



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA
MAESTRÍA EN INGENIERÍA MECÁNICA – DISEÑO MECÁNICO

DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE RODILLA PARA AMPUTADOS
TRANSFEMORALES

TESIS PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:
ANA KATIA SILVA JIMÉNEZ

TUTOR: DR. JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ
ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS SUPERIORES,
UNIDAD JURQUILLA

QUERÉTARO, QUERÉTARO, 2023



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

JURADO ASIGNADO:

Presidente: Dr. López Parra Marcelo

Secretario: Dr. González González Leopoldo A.

1 er. Vocal: Dr. Dorador González Jesús Manuel

2 do. Vocal: Dr. González Carbonell Raide Alfonso

3 er. Vocal: M. en I. Ricardo Torres Osiris

QUERÉTARO, QUERÉTARO:
UNIDAD DE ALTA TECNOLOGÍA, FACULTAD DE INGENIERÍA

ALUMNO:

ANA KATIA SILVA JIMÉNEZ

TUTOR DE TESIS:

JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ

ÍNDICE

Diseño de prótesis de rodilla para amputados transfemorales	4
1. Introducción.....	4
1.1 Objetivo.....	4
1.2 Alcance	4
1.3 Justificación	4
2. Antecedentes	6
2.1 Biomecánica de la rodilla.....	6
2.2 Amputación transfemoral	11
2.3 Prótesis para amputación transfemoral	13
2.4 Tipos de prótesis de rodilla	14
2.5 Actualidad en prótesis de rodilla	18
3. Diseño conceptual	19
3.1 Requerimientos, necesidades del cliente	19
3.3 Especificaciones.....	20
3.4 Selección de mecanismo	22
3.5 Selección de amortiguamiento	24
4. Selección de componentes.....	26
4.1 Amortiguador magnetoreológico.....	26
4.2 Mecanismo policéntrico.....	29
4.2.1 CAD	30
4.3 Selección de materiales y simulación mecánica	31
4.3.1 Análisis de índice de material	31
4.3.2 Simulación mecánica.....	38
4.4 Simulación dinámica	40
4.5 Sensores	41
4.5.1 Instrumentación	42
5. Prototipado.....	45
6. Pruebas	48
7. Resultados	52
7.2 Análisis cinético	55
7.3 Análisis cinemático (plano sagital)	56
8. Conclusiones.....	58
9. Trabajos posteriores	59
Bibliografía.....	60

Diseño de prótesis de rodilla para amputados transfemorales

1. Introducción

1.1 Objetivo

El objetivo de este trabajo es diseñar una rodilla protésica para amputados transfemorales, que permita al usuario realizar actividades K3 y presente una mejor relación entre el usuario y la prótesis con respecto las rodillas existentes en el mercado

1.2 Alcance

Diseño y construcción de un prototipo de prótesis de rodilla que pueda ser integrado a una prótesis completa para amputados transfemorales, que sea probado a nivel laboratorio por usuarios que presenten o asemejen este tipo de amputación.

Se realizarán las pruebas para comprobar que el diseño podría ser manufacturado en un futuro y éste sería seguro y cómodo para el usuario.

1.3 Justificación

En México el creciente número de amputados es un problema de salud grave, de acuerdo con la Academia Nacional de Cirugía en México se amputan 75 personas diarias, el INEGI reportó en 2009 que existían alrededor de 785 mil amputados en México, para el 2014 el mismo organismo reporta que había cerca de 900 mil, de ellas, sólo el 10% cuenta con una prótesis y logra reactivar sus actividades económicas. [3]

En la figura 1. se muestran las causas más frecuentes de estas amputaciones de acuerdo con la secretaría de salud.

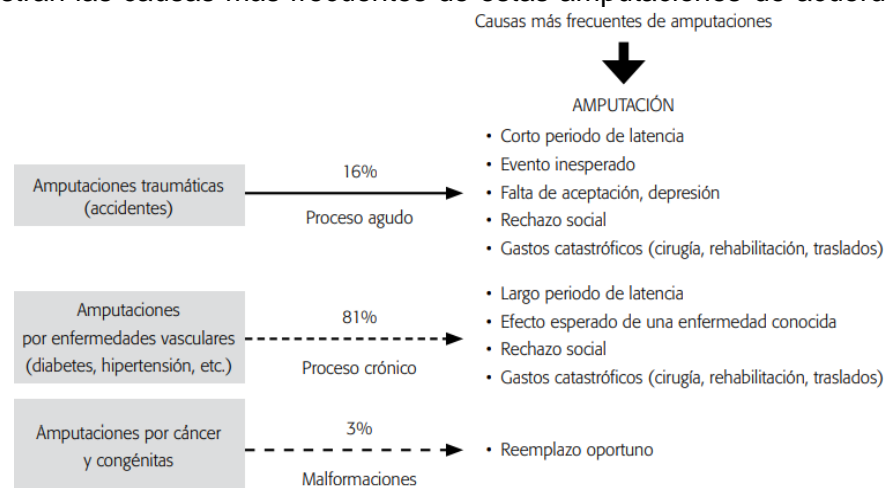


Figura 1. Causas de amputaciones
Imagen tomada de Bravo Valdez, Alejandro (2016). [3]

Por otra parte, de acuerdo con la academia nacional de medicina en su publicación, “Los amputados y su rehabilitación, un reto para el estado”, en México también existe una carencia de instituciones capacitadas para la rehabilitación de amputados, existen algunas instituciones encargadas de fabricar y proveer prótesis en el país pero estas no son capaces de atender a todos los pacientes, en la actualidad el IMSS sólo atiende a los amputados por accidente de trabajo, y éstos son la minoría de los pacientes que sufren amputaciones, en cuanto al Sistema Nacional para el Desarrollo Integral de la Familia (DIF) cuenta con sólo 11 unidades en las delegaciones de algunos estados que fabrican prótesis, pero no tiene el presupuesto adecuado, por lo que sólo fabrican alrededor de 400 prótesis al año, el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) mencionó que da prótesis a 120 pacientes al año, el Centro para Rehabilitación Integral de Minusválidos Del Aparato Locomotor (CRIMAL IAP) en Querétaro es una institución privada que produce prótesis para 130 pacientes al año, los Centros de Rehabilitación e Inclusión Infantil Teletón (CRIT) no tienen fabricantes de prótesis, sino que las mandan a hacer a proveedores externos y llegan a producir prótesis para 775 pacientes al año.

Considerando la producción de prótesis no llega a 1500 en un año, así que, si cada año hay más de 27 mil amputados, la mayor parte de los pacientes amputados no son atendidos.

La falta de organismos capacitados desencadena que, aun siendo atendidos, muchos pacientes no regresen a sus actividades de manera correcta, de acuerdo con la academia nacional de medicina 1 de cada 10 personas con miembros amputados se rehabilita y de ellos sólo el 30% de los rehabilitados saben usar la prótesis.

De 75,000 amputados sólo se rehabilitan 7,500, 67,500 no llegan a utilizar una prótesis y 5,250 no la saben utilizar. ^[3]

En cuanto al tipo de amputación y prótesis necesarias de acuerdo con INEGI de cada 100 personas que presentan discapacidad para caminar, 58 personas de estas les hace falta de forma total o parcial uno de sus miembros inferiores, lo que representa a 3.5 millones de personas.

Otro problema son los gastos que incluyen no sólo la cirugía, sino de manera importante la rehabilitación, así como gastos en el transporte del paciente y la prótesis. Se calcula que en México el costo directo de una amputación está entre los 30,000 y 60,000 USD. El IMSS brinda normalmente prótesis mecánicas a sus derechohabientes, las cuales varían en costos y están desde los \$1500 pesos hasta los \$67,914 pesos ^[3], pero la calidad de estas no logra satisfacer las necesidades para que los pacientes recuperen sus actividades por completo.

Esta tesis se realizó en el marco del proyecto DGAPA PAPIIT IT101121.

2. Antecedentes

2.1 Biomecánica de la rodilla

Para comprender mejor el funcionamiento de esta articulación y en base a eso comprender los requerimientos del diseño de la prótesis, a continuación, se explican sus funciones básicas, y la anatomía de esta.

Articulación de la rodilla

La rodilla es la articulación más grande del cuerpo humano, en ella se unen 3 huesos: el extremo distal del fémur, el extremo superior de la tibia y la rótula. La mecánica articular de la rodilla es muy compleja, posee una gran estabilidad en la extensión completa para soportar el peso corporal sobre un área relativamente pequeña; pero al mismo tiempo está dotada de la movilidad necesaria para la marcha y la carrera, y para orientar eficazmente al pie de acuerdo con las irregularidades del terreno.^[10]

Los cóndilos medial y lateral del fémur y la meseta tibial se articulan para formar dos articulaciones condiloideas, una al lado de la otra, estos forman la articulación de la rodilla. Estas articulaciones funcionan juntas principalmente como una articulación de bisagra modificada debido a los ligamentos restrictivos y permite un pequeño grado de movimientos laterales y de rotación. Los cóndilos medial y lateral del fémur difieren en tamaño, forma y orientación, por lo que la tibia rota lateralmente sobre el fémur durante los últimos grados de extensión para producir un "bloqueo" de la rodilla.

Tiene dos meniscos que son discos de fibrocartilago adheridos a las mesetas superiores de la tibia por los ligamentos coronarios y la cápsula articular. La parte exterior de cada menisco está innervada, lo que proporciona información propioceptiva sobre la posición de la rodilla, así como la velocidad y aceleración de los movimientos de la rodilla. Los meniscos profundizan las depresiones articulares de las mesetas tibiales y ayudan con la transmisión de la carga y la absorción de impactos en la rodilla. La estructura interna de los dos tercios mediales de cada menisco es resistente a la compresión.

Los ligamentos colaterales medial y lateral impiden el movimiento lateral de la rodilla, al igual que los ligamentos colaterales del codo. Los ligamentos cruzados anterior y posterior limitan el deslizamiento hacia adelante y hacia atrás del fémur sobre las mesetas tibiales durante la flexión y extensión de la rodilla, y también limitan la hiperextensión de la rodilla.^[10]

A continuación, se muestran imágenes mostrando las partes antes mencionadas anteriormente para una mejor comprensión de la anatomía de la rodilla.

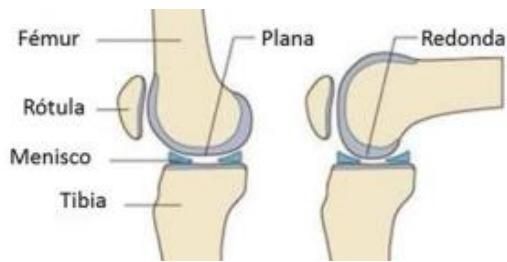


Figura 2. Partes articulación de la rodilla
 Imagen tomada de Estrada Gómez Mayra Lissete (2013) [18]



Figura 3. Ligamentos de la rodilla
 Imagen tomada de Estrada Gómez Mayra Lissete (2013) [18]

Cinemática y cinética de la articulación

La articulación tibiofemoral se carga tanto en compresión como en cizallamiento durante las actividades diarias. El soporte de peso y el desarrollo de la tensión en los músculos que cruzan la rodilla contribuyen a estas fuerzas, y la compresión domina cuando la rodilla está completamente extendida. La fuerza de compresión en la articulación tibiofemoral es tres veces o más la magnitud del peso corporal en la fase de apoyo de la marcha, y cuatro veces el peso corporal al subir escaleras. La meseta tibial medial soporta la mayor parte de la carga cuando la rodilla está extendida. La meseta tibial lateral soporta más cargas durante la fase de balanceo. [11]

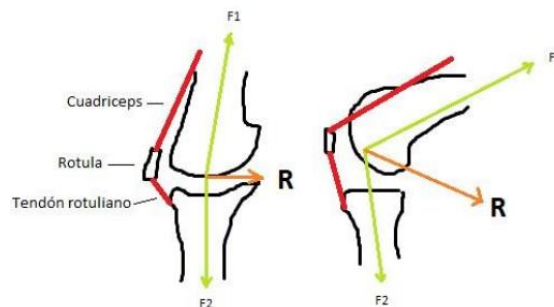


Figura 2. Diagrama rodilla
 Imagen tomada de Abatedaga Mario (2011) [19]

La articulación también presenta una torsión interna de la rodilla (TIR) generada tanto por una rotación interna de fémur como por un aumento de torsión tibial externa, ambos pueden causar un vector resultante de fuerzas hacia lateral de la rótula sobre la tróclea, no está definido en la literatura cual es el valor de TIR fisiológico durante la marcha, pero algunos estudios señalan que este alrededor de los 28° y cuando la rodilla se encuentra flexionada 90° este puede llegar hasta los 43°. [29][30]



Figura 3. Torsión en la rodilla

Imagen tomada de Manilov Ricardo (2021) [29]

El movimiento de la rodilla ocurre en tres planos, el principal de estos movimientos es el flexo – extensión. Muchos músculos producen fuerza en la articulación de rodilla, cada grupo muscular genera un movimiento específico, generando una fuerza tan grande que sirva para representar la mayor parte de la fuerza muscular que termina por generar movimiento en la rodilla. [12] Por esta razón el análisis biomecánico básico limita al movimiento en un plano y la fuerza que produce un grupo muscular aislado e ir estimando la magnitud de las principales fuerzas y momentos sobre la rodilla.

La figura 5 muestra un ejemplo de análisis de fuerza en el plano sagital, así como el diagrama de cuerpo libre del segmento de la rodilla.

La figura 6 muestra una gráfica que ayudan a analizar los momentos presentes en la rodilla durante la marcha.

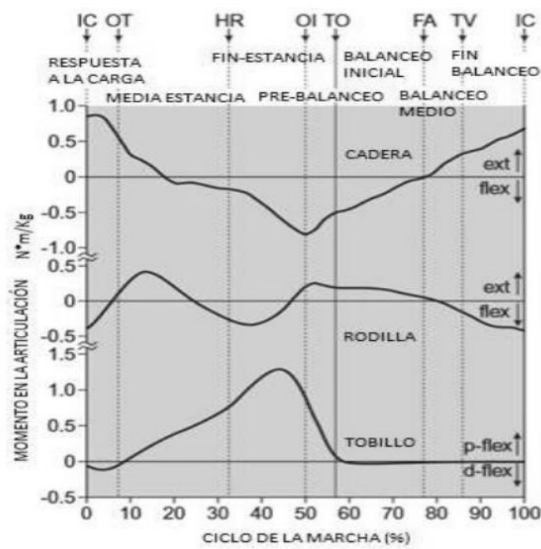


Figura 4. Momentos de inercia en la marcha
Imagen tomada de Valencia-Aguirre, Fernando; Mejía-Echeverría (2017) [12]

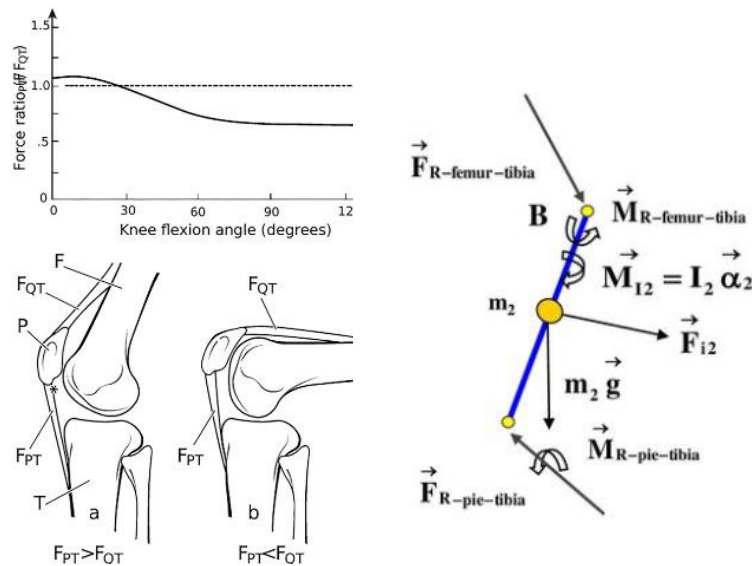


Figura 5. Análisis plano sagital
Imagen tomada de Abatedaga Mario (2011) [19]

Grados de libertad en la articulación de rodilla

La rodilla presenta movilidad en los 3 planos del espacio, sagital, frontal y transversal.

El primer grado de libertad, en el plano sagital, este movimiento es denominado como flexo extensión y se genera entre la extensión completa a la flexión completa de la rodilla que va de 0° a 140° aproximadamente, pasiva de 160° e hiperextensión de 15°.

El segundo grado de libertad es la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna que sólo aparece cuando la rodilla se encuentra flexionada, este movimiento se denomina rotación interna distal y externa proximal, hay dos tipos de rotación:

Interna 30°, dirige la punta del pie hacia adentro e interviene en el movimiento de aducción del pie.
Externa 40°, dirige la punta del pie hacia afuera, de igual manera interviene en el movimiento de aducción del pie. ^[10]

Cuando la pierna se encuentra extendida impide casi todo el movimiento en el plano frontal, la abducción y la aducción pasiva aumentan con la flexión de rodilla hasta 30°. A partir de 20° de flexión puede producirse una rotación libre que aumenta hasta los 60° de flexión. Entre 60° y 90° de flexión la rotación activa permanece estable y vuelve a decrecer a partir de 90° de flexión.

Las actividades cotidianas requieren un rango de movimiento desde la extensión completa hasta el menor ángulo que es alrededor de 117° de flexión. ^[10]

La marcha

La marcha humana es un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano, en posición erecta, se mueve rítmicamente hacia delante en el plano sagital, siendo su peso soportado alternativamente por ambos miembros inferiores.

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, se compone de dos partes: la fase de apoyo y la fase de balanceo, una pierna 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 figura 7 muestra estas fases.

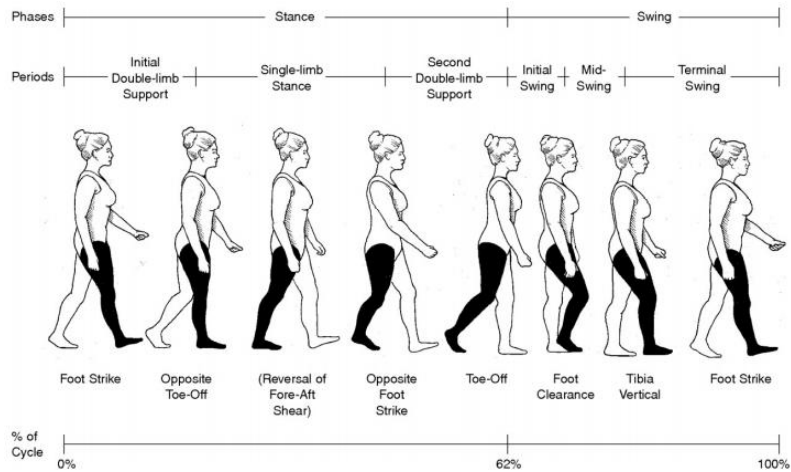


Figura 6. Marcha humana
 Imagen tomada de Nyoman Indrawibawa, Gurvinder S. Virk (2013) [21]

Existen fases de apoyo dentro de la marcha, apoyo sencillo, se refiere al período cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo y el período de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente. La ausencia de un período de doble apoyo diferencia el andar del correr, a continuación, se explican a detalle estas fases de apoyo.

El primer periodo de la marcha humana, también denominado “primer doble apoyo”, empieza con el apoyo del talón recibiendo parte del peso del cuerpo. Durante esta fase el miembro inferior debe medir, frenar y regular la progresión hacia delante. El pie que toma contacto con el suelo, que lo hace con el tobillo a 0° de flexión, se mantiene elevado, absorbiendo primeramente el choque de recepción y frenando la caída del antepié. Posteriormente se observa una flexión plantar rápida, que toma control de frenado y sitúa toda la planta en contacto con el suelo.

