la marcha [163]

La marcha requiere además una fricción adecuada entre el pie y el piso para no resbalar. La fuerza de fricción o de rozamiento dependerá del tipo de materiales en contacto y de las fuerzas que ejercen presiones entre ellos. Para que la marcha sea eficaz, la fricción debe ser suficiente para equilibrar el componente horizontal de las fuerzas de impulso y de frenado. Si no es suficiente el pie se deslizará. Este hecho se comprueba al observar a un individuo cuando camina sobre hielo o en un suelo encerado, en los que la fricción es mínima y debe reducir la longitud del paso, para disminuir la componente horizontal y así evitar resbalar [163].

La inercia se entiende como la incapacidad del cuerpo o de sus segmentos para cambiar su estado de reposo o movimiento sin la intervención de alguna fuerza, debe ser vencida en cada paso y cuanto mayor sea el peso del cuerpo mayor será la inercia que se ha de vencer [163].

En cuanto al conocimiento de las fuerzas musculares que actúan en la marcha, su valoración es un problema extremadamente complejo y más aún cuando se consideran los aspectos fisiológicos y mecánicos. El momento de fuerza de un músculo depende de la longitud efectiva del brazo de palanca con el que actúa, de su sección transversal fisiológica, de la velocidad de contracción y de la longitud previa del mismo, siendo máxima cuando el músculo está elongado (aproximadamente al 120 de su capacidad de reposo). La mayor demanda muscular de la marcha ocurre, en el instante en que el músculo presenta una mayor longitud [163].

Aunque la cuantificación absoluta de las fuerzas musculares que intervienen en la marcha, sigue siendo un problema sin determinar, existen estudios exhaustivos que explican la participación relativa de cada grupo muscular [163].

También se deben de tomar en cuenta otras destrezas motoras que suceden durante la marcha humana, estas tienen lugar debido a los tres tipos de contracciones musculares: concéntricas en las que ambas inserciones se aproximan produciendo movimiento en dirección de la tracción muscular; exentricas, en las que las intersecciones se separan frenando un movimiento que se produce en sentido contrario por la acción de fuerzas musculares o externas, como la gravedad, la inercia, y que serán mayores que la fuerza generada por el propio músculo; y las isométricas, en las que no hay variación de longitud del músculo, permaneciendo constante y que se producen para equilibrar fuerzas opuestas y mantener la estabilidad [163].

2.6 ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LAS ARTICULACIONES DE LA CADERA, LA RODILLA Y EL TOBILLO DURANTE LA MARCHA

2.6.1 BIOMECÁNICA DE LA CADERA DURANTE LA MARCHA

La cadera forma el punto de unión entre en cuerpo del individuo y su sistema de locomoción. En consecuencia, la anatomía de la cadera proporciona movilidad en las tres dimensiones, existiendo control muscular para cada dirección de actividad. El mayor rango de movimiento corresponde al plano sagital. Desde el punto de vista funcional, el objetivo de la musculatura durante la fase de apoyo es la estabilización del tronco, mientras que en la fase de oscilación se persigue el avance del miembro [165] (figura 2.2).

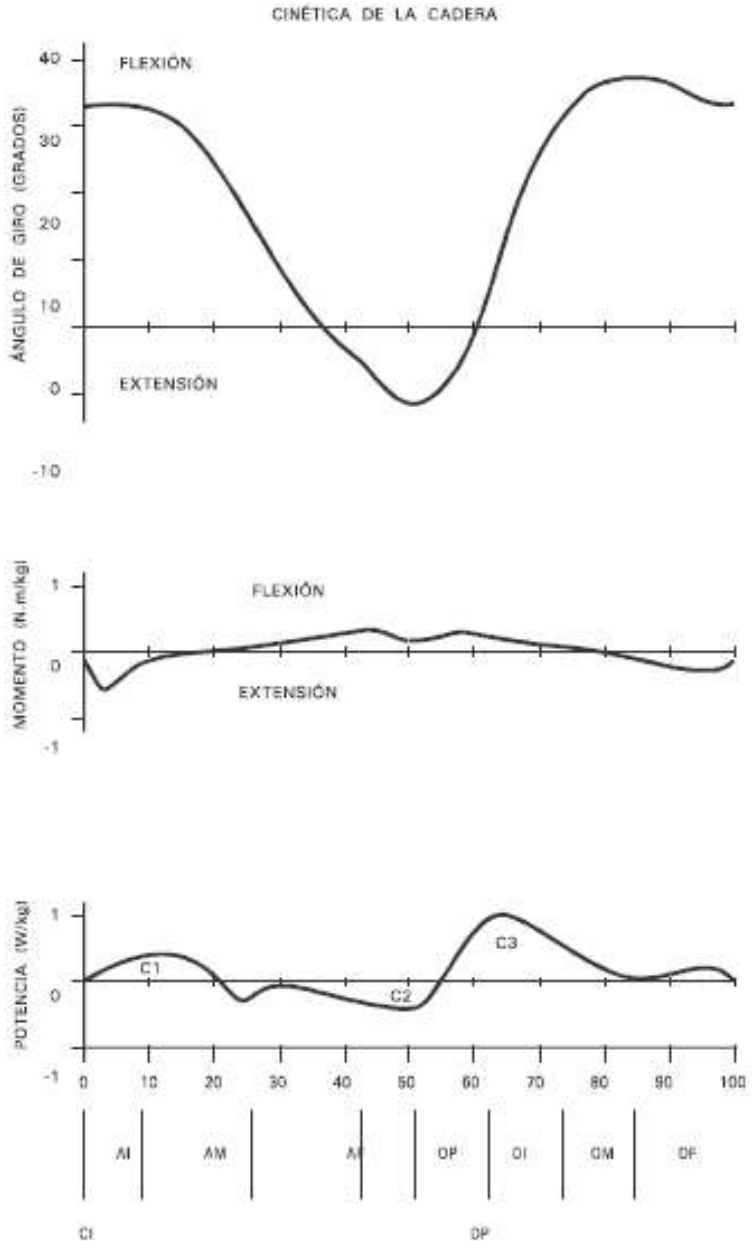


Figura 2. 2. Biomecánica de la cadera, en el plano sagital. Posición, momento articular y potencia articular [162]

En el plano sagital la cadera presenta dos trayectorias de movimiento durante la zancada normal, extensión en el apoyo y flexión en la oscilación, produciéndose la inversión de forma gradual. El rango total de movimiento normal en la cadera es de unos 40°. La definición precisa de los límites de la flexo-extensión depende de la técnica utilizada. En la práctica clínica habitual se considera como posición cero la correspondiente al fémur vertical, resultando un rango articular entre 10° de extensión y 30° de flexión. [162]

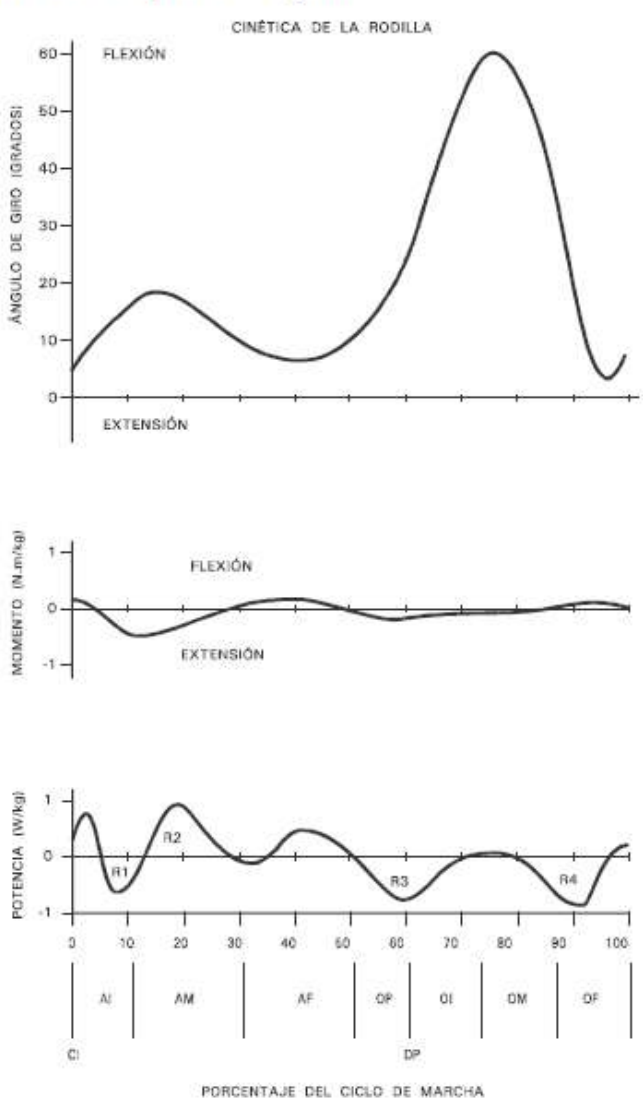


Figura 2. 3. Biomecánica de la rodilla, en el plano sagital (Posición, momento articular y potencia articular) [162]

2.6.2 BIOMECÁNICA DE LA RODILLA DURANTE LA MARCHA

La rodilla es la articulación entre dos huesos largos (el fémur y la tibia) que constituyen los segmentos mayores del miembro inferior. Pequeños arcos de movimiento de los mismos ocasionan cambios significativos en posición del pie o del cuerpo. En consecuencia, la movilidad y estabilidad de la rodilla son factores fundamentales en el patrón normal de marcha. Durante la fase de apoyo, la rodilla es el principal determinante de la estabilidad del miembro. En la fase de oscilación, la flexibilidad de la rodilla constituye el factor más importante para permitir el avance del miembro. El número de músculos biarticulares involu-

crados en el control de la rodilla en el control de la rodilla indica, a su vez, una coordinación estrecha con la cadera y el tobillo, [162] (figura 2.3).

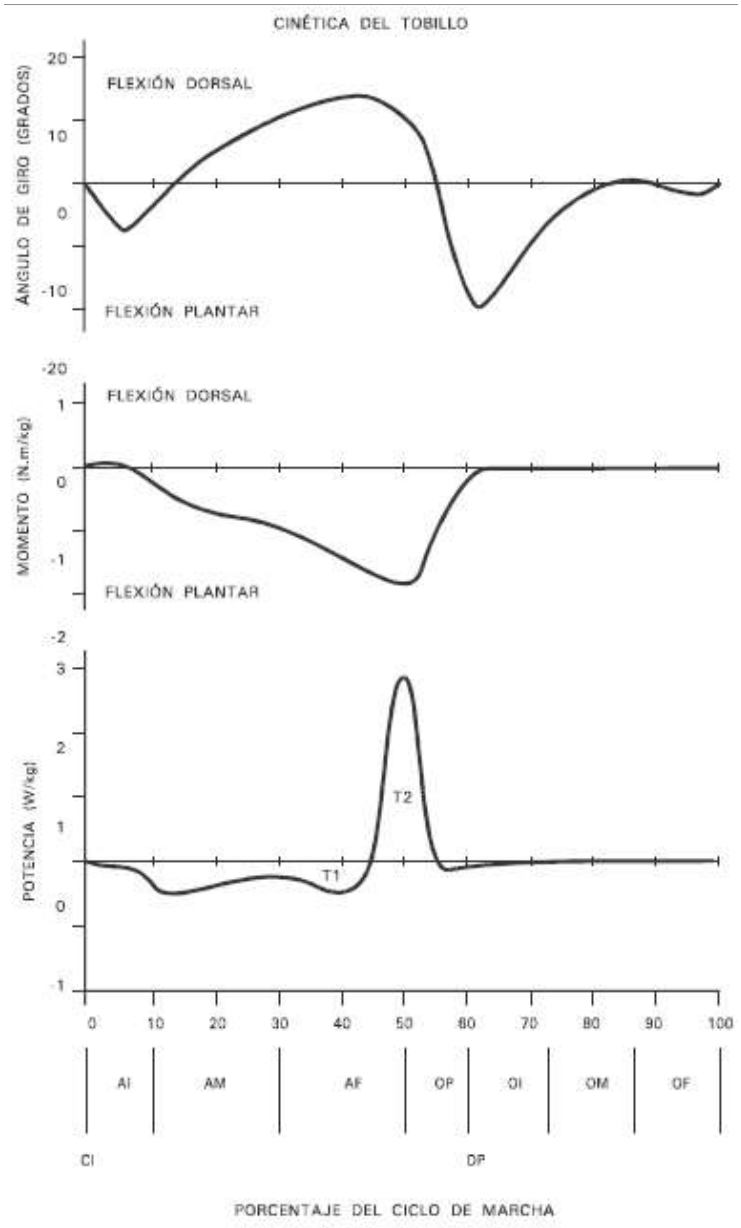


Figura 2. 4. Biomecánica del tobillo, en el plano sagital. Posición, momento articular y potencia articular [162]

2.6.3 BIOMECÁNICA DEL TOBILLO DURANTE LA MARCHA

Una de las principales peculiaridades de la unión entre la tibia y el pie es la transferencia de las fuerzas de soporte del cuerpo, verticales, a un sistema de apoyo horizontal. Las articula-

ciones tibioastragalina y subastragalina realizan esta función. El astálago, ubicado bajo el eje de la tibia, conecta las cargas verticales soportadas por ésta con las estructuras del pie, permitiendo la movilidad relativa de ambos segmentos en tres dimensiones a través de un mecanismo básico de dos articulaciones de ejes no paralelos, (figura 2.4).

2.7 ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LAS ARTICULACIONES DE LA CADERA, LA RODILLA Y EL TOBILLO DURANTE LA FASE DE BALANCEO

2.7.1 MÉTODOS Y HERRAMIENTAS

Esta riqueza de datos requiere interpretación y organización a través de principios fundamentales que eluciden los mecanismos de la marcha durante cinco décadas, dos teorías principales han dominado el estudio del caminar: Los seis determinantes de la marcha y la analogía del péndulo invertido simple para la fase de apoyo y tomando en cuenta la fuerza de reacción del suelo y sus componentes, considerando un centro de masa igual a cero en la cadera [149, 159, 160]. También existen modelos que analizan este fenómeno con tres grados de libertad [168].

Piazza & Delp [169], dedicaron su interés al análisis de la flexión de la rodilla en la marcha durante la fase de balanceo, en donde se analizó el movimiento como un mecanismo de 12 eslabones, los cuales representan los músculos que intervienen para dicho movimiento. Proponiendo una función polinomial de quinto orden para representar el movimiento de la cadera, así como sus funciones en sus componentes X y Y respectivamente, así como la Matriz Lagrangiana que representa el movimiento.

Al paso del tiempo los estudios de la marcha, las fuerzas y los momentos a partir de la solución de ecuaciones cinemáticas que intervienen en la fase de balanceo son relativamente numerosos gracias al desarrollo de herramientas computacionales que facilitan este tipo de estudios; Vega et al.[170], propone mediante dinámica de LaGrange una matriz de movimiento en la fase de balance, métodos que analizan esta fase como una catapulta tomando en cuenta un centro de masa un poco más elevado que la cadera que es previamente impulsado propuesto por Lipfert et al. [171] y Torres-Trevi et al. [172], que proponen un modelo usando interfaces cerebro-computadora hibrida, en donde analiza la fase de balanceo proponiendo un modelo de péndulo doble y con dinámica Euler-LaGrange se obtuvieron los torques para cada articulación.

Diferentes estudios se han realizado para identificar y modelar la marcha humana. En esencia son usados los métodos de dinámica inversa y dinámica directa. En la primera se buscan

identificar las fuerzas que intervienen en el movimiento, mientras que en la segunda buscan obtener la simulación a partir de parámetros físicos determinados [156].

Para el caso particular del presente proyecto el análisis biomecánico solo será en la fase de balanceo, debido a que la mayoría de los trabajos se enfocan en la fase de apoyo y estudian las fuerzas que interactúan hacia arriba, y el objetivo será obtener las fuerzas que ejerce la articulación de la cadera hacia arriba con la finalidad de conocer la flexión máxima que debe alcanzar la rodilla durante la marcha.

Los métodos existentes para el análisis de la marcha son numerosos, y permiten la obtención de los parámetros cuantitativos característicos de una manera objetiva. Durante el análisis de la marcha muchos factores deben ser considerados para realizar una evaluación de manera correcta [159].

2.7.2 TÉCNICA EXPERIMENTAL

La videogrametría es una técnica derivada de la fotogrametría que se vale de imágenes de algún objeto tomadas desde uno o varios puntos de vista, con el fin de recrear un modelo bidimensional. Con el fin de lograr tal objetivo, dicha técnica usa el método de transformación lineal directa, que consiste en un par de ecuaciones lineales que relacionan la coordenada en la imagen de un punto con su ubicación espacial, mediante la teoría de proyección perspectiva [159].

Los datos necesarios para alimentar los modelos fueron obtenidos a través de una técnica experimental en el Laboratorio de análisis de movimiento realizada en la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo.

Se analizaron cuatro individuos masculinos de diferentes tallas cuyas características se muestran en la siguiente Tabla 2.9.

Tabla 2. 9. Tallas de los individuos de caso estudio y dimensiones antropométricas

Talla	Altura (metros)	Peso (Kilogramos)	Longitud del Muslo (metros)	Pierna (metros)
Chica	1.68	70	0.4297	0.3967
Mediana	1.71	75	0.5459	0.3604
Grande	1.80	81	0.5314	0.4589
Extra Grande	1.86	110	0.4931	0.4284

2.7.3 LABORATORIO DE ANÁLISIS DE MOVIMIENTO

Con ayuda del software KINOVEA.org ver. 0.8.15 , se realizó en análisis de movimiento mediante el registro de imágenes digitales, con una configuración habitual; marcadores, sistemas de referencia, cámara de video y accesorios.

Los marcadores usados fueron etiquetas cuadradas de color fluorescente de 1cm x 1cm, las cuales se adherían al cuerpo por medio de pegamento, como se muestra en la Figura 2.5. La marcha fue a velocidad espontánea por parte de los individuos, lo único que fue impuesto fue el punto de origen y el inicio de la marcha con la pierna izquierda en dirección contraria al eje horizontal, la etapa de balanceo del análisis corresponde al segundo paso del miembro izquierdo, justo en la segunda etapa de apoyo unipodal del miembro derecho, a partir del inicio de la marcha

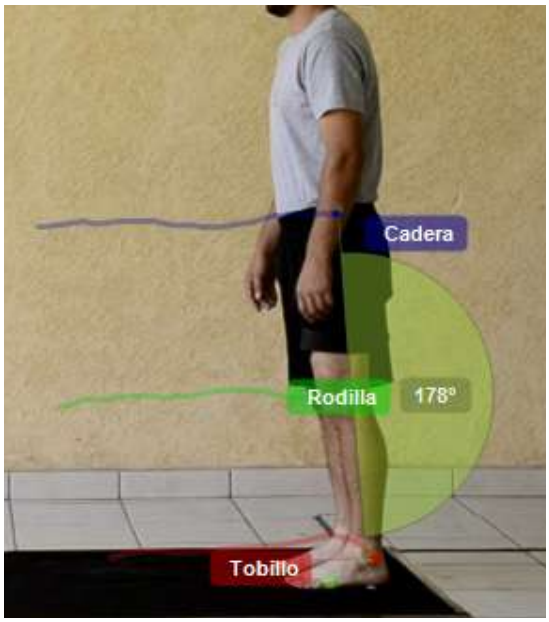


Figura 2. 5. Video de análisis de movimiento y ubicación de marcadores en el plano sagital

2.7.4 TRAYECTORIAS Y FUNCIONES OBTENIDAS

A partir del análisis de video se obtuvieron datos en hojas de cálculo, con datos como el desplazamiento en los ejes *X* y *Y*, el desplazamiento angular, la velocidad, la cadencia, la amplitud, la composición porcentual. Estos datos se procesaron en el software Statgraphics Centurion ver 18 (Statgraphics Technologies, Inc., The Plains, Virginia, EEUU), en donde obtuvimos las funciones que representan el desplazamiento angular de la cadera y la rodilla durante la fase de balanceo. Las funciones obtenidas se muestran en la Tabla 2.10, ordenadas por articulación y por talla.

Tabla 2. 10. Funciones de cadera y rodilla que representan el ángulo de las articulaciones de cadera y rodilla con respecto a la horizontal de las cuatro tallas

Talla	Cadera	Rodilla
Chica	$ÁnguloCadera = 38275.6 - 86108.5*Tiempo + 72571.8*Tiempo^2 - 26977.6*Tiempo^3 + 3735.3*Tiempo^4$	$ÁnguloRodilla = -49048.4 + 119448.*Tiempo - 107393.*Tiempo^2 + 42444.2*Tiempo^3 - 6221.46*Tiempo^4$
Mediana	$ÁnguloCadera = 11600.1 - 26088.6*Tiempo + 22149.2*Tiempo\text{^}2 - 8227.89*Tiempo\text{^}3 + 1130.55*Tiempo\text{^}4$	$Ánguloderodilla = -56129.2 + 136014.*Tiempo - 122001.*Tiempo\text{^}2 + 48191.5*Tiempo\text{^}3 - 7071.26*Tiempo\text{^}4$
Grande	$Ángulocadera = 14703.5 - 34495.3*Tiempo + 30558.1*Tiempo\text{^}2 - 11904.5*Tiempo\text{^}3 + 1723.72*Tiempo\text{^}4$	$Ángulorodilla = -39801.1 + 101757.*Tiempo - 96055.0*Tiempo\text{^}2 + 39890.3*Tiempo\text{^}3 - 6146.14*Tiempo\text{^}4$
Extra grande	$Ángulocadera = 31935.4 - 70371.7*Tiempo + 58045.7*Tiempo\text{^}2 - 21071.3*Tiempo\text{^}3 + 2842.77*Tiempo\text{^}4$	$Ángulorodilla = -81412.0 + 194842.*Tiempo - 173003.*Tiempo\text{^}2 + 67722.8*Tiempo\text{^}3 - 9859.27*Tiempo\text{^}4$

Talla chica:

La salida muestra los resultados de ajustar un modelo polinomial de cuarto orden para describir la relación entre Angulo Cadera y Tiempo, (figura 2.6) y Ángulo Rodilla y Tiempo, (figura 2.7).

Puesto que el valor-P en la tabla ANOVA es menor que 0.05, existe una relación estadísticamente significativa entre Ángulo Cadera y Tiempo con un nivel de confianza del 95%.

El estadístico R-Cuadrada indica que el modelo así ajustado explica 99.7544% de la variabilidad en ´Ángulo Cadera (figura 2.6), y 99.822% de la variabilidad en Angulo Rodilla. El estadístico R-Cuadrada ajustada, que es más apropiada para comparar modelos con diferente número de variables independientes, es 99.6452% para la cadera y es 99.7429%, para la rodilla (figura 2.7). El error estándar del estimado muestra que la desviación estándar de los residuos es 0.718907 para la cadera y 1.42545 para la rodilla. Este valor puede usarse para construir límites para nuevas observaciones, seleccionando la opción de Reportes del menú de texto. El error absoluto medio (MAE) de 0.486438 es el valor promedio de los residuos para la cadera y 0.861701 para la rodilla. El estadístico de Durbin-Watson (DW) examina los residuos para determinar si hay alguna correlación significativa basada en el orden en el que se presentan en el archivo de datos. Puesto que el valor-P mayor que 0.05, no hay indicación de correlación serial en los residuos, con un nivel de confianza del 95%.

Para determinar si el orden del polinomio es apropiado, primero note que el valor-P en el término de mayor orden es igual a 0.00000434563 para la cadera y 0.0000180565 para la rodilla. Puesto que el valor-P es menor que 0.05, el término de mayor orden es estadísticamente significativo con un nivel de confianza del 95%. Consecuentemente, es probable que no quisiera considerar ningún modelo de orden menor,

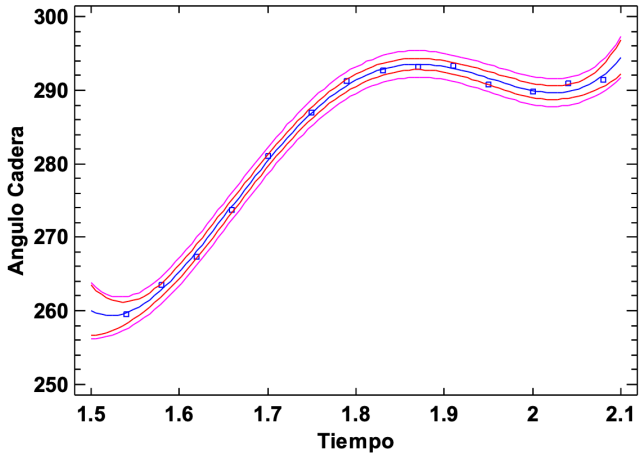


Figura 2. 6. Gráfica del modelo ajustado para la cadera de talla chica

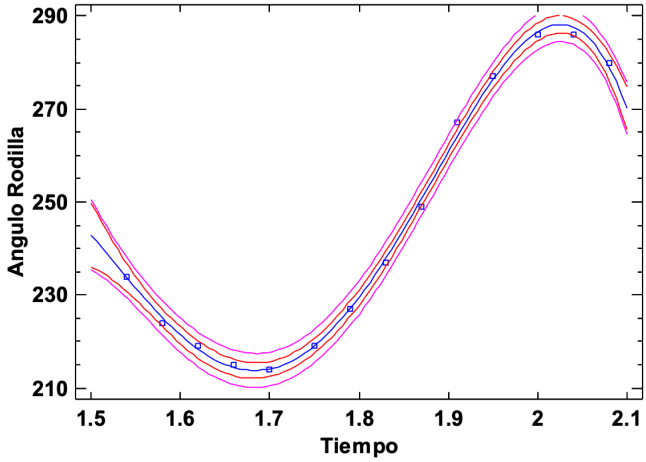


Figura 2. 7. Gráfica del modelo ajustado para la rodilla de talla chica

Talla Mediana:

La salida muestra los resultados de ajustar un modelo polinomial de cuarto orden para describir la relación entre Ángulo Cadera y Tiempo, (figura 2.8) y Ángulo Rodilla y Tiempo, (figura 2.9).

Puesto que el valor-P en la tabla ANOVA es menor que 0.05, existe una relación estadísticamente significativa entre Ángulo Cadera y Tiempo con un nivel de confianza del 95%.

El estadístico R-Cuadrada indica que el modelo así ajustado explica 99.091% de la variabilidad en Ángulo Cadera, (figura 2.8) y 99.8341% de la variabilidad en Ángulo Rodilla (figura 2.9). El estadístico R-Cuadrada ajustada, que es más apropiada para comparar mode-

los con diferente número de variables independientes, es 98.687% para la cadera y es 99.7604%, para la rodilla. El error estándar del estimado muestra que la desviación estándar de los residuos es 1.25421 para la cadera y 1.26788 para la rodilla. Este valor puede usarse para construir límites para nuevas observaciones, seleccionando la opción de Reportes del menú de texto. El error absoluto medio (MAE) de 0.863087 es el valor promedio de los residuos para la cadera y 0.772358 para la rodilla. El estadístico de Durbin-Watson (DW) examina los residuos para determinar si hay alguna correlación significativa basada en el orden en el que se presentan en el archivo de datos. Puesto que el valor-P mayor que 0.05, no hay indicación de correlación serial en los residuos, con un nivel de confianza del 95%.

