



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI**  
**FACULTAD DE CIENCIAS DE LAS INGENIERÍAS Y APLICADAS**  
**CARRERA INGENIERÍA ELECTROMECAÁNICA**

**PROPUESTA TECNOLÓGICA**

**DISEÑO Y CONSTRUCCION PRÓTESIS TRANSFEMORAL MECÁNICA**



**Autores:**

Walter Stalin Portilla Hidalgo.

Diego Alejandro Rueda Barragán

**Tutor:**

Ing. Ms. C. José Efrén Barbosa Galarza

**Latacunga - Ecuador**

**Julio-2019**



## DECLARACIÓN DE AUTORÍA

“Nosotros, **Portilla Hidalgo Walter Stalin** y **Rueda Barragán Diego Alejandro**, declaramos ser autores la presente Propuesta Tecnológica: “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL MECÁNICA**”, siendo el Ing. Barbosa Galarza José Efrén. Tutor del presente Trabajo; y eximo expresamente a la Universidad Técnica de Cotopaxi y a sus representantes legales de posibles reclamos o acciones legales.

Además, certifico que las ideas, conceptos, procedimientos y resultados vertidos en la presente Propuesta Tecnológica, son de nuestra exclusiva responsabilidad.

Sr.

Portilla Hidalgo Walter Stalin

C.I. 050380582-2

Sr.

Rueda Barragán Diego Alejandro

C.I. 050270463-8



### **AVAL DEL TUTOR DE PROYECTO DE TITULACIÓN**

En calidad de Tutor del Trabajo de Investigación sobre el Título: **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL MECÁNICA”**, de **Portilla Hidalgo Walter Stalin** y **Rueda Barragán Diego Alejandro**, Estudiantes de la Carrera de **INGENIERÍA ELECTROMECAÁNICA**, considero que dicho Informe Investigativo cumple con los requerimientos metodológicos y aportes Científico-Técnicos suficientes para ser sometidos a la evaluación del Tribunal de Validación de Proyecto que el Consejo Directivo de la **FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA Y APLICADAS** de la Universidad Técnica de Cotopaxi designe, para su correspondiente estudio y calificación.

Latacunga, 17 de julio del 2019

Ing.

Barbosa Galarza José Efrén

C.C. 0501420723



### APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE TITULACIÓN

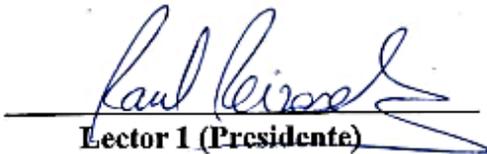
En calidad de Tribunal de Lectores, aprueban el presente Informe de Investigación de acuerdo a las disposiciones reglamentarias emitidas por la Universidad Técnica de Cotopaxi, y por la FACULTAD de Ciencias de la Ingeniería y Aplicadas; por cuanto, los postulantes: **Portilla Hidalgo Walter Stalin con C.I. 050380582-2** y **Rueda Barragán Diego Alejandro con C.I. 050270463-8**, con el Título de Proyecto de Titulación:

**“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL MECÁNICA”**, han considerado las recomendaciones emitidas oportunamente y reúne los méritos suficientes para ser sometido al acto de Sustentación de Proyecto.

Por lo antes expuesto, se autoriza realizar los empastados correspondientes, según la normativa institucional.

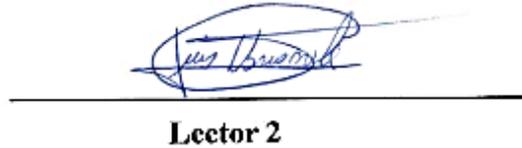
Latacunga, 19 de julio del 2019

Para constancia firman:



**Lector 1 (Presidente)**

MBA. Héctor Raúl Reinoso Peñaherrera  
CC.050215089-9



**Lector 2**

Ing. Luis Miguel Navarrete López  
CC. 1803747284



**Lector 3**

Ing. Luis Rolando Cruz Panchi  
CC 050259717-6.

Quito, 21 de junio del 2019

### AVAL DE IMPLEMENTACIÓN DE LA PROPUESTA

En calidad de jefe Técnico de Órtesis y prótesis de la Fundación Hermano Miguel de la ciudad de Quito, avalo que la Propuesta Tecnología con el título: **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PROTESIS TRANSFEMORAL”**, de autoría de los postulantes: **Rueda Barragán Diego Alejandro con CI: 050270463-8** y **Portilla Hidalgo Walter Stalin con CI:050380582-2** de la carrera de **Ingeniería Electromecánica**, considero que el informe investigativo cumple con los requerimientos metodológicos y aportes científico-técnicos y el aporte que requiere las personas con discapacidad para el mejoramiento de su calidad de vida.

  
Verónica Suárez  
Dirección de Gestión de Desarrollo  
Fundación Hermano Miguel

  
Marco Muñoz  
ORTESISTA/ PROTESISTA

## **AGRADECIMIENTO**

Agradezco a mis padres por haberme dado la vida y apoyado en toda mi trayectoria, no sólo de la tesis sino también académica, sin su apoyo y consejo no hubiese podido llegar a donde estoy ahora.

A mi hermano que en los momentos de dificultad me supo aconsejar y dar ánimo para seguir adelante.

A mis abuelitos que me han apoyado en el transcurso de toda mi carrera.

A la ing. Jessica Cruz, mi enamorada cuyo aporte no ha sido solamente académico para la presente si no también me ha dado consejos y palabras de apoyo para poder culminar la tesis.

A mi familia y amigos que me han brindado sus ánimos para finalizar el proyecto.

A la Fundación Hermano Miguel y al laboratorio de las mismas, sin ellos la realización del proyecto no hubiese sido posible.

A nuestro tutor que supo darnos la mano cuando lo necesitábamos.

Y finalmente a Dios ya que sin Él nada se podría hacer.

Rueda Barragán Diego Alejandro

## **AGRADECIMIENTO**

Antes de todo agradezco a Dios, por la oportunidad de poder realizar mi tesis, y por permitirme tener y disfrutar a mi familia.

Le agradezco a mi esposa Cecilia, por su apoyo, amor y paciencia, ya que sin su ayuda este reto sería muy difícil de lograr.

A mi hija, Shelly, que es mi inspiración, junto con su mamá, para lograr mis metas, además de ser quienes me motivan a seguir adelante y que me despiertan una sonrisa en todo momento.

A mis padres, Héctor y María, mis ejemplos, los que me han dado consejos a lo largo de la vida para ser lo que soy y que me han ayudado en cada momento a superar de la mejor manera distintas situaciones.

A mis hermanos, cuñada, sobrina, primos y amigos, que con los momentos que hemos compartido, me han ayudado a disfrutar de la vida, con sus altibajos.

No ha sido sencillo el camino hasta ahora, pero gracias a sus aportes, a su amor, a su inmensa bondad y apoyo, lo complicado de lograr esta meta se ha notado menos. Les agradezco, y hago presente mi afecto hacia ustedes, mi hermosa familia.

Portilla Hidalgo Walter Stalin

## **DEDICATORIA**

Este proyecto va especialmente dedicado a mi mamá Elvirita y a mi ñaño David Santiago, que desde el cielo han observado mis tropiezos y avances a lo largo de este camino

A mis padres que me han apoyado a lo largo de mi vida.

A mi familia y amigos que han estado a mi lado brindándome su apoyo.

Rueda Barragán Diego Alejandro

## **DEDICATORIA**

Esta tesis se la dedico a mi esposa, que ha estado conmigo en los momentos más turbulentos, apoyándome y dándome fuerzas para continuar, de igual manera a mi hija que siempre con sus locuras supo motivarme a seguir adelante.

Portilla Hidalgo Walter Stalin

## CONTENIDO

1	INFORMACIÓN BÁSICA.	1
1.1	Propuesto por:	1
1.2	Tema aprobado:	1
1.3	Carrera:	1
1.4	Director de la propuesta tecnológica:	1
1.5	Equipo de trabajo:	1
1.6	Lugar de ejecución:	1
1.7	Tiempo de duración de la propuesta:	1
1.8	Fecha de entrega:	1
1.9	Línea(s) y sublíneas de investigación a las que se asocia la propuesta tecnológica:	1
1.10	Tipo de propuesta tecnológica:	1
2	DISEÑO INVESTIGATIVO DE LA PROPUESTA TECNOLÓGICA.	2
2.1	Título de la propuesta tecnológica.	2
2.2	Tipo de alcance.	2
2.3	Área del conocimiento: (indicar según las normas cine – UNESCO).	2
2.4	Ingeniería y profesiones afines.	2
2.4.1	Sinopsis de la propuesta tecnológica.	2
2.5	Objeto de estudio y campo de acción.	2
2.5.1	Objeto de estudio.	2
2.5.2	Campo de acción.	2
2.6	Situación problemática y problema.	2
2.6.1	. Situación problemática:	2
2.6.2	. Problema.	3
2.7	Hipótesis.	4
2.8	Objetivos.	4

2.8.1	Objetivo general.	4
2.8.2	Objetivos específicos.	4
2.9	Descripción de las actividades y tareas propuestas con los objetivos establecidos.	4
3	MARCO TEÓRICO.	6
3.1	Marcha Humana.	6
3.1.1	Biomecánica de la marcha normal humana.	6
3.1.2	Subdivisión de la fase de apoyo.	7
3.1.3	Subdivisión de la fase de balanceo.	8
3.2	Prótesis.	9
3.2.1	Tipos de prótesis.	9
3.3	Niveles de actividad tipo K.	10
3.4	Partes de la prótesis.	11
3.4.1	El encaje (socket).	11
3.4.2	Soporte.	13
3.4.3	La rodilla.	14
3.4.4	El pie.	15
3.5	Requerimientos para prótesis transfemoral.	15
3.6	Biomecánica del miembro Inferior.	16
3.6.1	Articulación de cadera.	17
3.6.2	Articulación de Rodilla.	17
3.6.3	Biomecánica del Tobillo.	20
3.7	Cinemática de la Rodilla.	20
3.7.1	Línea de Carga.	20
3.8	Modelos de mecanismo de rodilla.	21
3.8.1	Modelos existentes en el mercado	21
3.8.2	Modelo de bisagra.	22
3.8.3	Modelo de mecanismo de cuatro barras.	22

3.9	Mecanismos utilizados para rodilla policéntrica	23
3.9.1	Eslabón	24
3.9.2	Pasador	24
3.10	Mecanismo policéntrico de rodilla.	24
3.11	Mecanismos de rodilla de cuatro barras.	27
3.11.1	Mecanismo de cuatro barras con elevado Centro Instantáneo de Rotación (CIR).	28
3.11.2	Mecanismo de cuatro barras híper estabilizado.	28
3.11.3	Mecanismo de cuatro barras de control Voluntario.	29
3.12	. Modelo matemático para el cálculo de sistema de cuatro barras	30
3.12.1	Análisis para el sistema de cuatro barras	30
3.12.2	Números complejos como vectores	30
3.13	Materiales utilizados para la elaboración de mecanismo de rodilla.	32
3.13.1	Acero de transmisión	33
3.13.2	Duraluminio	33
3.13.3	Bronce	33
3.14	Elementos de unión no permanente	33
3.14.1	Buje o cojinete	33
3.14.2	Anillos de retención externo	34
3.14.3	Tornillo y tuercas	34
3.14.4	Rodela	34
3.15	Normativa para la construcción de un mecanismo de rodilla	35
3.16	Método de congruencia	35
3.17	Método de elementos Finitos (MEF).	35
3.18	. Diseño Asistido por Computador (CAD).	36
3.19	. Manufactura Asistida por computador (CAM).	36
3.20	. Centro de Mecanizado.	37

3.21	Máquinas cnc de varios ejes	37
3.21.1	Cnc de 3 ejes	37
3.21.2	Cnc de 5 ejes	38
4	MARCO METODOLÓGICO.	39
4.1	Metodología de campo	39
4.2	Metodología de Cálculo	40
4.2.1	Ecuación de lazo para mecanismo de cuatro barras	40
4.2.2	Cálculo del amortiguador	43
4.2.3	Materiales para manufactura	45
4.2.4	Mecanismo de referencia para la propuesta	46
4.3	Metodología Sistémica	47
4.3.1	Simulaciones de cargas al mecanismo de rodilla	47
4.4	Metodología experimental	48
4.4.1	Prueba de confort comparando resortes	48
5	ANÁLISIS Y RESULTADOS.	49
5.1	Ángulos del sistema de cuatro barras	49
5.2	Rodilla en flexión	49
5.3	Cálculo del resorte de amortiguación	50
5.4	Material para manufactura de la propuesta tecnológica	50
5.5	Resultados de simulación de esfuerzos de tensión y factor de seguridad en piezas críticas	51
5.6	Resultados de simulación de esfuerzos de tensión, desplazamiento de mecanismo de rodilla	52
6	PRESUPUESTO Y ANÁLISIS DE IMPACTOS	53
6.1	Presupuesto	53
6.2	Impacto Social	54
6.3	Impacto Técnico	54

6.4	Impacto Económico	54
7	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	55
7.1	Conclusiones	55
7.2	Recomendaciones	56
8	REFERENCIAS	57
9	ANEXOS	62
I.	MEMORIA DE CÁLCULO	63
II.	ANEXO SIMULACIONES	76
III.	MATERIALES PARA MANUFACTURA	98
IV.	ANEXO PROFORMAS	101
V.	ANEXO COSTO DE FABRICACIÓN PRÓTESIS TRANSFEMORAL	104
VI.	ANEXO FABRICACION DE ELEMENTOS	105
VII.	ANEXO ENSAMBLE RODILLA	111
VIII.	ANEXO FOTOS FUNDACIÓN	120
IX.	ANEXO DISEÑO EN SOFTWARE	126
X.	ANEXO VARIABLES	136
XI.	ANEXO PLANOS	137

## INDICE DE TABLAS.

Tabla 2-1 Actividades y Tareas Propuestas.	5
Tabla 3-1 Subdivisión fase de apoyo.	7
Tabla 3-2 Subdivisión fase de balanceo.	9
Tabla 3-3 Clasificación del nivel de movimiento	10
Tabla 3-4 Tipos de socket para amputación transfemoral.	12
Tabla 3-5 Tipos de rodilla por indicación y función.	14
Tabla 3-6 tipos de pie para prótesis	15
Tabla 4-1 procedimiento de cálculo de posición para mecanismo de cuatro barras	43
Tabla 4-2 Cálculos para resorte	45
Tabla 4-3 Proceso de comparación de materiales	45
Tabla 4-4 Normativa para simulación de carga de mecanismo de rodilla	47
Tabla 5-1 Comparación de resultados de cálculos y medidas	50
Tabla 5-2 Materiales a utilizar para la propuesta	51
Tabla 5-3 Resultados de simulación cuadro soporte (pieza crítica plano 001, numeral 1)	51
Tabla 5-4 Resultados de simulación pasador (pieza crítica plano 001, numeral 10)	51
Tabla 5-5 Resultados de simulación base inferior (pieza crítica plano 001, numeral 3)	52
Tabla 5-6 Resultados de simulaciones incluyendo la carga real	52
Tabla 6-1 Costos directos para elaboración de rodilla.	53
Tabla 6-2 Costos indirectos.	54
Tabla 6-3 Presupuesto elaboración de rodilla.	54

## INDICE DE FIGURAS.

Figura 2-1 Grado de discapacidad física y grupos etarios	3
Figura 3-1 Modelo de eslabones con sus grados de libertad para representar la marcha humana.	6
Figura 3-2 Longitud de paso.	6
Figura 3-3 Áreas de presión de muñón.	11
Figura 3-4 Suspensión o correa para prótesis transfemoral.	13
Figura 3-5 Liner para amputación transtibial.	13
Figura 3-6 Planos anatómicos del cuerpo humano.	16
Figura 3-7 Movimientos de la articulación de cadera.	17
Figura 3-8 Representación de los 6 grados de libertad de la rodilla.	18
Figura 3-9 Ligamento cruzado anterior de la rodilla.	19
Figura 3-10 Ligamento cruzado posterior de la rodilla.	19
Figura 3-11 Camino semicircular del centro instantáneo de rotación.	20
Figura 3-12 Línea de carga en rodilla.	21
Figura 3-13 Modelos de rodilla utilizados en Ecuador	22
Figura 3-14 Modelo de bisagra o monocéntrica.	23
Figura 3-15 Modelo teórico de cuatro barras.	23
Figura 3-16 eslabones y sus tipos	24
Figura 3-17 Pasador	24
Figura 3-18 Platinos tibiales.	25
Figura 3-19 Mecanismo de cuatro barras.	25
Figura 3-20 Diagrama de estabilidad del mecanismo de cuatro barras de control voluntario.	27
Figura 3-21 Mecanismo con elevado CIR.	28
Figura 3-22 Mecanismo Híper-estabilizado de rodilla.	29
Figura 3-23 Mecanismo de rodilla de control voluntario.	29
Figura 3-24 Forma polar y cartesiana de un vector	30
Figura 3-25 Rotaciones vectoriales en el plano.	31
Figura 3-26 Representación de diagrama de cuerpo libre (DCL) de mecanismo de cuatro barras.	31
Figura 3-27 Materiales comúnmente utilizados para mecanismo de rodilla	32
Figura 3-28 Buje para soporte	34
Figura 3-29 Anillo de retención	34

Figura 3-30 Tuerca y tornillo	34
Figura 3-31 Rodela	35
Figura 3-32 Análisis de nodo por elementos finitos.	36
Figura 3-33 Equipo utilizado para cnc	37
Figura 3-34 Torno cnc de 3 ejes	38
Figura 3-35 Torno cnc de 5 ejes	38
Figura 4-1 Fundación Hermano Miguel	39
Figura 4-2 Laboratorio de órtesis y prótesis, Protesista: Juan Carlos Moreano	40
Figura 4-3 Resorte de Amortiguador.	43
Figura 4-4 Diámetro medio del resorte.	44
Figura 4-5 Rodilla Otto bock 3R55.	46
Figura 4-6 Despiece rodilla Otto bock 3R55.	46
Figura I-1 Rodilla en extensión, ángulo de entada	63
Figura I-2 Rodilla en extensión, ángulo $\theta 4$	66
Figura I-3 Rodilla en extensión, ángulo $\theta 3$ .	68
Figura I-4 Rodilla en flexión, ángulo de entrada.	69
Figura I-5 Rodilla en flexión, ángulo $\theta 4$ .	72
Figura I-6 Rodilla en flexión, ángulo $\theta 3$	74
Figura I-7 Datos del amortiguador	75
Figura II-1 Ensayo de tensión a escala 342.	76
Figura II-2 Ensayo de desplazamiento con escala 342.	76
Figura II-3 Factor de Seguridad.	77
Figura II-4 Factor de seguridad, corte de sección.	77
Figura II-5 Ensayo de tensión escala normal.	78
Figura II-6 Deformación unitaria escala normal	78
Figura II-7 Deformación unitaria escala normal	79
Figura II-8 Deformación unitaria	79
Figura II-9 Deformación unitaria	80
Figura II-10 Ensayo de tensión	80
Figura II-11 Ensayo de tensión.	81
Figura II-12 Factor de Seguridad	81
Figura II-13 Factor de seguridad, corte de sección.	82
Figura II-14 Deformación unitaria.	82

Figura II-15 Deformación unitaria.	83
Figura II-16 Factor de seguridad.	83
Figura II-17 Factor de seguridad, corte de sección.	84
Figura II-18 Deformación real	84
Figura II-19 Von Misses real	85
Figura II-20 Factor de seguridad real	85
Figura II-21 Cuadro soporte AISI 1018- Von Misses (carga máxima ISO 10328)	86
Figura II-22 Cuadro soporte AISI 1018- Factor de Seguridad (Carga máxima ISO 10328)	86
Figura II-23 Cuadro soporte AISI 1018 Factor de Seguridad (Carga de Operación)	86
Figura II-24 Cuadro soporte AISI 1018-Von Misses (Carga de Operación)	87
Figura II-25 Cuadro soporte AISI 347 (Inoxidable)- Von Misses (Carga máxima ISO 10328)	87
Figura II-26 Cuadro soporte AISI 347 (Inoxidable)- Factor de Seguridad (Carga máxima ISO 10328)	87
Figura II-27 Cuadro soporte AISI 347 (Inoxidable)-Von Misses (Carga de operación)	88
Figura II-28 Cuadro soporte AISI 347 (Inoxidable)-Factor de Seguridad (Carga de operación)	88
Figura II-29 Pasador AISI 1018-Von Misses (Máxima carga ISO 10328)	88
Figura II-30 Pasador AISI 1018-Factor de Seguridad (Carga máxima ISO 10328)	89
Figura II-31 Pasador AISI 1018-Von Misses (Carga de operación)	89
Figura II-32 Pasador AISI 1018-Factor de Seguridad (Carga de operación)	89
Figura II-33 Pasador AISI 347 (Inoxidable)-Von Misses (Carga máxima ISO 10328)	90
Figura II-34 Pasador AISI 347 (Inoxidable)-Factor de Seguridad (Carga máxima ISO 10328)	90
Figura II-35 Pasador AISI 347 (Inoxidable)-Von Misses (Carga de operación)	90
Figura II-36 Pasador AISI 347 (Inoxidable)-Factor de Seguridad (Carga de operación)	91
Figura II-37 Base Inferior AISI 1018-Von Misses (Carga máxima ISO 10328)	91
Figura II-38 Base Inferior AISI 1018-Factor de Seguridad (Carga máxima ISO 10328)	91
Figura II-39 Base Inferior AISI 1018-Von Misses (Carga de operación)	92
Figura II-40 Base Inferior AISI 1018-Factor de Seguridad (Carga de operación)	92
Figura II-41 Base Inferior AISI 347 (Inoxidable)- Von Misses (Carga máxima ISO 10328)	92
Figura II-42 Base Inferior AISI 347 (Inoxidable)-Factor de Seguridad (Carga máxima ISO 10328)	93

Figura II-43 Base Inferior AISI 347 (Inoxidable)-Von Misses (Carga de operación)	93
Figura II-44 Base Inferior AISI 347 (Inoxidable)-Factor de Seguridad (Carga de operación)	93
Figura II-45 Maquinación eslabón posterior	94
Figura II-46 Maquinación eslabón posterior.	94
Figura II-47 Maquinación eslabón frontal.	95
Figura II-48 Maquinación eslabón frontal.	95
Figura II-49 Maquinación base superior.	96
Figura II-50 Maquinación base superior.	96
Figura II-51 Maquinación base inferior.	97
Figura II-52 Maquinación base inferior.	97
Figura III-1 Propiedades del titanio	98
Figura III-2 Propiedades del acero inoxidable	98
Figura III-3 Propiedades acero AISI 1018	98
Figura III-4 Propiedades del duraluminio 7075- T6	99
Figura III-5 Propiedades bronce SAE 40	99
Figura III-6 Comparación de materiales	99
Figura III-7 Peso aproximado a tomar en cuenta	100
Figura IV-1 Proforma con acero inoxidable.	101
Figura IV-2 Proforma con titanio.	102
Figura IV-3 Proforma acero de transmisión, duraluminio.	103
Figura VI-1 Empresa	105
Figura VI-2 Torno CNC 5 ejes.	105
Figura VI-3 Descripción de la máquina.	106
Figura VI-4 Panel comunicación con la máquina torno.	106
Figura VI-5 Fresadora CNC.	107
Figura VI-6 Panel de comunicación con la máquina fresadora.	107
Figura VI-7 Cabezal torno CNC.	108
Figura VI-8 Elaboración de piezas.	108
Figura VI-9 Soporte frontal.	109
Figura VI-10 Soporte posterior.	109
Figura VI-11 Pasador posterior.	109
Figura VI-12 Base superior.	110

Figura VI-13 Base Inferior.	110
Figura VI-1 Colocación bocines en bases.	111
Figura VII-2 Piezas, parte móvil.	111
Figura VII-3 Colocación soportes frontales.	112
Figura VII-4 Bases y soportes frontales.	112
Figura VII-5 Piezas parte posterior.	113
Figura VII-6 Parte móvil lista para el montaje del amortiguador.	113
Figura VII-7 Piezas Amortiguador.	114
Figura VII-8 Colocación de sellos, tapa cilindro.	114
Figura VII-9 Unión de émbolo y tapa cilindro.	115
Figura VII-10 Cilindro Guía.	115
Figura VII-11 Cilindro guía y émbolo.	116
Figura VII-12 Base inferior y acoples de movimiento.	116
Figura VII-13 Cilindro con base inferior.	117
Figura VII-14 Bases superiores de resorte y al sistema de movilidad.	117
Figura VII-15 Amortiguador.	118
Figura VII-16 Unión de amortiguador a sistema de movilidad.	118
Figura VII-17 Rodilla vista trasera.	119
Figura VII-18 Rodilla vista frontal.	119
Figura VIII-1 Paciente con prótesis antigua.	120
Figura VIII-2 Paciente sin prótesis.	120
Figura VIII-3 Toma de medidas del muñón.	121
Figura VIII-4 Muñón con yeso.	121
Figura VIII-5 Yeso del muñón del paciente.	122
Figura VIII-6 Colocación de rodilla en molde de plástico.	122
Figura VIII-7 Centrado de rodilla vista frontal.	123
Figura VIII-8 Centrado de rodilla vista lateral.	123
Figura VIII-9 Unión de pie con rodilla.	124
Figura VIII-10 Prótesis nueva.	124
Figura VIII-11 Entrega de prótesis.	125
Figura IX-1 Base inferior A.	126
Figura IX-2 Base Superior.	126
Figura IX-3 Cuadro soporte	127

Figura IX-4 Cojinete cónico	127
Figura IX-5 Cojinete posterior.	128
Figura IX-6 Pasador A	128
Figura IX-7 Soporte frontal.	129
Figura IX-8 Soporte posterior.	129
Figura IX-9 Arandela.	130
Figura IX-10 Acople.	130
Figura IX-11 Base inferior B.	131
Figura IX-12 Base resorte.	131
Figura IX-13 Bocín soporte superior.	132
Figura IX-14 Cilindro base resorte.	132
Figura IX-15 Émbolo.	133
Figura IX-16 Resorte.	133
Figura IX-17 Pasador B.	134
Figura IX-18 Pasador C.	134
Figura IX-19 Base superior.	135

# UNIVERSIDAD TECNICA DE COTOPAXI

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERIA Y APLICADA

**TITULO: “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL MECÁNICA”**

**Autores:**

Portilla Hidalgo Walter Stalin

Rueda Barragán Diego Alejandro

## RESUMEN

En el presente proyecto se plasma el estudio del diseño y construcción de un mecanismo de rodilla para prótesis transfemoral la cual dentro del país tiene costos relativamente elevados, estos y otras partes pertenecientes a una prótesis son comprados a precios módicos por la Fundación Hermano Miguel a Range Of Motion Project (ROMP) cuyo objetivo es dar a aquellas personas con escasos recursos mejores prótesis a las que tienen a través de las denominadas “brigadas”, con la implementación de la presente se quiere demostrar que es posible fabricar dicho mecanismo con materiales de índole local a menor precio. El diseño y las simulaciones realizados en software permiten tener una clara idea de la fiabilidad tanto de los materiales como el mecanismo sometido a cargas, para la maquinación del mismo se hace uso de un torno cnc de 5 ejes. Así, el paciente que posea una amputación transfemoral y cuyo nivel de actividad se encuentre en los niveles k1 y k2 puede adquirir una prótesis a un precio más accesible. Para el diseño se tomó como referencia una rodilla existente en el mercado, se tomó medidas y se dibujó un mecanismo de cuatro barras el cual simula el movimiento anatómico de una rodilla, se comparó datos entre cálculos de los ángulos de posición y las medidas arrojadas por el software, después de realizar las simulaciones según normativa y tener un factor de seguridad apto se envió para el mecanizado de la rodilla, al tener el mecanismo se tomaron las mediciones correspondientes para el socket de la prótesis y al tener plastificado se alineó la rodilla para que no esté en una posición insegura, para la aplicación experimental al poner la prótesis al paciente se realizaron diferentes calibraciones de posición para mejorar la ergonomía de la misma y finalmente se realizó caminatas con el paciente y comprobó su correcto funcionamiento teniendo como resultado que a comparación de su prótesis anterior con rodilla monocéntrica tiene menos esfuerzo de cadera y la velocidad perdida por la pierna contralateral a la amputada se ve compensada satisfactoriamente.

**Palabras clave:** mecanismo de rodilla, costos, mecanismo de cuatro barras, ergonomía

# COTOPAXI TECHNICAL UNIVERSITY

ENGINEERING AND APPLIED SCIENCES FACULTY

**THEME: "MECHANICAL TRANSFEMORAL PROSTHESIS DESIGN AND CONSTRUCTION"**

**Authors:**

Portilla Hidalgo Walter Stalin

Rueda Barragán Diego Alejandro

## **ABSTRACT**

The project allows translating the study of designing, simulation, and construction of a knee mechanism for a transfemoral prosthesis which in the country has elevated costs, with other parts that belong a prosthesis are bought a reasonable cost by Hermano Miguel Foundation to Range Of Motion Program (ROMP) whose objective is giving low resources people better prosthesis they had trough denominated "brigades", the implementation of the project displays the possibility to manufacture the mentioned mechanism with local origin materials and with lower costs. Design and simulation made by software allow having a clear idea of the feasibility of both materials and unload charges mechanism, for manufacturing it is used a five-axis cnc. Thus, patients who have a transfemoral amputation and activity level between K1 and K2 could acquire a prosthesis with a handy price. A knee that exists in the stock market is used as a reference for designing, measures were taken and it drew a four-bar linkages mechanism that simulates the anatomic movement of a real knee, database between calculus and position angles given by the software was compared, after normative simulation and save factor results the design was sent to manufacture. Having the mechanism measures of the prosthesis socket were taken and when it was plasticized knee was lined up to avoid an unsafe position. For the experimental appliance, at the placing moment of the prosthesis to the patient were made a different kind of calibrations to improve ergonomics and finally walks checking the correct function, comparing the previous monocentric knee prosthesis, the patient affirms that the effort he does at the hips is lower and the speed asked for the contralateral leg is satisfactorily compensated.

**Key words:** knee mechanism, costs , four bar linkage, ergonomics



Universidad  
Técnica de  
Cotopaxi

CENTRO DE IDIOMAS

## ***AVAL DE TRADUCCIÓN***

En calidad de Docente del Idioma Inglés del Centro de Idiomas de la Universidad Técnica de Cotopaxi; en forma legal **CERTIFICO** que: La traducción del resumen del proyecto de investigación al Idioma Inglés presentado por los señores Egresados de la Carrera de **ELECTROMECAÁNICA** de la **FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA Y APLICADAS, PORTILLA HIDALGO WALTER STALIN** y **RUEDA BARRAGÁN DIEGO ALEJANDRO**, cuyo título versa “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL MECÁNICA**”, lo realizaron bajo mi supervisión y cumple con una correcta estructura gramatical del Idioma.

Es todo cuanto puedo certificar en honor a la verdad y autorizo a los peticionarios hacer uso del presente certificado de la manera ética que estimaren conveniente.

Latacunga, Julio del 2019  
Atentamente,

Lic. José Ignacio Andrade Morán  
**DOCENTE CENTRO DE IDIOMAS**  
C.C. 050310104-0



CENTRO  
DE IDIOMAS

## **1 INFORMACIÓN BÁSICA.**

### **1.1 Propuesto por:**

Portilla Hidalgo Walter Stalin

Rueda Barragán Diego Alejandro

### **1.2 Tema aprobado:**

Diseño y construcción de una prótesis transfemoral mecánica.

### **1.3 Carrera:**

Ing. Electromecánica

### **1.4 Director de la propuesta tecnológica:**

Ing. Héctor Laurencio

### **1.5 Equipo de trabajo:**

Ing. José Efrén Barbosa Galarza

### **1.6 Lugar de ejecución:**

Cotopaxi, Latacunga - Av. Simón Rodríguez s/n Barrio El Ejido, Sector San Felipe.

### **1.7 Tiempo de duración de la propuesta:**

1 año

### **1.8 Fecha de entrega:**

Agosto-2018

### **1.9 Línea(s) y sublíneas de investigación a las que se asocia la propuesta tecnológica:**

Línea de investigación:

Procesos industriales

Sublínea de investigación:

Diseño, construcción y mantenimiento de elementos, prototipos y sistemas electromecánicos.

### **1.10 Tipo de propuesta tecnológica:**

Diseño de un producto con el fin de ser utilizado como prótesis de pierna que parta de la rodilla, para personas que presenten amputaciones en la misma

## **2 DISEÑO INVESTIGATIVO DE LA PROPUESTA TECNOLÓGICA.**

### **2.1 Título de la propuesta tecnológica.**

Diseño y construcción de una prótesis transfemoral mecánica

### **2.2 Tipo de alcance.**

h) Integrador

### **2.3 Área del conocimiento: (indicar según las normas cine – UNESCO).**

Ingeniería, industria y construcción.

### **2.4 Ingeniería y profesiones afines.**

Dibujo técnico, mecánica, metalistería, electricidad, electrónica, telecomunicaciones, ingeniería energética y química, mantenimiento de vehículos, topografía.

#### **2.4.1 Sinopsis de la propuesta tecnológica.**

Este proyecto consistirá en el diseño, simulación y construcción de un mecanismo de rodilla para adaptarlo a una prótesis, que se proyectará a personas con amputaciones transfemorales, elaborado con materiales que se encuentran en el mercado nacional, reduciendo costos y que brindan ligereza y durabilidad.

### **2.5 Objeto de estudio y campo de acción.**

#### **2.5.1 Objeto de estudio.**

El objeto de la investigación es el diseño y simulación de un mecanismo de rodilla, maquinarlo con materiales de índole local y probarlo en un paciente

#### **2.5.2 Campo de acción.**

Biomecánica. Diseño de mecanismo de rodilla para prótesis transfemoral, procesos de fabricación.

### **2.6 Situación problémica y problema.**

#### **2.6.1 . Situación problémica:**

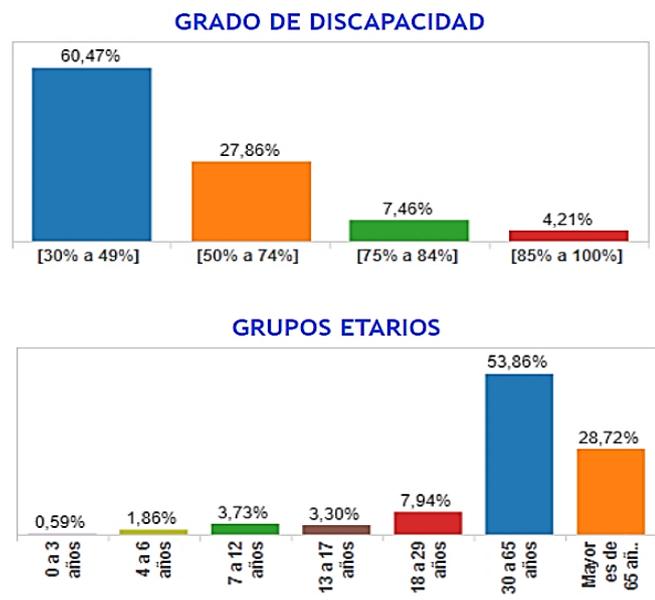
A nivel mundial, el tema relacionado con las prótesis para el cuerpo humano ha tenido grandes avances desde su aparición; están enfocadas en mejorar la calidad de vida de las personas quienes las usan; no solo para recuperar autoestima sino parte de su vida debido a que la amputación o malformación de alguna extremidad tiene efectos en la vida de los individuos. La vanguardia de las prótesis (en especial en el 1er mundo) es muy efectiva debido a que las mismas se han construido en base a diversos estudios y pruebas que mejoran la calidad y comodidad de las mismas; en cuanto a las extremidades inferiores se refiere, se ha logrado una

gran comodidad de uso de las mismas, usando diversos métodos de ingeniería como mecánica y electrónica para dar al individuo un mejor confort al usar el producto debido a la configuración y construcción del mismo [1]

En cuanto a Ecuador se refiere, el campo de estudio en prótesis va más enfocado a prótesis de partes superiores debido a que se dice que tienen un mayor impacto, dejando de lado partes inferiores del cuerpo.

En cuanto a Latacunga se refiere, no hay evidencia de que exista gestión o ayuda para prótesis de extremidades inferiores, debido a esto, los pacientes se trasladan a otras ciudades, en especial la capital, ya que ahí se encuentra ubicado el más completo centro de órtesis y prótesis en el país el cual es la Fundación Hermano Miguel.

En Ecuador, en la provincia de Cotopaxi según datos del CONADIS existen 4353 personas con discapacidad física y en el cantón Latacunga 1877 considerando todos los grados de discapacidad y grupos etarios (figura 2.1). [2]



**Figura 2-1** Grado de discapacidad física y grupos etarios

**Fuente:** [2].

### 2.6.2 . Problema.

En Ecuador no existen centros especializados para el estudio y elaboración de mecanismos de rodilla basado en un sistema de cuatro barras para continuar con la manufacturación de la misma, la cual es una parte importante de una prótesis transfemoral, algunas partes de prótesis tienen una cantidad de peso considerable y el costo de su adquisición es relativamente alto debido a que deben ser importados o donados haciéndolos de segunda mano y al ser así, no se

puede elegir el material o la forma para optimizar la funcionalidad dentro de la prótesis. Lo que se quiere solucionar es que exista la posibilidad de alivianar y manufacturar con materiales de índole local el mecanismo de rodilla, reduciendo costos y así tener la apertura a que más personas puedan acceder a una prótesis hecha con material confiable, de primera mano y a menor costo

## **2.7 Hipótesis.**

¿Es posible simular mediante sistemas CAD un diseño de mecanismo de rodilla y construirlo con materiales de índole local para reducir costos en la adquisición de una prótesis?

## **2.8 Objetivos.**

### **2.8.1 Objetivo general.**

Diseñar, simular y construir un mecanismo de rodilla para personas con amputación transfemoral, elaborada con materiales apropiados de procedencia local y de menor costo.

### **2.8.2 Objetivos específicos.**

- Establecer el tipo de mecanismo adecuado que emule el movimiento natural de la rodilla
- Diseñar y simular con sistemas CAD/CAE una rodilla mecánica tomando como referencia aquellas existentes en el mercado
- Indagar en los procesos de manufactura adecuados para la fabricación del diseño propuesto
- Construir y aplicar el diseño propuesto a escala real.

## **2.9 Descripción de las actividades y tareas propuestas con los objetivos establecidos.**

En la tabla 2.1. Se puede apreciar las actividades y los resultados de las mismas planteados para el cumplimiento de la propuesta tecnológica

**Tabla 2-1 Actividades y Tareas Propuestas.**

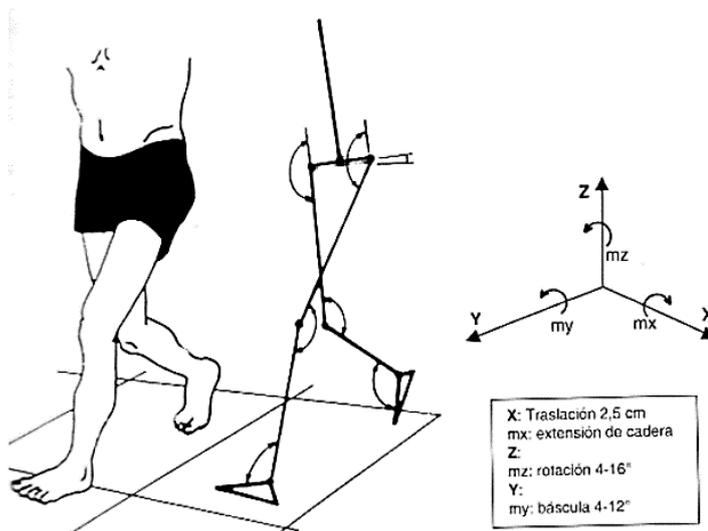
<b>OBJETIVO</b>	<b>ACTIVIDAD</b>	<b>RESULTADO DE LA ACTIVIDAD</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Establecer el tipo de mecanismo adecuado que emule el movimiento natural de la rodilla.</b></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Buscar en fuentes bibliográficas datos que arrojen que tipo de mecanismo es el más estable para la elaboración de una rodilla.</li> <li>- Investigar por qué el mecanismo de cuatro barras es el más utilizado.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Utilizar un mecanismo de cuatro barras.</li> <li>- Calcular el desplazamiento del sistema de cuatro barras.</li> <li>- El mecanismo de cuatro barras es más fácil de maquinar y analizar.</li> <li>- Comprobar los cálculos con el dimensionamiento obtenido en software</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Diseñar y simular con sistemas CAD/CAE una rodilla mecánica tomando como referencia aquellas existentes en el mercado.</b></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Buscar una rodilla acorde al sistema de cuatro barras establecido</li> <li>- Establecer un diseño propio referente al que se encuentra en el mercado.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Tomar como referencia la rodilla Otto bock 3R55</li> <li>- Bosquejo aplicado al sistema de cuatro barras ya establecido.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Indagar en los procesos de manufactura adecuados para la fabricación del diseño propuesto.</b></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Búsqueda de tecnología adecuada para fabricación.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- La única máquina que puede realizar el mecanismo con el grado de detalle requerido es un torno CNC de 5 ejes.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Construir y aplicar el diseño propuesto a escala real.</b></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Analizar el costo de construcción de la prótesis</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Identificar el costo de los diversos materiales utilizados en la elaboración de la prótesis</li> </ul>

### 3 MARCO TEÓRICO.

#### 3.1 Marcha Humana.

La acción de caminar es de las actividades más comunes que se pueda desarrollar por el ser humano, por otro lado, el análisis y simulación de la misma es un problema mucho más complejo de manejar.

La caminata humana está representada como un péndulo invertido con un sistema que tiene un gran número de grados de libertad; está definida por movimientos rítmicos y alternantes de las extremidades del tronco que definen un desplazamiento hacia adelante del centro de gravedad del ser humano el cual es variable pero puede ser descrito por los planos holonómicos en el espacio mientras se da la caminata. [3], dicha representación se la puede apreciar en la figura 3.1:

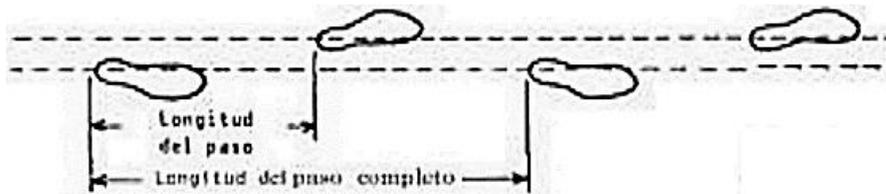


**Figura 3-1** Modelo de eslabones con sus grados de libertad para representar la marcha humana.

Fuente: [3].

#### 3.1.1 Biomecánica de la marcha normal humana.

Existen diferencias en la forma de caminar de una persona a otra, y aunque sean pequeñas, caen dentro de pequeños límites. [3], una referencia general se puede apreciar en la figura 3.2.



**Figura 3-2** Longitud de paso.

Fuente [3].

El ciclo de la marcha comienza cuando el pie entra en contacto con el suelo y termina con el siguiente contacto entre el suelo y el mismo pie.

### 3.1.2 Subdivisión de la fase de apoyo.

Existen cinco momentos que al subdividirlos son útiles para diferenciar la fase de apoyo:

- 1) Contacto del talón
- 2) Apoyo plantar
- 3) Apoyo medio
- 4) Elevación del talón
- 5) Despegue del pie

El proceso de apoyo se detalla en la tabla 3.1

**Tabla 3-1** Subdivisión fase de apoyo.

Momento	Definición	Figura
<b>Contacto inicial del talón</b>	El pie tiene contacto con el suelo	
<b>Respuesta a la carga de apoyo plantar</b>	En este intervalo en el que la planta hace contacto con el suelo y el peso va dirigido al miembro en carga; coincidiendo con el fin del doble apoyo inicial de los 2 miembros (aproximadamente del 10% al 12% del ciclo)	

<p><b>Apoyo medio</b></p>	<p>En este período la tibia rota sobre el pie fijo en dirección hacia donde se da la locomoción y coincide con el apoyo unipodal y va del 10 al 30% del ciclo</p>	
<p><b>Apoyo final, despegue del talón</b></p>	<p>En esta fase el peso del cuerpo se transfiere desde el retropié y medio pie al ante pie, va del 30% al 50% del ciclo y coincide con el inicio del apoyo bipodal final</p>	
<p><b>Fase previa al balanceo, despegue del pie</b></p>	<p>Aquí el peso se transfiere al miembro contralateral preparándose a la fase de balanceo, coincidiendo con el final del doble apoyo y va del 50% al 60% del ciclo. Aquí ocurre el despegue de los dedos.</p>	

Fuente: [3].

### 3.1.3 Subdivisión de la fase de balanceo.

El balanceo en la marcha está dividido por 2 intervalos:

- 1) fase de balanceo medio
- 2) Fase de balanceo terminal

En la tabla 3.2 se observa a detalle las fases de subdivisión de balanceo.