En la rodilla el momento del contacto del talón con el suelo se encuentra prácticamente en extensión completa (-3°), se produce una ligera flexión amortiguadora de unos 10-20° que vendrá limitada, frenada y dirigida por el músculo al cual se le une la acción estabilizadora. [13]

En la figura 8 se pueden observar los ángulos presentes en las articulaciones involucradas durante la marcha.

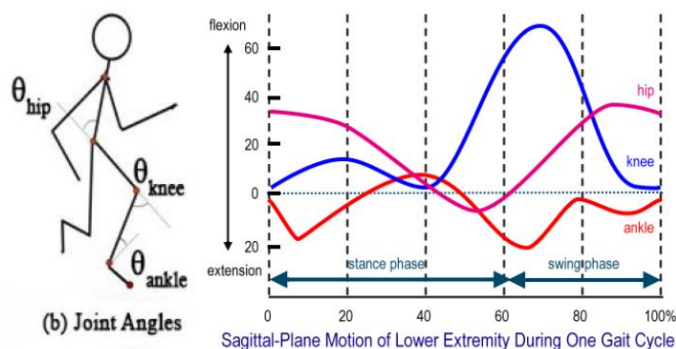
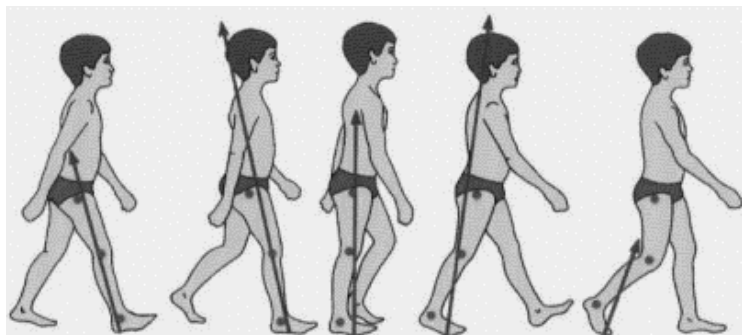


Figura 7. Ángulos de flexión durante la marcha
 Imagen tomada de Cuatlahue Formacio Sandra, Sánchez-Sánchez P (2014) [22]

El segundo periodo se denomina “apoyo unilateral”, o “apoyo intermedio”. Durante la fase el miembro inferior apoyado soporta todo el peso del cuerpo a la vez que mantiene el balance en los tres planos y permite la traslación corporal hacia adelante. El tercer periodo denominado “doble apoyo” o “fase de despegue” se caracteriza porque el miembro inferior atrasado se inclina por una extensión de cadera y la rodilla se flexiona. [13] La cantidad relativa de tiempo gastado durante cada fase del ciclo de la marcha, a una velocidad normal, es: Fase de apoyo: 60% del ciclo, fase de balanceo: 40% del ciclo. Con el aumento de la velocidad de la marcha hay un aumento relativo en el tiempo gastado en la fase de balanceo, y con la disminución de la velocidad una relativa disminución. La duración del doble apoyo disminuye conforme aumenta la velocidad de la marcha. Otro concepto importante es la línea de carga, este es muy importante al momento de diseñar prótesis de rodilla, ya que de esto depende del balance y comodidad del usuario.

La línea de carga corresponde al eje a través del cual se transmite la reacción del suelo a lo largo de la marcha. Esta línea cambia de posición con respecto al piso debido a que el centro de presiones (COP) en el pie se desplaza durante las fases de la marcha. Esta presenta su punto máximo en la fase de propulsión y mínimo en la de apoyo doble.

La figura 9 muestra una ilustración de cómo cambia la línea de carga durante la marcha.



*Figura 8. Línea de carga
Imagen tomada de Molina Garzón Jaime Ignacio (2008) [23]*

2.2 Amputación transfemoral

El uso de prótesis de rodilla se limita a que el paciente haya sufrido una de las siguientes amputaciones:

Desarticulación de la rodilla: Una desarticulación de rodilla se produce cuando se corta la articulación de la rodilla, seccionando la parte inferior de la pierna, el muslo se conserva completo.

Amputación transfemoral: Es una amputación en el área del muslo, se corta el hueso del muslo (fémur).



Figura 10. Amputación transfemora
Nivel de amputación - [Blog Ortopedia Silvio](#)



Figura 9. Desarticulación de la rodilla
Nivel de amputación - [Blog Ortopedia Silvio](#)

La amputación transfemoral ofrece más desafíos que las amputaciones transtibiales, desarticulado de tobillo o parciales de pie, en general cuanto más alto es el nivel de la amputación, más es el gasto energético que la persona necesita para caminar y más lenta es la velocidad de marcha.

La pérdida de poder de la rodilla es uno de los factores que hacen más desafiante el ajustarse a una nueva manera de caminar después de una amputación transfemoral. La rodilla es esencial para caminar, levantarse, ir de la posición sentada a la de pie y viceversa, Después de una amputación transfemoral, los músculos residuales de alrededor de la cadera realizan los movimientos de flexión, extensión, rotación, abducción y aducción, pero la rodilla protésica, contrariamente a lo que se cree, no puede extender activamente la parte inferior de la pierna ni doblarla hacia atrás en flexión. Las rodillas protésicas no son manejadas por músculos, de manera que funcionan como bisagras bien controladas

Esto significa que los problemas de tropiezos y caídas aumentan y que se necesita mucha más concentración durante la marcha. ^[1]

Una persona con una amputación transfemoral debe enfocarse realmente en su caminar, especialmente en superficies irregulares, escaleras y declives, y áreas no familiares. Ambientes diferentes pueden traer desafíos diferentes y a veces peligrosos.

En los niveles de amputación bajo la rodilla, la persona suele empezar a utilizar una prótesis poco después de la intervención quirúrgica, pero no ocurre lo mismo con las personas con amputaciones transfemorales ya que también han de aprender a usar una prótesis que funciona de forma muy distinta a la pierna que han perdido. ^[1]

Los amputados transfemorales presentan una notable reducción de velocidad de la marcha con relación a las personas sin amputaciones (80m/min contra 52 m/min) y con un aumento importante en el consumo de energía al caminar. Cabe destacar que el 60% de las personas que tienen este tipo de amputación son personas de menos de 60 años y ya que esto limita por completo la habilidad de una persona de caminar se requieren prótesis de rodilla que permitan la movilidad de las personas para que logren sus actividades diarias como lo hacían antes.

2.3 Prótesis para amputación transfemoral

Existen 2 tipos de prótesis para miembro inferior: transfemoral (por encima de la rodilla) y transtibial (por debajo de la rodilla), en este trabajo se trabajó en la transfemoral, para la adecuación protésica a este nivel se precisan una articulación de rodilla, un pie ortopédico, adaptadores y elementos de conexión con el ajuste protésico. Se muestran en la imagen 12.



Figura 11. Prótesis transfemoral
[SERVICES | Soblin](#)

Las prótesis para miembros inferiores son dispositivos que sustituyen una pierna amputada. En el caso de la prótesis transfemoral, es un dispositivo diseñado para ser adaptado a las necesidades de un paciente con amputación a nivel del fémur, perdiendo su rodilla, tobillo y pie, pero conservando su articulación de cadera.

Las prótesis transfemorales están compuestas por diferentes componentes como: el socket, y la rodilla y el pie protésicos.

En las prótesis transfemorales, la rodilla es el elemento más crítico para la estabilidad del paciente con prótesis, y este componente posee los requisitos más complejos en términos de rendimiento para lograr una marcha normal, una buena prótesis de rodilla permite al usuario realizar la marcha lo más normal posible, además de la estabilidad al tener la rodilla en extensión y en flexión.^[7]

El contacto del talón y el apoyo plantar del pie no están diferenciados en las prótesis transfemorales, de la misma manera el despegue se produce de manera simultánea y los dedos no pueden dar el mismo impulso, lo cual disminuye la longitud del paso. Esto ocurre por la escasa flexión de la rodilla que realizan los pacientes, ya que, aunque no estén limitados en los grados que recorre la rodilla, el paciente tiende a tirar para elevar la pierna y evitar tropezar con el suelo.^[7]

Existe una clasificación para el nivel de actividad que realizan los amputados, este está determinado por el Medicare Functional Classification Level (MFCL), también llamado niveles k, van de 0 a 4 e indican el potencial de una persona a rehabilitarse y usar una prótesis. A continuación, se muestra la tabla con los diferentes niveles.

Tabla 1. Medicare Functional Classification Level (MFCL)

Nivel 0:	No tiene la habilidad o potencial de transportarse de manera segura con o sin ayuda y una prótesis no mejora su calidad de vida o movilidad.
Nivel 1:	Tiene la habilidad o potencial de usar una prótesis para moverse o andar por superficies elevadas a una cadencia fija, Típicamente limitado o no a ambulantes dentro de casa.
Nivel 2:	Tiene la habilidad o potencial de deambular con la habilidad de pasar pequeñas barreras de nivel como escalones, bordes o superficies no planas, Típicamente limitado a ambulantes dentro de su barrio.
Nivel 3:	Tiene la habilidad o potencial de deambular con una cadencia variante, Típicamente deambula fuera de su barrio y tiene la habilidad de ir a través de la mayoría de las barreras comunes, puede tener actividades profesionales simples y una actividad física que demanden una utilización de la prótesis mayor a un simple movimiento.
Nivel 4:	Tiene la habilidad o potencial para una deambulación con prótesis que exceda las destrezas básicas de la marcha que requieren niveles altos de impacto, energía y estrés, los principales usuarios son niños, adultos activos y deportistas.

Tabla tomada de Pantoja-Caicedo Phil Anderson, Cano-Buitrón Ruth Edmy, (2020) [17]

2.4 Tipos de prótesis de rodilla

Existen diferentes tipos de prótesis de rodilla, estas se diferencian debido a su mecanismo de control que puede ser por mecánico, por geometría y electrónicas.

Los mecanismos mecánicos son diversos, pueden controlar la fase de balanceo, la de apoyo o ambas y entre ellos podemos distinguir: con bloqueo, el bloqueo por fricción en extensión, los mecanismos de impulsión en flexión, el control del balanceo por fricción y las rodillas de control por fluidos.

Los mecanismos geométricos usan los cambios que se producen en la geometría de la rodilla, en concreto a la localización del eje de movimiento, y en ellos se basa el control de la fase de apoyo y balanceo, en este sentido hay 2 posibilidades: rodillas monoaxiales, en las que la flexo extensión de la rodilla se hace sobre un solo eje, y rodillas policéntricas en las que la situación del eje de la rodilla varía durante la flexo extensión, siendo la posición del mismo respecto al eje de carga el que bloquea o permite la flexión de la rodilla. [5]

Los mecanismos electrónicos, se añaden a los mecanismos de control por fluido para mejorar sus prestaciones. Esta mejoría es tal, que ha llevado a considerar como grupo aparte el de las rodillas

que los incorporan. En general existen 5 tipos básicos de rodillas protésicas, los tipos son los siguientes:

- Rodillas con bloqueo:

Las rodillas llamadas de cerrojo son las más simples y de más limitadas prestaciones. Durante la marcha la rodilla está bloqueada en la fase de extensión, lo cual permite al amputado despreocuparse del control de la extensión de la rodilla, desbloqueándose para la sedestación. Esto tiene grandes consecuencias en la estética de la marcha y el gasto energético, pero la seguridad proporcionada durante el apoyo es muy buena, otras cualidades con su bajo precio y limitadas necesidades de mantenimiento. ^[5]

- Rodillas monoaxiales de fricción

Las rodillas monoaxiales de control por fricción permiten preservar, con un mecanismo más simple, la capacidad de flexo extensión de la rodilla durante la marcha, estas logran una marcha más parecida a la fisiológica comparada con las anteriores. La fricción permite controlar, relativamente, la extensión de la rodilla durante el balanceo y limita la flexión de la rodilla durante el apoyo mediante un mecanismo de freno, proporcionado por la misma fricción. Para conseguir este efecto de freno, el amputado debe situar el eje de carga por delante del eje de la rodilla protésica, pues, en caso contrario, ésta se doblará. Esto implica una larga tarea de practicar tal habilidad por parte del amputado. Dicha situación obliga a apoyar el talón con la rodilla totalmente extendida, extensión que puede conseguirse simplemente mediante la fuerza inercial del tronco o que sea proporcionada por un mecanismo elástico que puede situarse en el interior de la propia rodilla o externo a ella. Esto mismo ocurre en la rodilla anatómica, cuyo mecanismo extensor (el cuádriceps). La posibilidad de que la prótesis contacte con el suelo, estando la rodilla aún en algunos grados de flexión, ha llevado a incorporar un mecanismo de control por fricción del balanceo, que impide que al frenar la rodilla ésta ceda, si el apoyo se realiza cuando aún no está completamente extendida. También se ha desarrollado una rodilla de un solo eje, pero con dos articulaciones, una de las cuales es un muelle que permite acumular energía potencial y transformarla en cinética. ^[5]

- Rodillas policéntricas

Mientras que en las rodillas protésicas monoaxiales el eje de la rodilla permanece durante la flexo extensión en el mismo lugar en relación a los otros elementos protésicos, en la rodilla anatómica el eje sobre el que se produce el movimiento se traslada posterior y proximalmente durante la flexión, y anterior y distalmente durante la extensión, facilitando la situación del eje de carga por delante o detrás del de la rodilla según interese al movimiento impreso, las rodillas protésicas policéntricas buscan imitar estos movimiento. Actualmente éstas rodillas tienen la imposibilidad de adaptarse a distintas cadencias de marcha, lo que obliga al amputado a caminar de forma constante a un mismo ritmo, pudiendo variar éste en

función de los gustos del paciente con un ajuste de la rodilla, lo habitual es que el paciente pida aumentar la cadencia de marcha según va adquiriendo habilidad y confianza. Un problema presentado por estas rodillas es que, en superficies irregulares, decrece en gran manera la seguridad de control de la fase de apoyo, pues en dichas superficies el paciente se ve obligado a poner un especial cuidado en asegurar la extensión de la rodilla, manteniendo la línea de carga siempre por delante del de la rodilla. Igualmente, con este tipo de rodillas, es imposible bajar o subir escaleras de forma continuada, debiendo de hacerse escalón a escalón. [5]

- Rodillas de control por fluidos

Este tipo de rodillas surgió como un intento de superar las limitaciones que presentaban las rodillas de control por fricción. Las rodillas de fluido usan un pequeño cilindro, cuyo diseño es similar al del amortiguador de un coche y, así, si el paciente aumenta su velocidad de marcha, se incrementa la resistencia para flexionar la rodilla, trasladándose dicho incremento de la fuerza sobre el pistón que presiona al fluido en el interior del cilindro, que obligatoriamente pasa con mayor rapidez a través de unos estrechos orificios en el extremo del cilindro, produciendo un flujo turbulento. Cuando el flujo llega a ser turbulento, su intensidad decrece, incrementándose la resistencia que opone el fluido al deslizamiento del pistón, esto hace que, al liberar el pistón, éste ayude a la extensión de la rodilla. [5]

Las rodillas de fluido incorporan algún tipo de resistencia a la flexión y extensión de la rodilla y su ajuste permite adecuar la rodilla al rango (limitado) de velocidades de marcha que mejor se adapte a las necesidades del paciente. La posibilidad de adoptar un rango de velocidades de marcha, aunque limitado, supone una de las grandes ventajas de estas rodillas frente a las de fricción, que sólo permiten una velocidad de marcha. Las desventajas que presentan son las de tener un mayor peso y mayores necesidades de mantenimiento. Dentro de las rodillas de fluido hemos de distinguir dos grupos, las hidráulicas, que utilizan aceites ligeros como fluido, y las neumáticas, que utilizan aire. Las rodillas neumáticas son característicamente de menor peso, pero proporcionan un rango de resistencias menor y por tanto un margen más estrecho de velocidades de marcha, una ventaja a tener en cuenta frente a las hidráulicas es la de que la resistencia del pistón no varía por la influencia de la temperatura ambiente. Las hidráulicas, por el contrario, aunque más pesadas, proporcionan mayor resistencia y se las ha considerado especialmente indicadas para amputados de mayor fuerza y actividad. Las rodillas de control neumático del balanceo precisan la adición de un mecanismo para el control de la extensión en apoyo, lo que puede lograrse mediante un mecanismo de fricción o un diseño policéntrico. En las hidráulicas, por el contrario, el propio fluido sirve de mecanismo para el control del apoyo en extensión. [5]

- Rodillas de control electrónico

La última mejora importante introducida en las rodillas de fluido ha sido la del control de las mismas mediante un microprocesador. Su aplicación clínica es relativamente reciente, la adición de un microprocesador permite reajustar la resistencia del pistón, proporcionando un rango de marcha mucho más amplio. Dicho control ha mejorado las prestaciones y posibilidades de los mecanismos clásicos de fluido, proporcionando un mayor rango (prácticamente ilimitado) de velocidades de marcha y un menor esfuerzo en la deambulación.

El sistema electrónico que la regula consta de un sistema complejo de sensores, cuya recogida de información es procesada por un microprocesador, que modifica las válvulas en el mecanismo hidráulico para proporcionar un control seguro en la fase de apoyo y la máxima eficacia en la fase de balanceo. Al apoyar con el talón, el control de la fase de apoyo se dispara y se desactiva tras el impulso del antepié. Se regula la fase de balanceo en función de la velocidad, realizando mediciones de ángulos y momentos de fuerza en tiempo real para conseguir el movimiento más natural posible de la extremidad. Esta rodilla puede permitir al amputado moverse, sin ningún tipo de problema, a velocidades diferentes de marcha, caminar confortablemente y de forma segura cuesta abajo e, incluso, bajar escaleras con alternancia de piernas. Además, el sistema hidráulico permite, al producirse un apoyo en mono pedestación con la rodilla flexionada, cierto tiempo de reacción antes de que la rodilla colapse o se flexione.^[5]

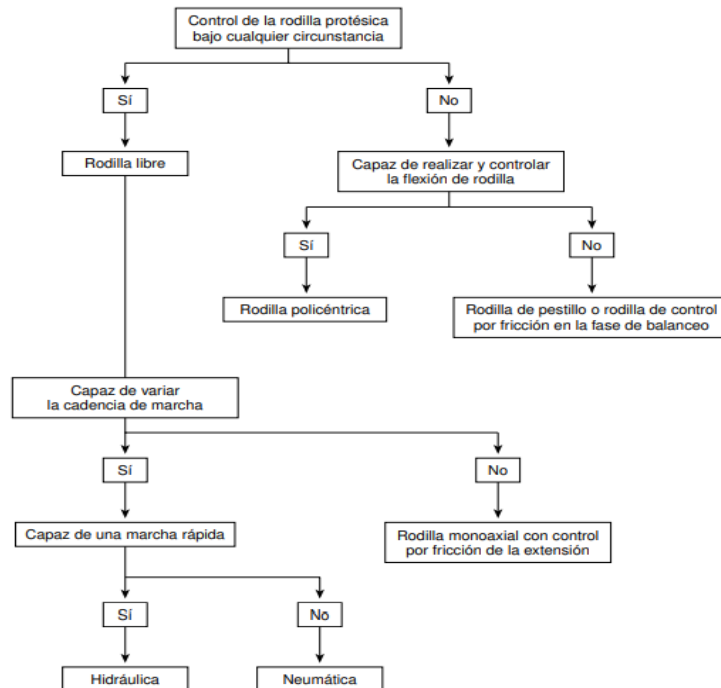


Figura 12. Tipos de rodilla protésica

Imagen tomada de Rodríguez-Piñero Durán, M., & Rodríguez-Piñero Bravo-Ferrer, M. (2003).[5]

2.5 Actualidad en prótesis de rodilla

Como se mencionó antes las rodillas que actualmente se adaptan mejor a una marcha fisiológica son controladas por microprocesadores, es por eso que para este trabajo se decidió desarrollar una electrónica que permita realizar al usuario diferentes actividades de la manera más natural posible, a continuación, se muestra una tabla con las rodillas protésicas más competitivas disponibles en el mercado, así como las ventajas que ofrece.