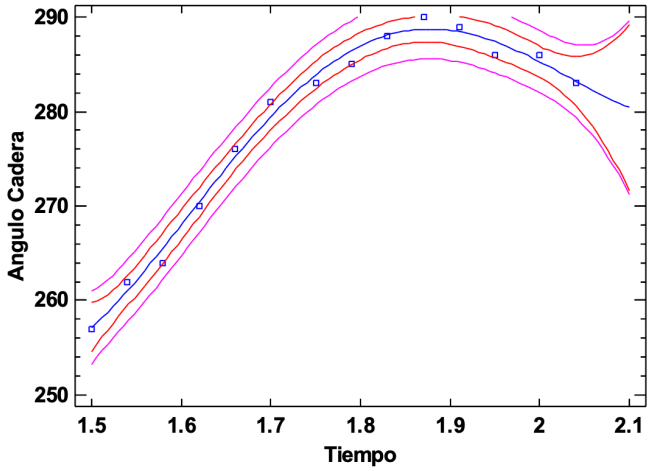


Figura 2. 8. Gráfica del modelo ajustado para la cadera de talla mediana

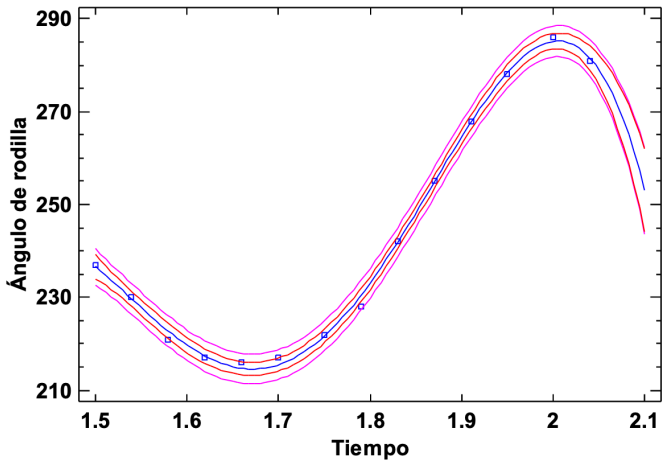


Figura 2. 9. Gráfica del modelo ajustado para la rodilla de talla mediana

Para determinar si el orden del polinomio es apropiado, primero note que el valor-P en el término de mayor orden es igual a 0.127232 para la cadera y 0.00000258853 para la rodilla. Puesto que el valor-P es menor que 0.05, el término de mayor orden es estadísticamente significativo con un nivel de confianza del 95%. Consecuentemente, es probable que no quisiera considerar ningún modelo de orden menor.

Talla grande:

La salida muestra los resultados de ajustar un modelo polinomial de cuarto orden para describir la relación entre Ángulo Cadera y Tiempo, (figura 2.10) y Ángulo Rodilla y Tiempo (figura 2.11).

Puesto que el valor-P en la tabla ANOVA es menor que 0.05, existe una relación estadísticamente significativa entre Ángulo Cadera y Tiempo con un nivel de confianza del 95%.

El estadístico R-Cuadrada indica que el modelo así ajustado explica 99.2085% de la variabilidad en Ángulo Cadera (figura 2.10) y 99.5476% de la variabilidad en Angulo Rodilla (figura 2.11). El estadístico R-Cuadrada ajustada, que es más apropiada para comparar modelos con diferente número de variables independientes, es 98.8567% para la cadera y es 99.3465%, para la rodilla. El error estándar del estimado muestra que la desviación estándar de los residuos es 1.16355 para la cadera y 2.15818 para la rodilla. Este valor puede usarse para construir límites para nuevas observaciones, seleccionando la opción de Reportes del menú de texto. El error absoluto medio (MAE) de 0.513703 es el valor promedio de los residuos para la cadera y 1.38713 para la rodilla. El estadístico de Durbin-Watson (DW) examina los residuos para determinar si hay alguna correlación significativa basada en el orden en el que se presentan en el archivo de datos. Puesto que el valor-P mayor que 0.05, no hay indicación de correlación serial en los residuos, con un nivel de confianza del 95%.

Para determinar si el orden del polinomio es apropiado, primero note que el valor-P en el término de mayor orden es igual a 0.0220669 para la cadera y 0.000488582 para la rodilla. Puesto que el valor-P es menor que 0.05, el término de mayor orden es estadísticamente significativo con un nivel de confianza del 95%. Consecuentemente, es probable que no quisiera considerar ningún modelo de orden menor.

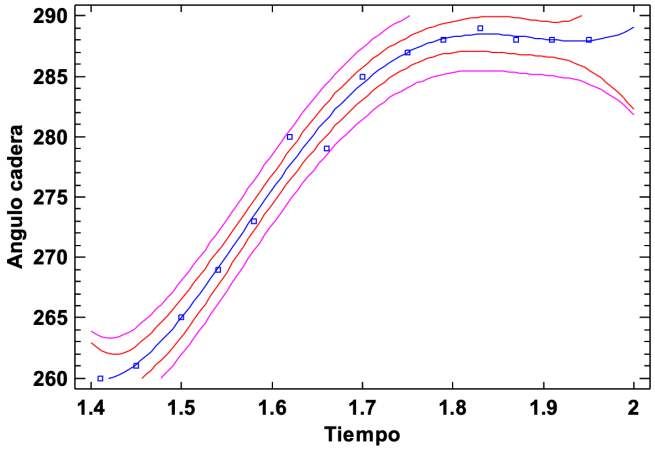


Figura 2. 10. Gráfica del modelo ajustado para la cadera de talla grande

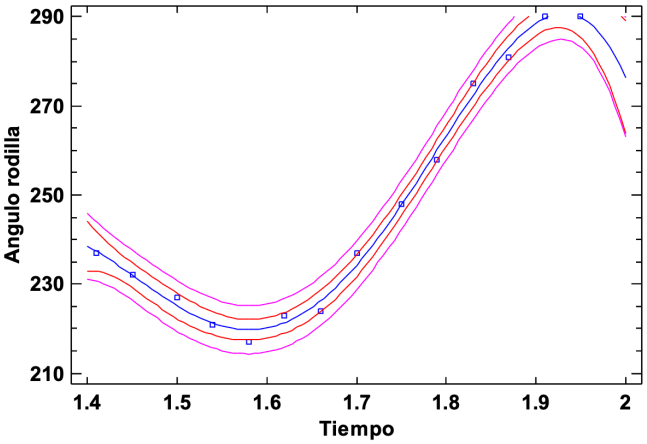


Figura 2. 11. Gráfica del modelo ajustado para la rodilla de talla grande

Talla extra grande:

La salida muestra los resultados de ajustar un modelo polinomial de cuarto orden para describir la relación entre Ángulo Cadera y Tiempo (figura 2.12) y Ángulo Rodilla y Tiempo (figura 2.13).

Puesto que el valor-P en la tabla ANOVA es menor que 0.05, existe una relación estadísticamente significativa entre Ángulo Cadera y Tiempo con un nivel de confianza del 95%.

El estadístico R-Cuadrada indica que el modelo así ajustado explica 99.8126% de la variabilidad en Ángulo Cadera, (figura 2.12), y 99.266% de la variabilidad en Ángulo Rodilla (figura 2.13). El estadístico R-Cuadrada ajustada, que es más apropiada para comparar modelos con diferente número de variables independientes, es 99.7188% para la cadera y es

98.8991%, para la rodilla. El error estándar del estimado muestra que la desviación estándar de los residuos es 0.74095 para la cadera y 2.99432 para la rodilla. Este valor puede usarse para construir límites para nuevas observaciones, seleccionando la opción de Reportes del menú de texto. El error absoluto medio (MAE) de 0.508999 es el valor promedio de los residuos para la cadera y 1.81211 para la rodilla. El estadístico de Durbin-Watson (DW) examina los residuos para determinar si hay alguna correlación significativa basada en el orden en el que se presentan en el archivo de datos. Puesto que el valor-P mayor que 0.05, no hay indicación de correlación serial en los residuos, con un nivel de confianza del 95%.

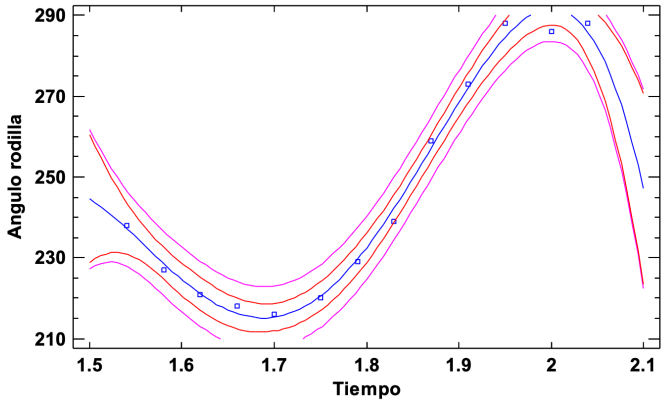


Figura 2. 12. Gráfica del modelo ajustado para la cadera de talla extra grande

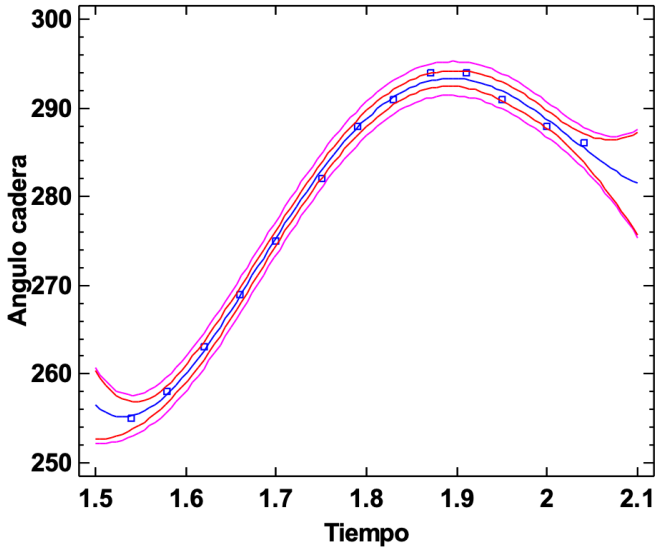


Figura 2. 13. Gráfica del modelo ajustado para la rodilla de talla extra grande

Para determinar si el orden del polinomio es apropiado, primero note que el valor-P en el término de mayor orden es igual a 0.000891847 para la cadera y 0.00226875 para la rodilla. Puesto que el valor-P es menor que 0.05, el término de mayor orden es estadísticamente significativo con un nivel de confianza del 95%. Consecuentemente, es probable que no quisiera considerar ningún modelo de orden menor.

Una vez obtenidas las funciones se grafican los desplazamientos angulares y de posición de la articulación de la cadera (figura 2.14), y la rodilla para las cuatro tallas que se obtienen con las funciones propuestas, (figura 2.15).

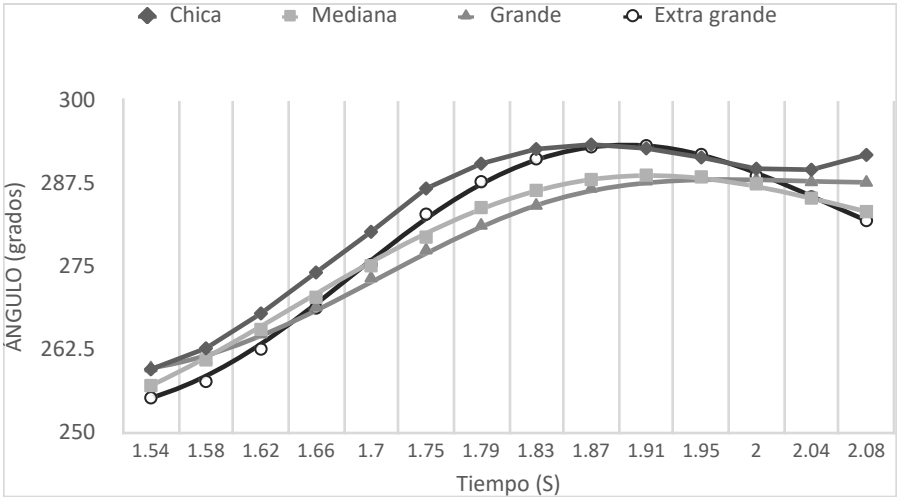


Figura 2. 14. Gráfica de los modelos ajustados para la cadera en cada talla

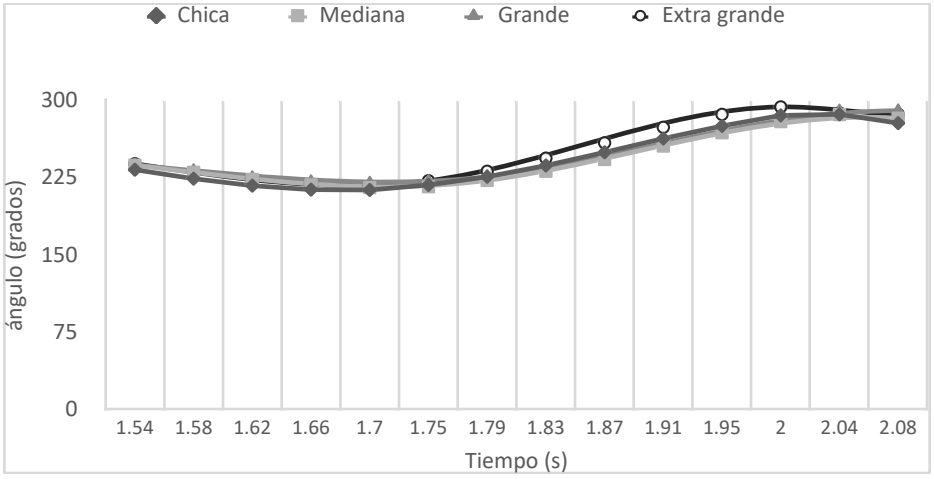


Figura 2. 15. Gráfica de los modelos ajustados para la rodilla en cada talla

2.8 MODELO CINEMÁTICO

Para el desarrollo del modelo se supone que los huesos son elementos rígidos, siendo posible el aislamiento del sistema esquelético, si suponemos que los componentes del miembro inferior son los componentes de un mecanismo adaptado para realizar movimientos establecidos para una actividad predeterminada obteniendo un modelo de eslabones y juntas mecánicas. Para tratarlo como tal es necesario hacer las siguientes suposiciones [160].

1. Cada segmento se tomará como un elemento rígido para el cual las deformaciones serán despreciables y no se tomará en cuenta la masa.
2. El mecanismo adoptado sigue la línea del eje mecánico del miembro inferior.
3. Las articulaciones de la cadera y la rodilla serán consideradas como miembros cinemáticos sin fricción, y cada una será sintetizada de tal manera que se generen los movimientos principales de la fase de balanceo.
4. La articulación de la rodilla será simplificada de tal manera que se supondrá que tiene su centro de rotación móvil.
5. El movimiento de la rodilla y la cadera es solo en la fase de balanceo.
6. Los miembros superiores, la cabeza, el miembro pélvico derecho y el tronco se ignoran.
7. El ciclo de la marcha se considera simétrico por esta razón solo se toma en cuenta el miembro izquierdo.
8. El tiempo es definido por el tiempo del video en aproximadamente 14 secciones dando un total de 0.58 s aproximadamente.
9. La marcha que se realiza ocurre en una superficie horizontal.

De acuerdo con lo anterior, cada articulación tiene tres grados de libertad, se consideran traslaciones en las rotaciones, los movimientos están restringidos por los ligamentos por lo que el mecanismo se define con las siguientes ecuaciones (2.1, 2.2, 2.3 y 2.4) [160].

$$X_1 = l_1 \sin\theta_1 \tag{2.1}$$

$$Y_1 = -l_1 \cos\theta_1 \tag{2.2}$$

$$X_2 = l_1 \sin\theta_1 + l_2 \sin\theta_2 \tag{2.3}$$

$$Y_1 = -l_1\cos\theta_1 - l_2\cos\theta_2 \tag{2.4}$$

Donde l_1 es la longitud del muslo en metros (m); l2, la longitud del miembro inferior en metros (m); θ_1, la función de la cadera y θ_2 la función de la rodilla.

Velocidad cadera

La velocidad de la cadera la obtenemos derivando con respecto al tiempo la posición de X_1 y Y_1, se demuestra en las ecuaciones 2.5 y 2.6, donde *Vx1* y *Vy1* corresponde a la velocidad para la cadera en unidades propias de velocidad (m/s).

$$\text{Donde: } Vx1cadera = l_1\frac{d\theta_1}{dt}\text{Cos}\theta_1 = \dot{\theta}x_1, \tag{2.5}$$

$$Vy1cadera = l_1\frac{d\theta_1}{dt}\text{Seno}\theta_1 = \dot{\theta}y_1 \tag{2.6}$$

Velocidad rodilla

La velocidad de la rodilla la obtenemos derivando con respecto al tiempo la posición de X_2 y Y_2, como se aprecia en las ecuaciones 2.7 y 2.8. donde *Vx2* y *Vy2* corresponde a la velocidad para la rodilla en unidades propias de velocidad (m/s).

$$Vx2rodilla = l_1\frac{d\theta_1}{dt}\text{Cos}\theta_1 + l_2\frac{d\theta_2}{dt}\text{Cos}\theta_2 = \dot{\theta}x_2 \tag{2.7}$$

$$Vy2rodilla = l_1\frac{d\theta_1}{dt}\text{Sen}\theta_1 + l_2\frac{d\theta_2}{dt}\text{Sen}\theta_2 = \dot{\theta}y_2 \tag{2.8}$$

Aceleración cadera

La aceleración de la cadera la obtenemos derivando la velocidad de X_1 y Y_1 con respecto del tiempo, como se aprecia en las ecuaciones 2.9 y 2.10. donde A*x1* y *Ay1* corresponde a la aceleración para la cadera en unidades propias de aceleración (m/s^2).

$$Ax1cadera = l_1\frac{d^2\theta_1}{dt}\text{Cos}\theta_1 - l_1\frac{d\theta_1}{dt}\text{Sen}\theta_1 = \ddot{\theta}x1 \tag{2.9}$$

$$Ay1cadera = l_1\frac{d^2\theta_1}{dt}\text{Sen}\theta_1 + l_1\frac{d\theta_1}{dt}\text{Cos}\theta_1 = \ddot{\theta}y1 \tag{2.10}$$

Aceleración rodilla

La aceleración de la rodilla la obtenemos derivando la velocidad de X_2 y Y_2 con respecto del tiempo, tal como se muestra en las ecuaciones 2.11 y 2.12. donde A$x2$ y $Ay2$ corresponde a la aceleración para la rodilla en unidades propias de aceleración (m/s^2).

$$Ax2rodilla = l_1\frac{d^2\theta_1}{dt}\text{Cos}\theta_1 - l_1\frac{d\theta_1}{dt}\text{Sen}\theta_1 + l_2\frac{d^2\theta_2}{dt}Cos\theta_2 - l_2\frac{d\theta_2}{dt}Sen\theta_2 = \ddot{\theta}x2 \tag{2.11}$$

$$Ay2rodilla = l_1\frac{d^2\theta_1}{dt}\text{Sen}\theta_1 + l_1\frac{d\theta_1}{dt}\text{Cos}\theta_1 + l_2\frac{d^2\theta_2}{dt}Sen\theta_2 + l_2\frac{d\theta_2}{dt}Cos\theta_2 = \ddot{\theta}y2 \tag{2.12}$$

2.8.1 ANÁLISIS DE FUERZAS

Durante la marcha humana el cuerpo está sometido a diversas cargas que interactúan para permitir no solo el movimiento del mismo, sino también para preservar el equilibrio y desarrollar armónicamente los movimientos. Muchas de estas fuerzas tienen un origen interno, originados por los músculos, tendones o ligamentos del cuerpo, siendo el peso generado por la gravedad la única fuerza externa que actúa sobre el cuerpo y que es es representada por la fuerza de reacción del suelo [160].

Para poder calcular las fuerzas es necesario saber la masa del muslo (ecuaciones 2.13 y 2.14), y del miembro inferior de cada individuo (ecuaciones 2.15 y 2.16), para esto se puede estimar el peso para distintas partes del cuerpo. Donde para el muslo corresponde el 10.1 % del peso corporal y para la pierna es 4.4% del peso corporal [173].

Fuerzas cadera

$$\sum F_{x1} = m_{muslo} * A_{x1} \tag{2.13}$$

$$\sum F_{y1} = m_{muslo} * A_{y1} \tag{2.14}$$

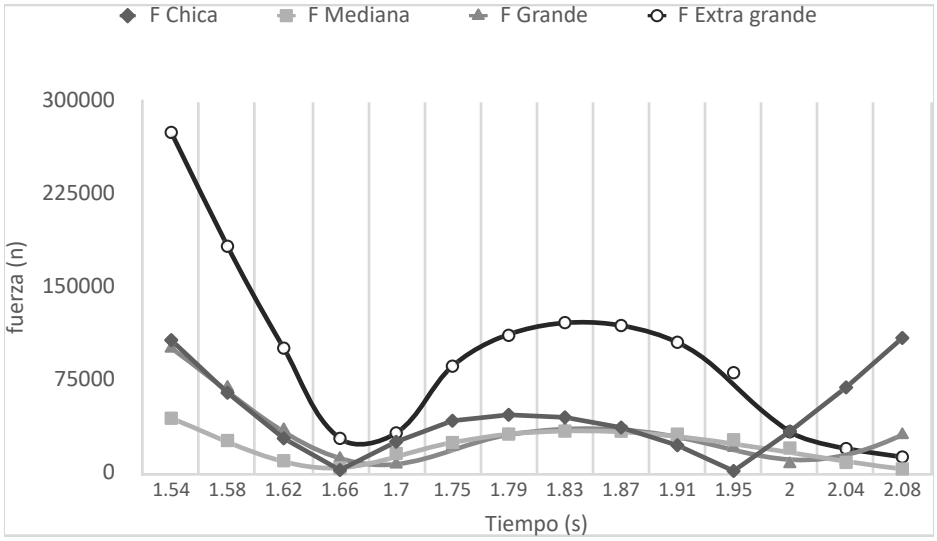


Figura 2. 16. Gráfica de las fuerzas en Newtons, para la cadera en cada talla

Fuerzas rodilla

$$\sum F_{x2} = m_{rodilla} * A_{x2} \tag{2.15}$$

$$\sum F_{y2} = m_{rodilla} * A_{y2} \tag{2.16}$$

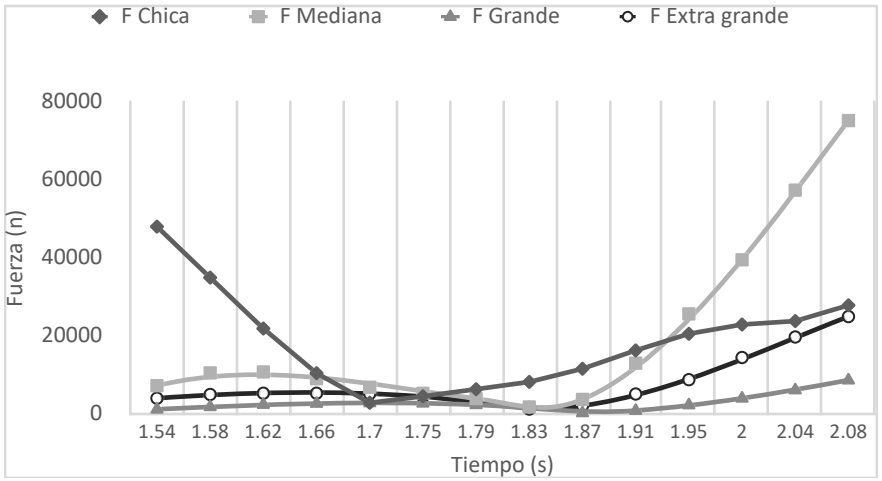


Figura 2. 17. Gráfica de las fuerzas en Newtons para la rodilla en cada talla

2.8.2 ANÁLISIS DE MOMENTOS

Para poder calcular los momentos es necesario obtener la aceleración angular de la cadera (ecuación 2.17) y la rodilla (ecuación 2.18), que está dada por:

Aceleración angular de cadera

$$\propto x1 = \frac{3g}{2l} Sen\theta_1 \tag{2.17}$$

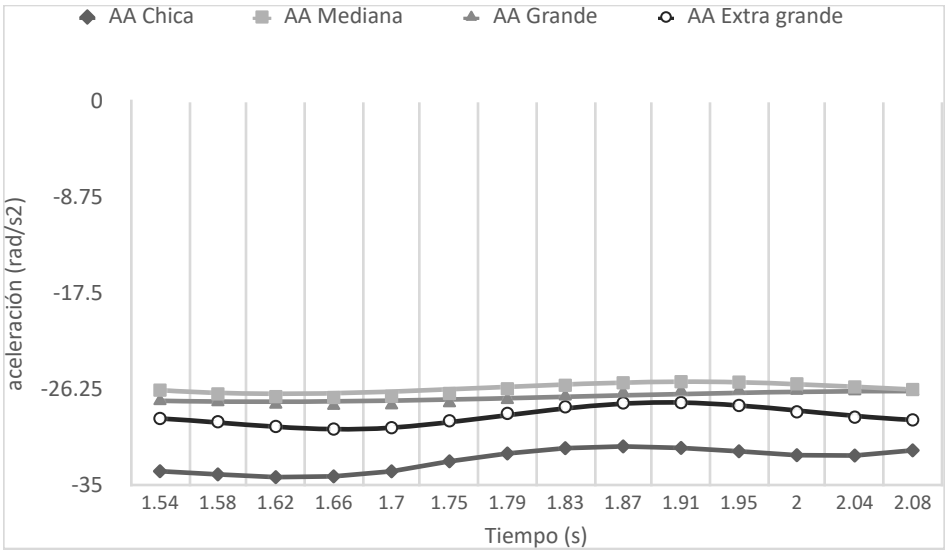


Figura 2. 18. Gráfica de la aceleración angular para la cadera en cada talla

Aceleración angular de rodilla

$$\propto x2 = \frac{3g}{2l} Sen\theta_2 \tag{2.18}$$

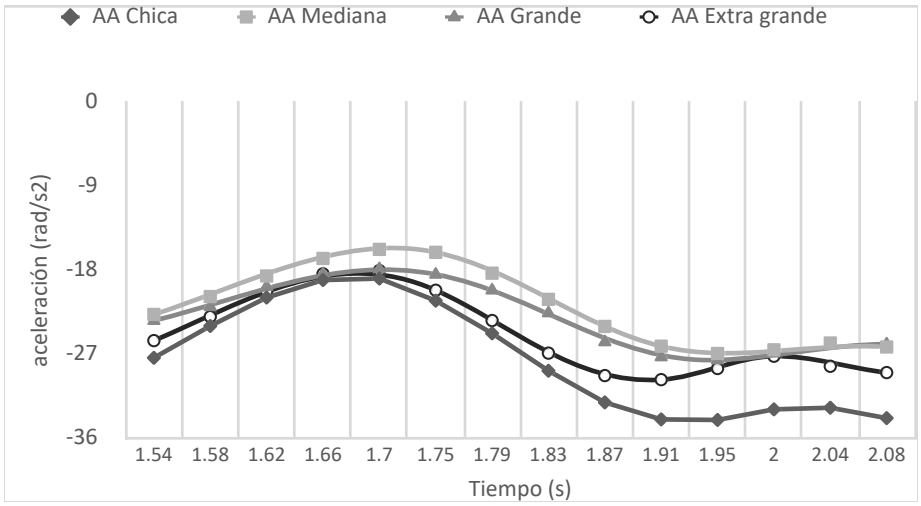


Figura 2. 19. Gráfica de la aceleración angular para la rodilla en cada talla

De la misma manera calculamos la inercia en el muslo (ecuación 2.19) y la pierna (ecuación 2.20) tomando en cuenta dichos segmentos como barras sólidas.

Inercia cadera-muslo

$$I_C = \frac{1}{12}ml^2 + m\left(\frac{1}{2}\right) = \frac{1}{3}ml^2 \tag{2.19}$$

Inercia pierna

$$I_R = \frac{1}{12}ml^2 + m\left(\frac{1}{2}\right) = \frac{1}{3}ml^2 \tag{2.20}$$

De esta forma calculamos los momentos en el muslo (ecuación 2.2) y la pierna ecuación 2.22, obteniendo así una sumatoria de momentos (ecuación 2.23).