**Tabla 3-2** Subdivisión fase de balanceo.

Momento	Definición	Figura
<b>Fase de balanceo medio</b>	Va desde el despegue de los dedos hasta que el pie en balanceo está a la misma altura que el pie de apoyo y va del 60% al 73% del ciclo	
<b>Fase de balanceo terminal</b>	La tibia de la pierna que está en el aire se orienta verticalmente y termina en el momento de contacto inicial, terminando con el ciclo y va desde el 73% al 100%	

Fuente: [3]

### 3.2 Prótesis.

Una prótesis de pierna reemplaza un miembro que se ha perdido como consecuencia de una amputación o una malformación genética, su función principal es permitir el apoyo para la marcha o carrera; dar una mejor estabilidad y la correcta alineación de los miembros inferiores y mejorar el centro de gravedad durante la marcha, así el paciente podrá realizar sus actividades cotidianas. [4]

#### 3.2.1 Tipos de prótesis.

Existen 5 tipos de prótesis que pueden ser usadas por los pacientes; postoperatoria, inicial, definitiva y de propósito especial.

La mayoría de los pacientes con amputación utilizan prótesis preoperatoria o definitivas, que son usadas cuando el muñón no va a presentar ningún cambio, por otro lado, la prótesis postoperatoria y la inicial se usan para gente joven o niños ya que sus músculos están en crecimiento y finalmente la prótesis de propósito especial, la cual es usada para personas que van a practicar algún deporte. La gran mayoría de los amputados utilizan las preoperatorias y

las definitivas; y un número muy pequeño de amputados utilizan las prótesis de propósito especial, que son las que brindan la capacidad de realizar algún deporte. [5]

### 3.3 Niveles de actividad tipo K.

La actividad de una persona puede ser catalogada por niveles según el criterio de la evaluación que se le haga, teniendo escalas de K1 a K4 como se describe en la tabla 3.3:

**Tabla 3-3 Clasificación del nivel de movimiento**

Tipo	Descripción	Figura
K1	En este nivel se encuentran aquellas personas cuyo diario vivir se da en espacios cerrados, siendo por lo general infantes o personas de la tercera edad, deben tener apoyo al moverse y ser supervisados mientras lo hacen, sus tramos son cortos y de poco tiempo	
K2	Al igual que los K1 su actividad no es tan alta, pero pueden atravesar obstáculos y caminar en terrenos irregulares, pero planos.	
K3	En este nivel de movimiento están los pacientes cuya actividad se puede describir como normal, ya que se mueven en terrenos irregulares a mayor velocidad y durante períodos de tiempo más largos	
K4	Este nivel de movimiento está ocupado por aquellas personas cuya actividad física es sobresaliente ya que están en la capacidad de practicar deportes, obviamente usando prótesis especiales	

Fuente: [6]

### 3.4 Partes de la prótesis.

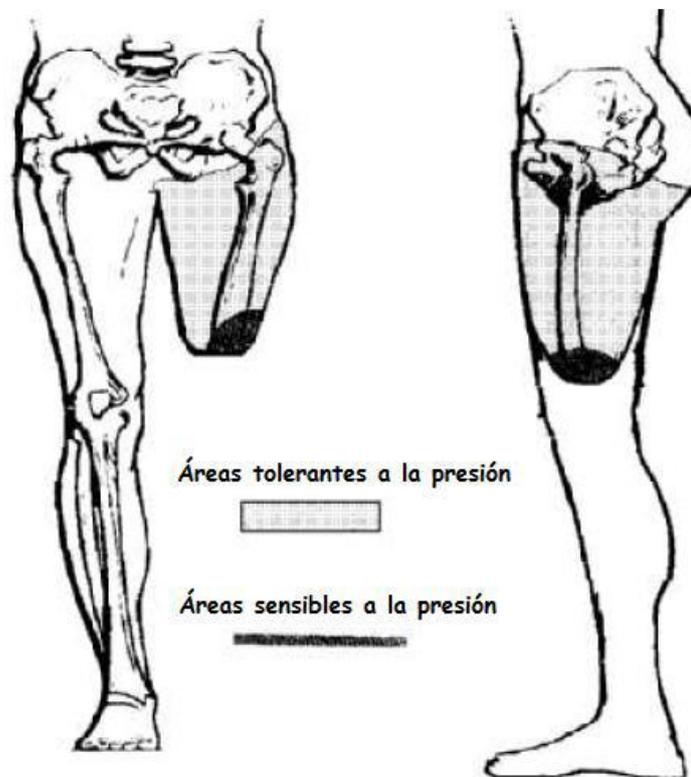
Una prótesis transfemoral está compuesta principalmente por tres partes: socket, rodilla y pie.

#### 3.4.1 El encaje (socket).

En esta parte irá la extremidad residual o muñón del paciente. Se debe tener muy en cuenta la forma del muñón y las medidas de este; el socket es la parte más importante de la prótesis ya que es la base de la misma, sin importar de qué material o que tan bien hechos estén sus componentes si el socket no encaja el muñón sería incómodo y dañino para el paciente y no sería posible usarlos en la prótesis. [7]

##### ➤ Consideración

En el muñón hay zonas que no pueden soportar cargas, las cuales se muestran en la figura 3.3:



**Figura 3-3** Áreas de presión de muñón.

**Fuente:** [8]

En la Fig. 3.3 se puede apreciar que el muñón no tolera carga distal, el socket debe proporcionar contacto total con el muñón y así repartir la carga evitando su concentración en las áreas sensibles [17]

En la tabla 3.4 se puede apreciar los tipos de socket más comunes para una amputación transfemoral:

**Tabla 3-4** Tipos de socket para amputación transfemoral.

TIPO DE SOCKET	DESCRIPCION
<p>Cuadrangular ISNY</p> 	<p>De tipo cuadrilateral de contacto total con la válvula. Cuenta con un socket plástico flexible. Apoyo en el isquion y el resto del socket. Permite que los músculos del muñón controlen la prótesis</p>
<p>CAT-CAM</p> 	<p>Countoured Adducted Trochanteric Controlled Aligment Method. De forma ovidea, contiene dentro al isquion, la pared lateral evita que el fémur se desplace en abducción y consigue un anclaje o cerradura ósea. Apoyo en toda la superficie de contacto con el muñón, proporciona mayor estabilidad mecánica</p>
<p>De contacto total de silicona</p> 	<p>Termoplástico hecho a medida, consta de un socket de silicona con succión, directamente en contacto con la piel. Apoyo en toda la superficie del muñón, por su material mejora la suspensión protésica proporcionando mayor estabilidad</p>
<p>Polytol</p> 	<p>Recomendada para muñones femorales cortos Tolerados por la piel, buena adherencia a la piel y absorción a la humedad</p>

<p>Clásico</p> 	<p>Formado por estructuras ligeras de carbono y resina endurecida. Interior blando con carcasa de carbono Es el más utilizado en las prótesis transfemorales Borde flexible facilitando en lo posible movimientos como sentarse.</p>
<p>TF Sio CX</p> 	<p>Parte interior de silicona, parte exterior de carbono con zonas flexibles, ofrece comodidad, higiene y funcionalidad. Cuenta con elementos acolchados de gel de silicona integrados en la parte interior.</p>

Fuente: [8]

### 3.4.2 Soporte.

Es una manera segura de adaptar al paciente con la prótesis, esta puede ser un cinturón o correa para una prótesis transfemoral o un liner para amputaciones de tipo transtibial [7] como se puede apreciar en la figura 3. 4. y 3.5 respectivamente

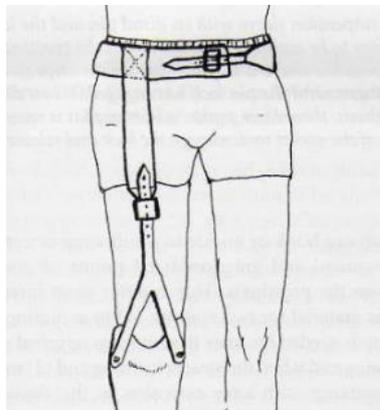


Figura 3-4 Suspensión o correa para prótesis transfemoral.

Fuente: [9].



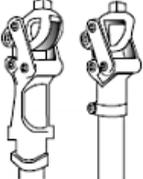
Figura 3-5 Liner para amputación transtibial.

Fuente: [9].

### 3.4.3 La rodilla.

Todas las personas que han tenido una amputación deben pasar un proceso de rehabilitación y terapia para regresar a su vida normal lo más parecida posible previa a la intervención quirúrgica, para la rodilla primero se debe alinear el mecanismo en el socket y después implementarla a la prótesis. En la tabla 3.5 se muestra la descripción de los diferentes tipos de rodilla que se utilizan para prótesis transfemoral según su funcionalidad. [10]

**Tabla 3-5** Tipos de rodilla por indicación y función.

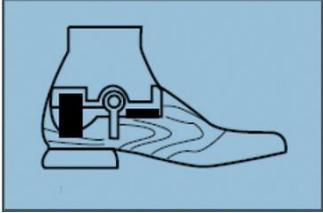
Clase -tipo	Función Básica	Indicación primaria	Ventajas	Limitaciones
<b>Monoaxial [a]</b> 	simplicidad	Una sola velocidad Para pacientes entre 18 y 50 Años.	Barata y Durable y mayoritaria En Colombia	Cadencia fija y baja estabilidad mayor gasto de energía en la marcha modificación de la marcha normal y antinatural
<b>Control a la descarga [b]</b> 	Incrementa la Estabilidad en La marcha	Debilidad generalizada Pobre control de la Cadera, caminata despaciosa , para Personas de edad de mas De 60 años.	Mejora la Estabilidad de La rodilla	Retraso en la fase De oscilación Debe descargarse Completamente Para flexionarse Modificación de la Cadencia , mayor Gasto energético.
<b>Bloqueo manual [c]</b> 	Rodilla de ultimo recurso	Mucha necesidad de Estabilidad de rodilla Final Musculatura muy débil	Elimina la flexión De rodilla	Anormal caminata Incomoda al sentarse Incrementa el esfuerzo Al caminar y la energía Utilizada
<b>policentricas[d]</b> 	Estabilidad positiva Y facilidad de flexión En la fase de Oscilación Diseño especial Disponible para Proporcionar Un sentado estético Para muñones largos	Mejorar la <b>estabilidad</b> De la rodilla , Diseño especial Para rodilla desarticulada y <b>Amputación por encima de La rodilla.</b>	La totalidad de La pierna se Acorta , estable Al iniciar cada Paso sin interrumpir La fase de oscilación El riesgo de tropiezo Es mínimo. Diseño especial para Estética de muñones Largos	Incremento del Peso y mantenimiento y costos amplitud del movimiento de la rodilla puede quedar limitada
<b>Control fluido [e]</b> 	Permite un cambio En la cadencia Microprocesador Ofrece un patrón de Marcha normal	Disponible para variar La velocidad de la marcha Recomendada en personas Con alta actividad	Variable cadencia Marcha más natural El control de apoyo Hidráulico añade mas estabilidad	Incremento en el costo Peso y mantenimiento
<b>Electrónica [f]</b> 	Permite un cambio En la cadencia <b>Microprocesador</b> Ofrece un patrón de <b>Marcha normal</b> y Control sobre <b>Cualquier tipo de Terreno</b> subir Escaleras terrenos pendientes	Disponible para <b>variar La velocidad de la marcha</b> Recomendada en atletas y Personas con alta actividad	<b>Variable cadencia</b> Marcha más natural El control de añade mas estabilidad cuando se suben y bajan escaleras	Mucho Incremento en el costo Peso y mantenimiento

Fuente [3]

### 3.4.4 El pie.

Al igual que la rodilla existen varios tipos de pie que se puede apreciar en la tabla 3.6:

**Tabla 3-6 tipos de pie para prótesis**

Tipo	Descripción	Figura
Pie de eje sencillo	Está diseñado para pacientes con poca o escasa actividad física, puede mejorar la estabilidad de la prótesis, es fabricado en goma y requieren de mantenimiento debido al desgaste	 Diagrama de un pie de eje sencillo, que muestra un mecanismo de pivoteamiento simple dentro de una estructura de goma.
Pie Sach	Es el tipo de pie más utilizado para pacientes de K1 a K3 ya que dan buena estabilidad y soportan bastante peso, fabricados de madera, están colocados en una funda cosmética para que parezca un pie normal, su cantidad es basta en el mercado	 Una imagen de un pie Sach, que es un tipo de pie de madera con una funda cosmética que lo hace parecer un pie humano normal.
Pie de respuesta dinámica	Absorben la energía que se genera al pisar, proporcionando un empuje hacia arriba, comúnmente usado en pacientes que son deportistas	 Una imagen de un pie de respuesta dinámica, que es un tipo de pie con un mecanismo de almacenamiento y liberación de energía para proporcionar un empuje adicional al caminar.

**Fuente:** [11]

### 3.5 Requerimientos para prótesis transfemoral.

En cuanto a la elaboración de una prótesis se refiere, se debe tomar en cuenta diferentes factores o variables, como la edad y al sexo, las condiciones para hacer una prótesis están relacionadas a la conformación de series homogéneas en su amplitud [12] debido a que según el tiempo transcurrido desde su nacimiento se requiere de uno o varios métodos para la selección y

construcción de la misma; en cuanto al sexo del individuo se refiere, están relacionadas las condiciones sociales, culturales, psicológicas y económicas se refiere, no solo a su género.

Se puede decir que las variables más importantes a ser tomadas en cuenta para la elaboración de una prótesis son el nivel de amputación del miembro inferior, el tiempo el cual ha transcurrido la amputación y el motivo por el cual ocurrió la amputación. [12]

El nivel de amputación es fundamental para la creación de la prótesis, debido que a partir de este se toma las medidas para el socket, el cual es la piedra angular de la prótesis misma, si este está mal hecho, técnicamente la prótesis sería inútil.

En cuanto al tiempo de la amputación y la causa se trata, está relacionado con la parte psicológica de la persona y la aceptación que esta tiene o tendrá a la prótesis y como esta se verá en él o ella dentro del círculo social en la que se mueve.

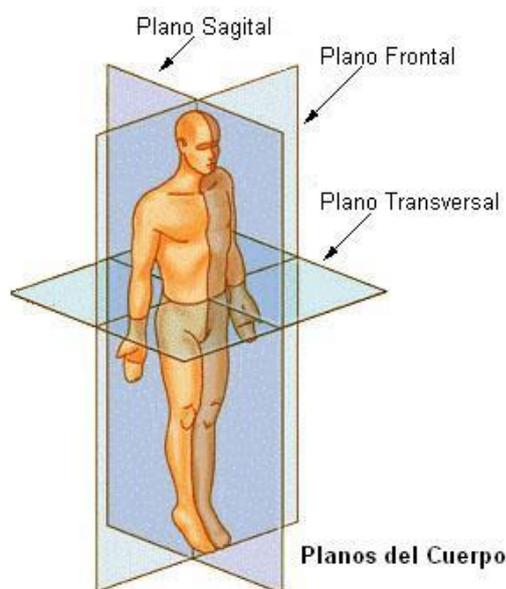
### 3.6 Biomecánica del miembro Inferior.

Como cualquier cuerpo en el espacio, el cuerpo humano se lo puede describir de acuerdo a partir de 3 planos [13]. Se utilizan tres planos para medir el movimiento del ser humano: frontal, sagital y transversal como se muestra en la figura 3.6:

El plano frontal está situado paralelamente al frente, separando al cuerpo en una mitad anterior y posterior.

El plano sagital separa al cuerpo en mitad derecha e izquierda.

El plano transversal separa al cuerpo en mitad superior e inferior



**Figura 3-6** Planos anatómicos del cuerpo humano.

**Fuente:** [9]

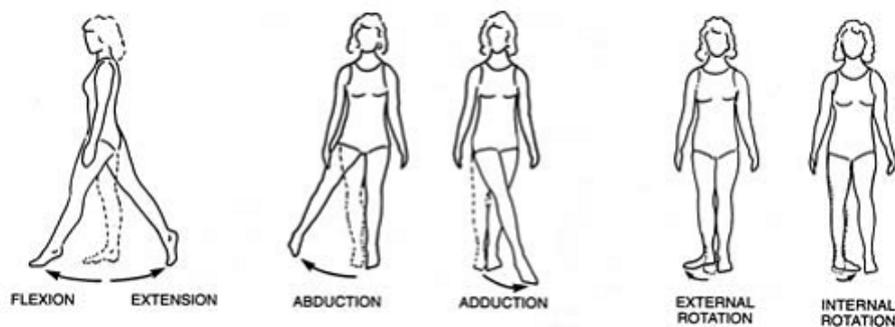
Al miembro inferior lo integran las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo

### 3.6.1 Articulación de cadera.

Según [14], esta articulación comprende una de las articulaciones más estables y grandes dentro del cuerpo humano. La configuración relativamente rígida “esférica o rótula” otorga una estabilidad intrínseca.

Compuesta por la cabeza del fémur y el acetábulo de la pelvis, posee una cápsula rodeada de músculos fuertes que permiten gran amplitud de movimiento requerido para diversas actividades como andar, sentarse y agacharse [14] [15]

La cadera tiene movimiento en los siguientes tres planos: sagital (flexo-extensión), frontal (abducción-aducción) y transverso (rotación interna-externa). EL movimiento máximo se da en el plano sagital, en este, el rango de flexión va de 0° a 140° y el de extensión es de 0° a 30°, en el plano frontal para la abducción el rango es de 0° a 25°, en el plano transverso la rotación externa varía de 0° a 90° y la rotación interna va de 0° a 70° cuando la cadera está flexionada, [15] como se puede ver en la figura 3.7



**Figura 3-7** Movimientos de la articulación de cadera.

**Fuente:** [9].

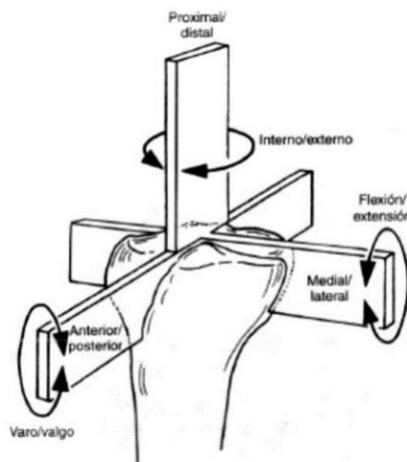
### 3.6.2 Articulación de Rodilla.

La articulación de la rodilla es la más amplia y compleja que tiene el cuerpo humano.

Tiene la capacidad de soportar momentos y fuerzas elevados, también está situado como uno de los brazos de palanca más largos que posee el cuerpo humano (tibia y fémur) por lo cual es bastante propensa a una lesión, pese a que el movimiento de esta articulación se da en los tres planos (sagital, frontal y transversal), prácticamente todo el movimiento se da en el plano sagital, donde los movimientos de flexión y extensión completas van desde 0° a 140° [14]

En cuanto al plano transversal se refiere (rotación interna y externa), el movimiento se ve influido por la posición de la rodilla en el plano sagital, cuando la rodilla está totalmente extendida, la rotación se ve restringida casi en su totalidad; la rotación se incrementa conforma

la rodilla va siendo flexionada, y su punto máximo son los 90°, al estar en esta posición, la rotación externa va de 0° a 45° y la rotación interna varía aproximadamente de 0° a 30° [14]. Con respecto al plano frontal (abducción y aducción) también es afectado de acuerdo a la flexión de la articulación. Al estar totalmente extendida la rodilla, esta impide casi todo el movimiento de sí misma en el plano frontal; la aducción y abducción aumentan cuando la rodilla está flexionada a 30°, si supera los 30° el movimiento de la articulación en este plano se ve disminuido por los tejidos blandos. [14]; Esto se puede observar en la figura 3.8



**Figura 3-8** Representación de los 6 grados de libertad de la rodilla.

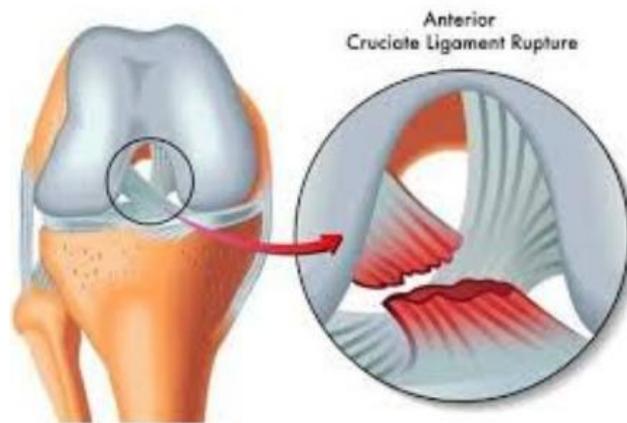
**Fuente:** [14]

Según [16] la articulación de rodilla realiza dos funciones que podrían ser contradictorias desde el punto de vista mecánico:

- 1) Cuando la rodilla está en extensión completa, debe conservar la estabilidad porque soporta el peso del cuerpo en este punto
- 2) Durante la marcha, debe tener movilidad en la flexión para proveer al pie de una buena orientación.

El movimiento de la rodilla se encuentra controlado por varios ligamentos, que ejercen gran control sobre los movimientos de la misma para el caso se habla de aquellos que están intrínsecamente ligados a la mecánica de la articulación [15]:

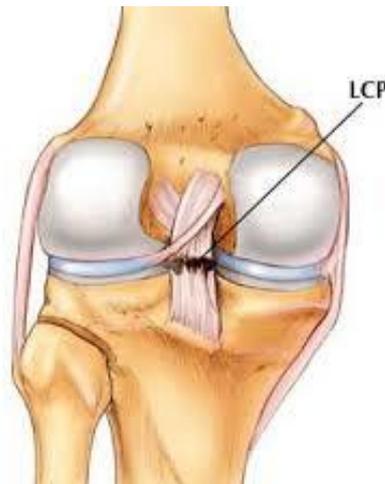
1. Ligamento cruzado anterior (LCA): Localizado en el centro de la articulación, está unido anteriormente a la tibia y posteriormente al fémur; evita que la tibia se mueva hacia delante en relación con el fémur y ayuda a evitar la rotación excesiva como se ven en la figura 3.9



**Figura 3-9** Ligamento cruzado anterior de la rodilla.

**Fuente:** [9]

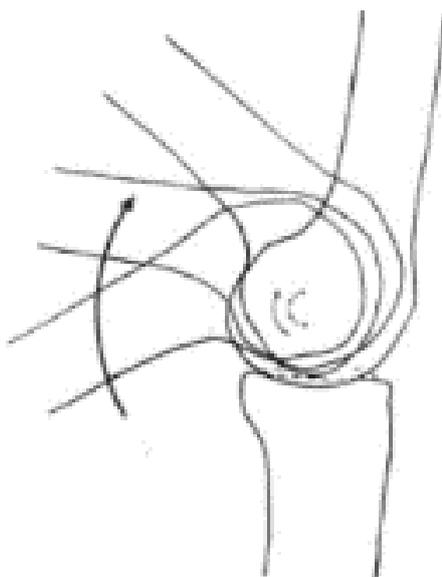
2. Ligamento cruzado posterior (PCL): Ubicado en el centro de la articulación, se adhiere posteriormente a la tibia y anteriormente al fémur, evita que la tibia se mueva hacia atrás en relación con el fémur y ayuda a limitar la rotación como se ve en la figura 3.10



**Figura 3-10** Ligamento cruzado posterior de la rodilla.

**Fuente:** [9].

Al actuar estos ligamentos, se forma lo que en ingeniería se conoce como un “mecanismo de cuatro barras”, que imponen una combinación de deslizamiento y rodadura en la articulación, moviendo el punto de contacto hacia adelante a medida que la articulación se extiende y retrocede a medida que se flexiona; significando así que el eje sobre el cual se flexiona y se extiende la articulación no es fijo, sino que cambia con el ángulo de extensión o flexión. [17]. El camino del centro instantáneo de rotación en una rodilla normal es semicircular, como se puede apreciar en la figura 3.11



**Figura 3-11** Camino semicircular del centro instantáneo de rotación.

**Fuente:** [14]

### **3.6.3 Biomecánica del Tobillo.**

El tobillo es el encargado de transferir la carga de la pierna al pie e influye en la orientación del pie con el suelo.

Es una articulación de bisagra que depende de una congruencia articular y de los ligamentos externos e internos para tener estabilidad.

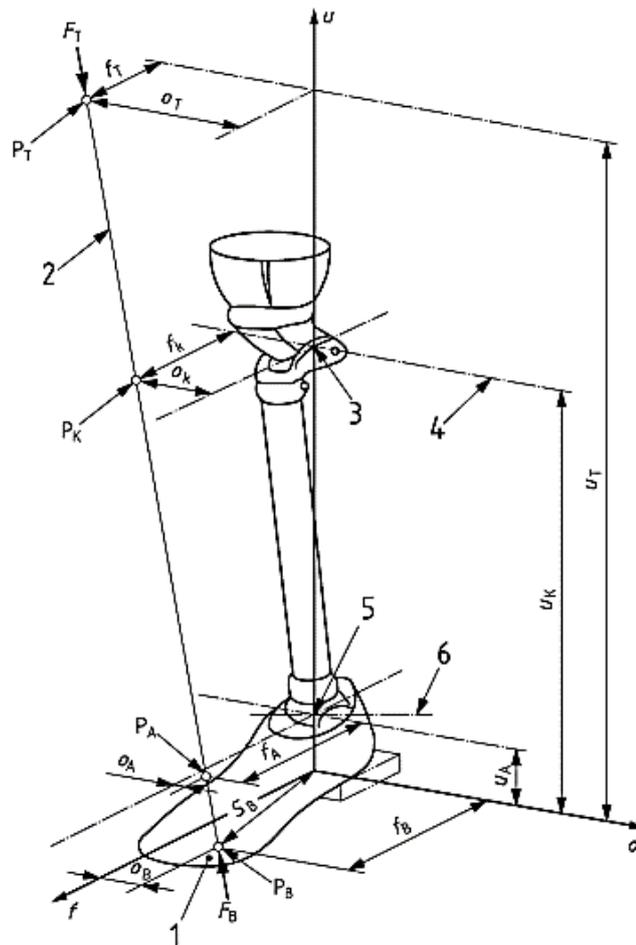
### **3.7 Cinemática de la Rodilla.**

Al estudio de la relación entre posición, velocidad y acción en cuerpos rígidos dejando de lado cuál es la causa del movimiento se le conoce como “cinemática”, la cual describe la geometría del movimiento [18]

#### **3.7.1 Línea de Carga.**

Es aquella línea a través de la cual una fuerza equivalente interviene durante el soporte de peso, actuando sobre un punto singular al nivel del encaje totalmente lleno hasta el centro de presión de en la planta del pie, cambiando de ubicación constantemente durante la marcha con respecto al eje longitudinal del lado no amputado estando relacionada directamente con la estabilidad de la prótesis de rodilla [19] como se observa en la figura 3.12

La persona está en capacidad de controlar la dirección de línea de carga activando los músculos flexo-extensores de la articulación de la cadera del muñón, al tener débiles estos músculos se tiene varios problemas de estabilidad que son difíciles de solucionar teniendo incluso mecanismos automáticos de antibloqueo. [19]



**Figura 3-12** Línea de carga en rodilla.

**Fuente:** [20]

### 3.8 Modelos de mecanismo de rodilla.

En la presente sección se dan a conocer 2 modelos de mecanismo para describir el movimiento de la rodilla que se encuentran en el mercado Nacional debido a que los demás requieren costos extras y su uso no es factible económicamente por el momento

#### 3.8.1 Modelos existentes en el mercado

A continuación, se presentan algunos modelos de rodilla, específicamente los monocéntricos y policéntricos que son más utilizados en el país, como se muestra en la gráfica 3.1

Monocéntricas: Se hace uso de las rodillas con numeración 3R 15 y 3R20

Policéntricas: Se hace uso de las rodillas con numeración 3R55, la cual es tomada como referencia para la propuesta y la 3R 46

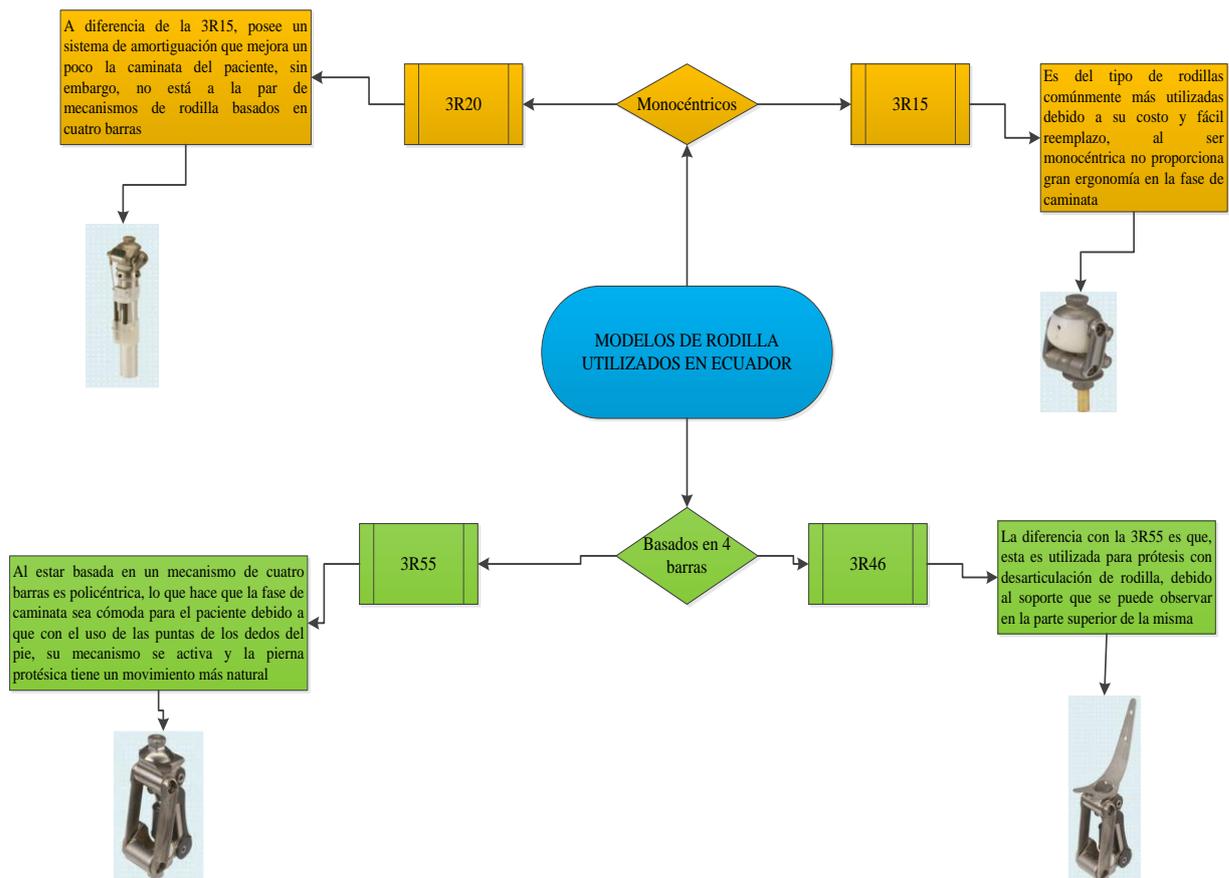


Figura 3-13 Modelos de rodilla utilizados en Ecuador

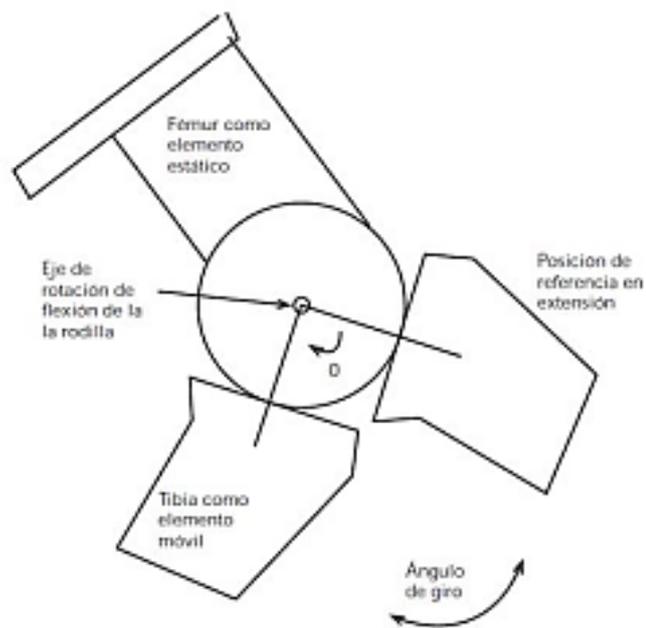
Fuente: [21]

### 3.8.2 Modelo de bisagra.

También llamado monocéntrico, en este la movilidad se caracteriza porque tiene una rotación sobre un solo eje situado en un miembro fijo, dicha rotación es la flexión de la rodilla. Como se observa en la figura 3.14 [18]

### 3.8.3 Modelo de mecanismo de cuatro barras.

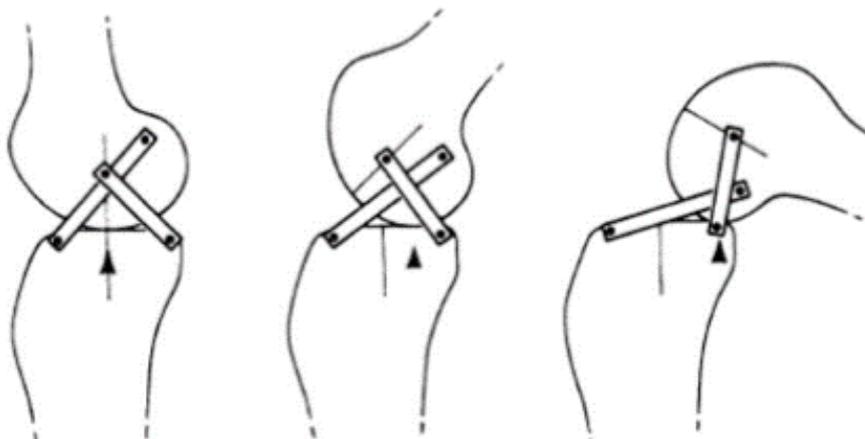
Este modelo plantea a la articulación de la rodilla como mecanismo de cuatro barras en cual se establecen como eslabones a la tibia y al fémur, como se observa en la figura 3.14. Los ligamentos cruzados posterior y anterior son modelados como barras rígidas, cuyo centro instantáneo de rotación (CIR) se encuentra ubicado en el punto de cruce de los mismos. Este modelo toma en consideración la flexo-extensión en el plano sagital y el movimiento de rotación del fémur sobre la tibia con la flexión. [18].



**Figura 3-14** Modelo de bisagra o monocéntrica.

**Fuente:** [9]

En la fig.3.15 se puede apreciar el modelo de conexión teórica que tiene un mecanismo de cuatro barras en la rodilla del ser humano



**Figura 3-15** Modelo teórico de cuatro barras.

**Fuente:** [9]

### 3.9 Mecanismos utilizados para rodilla policéntrica

Al tratarse de un mecanismo policéntrico, este siempre estará formado por eslabones que son la base de cualquier mecanismo, se puede incluir pasadores para unir dichos eslabones.

### 3.9.1 Eslabón

Es un cuerpo rígido que posee como mínimo 2 nodos (puntos de unión de eslabones), que se unen para formar eslabonamientos cinemáticos que son los componentes más básicos de todos los mecanismos, algunos ejemplos se pueden observar en la figura 3.28:

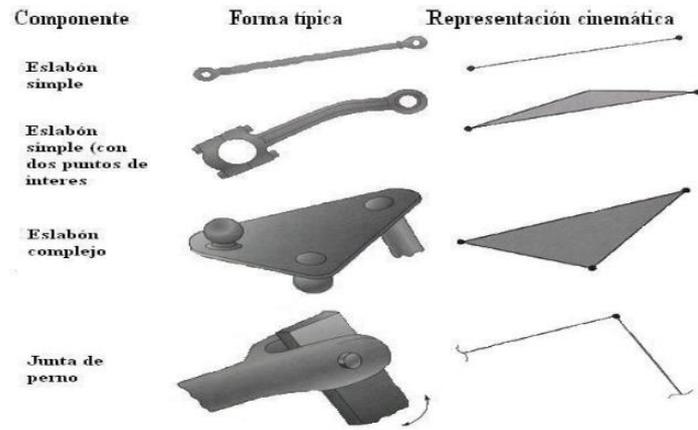


Figura 3-16 eslabones y sus tipos

Fuente: [9]

### 3.9.2 Pasador

Es un elemento de fijación mecánica desmontable, usado para la unión de piezas que poseen un orificio en común, impidiendo el movimiento relativo entre ellas, usado en dispositivos de cierre, pivotes, etc., un pasador se puede apreciar en la figura 3. 29.

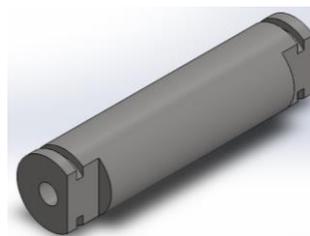
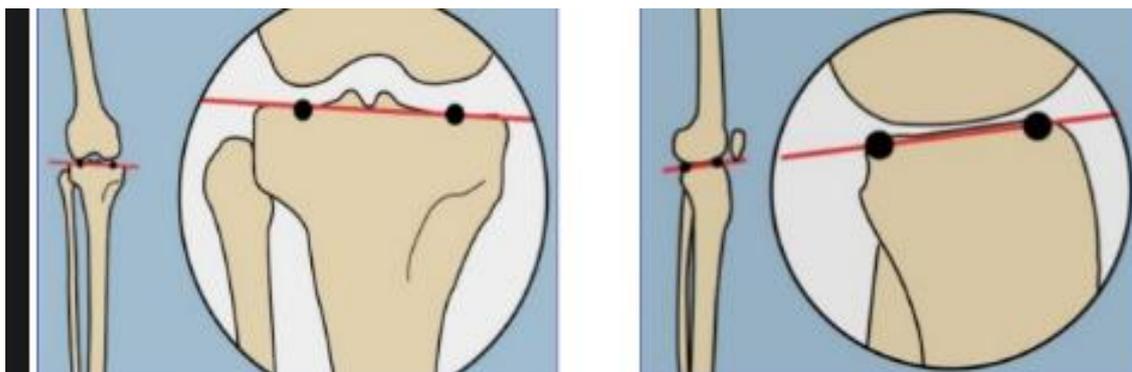


Figura 3-17 Pasador

### 3.10 Mecanismo policéntrico de rodilla.

El principal movimiento de la rodilla es la flexo-extensión la cual toma su lugar en el plano sagital, en este, el fémur efectúa un movimiento de deslizamiento sobre los platillos tibiales, lo cual hace que no sea un eje fijo de rotación y por lo tanto exista un centro instantáneo de rotación (CIR) [22], una referencia son los platillos transtibiales que se observa en la figura 3.19

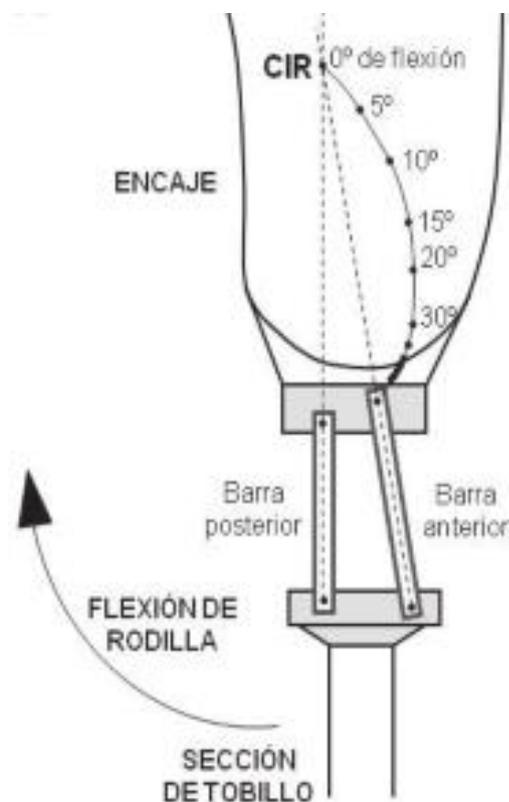


**Figura 3-18** Platinos tibiales.

**Fuente:** [9]

En una rodilla policéntrica el eje de la articulación se mueve en función del ángulo de flexo-extensión de la rodilla, es decir, tiene un CIR que está ubicado en la prolongación de las barras anterior y posterior lo cual permite realizar movimientos de rotación y traslación de manera simultánea durante la flexión. [23]

En la figura 3.20 se puede observar el CIR para 0° de flexión, así como para 5, 10, 15, 20 y 30°



**Figura 3-19** Mecanismo de cuatro barras.

**Fuente:** [19]

Al controlar el posicionamiento del CIR con respecto a la carga definida por la fuerza de reacción al piso (FRP) sobre el pie en las fases de contacto inicial y precarga del ciclo de marcha mediante el mecanismo de cuatro barras se puede incrementar la estabilidad de la marcha en el paciente [24].

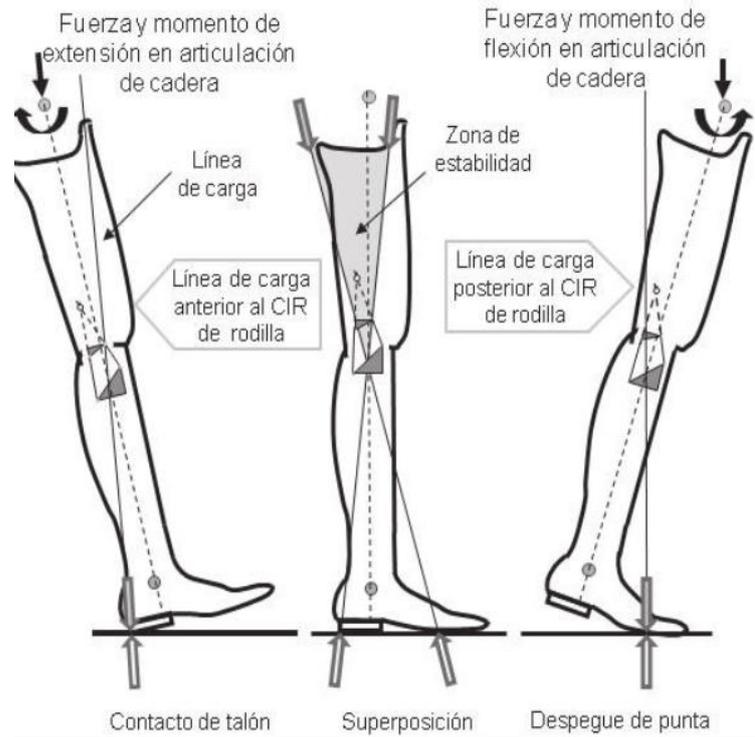
Al usar un mecanismo policéntrico, se acorta la longitud de la prótesis durante la fase de balanceo, y se garantiza una distancia pie-suelo adecuada para impedir tropiezos [24]; de acuerdo a la investigación realizada por Gard y sus colaboradores [25] las rodillas de 4 barras proporcionan una mayor distancia pie-suelo (de 0,9 a 3,2 cm extra) que la ofrecida por las prótesis monocéntricas.

En cuanto a la flexión, con un mecanismo policéntrico es más anatómica, especialmente en la sedestación (flexión a 90°), incluso mejorando la parte cosmética, ya que se logra que la pierna esté detrás del muslo.

De acuerdo a [26] aunque el mecanismo de 6 barras posee más variables de diseño que se pueden controlar, tiene una estructura más compleja lo que conlleva a más costos de elaboración incluso de mantenimiento, por lo que se escoge un mecanismo de cuatro barras.

En los mecanismos de cuatro barras existe algo llamado “control voluntario”, lo que significa que su eslabón anterior es más pequeño longitudinalmente permitiendo a la persona tener la facultad de controlar la estabilidad de la rodilla [27].

De acuerdo a [28] este tipo de mecanismo es especialmente recomendado a pacientes cuya actividad física vaya desde el tipo K2, en la Fig. 3.21 se observa la representación del diagrama de estabilidad del mecanismo de cuatro barras, la Fuerza de Reacción al Piso (FRP) está representada por la línea de carga, se localiza delante del Centro Instantáneo de Rotación (CIR) de la rodilla durante el contacto de talón garantizando la estabilidad de la rodilla, y detrás del CIR durante despegue de punta para permitiendo la flexión voluntaria; en la imagen de superposición se muestra los dos eventos descritos y se resalta la zona de estabilidad, esta es la zona donde el CIR puede ser localizado con la prótesis en extensión completa, para así mantenerla estable durante el contacto del talón y respuesta a la carga y al mismo tiempo, tener la facilidad para iniciar la flexión voluntaria antes del despegue de punta [27]



**Figura 3-20** Diagrama de estabilidad del mecanismo de cuatro barras de control voluntario.

**Fuente:** [27]

Para analizar la estabilidad del mecanismo y seleccionar un dimensionamiento óptimo se requiere la información pertinente al movimiento real de la pierna, así como a la Fuerza de Reacción al Piso (FRP). Un mecanismo de cuatro barras está representado por seis parámetros (los ángulos pertinentes a las barras inferior y superior y las longitudes de las barras) [29].