Tabla 2. Comparación de rodillas actuales

Prótesis	Fabricante	Tipo	Ventajas
 <p>Genium X3</p>		Hidráulico, monoaxial con microprocesador	Ofrece amplios rangos de velocidades
 <p>Rheo</p>		Magnetoreológico, monoaxial, con microprocesador	Dentro de las rodillas con microprocesadores ofrece una caminata más cercana a la natural y más fácil de aprender a usar
 <p>Power Knee</p>		Motorizada, microprocesador, monoaxial.	Reduce el tiempo de rehabilitación y caminata más cercana a la natural.
 <p>Linx</p>		Prótesis de pierna completa, hidráulico + neumático, monoaxial, microprocesador	Ofrece una caminata más cercana a la natural, movimiento controlado de rodilla y tobillo.
 <p>VGK</p>		Hidráulico, monoaxial, sin microprocesador	Bajo costo con habilidades similares a las prótesis con microprocesador.

3. Diseño conceptual

Una vez comprendido el funcionamiento de las rodillas y de las prótesis actualmente disponibles, se procedió a desarrollar un diseño conceptual de la prótesis a desarrollar.

3.1 Requerimientos, necesidades del cliente

Para este trabajo se estableció como usuario a una persona con las siguientes características:

- Amputado transfemoral
- Joven, adulto joven entre 20 y 55 años.
- Estilo de vida activo.
- Actividades: Manejar, cuidar hijos, realizar deporte, trabajar, salir de paseo. Nivel k3.
- Rango de pesos de los usuarios de 50 - 110 kg.
- El usuario debe ser capaz de realizar actividades nivel 3 sin ningún problema y por largos periodos de tiempo: caminar, correr, andar en bici, patear balón, nadar, cuidar hijos, manejar, subir y bajar escaleras o pendientes, sentarse y pararse.
- Estaturas del usuario: 1.60 - 1.90 metros

Se establecieron los requerimientos del cliente en base a una investigación sobre los principales problemas que sufren los usuarios de prótesis transfemorales, así como de entrevistas con posibles usuarios que presentan este tipo de amputación.

La tabla 2. muestra las necesidades del cliente encontradas y su prioridad, del 1 al 11 priorizando su funcionalidad y posteriormente los diferenciadores que se quieren agregar al diseño, estas serán la base para el diseño de la prótesis de rodilla.

De igual manera se realizó una entrevista con protesistas para entender cuáles eran sus necesidades como profesionales, y los puntos más importantes fueron los siguientes:

- Falta de capacitación sobre este tipo de rodillas con microprocesador.
- Poco contacto con el fabricante, difícil contactarlo para fallas
- Únicamente protesistas certificados por el fabricante puede poner este tipo de prótesis.
- Algunos contras son el poco conocimiento de funcionamiento para reparar fallas o mantenimiento, duración de la batería y precio.

- Los pacientes tienden a dejar de utilizar su prótesis por no tener un buen entrenamiento post protésico.
- Les gustaría que el diseño tomara en cuenta la lineal de carga posterior, cuidar diseño para la posición del eje, para lograr una caminata más natural.
- Buscan componentes que puedan ayudar, facilitar el proceso de rehabilitación.

Tabla 3. Necesidades del cliente

Necesidad del usuario	Prioridad
La prótesis proporciona estabilidad	5
La prótesis es liviana	6
La prótesis funciona mucho tiempo sin necesidad de cargarla	11
La prótesis es resistente al agua	10
La prótesis es fácil de colocarse	9
La prótesis es fácil de manejar	3
Permite realizar actividades nivel 4	4
Me permite monitorear el uso	7
La prótesis es barata	8
La prótesis es fácil de segura	1
La prótesis es cómoda	2

3.3 Especificaciones

Para definir las especificaciones que se buscarán en el diseño se realizaron 3 tablas que se muestran a continuación.

El primer paso fue realizar una matriz de necesidades - métrica, con esta se buscó ligar las necesidades del cliente previamente establecidas con aspectos medibles (métricas) para establecer las relaciones que se tenían entre ellas y comenzar a definir las especificaciones.

Tabla 4. Matriz de necesidades- métrica

	Velocidad de respuesta en el microprocesador [s]	Característica de amortiguamiento	Tipos de amortiguamiento	La estructura y mecanismos proporcionan estabilidad en diferentes movimientos	Masa total de la rodilla [Kg]	Duración de la batería [Hrs]	Tiempo de carga del sistema [min]	capacidad de la batería mAh	Modulo de young del material estructural	Hermeticidad [IP]	Consumo de O2 del usuario al utilizarla [ml/kg*m]	Ángulo máximo en la rodilla [°]	Velocidad de la caminata [km/h]	Presión en muñon	Presión en rodilla	Presión en tobillo	cargas soportadas por la prótesis
La prótesis proporciona estabilidad	o	o	o	o													o
La prótesis es liviana				o	o												
La prótesis funciona mucho tiempo sin necesidad de cargarla						o	o	o									
La prótesis es resistente al agua									o	o							
La prótesis es fácil de colocarse										o							
La prótesis es cómoda		o															
La prótesis es fácil de manejar	o			o	o							o	o				
Permite realizar actividades nivel 3	o			o	o							o	o				
Permite monitorear el uso														o	o	o	
La prótesis es segura	o	o	o								o			o	o	o	o

Una vez establecidas las métricas se hizo una búsqueda de información acerca de la competencia y las prótesis disponibles en el mercado, de en qué medidas o parámetros se encontraban ellos en las diferentes métricas planteadas anteriormente, esto se muestra en la tabla de benchmarking

Tabla 5. Tabla de Benchmarking

Necesidad	Métrica	Importancia	Unidades	Ottobock	Ossur	VGK	blatchford
1,7,8,10	Velocidad de respuesta en el microprocesador [s]	2	S	0.01	0.01	NA	0.02
1,2,8,10	Tipos de amortiguamiento	4		Hidráulico	magnetoreológicos	Neumático	neumático/hidráulico
1,2,7,8	La estructura y mecanismos proporcionan estabilidad en diferentes movimientos	5	Si/no	si	si	si	si
2,6,7,8	Masa total [Kg]	3	kg	1.7	1.6	1.45	1.7
3	Duración de la batería [Hrs]	17	Hr	60	48	NA	36
2,4,6,8	Material	6		Aluminio	Fibra de carbono	Aluminio	fibra de carbono
4	Hermeticidad [IP]	18	IP	IP67	IP34	IP34	IP67
2,6,7,8,10	Consumo de O2 del usuario al utilizar [ml/kg*m]	1	ml/kg*m	16	17.2	-	15
1,7,8-	Ángulo máximo en la rodilla [°]	7	°	135°	120°	178°	130°
1,7,8-	Velocidad de la caminata [°/s] [km/h]	8	°/s, Km/h	3 Km/h	5 Km/h	3 Km/h	3.5 KM/h
9,10.	Presión en muñón	11	Pa	250 Kpa	250 Kpa	250 Kpa	250 Kpa
9,10.	Presión en rodilla	12	Pa	225 Kpa	225 Kpa	225 Kpa	225 Kpa
9,10.	Presión en tobillo	13	Pa	110 Kpa	110 Kpa	110 Kpa	110 Kpa
1,2,10	cargas soportadas por la prótesis	10	N	1,226	1,334	1,226	1,226
8	Grado de movilidad	8	MOBIS	3/4	3/4	3	3/4

En base a las métricas de la competencia se establecieron las especificaciones objetivo que se buscarán en el diseño, se estableció un valor marginal y uno ideal, el primero será lo mínimo a lo que se buscará cumplir, mientras que el ideal será nuestra especificación objetivo, la información se muestra en la tabla de especificaciones objetivo.

Tabla 6. Especificaciones objetivo

Necesidad	Métrica	Importancia	Unidades	Valor marginal	Valor ideal
1,7,8,10	Velocidad de respuesta en el microprocesador [s]	2	S	0.01	0.02

1,2,8,10	Tipos de amortiguamiento	4		neumático/hidráulico	magneto reológicos
1,2,7,8	La estructura y mecanismos proporcionan estabilidad en diferentes movimientos	5	Si/no	si	si
2,6,7,8	Masa total [Kg]	3	kg	1.7	1.45
3	Duración de la batería [Hrs]	17	Hr	36	60
2,4,6,8	Material	6		Aluminio	Fibra de carbono
4	Hermeticidad [IP]	18	IP	IP67	IP34
2,6,7,8,10	Consumo de O2 del usuario al utilizar [ml/kg*m]	1	ml/kg*m	17	15
1,7,8-	Ángulo máximo en la rodilla [°]	7	°	120°	178°
1,7,8-	Velocidad de la caminata [°/s] [km/h]	8	°/s, Km/h	3 Km/h	5 Km/h
9,10.	Presión en muñón	11	Pa	250 Kpa	250 Kpa
9,10.	Presión en rodilla	12	Pa	225 Kpa	225 Kpa
9,10.	Presión en tobillo	13	Pa	110 Kpa	110 Kpa
1,2,10	cargas soportadas por la prótesis	10	N	1,226	1,334
8	Grado de movilidad	8	MOBIS	3	4

3.4 Selección de mecanismo

Un aspecto por definir antes de empezar con la etapa de conceptualización del diseño fue definir el tipo de mecanismo a usar en la prótesis, para esto se realizó una búsqueda de las ventajas y las desventajas de los dos mecanismos posibles a utilizar, se muestran en la siguiente tabla.

Tabla 7. Comparación de mecanismos

Monocéntrica		Policéntrica	
Pros	Contras	Pros	Contras
Diseño más sencillo	No proporciona control de la postura	Movimiento más natural al caminar, naturalidad en el momento de flexión, ajuste a la biomecánica	Rango de movimiento, restringido a ciertos grados de libertad
Control en el eje, más sencillo	Se debe hacer uso de la fuerza muscular del paciente para mantenerse estable cuando está de pie	Pueden usarse en pacientes con poca fuerza	Mantenimiento
económico	Solo permite andar de forma óptima a velocidad constante	múltiples centros de rotación, mayor flexibilidad	Más piezas, más peso
ligero		Hay articulaciones anteriores y posteriores, superiores e inferiores ligadas entre sí	

durable		mayor estabilidad en la fase de postura y al sentarse	
Al usarla su control es complicado		capacidad de proporcionar una separación del pie al caminar, así se obtiene una flexión óptima, mejora la fase de oscilación	
Capaz de una marcha rápida, mejor rendimiento en diferentes velocidades		mayor estabilidad de la rodilla cuando se hace contacto con el talón y reduce estabilidad al momento del despegue de la punta del pie, así se incrementa la distancia de contacto con el piso y se reducen tropiezos	
Mejor rendimiento al subir y bajar escalera		más cortas y evitan caídas	

Después de revisar los pros y contras de cada mecanismo, se utilizó una tabla de decisión para ayudar a definir el que se usaría, en ésta se utilizaron las necesidades del cliente y la importancia de cada una previamente establecidas para poder definir el que mejor se acopla a lo que se busca satisfacer en este diseño, a continuación, se muestra la matriz de decisión.

Tabla 8. Matriz de decisión mecanismo

		Importancia	Movimiento en la rodilla			
			Mecanismo policéntrico		Mecanismo mono céntrico	
1	La prótesis proporciona estabilidad	10,0%	5	0,5	3	0,3
2	La prótesis es barata	8,0%	3	0,24	5	0,4
3	La prótesis es liviana	10,0%	4	0,4	5	0,5
4	La prótesis funciona mucho tiempo sin necesidad de cargarla	5,0%	4	0,2	5	0,25
5	La prótesis es resistente al agua	5,0%	5	0,25	5	0,25
6	La prótesis es fácil de colocarse	5,0%	5	0,25	5	0,25
4	La prótesis es cómoda	12,5%	5	0,625	3	0,375
5	La prótesis es fácil de manejar	11,0%	5	0,55	3	0,33
6	Permite realizar actividades nivel 3	11,0%	4	0,44	5	0,55
10	Permite monitorear el uso	10,0%	4	0,4	5	0,5
7	La prótesis es segura	12,5%	5	0,625	5	0,625
Total				4,48		4,33

Finalmente se decidió utilizar un mecanismo policéntrico, ya que como se muestra en la matriz es el que más se adecua a las necesidades que tiene el usuario meta, por lo que hasta este punto del desarrollo se opta por continuar con el diseño de un mecanismo policéntrico.

3.5 Selección de amortiguamiento

De igual manera algo importante fue definir el tipo de amortiguamiento a utilizar para en base a esto continuar con el diseño de la prótesis.

Se utilizó la metodología usada para definir el tipo de mecanismo, primero se revisaron las ventajas y desventajas de los 4 amortiguamientos a evaluar (hidráulico, neumático, magneto reológico y la combinación de hidráulico y neumático).

Posteriormente se realizó una matriz de decisión para definir el amortiguamiento que mejor se acopla a lo que necesitamos. A continuación, se muestra la tabla de comparación y la matriz de decisión.

Tabla 9. Comparación tipos de amortiguamiento

Hidráulica		Neumática		Magneto reológico		Hidráulico + neumático	
PROS	CONTRAS	PROS	CONTRAS	PROS	CONTRAS	PROS	CONTRAS
Mejor para pacientes activos	Más peso	Barata y liviana	Menor rango de velocidades de marcha	Biologically realistic control of Knee flexion during stance and swing	Precio	Hidráulica proporciona un control variable en la parte de apoyo	Precio
Amplio rango de velocidades	Más mantenimiento	No es muy sensible a cambios de temperatura	Rango de velocidades	Menos consumo de oxígeno al usarse	Peso	El hidráulico ayuda a variar velocidades, ayudando a la extensión	
Permite diseñar un movimiento variable dependiendo de la cadencia de la marcha	Más caras		Necesitan mecanismo policéntrico o mono céntrico para el control de la extensión de apoyo	Reduce el tiempo del paso	Control más complicado	Hidráulico propicia o ayuda a una extensión más rápida por el aire contenido	
				Reduce la actividad muscular		Mejora bajar escaleras significativamente	
				Reduce el momento en la cadera		Más estable	

Tabla 10. Matriz de decisión amortiguamiento

		Amortiguamiento								
		Importancia	Neumático		Hidráulico		Magneto reológico		Hidráulico + neumático	
1	La prótesis proporciona estabilidad	10,0%	3	0,3	5	0,5	5	0,5	5	0,5
2	La prótesis es barata	8,0%	5	0,4	4	0,32	1	0,08	3	0,24
3	La prótesis es liviana	10,0%	5	0,5	3	0,3	4	0,4	3	0,3
4	La prótesis funciona mucho tiempo sin necesidad de cargarla	5,0%	5	0,25	4	0,2	3	0,15	4	0,2
5	La prótesis es resistente al agua	5,0%	5	0,25	5	0,25	5	0,25	5	0,25
6	La prótesis es fácil de colocarse	5,0%	5	0,25	5	0,25	5	0,25	5	0,25
4	La prótesis es cómoda	12,5%	3	0,375	4	0,5	5	0,625	4	0,5
5	La prótesis es fácil de manejar	11,0%	2	0,22	4	0,44	5	0,55	5	0,55
6	Permite realizar actividades nivel 4	11,0%	3	0,33	5	0,55	5	0,55	5	0,55
10	Permite monitorear el uso	10,0%	5	0,5	5	0,5	5	0,5	5	0,5
7	La prótesis es segura	12,5%	4	0,5	5	0,625	5	0,625	5	0,625
Total				3,88		4,44		4,48		4,47

En este punto se decidió utilizar un amortiguamiento magneto reológico, por lo que hasta este punto del desarrollo se continuará con el diseño tomando en cuenta que este será el amortiguador para utilizar.

4. Selección de componentes

4.1 Amortiguador magnetoreológico

Los fluidos Magnetoreológicos (MR) son dispersiones de partículas magnéticas (del orden de micras) en soluciones como aceite, agua, siliconas, etc., que se caracterizan porque tienen la capacidad de aumentar su viscosidad a medida que un campo magnético se induce en ellos, alcanzando un valor máximo, conocido como límite de cedencia. Este efecto se logra porque en presencia de un campo magnético las partículas forman cadenas organizadas en dirección de las líneas del campo aplicado y se mantienen en estas posiciones mientras exista dicho campo. ^[14]

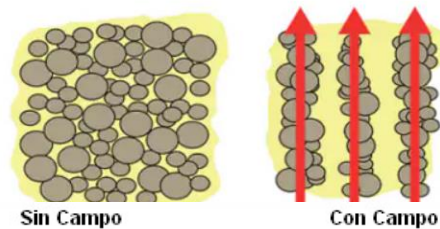


Figura 13. Fluido magneto reológico

[Semi-Active Suspensions | Parker US](#)

Este tipo de estructuras forman una estructura similar a una cadena, la cual restringe el movimiento del fluido dando lugar a un incremento en las características viscosas de la suspensión. La energía mecánica necesaria para producir estas estructuras tipo cadena se incrementa conforme se aumenta el campo aplicado, produciéndose un esfuerzo dependiente del campo.

En ausencia del campo aplicado, los fluidos magnetoreológicos muestran un comportamiento Newtoniano y sus propiedades reológicas vendrán dadas principalmente por el comportamiento del aceite.

Cuando se aplica el campo magnético al fluido las partículas se orientan en dirección de las líneas de campo y ofrecen una resistencia al flujo de este, requiriéndose entonces de la aplicación de un esfuerzo inicial con una magnitud determinada para romper la resistencia del fluido e iniciar un movimiento en el mismo.

Los amortiguadores pueden llenarse con fluido magnetoreológico en lugar de aceite convencional, actuando el dispositivo con un electroimán, permite que la viscosidad del fluido (y por ende la cantidad de amortiguamiento proporcionada por el amortiguador) pueda ser variada.

Las aplicaciones de este tipo de amortiguadores son en la industria automotriz, aeronáutica, espacial, civil, electrodomésticos, robótica y para prótesis inteligentes, aunque continuamente se siguen investigando y aplicando en nuevos campos.

Como se mostró en la tabla 9, este tipo de amortiguador será el utilizado para la prótesis de este trabajo, por lo que a continuación se detallan los beneficios y la construcción de este tipo de amortiguadores, así como el amortiguador seleccionado para ser utilizado.

El uso de amortiguadores magnetoreológicos permite que el amortiguamiento se ajuste de acuerdo con las actividades que el paciente esté realizando, sin necesidad de acudir a un ajuste con el protesista.

Para seleccionar el amortiguador a utilizar en el prototipo se decidió hacer una búsqueda de las opciones disponibles comercialmente, ya que debido a la complejidad del amortiguador fabricar uno era la opción más complicada. Se encontraron 2 proveedores Arus y Parker Lord.

Las dos principales características que se buscaron fueron las dimensiones de estos ya que debía ajustarse a las dimensiones generales previamente establecidas de la prótesis, y el peso, ya que es un factor importante en el desempeño de la prótesis. De igual manera se busco que cumplieran con los puntos mas importantes de la matriz de decisión mostrada en la tabla 10, que fuera segura, nos permitiera realizar actividades 4, lo mas liviano posible, fácil de manejar y adaptable a una prótesis cómoda.

Otro factor tomado en cuenta fue la búsqueda de modelos previamente utilizados para esta aplicación específica en prótesis de rodilla.