Momento cadera-muslo

$$\sum M_C = I_C * \propto_1 \tag{2.21}$$

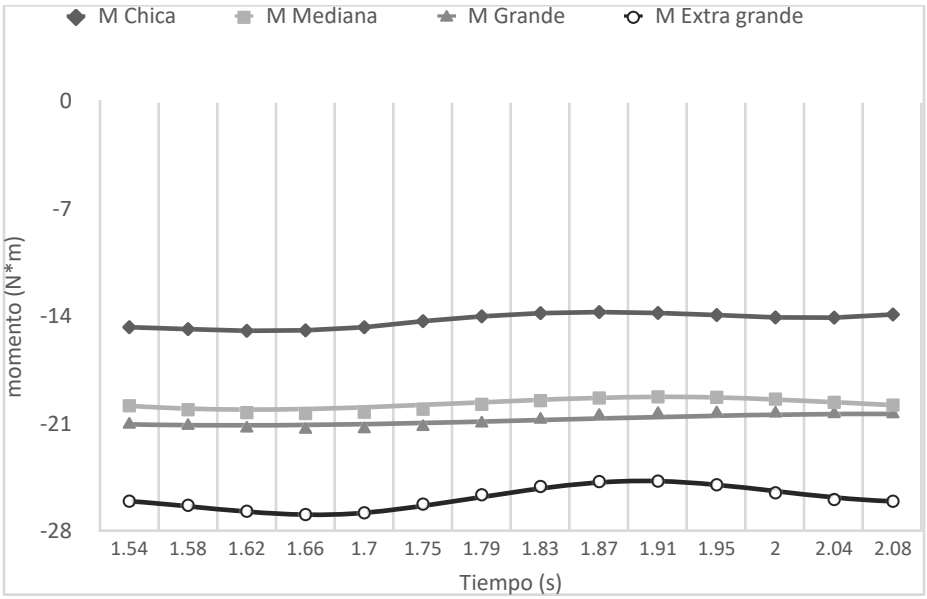


Figura 2. 20. Gráfica de los momentos para la cadera en cada talla

Momento rodilla-pierna

$$\sum M_R = I_R * \propto_2 \tag{2.22}$$

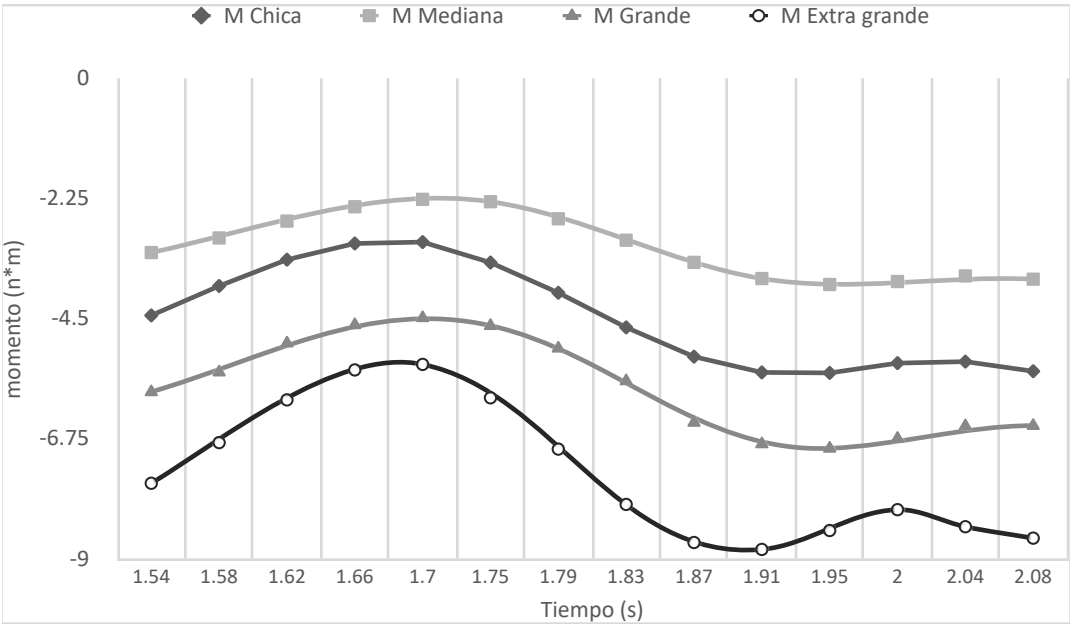


Figura 2. 21. Gráfica de los momentos para la rodilla en cada talla

Sumatoria de momentos

$$\sum M = \sum M_C + \sum M_R \tag{2.23}$$

2.8.3 ANÁLISIS DE POTENCIAS

La obtención de las potencias en la cadera, (ecuación 2.26), y la rodilla, (ecuación 2.27), es el objetivo principal de este estudio, y para poder obtenerlo es necesario calcular la velocidad angular de cada elemento, (ecuaciones 2.24 y 2.25).

Velocidad angular de cadera

$$\omega 1 = \sqrt{\frac{3g}{2l} Cos\theta_1} \tag{2.24}$$

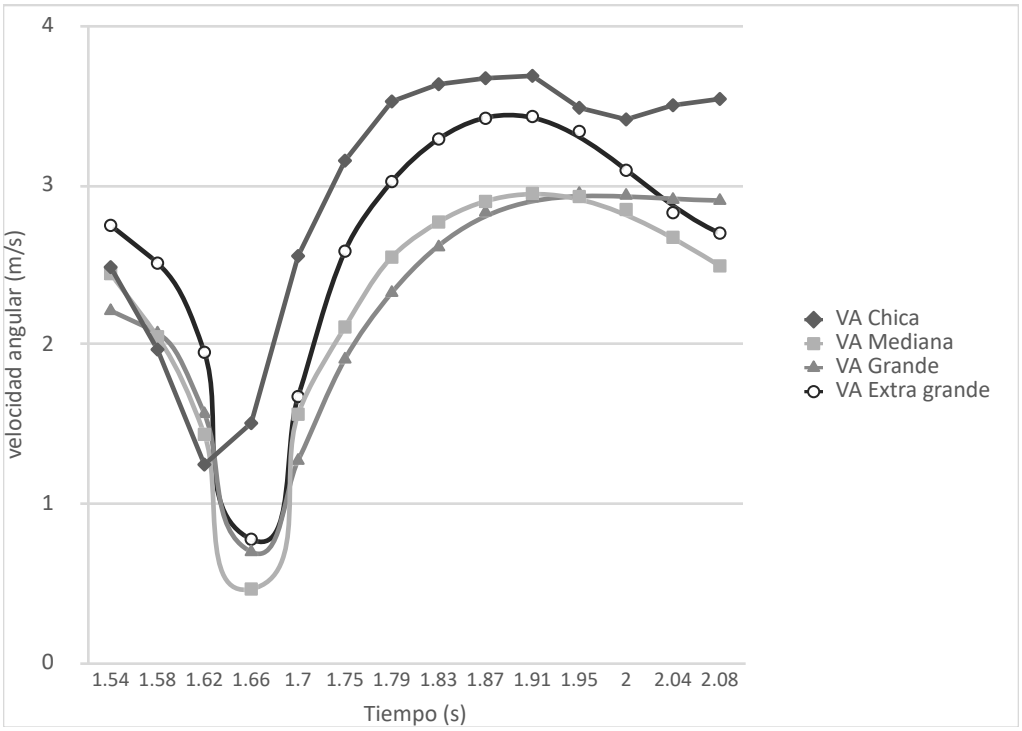


Figura 2. 22. Gráfica de la velocidad angular, en m/s para la cadera en cada talla

Velocidad angular de rodilla

$$\omega 2 = \sqrt{\frac{3g}{2l} Cos\theta_2} \tag{2.25}$$

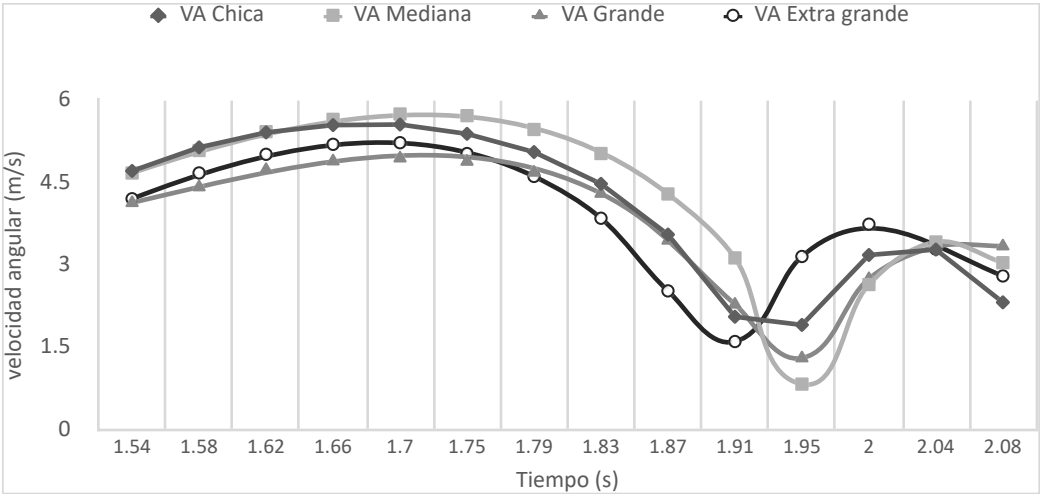


Figura 2. 23. Gráfica de la velocidad angular para la rodilla en cada talla

Potencia en cadera

$$P = Mw1$$

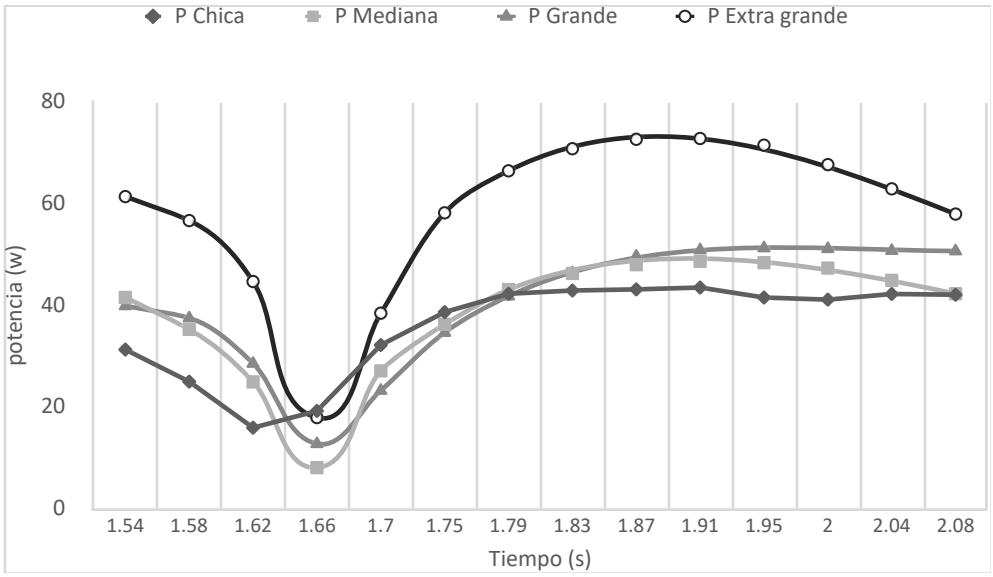


Figura 2. 24. Gráfica de las potencias para la cadera en watts en cada talla

Potencia en rodilla

$$P = Mw2 \tag{2.26}$$

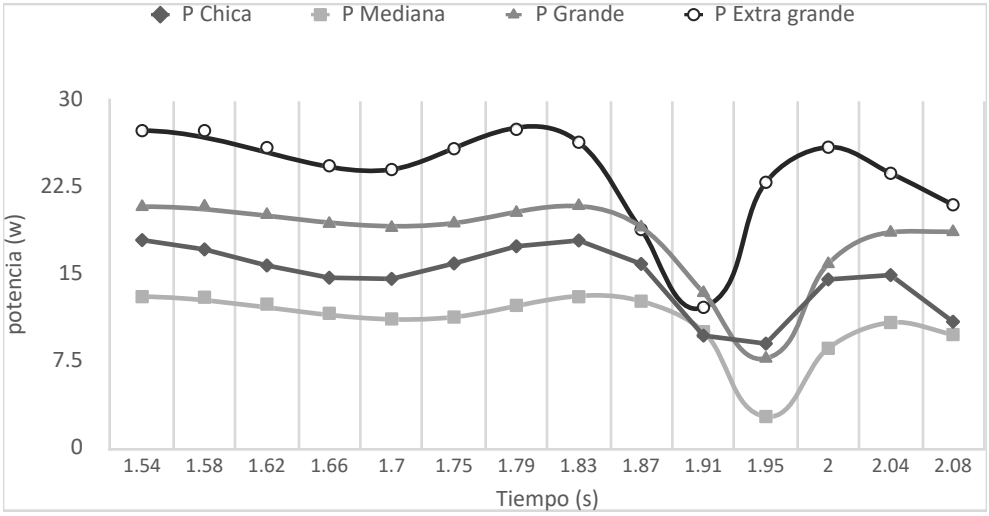


Figura 2. 25. Grafica de las potencias para la rodilla en watts en cada talla

2.9 CONCLUSIONES

Los modelos ajustados obtenidos para la articulación de la cadera y la rodilla para las cuatro tallas conservan la tendencia, en la talla extra grande se alcanza una flexión máxima en el balanceo medio, a pesar de ser la flexión máxima en el balanceo inicial en las cuatro tallas.

El análisis de fuerzas obtenido en la cadera, permite visualizar que las cuatro tallas tienen una tendencia similar, y la talla extra grande sobresale de las demás como es de esperarse, a mayor masa, mayor fuerza empleada. En ésta gráfica se visualiza también en el balanceo medio una tendencia a ascender en el plano, para luego descender suavemente hasta el balanceo final, en donde se imprime nuevamente una fuerza en donde la talla mediana alcanza a sobresalir de manera importante.

Para la aceleración angular de la cadera, la talla chica es la que se percibe más acelerada, la aceleración se visualiza negativa debido a que el sentido de la marcha es en sentido opuesto al eje de las equis, las cuatro tallas mantienen la misma tendencia en cada una de las fases. En el caso de la rodilla, se corrobora que la talla mediana es la menos acelerada y si observa que en el inicio del balanceo medio, las rodillas comienzan a desacelerar hasta el inicio de la etapa de balanceo final, donde se mantienen estables.

En el caso del análisis momentos en la cadera, se visualiza un ejemplo gráfico de la Ley de Newton, donde la fuerza es igual a la masa por la aceleración, en donde se observa claramente las posiciones de las trayectorias de los momentos de cada talla se ordenan en proporción al momento, correspondiendo para la talla chica el momento menor de 15 Nm y para la talla extra grande el mayor de caso 30 N m, en donde corresponde una diferencia de masa por parte de los individuos de cerca del 40%. Para el caso de la rodilla, la talla mediana muestra un menor momento de 4 Nm, esto seguramente debido a la aceleración del individuo, por el contrario, en la talla extra grande, se visualiza un decremento en la fase de balanceo inicial y un aumento súbito hasta 9 Nm, aproximadamente.

El análisis de las velocidades angulares permite observar un comportamiento similar en el comienzo de la fase de balanceo inicial, en donde durante la potencia decremento suavemente hasta la etapa de balanceo medio, y justo cuando se levanta el muslo para permitir el avance, se incrementa la velocidad de manera súbita, para mantenerse uniforme en la etapa de balanceo final. Para el caso de la rodilla, se observa que la velocidad en estable para las cuatro tallas durante el balanceo inicial, se incrementa levemente en esta etapa, para reducirse considerablemente en la etapa de balanceo medio, para incrementarse nuevamente en la fase de balanceo final.

El análisis de potencias es muy interesante, sobresaliendo, en el análisis de la cadera, la talla extra grande, iniciando con un poco más de 60 kcal/h, sobresale del resto de las tallas que oscilan entre los 12 y 22 kcal/h. Para el final de la etapa de balanceo inicial el decremento de la potencia es brusco, pero para la etapa de balanceo medio se alcanzan hasta los 75 kcal/h en la talla extra grande, para mantenerse estable en la etapa de balanceo final entre los 35 y 60 kcal/h en base a la talla. El comportamiento de la potencia en la articulación de la rodilla comienza entre 15 y 25 kcal/h en la etapa de balanceo inicial, siendo la talla extra grande la que requiere mayor potencia, permanece estable durante gran parte del balanceo medio y en el momento de la máxima flexión la potencia decreció hasta ente 2 y 15 kcal/h, para incrementar la potencia justo en la extensión de la rodilla, antes de terminar esta etapa, entre 5 y 25 kcal/h, y permanecer estable hasta el balanceo final.

El presente análisis biomecánico del miembro inferior nos permite a comprender mejor que ocurre durante la etapa de balanceo, que potencia se requiere en cada articulación (cadera y rodilla), que fuerzas intervienen y sobre todo que desplazamientos angulares son necesarios para evitar tropiezos a la hora de la marcha, esto último en el diseño de las prótesis policéntricas de rodilla es de vital importancia, ya que podríamos conocer que trayectoria debería cubrir un pie protésico, que torques y potencias son necesarias en la cadera y rodilla para permitir el avance en el ciclo marcha. También es posible conocer la amortiguación necesaria en la prótesis para una marcha normal.

CAPITULO 3. RENDIMIENTO Y DISEÑO ÓPTIMO DE UN MECANISMO POLICÉNTRICO PARA PRÓTESIS DE RODILLA

3.1 INTRODUCCIÓN

Los mecanismos de rodilla que usan estas prótesis se clasifican en dos tipos: los monocéntricos y los policéntricos. Los monocéntricos son mecanismos de tipo bisagra que conservan un eje fijo de rotación, en tanto que los policéntricos mantienen un CIR distinto para cada ángulo de flexión, de la misma manera que la rodilla, razón por la que se convierte en la configuración mecánica ideal para reestablecer el movimiento de flexo-extensión en los usuarios con amputación transfemoral. Partiendo de lo anterior, se ha decidido enfocarnos en un análisis dimensional del mecanismo, basado principalmente en las condiciones que propone Radcliffe [3, 4], sustentando las restricciones teóricas del mecanismo [5] y evaluando el comportamiento de las configuraciones mecánicas propuestas tanto desde el punto de vista comercial, como conceptual propuesto por algunos autores.

Los mecanismos policéntricos permiten especificaciones de desempeño mejores que las de los mecanismos monocéntricos, principalmente; un claro control automático en la flexión, una aceleración y desaceleración controlada y un ahorro en el gasto energético en el usuario. La movilidad en los mecanismos protésicos de rodilla, se clasifica mediante el criterio del *Medicare Functional Classification Level* (MFCL), en donde resultan de atención los mecanismos que corresponde a la clasificación MFCL-3 y MFCL-4, en los cuales se ofrece una capacidad o potencialidad de deambulación variable y en donde se tiene la capacidad de atravesar la mayoría de las barreras ambientales [7, 167].

Existe una amplia variedad de mecanismos protésicos disponibles comercialmente, aunque en México la mayoría de estos dispositivos comerciales son de importación y se ofrecen a un precio alto, limitando el acceso a este tipo de prótesis. Por otra parte, los mecanismos que se ofrecen en el mercado de origen nacional son productos de baja calidad. La principal área que se ve limitada a nivel nacional, es la investigación, ya que pocas empresas y universidades son las que invierten esfuerzos en nuevas propuestas para el diseño de los mismos y son pocas las alternativas de elección a los usuarios. La necesidad de concentración de voluntades en esta área con el fin de generar información básica para el diseño de dispositivos para este fin, es de suma importancia.

El análisis del mecanismo es vital en la etapa del diseño mecánico de la prótesis de rodilla, un dimensionamiento óptimo otorga al usuario el control voluntario del mecanismo. En la presente investigación se resuelve la etapa dimensional del diseño de una prótesis de rodilla

y se obtiene una configuración mecánica óptima que respeta las restricciones teóricas propuestas proporcionando ventajas: como el control de las dimensiones del mecanismo, control de la trayectoria a seguir, una visualización cinemática de un mecanismo que respeta las condiciones, una manipulación del mecanismo a voluntad por parte del usuario, una ventaja mecánica sobresaliente, la capacidad de poder superar barreras ambientales y un claro de marcha mayor con respecto al suelo, al momento de la flexión; esto explica por qué este tipo de mecanismos se reduce en longitud en un instante determinado favoreciendo al usuario para evitar tropiezos.

Para garantizar al usuario este control voluntario, es necesario tomar en cuenta conceptos importantes como; la línea de carga y los modelos matemáticos que la toman en cuenta para una correcta flexión y extensión del mecanismo, la ubicación del CIR y el eje biomecánico de la rodilla representado en el mecanismo propuesto. Planteando al usuario que al realizar un momento de fuerza en la cadera se obtiene el control en el mecanismo a la flexión o extensión [3, 4].

Partiendo de que la prótesis de rodilla provee al usuario la habilidad de cargar peso e impulsarse con el miembro residual para poder caminar con movimientos de seguridad, es decir, la prótesis no se debe flexionar de manera brusca. Para poder efectuar esto, es necesario que el usuario sea dotado de una seguridad que le es brindada por la estabilidad. Razón por la cual se toma en cuenta el modelo matemático propuesto por Radcliffe, con el fin de controlar la ubicación y trayectoria del CIR, y con esto la capacidad de ofrecer un control voluntario. El CIR es un concepto de importancia en el diseño de la prótesis y su ubicación está ligada a la estabilidad del mecanismo, para esto recurrimos a otro concepto no menos importante, la alineación del mecanismo protésico en el usuario, ya que una mala alineación provocara que el usuario no pueda localizar el CIR y su marcha se vea afectada. En la literatura existen dos tipos principales de alineación para mecanismos modulares normalmente usados, el Sistema de Alineación Alemana y el Sistema de Alineación UC Berkeley, siendo este último el seleccionado en el presente trabajo [3, 4].

3.2 DISEÑO ÓPTIMO DE MECANISMOS POLICÉNTRICOS

Se han evaluado enfoques propuestos por diversos investigadores para el dimensionamiento óptimo de mecanismos policéntricos con aplicación en prótesis de rodilla, en donde se representa este problema con parámetros de longitud de sus elementos, así como los ángulos necesarios para su definición espacial, de allí la complejidad de controlar un mecanismo que cumpla con parámetros dimensionales, así como localizar, controlar y posicionar el CIR para que éste se despliegue en una zona deseada y por último que el mecanismo cubra un movimiento controlado para la trayectoria a alcanzar.

Con la finalidad de satisfacer esta etapa clave en la investigación, se propone evaluar dos técnicas de optimización distintas: Algoritmos Genéticos y Simplex- Evolutivo. En el caso de los Algoritmos genéticos se encuentran los valores reales de la trayectoria del CIR para cada ángulo de flexión. Por otra parte, el uso de software de diseño para la solución de mecanismos, Artas SAM Profesional (Artas Engieneering Software Ver. 6.1), que permite la optimización de mecanismos planos arbitrarios, estos pueden diseñarse a partir de componentes básicos, la ventaja de SAM es que integra un análisis de preprocesamiento y posprocesamiento, dando como resultado una animación y diagramas con ambiente fácil de usar. Lo complejo comienza con la determinación de la función multi-objetivo del mecanismo ya que es capaz de acercarse a una trayectoria dada y seleccionar la configuración mecánica adecuada que cubra los parámetros mínimos de dimensionamiento. La principal limitación de este software es que no permite visualizar el CIR del mecanismo, pero se determina geométricamente.

En este caso la optimización se basa en obtener valores mínimos de longitud y posición de los eslabones del mecanismo de cuatro barras, ideales para cubrir lo más cercano posible una trayectoria específica, respetando condiciones de funcionamiento y movimiento (restricciones y trayectorias).

La propuesta del mecanismo policéntrico considera al eslabón superior del mecanismo como anclaje en el usuario y al eslabón inferior formando anclaje con la pierna protésica, dejando a los eslabones posterior y anterior la responsabilidad de la flexión y extensión del mecanismo en instantes definidos ver figura 3.1.

La contribución en esta etapa del proyecto de investigación se enfoca en establecer una metodología para determinar, la cinemática del mecanismo, la obtención de un algoritmo de dimensionamiento de mecanismo policéntrico seguidor de trayectoria, la cual se determina mediante el análisis de la marcha natural de individuos de nacionalidad mexicana. Obteniendo con esto configuraciones mecánicas particulares para cada individuo basados en sus proporciones de talla, este dato dimensional de mayor importancia para el análisis de trayectoria posterior. Otros parámetros de dimensionamiento de prótesis que demandan una particular atención son: los grados de movilidad y la estabilidad. Por último, se comparte el compromiso de unificar la información para ofrecer un nuevo mecanismo que satisfaga las necesidades del usuario mediante un desarrollo sistemático y metodológico.

Para la presente investigación se tomó en consideración lo propuesto por Maya [85], quien enlista algunos parámetros de diseño para prótesis de rodilla donde se clasifican en dos grupos: los parámetros de usuario y los parámetros de prótesis. Estos parámetros de diseño

se convierten en las restricciones o requerimientos que el mecanismo deberá satisfacer y en donde se identifican las necesidades y características del usuario.

En este proyecto de investigación se evaluaron los mecanismos de cuatro barras propuestos por Amador [79, 168], Cabrera [176] y otros autores quienes usaron plataformas de cómputo para optimizar el dimensionamiento del mecanismo de cuatro barras, visualizando un eslabón (superior) como un eslabón terciario y seguidor de una trayectoria definida (trayectoria de la rodilla).

Para representar el mecanismo y su respectivo CIR se trabajó con la configuración general del mecanismo de cuatro barras (ver Figura 3.1), que está formado por los eslabones "a, b, c y d", articulados entre sí en las juntas de tipo pasador en "a y b" por el pasador "A", en "b y c" por el pasador "B", en "c y d" por el pasador "C", y en "d y a" por el pasador "Oa" .Siguiendo lo señalado por Hobson y Tofarson [87], donde se considera el eslabón "a" como el eslabón anterior, el eslabón "b" como el superior, el eslabón "c" será el eslabón posterior y por último el eslabón "d" representa a la pierna inferior protésica.

En esta etapa se deben delimitar los límites del mecanismo, para lo cual es necesario partir por definirlo mecánicamente mediante la siguiente síntesis de mecanismos

Síntesis del mecanismo policéntrico de prótesis de rodilla

Se presentan definiciones de varios términos y conceptos fundamentales para la síntesis y análisis de mecanismos además de caracterizar el mecanismo seleccionado. El mecanismo propuesto con aplicación en las prótesis transfemorales, es de cuatro barras, con cuatro juntas de tipo revoluta, de par inferior y con cierre de forma y de primer orden. Corresponde a un mecanismo de cadena cinemática cerrada. Las cuatro barras corresponden a cuatro eslabones binarios. Dando lugar a un mecanismo de inversión cinemática. La determinación del grado de libertad es sumamente importante tanto para la síntesis como para el análisis del mecanismo, y este se puede calcular con la condición de Grüebler, obteniendo que es un mecanismo con un grado de libertad, y siguiendo las condiciones de Grashof es un mecanismo de Clase I, tipo 3, con código GRCR según la clasificación de Barker, conocido también como doble balancín [170– 173]

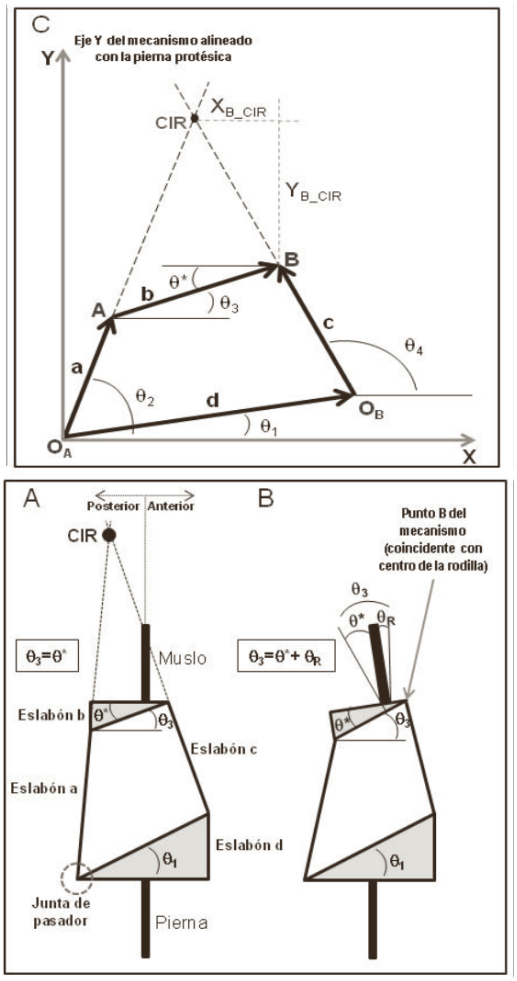


Figura 3. 1. A) Configuración general del mecanismo, B) Ángulo de entrada del mecanismo, C) Representación geométrica del mecanismo [84]

Para el análisis algebraico, éste fue resuelto utilizando la metodología de Shigley [179], en donde se relaciona el ángulo de entrada del mecanismo, y se dimensiona en base a la ecuación de Freudenstein (ver ecuación 3.1).

