



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA**

**MAESTRÍA EN MANUFACTURA Y DISEÑO ASISTIDOS POR
COMPUTADOR, PRIMERA PROMOCIÓN CICLO 2014-2016**

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE MAGISTER EN MANUFACTURA Y DISEÑO
ASISTIDOS POR COMPUTADOR**

**TEMA: DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UNA ARTICULACIÓN
DE RODILLA MONOCÉNTRICA PARA PRÓTESIS EXTERNA
USANDO HERRAMIENTAS CAD-CAE**

AUTOR: VALENCIA AGUIRRE, FERNANDO VINICIO

DIRECTOR: ING. OLMEDO FERNANDO MSC.

SANGOLQUI

2017



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE POSGRADO
MAESTRÍA EN DISEÑO Y MANUFACTURA ASISTIDO POR
COMPUTADOR

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “**DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UNA ARTICULACIÓN DE RODILLA MONOCÉNTRICA PARA PRÓTESIS EXTERNA USANDO HERRAMIENTAS CAD-CAE**” realizado por el señor **FERNANDO VINICIO VALENCIA AGUIRRE**, ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlo y autorizar al señor **FERNANDO VINICIO VALENCIA AGUIRRE** para que lo sustente públicamente.

Quito, 06 de marzo de 2017



JOSÉ FERNANDO OLMEDO SALAZAR
DIRECTOR



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE POSGRADO

MAESTRÍA EN DISEÑO Y MANUFACTURA ASISTIDO POR COMPUTADOR

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, **FERNANDO VINICIO VALENCIA AGUIRRE**, con cédula de identidad N° 1003188669 declaro que este trabajo de titulación “**DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UNA ARTICULACIÓN DE RODILLA MONOCÉNTRICA PARA PRÓTESIS EXTERNA USANDO HERRAMIENTAS CAD-CAE**” ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaro que este trabajo es de mi autoría, en virtud de ello me declaro responsable del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionado.

Quito, 06 de marzo de 2017

VALENCIA AGUIRRE, FERNANDO VINICIO



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE POSGRADO
MAESTRÍA EN DISEÑO Y MANUFACTURA ASISTIDO POR
COMPUTADOR

AUTORIZACIÓN

Yo, **FERNANDO VINICIO VALENCIA AGUIRRE**, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la institución el presente trabajo de titulación "**DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UNA ARTICULACIÓN DE RODILLA MONOCÉNTRICA PARA PRÓTESIS EXTERNA USANDO HERRAMIENTAS CAD-CAE**" cuyo contenido, ideas y criterios son de mi autoría y responsabilidad.

Quito, 06 de marzo de 2017

FERNANDO VINICIO VALENCIA AGUIRRE

C.C. 1003188669



DEDICATORIA

A Dios por guiar mi camino, a mi padre Luis Valencia, a mi madre Amparito Aguirre y a mi hermana Estefanía Valencia, por todo el amor, dedicación, y apoyo incondicional en el trayecto de mi vida, dedico este Trabajo con todo mi amor.

FERNANDO VINICIO VALENCIA AGUIRRE



AGRADECIMIENTO

A Dios, a Mis Padres por brindarme la oportunidad de poder estudiar y obtener un título profesional para enfrentar el futuro.

Al Ing. Fernando Olmedo por su guía y tutoría en el desarrollo de este proyecto de titulación, y a todas las personas que de forma directa e indirecta estuvieron involucradas en el trayecto de mi formación académica.

FERNANDO VINICIO VALENCIA AGUIRRE

ÍNDICE DE CONTENIDO

CARÁTULA

CERTIFICADO.....	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD.....	iii
AUTORIZACIÓN (PUBLICACIÓN BIBLIOTECA VIRTUAL)	iv
DEDICATORIA.....	v
AGRADECIMIENTO.....	vi
ÍNDICE	vii
ÍNDICE DE TABLAS.....	x
ÍNDICE DE FIGURAS.....	ix
RESUMEN.....	xiv
ABSTRACT.....	xiv
CAPÍTULO I.....	1
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
1.1 Situación problemática.....	1
1.2 Planteamiento del problema.....	3
1.3 Objetivo.....	5
1.3.1 Objetivo general	5
1.4 Justificación.....	5
1.5 Alcance.....	6
1.6 Limitaciones.....	7
1.7 Prótesis externa transfemoral.....	7
1.8 Elementos de una prótesis transfemoral.....	8
CAPÍTULO II	10
MARCO TEÓRICO.....	10
2.1 Estudio de la situación actual.....	10
2.2 Tipos de prótesis transfemoral.....	15
2.2.1 Rodilla de cerrojo o monocéntrica	15
2.2.2 Rodillas mono-axiales de fricción.....	15
2.2.3 Rodillas poli-axiales.....	15
2.2.4 Rodillas de control de fluidos	16
2.2.5 Rodillas de control electrónico.....	17

2.2.6 Prótesis definitiva de tipo transfemoral.....	18
2.3 Prótesis transfemoral (amputación transfemoral)	19
2.3.1 Prótesis transfemoral.....	19
2.3.2 Partes de una prótesis transfemoral.....	20
2.4 Articulación de rodilla.....	22
2.5 Biomecánica de la rodilla.....	23
2.5.1 Ejes de la articulación de rodilla	25
2.5.2 Cinemática de la articulación de rodilla.....	27
2.5.3 El movimiento articular.....	29
2.6 Estática de la articulación tibio-femoral.	30
2.7 Biomecánica de la marcha humana.....	34
2.7.1 Locomoción bípeda.....	34
2.7.2 Trayectoria de la pierna.....	35
2.7.3 Caminata anatómica / fisiológica general	35
2.8 Niveles de la marcha humana.	36
2.9 Ángulos, momentos en el ciclo de la marcha.....	38
2.10 Cadencia tiempo del ciclo y la velocidad.....	39
2.10.1 Contacto inicial	44
2.10.2 Repuesta de la carga.....	44
2.10.3 Pie opuesto levantado.....	45
2.10.4 Media estancia.....	45
2.10.5 Elevación del talón.....	46
2.10.6 Contacto inicial de la pierna opuesta	47
2.10.7 Pie levantado	48
2.10.8 Pie adyacente.....	49
2.10.9 Tibia vertical	50
2.10.10 Parámetros principales en el ciclo de la marcha.	51
2.11 Selección del material para la articulación de rodilla.	52
2.11.1 Titanio	53
2.11.2 Acero inoxidable	53
2.11.3 Aluminio	54
2.12 Antropometría	59
CAPÍTULO III.....	64
METODOLOGÍA	64

3. Metodología.....	64
3.1. Fuentes bibliográficas.....	65
3.2 Caracterización del paciente.....	66
3.3 Selección de material.....	66
3.4 Parámetros principales en la marcha humana.....	67
3.5 CAD y desarrollo de diseño asistido por computador.....	67
3.6 Análisis de elementos finitos.....	68
CAPÍTULO IV.....	70
RESULTADOS Y ANÁLISIS.....	70
4.1 Introducción.....	70
4.2 Actuador.....	74
4.3 Análisis cinemático.....	75
4.4. Análisis cuasi estático.....	79
4.5 Análisis de fuerzas durante la marcha humana.....	81
4.7 Dinámica de cuerpo rígido.....	89
4.8.1 Definir geometría.....	91
4.8.2 Definir material.....	92
4.8.3 Conexiones.....	92
4.8.4 Mallado.....	99
4.8.5 Condiciones de frontera.....	101
4.8.6 Solución.....	104
4.8.6.4 Fatiga.....	109
CAPÍTULO V.....	114
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	114
5.3 BIBLIOGRAFIA.....	116
Bibliografía.....	116

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Elementos, prótesis externa de rodilla	52
Tabla 2 Propiedades del titanio	53
Tabla 3 Propiedades del acero inoxidable.....	54
Tabla 4 Propiedades aluminio	55
Tabla 5 Resultado de figura 38, obteniendo 8 materiales de 69	57
Tabla 6 Propiedades aluminio 7075-T6	58
Tabla 7 Composición de aluminio 7075-T6.....	58
Tabla 8 Datos antropométricos - hombres	60
Tabla 9 Datos antropométricos - mujeres	61
Tabla 10 Medidas antropométricas (Desviaciones estándar).....	62
Tabla 11 Peso, estatura con percentiles.....	62
Tabla 12 Peso - Estatura.....	63
Tabla 13 Puntos más relevantes de la figura 26.	70
Tabla 14 Datos obtenidos del análisis cinemático.	77
Tabla 15 Fuerzas y ángulos resultantes.....	81
Tabla 16 Acabado Superficial.....	112

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 América latina, prevalencia de la discapacidad, alrededor de 2000.	1
Figura 2 Amputación transfemoral.....	9
Figura 3 Ángulo de flexión – extensión en rodilla.....	12
Figura 4 Rodilla de control electrónico.....	17
Figura 5 Prótesis definitiva, transfemoral	18
Figura 6 Elementos de prótesis transfemoral, elemento 1 cuenca.	20
Figura 7 Elemento 2, conector rotatable - conector adaptador tipo pirámide.....	21
Figura 8 Elemento 4, Conector adaptador, pilón, conector adaptador rotatable.....	21
Figura 9 Pie protésico - conector adaptador rotatable.....	21
Figura 10 Estructura biarticular de la rodilla.	23
Figura 11 Planos frontales, sagital o transversos	24
Figura 12 Ejes en la articulación de rodilla.....	25
Figura 13 Desplazamiento a través del eje transversal “XX”	26

Figura 14 Valgus fisiológico de la rodilla.....	26
Figura 15 Los centros articulares (H), de la rodilla (O), y del tobillo (C)	27
Figura 16 Centro de rotación “O”.....	30
Figura 17 Diagrama de cuerpo libre al subir una grada.	31
Figura 18 Líneas de aplicación de las fuerzas.....	32
Figura 19 Triangulo de fuerzas de articulación de rodilla.	33
Figura 20 Fase de apoyo de la pierna derecha.	35
Figura 21 Walky 1.....	36
Figura 22 Walky 2.....	37
Figura 23 Walky 3.....	37
Figura 24 Walky 4.....	37
Figura 25 Trayectoria pierna derecha en el plano sagital y el ángulo generado.	39
Figura 26 Ángulos en el plano sagital.....	41
Figura 27 Momento versus ciclo de la marcha	42
Figura 28 Representa la fuerzas de reacción en intervalos de 10ms.....	43
Figura 29 Respuesta a la carga.....	44
Figura 30 Pie opuesto levantado, y la reacción del vector fuerza.....	45
Figura 31 Media estancia posición de la pierna derecha (gris).....	46
Figura 32 Elevación del talón.....	47
Figura 33 Contacto inicial pierna opuesta.....	48
Figura 34 Pie levantado, posición de la pierna derecha (gris)	49
Figura 35 Pies adyacentes, posición de la pierna derecha (gris).....	50
Figura 36 Tibia vertical, posición de la pierna derecha (gris).....	50
Figura 37 Materiales esfuerzo – densidad.....	56
Figura 38 Resistencia a la tracción versus densidad	56
Figura 39 Resistencia a la tracción versus costo	57
Figura 40 Ángulo – ciclo de la marcha.	72
Figura 41 Momento – ciclo de la marcha.....	72
Figura 42 Medidas referenciales dadas por Streifeneder	73
Figura 43 Actuador lineal LA23 LINAK.....	75
Figura 44 Diagrama de cuerpo libre.....	76
Figura 45 Ángulo versus momento.	79

Figura 46 Componentes de fuerzas articulación de rodilla.....	80
Figura 47 Fuerzas versus ángulos	83
Figura 50 Parte móvil de la articulación de rodilla.	84
Figura 49 Comparación de resultados en la parte móvil.....	85
Figura 50 Valores obtenidos en MPa	85
Figura 51 Resultados, factor de seguridad	85
Figura 52 Acople pirámide.....	86
Figura 53 Área representativa para análisis	86
Figura 54 Esfuerzo de Von Mises en zona seleccionada	87
Figura 55 Factor de seguridad con el método de elementos finitos.....	87
Figura 56 Base articulación de rodilla	88
Figura 57 Rodamiento de bolas de una hilera RS6900.....	88
Figura 58 Pasadores	89
Figura 59 Ensamble de articulación de rodilla.....	89
Figura 60 Desarrollo CAD de articulación de rodilla	92
Figura 61 Unión acople pirámide - parte móvil.....	93
Figura 62 Pasador – actuador lineal.....	93
Figura 63 Actuador lineal – vástago.....	93
Figura 64 Base - rodamiento	94
Figura 65 Base rodilla – rodamiento.....	94
Figura 66 Pasador – rodamiento.....	95
Figura 67 Rodamiento – pasador.....	95
Figura 68 Actuador – pasador.....	95
Figura 69 Base rodilla – acople pirámide.....	96
Figura 70 Pasador - parte móvil.....	96
Figura 71 Parte móvil – pasador	97
Figura 72 Rodamiento – pasador	97
Figura 73 Pasador – rodamiento.....	97
Figura 74 Parte móvil – rodamiento.....	98
Figura 75 Rodamiento – parte móvil	98
Figura 76 Base rodilla – pasador.....	98
Figura 77 Pasador – base rodilla.....	99

Figura 78 Ensamble articulación de rodilla.	99
Figura 79 Mallado de articulación de rodilla.	100
Figura 80 Fuerza correspondiente al peso de la persona.....	100
Figura 81 Momento aplicado en la articulación de rodilla.	101
Figura 82 Geometría fija.	101
Figura 83 Conector adaptador rotable.....	102
Figura 84 Conector adaptador.....	102
Figura 85 Conexión adaptador – conector rotable	102
Figura 86 Aplicación de fuerza en socket adaptador.	103
Figura 87 Conector - pión – geometría fija.....	103
Figura 88 Momento generado en la articulación de rodilla.	104
Figura 89 Deformación en la articulación de rodilla.	105
Figura 90 Von-Mises.....	106
Figura 91 Factor de seguridad en articulación de rodilla.	106
Figura 92 Factor de seguridad, parte móvil	107
Figura 93 Parte móvil, zona representativa.....	107
Figura 94 Factor de seguridad, Base rodilla.....	108
Figura 95 Base rodilla, zona representativa	109
Figura 96 Esfuerzos cíclicos	110
Figura 97 Curva S-N para aluminio 7075-T6	110
Figura 98 Curva S-N de aleaciones representativas de aluminio.....	111

RESUMEN

Alrededor del mundo existen un gran número de personas que tienen algún tipo de discapacidad física. El uso de una prótesis externa de tipo transfemoral aumenta la confianza, movilidad y mejora su autoestima. Uno de los inconvenientes en la adquisición de una prótesis son los costos elevados siendo esta una gran limitante. Por esta razón es importante desarrollar prótesis inteligentes con el uso de micro controladores, sensores y actuadores, siendo los sensores los encargados de tomar las señales biológicas del músculo para pasar al procesamiento de la señal y emitir una señal para el manejo de los actuadores y de esta forma emular la caminata de una persona. Al diseñar una articulación de rodilla para prótesis transfemoral y general una simulación de todas las fuerzas que intervienen en el mecanismo, es fundamental comprender la biomecánica de la marcha humana, determinar los principales parámetros que influyen en el diseño como son las fuerzas, los momentos, los desplazamientos, los ángulos que intervienen en el mecanismo, se debe mencionar que los datos obtenidos de la biomecánica de la marcha y los principales parámetros usados para el diseño luego se realiza el diseño asistido por computador (CAD) de la articulación de rodilla de acuerdo a estudios antropométricos para finalmente colocar todas las cargas que intervienen en dicho mecanismo y obtener el análisis estático mediante el método de elementos finitos.

PALABRAS CLAVE

ANTROPOMETRÍA

BIOMECÁNICA

CICLO DE LA MARCHA

PRÓTESIS EXTERNA

RODILLA

ABSTRACT

The aims of this investigations is development a simulations of a mechatronic external knee prosthesis for transfemoral amputation type. The prototype in process of development is considered to be an intelligent prosthesis since it xv sable to be controlled by signals from the biological body. The aspects considered in development are: the mechanical relationship with the human body and the human motion analysis as principal function of the prosthesis that enables to determine the forces involved in the development of the motion, the angles of knee displacement and motion speed. The strain distribution under different compressive load conditions were simulated by using the finite element method.

KEYWORDS**ANTHROPOMETRY****BIOMECHANICS****GAIT CYCLE****EXTERNAL PROSTHESIS****KNEE**

CAPÍTULO I

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 Situación problemática

Un informe del Secretario General de las Naciones Unidas sobre el grado de cumplimiento de los Objetivos de Desarrollo del Milenio (ODM) para las personas con discapacidad revela que 426 millones de ellas viven por debajo del umbral de la pobreza en los países en desarrollo, y suelen representar entre el 15% y el 20% de la población pobre más marginada de estos países (ver figura 1). (Alva, 2011)

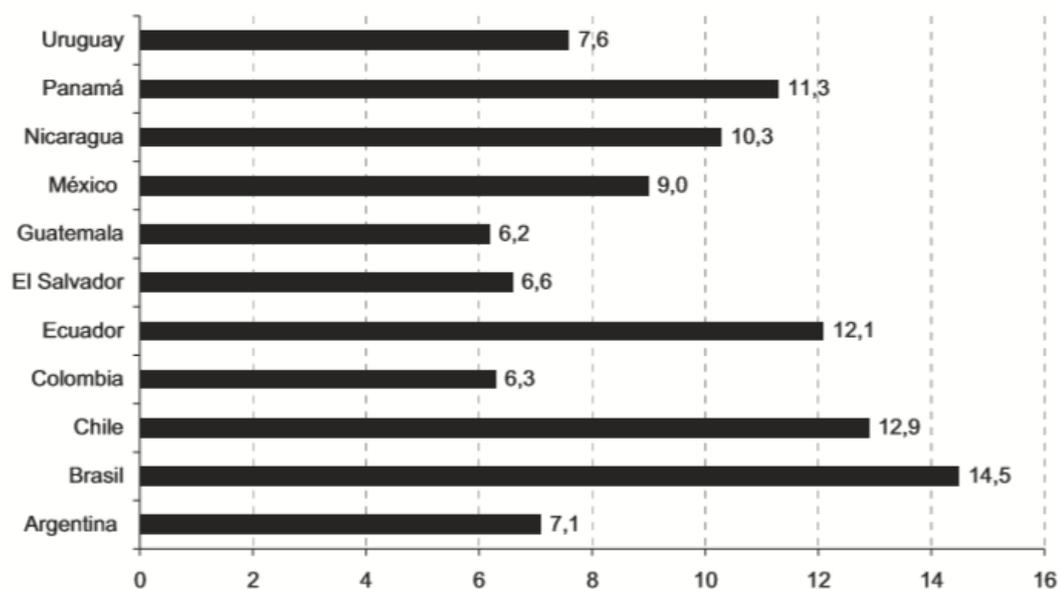


Figura 1 América latina, prevalencia de la discapacidad, alrededor de 2000.

Fuente: (INDEC, 2000)

De acuerdo al Consejo Nacional de Discapacidades del Ecuador existen 400 000 personas que tiene algún tipo de discapacidad física, y de esta cantidad alrededor de 4620 personas tienen discapacidad física en la provincia de Imbabura. (CONADIS, 2015).

La naturaleza del ser humano es trasladarse de un lugar a otro con ayuda de sus extremidades inferiores, en caso de perder una de sus extremidades, por varias razones las cuales pueden ser por enfermedades vasculares, tumores, trauma, infección entre otras. La pérdida de un miembro inferior afecta considerablemente a su movilidad bípeda, dificultando sus actividades cotidianas y también conlleva a frustración en las personas generando un sin número de consecuencias físicas y emocionales.

Las prótesis biónicas o rodillas con microprocesadores aumentan la confianza al caminar, como también la movilidad del usuario, reduce la demanda cognitiva al caminar, mejoran la autoestima, incrementa la velocidad de marcha en terrenos irregulares, mejoran el patrón de marcha al descender escaleras, disminuyen las caídas, produce una mayor satisfacción al usuario y produce un menor consumo de oxígeno.

Existen varios fabricantes de prótesis especialmente en los países desarrollados, uno de los principales fabricantes es Otto Bock, el cual dispone de prótesis desde mecánicas hasta prótesis biónicas, el gran inconveniente es el elevado costo, porque cada paciente es un caso específico, por esta razón es necesario en nuestro país desarrollar prótesis externas, iniciando con las prótesis básicas como las prótesis mecánicas e ir evolucionando hasta llegar a desarrollar una prótesis de tipo robótica, que sea capaz de tomar las señales biológicas de nuestros músculos y convertirles en movimientos, que emulan la caminata humana.

Al tener la simulación de la rodilla permite comprender de mejor forma la biomecánica, desarrollar la geometría, determinar el diseño, y en corregir de forma interactiva por software antes de pasar a la fabricación.

La primera rodilla con microprocesador y motor que permite una extensión activa fue creada por Ossur en el año 2006 y corresponde a la Power Knee. Según sus fabricantes, esta característica adicional permite que el paciente transfemoral pueda caminar distancias más largas sin cansarse, y pasar más fácilmente de la posición sedente a bípedo y subir escaleras intercalando peldaños. Se han realizado varios estudios que comparan la Power Knee con la C-Leg. Uno de ellos fue publicado en el año 2012 y se evaluaron 5 pacientes utilizando tanto la C-Leg como la Power Knee para subir y bajar escaleras o rampas. Los resultados muestran que la mayor diferencia entre ambas rodillas se ve al subir escaleras, donde la Power Knee presenta una ventaja en la cinética de la extremidad amputada como la extremidad sana. Otro estudio publicado este año por los mismos autores sugiere que hay pocas diferencias entre la C-Leg y la Power Knee al realizar la tarea de pasar del sedente al bípedo. El costo de la Power Knee está publicado en \$100.000 dólares. (Rodríguez, 2003)

1.2 Planteamiento del problema.

El 5.6% de la población ecuatoriana que corresponde a 816 156 personas, señalan tener algún tipo de discapacidad. La presencia de discapacidades está relacionada con la edad; el 33% tiene más de 65 años. Los accidentes son una causa de discapacidad y afecta más a la población masculina de 20 a 64 años (19%). En las mujeres del mismo rango de edad con condiciones negativas de salud las que provocan alguna discapacidad (53%); estas también afectan al desarrollo integral en los menores de 5 años. Menos de la mitad de las personas con discapacidad (44%) reportan que han

trabajado alguna vez, pero apenas la cuarta parte (25%) de personas con discapacidad y limitación grave, reportan estar trabajando, 1659 personas lo hacen en empleo especial protegido y 444, en empleo regular con apoyo (CONADIS, 2013); el 5.9% al IESS campesino; el 0.4%, al Instituto de Seguridad Social de las Fuerzas Armadas (ISSFA) o al Instituto de Seguridad Social de la Policía Nacional (ISSPOL) y el 4.6%, a seguros privados. (INEC, 2010).

La investigación en la biomecánica tiene como objetivo mejorar los conocimientos del cuerpo humano, la biomecánica del sistema músculo-esquelético requiere un buen entendimiento de la mecánica básica, se usa la física para describir las fuerzas internas del cuerpo humano, estas fuerzas permiten comprender la condición de carga de los tejidos blandos y sus respuestas mecánicas. (Margareta Nordin, 2004)

La Organización Mundial de la Salud (OMS) y la Organización Panamericana de la Salud (OPS) informa que el total de amputados de las extremidades inferiores, entre 40% y 85% están relacionadas con la diabetes, otro gran porcentaje de las amputaciones de extremidades inferiores ocurren por una atención médica tardía de lesiones en pies, principalmente en personas que padecen diabetes, otras causas son las enfermedades de los vasos sanguíneos llamadas enfermedades vasculares periféricas o PVD, la diabetes como se menciona anteriormente, los coágulos de sangre, otra causa son las heridas o traumatismos, muchas veces se producen traumatismos severos ocasionados por accidentes de tránsito o por explosiones a causa de minas.

Al ser un campo bastante extenso el desarrollo de una prótesis biónica, se ha ramificado en varias líneas de investigación, siendo una de estas áreas el desarrollo de la articulación de rodilla para posteriormente acoplar el actuador que permita generar

movimiento y pueda emular los movimientos de una pierna sana. Para llegar a desarrollar el mecanismo de articulación de rodilla se debe analizar la marcha humana, obtener los principales parámetros como son las fuerzas que actúan en el mecanismo, los ángulos, el desplazamiento, la velocidad, el menor peso posible, y comprender la marcha humana para poder diseñar y simular una articulación de rodilla que cumpla con los principales parámetros en el ciclo de la marcha humana.

1.3 Objetivo

1.3.1 Objetivo general

DISEÑAR Y SIMULAR UNA ARTICULACIÓN DE RODILLA MONOCÉNTRICA PARA PRÓTESIS EXTERNA USANDO HERRAMIENTAS COMPUTACIONALES CAD – CAE.

1.3.2 Objetivo específico

- Analizar la biomecánica de la marcha humana.
- Determinar los parámetros principales en el ciclo de la marcha humana.
- Seleccionar el material adecuado para la articulación de rodilla.
- Diseñar el mecanismo de articulación de rodilla CAD.
- Realizar el análisis de elementos finitos (FEA), de la articulación de rodilla.
- Simular la articulación de rodilla por software de ingeniería asistida por computador (CAE)

1.4 Justificación

El Art. 47 “El estado garantiza políticas de prevención de las discapacidades y de manera conjunta con la sociedad y la familia, procurará la equiparación de oportunidades para las personas con discapacidad y su integración social. (Asamblea Nacional del Ecuador, 2008).

El desarrollo de prótesis biónicas permite generar tecnología en nuestro país, ya que no es sólo parte mecánica, también interviene muchas áreas, como es la anatomía, la mecánica de la marcha humana, la toma de señales biológicas, el procesamiento de estas, el control de actuadores, la robótica, el estudio de materiales o nuevos materiales que pueden ser usados, y por último la implementación de la articulación de rodilla al paciente.

Se tiene en nuestro medio alrededor de 4620 personas que tienen discapacidad física, y la mayoría de estas personas es difícil adquirir una prótesis de tipo biónica, una de las razones es porque en nuestro medio no se fabrica o por sus elevados costos al importar una.

La presente investigación pretende realizar el diseño de una prótesis de rodilla en nuestro país, generando posibles soluciones a personas que han perdido parte su extremidad inferior por corte de tipo transfemoral, al realizar las prótesis en nuestro país se reduce considerablemente el costo de estas, llegando a una mayor cantidad de beneficiarios.

1.5 Alcance.

Este proyecto tiene como objetivo principal realizar el diseño de una prótesis de rodilla monocéntrica, iniciando la investigación con el estudio de la biomecánica de la rodilla, el análisis de la marcha, realizar el análisis de esfuerzo mediante herramientas computacionales y el método de elementos finitos. Este proyecto está basado en estudios de investigaciones anteriores.

1.6 Limitaciones.

Las principales limitantes es no disponer de un laboratorio de análisis de marcha para obtener los principales datos, por esta razón se considera la obtención de datos de investigaciones anteriores.

1.7 Prótesis externa transfemoral.

De forma general una prótesis es una extensión artificial que reemplaza una parte del cuerpo, las primeras prótesis registradas fueron en Egipto, se cree que estas fueron usadas por sensación de sentirse completos, la mayoría de prótesis construidas en la edad media entre 476 a 1000 se utilizaba para esconder deformidades o heridas producidas en el campo de batalla. A mediados y fines de 1500, muchos consideraban al barbero y cirujano del Ejército Francés Ambroise Paré el padre de la cirugía de amputación y del diseño protésico modernos, introdujo modernos procedimientos de amputación en la comunidad médica y elaboró prótesis para amputados de extremidades superiores e inferiores llamada “ Le petil loreine”. En los siglos xvii al xix hubo mejoras considerables en la prótesis, e inventaron una prótesis avanzada con un encaje de succión, una rodilla policéntrica y un pie multi-articulado. (Norton, 2007).

La amputación es un procedimiento que extirpa parte de un miembro, es un proceso reconstructivo para dotar al paciente de un muñón que le permita un buen equipamiento y con esto una buena calidad de vida.

Consideraciones pre-operatorias, es la etapa donde se define si el miembro se salva o se amputa. Es necesario tomar en cuenta las causas que llevaron a una amputación y cuál es el lugar de la amputación. Cuando se realiza una amputación no solo es importante tener en cuenta el lugar en donde se va a realizar dicho procedimiento, sino que también es importante obtener un muñón largo. (Espinoza, 2014)

Existen varios tipos de prótesis, pero en este caso se va a dividir en cinco tipos:

- Prótesis posoperatoria. Se usan 24 horas después de la operación.
- Prótesis inicial. Se usan a veces en lugar de las prótesis posoperatorias y se colocan en cuanto se retiran las suturas.
- Prótesis preliminar. Se usan durante los primeros dos meses de la rehabilitación, para facilitar al paciente la transición a un dispositivo definitivo. Se usan también para mejorar el potencial ambulatorio y de rehabilitación, así como para definir detalles para la prótesis definitiva.
- Prótesis definitiva. Se usan cuando el miembro residual o muñón del paciente es estable para asegurar que la prótesis dure el mayor tiempo posible. Estas prótesis no son permanentes debido a que cualquier dispositivo mecánico se fatiga y debe cambiarse, con mayor razón aquellos que se usan para generar movimiento o usados cuando se camina.
- Prótesis de propósito especial. Algunos pacientes practican deportes, es por esta razón que requieren de prótesis específicas para la práctica de deportes. La principal diferencia de estas prótesis son los materiales, ya que son más resistentes, todo depende del deporte que el paciente practique por ejemplo alpinismo, velocidad, natación entre otros deportes.