Para el modelo matemático de un mecanismo de rodilla se puede utilizar los trabajos de Lugo, Hobson-Torfason y el de Radcliffe, tomando en cuenta este último ya que en este, el encaje de la prótesis se ubica sobre el eslabón de la rodilla (que funciona como acople) y el eslabón fijo está en la parte inferior de la pierna [24]

El modelo de Radcliffe se basa en el efecto creado por el momento ejercido por la musculatura de la cadera, cambiando la línea de carga al instante de contacto del talón y el despegue de los dedos; generando una zona de estabilidad para las características de diseño.

### 3.11 Mecanismos de rodilla de cuatro barras.

De acuerdo a [26] existen tres tipos de mecanismos para rodilla:

- 1) Mecanismos de cuatro barras con un elevado centro interno de rotación
- 2) Mecanismos de cuatro barras Híper-estabilizado
- 3) Mecanismo de cuatro barras de control voluntario

### 3.11.1 Mecanismo de cuatro barras con elevado Centro Instantáneo de Rotación (CIR).

Tiene un elemento posterior corto y un elemento anterior largo, ofrece una estabilidad considerable al momento del contacto del talón a través del control voluntario residual de la cadera en el lado amputado [19]

Provee una apariencia cosmética en la flexión a 90°, pero debido a esto el CI se debe mover hacia abajo con la rodilla, este brusco cambio no permite al paciente mantener el control al mismo tiempo que soporta el peso y se flexa pocos grados como resultado

Finalmente está esencialmente asegurando la extensión completa y es usado para pacientes con problemas físicos [19] como se puede apreciar en la figura 3.22

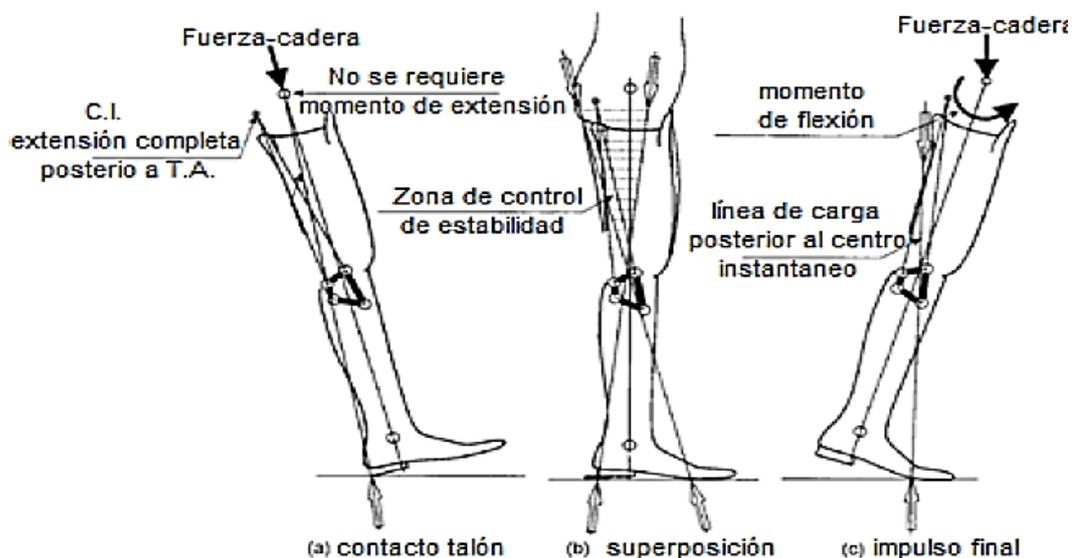


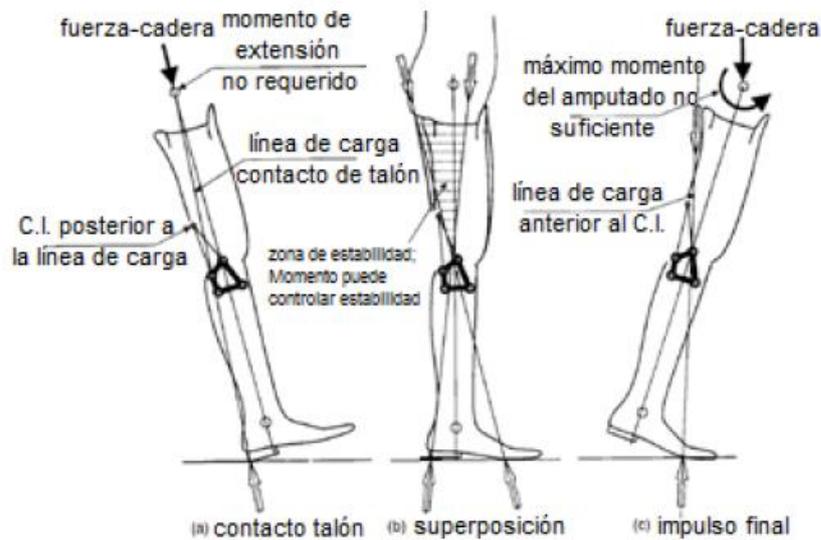
Figura 3-21 Mecanismo con elevado CIR.

Fuente. [26]

### 3.11.2 Mecanismo de cuatro barras híper estabilizado.

En la extensión total, el CIR está detrás de la línea de carga no requiriendo un gran momento de extensión de cadera, como se observa en la figura 3.23

Al momento del despegue, el CI se encuentra detrás de la línea de carga por lo que mientras el peso permanezca soportado por el momento de cadera la flexión no empezará. Este tipo de mecanismo es generalmente usado en pacientes que posean muñón corto. Este mecanismo no puede ser usado por pacientes cuya actividad diaria como subir escaleras, rampas, descenso sobre el pie sea bastante activa debido a que no hay flexión controlada en la rodilla y puede provocar calambres [26]



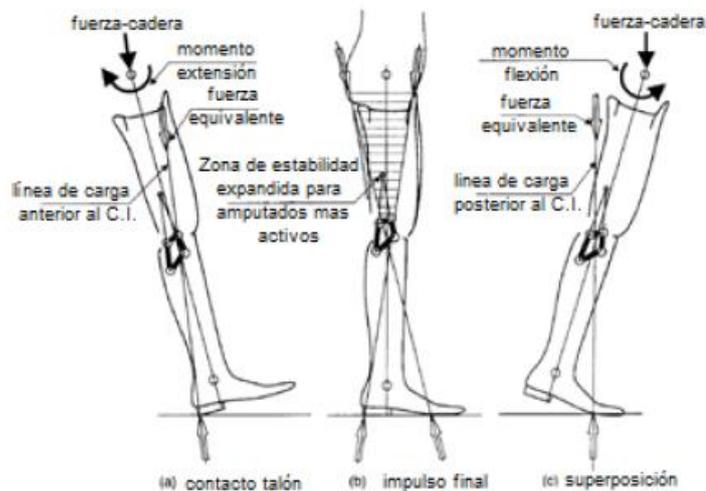
**Figura 3-22** Mecanismo Híper-estabilizado de rodilla.

**Fuente:** [26]

### 3.11.3 Mecanismo de cuatro barras de control Voluntario.

Tiene el CIR dentro de la zona de estabilidad, tanto al contacto del talón como al despegue del pie; según [26] “la trayectoria del CI para un mecanismo de cuatro barras de control voluntario no inicia extremadamente elevada o posterior a la extensión máxima, el CI se debe mover suavemente hacia a delante y abajo con el incremento de ángulos de la flexión de rodilla”, como se puede observar en la figura 3.24

El control voluntario está diseñado para un control sobre un rango limitado durante la flexión de rodilla; dicho control voluntario está dado por las capacidades del paciente, mientras más pericia posea más estable será al momento de una perturbación de estabilidad. [26]



**Figura 3-23** Mecanismo de rodilla de control voluntario.

**Fuente:** [26]

### 3.12. Modelo matemático para el cálculo de sistema de cuatro barras

A continuación, se describe el proceso matemático que se utiliza para calcular el desplazamiento que tiene un mecanismo de cuatro barras.

#### 3.12.1 Análisis para el sistema de cuatro barras

Debido a la complejidad anatómica del funcionamiento de la rodilla, la imposibilidad de igualar su comportamiento es considerable, sin embargo, los mecanismos policéntricos pueden llegar a simular el movimiento natural de la articulación. Entre estos mecanismos se puede apreciar la existencia de 4 y 6 barras; el uso de seis barras implica más variables de diseño y una estructura más compleja, lo que conlleva mucho más tiempo de maquinado y estudio, equivalente a mayores costos tanto de producción como de mantenimiento y así dificulta su uso y elaboración a comparación de un mecanismo de cuatro barras [24].

Para cualquier mecanismo con un grado de libertad como un de cuatro barras se requiere sólo un parámetro para definir las posiciones de los eslabones, dicho parámetro usualmente elegido es el ángulo de eslabón de entrada. [30]

El método utilizado para el análisis de cuatro barras que se usa para el presente trabajo es la configuración de lazo vectorial de mecanismos que según [30] ofrece ventajas sobre otros debido a que analiza a los eslabones como vectores de posición.

#### 3.12.2 Números complejos como vectores

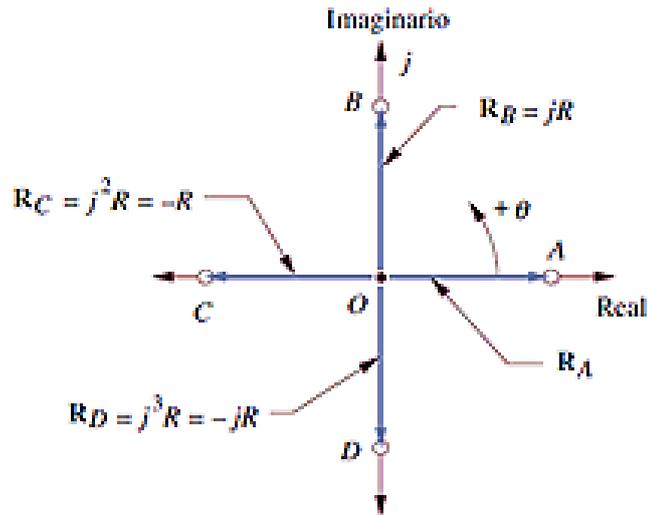
Existen diversas formas de representar números complejos y pueden ser definidas en coordenadas polares por su magnitud y ángulo o en coordenadas cartesianas como componentes X y Y [30]

Forma polar	Forma cartesiana
$R @ \angle \theta$	$r \cos \theta \hat{i} + r \sin \theta \hat{j}$
$r e^{j\theta}$	$r \cos \theta + j r \sin \theta$

**Figura 3-24** Forma polar y cartesiana de un vector

**Fuente:** [30]

Cada multiplicación del operador  $R_A$  por el operador  $j$  produce una rotación en sentido contrario al de las manecillas del reloj a través de 90 grados, el vector  $R_B = jR_A$  está dirigido a lo largo del eje imaginario positivo  $j$ ; el vector  $R_C = j^2R_A$  está dirigido a lo largo del eje real negativo porque  $j^2 = -1$  por lo tanto  $R_C = -R_A$  y de la misma manera  $j^3R_A = -jR_A$  y esta componente está dirigida a lo largo del eje  $j$  negativo [30]; dicha afirmación se la puede apreciar en la figura 3.26:



**Figura 3-25** Rotaciones vectoriales en el plano.

**Fuente:** [30]

Al usar esta notación se tiene la ventaja de representar vectores planos derivados de la identidad de Euler:

$$e^{\pm j\theta} = \cos\theta \pm j \operatorname{sen} \theta \quad (3.1)$$

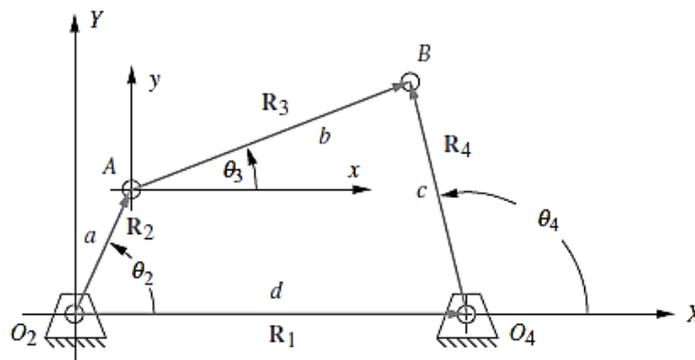
Donde:

$e$  = identidad de Euler

$j$  = operador

Se utiliza esta notación para desarrollar las ecuaciones de posición del mecanismo de cuatro barras de la rodilla policéntrica, los eslabones no están dibujados como vectores de posición que forman un lazo; el lazo está cerrado sobre sí lo que hace que la suma de los vectores alrededor sea de cero.

La posición del sistema está definida por ángulo de entrada ya que es un mecanismo que posee grados de libertad.



**Figura 3-26** Representación de diagrama de cuerpo libre (DCL) de mecanismo de cuatro barras.

**Fuente:** [30]

### 3.13 Materiales utilizados para la elaboración de mecanismo de rodilla.

Para escoger el material de un elemento estructural, usualmente se hace la selección del mismo antes de establecer las dimensiones de la pieza.

Para la construcción de un mecanismo de rodilla puede hacer uso de una amplia gama de materiales, cabe recalcar que, si el material por más novedoso que sea, si no es el adecuado para soportar la carga, el elemento se romperá y podría causar graves repercusiones según el caso.

A nivel mundial se utiliza materiales como el titanio, el acero inoxidable, aluminio e incluso fibra de carbono

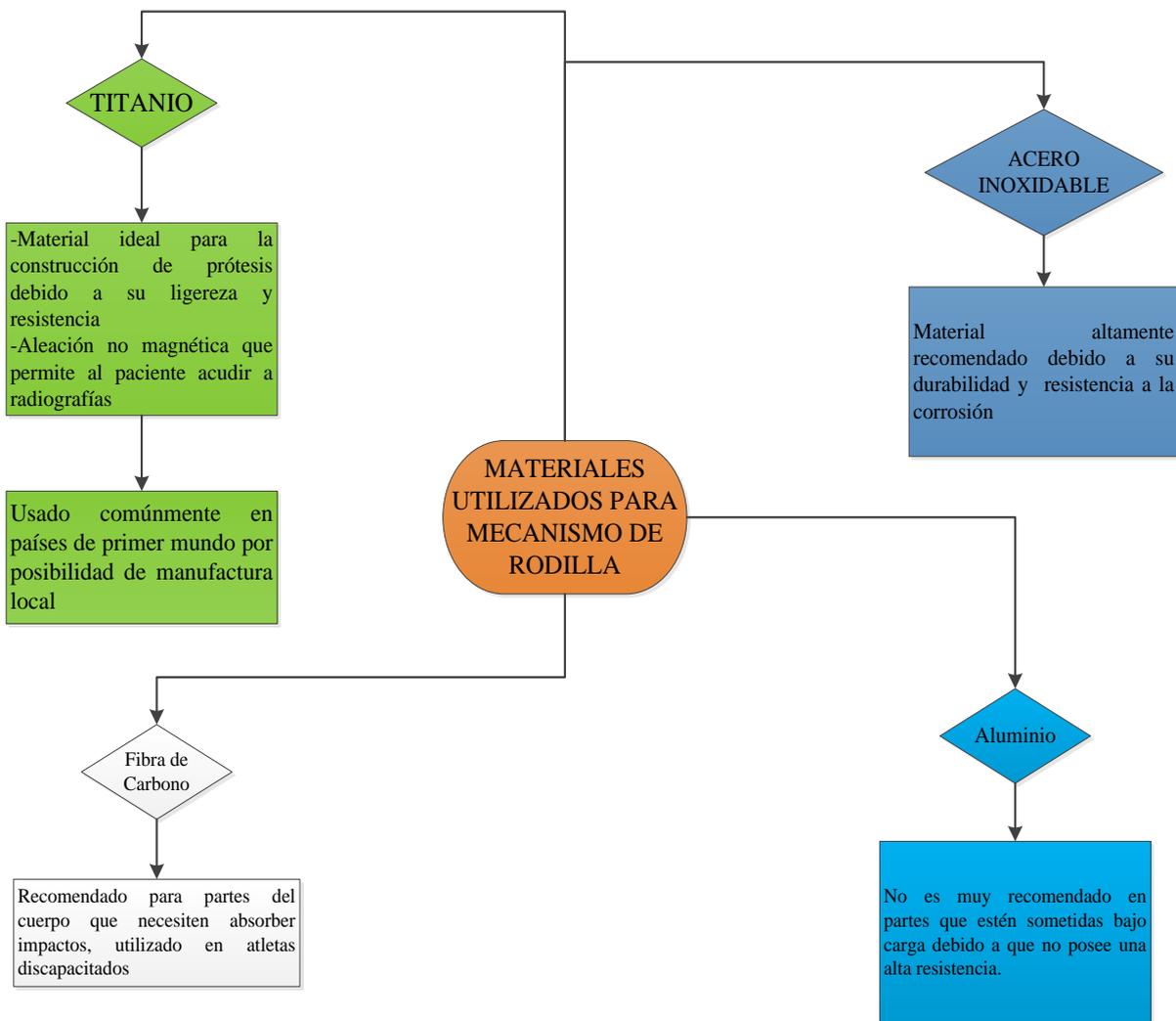


Figura 3-27 Materiales comúnmente utilizados para mecanismo de rodilla

En la presente se hace uso de un acero de transmisión, duraluminio y bronce debido a recomendaciones de los especialistas con varios años de experiencia de la Fundación Hermano Miguel.

### **3.13.1 Acero de transmisión**

El acero AISI 1018 es de cementación no aleado, usado principalmente para la elaboración de piezas pequeñas, exigidas al desgaste donde la dureza del núcleo es muy importante. Generalmente usado para uniones, bujes, pines, pivotes y pernos de grado 3.

### **3.13.2 Duraluminio**

Es una aleación de aluminio de alta resistencia que es sometida a una operación especial de estiramiento para un máximo alivio de tensiones, utilizado para moldes y matrices, soporta altas velocidades de corte, tiene tiempos de mecanizado cortos con menos costo de herramientas.

Posee aproximadamente un tercio del peso del acero, la operación especial de alivio garantiza una mínima deformación durante y luego del mecanizado.

### **3.13.3 Bronce**

El bronce utilizado tiene calidad SAE 60/ SAE 660; es una aleación de cobre de buenas cualidades elásticas y de resistencia al desgaste con una alta pureza de material y buena conductividad térmica, resistente a la corrosión y de fácil maquinado.

Es aplicable donde se apliquen cargas ligeras y velocidades medias o bajas que tengan un sistema de lubricación normal como por ejemplo en respaldos de cojinetes, arandelas de empuje, cojinetes múltiples, manguitos de bomba y bocines

## **3.14 Elementos de unión no permanente**

Son un tipo de unión que junta una o varias piezas de un mecanismo y que con relativa facilidad se pueden unir o separar.

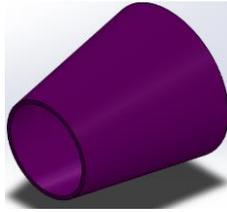
Dentro de los nombrados elementos para la presente propuesta se utilizan:

- Buje o cojinete.
- Anillos de retención externo
- Tornillo y tuerca
- Rodela

### **3.14.1 Buje o cojinete**

Son elementos mecánicos que se encargan de soportar una carga y permitir el movimiento deslizante o rotativo de 2 elementos en una máquina. [31]

También llamados elementos de sacrificio debido a que el objetivo de los mismos es que se desgasten o pierdan evitando el rozamiento entre los elementos en la máquina, como se observa en la figura 3.29:



**Figura 3-28** Buje para soporte

### **3.14.2 Anillos de retención externo**

Son componentes de precisión diseñados para aplicarlos en ejes o ranuras, proporcionando un soporte que ajusta las posiciones de diferentes piezas, se lo puede apreciar en la figura 3.30:



**Figura 3-29** Anillo de retención

**Fuente:** [9]

### **3.14.3 Tornillo y tuercas**

Una tuerca es una pieza de mecánica con un orificio central con rosca que se utiliza para acoplar un tornillo, permitiendo sujetar o fijar uniones de elementos desmontables

Un tornillo es un operador que siempre trabaja con un orificio roscado, permitiendo que las piezas sujetas a éste se puedan desmontar cuando se requiera, se los puede apreciar en la figura 3.31:



**Figura 3-30** Tuerca y tornillo

**Fuente:** [9]

### **3.14.4 Rodela**

Elemento mecánico utilizado para reforzar la unión entre piezas de un mecanismo, su forma se puede ver en la figura 3. 32:



**Figura 3-31** Rodela

### **3.15 Normativa para la construcción de un mecanismo de rodilla**

Para la construcción del proyecto se hace uso de la Norma ISO 10328 que describe los procedimientos de elaboración y estudios para prótesis de miembros inferiores, según [20] esto se hace debido a la preocupación sentida por la comunidad internacional acerca de la necesidad de disponer de prótesis que fuesen seguras en su utilización y como consecuencia del conocimiento que las normas contribuirían al desarrollo de prótesis de mejor calidad.

Los ensayos estáticos corresponden a las cargas más desfavorables que se generan en cualquier actividad. [20]

La evaluación de las prótesis de miembros inferiores requiere pruebas sobre el terreno [20]

### **3.16 Método de congruencia**

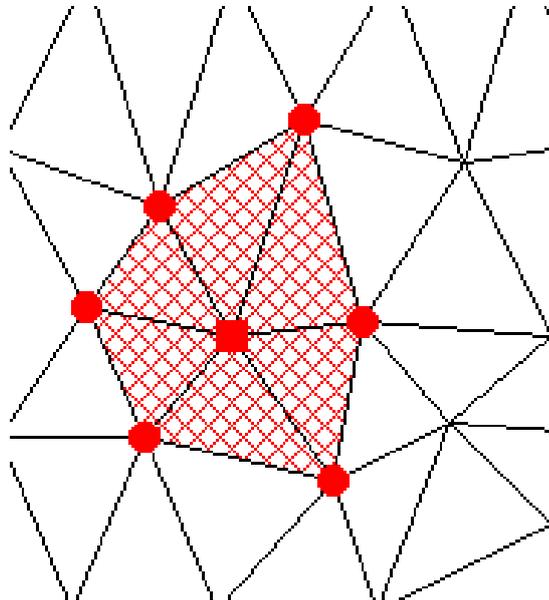
El software utilizado para la simulación del diseño de la rodilla hace uso del método de la congruencia, el cual es un método numérico que al realizar un buen número de repeticiones (interacciones), las aproximaciones que se obtienen terminan acercándose cada vez más al valor verdadero que se busca [32], al realizar los cálculos por análisis de métodos infinitos la congruencia arroja un valor numérico para visualizar el resultado de dicho análisis.

### **3.17 Método de elementos Finitos (MEF).**

De acuerdo a [17] es una técnica numérica utilizada para analizar diseños de ingeniería. Aceptado como el método de análisis estándar debido a su generalidad y compatibilidad para ser implementado en computadoras; este método divide el modelo en numerosas piezas pequeñas de formas simples llamadas “elementos” que reemplazan un problema complejo por muchos problemas simples que deben ser resueltos de manera simultánea, dichos elementos comparten puntos comunes denominados “nodos”. El comportamiento de cada elemento es conocido bajo todas las situaciones de soporte y carga posibles, el MEF utiliza elementos con formas diferentes.

La respuesta en un elemento se interpola desde la respuesta en los nodos del elemento, cada nodo está descrito en detalle por un cierto número de parámetros según el análisis o elemento usado; para el análisis estructural, la respuesta de un nodo está descrita por tres traslaciones y

tres rotaciones denominadas grados de libertad (GDL), dicho análisis se llama análisis de elementos finitos [17], en la fig. 3.33 se observa un elemento que se analiza por este método



**Figura 3-32** Análisis de nodo por elementos finitos.

El software formula ecuaciones que rigen el comportamiento de cada elemento teniendo en cuenta la conectividad con los demás elementos, estas ecuaciones hacen referencia a la respuesta de cargas, restricciones y propiedades del material conocidas; después, el programa organiza las ecuaciones en un conjunto mayor de ecuaciones algebraicas y resuelve las desconocidas. [17]

### **3.18. Diseño Asistido por Computador (CAD).**

Es tecnología en la cual se utilizan computadores para mejorar el diseño, fabricación y desarrollo de productos para poder elaborarlos con mayor rapidez, precisión y a menor costo, aplicando herramientas automatizadas con control numérico computarizado [33]

El diseñador representa gráficamente la pieza en forma digital utilizando software de dibujo y modelado sólido, realizando superficies o sólidos con la ventaja de que se puede conservar el diseño en formato digital y editarlo para mejoras o usar sus componentes en el diseño de una nueva pieza [33]

### **3.19. Manufactura Asistida por computador (CAM).**

Aplicado a procesos de manufactura con o sin arranque de viruta en la fabricación de piezas geoméricamente complejas con máquinas que requieren una alta exactitud dimensional [33]

El diseñador selecciona sus bosquejos, selecciona los parámetros de corte, simula el proceso de mecanizado y con el programa de control numérico computarizado obtiene su pieza real. [33]

### 3.20. Centro de Mecanizado.

Son talleres que poseen herramienta automatizada y controlada por computador en su mayoría actualmente, capaces de realizar varias operaciones en una misma pieza, utilizando herramientas rotativas de múltiples filos de corte y con la mínima intervención del ser humano

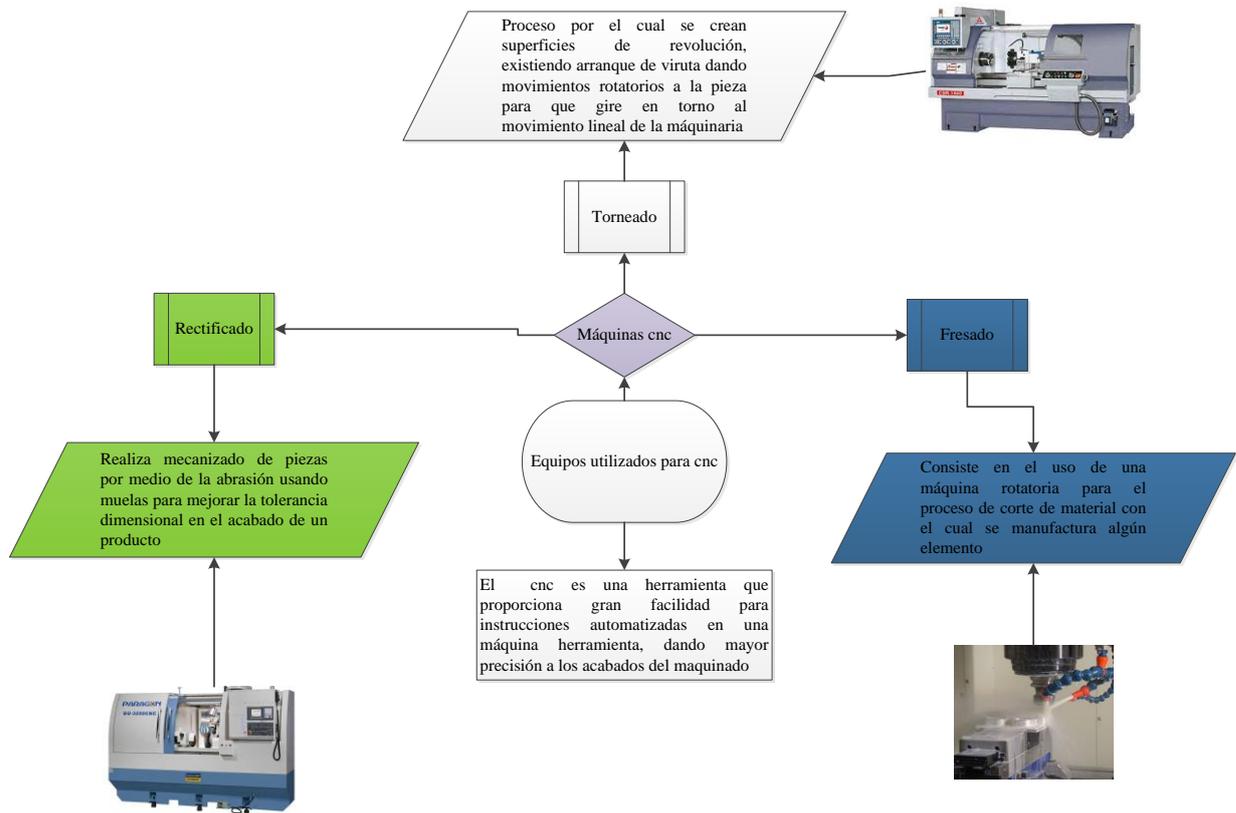


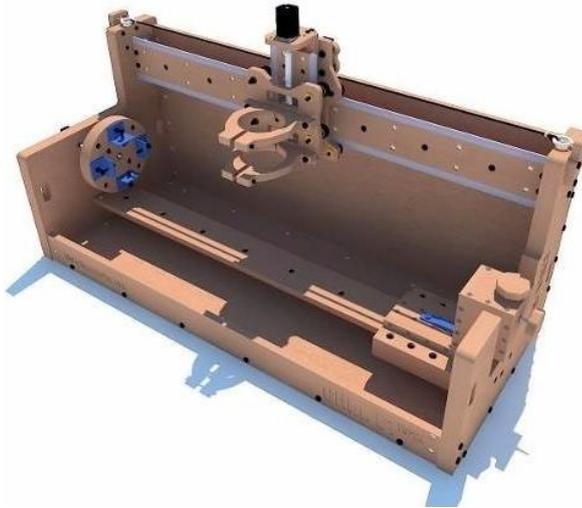
Figura 3-33 Equipo utilizado para cnc

### 3.21 Máquinas cnc de varios ejes

Las máquinas cnc tienen varios ejes para efectuar su cometido, trabajando en el plano de ubicación requerido para poder tener una mayor precisión al momento del maquinado teniendo en cuenta la programación que se requiera para la elaboración de algún elemento.

#### 3.21.1 Cnc de 3 ejes

Tal cual su nombre lo indica son maquinarias que poseen el movimiento de las herramientas de trabajo en los ejes x, y, z que permiten tener una gran precisión al momento del maquinado de alguna pieza, sin embargo al requerir piezas con gran detalle, puede verse afectada debido a la limitación de sus 3 únicos ejes, haciendo que el operador tenga que intervenir constantemente para obtener un resultado más o menos al que se requiera.



**Figura 3-34** Torno cnc de 3 ejes

**Fuente:** [9]

### 3.21.2 Cnc de 5 ejes

Para el presente proyecto, se hace uso de un torno cnc de 5 ejes, debido a la complejidad y el detalle que requiere el maquinado del mecanismo de rodilla, gracias a los ejes extra que esta posee, el maquinado se vuelve relativamente más sencillo y el tiempo de entrega se ve considerablemente reducido, obteniendo el detalle requerido en el diseño del producto.



**Figura 3-35** Torno cnc de 5 ejes

#### 4 MARCO METODOLÓGICO.

En función de las características de investigación, se utiliza el enfoque epistemológico cuantitativo que permitirá emplear la recolección de datos principalmente de las características del paciente y la actividad cotidiana que realiza como un medio estadístico para su análisis.

El paciente presenta una amputación transfemoral, su movimiento y experiencia con el uso de prótesis dan mayor facilidad al cambio y adaptación a una nueva, cabe recalcar que tiene debilidad de la musculatura del glúteo medio por lo que su forma de caminar se ve un poco forzada, con esta premisa el paciente es apto para el uso del tema en la propuesta tecnológica

Es preciso usar el paradigma positivista para la investigación, que servirá para llegar a conocer las situaciones prácticas, formas de operación predominantes a través de la descripción exacta de las actividades, objetos y procesos que involucran el uso de una prótesis transfemoral, puntualmente el mecanismo de rodilla el cual es objeto de análisis donde se identificará la problemática existente y la solución en función de los requerimientos planteados, fundamentados en una base de respaldo digital permitiendo optimizar el proceso de fabricación y mejorar la amortiguación del sistema reduciendo el esfuerzo físico del paciente haciendo más natural el caminar

##### 4.1 Metodología de campo

En la presente propuesta se usa la modalidad de campo para trasladarse a la Fundación Hermano Miguel ubicada en Quito, ya que poseen uno de los mejores laboratorios para la elaboración de órtesis y prótesis en el país



**Figura 4-1** Fundación Hermano Miguel

**Fuente:** [9]



**Figura 4-2** Laboratorio de órtesis y prótesis, Protésista: Juan Carlos Moreano

## 4.2 Metodología de Cálculo

En este apartado se coloca la información pertinente al proceso matemático utilizado para los diferentes cálculos que se realizó para el mecanismo de rodilla.

### 4.2.1 Ecuación de lazo para mecanismo de cuatro barras

Las direcciones de los vectores se eligen de modo que se definan sus ángulos donde se desea medirlos, por definición, el ángulo de un vector siempre se mide en su raíz y no en su cabeza, si se quiere medir un ángulo en su pivote, su vector se acomoda de modo que su raíz quede en ese punto; así se obtiene una ecuación de lazo vectorial:

$$\mathbf{R}_2 + \mathbf{R}_3 - \mathbf{R}_4 - \mathbf{R}_1 = 0 \quad (4.2)$$

Donde:

$R_1, R_2, R_3$  y  $R_4$  = notación de eslabones

En la presente se usa la notación de número complejo para vector de posición usando sustituyendo en forma polar las equivalentes de Euler para así simplificar la notación y reducir el uso de subíndices, denotando las longitudes escalares de los cuatro eslabones  $a, b, c$  y  $d$ .

$$\mathbf{R}_2 + \mathbf{R}_3 = \mathbf{R}_4 + \mathbf{R}_1$$

$$ae^{j\theta_2} + be^{j\theta_3} = ce^{j\theta_4} + de^{j\theta_1} \quad (4.3)$$

$$a(\cos\theta_2 + j\sin\theta_2) + b(\cos\theta_3 + j\sin\theta_3) = c(\cos\theta_4 + j\sin\theta_4) + d(\cos\theta_1 + j\sin\theta_1)$$

Donde:

$a, b, c$  y  $d$  = notación de eslabones del sistema de cuatro barras

Eje x

$$a\cos\theta_2 + b\cos\theta_3 = c\cos\theta_4 + d\cos\theta_1$$

$$a\cos\theta_2 + b\cos\theta_3 = c\cos\theta_4 + d \quad (4.4)$$

Eje y

$$j\sin\theta_2 + j\sin\theta_3 = j\sin\theta_4 + jd\cos\theta_1$$

Al eliminar j se tiene para el eje Y

$$asen\theta_2 + bsen\theta_3 = csen\theta_4 \quad (4.5)$$

Mediante una sustitución trigonométrica se puede simplificar las expresiones aislando las incógnitas en el lado izquierdo.

Aislando  $\theta_3$  y resolviendo  $\theta_4$ :

$$bcos\theta_3 = -acos\theta_2 + ccos\theta_4 + d \text{ (eje x)} \quad (4.6)$$

$$b sen\theta_3 = -asen\theta_2 + csen\theta_4 \text{ (eje y)} \quad (4.7)$$

Elevando al cuadrado y sumando ambas partes de las ecuaciones para X e Y

$$b^2 = (-asen\theta_2 + csen\theta_4)^2 + (-acos\theta_2 + ccos\theta_4 + d)^2 \quad (4.8)$$

Al expandir y unir los términos del segundo miembro de la expresión se obtiene:

$$b^2 = a^2 + c^2 + d^2 - 2adcos\theta_2 + 2cdc\cos\theta_4 - 2ac(sen\theta_2sen\theta_4 + cos\theta_2cos\theta_4) \quad (4.9)$$

Para simplificar la expresión se utilizan constantes  $k_1, k_2, k_3$  definidas en función de los eslabones:

$$k_1 = \frac{d}{a} \quad (4.10)$$

$$k_2 = \frac{d}{c} \quad (4.11)$$

$$k_3 = \frac{a^2 - b^2 + c^2 + d^2}{2ac} \quad (4.12)$$

Donde:

$k$  = notación para constante

Reemplazando:

$$k_1 cos\theta_4 - k_2 cos\theta_2 + k_3 = cos\theta_2cos\theta_4 + sen\theta_2sen\theta_4 \quad (4.13)$$

Se sustituye  $cos(\theta_2 - \theta_4) = cos\theta_2cos\theta_4 + sen\theta_2sen\theta_4$  obteniendo la ecuación de Freudenstein:

$$k_1 cos\theta_4 - k_2 cos\theta_2 + k_3 = cos(\theta_2 - \theta_4) \quad (4.14)$$

Al hacer uso de identidades semiangulares para  $sen\theta_4$  y  $cos\theta_4$  convirtiéndolos en  $\tan \theta_4$ :

$$sen\theta_4 = \frac{2tan\left(\frac{\theta_4}{2}\right)}{1 + 2tan^2\left(\frac{\theta_4}{2}\right)} \quad (4.15)$$

$$cos\theta_4 = \frac{1 - tan^2\left(\frac{\theta_4}{2}\right)}{1 + tan^2\left(\frac{\theta_4}{2}\right)} \quad (4.16)$$

Así se obtiene la forma simplificada, donde los eslabones de entrada y  $\theta_2$  son conocidos y tomados como constantes A, B y C

$$A \tan^2\left(\frac{\theta_4}{2}\right) + B \tan\left(\frac{\theta_4}{2}\right) + C = 0 \quad (4.17)$$

Donde:

$$A = \cos\theta_2 - k_1 - k_2 \cos\theta_2 + k_3 \quad (4.18)$$

$$B = -2 \operatorname{sen}\theta_2 \quad (4.19)$$

$$C = k_1 - (k_2 + 1) \cos\theta_2 + k_3 \quad (4.20)$$

Donde:

A, B, C=constantes

La ec es cuadrática y su solución es:

$$\tan\left(\frac{\theta_4}{2}\right) = \frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A} \quad (4.21)$$

$$\theta_{4,1,2} = 2 \arctan\left(\frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A}\right) \quad (4.22)$$

Para  $\theta_3$  la resolución es similar que la de  $\theta_4$ :

$$c \cos\theta_4 = a \cos\theta_2 + b \cos\theta_3 - d \quad (4.23)$$

$$c \operatorname{sen}\theta_4 = a \operatorname{sen}\theta_2 + b \operatorname{sen}\theta_3 \quad (4.24)$$

Elevando al cuadrado y sumando las ecuaciones se eliminará  $\theta_4$ , la resultante se resuelve de la misma manera que se hizo para  $\theta_4$ , obteniendo

$$k_1 \cos\theta_3 - k_4 \cos\theta_2 + k_5 = \cos\theta_2 \cos\theta_3 + \operatorname{sen}\theta_2 \operatorname{sen}\theta_3 \quad (4.25)$$

$k_1$  Tiene el mismo valor,  $k_4$  y  $k_5$  son:

$$k_4 = \frac{d}{b} \quad (4.26)$$

$$k_5 = \frac{c^2 - d^2 - a^2 - b^2}{2ab} \quad (4.27)$$

Reduciendo a una forma cuadrática:

$$D \tan^2\left(\frac{\theta_4}{2}\right) + E \tan\left(\frac{\theta_4}{2}\right) + F = 0 \quad (4.28)$$

Donde:

$$D = \cos\theta_2 - k_1 - k_4 \cos\theta_2 + k_5 \quad (4.29)$$

$$E = -2 \operatorname{sen}\theta_2 \quad (4.30)$$

$$F = k_1 - (k_4 - 1) \cos\theta_2 + k_5 \quad (4.31)$$

Cuya solución es:

$$\theta_{3,2} = 2 \arctan \left( \frac{-E \pm \sqrt{E^2 - 4DF}}{2D} \right) \quad (4.32)$$

El procedimiento se detalla en la tabla 4.1

**Tabla 4-1** procedimiento de cálculo de posición para mecanismo de cuatro barras

<b>Ítem</b>	Cálculo de posición de sistema de cuatro barras
<b>Método</b>	Ecuaciones de muestra
<b>Procedimiento</b>	
<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Se toma el ángulo de referencia del <b>anexo I.1</b>(rodilla en extensión) y <b>anexo I.4</b> (rodilla en flexión)</li> <li>2) Utilizar las ecuaciones desde la 4.2-4.32 para la rodilla en extensión</li> <li>3) Utilizar las mismas ecuaciones para la rodilla en extensión</li> <li>4) Obtener resultados de cálculo</li> <li>5) Comparar datos con los <b>anexos I.2, I.3</b> (para extensión) y los <b>anexos I.5, I.6</b> (para flexión)</li> </ol>	

#### 4.2.2 Cálculo del amortiguador

El amortiguador es un sistema aparte del mecanismo de rodilla, no interfiere en el análisis estructural de la misma ya que su función es regular el movimiento. Se lo puede apreciar en la figura 4.3



**Figura 4-3** Resorte de Amortiguador.

Datos del resorte obtenidos del diseño en software:

Longitud del resorte:  $X_0; L_1 = 40mm$

Longitud del resorte en compresión:  $X_1 = L_8 = 31,8 mm$

Número de espiras: 6

Número de espiras activas: 4

Diámetro externo: 22mm

Diámetro Interno: 19,3 mm

Grosor de la espira: 2,7 mm

Diámetro medio (D) Es la medición que se obtiene desde la mitad de la espira dentro del diámetro de la misma, como se observa en la fig. 4.4:



**Figura 4-4** Diámetro medio del resorte.

**Fuente:** [31]

$$D=20,65 \text{ mm}$$

Flexión de trabajo:

$$H=L_1 - L_8 \quad (4.33)$$

*Donde:*

*H= Flexión de Trabajo*

*L<sub>1</sub>=Longitud del resorte*

*L<sub>8</sub> =Longitud del resorte a compresión*

Índice del Muelle:

$$C = \frac{D}{d} \quad (4.34)$$

*Donde:*

*C=Índice del muelle*

*D= diámetro medio*

*d= diámetro del conductor*

Constante del Resorte:

$$k = \frac{G \cdot d^4}{8 \cdot D^3 \cdot n} \quad (4.35)$$

*Donde:*

$K$ = constante del resorte

$G$ =Módulo de elasticidad del material

$d$ = diámetro de la espira

$D$ = diámetro medio

$n$ =número de espiras activas

Fuerza del Resorte

$$F = k \cdot x \quad (4.36)$$

Donde:

$F$ =Fuerza del resorte

$K$ =constante del resorte

$X$ =Variación de longitud del resorte

El procedimiento de cálculo se detalla en la tabla

**Tabla 4-2** Cálculos para resorte

<b>Ítem</b>	Cálculo para resorte
<b>Método</b>	Ecuaciones de muestra
<b>Procedimiento</b>	
1) Tomar datos del <b>anexo I.7</b>	
2) Utilizar las ecuaciones desde la 4.33-4.36	
3) Obtener resultados de cálculo	

### 4.2.3 Materiales para manufactura

Se compara los materiales que comúnmente se utilizan para la manufactura de mecanismos de rodilla, se toma en cuenta que no solo haya cumplimiento de requerimientos técnicos, sino también económicos.

**Tabla 4-3** Proceso de comparación de materiales

<b>Ítem</b>	Materiales para manufactura
<b>Método</b>	Comparación
<b>Procedimiento</b>	
1) Utilizar datos de <b>anexo IV</b>	
2) Utilizar datos económicos del <b>anexo V</b>	
3) Analizar y determinar el material para la manufactura de la propuesta.	

#### 4.2.4 Mecanismo de referencia para la propuesta

Como referencia para la presente se hace uso de la rodilla de Ottobock 3R55



Figura 4-5 Rodilla Otto bock 3R55.

Fuente: [9]

En la figura 4.6 se observa el despiece de la rodilla Otto bock 3R55

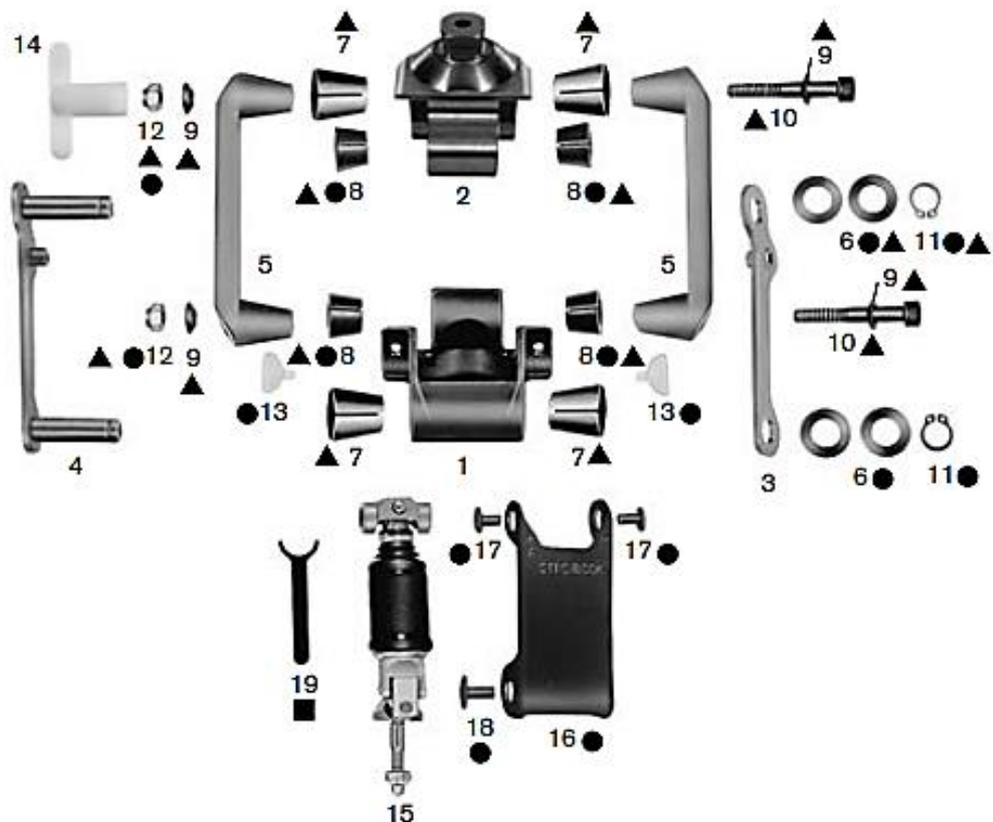


Figura 4-6 Despiece rodilla Otto bock 3R55.