Donde: $$K_1 cos\theta_4 - K_2 cos\theta_2 + K_3 = cos\left(\theta_2 - \theta_4\right)$$

(3.1)

Lo anterior se simplifica despejando la ecuación en función del seno y coseno del ángulo de entrada (ver ecuación 3.2 y 3.3). $$sen\theta_4 = \frac{2\tan(\frac{\theta_4}{2})}{1 + tan^2(\frac{\theta_4}{2})}$$

(3.2)

$$cos\theta_4 = \frac{2\tan(\frac{\theta_4}{2})}{1 + tan^2(\frac{\theta_4}{2})} \tag{3.3}$$

De este modo se obtiene la siguiente forma simplificada, en función de las longitudes de los eslabones y el valor de $\theta_2$se reúnen como valores conocidos (ver ecuación 3.4) [179].

$$Atan^2\left(\frac{\theta_4}{2}\right) + Btan\left(\frac{\theta_4}{2}\right) + C = 0 \tag{3.4}$$

Dónde:

$$A = cos\theta_2 - K_1 - K_2 cos\theta_2 + K_3$$

$$B = -2sen\theta_2$$

$$C = K_1 - \left(K_2 + 1\right)cos\theta_2 + K_3$$

Y como resultado la función g de dimensionamiento del mecanismo en función del ángulo de entrada (ver ecuación 3.5).

$$\tan\left(\frac{\theta_4}{2}\right) = \frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A}$$

$$\theta_{41,2} = 2\arctan\left(\frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A}\right) \tag{3.5}$$

Ahora para calcular θ_3, se realiza un procedimiento similar (ver ecuación 3.6) [179].

$$K_1 cos\theta_3 - K_4 cos\theta_2 + K_5 = cos\theta_2 cos\theta_3 + sen\theta_2 sen\theta_3 \tag{3.6}$$

La constante K_1ya está definida, por lo tantoK_4 y K_5 también (ver ecuación 3.7).

$$K_4 = \frac{d}{b} \qquad K_5 = \frac{c^2 - d^2 - a^2 - b^2}{2ab}$$

$$Dtan^2\left(\frac{\theta_3}{2}\right) + Etan\left(\frac{\theta_3}{2}\right) + F = 0 \quad (3.7)$$

Dónde:

$$D = cos\theta_2 - K_1 + K_4 cos\theta_2 + K_5$$

$$E = -2sen\theta_2$$

$$F = K_1 - \left(K_4 + 1\right)cos\theta_2 + K_5$$

Y la solución para el dimensionamiento del mecanismo en función de ángulos de entrada restantes es (ver ecuación 3.8):

$$\theta_{31,2} = 2\arctan\left(\frac{-E \pm \sqrt{E - 4DF}}{2D}\right) \quad (3.8)$$

Posteriormente la posición del punto P sobre el acoplador, se puede calcular una vez que se obtienen los ángulos θ_3 y θ_4 ya que el marco de referencia se localiza en x_0 y y_0 utilizando la ecuación siguiente (ver ecuación 3.9) [179]:

$$r_p = r_{cx} + r_{cy} e^{j\theta_3} \quad (3.9)$$

Utilizando números complejos en base a la identidad de Euler, es funcional para el desarrollo y deducción de ecuaciones de posición, velocidad y aceleración en el eslabonamiento [179].

Se sustituyen los valores propuestos para las variables correspondientes, los valores deseados impuestos en la trayectoria para X y Y, además del ángulo de entrada θ_2, asimismo se remplazan en la ecuación jacobiano, y de esta manera se obtiene la primera aproximación de las raíces para la obtención de la curva para cada variable (ver ecuación 3.10 y 3.11) [179]. Supliendo los valores de las variables en la función de posición correspondiente a los puntos generados:

$$xdg = xo + r_2 cos\theta_2 + r_{cx}\cos\left(\theta_3 + \theta_1\right) - r_{cy} sen\left(\theta_3 + \theta_1 + \frac{pi}{2}\right) \quad (3.10)$$

$$ydg = yo + r_2 sen\theta_2 + r_{cx}\cos\left(\theta_3 + \theta_1 + pi/2\right) + r_{cy} sen\left(\theta_3 + \theta_1\right) \quad (3.11)$$

Para la solución de este mecanismo, se hizo uso de MATLAB, ver.8 (The MathWorks Inc., Natic, MA, EEUU), el cual, es un entorno técnico de altas prestaciones para cálculo numérico y visualización en el cual se integra: análisis numérico, cálculo matricial, procesamiento de señales y gráficos. Éste es un entorno fácil de usar, donde los problemas y las soluciones son expresados como se escriben matemáticamente, sin la programación tradicional. Es por esto que se ha elegido este programa para resolver las ecuaciones y representar su centro instantáneo graficando la trayectoria de movimiento del mismo. Posteriormente se realiza la optimización, teniendo como función objetivo la trayectoria de la rodilla obtenida experimentalmente.

a) Obtención de trayectoria

En el capítulo anterior se realizaron varios análisis de la marcha en individuos de nacionalidad mexicana, donde se obtuvieron las trayectorias con ayuda de seguidores localizados en el tobillo, rodilla y cadera, con esto sus velocidades y aceleraciones en cada etapa, así como la variación en posición y tiempo de sus ángulos de cadera rodilla con respecto a la horizontal y el ángulo rodilla, cadera-tobillo, generando información puntual de posicionamiento del miembro inferior en cada fase de la marcha, obteniendo con esto la cinemática del movimiento cotidiano para cada caso de estudio específico, las trayectorias obtenidas servirán como función objetivo en la optimización, este proceso permitirá obtener las dimensiones del mecanismo óptimo para cada caso revisado.

b) Selección del tipo de configuración del mecanismo

Como describe Radcliffe [3]–[5], existen varias configuraciones básicas para los mecanismos policéntricos de rodilla, en base a la estabilidad que se ofrecen al usuario. Esto permite, que, con pequeños cambios en las dimensiones y ángulos de eslabonamientos, surgen un sin número de variaciones para garantizar la ubicación del centro instantáneo de rotación.

Para conocer las restricciones del mecanismo, es recomendable estudiar mecanismos comerciales y propuestos por investigadores. El tipo de configuración seleccionada es la de control voluntario por los siguientes factores:

Factor 1: El diseño del mecanismo debe garantizar una estabilidad durante el ciclo de la marcha, usando las fuerzas ejercidas por el músculo del muñón del usuario. *Factor 2*: La configuración del mecanismo debe permitir el control voluntario durante los primeros 5 grados de flexión durante la fase de apoyo. *Factor 3:* La configuración debe permitir el control voluntario en algunos rangos sobre la fase de despegue. *Factor 4:* El mecanismo debe de ser ergonómico, con una distancia no mayor a 70 mm en *Y* y 40 mm en *X*. *Factor 5:* El Centro instantáneo deberá de estar 128 mm por encima de *BX1*, pero alineado en el eje *X* con *XOA* y *AX1*, los primeros 5 grados deberán ser los más suaves de la marcha. *Factor 6:* La línea de carga deberá estar a 20 mm del punto y *YOA*, y a 20 mm de *XOB*. *Factor 7:* El anclaje superior del mecanismo debe de estar a 28 mm por encima de *BX1*, pero alineado con *XOB* (ver figura 3.2).

Para esta configuración existen diversas variantes del mecanismo, con base en el dimensionamiento de los eslabones del mecanismo, las variantes importantes es que la flexión será hasta los 110°, que son los grados que se requieren para ejecutar la marcha. Otros ángulos importantes en el claro es la ubicación de los 65° y 90° de flexión de la rodilla.

c) Optimización con Algoritmos Genéticos

La técnica de Algoritmos genéticos es usada ordinariamente para la solución del dimensionamiento óptimo de mecanismos policéntricos, la técnica usada es buscar aleatoriamente parámetros de diseño del mecanismo, seleccionando como solución la que mejor cubra el seguimiento de la trayectoria proyectada, el algoritmo fue capturado en Matlab MathWorks, ver. 8, para lo cual se utilizó la librería de algoritmos genéticos incluida en el software, en donde la tasa de mutación se evaluó para las primeras 200 iteraciones, con el propósito de obtener resultados lo más variable posible, se determinó usar 1000 generaciones de 500 individuos, por otro lado en el código del algoritmo matemático de la función objetivo se restringió el origen del CIR posicionándolo a 128 mm por encima del eje biomecánico de la rodilla. Obligando a realizar esta búsqueda en mecanismos de control voluntario estable para una estatura estándar, este dato es importante, puesto que se utiliza el que propone Radcliffe [5], pero modificando en función a la talla de cada usuario.

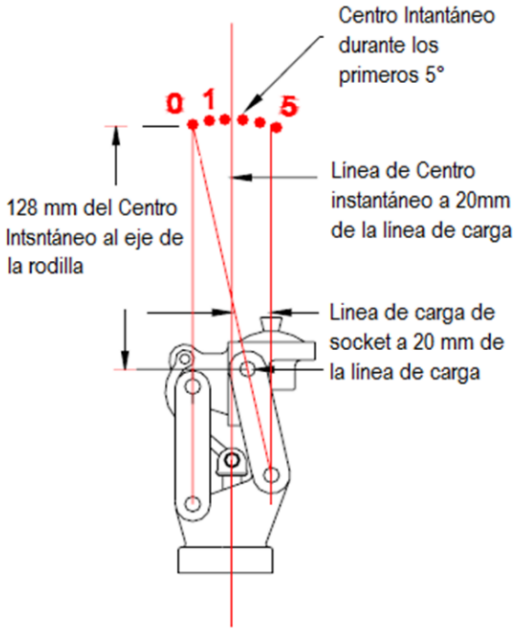


Figura 3. 2. Restricciones dimensionales del mecanismo policéntrico

d) Optimización con SAM (Síntesis y Análisis de Mecanismos).

El módulo de optimización de SAM ofrece optimización de parámetros múltiples con funciones únicas basada en una mezcla de algoritmos evolutivos y técnicas Simplex [181].

Tomando el diseño/topología inicial como punto de partida se puede mejorar posteriormente la calidad en la cual la trayectoria del punto acoplador es igual a la trayectoria objetivo cambiando la geometría del mecanismo dentro de los rangos predefinidos [181].

El objetivo de la optimización puede ser la minimización o maximización de una variedad de propiedades o de la diferencia entre el comportamiento actual y objetivo de un mecanismo, tales como [181]:

- Trayectoria de un nodo (con o sin cronometraje prescrito)

- Cualquier cantidad de movimiento o fuerza (como función del tiempo u otra cantidad).

SAM busca lo óptimo para modificar las siguientes propiedades dentro de los rangos definidos por el usuario [181]:

- Geometría del mecanismo

- Propiedades del elemento

El proceso de optimización en SAM se basa en un método de dos pasos compuestos por [181]:

- Exploración del área del diseño
- Optimización de una solución específica

Primero, el área completa de parámetros se explora globalmente usando una combinación de una técnica pura Monte-Carlo y la conocida como Algoritmo Evolutivo, el cual es una técnica de optimización derivada de la Optimización Genética. La lista de los mejores de tal exploración global se muestra en el cuadro de lista Explorar, la cual muestra el valor de la función de optimización y los parámetros correspondientes. El elemento con la mejor propiedad se muestra en la parte superior [181].

Posteriormente, el diseñador, puede seleccionar uno de los resultados de la Ventana del Explorador y empieza una optimización local. Esta búsqueda local se puede fundamentar ya sea en la técnica Simplex o en el Algoritmo Evolutivo con un rango de parámetros menor centrado alrededor de la solución seleccionada [181].

La combinación de una estrategia global de exploración y de estrategia de optimización local (con el diseñador en el bucle para seleccionar el mecanismo que se optimiza posteriormente) se cree dar la mejor compensación entre la velocidad y el alcance del área del diseño. Alternativamente, las opciones pueden establecerse de tal forma, que se ejecuta una optimización completamente automatizada [181].

Al evaluar varios mecanismos, se ha de pensar que los nodos a optimizar son los nodos 2, 3 y 4, pero se demostró que la tendencia de la optimización del mecanismo para cumplir la trayectoria, es elevar el CIR es por esto que suponemos que varias propuestas de configuraciones mecánicas no respetan la ubicación del CIR propuesta por R.W Radcliffe [5], así que partiendo del punto exacto en donde se propone la ubicación del CIR se determinan las coordenadas de los nodos 3 y 4, dejando como único parámetro a optimizar la posición en X del nodo 2.

3.3 RESULTADOS

Para garantizar una configuración con control voluntario es importante aclarar que el mecanismo policéntrico está comprendido por dos trayectorias que definen su movimiento; la trayectoria del CIR y la trayectoria de la rodilla, la primera comenzará en un punto específico y se desarrollará sobre una zona conocida. Esta trayectoria es la función objetivo en la

técnica de optimización con Algoritmos Genéticos mientras que la trayectoria de la rodilla se obtuvo con datos registrados en un análisis desarrollado especialmente para este propósito, estos datos fueron graficados y el mecanismo fue optimizado con base en los datos de un individuo seleccionado al azar, y fue en función de esta trayectoria que las dimensiones del mecanismo fueron optimizadas. En la figura 3.3, se muestra dicha trayectoria, la cual es la función objetivo en la técnica de optimización por SAM.

Al evaluar la cinemática del mecanismo denotó la semejanza con la rodilla, visualizando la configuración en posiciones angulares clave, en distintas fases de la marcha, identificando el instante en el que se muestra un claro más amplio, así como el alcance y comportamiento en cada ángulo, por el contrario la rodilla natural muestra complejidad en la extensión total, el mecanismo no rebasará este ángulo ya que se considera un bloqueo mecánico, este muestra su mayor reto en la fase de balanceo, justo en la flexión máxima durante la marcha, debido a que la velocidad de retorno deberá proveer de seguridad al usuario durante las fases de apoyo y despegue, que es en el instante en el que soporta el cuerpo del usuario permitiendo que este conserve su inercia y velocidad.

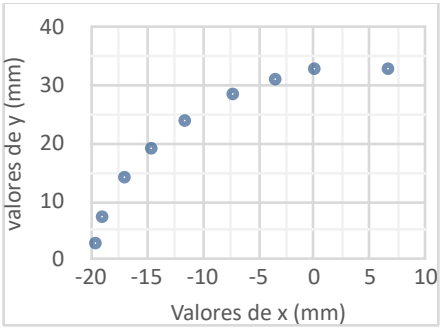


Figura 3. 3. Trayectoria de las posiciones de la rodilla

Con el fin de obtener la trayectoria del CIR del mecanismo y visualizar la posición de este en cada ángulo de flexión, este código es alimentado por las posiciones de cada nodo del mecanismo. Dicho código se representa en tres bloques que se describen a continuación:

Datos de entrada: en esta parte el código pide al usuario datos de entrada de los cuatro puntos en coordenadas; *XOA, YOA, AX1, AY1, BX1, BY1, XOB* y *YOB*,

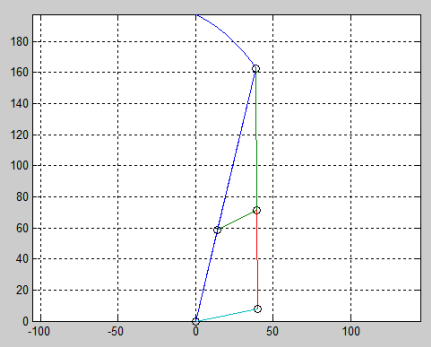


Figura 3. 4. Resultados gráficos de la solución del mecanismo en Matlab

Proceso: se calcula la longitud de los eslabones y se evalúa bajo la ley de Grashoff, y se determina qué tipo de clase de cadena cinemática, se calcula el algoritmo para el CIR del mecanismo, y sus coordenadas.

Salida: muestra la longitud de los cuatro eslabones, permite visualizar gráficamente el mecanismo de cuatro barras, y la trayectoria del CIR se muestra en la figura 3.4.

Teniendo claras y definidas estas dos trayectorias se procede a optimizar el mecanismo, primeramente, se analizaron los resultados obtenidos con la técnica de Algoritmos Genéticos, donde con estos se alimenta de manera sencilla el software SAM para su descriptiva visualización, en donde se visualiza la trayectoria de la rodilla (figura 3.5).

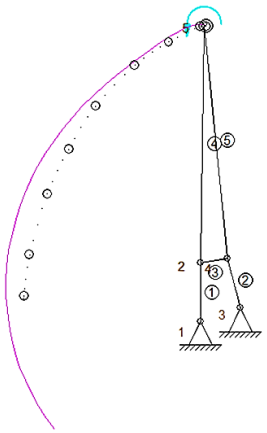


Figura 3. 5. Configuración mecánica obtenida con Algoritmos Genéticos

Por otra parte, la optimización por SAM analizó como se describe:

Respetar restricciones.

Como las variantes de ubicación del nodo 3 y 4 son muchas, se discriminan algunas opciones en dimensión observando en la zona de gráficos de SAM. R.W. Radcliffe [5] propone que los primeros 5 grados del movimiento sea lo más suave posible, es por esto que las opciones se van reduciendo hasta tener 15 posibles, en los cuales no hay discrepancia gráfica en trayectoria y es mínima la que se presenta en posición de los nodos 3 y 4. A lo que se visualizó la coordenada de los primeros 5 grados y se agregó una coordenada extra para forzar a la optimización a permanecer lo más apegado a esta propuesta.

Selección de mecanismo.

Al tener estos mecanismos la selección del óptimo se hace de manera gráfica, eligiendo al mecanismo con la pendiente mínima del centro instantáneo, y el mecanismo de menor longitud en sus eslabones, esto lo obtenemos sumando los 4 eslabones en los 15 mecanismos optimizados. La variante a modificar manualmente es la posición del nodo 4 en el eje *Y*, y los mejores valores de posición durante los primeros 5° son los correspondientes a la posición son en el rango de 14 a 17 milímetros.

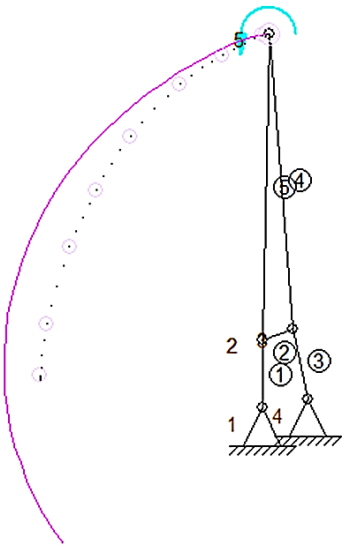


Figura 3. 6. Mecanismo Propuesto y optimizado en SAM

Una vez creado una serie de diseños alternativos, se soluciona el problema de seleccionar el mejor mecanismo, tomando en cuenta una característica común en el diseño [86].

El mecanismo seleccionado es MEC 16 (figura 3.6), después de un proceso de análisis numérico y gráfico. Se ingresan los valores de los parámetros dimensionales para alimentar los datos de entrada del código en Matlab, además de graficar la trayectoria.

Se realizó un trabajo de comparación descrito en la Tabla 3.1, con factores biomecánicos de importancia en los cuatro mecanismos comerciales, los tres planteados por investigadores, y el mecanismo formulado en este trabajo. El cual es un nuevo mecanismo diseñado con base en la funcionabilidad y estabilidad que cumple con los parámetros de diseño propuestos, se detallan seis parámetros a comparar, como son: A)la suma de los cuatro eslabones, B)la distancia del eje de la rodilla a la línea de carga, C) la distancia del eje de la rodilla al Centro Instantáneo, D) la pendiente del Centro Instantáneo en los primeros cinco grados de movimiento y por último, E) el tipo de configuración mecánica de estabilidad; C.V (Control voluntario), C.H (control hiper-estable) o C.C. (control cuasi-estable) [3].

Tabla 3. 1. Comparativo de factores biomecánicos en prótesis comerciales y propuestas

MECANISMO	A	B	C	D	E
PROTEVAL	143.4	16.0	184.5	-37.9	C.V
OTTO BOCK	126.0	13.5	45.2	-1.1	C.V.
HOSMER	155.1	18.0	98.0	2.6	C.V
TEH LIN	169.6	20.9	38.7	18.1	C.V
AMADOR	231.7	27.3	122.9	10.3	C.H.
LUGO G.	157.9	19.3	90.7	-10.2	C.H.
CASTRO	199.8	22.5	110.0	4.4	C.V.
MEC16	188.3	20.0	128.0	1.40	C.V

Presentando un mecanismo distinto, que cumple con los parámetros de diseño propuestos, manteniendo una flexión suave en los primeros grados y con una localización el CIR conocida que beneficia al control voluntario del mecanismo, brindando estabilidad y funcionabilidad al usuario.

Ahora se comparan nuevamente estas configuraciones mecánicas en el software SAM en donde se visualiza la trayectoria que sigue el mecanismo con una línea continua y la trayec-

toria de la rodilla con la línea punteada (ver figura 3.6), representando cada uno de estos mecanismos y describiendo sus características particulares

Los mecanismos a cotejar son: Proteval Acphapend, Otto Bock 3R46, Hosmer Spectrum y la Teh Lin TGK 4P10. A primera vista parece que las cuatro rodillas que se consideran, muestran una variación en el CIR con base en la variación de propiedades funcionales. Demostrando que esto no es necesariamente cierto [5]. De esta manera se agregan tres mecanismos propuestos por investigadores, de los cuales enfatizan el de Lugo González [182] y Amador [84]propuestos bajo análisis dimensional solucionado y optimizado por algoritmos genéticos, Castro [183] propone un mecanismo que, aunque este carece de un análisis dimensional, conserva la mayoría de las restricciones propuestas por Radcliffe.

Los mecanismos utilizados son de tipo oscilador (ya que efectúa un movimiento oscilatorio) de cadena cerrada. La trayectoria del CIR mencionada anteriormente se utilizará para encontrar las dimensiones del mecanismo de tipo RRRR, teniendo así, cuatro elementos de rotación, la configuración cambia con base en los parámetros de diseño a evaluar y comparar. Particularmente estas configuraciones dependen de cuatro longitudes de los eslabones y de dos ángulos, lo que hace que sea fundamental hacer un seguimiento y comparación de la trayectoria generado por los diversos Centros instantáneos generados para cada ángulo de flexión de la rodilla.

Los mecanismos son de cadena cerrada, se forman por un bastidor (inferior) y 3 elementos móviles, además de cuatro juntas de tipo revoluta con una trayectoria definida, se representarán estas cuatro configuraciones comerciales aplicando la teoría de grafos y se cotejará la trayectoria de la rodilla (representada con la línea punteada) con la trayectoria del mecanismo en el nodo 5 hasta los 130° (trayectoria rosa), con ayuda del software SAM el cual es un diseñador de mecanismos. Representando las longitudes aproximadas a las reales en cada una de estas configuraciones mecánicas.

Proteval Acphapend Prosthesis (ver figura 3.7): es un mecanismo de cuatro barras de tipo policéntrico, desarrollado en Francia y comercializado por Ohio Willow Wood Company como una rodilla péndula. El CIR se caracteriza por una ubicación muy elevada posterior a la línea de carga, a medida que la rodilla se flexiona el CIR se mueve rápidamente hacia abajo y delante con cada incremento del ángulo de flexión de la rodilla.

Otto Bock 3R46 y 3R70 (ver figura 3.7): son mecanismos de cuatro barras de tipo policéntrico tiene localizado su CIR a 100 mm por encima y 6 mm posterior al centro de la rodilla,

esta es más lenta que la rodilla Proteval. La mayoría de las prótesis de cuatro barras incorporan un tipo de extensión ajustable y la ubicación inicial del CIR conocido.

Hosmer Spectrum Prosthesis (ver figura 3.7): la rodilla muestra en su extensión total, las dos líneas de construcción del CIR y en base a la altura del centro de la rodilla. La característica más importante de este mecanismo es que la distancia del CIR durante los primeros 5 grados de flexión del socket, no presenta grandes cambios en longitud.

Teh Lin TGK 4P10 (ver figura 3.7): Esta rodilla tiene un centroide similar, pero menor, a la rodilla Hosmer, durante los primeros 5° de flexión.

Amador (ver figura 3.8): Esta rodilla muestra un CIR en su extensión total, por el lado anterior de la línea de carga, lo que provoca que la estabilidad del mecanismo no sea de control voluntario.

Lugo Gonzalez (ver figura 3.8): la rodilla que se propone en este trabajo es de estabilidad hiper-estabilizada, no es de control voluntario, además de mostrar un centro instantáneo próximo al eje biomecánico.

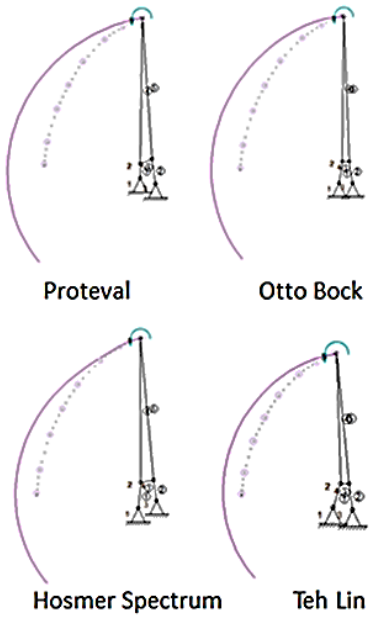


Figura 3. 7. Mecanismos comerciales visualizados en SAM

Castro (ver figura 3.8): este es el mecanismo propuesto que cumple con más parámetros biomecánicos, la trayectoria del mecanismo esta contigua a la trayectoria deseada, la locali-

zación del centro instantáneo es la adecuada, el único detalle que muestra es en una restricción de dimensión, excede la longitud en el eje X por 5 mm a lo propuesto por Radcliffe.

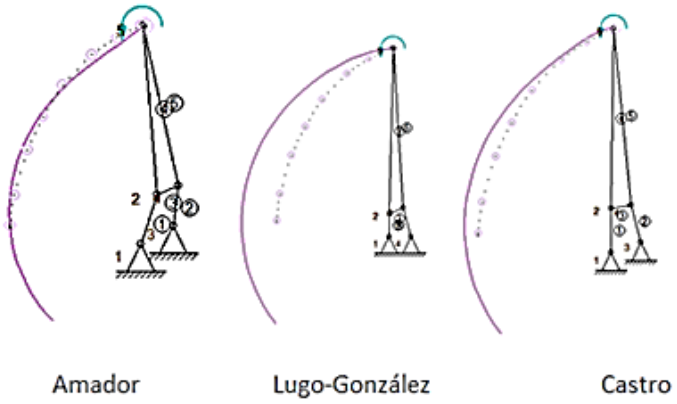


Figura 3. 8. Mecanismos propuestos por investigadores

Ciertamente existen varias configuraciones del mecanismo, además existen diversas metodologías de optimización desarrolladas por diferentes autores para la solución de la síntesis del mecanismo policéntrico de cuatro barras con aplicación en el campo de las prótesis de rodilla transfemorales. Es por esto que se analizarán varias configuraciones del mecanismo y se compararán entre sí, tomando criterios para la elección de una de estas configuraciones y una metodología de síntesis para la optimización de esta.

3.4 DISCUSIÓN

El dimensionamiento óptimo del mecanismo policéntrico se realizó con el fin de generar un prototipo capaz de incorporarse a prótesis modulares, buscando mejorar las propiedades mecánicas y reduciendo los costos existentes en el mercado. Así mismo, se busca forjar un conocimiento mayor en el campo del diseño de este tipo de dispositivos mecánicos, donde las personas que requieran de su uso tengan posibilidades de mejores opciones que las existentes actualmente. Con el fin de proponer un mecanismo que tenga la facilidad de ponerlo al alcance de quien requiera estos dispositivos.

La mejor opción es la optimización propuesta con SAM ya que presenta una forma eficiente y particular, es fácil asegurar que el mecanismo quede optimizado a la trayectoria de la rodilla deseada, ofreciendo una configuración mecánica particular para cada individuo en base a su talla. Por el lado de la optimización por Algoritmos Genéticos se puede visualizar la trayectoria del CIR del mecanismo, a partir de una metodología para el diseño de mecanismos policéntricos de control voluntario.

El mecanismo presentado conserva las restricciones dimensionales propuestas y la configuración planteadas por diversos autores, es un mecanismo dimensionalmente diferente, que logra un mejor seguimiento de la trayectoria de la rodilla, basándonos en los primeros 5 grados de flexión. Existen otros factores que intervienen en el diseño de una prótesis tales como el tipo de encaje, la altura del usuario y la fuerza que el usuario cultive.