El modelo seleccionado fue el amortiguador RD-8040-1 de la compañía LORD el cual tiene las siguientes características:

Typical Properties*		
	RD-8040-1	RD-8041-1
Stroke, mm (in)	55 (2.17)	74 (2.91)
Extended Length, mm (in)	208 (8.2)	248 (9.76)
Body Diameter, mm (in)	42.1 (1.66) max	42.1 (1.66) max
Shaft Diameter, mm (in)	10 (0.39)	10 (0.39)
Tensile Strength, N (lbf)	8896 (2000) max	8896 (2000) max
Damper Forces, N (lbf)		
Peak to Peak		
5 cm/sec @ 1 A	>2447 (>550)	>2447 (>550)
20 cm/sec @ 0 A	<667 (<150)	<667 (<150)
Operating Temperature, °C (°F)	71 (160) max	71 (160) max

*Figura 16. Propiedades del pistón
Imagen tomada de LORD Corporation (2009) [26]*

Electrical Properties*	
Input Current, Amp	
Continuous for 30 seconds	1 max
Intermittent	2 max
Input Voltage, Volt	12 DC
Resistance, ohms	
@ ambient temperature	5
@ 71°C (160°F)	7

*Figura 17. Propiedades eléctricas
Imagen tomada de LORD Corporation (2009) [26]*

Se muestra una imagen del amortiguador.



*Figura 18. Amortiguador LORD
Imagen tomada de LORD Corporation (2009) [26]*

4.2 Mecanismo policéntrico

Un mecanismo policéntrico de 4 barras esencialmente consiste en pares articulados anterior y posterior, superior e inferior unidos entre sí.

En términos mecánicos la suma del potencial de las rotaciones policéntricas determinará un centro instantáneo de rotación (CIR), la estabilidad en este tipo de mecanismos es determinada por la distancia del CIR al eslabón fijo, entre más grande la distancia, más grande será el grado de inestabilidad del mecanismo en este momento.^[16] La distancia que hay desde el CIR a la línea de conexión determina la cantidad de control que se tiene sobre el mecanismo.

Controlando el posicionamiento del CIR respecto a la carga definida por la fuerza de reacción del piso (FRP) sobre el pie durante las fases de contacto inicial y precarga del ciclo de marcha, el mecanismo policéntrico permite incrementar la estabilidad de la marcha del paciente.

En cuanto a los mecanismos de la prótesis de rodilla, en el monocéntrico, la flexo-extensión se produce alrededor de un eje único, mientras que, en la policéntrica, el eje de la articulación se mueve en función del ángulo de flexo-extensión de la rodilla, es decir, el CIR.

El CIR se ubica en la prolongación de las barras posterior y anterior, lo que le permite realizar movimientos de rotación y traslación simultáneamente durante la flexión

Controlando el posicionamiento del CIR respecto a la carga definida por la fuerza de reacción del piso (FRP) sobre el pie durante las fases de contacto inicial y precarga del ciclo de marcha, el mecanismo policéntrico permite incrementar la estabilidad de la marcha del paciente.

El CIR se mueve rápidamente hacia adelante en la etapa de balanceo, de esta forma desbloquea la articulación y facilita la flexión ofreciendo una buena estabilidad.

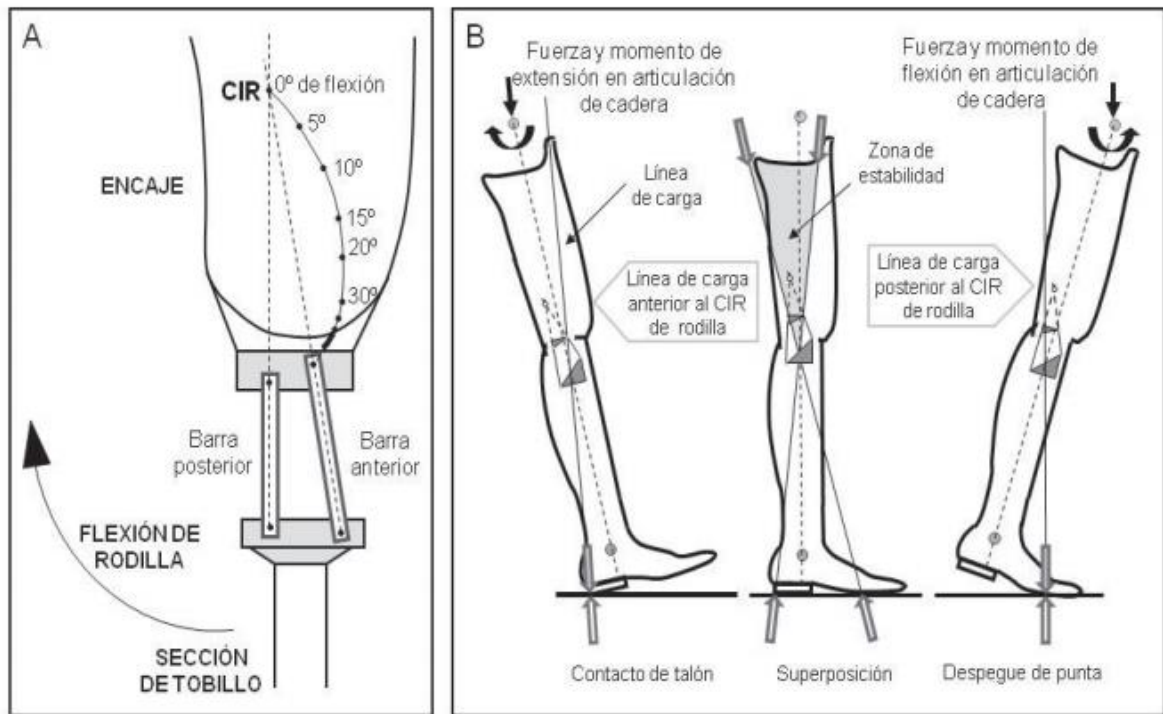


Figura 19. Mecanismo policéntrico
 Imagen tomada de Belkys T. Amador, Torrealba Rafael R. (2011) [27]

Los mecanismos policéntricos simulan (en comparación con los monocéntricos) más adecuadamente el movimiento natural de esta compleja articulación. La siguiente imagen muestra el funcionamiento del mecanismo durante los ciclos de la marcha

Entre las rodillas policéntricas, típicamente existen mecanismos de 4 y 6 barras:

El mecanismo de 4 barras puede ser representado por parámetros (las longitudes de las barras y los ángulos correspondientes a las barras inferior y superior). La complejidad del problema representa hallar el dimensionamiento óptimo tomando en cuenta todas las posibles combinaciones de estos parámetros. [15]

El hecho de que este tipo de mecanismo permita tener un movimiento más cercano al natural además de los pros presentados en secciones anteriores, llevaron a tomar la decisión de usar este tipo de mecanismo para este diseño.

4.2.1 CAD

Se realizaron tres propuestas de diseño en la parte del mecanismo de la prótesis, cada una con una funcionalidad diferente, un diferente número de barras y centros de rotación.

Los diseños se realizaron en el software Solidworks 2020 y lo primero que se aseguró fue que el mecanismo propuesto fuera capaz de moverse en el rango de ángulos que la rodilla debe moverse,

de -10° a 140° , para ello se varió el largo de las barras y la posición de los centros de rotación hasta que el movimiento se limitará a este rango.

A continuación, se muestran imágenes de cada propuesta de mecanismo.

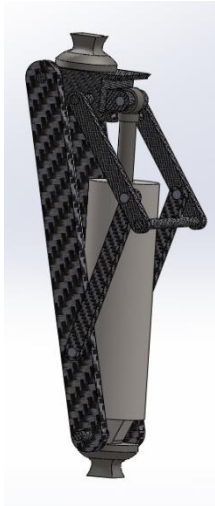


Figura 20. Mecanismo A

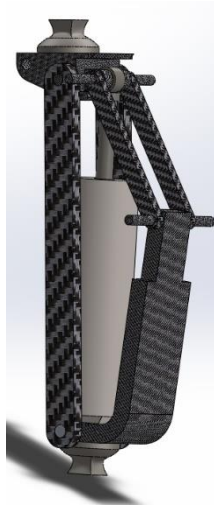


Figura 21. Mecanismo B



Figura 223. Mecanismo C

Para seleccionar el mecanismo a utilizar se tomó en cuenta la resistencia mecánica, el análisis dinámico y el peso de cada una de las opciones, más adelante se muestra el proceso.

4.3 Selección de materiales y simulación mecánica

El primer paso para definir el diseño final fue definir el material con el que se haría la prótesis, para con este y sus propiedades proceder a las simulaciones mecánica y dinámica, en este proceso se realizó un análisis de índice de material y con ayuda del software CES EduPack se establecieron las propuestas de material.

Las consideraciones por tomar para comenzar el análisis fueron las siguientes: la prótesis por diseñar debe ser capaz de soportar el peso de una persona mientras realiza diferentes actividades, de igual manera debe ser capaz de soportar una caída, así como tener poco en sus ejes de movimiento desgaste al paso del uso.

La prótesis debe ser lo más liviana posible para no representar una carga adicional al usuario y se buscará reducir costos para volverla más accesible.

Se requiere definir el material de los eslabones del mecanismo usado en una prótesis transfemoral. El análisis se dividió en dos partes: aumentar la resistencia y reducir peso y maximizar la resistencia a la fatiga y disminuir peso.

4.3.1 Análisis de índice de material

A) Aumentar la resistencia y reducir peso

- Función: Soportar peso corporal
- Restricciones: No debe colapsarse el mecanismo

Soportar a una persona de 110kg haciendo una sentadilla
 No debe fracturarse por caídas accidentales
 Longitud y ancho determinada por el análisis de mecanismo

- Objetivo: Minimizar la masa
 Maximizar resistencia
- Variable libre: Material a seleccionar
 Espesor del eslabón



Para comenzar el análisis se analizaron las fuerzas presentes en el eslabón al momento de la sentadilla, se encontró que sobre el eslabón actual una fuerza a compresión únicamente, por lo que se analizó de la siguiente manera.

Función para minimizar la masa:

$$m = b * h * l * \rho$$

Dado que es una barra que se encuentra a compresión y está articulada, podemos utilizar la ecuación de carga crítica.

$$p_{cr} = \frac{\pi^2 EI}{l^2}$$

$$I = \frac{bh^3}{12} \quad \text{por lo que:} \quad p_{cr} = \frac{\pi^2 E b h^3}{l^2 * 12}$$

Como se dijo anteriormente el espesor de la barra es una variable libre, de la ecuación de p_{cr} podemos despejar esta variable:

$$b = \frac{p_{cr} * L^2 * 12}{\pi^2 * E * h^3}$$

Para obtener el índice sustituiremos b en la fórmula de m.

$$m = \frac{p_{cr} * L^3 * 12 * \rho}{\pi^2 * E * h^2}$$

Reacomodando los términos encontramos el índice de material:

$$m = \frac{12 * p_{cr}}{\pi^2} \left(\frac{L^3}{h^2} \right) \left(\frac{\rho}{E} \right) \rightarrow M1$$

Función Geometría

Aplicando logaritmos al índice podemos encontrar una pendiente de 1

$$\log M = \log \frac{\rho}{E}$$

$$\log M = \log \rho - \log E = C$$

$$\log E = \log \rho - C$$

Como de igual manera se busca minimizar el espesor de la pieza y así minimizar masa, se obtiene un segundo índice, despejando b de la ecuación de carga crítica.

$$b \leq \frac{p_{cr} * L^2 * 12}{\pi^2 * E * h^3}$$

Reacomodando los términos encontramos el índice de material:

$$M2 = E$$

Figura 23. Diagrama cuerpo libre sentadilla

$$b = \frac{12 * p_{cr}}{\pi^2} \frac{L^2}{h^3} \frac{1}{E} \quad \text{Función Geometría}$$

B) Maximizar la resistencia a la fatiga y disminuir peso

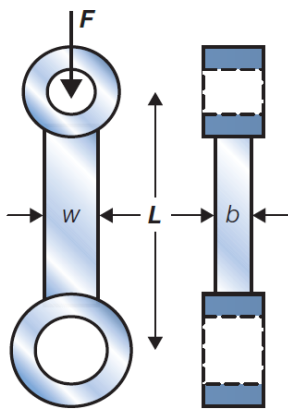
- Función: Soportar desgaste al a la fatiga
- Restricciones: No debe colapsarse el mecanismo

Soportar 65×10^6 ciclos (15,000 paso recomendados por la OMS al día, durante 12 años)

Geometría ya determinada (diámetros del eje)

- Objetivo: Minimizar la masa
Maximizar resistencia
- Variable libre: Material a seleccionar

Para este análisis se siguió la metodología presentada en el libro Materials Selection in Mechanical Design, Fourth Edition de Michael F. Ashby para obtener el índice de material de materiales con fatiga debido a una carga axial.



La función para minimizar la masa en este caso será:

$$m = \beta AL \rho$$

El esfuerzo por fatiga es representado por la siguiente ecuación:

$$\frac{F}{A} \leq \sigma_e$$

Sustituyendo en la ecuación de m el área obtenemos:

$$m = \beta * F * L * \frac{\rho}{\sigma_e}$$

M3, la pendiente

Para satisfacer la necesidad de reducir la masa nuevamente, se debe cumplir la condición de que la barra no se pande, por lo que se utiliza la ecuación de Euler para la carga a compresión o ecuación de carga crítica

$$F \leq \frac{\pi^2 EI}{L^2}$$

$$I = \frac{bh^3}{12}$$

por lo que:

$$F = \frac{\pi^2 E b h^3}{l^2 * 12}$$

Como en esta ocasión ya no se busca minimizar el espesor, el área quedará en función del espesor, agregando una constante adimensional para dar la proporcionalidad en la sección transversal $A = b * b * a$.

La ecuación de F se reescribe:

$$F = \frac{\pi^2 E a b^4}{l^2 * 12}$$

Despejando b obtenemos:

$$b = \left(\frac{F * L^2 * 12}{\pi^2 * E * a} \right)^{\frac{1}{4}}$$

Sustituyendo en la fórmula de masa.

$$m = \beta * \left(\frac{F * L^2 * 12}{\pi^2 * E * a} \right)^{\frac{1}{4}} * \left(\frac{F * L^2 * 12}{\pi^2 * E * a} \right)^{\frac{1}{4}} * L * \rho$$

$$m = \beta \left(\frac{12F}{a \pi^2} \right)^{\frac{1}{2}} * L^2 * \frac{\rho}{E^{\frac{1}{2}}}$$

Función Geometría

M4, la pendiente será 2

Selección de material con el software CES EduPack.

Una vez obtenido los índices de material, se prosiguió a realizar el análisis de las gráficas en el software. El primer paso fue graficar densidad vs módulo de Young de acuerdo con el primer índice encontrado M1.

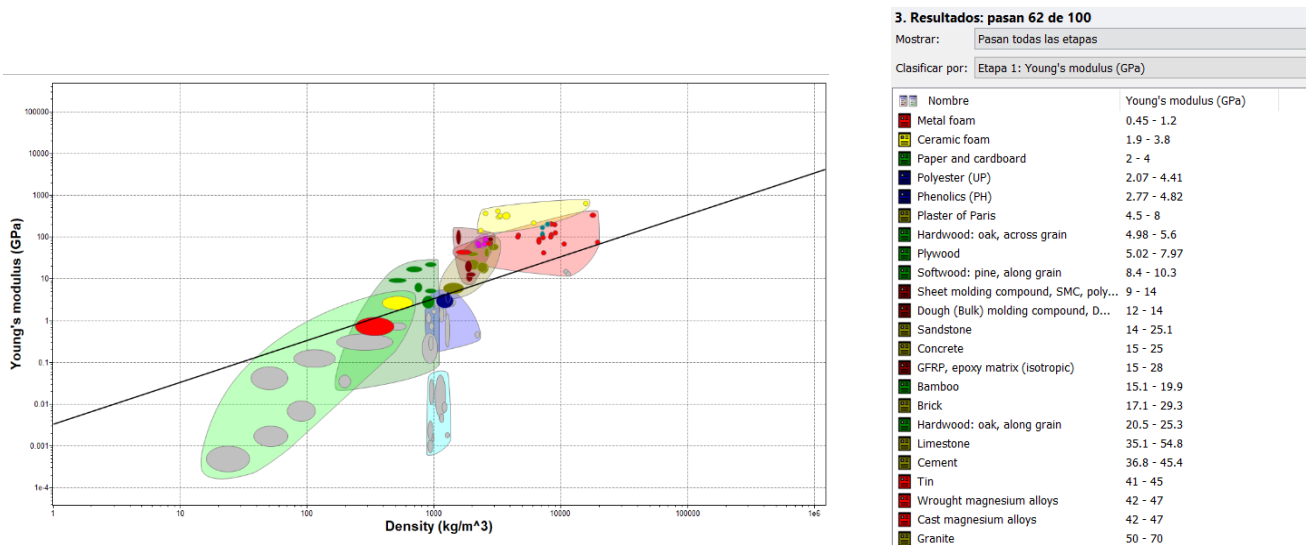


Figura 25. M1 densidad vs módulo de Young

Se colocó la pendiente de 1 excluyendo elastómeros y espumas, ya que estos materiales no serían utilizados, se colocó justo en el límite del material polímero fenólico ya que hasta este momento no se descarta la idea de usar polímeros. Hasta este momento se tenían 66 materiales posibles.

El siguiente paso fue filtrar algunos materiales en el árbol, se descartaron materiales como cerámicos y elastómeros, ya que por las características de este tipo de materiales no pueden usarse en esta aplicación, de igual manera se descartaron las cerámicas ya que el material usado no debe ser frágil y soportar caídas.

2. Etapas de selección

Gráfico Límite Árbol

- Etapa 1: Young's modulus (GPa) vs. Density (kg/m³)
- Etapa 2: Metals and alloys, Polymers, Composites, Natural materials
- Etapa 3: Young's modulus
- Etapa 4: Young's modulus (GPa) vs. Density (kg/m³)
- Etapa 5: Young's modulus (GPa) vs. Yield strength (elastic limit) (MPa)

3. Resultados: pasan 39 de 100

Mostrar: Pasan todas las etapas

Clasificar por: Etapa 1: Young's modulus (GPa)

Nombre	Young's modulus (GPa)
Paper and cardboard	2 - 4
Polyester (UP)	2.07 - 4.41
Phenolics (PH)	2.77 - 4.82
Hardwood: oak, across grain	4.98 - 5.6
Plywood	5.02 - 7.97
Softwood: pine, along grain	8.4 - 10.3
Sheet molding compound, SMC, poly...	9 - 14
Dough (Bulk) molding compound, D...	12 - 14
GFRP, epoxy matrix (isotropic)	15 - 28
Bamboo	15.1 - 19.9

Enlace de registro

MaterialUniverse	Registros incluidos
\ Metals and alloys	28 Mostrar
\ Polymers and elastomers \ Polymers	21 Mostrar
\ Hybrids: composites, foams, natural materials \ Composites	5 Mostrar
\ Hybrids: composites, foams, natural materials \ Natural materials	9 Mostrar

Figura 26. Materiales M1

Hasta este punto se tienen 39 materiales disponibles.

Posteriormente antes de continuar con los siguientes índices ya que tenemos el espesor como variable libre se decidió hacer un análisis para establecer un límite en el módulo de Young, se estableció que el espesor máximo a utilizar sería de 1 a 6 mm ya que es un espesor comercial que se ajusta a las dimensiones disponibles en la prótesis.

De la formula de carga crítica se despejó el espesor y se utilizó una carga de 3240 N (110Kg de la persona multiplicado por 3), se utilizó un factor de seguridad de 3 para finalmente utilizar una carga de 9720 N. Con los valores de módulo de Young obtenidos anteriormente se calcularon espesores, los resultantes fuera del rango de 1-3 mm fueron excluidos y así se obtuvieron los límites de módulo de Young.