1.8 Elementos de una prótesis transfemoral.

El objetivo de este estudio es realizar el diseño de una articulación monocéntrica de rodilla, por esta razón se mencionan las partes que complementan la prótesis externa de rodilla (ver figura 2).



Figura 2 Amputación transfemoral. (1 muñón, 2 acoples, 3 mecanismo de rodilla, 4 pilón, 5 pie)

Fuente: (2016)

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 Estudio de la situación actual

La rodilla es la articulación intermedia de la extremidad inferior, una de las más grandes y complejas del cuerpo, por lo cual es propensa a innumerables lesiones, y se convierte en un objeto de estudio de muchos profesionales de la salud, y en particular de los fisioterapeutas. (Claudia, 2008)

Dos pioneros de la medición cinemática trabajaron en la década de 1870, Marey publicó un estudio de movimiento de las extremidades humanas en 1873. La aplicación más grave de la ciencia de la mecánica de la marcha humana durante el siglo 19 publicado en 1895 de Der Gang des Menschen, por Braune y Fscher. Se utilizaron fotografías resultantes para determinar las trayectorias tridimensionales, velocidad y aceleraciones de los segmentos corporales conocidos como masas y aceleraciones de los segmentos corporales que calcularon las fuerzas que intervienen en todas las etapas durante el ciclo de la marcha. La dinámica de la locomoción hecho por Bernstein en Moscú en la década de 1930 desarrollo una variedad de técnicas fotográficas para la medición cinemática y estudió más de 150 sujetos, se prestó especial atención al centro de gravedad de las extremidades individuales y del cuerpo como un todo. Se desarrolló la plataforma de fuerza, este instrumento ha contribuido en gran medida al estudio científico de la marcha y ahora es equipo estándar en los laboratorios de marcha, se miden la dirección y la magnitud de la fuerza de reacción del suelo debajo de los pies. (Michael, 1999)

En muchas ocasiones la mejor solución no es la más costosa o la más moderna, en ocasiones la persona especializada en prótesis, o los mismos familiares pueden llegar a cometer errores y pensar que la mejor solución es el uso de una prótesis bastante costosa o tecnológicamente avanzada. Se debe considerar fundamentalmente las circunstancias del amputado como es su fuerza, habilidad, equilibrio, capacidad física, y también el ajuste, de estas características depende de las posibilidades de marcha del paciente. (Rodríguez, 2003)

El objetivo de este estudio es caracterizar la cinemática de la articulación de las extremidades inferiores de personas sanas. Se han realizado sesiones de captura de movimiento y registro de fuerzas en pisada sobre un grupo de 8 sujetos jóvenes sanos. Las capturas de movimiento se han llevado a cabo con 4 cámaras Vicon Motion Systems LTD. Y el registro de las fuerzas mediante dos plataformas de fuerza Kistler. Para la obtención de la cinemática articular se ha aplicado el modelo biomecánico de Newington – Helen Hayes a las trayectorias capturadas de 16 marcadores situados en la pelvis y miembros inferiores de los sujetos. Los resultados indican que las gráficas representativas de la cinemática articular para movimientos exigentes en rotación y carga de la rodilla, muestran variaciones destacables con respecto a la marcha en algunas variables, el más indicativo, es el ángulo de rotación interna-externa de la rodilla, (ver figura 3), la cual indica cuatro aspectos como es la marcha (línea de color azul), el quiebro (línea de color verde), escalón (color azul), vuelta (color azul claro). (R. Martin, 2010)

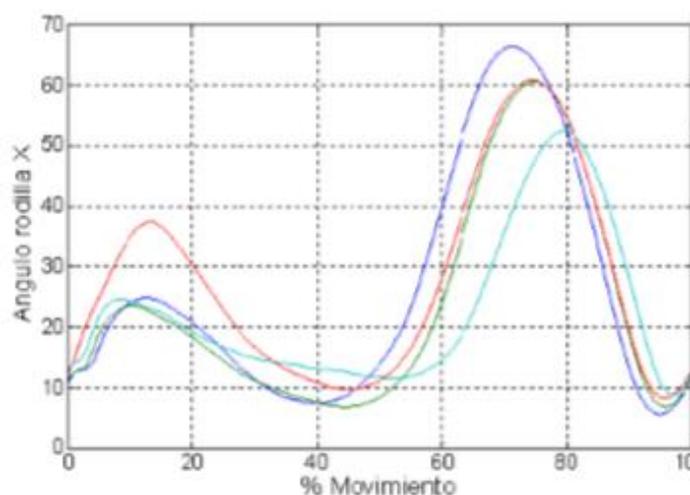


Figura 3 Ángulo de flexión – extensión en rodilla

Fuente. (R. Martin, 2010)

Los recientes avances en el modelado computacional y simulación humana hacen que sea posible aislar y predecir las contribuciones potenciales de un dispositivo protésico en el rendimiento general del sistema como es el caso de la rodilla Mauch S-N-S es una de las rodillas protésicas más ampliamente utilizados en el mercado. El objetivo de este estudio es el desarrollo de modelos dinámicos de la rodilla Mauch S-N-S para la simulación predictiva de la marcha de un amputado transfemoral en condiciones idealizadas. Basándose en la descripción funcional de la prótesis de rodilla Mauch S-N-S. Se realizaron los patrones de marcha lenta, normal y rápida, nueve combinaciones de apoyo y balanceo ajustes de amortiguación. Se desarrollaron dos tipos de modelos dinámicos, modelos de 2 fases y 4 fases, de la prótesis de rodilla Mauch S-N-S. El rango del coeficiente de determinación de los dos modelos dinámicos, en comparación con los datos de prueba, era 39,9 a 95%. Ambos modelos dinámicos de este estudio pueden ser utilizados en modelos musculo esqueléticos, para entender mejor la marcha y las contribuciones e interacciones de los diversos componentes de la pierna protésica a la realización ambulatoria. (Chien, 2014)

Se presenta el diseño y modelado virtual del mecanismo policéntrico de una prótesis de rodilla; el método usado para el desarrollo del prototipo virtual es el proceso de diseño, mismo que se ha dividido en dos secciones: diseño de forma y modelado virtual. Gracias al diseño de forma se logró obtener un mecanismo con una configuración de cuatro barras que permite el control voluntario durante pequeños rangos, cumple los requerimientos de diseño y especificaciones de desempeño como la estabilidad, seguridad y un menor gasto de energía durante la marcha normal. El modelado virtual permite crear los elementos mecánicos con el uso de programas CAD y analizar el diseño usando programas de ingeniería asistida por computador (CAE). El análisis del mecanismo se realizó utilizando el programa ANSYS; con el método de elementos finitos. Este programa permite analizar las dimensiones del mecanismo de la prótesis y determinar si son adecuadas para soportar las cargas generadas durante el ciclo de la marcha normal. (Diseño y modelado virtual del mecanismo policéntrico de una prótesis de rodilla. Livingston Castro Valladares. University of Illinois at Urban – Champaign, Profesor de ESPOL) (L. Castro, 2010)

El desarrollo de prótesis de miembro inferior de bajo costo parte de una necesidad de la población económicamente activa en México, pero con un poder adquisitivo deficiente, esto abre camino a múltiples líneas de investigación en la optimización de este tipo de prótesis al reducir sus costos y manteniendo el funcionamiento deseado. Las prótesis de bajo costo tienen propuesto ser una opción en el campo de demanda de la población que tenga esta necesidad; prótesis actuales en el mundo son cada vez más complejas, pero la optimización de los sistemas mecánicos provee una solución eficiente para un sistema de prótesis de miembro inferior. La falta de una o varias de sus extremidades existe en un alto porcentaje de casos de pérdidas de miembros a causa

de accidentes, así como daños de origen genético que provocan nacimientos con carencia de alguna extremidad o con mal funcionamiento de una de ellas, debido a estas causas la demanda de miembros artificiales se ha incrementado principalmente en el sector de la población de escasos recursos. Se sabe que existen prótesis para miembro inferior por encima de la rodilla y que la mayoría de estas son de fabricación extranjera. El mecanismo de rodilla que usan estas prótesis se basa en dos tipos: los de bisagra y las policéntricas. Particularmente esta prótesis está diseñada para personas de 15 a 75 años de edad y con un peso aproximado de 70 Kg a 100 Kg. (Altamirano, 2012)

Se desarrolla una metodología para dimensionar un mecanismo policéntrico de rodilla de 4 barras para máxima estabilidad, basado en el hecho de que la estabilidad del mecanismo durante la respuesta a la carga depende de la posición del centro instantáneo de rotación (CIR) respecto a la fuerza de reacción del piso (FRP) durante la fase de apoyo. Se desarrolló una plataforma de cómputo que representa el movimiento real de la pierna, el vector FRP y el mecanismo con su CIR. Para obtener los datos de entrada a la plataforma, se realizó un análisis de marcha a una paciente con amputación transfemoral unilateral, obteniendo la FRP, el ángulo de flexo-extensión de rodilla y la cinemática de los miembros inferiores. Por otra parte, a través de los algoritmos genéticos (AGs), se obtienen las dimensiones y configuración de los eslabones del mecanismo requeridas para comparar con la plataforma en la cual, comparando la ubicación de la FRP respecto al CIR en el plano sagital, se determinan las dimensiones funcionales adecuadas. (Amador, 2012)

2.2 Tipos de prótesis transfemoral.

Por su complejidad y cambios constantes es difícil la clasificación de prótesis transfemoral, las más sobresalientes son 5 tipos básicos de prótesis de rodilla los cuales se menciona a continuación.

2.2.1 Rodilla de cerrojo o monocéntrica

Son la más simple y con limitadas prestaciones, cabe resaltar la seguridad proporcionada durante el apoyo, su bajo precio y poco o casi nula la necesidad de mantenimiento, por estas razones se usa con mayor frecuencia en países subdesarrollados y en países en vías de desarrollo. (Michael, Modern prosthetic knee mechanisms, 1999)

Las rodillas tipo monocéntrica consideran el movimiento de rotación en la rodilla, es el mecanismo más simple en relación al análisis cinemático. (Jiménez, 2004)

2.2.2 Rodillas mono-axiales de fricción

Las rodillas mono-axiales por fricción permiten un mecanismo más simple, la capacidad de flexo-extensión de la rodilla durante la marcha humana. (Romo, 2000) La fricción permite controlar la extensión de la rodilla durante el balanceo e impide la flexión de la rodilla durante el apoyo mediante la fricción (Michael, Modern prosthetic knee mechanisms, 1999).

2.2.3 Rodillas poli-axiales.

Las rodillas mono-axiales o monocéntricas el eje de la rodilla permanece durante la flexo-extensión en el mismo lugar mientras que en las rodillas protésicas poli-axiales, en las que el eje de la rodilla se traslada durante la flexo-extensión. Estas rodillas constan de cuatro barras y en algunos casos hasta de 6 barras que sitúan al eje de la rodilla protésica. Las cualidades de las rodillas poliaxiales han permitido

protetizar con rodillas libres a pacientes que no tienen fuerza o capacidad necesaria para manejar una rodilla monoaxial o de fricción. Este es un diseño más complejo con ejes de rotación, esto es una gran ventaja ya que posee gran versatilidad biomecánica teniendo un alto nivel de aceptación por ser mucho más estable, también por la posibilidad de manipular en la etapa de diseño del mecanismo la localización del centro instantáneo de rotación en las diversas fases del ciclo de la marcha. (Jiménez, 2004)

2.2.4 Rodillas de control de fluidos

Las rodillas por flujo nacen del intento de superar varias limitaciones que presentan las rodillas de control por fricción. Las rodillas de fluido usan un pequeño cilindro, cuyo diseño es similar al del amortiguador de un vehículo, de esta forma el paciente aumenta su velocidad de marcha, se incrementa la resistencia para flexionar la rodilla, trasladando dicho incremento de la fuerza sobre el pistón que presiona al fluido en el interior del cilindro que pasa con mayor rapidez por pequeños agujeros en el extremo del cilindro, produciendo un flujo turbulento, cuando este flujo llega a ser turbulento, su intensidad decrece, incrementando la resistencia que opone el fluido al deslizamiento del pistón, este incremento hace que al liberar el pistón ayude a la extensión de la rodilla. (Michael, Modern prosthetic knee mechanisms, 1999)

Dentro de las rodillas de fluido se encuentran las hidráulicas, que usan aceites ligeros como fluidos, y las neumáticas son de menor peso, pero proporcionan un rango de resistencia menor y por tanto un margen estrecho de velocidades de marcha. Las rodillas de control neumático en el 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. (Romo, 2000)

2.2.5 Rodillas de control electrónico

Un claro ejemplo es la prótesis controlada por microprocesador Genium X3, está diseñada para personas que requieren de esfuerzo físico como jugar con niños, nadar, realizar deporte, todas estas condiciones son ideales para la Genium X3. Es muy resistente al agua, a la corrosión, y aparte también dispone de la función walk-to-run que permite cambiar fácilmente el modo de caminar a correr. Esta prótesis permite movimientos intuitivos y naturales incluso al caminar hacia atrás, subir escaleras, caminar a diferentes velocidades y con diferentes cadencias de paso, la articulación se puede controlar de manera sencilla a través de una aplicación (ver figura 4) (Ottobock, 2016)



Figura 4 Rodilla de control electrónico.

Fuente (Ottobock, 2016)

Prótesis de rodilla GENIUM, tiene un sistema inteligente controlado por microprocesador. Esta investigación desarrollada por OTTOBOCK, establece nuevos

estándares en el segmento de las prótesis transfemorales, este sistema integra muchas innovaciones técnicas y tecnológicas como sensores, ordenadores y control con el objeto de reducir las diferencias entre las funciones naturales del cuerpo humano y la sustitución artificial. Estos avances permiten que las personas que han tenido una amputación de este tipo, por primera vez podrán emular el dar un paso de la manera más parecida a la forma biológica natural. Este sistema de prótesis para pierna integra el llamado CAA (computer-aided alignment) que incorpora todas las ventajas del producto a través de la adaptación a medida de la prótesis. (Ottobock, 2016)

2.2.6 Prótesis definitiva de tipo transfemoral

Se tiene cinco tipos de prótesis transfemorales; post-operatoria, inicial, preliminar, definitiva y de propósito específico, para este estudio se va a centrar en la prótesis definitiva, ya que esta se prescribe cuando el muñón del paciente sea estable para asegurar que la prótesis dure el mayor tiempo posible (ver figura 5)



Figura 5 Prótesis definitiva, transfemoral

Fuente: (2016)

2.3 Prótesis transfemoral (amputación transfemoral)

La palabra amputación viene del latín, “*amputare*”, que quiere decir cortar o separar enteramente del cuerpo un miembro o una parte. La amputación es un acto quirúrgico que provoca un cambio drástico en una persona. La altura en el muslo donde se va a realizar la cirugía es determinante para el desenvolvimiento de la pierna afectada en un futuro. Las personas que se han sometido a este tipo de amputación tienen una condición de carácter permanente, ya que es causa de impedimento en la realización de actividades cotidianas, laborales, recreativas entre otras. Las amputaciones a través del muslo se denominan transfemoral. Las personas con amputaciones presentan mayor dificultad para la marcha que quienes no tienen esta condición. Otra consecuencia notable es la reducción de la velocidad de la marcha en relación a las personas sin amputación y con un aumento importante en el costo energético. (Espinoza M. , 2013)

2.3.1 Prótesis transfemoral

Es un dispositivo artificial, con la finalidad de reemplazar alguna parte del cuerpo que haya sido perdida, las prótesis ayudan a las personas a recuperar y mejorar la funcionalidad de su miembro perdido, por otro lado, también sirven de forma estética al reemplazar partes que mejoran el aspecto anatómico.

Las prótesis de extremidades inferiores, son aquellas que reemplazan cualquier parte que se encuentre entre la cadera y la parte distal del pie, a continuación, se va a clasificar;

- Parcial del pie
- Articulación de tobillo
- Trans-Tibial.
- Articulación de rodilla.
- Trans-femoral.
- Articulación de cadera.

Para el presente caso de estudio se considera el de tipo transfemoral, conocido también como sobre rodilla, entre la cadera y la rodilla, la construcción de este tipo de prótesis exige el diseño de un mecanismo que emula la articulación de rodilla. (Ulises, 2006)

2.3.2 Partes de una prótesis transfemoral

La sujeción y el encaje o socket, se encarga de unir la prótesis al muñón del paciente, usualmente se usan válvulas de succión que retiran el aire entre las dos partes, sosteniendo por vacío. La articulación de rodilla, es un diseño formado por varias partes, que permiten el movimiento de la articulación, a continuación, se presenta los elementos que conforman una prótesis definitiva de tipo transfemoral, como se observa en la figura 6.

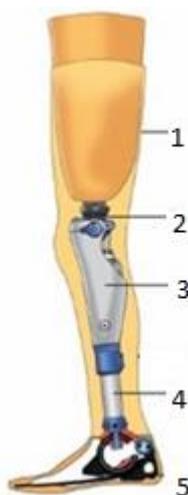


Figura 6 Elementos de prótesis transfemoral, elemento 1 cuenca.

Fuente: (2016)



Figura 7 Elemento 2, conector rotatable - conector adaptador tipo pirámide

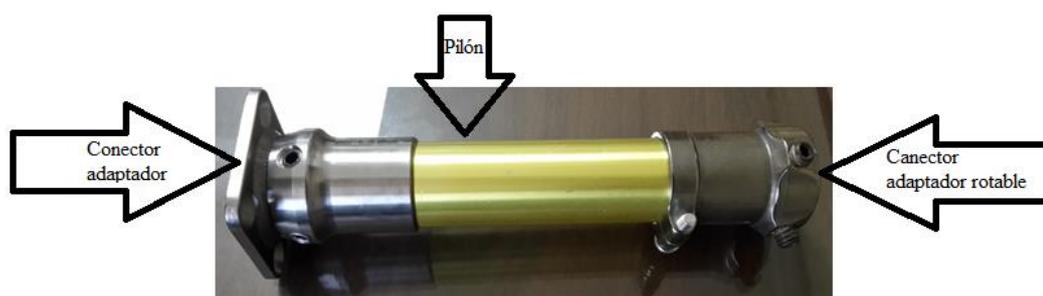


Figura 8 Elemento 4, Conector adaptador, pilón, conector adaptador rotatable

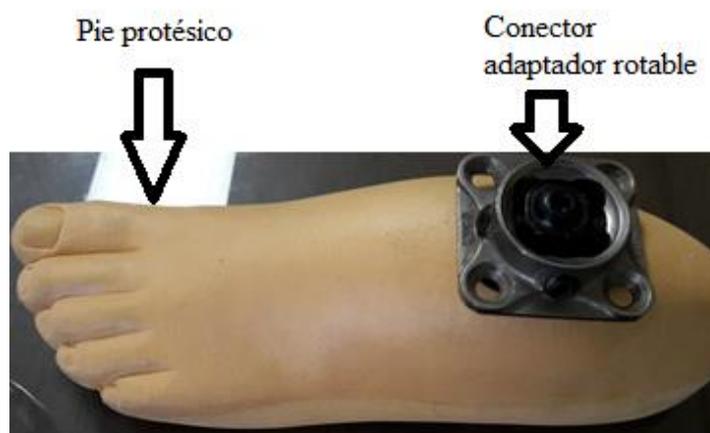


Figura 9 Pie protésico - conector adaptador rotatable

Elemento 1: Cuenca, este elemento une la pierna del paciente amputada con la prótesis (ver figura 6).

Elemento 2: Conector adaptador rotatable, y conector adaptador de tipo pirámide, estas partes permite la conexión entre elementos como es la unión entre la cuenca y la prótesis, como también la unión entre el pie protésico con el pilón (ver figura 7).

Elemento 3: Prótesis de rodilla, cualquiera que sea el tipo de prótesis como hidráulica, neumática, electrónica, o mecánica (ver figura 6).

Elemento 4: Este elemento denominado pilón permite la conexión entre la parte final de la articulación de rodilla en la cual se encuentra un conector adaptador y la unión del conector adaptador del pilón para una buena succión. La parte final del pilón se encuentra un conector adaptador tipo rotatable, este permite la conexión con el pie protésico. Se debe mencionar que el pilón es ajustable a la altura del paciente (ver figura 8)

Elemento 5: El pie protésico, es el último elemento de la prótesis de tipo transfemoral, el cual reemplaza a un pie sano. La unión del pie con el pilón es por medio de conectores adaptadores de tipo pirámide o de tipo rotatable.

Todos estos elementos son básicos para la conformación de una prótesis de tipo transfemoral. Se debe mencionar que de acuerdo al fabricante y al tipo de prótesis existen muchos elementos de sujeción y conexión (ver figura 9).

2.4 Articulación de rodilla.

La articulación de rodilla transmite carga, permite movimiento, ayuda en la conservación del momento y proporciona un par de fuerzas para las actividades en las que interviene la pierna. Se dice que la articulación de rodilla posiblemente sea la más compleja del cuerpo (ver figura 10).



Figura 10 Estructura biarticular de la rodilla.

Fuente: (Nordi 2001)

No hay un patrón establecido y depende mucho de la creatividad y conocimiento del diseñador, siempre y cuando se mantengan los rangos normales de movilidad de la articulación natural. (Ulises, 2006)

2.5 Biomecánica de la rodilla

El movimiento de la rodilla ocurre en tres planos, el principal de estos movimientos y sobresaliente es el denominado 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. 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 (ver figura 11). (Margareta Nordin, 2004)

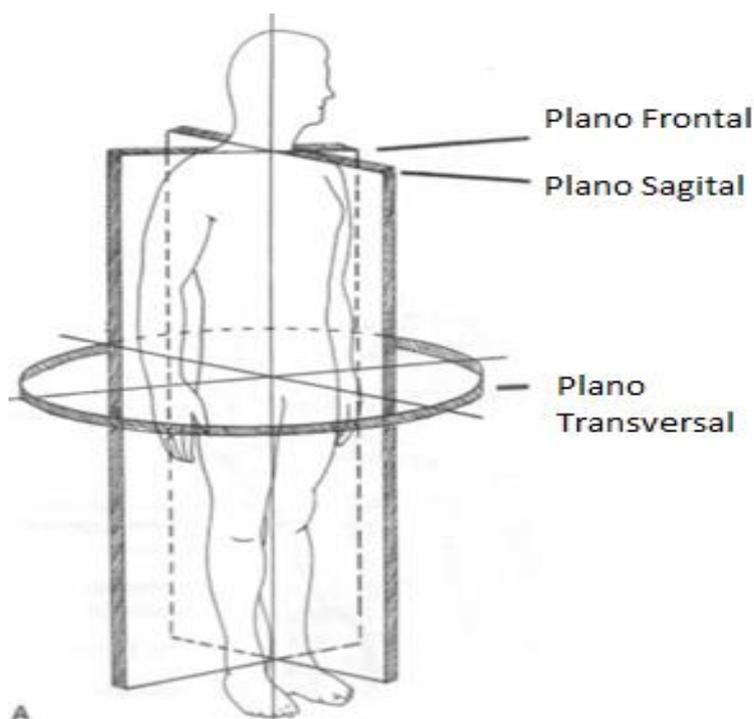


Figura 11 Planos frontales, sagital o transversos

Fuente: (Margareta Nordin, 2004)

La rodilla es una articulación de un sólo grado de libertad “la flexo-extensión”, que le permite aproximarse o alejarse en mayor o menor medida esto hace que se regule la distancia del cuerpo respecto al suelo. La rodilla trabaja esencialmente en compresión bajo la acción de la gravedad, posee un segundo grado de libertad, la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna que sólo aparece cuando la rodilla se encuentra flexionada.

Desde un punto de vista mecánico la rodilla es un caso sorprendente ya que debe poseer dos parámetros fundamentales el de tener una gran estabilidad en extensión máxima. Cuando la articulación de rodilla se encuentra en extensión máxima se producen esfuerzos importantes ya que el peso del cuerpo se encuentra sobre la rodilla, y el otro parámetro importante es adquirir una gran movilidad para la orientación óptima del pie en relación a las irregularidades del terreno. (Kapandji, 2006)

2.5.1 Ejes de la articulación de rodilla

El primer grado de libertad está condicionado por el eje transversal XX' , alrededor de este eje se efectúan este movimiento denominado flexo-extensión en un plano sagital (ver figura 12).

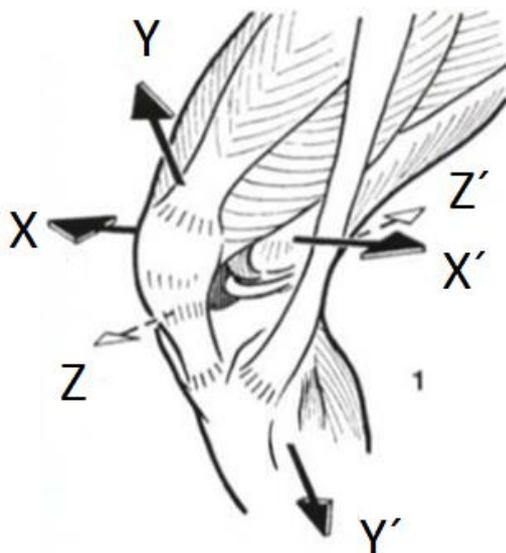


Figura 12 Ejes en la articulación de rodilla.

Fuente: (Kapandji, 2006)

Se representa el movimiento del eje transversal “ XX' ” mediante el diagrama representado (ver figura 13), este diagrama indica claramente el desplazamiento de la articulación de rodilla y se toma como referencia para el análisis estático.

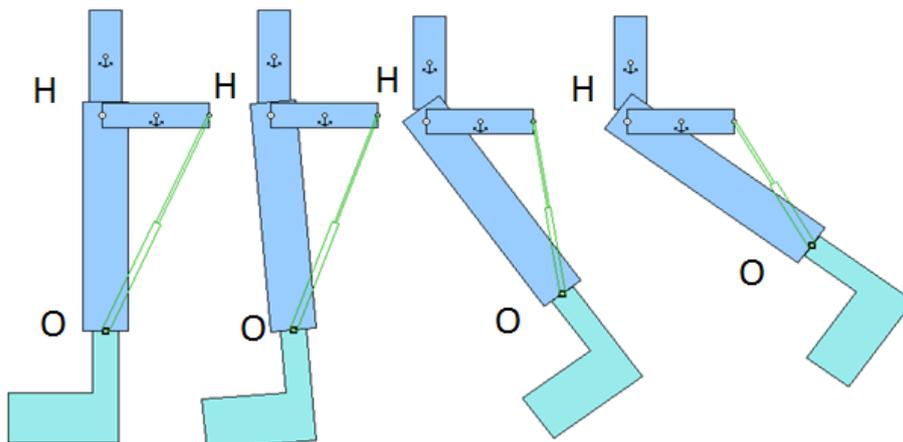


Figura 13 Desplazamiento a través del eje transversal “XX”

Otra consideración importante es del eje de la diáfisis femoral no está situado en la prolongación del eje de los huesos de la pierna y forma con este último un ángulo obtuso abierto hacia dentro de 170-175 grados (ver figura 14), se denomina como valgus fisiológico de la rodilla. (Kapandji, 2006)

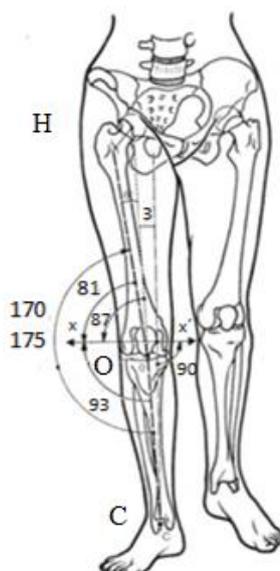


Figura 14 Valgus fisiológico de la rodilla

Fuente: (Kapandji, 2006)

Los tres centros articulares de la cadera (H), de la rodilla (O) y del tobillo (C) están alineados en una misma recta HO, estos tres puntos forman el eje mecánico del

miembro inferior, se debe considerar que el eje HO forma un ángulo de 6 grados con el eje del fémur.

Considerando estos puntos de referencia se realiza un diagrama para resaltar el ángulo que genera la trayectoria de la marcha humana y tener como referencia para el análisis de movimiento. (ver figura 15)

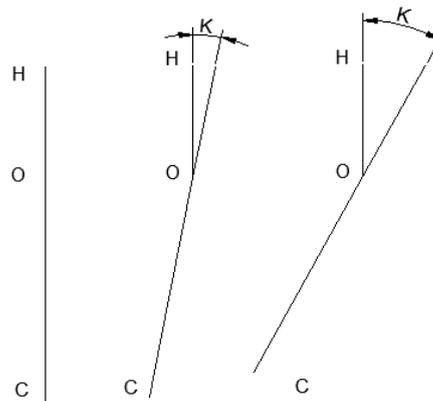


Figura 15 Los centros articulares (H), de la rodilla (O), y del tobillo (C)

2.5.2 Cinemática de la articulación de rodilla.

Los análisis cinemáticos permiten determinar la magnitud de los momentos y fuerzas sobre una articulación producidos por el peso del cuerpo, la acción muscular, la resistencia de los tejidos blandos, y los pesos aplicados externamente en cualquier situación, ya sea de forma estática o dinámica e identificar aquellas situaciones que producen momentos o fuerzas excesivamente altos.

Para realizar un análisis de movimiento de la rodilla se requiere de la cinemática, porque permite estudiar el movimiento de un cuerpo sin hacer referencia a la fuerza o la masa, siendo la cinemática la rama de la mecánica que estudia el movimiento de un cuerpo bajo la acción de fuerzas y/o momentos dados.