3.5 CONCLUSIONES

Como fruto de este proyecto se suma la síntesis de tipo y de número del mecanismo de 4 barras, así como una trayectoria de la rodilla de un caso particular obteniendo filiaciones adecuadas de la población mexicana, así como un par de interfaces en Matlab para del dimensionamiento del mecanismo y visualización de la trayectoria del CIR y otra para la optimización con Algoritmos Genéticos, además de una metodología de optimización en SAM para permitir modificar la trayectoria a conveniencia.

Una configuración mecánica dimensionalmente generada para satisfacer de mejor manera el seguimiento de trayectoria de la rodilla.

Los mecanismos antes comparados, fueron diseñados para satisfacer las necesidades de un particular sector de la población, los factores biomecánicos fueron seleccionados con el objetivo de garantizar calidad en el mecanismo, es por esta razón que se consolida la información y se propone una metodología para el dimensionamiento de una prótesis de rodilla que cumple con necesidades del usuario, dando lugar a un mecanismo seleccionado como el mejor, ya que cumple criterios de diseño de una mejor manera que los mecanismos estudiados.

El impulso de hacer la búsqueda de un mecanismo que mejore la estabilidad y la seguridad en el usuario, ha brindado resultados, con la obtención de una nueva configuración dimensional del mecanismo se busca cumplir y superar las expectativas del usuario, logrando un prototipo para una selección armoniosa de materiales que permita ofrecer una prótesis a bajo costo que cumpla con los parámetros relacionados con fuerzas y cargas y la distribución estática y dinámica de estas sobre el mecanismo.

Posteriormente es conveniente la evaluación y análisis biomecánico de la marcha, obteniendo resultados que serán capaces de proporcionar la información para diseñar un mejor producto.

CAPÍTULO 4. DISEÑO CONCEPTUAL APLICANDO TRIZ Y VALIDACIÓN MEDIANTE ANÁLISIS DEL ELEMENTO FINITO

4.1. INTRODUCCIÓN

Este capítulo se divide en dos etapas, por una parte, se desarrolla una metodología de diseño utilizando TRIZ y se evalúa la resistencia de la propuesta de prototipo mediante análisis por elemento finito (AEF). El objetivo de esta primera etapa es diseñar conceptualmente la prótesis de rodilla policéntrica de cuatro barras. La idea viene de servir a una población específica (amputados transfemorales mexicanos) y ofrece una opción a su alcance. La ventaja de utilizar esta metodología es visualizar el diseño del mecanismo por el usuario y no por el diseñador, los atributos propuestos nos dan lugar a un mecanismo de calidad por medio de los principios de invención propuestos por TRIZ. TRIZ es una poderos herramienta de diseño y junto con el método KANO se convierten en un par de poderosos instrumentos para la creación de un concepto innovador, creativo y sistemático.

De igual manera el análisis por elemento finito nos orienta a una selección de materiales adecuada comprobar si la morfología de los eslabones soporta satisfactoriamente las cargas estáticas, con la intención de validar numéricamente el prototipo conceptualmente propuesto, dicho análisis consta de varias etapas entre las que destacan; el preproceso, proceso y posproceso.

Las extremidades artificiales para los amputados son diseñadas y fabricadas por protesistas. Estas extremidades incluyen los encajes de unión entre la extremidad residual, la prótesis de rodilla y los componentes comerciales específicamente seleccionados para el individuo, se une a la extremidad residual mediante un encaje protésico que abarca los tejidos de la extremidad remanente, también existen encajes de unión entre el sistema esquelético y la prótesis. Este apego a menudo resulta inseguro en la percepción de estabilidad bajo el control de la prótesis [82].

4.2 DISEÑO DE PRÓTESIS

Normalmente, es la prótesis lo que se ve, sin importar la investigación científica que lo apoye, pero en realidad todos los productos en el mercado son íntimos e inevitablemente están relacionados con la investigación científica llevada a cabo hasta el momento de su lanzamiento. Basta ver, por un lado, la evolución de las prótesis de rodilla que se ofrecen en el mercado y, por otro, conocer la evolución científica en el desarrollo de éstas [14].

El diseño protésico implica la sustitución de una parte del cuerpo con falta de la forma o tamaño adecuados. La prótesis debe ser cómoda, funcional y cosmética (apariencia del dis-

positivo protésico, incluyendo apariencia visual, olor y sonido). La función principal de la extremidad residual es servir de palanca para fijar y controlar la prótesis. Durante la marcha, la rodilla funciona como un amortiguador, como estructura de apoyo además de acortar la dimensión de la extremidad durante el balanceo. El propósito de las unidades de prótesis de rodilla es restaurar la función normal y la apariencia de la marcha con un gasto energético mínimo. El diseño policéntrico es complejo y produce múltiples centros de rotación, al igual que la rodilla anatómica. La ubicación del eje de rotación cambia a medida que la rodilla protésica se mueve a través de su rango de movimiento disponible. Los cuatro enlaces de barras por definición, tienen un centro de rotación móvil que puede resultar en una rodilla extremadamente estable. Este diseño es relativamente compacto, minimizando así las discrepancias de la longitud de la pierna para la desarticulación de la rodilla y amputados transfemorales. Estas rodillas requieren un buen control voluntario de la musculatura de la cadera y el miembro residual, proporcionando estabilidad inherente de la rodilla por medio del banco de alineación[22, 82].

Un diseño de prótesis transfemoral funcional incluye un pie protésico, un vástago que puede ser de diseño endo o exoesquelético, una unidad de rodilla, un encaje y medios de suspensión [82]. La mayoría de las articulaciones protésicas comercialmente disponibles son rodillas policéntricas, las cuales incorporan mecanismos de articulación de cuatro o seis barras. Algunas desventajas de las articulaciones de la rodilla que incorporan el mecanismo de cuatro barras es que tienden a ser más grandes y más pesados. Esto a menudo impide la incorporación de características adicionales, beneficiosas para la función de la rodilla, tales como el control de fase de oscilación. La importancia de los parámetros de diseño recae en las características funcionales de la prótesis de rodilla [30].

Las rodillas protésicas modernas han visto una tendencia hacia el desarrollo del mecanismo de la rodilla que mejor simule la función normal de la rodilla tanto en la postura como en las fases de balanceo. Aunque las rodillas mecánicas utilizadas en prótesis tienen debilidades en dos áreas: no permiten la flexión de rodilla controlada, ni la extensión gradual de la rodilla bajo carga [33]. La clasificación de la prótesis de rodilla es un tema que está en constante evolución, estos mecanismos suelen catalogarse en tres; mecanismos mecánicos, mecanismos geométricos y mecanismos electrónicos. Los mecánicos se enfocan a menudo en el control de las diferentes fases de la marcha, bloqueos, elementos mecánicos y amortiguación. Los mecanismos geométricos se enfocan en el control de la fase de la postura y balanceo mediante la localización del eje de movimiento. Los mecanismos electrónicos, recientes, se suman al desarrollo de impulsión y amortiguación controlada. En general podemos distinguir cinco clases de rodillas: rodillas tipo bisagra, rodillas monocéntricas, rodi-

llas policéntricas, rodillas de control de fluidos y rodillas de control electrónico[34]. El tipo de rodilla utilizada en una prótesis depende de las características de la persona con la amputación de las extremidades inferiores, así como del nivel de actividad anticipado de la persona [35].

La ciencia moderna, la tecnología avanzada y el diseño de materiales ha mejorado, y pueden unirse para revolucionar el cuidado de las personas con amputación [37]. Los productos actuales son el resultado de muchos años de investigación y desarrollo. Hoy la idea principal es seguir a través de las etapas de investigación y desarrollo para apreciar cómo un enfoque biomecánico podría ser adaptado en el diseño y desarrollo de dispositivos protésicos inteligentes para ayudar a los amputados a recuperar la locomoción normal [38]. Para algunos individuos, el coste metabólico de caminar puede ser substancialmente reducido a través de una gama de velocidades de marcha con una rodilla inteligente pero no todos los individuos se adaptan a esta. Es necesaria una evaluación más objetiva, válida y completa de la marcha de cada individuo antes de que se pueda prescribir una extremidad protésica óptima y construida para mejorar la eficiencia de la marcha de los amputados transfemorales [188].

El objetivo de desarrollar y verificar la implementación de un modelo de diseño para un producto personalizado específico (una prótesis de rodilla), ha encaminado a la búsqueda de herramientas que se enfoquen en la fase de concepción de un diseño de ingeniería, buscando seguir un proceso de diseño mucho más sistemático y popular entre los inventores y practicantes. Uno de los métodos que evolucionó en un conjunto de herramientas para la creatividad sistemática es el que está bajo el nombre de "Teoría de la resolución de problemas inventiva" (TRIZ). Donde Altshuller y sus seguidores desplegaron TRIZ a través de amplias actividades públicas, seminarios de capacitación, artículos y libros [184, 185]. Con una aplicación cada vez más popular de TRIZ en las últimas décadas, expertos de diversos campos técnicos y no técnicos han encontrado y validado la amplia aplicación de los Principios Inventivos (PI) en sus campos, con numerosos ejemplos de aplicación resumidos y publicados [186]. TRIZ tuvo efectos muy positivos en la capacidad del estudiante para analizar problemas, y para buscar, seleccionar y ejecutar estrategias [187].

4.3 LOS PILARES DE TRIZ

El método utiliza cuatro herramientas principales: una base de datos de conocimiento organizada por función, un análisis de las barreras técnicas al progreso (contradicciones), el desarrollo de la tecnología (idealidad) y la maximización del uso de los recursos [189].

Idealidad

Uno de los principales cimientos de la filosofía TRIZ es el concepto de sistemas evolucionados en la dirección de la creciente idealidad. El concepto también incluye la idea de un "resultado final ideal" (RFI) definido como el límite evolutivo de un sistema en el que todas las cosas buenas son entregadas y todas las cosas malas han desaparecido. El concepto de idealidad sugiere que el uso de un sistema externo de cualquier tipo no es ideal, y que, en última instancia, el sistema debe evolucionar. La ley de la idealidad establece que cualquier sistema técnico, a lo largo de su vida útil, tiende a ser más confiable, simple, eficaz e ideal. Cada vez que mejoramos un sistema técnico, estimulamos a ese sistema más cerca de la idealidad, cuesta menos, requiere menos espacio, menos energía, etc. [189 –192].

Contradicciones

Aunque a menudo es la primera de las herramientas vistas por los recién llegados a TRIZ, las contradicciones son probablemente la herramienta que se despliega con más errores. Al menos parte de la razón de esto es que el principal principio subyacente de la filosofía de la contradicción “la de buscar identificar y eliminar las contradicciones” es casi completamente opuesto a las estrategias tradicionales de resolución de problemas, en las que el énfasis está firmemente colocado en la importancia de lograr compromisos "óptimos" entre los parámetros conflictivos del problema. La primera gran parte del cambio de paradigma que tiene lugar en la parte contradicciones de TRIZ. La segunda parte consiste entonces en utilizar la metodología TRIZ para tratar de "eliminar" las contradicciones antes que aceptarlas. La principal herramienta utilizada para ayudar en este proceso es la matriz contradicción. Dicha matriz ha extraído las buenas contradicciones eliminando las prácticas de las mejores invenciones del mundo y las ha hecho accesibles a cualquier otro problema que contenga cualquier par de parámetros de diseño conflictivos [189 –192].

Un sistema técnico tiene varias características (parámetros): peso, tamaño, color, velocidad, rigidez, etc. Estas características ayudan a determinar las contradicciones técnicas que residen en el problema. Los 40 principios se utilizan para resolver contradicciones técnicas [189 –192].

Funcionalidad

Aunque los aspectos de funcionalidad de TRIZ deben una deuda significativa al proceso pionero en ingeniería, el método de definir y usar datos de funcionalidad es marcadamente diferente, suficiente como para merecer la discusión como un cambio de paradigma distinto en pensamiento relativo al pensamiento occidental tradicional. Tres aspectos son dignos de una nota particular; 1) La idea de que un sistema procesa una función principal útil (MUF)

y cualquier componente del sistema que no contribuye al logro de esta función es en última instancia dañina, 2) En las cartografías tradicionales de las funciones, el énfasis está en el establecimiento positivo y las relaciones funcionales entre los componentes del mecanismo, y 3) la funcionalidad es el hilo común por el cual se hace posible compartir el conocimiento entre industrias muy diferentes [189 –192].

El énfasis que TRIZ pone en las demandas de funcionalidad de los ingenieros y los científicos, es para que adopten una medida en la que busquen soluciones a los problemas [189 – 192].

Uso de recursos

El último de los cuatro principales cambios de paradigma contenidos en TRIZ es el más simple, y se relaciona con un énfasis sin precedentes, puesto en la maximización del uso de todo lo contenido dentro del sistema. Si bien los descubrimientos anteriores pueden ser descritos en cualquier parte, por cualquier persona con un usuario y dedicación, demostrado por los investigadores TRIZ. El concepto es muy simple y es suficiente con hacer uso máximo de las cosas que existen alrededor de los sistemas de diseño. En TRIZ, un recurso es cualquier cosa en el sistema que no se está utilizando. TRIZ exige una búsqueda agresiva y aparentemente implacable de las cosas en un sistema que no se utiliza a su máximo potencial. Los descubrimientos de tales recursos revelan oportunidades a través de las cuales se puede mejorar el diseño de un sistema [189 –192].

4.3.1 NIVELES DE INNOVACIÓN

El análisis de un gran número de diseños ha revelado invenciones iguales en su valor inventivo. Para ordenar esto, Altshuller propuso cinco niveles de innovación [189 –192]:

Nivel # 1; Una simple mejora de un sistema técnico. Requiere conocimiento disponible dentro de un comercio relevante para ese sistema.

Nivel # 2; Una invención que incluye la resolución si una contradicción técnica requiere conocimientos de diferentes áreas dentro de una industria relevante para el sistema.

Nivel # 3; Una invención que contiene una resolución de una contradicción física. Requiere conocimiento de otras industrias. El nivel # 1 no es realmente innovar, proporciona sólo una mejora a un sistema existente sin resolver ningún problema técnico. Los niveles # 2 y # 3 resuelven contradicciones, y por lo tanto son innovadores por definición.

Nivel # 4; Una nueva tecnología, es el desarrollo que contiene una solución revolucionaria que requiere conocimientos de diferentes campos de la ciencia. Este nivel también mejora

un sistema técnico, pero sin resolver un problema técnico existente. En su lugar, resuelve el problema mediante la sustitución de la tecnología original con una nueva tecnología.

Nivel # 5. Descubrimiento de un nuevo fenómeno, aquí se descubre un nuevo fenómeno que permite provocar la tecnología existente a un nivel superior [189 -192].

Evolución de los sistemas técnicos

Altshuller estableció ocho patrones, o líneas de evolución del sistema técnico: ciclo de vida, dinamización, ciclo de multiplicación, transición de macro a nivel micro, sincronización, escalado hacia arriba o hacia abajo, desarrollo desigual de las partes y reemplazo de humanos [189 -192].

Las herramientas de TRIZ

A) Principios

Las herramientas utilizadas para superar las contradicciones técnicas son los principios. **Principio # 1** Segmentación, sugiere encontrar una manera de separar un elemento de un sistema técnico en muchos pequeños elementos interconectados, y el **principio # 2** la acción periódica, significa que una acción continua debe ser reemplazada por una acción periódica, o pulsante [189 –192].

B) Normas

Las normas son reglas estructuradas para la síntesis y reconstrucción de sistemas técnicos. Las normas pueden ayudar a combatir muchos problemas complejos. Los estándares proporcionan dos funciones: 1) Las normas ayudan a mejorar un sistema existente o sintetizan uno nuevo, y 2) Las normas son el método más eficaz para proporcionar un modelo gráfico de un problema. Esto se llama modelado S-Field [189 -192].

C) ARIZ (Algoritmo para Resolver un Problema Inventivo)

ARIZ es la herramienta analítica central de TRIZ. Proporciona pasos secuenciales específicos para desarrollar una solución para problemas complejos; **Paso # 1**: Análisis del problema, **Paso # 2:** Análisis del modelo del problema, **Paso # 3**: Formulación del Resultado Final Ideal, **Paso # 4**; Utilización de sustancias externas y recursos de campo, **Paso # 5**: Utilización de Banco de datos informativos y **Paso # 6**: Cambiar o reformular el problema [189-192].

4.4 APLICACIÓN DE TRIZ EN UN DISEÑO DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL RODILLA.

A partir de la fase de observación donde es posible representar visiblemente las necesidades de un nuevo mercado y la posible área de oportunidad, la descripción del producto debe caracterizarse con la comunicación directa con los usuarios. Al analizar los productos comerciales y las necesidades reales se visualiza el campo abierto para crear nuevos dispositivos que sean capaces de ofrecer una mejor calidad de vida. Observando esta necesidad en un mecanismo que sea capaz de permitir la movilidad del usuario en caminos largos e irregulares y que pueda adaptarse al cambio del cuerpo durante los años, aunque sabemos que una prótesis nunca será lo mismo, se crea un soporte de amputación de miembro inferior que buscará unirse a un estilo de vida moderno. Es importante que el amputado lleve a cabo la rehabilitación y el equipo protésico necesario para el mecanismo adecuado, pero también es importante que el mecanismo sea capaz de adaptarse al usuario. Para diseñar una prótesis de rodilla es importante encontrar características de diseño y unirlas sin perder de vista la innovación.

Noriaki Kano, académico japonés, a finales de los años 70´s amplio el concepto de calidad para lo que en ese entonces se calificaba como “bueno o malo”, utilizando dos dimensiones para la evaluación de la calidad; la satisfacción del usuario y la funcionalidad del producto [193].

Dentro de estas dos dimensiones se definieron también tres tipos de calidad; calidad obligatoria, calidad unidimensional y calidad atractiva. Por lo que fue necesario establecer los siguientes principios:

1.-Las ideas “invisibles” de la calidad pueden hacerse visibles.

2.-En algunos casos, la satisfacción del cliente es directamente proporcional a la funcionalidad del producto.

3.-Algunos requerimientos del cliente no son unidimensionales, existen elementos obligatorios y atractivos.

La unidimensionalidad es la proporcionalidad directa que existe entre la satisfacción y la funcionalidad. Esta relación no siempre es visible por lo que en algunos casos se presentan en algunos productos poco funcionales, por lo que el usuario se muestra poco satisfecho, pero este no está más satisfecho si el producto muestra cierto nivel “obligatorio”. En otros casos, el usuario no está insatisfecho por la falta de funcionalidad, pero si el producto logra

un incremento funcional, la satisfacción aumenta, dando origen a requerimientos deleitosos o atractivos. Estos requerimientos "atractivos" son el objetivo primordial de este método, logrando clasificar características de un producto para facilitar su diseño [193], ver Tabla 4.1.

Tabla 4. 1. Resumen del modelo de Kano [194]

Requerimientos	Meet product
Calidad Deseable (M)	El usuario queda muy insatisfecho si no se cumple este requisito, pero si es suficiente no dará lugar a una mayor satisfacción.
Calidad Atractiva (A)	A mayor rendimiento, mayor mejora en la satisfacción del usuario.
Calidad Unidimensional (O)	La ausencia no causa insatisfacción, pero cumplirá con los requisitos del usuario y dará lugar a una mayor satisfacción del usuario.
Calidad Indiferente (I)	El usuario no está muy interesado, ya sea que esté presente o no.
Calidad inversa (R)	El usuario no tiene deseos y espera lo contrario.

Con el fin de utilizar la metodología Kano para visualizar los requerimientos, se realizaron encuestas Kano en usuarios transfemorales, donde después de un análisis minucioso de respuestas, los atributos más importantes clasificados fueron obtenidos y ordenados por esta metodología. En la Tabla 4.2, se puede destacar que los usuarios encuestados son adultos, mujeres y hombres de diferentes edades y que se benefician de un programa de bienestar social, el cual usa con equipos protésicos anticuados e incómodos, por lo que los resultados obtenidos fueron muy entusiastas, ya que no conocen equipos modernos.

Tabla 4. 2 Requisitos de Kano

Requerimientos	Criterio
Atractivos	1.- La prótesis es fabricada en México. 2.- La prótesis es estable mientras el usuario camina. 3.- El usuario puede tener control total de movimiento de la prótesis. 9.- Se ofrece un mantenimiento para la prótesis. 10.- La prótesis es personalizada. 12.- Las refacciones de la prótesis se pueden encontrar. 16.- La prótesis tiene amortiguamiento. 17.- La prótesis es suave tanto a la flexión como a la extensión.

Unidimensionales	4.- La prótesis incluye un pie protésico. 5.- La prótesis es hecha de un material ligero. 6.- La prótesis es hecha con metales inoxidables. 8.- La prótesis se puede flexionar tanto como el usuario desee. 11.- La prótesis tiene encajes estándar. 13.- La prótesis tiene una vida útil de más de cinco años. 15.- La prótesis es de colores conservadores. 18.- La prótesis incluye un socket cómodo. 19.- La prótesis se puede adquirir mediante un programa de beneficencia social. 20.- La prótesis se puede adquirir mediante un médico protesista privado 21.- La prótesis es silenciosa
Indiferentes	7.- La prótesis tiene piezas de plástico. 14.- La prótesis es de colores vivos. 22.- Se ofrece un servicio de mantenimiento

Los recursos (Tabla 4.3) juegan un papel importante en el proceso de innovación. El uso de la gama de recursos proporciona un marco excelente para explorar el problema a medida que repasamos pasado, presente y futuro del sistema y su entorno.

Tabla 4. 3. Recursos

	PASADO	PRESENTE	FURURO
SUPER SISTEMA	Menos enfermedades crónico degenerativas Más ejercicio, menos obesidad.	Antropometría de los amputados. Peso de los amputados. Acceso a rehabilitación. Acceso a la salud.	Mejoramiento de oferta de prótesis en hospitales y centros de rehabilitación del estado. Avances tecnológicos en el control de la prótesis.
SISTEMA	Utilización de prótesis monocéntricas.	Mecanismos de cuatro barras. Alineación de prótesis. Adaptaciones económicas y al alcance del usuario	Seguimiento de rehabilitación. Cambio a una prótesis más rápida. Equipos diferentes para cada actividad.
SUB SISTEMA	Selección de materiales de los componentes. Manufactura de piezas y encajes. Diseño de elementos.	Optimización de sistemas.	Sustitución de piezas. Mantenimiento.

Esta etapa describe el análisis donde los usuarios comparten algunas peculiaridades como la opinión de que es más incómodo y doloroso utilizar el mecanismo actualmente utilizado.

Es importante considerar que la mayoría de los amputados tienen diabetes mellitus y la actividad física es muy baja o nula, por lo que su equipo protésico requiere poco mantenimiento. Se puede pensar que la falta de cultura en el deporte y la mala alimentación generan un mercado potencial para este tipo de mecanismos. Es importante destacar que la necesidad de aumentar la calidad de vida de los usuarios y un mejor ciclo de vida de estos a través de este tipo de dispositivos, constituye una prioridad más en el diseño.

Las restricciones (Tabla 4.4) se presentan de manera similar, se trata de estrategias para identificar cuellos de botella, lo que le permite ver los obstáculos como posibles oportunidades de desarrollo en el diseño.

Tabla 4. 4. Restricciones

	PASADO	PRESENTE	FURURO
SUPER SISTEMA	No hay cultura de salud en la población. No reciben atención médica adecuada. Mala alimentación. No existe la cultura de la prevención	No incrementar costo. No incrementar peso	Nuevas enfermedades.
SISTEMA	Rechazo a uso de prótesis.	No incrementar costo. No incrementar peso	Desgaste de la prótesis
SUB SISTEMA	No tener acceso a equipo de manufactura. Materiales costosos o inaccesibles.	No se componen de piezas comerciales. No usar materiales pesados. No complicar e incrementar el sistema.	Mantenimiento. Corrosión.

En esta etapa podemos describir el siguiente análisis. La irregularidad de los accesos hace que el equipo protésico proponga un alto nivel de movilidad, el cual debe ser capaz de romper barreras ambientales como subir escaleras, caminar en pendientes, confort, control y respuesta al utilizar el transporte público u otros medios de transporte. Es un hecho que la mayoría de los usuarios son de bajos ingresos, por lo que es importante la necesidad de equipos modernos a bajo costo. También destaca el rechazo psicológico que el usuario tiene que utilizar una prótesis. Así como la importancia de abordar la selección de materiales para reducir y si es posible prevenir la corrosión y el desgaste de este tipo de mecanismos.

Es muy importante comprender el desarrollo del diagrama de funciones externas (figura 4.1) en el que se define el mecanismo dentro de su entorno y su interacción con el entorno y el usuario. El mecanismo está relacionado con las contradicciones y los elementos a analizar son: usuario, componentes protésicos y barreras ambientales.

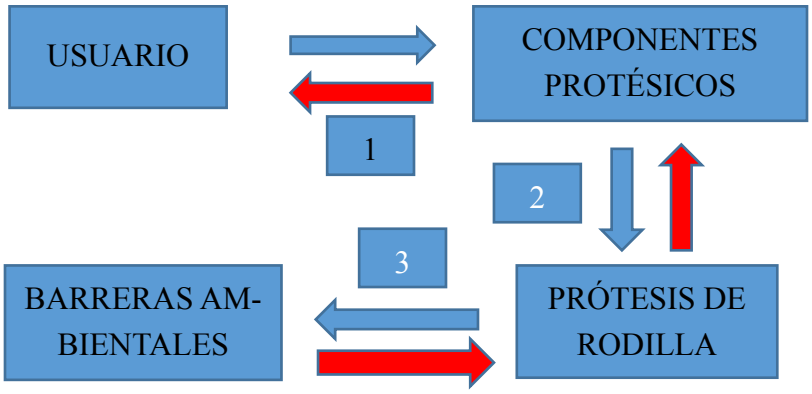


Figura 4. 1. Diagrama de funciones externas

Al desarrollar este análisis son importantes establecer las contradicciones:

1. Confort, seguridad, estética, ligereza y control; Usuario; Componentes protésicos.

2. Movilidad, modular (segmentación) y control; Componentes protésicos; Prótesis de rodilla.

3. Control, movilidad, prótesis de rodilla-resistencia-barreras ambientales.

Ver las necesidades de los usuarios beneficiarias y puntuar lo anterior lleva a los siguientes requisitos (Tabla 4.5):

Tabla 4. 5. Requisitos de imperativos para la prótesis de rodilla

1.- ESTABILIDAD	8.- ESTÉTICA
2.- SEGURIDAD	9.- Geometría
3.- CONTROL	10.- Materiales
4.- BAJO COSTO	11.- Adaptabilidad
5.- LIGEREZA	12.- Fácil montaje
6.- FUERZA	13.- Confiabilidad
7.- FLEXIBILIDAD	14.- Mantenimiento

TRIZ presenta una matriz de contradicciones, la que nos permite identificar los requisitos (Tabla 4.6) e implementar una solución con principios de diseño, estos parámetros son propuestos por Altshuller, esto es para mejorar la función y no empeorar otra.

Tabla 4. 6. Características para mejorar

1. - Peso de un objeto en movimiento.	14.- Fuerza.
2. - Peso de un objeto estacionario.	22.- Pérdida de energía.
7. - Volumen del objeto en movimiento.	27.- Confiabilidad.
8.- Volumen de objeto estacionario.	32. - Capacidad de fabricación.
9. - Velocidad.	34. - Capacidad de reparación.
12.- Forma.	35. - Adaptabilidad.
13. - Estabilidad.	37. - Control de la complejidad.

Al analizar el problema con dicha matriz se obtienen los principios inventivos de TRIZ donde se consideró al modelo de prótesis de rodilla como un sistema, este sistema consta de varios subsistemas tales como: Componentes protésicos (conexiones, encaje, tubo de extensión y pie protésico) y prótesis de rodilla. Se ha establecido un mediador en el funcionamiento del mecanismo y el usuario, en este caso el encaje.

La aplicación de los principios de diseño propuestos por TRIZ (Tabla 4.7) se concibe a partir de contradicciones generadas. Los principios de diseño se ofrecen al sistema, pero serán presentados de manera ordenada por subsistemas, al igual que los principios que se recomiendan para el diseño del dispositivo protésico.