Nombre	Young's modulus (GPa)	b1	b2
Metal foam	0.45	1.2	0.26262328
Ceramic foam	1.9	3.8	0.06220025
Paper and cardboard	2	4	0.05909024
Polyester (UP)	2.07	4.41	0.05709202
Phenolics (PH)	2.77	4.82	0.04266443
Hardwood: oak, across grain	4.98	5.6	0.02373102
Plywood	5.02	9.97	0.02354193
Softwood: pine, along grain	8.4	10.3	0.0140691
Sheet molding compound, SMC, polyester matrix	9	14	0.01313116
Dough (Bulk) molding compound, DMC (BMC), polyester matrix	12	14	0.00984837
GFRP, epoxy matrix (isotropic)	15	28	0.0078787
Bamboo	15.1	19.9	0.00782852
Hardwood: oak, along grain	20.5	25.3	0.0057649
Tin	41	45	0.00288245
Cast magnesium alloys	42	47	0.00281382
Wrought magnesium alloys	42	47	0.00281382
Age-hardening wrought Al-alloys	68	76	0.00173795
Zinc die-casting alloys	68.6	100	0.00172275
Silver	68.9	73.1	0.00171525
Non age-hardening wrought Al-alloys	69	74	0.0017276
Cast Al-alloys	69	76	0.0017276
GFRP, epoxy matrix (isotropic)	69	150	0.0017276
Gold	76	81	0.00155501
Aluminum/Silicon carbide composite	81	100	0.00145902
Commercially pure zinc	90	107	0.00131312
Cast iron, gray	94	140	0.00125724
Brass	95	110	0.0012441
Bronze	97	130	0.00121636
Commercially pure titanium	200	105	0.0005909
Titanium alloys	110	120	0.00107437
Copper	120	140	0.00098484
Cast iron, ductile (nodular)	170	180	0.00069518
Stainless steel	190	210	0.000622
Nickel	190	220	0.000622
Low alloy steel	200	210	0.0005909
High carbon steel	200	220	0.0005909
Nickel-based superalloys	200	220	0.0005909
Nickel-chromium alloys	200	220	0.0005909
Low carbon steel	200	220	0.0005909
Medium carbon steel	200	220	0.0005909
Tungsten alloys	310	370	0.00038123

Configuración Aplicar Borrar

¿No encuentras la propiedad que estás buscando?

General properties

Mechanical properties

Young's modulus GPa

Shear modulus GPa

Bulk modulus GPa

Paso 3. Resultados: pasan 18 de 100

Mostrar: Pasan todas las etapas

Clasificar por: Etapa 1: Young's modulus (GPa)

Nombre	Young's modulus (GPa)
Tin	41 - 45
Cast magnesium alloys	42 - 47
Wrought magnesium alloys	42 - 47
Age-hardening wrought Al-alloys	68 - 76
Zinc die-casting alloys	68.6 - 100
Silver	68.9 - 73.1
Non age-hardening wrought Al-alloys	69 - 74
Cast Al-alloys	69 - 76
GFRP, epoxy matrix (isotropic)	69 - 150
Cast iron, gray	76 - 81
Gold	76 - 81
Aluminum/Silicon carbide composite	81 - 100
Commercially pure zinc	90 - 107
Cast iron, gray	94 - 140
Brass	95 - 110
Bronze	97 - 130
Commercially pure titanium	100 - 105
Titanium alloys	110 - 120
Copper	120 - 140

Figura 27. Materiales espesor 4-6 mm

Se redujeron los materiales disponibles a 18 materiales.

Como siguiente paso se graficó el índice 2, se puso la pendiente de 0 ya que se debía mostrar una línea recta, en este se excluyeron materiales como oro, plata y estaño ya que para la aplicación decidieron descartarse. Con esto reducimos a 15 materiales las opciones.

3. Resultados: pasan 15 de 100

Mostrar:

Clasificar por:

Nombre	Young's modulus (GPa)
Wrought magnesium alloys	42 - 47
Cast magnesium alloys	42 - 47
Age-hardening wrought Al-alloys	68 - 76
Zinc die-casting alloys	68.6 - 100
Non age-hardening wrought Al-alloys	69 - 74
Cast Al-alloys	69 - 76
CFRP, epoxy matrix (isotropic)	69 - 150
Aluminum/Silicon carbide composite	81 - 100
Commercially pure zinc	90 - 107
Cast iron, gray	94 - 140
Brass	95 - 110
Bronze	97 - 130
Commercially pure titanium	100 - 105
Titanium alloys	110 - 120
Copper	120 - 140

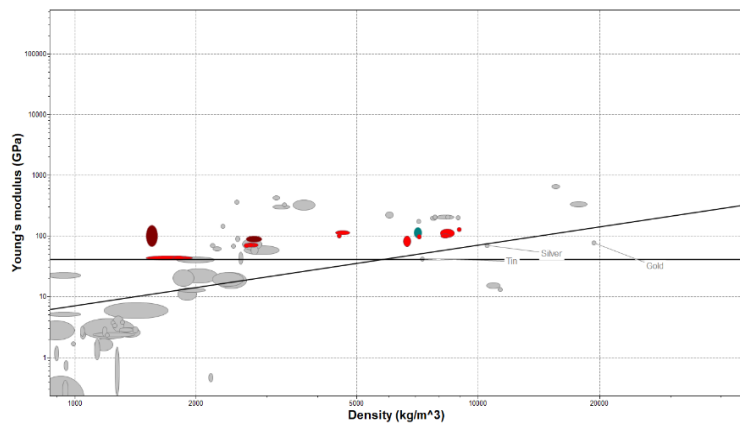


Figura 28. M2 densidad vs módulo de Young

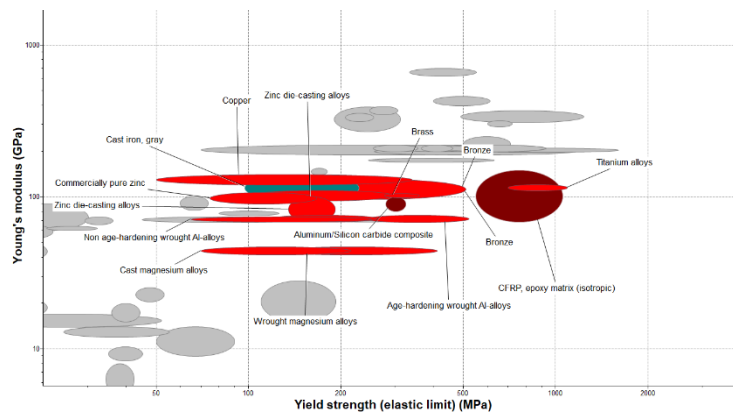
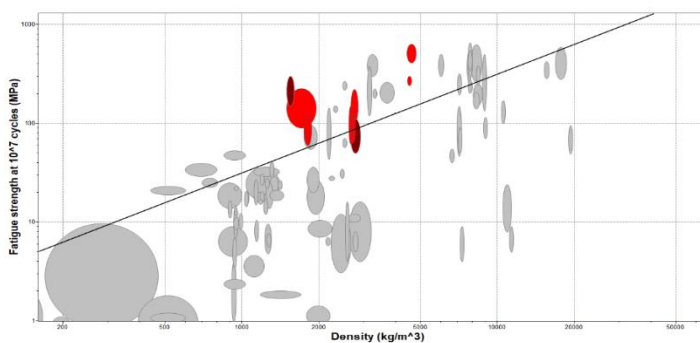


Figura 29. Materiales M2

Por último, se procedió a analizar los dos índices de desempeño obtenidos por el fenómeno de fatiga. Se graficó el esfuerzo a la fatiga contra la densidad y se colocó la pendiente de 1, separando a los materiales más pesados, con este se redujo la lista de materiales a 9 posibles.



3. Resultados: pasan 9 de 100

Mostrar:

Clasificar por:

Nombre	Young's modulus (G)
Cast magnesium alloys	42 - 47
Wrought magnesium alloys	42 - 47
Age-hardening wrought Al-alloys	68 - 76
Non age-hardening wrought Al-alloys	69 - 74
Cast Al-alloys	69 - 76
CFRP, epoxy matrix (isotropic)	69 - 150
Aluminum/Silicon carbide composite	81 - 100
Commercially pure titanium	100 - 105
Titanium alloys	110 - 120

Figura 30. M3 Densidad vs Fatiga

Se graficó la M4, con una pendiente de 2, únicamente para comparar los módulos y densidades.

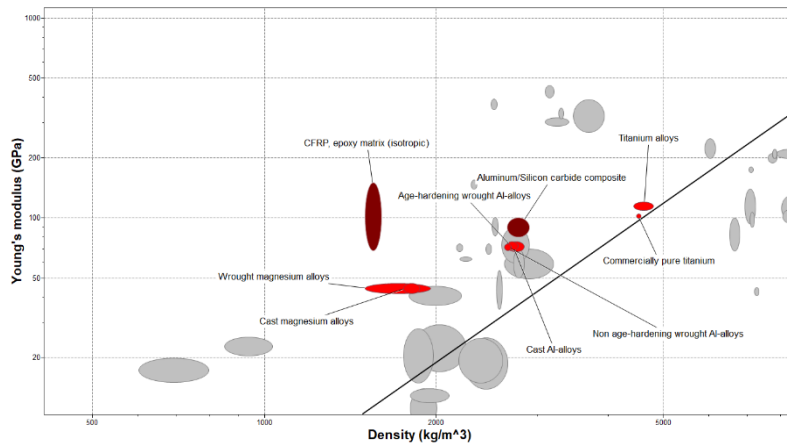
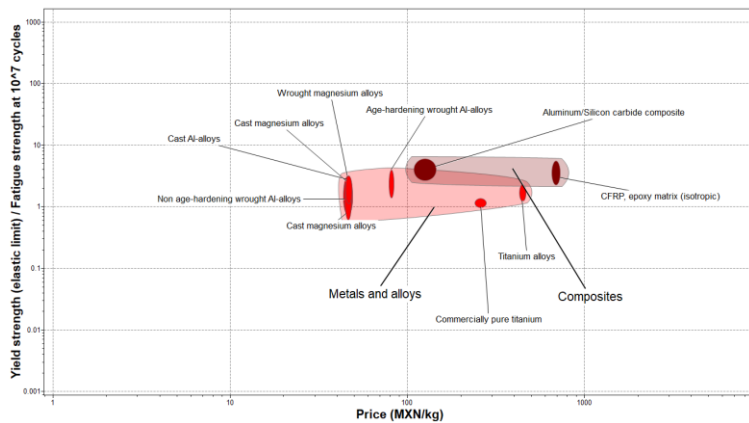


Figura 31. M4 densidad vs módulo de Young

Por último, se decidió revisar el precio de los materiales restantes para que este fuera la última característica para revisar para seleccionar el material final.



3. Resultados: pasan 9 de 100

Mostrar:

Clasificar por:

Nombre	Price (MXN/kg)
Cast magnesium alloys	43.6 - 48.7
Wrought magnesium alloys	43.6 - 48.8
Non age-hardening wrought Al-alloys	44.5 - 48.1
Cast Al-alloys	44.7 - 48.3
Age-hardening wrought Al-alloys	78.8 - 83.3
Aluminum/Silicon carbide composite	108 - 145
Commercially pure titanium	241 - 276
Titanium alloys	428 - 462
CFRP, epoxy matrix (isotropic)	653 - 725

Figura 32. Precios materiales

Se decidió graficar esfuerzo a la fluencia/ esfuerzo a la fatiga contra el precio para hacer una comparación integral.

Después del análisis se decidió continuar con el análisis de 3 materiales ya que presentan las propiedades mecánicas adecuadas: Aleación de Magnesio, Aleación de aluminio y un material compuesto de polímero reforzado con fibra de carbono (CFRP). Con estos se procedió a hacer la simulación mecánica y el cálculo de pesos de las propuestas.

El siguiente paso fue calcular el peso de las propuestas para determinar si estas se encontraban dentro del peso objetivo, que es de máximo 1.8 Kg, esto ya considerando el peso del amortiguador a utilizar y el sistema electrónico, se utilizó el software SolidWorks para hacer los cálculos en base a las propiedades de los tres materiales mencionado arriba.

Para el análisis no se consideró el sistema electrónico, por lo que el peso máximo permisible es 1500 gr.

Tabla 11. Pesos de los diseños propuestos

Diseño	Peso (gr.)		
Material	Aluminio 6061T6	Aleación de magnesio	Markforged Onyx
Diseño A	1431.37	1299.87	1234.12
Diseño B	1592.4	1401.26	1305.68
Diseño C	1725.88	1622.33	1423.09

La tabla 10 muestra los pesos obtenidos para cada uno de los diseños, es importante considerar que el material mostrado aplica únicamente para los eslabones del mecanismo, ya que los enclaves que se conectan con las otras partes de la prótesis de pierna, así como ejes están considerados de acero 4043. De igual manera para el material CFPR se utilizaron las propiedades del material Onyx de la marca Markforged, que se tiene disponible para utilizar en impresión 3D si es que este es el material que se decide utilizar después de finalizar el análisis.

Hasta este punto se decidió descartar el diseño C ya que este sobrepasa el peso máximo permitido. Las siguientes imágenes muestran el ejemplo del diseño A en el material Markforged Onyx y el diseño B en aleación de magnesio.

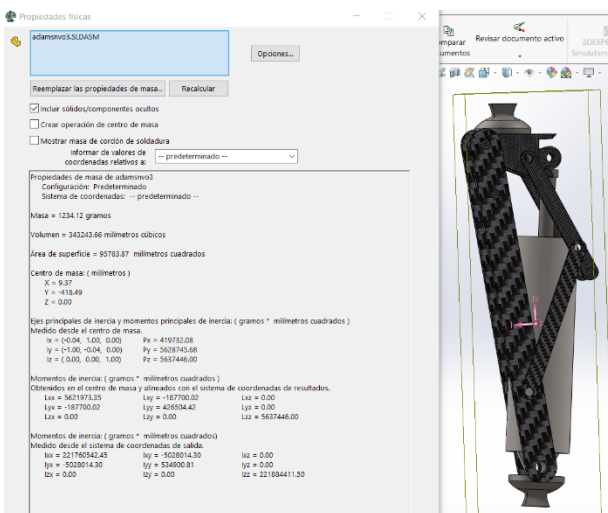


Figura 34. Diseño A Markforged

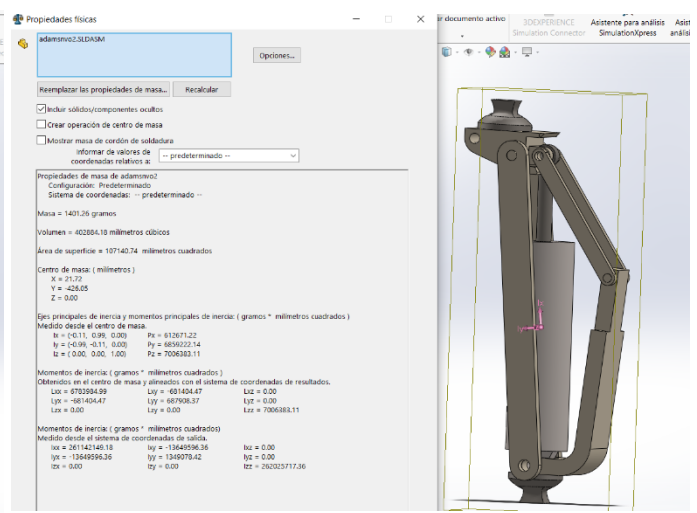


Figura 33. Diseño B magnesio

4.3.2 Simulación mecánica

Se simularon los dos diseños propuestos en el software Ansys, para comprobar que al utilizar los materiales propuestos, estos tuvieran las propiedades mecánicas necesarias para soportar las cargas a las que se será sometida la prótesis.

Se decidió analizar el mecanismo en el punto de mayor flexión mientras el usuario realiza una sentadilla, ya que es en este punto y durante esta actividad donde, debido a la posición del centro de masa, la prótesis de rodilla está soportando las mayores cargas, esta puede llegar a cargar hasta tres veces el peso de la persona que la usa.

La rodilla en este punto está sometida a una carga de compresión y un momento provocado por la traslación de esta misma desde el peso y el centro de masa de cuerpo del usuario. Se consideró una persona de 110 kg, establecido desde el principio en las necesidades de diseño, y se consideró un factor de seguridad de 2.5 para obtener una carga de 8093 N y un momento de 1862 Nm. Se simularon ambos diseños en los tres materiales seleccionados anteriormente, las siguientes imágenes muestran los resultados obtenidos.

El primer material a simular fue Aleación de aluminio 6061 T6, posteriormente aleación de Magnesio y por último el material compuesto Markforged.

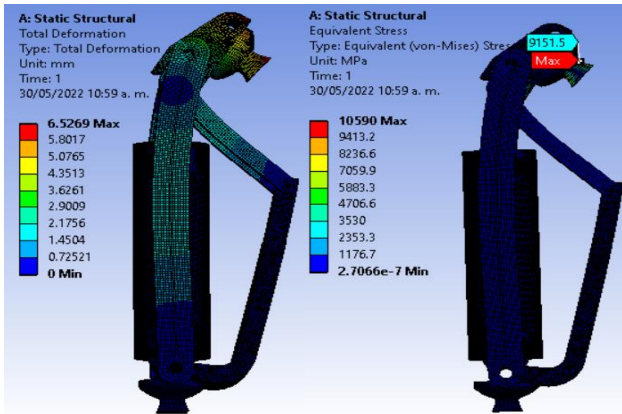


Figura 35. Diseño B Aluminio

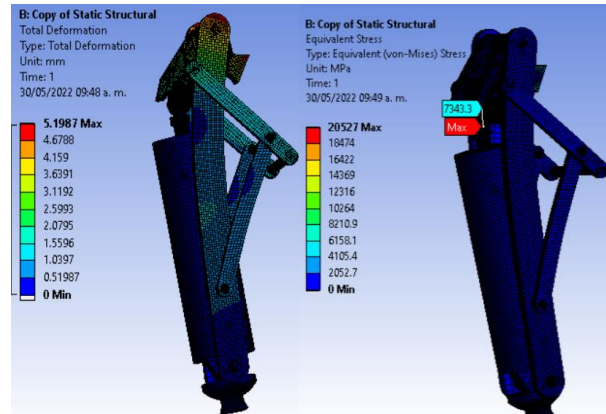


Figura 36. Diseño A Aluminio

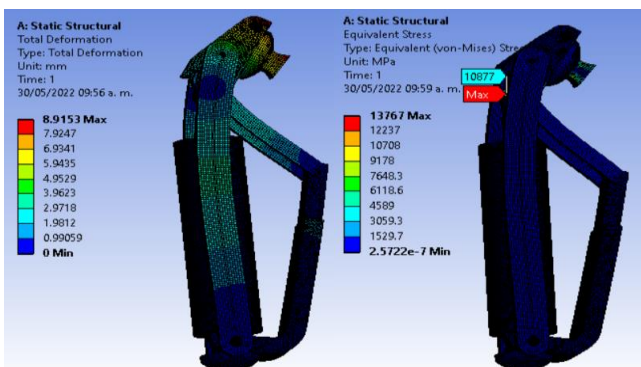


Figura 38. Diseño A Magnesio

Figura

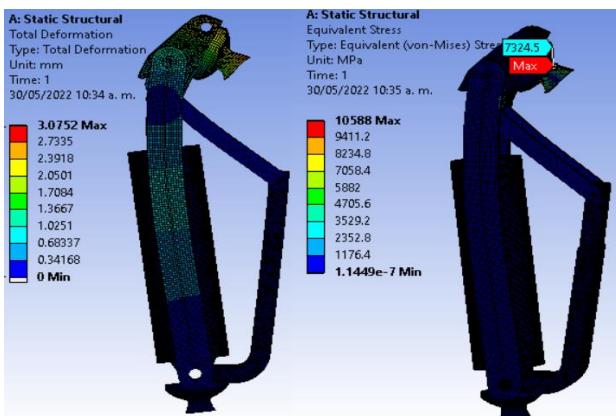
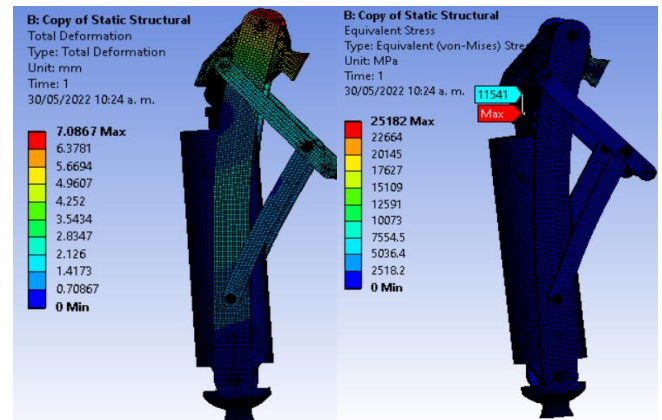


Figura 39. Diseño B Markforged

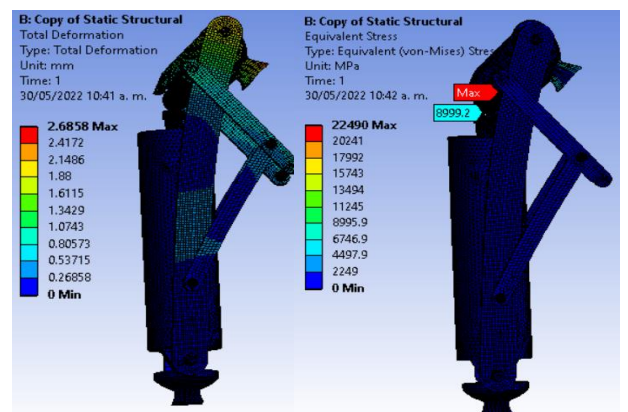


Figura 40. Diseño A Markforged

La siguiente tabla muestra los resultados tanto de esfuerzos como de deformaciones obtenidas de las simulaciones, se puede observar como el material compuesto CFPR es la mejor opción para realizar el prototipo del diseño, ya que las deformaciones y esfuerzos están dentro de lo permisible, además de ser el más liviano también presenta las menores deformaciones en el punto crítico de la sentadilla.