Fuente: [9]

<b>Ítem</b>	Mecanismo de referencia para propuesta
<b>Método</b>	Recomendación
<b>Procedimiento</b>	
1) Investigar qué mecanismo puede ser el más adecuado y barato para la propuesta 2) Analizar el <b>anexo IV. Figura 7</b> 3) Investigar datos empíricos para referencia 4) Utilizar rodilla 3R55 como referencia	

### 4.3 Metodología Sistémica

Como sistema de referencia se hace el uso de normativas para fundamentar la evaluación del mecanismo de rodilla, haciendo referencia a normas ISO.

#### 4.3.1 Simulaciones de cargas al mecanismo de rodilla

De acuerdo a la norma ISO 10328 se tienen condiciones de ensayo a las cuales debe ser sometido el mecanismo para verificar su factor de servicio.

Se toma importancia al ensayo estático debido a que coincide con la aplicación de mayor fuerza en la naturaleza del mecanismo, es decir, cuando el paciente está de pie y por ende la rodilla se encuentra en extensión.

En la simulación a escala normal no se observa visualmente los valores requeridos, por lo que se usa una escala de 342 para mejor apreciación

La condición I describe la fuerza mínima que se debe aplicar al mecanismo

La condición II describe la fuerza media que se debe aplicar al mecanismo

La condición III describe la fuerza máxima que se debe aplicar al mecanismo

La condición IV describe la fuerza real a la que se aplica el mecanismo de rodilla.

**Tabla 4-4 Normativa para simulación de carga de mecanismo de rodilla**

<b>PROCEDIMIENTO DE ENSAYO</b>					
<b>PROCESO DE ENSAYO</b>	UNIDAD	FUERZA DE CONDICIÓN DE ENSAYO			
	N	I	II	III	IV carga de operación
			50	3500	4130

<b>Ítem</b>	Normativa para simulación de cargas
<b>Método</b>	Simulaciones
<b>Procedimiento</b>	
<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Investigar requerimientos de NORMA ISO 10328</li> <li>2) Compilar datos necesarios de carga</li> <li>3) Realizar simulaciones al mecanismo de rodilla</li> <li>4) Obtener datos con uso de diferentes materiales para puntos críticos</li> <li>5) Comparar resultados</li> <li>6) Determinar los factores de seguridad para la propuesta.</li> </ol>	

#### **4.4 Metodología experimental**

Esta metodología es usada para observar la ergonomía que tiene el paciente en el uso de su nueva prótesis

##### **4.4.1 Prueba de confort comparando resortes**

Se hace el cambio de resortes disponibles para comparar la diferencia de confort que entregan en la prótesis del paciente

<b>Ítem</b>	Prueba de resortes para confort
<b>Método</b>	Comparativo
<b>Procedimiento</b>	
<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Colocar el resorte de 4 espiras en la prótesis</li> <li>2) Observar la caminata del paciente durante 10 min</li> <li>3) Preguntar por el confort que tiene el paciente</li> <li>4) Quitar prótesis al paciente</li> <li>5) Cambiar el resorte a uno de 6 espiras</li> <li>6) Observar la caminata del paciente durante 10 min</li> <li>7) Preguntar por el confort del paciente</li> <li>8) Comparar y escoger el resorte que da más comodidad</li> </ol>	

## 5 ANÁLISIS Y RESULTADOS.

Cuando se trata de una prótesis de rodilla monocéntrica, su centro instantáneo de rotación tiene una posición fija y para garantizar la estabilidad del sistema, es necesario aplicar un momento de extensión de cadera considerable por parte del paciente.

Para la presente, los datos fueron obtenidos del diseño del mecanismo policéntrico y los cálculos se darán para dos casos, cuando la rodilla está en extensión y cuando está en flexión, las respuestas son comprobadas gracias a los valores arrojados por el software.

### 5.1 Ángulos del sistema de cuatro barras

Rodilla en Extensión:

Haciendo uso de las ecuaciones 4.3,4.4, 4.5, 4.6, 4.7,4.8, 4.9, 4.10, 4.11, 4.12, 4.13, 4.14 4.15, 4.16, 4.17, 4.18, 4.8 y 4.19, 4.20 y 4.21 como se puede observar en el anexo **I.2**

$$\theta_4 = 95,6$$

Para  $\theta_3$  la resolución es similar que la de  $\theta_4$ :

Usando las ecuaciones 4.23, 4.24, 4.25, 4.26y 4.27, 4.28, 4.29, 4.30, 4.31 y 4.32 se obtiene el valor:

$$\theta_3 = 101,9^\circ$$

El valor del ángulo se comprueba con la medición en el anexo **I.3**:

### 5.2 Rodilla en flexión

La diferencia al estar en flexión es que debe tener un ángulo de  $90^\circ$  entre los eslabones y de igual manera se conoce el valor del ángulo de entrada, en cuanto al procedimiento, es el mismo para cuando se encuentra en extensión

Haciendo uso de las ecuaciones 4.3,4.4, 4.5, 4.6, 4.7,4.8, 4.9, 4.10, 4.11 y 4.12, 4.13, 4.14 4.15, 4.16, 4.17, 4.18, 4.8 y 4.19, 4.20 y 4.21 y como se puede observar en el anexo **I.5**.

$$\theta_4 = 90^\circ$$

Para  $\theta_3$  la resolución es similar que la de  $\theta_4$ :

Usando las ecuaciones 4.23, 4.24, 4.25, 4.26y 4.27, 4.28, 4.29, 4.30, 4.31 y 4.32 se obtiene el valor:

$$\theta_3 = 114,7^\circ$$

El valor del ángulo se comprueba con la medición en el anexo **I.6**.

**Tabla 5-1** Comparación de resultados de cálculos y medidas

RESULTADOS ÁNGULOS MECANISMO DE 4 BARRAS			
POSICIÓN	ÁNGULO	CALCULO	SOFTWARE
EXTENSION	$\theta_3$	101,9	102,3
	$\theta_4$	95,6	95,6
FLEXIÓN	$\theta_3$	114,7	115,7
	$\theta_4$	90	90

### 5.3 Cálculo del resorte de amortiguación

El resorte es utilizado para dar apoyo al movimiento controlado que proporciona el amortiguador a la rodilla.

Haciendo uso de la ecuación 4.33 se obtiene:

$$H = 40 \text{ mm} - 33 \text{ mm}$$

$$H = 7 \text{ mm}$$

Índice del Muelle:

Haciendo uso de la ecuación 4.34 se obtiene:

$$C = 7,7 \text{ mm}$$

Constante del Resorte:

Utilizando la ecuación 4. 35 se obtiene una constante de

$$k = 0,13 \frac{N}{mm}$$

Fuerza del Resorte

Utilizando la ecuación 4.36 la fuerza del resorte resulta:

$$F = 45 \text{ N}$$

### 5.4 Material para manufactura de la propuesta tecnológica

Después de haber comparado los materiales que se pueden utilizar para la elaboración de un mecanismo de rodilla, se encuentra que todos ellos cumplen con las especificaciones técnicas para la manufactura, sin embargo, al comparar los precios, se encuentra que los materiales técnica y económicamente recomendados son el acero de transmisión AISI 1018, el duraluminio 7075-T6 y para los bujes (por recomendación) se usa el bronce SAE 40

**Tabla 5-2** Materiales a utilizar para la propuesta

MATERIALES A UTILIZAR PARA MANUFACTURA DE MECANISMO	
MATERIAL	USO
ACERO DE TRANSMISIÓN AISI 10108	Base inferior, cuadro soporte, pasadores
DURALUMINIO 7075-T6	Base superior, soporte frontal, soporte posterior
BRONCE SAE 40	Cojinete posterior, cojinete cónico

### 5.5 Resultados de simulación de esfuerzos de tensión y factor de seguridad en piezas críticas

Los resultados de las simulaciones se pueden apreciar en el **anexo II.21**

**Tabla 5-3** Resultados de simulación cuadro soporte (pieza crítica plano 001, numeral 1)

CUADRO SOPORTE				
MATERIAL	AISI 1018 (ACERO DE TRANSMISION)		AISI 347 (ACERO INOXIDABLE)	
Valor de Carga [N]	4130 (Carga máxima ISO 10328)	735.75 (Carga de operación)	4130 (Carga máxima ISO 10328)	735.75 (Carga de operación)
Von Misses	3,7 e 8	3,093 e 1	1,715 e2	3,05 e1
Factor de Seguridad	5,409	3,035 e1	3,97	2,228 e1

**Tabla 5-4** Resultados de simulación pasador (pieza crítica plano 001, numeral 10)

PASADOR				
MATERIAL	AISI 1018 (ACERO DE TRANSMISION)		AISI 347 (ACERO INOXIDABLE)	
Valor de Carga [N]	4130 (Carga máxima ISO 10328)	735.75 (Carga de operación)	4130 (Carga máxima ISO 10328)	735.75 (Carga de operación)
Von Misses	7,571 e-4	1,349 e-4	7,154 e-4	1,275 e-4
Factor de Seguridad	2,164	1,214e1	1,575	8,839

**Tabla 5-5** Resultados de simulación base inferior (pieza crítica plano 001, numeral 3)

BASE INFERIOR				
MATERIAL	AISI 1018 (ACERO DE TRANSMISION)		AISI 347 (ACERO INOXIDABLE)	
Valor de Carga [N]	4130 (Carga máxima ISO 10328)	735.75 (Carga de operación)	4130 (Carga máxima ISO 10328)	735.75 (Carga de operación)
Von Misses	7,345 e2	1,309 e2	7,235 e2	7,235 e2
Factor de Seguridad	2,891	1,622 e1	2,126	1,193 e1

### 5.6 Resultados de simulación de esfuerzos de tensión, desplazamiento de mecanismo de rodilla

Los resultados de las simulaciones se pueden apreciar en el **anexo II**.

Se toma como referencia el numeral 3 del plano 001

**Tabla 5-6** Resultados de simulaciones incluyendo la carga real

RESULTADOS APLICACIÓN DE FUERZAS				
VALOR DE CARGA [N]	4130 (Carga máxima ISO 10328)	3500(Carga Media ISO 10328)	50 (Carga mínima ISO 10328)	735 (Carga de operación)
Von Misses	1,164e8	9,86e7	1,409e6	2,25e7
Deformación Unitaria	5,108e-4	4,328e-4	6,175e-6	7,11e-5
Factor de Seguridad	1,6	1,9	130	16

## 6 PRESUPUESTO Y ANÁLISIS DE IMPACTOS

En el presente apartado se hace un análisis de los impactos que la propuesta tecnológica ha tenido, para comprender de mejor manera la magnitud del proyecto.

### 6.1 Presupuesto

**Tabla 6-1 Costos directos para elaboración de rodilla.**

Descripción	Cantidad	Valor Unitario	Valor total
<b>COSTOS DIRECTOS</b>			
<b>Maquinado</b>			
Base inferior en acero de transmisión	1	\$ 470,00	\$ 470,00
Base superior dura-aluminio	1	\$ 300,00	\$ 300,00
Cuadro soporte acero de transmisión	1	\$ 38,00	\$ 38,00
Soporte frontal dura-aluminio	2	\$ 135,00	\$ 270,00
Soporte posterior dura-aluminio	2	\$ 100,00	\$ 200,00
Cojinete posterior bronce	2	\$ 15,00	\$ 30,00
Pasadores acero de transmisión	2	\$ 25,00	\$ 50,00
Cojinetes cónicos bronce	4	\$ 25,00	\$ 100,00
Subtotal			\$ 1.458,00
IVA 12%			\$ 174,96
<b>Total maquinado</b>			\$ 1.632,96
Diseño			\$ 600,00
Mano de obra			\$ 400,00
<b>Total mano de obra y diseño</b>			\$ 1.000,00
<b>Total Costos Directos</b>			\$ 2.632,96

**Tabla 6-2 Costos indirectos.**

<b>COSTOS INDIRECTOS</b>	
Material bibliográfico	\$ 200,00
Copias e impresiones	\$ 50,00
Transporte	\$ 100,00
<b>Total Costos Indirectos</b>	<b>\$ 350,00</b>

**Tabla 6-3 Presupuesto elaboración de rodilla.**

<b>Total Presupuesto</b>	<b>\$ 2.982,96</b>
--------------------------	--------------------

## **6.2 Impacto Social**

El desarrollo de este prototipo da al paciente una mejor calidad de vida, ya que podrá moverse de mejor manera y desarrollar su trabajo con mayor facilidad (vendedor).

La prótesis está diseñada para pacientes con movilidad k2, k3 (media-media alta) sustituyendo el socket, la rodilla y el pie, que son más eficientes en comparación a la prótesis que usaba previo a las brigadas.

## **6.3 Impacto Técnico**

La elaboración de una prótesis transfemoral requiere de una amplia variedad de conocimientos multidisciplinarios lo que implica que se necesite el asesoramiento de un técnico especialista en órtesis y prótesis.

El modelamiento en software permite además de diseñar, analizar los esfuerzos y cargas a los que será sometido el mecanismo en la prótesis transfemoral con desarticulación de rodilla.

## **6.4 Impacto Económico**

El costo de la rodilla realizada en la propuesta tecnológica varía entre un 20% -40% más barato a comparación de adquirir una rodilla del exterior.

## 7 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### 7.1 Conclusiones

- Para el prototipo de cuatro barras, el error de cálculo para los ángulos de flexión y extensión es de aproximadamente 1%, el cual es un valor aceptable para este tipo de prótesis.
- De las simulaciones de deformación realizadas con el software, utilizando la norma ISO 10328 de ensayo estructural de prótesis para miembros inferiores, se obtienen los siguientes datos: a carga máxima (4130 N) se tiene un valor de  $5,108 \times 10^{-4}$  y a carga de operación (735,75 N) un valor de  $7,11 \times 10^{-5}$ . Dando como resultado valores que pueden ser considerados como despreciables.
- Al comparar los valores de carga máxima (4130 N) dada por la norma ISO 10328 y la carga de operación (735,75 N) los cuales son de 1,6 y 16 respectivamente aplicado al punto crítico que se tiene en el plano 001 numeral 3; se tiene como resultado un incremento de 10 veces en el factor de seguridad para el mecanismo propuesto.
- Al comparar los valores aplicados al punto crítico que se tiene en el plano 001, en los numerales 1,3 y 10 haciendo referencia a la carga de operación (735,75 N), comparando materiales como el Acero de transmisión AISI 1018 versus el Acero Inoxidable AISI 304 se tienen los valores de 1,6 vs 1,1; 3 vs 2,2 y 12 vs 8 respectivamente, teniendo como resultado que ambos cumplen con un factor de seguridad aceptable, pero el acero de transmisión AISI 1018 al tener un número más elevado es técnicamente más viable además de ser un 30% más barato para el desarrollo del mecanismo propuesto.
- Con el diseño realizado, se usó un torno cnc de 5 ejes por el alto grado de detalle en las piezas, fabricado con acero de transmisión AISI 1018, duraluminio 7075-T6 y bronce SAE 40 que son materiales de índole local, se obtiene un mecanismo de rodilla con un peso aproximado de 680 gr; el ejemplar que se encuentra en el mercado tiene un peso de 720 gr. Obteniendo como resultado un alivianamiento de 40 gr para el sistema propuesto.
- Del **anexo VI**, se observa que el diseño propuesto tiene un valor aproximado de \$5,313.24, en comparación de aquellos existentes en el mercado cuyo valor es de \$7,041.16. Teniendo como resultado una diferencia de \$1730 más barato para el sistema propuesto

## 7.2 Recomendaciones

- Se puede modificar la base superior del mecanismo de rodilla para que tenga una forma roscada y tenga la capacidad de ser intercambiable y adaptable a otros elementos de unión, haciéndola más versátil al momento de requerirlo.
- Se puede evitar el uso del vástago y el cilindro como sistema de amortiguación, haciendo solo uso de un resorte y de esta manera abaratar costos de fabricación
- Hacer uso de diferentes tipos de materiales para ir probando las diferentes calidades y peso y uso de los mismos.
- Hacer un seguimiento a posterior sobre los cambios del mecanismo presentados por su uso cotidiano.
- Dar a conocer al paciente las condiciones de servicio que el mecanismo da y los mantenimientos necesarios para optimizar el tiempo de uso del mismo.
- En la malla curricular de la carrera se debe considerar la enseñanza de sistemas CAD medianamente avanzados debido a que para la propuesta tecnológica se requirió ayuda para la simulación de esfuerzos y cargas en el diseño.
- La norma ISO 10328 debe contener instrucciones para los diferentes tipos de rodilla que se pueden realizar, ya que depende más de la actividad que el paciente realice y no solo dar una descripción general.
- La norma ISO 10328 debe contener cálculos o tablas de factores de seguridad para garantizar el diseño de cualquier elemento perteneciente a una prótesis de miembro inferior.

## 8 REFERENCIAS

- [1] V. Meruane, «Repositorio Universidad de Chile,» 10 Octubre 2015. [En línea]. Available: <http://repositorio.uchile.cl/bitstream/handle/2250/137154/Diseno-de-una-protesis-de-pierna-para-amputados-transtibiales.pdf?sequence=1>.
- [2] CONADIS, «<https://www.consejodiscapacidades.gob.ec>,» 20 Julio 2018. [En línea]. Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2018/03/index.html>.
- [3] C. A. Silva Castellanos, «<http://bdigital.unal.edu.co>,» 2015. [En línea]. Available: <http://bdigital.unal.edu.co/48031/1/80796285-2015.pdf>. [Último acceso: 3 07 2018].
- [4] S. Salazar Salgado, «<https://repository.eia.edu.co>,» 2012. [En línea]. Available: [https://repository.eia.edu.co/bitstream/11190/343/7/SalazarSara\\_2012\\_AlineacionProtesisMiembro.pdf](https://repository.eia.edu.co/bitstream/11190/343/7/SalazarSara_2012_AlineacionProtesisMiembro.pdf).
- [5] L. M. Leonardo Girard, «<http://catarina.udlap.mx>,» 23 Mayo 2008. [En línea]. Available: [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lmt/de\\_1\\_lm/](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/de_1_lm/).
- [6] MOBIS, «Protésica S.A.,» 1 Marzo 2018. [En línea]. Available: <https://protesica.com.co/tag/nivel-k/>. [Último acceso: 2 Julio 2018].
- [7] Curbelo, «<http://curbelo.es>,» 15 Enero 2016. [En línea]. Available: <http://curbelo.es/partes-de-una-protesis-de-pierna/>.
- [8] G. Sáenz Ortiz, «Repositorio digital de la Facultad de Ingeniería - UNAM,» Enero 2014. [En línea]. Available: <http://132.248.52.100:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/3234/Metodolog%C3%ADa%20de%20pruebas%20est%C3%A1ticas%20y%20din%C3%A1micas%20para%20un%20socket%20prot%C3%A9sico%20de%20miembro%20inferior%20a%20nivel%20transfemoral.pdf?sequence=1>.
- [9] google. [En línea]. Available: [google.com.ec](http://google.com.ec).
- [10] N. L. Araujo Herrera, «<http://red.uao.edu.co>,» 13 Marzo 2012. [En línea]. Available: [red.uao.edu.co:8080/bitstream/10614/3062/1/TBM00979.pdf](http://red.uao.edu.co:8080/bitstream/10614/3062/1/TBM00979.pdf).
- [11] H. F. Uguña Puchi y E. A. Zhindón Bermeo, «<https://dspace.ups.edu.ec>,» 20 Julio 2016. [En línea]. Available: <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/12770/1/UPS-CT006626.pdf>.

- [12] G. Cuenca, «Repositorio Universidad Católica del Ecuador,» Junio 2015. [En línea]. Available:  
<http://repositorio.puce.edu.ec/bitstream/handle/22000/9263/DISERTACION%20GABRIELA%20CUENCA%20MELISSA%20GRANDA.pdf?sequence=1>.
- [13] A. Gottlob, Entrenamiento muscular diferenciado tronco y columna vertebral, Badalona, 2008.
- [14] M. a. F. V. Nordin, Biomecánica básica del sistema musculoesquelético, Madrid, 2004.
- [15] M. Whittle, Gait analysis: an introduction, 2007.
- [16] A. Kapandji, Fisiología articular, Madrid, 2010.
- [17] E. Ocaña, Diseño y análisis de esfuerzos de prótesis transfemoral pasiva basada en mecanismo de cuatro barras, 2018.
- [18] .. J. H. P. J. SanJuan cerveró R, Biomechanics of the knee, Patología del Aparato Locomotor, 2005.
- [19] C. W. Radcliffe, Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria, 1994.
- [20] N. I. 10328, Ensayo estructural para prótesis de miembros inferiores, Madrid: AENOR Internacional, 2017.
- [21] O. Bock, «Local Catalog,» *Otto Bock Lower extremity*, pp. 185-200-202-204, 2016.
- [22] .. C. y. C. S. Viladot R, Órtesis y Prótesis del Aparato Locomotor, Masson, 1994.
- [23] Viladot R, Órtesis y Prótesis del Aparato locomotor, 1989.
- [24] B. T. Amador, Metodología para el dimensionamiento de mecanismo policéntrico de rodilla utilizando análisis de marcha y algoritmos genéticos, 2012.
- [25] V. RAjfúkova, Biomechanics of Lower Limb Prostheses, 2014.
- [26] Radcliffe, Biomechanics of Knee Stability Control with Four-Bar Prosthetic knees ISPO, Australia: Melbourne, 2003.
- [27] B. Dupes, What you need to Know About in motion, 2014.
- [28] J. Bowker, Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles, Rosemont, IL, 1992.
- [29] D. y. K. D. Pham, Intelligent Optimizations Techniques: Genetic Algorithms, Tabu Search, Simulated Annealing and Neural Networks, Springer, 2000.

- [30] R. L. Norton, *Diseño de Maquinaria Síntesis y análisis de máquinas y mecanismos*, México D.F: Mc Graw Hill, 2009.
- [31] A. spring, «Asxcess spring.com,» 27 05 2019. [En línea]. Available: <https://www.acxesspring.com/espanol/constante-de-un-resorte.html>.
- [32] S. C. Chapra, *Métodos Numéricos para Ingeniería*, Mac Graw Hill 6ta edición, 2015.
- [33] C. G. J. Carlos, «Tecnología avanzada del diseño y manufactura asistidos por computador,» de *Tecnología avanzada del diseño y manufactura asistidos por computador*, Universidad Autónoma del Caribe, 2006, pp. 75-81.
- [34] P. A. Andrade Holguín, «<http://bibdigital.epn.edu.ec>,» Abril 2016. [En línea]. Available: <http://bibdigital.epn.edu.ec/bitstream/15000/15640/1/CD-7074.pdf>.
- [35] R. Zambudio Periago, *Protesis, ortesis y ayudas técnicas*, Barcelona: Elsevier - Masson, 2009.
- [36] G. Cuenca y M. Granda, «<http://repositorio.puce.edu.ec>,» 2015. [En línea]. Available: <http://repositorio.puce.edu.ec/bitstream/handle/22000/9263/DISERTACION%20GABRIELA%20CUENCA%20MELISSA%20GRANDA.pdf?sequence=1>.
- [37] D. García y M. J. Espinoza, «<https://docplayer.es>,» 16 Enero 2014. [En línea]. Available: <https://docplayer.es/29621370-Niveles-de-amputacion-en-extremidades-inferiores-repercusion-en-el-futuro-del-paciente.html>.
- [38] Schieler y Schön, «Compendio de prótesis: Prótesis para la extremidad inferior,» *Bock Otto*, pp. 8-9, 2000.
- [39] L. Cifuentes, «Ortesis, Prótesis y Ayudas Técnicas para Discapacitados,» Industria Gráfica, Quito, 2012.
- [40] P. d. M. y. Cirujía, «Repositorio Uinveresidad Técnica de Pereira,» [En línea]. Available: <http://academia.utp.edu.co/programas-de-salud-3/files/2014/02/GUIA-AMPUTADOS.pdf>.
- [41] Catarina.udlap, «Repositorio Universidad De las Americas Puebla,» Mayo 2008. [En línea]. Available: [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lmt/de\\_1\\_lm/capitulo5.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/de_1_lm/capitulo5.pdf).
- [42] J. a. U. J. Shigley, *Teoría de Máquinas y Mecanismos*, México, 1995.
- [43] D. A. Bravo, «Modelo Biomecánico de una prótesis de pierna,» *ScienceDirect*, pp. 417-425, 2014.

- [44] K. Camello, «Repositorio Universidad de la Salle- Bogotá,» 2007. [En línea]. Available: <http://repository.lasalle.edu.co/bitstream/handle/10185/16445/T44.07%20C144c.pdf?sequence=1>.
- [45] F. V.-V. Erazo, «Universidad Tecnica del Norte,» Junio 2017. [En línea]. Available: [https://www.google.com.ec/search?ei=AqZYW6jsLs3XzgKV\\_q6YDw&q=materiales+articulacion+protesis+transfemoral&oq=materiales+articulacion+protesis+transfemoral&gs\\_l=psy-ab.3..33i160k1.777275.786421.0.789064.46.34.1.1.1.0.365.5140.0j12j9j3.24.0....0...1c.1.64.ps](https://www.google.com.ec/search?ei=AqZYW6jsLs3XzgKV_q6YDw&q=materiales+articulacion+protesis+transfemoral&oq=materiales+articulacion+protesis+transfemoral&gs_l=psy-ab.3..33i160k1.777275.786421.0.789064.46.34.1.1.1.0.365.5140.0j12j9j3.24.0....0...1c.1.64.ps).
- [46] V. Valencia, «Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE,» 2016. [En línea]. Available: [https://www.google.com.ec/search?source=hp&ei=3qVYW-iTH5LczwL1-4nQBA&q=acero+inoxidable+rodilla+protesis+transfemoral&oq=acero+inoxidable+rodilla+protesis+transfemor&gs\\_l=psy-ab.3.1.33i160k113.17396.32687.0.35342.41.38.0.0.0.0.609.6005.0j4j5j9j1j1.20.0....](https://www.google.com.ec/search?source=hp&ei=3qVYW-iTH5LczwL1-4nQBA&q=acero+inoxidable+rodilla+protesis+transfemoral&oq=acero+inoxidable+rodilla+protesis+transfemor&gs_l=psy-ab.3.1.33i160k113.17396.32687.0.35342.41.38.0.0.0.0.609.6005.0j4j5j9j1j1.20.0....)
- [47] A. Epejo, «Repositorio Universidad La Salle-Bogotá,» 2007. [En línea]. Available: <http://repository.lasalle.edu.co/bitstream/handle/10185/16655/T44.07%20E64c.pdf?sequence=1>.
- [48] M. Fernandez, «Repositorio Insituto Politécnico Nacional,» Agosto 2008. [En línea]. Available: <https://tesis.ipn.mx/bitstream/handle/123456789/220/policentrico.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.
- [49] V. Meruane, «Repositorio Universidad de Chile,» 10 Octubre 2015. [En línea]. Available: <http://repositorio.uchile.cl/bitstream/handle/2250/137154/Diseno-de-una-protesis-de-pierna-para-amputados-transtibiales.pdf?sequence=1>.
- [50] P. d. M. y. Cirujía, «Reporsitorio Universidad Tecnica de Pereira,» [En línea]. Available: <http://academia.utp.edu.co/programas-de-salud-3/files/2014/02/GUIA-AMPUTADOS.pdf>.
- [51] DIPAC, «Dipac productos de acero,» 20 Mayo 2019. [En línea]. Available: <https://mail-attachment.googleusercontent.com/attachment/u/1/?ui=2&ik=14dcaab079&attid=0.3&permmsgid=msg-a:r1275365909638894305&th=16b25dbd84ad827a&view=att&disp=safe&realattid=16>

b1e5106fdc09b7232&saddbat=ANGjdJ\_qSrrdQ\_6Ru0OJbxUE2JY98\_QibcS6H0cdTR  
YvPU\_vNc.

- [52] Ivanbohman, «Ivanbohman.com,» 20 Mayo 2019. [En línea]. Available: <https://mail-attachment.googleusercontent.com/attachment/u/1/?ui=2&ik=14dcaab079&attid=0.5&permmsgid=msg-a:r1275365909638894305&th=16b25dbd84ad827a&view=att&disp=safe&realattid=16b1e5106fd476438d24&saddbat=ANGjdJ-3qZ4Yxq2SUHGbgeS-pY7GI0MyqRvXXfAIyujHQ4Nk>.

- [53] S. works.

## **9 ANEXOS**

## I. MEMORIA DE CÁLCULO

### ANEXO SISTEMA DE CUATRO BARRAS

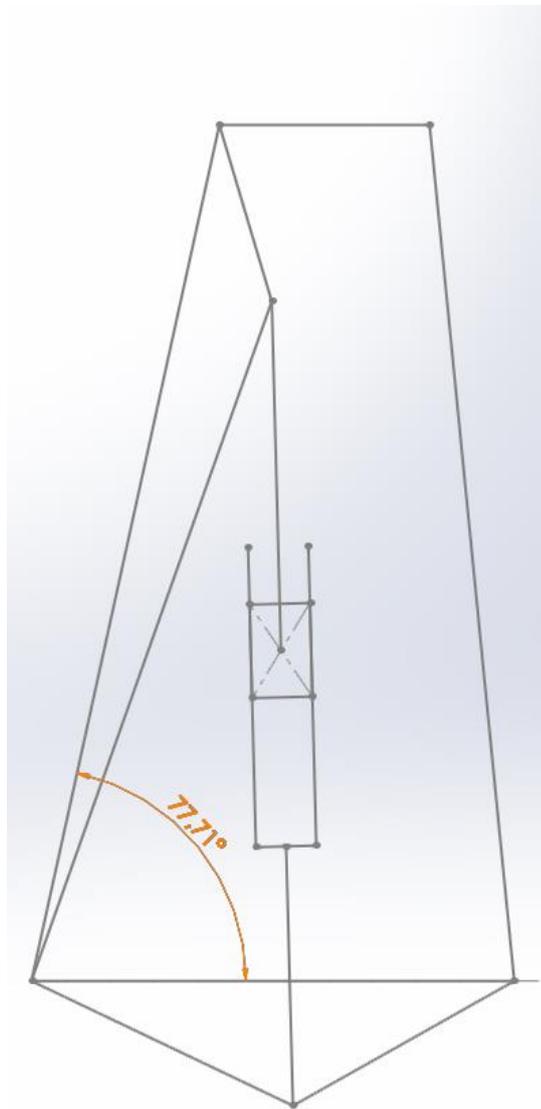
$$a = 87,8 \text{ mm}$$

$$b = 20,9 \text{ mm}$$

$$c = 86,2 \text{ mm}$$

$$d = 48 \text{ mm}$$

$$\theta_2 = 77,71^\circ$$



**Figura I-1** Rodilla en extensión, ángulo de entada

$$\mathbf{R}_2 + \mathbf{R}_3 = \mathbf{R}_4 + \mathbf{R}_1$$

Eje x:

$$a\cos\theta_2 + b\cos\theta_3 = c\cos\theta_4 + d\cos\theta_1$$

$$a\cos\theta_2 + b\cos\theta_3 = c\cos\theta_4 + d$$

Eje Y:

$$a\sin\theta_2 + b\sin\theta_3 = c\sin\theta_4 + d\cos\theta_1$$

$$a\sin\theta_2 + b\sin\theta_3 = c\sin\theta_4$$

Aislado  $\theta_3$  y resolviendo  $\theta_4$ :

$$b\cos\theta_3 = -a\cos\theta_2 + c\cos\theta_4 + d$$

$$b\sin\theta_3 = -a\sin\theta_2 + c\sin\theta_4$$

Elevando al cuadrado y sumando ambas partes de las ecuaciones para X e Y

$$b^2 = (-a\sin\theta_2 + c\sin\theta_4)^2 + (-a\cos\theta_2 + c\cos\theta_4 + d)^2$$

Expandiendo ambos términos:

$$b^2 = a^2 + c^2 + d^2 - 2ad\cos\theta_2 + 2cdc\cos\theta_4 - 2ac(\sin\theta_2\sin\theta_4 + \cos\theta_2\cos\theta_4)$$

Para simplificar la expresión se utilizan constantes  $k_1, k_2, k_3$  definidas en función de los eslabones:

$$k_1 = \frac{d}{a}$$

$$k_1 = \frac{48}{87.8}$$

$$k_1 = 0.6$$

$$k_2 = \frac{d}{c}$$

$$k_2 = \frac{48}{86.2}$$

$$k_2 = 0.6$$

$$k_3 = \frac{a^2 - b^2 + c^2 + d^2}{2ac}$$

$$k_3 = \frac{87.8^2 - 20.9^2 + 86.2^2 + 48^2}{2(87.7)(86.2)}$$

$$k_3 = 1.1$$

Reemplazando:

$$k_1 \cos\theta_4 - k_2 \cos\theta_2 + k_3 = \cos\theta_2 \cos\theta_4 + \sin\theta_2 \sin\theta_4$$

Se sustituye  $\cos(\theta_2 - \theta_4) = \cos\theta_2 \cos\theta_4 + \sin\theta_2 \sin\theta_4$ , obteniendo:

$$k_1 \cos\theta_4 - k_2 \cos\theta_2 + k_3 = \cos(\theta_2 - \theta_4)$$

Al hacer uso de identidades semiangulares para  $\sin\theta_4$  y  $\cos\theta_4$  convirtiéndolos en  $\tan \theta_4$

$$\sin\theta_4 = \frac{2 \tan\left(\frac{\theta_4}{2}\right)}{1 + \tan^2\left(\frac{\theta_4}{2}\right)}$$

$$\cos\theta_4 = \frac{1 - \tan^2\left(\frac{\theta_4}{2}\right)}{1 + \tan^2\left(\frac{\theta_4}{2}\right)}$$

Así se obtiene la forma simplificada, donde los eslabones de entrada y  $\theta_2$  son conocidos y tomados como constantes A, B y C

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

Donde:

$$A = \cos\theta_2 - k_1 - k_2 \cos\theta_2 + k_3$$

$$A = \cos(77.71) - 0.6 - 0.6 \cos(77.72) + 1.1$$

$$A = 0.59$$

$$B = -2 \sin\theta_2$$

$$B = -2 \sin(77.71)$$

$$B = -1.95$$

$$C = k_1 - (k_2 + 1) \cos\theta_2 + k_3$$

$$C = 0.6 - (0.6 + 1) \cos(77.71) + 1.1$$

$$C = 1.36$$

La ecuación es cuadrática y su solución es:

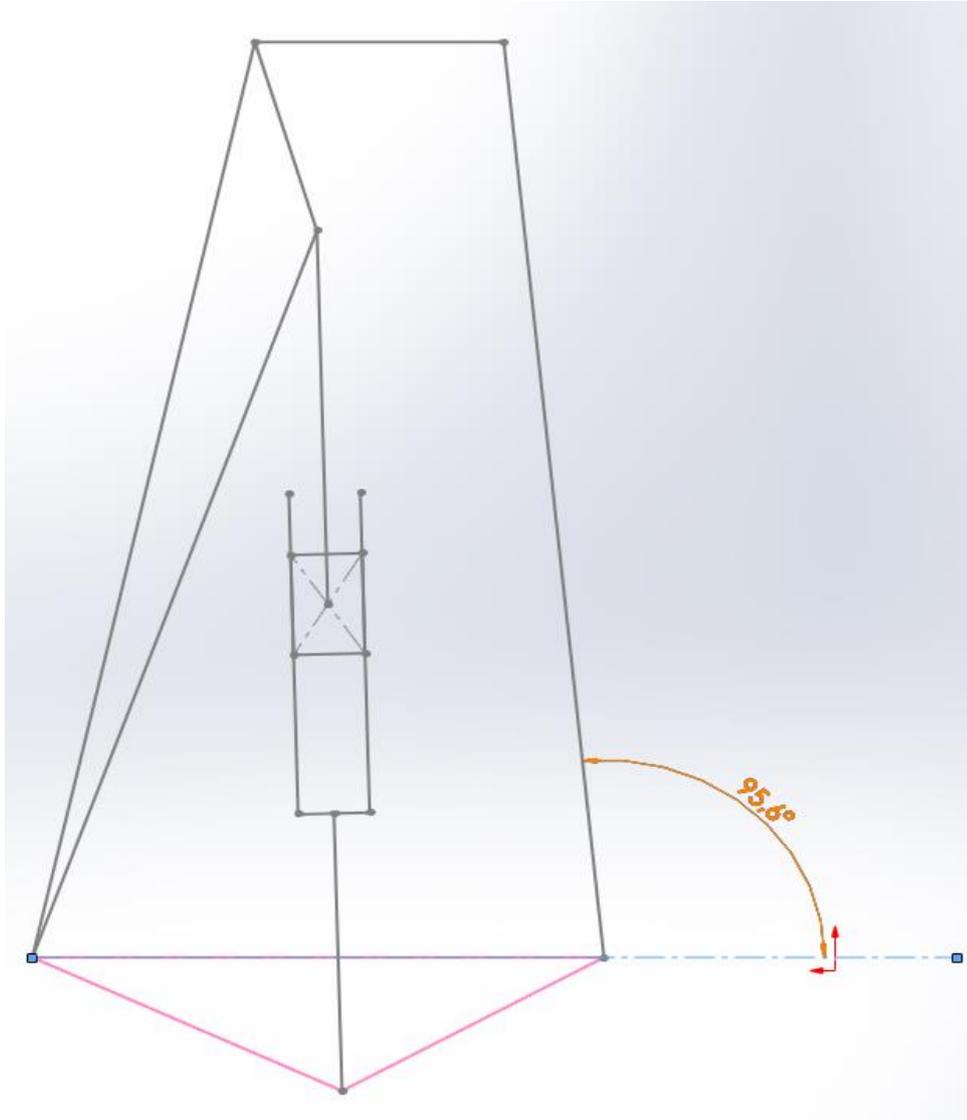
$$\tan\left(\frac{\theta_4}{2}\right) = \frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A}$$

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

$$\theta_{4,2} = 2 \arctan\left(\frac{-(-1.95) \pm \sqrt{(-1.95)^2 - 4(0.59)(1.36)}}{2(0.59)}\right)$$

$$\theta_{4_1} = 133.09$$

$$\theta_{4_2} = 95.6$$



**Figura I-2** Rodilla en extensión, ángulo  $\theta_4$

Para  $\theta_3$  la resolución es similar que la de  $\theta_4$ :

$$c \cos \theta_4 = a \cos \theta_2 + b \cos \theta_3 - d$$

$$c \sin \theta_4 = a \sin \theta_2 + b \sin \theta_3$$

Elevando al cuadrado y sumando las ecuaciones se eliminará  $\theta_4$ , la resultante se resuelve de la misma manera que se hizo para  $\theta_4$ , obteniendo

$$k_1 \cos \theta_3 - k_4 \cos \theta_2 + k_5 = \cos \theta_2 \cos \theta_3 + \sin \theta_2 \sin \theta_3$$

$k_1$  Tiene el mismo valor,  $k_4$  y  $k_5$  son:

$$k_4 = \frac{d}{b}$$

$$k_4 = \frac{48}{20.9}$$

$$k_4 = 2.3$$

$$k_5 = \frac{c^2 - d^2 - a^2 - b^2}{2ab}$$

$$k_5 = \frac{86.2^2 - 48^2 - 87.8^2 - 20.9^2}{2(87.8)(20.9)}$$

$$k_5 = 0.82$$

Reduciendo a una forma cuadrática:

$$D \tan^2 \left( \frac{\theta_4}{2} \right) + E \tan \left( \frac{\theta_4}{2} \right) + F = 0$$