Tabla 4. 7. Principios propuestos por TRIZ

Sistema de prótesis de rodilla	
Principio inventivo	Propuesta
1.- Segmentación	El sistema de prótesis de rodilla puede segmentarse en dos subsistemas; Componente protésico (acoplador en forma de conector y prótesis de extensión de pie) y prótesis de rodilla, mecanismos modulares.
2.-Separación	Se requiere la posibilidad de separar cada elemento en cuestión, en caso de fallo o incomodidad.
3.- Calidad local	Además de proponer una prótesis modular, esto sería atractivo si permitiera un ajuste capaz de cambiar la condición de la rodilla para diferentes operaciones, esto significa que el mecanismo protésico conserva un alto nivel de movilidad (XXX).
4.- Cambio de simetría	Para el mecanismo de control es necesario un sistema de alineación, el sistema de alineación seleccionada es el sistema de Berkeley (Radcliffe), y permite los ajustes.
5.- Combinar	Las conexiones de encaje deben ser estándar para permitir el uso de otros subsistemas rápidamente.
6.-Multifuncionalidad	La prótesis debe ser capaz de romper las barreras ambientales, así como un alto nivel de movilidad para permitir el control de la velocidad.
8.- Compensación de peso	Los materiales ligeros permiten un mejor control, ahorro de energía por parte del usuario, el contrapeso del pie protésico permite un mecanismo de acción rápido
9.- Neutralización	Elementos capaces de controlar los efectos de los daños, como choques fuertes se diseñan el mecanismo.
10.- Acción preliminar	El control de usuario sobre la prótesis por el usuario es de tocón, donde será capaz de moverse de forma controlable.
11.- Amortiguación	Se propone un mecanismo de cuatro barras con amortiguación.
14.- Esfericidad	El acabado superficial de la prótesis se recomienda para ser de forma redondeada, esto tiene un mejor efecto visual para el usuario.
15.- Partes dinámicas	Para ello se trata de un mecanismo de dimensionamiento para cumplir con las trayectorias recomendadas y de control (RRR).
16.- Ajuste indicado	Ofrecido la opción de un ajuste en el amortiguamiento.
18.- Vibración mecánica	Rectificación y ajuste de piezas en proceso de fabricación.

19.- Acción periódica	Dada la necesidad de mantenimiento, se recomienda el mantenimiento periódico mecanismo, con el fin de garantizar las condiciones de funcionamiento.
24.- intermediario	Debido a que el usuario y la prótesis tienen un intermediario (encaje y conexiones) es necesario garantizar la comodidad del usuario, el ajuste, la alineación y sobre todo la calidad.
27.- Disposiciones económicas	Basado en el ciclo de vida del mecanismo se pueden proponer materiales económicos o piezas intercambiables.
29.- Neumática	Dado que se requiere un sistema de amortiguación, éste puede ser neumático o hidráulico
35.- Cambio de parámetros	Se recomienda que la unidad sea capaz de prótesis y flexión a 170° para facilitar el manejo.
40.- Materiales compuestos	Con el fin de garantizar la resistencia sin aumento de peso en material, TRIZ propone el uso de materiales compuestos.

La evolución de los sistemas tecnológicos puede ser representada gráficamente con base en la tendencia del producto para el desarrollo de nuevas generaciones tecnológicas (figura 4.2). Esta es una herramienta que muestra tendencias evolutivas divididas en tres grupos de acuerdo a sus características de aplicación que son el espacio, el tiempo y la interfaz. Esto a su vez se compone de una lista de características definidas de acuerdo a su aplicación en el sistema de clasificación tecnológica según el progreso evolutivo conserva. Así es posible visualizar un radar y aclarar posibles tendencias evolutivas que se puedan aplicar al desarrollo del mecanismo.

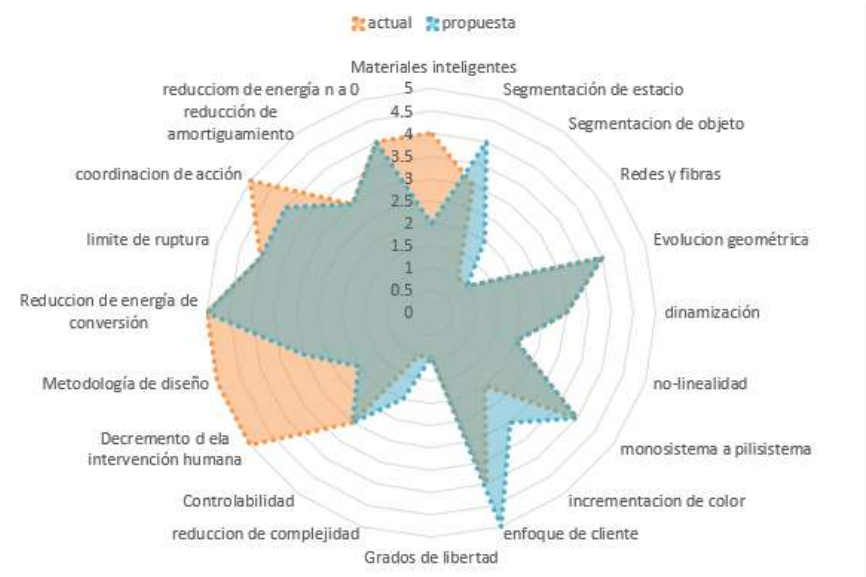


Figura 4. 2. Evolución de los sistemas tecnológicos

Donde se puede observar claramente las áreas de posibilidad del prototipo en comparación con lo que se ofrece en el mercado.

4.5 DISEÑO VIRTUAL DE LA PRÓTESIS DE RODILLA

El diseño virtual o modelado virtual es una herramienta que permite al diseñador usar interfaces virtuales como CAD y CAE, realizando los modelos de las piezas mediante bosquejos sencillos con base en las necesidades que se puedan percibir en la animación del mecanismo. Para el diseño virtual de este proyecto, se ha decidido usar el programa SolidWorks Corp. (Dassault Systèmes, S. A., Ver. 2018), ya que presenta una interfaz amigable y fácil de usar, que en virtud de que se pueden modificar fácilmente las dimensiones o formas de las piezas, y comprobar el funcionamiento del mecanismo.

En esta etapa también se realiza un análisis estático de esfuerzos de los elementos del mecanismo de cuatro barras de tipo policéntrico con aplicación en las prótesis de rodilla, esto se soluciona en ANSYS Inc. (Swason Análisis Systems, Ver 16.2), que es un programa que cuenta con una amplia capacidad de solución del análisis al usar el método de elemento finito.

Debido a la complejidad de la geometría que el diseño propuesto nos representa, es difícil obtener una solución exacta del análisis considerado, por lo que se recurre a técnicas numéricas de solución de las ecuaciones que gobiernan los fenómenos físicos que actúan sobre el diseño. Y para la solución de problemas de análisis estructural como el que este representa, la mejor opción es resolverlo con el método del elemento finito. Para entender el proceso del análisis con el método del elemento finito es preciso conocer las propiedades mecánicas de los materiales involucrados y que generalmente se encuentran en las librerías del software, las geometrías de cada eslabón, sus restricciones de empotramiento y las superficies de aplicación de carga. Como ya se ha mencionado, es un análisis lineal, de esta manera se generan ecuaciones que son resueltas en la etapa de proceso del análisis.

Las ecuaciones a resolver mediante este tipo de análisis son en función de los desplazamientos nodales al obtener la solución de estas ecuaciones obtendremos las deformaciones unitarias y los esfuerzos que intervienen en los elementos. Es necesario usar un número suficiente de elementos para representar la estructura y comprender que la estructura deberá permanecer en equilibrio con las cargas que aquí se aplican, por lo tanto, es necesario que este método converja para acercarnos a unos resultados lo más reales posibles.

En este análisis se pretende determinar las áreas donde se concentran los esfuerzos, así como el perfil de los mismos. De manera que esto se logra con la solución de matrices que gobiernan el sistema de ecuaciones.

Para una validación fiel de nuestros resultados se realizaron cuatro diferentes simulaciones por cada material, con la intención de evaluar el rendimiento del diseño conceptual en situaciones de estrés, suponiendo que la prótesis se encuentra en la fase de apoyo en la marcha.

4.5.1 MODELADO DEL MECANISMO EN 3D

El mecanismo se modeló en SolidWorks, debido a que ofrece ventajas al diseñador, la principal se puede considerar que el la capacidad de ensamblar las piezas, para crear un prototipo, además de permitir editar las piezas, con el objetivo de permitir modificaciones, lo cual se refleja directamente en el tiempo y económicamente en el gasto del material, ya que en este programa se visualizan y conciben movimientos lo más parecido a la realidad, permitiendo proponer un diseño que facilite la manufactura de las piezas, así como conservar el formato virtual del mecanismo y exportarlo a otros programas de solución para el análisis de esfuerzos o de animación.

Este paso nos presenta una forma del mecanismo, y nos permite tomar en cuenta factores estéticos y seguros para el usuario, proponiendo así un prototipo audaz, cómodo, estable y ligero.

Ahora se muestra los factores de influencia en el diseño de cada una de las piezas, y la forma de estas, serán diseñadas con medidas y maquinados que permitan su manufactura.

Eslabón superior

Este eslabón es de conexión al encaje del usuario (figura 4.3), el que deberá considerar la zona para este, así como mantener un perfil curvo, que permita al usuario la comodidad estética a la flexión, deberá también comprender un par de perforaciones para los dos pasadores, proponiendo un espesor diferente para cada uno de estos.

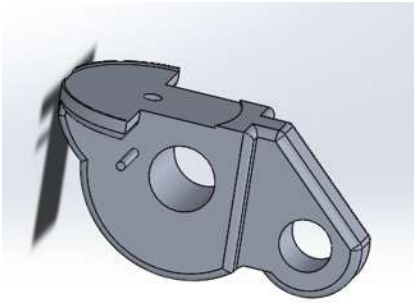


Figura 4. 3. Eslabón superior

Otro factor importante es que el orificio posterior del eslabón deberá estar alineado con la alineación del encaje del socket, por lo que la forma deberá ceder volumen en esta área para soportar las cargas.

El eslabón presenta otro orificio en el cual se establece para el pasador del eslabón del amortiguador, otras consideraciones importantes son el control a los 180°, y a los 90° para su extensión total.

Eslabón inferior

El eslabón inferior (figura 4.4), esta conceptualizado para contener en su interior el amortiguador, y por debajo de este, el encaje con la pierna inferior protésica, este eslabón es hueco, y deberá comprender un par de orificios para los pasadores, respetando la diferencia de espesores para cada uno de estos, esto es con el fin de evitar colisiones del mecanismo imposibilitándolo a cumplir el movimiento deseado.

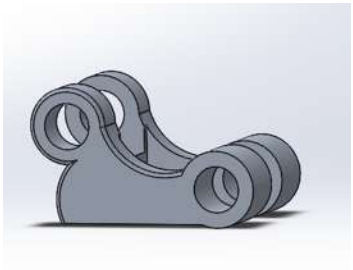


Figura 4. 4. Eslabón inferior

Eslabón posterior

Con el objetivo de lograr una estructura estética se ha decidido que los eslabones posterior y anterior se formen por un par cada uno, esto es, que se diseñaron dos eslabones posteriores y dos anteriores, los eslabones posteriores, por ser línea de encaje, se conectaran en el

extremo de mayor espesor en los eslabones superior y posterior, en el extremo superior se conectará el perno que representará el eje de la rodilla, ver figura 4.5.

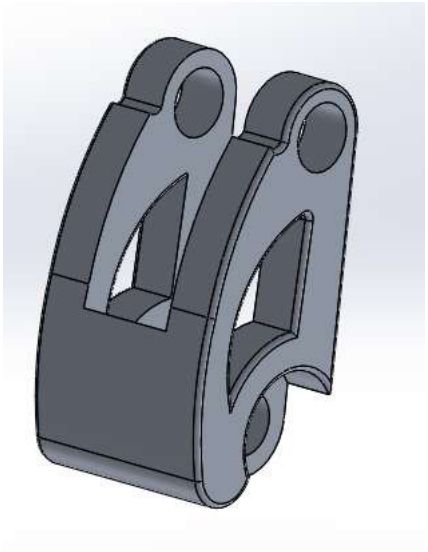


Figura 4. 5. Eslabón posterior

Eslabón anterior

De la misma manera que el eslabón posterior, este se compone por dos eslabones, los cuales se diseñaron con un desgaste lateral, que será posicionado en la parte interior de la prótesis, y serán conectados en los extremos con menos espesor de los eslabones superior e inferior, ver figura 4.6.

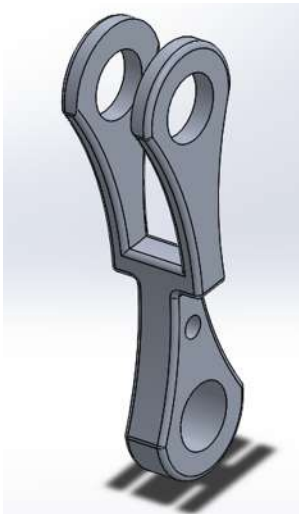


Figura 4. 6. Eslabón anterior

Pernos

Los cuatro pernos conservan el mismo diámetro, solo se diseñaron con un desbaste en los extremos, con el objetivo de agregar anillos de seguridad en los ocho extremos, en cada extremo de cada perno, esto con la finalidad que evitar movimientos entre las piezas y garantizar la unión de estas.

Solo el perno que representa el eje de la rodilla, tiene un espesor mayor que los otros tres, pero solo en la parte que hace contacto con el eslabón superior, en la parte donde hace contacto con el eslabón posterior, el diámetro es el mismo (figura 4.7).

Otra diferencia importante, es que los pernos tienen longitudes diferentes, para evitar posibles colisiones entre las piezas, al momento de realizar el movimiento.

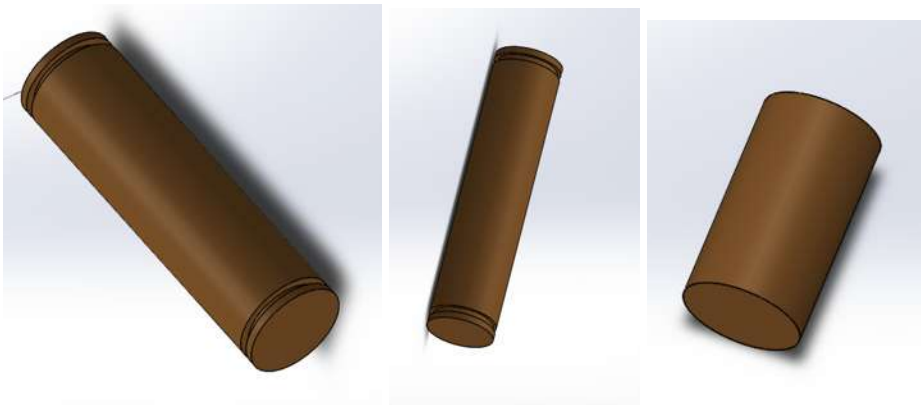


Figura 4. 7. Pernos

Ensamble mecánico

Con el ensamble mecánico de las piezas se visualizó el movimiento del mecanismo y la posibilidad de colisión entre las piezas, permitiendo hacer ediciones de las piezas con el objetivo de concebir el modelo virtual (ver figura 4.8) en esta parte es necesario agregar componentes mecánicos como roldanas, para evitar el desgaste entre piezas.

Otra ventaja del ensamble mecánico, es que nos permite visualizar el mecanismo en su extensión y flexión.

Figura 4. 8. Ensamble mecánico

4.6 VALIDACIÓN DEL DISEÑO DE UNA PRÓTESIS TRANSFEMORAL DE RODILLA BASADO EN EL ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

Hoy en día el análisis de elementos finitos se ha empleado para el análisis de esfuerzo y tensión en distintos diseños de elementos protésicos. El análisis de una prótesis policéntrica de rodilla es el principal tema de interés en este escrito debido a la importancia que tiene este mecanismo de soporte para restablecer el control del rango de movimiento natural de la rodilla en amputados transfemorales

El enfoque de este escrito se centra en el análisis de esfuerzos estático y dinámico de un prototipo prótesis de rodilla diseñado por los autores. Utilizando von Mises como un criterio de falla, en dirección de garantía de diseño mecánico. Se consideraron distintos materiales para el análisis; Aleación de aluminio, acero inoxidable, polietileno y nylamind

El estudio se centra en el análisis de la tensión estática y dinámica en una prótesis policéntrica de rodilla para amputados transfemorales. El análisis de elementos finitos se realizó con distintos ángulos de flexión del mecanismo protésico, simulando situaciones de marcha dinámica y estática.

Proponiendo un mecanismo de cuatro barras óptimo dimensionalmente en sus eslabones, se conceptualizó un modelo en CAD, utilizando el software Solidworks. Realizando un análisis de esfuerzos estático y dinámico en diferentes materiales.

El análisis por elemento finito se llevó a cabo en el software ANSYS, donde el valor máximo de la tensión se produjo en la región del encaje superior.

Se logró corroborar que el nylamind es la mejor propuesta respecto a la resistencia y peso.

El esfuerzo orientado a las investigaciones enfocadas al desarrollo de mecanismos protésicos con nuevos materiales beneficiará a los amputados transfemorales. El presente estudio analiza una propuesta de diseño de una prótesis policéntrica de rodilla bajo tensiones estáticas y dinámicas.

El Análisis por Elemento Finito (AEF) es un sistema complejo de nodos que forman una malla, esta malla tiene asignadas propiedades del material y define como reaccionará la estructura a ciertas condiciones de carga, este clase de análisis provoca una mejora continua en el diseño y la identificación de zonas de fatiga, con la finalidad de ayudar a mejorar el funcionamiento y el nivel de comodidad en los usuarios [195].

El objetivo de este trabajo es generar una propuesta de una geometría del diseño protésico modelada en el software Solidworks, con un dimensionamiento que ayude a disminuir el gasto energético y que tenga una adecuada distribución de tensiones y deformaciones, para esto se propone una comparativa en base a un Análisis por Elemento Finito (AEF) asignando propiedades de los materiales propuestos en el software ANSYS. Las tensiones se avalúan considerando varios ángulos de carga, además se agregan análisis dinámicos para evaluar la flexión. El ciclo de la marcha es único de cada individuo y este a su vez genera una única trayectoria, para validar el rendimiento del diseño propuesto se evaluará en 3 distintos ángulos anteroposterior y en 3 ángulos en el plano lateral(85°, 90° y 95° respectivamente), para evaluar el caso estático [196] y en 5 distintos ángulos de flexión del mecanismo (20°, 40, 60°, 80° y 120°) para el caso dinámico, la evaluación será entre 4 materiales que son: aleación de aluminio, acero inoxidable ferrítico, polietileno (polimaq) y nylamind (nylomaq). Para su estudio, dichos materiales se considerarán con propiedades elásticas, isotrópicos y heterogéneas. Con un comportamiento lineal, y la carga que de evaluará será de 3000 Newtons.

Este proyecto evalúa la distribución de esfuerzos y deformaciones en carácter de carga, para evaluar el rendimiento del equipo durante la fase de apoyo del ciclo de la marcha, el

efecto de las propiedades del material y la geometría del prototipo protésico, ofreciendo una alternativa para mejorar este tipo de dispositivos.

4.6.1 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

La presente etapa del proyecto incluye el análisis de esfuerzos estáticos y dinámicos de una prótesis transfemoral de rodilla de cuatro barras de tipo policéntrico. El mecanismo adopta un par de adaptadores de pirámide macho, para todos los casos. El modelo tridimensional (3D) fue desarrollado en Solidworks Ver. 2018.

La geometría propuesta muestra el modelo de montaje mecánico completo de la rodilla protésica. El conjunto mecánico consta de 4 eslabones,4 pernos, un par de adaptadores 4 bujes y un subconjunto de arandelas y seguros. El modelo de diseño asistido por computadora (CAD) se bosquejó sobre la base de mediciones óptimas. El ensamblaje se simuló en el software ANSYS con diferentes materiales, para evaluar su rendimiento ante las cargas.

Las propiedades mecánicas de los materiales a evaluar se consideraron linealmente elásticas, isotrópicas y homogéneas. Las propiedades lineales del material implican que el esfuerzo es directamente proporcional al esfuerzo en el material, lo que significa que no hay un rendimiento permanente del material. El comportamiento lineal se produce cuando la pendiente de la curva de esfuerzo-deformación del material en la región elástica (medida como el módulo de elasticidad de Young) es constante. El comportamiento isotrópico implica que las propiedades del material no dependen de la dirección. Los efectos de la temperatura serán despreciables y no afectan las propiedades del material [195]. Las propiedades mecánicas de los materiales a evaluar se tomaron de las hojas de datos estándar, ver Tabla 4.8. Se ha considerado una carga de 3000 N para el análisis de tensión.

Tabla 4. 8. Propiedades de los materiales a evaluar según la tabla de materiales de ANSYS y Solidworks.

Material	Radio de poisson	Módulo de young	Resistencia a la compresión	Resistencia a la tracción	Resistencia máxima a la tracción (Pa)	Densidad (Kgm^-3)	Peso del prototipo (Kg)
Aleación de Aluminio	0.31	1.93 e11	2.8e+008	2.8e+008	3.1e+08	2770	0.47165
Acero Inoxidable	0.31	1.93e11	2.07e+08	2.07e+08	5.86e+08	7750	1.3196
Polietileno	0.42	1.1e9	2.5e7	2.5e7	3.3e7	950	0.1617
Nylamind	0.4	2.75 e9	8.2e7	8.2e7	2.75 e9	1140	0.1941

4.6.2 ANÁLISIS NUMÉRICO

El análisis de tensión de carga estática de elementos finitos se llevó a cabo en el software ANSYS Workbench Versión 16.2.

En la figura 4.9 A), se visualiza el mecanismo en la plataforma de ANSYS, en la figura 4.9. B), se aplica la carga correspondiente en la parte superior del mecanismo y se empotra a tierra en la parte inferior, y en la figura 4.9. C), se puede observar el mallado del mecanismo.

La tensión estática se ejercerá sobre él mecanismo y se evaluará su comportamiento para los cuatro materiales.

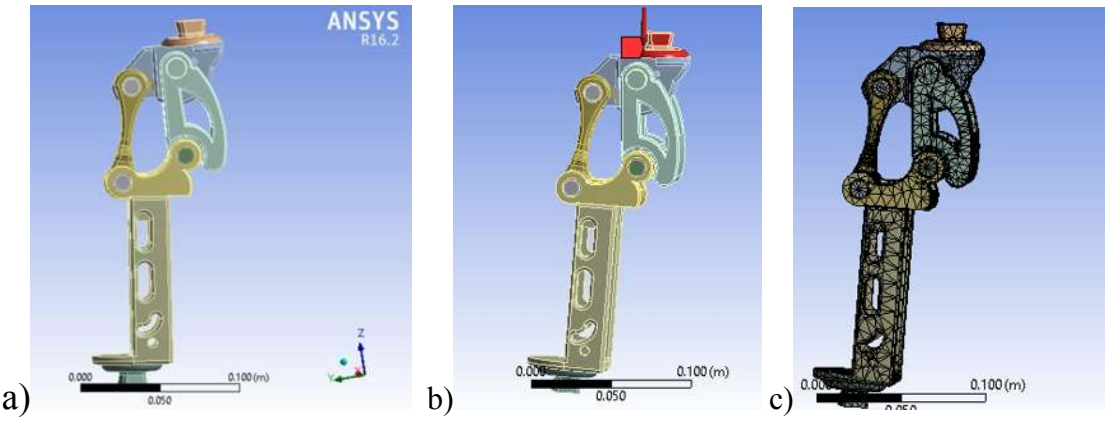
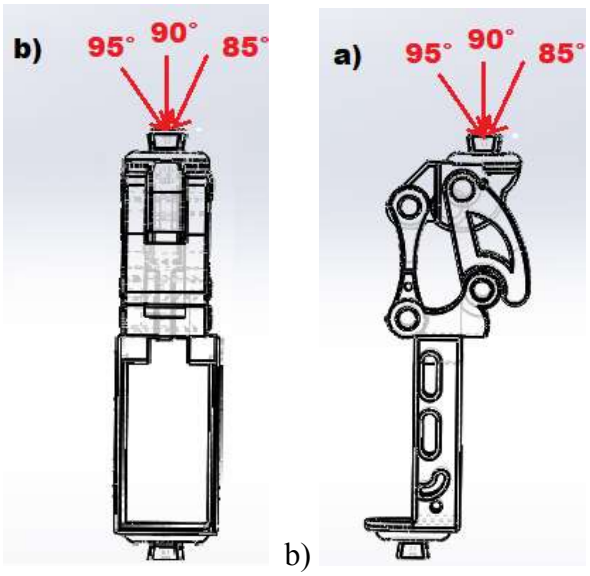


Figura 4. 9. A) Prototipo de prótesis de rodilla, B) aplicación de fuerza en el adaptador superior y C) mallado del diseño.

Análisis de Esfuerzo Estático

Para el análisis estático se aplicó una fuerza de 3000 N, (ver figura 4.10), en el adaptador superior del mecanismo y se analizaron en 3 distintos ángulos anteroposteriores o frontales figura 4.9. a y en 3 ángulos en el plano medio lateral o laterales, B) para cada uno de los cuatro materiales. El análisis incluyó 75799 nodos con 23784 elementos que integran el diseño propuesto, donde las constantes a evaluar son; deformación total (metros), deformación elástica de von Mises y el esfuerzo equivalente von Mises.



a) b)

Figura 4. 10 Aplicación de cargas para análisis estático, a) Para 3 distintos ángulos anteroposteriores o frontal y b) Para 3 ángulos en el plano medio lateral o lateral (a 95°, 90° y 85° respectivamente)

4.7 ANÁLISIS ESTÁTICO DE ESFUERZOS

Se analiza la evaluación del diseño de una prótesis de rodilla transfemoral en varios ángulos de apoyo durante el ciclo de la marcha. El Análisis del Elemento finito se lleva a cabo para generar un perfil de tensión del mecanismo a diferentes situaciones de carga. El análisis de estrés se realiza en posiciones de marcha estáticas. Se evalúan cuatro materiales para su deformación elástica y tensión máxima. Permitiendo llegar a la selección de un material.

El objetivo de este análisis fue encontrar el material más adecuado para la prótesis de rodilla comparando los resultados de las simulaciones con respecto a; la deformación total, deformación von mises y el esfuerzo máximo de von Mises, así como para lograr la fuerza deseada y la flexión de la rodilla. El material nylamid experimentó una deformación total, una deformación de von Mises y un esfuerzo máximo.

En la siguiente (figura 4.11) se muestra la visualización de la simulación en deformación total y el comparativo gráfico de la evaluación de deformación total del mecanismo propuesto con los cuatro materiales, en donde es notable que el comportamiento del análisis estático ante las cargas laterales y anteriores con un ligero ángulo, se visualiza que el material más deformable es el polietileno, el acero inoxidable es el que presenta la mínima deformación como es de esperarse, el aluminio con valores similares y en el caso del nylamid, su deformación es notable, aunque su rendimiento es admisible.