Tabla 12. Resultados simulación mecánica

	Aluminio		Magnesio		Markforged	
	Esfuerzo (Mpa)	Deformación (mm)	Esfuerzo (Mpa)	Deformación (mm)	Esfuerzo (Mpa)	Deformación (mm)
Diseño A	8086	5.198	7.086	11541	2.685	8999
Diseño B	9151	6.526	8.915	10877	3.075	7324

Se definió el material Onyx de la marca Markforged como el seleccionado para la construcción del prototipo.

4.4 Simulación dinámica

La simulación dinámica se realizó mediante en el software SolidWorks 2020 y Adams View (versión estudiante) se realizó una simulación de caminata para poder medir y comparar el comportamiento y velocidades de ambas opciones.

Se utilizó inicialmente el software Solidworks para generar las restricciones y contactos del modelo y posteriormente en el software Adams se implementaron los motores y se hizo el postproceso de los resultados

A continuación, se muestran las imágenes de la simulación y los resultados obtenidos.

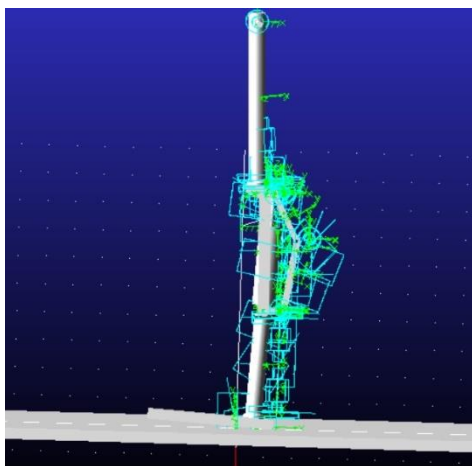


Figura 41. Análisis dinámico Diseño B

Figura 44. Análisis dinámico Diseño A

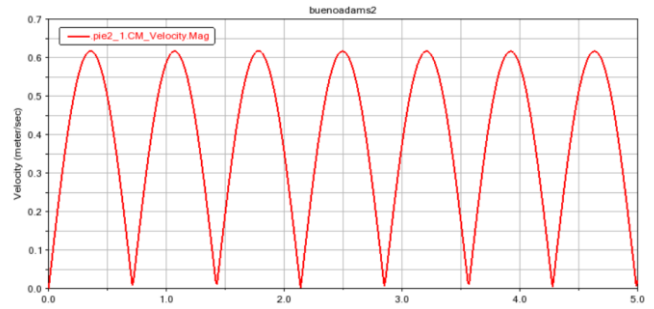


Figura 42. Resultado velocidad caminata A

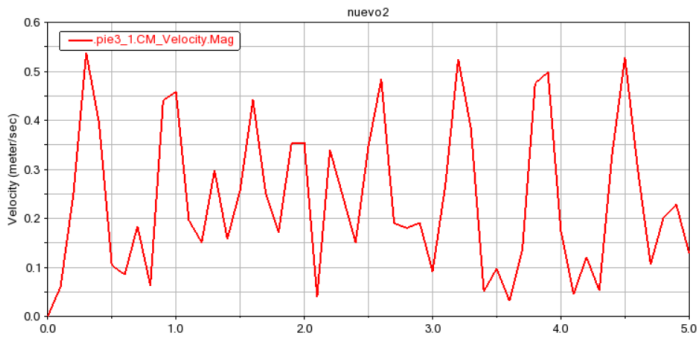


Figura 43. Resultado velocidad caminata B

Como se puede observar en las figuras 42 a 46 el comportamiento del diseño A es mucho mejor que el del diseño B, en las gráficas se puede observar como el diseño A presenta una velocidad uniforme y se puede observar perfectamente como sube y baja mientras el pie hace el recorrido. A partir de los resultados del análisis se concluye que el diseño final a prototipar es el diseño A.

4.5 Sensores

Previo a la fabricación del prototipo se decidió realizar pruebas instrumentando la pierna de una persona para probar el uso de sensores y la factibilidad de identificar diferentes actividades en base a lo obtenido con estos.

Se instrumentó una persona en el miembro inferior, con la intención de conocer las relaciones entre las diferentes partes durante el ciclo de la caminata y con el objetivo de poder identificar las diferentes actividades que este estaba realizando con base en las señales obtenidas por medio de sensores posicionados a lo largo de la pierna, esto como trabajo previo al diseño de una prótesis de rodilla, con el fin de comprender las variables que interfieren y como se relacionan.

Se utilizaron tres sensores, un potenciómetro para medir el ángulo, un sensor FSR para medir la fuerza en la planta del pie y un IMU para conocer las aceleraciones y velocidad angular de la pierna estos fueron colocados en un mecanismo que se acopla a la pierna y permite medir las señales a lo largo del ciclo de caminata. Se utilizó un microcontrolador ArduinoMega para la adquisición de datos y con ayuda del software LabVIEW se procesaron las señales para lograr simular un sistema que permitiera monitorear los movimientos de la pierna y a partir del procesamiento de las señales poder identificar si el usuario se encontraba sentado, parado, caminando o corriendo. Después de consultar diferentes estudios previamente realizados se decidió comenzar con recolectar y analizar información de cuatro variables: grados de la rodilla, al realizar el movimiento de flexo-extensión, fuerza aplicada a la planta del pie debido al peso y al movimiento del cuerpo y por último aceleración y velocidad angular en la parte de la tibia pegada a la rodilla.

Esta decisión se tomó ya que estas variables son las que está directamente ligadas a la rodilla y en la mayoría de los estudios previamente utilizados, se usan estos como variables de control, aunque posteriormente se analizarán otras variables involucradas en el movimiento de toda la pierna.

El primer paso fue definir la variable y el rango necesario a medir para con esto revisar las opciones de sensores.

Tabla 13. Variables

Parte	¿Qué se medirá?	Rango
Rodilla	Ángulo flexión	0 ° a 140 °
	Aceleración de caminata	0-4 m/s ²
	Velocidad angular	-20° a 20°/s
Pie	Carga	10-80 N

Posteriormente se establecieron las diferentes opciones para medir estas variables y por último se realizó una tabla de decisión para seleccionar los sensores.

Tabla 14. Opciones

Entradas	Opción 1	Opción 2	Opción 3	Opción 4	Opción 5
Posición angular	potenciómetro	Encoder	RVDT	efecto Hall	acelerómetro
Velocidad/Aceleración	acelerómetro	Giroscopio	IMU		
Carga	Piezoeléctricos	Galgas extensiométricas	Capacitivos	FSR	

Tabla 15. Selección de sensores

Sensor	Precio	15%	Complejidad (implementación)	15%	Utilización previa en la aplicación	20%	Tamaño	20%	Disponibilidad	20%	Colocación	10%	Suma
Ángulo flexión													
Potenciómetro	5	0.75	5	0.75	4	0.8	4	0.8	5	1	4	0.4	4.5
Encoder	4	0.6	4	0.6	4	0.8	4	0.8	3	0.6	4	0.4	3.8
Acelerómetro	3	0.45	1	0.15	3	0.6	5	1	2	0.4	3	0.3	2.9
RVDT	1	0.15	2	0.3	2	0.4	2	0.4	1	0.2	1	0.1	1.55
Hall	2	0.3	3	0.45	1	0.2	2	0.4	1	0.2	1	0.1	1.65
Velocidad/Aceleración													
Acelerómetro	5	0.75	5	0.75	4	0.8	5	1	2	0.4	5	0.5	4.2
Giroscopio	4	0.6	4	0.6	2	0.4	5	1	1	0.2	5	0.5	3.3
IMU	3	0.45	3	0.45	5	1	5	1	5	1	5	0.5	4.4
Carga													
Piezoeléctrico	5	0.75	5	0.75	4	0.8	5	1	2	0.4	3	0.3	4
Galgas	4	0.6	5	0.75	3	0.6	3	0.6	4	0.8	4	0.4	3.75
Capacitivos	3	0.45	3	0.45	2	0.4	2	0.4	2	0.4	2	0.2	2.3
FSR	1	0.15	5	0.75	5	1	4	0.8	5	1	5	0.5	4.2

Los sensores seleccionados fueron los siguientes:

- Potenciómetro 500k
- IMU MPU6050
- Sensor FSR Interlink serie 400-18



Figura 45. Sensores

4.5.1 Instrumentación

Una vez seleccionados los sensores se procedió con la instrumentación de la pierna.



Figura 46. Miembro inferior instrumentado

Se realizó un programa que nos permitiera monitorear las variables y que actividad realizaba el usuario desde la computadora, se diseñó una carátula que nos permite observar en una gráfica las cuatro variables, nos permite activar y desactivar la opción de guardar los datos en una tabla y posteriormente en un archivo de Excel para su futuro análisis, esta opción también puede ser activada o desactivada. De igual manera se cuenta con indicadores visuales de los valores que van adquiriendo las variables.

Por último, se visualizan cuatro leds que se activan dependiendo de la actividad que el usuario esté haciendo, esto se obtuvo gracias al análisis de los datos obtenido en las primeras corridas y de esta manera se estableció la relación con cada actividad. A continuación, se muestra la imagen de la carátula.

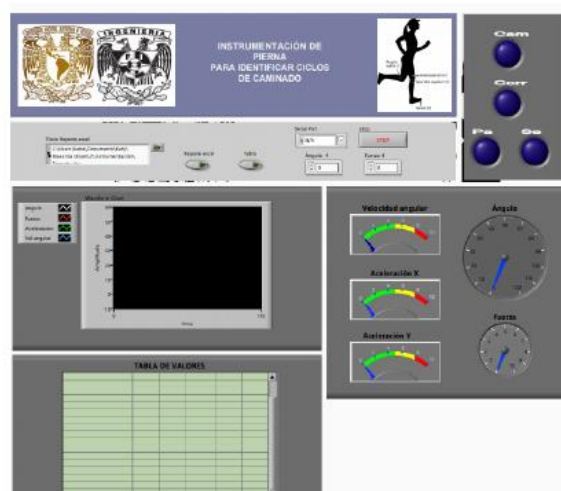


Figura 47. Carátula labview

De igual manera se muestra el detalle del circuito realizado en LabVIEW para la obtención de la señal de las variables, el procesamiento de estas y el diseño del sistema SCADA y la carátula para el interfaz con el usuario.

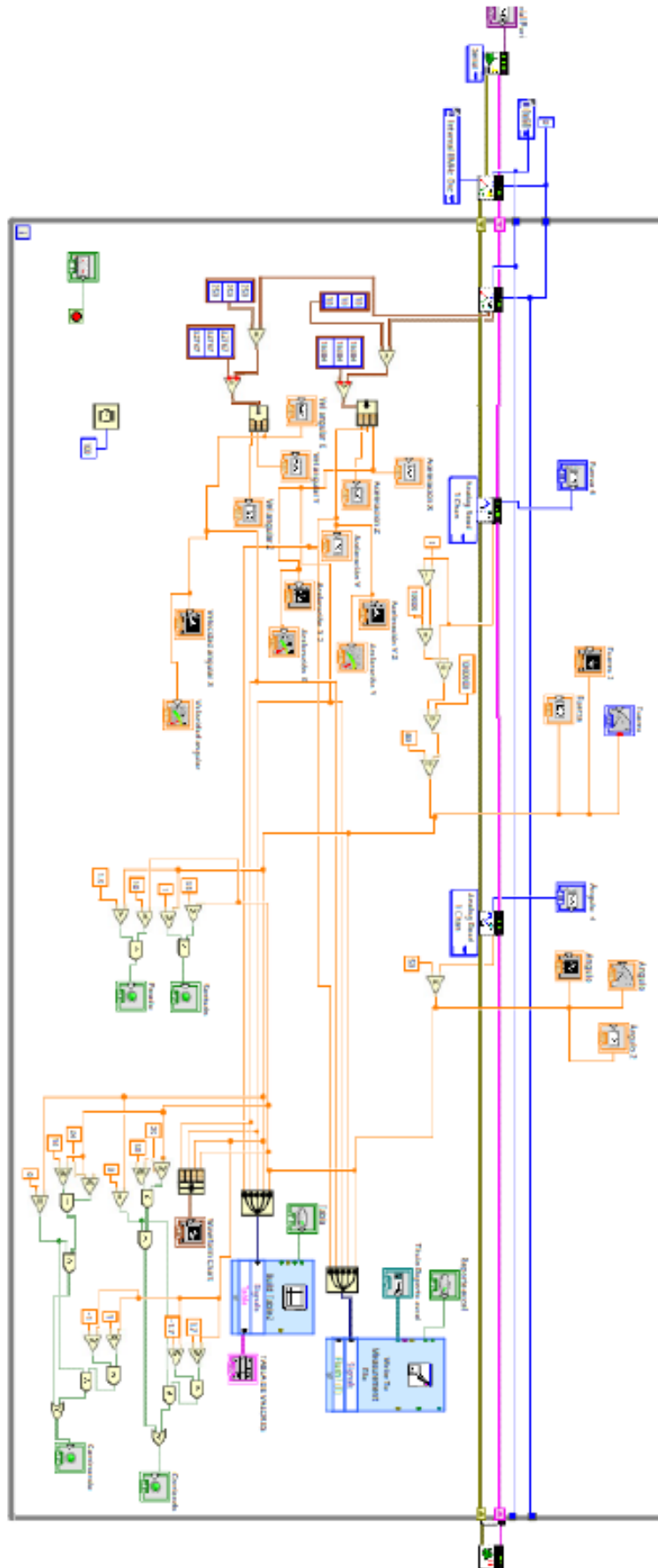


Figura 48. VI labview

5. Prototipado

Una vez seleccionados los componentes y materiales, se continuó con la etapa de prototipado, con el propósito de realizar pruebas a nivel laboratorio al diseño conceptual planteado.

La siguiente imagen muestra la vista explosionada del prototipo a construir, con todas las piezas incluidas en el ensamble final.

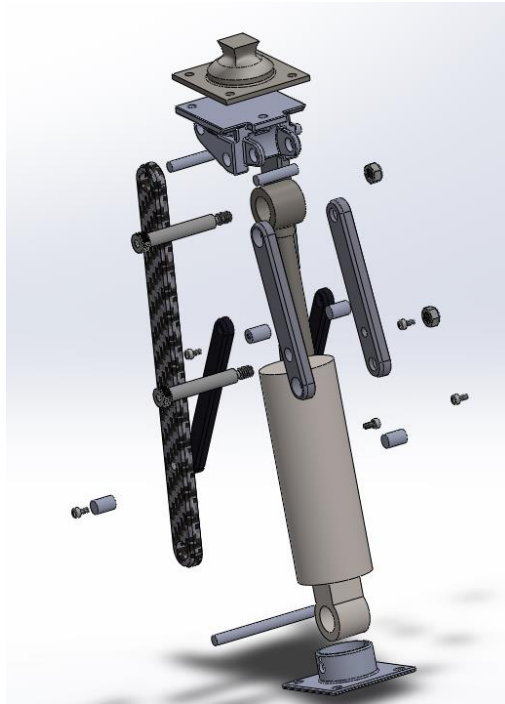


Figura 49. Vista explosionada ensamble

El primer paso fue fabricar las piezas que constituyen el mecanismo, tanto las barras del mecanismo, las piezas, a las cuales se les llamó sujetadores, que se unirán a los demás componentes de la prótesis de pierna como socket y pie.

Estas se fabricaron por medio de impresión 3D en el material compuesto antes mencionado, Markforged Onyx Carbon fiber, la siguiente imagen muestra los componentes terminados.



Figura 50. Piezas impresas

Para los ejes de rotación se utilizaron tronillos guía comerciales ya que estos nos permiten tener un rodamiento limpio y de esa manera se evitó la necesidad de maquinar bujes especiales.

Una vez teniendo todos los componentes se procedió al completo del prototipo, Las siguientes imágenes muestran el ensamble terminado.



Figura 51. Ensamble prototipo



Figura 52. Ensamble prototipo actuador activado

Antes de terminar el proceso de prototipado y proceder a la etapa de pruebas, se realizaron algunas pruebas manuales para comprobar que el ensamble había sido el correcto de acuerdo al diseño final, se corroboró que la rodilla tuviera la amplitud de movimiento para la que se había diseñado antes de pasarla al banco de pruebas, las siguientes imágenes muestran los resultados favorables, se utilizó el material que se aprecia de color rojo en la figura simulando al muñón de un paciente, únicamente para mostrar la posición de la rodilla con respecto a este.



Figura 53. Movimientos prototipo

6. Pruebas

Una vez que se comprobó que el funcionamiento general del prototipo era el correcto, se buscó la manera de realizar las pruebas específicas al diseño propuesto.

Se decidieron hacer pruebas funcionales específicas al prototipo de prótesis para comprobar tanto sus propiedades mecánicas para soportar a un paciente, como las características del mecanismo para realizar una caminata, así como las propiedades del amortiguador para realizar el amortiguamiento necesario.

Al probar la prótesis en un escenario lo más cercano a la realidad se decidió probar está en una caminata con la prótesis montada en la órtesis iwalk 3.0, esto basado en una búsqueda de antecedentes de pruebas en otros desarrollos y en las capacidades que se tenían en el laboratorio disponible. El sistema iwalk es una ortesis desarrollada para sustituir el uso de muletas en personas que presentan trauma en una pierna, y a esta se le realizaron diferentes arreglos para poner adoptar el prototipo de prótesis a este sistema, a continuación, se muestra una imagen ilustrativa de iwalk.



Figura 54. iWalk 3.0
[iWALK3.0 Product Specifications | iWALKFree \(iwalk-free.com\)](#)



Prótesis comercial
Ottobock

Prótesis prototipo
UNAM

Figura 55. Montaje de prótesis en iWalk



Figura 56. Rodilla comercial 3R20
[Polycntr. Knee Joint, Titan. | Knees - Mechanical | Lower Limb Prosthetics](#)

Es importante mencionar que fue necesario conectar el amortiguador magnetoreológico de la prótesis prototipo, ya que el diseño requiere que el amortiguador estuviera activado en la etapa de apoyo dentro de la marcha, por lo que este se conectó en serie a un botón, que al presionarse activa con una corriente de 3 mA el amortiguador, de esta manera cada que el pie protésico apoya, se activará manualmente mediante el botón.