Donde:

$$D = \cos \theta_2 - k_1 - k_4 \cos \theta_2 + k_5$$

$$D = \cos(77.72) - 0.6 - 2.3 \cos(77.72) + 0.82$$

$$D = -0.06$$

$$E = -2 \sin \theta_2$$

$$E = -2 \sin(77.72)$$

$$E = -1.95$$

$$F = k_1 - (k_4 - 1) \cos \theta_2 + k_5$$

$$F = 0.6 - (2.3 - 1) \cos(77.71) + 0.82$$

$$F = 1.17$$

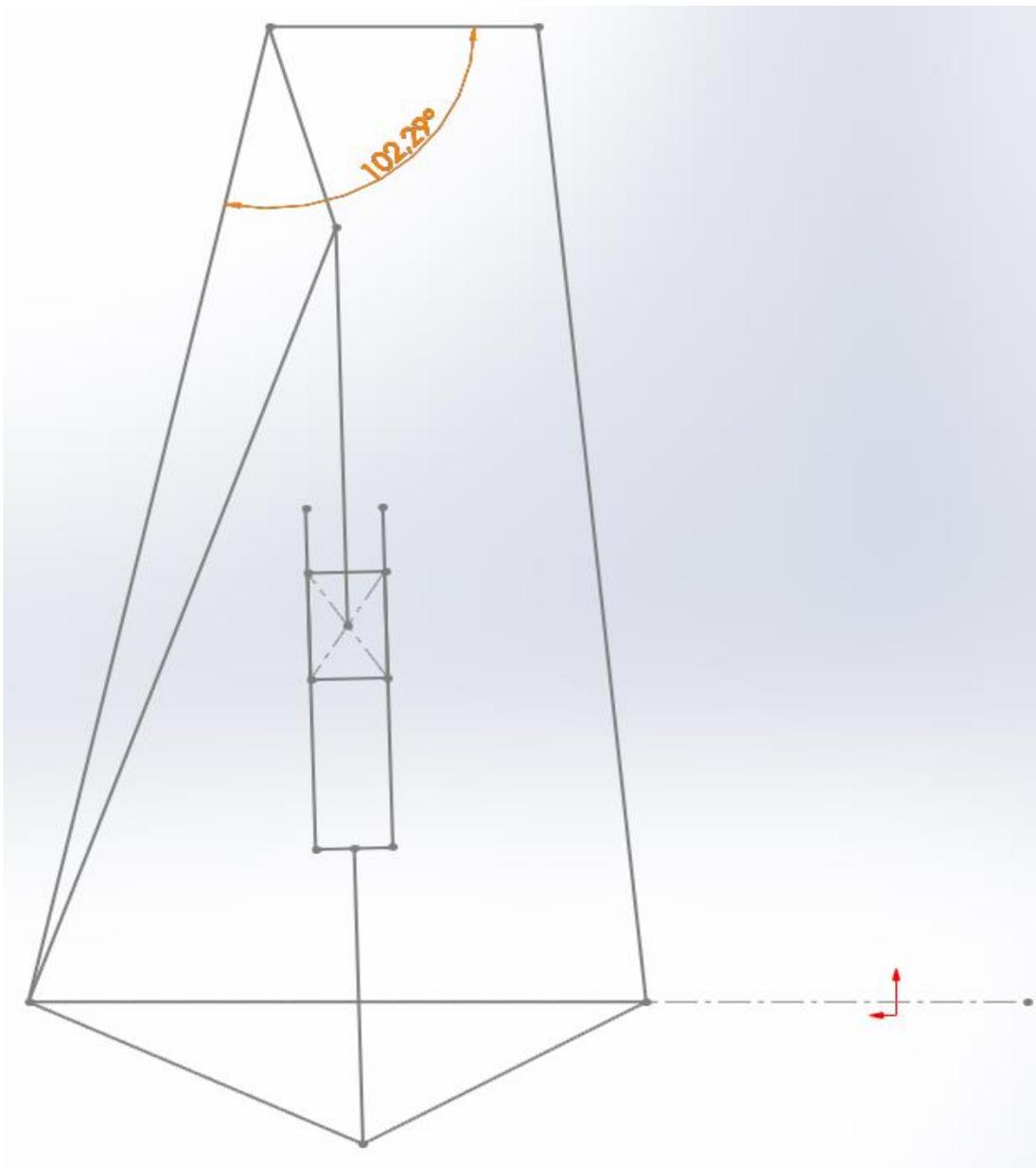
Cuya solución es:

$$\theta_{3_{1,2}} = 2 \arctan \left( \frac{-E \pm \sqrt{E^2 - 4DF}}{2D} \right)$$

$$\theta_{3_{1,2}} = 2 \arctan \left( \frac{-(-1.95) \pm \sqrt{(-1.95)^2 - (-0.06)(1.17)}}{2(-0.06)} \right)$$

$$\theta_{3_1} = -176.5$$

$$\theta_{3_2} = 101.9$$



**Figura I-3** Rodilla en extensión, ángulo  $\theta_3$ .

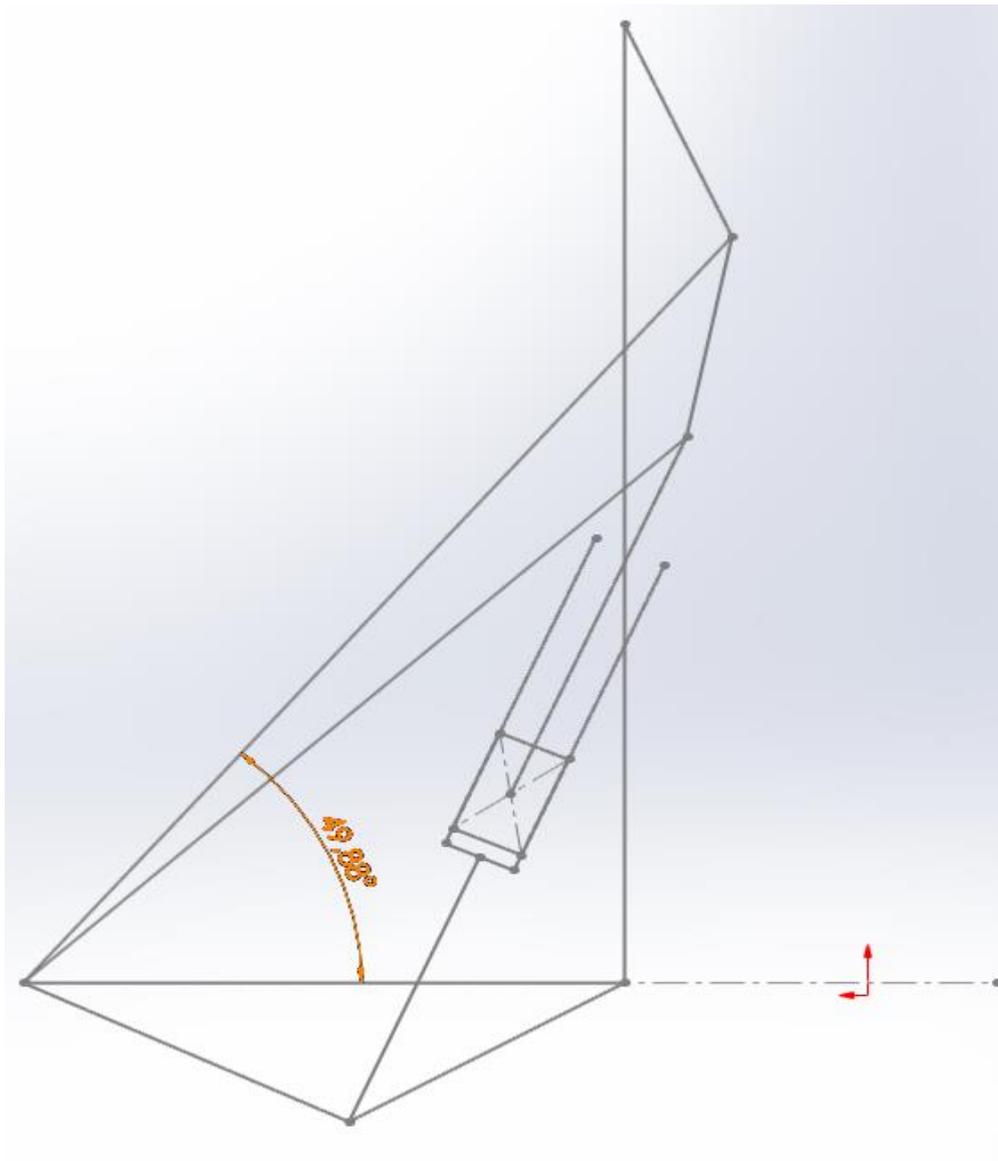
$$a = 87,8 \text{ mm}$$

$$b = 20,9 \text{ mm}$$

$$c = 86,2 \text{ mm}$$

$$d = 48 \text{ mm}$$

$$\theta_2 = 49.9^\circ$$



**Figura I-4** Rodilla en flexión, ángulo de entrada.

$$\mathbf{R}_2 + \mathbf{R}_3 = \mathbf{R}_4 + \mathbf{R}_1$$

Eje x:

$$a\cos\theta_2 + b\cos\theta_3 = c\cos\theta_4 + d\cos\theta_1$$

$$a\cos\theta_2 + b\cos\theta_3 = c\cos\theta_4 + d$$

Eje Y:

$$a\sin\theta_2 + b\sin\theta_3 = c\sin\theta_4 + d\cos\theta_1$$

$$a\sin\theta_2 + b\sin\theta_3 = c\sin\theta_4$$

Aislando  $\theta_3$  y resolviendo  $\theta_4$ :

$$b\cos\theta_3 = -a\cos\theta_2 + c\cos\theta_4 + d$$

$$b\sin\theta_3 = -a\sin\theta_2 + c\sin\theta_4$$

Elevando al cuadrado y sumando ambas partes de las ecuaciones para X e Y

$$b^2 = (-a\sin\theta_2 + c\sin\theta_4)^2 + (-a\cos\theta_2 + c\cos\theta_4 + d)^2$$

Expandiendo ambos términos:

$$b^2 = a^2 + c^2 + d^2 - 2ad\cos\theta_2 + 2cdc\cos\theta_4 - 2ac(\sin\theta_2\sin\theta_4 + \cos\theta_2\cos\theta_4)$$

Para simplificar la expresión se utilizan constantes  $k_1, k_2, k_3$  definidas en función de los eslabones:

$$k_1 = \frac{d}{a}$$

$$k_1 = \frac{48}{87.8}$$

$$k_1 = 0.6$$

$$k_2 = \frac{d}{c}$$

$$k_2 = \frac{48}{86.2}$$

$$k_2 = 0.6$$

$$k_3 = \frac{a^2 - b^2 + c^2 + d^2}{2ac}$$

$$k_3 = \frac{87.8^2 - 20.9^2 + 86.2^2 + 48^2}{2(87.7)(86.2)}$$

$$k_3 = 1.1$$

Reemplazando:

$$k_1 \cos\theta_4 - k_2 \cos\theta_2 + k_3 = \cos\theta_2\cos\theta_4 + \sin\theta_2\sin\theta_4$$

Se sustituye  $\cos(\theta_2 - \theta_4) = \cos\theta_2\cos\theta_4 + \text{sen}\theta_2\text{sen}\theta_4$ , obteniendo:

$$k_1\cos\theta_4 - k_2\cos\theta_2 + k_3 = \cos(\theta_2 - \theta_4)$$

Al hacer uso de identidades semiangulares para  $\text{sen}\theta_4$  y  $\cos\theta_4$  convirtiéndolos en  $\tan\theta_4$

$$\text{sen}\theta_4 = \frac{2\tan\left(\frac{\theta_4}{2}\right)}{1 + 2\tan^2\left(\frac{\theta_4}{2}\right)}$$

$$\cos\theta_4 = \frac{1 - \tan^2\left(\frac{\theta_4}{2}\right)}{1 + \tan^2\left(\frac{\theta_4}{2}\right)}$$

Así se obtiene la forma simplificada, donde los eslabones de entrada y  $\theta_2$  son conocidos y tomados como constantes A, B y C

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

Donde:

$$A = \cos\theta_2 - k_1 - k_2\cos\theta_2 + k_3$$

$$A = \cos(49.9) - 0.6 - 0.6\cos(49.9) + 1.1$$

$$A = 0.76$$

$$B = -2\text{sen}\theta_2$$

$$B = -2\text{sen}(49.9)$$

$$B = -1.52$$

$$C = k_1 - (k_2 + 1)\cos\theta_2 + k_3$$

$$C = 0.6 - (0.6 + 1)\cos(49.9) + 1.1$$

$$C = 0.67$$

La ecuación es cuadrática y su solución es:

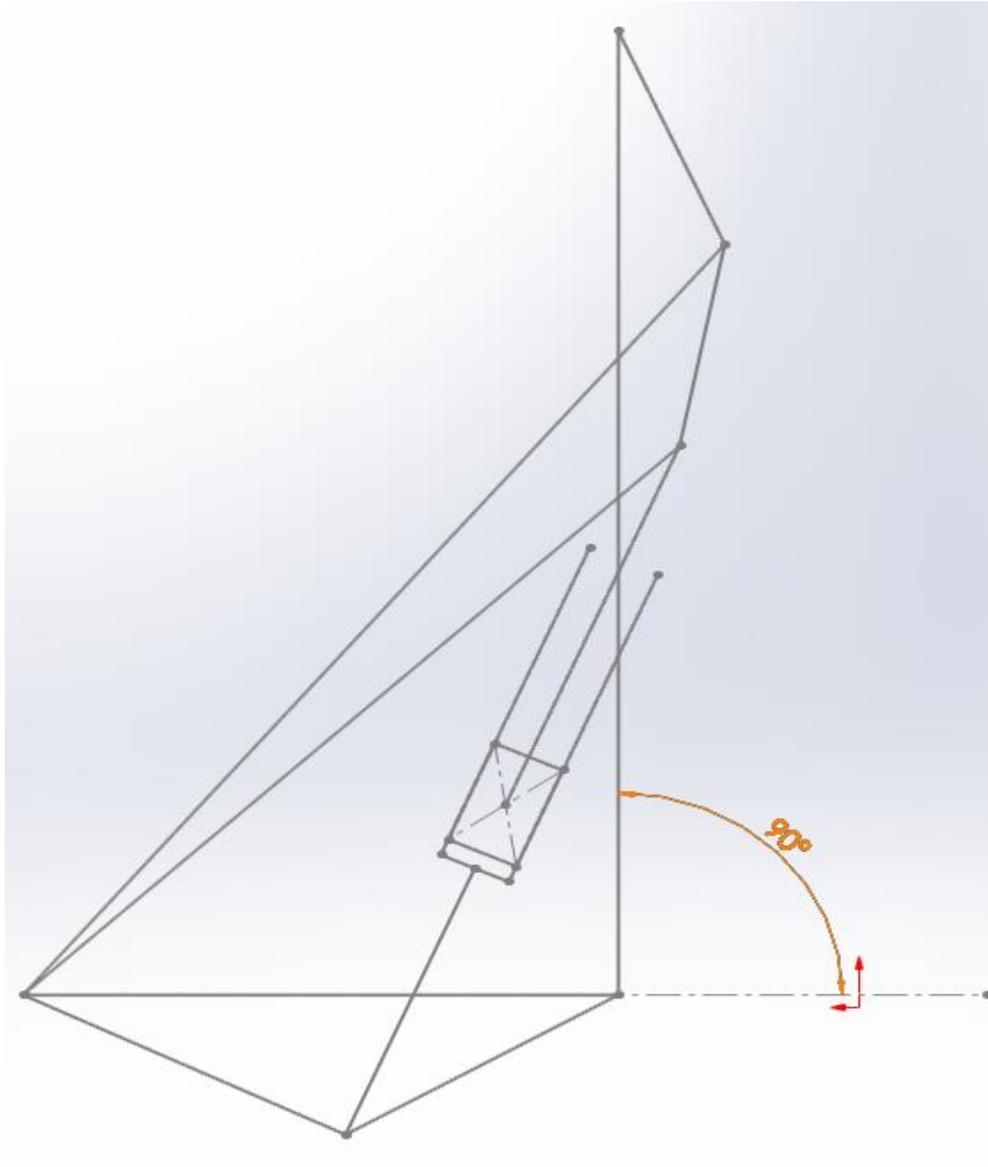
$$\tan\left(\frac{\theta_4}{2}\right) = \frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A}$$

$$\theta_{4,1,2} = 2\arctan\left(\frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A}\right)$$

$$\theta_{4,1,2} = 2\arctan\left(\frac{-(-1.52) \pm \sqrt{(-1.52)^2 - 4(0.76)(0.67)}}{2(0.76)}\right)$$

$$\theta_{4_1} = 90$$

$$\theta_{4_2} = 66.51$$



**Figura I-5** Rodilla en flexión, ángulo  $\theta$ .

Para  $\theta_3$  la resolución es similar que la de  $\theta_4$ :

$$c \cos \theta_4 = a \cos \theta_2 + b \cos \theta_3 - d$$

$$c \sin \theta_4 = a \sin \theta_2 + b \sin \theta_3$$

Elevando al cuadrado y sumando las ecuaciones se eliminará  $\theta_4$ , la resultante se resuelve de la misma manera que se hizo para  $\theta_4$ , obteniendo

$$k_1 \cos \theta_3 - k_4 \cos \theta_2 + k_5 = \cos \theta_2 \cos \theta_3 + \sin \theta_2 \sin \theta_3$$

$k_1$  Tiene el mismo valor,  $k_4$  y  $k_5$  son:

$$k_4 = \frac{d}{b}$$

$$k_4 = \frac{48}{20.9}$$

$$k_4 = 2.3$$

$$k_5 = \frac{c^2 - d^2 - a^2 - b^2}{2ab}$$

$$k_5 = \frac{86.2^2 - 48^2 - 87.8^2 - 20.9^2}{2(87.8)(20.9)}$$

$$k_5 = -0.82$$

Reduciendo a una forma cuadrática:

$$D \tan^2 \left( \frac{\theta_4}{2} \right) + E \tan \left( \frac{\theta_4}{2} \right) + F = 0$$

Donde:

$$D = \cos \theta_2 - k_1 - k_4 \cos \theta_2 + k_5$$

$$D = \cos(49.9) - 0.6 - 2.3 \cos(49.9) + 0.82$$

$$D = -0.61$$

$$E = -2 \sin \theta_2$$

$$E = -2 \sin(49.9)$$

$$E = -1.52$$

$$F = k_1 - (k_4 - 1) \cos \theta_2 + k_5$$

$$F = 0.6 - (2.3 - 1) \cos(49.9) + 0.82$$

$$F = 0.58$$

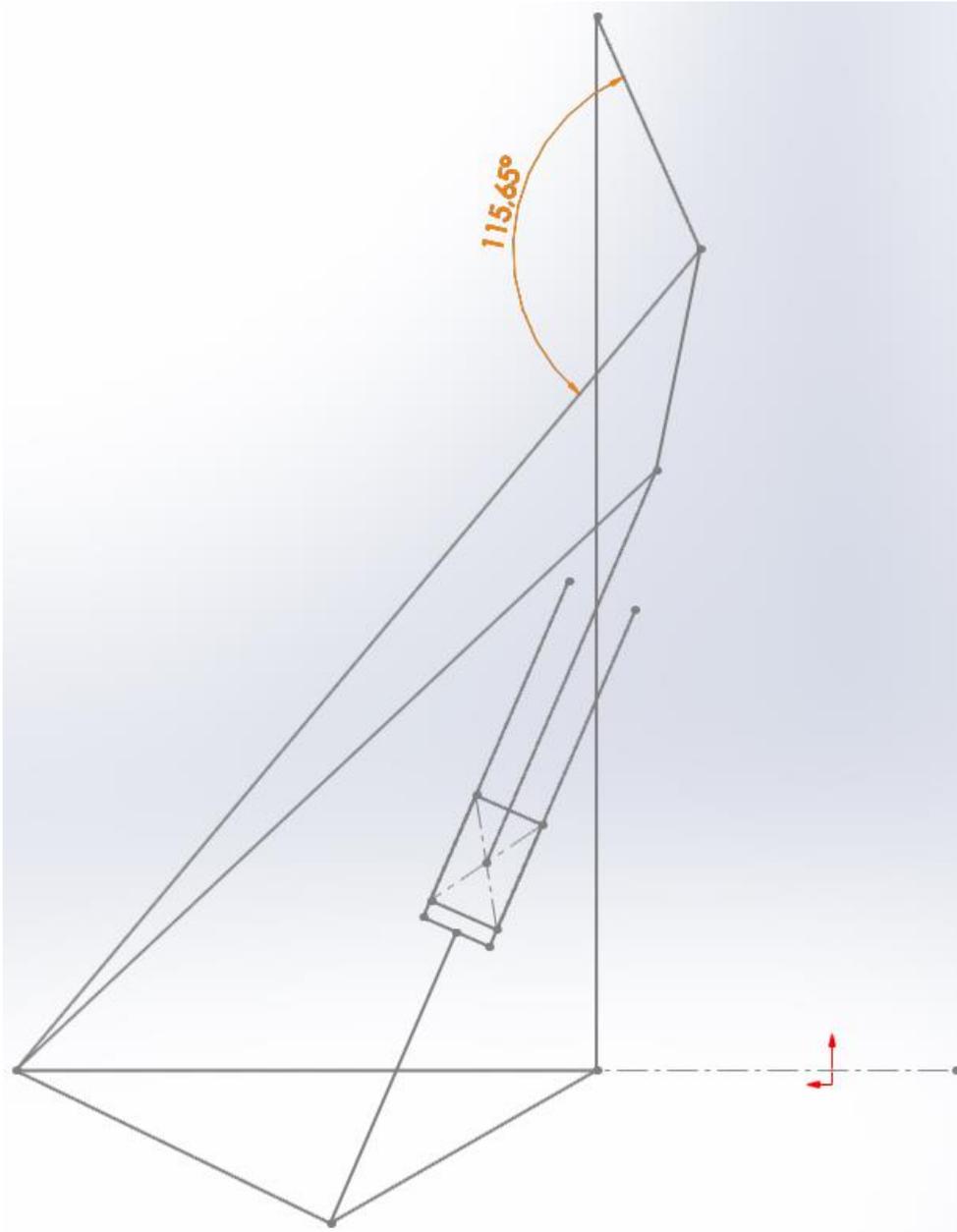
Cuya solución es:

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

$$\theta_{3_{1,2}} = 2 \arctan \left( \frac{-(-1.95) \pm \sqrt{(-1.95)^2 - (-0.06)(1.17)}}{2(-0.06)} \right)$$

$$\theta_{3_1} = 114.7$$

$$\theta_{3_2} = 101.9$$



**Figura I-6** Rodilla en flexión, ángulo  $\theta_3$

<b>Materiales</b>	<b>Propiedad de los materiales</b>	<b>Temperatura máxima de funcionamiento</b>	<b>Rango máximo de tensión, MPa</b>	<b>Módulo de elasticidad, MPa</b>	<b>Porcentaje aproximado del rango de tensión (torsión)</b>	<b>Tamaños comunes, mm</b>
Acero al cromo-vanadio ASTM A-231 Calidad para valvulas: ASTM A-232 AMS 6450	Estirado en frío. Bueno comportamiento en cargas de impacto, y aplicaciones con temperaturas medianamente elevadas. Subsetible a la fragilidad hidrogenada cuando es laminado.	218°C	2241/1310	(E) 206,8k (G) 72,3k	45%	0,06 - 11,89

**Figura I-7** Datos del amortiguador

## II. ANEXO SIMULACIONES

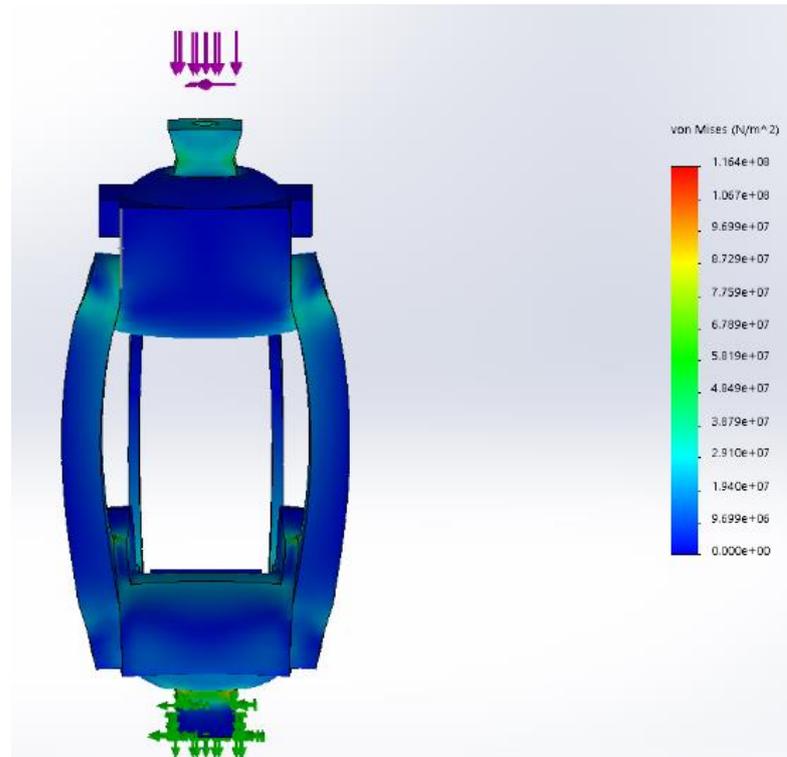


Figura II-1 Ensayo de tensión a escala 342.

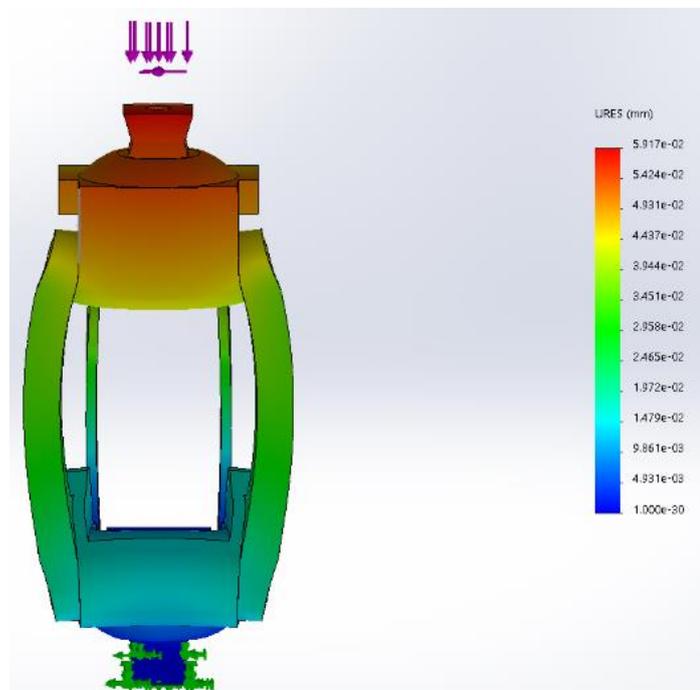
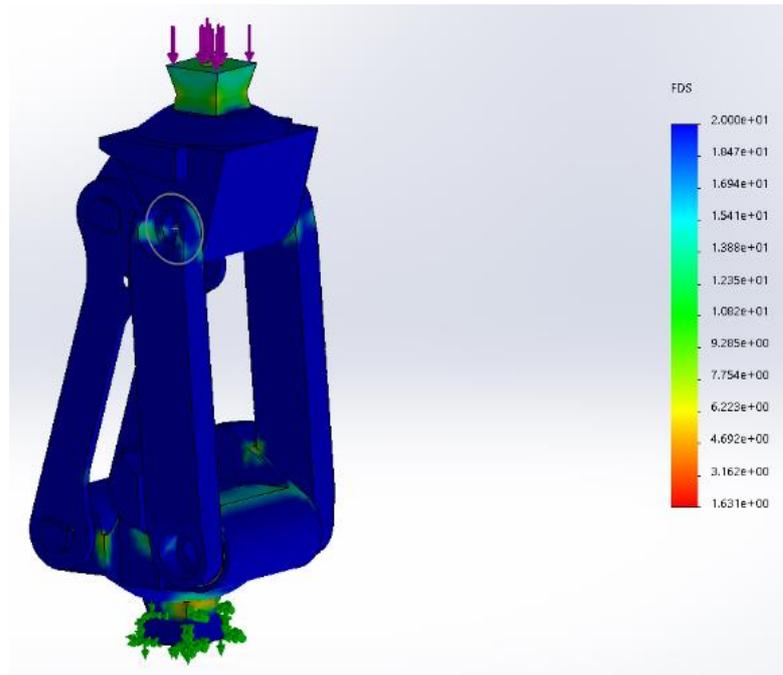
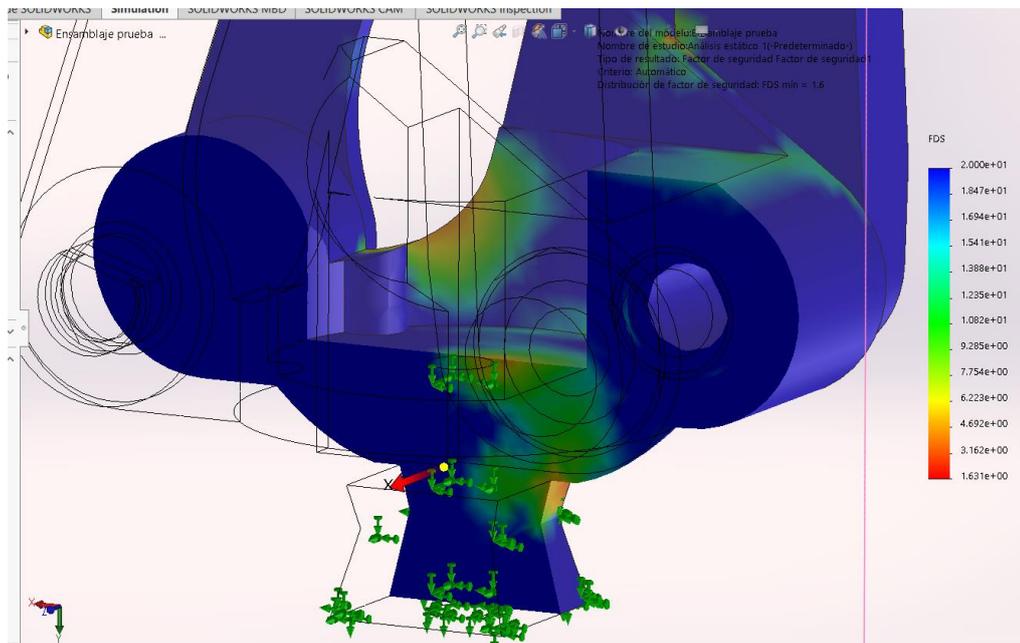


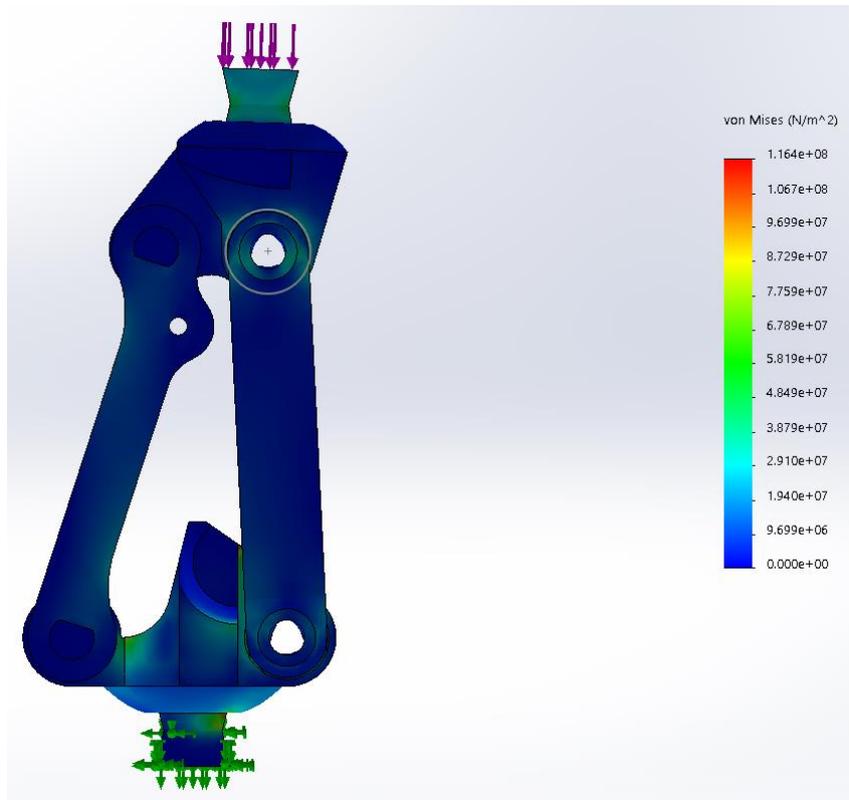
Figura II-2 Ensayo de desplazamiento con escala 342.



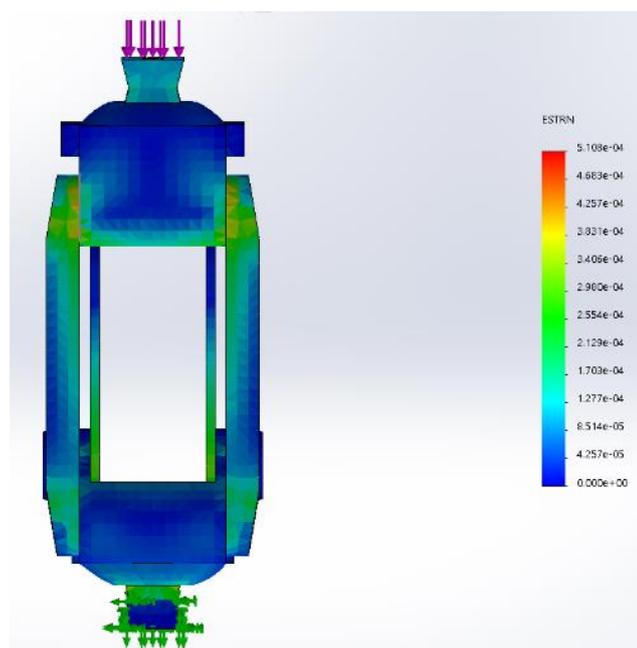
**Figura II-3** Factor de Seguridad.



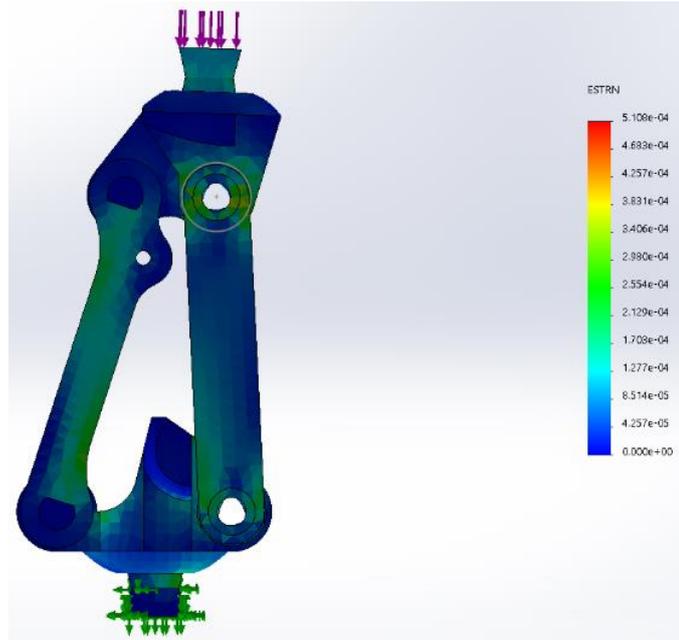
**Figura II-4** Factor de seguridad, corte de sección.



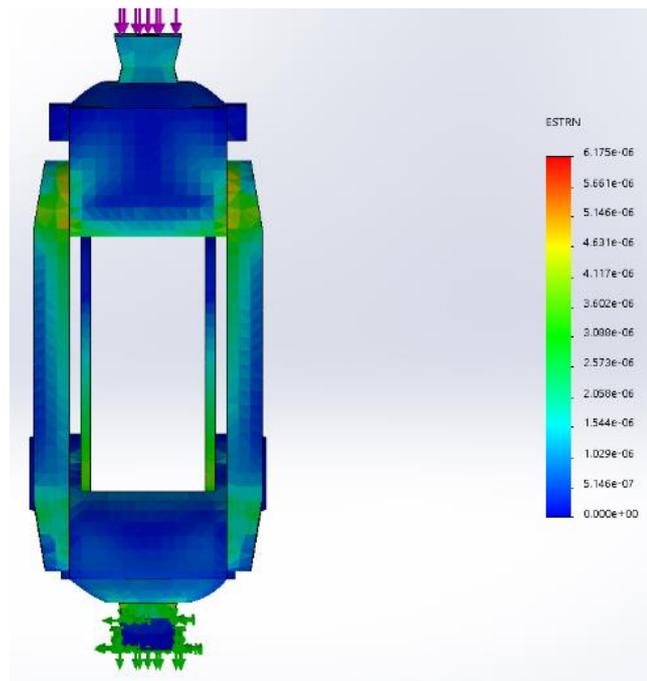
**Figura II-5** Ensayo de tensión escala normal.



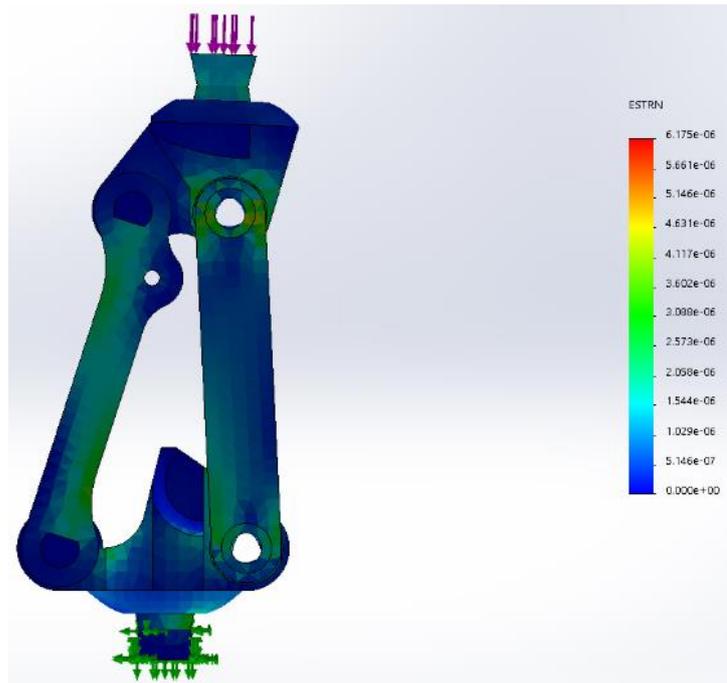
**Figura II-6** Deformación unitaria escala normal



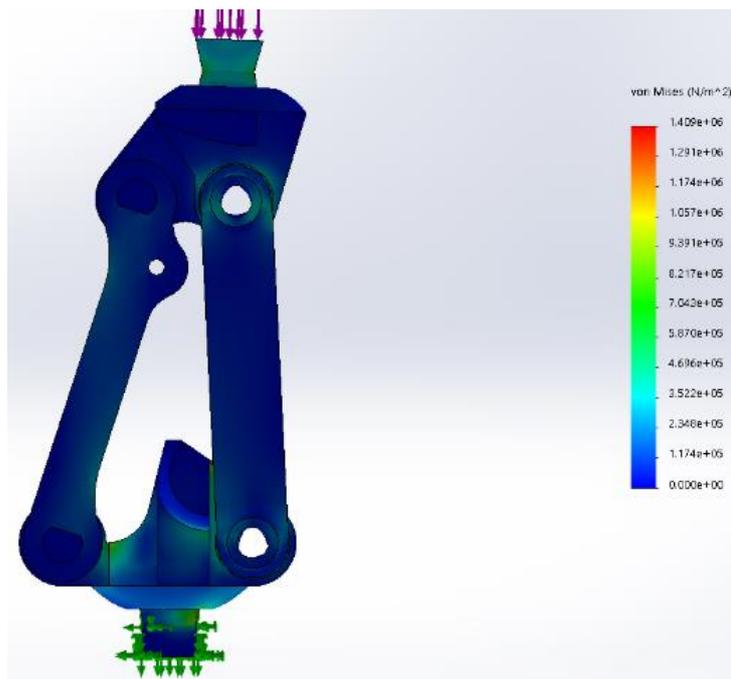
**Figura II-7** Deformación unitaria escala normal



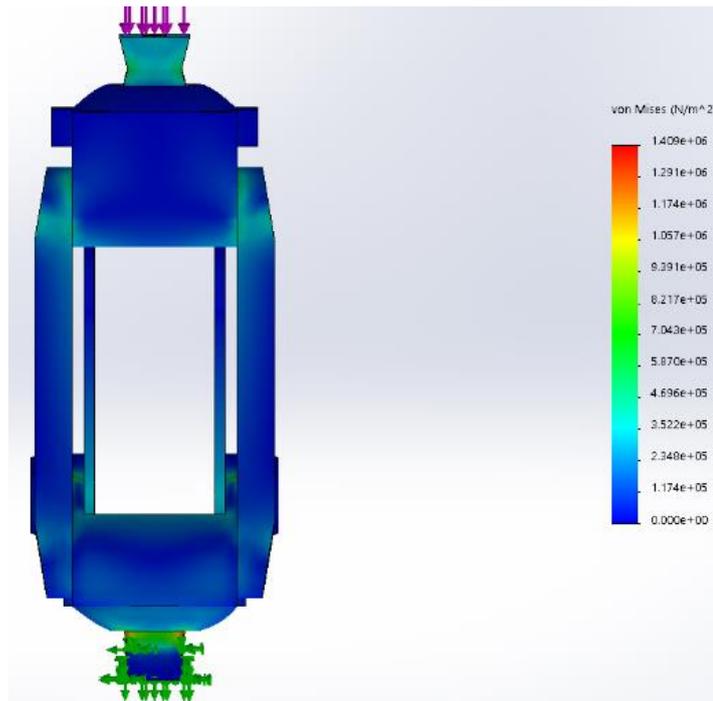
**Figura II-8** Deformación unitaria



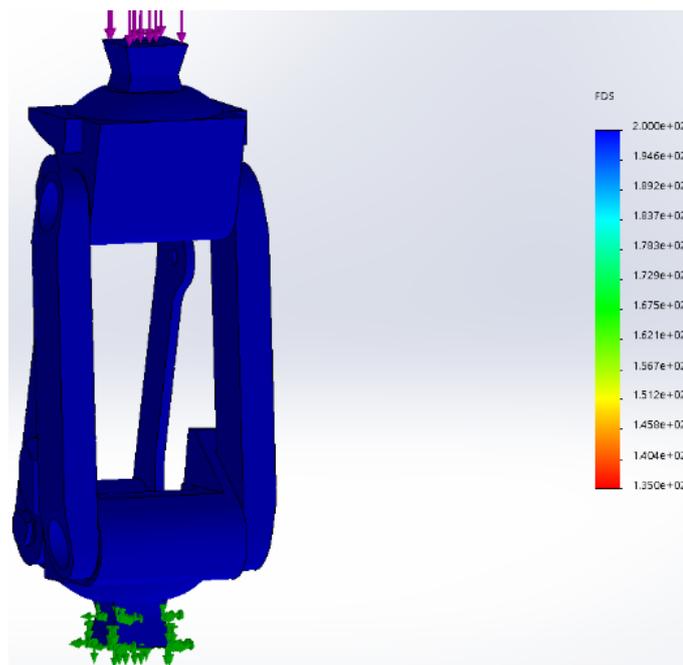
**Figura II-9** Deformación unitaria



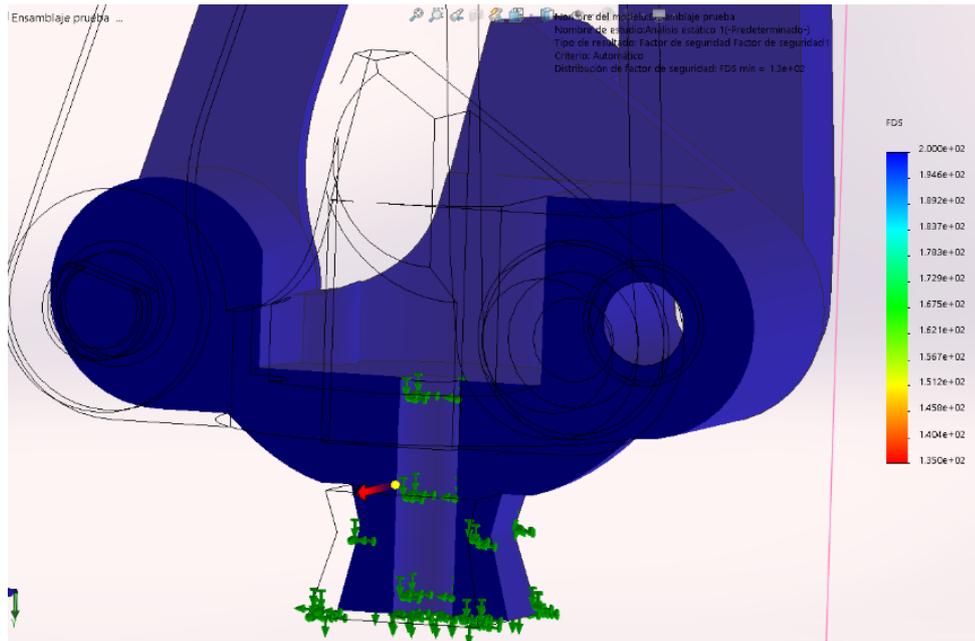
**Figura II-10** Ensayo de tensión



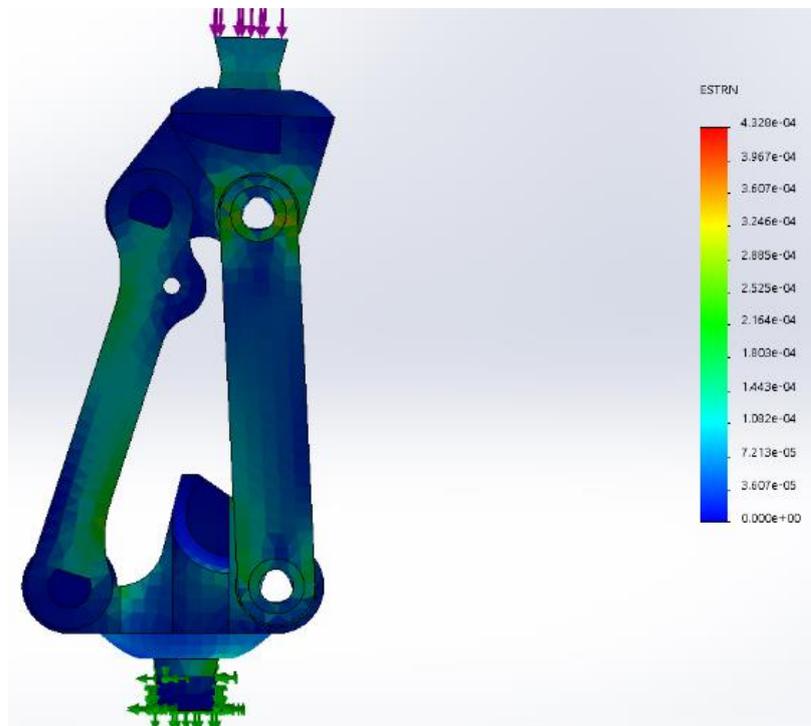
**Figura II-11** Ensayo de tensión.



**Figura II-12** Factor de Seguridad



**Figura II-13** Factor de seguridad, corte de sección.



**Figura II-14** Deformación unitaria.

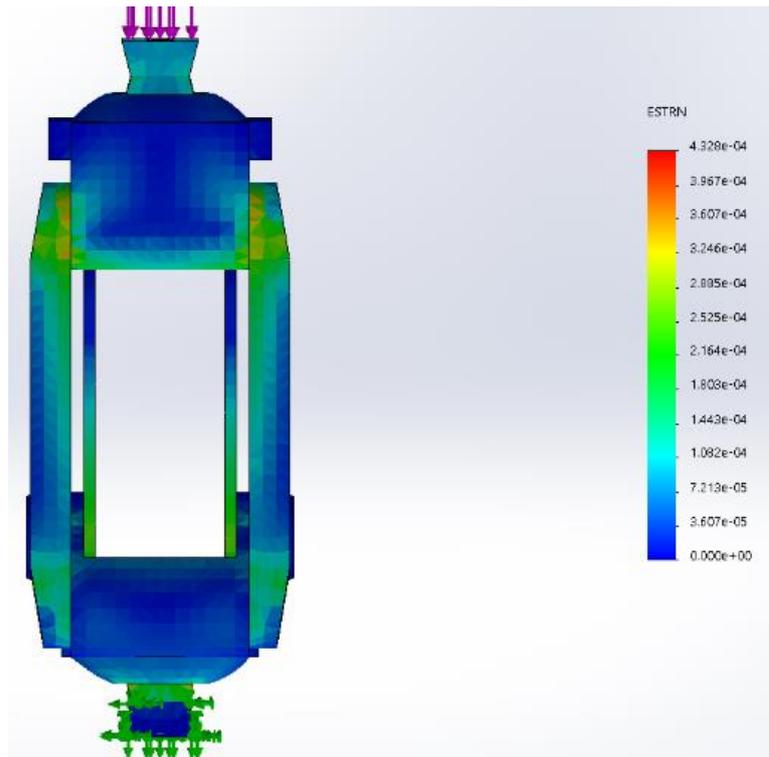


Figura II-15 Deformación unitaria.