La cinemática de la rodilla define el rango de movimiento y describe el movimiento de la superficie de la articulación en tres planos; frontal (coronal o longitudinal), sagital y transversal (horizontal)

En la articulación de rodilla el movimiento se produce en los tres planos, pero el rango de movimiento es máximo en el plano sagital, el movimiento entre la extensión completa a la flexión completa de la rodilla va de 0 grados a los 140 grados aproximadamente. La rodilla extendida por completo se encuentra restringida casi completamente por el choque de los cóndilos femorales y tibiales. El rango de rotación se incrementa conforme la rodilla es flexionada, alcanzando el máximo a los 90 grados de flexión, teniendo la rotación externa entre 0 grados a 45 grados aproximadamente y la rotación interna varía de 0 grados a 30 grados aproximadamente, cuando se extiende más de los 90 grados de flexión el rango de rotación disminuye tanto interna como externa, porque se encuentran limitados por los tejidos blandos. (Margareta Nordin, 2004)

Considerando el plano frontal tiene un movimiento denominado de abducción y aducción afectado por la cantidad de flexión en la articulación, cuando la pierna se encuentra extendida impide casi todo el movimiento en el plano frontal, la abducción y la aducción pasiva aumenta con la flexión de rodilla hasta 30 grados, pero cada uno alcanza un máximo de sólo unos pocos grados (Margareta Nordin, 2004)

La pierna en extensión es el inicio del ciclo y se define un ángulo de 0 grados y se tiene una flexión máxima de 60 grados, los aspectos del ciclo de la marcha se analizan con mayor detalle en la biomecánica de la marcha humana.

La rotación externa inicia en la extensión de la rodilla, alcanzando un ángulo máximo de alrededor de 60 grados durante la flexión en el ciclo de la marcha, esta

flexión de rodilla se produce cuando se levanta la pierna. Una persona en sus actividades cotidianas requiere un rango de movimiento desde la extensión completa hasta el menor ángulo, que es alrededor de 117 grados de flexión.

2.5.3 El movimiento articular.

Para comprender de mejor forma el movimiento articular de la rodilla es necesario determinar el centro instantáneo. La técnica del centro instantáneo, permite comprender la movilidad articular de superficie en los planos sagital y frontal, pero no en el plano transverso, esta técnica proporciona una descripción del movimiento relativo uniplanar de dos segmentos adyacentes del cuerpo y la dirección del desplazamiento de los puntos de contacto entre estos segmentos. Cuando un par rota sobre el otro existe un punto que no se mueve, este punto tiene velocidad cero, a este punto se define como un centro instantáneo de movimiento, este punto se encuentra entre un eslabón y otro, el cual se denomina como estacionario. (Margareta Nordin, 2004)

En la mayoría de las articulaciones los centros instantáneos se posicionan a una distancia de la superficie articular y la línea que indica la dirección del desplazamiento de los puntos de contacto es tangencial a la superficie de carga, demostrando que una superficie articular está deslizando sobre la otra superficie.

En la rodilla el movimiento articular de superficie ocurre entre los cóndilos tibial, femoral y la rótula, este movimiento se produce en los tres planos simultáneamente, pero es mucho menor en los planos frontal y transversal.

Durante el movimiento normal de la rodilla en el plano sagital desde la extensión completa a la flexión completa, el centro instantáneo se mueve, forzando que se produzca una combinación de rodamiento y deslizamiento entre la superficie articular.

El mecanismo que no permite un excesivo rodamiento es la unión formada entre los lugares de inserción de los ligamentos cruzados anterior, posterior y la geometría ósea de los cóndilos femorales. (Margareta Nordin, 2004)

Para nuestro estudio el centro instantáneo se encuentra en el pasador principal, entre la cuenca y la prótesis de rodilla, este pasador permite la rotación del mecanismo (ver figura 16)

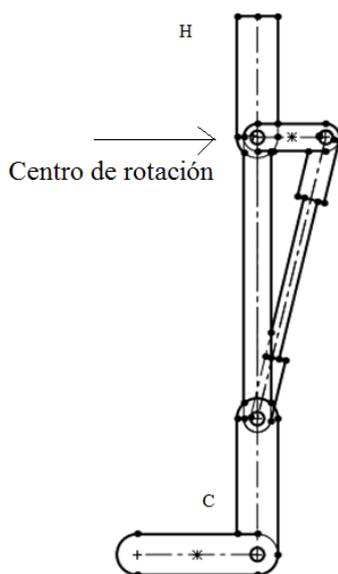


Figura 16 Centro de rotación “O”.

De acuerdo con Matsumoto 2000 que investigaron el eje de rotación axial de la tibia, la magnitud del eje longitudinal de la rotación de la tibia se mide en incremento de 15 grados entre 0 y 90 grados de flexión de la rodilla.

2.6 Estática de la articulación tibio-femoral.

En el análisis estático se puede usar métodos gráficos o matemáticos para resolver las fuerzas y momentos no conocidos, este tipo de análisis implica todos los momentos y fuerzas sobre una articulación en tres dimensiones que es complicado. Pero para simplificar este análisis se realiza un diagrama de cuerpo libre y el análisis se limita a un sólo plano, se obtienen las mínimas magnitudes de las fuerzas y momentos. Estas

fuerzas se designan como vectores si se conocen cuatro características fundamentales, magnitud, sentido, línea de aplicación y punto de aplicación.

La pierna se considera como un cuerpo libre, separando al resto del cuerpo, en este punto se identifican las tres fuerzas principales que intervienen, la fuerza de reacción del suelo, que es igual al peso de la persona, la segunda fuerza principal es la del tensil a lo largo del tendón rotuliano ejercido por el músculo cuádriceps y la tercera fuerza principal es la fuerza de reacción del suelo, que tiene una magnitud igual al peso del cuerpo, las fuerzas del tendón rotuliano tiene un sentido que es la fuerza de la articulación de rodilla, la línea de aplicación que es a lo largo del tendón rotuliano, y el punto de aplicación que viene hacer el punto de inserción del tendón rotuliano en la tuberosidad tibial, la fuerza de reacción articular tiene un punto de aplicación conocido en la superficie de la tibia, para una mejor comprensión se toma como ejemplo el diagrama de cuerpo libre de una articulación de rodilla, con sus respectivas fuerzas. (Margareta Nordin, 2004)

Se ha considera este ejemplo ya que al subir una grada se hace el esfuerzo máximo y se pretende determinar las fuerzas que actúan en este caso (ver figura 17)



Figura 17 Diagrama de cuerpo libre al subir una grada.

Fuente: (Margareta Nordin, 2004)

Presenta las tres principales fuerzas que actúan sobre la pierna las cuales son;

W = Fuerza de reacción. (El peso del cuerpo)

P = Fuerza del tendón rotuliano.

J = Fuerza de reacción de la articulación

Como la pierna se encuentra en equilibrio por lo tanto las líneas de aplicación para las tres fuerzas se cruzan en un punto (ver figura 18)

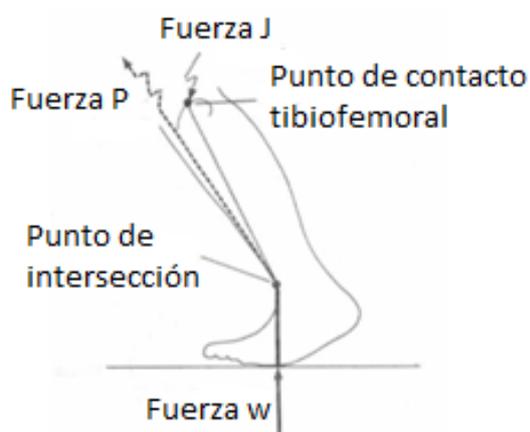


Figura 18 Líneas de aplicación de las fuerzas.

Fuente. (Margareta Nordin, 2004).

Como se determinó la línea de aplicación es posible realizar el triángulo de fuerzas. Primero se dibuja el vector que representa W , luego se dibuja P desde la cabeza del vector W . El punto en el que las fuerzas P y J se cruzan se define la longitud de los vectores, como se conoce la magnitud de los tres vectores la magnitud de las fuerzas P y J puede ser graduada a partir de la fuerza W . esta se determina por el número de veces de la longitud de la fuerza W puede alinearse a lo largo de la fuerza P y J para este caso la fuerza P es 3.2 veces el peso corporal, y la fuerza J es 4.1 veces el peso corporal.

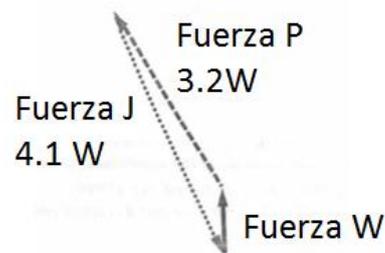


Figura 19 Triangulo de fuerzas de articulación de rodilla.

Fuente: (Margareta Nordin, 2004).

Las principales fuerzas en un análisis estático son aquellas producidas por el peso del cuerpo, los músculos, tejidos, y cargas aplicadas externamente y se desprecia las fuerzas de fricción por ser insignificantes y en el análisis dinámico se debe a la aceleración de la parte del cuerpo en estudio y el momento de inercia de la masa.

Se identifican las estructuras del cuerpo involucradas en generar fuerza sobre la articulación de rodilla, como los brazos de palanca para los principales músculos de la rodilla que cambian de acuerdo con el grado de flexión y con el sexo. (Wretenberg, 1999).

En la articulación de rodilla se calcula usando la segunda ley de Newton que establece que cuando el movimiento es angular el torque es el producto del momento de Inercia de la masa de la parte corporal por la aceleración angular.

$$T = I\alpha \quad \text{Ecuación 1. (Segunda ley de newton)}$$

Donde:

$$T = \text{Torque (Nm)}$$

$$I = \text{Momento de Inercia (Nm s}^2\text{)}$$

$$\alpha = \text{Aceleración angular (r/s}^2\text{)}$$

Pero también el torque es el producto de la fuerza muscular principal y la distancia perpendicular de la fuerza desde el centro del movimiento de la articulación.

$$T = Fd \quad \text{Ecuación 2. (Segunda ley de Newton)}$$

Donde:

$$T = \text{Torque (Nm)}$$

$$F = \text{Fuerza (N)}$$

$$d = \text{Distancia perpendicular (m)}$$

En este caso “T” se conoce y “d” se puede medir en la región corporal desde la línea de aplicación de la fuerza hasta el centro del movimiento de la articulación de rodilla y por lo tanto permite determinar la fuerza.

Tomando como referencia el uso del análisis dinámico para calcular la fuerza de reacción articular en un instante, se encontró que la aceleración angular máxima es 453 r/s^2 y el momento de inercia de la masa para la pierna se determinó que es de 0.35 Nm s^2 , cabe mencionar que estos datos son tomados de una película estroboscópica de la rodilla y de la pierna, basados en referencia antropométricas. (Margareta Nordin, 2004).

La distancia perpendicular denominada “d”, es la longitud en la que se va a generar un momento dado, esta distancia se debe tomar muy en cuenta porque a mayor longitud menor esfuerzo para obtener dicho momento, y a menor distancia la fuerza debe ser mucho mayor para alcanzar dicho momento. Se debe considerar también las dimensiones de la prótesis, para que las medidas sean lo más parecido a una rodilla sana.

2.7 Biomecánica de la marcha humana.

2.7.1 Locomoción bípeda

La caminata es la forma principal de locomoción, generalmente se distingue por su funcionamiento en que sólo un pie a la vez deja el contacto del suelo. Para los seres

humanos caminar es la principal forma de transporte, una velocidad media a pie de 4 a 5 km/h aunque esto depende de factores tales como la altura, peso, edad y la dificultad del terreno o superficie. (L. Robert, 2016)

2.7.2 Trayectoria de la pierna

La marcha humana se logra con un método llamado péndulo doble, durante el movimiento el contacto de la pierna deja el suelo y se balancea hacia adelante. La pierna se apoya en el talón transmitiendo el apoyo a través del pie hasta llegar a la punta. El movimiento de las dos piernas es coordinado de tal forma que un pie o el otro siempre se encuentran en contacto con el suelo. El proceso de caminar se recupera aproximadamente el 70% de la energía utilizada debido a la dinámica del péndulo y la fuerza de reacción del suelo. (L. Robert, 2016).

2.7.3 Caminata anatómica / fisiológica general

Caminar es la acción coordinada de las dos piernas, este movimiento coordinado es causado por un movimiento rotacional de la articulación de la pierna. Se va a iniciar con el movimiento pendular asumiendo el inicio de la pierna derecha en el primer paso de forma vertical (ver figura 20).

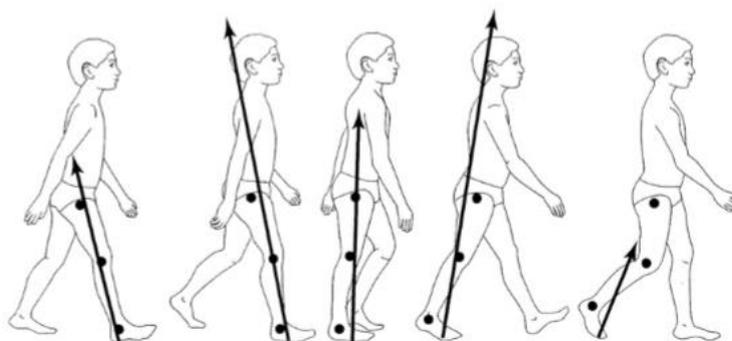


Figura 20 Fase de apoyo de la pierna derecha.

Fuente. (Hamilton, 2008)

El primer paso para caminar consiste en levantar la pierna izquierda con ayuda de la pierna derecha descrita anteriormente hasta que la pierna izquierda se fija en el suelo. El siguiente paso es similar a la primera etapa del pie firme con la diferencia que este paso tiene soporte para las piernas hasta que la pierna derecha se levanta y se planta, al final de cada paso bípedo, tiene las dos piernas que se encuentran en apoyo. (Hamilton, 2008).

En la caminata cada pierna va a través de las dos fases denominadas FASE DE SOPORTE O APOYO y la FASE DE OSCILACIÓN.

2.8 Niveles de la marcha humana.

En la marcha humana es importante definir ya que existen varias categorías y depende del nivel de actividad física el tipo de prótesis y por lo tanto el tipo de accesorios a usar. Por esta razón se toma la clasificación en el sistema Walky de Streifeneder. Este sistema clasifica las prótesis y los accesorios por su peso, grado de movilidad; por peso de elementos funcionales como pies protésicos, rodillas y articulaciones de cadera, esto sistema facilita al montaje de elementos funcionales en relación con elementos estructurales. (V. Streifeneder, 2015)

A continuación, se detalla los niveles de actividad del sistema Walky de Streifeneder;

Walky 1. El usuario de prótesis es capaz de usar una prótesis para caminar sobre una superficie plana a un paso continuo (ver figura 21).



Figura 21 Walky 1

Fuente: (V. Streifeneder, 2015)

Walky 2. El usuario de prótesis es capaz de superar barreras pequeñas como bordillos, escaleras o superficies irregulares (ver figura 22)



Figura 22 Walky 2

Fuente: (V. Streifeneder, 2015)

Walky 3. El usuario de prótesis es capaz de moverse con diferentes velocidades y superar la mayoría de los obstáculos (ver figura 23)



Figura 23 Walky 3

Fuente: (V. Streifeneder, 2015)

Walky 4. El usuario de prótesis es capaz de moverse regularmente con velocidad alta, variable, es muy activo y dinámico, se encuentra sometido a altas exigencias, se incrementa las cargas de choque tensión y deformación.



Figura 24 Walky 4

Fuente: (V. Streifeneder, 2015)

Para el desarrollo de esta investigación, la prótesis será para caminar sobre superficies completamente planas, sin ningún tipo de obstáculos, sin inclinaciones y sin gradas, la razón de considerar este tipo de caminata es porque es uno de los primeros estudios de prótesis de tipo transfemoral y se debe comprender con claridad el comportamiento biomecánico, realizar pruebas y validar los datos obtenidos de un laboratorio de marcha.

2.9 Ángulos, momentos en el ciclo de la marcha

Se debe comprender la caminata normal de una persona que no tenga ninguna patología para obtener un patrón a seguir y basarse en este modelo para el desarrollo de una prótesis, se debe considerar dos errores comunes. El primero el término “normal” va para dos sexos con una amplia gama de edades y de geometría del cuerpo, por lo dicho es necesario un estándar apropiado para una persona específica para el estudio.

El segundo error común es que a pesar de la marcha de un paciente difiere de algún modo de la caminata normal, muchas de las alteraciones en la caminata son una compensación de algún problema del paciente, sin importar estas anomalías aún se considera útiles para realizar comparación. El humano camina, corre puede ser definido como un método de locomoción usando las dos piernas alternadamente dando soporte y propulsión, con al menos un pie en contacto con el suelo en todo momento.

Los tiempos de contacto inicial y la punta de los pies durante un poco más de un ciclo de la marcha. El contacto inicial derecho se produce mientras que el pie izquierdo está todavía en el suelo y existe un período de doble apoyo entre el contacto inicial a la derecha y la punta del pie a la izquierda. Durante la fase de oscilación en el lado izquierdo, sólo un pie está en el suelo, dando un periodo de sólo soporte derecho, el apoyo izquierdo corresponde a la fase de impulsión derecho y el ciclo termina con el siguiente contacto inicial a la derecha, dando un periodo de soporte simple. Finaliza con un contacto con el pie izquierdo, se conoce un nuevo periodo de doble apoyo hasta cuando la punta del pie derecho se levante. El simple apoyo izquierdo corresponde a la fase de impulsión derecho y el ciclo termina con el contacto inicial del pie derecho.

En cada fase de doble apoyo, un pie esta hacia adelante aterrizando en el suelo y el otro a punto de despegar la planta (ver figura 25).

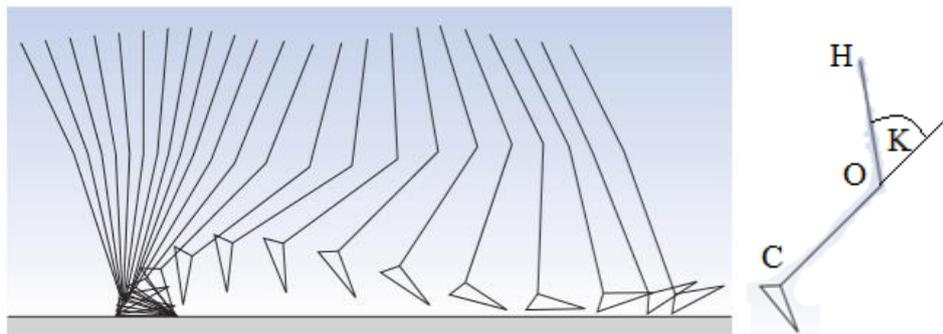


Figura 25 Trayectoria pierna derecha en el plano sagital (intervalos 40ms) y el ángulo generado.

Fuente. (Whittle, 2007)

En cada ciclo de la marcha hay dos periodos de doble apoyo y dos períodos de soporte único. La fase de apoyo por lo general dura alrededor de 60% del ciclo, la fase de oscilación alrededor del 40% y cada período un doble apoyo sobre el 10%, estos datos pueden variar por la velocidad de caminata por lo tanto la fase de oscilación es proporcionalmente más larga y la fase de apoyo y doble apoyo más corta, y la desaparición final de la fase de doble apoyo sucede en la transición de caminar a correr.

2.10 Cadencia tiempo del ciclo y la velocidad

La cadencia es el número de pasos dados en un tiempo determinado, siendo las unidades como pasos por minuto. La velocidad de caminar es la distancia recorrida por todo el cuerpo en un momento dado, este podrá ser medido en metros por segundo. La velocidad instantánea varia de un instante a otro durante el ciclo de la marcha, pero la velocidad media es el producto de la cadencia y la longitud de la zancada.

$$velocidad \left(\frac{m}{s} \right) = longitud \ de \ la \ zancada \ (m) * cadencia \ (pasos/min) / 120$$

La cadencia en los pasos por minuto corresponde a medias zancadas por 60 segundos o pasos completos por 120 segundos. La velocidad se puede calcular a partir de la cadencia y la longitud de zancada usando:

$$velocidad \left(\frac{m}{s} \right) = longitud \text{ de la zancada } (m) * cadencia \text{ (pasos/min)}/120$$

$$velocidad \left(\frac{m}{s} \right) = longitud \text{ de la zancada } \frac{(m)}{ciclo} \text{ de tiempo } (s)$$

Las gráficas a continuación (ver figura 25-36), han sido obtenidos de un sólo pie de una joven de 22 años de edad con un peso de 540 (N), (55kgf, 121lbf), caminado descalza con un ciclo de tiempo de 0,88 s (cadencia 136 pasos /min), con una estatura de 1,50 m a una velocidad de 1,70 m/s. Cabe señalar que los diferentes laboratorios utilizan diferentes métodos de medición, de modo que las otras publicaciones pueden mencionar valores diferentes.

Al examinar los diagramas de los ángulos de la articulación a través del ciclo de la marcha, el ángulo de la rodilla se define como el ángulo entre el fémur y la tibia. El ángulo del tobillo por lo general se define como el ángulo entre la tibia y la línea arbitraria en el pie, este punto se encuentra alrededor de 90 grados es preferible tomar como 0 grados. La flexión dorsal y flexión plantar son los movimientos en las direcciones positivas y negativas se va a considerar la flexión dorsal como un ángulo positivo.

El ángulo se puede medir de dos formas diferentes el ángulo entre la vertical y el fémur, el ángulo entre la pelvis y el fémur. El ángulo de la pelvis y la cadera denominado “verdadero” por la posición del pie. Esta flexión del tronco aparece como flexión de la cadera cuando el ángulo de la cadera se define como referencia a la pelvis, pero no cuando se define con referencia a la vertical. Se considera que los dos lados

del cuerpo presentan simetría, aunque examinando detalladamente se ha comprobado que cada pierna tiene cierto grado de asimetría, pero no se considera que son clínicamente significativo.

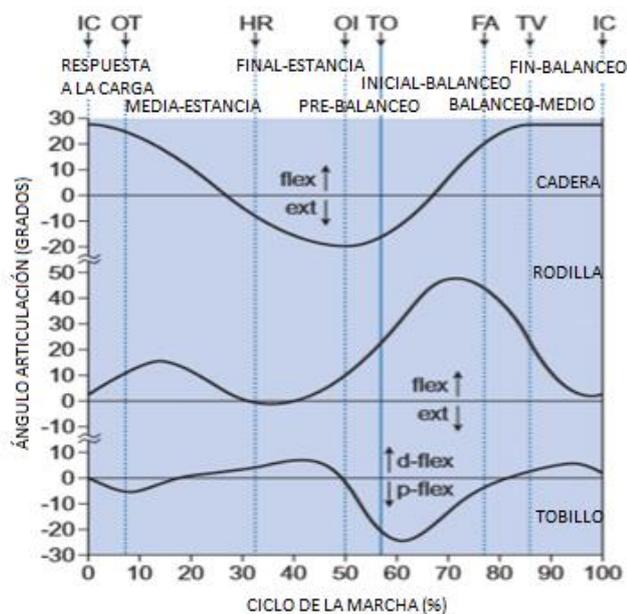


Figura 26 Ángulos en el plano sagital

Fuente. (Whittle, 2007)

La figura 26 muestra los correspondientes ángulos en el plano sagital de la cadera, la articulación de la rodilla y el tobillo de los cuales se va a centrar el estudio en los ángulos de la rodilla, representados en los ángulos versus el ciclo de la marcha, lo que indica que en *IC* es el contacto inicial, el *OT* es el despegue del pie izquierdo, *HR* es la elevación del talón, *OI* es el contacto inicial del pie opuesto, *TO* es el pie levantado, *FA* pies adyacentes, *TV* es la tibia vertical.

La figura 27 muestra los momentos, estos son escalables con respecto a la masa del cuerpo, pero no la longitud de los segmentos de la extremidad. Este estudio se basa en los momentos generados en la articulación de rodilla, despreciando los momentos generados tanto en la cadera como también en el tobillo.

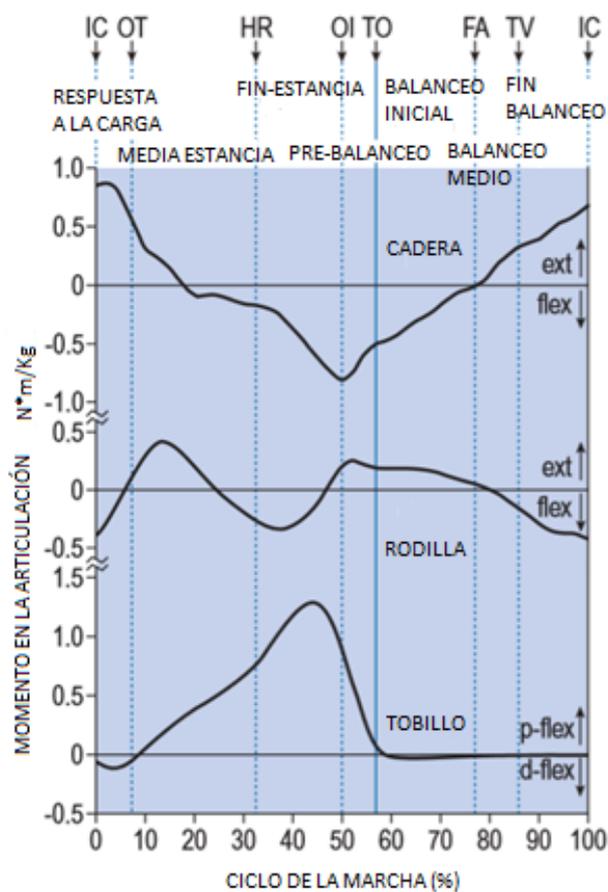


Figura 27 Momento versus ciclo de la marcha

Fuente. (Whittle, 2007)

Las gráficas de la figura 26 y figura 27 se ha realizado intervalos de 10 ms de magnitud, dirección y el punto de aplicación del vector de la fuerza de reacción del suelo. Los vectores se mueven en la figura 28 a través del diagrama de izquierda a derecha.

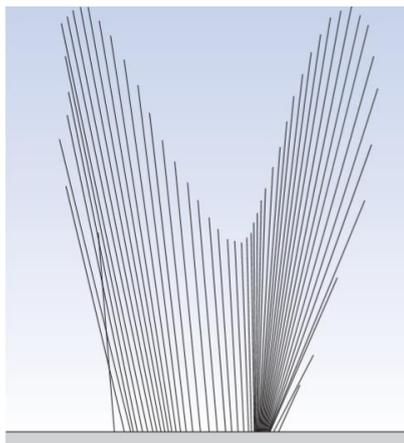


Figura 28 Representa las fuerzas de reacción en intervalos de 10ms (diagrama mariposa).

Fuente. (Whittle, 2007)

El posicionamiento de las piernas y el vector fuerza de reacción del suelo debajo del pie derecho, en los principales movimientos en el ciclo de la marcha y en dos puntos adicionales cerca del comienzo de la respuesta de carga, y la mitad de apoyo medio, esta descripción se basa en un ciclo de la marcha desde el contacto inicial derecho al próximo contacto inicial derecho. La referencia a la posición del vector de fuerza de reacción del suelo con respecto al eje de la articulación y para los momentos resultantes, la mostrada es una aproximación porque no se considera la masa de la pierna debajo de la articulación mencionada. Los momentos articulares se calculan con un método conocido como “la dinámica inversa” que está basada en la cinemática, la fuerza de reacción del suelo y la antropometría del sujeto.

Durante el ciclo de la marcha la parte superior del cuerpo se mueve hacia adelante a lo largo del ciclo de la marcha, su velocidad varia un poco siendo más rápida durante las fases de doble apoyo y más lento en el medio de las fases de apoyo y balanceo.

La rodilla muestra dos picos durante la caminata tanto en extensión como en flexión. Es aproximadamente cuando se encuentra completamente extendido antes del contacto inicial, se flexiona durante la respuesta de la carga y la primera parte de la

media-estancia. Se extiende de nuevo durante la última parte de media-estancia, luego inicia la flexión de nuevo alcanzando un pico durante la oscilación inicial, se va a detallar las fases del ciclo de la marcha a continuación.

2.10.1 *Contacto inicial*

El contacto inicial es el comienzo de la respuesta a la carga, es el primer período de la fase de apoyo llamado golpe de talón, la dirección de la fuerza de reacción del suelo es hacia arriba durante el golpe del talón, donde el vector fuerza cambia la dirección inmediatamente después del contacto inicial.

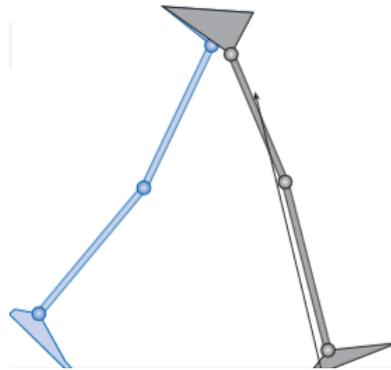


Figura 29 Respuesta a la carga, posición de la pierna derecha (gris), la pierna izquierda (azul) y la fuerza de reacción del vector después del contacto inicial.

Fuente. (Whittle, 2007)

Si se observa la figura 29, en esta fase la rodilla se extiende a la fase de oscilación en posición casi recta justo antes del contacto inicial y luego comienza a flexionar de nuevo.

2.10.2 *Repuesta de la carga*

La respuesta a la carga en el doble apoyo entre el contacto inicial y en frente de los pies, la fuerza del suelo se incrementa rápidamente en magnitud, su dirección es hacia arriba y hacia atrás. La rodilla desde su posición casi totalmente extendido en el

contacto inicial se flexiona durante la respuesta de la carga, iniciando la flexión de la fase de apoyo.