Una vez acoplado el prototipo en el iwalk, se muestra en la figura 56, se procedió a realizar las pruebas de caminata, para esto se compararon dos rodillas protésicas, una comercial (Ottobock 3R20, figura 57.) y el prototipo, se realizó un análisis biomecánico a ambas, se compararon bajo el mismo protocolo de caminata Helen Hayes de la empresa BTS Bioengineering usando el equipo Gaitlab de la misma empresa que se encuentra en el laboratorio de biomecánica de la UNAM. La prueba consiste en una caminata de 6 metros en línea recta mientras las cámaras del laboratorio captan los diferentes movimientos basados en los marcadores previamente colocados en la persona que realiza la prueba.

Antes de realizar la prueba, se realizó una revisión previa para asegurar que la caminata fuera lo más cercana posible a una marcha sin prótesis, se revisó si la alineación de la prótesis en ambos casos fuera la correcta, esto mientras el paciente se encontraba parado en bipedestación y únicamente en la pierna con la prótesis, para esto se hizo uso del equipo LASAR Posture, y se aseguró que en el diseño propuesto la línea de carga (proyección de la fuerza de reacción en el suelo) pasará por delante de la rodilla, y de esta manera corroborando un diseño seguro. La siguiente imagen muestra el equipo utilizado.



Figura 578. LASAR utilizado para asegurar la correcta alineación

Al realizar las practicas previas a la prueba real se pudo comprobar que el prototipo soportaba el peso del paciente, así como que era capaz de realizar el rango de movilidad necesario para hacer las actividades de caminata y sentadilla, así como sentarse y pararse.

A continuación, se muestran algunas imágenes de las primeras caminatas con la prótesis comercial, así como con el prototipo.



Figura 58. Caminata 3R20

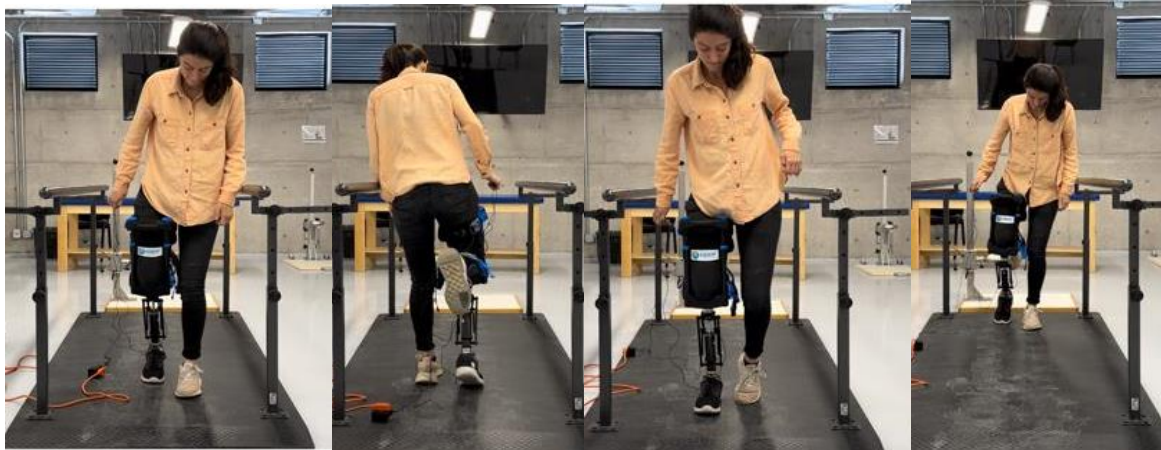


Figura 59. Caminata prototipo

Una vez realizada la alineación de la prótesis en los diferentes ejes y las prácticas de camina previas, el siguiente paso fue colocar los marcadores en las posiciones indicadas por el protocolo antes mencionado y hacer una calibración del equipo, la figura 59 muestra el momento de la colocación de los marcadores, para proceder con la prueba.

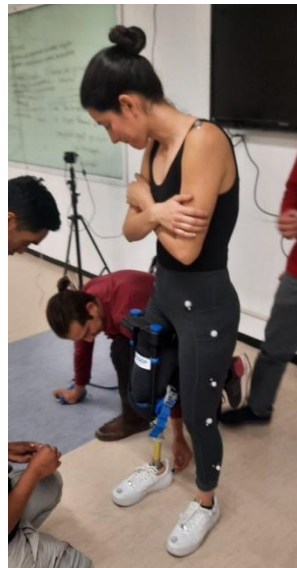


Figura 59. Colocación de marcadores

Posteriormente se procedió a realizar la prueba de caminata, a continuación, se muestran las imágenes de la prueba final.





Figura 60. Caminata para prueba biomecánica con prototipo

7. Resultados

Una vez realizadas ambas pruebas de caminata se procedió a obtener los resultados, para esto se utilizó el software del equipo BTS que se tiene en el laboratorio y en base al protocolo antes mencionado se obtuvieron las gráficas de ambas piernas, con y sin prótesis, en los planos sagital, frontal y transversal, en estas se puede observar de color gris los parámetros normales de caminata, de color rojo la pierna sin prótesis y de color verde la pierna con el iwalk y la prótesis acopladas.

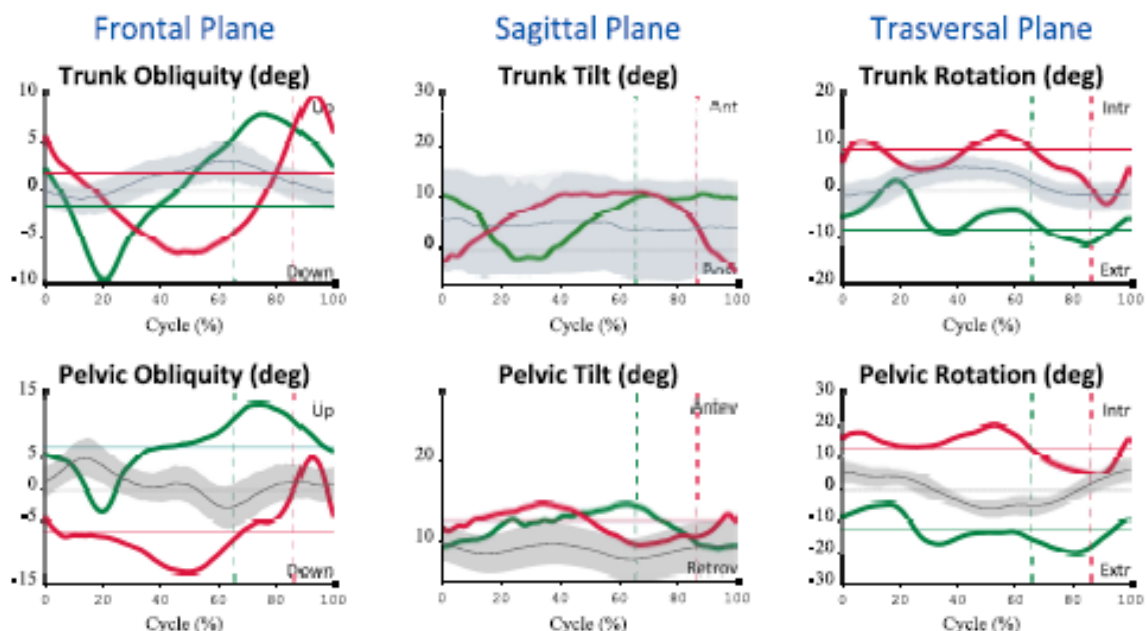
Se puede observar en las gráficas que tanto la prótesis comercial como el prototipo presentan valores fuera de los rangos normales en las distintas mediciones obtenidas, y esto se presenta en ambas piernas, es importante aclarar que estos rangos se basan en una marcha con piernas naturales, y debido a que el laboratorio no cuenta con protocolos desarrollados para una marcha con prótesis se compararon los resultados entre ambas marchas con las diferentes prótesis, cuidando que los comportamientos sean parecidos entre ellas y no completamente iguales a los de la caminata con piernas naturales. Los resultados fuera de los rangos normales también habla de falta de práctica y al usar las prótesis y el iwalk, pero al revisar que ambos se encuentran bajo el mismo tiempo de práctica y mismos estándares de medición podemos usar estas pruebas para comparar ambas prótesis.

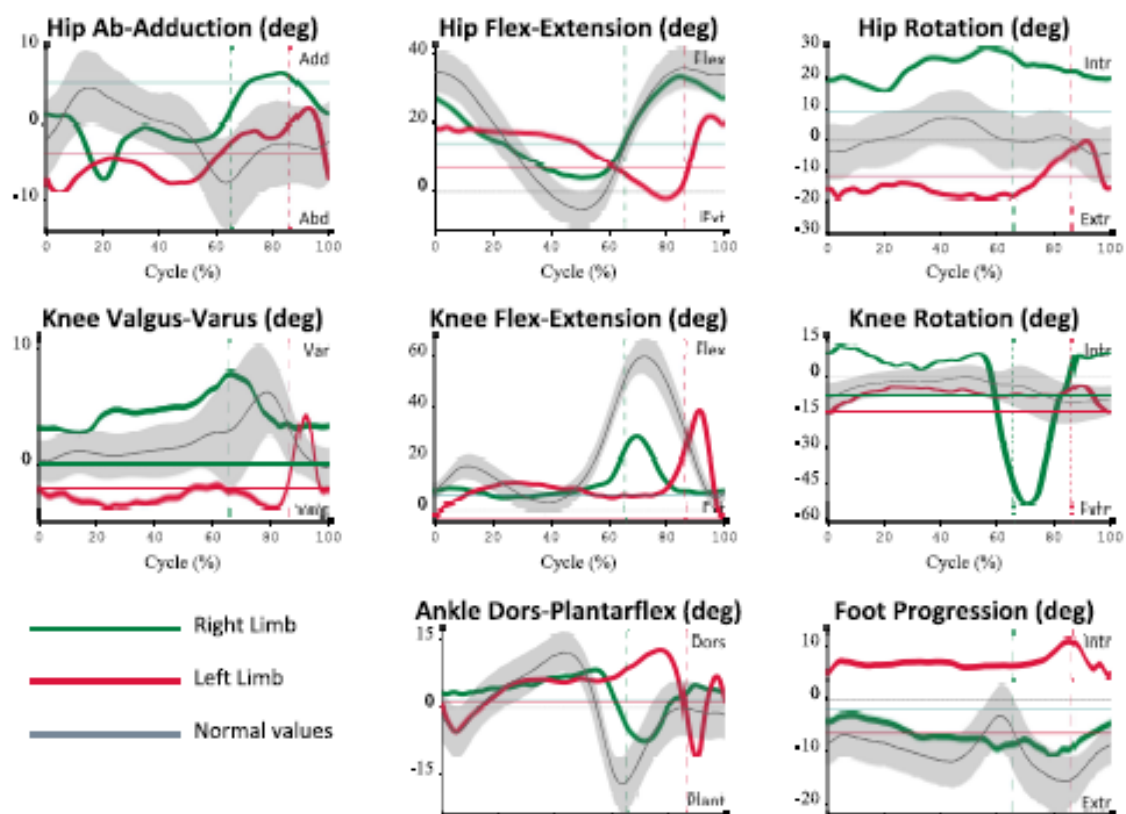
Se muestran primero los resultados de la rodilla comercial y del prototipo del diseño propuesto, comparando cada uno de los resultados obtenidos en ambas pruebas, se muestran los resultados generales en las imágenes 62 y 63 para después analizar a fondo las pruebas que analizan la parte del movimiento de la rodilla.

Rodilla comercial



Kinematic Analysis





Kinetic Analysis (Sagittal Plane)

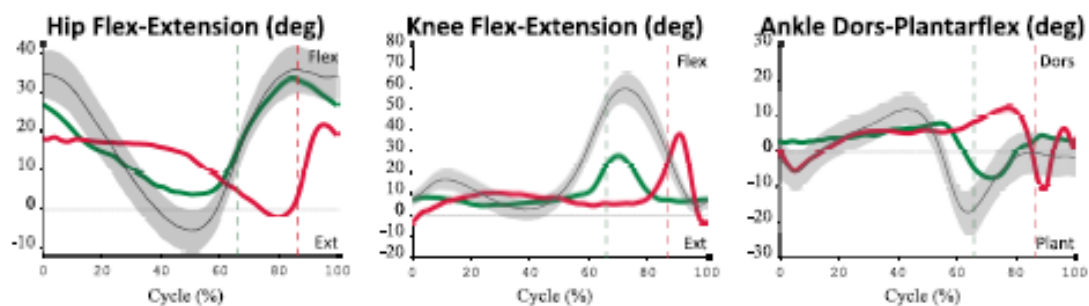


Figura 61. Resultados prótesis 3R20

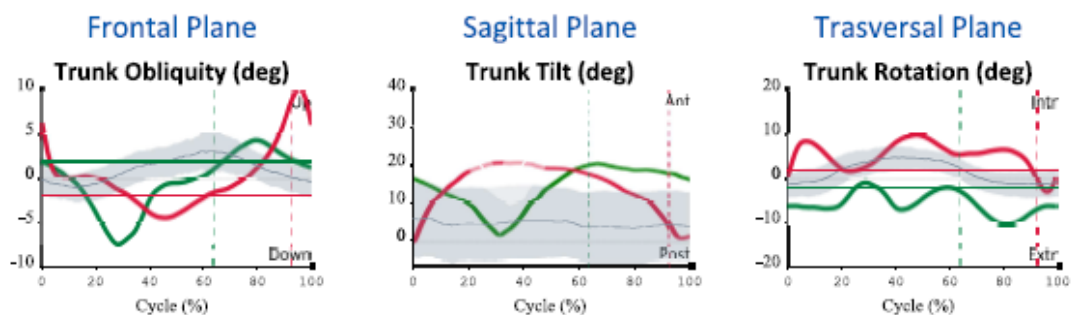
Rodilla prototipo

BTS MOTION ANALYSIS LAB
 Integrated solutions for multifactorial clinical movement evaluation



BTS Bioengineering

Kinematic Analysis



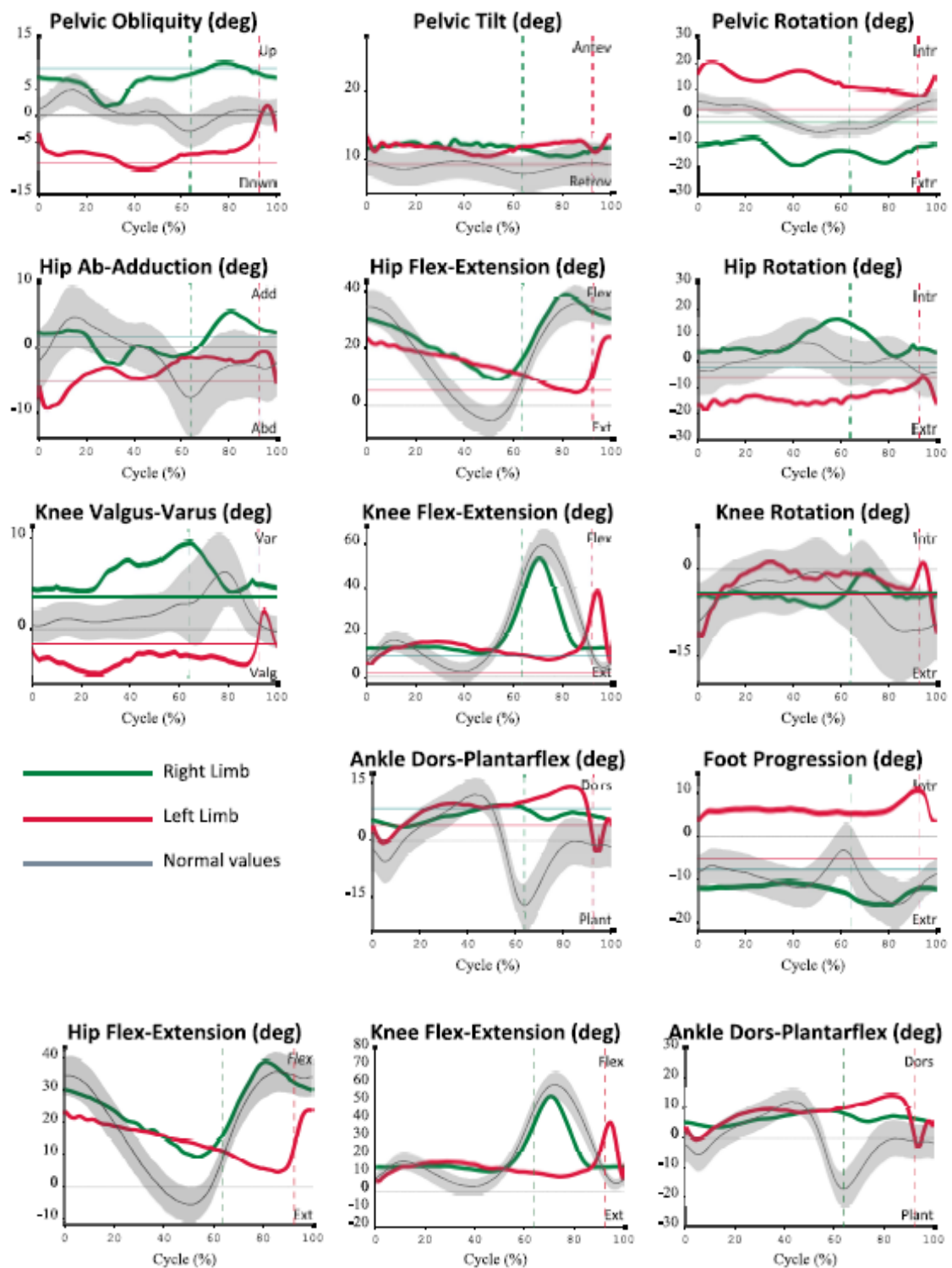


Figura 62. Resultados prototipo

A continuación, se muestran a detalle las comparaciones entre la rodilla comercial y la rodilla prototipo, de las pruebas que involucran directamente al movimiento de la rodilla, las imágenes de la izquierda nos muestran los resultados de la rodilla comercial mientras que los resultados de la derecha nos muestran la rodilla prototipo

7.2 Análisis cinético

Abducción de cadera (plano frontal)

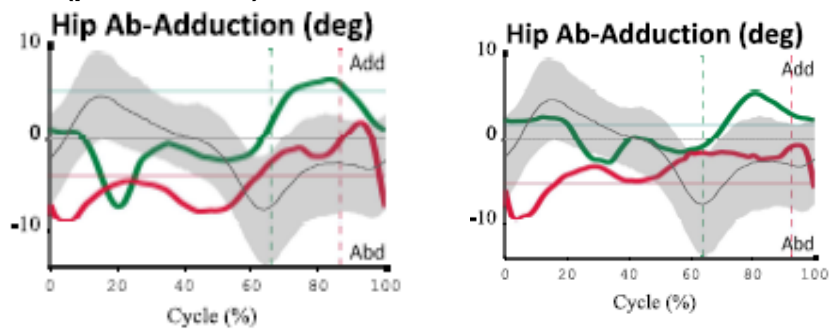


Figura 63. Abducción de cadera

Podemos observar como el comportamiento de ambas rodillas sigue una tendencia parecida, pero podemos notar como la pierna derecha que usa la prótesis (línea verde) de la prótesis prototipo presenta desviaciones menores contra los valores normales, rodilla comercial alrededor de 9° y rodilla prototipo menos de 5°, esto nos habla de que la cadera tiende a abrirse más de lo necesario en el plano frontal en la rodilla comercial comparada con la rodilla prototipo

Flexo extensión de cadera (plano sagital)

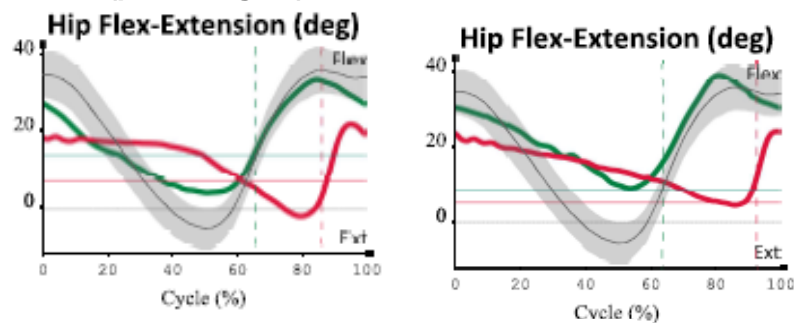


Figura 64. Flexo extensión cadera

En el caso de la flexo extensión de la cadera se puede observar un mejor comportamiento de la rodilla comercial, ya que esta tiene un movimiento en la rodilla protésica muy cercano al movimiento natural, podemos observar como la rodilla prototipo presenta un comportamiento o tendencia muy parecido pero este se encuentra desfasado saliendo del rango de movimiento natural.