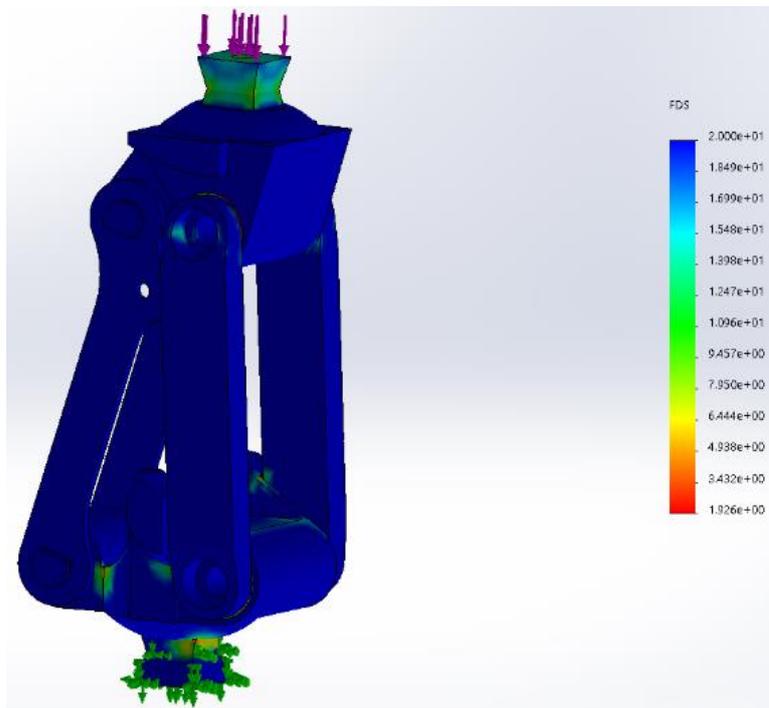


Figura II-16 Factor de seguridad.

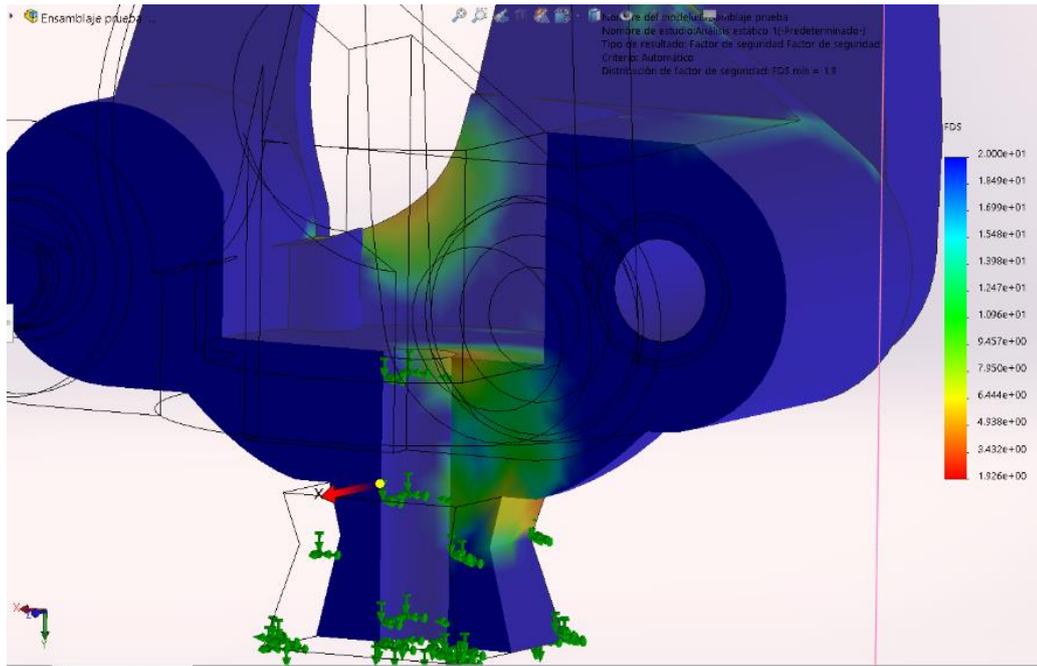


Figura II-17 Factor de seguridad, corte de sección.

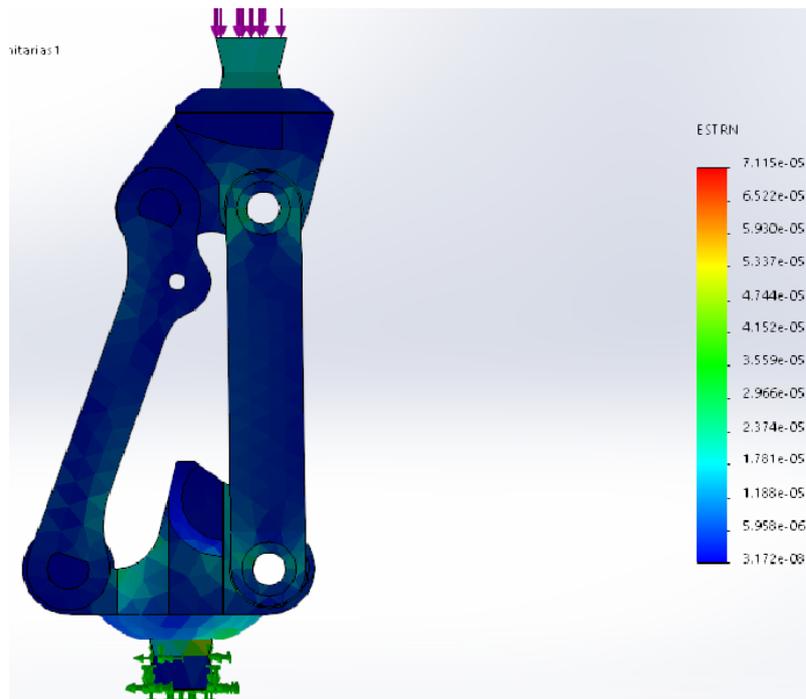
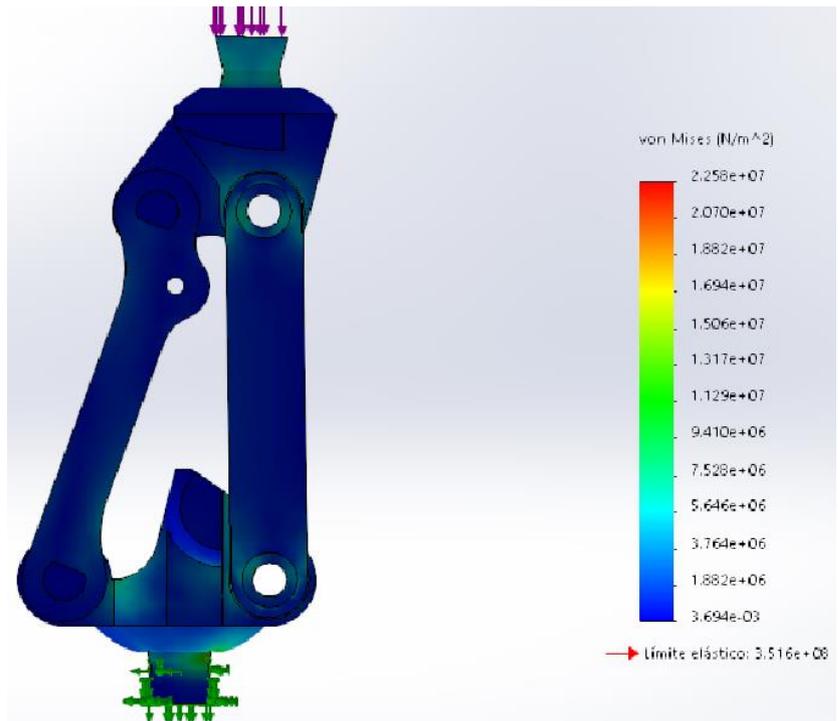
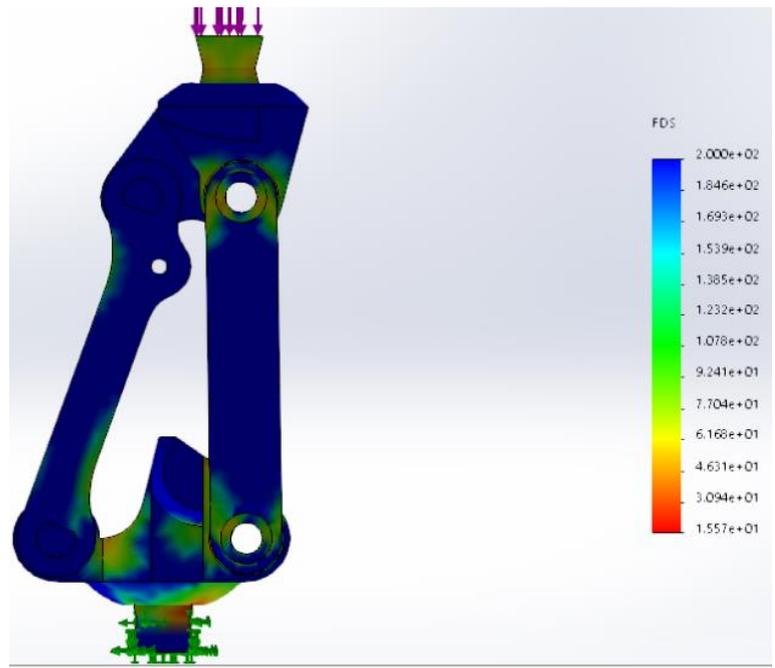


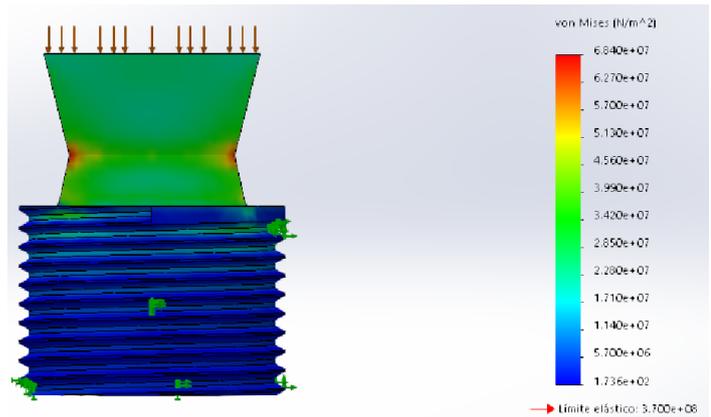
Figura II-18 Deformación real



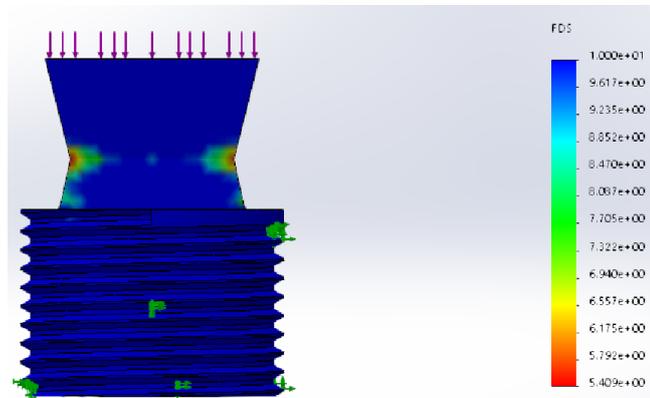
**Figura II-19** Von Mises real



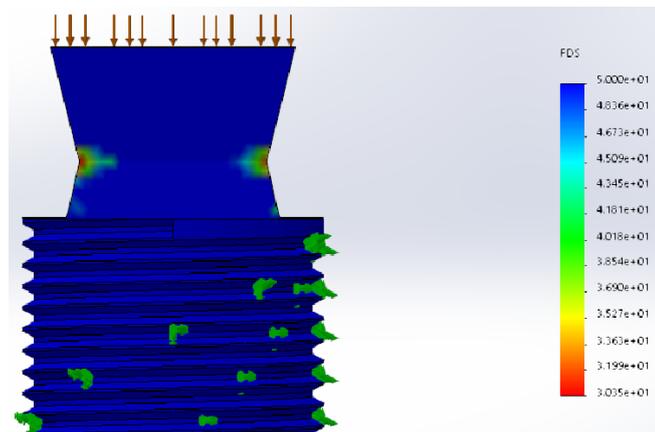
**Figura II-20** Factor de seguridad real



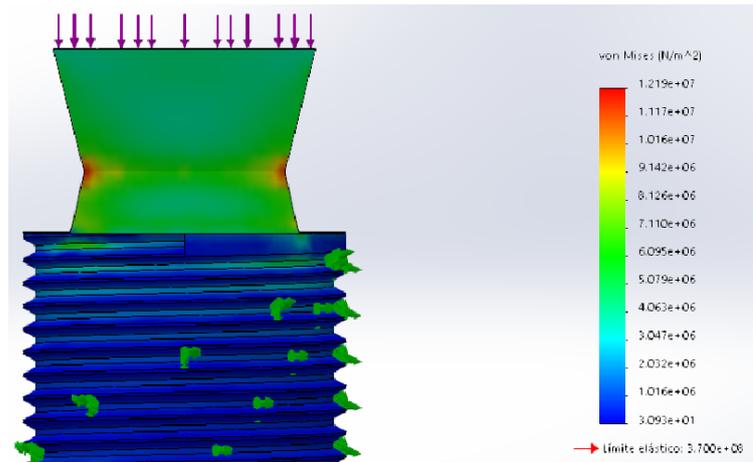
**Figura II-21** Cuadro soporte AISI 1018- Von Misses (carga máxima ISO 10328)



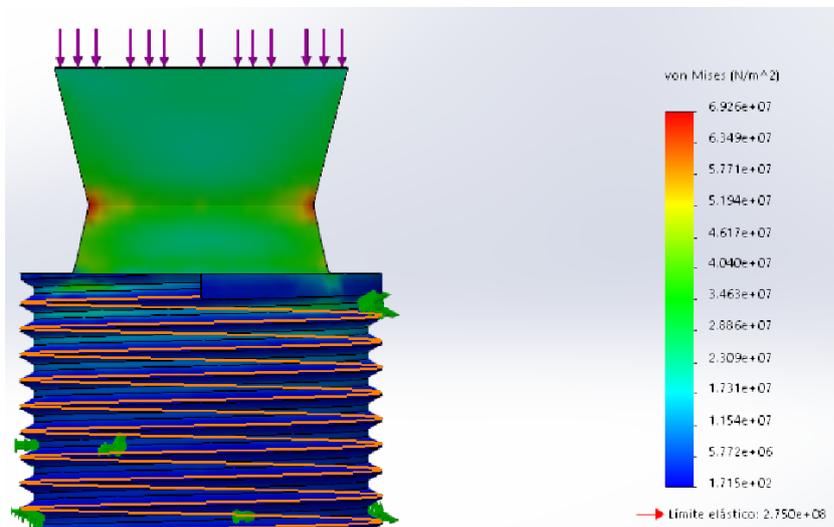
**Figura II-22** Cuadro soporte AISI 1018- Factor de Seguridad (Carga máxima ISO 10328)



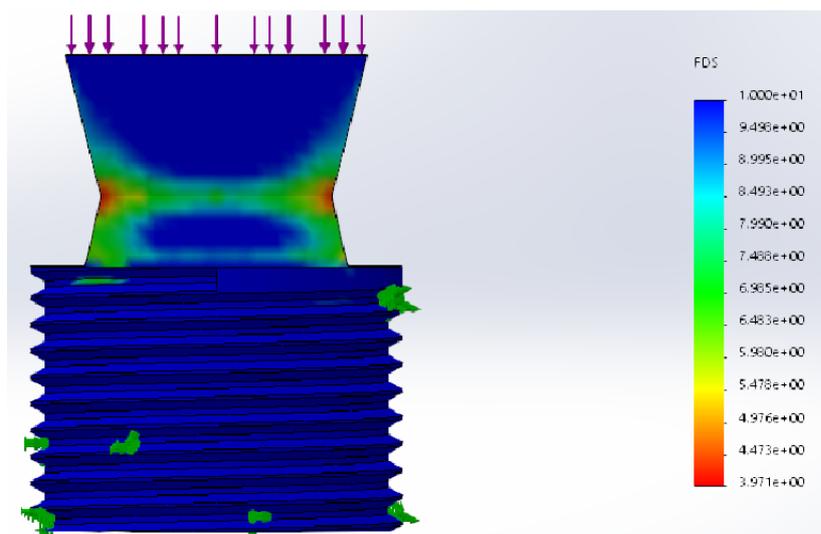
**Figura II-23** Cuadro soporte AISI 1018 Factor de Seguridad (Carga de Operación)



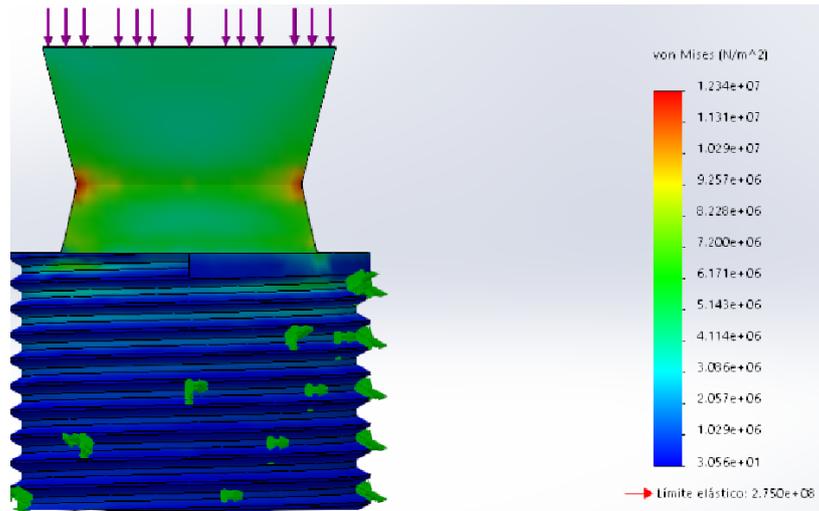
**Figura II-24** Cuadro soporte AISI 1018-Von Misses (Carga de Operación)



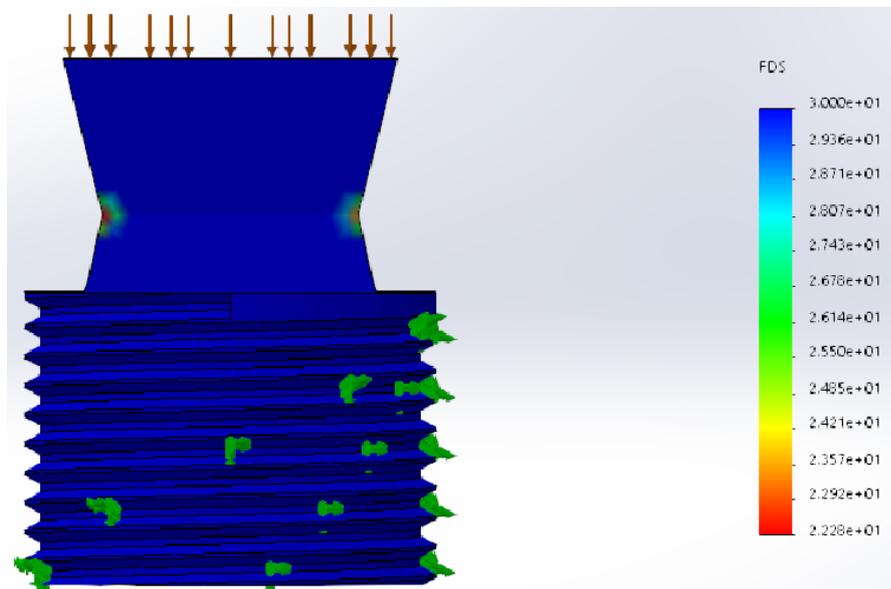
**Figura II-25** Cuadro soporte AISI 347 (Inoxidable)- Von Misses (Carga máxima ISO 10328)



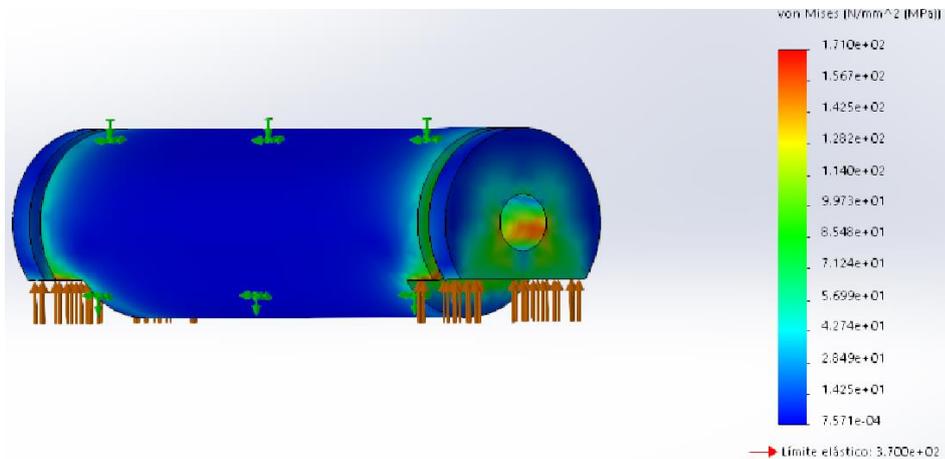
**Figura II-26** Cuadro soporte AISI 347 (Inoxidable)- Factor de Seguridad (Carga máxima ISO 10328)



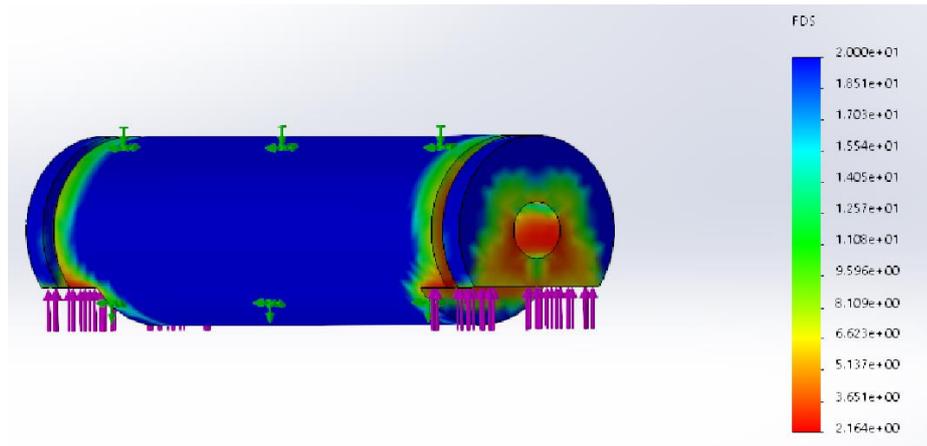
**Figura II-27** Cuadro soporte AISI 347 (Inoxidable)-Von Misses (Carga de operación)



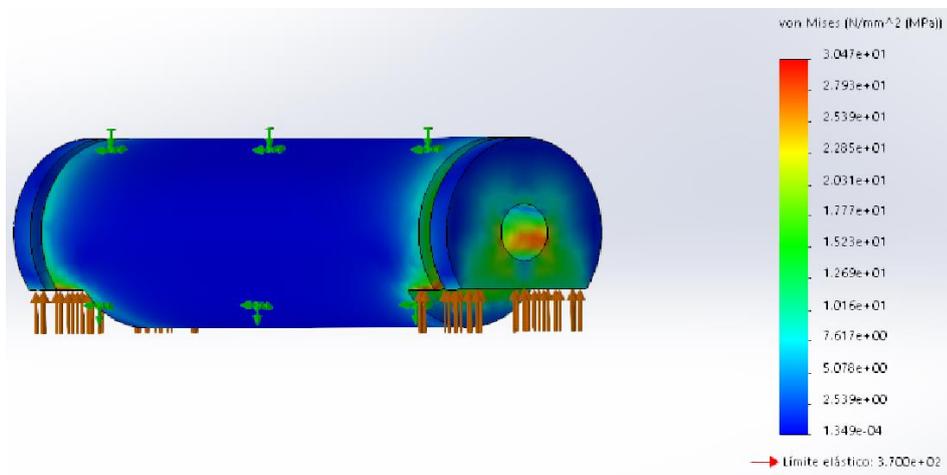
**Figura II-28** Cuadro soporte AISI 347 (Inoxidable)-Factor de Seguridad (Carga de operación)



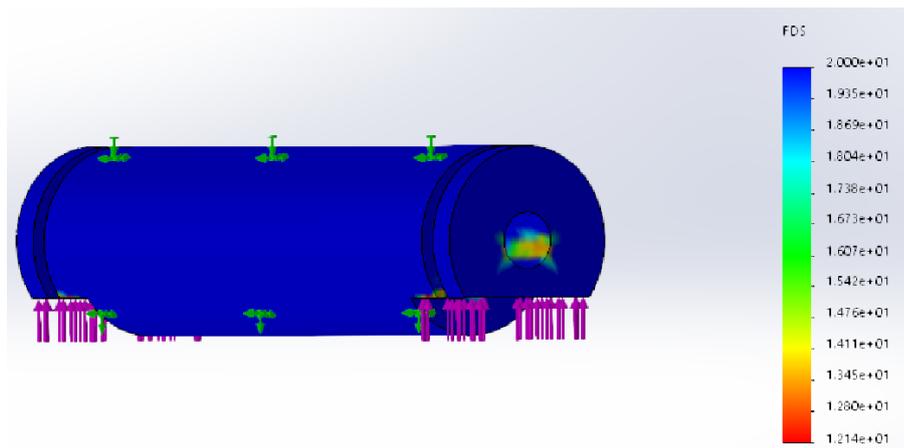
**Figura II-29** Pasador AISI 1018-Von Misses (Máxima carga ISO 10328)



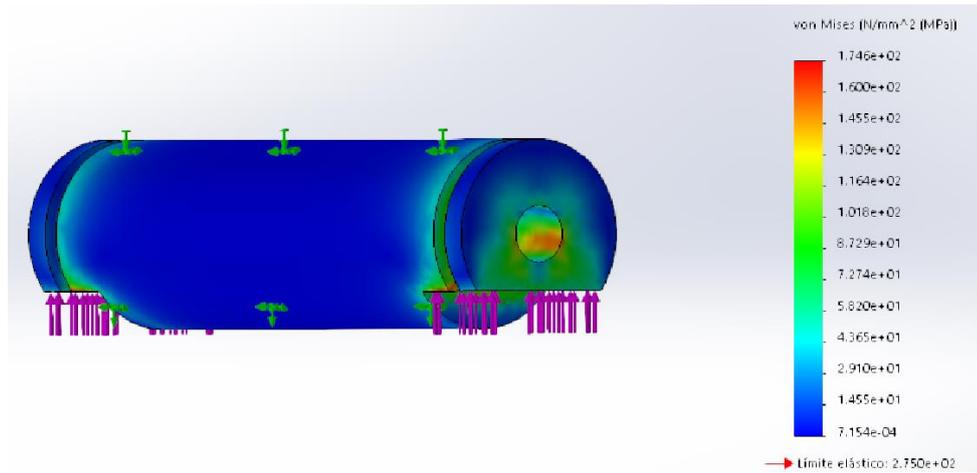
**Figura II-30** Pasador AISI 1018-Factor de Seguridad (Carga máxima ISO 10328)



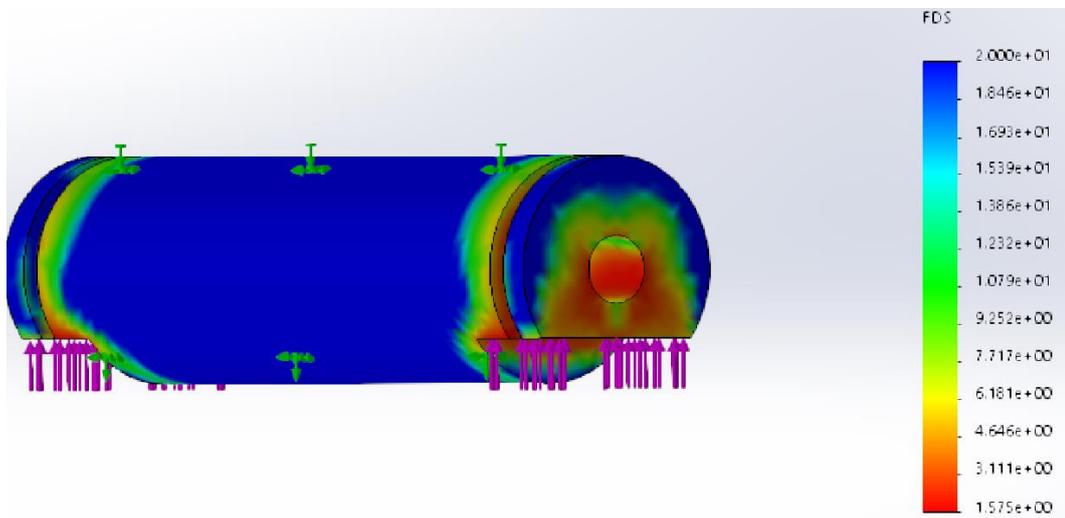
**Figura II-31** Pasador AISI 1018-Von Misses (Carga de operación)



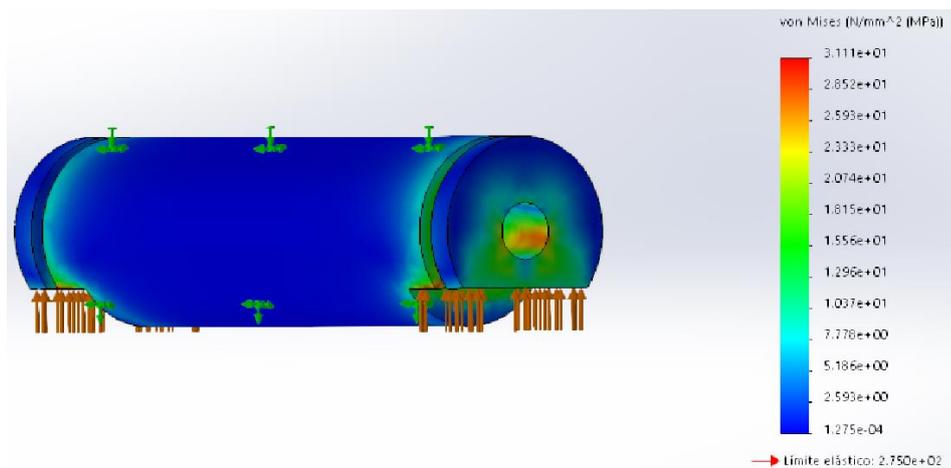
**Figura II-32** Pasador AISI 1018-Factor de Seguridad (Carga de operación)



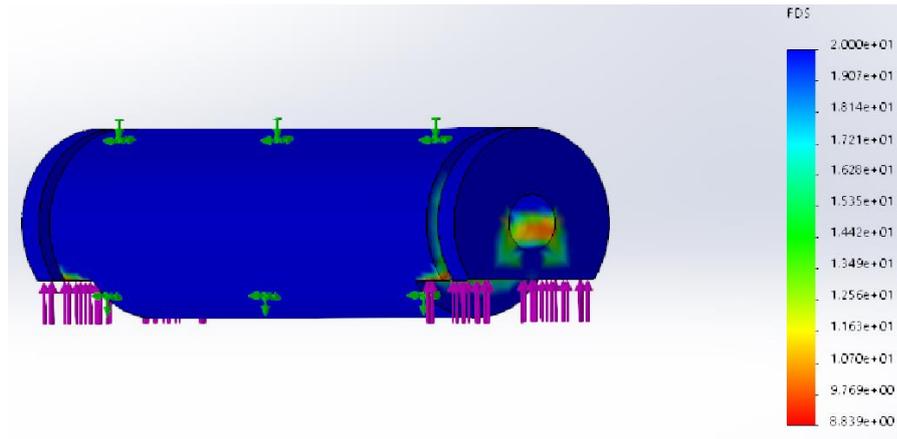
**Figura II-33** Pasador AISI 347 (Inoxidable)-Von Misses (Carga máxima ISO 10328)



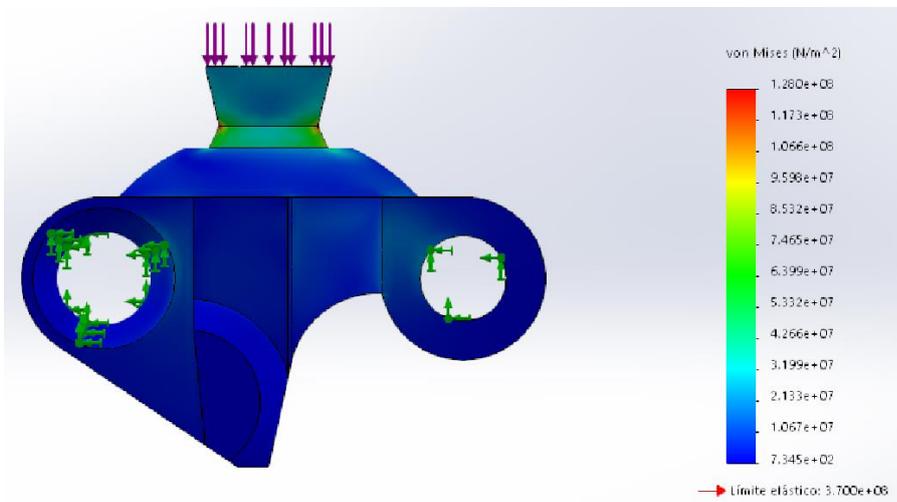
**Figura II-34** Pasador AISI 347 (Inoxidable)-Factor de Seguridad (Carga máxima ISO 10328)



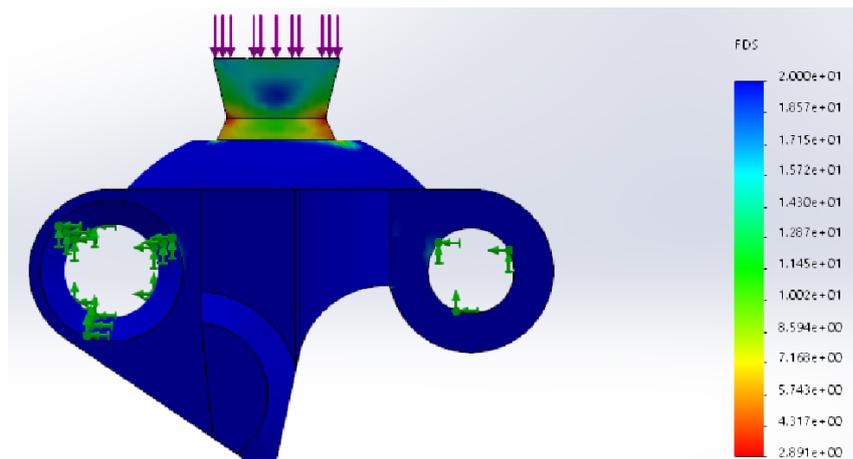
**Figura II-35** Pasador AISI 347 (Inoxidable)-Von Misses (Carga de operación)



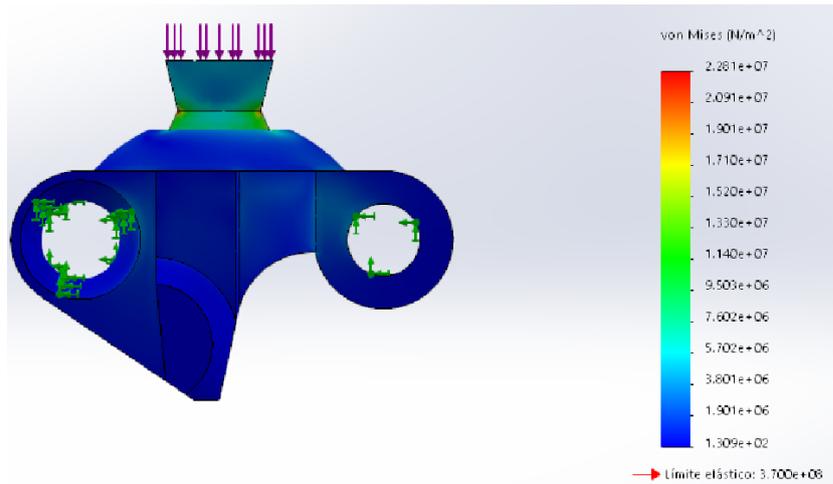
**Figura II-36** Pasador AISI 347 (Inoxidable)-Factor de Seguridad (Carga de operación)



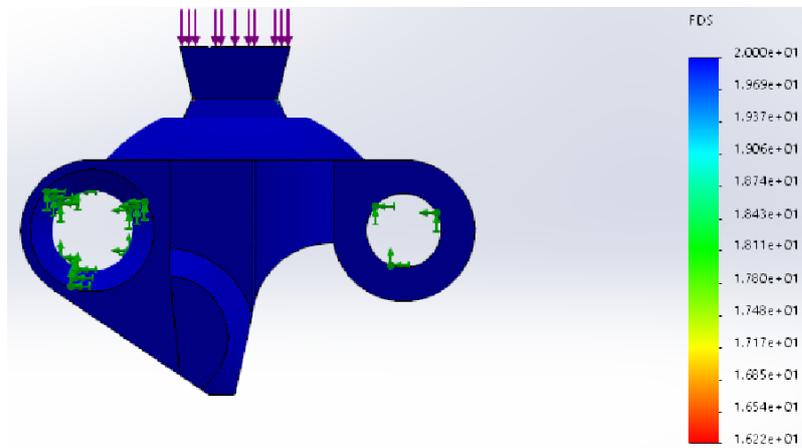
**Figura II-37** Base Inferior AISI 1018-Von Misses (Carga máxima ISO 10328)



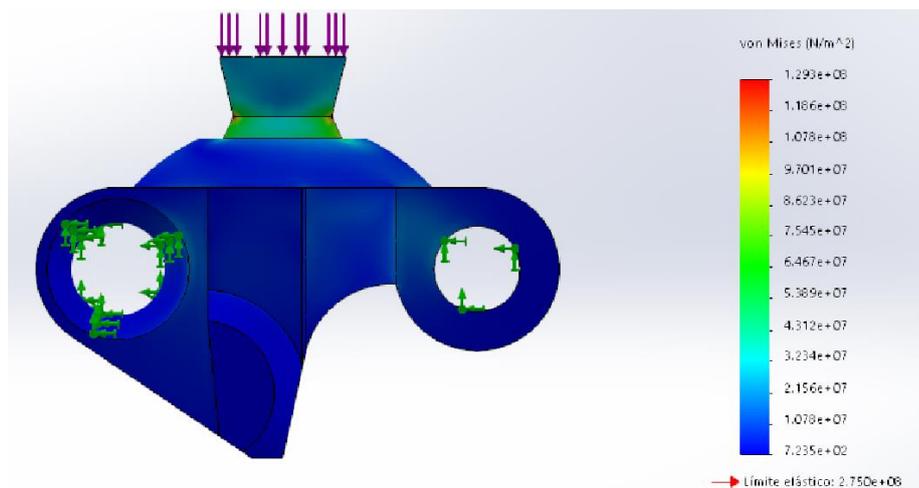
**Figura II-38** Base Inferior AISI 1018-Factor de Seguridad (Carga máxima ISO 10328)



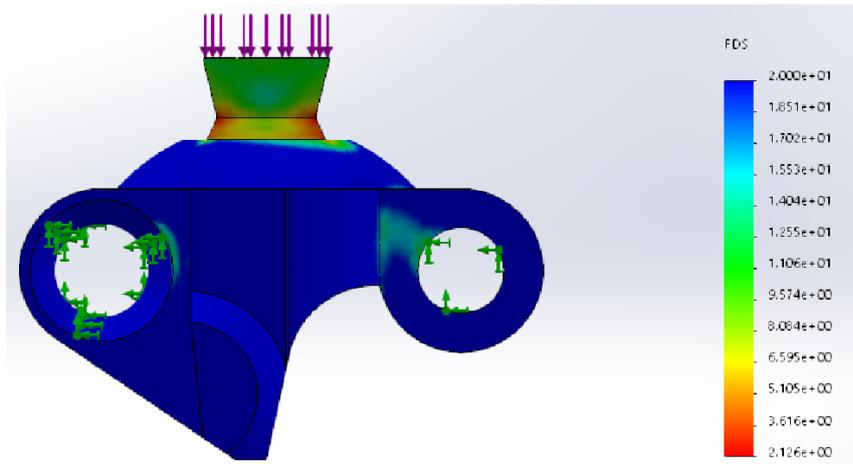
**Figura II-39** Base Inferior AISI 1018-Von Misses (Carga de operación)



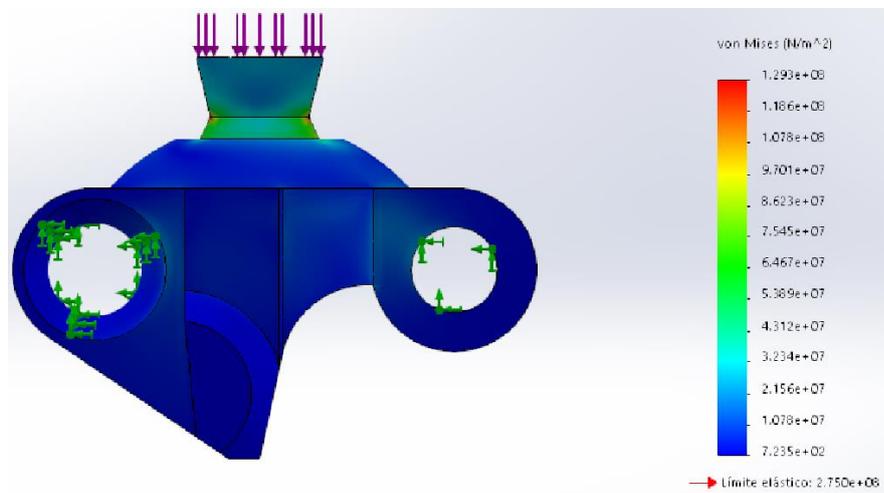
**Figura II-40** Base Inferior AISI 1018-Factor de Seguridad (Carga de operación)



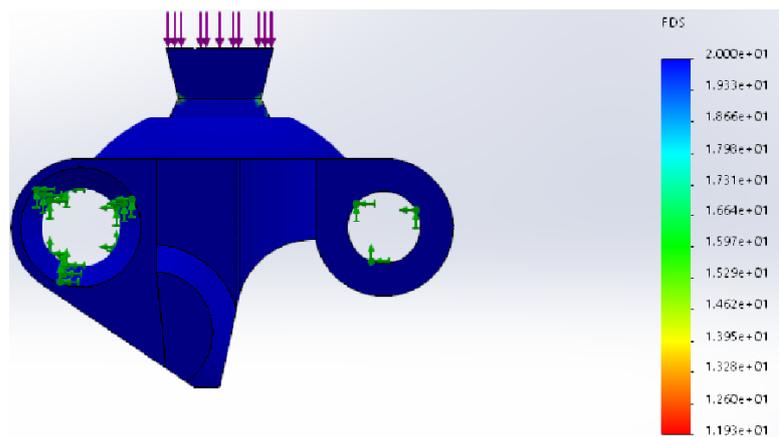
**Figura II-41** Base Inferior AISI 347 (Inoxidable)- Von Misses (Carga máxima ISO 10328)



**Figura II-42** Base Inferior AISI 347 (Inoxidable)-Factor de Seguridad (Carga máxima ISO 10328)



**Figura II-43** Base Inferior AISI 347 (Inoxidable)-Von Misses (Carga de operación)



**Figura II-44** Base Inferior AISI 347 (Inoxidable)-Factor de Seguridad (Carga de operación)

## ANEXO SIMULACIONES DE MAQUINADO CNC

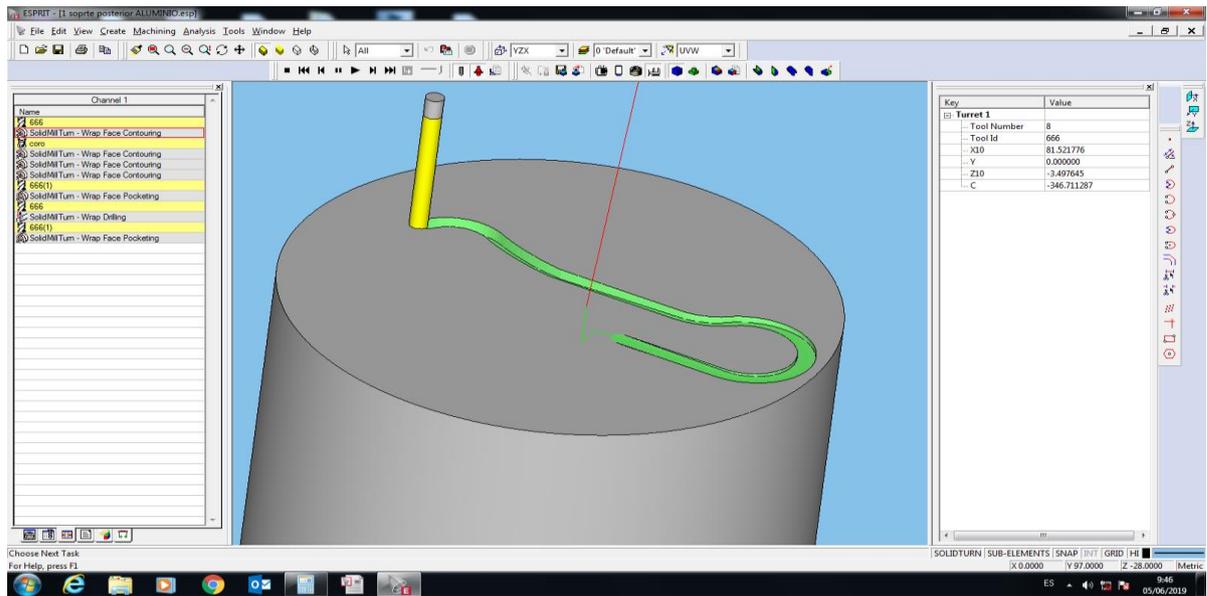


Figura II-45 Maquinación eslabón posterior

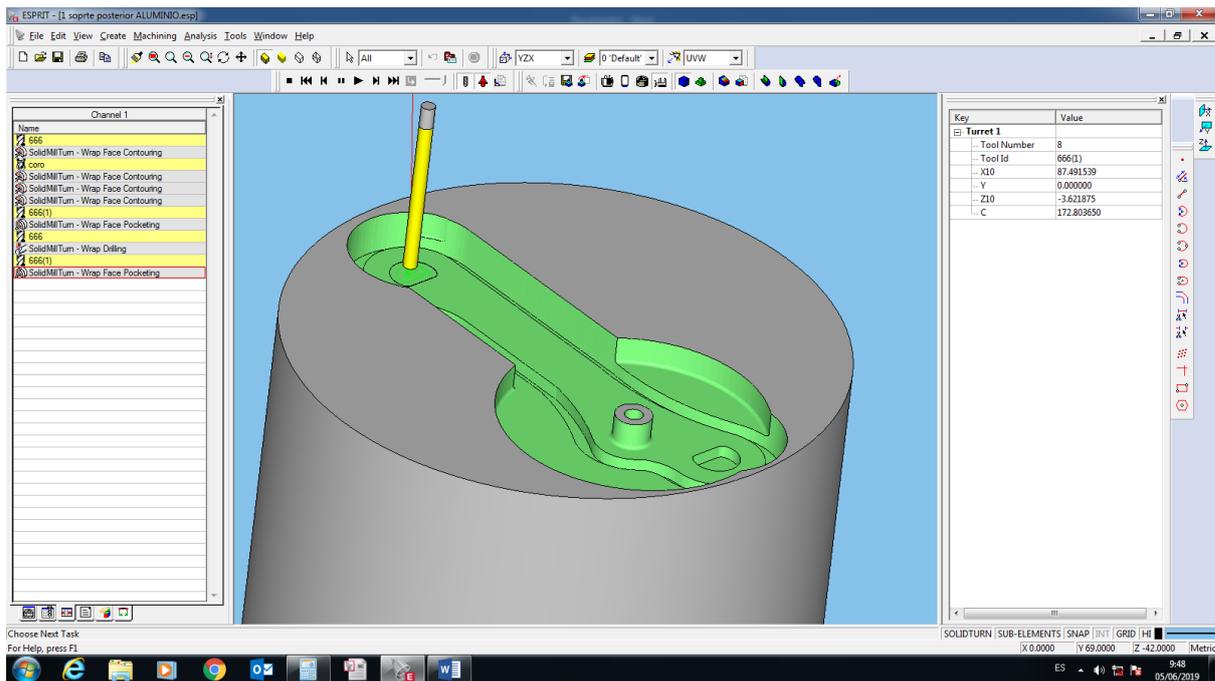


Figura II-46 Maquinación eslabón posterior.