2.10.3 Pie opuesto levantado

Es el final del período de doble apoyo conocido como respuesta a la carga y el inicio del doble apoyo medio, el primer período es sólo de apoyo simple. Esta fase marca el final de la fase de apoyo y el comienzo de la fase de oscilación, se encuentra al 7% del ciclo y el pie al 8% del ciclo (ver figura 30).

Cuando la punta del pie opuesto se encuentra fuera, la rodilla sigue flexionando alcanzando el pico de flexión de la fase de apoyo de la rodilla a principios del apoyo medio, después de lo cual empieza a extenderse de nuevo, la magnitud de la flexión de la fase de apoyo es muy sensible a la velocidad de marcha. En la rodilla el vector de fuerza se encuentra detrás de la articulación, la línea de fuerza comienza con la reacción del suelo e inicia moviéndose hacia adelante a lo largo del pie.

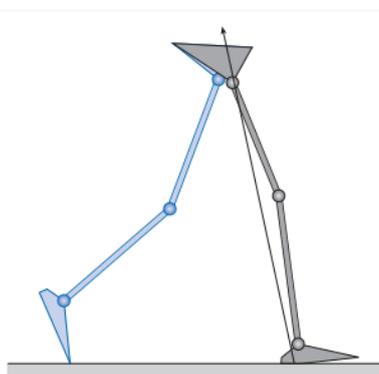


Figura 30 Pie opuesto levantado, y la reacción del vector fuerza

Fuente. (Whittle, 2007)

2.10.4 Media estancia

Es el periodo del ciclo de la marcha, entre el dedo del pie opuesto levantado y la elevación del talón, el instante en que la pierna está en fase de oscilación corresponde

a la fase de balanceo del pie adyacente ocupando un período de 7% a 32% del ciclo, (ver figura 31 que representa el 18% del ciclo)

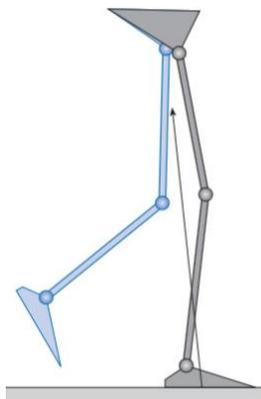


Figura 31 Media estancia posición de la pierna derecha (gris), pierna izquierda (azul) y la reacción del vector fuerza.

Fuente. (Whittle, 2007)

Durante la media estancia la rodilla alcanza su punto máximo de flexión de la fase de apoyo y comienza a extenderse de nuevo. El pico se produce generalmente entre el 15% y 20% del ciclo de la marcha, su magnitud es variable de un individuo a otro por su velocidad de caminar, pero es común entre 10 y 20 grados.

2.10.5 Elevación del talón

La elevación del talón marca la transición de media estancia a estancia completa este es el tiempo en el cual comienza a levantarse de la superficie. La rodilla tiene una extensión pico cercana cuando esta alrededor de este instante, la flexión planar del tobillo trae al suelo la fuerza de reacción hacia adelante (ver figura 32).

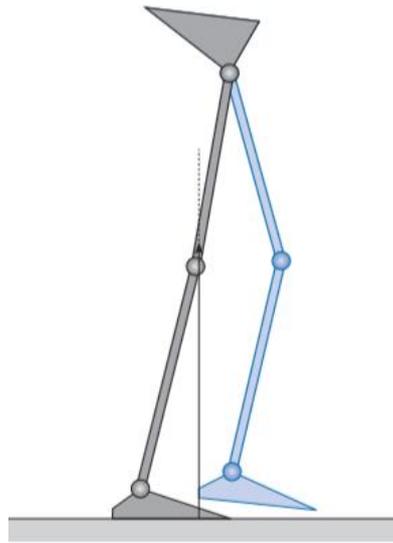


Figura 32 Elevación del talón, posición de la pierna derecha (gris), pierna izquierda (azul), y fuerza de reacción del vector.

Fuente. (Whittle, 2007)

2.10.6 Contacto inicial de la pierna opuesta

El contacto inicial opuesto en marcha simétrica se produce en cerca de 50% del ciclo, esta marca el final del período de sólo apoyo y el inicio del pre-balanceo, que es el segundo período de doble apoyo, en el momento del contacto inicial opuesto, la cadera empieza a flexionar, la rodilla ya está doblada y el tobillo en planta flexionada. El período entre la elevación del talón y la punta del pie se puede decir también que es la fase de impulsar (ver figura 34). En esta fase la rodilla se está moviendo hacia la flexión en el momento del contacto inicial, el vector de la fuerza se ha movido hacia atrás de la rodilla ayudando a su flexión y el fémur comienza a contraerse excéntricamente, para evitar que la flexión se produzca demasiado rápidamente.

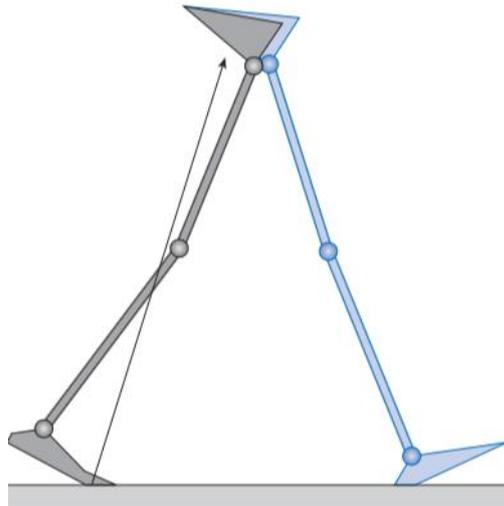


Figura 33 Contacto inicial pierna opuesta, posición de la pierna derecha (gris), pierna izquierda (azul) y la reacción de la fuerza del vector.

Fuente. (Whittle, 2007)

2.10.7 Pie levantado

El pie levantado generalmente ocurre sobre el 60% del ciclo de la marcha, se separa del pre-balanceo inicial, es cuando la fase de postura y la fase oscilación inicia, se le conoce como contacto final ya que la marcha patológica del dedo puede no ser la última parte del pie para salir del suelo. Por el tiempo de la elevación del pie la rodilla está flexionada alrededor de la mitad del ángulo, se va a lograr en el pico de la flexión de la fase de impulsión. Esto es ayudado por la flexión el posicionamiento de la fuerza de reacción del suelo detrás de la rodilla, aunque la magnitud de la fuerza disminuye rápidamente, alcanzando cero cuando el pie deja el suelo, la mayor parte de la flexión se produce en la rodilla, luego se flexiona la cadera, las piernas actúan como una articulación denominado “péndulo doble”, a medida que se flexiona la cadera.

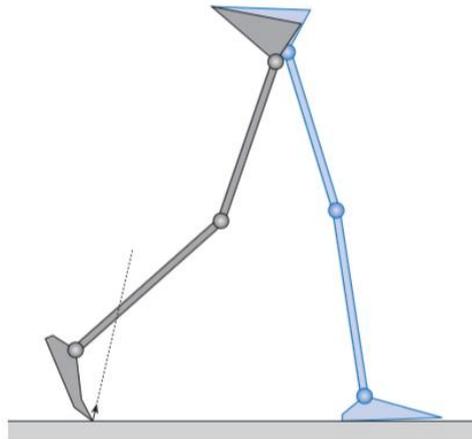


Figura 34 Pie levantado, posición de la pierna derecha (gris), pierna izquierda (azul) y el vector de reacción de fuerza.

Fuente. (Whittle, 2007)

2.10.8 *Pie adyacente.*

Separa la oscilación inicial a partir de la oscilación media. Es el momento en el que la pierna oscilante pasa a fase de apoyo y los dos pies están lado a lado, ahora se aplica a un período de ciclo de la marcha, en lugar de un evento particular, la oscilación inicial es conocida también como levante. La flexión de la rodilla durante el balanceo resulta una gran parte de la flexión, la pierna actúa como un péndulo articulado y sin contracción articular sobre la rodilla. El ángulo de flexión pico de la rodilla en la fase de oscilación es por lo general entre 60 y 70 grados, se producen antes de que los pies sean adyacentes, momento en el cual la rodilla ha empezado a extenderse de nuevo (ver figura 35).

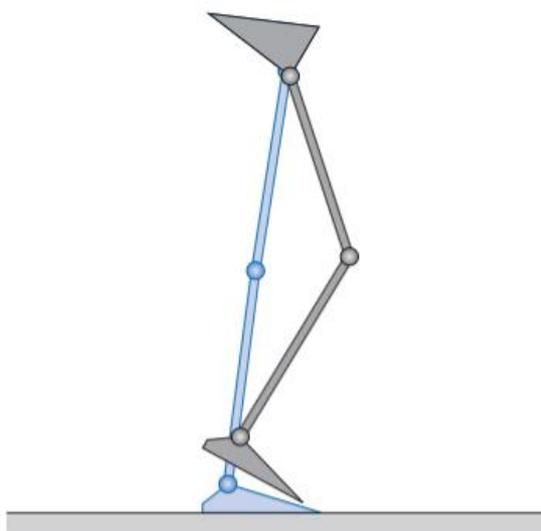


Figura 35 Pies adyacentes, posición de la pierna derecha (gris) y pierna izquierda (azul)

Fuente. (Whittle, 2007)

2.10.9 Tibia vertical

La división entre el período de balanceo-medio y balanceo-final está marcado por la tibia de la pierna oscilante convertirse en vertical que ocurrió al 86% del ciclo de la marcha (ver figura 36).

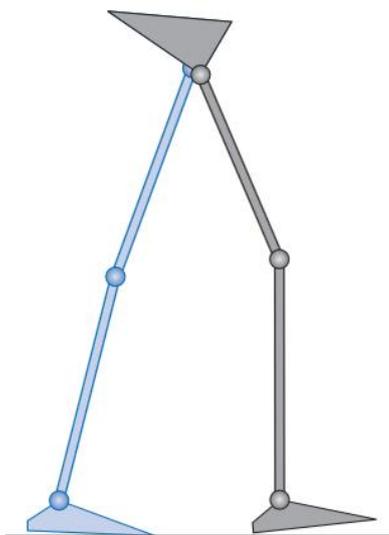


Figura 36 Tibia vertical, posición de la pierna derecha (gris) y pierna izquierda (azul)

Fuente. (Whittle, 2007)

La tibia vertical ocurre durante un período de rápida extensión de la rodilla, como la rodilla va del pico de la fase de flexión de los pies adyacentes se aproxima a una extensión completa antes del contacto inicial. Esta extensión es en gran parte pasiva, siendo la oscilación de retorno menor.

3.10.10 Parámetros principales en el ciclo de la marcha.

Después del análisis de la biomecánica y el ciclo de la marcha se obtuvo los siguientes parámetros:

- Tipo de caminata, Walky 1; el usuario de prótesis es capaz de usar para caminar sobre una superficie completamente plana a un paso continuo.
- Grados de libertad en la articulación de rodilla; el primer grado de libertad, está condicionado por el eje transversal XX' , 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 grados a 140 grados aproximadamente. 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 de abducción y aducción afectado por la cantidad de flexión en la articulación, cuando la pierna se encuentra extendida impide casi todo el movimiento en el plano frontal, la abducción y la aducción pasiva aumenta con la flexión de rodilla hasta 30 grados.
- La rodilla trabaja esencialmente bajo compresión, ya que soporta todo el peso de la persona.
- Las actividades cotidianas requieren un rango de movimiento desde la extensión completa hasta el menor ángulo que es alrededor de 117 grados de flexión.

- Se tiene el menor ángulo de 0 grados y el mayor ángulo generado en el ciclo de la marcha de 46 grados, entre el 60 y 80% del ciclo de la marcha. Este análisis es realizado al tipo de caminata 1 (ver figura 26).
- Se tiene el mayor momento generado en el ciclo de la marcha que es al inicio, 12.5%, 37.5%, y al 100% (ver figura 27).

2.11 Selección del material para la articulación de rodilla.

El material adecuado para una articulación de rodilla se considera como factor predominante la relación resistencia peso. Pero antes se ha revisado los materiales más usados en prótesis de rodilla externa y estos se fabrica en; aluminio, aluminio - acero inoxidable, y titanio. Se presenta los materiales de los elementos que constituyen una prótesis externa de tipo transfemoral, bajo la condición dada se ha tomado también como referencia el peso de las articulaciones de rodilla del fabricante Streifeneder.

Tabla 1
Elementos, prótesis externa de rodilla

Elemento	Material	Peso (gramos)
Tubo adaptador	Acero inoxidable / titanio	
Adaptador abrazadera de tubo	Titanio / aluminio / acero inoxidable.	
Adaptador de enchufe con tubo de sujeción	Resina / termoplástico-	
Chupeta	Silicona	
Articulación de rodilla con freno 3A810	Aluminio	830
Articulación de rodilla poli céntrica 3A1800	Acero inoxidable	960
Articulación de rodilla con freno 3^o810	Aluminio	830
Articulación de rodilla poli-céntrica control hidráulico 3A2000	Aluminio	1120
Articulación de rodilla poli-céntrica control hidráulico 3A2100	Aluminio	1175
Articulación de rodilla control hidráulico poli céntrico 3A2200	Aluminio	1140
Articulación de rodilla de un eje 3A33	Titanio	407
Articulación simple de rodilla 3A17	Acero inoxidable	562
Articulación modular simple eje 3A34	Titanio	377
Articulación modular simple eje 3A22	Acero inoxidable	532
Articulación de rodilla modular freno conjunto 3A49		356

Fuente: (Streifeneder, 2016)

Resumiendo lo dicho anteriormente se va a analizar los materiales más relevantes para el caso de este estudio, como es; Titanio, Acero inoxidable y Aluminio.

2.11.1 Titanio

El titanio es un metal blanco plateado, es costoso, su alta relación resistencia – peso y su resistencia a la corrosión a temperatura ambiente lo hace ideal para muchas aplicaciones, como aeronaves, motores de propulsión, autos de carreras, palos de golf, componentes químicos, petroquímicos, marinos, cascos de submarinos, placas de blindaje, y biomateriales, como implantes ortopédicos. El titanio comercialmente puro, tiene una excelente resistencia a la corrosión (ver tabla 2). (S. Kalpakjian, 2008)

Tabla 2
Propiedades del titanio

Composición nominal (%)	UNS	Condición	Resistencia máxima a la tensión (MPa)	Resistencia a la fluencia (MPa)	Elongación (%)	Reducción de área (%)	Temp. (°C)	Resistencia máxima a la tensión (MPa)	Resistencia a la fluencia (MPa)
99.5 Ti	R50250	Recocido	330	240	30	55	300	150	95
5 Al, 2.5 Sn	R54520	Recocido	860	810	16	40	300	565	450
6 Al, 4 V	R56400	Recocido	1000	925	14	30	300	725	650
13 V, 11 Cr, 3 Al	R58010	Solución + Envejecimiento	1175	1100	10	20	300	980	900
		Solución + Envejecimiento	1275	1210	8	—	425	1100	830

Fuente. (S. Kalpakjian, 2008)

2.11.2 Acero inoxidable

Los aceros inoxidables se caracterizan por su resistencia a la corrosión, alta resistencia y ductilidad, así como por su elevado contenido de cromo, se les denomina inoxidables porque en la presencia de oxígeno, desarrollan una delgada película de óxido de cromo, dura y adherente, que protege al metal de la corrosión, esta película se vuelve a acumular en caso de que se raye la superficie, para que esta película protectora se mantenga necesita un mínimo de cromo de 10% a 12% en peso.

Además del cromo, otros elementos de aleación típicos de los aceros inoxidable son el níquel, molibdeno, cobre, titanio, silicio, magnesio, columbio, aluminio, nitrógeno y azufre.

Se representa con la letra L los aceros de bajo carbono, a mayor contenido de carbono, menor será la resistencia a la corrosión de los aceros inoxidable, debido a que el carbono se combina con el cromo en el acero y forma carburo de cromo. Los aceros inoxidable están disponibles en una amplia variedad de formas, como en cuchillería, equipos para cocina, para el cuidado de la salud, equipo quirúrgico, se utilizan también en las industrias químicas, industrias de procesamiento de alimentos, y del petróleo (ver tabla 3) (S. Kalpakjian, 2008)

Tabla 3
Propiedades del acero inoxidable

Propiedades mecánicas a temperatura ambiente y aplicaciones típicas de aceros inoxidable recocidos seleccionados				
AISI (UNS)	Resistencia máxima a la tensión (MPa)	Resistencia a la fluencia (MPa)	Elongación en 50 mm (%)	Características y aplicaciones típicas
303 (S30300)	550–620	240–260	53–50	Productos de máquinas roscadoras (flechas, válvulas, pernos, bujes y tuercas) y accesorios para aeronaves (pernos, tuercas, remaches, tornillos, espárragos).
304 (S30400)	5–620	240–290	60–55	Equipo químico y de proceso de alimentos, recipientes criogénicos, canales, caños y placas de escurrimiento.
316 (S31600)	50–590	210–290	60–55	Alta resistencia a la corrosión y alta resistencia a la termofluencia, equipo químico y para manejo de pulpas, equipo fotográfico, cubas para brandy, partes para fertilizadoras, jarras para cocinar salsa de tomate y tinas para levadura.
410 (S41000)	480–520	240–310	35–25	Partes para máquinas, flechas para bombas, pernos, bujes, canales para carbón, cuchillería, polipastos, herramientas, partes para motores de aviones, maquinaria para minería, cañones para armas, tornillos y válvulas.
416 (S41600)	480–520	275	30–20	Accesorios para aviones, pernos, tuercas, insertos para extinción de incendios, remaches y tornillos.

Fuente. (S. Kalpakjian, 2008)

2.11.3 Aluminio

Los metales y las aleaciones no ferrosas cubren una amplia gama, desde los metales más comunes como el aluminio, cobre y magnesio, hasta aleaciones de alta

temperatura y alta resistencia como el tungsteno, tantalio y molibdeno. Los ejemplos típicos de sus aplicaciones son para utensilios de cocina y los fuselajes de los aviones, el titanio para álabes de turbinas de motores a propulsión e implantes ortopédicos.

Las propiedades que favorecen la selección del aluminio y sus aleaciones son su alta relación de resistencia peso, resistencia a la corrosión de muchos productos químicos, alta conductividad térmica y eléctrica (ver tabla 4).

Tabla 4

Propiedades aluminio

Propiedades de aleaciones seleccionadas de aluminio a temperatura ambiente				
Aleación (UNS)	Temple	Resistencia máxima a la tensión (MPa)	Resistencia a la fluencia (MPa)	Elongación en 50 mm (%)
1100 (A91100)	O	90	35	35–45
1100	H14	125	120	9–20
2024 (A92024)	O	190	75	20–22
2024	T4	470	325	19–20
3003 (A93003)	O	110	40	30–40
3003	H14	150	145	8–16
5052 (A95052)	O	190	90	25–30
5052	H34	260	215	10–14
6061 (A96061)	O	125	55	25–30
6061	T6	310	275	12–17
7075 (A97075)	O	230	105	16–17
7075	T6	570	500	11

Fuente: (S. Kalpakjian, 2008)

Para tener una referencia universal de los materiales, se usa software haciendo relación resistencia a la tensión (eje “y”), y la densidad (eje x), se debe considerar que se pretende maximizar el esfuerzo a la compresión, y minimizar la densidad (ver figura 37)

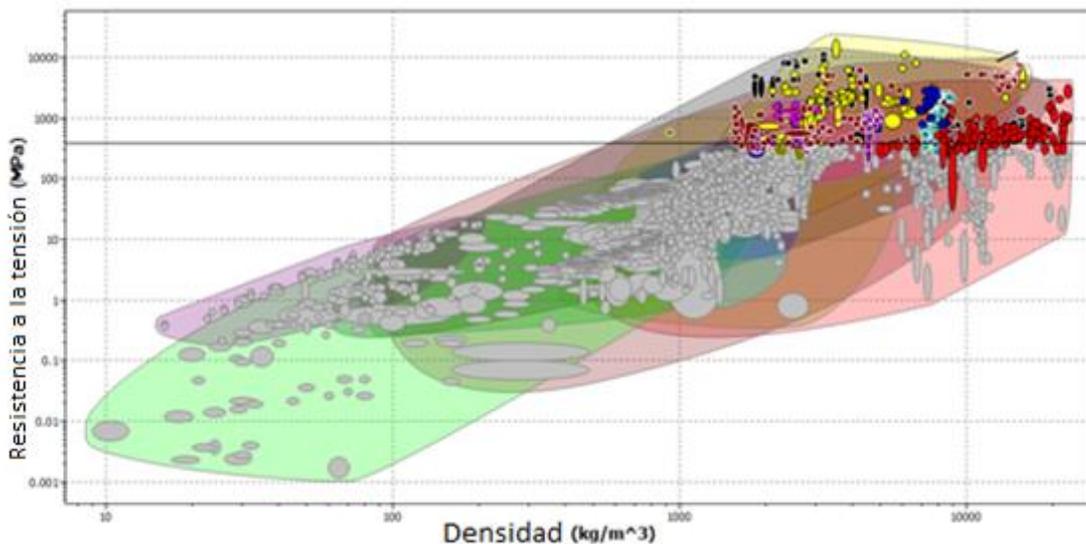


Figura 37 Resistencia a la tensión vs densidad

De la figura 37 sobresalen los siguientes materiales:

Aleaciones de magnesio – Aluminio - Aleaciones de titanio - Aceros con alto carbono - Aleaciones de tungsteno - Aceros inoxidables. Como se observa en la gráfica anterior se tiene una gran cantidad de materiales, por esta razón se delimita a los principales materiales y resaltando los materiales que tienen una resistencia a la tracción superior a los 400 MPa (ver figura 38)

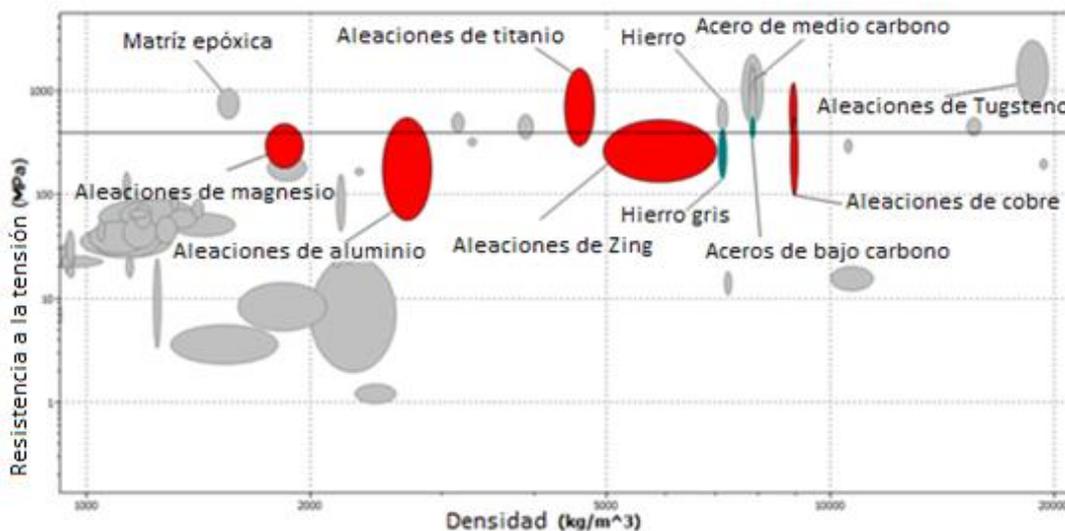


Figura 38 Resistencia a la tensión versus densidad

Tabla 5
Resultado de figura 38, obteniendo 8 materiales de 69

Nombre	Esfuerzo tensión Mínimo MPa	Esfuerzo tensión máximo MPa
Aleaciones de aluminio	58	550
Aleaciones de cobre	100	550
Aleaciones de Zinc	135	520
Fundición de hierro, gris	140	448
Aleaciones de magnesio	185	475
Aleaciones de titanio	300	1630
Aceros de bajo carbono	345	580
Aleaciones de níquel	345	1200

A continuación, se realiza la gráfica de resistencia a la tensión versus el costo del material, y generando una línea que relaciona los dos ejes se define la familia de materiales más idóneos para trabajar, sobresaliendo la familia de aluminios. (ver figura 39)

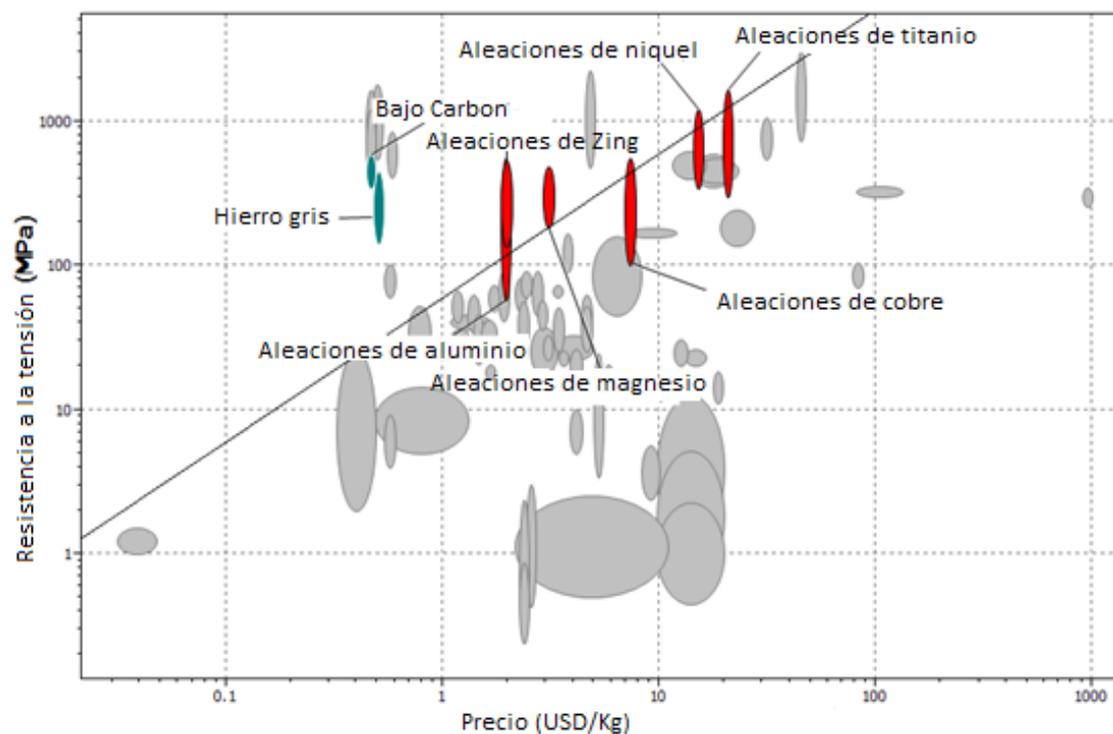


Figura 39 Resistencia a la tensión versus costo

La serie 7xxx, que corresponde a las aleaciones de Zinc en cantidades de 1% a 8%, es el principal elemento de esta serie y cuando se combina con un porcentaje menor de magnesio y se da tratamiento térmico, la resistencia pasa de moderada a muy alta.

Las principales propiedades mecánicas de este material (ver tabla 6) y su composición química en la tabla 7

Tabla 6
Propiedades aluminio 7075-T6

Material.	Aluminio 7075-T6, Aluminio 7075-T651, UNS A97075, ISO AIZN5.5MgCu, AA7070-T6
Densidad	2810 (kilogramo / metro cúbico)
Resistencia a la tracción, Última.	572 MPa
Resistencia a la tracción, Zona elástica.	503 MPa
Elongación	14 %
Módulo de elasticidad	71.7 GPa
Poisson Proporción	0.33
Esfuerzo a la fatiga	159 MPa
Maquinabilidad	70%

Fuente: (Shigley Keith, 2008)

Tabla 7
Composición de aluminio 7075-T6

Component Elements Properties	Metric	English
Aluminum, Al	87.1 - 91.4 %	87.1 - 91.4 %
Chromium, Cr	0.18 - 0.28 %	0.18 - 0.28 %
Copper, Cu	1.2 - 2.0 %	1.2 - 2.0 %
Iron, Fe	<= 0.50 %	<= 0.50 %
Magnesium, Mg	2.1 - 2.9 %	2.1 - 2.9 %
Manganese, Mn	<= 0.30 %	<= 0.30 %
Other, each	<= 0.05 %	<= 0.05 %
Other, total	<= 0.15 %	<= 0.15 %
Silicon, Si	<= 0.40 %	<= 0.40 %
Titanium, Ti	<= 0.20 %	<= 0.20 %
Zinc, Zn	5.1 - 6.1 %	5.1 - 6.1 %

Fuente: MatWeb (2016)

De acuerdo a los gráficos anteriores el material más idóneo para el desarrollo de la simulación es el aluminio por la relación resistencia – densidad, se debe tomar en cuenta que en nuestro medio es bastante escaso el Titanio. El acero inoxidable tiene una mayor densidad, por estas acotaciones se ha optado por seleccionar el aluminio como material principal para el desarrollo del diseño y la simulación de la articulación de la rodilla.

2.12 Antropometría

Es la parte de la antropología física y trata de mediciones del cuerpo humano en particular de las medidas, forma, resistencia, capacidad de trabajo (Fernandez, 2008) Para la determinación de las medidas de la prótesis de rodilla se debe analizar las diferentes antropometrías de los tres principales grupos étnicos de la región sierra del Ecuador.