Rotación de cadera (plano transversal)

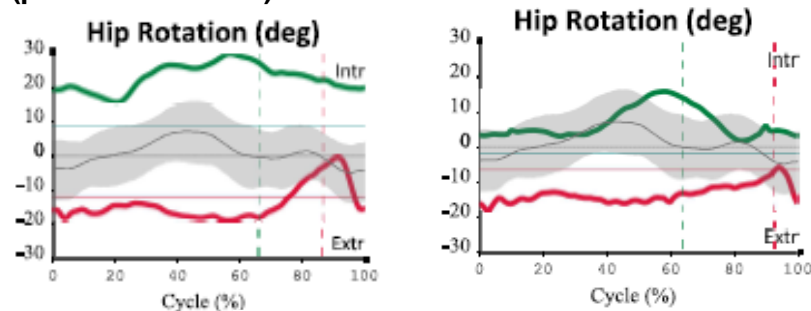


Figura 65. Rotación de cadera

En este caso podemos observar una menor rotación de cadera en la rodilla prototipo, lo que nos acerca más al movimiento natural de la caminara, se puede observar como la rodilla comercial presenta un rango de movimiento mucho mayor rondando los 30°.

Flexo extensión rodilla (plano sagital)

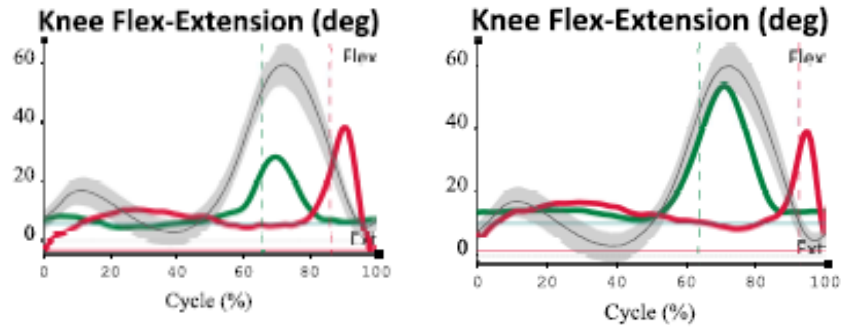


Figura 66. Flexo extensión rodilla

En este análisis podemos observar cómo ambas rodillas nuevamente presentan un comportamiento similar, pero la rodilla prototipo presenta una muy pequeña desviación en comparación a los valores normales en la pierna con la prótesis, podemos observar como en el 50% del ciclo de caminata esta se desvía muy poco, alrededor de 10°, mientras que la rodilla comercial presenta una desviación de casi 40°.

Rotación rodilla (plano transversal)

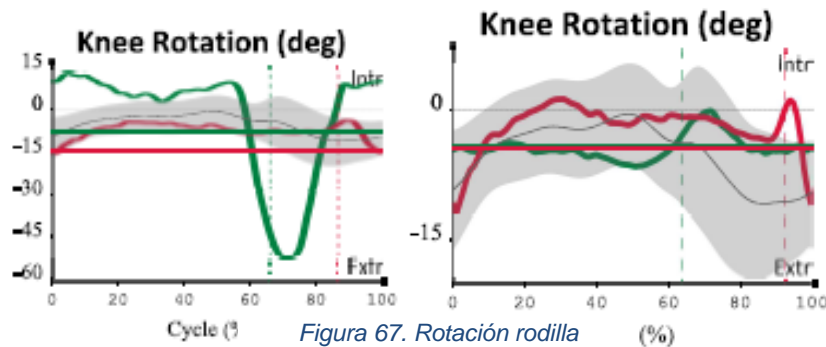


Figura 67. Rotación rodilla (%)

Podemos observar como la rotación en la rodilla la rodilla comercial presenta rangos completamente fuera del movimiento natural, variando por 60° en el punto máximo, mientras que la rodilla prototipo presenta un comportamiento dentro de los parámetros normales para ambas piernas.

7.3 Análisis cinemático (plano sagital)

Flexo extensión de cadera

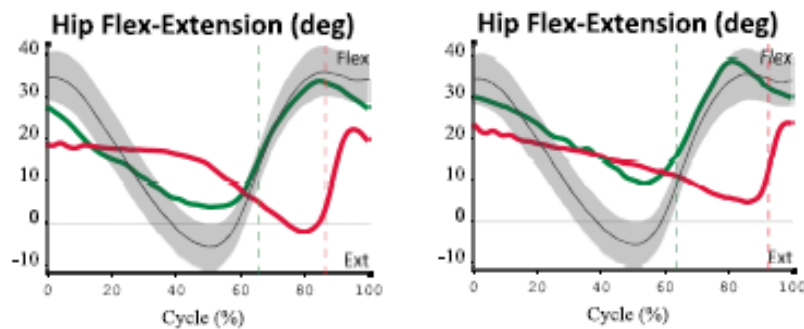


Figura 68. Flexo extensión cadera cinemático

Podemos observar nuevamente como en el análisis cinético, que la flexo extensión en la cadera presenta un mejor comportamiento en la rodilla comercial ya que aunque ambas presentan comportamientos muy parecidos, la rodilla prototipo de desfasa en sus valores con respecto a lo normal en 20° aproximadamente.

Flexo extensión rodilla

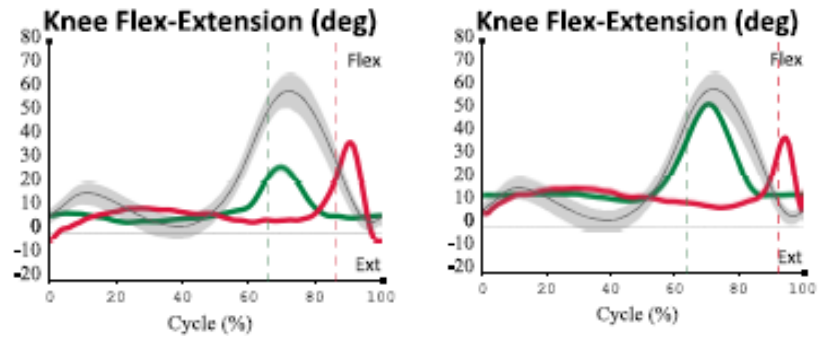


Figura 69. Flexo extensión rodilla cinemático

Nuevamente podemos observar como en la flexo extensión de la rodilla el prototipo presenta una desviación muy pequeña conforme al movimiento natural esto nos habla de que el mecanismo propuesto funciona y presenta un movimiento más natural comparado con la rodilla prototipo.

Flexión plantar tobillo

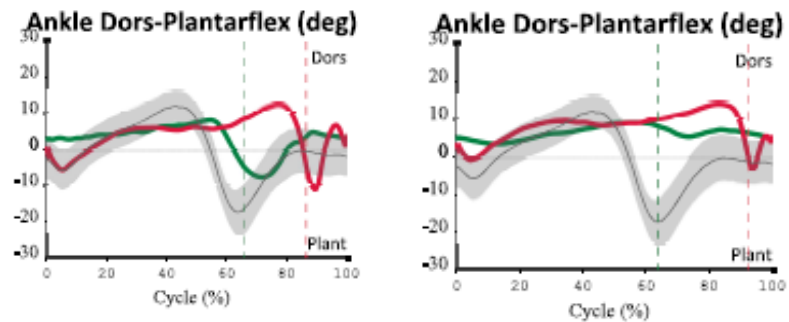


Figura 70. Flexión plantar tobillo

Por último, podemos observar cómo ambas rodillas presentan un movimiento muy diferente al movimiento natural en la flexión del tobillo, esto puede deberse a que en las pruebas se utilizó un pie protésico estático, pero también es importante tomar en cuenta que en ambas rodillas podemos mejorar el mecanismo para que el movimiento de la rodilla ayude a tener un movimiento mas natural en el tobillo.

8. Conclusiones

En el análisis cinemático se pueden observar algunas mejoras del prototipo en comparación con la rodilla comercial, los grados en la flexo- extensión del plano sagital se acercan mucho más al rango normal lo que nos habla de un movimiento más natural, así como los grados de rotación en el plano transversal tanto de la rodilla como de la cadera están muy cerca de los valores normales en la pierna usando la prótesis propuesta.

Dentro de la cinemática exclusiva del plano sagital podemos observar nuevamente como la flexoextensión marca una tendencia más cercana al movimiento natural en comparación con la prótesis comercial.

Al utilizar ambas prótesis también fue fácil identificar algunas mejoras en el prototipo que se alinean con lo obtenido en las gráficas, el regreso de la prótesis comercial es muy brusco en la parte de la oscilación, lo cual hace que el paso siguiente se sienta un poco más acelerado de lo que la sensación de una caminata normalmente se siente, esta sensación era mucho menos perceptible en la prótesis propuesta.

Otra sensación que mejoraba al usar la prótesis prototipo era el peso, en general la prótesis propuesta ya con todos los acopladores y conectores necesarios es mucho menos pesada que la comercial.

Se puede concluir que se presentan algunas mejoras en comparación con la prótesis comercial pero el desempeño de la prótesis propuesta aún está lejos de tener los mismos valores en las pruebas biomecánicas que una caminata con las piernas naturales, por lo que aún es necesario una etapa más de optimización del diseño mecánico y de igual manera incorporar la parte de electrónica tanto de la batería como del sistema de control del amortiguador para volver a realizar pruebas, así como revisar la posibilidad de que se realicen pruebas nuevamente una vez que la experiencia en el manejo del iwalk sea mayor para revisar si es posible acercarnos más a los valores de una caminata sin el uso de prótesis.

Otro punto importante es realizar la comparación del prototipo con rodillas actuadas comerciales, para comparar si las mejoras presentadas siguen estando con este tipo de rodillas e identificar que tanto es posible mejorar el diseño actual.

9. Trabajos posteriores

Para trabajo posteriores se encontraron algunos puntos de mejora y siguientes pasos a realizar para complementar el proyecto en siguientes trabajos.

El primero de ellos es corregir la torsión que existe en el mecanismo en las dos barras largas de los lados, la siguiente imagen muestra como al aplicar carga es muy fácil que la torsión se presente, permitiendo un movimiento que debe estar restringido, ya que en la caminata normal este no se presenta.

Esto se presenta debido a la longitud de ambas barras y al movimiento que existe entre el cuerpo del amortiguador y el vástago que permite a este girar sobre su eje central, por lo que se propone restringir este movimiento mecánicamente y reforzar las dos barras largas que estas soporten la torsión existente.



Ilustración 1. Movimiento de torsión en el prototipo

El siguiente trabajo por realizar sería la integración de un sistema de control de la variable de coeficiente de amortiguamiento, este podría ser un circuito integrado basado en los parámetros previamente mencionados en este trabajo para que de acuerdo con la actividad realizada se pueda controlar el amortiguamiento ofrece el sistema.

Por último, se propone trabajar en algunas ideas que surgieron mientras se realizaba el trabajo, la idea de un sistema de auto alineación de la prótesis y con el muñón y pie y la segunda un sistema que permita que el mecanismo de la rodilla esté conectado al tobillo y este active el movimiento del tobillo para prevenir caídas.

Bibliografía

1. Douglas G. Smith, MD, (2004), The transfemoral amputation level, part 4 , *Amputee Coalition* (amputee-coalition.org), Volumen 14 · Número 5, [Amputación transfemoral. Cuarta parte - Amputee Coalition \(amputee-coalition.org\)](http://amputee-coalition.org)
2. Espinoza, V. María José, García, S. Daniela (2014). Niveles de amputación en extremidades inferiores: repercusión en el futuro del paciente. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 25(2), 276–280. [doi:10.1016/s0716-8640\(14\)70038-0](https://doi.org/10.1016/s0716-8640(14)70038-0)
3. Bravo Valdez, Alejandro (2016.) Los amputados y su rehabilitación un reto para el estado, Intersistemas editores, *Academia Nacional de Medicina de México (ANMM)*, ISBN 978-607-443-623-5, [Rehabilitacion \(anmm.org.mx\)](http://anmm.org.mx)
4. Valencia F., Mejia C., Erazo, V. (2017), *Development of a knee prosthesis for transfemoral amputations using computational tools*, Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas. Universidad Técnica del Norte. Ibarra , DOI: <https://doi.org/10.18273/revuin.v16n2-2017002>
5. Rodríguez-Piñero Durán, M., & Rodríguez-Piñero Bravo-Ferrer, M. (2003). *Rodillas protésicas. Clasificación e indicaciones clínicas. Rehabilitación*, Hospital Universitario Puerta del Mar. Cádiz. [doi:10.1016/s0048-7120\(03\)73373-8](https://doi.org/10.1016/s0048-7120(03)73373-8).
6. Balk EM, Gazula A, Markozannes G, et al.(2018) ,*Lower Limb Prostheses: Measurement Instruments, Comparison of Component Effects Comparative Effectiveness*, Review No. 213, Rockville (MD): Agency for Healthcare Research and Quality (US), [Lower Limb Prostheses: Measurement Instruments, Comparison of Component Effects by Subgroups, and Long-Term Outcomes - NCBI Bookshelf \(nih.gov\)](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30484444/)
7. Latorre T. *Diseño de Prótesis Mecánica de Pierna por Encima de la Rodilla* (2018), Tesis de Maestría no publicada, Universidad Politécnica de Madrid.
8. Alo, R., Bottiglione F. (2016) , *Artificial Knee Joints Actuators with Energy Recovery Capabilities: A Comparison of Performance*, Journal of Robotics Volume 2016, Article ID 4802474, [Artificial Knee Joints Actuators with Energy Recovery Capabilities: A Comparison of Performance \(hindawi.com\)](http://hindawi.com)
9. Johansson J., Delsey S., Riley P., A (2009) *Clinical Comparison of Variable Damping and Mechanically Passive Prosthetic Knee Devices*, The Media Laboratory, Massachusetts Institute of

Technology, 0894-9115/05/8408-0563/0 American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, [DOI: 10.1097/01.phm.0000174665.74933.0b](https://doi.org/10.1097/01.phm.0000174665.74933.0b)

10. Panesso Claudia, Trillos Constanza, *Biomecánica clínica de la rodilla (2010)*, Universidad del Rosario, No. 39 / Diciembre de 2008 ISSN: 1794-1318.
11. S.D.MasourosA, M.J.BullA.A.Amis, *Biomechanics of the knee joint (2010)*, Orthopaedics and Trauma, Volume 24, Issue 2, April 2010, Pag. 84-91, <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2010.03.005>.
12. Valencia-Aguirre, Fernando; Mejía-Echeverria (2017), *Desarrollo de una prótesis de rodilla para amputaciones transfemorales usando herramientas computacionales*, Revista UIS Ingenierías, vol. 16, núm. 2, ISSN: 1657-4583 ISSN: 2145-8456.
13. A. Martín Nogueras, J L. Calvo Arenillas, (2019) *Fases de la marcha humana*, Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología, Vol. 2. Núm. 1.páginas 44-49.
14. Bocarando Guadalupe, (2016) *Síntesis y Caracterización de fluidos magneto reológicos*, Tesis de maestría, Cimav, Centro de investigación en materiales avanzados, s.c. posgrado, Chihuahua.
15. Belkys T. Amador, Rafael R. Torrealba, *Metodología para dimensionamiento de mecanismo policéntrico de rodilla utilizando análisis de marcha y algoritmos genéticos*, Revista Ingeniería Biomédica ISSN 1909-9762. Volumen 6, número 11, enero-junio 2012, 30-45, Escuela de Ingeniería de Antioquia-Universidad CES, Medellín, Colombia.
16. Claudiands Marissa, (2008) *Caracterización del movimiento de la rodilla y diseño de un mecanismo policéntrico*, Tesis de licenciatura, Instituto Politecnico Nacional, México D.F.
17. Pontoja-Caicedo Phil Anderson, Cano-Buitrón Ruth Edmy, (2020) *Diseño axiomático de un mecanismo pie tobillo de una prótesis transtibial en el contexto colombiano*, ISSN en línea: 2145 – 8456, Vol. 19, n.º 3, pp. 1-14, 2020 Revista UIS Ingenierías, Santander Colombia.
18. Estrada Gómez Mayra Lissete (2013), *Análisis mediante fem de la rodilla humana durante la fase de apoyo de la marcha*, Tesis de licenciatura, Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F.
19. Abatedaga Mario (2011), *Diferencias en la alineación femororotuliana, entre jugadores de futbol y basquetbol, durante la carreta y el salto*, Licenciatura en kinesiología y fisioterapia, Universidad Abierta Interamericana, Rosario, Argentina.

20. Dan Michael, Parr William, (2018) Biomechanics of the knee extensor mechanism and its relationship to patella tendinopath, Journal of Orthopaedic Research Volume 36, Issue 12 p. 3105-3112, <https://doi.org/10.1002/jor.24120>
21. Nyoman Indrawibawa, Gurvinder S. Virk (2013), Exoskeleton for assisting human walking, DOI: 10.1142/9789814525534_0018.
22. Cuatlahue Formacio Sandra, Sánchez-Sánchez P (2014), Simulator Based on a Simple Biped System, DOI:10.13053/RCS-80-1-2
23. Molina Garzón Jaime Ignacio (2008), Diseño y construcción de una rodilla protésica policéntrica para amputados transfemorales, Tesis de licenciatura, Universidad de los Andes, Bogotá Colombia.
24. Xiaocong Zhu, Xingjian Jing and Li Cheng (2012), Magnetorheological fluid dampers: A review on structure design and analysis, Journal of Intelligent Material Systems and Structures, DOI: 10.1177/1045389X12436735.
25. Sakib Muhammad Mohtasim, Rubel Ahammed (2021), Recent developments of regenerative magnetorheological (RMR) damper, Korea-Australia Rheology Journal, 33(3), 201-224 DOI:10.1007/s13367-021-0017-x, eISSN 2093-7660.
26. LORD Corporation (2009), LORD Technical Data RD-8040-1 and RD-8041-1 Dampers, [DS7016_2009_06_Draft.indd \(website-files.com\)](#), OD DS7016 (Rev.0 6/09).
27. Belkys T. Amador, Torrealba Rafael R. (2011), Metodología para dimensionamiento de mecanismo policéntrico de rodilla utilizando análisis de marcha y algoritmos genéticos, Revista Ingeniería Biomédica ISSN 1909-9762. Volumen 6, número 11, enero-junio 2012, 30-45 Escuela de Ingeniería de Antioquia-Universidad CES, Medellín, Colombia.
28. Ashby Michael F. (2011), Materials Selection in Mechanical Design Fourth Edition, ELSEVIER, ISBN 978-1-85617-663-7
29. Manilov Ricardo, Maldonado Sebastián (2021) Torsión interna de rodilla. Protocolo tomográfico patelofemoral en posición de marcha, Vol. 28 Núm. 2 (2021): Revista Argentina de Artroscopía ISSN 1851-2828
30. Kevin B. Rosenbloom, C.Ped (2019) A Summary of Knee Medial and Lateral Rotation Muscles, Sports Biomechanist, [A Summary of Knee Medial and Lateral Rotation Muscles – KevinRoot Medical](#)