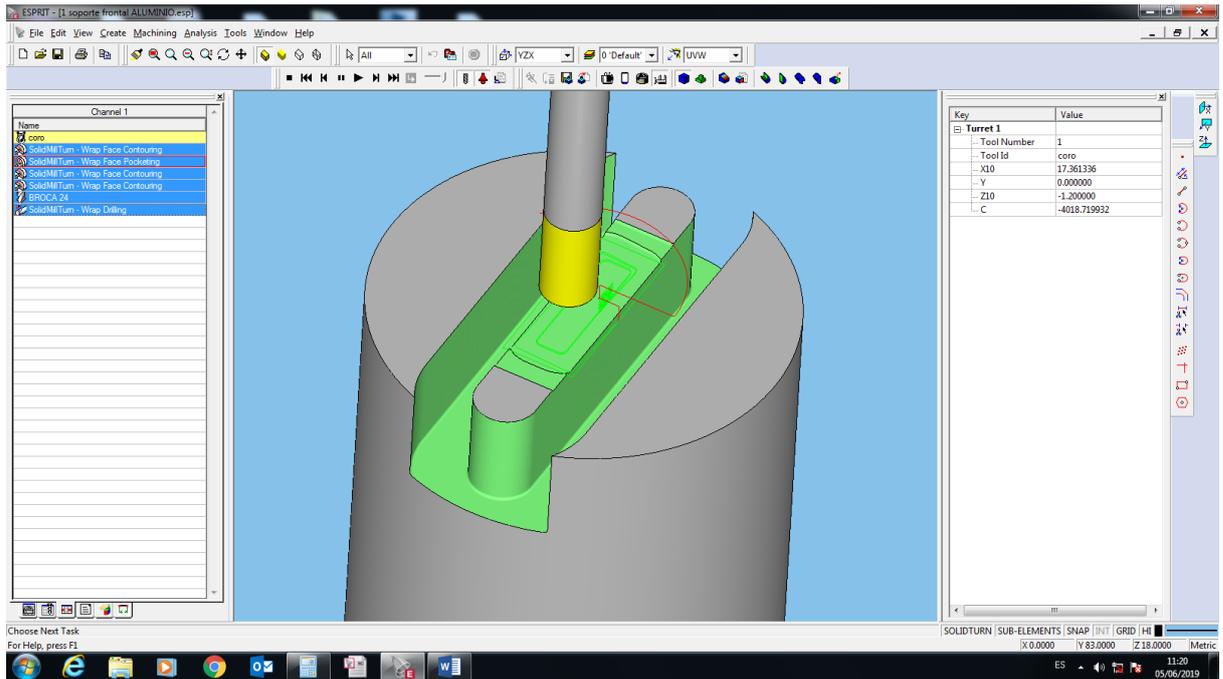


Figura II-47 Maquinación eslabón frontal.

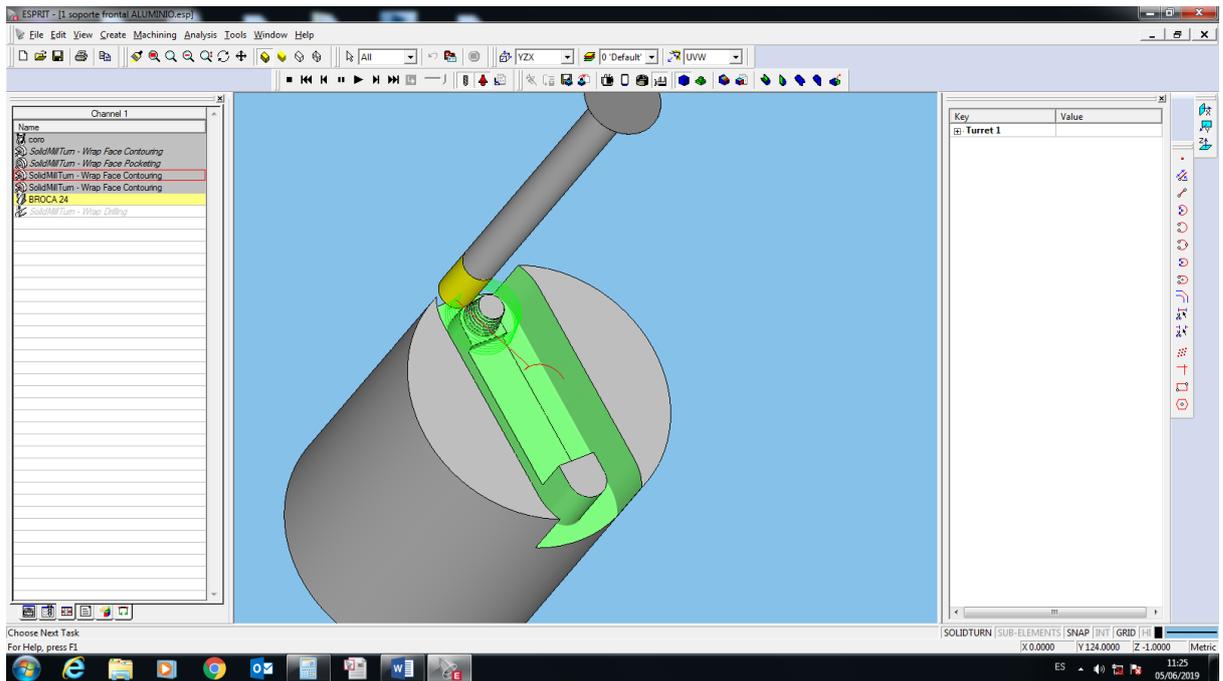


Figura II-48 Maquinación eslabón frontal.

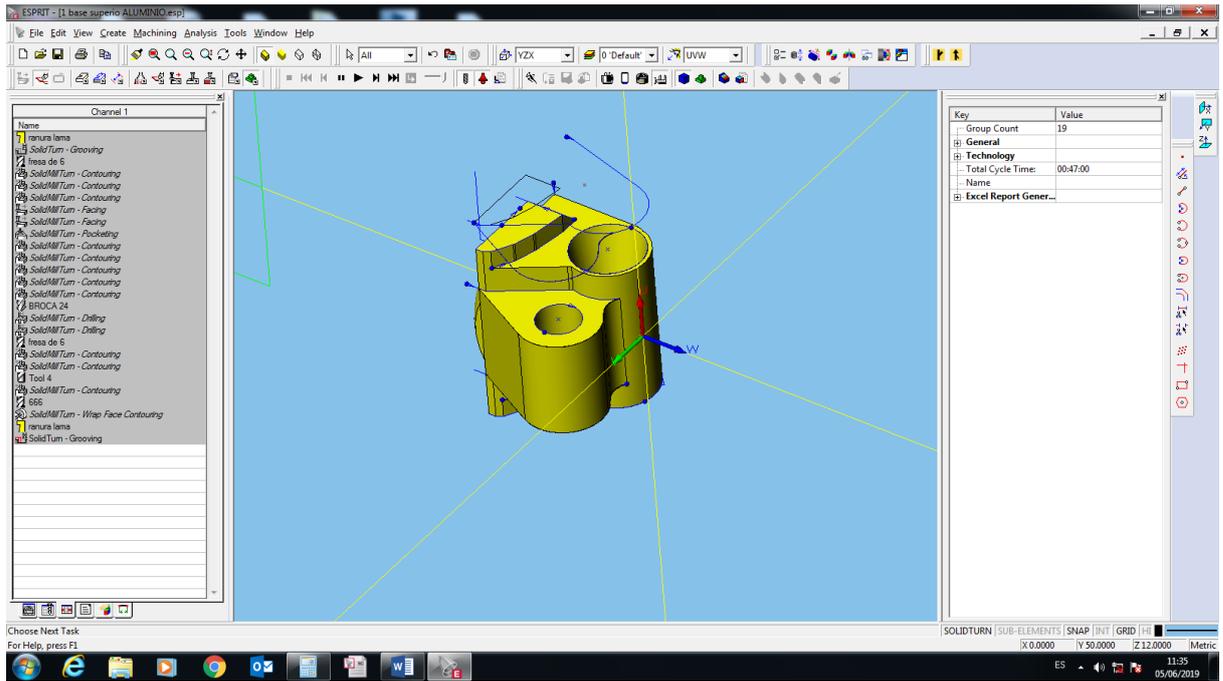


Figura II-49 Maquinación base superior.

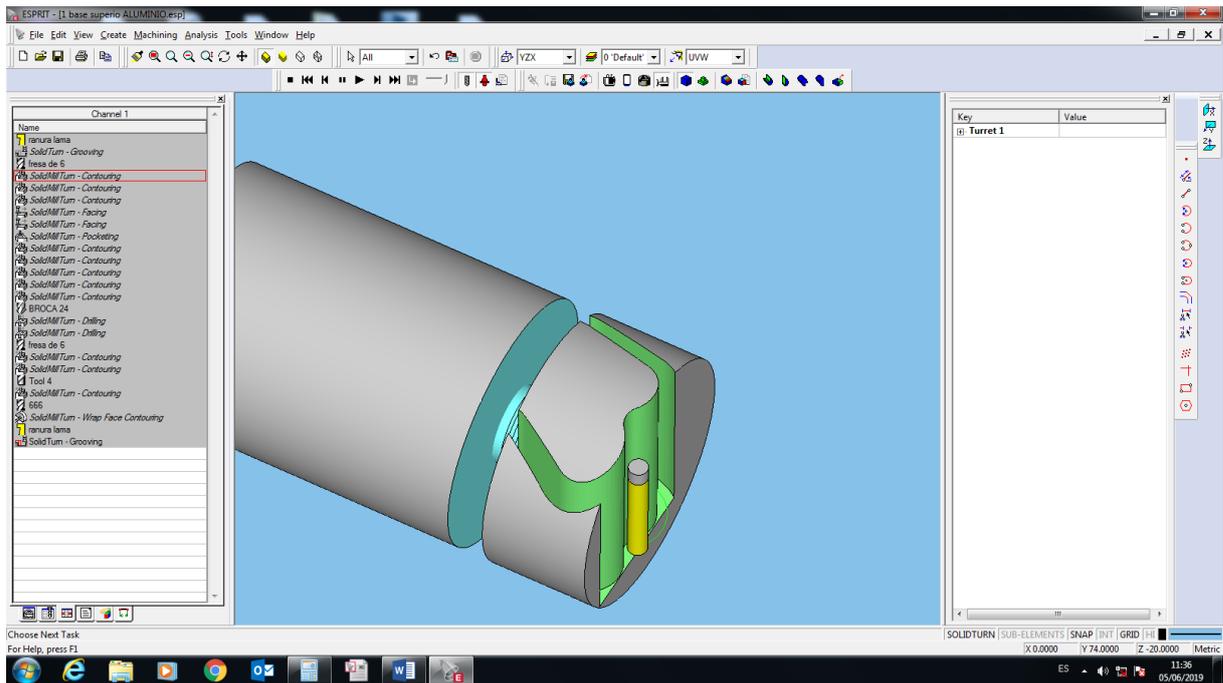


Figura II-50 Maquinación base superior.

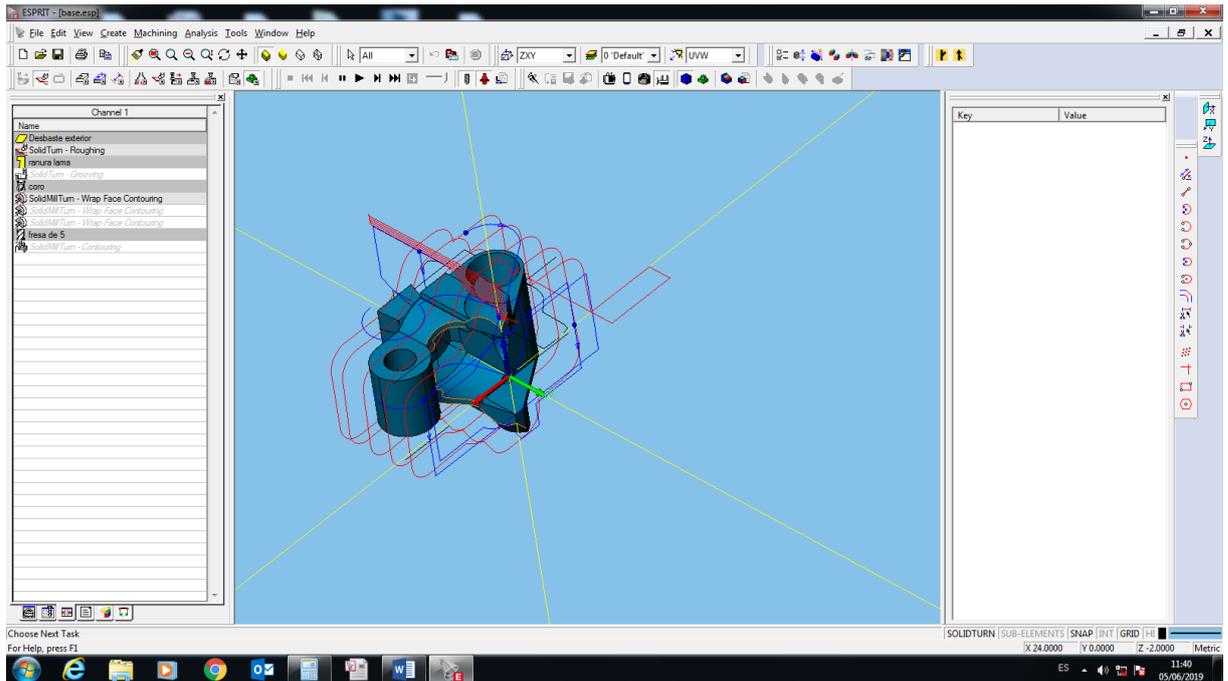


Figura II-51 Maquinación base inferior.

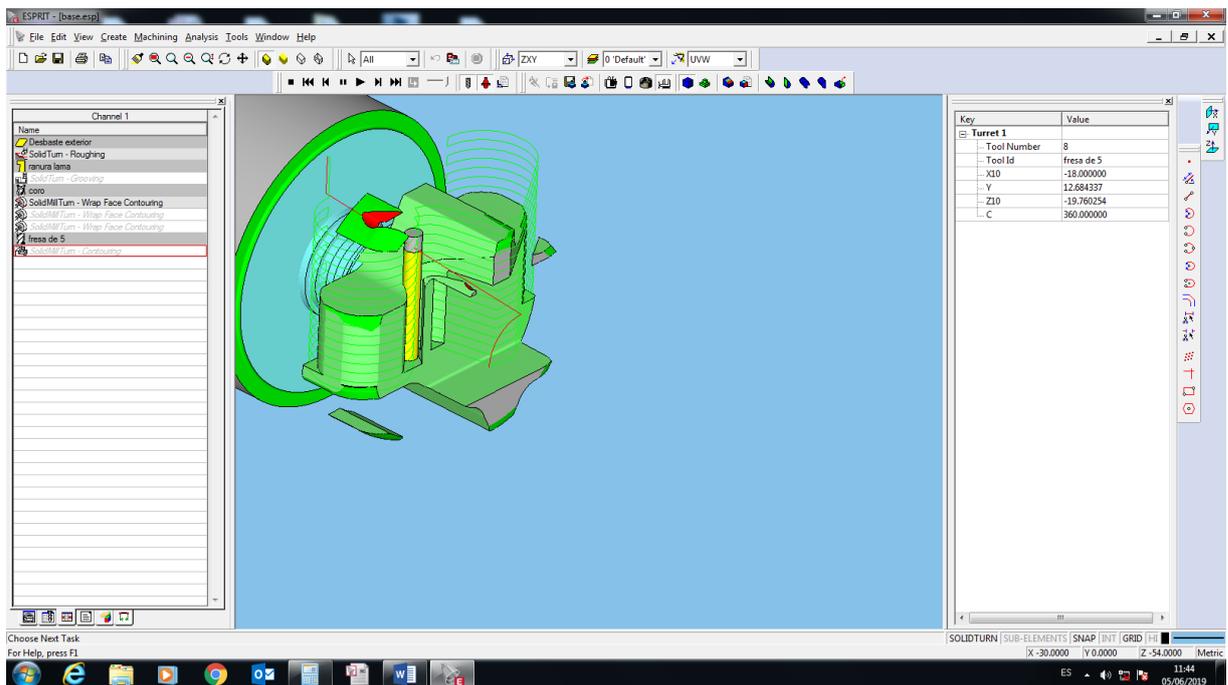


Figura II-52 Maquinación base inferior.

### III. MATERIALES PARA MANUFACTURA

#### 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

Figura III-1 Propiedades del titanio

#### Propiedades del acero inoxidable

Propiedades mecánicas a temperatura ambiente y aplicaciones típicas de aceros inoxidables 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.

Figura III-2 Propiedades del acero inoxidable

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	200000	N/mm <sup>2</sup>
Coefficiente de Poisson	0.29	N/D
Módulo cortante	78000.50995	N/mm <sup>2</sup>
Densidad de masa	7870	kg/m <sup>3</sup>
Límite de tracción	440.0025497	N/mm <sup>2</sup>
Límite de compresión		N/mm <sup>2</sup>
Límite elástico	370.0022555	N/mm <sup>2</sup>
Coefficiente de expansión térmica	1.5e-05	/K

Figura III-3 Propiedades acero AISI 1018

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	72000	N/mm <sup>2</sup>
Coefficiente de Poisson	0.33	N/D
Módulo cortante	26900	N/mm <sup>2</sup>
Densidad de masa	2810	kg/m <sup>3</sup>
Límite de tracción	570	N/mm <sup>2</sup>
Límite de compresión		N/mm <sup>2</sup>
Límite elástico	505	N/mm <sup>2</sup>
Coefficiente de expansión térmica	2.36e-05	/K
Conductividad térmica	130	W/(m·K)

**Figura III-4** Propiedades del duraluminio 7075- T6

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	82000.47072	N/mm <sup>2</sup>
Coefficiente de Poisson		N/D
Módulo cortante	220.0017652	N/mm <sup>2</sup>
Densidad de masa	8830	kg/m <sup>3</sup>
Límite de tracción	255.0019123	N/mm <sup>2</sup>
Límite de compresión	125.0012258	N/mm <sup>2</sup>
Límite elástico	117.000912	N/mm <sup>2</sup>
Coefficiente de expansión térmica	2.03e-05	/K
Conductividad térmica	71.9999	W/(m·K)

**Figura III-5** Propiedades bronce SAE 40

Nombre	Esfuerzo tensión Mínimo	Esfuerzo tensión máximo
	MPa	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

**Figura III-6** Comparación de materiales

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

**Figura III-7** Peso aproximado a tomar en cuenta

#### IV. ANEXO PROFORMAS



# RECTIVALLE

UNA NUEVA GENERACIÓN EN RECTIFICACIÓN DE MOTORES

SERVICIOS DE RECTIFICACIÓN, RECONSTRUCCIÓN Y REPARACIÓN DE MOTORES  
CUMPLIENDO CON LAS MAS EXIGENTES NORMAS DEL RAMO  
DIRECCIÓN: GARCIA MORENO 483 Y ANTONIO ANTE  
TELÉFONO: 2331-1602320-1532335-693499664227

R.U.C. 1791341666001

PROFORMA

Nº. REF.

FECHA: 18/06/2019

CLIENTE: CLIENTES VARIOS

CONTACTO: DR. DIEGO RUEDA

DIRECCION: SANGOLQUI

ORDEN TRABAJO CONCCIONARIO		
MODELO	DISEÑO	
MATRIZ	DISPOSITIVO PROTESIS	
CONTACTO		
DR. DIEGO RUEDA		

ITEMS	DESCRIPCION	CANTIDAD	VSERVICIOS	VRPTOS.
1	BASE INFERIOR EN INOX	1	685	685.00
2	BASE SUPERIOR EN INOX	1	435	435.00
3	CUADRO SOPORTE EN INOX	1	60	60.00
4	SOPORTE FRONTAL EN INOX	2	200	400.00
5	SOPORTE POSTERIOR EN INOX	2	150	300.00
6	COJINETE POSTERIOR BRONCE	2	15.00	30.00
7	PASADORES ACERO EN INOX	2	40.00	80.00
8	COJINETES CONICOS BRONCE	4	25.00	100.00
SUB TOTAL				2090.00
12 % IVA				250.80
VALOR TOTAL				2340.80

**TOTAL :\$ 2340.80**

**IMPORTANTE**  
Estimado Cliente

El Valor aproximado que consta en esta pro forma PUEDE NO SER EL DEFINITIVO, ya que depende de los resultados de las inspecciones que se realizarán luego de lavar el motor como: detección de fisuras, pruebas hidráulicas, etc. Adicionalmente, pueden existir daños ocultos que son detectados solamente durante el proceso de rectificación, en cuyo caso será informado oportunamente por los Asesores de Servicio.

RECTIVALLE  
MARCELO CATAGÑA  
ASESOR DE SERVICIO

FIRMA AUTORIZADA CLIENTE



DPTO. COMPAÑAS

Scanned by CamScanner

Figura IV-1 Proforma con acero inoxidable.



# RECTIVALLE

UNA NUEVA GENERACIÓN EN RECTIFICACIÓN DE MOTORES

SERVICIOS DE RECTIFICACIÓN, RECONSTRUCCIÓN Y REPARACION DE MOTORES  
 CUMPLIENDO CON LAS MAS EXIGENTES NORMAS DEL RAMO  
 DIRECCIÓN: GARCIA MORENO 493 Y ANTONIO ANTE  
 TELEFONO: 2321-1892232-1632235-683099664227

R.U.C. 1751341886001  
 PROFORMA  
 N°- REF.

FECHA: 19/05/2019  
 CLIENTE: CLIENTES VARIOS  
 CONTACTO: DR. DIEGO RUEDA  
 DIRECCION: SANGOLQUI

ORDEN TRABAJO CONCCIONARIO		
	MODELO	DISEÑO
	MATRIZ	DISPOSITIVO PROTESIS
	CONTACTO	
	DR. DIEGO RUEDA	

ITEMS	DESCRIPCION	CANTIDAD	V/SERVICIOS	V/RPTOS.
1	BASE INFERIOR EN TITANIO	1	850	850.00
2	BASE SUPERIOR EN ACERO TITANIO	1	545	545.00
3	CUADRO SOPORTE EN ACERO TITANIO	1	70	70.00
4	SOPORTE FRONTAL EN ACERO TITANIO	2	250	500.00
5	SOPORTE POSTERIOR EN ACERO TITANIO	2	185	370.00
6	COJINETE POSTERIOR BRONCE	2	15.00	30.00
7	PASADORES ACERO EN ACERO TITANIO	2	45.00	90.00
8	COJINETES CONICOS BRONCE	4	25.00	100.00
			SUB TOTAL	2555.00
			12 % IVA	305.60
			VALOR TOTAL	2861.60

TOTAL :\$ **2861.60**

**IMPORTANTE**

Estimado Cliente:

El Valor aproximado que consta en esta pro forma PUEDE NO SER EL DEFINITIVO, ya que depende de los resultados de las inspecciones que se realizaron luego de lavar el motor como: detección de fisuras, pruebas hidráulicas, etc. Adicionalmente, pueden existir daños ocultos que son detectados solamente durante el proceso de rectificación, en cuyo caso será informado oportunamente por los Asesores de Servicio.

RECTIVALLE  
 MARCELO CATAGRA  
 ASESOR DE SERVICIO

FIRMA AUTORIZADA CLIENTE

Figura IV-2 Proforma con titanio.

**RECTIVALLE**  
UNA NUEVA GENERACIÓN EN RECTIFICACIÓN DE MOTORES

SERVICIOS DE RECTIFICACIÓN, RECONSTRUCCIÓN Y REPARACIÓN DE MOTORES.  
CUMPLIENDO CON LAS MÁS EXIGENTES NORMAS DEL RAMO  
DIRECCIÓN: GARCIA MORENO 493 Y ANTONIO ANTE  
TELÉFONO: 3331-160/2332-163/2335-683/099664227

R.U.C. 1791341686001  
PROFORMA  
Nº. REF.

FECHA: 16/05/2019  
CLIENTE: CLIENTES VARIOS  
CONTACTO: DR. DIEGO RUEDA  
DIRECCIÓN: SANGOLOQUI

ORDEN TRABAJO CONCECIONARIO		
MODELO	DISEÑO	
MATRIZ	DISPOSITIVO PROTESIS	
CONTACTO		
DR. DIEGO RUEDA		

ITEMS	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	V/SERVICIOS	V/RPTOS.
1	BASE INFERIOR EN ACERO TRANSMISION	1	470.00	470.00
2	BASE SUPERIOR DURA-ALUMINIO	1	300.00	300.00
3	CUADRO SOPORTE ACERO DE TRANSMISION	1	38.00	38.00
4	SOPORTE FRONTAL DURA-ALUMINIO	2	135.00	270.00
5	SOPORTE POSTERIOR DURA-ALUMINIO	2	100.00	200.00
6	COJINETE POSTERIOR BRONCE	2	15.00	30.00
7	PASADORES ACERO DE TRANSMISION	2	25.00	50.00
8	COJINETES CONICOS BRONCE	4	25.00	100.00
SUB TOTAL				1458.00
12% IVA				174.96
VALOR TOTAL				1632.96

TOTAL :\$ **1632.96**

**Figura IV-3** Proforma acero de transmisión, duraluminio.

## V. ANEXO COSTO DE FABRICACIÓN PRÓTESIS TRANSFEMORAL

### PRESUPUESTO REFERENCIAL

<b>FECHA : 18/07/2018</b>				
<b>CONCEPTO: PRÓTESIS PARA AMPUTACIÓN DE MIEMBRO INFERIOR DERECHO SOBRE RODILLA PARA</b>				
<b>DESCRIPCIÓN</b>				
ITEM	DESCRIPCIÓN	CANT.	P/UNIT.	P/TOTAL
1	Molde AK en yeso	1	157,25	157,25
2	Socket AK Termoformado (copolímero, polietileno o polipropileno)	1	785,00	785,00
2	Pie articulado, 26cm derecho	1	145,65	145,65
3	Articulación para pie 22-25 cm acero inox	1	220,95	220,95
4	Tubo de aluminio con cabezal de acero largo	1	49,50	49,50
5	Adatador tubo en acero inoxidable	1	42,00	42,00
6	Rodilla policéntrica	1	4.525,75	4.525,75
7	Block adaptador de aluminio	1	48,90	48,90
8	Adaptador encaje ajuste giro pirámide hembra acero	1	52,50	52,50
9	Válvula	1	18,50	18,50
10	Funda cosmética AK	1	90,00	90,00
11	Cinturón tes belt	1	150,75	150,75
<b>SUBTOTAL :</b>				<b>6.286,75</b>
<b>I.V.A. (12%)</b>				<b>754,41</b>
<b>TOTAL MATERIALES</b>				<b>7.041,16</b>

<b>FECHA : 18/07/2018</b>				
<b>CONCEPTO: PRÓTESIS PARA AMPUTACIÓN DE MIEMBRO INFERIOR DERECHO SOBRE RODILLA PARA ACTIVIDAD K1-K2 (BAJA/MEDIA)</b>				
<b>DESCRIPCIÓN</b>				
ITEM	DESCRIPCIÓN	CANT.	P/UNIT.	P/TOTAL
1	Molde AK en yeso	1	157,25	157,25
2	Socket AK Termoformado (copolímero, polietileno o polipropileno)	1	785,00	785,00
2	Pie articulado, 26cm derecho	1	145,65	145,65
3	Articulación para pie 22-25 cm acero inox	1	220,95	220,95
4	Tubo de aluminio con cabezal de acero largo	1	49,50	49,50
5	Adatador tubo en acero inoxidable	1	42,00	42,00
6	Rodilla policéntrica UTC	1	2.982,96	2.982,96
7	Block adaptador de aluminio	1	48,90	48,90
8	Adaptador encaje ajuste giro pirámide hembra acero	1	52,50	52,50
9	Válvula	1	18,50	18,50
10	Funda cosmética AK	1	90,00	90,00
11	Cinturón tes belt	1	150,75	150,75
<b>SUBTOTAL :</b>				<b>4.743,96</b>
<b>I.V.A. (12%)</b>				<b>569,28</b>
<b>TOTAL MATERIALES</b>				<b>5.313,24</b>

## VI. ANEXO FABRICACION DE ELEMENTOS



Figura VI-1 Empresa



Figura VI-2 Torno CNC 5 ejes.



**Figura VI-3** Descripción de la máquina.



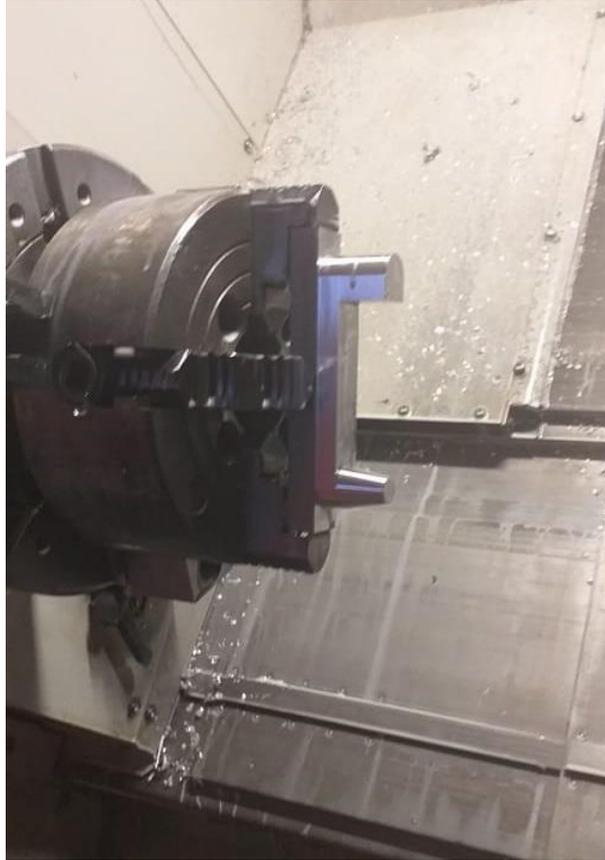
**Figura VI-4** Panel comunicación con la máquina torno.



**Figura VI-5** Fresadora CNC.



**Figura VI-6** Panel de comunicación con la máquina fresadora.



**Figura VI-7** Cabezal torno CNC.



**Figura VI-8** Elaboración de piezas.



**Figura VI-9** Soporte frontal.



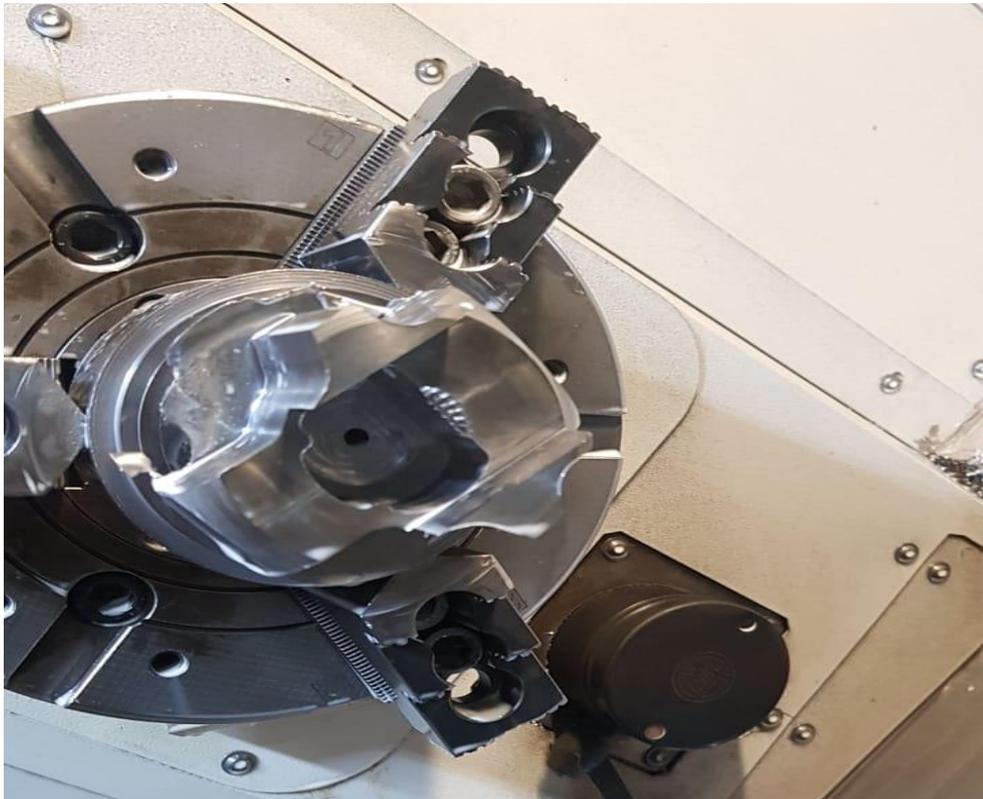
**Figura VI-10** Soporte posterior.



**Figura VI-11** Pasador posterior.



**Figura VI-12** Base superior.



**Figura VI-13** Base Inferior.

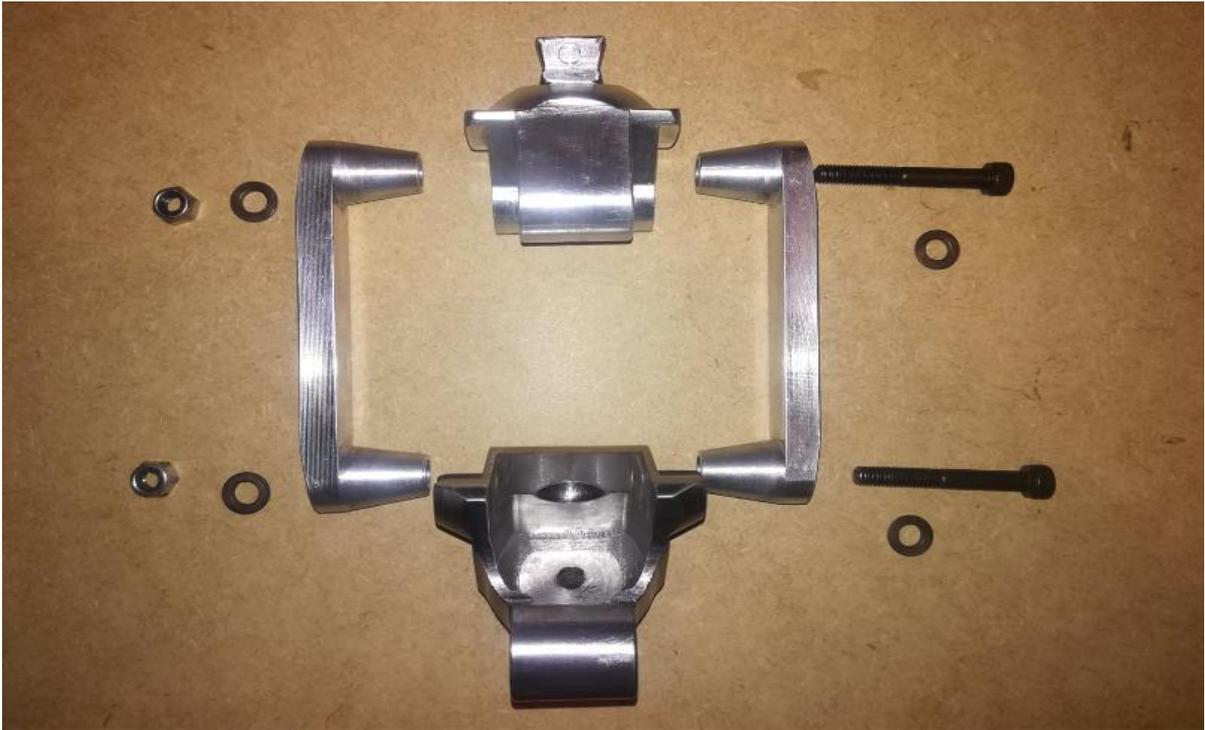
## VII. ANEXO ENSAMBLE RODILLA



Figura VII-2 Piezas, parte móvil.



Figura VI-1 Colocación bocines en bases.



**Figura VII-3** Colocación soportes frontales.



**Figura VII-4** Bases y soportes frontales.



**Figura VII-5** Piezas parte posterior.



**Figura VII-6** Parte móvil lista para el montaje del amortiguador.



**Figura VII-7** Piezas Amortiguador.



**Figura VII-8** Colocación de sellos, tapa cilindro.



**Figura VII-9** Unión de émbolo y tapa cilindro.



**Figura VII-10** Cilindro Guía.



**Figura VII-11** Cilindro guía y émbolo.



**Figura VII-12** Base inferior y acoples de movimiento.



**Figura VII-13** Cilindro con base inferior.



**Figura VII-14** Bases superiores de resorte y al sistema de movilidad.



**Figura VII-15** Amortiguador.



**Figura VII-16** Unión de amortiguador a sistema de movilidad.



**Figura VII-17** Rodilla vista trasera.



**Figura VII-18** Rodilla vista frontal.

## VIII. ANEXO FOTOS FUNDACIÓN



**Figura VIII-1** Paciente con prótesis antigua.



**Figura VIII-2** Paciente sin prótesis.



**Figura VIII-3** Toma de medidas del muñón.



**Figura VIII-4** Muñón con yeso.



**Figura VIII-5** Yeso del muñón del paciente.



**Figura VIII-6** Colocación de rodilla en molde de plástico.



**Figura VIII-7** Centrado de rodilla vista frontal.



**Figura VIII-8** Centrado de rodilla vista lateral.



**Figura VIII-9** Unión de pie con rodilla.



**Figura VIII-10** Prótesis nueva.



**Figura VIII-11** Entrega de prótesis.

## IX. ANEXO DISEÑO EN SOFTWARE

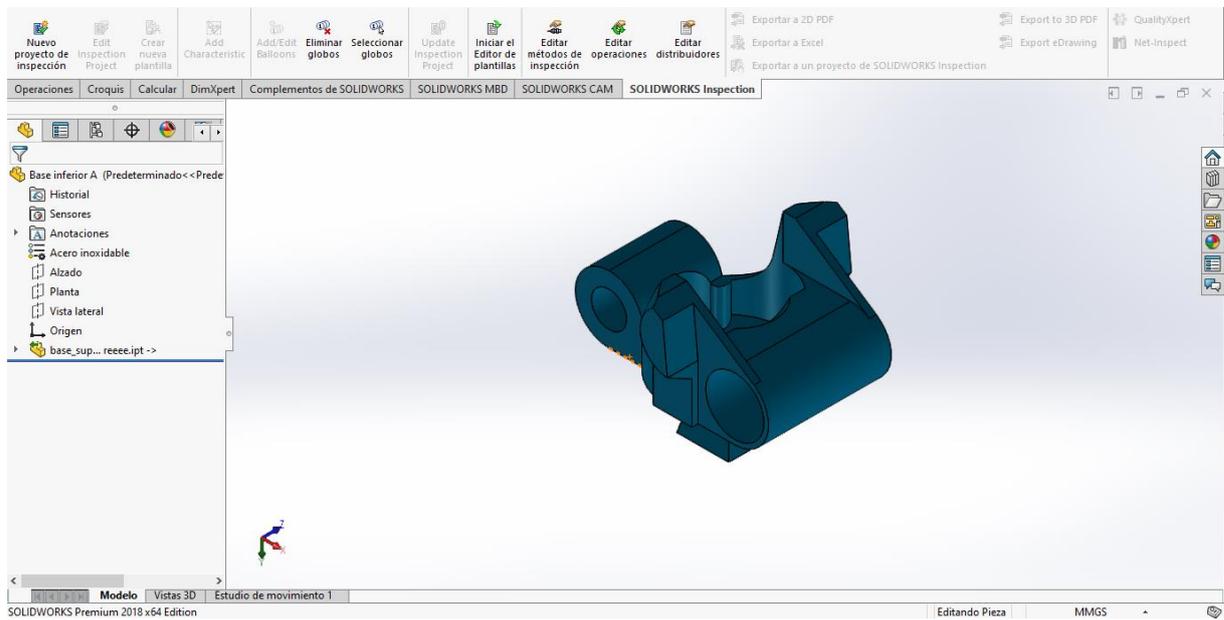


Figura IX-1 Base inferior A.