Se obtuvieron 13 medidas antropométricas de hombres y mujeres de la región sierra del país de donde se obtuvo medidas de 639 mestizos, 99 indígenas y 30 afro ecuatorianos, estos datos se tomaron en la provincia de Pichincha, Tungurahua, Chimborazo e Imbabura que se identificaron como mestizos, indígenas y afro-ecuatorianos. Los resultados del estudio realizado indican que es fundamental tener en cuenta la diferencia antropométrica de las tres etnias en nuestro país a fin de diseñar y construir productos ergonómicos, este estudio ayuda a brindar las longitudes adecuadas para dimensionar la articulación de rodilla. (D. Lema, 2013). Se tiene las medidas medias y desviaciones estándar de estudio antropométrico. (ver tabla 8 y tabla 9)

Tabla 8
Datos antropométricos - hombres

Hombres - medias y (Desviación estándar)				
N.	Medidas Antropométrica	Mestizos	Indígenas	Afro ecuatorianos
1	Altura Normal	172.4 (6.162)	163.3 (8.313)	177.6 (5.223)
2	Altura posición sentado normal	89.81 (3.095)	89.07 (3.555)	95.02 (2.719)
3	Altura posición sentado relajado	88.09 (3.025)	88.49 (2.352)	93.45 (2.915)
4	Altura de la rodilla	52.39 (3.015)	52.08 (3.591)	58.69 (2.468)
5	Altura a la poplítea	41.45 (3.039)	41.50 (3.450)	48.58 (2.790)
6	Altura del codo en posición sentado	23.22 (2.958)	22.01 (2.615)	20.9 (1.972)
7	Grosor del músculo	13.20 (1.974)	13.08 (2.050)	15.29 (1.279)
8	Longitud glúteo - rodilla	57.11 (3.595)	55.17 (3.172)	58.38 (2.676)
9	Longitud glúteo - poplítea	46.36 (3.860)	46.10 (1.561)	49.29 (2.477)
10	Longitud codo a codo posición sentado	44.70 (4.062)	44.84 (6.277)	49.85 (2.135)
11	Ancho de caderas posición sentado	35.62 (2.506)	37.89 (3.015)	40.63 (1.888)
12	Longitud hombro - codo	36.32 (1.700)	37.10 (3.464)	38.99 (2.587)
13	Longitud codo - mano	46.08 (2.385)	45.00 (3.229)	47.76 (2.801)

Fuente. (D. Lema, 2013)

Tabla 9
Datos antropométricos - mujeres

N.	Medidas Antropométrica	Mujeres - medias y (Desviación estándar)		
		Mestizas	Indígenas	Afro ecuatorianas
1	Altura Normal	159.2 (6.000)	155.3 (6.209)	165.9 (6.086)
2	Altura posición sentado normal	84.76 (2.677)	81.74 (3.295)	87.83 (2.815)
3	Altura posición sentado relajado	83.29 (2.755)	80.24 (3.922)	86.27 (3.552)
4	Altura de la rodilla	48,50 (3.088)	48.32 (4.77)	50.73 (2.947)
5	Altura a la poplítea	38.56 (3.021)	39.60 (4.163)	40.35 (2.854)
6	Altura del codo en posición sentado	23.51 (2.785)	23.14 (2.564)	22.49 (2.072)
7	Grosor del musculo	12.42 (1.735)	12.29 (1.959)	12.22 (0.967)
8	Longitud glúteo - rodilla	54.06 (3.160)	52.71 (3.424)	53.11 (2.732)
9	Longitud glúteo - poplítea	43.68 (2.740)	43.27 (3.367)	42.85 (2.948)
10	Longitud codo a codo posición sentado	40.00 (4.033)	45.60 (3.067)	38.83 (3.457)
11	Ancho de caderas posición sentado	35.63 (2.631)	39.12 (3.201)	36.06 (2.572)
12	Longitud hombro - codo	34.65 (2.747)	32.98 (2.338)	34.08 (2.650)
13	Longitud codo - mano	41.6 (3.060)	39.84 (3.037)	43.83 (2.316)

Fuente. (D. Lema, 2013)

Como se puede apreciar en la tabla 8 y tabla 9, se considera las dimensiones para el desarrollo del presente estudio, las cuales de forma resumida se presentan en la tabla 10 que se indica a continuación.

Tabla 10
Medidas antropométricas (Desviaciones estándar).

	Mestizos	Indígenas	Afro ecuatoriano	Sexo.
Altura normal	172.4 (6.162)	163.3 (8.313)	173.6 (5.223)	Masculino.
Altura normal	159.2 (6.0)	155.3 (6.209)	165.9 (6.086)	Femenino.
Altura de la rodilla	52.39 (3.015)	52.08 (3.591)	58.69 (2.468)	Masculino.
Altura de la rodilla	48.50 (3.088)	48.32 (4.777)	50.73 (2.947)	Femenino.

Fuente. (Huston, 2009)

Se tiene un estudio realizado en la población de América del Norte, estos valores brindan valores cercanos y proporcionales tanto al peso de la persona y la estatura, con el percentil se procede a determinar la longitud y masa de la pierna como también del pie, donde H y M corresponde a la altura y masa de la persona respectivamente (ver tabla 11).

Tabla 11
Peso, estatura con percentiles.

	Músclo	Pierna	Pie
Longitud	0.245 H	0.246 H	0.152 H
Masa	0.1 M	0.0465 M	0.0145 M

2.12.1 Parámetros del paciente

Para la determinación del paciente se base en las medidas antropométricas, tomando como referencia a una persona adulta de estatura 1,72 metros. El peso de la persona se basa en datos estadísticos los cuales determinan el peso ideal de acuerdo a su estatura como se observa en la tabla 12. Dando un peso máximo de la persona de 72.84 kg.

Tabla 12
Peso - Estatura

Altura [mts.]	Mujeres						Hombres					
	Pequeña		Mediana		Grande		Pequeño		Mediano		Grande	
	Peso [kg.]		Peso [kg.]		Peso [kg.]		Peso [kg.]		Peso [kg.]		Peso [kg.]	
	Min.	Max.										
1.5	45.00	47.25	46.13	50.63	47.25	52.88	45.00	50.18	48.38	55.40	50.63	56.25
1.52	46.21	48.52	47.36	51.98	48.52	54.29	46.21	51.52	49.67	56.88	51.98	57.76
1.54	47.43	49.80	48.62	53.36	49.80	55.73	47.43	52.89	50.99	58.39	53.36	59.29
1.56	48.67	51.11	49.89	54.76	51.11	57.19	48.67	54.27	52.32	59.92	54.76	60.84
1.58	49.93	52.42	51.18	56.17	52.42	58.67	49.93	55.67	53.67	61.46	56.17	62.41
1.6	51.20	53.76	52.48	57.60	53.76	60.16	51.20	57.09	55.04	63.03	57.60	64.00
1.62	52.49	55.11	53.80	59.05	55.11	61.67	52.49	58.52	56.42	64.61	59.05	65.61
1.64	53.79	56.48	55.14	60.52	56.48	63.21	53.79	59.98	57.83	66.22	60.52	67.24
1.66	55.11	57.87	56.49	62.00	57.87	64.76	55.11	61.45	59.25	67.84	62.00	68.89
1.68	56.45	59.27	57.86	63.50	59.27	66.33	56.45	62.94	60.68	69.49	63.50	70.56
1.7	57.80	60.69	59.25	65.03	60.69	67.92	57.80	64.45	62.14	71.15	65.03	72.25
1.72	59.17	62.13	60.65	66.56	62.13	69.52	59.17	65.97	63.61	72.84	66.56	73.96
1.74	60.55	63.58	62.07	68.12	63.58	71.15	60.55	67.52	65.09	74.54	68.12	75.69
1.76	61.95	65.05	63.50	69.70	65.05	72.79	61.95	69.08	66.60	76.26	69.70	77.44
1.78	63.37	66.54	64.95	71.29	66.54	74.46	63.37	70.66	68.12	78.01	71.29	79.21
1.8	64.80	68.04	66.42	72.90	68.04	76.14	64.80	72.25	69.66	79.77	72.90	81.00
1.82	66.25	69.56	67.90	74.53	69.56	77.84	66.25	73.87	71.22	81.55	74.53	82.81
1.84	67.71	71.10	69.40	76.18	71.10	79.56	67.71	75.50	72.79	83.35	76.18	84.64
1.86	69.19	72.65	70.92	77.84	72.65	81.30	69.19	77.15	74.38	85.18	77.84	86.49
1.88	70.69	74.22	72.46	79.52	74.22	83.06	70.69	78.82	75.99	87.02	79.52	88.36
1.9	72.20	75.81	74.01	81.23	75.81	84.84	72.20	80.50	77.62	88.88	81.23	90.25

Fuente: (2016)

Resumiendo lo dicho anteriormente se considera los siguientes datos que son necesarios para continuar con la investigación;

Características de la persona:

- Etnia: Mestizo, (ver tabla 10)
- Género: Masculino, (ver tabla 10)
- Estatura: 1,72 (metros), (ver tabla 12)
- Altura de la rodilla incluido el pie: 0,52 (metros), (ver tabla 10)
- Altura de la rodilla más altura del pie: $0,42 + 0,26 = 0,68$ metros, (ver tabla 11)
- Peso: 72,84 (kilogramos), (ver tabla 12)
- Masa entre la articulación de rodilla y el pie: 3,38 kg, (ver tabla 11)

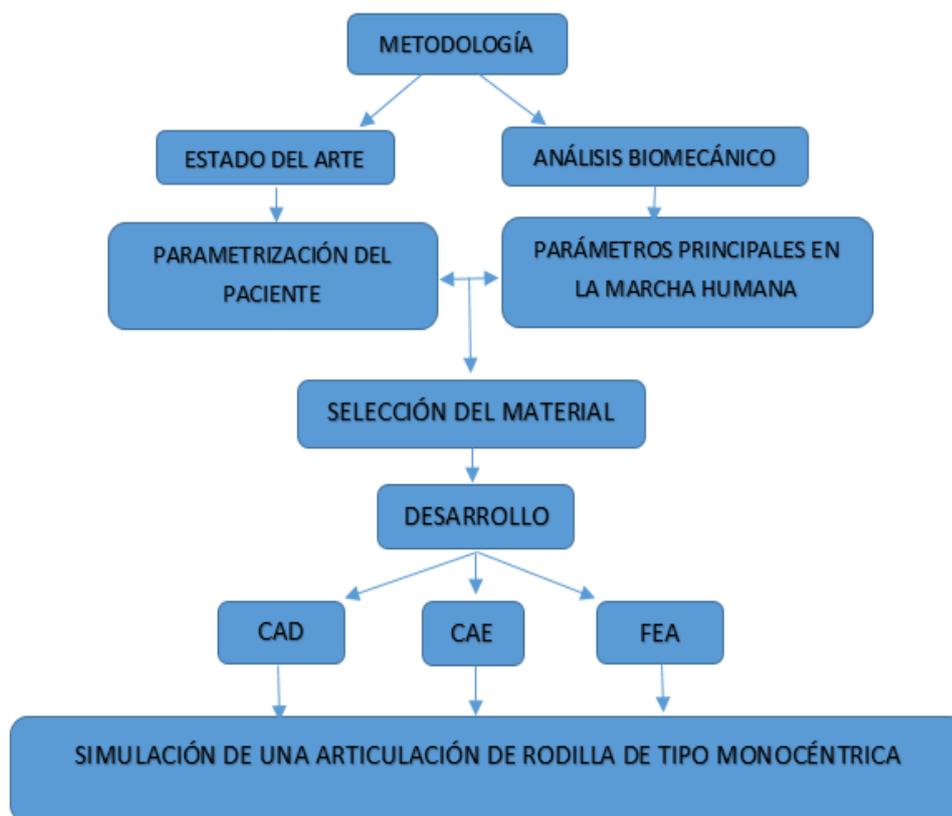
El valor indicado de la altura de la rodilla en la tabla 11 no será considerado por razones de que esta tabla viene de un estudio realizado en América del Norte, pero si serán considerados los valores en la tabla 10 y tabla 12, porque el estudio para obtener estos datos fue realizado en el Ecuador y se aproximan mucho más a nuestro entorno.

CAPÍTULO III

METODOLOGÍA

3. Metodología.

En este capítulo se detalla las etapas del desarrollo de esta investigación, para que quede como referente para investigaciones relacionadas a esta temática, ya que este estudio es basado en artículos científicos, libros relacionados al estudio de la biomecánica, y muchos datos son tomados de estas fuentes, se debe mencionar también que en futuras investigaciones se debe considerar usar un laboratorio de marcha, tener un paciente para la toma de datos, realizar ensayos tanto destructivos como no destructivos. Para tener una visión completa de la forma que se lleva a cabo esta investigación se muestra un diagrama metodológico.



3.1. Fuentes bibliográficas.

Alrededor del mundo uno de los temas sociales más relevantes es el estudio de órtesis y prótesis, para hacer de las personas que lo necesita una vida más activa, e independiente, que puedan ser incluidos socialmente. Al realizar investigaciones en este tema, permite el desarrollo de tecnología, como es el ahorro energético, la autonomía, el desarrollo en materiales más resistentes y ligeros a la vez, permite desarrollar también un control que emula la caminata humana, la toma de señales biológicas, una de ellas denominada señales mio-eléctricas, la cual transmite la señal del músculo entrenado al actuador encargado de transmitir movimiento.

Para este estudio se toma como referencia los datos obtenidos de otras investigaciones relacionadas de libros y artículos científicos, como son los tipos de prótesis existentes, cuáles son sus fabricantes más destacados como es el caso de OttoBock, Streifeneder, los cuales permiten tener una idea general de los mecanismos de articulación de rodilla. En otros casos las fuentes bibliográficas dan datos importantes sacados de estudios anteriores, como las medidas antropométricas, la cual brindan longitudes aproximadas y peso que debe tener una persona de acuerdo a su estatura y su etnia. Para el desarrollo de esta investigación se considera una estatura promedio y por consiguiente un peso promedio de ahí parte el análisis de fuerzas que actúan sobre la articulación de rodilla.

El ciclo de la marcha, al no disponer de un laboratorio de marcha para el estudio de la misma, se ha considerado los datos obtenidos de investigaciones que se dedican a la toma e interpretación de datos, consiguiendo de esta forma las curvas generadas en el transcurso de la marcha humana, estas curvas son fundamentales ya que indican

las fuerzas y momentos producidos en el transcurso de la caminata, como también los ángulos generados.

3.2 Caracterización del paciente.

Una vez obtenidos los datos de los estudios anteriores se considera para el estudio como la estatura del paciente, el peso del mismo, el tipo de caminata o nivel de caminata, el mecanismo para emular la caminata humana, las fuerzas y momentos que se generan en el trayecto de la marcha humana. En caso de la utilización de esta prótesis externa se debe buscar un paciente con similares características, y previo al uso de la misma debe pasar por entrenamiento previo y calibración el cual personas especialistas se encargan de la correcta alineación como también de la sujeción de la prótesis externa. En caso de tener inconvenientes con la altura de la prótesis se puede hacer ajustes o cortes en el pión ya que permite modificar su altura y de esta forma tener la misma altura que la otra pierna.

3.3 Selección de material.

Como base principal se considera los materiales que usan los grandes fabricantes de prótesis, siendo los más destacados el aluminio, el acero inoxidable, y por supuesto el titanio siendo unos de los más ligeros y resistentes, pero esto quiere decir que es uno de los materiales más costos. Se valida la información de los materiales por software, realizando graficas como, peso – resistencia, resistencia - costo, estas gráficas permiten una visión completa del universo de materiales, claro que salen varios materiales compuestos, siendo el inconveniente la adquisición en nuestro medio. Para culminar con la selección del material se consulta en el mercado local la disponibilidad de estos, y también considerando el proceso de fabricación, ya que se pretende realizar la articulación de rodilla mediante mecanizado, para posteriormente realizar los

diferentes ensayos y por último realizar el molde de la articulación de rodilla, para una producción en serie de tener buenos resultados.

3.4 Parámetros principales en la marcha humana

Definida la marcha, ya que se encuentra varios tipos de marcha, los cuales se han categorizado por nivel de actividad desde la actividad 1 hasta la actividad 5, siendo la actividad 1 caminata en superficies completamente planas, y siendo la de nivel 5 de propósito especial las cuales consisten en caminatas forzadas o para uso de determinados deportes, como es nadar, trotar, entre otros. Los parámetros que se considera para este estudio es de nivel 1 por razones de que la investigación en biomecánica es el inicio por lo tanto es precavido iniciar el estudio por el nivel de actividad más básico pero por consiguiente no menos importante, ya que teniendo claro el concepto de la caminata en el ser humano y la correcta interpretación de las cargas sometidas a este sistema pretendiendo conseguir la emulación de la caminata humana.

3.5 CAD y desarrollo de diseño asistido por computador

Se desarrolla una serie de bocetos con medidas aproximadas de acuerdo a los parámetros dados en el ciclo de la marcha y las medidas antropométricas. Gracias a la fundación “PROTESIS IMBABURA”, que ayuda a las personas que tienen discapacidad física permitió desarmar una prótesis C-LEG fabricada en Australia, esta dispone de un actuador hidráulico la cual genera movimiento y soporta el peso durante el trayecto de la caminata siendo un sistema bastante interesante el cual por medio de fluidos magnéticos permite el cambio de densidad del fluido por lo tanto hace que la resistencia aumente o disminuya según el caso, generando de esta forma un control del actuador que genera movimiento en la articulación de rodilla.

Esta experiencia ayuda a comprender de mejor forma el mecanismo que trabaja como articulación de rodilla, teniendo como una base de partida para el desarrollo de CAD de rodillas mecánicas, siempre pensando en el proceso de fabricación para la obtención de un producto fácil de fabricar, se pueda realizar pruebas experimentales y en un futuro realizar una producción continua de la articulación de rodilla.

El diseño inicia con las longitudes dadas por estudios antropométricos, y considerando las fuerzas que actúan sobre el mecanismo. Este mecanismo se va solidificando y generando diferentes piezas de la articulación de rodilla, una vez obtenido el mecanismo se lo lleva a un análisis estático, con el material adecuado a cada elemento de la articulación de rodilla, colocando las cargas dadas en el estudio de la marcha, y finalmente realizando el análisis del factor de seguridad y desplazamiento. Este proceso de mejoramiento continuo lleva un tiempo considerable, porque es un proceso con retroalimentación, inicia con un CAD, pasa por la solidificación, luego al ensamble, a continuación las restricciones, las cargas en el sistema, el mallado, y los resultados, en caso de que hay exceso de material, o muy poco material el proceso se repite realizando cambios en el diseño y el proceso continua, llevando de esta forma mucho tiempo computacional hasta conseguir cada vez un diseño que satisfaga las necesidades. Una gran ventaja al tener un sistema CAD – CAE integrado ya que permite realizar cambios al instante, e interactuar en cada paso.

3.6 Análisis de elementos finitos

El análisis de elementos finitos denominado FEA, permite obtener un análisis estático entre otros usando herramientas computacionales como ha sido en este caso de estudio. El análisis se lleva a cabo en cada uno de los elementos principales de la

articulación de rodilla, y el análisis en conjunto del sistema. Uno de los factores principales es reducir considerablemente el peso del mecanismo teniendo la mayor resistencia a las fuerzas que actúan durante la marcha humana.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS Y ANÁLISIS

4.1 Introducción

Antes de realizar el diagrama de cuerpo libre se toma como referencia los datos más relevantes analizados anteriormente los cuales dan un punto de partida para realizar el diagrama de cuerpo libre a cada uno de los puntos considerados.

Datos del paciente:

- Masa: 72,84 kg.
- Estatura: 1,72 m
- Altura de la rodilla: 0,52 m
- Velocidad media a pie: 4 a 5 km/h (nivel 1 de caminata)
- Masa entre la articulación de rodilla y el pie: 3,38 kg

Se toma como las gráficas más importantes en este estudio citando las gráficas 26 y gráficas 27 las cuales mediante intervalos de 2,5% y obteniendo los ángulos para el análisis de estos, (ver tabla 13)

Tabla 13

Puntos más relevantes de la figura 26.

Ciclo de la Marcha (%)	Carga en la marcha	Peso en el ciclo de la marcha (kg)	Ángulo "K"	Momento (N*m)
0	Respuesta a la carga	72,84	2,5	27,315
2,5	Respuesta a la carga	72,84	6	18,21
5	Respuesta a la carga	72,84	7,5	9,105
7,5	Respuesta a la carga	72,84	11	9,105
10	Estancia Media	36,42	14	18,21
12,5	Estancia Media	36,42	16	27,315
15	Estancia Media	36,42	15	27,315
17,5	Estancia Media	36,42	14	18,21
20	Estancia Media	36,42	11	9,105
22,5	Estancia Media	36,42	10	0
25	Estancia Media	36,42	7,5	9,105
27,5	Estancia Media	36,42	2,5	14,568
30	Estancia Media	36,42	0	18,21
32,5	Estancia Media	36,42	0	21,852



35	Estancia Media	36,42	0	27,315
37,5	Estancia Media	36,42	0	29,136
40	Estancia Media	36,42	0	27,315
42,5	Estancia Media	36,42	2,5	18,21
45	Estancia Media	36,42	4	9,105
47,5	Estancia Media	36,42	5	0
50	Estancia Media	36,42	10	9,105
52,5	Pre-balanceo	18,21	15	14,568
55	Pre-balanceo	18,21	17	9,105
57,5	Pre-balanceo	18,21	21	7,284
60	Pre-balanceo	18,21	29	7,284
62,5	Balanceo	0	32	7,284
65	Balanceo	0	38	7,284
67,5	Balanceo	0	42	7,284
70	Balanceo	0	46	6,5556
72,5	Balanceo	0	46	6,1914
75	Balanceo	0	44	5,8272
77,5	Balanceo	0	42	5,0988
80	Balanceo	0	39	0
82,5	Balanceo	0	33	5,0988
85	Balanceo	0	25	9,105
87,5	Balanceo	0	16	18,21
90	Balanceo	0	10	21,852
92,5	Balanceo	0	8	23,673
95	Balanceo	0	3	27,315
97,5	Balanceo	0	2,5	27,315
100	Balanceo	0	2,5	29,136

Cabe mencionar que en la columna 2, “carga en la marcha”, se puede apreciar que al inicio de la marcha se considera el peso total de la persona, y mientras avanza el ciclo de la marcha este va reduciendo considerablemente a la mitad del peso de la persona, por razones de que el peso se encuentra distribuido en las dos piernas y ya no sólo en la una como era el caso al inicio de marcha humana, y por consiguiente se reduce aún más ya que en la etapa siguiente el peso total se apoya en una sólo pierna siendo el peso casi nulo en la etapa final del ciclo de la marcha.

Ahora obteniendo gráficamente los valores obtenidos en la tabla 13 para tener los puntos más relevantes en el trayecto de la caminata humana. (ver figura 40)

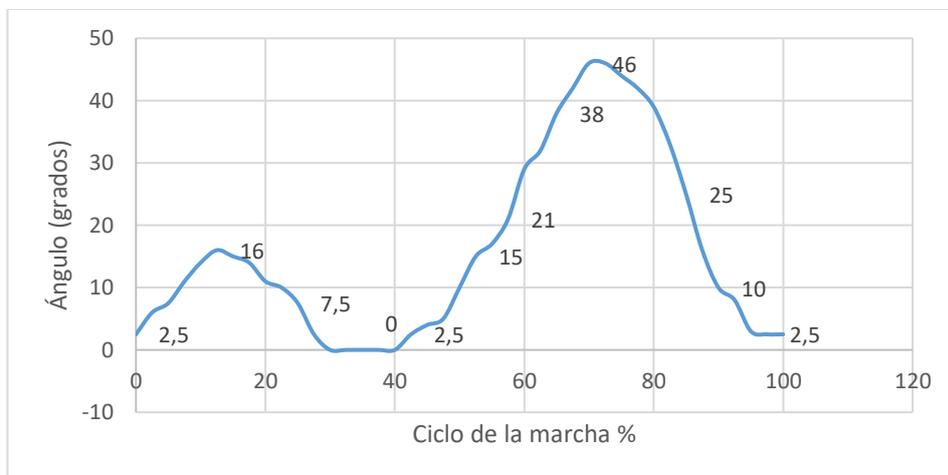


Figura 40 Ángulo – ciclo de la marcha.

Se observa los ángulos durante el ciclo de la marcha para determinar tanto el menor ángulo como el mayor ángulo durante el trayecto de la caminata humana, siendo el menor ángulo de 0° y el mayor de 46° cuando se encuentra en la etapa de balanceo. (ver figura 40) Los cuales indican el momento versus el ciclo de la marcha, es necesario obtener los valores para definir los puntos con mayor esfuerzo para ser considerados en el diseño. (ver figura 41)

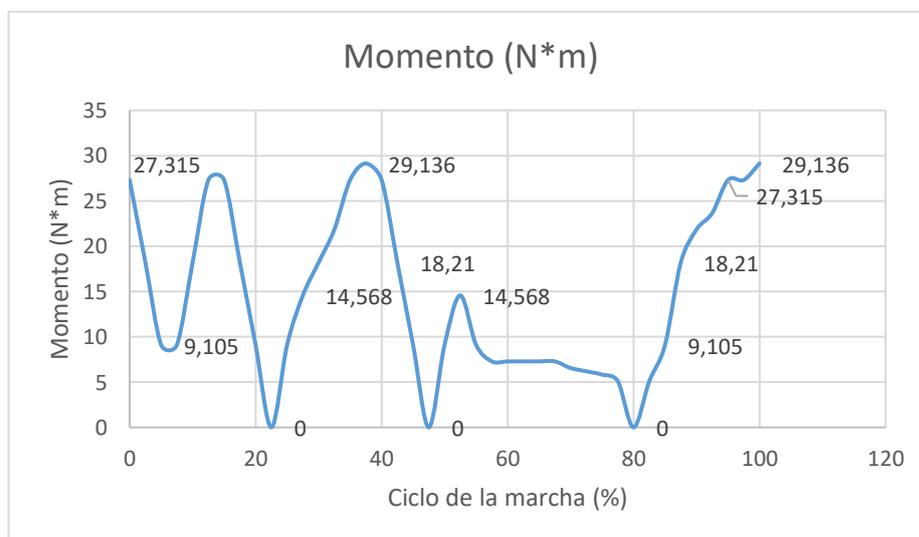


Figura 41 Momento – ciclo de la marcha

Los datos obtenidos en la tabla 13 se grafica la relación entre el momento y el ciclo de la marcha para determinar los momentos máximos, como se puede observar en la figura 41 el momento mayor durante el transcurso de la marcha humana es entre el inicio de la marcha humana y el final, esto quiere decir que el mayor momento se encuentra al primer contacto del pie con el suelo durante la marcha humana, ya que en este punto la rodilla se encuentra completamente extendida dando un ángulo de 0° al finalizar y al inicio de un nuevo ciclo generando momentos de 27,315 y 29,136 (N*m) respectivamente.

Tomando como medidas referenciales de un gran fabricante de prótesis como es el caso de Streifeneder para prótesis de personas adultas, a continuación, se indica los elementos que constituyen una prótesis de tipo transfemoral. (ver figura 42)

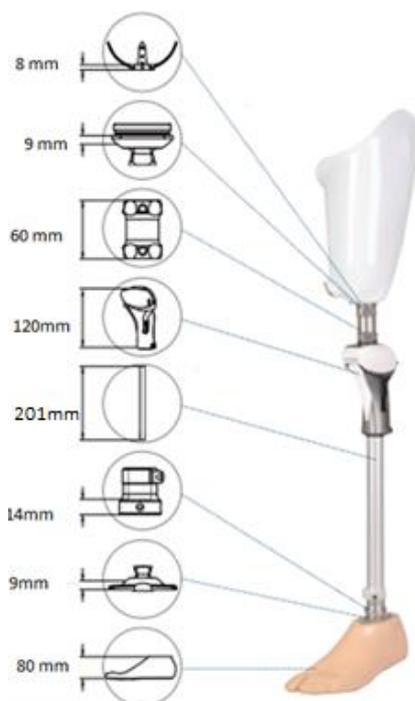


Figura 42 Medidas referenciales dadas por Streifeneder

Fuente: (Streifeneder, 2016)

Para este caso se dispone de una longitud de 0.52 m para todos los accesorios que comprende la prótesis transfemoral, para ello se va a detallar la longitud referencial de cada elemento para obtener la longitud que debe tener la articulación de rodilla:

- Altura de pie protésico: 80 mm
- Altura de conector adaptador: 9 mm
- Altura del adaptador para pilón: 14 mm
- Altura de pilón: 201 mm
- Altura de conector rotatable 9 mm

Teniendo de esta forma una longitud referencial de 207 mm, esta medida se va a considerar como longitud máxima entre puntos de rotación para la articulación de rodilla. Para la geometría se incrementa la longitud de la articulación de rodilla por el espesor de las paredes, pero no se tiene ningún problema con respecto a la longitud excedente ya que se reduce el tamaño del pilón, por lo general a este elemento se puede realizar cortes a su longitud para el calce al paciente y su ajuste.

4.2 Actuador

Para este caso se toma como referencia un actuador de tipo lineal para en un futuro realizar la etapa de control del actuador para general la trayectoria de la marcha humana. El Actuador LA23 de la marca Linak es muy usado en la línea médica, de cuidados y línea de mueblería siendo sus principales características las siguientes:

- Carga de empuje: 2500 N, 1800 N, 1500 N, 1200 N o 900 N
- Carga de tensión: 2500 N, 1800 N, 1500 N, 1200 N o 900 N
- Motor: 12 VDC, 24 VDC.
- Longitud del vástago: 20 – 300 mm
- Construido en dimensiones: 110 – 146 mm más la longitud del vástago.
- Posicionamiento opcional: Potencia libre – señal de parada por potenciómetro o señal de control por PWM.
- Material: Plástico o acero.
- Factor de seguridad estático: 2.5.