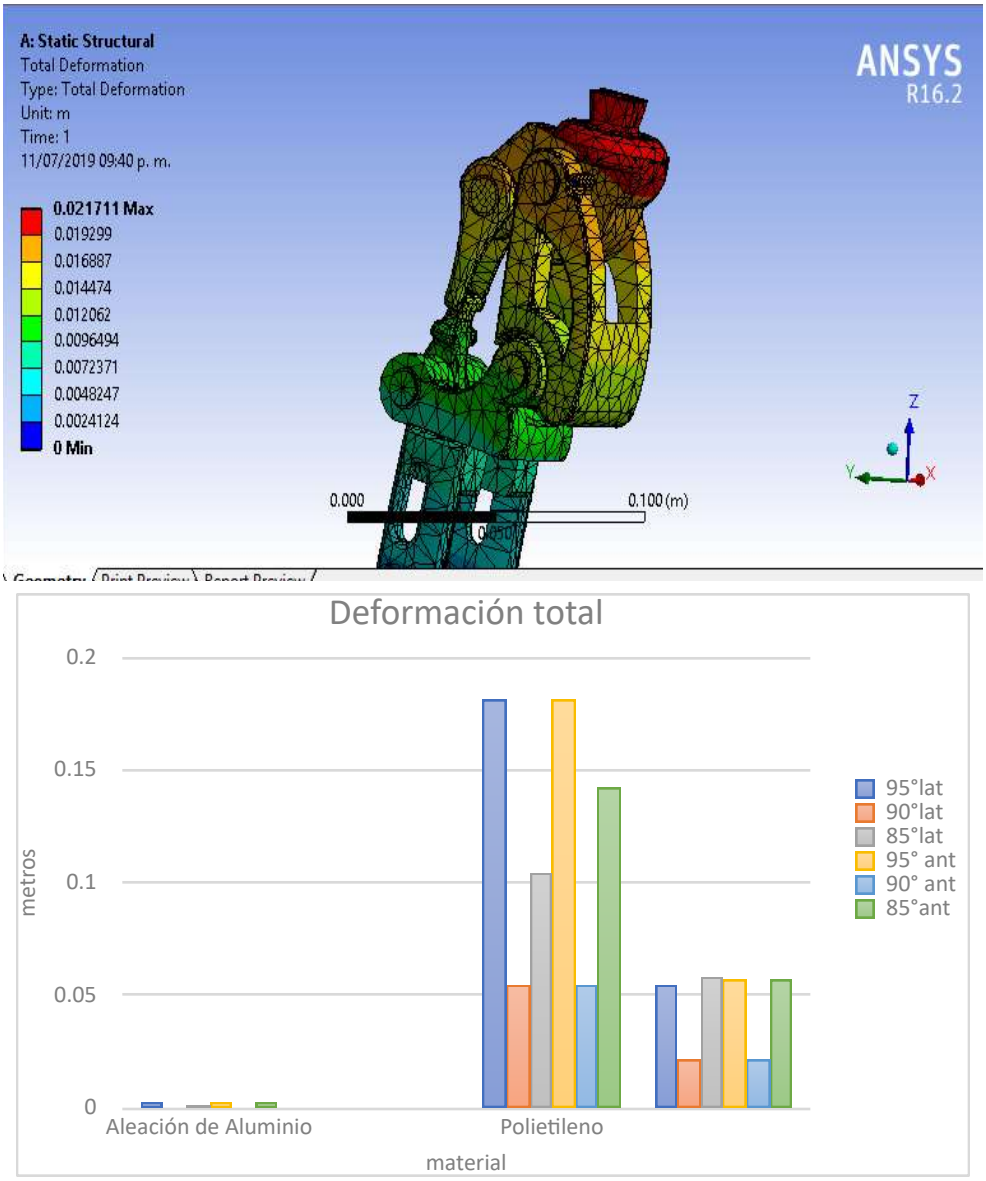


Figura 4. 11. Deformación Total, a) Visualización del resultaddo de la Deformación Total en el ny-lamind y b) Gráfico que muestra el rendimiento estático de la Deformación Total en los 6 casos (3 antero posterior y 3 medio lateral)

La siguiente figura 4.12 se muestra la visualización de la simulación en deformación von Mises el comparativo gráfico de la evaluación de desplazamiento von Mises del mecanismo propuesto con los cuatro materiales.

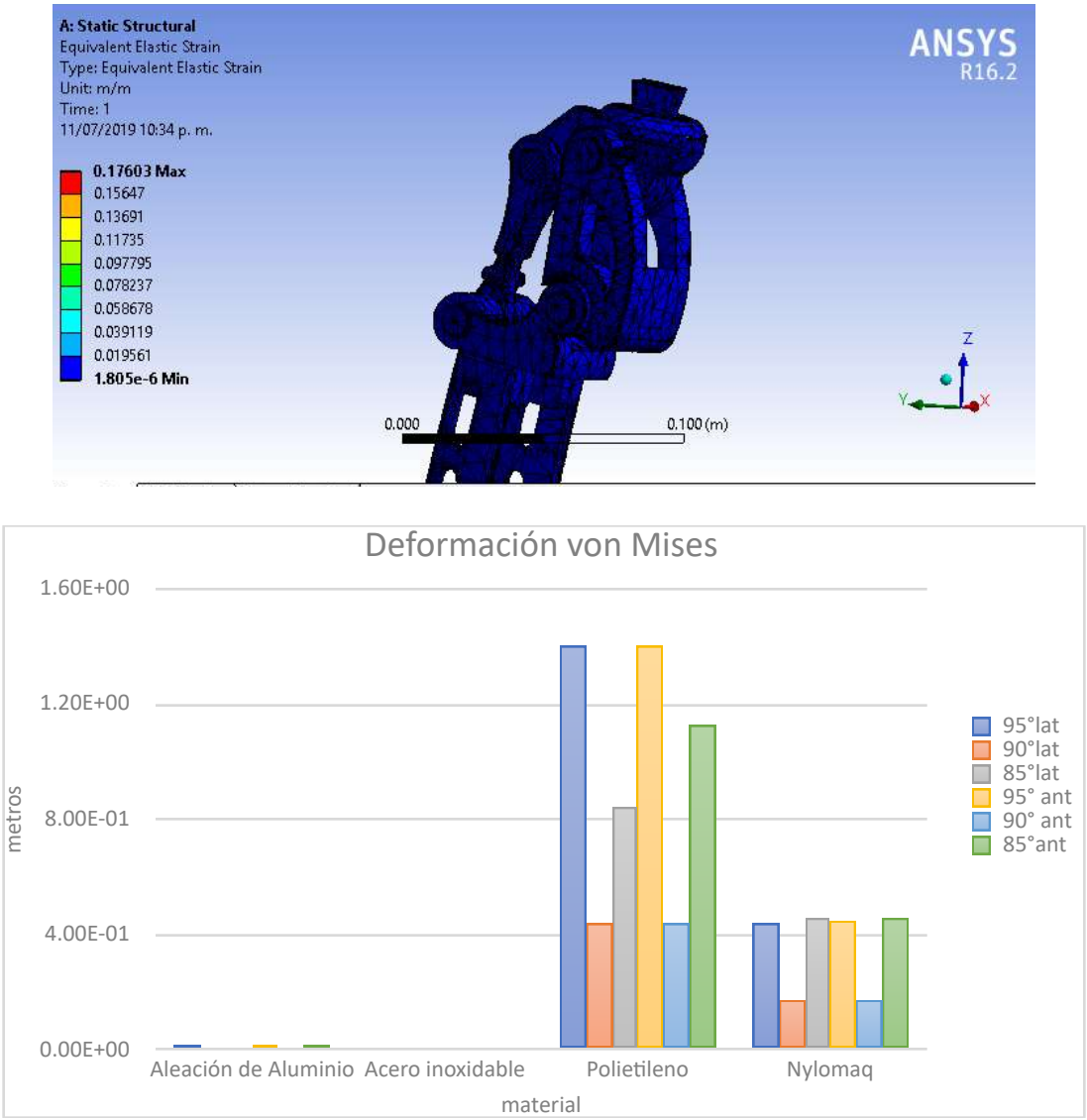


Figura 4. 12. Deformación von Mises, a) Visualización del resultaddo de la Deformación von Mises en el nylamind y b) Gráfico que muestra el rendimiento estático de la Deformación von Mises en los 6 casos (3 antero posterior y 3 medio lateral)

En la figura 4.13 se presenta la visualización de la simulación en esfuerzo máximo von Mises y el comparativo gráfico del rendimiento del mecanismo propuesto con los cuatro materiales,

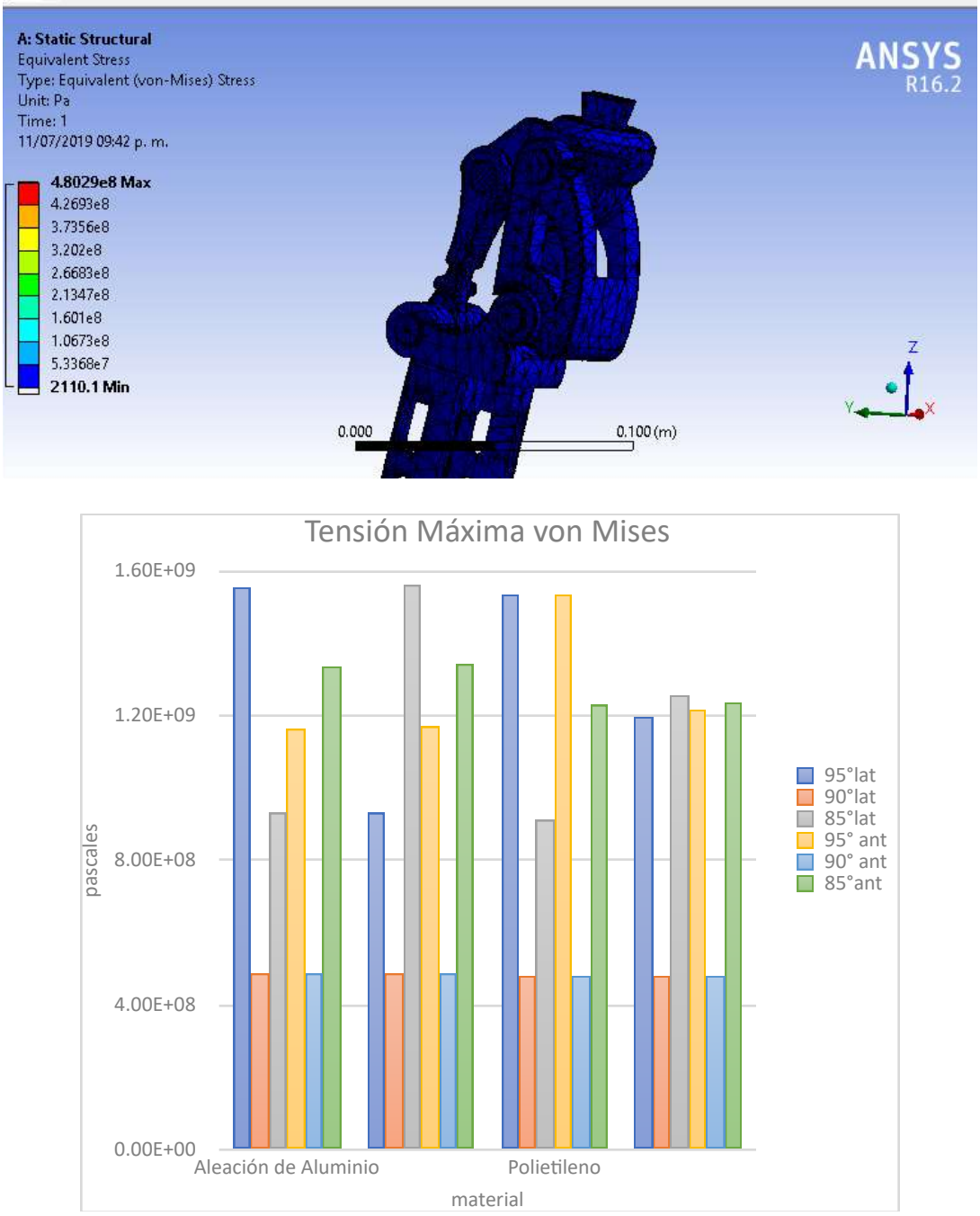


Figura 4. 13 Tensión Máxima von Mises, a) Visualización del resultaddo del esfuerzo máximo de von Mises en el nylamind y b) Gráfico que muestra el rendimiento estático de esfuerzo máximo de von Mises en los 6 casos (3 antero posterior y 3 medio lateral)

4.8 CONCLUSIÓN

El análisis presentado en este capítulo refleja la importancia, las capacidades y el uso de Elementos Finitos en la optimización paramétrica y la evolución del diseño de un eficiente

mecanismo de prótesis de rodilla policéntrica de cuatro barras para amputados transfemorales.

El enfoque seguido fue un proceso de validación de diseño mecánico estándar en el que se desarrolla un diseño 3D en software CAD; La simulación estática se realizó para evaluar su funcionamiento en la fase de apoyo en el ciclo de la marcha para verificar su rendimiento en condiciones de flexión variable. De esta manera, la optimización del diseño se realiza con respecto al peso, la resistencia, las propiedades del material y la viabilidad. Se desarrolló un prototipo de mecanismo con adaptadores estándar. El análisis de elementos finitos se llevó a cabo para cuatro materiales, a saber; aleación de aluminio, acero inoxidable, polietileno y nylamind, que están fácilmente disponibles en el mercado, y se encontró que el material de nylamind da un valor aceptable tanto en la resistencia, mientras que el acero inoxidable proporciona el valores máximos pero el peso del mecanismo es un factor muy importante que afecta a este material, sobre todo si lo que buscamos es el confort del usuario. El pico de von Mises se produce en la región de contacto entre el eslabón superior, el perno del eje biomecánico y en el adaptador en caso de análisis de esfuerzos estáticos. En el análisis lineal elástico se observa un comportamiento similar entre el aluminio y el nylamind. El nylamind finalmente se encontró que era el mejor material entre los cuatro con respecto a la resistencia, el peso y la maquinabilidad. El modelo análisis de elemento finito presentado fue, por lo tanto, adecuado para un análisis paramétrico del prototipo de prótesis transfemoral de rodilla presentado.

BIBLIOGRAFÍA

[1] E. Camargo, Y. Garzón, and V. Camacho, "sistema portátil de captura de movimiento para el análisis cinemático de la marcha humana;portable system for kinematic motion capture of human walking," *Tecnura*, vol. 16, no. 34, pp. 67–83, 2012.

[2] P. Harris, S. Nagy, and N. Vardaxis, *Mosby's Dictionary of Medicine, Nursing and Health Professions*, vol. 2009. 2010.

[3] C. W. Radcliffe, "Above-knee prosthetics," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 1, no. 3, pp. 146–160, 1977.

[4] C. W. Radcliffe, "Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria.," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 18, no. 3, pp. 159–173, 1994.

[5] C. Radcliffe, "Biomechanics of Knee Stability Control with Four-Bar Prosthetic Knees," *Proc. ISPO Aust. Annu. Meet.*, 2003.

[6] M. Brian J. Hafner, PhD;* Douglas G. Smith, "Differences in function and safety between Medicare Functional Classification Level-2 and -3 transfemoral amputees and influence of prosthetic knee joint control," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 46, no. 3, pp. 417–434, 2009.

[7] T. Hasenoehrl *et al.*, "Disability and Rehabilitation : Assistive Technology Safety and function of a prototype microprocessor-controlled knee prosthesis for low active transfemoral amputees switching from a mechanic knee prosthesis : a pilot study," *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 0, no. 0, p. 000, 2017.

[8] Ensanut, "Ensanut 2012," *Instituto Nacional de Salud Pública*. p. 200, 2012.

[9] A. Acuña, "Propuesta de un programa fisioterapéutico para aumentar la fuerza muscular en pacientes con amputación transfemoral, en fase pre protésica, secundario a diabetes mellituS", Universidad Autonoma del Estado de México, 2013.

[10] F. Mendoza-Cruz, G. Rodríguez, C. Galván-Duque, and M. Álvarez, "Estudio comparativo de la diferencia del volumen del muñón vs . el miembro sano , descripción morfológica y poblacional en pacientes con amputación transfemoral," * Laboratorio de Ortesis y Prótesis, * Laboratorio de Ingeniería de Rehabilitación, Instituto Nacional de Rehabilitación, Revista de Investigación Clínica vol. 66, pp. 85–93, 2014.

[11] K. Shamaei, G. S. Sawicki, and A. M. Dollar, "Estimation of quasi-stiffness of the human hip in the stance phase of walking," *PLoS One*, vol. 8, no. 12, 2013.

[12] N. P. . García, L. H. G., García, C. M. R., Fuentes, I. G., & Victoria, "Articulación de la rodilla y su mecánica articular.," *MEDISAN*, vol. 7, no. 2, 2003.

[13] M. W. Legro, G. D. Reiber, D. G. Smith, M. Del Aguila, J. Larsen, and D. Boone, "Prosthesis evaluation questionnaire for persons with lower limb amputations: Assessing prosthesis-related quality of life," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 79, no. 8, pp. 931–938, 1998.

[14] J. C. Grieco, R. R. Torrealba, and G. Ferna, "Towards the development of knee prostheses : review of current researches," Mechatronics Research Group, Simón Bolívar University, Venezuela Caracas, Venezuela, Kybernete vol. 37, no. 9, pp. 1561–1576, Emerald Group Publishing Limited 0368-492X DOI 10.1108/03684920810907869, 2008.

[15] L. Tolosa Rodríguez, R. R. Torrealba, and R. Silva, "Desarrollo de un algoritmo para generar una señal de control para una prótesis mioeléctrica de rodilla," *IFMBE Proc.*, vol. 18, pp. 788–791, 2008.

[16] K. Hagberg and R. Brånemark, "Consequences of non-vascular trans-femoral amputation: a survey of quality of life, prosthetic use and problems.," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 25, no. 3, pp. 186–94, 2001.

[17] K. Hagberg, "Transfemoral amputation, Quality of Life and Prosthetic Function. Studies focusing on individuals with amputation due to reasons other than peripheral vascular disease, with socket or osseointegrated prostheses," Department of Orthopaedics, Institute of Clinical Sciences The Sahlgrenska Academy at Göteborg University Göteborg, Swedenno. Tryck Intellecta DocuSys, Västra Frölunda, 2006 ISBN: 91-628-6942-6, 361, pp. 2–5, 2007.

[18] K. A. Samuelsson, O. Toytari, A. L. Salminen, and A. Brandt, "Effects of lower limb prosthesis on activity, participation, and quality of life: a systematic review," *Prosthet Orthot Int*, vol. 36, no. 2, pp. 145–158, 2012.

[19] J. Sullivan, M. Uden, K. P. Robinson, and S. Sooriakumaran, "Rehabilitation of the trans-femoral amputee with an osseointegrated prosthesis : the United Kingdom experience," Roehampton Rehabilitation Centre, Queen Mary's Hospital, London, UK, Prosthetics and Orthotics Internation, pp. 114–120, 2003. Downloaded from poi.sagepub.com at Univ Juarez del Estado de Durango en April 8, 2016

[20] E. C. Prinsen, M. J. Nederhand, and J. S. Rietman, "Adaptation strategies of the lower extremities of patients with a transtibial or transfemoral amputation during level walking: A systematic review," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 92, no. 8, pp. 1311–1325, 2011.

[21] H. Van De Meent, M. T. Hopman, and P. Fro, "Walking Ability and Quality of Life in Subjects With Transfemoral Amputation : A Comparison of Osseointegration With Socket Prostheses," From the Departments of a Rehabilitation Medicine, b Physiology, and c Surgery, Radboud University Nijmegen Medical Centre, Nijmege Centre of Evidence Based Practice, Nijmegen, The NetherlandArchives of Physical Medicine and Rehabilitation journal homepage: www.archives-pmr.org Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2013;94:2174-8no. May 2009, pp. 2174–2178, 2013.

[22] S. Kapp and J. a. Miller, "Lower Limb Prosthetics," *Care Combat Amputee*, pp. 297–310, 2002.

[23] W. Miller and A. Deathe, "A prospective study examining balance confidence among individuals with lower limb amputation," *Disabil. Rehabil.*, vol. 26, no. 14–15, pp. 875–881, 2004.

[24] O. Bock *et al.*, "Otto bock Prostheses Compendium: Prostheses for Lower Limbs, Schiele & Schön GmbH." Berlin, 1993.

[25] A. Staros, '"The principles of swing-phase control: the advantages of fluid mechanisms'," *Prostheses, Braces Tech. Aids*, no. 16, pp. 11–16, 1964.

[26] E. Lewis, "Fluid-control knee mechanisms: clinical considerations," *Bull. Prosthet. Res.*, no. 10, pp. 24–56, 1965.

[27] H. A. Mauch, "Stance control for above-knee artificial legs-design considerations in the SNS knee," *Bull. Prosthet. Res.*, no. 10, pp. 61–72, 1968.

[28] A. B. Wilson, "Recent advances in above-knee prosthetics.," *Artif. Limbs*, vol. 12, no. 2, pp. 1–27, 1968.

[29] Z. T. Harvey, B. K. Potter, J. Vandersea, and E. Wolf, "Prosthetic advances.," *J. Surg. Orthop. Adv.*, vol. 21, no. 1, pp. 58–64, 2012.

[30] J. Andrysek, S. Naumann, and W. L. Cleghorn, "Design characteristics of pediatric prosthetic knees," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 12, no. 4, pp. 369–378, 2004.

[31] S. Kirker, S. Keymer, J. Talbot, and S. Lachman, "An assessment of the intelligent knee prosthesis," *Clin. Rehabil.*, vol. 10, no. AUGUST 1996, pp. 267–273, 1996.

[32] J. Z. Laferrier and R. Gailey, "Advances in Lower-limb Prosthetic Technology," *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.*, vol. 21, no. 1, pp. 87–110, 2010.

[33] H. Cochrane, K. Orsi, and P. Reilly, "Lower limb amputation Part 2: Rehabilitation - a 10 year literature review," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 25, no. 104, pp. 21–28, 2001.

[34] M. R. Durán and M. R. Bravo-ferrer, "Rodillas protésicas. Clasificación e indicaciones clínicas," *Rehabil.*, vol. 37, no. 4, pp. 207–214, 2003.

[35] D. M. Collins, A. Karmarkar, R. Relich, P. F. Pasquina, and R. a Cooper, "Review of research on prosthetic devices for lower extremity amputation.," *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 34, no. 5, pp. 379–438, 2006.

[36] B. T. Amador, C. M. Muller-Karger, R. R. Torrealba, and A. Vidal, "Comparación de las condiciones de contacto en el análisis estructural de una prótesis policéntrica de rodilla," *Pan Am. Heal. Care Exch. PAHCE*, vol. 0, pp. 5–10, 2013.

[37] P. F. Pasquina, P. R. Bryant, M. E. Huang, T. L. Roberts, V. S. Nelson, and K. M. Flood, "Advances in amputee care," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 87, no. 3 SUPPL., pp. 34–43, 2006.

[38] A. Dehghani, "Intelligent prosthesis - A biomechatronics approach," *Mechatronics Action Case Stud. Mechatronics - Appl. Educ.*, pp. 173–195, 2010.

[39] M. S. Orendurff, A. D. Segal, G. K. Klute, M. L. McDowell, J. a Pecoraro, and J. M. Czerniecki, "Gait efficiency using the C-Leg.," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 43, no. 2, pp. 239–246, 2006.

[40] C. W. Radcliffe and L. Lamoreux, "Uc-Bl Pneumatic Swing-Control Unit for Above-Knee Prostheses," *Bull. Prosthetics Res.*, pp. 73–89, 1968.

[41] M. P. Greene, "Four Bar Linkage Knee Analysis," *J. Prosthetics Orthot.*, vol. 37, no. 1, pp. 15–24, 1983.

[42] R. Hicks, S. Tashman, J. M. Cary, R. F. Altman, and J. R. Gage, "Swing phase control with knee friction in juvenile amputees," *J. Orthop. Res.*, vol. 3, no. 2, pp. 198–201, 1985.

[43] S. A. Hale, "Analysis of the swing phase dynamics and muscular effort of the above-knee amputee for varying prosthetic shank loads.," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 14, no. 3, pp. 125–35, 1990.

[44] D. Popović, M. N. Oğuztöreli, and R. B. Stein, "Optimal control for the active above-knee prosthesis," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 19, no. 2, pp. 131–150, 1991.

[45] D. Popović, N. Oğuztöreli, and B. Stein, "Optimal control for an above-knee prosthesis with two degrees of freedom," *J. Biomech.*, vol. 28, no. 1, pp. 89–98, 1995.

[46] K. M. Chakraborty, J. K., & Patil, "A new modular six-bar linkage trans-femoral prosthesis for walking and squatting," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 18, no. 2, pp. 98–108, 1994.

[47] S. M. H. J. Jaegers, J. H. Arendzen, and H. J. de Jongh, "Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: A kinematic study," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 76, no. 8, pp. 736–743, 1995.

[48] S. A. Gard, D. S. Childress, and J. E. Uellendahi, "The influence of four-bar linkage knees on prosthetic swing-phase floor clearance," *J. Prosthetics Orthot.*, vol. 8, no. 2, pp. 34–40, 1996.

[49] S. Blumentritt, H. Werner Scherer, J. W. Michael, and T. Schmalz, "Transfemoral amputees walking on a rotary hydraulic prosthetic knee mechanism: a preliminary report," *J. Prosthetics Orthot.*, vol. 10, no. 3, pp. 61–70, 1998.

[50] R. L. Waters and S. Mulroy, "The energy expenditure of normal and pathologic gait," *Gait Posture*, vol. 9, no. 3, pp. 207–231, 1999.

[51] T. Schmalz, S. Blumentritt, and R. Jarasch, "Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait:," *Gait Posture*, vol. 16, no. 3, pp. 255–263, 2002.

[52] S. Zahedi, A. Sykes, S. Lang, I. Cullington, "Adaptive prosthesis – a new concept in prosthetic knee control", , Robotica, 23, pp 337-344 doi:10.1017/S0263574704001365, 2005.

[53] G. Nandi and B. Gupta, "Bio-Inspired Control Methodology of Walking for Intelligent Prosthetic Knee," *Proc. 3rd Int. Conf. Informatics Control. Autom. Robot.*, 2006.

[54] M. Traballesi, P. Porcacchia, T. Averna, and S. Brunelli, "Energy cost of walking measurements in subjects with lower limb amputations: A comparison study between floor and treadmill test," *Gait Posture*, vol. 27, no. 1, pp. 70–75, 2008.

[55] A. J. van den Bogert, S. Samorezov, B. L. Davis, and W. a. Smith, "Modeling and Optimal Control of an Energy-Storing Prosthetic Knee," *J. Biomech. Eng.*, vol. 134, no. 5, p. 051007, 2012.

[56] R. D. Gregg and J. W. Sensinger, "of a Powered Prosthetic Leg," vol. 22, no. 1, pp. 246–254, 2014.

[57] H. Zhao and A. D. Ames, "Quadratic program based control of fully-actuated transfemoral prosthesis for flat-ground and up-slope locomotion," *Proc. Am. Control*

Conf., pp. 4101–4107, 2014.

[58] H. Richter, D. Simon, W. A. Smith, and S. Samorezov, "Dynamic modeling, parameter estimation and control of a leg prosthesis test robot," *Appl. Math. Model.*, vol. 39, no. 2, pp. 559–573, 2015.

[59] M. R. Tucker, J. Olivier, A. Pagel, H. Bleuler, M. Bouri, and O. Lambercy, "Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics : a review Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics : a review," *NeuroEngineering Rehabil.*, 2015.

[60] Y. Wen, J. Si, X. Gao, S. Huang, H. H. Huang, and S. Member, "A New Powered Lower Limb Prosthesis Control Framework Based on Adaptive Dynamic Programming," pp. 1–6, 2016.

[61] V. Azimi, D. Simon, H. Richter, and S. A. Fakoorian, "Robust Composite Adaptive Transfemoral Prosthesis Control with Non-Scalar Boundary Layer Trajectories *," no. 1, 2016.

[62] C. Ferreira, L. P. Reis, and C. P. Santos, "Review of Control Strategies for Lower Limb Prostheses," in *advances in intelligent systems and computing 418*, 2016, pp. 209–220.

[63] A. M. Simon *et al.*, "Delaying ambulation mode transition decisions improves accuracy of a flexible control system for powered knee-ankle prosthesis," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 4320, no. c, pp. 1–8, 2016.

[64] E. D. Ledoux, S. Member, and M. Goldfarb, "Control and Evaluation of a Powered Transfemoral Prosthesis for Stair Ascent," vol. 4320, no. c, 2017.

[65] Y. S. Narang, V. N. M. Arelekatti, and A. G. Winter, "The Effects of Prosthesis Inertial Properties on Prosthetic Knee Moment and Hip Energetics Required to Achieve Able-Bodied Kinematics," vol. 24, no. 7, pp. 754–763, 2016.

[66] A. Pagel, A. Hernandez, A. Robert, and H. Vallery, "Effects of sensory augmentation on postural control and gait symmetry of transfemoral amputees : a case description," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 54, no. 10, pp. 1579–1589, 2016.

[67] H. Richter, X. Hui, A. Van Den Bogert, and D. Simon, "Semiactive Virtual Control of a Hydraulic Prosthetic Knee ∗," 2016.

[68] H. Warner, D. Simon, and H. Richter, "Design Optimization and Control of a Crank-Slider Actuator for a Lower-Limb Prosthesis with Energy Regeneration *," in *2016 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM) Banff,*

Alberta, Canada, July 12–15, 2016 Design, 2016, pp. 1430–1435.