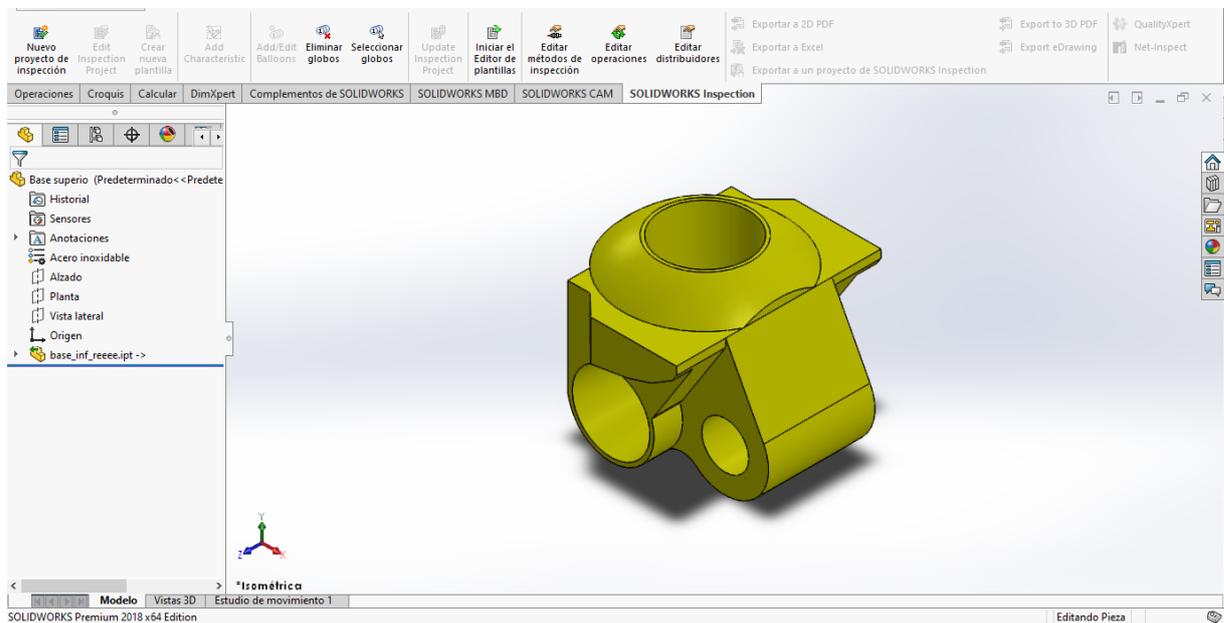
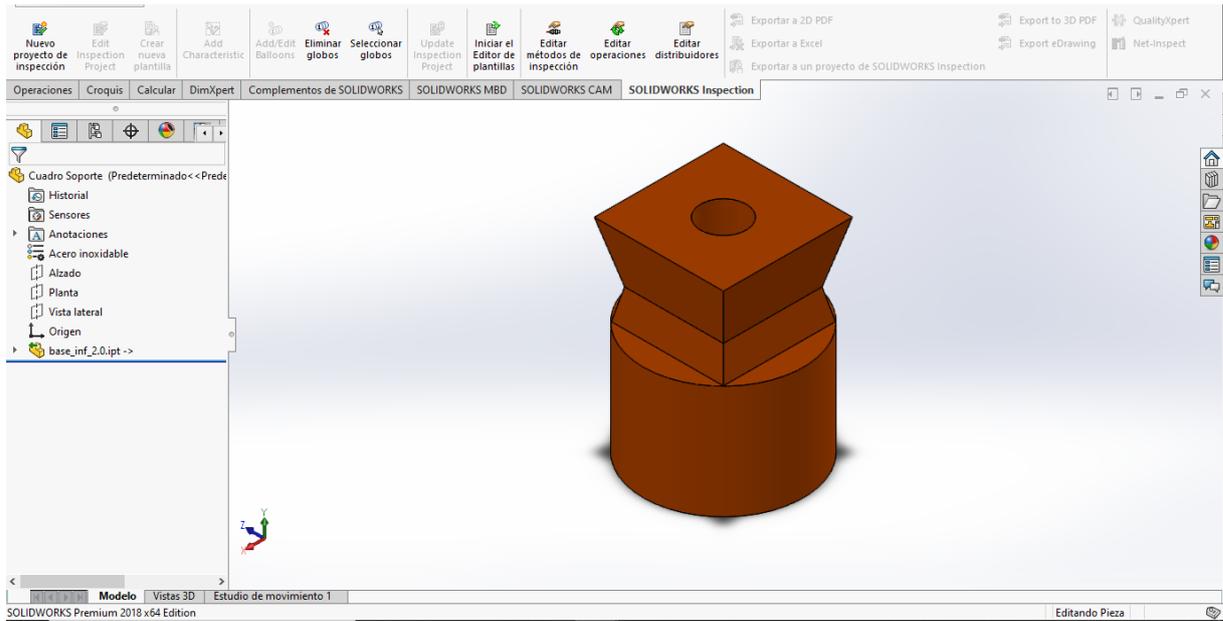
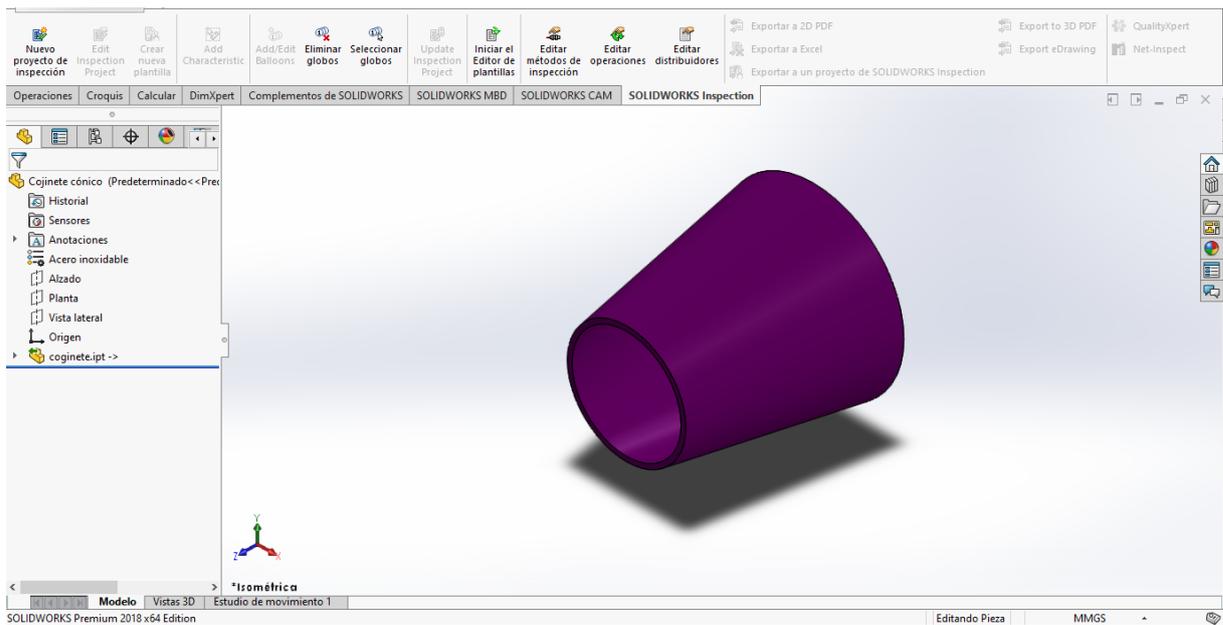


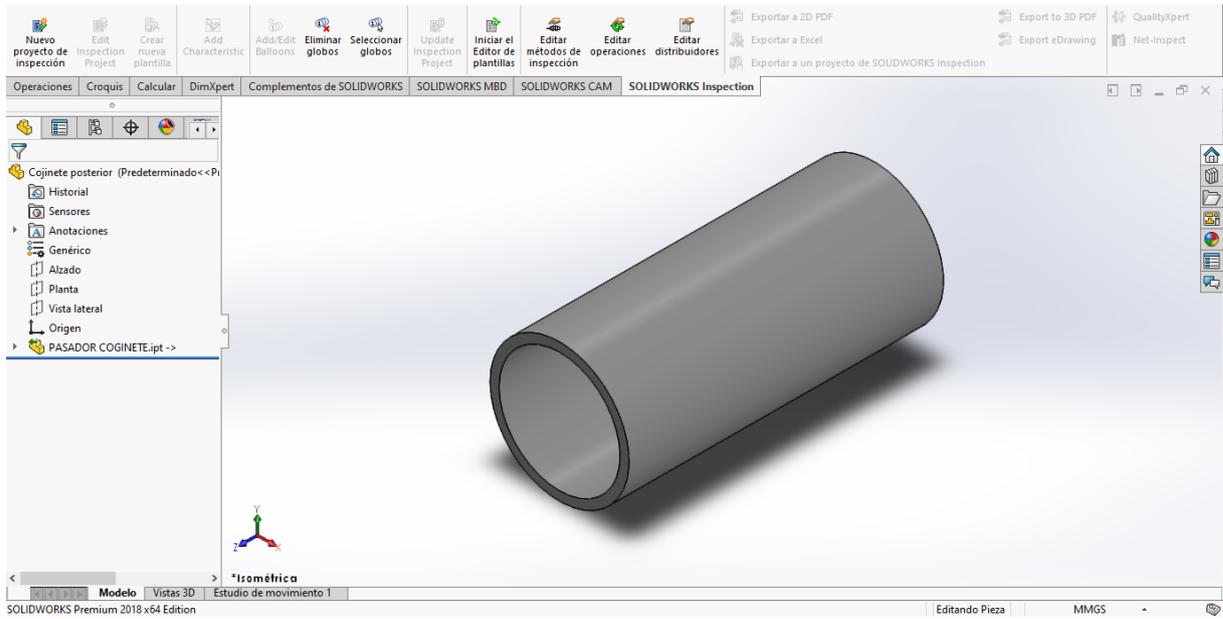
Figura IX-2 Base Superior.



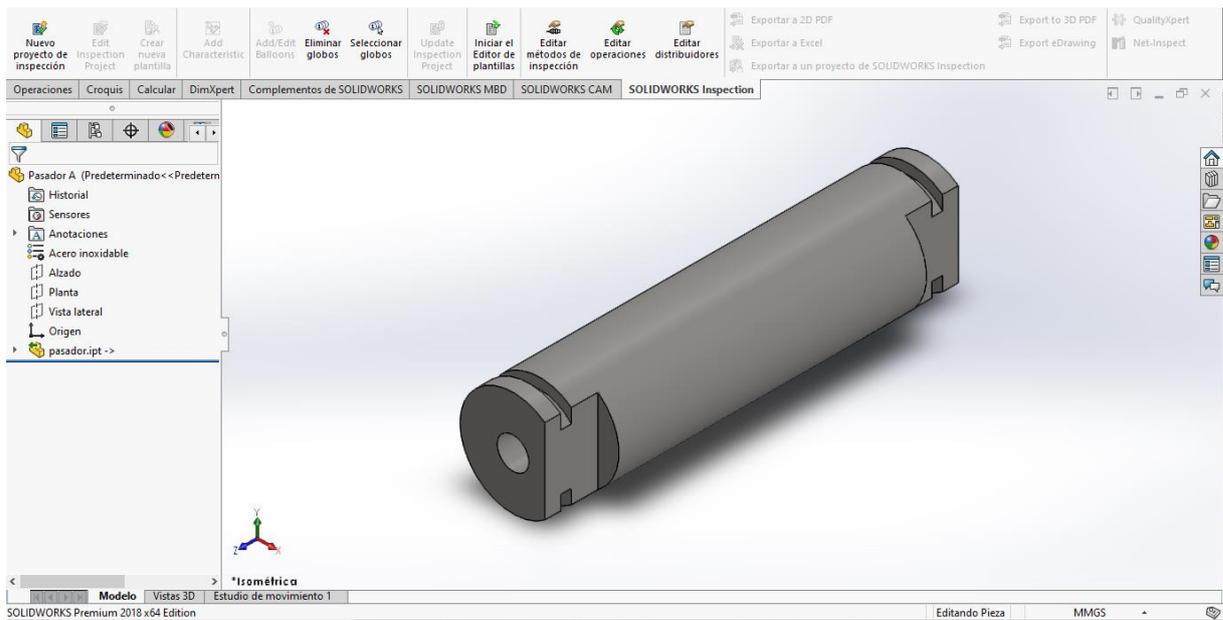
**Figura IX-3 Cuadro soporte**



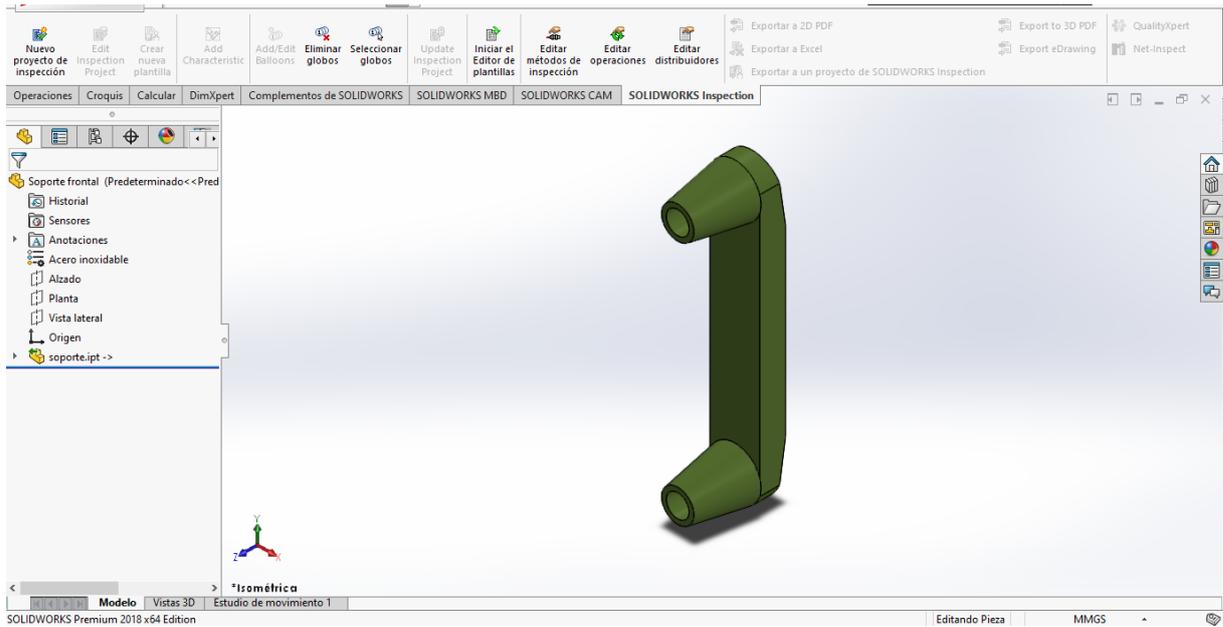
**Figura IX-4 Cojinete cónico**



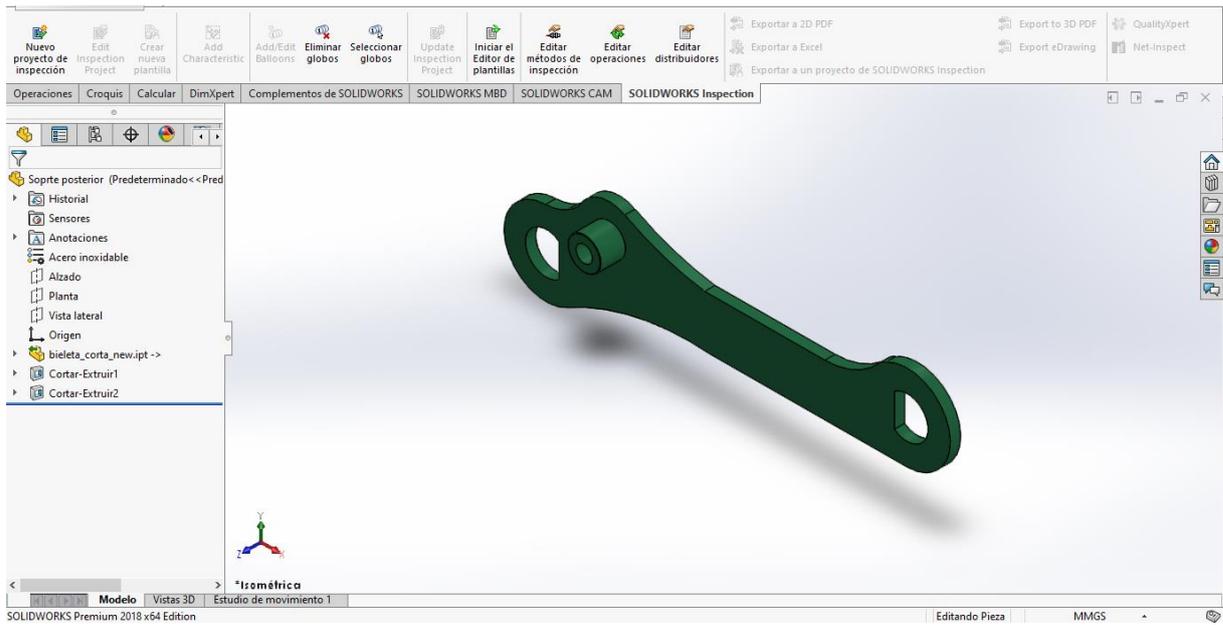
**Figura IX-5** Cojinete posterior.



**Figura IX-6** Pasador A



**Figura IX-7** Soporte frontal.



**Figura IX-8** Soporte posterior.

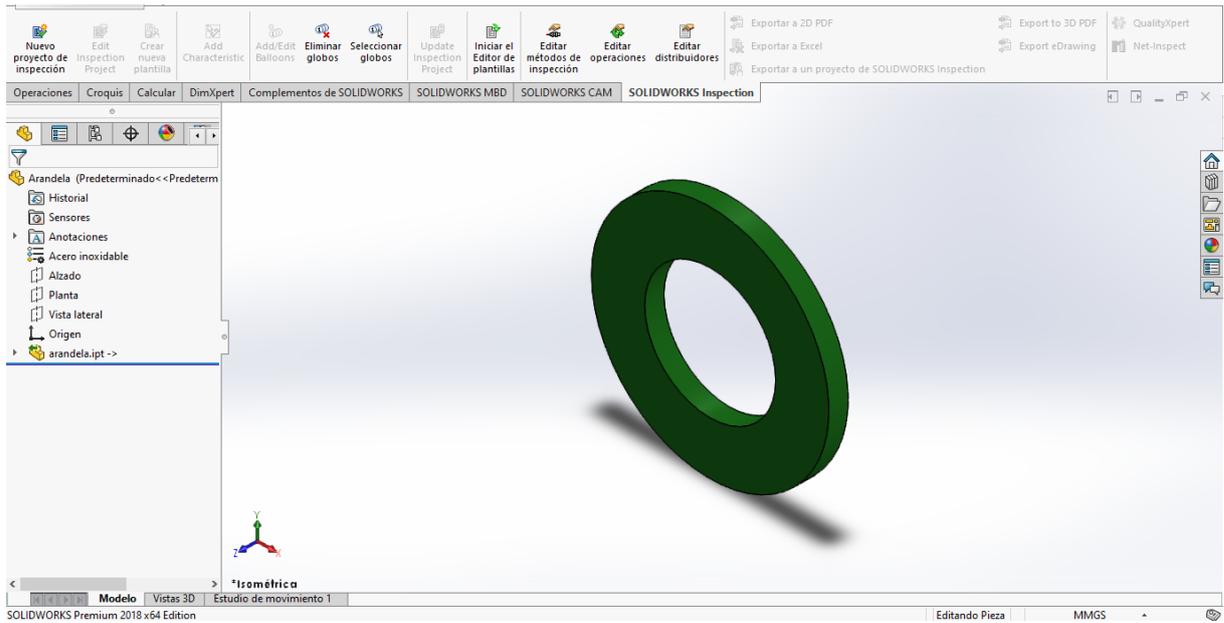


Figura IX-9 Arandela.

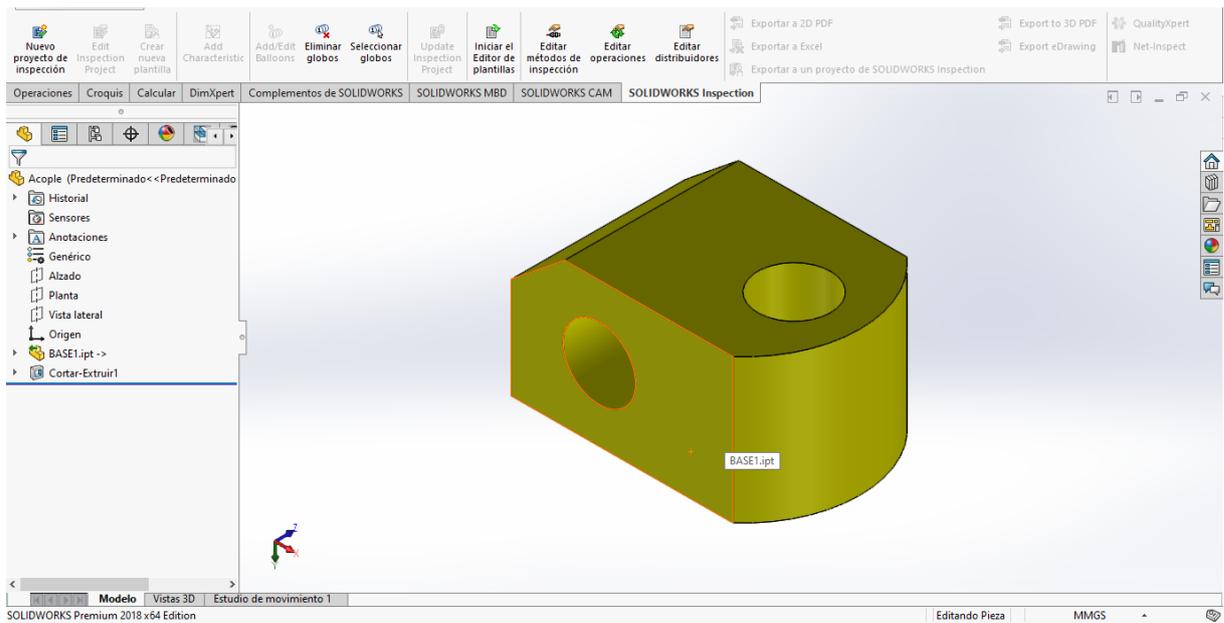
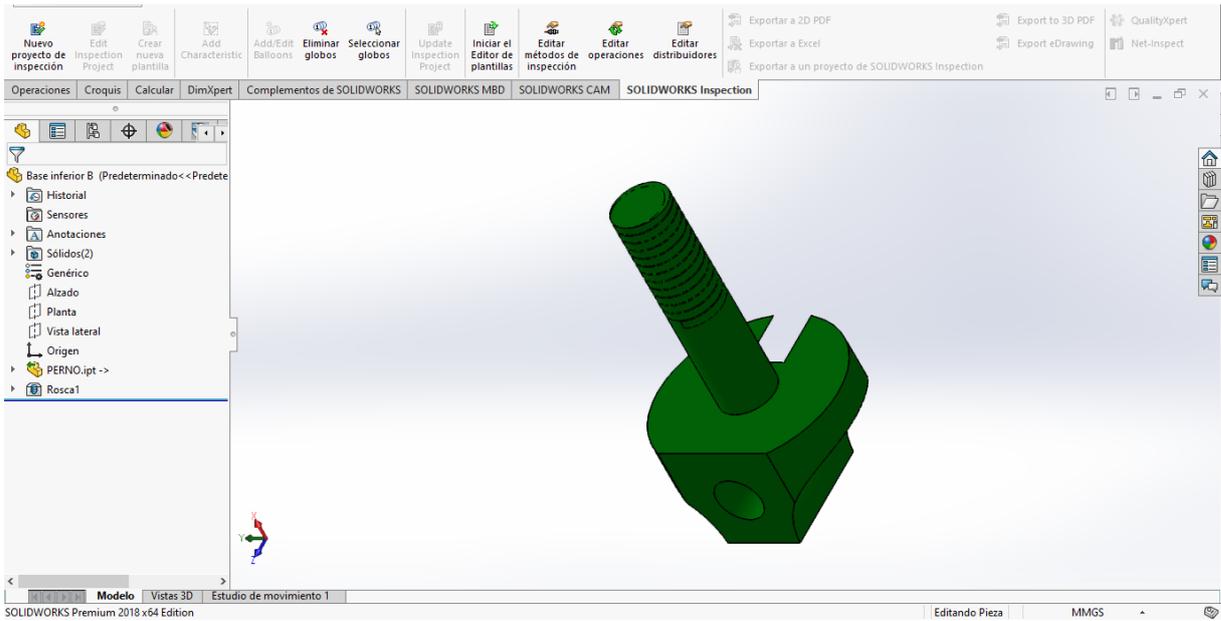
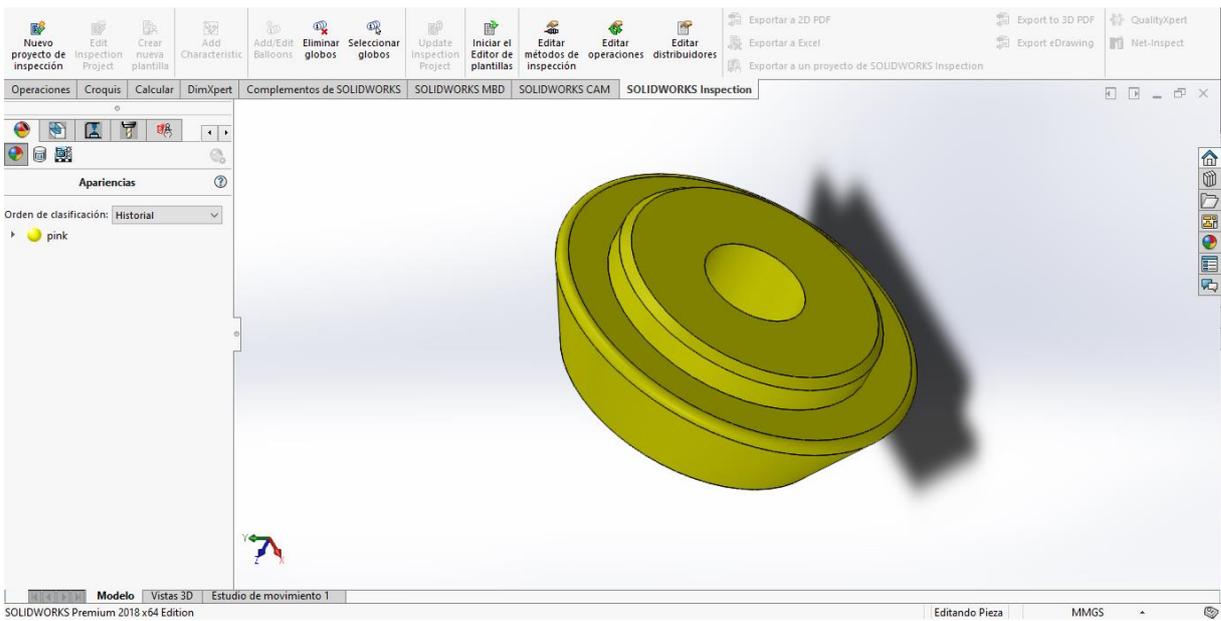


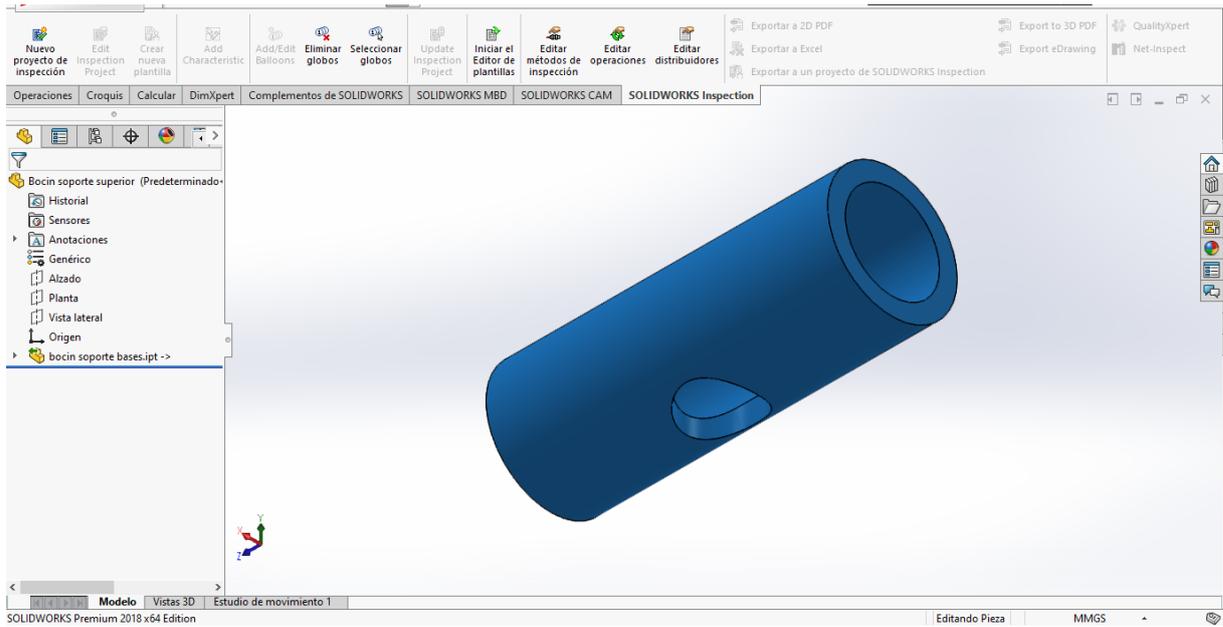
Figura IX-10 Acople.



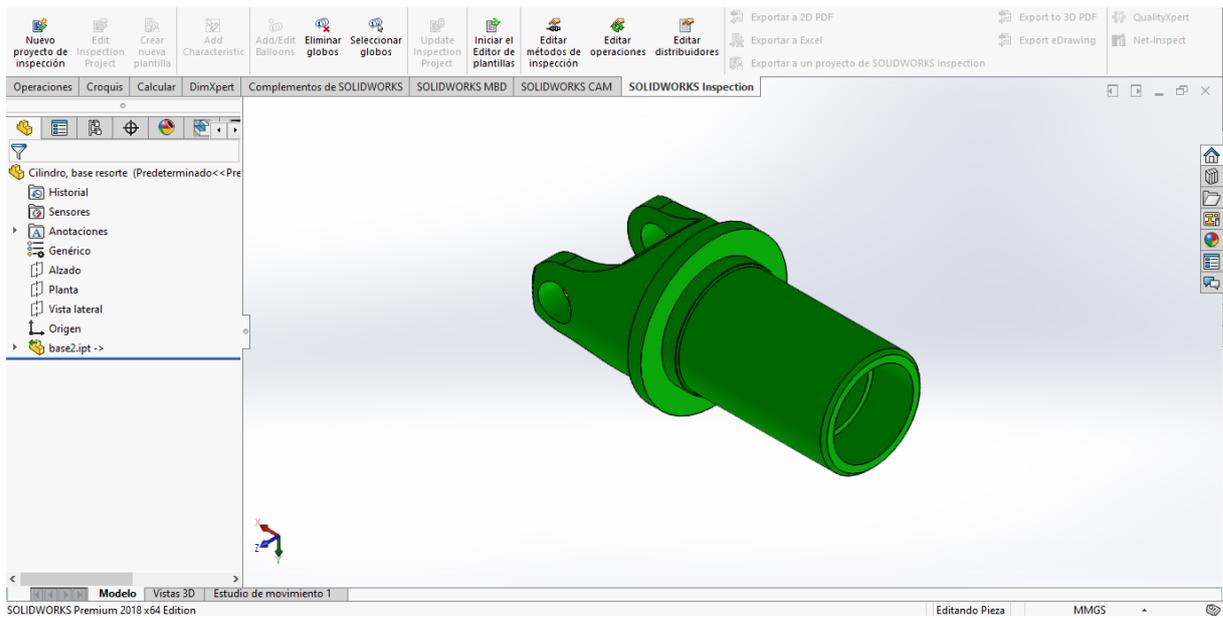
**Figura IX-11** Base inferior B.



**Figura IX-12** Base resorte.



**Figura IX-13** Bocín soporte superior.



**Figura IX-14** Cilindro base resorte.

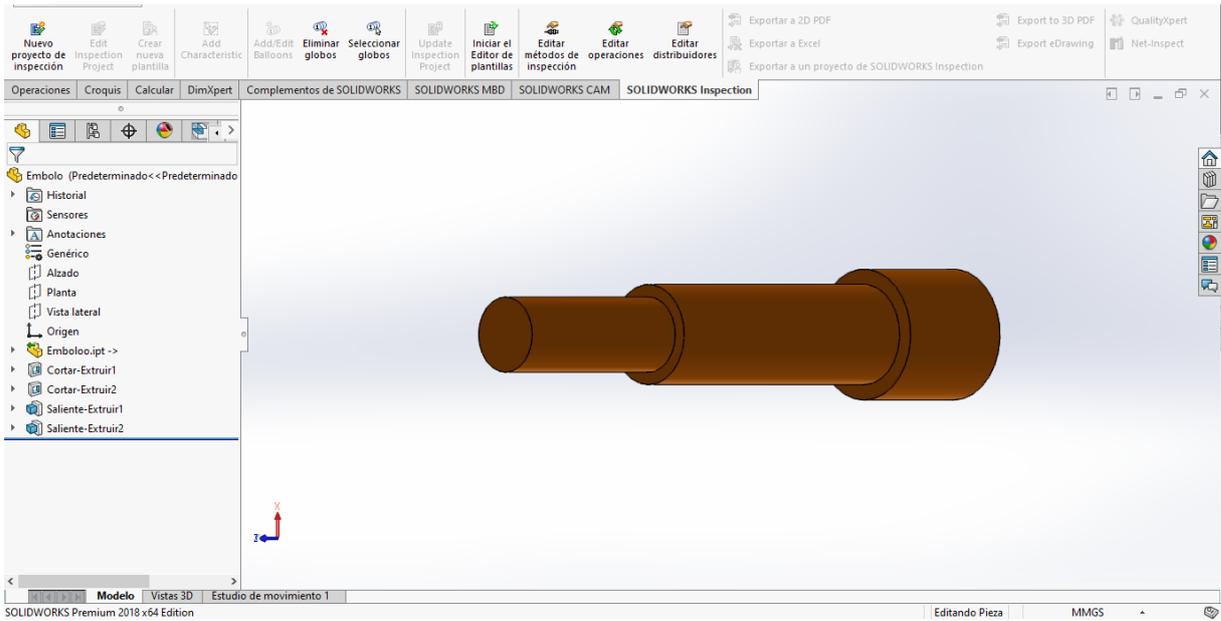


Figura IX-15 Émbolo.

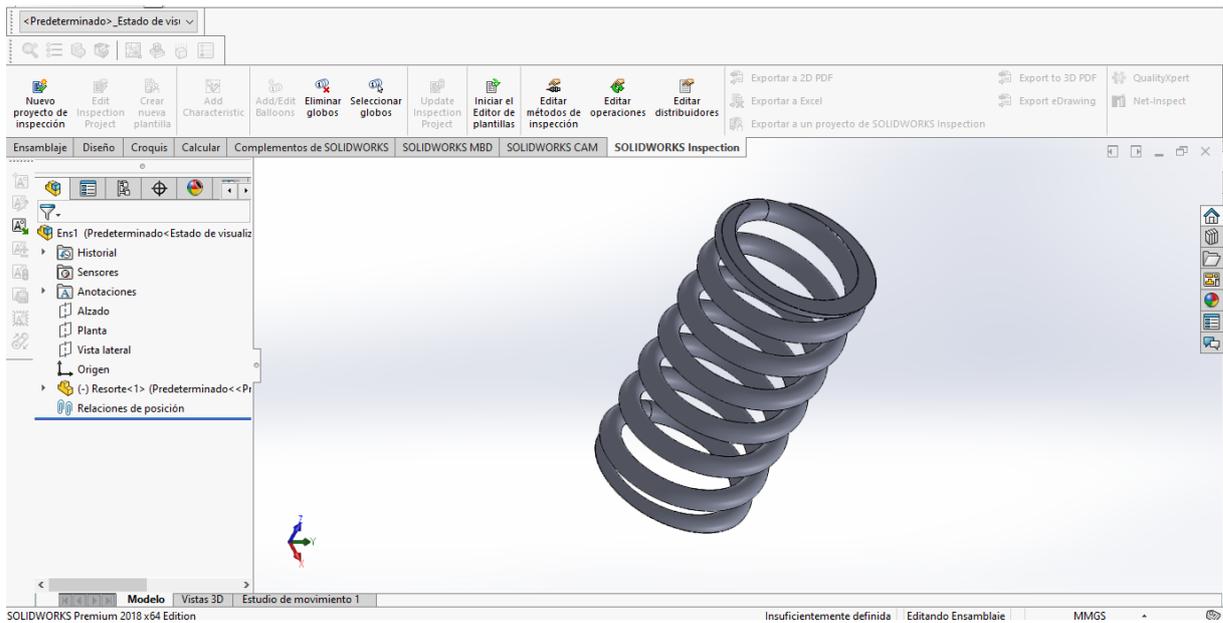
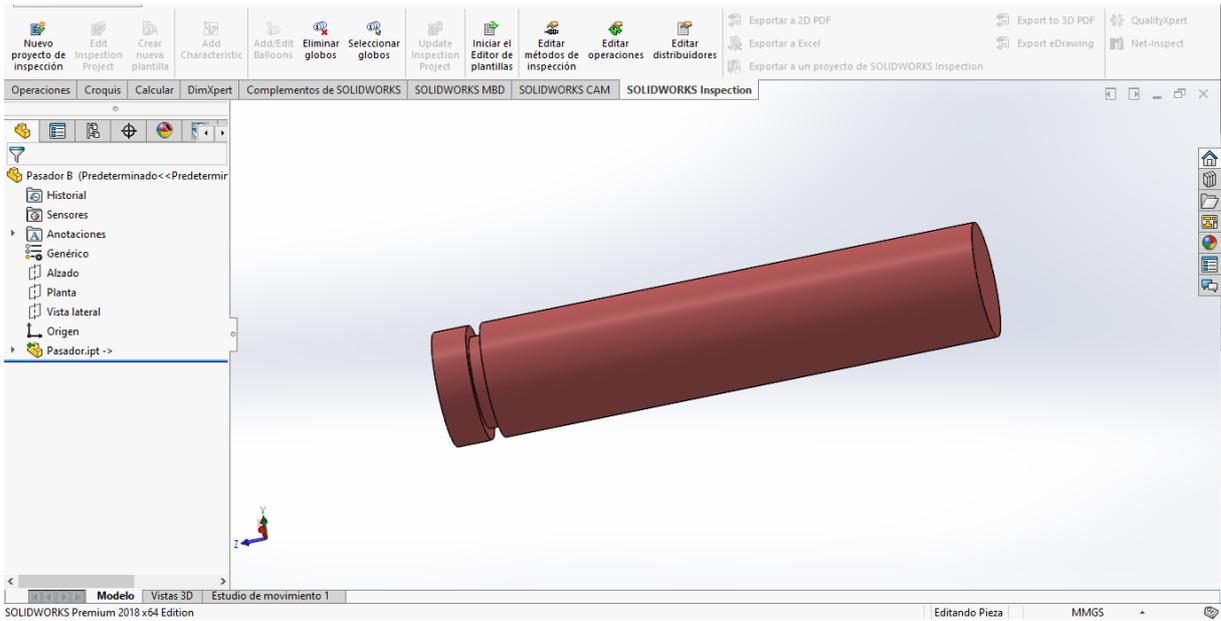
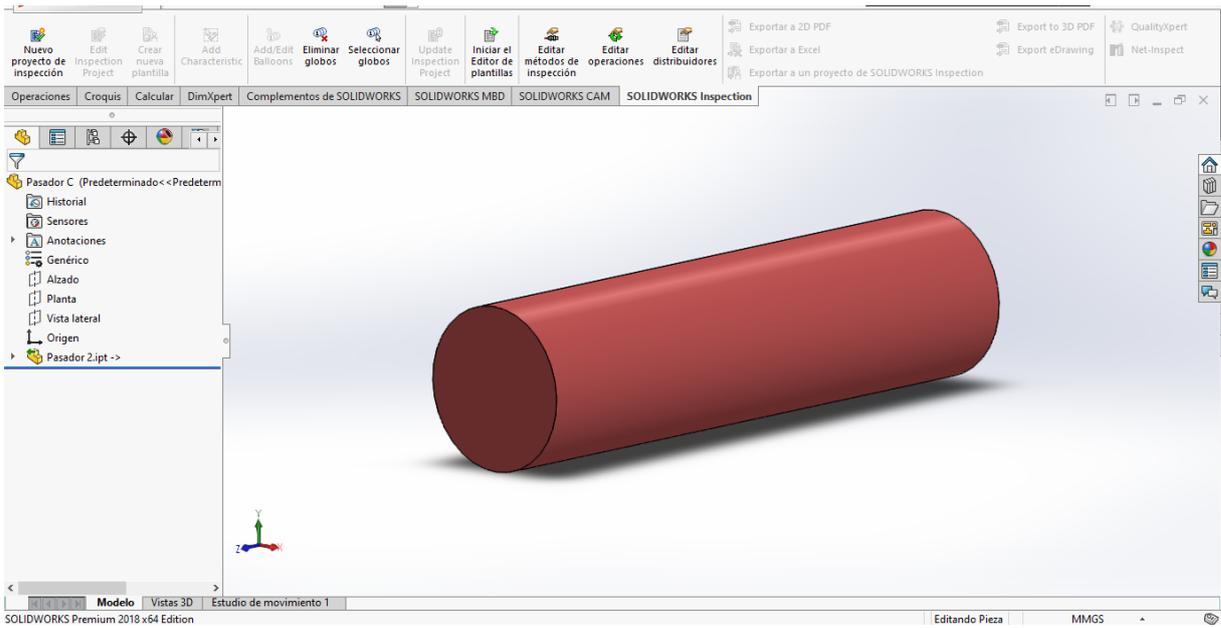


Figura IX-16 Resorte.



**Figura IX-17 Pasador B.**



**Figura IX-18 Pasador C.**

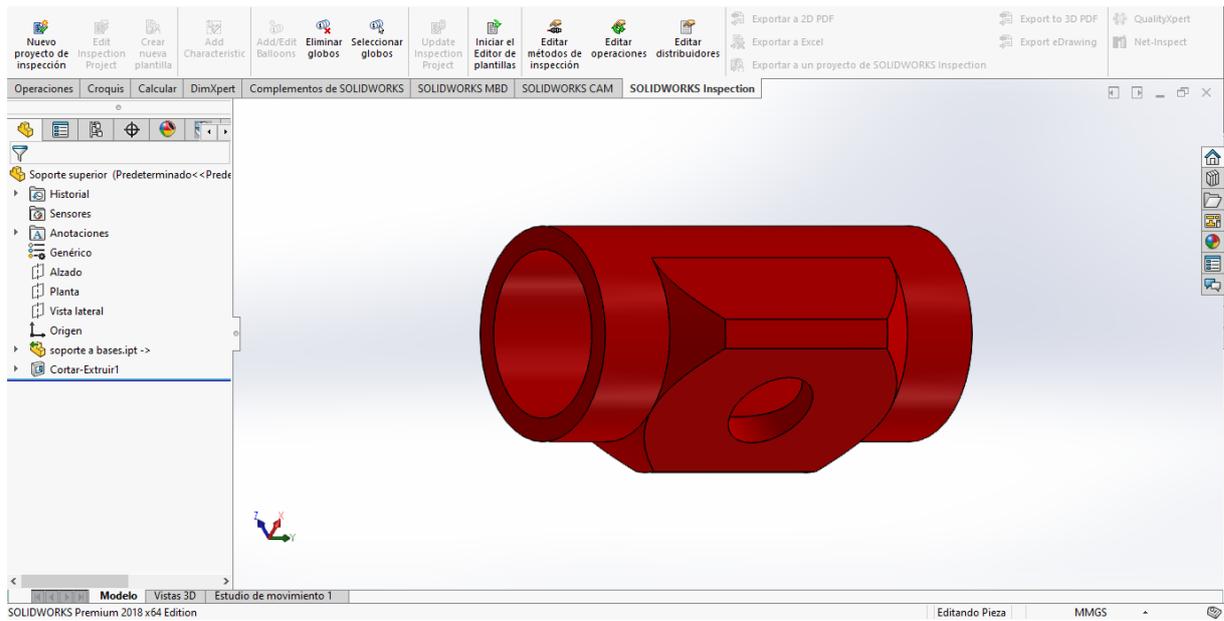


Figura IX-19 Base superior.

## X. ANEXO VARIABLES

VARIABLE DEPENDIENTE		<b>Analizar el mecanismo partiendo un sistema de cuatro barras y sus ángulos de desplazamiento</b>			
CONCEPTO	CATEGORIA	INDICADOS	ITEM	TÉCNICAS	INSTRUMENTOS
<b>Analizar el mecanismo partiendo un sistema de cuatro barras y sus ángulos de desplazamiento</b>	Medidas de los eslabones del sistema de cuatro barras	Longitud de los eslabones	milímetros	Medición	Mediante software
	Posiciones del mecanismo	Flexión y extensión	grados	Medición	Mediante software

VARIABLE DEPENDIENTE		<b>Analizar el mecanismo partiendo un sistema de cuatro barras y sus ángulos de desplazamiento</b>			
CONCEPTO	CATEGORIA	INDICADOS	ITEM	TÉCNICAS	INSTRUMENTOS
<b>Analizar el mecanismo partiendo un sistema de cuatro barras y sus ángulos de desplazamiento</b>	Medidas de los eslabones del sistema de cuatro barras	Longitud de los eslabones	milímetros	Medición	Mediante software
	Posiciones del mecanismo	Flexión y extensión	grados	Medición	Mediante software

## **XI. ANEXO PLANOS**