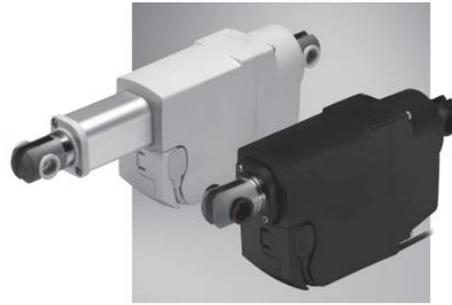


Figura 43 Actuador lineal LA23 LINAK

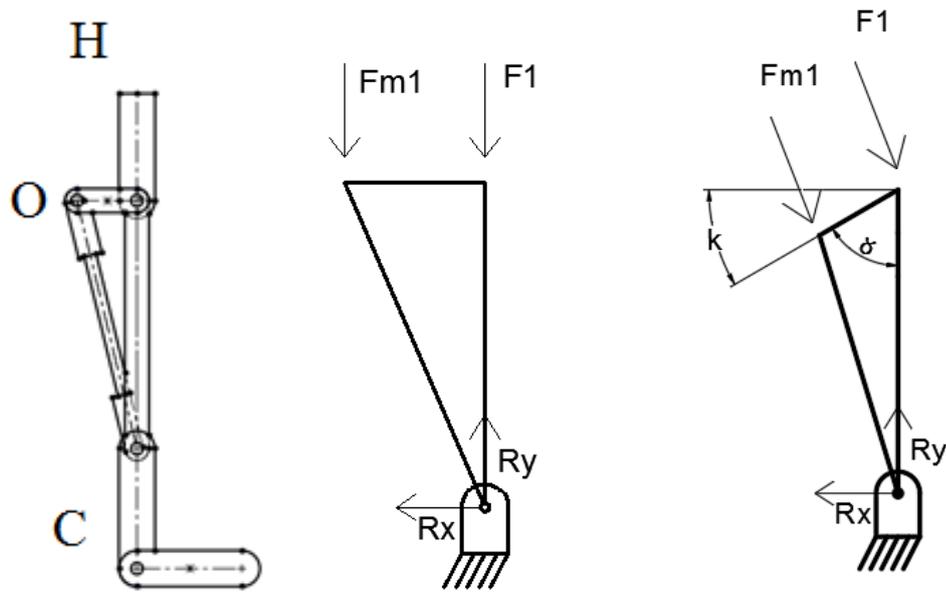
Fuente: (LINAK, 2016)

4.3 Análisis cinemático.

Para un correcto análisis cinemático es necesario un diagrama de cuerpo libre como referencia para determinar la distancia del actuador y la fuerza de reacción que viene dada por el actuador.

El tipo de movimiento de un cuerpo rígido libre de moverse dentro de un marco de referencias, el cual se obtiene una combinación simultánea de rotación y translación, en un plano o espacio bidimensional, el movimiento complejo se vuelve una combinación de rotación simultánea alrededor de un eje.

Si se dice rotación pura posee un punto centro de rotación que no tiene movimiento al marco de referencia y todos los demás puntos del cuerpo describen arcos alrededor del centro. Para una mejor comprensión se toma como referencia el diagrama de cuerpo libre de la prótesis transfemoral de rodilla, esquematizando dicha articulación, (ver figura 44 “a”, “b”, “c”) los cuales permiten determinar las trayectorias del mecanismo, los ángulos, y desplazamiento del actuador.



a) Prótesis transfemoral b) Diagrama de Fuerzas c) Ángulos y longitudes

Figura 44 Diagrama de cuerpo libre

Como se muestra en la figura 44 “c”, se tiene los siguientes datos:

Siendo:

K = Ángulo generado durante el ciclo de la marcha.

r_1 = 0,207 m, longitud base de la articulación de rodilla.

r_2 = 0,050 m, longitud de parte móvil de la articulación de rodilla.

c = desplazamiento del actuador

δ = ángulo complementario

Entonces:

$$\delta = 90 - k$$

$$c = \sqrt{r_2^2 + r_1^2 - 2r_1 * r_2 * \cos(\delta)}$$

De esta forma se determina “c” dando la longitud correcta que debe tener el actuador lineal de acuerdo al ángulo generado durante el ciclo de marcha. Es necesario determinar el ángulo “β” para el análisis de fuerzas siendo:

$$\beta = \sin^{-1}(r2 * \sin \delta / c)$$

Usando los datos obtenidos en la figura 26 y figura 27, se determina los ángulos generados durante el ciclo de la marcha, se toma los datos con un intervalo de 2.5% en el ciclo de la marcha hasta completar el 100% que representa un paso con un sólo pie, obteniendo de esta forma los momentos y el desplazamiento de la articulación de rodilla a continuación, se representa los valores (ver tabla 14)

Tabla 14

Datos obtenidos del análisis cinemático.

Ciclo Marcha (%)	Carga en marcha	Peso durante marcha	Peso ciclo marcha (kg)	Ángulo "K"	Momento (N*m/kg)	Momento (N*m)	Long. Act. "c" (mm)	Beta (β)
0	Carga completa	100%	72,84	2,5	0,375	27,315	210	13,76
2,5	Carga completa	100%	72,84	6	0,25	18,21	207	13,89
5	Carga completa	100%	72,84	7,5	0,125	9,105	206	13,92
7,5	Carga completa	100%	72,84	11	0,125	9,105	203	13,92
10	Estancia Media	50%	36,42	14	0,25	18,21	200	14,03
12,5	Estancia Media	50%	36,42	16	0,375	27,315	199	13,97
15	Estancia Media	50%	36,42	15	0,375	27,315	200	13,97
17,5	Estancia Media	50%	36,42	14	0,25	18,21	200	14,03
20	Estancia Media	50%	36,42	11	0,125	9,105	203	13,99
22,5	Estancia Media	50%	36,42	10	0	0	204	13,96
25	Estancia Media	50%	36,42	7,5	0,125	9,105	206	13,92
27,5	Estancia Media	50%	36,42	2,5	0,2	14,568	210	13,76
30	Estancia Media	50%	36,42	0	0,25	18,21	213	13,57



32,5	Estancia Media	50%	36,42	0	0,3	21,852	213	13,57
35	Estancia Media	50%	36,42	0	0,375	27,315	213	13,57
37,5	Estancia Media	50%	36,42	0	0,4	29,136	213	13,57
40	Estancia Media	50%	36,42	0	0,375	27,315	213	13,57
42,5	Estancia Media	50%	36,42	2,5	0,25	18,21	210	13,76
45	Estancia Media	50%	36,42	4	0,125	9,105	209	13,8
47,5	Estancia Media	50%	36,42	5	0	0	208	13,85
50	Estancia Media	50%	36,42	10	0,125	9,105	204	13,96
52,5	Pre-balanceo	25%	18,21	15	0,2	14,568	200	13,97
55	Pre-balanceo	25%	18,21	17	0,125	9,105	198	13,97
57,5	Pre-balanceo	25%	18,21	21	0,1	7,284	194	13,92
60	Pre-balanceo	25%	18,21	29	0,1	7,284	187	13,52
62,5	Balanceo	0%	0	32	0,1	7,284	185	13,53
65	Balanceo	0%	0	38	0,1	7,284	180	12,64
67,5	Balanceo	0%	0	42	0,1	7,284	177	12,11
70	Balanceo	0%	0	46	0,09	6,5556	174	11,51
72,5	Balanceo	0%	0	46	0,085	6,1914	174	11,51
75	Balanceo	0%	0	44	0,08	5,8272	176	11,79
77,5	Balanceo	0%	0	42	0,07	5,0988	177	12,11
80	Balanceo	0%	0	39	0	0	179	12,53
82,5	Balanceo	0%	0	33	0,07	5,0988	184	13,17
85	Balanceo	0%	0	25	0,125	9,105	191	13,72
87,5	Balanceo	0%	0	16	0,25	18,21	199	13,97
90	Balanceo	0%	0	10	0,3	21,852	204	13,96
92,5	Balanceo	0%	0	8	0,325	23,673	206	13,9
95	Balanceo	0%	0	3	0,375	27,315	210	13,77
97,5	Balanceo	0%	0	2,5	0,375	27,315	210	13,77
100	Balanceo	0%	0	2,5	0,4	29,136	210	13,77

Con los datos obtenidos en la tabla 14 se grafica el ángulo versus el momento y se determina los puntos más relevantes para el análisis estático, siendo los principales puntos cuando el mecanismo de articulación de rodilla se encuentra en 0° , $2,5^\circ$, 8° - 15° , 16°

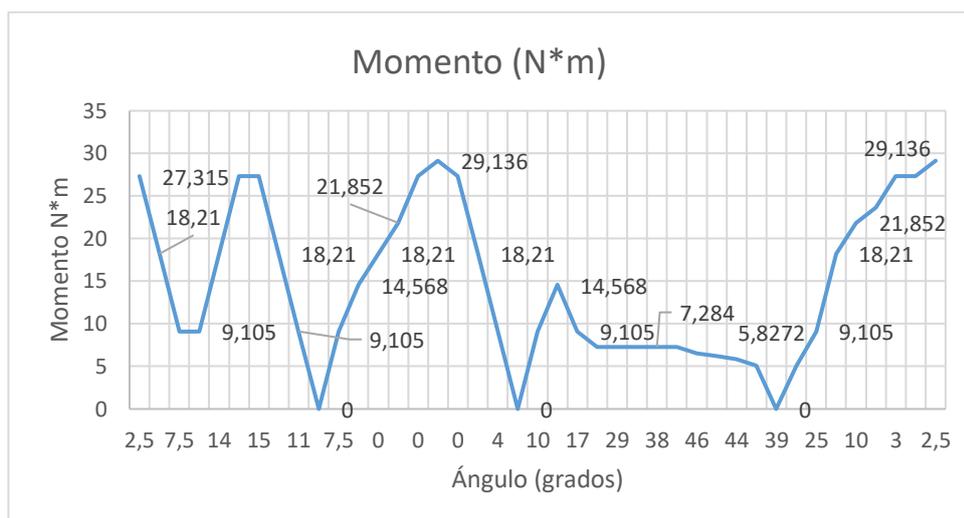


Figura 45 Ángulo versus momento.

4.4. Análisis cuasi estático

Se puede dividir en tres partes al ciclo de la marcha, definido este por la carga durante el ciclo de la marcha, siendo la primera división con respuesta a la carga, estancia media, pre-balanceo – balanceo, esta condición representa la variación de la fuerza a la articulación de rodilla, dependiendo directamente del ciclo de la marcha. (ver tabla 14)

Siendo:

M1: Momento dada por figura 26 y figura 27

Fm1: Es la fuerza necesaria para generar dicho momento.

r2:0,050 m

F1: Fuerza ejercida por el peso de la persona.

$$M1 = Fm1 * r2$$

Entonces:

$$Fm1 = \frac{M1}{r2}$$

$$F1 = 72,84kg * 9,8m/s^2$$

Las componentes de las fuerzas dependen directamente del ángulo del mecanismo de la articulación de rodilla.

Siendo:

K: ángulo dado de la figura 26 y figura 27

Siendo δ : ángulo complementario

$$\delta = 90 - k$$

Siendo de esta forma sus componentes tanto en "x", como en "y" de $F1$

$$F1x = \cos \delta * F1$$

$$F1y = \sin \delta * F1$$

Con respecto a la figura 44 "b" se realiza la descomposición de fuerzas.

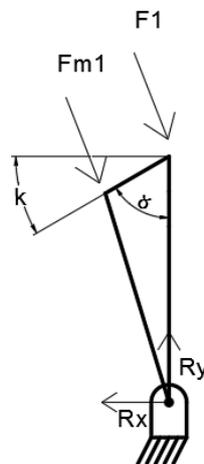


Figura 46 Componentes de fuerzas articulación de rodilla.

Componentes de la $Fm1$.

$$Fm1x = \cos \delta * F1$$

$$Fm1y = \sin \delta * F1$$

Entonces:

$$\sum f_x = 0$$

$$F1x + Fm1x - Rx = 0$$

$$Rx = Fm1x + F1x$$

$$\sum fy = 0$$

$$-F1y - Fm1y + Ry = 0$$

$$Ry = F1y + Fm1y$$

Fa=Fuerza del actuador.

$$Fa = Ry/\cos(\beta)$$

4.5 Análisis de fuerzas durante la marcha humana

Como se observa en los diagramas mostrados anteriormente durante los puntos más relevantes en la caminata humana se realiza una tabla comparativa que indica los resultados del análisis de fuerzas mostrado en la tabla 15. Con las fuerzas, los ángulos y los momentos, se tiene una referencia para realizar la geometría de la articulación de rodilla.

Tabla 15

Fuerzas y ángulos resultantes

Ciclo Marc ha (%)	Ángulo "K"	Momento (N*m)	Long. Act. (mm)	Beta	F1(N)	Fm1 (N)	Rx (N)	Ry (N)	Fa (N)
0	2,5	27,315	210	13,76	713,83	546,3	54,9	1258,9	1296,1
2,5	6	18,21	207	13,89	713,83	364,2	112,6	1072,1	1104,4
5	7,5	9,105	206	13,92	713,83	182,1	116,9	888,3	915,2
7,5	11	9,105	203	13,92	713,83	182,1	170,9	879,5	906,1
10	14	18,21	200	14,03	356,91	364,2	174,4	699,7	721,2
12,5	16	27,315	199	13,97	356,91	546,3	248,9	868,2	894,7
15	15	27,315	200	13,97	356,91	546,3	233,7	872,4	899,0
17,5	14	18,21	200	14,03	356,91	364,2	174,4	699,7	721,2
20	11	9,105	203	13,99	356,91	182,1	102,8	529,1	545,3
22,5	10	0	204	13,96	356,91	0	61,97	351,5	362,2
25	7,5	9,105	206	13,92	356,91	182,1	70,35	534,4	550,6
27,5	2,5	14,568	210	13,76	356,91	291,36	28,27	647,7	666,8
30	0	18,21	213	13,57	356,91	364,2	0	721,1	741,8
32,5	0	21,852	213	13,57	356,91	437,04	0	794	816,8



35	0	27,315	213	13,57	356,91	546,3	0	356,9	367,1
37,5	0	29,136	213	13,57	356,91	582,72	0	939,6	966,6
40	0	27,315	213	13,57	356,91	546,3	0	903,2	929,1
42,5	2,5	18,21	210	13,76	356,91	364,2	31,5	720,4	741,7
45	4	9,105	209	13,8	356,91	182,1	37,6	537,7	553,7
47,5	5	0	208	13,85	356,91	0	31,1	355,6	366,2
50	10	9,105	204	13,96	356,91	182,1	93,6	530,8	547,0
52,5	15	14,568	200	13,97	178,45	291,36	121,6	453,8	467,6
55	17	9,105	198	13,97	178,45	182,1	105,4	344,8	355,3
57,5	21	7,284	194	13,92	178,45	145,68	116,2	302,6	311,8
60	29	7,284	187	13,52	178,45	145,68	157,1	283,5	291,6
62,5	32	7,284	185	13,53	0	145,68	77,2	123,5	127,0
65	38	7,284	180	12,64	0	145,68	89,7	114,8	117,7
67,5	42	7,284	177	12,11	0	145,68	97,5	105,3	107,7
70	46	6,5556	174	11,51	0	131,11	94,3	91,1	93,0
72,5	46	6,1914	174	11,51	0	123,82	89,1	86	87,8
75	44	5,8272	176	11,79	0	116,54	81	83,8	85,6
77,5	42	5,0988	177	12,11	0	101,97	68,2	75,8	77,5
80	39	0	179	12,53	0	0	0	0	0,0
82,5	33	5,0988	184	13,17	0	101,97	55,5	85,5	87,8
85	25	9,105	191	13,72	0	182,1	77	165	169,8
87,5	16	18,21	199	13,97	0	364,2	100,4	350,1	360,8
90	10	21,852	204	13,96	0	437,04	75,9	430,4	443,5
92,5	8	23,673	206	13,9	0	473,46	65,9	468,9	483,0
95	3	27,315	210	13,77	0	546,3	28,6	545,6	561,7
97,5	2,5	27,315	210	13,77	0	546,3	23,8	545,8	562,0
100	2,5	29,136	210	13,77	0	582,72	25,4	582,2	599,4

Resumiendo, la tabla 15 se representa en el gráfico 47, el cual indica el ángulo de la articulación de rodilla versus las fuerzas que actúan en dicha posición, los puntos más representativos como se puede observar se encuentra cuando la articulación de rodilla tiene un ángulo de 2,5, las fuerzas tanto generadas por el momento y por la fuerza generada por el peso de la persona.

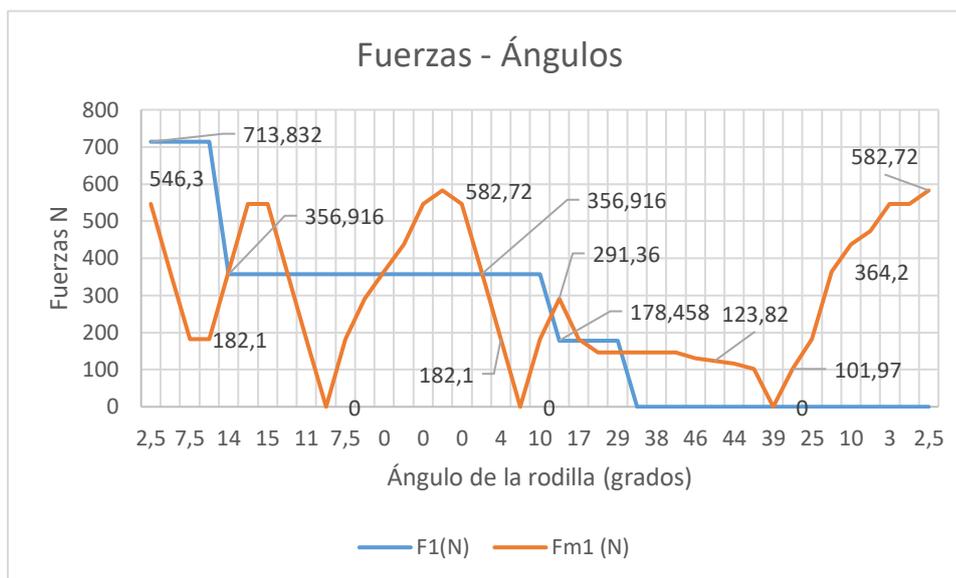


Figura 47 Fuerzas versus ángulos

4.6 Desarrollo CAD

Se indica a continuación cada una de las partes que constituyen la articulación de la rodilla, empezando por la parte superior que representa la parte móvil del mecanismo, luego la base de la articulación de rodilla, incluyendo los acoples de tipo pirámide, los encargados de la sujeción al resto de elementos que conforman la prótesis de rodilla, y la representación gráfica del actuador, la cual permite tener una visión mucho más clara.

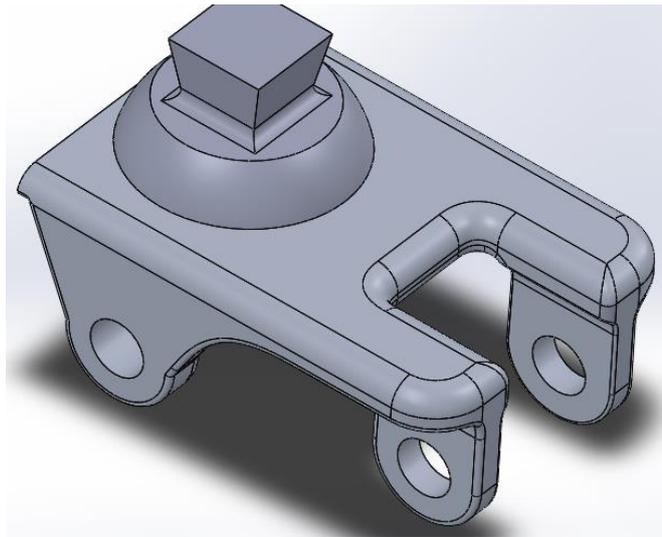


Figura 48 Parte móvil de la articulación de rodilla.

Validación:

Se ha realizado un corte para obtener el área, y calcular el esfuerzo como también el factor de seguridad.

$$Fx = 1260,13 \text{ N}$$

$$A = 49,66 \text{ mm}^2$$

$$\sigma = Fx/A$$

$$\sigma = 2,53 \times 10^7$$

$$Fs = Sy/\sigma$$

$$Fs = 19,82$$

Los resultados con el método de elementos finitos son los siguientes valores.

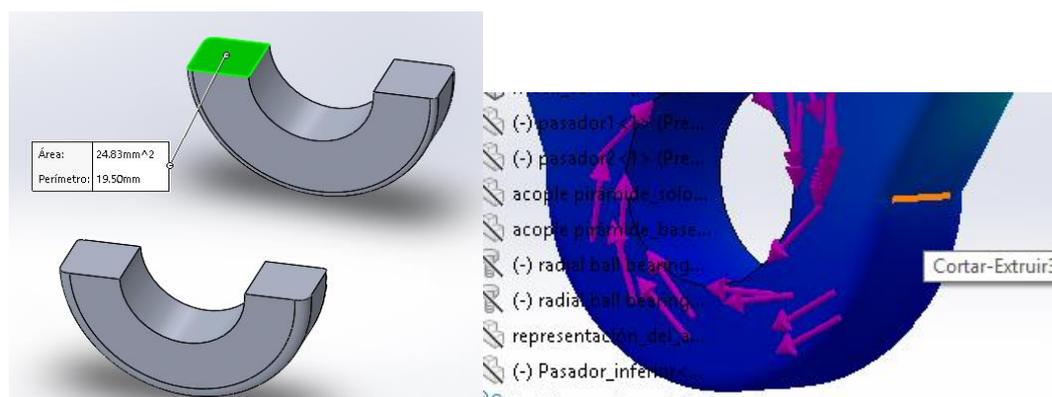


Figura 49 Área seleccionada para comparación de resultados en la parte móvil

	Valor	
Suma:	104.86	N/mm ²
Avg	20.972	N/mm ²
Máx.	22.54	N/mm ²
Mín.	19.287	N/mm ²
Valor RMS (media cuadrática)	21	N/mm ²

Figura 50 Valores obtenidos en MPa

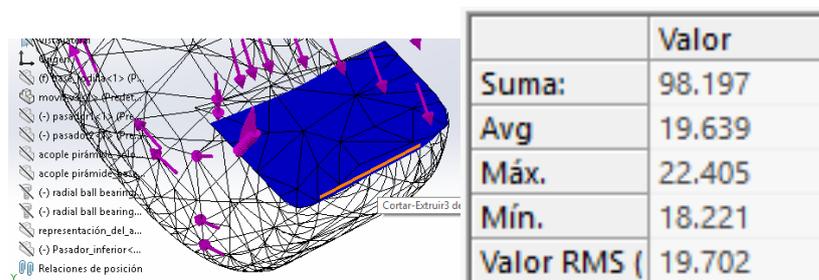


Figura 51 Resultados, factor de seguridad

Si se observa el valor calculado y el valor obtenido en la figura 51, se observa que la diferencia entre el factor de seguridad es mínimo, entre el valor de 19,82 y 19,63. De esta forma se valida los resultados del análisis de elementos finitos en esta pieza. El acople pirámide. La obtención del CAD, del elemento acople tipo pirámide se realiza con ayuda de un escáner 3D, por razones de que hasta el momento no se encuentra ningún documento que ayude con las especificaciones o dimensiones.

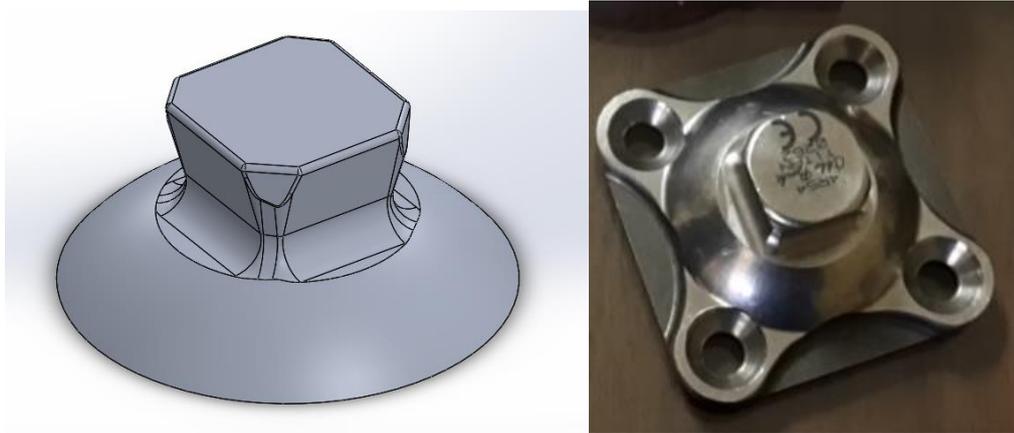


Figura 52 Acople pirámide

Validación.

Se obtiene el área de una sección dada, obteniendo los siguientes datos: (ver figura 53)

$$A = 170 \text{ mm}^2$$

$$\sigma = Fx/A$$

$$\sigma = 7,41 \times 10^6 \text{ Pa}$$

$$Fs = S_y/\sigma$$

$$Fs = 67,85$$

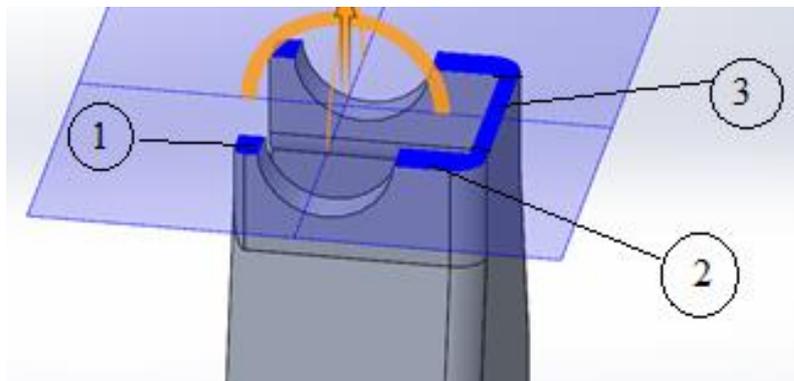


Figura 53 Área representativa para análisis (parte 1 y parte 2 tomadas en cuenta, y parte 3 despreciada)

Los datos obtenidos con el método de elementos finitos se muestran en la gráfica 54

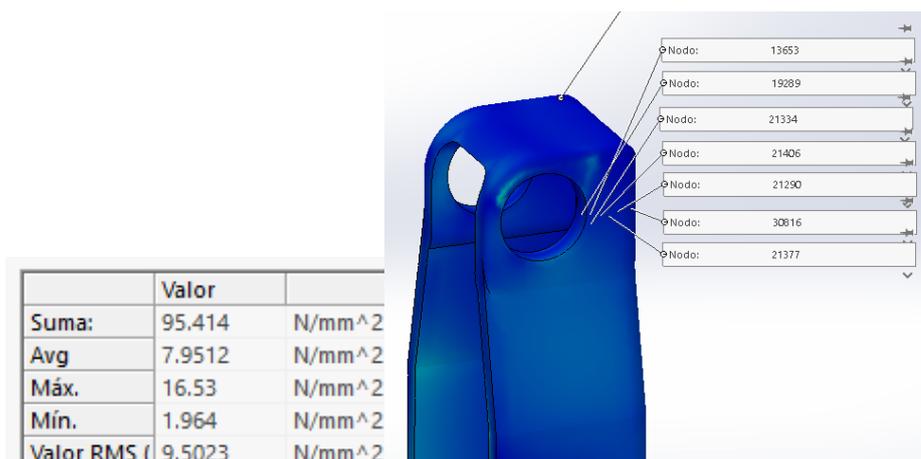


Figura 54 Esfuerzo de Von Mises en zona seleccionada con el método de elementos finitos

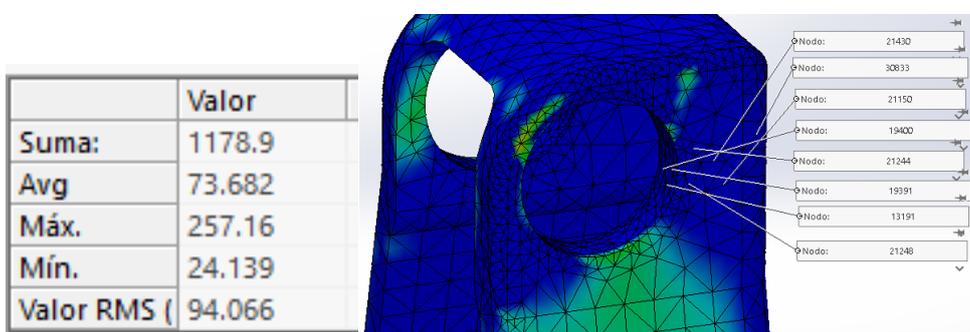


Figura 55 Factor de seguridad en zona seleccionada con el método de elementos finitos

El valor calculado y el valor obtenido en la figura 54 y figura 55, se tiene el esfuerzo de Von-Mises y los factores de seguridad siendo; 7,41 MPa (Calculada), y 7,95 MPa (Método de elementos finitos), y el factor de seguridad es de 67,8 (Calculado), y 73,68 (método de elementos finitos), lo que quiere decir que se tiene un error del 8%, pero este error se debe a que el método de elementos finitos considera toda la geometría sin importar lo irregular que sea, y distribución.