[69] S. Shaikh and A. Malhotra, "Adaptive Output Feedback Control System Design for Low-Cost Electronic Knee Prosthesis," in *In Proceedings of the Second International Conference on Computer and Communication Technologies*, 2016, pp. 537–547.

[70] N. Thatte and H. Geyer, "Toward Balance Recovery With Leg Prostheses Using Neuromuscular Model Control," vol. 63, no. 5, pp. 904–913, 2016.

[71] Y. Wen, M. Liu, J. Si, H. H. Huang, and S. Member, "Adaptive Control of Powered Transfemoral Prostheses Based on Adaptive Dynamic Programming *," pp. 5071–5074, 2016.

[72] B. E. Lawson, E. D. Ledoux, S. Member, and M. Goldfarb, "A Robotic Lower Limb Prosthesis for Efficient Bicycling," pp. 1–14, 2017.

[73] A. E. Martin, R. D. Gregg, and S. Member, "Stable , Robust Hybrid Zero Dynamics Control of Powered Lower-Limb Prostheses," vol. XX, no. XX, pp. 1–12, 2017.

[74] G. R. D. Martin A. E, "Stable robust hybrid zero dynamics control of powered lower-limb prostheses," *IEEE Trans. Autom Control*, vol. 20, no. 20, 2017.

[75] K. M. Patil and J. K. Chakraborty, "Analysis of a new polycentric above-knee prosthesis with a pneumatic swing phase control," *J. Biomech.*, vol. 24, no. 3–4, pp. 223–233, 1991.

[76] D. Popovi and R. B. Stein, "Optimal Control for the Active Above-Knee Prosthesis," vol. 19, pp. 131–150, 1991.

[77] D. Zlatnik, B. Steiner, and G. Schweitzer, "Finite-state control of a trans-femoral (TF) prosthesis," *IEEE Trans. Control Syst. Technol.*, vol. 10, no. 3, pp. 408–420, 2002.

[78] H. Richter, D. Simon, W. A. Smith, and S. Samorezov, "Dynamic modeling , parameter estimation and control of a leg prosthesis test robot," *Appl. Math. Model.*, vol. 39, no. 2, pp. 559–573, 2015.

[79] M. Liu, D. Wang, H. H. Huang, and S. Member, "Development of an Environment-Aware Locomotion Mode Recognition System for Powered Lower Limb Prostheses," vol. 24, no. 4, pp. 434–443, 2016.

[80] P. Theeven, B. Hemmen, C. Stevens, E. Ilmer, P. Brink, and H. Seelen, "Feasibility of a new concept for measuring ACTUAL functional performance in daily life OF transfemoral amputees," pp. 744–751, 2010.

[81] H. A. Theeven, P. J., Hemmen, B., Geers, R. P., Smeets, R. J., Brink, P. R., & Seelen, "Influence of advanced prosthetic knee joints on perceived performance and everyday life activity level of low-functional persons with a transfemoral amputation or knee disarticulation.," *J. Rehabil. Med.*, vol. 44, no. 5, pp. 454–461, 2012.

[82] M. B. Silver-Thorn, "Design of artificial limbs for lower extremity amputees," *Stand. Handb. Biomed. Eng. Des.*, pp. 1–30, 2004.

[83] M. B. Silver-thorn, "Source : STANDARD HANDBOOK OF BIOMEDICAL ENGINEERING AND DESIGN CHAPTER 33 DESIGN OF ARTIFICIAL LIMBS FOR LOWER EXTREMITY AMPUTEES," pp. 1–30, 2004.

[84] B. T. Amador, R. R. Torrealba, M. Rojas, J. Cappelletto, and C. M. Müller-karger, "Metodología para dimensionamiento de mecanismo policéntrico de rodilla utilizando análisis de marcha y algoritmos genéticos," *Rev. Ing. Biomed.*, vol. 6, no. 11, pp. 30–45, 2012.

[85] A. L. Maya Castaño, E. P. Guerrero, and J. F. Ramírez, "Parámetros de diseño de una prótesis de rodilla en colombia," *IFMBE Proc.*, vol. 18, pp. 770–773, 2008.

[86] N. Cross, *Métodos de diseño, estrategias para el diseño de productos*. 2005.

[87] D. A. Hobson and L. E. Torfason, "Computer Optimization of Polycentric Prosthetic Knee Mechanisms," in *In Proceedings of the Third Applied Mechanisms Conference.*, 1973.

[88] N. Sancisi, R. Caminati, and V. Parenti-castelli, "Optimal Four-Bar Linkage for the Stability and the Motion of the Human Knee Prostheses," in *In Atti del XIX CONGRESSO dell'Associazione Italiana di Meccanica Teorica e Applicata*, 2009.

[89] O. Poliakov, O. Chepenyuk, Y. Pashkov, M. Kalinin, and V. Kramar, "Multicriteria Synthesis of a Polycentric Knee Prosthesis For Transfemoral Amputees," vol. 6, no. 5, pp. 257–262, 2012.

[90] O. M. Poliakov, V. B. Lazarev, and O. O. Chepenyuk, "Transfemoral Prosthesis with Polycentric Knee Design , Kinematics , Dynamics and Control Strategy Mechanism :," vol. 38, no. 050, pp. 109–123, 2013.

[91] S. Pfeifer, R. Riener, and H. Vallery, "An Actuated Transfemoral Prosthesis with Optimized Polycentric Knee Joint," pp. 1807–1812, 2012.

[92] E. A. Merchán-Cruz, E. Lugo-González, J. S.-P. J. Ramírez-Gordillo, R.G. Rodríguez-Cañizo, and L.H. Hernández-Gómez, "Síntesis Genética de Mecanismos para Aplicaciones en Prótesis de Miembro Inferior," *Rev. Iberoam. Automática e Informá-*

tica Ind. RIAI, vol. 8, no. 2, pp. 45–51, 2011.

[93] N. Ghaemi, M. Dardel, M. H. Ghasemi, and H. Zohoor, "Optimization of Six Bar Knee Linkage for Stability of Knee Prosthesis," vol. 1, no. 4, pp. 38–45, 2012.

[94] P. Taylor, J. Lu, and Y. Chen, "Topology optimisation and customisation of a prosthetic knee joint design," *Int. J. Comput. Integr. Manuf.*, no. February, pp. 37–41, 2013.

[95] K. J. Carlson, T. Mangera, and F. Kienho, "Optimal material selection for the construction of a paediatric prosthetic knee," vol. 0, no. 0, pp. 1–11, 2016.

[96] M. L. Handford and M. Srinivasan, "Robotic lower limb prosthesis design through simultaneous computer optimizations of human and prosthesis costs," *Nat. Publ. Gr.*, no. September 2015, pp. 1–7, 2016.

[97] Yuriy Kondratenko1 *et al.*, "Information, Communication, and Modeling Technologies in Prosthetic Leg and Robotics Research at Cleveland State University," in *Proceedings of the 12th International Conference, ICTERI 2016*, 2016, pp. 168–183.

[98] G. Khademi, H. Richter, and D. Simon, "Multi-Objective Optimization of Tracking / Impedance Control for a Prosthetic Leg with Energy Regeneration *," in *2016 IEEE 55th Conference on Decision and Control (CDC) ARIA Resort & Casino December 12-14, 2016, Las Vegas, USA*, 2016, no. Cdc, pp. 5322–5327.

[99] H. Zhao, J. Horn, J. Reher, V. Paredes, and A. D. Ames, "Multicontact Locomotion on Transfemoral Prostheses via Hybrid System Models and Optimization-Based Control," vol. 13, no. 2, pp. 502–513, 2016.

[100] A. E. Guerinot, S. P. Magleby, and L. L. Howell, "Preliminary Design Concepts for Compliant Mechanism Prosthetic Knee Joints," *Proc. ASME Des. Eng. Tech. Conf.*, pp. 1–9, 2004.

[101] R. Unal, R. Carloni, E. E. G. Hekman, S. Stramigioli, and H. F. J. M. F. J. M. Koopman, "Conceptual design of an energy efficient transfemoral prosthesis," *2010 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, pp. 343–348, 2010.

[102] R. Unal, R. Carloni, E. E. G. Hekman, S. Stramigioli, and H. F. J. M. F. J. M. Koopman, "Prototipe design and realization of a innovative energy efficient transfemoral prosthesis," *2010 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, pp. 343–348, 2010.

[103] M. Liu, P. Datseris, and H. H. Huang, "A Prototype for Smart Prosthetic Legs-Analysis and Mechanical Design," *Adv. Mater. Res.*, vol. 403–408, pp. 1999–2006, 2011.

[104] R. Unal, R. Carloni, S. M. Behrens, E. E. G. Hekman, S. Stramigioli, and H. F. J. M.

Koopman, “Towards a fully passive transfemoral prosthesis for normal walking,” *Proc. IEEE RAS EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics*, pp. 1949–1954, 2012.

[105] Y. Geng, X. Xu, L. Chen, and P. Yang, “Design and Analysis of Active Transfemoral Prosthesis,” *Iecon 2010 - 36Th Annu. Conf. Ieee Ind. Electron. Soc.*, pp. 1495–1499, 2010.

[106] M. V. Pillai, H. Kazerooni, and A. Hurwich, “Design of a semi-active knee-ankle prosthesis,” *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, pp. 5293–5300, 2011.

[107] M. I. Awad and A. A. Dehghani-sanij, “Motor Electrical Damping for Back-Drivable Prosthetic Knee,” pp. 348–353, 2016.

[108] A. Poliakov, V. Pakhaliuk, N. Lozinskiy, M. Kolesova, P. Bugayov, and P. Shtanko, “BIOSIMILAR ARTIFICIAL KNEE FOR TRANSFEMORAL PROSTHESES AND EXOSKELETONS,” vol. 14, pp. 321–328, 2016.

[109] Z. W. Xie, H.L., Liu, Z. B., Yang, J. Y., Sheng, Z. Q., Xu, “MODELLING OF MAGNETORHEOLOGICAL DAMPER FOR INTELLIGENT BIONIC LEG AND SIMULATION OF KNEE,” *Int. Simul. Model.*, vol. 15, pp. 144–156, 2016.

[110] D. Bradley and M. I. Awad, “a Smart Semi-Active Prosthetic Leg : Testing Leg : Towards a Smart Assessment,” *IFAC-PapersOnLine*, vol. 49, no. 21, pp. 170–176, 2016.

[111] G. Alejandro, V. Orozco, L. G. Beltrán, D. O. Velasco, and O. Á. Fernández, “Artemisa,” vol. 22, no. 4, pp. 247–253, 2008.

[112] R. R. Torrealba, C. Pérez-D’Arpino, J. Cappelletto, L. Fermín-León, G. Fernández-López, and J. C. Grieco, “Through the development of a biomechatronic knee prosthesis for transfemoral amputees: Mechanical design and manufacture, human gait characterization, intelligent control strategies and tests,” *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, pp. 2934–2939, 2010.

[113] M. R. Tucker and K. B. Fite, “Mechanical damping with electrical regeneration for a powered transfemoral prosthesis,” *IEEE/ASME Int. Conf. Adv. Intell. Mechatronics, AIM*, pp. 13–18, 2010.

[114] W. G. C., “Design of a Powered Above Knee Prosthesis Using Pneumatic Artificial Muscles,” 2010.

[115] Y. Dabiri, S. Najarian, M. R. Eslami, S. Zahedi, and D. Moser, “A powered prosthetic knee joint inspired from musculoskeletal system,” *Biocybern. Biomed. Eng.*, vol. 33,

no. 2, pp. 118–124, 2013.

[116] L. Flynn, J. Geeroms, R. Jimenez-fabian, B. Vanderborght, N. Vitiello, and D. Lefeber, "Ankle – knee prosthesis with active ankle and energy transfer : Development of the CYBERLEGs Alpha-Prosthesis ☆," *Rob. Auton. Syst.*, 2014.

[117] S. Pfeifer, A. Pagel, R. Riener, and H. Vallery, "Actuator with angle-dependent elasticity for biomimetic transfemoral prostheses," *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 20, no. 3, pp. 1384–1394, 2015.

[118] E. O. Bachtiar, T. Dirgantara, S. Mihradi, and A. I. Mahyuddin, "Design and Fabrication of an Affordable Transfemoral Prosthetic Leg," vol. 842, pp. 435–444, 2016.

[119] J. Geeroms, L. Flynn, R. Jimenez-Fabian, B. Vanderborght, and D. Lafeber, "Design and energetic evaluation of a prosthetic knee joint actuator with a lockable parallel spring," *Bioinspir. Biomim.*, 2017.

[120] J. G. Buckley, W. D. Spence, and S. E. Solomonidis, "Energy cost of walking: Comparison of 'intelligent prosthesis' with conventional mechanism," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 78, no. 3, pp. 330–333, 1997.

[121] B. W. Heller, D. Datta, and J. Howitt, "A pilot study comparing the cognitive demand of walking for transfemoral amputees using the Intelligent Prosthesis with that using conventionally damped knees.," *Clin. Rehabil.*, vol. 14, no. 5, pp. 518–522, 2000.

[122] J. L. Johansson, D. M. Sherrill, P. O. Riley, P. Bonato, and H. Herr, "A clinical comparison of variable-damping and mechanically passive prosthetic knee devices.," *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 84, no. 8, pp. 563–575, 2005.

[123] A. O. Petersen, J. Comins, and T. Alkjær, "Assessment of gait symmetry in transfemoral amputees using C-leg compared with 3R60 prosthetic knees," *J. Prosthetics Orthot.*, vol. 22, no. 2, pp. 106–112, 2010.

[124] M. J. Highsmith, J. T. Kahle, S. L. Carey, D. J. Lura, R. V Dubey, and W. S. Quillen, "Kinetic Differences Using a Power Knee and C-Leg While Sitting Down and Standing Up: A Case Report," *J. Prosthetics Orthot.*, vol. 22, no. 4, pp. 237–243, 2010.

[125] C. K. Wong, S. Benoy, W. Blackwell, S. Jones, and R. Rahal, "A Comparison of Energy Expenditure in People With Transfemoral Amputation Using Microprocessor and Nonmicroprocessor Knee Prostheses," *JPO J. Prosthetics Orthot.*, vol. 24, no. 4, pp. 202–208, 2012.

[126] E. J. Wolf, V. Q. Everding, A. L. Linberg, B. L. Schnall, M. Czerniecki, and J. M. Gambel, "Ascending and Descending Inclines and Steps," vol. 49, no. 6, pp. 831–

842, 2012.

[127] R. Alò, F. Bottiglione, and G. Mantriota, "Artificial Knee Joints Actuators with Energy Recovery Capabilities : A Comparison of Performance," vol. 2016, 2016.

[128] J. Highsmith *et al.*, "Functional performance differences between the Genium and C-Leg prosthetic knees and intact knees," vol. 53, no. 6, pp. 753–766, 2016.

[129] M. R. Williams, S. D. Andrea, and H. M. Herr, "Impact on gait biomechanics of using an active variable impedance prosthetic knee," *J. Neuroeng. Rehabil.*, pp. 1–11, 2016.

[130] E. M. Bell, A. L. Pruziner, J. M. Wilken, and E. J. Wolf, "Clinical Biomechanics Performance of conventional and X2 ® prosthetic knees during slope descent," *JCLB*, vol. 33, pp. 26–31, 2016.

[131] S. Orendurff, A. Segal, K. Glenn, and M. McDowell, "Gait efficiency using the C-Leg. Journal of rehabilitation research and development," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 43, no. 2, p. 239, 2006.

[132] C. Gauthier-Gagnon, M. C. Grisé, and D. Potvin, "Enabling factors related to prosthetic use by people with transtibial and transfemoral amputation," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 80, no. 6, pp. 706–713, 1999.

[133] P. Stephenson and B. B. Seedhom, "Estimation of forces at the interface between an artificial limb and an implant directly fixed into the femur in above-knee amputees," *J. Orthop. Sci.*, vol. 7, no. 3, pp. 292–297, 2002.

[134] C. Dundass, G. Yao, and C. Mechefske, "Initial biomechanical analysis and modeling of transfemoral amputee gait," *J. Prosthetics Orthot.*, vol. 15, no. 1, pp. 20–26, 2003.

[135] H. Herr and A. Wilkenfeld, "User-adaptive control of a magnetorheological prosthetic knee," *Ind. Rob.*, vol. 30, no. 1, pp. 42–55, 2003.

[136] H. Huang, T. Kuiken, and R. Lipschutz, "A strategy for identifying locomotion modes using surface electromyography.," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 14, no. 1, pp. 56–59, 76, 2009.

[137] M. Bellmann, T. Schmalz, and S. Blumentritt, "Functional principles of current microprocessor-controlled prosthetic knee joints," vol. 5, 2009.

[138] E. C. Martinez-Villalpando and H. Herr, "Agonist-antagonist active knee prosthesic: Aprelimenary study in level-ground walking," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 46, no. 3, p. 361, 2009.

[139] L. Chen, P. Yang, L. Zu, and Y. Geng, "The influence of walking speed on muscle activity of thigh and application in prostheses control," *IECON Proc. (Industrial Electron. Conf.*, pp. 2714–2718, 2010.

[140] D. Joshi, A. Mishra, and S. Anand, "ANFIS based knee angle prediction: An approach to design speed adaptive contra lateral controlled AK prosthesis," *Appl. Soft Comput. J.*, vol. 11, no. 8, pp. 4757–4765, 2011.

[141] A. B. Sawers and B. J. Hafner, "Outcomes associated with the use of microprocessor-controlled prosthetic knees among individuals with unilateral transfemoral limb loss: a systematic review.," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 50, no. 3, pp. 273–314, 2013.

[142] M. Liu, F. Zhang, P. Datseris, and H. (Helen) Huang, "Improving Finite State Impedance Control of Active-Transfemoral Prosthesis Using Dempster-Shafer Based State Transition Rules," *J. Intell. Robot. Syst. Theory Appl.*, vol. 76, no. 3–4, pp. 461–474, 2014.

[143] M. Goršič *et al.*, "Online phase detection using wearable sensors for walking with a robotic prosthesis," *Sensors (Switzerland)*, vol. 14, no. 2, pp. 2776–2794, 2014.

[144] H. Gholizadeh, N. A. Abu Osman, A. Eshraghi, and S. Ali, "Transfemoral Prosthesis Suspension Systems: A Systematic Review of the Literature.," *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 93, pp. 809–823, 2014.

[145] T. Ramakrishnan and K. Reed, "Asymmetric Unilateral Transfemoral Prosthetic Simulator," vol. 1554006, no. May, p. 73, 2014.

[146] B. J. Hafner and A. B. Sawers, "Issues affecting the level of prosthetics research evidence : Secondary analysis of a systematic review," 2014.

[147] B. E. Lawson, B. Ruhe, A. Shultz, and M. Goldfarb, "A Powered Prosthetic Intervention for Bilateral Transfemoral Amputees," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, no. 4, pp. 1042–1050, 2015.

[148] R. Dumas, R. Brånemark, and L. Frossard, "Gait analysis of transfemoral amputees : errors in inverse dynamics are substantial and depend on prosthetic design," *IEEE Trans. neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 4320, no. c, pp. 1–8, 2016.

[149] K. Inuzuka, H. Kawamoto, and Y. Sankai, "Attachable Cybernic Unit for Above-Knee Prosthesis to Realize Stair Ascent and Descent *," in *Proceedings of the 2016 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics Qingdao, China, December 3-7, 2016*, 2016, pp. 1461–1466.

[150] J. Andrysek *et al.*, "Long-term clinical evaluation of the automatic stance-phase lock-

controlled prosthetic knee joint in young adults with unilateral above-knee amputation," *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 3107, no. March, pp. 378–384, 2017.

[151] S. Phanphet, S. Dechjarern, and S. Jomjanyong, "Above-knee prosthesis design based on fatigue life using finite element method and design of experiment," *Med. Eng. Phys.*, vol. 0, pp. 1–6, 2017.

[152] C. Marinelli, H. Giberti, and F. Resta, "In vitro test method for the development of intelligent lower limb prosthetic devices," *Integr. Med. Res.*, vol. 37, no. 1, pp. 11–23, 2017.

[153] M. J. Highsmith, J. T. Kahle, R. M. Miro, and L. J. Mengelkoch, "BIOENERGETIC DIFFERENCES DURING WALKING AND RUNNING IN TRANSFEMORAL AMPUTEE RUNNERS USING ARTICULATING AND NON-ARTICULATING KNEE PROSTHESES," *Technol. Innov.*, vol. 18, no. 813, pp. 159–165, 2017.

[154] C. Cifuentes, F. Martínez, and E. Romero, "ANÁLISIS TEÓRICO Y COMPUTACIONAL DE LA MARCHA NORMAL Y PATOLÓGICA : UNA REVISIÓN," *Rev. Med*, vol. 18, no. 2, pp. 182–196, 2010.

[155] A. D. Kuo, "The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy : A dynamic walking perspective," vol. 26, pp. 617–656, 2007.

[156] L. E. Contreras and J. A. T. L. F. Vargas, "Análisis Biomecánico de Marcha Humana a Través de Técnicas de Modelaje Biomechanical Analysis Of Human Gait Trough Modelling Techniques," no. 12, pp. 29–35, 2012.

[157] L. E. Contreras Bravo and M. A. Roa Garzón, "Modelamiento de la marcha humana por medio de gráficos de unión," *Con-Ciencias*, no. 16, pp. 26–42, 2005.

[158] C. Silva, "Modelamiento de la marcha humana con prótesis de miembro inferior mediante herramientas de simulación dinámica (una aplicación en opensim," Universidad Nacional de Colombia, 2015.

[159] A. Agudelo, T. Briñez, G. Vanessa, J. Ruiz, and M. Zapata, "Marcha : descripción , métodos , herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura," *CES Mov. y salud*, vol. 1, no. 1, pp. 29–43, 2013.

[160] C. Bohórquez, "Estudio sobre la marcha humana," *Ingenio Libr.*, vol. 17, no. 3, 2001.

[161] J. Cámara, "Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales," *Entramado*, vol. 7, no. 1, pp. 160–173, 2011.

[162] R. Gómez, "Estudio Biomecánico de la marcha en pacientes con artrosis de cadera,"

Universitat de Valencia, 2005.

[163] M. Sanz, C. Profesora, T. De Cinesiología, and U. De Zaragoza, "Cinesiologia de la marcha humana normal," pp. 1–15.

[164] M. Ackermann, "Dynamics and Energetics of Walking," University of Stuttgart, 2007.

[165] Á. B. V. y D. R. M. Rubisel Arreola Gómez, Abel Quevedo Nolasco, Martiniano Castro Popoca, "Diseño, construcción y evaluación de un sistema de seguimiento solar para un panel fotovoltaico," *Rev. Mex. Ciencias Agrícolas*, vol. 6, no. 8, pp. 1715–1727, 2015.

[166] A. D. Kuo, J. M. Donelan, and A. Ruina, "Energetic Consequences of Walking Like an Inverted Pendulum : Step-to-Step Transitions," 2005.

[167] E. L. Control *et al.*, "RESEARCH AND DEVELOP OF NEW INTELLIGENT SYSTEMS FOR," 2007.

[168] M. A. Roa and C. Villegas, "Modelamiento , estabilidad e implicaciones biomecánicas de la caminata bípeda pasiva con tres grados de libertad Modelling , stability and biomechanical implications of three DOF passive bipedal gait," vol. 27, no. 2, pp. 77–84, 2007.

[169] S. J. Piazza, S. L. Delpt, P. Medicine, S. Motor, and P. Program, "THE INFLUENCE OF MUSCLES ON KNEE FLEXION THE SWING PHASE OF GAIT DURING," vol. 29, no. 6, pp. 723–733, 1996.

[170] J. Vega and I. Lache, "Investigación y desarrollo de nuevos sistemas inteligentes, para el control mecatrónico de una prótesis bioélectrica de miembro inferior para discapacitados de la violencia en Colombia, utilizando técnicas de inteligencia artificial evaluadas en un diseño," *Proy. Aprob. por Colcienc. Convoc. jóvenes Investig. e innovadores*, 2005.

[171] S. Lipfert *et al.*, "Impulsive ankle push-off powers leg swing in human walking Impulsive ankle push-off powers leg swing in human walking," pp. 1218–1228, 2014.

[172] L. M. Torres-Trevi, L. Mercado, A. Rodriguez, ,, "Hybrid BCI Approach to Control an Artificial Tibio-Femoral Joint n a," Universidad Autónoma de Nuevo León, FIME no. 1, pp. 2760–2763, 978-1-4577-0220-4/16, IEEE, 2016.

[173] N. N. Institute, "Nutrition Screening as easy as mna, A guide to completing the Mini Nutritional Assessment (MNA ®)." .

[174] B. J. Hafner and D. G. Smith, "Differences in function and safety between Medicare Functional Classification Level-2 and -3 transfemoral amputees and influence of prosthetic knee joint control," *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 46, no. 3. pp. 417–134, 2009.

[175] B. T. Amador, R. R. Torrealba, and C. M. Müller-karger, "Diseño Conceptual de una Prótesis Policéntrica de Rodilla para Amputados Transfemorales en Venezuela Conceptual Design of a Polycentric Knee Prosthesis for Transfemoral Amputees in Venezuela," 2011.

[176] J. A. Cabrera, A. Simon, and M. Prado, "Optimal synthesis of mechanisms with genetic algorithms," vol. 37, pp. 1165–1177, 2002.

[177] A. Erdman and G. Sandor, *Diseño de Mecanismos, Análisis y Síntesis.*, 3rd ed. México, D.F., 1998.

[178] Calero Peréz Roque, *Fundamentos de mecanismos y máquinas para ingenieros*. 1999.

[179] C. Shigley, J. y Mischke, *Diseño en ingeniería Mecánica.*, 6th ed. 2002.

[180] R. Mott, *Diseño de mecanismos de máquinas,* 4 td. 2006.

[181] Artas, "SAM." 2011.

[182] E. Lugo, "Diseño de mecanismos utilizando algoritmos genéticos con aplicación en prótesis de miembro inferior.," Instituto Politécnico nacional, 2010.

[183] L. Castro, "Diseño y modelado virtual del mecanismo policéntrico de una prótesis de rodilla," Escuela Superior Politécnica del Litoral, 2012.

[184] I. A. Renev and L. S. Chechurin, "Application of TRIZ in building industry : study of current situation," vol. 39, pp. 209–215, 2016.

[185] L. Chechurin, "TRIZ in science . Reviewing indexed publications," *procedia CIRP*, vol. 39, pp. 156–165, 2016.

[186] H. Cong and L. H. Tong, "Grouping of TRIZ Inventive Principles to facilitate automatic patent classification," vol. 34, pp. 788–795, 2008.

[187] Y. Chang, Y. Chien, K. Yu, Y. Chu, and Y. Chen, "Effect of TRIZ on the creativity of engineering students," *Think. Ski. Creat.*, vol. 19, pp. 112–122, 2016.

[188] A. D. Segal *et al.*, "Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees.," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 43, no. 7,

pp. 857–870, 2006.

[189] D. Mann, “An Introduction to TRIZ : The Theory of Inventive Problem Solving,” vol. 10, no. 2, pp. 123–125, 2001.

[190] D. L. Mann, “Better technology forecasting using systematic innovation methods,” vol. 70, pp. 779–795, 2003.

[191] R. Stratton and D. Mann, “Systematic innovation and the underlying principles behind TRIZ and TOC,” vol. 139, pp. 120–126, 2003.

[192] L. Shulyak, “Introduction to TRIZ.”

[193] E. Yacuzzi and F. Martín, “Aplicación del método kano en el diseño de un producto farmacéutico,” 2003.

[194] T. Jeeradist, N. Thawesaengskulthai, and T. Sangsuwan, “Using TRIZ to enhance passengers ’ perceptions of an airline ’ s image through service quality and safety,” *J. Air Transp. Manag.*, vol. 53, pp. 131–139, 2016.

[195] N. Kumar, “Parametric optimization and design validation based on finite element analysis of hybrid socket adapter for transfemoral prosthetic knee,” 2014.

[196] D. H. K. Chow, A. D. Holmes, and C. K. L. Lee, “The effect of prosthesis alignment on the symmetry of gait in subjects with unilateral transtibial amputation,” vol. 30, no. August 2006, pp. 114–128, 2015.