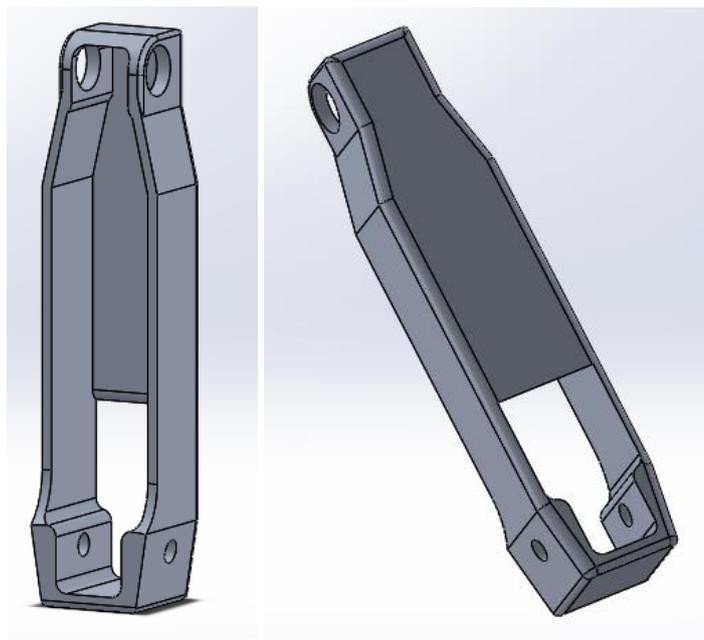


Figura 56 Base articulación de rodilla

Los rodamientos soportan cargas radiales puras o combinación de ellas, en este elemento se desarrollan esfuerzos de contacto. Bajo condiciones normales la única causa de falla es por fatiga. Se debe considerar que el rodamiento se encuentra sometido a una carga de 1260,13 N y la carga estática para la cual fue diseñado este elemento es de 1,7 KN, lo que quiere decir que este elemento fue seleccionado principalmente por las dimensiones;

Diámetro interior: 10 mm

Diámetro exterior: 22 mm

Espesor: 6 mm



Figura 57 Rodamiento de bolas de una hilera RS6900

Pasadores:

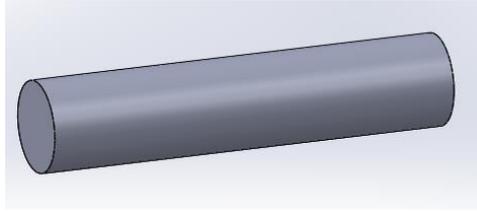


Figura 58 Pasadores

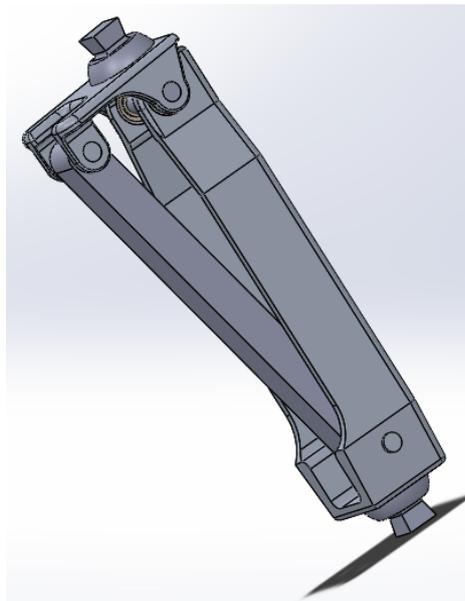


Figura 59 Ensamble de articulación de rodilla

4.7 Dinámica de cuerpo rígido.

El comportamiento dinámico de un sistema de cuerpos interconectados que constan de componentes rígidos y flexibles. Un cuerpo rígido, es un caso particular de un sistema de muchas partículas, estas deben cumplir con la condición de que la separación entre cualquier pareja de ellas siempre permanece constante mientras el cuerpo se mueve, sin importar el tipo de fuerzas que actúan sobre él. En un análisis de cuerpo rígido se puede dividir en dos casos, el primer caso es la dinámica de cuerpo rígido y el segundo caso la dinámica flexible

Esta definición permite afirmar que un cuerpo rígido no se deforma bajo ninguna interacción con otros cuerpos. Cuando un cuerpo rígido interactúa con otros cuerpos, las fuerzas que se generan tienden a generar un movimiento combinado de translación y rotación. Un cuerpo rígido posee un movimiento de rotación pura, cuando cambia su orientación mientras se mueve, de tal forma que todas las partículas que lo conforman describen trayectorias circulares con centros en el eje de rotación.

Un cuerpo rígido puede tener dos movimientos simultáneos uno de translación y otro de rotación, se puede considerar como una combinación de translación y rotación. Una fuerza actúa sobre un cuerpo rígido se descompone en sus componentes rectangulares como es F_x , F_y y F_z , que miden la tendencia de la fuerza a desplazar el cuerpo en las direcciones “x”, “y” y “z” respectivamente. Como en tres dimensiones el vector posición está dado en componentes rectangulares por $r = xi + yj + zk$ y el vector fuerza por $F = F_xi + F_yj + F_zk$, se puede determinar el torque de la fuerza, respecto a un eje que pasa por el punto O , mediante el determinante. (Gaviria, 2012)

4.7.1 Características dinámica de multicuerpos rígidos

Sólo en cuerpo rígido.

Movimiento solamente debido a las juntas y/o contactos.

Determinación del movimiento y las fuerzas.

Pocos grados de libertad.

El más adecuado para grandes análisis de deformación.

Análisis con dinámica de cuerpo rígido.

4.7.2 Dinámica de multicuerpos flexibles

Consta de cuerpos rígidos y flexibles

Permite todo tipo de linealidades.

Movimiento debido a las articulaciones / contactos / y parte de la deformación flexible.

Determinación del movimiento, fuerzas, deformaciones, stress.

Largas soluciones, pero más detalladas.

Se puede analizar por el sistema de transitoria estructural.

Para el análisis dinámico de cuerpo rígido se debe considerar los siguientes pasos;

- Agregar el cuerpo rígido.
- Definir la geometría.
- Definir el material.
- Conexiones
- Mallado
- Configuración de la solución.
- Condiciones de fronteras / Cargas.
- Solución.
- Procesamiento de la solución.

4.8 Análisis multicuerpo flexible

Se debe recordar que las entradas y salidas son fuerzas, momentos, desplazamientos, velocidades y aceleraciones. Todas las partes son rígidas de tal manera que no hay tensiones y fuerzas resultantes producidas, sólo hay fuerzas, momentos, desplazamientos velocidades y aceleraciones. La solución es dada automáticamente ajustada al paso de tiempo, haciendo esto de forma manual es ineficiente y resulta el consumo de mucho tiempo. (Implica Newmark method, HHT método)

4.8.1 Definir geometría

Una vez obtenida la geometría de cada una de las partes que conforman la articulación de rodilla, y comprobado que no haya interferencia entre partes que la constituyen, realizando la importación del CAD al software para realizar el análisis estático (ver figura 60)

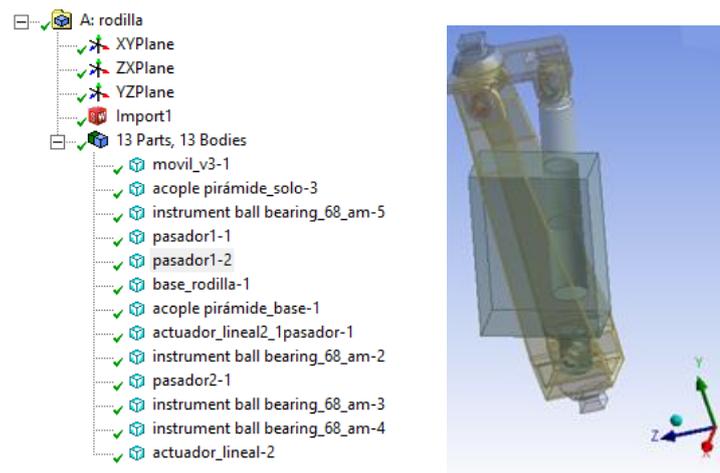


Figura 60 Desarrollo CAD de articulación de rodilla

Se tiene un diseño asistido por computador el cual permite desarrollar un conjunto de elementos integrados entre sí para un análisis más completo.

4.8.2 Definir material

Una vez desarrollado el CAD, es necesario colocar el material con el cual se pretende materializar el diseño mencionado, para este caso el material adecuado es el aluminio 7075-T6 el cual es usado en nuestro país para matricería por sus propiedades mecánicas las cuales se menciona a continuación.

Siendo sus principales aplicaciones:

- Moldes para inyección de plástico.
- Moldes de soplado.
- Moldes de fundición.
- Construcciones soldadas.
- Moldes para prensas de papel

Tamaños estándar de las placas enteras:

- Espesores de 20 a 500 mm en pasos de 5 mm.
- Ancho por largo: 1570 x 3000 / 3670 mm (Aceros, 2016)

4.8.3 Conexiones

Contactos unidos:

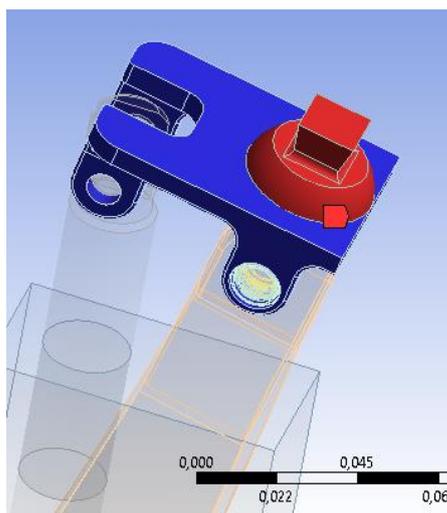


Figura 61 Unión acople pirámide - parte móvil

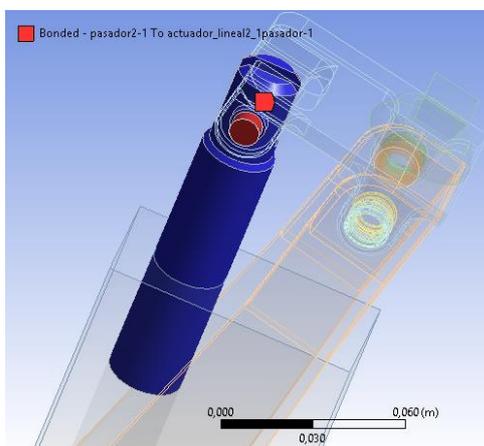


Figura 62 Pasador – actuador lineal.

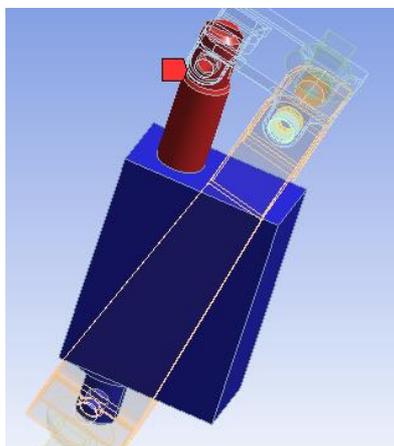


Figura 63 Actuador lineal – vástago.

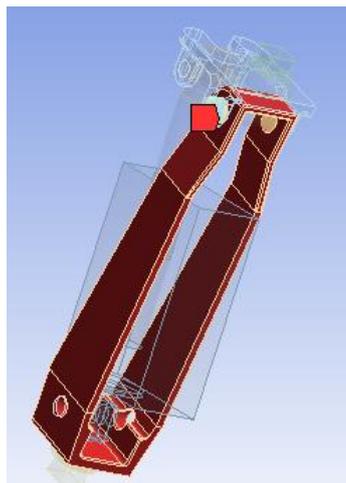


Figura 64 Base - rodamiento

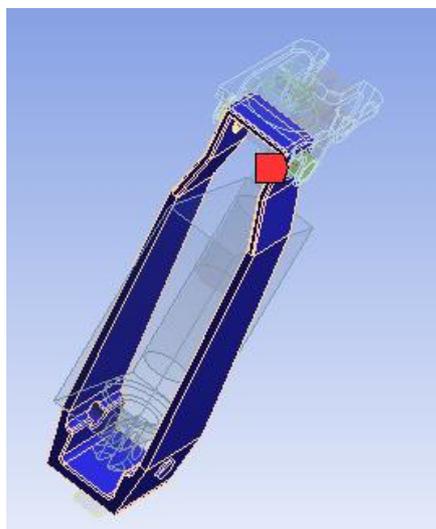


Figura 65 Base rodilla – Rodamiento.

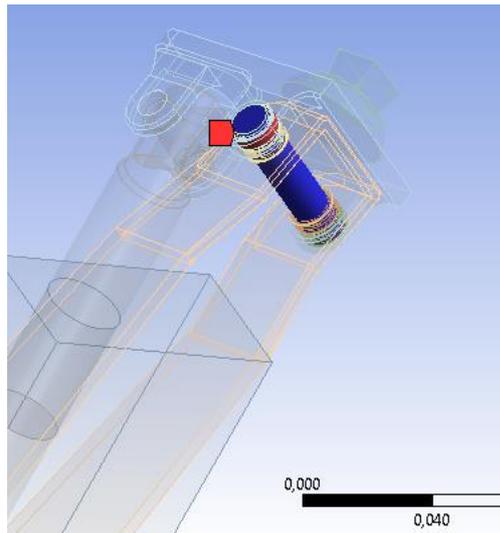


Figura 66 Pasador – Rodamiento.

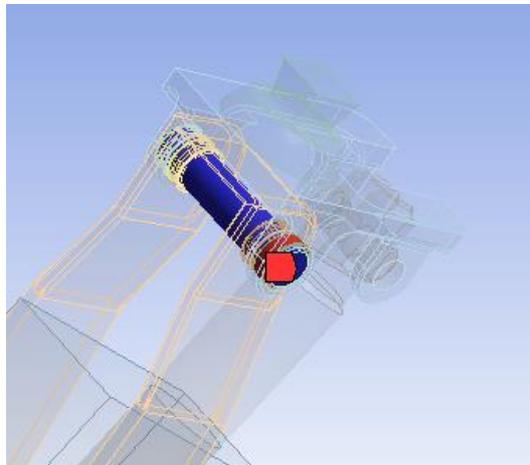


Figura 67 Rodamiento – Pasador.

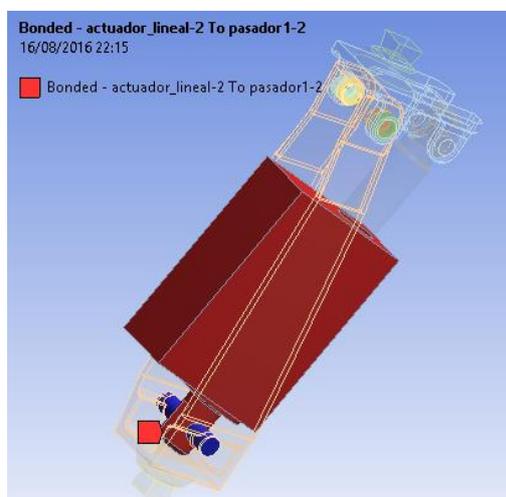


Figura 68 Actuador – Pasador

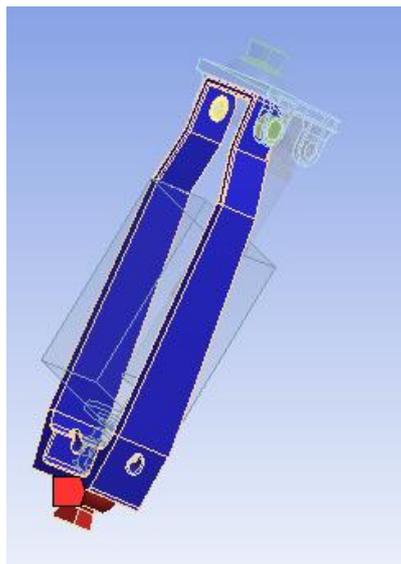


Figura 69 Base rodilla – Acople pirámide.

Contactos tipo juntas de revolución:

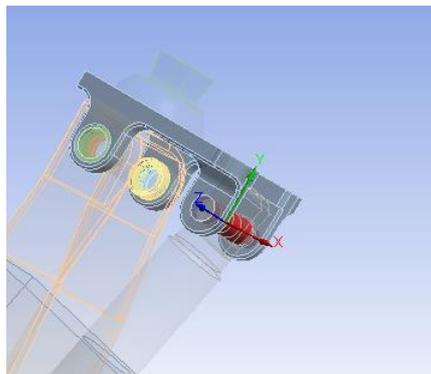


Figura 70 Pasador - Parte móvil

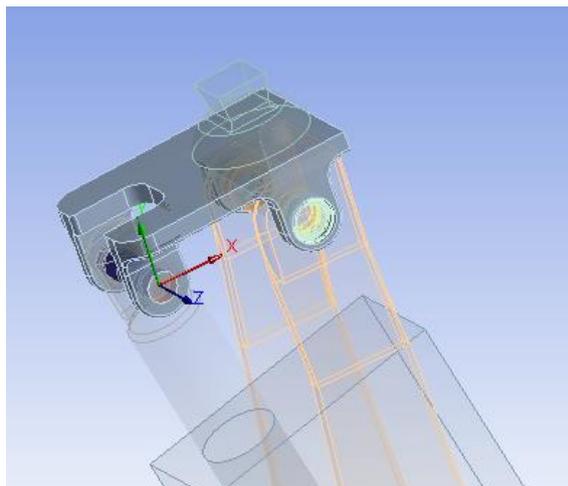


Figura 71 Parte móvil – Pasador

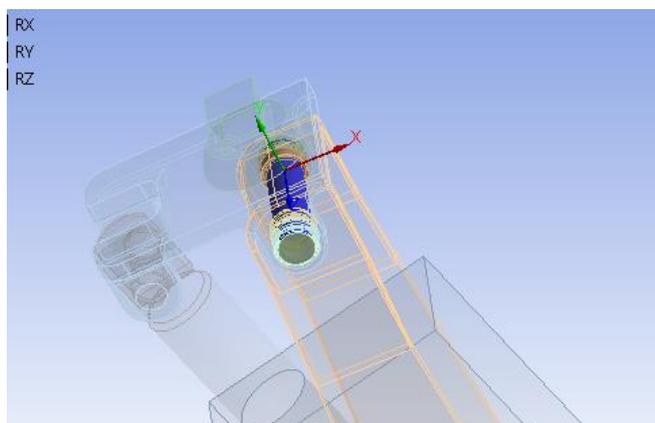


Figura 72 Rodamiento – Pasador

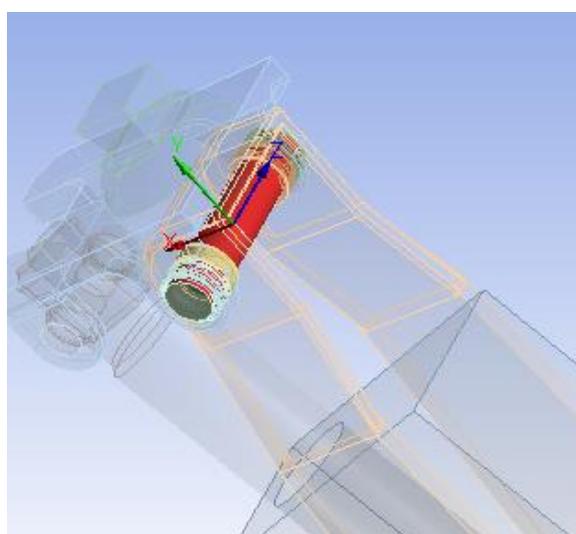


Figura 73 Pasador – Rodamiento.

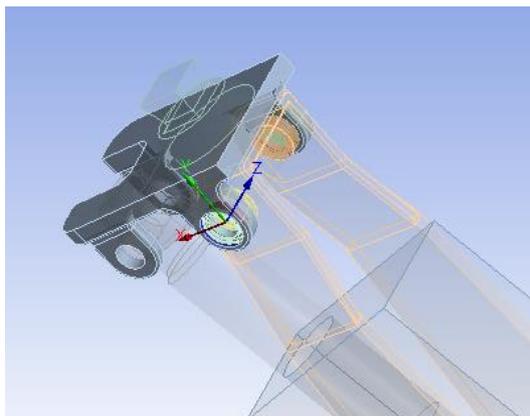


Figura 74 Parte móvil – Rodamiento.

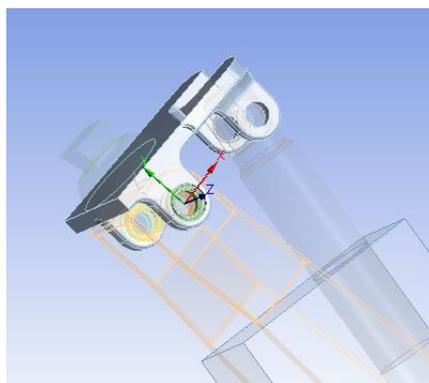


Figura 75 Rodamiento – Parte móvil

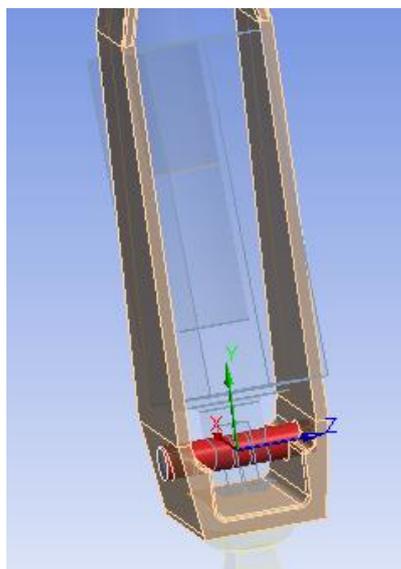


Figura 76 Base rodilla – Pasador.

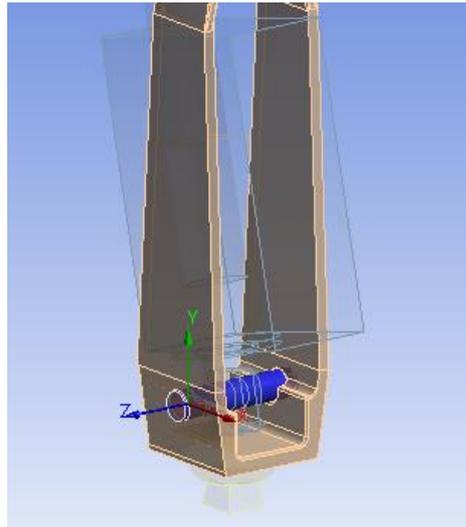


Figura 77 Pasador – Base Rodilla.

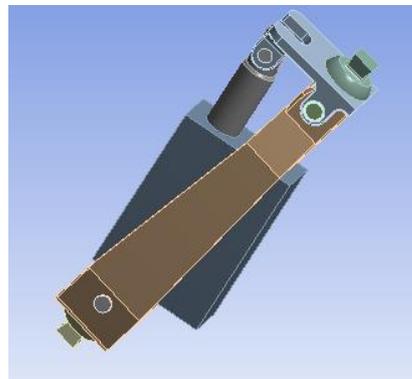


Figura 78 Ensamble articulación de rodilla.

4.8.4 Mallado

Para determinar el mallado se realizó con una relevancia de 10 entre -100 hasta 100, ya que si se realiza un mallado mucho más fino el tiempo de procesamiento computacional se incrementa considerablemente.

- Numero de nodos: 123864
- Número de elementos: 75762

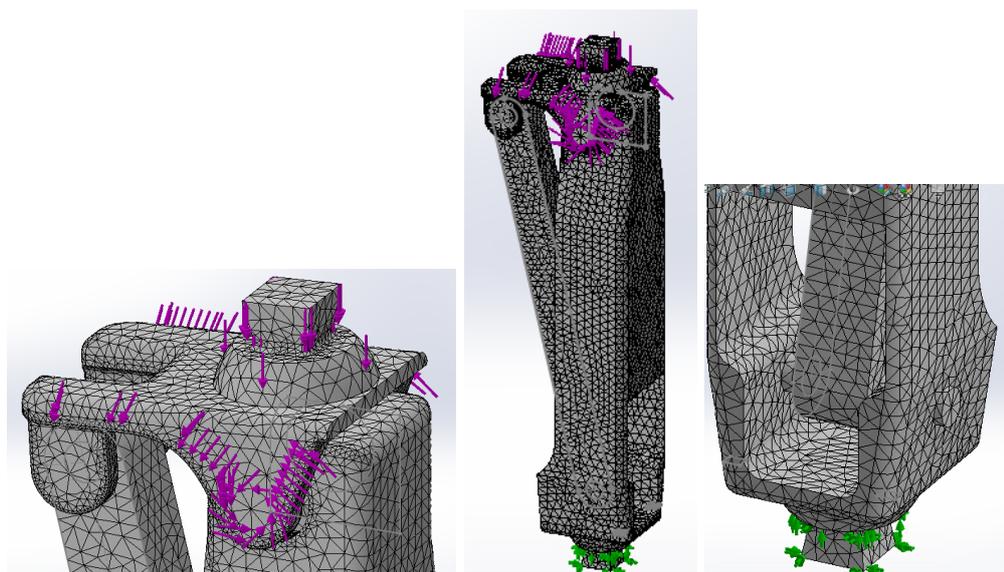


Figura 79 Mallado de articulación de rodilla.

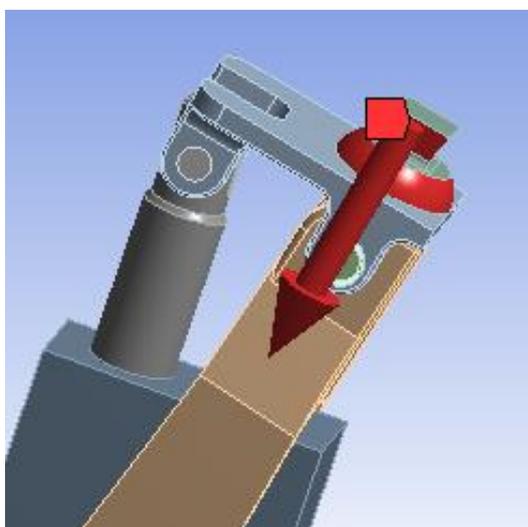


Figura 80 Fuerza correspondiente al peso de la persona.

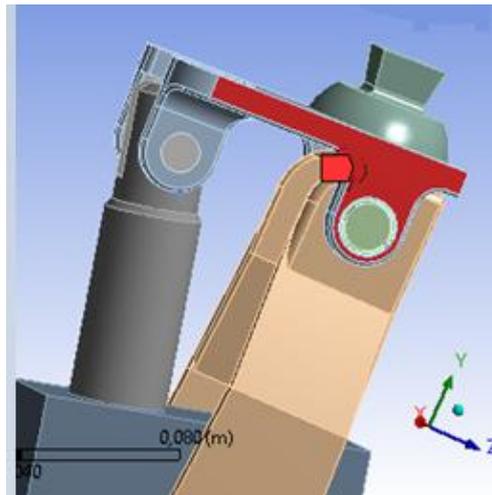


Figura 81 Momento aplicado en la articulación de rodilla.

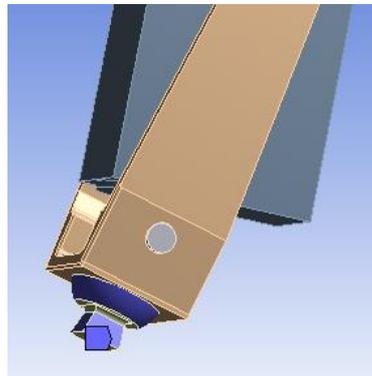


Figura 82 Geometría fija.

4.8.5 Condiciones de frontera

Las condiciones de frontera y las limitaciones se consideran la parte más difícil del modelado de una estructura para un análisis de elementos finitos. Las restricciones de frontera también pueden ser útiles al modelar condiciones de frontera que son laterales del sistema coordinado global. (Shigley Keith, 2008)

Para este estudio se considera los elementos de conexión y alineación los cuales se denomina acople pirámide “conector adaptador rotable” y el “conector adaptador”, para la conexión de la parte superior de la prótesis se considera una fuerza de compresión la cual está dada por el peso total de la persona como se analizó anteriormente.



Figura 83 Conector adaptador rotatable



Figura 84 Conector adaptador



Figura 85 Conexión adaptador – conector rotatable

El peso total de la persona se apoya sobre las caras de la pirámide y sobre la base de esta, la fuerza que se aplica depende del ciclo de la marcha y por consiguiente el ángulo y la fuerza generada en este punto (ver figura 86).

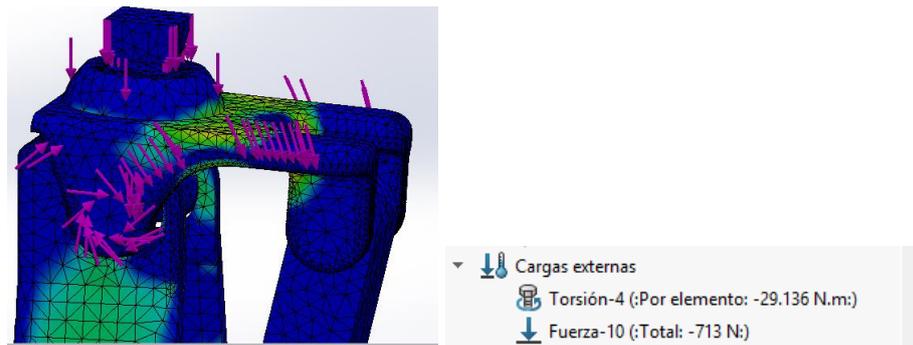


Figura 86 Aplicación de fuerza en Socket Adaptador.

La geometría fija se encuentra en la parte inferior de la articulación de rodilla entre el socket adaptador y el pilón (ver figura 89)

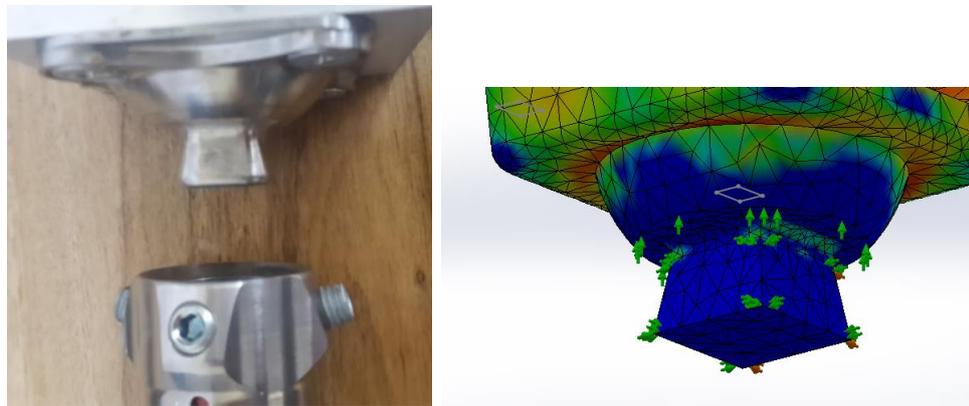


Figura 87 Conector - Pilón – Geometría fija

De acuerdo al análisis de cargas en la geometría se aplica un momento en la unión de la parte móvil y la base de la articulación de rodilla este momento se determina en base al análisis de la marcha humana.

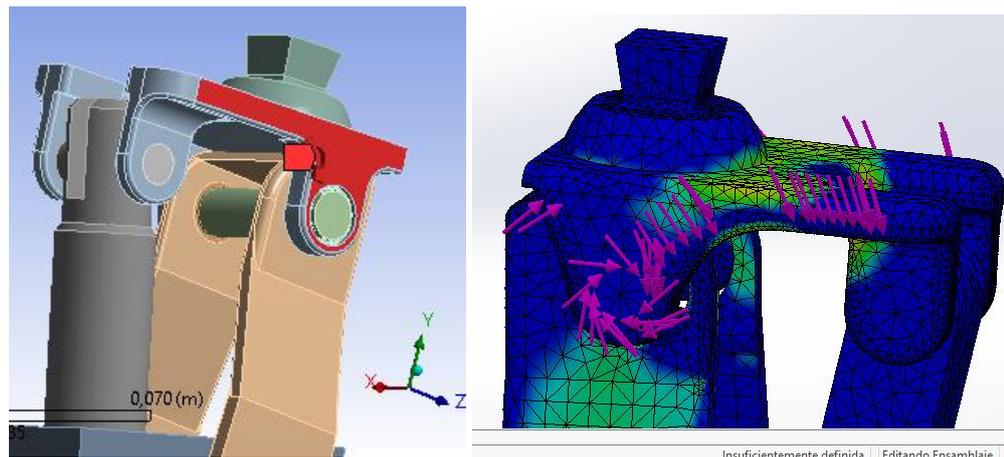


Figura 88 Momento generado en la articulación de rodilla.

4.8.6 Solución

Las propiedades mecánicas de los materiales dependen estrictamente de las partículas moleculares, por eso es recomendable realizar un análisis de la resistencia, la deformación, y la fatiga, por estas razones a continuación se muestra los resultados obtenidos por el análisis de elementos finitos.

4.8.6.1 Deformación

Se obtiene los valores mínimos y máximos para el mecanismo, dando como valor mínimo de deformación 0 (m), y como valor máximo de deformación 0.00024 (m) es un valor prácticamente despreciable en la articulación de rodilla (ver figura 89)

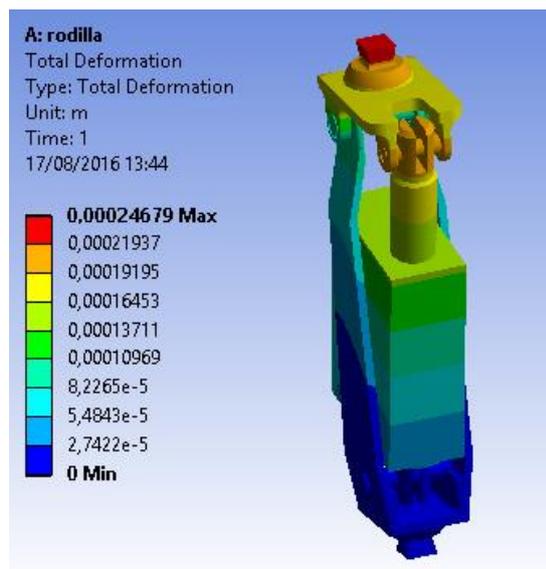


Figura 89 Deformación en la articulación de rodilla.

4.8.6.2 Equivalente estrés de Von – Mises

La teoría de la máxima energía de distorsión (criterio de von-Mises), puede considerarse un refinamiento del criterio de Tresca de acuerdo con este criterio una pieza estructural resiste por falla en alguno de sus puntos, en términos de tensiones este criterio puede escribirse en términos de Von-Mises.

$$\sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2]} = R_p$$

Como se observa en la figura 90 se tiene un valor máximo de 281 MPa. Como se está trabajando con aluminio 7075-T6, sus propiedades mecánicas son:

Módulo elástico: 72000 N/mm^2 (MPa)

Densidad de masa: 2810 kg/m^3

Límite de tracción: 570 N/mm^2 (MPa)

Límite elástico: 505 N/mm^2 (MPa)

Entonces:

Fs: Factor de seguridad.

Sy: Límite elástico.

ϑ' : Esfuerzo Von – Mises

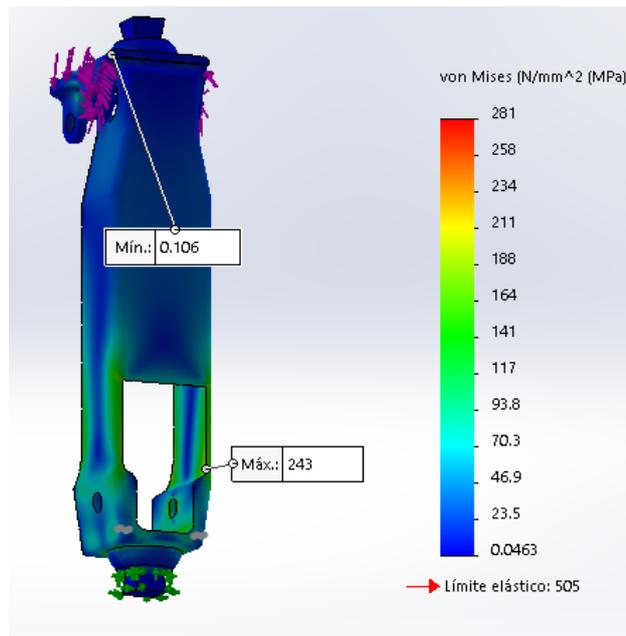


Figura 90 Von-Mises.

4.8.6.3 Factor de seguridad

La figura 94 muestra el factor de seguridad mínimo de la articulación de rodilla en el ensamble:

$$F_{S_{min}} = 2$$

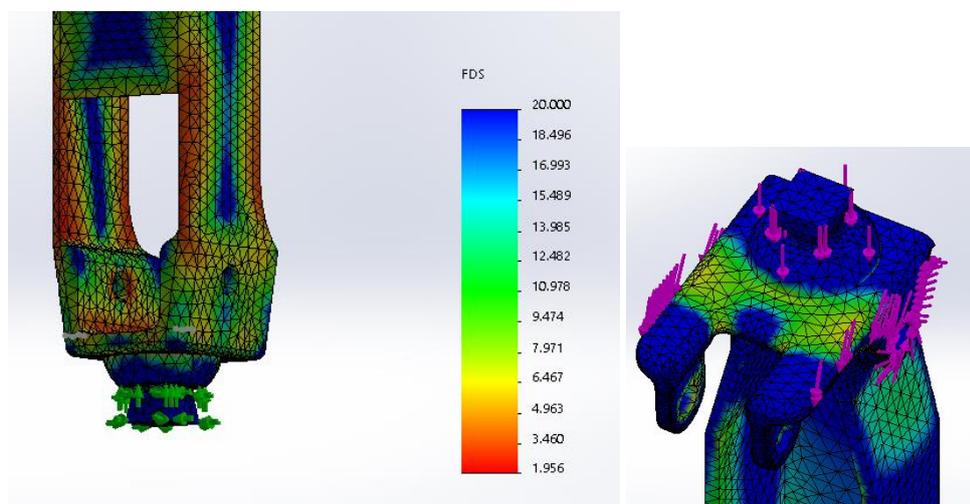


Figura 91 Factor de seguridad en articulación de rodilla.

Como se observa en la gráfica a continuación se tiene un factor de seguridad mínimo de 3

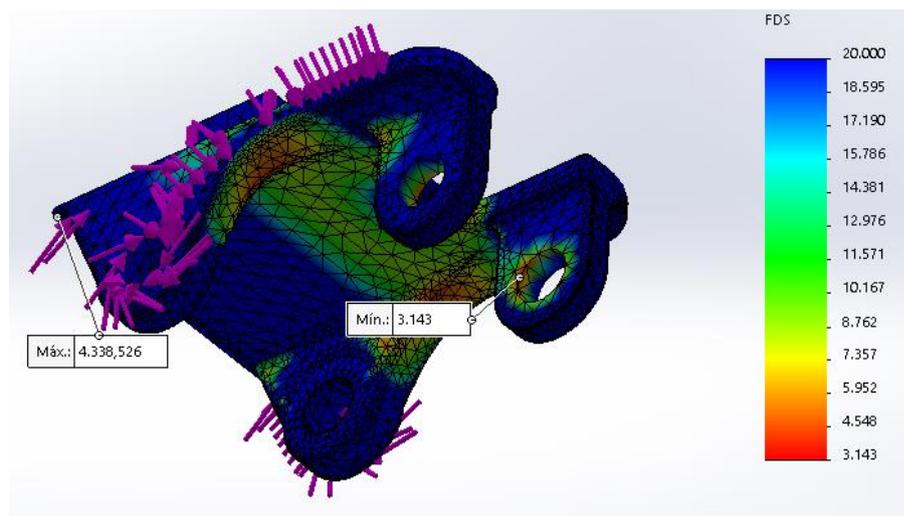
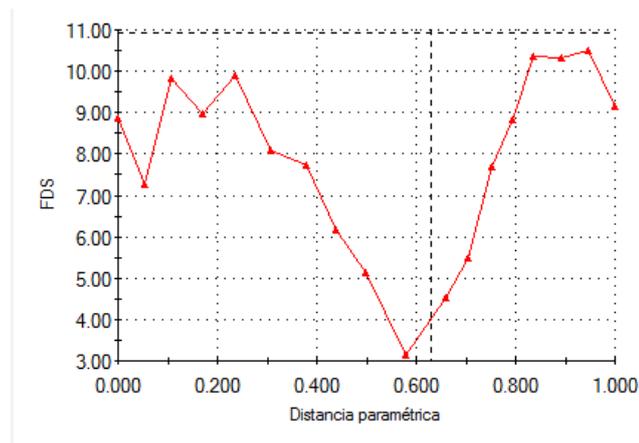


Figura 92 Factor de seguridad, parte móvil

Se ha realizado un análisis en la zona que tiene el factor de seguridad más bajo para tener un factor de seguridad más real.



—●— FDS
0.629851, 10.9289

	Valor
Suma:	141.96
Avg	7.8865
Máx.	10.495
Mín.	3.1428
Valor RMS (media cuadrática)	8.169

Figura 93 Parte móvil, zona representativa

A continuación, se observa el factor de seguridad en la parte base de la articulación de rodilla, dando un factor de seguridad de 2, y se analiza la zona en la que se encuentra el factor de seguridad mínimo.

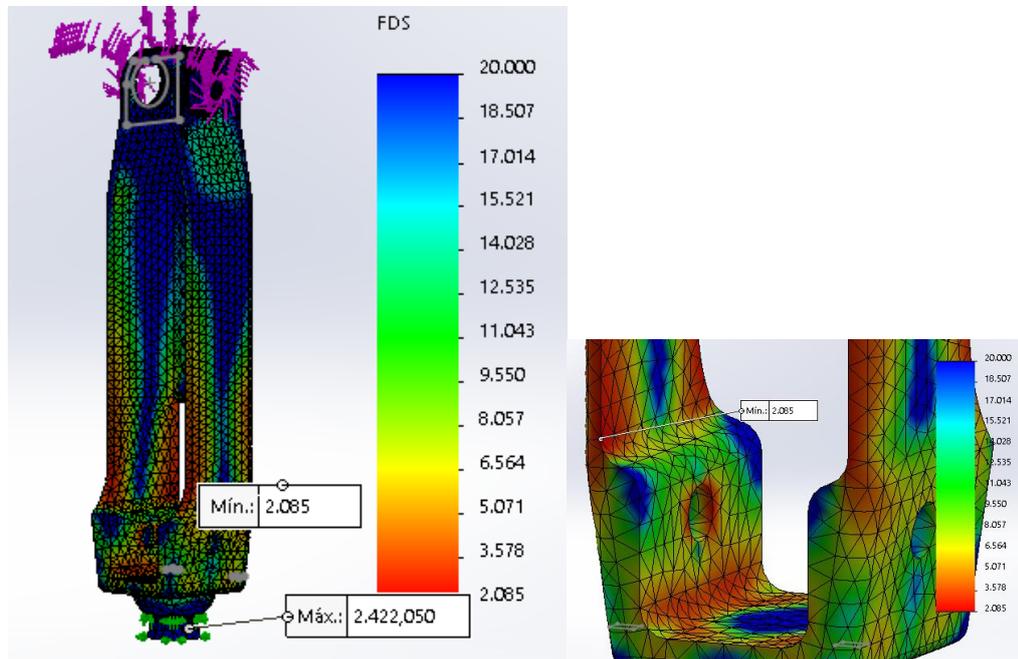
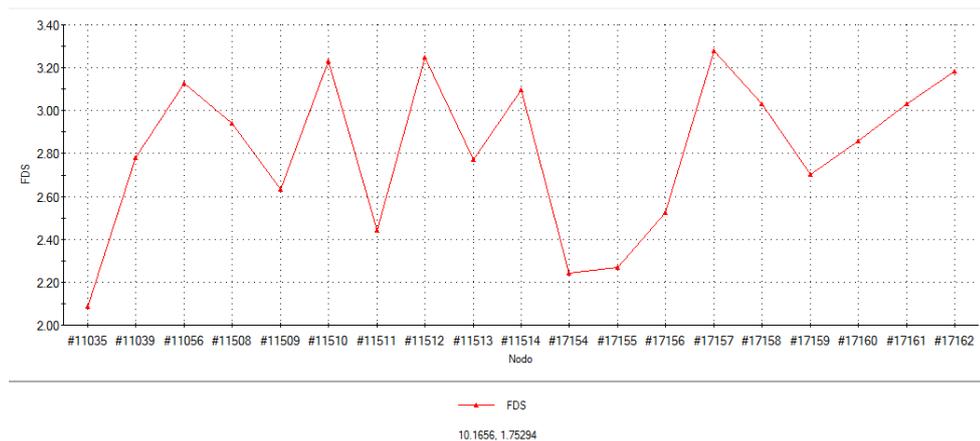


Figura 94 Factor de seguridad, base rodilla



	Valor
Suma:	53.474
Avg	2.8144
Máx.	3.2789
Mín.	2.085
Valor RMS (2.8371

Figura 95 Base rodilla, zona representativa

4.8.6.4 Fatiga

Falla por fatiga resultante de carga variable. Los elementos de máquinas producen esfuerzos que se llaman esfuerzos variables, repetitivos, alternantes o fluctuantes. A menudo se encuentran que los elementos de máquinas han fallado bajo la acción de esfuerzos repetidos o fluctuantes, el análisis más cuidadoso revela que los esfuerzos máximos reales estuvieron por debajo de la resistencia última del material y con mucha frecuencia incluso por debajo de la resistencia a la fluencia.

Existen tres métodos; método de la fatiga – vida, método de la deformación – vida, y método de la predicción de la mecánica de la fractura, con estos métodos se intenta predecir la vida en números de ciclos hasta la falla N.

- Fatiga de bajo ciclaje $1 < N < 10\ 000$
- Fatiga de alto ciclaje $N > 10\ 000$

- El método de la mecánica de la fractura se usa cuando ya se ha detectado una grieta o fisura.

Para determinar en número de ciclos se va a graficar los esfuerzos cíclicos.

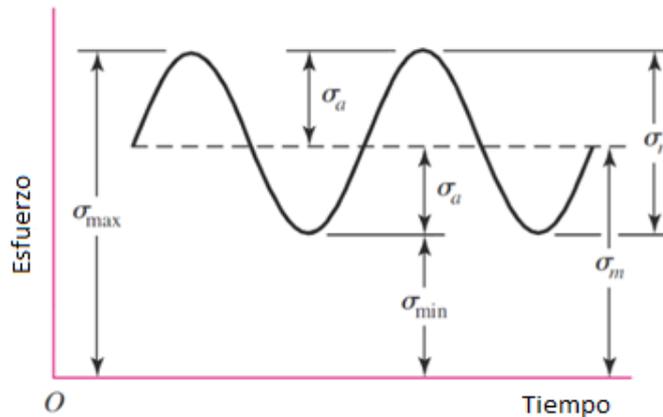


Figura 96 Esfuerzos cíclicos

Fuente (Shigley Keith, 2008)

Para determinar los ciclos de vida de dicho material se usa la curva S-N para aluminio 7075-T6.

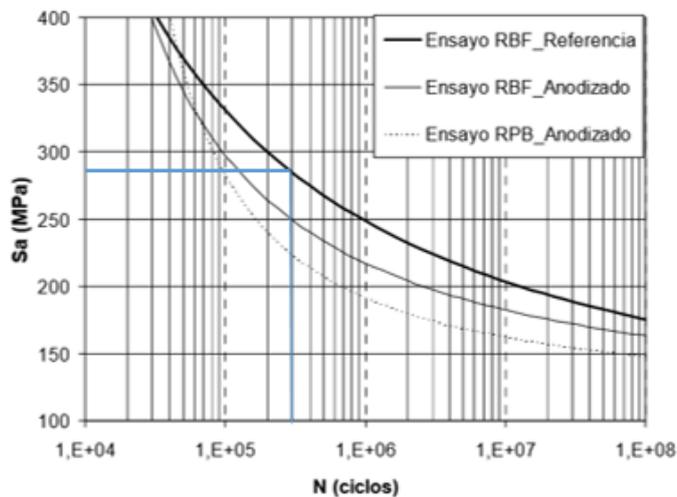


Figura 97 Curva S-N para aluminio 7075-T6

Fuente. (M. Toledano, 2016)

Siendo el $S_e = 285 \text{ MPa}$ y si se compara con la figura 97 el número de ciclos antes de producir la falla oscila en los 200 000 ciclos. De la misma forma se puede usar la siguiente gráfica para determinar el número de ciclos, considerando que el $S_e =$

285 MPa, transformando a Kpsi = 41,33, y si se observa la gráfica se tiene un ciclo de vida superior a 100 000 ciclos, ya que el proceso de fabricación de este material es por forjado.

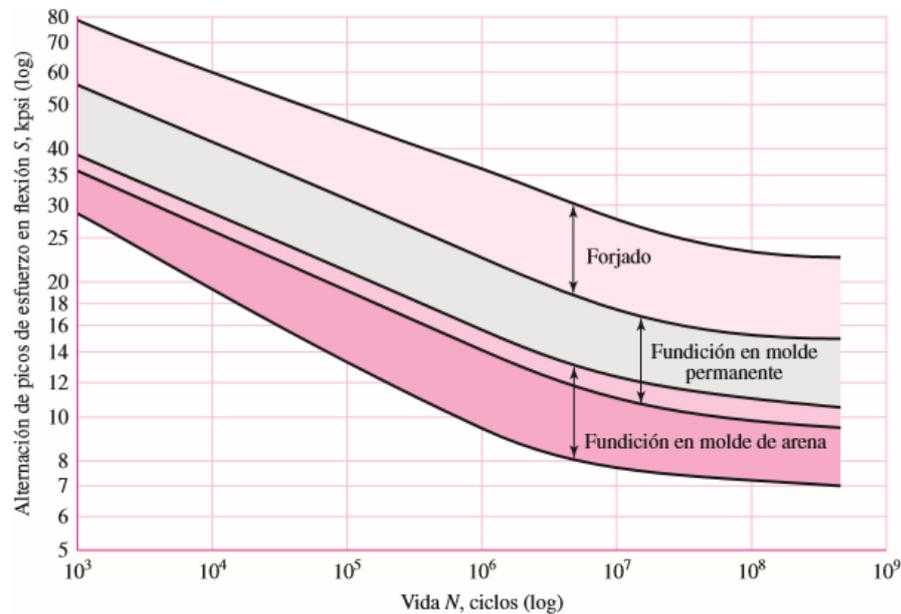


Figura 98 Curva S-N de aleaciones representativas de aluminio, excluyendo las aleaciones forjadas con $S_{ut} < 38$ kpsi

Fuente (*Shigley Keith, 2008*)

La ecuación de Marin identifica los factores que relacionan los efectos de la condición superficial, tamaño, tipo de carga, temperatura, y efectos varios, de manera experimental, la ecuación de Marin se representa de la siguiente forma:

$$S_e = k_a k_b k_c K_d k_e k_f S'_e$$

Siendo:

k_a : factor de modificación de superficie

k_b : factor de modificación de tamaño

k_c : factor de modificación de carga

K_d : factor de modificación de la temperatura

k_e : factor de confiabilidad

k_f : factor de modificación de efectos varios

S'_e : límite de resistencia a la fatiga en viga rotatoria

S_e : Límite de resistencia a la fatiga en la ubicación crítica

Entonces:

$$k_a = aS_{ut}^b$$

Tabla 16 Acabado Superficial.

Acabado superficial	Factor a		Exponente b
	S_{ut} , kpsi	S_{ut} , MPa	
Esmerilado	1.34	1.58	-0.085
Maquinado o laminado en frío	2.70	4.51	-0.265
Laminado en caliente	14.4	57.7	-0.718
Como sale de la forja	39.9	272.	-0.995

De C. J. Noll y C. Lipson, "Allowable Working Stresses", en *Society for Experimental Stress Analysis*, vol. 3, núm. 2, 1946, p. 29. Reproducida por O. J. Horgler (ed.), *Metals Engineering Design ASME Handbook*, McGraw-Hill, Nueva York. Copyright © 1953 por The McGraw-Hill Companies, Inc. Reproducido con autorización.

Fuente: (Shigley Keith, 2008)

Obteniendo los datos de la tabla 16 dando:

$$k_a = 0,83$$

$k_b = 1$, para este caso no se existe modificación de tamaño por considerar como caso ideal.

$k_c = 1$, no hay cambio de carga ya que se considera como caso ideal.

$k_d = 1$, se trabaja a temperatura ambiente.

$$\begin{aligned} S_e &= 0,5(S_{ut}) \\ S_e &= 0,83 * 1 * 285MPa \\ S_e &= 236,55 MPa \end{aligned}$$

El valor se S_e se compara con la figura 97 se obtiene el número de ciclos siendo este de 3000000 de ciclos considerando que diariamente el nivel de caminata tipo 1, recorre 8160 pasos o ciclos por minuto, este valor es para las dos piernas, por lo tanto, se dice

que una persona en estas condiciones aplicaría carga a la rodilla 2978400 que equivale al uso de la prótesis de aproximadamente 2 año.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones.

- Al analizar la biomecánica de la articulación de rodilla permite encontrar los principales parámetros, comprender el funcionamiento y desarrollar un mecanismo que pueda emular el funcionamiento de la articulación de rodilla.
- Los parámetros principales en la marcha humana para este estudio se define desde el tipo de caminata siendo este nivel 1 que es en superficies completamente planas, otro parámetro son los desplazamientos angulares a través del eje transversal XX' denominado como flexo-extensión este ángulo va de 0 grados a 46 grados entre el 60% y 80% del ciclo de la marcha, las fuerzas que actúan en la articulación de rodilla son principalmente dos la producida por el peso de la persona, y la segunda fuerza principal es la generada por los músculos y tendones, estas fuerzas dependen directamente del ángulo durante el ciclo de la marcha humana siendo las de mayor influencia cuando la articulación de rodilla se encuentra al inicio al 12,5%, 37,5% y al 100% del ciclo de la marcha.
- El material más adecuado para la fabricación de la articulación de rodilla es el aluminio 7075-T6 siendo su principal propiedad la resistencia a la tracción (zona elástica), con 503 MPa y una densidad de 2810 kilogramos / metro cúbico, esta relación peso resistencia es una de las mejores en comparación con materiales como el acero inoxidable, o el titanio. Pero este último es uno de los mejores materiales pero es difícil de conseguir en el mercado local.

- Con la utilización de herramientas computacionales como el CAD – CAE – FEA, se pudo simular, analizar, y realizar un diseño funcional de manera interactiva para el desarrollo de una articulación de rodilla, con un factor de seguridad de 2,8, y una masa total de 0,493 Kg.

5.2 Recomendaciones.

- El diseño presentado de la articulación de rodilla monocéntrica se recomienda realizar el mecanizado, para ensamblar y adquirir los elementos complementarios principalmente con el actuador sea lineal o hidráulico o de cualquier tipo para realizar ensayos destructivos y no destructivos del sistema mecánico.
- Si bien se puede adquirir un actuador de tipo lineal, también se puede fabricar en nuestro país actuadores de tipo hidráulico e implementar en el mecanismo de la articulación de rodilla.
- Es necesario el uso de un laboratorio de marcha, este tipo de laboratorio permite realizar un sin número de pruebas con pacientes amputados y obtener datos precisos y llegar a desarrollar prótesis personalizadas, ya que cada persona anatómicamente es diferente y los ángulos de la alineación de las piernas es diferente en cada caso.

5.3 BIBLIOGRAFÍA

Bibliografía

- Aceros, B. (2016). *ACEROS BOEHLER UNDEHOLM S.A.*
- Altamirano, A. (2012). Prótesis Biónica de Rodilla de bajo costo basada en mecanismos policéntricos.
- Alva, M. F. (2011). *Las personas con discapacidad en América Latina: del reconocimiento jurídico a la desigualdad real*. Santiago de Chile: CEPAL Naciones Unidas.
- Amador, T. (2012). Metodología para dimensionamiento de mecanismo policentrico de rodilla utilizando análisis de marcha y algoritmos genéticos.
- Asamblea Nacional del Ecuador. (2008).
- Chien, H. (2014). Development of dynamic models of the Mauch prosthetic knee for prospective gait simulation. *Journal of Biomechanics*.
- Claudia, P. M. (2008). Biomecánica clínica de la Rodilla. *Universidad del Rosario, Facultad de Rehabilitación y Desarrollo Humano*.
- CONADIS, C. N. (2015). *Registro Nacional de Discapacidades, Ministerio de Salud Pública del Ecuador*.
- D. Lema. (2013). *Comparación estadística de medidas antropométricas entre mestizos, indígenas, y afro-ecuatorianos de la región sierra del Ecuador*. Quito.
- Espinoza, M. (2013). Niveles de amputación en extremidades inferiores. Repercusión en el futuro del paciente. *Medicina física y rehabilitación*.
- Espinoza, M. (2014). Niveles de amputación. *Medicina Física y Rehabilitación*.
- Fernandez. (2008).
- Gaviria, B. A. (2012). *4 DINAMICA DE UN CUERPO RIGIDO . ANTIOQUIA*.
- Hamilton. (2008).
- Huston, R. (2009). *Principes of Biomechanics*. Taylor & Francis.
- INEC, I. n. (2010). *Base de Datos Censo*.
- Jiménez, S. (2004).
- Kapandji, A. (2006). *Fisiología Articular*. Paris: Médica Panamericana.
- L. Castro. (2010). Diseño y modelado virtual de Mecanismo Policentrico de una prótesis de rodilla. *University of Illinois at Urban - Champaign*.
- L. Robert, W. (2016). *Engineering Biomechanics*.
- Margareta Nordin, P. T. (2004). *Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético*. Madrid: Mc Graw Hill / Interamericana de España, S. A. U.
- Michael, J. (1999). Modern prosthetic knee mechanisms.

- Michael, J. (1999). Modern prosthetic knee mechanisms.
- Norton, K. (2007). Un breve recorrido por la historia de la protésica. *inMotion*.
- Norton, L. (2004). *Diseño de Maquinaria*. Mexico: McGrawHill.
- OTTOBOCK. (8 de mayo de 2016). *www.ottobock.com*. Obtenido de <http://www.ottobock.com/es/>
- R. Martin, S. P. (2010). Análisis cinemático de la articulación de la rodilla en maniobras de alta demanda. *Área de Ingeniería Mecánica Universidad de Mánaga*.
- Rodríguez, P. (2003). *Rodillas protésicas. Clasificación e indicaciones clínicas*. Madrid.
- Romo, H. (2000). Prosthetic knees. . *Phys Med. Rehabil Cli North* .
- S. Kalpaklian, S. S. (2008). *Manufactura, ingeniería y tecnología*. PEARSON EDUCACIÓN, MÉXICO.
- Savedoff. (2006). CEPAL.
- Shigley Keith, R. G. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. Mexico DF: McGraw-Hill Interamericana.
- Ulises, R. (2006). Diseño y construcción de una prótesis ortopédica modular para amputado transfemoral. *Sertenejas*.
- V. Streifeneder, V. S. (Mayo de 2015). *streifeneder*. Obtenido de www.streifeneder.com
- Whittle, M. (2007). *Gait Analysis*. Siobhan Campbell.
- Wretenberg. (1999).